

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

Бакалаврська дипломна робота на тему:

**СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ІЗ
КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП**

Виконав: студент 4-го курсу, групи KOIC-206
спеціальності 152 – Метрологія та
інформаційно-вимірювальна техніка
за освітньою програмою «Комп'ютеризовані
оптико-інформаційні системи»

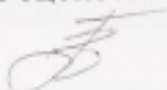
 Титула Д.Л.

Керівник: д.т.н., проф. каф. БМІОЕС

 Заболотна Н. І.

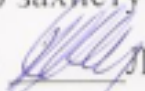
« 17 » 06 2024 р.

Рецензент: к.т.н., доц. каф. КН

 Крилик Л. В.

« 12 » 06 2024 р.

Допущено до захисту

Зав. кафедри  Л.Г. Коваль

« 17 » 06 2024 р.

Вінницький національний технічний університет
 Факультет інформаційних електронних систем
 Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем
 Рівень вищої освіти перший (бакалаврський)
 Галузь знань – 15 – автоматизація та приладобудування
 Спеціальність – 152 – метрологія та інформаційно-вимірювальна техніка
 Освітньо-професійна програма – комп'ютеризовані оптико-інформаційні системи

ЗАТВЕРДЖУЮ

Завідувач кафедри БМІОЕС

 Л.Г. Коваль

« 11 » 03 2024 року

ЗАВДАННЯ

НА БАКАЛАВРСЬКУ ДИПЛОМНУ РОБОТУ СТУДЕНТУ

Титулі Дмитру Леонідовичу

(прізвище, ім'я, по батькові)

1. Тема роботи: Система діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап

керівник роботи Заболотна Наталія Іванівна, д.т.н., доцент
 затверджені наказом ВНЗ № 80 від « 11 » березня 2024 року.

2. Термін подання студентом роботи: 15.06.2024

3. Вихідні дані до роботи:

3.1 Функціональне призначення системи – відтворення координатних розподілів орієнтаційних та фазових мюллер-матричних зображень гістологічних зрізів та їх комп'ютерний аналіз при проведенні медичної діагностики.

3.2 Вимоги до матеріалу дослідження –гістологічний зріз геометричної товщини 10 мкм, оптична товщина - $\tau \leq 0,1$.

3.3 Тип комп'ютерного аналізу: статистичний аналіз, фрактальний аналіз та діагностика гістологічних зрізів печінки типу «норма» -«патологія».

4. Зміст текстової частини: ; Вступ 1. Аналіз оптичних систем та методик діагностики патологій за аналізом поляризаційних мап гістологічних зрізів
2. Метод та архітектура системи діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап 3.Технічна реалізація та експериментальні результати системи діагностики гістологічних зрізів із

5. Перелік ілюстративного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень): 1. Схема структурна системи діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап 2. Блок-схема вимірювання орієнтаційних та фазових мюллер-матричних зображень гістологічних зрізів в системі 3. Блок-схема аналізу орієнтаційних та фазових мюллер-матричних зображень гістологічних зрізів з діагностичним рішенням

6. Консультанти розділів роботи

Розділ	Прізвище, ініціали та посада консультанта	Підпис, дата	
		Завдання видав	Завдання прийняв
Спеціальна частина	Заболотна Н.І., д.т.н., доц, професор каф. БМІОЕС	11.03.2024 <i>Н.І.З.</i>	17.06.2024 <i>Н.І.З.</i>

7. Дата видачі завдання «11» березня 2024 р

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

Назва та зміст етапу	Термін виконання		Примітка
	початок	закінчення	
Вибір, узгодження та затвердження теми БДР	03.03.2024	11.03.2024	<i>виконано</i>
Аналіз літературних джерел. Попередня розробка основних розділів	12.03.2024	29.03.2024	<i>виконано</i>
Аналіз вирішення поставленої задачі на даному етапі	30.03.2024	05.05.2024	<i>виконано</i>
Розробка методу і структури системи	06.05.2022	17.05.2024	<i>виконано</i>
Розробка програмних модулів аналізу та класифікації системи	18.05.2024	24.05.2024	<i>виконано</i>
Експериментальні дослідження системи	24.05.2024	31.05.2024	<i>виконано</i>
Оформлення пояснювальної записки та графічної частини	01.06.2024	07.06.2024	<i>виконано</i>
Нормоконтроль	05.06.2024	09.06.2024	<i>виконано</i>
Попередній захист БДР, доопрацювання, рецензування БДР	11.06.2024	16.06.2024	<i>виконано</i>
Захист БДР ЕК	19.06.2024	20.06.2024	<i>виконано</i>

Студент

Керівник роботи
(підпис)

(підпис)
Н.І.З.

Д. Л. Титула

Н.І. Заболотна

АНОТАЦІЯ

Бакалаврська дипломна робота складається з __ сторінок формату А4, на яких є __ рисунків, 6 таблиць, список використаних джерел містить __ найменувань.

Метою даної бакалаврської дипломної роботи є розширення функціональних можливостей системи та підвищення достовірності діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап шляхом його доповнення фрактальним аналізом мюллер-матричних зображень із подальшою класифікацією при ухваленні рішення.

Були проаналізовані оптичні системи та методи діагностики патологій за поляризаційними мапами гістологічних зрізів. На цій основі удосконалена архітектура системи діагностування гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом мап орієнтаційних та фазових мюллер-матричних зображень з розширенням функціональних можливостей. Система доповнена фрактальним аналізом вимірних мап та вирішальними правилами прийняття рішення для обраного захворювання. Проведені експериментальні дослідження розробленої системи з розширеними функціональними можливостями з оцінкою їх технічних характеристик.

Ключові слова: системи діагностики, матриця Мюллера, комп'ютерний аналіз, гістологічний зріз, статистичний та фрактальний аналіз.

ABSTRACT

The bachelor's thesis consists of __ pages of A4 format, which contains __ figures, 6 tables, the list of references includes __ titles.

The purpose of this bachelor's thesis is to expand the functionality of the system and increase the reliability of diagnostics of histological sections with computer analysis of polarization maps by supplementing it with fractal analysis of Mueller matrix images with subsequent classification in decision making.

Optical systems and methods of diagnosing pathologies based on polarization maps of histological sections were analyzed. On this basis, the architecture of the system for diagnosing histological sections with computer analysis of maps of orientation and phase Mueller-matrix images with the expansion of functional capabilities has been improved. The system is complemented by fractal analysis of measured maps and decisive decision-making rules for the selected disease. Experimental studies of the developed system with extended functionality were carried out with an assessment of their technical characteristics.

Key words: diagnostic systems, Mueller's matrix, computer analysis, histological section, statistical and fractal analysis.

ЗМІСТ

ВСТУП.....	8
1 АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ТА МЕТОДИК ДІАГНОСТИКИ ПАТОЛОГІЙ ЗА АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ.....	11
1.1 Поляризаційна мікроскопія в гістології.....	11
1.2 Поляриметрія як методика одержання інформації про оптичну анізотропію гістологічних зрізів.....	13
1.3 Системи для локальної та зображувальної поляриметрії біологічних тканин на основі визначення матриць Мюллера.....	17
1.4 Порівняльний аналіз систем діагностики гістологічних зрізів на основі мюллер-поляриметрії та комп'ютерного аналізу даних.....	27
1.5 Висновки до розділу 1.....	28
2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП.....	30
2.1 Технічні вимоги до системи та досліджуваних гістологічних препаратів.....	30
2.2 Опис мюллер-матричної моделі анізотропних властивостей гістологічних зрізів.....	31
2.3 Схема структурна системи діагностики гістологічних зрізів на основі вимірювання орієнтаційних та фазових ММЗ із аналізом даних.....	35
2.4 Обґрунтування вибору методу нечіткого аналізу ММЗ при підтримці прийняття рішення.....	43
2.5 Розробка алгоритму діагностики гістологічних зрізів в розробленій системі діагностики.....	47
2.6 Висновок до розділу 2.....	48
3 ТЕХНІЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП.....	49
3.1 Базові елементи вимірювання Мюллер-поляриметра.....	49

3.2 Експериментальні мюллер-матричні орієнтаційні та фазові зображення печінки пацієнтів в стані «норма» та «гепатит» та їх інформативні ознаки.....	51
3.3 Розробка правил прийняття рішення на нечіткій логіці для діагностики гепатиту.....	59
3.4 Оцінка технічних характеристик системи діагностики.....	61
3.5 Висновок до розділу 3.....	63
ВИСНОВКИ.....	64
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ.....	65
ДОДАТОК А (обов'язковий). Протокол перевірки БДР.....	69
ДОДАТОК Б (обов'язковий). Графічна частина.....	70
ДОДАТОК В (обов'язковий). Карта клієнта.....	75

ВСТУП

Актуальність теми. Сучасні системи діагностики ракових захворювань орієнтуються на новітні методи доклінічного виявлення захворювань, проте до цього часу основним діагностичним інструментом, який є так званим «діагностичним стандартом», є проведення гістопатологічних досліджень за допомогою оптичного мікроскопа. Аналіз змін в структурі гістологічного зрізу, спричинених появою злоякісних процесів, здійснюється візуально в цьому випадку, формуючи суб'єктивну експертну оцінку за аналізом отриманих зображень.

Для підвищення об'єктивності оцінювання фізіологічного стану досліджуваних зрізів в системах оптичної мікроскопії виконують комп'ютерний аналіз зображень. З іншого боку, для підвищення точності формування оптичних мікроскопічних зображень гістологічних зрізів та чутливості виявлення мікроструктурних змін в об'єктах дослідження застосовують лазерну багатофункціональну поляриметрію [1]–[4]. Методи поляриметрії на основі матриці Мюллера успішно застосовані для виявлення раку товстої кишки [5], раку щитовидної залози [6], раку шийки матки [7], [8].

Мікрозміни оптико-анізотропних властивостей гістологічних зрізів оцінюють в системах лазерної поляриметрії, враховуючи властивість подвійного променезаломлення в фібрилярних структурах гістологічних зрізів. Перетворені матриці Мюллера, з яких може бути отримана інформація про напрями укладання фібрил в гістологічних зрізах та фазовий та зсув в точках зображення, є хорошими індикаторами патологічних станів в мюллер-матричних оптичних поляризаційних системах [1], [3]–[5].

Застосування комп'ютерного аналізу до орієнтаційних та фазових зображень елементів матриці Мюллера гістологічних зрізів на основі статистичного та кореляційного підходів [1] дозволяє виявити кількісні ознаки при діагностиці патологічних станів. Встановлено діагностичну ефективність

статистичних та кореляційних моментів орієнтаційних та фазових зображень матриць Мюллера на рівні 83,7% та 89,5% при діагностиці гепатиту [9].

Проте в названих системах поляризаційної діагностики та аналізу гістологічних зрізів відсутнє застосування автоматизованої підтримки прийняття рішення, що є фактором стримування підвищення достовірності діагностики.

Крім того, розвиток сучасних інформаційних технологій спонукає до подальшого розширення застосованих методів інтелектуального аналізу зображень при діагностиці. Так, порушення фрактальності структури зображення гістологічного зрізу є ознакою зародження патологічних процесів, що виявляється застосуванням фрактального аналізу [10].

Таким чином, розширення функціональних можливостей комп'ютерного аналізу в системі діагностики гістологічних зрізів сприятиме покращенню достовірності діагностики.

Мета і задачі дослідження. Мета роботи – розширення функціональних можливостей системи та підвищення достовірності діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап шляхом його доповнення фрактальним аналізом мюллер-матричних зображень із подальшою класифікацією при ухваленні рішення.

Для досягнення поставленої мети в роботі необхідно вирішити такі завдання:

- проаналізувати аналіз оптичних систем та методик діагностики патологій за аналізом поляризаційних мап гістологічних зрізів;
- удосконалити архітектуру системи діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап, розширюючи її функціональні можливості;
- розробити правила ухвалення рішення та реалізувати їх програмно при діагностиці обраного захворювання;
- програмно реалізувати веб-підсистему «карта пацієнта» для розроблюваної системи ;

- провести експериментальні дослідження системи мюллер-матричної діагностики гістологічних зрізів з розширеними функціональними можливостями з оцінкою їх технічних характеристик.

Апробація результатів. Окремі результати бакалаврської кваліфікаційної роботи апробовано на Міжнародній науково-практичній інтернет-конференції «Молодь в науці: дослідження, проблеми, перспективи» (м. Вінниця, 2024).

Публікації. За результатами виконання бакалаврської кваліфікаційної роботи опубліковано тези доповіді [11] у матеріалах Міжнародної науково-практичної інтернет-конференції «Молодь в науці: дослідження, проблеми, перспективи» (м. Вінниця, 2024).

1 АНАЛІЗ ОПТИЧНИХ СИСТЕМ ТА МЕТОДИК ДІАГНОСТИКИ ПАТОЛОГІЙ ЗА АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ

1.1 Поляризаційна мікроскопія в гістології

Поляризаційна мікроскопія в гістології є важливим інструментом для дослідження структури тканин на молекулярному рівні за допомогою поляризованого світла [12], [13]. Цей метод є необхідним для розуміння організації тканин і виявлення патологічних змін. Він дозволяє отримати додаткові інформативні характеристики щодо анізотропних властивостей структури біологічних тканин.

Поляризаційний мікроскоп складається з оптичних компонентів, які відповідають за створення і аналіз поляризованого світла. Основним елементом є поляризатор, який пропускає лише світло з певним напрямом коливань. Потім світло проходить через зразок, який за рахунок своїх двопротинезаломлювальних властивостей змінює поляризацію світла. Після зразка світло проходить через аналізатор, який дозволяє виміряти зміни поляризації та отримати зображення об'єкту.

В гістології поляризаційна мікроскопія використовується для аналізу різноманітні типи тканин, такі як м'язова, нервова, хрящова і т.д. Цей метод дозволяє докладно вивчити структуру волокон, тривимірну організацію тканини та виявляти патологічні зміни, такий як фіброз або дегенерація.

Перевага поляризаційної мікроскопії полягає в тому, що вона надає додаткову інформацію про об'єкт, яку не можна отримати за допомогою звичайного світлового мікроскопа.

Попри свої переваги, поляризаційна мікроскопія має свої недоліки. Наприклад, вона не придатна для дослідження живих об'єктів через необхідність використання фіксованих та дегідратованих зразків. Крім того,

інтерпретація отриманих зображень може бути складною і вимагати досвіду експертів.

Поляризаційна мікроскопія дозволяє вивчати об'єкти в світлі, утвореному двома променями, які поляризовані у взаємно перпендикулярних площинах. Це досягається за допомогою поляроїдів або призм Ніколя, розташованих між джерелами світла і об'єктом у мікроскопі [14].

Поляризація змінюється під час проходження світла через різні компоненти клітин і тканин, їхні властивості є неоднорідними. У анізотропних структурах швидкість поширення світла залежить від його напрямку вздовж або поперек об'єкта. В ізотропних структурах ця швидкість не залежить від площі поляризації [14].

Позитивне подвійне заломлення виникає, якщо показник заломлення світла вздовж структури більший, ніж в поперечному напрямку, а негативне - якщо зворотній випадок. Багато біологічних об'єктів мають строгу молекулярну орієнтацію, що робить їх анізотропними і призводить до позитивного подвійного заломлення. За аналізом заломлення світла та анізотропії об'єкта можна робити висновки про молекулярну організацію його структури [14].

Світло, яке спочатку було поляризоване в певний спосіб, падає на об'єкт, який може змінювати орієнтацію світлової хвилі. Ця зміна орієнтації світлової хвилі, зумовлена взаємодією зі структурою об'єкта, формує його зображення. Характеристики сформованого зображення, такі як яскравість, чіткість, колір, роздільна здатність і контраст, залежать від ступеня зміни орієнтації світла, яка відбувається при його взаємодії з об'єктом. На темному тлі ми спостерігаємо яскраве, чітке, кольорове зображення об'єкта з високою роздільною здатністю та контрастом [14].

Поляризаційна мікроскопія є методом дослідження в гістології, використовується для мікробіологічної діагностики і також застосовується у цитологічних дослідженнях. За допомогою поляризованого світла можна

аналізувати як пофарбовані, так і непофарбовані, а також незафіксовані зрізи тканин, що відомі як нативні препарати [14].

Поляризаційна мікроскопія є важливим інструментом для аналізу структури тканин у гістології. Вона надає додаткову інформацію про об'єкти, яка може бути корисною для правильної діагностики та лікування захворювань. Проте, важливо усвідомлювати обмеження цього методу і правильно тлумачити отримані результати.

1.2 Поляриметрія як методика одержання інформації про оптичну анізотропію гістологічних зрізів

Традиційні методи медичної оптичної візуалізації біологічних тканин зазвичай використовують лише променевий потік і три діапазони довжин хвиль для створення основних кольорових зображень. Сучасні оптичні технології в значній мірі розширили можливості, дозволяючи досліджувати тканини з нових точок зору, використовуючи додаткові методи контрастування зображення. Оптична поляризація, яка є однією з фундаментальних властивостей світла, відкриває цікаві та унікальні можливості для отримання інформації про біологічні тканини [15].

Поляриметрія є ефективним методом дослідження оптичної анізотропії матеріалів, зокрема біологічних зразків, таких як гістологічні зрізи. Цей метод дозволяє отримувати детальну інформацію про структурні та оптичні властивості тканин, які можуть бути корисними для діагностики різних захворювань та розуміння фундаментальних біологічних процесів.

Даний метод базується на отриманих аналізах поляризованого світла, яке проходить через матеріал. Оптична анізотропія базується різницею в поведінці світла в різних напрямках всередині матеріалу. Дане явище можна викликати лише впорядкованою структурою молекул, присутністю волокон або кристалічних структур металів.

Методику поляриметричних досліджень гістологічних зрізів зазвичай проводяться з використанням поляризаційного мікроскопа, який дозволяє спостерігати та аналізувати поляризоване світло, що проходить через зразок.

Основні компоненти поляризаційного мікроскопа:

- Джерело світла: Генерує світло, яке потім поляризується;
- Поляризатор: Пристрій, який перетворює звичайне світло в поляризоване;
- Аналізатор: Даний пристрій аналізує проходження поляризованого світла через зразок;
- Зразок: Даний гістологічний зріз, який досліджується розміщується між поляризатором та аналізатором.

Отримання інформації про оптичну анізотропію дає можливість визначити декілька ключових параметрів, які дають характеристику оптичній анізотропії гістологічного зрізу. Більшість біологічних тканин володіють оптичною анізотропією.

Ключові параметри які дозволяє визначити поляриметрія:

- відмінність у показниках заломлення для різних напрямків в матеріалі;
- оптична активність: Здатність матеріалу змінювати поляризацію світла;
- дихроїзм: Зміна поглинання світла залежно від його поляризації.

Для діагностики раку оптичній анізотропія є важливим показником, оскільки злоякісні пухлини часто мають характерні зміни в структурі тканин, які проявляються у зміні оптичних властивостей. Поляриметрія дозволяє виявляти ці зміни на ранніх стадіях розвитку пухлини.

Дослідження колагенових волокон є однією з основних структурних компонентів сполучної тканини і мають виражену оптичну анізотропію. Поляриметричні методи дозволяють вивчати їх орієнтацію, щільність та ступінь впорядкованості, що важливо для розуміння процесів загоєння ран і розвитку фіброзних захворювань.

До переваг поляриметричних методів відносять високу чутливість характеристики поляризованого світла до мікрозмін в структурі зрізів, а також оперативність поляриметричної діагностики.

Основні недоліки традиційних поляриметричних методів пов'язують із складністю інтерпретації даних при відсутності автоматизованих систем ухвалення рішень та застосування спеціалізованих поляриметричних систем.

Вивчення оптичних анізотропних характеристик гістологічних зрізів передбачає розгляд моделей взаємодії поляризованого лазерного випромінювання з гістологічним зрізом, зокрема, в умовах одноразового розсіювання фотонів. В цьому випадку йде мова про оптично тонкі зрізи із геометричною товщиною від 5 мкм до 15 мкм, коефіцієнт оптичної товщини яких $\leq 0,1$. Така модель відповідає ситуації, коли під час взаємодії є лише одна взаємодія фотону з об'єктом. Це дозволяє виявляти однозначний зв'язок між оптико-анізотропними параметрами гістологічного зрізу та параметрами світлових поляризаційних хвиль, що розповсюджуються крізь нього. Це означає те, що можлива достовірна діагностика гістологічного зрізу в режимі одноразового розсіювання.

В основі оптико-анізотропних властивостей гістологічного зрізу лежить ефект подвійного променезаломлення, який властивий оптичним кристалам, які мають одну вісь. Якщо фізичні характеристики матеріалу змінюються в залежності від напрямку поширення світлової хвилі, то маємо справу з лінійною анізотропією.

