

# Трёхмерное представление поздно пришедших фотонов для детектирования неоднородностей в диффузионной оптической томографии

А.Ю.Потлов, С.Г.Проскурин, С.В.Фролов

*Описан способ экспресс-регистрации поглощающей неоднородности в сильно рассеивающей среде, обладающей оптическими свойствами биологической ткани, до реконструкции изображения на основе принципов диффузионной оптической томографии. Способ основан на предварительной обработке трёхмерной 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 поздно пришедших фотонов, рассеянных и диффузно прошедших через оптически мутный объект.*

**Ключевые слова:** диффузионная оптическая томография, рано пришедшие фотоны, поздно пришедшие фотоны, сильно рассеивающие среды, конформное отображение, случайно-неоднородные среды.

## 1. Введение

Диффузионная оптическая томография (ДОТ) – совокупность методов исследования биологических тканей на глубине до 10–15 см, основанных на получении информации из сильно рассеянной (диффузной) компоненты зондирующего излучения [1–3]. По ключевому параметру – типу излучения, используемого для зондирования, методы ДОТ принято разделять на три большие группы: импульсные (временноразрешённая, или времяпролётная оптическая томография), амплитудно-модулированные (модуляционная оптическая томография), непрерывные (светодиффузионная оптическая томография). Кроме того, ДОТ часто сочетают с другими методами диагностики, например с лазерно-флуоресцентной диагностикой (диффузионная флуоресцентная томография).

Важно отметить, что в ряде случаев ДОТ может заменить рентгеновскую компьютерную томографию (КТ) и магнитно-резонансную томографию (МРТ), а иногда использоваться как дополняющий их метод диагностики. В процессе КТ- и МРТ-исследований пациент должен соблюдать неподвижность в течение длительного времени, что создаёт дополнительные трудности при диагностике новорождённых и недоношенных детей. Их обследование приходится проводить в условиях поверхностного наркоза, а это не всегда показано и может вызвать дополнительные осложнения. ДОТ позволяет проводить диагностику гематом, опухолей, кист головного мозга, в том числе и у новорождённых [4], при этом световоды безболезненно крепятся к голове пациента и он может достаточно свободно двигаться.

Существующие методы двумерной и трёхмерной медицинской визуализации, в том числе и в ДОТ, требуют

больших объёмов оперативной памяти и значительной скорости вычислений компьютерных систем. Если для решения большинства задач требуемый объём оперативной памяти может быть сравнительно легко обеспечен добавлением модулей памяти в существующую систему, то быстродействие одного вычислительного блока (ядра процессора) имеет определённый предел [5]. Эту проблему решают переносом расчётов на графические процессоры, существенно увеличивающие производительность вычислений. Технология использования графического процессора для общих вычислений (GPGPU), которые обычно проводятся на центральном процессоре, является достаточно новой – первые «открытые» программные коды стали доступны в начале 2007 г. [5]. В связи с этим в настоящее время обращается особое внимание на возможность прямой регистрации оптических неоднородностей без решения обратной задачи, т. е. в режиме реального времени, а следовательно, без необходимости использовать высокопроизводительные вычисления.

Визуализация совокупности временных функций рассеяния точки (ВФРТ) в виде трёхмерной поверхности в декартовой системе координат, предложенная для временно разрешённой ДОТ в работе [6], позволяет регистрировать неоднородности по провалам трёхмерных поверхностей в тех частях, которые соответствует ВФРТ. Такой подход отличается простотой и надёжностью, однако на данном этапе он применим лишь к достаточно большим и сильно поглощающим неоднородностям. Это объясняется отсутствием на изображении однозначного уровня интенсивности импульсного ИК излучения, диффузно прошедшего через объект и зарегистрированного для разных углов с высоким временным разрешением (менее 20 пс), позволяющего однозначно отличить однородный случай от неоднородного.

Целью настоящей работы является повышение эффективности прямой регистрации неоднородностей в ДОТ до решения обратной задачи за счёт конформного отображения поверхностей ВФРТ из декартовой системы координат в цилиндрическую для однородного и неоднородных случаев.

А.Ю.Потлов, С.Г.Проскурин, С.В.Фролов. Тамбовский государственный технический университет, Россия, 392000 Тамбов, ул. Советская, 106; e-mail: zerner@yandex.ru

Поступила в редакцию 10 июля 2013 г.; после доработки – 17 ноября 2013 г.

## 2. Диффузионная модель миграции фотонов

При использовании импульсного источника излучения, т.е. во время разрешённой ДОТ, принято обращать внимание на начальную и среднюю части каждой кривой ВФРТ [7–9]. Они соответствуют фотонам с малым и средним временами пролёта. Однако можно использовать и последнюю часть диффузно прошедшего излучения. Эта часть ВФРТ соответствует поздно пришедшим фотонам (ППФ) [9], которые практически не вносят вклада в вычисление среднего времени пролёта диффузно прошедшего импульса излучения [7, 8].

ВФРТ при их представлении в виде двумерного графика, характеризующего зависимость интенсивности излучения от времени для разных углов, в однородном случае сходятся в одну линию [3, 10], а в неоднородном – в параллельные линии [3]. Причём тип сходимости становится наиболее различимым на конечных частях ВФРТ. Для подтверждения этого предположения с помощью физической модели, описанной в [2, 3], и компьютерной модели [2], реализованной на графическом языке программирования «G» среды разработки и платформы для выполнения программ LabVIEW, были получены экспериментальные и теоретические ВФРТ для однородного и неоднородного случаев.

