

Пространственное разрешение и время сканирования в оптической томографии поглощающих «фантомов» в условиях многократного рассеяния

Е.В.Маликов, В.М.Петникова, Д.А.Чурсин, В.В.Шувалов, И.В.Шутов

Методом оптической томографии со счетом фотонов проведена визуализация и проекционное восстановление изображения сильно поглощающего включения – «фантома» диаметром 6 мм, скрытого процессами многократного рассеяния в модельном объекте (диаметр 140 мм, коэффициенты поглощения и рассеяния 0.005 и 1.4 мм⁻¹). Экспериментально показано, что при мощности зондирующего излучения 10–13 мВт минимальное (наихудшее отношение сигнал/шум $s/n \simeq 1$) время измерения (время счета фотонов) на одну точку составляет 0.8 с, а полное время, необходимое для сканирования всего объекта, – менее 410 с.

Ключевые слова: оптическая томография, сканирующие устройства, счет фотонов.

Введение

Одно из актуальных направлений современной медицины – диагностика заболеваний на ранней стадии. Развитие этого направления стало возможным сразу вслед за открытием проникающих излучений, разработкой методов их регистрации и изучением процессов взаимодействия с биотканями [1, 2]. Термин «томография» стали использовать для методов визуализации внутренней структуры объектов, недоступной прямому наблюдению [3, 4]. Постановка задачи обычно такова: в диагностируемый объект направляется излучение, которое после прохождения через него попадает в систему регистрации. Характеристики зарегистрированного излучения являются входными данными для так называемой обратной задачи [5], решение которой есть распределение определенного физического параметра, описывающего поглощение, рассеяние, проводимость, диффузию и т. д., внутри диагностируемого объекта [6–9].

Термин оптическая томография появился сравнительно недавно. Поскольку применяемое в таких томографах излучение не обладает ионизирующим действием и его интенсивность, как правило, не превышает 10–100 мВт/мм², оптическая томография считается неинвазивным (слабовозмущающим диагностируемый объект) и поэтому весьма перспективным методом диагностики [10, 11]. На сегодняшний день оптической томографии посвящено огромное число публикаций [12–14] и целый ряд регулярных международных конференций [15–17].

В работе [18] нами был описан модуляционный оптический томограф (мощность входного излучения 15–30 мВт, частота модуляции 100 МГц) с высокочувствительной системой регистрации, основанной на методе времяразрешенного счета фотонов. В экспериментах с модельными объектами (линейные размеры $D \leq 140$ мм,

коэффициенты поглощения и рассеяния $\mu_a = 0.005–0.015$ мм⁻¹ и $\mu_s = 1.4$ мм⁻¹) было показано, что распространение оптического излучения в условиях малоуглового многократного рассеяния [19, 20] может быть описано коэффициентом относительного удлинения траекторий ξ . Экспериментальные значения ξ в зависимости от μ_a менялись в диапазоне $\xi = 1.2–1.9$. Для восстановления изображений сильно поглощающих включений – «фантомов» (цилиндры диаметром $d = 10–23$ мм) – была разработана и применена весьма быстрая (5–10 мин) модификация проекционного алгоритма [5, 21] решения обратной задачи. Было высказано предположение о том, что в «идеальных» условиях практически никаких ограничений на пространственное разрешение у рассматриваемого метода оптической томографии нет. Чем меньше размеры поглощающего фантома, изображение которого надо восстановить, тем большее число проекций потребуется для решения обратной задачи (тем больше должна быть размерность матрицы исходных экспериментальных данных) и тем большее время придется затратить на саму процедуру измерения (счет фотонов) в одной точке (фиксированные положения излучателя и фотоприемника) для уверенной (превышающей шум) регистрации «тени» от фантома.

Проведенная в [18] грубая оценка показала, что для восстановления изображения поглощающего фантома диаметром 5 мм, размещенного в центре диагностируемого объекта диаметром 140 мм с коэффициентами рассеяния и поглощения $\mu_s = 1.4$ мм⁻¹ и $\mu_a = 0.005$ мм⁻¹, имитирующими параметры серого вещества головного мозга [22], минимальное время измерения при диаметрально противоположном расположении излучателя и фотоприемника (наиболее слабый выходной сигнал) составляет 45 с.

