

УДК 681.7: 616-71

Н.І. ЗАБОЛОНА, В.В. ШОЛОТА, В.І. ЗАГОРУЙКО

СИСТЕМА БАГАТОПАРАМЕТРИЧНОГО ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОГО КАРТОГРАФУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ ІЗ БІНАРНОЮ КЛАСИФІКАЦІЄЮ

*Вінницький національний технічний університет,
21021, Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, Україна
E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com*

Анотація. Удосконалено систему поляризаційного картографування біологічних шарів за рахунок багатопараметричного аналізу координатних розподілів азимутів, еліптичностей та фазових зсувів у точках лазерних зображень біологічних шарів. На основі статистичного та кореляційного аналізу виміряних мап біологічних шарів визначено інформативні ознаки діагностики. За інформативними ознаками виконано автоматичну бінарну класифікацію зразків біологічних шарів із підвищеною достовірністю.

Ключові слова: біологічний шар, азимут і еліптичність поляризації, фазовий зсув, діагностика, система поляризаційно-фазового картографування, бінарна класифікація.

Аннотация. Усовершенствована система поляризационного картографирования биологических слоев за счет многопараметрического анализа координатных распределений азимутов, эллиптичностей и фазовых сдвигов в точках лазерных изображений биологических слоев. На основе статистического и корреляционного анализа измеренных карт биологических шаров определены информативные признаки диагностики. По информативным признакам выполнена автоматическая бинарная классификация образцов биологических слоев с повышенной достоверностью.

Ключевые слова: биологический слой, азимут и эллиптичность поляризации, фазовое смещение, диагностика, система поляризационно-фазового картографирования, бинарная классификация.

Abstract. The system of polarization mapping of biological layers has been improved due to the multi-parameter analysis of coordinate distributions of azimuths, ellipticities and phase shifts at the points of laser images of biological layers. On the basis of statistical and correlational analysis of measured maps of biological layers, informative signs of diagnosis were determined. Automatic binary classification of samples of biological layers with increased reliability was performed according to informative features.

Key words: biological layer, azimuth and ellipticity of polarization, phase shift, diagnostics, polarization-phase mapping system, binary classification.

DOI:10.31649/1681-7893-2021-42-2-44-52

ВСТУП

Лазерну поляриметрію біологічних тканин (БТ) і рідин сьогодні розглядають як перспективний метод оцінювання патологічних станів різних органів людини [1-4], зокрема при ранній діагностиці пухлинних процесів жіночих репродуктивних органів [4], а саме шийки матки [5] і молочних залоз [6].

Відомі методи лазерної поляриметрії БТ, описані в роботах Ghosh N [1], Ye Wang [7], S. Alali, A. Vitkin [8], дозволяють встановити взаємозв'язки виміряних розподілів азимутів і еліптичностей поляризації зображень оптично тонких біологічних шарів (БШ) з фізіологічним станом досліджуваних БТ. Подальший розвиток методів і систем лазерної зображувальної поляриметрії, які дозволяють досягти хорошого рівня достовірності оцінювання патологічних змін БТ, пов'язують із застосуванням аналізу виміряних поляризаційних параметрів БТ на основі статистичного та кореляційного підходів, що проілюстровано в роботах вітчизняних вчених [3, 4, 9, 10]. Можливості вказаних систем обмежуються, в тому числі, відсутністю автоматизованої класифікації даних за результатами аналізу.

Переваги систем поляризаційного картографування азимутів та еліптичностей поляризації зображення БТ із нейромережевим класифікатором даних продемонстровано в роботах [5, 6].

Оцінка отриманої достовірності діагностування молочних залоз в цьому випадку за вектором із дев'яти статистичних та кореляційних параметрів мап азимутів і еліптичностей поляризації плазми крові склала 95,3% [6], що демонструє покращення у порівнянні із аналогами, проте потребує подальшого зростання.

В той же час, іншим чинником покращення достовірності діагностування БШ може слугувати збільшення кількості одночасно аналізованих вимірних поляризаційних параметрів БШ в системі лазерної поляриметрії, наприклад, за допомогою додаткового врахування розподілів фаз зображення (фазових зсувів між проекціями амплітуди лазерної хвилі, що пройшла через зразок) [9, 11].

