

Лазерная диагностика биофракталов

А.Г.Ушенко

Рассматривается оптический подход к задаче моделирования и диагностики структуры биофрактальных образований на примере костной ткани человека. Предложена модель ее оптических свойств, включающая в себя три уровня фрактальной организации: микрокристаллитный, макрокристаллитный и архитектурный. Исследования базируются на методе лазерной когерентной поляриметрии, обеспечивающем извлечение наиболее полной информации об оптических и поляризационных свойствах костной ткани. Разработана методика бесконтактной неразрушающей диагностики ориентационной и минерализационной структуры костной ткани как биофрактала.

Ключевые слова: биофракталы, лазерная диагностика, ткани человека.

Введение

В последнее время значительный интерес вызывают вопросы, связанные с оптимизацией структуры и формы костей как биологических конструкций, имеющих фрактальное строение и обеспечивающих необходимые прочностные характеристики тела как целого, так и отдельных его органов при статических и динамических нагрузках. Актуальность этих исследований обусловлена прежде всего разработкой и созданием новых композитных материалов технического и медицинского назначения на основе принципов строения компактной костной ткани человека, а также протезированием органов и тканей.

В результате многих исследований [1–10] сложились определенные представления о структуре и функциях костной ткани. В первом приближении большая часть костей представляет собой трехслойную конструкцию, состоящую из внешнего и внутреннего слоя компактных ламелл и среднего слоя компактных остеонов, или спонгиозной ткани. Следует отметить, что аналитическое моделирование костной ткани как биокompозитного материала изучалось лишь в отдельных работах [11,12].

В то же время в последнее десятилетие развиваются методы оптической диагностики и биомоделирования, основанные на использовании монохроматического когерентного лазерного излучения [13–25]. Привлекательность этих методов обусловлена рядом причин. Во-первых, оптическая диагностика имеет дистанционный и неразрушающий характер. Во-вторых, информация, извлекаемая в процессе исследований, оказывается многофакторной – она содержится в фотометрических, спектральных, поляризационных и корреляционных характеристиках светового поля, преобразованного биообъектом. Третьей особенностью является высокая чувствительность и точность оптических методик, что позволяет на-

ходить углы ориентации структурных элементов биообъектов с точностью до $2-3''$ и одновременно определять параметр анизотропии (степени двулучепреломления) кристаллических структур с погрешностью $10^{-6} - 10^{-7}$.

Целью данной работы является разработка варианта оптической модели ориентационной и кристаллической структуры костной ткани для создания комплекса методов бесконтактной оптической диагностики такой фрактальной структуры.

1. Оптическое моделирование структуры костной ткани

На основе знаний о биоструктуре костной ткани [7] предлагается следующая модель. Костная ткань как композит состоит в основном из двух фаз – органической и неорганической. Способностью к изменению поляризации лазерного излучения обладают двулучепреломляющие коллагеновые структуры и кристаллы гидроксилатапатита [9]. Полагаем, что оптически активная минеральная матрица состоит из кристаллов гидроксилатапатита, длинные (оптические) оси которых ориентированы вдоль продольной оси коллагеновых волокон [8]. Они расположены между микрофибриллами, фибриллами и коллагеновыми волокнами, образуя самостоятельную непрерывную минеральную фазу.

Коллагеновые волокна считаем пространственно-армирующими элементами в минеральной матрице. Полагаем, что ориентация волокон для костных трабекул упорядочена и параллельна их плоскости. Для остеонов костной ткани имеет место пространственно-спиральная ориентация армирующих коллагеновых волокон.

Оптическое моделирование фрактальной структуры костной ткани включает в себя три уровня организации: микрокристаллитный, макрокристаллитный, а также архитектурный, или мультифрактальный.

1.1. Микрокристаллитный уровень

Основными оптически активными структурами данного уровня являются неорганические кристаллы гидроксилатапатита и коллагеновые фибриллы. Пространствен-

Черновицкий государственный университет им.Ю.Федьковича, Украина, 274012 Черновцы, ул. Коцюбинского, 2

Поступила в редакцию 25 сентября 1998 г., после окончательного оформления – 14 января 1999 г.

ная симметрия кристаллической структуры неорганического и органического микрокомпонентов костной ткани идентична – это оптически одноосные кристаллы [2]. Исходя из этого, их воздействие на фотометрические и поляризационные характеристики оптического излучения можно выразить матричным оператором $\{Q\}$ [26]:

$$\{Q\} = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & (\sin^2 \frac{\delta}{2} \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}) & (0.5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}) & (-\sin 2\rho \sin \delta) \\ 0 & (0.5 \sin 4\rho \sin^2 \frac{\delta}{2}) & (-\sin^2 \frac{\delta}{2} \cos 2\rho + \cos^2 \frac{\delta}{2}) & (\cos 2\rho \sin \delta) \\ 0 & (\sin 2\rho \sin \delta) & (-\cos 2\rho \sin \delta) & (2 \cos^2 \frac{\delta}{2} - 1) \end{pmatrix} \quad (1)$$

Здесь ρ – угол ориентации оптической оси биокристаллитного образования (угол между бóльшим размером микрокристалла гидроксилатапата и соответствующей укладкой фибриллы коллагенового волокна); δ – фазовый сдвиг между ортогональными компонентами поляризации, вносимый микрокристаллитными структурами.

