

УДК 004.942

РЕГИСТРАЦИЯ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ В СИЛЬНО РАССЕИВАЮЩИХ СРЕДАХ БЕЗ РЕШЕНИЯ ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ

Потлов А.Ю., Галев К.И.С., Проскурин С.Г.

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

Описана модель распространения фотонов в сильно рассеивающей среде, по оптическим свойствам сходной с биологической тканью, и новый подход к непосредственной регистрации неоднородности в моделируемом объекте без решения обратной задачи, на основе вычисления, визуализации и анализа индекса неоднородности. Он вычисляется в результате нормирования средней плотности потока поздно пришедших фотонов для каждой временной функции рассеяния точки (ВФРТ); визуализируется в виде двумерного графика зависимости полученных нормированных величин от угла между световодом источника излучения и световодом детектора соответствующей ВФРТ. Далее проводится анализ на наличие или отсутствие экстремумов, их местоположения и величин, по которым можно судить о наличии или отсутствии поглощающей или рассеивающей неоднородности, её местоположении и примерных оптических свойствах.

Ключевые слова: диффузионная оптическая томография (ДОТ), поздно пришедшие фотоны (ППФ), уравнение переноса излучения (УПИ), индекс неоднородности

INHOMOGENEITY DETECTION WITHOUT INVERSE PROBLEM SOLUTION IN TURBID MEDIA

Potlov A.Y., Ghaleb K.E.S., Proskurin S.G.

Tambov State Technical University, Tambov, e-mail: zerner@yandex.ru

The model of photons propagation in a strongly scattering medium, with biological tissue like optical properties and a new approach to the direct inhomogeneity detection in a phantom without the inverse problem solution, based on calculation, visualization and analysis of inhomogeneity index, are presented. It's calculated by rationing average flux density of late arriving photons for each time point spread function (TPSF); visualized as a two dimensional plot of the normalized values obtained from the angle between the light source and the detector corresponding TPSF. Then it's analyzed for the presence or absence of extrema, their location and values by which to conclude the presence or absence of an absorbing or scattering inhomogeneity, its location and approximate optical properties.

Keywords: diffuse optical tomography (DOT), late arriving photons (LAP), radiative transfer equation (RTE), homogeneity index

Совокупность оптических методов визуализации структуры биологических тканей, использующих различные эффекты взаимодействия света с рассеивающими средами, в настоящее время носит название оптической томографии (ОТ) [1]. Одним из наиболее перспективных методов ОТ является диффузионная оптическая томография (ДОТ) – метод исследования биологических тканей на глубину до 10–15 см, основанный на регистрации и последующем анализе динамики изменения интенсивности одиночного импульса лазерного излучения ближнего инфракрасного (ИК) диапазона в процессе многократного рассеяния (диффузии фотонов) внутри биологической ткани.

На сегодняшний день не все научно-технические проблемы ДОТ решены, и диффузионные томографы не выпускаются серийно. Тем не менее один оптический маммограф, как первый опытный образец, проходящий уже этап клинических испытаний, сегодня известен – маммограф «СТЛМ» фирмы «Imaging Diagnostic Systems, Inc.» (США) [2]. Однако, как первый образец он достаточно громоздкий и дорогостоящий.

Целью данной работы является попытка упрощения процесса регистрации неоднородностей в биологических тканях, т.е. частичного разрешения одной из ключевых проблем ДОТ.

Модель распространения фотонов в сильно рассеивающей среде

Для получения временных функций рассеяния точки (ВФРТ) в данной работе используется модель капли – единичного импульса излучения с заданным количеством фотонов, попадающего в объект около поверхности и диффундирующего внутри него [9]. Она позволяет достаточно точно описать экспериментально полученные данные [4, 8] как для однородного, так и для неоднородного случаев и базируется на численном решении уравнения переноса излучения (УПИ) в диффузионном приближении с граничным условием третьего рода (Робина).

