Вінницький національний технічний університет Міністерство освіти і науки України

> Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису

## КАРАСЬ ОЛЕКСАНДР ВОЛОДИМИРОВИЧ

УДК 681.7: 616-71

### **ДИСЕРТАЦІЯ**

# ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРИЧНА СИСТЕМА ДЛЯ АНАЛІЗУ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ПАТОЛОГІЙ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

Спеціальність 163 «Біомедична інженерія» Галузь знань 16 «Хімічна та біоінженерія»

Подається на здобуття ступеня доктора філософії

Дисертація містить результати власних досліджень. Використання ідей, результатів і текстів інших авторів мають посилання на відповідне джерело

\_\_\_\_\_ О.В. Карась

Науковий керівник:

Павлов Сергій Володимирович, доктор технічних наук, професор

#### АНОТАЦІЯ

*Карась О.В.* Відеополяриметрична система для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз. – Кваліфікаційна наукова праця на правах рукопису.

Дисертація на здобуття ступеню доктора філософії за спеціальністю 163 «Біомедична інженерія» (16 «Хімічна та біоінженерія»). Вінницький національний технічний університет, Вінниця, 2021.

Дисертаційна робота присвячена розв'язанню важливої науковопрактичної задачі підвищення достовірності діагностування патологій молочних залоз.

У результаті дисертаційного дослідження було вирішено актуальну задачу підвищення достовірності діагностування патологій молочних залоз шляхом застосування поєднання статистичного та кореляційного аналізу отриманих поляризаційних мап елементів матриці Джонса плівок плазми крові та диференціацією патологій на їх основі за допомогою системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій.

Проведено аналіз існуючих променевих, морфологічних та оптичних методів і засобів діагностування ракових захворювань. Встановлено, що для задач ранньої або скринінгової діагностики актуальним напрямком є оптичні не- або малоінвазивні методи та системи зображальної лазерної поляриметрії фазово-неоднорідних гістологічних зрізів біологічних тканин чи плівок біологічних рідин.

Досліджено неполяризаційні методи діагностики, та визначено, що основними недоліками даних систем є їх складність, недостатня дослідженість, та часто висока вартість необхідного обладнання.

Розглянуто методи мюллер-матричного відтворення анізотропних параметрів біологічних тканин та прямі методи реконструкції зазначених параметрів оптично тонких шарів при їх застосуванні в оцінюванні патологічних станів.

Визначено, що методика матриць Джонса є простішою за матриці

Мюллера, оскільки замість матриць 4х4 використовуються матриці 2х2. Внаслідок того, що Джонс-матрична поляриметрія працює в умовах слабко розсіяних середовищ зі збереженням поляризації, то саме її доцільно використати для плівок плазми крові.

Приведено порівняльний аналіз існуючих методик медичного діагностування онкопатологій з якого видно, що істотне покращення достовірності діагностування патологій вищевказаних методик зображальної лазерної поляриметрії можливе за рахунок інтелектуалізованого аналізу виміряних поляризаційних мап БР чи БТ з допомогою комп'ютерної системи підтримки прийняття рішень.

Інтелектуальний аналіз оптичних зображень на базі нейромережевих та інших підходів до технології поляризаційного діагностування патологічних станів біологічних тканин мають розширити можливості відеополяриметричних систем.

Удосконалено метод Джонс-матричного картографування плівок плазми крові людини для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом застосування методів Джонс-матричного картографування плівок плазми крові людини двох груп («норма» та «фіброаденома») із подальшим статистичним та кореляційним аналізом координатних розподілів елементів матриці Джонса, що дозволило підвищити достовірність діагностування патологічних змін у молочних залозах для скринінгових (доступніших і менш травматичних) досліджень.

Проаналізовано модельний підхід до опису оптично анізотропних середовищ біологічних об'єктів, у відповідності до якого біологічна рідина розглядаються як двокомпонентні аморфно-кристалічні біологічні структури, кристалічна компонента яких сформована сукупністю (мережею) кристалів альбуміну і глобуліну.

Розглянуто принципи роботи відеополяриметричної зображувальної системи для діагностування стану зображень плівок плазми крові, що базуються на основі оцінювання структурних змін за статистичним та кореляційним аналізом двовимірних розподілів елементів матриці Джонса.

Удосконалено метод та систему Джонс-матричного відтворення розподілів орієнтаційних та фазових параметрів біологічних рідин, що дозволяє поширити метод при застосуванні на реальні двокомпонентні біологічні структури. Це досягається за рахунок формування оптимального стану поляризації опромінюючого зразка лазерного пучка в кожному пікселі зображення реєструвальної камери та подальшою статистичною та кореляційною обробкою отриманих поляризаційних зображень.

Удосконалено архітектуру системи зображувальної поляриметрії шляхом додавання комп'ютеризованого блоку підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій для автоматизації та підвищення достовірності діагностування патологічних станів молочних залоз.

Проведено аналіз метрологічних характеристик відеополяриметричної системи аналізу зображень плівок плазми крові за допомогою референтних матриць лінійного поляризатора орієнтованого під кутом 0°, який показав, що величина абсолютної похибки виміряних елементів матриці Джонса лінійного поляризатора лежить в межах 0,03 – 0,089, що відповідають встановленим для таких систем вимогам.

Удосконалено архітектуру та алгоритмічне забезпечення відеополяриметричної системи для аналізу плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз за рахунок введення до архітектури блоку підтримки прийняття рішень, що дало можливість в автоматичному режимі проводити експериментальні дослідження.

Створено експериментальну установку відеополяриметричної системи для оцінювання зображень плівок плазми крові з можливістю аналізу отриманих поляризаційних мап та диференціації нозологій на основі непромережених технологій. Проведено комплексний аналіз виміряних двовимірних розподілів елементів матриці Джонса на основі статистичного та кореляційного підходів.

Наведено поляризаційні мапи плівок плазми крові, а також відповідні їм

елементи матриці Джонса та їх двовимірні та тривимірні гістограми розподілу.

Ha кореляційного основі аналізу виміряних статичного та поляризаційних мап плівок плазми крові сформовано базу даних інформативних ознак для подальшої диференціації нозологій за допомогою системи підтримки прийняття рішень. Розроблено програмний комплекс кореляційних заходів для обрахунку статистичних та показників досліджуваних зразків та формування бази даних для кожної з категорій отриманих поляризаційних зображень.

Проведено експериментальні дослідження відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз шляхом оброблення зразків плівок плазми крові представників контрольної групи зі станом «норма» молочних залоз (22 чол.) та групи «фіброаденома» молочних залоз (22 чол.). Визначено взаємозв'язок між зазначеними станами та набором величин статистичних та кореляційних моментів 1-4 порядків, які характеризують розподіли дійсних та уявних елементів матриці Джонса плівок плазми крові людини. Це дозволило сформулювати інформативні ознаки для методу диференціації.

Проведено кореляційний аналіз елементів матриці Джонса плівок плазми крові із визначення їх середніх характеристик та середньоквадратичних відхилень для двовимірних розподілів дійсних та уявних елементів матриці Джонса плівок плазми крові.

Обґрунтовано вибір правила для системи підтримки прийняття рішень, який базується на тому, що при даній кількості інформативних зразків найкраще підійдуть непромережені технології внаслідок достатньої точності, простоті та добре працює з числовими характеристиками.

Одержано інформаційну модель підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за Джонс-матричним картографуванням плівок плазми крові із застосуванням статистичного та кореляційного аналізу отриманих зображень для формування діагностичних ознак і диференціації патологій, що дало можливість мінімізувати невизначеність при оцінюванні таких змін.

Вперше сформовано базу даних при оцінюванні стану молочних залоз за Джонс-матричним картографуванням плівок плазми крові, що дозволило на основі застосування принципів нейромережевих технологій побудувати систему підтримки прийняття рішення для автоматизованого діагностичного процесу.

Визначено показники діагностичної ефективності відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні стану молочних залоз: за дійсними елементами матриці Джонса чутливість, специфічність та достовірність діагностування ( $S_e = 95\%$ ,  $S_p = 90\%$ ,  $A_c = 93\%$ ) вища за аналогічні показники уявних елементів матриці Джонса ( $S_e = 86\%$ ,  $S_p = 81\%$ ,  $A_c = 84\%$ ), які також задовольняють вимогам.

Розроблено метод підтримки прийняття рішень для діагностування патологій молочних залоз на основі статистичного та кореляційного аналізу поляризаційних зображень елементів матриці Джонса плівок плазми крові та подальша їх диференціація на стани: норма та патологія. Було визначено, що достовірність системи діагностування патологій молочних залоз було підвищено до 93%. Для полегшення роботи кінцевого користувача було розроблено GUI інтерфейс, який передбачає простоту та інтуїтивно-зрозуміле керування.

*Ключові слова*: медичне діагностування, біологічна рідина, відеополяриметрія, матриця Джонса, обробка біомедичних зображень, статистичний аналіз, кореляційний аналіз, система підтримки прийняття рішень, нейронна мережа.

#### ABSTRACT

*Karas O.V.* Videopolarimetric system for analysis of blood plasma films images in the assessment of mammary glands pathologies. - Qualifying scientific work on the rights of the manuscript.

Dissertation for the degree of Doctor of Philosophy in specialty 163

"Biomedical Engineering" (16 "Chemical and Bioengineering"). Vinnytsia National Technical University, Vinnytsia, 2021.

The dissertation is devoted to solving an important scientific and practical problem of increasing the reliability of diagnosing breast pathologies.

As a result of the dissertation research the urgent problem of increasing the reliability of diagnosing pathologies of mammary glands by combining statistical and correlation analysis of polarization maps of Jones matrix elements of blood plasma films and differentiation of pathologies based on them using a decision support system based on neural network technologies was solved.

The analysis of existing radiological, morphological and optical methods and means of diagnosing cancer is carried out. It is established that optical non- or minimally invasive methods of imaging laser polarimetry of phase-inhomogeneous histological sections of biological tissues or films of biological fluids are relevant for the tasks of early or screening diagnostics.

Non-polarization diagnostic methods have been studied, and it has been determined that the main disadvantages of these systems are their complexity, insufficient research, and often high cost of the necessary equipment.

Methods of Mueller-matrix reproduction of anisotropic parameters of biological tissues and direct methods of reconstruction of these parameters of optically thin layers at their application in assessment of pathological conditions are considered.

It is determined that the Jones matrix technique is simpler than the Mueller matrix, because 2x2 matrices are used instead of 4x4 matrices. Due to the fact that Jones matrix polarimetry works in conditions of weakly scattered media with the preservation of polarization, it is advisable to use it for blood plasma films.

A comparative analysis of existing methods of medical diagnosis of oncopathology is shown, which shows that a significant improvement in the reliability of diagnosing pathologies of the above methods of imaging laser polarimetry is possible by analyzing the measured polarization maps BR or BT using a computer decision support system. Intelligent analysis of optical images based on neural network and other approaches to the technology of polarization diagnosis of pathological conditions of biological tissues should expand the capabilities of video polarimetric systems.

The method of Jones-matrix mapping of human plasma films for estimating pathological changes of mammary glands by applying Jones-matrix mapping of human plasma films of two groups ("norm" and "fibroadenoma") was improved, followed by statistical and correlation analysis of Jones matrix coordinate distributions. Which allowed to increase the reliability of diagnosing pathological changes in the mammary glands for screening (more accessible and less traumatic) studies.

A model approach to the description of optically anisotropic media of biological objects is analyzed, according to which biological fluid is considered as two-component amorphous-crystalline biological structures, the crystalline component of which is formed by a set (network) of albumin and globulin crystals.

The principles of operation of the video-polarimetric imaging system for diagnosing the state of images of blood plasma films based on the assessment of structural changes by statistical and correlation analysis of two-dimensional distributions of Jones matrix elements are considered.

The method and system of Jones-matrix reproduction of distributions of orientation and phase parameters of biological fluids have been improved, which allows extending the method when applied to real two-component biological structures. This is achieved by forming the optimal state of polarization of the irradiating sample of the laser beam in each pixel of the image of the recording camera and subsequent statistical and correlation processing of the obtained polarization images.

The architecture of the imaging polarimetry system has been improved by adding a computerized decision support unit based on neural network technologies to automate and increase the reliability of diagnosing pathological conditions of the mammary glands.

The analysis of metrological characteristics of videopolarimetric system of

analysis of images of blood plasma films by means of reference matrices of the linear polarizer oriented at an angle of 0 °, which showed that the size of absolute error of the measured elements of a Jones matrix of a linear polarizer 0,03 - 0,089 lies in systems requirements.

The architecture and algorithmic support of the video-polarimetric system for the analysis of blood plasma films in the assessment of mammary gland pathologies have been improved due to the introduction of a decision support unit into the architecture, which made it possible to conduct experimental studies in an automated mode.

An experimental setup of a video-polarimetric system for evaluating images of blood plasma films with the possibility of analyzing the obtained polarization maps and differentiation of nosologies on the basis of non-interleaved technologies has been created. A comprehensive analysis of the measured two-dimensional distributions of the elements of the Jones matrix based on statistical and correlation approaches.

Polarization maps of blood plasma films are given, as well as the corresponding elements of the Jones matrix and their two-dimensional and three-dimensional distribution histograms.

Based on the static and correlation analysis of the measured polarization maps of blood plasma films, a database of informative features was formed for further differentiation of nosologies with the help of the decision support system. A software package of measures for calculation of statistical and correlation indicators of the studied samples and formation of a database for each of the categories of the obtained polarization images has been developed.

Experimental studies of the videopolarimetric system for the analysis of blood plasma films in the assessment of mammary gland pathologies by processing samples of blood plasma films of the control group with the state of "normal" mammary glands (22 people) and the group "pathology" of mammary glands (22 people). The relationship between these states and a set of values of statistical and correlation moments of 1-4 orders, which characterize the distributions of real and imaginary elements of the Jones matrix of human blood plasma films, is determined. This allowed us to formulate informative features for the method of differentiation.

The choice of the rule for the decision support system is justified, which is based on the fact that with a given number of informative samples, uninterrupted technologies are best suited due to sufficient accuracy, simplicity and work well with numerical characteristics.

An information model of decision support in assessing the state of the mammary glands by Jones-matrix mapping of blood plasma films using statistical and correlation analysis of the obtained images to form diagnostic features and differentiate pathologies, which minimized uncertainty in assessing such changes.

For the first time, a database for assessing the condition of the mammary glands by Jones-matrix mapping of blood plasma films was formed, which allowed to build a decision support system for automated diagnostic process based on the application of the principles of neural network technologies.

The indicators of diagnostic efficiency of the video-polarimetric system for the analysis of images of blood plasma films in assessing the condition of the mammary glands: the actual elements of the Jones matrix sensitivity, specificity and reliability of diagnosis ( $S_e = 95\%$ ,  $S_p = 90\%$ ,  $A_c = 93\%$ ) are higher than imaginary elements of the Jones matrix ( $S_e = 86\%$ ,  $S_p = 81\%$ ,  $A_c = 84\%$ ), which also meet the requirements.

A method of decision support for the diagnosis of pathologies of the mammary glands based on statistical and correlation analysis of polarization images of the elements of the Jones matrix of blood plasma films and their subsequent differentiation into states: norm and pathology. It was determined that the reliability of the system for diagnosing pathologies of the mammary glands was increased to 93%. To facilitate the work of the end user, a GUI interface has been developed that provides simplicity and intuitive management.

*Key words*: medical diagnosis, biological fluid, video polarimetry, Jones matrix, biomedical image processing, statistical analysis, correlation analysis, decision support system, neural network.

### СПИСОК ОПУБЛІКОВАНИХ ПРАЦЬ ЗА ТЕМОЮ ДИСЕРТАЦІЇ

[1] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Багатопараметричне джонсматричне картографування плівок плазми крові при діагностуванні патологічних станів молочних залоз", *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, т. 1, вип. 38, с. 10-15, 2017.

[2] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Метод та система Джонсматричного картографування плівок плазми крові при патологіях молочних залоз" *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 31, с. 47– 54, 2016.

[3] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, and O. V. Karas, "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes", *Proceedings of SPIE*, vol. 10612 SPIE, pp. 106121P-1-106121P-9, 2018.

[4] S. V. Pavlov, O. V. Karas, and V. V. Sholota "Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects", *Proceedings of SPIE*, vol. 10750, pp. 107500N-1-107500N-8, September. 2018.

[5] О. В. Карась, Н. І. Заболотна, та С. В. Павлов, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичного діагностування", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 39, т. 1, с. 38–44, Січень. 2021.

[6] O. Karas, S. Pavlov, and N. Zabolotna, "Optical electronic system for analysis of blood plasma films polarization maps", *Journal of science*. *Lyon*, №17, pp. 28–32, 2021.

[7] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, О. В. Карась, та К. О. Радченко, "Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонсматричними мапами плазми крові людини", № и 2018 12519, заявл. 17.12.2018, опубл. 25.07.2019, Бюл. № 14.

[8] Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Визначення інформативності ознак Мюллер-матричної томографії", на *XLV Науково-технічній конференції*  факультету комп'ютерних систем та автоматики, Вінниця, 2016.[Електронний ресурс].Режим доступу:https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/10998/1084.pdf?sequence=3.

[9] Н. І. Заболотна, К. О. Радченко та О.В. Карась, "Інтелектуалізована система Джонс-матричного картографування плівок плазми крові для діагностики молочних залоз", на *XLVI Науково-технічній конференції факультету комп'ютерних систем і автоматики*, Вінниця, 2017. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/17397/2527.pdf?sequence=3.

[10] С. В. Павлов, Н. І., Заболотна, та О. В. Карась, "Система для діагностування патологій молочних залоз за джонс-матричним картографуванням плівок плазми крові", на XLVII Науково-технічній конференції факультету інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем, 2018. Вінниця. [Електронний pecypc]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/20959/5293.pdf?sequence=3.

[11] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Processing and analysis of images in the intellectualized laser polarimetry system of biological objects", на *XLVII Науково-технічній конференції Інституту соціально- гуманітарних наук*, Вінниця, 2018. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/20199/4308.pdf?sequence=3.

[12] С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Оброблення та аналіз зображень в мультифункціональній інтелектуалізованій системі лазерної поляриметрії біологічних об'єктів", на *XLVIII Міжнародній науковопрактичній конференції Застосування лазерів у медицині та біології*, Харків, 2018, с. 176-177.

[13] С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Мультифункціональна інтелектуалізована система лазерної поляриметрії", in *VIII International Conference on Optoelectronic Information Technologies* "PHOTONICS-ODS 2018", Вінниця, 2018 с. 130-131.

[14] С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Аналіз результатів роботи системи

джонс-матричного картографування біологічних тканин", на XLVIII Науковотехнічній конференції факультету інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем, Вінниця, 2019. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/27003/7649.pdf?sequence=3.

[15] С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Аналіз типів нейромереж для системи підтримки прийняття рішень", на *XLIX науково-технічній конференції підрозділів ВНТУ*, Вінниця, 2020. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/29204/9206.pdf?sequence=3.

[16] О. В. Карась, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичної діагностики" in *IX International Conference on Optoelectronic Information Technologies "PHOTONICS-ODS* 2020", Вінниця, 2020, *c.52-53*.

## **3MICT**

Перелік умовних позначень та скорочень 17
ВСТУП 18
РОЗДІЛ 1 АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ
ОНКОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ
1.1 Неполяризаційні методи діагностики 26
1.1.1 Променеві методи дослідження 26
1.1.2 Морфологічні методи дослідження 28
1.2 Загальна класифікація оптичних методів діагностики біологічних тканин
і рідин 31
1.2Аналіз матричних методів опису поляризаційних властивостей
біотканин
1.4 Системи автоматизованої спектрополяриметрії та відеополяриметрії 37
1.5 Висновки до 1 розділу 53
РОЗДІЛ 2 МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРИЧНО
СИСТЕМИ ДЛЯ АНАЛІЗУ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ ПРИ
ОЦІНЮВАННІ ПАТОЛОГІЙ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ 55
2.1 Оптична модель плівок плазми крові 55
2.2 Джонс-матричний формалізм для поляризаційного аналізу плівок плазми
крові
2.3 Архітектура та алгоритм системи визначення елементів матриці Джонса
плівок плазми крові
2.4 Статистичний та кореляційний аналіз двовимірних розподілів елементів
матриці Джонса плівок плазми крові70
2.5 Аналіз метрологічних характеристик системи 72
2.6 Висновки до 2 розділу 74
РОЗДІЛ 3 ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА РЕАЛІЗАЦІЯ
ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРИЧНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ АНАЛІЗУ ЗОБРАЖЕНИ

15
ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ПАТОЛОГІЙ МОЛОЧНИХ
ЗАЛОЗ
3.1 Опис лабораторної установки системи для аналізу плівок плазми
крові77
3.2 Експериментальне визначення уявних та дійсних елементів матриці
Джонса плівок плазми крові при «нормі» та «патології»
3.3 Статистичне та кореляційне оцінювання виміряних елементів матриці
Джонса плівок плазми крові при патологіях молочної залози
Висновки до 3 розділу
РОЗДІЛ 4 РОЗРОБКА ТЕХНОЛОГІЇ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ
НА ОСНОВІ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ 101
4.1 Обгрунтування вибору системи підтримки прийняття рішень та типу
нейронної мережі 101
4.1.1 Дискримінантний аналіз 102
4.1.2 Дерево рішень 103
4.1.3 Нечітка логіка 105
4.1.4 Системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих
технологій 106
4.2 Вибір параметрів нейронної мережі, навчання та результати роботи
системи підтримки прийняття рішень 109
4.4 Розробка графічного інтерфейсу 119
4.5 Оцінювання достовірності класифікації відеополяриметричної системи
для аналізу зображень плівки плазми крові при оцінюванні патологій
молочних залоз121
4.4 Висновки до 4 розділу 123
ВИСНОВКИ
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ 128
ДОДАТКИ145
Додаток А Акти впровадження результатів досліджень 146

Додаток Б Структурна схема відеополяриметричної системи для аналізу
зображень плівок плазми крові 148
Додаток В Блок-схема алгоритму визначення елементів матриці Джонса 149
Додаток Г Структура нейронної мережі 152
Додаток Д База даних для навчання нейронної мережі 153
Додаток Е Приклад сформованих дійсних елементів матриці Джонса
довільних зразків плівок плазми крові 154
Додаток Ж Список публікацій здобувача за темою дисертації 159

### ПЕРЕЛІК УМОВНИХ ПОЗНАЧЕНЬ ТА СКОРОЧЕНЬ

- УЗД ультразвукова діагностика
- ФДТ фотодинамічна терапія
- МРТ магнітно-резонансна томографія
- БД база даних
- БТ біотканина
- БР біологічна рідина
- МЗ молочна залоза
- ОВ оптичне випромінювання
- ДМЗ Джонс-матричні зображення
- СППР система підтримки прийняття рішення

#### ВСТУП

#### Обґрунтування вибору теми дослідження.

Лазерна зображальна поляриметрія на сьогоднішній день € інноваційною досить перспективною технологією медичного та діагностування [1] – [30], що дозволяє отримувати інформацію про поляризаційні та анізотропні характеристики як самого біологічного об'єкта, так і розсіяного ним оптичного випромінювання, тим самим підвищуючи інформативність та достовірність діагностичних методів дослідження біологічних тканин та рідин.

Відповідно до даних Центра Медичної статистики МОЗ України за 2019 рік в Україні, згідно із формою №7 звіту про захворюваність на злоякісні новоутворення, було виявлено понад 136 тисяч хворих на злоякісні новоутворення різної важкості та типів, із них понад 14 тисяч хворих на захворювання молочної залози [31]. Тому раннє діагностування патологічних змін є першочерговою задачею для запобігання важких ступенів хвороб.

Під час аналізу поля оптичного випромінювання, що розсіюється біологічним об'єктом, у порівнянні із зондуючим випромінюванням, отримується більше інформації про його поляризаційні, фотометричні, спектральні, параметри, які стають надалі інформативними параметрами про біохімічну, морфологічну, оптико-анізотропну структуру біологічного об'єкту [3] – [6].

В цьому сенсі методи оптики біотканин, які базуються на аналізі взаємодії з ними поляризованого випромінювання, останнім часом привертають все більшу увагу.

Взаємодія монохроматичного поляризованого світла із детермінованими об'єктами математично описується відомими матричними методами (вектори Стокса, матриці Джонса/Мюллера), кожен з яких за певних обмежень можна застосовувати для дослідження біотканин.

Найбільшого розповсюдження набули методи та системи діагностики біологічних тканин на основі стокс [3] – [6], [32] та мюллер-поляриметрії[8] – [10]. Так, в роботах Савенкова С.М. [8], [33] розглянуто теоретикоекспериментальні основи поляриметрії високої інформативної здатності, які виражаються в значному динамічному діапазоні (5-6 порядків) вимірюваних компонент вектора Стокса та елементів матриці Мюллера досліджуваного об'єкта, в тому числі й живих біологічних тканин, що покладені в основу їх подальшої класифікації.

В той же час, д.т.н., проф. Ушенко О.Г., д.т.н., проф. Заболотною Н. I. розроблено методи та системи поляризаційної і мюллер-матричної діагностики біологічних тканин і рідин із застосуванням комплексного статистичного, кореляційного і фрактального аналізів розподілів значень їх поляризаційних і мюллер-матричних параметрів [3] – [6], [9], [34], [35]. Це дозволило отримати спосіб ранньої діагностики і диференціації стадії раку молочної залози [36] шляхом виявлення патологічних змін на лазерних зображеннях гістологічних зрізів та статистичного аналізу змін спектрів потужності поляризаційних розподілів їх зображень.

Проте висока травматичність способу не дозволяє його ефективно застосовувати на ранніх стадіях захворювання у порівнянні із методами діагностики патологічних змін молочних залоз за лазерною поляриметрією плазми крові [37] – [40].

Вченими ВНТУ попередньо вивчалось практичне застосування окремих методів та систем лазерної поляриметрії біологічних тканин та рідин для діагностики молочних залоз шляхом поляризаційного картографування та фазометрії плівок плазми крові із подальшим статистичним оцінюванням отриманих розподілів [37] – [39].

