

УДК 681.7: 616-71

Н.І. ЗАБОЛОНА, Г.Г. ОКАРСЬКИЙ

СИСТЕМА АВТОМАТИЗОВАНОЇ ДВОХВИЛЕВОЇ МЮЛЛЕР-ПОЛЯРИМЕТРІЇ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ АНІЗОТРОПНОЇ СТРУКТУРИ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ

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

Анотація. Удосконалено метод та розроблено архітектуру системи автоматизованої мюллер-поляриметрії для оцінювання анізотропної структури гістологічних зрізів на довжинах хвиль 0,634 мкм та 0,435 мкм. Оцінено достовірність методу диференціації зразків гістологічних зрізів за фазовими та орієнтаційними мюллер-матричними зображеннями, виміряними на двох довжинах хвиль.

Ключові слова: гістологічний зріз, біологічна тканина, автоматизована система, двоххвильова мюллер-поляриметрия, анізотропна структура.

Аннотация. Усовершенствован метод и разработана архитектура системы автоматизированной мюллер-поляриметрии для оценки анизотропной структуры гистологических срезов на длинах волн 0,634 мкм и 0,435 мкм. Оценена достоверность метода дифференциации образцов гистологических срезов с фазовыми и ориентационными мюллер-матричными изображениями, измеренными на двух длинах волн.

Ключевые слова: гистологический срез, биологическая ткань, автоматизированная система, двухволновая Мюллер-поляриметрия, анизотропная структура.

Abstract. The method has been improved and the architecture of an automated Muller polarimetry system has been developed to evaluate the anisotropy structure of histological sections at wavelengths of 0.634 μm and 0.435 μm . The reliability of the method of differentiation of histological sections with phase and orientation muller-matrix images measured at two wavelengths is estimated.

Key words: histological section, biological tissue, automated system, two-wave muller polarimetry, anisotropic structure.

DOI: 10.31649/1681-7893-2020-39-1-27-37

ВСТУП

Методи та засоби сучасної лазерної поляриметрії [1-4] та мюллер-матричного картографування [5-9] наразі формують один із перспективних напрямків розвитку оптико-інформаційних технологій для автоматизованого вимірювання параметрів анізотропії біологічних тканин (БТ) та проведення на цій основі оцінювання змін їх морфологічної та фізіологічної структури. Основною перевагою зазначених методів є можливість фіксування навіть незначних змін структурної оптичної анізотропії гістологічних зрізів БТ, викликаних змінами впорядкованості структури протеїнових молекул на ранніх стадіях онкологічних та дегенеративно-дистрофічних захворювань [7-11], що не властиво для інших діагностичних технологій.

Серед перспективних розробок та досліджень закордонних та вітчизняних вчених, присвячених даному напрямку, можна відзначити методи та системи зображувальної лазерної поляриметрії та мюллер-поляриметрії біологічних шарів (БШ) [7-16], які дозволяють вивчати анізотропні властивості більших площ досліджуваних областей БТ за рахунок застосування в схемах відеокамер та інтерфейсів зв'язку із комп'ютером. Перевагою систем зображувальної мюллер-поляриметрії з комп'ютерним аналізом

зображень БШ, які описано в роботах [1-3,9, 12-14, 16-18], є досягнення хорошого рівня достовірності оцінювання патологічних змін БТ в таких системах, в тому числі й за рахунок застосування комплексного статистичного та кореляційного аналізу мюллер-матричних зображень (ММЗ) гістологічних зрізів.

Так, зокрема, достовірність диференціації структури БТ типу «норма» - «патологія» в таких зображувальних системах за методами поляризаційного картографування та аналізу орієнтаційних ММЗ та фазових ММЗ гістологічних зрізів склала відповідно 82,6 % та 87,2% на довжині хвилі 0,632 мкм [18]. Слід зауважити, що обмеження отриманого рівня достовірності в таких системах можна пов'язати із недостатньою інформаційною повнотою вимірювань, яка обумовлена експериментальними вимірюваннями та аналізом ММЗ БТ лише на одній довжині хвилі.

В той же час, особливістю роботи відеополяриметричної системи, описаної в роботі [19], є можливість вимірювань ММЗ БТ одночасно на двох довжинах хвиль 0,632 мкм та 0,487 мкм у режимі, наближеному до реального часу. Разом з тим, основний недолік цієї системи пов'язаний із відсутністю аналізу вимірних двовимірних розподілів ММЗ досліджуваних біологічних об'єктів та визначення інформативних параметрів діагностичного процесу, що унеможлиблює отримання високого рівня достовірності діагностики.

Таким чином, проведення вимірювання на двох довжинах хвиль із наступним комплексним комп'ютерним аналізом отриманих розподілів ММЗ є основними чинниками подальшого підвищення достовірності діагностики гістологічних зрізів БТ в системах зображувальної поляриметрії.

Мета роботи – підвищення достовірності оцінювання змін анізотропної структури гістологічних зрізів в системі автоматизованої мюллер-поляриметрії шляхом розвитку метода та вдосконалення структури системи при картографуванні, аналізі та класифікації розподілів елементів матриць Мюллера на двох довжинах хвиль.

