

МЕТРОЛОГІЧНІ ХАРАКТЕРИСТИКИ РОЗПОДІЛІВ ПОХИБОК ВИМІРЮВАННЯ В СИСТЕМІ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ ШАРІВ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Заболотна Н.І., Павлов С.В.

Вінницький національний технічний університет,
Україна, м. Вінниця, Хмельницьке шосе, 95,
тел.: 0432-598-337, e-mail: Natalia.Zabolotna@gmail.com

Отримано експериментальні результати вимірювань значень елементів матриць Мюллера розчину глюкози (еталонний об'єкт) в системі Мюллер-матричного картографування. Вперше визначено величини та діапазони змінювання похибок значень статистичних, кореляційних і спектральних моментів, які характеризують координатні розподіли «орієнтаційного», «орієнтаційно-фазового» і «фазового» Мюллер-матричних зображень оптично-анізотропних шарів біологічних тканин.

Ключові слова: Мюллер-матричне картографування, біологічні тканини, матриця Мюллера, поляризація, статистичні, кореляційні і статистичні моменти, координатні розподіли похибок.

Вступ

За останні роки в біомедичній діагностиці значне місце посіли методи та засоби оптичних досліджень біологічних тканин, зокрема лазерна поляриметрія мікроскопічних зображень останніх [5, 6, 7]. Для опису взаємодії поляризованого світла з біологічними тканинами (шарами) застосовуються формалізовані методики, основані на вимірюванні та аналізі матриць Мюллера досліджуваних зразків (мюллер-матричне картографування) [6]. Враховуючи умови одноразового розсіювання світла, було встановлено взаємозв'язки між набором статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів матриць Мюллера, які характеризують орієнтаційно-фазову структуру полікристалічних мереж біологічних тканин, та поляризаційними параметрами відповідних мікроскопічних зображень [6]. На цій основі були ідентифіковані зміни поляризаційних параметрів біологічних структур, обумовлені патологічними станами, зокрема їх різниця при доброякісних та злоякісних процесах.

Розвиток методів мюллер-матричного картографування дозволив запропонувати новий клас інтелектуальних лазерних поляриметричних систем, який враховує не тільки одноразове, але й багаторазове розсіювання в об'ємі оптично товстої багатшарової структури [1, 2, 8, 9]. Це дозволяє

на основі статистичного, кореляційного та фрактального підходів до аналізу матриць Мюллера багатшарових біологічних тканин диференціювати фізіологічний стан основних типів тканин людини [4].

Актуальним завданням при створенні подібних систем діагностування є аналіз метрологічних похибок систем двовимірного мюллер-матричного картографування. В роботі [3] було використано відому методику теоретичного оцінювання інтегральної та індивідуальної похибок вимірювання значень елементів матриці Мюллера в системі двовимірного мюллер-матричного картографування на основі числа обумовленості характеристичної матриці системи. Показано, що зазначені похибки можуть бути обумовлені похибкою встановлення азимуту площини пропускання поляризатора, похибкою фазового зсуву чвертьхвильової фазової пластинки, похибкою встановлення азимуту швидкої осі фазової пластинки, випадковим шумом, який обумовлений нестабільністю інтенсивності лазерного джерела випромінювання. Експериментальне оцінювання похибок вимірювання еталонних (референтних) елементів матриці системи мюллер-матричного картографування дозволило встановити величину інтегральної похибки у межах від 3,2% до 8,7%, що є задовільним результатом.

Метою даної роботи є визначення похибок експериментального вимірювання значень референтних матриць Мюллера біологічного об'єкту в багатofункціональній системі двовимірного мюллер-матричного картографування та визначення статистичних, кореляційних і фрактальних характеристик координатних розподілів визначених похибок.

Матеріали та методи

Поляризаційні властивості двопронезаломлюючого шару біологічної тканини, сформованого сітками протеїнових фібрил, як відомо, описуються матрицею Мюллера оптично одноосного двопронезаломлюючого кристалу [6]

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

де

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

Тут ρ - напрямок оптичної осі, що визначається напрямом укладання двопронезаломлюючої фібрили; $\delta = 2\pi/\lambda \Delta nd$ - фазовий зсув, який вноситься між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі з довжиною λ під час проходження крізь фібрилу з поперечним геометричним розміром d та показником двопронезаломлення Δn .

