

УДК 681.78

ОЦЕНКА ЭНЕРГЕТИЧЕСКОЙ ЭФФЕКТИВНОСТИ ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННОЙ СИСТЕМЫ СПЕКТРАЛЬНОГО ОПТИЧЕСКОГО КОГЕРЕНТНОГО ТОМОГРАФА

И.П. Гуров^а, А.Ю. Пименов^а

^а Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

Адрес для переписки: PimenovAY@yandex.ru

Информация о статье

Поступила в редакцию 12.03.18, принята к печати 15.04.18

doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-369-376

Язык статьи – русский

Ссылка для цитирования: Гуров И.П., Пименов А.Ю. Оценка энергетической эффективности оптико-электронной системы спектрального оптического когерентного томографа // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2018. Т. 18. № 3. 369–376. С. doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-369-376

Аннотация

Предмет исследования. Исследованы методы оптической когерентной томографии, основанные на освещении исследуемого объекта с определением степени отражения излучения по глубине микроструктуры объекта. При этом выбор метода освещения определяет основные характеристики системы, в том числе чувствительность и быстродействие при исследовании биологических тканей. При создании систем оптической когерентной томографии без механического сканирования объекта по полю использованы методы освещения полного и линейного поля в сочетании с перестраиваемым по длине волны лазерным источником. Цель данной работы состоит в получении количественной оценки энергетической эффективности оптической системы томографа с линейным полем освещения и перестраиваемым источником излучения, а также сравнении данного метода с методом полного поля. **Метод.** На основе модели оптической системы томографа проведена трассировка лучей и определено распределение энергии излучения, отраженного от исследуемого объекта и зарегистрированного приемником излучения. Оценена величина фотозлектрического сигнала и отношение сигнал-шум. **Основные результаты.** Показано, что система с линейным освещением обладает существенно более высокой чувствительностью (97 дБ) по сравнению с системой полного поля (78 дБ). При этом система с линейным полем освещения позволяет отказаться от подвижных механических элементов при получении В-скана. Предложена оригинальная схема осветительного канала томографа, позволяющая получить равномерное распределение интенсивности вдоль линии освещения без снижения чувствительности на краях поля изображения. **Практическая значимость.** Полученные результаты могут быть использованы для создания компактной спектральной системы оптической когерентной томографии реального времени.

Ключевые слова

оптическая когерентная томография, ОКТ, лазер с перестраиваемой длиной волны, микроинтерферометр Линника, отношение сигнал-шум, трассировка лучей

Благодарности

Исследования выполнены при поддержке Министерства образования и науки Российской Федерации (Проект №8.2501.2017/4.6).

ENERGETIC EFFICIENCY ASSESSMENT OF SPECTRAL COHERENCE TOMOGRAPH OPTICAL-ELECTRONIC SYSTEM

I.P. Gurov^a, A.Yu. Pimenov^a

^а ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation

Corresponding author: PimenovAY@yandex.ru

Article info

Received 12.03.18, accepted 15.04.18

doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-369-376

Article in Russian

For citation: Gurov I.P., Pimenov A.Yu. Energetic efficiency assessment of spectral coherence tomograph optical-electronic system. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2018, vol. 18, no. 3, pp. 369–376 (in Russian). doi: 10.17586/2226-1494-2018-18-3-369-376

Abstract

Subject of Research. The paper considers the methods of optical coherence tomography (OCT) based on illuminating a sample by optical radiation with subsequent determination of light reflection degree through a sample depth. Illumination method defines basic characteristics of OCT system such as sensitivity and speed in studies of biological samples. In mechanical scanning-free OCT systems, line- and full-field illumination methods are applied utilizing object illumination by laser source with tunable wavelength. The study is aimed at energetic efficiency quantitative assessment of line-field OCT system with tunable radiation source and in comparison of line-field illumination method with full-field one. **Method.** Based on the model of OCT optical system, ray tracing has been carried out, and spatial distribution of energy reflected from a sample and registered by photo detector has been determined. Photoelectrical signal and signal-to-noise ratio have been evaluated. **Main Results.** It has been shown that line-field OCT system provides significantly higher sensitivity (97 dB) compared to full-field system (78 dB). In addition, line-field system allows obtaining *B*-scan without moving of mechanical parts. Original scheme of lighting channel has been proposed providing uniform illumination spatial distribution along lighting line without sensitivity decay near edges of image field. **Practical Relevance.** The obtained results can be applied for creation of compact real-time spectral OCT system.

Keywords

optical coherence tomography, OCT, swept laser source, Linnik micro interferometer, signal-to-noise ratio, ray tracing

Acknowledgements

This work was supported by the Ministry of Education and Science of the Russian Federation (Project No. 8.2501.2017/4.6).

