УДК 535.33/.34 535.3

DOI: 10.21779/2542-0321-2018-33-4-23-32

М.Р. Джамалудинов^{1, 2}, К.М. Гираев^{1, 2}, М.А. Магомедов^{1, 2}, Н.А. Аишурбеков¹

Исследование внутренней структуры объемных сильно рассеивающих сред методом диффузно-оптической интроскопии

¹ ФГБОУ ВО «Дагестанский государственный университет»; Россия, 367001, г. Махачкала, ул. М. Гаджиева, 43а;

² ФГБУН «Институт физики им. Х.И. Амирханова» ДНЦ РАН; Россия, 367003, г. Махачкала, ул. М. Ярагского, 94; dzhamaludinov.1993@mail.ru

Разработана экспериментальная установка, изготовлен фантом, имитирующий биообъект цилиндрической формы с осевым отражающим включением, и отработана методика интроскопических исследований при различном количестве взаимных проекций «источник – детектор». Обнаружена корреляционная зависимость между качеством разрешающей способности системы и количеством проекций «источник – детектор». Установлено, что для объемных отражающих неоднородностей диаметром $>1,0$ мм требуется не менее 16 пространственных проекций. Экспериментальная установка и методика исследований позволяют детектировать пространственные неоднородности при соотношении диаметров объекта и отражающего включения 1:20.

Ключевые слова: *рассеивающие среды, интроскопия, объемные включения, индикатриса рассеяния, разрешающая способность, детализация.*

Введение

На сегодняшний день диффузионная оптическая томография (ДОТ) нашла широкое применение в медико-биологических исследованиях в качестве интроскопического метода диагностики злокачественных заболеваний. В сравнении с традиционными методами томографии ДОТ имеет ряд преимуществ в таких аспектах, как неинвазивность, универсальность, высокое пространственное разрешение (менее 1,5 мм), относительная простота реализации и возможность диагностики объемных мягких биотканей [1; 2]). Систематизированные данные о высокой эффективности ДОТ в клинических исследованиях процессов малигнизации различных органов приведены в многочисленных оригинальных работах и аналитических обзорах (см., например, [3–5]).

Задачей диффузионной оптической томографии является визуализация внутренней структуры исследуемого объекта путем восстановления пространственного распределения оптических коэффициентов поглощения – μ_a и анизотропии рассеяния – μ'_s посредством регистрации и обработки диффузного компонента прошедшего или отраженного излучения. При этом каждый из этих компонентов несет в себе информацию о положении, размерах, концентрации и форме структурных элементов биосреды. К настоящему времени реализованы различные методы ДОТ, из которых можно выделить времяпролетный и частотно-модулированный методы [1; 6]. Данные методы хоть и являются высокоинформативными, однако требуют применения дорогостоящих быстросрабатывающих систем источников и детекторов излучения.

Вместе с тем метод стационарной ДОТ является более простым в технической реализации, но более сложным в анализе результатов, например, при разделении оптических параметров – μ_a и μ'_s . Это вызвано множеством факторов, главным из которых является диффузный характер распространения света, что значительно увеличивает длительность восстановления структуры объекта и требует больших затрат машинного времени. Кроме того, взаимное влияние карт пространственного распределения поглощающих и рассеивающих частиц исследуемой среды приводит к образованию ряда артефактов, существенно искажающих уровень детализации [1; 2; 6]. В этой связи разработка экспериментальных и теоретических методов, позволяющих повысить качество пространственного разрешения интроскопии при снижении времени визуализации, является актуальной задачей стационарного метода ДОТ.

Данная работа посвящена обработке экспериментального метода диффузионной оптической томографии стационарного вида. С этой целью был изготовлен модельный объект с высоким уровнем рассеяния ($\mu_a \ll \mu'_s$), имитирующий биообъект цилиндрической формы, содержащий осевое отражающее включение. Для модельного объекта была измерена карта пространственного распределения интенсивности лазерного излучения в зависимости от размера и количества отражающих включений (неоднородностей).

Материалы и методы

Экспериментальная установка для выполнения интроскопических исследований цилиндрических объектов представляет собой лабораторный макет стационарного ДОТ-томографа (рис. 1), в котором можно выделить следующие части: источник излучения, систему доставки излучения, систему пространственного сканирования объекта и систему сбора и регистрации фотосигналов. В качестве источника излучения в работе использовался гелий-неоновый лазер (1) с длиной волны излучения $\lambda = 632,8$ нм и мощностью около 100 мВт (*Melles Griot Inc., США*). Излучение источника подводилось к поверхности исследуемого объекта (4) посредством волоконно-оптического световода (3) (диаметр – 600 мкм, числовая апертура – 0,22, *Avantes BV, Нидерланды*), дистальный конец которого закреплялся на вращающейся платформе сканирующей системы.