В цих випадках задіяно далеко не всі потенціальні можливості багатопараметричної лазерної поляриметрії, зокрема при відтворенні орієнтаційно-фазових параметрів структури плазми крові за методами матриць Джонса [41], що ефективно може застосовуватись для досліджень в прозорих середовищах, де практично немає втрати поляризації.

Також варто відзначити, що Джонс-матричні елементи однорідних

середовищ, до яких і відносяться оптично тонкі плівки плазми крові, не містять надлишкової інформації – чотири комплексних елемента матриці містять вісім параметрів, жоден із яких не є функцією іншого, а також є інформативними показниками самого об'єкта, а не поля випромінювання розсіяного плівками плазми крові.

З іншого боку, розвиток сучасних інформаційних висуває вимоги до систем діагностування біологічних об'єктів, зокрема сприяє розвитку автоматизованої підтримки прийняття рішень на основі аналізу отриманих діагностичних даних. Пошук нових підходів до створення більш досконалих автоматизованих засобів лазерної поляриметрії плівок плазми крові для діагностування патологій молочних залоз є важливою і актуальною задачею сьогодення.

Таким чином, актуальність дослідження зумовлена необхідністю пошуку нових та удосконалення існуючих методів і систем лазерної поляриметрії плівок плазми крові для оцінювання патологічних змін у молочних залозах, що дозволить досягти високого рівня достовірності діагностування.

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

Тематика роботи відповідає пріоритетним напрямкам розвитку науки в Україні. Робота виконувалась відповідно до плану наукових досліджень Вінницького національного технічного університету за держбюджетною темою «Інтелектуалізована система зображувальної поляриметрії для оцінювання патологічних станів біологічних тканин, прикладне дослідження» (Шифр 30-Д-392 № державної реєстрації 0118U000207 2018р.).

#### Мета і завдання дослідження.

Мета роботи – підвищення достовірності діагностування системи двовимірної лазерної поляриметрії для оцінювання патологічних змін молочних залоз шляхом застосування методів поляризаційного Джонсматричного картографування плівок плазми крові людини в поєднанні із статистичним та кореляційним аналізом отриманих зображень та диференціацією патологій за допомогою системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій.

Для досягнення поставленої мети необхідно було вирішити такі завдання:

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

2. Удосконалити метод діагностування патологій молочних залоз за плівками плазми крові людини шляхом застосування методів Джонсматричного відеополяриметричного картографування плазми крові людини із наступним статистичним та кореляційним аналізом отриманих розподілів.

3. Удосконалити архітектуру та алгоритмічне забезпечення відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз.

4. Провести експериментальні дослідження дійсних та уявних елементів матриці Джонса плівок плазми крові двох груп пацієнтів з фізіологічними станами «норма», «фіброаденома» та визначити їх взаємозв'язок із відповідними статистичними та кореляційними моментами 1- 4 го порядку для виявлення інформативних ознак діагностування.

5. Розробити математичну модель підтримки прийняття рішень в відеполяриметричній системі для аналізу зображень плівок плазми крові на основі нейромережевих технологій при діагностуванні патологій молочних залоз.

6. Оцінити достовірність діагностування відеполяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові для оцінювання патологій молочних залоз.

**Об'єкт дослідження** – процеси вимірювання та аналізу поляризаційних та анізотропних параметрів плівок плазми крові людини з подальшим

діагностуванням на їх основі патологічних змін молочних залоз.

Предмет дослідження – методи та відеополяриметрична система для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз.

Методи дослідження: методи прикладної оптики для аналізу стану поляризації поля, розсіяного біологічним об'єктом, при опроміненні його лазерним поляризаційним випромінюванням, методи системного аналізу, методи статистичного аналізу двовимірних розподілів випадкових параметрів поляризації, методи розробки штучних нейронних мереж для визначення структури та параметрів нейронних мереж, методи нейромережевих технологій для оцінювання патологічних змін біологічних об'єктів, метод матриці похибок для оцінювання класифікації. Обробка результатів експериментальних досліджень проводилась у пакеті прикладних програм MATLAB 2015a.

#### Наукова новизна отриманих результатів.

1. Вперше одержано інформаційну модель підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за Джонс-матричним картографуванням плівок плазми крові із застосуванням статистичного та кореляційного аналізу отриманих зображень для формування діагностичних ознак і диференціації патологій, що дало можливість мінімізувати невизначеність при оцінюванні таких змін.

2. Вперше знайдено взаємозв'язки між набором статистичних і кореляційних моментів, які характеризують координатні розподіли Джонс-матричних зображень плівок плазми крові людини та фізіологічними станами «норма», «фіброаденома» молочних залоз.

3. Удосконалено метод Джонс-матричного картографування біологічних шарів, в якому отримані Джонс-матричні зображення плівок плазми крові людини піддаються статистичному і кореляційному аналізу із подальшою диференціацією на основі нейромережевих технологій, що дозволило підвищити достовірність діагностування до 93%.

#### Практичне значення отриманих результатів.

1. Вдосконалено відеполяриметричну систему для аналізу зображень плівок плазми крові у комплексі із їх статистичним та кореляційним аналізом, що дозволяє визначати принципи вдосконалення поляризаційних систем у різноманітних галузях застосування медичної практики.

2. Розроблено алгоритмічне забезпечення відеполяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові, яка може бути використана у скринінгових дослідженнях патологій молочних залоз з метою раннього виявлення пацієнтів з підвищеним ризиком ракового захворювання або хворих на рак.

Розроблено базу інформативних ознак, що містить значення 3. діапазонів статистичних та кореляційних моментів мап уявних та дійсних елементів матриць Джонса плівок плазми крові, які відповідають фізіологічним станам «норма», «фіброаденома» молочних залоз, що дозволило на основі нейромережевих технологій вивести правила прийняття рішення для автоматизованого діагностичного процесу.

Особистий внесок здобувача. Особисто автором отримано математичні моделі підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за картографуванням Джонс-матричним плазми крові із застосуванням статистичного та кореляційного аналізу отриманих зображень. Особистий внесок здобувача у роботах, отриманих у співавторстві, такий: проведення експериментальних досліджень мазків плазми крові та статистичне оцінювання дійсних елементів матриці Джонса [54], [125], [131], визначення інформативності ознак мюллер-матричної томографії [55], Джонс-матричне моделювання оптико-анізотропних властивостей плівок плазми крові людини [54], [121], [122], [125], [126], [131], [132] статистичний та кореляційний аналіз поляризаційних мап [125], сформовано критерії диференціації оптичних властивостей плівок плазми крові з «нормою» та «патологією» молочної залози [145], Запропонував спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози [122], обробка і аналіз зображень в диференціації патологічних змін [130], диференціація патологій на основі правил нечіткої логіки [131], розробка моделі штучної нейронної мережі для системи підтримки прийняття рішень [131], [149], [150], аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень [149], [150], [152], Сформував базу даних для навчання нейронної мережі [150], [152], .

Апробація матеріалів дисертації. Основні наукові та практичні результати отримані в дисертаційній роботі були представлені на таких наукових семінарах та міжнародних і всеукраїнських конференціях: «Регіональна науково-технічна конференція професорсько-викладацького складу, співробітників та студентів університету з участю працівників організацій науково-дослідних та інженерно-технічних працівників підприємств м. Вінниці та області (м. Вінниця, Україна, 2013, 2015, 2016, 2020), "PHOTONICS-ODS 2018, 2020" (м. Вінниця, Україна, 2015, 2018, 2020), Науково-технічна конференція факультету комп'ютерних систем та автоматики (м. Вінниця, Україна, 2016, 2017), XLVII Науково-технічна конференція факультету інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем (м. Вінниця, Україна, 2018, 2019), Науково-технічна конференція Інституту соціально-гуманітарних наук (м. Вінниця, Україна, 2018), "Застосування лазерів у медицині та біології" (М. Харків, Україна, 2018), "PHOTONICS-ODS 2018", (м. Вінниця, Україна, 2018), SPIE Optical Engineering + Applications (м. Сан Дієго, США, 2018), International Conference on Correlation Optics (м. Чернівці, Україна, 2017).

Публікації. Основні результати дисертаційної роботи було викладено у 16 наукових працях, у тому числі 6 статтях у наукових фахових виданнях (з них 3 у виданні іноземних держав; 3 у виданнях України, що включені до міжнародних науко метричних баз), 1 свідоцтво про реєстрацію авторського права, 9 тезах доповідей в збірниках матеріалів конференцій. Структура та обсяг дисертації. Дисертаційна робота складається зі вступу, чотирьох розділів основної частини, що містять 45 рисунків і 9 таблиць, висновків, списку використаних джерел (152 найменувань) та 7 додатків. Загальний обсяг дисертації складає 161 сторінку, з яких основний зміст викладено на 109 сторінках.

#### **РОЗДІЛ 1**

# АНАЛІЗ МЕТОДІВ ТА СИСТЕМ ДІАГНОСТИКИ ОНКОЛОГІЧНИХ ЗАХВОРЮВАНЬ

#### 1.1 Неполяризаційні методи діагностики

#### 1.1.1 Променеві методи дослідження

Проблема онкологічних захворювань є одній з пріоритетних в сучасній медицині. Онкологічна патологія - одна з основних причин смертності в світі. По темпах її поширення серед населення Україна займає друге місце в Європі (за останніх 10 років - зростання на 25%). Найважливішою в лікуванні раку є своєчасна діагностика [31]. Лише правильно і вчасно діагностувавши хворобу, можна вибрати оптимальний спосіб боротьби з онкологією конкретного виду. Для цього використовують безліч всіляких методів діагностики захворювань. Комплексне обстеження організму для раннього виявлення раки передбачає проведення специфічних і неспецифічних аналізів (лабораторні, генетичні і ін.), у тому числі цитологічні та гістологічні дослідження зразка БТ (біопсію).

Існуючі методи променевої діагностики можливо згрупувати наступним чином:

- рентгенологічний;
- радіонуклідний;
- магнітно-резонансний
- ультрасонографічний.

Варто відзначити, що у рентгенології [42], [43] для того, щоб отримати диференційоване зображення органів чи тканин відбувається штучне контрастування їх за допомогою введення в організм речовин, що поглинають рентгенівське випромінювання сильніше або слабше за досліджуваний об'єкт [44]. Також одним із типів рентгенології є рентгенографія, різниця яких полягає в тому, що зображення об'єкта формується та зберігається на твердому носії, зазвичай – рентгенівська плівка [45].

Ще однією методикою рентгенології є флюорографія. Мале зображення досліджуваного об'єкта та досить велике променеве навантаження при традиційній флюорографії зумовили відмову від неї в країнах Європейської спільноти [42].

Варто відзначити, що процедура магнітно-резонансної томографії має вагомі протипоказання, тому абсолютно не підходить для деяких людей: наявність кардіостимулятора, феромагнітні або електронні імпланти середнього вуха, великі металеві імпланти, феромагнітні уламки, кровозупиняючі кліпси судин головного мозку [46].

До основних переваг відносять неінвазивність, нешкідливість, на відміну від рентгенівського випромінювання, тривимірні зображення, рідка потреба у використанні контрасту, мала кількість артефактів, можливість вивчення динамічних процесів.

До недоліків належать – відносно великий час отримання зображень, що може призвести до виникнення артефактів від рухів людини, досить висока вартість обладнання, спеціальні вимоги до приміщень медичних установ, у яких відбувається діагностика.

В ультразвуковій діагностиці використовуються поздовжні ультразвукові хвилі, що мають високу проникну здатність і проходять крізь тканини організму [42], [47], [48].

До переваг УЗД діагностики можна віднести: нешкідливість, відносна дешевизна процедури, швидкість отримання результатів, можливість проводити діагностику, в тому числі динамічних процесів, в режимі реального часу, отримання тривимірних зображень [49].

Недоліки – недостатня чіткість зображення, низьке розширення у порівнянні з МРТ та КТ, велика кількість завад при дослідженні організму та необхідність спеціальної підготовки перед дослідженням органів черевної порожнини [49].

Основним недоліком радіонуклідної діагностики в онкології є

неспроможність виявлення пухлин малих розмірів (до 10 мм), а отже неможливість виявити хворобу на ранній стадії, а також неможливість диференціації онкології від запального процесу [50], [51].

Узагальнена класифікація методів променевої діагностики онкопатологій представлена на рис. 1.1.



Рисунок 1.1 – Класифікація променевих методів дослідження біологічних об'єктів

У схемі, що представлена на рисунку 1.6 виділені основні методики, що застосовуються для діагностування патологій молочних залоз, до яких також можна віднести – пальпацію, пункційну тонкоголкову біопсію, цитологічні та гістологічні дослідження (про які піде мова у наступному пункті).

#### 1.1.2 Морфологічні методи дослідження

Цитологічне дослідження, вирізняється відносною простотою отримання матеріалу серед інвазивних досліджень біологічних тканин і специфікою картин різних патологічних процесів, широко використовується в діагностиці захворювань молочної залози і є повноцінним методом морфологічної верифікації діагнозу. Тонкоголкова аспіраційна пункційна біопсія є однією з найпоширеніших серед методів, що дозволяють встановити правильний морфологічний діагноз до операції, при динамічному спостереженні, ранньому виявленні рецидивів [52]. Діагностична цитологія вивчає клітинний склад патологічних процесів (рис. 1.2).



Рисунок 1.2 – Експресія рецепторів прогестерону в клітинах раку молочної залози

Разом з тим цитологічне дослідження, як і інші діагностичні методи, має певні обмеження, які можуть залежати від способу отримання матеріалу, локалізації патологічного осередку, особливостей його гістологічної структури, а також здатності лікаря-цитолога правильно інтерпретувати результати дослідження. В даний час можливості цитологічної діагностики обмежує ряд аспектів, основними з яких є:

1. Суб'єктивізм в прийнятті діагностичних рішень: помилкові цитологічні висновки, обумовлені суб'єктивними причинами, досягають 39,3% [53].

2. Недостатнє використання можливостей сучасних комп'ютерних технологій.

Дана методологія при диференціації нозологій проводить оцінювання

таких параметрів ядер клітин як: периметр, максимальний та мінімальний діаметри Фере, середня хорда та площа.

Дана система з усіма вищенаведеними складностями, а також з необхідністю проведення інвазивного, викликаючого біль, забору біологічного матеріалу може слугувати лише для підтримки та допомоги лікарям з невеликим досвідом роботи у постановці діагнозу.

Середня чутливість морфометрических досліджень з використанням комплексу обраних нами параметрів становить: при фіброзно-кістозної хвороби 91,7%, фіброаденоми- ^ 90,2%, раку-89,1% [52]. Узагальнена класифікація представлена на рис. 1.3.



Рисунок 1.3 – Класифікація морфологічних досліджень

Цитологічний метод є доступним, відносно дешевим, малотравматичним для хворого і дозволяє швидко отримати результат. Але метод має певні обмеження: надзвичайно малий об'єм зразка, що характеризує лише поверхневі шари тканини або новоутворення, незворотне порушення взаємодії компонентів тканини в ході приготування препарату.

## 1.2 Загальна класифікація оптичних методів діагностики біологічних тканин і рідин

Протягом останнього часу оптичні методи відтворення зображень біологічних тканин та рідин набувають високого значення у медичному діагностуванні різноманітних патологій та диференціації хвороб.

Оптичні методи діагностики включають в себе поляризаційну мікроскопію, флуоресцентну лазерну спектроскопію, оптично-когерентну томографію, еліпсометрію, поляризаційну нефолометрію, дифузійну томографію фотон-кореляційну спектроскопію [54]. На рис. 1.4 наведено класифікацію лазерних засобів досліджень відповідно до аналізу отриманих даних, способом керування складовими поляриметричної системи, типом схеми вимірювання, ступенем автоматизації процесу вимірювання, типом реєстрації даних, характеристиками самого об'єкта та за функціональністю [55].

В результаті аналізу було встановлено, що поле розсіяного біологічними тканинами та рідинами оптичного випромінювання містить поляризаційну, фрактальну та спектральну інформацію про сам досліджуваний об'єкт.

Під час взаємодії лазерного когерентного поляризаційного випромінювання із оптико-анізотропним біологічним об'єктом відбувається зміна параметрів світлового поля, яке стає інформативним носієм про морфологічну, біохімічну, оптико-анізотропну та ін. структуру біологічного об'єкту [56], про що в подальшому реєструється та аналізується для проведення медичного діагностування досліджуваного зразка.

В цьому сенсі методи оптики біотканин, які базуються на аналізі взаємодії з ними поляризованого випромінювання, останнім часом привертають все більшу увагу. Взаємодія монохроматичного поляризованого світла із детермінованими об'єктами математично описується відомими матричними методами [57-61], кожен з яких за певних обмежень можна застосовувати для дослідження біотканин.



Рисунок 1.4 – Класифікація засобів лазерної поляриметрії БТ і БР [62]

## 1.2 Аналіз матричних методів опису поляризаційних властивостей біотканин

Методи оптики біотканин, які базуються на аналізі взаємодії з ними поляризованого випромінювання, останнім часом привертають все більшу увагу. Взаємодія монохроматичного поляризованого світла із детермінованими об'єктами математично описується відомими матричними методами, кожен з яких за певних обмежень можна застосовувати для дослідження біотканин. Так, при розгляді плоскої поверхні зразка біотканини, як сукупності мікроділянок окремих шарів, поляризаційні властивості об'єкта можна проаналізувати традиційними методами, розглянутими нижче.

Векторна природа процесів розсіювання вимагає врахування як енергетичних, так і поляризаційних характеристик пучків, які можуть бути представлені через параметри вектора, запропонованого у 1852 р. Джорджем Г. Стоксом[60]:

$$S = \begin{bmatrix} S_0 \\ S_1 \\ S_2 \\ S_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \langle E_x E_x^* + E_y E_y^* \rangle \\ \langle E_x E_x^* - E_y E_y^* \rangle \\ \langle E_x E_y^* + E_y E_x^* \rangle \\ \langle E_x E_y^* - E_y E_x^* \rangle \end{bmatrix},$$
(1.1)

де  $E_x$ ,  $E_y$  – ортогонально поляризовані компоненти електричного вектора Е;

<>- операція усереднення за часом миттєвого значення відповідної величини.

Параметри вектора Стокса визначають на основі вимірювань послідовних значень світлових потоків, що фіксуються після проходження крізь відповідні поляризаційні фільтри (елементи із заданими станами поляризації), розташовані безпосередньо перед фотодетектором. Параметри вектора Стокса можуть бути представлені через параметри еліпса поляризації – азимут α і кут еліптичності β:

$$S = \begin{bmatrix} I \\ Icos(2\alpha)cos(2\beta) \\ Isin(2\alpha)cos(2\beta) \\ Isin(2\beta) \end{bmatrix}.$$
 (1.2)

У 1943 р. Ганс Мюллер для опису зв'язку вектора Стокса випромінювання, яке лінійно взаємодіє із зразком, із вихідним вектором Стокса запропонував матрицю M розмірністю 4×4.

Під Мюллер-матричним картографуванням будемо розуміти [3] комплекс експериментальних кроків для вимірювання координатних розподілів сукупності елементів матриць Мюллера (Мюллер – матричних зображень) з подальшим аналітичним (статистичним, кореляційним) алгоритмічним аналізом масивів одержаних даних з метою визначення критеріїв (взаємозв'язків) діагностики, диференціації та класифікації параметрів анізотропії фазово-неоднорідних біологічних шарів. Зазначений алгоритм Мюллер – матричного картографування може бути реалізований на архітектурі двовимірної оптико-електронної автоматизованої системи.

Метод Джонса побудований на відповідності плоскої монохроматичної світлової хвилі, яка поширюється вздовж напрямку z (рис. 1.5), вектору електричного поля E, що може бути представлений вектором Джонса [52]:

$$E = \begin{bmatrix} E_x \\ E_y \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} E_{0x} \\ E_{0y}e^{j\delta} \end{bmatrix} e^{j(\omega t + \varphi_x)},$$
(1.3)

де  $E_x = Re[E_{0x^{e^{j(\omega t + \varphi_x)}}}], \quad E_y = Re[E_{0y^{e^{j(\omega t + \varphi_y)}}}]$  – амплітуди

ортогональних складових вектора Е;

 $\varphi_x$  та  $\varphi_y$  – початкові фази коливань проекцій вектора Е на осі х та у відповідно;

$$\delta = \varphi_x - \varphi_y -$$
різниця фаз між  $E_x$  та  $E_y$ .

Вектор-стовпець Джонса дозволяє описати стан поляризації будь-якого повністю поляризованого світлового пучка.

При лінійній взаємодії поляризованого випромінювання із середовищем, яке змінює його поляризаційні властивості, результуючий електричний вектор приймає вигляд[64]:

$$E' = \begin{bmatrix} E'_{0x} e^{j\varphi'x} \\ E'_{0y} e^{j\varphi'y} \end{bmatrix} = [J \cdot E], \qquad (1.4)$$

де  $J = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix}$  - матриця перетворення Джонса.



Рисунок 1.5 – Схема напрямків коливань векторів *E<sub>x</sub>* та *E<sub>y</sub>* та площини поляризації Р[57]

Матриця Джонса J об'єкта може бути подана як передавальна матриця лінійної оптичної ланки із слабо корельованими каналами ортогональних станів поляризації. Її елементи є комплексними числами, що залежать від характеристик об'єкта та визначені для більшості відомих поляризаційних елементів.

В рамках Джонс-матричного методу оперують не з параметрами вектору Стокса, а з рядком Максвела, елементи якого визначають амплітуди і фази поперечних компонентів електричного вектору Е.

Для об'єктів, через які проходить поляризоване світло, компоненти вектору електричного поля променя світла, що пройшло через сам об'єкт, лінійно пов'язані з компонентами вектору електричного поля початкового променя, і матриця, що пов'язує компоненти променя, що пройшов, з компонентами початкового променя, що і дозволяє нам описати характеристики об'єкта.

Порівняльні властивості Джонс- та мюллер-матричного методу:

а) Метод Джонса:

1) Придатний для аналізу об'єктів, при взаємодії світла з якими воно залишається повністю поляризованим;

2) Матриця Джонса враховує абсолютну фазу випромінювання;

3) Будь-яка комплексна матриця 2×2 може бути матрицею Джонса об'єкта із фізично допустимими властивостями;

 Будь-яка матриця Джонса може бути перерахованою в матрицю Мюллера;

б) Метод Мюллера:

1) Придатний для опису об'єктів із частковою деполяризацією;

 Окремі елементи матриці Мюллера 4×4 є взаємозалежними (лише сім елементів для однорідних недеполяризувальних об'єктів є незалежними);

3) Не кожна 4×4 матриця описує об'єкті з фізично допустимими параметрами, тобто є матрицею Мюллера;

4) Довільна матриця Мюллера перераховується у матрицю Джонса лише для однорідних об'єктів.

Методика матриць Джонса є простішою за матриці Мюллера, оскільки замість матриць 4х4 використовуються матриці 2х2. Варто відзначити, що у
даних матриць відсутні зайві елементи і будь-яка матриця Джонса відповідає фізично реалізуємому приладу.

Внаслідок того, що Джонс-матрична поляриметрія працює в умовах слабко розсіяних середовищ зі збереженням поляризації, то саме її доцільно використати для плівок плазми крові.

### 1.4 Системи автоматизованої спектрополяриметрії та відеополяриметрії

Розглянемо деякі вже існуючі системи поляриметрії.

Спектральний поляриметр зображення для діагностики середовищ біомедичного походження, основними компонентами якого є джерело світла 1, поляризатор 2 і аналізатор 6, що встановлені в поворотних пристроях 3 та 7 відповідно, досліджуваний зразок 5, фотоприймач 8, пов'язаний з входом комп'ютера 10, мікроконтролерний реєструючий пристрій 9, спеціалізований процесор обробки зображень 11 і проблемно-орієнтована експертна система на основі нечіткої логіки 12, як джерело світла використаний перестроюваний монохроматор, в якості фотоприймача використана камера на приладах із зарядним зв'язком (ПЗС-камера) (рис. 1.6).

Основним недоліком даного поляриметра є невисока інформативність про об'єкт дослідження, елементну баз пристрою та за рахунок яких параметрів об'єкта робляться певні діагностичні висновки.



Рисунок.1.6 - Спектральний поляриметр зображення для діагностики середовищ біомедичного походження [64]

Досить хороші результати показала система для оптичної діагностики нормальних та ракових тканин молочної залози людини за допомогою поєднання раманівської, поляриметричної та флуоресцентної спектроскопічних методик. Результати демонструють, що в спектрах нормальної тканини переважають ліпіди та амінокислоти. Поляризаційне розкладання матриці Мюллера та конфокальна мікроскопічна флуоресценція дають детальний опис ракової тканини та розрізняють нормальну та злоякісну. На основі цих результатів вченими було продиференційовано нормальну та злоякісну тканини молочної залози на ранній стадії захворювання [65].

Спектроскопія КР проводилась із використанням КР спектроскопії з високою роздільною здатністю (µRamboss: мікровимірювальна система вимірювання КРС, Dongwoo Option Co. Ltd, Корея). Схематичний раманівський спектр наведено на рис. 1.7 (а). Основними елементами налаштування є наступні: лазерне джерело світла з довжиною хвилі 532 нм, предметні стекла, система фокусування оптичного випромінювання в камері [65].

Падаючий промінь поширюється через поляризуючий елемент і виходить з новою інтенсивністю та станом поляризації. Деяку інформацію, чутливу до поляризації, можна отримати за допомогою методів розкладання, для яких доведено, що полярне розкладання є доцільним підходом для цієї мети. Структурна схема системи наведена рис. 1.7 (b). Основними його компонентами є оптичне джерело, оптичні головки та блок управління. Джерелом світла є дугова ксенонова лампа потужністю 150 Вт з монохроматором із дифракційною решіткою для налаштування довжини хвилі від 400 до 800 нм. Вихідне світло монохроматора поєднано з багатомодовим оптичним волокном для доставки до поляриметра [65].

Недоліком даної системи є якраз її складність, оскільки для покращення достовірності вимірювань та діагностики використовується поєднання трьох спектроскопічних методик.