Введение

Многие виды исследований основываются на получении информации о внутренней микроструктуре различных объектов. Одним из перспективных бесконтактных методов получения этой информации с высокой разрешающей способностью является оптическая когерентная томография (ОКТ). Принцип ОКТ состоит в освещении исследуемого объекта оптическим излучением с последующим определением степени отражения излучения по глубине среды. При этом методом ОКТ можно получить послойное изображение внутренней микроструктуры исследуемого объекта [1–4]. Биологические объекты обладают малым коэффициентом отражения (порядка 10^{-2} – 10^{-4}), и при проектировании систем ОКТ важна энергетическая эффективность при освещении объекта и регистрации отраженного излучения, так как от этого зависит чувствительность и быстродействие процесса формирования томограмм.

Различают три основных метода освещения, применяемых в ОКТ: точечное освещение с механическим сканированием в боковом направлении (в англоязычной литературе *flying spot*), освещение полного поля (*full-field*) и освещение с линейным полем (*line-field*).

При сканировании объекта от точки к точке вся мощность излучения фокусируется в пятно малого размера, что создает проблему высокой плотности мощности освещения, не допустимой для некоторых биологических объектов. Кроме этого, в схеме прибора для получения *B*-скана (т.е. изображения сечения объекта по глубине) должен присутствовать дополнительный подвижный механический элемент, обычно в форме качающегося зеркала [5]. Для создания систем без механического сканирования объекта по полю могут быть использованы методы освещения полного и линейного поля в сочетании с лазерным источником, перестраиваемым по длине волны.

Освещение полного поля позволяет получать трехмерные изображения в виде набора *C*-сканов внутренней структуры объекта (т.е. сечений в горизонтальной плоскости на различной глубине по объему объекта). Однако в данном методе значительно снижается плотность мощности излучения ввиду распределения интенсивности источника излучения по всей площади поля наблюдения. При этом возникает необходимость существенного повышения времени экспозиции регистрирующей камеры, и при достижении приемлемого уровня полезного сигнала снижается быстродействие получения томограмм [6–9].

Линейное поле освещения можно рассматривать как протяженный источник [10, 11], следовательно, воздействие излучения на образец не столь интенсивно, как при использовании метода сканирования «от точки к точке». Однако формирование линейного поля освещения требует использования специальной оптической системы.

Целью данной работы является количественная оценка энергетической эффективности оптических систем томографов с линейным полем освещения и перестраиваемым по длине волны источником излучения.

Описание схемы

В системах ОКТ наиболее широко применяется схема микроинтерферометра Линника (рис. 1). Схему можно разделить на две части: осветительный канал, который содержит источник (И), осветитель (О), апертурную диафрагму (АД), конденсор (К), светоделитель (СД), микрообъективы (МО), излучение на выходе которых освещает исследуемый объект (Об) и опорный отражатель (РО), и проекционный канал, состоящий из микрообъективов и проекционного объектива (ПО), который проецирует излучение, отраженное от объекта и опорного отражателя, в плоскость приемника излучения (П).

На рис. 2 показаны конфигурации осветительного канала для линейного освещения (рис. 2, а) и освещения полного поля (рис. 2, б).

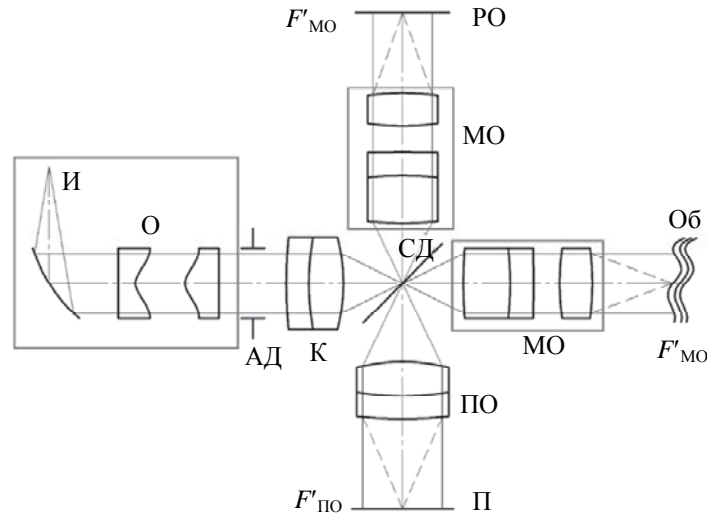


Рис. 1. Оптическая схема томографа на основе микроинтерферометра Линника.
 F' – фокусное расстояние

