

УДК 535.361

В. П. Пишак¹, чл.-корр. АПН України, д-р мед. наук, проф.,
А. Г. Ушенко², д-р физ.-мат. наук, проф., **О. В. Пишак**¹, д-р мед. наук, проф.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ПОЛЯРИЗАЦИОННО-ФАЗОВОЙ РЕКОНСТРУКЦИИ АРХИТЕКТониКИ БИОТКАНЕЙ В ДИАГНОСТИКЕ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ ИЗМЕНЕНИЙ

¹Буковинская государственная медицинская академия,

²Черновицкий национальный университет, Черновцы, Украина

УДК 535.361

В. П. Пишак¹, **О. Г. Ушенко**², **О. В. Пишак**¹

ВИКОРИСТАННЯ ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВОЇ РЕКОНСТРУКЦІЇ АРХІТЕКТОНІКИ БІОТКАНИН У ДІАГНОСТИЦІ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН

¹Буковинська державна медична академія,

²Чернівецький національний університет, Чернівці, Україна

Вивчено закономірності формування локальної і статистичної поляризаційної структури лазерного випромінювання, розсіяного фазово-неоднорідними шарами (ФНШ) біотканин (БТ). Виявлено взаємозв'язки розподілів азимутів і еліптичностей поляризації граничного поля з орієнтаційно-фазовою структурою кристалічної фази мультифрактальних ФНШ. Запропоновано метод поляризаційно-фазової реконструкції архітектоники БТ.

Ключові слова: поляризаційно-фазова реконструкція, біотканини, лазерне випромінювання.

UDC 535.361

V. P. Pishak¹, **A. G. Ushenko**², **O. V. Pishak**¹

THE USE OF POLARIZING-PHASIC RECONSTRUCTION OF BIOTISSUE ARCHITECTONICS WHILE DIAGNOSING PATHOLOGIC CHANGES

¹Bukovinian State Medical Academy, ²Chernovtsy National University, Chernovtsy, Ukraine

The content patterns of forming a local and statistical polarization structure of laser radiation diffracted by phasic-heterogenic layers (PHL) of the biotissues (BT) have been studied. Distribution correlations of azimuths and ellipticities for the polarization of the boundary field with the orientation-phasic structure of the crystal phase of multifractal PHL have been found.

A method of the polarizing-phasic reconstruction of the BT architectonics has been proposed.

Key words: polarizing-phasic reconstruction, biotissues, laser radiation.

Введение

Все многообразие реальных физических тел является оптически неоднородным. Это делает изучение явления рассеяния лазерного излучения актуальным в широком кругу задач, которые решаются в оптике. В скалярном приближении были определены закономерности формирования когерентных полей при дифракции на протяженных неплоских объектах с произвольной как гауссовой, так и негауссовой статистикой [7]. Проанализированы статистические характеристики, в том числе флуктуационные и корреляционные распределения амплитуд, фаз и интенсивностей случайных полей, которые учитывают статистику фазово-неоднородных объектов. В границах применения модели фазового хаотического экрана [10] удалось обнаружить и диагностически использовать взаимосвязь набора статистических моментов, которые наиболее полно характеризуют случайный объект с малой дисперсией фазы, и соответствующих корреляционных параметров поля рассеянного излучения. Однако этот полезный и важный результат не может быть распространен непосредственно на случай ФНС с большими неоднородностями — на развитые спекл-поля. Решение задач поиска диагностических связей «поле излучения — объект исследования» затруднено еще и тем, что остаются недостаточно изученными механизмы формирования поляризационной структуры объектного поля [1–3; 5]. Такие процессы рассеяния лазерного излучения связаны с оптико-геометрической (оптическая анизотропия вещества, ориентация кристаллитных доменов и др.) структурой биотканей (БТ) [11–14]. Поэтому было бы целе-

сообразным разработать новые подходы и способы анализа поляризации лазерных полей биоструктур различных типов.

Настоящая работа направлена на поиск связи между поляризационной структурой объектных полей БТ и ориентационно-фазовой структурой их кристаллической фазы с последующей разработкой метода поляризационно-фазовой реконструкции архитектуры БТ эффективного в диагностике ее патологических изменений.

Аналитическое моделирование

Согласно последним морфологическим данным, структура БТ представляет собой поляризационно активную матрицу с фрактальным и мультифрактальным уровнями организации архитектуры [1]. Фрактальный уровень — участки архитектуры (кристаллитные домены) с пространственно упорядоченной структурой оптически одноосных микрофибрилл (коллаген, миоцин, эластин и др. [2; 3]). Мультифрактальный уровень — архитектурные сети, которые образованы оптически анизотропными фрактальными доменами.

Оптические свойства первичного (фрактального) уровня организации БТ характеризует оператор Джонса следующего вида [4]:

$$W = \begin{bmatrix} \cos^2 \rho(X, Y) + \sin^2 \rho(X, Y) \exp[-i\delta(X, Y)] & \cos \rho(X, Y) \sin \rho(X, Y) \{1 - \exp[-i\delta(X, Y)]\} \\ \cos \rho(X, Y) \sin \rho(X, Y) \{1 - \exp[-i\delta(X, Y)]\} & \sin^2 \rho(X, Y) + \cos^2 \rho(X, Y) \exp[-i\delta(X, Y)] \end{bmatrix}, \quad (1)$$

где ρ — ориентация оптической оси, задаваемая направлением укладки анизотропных фибрилл; δ — величина фазового сдвига, вносимого их веществом между обыкновенной и необыкновенной волной; X, Y — координаты в плоскости образца БТ.

