

6. Polunina A.G. Pokazateli elektroentsefalogrammy pri otsenke kognitivnykh funktsiy [Indicators of EEG in the evaluation of cognitive functions], *Zhurnal neurologii i psikiatrii im. S.S. Korsakova* [Journal of neurology and psychiatry. S.S. Korsakov], 2012, Vol. 112, No. 7, pp. 74-82.
7. Dericioglu N, Vural A, Acar P. et al. Antiepileptic treatment for anti-NMDA receptor encephalitis: the need for video-EEG monitoring. *Epileptic Disord*, Jun 2013, No. 15 (2), pp. 166-70.
8. Babiloni C., Visser P.J., Frisoni G., De Deyn P.P., Bresciani L., Jelic V., Nagels G., Rodriguez G., Rossini P.M., Vecchio F., Colombo D., Verhey F., Wahlund L.-O., Nobili F. Cortical sources of resting EEG rhythms in mild cognitive impairment and subjective memory complaint, *Neurobiol., Aging*, 31 (2010), pp. 1787-1798.
9. Timoshenko E.A., Omelchenko V.P. Pathologic brain bioelectrical activity by patients with diabetic and discirculator encephalopathy, 1<sup>st</sup> International Scientific Conference "Applied Science in Europe: tendencies of contemporary development": Papers of the 1<sup>st</sup> International Scientific Conference. April 21, 2013 Stuttgart, Germany 278 p. Published and printed in Germany by ORT Publishing (Germany) (p. 60-62).
10. Timoshenko E.A., Omelchenko V.P. Information Technologies in the Assessment of Violations of Cognitive Functions, *International Multidisciplinary Journal European Researcher*, 2013, Vol. (48), No. 5-1, pp. 1136-1139.

Статью рекомендовал к опубликованию к.т.н., профессор А.В. Литвин.

**Кижеватова Елена Александровна** – Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования Ростовский государственный медицинский университет Министерства здравоохранения Р.Ф.; e-mail: alyonatim@mail.ru; 344038, г. Ростов-на-Дону, пер. Казахстанский, 19, кв. 129; phone: +7918548420; кафедра медицинской и биологической физики; ассистент.

**Омельченко Виталий Петрович** – e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru; 344010, г Ростов-на-Дону, пр-кт Ворошиловский, 40/12, кв. 55; тел.: +79045054175; кафедра медицинской и биологической физики; зав. кафедрой; д.биол.н.; профессор.

**Kizhevatoва Elena Aleksandrovna** – State budgetary educational institution of higher professional education of Rostov State Medical University of the Ministry of health of the Russian Federation; e-mail: alyonatim@mail.ru; 19, Kazahstansky av., ap. 129, Rostov-on-Don, 344038, Russia; phone: +79185480420; the department of medical and biological physics; assistant.

**Omelchenko Vitaly Petrovich** – e-mail: vitaly.omelchenko@mail.ru; 40/12, Voroshilovsky av., ap. 55, Rostov-on-Don, Russia, 344010; phone: +79045054175; the department of medical and biological physics; head of department; dr. of biolog. sc.; professor.

УДК 535.361

**А.Ю. Потлов**

### **ПОВЫШЕНИЕ ТОЧНОСТИ РЕГИСТРАЦИИ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ В СИЛЬНО РАССЕЙВАЮЩИХ СРЕДАХ БЕЗ РЕШЕНИЯ ОБРАТНОЙ ЗАДАЧИ**

*Описан способ непосредственной (без решения обратной задачи методами диффузионной оптической томографии) регистрации оптических неоднородностей, таких как кисты, гематомы, опухоли и т.п. в сильно рассеивающих средах, обладающих оптическими свойствами биологической ткани. В основе предложенного способа лежит обработка трехмерной поверхности, полученной из совокупности разрешённых по времени данных, в декартовой системе координат с последующим её конформным отображением в две поверхности в цилиндрической системе координат. Отличительная особенность способа – использование аппроксимированных прямыми линиями поздно пришедших фотонов, рассе-*

янных и диффузно прошедших через оптически мутный объект. Способ можно использовать для экспресс детектирования поглощающих и рассеивающих оптических неоднородностей при маммографических исследованиях, в травматологии и диагностике структур головного мозга. Также он может быть реализован на том же программно-аппаратном комплексе, что и способы решения обратной задачи. Таким образом, его реализация не будет требовать дополнительных затрат.

