

УДК 621.787

Оценка влияния рассеянного излучения на качество формирования изображений в системах спектральной оптической когерентной томографии с электронным сканированием объектов

© 2020 г. **И. П. Гуров, доктор техн. наук; А. Ю. Пименов**

Университет ИТМО, Санкт-Петербург

E-mail: gurov@mail.ifmo.ru

Поступила в редакцию 29.02.2020

DOI:10.17586/1023-5086-2020-87-07-18-23

Проведена сравнительная оценка влияния рассеянного излучения на качество формируемых томограмм в системах спектральной оптической когерентной томографии с перестраиваемой длиной волны. Результаты моделирования и экспериментов показали, что системы с линейным полем освещения при формировании томограмм рассеивающих объектов позволяют обеспечить высокое быстродействие и снизить шумовую составляющую изображения примерно вдвое по сравнению с методом полного поля.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография, источник с перестраиваемой длиной волны, случайно неоднородный объект, микроинтерферометр.

Коды OCIS: 110.4500, 170.4500, 110.6955, 030.4280

ВВЕДЕНИЕ

В оптической когерентной томографии (ОКТ) исследуемые образцы в большинстве случаев представляют собой объемные случайно-неоднородные среды с малым коэффициентом отражения (10^{-8} – 10^{-2}) [1–3]. При взаимодействии излучения с микроструктурой таких объектов имеют место явления диффузного отражения и преломления на границах неоднородных слоев, а также рассеяние и поглощение внутри образца. В связи с этим выбор метода освещения является одним из ключевых факторов, влияющих на качество формируемых томограмм.

В спектральных системах ОКТ с перестраиваемой длиной волны и электронным сканированием объектов применяются методы полного и линейного полей освещения. В системах

ОКТ полного поля исследуемый образец равномерно освещается в пределах поля зрения микрообъектива, при этом регистрация сигналов осуществляется с помощью матричного фотоприемника (ФП). Преимущество таких систем состоит в возможности формирования трехмерного представления микроструктуры объектов в виде набора двумерных изображений по глубине (так называемых С-сканов, параллельных поверхности образца). При этом возможно восстановление трехмерной микроструктуры при одном цикле сканирования источником излучения по длинам волн [4, 5].

В случае линейного поля освещения на исследуемом образце формируется узкая линия освещения (шириной около 10–20 мкм) и регистрация сигналов осуществляется линейной фотодетекторов. При этом формируются

В-сканы в вертикальной плоскости сечения образца с высокой частотой визуализации (до нескольких десятков кадров/с). Важно отметить, что мощность источника излучения перераспределяется вдоль одной линии, а не по площади полного поля (состоящего из сотен линий), что обеспечивает получение достаточно высокого отношения сигнала к шуму отдельного пиксела. Системы с использованием линейного поля освещения позволяют построить трехмерную томограмму при дополнительном боковом сканировании в виде набора В-сканов [6, 7].

Учитывая особенности рассматриваемых методов, целесообразно провести количественное сравнение характеристик систем с линейным и полным полями освещения, принимая во внимание влияние рассеяния оптического излучения при его взаимодействии с исследуемым объектом с неоднородной микроструктурой.

При визуализации внутренней микроструктуры объекта в системах ОКТ с электронным сканированием объектов, где применяются методы полного и линейного полей освещения, конфокальное диафрагмирование отсутствует полностью или в одном направлении соответственно [6, 8, 9]. При этом локальные неоднородности, рассеивающие излучение, формируют на элементах ФП случайные сигналы, определяющие фоновую составляющую, которая снижает контраст получаемых томограмм.

Целью данной работы является количественная оценка влияния рассеянного излучения на качество формируемых томограмм в спектральных системах ОКТ с линейным и полным полями освещения. Для этого проведены моделирование процесса формирования регистрируемого сигнала в системах ОКТ полного и линейного полей в программном пакете ZEMAX в непоследовательном режиме, а также экспериментальное исследование на тестовом образце. При исследовании применялся экспериментальный образец спектральной системы ОКТ с перестраиваемой длиной волны для области спектра 1260–1360 нм [7].

