

Заболотна Н.І., Шолота В.В., Чередник О.Г., Колотченко І.В.

МЕТОДИ АНАЛІЗУ ЛАЗЕРНИХ ПОЛЯРИЗАЦІЙНИХ ЗОБРАЖЕНЬ ОПТИЧНО ТОНКИХ ШАРІВ БАГАТОШАРОВИХ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

Розглядається комплексне застосування статистичного, кореляційного і фрактального аналізу лазерних поляризаційних зображень оптично тонких шарів багатошарових біологічних тканин різної морфологічної структури, що дало змогу виявити критерії диференціації їх оптичних властивостей. Застосування методів сприяє розширенню функціональних можливостей та об'єктивізації аналізу інформації у системі поляризаційно-чутливої томографії для діагностики структури біологічних тканин.

Рассматривается комплексное применение статистического, корреляционного и фрактального анализа лазерных поляризационных изображений оптически тонких слоев многослойных биологических тканей различной морфологической структуры, что позволило выявить критерии дифференциации их оптических свойств. Применение методов способствует распространению функциональных возможностей и объективизации анализа информации в системе поляризационно-чувствительной томографии для диагностики структуры биологических тканей.

Вступ

Процеси взаємодії електромагнітного випромінювання оптичного діапазону довжин хвиль із фазово – неоднорідними біологічними об'єктами і середовищами розглядаються як правило, у межах багатьох наближень. Серед найбільш розповсюджених, традиційних можна виділити такі незалежні напрямки – фотометрія та спектрофотометрія (оптика світлорозсіяння) [1]; поляриметрія (вектор – параметрична і матрична оптика) [2], корелометрія (кореляційна оптика, оптика спеклів) [3].

За останні 10 – 15 років на базі зазначених напрямів сформувалися нові підходи до дослідження полів розсіяного випромінювання – лазерна поляриметрія оптико – анізотропних фазово – неоднорідних шарів біологічного походження. Методи лазерної поляриметрії [4] дозволили визначити фундаментальні взаємозв'язки між набором статистичних (моменти 1-го – 4-го порядків), кореляційних (функції автокореляції), фрактальних (фрактальні розмірності) і сингулярних (мережі точок з поляризаційно сингулярними станами) параметрів, які характеризують оптичну анізотропію (розподіли напрямів оптичних осей і величин двопроменезаломлення) оптично – тонких фазово – неоднорідних шарів та поляризаційними параметрами (координатні розподіли азимутів і еліптичності поляризації) їх лазерних зображень. Слід зазначити, що об'єктом дослідження та аналізу одержаних поляризаційних мап слугували одношарові біологічні тканини. З іншого боку реальні органи людини являють собою багатошарові біологічні структури. У роботах [5, 6] наведені результати нового модельного підходу до аналізу формування поляризаційно – неоднорідних зображень

на основі суперпозиції матриць Мюллера для парціальних кристалів багатошарових оптико – анізотропних біологічних мереж.

Наша робота є продовженням досліджень у напрямку розширення можливостей лазерної поляриметрії і спрямована на розробку методу поляризаційного картографування багатошарових біологічних тканин, як основи системи двомірної поляризаційної томографії, і визначення у межах статистичного, кореляційного і фрактального підходів об'єктивних критеріїв діагностики і диференціації структури оптико – анізотропної структури таких складних об'єктів .

Характеристика об'єктів дослідження та засобів вимірювання

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) (рис. 1).

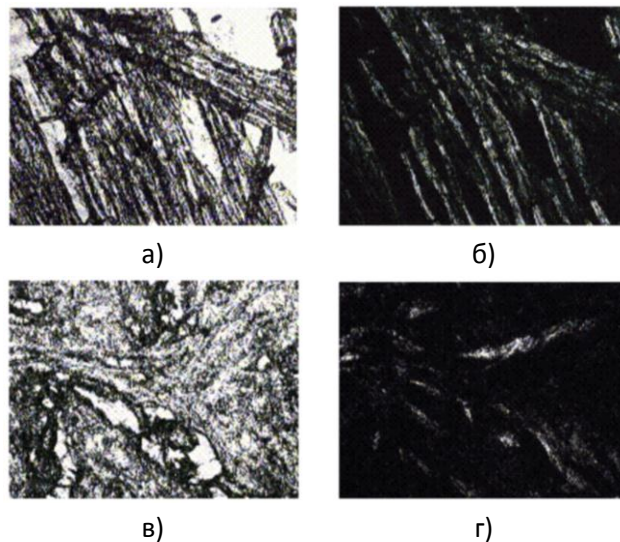


Рис. 1. Поляризаційні зображення гістологічних зрізів м'язової тканини (а, б) і дерми шкіри (в, г), одержані в співвісних (а, в) і перехрещених (б, г) площинах пропускання поляризатора та аналізатора.