Представленные в настоящей работе теоретические ВФРТ получены численно с помощью модели капли – импульса излучения с фиксированным исходным числом фотонов, который попадает в объект около поверхности и диффундирует внутри него, экспоненциально затухая и двигаясь преимущественно к центру объекта [2]. Такой подход, позволяющий достаточно точно описать экспериментально полученные данные для однородного и неоднородного случаев (рис.1), представляет собой решение уравнения переноса излучения [9] для светового импульса, содержащего конечное число фотонов. Согласно уравнению диффузии плотность диффундирующих фотонов описывается как

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

где  $\Omega$  – моделируемая конечная область (объект);  $c = c_0/v_{\text{obj}}$  – скорость света в моделируемой среде;  $c_0$  – скорость све-

та в вакууме;  $v_{\text{obj}}$  – относительный коэффициент преломления моделируемого объекта  $\Omega$  и его границы  $\partial\Omega$ ;

$$D(r) = \frac{1}{3[\mu_a(r) + (1-g)\mu_s(r)]}$$

– коэффициент диффузии в точке  $r$ ;  $\mu_a(r)$  и  $\mu_s(r)$  – коэффициенты поглощения и рассеяния в точке  $r$ ;  $g$  – средний косинус угла рассеяния (параметр анизотропии), одинаковый 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  $t$ .

Большинство ошибок при моделировании прохождения фотонов через сильно рассеивающую среду связаны с краевыми условиями и источниками фотонов, а не с диффузионным приближением [11]. В связи с этим для описания потока фотонов во всех точках на границе  $\partial\Omega$  области  $\Omega$ , кроме точки  $q$ , используется граничное условие третьего рода (условие Робина). Поток фотонов, покидающих моделируемую конечную область через внешнюю границу, равен потоку на внешней границе, умноженному на коэффициент, учитывающий внутреннее отражение света обратно в объект [8, 12, 13]:

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

где  $n$  – направление внешней нормали к границе  $\partial\Omega$  конечной области  $\Omega$  в точке  $r$ ;

$$F = \left( \frac{2}{1-R_0} - 1 + |\cos Q_a|^3 \right) (1 - |\cos Q_a|^2)^{-1}$$

– коэффициент френелевского отражения [13];

$$R_0 = \left( \frac{v_{\text{obj}}}{v_{\text{med}}} - 1 \right)^2 \left( \frac{v_{\text{obj}}}{v_{\text{med}}} + 1 \right)^{-2}, \quad Q_a = \arcsin \frac{v_{\text{med}}}{v_{\text{obj}}}$$

– коэффициенты [13];  $v_{\text{med}}$  – относительный коэффициент преломления окружающей объект среды (чаще всего это воздух, и, следовательно,  $v_{\text{med}} = 1$ ).

Численное решение уравнения (1) с граничным условием (2) было выполнено методом конечных разностей. Неявная разностная схема построена по семиточечному шаблону. Начальное приближение функции  $\phi(r, t)$  во всех узлах сетки сгенерировано с учётом позиции источника фотонов и количества инжектируемых фотонов. В качестве критерия окончания итерационного процесса использовано достижение заданной точности (критерий подгонки) или истечение заданного времени.

Результаты моделирования распределения фотонов в однородном и неоднородном объектах с цилиндрической геометрией показаны на рис.2. Моделируемая конечная область полностью повторяет экспериментально реализованную физическую модель [2, 3] и представляет собой правильный цилиндр с диаметром  $d = 68$  мм и такой же высотой. На рис.2,а показано распределение фотонов в однородном случае в срезе моделируемого цилиндра, сделанном на высоте источника и детекторов, для момента времени  $t = 0.5$  нс. Коэффициенты поглощения  $\mu_a(r)$  и рассеяния  $\mu_s(r)$  для  $\forall r \in \Omega$  составляют 0.004 и 0.5  $\text{мм}^{-1}$  соответственно. В неоднородном случае, распределение фотонов для которого также представлено в виде среза

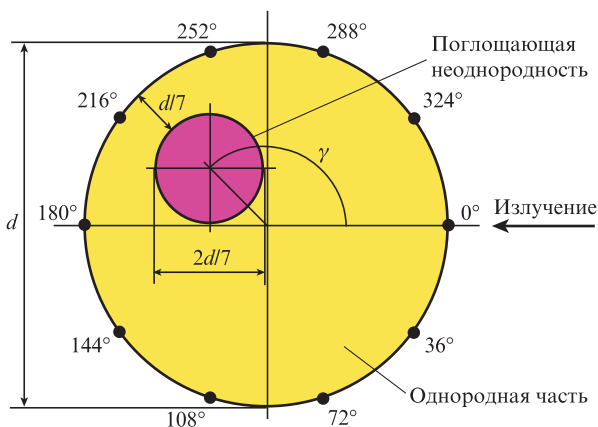


Рис.1. Схема исследуемого объекта для неоднородного случая. Импульсное излучение моделируется в виде капли, которая падает около границы объекта и диффундирует к его центру.

