

ПРИНЦИПИ І МЕТОДИ ПОЛЯРИЗАЦІЙНОГО КАРТОГРАФУВАННЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Заболотна Н. І., Олійниченко Б. П.*

Вінницький національний технічний університет,
Хмельницьке шосе, 95, м. Вінниця, 21021 Україна
тел.: +38 (0432) 59-83-37,
e-mail: Natalia.Zabolotna@gmail.com;
*НВП ТОВ «Медвін»,
вул. Пирогова, 10, м. Вінниця, 21018 Україна,
e-mail: Oliynichenkobp@mail.ru

Розглядається експериментальна методика двовимірного поляризаційного картографування біологічних тканин (на прикладі гістологічних зрізів м'язової тканини та тканини молочної залози людини), яка є більш експресною в порівнянні з відомими при збереженні інформаційної повноти. Це досягається за рахунок організації шести вимірювань інтенсивностей лазерних зображень біотканини на оптичному поляриметрі для формування вектора Стокса з подальшим обчисленням і аналізом двовимірних координатних розподілів величин азимутів і еліптичностей поляризації лазерних зображень зрізів біологічних тканин.

Виявлені статистичні, кореляційні і фрактальні критерії поляриметричної диференціації оптичних властивостей структурованих і неструктурованих біологічних тканин.

Ключові слова: поляризаційне картографування, біологічні тканини, вектор Стокса, азимут поляризації, еліптичність поляризації, статистичні, кореляційні, фрактальні параметри двовимірного розподілу.

Вступ

Широке застосування лазерів у медичних технологіях лягло в основу формування нового діагностичного напрямку — лазерної поляриметрії оптико-анізотропної складової біологічних тканин [3, 4, 6, 7, 8]. На основі модельного підходу [3, 6, 7, 8], згідно якого біологічна тканина (БТ) представляється аморфно-кристалічною структурою, знайдено взаємозв'язки між набором статистичних моментів 1-4-го порядків, що характеризують двопронезаломлюючу архітектоніку БТ (розподіли напрямів оптичних осей ρ та фазових зсувів δ сіток протеїнових фібрил) та сукупністю відповідних статистичних моментів двовимірних розподілів азимутів α та еліптичностей β їх поляризаційних лазерних зображень (ЛЗ). На цій основі розроблені методи для диференціації поляризаційних властивостей архітектоніки фізіологічно нормальної та патологічно зміненої БТ, які виявилися ефективними у діагностиці м'язової дистрофії, передракових станів сполучної тканини, колагенозів та ін. [1, 2, 5, 9].

Разом з тим, методи визначення координатних розподілів станів поляризації α та β ЛЗ потребують тривалого часу, обумовленого необхідністю проведення значної кількості вимірювань. Так, наприклад, методика визначення поляризаційних мап БТ [3] в межах даної моделі вимагає проведення значної кількості вимірювань, пов'язаних із обертанням осі пропускання аналізатора з певним кроком в межах 0° – 180° для визначення мінімальних та максимальних значень інтенсивностей ЛЗ для кожного пікселя реєструючої камери з фіксацією відповідних їм кутів повороту осі пропускання аналізатора та пов'язаних з цим подальших розрахунків координатних розподілів азимутів та еліптичностей.

Мета даної роботи полягає в удосконаленні експериментального методу поляризаційного картографування БТ для діагностики структури їх оптико — анізотропної складової при збереженні високої достовірності та скороченні часу проведення дослідження.

Матеріали та методи

З метою експериментальної перевірки адекватності моделювання шару БТ як двокомпонентної аморфно-анізотропної структури

на першому етапі досліджувалася поляризаційна структура ЛЗ здорової м'язової тканини (МТ) та тканини молочної залози (ТМЗ) людини за допомогою поляриметра, схема якого наведена на рис. 1 [3].

Освітлення проводилося паралельним пучком випромінювання гелій-неонового лазера (довжина хвилі 0,6328 мкм, потужність 5,0 мВт, діаметр 10^4 мкм). Поляризаційний освітлювач складався з чвертьхвильових пластинок 3, 5 і 8 та поляризатора 4, що забезпечувало формування пучка лазерного випромінювання з довільним азимутом $0^\circ \leq \alpha_0 \leq 180^\circ$ або еліптичністю $0^\circ \leq \beta_0 \leq 90^\circ$ поляризації.