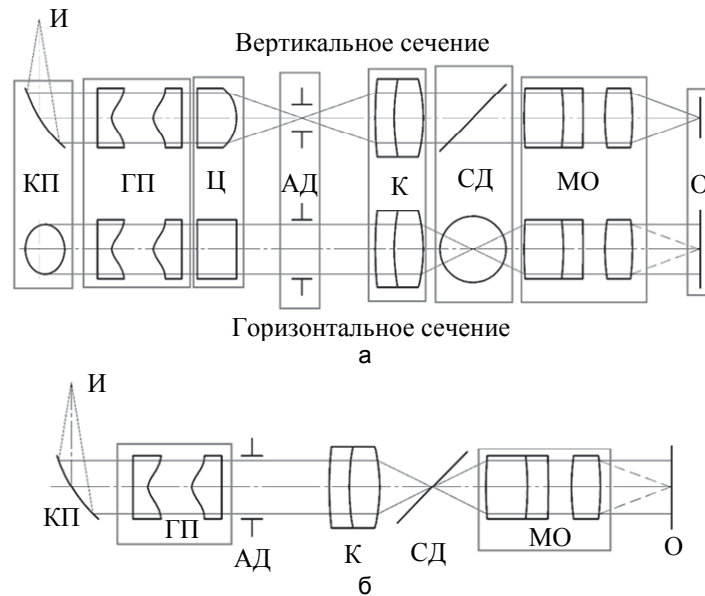


Рис. 2. Схема осветительного канала для линейного освещения (а) и освещения полного поля (б).
 И – источник, КП – коллиматор пучка, ГП – гомогенизатор пучка, Ц – цилиндрическая линза,
 АД – апертурная диафрагма, К – конденсор, СД – светоделитель, МО – микрообъектив, О – объект

Для системы с линейным полем освещения излучение от источника (торца волоконного выхода лазера) коллимируется с помощью коллиматора пучка, далее пучок фокусируется с помощью цилиндрического коллектора в плоскости апертурной диафрагмы. Система, состоящая из конденсора и микрообъектива, после светоделителя переносит изображение линии на опорный отражатель и исследуемый объект. Для преобразования гауссова пучка на выходе коллиматора в схеме применен гомогенизатор, представляющий собой телескопическую систему Галилея с увеличением $1\times$ с двумя асферическими поверхностями 10-го порядка. Это позволяет получить близкое к равномерному распределение энергии вдоль линии, что составляет преимущество в сравнении с известными решениями [12–14]. Распределение интенсивности в поле интерференции проецируется с помощью объектива на фотоприемник в виде линейки светочувствительных элементов.

Для схемы полного поля параллельный пучок на выходе коллиматора без фокусировки направляется на конденсор и микрообъектив с формированием поля освещения в виде круга в плоскости объекта и опорного отражателя. В данной схеме также может быть применен гомогенизатор пучка.

Ввиду наличия набора оптических элементов и преобразований распределения интенсивности излучения целесообразно получить оценки энергетической эффективности оптико-электронной системы оптического когерентного томографа для рассмотренных выше схем освещения.

Оценка энергетической эффективности системы оптического когерентного томографа

Для анализа энергетической эффективности определим вначале максимальную допустимую энергию при освещении объекта. Мощность источника излучения $P_{\text{и}}$ ограничена максимальной плотностью энергии на исследуемом объекте. Согласно стандарту¹, для кожи человека допустимая максимальная плотность энергии (МПЭ) определяется выражением

$$\text{МПЭ} = 1,1 \cdot 10^4 C_4 t^{0,25}, \quad (1)$$

где $C_4 = 5$ – поправочный коэффициент для области спектра $\Delta\lambda = (1,05 - 1,4)$ мкм; t – длительность импульса излучения. При формировании томограмм с частотой кадров 20 Гц длительность импульса при полной перестройке по всем длинам волн составит $t = 0,05$ с, откуда, согласно (1), $\text{МПЭ} = 0,026$ Дж/мм². Следовательно, максимальная допустимая плотность мощности излучения на образце составляет величину $E = \frac{\text{МПЭ}}{t} = 0,52$ Вт/мм².

Анализ энергетической эффективности системы оптического когерентного томографа основывается на учете параметров элементов оптической системы. При этом учитываются мощность, диапазон длин волн и кривая пространственного распределения энергии источника, потери на пропускание в оптических компонентах системы и параметры френелевского отражения от поверхностей.

Полная мощность излучения на исследуемом образце составит

$$P_o = P_{\text{и}} \tau_o \rho_{\text{сд}} \tau_{\text{мо}}, \quad (2)$$

где $P_{\text{и}}$ – полная мощность излучения на выходе источника; τ_o – коэффициент пропускания осветительного канала; $\rho_{\text{сд}}$ – коэффициент отражения светоделителя; $\tau_{\text{мо}}$ – коэффициент пропускания микрообъектива. Для типичных значений параметров $P_{\text{и}} = 20$ мВт, $\tau_o = 0,94$, $\rho_{\text{сд}} = 0,5$, $\tau_{\text{мо}} = 0,96$ полная мощность излучения на образце составит, согласно (2), $P_o = 9$ мВт.

Для моделирования прохождения излучения через осветительный канал были приняты следующие значения параметров: область спектра излучения источника $\Delta\lambda = (1,26 - 1,36)$ мкм с центральной длиной волны $\bar{\lambda} = 1,31$ мкм, диаметр гауссова пучка на выходе коллиматора $D = 2$ мм, линейное поле микрообъектива $y = 2$ мм. На рис. 3–6 представлены результаты моделирования прохождения излучения через осветительный канал для определения распределения плотности мощности в плоскости объекта исследования.