Для проведення експериментальних вимірювань значень елементів матриць Мюллера досліджувані біологічні шарів використовувалась багатofункціональна система двовимірного мюллер-матричного картографування та аналізу лазерних зображень шарів біологічних тканин, яка описана детально в роботі [3]. Архітектура цієї системи складається із таких елементів (рис. 1): блоку джерела випромінювання 1; колімаційного блоку 2; блоку 3 поляризаційного опромінення, який містить фазообертаючі $\lambda/4$ пластинки $4_1, 4_2$ і лінійний поляризатор 5_1 ; об'єктний блок 6; проєкційний блок 7; блок поляризаційної фільтрації 8, який містить фазообертаючу $\lambda/4$ пластинку 4_3 і лінійний поляризатор-аналізатор 5_2 , блок матриці фотодетекторів (світлочувлива цифрова камера) 9; комп'ютер 10 для запису, зберігання, обробки та аналізу отриманих зображень; блок мікроконтролерного керування 11; драйвери двигунів $12_1 - 12_5$; двигуни $13_1 - 13_5$; позиційні датчики $14_1 - 14_5$.

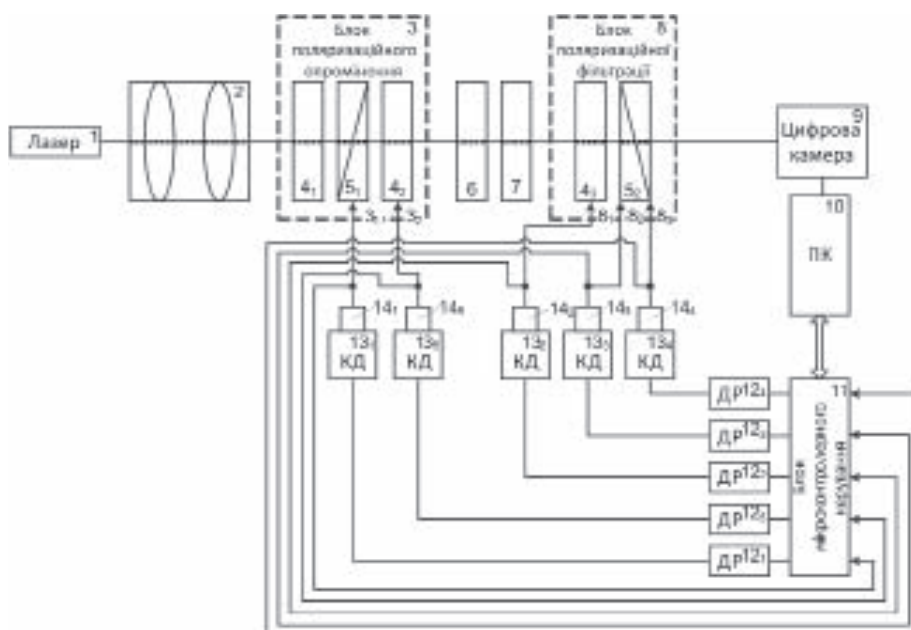


Рис. 1. Архітектура системи мюллер-матричного картографування за методом чотирьох зондуєчих поляризацій [3]

Узагальнений алгоритм, що реалізує дана система для визначення показників подальшого діагностування оптико-анізотропної структури біологічних шарів шляхом мюллер-матричного картографування шарів біологічних тканин різної оптичної товщини, зводиться до таких дій.

1. Одержання гістологічного зрізу зразку конкретного типу біологічної тканини.

2. Розміщення даного об'єкту в оптичному розташуванні системи.

3. Формування в площині цифрової відеокамери і вимірювання серії з 24 мікроскопічних поляризаційно-відфільтрованих зображень $I(m \times n)$

$$\begin{aligned} z_{21} &= 0,5(S_2^0 + S_2^{90}); & z_{31} &= 0,5(S_3^0 + S_3^{90}); & z_{11} &= 0,5(S_1^0 + S_1^{90}); & z_{41} &= 0,5(S_4^0 + S_4^{90}); \\ z_{22} &= 0,5(S_2^0 - S_2^{90}); & z_{32} &= 0,5(S_3^0 - S_3^{90}); & z_{12} &= 0,5(S_1^0 - S_1^{90}); & z_{42} &= 0,5(S_4^0 - S_4^{90}); \\ z_{23} &= S_2^{45} - z_{21}; & z_{33} &= S_3^{45} - z_{31}; & z_{13} &= S_1^{45} - z_{11}; & z_{43} &= S_4^{45} - z_{41}; \\ z_{24} &= S_2^{\otimes} - z_{21}; & z_{34} &= S_3^{\otimes} - z_{31}; & z_{14} &= S_1^{\otimes} - z_{11}; & z_{44} &= S_4^{\otimes} - z_{41}. \end{aligned} \quad (3)$$

4. Визначення серії координатних розподілів параметрів вектора Стокса $S_{i=1;2;3;4}^{0;90;45;\otimes}(m \times n)$ поляризаційно-неоднорідних лазерних зображень.