Ще однією досить цікавою системою є лазерний автоматичний поляриметр розглянутий нижче [66] (Рис. 1.8). Даний пристрій складається із лазера 1, змішувача когерентності 2, розширювача пучка 3, фазової пластинки модулятора 4 та поляризатора 5, двигуна 6, досліджуваного зразка 7, фазової пластинки 8 та аналізатора 9, синхронного двигуна 10, 11<sub>1</sub>-11<sub>2</sub> – підсилювачів для двигунів, 12<sub>1</sub>-12<sub>2</sub> – аналогово цифрових перетворювачів, об'єктива 13,камери 14, захоплювача зображень 15, комп'ютера 16 та засобу відображення інформації 17.



Рисунок. 1.8 – Автоматичний відеополяриметр зображень [66]

Недоліком даної системи є обмежені функціональні можливості, пов'язані із визначенням параметрів анізотропії досліджуваних об'єктів лише опосередковано через елементи матриці Мюллера і без можливості порівняння отриманих результатів із прямими вимірюваннями тих же параметрів. Крім того, для подальшої діагностики використовується тільки отриманий розподіл виміряних параметрів анізотропії досліджуваних біологічних об'єктів, без формування на його основі критеріїв подальшої діагностики.

Оптична когерентна ангіографія (ОКА) це неінвазивний метод васкулаторного контрасту заснований на оптичній когерентній томографії (ОКТ). Комплексно-кореляційний метод, запропонований у даній роботі, на основі ОКА досі страждає від деяких проблеми, це коефіцієнт кореляції, що залежить не тільки від руху об'єкта, а й від відношення сигнал-шум (SNR).

Дана методика аналізує такі об'єкти, як око вцілому, та його судинну мережу. Важливістю та особливістю даної роботи є те, що були розроблені методики кореляції результатів для різних систем ОКТ, наприклад для таких,

що працюють на пропускання випромінювання через об'єкт, або через відбиття.

Для вимірювань стОСА, кілька кадрів отримують з однієї і тієї ж позиції на зразку. Принципова схема цих точок відбору проб наведено на рис. 1.9. Одне місце на зразку сканується кілька разів за допомогою протоколу сканування. Кореляція обчислюється в кожній просторовій позиції між кадрами.



Рисунок 1.9 – Принципова схема прикладного протоколу сканування

ЈМ-ОКТ одночасно забезпечує чотири незалежних сигнала ОКТ. Вони позначені як g(x, z, f, p), де f це індекс кадру і p = 1,2,3,4 є індексом ЈМ-ОКТ каналів.

За допомогою даної методики обраховуються такі параметри як фазовий зсув [67].

Аналіз робіт [67]-[89] показав, що поляризаційно- чутлива ОКТ використовує оптичну інформацію, яка міститься у розподілах станів поляризації інтерференційних смуг. Перевага у використанні поляризаційно чутливої ОКТ полягає у можливості підвищення контрасту оптично анізотропних структур в ОКТ зображеннях шляхом вимірювання змін у розподілах станів поляризації світла, відбитого від біологічних тканин.

Ще однією інформативною роботою є розробка фахівців з інституту прикладної фізики, Університет Цукуба. Ця система виявляє властивості

двопроменезаломлення внутрішньої поверхні свинячого стравоходу. Перевагою даної методики є можливість визначення розподілу матриці Джонса зразка лише за чотири виміри ОКТ, тобто за чотири сканування (рис. 1.10).

Як джерело світла використовується лазер з центральною довжиною хвилі 775 нм і тривалістю імпульсу 150 фс. Спочатку, стан поляризації джерела світла вирівняний по горизонталі або по вертикалі за допомогою поляризатора (POL) і півхвильової пластини (HW1), а потім розділяється на зондуючий і опорний пучок. Зондуючий промінь фокусується через чвертьхвильову пластинку (QW1) і об'єктив на зразок для вимірювання, розсіяне і повторно відбите зразком світло потім направляється в розділювач променя поляризації (PBS). Опорний промінь проходить через чвертьхвильову пластинку (QW2) і відбивається опорним дзеркалом, після чого промінь також потрапляє в PBS. Потім опорний промінь двічі проходить через QW2, таким чином щоб стан поляризації опорного променя був 45° незалежно від початкового стану поляризації визначеного HW1.



Рисунок 1.10 – Оптична схема паралельної оптичної когерентної томографії [90]

За допомогою даної методики порівняно просто можна визначити усі

(амплітуду, фазу, дійсну частину і уявну частини) елементи матриці Джонса, а також матриці Мюллера.

Оскільки елементи даної системи не лежать на одній оптичній осі, то можливе виникнення досить великої похибки внаслідок помилки юстування конструкції.

Розглянемо ще одну розробку, принциповою різницею якої є використання у якості джерела світла світлодіодів. Ця система може бути ефективно застосовувана для вимірювання м'яких тканин, які менш стабільні, ніж тверді тканини.

Схема експериментальної установки показана на рис. 1.11. Два суперлюмінесцентних діода (SLDs) центральна довжина хвилі яких, ширина смуги частот, і вихідна потужність джерел світла 850 нм, 26 нм, і 3 мВт відповідно. Два джерела світла об'єднуються за допомогою поляризаційного дільника променя (PBS1), фільтруються просторовим фільтром, а потім розділяється на опорний промінь і експериментальний за допомогою неполяризаційного дільника променя (NBS). Еталонний промінь проходить через чвертьхвильову пластинку, швидка вісь якої орієнтована під кутом 45°, і фокусується в зразку за допомогою лінзи. Опорна вітка складається з чвертьхвильової пластинки, швидка вісь якої орієнтована 22,5 °, лінзи (L2) і дзеркала. Після того як промінь відбитий еталонним дзеркалом і двічі проходить крізь чвертьхвильову пластинку, горизонтальна поляризація падаючого світла, перетворюється в 45°, в той час як вертикальна поляризація падаючого світла перетворюється в 245°, а потім опорний промінь об'єднується з зворотнорозсіяним експериментальним пучком за допомогою NBS. Комбіноване світло розділяється на два ортогональних поляризаційних компоненти, тобто горизонтальні і вертикальні компоненти вектора Джонса поляризаційним дільником променя (PBS2). Два компонента поляризації приймаються фотодіодами PDH і PDV, відповідно.



Рисунок 1.11 – Схема двопроменевої поляризаційно чутливої системи ОКТ[91]

Моделювання даної системи проходить за методом Монте-Карло: світло зворотного розсіювання від зразка може бути розділене на дві частини: клас I і клас II. Світло класу I забезпечує корисний сигнал, який розсіюється цільовим шаром зразка і різниці оптичного шляху опорного і експериментального пучків знаходиться в межах довжини когерентності джерела світла. Частина світла класу II розсіюється від решти середовища, чия довжина шляху відрізняється від опорного пучка також в межах довжини когерентності джерела світла.

Система була експериментально застосована для зображення м'яких тканин. Першим зразком був шматок свинячого сухожилля. Сухожилля було встановлене в кюветі з фізіологічним розчином. В ході експерименту були визначені такі параметри як фазовий зсув, двопроменезаломлення і орієнтація швидкої осі.

Інший підхід пропонується в роботах, які проводяться в Чернівецькому національному університеті ім. Ю. Федьковича під керівництвом професора, д.т.н. О.Г. Ушенко. З цього погляду просторово - кутова геометрія позаклітинної матриці біологічних тканин різних типів у багатьох аспектах подібна до "заморожених" оптичних одноосних рідких кристалів[92].

В основу моделювання оптичних властивостей плівок біологічних рідин

(БР) людини ми поклали уявлення про анізотропію полікристалічних протеїнових мереж, що детально розроблені й апробовані у роботі [93]:

 •різноманіття біохімічної побудови БР подаються у вигляді оптичнотонкої (коефіцієнт ослаблення τ ≤ 0,1) полікристалічної структури;

•кристалічна характеристика протеїнових мереж відповідає властивостям полікристалічної мережі біологічних кристалів (альбумін, глобулін, білірубін, та ін.);

•біологічні кристали характеризуються двопроменезаломленням та є оптично одноосними;

 багатошарова мережа розглядається як сукупність планарних послідовно розташованих сіток двопроменезаломлюючих циліндрів з паралельними оптичними осями.

поляриметрія біологічних тканин актуально й об'єктивно Тому необхідна для розвитку методів діагностики будови ïх двопроменезаломлюючих позаклітинних структур. Проте до недавнього часу векторний характер випромінювання, що розповсюджується в розсіюючих середовищах, таких, як біологічних тканини, ігнорувався. Вважалося, що відбувається швидка деполяризація світла при його розповсюдженні у випадковому неоднорідному середовищі. Однак для ряду біологічних тканин, таких як тканини ока; моношари клітин; поверхневі шари тканини шкіри, ступінь поляризації перетвореного ними світла виявляється цілком вимірюваною. Встановлено, діагностичними ЩО параметрами, які характеризують структуру біологічних тканин, є як степінь деполяризації початково поляризованого світла, так і характер перетворення поляризації з одного виду в інший. Окрім цього, можлива поява поляризованої компоненти розсіяного випромінювання світла при опроміненні об'єкта полі В неполяризованим випромінюванням.

Варто відзначити, що даною тематикою в Україні також займаються в чернівецькому національному інституті, на кафедрі оптики та видавничополіграфічної справи на чолі з Ушенко Олександром Григоровичем [94] – [100].

На рис. 1.12 представлена структурна схема відеополяриметра для діагностування наявності ендометріозу людини. Прилад складається з Не-N лазера з довжиною хвилі  $\lambda = 632,8$  нм, поляризаційних фільтрів, що формують пучок когерентного світла з азимутами поляризації 0° і 90°, власне досліджуваного зразка, чвертьхвильових усувних пластинок, мікрооб'єктива, що проектує зображення гістологічних зрізів біологічних тканин у ССДкамеру 800 на 600 пікселів. Координатні розподіли Джонс-матричних зображень (ДМЗ) аналізуються за допомогою статистичних характеристик 1-4 порядку, за якими і судять про наявність ендометріозу.

Вчені Чернівецького національного університету ім. Ю. Федьковича під керівництвом професора, д.т.н. О.Г. Ушенко проводять досить багато дослідів з вивчення характеристик різних об'єктів використовуючи методики картографування елементів матриці Джонса [101] – [107]. В якості досліджуваних об'єктів застосовувались: полікристалічні плівки жовчі людини, гістологічні зрізи дерми шкіри, плівки сечі, зрізи біопсії тканин шийки матки, ліквор, синовіальна рідина, полікристалічні мережі основних типів амінокислот людини.



Рисунок 1.12 – Структурна схема відеополяриметра [99]

Типова схема поляриметра для дослідження наведених біологічних об'єктів представлена на рис. 1.13. Оптична схема експериментальної

установки: 1 - Не-Ne лазер; 2 - коліматор; 3 - нерухома чвертьхвильова пластина; 5, 8 - механічно рухомі чвертьхвильові пластини; 4, 9 - поляризатор і аналізатор відповідно; 6 - об'єкт дослідження; 7 - оптична система; 10 - ПЗЗ-камера; 11 - ПК.



Рисунок 1.13– Оптична схема експериментальної установки відеополяриметра [103]

Дослідження вчених із Чернівців дозволяють формувати досить широку інформаційну базу для багатьох типів об'єктів, проте не мають ступеня завершеності процедури діагностування, тобто не використовуються системи підтримки прийняття рішень.

Прикладом двохвильової системи є двохвильова лазерна автоматизована відеополяриметрична система (ЛАВС) [57], представлена на рис.1.14. Система реалізує метод визначення анізотропії БШ на основі головного мінору  $(3 \times 3)$ його матриці Мюллера. Застосовуються два різних набори лазерів в системі: гелій-неоновий лазер з довжиною хвилі 0,6328 мкм та аргоновий іонний лазер з довжиною хвилі 0,4879 мкм; або .два напівпровідникових лазери — ИЛПН-114-1Б (довжина хвилі  $\lambda 3 = 0,87$ мкм) та ML-657-20 (довжина хвилі  $\lambda 4 = 0,657$ мкм) [57].

Зменшення кількості проведених вимірювань та обчислень в системі, наведеній на рис. 1.14, у зв'язку із обчисленнями неповної матриці Мюллера збільшує оперативність роботи відеополяриметра.



Рисунок 1.14 – Структурна схема двохвилевої системи лазерної відеополяриметрії ЛАВС-2 [57]

Достовірність діагностики меланоми шкіри, реалізована ЛАВС складає 75% [57]. В системі відсутній аналіз виміряних параметрів, що ускладнює подальшу діагностику, обумовлюючи обмеження достовірності діагностики, не дивлячись на підвищену інформативність системи.

Розвиток цього напрямку продовжується у ВНТУ в роботах доц. Заболотної Н.І., де запропонована узагальнена структура системи поляризаційного картографування та реконструкції параметрів анізотропії біологічних тканин та рідин на основі матриці Мюллера [108]. Для підвищення інформативності і багатофункціональності даної системи доповнимо її реалізацією прямих методів вимірювання параметрів анізотропії біологічних зрізів, а саме вимірюванням двовимірного розподілу фазових зсувів та напрямів орієнтації оптичних фібрил.

В даних роботах [109] – [111] проводиться експериментальні дослідження зображень зразків плазми крові трьох груп пацієнтів: здорових, з мастопатією, з раком молочних залоз для визначення інформативності та достовірності методу. Схема стоксполяриметра для дослідження плівок плазми крові пацієнтів представлена на рис. 1.15. Як вказано в роботі

достовірність даної методики близьке ~80-85%, що призводить до появи хибно позитивних та хибно негативних діагнозів.



Рисунок 1.15 – Оптична схема стоксполяриметра, де: 1 – Не-Ne лазер; 2 – коліматор; 3, 5, 8 – чвертьхвильові пластинки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об'єкт дослідження; 7 – мікрооб'єктив; 10 – ССD камера; 11 – персональний комп'ютер [112]

Недоліками даної методики є те, що вимірювання координатних розподілів азимутів та еліптичності, на відміну від матриці Джонса, що характеризує інформативні показники самого об'єкта, є інформативними показниками об'єктного поля випромінювання розсіяного плівками плазми крові, що знижує достовірність методу діагностування.

Подальший розвиток даного наукового напрямку у ВНТУ привів до розробки д.т.н., Заболотною Н.І. багатопараметричної системи відтворення та аналізу параметрів анізотропії біологічних тканин і рідин, архітектура якої наведена на рис. 1.16. Де наведено функції F0..F15, що дозволяють провести операції по отриманню комплексу параметрів поляризаційного поля випромінювання, від картографування розподілів параметрів вектора Стокса, мап азимутів та еліптичностей і до визначення та відтворення поляризаційних розподілів елементів матриці Мюллера досліджуваних зразків. Також дана система забезпечує об'єктивний аналіз виміряних параметрів F16..F20 за статистичного, кореляційного лопомогою та фрактального аналізу двовимірних мап досліджуваних об'єктів.



Рисунок 1.16 – Архітектура багатопараметричної зображальної системи поляризаційно-фазового відтворення та аналізу параметрів анізотропії планарних біологічних тканин і рідин [62]

У роботі [62], було проведено дослідження достовірності методу прямої лазерної фазометрії плівок плазми крові при діагностуванні доброякісних змін молочних залоз. В результаті якого було знайдено, що показники достовірності за даним методом лежать у межах 80%, а показники імовірності діагностичних помилок становлять найменше значення при специфічності 77% та чутливості 83% для оцінки центрального статистичного моменту 2-го порядку.

Розроблена у даній роботі відеополяриметрична система для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз може служити для розширення функціональних можливостей багатопараметричної системи, а також шляхом додавання блоку системи прийняття рішень підвищити автоматизацію та достовірність діагностування відповідних патологій.

Отже, серед перспективних існуючих методів та засобів лазерної поляриметрії біологічних шарів для діагностування патологій молочних залоз дослідимо можливість застосування Джонс-матричного картографування плівок плазми крові людини, яке дозволить отримати нові діагностичні інформативні ознаки при зменшенні травматичності у порівнянні із методами біопсії.

В табл. 1.1 було наведено узагальнені характеристики для вищеперерахованих методів та систем діагностування онкозахворювань.

Спосіб/метод	Прямі вимірювання	Математичний аналіз	Додаткові засоби	Інвазивна	Тип об'єкту	СППР
рентгенологічний	+	-	Введення контрасту	-	Орган в цілому	-
ультрасонографічний	+	-	Використання спеціального гелю	-	Орган в цілому	-
радіонуклідний	+	+	Введення радіофармацевтичних препаратів	-	Орган в цілому	-
MPT	+	-	+\-	-\+	Орган в цілому	-
Ендоскопія	+	-		+	Орган в цілому	-
Цитологія	+	+		+	Біологічні тканини/рідини	+/-
Стокс	-	+	-	-	Біологічні тканини/рідини	-
Мюллер	-	+	-	-	Біологічні тканини/рідини	+
Азимути та еліптичності	-	+	-	-	Біологічні тканини/рідини	+
Джонс	-	+	+	-	Біологічні рідини	+(Нейро мережа)
3-д Джонс	-	+	-	-	Біологічна рідина	-
Раманівська Спектроскопія	-	-	-	+/-	Гістологічні зрізи	-

Таблиця 1.1 – Порівняльні характеристики методів діагностики онкозахворювань

#### 1.5 Висновки до 1 розділу

В даному розділі було проведено аналіз існуючих променевих, морфологічних та оптичних методів і засобів діагностування ракових захворювань. Встановлено, що для задач ранньої діагностики актуальним напрямком, що дозволить розширити діагностувальні можливості систем, а також достовірність постановки діагнозу, є оптичні не- або малоінвазивні методи та системи зображальної лазерної поляриметрії фазово-неоднорідних гістологічних зрізів біологічних тканин чи плівок біологічних рідин.

Досліджено неполяризаційні методи діагностики, та визначено, що основними недоліками даних систем є їх складність, недостатня дослідженість, та часто висока вартість необхідного обладнання.

Розглянуто методи мюллер-матричного відтворення анізотропних параметрів біологічних тканин та прямі методи реконструкції зазначених параметрів оптично тонких шарів при їх застосуванні в оцінюванні патологічних станів.

Визначено, що методика матриць Джонса є простішою за матриці Мюллера, оскільки замість матриць 4х4 використовуються матриці 2х2. Внаслідок того, що Джонс-матрична поляриметрія працює в умовах слабко розсіяних середовищ зі збереженням поляризації, то саме її доцільно використати для плівок плазми крові.

Приведено порівняльний аналіз існуючих методик медичного діагностування онкопатологій з якого видно, що істотне покращення достовірності діагностування патологій вищевказаних методик зображальної лазерної поляриметрії можливе за рахунок інтелектуалізованого аналізу виміряних поляризаційних мап БР чи БТ з допомогою комп'ютерної системи підтримки прийняття рішень.

Розроблювана відеополяриметрична система для аналізу зображень плівок плазми крові відноситься до комп'ютеризованих, електрооптичних, динамічних Джонс поляриметрів, із прямим ходом розсіяного низькокогерентного випромінювання для 2д зображень оптично тонких шарів із можливістю статистичного та кореляційного аналізу даних.

Інтелектуальний аналіз оптичних зображень на базі нейромережевих та інших підходів до технології поляризаційного діагностування патологічних станів біологічних тканин мають розширити можливості відеополяриметричних систем.

#### **РОЗДІЛ 2**

## МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРИЧНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ АНАЛІЗУ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ПАТОЛОГІЙ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

#### 2.1 Оптична модель плівок плазми крові

Плазма – це жовтувата напівпрозора рідина з питомою вагою 1,030-1,038 (питома вага крові 1,054 - 1,066), що складається з води (90 – 93%), білків (7 – 8%), органічних сполук і неорганічних солей (0,9%), глюкози (0,1%). До білків плазми відносяться глобуліни (α -, β - і γ - ), альбуміни і фібриноген [113].

Білки плазми крові виконують різноманітні функції:

1) колоїдно-осмотичний і водний гомеостаз;

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

В основу аналізу оптичних характеристик плівок плазми крові людини покладено поляризаційний підхід до опису оптичних властивостей біологічних об'єктів, згідно якого біологічна тканина (БР) та біологічна рідина (БР) є двокомпонентними аморфно-кристалічними біологічними структурами [41], [114], [115], [116].

Основними двопроменезаломлючими об'єктами в структурі плазми крові є циліндричні кристали альбуміну та сферолітні кристали глобуліну [61].

Аморфна складова оптичної моделі БР – оптично ізотропна, що не впливає на стан поляризації лазерного випромінювання, розсіяного БШ при його опроміненні.

Оптико-анізотропна складова оптичної моделі біологічних тканин (матриця, сформована різноманітними за орієнтацією та розмірами фібрилами протеїнів) і біологічних рідин (мережі кристалічних амінокислот та їх компонентів), яка являє собою мережу оптичних одно вісних двопроменезаломлюючих кристалів [117]. Поляризаційні властивості таких об'єктів, як кристалів, описуються матрицею Джонса.

Під час взаємодії електромагнітного випромінювання із біологічними об'єктами проявляться наступні процеси та особливості [4], [41], [118], [119]:

- оптичне випромінювання малої потужності не завдає жодної шкоди живому організму;
- усі без винятку біологічні об'єкти беруть участь у взаємодії з електромагнітним випромінюванням селективно (із різною довжиною хвилі);
- під час взаємодій біологічних структур необхідно передбачати усі можливі джерела похибок пов'язані з неоднорідністю досліджуваного об'єкту і т.п.;
- біологічні тканини та рідини мають неоднорідну структуру, та при проходженні крізь них електромагнітного випромінювання проявляють свої світлорозсіювальні властивості;
- під час проходження електромагнітного випромінювання через оптично неоднорідне середовище спостерігаються процеси поглинання та розсіювання пучка променів, що і призводить до зміни поляризації електромагнітного випромінювання.

В основу моделювання оптичних властивостей плазми крові покладено положення про анізотропію протеїнових мереж біологічних тканин [4], [118], [119]:

- плівка плазми крові людини розглядається у вигляді двокомпонентної аморфно-кристалічної структури;
- кристалічна компонента сформована сукупністю (мережею)
   кристалів альбуміну і глобуліну.

Варто також відзначити, доведеним фактом є те, що під час різноманітних захворювань людини чи відхилення від нормального

фізіологічного стану відбувається зміна біохімічної структури крові. Разом із цими процесами спостерігається зміна відношень амінокислот альбуміну і глобуліну, так званого альбуміно-глобуліновий коефіцієнт, у плазмі крові людини, що і відповідає за зміну поляризаційних характеристик біологічного об'єкта при виникненні патологій, зокрема і при захворюваннях молочних залоз.

Оптично тонкий шар досліджуваної ділянки зразка біологічної рідини описується поляризаційними характеристиками мережі двопроменезаломлюючих фібрил з напрямками оптичних осей  $\rho^{(x,y)}$  і фазовими зсувами  $\delta^{(x,y)}$  між звичайною та незвичайною хвилями, визначеними в кожній точці з координатами (x, y) площини шару зразка БТ в межах сукупності  $x = \overline{1; M}; y = \overline{1; N}$  пікселів цифрової камери, що реєструє поле розсіяного зразком поляризованого випромінювання.

# 2.2 Джонс-матричний формалізм для поляризаційного аналізу плівок плазми крові

Для об'єктів, через які проходить поляризоване світло, компоненти вектору електричного поля променя світла, що пройшло через сам об'єкт, лінійно пов'язані з компонентами вектору електричного поля початкового променя, і матриця, що пов'язує компоненти променя, що пройшов, з компонентами початкового променя, що і дозволяє нам описати характеристики об'єкта.

Допустимо, що матрицю Джонса можна записати у вигляді, методика вимірювання якої наведена в [120]:

$$J = \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X_{11} + iY_{11} & X_{12} + iY_{12} \\ X_{21} + iY_{21} & X_{22} + iY_{22} \end{bmatrix} = \\ = \begin{bmatrix} R_{11}exp(i\theta_{11}) & R_{12}exp(i\theta_{12}) \\ R_{22}exp(i\theta_{22}) & R_{22}exp(i\theta_{22}) \end{bmatrix}$$
(2.1)

Елементи матриці Джонса можуть бути комплексними, тому ми записали матрицю Джонса як в декартових, так і в полярних координатах.

Пропустимо через прилад лінійно поляризований пучок світла одиничної інтенсивності, площина поляризації якого паралельна осі Ох. З цього слідує, що вектор Максвела цього вхідного пучка записується у вигляді:

$$\begin{bmatrix} 1\\ 0 \end{bmatrix}. \tag{2.2}$$

Після проходження пучка через зразок його вектор Максвела приймає вигляд:

$$\begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix}.$$
 (2.3)

Пропускаючи потім пучок через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна отримуємо вектор Максвела:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} \\ 0 \end{bmatrix}.$$
 (2.4)

При цьому інтенсивність пучка на виході буде відповідати виразу:

$$I_2 = J_{11}^* J_{11} = (X_{11} - iY_{11})(X_{11} + iY_{11}) = X_{11}^2 + Y_{11}^2 = R_{11}^2.$$
(2.5)

Пучок, що пройшов через зразок пропустимо через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна. При цьому вектор Максвела приймає вигляд [120]:

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ J_{21} \end{bmatrix},$$
(2.6)

а інтенсивність  $I_3 = R_{21}^2$ .

На зразок падає пучок лінійно-поляризованого світла одиничної інтенсивності, площина поляризації якого паралельна осі Оу, а вектор

$$\begin{bmatrix} 1\\ 0 \end{bmatrix}. \tag{2.7}$$

На виході цього зразка пучку відповідає вектор Максвела:

$$\begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 0 \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{12} \\ J_{22} \end{bmatrix}.$$
 (2.8)

Пучок, що пройшов через зразок, потім падає на поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна, при цьому вектор Максвела для вихідного пучка виражається співвідношенням:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{12} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{12} \\ 0 \end{bmatrix}.$$
 (2.9)

Інтенсивність  $I_4 = R_{12}^2$ .

Тепер пучок, що пройшов через зразок, пропустимо через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна, і отримаємо відповідний вектор Максвела для вихідного пучка:

$$\begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{22} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 0 \\ J_{22} \end{bmatrix},$$
(2.10)

Інтенсивність  $I_5 = R_{22}^2$  [120].

Таким чином, ми знайшли усі чотири елемента матриці Джонса. Залишилось знайти фазові кути для цих матричних елементів.