МЕТОД ТА АРХІТЕКТУРА СИСТЕМИ АВТОМАТИЗОВАНОЇ ДВОХВИЛЕВОЇ МЮЛЛЕР- ПОЛЯРИМЕТРІЇ ДЛЯ ОЦІНЮВАННЯ ГІСТОЛОГІЧНИХ ЗРІЗІВ ЗА ЇХ МЮЛЛЕР МАТРИЧНИМИ ЗОБРАЖЕННЯМИ

Згідно з оптичною двокомпонентною моделлю біологічного шару [1-3, 18], який взаємодіє з поляризованим світлом, БШ є просторовим модулятором станів поляризації світла за рахунок його анізотропної речовини, що математично описується у термінах векторів Стокса вхідного опромінюючого $\mathbf{S}^{вх}$ та вихідного об'єктного $\mathbf{S}^{вих}$ пучків за відомою формулою

$$\mathbf{S}^{вих} = \mathbf{Z} \times \mathbf{S}^{вх}, \quad (1)$$

де \mathbf{Z} - матриця Мюллера БШ, в якій закладена інформація про анізотропію біологічного об'єкта.

Для зображувальної лазерної поляриметрії в умовах застосування відеокамер з розподільною спроможністю $(M \times N)$ пікселів матриця Мюллера $\mathbf{Z}^{(x,y)}$ кожного пікселя (x, y) зображення площини зразка оптично тонкого БШ визначається як матриця Мюллера біологічного кристалу [1-3, 18]

$$\mathbf{Z}^{(x,y)} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & z_{22}^{(x,y)} & z_{23}^{(x,y)} & z_{24}^{(x,y)} \\ 0 & z_{32}^{(x,y)} & z_{33}^{(x,y)} & z_{34}^{(x,y)} \\ 0 & z_{42}^{(x,y)} & z_{43}^{(x,y)} & z_{44}^{(x,y)} \end{pmatrix},$$

де кожний елемент z_{lk} ($l = 1:4; k = 1:4$) визначається за відомими співвідношеннями, що пов'язують кут нахилу осі орієнтації кристалу та його фазовий зсув.

Перекомпонувачи елементи матриці Мюллера по всій площі $(M \times N)$ зразка БШ за однаковими індексами l, k , матимемо координатні розподіли (X, Y) шістнадцяти елементів мюллер-матричних зображень (ММЗ) $\mathbf{Z}_{lk}(X, Y)$, які формуються у вигляді [18]

$$\mathbf{Z}_{lk}(X, Y) = \begin{pmatrix} z_{lk}^{(1,1)} & \dots & z_{lk}^{(1,N)} \\ \cdot & \cdot & \cdot \\ z_{lk}^{(M,1)} & \dots & z_{lk}^{(M,N)} \end{pmatrix}.$$

Серед шістнадцяти ММЗ виділяють три групи елементів [18]: орієнтаційні ММЗ ($\mathbf{Z}_{22}(X, Y)$), ($\mathbf{Z}_{33}(X, Y)$), які характеризують перетворення поляризації біологічними кристалами зразка, кути нахилу оптичних осей яких розташовані в перпендикулярних напрямках; фазове ММЗ $\mathbf{Z}_{44}(X, Y)$, яке характеризує ступінь перетворення циркулярної поляризації біологічними кристалами зразка; орієнтаційно-фазові ММЗ $\mathbf{Z}_{23;32;24;42;34;43}(X, Y)$, які характеризують механізми обертання площини поляризації та взаємних перетворень типів поляризації біологічними кристалами зразка.

Феноменологічний метод визначення ММЗ, реалізований на автоматизованій системі мюллер-матричного картографування та аналізу розподілів ММЗ [18, 20], передбачає вимірювання лише на одній довжині хвилі 0,632 мкм. В умовах діагностики неоднорідних гістологічних зрізів, оптичні параметри яких є чутливими до частоти та поляризації вхідного випромінювання, важливою є можливість вимірювань на декількох довжинах хвиль [21, 22]. Поява нових типів лазерів, елементів оптики та цифрових матричних фотоприймальних камер, спроможних працювати у широкому спектральному діапазоні, дозволила забезпечити можливість реалізації методу двохвильової мюллер-поляриметрії БТ, описаного в роботі [23].

Метод двохвильової мюллер-поляриметрії для оцінювання фізіологічного стану гістологічних зрізів БТ передбачає його реалізацію на автоматизованій системі, архітектура якої наведена на рисунку 1.

Зауважимо, що досліджуваний зразок готується на мікротомі шляхом попереднього заморожування нативних гістологічних зрізів з наступним зберіганням при температурі 4°C у холодильнику до процесу використання.

Особливістю системи є наявність двох лазерів з довжинами хвиль відповідно 0,634 мкм та 0,435 мкм, які формують два окремих канали лазерного випромінювання, виходи яких зв'язані через коліматор і світлооб'єднувач із входом багатоканального поляризаційного опромінювача.

Поляризаційні лінійні фільтри ПФ0, ПФ90, ПФ45 та правоциркулярний фільтр $\text{ПФ} \otimes$ утворюють блок багатоканального поляризаційного опромінювача із автоматичним керуванням поворотними механізмами зазначених фільтрів, що реалізується за допомогою блоку керування та крокового двигуна 1. За допомогою об'єктиву 4-кратного збільшення, який працює в діапазоні хвиль 0,435 - 0,634 мкм подібно до інших оптичних елементів системи, проектується зображення досліджуваних зразків, які розташовують в об'єктному блоці, в площину цифрової камери.

Причому попередньо здійснюється поляризаційна фільтрація утвореного поляризаційного зображення за допомогою багатоканального поляризаційного аналізатора, що містить шість каналів із чотирма каналами із лінійними поляризаційними фільтрами ПФ0, ПФ90, ПФ45, ПФ135 та двома каналами із циркулярними фільтрами, відповідно з правою циркуляцією $\text{ПФ} \otimes$ та з лівою циркуляцією $\text{ПФ} \oplus$. Автоматичне керування функціонуванням блоку аналізатора здійснюють за допомогою блоку керування та крокового двигуна 2.