*Диффузионная оптическая томография; поздно пришедшие фотоны; сильно рассеивающие среды; конформное отображение; фоновый шум; временная функция рассеяния точки.*

**A.Yu. Potlov**

### **IMPROVING THE INHOMOGENEITY DETECTION ACCURACY WITHIN STRONGLY SCATTERING MEDIA AVOIDING INVERSE PROBLEM SOLUTION**

*A new method of direct (without inverse problem solution using methods of diffuse optical tomography) optical inhomogeneity, such as cysts, hematomas, tumors et al. detection within strongly scattering medium having optical properties of biological tissue is described. The suggested method is based on preprocessing the surface obtained from time-resolved data in the Cartesian frame with consecutive conformal mapping to two cylindrical surfaces. The key method feature is application of late arriving photons approximated by straight lines. The photons are scattered and diffusely transmitted through optically turbid object. The method can be used for express diagnostics of adsorbing and scattering optical inhomogeneities in mammographic tests, traumatology, and diagnostics of brain structures. The method can be implemented with the same hardware and software as for the inverse problem solution. So, the implementation does not require any additional costs.*

*Diffuse optical tomography; late arriving photons; highly scattering media; conformal mapping; background noise; temporal point spread function.*

**Введение.** Прошедшее через биологическую ткань оптическое излучение содержит полезную информацию о форме, размерах, местоположении и оптических свойствах структурных компонентов ткани, т.е. о её оптическом строении. Однако, для того чтобы использовать эту информацию, необходимо решить обратную задачу распространения излучения применительно к конкретному исследуемому биологическому объекту, т.е. необходимо восстановить томографические изображения, путём вычисления пространственных распределений значений оптических параметров моделируемого объекта из временных функций рассеяния точки (ВФРТ). Но из-за высокой концентрации рассеивающих частиц, отличающихся при этом формой, размерами, местоположением и т.п. процесс восстановления изображения в диффузионной оптической томографии (ДОТ) продолжителен по времени (режим пакетной обработки) даже при использовании больших объемов оперативной памяти и скорости вычислений компьютерных систем, что является одной из ключевых проблем ДОТ [1, 2].

Дополнительной сложностью реконструкции изображения в ДОТ является возникновение перекрестных помех между пространственными распределениями коэффициентов поглощения и рассеяния [3]. Некоторые особенности карты распределения поглощающих неоднородностей в объекте могут вызвать артефакты в карте распределения рассеивающих неоднородностей, и наоборот [3]. При этом на способность дифференцировать поглощающие и рассеивающие свойства исследуемого объекта существенное влияние оказывает тип излучения, используемого в ДОТ системе для зондирования. В случае использования непрерывного источника излучения (свето-диффузионная оптическая томография) разделение коэффициентов поглощения и рассеяния для детектируемого сигнала является затруднительным [4]. В связи с этим, чаще всего, используется источник импульсного (вре-

разрешённая ДОТ) или модулируемого по частоте (модуляционная оптическая томография) излучения.

С теоретической точки зрения по информативности время-разрешённые и модуляционные ДОТ системы равнозначны. Разрешённая по времени полезная информация, полученная для всех моментов времени, эквивалентна разрешённой по частоте полезной информации, полученной для всех частот бесконечного спектра. Однако, с практической точки зрения, производить измерения через кратные моменты времени существенно легче, чем с кратной частотой. Поэтому время-разрешённая ДОТ является более информативной [5].

Дополнительной сложностью при реконструкции изображения в ДОТ является корректный выбор начального приближения. Простейшее из них – исследуемый объект представляет собой однородную сильно-рассеивающую среду – не может быть использовано в клинической практике, поскольку реальные биологические ткани обладают случайно-неоднородными сильно рассеивающими свойствами. В тоже время сложные начальные приближения, например, учитывающие то, что нервные пучки обладают более сильной анизотропией [6], а спинномозговая жидкость обладает более слабым рассеянием (нерассеивающие области), чем биологические ткани в среднем – сильно замедляют и без того продолжительный во времени процесс восстановления изображения.

В связи с этим активно разрабатываются [2, 8–12] упрощенные методы экспресс регистрации неоднородностей в биологических тканях на основе время-разрешённой ДОТ. Эти методы, как правило, основаны либо на замене решения обратной задачи анализом формы ВФРТ, либо на серьёзных допущениях при решении обратной задачи.

Например, часто в качестве начального приближения используется фоновое изображение [6–7, 10] известной части внутренней структуры исследуемого объекта (априорная анатомическая информация). Оно в свою очередь может быть результатом КТ или МРТ исследования [7], либо результатом предыдущего ДОТ исследования (когда в объекте ещё не было искомой опухоли, кисты, гематомы и т.п.). Также часто принято сочетать ДОТ с другими методами диагностики, например с лазерофлуоресцентной диагностикой – диффузионная флуоресцентная томография [3]. Такие подходы упрощают процесс регистрации неоднородностей в биологических тканях, однако приводят к повышению стоимости ДОТ систем.

