
Алгоритм локализации областей патологических нарушений в оптической структуре биологических тканей посредством импульсной диффузионной оптической томографии

А.Ю. Потлов

Тамбовский государственный технический университет, Тамбов

Аннотация: Описан алгоритм локализации областей патологических нарушений в оптической структуре биологических тканей предназначенный для импульсной диффузионной оптической томографии. Отличительными особенностями алгоритма являются формирование начального приближения к пространственным распределениям оптических характеристик по индексу неоднородности (НИ), а также предположение о том, что все оптические неоднородности в исследуемой биологической ткани являются сферическими и однородными по значениям показателей поглощения и рассеяния внутри каждой из них. Предложенный алгоритм может быть использован при диагностике структур головного мозга, в травматологии, а также при маммографических исследованиях.

Ключевые слова: импульсная диффузионная оптическая томография, локализация оптических неоднородностей, прямая задача, обратная задача, индекс неоднородности

Введение

Биологические ткани представляют собой сильно рассеивающие среды ($\mu_s^{\text{avr}} = 0.2 - 400 \text{ см}^{-1}$), с достаточно высоким коэффициентом поглощения ($\mu_a^{\text{avr}} = 0.5 - 5 \text{ см}^{-1}$), ярко выраженной анизотропией ($g = 0.9 - 0.95$) и средним относительным показателем преломления выше, чем у воздуха ($n_{\text{object}} \approx 1.4$). При этом оптические параметры для конкретной биологической ткани не являются константами [1,2] даже для узкого диапазона длин волн, а напротив существенно варьируются на её структурных компонентах, отличающихся при этом формой, размерами и местоположением. В связи с этим, процесс восстановления изображения в импульсной диффузионной оптической томографии (ДОТ), т.е. вычисления пространственных распределений значений оптических параметров в исследуемом биообъекте из временных функций рассеяния точки (ВФРТ) продолжителен по времени. Даже при использовании больших объемов оперативной памяти и скорости

вычислений компьютерных систем решение обратной задачи (восстановление изображения) проходит в режиме пакетной обработки, что является одной из ключевых проблем импульсной ДОТ [3-5]. Поэтому разработка упрощенных методов регистрации неоднородностей в биологических тканях является актуальной задачей [1, 6-7].

Материалы и методы

Моделирование миграции фотонов в биологических тканях, т.е. решение прямой задачи импульсной ДОТ производится с помощью диффузионного приближения к уравнению переноса излучения (УПИ) [1,4]:

$$\begin{aligned} \frac{1}{v} \frac{\partial \phi(x, y, z, t)}{\partial t} - D(x, y, z) \nabla^2 \phi(x, y, z, t) + \mu_a(x, y, z) \phi(x, y, z, t) = \\ = I(x, y, z, t), \forall x, y, z \in \Omega, \end{aligned} \quad (1)$$

где Ω – внутренняя часть моделируемого объекта, $\partial\Omega$ – его граница; $I(x, y, z, t)$ – функция источника фотонов, представляющая собой зависимость количества фотонов вводимых в моделируемый объект Ω в точке q границы $\partial\Omega$ от момента времени t .

Для описания потока фотонов на границе [4] моделируемого объекта Ω используется граничное условие Робина (3-го типа):

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

где $n(x, y, z)$ – направление внешней нормали к границе $\partial\Omega$ в точке с координатами x, y, z . F – коэффициент френелевского отражения, вычисляемый как [1]:

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

где R_0 и Q_c коэффициенты, соответственно равные:

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

где v_{medium} – относительный коэффициент преломления окружающей объект среды.

Программное обеспечение для моделирования процесса миграции фотонов в объектах с заданной геометрией и оптическими свойствами было реализовано в среде LabVIEW. Численное решение уравнения (1) с граничным условием (2) было выполнено методом конечных разностей. Неявная разностная схема была построена по семиточечному шаблону [7].

Алгоритм локализации областей патологических нарушений в оптической структуре биологических тканей представлен на рис. 1. Обратная задача импульсной ДОТ сформулирована следующим образом: *используя для расчёта ВФРТ для начального набора объемных оптических параметров, вычисленных на основе поздно пришедших фотонов (ППФ), модель диффузионной миграции фотонов в биологических тканях, найти такой набор объемных оптических параметров, который сводит к минимуму разницу между ВФРТ, полученными в результате этого моделирования и в результате физических измерений (или их имитации) с учётом ограничений связанных с геометрией исследуемого биообъекта и диапазонами оптических свойств биологических тканей.*

Физические ВФРТ, полученные (блок 3) с детекторов устройства импульсной ДОТ или из ранее сохранённого файла, в зависимости настроек (блок 2) при работе программы (блок 1), в частности от типа картирования (двумерное послойное $S=0$, трехмерное объёмное $S=1$) подвергаются различной первичной обработке (блоки 4-8).

