УДК 004.942

МОДЕЛИРОВАНИЕ В-СКАНА ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ МЕТОДОМ МОНТЕ-КАРЛО НА ОСНОВЕ ВОКСЕЛНОГО ПРЕДСТАВЛЕНИЯ СТРУКТУРЫ ОБЪЕКТА

Петров Д.А., Галеб К.И.С., Проскурин С.Г.

ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», Тамбов, e-mail: spros@tamb.ru

Описана методика моделирования структурных изображений оптической когерентной томографии (ОКТ) на основе метода Монте-Карло с помощью мультипоточных вычислений на центральном процессоре. При этом биологический объект рассматривается в виде набора трехмерных элементов, что позволяет производить моделирование в средах, структура которых не может быть описана в аналитическом виде. Каждый элемент характеризуется своим показателем преломления и коэффициентами анизотропии, рассеяния и поглощения. Вероятность отражения на границе элементов с различными показателями преломления определяется с помощью формул Френеля, а длина свободного пробега фотонов вычисляется, используя полный коэффициент ослабления. Описываемая методика позволяет учитывать спекл-структуру ОКТ изображений. Показана возможность моделирования и визуализации биологических объектов с высокими показателями рассеяния, таких как кровеносные сосуды и потоки крови.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, метод Монте-Карло, воксел геометрия, сильно рассеивающие среды, кровеносные сосуды

OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY B-SCAN SIMULATION USING MONTE CARLO METHOD WITH VOXEL GEOMETRY REPRESENTATION OF AN OBJECT

Petrov D.A., Galeb K.E.S., Proskurin S.G.

Tambov State Technical University, Tambov, e-mail: spros@tamb.ru

A method of optical coherence tomography (OCT) structural images simulation using the Monte Carlo method with the help of multithreaded computation is described. For this purpose, the biological object is considered as a set of 3D elements that allow simulation of media, structure of which cannot be described analytically. Each element is characterized by its refractive index and anisotropy, scattering and absorption coefficients. The probability of reflection on the interface of elements with different refractive indices is determined using Fresnel equations. The photon mean free path is calculated using total attenuation coefficient. The described method allows taking into account the speckle structure of OCT images. The possibility of simulation and visualization of biological objects with high scattering, such as blood vessels and blood flow was demonstrated.

Keywords: optical coherence tomography, Monte-Carlo method, voxel geometry, highly scattering media, blood vessels

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – неинвазивная методика исследования внутренней структуры объекта, основанная на принципах низкокогерентной интерферометрии. ОКТ нашла свое применение во многих прикладных и научно-исследовательских задачах. Использование оптического излучения ближнего инфракрасного диапазона (длина волны источника, как правило, составляет 700–1500 нм) с малой когерентностью позволяет визуализировать внутреннюю структуру исследуемого образца с высоким пространственным разрешением. В связи с этим одной из наиболее перспективных областей использования ОКТ является биомедицинская диагностика, где в качестве основных приложений данной техники можно выделить офтальмологию, дерматологию и кардиологию [1, 7, 8].

При исследовании верхних слоев кожи пространственное аксиальное разрешение составляет 3–15 мкм с глубиной когерентного зондирования 1–2 мм, что обусловлено высоким значением показателя анизотропии $g \sim 0{,}9$–$0{,}99$ и коэффициента рассеяния среды $\mu_s = 70$–200 см$^{-1}$ [6]. С увеличением глубины залегания объекта получение его достоверного структурного изображения с помощью данной методики затрудняется в связи с многократным рассеиванием оптического излучения, появлением спекл-шумов, особенностями применяемого источника излучения и т.д. Для усовершенствования современных ОКТ систем необходимо полное понимание технических особенностей данной методики и закономерностей, лежащих в основе взаимодействия оптического излучения с биологическими тканями.

На данный момент методика моделирования транспорта фотонов на основе метода Монте-Карло является стандартным способ исследования взаимодействия оптического излучения и биологических тканей. Помимо фотонного транспорта, методика Монте-Карло используется также во многих

других алгоритмах моделирования физических процессов благодаря ее высокой точности [2, 5]. Часто используемый алгоритм и программное обеспечение (MCML), реализующее данную методику, можно использовать для источников с высокой и с низкой когерентностью [9]. Данный алгоритм позволяет проводить моделирование фотонного транспорта в стационарном режиме в многослойной полубесконечной среде, в то время как реальные биологические объекты, как правило, имеют более сложную неоднородную пространственную структуру. Также MCML является довольно медленным приложением, работающим в однопоточном режиме, что не позволяет использовать потенциал современных многоядерных процессоров.