МОДЕЛИРОВАНИЕ РЕГИСТРИРУЕМОГО СИГНАЛА ОТ РАССЕИВАЮЩЕГО ОБЪЕКТА

В среде ZEMAX была построена модель системы ОКТ на основе модифицированной схемы микроинтерферометра Линника (рис. 1).

Расходящийся пучок излучения на выходе источника с помощью коллиматора преобразуется в параллельный пучок, который с помощью цилиндрической линзы фокусируется в виде линии в плоскости линейной диафрагмы. Изображение линии с помощью конденсора и микрообъективов направляется на исследуемый объект и опорный отражатель соответственно. Свет от опорного отражателя и исследуемого объекта светоделителем направляется в проекционный объектив и фокусируется в плоскости ФП, который регистрирует набор полученных интерферометрических сигналов. Для формирования полного поля освещения из схемы выводится цилиндрическая линза и устанавливается круговая диафрагма.

Для моделирования приняты следующие параметры: количество лучей, задаваемых при моделировании источника — 10^7 , при этом форма распределения интенсивности на выходе источника близка к гауссовой; задняя числовая апертура микрообъектива 0,1 и его линейное поле $2y' = 2$ мм. В качестве ФП использовалась линейка (для линейного поля) или матрица (для полного поля). Размеры

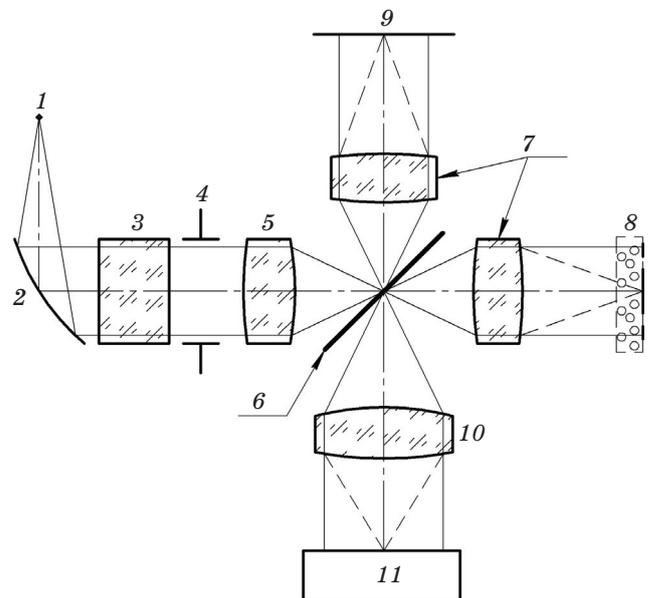


Рис. 1. Оптическая схема спектральной системы ОКТ на базе микроинтерферометра Линника. 1 — лазерный источник с перестраиваемой длиной волны, 2 — коллиматор пучка, 3 — цилиндрическая линза, 4 — диафрагма, 5 — конденсор, 6 — светоделитель, 7 — микрообъективы, 8 — образец, 9 — опорный отражатель, 10 — проекционный объектив, 11 — ФП.

пиксела линейки и матрицы приняты одинаковыми $p_x \times p_y = 0,0125 \times 0,0125$ мм, количество пикселей в линейке (либо по горизонтали и вертикали матрицы) $N = 1024$, отсюда размеры линейки светочувствительных элементов $2y'' = Np_x \times p_y = 12,8 \times 0,0125$ мм, матрицы — $2y'' = Np_x \times Np_y = 12,8 \times 12,8$ мм, линейное увеличение проекционного канала $2y''/2y' = 6,4^\times$.

В качестве модельного тест-объекта использовалась периодическая кольцевая структура, представленная на рис. 2.