Таким чином, мета даної роботи – покращення достовірності діагностування структури БШ в системі поляризаційно-фазового картографування БТ шляхом розширення функціональних можливостей системи за рахунок багатопараметричного аналізу та автоматичної класифікації вимірних мап азимутів, еліптичностей та розподілів фаз поляризації зображення досліджуваного біологічного шару.

МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ БАГАТОПАРАМЕТРИЧНОГО ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОГО КАРТОГРАФУВАННЯ БШ

Виходячи із аналізу літературних джерел щодо застосування лазерної поляриметрії у діагностиці БТ, визначено такі складові в аналітичному підході до описання оптичних властивостей їх морфологічної структури [3, 4, 9]:

- шар будь якої БТ характеризується двокомпонентною аморфно-кристалічною матрицею;
- полікристалічна мережа БТ сформована архітектонічною сіткою, що складається з протейнових (колаген, міозин, еластин та ін.) фібрил;
- поляризаційні властивості кристалічної складової БТ описуються у наближенні лінійного двопронезаломлення;
- взаємодія лазерного випромінювання з БТ розглядається у наближенні одноразового розсіяння, коли оптична густина БШ відповідає умові $\tau \leq 0,1$.

На цій основі були розроблені методи поляризаційного картографування лазерних зображень, інформаційним продуктом яких є визначення координатних розподілів або мап азимутів $\alpha(X, Y)$ і еліптичностей $\beta(X, Y)$ поляризації в площині зображення БШ, що реєструється цифровою камерою з $X \times Y$ пікселів, які забезпечують можливість діагностики та диференціації нормального і патологічного станів БШ.

Нижче наведено вирази для визначення елементів мапи азимутів $\alpha(x, y)$, елементів мапи еліптичності $\beta(x, y)$ поляризації перетвореного об'єктом пучка у певній точці лазерного зображення, обчислені за елементами вектора Стокса $S_i (i = 1 : 4)$:

$$\alpha(x, y) = 0,5 \arctg(S_3(x, y) / S_2(x, y)), \quad (1)$$

$$\beta(x, y) = 0,5 \arcsin(S_4(x, y) / S_1(x, y)). \quad (2)$$

З іншого боку, додаткове врахування розподілів фазової структури лазерних мікроскопічних зображень за допомогою визначення фазових мап $\delta(X, Y)$ допоможе підвищити інформативність методу поляризаційного картографування у діагностиці БШ.

Елементи мапи фазових зсувів $\delta(x, y)$ можна визначити за формулою

$$\delta(x, y) = \arctg(\sin(2\alpha(x, y)) / \cos(2\beta(x, y))). \quad (3)$$

Для вимірювання параметрів вектора Стокса традиційно використовують феноменологічний метод. Даний метод спирається на природне визначення елементів вектора Стокса на основі шести вимірних інтенсивностей світла, пропущених через об'єкт із різними типами поляризації вхідного випромінювання.

Чотири параметри $S_1 - S_4$ вектора Стокса обраховують за співвідношеннями [3, 9]:

$$\begin{aligned}
 S_1 &= I_0 + I_{90}, \\
 S_2 &= I_0 - I_{90}, \\
 S_3 &= I_{45} - I_{135}, \\
 S_4 &= I_{\otimes} - I_{\oplus},
 \end{aligned}
 \tag{4}$$

де S_1 – повна інтенсивність випромінювання, S_2 – різниця інтенсивностей складових лінійної поляризації з азимутом 0° аналізатора I_0 та з азимутом 90° аналізатора I_{90} ; S_3 – різниця інтенсивностей складових лінійної поляризації з азимутом 45° аналізатора I_{45} та з азимутом 135° аналізатора I_{135} ; S_4 – різниця інтенсивностей випромінювання з правою I_{\otimes} циркуляційною поляризацією та лівою I_{\oplus} циркулярною поляризацією.

Для реалізації вимірювань мап азимутів, еліптичностей та фазових зсувів, а також їх аналізу та класифікації застосовується схема системи з удосконаленою архітектурою, наведена на рисунку 1.