Совместное действие неорганического и органического микрокристаллитных биокомпонентов на структуру поля оптического излучения может быть описано в виде произведений соответствующих матричных операторов $\{Q\}_1$ и $\{Q\}_2$:

$$\{Q\} = \{Q\}_1 \{Q\}_2. \quad (2)$$

Учитывая, что двулучепреломление микрокристаллов гидроксилатапата на порядок выше соответствующего параметра для вещества коллагена, а углы ориентации оптических осей близки ($\rho_1 \approx \rho_2$), можно полагать, что микрокристаллитный оптический уровень организации костной ткани преимущественно определяется оптическими свойствами кристаллов гидроксилатапата, ориентированных по направлениям укладки фибрилловых волокон коллагена. Схематически это представлено на рис.1.

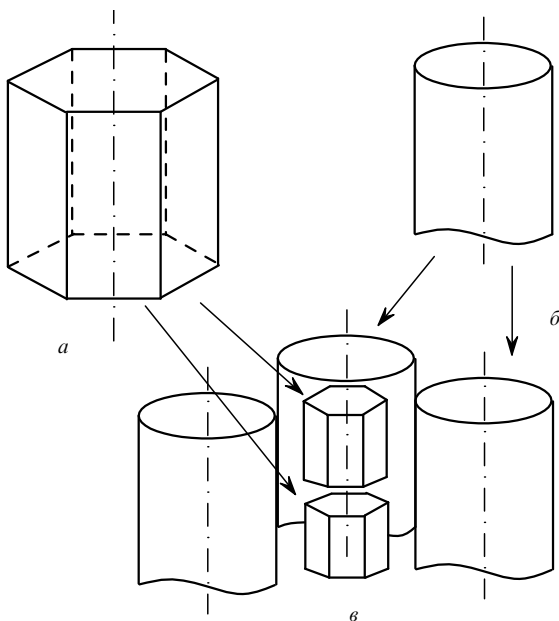


Рис.1. Оптическая модель микрокристаллитной организации костной ткани кристалла гидроксилатапата (а), микрофибриллы (б) и минерализованного волокна (в).

1.2. Макрокристаллитный уровень

Под минимальным уровнем организации будем подразумевать структурные образования, размеры которых сопоставимы с длиной волны лазерного излучения λ . Это области преимущественно упорядоченной структуры минерализованных волокон – костные трабекулы и ламеллы остеонов. Оптические свойства костных трабекул и ламелл остеонов могут быть описаны матричным оператором вида (1). При этом в случае трабекул фазовый сдвиг

$$\delta_1 = \frac{2\pi}{\lambda} \Delta n d C, \quad (3)$$

где d – геометрическая толщина костной трабекулы; C – концентрация кристаллического гидроксилатапата; Δn – двулучепреломление кристалла.

Для системы ламелл остеонов ситуация несколько иная. В каждой структурной единице (ламелле) костной ткани ориентация минерализованных коллагеновых пучков составляет определенный угол с плоскостью ее поперечного сечения. В этом случае фазовый сдвиг между ортогональными компонентами поляризации

$$\delta_2 = \frac{2\pi d}{\lambda} \Delta n [x^2 (\cos^2 \theta - 0.5 \sin^2 \theta) + y^2 (\cos^2 \theta + 0.5 \sin^2 \theta) - x d \sin 2\theta + d^2 \sin^2 \theta]. \quad (4)$$

Здесь x, y – декартовы координаты точки поверхности ламеллы; θ – угол ориентации пучка коллагеновых волокон (оптической оси) относительно поперечной плоскости.

Таким образом, макрокристаллитный уровень фрактальной организации костной ткани может быть представлен (рис.2) в виде совокупности фазовосдвигающих оптически одноосных структур с ориентацией их осей как в плоскости поперечного сечения костной ткани (совокупность трабекул), так и с пространственно распределенной спиралеобразной ориентацией (система ламелл остеонов).