Для осуществления пространственного сканирования фотосигналов в работе была разработана система, представляющая собой две вращающиеся платформы с калибровкой по углам $1^\circ \pm 10'$. Одна из этих пластин управляла позицией излучающего световода (3), а другая – углом поворота объекта относительно статично закрепленного регистрирующего световода (8). Такая система позволила выполнить ввод лазерного излучения в исследуемый объект и регистрацию сигналов диффузного отражения и пропускания при различных угловых положениях системы «источник–детектор». Геометрия пространственного сканирования объекта показана на рисунке б.

Рис. 1. Блок-схема экспериментальной установки: а – 1 – источник излучения (диодный лазер); 2, 9 – коллиматоры; 3 – излучающий световод; 4 – исследуемый объект; 5 – базовая среда; 6 – объемное включение; 7 – система сканирования; 8 – регистрирующий световод; 10 – светофильтр; 11 – ФЭУ; 12 – цифровой осциллограф; б – геометрия сканирования фотосигналов (пример для 5 проекций «источник–детектор»)

Для регистрации отраженного или прошедшего излучения использовалась система, состоящая также из волоконно-оптического световода (8) (диаметр – 1000 мкм, числовая апертура – 0.22, *Avantes BV, Нидерланды*), посредством которого фотосигнал подводился к ФЭУ-модулю H6820 (11) (*Hamamatsu, Япония*), сопряженному с цифровым осциллографом (12) TDS-3032B (17) (*Tektronix Inc., США*). Дополнительно в систему регистрации был встроен отсекающий светофильтр (10) с полосой пропускания 635 ± 20 нм, что позволило минимизировать вклад засветки помещения в полезный сигнал.

Модельный объект (4) представлял собой прозрачный цилиндрический сосуд (показатель преломления стенок $n_{\text{glass}} = 1.55$) диаметром 20 мм и длиной 18 см, заполненный базовой рассеивающей средой (5), содержащей отражающий объект (неоднородности) (6). В качестве базовой среды (6) использовался гидратированный раствор высокодисперсного промышленного порошка «Полисорб МП» с концентрацией 0.05 ± 0.01 г/мл, представляющий собой мутную коллоидную среду SiO_2 . Выполненные спектрофотометрические исследования показали, что для водного раствора порошка «Полисорб МП» данной концентрации в диапазоне длин волн 630 ± 20 нм характерны значения оптических коэффициентов $\mu_a = 0.02 \pm 0.01$ мм⁻¹ и $\mu'_s = 1.74 \pm 0.2$ мм⁻¹. Это удовлетворяет оптическим свойствам большинства биообъектов в красной и БИК области спектра ($\mu'_s \gg \mu_a$), что позволяет использовать раствор порошка «Полисорб МП» как модельную базовую среду, имитирующую мягкие биоткани [7; 8].

В качестве пространственных неоднородностей в работе использовались 3 объекта с сильно отражающей поверхностью. Из них первые два объекта представляли собой фторопластовые стержни диаметром $d = 1,5$ и 4,0 мм (аналог костной ткани), а третий – систему их двух пространственно разнесенных стержней диаметром 1,5 и 4,0 мм. Отражающие стержни располагались вдоль оси цилиндрического объекта, погруженные в базовую рассеивающую среду так, как это будет показано ниже (см. раздел «Результаты и обсуждение»).

Методика измерений заключалась в следующем. Первый шаг – измерения опорного сигнала – I_0 и фонового сигнала на цилиндрическом сосуде – I^{bg} , что позволило оценить влияние френелевского отражения и рефракции стеклянных стенок сосуда на опорный сигнал. Для измерения фонового сигнала пустой сосуд (без рассеивающей среды) помещался в систему сканирования и путем вращения платформы с излучающим световодом определялась угловая зависимость интенсивности лазерного излучения – I_i^{bg} .

