

МЕТОДИ ДОСЛІДЖЕННЯ

© Ушенко О.Г., Ахтемійчук Ю.Т., Антонюк О.П., Баланецька В.О., 2010

УДК 616-073.55:576.72

ЛАЗЕРНА ПОЛЯРИМЕТРИЯ БІОЛОГІЧНИХ ТКАНИН

¹Ушенко О.Г., ²Ахтемійчук Ю.Т., ³Антонюк О.П., ¹Баланецька В.О.

¹Чернівецький національний університет ім. Ю.Федьковича, кафедра оптики та спектроскопії, м. Чернівці; ²Буковинський державний медичний університет, ²кафедра анатомії, топографічної анатомії та оперативної хірургії, ³кафедра анатомії людини, м. Чернівці

РЕЗЮМЕ: розроблена і апробована нова методика аналізу оптико-морфологічних властивостей біологічних тканин: кістки гомілки, яка утворена “квазіпорядкованими пучками” двопротенезаломлювальних колагенових пучків, мінералізованих кристалами гідроксил апатиту; тканини брижі, яка містить “острівкові включення” анізотропного колагену; тканини стінки стравоходу 8-місячного плода, що має упорядковану, частково розупорядковану та “острівкову” архітектоніку.

Ключові слова: поляризаційно-чутлива оптична когерентна томографія, біологічні тканини

Вступ. За останні десятиліття в біомедичній діагностиці набули широкого використання оптичні методи формування пошарових зображень біологічних об'єктів. Головним сучасним інструментом одержання такої інформації є метод оптичної когерентної томографії (ОКТ) [3, 11]. Даний метод використовує низькокогерентну інтерферометрію для отримання внутрішніх зображень (координатних розподілів інтенсивностей) тканин на глибині до двох міліметрів із мікронною роздільною здатністю [8, 14].

Новим напрямком лазерної діагностики стала поляризаційно-чутлива ОКТ (ПЧОКТ) [5-7, 10, 13], яка на відміну від звичайної ОКТ використовує інформацію, закладену в станах поляризації лазерного випромінювання для отримання додаткового контрастування зображень досліджуваного зразка. ПЧОКТ забезпечує високу просторову роздільну здатність про стан поляризації відбитих променів, яка недоступна для існуючих оптичних методів. Важливим результатом використання ПЧОКТ є можливість отримання розподілу азимутів і еліптичностей поляризації (поляризаційні мапи – ПМ) зображень об'єкта на різних глибинах. Досягнутий рівень одержання поляризаційних зображень структури біологічних тканин (БТ) об'єктивно зумовлює розробку нових методів їх аналізу. На даний час переважають методи, засновані на оцінці статистичних моментів скалярних параметрів зображень – розподілів інтенсивності. Тому перспективним у оптичній діагностиці можна вважати розширення та поглиблення методів статистичного аналізу ПМ зображень біологічних структур.

Отже, поєднання унікальних можливостей ПЧОКТ в отриманні поляризаційних зображень БТ на різних глибинах розсіювання світлових лазерних променів із можливостями їх статистичного аналізу дозволяє досягти суттєвого прогресу в методах лазерної діагностики морфологічної структури біологічних об'єктів.

Мета дослідження. Розробити і впровадити новий напрямок лазерної поляризаційно-чутливої діагностики різних морфологічних об'єктів і порівняти поляризаційні властивості двопротенезаломлювальної структури.

Матеріал та методи. Досліджено структуру гомілкової кістки (31 препарат), брижі (27 препаратів) та стінки стравоходу 8-місячного плода (21 препарат). Зрізи товщиною 20 мкм для приготування мікропрепаратів виготовляли на заморожувальному мікротомі МЗ-2. В роботі використовували методи ПЧОКТ у поєднанні зі статистичним аналізом ПМ зображень БТ різної архітектоніки.

Результати досліджень та їх обговорення. В основу роботи покладено такі методологічні складові в моделюванні поляризаційних властивостей двопротенезаломлювальної структури БТ.

БТ як об'єкт дослідження моделюється плоскопаралельним шаром (сполучна, м'язова або епітеліальна тканини) з однотипними оптичними властивостями [15].

Поляризаційні властивості такого шару моделюються сукупністю оптично-одноосних двопротенезаломлювальних фібрил, які утворюють архітектонічну сітку [12].

Механізми взаємодії лазерного випромінювання з архітектонікою БТ описують за допомогою матриці Мюллера [16]:

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

де

$$\begin{aligned} f_{22} &= \cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cdot \cos \delta; f_{23} = f_{32} = \cos 2\rho \sin 2\rho (1 - \cos \delta); \\ f_{24} &= -f_{42} = -\sin 2\rho \sin \delta; f_{33} = \sin^2 2\rho + \cos^2 2\rho \cos \delta; \\ f_{34} &= -f_{43} = \cos 2\rho \sin \delta; f_{44} = \cos \delta, \end{aligned} \quad (2)$$

де ρ – орієнтація оптичної осі двопробенезаломлювальної фібрили, δ – величина фазового зсуву, що вноситься її речовиною між ортогональними складовими амплітуди лазерної хвилі.