Поляризаційні зображення БТ за допомогою мікрооб'єктива 7 проектувалися в площину світлочутливої площини (800×600 пікселів) CCD-камери 10, яка забезпечувала діапазон вимірювання структурних елементів зображення БТ для розмірів від 2 до 2000 мкм.

Умови експерименту підбиралися так, щоб практично усунути просторово-кутову апертурну фільтрацію при формуванні зображень БТ. Це забезпечувалося узгодженням кутових характеристик індикатрис розсіяння світла зразками БТ ($\Omega_{\text{БТ}} \approx 16^\circ$) і кутової апертури мікрооб'єктива ($\Delta\omega = 20^\circ$). Тут $\Omega_{\text{БТ}}$ — кутовий конус індикатрис, у якому сконцентровано 98% всієї енергії розсіяного випромінювання.

Аналіз зображень зрізів БТ здійснювався за допомогою аналізатора 9 та чвертьхвильової пластинки 8.

Поляризаційні зображення зрізів БТ обох типів одержувалися для сталого значення азимуту поляризації ($\alpha_0 = \text{const}$) плоскополяризованого лазерного пучка. Площина пропускання поляризатора — аналізатора 9 (рис. 1) оберталася послідовно на кути $\Theta = 0^\circ; 45^\circ; 90^\circ$ відносно площини поляризації $\alpha_0 = 0^\circ$.

Порівняльний аналіз ЛЗ БТ обох типів, одержаних в різних поляризаційних ситуаціях експерименту, виявив суттєву залежність координатних розподілів інтенсивності від орієнтації площини пропускання аналізатора. В результаті проходження ($\alpha_0(X, Y) = \text{const}; \beta_0(X, Y) = \text{const}$) пучка лазерного випромінювання крізь оптично анізотропні структури відбувається його поляризаційна модуляція — $\alpha(\rho, \delta)$ і $\beta(\rho, \delta)$ [6, 7, 8]. При спостереженні крізь аналізатор еліптично поляризованих (α, β) ділянок ЛЗ їх інтенсивність змінюється по-різному у відповідності із законом Малюса, що характеризує ступінь пропускання інтенсивності $I(\alpha, \beta)$ в залежності від кута повороту площини пропускання Θ (кута орієнтації осі пропускання поляризатора-аналізатора, крізь який спостерігається БТ) [8, 10].

$$I(\alpha, \beta) = I_0(\alpha_0, \beta_0) [\cos^2(\alpha + \Theta) + \sin^2(\alpha + \Theta) \tan^2 \beta]. \quad (1)$$

Отже, двовимірний масив інтенсивностей поляризаційного зображення, зареєстрований CCD камерою, залежить як від типу БТ, так і від поляризаційної ситуації експерименту.

В статті пропонується удосконалена експериментальна методика поляризаційного картографування біологічних шарів БТ — обчислення координатних розподілів $\alpha(X, Y)$ $\beta(X, Y)$ на основі визначення вектора Стокса шляхом проведення 6 вимірювань інтенсивності за певних умов поляризаційної фільтрації з наступним застосуванням статистичного, кореляційного та фрактального аналізу координатних розподілів станів поляризації зображень.

Розглянемо етапи визначення 4 елементів вектора Стокса на основі проведення 6 вимірювань інтенсивності зображень БТ за допомогою поляриметра:

— орієнтують площину пропускання поляризатора — аналізатора 9 під кутом $\Theta = 0^\circ$