В пределах биофрактала ориентационный ρ и фазовый δ параметры топологически стационарны: $\rho(X, Y), \delta(X, Y) \approx \text{const}$. В этом случае состояние поляризации объектного лазерного поля фрактального домена взаимосвязано с его ориентационно-фазовыми параметрами следующими соотношениями [2]:

$$\alpha(X, Y) = 0,5 \arctg \frac{\cos 4\rho(X, Y) \sin^2 0,5\delta(X, Y) + \cos^2 0,5\delta(X, Y)}{\sin 4\rho(X, Y) \sin^2 0,5\delta(X, Y)}, \quad (2)$$

$$\beta(X, Y) = 0,5 \arcsin[\sin 2\rho(X, Y) \sin \delta(X, Y)]. \quad (3)$$

Для мультифрактальной архитектурной сети БТ векторная структура объектного поля может быть определена как суперпозиция состояний поляризации областей фрактальных доменов

$$\alpha^* = \arctg \left(\frac{\sum_{m=1}^N \sum_{m=1}^N A_m \cos \alpha_m}{\sum_{m=1}^N \sum_{m=1}^N A_m \sin \alpha_m} \right), \quad (4)$$

$$\beta^* = \arctg \left[\frac{\sum_{m=1}^N \sum_{m=1}^N \sum_{m=1}^N A_m (\cos \alpha_m + \tg \beta_m \sin \alpha_m)}{\sum_{m=1}^N \sum_{m=1}^N \sum_{m=1}^N A_m (\sin \alpha_m + \tg \beta_m \cos \alpha_m)} \right], \quad (5)$$

где N — количество анизотропных фрактальных структур; A_m — амплитуды световых колебаний парциальных объектных полей.

Патологические изменения архитектуры БТ проявляются в формировании направлений роста и увеличении оптической анизотропии вещества фрактальных доменов [3; 8; 9]. С оптической точки зрения такие тенденции сопровождаются ростом уровня эллиптичности рассеянного лазерного излучения и изменением топологического распределения однотипно поляризованных локальных зон объектного поля.

Экспериментальная схема и методика исследований

Оптическая схема эксперимента приведена на рис. 1. Линейно поляризованное излучение He-Ne лазера 1 трансформируется четвертьволновой пластинкой 2 в циркулярно поляризованное. Вращением поляризатора 3 формируется плоско поляризованный пучок с произвольным азиму-

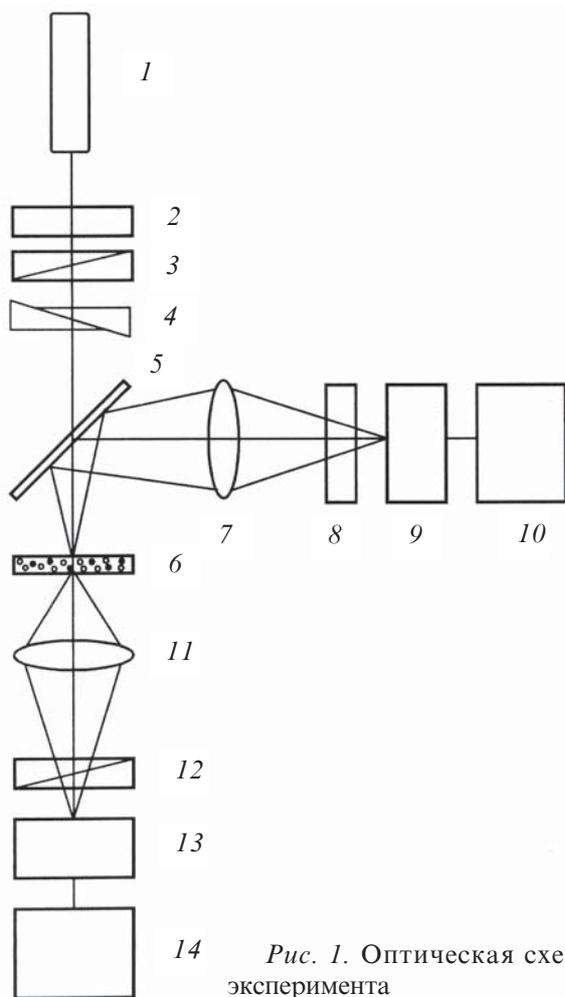


Рис. 1. Оптическая схема эксперимента

том поляризации α_0 . Кварцевый клин 4 задает необходимый фазовый сдвиг Δ^*_0 . Проекционный объектив 6 формирует изображения поверхности сквозь анализатор 7 в плоскость CCD камеры 9, связанную с микропроцессором 10. Когерентное изображение шероховатой поверхности дискретизируется по 256 уровням интенсивности и совокупностью пикселей (800×600).