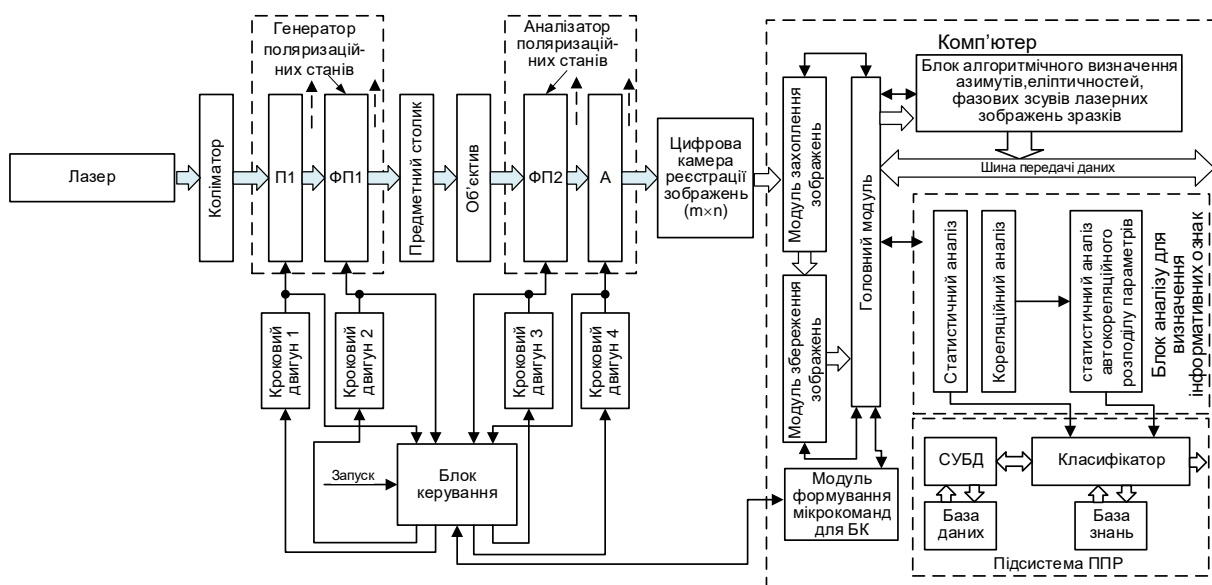


Рисунок 1 - Архітектура системи багатопараметричного поляризаційно-фазового картографування БШ із класифікацією

Деталізуємо структуру традиційного вимірювального каналу системи. До його складу входить лазер 1, який формує разом із коліматором 2 лазерний пучок на довжині хвилі $\lambda=632$ нм. Для формування необхідного типу поляризації лазерного пучка, яким зондують досліджуваний БШ, розташований на предметному столику, використовують генератор поляризаційних станів (ГПС). Він містить лінійний поляризатор П1 та фазову чвертьхвильову пластинку ФП1, за допомогою яких формують параметри поляризації зондуючого лазерного пучка із азимутом в межах $0^\circ \leq \alpha_0 \leq 180^\circ$ і еліптичність в межах $0^\circ \leq \beta_0 \leq 90^\circ$.

Використовуючи об'єктив проєктують зображення зразка в площину цифрової камери, яке за допомогою аналізатора поляризаційних станів (АПС) попередньо поляризаційно фільтрують. АПС включає в себе поляризатор-аналізатор А та фазову пластинку ФП2. Камера забезпечує діапазон вимірювання структурних елементів зображення БШ для розмірів 2 мкм – 2000 мкм, підключається до комп'ютера.

Положенням оптичних елементів блоків ГПС і АПС керують, подаючи сигнали з блоку керування до відповідних крокових двигунів, які реалізують необхідні повороти та переміщення відповідних конструкцій, в яких розташовані вказані поляризатори та фазові пластинки.

