



УДК 681.78

## СИСТЕМА СПЕКТРАЛЬНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ БЛИЖНЕГО ИНФРАКРАСНОГО ДИАПАЗОНА С ПЕРЕСТРАИВАЕМОЙ ДЛИНОЙ ВОЛНЫ И ЛИНЕЙНЫМ ПОЛЕМ ОСВЕЩЕНИЯ

И.П. Гуров<sup>а</sup>, Н.Б. Маргарянц<sup>а</sup>, А.Ю. Пименов<sup>а</sup><sup>а</sup> Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация

Адрес для переписки: PimenovAY@yandex.ru

**Информация о статье**

Поступила в редакцию 02.12.15, принята к печати 22.12.15

doi:10.17586/2226-1494-2016-16-1-54-60

Язык статьи – русский

**Ссылка для цитирования:** Гуров И.П., Маргарянц Н.Б., Пименов А.Ю. Система спектральной оптической когерентной томографии ближнего инфракрасного диапазона с перестраиваемой длиной волны и линейным полем освещения // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики. 2016. Т. 16. № 1. С. 54–60.

**Аннотация**

**Предмет исследования.** В работе рассматриваются особенности построения системы спектральной оптической когерентной томографии с перестраиваемой длиной волны для ближней инфракрасной области спектра. При этом для визуализации томограмм в реальном времени необходима частота регистрации сигналов не менее 20 кГц, что является недостижимым при использовании светочувствительных матриц. Для решения этой проблемы в разрабатываемой системе предлагается применить InGaAs-линейку фотодетекторов, частота считывания кадров в которой достигает десятков килогерц. **Метод.** Особенность метода состоит в использовании освещения исследуемого объекта с распределением интенсивности в форме линии для обеспечения максимальной энергетической эффективности оптической системы. При этом оказывается возможным получить В-скан без необходимости механического сканирования объекта в боковом направлении, что повышает скорость формирования и отображения томограмм. **Основные результаты.** Разработана оптическая система томографа, проведен ее абберационный анализ. Экспериментальные исследования проводились на основе оптической схемы микроинтерферометра Линника с получением томограмм различных объектов. **Практическая значимость.** Полученные результаты в дальнейшем могут быть положены в основу создания компактной быстродействующей системы оптической когерентной томографии без бокового механического сканирования.

**Ключевые слова**

оптическая когерентная томография, лазер с перестраиваемой длиной волны, линейное поле освещения, абберации, моделирование оптических систем

**Благодарности**

Работа поддержана Министерством образования и науки Российской Федерации.

## LINE-FIELD SWEEP-SOURCE OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY SYSTEM FOR NEAR INFRARED SPECTRAL REGION

I.P. Gurov<sup>а</sup>, N.B. Margaryants<sup>а</sup>, A.Yu. Pimenov<sup>а</sup><sup>а</sup> ITMO University, 197101, Saint Petersburg, Russian Federation

Corresponding author: PimenovAY@yandex.ru

**Article info**

Received 02.12.15, accepted 22.12.15

doi:10.17586/2226-1494-2016-16-1-54-60

Article in Russian

**For citation:** Gurov I.P., Margaryants N.B., Pimenov A.Yu. Line-field swept-source optical coherence tomography system for near infrared spectral region. *Scientific and Technical Journal of Information Technologies, Mechanics and Optics*, 2016, vol. 16, no. 1, pp. 54–60.

**Abstract**

**Subject of Research.** The system for line-field swept-source optical coherence tomography (OCT) for near infrared spectral range is considered. In this connection, for tomograms visualization, frequency of signal acquisition not less than 20 kHz is needed. It is inaccessible for 2D photo sensitive arrays. In order to solve this problem, it has been proposed to use the line

array of photo detectors, which frame registration frequency reaches tens of kilohertz. **Method.** Peculiarity of the method consists in using illumination of an object under investigation by light intensity distribution in the form of line for providing maximum energy efficiency of optical system. In addition, it becomes possible to obtain B-scans without a need in lateral object scanning that increases the rate of formation and imaging of tomograms. **Main Results.** The OCT optical system using a high-speed array of photodetectors has been developed; aberration analysis has been carried out. Experimental investigations based on Linnik micro interferometer optical scheme has been carried out. Tomograms of different samples have been obtained. **Practical Relevance.** The obtained results can be accepted as a basis for creation of compact high performance OCT system without lateral mechanical scanning.