Методика измерений

Микрополяризационная структурность объектного поля определялась по следующей совокупности действий:

— вращением поляризатора 3 ($0^\circ < \omega < 180^\circ$) формируют линейно поляризованный лазерный пучок с произвольным азимутом поляризации $\alpha_0(\omega)$;

— вращением анализатора 8 определяют в пределах каждого пикселя $N(X, Y)$ минимальный и максимальный уровни сигнала $I_{min}(X, Y)$, $I_{max}(X, Y)$;

— полученные данные обрабатываются в соответствии с алгоритмами

$$\alpha(X, Y) = \pi/2 - \Theta_{I=I_{min}},$$

$$\beta(X, Y) = \text{arctg} \left[I_{min}(X, Y) / I_{max}(X, Y) \right]; \quad (6)$$

— определенный массив локальных поляри-

зационных параметров $a(X, Y)$, $b(X, Y)$ статистически обрабатывается и представляется в виде функций распределения W_a, V_b .

Результаты и обсуждение

Исследовались следующие типы БТ: дерма кожи (ДК), мышечная (МТ) и костная (КТ) ткани. Выбранные для исследования объекты объединяет наличие общих оптических свойств их архитектуры — пространственные сети, образованные фрактальными доменами, вещество которых обладает свойствами оптически одноосных кристаллов. Но есть и различия.

Архитектоника ДК формируется статистически ориентированными пучками коллагеновых фибрилл. Диаметр фибрилл колеблется от 0,5 до 2 мкм. Параллельные пучки фибрилл образуют волокно, диаметр которого составляет 5–7 мкм (сосочковый слой [6]), а в сетчатом слое [6] достигает 30 мкм. Самой высокой структурной (фрактальной) единицей оптически активного коллагена (показатель двулучепреломления $\Delta n \approx 10^{-3}$ [3]) считается коллагеновый пучок, средний диаметр которого изменяется от 100 до 200 мкм.

На рис. 2, а представлено изображение коллагеновой сети ДК, полученное в скрещенных поляризаторе-анализаторе.

Мышечная ткань — это структурированная, пространственно упорядоченная система белковых пучков, состоящих из оптически изотропного актина и анизотропного ($\Delta n \approx 10^{-3}$) миозина [2] (рис. 2, б).

Костная ткань представляет собой систему, состоящую из слоя трабекул (А) и остеонов (В) (рис. 2, в). Оптически активная матрица состоит из кристаллов гидроксилатапата ($\Delta n \approx 10^{-1}$ [6]), длинные (оптические) оси которых ориентированы вдоль продольной оси коллагеновых волокон [6]. Они расположены между микрофибриллами, фибриллами и коллагеновыми волокнами, образуя самостоятельную непрерывную минеральную фазу. Коллагеновые волокна являются пространственно армирующими элементами в минеральной матрице. Ориентация волокон костных трабекул упорядочена и параллельна их плоскости. Для остеонов КТ характерна пространственно спиральная ориентация армирующих коллагеновых волокон.

Для экспериментального исследования изготавливали гистологические срезы БТ, геометрическая толщина которых удовлетворяла условию однократного рассеяния (показатель ослабления

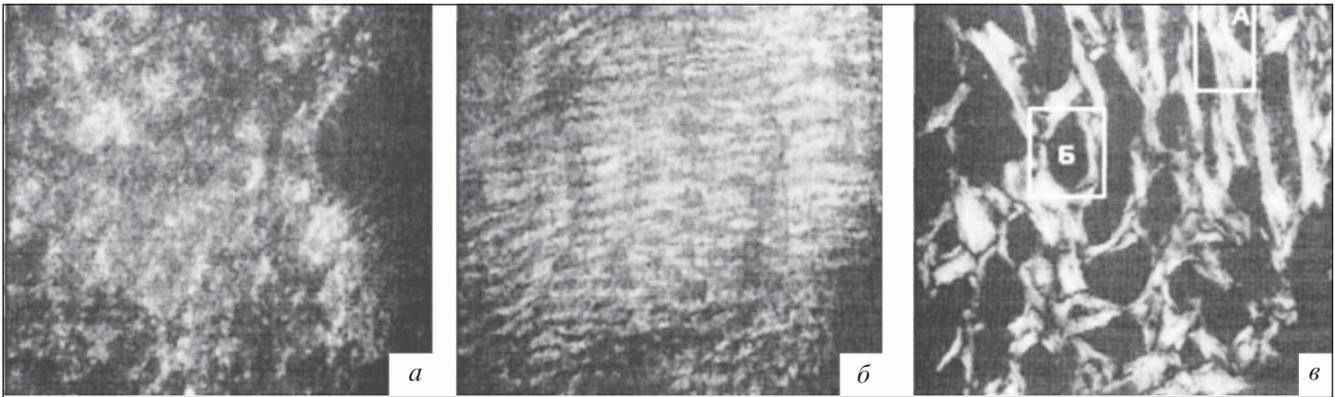


Рис. 2. Поляризационно визуализированная архитектура БТ различного морфологического строения

$\tau < 0,1$) и составляла: ДК — 100 мкм, МТ — 70 мкм, КТ — 50 мкм. Освещение проводили плоскополяризованным лазерным пучком с $\alpha_0=45^\circ$.