Пропустимо через зразок пучок світла одиничної інтенсивності з правокруговою поляризацією; при цьому маємо:

$$H = K \operatorname{Ta} H^2 + K^2 = 1, \tag{2.11}$$

звідки:

$$H = K = \frac{1}{\sqrt{2}}.$$
 (2.12)

Для світла з правокруговою поляризацією  $\Delta = \pi/2$ , так що  $\exp(i\Delta) = i$ . Отже вектор Максвела для вхідного пучка дорівнює:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1\\i \end{bmatrix}. \tag{2.13}$$

На виході зі зразка пучок описується вектором Максвела наступного вигляду:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ i \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{12} + iJ_{12} \\ J_{21} + iJ_{22} \end{bmatrix}.$$
(2.14)

Пропустимо пучок через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна, тому вектор Максвела для даного приладу визначається наступним чином [120]:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} & iJ_{12} \\ J_{21} & iJ_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{12} \\ 0 \end{bmatrix} =$$

$$= \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} (X_{11} + iY_{11}) + i(X_{12} + iY_{12}) \\ 0 \end{bmatrix} =$$

$$= \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} (X_{11} - iY_{11}) + i(X_{12} + iY_{12}) \\ 0 \end{bmatrix}.$$
(2.15)

Інтенсивність пучка на виході поляризатора отримаєм, множачи цю матрицю на комплексно спряжено їй транспоновану матрицю. Таким чином:

$$I_6 = {\binom{1}{2}} \{ (X_{11} - Y_{12})^2 + (Y_{11} + X_{12})^2 \}.$$
 (2.16)

Звідси знаходимо:

$$2I_6 = X_{11}^2 - 2X_{11}Y_{12} + Y_{12}^2 + Y_{11}^2 + 2Y_{11}X_{12} + X_{12}^2.$$
(2.17)

Підставляючи уже відомі значення  $I_2$ та  $I_4$ отримаємо:

$$\frac{2I_6 - I_2 - I_4}{\sqrt{I_2 I_4}} = \frac{2(Y_{12}X_{12} - X_{11}Y_{12})}{R_{11}R_{12}} =$$

$$= 2(\sin\theta_{11}\cos\theta_{12} - \cos\theta_{11}\sin\theta_{12}) =$$

$$= 2\sin(\theta_{11} - \theta_{12}).$$
(2.18)

Тут ми використали співвідношення між декартовою і полярною формами запису елементів матриці Джонса.

Тепер пучок, пройшовши через зразок, пропустимо через поляризатор площина пропускання якого вертикальна. Тоді для вектора Максвела маємо [120]:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + iJ_{12} \\ J_{21} + iJ_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 \\ J_{21} + iJ_{22} \end{bmatrix}.$$
 (2.19)

Для інтенсивності отримаєм:

$$I_7 = {\binom{1}{2}} \{ (X_{21} - Y_{22})^2 + (Y_{21} + X_{22})^2 \}.$$
 (2.20)

Отже:

$$\frac{2I_7 - I_3 - I_5}{\sqrt{I_3 I_5}} = 2\sin(\theta_{21} - \theta_{22}).$$
(2.21)

Тепер ми знаємо синуси кутів ( $\theta_{11} - \theta_{12}$ ) та ( $\theta_{21} - \theta_{22}$ ), проте залишається деяка невизначеність, оскільки:

$$\sin(\pi - \theta) = \sin \theta. \tag{2.22}$$

Для повного визначення кутів нам також треба знати косинуси цих кутів.

Пропустимо через зразок пучок лінійно поляризованого світла одиничної інтенсивності, площина поляризації якого утворю кут 45° з віссю Ох. Для такого пучка:

$$H = K = \frac{1}{\sqrt{2}} \Delta = 0.$$
 (2.23)

Тому  $\exp(i\Delta) = 1$ , а його вектор Максвела дорівнює:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1\\1 \end{bmatrix}. \tag{2.24}$$

Після проходження пучка через зразок його вектор Максвела приймає вигляд:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} & J_{12} \\ J_{21} & J_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} 1 \\ 1 \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix}.$$
 (2.25)

Пучок світла проходить потім через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна. Вектор Максвела вихідного пучка визначається виразом [120]:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ 0 \end{bmatrix},$$
(2.26)

а інтенсивність:

$$I_8 = {\binom{1}{2}} \{ (X_{11} + X_{12})^2 + (Y_{11} + Y_{12})^2 \}.$$
 (2.27)

Використовуючи перетворення, аналогічні наведеним вище, знаходимо:

$$\frac{2I_8 - I_2 - I_4}{\sqrt{I_2 I_4}} = 2\cos(\theta_{11} - \theta_{12}).$$
(2.28)

Пропустимо тепер промінь, що пройшов через зразок, через поляризатор, площина пропускання якого вертикальна. Тоді для вектора Максвела Маємо:

$$\frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 & 0 \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{12} \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 0 \\ J_{21} + J_{22} \end{bmatrix},$$
(2.29)

$$I_9 = \frac{1}{\sqrt{2}} [(X_{21} + X_{22})^2 + (Y_{21} + Y_{22})^2], \qquad (2.30)$$

та

$$\frac{2I_9 - I_3 - I_5}{\sqrt{I_3 I_5}} = 2\cos(\theta_{22} - \theta_{21}).$$
(2.31)

Тепер ми знаємо повністю всі кути ( $\theta_{11}$  -  $\theta_{11}$ ) та ( $\theta_{21}$  -  $\theta_{22}$ ).

Для того, щоб завершити нашу роботу необхідно встановити зв'язок між цими кутами, тобто необхідно отримати співвідношення, що пов'язує  $\theta_{11}$  з  $\theta_{21}$ або з  $\theta_{22}$ . Це можна зробити, пропустивши через зразок пучок світла, лінійнополяризованого в горизонтальній площині, так що вектор Максвела на виході запишеться у вигляді:

$$\frac{J_{11}}{J_{21}}$$
 (2.32)

Потім слід пропустити цей пучок через поляризатор, площина пропускання якого орієнтована під кутом 45° до осі Ох. Тоді для вектора Максвела маємо:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{21} \\ J_{11} + J_{21} \end{bmatrix}.$$
(2.33)

Нехай, пучок світла після проходження зразка падає на інший поляризатор площина пропускання якого горизонтальна. В цьому випадку вектор Максвела прийме вигляд:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{21} \\ J_{11} + J_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + J_{21} \\ 0 \end{bmatrix}.$$
(2.34)

Для інтенсивності отримаємо:

$$I_{10} = \frac{1}{4} \{ (X_{11} + X_{21})^2 + (Y_{11} + Y_{21})^2 \}.$$
 (2.35)

Тому:

$$\frac{4I_{10} - I_2 - I_3}{\sqrt{I_2 I_3}} = 2\cos(\theta_{11} - \theta_{21}).$$
(2.36)

Пропустимо тепер пучок, що пройшов через зразок, вектор Максвела якого дорівнює:

$$\begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix}$$
, (2.37)

через чверть хвильову пластинку з швидкою віссю, розміщеною вертикально. На виході цієї пластинки пучок має наступний вектор Максвела:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & i \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ J_{21} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{11} \\ i J_{21} \end{bmatrix}.$$
 (2.38)

Потім з виходу пластинки направимо пучок на поляризатор, площина пропускання якого орієнтована під кутом 45° до осі Ох. Для вектора Максвела тоді отримаємо [101]:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & 1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} \\ iJ_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + jJ_{21} \\ J_{11} + jJ_{21} \end{bmatrix},$$
(2.39)

а для пучка, що пройшов через поляризатор, площина пропускання якого горизонтальна вектор Максвела приймає вигляд:

$$\frac{1}{2} \begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} J_{11} + jJ_{21} \\ J_{11} + jJ_{21} \end{bmatrix} = \frac{1}{2} \begin{bmatrix} J_{11} + jJ_{21} \\ 0 \end{bmatrix}.$$
(2.40)

Аналогічно вищевказаним розрахункам маємо:

$$I_{11}\frac{1}{4}\{(X_{11} - Y_{21})^2 + (Y_{11} + X_{21})^2\},$$
(2.41)

тому:

$$\frac{4I_{11} - I_2 - I_3}{\sqrt{I_2 I_3}} = 2\sin(\theta_{11} - \theta_{21}).$$
(2.42)

Кут ( $\theta_{11} - \theta_{21}$ ), таким чином визначений однозначно, і, відповідно відоме співвідношення між  $\theta_{11}$  і трьома іншими кутами.

Ми можемо обрати значення одного з кутів  $\theta$ , довільно, тобто припустити, наприклад, що  $\theta_{11} = 0$ . Це означає, що інші три кути, що відповідають матриці Джонса відомі, таким чином, ми визначили всю матрицю.

### 2.3 Архітектура та алгоритм системи визначення елементів матриці Джонса плівок плазми крові

Для дослідження було обрано 44 зразків плазми крові, 22 взятих у пацієнтів зі здоровою молочною залозою та 22 патологічними відхиленнями відповідно.

Зразки плазми крові готувались наступним чином: крапля плазми крові наносилися на скельце, виготовлене з оптично однорідного скла таким чином, щоб плазма рівномірно розтікалася по поверхні скла. Утворена плівка просушувалася при кімнатній температурі протягом 24 годин.

На рис. 2.1 показано оптичну схему універсальної архітектури відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при патологіях молочних залоз [121].

Основними елементами системи є лазер 1 довжиною хвилі  $\lambda = 0,638$  мкм, коліматор 2, який формує розширений пучок променів, чвертьхвильові

пластинки  $3_1, 3_2, 3_3$ , лінійний поляризатор  $4_1, 4_2$ , досліджуваний об'єкт 5, проекційний блок 6, цифрова світлочутлива камера 7 (640 × 480), персональний комп'ютер 8, блок мікроконтролерного керування 9, драйвери серводвигунів  $10_1 - 10_5$ , позиційні датчики  $11_1 - 11_5$ , система підтримки прийняття рішень 12.

У даній відеополяриметричній системі, у порівнянні з класичним поляриметром, фіксується зменшення спекл-фону зображення плівки плазми крові за рахунок використання низькокогерентного лазерного випромінювання лазера з довжиною хвилі  $\lambda = 0,638$ .



Рисунок 2.1 – Архітектура універсальної системи двовимірної лазерної поляриметрії [121]

На рис. 2.2 представлена розширена алгоритмічно-програмна архітектура блоку обробки та аналізу поляризаційних зображень, містить такі основні блоки та модулі:

- модуль захоплення зображення;
- модуль збереження зображень;
- модуль формування мікрокоманд для блоку автоматичного керування роботою системи;
- блок визначення елементів матриці Джонса;

- блок відтворення анізотропних параметрів плівки плазми крові у вигляді орієнтаційних мап і фазових мап оптично тонкого біологічного шару;
- блок аналізу для визначення інформативних ознак координатних розподілів двомірних Джонс-матричних зображень (ДМЗ) *J<sub>k</sub>*;
- модуль інтерфейса користувача для полегшення роботи і керування системою;
- блок системи підтримки прийняття рішень.



Рисунок 2.2 – Структурна схема блоку обробки та аналізу елементів матриці Джонса

Автоматизація в роботі системи досягається за рахунок використання блоку керування, який керує кроковими двигунами, що здійснюють механічні

повороти поляризатора на алгоритмічно задані кути.

Для оцінки наявності патологічного стану молочної залози у людини проводять забір зразку крові та за допомогою центрифуги виділяють її плазму. Зразки плазми крові готувались в таких умовах: крапля плазми крові наносилися на скельце, виготовлене з оптично однорідного скла таким чином, щоб плазма рівномірно розтікалася по поверхні скла. Утворена плівка просушувалася при кімнатній температурі протягом 24 годин. За допомогою пристрою проводять лазерне опромінення дослідного зразку плазми крові поляризованим когерентним паралельним пучком (діаметром 10<sup>4</sup>мкм) напівпровідникового лазера (λ=0.638 мкм) 1, який формують коліматором 2 і чвертьхвильовою пластинкою 31. За допомогою обертання поляризатора 41 на кути « $0^{0}$ », « $90^{0}$ » формується лінійно поляризований пучок з азимутом  $\alpha_{0}=0,90^{0}$ , яким зондують анізотропний шар біологічного об'єкту 5, обертаючи вісь пропускання  $\Theta$  аналізатора 42 на кути «0°», «90°». Повороти на відповідні кути здійснюють за допомогою блоку мікроконтролерного керування 9, що керує кроковими серводвигунами, які, в свою чергу, керуються за допомогою драйверів серводвигунів 10<sub>1</sub> – 10<sub>5</sub>, значення кута повороту контролюється датчиками  $11_1 - 11_5$ . Зображення позиційними анізотропного шару біологічного об'єкта 5 проектують за допомогою проекційного блоку 6 в площину світлочутливої площадки ( $m \times n = 640 \times 480$ ) цифрової ССДкамери 7, а потім передають в комп'ютер 8, при цьому вимірюють масиви рівнів інтенсивності мапи плівки плазми крові для кожного окремого пікселя *m* × *n* [122].

За допомогою алгоритмічної обробки даних комп'ютером 8 розраховують елементи матриці Джонса плівок плазми крові після опромінення. За допомогою статистичної та кореляційної обробки отриманих Джонс-матричних зображень плівок плазми крові формується база даних інформативних показників для навчання системи підтримки прийняття рішень на основі нейронної мережі. Прийняття рішення по диференціації нозологій виконує блок підтримки прийняття рішень 12 на основі нейромережевих технологій[122].

На основі різниці величин статистичних та кореляційних характеристик елементів матриці Джонса плівок плазми крові для різних нозологій визначається інформативність кожного параметру.

Варто відзначити, що дана система є універсальною, що дозволило адаптувати її до методу Джонс-матричного картографування досліджуваних зразків плазми крові за рахунок зміни алгоритму фізичного функціонування системи в 9 та програмного алгоритму в 8. В додатковій матеріальній базі та будь-яких удосконалень архітектури системи потреби не виникло.

Блоки спеціалізованого програмного забезпечення: програмний модуль керування камерою, програмний модуль керування кроковими двигунами, програмний модуль оброблення та аналізу масивів зображень, які реалізуються в середовищі Matlab.

Алгоритм визначення матриці Джонса винесений на додаток В [78].

Узагальнено схема методу картографування елементів матриці Джонса із подальшим діагностуванням патологій на їх основі представлена на рис. 2.3.



Рисунок 2.3 – Схема методу Джонс-матричного картографування

плівок плазми крові

# 2.4 Статистичний та кореляційний аналіз двовимірних розподілів елементів матриці Джонса плівок плазми крові

Найбільш об'єктивно структуру координатних розподілів поляризаційних параметрів лазерного зображення гістологічного зрізу біологічної тканини чи плівок плазми крові характеризують статистичні характеристики (середнє значення, стандартне квадратичне відхилення, ексцес, асиметрія) обчислена за співвідношенням 2.43 на основі відомих формул [123] – [125].

Статистичний момент першого порядку характеризує середнє значення координатних розподілів вимірювальних величин; другого – дисперсію даних, тобто відхилення від математичного очікування величин; під статистичним моментом третього порядку будемо розуміти величину, яка характеризує відхилення від нормального розподілу досліджуваних даних; а четвертий вимірює величину «піку» розподілу матричного елемента.

$$M_{1} = \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} (|x|)_{k};$$

$$M_{2} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} (|x^{2}|)_{k}};$$

$$M_{3} = \frac{1}{M_{2}^{3}} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} (|x^{3}|)_{k};$$

$$M_{4} = \frac{1}{M_{2}^{4}} \frac{1}{N} \sum_{k=1}^{N} (|x^{4}|)_{k},$$
(2.43)

де *N* – кількість елементів орієнтаційної мапи;

*x* – значення інтенсивності пікселя k-го пікселя зображення елементів матриці Джонса.

Для формування інших інформативних параметрів виміряних розподілів

поляризаційних мап елементів матриці Джонса плівок плазми крові застосовують кореляційний аналіз, в основу якого покладено обчислення автокореляційної функції [126] – [128]:

$$G_{ik}(\Delta x, \Delta y) = \lim_{x, y \to \infty} \frac{1}{m \times n} \int_0^m \int_0^n [R_{ik}(x_{1 \div m}, y_{1 \div n})] \times [R_{ik}(x - \Delta x, y - \Delta y)] dx dy, \qquad (2.44)$$

де  $(\Delta x, \Delta y)$  – «кроки», з якими змінюються координати (x, y) розподілу елементів матриці Джонса  $R_{ik}(x, y)$ ;

*т*, *n* – розмірність мап орієнтаційних та фазових мап відповідно.

З метою забезпечення об'єктивного порівняльного аналізу залежностей автокореляційної функції елементів матриці Джонса плівок плазми крові проведемо їх статистичну оцінку [126]:

$$K_{1} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^{N} (\overline{R_{ik}}(\Delta x))_{j};$$

$$K_{2} = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^{N} (\overline{R_{ik}}(\Delta x)^{2})_{j}};$$

$$K_{3} = \frac{1}{K_{2}^{3}} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^{N} (\overline{R_{ik}}(\Delta x)^{3})_{j};$$

$$K_{4} = \frac{1}{K_{2}^{4}} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^{N} (\overline{R_{ik}}(\Delta x)^{4})_{j},$$
(2.45)

де  $\overline{R_{ik}}(\Delta x)$  - середнє наближення функції автокореляції в координаті x.

Отже, оцінки статистичних моментів  $M_i(i = \overline{1:4})$  координатних (x, y) розподілів елементів матриці Джонса  $R_{ik}(x, y)$ ; та оцінки їх кореляційних

моментів  $K_i(i = \overline{1:4})$  є інформативними параметрами для подальшої підтримки прийняття рішень.

#### 2.5 Аналіз метрологічних характеристик системи

Для того, щоб провести кількісне оцінювання похибок вимірювань у даній відеополяриметричні системі для аналізу зображень плівок плазми крові необхідно провести ряд експериментів із об'єктами для яких відомі теоретичні, так звані, референтні матриці Джонса. Тому проведемо серію вимірювань з таким тестовим об'єктом як лінійний поляризатор, що також використовується в даній системі, орієнтований під кутом 0°, матриця Джонса для якого прийматиме вигляд:

$$\begin{bmatrix} 1 & 0 \\ 0 & 0 \end{bmatrix}. \tag{2.46}$$

На рис. 2.4 – 2.6 представлені Координатні множини, та гістограми розподілів похибок вимірюювання елементів матриці Джонса для досліджуваного лінійного поляризатора.



M12



Рисунок 2.4 – Координатні множини, гістограми розподілів похибок вимірювання елементів матриці Джонса *M*<sub>11;12</sub>








Рисунок 2.6 – Координатні множини, гістограми розподілів похибок вимірювання елементів матриці Джонса *M*<sub>21;22</sub>

Одержані результати з вимірювання координатних розподілів (рис. 2.4 – рис. 2.6) значень похибок елементів матриці Джонса лінійного поляризатора та визначення їх статистичних, кореляційних і фрактальних характеристик наведені у таблиці 2.1. В таблиці прийняті позначення  $\overline{\Delta}M_{ik}$  — середнє значення похибки визначення елемента  $M_{ik}$ ;  $\overline{\Delta}M_{ik}$  — дисперсія похибки.

Таблиця 2.1 – Об'єктивні параметри, що характеризують розподіли похибок вимірювання дійсних елементів матриці Джонса лінійного поляризатора

Параметри	<i>M</i> <sub>11</sub>	<i>M</i> <sub>12</sub>	M <sub>21</sub>	M <sub>22</sub>
$\overline{\Delta}M_{ik}$	0.021	0.047	0.029	0.016
$\overline{\Delta}M_{ik}$	0.0097	0.012	0.004	0.006

З проведених розрахунків видно, що величина абсолютної похибки виміряних елементів матриці Джонса лінійного поляризатора орієнтованого під кутом 0° лежить в межах 0,03 — 0,089, що є задовільним результатом.

#### 2.6 Висновки до 2 розділу

Проаналізовано модельний підхід до опису оптично анізотропних середовищ біологічних об'єктів, у відповідності до якого біологічні рідини розглядаються як двокомпонентні аморфно-кристалічні біологічні структури, кристалічна компонента яких сформована сукупністю (мережею) кристалів альбуміну і глобуліну.

Розглянуто принципи роботи відеополяриметричної зображувальної системи для діагностування стану зображень плівок плазми крові, що базуються на основі оцінювання структурних змін за статистичним та кореляційним аналізом двовимірних розподілів елементів матриці Джонса.

Запропоновано метод та систему Джонс-матричного відтворення розподілів орієнтаційних та фазових параметрів біологічних рідин, що

дозволяє поширити метод при застосуванні на реальні двокомпонентні біологічні структури. Це досягається за рахунок формування оптимального стану поляризації опромінюючого зразка лазерного пучка в кожному пікселі зображення реєструвальної камери та подальшою статистичною та кореляційною обробкою отриманих поляризаційних зображень.

Удосконалено архітектуру системи зображувальної поляриметрії шляхом додавання комп'ютеризованого блоку підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій для автоматизації та підвищення достовірності діагностування патологічних станів молочних залоз.

Проведено аналіз метрологічних характеристик відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз за допомогою референтних матриць лінійного поляризатора орієнтованого під кутом 0°, який показав, що величина абсолютної похибки виміряних елементів матриці Джонса лінійного поляризатора лежить в межах 0,03 – 0,089, що відповідають встановленим для таких систем вимогам.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

[1] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Багатопараметричне джонсматричне картографування плівок плазми крові при діагностуванні патологічних станів молочних залоз", *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, т. 1, вип. 38, с. 10-15, 2017.

[2] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Метод та система Джонсматричного картографування плівок плазми крові при патологіях молочних залоз" *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 31, с. 47– 54, 2016.

[3] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, and O. V. Karas, "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes", *Proceedings of SPIE*, vol. 10612 SPIE, pp. 106121P, 2018.

[4] S. V. Pavlov, O. V. Karas, and V. V. Sholota "Processing and analysis of

images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects", Proceedings of SPIE, vol. 10750, pp. 107500N, September. 2018.

[5] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, О. В. Карась, та К. О. Радченко, "Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонсматричними мапами плазми крові людини", № и 2018 12519, заявл. 17.12.2018, опубл. 25.07.2019, Бюл. № 14.

#### РОЗДІЛ З

# ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНА РЕАЛІЗАЦІЯ ВІДЕОПОЛЯРИМЕТРИЧНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ АНАЛІЗУ ЗОБРАЖЕНЬ ПЛІВОК ПЛАЗМИ КРОВІ ПРИ ОЦІНЮВАННІ ПАТОЛОГІЙ МОЛОЧНИХ ЗАЛОЗ

3.1 Опис лабораторної установки системи для аналізу плівок плазми крові

Лабораторна установка двопроменевої системи лазерної поляриметрії слугує базисом для вдосконалення відеополяриметричної системи для аналізу зображень при патологіях молочних залоз, поданої на рис. 2.1-2.2, підвищення достовірності діагностування системи полягає у введені нового блоку підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій при діагностуванні патологій молочних залоз двох груп «норма» та «фіброаденома».

Варто відзначити, що повний склад ключових елементів системи, а також автоматизація процесів керування кроковими двигунами, що слугують для поворота чи прибирання зі шляху лазерного випромінювання поляризатора, аналізатора чи чвертьхвильових пластинок дають можливість реалізовувати на даній системі як орієнтаційну та фазову Мюллер-матричну томографію, Стокс поляриметрію, методи так званого прямого відтворення анізотропних параметрів біологічних об'єктів, так і досліджуваний метод Джонс-матричного картографування за рахунок зміни алгоритму керування основними елементами системи.

Тому для подальших досліджень була використана експериментальна установка багатопараметричної системи лазерної поляриметрії та поляризаційно-фазової томографії біологічних тканин та рідин (рис. 3.1), що реалізована на кафедрі лазерної та оптоелектронної техніки ВНТУ, було виміряно поляризаційні мапи плівок плазми крові двох груп «норма» та «фіброаденома» для обрахунку ДМЗ плівок плазми крові людини [130].

Наведемо детальний опис експериментальної установки

відеполяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз, представлений в роботі [130]. Освітлення проводилось паралельним ( $\emptyset$  = 10<sup>4</sup> мкм) пучком напівпровідникового низько когерентного лазера 1 ( $\lambda$  = 0.64 мкм) з потужністю 5 мВт із лінійним типом поляризації.

У якості фазових чвертьхвильових пластинок 3<sub>1</sub>-3<sub>3</sub> використовувались ахроматичні фазові пластинки APAW [101], що виготовлені з скла двопроменезаломлюючих пластин полімера, закріпленим між двома скельцями, кожне з яких просвічується широкосмуговим покриттям.



Рисунок 3.1 – Зовнішній вигляд експериментальної установки системи багатопараметричної системи лазерної поляриметрії та поляризаційнофазової томографії біологічних тканин та рідин [130]

В якості поляризаційних фільтрів було обрано поляризатор та аналізатор типу HRT CIR-PL UV – HOYA, діаметром 52 мм, розмістивши його в режимі лінійної поляризації. Для формування зображення біологічного шару в системі, здатному рухатись в 3 основних напрямах, було використано мікрооб'єктив 7. В експериментальній системі використовувався мікрооб'єктив Nikon CFI 60 Achromat (4x) N.A. 0.1, W.D. 30 mm, який

забезпечує 4-кратне збільшення, тобто забезпечує роздільну здатність у межах одного пікселя, рівну роздільній здатності світлочутливої камери 9 [130].

В якості фотореєструючого пристрою використовувалася цифрова камера з наступними параметрами:

- The Imaging Source DMK 41AU02.AS monochrome 1/2" CCD, Sony ICX205AL (progressive scan);
- Максимальна роздільна здатність 1280х960;
- розмір світлочутливої площадки 7600х6200мкм;
- чутливість 0.05 lx;
- динамічний діапазон 8 bit.

Експеримент по дослідженню лінійності світлочутливої характеристики даної цифрової камери здійснювався шляхом вивчення залежності пропускання лінійно поляризованого лазерного випромінювання, що пройшло крізь поляризатор-аналізатор (лінійність поляризатора 99,5%), від кута обертання його площини пропускання. В результаті визначено, що відхилення експериментальних та теоретичних даних не перевищують 3% у всьому лінійному діапазоні зміни інтенсивності пропущеного випромінювання [130].

