

УДК 615.47:616-073

Н.І. ЗАБОЛОТНА, К.О. РАДЧЕНКО, С.В. КОСТЮК

## СТАТИСТИЧНА, КОРЕЛЯЦІЙНА І ФРАКТАЛЬНА СТРУКТУРА МЮЛЛЕР – МАТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БАГАТОШАРОВИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

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

**Анотація.** В роботі розглянуто Мюллер-матричне моделювання оптико-анізотропних властивостей багатошарових біологічних тканин (м'язової тканини та дерми шкіри) з прямим отриманням Мюллер-матричних зображень досліджуваних зразків. Проведено комплексний статистичний, кореляційний та фрактальний аналіз отриманих зображень. Отримано результати аналізу та сформовано критерії диференціації оптичних властивостей багатошарових полікристалічних мереж біологічних тканин.

**Аннотация.** В работе рассмотрено Мюллер-матричное моделирование оптико-анизотропных свойств многослойных биологических тканей (мышечной ткани и дермы кожи) с прямым получением Мюллер-матричных изображений исследуемых образцов. Проведен комплексный статистический, корреляционный и фрактальный анализ полученных изображений. Получены результаты анализа и сформированы критерии дифференциации оптических свойств многослойных поликристаллических сетей биологических тканей.

**Abstract.** In this paper examined Mueller-matrix optical simulation of multilayer anisotropic properties of biological tissues (muscle and dermis of the skin) direct receipt of Mueller-matrix images of samples. The complex statistical, correlation and analysis of fractal images. An analysis criteria of differentiation and formed multilayer optical properties of polycrystalline networks of biological tissues.

**Ключові слова:** багатошарова тканина, дерма шкіри, м'язова тканина, Мюллер-матричне зображення, статистичний, кореляційний, фрактальний аналіз, полікристалічна мережа.

### ВСТУП

Вимірювання матриць Мюллера світлорозсіюючих шарів надає можливість отримати найповнішу (статистично усереднену для всіх неоднорідностей біологічного об'єкта) інформацію про поляризаційні властивості останнього [1 - 7]. Впровадження двокомпонентної аморфно-кристалічної моделі біологічних тканин [8 -11] було покладено в основу встановлення взаємозв'язків розподілів сукупності елементів матриці Мюллера з розподілами орієнтацій та двоприменезаломлюючої здатністю речовини компонентів кристалічних доменів. На цій основі встановлено, що основною причиною формування координатних розподілів елементів матриці Мюллера (Мюллер - матричних зображень) є механізми перетворення станів поляризації статистично зорієнтованими анізотропними фібрилами та фазовими зсувами між ортогонально поляризованими компонентами лазерного випромінювання. У результаті сформульовані критерії діагностики м'язових дистрофій, передракових (дисплазій) станів сполучної тканини, колагенозів, ранніх стадій септичних процесів та ін. [10, 11, 13].

У роботах [1 - 12] запропоновано узагальнюючий підхід до формування Мюллер – матричних зображень багатошарових структурованих і випадкових полікристалічних мереж на основі принципу суперпозиції матричних операторів парціальних оптично одноосних двоприменезаломлюючих протеїнових кристалів.

Досягнутий рівень Мюллер-матричної поляриметрії обумовлює постановку нових, актуальних завдань. Зокрема, це - вдосконалення існуючих та розробка нових методик і підходів до класифікації та диференціації оптичних властивостей більш складних багатошарових біологічних структур.

Наша робота спрямована на експериментальне дослідження двошарових одноразово розсіюючих біологічних тканин методами Мюллер – матричної томографії з метою визначення сукупності статистичних, кореляційних і фрактальних критеріїв діагностики змін орієнтаційно-фазової структури

сітки біологічних кристалів внутрішніх шарів тканин і органів людини, які “екрануються” зовнішніми шарами (епітелій, дерма шкіри).

**ОПТИЧНА СХЕМА ДВОВИМІРНОЇ МЮЛЛЕР – МАТРИЧНОЇ ТОМОГРАФІЇ ОПТИКО-АНИЗОТРОПНИХ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ І МЕТОДИКА ЕКСПЕРИМЕНТАЛЬНИХ ВИМІРЮВАНЬ**

На рис. 1 показано оптичну схему системи для вимірювання сукупності координатних розподілів елементів матриці Мюллера гістологічних зрізів біологічних тканин.