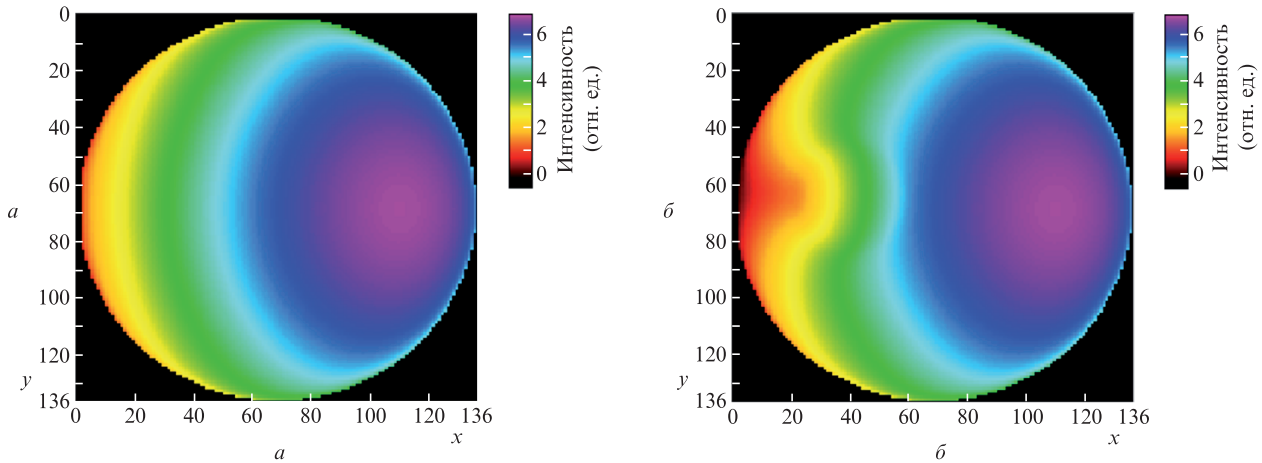


Рис.2. Распределение фотонов в однородном (а) и неоднородном (б) цилиндрических объектах.

(рис.2,б), в моделируемом объекте под углом  $\gamma = 180^\circ$  к оси падающего излучения (см. рис.1) на глубине  $d/7$  присутствует поглощающая неоднородность размером  $2d/7$  с коэффициентом поглощения  $0.04 \text{ мм}^{-1}$ . Шаг сетки по всем трём координатным осям был выбран одинаковым,  $h = 0.5 \text{ мм}$ . Приращение времени  $\Delta t = 1 \text{ пс}$ .

### 3. Сравнение теоретических и экспериментальных результатов

На рис.3 приведены данные физического эксперимента [3] и компьютерной модели для однородного случая. Относительное отклонение теоретических кривых от экспериментальных  $\Delta = 4.3\%$ . ВФРТ показаны для следующих пяти позиций детекторов:  $36^\circ, 72^\circ, 108^\circ, 144^\circ$  и  $180^\circ$ . Экспериментальные и теоретические кривые сходятся в одну линию, причем наилучшее соответствие достигается на конечных частях ВФРТ–ППФ. В неоднородном случае (рис.4) тип сходимости (в параллельные линии) также становится очевидным лишь на конечной части ВФРТ. Относительное отклонение  $\Delta = 3.32\%$ .

В связи с вышесказанным, для упрощения задачи трёхмерной визуализации предлагается использовать только

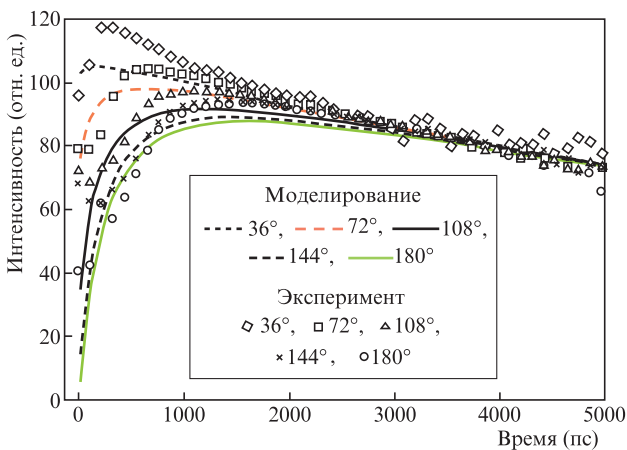


Рис.3. Сравнение результатов численного моделирования и эксперимента (однородный случай). Оптические характеристики модельного объекта те же, что и для рис.2.а.

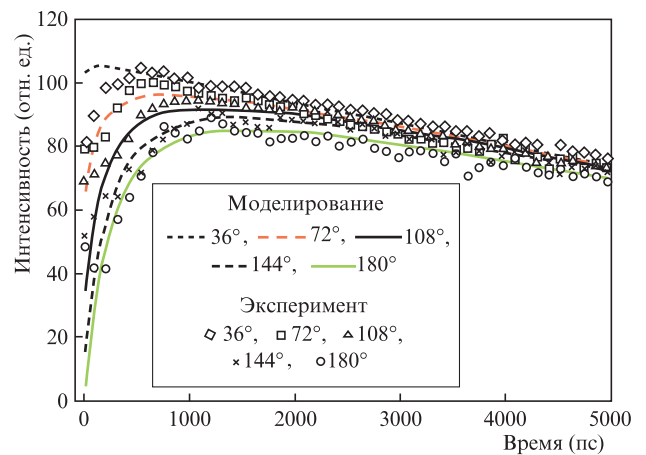


Рис.4. Сравнение результатов численного моделирования и эксперимента (неоднородный случай). Оптические характеристики модельного объекта те же, что и для рис.2.б.

последнюю часть диффузно прошедшего излучения – ППФ каждой ВФРТ.