#### Keywords

optical coherence tomography, OCT, swept laser source, line-field lightning, aberrations, optical systems modeling

#### Acknowledgements

The work is supported by the Ministry of Education and Science of the Russian Federation.

### Введение

Исследование внутренней микроструктуры объектов весьма актуально для различных областей научных исследований и современных технологий. 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 оказывается возможным получить послойное изображение внутренней микроструктуры исследуемого объекта [1, 2].

Одной из наиболее перспективных технологий является спектральная ОКТ с источником излучения с перестраиваемой длиной волны. Использование современных источников с перестраиваемой длиной волны в сочетании с высокоскоростными фотоприемниками дополнительно повышает быстродействие и улучшает четкость получаемых томограмм при быстром перемещении объекта исследования [3].

Использование источника с перестраиваемой длиной волны позволяет упростить оптическую схему, поскольку при этом не требуется спектральный прибор, размещаемый на выходе интерферометра в классической спектральной ОКТ с низкокогерентным источником излучения.

На данный момент серийно выпускается достаточно много образцов источников излучения с перестраиваемой длиной волны<sup>1</sup>. Такие источники обладают высокой скоростью перестройки, обеспечивающей частоту циклов сканирования по длине волны в диапазоне от единиц килогерц до десятков мегагерц. Следовательно, возможно реализовать систему, основанную на источнике с перестраиваемой длиной волны, работающую в реальном времени отображения томограмм в сечении исследуемого объекта.

Высокоскоростные источники обуславливают необходимость использования таких же быстрых приемников. Так, для регистрации изображения внутренней микроструктуры объекта со скоростью 20 кадров/с при перестройке 1000 длин волн необходима частота считывания видеокадров приемника не менее 20 кГц. В настоящее время известны различные технические решения<sup>2</sup>, однако в случае использования светочувствительных матриц скорость регистрации полного кадра не является достаточной, поскольку максимальная частота кадров с высоким разрешением обычно не превышает 500 Гц. Применение высокоскоростных светочувствительных линеек позволяет достигнуть достаточную скорость для регистрации и визуализации томограмм в реальном времени, поскольку частота считывания кадров в виде линии достигает десятков килогерц.

В целях повышения эффективности использования энергии источника излучения в случае светочувствительной линейки целесообразно использование в приборе поля освещения в форме линии.

Авторами работ [4, 5] отмечено, что использование поля освещения в виде линии сопоставимо с методом сканирования от точки к точке по энергетической эффективности. Более того, в [5] отмечено, что на практике освещение в форме линии можно рассматривать как протяженный источник, имеющий более низкую плотность мощности излучения в каждой освещаемой точке, и, следовательно, локальное воздействие излучения на образец не такое интенсивное, как при использовании метода сканирования «от точки к точке», что позволяет исследовать биологические объекты, не стойкие к воздействию высокоинтенсивного излучения.

Использование линейки фотодетекторов позволяет в спектральных системах ОКТ получить В-скан без необходимости сканирования объекта за счет подвижных механических элементов. Это является очень важным преимуществом в таких областях применения, как эндоскопия, где отсутствует возможность применять движущиеся механические компоненты из-за ограниченного пространства.