Для аналізу вимірних розподілів азимутів, еліптичностей та фазових зсувів лазерних зображень БШ застосовуємо статистичний та кореляційний аналіз, в результаті якого визначаємо статистичні $SM_1 - SM_4$ та кореляційні $CX_1 - CX_4$ моменти 1-го, 2-го, 3-го та 4-го порядку за формулами, описаними в роботах [5, 6, 9]. Реалізує ці операції блок аналізу для визначення інформативних параметрів в архітектурі системи, наведеній на рисунку 1. Таким чином, отримуємо вектор P інформативних ознак із 24 елементів, сформованих із записаних підряд по 4 статистичних та по 4 кореляційних моментів відповідно мап азимутів, мап еліптичностей та мап фазових зсувів $SM_{i=1:4}(\alpha), CX_{i=1:4}(\alpha), SM_{i=1:4}(\beta), CX_{i=1:4}(\beta), SM_{i=1:4}(\delta), CX_{i=1:4}(\delta)$.

На основі вектора інформативних ознак БШ здійснюється його автоматична класифікація щодо віднесення до класу «норма» чи «патологія» за допомогою бінарного класифікатора у підсистемі підтримки прийняття рішення системи.

Отже, вимірювання та класифікаційний аналіз отриманих координатних розподілів азимутів, еліптичностей та фазових зсувів в системі, наведеній на рисунку 1, реалізують за таким методом.

1. Формуємо опромінюючий пучок невизначеного типу поляризації за допомогою лазера з довжиною хвилі $\lambda=632$ нм.

2. За допомогою блоку ГПС задаємо необхідний стан поляризації зонduючого пучка.

3. Пропускаємо зонduючий поляризований пучок через досліджуваний БШ і отримуємо розсіяне випромінювання із перетвореним типом поляризації за рахунок оптичних властивостей зразка.

4. За допомогою блоку АПС здійснюємо поляризаційну фільтрацію перетвореного випромінювання по черзі за одним із шести можливих варіантів типів поляризації і отримуємо шість відфільтрованих зображень. Фіксуємо вказану сукупність із шести поляризаційно відфільтрованих

зображень $I_{\alpha=0;90;45;\otimes; \theta=0;90;45;135;\otimes;\oplus}$ відеокамерою та пересилаємо в комп'ютер.

5. За співвідношеннями (4) обчислюємо координатні розподіли чотирьох параметрів вектора Стокса $S_{i=1:4}(X, Y)$, за якими визначаємо за формулами (1) – (3) елементи мап азимутів $\alpha(X, Y)$, еліптичностей $\beta(X, Y)$ та фазових зсувів $\delta(X, Y)$.

6. Обчислюємо статистичні моменти 1-го – 4-го порядку та кореляційні моменти 1-го – 4-го порядку по черзі мап азимутів, мап еліптичностей та мап фазових зсувів поляризаційних зображень БШ та на їх основі формуємо 24-х елементний вектор інформативних ознак

$$S = [SM_{i=1:4}(\alpha), CX_{i=1:4}(\alpha), SM_{i=1:4}(\beta), CX_{i=1:4}(\beta), SM_{i=1:4}(\delta), CX_{i=1:4}(\delta)] \quad (5)$$

7. За вектором S та обраним алгоритмом бінарної класифікації відносимо досліджуваний зразок БШ до класу «норма» або «патологія».

Існують багато методів класифікації, від класичної логістичної регресії до більш розвинутих, як наприклад, SVM або нейронні мережі. В залежності від обсягу вхідних даних та кількості екземплярів, обирається певний метод. В нашому випадку зупинимось на класифікації за допомогою методу k-найближчих сусідів чи як його називають методу k-NN (k-nearest neighbor method) [12, 13, 14]. На відміну від класифікації з використанням штучних нейронних мереж, класифікація k-найближчих сусідів проста для розуміння і у реалізації. Основним недоліком цього методу є необхідність підбору кількості сусідів.

Це ідеально в ситуаціях, коли точки даних чітко визначені або нелінійні. По суті, k-NN виконує механізм голосування, щоб визначити клас невидимого спостереження. Це означає, що клас з більшістю голосів стане класом точки даних, про яку йдеться.

Основна ідея методу k-NN для класифікації 24-х елементних векторів S інформаційних ознак БШ може бути представлена трьома послідовними етапами:

1. Обчислити відстані (наприклад, евклідову відстань) між цільовим вектором, який необхідно класифікувати, до кожного із векторів вхідної вибірки даних, уже маркованих відповідним класом.