На рис. 3 представлен график распределения плотности мощности вдоль сечения гауссова пучка на выходе коллиматора.

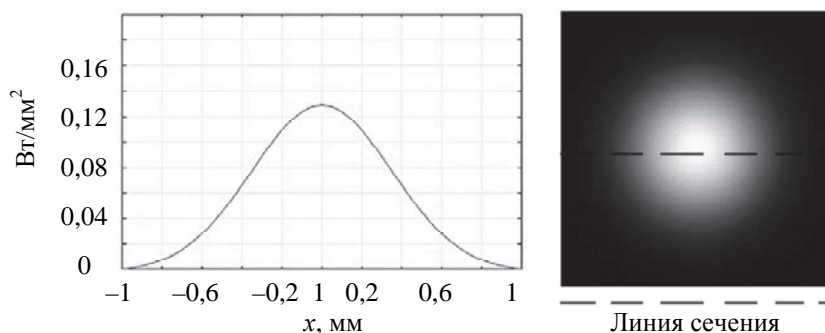


Рис. 3. Распределение плотности мощности излучения на выходе коллиматора

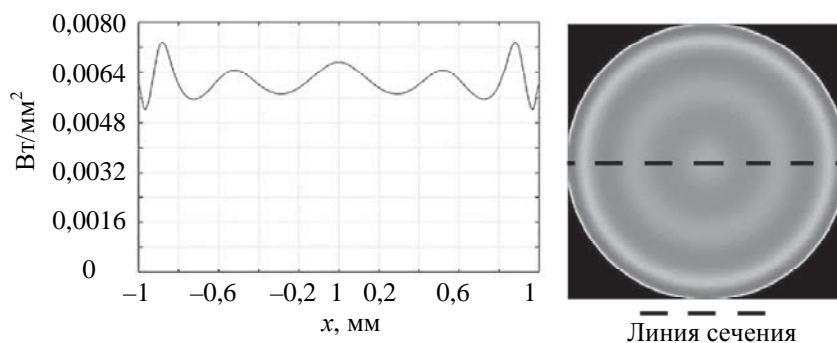


Рис. 4. Распределение плотности мощности излучения для системы с освещением полного поля

¹ ГОСТ ИЕС 60825-1-2013 Безопасность лазерной аппаратуры. Часть 1. Классификация оборудования, требования и руководство для пользователей. Введ. 01.07.2014. М.: Стандартинформ, 2014. 77 с.

На рис. 4 показано распределение плотности мощности излучения для системы полного поля. За счет применения гомогенизатора пучка гауссово распределение после коллиматора преобразовано в близкое к равномерному в плоскости объекта, при этом неравномерность плотности мощности не превышает 20%.

На рис. 5 приведены результаты моделирования системы с линейным полем освещения без гомогенизатора пучка. Из рис. 5 видно, что для системы с линейным полем освещения без гомогенизатора пучка допустимый предел плотности мощности излучения на образце (как показано выше, он составляет $0,52 \text{ Вт/мм}^2$) превышен почти в два раза, а также имеет место значительное снижение энергии на краях поля освещения, что приводит к значительному уменьшению отношения сигнала к шуму.

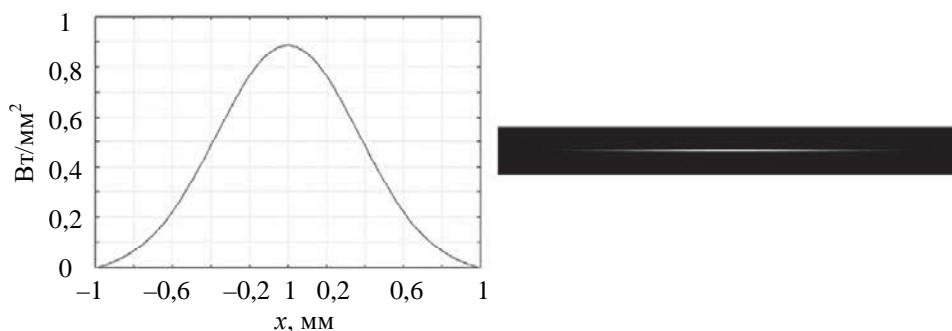


Рис. 5. Распределение плотности мощности излучения на образце для системы с линейным полем освещения без гомогенизатора пучка: расчетные значения плотности мощности вдоль линии (а); полутоновое представление распределения интенсивности (ширина линии освещения 10 мкм) (б)

На рис. 6 показаны результаты моделирования системы с гомогенизатором пучка. Видно, что ширина линии увеличилась незначительно (с 10 мкм до 13 мкм) из-за влияния аберраций, однако плотность мощности излучения находится в допустимых пределах. При этом неравномерность плотности мощности вдоль линии не превышает 20%.