В настоящей работе рассматриваются особенности и результаты разработки системы спектральной ОКТ с перестраиваемой длиной волны для ближней инфракрасной (ИК) области спектра (в диапазоне 1,25–1,35 мкм), использующей освещение в форме линии. Выбор области спектра обусловлен тем, что

---

<sup>1</sup> Сайты производителей: [www.ntt-at.com](http://www.ntt-at.com), [www.sweptlaser.com](http://www.sweptlaser.com), [www.thorlabs.com](http://www.thorlabs.com), [www.exalos.com](http://www.exalos.com)

<sup>2</sup> Сайты производителей: [www.npp-photon.ru/](http://www.npp-photon.ru/), [www.xenics.com/ru/](http://www.xenics.com/ru/), [www.sensorsinc.com/](http://www.sensorsinc.com/)

она наилучшим образом подходит для исследования многих видов биологических объектов, обладающих окнами прозрачности в этом диапазоне длин волн [6].

### Оптическая схема томографа

Для прибора была выбрана оптическая схема микроинтерферометра Линника (рис. 1). В классической схеме Линника применяется освещение объекта по методу Келера, где равномерно засвечивается плоскость полевой диафрагмы в виде круга.

Для определения интенсивности излучения в плоскости объекта часто в качестве полевой диафрагмы используется ирисовая диафрагма, позволяющая изменять ее размер. В рассматриваемом случае имеется возможность управляемой установки требуемой мощности излучения источника, и изменение размера диафрагмы не требуется.

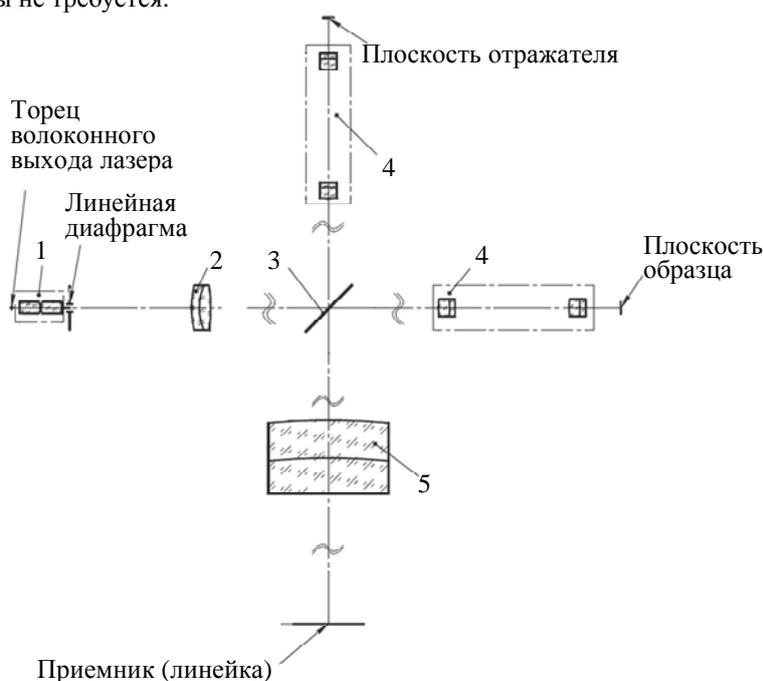


Рис. 1. Оптическая схема томографа: 1 – коллектор; 2 – конденсор; 3 – светоделитель; 4 – микрообъектив; 5 – проекционный объектив

В отличие от классической схемы, в данной схеме был применен коллектор, использующий цилиндрические линзы, для получения в плоскости диафрагмы освещения в форме линии. Ход лучей в осветительном канале представлен на рис. 2.

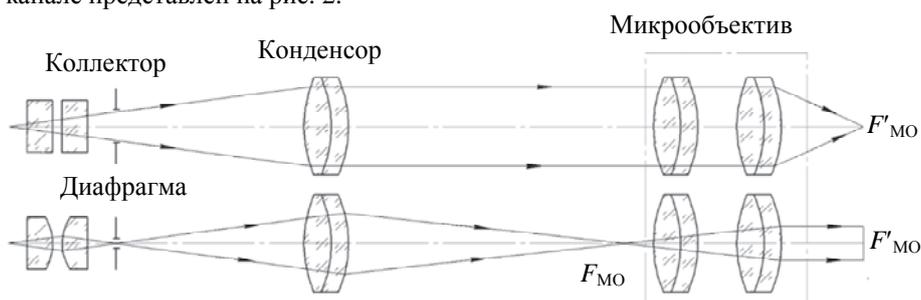


Рис. 2. Ход лучей в осветительном канале ( $F'_{MO}$ ,  $F_{MO}$  – точки переднего и заднего фокусов микрообъектива соответственно)