Целью данной работы является повышение точности метода регистрации неоднородностей в сильно рассеивающих средах [12] до решения обратной задачи.

**Модель миграции фотонов в сильно рассеивающей среде.** Для описания распространения оптического излучения в биологических тканях используются различные приближённые модели переноса излучения, в соответствии с которыми ключевым фактором ослабления света является либо процесс поглощения, либо процесс рассеяния. Чаще всего применяются: многопоточковые модели (метод Кубелки-Мунка), статистические модели (метод Монте-Карло) и диффузионное приближение.

Для получения ВФРТ воспользуемся моделью единичного импульса излучения с заданным количеством фотонов, попадающего в объект около поверхности и диффундирующего внутри него (модель капли) [11, 12]. Она базируется на численном решении уравнения переноса излучения (УПИ) в диффузионном приближении с граничным условием третьего рода (Робина) и достаточно точно описывает миграцию фотонов, как в однородных, так и в неоднородных сильно рассеивающих средах. К тому же диффузионное приближение к УПИ по сравнению с методом Монте-Карло характеризуется невысокой требовательностью к вычислительной мощности компьютера и объёму оперативной памяти [1].

Распределение фотонов в объеме моделируемого трехмерного конечного объекта согласно диффузионному приближению к УПИ [11, 13] описывается в виде дифференциального уравнения в частных производных параболического типа:

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

где  $\Omega$  – моделируемая трехмерная конечная область (объект),  $c = \frac{c_0}{V_{obj}}$  – скорость

света в моделируемой среде,  $c_0$  – скорость света в вакууме,  $V_{obj}$  – относительный коэффициент преломления моделируемого объекта  $\Omega$  и его границы  $\partial\Omega$ ,  $D(r)$  – коэффициент диффузии в  $r$ :

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

$\mu_a(r)$  – коэффициент поглощения в точке  $r$ ,  $\mu_s(r)$  – коэффициент рассеяния в  $r$ ,  $g$  – параметр анизотропии (средний косинус угла рассеяния) являющийся величиной постоянной для всех  $r$ ,  $S(r, t)$  – функция источника фотонов, представляющая собой зависимость количества фотонов вводимых в моделируемый объект  $\Omega$  в одной точке  $q$  границы  $\partial\Omega$  от момента времени  $t$ .

Физический смысл диффузионного приближение к УПИ заключается в том, что оно характеризует баланс энергии в среде содержащей частицы.

Для описания потока фотонов во всех точках на границе  $\partial\Omega$  области  $\Omega$  кроме точки  $q$  используется граничное условие третьего рода [12-14]:

$$\varphi(r, t) + 2D(r)F \frac{\partial \varphi(r, t)}{\partial n_m(r)} = 0, \forall r \in \partial\Omega, r \neq q,$$

где  $n_m$  – направление внешней нормали к границе  $\partial\Omega$  конечной области  $\Omega$  в точке  $r$ ,  $F$  – коэффициент френелевского отражения [14], 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:

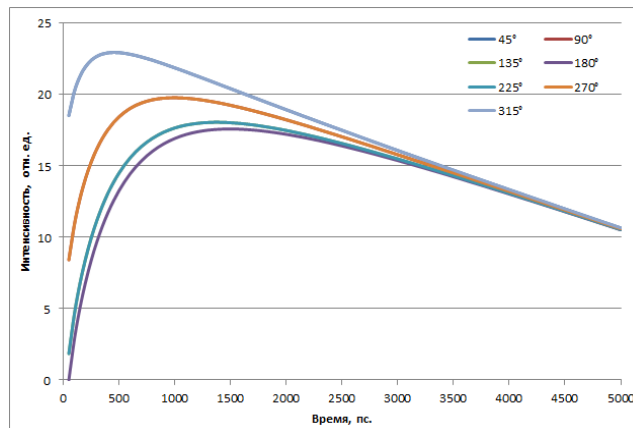
$$R_0 = \frac{\left( \frac{V_{object}}{V_{medium}} - 1 \right)^2}{\left( \frac{V_{object}}{V_{medium}} + 1 \right)^2} \text{ и } Q_c = \arcsin \left( \frac{V_{medium}}{V_{object}} \right).$$

Физический смысл граничного условия заключается в том, что поток фотонов покидающих моделируемую конечную область через внешнюю границу равен потоку на внешней границе умноженному на коэффициент, учитывающий внутреннее отражение света обратно в объект.

