

УДК 535.361

В.П. Пишак¹А.Г. Ушенко²О.В. Пишак¹ПОЛЯРИЗАЦИОННО–ФАЗОВАЯ
РЕКОНСТРУКЦИЯ ПАТОЛОГИЧЕСКИХ
ИЗМЕНЕНИЙ АРХИТЕКТониКИ ТКАНЕЙ

Буковинская государственная
медицинская академия¹
Черновицкий национальный
университет им. Ю.Федьковича²

Ключевые слова: поляризация, ткани,
миофибриллы.

Резюме. Исследована поляризационная и ориентационно-фазовая структура тканей в условиях нормы и патологии. Обсуждается возможность использования поляризации лазерных полей для диагностики патологического процесса.

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 поляризованной структуры объектного поля [1–3, 5]. Такие процессы рассеяния лазерного излучения связаны с оптико-геометрической (оптическая анизотропия вещества, ориентация кристаллитных доменов и др.) структурой биологических тканей (БТ) [11–14]. Поэтому было бы целесообразным 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 архитектоники БТ эффективного в диагностике ее патологических изменений.

2. Аналитическое моделирование

Согласно последним морфологическим данным структура БТ представляет собой поляризационно активную матрицу с фрактальным и мультифрактальным уровнями организации архитектоники [1]. Фрактальный уровень – участки архитектоники (кристаллитные домены) с пространственно упорядоченной структурой оптически одноосных микрофибрилл (коллаген, миозин, 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] (рис.1-1), 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: $\rho(X, Y), \delta(X, Y) = \text{const}$. В этом случае состояние поляризации объектного лазерного поля фрактального домена взаимосвязано с его ориентационно-фазовыми параметрами, следующими соотношениями [2] (рис.1-2,3).

Для мультифрактальной архитектурной сети БТ векторная структура объектного поля может быть определена как суперпозиция состояний поляризации областей фрактальных доменов (рис.1-4,5), где N – количество анизотропных фрактальных структур, A_m – амплитуды световых колебаний парциальных объектных полей.

Патологические изменения архитектоники 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. 2. Линейно поляризованное излучение He-Ne

лазера 1 трансформируется четвертьволновой пластинкой 2 в циркулярно поляризованное. Вращением поляризатора 3 формируется плоско поляризованный пучок с произвольным азимутом поляризации α_0 . Кварцевый клин 4 задает необходимый фазовый сдвиг Δ^* . 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).

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

$$\alpha(X, Y) = 0.5 \operatorname{arctg} \frac{\cos 4\rho(X, Y) \sin^2 0.5\delta(X, Y) + \cos^2 0.5\delta(X, Y)}{\sin 4\rho(X, Y) \sin^2 0.5\delta(X, Y)}, \quad (2)$$

$$\beta(X, Y) = 0.5 \operatorname{arcsin} [\sin 2\rho(X, Y) \sin \delta(X, Y)], \quad (3)$$

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

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

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

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

$$\rho = 0.5 \operatorname{arcsin} \frac{-k_2 + (k_2^2 - 4k_1k_3)^{1/2}}{2k_1}, \quad (7)$$

где

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

$$k_2 = 0.5z^3x - 1.75x^3z - 1.25xy^2z \cdot \frac{\delta\lambda x}{2\pi \Delta n}, \quad (9)$$

$$k_3 = \left[\frac{\delta\lambda}{2\pi \Delta n z} (x^2 + y^2) \right]^2 \cdot [z^2(1.5x^2 + 0.5y^2)] \cdot \left[\frac{\delta\lambda}{2\pi \Delta n z} (x^2 + y^2) \right], \quad (10)$$

$$\alpha_R = 0.5 \operatorname{arctg} \left[\frac{\cos 2\beta_0 \sin 2\eta \cdot \cos 2(\alpha_0 - \eta) + \sin 2\beta_0 \cos 2\eta}{\cos 2\beta_0 \cos 2\eta \cdot \cos 2(\alpha_0 - \eta) - \sin 2\beta_0 \sin 2\eta} \right], \quad (11)$$

$$\beta_R = 0.5 \operatorname{arcsin} [\cos 2\beta_0 \sin 2(\alpha_0 - \eta)], \quad (12)$$

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

Рис. 1. Математические соотношения.