Объект представляет собой периодические зеркальные кольца с коэффициентом отражения поверхности 0,05, которые имитируют слой, находящийся в глубине объекта исследования. Ширина и шаг колец значительно превышают среднюю длину волны, поэтому дифракционные эффекты при моделировании можно не учитывать. Для оценки влияния фоновой составляющей, обусловленной рассеянным излучением, в модели заданы параметры среды с распределенными в ней случайным

образом частицами. Показатель преломления среды $n = 1,33$, коэффициент пропускания $R = 0,95$ (обусловлен малой толщиной тест-объекта). При моделировании применялась модель рассеяния Хени–Гринштейна в среде с однократным рассеянием на частицах с параметром анизотропии 0,85. Для изменения степени рассеяния в среде последовательно варьировалась средняя длина распространения излучения до столкновения с рассеивающей частицей в диапазоне от 250 до 50 мкм. Данные характеристики применимы ко многим биологическим объектам, исследуемым методами ОКТ [10].

Таким образом, при отражении от тест-объекта на приемнике формируется изображение кольцевой структуры, на которую накладывается фоновая составляющая из-за влияния рассеяния в среде (рис. 3а).

Для сравнительной оценки влияния рассеяния мощность источника была подобрана таким образом, чтобы плотности мощности излучения, пришедшего на приемник от объекта без рассеивающей среды, были равными для систем с линейным и полным полями.

Значение относительного уровня сигнала, пришедшего на приемник, определялось из выражения $S_R = (S_g - N_S) / S_g = 1 - N_S / S_g$, где S_g — плотность мощности на приемнике при отражении излучения от тест-объекта и рассеивающей среды в центре поля, N_S — плотность мощности на приемнике при отражении излучения только от рассеивающей среды (в центре первой кольцевой зоны без отражателя на рис. 3б). Результаты расчета приведены в таблице для средней длины распространения

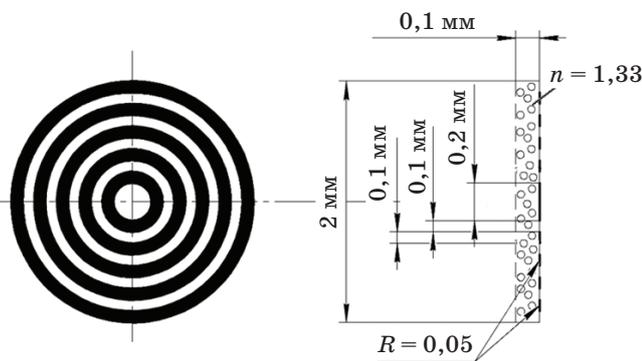


Рис. 2. Тест-объект.