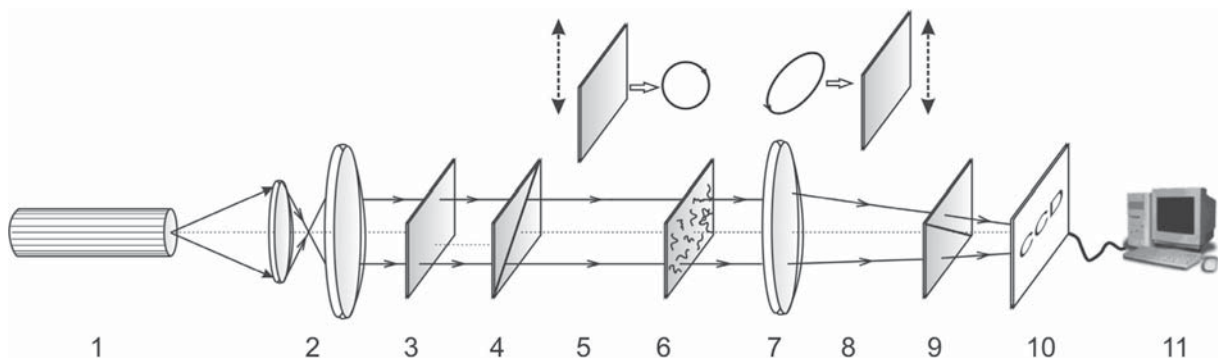


Рис. 1. Оптична схема поляриметра: 1 — He-Ne лазер; 2 — колімактор; 3 — стаціонарна чвертьхвильова платівка; 5, 8 — механічно рухомі чвертьхвильові платівки; 4, 9 — поляризатор та аналізатор відповідно; 6 — об'єкт дослідження; 7 — мікрооб'єктив; 10 — CCD камера; 11 — персональний комп'ютер.

- і вимірюють розподіл інтенсивності $I_0(m \times n)$ ЛЗ;
- повертають поляризатор на кут $\Theta = 90^\circ$ і вимірюють координатний розподіл інтенсивності $I_{90}(m \times n)$;
- на основі визначення вектора Стокса S [11] знаходять його перший S_1 і другий S_2 параметри

$$S_1 = I_0 + I_{90}, \quad (2)$$

$$S_2 = I_0 - I_{90}; \quad (3)$$

- орієнтують площину поляризатора під кутом $\Theta = 45^\circ$ і вимірюють координатний розподіл інтенсивності $I_{45}(m \times n)$;
- повертають поляризатор на кут $\Theta = 135^\circ$ і вимірюють координатний розподіл інтенсивності $I_{135}(m \times n)$;
- знаходять третій S_3 параметр вектора Стокса

$$S_3 = I_{45} - I_{135}; \quad (4)$$

- для вимірювання четвертого параметру вектора Стокса S_4 на шляху лазерного пучка встановлюють чвертьхвильову пластинку 8 так, щоб її вісь найбільшої швидкості була зорієнтована під кутом 0° ; площину пропускання аналізатора 9 орієнтують під кутом $\Theta = 45^\circ$ і вимірюють координатний розподіл інтенсивності правоциркулярно поляризованого випромінювання $I_{\otimes}(m \times n)$;
- орієнтують площину пропускання поляризатора відносно орієнтації осі найбільшої швидкості чвертьхвильової пластинки під кутом $\Theta = 135^\circ$ і вимірюють відповідні розподіли інтенсивності лівоциркулярно поляризованого випромінювання $I_{\oplus}(m \times n)$ у ЛЗ;
- визначають координатний розподіл 4-го параметру вектора Стокса

$$S_4 = I_{\otimes} - I_{\oplus}; \quad (5)$$

В [11] наведено співвідношення для обчислення координатних $(m \times n)$ розподілів (поляризаційних мап) величин азимутів α і еліптичності β поляризації ЛЗ шарів БТ

$$\alpha = 0,5 \arctg \left(\frac{S_3}{S_2} \right); \quad (6)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin(S_4). \quad (7)$$

Для кількісної оцінки розподілів $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ пропонується визначення набору їх статистичних моментів 1-го — 4-го порядків

$$M_1 = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha; \beta)_j; M_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^2; \beta^2)_j}; \quad (8)$$

$$M_3 = \frac{1}{M_2^3} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^3; \beta^3)_j; M_4 = \frac{1}{M_2^4} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (\alpha^4; \beta^4)_j,$$

де $N = m \times n$ — кількість пікселів зображення.