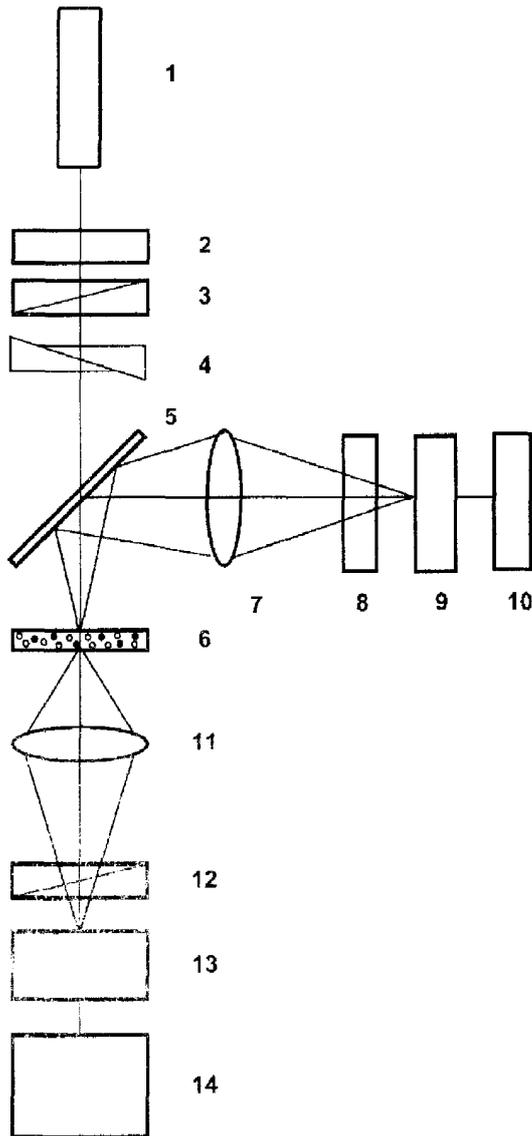


Рис. 2. Оптическая схема эксперимента. Пояснения в тексте.

Методика измерений.

Микрополяризационная структурность объектного поля заключается в 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 (рис.1-6).

- определенный массив локальных поляризационных параметров $\alpha(X, Y)$, $\beta(X, Y)$ статистически обрабатывается и представляется в виде функций распределения $W\alpha$, $V\beta$.

3. Экспериментальные 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 2,0 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.

Рис. 3а иллюстрирует изображение коллагеновой сети ДК, полученное в скрещенных поляризаторе-анализаторе.

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

КТ представляет собой систему, состоящую из слоя трабекул (А) и остеонов (В) (рис. 3в). 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 изготавливались гистологические срезы БТ, геометрическая толщина которых удовлетворяла условию однократного рассеяния (показатель ослабления $\tau < 0,1$) и составляла для ДК – 100 мкм, МТ – 70 мкм, КТ – 50 мкм. Освещение проводилось плоскополяризованным лазерным пучком с $\alpha_0 = 45^\circ$.

Результаты исследования поляризационной структуры объектных полей БТ приведены на рис. 4. Левая колонка иллюстрирует поляри-