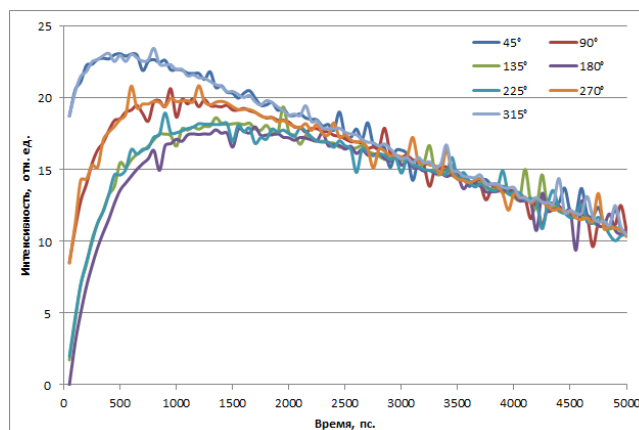
Описанная модель практически реализована с помощью среды разработки и платформы для выполнения программ LabVIEW. Неявная разностная схема построена по семиточечному шаблону. Начальное приближение функции  $\varphi(r, t)$  во

всех узлах сетки генерируется с учетом позиции источника фотонов и количества фотонов, испускаемых в течение одиночного импульса. Количество фотонов в свою очередь вычисляется на основе длины волны, длительности импульса и средней мощности используемого импульсного лазера. В качестве критерия окончания итерационного процесса использовано истечение заданного времени.

В ходе моделирования миграции фотонов в трехмерном конечном объекте все ВФРТ представляются в виде функции  $R(\alpha, t)$ , где  $\alpha = \frac{360^\circ}{N}, \frac{2 \cdot 360^\circ}{N}, \dots, 360^\circ$  – углы между световодом источника излучения и световодом детектора,  $N$  – количество детекторов,  $t = n, 2n, \dots, T$  – дискретные моменты времени, с шагом  $n$ . При этом считается, что световоды источника излучения и детектора располагаются в точках на границе  $\partial\Omega$  моделируемого объекта  $\Omega$ . Таким образом, численно полученные ВФРТ представляют собой временное распределение плотности потока покидающих объект фотонов в заданных точках на границе этого объекта (рис. 1,а и 2,а). Однако ВФРТ полученные в результате физических экспериментов содержат ещё и различные шумы, поэтому целесообразно на численно полученные ВФРТ наложить фоновый шум (рис. 1,б и 2,б).



а

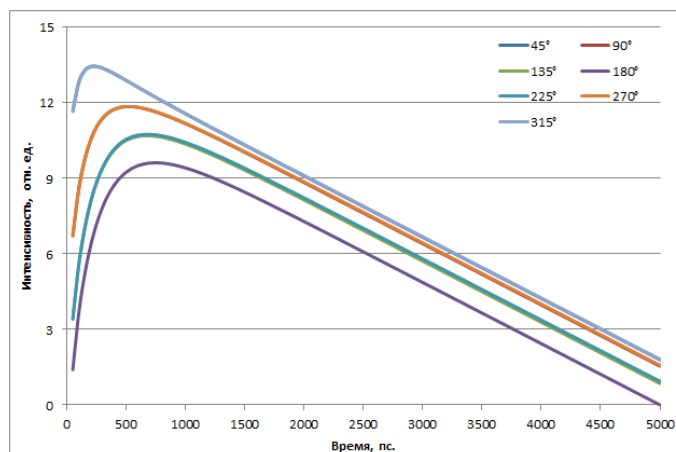


б

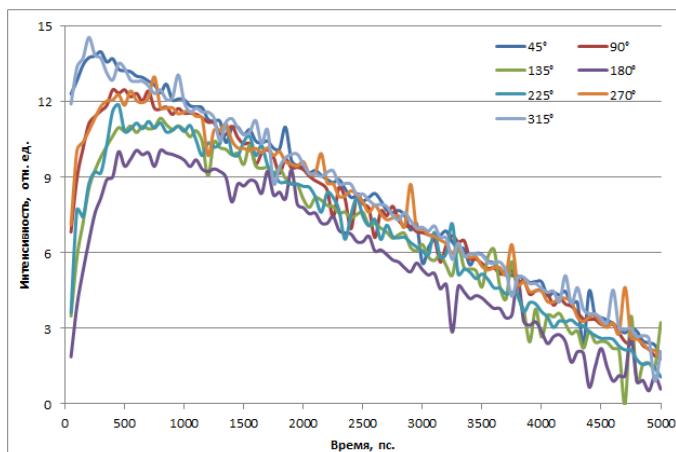
Рис. 1. ВФРТ для однородного цилиндрического фантома: а – до зашумления; б – с наложенным фоновым шумом

Представленные на рис. 1 и 2 ВФРТ получены для цилиндрического фантома правильной формы [8, 12], диаметром и высотой  $d=68$  мм. Шаг сетки по всем трём координатным осям был выбран одинаковым,  $h=0,5$  мм. Приращение времени  $\Delta t=1$  пс. ВФРТ показаны для следующих углов:  $\alpha=45^\circ, 90^\circ, 135^\circ, 180^\circ, 225^\circ, 270^\circ, 315^\circ$ .