Заметим, что если все ВФРТ для одного объекта представить в виде функции  $R(\alpha, t)$ , где  $\alpha = 360^\circ/N, 2(360^\circ/N), \dots, 360^\circ$  – углы между световодом источника излучения и световодом детектора;  $N$  – количество детекторов;  $t = n, 2n, \dots, T$  – дискретные моменты времени с шагом  $n$ , и визуализировать их в виде трехмерной поверхности в декартовой системе координат, то однородный случай будет представлять собой седловую функцию, плавно переходящую в плоскость (рис.5,а), а неоднородный случай (поглощающая неоднородность) – аналогичную поверхность (рис.5,б), но с провалом в той её части, которая соответствует ВФРТ, полученным с наиболее близким к неоднородности детекторов [3, 7]. Преимуществом такого подхода является то, что для всех несимметричных случаев он позволяет непосредственно, без решения обратной задачи, определить наличие неоднородности в режиме реального времени. Однако на данном этапе расчёты применимы лишь к достаточно большим и сильно поглощающим неоднородностям. Если размер неоднородности менее  $0.05d$  и она находится достаточно близко к центру объекта (на расстоянии более  $0.4d$ ), то провал трёхмерной поверхности будет незначительным (относительное отклонение от однородного случая менее  $1\%$ ).

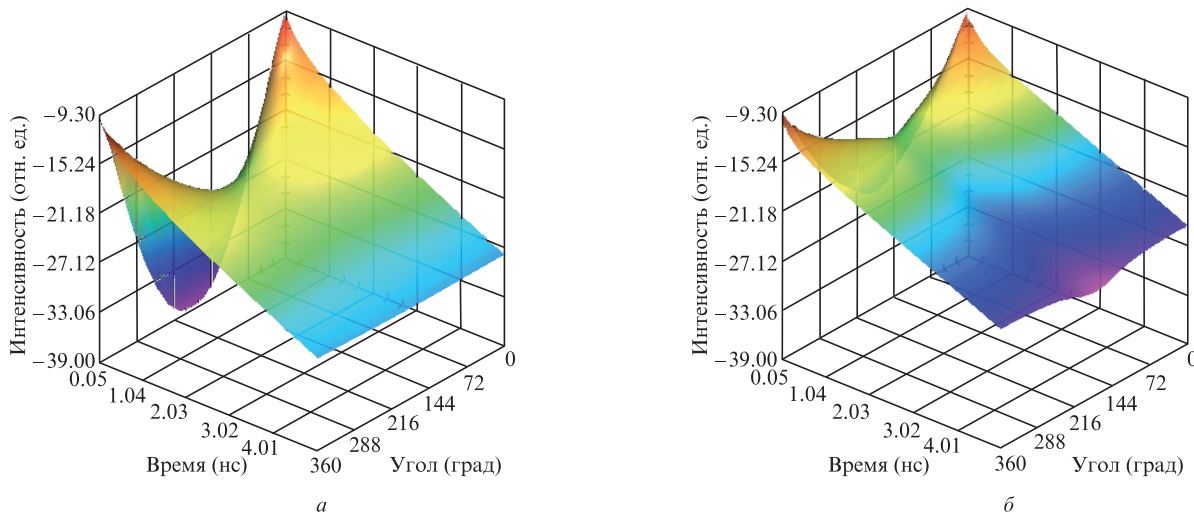


Рис.5. Трёхмерное представление временных зависимостей ВФРТ в декартовой системе координат для однородного (а) и неоднородного (б) случаев. Поверхности построены по теоретическим ВФРТ, представленным на рис.3 и 4.

#### 4. Трёхмерная визуализация в цилиндрической системе координат

В связи с низкой информативностью классического двумерного (рис.3, 4) и недостаточной информативностью вышеописанного трёхмерного (рис.5) представлений временных зависимостей интенсивности излучения предлагается основанный на конформном отображении способ визуализации, заключающийся в предварительной обработке функции  $R(\alpha, t)$  и в последующем её представлении в виде трёхмерных поверхностей в цилиндрической системе координат. При таком представлении ВФРТ в однородном случае расстояние от образующих цилиндрической поверхности до её направляющей (ось цилиндра) сохраняется одинаковым. Любые отклонения от этого расстояния (единичный радиус) характерны только для неоднородных случаев. Причём из-за использования цилиндрической системы координат неоднородный случай будет не просто отличаться от однородного, но станет заметен угол к оси падающего излучения, под которым находится ближайший к неоднородности детектор, а значит применительно к сферическим и цилиндрическим объектам очевидным будет примерное местоположение неоднородности.

Для визуализации поздно пришедших фотонов у всех ВФРТ удаляются начальные области, соответствующие рано пришедшим фотонам, и срединные области, соответствующие фотонам со средним временем пролёта, т.е. хвостовые части ВФРТ находятся путём логического вычитания двух функций:

$$R_p(\alpha, t_1) = R(\alpha, t) \setminus R(\alpha, t_2),$$

где  $t_2 = n, 2n, \dots, T_{\text{isot}}$ ;  $t_3 = T_{\text{isot}}, T_{\text{isot}} + n, \dots, T$ ;  $T_{\text{isot}}$  – минимальное время, прошедшее с момента падения импульса на объект, до момента достижения центра диффузии, когда все линии в пределах ошибки измерения можно считать параллельными; знак  $\setminus$  означает логическое вычитание. После логического вычитания функций проводится нормировка  $R_p(\alpha, t_3)$  относительно  $R_p(360^\circ/N, t_3)$ , т.е. деление ВФРТ для всех углов на ВФРТ для минимального угла:

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

при этом каждая ВФРТ аппроксимируется прямой линией.