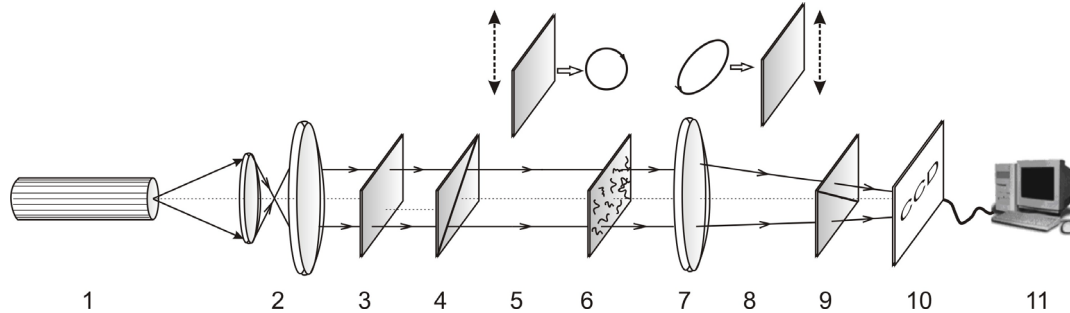


Рис. 1. Оптична схема системи двовимірної Мюллер-матричної томографії:

1 – напівпровідниковий лазер; 2 – коліматор; 3 – стаціонарна чвертьхвильова платівки; 5, 8 – механічно рухомі чвертьхвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження; 7 – мікрооб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер

Освітлення проводилося паралельним ( $\varnothing = 104\text{мкм}$ ) пучком напівпровідникового лазера ( $\lambda=0.64\text{ мкм}$ ,  $W = 5.0\text{ мВт}$ ). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових пластинок 3; 5 і поляризатора 4, що забезпечує формування лазерного пучка з довільним азимутом або еліптичністю поляризації.

Поляризаційні зображення біологічних тканин за допомогою мікрооб’єктива 7 проектувалися в площину світлочутливої площини (800x600 пікселів) CCD-камери 10, яка забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів зображення біологічних тканин для наступних розмірів 2 мкм – 2000 мкм.

Аналіз зображень гістологічних зрізів біологічних тканин здійснювався за допомогою поляризатора 9 та чвертьхвильової пластинки 8.

Елементи матриці Мюллера такого біологічного шару визначаються в такий спосіб:

- Послідовно опромінюємо біологічний шар лазерними пучками світла чотирьох різних типів

поляризації  $\begin{pmatrix} \alpha_0 = 0^0 \\ \alpha_0 = 90^0 \\ \alpha_0 = 45^0 \\ \beta_0 = 45^0 \end{pmatrix}$  й одержуємо сукупність з 24 – х зображень шляхом поляризаційної фільтрації

$\begin{pmatrix} \Theta = 0^0 \\ \Theta = 90^0 \\ \Theta = 45^0 \\ \Theta = 135^0 \\ \Theta = \otimes \\ \Theta = \oplus \end{pmatrix}$  за допомогою чверть хвильової пластинки 8 і поляризатора – аналізатора 9 (рис. 1)

- По черзі згідно наступного алгоритму визначаємо координатні розподіли параметрів вектора Стокса

$$\begin{aligned} S_1 &= I_0 + I_{90}; \\ S_2 &= I_0 - I_{90}; \\ S_3 &= I_{45} - I_{135}; \\ S_4 &= I_{\otimes} - I_{\oplus}. \end{aligned} \tag{1}$$

- Елементи матриці Мюллера для об'єкта дослідження визначаються наступним чином

$$\begin{aligned}
 z_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); & z_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); & z_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); & z_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\
 z_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); & z_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); & z_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); & z_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\
 z_{13} &= S_1^{45} - z_{11}; & z_{23} &= S_2^{45} - z_{21}; & z_{33} &= S_3^{45} - z_{31}; & z_{43} &= S_4^{45} - z_{41}; \\
 z_{14} &= S_1^{\otimes} - z_{11}; & z_{24} &= S_2^{\otimes} - z_{21}; & z_{34} &= S_3^{\otimes} - z_{31}; & z_{44} &= S_4^{\otimes} - z_{41}.
 \end{aligned} \tag{2}$$

У кожному з отриманих рівнянь невідомий елемент матриці Мюллера виражається через виміряні інтенсивності  $I_{\odot}^{(\alpha_0, \beta_0)}(m \times n)$  й розраховані раніше параметри вектора Стокса та елементи матриці Мюллера.