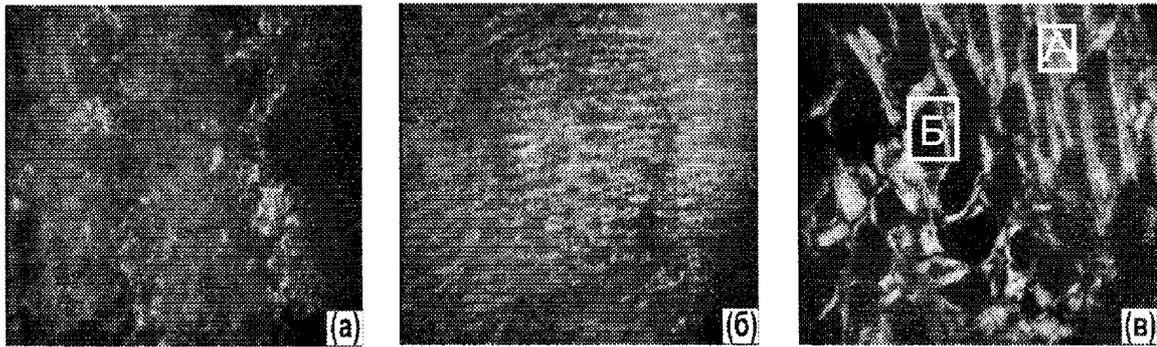


Рис. 3. Поляризационно визуализированная архитектура БТ различного морфологического строения. Пояснения в тексте.

зационные карты значений азимутов $\alpha(X, Y)$ лазерных объектных полей и гистограммы их статистических распределений $W\alpha$ (ДК – рис. 4а, в; МТ – рис. 4д, ж; КТ – рис. 4и, л). Правая колонка соответствует топологии локальных уровней эллиптичностей $\beta(X, Y)$ поляризации объектных полей и их статистических распределений $W\beta$ (ДК – рис. 4б, г; МТ – рис. 4е, з; КТ – рис. 4к, 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 (рис. 3);

2. Объектное поле ДК (рис. 3а) 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 фазовосдвигающей способности $\delta(X, Y)$. В результате формируются (соотношения (2), (3) (рис. 1-2, 3) топологически распределенные зоны однородной поляризации параметры которой, определяются фрактальной структурой ($\rho(X, Y)$, $\delta(X, Y) = \text{const}$) архитектуры ДК (рис. 4а, б). Размеры таких зон варьируют в пределах 10 – 50 мкм, что 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 ($N\alpha, \beta/N$), определяемые по общему количеству измерений N параметров α, β с шагом 1° (рис. 4в, г).

Анализ соотношений (2), (3) (рис. 1-2, 3) показывает, что величина $\alpha(X, Y)$ определяется углом между α_0 и $\rho(X, Y)$, а эллиптичность $\beta(X, Y)$ наибольшего уровня достигает при $\alpha_0 - \rho(X, Y) \rightarrow 45^\circ$. Поэтому максимальные отклонения $\alpha(X, Y)$ от α_0 ($\Delta\alpha$) и экстремальный уровень эллиптичности $\beta(X, Y)$ корреляционно взаимосвязаны: $\Delta\alpha(\alpha_0) \rightarrow \beta_{\text{min}} \cong 0^\circ$; $\Delta\alpha_{\text{max}} \rightarrow \beta_{\text{max}}$.

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 ($(\alpha \cong 22^\circ - 30^\circ, \beta \cong 12^\circ - 15^\circ)$ и $(\alpha \cong 48^\circ - 50^\circ, \beta \cong 30^\circ - 32^\circ)$). 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.

3. Объектное поле МТ, архитектура которой обладает высокой степенью упорядоченности ориентаций фрактальных доменов (рис. 3б) характеризуется монополяризационной структурой. Поляризационная карта такого мультифрактального ФНС представляет практически