На основе функции  $R_n(\alpha, t_3)$  создаётся эталонная функция  $R_{st}(\alpha, t_3)$ , в которой ВФРТ для всех углов будут равны ВФРТ с  $\alpha = 360^\circ/N$ :

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

С учётом дополнительного коэффициента отображения  $K$  функция  $R_n(\alpha, t_3)$  видоизменяется (усиление, ослабление искривления) следующим образом:

$$R_K(\alpha, t_3) = \begin{cases} 1, & R_n(\alpha, t_3) = 1, \\ 1 + [R_n(\alpha, t_3) - 1]K, & R_n(\alpha, t_3) \neq 1. \end{cases} \quad (3)$$

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

Очевидно, что функция  $R_{st}(\alpha, t_3)$ , а также (в однородном случае) функция  $R_K(\alpha, t_3)$  будут равны единице при любых  $\alpha, t_3$  и  $K$  из области допустимых значений. Для их визуализации в виде трёхмерных поверхностей в цилиндрической системе координат преобразуем координаты от декартовых к цилиндрическим:

$$q = \sqrt{\alpha^2 + t_3^2}, \quad \psi = \arctan \frac{\alpha}{t_3}. \quad (4)$$

Чтобы обеспечить корректность преобразования, углы  $\alpha = 360^\circ/N, 2(360^\circ/N), \dots, 360^\circ$  переводятся из градусов в радианы. В результате отображения получаются функции  $R_{st}^*(q, \psi)$  и  $R_K^*(q, \psi)$ ,

$$R_{st}(\alpha, t_3) \rightarrow R_{st}^*(q, \psi), \quad (5)$$

$$R_K(\alpha, t_3) \rightarrow R_K^*(q, \psi), \quad (6)$$

представляющие собой две в точности совпадающие цилиндрические поверхности (как у правильных круговых цилиндров).

В неоднородном случае функция  $R_K(\alpha, t_3)$  будет однозначно равна единице только при  $\alpha = 360^\circ/N$  и любом до-

пустим  $t_3$ . 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 (6) с использованием формулы (4) получится неровная цилиндрическая поверхность, причём по характеру её искривления по отношению к правильной круговой цилиндрической поверхности  $R_{st}^*(q, \psi)$  можно судить о размере и местоположении неоднородности.

## 5. Результаты и их обсуждение

Предложенный способ предварительной обработки совокупности ВФРТ и последующей их визуализации в виде двух трёхмерных поверхностей в цилиндрической системе координат реализован в виде специализированного программного продукта в среде LabVIEW [14]. Результаты его работы для однородного и неоднородного случаев показаны на рис.6. Поверхности в неоднородном случае представлены с использованием коэффициента  $K = 3$ . Видно, что при  $K > 1$  искривлённая часть цилиндрической поверхности усилена в  $K$  раз и выступает наружу, за правильную круговую цилиндрическую поверхность. Иными словами, эталонная цилиндрическая поверхность с одной стороны (снизу) отграничивает однородный случай от всех неоднородных, повышая тем самым эффективность непосредственной регистрации неоднородностей.

С целью дополнительной оценки эффективности предлагаемого способа проведено сравнение результатов двух видов трёхмерного представления временных зависимостей ВФРТ (рис.7). В случае рис.7,а и б использовался модельный объект, распределение фотонов в котором показано на рис.2,б, только с коэффициентом поглощения неоднородности  $0.005 \text{ мм}^{-1}$ . Для неоднородных цилиндрических поверхностей (рис.7,в и г) коэффициент поглощения неоднородности этого модельного объекта был удвоен. В случае рис.7,д и е коэффициент поглощения был удвоен ещё раз. При конформном отображении в цилиндрическую систему координат использовалось  $K = -7$ .

Из рис.7 следует, что перерасчёт искривления стенок цилиндрической поверхности с использованием формулы

(3) и её визуализация на фоне эталонной поверхности позволяют регистрировать присутствие неоднородности без решения обратной задачи. Также видно, что при  $K < -1$  искривлённая часть неоднородной цилиндрической поверхности усилена в  $K$  раз и находится внутри эталонной. Для поглощающих неоднородностей предпочтительнее использовать  $K < -1$ . Очевидно, что для рассеивающей неоднородности влияние  $K$  противоположно [4]: при  $K > 1$  рассеивающая неоднородность отображается внутрь эталонной поверхности, при  $K < -1$  – наружу.