### СТАТИСТИЧНІ, КОРЕЛЯЦІЙНІ І ФРАКТАЛЬНІ ПАРАМЕТРИ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНИХ ЗОБРАЖЕНЬ БІОЛОГІЧНИХ ШАРІВ

Для кількісної оцінки розподілів  $z_{ik}(X, Y)$  нами введена їх кількісна оцінка на основі визначення набору їх статистичних моментів 1-го – 4-го порядків [1]

$$\begin{aligned}
 M_1 &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{ik})_j; & M_2 &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{ik}^2)_j}; \\
 M_3 &= \frac{1}{M_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{ik}^3)_j; & M_4 &= \frac{1}{M_2^2} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (z_{ik}^4)_j,
 \end{aligned} \tag{3}$$

Для кількісної характеристики автокореляційних залежностей  $K_{z_{ik}}(\Delta x)$  нами введена наступна група параметрів [1, 7, 8]:

- кореляційний моменти, який характеризують півширину і ступінь “гостроти” функції автокореляції

$$Q_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (K_{z_{ik}}^2(\Delta x))_j}; \tag{4}$$

$$Q_4 = \frac{1}{Q_2^2} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (K_{z_{ik}}^4(\Delta x))_j. \tag{5}$$

Фрактальний аналіз розподілів станів поляризації  $z_{ik}$  зображень багат шарових двопронезаломлюючих сіток полягає у такій послідовності дій [14]:

- розраховувалися автокореляційні функції  $K_{z_{ik}}(\Delta x)$  і знаходилися відповідні спектри потужності  $PSD(z_{ik})$  розподілів  $z_{ik}$ ;
- обчислювалися log-log залежності спектрів потужності  $\log PSD(z_{ik}) - \log(v)$  розподілів випадкових величин  $z_{ik}$  і знаходилися (співвідношення (3)) спектральні статистичні моменти 1-го – 4-го порядків.

**МЮЛЛЕР – МАТРИЧНІ ЗОБРАЖЕННЯ ДВОШАРОВОЇ СТРУКТУРИ  
“М’ЯЗОВА ТКАНИНА – ДЕРМА ШКІРИ”**

В якості об’єктів експериментального дослідження використовувалися оптично-тонкі (коефіцієнт ослаблення  $\tau \leq 0,1$ ) гістологічні криозрізи м’язової тканини (МТ) і дерми шкіри (ДШ). Методологічно подібний вибір об’єктів зумовлений тим, що архітектонічні сітки таких біологічних тканин, сформовані оптико анізотропними протеїновими (колаген і міозин) фібрилами - пучками з близькими за значенням показниками двопронезаломлення  $\Delta n(ДШ) \approx 1.25 \times 10^{-3}$  і  $\Delta n(МТ) \approx 1.55 \times 10^{-3}$ . Геометричні параметри сіток біологічних кристалів таких тканин істотно розрізняються. Архітектоніка МТ впорядкована - оптичні осі міозинових фібрил переважно прямолінійні. Для кристалічної складової шару ДШ - оптичні осі двопронезаломлюючих колагенових фібрил криволінійні.

На серії рис. 2 – рис. 3 (а, б) приведені координатні розподіли елементів матриці Мюллера гістологічних зрізів м’язової тканини (рис. 2), дерми шкіри (рис. 3а), двошарової структури “МТ - ДШ” (рис. 3б), автокореляційні функції і спектри потужності відповідних розподілів  $x_{ik}(m \times n)$ , а також сукупність їх статистичних  $M_{i=1;2;3;4}$ , кореляційних  $Q_{2;4}$  і спектральних  $J_{i=1;2;3;4}$  статистичних моментів (таблиці 1– 3).