Дослідження, описані в роботі [15], показують, що гістологічні зрізи мають переважно волокнисту структуру або як її ще називають фібрилярну.

Показник подвійного променезаломлення виявляє більш значущий вплив уздовж волокон, ніж поперек них. Характерна структура таких тканин може бути подана як сукупність паралельних циліндрів. Вони утворюють в сукупності середовище з двопроневим заломленням, в якому маємо лише одну оптичну вісь, яка розташована паралельно до осі циліндрів [15].

Якщо фазова різниця між двома компонентами світла, які розповсюджуються через гістологічний зріз та мають перпендикулярні поляризації, відмінна від нуля, то виникає явище подвійного променезаломлення [15].

Фазове затримка δ між поляризованими компонентами світлового променя, які є ортогональними один до одного, пропорційна до відстані d розповсюдження світла з довжиною хвилі λ_0 в середовищі з показником Δn двопротоменезаломлення

$$\delta = \frac{2\pi d \Delta n}{\lambda_0}. \quad (1.1)$$

На рисунку 1.1 представлено наочно фазовий зсув, який виникає між основним та неосновним променем, що вийшов із кристалічної структури гістологічного зрізу, після взаємодії з ним [16]

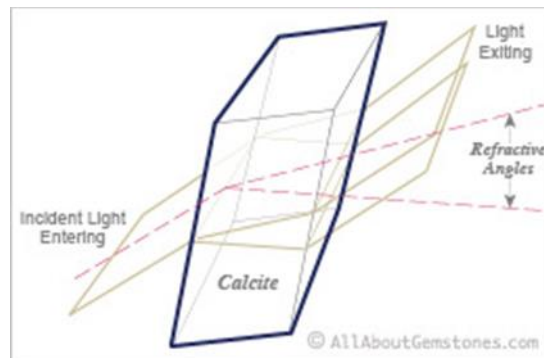


Рисунок 1. 1 – Виникнення фазового зсуву після взаємодії вхідного оптичного променя з кристалічною структурою гістологічного зрізу [16]

Метод двопротоменового заломлення застосовується у мікроскопії біологічних об'єктів для аналізу їх клітинної структури. Знаки відмінності даних показників заломлення має вказує на форму частинок, що може бути близькою до циліндричної або пластинчастої. Знати ці показники дозволяє оцінити частку об'єму, яку займають ці частинки.

1.3 Системи для локальної та зображувальної поляриметрії біологічних тканин на основі визначення матриць Мюллера

Взаємодія монохроматичного поляризованого світла з детермінованими об'єктами описується матричними методами, які підходять для аналізу гістологічних зрізів за певних умов. Наприклад, при дослідженні плоскої поверхні гістологічного зрізу можна використовувати мюллер-матричні методи для аналізу поляризаційних властивостей об'єкта [17].

Ганс Мюллер ввів матрицю M розмірністю 4×4 , яку назвали матрицею Мюллера, для математичного опису взаємозв'язків між вхідним і вихідним векторами Стокса електромагнітного випромінювання при його лінійній взаємодії зі зразком. Ця матриця дозволяє описати як випромінювання змінюється (поляризаційний стан, інтенсивність тощо) внаслідок взаємодії зі середовищем або об'єктом, який вивчається.

Матриця Мюллера M характеризує передавальну функцію середовища розповсюдження поляризованого світла, чий властивості описуються вхідними та вихідними векторами Стокса $S^{ex}; S^{vix}$. [17].

Отже, бачимо зв'язок параметрів векторів Стокса S^{ex} та S^{vix} об'єктного лазерного поляризаційного променя і матрицею Мюллера M , що характеризує анізотропію оптично тонкого гістологічного зрізу [17]

$$S^{vix} = M \cdot S^{ex} \begin{bmatrix} m_{00} & m_{01} & m_{02} & m_{03} \\ m_{10} & m_{11} & m_{12} & m_{13} \\ m_{20} & m_{21} & m_{22} & m_{23} \\ m_{30} & m_{31} & m_{32} & m_{33} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} S_0^{BX} \\ S_1^{BX} \\ S_2^{BX} \\ S_3^{BX} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} S_0^{vix} \\ S_1^{vix} \\ S_2^{vix} \\ S_3^{vix} \end{bmatrix} \quad (1.2)$$

Поляризаційні властивості протеїнових фібрил гістологічних зрізів з певною площею перерізу можна показати за допомогою матриці Мюллера.

Якщо розглядати гістологічний зріз як набір оптичних одноосних двопротенезаломлюючих кристалів, то матриця Мюллера такого кожного кристалу може бути обчислена за формулою [18], [19]

$$f_{ik}(\rho, \delta) = \begin{cases} f_{22} = \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta ; \\ f_{23;32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ f_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta ; \\ f_{34;43} = \pm \cos 2\rho \sin \delta ; \\ f_{24;42} = \pm \sin 2\rho \sin \delta ; \\ f_{44} = \cos \delta . \end{cases} \quad (1.4)$$

де ρ – кут орієнтації фібрили, яка променезаломлює світло; δ – фазовий зсув.

Додатковий аналіз визначених матриць Мюллера дозволяє точно відтворити орієнтаційно-фазову структуру зрізу гістологічного зрізу у формі показників (ρ, δ) . На основі цих показників можна розробляти діагностичні методи для вивчення цієї структури. Тому важливо здійснювати просте та точне вимірювання матриці Мюллера біологічної тканини.

Схема на рисунку 1.2 [20], [21] визначає основні елементи та взаємозв'язки між ними при проведенні вимірювань повного набору елементів матриці Мюллера. В схемі необхідно змінювати стан поляризації вхідного пучка, використовуючи перетворювач поляризації G, зондуючи ним гістологічний зріз, що описується матрицею Мюллера M.

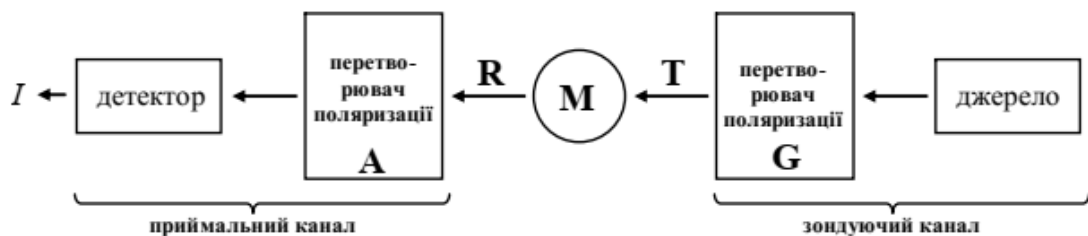


Рисунок 1.2 – Схема системи локальної мюллер-поляриметрії для вимірювання повного набору елементів матриці Мюллера [21]

Змінений стан поляризації розсіяного зразком лазерного пучка далі фіксується за допомогою приймального каналу, в якому є аналізатор А поляризації та окремий фотодетектор.

Якщо впорядкувати всі відповідні елементи матриці Мюллера в межах перерізу гістологічного зрізу з $M \times N$ дискретним набором точок, то можна отримати 16 координатних розподілів елементів $F_{ij}(M \times N)$, які називають мюллер-матричними зображеннями.

Рисунок 1.3 [19] відображає оптичну конфігурацію системи для вимірювання всіх ММЗ гістологічних зрізів біологічної тканини.

Дана система для двовимірної Мюллер-матричної томографії має класичні елементи в своєму складі. Це: 1 та 2 – гелій-неоновий лазер з коліматором; які формують плоский паралельний пучок. Далі є три платівки чвертьхвильові з номерами 3, 5, 8. В системі є поляризатор 4 і аналізатор 9. Гістологічний зріз позначено як 6. Мікрооб'єктив 7 та камера 10 служать для утворення зображень, які запам'ятовує персональний комп'ютер 11 [19].

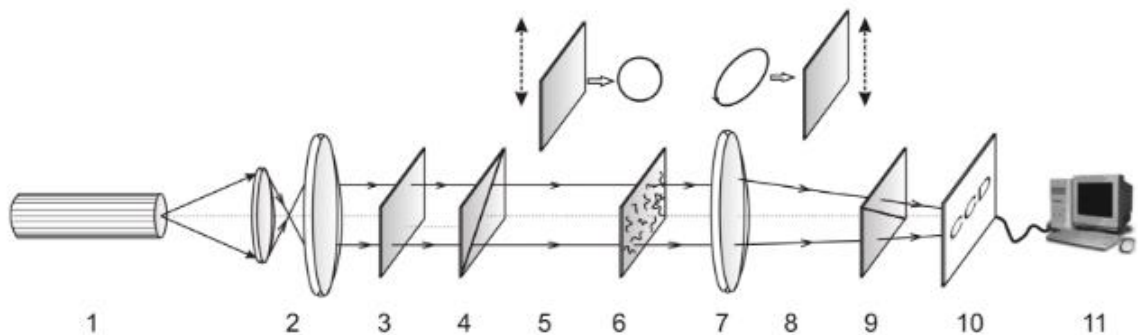


Рисунок 1.3 – Оптична система для двовимірної Мюллер-матричної томографії [19]

Переваги системи для вимірювання всього набору можливих елементів матриці Мюллера гістологічного зрізу обумовлені застосованим феноменологічним методом. Крім того, наявність матричного фотоприймача, яким є камера, разом із мікрооб'єктивом дозволяють формувати координатні розподіли елементів матриці Мюллера, тобто ММЗ.

Недоліки системи обумовлені відсутністю автоматизації процесу вимірювань ММЗ, що впливає на збільшення інструментальної похибки вимірювань, обумовленої виконанням ручних операцій калібрування та керування поворотами поляризаторів та аналізаторів в системі. Крім того, не дивлячись на наявність комп'ютерного аналізу ММЗ в системі, вона має обмежені функціональні можливості із-за відсутності можливості формування автоматичного ухвалення рішення при проведенні діагностики гістологічних зрізів БТ.

Інший шлях побудови систем діагностики гістологічних зрізів це мікроскопічна мюллер-поляриметрія на основі удосконалених мікроскопів.

Так, в роботі [22] наведено Мюллер-матричний мікроскоп, який використовується як система діагностики, наприклад, для оцінювання стану волосяних фолікулів шкіри. Схема його подана на рисунку 1.4.

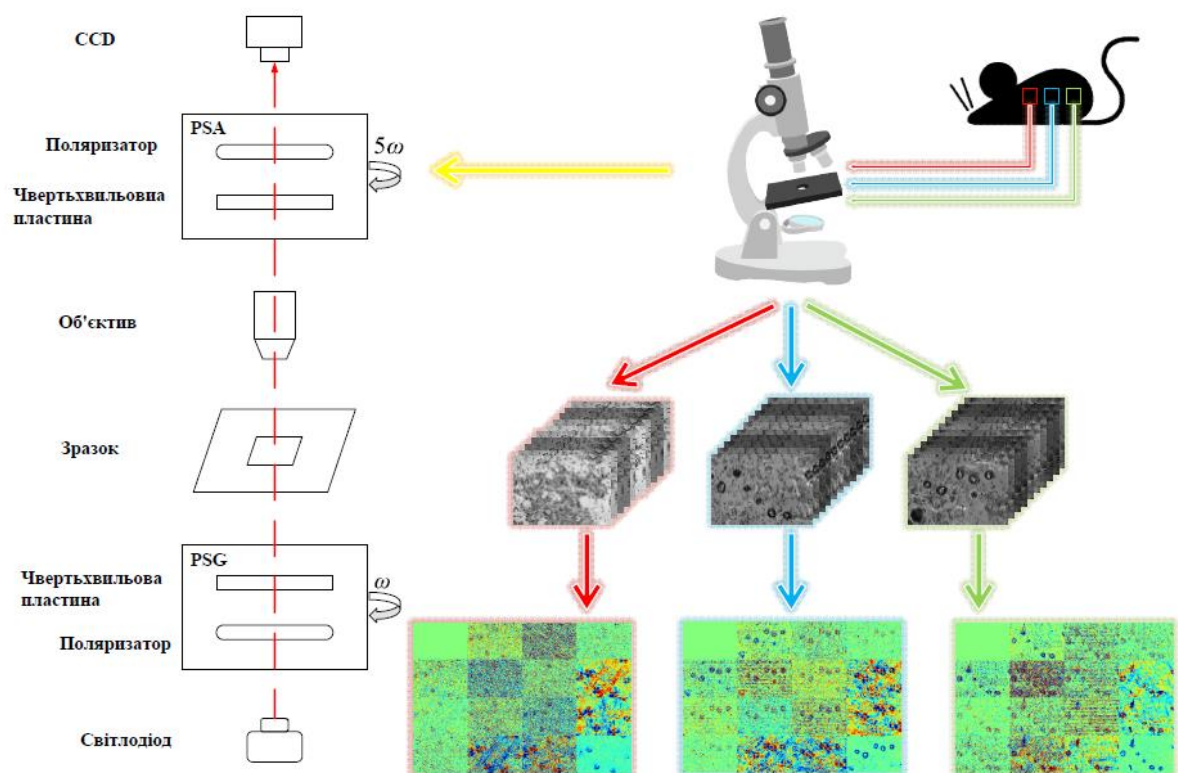


Рисунок 1.4 – Схема Мюллер-матричного мікроскопа [22]

В мюллер-мікроскопі є чвертьхвильова пластина, що обертається двічі. Мікроскоп L2050 модернізували до Мюллер-матричного мікроскопа, додавши до його оптичного тракту генератор поляризаційного стану (PSG) та аналізатор (PSA). PSG та PSA мають схожу структуру, яка складається з лінійного поляризатора. Даний лінійний поляризатор закріплено в горизонтальному напрямку (коефіцієнт екстинції 1000:1) та обертової чвертьхвильової пластини. В якості освітлювача для мікроскопа використовується світлодіодна лампа (характеристики 3 Вт, 633 нм, $\Delta\lambda = 20$ нм). Світло, що вимірюється світлодіодом, модулюється PSG для отримання різних станів поляризації, які потім проходять через зріз тканини та об'єктив. Остаточню аналізується PSA та приймаються CMOS-камерою (MVCA023-10UM, 1920×1200 пікселів) [22].

Наведений поляризаційний мюллер-мікроскоп працює на трьох довжинах хвиль. Так, на рис. 1.4 бачимо результати візуалізації дерми шкіри щура, виміряні на різних довжинах хвиль: зразок № 1, отриманий на довжині хвилі червоного випромінювання; зразок № 2, отриманий на довжині хвилі синього випромінювання; зразок № 3 – на довжині хвилі зеленого випромінювання [22].

Під час вимірювань дві чвертьхвильові пластини в PSG та PSA обертаються 30 разів з фіксованими швидкостями ω і 5ω відповідно. Всього отримано 30 зображень, які містять інформацію про поляризацію. Е

Елементи Мюллер-матриці зразка можна обчислити за допомогою коефіцієнта Фур'є α_n та β_n , як показано у рівнянні [22]

$$I = \alpha_0 + \sum_{n=1}^{12} (\alpha_n \cos n\omega t + \beta_n \sin n\omega t) \quad (1.5)$$

Варто зазначити, що перед вимірюванням Мюллер-матричний мікроскоп був відкалібрований за допомогою методу калібрування власних значень, для забезпечення максимальної похибки менше 1% для окремих елементів Мюллер-матриці [22].

Основні переваги наведеного мюллер-мікроскопа пов'язані з тим, після проведення вимірювань матриць Мюллера було проаналізовано результат. Метод кластеризації k-means [22] був прийнятий для ідентифікації та сегментації ММЗ зображення. Результати наведено на рисунку 1.5.

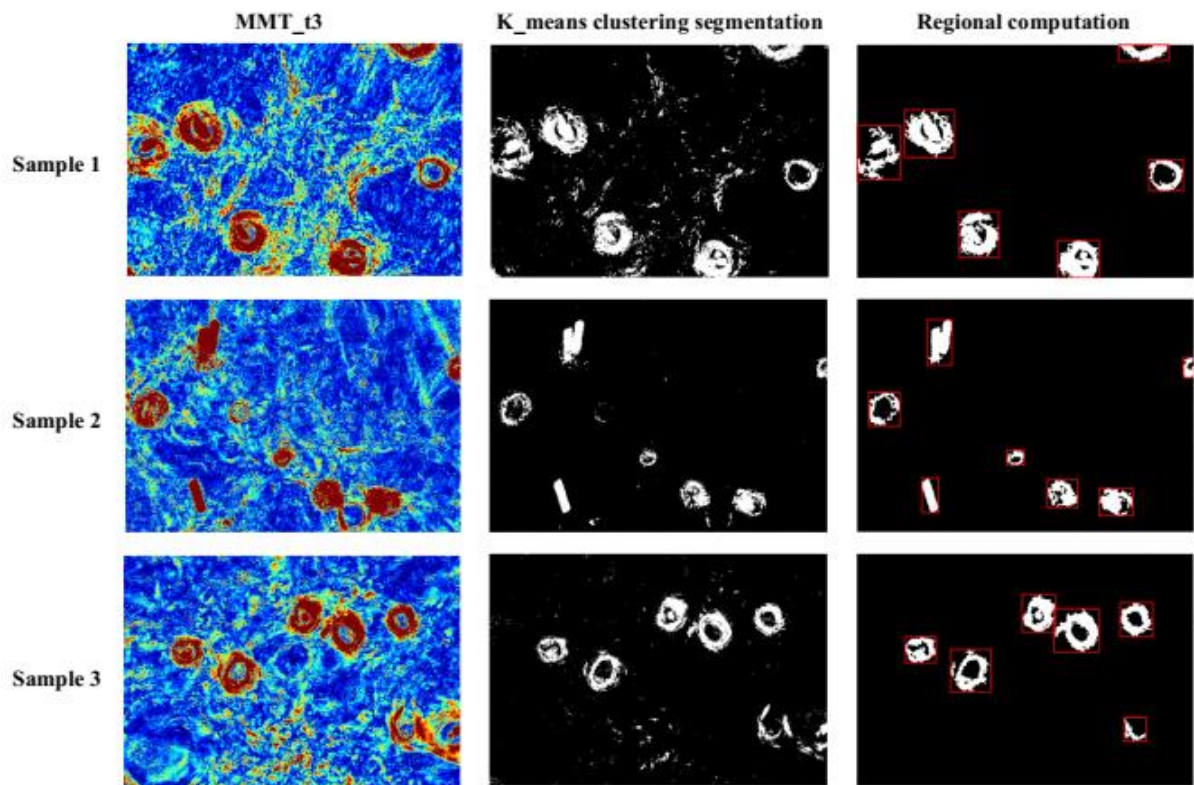


Рисунок 1.5 – Результати сегментації вимірювань ММЗ для трьох зразків гістологічного зрізку дерми шкіри щура [22]

Після морфологічного знешумлення в системі на рисунку 1.4 було розраховано п'ять оціночних показників кількості, положення, площі, довготи розраховано вісь і коротку вісь. Експериментальні результати, представлені в цьому дослідженні, продемонстрували, що метод може реалізувати автоматичну ідентифікацію та кількісну оцінку структур волосяних фолікулів шкіри, демонструючи великий потенціал у виявленні структур шкіри та дерматологічне застосування.

Проте недоліком системи є відсутність автоматизації вимірювань та обмежені функціональні характеристики, оскільки відсутня система підтримки прийняття рішення, навіть при наявності класифікаційного аналізу.

На рис. 1.6 показана оптична схема установки [23]. В ній застосовано експериментальний метод картування деполаризації гістологічних зрізів. Він реалізується у тривимірному просторі за допомогою Мюллер-матричного методу. Вимірювання матриць Мююлера базується на традиційному методу поляриметрії Стокса та інтерферометрії.

Оптична схема установки тривимірної Мюллер-матричної поляриметрії [12] складається з традиційних елементів. Це відповідно лазер (1) ; коліматор (2); променевий розгалужувач (3); відбиваюче дзеркало (4). В системі також наявні 5, 7, 10, 12, 13 – поляризатори; 6, 11 – чвертьхвильові пластини. Також схема містить досліджуваний об'єкт у вигляді гістологічного зрізу. В схемі застосовано бездеформаційний поляризаційний об'єктив (9), цифрову камеру (14) та оброблювальний блок.

Переваги схеми полягають в високій точності формування ММЗ, оскільки процес реалізують в тривимірному просторі.