Реальные биологические объекты имеют сложную структуру распределения неоднородностей, поэтому целесообразно оценить эффективность предлагаемого способа для таких случаев. В качестве моделируемого объекта продолжим использовать цилиндр, сходный по геометрическим параметрам с использованным в физических экспериментах (рис.1). При этом тот факт, что неоднородность имела диаметр  $2d/7$ , т.е. около 20 мм, в целом будет соответствовать многим клиническим случаям, т.к. реальной опухоли размером в несколько миллиметров соответствует область ангиогенеза размером в несколько сантиметров [15]. И опухоль, и область патологического образования новых кровеносных сосудов (ангиогенеза) будут моделироваться как единая, четко выраженная неоднородность с размытыми границами. Здоровую ткань и неоднородность представим как случайно-неоднородные по значениям  $\mu_a(r)$  сильно рассеивающие среды [8, 16], но среднее значение коэффициента поглощения для опухоли и области образования новых кровеносных сосудов возьмём заметно большим, чем для здоровой ткани [16, 17]. На рис.8,а представлены флуктуации  $\mu_a(r)$  в срезе моделируемого объекта, сделанном на высоте источника и детекторов. Среднее значение коэффициента поглощения для неоднородной части (опухоль и области ангиогенеза) взято равным  $0.01 \text{ мм}^{-1}$ , для здоровой ткани –  $0.0045 \text{ мм}^{-1}$  [16]. Коэффициент рассеяния  $\mu_s(r)$  моделируемого объекта остался константой (рис.8,б), равной  $1 \text{ мм}^{-1}$  [16].

ВФРТ, полученные в результате моделирования, представлены на рис.9. Из рисунка следует, что случайно-неоднородная структура здоровой ткани оказала на все детекторы и, как следствие, на форму всех ВФРТ примерно одинаковое воздействие. Оно свелось к общему снижению интенсивности времяразрешённого сигнала и поэтому четко не заметно. А вот область со средним значением

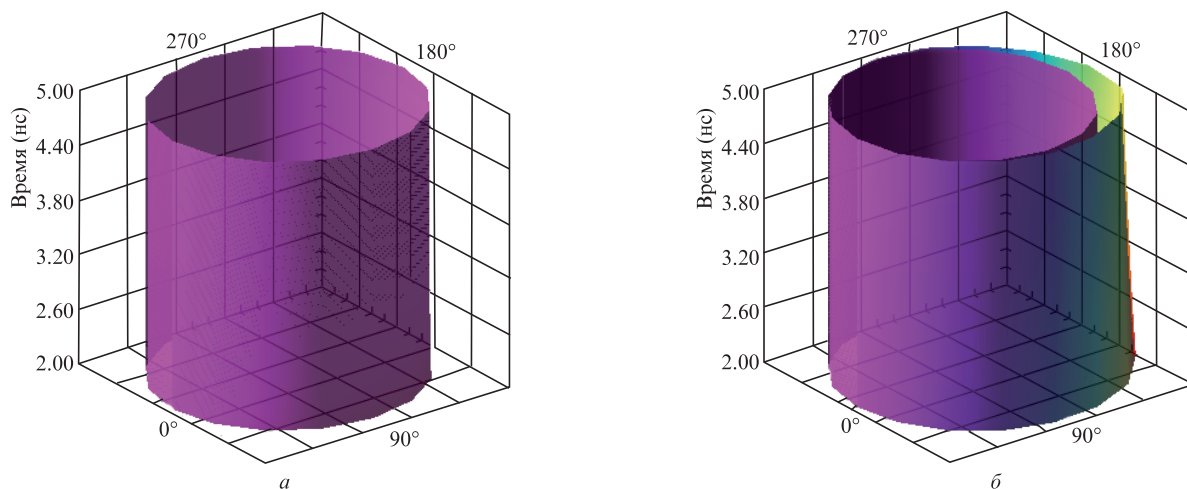


Рис.6. Трёхмерное представление ППФ для однородного (а) и неоднородного (б) случаев при  $K = 3$ . Поверхности построены по теоретическим ВФРТ, представленным на рис.3 и 4.