Цель настоящей работы – экспериментальная проверка приведенного выше утверждения и количественных оценок. Для этого нужно было провести реальные измерения с фантомами малого размера, проверить работоспособность описанных в [18] алгоритмов при аксиально-несимметричной геометрии расположения фантома в ди-

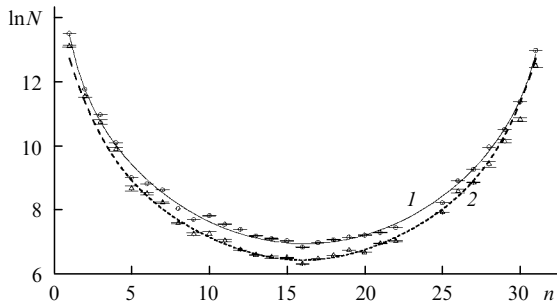


Рис.1. Зависимости числа фотоотсчетов N от положения (номера n) выходного световода в отсутствие (1) и при наличии (2) фантома при диаметрах объекта и фантома 140 и 6 мм, $\mu_a = 0.005 \text{ мм}^{-1}$ и $\mu_s = 1.4 \text{ мм}^{-1}$. Излучение вводится через световод с $n = 0$.

агностируемом объекте, а также попытаться уменьшить время полного сканирования за счет оптимального использования симметрии геометрии задачи.

Результаты эксперимента

Эксперименты проводились на макете томографа, описанном в [18]. Модельный объект представлял собой цилиндрический сосуд диаметром 140 мм. Его периметр был разделен на 32 равных угловых интервала отверстиями для входных и выходных одножильных (диаметр жилы 600 мкм) пластиковых световодов. Мощность зондирующего излучения непрерывного полупроводникового лазера ($\lambda = 775 \text{ нм}$) составляла 10–13 мВт. В сосуд помещалась модельная среда, являющаяся смесью двух компонентов. Первый компонент (водный раствор чернил) выполнял функции поглотителя ($\mu_s = 0$), второй (водная жировая эмульсия) – рассеивателя ($\mu_a = 0$). Роль сильно поглощающих фантомов, моделирующих гематомы, играли черные металлические цилиндры диаметром до 6 мм. Для восстановления изображений последних по данным эксперимента использовались описанные в [18] алгоритмы и программное обеспечение.

Результат эксперимента по визуализации поглощающего фантома диаметром $d = 6 \text{ мм}$, помещенного в центр объекта диаметром $D = 140 \text{ мм}$, при $\mu_s = 1.4 \text{ мм}^{-1}$ и $\mu_a = 0.005 \text{ мм}^{-1}$ дан на рис.1. Легко убедиться, что при времени счета на точку 180 с весьма уверенно (отношение сигнал/шум $s/n \approx 15$) регистрируется область «тени». В от-

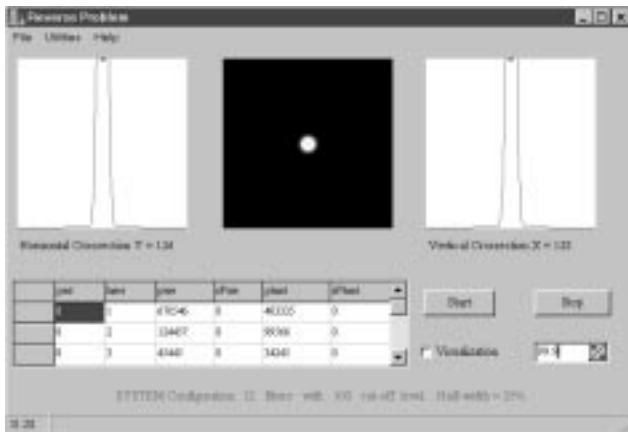


Рис.2. Восстановленное изображение абсолютно поглощающего фантома (центральное окно) и поперечные сечения распределения коэффициента поглощения (правое и левое окна) при диаметрах объекта и фантома 140 и 6 мм, $\mu_a = 0.005 \text{ мм}^{-1}$ и $\mu_s = 1.4 \text{ мм}^{-1}$.

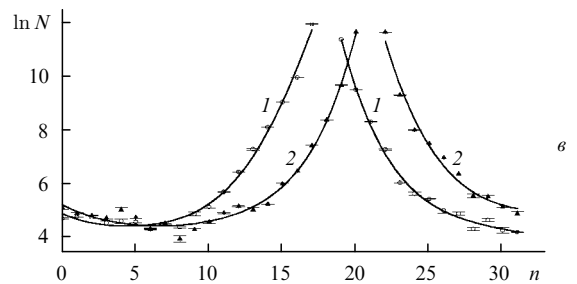
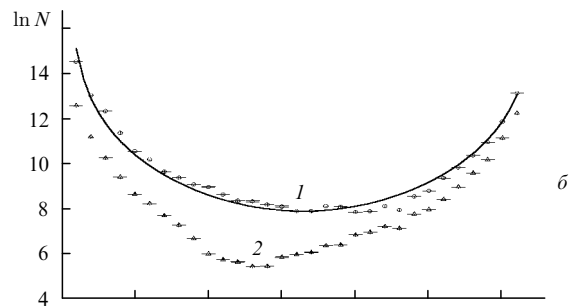
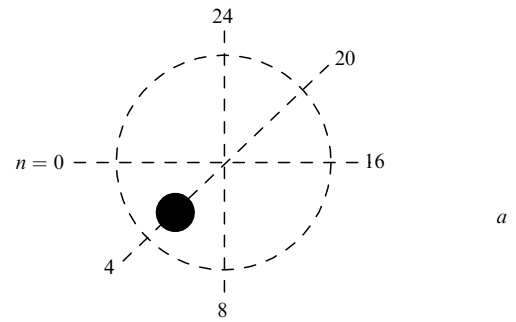