1. Поляризаційні параметри (азимут α та еліптичність β) визначаються за такими алгоритмами [9]:

$$\alpha = 0,5 \arctg \left[\frac{\sin 4\rho \sin^2 0,5\delta}{\cos^2 2\rho + \sin^2 2\rho \cos \delta} \right]; \quad (3)$$

$$\beta = 0,5 \arcsin \left[\frac{\operatorname{tg} 2\rho}{\sin \delta} \right]. \quad (4)$$

Оптична схема вимірювання ПМ БТ представлена на рисунку 1. Освітлення проводиться паралельним ($\varnothing=10^4$ мкм) пучком He-Ne лазера (1) ($\lambda=0.6328$ мкм, $W=5.0$ мВт), потім системою лінз (2) формується паралельний пучок. Поляризаційний освітлювач складається з чвертьхвильових пластинок (3, 5) і поляризатора (4), що забезпечує формування лазерного пучка з довільним азимутом

$0^0 \leq \alpha_0 \leq 180^0$ або еліптичністю $0^0 \leq \beta_0 \leq 90^0$ поляризації.

Поляризаційні зображення БТ (6) за допомогою мікрооб'єктива (7) проєктуються в площину світлочутливої площини (800x600 пікселів) CCD-камери (10), яка забезпечує діапазон вимірювання структурних елементів БТ – 2-2000 мкм. Аналіз зображень БТ (6) здійснюється за допомогою чвертьхвильової пластинки (8) та поляризатора (9). Результати відображаються на персональному комп'ютері (11).

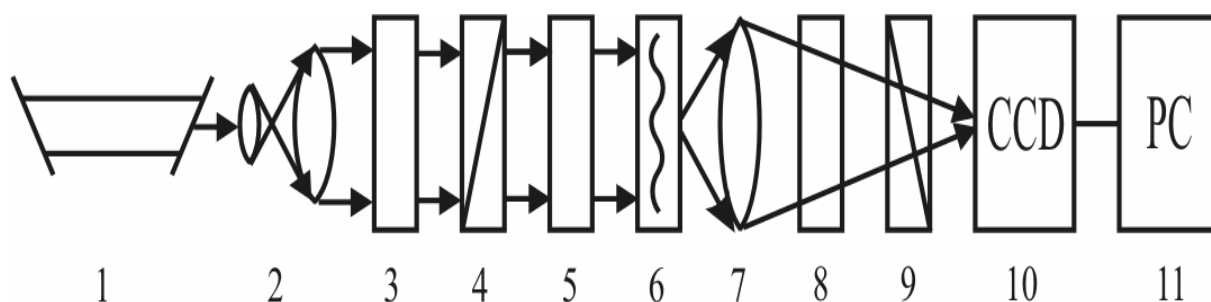


Рис. 1. Оптична схема вимірювання поляризаційних мап біологічних тканин.

Умови експерименту підбиралися так, щоб практично усунути просторово-кутову апертурну фільтрацію при формуванні зображень БТ. Це забезпечується узгодженням кутових характеристик індикатрис розсіювання світла зразками БТ ($\Omega_{BT} \approx 16^0$) і кутової аперттури мікрооб'єктива ($\Delta\omega = 20^0$), де Ω_{BT} – кутовий конус індикатрис,

в якому сконцентровано 98% всієї енергії розсіяного випромінювання.

Методика визначення ПМ БТ полягала в такій послідовності дій:

1. За допомогою аналізатора обертанням осі на кути $\Theta = 0^0-180^0$ визначали масиви мінімальних і максимальних рівнів інтенсивностей за такими формулами:

$$I_{\min} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}; I_{\max} \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$$

Зображення БТ для кожного окремого пікселя (mn) фіксувалися CCD-камерою. Відповідні їм кути повороту визначалися за формулами:

$$\Theta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} \left(I \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} \equiv \min \right)$$

2. Розрахунки ПМ зображень БТ проводяться за співвідношеннями:

$$\alpha \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \Theta(I(r_i) \equiv \min) - \frac{\pi}{2}; \beta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix} = \arctg \frac{I(r_i)_{\min}}{I(r_i)_{\max}}$$

На першому етапі об'єкти дослідження використовували два типи оптично тонких (коефіцієнт ослаблення $\tau \leq 0.1$) гістологічних зрізів БТ: 1) структурована тканина гомілкової кістки (КТ) (рис. 2а, б); 2) тканина брижі (ТБ) (рис. 2в, г).

Вибрані для дослідження об'єкти об'єднують наявність оптично анізотропної складової з показниками двопронезаломлення $\Delta n \approx 1.5 \times 10^{-1}$;

$\Delta n \approx 1.5 \times 10^{-3}$ [4], яка візуалізується в перехресному поляризаторі-аналізаторі (рис. 2б, г).

Архітектоніка таких БТ різна. КТ утворена "квазіупорядкованими пучками" двопронезаломлювальних колагенових пучків, мінералізованих кристалами гідроксилапатиту [15] (рис. 2б). ТБ містить "острівкові включення" анізотропного колагену (рис. 2г).