Согласно диффузионному приближению к УПИ [6], распределение фотонов в объеме моделируемого трехмерного конечного объекта в последовательные моменты времени описывается как:

$$\frac{1}{c} \frac{\partial \varphi(x, y, z, t)}{\partial t} - D(x, y, z) \nabla^2 \varphi(x, y, z, t) + \mu_a(x, y, z) \varphi(x, y, z, t) = S(x, y, z, t), \forall x, y, z \in \Omega,$$

где C – скорость света в среде, x, y, z – координаты всех точек конечной моделируемой области, включающей в себя внутреннюю часть моделируемого объекта (Ω), его границу ($\partial\Omega$), источник излучения (q), детекторы и окружающую объект среду; $D(x, y, z)$ и $\mu_a(x, y, z)$ – соответственно коэффициент диффузии и коэффициент поглощения в точках с координатами x, y, z . $S(x, y, z, t)$ – функция источника фотонов, представляющая собой зависимость количества фотонов, вводимых в моделируемый объект Ω в точке q границы $\partial\Omega$ от мо-

мента времени t . Скорость света в среде c вычисляется из

$$c = \frac{c_0}{v_{\text{object}}},$$

где c_0 – скорость света в вакууме и v_{object} – относительный коэффициент преломления моделируемого объекта Ω и его границы $\partial\Omega$. Отметим, что в модели вместе с параметром v_{object} используется параметр v_{medium} – относительный коэффициент преломления окружающей объект среды (в случае воздуха $v_{\text{medium}} = 1$). Коэффициент диффузии [6] находится как:

$$D(x, y, z) = \left\{ 3 \left[\mu_a(x, y, z) + (1 - g(x, y, z)) \mu_s(x, y, z) \right] \right\}^{-1},$$

где $\mu_s(x, y, z)$ и $g(x, y, z)$ – коэффициент рассеяния и параметр анизотропии в точках с координатами x, y, z соответственно.

$$\varphi(x, y, z, t) + 2D(x, y, z)F \frac{\partial \varphi(x, y, z, t)}{\partial n(x, y, z)} = 0, \forall x, y, z \in \partial\Omega, x, y, z \notin q,$$

где $n(x, y, z)$ – направление внешней нормали к границе $\partial\Omega$ в точке с координатами x, y, z ; F – коэффициент френелевского отражения [5], вычисляемый как:

$$F = \frac{\frac{2}{1 - R_0} - 1 + |\cos(Q_c)|^3}{1 - |\cos(Q_c)|^2},$$

где R_0 и Q_c коэффициенты, соответственно равные:

$$R_0 = \frac{\left(\frac{v_{\text{object}}}{v_{\text{medium}}} - 1 \right)^2}{\left(\frac{v_{\text{object}}}{v_{\text{medium}}} + 1 \right)^2} \text{ и } Q_c = \arcsin \left(\frac{v_{\text{medium}}}{v_{\text{object}}} \right).$$

Граничное условие Робина используется для описания потока фотонов на границе [5] моделируемого объекта Ω :

Описанная модель реализована на графическом языке программирования «G» среды разработки и платформы для выполнения программ LabVIEW. Неявная разностная схема построена по семиточечному шаблону. Начальное приближение функции $\varphi(x, y, z, t)$ во всех узлах сетки генерируется с учетом позиции источника фотонов и количества фотонов, испускаемых в течение одиночного импульса. В качестве критерия окончания итерационного процесса использовано достижение заданной точности (критерий подгонки). Результаты моделирования распределения фотонов в однородном и неоднородном цилиндрическом объекте показаны на рис. 1.