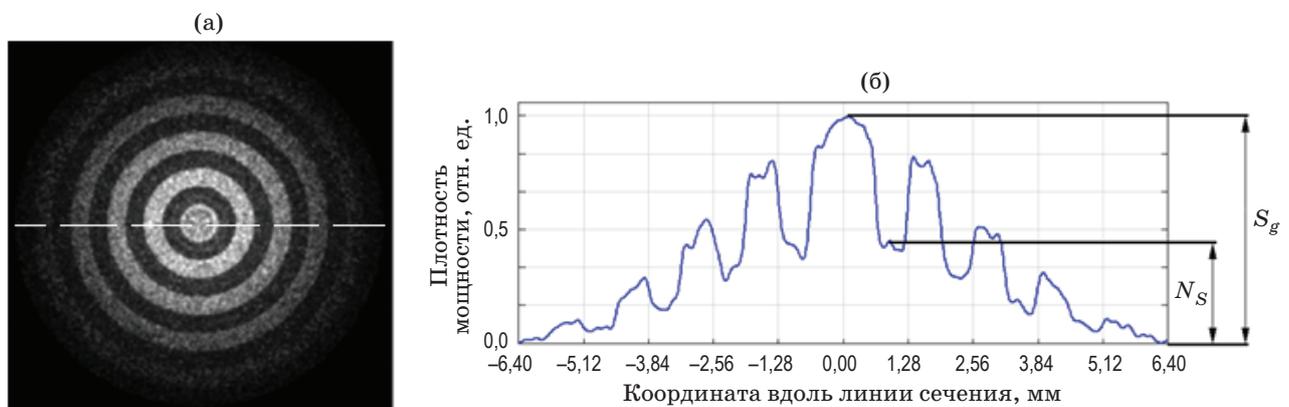


Рис. 3. Изображение кольцевой структуры с наложенной на нее рассеивающей средой (а), график интенсивности получаемого сигнала на ФП вдоль линии сечения (б), отмеченной штриховой линией на рис. (а).

Относительный уровень сигнала, пришедшего на приемник

Средняя длина распространения излучения, мкм	N_S/S_g		S_{RLF}	S_{RFF}	S_{RLF}/S_{RFF}
	Линейное поле	Полное поле			
250	0,38	0,38	0,62	0,62	1,00
125	0,46	0,46	0,54	0,54	1,00
62	0,65	0,66	0,35	0,34	1,03
58	0,88	0,90	0,12	0,10	1,20
54	0,92	0,94	0,08	0,06	1,33
50	0,95	0,98	0,05	0,02	2,50

излучения в диапазоне от 250 мкм (слабое рассеяние излучения) до 50 мкм (сильное рассеяние).

Сравнение относительного уровня сигналов систем с линейным полем (S_{RLF}) и с полным полем (S_{RFF}) показывает, что отношение S_{RLF}/S_{RFF} имеет тенденцию к возрастанию при уменьшении средней длины распространения излучения в среде, поскольку при этом увеличивается степень рассеяния излучения, и в системе с полным полем происходят более заметные потери части отраженного излучения по сравнению с системой при линейном поле освещения.

В случае более высокой степени рассеяния, что имеет место при малой длине распространения излучения до столкновения с рассеивающей частицей (менее 60 мкм, что примерно соответствует оптическим характеристикам кожи человека [10]) относительный уровень регистрируемого сигнала имеет более высокие значения в системе с линейным полем по сравнению с системой с полным полем освещения. В этом проявляется преимущество конфокального диафрагмирования по одной координате в системах с линейным полем при регистрации сигналов от среды с выраженным рассеянием по сравнению с системами полного поля, в которых конфокальное диафрагмирование отсутствует.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ СРАВНЕНИЕ ВЛИЯНИЯ РАССЕЯНИЯ В ОБРАЗЦЕ НА КАЧЕСТВО ИЗОБРАЖЕНИЯ ФОРМИРУЕМЫХ ТОМОГРАММ

При исследованиях использован экспериментальный образец системы ОКТ, конструкция которой представлена на рис. 4 [7].

Компоненты системы ОКТ установлены в жесткую каркасную конструкцию, обеспечивающую высокую стабильность позиционирования. Узел осветителя включает в себя лазерный источник с перестраиваемой длиной волны *Santec TSL-510*, соединенный с коллиматором пучка посредством оптоволоконна, цилиндрическую линзу, формирующую