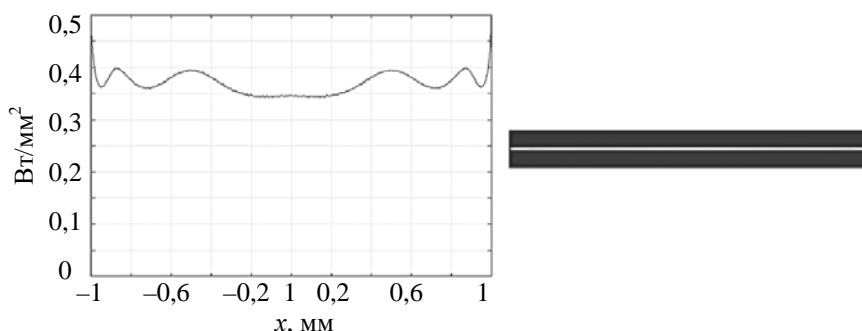


Рис. 6. Распределение плотности мощности излучения на образце для системы с линейным полем освещения и гомогенизатором пучка: расчетные значения плотности мощности вдоль линии (а); полутоновое представление распределения интенсивности (ширина линии освещения 13 мкм) (б)

Из представленных рисунков видно, что система с линейным полем освещения обеспечивает значительно более высокие значения плотности мощности излучения по сравнению с системой полного поля, что позволяет повысить отношение сигнал-шум.

Для оценки возможности визуализации томограмм биотканей проанализируем отношение сигнал-шум ОКТ-системы линейного и полного поля для отдельных A -сканов.

Примем, как и ранее, коэффициент пропускания/отражения светоделиителя равным $\rho_{сд} = 0,5$, при этом средняя мощность излучения для одного отсчета по длине волны λ_m , пришедшая на один пиксел приемника, составит

$$P(\lambda_m) = \frac{P_{\text{пикс}}(\lambda_m)}{2\beta^2} (R_R + R_S) \tau_{\text{МО}} \tau_{\text{ПО}}, \quad (3)$$

где $P(\lambda_m)$ – мощность излучения на элементарной площадке объекта, соответствующей пикселу фотоприемника для длины волны λ_m ; β – линейное увеличение проекционной системы, состоящей из микрообъектива и проекционного объектива; R_R и R_S – коэффициенты отражения в опорном и измерительном плечах интерферометра соответственно; $\tau_{\text{ПО}}$ – коэффициент пропускания проекционного объектива.

Мощность излучения на элементарной площадке объекта, соответствующей размеру пиксела фотоприемника для длины волны λ_m , составит $P_{\text{пикс}}(\lambda_m) = E_{\text{об}}(\lambda_m) p_x p_y$, где $E_{\text{об}}(\lambda_m)$ – плотность мощности излучения на объекте (опорном отражателе) для длины волны λ_m ; p_x и p_y – размеры пиксела по осям координат x и y соответственно.

Для ОКТ-систем характерно, что на фотоприемник попадает излучение малой мощности, поэтому ПЗС-линейка (матрица) работает в режиме накопления. Для такого режима величина соотношения сигнал-шум (SNR – signal to noise ratio) составит

$$SNR = \frac{\eta \sum_{m=1}^M P(\lambda_m) V \Delta t \bar{\lambda}}{N_n h c}, \quad (4)$$

где η – квантовая эффективность фотоприемника; $\sum_{m=1}^M P(\lambda_m)$ – полная мощность излучения, пришедшая на фотоприемник за время цикла перестройки по длинам волн; M – количество значений длины волны; V – видность интерференционных полос; Δt – суммарное время регистрации сигнала для цикла перестройки по длинам волн; $\bar{\lambda}$ – средняя длина волны для диапазона перестройки; N_n – среднее число шумовых электронов; h – постоянная Планка; c – скорость света. Отношение сигнал-шум по мощности определяется по известной формуле

$$SNR_{dB} = 10 \lg(SNR). \quad (5)$$

Для определения возможности визуализации томограмм биообъектов принято оценивать максимальную величину динамического диапазона ОКТ-системы, т.е. отношение мощности сигнала, пришедшего от образца и опорного отражателя с коэффициентами отражения $R_S = R_R = 1$, к мощности шума. При этом величина динамического диапазона ОКТ-системы должна составлять не менее 80 дБ [15–17].

Проанализируем, выполняется ли данное требование для ОКТ-систем полного и линейного поля. Для расчета были приняты следующие параметры фотоприемника и проекционного канала: размеры пиксела линейки и матрицы принимаем одинаковыми, $p_x \times p_y = 0,0125 \times 0,0125$ мм, количество пикселей в линейке (либо по горизонтали и вертикали матрицы) $N = 1024$, откуда размеры линейки светочувствительных элементов $y' = N p_x \times p_y = 12,8 \times 0,0125$ мм, матрицы – $y' = N p_x \times N p_y = 12,8 \times 12,8$ мм, линейное увеличение проекционного канала $\beta = \frac{y'}{y} = 6,4^{\times}$. Количество значений длины волны $M = 1024$; полагаем для простоты, что кривая мощности при перестройке длины волны имеет равномерное распределение. При этом плотность мощности излучения на объекте $E_{об}$ определялась из графиков на рис. 4–6 по шести точкам поля с шагом 0,2 мм, откуда вычислялось значение мощности $P_{пикс}(\lambda_m) = \frac{E_{об} p_x p_y}{M}$ на элементарной площадке объекта, соответствующей одному пикселу в плоскости изображения; квантовая эффективность фотоприемника принята равной $\eta = 0,8$, видность интерференционных полос $V = 0,9$ (с учетом влияния aberrаций оптической системы томографа), время регистрации сигнала $\Delta t = 0,05$ с (эквивалентно визуализации томограмм с частотой 20 кадров/с), количество шумовых электронов $N_n = 150$, коэффициент пропускания проекционного объектива приемного канала $\tau_{по} = 0,94$.