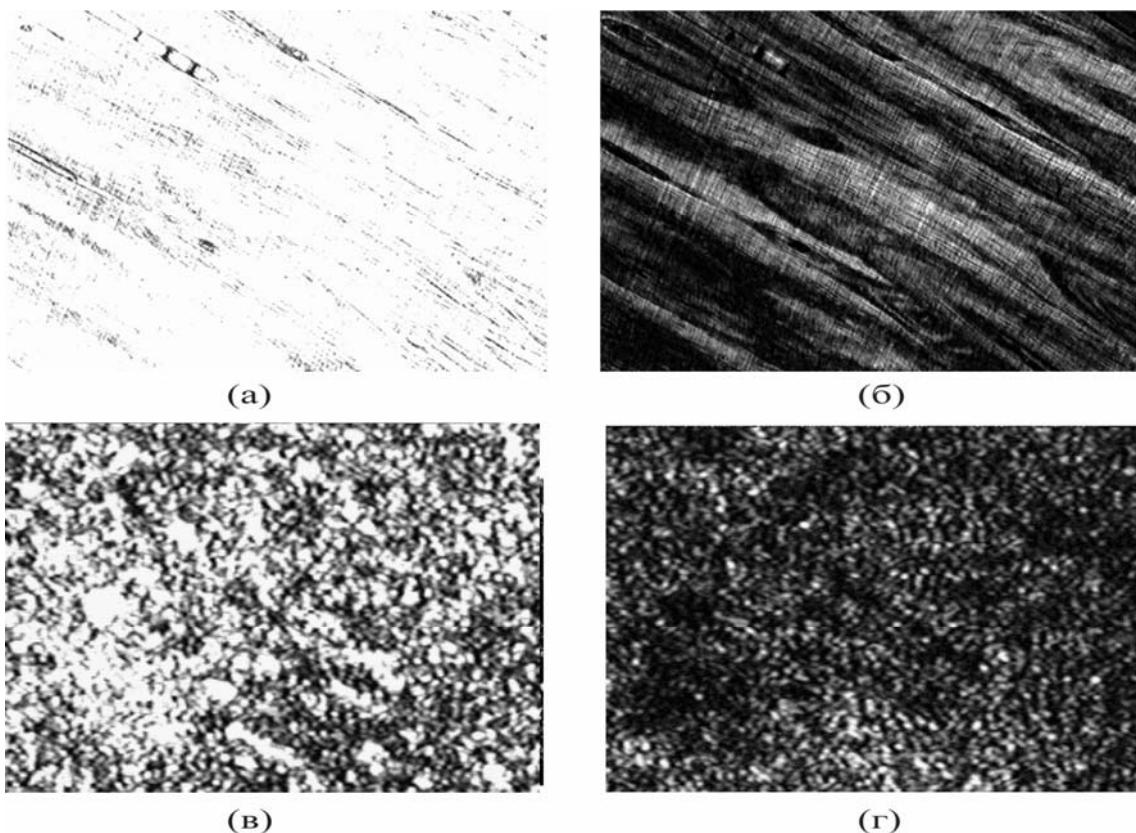


Рис. 2. Поляризаційні зображення кісткової тканини гомілки (а, б) та тканини брижі (в, г) у співосному (а, в) і перехресному (б, г) поляризаторі-аналізаторі.

