

01

Математическое моделирование электрофизических характеристик многократно рассеивающих сред с фибриллярной структурой.

II. Численный расчет

© К.Г. Куликов

Санкт-Петербургский государственный политехнический университет,
195251 Санкт-Петербург, Россия
e-mail: kulikov_@hotbox.ru

(Поступило в Редакцию 11 марта 2013 г.)

В рамках построенной модели получены зависимости оптических характеристик (коэффициента преломления и поглощения) моделируемой биоткани (эпидермиса, верхнего слоя дермы, нижнего слоя дермы, крови и ее форменных элементов) с учетом фибриллярной структуры. Приведенные количественные оценки могут быть использованы для прогнозирования изменений оптических свойств исследуемого образца биологической ткани, обусловленных в нем различными биофизическими, биохимическими процессами.

Введение

Современные оптические методы занимают одно из ведущих мест в диагностике и исследовании различных патологических процессов, протекающих в организме, благодаря их высокой информативности, а также возможности осуществления многофункционального мониторинга исследуемой среды.

Исследования распространения излучения в случайно неоднородных средах занимают важное место в изучении оптических характеристик биологических структур различного строения. Научные поиски привели к возможности исследовать методами медицинской диагностики биологические среды для случая *in vivo*.

Отметим, что процессы распространения и рассеяния оптического излучения находятся в центре внимания исследователей в различных отраслях науки: медицины, биофизики и т.д. (см., например, [1–8]).

Вместе с тем ряд современных оптических методов являются до настоящего времени не вполне изученными, используемые модели распространения и рассеяния излучения в случайно неоднородных средах имеют определенные границы применимости, которые обусловлены множеством факторов, влияющих на оптические свойства среды: коэффициент рассеяния и поглощения, анизотропия, структурно-морфологические особенности и др.

В связи с этим представляется актуальным разработка новых теоретических подходов в области математического моделирования физических процессов, протекающих в объекте исследования, т.е. в биологических образцах различных типов в условиях лазерного облучения. Таким образом, современные оптические методы измерений оказываются полезными для изучения биотканей, и дальнейшее развитие этих методов в направлении биомедицинских приложений требует построения более совершенных и точных математических моделей, которые учитывают фибриллярное строение моделируемой биологической структуры.

Настоящая работа является второй частью работы „Математическое моделирование электрофизических характеристик многократно рассеивающих сред с фибриллярной структурой“. В ней численно исследуются спектральные характеристики моделируемой биологической структуры (эпидермис, верхний слой дермы, нижний слой дермы, кровь и ее форменные элементы) с фибриллярным строением. В сообщении 1 рассматривается модельная рассеивающая система, состоящая из параллельных диэлектрических цилиндров, моделирующих коллагеновые волокна, помещенных в слоистую среду.

Таким образом, анализ оптических характеристик многократно рассеивающих случайно неоднородных сред с фибриллярной структурой в ряде случаев позволяет получить качественно новые результаты при исследованиях морфологического и функционального состояния биотканей, являющихся одним из важнейших направлений современной медицинской диагностики.

1. Численный расчет и анализ результатов

На базе построенной математической модели разработано программное обеспечение, которое позволило провести численный эксперимент при различных параметрах задачи. Приведем лишь некоторые полученные результаты.

Рассмотрим модельную среду, она имеет следующие параметры: коэффициент преломления слоев $n_2^0 = 1.50$, $n_3^0 = 1.40$, $n_4^0 = 1.35$, $n_5^0 = 1.40$ и характерную толщину слоев $d_2 = 65 \cdot 10^{-6}$ м, $d_3 = 565 \cdot 10^{-6}$ м, $d_4 = 40 \cdot 10^{-6}$ м, $n_1^0 = 1$, $\chi_1 = 0$, $\chi_2 = \chi_3 = \chi_4 = \chi_5 = 10^{-5}$. Значения параметров $a_1 = 0.01$, $b_1 = 0.03$, $a_2 = 0.01$, $b_2 = 0.01$, $a_3 = 0.01$, $b_3 = 0.01$, $c_1 = c_2 = c_3 = 10^{-2}$. При этом значения параметров подобраны для границы раздела каждого слоя таким образом, чтобы форма поверхности наиболее соответствовала форме границы раздела соответствующего слоя

в структуре нормальной кожи человека, длина волны $\lambda = 0.63 \mu\text{m}$ (центр линии гелий–неонового лазера).