Функцію блоку мікроконтролерного керування виконує 8-бітний AVR RISC-мікроконтролер ATMega 16 фірми Atmel з тактовою частотою 16 МГц, який має 16 кБайт внутрішньосистемної програмуємої Flash-пам'яті. У якості драйверів крокових двигунів були обрані здвоєні мостові драйвери L298N фірми STMicroelectronics [110]. Зв'язок між блоком керування та персональним комп'ютером (3 якого відбувається програмування мікроконтролера та подальші команди керування) забезпечується завдяки інтерфейсу EIA/TIA-232-Е, більш відомому як "СОМ - порт".

## 3.2 Експериментальне визначення уявних та дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові при «нормі» та «патології»

У даному розділі було розроблено програмне забезпечення для

статистичного та кореляційного аналізу зображень отриманих за допомогою відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові.

Вхідними даними для коректної роботи програми є поляризаційні зображення, частина з яких наведена у додатку Е, сформовані і відтворені за допомогою експериментальної системи, архітектура якої наведена у додатку Б.

Зчитування вхідних поляризаційних зображень, необхідних для обрахунку елементів матриці Джонса, відбувається за допомогою влаштованої функції «imread([file, zona, ' ', en])», де в лапках вказується шлях та назва конкретного зображення, якщо у файлі є кілька зображень, то зчитуватись буде перше.

В загальному вигляді процес зчитування поляризаційних зображень виглядає наступним чином:

```
I2=imread('E:\Jones\plazma\I2.bmp');
I3=imread('E:\Jones\plazma\I3.bmp');
I4=imread('E:\Jones\plazma\I4.bmp');
I5=imread('E:\Jones\plazma\I5.bmp');
I6=imread('E:\Jones\plazma\I6.bmp');
I7=imread('E:\Jones\plazma\I7.bmp');
I8=imread('E:\Jones\plazma\I8.bmp');
I9=imread('E:\Jones\plazma\I9.bmp');
```

В результаті зчитування отримаємо поляризаційні мапи *I*<sub>*i*=1÷4</sub> необхідні для обрахунку дійсних та уявних елементів матриці Джонса (Рисунок 3.3-3.6) [131].

Як видно із отриманих мап, поляризаційно відфільтровані за зазначеним алгоритмом зображення уявних та дійсних елементів матриці Джонса в залежності від стану «норма» та «патологія» молочних залоз мають різний вигляд: для зображень плазми крові, що відповідає стану «норма», характерна впорядкованість структурних елементів зображення, яке характеризується масштабною самоподібністю; для зображення плазми крові, що відповідає стану «патологія» молочних залоз характерна хаотичність структурних елементів зображень.



Рисунок 3.2 – Приклад поляризаційних  $I_{i=1}$ , мап (а, б, в, г) необхідних для обрахунку дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові здорової людини та їх двовимірні  $2D(I_i)$  (д, е, є, ж) та тривимірні  $3D(I_i)$  (з, к, л, м) гістограми розподілу

На рис. 3.2-3.5 наведено двовимірні поляризаційні мапи  $I_i$  плівок плазми крові здорового та зразка з фіброаденомою відповідно, гістограми розподілів  $2D(I_i)$  поляризаційних зображень  $I_i$ , та тривимірні гістограми розподілу  $3D(I_i)$  досліджуваних елементів, необхідних для обрахунку дійсних елементів матриці Джонса, та однозначного визначення уявних Джонс-матричних



Рисунок 3.3 – Приклад поляризаційних  $I_{i=1\div4}$  мап (а, б, в, г) необхідних для обрахунку дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові хворої людини та їх двовимірні  $2D(I_i)$  (д, е, є, ж) та тривимірні  $3D(I_i)$  (з, к, л, м) гістограми розподілу

Слід відзначити, що на рисунках 3.2-3.5 наведено повний набір виміряних поляризаційних зображень плівок плазми крові для зразків двох станів «норма» та «фіброаденома»  $I_{i=1..8}$ , проведення вимірювання для отримання зображень  $I_{i=9..11}$  необхідні для однозначного визначення знаку кутів, що є уявною складовою матриці Джонса.



Рисунок 3.4 – Приклад поляризаційних  $I_{i=5 \div 8}$  мап (а, б, в, г) необхідних для обрахунку дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові здорової людини та їх двовимірні  $2D(I_i)$  (д, е, є, ж) та тривимірні  $3D(I_i)$  (з, к, л, м) гістограми розподілу

Як видно із отриманих мап, поляризаційно відфільтровані за зазначеним алгоритмом зображення уявних та дійсних елементів матриці Джонса в залежності від стану «норма» та «фіброаденома» молочних залоз мають різний вигляд: для зображень плазми крові, що відповідає стану «норма», характерна впорядкованість структурних елементів зображення, яке характеризується масштабною самоподібністю; для зображення плазми крові, що відповідає стану «фіброаденома» молочних залоз характерна хаотичність структурних



Рисунок 3.5 – Приклад поляризаційних  $I_{i=5 \div 8}$  мап (а, б, в, г) необхідних для обрахунку дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові хворої людини та їх двовимірні  $2D(I_i)$  (д, е, є, ж) та тривимірні  $3D(I_i)$  (з, к, л, м) гістограми розподілу

Наступим кроком після зчитування є перетворення кольорового зображення RGB у зображення інтенсивностей градацій сірого за допомогою влаштованої функції середовища MATLAB «()=rgb2gray()». Функція rgb2gray перетворює отримані поляризаційні зображення RGB у відтінки сірого, усуваючи інформацію про відтінок та насиченість, зберігаючи дані про яскравість.

```
I2=rgb2gray(I2);
I3=rgb2gray(I3);
I4=rgb2gray(I4);
I5=rgb2gray(I5);
I6=rgb2gray(I6);
I7=rgb2gray(I7);
I8=rgb2gray(I8);
I9=rgb2gray(I9);
I11=rgb2gray(I11).
```

Конвертувавши зображення у градації сірого, приводимо отриману інформацію у дійсні числа подвоєної точності, використовуючи влаштовану функцію «double() »:

```
I2=double(I2);
I3=double(I3);
I4=double(I4);
I5=double(I5);
I6=double(I6);
I7=double(I7);
I8=double(I8);
I9=double(I9);
I11=double(I11).
```

Наступним кроком є отримання дійсних елементів матриці Джонса шляхом простих математичних розрахунків:

```
I=I.^0.5;
I1=I1.^0.5;
I2=I2.^0.5;
I3=I3.^0.5;
J1=((2.*I6)-I2-I4)./((I2.*I4).^0.5);
J2=((2.*I7)-I3-I5)./((I3.*I5).^0.5);
J3=((2.*I8)-I2-I4)./((I2.*I4).^0.5);
J4=((2.*I9)-I3-I5)./((I3.*I5).^0.5);
J5=((4.*I8)-I2-I3)./((I2.*I3).^0.5);
J6=((4.*I11)-I2-I3)./((I2.*I3).^0.5);
```

На рис. 3.6 та рис. 3.7 наведено дійсні елементи матриці Джонса  $J_{i=1,2;k=1,2}$  плівок плазми крові здорової людини та їх двовимірні  $2D(I_i)$ , тривимірні  $3D(I_i)$  гістограми розподілу і автокореляційні залежності  $K(\Delta x_{ik})$  двовимірних розподілів ДМЗ для двох груп досліджуваних зразків.



Рисунок 3.6 – Приклад поляризаційних мап дійсних елементів матриці Джонса  $J_{i=1,2;k=1,2}$  плівок плазми крові здорової людини та їх двовимірні  $2D(I_i)$  (д, е, є, ж), тривимірні  $3D(I_i)$  (з, к, л, м) гістограми розподілу і автокореляційні функції  $K(\Delta x_{ik})$ 



Рисунок 3.7 – Приклад поляризаційних мап дійсних елементів матриці Джонса  $J_{i=1,2;k=1,2}$  плівок плазми крові хворої людини та їх двовимірні  $2D(I_i)$ (д, е, є, ж), тривимірні  $3D(I_i)$  (з, к, л, м) гістограми розподілу і автокореляційні функції  $K(\Delta x_{ik})$ 

Далі необхідно нормалізувати значення поляризаційних мап за допомогою ділення кожного елементу масиву даних на найбільше значення масиву:

I=I./max(max(I)); I1=I1./max(max(I1));

```
I2=I2./max(max(I2));
I3=I3./max(max(I3)).
A1=J1./max(max(J1));
A2=J2./max(max(J1));
A3=J3./max(max(J2));
A4=J4./max(max(J4));
A5=J5./max(max(J5));
```

Для полегшення доступу до дійсних елементів матриці Джонса запишемо їх у комірку (рис. 3.8) за допомогою влаштованої функції «cell(nxn)»:

M=cell(2); M(1,1)={M1}; M(1,2)={M2}; M(2,1)={M3}; M(2,2)={M4};

GX	
2x2 <u>cell</u>	
1	2
480x640 do	480x640 do
480x640 do	480x640 do

Рисунок 3.8 – Візуальний вигляд зберігання масивів даних у комірці

Для полегшення доступу до уявних елементів матриці Джонса виведемо їх по закінченню розрахунків на екран за допомогою влаштованої функції «subplot()», результати роботи програми наведено на рис. 3.9:

```
subplot(4,3,1), subimage(A1)
title('A1')
set(gca,'XColor','w','YColor','w','XTick',[],'YTick',[])
colormap(gray)
colorbar('vert')
```

```
subplot(4,3,2), subimage(A2)
title('A2')
set(gca, 'XColor', 'w', 'YColor', 'w', 'XTick', [], 'YTick', [])
colorbar('vert')
subplot(4,3,3), subimage(A3)
title('A3')
set(gca, 'XColor', 'w', 'YColor', 'w', 'XTick', [], 'YTick', [])
colorbar('vert')
subplot(4,3,4), subimage(A4)
title('A4')
set(gca, 'XColor', 'w', 'YColor', 'w', 'XTick', [], 'YTick', [])
colorbar('vert')
subplot(4,3,5), subimage(A5)
title('A5')
set(gca, 'XColor', 'w', 'YColor', 'w', 'XTick', [], 'YTick', [])
colorbar('vert')
subplot(4,3,6), subimage(A6)
title('A6')
set(gca, 'XColor', 'w', 'YColor', 'w', 'XTick', [], 'YTick', [])
colorbar('vert')
subplot(4,3,7), subimage(I6)
title('I6')
set(gca, 'XColor', 'w', 'YColor', 'w', 'XTick', [], 'YTick', [])
colorbar('vert')
subplot(4,3,8), subimage(I7)
title('I7')
set(gca, 'XColor', 'w', 'YColor', 'w', 'XTick', [], 'YTick', [])
colorbar('vert')
```

```
subplot(4,3,9), subimage(I8)
title('I8')
set(gca,'XColor','w','YColor','w','XTick',[],'YTick',[])
colorbar('vert')
subplot(4,3,10), subimage(I9)
title('I9')
set(gca,'XColor','w','YColor','w','XTick',[],'YTick',[])
colorbar('vert')
```



Рисунок 3.9 – Результати роботи програми для обчислення уявних елементів матриці Джонса зразків плазми крові здорової людини

# 3.3 Статистичне та кореляційне оцінювання виміряних елементів матриці Джонса плівок плазми крові при патологіях молочної залози

Для того щоб мати можливість використовувати влаштовані функції MATLAB для обрахунку статистичних моментів необхідно перетворити зображення у вектор, що було виконано за допомогою функції поданої нижче:

В даній роботі було використано такі влаштовані функції як: mean, var, moment(підходить для третього і четвертого статистичних моментів).

Функція mx = mean (X) у разі одновимірного масиву повертає арифметичне середнє елементів масиву ; у разі двовимірного масиву - це вектор - рядок, що містить арифметичне середнє елементів кожного стовпця. Таким чином, mean ( mean (X) ) - це арифметичне середнє (математичне очікування ) елементів масиву, але в нашому випадку ми перетворимо зображення у вектор для більш надійних обчислень.

V = Var (X) повертає дисперсію X для векторів . Для матриць, Var (X) є вектор рядок, що містить дисперсію кожного стовпця X.

M = skewness (X) – функція призначена для розрахунку точкової оцінки коефіцієнта асиметрії у вибірки Х. Якщо Х задана як вектор, то точкова оцінка коефіцієнта асиметрії розраховується за всіма його елементів. Для вибірки певної у вигляді матриці точкова оцінка коефіцієнта асиметрії розраховується для кожного стовпця Х.

M =kurtosis (X) – функція призначена для розрахунку точкової оцінки коефіцієнта ексцесу к вибірки Х. Якщо Х задана як вектор, то точкова оцінка коефіцієнта ексцесу розраховується за всіма його елементів. Для вибірки

певної у вигляді матриці точкова оцінка коефіцієнта ексцесу розраховується для кожного стовпця X.

Для спрощення проведення розрахунків була створена функція для підрахунку 4-ох статистичних моментів:

```
function [ M ] = Stat( A )
A=Vect(A);
M1=mean(A);
M2=var(A);
M3=skewness(A);
M4=kurtosis(A);
M=cell(2);
M(1,1)={M1};
M(1,2)={M2};
M(2,1)={M3};
M(2,2)={M4};
```

end

Провівши вимірювання розподілів ДМЗ  $J_{ik}$  для усіх зразків двох груп було проведено їх статистичний аналіз із визначення їх середніх характеристик  $\bar{g}$  та середньоквадриатичних відхилень  $\sigma$  для двовимірних розподілів дійсних та уявних елементів матриці Джонса плівок плазми крові. Результати роботи функції наведені у таблицях 3.1-3.3.

	$J_{11}(m \times n)$	$J_{12;21}(m \times n)$	$J_{11}(m \times n)$	$J_{12;21}(m \times n)$
$g\pm\sigma$	Група 1	Група 1	Група 2	Група 2
	(норма)	(норма)	(фіброаденома)	(фіброаденома)
<i>M</i> <sub>1</sub>	0,784 <u>+</u> 0,012	0,716 <u>+</u> 0,056	0,797 ± 0,025	0,826 ± 0,064
<i>M</i> <sub>2</sub>	0,143 ± 0,08	0,089 ± 0.01	0,123 ± 0,05	0,045 ± 0.025
<i>M</i> <sub>3</sub>	0,127 ± 0,095	0,694 ± 0,095	1,189 ± 0.22	1,016 ± 0,07
<i>M</i> <sub>4</sub>	3,761 ± 0,24	7,079 <u>+</u> 0,52	3,262 ± 0,423	3,021 ± 0,33

Таблиця 3.1 – Дійсні елементи матриці Джонса плівок плазми крові [131]

Виділені в таблиці 3.1 характеристики, являють собою координатний розподіл двовимірних ДМЗ плівок плазми крові людини двох груп мають між собою статистично достовірні відмінності. Співвідношення між якими для різних нозологій складає:

$$\Delta M_3(J_{11}) = \frac{M_3^{\rm H}}{M_3^{\rm H}} = 9,36; \tag{3.1}$$

$$\Delta M_2(J_{11;21}) = \frac{M_2^{\rm H}}{M_2^{\rm \Pi}} = 1,98; \qquad (3.2)$$

$$\Delta M_3(J_{11;21}) = \frac{M_3^{\rm H}}{M_3^{\rm H}} = 1,46; \tag{3.3}$$

$$\Delta M_4(J_{11;21}) = \frac{M_4^{\rm H}}{M_4^{\rm H}} = 2,34; \qquad (3.4)$$

Проаналізувавши отримані дані було експериментально встановлено, що найбільш інформативним (за діапазоном зміни величини) до орієнтаційних  $R_{11}(m \times n)$  механізмів перетворення параметрів лазерного випромінювання двопроменезаломлюючою сіткою мереж білків альбумінів і глобулінів є 3-й статистичний момент (в 9 разів).

Відповідно, найбільш чутливими до фазових  $R_{12;21}(m \times n)$  механізмів є 2-ий (в 1,9 раз), 3-ий (в 1,5 раз) та 4-ий (в 2 – 2,5 разів) статистичні моменти.

Таблиця 3.2 – Уявні елементи матриці Джонса плівок плазми крові група 1 (норма)

$g\pm\sigma$	А1 Норма	А2 Норма	А3 Норма	А4 Норма
<i>M</i> <sub>1</sub>	0,2271 ± 0.012	0,1822 <u>+</u> 0.05	0,1988 ± 0.008	0,1797 ± 0.078
<i>M</i> <sub>2</sub>	0,0781 ± 0,006	0,1177 ± 0.025	0,0836 ± 0,07	0,1309 ± 0,014
<i>M</i> <sub>3</sub>	$-0,2042 \pm 0,06$	$-0,0973 \pm 0.004$	-0,1575 ± 0,05	$-0,1292 \pm 0.005$
<i>M</i> <sub>4</sub>	2,1839 <u>+</u> 0.64	2,3649 ± 0.88	2,1701 ± 0.048	2,4259 ± 0.086

$g \pm \sigma$	A1	A2	A3	A4
0	фіброаденома	фіброаденома	фіброаденома	фіброаденома
<i>M</i> <sub>1</sub>	0,1936 <u>+</u> 0.022	0,1413 ± 0.002	0,2049 ± 0.05	0,2019 ± 0.1
<i>M</i> <sub>2</sub>	0,0172 ± 0,015	0,0786 ± 0.009	0,0164 ± 0,016	0,0653 ± 0,009
<i>M</i> <sub>3</sub>	0,4287 ± 0,098	$-0,3539 \pm 0.05$	0,4663 ± 0,09	$-0,3089 \pm 0,53$
<i>M</i> <sub>4</sub>	3,6941 <u>+</u> 0.95	2,5681 ± 0.098	3,7374 ± 0.085	2,6893 ± 0.55

Таблиця 3.3 – Уявні елементи матриці Джонса плівок плазми крові група 2 (фіброаденома)

В ході аналізу уявних елементів матриці Джонса плівок плазми крові було виявлено, що найбільш інформативними є 2-ий та 3-ій статистичні моменти ( $\Delta M_2(A1)$  в 4,5 рази,  $\Delta M_2(A2)$  в 1,5 рази,  $\Delta M_2(A3)$  у 5,1 рази,  $\Delta M_2(A4)$  в 2 рази,  $\Delta M_3(A1)$  в 2,1 рази,  $\Delta M_3(A2)$  в 3,6 рази,  $\Delta M_3(A3)$  у 3 рази,  $\Delta M_3(A4)$ в 2,4 рази).

За аналогією із визначення найбільш інформативних параметрів статистичних характеристик дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові було проведено такі ж обрахунки для уявної складової ДМЗ:

$$\Delta M_2(A1) = \frac{M_2^{\rm H}}{M_2^{\rm H}} = 4,54; \tag{3.5}$$

$$\Delta M_2(A2) = \frac{M_2^{\rm H}}{M_2^{\rm \Pi}} = 1,5; \tag{3.6}$$

$$\Delta M_2(A3) = \frac{M_2^{\rm H}}{M_2^{\rm \Pi}} = 5,1; \qquad (3.7)$$

$$\Delta M_2(A4) = \frac{M_2^{\rm H}}{M_2^{\rm \Pi}} = 2; \qquad (3.8)$$

$$\Delta M_3(A1) = \frac{M_3^{\rm H}}{M_3^{\rm H}} = 2,1; \qquad (3.9)$$

$$\Delta M_3(A2) = \frac{M_3^{\rm H}}{M_3^{\rm \Pi}} = 3,64; \tag{3.10}$$

$$\Delta M_3(A3) = \frac{M_3^{\rm H}}{M_3^{\rm H}} = 2,96; \qquad (3.11)$$

$$\Delta M_3(A4) = \frac{M_3^{\rm H}}{M_3^{\rm H}} = 2,39; \qquad (3.12)$$

95

Для того, щоб підвищити достовірність діагностування патологій молочних залоз було вирішено розширити діапазон інформаційних параметрів за рахунок додавання кореляційного аналізу виміряних та обрахованих елементів матриць Джонса плівок плазми крові людини.

Була розроблена функція для обрахунку та виводу на екран таких даних як власне вхідне зображення, кореляційні моменти, формули яких наведені у попередньому розділі (2.45), розподіл автокореляційної функції відеополяриметричного зображення плівки плазми крові, та гістограма розподілу інтенсивностей вхідного зображення. Також передбачена можливість запису результатів у файл.

```
function [ OutputACF ] = ACF( InputImage, TypeViev)
% Iнiцiaлiзацiя параметрiв
global path_result fig_x fig_y
M = size(InputImage, 1); %Повертає число рядів
N = size(InputImage, 2); %Повертає число стовпців
```

```
% PospaxyHok AKΦ
for l=1:M
    X_ACF(l,:)=xcorr(InputImage(l,:));
end
X total ACF=sum(X ACF)/M;
```

X\_total\_ACF=X\_total\_ACF/max(X\_total\_ACF);

```
% Розрахунок стат. параметрів для АКФ
str_text=Stat(X_total_ACF);
```

% Результати в файл

```
if strfind(TypeViev, 'Prn')>0
```

% Ініціалізація файлу виведення та фігури

```
FileOut=[path_result, 'ACF.jpg'];
hF=figure; figure(hF);
h=gcf; set(h, 'Visible', 'off');
figure(hF), set(h, 'Visible', 'off'), plot(X_total_ACF);
saveas(h, FileOut);
FileOut=[path_result, 'Histogram.jpg'];
figure(hF), set(h, 'Visible', 'off'), imhist(InputImage);
saveas(h, FileOut);
end
```

```
% Результати на екран
if strfind(TypeViev, 'Src')>0
    H fig=figure; figure (H fig);
    set(H fig, 'Name', 'ACF');
    set(H fig, 'NumberTitle', 'off', 'Units', 'centimeters',
'DockControls', 'off', 'MenuBar', 'none');
fig x=fig x-1; fig y=fig y-1;
subplot 221; imshow(InputImage, [min(min(InputImage))
max(max(InputImage))]),title('Input Image', 'Color', 'b',
'FontWeight', 'bold');
subplot 222; set(gca, 'Visible', 'off'), text(0.3,0.4,str text,
'FontSize',14, 'FontName', 'Courier New'), text(0,1,
'Statistical parameters for ACF', 'Color', 'b', 'FontWeight',
'bold');
subplot 223; plot(X total ACF), title('ACF', 'Color', 'b',
'FontWeight', 'bold');
subplot 224; imhist(InputImage), title('Histogram', 'Color',
'b', 'FontWeight', 'bold');
OutputACF=X total ACF;
```

#### end

Результати роботи функції наведені на рисунку 3.10.



Рисунок 3.10 – Результати роботи програми для обрахунку автокореляційної функції

Проведено кореляційний аналіз елементів матриці Джонса плівок плазми крові із визначення їх середніх характеристик  $\bar{g}$  та середньоквадратичних відхилень  $\sigma$  для двовимірних розподілів дійсних та уявних елементів матриці Джонса плівок плазми крові. Результати роботи функції наведені у таблиці 3.4.

Аналогічно із формулами 3.3-3.8 було обраховано та визначено найбільш інформативні параметри –  $K_3(J_{12})$  у 2,57 рази,  $K_3(J_{21})$  у 5,3 рази,  $K_3(J_{22})$  у 2,19 рази та  $K_4(J_{12}) - 1,4$  рази.

K <sub>i</sub>	J <sub>11</sub>	J <sub>12</sub>	$J_{21}$	J <sub>22</sub>		
	НОРМА					
<i>K</i> <sub>1</sub>	$0,49{\pm}0,005$	$0,495{\pm}0,005$	0,49±0,01	0,5±0,005		
<i>K</i> <sub>2</sub>	0,0845±0,0015	$0,085 \pm 0,002$	$0,084{\pm}0,004$	$0,0845 \pm 0,0005$		
$K_3$	0,028±0,019	0,014±0,011	0,0135±0,0115	0,466±0,00464		
$K_4$	$1,76\pm0,001$	1,275±0,33	1,76±0,07	1,785±0,015		
		ФІБРОАДЕН	IOMA			
$K_1$	$0,\!485{\pm}0,\!00$	$0,\!485{\pm}0,\!00$	$0,465\pm0,02$	$0,495{\pm}0,005$		
-	5 5 5					
$K_2$	$0,082{\pm}0,00$	$0,081{\pm}0,00$	$0,078{\pm}0,00$	$0,0825\pm0,002$		
2	3	2	4	5		
$K_{2}$	$0,034{\pm}0,01$	$0,036\pm0,02$	$0,072{\pm}0,05$	1,01±0,00215		
5	4	9	9			
$K_{4}$	1,755±0,02	1,78±0,02	$1,795\pm0,01$	$1,7759\pm0,005$		
Т	5		5	9		

Таблиця 3.4 Кореляційні показники *К<sub>i</sub>* дійсних елементів матриці Джонса плівок плазми крові

Відповідно до наведених у даному розділі даних можна зробити висновок, що за статистичними та кореляційними показниками Джонсматричних елементів плівок плазми крові можна однозначно диференціювати між собою зразки двох груп пацієнтів: група 1 – «норма» та група 2 – «фіброаденома».

#### Висновки до 3 розділу

Створено експериментальну установку відеополяриметричної системи для оцінювання зображень плівок плазми крові з можливістю аналізу отриманих поляризаційних мап та диференціації нозологій на основі нейромережевих технологій. Проведено комплексний аналіз виміряних двовимірних розподілів елементів матриці Джонса на основі статистичного та кореляційного підходів.

В даному розділі наведено двовимірні поляризаційні мапи плівок плазми крові здорового та зразка з фіброаденомою відповідно, гістограми розподілів поляризаційних зображень, та тривимірні гістограми розподілу

досліджуваних елементів, необхідних для обрахунку дійсних елементів матриці Джонса, та однозначного визначення уявних Джонс-матричних зображень (ДМЗ).

Ha кореляційного основі статичного аналізу виміряних та поляризаційних мап плівок плазми крові сформовано базу даних інформативних ознак для подальшої диференціації нозологій за допомогою системи підтримки прийняття рішень. Розроблено програмний комплекс заходів обрахунку статистичних кореляційних для та показників досліджуваних зразків та формування бази даних для кожної з категорій отриманих поляризаційних зображень.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

[1] К.О. Радченко, О. Карась, "Багатопараметричне джонс-матричне картографування плівок плазми крові при діагностуванні патологічних станів молочних залоз", *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, т. 1, вип. 38, ст. 10-15, Червень. 2017.