Результаты расчетов динамического диапазона согласно формулам (3)–(5) для вариантов ОКТ-систем в различных точках поля изображения приведены в табл. 1.

Тип системы	Динамический диапазон ОКТ-системы (дБ) в различных точках поля (координата x)					
	0 мм	0,2 мм	0,4 мм	0,6 мм	0,8 мм	1 мм
Линейная ОКТ без ГП	100,1	99,4	97,2	94,0	88,4	–
Линейная ОКТ с ГП	96,1	96,1	96,4	96,4	96,4	97,1
ОКТ полного поля	78,9	78,3	78,4	78,4	78,5	78,4

Таблица 1. Оценка динамического диапазона для вариантов ОКТ-системы

Как видно из табл. 1, отношение сигнал-шум для систем ОКТ линейного поля существенно превышает 80 дБ, что свидетельствует о высокой энергетической эффективности. Применение гомогенизатора пучка в системе линейного поля позволяет избавиться от проблемы снижения чувствительности по краям поля, при этом плотность мощности излучения при освещении объекта находится в допустимых пределах.

Система полного поля, даже при мощности излучения источника в 20 мВт, которая близка к предельным значениям мощности серийно изготавливаемых перестраиваемых лазеров², обладает значительно более низким отношением сигнал-шум.

В табл. 2 приведены сравнительные значения частоты регистрации сигнала и скорости визуализации томограмм при величине динамического диапазона 80 дБ для систем линейного и полного поля. Значения скорости визуализации (FPS – frames per second) рассчитывались по формуле

$$FPS_{max} = \frac{\eta \sum_{m=1}^M P(\lambda_m) V \bar{\lambda}}{\sqrt{10} SNR_{dB} N_n h c}$$

Значение частоты регистрации кадров на фотоприемнике определялась из выражения

² https://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=7109

$$B = FPS_{\max} M.$$

Тип системы	Скорость визуализации (FPS_{\max}), кадров/с	Частота регистрации B , кГц
Линейная ОКТ без ГП	2041	2090
С учетом ограничения плотности энергии на образце (0,52 Вт/мм ²)	1198	1226
Линейная ОКТ с ГП	800	819
ОКТ полного поля	15	15,7

Таблица 2. Максимальная скорость визуализации томограмм при $SNR_{dB} = 80$ дБ в центре поля

Из табл. 2 видно, что частота визуализации томограмм (B -сканов) для систем с линейным полем освещения может достигать 2041 кадр/с, а с учетом ограничения плотности энергии при исследовании кожи (0,52 Вт/мм²) – 1198 кадр/с.

Таким образом, быстродействие ОКТ-системы ограничивается в первую очередь частотой считывания серийно выпускаемых линейных фотоприемников для ближнего ИК диапазона спектра. Например, для линейки Xenics, модель Lynx-1024-CL, частота считывания составляет 40 кГц, что соответствует примерно 40 кадр/с при перестройке по 1000 длинам волн^{3,4}.

Для системы полного поля при достаточном уровне отношении сигнал-шум (80 дБ) возможна визуализация с частотой порядка 15 кадр/с, но при этом получаемые данные позволяют построить трехмерную микроструктуру исследуемого объекта. Так же, как и в случае систем линейного поля, существующие 2D-фотоприемники существенно ограничивают скорость визуализации, так как предельная частота считывания полного кадра не превышает 1700 Гц⁵. При этом быстродействие при визуализации томограмм ограничивается величиной 1,7 кадр/с при перестройке источника излучения по 1000 длинам волн.

Заключение

Полученные оценки чувствительности спектральных систем оптической когерентной томографии без механического сканирования позволяют сделать вывод, что системы линейного поля обладают преимуществом в быстродействии и величине отношения сигнала к шуму при формировании томограмм биологических объектов в реальном времени.

Использование гомогенизатора пучка для формирования равномерного распределения плотности мощности излучения по полю и вдоль линии освещения снижает падение чувствительности на краях поля. При этом по сравнению с системой без гомогенизатора пучка максимальное значение плотности мощности излучения снизилось в два раза (с 0,9 Вт/мм² до 0,45 Вт/мм²), а отношение сигнал-шум изменяется вдоль линии в пределах не более 1 дБ.