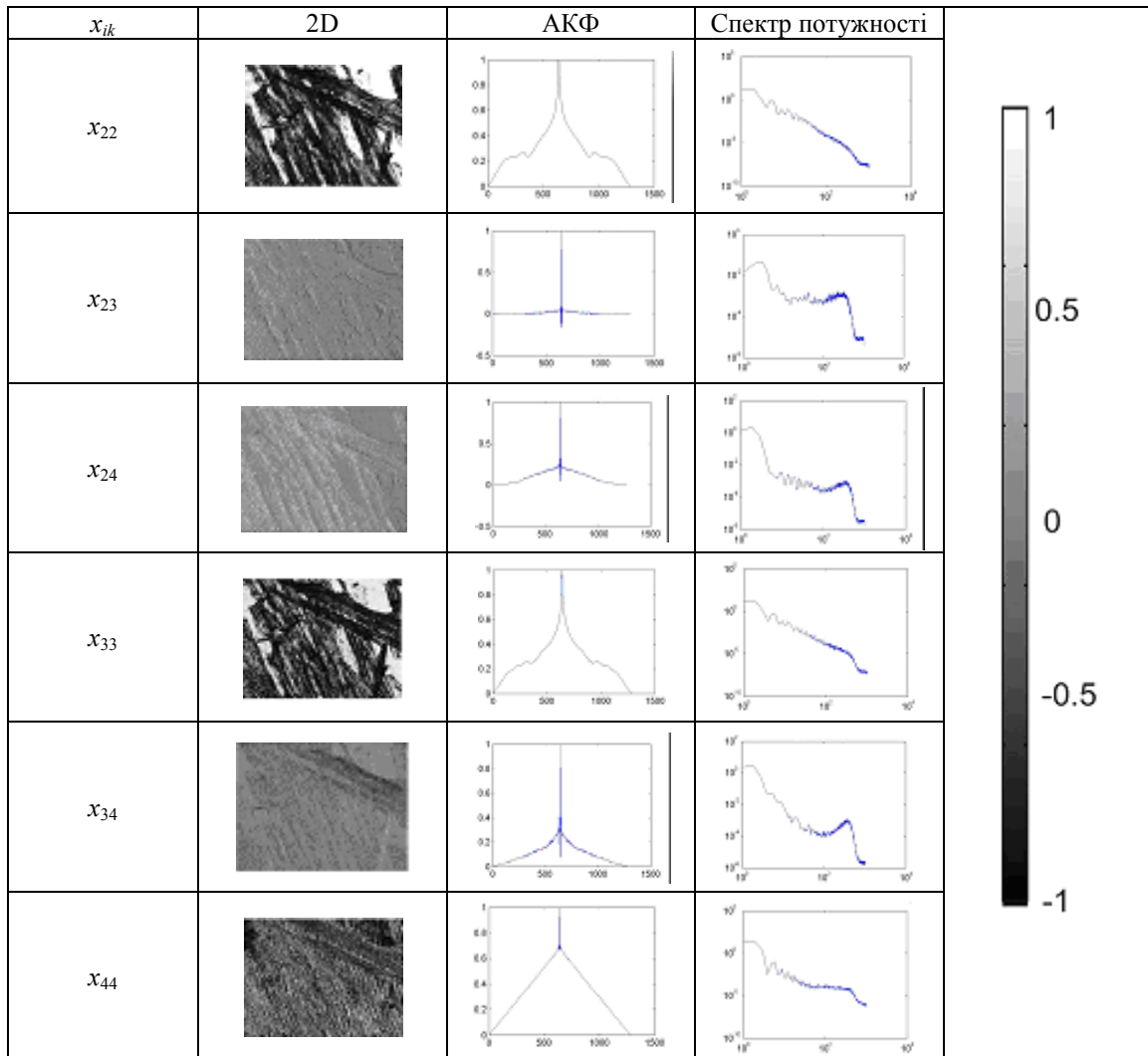


Рис. 2. Координатні розподіли елементів матриці Мюллера м’язової тканини, автокореляційні функції  $K_{ik}(\Delta x)$  і логарифмічні залежності  $\log W_{ik} - \log l^{-1}$  спектрів потужності  $x_{ik}(m \times n)$