Даже до наложения фоновых шумов (рис. 1,а и 2,а) численно полученные ВФРТ хорошо согласуются с экспериментальными данными [8] и поэтому могут использоваться для разработки методов регистрации неоднородностей в биологических тканях [11, 12]. После наложения шумов относительное отклонение теоретических ВФРТ от экспериментальных снижается в среднем до 2 %.



а



б

Рис. 2. ВФРТ для неоднородного цилиндрического фантома: а – до зашумления; б – с наложенным фоновым шумом

**Экспресс регистрация неоднородностей.** Непосредственное детектирование оптических неоднородностей, таких как кисты, гематомы, опухоли и т.п. можно осуществить с помощью визуализации конформно-отображённых ВФРТ [12], заключающейся в предварительной обработке  $R(\alpha, t)$  и последующем её представ-

лении в виде трехмерных поверхностей в цилиндрической системе координат. Для этого у всех ВФРТ оставляются только части, соответствующие поздно пришедшим фотонам (ППФ) [12]:

$$R_p(\alpha, t_3) = R(\alpha, t) \setminus R(\alpha, t_2),$$

где  $t_2 = n, 2n, \dots, T_{isot}$  и  $t_3 = T_{isot}, T_{isot} + n, \dots, T$ .  $T_{isot}$  – минимальное время, прошедшее с момента падения импульса на объект до момента достижения центра диффузии. Затем производится нормировка  $R_p(\alpha, t_3)$  относительно  $R_p(\frac{360^\circ}{N}, t_3)$ :

$$R_n(\alpha, t_3) = \frac{R_p(\alpha, t_3)}{R_p(\frac{360^\circ}{N}, t_3)},$$

при этом для снижения негативного воздействия фоновых шумов, и как следствия из этого повышения точности регистрации неоднородностей, каждая ВРФТ аппроксимируется прямой линией. Поскольку фоновые шумы, возникающие при получении сигнала в ДОТ, не подчиняются закону нормального распределения для аппроксимации целесообразно использовать биквадратный метод или метод наименьших модулей.

На основе  $R_n(\alpha, t_3)$  создаётся эталонная функция [12]:

$$R_{st}(\alpha, t_3) = R_n(\frac{360^\circ}{N}, t_3).$$

Функция  $R_n(\alpha, t_3)$  видоизменяется с учетом дополнительного коэффициента отображения,  $K$ , следующим образом:

$$R_k(\alpha, t_3) = \begin{cases} 1, R_n(\alpha, t_3) = 1 \\ 1 + (R_n(\alpha, t_3) - 1) \cdot K, R_n(\alpha, t_3) \neq 1 \end{cases}.$$

При этом  $K$  задаётся пользователем и может быть любым действительным числом, кроме нуля [12].

Функция  $R_{st}(\alpha, t_3)$ , а также в однородном случае функция  $R_k(\alpha, t_3)$  равны единице при любых  $\alpha$ ,  $t_3$  и  $K$  из области допустимых значений [12]. Для их визуализации в виде трехмерных поверхностей в цилиндрической системе координат производится преобразование координат:

$$\begin{cases} q = \sqrt{\alpha^2 + t_3^2} \\ \psi = \arctg\left(\frac{\alpha}{t_3}\right) \end{cases}$$

В результате отображения получаются функции  $R_{st}^*(q, \psi)$  и  $R_k^*(q, \psi)$ :

$$\begin{aligned} R_{st}(\alpha, t_3) &\rightarrow R_{st}^*(q, \psi), \\ R_k(\alpha, t_3) &\rightarrow R_k^*(q, \psi), \end{aligned} \quad (1)$$

представляющие собой две совпадающие цилиндрические поверхности (рис. 3,а).