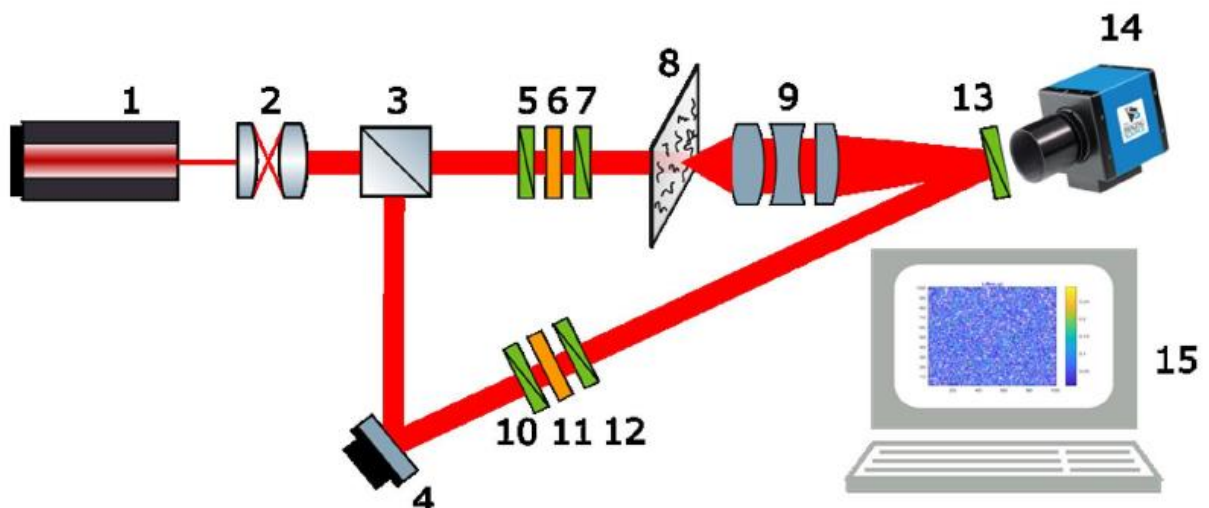


Рисунок 1.6 – Оптична схема установки 3D голографічно-поляризаційної Мюллер-матричної поляриметрії [23]

В схемі також застосовано статистичний підхід до аналізу вимірних мап із визначенням статистичних моментів зображень, які є ознаками для діагностики.

Проте недолік системи полягає у обмежених функціональних можливостях системи: відсутності багатопараметричного аналізу, зокрема класифікаційного. Відсутня можливість формування автоматичної підтримки прийняття рішення.

На рисунку 1.7 представлено схему розробленого томографічного мюллер-матричного скатерометра (ТМС) [24]. Він є комбінацією Мюллер-матричного еліпсометра (ММЕ) та рефлексійного мікроскопа.

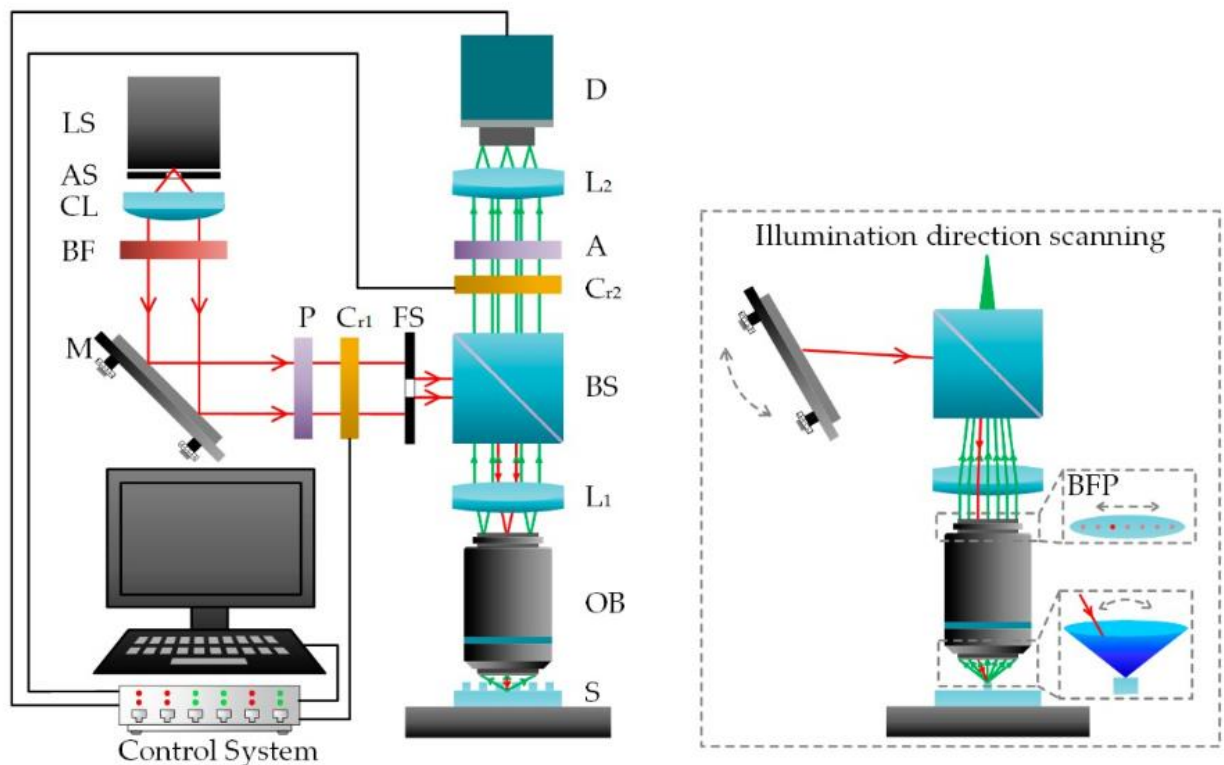


Рисунок 1.7 – Схема томографічного Мюллер-матричного скатеерометра [24]

Як показано на рис. 1.7, широкопсмугове біле світло від джерела світла (LS) колімується плоскою опуклістю лінзою (CL). Потім світло фільтрується до монохроматичного світла за допомогою смугового фільтра (BF). Це відбувається після відбиття від обертового плоского дзеркала (M), яке функціонує як сканер напрямків освітлення. Світловий промінь проходить

через генератор поляризаційного стану (PSG), що складається з поляризатора (P) та оптимально спроектованої кварцової кристалічної хвильової пластини нульового порядку (Cr_1). Після цього йде неполяризаційний розгалужувач променя (BS) та ахроматичний дублет (L_1). Вони спрямовують світлові промені для фокусування на задній фокальній площині (ЗФП) об'єктива з високою числовою апертурою (ЧА). Виникаюче світло від БФП об'єктива ОБ паралельно падає на зразок. Отже, після цього розсіяне світло від зразка послідовно проходить через ОБ, L_1 , BS, аналізатор поляризаційного стану, який складається з тих же компонентів поляризації, що і PSG, але в зворотному порядку, ще один ахроматичний дублет (L_2), і, нарешті, збирається детектором(D) [23].

Основний недолік системи діагностики, наведеної на рисунку 1.7, полягає в обмежених функціональних можливостях, обумовлених відсутністю багатопараметричного аналізу вимірювань ММЗ. Також відсутня підтримка прийняття рішення в системі.

На рис. 1.8 показана схема та фотографія оптичної установки Мюллер-матричного мікроскопа [24, 25], який встановлюється вертикально таким чином, що світло поширюється знизу вгору за звичайною конструкцією трансмісійного мікроскопа.

Джерелом світла є білий світлодіодний освітлювач (Metaphase MP-LED-150), який випромінює світло у всьому видимому діапазоні. Цей світловий промінь колімується лінзою. Після цього промінь проходить через смуговий інтерференційний фільтр, який вибирає довжину хвилі для вимірювання. Дзеркало направляє промінь у вертикальному напрямку до PSG від куту 45° .

PSG та PSA складаються з двох елементів: ахроматичного компенсатора та поляризатора. Кожен компенсатор монтується з високою точністю, моторизованому ступені обертання (Newport URS75BCC), що забезпечує повний контроль над положенням двигуна та швидкісного обертання (приблизно до $80^\circ/\text{с}$).

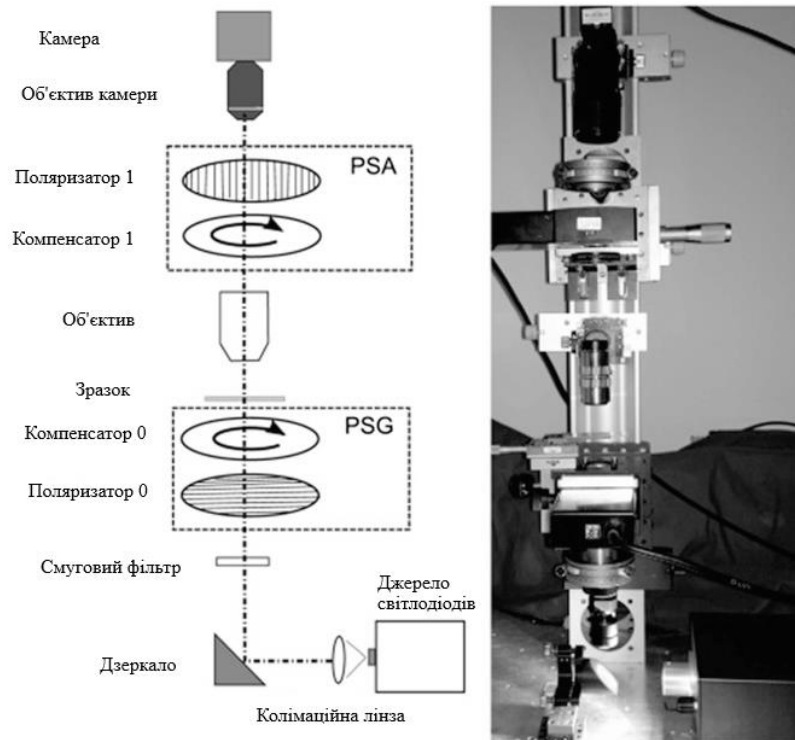


Рисунок 1.8 – Схема та фотографія оптичної установки Мюллер-матричного мікроскопа [25]

Поляризатори встановлюються в ручний поворотний столик (Newport UTS80S). Між PSG та PSA розміщуються зразок та об'єтив мікроскопа. Об'єтив має нескінченно велику корекцію робочої відстані (Edmund Optics), він майже не має лінійного двопроменезаломлення, яке викликане деформацією. Вся ця дана конструкція знаходиться на антивібраційному столі (MinusK) [24].

Основний недолік системи вимірювання ММЗ, наведеної на рисунку 1.6, полягає в обмежених функціональних можливостях, обумовлених відсутністю багатопараметричного аналізу вимірювань ММЗ. Також відсутня підтримка прийняття рішення в системі.

Отже, загальні недоліки в наведених вище системах зводяться до обмежених їх функціональних можливостей, які спричиняють зниження достовірності діагностики при їх застосуванні. Недолік, пов'язаний із відсутністю автоматизації процесу вимірювань знято в системі, взятій в якості прототипа [26], детальніше описаній нижче.

1.4 Порівняльний аналіз систем діагностики гістологічних зрізів на основі Мюллер-поляриметрії та комп'ютерного аналізу даних

В роботі [26] описано автоматизовану систему лазерної поляриметрії, в якій вимірюють орієнтаційні та фазові ММЗ гістологічних зрізів та виконують їх статистичний та кореляційний аналіз. Архітектура цієї системи наведена на рисунку 1.9.

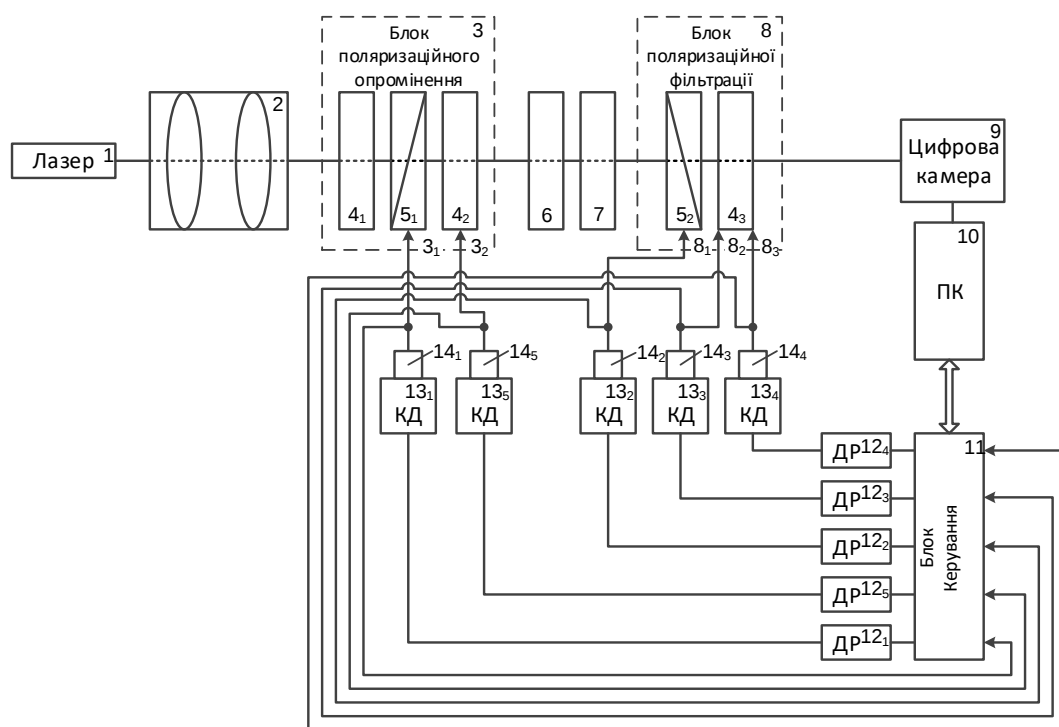


Рисунок 1.9 – Архітектура автоматизованої системи вимірювання ММЗ гістологічних зрізів з комп'ютерним аналізом [26]

Вимірювальний блок системи має склад, аналогічний до описаних вище зображувальних мюллер-поляриметричних систем. Проте в системі в цілому присутні блоки, які реалізують принцип мікропрограмного керування під час роботи блоку поляризаційного опромінення, а також відповідного блоку поляризаційної фільтрації.

За допомогою наведеної системи проведено дослідження по вимірювання ММЗ орієнтаційного та фазового типу гістологічних зрізів

печінки паціюків [9]. Також обчислено статистичні та кореляційні моменти цих ММЗ. На їх основі проведено диференціацію станів норми та гепатиту. Отримана достовірність діагностики гепатиту: за аналізом орієнтаційних ММЗ вона становить 82,6%; за аналізом фазових ММЗ – 87,2% [9] (таблиця 1.1).

Таблиця 1.1 – Характеристика системи-прототипу для вимірювання та аналізу ММЗ

Найменування системи	Виконувані функції вимірювання	Застосовані методи аналізу	Методи ухвалення рішення	Достовірність діагностики
Автоматизована система вимірювання ММЗ гістологічних зрізів з комп'ютерним аналізом	Вимірювання орієнтаційних ММЗ зрізу;	Статистичний та кореляційний аналіз	Відсутні	82,6%
	вимірювання фазових ММЗ зрізу			87,2%

Отже, основними недоліками системи-прототипу є недостатні функціональні можливості системи. Відсутність застосування методів класифікаційного аналізу з подальшою підтримкою прийняття рішення обмежили достовірність діагностики гістологічних зрізів. Доповнення ними функціональних можливостей системи створюють перспективи покращення діагностичної ефективності мюллер-поляриметрії.

1.5 Висновок до розділу 1

Розглянуто аспекти застосування поляризаційної мікроскопії та поляриметрії в аналізі гістологічних зрізів біологічних тканин. Основну увагу адресовано матрицям Мюллера оптико-анізотропних гістологічних зрізів, які є потужним інструментом для вивчення оптичної анізотропії та структурних особливостей тканин.

Проаналізовано системи діагностики, засновані на вимірюванні орієнтаційних та фазових ММЗ в поєднанні з комп'ютерним аналізом даних.

Встановлено, що зображувальні автоматизовані системи мюллер-поляриметрії з комп'ютерним аналізом розподілів ММЗ оптично тонких гістологічних зрізів, в яких застосовують статистичний та кореляційний аналіз, забезпечують хороший рівень достовірності діагностики патологій.

Подальше підвищення багатоваріантного автоматизованого аналізу ММЗ з методами ухвалення рішення розглядаються як варіант можливого розширення функціональних можливостей системи зі зростанням достовірності діагностики.

2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП

2.1 Технічні вимоги до системи та досліджуваних гістологічних препаратів

В результаті розгляду основних аналогів та прототипу до системи, яка розробляється в даній роботі, було показано, що методи та системи діагностики гістологічних зрізів із обчисленням орієнтаційних та фазових розподілів елементів матриці Мюллера є перспективними. Проте достатньо високий рівень достовірності діагностики за допомогою цих методів отримують не лише завдяки чутливості вказаних елементів до зміни морфологічного стану зрізів БТ. Важливу роль відіграє комп'ютерний аналіз, наприклад, статистичний та кореляційний аналіз виміряних ММЗ.

З метою розширення функціональних можливостей системи діагностики гістологічних зрізів на основі ММЗ та їх аналізу опишемо технічні вимоги до системи та матеріалів дослідження в ній препаратів.

Технічні вимоги до розроблюваної системи такі:

- діагностика проводиться на довжині хвилі 0,635 нм роботи напівпровідникового лазера;
- функціональні можливості передбачають відтворення розподілів орієнтаційних та фазових мюллер-матричних зображень гістологічних зрізів з дискретизацією площі зразка $M \times N$ елементів, де $M = 640$; $N = 480$;
- визначення інформативних ознак у вигляді вектора ознак орієнтаційних та фазових ММЗ на основі статистичного та фрактального підходів

- проведення діагностики для станів «патологія» та «норма» гістологічних зрізів в системі, доповненій правилами прийняття діагностичних рішень при обраному захворюванні.
- отримання достовірності діагностики в системі на основі орієнтаційних ММЗ, вищої за 82,6%;
- отримання достовірності діагностики в системі на основі фазових ММЗ, вищої за 87,2%;

Розглянемо, які мають бути вимоги до гістологічних зразків, які досліджують в системі діагностики з розширеними функціональними можливостями.

По-перше, геометрична товщина таких зрізів розглядається в даній роботі від 5 мкм до 15 мкм. Обов'язковою умовою є забезпечення вимог до оптичної товщини або густини гістологічного зрізу. Цей параметр визначається значенням 0,1. Як показали дослідження та моделювання процесів взаємодії опромінюючого лазерного променя з атомами гістологічного зрізу, при такій оптичній густині можлива лише однократна взаємодія атома з фотоном. Це дозволяє забезпечити умови точної поляризаційної діагностики БТ.

Додамо, що гістологічні зрізи готує лікар за допомогою спеціального засобу, який називається мікротомом. Біопрепарат у вигляді гістологічного зрізу заморожується, не фарбується та зберігається в холодильнику аж до моменту проведення діагностики.

2.2 Опис мюллер-матричної моделі анізотропних властивостей гістологічних зрізів

Відомо, що оптична модель гістологічного зрізу заснована на підході Ковіна (2000 рік) [19]. Передбачає, що біологічний шар, який є оптично тонким, має двокомпонентну структуру. Це ізотропна та оптико-анізотропна складові.

Якщо при взаємодії з поляризованим випромінюванням не змінюється поляризація, то маємо ізотропну складову моделі [19]. Якщо при взаємодії гістологічного оптично тонкого зрізу з об'єктним лазерним пучком його азимут та еліптичність поляризації змінились, то маємо оптико-анізотропну складову.

Зміни характеристик оптичного поляризованого поля, трансформованого гістологічним зрізом, пояснюється процесами фазової модуляції. Вона викликана проявами або дихроїзму, або оптичного двопроменезаломлення. Такими властивостями наділені оптичні кристали, які мають одну оптичну вісь.

На рисунку 2.1 показано, як основний пучок при взаємодії з одноосним кристалом розділяється на два пучки: основний та неосновний. Кут між ними визначає коефіцієнт двопроменезаломлення Δn . З ним пов'язаний фазовий зсув δ , який виникає між звичайною та ортогональною складовою лазерного поляризованого пучка, яким зондують кристал.

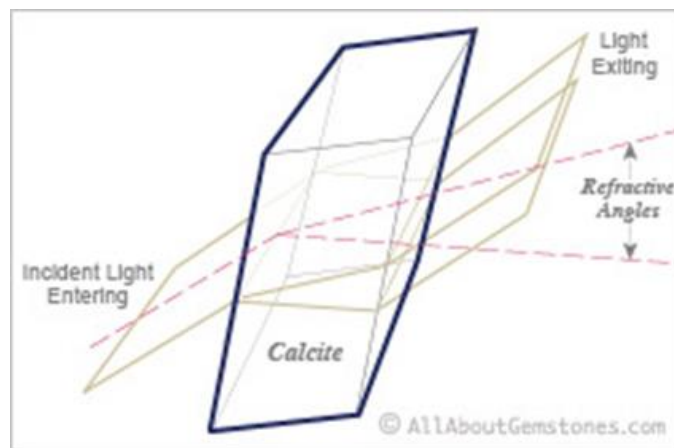


Рисунок 2.1 – Геометричне трактування процесу формування показника двопроменезаломлення кристалу

Формула, за якою можна визначити фазовий зсув δ за відомим показником двопроменезаломлення Δn має вигляд:

$$\delta = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n \phi, \quad (2.1)$$

де ϕ – діаметр волокна БТ, яке моделюють одноосним кристалом.