Для кількісної характеристики автокореляційних залежностей $K_{\alpha, \beta}(\Delta x)$ пропонується визначення такої групи параметрів:

— кореляційна площа

$$S = \int_0^{x_0} K_{\alpha, \beta}(\Delta x) d(\Delta x); \quad (9)$$

— кореляційні моменти, які характеризують півширину і ступінь «гостроти» функції автокореляції

$$Q_2 = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (K_{\alpha, \beta}^2(\Delta x))_j}; \quad (10)$$

$$Q_4 = \frac{1}{Q_2^2} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N (K_{\alpha, \beta}^4(\Delta x))_j. \quad (11)$$

Фрактальний аналіз розподілів станів поляризації $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ зображень багатопланових двопротенезаломлюючих сіток полягає у такій послідовності дій [6]:

— розраховувалися автокореляційні функції $K_{\alpha, \beta}(\Delta x)$ і знаходилися відповідні спектри потужності $PSD(\alpha; \beta)$ розподілів $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ за формулами

$$PSD(K(\Delta X)) = \int_{-\infty}^{+\infty} K(\Delta X) \cos 2\pi \theta d\theta, \quad (12)$$

де θ — просторові частоти, які визначаються оберненими геометричними розмірами d^{-1} структурних елементів біологічного шару;

— обчислювалися $\log\text{-}\log$ залежності спектрів потужності $\log PSD(\alpha; \beta) - \log(v)$ розподілів випадкових величин $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$;

— залежності $\log PSD(\alpha; \beta) - \log(v)$ апроксимувалися методом найменших квадратів у криві $\Phi(\alpha; \beta)$, для прямих ділянок яких визначалися кути нахилу η_i і обчислювалися величини фрактальних розмірностей множин величин $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ за співвідношенням

$$D(\alpha; \beta) = 3 - \text{tg } \eta_i, \quad (13)$$

Класифікація ступеня самоподібності розподілів станів поляризації $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ проводилась згідно з такими критеріями [6]:

- розподіли $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ — фрактальні за умови лінійного характеру залежності $\Phi(\alpha; \beta)$ ($\eta = \text{const}$) для 2–3 декад розмірів d структурних елементів кристалічної сітки;
- розподіли $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ — мультифрактальні за умови наявності декількох постійних кутів нахилу $\Phi(\alpha; \beta)$;
- розподіли $\alpha(X, Y)$; $\beta(X, Y)$ — випадкові при умові відсутності стабільних кутів нахилу $\Phi(\alpha; \beta)$ у всьому інтервалі розмірів d .

Для кількісної оцінки розподілів логарифмічних залежностей $\log PSD(\alpha; \beta) - \log(v)$ нами введена їх статистична оцінка на основі визначення набору їх статистичних (в подальшому спектральних $J_{k=1;2;3;4}$) моментів згідно співвідношень (8).

Результати та їх обговорення

На рис. 2 і рис. 3 представлені двовимірні (100×100 пікселів) розподіли $S_{i=1;2;3;4}$ (а-г); поляризаційні мапи (д, і) гістологічних зрізів МТ і ТМЗ та їх гістограми (е, к), автокореляційні функції (ж, м) і логарифмічні залежності спектрів потужності (з, н).

Аналіз поляризаційної структури ЛЗ зрізів структурованої МТ (рис. 2) і паренхіматозної ТМЗ (рис. 3) людини виявив, що всі поляризаційні мапи характеризуються координатно-неоднорідними розподілами з максимальним діапазоном зміни азимутів ($-90^\circ \leq \Delta\alpha \leq 90^\circ$) і еліптичності ($-45^\circ \leq \Delta\beta \leq 45^\circ$).

Автокореляційні функції $K_\alpha(\Delta x)$ і $K_\beta(\Delta x)$ сформовані монотонно спадаючою і осцилюючою складовими (рис. 2 і рис. 3, ж, м). Експериментально визначені залежності швидко

спадають і мають незначну амплітуду осциляцій.

Апроксимуючі криві $\Phi(\eta)$ до логарифмічних залежностей спектрів потужності поляризаційних мап $\alpha(m \times n)$ і $\beta(m \times n)$ є ламаними з трьома характеристичними значеннями кута нахилу (рис. 2 і рис. 3, з, н).