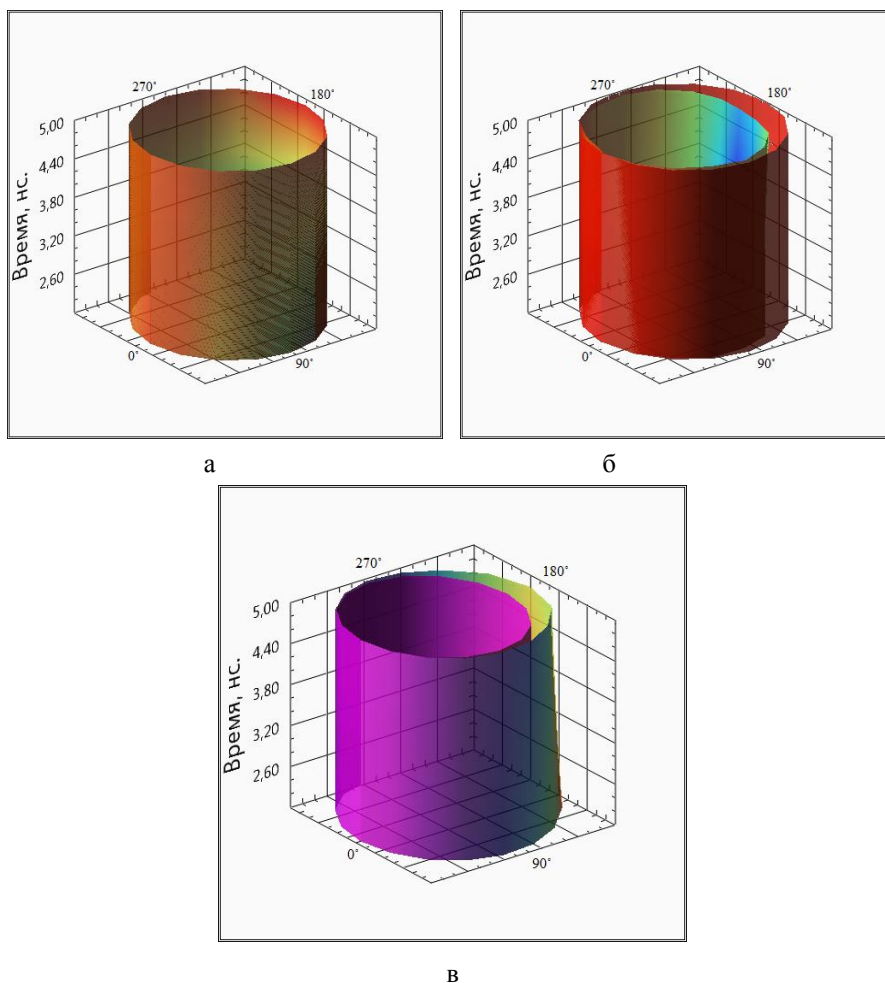


Рис. 3. Трехмерное представление ППФ для однородного (а) и неоднородного (б)-(в) случаев. Коэффициент отображения для (б)  $K=-4$ , для (в)  $K=4$ . Поверхности построены из тех же теоретических ВФРТ, что были использованы для рис. 1б и 2б

В неоднородном случае  $R_k(\alpha, t_3)$  будет равна единице только при  $\alpha = \frac{360^\circ}{N}$  и любом допустимом  $t_3$ . Для других значений  $\alpha$ , т.е. других ВФРТ, значение функции  $R_k(\alpha, t_3)$  будет отличаться от единицы в большую или меньшую сторону в зависимости от типа неоднородности (поглощающая, рассеивающая), её местоположения, размера и значения коэффициента  $K$ . При преобразовании  $R_k(\alpha, t_3)$  к функции (1) получится неровная цилиндрическая поверхность (рис. 3,б и 3,в), причем по характеру её искривления, можно судить о размере и местоположении неоднородности [12].

Такой подход к детектированию неоднородностей отличается простотой (режим реального времени) и надёжностью, однако на данном этапе применим лишь



к сравнительно большим неоднородностям (в рассмотренном примере неоднородность имеет 10 мм в диаметре). Это в целом соответствует многим клиническим случаям, т.к. реальной опухоли размером в несколько миллиметров, соответствует область ангиогенеза (патологического образования новых кровеносных сосудов) размером в несколько сантиметров. Поскольку показатель поглощения крови и опухоли существенно выше, чем у здоровых тканей, для ДОТ системы они будут представлять собой единую, сравнительно большую, патологическую неоднородность.

**Заключение.** В данной работе описан способ непосредственной регистрации неоднородностей с помощью конформно-отображённых ВФРТ. Он позволяет для всех несимметричных случаев непосредственно, без решения обратной задачи определить наличие поглощающей неоднородности в цилиндрических и сферических объектах в режиме реального времени. В отличие от 3D представления в декартовой системе координат, конформное отображение при корректном выборе коэффициента,  $K < -1$ , имеет явно выраженные пределы изменения: (1) цилиндрическую поверхность и (2) её ось, между которыми и находятся все возможные неоднородные случаи [15].

Вышеописанный способ регистрации неоднородности в диффузионной оптической томографии путём трёхмерного представления последней части ВФРТ в цилиндрической системе координат может быть использован во время-разрешённой ДОТ для экспресс детектирования поглощающих и рассеивающих неоднородностей при диагностике структур головного мозга, в травматологии, а также при маммографических исследованиях.