Для того чтобы длина линии освещения не менялась при перефокусировке по глубине исследуемого объекта на выходе из микрообъектива, в одном из сечений должен быть параллельный пучок для выполнения условия телецентрического хода лучей. Для этого передняя фокальная плоскость микрообъектива совмещена с плоскостью изображения, формируемой системой «коллектор–конденсор».

При дальнейшем расчете примем следующие параметры источника: спектральный диапазон  $\lambda = (1,25-1,35)$  мкм; диаметр источника  $y = 0,01$  мм и угол расхождения излучения  $2\sigma = 16^\circ$ . Параметры приемника (линейки): ширина пикселя  $p = 12,5$  мкм; количество пикселей  $N = 1024$ . В схеме использованы микрообъективы ОПХ 5×0,1, рассчитанные на работу с тубусом «бесконечность» (производства ОАО «ЛОМО») с фокусным расстоянием  $f'_{MO} = 32$  мм и линейным полем  $2y' = 4$  мм.

Проекционный канал составляют система «микрообъектив–проекционный объектив». Требуемое увеличение этой системы определяется исходя из соотношения  $\beta_{\text{МО-ПО}} = l/2y'$ , где  $l = Np$  – длина светочувствительной зоны линейки,  $N$  – число пикселей линейки. Отсюда  $\beta_{\text{МО-ПО}} = 3,2^\times$ .

Величина задней апертуры системы «микрообъектив–проекционный объектив» равна  $A'_{\text{МО-ПО}} = \frac{A'_{\text{МО}}}{\beta_{\text{МО-ПО}}} = 0,031$ . Разрешение в плоскости приемника составит  $\Delta' = \frac{0,61\bar{\lambda}}{A'_{\text{МО-ПО}}} = 25,4 \text{ мкм}$ , где  $\bar{\lambda} = 1,3 \text{ мкм}$  – средняя длина волны.

Согласно критерию Найквиста, при регистрации дискретной последовательности отсчетов необходимо, чтобы шаг пикселей  $p$  (который для простоты расчета примем равным размеру пиксела) в плоскости приемника не превышал  $\Delta' = 25,4 \text{ мкм}$ ,  $p = 12,5 \text{ мкм} < 25,4 \text{ мкм}$ , следовательно, при выбранных параметрах элементов системы указанный критерий выполняется.

С учетом указанного выше диаметра источника ( $y = 10 \text{ мкм}$ ) ширина линии освещения составит примерно  $y'' = y\beta + 2\Delta = 10 \cdot 3,2 + 2 \cdot 25,4 = 82,8 \text{ мкм}$ . Таким образом, в случае пикселей квадратной формы в плоскость линейки придет менее 1/6 мощности излучения источника. Для уменьшения энергетических потерь имеет смысл использовать линейку с большей шириной пиксела. Существует модификация линеек с вытянутыми прямоугольными пикселями, например, модель Lynx-CL с размером пиксела  $12,5 \text{ мкм} \times 250 \text{ мкм}$ .

Из-за отсутствия необходимости коррекции aberrаций по полю для оптической системы коллектора использована простая схема, состоящая из двух цилиндрических линз серийного производства из стекла марки «Schott N-BK7» (аналог К8), которые были подобраны в каталоге фирмы «Thorlabs».