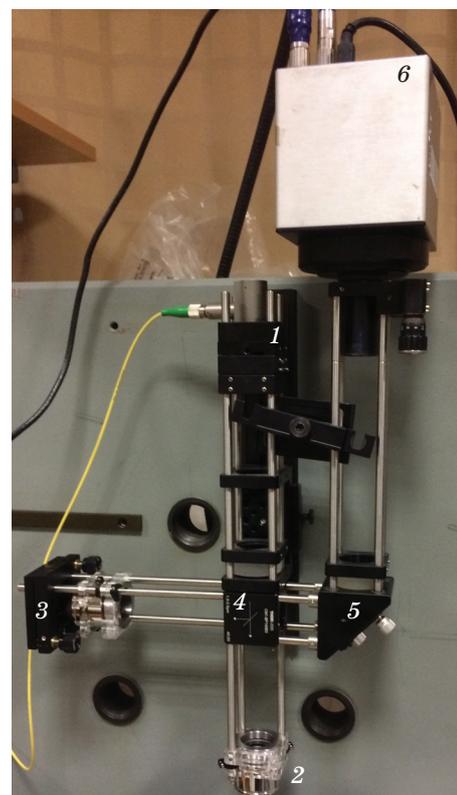


Рис. 4. Экспериментальный образец системы ОКТ. 1 — узел осветителя, 2 — объектное плечо интерферометра, 3 — опорное плечо интерферометра, 4 — пленочный светоделитель, 5 — проекционный канал, 6 — ФП.

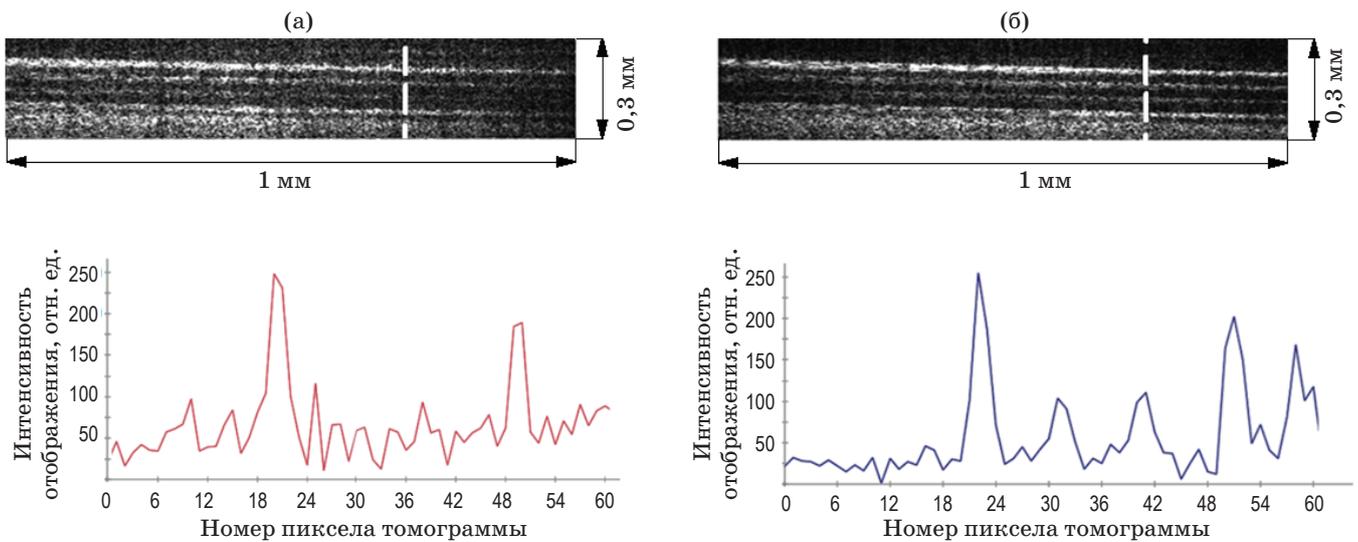


Рис. 5. Томограммы тест-объекта и графики интенсивности вдоль линии сечения (отмечена на томограммах штриховой линией) для режима полного поля (а) и линейного поля (б) освещения.

изображение линии в плоскости конденсора. Для перехода к режиму полного поля освещения цилиндрическая линза удаляется из схемы. В объектном и опорном плечах интерферометра установлены микрообъективы *Thorlabs LSM-02* с просветляющим покрытием для области спектра 1260–1360 нм и с коэффициентом отражения на средней длине волны 1310 нм менее 10^{-4} .

Для регистрации набора интерферометрических сигналов использована камера *Xeva 640 (Xenics)* на основе InGaAs-матрицы, обеспечивающая возможность считывания отдельных строк кадра.