Відповідне програмне забезпечення комп'ютера системи передбачає наявність модуля захоплення зображення, модуля збереження зображення та головного програмного модуля, за допомогою якого відбувається взаємодія із блоками визначення орієнтаційних ММЗ, фазових ММЗ та орієнтаційно-фазових ММЗ.

Така архітектура системи дозволяє реалізувати удосконалений метод двохвильової мюллер-поляриметрії для оцінювання гістологічних зрізів за їх мюллер матричними зображеннями.

Суть методу описана нижче [23].

1. Обираємо робочу довжину хвилі лазера 0,634 мкм.

2. Послідовно на обраній довжині хвилі лазера за допомогою багатоканального поляризаційного опромінювача формуємо один із чотирьох різних типів поляризації ($\alpha_0 = 0^{\circ}; \alpha_0 = 90^{\circ}; \alpha_0 = 45^{\circ}; \beta_0 = 45^{\circ}$), яким опромінюємо досліджуваний зразок, розміщений в об'єктному блоці.

2. На обраній довжині хвилі за допомогою багатоканального поляризаційного аналізатора реалізуємо відповідну поляризаційну фільтрацію утворених лазерних поляризованих зображень з урахуванням типів фільтрів $\Theta = (0^0; 90^0; 45^0; 135^0; \otimes; \oplus)$.

3. На обраній довжині хвилі реєструємо камерою множину із 24 поляризаційно відфільтрованих зображень, за якими на основі відомих співвідношень, описаних в роботах [20], обчислюємо розподіли ММЗ, серед яких виділяємо групу $Z_{22}(X, Y), Z_{33}(X, Y)$ орієнтаційних ММЗ, фазових $Z_{44}(X, Y)$ ММЗ та орієнтаційно-фазових (решта) ММЗ.

4. Обчислюємо статистичні оцінки координатного розподілу та автокореляційних функцій розподілів елементів матриці Мюллера на обраній довжині хвилі за допомогою комп'ютера на основі відомих співвідношень, наведених в роботах [9, 12, 13, 20].

5. Здійснюємо вимірювання та аналіз на другій довжині хвилі 0,432 мкм за пунктами 1-4.

На основі отриманих статистичних оцінок координатного розподілу та розподілів АКФ елементів ММЗ, отриманих на двох довжинах хвиль 0,635 мкм та 0,435 мкм, визначаємо інформативні ознаки за допомогою блоку аналізу для визначення інформативних ознак в системі. За допомогою блоку прийняття рішень в системі реалізовано класифікацію розподілів елементів ММЗ, що відповідають фізіологічним станам досліджуваних гістологічних зрізів типу «норма» та «патологія».