В качестве конденсора применяется склейка линз, aberrационный расчет которой заключается в ахроматизации и минимизации сферической aberrации. Расчет производился методом проб в САПР ZEMAX. Для используемого спектрального диапазона  $\Delta\lambda = (1,25-1,35) \text{ мкм}$  сложно подобрать ахроматическую пару при использовании обычного оптического стекла [7, 8] из каталога российских производителей. Возможное решение проблемы состоит в использовании кристаллических материалов или стекол зарубежного производства [9].

С учетом вышеизложенного был рассчитан конденсор, состоящий из пары стекол «Schott N-FK51A» и «Schott N-SF66». Данная пара обеспечивает приемлемую ахроматизацию системы, при этом указанные марки стекол обладают прозрачностью и в видимом диапазоне спектра, что позволяет выполнить автоколлимационную сборку при склейке линз и установке их в оправы. Для проекционного объектива была использована склейка компонентов из аналогичных марок стекла.

Результат моделирования системы представлен на рис. 3. Для оценки качества изображения на приемнике использовалась функция распределения энергии в изображении точки.

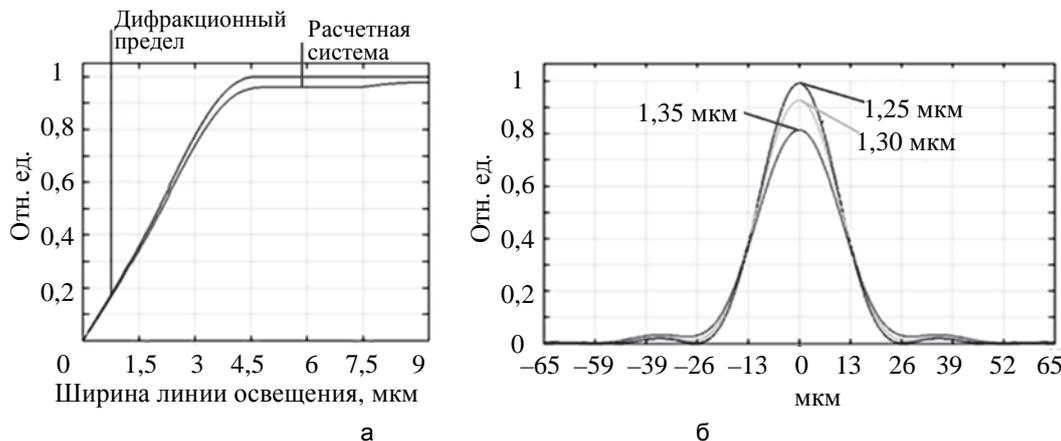


Рис. 3. Функция относительной концентрации энергии в изображении точечного объекта в плоскости исследуемого объекта (а) и функция рассеяния энергии в изображении точки (ФРТ) на приемнике (б)

Как видно из рис. 3, в зависимости от длины волны излучения наблюдается перераспределение энергии в изображении в плоскости приемника. Это связано с использованием в схеме микрообъективов, скорректированных для области спектра  $0,25-1,0 \text{ мкм}$  [10]. Однако ни для одной длины волны значение относительной энергии в максимуме не падает ниже 0,8. Это означает, что система хорошо скорректирована на aberrации согласно критерию Штреля [11].

### Экспериментальные исследования

Для исследования работы системы с линейным полем освещения была собрана экспериментальная установка, представленная на рис. 4. Схема условно разделена на 5 основных блоков: 1 – узел осветителя,

включающий в себя лазер с волоконным выходом, модель TSL 510 фирмы «Santec» с перестройкой длин волн в диапазоне  $\lambda = 1,25\text{--}1,35$  мкм, цилиндрический коллектор и конденсор; 2 – измерительная ветвь интерферометра, состоящая из микрообъектива и кронштейна для установки исследуемого объекта с возможностью наклона и перемещения вдоль оптической оси; 3 – опорная ветвь интерферометра, состоящая из микрообъектива, перемещаемого и наклоняемого кронштейна с референтным отражателем; 4 – светоделитель в виде плоскопараллельной пластины; 5 – блок фотоприемного устройства, включающий проекционный объектив и InGaAs-линейку Lynx-CL 1024 фирмы «Xenics».