Благодаря тому, что энергия источника распределена по полю, а не сфокусирована в пятно малого размера, даже при сравнительно высокой мощности излучения (до десятков милливатт), плотность мощности излучения для обоих вариантов системы с гомогенизатором пучка находится в допустимых пределах при исследовании биологических объектов.

Показано, что в системе полного поля при достаточном высоком отношении сигнал-шум обеспечивается визуализация со скоростью менее 2 кадров/с, но при этом возможно построение трехмерной микроструктуры исследуемого объекта без дополнительного механического сканирования.

Полученные результаты могут быть использованы для создания компактной системы оптической когерентной томографии реального времени с освещением в форме линии для области спектра $\lambda=(1,26-1,36)$ мкм без механического сканирования.

Литература

1. Гуров И.П. Оптическая когерентная томография: принципы, проблемы и перспективы. В кн.: Проблемы когерентной и нелинейной оптики / Под ред. И.П. Гурова, С.А. Козлова. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2004. С. 6–30.
2. Drexler W., Liu M., Kamali T., Unterhuber A., Leitgeb R.A. Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality // *Journal of Biomedical Optics*. 2014. V. 19. N 7. Art. 071412. doi: 10.1117/1.JBO.19.7.071412
3. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // *Квантовая электроника*. 2002. Т. 32. № 10. С. 849–867.

References

1. Gurov I.P. Optical coherence tomography: basics, problems and prospects. In *Problems of Coherence and Nonlinear Optics* / Eds I.P. Gurov, S.A. Kozlov. St. Petersburg, SPbSU ITMO Publ., 2004, pp. 6–30 (in Russian).
2. Drexler W., Liu M., Kamali T., Unterhuber A., Leitgeb R.A. Optical coherence tomography today: speed, contrast, and multimodality. *Journal of Biomedical Optics*, 2014, vol. 19, no. 7, art. 071412. doi: 10.1117/1.JBO.19.7.071412
3. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V. Optical tomography of tissues. *Quantum Electronics*, 2002, vol. 32, no. 10, pp. 849–867. doi:

³ <http://www.xenics.com/ru/camera/lynx-1024-cl>

⁴ <http://www.hamamatsu.com/eu/en/product/alpha/1/4005/4208/4121/G10768-1024DB/index.html4>