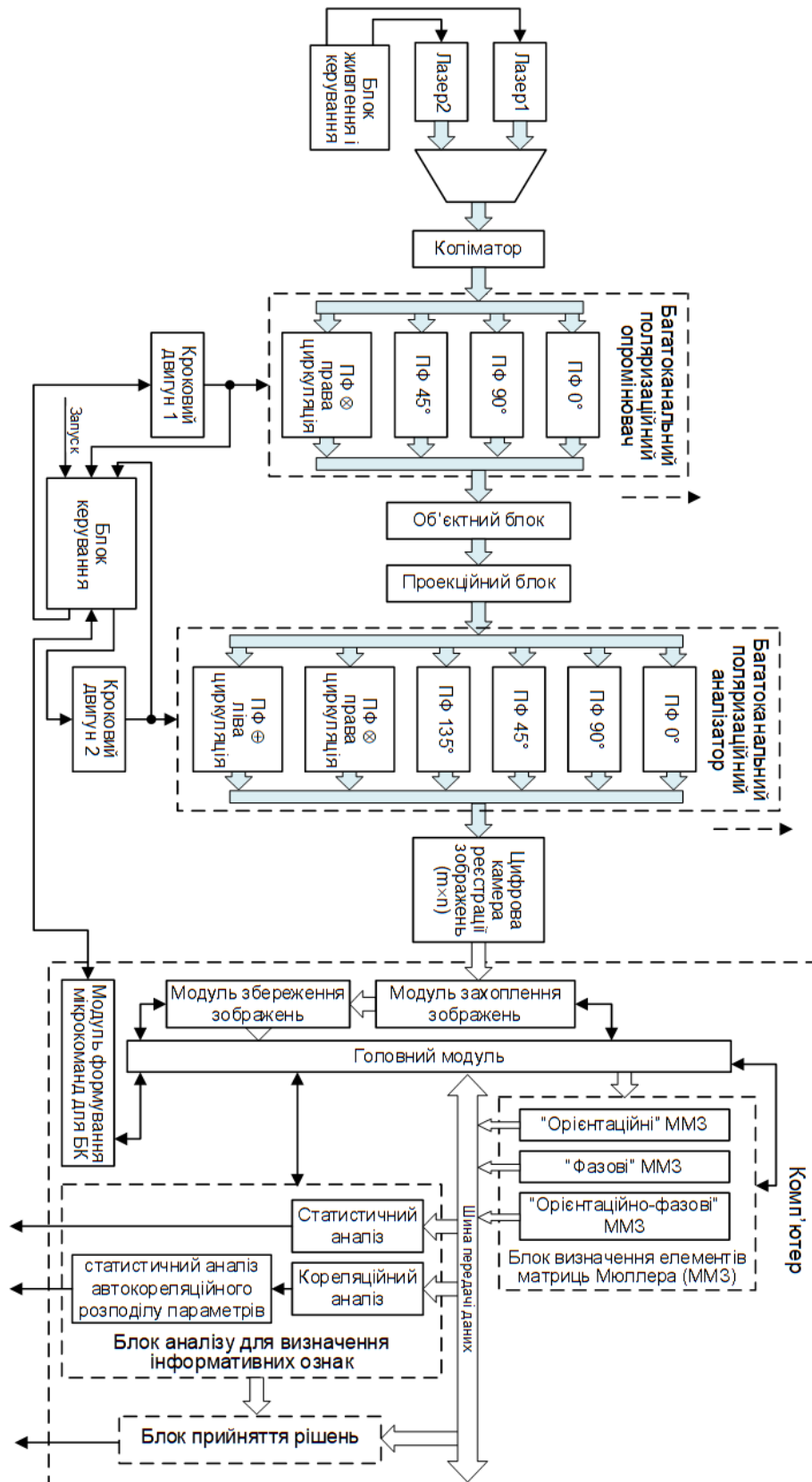


Рисунок 1– Архітектура зображальної системи автоматизованої двохвилевої мюллер- поляриметрії для оцінювання анізотропної структури гістологічних зрізів

РЕЗУЛЬТАТИ ЕКСПЕРЕМЕНТАЛЬНИХ ВИМІРЮВАНЬ

Експериментальні дослідження метода та системи автоматизованої двохвилевої мюллер-поляриметрії для оцінювання структури гістологічних зрізів здійснювалось з використанням двох репрезентативних вибірок зразків зрізів м'язової тканини шийки матки з верифікованими діагнозами: контрольна група або «норма» (група 1, 21 зразок) та вибірка «патологія» (група 2, 21 зразок). Геометрична товщина оптично тонких зрізів складала 10 мкм. Приклади отриманих орієнтаційних ММЗ Z_{33} та фазових Z_{44} відповідно зразків «норма» та «патологія», виміряних на довжинах хвиль 0,435 мкм та 0,634 мкм, наведено на рисунку 2 та рисунку 3.

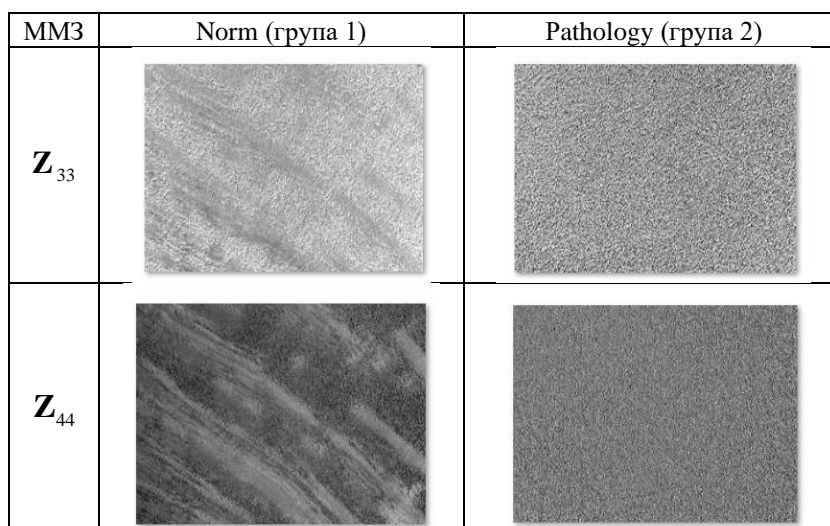


Рисунок 2 - ММЗ Z_{33} та Z_{44} зразків гістологічних зрізів шийки матки з групи 1 та групи 2 на довжині хвилі 0,435 мкм

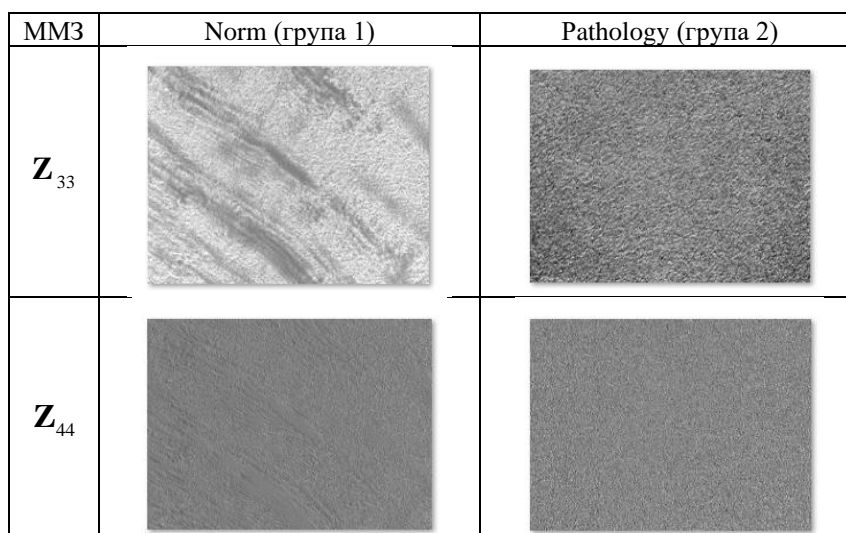


Рисунок 3 - ММЗ Z_{33} та Z_{44} зразків гістологічних зрізів шийки матки з групи 1 та групи 2 на довжині хвилі 0,634 мкм

Результати проведення статистичного оцінювання координатних розподілів серії фазових Z_{44} ММЗ гістологічних зрізів тканини шийки матки та їх автокореляційних функцій для зразків групи 1 та групи 2 наведено в таблиці 1. Статистичні моменти $M_{j=1;2;3;4}$ координатного розподілу фазового

елемента ММЗ та кроскореляційні моменти $dQ_{j=1;2;3;4}$ автокореляційного розподілу (АКФ) визначались на основі відомих співвідношень, наведених детально в роботах [12, 13,20].