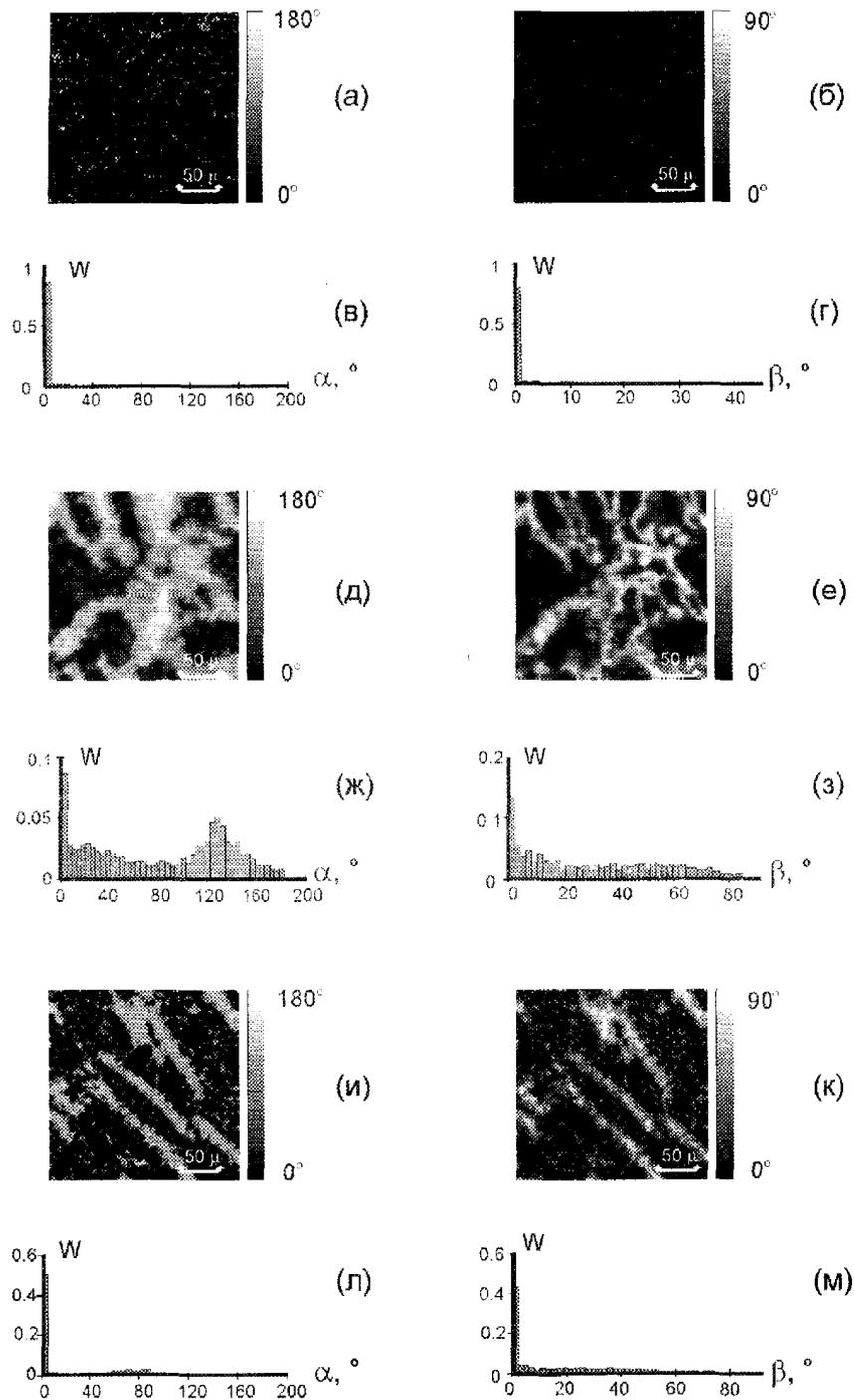


Рис. 4. Поляризационные карты и статистика состояний поляризации мультифрактальных БТ. Пояснения в тексте.

двухуровневую структуру топологических распределений азимутов $\alpha(X, Y)$ и эллиптичностей $\beta(X, Y)$ поля рассеянного лазерного излучения (рис. 4д, е). Количественно это иллюстрирует соответствующие гистограммы (рис. 4ж, 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 ориентаций $\rho(X, Y)$ и толщины (фазовосдвигающей 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. 4. Значения поляризационных параметров α, β локализованы в

окрестности дискретных экстремумов, относительная величина и количество которых определяются конкретной спецификой укладки фрактальных пучков архитетонической сети МТ.

4. Мультифрактальное строение КТ (рис. 3в) обуславливает специфику векторной структуры объектного поля рассеянного лазерного излучения, которое сформировано достаточно крупномасштабными (30 – 150 мкм) областями однородной поляризации (рис. 4и, 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 (рис. бл, 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, архитетоника 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.