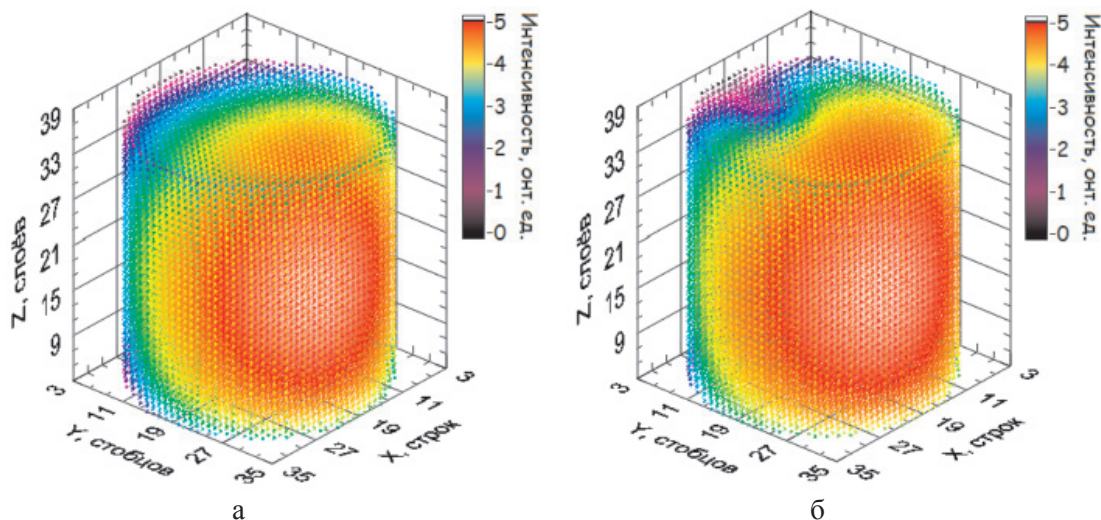


Рис. 1. Распределение фотонов в однородном (а) и неоднородном (б) цилиндрических объектах через 0,75 нс после испускания импульса

Индекс неоднородности

В связи со сложностью решения обратной задачи в ДОТ и высокими требованиями к производительности вычислений в данной работе предлагается обратить внимание на возможность прямой регистрации неоднородностей. Одним из способов такой регистрации является использование специального индекса, вычисляемого на основе ВФРТ.

В работах [3, 7, 9] вводится понятие индекса неоднородности – $Hi(t)$, который представляется как зависимость от времени стандартного отклонения интенсивности излучения от его средних значений для N -го количества детекторов. $Hi(t)$ обладает достаточно высокой информативностью. В однородном случае он стремится к нулю, а в неоднородных (поглощающая неоднородность) – к параллельным прямым. Минимум наблюдается, когда поглощающая неоднородность располагается рядом с источником излучения. Таким образом, индекс неоднородности позволяет легко отличать однородный случай от различных неоднородных, но указать позицию неоднородности он не может. В связи с этим предлагается новый подход к вычислению индекса, главным принципом которого является использование только поздно пришедших фотонов (ППФ), т.е. только конечных частей ВФРТ.

Индекс неоднородности можно вычислять следующим образом: сначала для ППФ каждой ВФРТ определить среднюю плотность потока фотонов, затем нормировать её и на основании полученных данных построить двумерный график её зависимости от угла между световодом источника излучения и световодом детектора соответствующего ВФРТ.

Обозначим ППФ ВФРТ как $R(\alpha, t)$, где $\alpha = \frac{360^\circ}{N}, \frac{2 \cdot 360^\circ}{N}, \dots, 360^\circ$ – углы к оси падающего излучения, под которым располагаются детекторы; N – количество детекторов, $t = T_{isot}, T_{isot} + \Delta t, \dots, T$ – дискретные моменты времени, с шагом Δt ; T – максимальное время, прошедшее с момента падения импульса на объект, в течение которого попавшие на детектор фотоны регистрируются (чаще всего 5–7 нс), T_{isot} – минимальное время, прошедшее с момента падения импульса на объект до момента, когда все детектируемые фотоны можно считать поздно пришедшими (чаще всего 2–3 нс). Далее, отнеся количество ППФ $R(\alpha, t)$, попавших на детектор α к площади поверхности детектора S_a и времени Δt , получаем

величину плотности потока фотонов на детекторе $P(\alpha, t)$:

$$P(\alpha, t) = \frac{R(\alpha, t)}{S_a \Delta t}.$$

Находим среднюю плотность потока ППФ на α -м детекторе:

$$\overline{P(\alpha)} = \frac{\Delta t}{T - T_{isot}} \sum_{t=T_{isot}}^T P(\alpha, t).$$

И, наконец, нормируя $\overline{P(\alpha)}$, получаем индекс неоднородности $H(\alpha)$, представляющий собой зависимость средней плотности ППФ от угла между световодом источника излучения и световодом детектора соответствующего ВФРТ.