В блоке 4 происходит аппроксимация исследуемого биообъекта сеткой, т.е. формирование его геометрической модели. Это делается с целью дальнейшего

итеративного решения прямой задачи импульсной ДОТ (блок 9). В блоке 5 происходит вычисление индекса неоднородности $IN(\alpha)$ [6]. В блоке 6 он преобразуется в ступенчатую функцию. В зависимости от значения переменной S в блоке 7 определяется, для какого типа картирования будет сформировано начальное приближение к распределениям коэффициентов поглощения и рассеяния в исследуемом биообъекте.

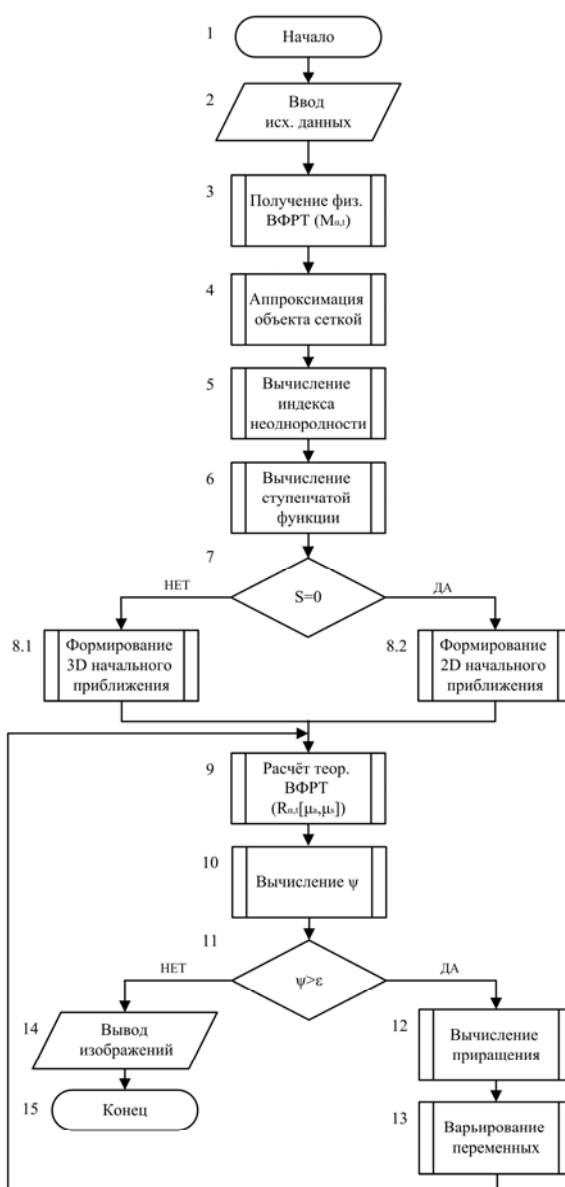


Рис. 1. – Блок-схема алгоритма локализации областей патологических нарушений в оптической структуре биологических тканей

В блоке 9 для модели исследуемого биообъекта путём решения прямой задачи импульсной ДОТ методом диффузионного приближения к УПИ находятся теоретические ВФРТ. В блоках 10 и 11 происходит проверка достижения заданной сходимости решения. Для этого в блоке 10 вычисляется целевая функция [5]:

$$\psi = \sum_{360^\circ/N}^{360^\circ} \sum_n^T (R_{\alpha,t}[\mu_a, \mu_s] - M_{\alpha,t})^2 \sigma_{\alpha,t}^{-2} \quad (3)$$

где $M_{\alpha,t}$ – матрица результатов измерений, $R_{\alpha,t}[\mu_a, \mu'_s]$ – матрица прогнозируемых значений, $\sigma_{\alpha,t}$ – стандартное отклонение для измерения соответствующего α, t .

Полученное при вычислении целевой функции (3) значение сравнивается (блок 11) с заданной точностью расчетов ε . Если значение целевой функции больше чем точность решения, то выполняются блоки 12-13, а если нет, то 14-15.