Следующий шаг – измерения диффузной составляющей излучения – I^{diff} для объекта исследования (цилиндрический сосуд с отражающим объектом, наполненный базовой рассеивающей средой). Измерения I^{diff} аналогичны измерению фонового сигнала, однако в данном случае угловое сканирование осуществлялось как для изучающего, так и для регистрирующего световода. То есть пространственное распределение I^{diff} регистрировалось для отдельно взятого положения детектора. При этом для каждого случая (базовая среда без включений и с отражающими включениями) число взаимных проекций – n источника – i и детектора – j излучения принималось равным и составило $n = 5, 9$ и 16 .

Рис. 2. Методика формирования матрицы пространственного распределения $S_{i,j}$, где i – положение источника, j – положение детектора, n – число взаимных проекций «источник–детектор»

Для каждого исследуемого объекта проводилось по 3 серии измерений. Конечное значение $I_{i,j}^{diff}$ определялось путем усреднения серийных измерений, а окончательный результат $S_{i,j}$ – как

$$S_{i,j} = \frac{I_{i,j}^{diff} - I_i^{bg}}{I_0 - I_i^{bg}}.$$

Далее из полученных данных составлялась матрица с размерностью, равной числу взаимных положений (проекций) источника – i и детектора – j излучения (см. рис. 2), на основе которой формировалась карта пространственного распределения интенсивности рассеяния для модельной среды, содержащей объемные отражающие включения.

Результаты и обсуждение

Типичная карта пространственного распределения диффузной составляющей интенсивности света – (а) и кривая интенсивности рассеяния, усредненная по положениям источника/детектора (индикатриса рассеяния) – (б) для однородной (без отражающих включений) базовой среды – S_{16}^{hg} , сформированной на основе $n = 16$ матрицы, показав-

ны на рис. 3. Как видно из рисунка 3а, интенсивность светорассеяния обнаруживает слабую зависимость от положения детектора – j и довольно сильно зависит от положения источника – i . Эту зависимость наиболее отчетливо иллюстрирует индикатриса рассеяния по углам α между источником и детектором (рис. 3б). Видно, что индикатриса симметрична относительно угла $\alpha = 180^\circ$, где наблюдается максимум интенсивности рассеяния, а при положениях $\alpha = 85^\circ$ и $\alpha = 275^\circ$ спадает до минимальных значений. Обнаруженная зависимость является ожидаемой, поскольку положение $\alpha = 180^\circ$ соответствует осевой ориентации источника и детектора, а в положениях $\alpha = 85^\circ$ и 275° источник и детектор расположены ортогонально. В то же время сильный уровень сигнала, наблюдаемый при малых α , может быть вызван дополнительным вкладом френелевского отражения от стеклянных стенок сосуда при наличии рассеивающей среды. При этом относительная погрешность сигналов, зарегистрированных при различных положениях детектора, составила в среднем 2–4 %, что, по-видимому, обусловлено флуктуациями концентрации рассеивающих частиц и позволяет считать базовую среду однородной.

Рис. 3. Карта пространственного распределения диффузной составляющей интенсивности света – (а) и индикатриса рассеяния – (б) для однородной базовой среды при $n = 16$ проекций

Пространственное распределение диффузной составляющей интенсивности света для цилиндрического объекта $S_{i,j}^{samp}$, содержащего различные объемные неоднородности, погруженные в рассеивающую среду, показано на рис. 4–6. Кривая распределения усредненной интенсивности рассеяния по углам α между источником и детектором для исследуемых объектов показана на рис. 7–9. Она представляет собой индикатрису рассеяния для базовой среды без (S_{16}^{hg}) и с объемными неоднородностями при различных размерностях матрицы (S_5^{samp} , S_9^{samp} и S_{16}^{samp}).

Рис. 4. *a* – поперечное сечение цилиндрического объекта с неоднородностью диаметром $d = 1.5$ мм, погруженного в рассеивающую среду; *b* – карта пространственного распределения интенсивности рассеяния света с матрицами 5×5 ; *c* – 9×9 ; *d* – 16×16 элементов

Рис. 5. (а) – поперечное сечение цилиндрического объекта с неоднородностью диаметром $d = 4.0$ мм, погруженного в рассеивающую среду. Карта пространственного распределения интенсивности рассеяния света с матрицами 5×5 – (b), 9×9 – (c) и 16×16 элементов – (d)

Рис. 6. (а) – поперечное сечение цилиндрического объекта с двумя пространственно разнесенными неоднородностями диаметром $d = 1.5$ и 4.0 мм, погруженного в рассеивающую среду. Карта пространственного распределения интенсивности рассеяния света с матрицами 5×5 – (b), 9×9 – (c) и 16×16 элементов – (d)