[2] К.О. Радченко, О.В. Карась, "Метод та система Джонс-матричного картографування плівок плазми крові при патологіях молочних залоз" Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології, №131-32, с. 47–54, 2016.

[3] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, and O. V. Karas, "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes", *Proceedings of SPIE*, vol. 10612 SPIE, pp. 106121P-1-106121P-9, 2018.

[4] S. V. Pavlov, O. V. Karas, and V. V. Sholota "Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects", *Proceedings of SPIE*, vol. 10750, pp. 107500N-1-107500N-8, September. 2018.

[5] О. В. Карась, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичної діагностики" in *IX International*  Conference on Optoelectronic Information Technologies "PHOTONICS-ODS 2020", Вінниця, 2020, с.52-53.

[6] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, О. В. Карась, та К. О. Радченко, "Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонсматричними мапами плазми крові людини", № и 2018 12519, заявл. 17.12.2018, опубл. 25.07.2019, Бюл. № 14.

[7] С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Оброблення та аналіз зображень в мультифункціональній інтелектуалізованій системі лазерної поляриметрії біологічних об'єктів", на *XLVIII Міжнародній науково-практичній конференції Застосування лазерів у медицині та біології*, Харків, 2018, с. 176-177.

#### РОЗДІЛ 4

## РОЗРОБКА ТЕХНОЛОГІЇ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ НА ОСНОВІ НЕЙРОННОЇ МЕРЕЖІ.

4.1 Обґрунтування вибору системи підтримки прийняття рішень та типу нейронної мережі

В багатьох системах медичного діагностування зниження достовірності результатів відбувається в тому числі через відсутність системи підтримки прийняття рішень, оскільки інтерпретація діагностом зображень біологічних об'єктів вимагає багато часу та зусиль і не завжди є доцільною з точки зору кінцевого результату.

Отже, розроблення системи підтримки прийняття рішення (ППР) для діагностики БТ на основі аналізу їх орієнтаційно-фазових зображень дозволить підвищити достовірність та оперативність оцінювання патологічних станів.

Для того, щоб правильно побудувати експертну систему підтримки прийняття рішень необхідно обрати та визначити достатню кількість інформаційних параметрів, що задовільнять точність та достовірність діагностування, при аналізі поляриметричних зображень. Часто з цією метою використовуються статистичні, кореляційні чи фрактальні підходи, що нерідко є недостатнім для високої достовірності діагностувальних систем. Тому варто поєднати інформативні показники, такі як статистичні моменти та автокореляційні функції для підвищення достовірності системи.

Наступним етапом є вибір типу правила для системи ППР. Відомі методи на основі статистичної теорії рішень [132], нечітка логіка [133], методи дерев рішень[134] та нейромережеві технології [135.] можуть бути більш чи менш доцільними для використання у різних умовах та методиках.

#### 4.1.1 Дискримінантний аналіз

Дискримінантний аналіз [132] застосовується для прийняття рішень про те, які змінні розрізняють дві або більше груп. Основна ідея дискримінантного аналізу полягає в тому, щоб визначити, чи відрізняються сукупності за середнім будь-якої змінної (або лінійної комбінації змінних), і потім використовувати цю змінну, щоб передбачити для нових членів їх приналежність до тієї чи іншої групи [136].

В основі дискримінантного аналізу лежить припущення про те, що опису об'єктів кожного k-го класу є реалізації багатовимірної випадкової величини, розподіленої за нормальним законом  $N_m(\mu_k; \Sigma_k)$  з середніми  $\mu_k$  і ковариційною матрицею:

$$C_k = \frac{1}{n_k - 1} \sum_{i=1}^{n_k} (x_{ik} - \mu_k)^T (x_{ik} - \mu_k);$$
(4.1)

(Індекс т вказує на розмірність простору ознак).

В межах статистичного (імовірнісного) підходу використовується метод Байєса [137].

За формулою Байсса визначається достовірність висновку про наявність тієї чи іншої патології *P*(*Y<sub>i</sub>* / *X<sub>i</sub>*)[138], [139]:

$$P(Y_{j} / X_{i}) = \frac{P(Y_{j})P(X_{i} / Y_{j})}{P(X_{i})}.$$
(4.2)

Враховуючи множину ознак X<sub>1</sub>,..., X<sub>к</sub>, формула Байєса набуває вигляду [139]:

$$P(Y_j \mid X_1, ..., X_K) = \frac{P(Y_j)P(X_1, ..., X_K \mid Y_j)}{P(X_1, ..., X_K)}.$$
(4.3)

Вирішальне правило за методом Байєса полягає в пошуку максимуму умовної апостеріорної ймовірності  $P(Y_j \mid X_1, ..., X_K)$  [139].



Рисунок 4.1 – Поділ сукупності на два класи за допомогою дискримінантної функції

Перевага метода Байєса полягає в можливості використання множини ознак, що можуть мати різне фізичне походження, оскільки застосовуються не самі розмірні величини, а оцінки ймовірностей їх появи.

Основний недолік застосування метода Байєса полягає в необхідності наявності великого об'єму попередньої інформації.

Основним недоліком дискримінантного аналізу є велика чутливість до розподілу вхідних даних, коли навіть невелика їх зміна призводить до значних змін результатів класифікації.

#### 4.1.2 Дерево рішень

Дерева рішень [134], [140] здійснюють розбиття простору об'єктів відповідно до деякого набору правил розбиття (splitting rule). Ці правила є логічними твердженнями щодо тієї чи іншої змінної і можуть бути істинними або хибними. Ключовими тут є три обставини: а) правила дозволяють реалізувати послідовну дихотомічну сегментацію даних, б) два об'єкти вважаються схожими, якщо вони виявляються в одному і тому ж сегменті розбиття, в) на кожному кроці розбиття збільшується кількість інформації щодо досліджуваної змінної (відгуку).

На рис. 4.2 графічно представлено приклад дерева рішень.



Рисунок 4. 2 – Приклад типового дерева рішень

Дерева рішень є досить популярною методикою для вирішення задач класифікації [140] внаслідок таких переваг:

- Модель дерева рішень є досить простою в розумінні та інтерпретації, і представляє собою набір правил виду "якщо ..., то ...". В тому числі інтерпретація полегшується внаслідок зрозумілої деревовидної структури.
- 2. Не потребує спеціальної підготовки даних, таких як нормалізація, логарифмування і т. д.
- Використовує модель «білого ящика», тобто якщо певна ситуація спостерігається в моделі, то її можна пояснити за допомогою булевої логіки.
- 4. Дерева рішень можуть застосовуватись як до кількісних, так і до

якісних залежних змінних.

- Можливість оцінювання моделі за допомогою статистичих тестів, що дає можливість визначити достовірність моделі.
- 6. Дерева рішень мають досить високу швидкодію та можуть працювати з великими наборами даних.

До ряду недоліків можна віднести [141]:

- 1. Складність формування початкової структури дерева рішень.
- Нестійкість дерев рішень до змін в тренувальних даних, так як навіть незначні корективи в тренувальній вибірці можуть призвести до істотних змін в самому дереві та отриманому результаті.
- Розділяючи межа має певні обмеження, через що дерево рішень за якістю класифікації поступається іншим методам.
- 4. Висока ймовірність створення надскладних дерев при навчанні.

Враховуючи вищеописані недоліки, а також те, що використання дерев рішень для класифікації розподілів параметрів біологічних тканин, представлених у вигляді зображень, є недоцільним через значне ускладнення їх структури, використання дерев рішень в даному випадку є недоцільним.

#### 4.1.3 Нечітка логіка

Нечітка логіка базується на понятті нечітких множин, що описуються як об'єкт з функцією приналежності до множин, яка може приймати будь-які значення в діапазоні [0, 1] [142] – [144]:

$$\tilde{A} = \left\{ (x, \mu_A(x)) \mid x \in \mathbf{X} \right\},\tag{4.4}$$

де функція приналежності кількісно визначає належність елементів фундаментальної множини до нечіткої множини .

На рис. 4.3 – представлений графічний вигляд функції приналежності.



Рисунок 4.3 – Графічний вигляд функції належності

Враховуючи використання значної бази даних вхідних поляризаційних зображень перевага у виборі правила для системи підтримки прийняття рішень може надаватись іншим методам систем ППР для використання меншої кількості зусиль, наприклад нейромережевим технологіям.

### 4.1.4 Системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій

Нейромережа являє собою обчислювальну нелінійну модель, що базується на нейронній структурі мозку, яка може виконувати велику кількість задач, таких як: розпізнавання, обробка, класифікація, візуалізація та інші.



Рисунок 4.4 – Структурна схема простої нейромережі

Головним будівельним блоком ІНС є формальний нейрон, структура якого має вигляд, представлений на рис. 4.5:



Рисунок 4.5 – Структура штучного нейрона (зліва) і вид деяких функцій активації (праворуч)

Для оптимального вибору архітектури системи ППР розглянемо типи нейромереж.

Багатошаровий персептрон – найбільш відома і найстаріша архітектура в якій підряд ідуть декілька нейронів: вхідний, один або більше прихованих шарів і вихідний. Мережа такого типу добре працює статичними процесами, а також з великими вибірками [145].

Рекурентний персептрон на перший погляд схожий на звичайний персептрон, проте його виходи потрапляють йому ж на входи і приймають участь в обробці наступного вхідного вектору. Тобто, в даному випадку, має місце не набір окремих образів, а деякий процес, і значення мають не лише самі входи, а й те, в якій послідовності вони поступають[146].

Асоціативна пам'ять – це широкий клас мереж, який дещо нагадує архітектуру Хопфілда, яка складається з одного шару нейронів, виходи якого потрапляють на його входи в наступний момент часу. Дана нейромережа змінює свої стани протягом часу до тих пір, поки вони не перестануть змінюватись. Властивості вагової матриці обрані таким чином, щоб стійкий стан завжди досягався, зазвичай для цього необхідно декілька кроків.

Спайкові мережі – це особливий клас мереж, в яких сигнал представлений не числом, а набором імпульсів (спайків) однакової амплітуди і тривалості, а інформація міститься не в амплітуді, а в інтервалах між імпульсами в їх патерні. Спайкові нейрони на виході генерують одиночні спайки, або пакети. Даний тип нейромереж досить точно копіює процеси, що відбуваються в мозку людини. Згорткові нейронні мережі – включає один або декілька згорткових шарів, об'єднаних, або повністю зв'язаних і використовують варіації багатошарових персептронів. Згорткові шари використовують операцію згортки для вводу, що передає результат на наступний шар. Ця операція дозволяє мережі бути більш глибокою з меншою кількістю параметрів [147].

В згортковій нейронній мережі в операції згортки використовується лише обмежена матриця ваг невеликого розміру, яку «рухають» по всьому оброблюваному шарі, формуючи після кожного зсуву сигнал активації для нейрона наступного шару з аналогічною позицією. Тобто для різних нейронів вихідного шару використовуються одна і та ж матриця ваг, яку також називають ядром згортки [148].

Тип мережі	Переваги	Недоліки
		невміння працювати з
Багатошаровий	добре вивчена, добре	динамічними процесами,
персептрон	працює з простими задачами	необхідність великої
		навчальної вибірки
		важкість знаходження
Рекурентний	добре працює з	помилок, отриманих в
персептрон	динамічними процесами	процесі навчання або
		роботи мережі
	луже швилкий процес	досить вузький клас задач,
	навиания оскільки замість	до яких може бути
		застосована, невміння
Асоціативна пам'ять	прадлентного спуску	узагальнювати приклади,
	використовується система	максимальний об'єм
	рівнянь; можливість	пам'яті жорстко
	видалення образа з пам'яті	прив'язаний до
	не порушивши інші	розмірності вектору

Таблиця 4.1 – Переваги та недоліки основних типів нейромереж [130]
Продовження таблиці 4.1

Спайкові мережі	цікаві для вивчення біологічних мереж	майже будь-яке практичне використання виглядає необґрунтованою, оскільки мережі інших типів справляються не гірше
Згорткові нейронні мережі	один з кращих алгоритмів для розпізнавання та класифікації зображень; набагато менша кількість ваг; розпаралелювання обрахунків; відносна стійкість до повороти чи зсуву зображення	занадто багато змінних параметрів мережі; незрозуміло, для якої задачі і обчислювальної потужності які потрібні налаштування. Всі ці параметри істотно впливають на результат, але вибираються дослідниками емпірично

Отже для задач системи підтримки прийняття рішень з даними, які формуються в наслідок обробки біомедичних зображень за допомогою статистичних та кореляційних методів, найкраще підходить нейромережа типу персептрон внаслідок того, що вона добре вивчена, та підходить для роботи з числовими характеристиками [149].

# 4.2 Вибір параметрів нейронної мережі, навчання та результати роботи системи підтримки прийняття рішень

Як уже було зазначено для даного типу задач найкраще підходить нейромережа типу персептрон, оскільки добре працює з числовими даними, не вимагає серйозних апаратних засобів та досить добре вивчений і описаний багатьма вченими.

Система підтримки прийняття рішень була побудована на основі пакетних засобів програми MATLAB, а також розроблено GUI інтерфейс користувача для полегшення роботи з програмою.

За допомогою статистичної та кореляційної обробки, описаної у попередніх розділах даної роботи, поляризаційних мап було сформовано базу даних, необхідну для навчання нейромережі. Добре відомо, що для навчання нейромережі необхідно підготувати таку кількість зразків, щоб і не відбулось перенавчання системи (завелика кількість даних) так і недонавчання (недостатня кількість даних). Для кожного зразка плівки плазми крові людини було проведено декілька експериментів з повздовжнім зсувом досліджуваного зразка для формування достатньої для навчання нейромережі кількості [150].

Навчання нейромережі було проведено за допомогою методу зворотного поширення помилки, що включає в себе такі стадії:

- обрати чергову навчальну пару з навчальної множини та подати вхідний вектор на вхід мережі;
- обчислити вихід мережі;
- обчислити різницю між виходом мережі і необхідним виходом (цільовим вектором навчальної пари);
- скорегувати ваги мережі так, щоб мінімізувати похибку;
- повторити попередні кроки для кожного вектора навчальної множини доти, поки похибка на всій множини не досягне прийнятного рівня[132].

Графічний вигляд структуру нейронної мережі, що розроблялась для полегшення діагностування нозологій людини представлена на рисунку 4.6.

Навчання нейромережі у середовищі МАТLAВ відбувається за рахунок влаштованої функції спряженого градієнта зі зворотним поширенням похибки.

x = input';

trainFcn = 'trainscg'; % спряжений градієнт зі зворотним поширенням похибки.

Далі створюємо мережу розпізнавання з розмірністю прихованого шару – 30 (нейронів), вибір такого числа задовольняє достатні параметри достовірності системи та невелике навантаження на обчислювальні можливості комп'ютера.



Рисунок 4.6 – Структура нейронної мережі [131]

```
% Створюємо мережу розпізнавання
hiddenLayerSize = 30;
net = patternnet(hiddenLayerSize);
```

```
% Вибір вхідних та вихідних до-/постобробних функцій
net.input.processFcns = { 'removeconstantrows', 'mapminmax'};
net.output.processFcns = { 'removeconstantrows', 'mapminmax'};
```

Для того, щоб перевірити якість навчання нейронної мережі слід поділити вхідну базу даних статистичних та кореляційних показників елементів матриці Джонса плівок плазми крові людини на набори даних для навчання, перевірки та тестування. Наша вибірка була випадково поділена та перемішана за такими пропорціями: навчальна – 70%, вибірка для перевірки та тестування по 15% від загального обсягу даних.

```
% Поділ загальної бази даних на Training, Validation, Testing
net.divideFcn = 'dividerand'; % Поділ даних випадково
net.divideMode = 'sample'; % Позразковий поділ
net.divideParam.trainRatio = 70/100;
net.divideParam.valRatio = 15/100;
net.divideParam.testRatio = 15/100;
```

Наступна функція 'crossentropy' обчислює продуктивність нейронної мережі з урахуванням цілей, результатів, ваг продуктивності та інших параметрів.

```
% Вибір функції продуктивності
% For a list of all performance functions type: help
nnperformance
net.performFcn = 'crossentropy'; % Cross-Entropy
```

```
% Вибір графічних функцій контролю якості навчання нейромережі
net.plotFcns = {'plotperform','plottrainstate','ploterrhist',
...
```

```
'plotconfusion', 'plotroc'};
```

% Навчання нецромережі
[net,tr] = train(net,x,t);

Графічне вікно програми навчання нейронної мережі представлене на рисунку 4.7.

```
% Тестування нейронної мережі
y = net(x);
e = gsubtract(t,y);
performance = perform(net,t,y)
tind = vec2ind(t);
yind = vec2ind(y);
percentErrors = sum(tind ~= yind)/numel(tind);
% Обрахунок Training, Validation and Test продуктивність
trainTargets = t .* tr.trainMask{1};
valTargets = t .* tr.valMask{1};
testTargets = t .* tr.testMask{1};
trainPerformance = perform(net,trainTargets,y)
valPerformance = perform(net,valTargets,y)
```

```
% Побудова графіків для оцінювання достовірності та ефективності
навчання нейронної мережі
```

```
% Uncomment these lines to enable various plots.
```

```
figure, plotperform(tr)
```

```
figure, plottrainstate(tr)
```

```
figure, ploterrhist(e)
```

```
figure, plotconfusion(t,y)
```

```
figure, plotroc(t,y)
```

```
% Deployment
```

```
% Генерування функції зі збереженими даними навченої нейронної мережі, для застосування відповідного блоку слід замінити "false" на "true"
```

```
if (false)
```

```
genFunction(net, 'myNeuralNetworkFunction');
```

```
y = myNeuralNetworkFunction(x);
```

end

if (false)

	Output		
40 W + 30		Output	
Algorithms			
Data Division: Random (divi	derand)		
Training: Scaled Conjug	ate Gradient (trainscg)		
Calculations: MEX	(crossencropy)		
rogress			
Epoch: 0	13 iterations	1000	
Defermance: 0.820	1 10=-07	0.00	
Gradient: 2.41	8.04e-07	1.000-06	
Validation Checks: 0	0	6	
Plots			
Performance	(plotperform)	(plotperform)	
Training State	(plottrainstate)	(plottrainstate)	
Error Histogram	(ploterrhist)	(ploterrhist)	
	(plotconfusion)	(plotronfusion)	
[ onturion	(proteen usion)	(harren anon)	
Confusion	enstic (niotroc)		
Receiver Operating Charact	there are		

Рисунок 4.7 – Процес навчання нейронної мережі [150]

%Генерування матричної функції для нейронної мережі

```
genFunction(net, 'myNeuralNetworkFunction', 'MatrixOnly', 'yes');
y = myNeuralNetworkFunction(x);
```

end

За допомогою прикладних пакетів MATLAB було створено функцію [Y] = myNeuralNetworkFunction (X, ~, ~), аргументи якої приймають такі значення –  $X = 1 \times TS$ , де кожна комірка  $X\{1, ts\} - 40 \times Q$  матриця і повертає вихідне значення  $Y = 1 \times TS$ , де кожна  $Y\{1, ts\}$ - матриця  $2 \times Q$ , де Q – кількість зразків.

```
% Формат вхідних аргументів
isCellX = iscell(X);
if ~isCellX, X = {X}; end;
% Розмірність
TS = size(X,2); % timesteps
if ~isempty(X)
    Q = size(X{1},2); % зразків
else
    Q = 0;
```

```
% Розподіл результатів
Y = cell(1, TS);
% Часовий цикл
for ts=1:TS
    % Input 1
    Xp1 =
mapminmax apply(X{1,ts},x1 step1 gain,x1 step1 xoffset,x1 step1
ymin);
    % Layer 1
    a1 = tansig apply(repmat(b1,1,Q) + IW1 1*Xp1);
    % Layer 2
    a2 = softmax apply(repmat(b2,1,Q) + LW2 1*a1);
    % Output 1
   Y{1, ts} = a2;
end
% Final Delay States
Xf = cell(1, 0);
Af = cell(2, 0);
% Формат вихідних аргументів
if ~isCellX, Y = cell2mat(Y); end
end
% ===== MODULE FUNCTIONS =======
% Функція обробки мінімального та максимального вхідних даних
function y =
```

mapminmax apply(x,settings gain,settings xoffset,settings ymin)

## end

```
y = bsxfun(@minus,x,settings_xoffset);
y = bsxfun(@times,y,settings_gain);
y = bsxfun(@plus,y,settings_ymin);
end
```

```
% Функція перенесення
function a = softmax_apply(n)
nmax = max(n,[],1);
n = bsxfun(@minus,n,nmax);
numer = exp(n);
denom = sum(numer,1);
denom(denom == 0) = 1;
a = bsxfun(@rdivide,numer,denom);
end
```

В якості функції активації нейронної мережі було обрано функцію гіперболічного тангенса, яка є підвидом сигмоїдної функції та зберігає усі її переваги, і обраховується за формулою:

$$A(n) = \frac{2}{1 + e^{-2n}} - 1. \tag{4.4}$$

Сигмоїдна функція досить добре підходить для задач класифікації. Основною перевагою даної функції є її нелінійність. Ще одна перевага такої функції - вона не бінарна, що робить активацію аналоговою, на відміну від ступінчастої функції. Для сигмоїди також характерний гладкий градієнт.

```
% Порогова сигмоїдна функція
function a = tansig_apply(n)
a = 2 ./ (1 + exp(-2*n)) - 1;
end
```

Після того як було завершено навчання нейромережі слід перевірити продуктивність мережі та визначити чи потрібно вносити якісь зміни в

навчальний процес, архітектуру мережі або набори даних [150].

В першу чергу було виведено на екран графік продуктивності нейромережі (рис. 4.8). В нашому випадку вказано, що найкращої продуктивності було досягнуто на 23 ітерації, після чого проведено ще 6 ітерацій для перевірки та закінчено навчання нейромережі[150].



Рисунок 4.8 – Графік продуктивності нейронної мережі

Наступним етапом була перевірка гістограми помилок (рис. 4.9). Гістограма помилок - це гістограма відмінностей між цільовими значеннями та передбачуваними значеннями після навчання нейронної мережі зворотного зв'язку. Оскільки ці значення помилок вказують на те, наскільки передбачувані значення відрізняються від цільових значень, отже, вони можуть бути негативними.

Біни - це кількість вертикальних смуг, які ви спостерігаєте на графіку. Вісь Y представляє кількість зразків з вашого набору даних, який знаходиться в певному контейнері. Оскільки на нульову точку помилки припадає досить велика кількість значень, то можна зробити висновок, що нейромережа навчена правильно з досить низьким відсотком помилок.



Рисунок 4.9 – Гістограма помилок навчання нейромережі [131].

Фінальним етапом перевірки достовірності нейронної мережі є виведення матриці помилок (рис. 4.10). Вона дозволяє оцінити достовірність навченої нейромережі не лише якісно але й кількісно. Отже на рисунку наведено чотири матриці помилок для різних вибірок даних: навчальна, перевірочна, тестова і загальна [151].



Рисунок 4.10 – Матриця помилок [152]

Дещо детальніше зупинимось на матриці помилок для тестової вибірки даних. В даному випадку було проаналізовано 102 зразки з яких помилково продиференційовано було лише три, що дало загальну точність оцінювання 97.1%, що дозволяє стверджувати про досить високу якість навчання нейромережі.

## 4.4 Розробка графічного інтерфейсу

Оскільки кінцевий продукт даного дослідження передбачає використання його лікарем без залучення додаткового спеціаліста з налаштування та роботи, то необхідно розробити простий, інтуїтивно зрозумілий інтерфейс користувача.

Для того, щоб уся система функціонувала в одному пакеті програм, то для розробки графічного інтерфейсу також було використано засоби MATLAB.

Початкове вікно програми виглядає наступним чином (рис. 4.11):



Рисунок 4.11 – Початкове вікно програми

Існує, за необхідності, можливість завантажити уже виміряні поляризаційні мапи елементів матриці Джонса плівок плазми крові людини. Після того, як користувач завантажить мапи або проведе нові вимірювання, що викликаються зі створеної панелі, обрані мапи завантажаться та відобразяться на головному вікні програми.



Рисунок 4.12 – Додаткове вікно програми для вимірювання елементів матриці Джонса

Кінцеве вікно програми із проведеним аналізом зразка плівки плазми крові та постановкою діагнозу хворій людині наведена на рис. 4.13.



Рисунок 4.13 – Головне вікно програми після проведення експерименту

4.5 Оцінювання достовірності класифікації відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівки плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз

Для оцінювання достовірності класифікації розглянутої відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівки плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз використаємо класичні характеристики інформативності діагностичних медичних систем [74]:

 Чутливість (Se) – це відношення правильних позитивних результатів (P) до усіх хворих пацієнтів (S<sub>+</sub>), даний показник характеризує ймовірність позитивного результату діагностування, коли хвороба присутня:

$$Se = \frac{P}{S_+} 100\%;$$
 (4.5)

 Специфічність (<sup>Sp</sup>) – це пропорція правильних негативних результатів (N) методики серед групи здорових пацієнтів (S.), даний показник характеризує ймовірність негативного результату діагностування, коли хвороба відсутня:

$$Sp = \frac{N}{S_{-}} 100\%$$
; (4.6)

Достовірність (Ac) – пропорція правильних результатів (P+N) тесту серед всіх обстежених пацієнтів (S<sub>+</sub>+ S<sub>-</sub>), даний показник характеризує ймовірність правильного діагностування функціонального стану людини:

$$Ac = \frac{P+N}{S_+ + S_-} 100\% .$$
 (4.7)

122

Вищенаведені характеристики слід розрахувати для відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз. Результати аналізу показників достовірності діагностування даної системи (чутливість, специфічність, достовірність) за формулами 4.5-4.7 наведена в таблицях 4.2-4.3.