Результаты исследования и их обсуждение

Предложенный подход к вычислению индекса неоднородности, как и модель распространения фотонов в оптически мутной среде, был реализован в виде специализированного программного продукта в среде LabVIEW. Результаты его работы для одинаковых по размерам однородного и нескольких неоднородных модельных объектов показаны на рис. 2. В неоднородных случаях использовалась поглощающая неоднородность размером 30% от диаметра моделируемого объекта, расположенная под углом 180° к оси падающего излучения на глубине 10% от диаметра моделируемого объекта. Из рисунка следуют основные преимущества предлагаемого:

➤ В однородном случае он является прямой линией.

➤ В неоднородных случаях он представляет собой кривую, причем если неоднородность поглощающая, то у кривой будет четко выраженный глобальный максимум, если рассеивающая – глобальный минимум.

➤ Координата экстремума по оси H (в данном случае «Индекс неоднородности, отн. ед.») примерно характеризует:

- в случае поглощающей неоднородности – разницу между коэффициентами поглощения неоднородности и однородной части

- в случае рассеивающей неоднородности – разницу между коэффициентами рассеяния неоднородности и однородной части

➤ Координата экстремума по оси α (в данном случае «Угол, градусов») указывает угол между световодом источника излучения и световодом ближайшего к неоднородности детектора, т.е. примерное местоположение неоднородности.

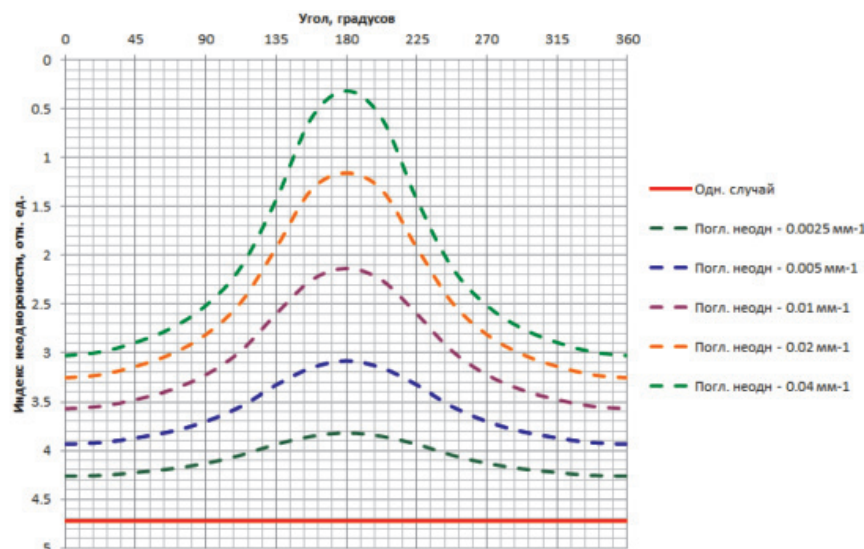


Рис. 2. Индекс неоднородности для однородного и пяти неоднородных цилиндрических объектов

Заключение и выводы

В данной работе описаны модель распространения фотонов в сильно рассеивающей среде, основанная на численном решении УПИ в диффузионном приближении с граничным условием Робина, и новый подход к прямой регистрации неоднородности в моделируемом объекте на основе вычисления, визуализации и анализа индекса неоднородности [3, 7, 9]. Предложенный подход отличается меньшим объемом вычислений, т.к. анализируются данные только о ППФ, и большей информативностью, т.к. он позволяет для всех несимметричных случаев непосредственно, без решения обратной задачи определить не только наличие или отсутствие, но и местоположение и примерные оптические свойства поглощающей или рассеивающей неоднородности в цилиндрических и сферических объектах в режиме реального времени.