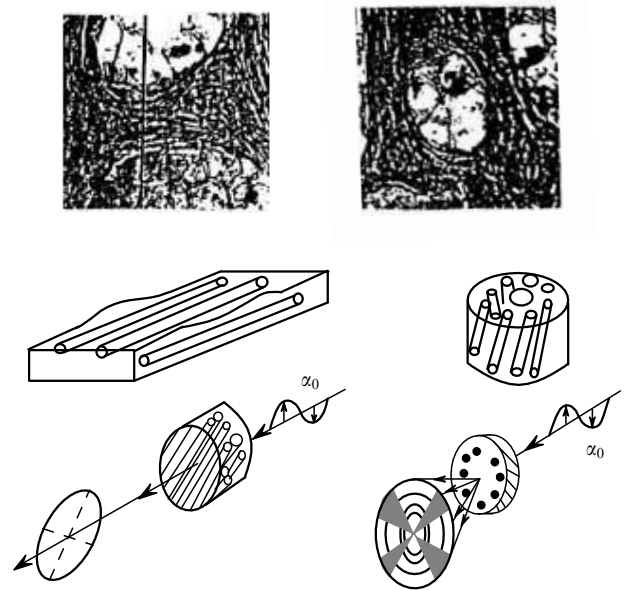


Рис.2. Оптическая модель кристаллитной структуры костной ткани. Левая сторона – костная трабекула, правая – ламелла остеона, α_0 – азимут поляризации освещающей лазерной волны.

При прохождении лазерного излучения через такие биокристаллические структуры происходит преобразование его фотометрических и поляризационно-фазовых характеристик. В результате формируется объектное поле с распределением типов и форм поляризации, обусловленным ориентационной ($\Theta(x, y)$) и минерализационной ($C(x, y)$) структурами коллагеновых волокон.

Параметры поляризации (азимут и эллиптичность) объектного поля для области упорядоченной ориентации ($\Theta(x, y) \approx \text{const}$) коллагеновых волокон костной трабекулы определяются из уравнений [24]

$$\alpha^* = 0.5 \arctan \frac{\cos 4\Theta \sin^2 0.5\delta + \cos^2 0.5\delta}{\sin 4\Theta \sin^2 0.5\delta}, \quad (5)$$

$$\beta^* = 0.5 \arcsin(\sin 2\Theta \sin \delta). \quad (6)$$

Для ламел остеонов важное значение имеет угловая ориентация $\Theta(x, y)$ пучков фибрилл относительно продольной оси остеона. Из (4) следует, что для участков поверхности с одинаковым Θ разность хода между обычным и необычным лазерными лучами будет одинакова. Исходя из спиралеобразной конфигурации коллагеновых пучков мы можем предположить, что результирующее лазерное объектное поле будет представлять собой систему концентрических интерференционных максимумов и минимумов. При скрещенных поляризаторе и анализаторе ($\alpha^* + \sigma = \pi/2$) должна наблюдаться характерная коноскопическая фигура одноосного кристалла [27].

1.3. Архитектонический (мультифрактальный) уровень

Под таким уровнем оптической организации будем подразумевать сложную пространственную структуру костных трабекул и ламел остеонов, которые образуют мультифрактальную структуру (рис.3). В качестве основных механизмов преобразования такой структурой лазерного излучения можно выделить следующие:

- модуляция фазы и поляризации лазерных пучков, преобразованных биокристаллами (рис.2) костной ткани и образование различно поляризованных парциальных волновых фронтов;
- дифракция таких волн на элементах фрактальной структуры;
- перекрестная статистическая интерференция волновых фронтов и образование поляризационно-модулированного спекл-поля;
- дифракционно-интерференционное преобразование поляризационной структуры лазерного спекл-поля в процессе его распространения в свободном пространстве.

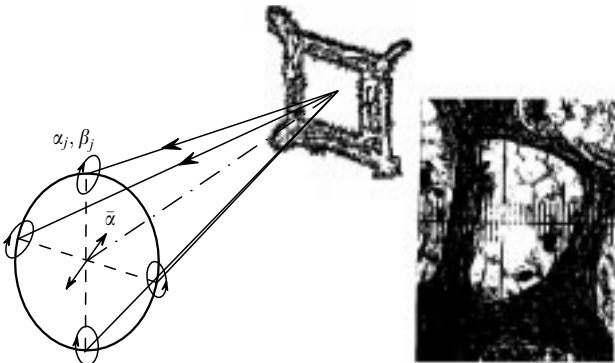


Рис.3. Оптическая модель архитектурного уровня.

Процесс распространения сформированного на поверхности костной ткани поляризационно-модулированного поля для некоторого фиксированного направления, задаваемого углом ε , может быть рассмотрен в пределах некоторого дифракционного конуса [23], показанного на рис.3. Полуоси основания такого конуса определяются соотношениями

$$\Delta\gamma = \arcsin\left(\frac{\lambda}{2S_0 \cos \varepsilon}\right), \quad (7)$$

$$\Delta\xi = \arcsin\left(\frac{\lambda}{2k_0 \cos \varepsilon}\right), \quad (8)$$

где S_0 и k_0 – поперечный и продольный размеры биокристалла.