4. Поляризационно-фазовая реконструкция архитетоники БТ

В ситуации однократного рассеяния лазерного излучения образцами БТ можно определить величину угла ориентации оптически анизотропных фибрилл архитетонической сети путем решения соотношений (2), (3) (рис.1-2,3) относительно ρ (рис.1-7,8,9,10), где x, y – координаты точки в когерентном изображении слоя БТ, $\Delta\alpha$ – 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 (рис.1-11,12), где η – угол вращения оси наибольшей скорости пластинки.

Из анализа (11) и (12) (рис.1-11,12) 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 , вносимый веществом биофрактала (рис.1-13).

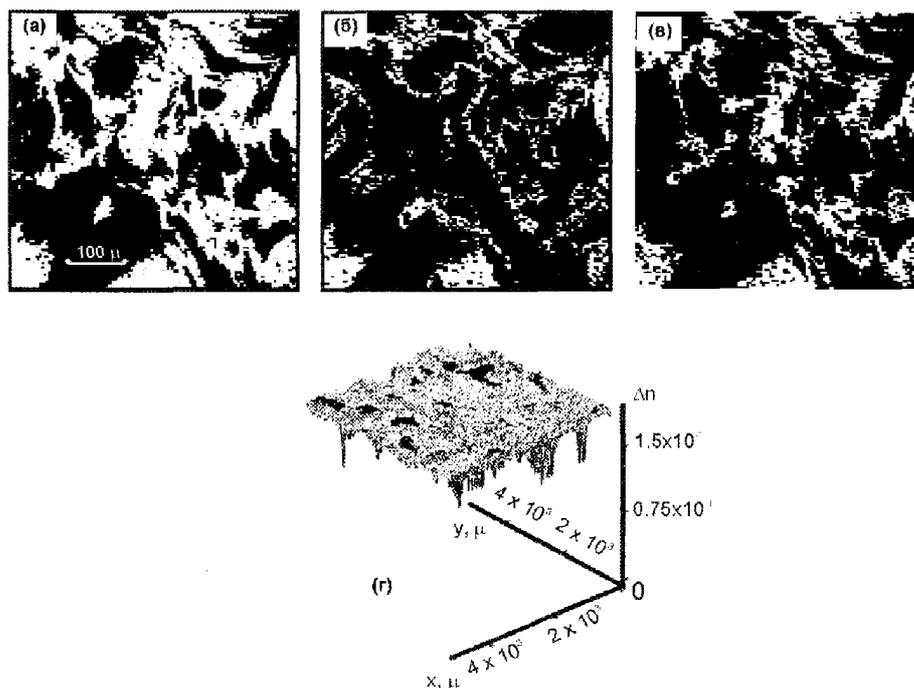


Рис. 5. Поляризационно-фазовая реконструкция архитетоники КТ. Пояснения в тексте.

