

## ДЕТЕКТИРОВАНИЕ ПОГЛОЩАЮЩЕЙ НЕОДНОРОДНОСТИ В ДИФфуЗИОННОЙ ОПТИЧЕСКОЙ ТОМОГРАФИИ

С.Г. Проскурин, С.В. Фролов, А.Ю. Потлов, В.Ю. Ошурков

*Кафедра «Биомедицинская техника», ФГБОУ ВПО «ТГТУ»; spros@tamb.ru*

*Представлена членом редколлегии профессором В.И. Коноваловым*

**Ключевые слова и фразы:** биофотоника; диффузионная оптическая томография; поздно пришедшие фотоны; виртуальный изотропный источник.

**Аннотация:** Представлены результаты экспериментального исследования и численного моделирования регистрации поздно пришедших фотонов и детектирования неоднородности в диффузионной оптической томографии.

---

Оптические методы детектирования неоднородностей используют диффузионную оптическую спектроскопию и томографию [1, 2] и, в отдельных случаях, могут заменить рентгеновскую компьютерную томографию (КТ) и ядерный магнитный резонанс (ЯМР), а иногда использоваться как дополняющий их метод диагностики. Хотя КТ и ЯМР дают очень хорошее пространственное разрешение, они представляют собой опасные для человека виды излучения, кроме того для их применения требуется достаточно громоздкое и дорогостоящее оборудование. Рентгеновское излучение является жестким ионизирующим излучением, опасным для организма. Вследствие квантовой природы взаимодействия даже малые его дозы могут вызвать мутации на генетическом уровне и привести к раковым заболеваниям. В магниторезонансной томографии (МРТ) используются сильные магнитные поля, для которых есть существенные ограничения на величину магнитной индукции. Оптические методы являются безопасными и неинвазивными способами биомедицинской диагностики, дающими информацию о насыщении крови кислородом и о функциональном состоянии тканей. Аппаратура для их реализации компактнее и дешевле [3].

Импульсное излучение фемтосекундного титан-сапфирового лазера с синхронизацией мод MIRA 900-B (Coherent) через световод попадает на исследуемый объект. Накачка импульсного лазера осуществляется излучением непрерывного аргонового лазера INNOVA 307 (Coherent). В качестве фантома используется цилиндр, изготовленный из эпоксидной смолы с добавлением наночастиц оксида титана  $\text{TiO}_2$ . Концентрация частиц была подобрана таким образом, чтобы редуцированный коэффициент рассеяния был таким же, как у биологических тканей  $\mu'_s = 1 \text{ мм}^{-1}$ . Для моделирования поглощения в материал, из которого был изготовлен цилиндр, добавлялся специальный краситель с известными спектральными свойствами.

Большой динамический диапазон детектируемого сигнала создает существенные трудности для получения абсолютных величин  $R'(\alpha, t)$  и  $\ln[R'(\alpha, t)]$ . Поэтому ранее, как правило, измерялся нормированный на максимум сигнал, и основное внимание уделялось форме временной функции рассеяния точки (ВФРТ) для линейной и логарифмической шкал интенсивности [2]. Чтобы получить все

кривые диффузно прошедшего излучения  $R(\alpha, t)$  в одном масштабе и с учетом абсолютной величины интенсивности, был предложен двухэтапный метод измерений [3]. На первом этапе детектировался интегрированный сигнал

$$T(\alpha) = \int_0^{\infty} R(\alpha, t) dt.$$

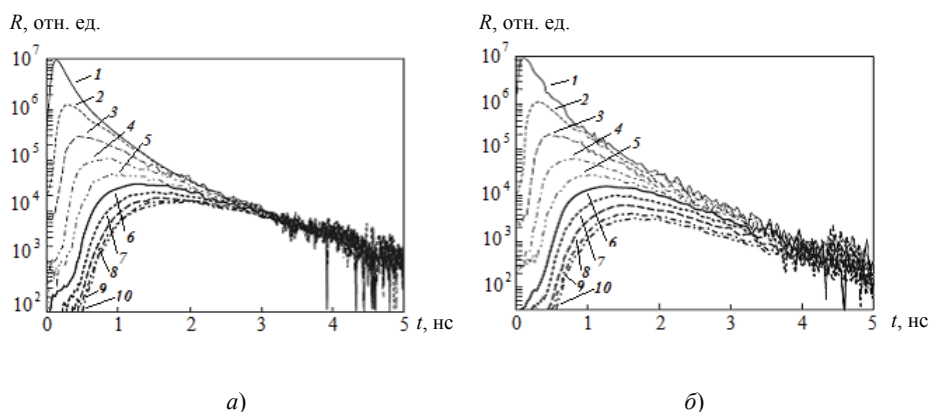
На втором этапе детектировалась только форма диффузно прошедшего импульса (зависимость интенсивности от времени) без учета абсолютной величины интенсивности. Результаты при различных углах вычислялись по следующей формуле

$$R(\alpha, t) = \frac{T(\alpha)}{\int_0^{\infty} R(\alpha, t) dt} R'(\alpha, t).$$