Расчеты проводились для однослойных сферуллированных частиц, моделирующих эритроциты, при этом количество частиц в моделируемом слое принималось равным десяти, при следующих параметрах: относительный коэффициент преломления для первых пяти сферуллированных эритроцитов принимался равным $1.035 + 10^{-5}i$, для остальных — $1.033 + 10^{-5}i$, при радиусе частиц, равном $4.3 \mu\text{m}$, количество цилиндров, моделирующих коллагеновые волокна в слое, принималось равным девяти, при этом радиус цилиндров принимался равным: 10^{-10} , 10^{-6} , $2 \cdot 10^{-6}$, 10^{-6} , 10^{-6} , $3 \cdot 10^{-6}$, 10^{-6} , 10^{-6} , $2 \cdot 10^{-6}$ м. Отметим, что в приведенных численных расчетах рассматривалось нормальное падение электромагнитной волны.

Рис. 1 иллюстрирует сечение поля рассеяния для случая многократного рассеяния на группе близкорасположенных цилиндров различного радиуса в дальней зоне.

Заметим, что когда рассматриваем рассеяние в дальней зоне, то в выражениях (28), которые приведены в сообщении 1, необходимо заменить функцию Ханкеля на ее асимптотическое представление при $kl \gg 1$:

$$H_n^2(kl) \sim \sqrt{\frac{2}{\pi kl}} e^{-i(kl - (2n+1)\pi/4)},$$

$$l = R \cos \theta n_0, \quad \gamma_{jp} \sim \gamma, \quad \forall j.$$

При этом сечение рассеяния определяется следующим образом:

$$C_{\text{sca}} = \frac{W_{\text{scat}}}{I_i},$$

где I_i — падающая интенсивность,

$$W_{\text{scat}} = \int_A S_{\text{scat}} \mathbf{e}_r dA, \quad S_{\text{scat}} = \frac{c}{8\pi} \text{Re} [\mathbf{E}_{\text{scat}}^j \times \mathbf{H}_{\text{scat}}^{j*}],$$

$$\mathbf{E}_{\text{scat}}^j = \frac{i}{k} \nabla \times \nabla \times (\mathbf{e}_z U_{\text{scat}}^j) + \nabla \times (\mathbf{e}_z V_{\text{scat}}^j),$$

$$\mathbf{H}_{\text{scat}}^j = -n_0 \nabla \times (\mathbf{e}_z U_{\text{scat}}^j) + \frac{i}{k} \nabla \times \nabla \times (\mathbf{e}_z V_{\text{scat}}^j),$$

где U_{scat}^j , V_{scat}^j — определяются выражением (17), приведенным в сообщении 1.

На рис. 2 представлено распределение интенсивности излучения для многослойной поглощающей и рассеивающей свет среды, моделирующей кожу человека при конкретных электрофизических и геометрических характеристиках моделируемой биологической структуры с учетом фибриллярной структуры.

Зависимости интенсивности лазерного излучения от коэффициента преломления и поглощения дермы при различных электрофизических характеристиках моделируемой биоткани представлены на рис. 3. Как следует из приведенных графиков, с увеличением поглощения моделируемой биологической структуры интенсивность