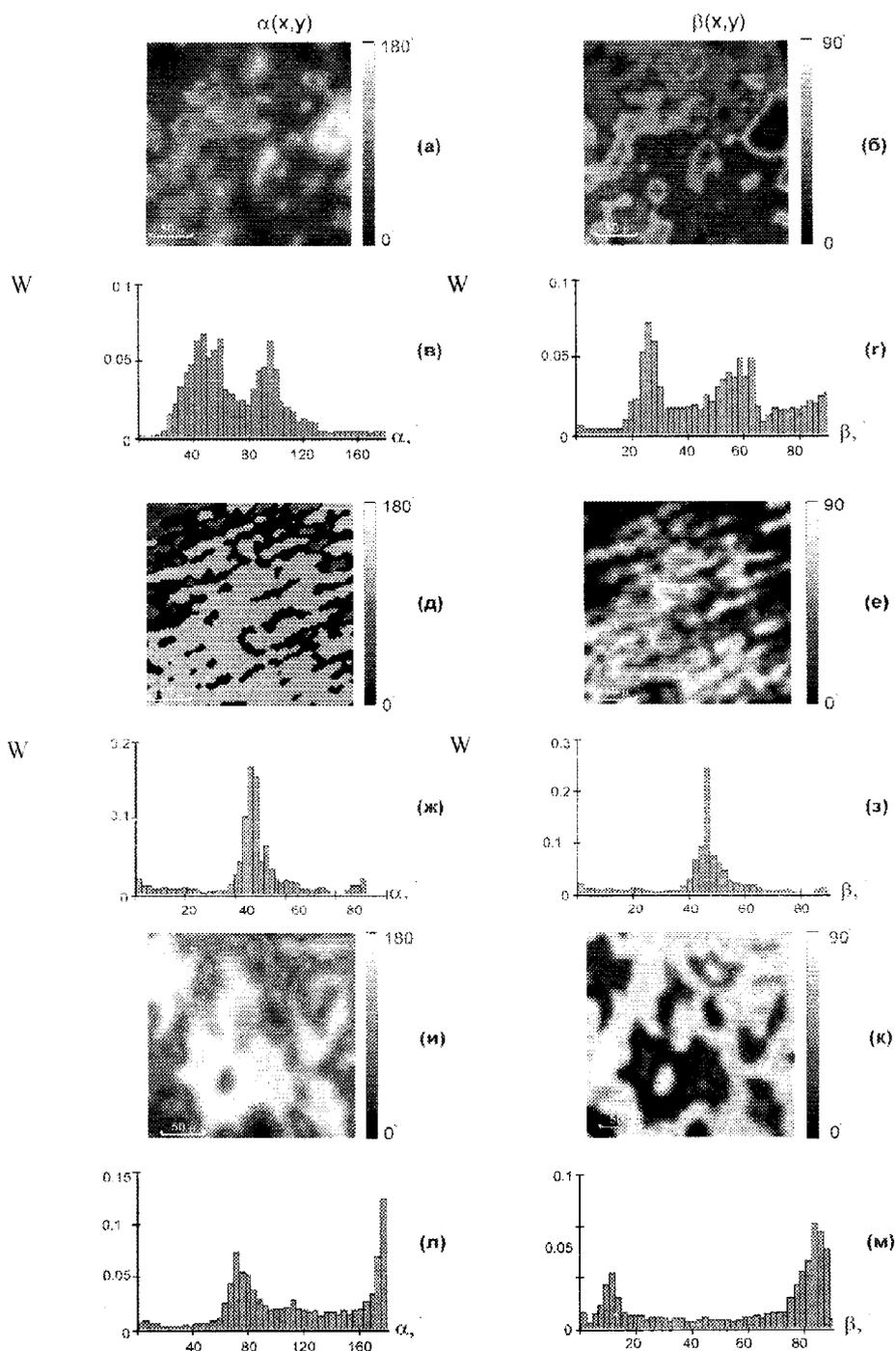


Рис. 6. Топологическая ориентационная и фазовая структура коллагеновой сети миометрия. Пояснения в тексте.

Результаты экспериментальной поляризационно-фазовой реконструкции архитектуры гистологического среза КТ (костная пластинка, состоящая из различно ориентированных трабекул с преимущественно прямолинейной укладкой волокон (рис. 3в)) толщиной 25 мкм иллюстрирует рис. 5.

На нём приведены топологические распределения моноориентированных ($\rho(X, Y) \approx \text{const}$) фрактальных структур КТ ($\rho(X, Y) = 20^\circ$, – рис. 5а; $\rho(X, Y) = 45^\circ$, – рис. 5б; $\rho(X, Y) = 90^\circ$, – рис. 5в).

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_p . Размеры соответствующих зон (10^2 мкм – 10^3 мкм) в несколько раз больше (10 – 20 мкм) областей иначе ориентированных биофрактальных доменов.

Топологическая ориентационная мультифрактальная структура КТ (рис. 5) удовлетворительно коррелирует с поляризационными картами азимутов и эллиптичностей состояний поляризации объектного поля такого ФНС (рис. 4а, 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. 5г). Это обстоятельство указывает на достаточно однородную минерализацию кристаллами гидроксилпатита 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 (рис. 4) 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 миометрий [13].