Евклідова відстань визначається за формулою

$$dist(p, q) = \sqrt{(p_1 - q_1)^2 + (p_2 - q_2)^2 + \dots + (p_n - q_n)^2}, \quad (6)$$

де p, q – два вектори між якими шукають відстань; $1, 2, \dots, n$ – елементи векторів між якими шукають відстань.

1. Відсортувати значення відстаней та обрати k найближчих векторів.
2. Невідомий об'єкт призначається класу, найбільш поширеному серед його k найближчих сусідів (k – ціле позитивне число, зазвичай невелике).

Метод k -NN був обраний в даному випадку, оскільки може застосовуватися, не маючи великої вибірки вхідних даних, що є значною перевагою по відношенню до інших методів класифікації.

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ДОСЛІДЖЕНЬ

Матеріалами досліджень є дві групи зразків БШ шийки матки («норма» та «рак») загальним обсягом 46 зразків, підготовлених у вигляді нативних оптично тонких гістологічних зрізів з геометричною товщиною 10 мкм, нанесених на лабораторне скельце. В кожній групі налічується по 23 зразка.

Реалізуючи поетапно описаний метод поляризаційно-фазового картографування БШ зразків на довжині хвилі 632 нм в наведеній системі, визначаємо набір координатних розподілів мап азимутів, мап еліптичностей та мап фазових зсувів поляризаційних зображень БШ. Приклад отриманих розподілів азимутів, еліптичностей та фазових зсувів поляризаційного зображення зразків БШ шийки матки для представників групи «норма» та «патологія» наведемо на рисунку 2. Роздільна здатність камери в системі 640x480 пікселів.

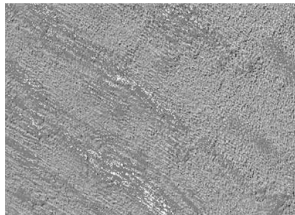
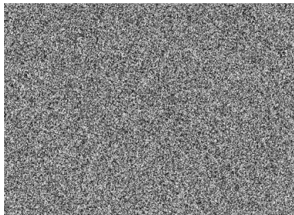
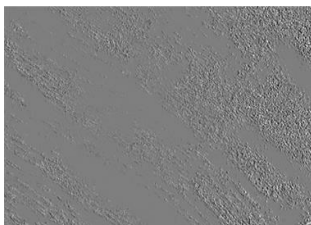
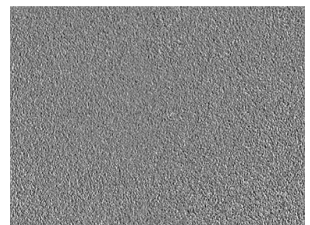
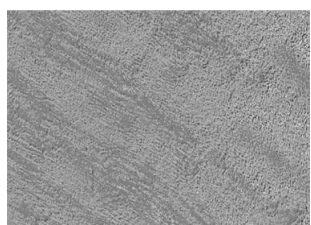
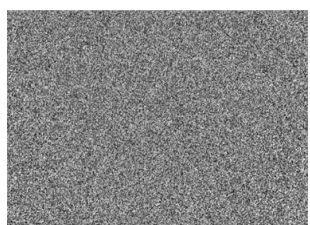
Параметр	Група 1 - «норма» БШ	Група 2 – «рак шийки матки»
Мапа азимутів поляризації	 А)	 Б)
Мапа еліптичностей поляризації	 В)	 Г)
Мапа фазових зсувів	 Д)	 Е)

Рисунок 2 – Мапи азимутів, еліптичностей поляризації і фазових зсувів зображення БШ шийки матки групи «норма» та групи «патологія»

Результати обчислень для кожної групи зразків середнього значення та середнього квадратичного відхилення (СКВ) відповідних статистичних та кореляційних моментів 1-го -4-го порядку координатних розподілів азимутів $\alpha(X, Y)$ і еліптичностей $\beta(X, Y)$ поляризаційних зображень наведено в таблиці 1. Аналогічні характеристики груп «норма» та «рак шийки матки» для координатних розподілів фазових зсувів наведено в таблиці 2.