Экспериментальные зависимости ВФРТ при однородном и неоднородном случаях показаны на рис. 1. В неоднородном случае все кривые  $\ln[R(\alpha, t)]$  сходятся в одну линию. Виртуальный изотропный источник (ВИИ) пакета фотонов движется от поверхности объекта к его центру. После определенного времени, 2,5...3 нс, можно считать, что ВИИ находится в центре объекта. Это означает, что регистрация поздно пришедших фотонов (ППФ) эквивалентна ситуации, когда источник излучения помещен в центр объекта.

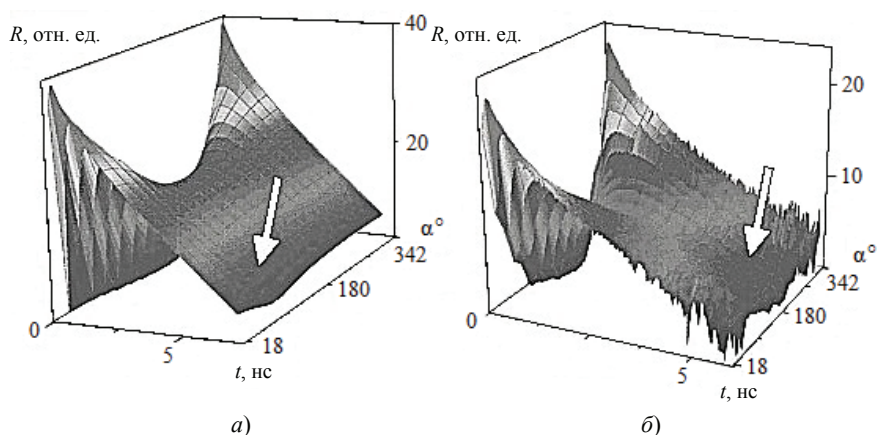
Предлагаемая модель движущегося ВИИ дает возможность решать задачу диффузионной оптической томографии (ДОТ) в два этапа: 1) непосредственное детектирование неоднородности без решения обратной задачи; 2) восстановление карты распределения неоднородностей – собственно томография.

Если все кривые разместить на трехмерном рисунке (рис. 2), то в однородном случае получится плоскость, а в неоднородном – плоскости с провалами на тех углах, поблизости от которых находится неоднородность (показано стрелками). Такое трехмерное представление для большинства несимметричных случаев позволяет непосредственно, без решения сложной обратной задачи, определить наличие или отсутствие неоднородности в режиме реального времени. Такой подход позволяет сравнить моделирование и эксперимент не только качественно, но и количественно.



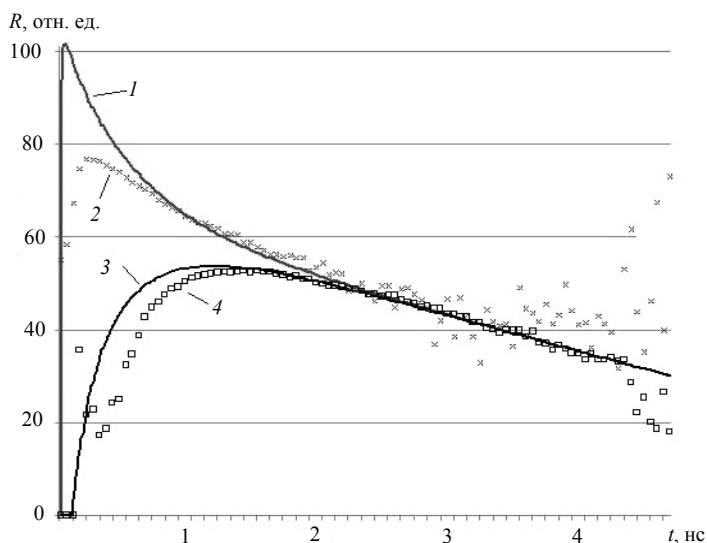
**Рис. 1. Экспериментально полученные интенсивности импульсного ИК излучения, диффузно прошедшего через цилиндры и зарегистрированного на углах, °:**