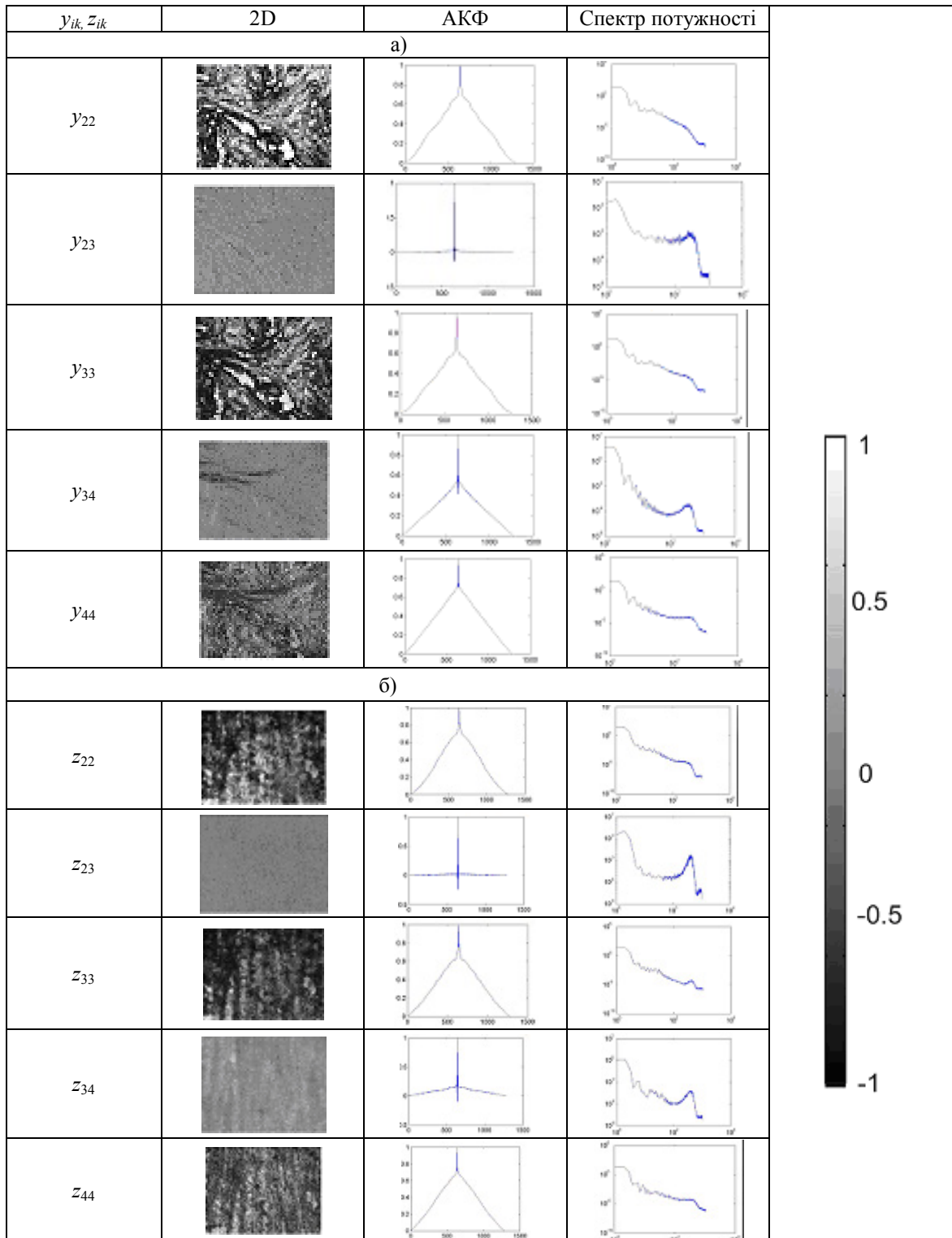


Рис. 3. Координатні розподіли елементів матриці Мюллера, автокореляційні функції  $K_{ik}(\Delta x)$  і логарифмічні залежності  $\log W_{ik} - \log l^{-1}$  спектрів потужності  $y_{ik}(m \times n)$ ,  $z_{ik}(m \times n)$ :  
 а) тканини дерми шкіри, б) двошарової структури “м’язова тканина – дерма шкіри”

Таблиця 1.

Статистичні  $M_i$ , кореляційні  $Q_i$  і спектральні  $J_i$  моменти координатних розподілів  $x_{ik}(m \times n)$  елементів матриці Мюллера шару м'язової тканини

$x_{ik}$	$x_{22}$	$x_{23}$	$x_{24}$	$x_{33}$	$x_{34}$	$x_{44}$
$M_1$	0,29	0,02	0,09	0,33	0,1	0,23
$M_2$	0,08	0,03	0,05	0,09	0,05	0,06
$M_3$	0,45	0,38	0,39	0,43	0,71	0,23
$M_4$	5,51	1,73	3,79	1,19	6,84	1,05
$Q_2$	0,16	0,019	0,011	0,18	0,09	0,12
$Q_4$	0,99	5,71	6,18	1,17	3,85	1,87
$J_1$	0,51	0,18	0,23	0,55	0,26	0,62
$J_2$	0,17	0,57	0,66	0,19	0,44	0,29
$J_3$	0,06	0,86	0,91	0,08	0,59	0,11
$J_4$	0,13	1,54	1,75	0,16	0,77	0,28

Таблиця 2.