Значний рівень декореляції та велику кількість фрактальних розмірностей поляризаційних мап досліджених БТ різних типів можна пов'язати із складними координатно неоднорідними розподілами параметрів анізотропії $\rho(m \times n)$ і $\delta(m \times n)$ реальних полікристалічних мереж. Даний факт підтверджують координатно-неоднорідні розподіли значень азимутів $\alpha(\rho, \delta)$ і еліптичності $\beta(\rho, \delta)$ поляризації ЛЗ гістологічних зрізів МТ і ТМЗ, а також сукупність їх кількісних статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які наведені у табл. 1.

З аналізу величин набору статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують структуру розподілів азимутів і еліптичності поляризації зображень МТ і ТМЗ, різних за напрямками оптичних

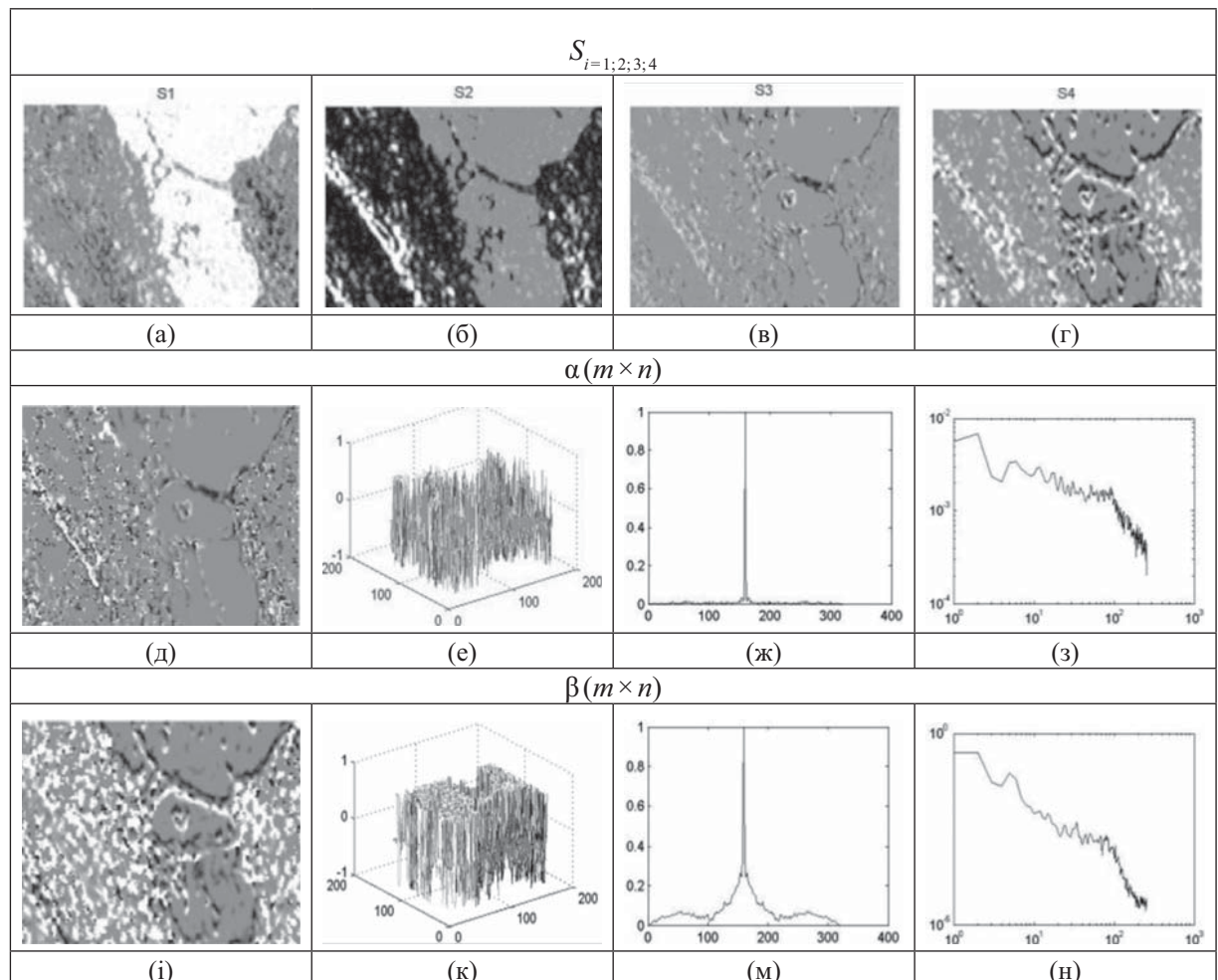


Рис. 2. Поляризаційні мапи МТ та їх статистичні, кореляційні і фрактальні параметри.