Рис.3. Геометрия эксперимента (а) и зависимости числа фотоотсчетов N от положения (номера n) выходного световода (б, в) при диаметрах объекта и фантома 140 и 6 мм, $\mu_a = 0.005 \text{ мм}^{-1}$ и $\mu_s = 1.4 \text{ мм}^{-1}$. Излучение вводится через световод с $n = 10$ в отсутствие (1) и при наличии (2) фантома (б) и через световод с $n = 18$ (1) и 21 (2) при наличии фантома (в).

сутствие фантома аппроксимация экспериментальной зависимости числа фотоотсчетов N от расстояния между излучателем и фотодетектором $L = D \sin(\alpha/2)$ функцией [18]

$$N(L) \propto L^{-2} \exp(-\mu_a \xi L) \quad (1)$$

дает $\xi = 2.1 \pm 0.3$, что совпадает с данными [18]. Здесь α – центральный угол между положениями излучателя и фотодетектора. При восстановлении изображения фантома экспериментальные данные предварительно сглаживались и транслировались по углу. Диаметр восстановленного изображения фантома оказался равен 6.7 мм (рис.2). Из данных эксперимента следуют оценки минимальных (наихудшее отношение $s/n \approx 1$) времени измерения на одну точку и времени полного сканирования: 0.8 и 25.6 с соответственно.

Результаты эксперимента по визуализации смещенного от центра объекта фантома диаметром $d = 25 \text{ мм}$ при тех же параметрах модельной среды, что и на рис.1, представлены на рис.3 и 4. В этой экспериментальной реализации осуществлялось полное сканирование диагностируемого объекта по 32 возможным положениям излучателя. На всех экспериментальных зависимостях хорошо видны области «тени», положение, размер и форма

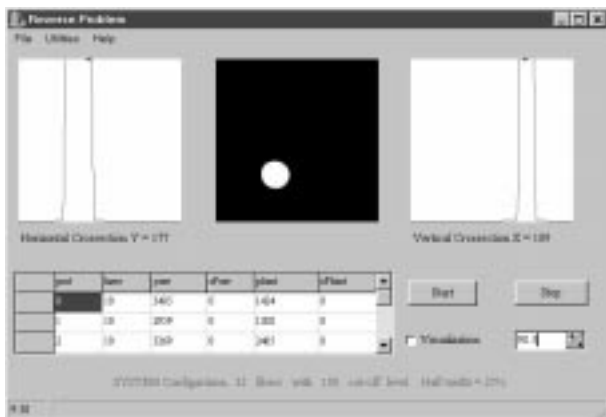


Рис.4. Восстановленное изображение смещенного от центра объекта абсолютно поглощающего фантома (центральное окно) и поперечные сечения распределения коэффициента поглощения (правое и левое окна) при диаметрах объекта и фантома 140 и 25 мм, $\mu_a = 0.005 \text{ мм}^{-1}$ и $\mu_s = 1.4 \text{ мм}^{-1}$.

которых меняются при изменении положения излучателя (рис.3,б,в). Тем не менее определенная и вполне очевидная симметрия в задаче восстановления изображения смещенного фантома сохраняется. Легко убедиться, что симметричная относительно оси, проходящей через центры объекта и фантома (рис.3,а), перестановка излучателя просто смещает и зеркально-симметрично (по оси абсцисс) переворачивает соответствующие экспериментальные зависимости (рис.3,в), что позволяет в два раза уменьшить время, необходимое для сканирования. По полученным экспериментальным данным изображение смещенного фантома легко визуализируется (рис.4). С учетом симметрии задачи при визуализации смещенного от центра диагностируемого объекта фантома диаметром $d = 6 \text{ мм}$ на процедуру полного сканирования объекта необходимо затратить не более 410 с (наихудшее $s/n \approx 1$). Время сканирования может быть существенно уменьшено за счет многоканального детектирования выходного сигнала.