Если заданная сходимость не была достигнута, тогда в блоке 12 происходит вычисление индивидуального направления и шага для каждой варьируемой переменной [8,9]. Далее в блоке 13 происходит варьирование координат центров неоднородностей r_i , их радиусов R_i , коэффициентов поглощения μ_{ai} и рассеяния μ_{si} , а также μ_a и μ_s однородной части биообъекта. Для минимизации целевой функции (3) использован метод оврагов с поиском экстремумов по алгоритму градиентного спуска. Искомые переменные варьируются не одновременно. При каждом выполнении блока 13 изменяется только одна из них, после этого цикл (блок 13) прерывается.

В блоке 9 для видоизменённой модели исследуемого биообъекта находятся теоретические ВФРТ. Заново проверяется достижение заданной сходимости (блоки 10-11). Если она достигнута, то двумерное послойное (если $S=0$) или трехмерное объемное (если $S=1$) распределение коэффициентов поглощения и рассеяния в исследуемом биообъекте (или его части) сформированное на основе последних значений варьируемых переменных будет принято за искомое. В блоке 14 производится визуализация полученных изображений оптической структуры исследуемого биообъекта, и выполнение алгоритма на этом завершается (блок 15).

Если же заданная сходимость снова не достигнута, то в работу опять вступают блоки 12-13. Причем, если последняя операция по варьированию переменной привела к увеличению невязки между ВФРТ, полученными в результате моделирования и в результате физических экспериментов, то при следующем выполнении блока 13 эта операция отменяется.

Результаты и обсуждение

Предложенный алгоритм локализации неоднородностей в импульсной ДОТ реализован в виде специализированного программного продукта в среде LabVIEW. Результаты его работы показаны на рис. 2. В качестве исследуемого биобъекта использована голова человека (рис.2а).

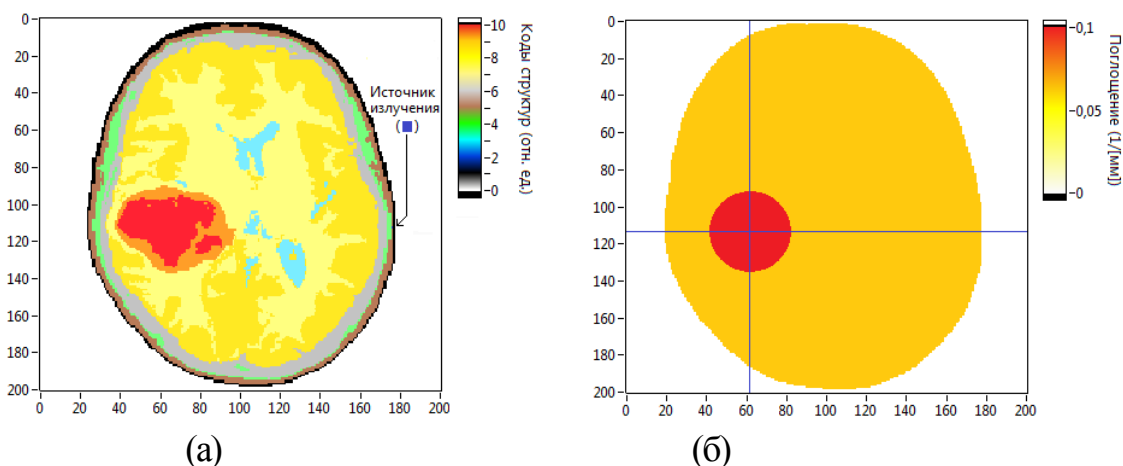


Рис. 2. – Картирование глиомы в срезе головного мозга человека: геометрическая модель исследуемого объекта (а), результат локализации оптической неоднородности (б)

Относительное отклонение пространственных распределений коэффициентов поглощения, $Ma_{ish}^{u,v}$, в исследуемом биобъекте от соответствующих распределений, $Ma_{rec}^{u,v}$, полученных в результате решения обратной задачи было вычислено по следующей формуле [5]:

$$\Delta = \sum_0^U \sum_0^V \left| \frac{Ma_{rec}^{u,v} - Ma_{ish}^{u,v}}{Ma_{rec}^{u,v}} \right|.$$

и для окрестности глиомы (окружность радиусом 35 точек) составило 12.7% (рисунок 2б). Решение обратной задачи на рабочей станции HP Z640 (с двумя шестиядерными процессорами E5-2620v3c, 4 Гб видеопамяти NVIDIA Quadro K4200 и 32 Гб оперативной памяти DDR4-2133) было выполнено менее чем за 1.3 секунды, т.е. в диалоговом режиме работы.