В опорной ветви для выравнивания интенсивностей в плечах интерферометра использовалась стеклянная пластина, которая выполнена в виде клина для устранения из плоскости изображения бликов, возникающих на ее первой поверхности.

Для упрощения процесса юстировки первоначально схема собиралась для работы с полным полем, т.е. в ней использовалась схема освещения по Келеру. При этом вместо линейки устанавливалась матрица фирмы «Xenics» (модель Xeva-1.7-640). Проводилось выравнивание плечей интерферометра, предварительное сведение изображений на матрице, а также наведение на резкость в объектном и опорном каналах по изображению микронеровностей и царапин на тест-объекте (плитке Йогансона).

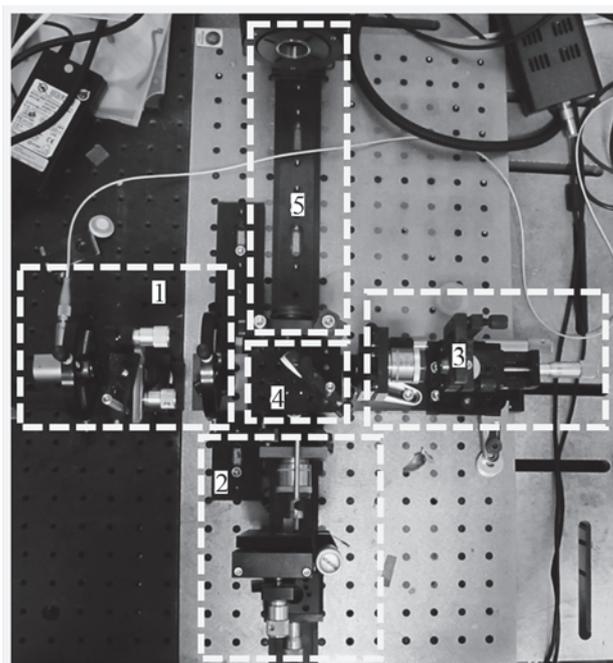


Рис. 4. Макет томографа на базе микроинтерферометра Линника: 1 – узел осветителя; 2 – измерительная ветвь интерферометра; 3 – опорная ветвь интерферометра; 4 – светоделитель; 5 – фотоприемный блок

При выполнении вышеперечисленных операций выяснилось, что в плоскость приемника от микрообъективов приходят блики от поверхностей линз. Для увода бликов из плоскости изображения объективы были немного наклонены.

Дальнейшая работа по юстировке установки сводилась к замене стандартного осветителя на осветитель с цилиндрическими линзами, и с помощью подвижки осветителя добивались резкого изображения линии. После этого выполнялось окончательное сведение линий на матрице, и устанавливалась штатная линейка Lynx-CL 1024.

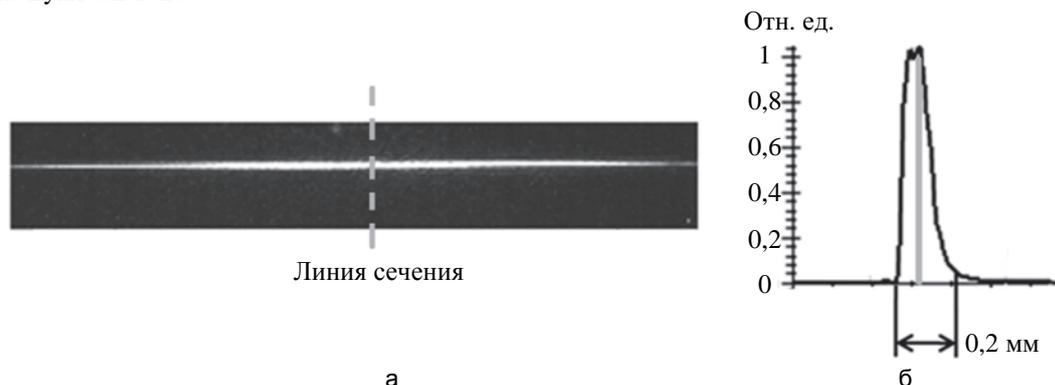


Рис. 5. Изображение линии на матрице (а), профиль сечения линии освещения (б)