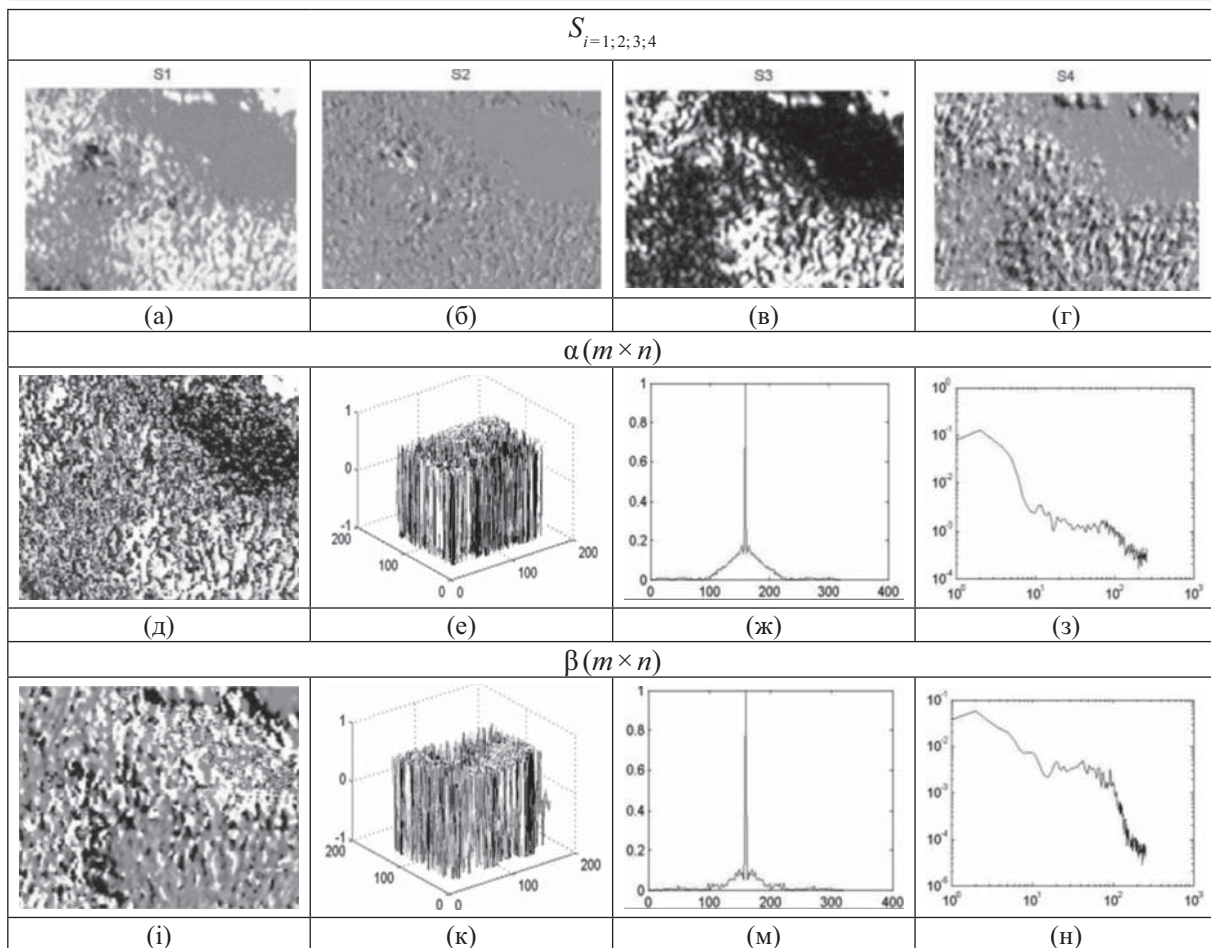


Рис. 3. Поляризаційні мапи ТМЗ та їх статистичні, кореляційні і фрактальні параметри.