Таблиця 1

Середнє значення та СКВ статистичних та кореляційних моментів наборів мап азимутів і мап еліптичностей поляризації зображення БШ станів «норма» та «рак шийки матки»

Параметр	Мапа азимутів		Мапа еліптичностей	
	Норма	Патологія	Норма	Патологія
SM_1	0.156 ± 0.008	0.019 ± 0.030	0.003 ± 0.001	0.030 ± 0.006
SM_2	0.256 ± 0.004	0.475 ± 0.040	0.127 ± 0.046	0.300 ± 0.026
SM_3	1.334 ± 0.031	0.049 ± 0.030	0.039 ± 0.004	0.324 ± 0.028
SM_4	0.257 ± 0.001	0.380 ± 0.040	0.227 ± 0.042	0.387 ± 0.019
CX_1	0.015 ± 0.003	0.012 ± 0.031	0.044 ± 0.007	0.262 ± 0.024
CX_2	0.049 ± 0.009	0.042 ± 0.008	0.233 ± 0.026	0.265 ± 0.037
CX_3	15.714 ± 0.02	21.63 ± 0.005	1.099 ± 0.042	1.062 ± 0.026
CX_4	0.703 ± 0.010	0.897 ± 0.016	0.083 ± 0.027	0.092 ± 0.006

Отже, аналіз даних таблиці 1 виявив такі найбільші відмінності для наведених оцінок статистичних моментів та кореляційних моментів мап азимутів БШ шийки матки між групами «норма» та «патологія»:

- статистичні моменти SM_1 відрізняються в 8,2 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_2 відрізняються в 1,8 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_3 відрізняються в 27,2 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_4 відрізняються в 1,47 разів для обох груп;
- кореляційні моменти CX_1 відрізняються в 1,25 разів для обох груп;
- кореляційні моменти CX_3 відрізняються в 1,38 разів для обох груп.

Отже, при класифікації досліджуваних зрізів БТ за азимутами їх поляризаційних зображень інформативними ознаками є $SM_1 - SM_4, CX_1, CX_3, CX_4$ при діагностуванні раку шийки матки.

Таблиця 2

Середнє значення та СКВ статистичних та кореляційних моментів наборів мап фазових зсувів поляризаційного зображення БШ станів «норма» та «рак шийки матки»

Параметр	Мапа фазових зсувів	
	Норма	Патологія
SM_1	0.265 ± 0.016	0.034 ± 0.023
SM_2	0.424 ± 0.036	0.756 ± 0.011
SM_3	1.191 ± 0.043	0.078 ± 0.024
SM_4	0.529 ± 0.003	1.130 ± 0.049
CX_1	0.022 ± 0.023	0.014 ± 0.005
CX_2	0.053 ± 0.004	0.043 ± 0.005
CX_3	12.859 ± 0.031	20.528 ± 0.044
CX_4	0.612 ± 0.001	0.865 ± 0.001

Аналіз даних таблиці 1 виявив такі найбільші відмінності для наведених оцінок статистичних моментів та кореляційних моментів мап еліптичностей БШ шийки матки між групами «норма» та «патологія»:

- статистичні моменти SM_1 відрізняються в 30 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_2 відрізняються в 2,3 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_3 відрізняються в 8,3 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_4 відрізняються в 1,6 разів для обох груп;

Отже, при класифікації досліджуваних зрізів БШ за еліптичностями їх поляризаційних зображень інформативними ознаками є $SM_1 - SM_4$ при діагностуванні раку шийки матки.

Аналіз даних таблиці 2 виявив такі найбільші відмінності для наведених оцінок статистичних моментів та кореляційних моментів мап фазових зсувів між групами «норма» та «патологія»:

- статистичні моменти SM_1 відрізняються в 7,8 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_2 відрізняються в 1,77 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_3 відрізняються в 15,7 разів для обох груп;
- статистичні моменти SM_4 відрізняються в 2,1 разів для обох груп;
- кореляційні моменти CX_1 відрізняються в 1,57 разів для обох груп;
- кореляційні моменти CX_3 відрізняються в 1,6 разів для обох груп.
- кореляційні моменти CX_4 відрізняються в 1,4 разів для обох груп/

Отже, при класифікації досліджуваних зрізів БТ за фазовими зсувами їх поляризаційних зображень інформативними ознаками є $SM_1 - SM_4$ і CX_1, CX_3, CX_4 при діагностуванні раку шийки матки.