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 двоприменезаломлення $\Delta n(ДШ) \approx 1.25 \times 10^{-3}$ 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 (рис. 1а,б). Для кристалічної складової шару ДШ - оптичні осі двоприменезаломлюючих колагенових фібрил криволінійні (рис. 1в,г).

Для вимірювання сукупності координатних розподілів параметрів поляризації лазерних зображень гістологічних зрізів біологічних тканин застосовувалась відома схема оптичного поляриметра (рис.2)[5,6].

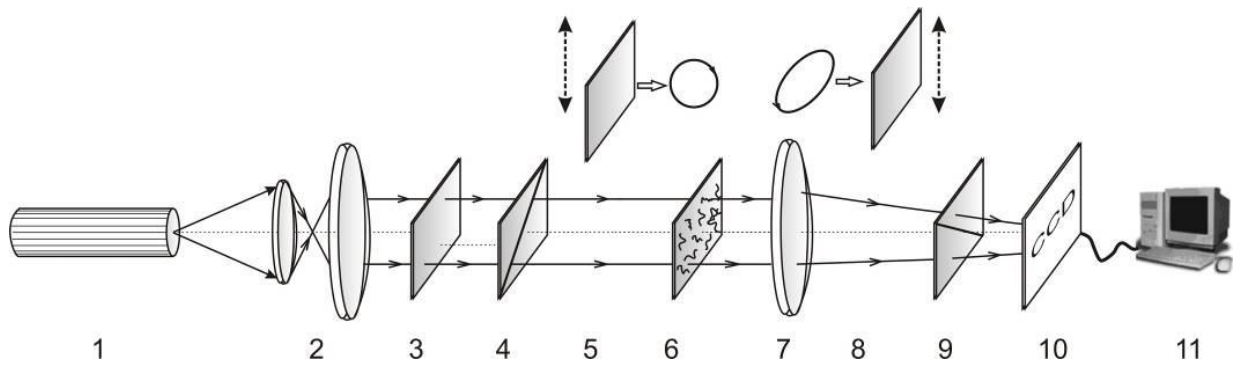


Рис. 2. Оптична схема поляриметра: 1 – напівпровідниковий лазер; 2 – коліматор; 3 – стаціонарна чвертьхвильова платівки; 5, 8 – механічно рухомі чвертьхвильові платівки; 4, 9 – поляризатор та аналізатор відповідно; 6 – об’єкт дослідження; 7 – мікροоб’єктив; 10 – CCD камера; 11 – персональний комп’ютер.

Освітлення проводилося паралельним ($\varnothing = 10^4 \text{ мкм}$) пучком напівпровідникового лазера ($\lambda = 0.6328 \text{ мкм}$, $W = 5.0 \text{ мВт}$). Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових пластинок 3; 5 і поляризатора 4, що забезпечує формування лазерного пучка з довільним азимутом $0^\circ \leq \alpha_0 \leq 180^\circ$ або еліптичністю $0^\circ \leq \beta_0 \leq 90^\circ$ поляризації.

Поляризаційні зображення біологічних тканин за допомогою мікροоб’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.

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

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

Методика експериментального визначення координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації лазерних зображень біологічних тканин детально викладена у роботах [5,6] і у даній роботі нами не приводиться.