5. Визначення координатних розподілів елементів матриці Мюллера (мюллер-матричних зображень) гістологічного зрізу біологічної тканини за співвідношеннями [3]

6. Визначення на основі мюллер-матричних зображень «орієнтаційних» елементів $z_{22;33;23;32}$ координатних розподілів напрямків оптичних осей $\rho(m \times n)$ оптико-анізотропних утворень [2, 3, 6].

7. Визначення на основі мюллер-матричних зображень «фазових» елементів z_{44} координатних розподілів величин фазових зсувів $\delta(m \times n)$ оптико-анізотропних утворень [3, 6].

8. Обчислення статистичних $M_{i=1;2;3;4}$, кореляційних $Q_{i=2;3;4}$ і спектральних $W_{i=1;2;3;4}$ моментів [3], які характеризують розподіли $z_{ik}(m \times n)$, $\rho(m \times n)$ і $\delta(m \times n)$, автокореляційні функції та спектри потужності таких розподілів.

Для дослідження характеристик похибок вимірювання матриць Мюллера за допомогою розглянутої системи в якості досліджуваного об'єкта було обрано 5% розчин глюкози у дистильованій воді – оптично анізотропний шар з циркулярним

двопроменезаломленням, для якого відома матриця Мюллера.

В основу визначення статистичних, кореляційних і фрактальних характеристик координатних розподілів похибок вимірювання елементів матриці Мюллера покладено наступні принципи.

Статистичні («одновимірні») у межах локального пікселя - обчислення статистичних моментів 1-го і 2-го порядків, які характеризують координатні розподіли значень відносних похибок визначення елементів матриці Мюллера, подане в роботі [3]:

$$\frac{|\Delta(S_{0,*})|}{|(S_{0,*})|^T} = \frac{|(S_{0,*})^E - (S_{0,*})^T|}{|(S_{0,*})|^T}; \quad (4)$$

$$\frac{|\Delta z_{ik}|}{|z_{ik}|^T} = \frac{|z_{ik}^E - z_{ik}^T|}{|z_{ik}|^T}. \quad (5)$$

Тут T - теоретичні значення; E - експериментальні значення.

Статистичні («двовимірні») у межах сукупності пікселів – обчислення статистичних моментів 1-4-го порядків, які характеризують координатні розподіли значень елементів теоретично ($M_{i=1;2;3;4}^T(z_{ik})$) відомої та експериментально ($M_{i=1;2;3;4}^E(z_{ik} \pm \Delta z_{ik})$) вимірної матриці Мюллера

$$\begin{aligned} M_1^T &= \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik}|)_j; \\ M_2^T &= \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik}|)_j^2}; \\ M_3^T &= \frac{1}{(M_2^T)^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik}|)_j^3; \\ M_4^T &= \frac{1}{(M_2^T)^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik}|)_j^4, \end{aligned} \quad (6)$$

$$\begin{aligned}
 M_1^E &= (M_1^T \pm \Delta M_1) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik} \pm |\Delta z_{ik}|)_j; \\
 M_2^E &= (M_2^T \pm \Delta M_2) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik} \pm |\Delta z_{ik}|)_j^2}; \\
 M_3^E &= (M_3^T \pm \Delta M_3) = \frac{1}{(M_2^E)^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik} \pm |\Delta z_{ik}|)_j^3; \\
 M_4^E &= (M_4^T \pm \Delta M_4) = \frac{1}{(M_2^E)^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (|z_{ik} \pm |\Delta z_{ik}|)_j^4,
 \end{aligned} \tag{7}$$

$$\begin{aligned}
 \frac{\Delta M_{i=1;2;3;4} | \Delta z_{ik} |}{M_{i=1;2;3;4} | z_{ik} |^T} &= \\
 &= \frac{M_{i=1;2;3;4} | z_{ik} |^E - M_{i=1;2;3;4} | z_{ik} |^T}{M_{i=1;2;3;4} | z_{ik} |^T}
 \end{aligned} \tag{8}$$