Результирующий азимут поляризации в пределах рассматриваемого конуса может быть найден как продукт интерференции различно поляризованных плоских волновых фронтов с вероятностно распределенными случайными значениями амплитуд A_i , азимутов поляризации α_j и фаз δ_k :

$$\tan \bar{\alpha} = \left[\int_A \int_x \int_\delta P_A P_\alpha P_\delta \left(A_i^2 \sin^2 \alpha_j + A_i^2 \sin^2 \alpha_j + 2A_i A_j \sin \alpha_i \sin \alpha_j \cos \delta \right) dA d\alpha d\delta \right] \quad (9)$$

$$\times \left[\int_A \int_x \int_\delta P_A P_\alpha P_\delta \left(A_i^2 \cos^2 \alpha_i + A_j^2 \cos^2 \alpha_j + 2A_i A_j \cos \alpha_i \cos \alpha_j \cos \delta \right) dA d\alpha d\delta \right].$$

Здесь P_A, P_α, P_δ – плотности вероятности A, α и δ .

Представим эти параметры в виде средней и флуктуирующей частей:

$$A = \bar{A} + \tilde{A}, \quad \alpha = \bar{\alpha} + \tilde{\alpha}, \quad \delta = \bar{\delta} + \tilde{\delta}. \quad (10)$$

В пределах дифракционного конуса ($\Delta\gamma, \Delta\xi$) имеют место следующие неравенства: $\tilde{A} \ll \bar{A}, \tilde{\delta} \ll \bar{\delta}$. С их учетом средний азимут поляризации находим сложением соответствующих ортогональных проекций амплитуд волновых фронтов, интерферирующих в угловом направлении ε :

$$\langle \alpha \rangle = \arctan \left(\frac{\sin^2 \bar{\alpha} + \cos^2 \bar{\alpha} \langle \tilde{\alpha}^2 \rangle}{\cos^2 \bar{\alpha} + \sin^2 \bar{\alpha} \langle \tilde{\alpha}^2 \rangle} \right), \quad (11)$$

где $\langle \tilde{\alpha}^2 \rangle$ – дисперсия азимутов поляризации волновых фронтов в пределах дифракционного конуса. В процессе распространения волновых фронтов эта дисперсия в дальней зоне дифракции становится намного меньше единицы [23], т.е. результирующее поле фрактальной структуры костной ткани в пределе стремится к поляризационно однородному.

1.4. Обратные задачи

Рассмотрим некоторые прикладные возможности дистанционной неразрушающей диагностики структуры костной ткани на макрокристаллитном уровне ее оптической организации.

Метод лазерной поляриметрии может быть использован для определения пространственной ориентации фибрилл коллагеновых волокон и степени их минерализации. Основная идея заключается в существовании однозначной взаимосвязи между отмеченными параметрами костной ткани и состоянием поляризации (α^* и β^*) объектного лазерного поля. Можно показать, что угол ориентации фибрилл коллагеновых волокон костной трабекулы определится следующим соотношением:

$$\rho = 0.5 \arctan \left[\frac{-a_2 + (a_2^2 - 4a_1a_3)^{1/2}}{a_1} \right]^{1/2}, \quad (12)$$

где

$$a_1 = \tan^2 2\alpha^* \sin 2\beta^* - \cos^2 2\beta^*; \quad (13)$$

$$a_2 = -\cos 2\beta^*; \quad (14)$$

$$a_3 = \tan^4 2\alpha^* \sin^4 2\beta^* + 1. \quad (15)$$

Для определения степени минерализации необходимо варьировать состояние поляризации (α_0, β_0) освещающей костную ткань лазерной волны. Это можно обеспечить вращением в освещающем пучке четвертьволновой фазосдвигающей пластинки, матричный оператор которой имеет вид

$$\{R\} = \begin{vmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos^2 2\eta & \cos 2\eta \sin 2\eta & -\sin 2\eta \\ 0 & \cos 2\eta \sin 2\eta & \sin^2 2\eta & \cos 2\eta \\ 0 & \sin 2\eta & -\cos 2\eta & 0 \end{vmatrix}. \quad (16)$$

В результате вектор Стокса освещающей лазерной волны опишется соотношением

$$S_R = \{1, \cos 2\alpha_R, \cos 2\beta_R, \sin 2\alpha_R \cos 2\beta_R, \sin 2\beta_R\}, \quad (17)$$

где параметры поляризации α_R и β_R функционально зависят от угла вращения оси наибольшей скорости η :

$$\alpha_R = 0.5 \arctan \left[\frac{\cos 2\beta_0 \sin 2\eta \cos 2(\alpha_0 - \eta) + \sin 2\beta_0 \cos 2\eta}{\cos 2\beta_0 \cos 2\eta \cos 2(\alpha_0 - \eta) - \sin 2\beta_0 \sin 2\eta} \right], \quad (18)$$

$$\beta_R = 0.5 \arcsin [\cos 2\beta_0 \sin 2(\alpha_0 - \eta)]. \quad (19)$$

Можно показать, что существует такое состояние поляризации освещающего пучка (α_R^*, β_R^*), при котором эллиптическая поляризация объектного поля биокристалла трансформируется в линейную ($\beta^* = 0$):

$$S^* = \{1, \cos 2\alpha^{**}, \sin 2\alpha^{**}, 0\}. \quad (20)$$

Решая систему уравнений (1), (5), (6) и (20), определим фазовый сдвиг δ , который связан со степенью минерализации C следующими соотношениями:

$$\delta = \arctan \frac{\sin 2(\eta - \alpha^*)}{\tan 2\beta^*}, \quad (21)$$

$$\eta = 0.5 [2\alpha_0 - \arcsin(\cot \delta \tan 2\beta_0)], \quad (22)$$

$$C = \frac{\lambda}{\Delta n l} \delta, \quad (23)$$

где l – геометрическая толщина костной ткани; Δn –

двулучепреломление ее кристаллической фазы. Аналогичным образом определяется минерализация коллагеновых волокон ламелл остеонов.

Угол ориентации коллагеновых волокон относительно плоскости поперечного сечения костной ткани определяется следующим образом:

$$\Theta = 0.5 \arcsin \frac{-p_2 + (p_2^2 - 4p_1p_3)^{1/2}}{2p_1}, \quad (24)$$

где

$$p_1 = \frac{16x^2d^2 + [2d^2(3x^2 + y^2)]^2}{16}; \quad (25)$$

$$p_2 = 0.5d^3x - 1.75x^3d - 1.25xy^2d \frac{\delta\lambda x}{2\pi\Delta n}; \quad (26)$$

$$p_3 = \left[\frac{\delta\lambda}{2\pi\Delta nd} (x^2 + y^2) \right]^2 \left[d^2(1.5x^2 + 0.5y^2) \right] \times \left[\frac{\delta\lambda}{2\pi\Delta nd} (x^2 + y^2) \right]. \quad (27)$$

Таким образом, поляризационное поле лазерной волны, модулированное биокристаллической структурой элементов костной ткани, становится носителем информации об их ориентационных и минерализационных параметрах.

2. Экспериментальные исследования и обсуждение

В качестве объектов исследования использовались поперечные и продольные срезы компактного и пластинчатого слоя длинной трубчатой кости взрослого человека. Экспериментальные исследования проводились на установке, схема которой показана на рис.4. Установка содержит когерентный и некогерентный каналы, основанные на лазерной поляриметрии и поляризационной микроскопии соответственно.

Когерентный канал включает в себя источник излучения 1, коллиматор 2, поляризатор 3, исследуемый объект 7, проекционный микрообъектив 8, полевою диафрагму 9, поляризатор-анализатор 10, фотоэлектронный умножитель 12, аналого-цифровой преобразователь (АЦП) 13 и компьютер 14.

На вход канала поступает излучение одномодового He-Ne-лазера ($\lambda = 0.63$ мкм). Коллиматор 2, состоящий из двух объективов и диафрагмы, формирует параллельный пучок света, который проходит через поляризатор 3, выделяющий строго ориентированное направление поляризации. Лазерный пучок, освещающий образец 7, проходит через фазокомпенсирующую пластинку 4, которая вращается с помощью шагового двигателя 5. Объ-

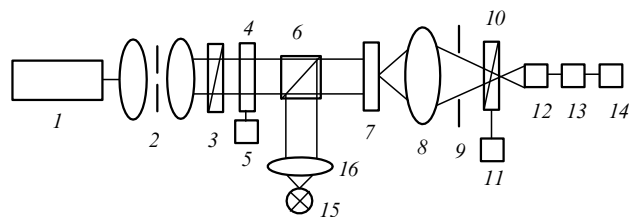


Рис.4. Схема экспериментальных исследований.

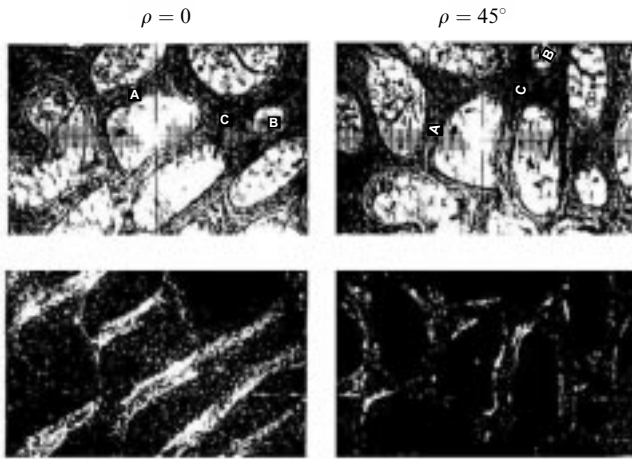


Рис.5. Микроскопические при некогерентном освещении (верхний ряд) и когерентные (нижний ряд) изображения поперечного среза костной ткани.

ектное поле проецируется микрообъективом 8 в плоскость регистрации, где полевая диафрагма 9 выделяет отдельные области когерентного изображения биокристаллических структур. Анализатор 10, вращающийся вокруг оптической оси шаговым двигателем 11, пропускает на фотоэлектронный умножитель 12 переменный световой поток, параметры которого обрабатываются блоком анализа 13, 14.

Некогерентный канал включает в себя источник белого света 15 и конденсор 16, обеспечивающий с помощью светоделителя 6 равномерную освещенность исследуемого микропрепарата. Данный канал имеет вспомогательный характер и служит для получения классических микроизображений биоткани.

На рис.5 приведена серия микрофотографий поперечного микропрепарата кости, полученных при некогерентном (верхний ряд) и когерентном (нижний ряд) освещении в скрещенном поляризаторе-анализаторе. Визуальный анализ некогерентного микроизображения костной ткани обнаруживает «макрокристаллитные» области упорядоченной горизонтальной (различной ориентации)

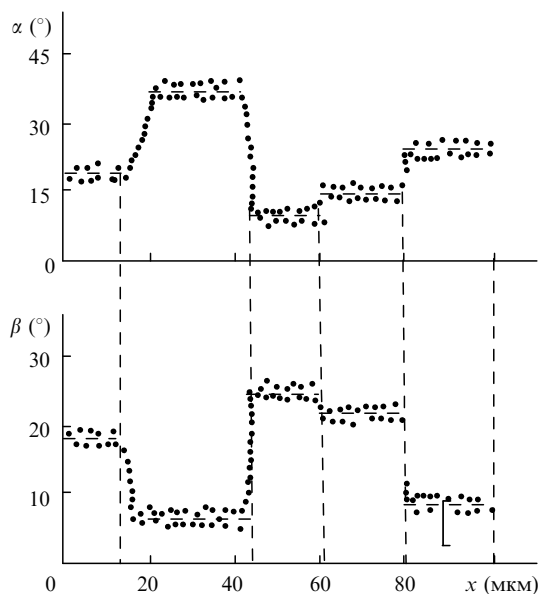


Рис.6. Координатные зависимости азимута $\alpha(x)$ и эллиптичности $\beta(x)$ поляризации лазерного объектного поля.

укладки коллагеновых волокон (А), гаверсовы системы (В) – области остеонов и фрактальную структуру костных трабекул (С).

Представленные микрофотографии соответствуют двум поворотам исследуемого микропрепарата вокруг направления облучения (0 и 45°), что обеспечивает изменение ориентации волокон коллагена («оптических осей») биокристаллов относительно плоскости поляризации освещающего лазерного пучка, а следовательно, и различную эллиптичность проходящего лазерного излучения. Последнее иллюстрируется микрофотографиями нижнего ряда, соответствующими распределению поляризационного пропускания эллиптически поляризованного лазерного объектного поля. Видно, что различным углам поворота микропрепарата соответствует различная топология лазерного микроизображения объекта, т.е. различная структура эллиптичностей его объектного поля.

Количественно данный эффект поляризационной модуляции лазерной волны представлен на рис.6 в виде координатных зависимостей азимута и эллиптичности $\alpha(x)$ и $\beta(x)$. Видно следующее:

- различные фрагменты фрактальной структуры (архитектоники) костной ткани формируют различно поляризованные участки граничного поля; динамический диапазон изменения параметров поляризации достаточно велик и составляет 0–45° для азимута α и 0–30° для эллиптичности β ;

- в пределах каждого структурного элемента архитектурной сети (костная трабекула или гаверсова система) вариации параметров α и β очень малы и не превышают 2–3°;

- в пределах областей изображения отдельных биокристаллических структур архитектурной сети костной ткани существует корреляция между экстремальными значениями азимута и эллиптичности световых колебаний: α_{\max} соответствует β_{\min} и наоборот.

Полученные данные подтверждают предположение о кристаллооптической фрактальной структуре костной ткани, а следовательно, о ее доменной (макрокристаллитной) оптической организации.

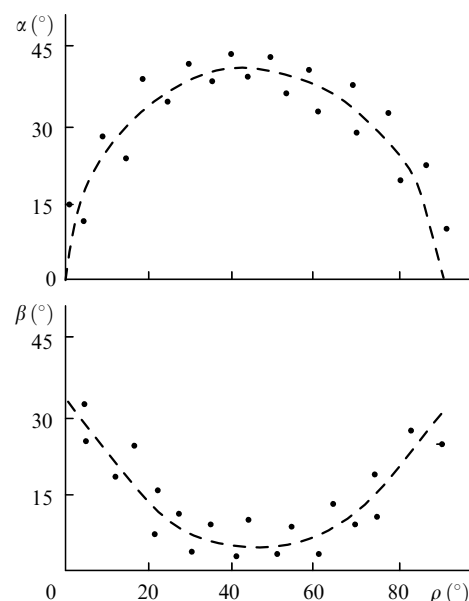


Рис.7. Поляризационная структура объектного поля костной ткани с продольной укладкой минерализованных волокон.

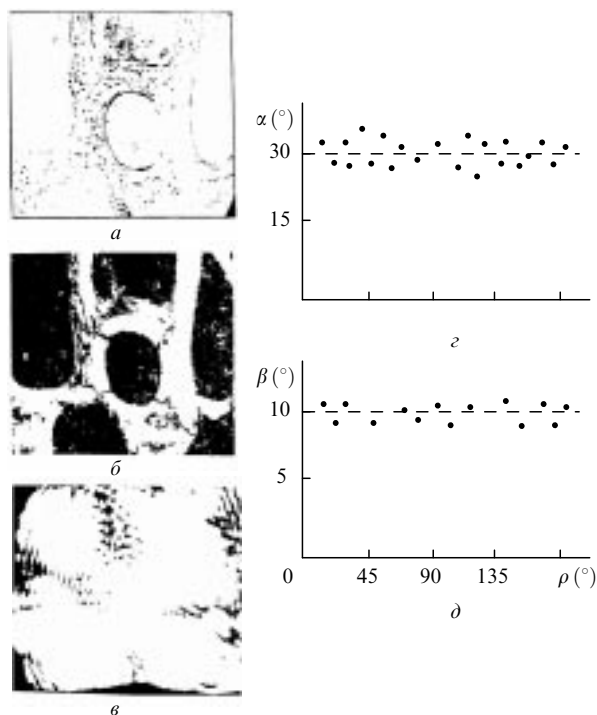


Рис.8. Структура когерентного объектного поля ламеллы остеона.

Оптические свойства биокристаллов продольного среза костной ткани показаны на рис.7 в виде зависимостей $\alpha(\rho)$ и $\beta(\rho)$. Штриховыми линиями обозначены теоретические кривые, рассчитанные по соотношениям (5), (6). Полученные результаты обнаруживают удовлетворительную корреляцию между экспериментальными (точки) и теоретическими результатами – расхождения не превышают 10–15 %, что свидетельствует об адекватности оптического моделирования структуры костной ткани.

На рис.8 приведены качественные и количественные результаты исследования поляризационной структуры лазерного поля биокристаллической структуры другого типа – гаверсовой системы. На серии микрофотографий дано некогерентное изображение остеона костной ткани (рис.8,а) и его поляризационное когерентное изображение в скрещенном поляризаторе-анализаторе (рис.8,б,в). Топологическая структура лазерного объектного поля данной биокристаллической структуры костной ткани коррелирует со структурой характерной коноскопической фигуры на поверхности одноосного кристалла и его ближнего поля (рис.8,в).

На рис.8,з, д показаны зависимости азимута и эллиптичности поляризации лазерной волны, прошедшей через такой биокристалл, от угла поворота. Результаты измерений параметров α и β представлены в полярной системе координат с угловым шагом сканирования диафрагмы фотоэлектронного узла $\Delta\rho = 5^\circ$.

Из полученных данных следует, что в пределах когерентного изображения ламеллы остеона угловые зависимости $\alpha(\rho)$ и $\beta(\rho)$ остаются практически неизменными – их вариации составляют 5–10 %. Этот результат подтверждает факт преимущественной ориентации волокон коллагена в ламеллах остеона под некоторым углом θ .

На рис.9 даны вероятностные распределения азимуты поляризации фрактального объектного поля лазерной волны в граничном (на поверхности) поле (рис.9,а) и в дальней зоне дифракции Фраунгофера (рис.9,б).

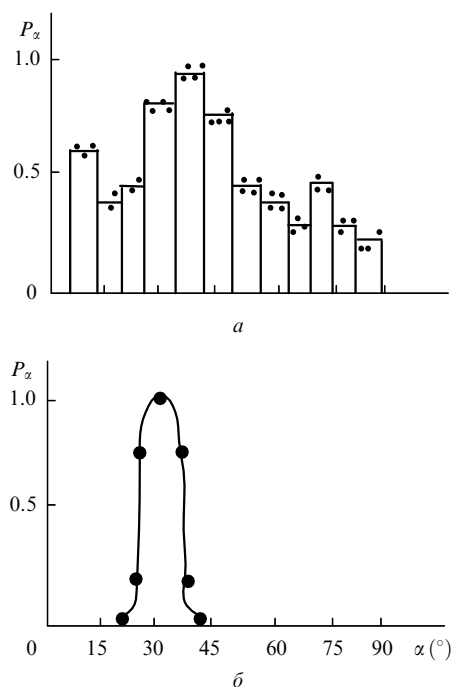


Рис.9. Поляризационная структура лазерного поля архитектурной сети костной ткани.

Из представленных результатов видно, что – граничное поле архитектурной структуры костной ткани обладает выраженной поляризационной структурой, обусловленной разнообразными направлениями ориентации коллагеновых волокон локальных биокристаллов. Диапазон изменения азимута поляризации α граничного поля фрактальной структуры составляет $0-180^\circ$. Однако вероятность получения тех или иных значений α различна. Данный факт, по-видимому, связан с особенностями ориентационной структуры трабекул архитектурной сети костной ткани;

– в дальней зоне имеет место дифракционно-интерференционное статистическое усреднение поляризационной структуры поля рассеянного излучения, поэтому лазерное поле преобразуется в поляризационно однородное, а распределение P_x вырождается в δ -функцию.

Заключение

Рассмотренный в данной работе метод лазерной поляриметрии и диагностики ориентационной и минерализационной структуры костной ткани может быть использован при создании комплекса дистанционных, неразрушающих, высокоточных методик, актуальных при решении задач моделирования костной ткани и ее биомеханических конструкций. Помимо этого открываются новые возможности клинической диагностики патологических изменений костной ткани, ведущих к возникновению остеопороза, который, согласно прогнозам Всемирной организации здравоохранения, может стать заболеванием № 1 в наступающем столетии.

1. Goldman L. (Ed.) *The biomedical laser* (N.Y., Heidelberg, Berlin, Springer-Verlag, 1981).
2. Martellucci S., Chester A.N. (Eds.) *Laser photobiology and photomedicine* (N.Y., Ldn, Plenum Press, 1985).
3. Bensasson R.V., Jori G., Landl E.J., Truscott T.G. (Eds.) *Primary photoprocesses in biology and medicine* (N.Y., Ldn, Plenum Press, 1985).

4. Chester. A.N., Martellucci S., Schegg. A.M. (Eds). *Laser systems for photobiology and photomedicine* (N.Y., Ldn, Plenum Press, 1991).
5. Katzir A. *Lasers and optical fibers in medicine* (San Diego, Academic Press, 1993).
6. Waynant R., Pettit G. (Eds). *Lasers in surgery and medicine* (N.Y., Ldn, Plenum Press, 1996).
7. Mandelbrot B. *The fractal geometry of nature* (N.Y., Freeman, 1983).
8. Nossal R., Kiefer J., Weiss G.H., Bonner R., Taitelbaum H., Havlin S. *Appl.Optis*, **27**, 3382 (1988).
9. Cheong W.F., Prah S.A., Welch A.J. *IEEE J.Quantum.Electron.*, **26**, 2166 (1990).
10. Dainty J.C. (Ed.). *Laser speckle and related phenomena* (Berlin, Springer, 1984).
11. Patterson M.S., Moulton J.D., Wilson B.C., Berndt K.W., Lakowicz J.R. *Appl.Optis*, **30**, 4474 (1991).
12. Arridge S.R., Cope M., Delpy D.T. *Physics in Medicine and Biology*, **37**, 1531 (1992).
13. Ушенко А.Г., Полянский В.К. *ЖПС*, **35**, 17 (1981).
14. Ушенко А.Г., Вашенко В.И. и др. *Изв.вузов.Сер.Физика*, № 1, 114 (1986).
15. Ушенко А.Г., Вашенко В.И. и др. *Изв.вузов.Сер.Физика*, № 6, 212 (1987).
16. Ушенко А.Г., Ермоленко С.Б. *ЖПС*, **52**, № 5, 277 (1990).
17. Ушенко А.Г., Ермоленко С.Б. *Дефектоскопия*, № 4, (1990).
18. Ушенко А.Г., Полянский В.К. *Автометрия*, № 6, 89 (1981).
19. Ушенко А.Г., Полянский В.К. *Автометрия*, № 5, 48 (1981).
20. Ушенко А.Г., Недужко М.А. *Оптика и спектроскопия*, **60**, 1251 (1986).
21. Ushenko A.G., Strinadko M.T., Yermolenko S.B., Neduzhko M.A. *Int.J.Optoelectron.*, **4**, 563 (1989).
22. Ushenko A., Yermolenko S. *Proc.SPIE*, **1983**, 227 (1993).
23. Ushenko A., Yermolenko S. *Proc.Int.Workshop on Automatic Processing of Fringe Patterns* (Berlin, 1989, v.9, p.145).
24. Ushenko A., Yermolenko S. *Proc. SPIE*, **1846**, 234 (1992).
25. Ushenko A.G. *Opt.Engng*, **34**, 1088 (1995).
26. Борн М., Вольф Э. *Основы оптики* (М., Наука, 1970).
27. Шерклифф У. *Поляризованный свет. Получение и использование* (М., Мир, 1965).

A.G.Ushenko. Laser diagnostics of biofractals.

An optical approach to the problem of modelling and diagnostics of the structures of biofractal objects was considered in relation to human bone tissue. A model was proposed for the optical properties of this tissue, including three levels of fractal organisation: microcrystalline, macrocrystalline, and architectural. The studies were based on laser coherent polarimetry ensuring the retrieval of the fullest information about the optical and polarisation properties of bone tissue. A method was developed for contactless noninvasive diagnostics of the orientational and mineralogical structure of bone tissue considered as a biofractal.