Алгоритм, лежащий в основе MCML, может быть использован для создания методики моделирования ОКТ [11]. Недостатком данной методики является то, что границы слоев задаются в аналитическом виде, что позволяет описать их структуру только в приближенном виде.

При дерматологических исследованиях особый интерес представляет возможность визуализации подкожных структур, таких как кровеносные сосуды [3, 4]. В некоторых случаях визуализация таких объектов затрудняется в связи с крайне высоким показателем рассеяния крови μ_s = 600–1000 см$^{-1}$. Теоретические возможности ОКТ при исследовании подобных структур могут быть проверены путем соответствующего моделирования.

Целью данной работы является создание методики моделирования изображений оптической когерентной томографии, позволяющей учитывать спекл-структуру В-скана, особенности биологических объектов, содержащих кровеносные сосуды, и высокие значения показателя рассеяния.

Материалы и методы исследования

Для того чтобы получить более детальное описание структуры, предлагается перейти к вокселной модели формирования среды для моделирования и к соответствующему характеру распространения фотонов в подобной среде. При таком подходе объект задается в пространстве в качестве набора трехмерных элементов (вокселей), каждый из которых имеет свои соответствующие оптические свойства (коэффициент рассеяния μ_s, коэффициент поглощения μ_a, показатель анизотропии g и показатель преломления n). Размер ребра вокселя при моделировании определяется пространственным разрешением используемой ОКТ системы, что отражает по сути минимальный размер объекта, который теоретически можно визуализировать с помощью данной методики, и, как правило, составляет несколько микрометров. Общее число вокселей по какому-либо направлению N определяется исходя из размеров исследуемого образца l по этому направлению:

$$N = \frac{l}{d},$$

где d – размер ребра вокселя. В общем случае количество и длина ребер вокселей по осям x и y могут отличаться от соответствующих значений по оси z. При моделировании *in vivo* исследований размеры образца по оси z определяются теоретической глубиной когерентного зондирования методики. Важным является также задание объектов, лежащих ниже данной глубины, так как интенсивность многократно рассеянных фотонов также вносит определенный вклад в формирование сигнала (паразитная составляющая ОКТ сигнала).

Формирование трехмерного массива оптических свойств, представляющих исследуемый объект может производиться как в аналитическом виде, так и непосредственно с помощью экспериментально полученных ОКТ изображений внутренней структуры данного объекта. Во втором случае элементам массива оптических свойств, которые используются при моделировании, ставятся в соответствие пиксели структурного ОКТ изображения, с подчеркнутыми контурами, на котором выделяются определенные зоны с характерными оптическими свойствами (кровь, эпидермис, дерма и т.д.), что может быть выполнено с помощью специализированного программного алгоритма идентификации слоев на структурном ОКТ изображении. При моделировании на основе единичного В-скана распределение оптических характеристик по всем сечениям на оси y в упрощенном виде считается таким же, как и на этом В-скане (например, для показателя преломления $n_{x,y,z} = n_{x,y+1,z} = ... = n_{x,N_y,z}$), либо корректируется в соответствии с предполагаемой структурой объекта.

Дистанция свободного пробега фотонного пакета определяется согласно следующей формуле:

$$s = \frac{-\ln(\xi)}{\mu_t},$$

где $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – полный коэффициент взаимодействия воксела, в котором находится фотон, а ξ – случайное число, равномерно распределенное между 0 и 1 [9].

Если показатели преломления текущего воксела и воксела, в который переходит фотонный пакет, различны, то вероятность пересечения границы определяется с помощью формул Френеля:

$$R = \frac{1}{2}\left(\frac{\sin^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\sin^2(\alpha_i + \alpha_t)} + \frac{\tan^2(\alpha_i - \alpha_t)}{\tan^2(\alpha_i + \alpha_t)}\right),$$

где α_i – угол падения, а α_t – угол преломления. Значение R затем сравнивается со случайной величиной $\xi \in [0, 1)$, и если $\xi > R$, то фотон переходит в следующий сегмент, а если $\xi \le R$, то фотон отражается от границы.