Тобто волокниста структура гістологічних зрізів моделюється у вигляді наборів одноосних кристалів, для яких характерне двопронезаломлення та фазовий зсув.

З іншого боку, якщо розглянути переріз гістологічного зрізу, то чітко виділяється для багатьох типів тканин (м'язової, дерми) напрям укладання волокон тканини. Так, на рисунку 2.2 бачимо окрему фібрилу, яку виділили в перерізі БТ. Вона має кут укладання ρ в структуру певного типу БТ.

Якщо для дискретного набору точок $M \times N$ перерізу гістологічного зрізу зібрати в відповідні матриці значення фазових зсувів та орієнтаційні кути, то отримаємо матриці $\delta(M \times N); \rho(M \times N)$.

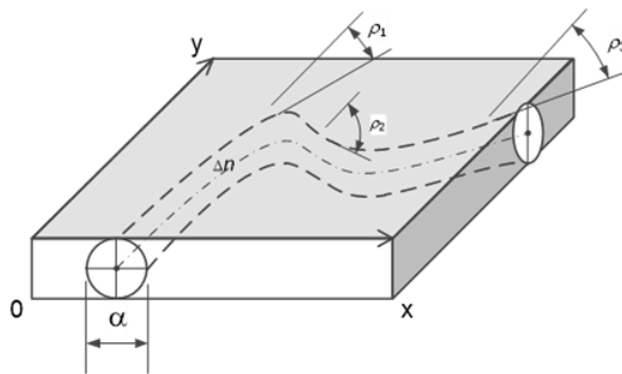


Рисунок 2.2 – Окрема фібрила в перерізі гістологічного зрізу з напрямками її укладання

Матриці отримали відповідні назви: $\rho(M \times N)$ – орієнтаційні мапи або зображення орієнтаційних параметрів БШ; $\delta(M \times N)$ – фазові мапи або зображення фазових параметрів БШ.

Матриця Мюллера $F_{ij}(\rho, \delta)$ є математичним оператором, який залежить від параметрів $\delta; \rho$, які виражають властивості оптико-анізотропного гістологічного зрізу, під час перетворення ним зондуючого випромінювання.

Матрицю Мюллера оптично одноосного двопротенезаломлюючого кристалу запишемо як

$$F_{kl} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & f_{22} & f_{23} & f_{24} \\ 0 & f_{32} & f_{33} & f_{34} \\ 0 & f_{42} & f_{43} & f_{44} \end{pmatrix} \quad (2.2)$$

Елементи матриці Мюллера при відомих параметрах фазового зсуву δ та кута орієнтації осі фібрили ρ гістологічного зрізу можна визначити за формулами :

$$\begin{aligned} f_{11} &= 1; \\ f_{22} &= \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{23;32} &= \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ f_{33} &= \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{34;43} &= \pm \cos 2\rho \sin \delta; \\ f_{24;42} &= \pm \sin 2\rho \sin \delta; \\ f_{44} &= \cos \delta. \\ f_{12} &= f_{13} = f_{14} = f_{21} = f_{31} = f_{41} = 0 \end{aligned} \quad (2.3)$$

Відомо, що при упорядкуванні елементів матриці Мюллера в межах всього перерізу гістологічного зрізу $M \times N$, утворюються 16 так званих мюллер-матричних зображень.

Розглядаючи вирішальний вплив орієнтаційного параметру ρ та фазового параметру δ на ММЗ, виділяють групу фазових ММЗ та групу орієнтаційних ММЗ [19]. Переважний внесок у величину орієнтаційних елементів $F_{22;33}(\rho, \delta)$

вносить орієнтаційна складова. Величина фазового елементу F_{44} визначається фазовими зсувами між ортогональними складовими опромінюючого пучка.

2.3 Схема структурна системи діагностики гістологічних зрізів на основі вимірювання орієнтаційних та фазових ММЗ із аналізом даних

Для вимірювання фазових та орієнтаційних ММЗ розроблено вимірювальний модуль в системі діагностики гістологічних зрізів, зображений на рисунку 2.3.

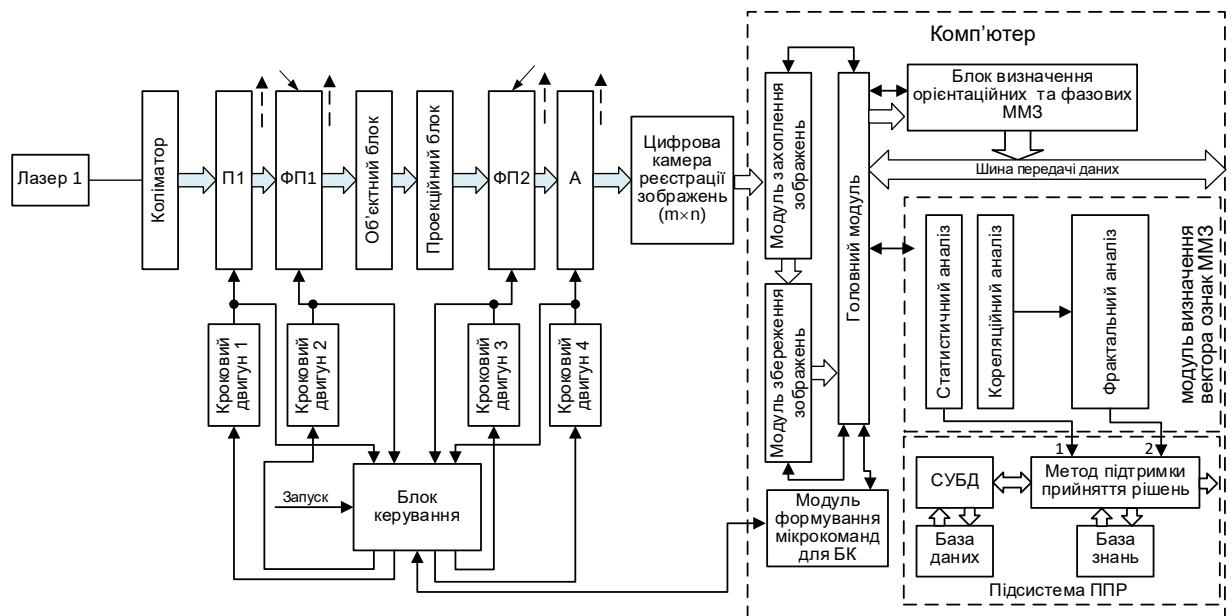


Рисунок 2.3 – Схема структурна системи діагностики гістологічних зрізів з аналізом даних

Вимірювання лише на одній довжині хвилі 0,64 мкм, що здійснюється в даній схемі, організоване при роботі напівпровідникового лазера на цій довжині хвилі. Необхідний тип поляризації пучка, яким далі опромінюють зразок, розташований в об'єктному блоці, реалізують за допомогою поляризатора П1 та фазової пластинки ФП1 (зсув на $\lambda/4$). Трансформоване випромінювання із зміненним типом поляризації за рахунок взаємодії з

тканинами гістологічного зрізу обробляється фазовою пластинкою ФП2 та аналізатором А. Фактично проводиться фільтрація типу поляризації, перетвореної гістологічним зрізом. В схемі вимірювального модуля використовують проекційний блок, цифрова камера та комп'ютер. Рисунок 2.4, демонструє блок-схему вимірювання орієнтаційних та фазових ММЗ.

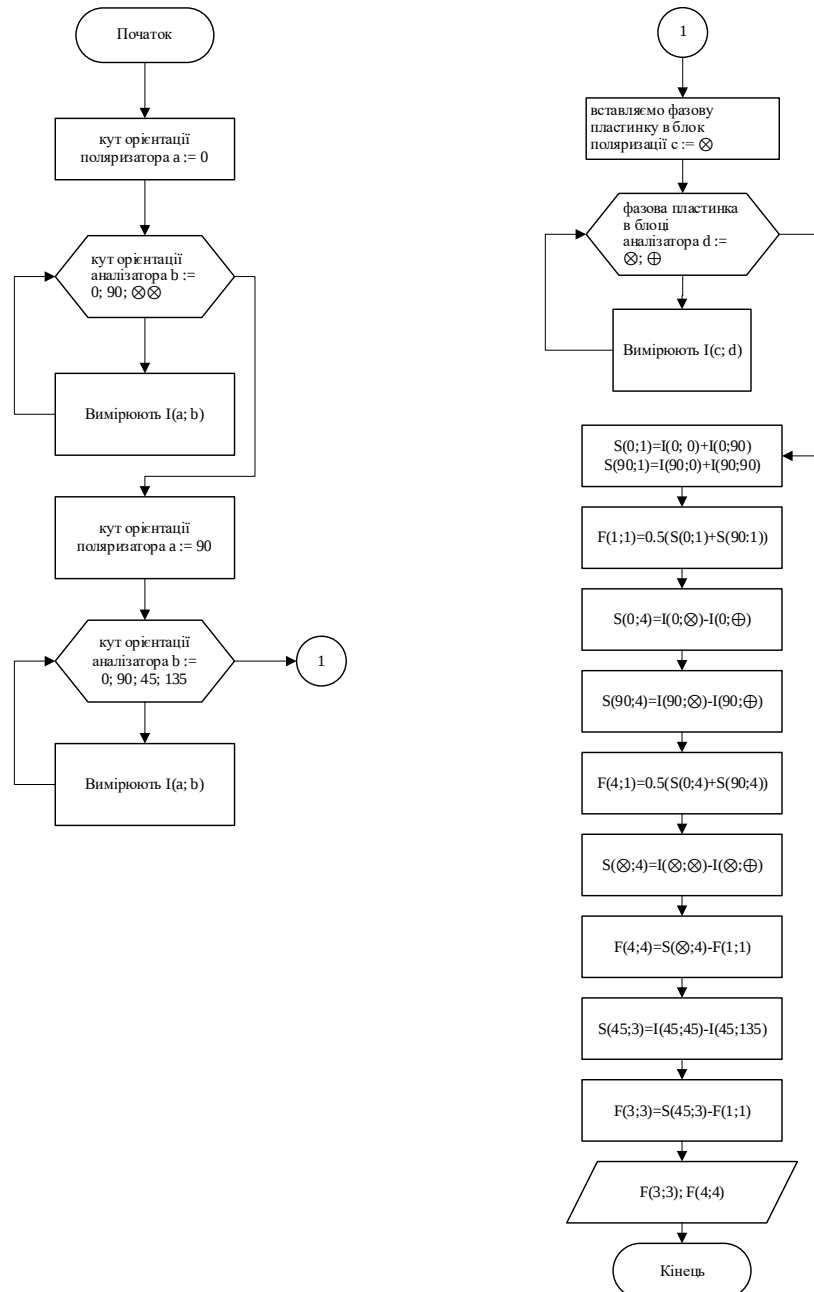


Рисунок 2.4 – Блок-схема вимірювання орієнтаційних та фазових мюллер-матричних зображень гістологічних зрізів в системі

У результаті багатоканального опромінення зразка гістологічного зрізу лазерними пучками з фіксованими типами поляризації (лінійна поляризація з азимутами $(0^0; 90^0)$) і поляризація «правий циркуль» ($\otimes$) та наступного аналізу трансформованої зразком поляризації («правий циркуль» ($\otimes$) і «лівий циркуль» ($\oplus$)) вираховуємо елементи вектора Стокса S_4^i за шістьма інтенсивностями I_j^i зображень

$$\begin{cases} S_4^0 = I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0; \\ S_4^{90} = I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}; \\ S_4^{\otimes} = I_{\otimes}^{\otimes} - I_{\oplus}^{\otimes}. \end{cases} \quad (2.4)$$

Маючи зв'язок фазового елементу матриці Мюллера F_{44} із значеннями четвертого параметра вектора Стокса,

$$F_{44} = S_4^{\otimes} - 0,5(S_4^0 + S_4^{90}) \quad (2.5)$$

отримаємо вираз для визначення фазового ММЗ в нормованому вигляді

$$F_{44} = \frac{I_{\otimes}^{\otimes} - I_{\oplus}^{\otimes}}{I_{\otimes}^{\otimes} + I_{\oplus}^{\otimes}} - 0,5 * \left(\frac{I_{\otimes}^0 - I_{\oplus}^0}{I_{\otimes}^0 + I_{\oplus}^0} + \frac{I_{\otimes}^{90} - I_{\oplus}^{90}}{I_{\otimes}^{90} + I_{\oplus}^{90}} \right) \quad (2.6)$$

Для отримання орієнтаційного ММЗ типу використовують вираз на основі третього параметру вектора Стокса

$$F_{33} = S_3^{\otimes} - 0,5(S_3^0 + S_3^{90}) \quad (2.7)$$

Вираз для визначення третього елемента вектора Стокса такий

$$\begin{cases} S_3^0 = I_{45}^0 - I_{135}^0; \\ S_3^{90} = I_{45}^{90} - I_{135}^{90}; \\ S_3^{\otimes} = I_{45}^{\otimes} - I_{135}^{\otimes}. \end{cases} \quad (2.8)$$

Детальні повороти поляризатора, аналізатора та фазових пластинок на кути, вказані в формулах (2.4)-(2.8), для формування конкретних значень інтенсивностей відфільтрованих поляризацій наведено в блок-схемі, наведеній на рисунку 2.4.

Також в схемі структурній системи діагностики на рисунку 2.3 реалізується принцип мікроконтролерного керування. Для того показано блок керування. Він синтезує в часі керуючі сигнали, які повертають оправи, в яких знаходяться оптичні елементи системи.

Схема системи діагностики містить також блок комп'ютерного аналізу. Саме в цьому блоці відбувається збереження розподілів інтенсивностей, які відфільтровані поляризаційно після контакту з досліджуваним гістологічним зрізом. Є блок визначення орієнтаційних та фазових мап, в якому за формулами (2.4)-(2.8) виконуються обчислення згаданих ММЗ.

Модуль визначення ознак вимірюваних ММЗ та підсистема підтримки прийняття рішення є також базовими вузлами системи діагностики. За їх допомогою система буде розширювати свої функціональні можливості у порівнянні із аналогами.

Розглянемо математичні засади аналізу орієнтаційних та фазових ММЗ на основі комплексного аналізу. За технічним завданням він включає в себе статистичний та фрактальний підхід.

Для статистичного аналізу характерним є визначення статистичних моментів чотирьох перших порядків. Позначимо їх $ST1 - ST4$. Визначення цих моментів можна виконати за такими відомими формулами [27]:

$$\begin{aligned} ST1 &= \frac{1}{MN} \sum_{p=1}^{MN} (F_{lk})_p; & ST2 &= \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{p=1}^{MN} \left((F_{lk})_p \right)^2}; \\ ST3 &= \frac{1}{(ST2)^3} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left((F_{lk})_p \right)^3; & ST4 &= \frac{1}{(ST2)^4} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left((F_{lk})_p \right)^4, \end{aligned} \quad (2.9)$$

де F_{lk} – це в нашому випадку F_{44} або F_{33} .

Проте лише за статистичними ознаками отримати високу чутливість діагностики в нашій системі досить важко. Тому з метою розширення функціональних можливостей системи в бакалаврській роботі застосовується фрактальний аналіз [27].

Центральним поняттям фрактального та мультифрактального аналізу є поняття самоподібності, під яким ми розуміємо, що об'єкт розуміємо, що об'єкт виглядає однаково (або подібно) під різними збільшеннями. Отже, фрактал – це об'єкт, який має високу самоподібність.

Фрактальним об'єктам можна присвоїти унікальний номер що називається фрактальною (Хаусдорфовою) розмірністю, яка є нецілим числом у випадку фракталів, і кількісно визначає самоподібність об'єкта.

Математично кажучи, фрактальні об'єкти є множинами. Це являє собою бінарну інформацію. Узагальненням фракталів є мультифрактали, які є математичними множини з мірою. У випадку з цифровими зображеннями різниця між фракталами та мультифракталами подібна до різниці між бінарним (чорно-білим) зображенням і зображенням у відтінках сірого.

Таким чином, теорія мультифракталів враховує відмінності між точками у множині. Мультифрактали описуються нескінченною кількістю узагальнених вимірів, у порівнянні зі звичайними фракталами які характеризуються одним виміром.

Відомо, що для проведення фрактального аналізу орієнтаційних та фазових ММЗ елементів необхідно спочатку обрахувати автокореляційну функцію АКФ(s) мюллер-матричного зображення. Обрахунок будемо виконувати лише по одній координаті, наприклад, абсцис.

Після цього слід визначити спектр потужності $FRAC(K)$ цього вектору АКФ перетворення за допомогою Фур'є перетворення.

$$FRAC_{z_{lk}}(k) = \int_0^{2M-1} AKF(s) \cos(2\pi ks) ds, \quad (2.10)$$

де $k = \frac{1}{d}$ - частота появи в зображенні структурних елементів з розмірами $d = 2\text{мкм} \div 2000\text{мкм}$, що залежить від параметрів камери.

Блок-схема обчислення спектру потужності для виміряних ММЗ наведена на рисунку 2.5.

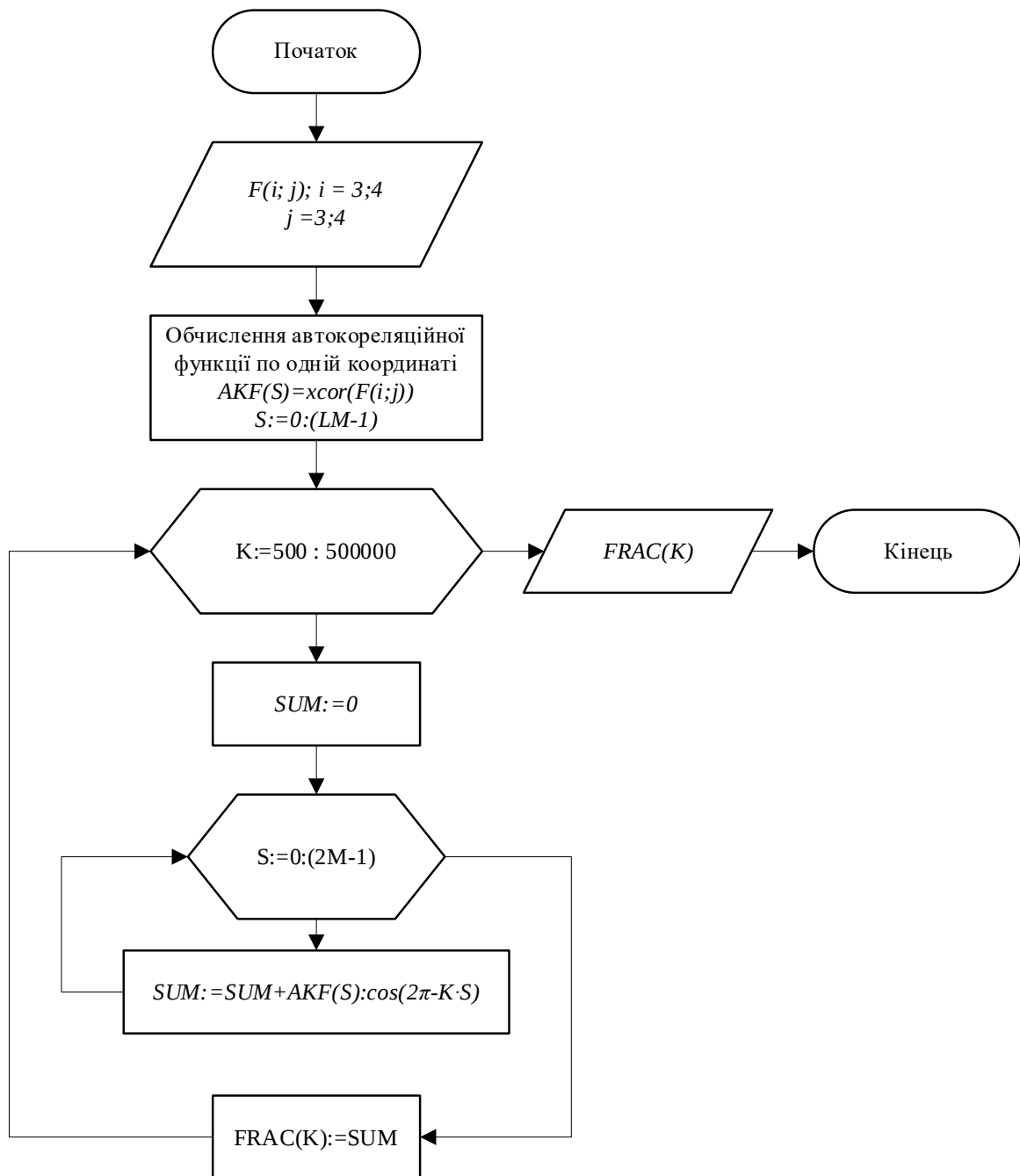


Рисунок 2.5 – Блок-схема обчислення спектру потужності ММЗ

В блок-схемі на рисунку 2.5 бачимо, що вхідними даними є виміряні орієнтаційне ММЗ та фазове ММЗ типу $F(3;3), F(4;4)$. Далі обчислюється автокореляційна функція по координаті ОХ за допомогою функції *xcor* пакету MatLab. Утворюється вектор $AKF(s)$ з кількістю елементів $s := 0:(2M - 1)$, де M – кількість рядків в зображеннях ММЗ.