Результаты исследования поляризационной структуры объектных полей БТ приведены на рис. 3. Левая колонка иллюстрирует поляризационные карты значений азимутов $\alpha(X, Y)$ лазерных объектных полей и гистограммы их статистических распределений W_α (ДК — рис. 3, а, в; МТ — рис. 3, д, ж; КТ — рис. 3, и, л). Правая колонка соответствует топологии локальных уровней эллиптичностей $\beta(X, Y)$ поляризации объектных полей и их статистических распределений V_β (ДК — рис. 3, б, з; МТ — рис. 3, е, з; КТ — рис. 3, к, м).

Из полученных данных видно:

1. Векторная структура объектных полей всех типов БТ представляет собой ансамбли однородно поляризованных локальных зон с индивидуальным топологическим распределением, определяемым ориентационной $\rho(X, Y)$ и анизотропной $\delta(X, Y)$ структурой архитектуры мультифрактальных ФНС (см. рис. 2);

2. Объектное поле ДК (см. рис. 2, а) обладает поляризационно-однородной ($\alpha_0=45^\circ$) и поляризационно-неоднородной составляющими. Первая соответствует оптически изотропной компоненте дермы и достаточно однородно распределена в плоскости объектного поля. Оптически анизотропные коллагеновые пучки преобразуют состояние поляризации освещающего лазерного пучка в соответствии с локальными значениями ориентации укладки $\rho(X, Y)$ и фазово-сдвигающей способности $\delta(X, Y)$. В результате формируются (соотношения (2), (3)) топологически распределенные зоны однородной поляризации, параметры которой определяются фрактальной структурой ($\rho(X, Y), \delta(X, Y) \approx \text{const}$) архитектуры ДК (см. рис. 3, а, б). Размеры таких зон варьируют в пределах 10–50 мкм, что удовлетворительно соответствует данным морфологических исследований коллагеновых пучков сетчатого слоя дермы.

Несколько меньший в сравнении с геометрическим (30–100 мкм) размер зон однородной поляризации может быть обусловлен тем, что ориентация укладки коллагеновых волокон в пределах фрактальных доменов (пучков) не строго прямолинейна. Это обуславливает вариации значений α, β . Диапазон изменения параметров поляризации объектного поля достаточно широкий: $0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ; 0^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$. Статистику их изменения иллюстрируют гистограммы, определяемые по общему количеству измерений N параметров α, β с шагом 1° (рис. 3, в, з).

Анализ соотношений (2), (3) показывает, что величина $\alpha(X, Y)$ определяется углом между α_0 и $\rho_i(X, Y)$, а эллиптичность $\beta(X, Y)$ наибольшего уровня достигает при $\alpha_0 - \rho_i(X, Y) \rightarrow 45^\circ$. Поэтому максимальные отклонения $\alpha(X, Y)$ от $\alpha_0(\Delta\alpha)$ и экстремальный уровень эллиптичности $\beta(X, Y)$ корреляционно взаимосвязаны: $\Delta\alpha(\alpha_0) \rightarrow \beta_{\min} \approx 0^\circ; \Delta\alpha_{\max} \rightarrow \beta_{\max}$.

Структура полученных гистограмм (при наличии достаточно равномерного распределения состояний поляризации в объектном поле ДК относительно параметров поляризации освещающего пучка) характеризуется двумя «размытыми» локальными экстремумами распределения азимутов и эллиптичностей поляризации лазерного излучения ($(\alpha \approx 22-30^\circ, \beta \approx 12-15^\circ)$ и $(\alpha \approx 48-50^\circ, \beta \approx 30-32^\circ)$). Поляризационные особенности поля рассеянного лазерного излучения, по-видимому, обусловлены преимущественной укладкой коллагеновых пучков в плоскости исследованного конкретного образца ДК.

Исследования других образцов ДК (61 образец) подтвердили наличие развитой статистики состояний поляризации объектного поля с наличием определенных экстремальных областей, связанных со случайно сформированными направлениями укладки оптически анизотропных коллагеновых пучков.