В связи с тем, описанный способ не требует дорогостоящего оборудования и высокопроизводительных вычислений, с его помощью можно зарегистрировать патологию в исследуемом биообъекте в режиме реального времени. Затем, в случае её наличия, можно восстановить изображение существующими томографическими способами или прибегнуть к другому методу диагностики [11, 12]. Предложенный способ может быть программно реализован для того же аппаратного обеспечения, что и способы решения обратной задачи, т.е. его реализация не требует дополнительных затрат.

#### БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Фикс И.И. Использование графических процессоров для решения задачи распространения света в диффузионной флуоресцентной томографии методом Монте-Карло // Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского. – 2011. – № 4 (1). – С. 190-195.
2. Власов В.В., Могиленских Д.В., Кравченко О.В., Любимов В.В. Алгебраическая реконструкция и постобработка в одношаговой диффузионной оптической томографии // Квантовая электроника. – 2008. – Т. 38, № 6. – С. 588-596.
3. Schweiger M., Arridge S.R. Optimal Data Types in Optical Tomography // Proc. Information Processing in Medical Imaging, LNCS 1230, Springer. – 1997. – P. 71-84.
4. Boas D.A., Brooks D.H., Miller E.L., DiMarzio C.A., Kilmer M., Gaudette R.J., Zhang Q. Imaging the Body with Diffuse Optical Tomography // IEEE Signal Processing. – 2001. – Vol. 18, № 6. – P. 57-75.
5. Arridge S.R., Cope M., Delpy D.T. Theoretical basis for the determination of optical pathlengths in tissue: temporal and frequency analysis // Physics in Medicine and Biology. – 1992. – Vol. 37, Is.7. – P. 1532-1560.
6. Hebden J.C., Yates T.D., Gibson A., Everdell N.L., Arridge S.R., Chicken D.W., Douek M., and Keshtgar M.R.S. Monitoring recovery after laser surgery of the breast with optical tomography: a case study // Applied Optics. – 2005. – Vol. 44, №10. – P. 1898-1904.
7. Vidal-Rosas E.E., Billings S.A., Zheng Y., Mayhew J.E., Johnston D., Kennerley A.J., Coca D. Reduced-order modeling of light transport in tissue for real-time monitoring of brain hemody-

- namics using diffuse optical tomography // *Journal of Biomedical Optics*. – 2014. – Vol. 2. – P. 026008.
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, № 6. – P. 219-223.
  9. 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, No. 1. – P. 192-205.
  10. Коновалов А.Б., Власов В.В., Калинин А.Г., Кравченко О.В., Любимов В.В. Импульсная диффузионная оптическая томография на основе использования аналитических статистических характеристик траекторий фотонов // *Квантовая электроника*. – 2006. – Т. 36, № 11. – С. 1048-1055.
  11. Proskurin S.G., Potlov A.Yu. Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography // *Photonics & Lasers in Medicine*. – 2013. – Vol. 2, Issue 2. – P. 139-146. Doi:10.1515/plm-2013-0003.
  12. 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. – P. 174-181.
  13. Proskurin S.G. Using late arriving photons for diffuse optical tomography of biological objects // *Quantum Electronics*. – 2011. – Vol. 4, № 5. – P. 402-406.
  14. Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B., Gibson A. Numerical modelling and image reconstruction in diffuse optical tomography // *Phil. Trans. R. Soc. A*. – 2009. – P. 367. Doi: 10.1098/rsta.2009.0090.
  15. Potlov A.Yu. Detection of optical inhomogeneities of biological tissue using TPSF conformal mapping // *ISJ Theoretical & Applied Science*. – 2014. – Vol. 17, № 9. – P. 31-33.