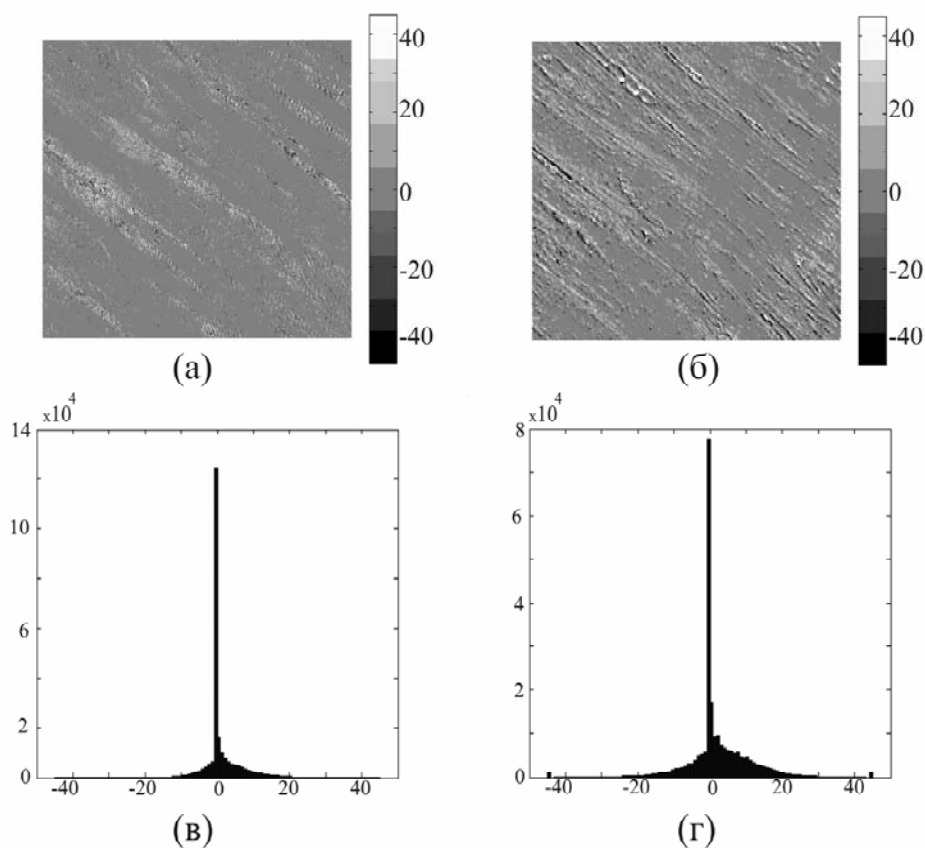


Рис. 3. Поляризаційні мапи кісткової тканини. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам азимутів та еліптичностей відповідно; (в, г) – гістограми таких розподілів.

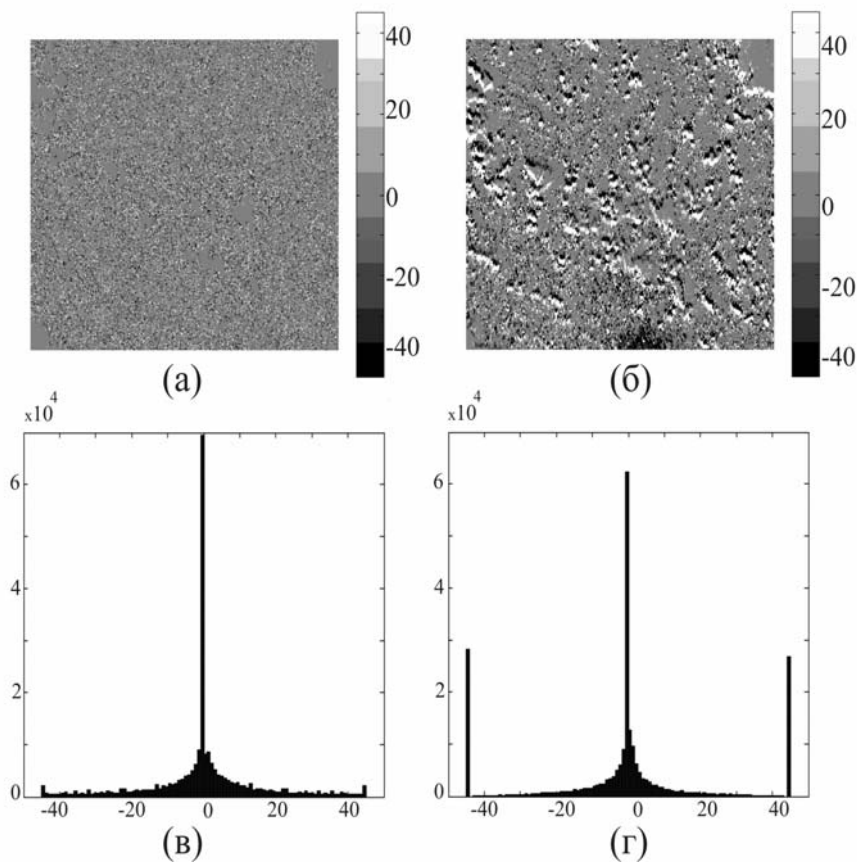


Рис. 4. Поляризаційні мапи тканин брижі. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам азимутів та еліптичностей відповідно; (в, г) – гістограми таких розподілів.

Результати дослідження координатних і статистичних розподілів азимутів і еліптичностей зображень фізіологічно нормальних КТ і ТБ наведені на рисунках 3 і 4.

З одержаних даних видно, що зображення обох типів БТ поляризаційно неоднорідні з імовірно розподіленими значеннями поляризаційних параметрів α, β світлових коливань.

Аналіз отриманих даних показує, що ПМ КТ сформована ансамблями (100-200 мкм) монополяризованих $(\{\alpha(r_i), \beta(r_i)\} \approx const)$ ділянок (поляризаційних доменів) (рис. 3а, б). Поляризаційна мапа ТБ (рис. 4а, б) утворена поляризованими ділянками значно менших розмірів (5-20 мкм). Гістограми $W(\alpha), W(\beta)$ (рис. 3в, г і 4в, г) характеризують розподіл поляризаційних параметрів $\{\alpha(r_i), \beta(r_i)\}$ зображень БТ обох типів.

Для КТ характерна наявність різко вираженого екстремуму залежності $W(\alpha), W(\beta)$ (рис. 3в, г), що вказує на статистичну перевагу певного стану поляризації в лазерному зображенні її архітектонічної сітки. Імовірна поляризаційна структура лазерного зображення ТБ (рис. 4в, г) являє собою суперпозицію двох компонент: поляризаційно-однорідної, яка збігається зі станом поляризації світлового пучка ($\alpha_0 = 0^0; \beta_0 = 0^0$), та поляризаційно-неоднорідної.