⁵ <http://www.xenics.com/ru/camera/cheetah-640-cl>

4. Drexler W., Fujimoto J.G. *Optical Coherence Tomography Technology and Applications*. Springer, 2008. 1346 p. doi: 10.1007/978-3-540-77550-8
5. Bernstein J.J., Lee T.W., Rogomentich F.J. et al. Scanning OCT endoscope with 2-axis magnetic micromirror // *Proceedings of SPIE*. 2007. V. 6432. Art. 64320L. doi: 10.1117/12.701266
6. Dubois A., Moneron G., Boccaro C. Thermal-light full-field optical coherence tomography in the 1.2 μ m wavelength region // *Optics Communication*. 2006. V. 266. N 2. P. 738–743. doi: 10.1016/j.optcom.2006.05.016
7. Oh W.Y., Bouma B.E., Ifimia N. et al. Spectrally-modulated full-field optical coherence microscopy for ultrahigh-resolution endoscopic imaging // *Optics Express*. 2006. V. 14. N 19. P. 8675–8684. doi: 10.1364/OE.14.008675
8. Ford H.D., Beddows R., Casaubieilh P., Tatam R.R. Comparative signal-to-noise analysis of fiber-optic based optical coherence tomography systems // *Journal of Modern Optics*. 2005. V. 52. N 14. P. 1965–1979. doi: 10.1080/09500340500106774
9. Bonin T., Koch P., Hüttmann G. Comparison of fast swept source full-field OCT with conventional scanning OCT // *Proceedings of SPIE*. 2011. V. 8091. Art. 80911K. doi: 10.1117/12.889630
10. Hammer D.X., Ferguson R.D., Ustun T.E., Bigelow C.E., Ifimia N.V., Webb R.H. Line-scanning laser ophthalmoscope // *Journal of Biomedical Optics*. 2006. V. 11. N 4. Art. 041126. doi: 10.1117/1.2335470
11. Nakamura Y., Makita S., Yamanari M. et al. High-speed three-dimensional human retinal imaging by line-field spectral domain optical coherence tomography // *Optics Express*. 2007. V. 15. N 12. P. 7103–7116. doi: 10.1364/OE.15.007103
12. Wanga J., Dainty C., Podoleanu A., Line-field spectral domain optical coherence tomography using a 2D camera // *Proceedings of SPIE*. 2008. V. 7372. Art. 737221. doi: 10.1117/12.831791
13. Yasuno Y., Endo T., Makita S. et al. Three-dimensional line-field Fourier domain optical coherence tomography for in vivo dermatological investigation // *Journal of Biomedical Optics*. 2006. V. 11. N 1. Art. 014014. doi: 10.1117/1.2166628
14. Fechtig D., Kumar A., Grajciar B. et al. Line field off axis swept source OCT utilizing digital refocusing // *Proceedings of SPIE*. 2014. V. 9129. Art. 91293S. doi: 10.1117/12.2052195
15. Chroma M.A., Sarunic M.V., Yang C., Izatt J.A. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography // *Optics Express*. 2003. V. 11. N 18. P. 2183–2189.
16. Yaqoob Z., Wu J., Yang C. Spectral domain optical coherence tomography: a better OCT imaging strategy // *BioTechniques*. 2005. V. 39. N 6. P. S6–13. doi: 10.2144/000112090
17. Vadivambal R., Jayas D.S. *Bio-Imaging: Principles, Techniques, and Applications*. NY: CRC Press, 2016. 381 p. doi: 10.1070/QE2002v032n10ABEH002307
4. Drexler W., Fujimoto J.G. *Optical Coherence Tomography Technology and Applications*. Springer, 2008, 1346 p. doi: 10.1007/978-3-540-77550-8
5. Bernstein J.J., Lee T.W., Rogomentich F.J. et al. Scanning OCT endoscope with 2-axis magnetic micromirror. *Proceedings of SPIE*, 2007, vol. 6432, art. 64320L. doi: 10.1117/12.701266
6. Dubois A., Moneron G., Boccaro C. Thermal-light full-field optical coherence tomography in the 1.2 μ m wavelength region. *Optics Communication*, 2006, vol. 266, no. 2, pp. 738–743. doi: 10.1016/j.optcom.2006.05.016
7. Oh W.Y., Bouma B.E., Ifimia N. et al. Spectrally-modulated full-field optical coherence microscopy for ultrahigh-resolution endoscopic imaging. *Optics Express*, 2006, vol. 14, no. 19, pp. 8675–8684. doi: 10.1364/OE.14.008675
8. Ford H.D., Beddows R., Casaubieilh P., Tatam R.R. Comparative signal-to-noise analysis of fiber-optic based optical coherence tomography systems. *Journal of Modern Optics*, 2005, vol. 52, no. 14, pp. 1965–1979. doi: 10.1080/09500340500106774
9. Bonin T., Koch P., Hüttmann G. Comparison of fast swept source full-field OCT with conventional scanning OCT. *Proceedings of SPIE*, 2011, vol. 8091, art. 80911K. doi: 10.1117/12.889630
10. Hammer D.X., Ferguson R.D., Ustun T.E., Bigelow C.E., Ifimia N.V., Webb R.H. Line-scanning laser ophthalmoscope. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, vol. 11, no. 4, art. 041126. doi: 10.1117/1.2335470
11. Nakamura Y., Makita S., Yamanari M. et al. High-speed three-dimensional human retinal imaging by line-field spectral domain optical coherence tomography. *Optics Express*, 2007, vol. 15, no. 12, pp. 7103–7116. doi: 10.1364/OE.15.007103
12. Wanga J., Dainty C., Podoleanu A., Line-field spectral domain optical coherence tomography using a 2D camera. *Proceedings of SPIE*, 2008, vol. 7372, art. 737221. doi: 10.1117/12.831791
13. Yasuno Y., Endo T., Makita S., et al. Three-dimensional line-field Fourier domain optical coherence tomography for in vivo dermatological investigation. *Journal of Biomedical Optics*, 2006, vol. 11, no. 1, art. 014014. doi: 10.1117/1.2166628
14. Fechtig D., Kumar A., Grajciar B. et al. Line field off axis swept source OCT utilizing digital refocusing. *Proceedings of SPIE*, 2014, vol. 9129, art. 91293S. doi: 10.1117/12.2052195
15. Chroma M.A., Sarunic M.V., Yang C., Izatt J.A. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography. *Optics Express*, 2003, vol. 11, no. 18, pp. 2183–2189.
16. Yaqoob Z., Wu J., Yang C. Spectral domain optical coherence tomography: a better OCT imaging strategy. *BioTechniques*, 2005, vol. 39, no. 6, pp. S6–13. doi: 10.2144/000112090
17. Vadivambal R., Jayas D.S. *Bio-Imaging: Principles, Techniques, and Applications*. NY, CRC Press, 2016, 381 p.

Авторы

Гуров Игорь Петрович – доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 7003399725, ORCID ID: 0000-0003-4119-7922, gurov@mail.ifmo.ru

Пименов Алексей Юрьевич – аспирант, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, Scopus ID: 57195720443, ORCID ID: 0000-0002-9539-1811, PimenovAY@yandex.ru

Authors

Igor P. Gurov – D.Sc., Professor, Head of Chair, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 7003399725, ORCID ID: 0000-0003-4119-7922, gurov@mail.ifmo.ru

Alexey Yu. Pimenov – postgraduate, ITMO University, Saint Petersburg, 197101, Russian Federation, Scopus ID: 57195720443, ORCID ID: 0000-0002-9539-1811, PimenovAY@yandex.ru