Список литературы

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника. – 2002. – Т. 32. – С. 849–867.
2. Неинвазивная оптическая и лазерная медицинская диагностика [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://page-nii-r2.narod.ru/Cr_r_ond_2.htm. (дата обращения: 01.09.13).
3. Прокурин С.Г., Фролов С.В., Потлов А.Ю. Детектирование поглощающей неоднородности биологических тканей в диффузионной оптической томографии на основе поздно пришедших фотонов // Журнал радиоэлектроники: электронный журнал. – 2012. – № 9. – URL: <http://jre.cplire.ru/jre/sep12/2/text.pdf>.
4. Детектирование поглощающей неоднородности в диффузионной оптической томографии / С.Г. Прокурин, С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, В.Ю. Ошурков // Вестник Тамбовского государственного технического университета. – 2012. – Т. 18. – № 1. – С. 212–215.
5. Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B., Gibson A. Numerical modelling and image reconstruction in diffuse optical tomography // *Phil. Trans. R. Soc. A.* – 2009. – 367. – doi: 10.1098/rsta.2009.0090.
6. Patterson M., Chance B., Wilson B., Time resolved reflectance and transmittance for the noninvasive measurement of tissue optical properties // *Appl. Opt.* – 1989. – Vol. 28. – p. 2331–2336.
7. Proskurin S.G., Potlov A.Y. Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography // *Photonics & Lasers in Medicine.* – 2013. – № 2 (2). – doi:10.1515/plm-2013-0003.

8. Proskurin S.G., Potlov A.Y., Frolov S.V. Detection of an absorbing heterogeneity in a biological object during recording of scattered photons // *Biomedical Engineering.* – 2013. – Vol. 46. – № 6. – P. 219–223.

9. Proskurin S.G. Using late arriving photons for diffuse optical tomography of biological objects // *Quantum Electron.* – 2011. – Vol. 41 (5). – P. 402–406.

References

1. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. Optical tomography of tissues, *Quantum Electron*, 2002, Vol. 32 (10), pp. 849–867.
2. *Non-invasive optical and laser medical diagnostics* (2013), Available at: http://page-nii-r2.narod.ru/Cr_r_ond_2.htm. (accessed 1 September 2013).
3. Proskurin S.G., Frolov S.V., Potlov A.Yu. *Detektirovanie pogloschayushej neodnorodnosti biologicheskikh tkanej v difuzionnoj opticheskoj tomografii na osnove pozdno prishedshikh fotonov* (Detection of absorbent inhomogeneity in biological tissues in diffuse optical tomography using late arriving photons), *Journal of Radio Electronics*, 2012, no. 9, pp. 1–13, URL: <http://jre.cplire.ru/jre/sep12/2/text.pdf>
4. Proskurin S.G., Frolov S.V., Potlov A.Yu. *Detektirovanie pogloschayushej neodnorodnosti v difuzionnoj opticheskoj tomografii* (Detection of absorbing heterogeneity in diffuse optical tomography), *Transactions TSTU*, 2012, Vol.18, no. 1, pp. 212–215.
5. Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B., Gibson A. Numerical modelling and image reconstruction in diffuse optical tomography, *Phil. Trans. R. Soc. A.*, 2009, Vol. 367. doi: 10.1098/rsta.2009.0090.
6. Patterson M., Chance B., Wilson B., Time resolved reflectance and transmittance for the noninvasive measurement of tissue optical properties, *Appl. Opt.*, 1989, Vol. 28, pp. 2331–2336.
7. Proskurin S.G., Potlov A.Y. Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography, *Photonics & Lasers in Medicine*, 2013, no. 2 (2), doi:10.1515/plm-2013-0003.
8. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. Detection of an absorbing heterogeneity in a biological object during recording of scattered photons, *Biomedical Engineering*, 2013, Vol. 46, no. 6, pp. 219–223.
9. Proskurin S.G. Using late arriving photons for diffuse optical tomography of biological objects, *Quantum Electron.*, 2011, Vol. 41 (5), pp. 402–406.

Рецензенты:

Литовка Ю.В., д.т.н., профессор кафедры «Системы автоматизированной поддержки принятия решений», ФГБОУ ВПО ТГТУ, г. Тамбов;

Туголуков Е.Н., д.т.н., профессор кафедры «Техника и технологии производства нанопроductов», ФГБОУ ВПО ТГТУ, г. Тамбов.

Работа поступила в редакцию 16.09.2013.