Далі здійснюється обчислення дискретного перетворення Фур'є згідно з виразом (2.10). Варто відзначити, що змінна в циклічних обчисленнях k блок-схеми на рисунку 2.5, є оберненою величиною до кроку дискретизації зображення, зафіксованого камерою в схемі вимірювального каналу системи діагностики. При значеннях кроку дискретизації $d = 2\text{мкм} \div 2000\text{мкм}$ отримуємо значення змінної $k = 500:500000$. Після організації процесу накопичення отримано вектор $FRAC(K)$, який є спектром потужності.

Щоб було зручно, спектр потужності розподілів визначають, використовуючи логарифмічні осі $\log(FRAC_{ik}(K)) - \log(K)$.

Далі над отриманими значеннями спектру потужності у вигляді вектора елементів виконують статистичний аналіз, використовуючи формули (2.9).

Отримуємо спектральні моменти з 1-го до 4-го порядку $SW1 - SW4$ за такими формулами

$$\begin{aligned} SW1 &= \frac{1}{MN} \sum_{k=1}^{MN} (frac(k)) ; & SW2 &= \sqrt{\frac{1}{MN} \sum_{p=1}^{MN} \left(\left(frac(k) \right) \right)^2} ; \\ SW3 &= \frac{1}{(SW2)^3} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left(\left(frac(k) \right) \right)^3 ; & SW4 &= \frac{1}{(SW2)^4} \frac{1}{MN} \sum_{j=1}^{MN} \left(\left(frac(k) \right)_p \right)^4 , \end{aligned} \quad (2.11)$$

де $M \times N$ – кількість елементів ММЗ.

Таким чином, в блоці комп'ютерної обробки системи реалізується алгоритм статистичного та фрактального аналізу виміряних ММЗ за алгоритмом, блок-схема якого наведена на рисунку 2.6.

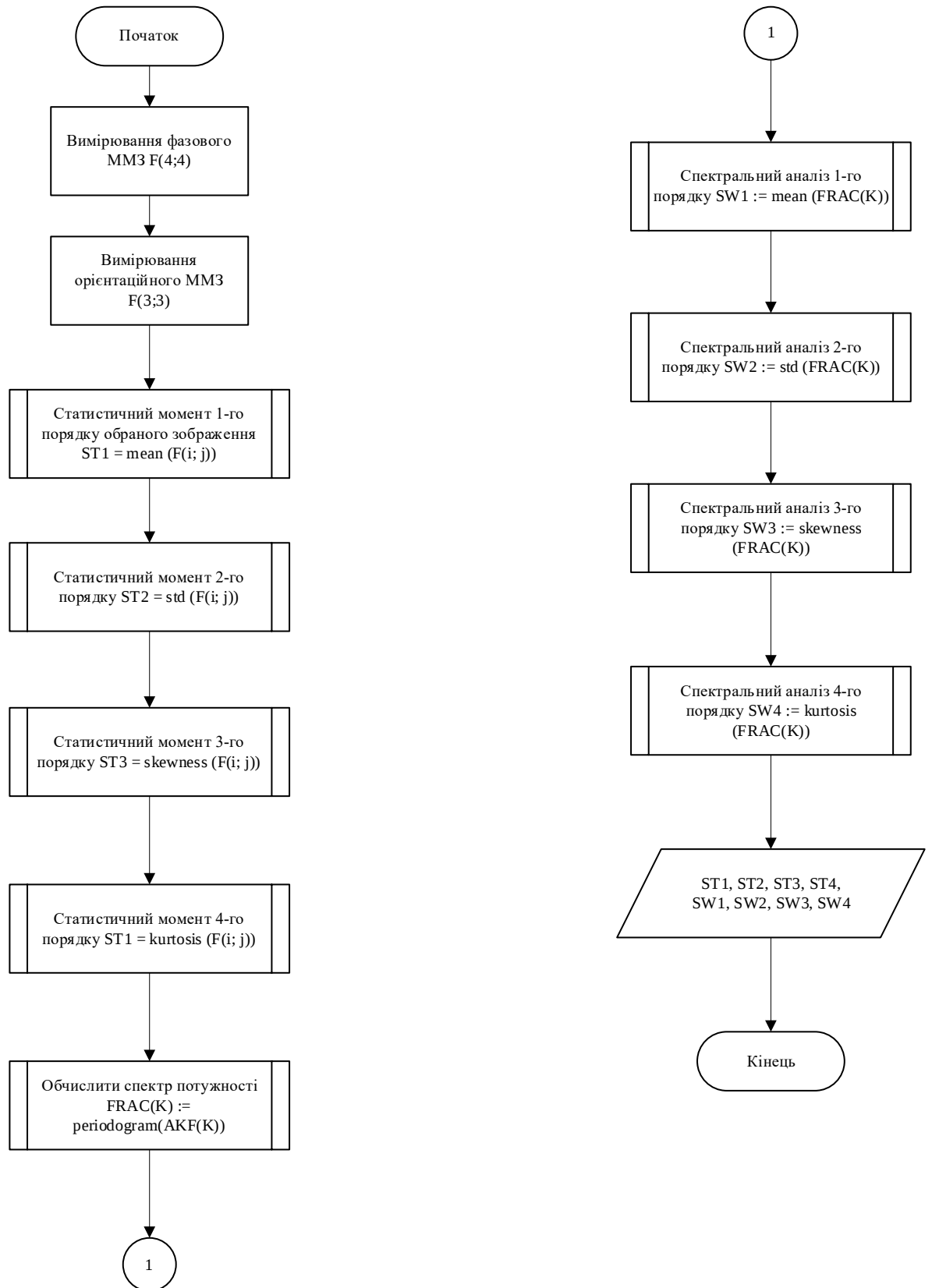


Рисунок 2.6 – Схема автоматизованого комп'ютерного аналізу орієнтаційних та фазових ММЗ в системі діагностики

Отже, в результаті аналізу орієнтаційної та фазової мапи ММЗ досліджуваного гістологічного зрізу отримуємо вектор ознак для кожного зображення, який містить по 8 елементів, названих як $ST1, ST2, ST3, ST4, SW1, SW2, SW3, SW4$.

Наступний етап діагностики полягає в тому, щоб на основі таких векторів формувати діагностичне рішення «стан норма» чи «стан патологія» для досліджуваних зрізів. Для цього в структурній схемі системи є блок підтримки прийняття рішення.

2.4 Обґрунтування вибору методу нечіткого аналізу ММЗ при підтримці прийняття рішення

Для розширення функціональних можливостей системи діагностики, яка наведена на рисунку 2.3, в систему вводимо відповідну підсистему підтримки прийняття рішення (ППР). Вона допомагатиме лікарю як користувачу одержувати рекомендоване рішення в результаті проведення діагностики на основі виміряних орієнтаційних та фазових ММЗ гістологічних зрізів.

Базовою частиною системи виступає програмне забезпечення інтерфейсу. Воно реалізує так званий діалог, який дозволяє зробити систему легкою для використання. Підсистема ППР містить моделі, які використовуються для аналізу отриманих оцінок фазових та орієнтаційних ММЗ. Цей вектор ознак супроводить або підтримує аналіз. На його основі виводяться вирішальні правила діагностики.

Важливим є метод ППР. Для його вибору в бакалаврській роботі доцільно розглянути методи інтелектуального аналізу векторів ознак ММЗ БТ. Відомо, що найпопулярнішими є нейромережевий метод для класифікації даних. Серед інших вирізняються побудови метод дерева рішень, а також метод на основі нечітких множин.

Розглянемо штучні нейромережеві класифікатори. Їх представляють у вигляді направленого графу із зваженими зв'язками. Штучні нейрони в цьому

графі є вузлами. Два класи, подані на рисунку 2. 7, виділяють в архітектурі зв'язків нейронних мереж. Мережі прямого поширення з графами без петель утворюють перший клас, а другий - утворюють мережі зі зворотними зв'язками.

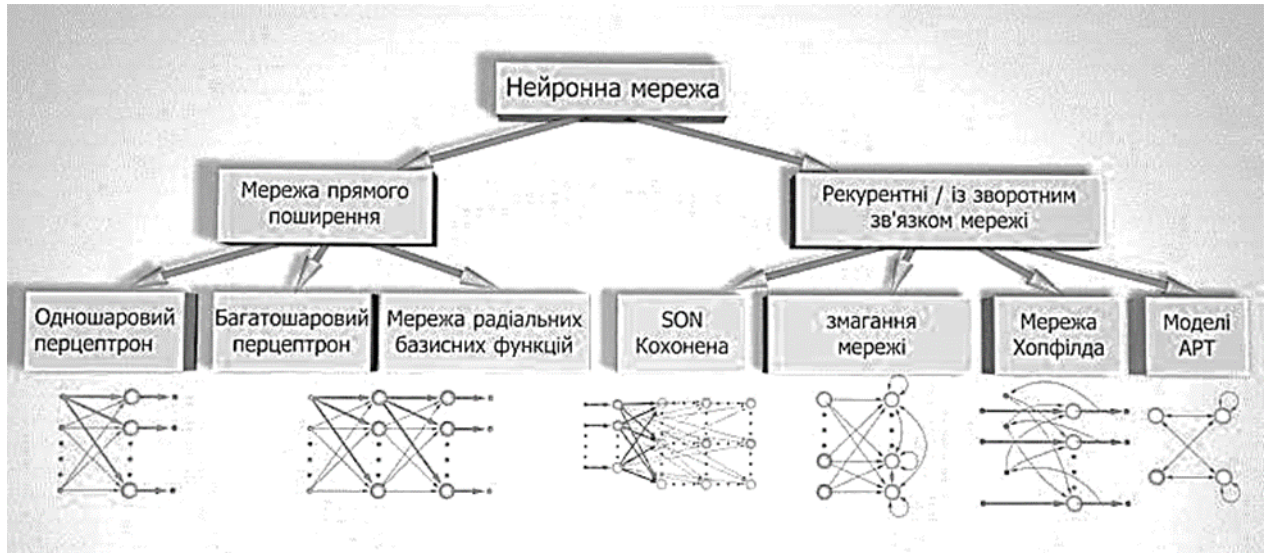


Рисунок 2.7 – Базова класифікація нейронних мереж

Щоб зробити класифікацію на штучній нейронній мережі, потрібно її розглядати як сукупність з'єднаних між собою нейронів (вузлів, модулів). Вони мають моделювати функції та структуру біологічних нейронів. Структурно нейронна мережа складається із:

- вхідного шару для контакту із зовнішніми вхідними даними;
- вихідного результуючого шару;
- прихованих шарів.

Здатні до навчання нейромережі повинні визначати параметри мережі, за яких отримують результуючі сигнали. При цьому відбувається процес адаптації синаптичних ваг. Він визначається значеннями вихідних сигналів та найменувань відповідних класів, як показано на рисунку 2.8. На блок-схемі відносять вхідний сигнал до одного із М класів.

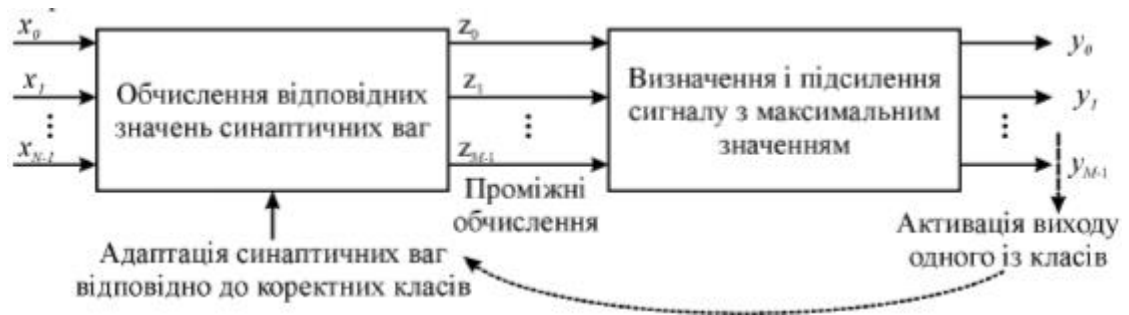


Рисунок 2.8 -Блок-схема нейромережевого класифікатора

Проте у нашому випадку відсутня велика база даних, тому на поточний момент нейромережевий класифікатор не доцільно застосовувати в даній роботі.

Іншим найбільш ефективним методом для побудови підсистем ППР для системи діагностики вважається метод дерев рішень. В його основі лежить процес рекурсивного розбиття множини вхідних даних на групи. Група містить однорідні елементи. Між собою групи не перетинаються. За алгоритмом дерева рішення треба обчислювати значення функції за критерієм Gini від вхідного вектора інформаційних ознак. На виході має утворитись клас, до якого вектор належить. Для того, щоб автоматично навчити систему треба виконати налаштування ознак класифікації за допомогою навчальних прикладів.

Серед переваг методу дерев рішень відзначимо автоматичне формування відбору ознак, розташованих у вершинах дерева. А також позитивним є можливість експертної інтерпретації прийняття рішення без додаткових знань.

До недоліків методу відносять, серед інших, можливість перенавчання при недостатній кількості прикладів, що характерне для нашої системи діагностики.

Отже, маючи малу вибірку експериментальних даних, недоцільно в розроблюваній підсистемі ППР застосовувати метод дерев рішень.

При малих обсягах даних та за умов невизначенності використовують основні методи нечіткої логіки. Дані методи базуються на нечітких множинах

при використанні так званих лінгвістичних величин із висловлювання. Це потрібно для опису стратегій прийняття рішень за умови відсутності точної моделі роботи системи діагностики.

Нехай $X \subseteq R^1$ - вибірка входних діагностичних параметрів системи, якими є значення вектора ознак фазових та орієнтаційних ММЗ. Тоді нечітка множина (fuzzy set) A визначається за входними даними X як сукупність впорядкованих пар $(x, \mu_A(x))$:

$$A = \{x, \mu_A(x) | x \in X, 0 \leq \mu_A(x) \leq 1\}.$$

Загальна форма функції належності в нашому вигляді може представлятись графіком [28], наведеним на рисунку 2.9. На ньому маємо виділених 5 градацій можливих станів параметрів: низький, нижче середнього, середній, вище середнього та високий (позначено буквами Н, НС, С, ВС, В).

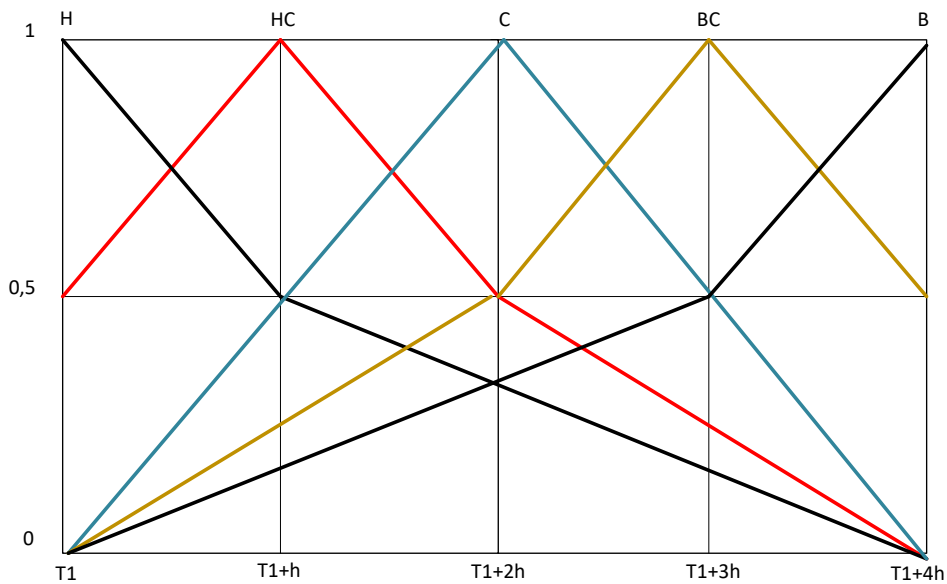


Рисунок 2.9 – Сукупність функцій належності

$$\mu^H(r), \mu^{HC}(r), \mu^C(r), \mu^{BC}(r), \mu^B(r)$$

В роботі [28] є виведено відповідні формули, що описують характер поведінки кожної функції належності із п'яти можливих.

Потрібно її обчислити для того захворювання, яке детально вивчається, та отримати базу знань від експертів-лікарів, в якій будуть відмічатись значення векторів ознак фазових та орієнтаційних ММЗ при стані БТ «здоровий» та стані «нездоровий».

На її основі та графіка на рисунку 2.9 виведемо в розділі 3 правило прийняття рішення із обчисленням функції належності досліджуваного зразку до станів «здоровий» μ_{healthy} та «нездоровий» μ_{unwell} відповідно.

2.5 Розробка алгоритму діагностики гістологічних зрізів в розробленій системі діагностики

В системі діагностики, розробленій в цій роботі і поданій на рисунку 2.3, використовуємо такий алгоритм діагностики гістологічних зрізів.

1. Розташовуємо зразок на предметному столику в системі і запускаємо роботу системи.
2. Вимірюємо орієнтаційне чи фазове ММЗ.
3. Для обраного типу ММЗ програмно визначаємо набір статистичних моментів $ST1 - ST4$ та набір спектральних моментів $SW1 - SW4$.
4. Утворюємо вектор ознак $V = \{ST1, ST2, ST3, ST4, SW1, SW2, SW3, SW4\}$.
5. На основі вектора ознак та бази даних формуємо :вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «здоровий» $\mu_{\text{healthy}}(\{V\})$; вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «нездоровий» $\mu_{\text{unwell}}(\{V\})$;
6. Порівнюємо дві функції та за більшим значенням визначаємо рекомендований діагноз діагностики:
при $\mu_{\text{healthy}}(\{V\}) \geq \mu_{\text{unwell}}(\{V\})$, діагноз – «здоровий пацієнт»,
при $\mu_{\text{healthy}}(\{V\}) \leq \mu_{\text{unwell}}(\{V\})$, діагноз – «наявне захворювання у пацієнта».

2.6 Висновки до розділу 2

Визначено вимоги до системи, яка розробляється, та зразків гістологічних зрізів .

Розроблено структурну схему та алгоритм роботи системи діагностики на основі вимірювання орієнтаційних та фазових ММЗ та їх аналізу.

Розроблено алгоритми статистичного та фрактального аналізу вимірювань ММЗ, на основі яких визначають інформативні ознаки діагностики у вигляді вектора із статистичних та секторальних моментів ММЗ.

Систему доповнено підсистемою підтримки прийняття рішень, обґрунтовано вибір нечіткої логіки для побудови вирішальних правил діагностики.

3 ТЕХНІЧНА РЕАЛІЗАЦІЯ ТА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНІ РЕЗУЛЬТАТИ СИСТЕМИ ДІАГНОСТИКИ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП

3.1 Базові елементи вимірювального мюллер-поляриметра

Для реалізації схеми системи, яка наведена на рисунку 2.3, був використаний лабораторний макет системи лазерної поляриметрії, розроблений на кафедрі БМІОЕС. На рисунку 3.1 бачимо зовнішній вигляд макету цієї системи. Вона детально була описана в роботах [29],[30].



Рисунок 3.1 – Лабораторний макет системи лазерної поляриметрії

До переліку базових елементів системи належать джерело лазерного випромінювання, поляризатор та аналізатор, фазові пластинки та об'єктив. Також важливу роль у реєстрації відфільтрованих поляризаційних розподілів відіграє цифрова камера, зображення з якої передаються в комп'ютер. Основні елементи та блоки системи наведено на рисунку 3.2.

 Лазер HLDPM12-632-25 Red 632 nm: 632 нм – робоча λ; 5 мВт - $U_{вих.}$; -напруга живлення: 3,3 В.- $U_{ож.живл.}$	 Пластинки фазові $\lambda / 4$
 Поляризатор CIR-PL UV – HOYA 52 мм	 DigitalCameraforMicroscopeScienceLabD CM13 1.3MPix - камера
 Конструкція блоку поляризатора з поворотним механізмом	 Блок мікроконтролерного управління кроковими двигунами

Рис. 3.2 – Реалізація базових елементів та вузлів лабораторного макету системи лазерної поляриметрії

Провівши заміну прошивки мікроконтролера в системі на рисунку 3.1 у відповідності до алгоритмів вимірювань фазового та орієнтаційного ММЗ, поданих на рисунку 2.4, отримаємо необхідну модифікацію процесу вимірювань в системі.