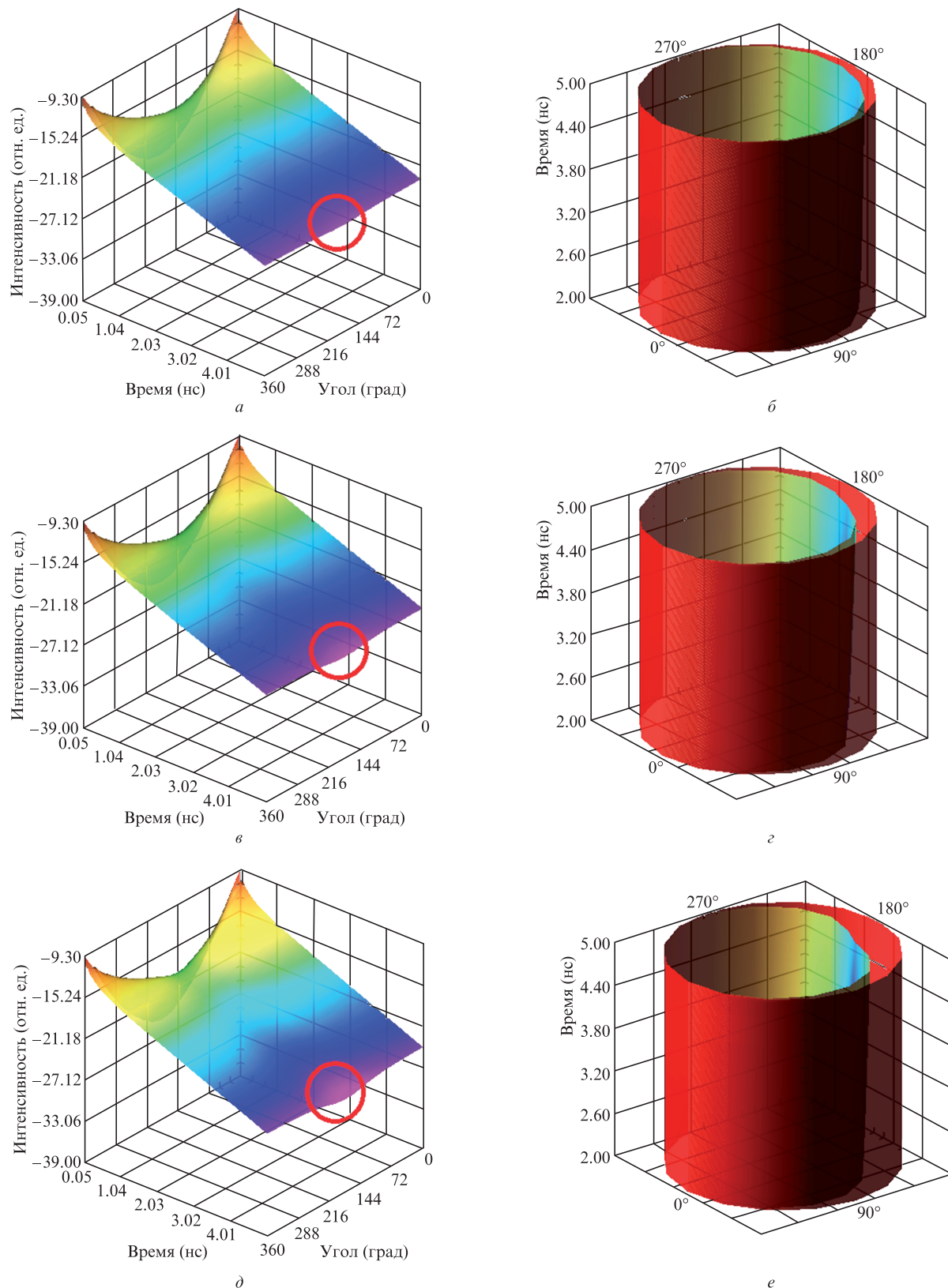


Рис.7. Трёхмерное представление ВФРТ в декартовой системе координат (*a, в, д*) и соответствующие отображения в цилиндрической системе (*б, г, е*) для разных значений  $\mu_a(r)$  поглощающей неоднородности (см. текст).

коэффициента поглощения  $0.01 \text{ мм}^{-1}$ , т. е. искомая неоднородность, существенно изменила форму некоторых ВФРТ, особенно их частей, соответствующих ППФ (табл.1.). Чем ближе к неоднородности находился детектор, тем сильнее падала интенсивность времразрешённого сигнала на нём.

На рис.10 представлены трёхмерные поверхности в цилиндрической системе координат, получившиеся в результате обработки ВФРТ (рис.9) предложенным способом. Искривлённая часть цилиндрической поверхности четко свидетельствует о наличии поглощающей неоднородности.

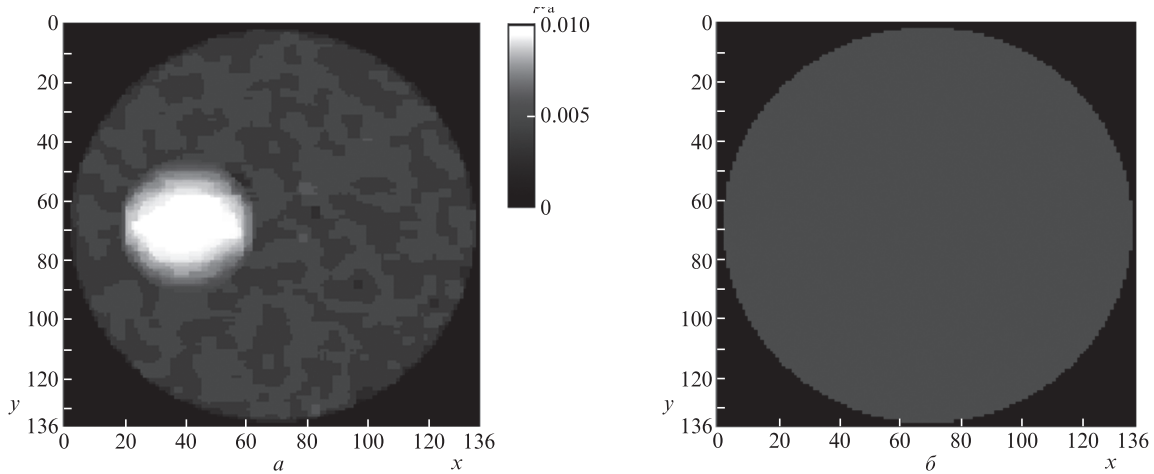


Рис.8. Пространственное распределение  $\mu_a(r)$  и  $\mu_s(r)$  в срезе моделируемого случайно-неоднородного цилиндрического объекта.

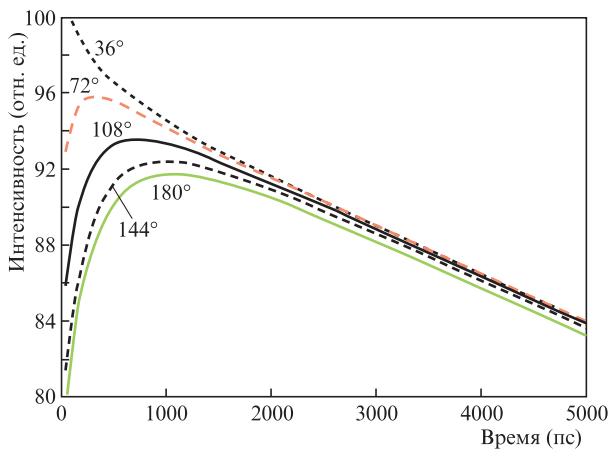


Рис.9. Моделирование ВФРТ для случайно-неоднородного по значениям  $\mu_a(r)$  цилиндрического объекта.