*a* – однородный цилиндр; *б* – неоднородный цилиндр;  
 1 – 18; 2 – 36; 3 – 54; 4 – 72; 5 – 90; 6 – 108; 7 – 126; 8 – 144; 9 – 162; 10 – 180



**Рис. 2. Трехмерное представление временных зависимостей ВФРТ для неоднородных случаев:**

*a* – результаты численного моделирования; *б* – экспериментальные результаты



**Рис. 3. Экспериментально полученные интенсивности импульсного ИК излучения для однородного случая на углах:  $36^\circ$ ,  $180^\circ$  (кривые 1 и 3 соответственно) и данные модели движущегося ВИИ на этих же углах (кривые 2 и 4 соответственно)**

Количественное соответствие данных эксперимента и численной модели капли движущегося ВИИ в центр объекта для двух углов,  $36^\circ$  и  $180^\circ$ , где диффузионное приближение работает эффективно, показано на рис. 3. Особенно хорошее совпадение наблюдается после первой наносекунды. Для угла  $36^\circ$  и времени меньше наносекунды диффузионное приближение работает существенно хуже, что и наблюдается на рисунке.

Экспериментально и при помощи численного моделирования было показано, что виртуальный изотропный источник оптического излучения движется от поверхности к центру объекта. Таким образом, регистрация ППФ эквивалентна ситуации, когда световод источника помещен непосредственно в центр объекта. Диффузионное приближение с движущимся источником дает возможность подойти к решению задачи оптической томографии с разделением ее на два этапа. Первый этап – это детектирование неоднородности, второй этап – собственно то-

мография. Дальнейшая работа будет сконцентрирована на достижении наилучшего соответствия результатов эксперимента и численного моделирования для однородного и неоднородных случаев.

#### *Список литературы*

1. Patterson, M.S. Time Resolved Reflectance and Transmittance for the Noninvasive Measurement of Tissue Optical Properties / M.S. Patterson, B. Chance, B.C. Wilson // *Applied Optics*. – 1989. – No. 28. – P. 2331–2336.
2. Firbank, M. Development of a Stable and Reproducible Tissue Equivalent Phantom for Use in Infrared Spectroscopy and Imaging / M. Firbank, M. Hiraoka, D.T. Delpy // *Proc. SPIE*. – 1993. – No. 1888. – P. 264–270.
3. Проскурин, С.Г. Использование поздно пришедших фотонов для диффузионной оптической томографии биологических объектов / С.Г. Проскурин // *Квант. электроника*. – 2011. – № 41. – С. 402–406.

---

### **Detection of Absorbing Heterogeneity in Diffusion Optical Tomography**

S.G. Proskurin, S.V. Frolov, A.Yu. Potlov, V.Yu. Oshurkov

*Department «Biomedical Equipment», TSTU; spros@tamb.ru*

**Key words and phrases:** biophotonics; optical diffusion tomography; late photons; virtual isotropic source.

**Abstract:** We present the results of experimental studies and numerical simulation of registering late arriving photons and detecting heterogeneity in diffusion optical tomography.

---

### **Detektion der Aufsageungleichartigkeit in der diffusen optischen Tomografie**

**Zusammenfassung:** Es sind die Ergebnisse der experimentellen Untersuchung und der Zahlmodellierung der Registrierung der spätgekommenen Photonen und der Detektion der Ungleichartigkeit in der diffusen optischen Tomografie dargelegt.

---

### **Détection de l'hétérogénéité absorbante dans la topographie optique de diffusion**

**Résumé:** Sont proposés les résultats de l'étude expérimentale et du modélage numérique de l'enregistrement des photons arrivés tard et de la détection de l'hétérogénéité dans la topographie optique de diffusion.

---

**Авторы:** *Проскурин Сергей Геннадьевич* – кандидат физико-математических наук, доцент кафедры «Биомедицинская техника»; *Фролов Сергей Владимирович* – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой «Биомедицинская техника»; *Потлов Антон Юрьевич* – магистрант кафедры «Биомедицинская техника»; *Ошурков Владлен Юрьевич* – магистрант кафедры «Биомедицинская техника», ФГБОУ ВПО «ТГТУ».

**Рецензент:** *Поликарпов Валерий Михайлович* – доктор химических наук, доцент кафедры «Физика», ФГБОУ ВПО «ТГТУ».