Как показывает анализ рис. 4–9, зависимость индикатрисы рассеяния от размеров и формы объемных неоднородностей характеризуется как общими закономерностями, так и отличительными особенностями, что в принципе указывает на возможность использования методов оптической интроскопии с целью восстановления и изучения особенностей внутренней структуры различных биообъектов. В частности, наличие отражающих включений приводит к образованию пространственной области тени, отобра-

сываемой неоднородностью, где интенсивность рассеяния падает от 2 раз для объектов диаметром $d = 1,5$ мм и до 5 раз для объектов с $d = 4,0$ мм. Тогда как окружающий их ореол полутени сформирован, по-видимому, за счет шероховатости поверхности этих включений и флуктуаций концентрации рассеивателей базовой среды.

В то же время форма и размеры теневой области сильно зависят от размера объемных неоднородностей и количества взаимных расположений n источника и детектора. Так, например, для объекта диаметром $d = 1,5$ мм наиболее отчетливая локализация области тени и детализация наблюдаются при размерностях матрицы S_{16}^{samp} , несколько хуже – при S_9^{samp} и при S_5^{samp} – детализации сильно нарушена (рис. 4 и 7).

Аналогичный характер распределения наблюдается и для пространственно разнесенного объекта. Видно, что распределение интенсивности рассеяния для числа проекций $n = 16$ и 9 образует два явно выраженных минимума, соответствующих размерам и положению объемных включений. Причем первый минимум наблюдается при $\alpha \approx 120^\circ$ и соответствует положению детектора в точке A , а второй – при $\alpha \approx 280^\circ$, что близко к положению источника в точке C (см. рис. 6а и 9). В сравнении с этим для числа проекций $n = 5$ границы объекта сильно размыты, и его детализация полностью отсутствует (рис. 6б и 9).

Рис. 7. Индикатриса рассеяния света базовой среды без S_{16}^{hg} и с объемной неоднородностью диаметром 1,5 мм при различных размерностях матрицы (S_5^{samp} , S_9^{samp} и S_{16}^{samp})

Рис. 8. Индикатриса рассеяния света базовой среды без S_{16}^{hg} и с объемной неоднородностью диаметром 4.0 мм при различных размерностях матрицы (S_5^{samp} , S_9^{samp} и S_{16}^{samp})

Рис. 9. Индикатриса рассеяния света базовой среды без S_{16}^{hg} и с комплексной неоднородностью при различных размерностях матрицы S_5^{samp} , S_9^{samp} и S_{16}^{samp}

В то же время для крупных включений ($d = 4$ мм) при данной геометрии эксперимента (размер цилиндрического сосуда и отражающего объекта, оптические свойства базовой среды, диаметр излучающего и регистрирующего световода и др.) локальность теневой области и качество детализации слабо зависят от размерности матрицы рассея-

ния (числа проекций n) и остаются практически неизменными как для S_5^{samp} , так и для S_9^{samp} и S_{16}^{samp} (см. рис. 5 и 8).

В завершении важно отметить, что результаты, полученные в ходе экспериментальных исследований, свидетельствуют в пользу прямой зависимости между минимальным размером детектируемой неоднородности (разрешающей способностью системы) и количеством взаимных проекций «источник – детектор», что полностью согласуется с данными многочисленных работ (см., например, [9–13]). В частности, для получения качественной детализации объемных неоднородностей диаметром ≤ 1.0 мм требуется проведение пространственного сканирования объекта с использованием $n = 16$ проекций «источник – детектор». В то же время в случае исследования объектов с более крупными включениями число пространственных проекций может быть сокращено до 5.

Заключение

На базе результатов нашего исследования была проделана следующая работа:

1. Разработана экспериментальная установка, изготовлен фантом, имитирующий биообъект цилиндрической формы с осевым отражающим включением и отработана методика интроскопических исследований при различном количестве взаимных проекций «источник – детектор».

2. Экспериментально обнаружена корреляционная зависимость между качеством разрешающей способности системы и количеством проекций «источник – детектор». В частности, при данной геометрии эксперимента (размер цилиндрического сосуда и отражающего объекта, оптические свойства базовой среды, диаметр излучающего и регистрирующего световода и др.) для объемных отражающих неоднородностей диаметром ≤ 1.0 мм требуется не менее $n = 16$ пространственных проекций, тогда как для более крупных включений количество проекций может быть сокращено до 5.