Виявлені суттєві відмінності в оцінках статистичних та кореляційних моментів 1-го – 4-го порядків мап азимутів, еліптичностей та фазових зсувів, що відповідають фізіологічним станам «норма шийки матки» та «рак шийки матки», дозволяють записати на їх основі вектор інформативних ознак для подальшої бінарної класифікації. Класифікацію здійснюємо за методом k-NN, реалізованим, як і інші програмні блоки системи на мові програмування Python.

Результати статистичного оцінювання достовірності діагностування БШ в системі поляризаційно-фазового картографування із бінарною класифікацією при проведенні експерименту із вибіркою в 46 зразків, розбитою на дві групи по 23 зразки в кожній, наведено в таблиці 3.

Таблиця 3

Порівняння достовірності діагностики на тестових зразках за методами відеополяриметрії розробленої системи та аналога

Вид системи	Результати діагностування, зразків				Достовірність, %
	TP	FN	TN	FP	
Система багатопараметричного поляризаційно-фазового картографування БШ із бінарною класифікацією	22	1	22	1	95,6%
Інтелектуалізована система картографування БТ із аналізом та класифікацією мап (α, β) [6]	20	3	21	2	90,0%

Аналіз даних таблиці 3 показує, що розроблена система у порівнянні з аналогом дозволяє підвищувати достовірність діагностики БШ шийки матки з 90% до 95,6%, маючи розширені функціональні можливості системи по багатопараметричному аналізу трьох вимірних параметрів

поляризаційних зображень БШ (мап азимутів, мап еліптичностей, мап фазових зсувів) та їх наступній автоматичній класифікації.

ВИСНОВКИ

Удосконалено архітектуру системи поляризаційно-фазового картографування біологічних шарів шляхом розширення її функціональних можливостей за рахунок багатопараметричного аналізу та автоматичної класифікації вимірних мап азимутів, еліптичностей та розподілів фаз поляризації зображення досліджуваного біологічного шару.

Це дозволило підвищити на 5,65% достовірність диференціації оптично тонких БШ шийки матки за класами «норма» та «рак» за допомогою розробленої системи порівняно з аналогом.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Ghosh N., Vitkin I.A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. V. 16, №11. 110801.
2. Tuchin V.V. Polarized light interaction with tissues. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21. №7. 071114.
3. Методи і засоби лазерної поляриметрії біологічних тканин: монографія / [Ушенко О.Г., Павлов С.В., Заболотна Н.І. та ін.] – Вінниця: Едельвейс, 2019. – 269 с.
4. Лазерна поляриметрія біологічних тканин. Діагностика пухлин жіночих репродуктивних органів / Ушенко О.Г., Пересунько О.П., Сенютович Р.В. та ін. / за ред. О.Г. Ушенка, О.П. Пересунька, Р.В. Сенютовича. Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2010. 476 с.
5. Заболотна Н.І., Бісікало О.В., Шолота В.В. Підтримка прийняття рішень в системі поляризаційної зображальної діагностики гістологічних зрізів за аналізом їх параметрів анізотропії. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2020. №2. С.29-40.
6. Заболотна Н.І., Локотей Д.Ю., Олійниченко Б.П. Інтелектуалізована система поляризаційного картографування плівок плазми крові у діагностиці онкологічного стану молочних залоз. *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. 2016. №1 (31). С. 39-46.
7. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang et al. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21(7). 071112.
8. Alalia S., Vitkin A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment. *Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20(6). 061104.
9. Zabolotna N. I., Sholota V. V., Okarskyi H. H. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies. *Proc. SPIE*. 2020. Vol. 11369.113691S. P. 501-513.
10. Statistical, correlation, and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues / O.V. Angelsky et al. USA: CRC Press, 2010. P. 21–67.
11. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / N.I. Zabolotna et al., *Proc. of SPIE*. 2015. Vol. 9613. 961311.
12. J. R. Rovira, S. V. Pavlov, V. B. Vassilenko, W. Wójcik, and L. Sugurova "Methods and resources for imaging polarimetry", *Proc. SPIE 8698, Optical Fibers and Their Applications 2012*, 86980T (11 January 2013).
13. Altman, N. S. (1992). An introduction to kernel and nearest-neighbor nonparametric regression. *The American Statistician*. 1992. Vol. 46(3). P. 175–185.
14. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. Information Technology in Medical Diagnostics II. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