## REFERENCES

1. Fiks I.I. Ispol'zovanie graficheskikh protsessorov dlya resheniya zadachi rasprostraneniya sveta v diffuzionnoy fluoretsentnoy tomografii metodom Monte-Karlo [The use of GPUs for solving the problem of light propagation in diffusive fluorescence tomography using Monte Carlo], *Vestnik Nizhegorodskogo universiteta im. N.I. Lobachevskogo* [Vestnik of Lobachevsky State University of Nizhni Novgorod], 2011, No. 4 (1), pp. 190-195.
2. Vlasov V.V., Mogilenskikh D.V., Kravtchenyuk O.V., Lyubimov V.V. Algebraicheskaya rekonstruktsiya i postobrabotka v odnozhagovoy diffuzionnoy opticheskoy tomografii [Algebraic reconstruction and post-processing in a single step diffusion optical tomography], *Kvantovaya elektronika* [Quantum electronics], 2008, Vol. 38, No. 6, pp. 588-596.
3. Schweiger M., Arridge S.R. Optimal Data Types in Optical Tomography, *Proc. Information Processing in Medical Imaging, LNCS 1230, Springer*, 1997, pp. 71-84.
4. Boas D.A., Brooks D.H., Miller E.L., DiMarzio C.A., Kilmer M., Gaudette R.J., Zhang Q. Imaging the Body with Diffuse Optical Tomography, *IEEE Signal Processing*, 2001, Vol. 18, No. 6, pp. 57-75.
5. Arridge S.R., Cope M., Delpy D.T. Theoretical basis for the determination of optical pathlengths in tissue: temporal and frequency analysis, *Physics in Medicine and Biology*, 1992, Vol. 37, Issue 7, pp. 1532-1560.
6. Hebden J.C., Yates T.D., Gibson A., Everdell N.L., Arridge S.R., Chicken D.W., Douek M., and Keshtgar M.R.S. Monitoring recovery after laser surgery of the breast with optical tomography: a case study, *Applied Optics*, 2005, Vol. 44, No.10, pp. 1898-1904.
7. Vidal-Rosas E.E., Billings S.A., Zheng Y., Mayhew J.E., Johnston D., Kennerley A.J., Coca D. Reduced-order modeling of light transport in tissue for real-time monitoring of brain hemodynamics using diffuse optical tomography, *Journal of Biomedical Optics*, 2014, Vol. 2, pp. 026008.
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. 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, No. 1, pp. 192-205.
10. Kononov A.B., Vlasov V.V., Kalintsev A.G., Kravtsenyuk O.V., Lyubimov V.V. Impul'snaya diffuzionnaya opticheskaya tomografiya na osnove ispol'zovaniya analiticheskikh statisticheskikh kharakteristik traektoriy fotonov [Pulsed diffusion optical tomography based on the use of analytical statistical characteristics of the trajectories of photons], *Kvantovaya elektronika* [Quantum Electronics], 2006, Vol. 36, No. 11, pp. 1048-1055.
11. Proskurin S.G., Potlov A.Yu. Early- and late-arriving photons in diffuse optical tomography, *Photonics & Lasers in Medicine*, 2013, Vol. 2, Issue 2, pp. 139-146. Doi:10.1515 /plm-2013-0003.
12. 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. – P. 174-181.
13. Proskurin S.G. Using late arriving photons for diffuse optical tomography of biological objects // *Quantum Electronics*. – 2011. – Vol. 4, № 5. – P. 402-406.
14. Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B., Gibson A. Numerical modelling and image reconstruction in diffuse optical tomography // *Phil. Trans. R. Soc. A.*, 2009, pp. 367. Doi: 10.1098/rsta.2009.0090.
15. Potlov A.Yu. Detection of optical inhomogeneities of biological tissue using TPSF conformal mapping, *ISJ Theoretical & Applied Science*, 2014, Vol. 17, No. 9, pp. 31-33.

Статью рекомендовал к опубликованию д.т.н., профессор И.П. Жуков.

**Потлов Антон Юрьевич** – ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет»; e-mail: zerner@yandex.ru; 393251, Тамбовская область, г. Рассказово, ул. Клубная, 22; тел.: 89158712697; кафедра биомедицинской техники; аспирант.

**Potlov Anton Yurievich** – Tambov State Technical University; e-mail: zerner@yandex.ru; 64, Klubnaya street, Rasskazovo, Tambov region, 393251, Russia; phone: +79158712697; the department of biomedical engineering; postgraduate student.

УДК 681.784

**В.В. Семенов**

## **КОМПЬЮТЕРНАЯ ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЙ В ТЕЛЕВИЗИОННОМ АНАЛИЗАТОРЕ АЭРОЗОЛЕЙ**

*Описаны телевизионные анализаторы аэрозолей, позволяющие получать в разных проекциях основные геометрические и оптические параметры контролируемых частиц, необходимых для идентификации вещественного состава аэрозоля. Разработан алгоритм обработки изображений, состоящий из проверки на изображении наличия частиц, фильтрации, прошедшего проверку изображения с помощью медианного фильтра, коррекции фона, улучшения границ частиц, бинаризации с автоматическим выбором порога бинаризации, удаления мелких частиц с изображения, закрашивания частиц, выделения границ частиц, разбиения имеющегося изображения на части, соответствующие каждой проекции, проверки наличия частиц в каждой проекции, анализа геометрических параметров найденных частиц и их классификации. Приведен пример процесса распознавания с помощью программы MatLab. Рассмотренный в работе алгоритм, в отличие от известных, позволяет проводить обработку нескольких проекций частицы на ЭВМ и получать избыточные морфологические признаки о частице, необходимые для её достоверной идентификации.*

*Телевизионный анализатор аэрозолей; алгоритм обработки; распознавание изображений; классификатор.*