Статистичні  $M_i$ , кореляційні  $Q_i$  і спектральні  $J_i$  моменти координатних розподілів  $y_{ik}(m \times n)$  елементів матриці Мюллера шару тканини дерми шкіри

$y_{ik}$	$y_{22}$	$y_{23}$	$y_{24}$	$y_{33}$	$y_{34}$	$y_{44}$
$M_1$	0,39	0,01	0,01	0,34	0,21	0,37
$M_2$	0,07	0,02	0,04	0,08	0,04	0,06
$M_3$	0,17	0,03	0,13	0,52	0,77	0,22
$M_4$	7,51	4,61	5,08	3,33	1,11	1,78
$Q_2$	0,21	0,001	0,0013	0,22	0,12	0,18
$Q_4$	0,78	4,87	5,51	0,89	1,48	1,18
$J_1$	0,62	0,24	0,32	0,67	0,37	0,68
$J_2$	0,14	0,53	0,61	0,15	0,41	0,23
$J_3$	0,09	0,78	0,97	0,012	0,65	0,18
$J_4$	0,42	2,05	2,34	0,33	0,84	0,53

Таблиця 3.

Статистичні  $M_i$ , кореляційні  $Q_i$  і спектральні  $J_i$  моменти координатних розподілів  $z_{ik}(m \times n)$  елементів матриці Мюллера двошарової тканини “м’язова тканина – дерма шкіри”

$z_{ik}$	$z_{22}$	$z_{23}$	$z_{24}$	$z_{33}$	$z_{34}$	$z_{44}$
$M_1$	0,31	0,03	0,05	0,25	0,11	0,38
$M_2$	0,04	0,04	0,04	0,04	0,06	0,06
$M_3$	0,49	0,44	0,53	0,42	0,33	0,33
$M_4$	2,12	1,79	0,89	2,32	0,36	0,48
$Q_2$	0,19	0,031	0,025	0,21	0,11	0,15
$Q_4$	0,83	3,97	4,31	0,87	2,48	1,26
$J_1$	0,48	0,15	0,2	0,51	0,22	0,53
$J_2$	0,19	0,54	0,61	0,17	0,39	0,23
$J_3$	0,06	0,82	0,78	0,07	0,52	0,1
$J_4$	0,11	1,15	1,27	0,13	0,68	0,22

**М’язова тканина.** Статистичні моменти  $M^{(i)}$ , які описують координатні розподіли Мюллер – матричних зображень, мають індивідуальні значення. Найбільш чутливими (за діапазоном зміни величини) до фазових або орієнтаційних механізмів перетворення параметрів лазерного випромінювання двопротенезаломлюючою сіткою міозинових фібрил є 3-й та 4-й статистичний моменти.

Кореляційна структура координатних розподілів всіх елементів матриці Мюллера гістологічного зрізу м’язової тканини складається з випадкової (монотонно спадаючі залежності  $K_{ik}(\Delta x)$ ) та стохастичної (осциляції відносних значень  $K_{ik}(\Delta x)$ ) [1, 7]. Півширина  $L$  автокореляційних функцій  $K_{ik}(\Delta x)$  прямо пропорційна величині середнього  $M_{ik}^{(1)}$  і обернено пропорційна дисперсії  $M_{ik}^{(2)}$ . Сукупність кореляційних моментів  $Q_{i=2,3,4}$  виразно залежить від особливостей кореляційної узгодженості координатної побудови розподілів матричних елементів  $x_{ik}(m \times n)$ . Так, чим більша півширина  $L \uparrow$  автокореляційних функцій діагональних елементів  $x_{22;33;44}(m \times n)$ , тим вищі значення  $Q_2 \uparrow$ . Навпаки, чим більша кореляційна розузгодженість ( $L \downarrow$ ) розподілів недиагональних матричних елементів  $x_{23;32;34;43;24;42}(m \times n)$  тим вищі значення кореляційних моментів і 4-го ( $Q_4 \uparrow$ ) порядків. Причому, такі зміни супроводжуються надзвичайно великим динамічним діапазоном зміни кореляційних моментів – від 5 до 10 раз (таблиця 1).