Наступні зміни пов'язані із зміною архітектури програмного забезпечення в комп'ютері системи, яке реалізує аналіз виміряних орієнтаційного та фазового ММЗ гістологічних зрізів. Тут важливу роль відіграє реалізація алгоритмів фрактального аналізу ММЗ із визначенням спектральної функції та спектральних моментів, наведена на рисунку 2.5.

Програмне забезпечення, яке реалізує ці функції розроблено з використанням системи MATLAB.

Також важливу роль відіграє модуль з вирішальними правилами діагностики, реалізований для кожного досліджуваного захворювання, що буде розглянуто далі.

3.2 Експериментальні мюллер-матричні орієнтаційні та фазові зображення печінки пацієнтів в стані «норма» та «гепатит» та їх інформативні ознаки

На рисунках 3.3 – рис.3.6 наведено результати проведення експериментальних вимірювань в системі діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап. Досліджувались гістологічні зрізи печінки пацієнтів. Утворено дві групи зразків, підготовлених лікарем-патологоанатомом.

Групу 1 утворюють зразки гістологічних зрізів печінки пацієнтів без захворювань печінки – це контрольна група (21 зразок). До групи 2 віднесли зразки оптично тонких зрізів печінки пацієнтів із гепатитом (21 зразок). Відповідні приклади розподілів елементів орієнтаційної мапи БШ печінки пацієнтів та фазової мапи подано відповідно на рисунках 3.3, рис.3.4 та рис. 3.5, рис. 3.6.

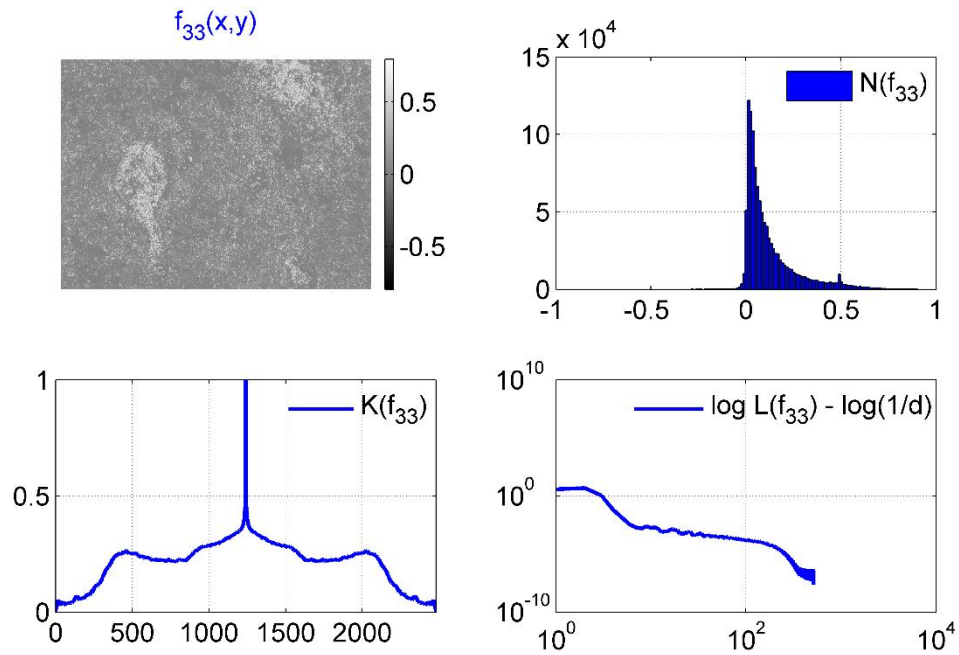


Рисунок 3.3 – Результати вимірювань для БШ печінки паціюка з групи «здоровий»: орієнтаційна мапа $F(3,3)$, гістограма, графік АКФ, спектр потужності

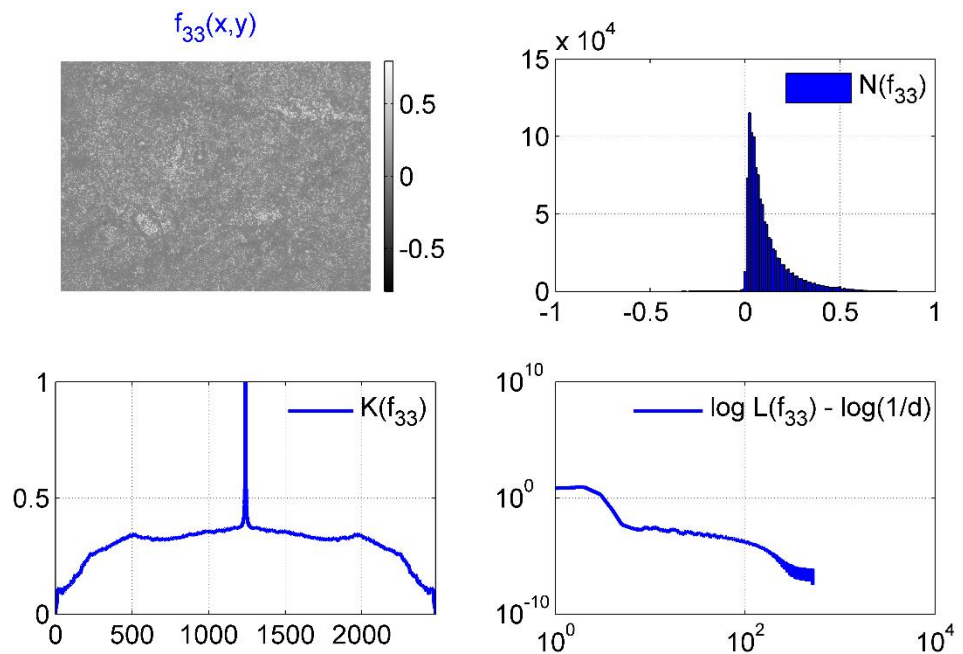


Рисунок 3. 4– Результати вимірювань для БШ печінки паціюка з групи «гепатит»: орієнтаційна мапа $F(3,3)$, гістограма, графік АКФ, спектр потужності

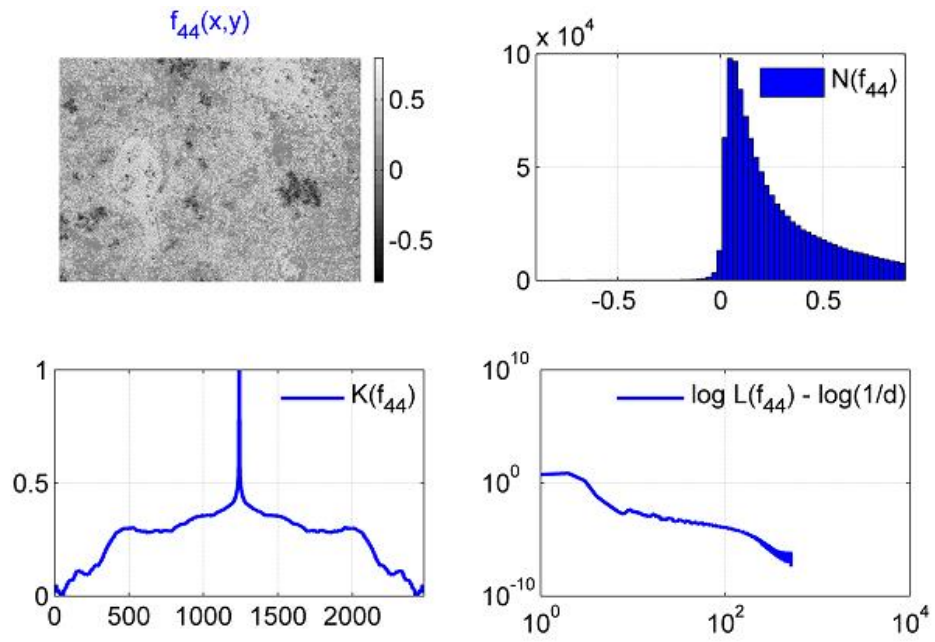


Рисунок 3.5 – Результати вимірювань для БШ печінки паціюка з групи «здоровий»: фазова мапа $F(4,4)$, гістограма, графік АКФ, спектр потужності

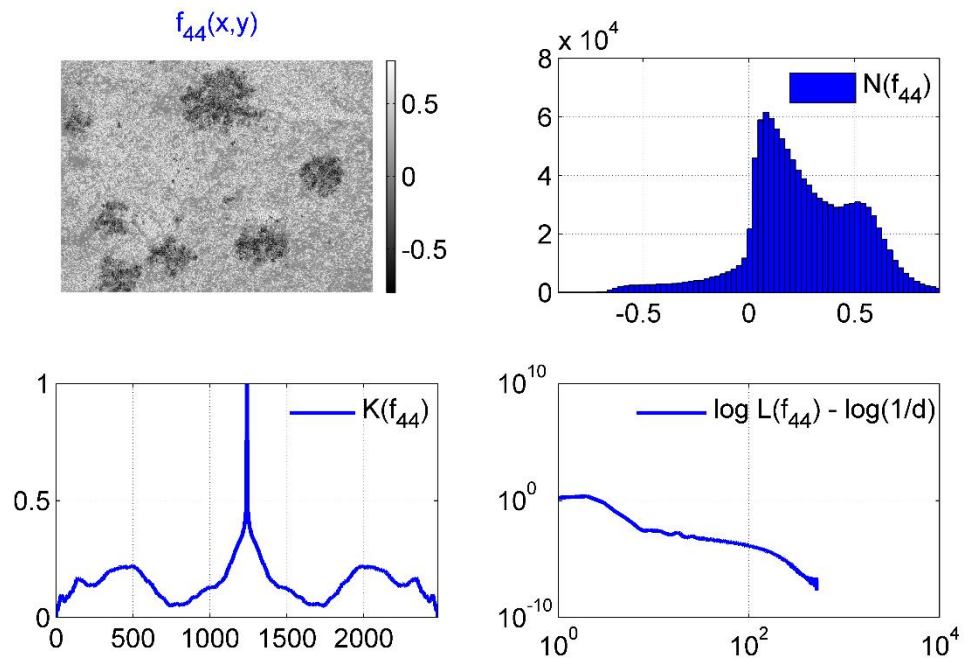


Рисунок 3.6– Результати вимірювань для БШ печінки паціюка з групи «гепатит»: фазова мапа $F(4,4)$, гістограма, графік АКФ, спектр потужності

Отримані значення відповідно обчислених програмним чином статистичних моментів та спектральних моментів орієнтаційних та фазових ММЗ БШ печінки пацієнтів з урахуванням стану «норма» та «гепатит» наведено в таблиці 3.1 та таблиці 3.2.

Таблиця 3.1 - Характеристики вимірюваних орієнтаційних ММЗ $F(3,3)$ БШ печінки пацієнтів групи «здоровий» та групи «гепатит»

	Група 1	Група 2	g	Група 1	Група 2
$ST1$	$0,13 \pm 0,011$	$0,15 \pm 0,013$	$SW1$	$0,78 \pm 0,069$	$0,71 \pm 0,062$
$ST2$	$0,11 \pm 0,009$	$0,12 \pm 0,011$	$SW2$	$0,11 \pm 0,088$	$0,12 \pm 0,093$
$ST3$	$0,72 \pm 0,065$	$0,65 \pm 0,058$	$SW3$	$0,018 \pm 0,0014$	$0,021 \pm 0,0018$
$ST4$	$1,33 \pm 0,11$	$1,07 \pm 0,097$	$SW4$	$0,29 \pm 0,022$	$0,33 \pm 0,028$

Таблиця 3.2 - Характеристики вимірюваних фазових ММЗ $F(4,4)$ БШ печінки пацієнтів групи «здоровий» та групи «гепатит»

g	Група 1	Група 2		Група 1	Група 2
$ST1$	$0,24 \pm 0,021$	$0,23 \pm 0,019$	$SW1$	$0,72 \pm 0,066$	$0,74 \pm 0,069$
$ST2$	$0,14 \pm 0,011$	$0,21 \pm 0,017$	$SW2$	$0,13 \pm 0,011$	$0,15 \pm 0,013$
$ST3$	$0,85 \pm 0,077$	$1,26 \pm 0,11$	$SW3$	$0,021 \pm 0,0018$	$0,025 \pm 0,0021$
$ST4$	$0,83 \pm 0,079$	$0,77 \pm 0,068$	$SW4$	$0,32 \pm 0,026$	$0,36 \pm 0,029$

Для дослідження інформативності наведених ознак орієнтаційного та фазового ММЗ БШ печінки пацієнтів побудовано графіки їх діапазонів для групи 1 та групи 2 на рисунку 3.7.

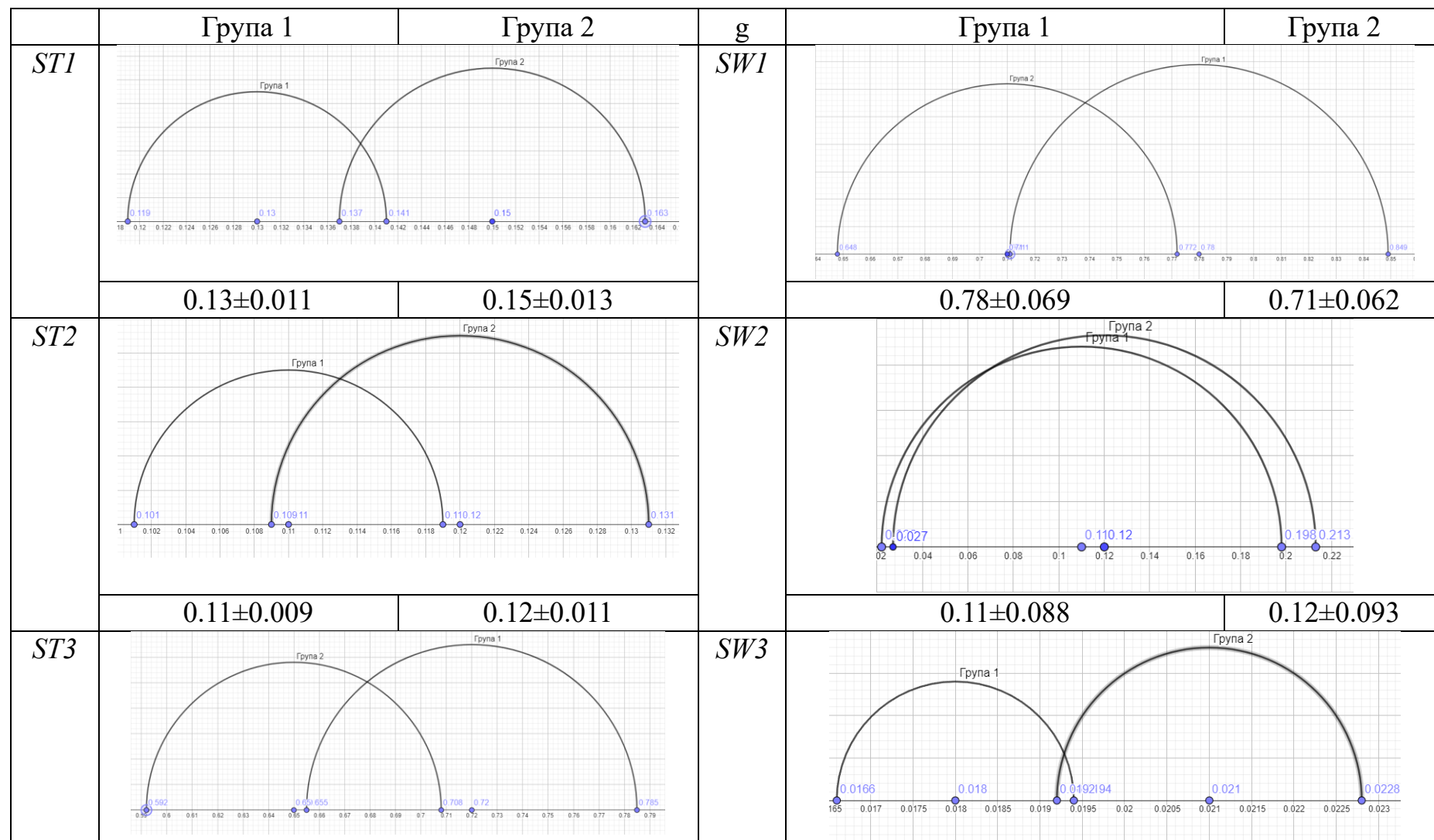


Рисунок 3.7 - Характеристики *ST1–ST3, SW1–SW3* вимірних орієнтаційних ММЗ $F(3,3)$ БШ печінки пацієнтів групи «здоровий» та групи «гепатит»

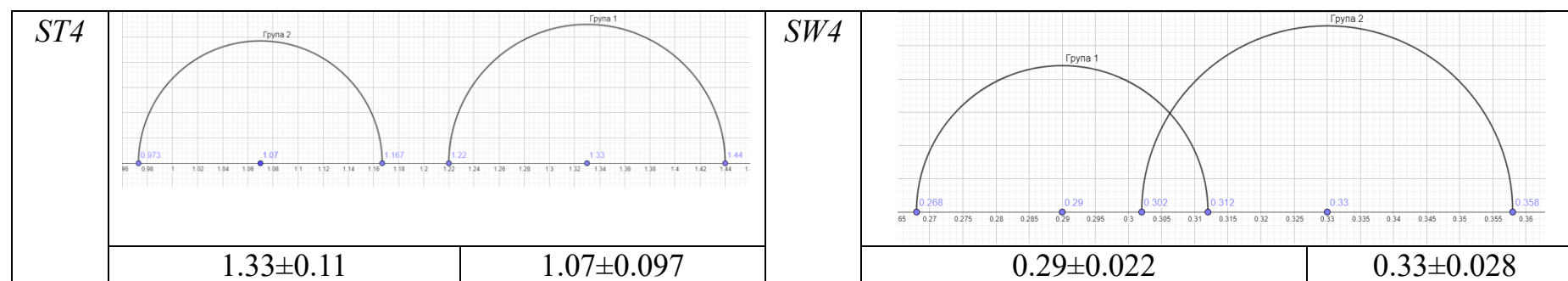


Рисунок 3.8 - Характеристики *ST4*, *SW4* виміряних орієнтаційних ММЗ $F(3,3)$ БШ печінки пацієнтів групи «здоровий» та групи «гепатит»

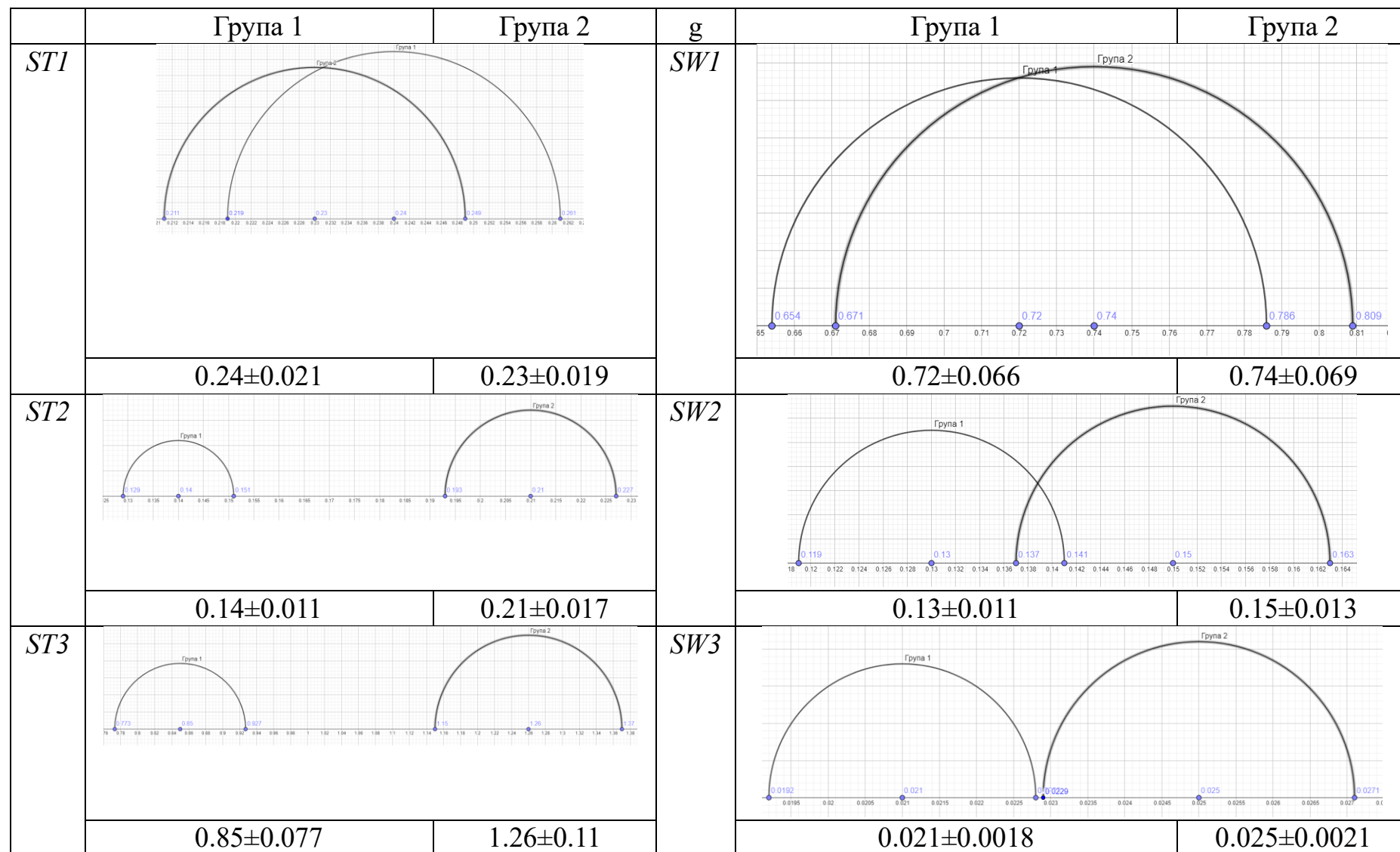


Рисунок 3.9 - Характеристики *ST1*–*ST3*, *SW1*–*SW3* вимірюваних орієнтаційних ММЗ *F*(4,4) БШ печінки пацюків групи «здоровий» та групи «гепатит»