Кореляційні – обчислення усередненої у межах всіх рядків (1, ..., m) автокореляційної функції розподілів значень елементів матриці Мюллера [3]:

$$\bar{K}(\Delta m) = \sum_{j=1}^n \frac{K_j(\Delta m)}{n}. \tag{9}$$

Для оцінювання лінійності автокореляційних залежностей розподілів $(S_0(m \times n), S_*(m \times n), z_{ik}(m \times n))$ введено коефіцієнт лінійності ξ , описаний в роботі [1] як

$$\begin{aligned}
 \xi(\Delta m, S_0, S_*, z_{ik}) &= \\
 &= 1 - \frac{\Pi^E(\Delta m, S_0, S_*, z_{ik})}{\Pi^T(\Delta m, S_0, S_*, z_{ik})} = \\
 &= 1 - 2 \int_1^m \bar{K}(\Delta m, S_0, S_*, z_{ik}) dm.
 \end{aligned} \tag{10}$$

Тут Π^E - площа під експериментально визначеною функцією, Π^T - площа під теоретично визначеною функцією.

Кореляційні моменти 1-4-го порядків. Для оцінювання похибок величини кореляційних моментів 1–4-го порядків введемо співвідношення:

$$\begin{aligned}
 \delta Q_{i=1;2;3;4} &= \frac{\Delta Q_{i=1;2;3;4} (\bar{K} | \Delta z_{ik} |)}{Q_{i=1;2;3;4} (\bar{K} | \Delta z_{ik} |)^T} = \\
 &= \frac{Q_{i=1;2;3;4} (\bar{K} | \Delta z_{ik} |)^E - Q_{i=1;2;3;4} (\bar{K} | \Delta z_{ik} |)^T}{Q_{i=1;2;3;4} (\bar{K} | \Delta z_{ik} |)^T}
 \end{aligned} \tag{11}$$

Фрактальні – обчислення логарифмічних залежностей спектрів потужності розподілів значень елементів матриці Мюллера.

Для оцінювання ступеня самоподібності розподілів

$$(S_0(m \times n), S_*(m \times n), z_{ik}(m \times n))$$

введено коефіцієнт фрактальності μ згідно положень, описаних в роботі [1]

$$\mu = 1 - \frac{\eta_{\max} - \eta_{\min}}{\eta_{\max} + \eta_{\min}}. \tag{12}$$

Тут η_{\max} і η_{\min} - максимальне та мінімальне значення кута нахилу апроксимуючої кривої $\Phi(\eta)$ до логарифмічної залежності спектрів потужності розподілів значень елементів матриці Мюллера.

Спектральні моменти 1-4-го порядків.

Для оцінювання похибок величини спектральних моментів 1–4-го порядків введемо співвідношення:

$$\begin{aligned}
 \delta W_{i=1;2;3;4} &= \frac{\Delta W_{i=1;2;3;4} (J | \Delta z_{ik} |)}{W_{i=1;2;3;4} (J | \Delta z_{ik} |)^T} = \\
 &= \frac{W_{i=1;2;3;4} (J | \Delta z_{ik} |)^E - W_{i=1;2;3;4} (J | \Delta z_{ik} |)^T}{W_{i=1;2;3;4} (J | \Delta z_{ik} |)^T}
 \end{aligned} \tag{13}$$

Тут $J | \Delta z_{ik} |$ – логарифмічні залежності спектрів потужності розподілів значень елементів матриці Мюллера.

Результати та їх обговорення

У експерименті були визначені елементи матриці Мюллера для шару 5% розчину глюкози у дистильованій воді, що мав товщину 20 мм й знаходився в плоскій кюветі.

З теоретичної точки зору у кюветі відбувається поворот площини поляризації - лінійно поляризоване з азимутом $\alpha_0 = 0^\circ$ лазерне випромінювання, що пройшло крізь такий шар, залишається плоскополяризованим, але з іншим азимутом $\alpha = \theta = 10^\circ$. Іншими словами, даний процес характеризує наступна матриця Мюллера циркулярного двопронезаломлення:

$$\{Z\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & \sin \theta & 0 \\ 0 & -\sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0,984 & 0,174 & 0 \\ 0 & -0,174 & 0,984 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \end{pmatrix} \quad (14)$$

Кількісні параметри, які характеризують координатні розподіли значень визначених елементів матриці Мюллера розчину глюкози, а також ступень їх координатної та масштабно самоподібної однорідності, наведені у табл. 1 і табл. 2.