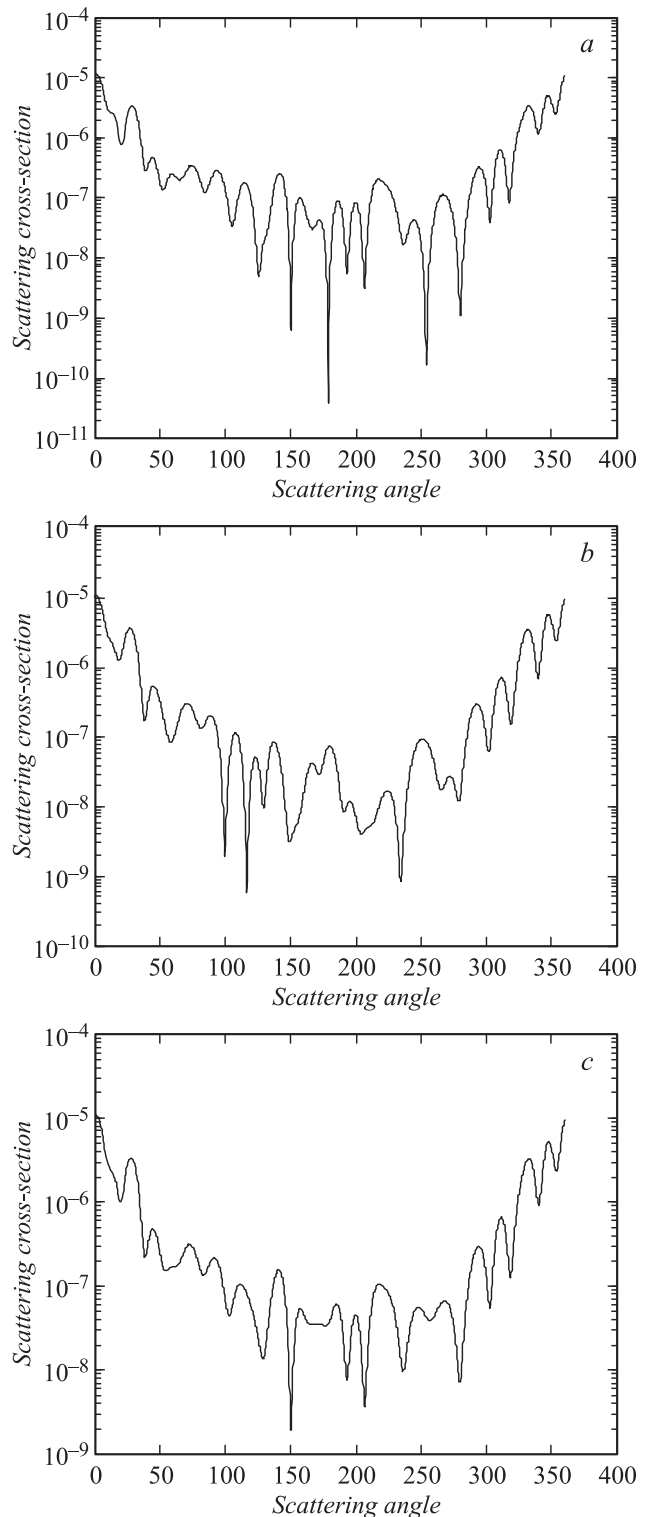


Рис. 1. Сечения поля рассеяния на группе цилиндрах при коэффициенте преломления равным 1.34, *a* — для случая *p*-поляризации, *b* — для случая *s*-поляризации, *c* — падающий свет неполяризован.

уменьшается, и наоборот, что согласуется с общетеоретическими представлениями. Таким образом, можно сделать вывод, что построенная модель достаточно чувствительна к изменению электрофизических параметров

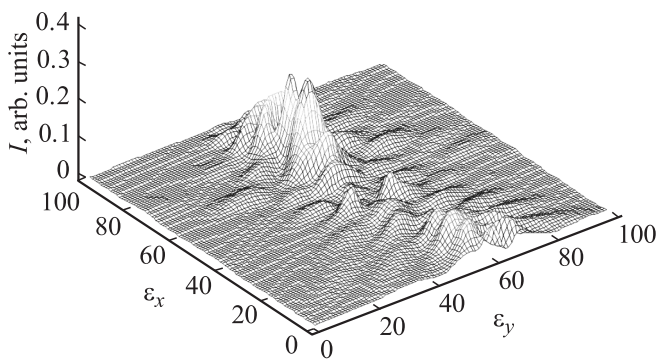


Рис. 2. Распределение интенсивности излучения для моделируемой биологической структуры при конкретных значениях параметров и при $\theta = 0^\circ$, $\phi = 0^\circ$, $\varphi = 0^\circ$.