Табл.1. Относительное отклонение средней интенсивности время-разрешённого сигнала на всех детекторах от средней интенсивности на детекторе под минимальным углом ( $36^\circ$ );  $\Delta$  вычислялось только для ППФ.

Местоположение детектора $\alpha$ (град)	Относительное отклонение $\Delta$ (%)
36	0
72	0.09
108	0.62
144	1.83
180	3.53
216	1.78
252	0.58
288	0.08
324	0.01

родности под углом к оси падающего излучения  $\gamma \approx 180^\circ$ . Тот факт, что искривление затронуло сразу несколько соседних ВФРТ (находящихся под углами  $36^\circ$ ), косвенно свидетельствует о размере и примерной глубине залегающей неоднородности.

### 6. Заключение

В данной работе описан способ регистрации неоднородности в диффузионной оптической томографии путём

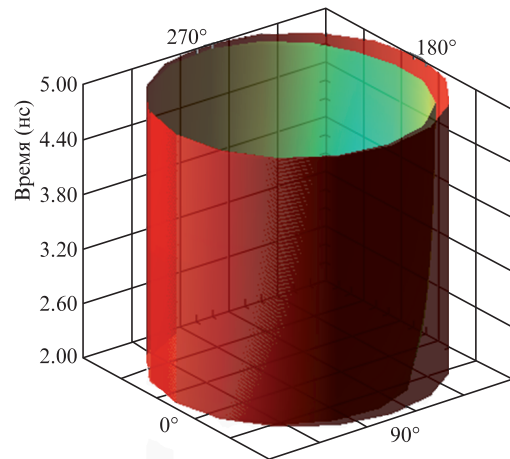


Рис.10. Трёхмерное представление ППФ для случайно-неоднородного цилиндрического объекта при  $K = -5$ .

трёхмерного представления последней части ВФРТ в цилиндрической системе координат. 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 трёхмерного представления в декартовой системе координат, данное представление при корректном выборе коэффициента отображения,  $K < -1$ , имеет чётко выраженные границы: поверхность и направляющую эталонной цилиндрической поверхности, между которыми находятся все возможные неоднородные случаи.

Предложенный способ может быть использован во времяразрешённой ДОТ для экспресс-детектирования гематом, опухолей, кист и т.п. при маммографических исследованиях и диагностике структур головного мозга. В связи с тем, что конформное отображение ВФРТ в цилиндрической системе координат не требует высокопроизводительных вычислений, с его помощью можно в режиме реального времени зарегистрировать патологию в исследуемом объекте и потом восстановить изображение известными способами [7, 8, 12, 13, 16] или прибегнуть к другому методу диагностики.

Дальнейшая работа будет сосредоточена на рассмотрении объектов со случайно-неоднородной по  $\mu_s(r)$

структурой и решении обратной задачи с использованием ППФ.

Представленные результаты получены в ходе исследований, финансируемых грантом №СП-4213.2013.4 (стипендия Президента РФ, 2013 г.)

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. *Квантовая электроника*, **32** (10), 849 (2002).
2. Proskurin S.G., Potlov A.Y. *Photon. Las. Med.*, **2** (2), 139 (2013).
3. Проскурин С.Г. *Квантовая электроника*, **41** (5), 402 (2011).
4. Abascal J, Arridge S., Atkinson D., Shindmes R., Fabrizi L., DeLucia M., Horesh L., Bayford R., Holder D. *Neuroimage*, **43**, 258 (2008).
5. Фикс И.И. *Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского*, **4** (1), 190 (2011).
6. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Фролов С.В. *Медицинская техника*, **6** (276), 1 (2012).
7. Третьяков Е.В., Шувалов В.В., Шутов И.В. *Квантовая электроника*, **31** (11), 1095 (2001).
8. Коновалов А.Б., Власов В.В., Калинин А.Г., Кравченко О.В., Любимов В.В. *Квантовая электроника*, **36** (11), 1048 (2006).
9. Patterson M, Chance V, Wilson B. *Appl. Opt.*, **28**, 2331 (1989).
10. Arridge S., Cope M., Delpy D. *Phys. Med. Biol.*, **37**, 1531 (1992).
11. Durian D., Rudnick J. *J. Opt. Soc. Am. A.*, **16**, 4 (1999).
12. Schweiger M., Arridge S. *Phys. Med. Biol.*, **44**, 1699 (1999).
13. Dehghani H., Srinivasan S., Pogue B., Gibson A. *Phil. Trans. R. Soc. A*, **367**, 3073 (2009).
14. Проскурин С.Г., Фролов С.В., Потлов А.Ю. Свид. о гос. рег. программы для ЭВМ в ФИПС № 2013611012, 2013.
15. Naumov G, Bender E., Zurakowski D., Kang S-Y., et al. *J. Natl. Cancer Inst.*, **98** (5), 316 (2006).
16. Коновалов А.Б., Власов В.В., Могиленских Д.В., Кравченко О.В., Любимов В.В. *Квантовая электроника*, **38** (6), 588 (2008).
17. Roggan A, Friebel M, Dorschel K., Hahn A, Muller G. *J. Biomed. Opt.*, **4** (1), 36 (1999).