Першу складову ПМ характеризують різко виражені екстремуми гістограм $W(\alpha), W(\beta)$, другу – сукупність локальних екстремумів малої величини.

Об'єктивно статистичну структуру поляризаційно-неоднорідних зображень БТ обох типів характеризує сукупність статистичних моментів 1-4 порядків розподілів азимутів і еліптичностей поляризації, наведених у таблиці 1.

Таблиця 1

Статистика станів поляризації зображень біологічних тканин

Кісткова тканина				Тканина брижі			
$\alpha(r_i)$		$\beta(r_i)$		$\alpha(r_i)$		$\beta(r_i)$	
S_1	$0,38 \pm 7\%$	S_1	$0,24 \pm 6\%$	S_1	$0,11 \pm 9\%$	S_1	$0,08 \pm 5\%$
S_2	$0,25 \pm 6\%$	S_2	$0,21 \pm 8\%$	S_2	$0,19 \pm 7\%$	S_2	$0,05 \pm 6\%$
S_3	$9,8 \pm 9\%$	S_3	$7,7 \pm 7\%$	S_3	$1,4 \pm 4\%$	S_3	$0,61 \pm 6\%$
S_4	$24,6 \pm 11\%$	S_4	$12,5 \pm 9\%$	S_4	$3,1 \pm 3\%$	S_4	$2,25 \pm 5\%$

Звідси випливає:

1. Для статистики станів поляризації зображення БТ з упорядкованою архітектонікою характерна наявність відмінних від нуля значень асиметрії та ексцесу розподілів азимутів і еліптичностей поляризації світлових коливань.

2. Статистична структура ПМ БТ з острівковою архітектонікою близька до нормального закону розподілу значень азимутів і еліптичностей поляризації – статистичні моменти 3-4 порядків мають на один порядок менші значення у порівнянні з аналогічними параметрами ПМ КТ.

Досліджена статистична структура ПМ БТ різних типів може бути пов'язана з такими особливостями їх архітектоніки. Для структур КТ, що перетворюють поляризацію лазерного випромінювання, є великомасштабні домени “монорієнтованих двопротенезаломлювальних колагенових волокон”.

Згідно з формулами (3), (4), координатний роз-

поділ азимутів $\alpha \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$ та еліптичностей

$\beta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_m \\ \dots \\ r_n, \dots, r_m \end{pmatrix}$ поляризації виявляється однорідним у межах таких доменів

$\rho, \delta \begin{pmatrix} r_1, \dots, r_k \\ \dots \\ r_g, \dots, r_q \end{pmatrix}_{1 \leq l, k, g, q \leq m, n} \approx const$ (рис. 3а, б), а

відповідні гістограми $W(\alpha), W(\beta)$ характеризуються асиметричною структурою (рис. 3 в, г).

Анізотропна компонента ТБ не має вираженої орієнтаційної побудови. Тому поляризаційно-неоднорідна компонента її зображення характеризується симетричними гістограмами значень азимутів і еліптичностей поляризації (рис. 4а, б), близькими до нормального закону.

Статистичний аналіз ПМ БТ у пренатальному періоді онтогенезу людини відкриває нову сторінку вивчення аналогічних морфологічних структур, наприклад, стінок порожнистих органів травлення, встановлення механізмів формування фізіологічної атрезії, оцінка придатності кишкової петлі до анастомозування тощо [1, 2].

З метою пошуку можливостей диференціації різноманітних ембріональних перетворень (фізіологічної атрезії) БТ нами проведені порівняльні дослідження структури ПМ КТ, ТБ із тканиною стінки стравоходу 8-місячних плодів людини. Досліджувалися: 1) фрагменти страво-

хідної стінки з упорядкованою (А); 2) з розупорядкованою (Б); 3) з острівковою архітектонікою (В).

Структуру поляризаційно-неоднорідних зображень зазначених об'єктів ілюструє серія рисунків (рис. 5-7).