З наведених даних видно, що величина інтегральної (у межах $m \times n$) абсолютної похибки Δq вимірювань елементів $z_{i=1+3, k=1+3}$ лежить у межах 0,03-0,04, а елементів $z_{i=4, k=1+4}$, $z_{i=1+4, k=4}$ - 0,06-0,08.

У межах сукупності пікселів цифрової камери реалізується високий ступень координатної ($0,019 \leq \xi \leq 0,029$) та масштабно самоподібної ($0,97 \leq \mu \leq 0,905$) однорідності реєстрації двомірних розподілів значень елементів матриці Мюллера оптично активного шару розчину глюкози.

Аналіз даних, що наведені у табл. 2, показує, що:

- похибки визначення статистичних моментів 1–4-го порядків, які характеризують координатні розподіли «орієнтаційного», «орієнтаційно-фазового» і «фазового» елементів матриці Мюллера, лежать у межах

$$\begin{cases} 0,058 \leq \Delta M_1 \leq 0,07; \\ 0,064 \leq \Delta M_2 \leq 0,073; \\ 0,072 \leq \Delta M_3 \leq 0,08; \\ 0,079 \leq \Delta M_4 \leq 0,085; \end{cases}$$

Таблиця 1

Об'єктивні параметри, що характеризують похибки розподілів Δz_{ik}

Параметри	z_{11}	z_{12}	z_{13}	z_{14}	z_{21}	z_{22}	z_{23}	z_{24}
$\bar{\Delta z}_{ik}$	0,051	0,063	0,075	0,089	0,067	0,049	0,063	0,094
$\overline{\Delta z}_{ik}$	0,019	0,021	0,023	0,025	0,022	0,15	0,021	0,026
ξ	0,019	0,0205	0,022	0,025	0,02	0,021	0,022	0,026
μ	0,97	0,95	0,94	0,92	0,96	0,97	0,95	0,93
Параметри	z_{31}	z_{32}	z_{33}	z_{34}	z_{41}	z_{42}	z_{43}	z_{44}
$\bar{\Delta z}_{ik}$	0,042	0,048	0,053	0,094	0,081	0,092	0,096	0,098
$\overline{\Delta z}_{ik}$	0,014	0,015	0,016	0,027	0,022	0,024	0,025	0,026
ξ	0,021	0,022	0,023	0,026	0,025	0,026	0,028	0,029
μ	0,96	0,95	0,94	0,92	0,93	0,92	0,925	0,905

Таблиця 2

Параметри, що характеризують похибки визначення величин статистичних $M_{i=1,2,3,3}$, кореляційних $Q_{i=1,2,3,3}$ і спектральних $W_{i=1,2,3,3}$ моментів

Параметри	δM_1	δM_2	δM_3	δM_4	δQ_2	δQ_3	δQ_4	δW_1	δW_2	δW_3	δW_4
z_{33}	0,058	0,064	0,072	0,079	0,031	0,035	0,037	0,091	0,11	0,124	0,141
z_{34}	0,065	0,067	0,076	0,083	0,037	0,047	0,051	0,11	0,135	0,154	0,174
z_{44}	0,07	0,073	0,08	0,085	0,044	0,05	0,054	0,142	0,153	0,165	0,186

- похибки визначення кореляційних моментів 2–4-го порядків, які характеризують координатні розподіли «орієнтаційного», «орієнтаційно-фазового» і «фазового» елементів матриці Мюллера, лежать у межах

$$\left\{ \begin{array}{l} 0,031 \leq \Delta Q_2 \leq 0,044; \\ 0,035 \leq \Delta Q_3 \leq 0,05; \\ 0,037 \leq \Delta Q_4 \leq 0,054; \end{array} \right.$$

- похибки визначення спектральних моментів 1–4-го порядків, які характеризують координатні розподіли «орієнтаційного», «орієнтаційно-фазового» і «фазового» елементів матриці Мюллера, лежать у межах

$$\left\{ \begin{array}{l} 0,091 \leq \Delta W_1 \leq 0,142; \\ 0,11 \leq \Delta W_2 \leq 0,153; \\ 0,124 \leq \Delta W_3 \leq 0,165; \\ 0,141 \leq \Delta W_4 \leq 0,186. \end{array} \right.$$

Висновки

Здійснено експериментальне оцінювання похибок вимірювання елементів матриці Мюллера в системі мюллер-матричного картографування для оптично неоднорідного шару рідини, що має теоретично відому матрицю Мюллера з циркулярним двоприменезаломленням.