Таблиця 1

Статистичні ($M_{k=1;2;3;4}$), кореляційні ($S; Q_2; Q_4$) і фрактальні ($J_{k=1;2;3;4}$) параметри координатних розподілів азимутів $\alpha(X, Y)$ і еліптичності $\beta(X, Y)$ поляризації зображень гістологічних зрізів МТ і ТМЗ

| Параметри | М'язова тканина | | Тканина молочної залози | |
|-----------|-----------------|---------------|-------------------------|---------------|
| | $\alpha(X, Y)$ | $\beta(X, Y)$ | $\alpha(X, Y)$ | $\beta(X, Y)$ |
| M_1 | 0,54 | 0,18 | 0,68 | 0,07 |
| M_2 | 0,04 | 0,29 | 0,12 | 0,09 |
| M_3 | 2,18 | 1,03 | 0,81 | 2,27 |
| M_4 | 3,21 | 1,24 | 1,12 | 2,51 |
| S | 0,032 | 0,097 | 0,075 | 0,021 |
| Q_2 | 0,041 | 0,063 | 0,088 | 0,024 |
| Q_4 | 3,17 | 2,41 | 1,84 | 4,83 |
| J_1 | 0,73 | 0,69 | 0,58 | 0,53 |
| J_2 | 0,29 | 0,24 | 0,18 | 0,155 |
| J_3 | 0,52 | 0,48 | 2,01 | 2,23 |
| J_4 | 0,34 | 0,29 | 1,68 | 1,87 |

осей двопронезаломлюючої сітки, впливає індивідуальна чутливість всіх статистичних $M_{k=1;2;3;4}$, кореляційних S ; Q_2 ; Q_4 і фрактальних $J_{k=1;2;3;4}$ параметрів до особливостей структури відповідних поляризаційно — неоднорідних зображень.

Для таких об'єктів установлені наступні відмінності між діапазонами зміни:

- 1) набору статистичних моментів $M_{k=1;2;3;4}$ для $\alpha(X, Y)$ — від 1,4 до 3 разів; $\beta(X, Y)$ — від 2 до 4 разів;
- 2) набору кореляційних параметрів S ; Q_2 ; Q_4 для $\alpha(X, Y)$ — від 1,8 до 3,85 разів; $\beta(X, Y)$ — від 2 до 5 разів;
- 3) набору статистичних спектральних моментів $J_{k=1;2;3;4}$ для $\alpha(X, Y)$ — від 1,3 до 4 разів; $\beta(X, Y)$ — від 1,4 до 5 разів.

Висновки

1. Представлена удосконалена експериментальна методика двовимірного поляризаційного картографування БТ, яка при збереженні інформаційної повноти є більш експресною в порівнянні з відомими за рахунок організації всього шести вимірювань інтенсивностей ЛЗ на оптичному поляриметри для формування вектора Стокса з подальшим обчисленням двовимірних координатних розподілів величин азимутів і еліптичностей поляризації.
2. На основі комплексного статистичного, кореляційного і фрактального підходу до аналізу поляризаційно-неоднорідних зображень багатопарових структурованих і паренхіматозних БТ 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, якими характеризуються БТ.
3. Виявлені статистичні, кореляційні і фрактальні критерії поляриметричної диференціації оптичних властивостей багатопарових структурованих і неструктурованих БТ.

Автори висловлюють щире подяку доктору фізико-математичних наук, завідувачу кафедри оптики і спектроскопії, проректору з наукової роботи Чернівецького національного університету імені Юрія Федьковича, професору Ушенко Олександрю Григоровичу за детальне обговорення результатів роботи та стимулюючі дискусії.