Предложенные в работе экспериментальная установка и методика исследований позволяют детектировать пространственные неоднородности различной геометрии при соотношении диаметров цилиндрического объекта и отражающего включения в пропорции 1: 20. Имеются перспективы для улучшения этого показателя.

Работа выполнена с использованием приборной базы ЦКП «Аналитическая спектроскопия» Дагестанского государственного университета.

Литература

1. Welch A.J., Van Gemert M.J.C. Optical-Thermal Response of Laser Irradiation Tissues. Ed. by 2nd edition: Springer Science+Business Media B.V. – 2011. – 958 p.
2. Терещенко С.А. Вычислительная томография. Ч. 1. Традиционные методы вычислительной томографии: учебное пособие. – 2-е изд. – М.: МИЭТ, 2011. – 104 с.
3. Вэбб У. Компьютерная томография: грудь, живот и таз, опорно-двигательный аппарат. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2018. – 464 с.
4. Руководство по оптической когерентной томографии / под ред. Н.Д. Гладковой, Н.М. Шаховой и А.М. Сергеева. – М.: Физматлит, 2017. – 296 с.
5. Кутаев В.М., Кутаев С.В. Компьютерная томография в пульмонологии. – М.: Медпресс-информ, 2017. – 144 с.
6. Оптическая биомедицинская диагностика / пер. с англ. под ред. В.В. Тучина. – М.: Физматлит, 2007. – Т. 1, 560 с.; Т. 2, 368 с.
7. Jacques S.L. Optical properties of biological tissues: a review // Phys. Med. Biol. – 2013. – V. 58. – R37–R61.

8. *Bashkatov A.N., Genina E.A., Tuchin V.V.* Tissue Optical Properties // Handbook of Biomedical Optics. Ed. by D.A. Boas, C. Pitris and N. Ramanujam. Boca Raton, London, New York: CRC Teylor & Francisc Group, 2011. – P. 67–100.

9. *Konovalov A.B., Genina E.A., Bashkatov A.N.* Diffuse optical mammotomography: state-of-the-art and prospects // J of Biomedical Photonics & Eng. – 2016. – V. 2. – P. 020202-34.

10. *O'Sullivan T.D., Cerussi A.E., Cuccia D.J. et al.* Diffuse optical imaging using spatially and temporally modulated light // J. Biomed. Opt. – 2012. – V. 17. – P. 071311.

11. *Tromberg B.J., Pogue B.W., Paulsen K.D. et al.* Assessing the future of diffuse optical imaging technologies for breast cancer management // Med. Phys. – 2008. – V. 35. – P. 2443–2451

12. *Ziegler R., Brendel B., Schipper A. et al.* Investigation of detection limits for diffuse optical tomography systems: I. Theory and experiment // Phys. Med. Biol. – 2009. – V. 54. – P. 399–412.

13. *Ziegler R., Brendel B., Rinneberg H. et al.* Investigation of detection limits for diffuse optical tomography systems: II. Analysis of slab and cup geometry for breast imaging // Phys. Med. Biol. – 2009. – V. 54. – P. 413–431.

Поступила в редакцию 30 ноября 2018 г.

UDC 535.33/.34; 535.3

DOI: 10.21779/2542-0321-2018-33-4-23-32

Study of the internal structure of bulky strongly scattering media using diffuse optical introscopy

M.R. Dzhamaludinov^{1, 2}, K.M. Giraev^{1, 2}, M.A. Magomedov^{1, 2}, N.A. Ashurbekov¹

¹ *Dagestan State University; Russia, 367001, Makhachkala, M. Gadzhiev st., 43a;*

² *Amirkhanov Institute of Physics Dagestan Scientific Center of the Russian Academy of Sciences; Russia, 367003, Makhachkala, M. Yaragsky st., 94; dzhamaludinov.1993@mail.ru*

The experimental setup has been developed, a phantom that simulates a cylindrical bioobject with an axial reflective inclusion has been made and the method of introsopic research has been developed with a different number of mutual projections «source–detector». A correlation between the quality of the resolution of the system and the number of «source–detector» projections were found. It is shown that at least 16 spatial projections are required for bulk reflecting inhomogeneities with a diameter less than 1.0 mm. Experimental setup and research methodology allows detecting spatial inhomogeneities at a ratio of the object diameters and the reflective inclusion – 1:20.

Keywords: *scattering media, introscopy, bulk inclusions, scattering indicatrix, resolution, detail.*

Received 30 November, 2018