Статистична, кореляційна і фрактальна структура поляризаційних мап двошарової структури “м’язова тканина – дерма шкіри”

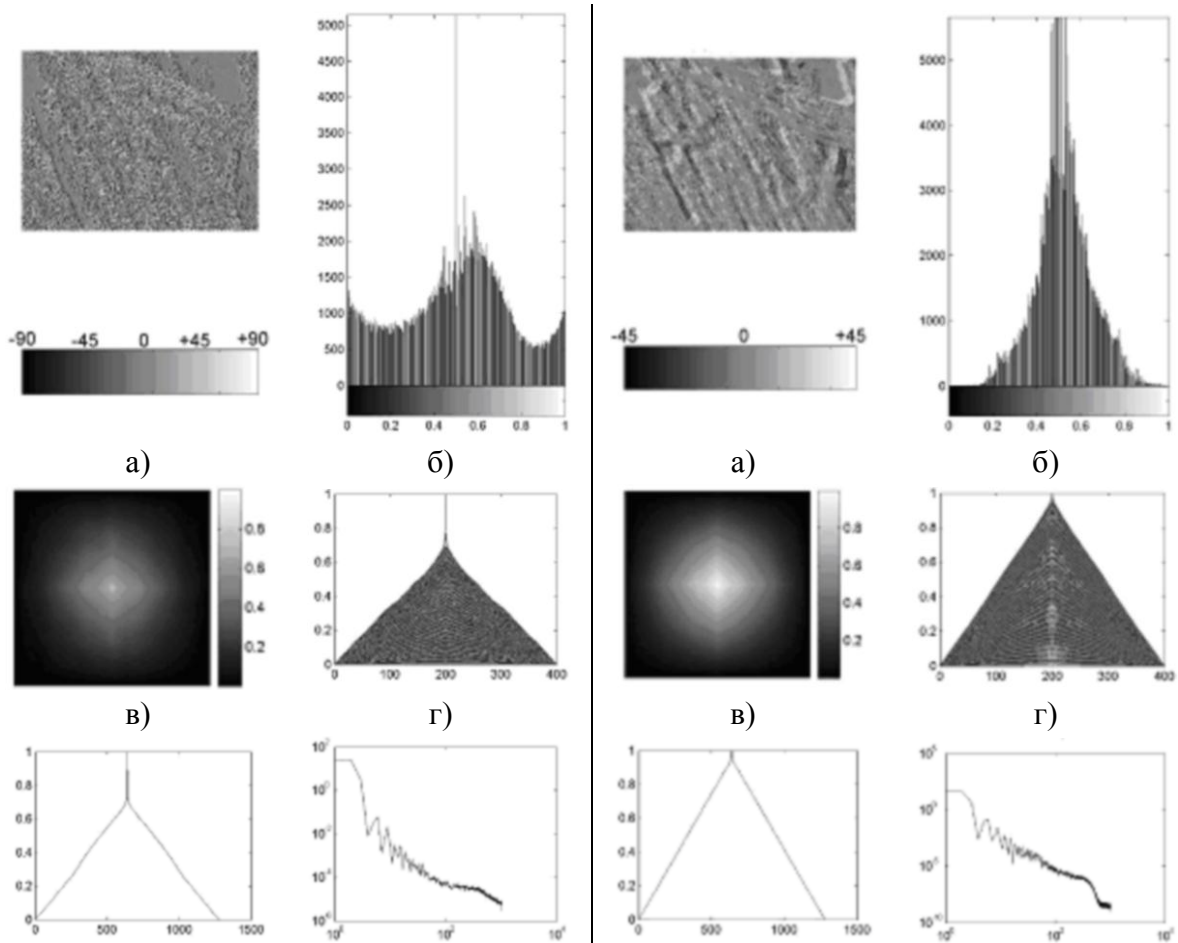
Для оцінювання особливостей поляризаційних мап гістологічних зрізів біологічних тканин різних типів ми використовували набір статистичних моментів 1-го – 4-го порядків [5,6], які характеризують координатні розподіли азимутів $\alpha(X, Y)$ і

еліптичності $\beta(X,Y)$, автокореляційні функції $K_{\alpha,\beta}(\Delta X, \Delta Y)$ [5,7] і логарифмічні залежності спектрів потужності $J_{\alpha,\beta}$ [5,7] таких розподілів.

На рис. 3 – рис. 8 наведена серія статистичних (гістограми розподілу $N(\alpha); N(\beta)$); кореляційних (двовимірні $K_{\alpha,\beta}(\Delta X, \Delta Y)$ і одновимірні $K_{\alpha,\beta}(\Delta X)$ автокореляційні функції) і фрактальних (Log – log залежності спектрів потужності $J_{\alpha,\beta}$) параметрів координатних розподілів азимутів $\alpha(X,Y)$ і еліптичності $\beta(X,Y)$ поляризації зображення м'язової тканини (рис. 3, рис. 4); дерми шкіри (рис. 5, рис. 6) і двошарової структури “МТ - ДШ” (рис. 7, рис. 8).