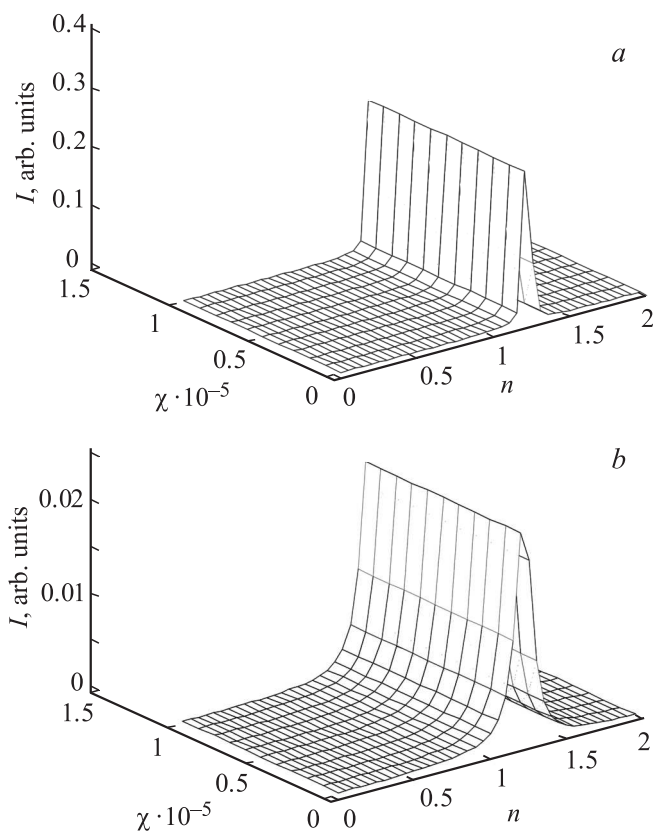


Рис. 3. *a* — зависимости интенсивности лазерного излучения от коэффициента преломления и поглощения дермы, при этом коэффициент поглощения остальных слоев принимался равным $\chi = 0.00001$. *b* — зависимость интенсивности лазерного излучения от коэффициента преломления и поглощения дермы, при этом коэффициент поглощения остальных слоев принимался равным $\chi = 0.1$.

моделируемой биологической структуры, в частности к коэффициенту поглощения.

Построенная модель позволяет варьировать электрофизические параметры исследуемого биологического образца, геометрические характеристики и устанавливать зависимости между ними и биологическими свойствами

моделируемой биоткани. Таким образом, при помощи данной математической модели возможно измерение спектральных различий нормальной и патологической тканей для случая *in vivo* с учетом фибриллярного строения с целью разработки спектрального автографа для определения патологических изменений в исследуемых биологических образцах, связанных с изменением электрофизических свойств эпидермиса, верхней дермы и крови.

Приведенные зависимости могут быть использованы для предсказаний изменения оптических свойств дермы, обусловленных в ней различными биофизическими, биохимическими и физиологическими процессами, а также могут быть рассчитаны для лазеров с другими параметрами, а также полученные количественные оценки могут быть применены для обработки и интерпретации экспериментальных данных.

Построенная модель позволяет определять не только спектральные распределения оптических параметров биологической среды, связанные с поглощением света в верхних слоях моделируемой биологической фибриллярной структуры, но и их изменения, происходящие под действием различных факторов, приводящих к изменению функционально-морфологического состояния биоткани, а также дает возможность одновременного получения на одной установке совокупности результатов варьирования оптических характеристик и характерных размеров исследуемой биологической структуры различного строения.

Список литературы

- [1] Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно неоднородных средах. В 2-х томах. М.: Мир, 1981.
- [2] Ахманов С.А., Дьяков Ю.Е., Чиркин А.С. Введение в статистическую радиофизику и оптику. М.: Наука, 1981.
- [3] Гудмен Дж. Статистическая оптика. М.: Мир, 1988.
- [4] Бакут А., Мандросов В.И., Матвеев П.М. и др. Теория когерентных изображений. М.: Радио и связь, 1987.
- [5] Jarry G., Steimer E., Damaschini V., Jurczak M., Kaiser R. // J. Opt. 1997. Vol. 28. P. 83–89.
- [6] Cheng C.-C., Raymer M.G. // Phys. Rev. A. 2000. Vol. 62. P. 1–12.
- [7] Гуров И.П. Формирование и анализ стохастических интерференционных полей / В кн.: Проблемы когерентной и нелинейной оптики / Под ред. И.П. Гурова, С.А. Козлова. СПб: СПбГИТМО, 2000. С. 67–87.
- [8] Лопатин В.Н., Приезжев А.В., Анонасенко А.Д. и др. Методы светорассеяния в анализе дисперсных биологических сред. М.: Физматлит, 2004.