Таблиця 1

Статистичні характеристики координатного та АКФ розподілів елементів

Z_{44} БШ шийки матки групи 1 та групи 2 на довжинах хвиль $\lambda_1 = 0,634$ мкм та $\lambda_2 = 0,435$ мкм

$M_{i=1;2;3;4}$	M_1	M_2	M_3	M_4	dQ_1	dQ_2	dQ_3	dQ_4
$Z_{44}^{НОРМА}(\lambda_1)$	0,50 ±0,020	0,50 ±0,020	1,02 ±0,002	0,27 ±0,020	0,15 ±0,076	0,26 ±0,047	10,09 ±4,306	6,63 ±2,409
$Z_{44}^{ПАТОЛ}(\lambda_1)$	0,52 ±0,020	0,54 ±0,019	1,08 ±0,005	0,36 ±0,021	0,14 ±0,018	0,19 ±0,014	7,62 ±1,168	3,94 ±0,404
$k_i(\lambda_1) = \frac{M_i^{норма}(dQ_i^{норма})}{M_i^{патол}(dQ_i^{патол})}$	1,04	1,04	1,05	1,04	1,07	1,36	1,32	1,68
$Z_{44}^{НОРМА}(\lambda_2)$	0,38 ±0,020	0,40 ±0,019	1,11 ±0,009	0,21 ±0,016	0,89 ±0,021	0,89 ±0,005	1,20 ±0,026	1,15 ±0,023
$Z_{44}^{ПАТОЛ}(\lambda_2)$	0,48 ±0,019	0,52 ±0,018	1,19 ±0,013	0,42 ±0,018	0,15 ±0,007	0,19 ±0,005	6,52 ±0,436	3,38 ±0,150
$k_i(\lambda_2) = \frac{M_i^{норма}(dQ_i^{норма})}{M_i^{патол}(dQ_i^{патол})}$	1,26	1,30	1,07	2	5,93	5,93	5,43	2,93

Аналіз таблиці 1 дозволив визначити інформативні параметри подальшої класифікації зразків групи 1 та групи 2, а саме:

- кроскореляційні моменти $dQ_2(\lambda_1)$ та $dQ_4(\lambda_1)$ АКФ фазового ММЗ Z_{44} , відмінності між якими для двох груп складають 1,36 рази та 1,68 рази для довжини хвилі $\lambda_1 = 0,634$ мкм;

- статистичні моменти $M_2(\lambda_2)$ та $M_4(\lambda_2)$ координатного розподілу фазового ММЗ Z_{44} , відмінності між якими для групи 1 та групи 2 складають 1,30 та 2 рази для довжини хвилі $\lambda_2 = 0,435$ мкм;

- кроскореляційні моменти $dQ_1(\lambda_2) \div dQ_4(\lambda_2)$ АКФ фазового ММЗ, відмінності між якими в для групи 1 і групи 2 складають від 2,93 разів до 5,93 раз для довжини хвилі $\lambda_2 = 0,435$ мкм.

Результати статистичного оцінювання координатних розподілів серії орієнтаційних Z_{33} ММЗ гістологічних зрізів тканини шийки матки та їх АКФ для зразків групи 1 та групи 2 наведено в таблиці 2.

Аналіз таблиці 2 дозволив визначити інформативні параметри подальшої класифікації зразків групи 1 та групи 2, а саме:

- статистичні моменти $M_1(\lambda_1)$, $M_2(\lambda_1)$ та $M_4(\lambda_1)$ автокореляційного розподілу орієнтаційного ММЗ Z_{33} , відмінності між якими для двох груп складають від 1,41 разів до 1,63 раз для довжини хвилі $\lambda_1 = 0,634$ мкм;

- кроскореляційні моменти $dQ_1(\lambda_1) \div dQ_4(\lambda_1)$ автокореляційного розподілу орієнтаційного ММЗ Z_{33} , відмінності між якими для групи 1 та групи 2 складають від 3,2 разів до 10,91 раз для довжини хвилі $\lambda_1 = 0,634$ мкм;

Таблиця 2

Статистичні характеристики координатного та АКФ розподілів елементів Z_{33} БШ тканини шийки матки групи 1 та групи 2 для $\lambda_1 = 0,634$ мкм та для $\lambda_2 = 0,435$ мкм

$M_{i=1;2;3;4}$	M_1	M_2	M_3	M_4	dQ_1	dQ_2	dQ_3	dQ_4
$Z_{33}^{НОРМА}(\lambda_1)$	0,74 ±0,019	0,75 ±0,019	1,03 ±0,002	0,62 ±0,028	0,67 ±0,028	0,75 ±0,009	1,31 ±0,035	1,07 ±0,022
$Z_{33}^{ПАТОЛ}(\lambda_1)$	0,50 ±0,020	0,53 ±0,019	1,12 ±0,008	0,38 ±0,020	5,57 ±0,48	2,406 ±0,055	0,12 ±0,006	0,16 ±0,006
$k_i(\lambda_1) = \frac{M_i^{норма}(dQ_i^{норма})}{M_i^{патол}(dQ_i^{патол})}$	1,48	1,41	1,08	1,63	8,31	3,208	10,91	6,68
$Z_{33}^{НОРМА}(\lambda_2)$	0,70 ±0,019	0,71 ±0,019	1,04 ±0,003	0,57 ±0,025	0,84 ±0,042	0,89 ±0,016	1,19 ±0,049	1,09 ±0,032
$Z_{33}^{ПАТОЛ}(\lambda_2)$	0,60 ±0,018	0,65 ±0,017	1,17 ±0,010	0,62 ±0,020	0,57 ±0,003	0,59 ±0,002	1,46 ±0,014	1,37 ±0,287
$k_i(\lambda_2) = \frac{M_i^{норма}(dQ_i^{норма})}{M_i^{патол}(dQ_i^{патол})}$	1,16	1,09	1,12	1,08	1,47	1,56	1,22	1,25

- кроскореляційні моменти $dQ_1(\lambda_2)$ та $dQ_2(\lambda_2)$ автокореляційного розподілу орієнтаційного ММЗ, відмінності між якими для двох груп зразків складають від 1,47 разів до 1,56 раз для довжини хвилі $\lambda_2 = 0,435$ мкм.