Заключение

Описан алгоритм быстрой локализации оптических неоднородностей в импульсной ДОТ. Отличительной особенностью предложенного алгоритма является основанное на индексе неоднородности $IH(\alpha)$ начальное приближение к пространственным распределениям коэффициентов поглощения и рассеяния. Предположение о том, что оптические неоднородности в исследуемом объекте являются сферическими и однородными по значениям показателей поглощения и рассеяния соответствует большинству диагностируемых областей ангиогенеза злокачественных опухолей [6,10].

Разработанный алгоритм может быть использован при диагностике структур головного мозга, в травматологии, а также при маммографических исследованиях. Дальнейшая работа будет сосредоточена на совершенствовании индекса неоднородности и адаптации алгоритма к параллельным вычислениям на графических процессорах.

Благодарности

Исследование выполнено за счёт гранта Российского научного фонда (проект № 16-15-10327).

Литература

1. Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B., Gibson A. Numerical modeling and image reconstruction in diffuse optical tomography // Philosophical Transactions of the Royal Society A. 2009. Vol. 367. pp. 3073–3093



2. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. Optical tomography of tissues // Quantum Electronics. 2002. Vol. 32. Is. 10. pp. 849–867

3. Konovalov A.B., Vlasov V.V., Kalintsev A.G., Kravtsenyuk O.V., Lyubimov V.V. Time-domain diffuse optical tomography using analytic statistical characteristics of photon trajectories // Quantum Electronics. 2006. Vol. 36. № 11. pp.1048–1055

4. Riley J., Amyot F., Pohida T. et al. A hematoma detector – a practical application of instrumental motion as signal in near infra-red imaging // Biomedical Optics Express. 2012. Vol. 3. № 1. pp. 192-205

5. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Localization of inhomogeneities in diffuse optical tomography based on late arriving photons // Optics and Spectroscopy. 2016. Vol. 120. № 1. pp. 9–19

6. Potlov A.Yu., Proskurin S.G., Frolov S.V. Three-dimensional representation of late arriving photons for the detection of inhomogeneous in diffuse optical tomography // Quantum Electronics. 2014. Vol. 44. № 2. pp. 174–181

7. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. Specific features of diffuse photon migration in highly scattering media with optical properties of biological tissues // Quantum Electronics. 2015. Vol. 45. № 6. pp. 540–546

8. Тарасова И.А., Леонова А.В., Синютин С.А. Алгоритмы фильтрации сигналов биоэлектрической природы // Инженерный вестник Дона. 2012. № 4 Ч.2 URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2012/1481

9. Гужов В.И., Винокуров А.А., Марченко И.О., Савин М.А. Пространственная локализация функций в коре головного мозга // Инженерный вестник Дона. 2015. № 4 URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2015/3343

10. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. Inhomogeneity detection in diffuse optical imaging using conformal mapping // Proceedings of SPIE. 2015. Vol. 9448. № 944805. pp. 1-8

References

1. Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B., Gibson A. *Philosophical Transactions of the Royal Society A*. 2009. Vol. 367. pp. 3073–3093
2. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. *Quantum Electronics*. 2002. Vol. 32. Is. 10. pp.849–867
3. Konovalov A.B., Vlasov V.V., Kalintsev A.G., Kravtsenyuk O.V., Lyubimov V.V. *Quantum Electronics*. 2006. Vol. 36. № 11. pp.1048–1055
4. Riley J., Amyot F., Pohida T. et al. *Biomedical Optics Express*. 2012. Vol. 3. № 1. pp. 192-205
5. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. *Optics and Spectroscopy*. 2016. Vol. 120. № 1. pp. 9–19
6. Potlov A.Yu., Proskurin S.G., Frolov S.V. *Quantum Electronics*. 2014. Vol. 44. № 2. pp.174–181
7. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Frolov S.V. *Quantum Electronics*. 2015. Vol. 45. № 6. pp. 540–546
8. Tarasova I.A., Leonova A.V., Sinyutin S.A. *Inženernyj vestnik Dona (Rus)*. 2012. № 4 Ch.2 URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4p2y2012/1481
9. Guzhov V.I., Vinokurov A.A., Marchenko I.O., Savin M.A. *Inženernyj vestnik Dona (Rus)*. 2015. № 4 URL: ivdon.ru/ru/magazine/archive/n4y2015/3343
10. Potlov A.Yu., Frolov S.V., Proskurin S.G. *Proceedings of SPIE*. 2015. Vol. 9448. № 944805. pp. 1-8