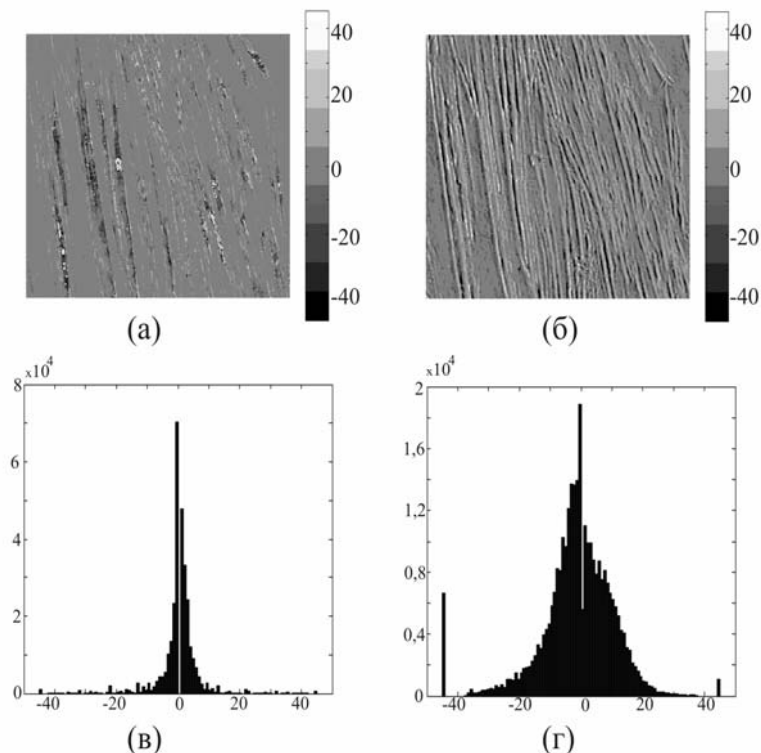


Рис. 5. Поляризаційні мапи (А) стравохідної стінки 8-місячного плода. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно; (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

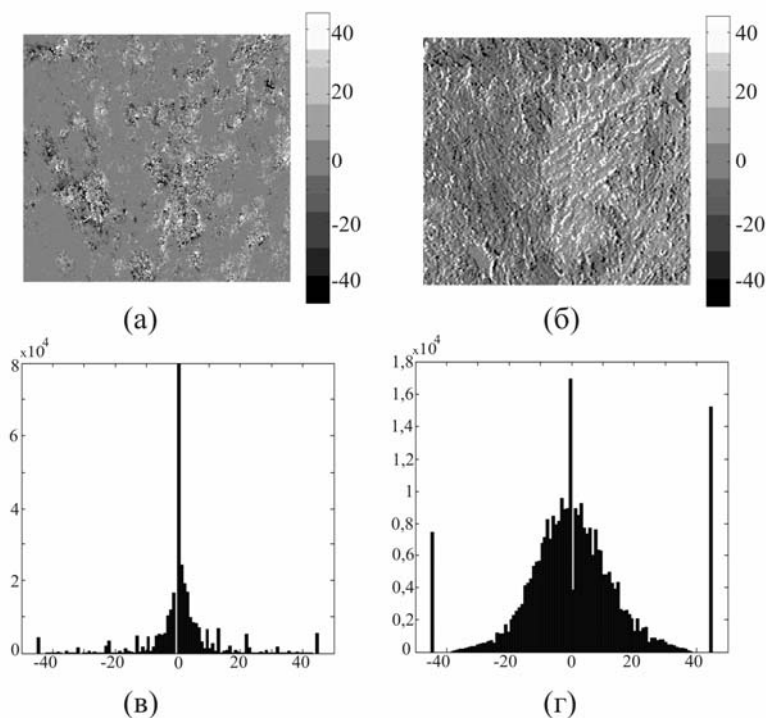


Рис. 6. Поляризаційні мапи (Б) стравохідної стінки 8-місячного плода. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно; (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