На основі вищенаведених інформативних параметрів, визначених на двох довжинах хвиль для фазового та орієнтаційного ММЗ, в блоці прийняття рішень системи здійснювалась класифікація 42 вищеописаних зразків з верифікованими діагнозами «норма» та «патологія».

В таблиці 3 приведені дані розподілу зразків за наявністю захворювання та результатами їх орієнтаційного та фазового мюллер-матричного картографування із зазначенням варіантів можливих результатів: TP (істинно позитивні результати); TN (істинно негативні результати); FP (хибно позитивні результати); FN (хибно негативні результати). За відсотком відношення кількості істинних результатів класифікації до загальної кількості класифікованих зразків визначено оцінку верхньої границі достовірності розглянутого методу діагностування гістологічних зрізів (Ac). Також в таблиці 3 вказані оцінки значень α – помилок та β – помилок діагностування зразків за даним методом.

Таблиця 3

Основні показники оцінювання достовірності методів фазового та орієнтаційного мюллер-матричного картографування БШ шийки матки на довжинах хвиль 0,634 мкм та 0,435 мкм

Вимірюване ММЗ	Розподіл за результатом тесту зразків				Оцінка достовірності %		
	TP	FN	TN	FP	Ac	α	β
Z_{44}	20	3	18	1	90,5%	5,2%	13%
Z_{33}	19	3	18	2	88,1%	10%	13,6%

Аналіз даних таблиці 3 показує підвищення достовірності оцінювання змін анізотропної структури гістологічних зрізів, обумовлених наявністю патологій, в системі двоххвильової автоматизованої мюллер-поляриметрії відповідно для фазового мюллер-картографування до 90,5% та для орієнтаційного мюллер-картографування до 88,1%. Таким чином, у порівнянні із вищенаведеними аналогами [18] досягнуто підвищення достовірності відповідно на 3,3% для фазового двоххвильового мюллер-картографування та на 5,5% для орієнтаційного мюллер-картографування.

ВИСНОВКИ

Удосконалено метод мюллер-поляриметрії для оцінювання анізотропної структури гістологічних зрізів за їх мюллер матричними зображеннями, який за рахунок проведення вимірювань на довжинах хвиль 0,634 мкм та 0,435 мкм дозволив збільшити кількість інформативних параметрів для подальшого аналізу та класифікації досліджуваних зразків, що дозволило підвищити достовірність їх діагностування.

Удосконалено архітектуру системи автоматизованої мюллер-поляриметрії для оцінювання анізотропної структури гістологічних зрізів за рахунок введення другого лазера, який працює на довжині хвилі 0,435 мкм, а також введення блоку прийняття рішень, що дозволило реалізувати запропонований метод двохвильової мюллер-поляриметрії БТ із автоматизованим не лише аналізом, але й автоматизованим діагностичним рішенням.

Виявлено зростання верхнього значення достовірності диференціації станів «норма» – «патологія» за методом двохвильової мюллер-поляриметрії та аналізу анізотропної структури БШ м'язової тканин шийки матки, реалізованим на удосконаленій системі. Так, за двохвильовою фазовою мюллер-поляриметриєю досягнуто зростання достовірності діагностування БШ на 3,3%, а за двохвильовою орієнтаційною мюллер-поляриметриєю БШ – на 5,5%.

СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Основи лазерної поляриметрії. Біологічні тканини людини / [Ушенко О.Г., Ушенко Ю.О., Томка Ю.Я. та ін.]; під ред. О.Г. Ушенка. – Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2010. – 588 с.
2. Лазерна поляризаційна морфологія біологічних тканин: статистичний і фрактальний підходи / [Ушенко О.Г., Пішак В.П., Ангельський О.В., Ушенко Ю.О.]. – Чернівці: Колір – Друк, 2007. – 341 с.
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. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook / N. Ghosh, I.A. Vitkin // *Journal of Biomedical Optics*. – 2011. – V. 16, №11 – 110801.
5. Savenkov S.N. Mueller-matrix characterization of biological tissues / S.N. Savenkov // *Polarimetric Detection, Characterization and Remote Sensing*. The Netherlands: Springer. – 2011. – P. 437-471.
6. Заболотна Н.І. Інтелектуальний аналіз даних в системі мюллер-матричного картографування плазми крові при ідентифікації раку шлунку / Н.І. Заболотна, В.В. Шолота // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. – 2017. - №1 (33) - С.40 - 48.
7. He N. Mapping local orientation of aligned fibrous scatterers for cancerous tissues using backscattering Mueller matrix imaging / H. He // *Journal of Biomedical Optics*. – 2014. – Vol. 19(10). – 106007.
8. Ex vivo characterization of normal and adenocarcinoma colon samples by Mueller matrix polarimetry / I. Ahmad, M. Ahmad; K. Khan [et al.] // *Journal of Biomedical Optics*. – 2015. – Vol. 20 (5). – 056012.
9. Zabolotna N.I. Principals and methods of Mueller-matrix tomography of multilayer biological tissues / N.I. Zabolotna, I.V. Musiichuk // *Proc. SPIE*. – 2011. - Vol. 8338. – 833810.
10. Angelo Pierangelo A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging / Angelo Pierangelo, Abdelali Benali, Maria-Rosaria Antonelli, [et al.] // *Optics Express*. – 2011. – Vol. 19. – № 2. – P. 1582–1593.
11. Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas/ A. Pierangelo, S. Manhas S, A. Benali [et al.] // *Journal of Biomedical Optics*. – 2013. – Vol.18 (4). – 046014.
12. Заболотна Н.І. Зображальна система поляризаційного відтворення та аналізу орієнтаційно-фазових параметрів двошарових біологічних тканин / Н.І. Заболотна, В.В. Шолота, Г.Г. Окарський // *Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології*. – 2019. – №1.– С. 39-49.
13. Zabolotna N. I. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies / N.I. Zabolotna, V.V. Sholota, H. H. Okarskyi // *Proc. SPIE*. – 2020. –Vol. 11369 - 113691S. - P. 501-513.
14. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang, Honghui He, Jintao Chang [et al.] // *Journal of Biomedical Optics*. – 2016. – Vol. 21(7). – 071112.
15. Maria Rosaria Antonelli. Biomedical applications of polarimetric imaging contrast. Initial studies for scattering media and human tissues. *Medical Physics* [physics.med-ph]. Ecole Polytechnique X, 2011. English. – Режим доступу: <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00652201>.
16. Ушенко Ю.О. Багатофункціональна поляризаційно-кореляційна мікроскопія та лазерна автофлуоресцентна поляриметрія оптично-анізотропних біологічних шарів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня доктор фіз. мат. наук: спец. 01.04.05 «Оптика, лазерна фізика» / Ю.О. Ушенко. – К., 2015. – 41 с.

17. Diagnostic efficiency of mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue / N.I. Zabolotna, S.V. Pavlov, K.O. Radchenko, V.A. Stasenko, W. Wójcik, N. Kussambayeva // Proc. SPIE. – 2015. – Vol. 9816. – 98161E.
18. Заболотна Н.І. Багатопараметричні поляризаційно-фазові методи і засоби відтворення та аналізу структури полікристалічних біологічних шарів при оцінюванні патологічних станів: автореф. дис. на здобуття наук. ступеня доктора техн. наук: спец. 05.11.17 «Біологічні та медичні прилади і системи» / Н.І. Заболотна. - Харків, 2018. – 40 с.
19. Лисенко Г.Л. Відеополяриметрична система око-процесорного типу для діагностування патологій біотканин / Г. Л. Лисенко, С. С. Тужанський // Вісник Вінницького політехнічного інституту. - 2008. - № 4. - С. 5 – 13.
20. Заболотна Н.І. Архітектура і алгоритми функціонування та аналізу даних двовимірних систем лазерної поляриметрії біологічних тканин / Н.І. Заболотна // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2013. – №1(25). – С. 54–65.
21. Garcia-Caurel E. Spectroscopic Mueller polarimeter based on liquid crystal devices / E. Garcia-Caurel, A.De Martino, and B. Drevillon // Thin Solid Films. – 2004. – Vol. 455-456. – P. 120–123.
22. Snapshot imaging spectropolarimeter / D. Sabatke, A. Locke, E. L. Dereniak [et. al.] // Optical Engineering. – 2002. – Vol. 41(5). – P. 1048 – 1054.
23. Zabolotna N.I. Computer processing and analysis of images in a multiparameter system of polarization-phase diagnostics of biological layers / Zabolotna N.I., V.V.Sholota, H.H.Okarskyi // Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем: Матеріали I Міжнародної НТК, 14-16 листопада, 2019 р.: матеріали доповіді - Вінниця, 2019. – С. 33-34.