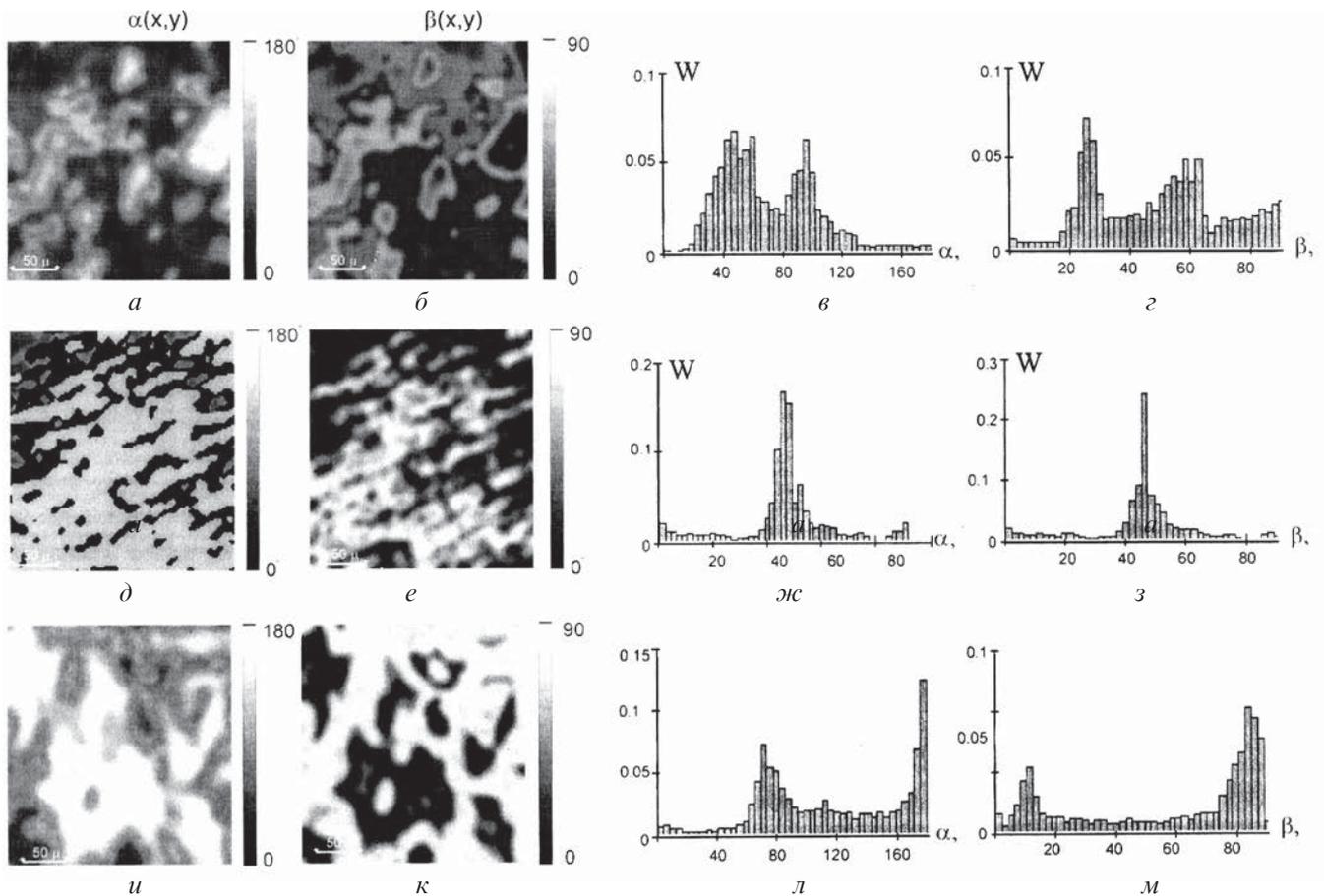


Рис. 3. Поляризационные карты и статистика состояний поляризации мультифрактальных БТ

3. Объектное поле МТ, архитектура которой обладает высокой степенью упорядоченности ориентации фрактальных доменов (см. рис. 2, б), характеризуется монополяризационной структурой. Поляризационная карта такого мультифрактального ФНС представляет практически двухуровневую структуру топологических распределений азимутов $\alpha(X, Y)$ и эллиптичностей $\beta(X, Y)$ поля рассеянного лазерного излучения (см. рис. 3, д, е). Количественно это иллюстрируют соответствующие гистограммы (рис. 3, ж, з), которые обладают узко локализованными экстремумами ($\alpha \cong 50^\circ$, $\beta \cong 22^\circ$), относительная величина которых практически на 2 порядка превышает вероятности других значений азимутов и эллиптичностей поляризации. Некоторый разброс значений $\alpha(X, Y)$ и $\beta(X, Y)$, по-видимому, связан с некоторыми вариациями ориентации $\rho(X, Y)$ и толщины (фазово-сдвигающей способности $\delta(X, Y)$) миозиновых пучков в плоскости образца МТ.

Векторная структура лазерных полей других исследованных (48 образцов) МТ в целом аналогична приведенной на рис. 3. Значения поляризационных параметров α , β локализованы в окрестности дискретных экстремумов, относительная величина и количество которых определяются конкретной спецификой укладки фрактальных пучков архитектурной сети МТ.

4. Мультифрактальное строение КТ (см. рис. 2, в) обуславливает специфику векторной структуры объектного поля рассеянного лазерного излучения, которое сформировано достаточно крупномасштабными (30–150 мкм) областями однородной поляризации (см. рис. 3, и, к). Значения параметров поляризации лазерного излучения, как и в случае объектного поля ДК, изменяются в широких пределах ($0^\circ \leq \alpha \leq 90^\circ$; $0^\circ \leq \beta \leq 45^\circ$). Однако уровень эллиптичности существенно выше. Как видно из гистограмм (см. рис. 3, л, м), большинство участков поля фрактальных доменов КТ имеют максимально высокую эллиптичность ($\beta \rightarrow 45^\circ$). Данное обстоятельство, по-видимому, связано с двулучепреломлением кристаллов гидроксилпатита, уровень которого на два порядка выше двулучепреломления коллагена или миозина. Поэтому даже при реализации условия $\Delta\alpha_{max} \rightarrow \beta_{max}$ значения эллиптичности поляризации лазерного поля КТ существенно больше, чем для объектного поля мультифрактальной структуры, архитектура которой сформирована органическими двулучепреломляющими пучками.