Интенсивность излучения $I(z)$, принимаемая датчиком при моделировании, описывается с помощью следующей зависимости [11]:

$$I(z) = I_0 \sum_{i=1}^{N} \sqrt{W} \exp\left(-\left(\frac{2z - L_i}{l_c}\right)^2\right) \cos\left(\frac{2\pi(2z - L_i)}{\lambda}\right),$$

где I_0 – константа, определяемая ОКТ системой; W – статистический вес фотонного пакета, выходящий из ткани внутри области нахождения датчика; L_i –

оптический путь, пройденный фотонным пакетом; λ – длина волны источника; z – оптический путь в опорном плече интерферометра; l_c – длина когерентности:

$$l_c = \frac{2\ln 2}{\pi}\frac{\lambda^2}{\Delta\lambda},$$

где Δλ – полная ширина на уровне половинной амплитуды (FWHM). Множитель $\cos\left(\frac{2\pi(2z - L_t)}{\lambda}\right)$ представляет спекл-структуру ОКТ изображения, который может быть удален, если она не учитывается при моделировании. Для проверки адекватности модели получаемые результаты могут сравниваться с экспериментально полученными А-сканами и структурными изображениями (В-сканы).

Представленная модель реализована в виде многопоточного приложения с помощью языка C#. Количество потоков определяется согласно общему количеству ядер центрального процессора. Для расчетов использовался четырехъядерный процессор Intel Core i5-4670. Каждый поток производит вычисления одинакового числа фотонов и заданного количества А-сканов. Разница процедуры вычислений на разных потоках определяется тем, что генератор случайных чисел, используемый при моделировании (стандартная функция Random.NextDouble()), принимает различные значения ключа начального состояния генерации в зависимости от времени активации потока.

Результаты исследования и их обсуждение

Структура объекта, используемого при моделировании, представлена на рис. 1. Оптические свойства слоев, используемые в моделировании, приведены в таблице. При этом нижняя стенка сосуда имеет более выраженную границу, но непосредственно локализовать ее местоположение можно лишь приблизительно. В целом полученные изображения соответствуют ранее полученным экспериментальным данным, как с точки зрения отражения спекл-структуры ОКТ сигнала, так и визуализации подкожного кровеносного сосуда [4].

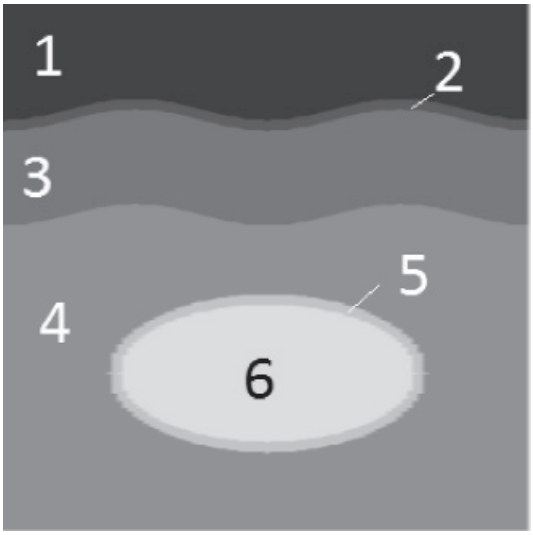


Рис. 1. Структура верхних слоев кожного покрова человека, используемая при моделировании:
1 – воздух; 2 – роговой слой; 3 – эпидермис; 4 – дермис; 5 – стенка сосуда; 6 – кровь