Рис. 6 иллюстрирует топологическую ориентационную и фазовую структуру коллагеновой сети физиологически нормального миометрия (рис. 6а, б, в, г), а также с вероятностным образованием (рис. 6д, ж, з, е) направленного и диффузного (рис. 6и, к, л, м) роста фибромиомы [13].

Топологические карты ориентаций коллагеновых волокон (рис. 6а, б, в) физиологически нормального миометрия 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 (рис. 6д, ж, з).

Диффузное разрастание коллагеновых волокон иллюстрируют топологические карты областей одинаковой ориентации, приведенные на рис. 6г, 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 миометрия приведена на рис. 6ж, з, и. Видно "сформированы" областями с неоднородным распределением (рис. 6) показателя двулучепреломления $\Delta n(X, Y)$, значения которого иллюстрируют фрагменты рис. 4б, 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.

Вывод

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. Ангельский О.В., Ушенко А.Г., Архелюк А.Д., Ермоленко С.Б., Бурковец Д.Н. // Квантовая электроника. – 1999. – Т.29, №2. – С.8–11. 2. Ангельский О.В., Ушенко А.Г., Архелюк А.Д., Ермоленко С.Б., Бурковец Д.Н. // Оптика и спектроскопия. – 2000. – Т.88, №3. – С.495–498. 3. Ангельский О.В., Ушенко А.Г., А.Д.Архелюк, Ермоленко С.Б., Бурковец Д.Н., Ушенко Ю.А. // Оптика и спектроскопия. – 2000. – Т.89, №6. – С.1050–1055. 4. Джеррард А., Дж.М.Бери. Введение в матричную оптику. – М.: Мир, 1978. – 341 с. 5. Тучин В.В. // Успехи физ.наук. – 1997. – Т.167, №5. – С.517–539. 6. Ушенко А.Г. // Квантовая электроника. – 1999. – Т.29, №3. – С.1–7. 7. Angelsky O., Ushenko A., Burkovets D., Pishak V., Ushenko Yu., Pishak O. // Laser Physics. – 2000. – Vol.10, №5. – P.1136–1142. 8. Huzenberger C.K., Sicker M., Pircher M., Fercher A.F. // Optics Express. – 2001. – V.9, №13. – P.780–790. 9. Huang D., Swanson E.A., Lin C.P. and others // Science. – 1991. – V.254. – P.1178–1181. 10. Fercher A.F. // J. Biomed. opt. – 1996. – V.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. // Dermatology. – 1995. – V.191. – P.93–98. 13. Ushenko A.G. // Laser Physics. – 2000. – V.10, №5. – P.1143–1149. 14. Ushenko A.G. // Laser Physics. – 2000. – V.10, №6. – P.1–7.

ПОЛЯРИЗАЦІЙНО-ФАЗОВА РЕКОНСТРУКЦІЯ ПАТОЛОГІЧНИХ ЗМІН АРХІТЕКТОНІКИ ТКАНИН

В.П. Пішак, А.Г. Ушенко, О.В. Пішак

Резюме. Досліджена поляризаційна й орієнтаційно-фазова структура тканин в умовах норми й патології. Обговорюється можливість використання лазерних полів для діагностики патологічних процесів.

Ключеві слова: поляризація, тканина, міофібрили.

POLARIZING AND PHASIC RECONSTRUCTION OF PATHOLOGICAL CHANGES OF TISSUE ARCHITECTONICS

V.P. Pishak, A.G. Ushenko, O.V. Pishak

Abstract. The polarizing and orientation phasic structure of the tissues in health and disease has been investigated. The possibility of applying polarization of laser fields for the detecting a pathological process has been discussed.

Key words: polarization, tissue, myofibriles.

Bukovinian State Medical Academy (Chernivtsi)
Yu. Fedkovich National University (Chernivtsi)

Clin. and experim. pathol. – 2002. – Vol.1, №2. – P.32–39.

Надійшла до редакції 19.12.2002