Вперше на основі статистичного, кореляційного та фрактального підходів до описання двовимірних розподілів похибок визначено величини та діапазони змінювання похибок значень статистичних, кореляційних і спектральних моментів, які характеризують координатні розподіли «орієнтаційного», «орієнтаційно-фазового» і «фазового» мюллер-матричних зображень оптично-анізотропного шару рідини.

Література

1. Заболотна Н.І. Діагностичні обмеження мюллер-матричної томографії оптично товстих багатошарових тканин / Н.І.Заболотна, С.В.Костюк, О.В.Дроненко // Вимірювальна та обчислювальна техніка в технологічних процесах.- 2013.- №2.- С. 140-146.
2. Заболотна Н.І. Діагностичні можливості орієнтаційної та фазової мюллер-матричної томографії полікристалічних мереж плазми крові / Н.І.Заболотна, С.В.Павлов // Фотобіологія і фотомедицина.- 2014.- №3,4.- С. 101-106.
3. Заболотна Н.І. Аналіз похибок визначення матриці Мюллера біологічного шару в системі двовимірного мюллер-матричного картографування / Н.І.Заболотна, К.О.Радченко // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.- 2014.- №2.- С. 62–70.
4. Заболотна Н.І. Статистична, кореляційна і фрактальна структура мюллер-матричних зображень багатошарових біологічних тканин / Н.І.Заболотна, К.О.Радченко, С.В.Костюк // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.- 2013.- №2.- С. 58-66.
5. Оптическая биомедицинская диагностика. Т.1 / Пер. с англ. под ред. В.В.Тучина.- М.: Физматлит, 2007.- 560 с.
6. Основи лазерної поляриметрії. Част.1.: Біологічні тканини / Під ред. О.Г.Ушенка.- Чернівці: Чернівецький національний університет, 2010.- 588 с.
7. Savenkov S.N. Mueller-matrix characterization of biological tissues // Polarimetric detection, characterization and remote sensing / Ed. by M.Mishchenko et al.- Germany: Springer, 2011.- P.437-472.
8. Zabolotna N.I. A multifunctional automated system of 2D laser polarimetry of biological tissues / N.I.Zabolotna, K.O.Radchenko // Proceedings of SPIE.- 2014.- Vol.9205, Reflection, scattering, and diffraction from surfaces IV.- Article 92050V.
9. Zabolotna N.I. Diagnostics of pathologically changed birefringent networks by means of phase Mueller matrix tomography / N.I.Zabolotna, W.Wojcik, S.V.Pavlov et al. // Proceedings of SPIE.- 2013.- Vol.8698, Optical fibers and their applications.- Article 86980C.

*МЕТРОЛОГИЧЕСКИЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПОГРЕШНОСТЕЙ
ИЗМЕРЕНИЯ В СИСТЕМЕ МЮЛЛЕР-МАТРИЧНОГО КАРТОГРАФИРОВАНИЯ
СЛОЕВ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ*

Заболотная Н.И., Павлов С.В.

Винницкий национальный технический университет

Получены экспериментальные результаты измерений значений элементов матриц Мюллера раствора глюкозы (эталонный объект) в системе Мюллер-матричного картографирования. Впервые определены величины и диапазоны изменения погрешностей значений статистических, корреляционных и спектральных моментов, характеризующих координатные распределения «ориентационного», «ориентационно-фазового» и «фазового» Мюллер-матричных изображений оптически анизотропных слоев биологических тканей.

Ключевые слова: *Мюллер-матричное картографирование, биологические ткани, матрица Мюллера, поляризация, статистические, корреляционные и статистические моменты, координатные распределения погрешностей.*

*METROLOGICAL CHARACTERISTICS OF DISTRIBUTION OF MEASUREMENT ERRORS
IN THE SYSTEM OF MULLER-MATRIX MAPPING LAYERS OF BIOLOGICAL TISSUE*

Zabolotna N.I., Pavlov S.V.

Vinnitsia National Technical University

Experimental results of measurement values Mueller matrix elements of glucose solution (reference object) in Mueller-matrix system mapping were obtained. For the first time the magnitude of errors and measuring range of statistical values, correlation and spectral moments characterizing the coordinate distribution of «orientation», «orientation-phase» and «phase» Mueller-matrix image optically anisotropic layers are defined.

Keywords: *Mueller-matrix mapping, biological tissues, Mueller matrix, polarization, statistics, correlation and statistical moments, coordinate distributions of errors.*