Исследование объектов проводилось при мощности излучения 2 мВт. Зарегистрированная экспериментально ширина линии освещения на матрице составила  $y'' = 200$  мкм (рис. 5), на поверхности объекта ширина линии освещения составила соответственно  $y''/\beta_{\text{МО-ПО}} = 200/3,2 = 62$  мкм. Полученная величина обусловлена влиянием aberrаций в однолинзовом цилиндрическом коллекторе.

Далее на рис. 6–8 представлены полученные экспериментально томограммы различных тест-объектов.

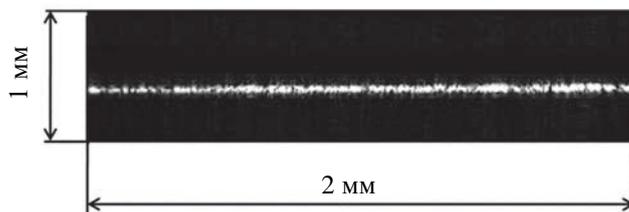


Рис. 6. Профиль поверхности плитки Йогансона

По изображению рельефа поверхности плитки Йогансона осуществлялась первоначальная проверка работоспособности прибора (рис. 6). Перефокусировка в измерительной ветви вызывала перемещения изображения вдоль вертикальной оси, тем самым при малой мощности излучения подтверждалось, что полученное изображение является исследуемым объектом, а не шумом.

На рис. 7 приведена томограмма речной ракушки.

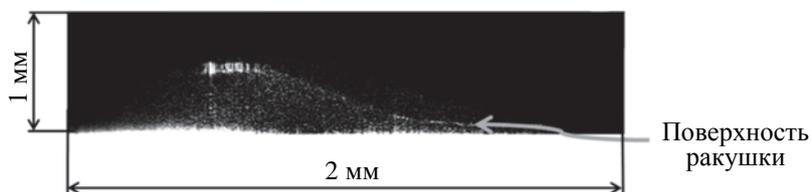


Рис. 7. Томограмма ракушки

Ракушка достаточно сильно отражает падающее на нее излучение, при этом она не обладает ярко выраженной слоистой структурой. Для экспериментального исследования слоистой структуры приведено исследование биоткани рыбы (рис. 8).

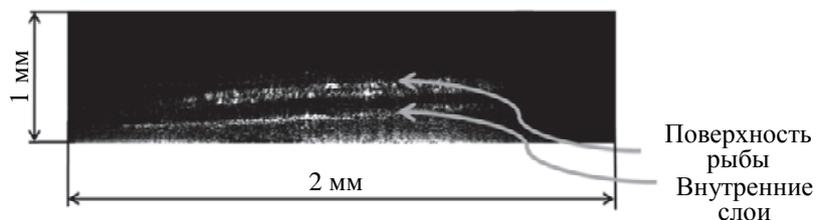


Рис. 8. Томограмма биоткани рыбы

На томограмме ясно видно наличие отдельных внутренних слоев в пределах глубины резкости микрообъектива. Оценка разрешающей способности по глубине среды составила приблизительно 25 мкм. Это объясняется некоторым размытием полученных томограмм из-за малейших вибраций стенда и, следовательно, снижения разрешающей способности по отношению к известным результатам<sup>1</sup>. Указанный недостаток преодолевается при использовании более быстродействующего источника излучения с перестраиваемой длиной волны. При проведении рассмотренных выше экспериментальных исследований использовался источник излучения, скорость перестройки которого по длине волны составляет 100 нм/с с высокоточным контролем длины волны излучения, что позволило учесть спектральные характеристики излучения в ОКТ-системе при проведении исследований.