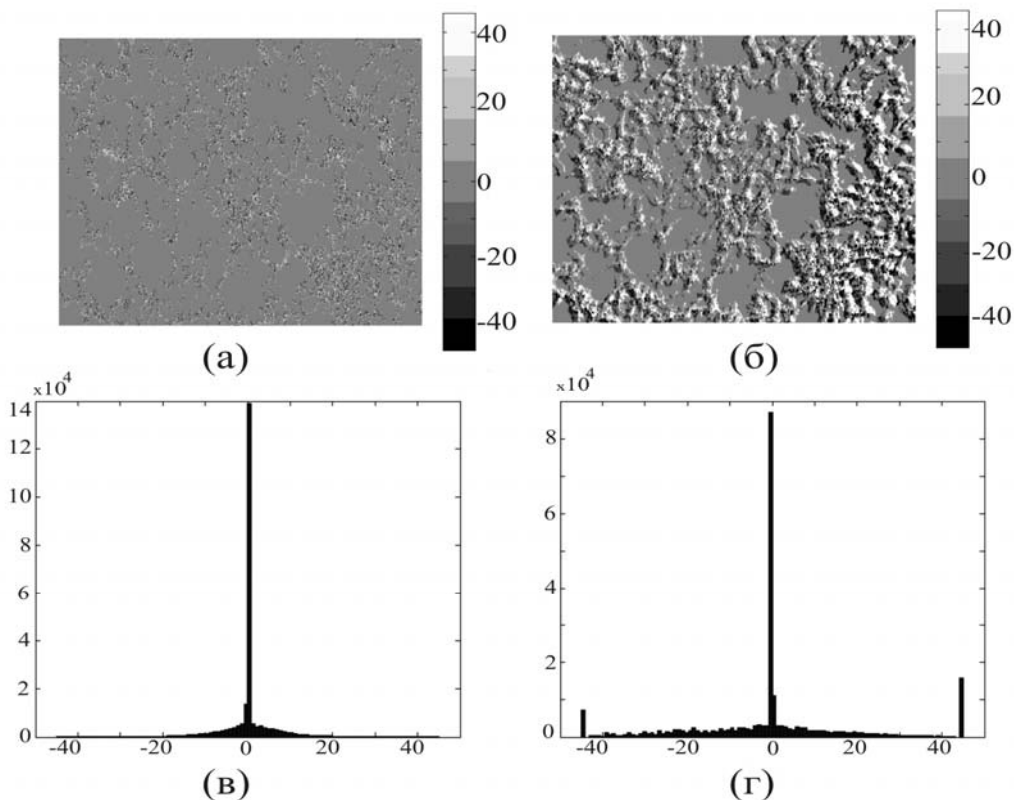


Рис. 7. Поляризаційні мапи (В) стравохідної стінки 8-місячного плода. Фрагменти (а, б) відповідають двовимірним розподілам (у градусах) азимутів і еліптичностей відповідно; (в, г) – гістограми поляризаційних параметрів.

Для БТ з упорядкованою і розупорядкованою архітектонічною сіткою структура їх ПМ у цілому відповідає вищенаведеній мапі поляризаційного зображення КТ (рис. 2). Даний факт свідчить про універсальність і адекватність запропонованого оптико-анізотропного моделювання їх архітектонічної складової як сукупності оптично-одноосних двопротенезаломлювальних анатомічних структур.

Головною відмінністю між ПМ фрагментів стравохідної стінки з упорядкованою архітектонікою (А) та з розупорядкованою (Б) є менші геометричні розміри поляризаційних доменів (фрагменти а, б на рис. 5 і 6).

З фізичного погляду „дрібномасштабність” ПМ (Б) може бути пов’язана з хаотичними орієнтаціями колагенових фібрил. За рахунок цього зменшуються ділянки, в межах яких напрямки оптичних осей ρ однакові. Тому площі відповідних „монополяризованих” ділянок ПМ також зменшуються.

Експериментально можливості статистичної диференціації ПМ підтверджуються порівняльним аналізом величин сукупності статистичних моментів 1-4 порядків розподілу азимутів і еліптичностей поляризації зображень БТ усіх типів (табл. 2-4).

Таблиця 2

Статистичні моменти 1-4 порядків поляризаційних мап стравохідної стінки з упорядкованою архітектонікою (А)

S_i	α	β
S_1	$0,26 \pm 5\%$	$0,12 \pm 3\%$
S_2	$0,12 \pm 4\%$	$0,08 \pm 5\%$
S_3	$6,7 \pm 7\%$	$4,9 \pm 6\%$
S_4	$17,9 \pm 9\%$	$14,5 \pm 11\%$

Статистичні моменти 1-4 порядків поляризаційних мап стравохідної стінки з розупорядкованою архітектонікою (Б)

S_i	α	β
S_1	$0,16 \pm 3\%$	$0,11 \pm 5\%$
S_2	$0,21 \pm 4\%$	$0,15 \pm 8\%$
S_3	$4,24 \pm 8\%$	$2,9 \pm 11\%$
S_4	$7,14 \pm 9\%$	$6,18 \pm 13\%$

Таблиця 4

Статистичні моменти 1-4 порядків поляризаційних мап стравохідної стінки з острівковою архітектонікою (В)

S_i	α	β
S_1	$0,08 \pm 5\%$	$0,06 \pm 7\%$
S_2	$0,19 \pm 7\%$	$0,16 \pm 9\%$
S_3	$3,12 \pm 8\%$	$2,64 \pm 11\%$
S_4	$6,92 \pm 11\%$	$2,17 \pm 13\%$

Зображення всіх розглянутих типів БТ характеризуються відмінними від нуля значеннями 3-ого та 4-ого статистичних моментів розподілів поляризаційних параметрів. Даний факт вказує на відмінність їх імовірнісного розподілу від нормального. Значення асиметрії та ексцесу азимутів і еліптичностей поляризації зображень БТ (табл. 2) з упорядкованою архітектонікою в 3-5 разів більші від значень аналогічних параметрів, що характеризують статистику 3-4 порядків поляризаційно-неоднорідних зображень БТ із розупорядкованою архітектонікою (табл. 3). Це підтверджує той факт, що збільшення інтервалу випадкових напрямків оптичної осі анізотропних фібрил певною мірою „наближає” їх статистику до нормального закону розподілу. Для статистичної структури поляризаційно-неоднорідних зображень БТ з “острівковою” архітектонікою (табл. 4) характерні менші, але ненульові значення статистичних моментів розподілів азимутів і еліптичностей поляризації вищих порядків.

Отже, статистичний аналіз ПМ БТ різної будови виявив різницю у значеннях їх статистичних моментів 3-ого та 4-ого порядків розподілів азимутів і еліптичностей поляризації. Виявлені

критерії можуть бути використані для диференціації зміни оптико-морфологічних властивостей БТ.

Висновки. 1. Розроблена і апробована нова методика лазерної поляризаційно-чутливої діагностики оптико-морфологічних властивостей зображень мап біологічних тканин.

2. Отримана інформація про статистичні моменти 1-4 порядку розподілів $W(\alpha), W(\beta)$ зображень тканин різної будови свідчить про те, що чим більше відхиляються імовірнісні розподіли оптико-морфологічних параметрів архітектонічних сіток від статистичного в бік самоподібного характеру, тим більшими стають величини 3-4 статистичних моментів розподілу поляризаційних параметрів зображень біологічних структур.