Заключение

Таким образом, в настоящей работе методом оптической томографии проведена визуализация и проекционное восстановление скрытого процессами многократного рассеяния в модельном объекте (диаметр 140 мм, коэффициенты поглощения и рассеяния 0.005 и 1.4 мм^{-1}) изображения сильно поглощающего включения – фантома диаметром 6 мм. Фактически, эксперимент подтвердил вывод работы [18] о том, что принципиальных ограничений на пространственное разрешение при визуализации поглощающих фантомов методом оптической томографии не существует: для визуализации фантомов меньшего размера требуется лишь большее время измерения и большее число проекций (большая размерность матрицы исходных экспериментальных данных). Экспериментально показано, что при мощности излучения диодного лазера 10–13 мВт минимальное (наихудшее отношение $s/n \approx 1$) время измерения на одну точку составляет около 0.8 с, а время, необходимое для полного

сканирования объекта, – не более чем 410 с, что представляется вполне приемлемым с точки зрения многих практических приложений. Однако и это время может быть существенно уменьшено за счет применения многоканальных фотоприемников типа ПЗС-линеек или матриц. Экспериментальный коэффициент относительного удлинения траекторий $\xi = 2.1 \pm 0.3$.

1. Hendee W.R. *Medical radiation physics: roentgenology, nuclear medicine & ultrasound* (Chicago, Year Book Medical Publishers, 1979).
2. Пожаров А.В. *Основы взаимодействия физических полей с биологическими объектами: Учебное пособие* (Л., ЛЭТИ, 1990).
3. Sabatier P.C. (Ed.) *Basic methods of tomography and inverse problems: a set of lectures* (Bristol, Hilger A., 1987).
4. Webb S. *The physics of medical imaging* (Philadelphia, Institute of Physics Publishing, 1993).
5. Тихонов А.Н., Арсенин В.Я., Тимонов А.А. *Математические задачи компьютерной томографии* (М., Наука, 1987).
6. Bartunik H.D., Chance B. (Eds) *Structural biological applications of x-ray absorption, scattering, and diffraction* (Orlando, Academic Press, 1986).
7. Westbrook C., Kaut C. (Eds) *MRI in practice* (Oxford, Blackwell Scientific Publications, 1993).
8. Сарвазян А.П. *Биофизические основы ультразвуковой медицинской диагностики. Ультразвуковая диагностика* (Горький, 1983).
9. Metherall P. et al. *Nature*, **380**, 509 (1996).
10. Приезжев А.В., Тучин В.В., Шубочкин Л.П. *Лазерная диагностика в биологии и медицине* (М., Наука, 1989).
11. Optical methods of biomedical diagnostics and therapy. *Proc.SPIE*, **1981** (1993).
12. Muller G. et al. (Eds) *Medical optical tomography: functional imaging and monitoring* (Bellingham, USA, SPIE, 1993, v. IS11).
13. Tuchin V.V. (Ed.) *Selected papers on tissue optics: applications in medical diagnostics and therapy* (Bellingham, USA, SPIE, 1994, v. MS102).
14. Minet O. et al. (Eds) *Selected papers on optical tomography: fundamentals and applications in medicine* (Bellingham, USA, SPIE, 1998, v. MS147).
15. Proceedings of photon migration and imaging in random media and tissues. *Proc.SPIE*, **1888** (1993).
16. Photon transport in highly scattering tissue. *Proc.SPIE*, **2326** (1995).
17. Proceedings of optical tomography, photon migration, and spectroscopy of tissue and model media: theory, human studies, and instrumentation (I; II). *Proc.SPIE*, **2389** (1995); **2979** (1997).
18. Чурсин Д.А., Шувалов В.В., Шутов И.В. *Квантовая электроника*, **29**, 83 (1999).
19. Chance B. (Ed.) *Photon migration in tissues* (N.Y., Plenum Press, 1989).
20. Proceedings of photon propagation in tissues (I; II; III). *Proc.SPIE*, **2626** (1995); **2925** (1996); **3194** (1998).
21. Herman G.T. *Image reconstruction from projections: the fundamentals of computerized tomography* (San Francisco, USA, Academic Press, 1980).
22. Roggan A. et al. *J. Biomedical Optics*, **4**, 36 (1999).

Е.В.Маликов, В.М.Петникова, Д.А.Чурсин, В.В.Шувалов, И.В.Шутов. Spatial resolution and scanning time in the optical tomography of absorbing 'phantoms' under multiple scattering conditions.

Photon-counting optical tomography was used in visualisation and projective reconstruction of the image of a strongly absorbing inclusion (a 'phantom'), 6 mm in diameter, hidden by multiple scattering processes in a model object (diameter 140 mm, absorption and scattering coefficients 0.005 and 1.4 мм^{-1} , respectively). It was demonstrated experimentally that when the probe radiation power was 10–13 mW the minimal (corresponding to the poorest signal/ratio amounting to ~ 1) measurement time (photon-counting time) was 0.8 s per one measurement point and the total time needed to scan the whole object was less than 410 s.