### Заключение

В работе рассмотрены особенности построения оптической системы оптической когерентной томографии с линейным освещением, использующей перестраиваемый лазерный источник в ближнем инфракрасном диапазоне спектра и InGaAs-линейку фотодетекторов.

<sup>1</sup> Thorlabs MEMS-VCSEL Swept Source OCT: [http://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup\\_id=6473](http://www.thorlabs.com/newgrouppage9.cfm?objectgroup_id=6473), TOPCON DRI OCT-1, Atlantis swept source OCT: [www.topcon-medical.eu/eu/products/177-dri-oct-1-atlantis-swept-source-oct.html#specifications](http://www.topcon-medical.eu/eu/products/177-dri-oct-1-atlantis-swept-source-oct.html#specifications)

Для демонстрации работы схемы на базе микроинтерферометра Линника с линейным полем освещения была собрана экспериментальная установка и получены томограммы различных объектов. Показано, что рассматриваемый вариант системы оптической когерентной томографии может быть построен с использованием доступных серийно выпускаемых оптических компонентов.

Полученные результаты в дальнейшем могут быть положены в основу создания компактной быстродействующей системы для неразрушающего исследования различных объектов при формировании томограмм без бокового механического сканирования.

### Литература

1. Tomlins P.H., Wang R.K. Theory, developments and applications of optical coherence tomography // *Journal of Physics D: Applied Physics*. 2005. V. 38. N 15. P. 2519–2535. doi: 10.1088/0022-3727/38/15/002
2. 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.
3. 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
4. Hammer D.X., Ferguson R.D., Ustun T.E., Bigelow C.E., Iftimia 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
5. Nakamura Y., Makita S., Yamanari M., Itoh M., Yatagai T., Yasuno Y. 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
6. Smith A.M., Mancini M.C., Nie S. Bioimaging: second window for in vivo imaging // *Nature Nanotechnology*. 2009. V. 4. P. 710–711. doi: 10.1038/nnano.2009.326
7. Grammatin A.P., Tsyganok E.A., Egorov D.I. Synthesis of objectives for optical coherence tomography // *Journal of Optical Technology*. 2013. V. 80. N 11. P. 667–669. doi: 10.1364/JOT.80.000667
8. Грамматин А.П., Романова Г.Э., Балащенко О.Н. Расчет и автоматизация проектирования оптических систем. Учебное пособие. СПб.: НИУ ИТМО, 2013. 128 с.
9. Shepard III R.H., Sparrold S.W. Material selection for color correction in the short-wave infrared // *Proceedings of SPIE – The International Society for Optical Engineering*. 2008. V. 7060. Art. 70600E. doi: 10.1117/12.794826
10. Skobeleva N.B., Sokol'skii M.N., Levandovskaya L.E. A new set of lens objectives for luminescence microscopes that operate in the 250–1000-nm region // *Journal of Optical Technology*. 2011. V. 78. N 1. P. 35–38.
11. Родионов С.А. Основы оптики. Конспект лекций. СПб.: СПб ГИТМО (ТУ), 2000. 169 с.

*Гуров Игорь Петрович*

– доктор технических наук, профессор, заведующий кафедрой, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, gurov@mail.ifmo.ru

*Маргарянц Никита Борисович*

– кандидат технических наук, старший преподаватель, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, fosp@grv.ifmo.ru

*Пименов Алексей Юрьевич*

– аспирант, ассистент, Университет ИТМО, Санкт-Петербург, 197101, Российская Федерация, PimenovAY@yandex.ru

*Igor P. Gurov*

– D.Sc., Professor, Head of Chair, ITMO University, 197101, Saint Petersburg, Russian Federation, gurov@mail.ifmo.ru

*Nikita B. Margaryants*

– PhD, senior lecture, ITMO University, 197101, Saint Petersburg, Russian Federation, fosp@grv.ifmo.ru

*Aleksei Yu. Pimenov*

– postgraduate, assistant, ITMO University, 197101, Saint Petersburg, Russian Federation, PimenovAY@yandex.ru