Таким образом, исследованные процессы преобразования поляризации лазерного излучения, рассеянного статистическими и мультифрактальными объектами, позволяют реализовать поиск

диагностических взаимосвязей локальной поляризационной структуры объектного поля и оптико-геометрических параметров таких ФНС.

Поляризационно-фазовая реконструкция архитектуры БТ

В ситуации однократного рассеяния лазерного излучения образцами БТ можно определить величину угла ориентации оптически анизотропных фибрилл архитектурной сети путем решения соотношений (2), (3) относительно ρ

$$\rho = 0,5 \arcsin \frac{-k_2 + (k_2^2 - 4k_1k_3)^{1/2}}{2k_1}, \quad (7)$$

где

$$k_1 = x^2 z^2 + [2z^2(3x^2 + y^2)]^2, \quad (8)$$

$$k_2 = 0,5z^3x - 1,75x^3z - 1,25xy^2z \cdot \frac{\delta\lambda}{2\pi\Delta n}, \quad (9)$$

$$k_3 = \left[\frac{\delta\lambda}{2\pi\Delta n z} (x^2 + y^2) \right]^2 \cdot [z^2(1,5x^2 + 0,5y^2)] \cdot \left[\frac{\delta\lambda}{2\pi\Delta n z} (x^2 + y^2) \right], \quad (10)$$

где x, y — координаты точки в когерентном изображении слоя БТ; Δn — величина показателя двулучепреломления; z — толщина слоя; λ — длина волны лазерного излучения.

Для определения оптической анизотропии необходимо варьировать состояние поляризации (α_0, β_0), освещающей БТ лазерной волны.

Такую операцию можно обеспечить вращением в освещающем пучке четвертьволновой фазово-сдвигающей пластинки, которая трансформирует параметры поляризации (α_0, β_0), в соответствии с соотношениями

$$\alpha_R = 0,5 \arctg \left[\frac{\cos 2\beta_0 \sin 2\eta \cdot \cos 2(\alpha_0 - \eta) + \sin 2\beta_0 \cos 2\eta}{\cos 2\beta_0 \cos 2\eta \cdot \cos 2(\alpha_0 - \eta) - \sin 2\beta_0 \sin 2\eta} \right], \quad (11)$$

$$\beta_R = 0,5 \arcsin [\cos 2\beta_0 \sin 2(\alpha_0 - \eta)], \quad (12)$$

где η — угол вращения оси наибольшей скорости пластинки.

Из анализа (11) и (12) вытекает, что существует такое состояние поляризации освещающего пучка (α_R^*, β_R^*) при котором эллиптическая поляризация объектного поля фрактального домена трансформируется в линейную с азимутом α^{**} , величина которого определяется фазовым сдвигом δ , вносимым веществом биофрактала

$$\delta = \arctg \{ \sin 2 [2\alpha_0 - \arcsin(\operatorname{tg} 2\beta_0)] - \alpha^{**} \}. \quad (13)$$

Результаты экспериментальной поляризационно-фазовой реконструкции архитектуры гистологического среза КТ (костная пластинка, состоящая из различно ориентированных трабекул с преимущественно прямолинейной укладкой волокон (см. рис. 2, в)) толщиной 25 мкм иллюстрирует рис. 4.

На рис. 4 приведены топологические распределения моноориентированных ($\rho(X, Y) \approx \text{const}$) фрактальных структур КТ ($\rho(X, Y) = 20^\circ$ — рис. 4, а; $\rho(X, Y) = 45^\circ$ — рис. 4, б; $\rho(X, Y) = 90^\circ$ — рис. 4, в).