Порівняльний аналіз поляризаційних мап зображень гістологічних зрізів м'язової тканини і дерми шкіри показує:

- Гістограми розподілів значень азимута $\alpha(X,Y)$ поляризації зображень обох типів біологічних тканин являють собою асиметричні залежності, що вказує на достатньо складну орієнтаційну будову сіток двопронезаломлюючих протеїнових фібрил, які формують позаклітинну матрицю таких об'єктів.
- Гістограми розподілів значень еліптичності $\beta(X,Y)$ поляризаційно-неоднорідних зображень як м'язової тканини, так і дерми шкіри близькі до нормального закону розподілу випадкових величин, що свідчить про статистичний характер модуляції фазових зсувів, які вносяться двопронезаломлюючими міозиновими і колагеновими фібрилами між ортогональними компонентами амплітуди лазерного випромінювання.



д) е)
 Рис. 3. Гістограма $N(\alpha)$ (б), автокореляційні функції K_α (в, г, д) і спектр потужності J_α (е) двовимірного розподілу $\alpha(X, Y)$ (а) азимутів поляризації зображення м'язової тканини

д) е)
 Рис. 4. Гістограма $N(\beta)$ (б), автокореляційні функції K_β (в, г, д) і спектр потужності J_β (е) двовимірного розподілу (а) еліптичності $\beta(X, Y)$ поляризації зображення м'язової тканини.

- Для сукупності автокореляційних функцій $K_{\alpha, \beta}$ розподілів $\alpha(X, Y)$ і $\beta(X, Y)$ переважною є монотонно спадаюча компонента, що свідчить про суттєву перевагу статистичної компоненти у структурі поляризаційних мап зображень шарів біологічних тканин.
- Півширина $L_{\alpha, \beta}$ автокореляційних функцій поляризаційних мап $\alpha(X, Y)$ і $\beta(X, Y)$ зображення гістологічного зрізу МТ дещо менша за аналогічних кореляційний параметр зображень гістологічних зрізів ДШ за рахунок збільшення діапазонів зміни випадкових орієнтацій і фазових зсувів речовини сітки колагенових біологічних кристалів ДШ у порівнянні з міозиновими структурами МТ.
- Log – log залежності спектрів потужності $J_{\alpha, \beta}$ координатних розподілів азимутів і еліптичності поляризації зображень шарів біологічних тканин обох типів свідчать про їх мультифрактальну (апроксимуючі криві - ламані з двома кутами нахилу лінії) структуру, що добре узгоджується з результатами аналізу еволюції спектрів потужності розподілів значень азимутів і еліптичності поляризаційних мап біологічних тканин інших типів, дослідження яких систематизоване у монографіях [3,4].

Гістограми $N(\alpha); N(\beta)$ розподілу значень азимутів і еліптичності поляризації зображення двошарової біологічної тканини близькі до нормального закону, як для $\alpha^*(X, Y)$ (рис.7), так і для $\beta^*(X, Y)$ (рис. 8). Автокореляційні функції $K_\alpha(\Delta x)$ і $K_\beta(\Delta x)$ монотонно спадаючі, а відповідні спектри потужності характеризуються двома переважними кутами нахилу апроксимуючої кривої до залежностей $LogJ(\alpha) - \log \nu$ і $LogJ(\beta) - \log \nu$.