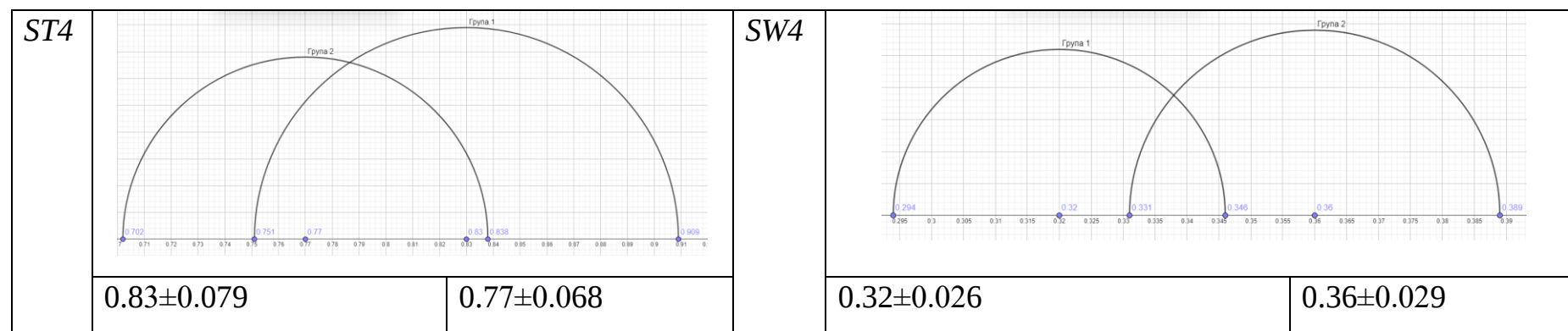


Рисунок 3.10 - Характеристики *ST4*, *SW4* виміряних орієнтаційних ММЗ *F(4,4)* БШ печінки пацієнтів групи «здоровий» та групи «гепатит»

Із аналізу графіків на рисунках 3.7- рис.3.10 визначаємо інформативні ознаки з усіх можливих.

Це для ММЗ типу F_{33} будуть оцінки характеристик: $ST1, ST4, SW3, SW4$.

Це для ММЗ типу F_{44} будуть оцінки характеристик: $ST2, ST3, SW2, SW3, SW4$.

3.3 Розробка правил прийняття рішення на нечіткій логіці для діагностики гепатиту

Розбиваємо кожен відрізок змінювання кожної ознаки ІММЗ для F_{33} та F_{44} , отриманий в процесі вимірювань безвідносно до їх належності групам (Група 1«норма») та (Група 2«патологія»), на 5 менших відрізків, які відповідають введеним якісним нечітким термам Н, НС, С, ВС, В . Отримані результати представимо в таблиці 3.3 та в таблиці 3.4.

За даними таблиці 3.1 та таблиці 3.2 сформуємо ще додаткову базу знань, в якій представимо стани «норма» та «гепатит» за їх відповідними статистичними та фрактальними моментами 1-го – 4-го порядку, обраними за ознаками з F_{33} та F_{44} , що були внесені до конкретних якісних нечітких термів Н, НС, С, ВС, В (таблиця 3.3, таблиця 3.4).

Таблиця 3.3 – Значення діапазонів змінювання ознак ІММЗ виду F_{33} після введення нечітких термів

Ознаки F_{33}	Н	НС	С	ВС	В
$ST1$	0.119 ÷ 0.124	0.124 ÷ 0.135	0.135 ÷ 0.146	0.146 ÷ 0.157	0.157 ÷ 0.163
$ST4$	0.973 ÷ 1.031	1.031 ÷ 1.147	1.147 ÷ 1.264	1.264 ÷ 1.381	1.381 ÷ 1.44
$SW3$	0.0166 ÷ 0.0173	0.0173 ÷ 0.0189	0.0189 ÷ 0.0204	0.0204 ÷ 0.0220	0.0220 ÷ 0.0228
$SW4$	0.268 ÷ 0.279	0.279 ÷ 0.301	0.301 ÷ 0.324	0.324 ÷ 0.346	0.346 ÷ 0.358

Таблиця 3.4 – Значення діапазонів змінювання ознак IMM3 виду F_{33} та F_{44} після введення нечітких термів

Ознаки F_{44}	H	HC	C	BC	B
ST2	0.129 ÷ 0.141	0.141 ÷ 0.165	0.165 ÷ 0.190	0.190 ÷ 0.214	0.214 ÷ 0.227
ST3	0.773 ÷ 0.847	0.847 ÷ 0.996	0.996 ÷ 1.146	1.146 ÷ 1.295	1.295 ÷ 1.37
SW2	0.119 ÷ 0.124	0.124 ÷ 0.135	0.135 ÷ 0.146	0.146 ÷ 0.157	0.157 ÷ 0.163
SW3	0.0192 ÷ 0.0201	0.0201 ÷ 0.0221	0.0221 ÷ 0.0241	0.0241 ÷ 0.0261	0.0261 ÷ 0.0271
SW4	0.294 ÷ 0.031	0.031 ÷ 0.054	0.054 ÷ 0.078	0.078 ÷ 0.102	0.102 ÷ 0.389

Після застосування нечітких термів отримаємо базу , наведену в таблиці 3.5.

Таблиця 3.5 – База знань із значеннями ознак F_{33} та F_{44} після застосування нечітких термів для станів «норма» та «гепатит»

Діагноз для F_{33}	ST1	ST4	SW3	SW4	Діагноз для F_{44}	ST2	ST3	SW2	SW3	SW4
Норма	H HC	H HC C	H HC	H HC	Норма	H HC C	H HC C	H HC	H HC C	H HC C BC B
Патологія	BC B	BC B C	BC B	BC B	Патологія	BC C B	BC C B	BC B	C BC B	

На основі вектора ознак та бази даних формуємо: вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «здоровий» $\mu_{\text{healthy}}(\{V\})$; вирішальне правило на основі обчислення функції належності до класу «нездоровий» $\mu_{\text{unwell}}(\{V\})$.

На основі функцій належності $\mu^H(r)$, $\mu^{HC}(r)$, $\mu^C(r)$, $\mu^{BC}(r)$, $\mu^B(r)$ нечітких термінів визначимо функцію $\mu_{\text{healthy}}(ST1, ST4, SW3, SW4)$ так;

$$\begin{aligned}
& \mu_{healthy}(ST1, ST4, SW3, SW4) \\
&= [\mu^H(ST1) \wedge \mu^H(ST4) \wedge \mu^H(SW3) \wedge \mu^H(SW4)] \\
&\vee [\mu^{HC}(ST1) \wedge \mu^H(ST4) \wedge \mu^H(SW3) \wedge \mu^H(SW4)] \\
&\vee [\mu^H(ST1) \wedge \mu^{HC}(ST4) \wedge \mu^H(SW3) \wedge \mu^H(SW4)] \\
&\vee [\mu^H(ST1) \wedge \mu^H(ST4) \wedge \mu^{HC}(SW3) \wedge \mu^H(SW4)] \\
&\vee [\mu^H(ST1) \wedge \mu^H(ST4) \wedge \mu^H(SW3) \wedge \mu^{HC}(SW4)] \\
&\vee [\mu^{HC}(ST1) \wedge \mu^{HC}(ST4) \wedge \mu^{HC}(SW3) \wedge \mu^{HC}(SW4)] \\
&\vee [\mu^{HC}(ST1) \wedge \mu^C(ST4) \wedge \mu^{HC}(SW3) \wedge \mu^{HC}(SW4)]
\end{aligned}$$

На основі функцій належності $\mu^H(r)$, $\mu^{HC}(r)$, $\mu^C(r)$, $\mu^{BC}(r)$, $\mu^B(r)$ нечітких термінів визначимо функцію $\mu_{unwell}(ST1, ST4, SW3, SW4)$ так;

$$\begin{aligned}
& \mu_{unwell}(ST1, ST4, SW3, SW4) \\
&= [\mu^{BC}(ST1) \wedge \mu^{BC}(ST4) \wedge \mu^{BC}(SW3) \wedge \mu^{BC}(SW4)] \\
&\vee [\mu^B(ST1) \wedge \mu^{BC}(ST4) \wedge \mu^{BC}(SW3) \wedge \mu^{BC}(SW4)] \\
&\vee [\mu^{BC}(ST1) \wedge \mu^B(ST4) \wedge \mu^{BC}(SW3) \wedge \mu^{BC}(SW4)] \\
&\vee [\mu^{BC}(ST1) \wedge \mu^{BC}(ST4) \wedge \mu^B(SW3) \wedge \mu^{BC}(SW4)] \\
&\vee [\mu^{BC}(ST1) \wedge \mu^{BC}(ST4) \wedge \mu^{BC}(SW3) \wedge \mu^B(SW4)] \\
&\vee [\mu^B(ST1) \wedge \mu^B(ST4) \wedge \mu^B(SW3) \wedge \mu^B(SW4)] \\
&\vee [\mu^B(ST1) \wedge \mu^C(ST4) \wedge \mu^B(SW3) \wedge \mu^B(SW4)]
\end{aligned}$$

Наведені вирішальні правила програмно реалізовані та додані до структури програмного забезпечення системи. Розроблено також клієнт-серверний модуль для системи медичної діагностики на основі аналізу числових даних (додаток В).

3.4 Оцінка технічних характеристик системи діагностики

Лікарем було підготовлено 42 зразки оптично тонких зрізів печінки пацієнтів для проведення діагностики на гепатит печінки. Серед них 21 зразок з нормальним станом печінки (група 1) та 21 зразок із встановленим діагнозом «гепатит» (група 2).

За результатами експерименту було отримано 4 варіанти діагностики: «істинно здорова печінка» (позначено TN), «хибне рішення про здорову печінку» (позначено FN), «істинно гепатит печінки» (позначено TP), «хибне рішення про гепатит печінки» (позначено FP). Їх кількісні показники наведено в таблиці 3.6. На основі цих значень обчислено достовірність методу як відсоток істинних діагнозів до кількості всіх діагностованих зразків та виконано порівняння характеристик системи з прототипом (таблиця 3.7)

Таблиця 3.6 – Оцінка характеристик методу діагностики в системі

Параметри	Результатами тесту, штук				Достовірність методу діагностик, %
	TP	FN	TN	FP	
Орієнтаційне ММЗ та його інформативні ознаки	19	3	18	2	85,7%
Фазове ММЗ та його інформативні ознаки	19	2	19	2	90,47%

Таблиця 3.7 – Порівняння характеристик прототипу та розроблюваної системи

Найменування системи	Функції вимірювання	Методи аналізу	Методи ППР	Достовірність діагностики
Система вимірювання ММЗ зрізів з комп'ютерним аналізом (прототип)	Вимірювання орієнтаційних ММЗ зрізу;	Статистичний та кореляційний аналіз	Відсутні	82,6%
	вимірювання фазових ММЗ			87,2%
Розроблена система діагностики	Вимірювання орієнтаційних ММЗ зрізу;	Статистичний, кореляційний, фрактальний аналіз	Нечітка логіка	85,7%
	вимірювання фазових ММЗ			90,47%

Отже, за аналізом даних таблиці 3.7 видно, що система, яка розроблялась, має розширені функціональні діагностики за рахунок застосування додатково до існуючих методів ще фрактального аналізу та методів ухвалення рішення на основі нечіткої логіки.

Досягнуто збільшення достовірності діагностики печінки в системі за орієнтаційними та фазовими ММЗ відповідно на 3,1% та на 3,37%.

3.5 Висновки до розділу 3

Показано експериментальну реалізацію системи діагностики гістологічних зрізів на основі аналізу із аналізом даних.

Виведені вирішальні правила при діагностуванні гепатиту у пацієнтів на розробленій системі. Розроблено модуль клієнт-серверної системи для діагностики.

Проведено експериментальні дослідження системи щодо діагностики гепатиту та отримано підвищення достовірності діагностики за орієнтаційними та фазовими ММЗ.

ВИСНОВКИ

В роботі за результатами проведеного аналізу поляризаційних оптичних систем та методик діагностики патологій на основі вимірювань поляриметричних параметрів гістологічних зрізів визначено необхідність розширення функціональних можливостей існуючих систем та достовірності діагностики на їх основі.

Удосконалено архітектуру системи діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап за рахунок розширення існуючих методів аналізу фрактальним аналізом мюллер-матричних зображень БТ. Розроблено алгоритми вимірювань орієнтаційних та фазових ММЗ в системі та алгоритм їх аналізу та методу діагностики гістологічних зрізів на цій основі.

Розроблено правила ухвалення рішення при діагностиці захворювання печінки на гепатит. Реалізувати веб-підсистему «карта пацієнта» для розроблюваної системи.

Проведено експериментальні дослідження системи мюллер-матричної діагностики гістологічних зрізів з розширеними функціональними можливостями з оцінкою їх технічних характеристик. Досягнуто зростання достовірності діагностики на 3,1% за орієнтаційними ММЗ БТ та на 3,27 % при діагностиці за фазовими ММЗ.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Заболотна Н. І. Застосування лазерів у діагностиці біологічних об'єктів //Лазер і здоров'я. Серія «Фізична і біомедична електроніка» : монографія / за заг. ред. А. В. Кіпенського. Харків : Комунальне підприємство «Міська друкарня», 2023. С. 172–216.
2. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. Vol. 16, no. 11. P. 110801. URL: <https://doi.org/10.1117/1.3652896> (date of access: 21.05.2024).
3. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин. Т.1 / за ред. О.Г. Ушенка О.Г., Вінниця: Едельвейс, 2019. 269 с.
4. Zabolotna N.I., Sholota V.V., Okarskyi H.H. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies. *Proceedings of SPIE*. 2020. Vol. 11369, 113691S.
5. Ushenko A.G., Pishak V. P. Laser polarimetry of biological tissue. Principles and applications. Chapter in the book *Biomedical Diagnostics, environmental and material Science*. Kluwer Academic Publishers. 2004. P. 93–136.
6. Shukla P., Pradhan A. Mueller decomposition images for cervical tissue: Potential for discriminating normal and dysplastic. *Optics express*. 2009. Vol. 17. №3. P. 16001609.
7. Лазерна поляриметрія біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів під ред. О.Г. Ушенка, О.П. Пересунька, Р.В. Сенютовича. Чернівці: Чернівецький нац. ун – т, 2010. 476 с.
8. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang et. al. *Journal of Biomedical Optics*, vol. 21, no 7, 071112. 2016.
9. Заболотна Н.І. Діагностичне застосування систем орієнтаційної та фазової мюллер-матричної томографії у диференціації патології печінки пацієнтів / Н.І. Заболотна // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах. – 2015. – №1. – С. 144–150.

10. Fractal structure of 2D Mueller matrix images of biotissues / O.V. Angelsky et. al. *Ukrain Journal of Physical Optics*. 2004. Vol. 6(1). P.13–23.
11. Заболотна Н.І., Шолота В.В., Титула Д.Л. [Лазерна мюллер-поляриметрія для діагностики патологій печінки](#). *Молодь в науці: дослідження, проблеми, перспективи* : тези доп. Міжнар. наук.-практ. інтернет-конф. Вінниця, 2024. URL: <https://conferences.vntu.edu.ua/index.php/mn/mn2024/paper/view/21716>.
12. Луцик О.Д., Іванова А.Й., К. Кабак К.С. Гістологічний тлумачний словник. Львів : Вид-во Львів. медінституту, 1994. 320 с.
13. Гістологічні дослідження. URL: <https://medex.ua/gistologichne-doslidzhennya> (дата звернення 24.05.2024).
14. Сучасні методи вивчення біологічних об'єктів. URL: https://moodle.znu.edu.ua/pluginfile.php?file=/168155/mod_resource/content/1/%D0%9B%D0%95%D0%9A%D0%A6%D0%98%D0%AF%20%20%D0%BD%D0%B0%20%D1%81%D0%B0%D0%B9%D1%82.pdf (дата звернення 24.05.2024).
15. Дуболазов О. В. Багатофункціональна стокс-корелометрія поляризаційного-неоднорідних об'єктних полів оптично-анізотропних біологічних шарів: дис. ... докт. фіз.-мат. наук: 01.04.05./ Чернівецький національний університет. Чернівці, 2021. 383 с.
16. Заболотна Н.І., Павлов С.В., Шолота В.В. Моделі, методи та системи лазерної поляриметрії плазми крові для діагностики молочних залоз : монографія. Вінниця : ВНТУ, 2024. 145 с.
17. Тужанський С.Є., Лисенко Г.Л. Система лазерної відеополяриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних біотканин: Вінницький національний технічний ун-т. Вінниця, 2011. 156 с.
18. Заболотна Н.І., Левандовська Ю.Ю., Вербовета О.Д. Моделювання та аналіз мюллер-матричних зображень багатошарових полікристалічних мереж з детермінованими розподілами орієнтаційних та фазових

- параметрів. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2011. №1(21). С. 82–92.
19. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини / за ред. О.Г. Ушенка, Т.М. Бойчука. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2011. С. 112–221.
 20. Савенков С.М., Клімов О.С., Оберемок Є.А. Стокс-поляриметр на рідкокристалічних комірках: аналіз похибок. *Вісник Київського університету. Серія: фізико-математичні науки*. 2009. №1. С. 215–220.
 21. Клімов О.С. Адаптивна поляриметрія послідовного зондування однорідних анізотропних об'єктів: дис. ...канд. техн. наук: 01.04.05 / Клімов Олександр Сергійович. К., 2010. 186 с.
 22. Automatic detection and quantitative evaluation of skin hair follicles based on Mueller matrix polarimetry / Rui Hao et. al. *Proc. of SPIE*. Vol. 12382, 123820B.
 23. Embossed topographic depolarisation maps of biological tissues with different morphological structures / Volodimir A. Ushenko et. al. *Scientific Reports*. 2021. Vol. 11, Article number: 3871.
 24. Metrology of Nanostructures by Tomographic Mueller-Matrix Scatterometry / Chao Chen et. al. *Scientific Reports*. 2018. Vol. 8 (12). Article number: 2583.
 25. Mueller matrix microscope with a dual continuous rotating compensator setup and digital demodulation / Oriol Arteaga et. al. *Applied Optics*. 2014. Vol. 53. Issue10. Pp. 2236–2245.
 26. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. №1(25). С. 54–65.
 27. Заболотна Н.І. Статистична, кореляційна і фрактальна структура мюллер-матричних зображень багатошарових біологічних тканин. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2013. №2(26). С. 58–66.
 28. Заболотна Н. І., Бісікало О. В., і Шолота В. В. Підтримка прийняття рішень в системі поляризаційної зображальної діагностики гістологічних зрізів за

аналізом їх параметрів анізотропії, *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. № 2 (40). 2021, с. 29–40.

29. Заболотна Н.І. Похибки вимірювань референтних матриць Мюллера в системі мюллер-матричного картографування біологічних шарів . *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2015. №1 (29). С. 109 –117.
30. Заболотна Н.І. Інформативність систем поляризаційної фазової томографії у диференціації патології печінки. *Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах*. 2015. №2. С. 126 – 131.

(обов'язковий)

ПРОТОКОЛ
ПЕРЕВІРКИ КВАЛІФІКАЦІЙНОЇ РОБОТИ
НА НАЯВНІСТЬ ТЕКСТОВИХ ЗАПОЗИЧЕНЬ

Назва роботи: Система діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап

Тип роботи: Бакалаврська дипломна робота

Підрозділ: Кафедра біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Факультет інформаційних електронних систем
(кафедра, факультет)

Показники звіту подібності Unichesk

Оригінальність 96.91% Схожість 3.09%

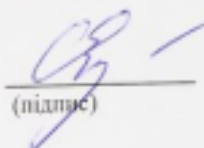
Аналіз звіту подібності (відмітити потрібне):

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

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

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

Особа, відповідальна за перевірку


(підпис)

Тужанський С.Є.
(прізвище, ініціали)

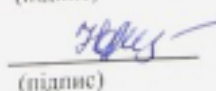
Ознайомлені з повним звітом подібності, який був згенерований системою Unichesk щодо роботи.

Автор роботи


(підпис)

Титула Д.Л.
(прізвище, ініціали)

Керівник роботи


(підпис)

Заболотна Н.І.
(прізвище, ініціали)

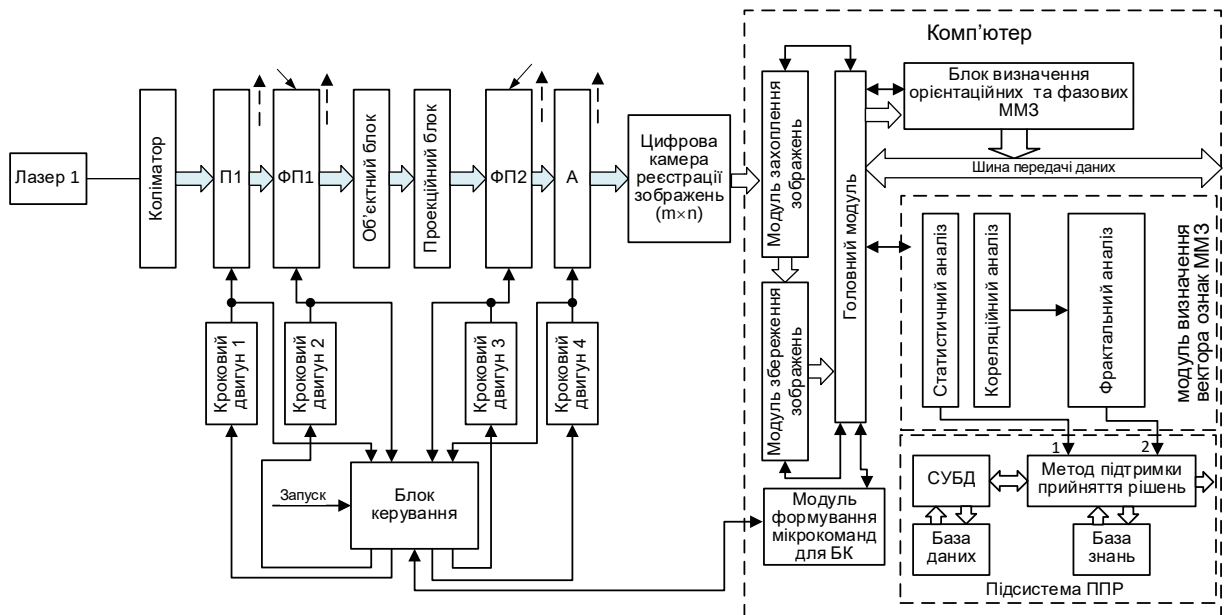
Додаток Б
(обов'язковий)

ГРАФІЧНА ЧАСТИНА

КОМП'ЮТЕРИЗОВАНА СИСТЕМА ДІАГНОСТИКИ ГІСТОЛОГІЧНИХ
ЗРІЗІВ ІЗ КОМП'ЮТЕРНИМ АНАЛІЗОМ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ МАП

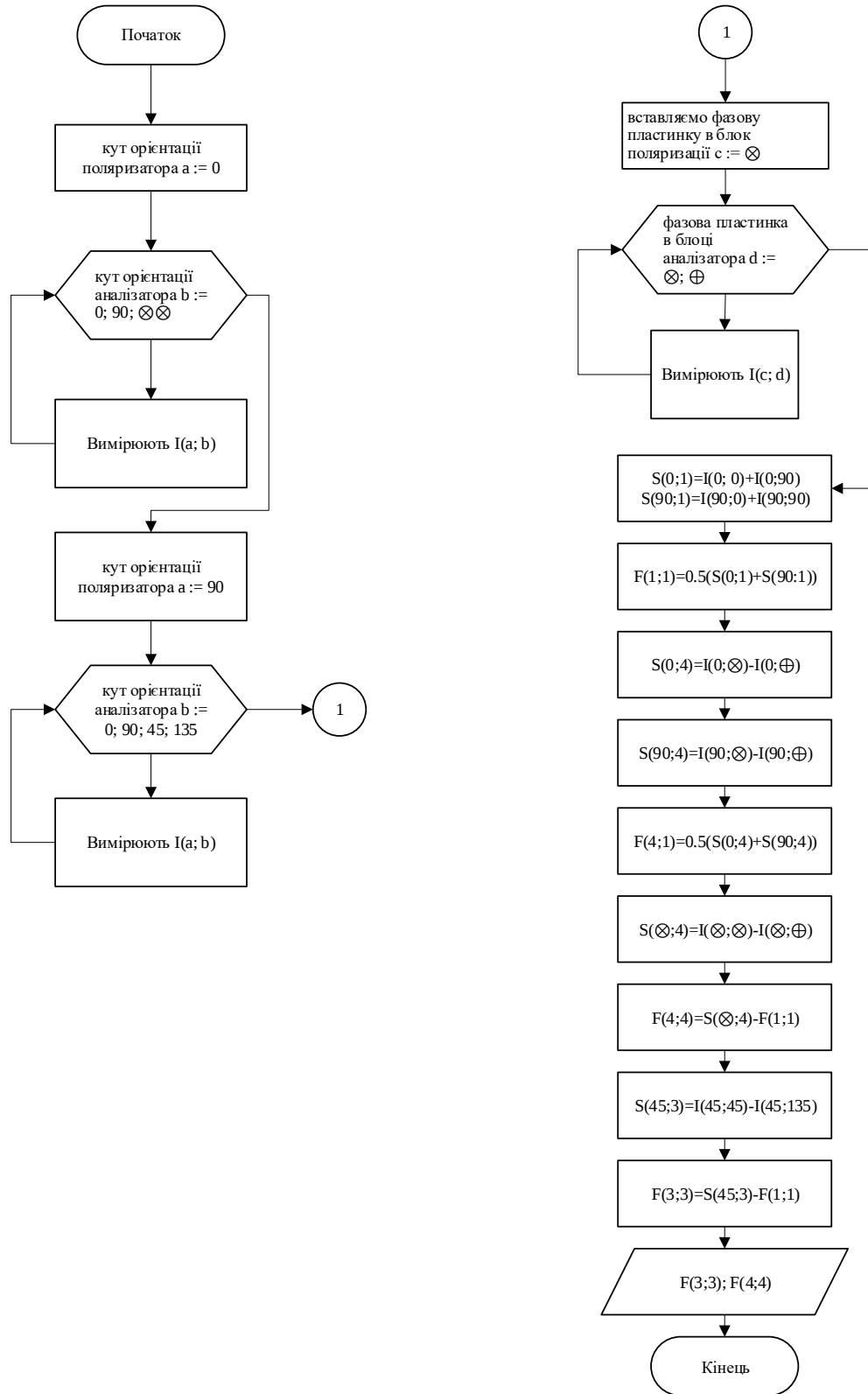
Додаток Б.1
(обов'язковий)

Схема структурна системи діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап



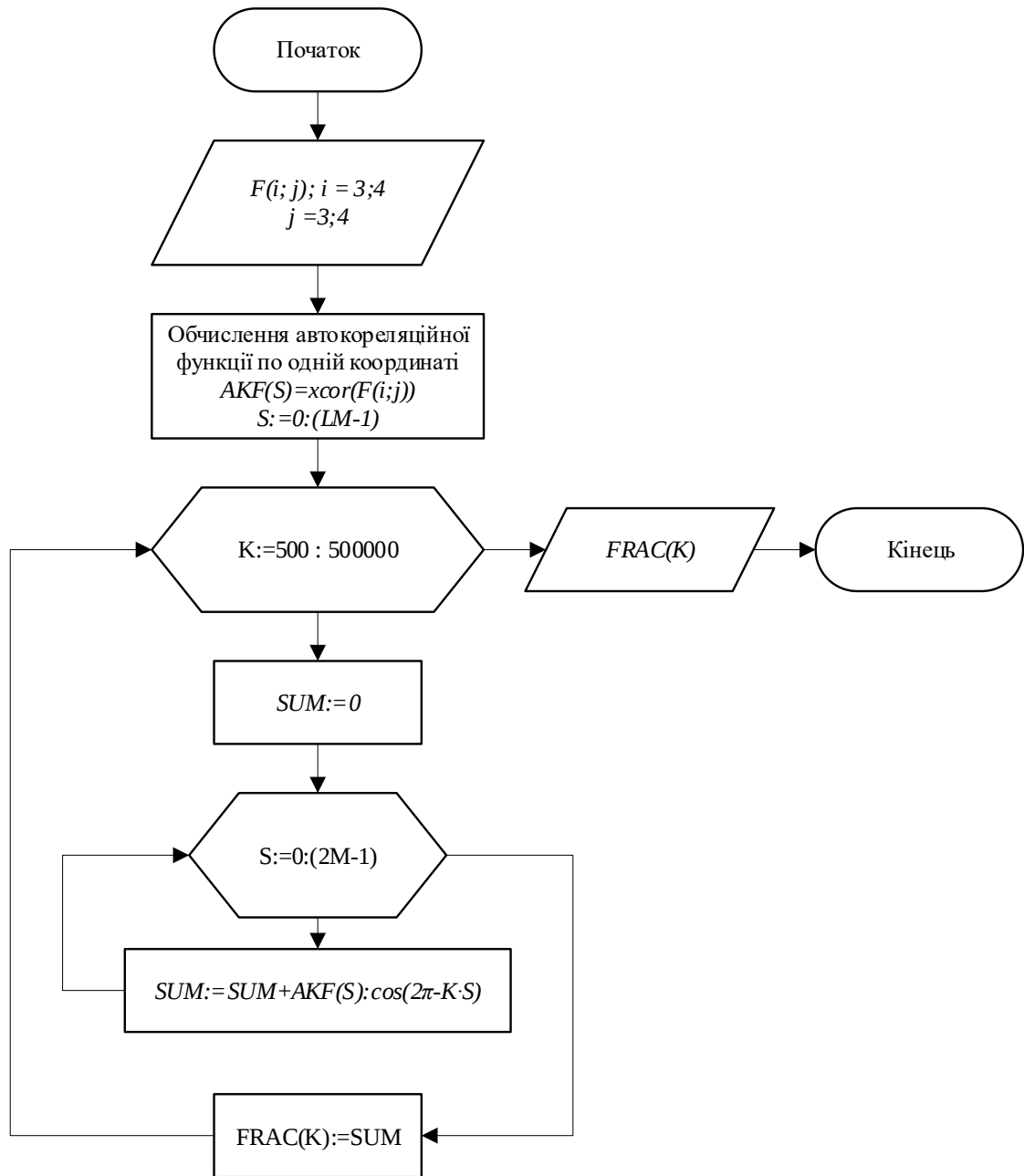
Додаток Б.2
(обов'язковий)

Блок-схема вимірювання орієнтаційних та фазових мюллер-матричних
зображень гістологічних зрізів в системі



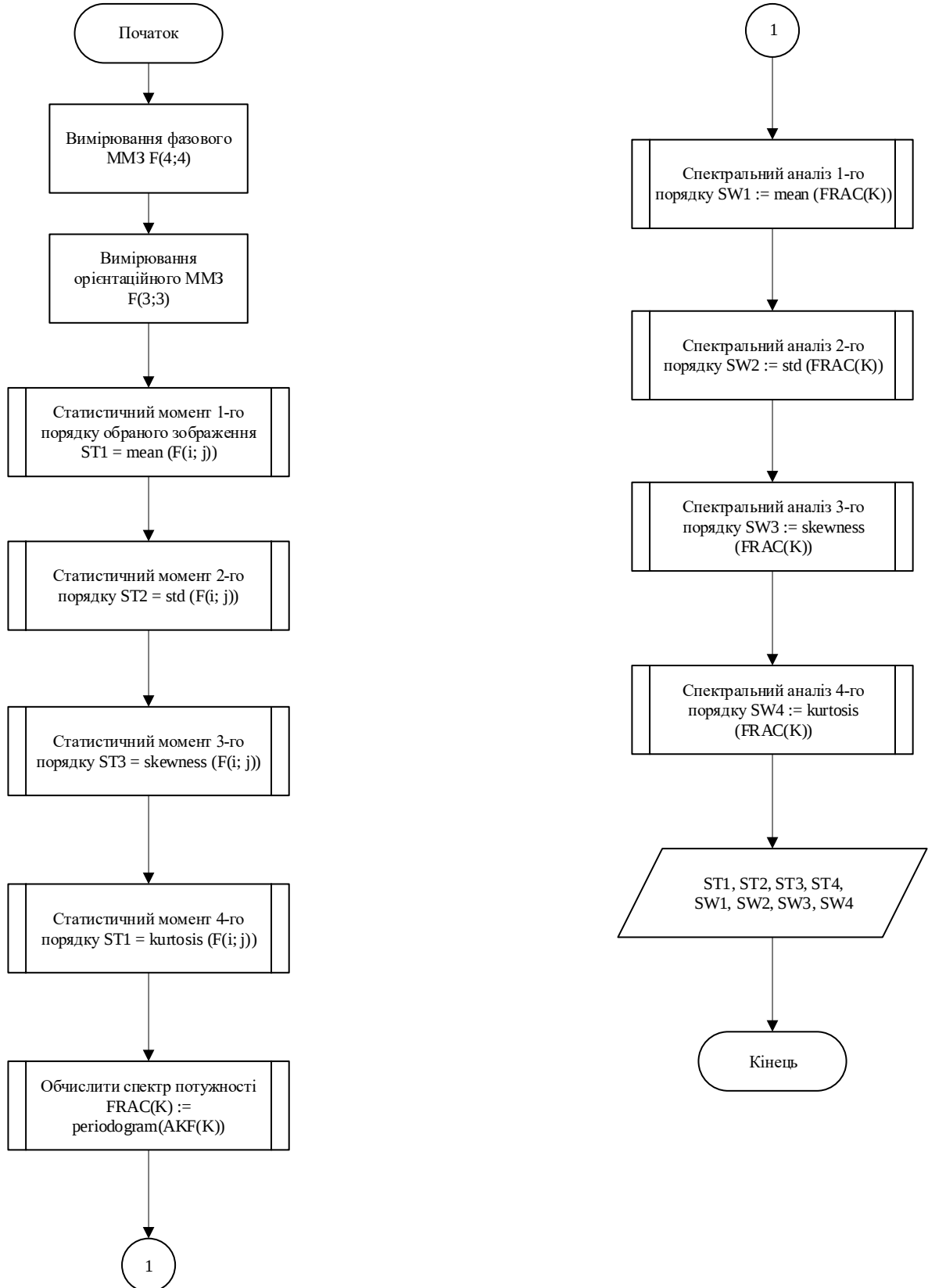
Додаток Б.3
(обов'язковий)

Блок-схема обчислення спектру потужності ММЗ



Додаток Б.4
(обов'язковий)

Схема автоматизованого комп'ютерного аналізу орієнтаційних та фазових
ММЗ в системі діагностики



Додаток В
(обов'язковий)

Карта пацієнта

Веб-додаток «карта пацієнта» для розробленої комп'ютеризованої системи діагностики гістологічних зрізів із комп'ютерним аналізом поляризаційних мап

Додаток В.1
(обов'язковий)
Карта пацієнта

Add information

Database queries

Database

Patient

Doctor

Hospital

Medical diagnosis

Numerical data

Додати нового пацієнта

Ім'я:
Олександр

Прізвище:
Македонський

Стать:
Чоловіча

Дата народження:
05.02.2014

Адреса:
Рим

Номер телефону:
380381237896

Додати

Заявит 1. Вивести інформацію про пацієнтів (ПІБ, Дата народження, стать, адреса, номер телефону), що проходив обстеження у конкретного лікаря.

Заявит 2. Вивести інформацію про лікарів (ПІБ, спеціалізація, кваліфікація, кабінет), що має конкретну спеціалізацію.

Заявит 3. Вивести інформацію про діагноз (Код МКХ, назва діагнозу, опис діагнозу), що був поставлений пацієнту (ПІБ, Дата народження, стать), який поставив лікар (ПІБ, спеціалізація, кваліфікація).

Заявит 4. Вивести інформацію про діагноз (Назва діагнозу, лікар, що поставив (Прізвище та ім'я лікаря), пацієнта з даним діагнозом (Прізвище та ім'я пацієнта та дату обстеження)), що були зроблені на основі аналізу даних певного пацієнта.

Заявит 5. Вивести дані обстежень (Дата обстеження, тип обстеження, назва показника, значення показника), що представлені для певного пацієнта (ПІБ, Дата народження, стать).

На головну

Select a Table

Choose a table:
Hospital

View

Content of Table Patient:

PatientID	Full_name_patient	Data_of_birth	Gender_patient	Address_patient	Phone_number_patient
40	Титула Дмитро Леонідович	2003-06-01	Чол.	м. Вінниця, вул. Каледика 98	+380973374540
41	Раченський Дмитро Леонідович	2002-11-10	Чол.	м. Вінниця, вул. Каледика 98	+380685480025
42	Бродячка Дар'я Сергіївна	2006-03-21	Жін.	м. Вінниця, площа Плеврелульє 5	+38093405965
43	Саворченко Сергій Олександрович	2006-08-05	Чол.	м. Вінниця, вул. Каледика 98	+38093405965
44	Скопуренко Дар'я Богданівна	2003-02-12	Жін.	м. Вінниця, вул. Каледика 17	+380509254786
45	Стороцький Максим Михайлович	2003-02-03	Чол.	м. Вінниця, вул. Вишняківська 52	+380982057586
46	Коваль Алла Валеріївна	1994-09-15	Жін.	м. Вінниця, вул. Струменська 9	+380668913347
47	Воруха Олександр Сергійович	2003-06-26	Чол.	м. Вінниця, вул. 600-річчя 15	+380679900561
48	Забарко Євгенія Дмитрівна	2006-12-23	Жін.	м. Вінниця, вул. Воляв Інтернаціоналістів 8	+380995461807
49	Остратенко Наталія Максимівна	1985-02-27	Жін.	м. Вінниця, проспект Юності 2	+380670053086
50	Красавеня КОС-205	2024-04-16	Жіночка	м. Хмельницький, Вінницька Область Вул. 1 Траєвія 17	0973374540
51	Oleguro Titula	2024-04-03	Чоловік	м. Хмельницький, Вінницька Область Вул. 1 Траєвія 17	0973374540
52	Олександр Македонський	2014-02-05	Чоловік	Рим	380381237896

На головну

Select a Table

Choose a table:
Hospital

View

Content of Table Medical_diagnosis:

DiagnosisID	PatientID	DoctorID	ICX_code	Name_diagnosis	Description_diagnosis
30	40	22	S82.7	Травма коліна та гомілки	Перелом м'яких тканин, вилічені м'які тканини
31	44	21	T21.3	Термічний опік	Опік третього ступеня з переданою шкірою
32	48	24	T13.6	Травматична ампутація нижньої кінцівки	Ампутація стопи
33	47	23	S40.0	Травма плеча та плечового поясу	Ушкодження плеча та плечового поясу
34	41	20	K29.7	Характерні стравоходу, шлунку та дванадцятипалої кишки	Алкогольний гастрит
35	46	24	S03.0	Вивих, розрив м'яких тканин або деформація суглоба та зв'язок голови	Вивих шийного
36	43	20	A05.1	Бактеріальні харчові отруєння	Ботулізм
37	49	22	S02.7	Перелом м'яких тканин та обличчя	Частковий перелом з заплутаними м'якими тканинами та обличчя
38	43	21	K22.3	Характерні стравоходу, шлунку та дванадцятипалої кишки	Перфорация стравоходу
39	42	23	S12.0	Перелом шиї	Перелом першого шийного хребця
40	40	27	S06	Травма голови	Відкритий перелом черепа
41	51	28	S06	Травма голови	Відкритий перелом черепа
42	51	28	S06	Травма голови	Відкритий перелом черепа

На головну