Спектри потужності (Log – log залежності спектрів потужності) Мюллер – матричних зображень діагональних елементів  $f_{ik}(X, Y)$  характеризуються двома нахилами апроксимуючої кривої. Для координатних розподілів значень недиагональних матричних елементів  $x_{ik; i \neq k}(m \times n)$  відповідні залежності трансформуються у криві лінії.

Установлена висока діагностична чутливість 2-го спектрального моменту до зміни самоподібності координатних розподілів елементів матриці Мюллера  $x_{ik}(m \times n)$  гістологічного зрізу тканини м’яза – відмінності між значеннями спектрального моменту  $J_2$ , обчисленого для діагональних і недиагональних матричних елементів лежать у межах 3 – 4 разів (таблиця 1).

**Дерма шкіри.** Статистичні моменти  $M^{(i)}$ , які описують координатні розподіли елементів матриці Мюллера дермального шару, характеризуються більшими значеннями середнього ( $M^{(1)}$ ) та ексцесу ( $M^{(4)}$ ) діагональних елементів  $y_{ik;i=k}(m \times n)$  у порівнянні з аналогічними статистичними параметрами Мюллер - матричних зображень шару МТ. У відповідності з цим автокореляційні функції  $K_{ik}(\Delta x)$ , експериментально виміряних координатних розподілів елементів матриці Мюллера шару дерми шкіри, характеризуються більшою півшириною і мало виразними осциляціями.

Кількісні статистичні  $M_i$ , кореляційні  $Q_i$  і спектральні  $J_i$  моменти, що характеризують розподіли  $y_{ik}(m \times n)$  і залежності  $K_{ik}(\Delta x)$  та  $\text{Log}W(x_{ik}) - \log l^{-1}$  гістологічного зрізу ДШ володіють індивідуальними (таблиця 2), відмінними від аналогічних параметрів, визначених для МТ (таблиця 1).

**Двошарова “МТ - ДШ” біологічна тканина.** Величини статистичних  $M_{ik}^{(j=1;2;3;4)}$ , кореляційних  $Q_{ik}^{(j=2;4)}$  і спектральних  $J_{ik}^{(j=1;2;3;4)}$  моментів всіх Мюллер – матричних зображень  $z_{ik}(m \times n)$  даного біологічного об’єкту (таблиця 3) мають проміжні значення між відповідними кількісними параметрами (таблиця 1 і таблиця 2) координатних розподілів елементів матриці Мюллера парціальних шарів МТ ( $x_{ik}(m \times n)$ ) і ДШ ( $y_{ik}(m \times n)$ ).

Апроксимуючі криві  $\text{Log} - \log$  залежностей спектрів потужності Мюллер – матричних зображень діагональних елементів володіють двома характеристичними нахилами, які відповідають нахилу таких залежностей для МТ.

## ВИСНОВКИ

На основі запропонованого Мюллер–матричного описання поляризаційних властивостей багатшарових полікристалічних мереж протеїнових кристалів із ймовірно розподіленими напрямками оптичних осей та двопронезаломленням [1] експериментально (на прикладі комбінації гістологічних зрізів реальних біологічних тканин – дерми шкіри та м’язової тканини, тканини шийки матки) підтверджена її адекватність і продемонстрована можливість вектор – параметричної діагностики орієнтаційно – фазової побудови оптико – анізотропної сітки одного з парціальних шарів.

На основі комплексного статистичного, кореляційного і фрактального підходу [1-8, 14] до аналізу Мюллер– матричних зображень багатшарових біологічних тканин виявлено взаємозв’язки між тенденціями зміни величин набору статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують розподіли азимутів і еліптичності поляризації, і особливостями побудови двопронезаломлюючих сіток. Виявлено статистичні критерії Мюллер - матричної диференціації оптичних властивостей багатшарових біологічних тканин.

Таким чином, можна констатувати, що методи прямого Мюллер – матричного картографування двошарових біологічних тканин або тканин органів людини різної морфологічної будови і фізіологічного стану можуть бути використанні для диференціації здорового і онкологічного (на клінічно діагностованому етапі патологічних змін) станів.