Для экспериментальной оценки влияния рассеяния в образце были получены томограммы (В-сканы) тест-объекта — плитки Йогансона, покрытой одним слоем бумажного и тремя слоями полупрозрачного скотча (*3M Scotch 810*), при освещении методами полного и линейного полей. Для количественной оценки фоновой составляющей построены графики интенсивности вдоль линии сечения. Полученные экспериментальные результаты приведены на рис. 5.

Из рис. 5б видно, что в режиме линейного поля освещения снижено влияние шумов, обусловленных рассеянием в образце. Фоновая составляющая системы полного поля колеблется в пределах от 25 до 100 относительных единиц, в то время как в случае системы линейного поля она не превышает 75 отно-

сительных единиц в наиболее глубоком слое с высоким коэффициентом рассеяния. Эта составляющая полупрозрачных слоев пленки не превышает 40 относительных единиц. В системе линейного поля четко зарегистрированы пики интенсивности в отдельных слоях, в то время как в системе полного поля интенсивность второго и третьего слоев пленки регистрируется на уровне шумов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенных исследований получены сравнительные оценки влияния рассеивающей среды на качество изображения формируемых томограмм в спектральных системах ОКТ с перестраиваемой длиной волны и электронным сканированием объектов в режимах линейного поля и полного поля освещения. Результаты моделирования и проведенных экспериментов показали, что применение метода линейного поля освещения позволяет добиться высокого быстродействия и одновременно снижения шумовой составляющей примерно вдвое (в зависимости от свойств рассеивающей среды) при формировании томограмм (В-сканов) объектов с выраженным рассеянием.

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда (грант 19-79-10118) в части сравнительного исследования режима полного поля и линейного

поля освещения с учетом энергетических параметров регистрируемого излучения при исследовании случайно-неоднородных рассеивающих сред, а также Министерства науки и

высшего образования Российской Федерации (проект 8.2501.2017/4.6) в части расчета и экспериментального исследования тестовых образцов случайно-неоднородных объектов.

ЛИТЕРАТУРА

1. *Vadivambal R., Jayas D.S.* Bio-imaging: Principles, techniques, and applications. CRC Press, 2016. 361 p.
2. *Schmitt J.M., Knuttel A.* Model of optical coherence tomography of heterogeneous tissue // *JOSA A*. 1997. V. 14. № 6. P. 1231–1242.
3. *Tuchin V.* Tissue optics: Light scattering methods and instruments for medical diagnostics. 3rd ed. SPIE Press, 2015. 988 p.
4. *Považay B., Unterhuber A., Hermann B., et al.* Full-field time-encoded frequency-domain optical coherence tomography // *Opt. Exp.* 2006. V. 14. P. 7661–7669.
5. *Bonin T., Franke G., Hagen-Eggert M., et al.* *In vivo* Fourier-domain full-field OCT of the human retina with 1.5 million A-lines/s // *Opt. Lett.* 2010. V. 35. P. 3432–3434.
6. *Fechtig D.J., Grajciar B., Schmoll T., et al.* Line-field parallel swept source MHz OCT for structural and functional retinal imaging // *Biomed. Opt. Exp.* 2015. V. 6. P. 716–735.
7. *Gurov I.P., Pimenov A.I., Skakov P.S.* Line field swept source optical coherence tomography system with compensation of chromatic aberrations // *Proc. SPIE*. 2019. V. 11066. P. 11006612.
8. *Mehta D.S., Anna T., Shakher C.* Scientific and engineering applications of full-field swept-source optical coherence tomography // *J. Opt. Soc. Korea*. 2009. V. 13. P. 341–348.
9. *Drexler W., Liu M., Kumar A., et al.* Optical coherence tomography today: Speed, contrast, and multimodality // *J. Biomed. Opt.* 2014. V. 19(7). P. 071412.
10. *Kirillin M., Meglinski I., Kuzmin V., et al.* Simulation of optical coherence tomography images by Monte-Carlo modeling based on polarization vector approach // *Opt. Exp.* 2010. V. 18. P. 21714–21724.