Оптические свойства слоев кожи и стенки сосуда

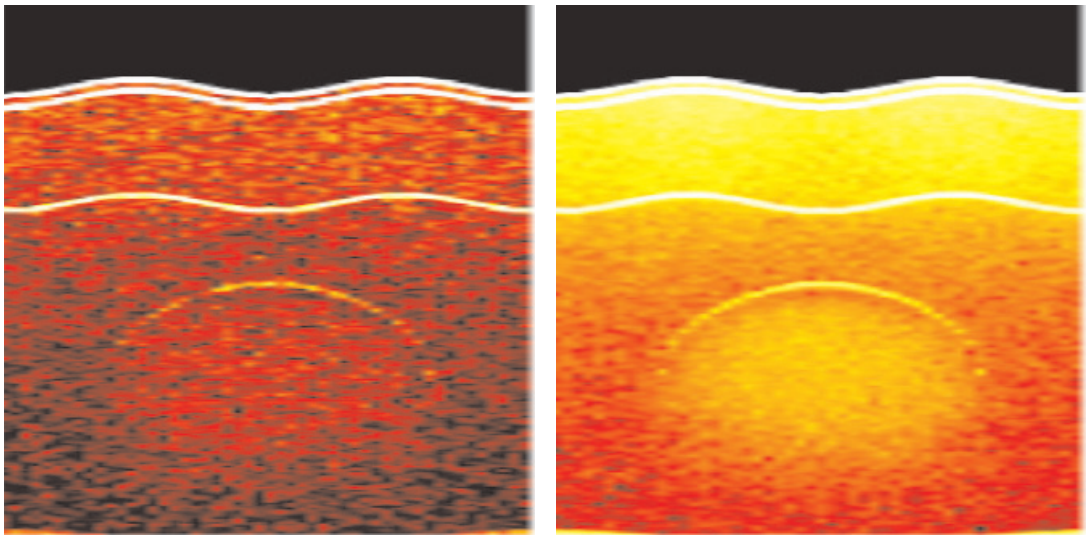
Среда	μ_s (см$^{-1}$)	μ_a (см$^{-1}$)	g	n
Роговой слой	300	0,15	0,95	1,47
Эпидермис	90	0,02	0,85	1,34
Дермис	70	0,07	0,9	1,34
Стенка сосуда [10]	2,8	0,9	0,9	1,4
Кровь	650	5	0,98	1,37

Они соответствуют экспериментальным значениям для источника излучения с длиной волны λ = 1000 нм [6].

Результаты моделирования представлены на рис. 2. Изображение, соответствующее моделированию с учетом спекл-структуры (рис. 2, а), характеризуется тем, что зона, расположения подкожного сосуда имеет несколько большую интенсивность, по сравнению с дермой, и в целом сосуд может быть с трудом локализован в точке его реального расположения, в то время как нижняя стенка сосуда полностью размывается. В случае моделирования без учета спекл-структуры (рис. 2, б) сосуд может быть непосредственно локализован в точке его расположения.

Выводы

Предложенная методика моделирования ОКТ методом Монте-Карло на основе воксельной геометрии позволяет производить моделирование исследования среды со сложной пространственной структурой. Адекватность представленного алгоритма исследована с помощью моделирования ОКТ исследования внутренней структуры верхних слоев кожи человека, содержащих кровеносный сосуд, при этом получено хорошее соответствие результатов моделирования с ранее полученными экспериментальными данными [8]. В тоже время нерешённым остается вопрос чёткой визуализации нижней



а б

Рис. 2. Результат моделирования структурного изображения методом Монте-Карло. Показаны верхние слои кожи и подкожного кровеносного сосуда с учетом спеклов (а) и без их учета (б)

стенки сосуда. При использовании данной методики моделирования этого удалось добиться лишь приблизительно, в то время как экспериментальные данные свидетельствуют о возможности ее непосредственной визуализации в области их расположения, что будет являться объектом дальнейшей работы.

Список литературы

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника. – 2002. – № 32(10). – С. 849–867.

2. Плетнев Л.В. Моделирование управления потоком частиц в нестационарном режиме течения газа в щелевых системах // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2010. – Т. 16, – № 2. – С. 314–318.

3. Проскурин С.Г., Растровое сканирование и усреднение для уменьшения влияния спеклов в оптической когерентной томографии // Квантовая электроника. – 2012. – № 42 (6). – С. 495–499.

4. Проскурин С.Г., Фролов С.В., Визуализация кровеносных сосудов при помощи оптической когерентной томографии // Медицинская техника. – 2012. – № 3. – С. 9–14.