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРИ

1. Заболотна Н.І. Моделювання та аналіз Мюллер-матричних зображень багатшарових полікристалічних мереж з детермінованими розподілами орієнтаційних та фазових параметрів / Н.І. Заболотна, В.В. Шолота, Ю.Ю.Левандовська, О.Д. Вербовета // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. – 2011. – №1. - С. 82-92.
2. Wang X. Propagation of polarized light in birefringent turbid media: a Monte Carlo study / X. Wang, L. - H. Wang // J. Biomed. Opt. – 2002. – Vol. 7. – P. 279-290.
3. Gang Yao. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix characterization of biological tissue by optical coherence tomography / Gang Yao, Lihong V. Wang // Opt. Lett. – 1999. – Vol. 24. – P. 537-539.
4. Shuliang Jiao. Depth-resolved two-dimensional Stokes vectors of backscattered light and Mueller matrices of biological tissue measured with optical coherence tomography / Shuliang Jiao, Gang Yao, Lihong V. Wang // Appl. Opt. – 2000. – Vol. 39. – P. 6318-6324.
5. Shuliang Jiao. Two-dimensional depth-resolved Mueller matrix of biological tissue measured with double-beam polarization-sensitive optical coherence tomography / Shuliang Jiao, Lihong V. Wang // Opt. Lett. – 2002. – Vol. 27. – P. 101-103.



6. Ушенко О. Г. Лазерна поляриметрія світлорозсіюючих об'єктів і середовищ: дис. ... доктора фіз.-мат. наук : 01.04.05 / Ушенко Олександр Григорович. – Чернівці, 2001. – 334 с.
7. Angelsky O.V. Statistical and Fractal Structure of Biological Tissue Mueller Matrix Images / O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu. A. Ushenko, V.P. Pishak // Optical Correlation Techniques and Applications; edited Oleg V. Angelsky – Washington: Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers, 2007 - P. 213-266.
8. Angelsky O.V. Statistical, Correlation, and Topological Approaches in Diagnostics of the Structure and Physiological State of Birefringent Biological Tissues / O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, V.P. Pishak, and A.P. Peresunko // Handbook of Photonics for Biomedical Science; editor Valery V. Tuchin - USA: CRC Press, 2010. - P. 21-67.
9. Ushenko A.G. Evolution of Statistic Moments of 2D-Distributions of Biological Liquid Crystal Net Mueller Matrix Elements in the Process of Their Birefringent Structure Changes / A.G. Ushenko, I. Z.Misevich, V. Istratiy, I. Bachyns'ka, A. P. Peresunko, Omar Kamal Numan, and T. G. Moysuk // Advances in Optical Technologies. – 2010. – Article ID 423145.
10. Ушенко О.Г. Мюллер-матрична двовимірна томографія багат шарових полікристалічних мереж біологічних тканин і рідин / О.Г.Ушенко, Н.І.Заболотна // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.-2010. – №2(20). – С.156-162.
11. Заболотна Н.І. Аналітичні основи двовимірної Мюллер-матричної томографії оптично товстих багат шарових біологічних тканин. Кореляційний і фрактальний підходи // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах (м. Хмельницький). – 2010. – №2. – С.157-163
12. Ushenko A.G. Laser polarimetry of the orientation structure of bone tissue osteons / A.G. Ushenko, S.B. Ermolenko, D.N. Burkovets, Yu. A. Ushenko // Journal of Applied Spectroscopy. – 2000. – Vol. 67(1) – P. 65-69.
13. Ushenko A.G. The Vector Structure of Laser Biospeckle Fields and Polarization Diagnostics of Collagen Skin Structures / A.G. Ushenko // Laser Physics. – 2000. - Vol. 10(5). - P. 1143-1149.
14. Angelsky O.V. Fractal structure of 2D Mueller matrix images of biotissues / O.V. Angelsky, A.G. Ushenko, Yu.A. Ushenko, A.O. Angelskaya // Ukrainian Journal of Physical Optics. – 2004. -Vol. 6(1). - P.13-23.

Надійшла до редакції 11.12.2013р

**ЗАБОЛОТНА НАТАЛІЯ ІВАНІВНА** – к.т.н., доцент кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

**РАДЧЕНКО КОСТЯНТИН ОЛЕГОВИЧ** - магістрант кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.

**КОСТЮК СЕРГІЙ ВОЛОДИМИРОВИЧ** – здобувач кафедри лазерної та оптоелектронної техніки, Вінницький національний технічний університет, м. Вінниця, Україна.