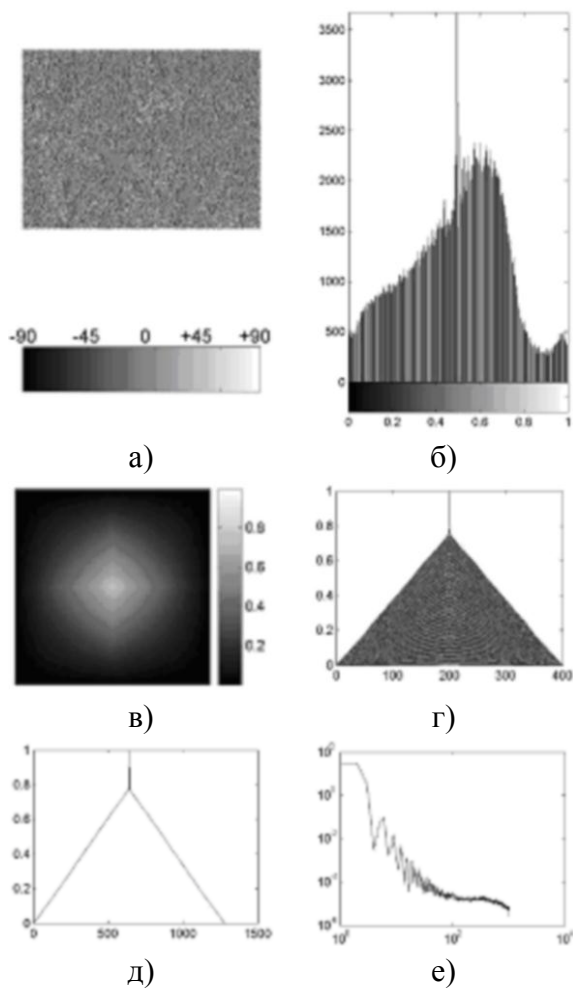


Рис. 5. Гістограма $N(\alpha)$ (б), автокореляційні функції K_α (в, г, д) і спектр потужності J_α (е) двовимірного розподілу $\alpha(X, Y)$ (а) азимутів поляризації зображення дерми шкіри.

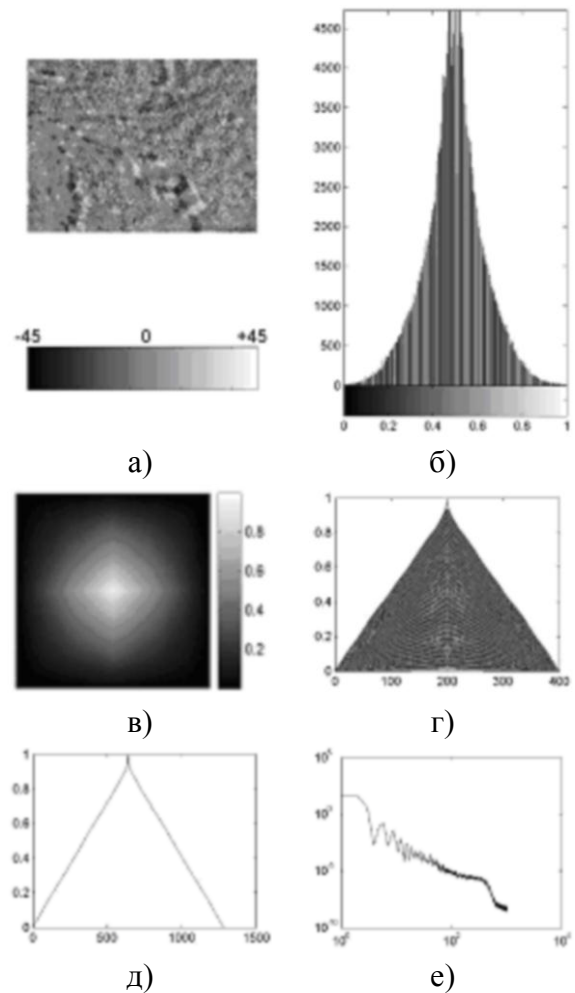


Рис. 6. Гістограма $N(\beta)$ (б), автокореляційні функції K_β (в, г, д) і спектр потужності J_β (е) двовимірного розподілу (а) еліптичності $\beta(X, Y)$ поляризації зображення дерми шкіри.

Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків, які характеризують статистичні ($M_{j=1;2;3;4}$), кореляційні (Q_2, Q_4) і фрактальні ($J_{k=1;2;3;4}$) розподіли поляризаційних параметрів $\alpha(X, Y)$ і $\beta(X, Y)$ зображень гістологічних зрізів м'язової тканини, дерми шкіри і комбінації їх шарів, приведені в таблиці 1.