REFERENCES

1. Ghosh N., Vitkin I.A. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook. *Journal of Biomedical Optics*. 2011. V. 16, №11. 110801.
2. Tuchin V.V. Polarized light interaction with tissues. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21. №7. 071114.
3. Metody i zasoby lazernoї poliarymetrii biolohichnykh tkanyn: monohrafiia / [Ushenko O.H., Pavlov S.V., Zabolotna N.I. ta in.] – Vinnytsia: Edelveis, 2019. – 269 s.

4. Lazerna poliaryometrii biologichnykh tkanyh. Diahnostyka pukhlyn zhinochykh reproduktyvnykh orhaniv / Ushenko O.H., Peresunko O.P., Seniutovych R.V. ta in. / za red. O.H. Ushenka, O.P. Peresunka, R.V. Seniutovycha. Chernivtsi: Chernivetskyi nats. un-t, 2010. 476 s.
5. Zabolotna N.I., Bisikalo O.V., Sholota V.V. Pidtrymka pryiniattia rishen v systemi poliaryzatsiinoi zobrazhalnoi diahnostyky histolohichnykh zrivyv za analizom yikh parametriv anizotropii. Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii. 2020. №2. S.29-40.
6. Zabolotna N.I., Lokotei D.Iu., Oliinychenko B.P. Intelktualizovana systema poliaryzatsiinoho kartohrafuvannia plivok plazmy krovi u diahnostytsi onkologichnoho stanu molochnykh zaloz. Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii. 2016. №1 (31). S. 39-46.
7. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang et al. *Journal of Biomedical Optics*. 2016. Vol. 21(7). 071112.
8. Alalia S., Vitkin A. Polarized light imaging in biomedicine: emerging Mueller matrix methodologies for bulk tissue assessment. *Journal of Biomedical Optics*. 2015. Vol. 20(6). 061104.
9. Zabolotna N. I., Sholota V. V., Okarskyi H. H. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies. *Proc. SPIE*. 2020. Vol. 11369.113691S. P. 501-513.
10. Statistical, correlation, and topological approaches in diagnostics of the structure and physiological state of birefringent biological tissues / O.V. Angelsky et al. USA: CRC Press, 2010. P. 21–67.
11. System of polarization phasometry of polycrystalline blood plasma networks in mammary gland pathology diagnostics / N.I. Zabolotna et al., *Proc. of SPIE*. 2015. Vol. 9613. 961311.
12. J. R. Rovira, S. V. Pavlov, V. B. Vassilenko, W. Wójcik, and L. Sugurova "Methods and resources for imaging polarimetry", *Proc. SPIE 8698, Optical Fibers and Their Applications 2012*, 86980T (11 January 2013).
13. Altman, N. S. (1992). An introduction to kernel and nearest-neighbor nonparametric regression. *The American Statistician*. 1992. Vol. 46(3). P. 175–185.
14. Wójcik W., Pavlov S., Kalimoldayev M. *Information Technology in Medical Diagnostics II*. London: (2019). Taylor & Francis Group, CRC Press, Balkema book. – 336 Pages.

ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА – д.т.н., професор кафедри біомедичної інженерії та оптико-електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,
E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com

ШОЛОТА ВЛАДИСЛАВА ВЛАДИСЛАВІВНА – магістр з інформаційних систем та технологій, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,
E-mail: vladislava.sholota@gmail.com

ЗАГОРУЙКО ВАДИМ ІГОРОВИЧ – бакалавр з метрології та інформаційно-вимірювальної техніки факультету інформаційних електронних систем, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна.