

ДИСПЕРСИОННАЯ ЗАВИСИМОСТЬ ОПТИЧЕСКОЙ АНИЗОТРОПИИ И СТЕПЕНИ ДЕПОЛЯРИЗАЦИИ ФИБРОЗНЫХ ТКАНЕЙ

© 2010 г. Д. А. Зимняков, доктор физ.-мат. наук; Г. В. Симоненко, канд. физ.-мат. наук; В. В. Тучин, доктор физ.-мат. наук

Саратовский государственный университет, г. Саратов

E-mail: simonenko@optics.sgu.ru

В работе представлены результаты исследований оптических характеристик фиброзных тканей. Показано, что у фиброзных биотканей макроскопическая анизотропия показателей преломления имеет аномальный характер частотной зависимости вдали от полос поглощения, и предложено объяснение этого эффекта. Кроме этого, в работе показано, что дисперсионная зависимость степени деполяризации прошедшего сквозь биоткань излучения хорошо аппроксимируется степенной функцией с показателем, равным -4 .

Ключевые слова: оптические характеристики, биоткань, деполяризация, дисперсия.

Коды OCIS: 170.0170, 170.3660.

Поступила в редакцию 05.04.2010.

Введение

Зондирование биологических тканей поляризованным излучением видимой и ближней ИК областей спектра является одним из перспективных подходов в клиничко-лабораторной диагностике, позволяющим оперативно выявлять патологические изменения в структуре биотканей [1–3]. Рассеяние поляризованного света случайно-неоднородными средами, в качестве которых может рассматриваться подавляющее большинство биотканей, приводит к его частичной или полной деполяризации (в зависимости от особенностей структуры биоткани и длины волны зондирующего излучения). Степень деполяризации излучения, прошедшего сквозь биоткань, позволяет выделить оптический сигнал, формируемый преимущественно актами однократного рассеяния в слоях биоткани [4]. Основными факторами, влияющими на величину степени деполяризации излучения, являются:

- 1) толщина зондируемого слоя,
- 2) параметр анизотропии рассеяния зондируемой среды [5–7],
- 3) коэффициент поглощения среды, определяемый содержанием в ней хромофоров (например гемоглобина) [8, 9],
- 4) макроскопическая анизотропия показателей преломления биоткани [10].

Макроскопическая анизотропия морфологических и, соответственно, оптических характеристик некоторых биологических тканей (например, мышечной ткани, сухожилий, дермы), обусловленная их фибриллярной структурой с частично ориентированными плотноупакованными волокнами [10], специфическим образом проявляется при поляризационной диагностике и визуализации подобных объектов [11, 12]. Пространственные распределения поляризационных характеристик детектируемого рассеянного излучения (в частности степень деполяризации) также имеют выраженную анизотропию.

Следует отметить, что структурная анизотропия подобных многократно рассеивающих сред должна проявляться не только в различных значениях транспортных характеристик среды (транспортного коэффициента рассеяния μ'_s , коэффициента рассеяния μ_s и параметра анизотропии рассеяния g) для главных направлений в зондируемой среде, определяемых преимущественной ориентацией структурообразующих волокон [10]. Характерным свойством фиброзных тканей с частично ориентированными волокнами является также двойное лучепреломление, проявляющееся на макроскопических масштабах, существенно превышающих типичное значение транспортной длины для зондируемой среды. Часто для исследуемых образцов биотканей характерны малые значения затухания

оптического сигнала; как правило, $L\mu_t < 1$, где L – толщина образца, μ_t – коэффициент экстинкции. При отсутствии селективного поглощения зондирующего излучения хромофорами, входящими в состав биоткани, $\mu_t \approx \mu_s$, где μ_s – коэффициент рассеяния биоткани на длине волны зондирующего излучения. Анализ особенностей переноса излучения в зондируемых в проходящем свете оптически тонких слоях биотканей (см., например, [13]) позволяет сделать вывод о том, что в детектируемом оптическом сигнале в основном представлены парциальные составляющие с длинами оптических путей в зондируемой среде $s \sim L$ (нерассеянные, или баллистические; однократно рассеянные; двукратно рассеянные и т. д.). При этом вклад парциальных составляющих в детектируемый оптический сигнал быстро убывает по мере увеличения безразмерного параметра $\mu_s s$, характеризующего кратность рассеяния данной составляющей, и становится пренебрежимо малым для многократно рассеянных составляющих с $s \gg 1/\mu_s$. Подобные режимы рассеяния зондирующего излучения можно определить как малократное рассеяние (см., например, [10]). В случае когда в детектируемый оптический сигнал дают существенный вклад нерассеянный или малократно рассеянный компоненты, при анализе поляризационных характеристик детектируемого излучения следует принимать во внимание два фактора:

1) эффект деполяризации за счет многократного рассеяния зондирующего линейно поляризованного света в среде;

2) преобразование типа поляризации (в общем случае из линейной в эллиптическую) для нерассеянного и малократно рассеянных компонентов.

Эти факторы следует учитывать при зондировании оптически тонких слоев биотканей с детектированием рассеянного вперед излучения или в случае использования оптической когерентной томографии для исследования структуры поверхностных слоев биотканей, что дает дополнительные возможности в части исследования патологических изменений фибриллярной структуры биотканей. Одним из информативных параметров, описывающих оптические свойства фибриллярных структур, в этом случае выступает степень деполяризации излучения, прошедшего сквозь слой образца. Другим информативным параметром, описывающим оптические свойства фибриллярной ткани, является значение фазового сдвига между ортогонально поляризованными составляющими детектируемого излучения, измеряемое для заданной глубины зондирования пораженного участка ткани

и определяемое значением $\Delta n = n_{\parallel} - n_{\perp}$ (n_{\parallel} , n_{\perp} – соответственно показатели преломления для света, поляризованного в плоскости падения света и перпендикулярно ей). Следует отметить, что часто в поляризационной диагностике биотканей применяются широкополосные источники видимого света, что обеспечивает получение дополнительной информации об объекте исследования.

Целью данной работы является исследование дисперсионной зависимости степени деполяризации светового излучения, прошедшего сквозь оптически тонкий слой фиброзной ткани, а также исследование дисперсионной зависимости оптической анизотропии фиброзной ткани в условиях малократного рассеяния.

Деполяризация световой волны образцом биоткани

Ранее нами было показано [11], что при решении задачи о распространении поляризованного излучения через слой биоткани необходимо учитывать явление деполяризации света, прошедшего через образец. Деполяризация зондирующего излучения главным образом обусловлена многократным рассеянием света зондируемой средой, и поэтому при зондировании биотканей видимым излучением максимальная степень деполяризации соответствует коротковолновой области, в которой, как правило, коэффициент рассеяния биоткани принимает максимальные значения. Следует отметить, что данное явление ослаблено в образцах, находящихся в условиях иммерсионного просветления, и ярко выражено в обычных биотканях. Кроме того, деполяризующие свойства “просветленного” тонкого (толщиной до 500 мкм) слоя биоткани, когда влияние многократного рассеяния отсутствует, обусловлено разориентацией анизотропных элементов среды. В этом случае фазовые набег от различных участков образца в пределах зондируемой области меняют хаотичным образом поляризацию прошедших волн, но полной деполяризации излучения не наблюдается, так как для многих биологических структур характерно локальное упорядочение структурных составляющих. Таким образом, явление деполяризации света в биотканях объясняется двумя причинами: остаточным рассеянием света биотканями и частичной разориентацией анизотропных структурных элементов биоткани. Поэтому, с нашей точки зрения, спектральная зависимость степени депо-

ляризации световой волны должна состоять из двух составляющих, первая из которых связана с рэлеевским рассеянием света на неоднородностях показателя преломления биоткани, а вторая обусловлена с неупорядоченным расположением волокон коллагена. При этом степень деполаризации d световой волны связана со степенью поляризации p простым соотношением

$$d(\lambda) + p(\lambda) = 1,$$

где λ – длина волны света.

В свою очередь степень поляризации световой волны определяется комбинацией соответствующих элементов вектора Стокса [14]. Примем следующую модель для описания спектральной зависимости степени деполаризации:

$$d(\lambda) = \frac{A_1}{\lambda^4} + A_2, \quad (1)$$

где постоянные A_1 и A_2 определяются типом биоткани.

Предположение о степенной зависимости степени деполаризации от длины волны света обусловлено тем, что определяющую роль в остаточном рассеянии света играет рэлеевский закон рассеяния. В то же время присутствие в уравнении (1) члена, не зависящего от длины волны, связано с наличием случайного изменения фазовых набегов волн, которые зависят от различной ориентации волокон коллагена по толщине слоя биоткани. В таблице приведены значения феноменологических параметров A_1 и A_2 для различных типов биоткани. Следует отметить, что дисперсионная зависимость степени деполаризации вида (1) с приемлемой точностью аппроксимирует экспериментальные спектры поляризационно-зависимого пропускания различных образцов фиброзных тканей.

Оптическая анизотропия фиброзной ткани

Ранее при решении прямой задачи о распространении света через слой фиброзной биоткани были получены дисперсионные зависимости для показателей преломления основных структурных составляющих биоткани: коллагена и базового вещества [11]. Различие показателей преломления этих элементов биоткани не только приводит к рассеянию света, но и является причиной возникновения оптической анизотропии у таких образцов. Анизотропия показателей преломления образца биоткани ($\Delta n = n_{\parallel} - n_{\perp}$, n_{\parallel} , n_{\perp} – показатели преломления биоткани для

случаев, когда вектор электрического поля распространяющейся в среде линейно поляризованной монохроматической электромагнитной волны с единичной амплитудой ориентирован параллельно или перпендикулярно волокнам коллагена) в целом определяется структурными характеристиками и разностью показателей преломления коллагеновых волокон и базового вещества. Если использовать двухкомпонентную модель и коллагеновые волокна представить в виде длинных цилиндров, то можно показать [15], что в общем случае оптическая анизотропия в низкочастотном пределе определяется следующим выражением:

$$\Delta n = (n_{\parallel} - n_{\perp}) = \frac{(n_{\text{кол}}^2 - n_{\text{баз}}^2)^2 (n_{\text{кол}} + n_{\text{баз}}) c(1-c)}{(1+c)n_{\text{кол}}^2 + (1-c)n_{\text{баз}}^2}, \quad (2)$$

где c – объемная доля коллагеновых волокон, $n_{\text{кол}}$, $n_{\text{баз}}$ – соответственно показатели преломления для коллагена и базового вещества.

С точки зрения поляризационно-чувствительной томографии, важным фактором является зависимость анизотропии показателей преломления биоткани от длины волны зондирующего излучения. Следует отметить, что ранее нами исследовались дисперсионные зависимости для показателей преломления коллагеновых волокон и базового вещества, которые в отсутствие селективного поглощения (например гемоглобином крови) являются нормальными и могут быть описаны дисперсионными формулами Коши [16]. На рис. 1 представлены зависимости оптической анизотропии от длины волны зондирующего излучения видимого диапазона для различных типов ткани. Эта зависимость была получена с помощью выражения (2) и данных по дисперсии показателей преломления коллагена и базового вещества, приведенных в работе [12]. Видно, что частотная зависимость оптической анизотропии биоткани носит аномальный характер, хотя структурные элементы биоткани имеют нормальную дисперсионную

Феноменологические параметры, описывающие дисперсионную зависимость степени деполаризации света, прошедшего через различные биоткани

Параметр	Тип биоткани		
	Мышечная	Хрящевая	Костная
$A_1, \text{нм}^4 \times 10^{10}$	4,88	1,446	3,045
A_2	-0,171	-0,05	-0,178

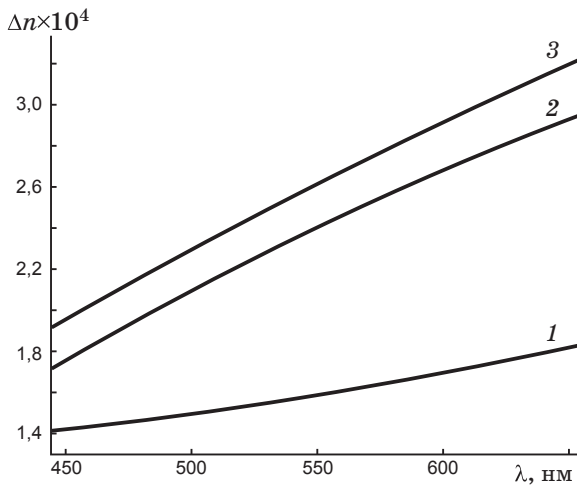


Рис. 1. Дисперсионная зависимость макроскопической оптической анизотропии для различных образцов биоткани. 1 – хрящевая ткань, 2 – костная, 3 – мышечная.

зависимость. Таким образом, для фиброзных тканей, находящихся в условиях малократного рассеяния, наблюдается эффект аномальной частотной зависимости для макроскопической оптической анизотропии биоткани вдали от полюса поглощения.

Для объяснения этого эффекта используем модельную среду, состоящую из неупорядоченной системы параллельных диэлектрических цилиндров, погруженных в изотропную диэлектрическую среду [10]. Значения показателя преломления, радиуса и объемной доли цилиндров в рассеивающей системе равны соответственно n_{cyl} , R_{cyl} и f . Цилиндры случайным образом распределены в диэлектрической среде с показателем преломления $n_{\text{дс}}$. Для подобной модельной среды вычисляются эффективные значения показателя преломления $n_{\text{ef}\parallel}$ и $n_{\text{ef}\perp}$ для случаев, когда вектор электрического поля распространяющейся в среде линейно поляризованной монохроматической электромагнитной волны с единичной амплитудой ориентирован параллельно или перпендикулярно осям цилиндров. В этом случае значение макроскопической оптической анизотропии определяется как $\Delta n = n_{\text{ef}\parallel} - n_{\text{ef}\perp}$. Для вычисления величин $n_{\text{ef}\parallel}$ и $n_{\text{ef}\perp}$ в работе [10] применен подход, основанный на использовании критерия равенства энергии электромагнитного поля в объеме среды, занимаемом модельным рассеивающим центром, энергии поля в эквивалентном объеме эффективной пространственно однородной среды со значениями показателя преломления $n_{\text{ef}\parallel}$ или $n_{\text{ef}\perp}$.

На рис. 2 приведена зависимость нормированного значения Δn от длины волны зондирующего излучения для плотноупакованной системы цилиндров ($f = 0,6$, $R_{\text{cyl}} = 50$ нм) с $n_{\text{cyl}} = 1,46$ и $n_{\text{дс}} = 1,37$; в качестве нормировочного значения использовано значение Δn в низкочастотном пределе. Видно, что при возрастании длины волны света имеет место немонотонная зависимость Δn , вычисляемая с использованием предложенной модели. Данная особенность обусловлена различиями в поведении зависимостей от λ энергии электромагнитных полей ($W_{\parallel}(n_{\text{cyl}}, n_{\text{дс}}, n_{\text{ef}\parallel})/\pi R_{\text{coat}}^2$ и $W_{\perp}(n_{\text{cyl}}, n_{\text{дс}}, n_{\text{ef}\perp})/\pi R_{\text{coat}}^2$) в объеме, который занимает модельный рассеивающий центр, при взаимодействии s - и p -поляризованных электромагнитных волн с эффективными рассеивающими центрами [10].

На рис. 3 приведены зависимости параметра оптической анизотропии Δn от длины волны зондирующего излучения для мышечной ткани и модельной среды. Оптическая анизотропия модельной среды рассчитана в соответствии с обсуждаемой моделью эффективной анизотропной среды для неупорядоченной полидисперсной системы параллельных диэлектрических цилиндров с показателем преломления $n_{\text{cyl}} = 1,46$, погруженных в диэлектрическую среду с показателем преломления $n_{\text{дс}} = 1,37$. Данные величины соответствуют типичным значениям показателя преломления в видимой области для коллагена и полисахаридов (базового вещества, в котором находятся коллагеновые волокна, фор-

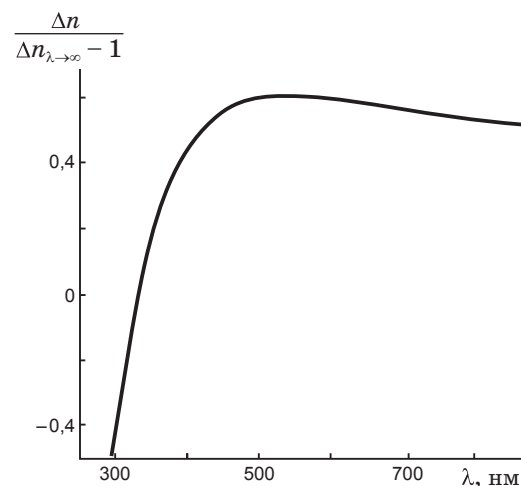


Рис. 2. Зависимость нормированного значения оптической анизотропии для модельной среды, состоящей из длинных цилиндров, помещенных в изотропную жидкость, от длины волны зондирующего излучения.

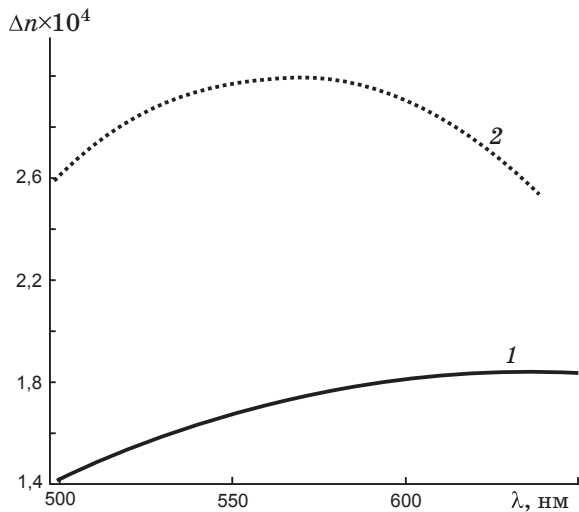


Рис. 3. Дисперсионная зависимость макроскопической оптической анизотропии мышечной ткани (1) и модельной среды (2).

мирующие структуру ряда фиброзных тканей человека и животных). При расчетах $n_{\text{ef}\parallel}$ и $n_{\text{ef}\perp}$ принято равномерное распределение значений диаметра цилиндров в интервале от 80 до 120 нм и значение объемной доли цилиндров, равное 0,6 (как уже упоминалось выше, данные значения соответствуют типичным морфологическим параметрам, характеризующим фибриллярную структуру дермы). Для приведенной на рис. 3 зависимости значение Δn модельной среды, усредненное по интервалу длин волн 550–650 нм, равно примерно $2,87 \times 10^{-4}$, что удовлетворительно согласуется с полученной в экспериментах величиной оптической анизотропии образцов *in-vitro* дермы крысы для указанного спектрального интервала [3]. Кроме того, обращает на себя внимание и относительно небольшая величина дисперсии Δn для данного спектрального интервала.

Как уже отмечалось выше, полученные экспериментальные данные для образцов кожи крысы свидетельствуют о малой дисперсии двойного лучепреломления дермы в длинноволновой области видимого диапазона. Резкое убывание Δn для модельной рассеивающей системы в коротковолновой области видимого диапазона ($\lambda < 500$ нм) с последующим изменением знака оптической анизотропии обусловлено, как следует из теории рассеяния для диэлектрических цилиндров, различиями в условиях возникновения резонансов Ми при рассеянии *s*- и

p-поляризованных волн на эффективных рассеивающих центрах для значений дифракционного параметра $2\pi R_{\text{cyl}}/\lambda \geq 1$. Следует отметить, что в случае спектрально-поляризационных измерений фиброзных биотканей подобный эффект будет маскироваться особенностями спектральных зависимостей $n_{\text{ef}\parallel}$ и $n_{\text{ef}\perp}$, обусловленными значительным поглощением зондирующего излучения биотканью в коротковолновой области видимого диапазона и ближней УФ области. Сравнивая результаты, полученные для фиброзных тканей при решении прямой задачи о распространении поляризованного света через образец с результатами, полученными для модельной среды, можно говорить об их удовлетворительном соответствии (рис. 3). Различие в значениях оптической анизотропии модельной среды и мышечной ткани обусловлено тем, что данные для мышечной ткани получены в условиях иммерсионного просветления, что существенно снижает значение Δn . Кроме того, смещение максимума в зависимости $\Delta n = \Delta n(\lambda)$ для мышечной ткани по отношению к модельной среде скорее всего связано с морфологическим строением реальной мышечной ткани, находящейся в условиях иммерсионного просветления.

Таким образом, основываясь на двухкомпонентной модели биоткани, можно говорить о том, что эффект аномальной частотной зависимости макроскопической оптической анизотропии биоткани объясняется двухкомпонентным составом и различиями в дисперсионных зависимостях показателей преломления компонентов среды.

Заключение

В настоящей работе представлено феноменологическое выражение для дисперсионной зависимости степени деполяризации световой волны, прошедшей сквозь образец биоткани. Аналитический вид этой зависимости определяется рэлеевским рассеянием света на неоднородностях показателей преломления и разориентацией коллагеновых волокон, входящих в состав биоткани. Кроме того, обнаружен и интерпретирован эффект аномальной частотной зависимости макроскопической оптической анизотропии биоткани, который связан с неоднородным составом биоткани, а также с тем, что эффективные рассеивающие центры по-разному взаимодействуют с *s*- и *p*-поляризациями световой волны.

Данная работа выполнена в рамках аналитической ведомственной целевой программы “Развитие научного потенциала высшей школы (2009–2010 годы)” проект № 2.1.1/4989 и поддержана грантом РФФИ № 09-02-90487 Укр_ф_а.

ЛИТЕРАТУРА

1. Wang L.V., Cote` G.L., Jacques S.I. Guest Editorial: Special Section on Tissue Polarimetry // *J. biomed. Opt.* 2002. V. 7. № 3. P. 278.
2. Jiao S., Gao G., Wang L.V. Depth-Resolved Two-Dimensional Stokes Vectors of Backscattered Light and Mueller Matrices of Biological Tissue Measured With Optical Coherence Tomography // *Appl. Opt.* 2000. V. 39. № 34. P. 6318–6324.
3. Tuchin V.V., Wang L.V., Zimnyakov D.A. Optical polarization in biomedical application. Berlin: Heidelberg-Springer-Verlag, 2006. 206 p.
4. Синичкин Ю.П., Зимняков Д.А., Агафонов Д.Н., Кузнецова Л.В. Визуализация рассеивающих сред при обратном рассеянии линейно поляризованного некогерентного монохроматического света // *Опт. и спектр.* 2002. Т. 93. С. 110–116.
5. Оптическая биомедицинская диагностика. Т. 1. / Под ред. В.В. Тучина. М.: Физматлит, 2007. 560 с.
6. Zimnyakov D.A., Sinichkin Yu.P., Zakharov P.V., Agafonov D.N. Residual polarization of non-coherently backscattered linearly polarized light: the influence of the anisotropy parameter of the scattering medium // *Waves Random and Complex Media.* 2001. V. 11. № 4. P. 395–412.
7. Зимняков Д.А., Синичкин Ю.П. О предельном значении степени остаточной поляризации некогерентно обратного рассеянного излучения при многократном рассеянии линейно поляризованного света // *Опт. и спектр.* 2001. Т. 91. № 1. С. 113–120.
8. Зимняков Д.А., Синичкин Ю.П., Киселева И.В., Агафонов Д.Н. О влиянии поглощения многократно рассеивающих сред на степень остаточной поляризации обратного рассеянного излучения // *Опт. и спектр.* 2002. Т. 92. № 5. С. 848–855.
9. Zimnyakov D.A. On some manifestations of similarity in multiple scattering of coherent light // *Waves Random and Complex Media.* 2000. V. 10. P. 417–434.
10. Зимняков Д.А., Синичкин Ю.П., Ушакова О.В. Оптическая анизотропия фиброзных биотканей: анализ влияния структурных характеристик // *Квант. электрон.* 2007. Т. 37. № 8. С. 777–783.
11. Симоненко Г.В., Папаев А.В., Тучин В.В. Двухшаговая модель распространения света в биотканях // *Оптический журнал.* 2007. Т. 74. № 10. С. 36–40.
12. Симоненко Г.В., Папаев А.В., Тучин В.В. Оптическая анизотропия биоткани в условиях иммерсионного просветления и без него // *Опт. и спектр.* 2006. Т. 101. № 1. С. 50–57.
13. Зимняков Д.А., Тучин В.В. О взаимосвязи характерных масштабов деполаризации и декорреляции оптических полей при многократном рассеянии // *Письма в ЖЭТФ.* 1998. Т. 67. № 7. С. 455–460.
14. Шерклиф У. Поляризованный свет. М.: Мир, 1965. 264 с.
15. Грищенко А. Е. Механооптика полимеров. СПб.: Изд. СПбГУ, 1996. 196 с.
16. Шишловский А.А. Прикладная физическая оптика. М.: Физматгиз, 1961. 824 с.