Перспективи подальших досліджень. Лазерну поляризаційно-чутливу діагностику оптико-морфологічних властивостей зображень мап біологічних тканин доцільно використовувати для аналізу анатомічних структур у пренатальному періоді онтогенезу людини в нормі та патології.

ЛІТЕРАТУРА

1. Єршов В.Ю. Морфометрична характеристика кишки при атрезіях у новонароджених / В.Ю.Єршов, М.П.Ковальський // Наук. вісн. Національного мед. університету ім. О.О.Богомольця. – 2007. – № 4. – С. 40-47.
2. Єршов В.Ю. Оцінка придатності кишки до анастомозування при хірургічному лікуванні атрезій кишки у новонароджених / В.Ю.Єршов // Клін. анатомія та оперативна хірургія. – 2007 – Т. 6, № 4. – С. 53-57.
3. Тучин В.В. Лазеры и волоконная техника в биомедицинских исследованиях / В.В.Тучин. – Саратов: Изд-во Саратов. ун-та, 1998. – 384 с.

4. Angelsky O.V. Polarization reconstruction of orientation structure of biological tissues birefringent architectonic nets by using their Mueller-matrix speckle-images / O.V.Angelsky, A.G.Ushenko, Yu.A.Ushenko // J. Holography Speckle. – 2005. – Vol. 2. – P. 72-79.
5. de Boer J.F. Two dimensional birefringence imaging in biological tissue using phase and polarization sensitive optical coherence tomography / J.F. de Boer, T.E.Milner, J.S.Nelson // In Trends in Optics and Photonics (TOPS): Advances in Optical Imaging and Photon Migration. – OSA, Washington, DC. – 1998. – Vol. 21. – P. 260-261.
6. de Boer J.F. Determination of the depthresolved Stokes parameters of light backscattered from turbid media by use of polarization-sensitive optical coherence tomography / J.F. de Boer, T.E.Milner, J.S.Nelson // Opt. Lett. – 1999. – Vol. 24. – P. 300-302.
7. de Boer J.F. Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination / J.F. de Boer, T.E.Milner // J. Biomed. Opt. – 2002. – Vol. 7. – P. 359-371.
8. Fercher A.F. Optical coherence tomography / A.F.Fercher // J. Biomed. Opt. – 1996. – Vol. 1. – P. 157-173.
9. Fractal structure of biotissue polarization properties / O.V.Angelsky, Yu.Ya.Tomka, A.G.Ushenko [et al.] // Proc. SPIE. – 2005. – Vol. 5972. – P. 163-168.
10. Handbook of Optical Coherence Tomography, edited B.E.Bouma and G.J.Tearney. Polarization-sensitive optical coherence tomography / J.F. de Boer, T.E.Milner, M.G.Ducros [et al.]. – Marcel Dekker Inc.: New York, 2002. – P. 237-274.
11. Handbook of Coherent-Domain Optical Methods. Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science / ed. V.Tuchin. – Kluwer Academic Publishers, 2004. – P. 67-93.
12. Investigation of 2D Mueller matrix structure of biological tissues for preclinical diagnostics of their pathological states / O.V.Angelsky, Yu.Ya.Tomka, A.G.Ushenko [et al.] // J. Phys. D: Appl. Phys. – 2005. – Vol. 38. – P. 4227-4235.
13. Polarization sensitive optical coherence tomography of the rabbit eye / M.G.Ducros, J.F. de Boer, H.E.Huang [et al.] // IEEE J. Select. Top. Quant. Electron. – 1999. – Vol. 5. – P. 1159-1167.
14. Schmitt J.M. Optical coherence tomography (OCT): A review / J.M.Schmitt // IEEE J. Sel. Top. Quant. Electron. – 1999. – Vol. 5. – P. 1205-1215.
15. Two-dimensional birefringence imaging in biological tissue by polarization-sensitive optical coherence tomography / J.F. de Boer, T.E.Milner, M.J.C. van Gemert, J.S.Nelson. // Opt. Lett. – 1997. – Vol. 22. – P. 934-936.
16. Ushenko Yu.A. Fractal structure of Mueller matrices images of biotissues / Yu.A.Ushenko // Proc. SPIE. – 2004. – Vol. 5772. – P. 131-138.

SUMMARY

LASER POLARIMETRY OF BIOLOGICAL TISSUES

Ushenko O.H., Akhtemiichuk Yu.T., Antoniuk O.P., Balanetska V.A.

A new method of analyzing the optico-morphological properties of biological tissues has been elaborated and tested: of the shin bone which is formed by "quasiordered beams" of double refraction collagenic fascicles mineralized by hydroxyl apatite crystals; the mesentery tissue, containing "insular inclusions" of anisotropic collagen; the esophageal wall tissue of an 8-month old fetus which has ordered, partially disordered and "insular" architectonics.

Key words: polarization-sensitive optical coherent tomography, biological tissue