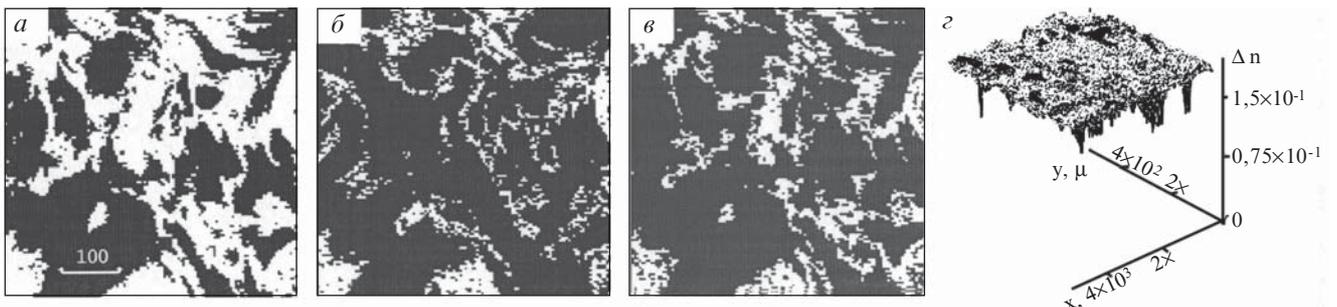


Рис. 4. Поляризационно-фазовая реконструкция архитектуры КТ

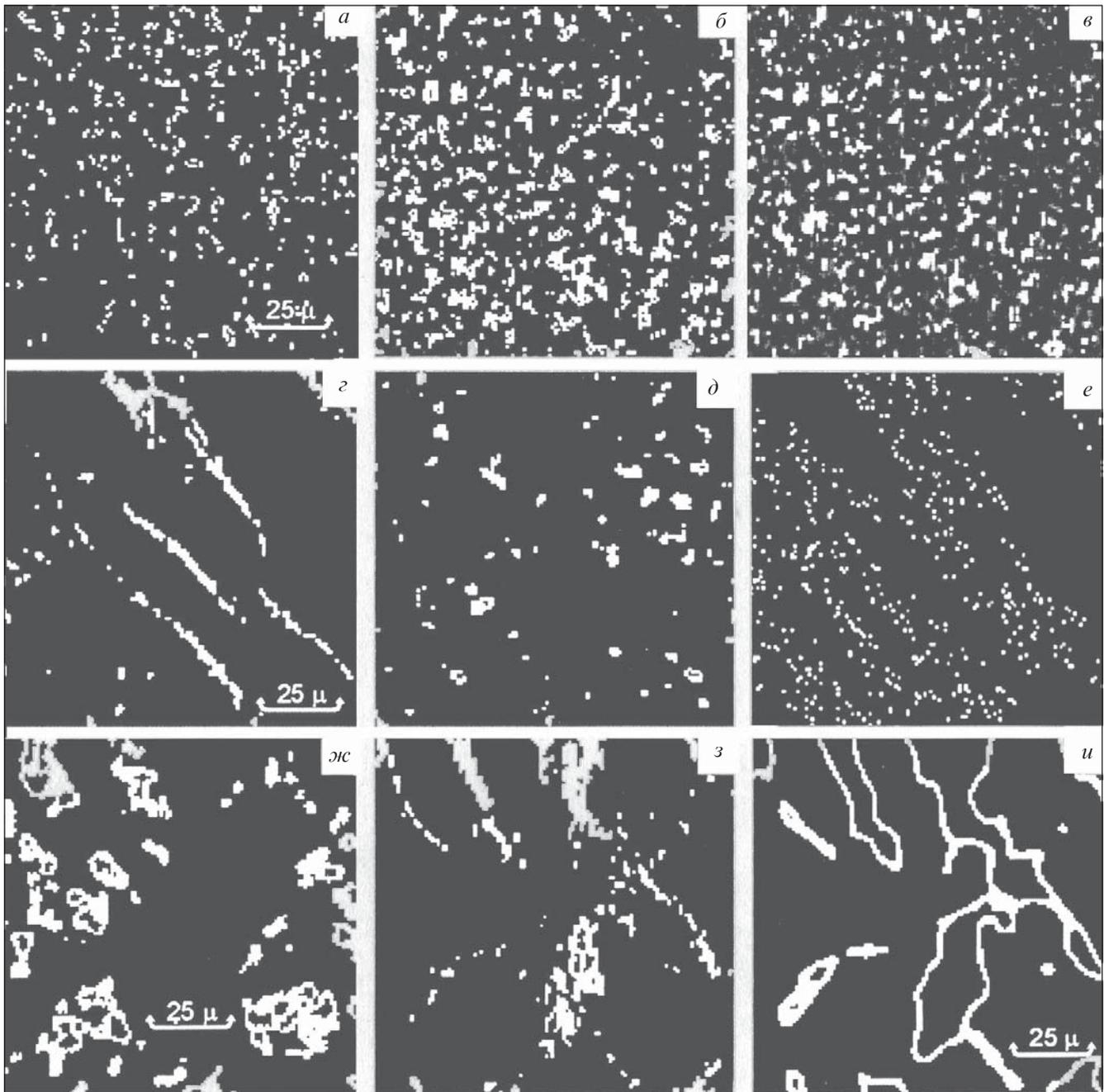


Рис. 5. Топологическая ориентационная и фазовая структура коллагеновой сети миомерия

Полученные результаты указывают на «крупноблочную» ориентационную структуру фрактальных доменов в костной пластинке с преобладающей ориентацией минерализованных фибрилл $\rho(X, Y) = 90^\circ$ относительно плоскости поляризации освещающего лазерного пучка α_0 . Размеры соответствующих зон (10^2 – 10^3 мкм) в несколько раз больше (10–20 мкм) областей иначе ориентированных биофрактальных доменов.