З аналізу величин набору статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують структуру розподілів азимутів і еліптичності поляризації зображень структурованих і неструктурованих за напрямками оптичних осей багат шарової дво-променезаломлюючої сітки впливає індивідуальна чутливість всіх статистичних $M_{k=1;2;3;4}$, кореляційних $Q_{k=2;4}$ і фрактальних $J_{k=1;2;3;4}$ параметрів до особливостей структури відповідних поляризаційно – неоднорідних зображень.

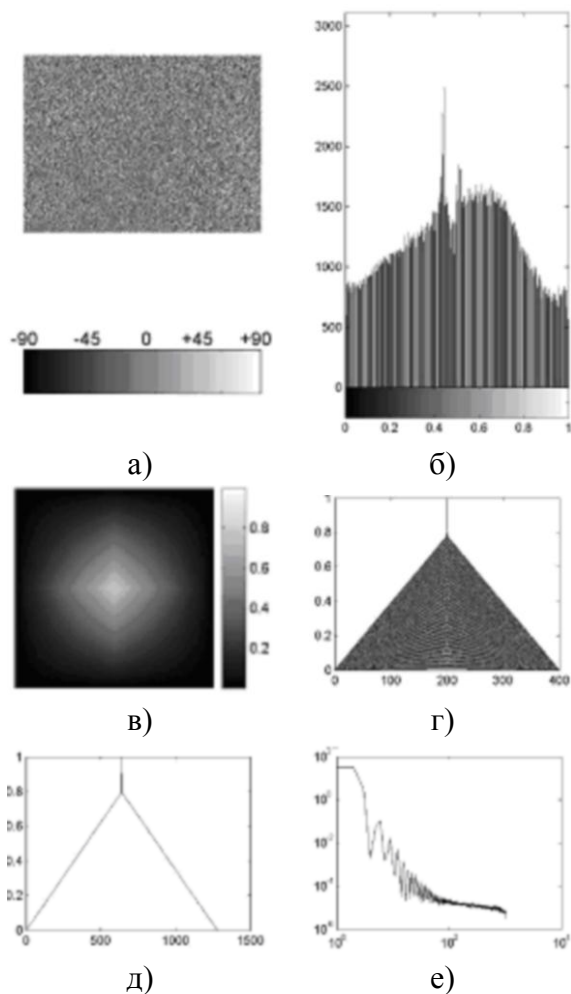


Рис. 7. Гістограма $N(\alpha)$ (б), автокореляційні функції K_α (в, г, д) і спектр потужності J_α (е) двовимірного розподілу $\alpha(X, Y)$ (а) азимутів поляризації зображення двошарової структури “м’язова тканина – дерма шкіри”

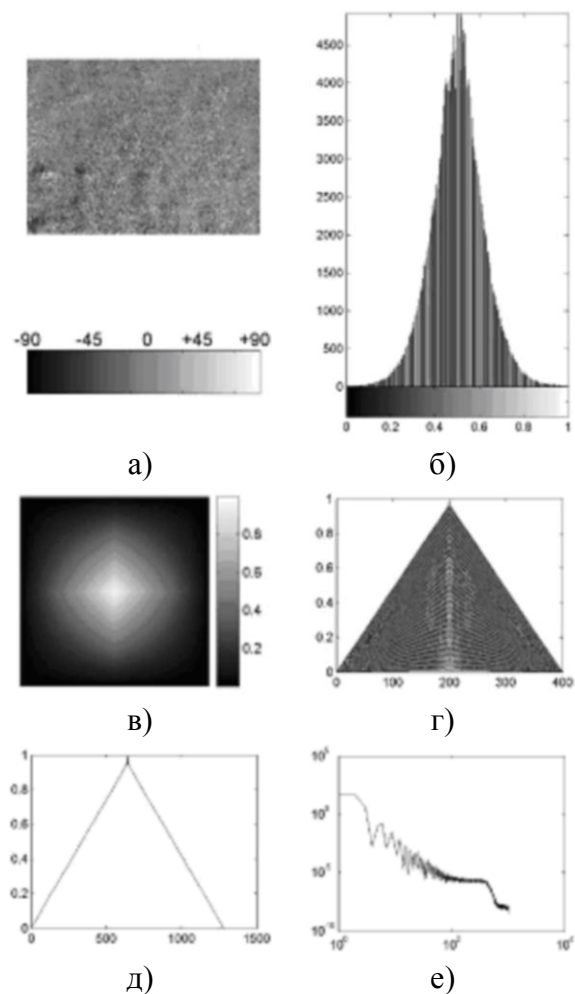


Рис. 8. Гістограма $N(\beta)$ (б), автокореляційні функції K_β (в, г, д) і спектр потужності J_β (е) двовимірного розподілу (а) еліптичності $\beta(X, Y)$ поляризації зображення двошарової структури “м’язова тканина – дерма шкіри”.