Література

1. Бізер Л. І. Дослідження кореляційної структури координатних розподілів інтенсивностей лазерних зображень зразків крові у хворих на рак молочної залози при неoad'ювантній хіміотерапії / Л. І. Бізер, Р. В. Сенютювич, О. Г. Ушенко, В. П. Унгурян // Буковинський медичний вісник. — 2010. — Т.14, № 1. — С.162–167.
2. Івашук О. І. Зміна оптичних параметрів лазерної поляриметрії плазми крові за гострого деструктивного панкреатиту / О. І. Івашук, О. Г. Ушенко, І. К. Морар, В. Ю. Бодяка // Буковинський медичний вісник. — 2010. — Т.14, № 3. — С.19–26.
3. Ушенко О. Г. Поляризаційна корелометрія біологічних тканин людини / О. Г. Ушенко, В. П. Пішак, О. П. Пересунько, Ю. О. Ушенко. — Чернівці: Рута, 2007. — 696 с.
4. Ушенко О. Г. Мюллер-матрична двовимірна томографія багатопарових полікристалічних мереж біологічних тканин і рідин / О. Г. Ушенко, Н. І. Заболотна // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології. — 2010. — № 2 (20). — С.156–162.
5. Angelsky O. V. Investigation of the correlation structure of biological tissue polarization images during the diagnostics of their oncological changes / O. V. Angelsky, A. G. Ushenko, Ye. G. Ushenko // Phys. Med. Biol. — 2005. — Vol.50. — P.4811–4822.
6. 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. — 2007. — P.213–266.
7. 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 et al. // Handbook of Photonics for Biomedical Science, ed. V. V Tuchin. — USA: CRC Press, 2010. — P.21–67.
8. Ushenko A. G. Laser polarimetry of biological tissue: Principles and applications / A. G. Ushenko, V. P. Pishak // Handbook of Coherent-Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science. — 2004. — Vol.1. — P.93–138.
9. Ushenko A. G. Optical properties of urine, blood plasma and pulmonary condensate of the patients with pulmovnary form of tuberculosis / A. G. Ushenko, S. G. Guminetsky,

- A. V. Motrich // Foelektronika. — 2007. — Vol.16. — P.133–139.
10. Ushenko A. G. Polarization microstructure of laser radiation scattered by optically active biotissues / A. G. Ushenko, S. B. Ermolenko, D. N. Burkovets, Yu. A. Ushenko // Optics and Spectroscopy. — 1999. — Vol.87, №3. — P.434–439.
11. Ushenko A. G. Stokes-correlometry of biotissues // Laser Physics. — 2000. — Vol.10, №5. — P.1286–1292.

**ПРИНЦИПЫ И МЕТОДЫ ПОЛЯРИЗАЦИОННОГО
КАРТОГРАФИРОВАНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ**

*Заболотная Н. И., Олійниченко Б. П.**
Винницький національний технічний університет,
*НПО ООО «Медивин»

Рассматривается экспериментальная методика двумерного поляризационного картографирования биологических тканей (на примере гистологических срезов мышечной ткани и ткани молочной железы), которая является более экспрессной по сравнению с известными при сохранении информационной полноты. Это достигается за счет организации шести измерений интенсивностей лазерных изображений биоткани для формирования вектора Стокса на оптическом поляриметре с последующим вычислением и анализом двумерных координатных распределений величин азимуты и эллиптичности поляризации лазерных изображений срезов биологических тканей.

Выявлены статистические, корреляционные и фрактальные критерии поляриметрической дифференциации оптических свойств структурированных и неструктурированных биологических тканей.

Ключевые слова: поляризационное картографирование, биологические ткани, вектор Стокса, азимут поляризации, эллиптичность поляризации, статистические, корреляционные, фрактальные параметры двумерного распределения.

**PRINCIPLES AND METHODS OF BIOLOGICAL TISSUES
POLARIZATION CARTOGRAPHY**

*Zabolotna N. I., Oliinychenko B. P.**
Vinnitsia National Technical University,
*SPC Medivin

We consider the experimental method of two-dimensional polarization cartography of biological tissues (on example of histological sections of muscle tissue and human breast tissue), which while retaining the completeness of information is more express compared to known. This is achieved by organizing only six measurements of biological tissues laser images intensities to form the Stokes vector on an optical polarimeter with the subsequent calculation and analysis of two-dimensional coordinate distribution of azimuth and polarization ellipticity values of biological tissues sections laser images.

Statistics, correlations and fractal differentiation criteria for polarimetric optical properties of structured and unstructured biological tissues were found.

Keywords: polarization cartography, biological tissues, Stokes vector, polarization azimuth, polarization ellipticity, statistics, correlation, fractal parameters of a two-dimensional distribution.