Топологическая ориентационная мультифрактальная структура КТ (см. рис. 4) удовлетворительно коррелирует с поляризационными картами азимутов и эллиптичностей состояний поляризации объектного поля такого ФНС (см. рис. 3, а, б). С другой стороны, реконструированный уровень оптической анизотропии вещества КТ (несмотря на широкий диапазон изменения параметров поляризации α, β) оказывается достаточно равномерно распределенным по площади образца $\Delta n \sim 1,2 \times 10^{-1} - 1,5 \times 10^{-1}$ (рис. 4, з). Это обстоятельство указывает на достаточно однородную минерализацию кристаллами гидроксилатапатита органической компоненты КТ, что удовлетворительно соответствует морфологическим данным электронной микроскопии и, таким образом, свидетельствует об адекватности модельного подхода в поляризационно-фазовой реконструкции мультифрактальных ФНС.

Сравнительный анализ векторной структуры объектных полей мультифрактальных ФНС (см. рис. 3) обнаруживает их поляризационную чувствительность к возникновению процессов образования оптически анизотропных структур и формирования направлений их роста. Подобная информация является актуальной в ранней (доклинической) диагностике патологических изменений архитектоники БТ с малым «статистическим» весом двулучепреломляющих структур, к которым относится миомерий [13].

На рис. 5 представлена топологическая ориентационная и фазовая структура коллагеновой сети физиологически нормального миомерия (см. рис. 5, а, б, в, г), а также с вероятностным образованием (рис. 5, д, ж, з, е) направленного и диффузного (рис. 5, и, к, л, м) роста фибромиомы [13].

Топологические карты ориентации коллагеновых волокон (см. рис. 5, а, б, в) физиологически нормального миомерия указывают на практически равновероятную их укладку в плоскости гистологического среза.

Возникновение направлений патологического роста коллагеновых волокон проявляется в формировании крупномасштабных зон, топологическая конфигурация которых соответствует достаточно узкому угловому диапазону значений ρ (см. рис. 5, д, ж, з).

Диффузное разрастание коллагеновых волокон иллюстрируют топологические карты областей одинаковой ориентации (см. рис. 5, г, д, е). Видно, что ориентационная структура архитектоники патологически измененной БТ имеет несколько выраженных угловых направлений, значения которых лежат в широком диапазоне углов ρ .

Топология фазовой компоненты архитектоники физиологически нормального и патологически измененного миомерия приведена на рис. 5, ж, з, и. Видны «сформированные» области с неоднородным распределением показателя двулучепреломления $\Delta n(X, Y)$, значения которого иллюстрируют фрагменты рис. 3, б, г соответственно ($\approx 1,2 \times 10^{-4} - 1,1 \times 10^{-3}$).

Таким образом, возникновение патологических и дегенеративно-дистрофических процессов изменения структуры БТ на ранних этапах сопровождается увеличением либо деградацией оптической анизотропии вещества архитектоники БТ.

Полученные результаты могут быть полезны в разработке и создании новых средств оптической диагностики — поляризационных двумерных лазерных томографов, эффективных в доклинической диагностике физиологического состояния БТ.

ЛИТЕРАТУРА

1. Фрактальная структура матриц Мюллера / О. В. Ангельский, А. Г. Ушенко, А. Д. Архелюк и др. // Квант. электроника. — 1999. — Т. 29, № 2. — С. 8-11.
2. Поляризационная микроструктурность полей биотканей / О. В. Ангельский, А. Г. Ушенко, А. Д. Архелюк и др. // Оптика и спектр. — 2000. — Т. 88, № 3. — С. 495-498.
3. Корреляционная поляриметрия биотканей / О. В. Ангельский, А. Г. Ушенко, А. Д. Архелюк и др. // Там же. — Т. 89, № 6. — С. 1050-1055.
4. Джеррард А., Берч Дж. М. Введение в матричную оптику. — М.: Мир, 1978. — 341 с.
5. Тучин В. В. Оптические свойства биотканей // Успехи физ. наук. — 1997. — Т. 167, № 5. — С. 517-539.
6. Ушенко А. Г. Лазерная диагностика биофракталов // Квант. электроника. — 1999. — Т. 29, № 3. — С. 1-7.
7. Laser polarimetry of biotissues / O. Angelsky, A. Ushenko, D. Burkovets et al. // Laser Physics. — 2000. — Vol. 10, N 5. — P. 1136-1142.
8. OCT of biotissues / C. K. Hitzenberger, M. Sticker, M. Pircher, A. F. Fercher // Optics Express. — 2001. — Vol. 9, N 13. — P. 780-790.
9. Optical diagnostics of biological structures / D. Huang, E. A. Swanson, C. P. Lin et al. // Science. — 1991. — Vol. 254. — P. 1178-1181.
10. Fercher A. F. OCT of biofractals // J. Biomed. opt. — 1996. — Vol. 1. — P. 157-173.
11. Rinneberg H. Scattering of laser light in turbid media, optical tomography for medical diagnostics // The inverse problem; Ed. H. Lubbjg. — Berlin: Akademie Verlag, 1995. — P. 107-141.
12. Schmitt J. M., Yadlowsky M., Bonner R. F. Scattering of laser beam layers of skin // Dermatology. — 1995. — Vol. 191. — P. 93-98.
13. Ushenko A. G. Polarization correlometry of biotissues // Laser Physics. — 2000. — Vol. 10, N 5. — P. 1143-1149.
14. Ushenko A. G. Polarization structure of biospeckles // Ibid. — 2000. — Vol. 10, N 6. — P. 1-7.