REFERENCES

1. Osnovy lazernoї poliariometrii. Biolohichni tkany ny liudyny / [Ushenko O.H., Ushenko Yu.O., Tomka Yu.Ya. ta in.]; pid red. O.H. Ushenka. – Chernivtsi: Chernivetskyi nats. un-t, 2010. – 588 s.
2. Lazerna poliaryzatsiina morfolohiia biolohichnykh tkany n: statystychnyi i fraktalni pidkhody / [Ushenko O.H., Pishak V.P., Anhel'skyi O.V., Ushenko Yu.O.]. – Chernivtsi: Kolir – Druk, 2007. – 341 s.
3. Metody i zasoby lazernoї poliariometrii biolohichnykh tkany n: monohrafiia / [Ushenko O.H., Pavlov S.V., Zabolotna N.I. ta in.] – Vinnytsia: Edelveis, 2019. – 269 s.
4. Ghosh N. Tissue polarimetry: concepts, challenges, applications, and outlook / N. Ghosh, I.A. Vitkin // Journal of Biomedical Optics. – 2011. – V. 16, №11 – 110801.
5. Savenkov S.N. Mueller-matrix characterization of biological tissues / S.N. Savenkov // Polarimetric Detection, Characterization and Remote Sensing. The Netherlands: Springer. – 2011. – P. 437-471.
6. Zabolotna N.I. Intel'ktualnyi analiz danykh v systemi miuller-matrychnoho kartohrafuvannia plazmy krov'i pry identyfikatsii raku shlunku / N.I. Zabolotna, V.V. Sholota // Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii. – 2017. - №1 (33) - S.40 - 48.
7. He H. Mapping local orientation of aligned fibrous scatterers for cancerous tissues using backscattering Mueller matrix imaging / H. He // Journal of Biomedical Optics. – 2014. – Vol. 19(10). – 106007.
8. Ex vivo characterization of normal and adenocarcinoma colon samples by Mueller matrix polarimetry / I. Ahmad, M. Ahmad; K. Khan [et al.] // Journal of Biomedical Optics. – 2015. – Vol. 20 (5). – 056012.
9. Zabolotna N.I. Principals and methods of Mueller-matrix tomography of multilayer biological tissues / N.I. Zabolotna, I.V. Musiichuk // Proc. SPIE. – 2011. - Vol. 8338. – 833810.
10. Angelo Pierangelo A. Ex-vivo characterization of human colon cancer by Mueller polarimetric imaging / Angelo Pierangelo, Abdelali Benali, Maria-Rosaria Antonelli, [et al.] // Optics Express. – 2011. – Vol. 19. – № 2. – P. 1582–1593.
11. Multispectral Mueller polarimetric imaging detecting residual cancer and cancer regression after neoadjuvant treatment for colorectal carcinomas/ A. Pierangelo, S. Manhas S, A. Benali [et al.] // Journal of Biomedical Optics. – 2013. – Vol.18 (4). – 046014.
12. Zabolotna N.I. Zobrazhalna systema poliaryzatsiinoho vidtvorennia ta analizu oriientsiino-fazovykh parametriv dvosharovykh biolohichnykh tkany n / N.I. Zabolotna, V.V. Sholota, H.H. Okarskyi // Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii. – 2019. – №1.- S .39-49.
13. Zabolotna N. I. Methods and systems of polarization reproduction and analysis of the biological layers structure in the diagnosis of pathologies / N.I. Zabolotna, V.V. Sholota, H. H. Okarskyi // Proc. SPIE. – 2020. –Vol. 11369 - 113691S. - P. 501-513.
14. Mueller matrix microscope: a quantitative tool to facilitate detections and fibrosis scorings of liver cirrhosis and cancer tissues / Ye Wang, Honghui He, Jintao Chang [et al.] // Journal of Biomedical Optics. – 2016. – Vol. 21(7). – 071112.

15. Maria Rosaria Antonelli. Biomedical applications of polarimetric imaging contrast. Initial studies for scattering media and human tissues. Medical Physics [physics.med-ph]. Ecole Polytechnique X, 2011. English. – Режим доступу: <https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00652201>.
16. Ushenko Yu.O. Bahatofunktsionalna poliaryzatsiino-koreliatsiina mikroskopiia ta lazerna avtofluorestsentna poliarymetriia optychno-anizotropnykh biolohichnykh shariv: avtoref. dys. na zdobuttia nauk. stupenia doktor fiz. mat. nauk: spets. 01.04.05 «Optyka, lazerna fizyka» / Yu.O. Ushenko. – K., 2015. – 41 s.
17. Diagnostic efficiency of mueller-matrix polarization reconstruction system of the phase structure of liver tissue / N.I. Zabolotna, S.V. Pavlov, K.O. Radchenko, V.A. Stasenko, W. Wójcik, N. Kussambayeva // Proc. SPIE. – 2015. – Vol. 9816. – 98161E.
18. Zabolotna N.I. Bahatoparmetrychni poliaryzatsiino-fazovi metody i zasoby vidtvorennia ta analizu struktury polikrystalichnykh biolohichnykh shariv pry otsiniuvanni patolohichnykh staniv: avtoref. dys. na zdobuttia nauk. stupenia doktora tekhn. nauk: spets. 05.11.17 «Biolohichni ta medychni prylady i systemy» / N.I. Zabolotna.- Kharkiv, 2018. – 40 s.
19. Lysenko H.L. Videopoliarymetrychna systema oko-protsesorного типу dlia diahnostuvannia patolohii biotkanyn / H. L. Lysenko, S. Ye. Tuzhanskyi // Visnyk Vinnytskoho politekhnichnoho instytutu. - 2008. - № 4. - S. 5 – 13.
20. Zabolotna N.I. Arkhitektura i alhorytmy funktsionuvannia ta analizu danykh dvovymirnykh system lazernoї poliarymetrii biolohichnykh tkanyn / N.I. Zabolotna // Optyko-elektronni informatsiino-enerhetychni tekhnolohii. – 2013. - №1(25). – S. 54-65.
21. Garcia-Caurel E. Spectroscopic Mueller polarimeter based on liquid crystal devices / E. Garcia-Caurel, A.De Martino, and B. Drevillon // Thin Solid Films. – 2004. – Vol. 455– 456. – P. 120–123.
22. Snapshot imaging spectropolarimeter / D. Sabatke, A. Locke, E. L. Dereniak [et. al.] // Optical Engineering. – 2002. – Vol. 41(5). – P. 1048– 1054.
23. Zabolotna N.I. Computer pro-cessing and analysis of images in a multiparameter sys-tem of polarization-phase diagnostics of biological layers / Zabolotna N.I., V.V.Sholota, H.H.Okarskyi // Сучасні проблеми інфокомунікацій, радіоелектроніки та наносистем: Матеріали I Міжнародної НТК, 14-16 листопада, 2019 р. : метеріали доповіді - Вінниця, 2019. – С. 33-34.

ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА – д.т.н., професор, завідувач кафедри лазерної та оптикоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,
 E-mail: Natalia.zabolotna@gmail.com
ОКАРСЬКИЙ ГЕОРГІЙ ГЕННАДІЙОВИЧ – магістрант факультету комп'ютерних систем та автоматики , Вінницький національний технічний університет, Вінниця, Україна,
 E-mail: georgiy.okarskiy@gmail.com