Таблиця 4.2 – Розподіл зразків за наявністю захворювання та результатами діагностування відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз групи 1 та групи 2

Поляризаційна	Злоякісні зміни		Всього		
мапа	Відсутні	Присутні			
	(група 1)	(група 2)			
Дійсні елементи матиці Джонса плівок плазми крові					
Позитивні	21	20	41		
результати					
Негативні	1	2	3		
результати					
Всього	22	22	44		
Уявні елементи матриці Джонса плівок плазми крові					
Позитивні	19	18	37		
результати					
Негативні	3	4	7		
результати					
Всього	22	22	44		

Таблиця 4.3 – Операційні характеристики інформативності відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз групи 1 та групи 2

Параметри	Дійсні елементи	Уявні елементи
Чутливість Se, %	95%	86%
Специфічність Sp, %	90%	81%
Достовірність Ас, %	93%	84%

Аналіз одержаних даних про силу методу Джонс-матричного картографування мікроскопічних лазерних зображень для діагностики злоякісних змін молочної залози виявив наступне: сила методу поляризаційної діагностики злоякісних змін молочної залози для дійсних елементів матриці Джонса( $S_e = 95\%$ ,  $S_p = 90\%$ ,  $A_c = 93\%$ ) вища за аналогічні показники уявних елементів матриці Джонса. Хоча аналіз показників уявних елементів матриці Джонса також відповідає необхідному рівню ( $S_e = 86\%$ ,  $S_p = 81\%$ ,  $A_c = 84\%$ ).

## 4.4 Висновки до 4 розділу

Обґрунтовано вибір правила для системи підтримки прийняття рішень, який базується на тому, що при даній кількості зразків та інформативних параметрів найкраще підійдуть нейромережеві технології внаслідок достатньої точності, простоті роботи з числовими характеристиками.

Розроблено метод підтримки прийняття рішень для діагностування патологій молочних залоз на основі статистичного та кореляційного аналізу поляризаційних зображень елементів матриці Джонса плівок плазми крові та подальша їх диференціація на стани: норма та патологія.

Одержано інформаційну модель підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за Джонс-матричним картографуванням

плівок плазми крові із застосуванням статистичного та кореляційного аналізу отриманих зображень для формування діагностичних ознак і диференціації патологій, що дало можливість мінімізувати невизначеність при оцінюванні таких змін.

Було визначено, сила методу поляризаційної діагностики злоякісних змін молочної залози для дійсних елементів матриці Джонса( $S_e = 95\%, S_p = 90\%, A_c = 93\%$ ) вища за аналогічні показники уявних елементів матриці Джонса. Хоча аналіз показників уявних елементів матриці Джонса також відповідає необхідному рівню ( $S_e = 86\%, S_p = 81\%, A_c = 84\%$ ). Для полегшення роботи кінцевого користувача було розроблено GUI інтерфейс, який передбачає простоту та інтуїтивно-зрозуміле керування.

Результати експериментальних досліджень даного розділу наведено в таких публікаціях:

[1] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Багатопараметричне джонсматричне картографування плівок плазми крові при діагностуванні патологічних станів молочних залоз", *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, т. 1, вип. 38, с. 10-15, 2017.

[2] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, and O. V. Karas, "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes", *Proceedings of SPIE*, vol. 10612 SPIE, pp. 106121P-1-106121P-9, 2018.

[3] О. В. Карась, Н. І. Заболотна, та С. В. Павлов, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичного діагностування", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 39, т. 1, с. 38–44, Січень. 2021.

[4] O. Karas, S. Pavlov, and N. Zabolotna, "Optical electronic system for analysis of blood plasma films polarization maps", *Journal of science. Lyon*, №17, pp. 28–32, 2021.

[5] С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Аналіз типів нейромереж для системи підтримки прийняття рішень", на *XLIX науково-технічній конференції* 

*niдрозділів ВНТУ*, Вінниця, 2020. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/29204/9206.pdf?sequence=3.

[6] О. В. Карась, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичної діагностики" in *IX International Conference on Optoelectronic Information Technologies "PHOTONICS-ODS 2020", с.52-53* Вінниця, 2020.

## ВИСНОВКИ

У результаті дисертаційного дослідження було вирішено актуальну задачу підвищення ефективності відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз шляхом застосування поєднання статистичного та кореляційного аналізу отриманих поляризаційних мап елементів матриці Джонса плівок плазми крові та диференціацією патологій на їх основі за допомогою системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій.

1. Проведено аналіз методів і систем лазерної мікроскопії біологічних тканин і рідин людини для діагностування патологічних змін молочних залоз та обґрунтовано доцільність подальшого їх розвитку на основі поляризаційного Джонс-матричного картографування плівок плазми крові людини.

2. Удосконалено метод діагностування патологій молочних залоз за плівками плазми крові людини шляхом застосування методів Джонсматричного відеополяриметричного картографування плазми крові людини із наступним статистичним та кореляційним аналізом отриманих розподілів.

3. Удосконалено архітектуру та алгоритмічне забезпечення відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз за рахунок введення до архітектури блоку підтримки прийняття рішень, що дало можливість в автоматизованому режимі провести експериментальні дослідження.

4. Проведено експериментальні дослідження відеполяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз шляхом оброблення зразків плівок плазми крові представників контрольної групи зі станом «норма» молочних залоз (22 чол.) та групи «патологія» молочних залоз (22 чол.). Визначено взаємозв'язок між зазначеними станами та набором величин статистичних моментів 1-4 порядків, які характеризують розподіли дійсних та уявних елементів матриці Джонса плівок плазми крові людини. Це дозволило сформулювати

інформативні ознаки для методу диференціації.

5. Визначено показники діагностичної ефективності відеополяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові при оцінюванні патологій молочних залоз: за дійсними елементами матриці Джонса чутливість, специфічність та достовірність діагностування ( $S_e = 95\%$ ,  $S_p = 90\%$ ,  $A_c = 93\%$ ) вища за аналогічні показники уявних елементів матриці Джонса ( $S_e = 86\%$ ,  $S_p = 81\%$ ,  $A_c = 84\%$ ), які також задовольняють вимогам.

## СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

[1] В. В. Тучин, Оптическая биомедицинская диагностика. Физматлит, Т. 1, 2006.

[2] В. В. Тучин, Оптическая биомедицинская диагностика. Физматлит, Т. 2, 2007.

[3] О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. В. Ангельський та ін., *Лазерна* поляриметрична діагностика в біології та медицині. Чернівці, Україна: Медакадемія, 2000.

[4] О. Г. Ушенко, Ю. О. Ушенко, Ю. Я. Томка та ін., *Основи лазерної поляриметрії*. *Біологічні тканини людини*. Чернівці, Україна: Чернівецький нац. ун-т, 2010.

[5] О. Г. Ушенко, О. П. Пересунько, Р. В. Сенютович та ін., Лазерна поляриметрія біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів. Чернівці, Україна: Чернівецький нац. ун – т, 2010.

[6] О. Г. Ушенко, Т.М. Бойчук, О.В. Дуболазов та ін., *Основи лазерної поляриметрії. Біологічні рідини*. Чернівці, Україна: Чернівецький нац. Ун – т, 2011.

[7] R. A Chipman, and E. A. Sornsin, "Mueller matrix imaging polarimetry: An overview", *Proceedings of SPIE*, Vol.2873, pp. 5-12, 1996.

[8] S. N. Savenkov, "Mueller-matrix characterization of biological tissues", *Polarimetric Detection, Characterization and Remote Sensing*, Germany: Springer, pp. 437-472, 2011.

[9] Н. І. Заболотна, та К. О. Радченко, "Мультифункціональна система двовимірної лазерної поляриметрії для відтворення та аналізу анізотропної структури біологічних тканин", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, №1(27), с.117-121, 2014.

[10] N. Ghosh, and I. A. Vitkin, "Tissue polarimetry : concepts, challenges, applications, and outlook", *Journal of Biomedical Optics*.V. 16, №11, pp. 110801, November. 2011. https://doi.org/10.1117/1.3652896.

[11] X. Wang, and G. Yao, "Monte Carlo model and single-scattering

approximation of polarized light propagation in turbid media containing glucose", *Appl. Opt.*, Vol. 41, pp. 792-801, 2002.

[12] J. Shuliang, and V. W. Lihong, "Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography", *Opt. Lett.*, Vol. 27, pp. 101-103, 2002.

[13] V. F. Izotova, I. L. Maksimova, I. S. Nefedov, and S. V. Romanov, "Investigation of Mueller matrices of anisotropic nonhomogeneous layers in application to an optical model of the cornea", *Appl. Opt.*, Vol. 36, pp. 164-169, 1997.

[14] C. W. Sun, L. S. Lu, C. C. Yang, Y. W. Kiang, and M. J. Su, "Myocardial tissue characterization based on the time-resolved Stokes-Mueller formalism", *Opt. Express*, Vol. 10, pp. 1347-1353, 2002.

[15] G. Yao, and L. V. Wang, "Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography", *Opt. Lett.*, Vol. 24, pp. 537-539, 1999.

[16] S. Jiao, G. Yao, and L. V. Wang, "Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography", *Appl. Opt.*, Vol. 39, pp. 6318-6324, 2000.

[17] M. R. Ostermeyer, D. V. Stephens, L. Wang, and S. L. Jacques, "Nearfield Polarization Effects on Light Propagation in Random Media", *Trends in Optics and Photonics: Biomedical Optical Spectroscopy and Diagnostics*, Vol. 3, pp. 20-26, 1996.

[18] P. Bruscaglioni, G. Zaccanti, and Q. Wei, "Transmission of a pulsed polarized light beam through thick turbid media: numerical results", *Appl. Opt.*, Vol. 32, pp. 6142-6150, 1993.

[19] V. Sankaran, M. J. Everett, D. J. Maitland, and J. T. Walsh, "Comparison of polarized-light propagation in biological tissue and phantoms", *Opt. Lett.*, Vol. 24. pp. 1044-1046, 1999.

[20] A. F. Fercher, C. K. Hitzenberg, W. Drexler, G. Kamp, and H. Sattman,

"In vivo optical coherence tomography", *Amer. J. Ophthalmol.*, Vol. 116, pp. 113-114, 1993.

[21] D. B. Murphy, *Fundamentals of Light Microscopy and Electronic Imaging*. New York, USA: Wiley-Liss, 2001.

[22] J. F. de Boer, T. E. Milner, M. G. Ducros, S. M. Srinivas, and J. S. Nelson, "Handbook of Optical Coherence Tomography", *174 Polarization-sensitive optical coherence tomography*, pp. 237-274, 2002.

[23] S. Jiao, Polarization-sensitive Mueller-matrix optical coherence tomography: doctor of philosophy. Texas, 2003.

[24] H. Park, B. Pierce, M. C. Cense, Barry, de Boer, and F. Johannes, "Jones matrix analysis for a polarizationsensitive optical coherence tomography system using fiberoptic components", *Opt. Lett.*, Vol. 29, pp. 2512-2514, 2004.

[25] S. Jiao, M. Todorovic, G. Stoica, and L. V. Wang, "Fiber-based polarization-sensitive Mueller matrix optical coherence tomography with continuous source polarization modulation", *Appl. Optics*, Vol. 44, pp. 5463-5467, 2005.

[26] Y. Yasuno, S. Makita, T. Endo, M. Itoh, T. Yatagai, M. Takahashi, C. Katada, and M. Mutoh, "Polarization sensitive complex Fourier domain optical coherence tomography for Jones matrix imaging of biological samples", *Appl. Phys. Lett.*, Vol. 85, pp. 3023-3025, 2004.

[27] M. Shuichi,Y. Yasuno, T. Endo, M. Itoh, and T. Yatagai, "Jones Matrix imaging of biological samples using parallel-detecting polarization-sensitive Fourier Domain Optical Cohernce tomography", *Opt. Review*, Vol. 12, pp. 146-148, 2005.

[28] S. Makita, Y. Yasuno, T. Endo, M. Itoh, and Toyohiko Yatagai, "Polarization contrast imaging of biological tissues by polarization-sensitive Fourier-domain optical 175 coherence tomography", *Appl. Optics*, Vol. 45, pp. 1142-1147, 2006.

[29] M. C. Pierce, J. Strasswimmer, B. H. Park, B. Cense, and J. F. de Boer, "Birefringence measurements in human skin using polarization-sensitive optical coherence tomography", J. Biomed. Opt., Vol. 9, pp. 287-291, 2004.

[30] M. Yamanari, M. Miura, S. Makita, T. Yatagai, and Y. Yasuno, "Birefringence measurement of retinal nerve fiber layer using polarization-sensitive spectral domain optical coherence tomography with Jones matrix based analysis", *Proc. SPIE*, Vol. 6429, pp. 496-505, 2007.

[31] МОН України. Звіт про захворювання на злоякісні новоутворення форма №7 за 2019 [Електронний ресурс], МОН України, 2020. Доступно: <u>http://medstat.gov.ua/ukr/statdanMMXIX.html</u>. Дата звернення: трав. 19, 2020.

[32] О. С. Клімов, "Адаптивна поляриметрія послідовного зондування однорідних анізотропних об'єктів",дис. канд. техн. наук: 01.04.05, нац. ун-т ім. Т. Шевченка, Київ, Україна, 2010.

[33] С. Н. Савенков, А.С. Климов, Е.А. Оберемок, и С.А. Осовский, "Оптимизация измерения матрицы Мюллера с использованием обобщенного последовательно-временного подхода", *Весник Днепропетровского университета*, серия "Физика. Радиоэлектроника", №2/1, с. 23 – 29, 2008.

[34] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, та Б. П. Олійниченко, "Система фазової Мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж біологічних тканин", *Клінічна інформатика і телемедицина*, т.7, вип. 8, с. 70 – 75, 2011.

[35] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов., В. В. Шолота, та С. Є. Тужанський, "Система орієнтаційної Мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж біологічних кристалів", *Фотобіологія та фотомедицина*, №2, с. 100-106, 2011.

[36] В. П. Унгурян, та О. Г. Ушенко, "Спосіб ранньої діагностики і диференціації стадії раку молочної залози", *Пат.47159 Україна, №и2000904079*, заявл. 27.04.2009; опубл. 25.01.2010, Бюл.№2.

[37] N. I. Zabolotna, B. P. Oliinychenko, K. O. Radchenko et al, "System of polarization phasometry of polycrys-talline blood plasma net-works in mammary gland pathology diagnostics", *Proceedings of SPIE*, Vol.9 613, pp. 961311, Polarization Science and Remote Sensing VII, 2015. doi: 10.111/12.2187383.

[38] O. P. Mintser, N. I. Zabolotna, B. P. Oliinychenko, and P. Komada,

"Differential phase analysis of laser images of a polycrystalline component of blood plasma in diagnostics of pathological changes in mammary gland", *Proceedings of SPIE*, The International Society for Optical Engineering 8698, pp. 86980D. 2013.

[39] О. П. Мінцер, С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, та Б. П. Олійниченко, "Аналіз розподілів азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень плазми крові для діагностики патологічних змін молочних залоз: *Фотобіологія та фотомедицина*, №1, с.118- 123, 2011.

[40] N. I. Zabolotna, S. V. Pavlov, A. G. Ushenko, A. O. Karachevtsev, V. O. Savich, O. V. Sobko, and O. V. Olar, "System of the phase tomography of optically anisotropic polycrystalline films of biological fluids", *Proceedings of SPIE*, 9166, Biosensing and Nanomedicine VII, pp. 916616, August. 2014.

[41] О. Г. Ушенко, В. О. Савич, Ю. О. Ушенко та ін., "Багатопараметрична Джонс-матрична мікроскопія плівок біологічних рідин людини у діагностиці та класифікації їхніх оптичних властивостей", *Чернівецький національний університет*, 2015. [Електронний ресурс]. Доступно: http://arr.chnu.edu.ua/handle/123456789/1026.

[42] І. Б. Щепотін, В. Є. Чешук, та Л. В. Гривкова, *Oncology*. Київ, Україна: Всеукраїнське спеціалізоване видавництво "Медицина", 2008.

[43] Н. В. Туманська, К. С. Барська, та С. В.Скринченко, *Рентгенологічні методи дослідження: навчальний посібник для студентів*. Запоріжжя, Україна: ЗДМУ, 2016.

[44] Блинов Н.Н. и др., "Пути и проблемы развития рентгенодиагностической апартуры", *Медицинская техника*, №5, с. 7-11, 1991.

[45] О. В. Ковальський та ін., *Радіологія. Променева терапія.* Променева діагностика.: Підручник для ВМНЗ IV р.а., Вінниця, Україна: Нова книга, 2017.

[46] E. M.Haacke, R. F.Brown, M. Thompson, and R. Venkatesan, *Magnetic resonance imaging: Physical principles and sequence design*. New York, USA: J. Wiley & Sons, 1999.

[47] Р. Я. Абдуллаев, Т. С. Головко, Г. В. Лаврик, А. А. и др.,

Ультразвуковая диагностика опухолей абдоминальных органов: учебное пособие. Харьков, Украина: Новое слово, 2012.

[48] С. М. Злепко, Л. Г. Коваль, Н. М. Гаврілова, І. С. Тимчик, *Медична* апаратура спеціального призначення: навчальний посібник, Вінниця, Україна: ВНТУ, 2010.

[49] Т. С. Головко, Р. Я. Абдуллаев и др., Лучевая диагностика опухолевых заболеваний грудной железы: Учеб.пособие. Харьков, Украина: Новое слово, 2009.

[50] М. І. Спузяк, *Розширені лекції з рентгенодіагностики захворювань* системи опори та руху. Харків, Україна: Атос, 2009.

[51] О. П. Мягков, та С. О. Мягков, *Атлас з променевої діагностики* захворювань та пошкоджень черепа. Запоріжжя, Україна: Тандем, 2008.

[52] И. П. Шабалова, Т. В. Джангирова, Н. Н. Волченко, К. К. Пугачев, Цитологический атлас: Диагностика заболеваний молочной железы. Москва, Россия: Триада, 2005.

[53] А.Г. Ермолаева, "Ошибки цитологических исследований при ранней диагностики рака", *Ранняя диагностика онкологических заболеваний*, ст. 75-78, 1994.

[54] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Метод та система Джонсматричного картографування плівок плазми крові при патологіях молочних залоз", Оптико-електронні енергетичні технології, № 31, с. 47-54, 2016.

[55] Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Визначення інформативності ознак Мюллер-матричної томографії", на *XLV Науково-технічній конференція факультету комп'ютерних систем та автоматики*, Вінниця, 2016. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/10998/1084.pdf?sequence=3.

[56] В. В. Тучин, Оптическая биомедицинская диагностика, Физматлит, Т. 2, 2007.

[57] С. Є. Тужанський, та Г. Л. Лисенко, Системи лазерної відео поляриметрії для автоматизованого контролю параметрів неоднорідних

біотканин. Вінниця, Україна: ВНТУ, 2011.

[58] О. Г. Ушенко, "Лазерна поляриметрія світлорозсіюючих об'єктів і середовищ", дис. доктора фіз.-мат. наук: Чернів. нац. ун-т, Чернівці, 2001.

[59] Р. Аззам, Н. Башара, Эллипсометрия и поляризованный свет. Москва, Россия: Мир, 1981.

[60] G. Stokes, "Mathematical and Physical Papers", *Trans. Cambr. Phil. Soc*, V. 3, N. 9, 1852.

[61] H. Mueller, "The foundations of optics", *J. Opt. Soc*, N. 38, pp. 661-663, 1948.

[62] Н. І. Заболотна, "Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи і засоби відтворення та аналізу структури полікристалічних біологічних шарів при оцінюванні патологічних станів", дис. д.т.н., Харківський політехнічний інститут, Харків, Україна, 2018.

[63] М. Борн, и Э. Вольф, *Основы оптики*. Москва, Россия: Наука, 1970.

[64] В. В. Барун, А. П. Иванов, та С. М. Кватернюк, "Спектральний поляриметр зображення для діагностики середовищ біомедичного походження", *Пат. Україна 65939*, заявл. 30.06.2009., опубл. 10.09.2009, Бюл. №18.

[65] S. Anwar, S. Firdous, A.Rehman et al., "Optical diagnostic of breast cancer using Raman, polarimetric and fluorescence spectroscopy", *Laser Physics Letters*, Vol. 12, № 4, 045601, 2015.

[66] С. Є. Тужанський, С. М. Савенков, О. С. Клімов, та Є. А. Обремок, "Лазерний автоматичний поляриметр зображення", Пат. України 22604, Заявл. 25.04.2007, опубл. 25.04.2007, Бюл. № 11, 2007.

[67] A. B.Pravdin, S. P.Chernova, and V. V.Tuchin, "Polarized collimated tomography for biomedical diagnostics", *Coherence-domain methods in biomedical science and clinical applications, Bellingham, SPIE*, Vol.2981, pp. 230-234, 1997.

[68] A. F. Fercher, C. K. Hitzenberg, W. Drexler et al., "In-vivo optical coherence tomography", *Amer. J. Ophthalmol*, V.116, pp.113-114, 1993.

[69] J. M. Schmitt, A. Knüttel, M. Yadlowsky, R. F. Bonner, and J. M. Schmitt, "Optical coherence tomography of a dense tissue: statistics of attenuation and backscattering", *Phys. Med. Biol.*, V. 42, pp.1427-1439, 1994.

[70] J. G. Fujimoto, M. E. Brezinski, G. J. Tearney et al., "Optical biopsy and imaging using optical coherence tomography", *Nature Med.*, V. 1, pp. 970-972, 1995.

[71] G. J. Tearney, M. E. Brezinski, B. E. Bouma et al., "In-vivo endoscopic optical biopsy with optical coherence tomography", *Science*, V. 276, pp. 2037-2039, 1997.

[72] M. R. Hee, J. A. Izatt, E. A. Swanson et al., "Optical coherence tomography of the human retina", *Arch. Ophthalmol*, V. 113, pp. 326-332, 1995.

[73] S. A. Boppart, M. E. Brezinski, B. E. Bouma et al., "Investigation of developing embryonic morphology using optical coherence tomography", *Dev.Biol*, V.177, pp. 54-64, 1996.

[74] J.A. Izatt, M. D. Kulkami, K. Kobayashi et al., "Optical coherence tomography for biodiagnostics", *Opt. Photon. News*, V. 8, №5, pp. 41-47, 1997.

[75] В. М. Геликонов, Г. В. Геликонов, Н. Д. Гладкова и др., "Когерентная оптическая томография микронеоднородностей биотканей", *Письма ЖЭТФ*, Т.6I, ст.149-153, 1995.

[76] A. F. Fercher, C. K. Hitzenberger, W. Drexler et al., "In vivo optical coherence tomography", *Amer. J. ophthalmol*, V. 116, pp. 113-114, 1993.

[77] J. M. Schmitt, M. Yadlowsky, and R. Bonner, "Subsurface imaging of living skin with optical coherence tomography, *Dermatology*, V. 191, pp. 93-98, 1995.

[78] R. K. Wang, and J. B. Elder, "High resolution optical tomographic imaging of soft biological tissues", *Laser Physics*, V.12, pp. 611-616, 2002.

[79] M. E. Brezinski, and J. G. Fujimoto, "Optical coherence tomography: high resolution imaging in nontransparent tissue", *IEEE J. Select. Tops Quant. Electr*, V.5, pp. 1185–1192, 1999.

[80] E. V. Zagainova, O. S. Strelzova, N. D. Gladkova at al., "In vivo optical

coherence tomography feasibility for bladder disease", *J. Urology*, V.167, pp. 1492-1497, 2002.

[81] M. J. Everett, K. Schoenenberger, B. W. Colston, and L. B. Da Silva, "Birefringence characterization of biological tissue by use of optical coherence tomography", *Opt. Lett*, V. 23, pp. 228-230, 1998.

[82] J. F. de Boer, S. M. Srinivas, B. H. Park at al., "Polarization effects in optical coherence tomography of various biological tissues", *IEEE J. Select. Top. Quant. Electr*, V. 5, pp. 1200-1204, 1999.

[83] E. Roth, J. A. Kozak, S. Yazdanfar at al., "Simplified method for polarization-sensitive optical coherence tomography", *Opt. Lett*, V. 26, pp. 1069-1071, 2001.

[84] B. Cense, T. C. Chen, B. H. Park at al., "In vivo birefringence and thickness measurements of the human retinal nerve fiber layer using polarization-sensitive optical coherence tomography, J. *Biomed. Opt*, V. 1, pp. 121-125, 2004.

[85] A. M. Kovalevicz, T. Ko, I. Hartl et al., "Ultrahigh resolution optical coherence tomography using a superluminescent light source", *Opt. Express*,. – V. 10, pp. 349-353, 2002.

[86] J. F. de Boer, and T. E. Milner, "Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination", *J. Biomed. Opt*, V.7, pp. 359-371, 2002.

[87] J. F. de Boer, T. E. Milner and J. S. Nelson, "Two dimensional birefringence imaging in biological tissue using phase and polarization sensitive optical coherence tomography", *in Trends in Optics and Photonics (TOPS): Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, 1998.

[88] W. Drexler, H. Sattmann, B. Hermann et al., "Enhanced visualization of macular pathology with the use of ultrahigh-resolution optical coherence tomography", *Arch Ophthalmol*, V.1, pp.695–706, 2003.

[89] J. L. Fine, L. Kagemann, G. Wollstein et al., "Direct scanning of pathology specimens using spectral domain optical coherence tomography: a pilot study", *Ophthalmic Surg Lasers Imaging*, V. 41, pp. 58—64, 2010.

[90] S. Makita, K. Kurokawa, Y.Hong, M. Miura, and Y. Yasuno, "Noiseimmune complex correlation for optical coherence angiography based on standard and Jones matrix optical coherence tomography", *Biomedical Optics Express*, V. 7, pp. 1525-1548, 2016.

[91] Y. Yasuno, S. Makita, T. Endo, M. Itoh, T. Yatagai, M. Takahashi, C. Katada, and M. Mutoh, "Polarization-sensitive complex Fourier domain optical coherence tomography for Jones matrix imaging of biological samples", *Applied Physics Letters*, V. 85(15), pp. 3023-3025, 2004.

[92] S. Jiao, and L. V. Wang, "Jones-matrix imaging of biological tissues with quadruple-channel optical coherence tomography", *Journal of Biomedical Optics*, V. 7(3), pp. 350–358, 2002.

[93] О. Г. Ушенко, Ю. О. Ушенко, Ю. Я. Томка та ін., *Основи лазерної поляриметрії. Ч.1: Біологічні тканини людини*. Чернівці, Україна: Чернів. нац. ун-т, 2010.

[94] О. Г.Ушенко, та Т. М. Бойчук, *Основи лазерної поляриметрії*. *Біологічні рідини*. Чернівці, Україна: Чернівецький нац.. ун-т, 2011.

[95] A. Litvinenko, I. Savka, Yu. Ushenko, A. Dubolazov, O. Wanchulyak, V. Gantyuk, M. Talakh, Lin Bin, and Zhebo Chen, "Differential Mueller-matrix tomography of the polycrystalline structure of histological sections in the histological determination of the limitation of the damage formation of human internal organs", *Proc. SPIE* 11718, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics and Nanotechnologies X, pp. 117181B, December. 2020. https://doi.org/10.1117/12.2571202.

[96] A. G. Ushenko, A. V. Dubolazov, O. Yu. Litvinenko, V. T. Bachinskiy, Lin Bin, Guo Bin, and Chen Zhebo, "3D polarization correlometry of object fields of networks of biological crystals", *Proc. SPIE* 11369, Fourteenth International Conference on Correlation Optics, pp. 113691M, February. 2020. https://doi.org/10.1117/12.2553942.

[97] O. Vanchulyak, O. Ushenko, V. Zhytaryuk, V. Dvorjak, O. Pavlyukovich, O. Dubolazov, N. Pavlyukovich, and N. P. Penteleichuk, "Stokes-

correlometry of polycrystalline films of biological fluids in the early diagnostics of system pathologies", *Proc. SPIE* 11105, Novel Optical Systems, Methods, and Applications XXII, pp. 1110519, September. 2019. https://doi.org/10.1117/12.2529348.

[98] O. G. Ushenko, M. Grytsyuk, V. O. Ushenko, G. B. Bodnar, O. Vanchulyak, and I. Meglinskiy, "Differential 3D Mueller-matrix mapping of optically anisotropic depolarizing biological layers", *Proc. SPIE* 10612, Thirteenth International Conference on Correlation Optics, pp. 106121I, January. 2018. https://doi.org/10.1117/12.2305329.

[99] O. G. Ushenko, A. Dubolazov, G. B. Bodnar, V. T. Bachynskiy, and O. Vanchulyak, "Stokes-correlometry of polarization-inhomogeneous objects", *Proc. SPIE* 10612, Thirteenth International Conference on Correlation Optics, pp. 106121H, January 2018. <u>https://doi.org/10.1117/12.2305355</u>.

[100] Т. М. Бойчук, О. Г. Ушенко, В. О. Баланецька, та П. М. Григоришин, "Спосіб диференціації поляризаційних полікристалічних мереж плівок жовчі", *пат 83555 Україна, № 201305507*, заявл. 29.04.2013, опублік. 10.09.2013, Бюл. №13.

[101] .Г. Ушенко, Г. Д. Коваль, В. О. Савіч, Ю. О. Ушенко, О. В. Дуболазов, А. О. Карачевцев, В. В. Чопяк, та О. М. Юзько, "Спосіб ранньої діагностики ендометріозу за джонс-матричним картографуванням гістологічних зрізів людини" *пат 89674 Україна, № 201314316*, заявл. 09.12.2013, опублік. 25.04.2014, Бюл. №8.

[102] A. G. Ushenko, A. I. Fediv, and Yu. F. Marchuk, "Correlation and fractal structure of Jones matrices of human bile secret", *Proc. SPIE*, 7368, pp. 73681Q, 2009.

[103] O. G. Ushenko, Yu. O. Ushenko, L. Y. Pidkamin, M. I. Sidor, O. Vanchuliak, A. V. Motrich, M. P. Gorsky, I. Meglinskiy, and Yu. F. Marchuk, "Jones matrix polarization-correlation mapping of biological crystals networks", *Proc. SPIE* 10352, Biosensing and Nanomedicine X, pp. 103520X, August. 2017. https://doi.org/10.1117/12.2274262. [104] L. Trifonyuk, V. Baranovsky, O. V. Dubolazov, V. O. Ushenko, O. G. Ushenko, V. G. Zhytaryuk, O. G. Prydiy, and O. Vanchulyak, "Jones-matrix tomography of biological tissues phase anisotropy in the diagnosis of uterus wall prolapse", *Proc. SPIE* 10612, Thirteenth International Conference on Correlation Optics, pp. 106121F, January. 2018. <u>https://doi.org/10.1117/12.2305345</u>.

[105] O. G. Ushenko, O. V. Dubolazov, L. Y. Pidkamin, M. I. Sidor, N. Pavlyukovich, and O. Pavlyukovich, "Polarization-interference Jones-matrix mapping of biological crystal networks", *Proc. SPIE* 10612, Thirteenth International Conference on Correlation Optics, pp. 106121G, January. 2018. https://doi.org/10.1117/12.2305348.

[106] A. G. Ushenko, V. G. Zhytaryuk, O. Ya. Vanchulyak, A. V. Motrich, I. V. Soltys, O. V. Pavliukovich, and N. Pavliukovich, "Statistical and crosscorrelation structure of Jones-matrix images of polycrystalline films of biological fluids", *Proc. SPIE* 10977, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanotechnologies IX, pp. 109773T, December. 2018. <u>https://doi.org/10.1117/12.2323586</u>.

[107] A. G. Ushenko, V. G. Zhytaryuk, O. Ya. Vanchulyak, A. V. Motrich, I. V. Soltys, O. V. Pavliukovich, and N. Pavliukovich, "Jones matrix differential diagnostics of weak changes of biological fluids optical anisotropy", Proc. SPIE 10977, Advanced Topics in Optoelectronics, Microelectronics, and Nanotechnologies IX, 109773U, 31 December. 2018. pp. https://doi.org/10.1117/12.2323587.

[108] V. D. Mishalov, A.S. Syvokorovskaya, V. T. Bachinskiy, Yu. Yu. Sarkisova, A. G. Ushenko, O. V. Dubolazov, V. A. Ushenko, A. V. Motrich, M. Kalimoldayev, W.Wójcik, A. Smolarz, and Z. Amirgaliyeva, "Jones-matrix mapping of polycrystalline networks of layers of main types of amino acids", *Proc. SPIE* 11456, Optical Fibers and Their Applications 2020, pp. 1145606, June. 2020. https://doi.org/10.1117/12.2569783.

[109] Н. І. Заболотна, "Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин",

Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології, №1(25), с.54-65, 2013.

[110] О. В. Дроненко, К. О. Радченко, та І. В. Котлоченко, "Застосування системи поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології молочних залоз", Оптикоелектронні інформаційно-енергетичні технології, № 1, с. 73-81, 2013.

[111] О. П. Мінцер, С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, та Б. П. Олійниченко, "Аналіз розподілів азимутів та еліптичностей поляризації лазерних зображень плазми крові для діагностики патологічних змін молочних залоз", *Фотобіологія та фотомедицина*, № 1, с. 118-123, 2011.

[112] Н. І. Заболотна, Д. Ю. Локотей, та Б. П. Олійниченко, "Інтелектуалізована система поляризаційного картографування плівок плазми крові у діагностиці онкологічного стану молочних залоз", Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології, вип. 31, т. 1, с. 39–46, 2017.

[113] О. В. Дроненко, К. О. Радченко, та І. В. Котлоченко, "Застосування системи поляризаційного картографування азимутів лазерних зображень плівок плазми крові у діагностиці патології молочних залоз", Оптикоелектронні інформаційно-енергетичні технології, № 1, с. 73-81, 2013.

[114] Н. Заболотна, С. Павлов, М.Вовк, та А. Краснощока, "Дослідження діагностичних можливостей Мюллер-матричної томографії оптично тонких шарів плазми крові" *Застосування лазерів в медицині: міжнародна науково-практична конференція*, Харків: ХНУ ім. В.Н. Каразіна, 2013. – С.89-91.

[115] Г. Г. Автандилов, Ю. Л. Перов, С. Г. Григорьева, и О. В. Зайратьянц, "Патогистологическая диагностика преопухолевых процессов и опухолей молочной железы", *Арх. Патологии*, №2, с. 26–30, 2001.

[116] S.C. Cowin, "How is a tissue built?", *Journal of Biomedical Engineering*, V.122, Issue 6, pp. 553-568, 2000.

[117] Y. A. Ushenko, T. M. Boychuk, V. T.Bachynsky, and O. P. Mincer, "Diagnostics of structure and physiological state of birefringent biological tissues: statistical, correlation and topological approaches", *Handbook of Coherent-Domain Optical Methods*, pp. 107-148, 2013.

[118] О. Г. Ушенко, "Лазерна поляриметрія світлорозсіюючих об'єктів і середовищ", дис. доктора фіз.-мат. наук: Чернів. нац. ун-т, Чернівці, 2001.

[119] З. С. Баркаган, и А. П. Момот, Диагностика и контролируемая терапия нарушений гемостаза, Москва, Россия: Ньюдиамед-АО, 2001.

[120] А. Джерард, и Д. М. Берч, *Введение в матричную оптику*, М.: Мир, 1978.

[121] S. V. Pavlov, O. V. Karas, and V. V. Sholota, "Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects", *Proc. SPIE* 10750, pp. 107500N, September. 2018.

[122] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, О. В. Карась, та К. О. Радченко, "Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонсматричними мапами плазми крові людини", № и 2018 12519 ; заявл. 17.12.2018 ; опубл. 25.07.2019, Бюл. № 14.

[123] N. I. Zabolotna, and R. Y. Dovhaliuk, "Orientational tomography of optical axes directions distributions of multilayer biological tissues birefringent polycrystalline networks", *Proc. SPIE*, V. 8873, pp. 887313, 2013. doi: 10.1117/12.2048634.

[124] N. I. Zabolotna, B. P. Oliinychenko, K. O. Radchenko, A. K. Krasnoshchoka, and O. K. Shcherba, "System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics", *Proc. of SPIE*, V. 9613, pp. 961311 2015. doi: 10.1117/12.2187383.

[125] К. Радченко, та О. Карась, "Багатопараметричне джонс-матричне картографування плівок плазми крові при діагностуванні патологічних станів молочних залоз", *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, 1, 38, с. 10-15, 2017.

[126] N. I. Zabolotna, V. V. Sholota, and H. H. Okarskyi, "Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies", *Proc. SPIE* 11369, Fourteenth International

Conference on Correlation Optics, pp. 113691S, P. 501-513, February. 2020. https://doi.org/10.1117/12.2556542.

[127] Н. І. Заболотна, В. В. Шолота, та Г. Г. Окарський, "Зображальна система поляризаційного відтворення та аналізу орієнтаційно фазових параметрів двошарових біологічних тканин", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, №1 (37), с.39–49. 2019.

[128] Н. І. Заболотна, та К. О. Радченко, "Аналіз похибок визначення матриці Мюллера біологічного шару в системі двовимірного Мюллерматричного картографування", *Оптико-електронні інформаційно*енергетичні технології, № 2(28), с. 62—70. 2014.

[129] Н. І. Заболотна, "Похибки вимірювань референтних матриць Мюллера в системі мюллер-матричного картографування біологічних шарів", Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології, №1 (29), с.109-117, 2015.

[130] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, and O. V. Karas, "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes", *Proceedings of SPIE*, V. 10612, pp. 106121P. 2018.

[131] O. Karas, S. Pavlov, and N. Zabolotna, "Optical electronic system for analysis of blood plasma films polarization maps", *Journal of science*. *Lyon*, №17, pp. 28–32, 2021.

[132] Дж. Ким, Ч.У.Мюллер, У.Р. Клекка и др., *Факторный, дискриминантный и кластерный анализ*, Москва: Финансы и статистика, 1989.

[133] J.C. Bezdek, *Pattern Recognition with Fuzzy Objective Function Algorithms*. New York: Plenum Press, 1981.

[134] L. Breiman, J. H. Friedman, R.A. Olshen et al., *Classification and Regression Trees*. Belmont (CA): Wadsworth Int. Group, 1984.

[135] Ng A. Machine learning yearning, Andrew Ng, 2018.

[136] А. Афифи, С. Эйзен, Статистический анализ: Подход с использованием ЭВМ. Москва: Мир, 1982.

[137] J.Banfield, A. Raftery, "Model-Based Gaussian and Non-Gaussian Clustering", *Biometrics*, V. 49. pp. 803-821, 1993.

[138] А.Н.Продеус, Захрабова Е.Н., Экспертные системы в медицине, К.: ВЕК+, 1998.

[139] В. Вуйцік, О.З. Готра, та В.В.Григор'єв, *Експертні системи:* навчальний посібник. Львів, Україна: Ліга-Прес, 2006.

[140] J.R. Quinlan, "Induction of Decision Trees", *Mach. Learn*, 1986. V. 1. pp. 81-106.

[141] Обучение дерева решений [Електронный ресурс]. Доступно: <u>https://ru.wikipedia.org/wiki/Обучение\_дерева\_решений.</u> Дата звернення 30.08.2019.

[142] Л. Заде, Понятие лингвистической переменной и ее применение к принятию приближенных решений. Москва.: Мир. 1976.

[143] А.П. Ротштейн, *Медицинская диагностика на нечеткой логике*. Винница, Украина: Контингент, 1996.

[144] А.П. Ротштейн, Интеллектуальные технологии идентификации: нечеткие множества, генетические алгоритмы, нейронные сети. Винница, Украина: Универсум, 1999.

[145] С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Аналіз результатів роботи системи джонс-матричного картографування біологічних тканин", на *XLVIII Науковотехнічній конференції факультету інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем*, Вінниця, 2019. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/27003/7649.pdf?sequence=3.

[146] Я. Гудфеллоу, И. Бенджио, и А. Курвилль, *Глубокое обучение*. *Deep Learning*. М.: ДМК-Пресс, 2017.

[147] С. Омату, М. Халид, и Р. Юсоф., *Нейроуправление и его* приложения = Neuro-Control and its Applications. 2-е изд., М.: ИПРЖР, 2000.

[148] T. Hastie, R. Tibshirani, and J. Friedman, *The Elements of Statistical Learning: Data Mining, Inference, and Prediction. 2nd ed.*, pringer-Verlag, 2009.

[149] С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Аналіз типів нейромереж для

системи підтримки прийняття рішень", на *XLIX науково-технічній конференції підрозділів ВНТУ*, Вінниця, 2020. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/29204/9206.pdf?sequence=3.

[150] О. В. Карась, Н. І. Заболотна, та С. В. Павлов, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичного діагностування", *Оптико-електронн інформаційно-енергетичні технології*, вип. 39, т. 1, с. 38–44, 2021.

[151] Л. А. Растрігін., Р.Х Еренштейн, "Метод зворотнього поширення помилки при розпізнаванні зображення", 2006.

[152] О. В. Карась, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичної діагностики" in IX International Conference on Optoelectronic Information Technologies "PHOTONICS-ODS 2020", c.52-53 Вінниця, 2020.
# додатки

#### Додаток А

#### Акти впровадження результатів досліджень

Директор ИИ «Фотоніка Плюс», Черкаси В.В. Холін «04» червня 2021 р.

### про доцільність впровадження результатів дисертаційної роботи здобувача ступеня доктора філософії Карася Олександра Володимировича

АКТ

Комісія у складі директора ПП «Фотоніка Плюс» Холіна В.В., заступника директора ПП «Фотоніка Плюс» Мулярової О.В., інженера-технолога ПП «Фотоніка Плюс» Петрушко Ю.А., інженера-технолога ПП «Фотоніка Плюс» Комарової О.С. склала цей акт про те, що на базі ПП «Фотоніка Плюс» рекомендовано до впровадження практичні результати дисертаційної роботи Карася О.В., а саме:

- алгоритмічне забезпечення відеполяриметричної системи для аналізу зображень плівок плазми крові, яка може бути використана у скринінгових дослідженнях патологій молочних залоз з метою раннього виявлення пацієнтів з підвищеним ризиком ракового захворювання або хворих на рак.
- метод Джонс-матричного картографування біологічних шарів, в якому отримані Джонс-матричні зображення плівок плазми крові людини піддаються статистичному і кореляційному аналізу із подальшою диференціацією на основі нейромережевих технологій.
- інформаційну модель підтримки прийняття рішення при оцінюванні стану молочних залоз за Джонс-матричним картографуванням плівок плазми крові із застосуванням статистичного та кореляційного аналізу отриманих зображень.

В.В. Холін О.В. Мулярова Ю.А. Петрушко О.С. Комарова



#### про доцільність впровадження результатів дисертаційної роботи здобувача ступеня доктора філософії Карася Олександра Володимировича

Комісія у складі проректора з науково-педагогічної (лікувальної) роботи професора В.В. Погорілого, зав. кафедрою біологічної фізики та інформатики ВНМУ професора А.Я. Кулика та доцента кафедри променевої діагностики, променевої терапії та онкології О.Я. Какарькіна склала цей акт в тому, що результати дисертаційної роботи, отримані Карасем Олександром Володимировичем рекомендовано до впровадження шляхом застосування методу поляризаційного джонс-матричного картографування плівок плазми крові людини для підвищення достовірності діагностування патологій молочних залоз за рахунок статистичного та кореляційного аналізу отриманих мап елементів матриці Джонса плівок плазми крові людини та диференціації нозологій за допомогою системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережевих технологій. Метод викладено в наступних публікаціях:

1. N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, and O. V. Karas, "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes", Proceedings of SPIE, vol. 10612 SPIE, pp. 106121P-1-106121P-9, 2018.

2. Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, О. В. Карась, та К. О. Радченко, "Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонс-матричними мапами плазми крові людини", № и 2018 12519, заявл. 17.12.2018, опубл. 25.07.2019, Бюл. № 14.

Шляхом застосування розробленої комп'ютерної системи двовимірної лазерної поляриметрії із модулем системи підтримки прийняття рішень для оцінювання патологічних змін у біологічних тканинах може бути проведено диференціальне діагностування фіброаденоми.

проректор ВНМУ, професор В.В. Погорілий зав. кафедрою, професор А.Я. Кулик доцент О.Я. Какарькін

### Додаток Б

### Структурна схема відеополяриметричної системи для аналізу зображень



#### плівок плазми крові

## Додаток В

### Блок-схема алгоритму визначення елементів матриці Джонса





#### Продовження додатку В



# Додаток Г Структура нейронної мережі



# Додаток Д

# База даних для навчання нейронної мережі

	Інформативні показники									
			Å		Приналежніс		гь до групи			
			λ							
R11(M1)	R11(M2)	R11(M3)	R11(M4)		J22(K4)					
0,8283	0,1832	0,0683	3,8892	•••	1,8077	0	1			
0,8517	0,1557	0,0678	3,7948	•••	1,7525	1	0			1
0,7930	0,1258	1,2247	3,2996	•••	1,7904	0	1			
0,8197	0,1628	0,0699	3,5878	•••	1,7982	0	1			
0,8251	0,1282	0,0908	3,7258		1,7910	1	0			
0,7633	0,1295	1,2066	3,0428	•••	1,7687	1	0			
0,8003	0,1293	1,2015	3,1466	•••	1,8056	1	0			
0,8025	0,1222	1,2992	3,4273	•••	1,7879	0	1			
0,8497	0,1529	0,0600	3,8316	•••	1,7730	0	1			
0,8249	0,1079	0,0457	3,8225	•••	1,7731	1	0			
0,7912	0,0889	1,0728	3,3668	•••	1,8071	1	0			
0,8022	0,1154	1,1271	3,2094	•••	1,7960	0	1			
0,8434	0,1423	0,0600	3,6466		1,7469	1	0			
0,7999	0,1267	1,2573	3,0474		1,7999	1	0			
0,7850	0,0997	1,1074	2,9569		1,7940	1	0			
0,7914	0,1106	1,1404	3,5208		1,7973	0	1			
0,8446	0,1212	0,0704	3,6113		1,7913	0	1			
0,8493	0,1602	0,0732	3,7247		1,7753	0	1			
0,8178	0,1671	0,0711	3,4991		1,8048	1	0		ω	
0,7842	0,1102	1,1631	3,2499		1,7956	1	0		pa	
0,8159	0,1125	1,1562	3,2874		1,7578	0	1		30H	
0,8632	0,1246	0,0623	3,8079		1,8122	1	0		Ŝ	
0,7829	0,1171	1,1527	3,4074		1,7986	1	0		۹ ر –	
0,7938	0,1066	1,2503	3,3994		1,7995	0	1		۶,	
0,8314	0,1426	0,0756	3,6342		1,7769	1	0		ູພ	
0,7927	0,1373	1,1888	2,9913		1,7774	0	1		1	
0,8232	0,1531	0,0637	3,7417		1,7794	1	0		3	
0,7860	0,1306	1,1770	3,3079		1,8244	0	1			
0,8518	0,1229	0,0710	3,8480		1,8117	1	0			
0,8088	0,1358	1,1574	3,2950		1,8081	0	1			
0,8173	0,1438	0,0790	3,8651	•••	1,8169	0	1			
0,8459	0,1807	0,0793	3,7660	•••	1,8110	1	0			
0,7983	0,1356	1,2020	3,3525		1,7798	0	1			
0,8418	0,1470	0,0524	3,7725	•••	1,8146	0	1			
0,8455	0,1064	0,0535	3,6981	•••	1,7935	1	0			
0,8007	0,1349	1,1830	3,0195		1,8293	0	1			
0,8352	0,1867	0,0757	3,6406		1,7762	1	0			
0,8134	0,1136	1,2026	3,2567		1,7915	1	0			
0,7947	0,1176	1,2389	3,3122	•••	1,7920	0	1			
0,8197	0,1340	0,0722	3,7782		1,7892	1	0			
0,7907	0,1055	1,1773	3,1817		1,7921	1	0			
0,8178	0,1186	1,1766	2,9735		1,7977	1	0			
0,7987	0,1161	1,2270	3,0388		1,7812	0	1			
0,7845	0,1409	1,1583	3,2021		1,7954	0	1			

## Додаток Е

## Приклад сформованих дійсних елементів матриці Джонса довільних



## зразків плівок плазми крові









#### Додаток Ж

#### Список публікацій здобувача за темою дисертації

[1] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Багатопараметричне джонсматричне картографування плівок плазми крові при діагностуванні патологічних станів молочних залоз", *Інформаційні технології та комп'ютерна інженерія*, т. 1, вип. 38, с. 10-15, 2017.

[2] К. О. Радченко, та О. В. Карась, "Метод та система Джонсматричного картографування плівок плазми крові при патологіях молочних залоз" *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, № 31, с. 47– 54, 2016.

[3] N. I. Zabolotna, K. O. Radchenko, and O. V. Karas, "Method and system of Jones-matrix mapping of blood plasma films with "fuzzy" analysis in differentiation of breast pathology changes", *Proceedings of SPIE*, vol. 10612 SPIE, pp. 106121P-1-106121P-9, 2018.

[4] S. V. Pavlov, O. V. Karas, and V. V. Sholota "Processing and analysis of images in the multifunctional classification laser polarimetry system of biological objects", *Proceedings of SPIE*, vol. 10750, pp. 107500N-1-107500N-8, September. 2018.

[5] О. В. Карась, Н. І. Заболотна, та С. В. Павлов, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичного діагностування", *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*, вип. 39, т. 1, с. 38–44, Січень. 2021.

[6] O. Karas, S. Pavlov, and N. Zabolotna, "Optical electronic system for analysis of blood plasma films polarization maps", *Journal of science*. *Lyon*, №17, pp. 28–32, 2021.

[7] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, О. В. Карась, та К. О. Радченко, "Спосіб лазерної поляризаційної діагностики раку молочної залози за Джонсматричними мапами плазми крові людини", № и 2018 12519, заявл. 17.12.2018, опубл. 25.07.2019, Бюл. № 14.

[8] Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Визначення інформативності ознак

Мюллер-матричної томографії", на *XLV Науково-технічній конференції факультету комп'ютерних систем та автоматики*, Вінниця, 2016. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/10998/1084.pdf?sequence=3.

[9] Н. І. Заболотна, К. О. Радченко та О.В. Карась, "Інтелектуалізована система Джонс-матричного картографування плівок плазми крові для діагностики молочних залоз", на *XLVI Науково-технічній конференції факультету комп'ютерних систем і автоматики*, Вінниця, 2017. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/17397/2527.pdf?sequence=3.

[10] С. В. Павлов, Н. І., Заболотна, та О. В. Карась, "Система для патологій молочних діагностування залоз за джонс-матричним картографуванням плівок плазми крові", на XLVII Науково-технічній конференції факультету інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем, 2018. Вінниця, [Електронний Режим pecypc]. доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/20959/5293.pdf?sequence=3.

[11] Н. І. Заболотна, С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Processing and analysis of images in the intellectualized laser polarimetry system of biological objects", на *XLVII Науково-технічній конференції Інституту соціально-гуманітарних наук*, Вінниця, 2018. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/20199/4308.pdf?sequence=3.

[12] С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Оброблення та аналіз зображень в мультифункціональній інтелектуалізованій системі лазерної поляриметрії біологічних об'єктів", на *XLVIII Міжнародній науково*практичній конференції Застосування лазерів у медицині та біології, Харків, 2018, с. 176-177.

[13] С. В. Павлов, Н. І. Заболотна, та О. В. Карась, "Мультифункціональна інтелектуалізована система лазерної поляриметрії", in *VIII International Conference on Optoelectronic Information Technologies* "PHOTONICS-ODS 2018", Вінниця, 2018 с. 130-131. [14] С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Аналіз результатів роботи системи джонс-матричного картографування біологічних тканин", на *XLVIII Науковотехнічній конференції факультету інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем*, Вінниця, 2019. [Електронний ресурс]. Режим доступу: <u>https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/27003/7649.pdf?sequence=3</u>.

[15] С. В. Павлов, та О. В. Карась, "Аналіз типів нейромереж для системи підтримки прийняття рішень", на *XLIX науково-технічній конференції підрозділів ВНТУ*, Вінниця, 2020. [Електронний ресурс]. Режим доступу: https://ir.lib.vntu.edu.ua/bitstream/handle/123456789/29204/9206.pdf?sequence=3.

[16] О. В. Карась, "Аналіз роботи системи підтримки прийняття рішень на основі нейромережі для медичної діагностики" in *IX International Conference on Optoelectronic Information Technologies "PHOTONICS-ODS* 2020", Вінниця, 2020, *с.52-53*.