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 1,35 до 2,9 разів; $\beta(X, Y)$ - від 1,2 до 1,85 разів;
- 2) набору кореляційних параметрів $Q_{k=2;4}$ для $\alpha(X, Y)$ від 1,2 до 2,05 разів; $\beta(X, Y)$ - від 1,3 до 2 разів;
- 3) набору статистичних спектральних моментів $J_{k=1;2;3;4}$ для $\alpha(X, Y)$ від 1,3 до 1,6 разів; $\beta(X, Y)$ - від 1,4 до 1,85 разів.

Таблиця 1. Статистичні моменти 1-го – 4-го порядків розподілів азимутів і еліптичності поляризації зображень біологічних тканин

БТ	МТ		ДШ		МТ-ДШ	
Параметри	α	β	α	β	α	β
M_1	0,59	0,12	0,74	0,09	0,67	0,105
M_2	0,23	0,09	0,17	0,12	0,19	0,14
M_3	0,91	1,48	2,49	0,74	1,79	1,58
M_4	1,21	1,72	2,76	1,05	1,86	1,16
Q_2	0,12	0,14	0,17	0,15	0,145	0,125
Q_4	1,81	0,76	1,48	0,36	1,63	1,73
J_1	0,73	0,69	0,58	0,53	0,64	0,58
J_2	0,22	0,18	0,14	0,115	0,155	0,13
J_3	0,36	0,41	0,29	0,185	0,32	0,22
J_4	0,52	0,48	0,35	0,27	0,43	0,35

Висновки

Експериментально підтверджена адекватність моделювання методом суперпозиції матриць Мюллера поляризаційних властивостей багатошарових полікристалічних мереж на прикладі гістологічних зрізів реальних біологічних тканин. На основі комплексного статистичного, кореляційного і фрактального підходу до аналізу поляризаційно – неоднорідних зображень багатошарових біологічних тканин встановлено взаємозв'язки між тенденціями зміни величин набору статистичних, кореляційних і фрактальних параметрів, які характеризують розподіли азимутів і еліптичності поляризації, і особливостями побудови двоприменезаломлюючих сіток. Виявлено критерії поляриметричної диференціації оптичних властивостей багатошарових біологічних тканин, які планується в подальшому застосувати для розробки системи багатофункціональної двовимірної поляризаційно-фазової томографії оптико-анізотропної структури біологічних тканин.

Список літератури

1. Тучин В. В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В. В. Тучин // Успехи физических наук.—1997.—Т.167, №5.— С. 517—539.
2. Петрук В.Г. Спектрофотометрія світлорозсіювальних середовищ(теорія і практика оптичного вимірювального контролю). Монографія / В.Г. Петрук. – Вінниця: УНІВЕРСУМ-Вінниця, 2000. – 207 с.
3. Поляризаційна корелометрія біологічних тканин людини / О.Г. Ушенко, В.П. Пішак, О.П. Пересунько, Ю.О. Ушенко. –Чернівці: Рута, 2007. – 608 с.
4. Основи лазерної поляриметрії. – Част.1: Біологічні тканини людини. Монографія / [О.Г. Ушенко, Ю.О. Ушенко, Ю.Я. Томка та ін.] під ред. О.Г. Ушенка. – Чернівці: Чернівецький нац. ун-т, 2010. – 588 с.
5. Ушенко О.Г. Мюллер-матрична двовимірна томографія багатошарових полікристалічних мереж біологічних тканин і рідин / О.Г. Ушенко, Н.І.

Заболотна // Оптико-електронні інформаційно-енергетичні технології.
– 2010. - №2(20). – С. 156 – 162.

6. Заболотна Н.І. Принципи і методи поляризаційного картографування біологічних тканин / Н.І. Заболотна, Б.П. Олійниченко // Фотобіологія та фотомедицина. – 2010. - №3,4. – С.84 – 90.