5. Стенин Л.А., Ермаков С.А., Моделирование кинетики массопередачи в условиях самопроизвольной межфазной конвекции на плоской границе раздела фаз // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2010 – Т. 16. – № 4. – С. 837–840.

6. Elena Salomatina ; Brian Jiang ; John Novak and Anna N. Yaroslavsky Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range // Journal of Biomedical Optics. – 2006 – Vol. 11, Issue 6, – P. 064026.

7. Handbook of Optical Coherence Tomography, B. Bouma, E. Tearney, eds. – Marcel Dekker Inc., 2002. – 756 p.

8. Jaffe GJ, Caprioli J. Optical coherence tomography to detect and manage retinal disease and glaucoma // American Journal of Ophthalmology – 2004. – Vol. 137. – P. 156–169.

9. Wang L.-H., Jacques S.L., and Zheng L.-Q. MCML – Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues // Computer Methods and Programs in Biomedicine. – 1995. – № 47 (2). – P. 131–146.

10. Gemert M.J.C. van, Verdaasdonk R., Stassen E.G., Schects G.A. C.M., G. Gijsbers H.M., Bonnier J.J. Optical properties of human blood vessel wall and plague // Lasers in Surgery and Medicine. – 1985. – Vol. 5, – № 3. – P. 235–237.

11. Kirillin M., Meglinski I., Kuzmin V., Sergeeva E., and Myllylä R. Simulation of optical coherence tomography images by Monte Carlo modeling based on polarization vector approach // Optics Express. – 2010. – Vol. 18, Issue 21. – P. 21714–21724.

References

1. Zimnjakov D.A., Tuchin V.V. Opticheskaja tomografija tkanej // Kvantovaja jelektronika. 2002. no. 32(10). pp. 849–867.

2. Pletnev L.V. Modelirovanie upravlenija potokom chastic v nestacionarnom rezhime techenija gaza v shhelevyh sistemah // Vestnik Tambovskogo gosudarstvennogo tehnicheskogo universiteta. 2010. T. 16, no. 2. pp. 314–318.

3. Proskurin S.G., Rastrovoe skanirovanie i usrednenie dlja umenshenija vlijanija speklov v opticheskoj kogerentnoj tomografii // Kvantovaja jelektronika. 2012. no. 42 (6). pp. 495–499.

4. Proskurin S.G., Frolov S.V., Vizualizacija krovenosnyh sosudov pri pomoshhi opticheskoj kogerentnoj tomografii // Medicinskaja tehnika. 2012. no. 3. pp. 9–14.

5. Stenin L.A., Ermakov S.A., Modelirovanie kinetiki massoperedachi v uslovijah samoproizvolnoj mezhfaznoj konvekcii na ploskoj granice razdela faz // Vestnik Tambovskogo gosudarstvennogo tehnicheskogo universiteta. 2010 T. 16. no. 4. pp. 837–840.

6. Elena Salomatina ; Brian Jiang ; John Novak and Anna N. Yaroslavsky Optical properties of normal and cancerous human skin in the visible and near-infrared spectral range // Journal of Biomedical Optics. 2006 Vol. 11, Issue 6, pp. 064026.

7. Handbook of Optical Coherence Tomography, B. Bouma, E. Tearney, eds. Marcel Dekker Inc., 2002. 756 p.

8. Jaffe GJ, Caprioli J. Optical coherence tomography to detect and manage retinal disease and glaucoma // American Journal of Ophthalmology 2004. Vol. 137. pp. 156–169.

9. Wang L.-H., Jacques S.L., and Zheng L.-Q. MCML Monte Carlo modeling of light transport in multi-layered tissues // Computer Methods and Programs in Biomedicine. 1995. no. 47 (2). pp. 131–146.

10. Gemert M.J.C. van, Verdaasdonk R., Stassen E.G., Schects G.A. C.M., G. Gijsbers H.M., Bonnier J.J. Optical properties of human blood vessel wall and plague // Lasers in Surgery and Medicine. 1985. Vol. 5, no. 3. pp. 235–237.

11. Kirillin M., Meglinski I., Kuzmin V., Sergeeva E., and Myllylä R. Simulation of optical coherence tomography images by Monte Carlo modeling based on polarization vector approach // Optics Express. 2010. Vol. 18, Issue 21. pp. 21714–21724.