

УВЕЛИЧЕНИЕ ПОПЕРЕЧНОГО РАЗРЕШЕНИЯ МЕТОДА ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ ПУТЕМ ПРИМЕНЕНИЯ ФИЛЬТРА С КОНЕЧНОЙ ИМПУЛЬСНОЙ ХАРАКТЕРИСТИКОЙ И ОБЪЕДИНЕНИЯ ЧИСЛЕННО ПЕРЕФОКУСИРОВАННЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

DOI: 10.17691/stm2019.11.2.02

УДК 616–073.756.8

Поступила 2.06.2018 г.

© **А.А. Моисеев**, к.ф.-м.н., старший научный сотрудник лаборатории высокочувствительных оптических измерений;
Г.В. Геликонов, д.ф.-м.н., зав. лабораторией высокочувствительных оптических измерений;
С.Ю. Ксенофонтов, к.техн.н., старший научный сотрудник лаборатории высокочувствительных оптических измерений;
П.А. Шилиягин, к.ф.-м.н., старший научный сотрудник лаборатории высокочувствительных оптических измерений;
Д.А. Терпелов, к.ф.-м.н., младший научный сотрудник лаборатории высокочувствительных оптических измерений;
И.В. Касаткина, к.ф.-м.н., научный сотрудник лаборатории высокочувствительных оптических измерений;
Д.А. Караштин, к.ф.-м.н., научный сотрудник отдела геофизической электродинамики;
А.А. Советский, младший научный сотрудник лаборатории волновых методов исследования структурно-неоднородных сред;
В.М. Геликонов, д.ф.-м.н., зав. отделом нанооптики и высокочувствительных оптических измерений

Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики Российской академии наук,
ул. Ульянова, 46, Н. Новгород, 603950

Среди многочисленных методов, улучшающих информативность оптической когерентной томографии (ОКТ), особое место занимают методы, повышающие пространственное разрешение получаемых изображений. Увеличенное разрешение позволяет различать на ОКТ-изображениях большее количество клинически значимых структур, что может повысить диагностическую значимость метода. Поскольку продольное и поперечное разрешение в ОКТ определяются разными физическими принципами, эти задачи можно решать по отдельности.

Цель исследования — разработка метода повышения поперечного разрешения ОКТ путем применения фильтра с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтра) и объединения численно перефокусированных изображений.

Результаты. Разработан КИХ-фильтр, осуществляющий перенос фокальной плоскости ОКТ-изображения по данным 17 соседних измерений рассеянного объектом поля. Также разработан метод автоматического синтеза итогового ОКТ-изображения с улучшенным поперечным разрешением по всей исследуемой глубине из серии изображений с различным положением фокальной плоскости. Это позволит установке ОКТ осуществлять сканирование остророфокусированным пучком, что дает возможность получать изображения с улучшенным поперечным разрешением в фокальной плоскости, восстанавливать разрешение во внефокальных областях с помощью численного переноса фокальной плоскости, а также синтезировать итоговое ОКТ-изображение с улучшенным поперечным разрешением по всей исследуемой глубине. Метод опробован на модельных объектах с использованием прибора ОКТ, оперирующего на центральной длине волны 1 мкм в диапазоне 60 нм и осуществляющего сканирование пучком, сфокусированным в пятно диаметром 5 мкм.

Заключение. Предложенный метод численного увеличения поперечного разрешения ОКТ-изображений позволяет получать одно изображение с увеличенным поперечным разрешением, используя лишь ограниченное количество измерений ОКТ, что в перспективе дает возможность создания прибора ОКТ, осуществляющего визуализацию изображений с улучшенным разрешением в режиме реального времени.

Ключевые слова: оптическая когерентная томография; ОКТ; обработка сигналов; обработка ОКТ-изображений; увеличение поперечного разрешения ОКТ.

Как цитировать: Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Ksenofontov S.Y., Shilyagin P.A., Terpelov D.A., Kasatkina I.V., Karashtin D.A., Sovietsky A.A., Gelikonov V.M. Improving the transverse resolution of optical coherence tomography with a finite impulse response filter and a series of numerically refocused images. *Sovremennye tehnologii v medicine* 2019; 11(2): 13–18, <https://doi.org/10.17691/stm2019.11.2.02>

Для контактов: Моисеев Александр Александрович, e-mail: aleksandr.moiseev@gmail.com

Improving the Transverse Resolution of Optical Coherence Tomography with a Finite Impulse Response Filter and a Series of Numerically Refocused Images

A.A. Moiseev, PhD, Senior Researcher, Laboratory of Highly Sensitive Optical Measurements;
G.V. Gelikonov, DSc, Head of the Laboratory of Highly Sensitive Optical Measurements;
S.Y. Ksenofontov, PhD, Senior Researcher, Laboratory of Highly Sensitive Optical Measurements;
P.A. Shilyagin, PhD, Senior Researcher, Laboratory of Highly Sensitive Optical Measurements;
D.A. Terpelov, PhD, Junior Researcher, Laboratory of Highly Sensitive Optical Measurements;
I.V. Kasatkina, PhD, Researcher, Laboratory of Highly Sensitive Optical Measurements;
D.A. Karashtin, PhD, Researcher, Department of Geophysical Electrodynamics;
A.A. Sovietsky, Senior Research Assistant, Laboratory of Wave Methods
 for Studying Structurally Inhomogeneous Media;
V.M. Gelikonov, DSc, Head of the Department of Nano-Optics and Highly Sensitive Optical Measurements
 Federal Research Center Institute of Applied Physics, Russian Academy of Sciences, 46 Ulyanova St.,
 Nizhny Novgorod, 603950, Russia

Among the numerous methods for improving the informative value of the optical coherence tomography (OCT), a special place is taken by the methods for increasing the spatial resolution of the resulting images. Increasing the resolution allows one to identify more clinically significant structures in OCT images and thus improve the diagnostic value of OCT. Since the transverse resolution of OCT images is determined by the physical principles different from those for the longitudinal resolution, the ways of their improvement are also different.

The aim of the study is to develop a method for increasing the transverse resolution of OCT by using a finite impulse response (FIR) filter for numerical refocusing and by combining the numerically refocused images.

Results. We have developed a FIR filter able to transfer the focal plane of an OCT image using the data from 17 consecutive measurements of the field scattered by the object. In addition, we propose an original method for automatic synthesis of the final OCT image with an improved transverse resolution over the entire object depth from a series of images having different focal plane positions. This will enable the OCT instrument to produce a sharply focused beam for the scanning and thus obtain images with an improved transverse resolution in the focal plane, restore the required resolution in the out-of-focus areas using numerical transfer of the focal plane, and also synthesize the final OCT image with an improved transverse resolution. The method has been tested with model objects using an OCT device operating at a central wavelength of 1 μm with the 60 nm range and a beam focused onto a spot with a diameter of 5 μm .

Conclusion. The proposed method of numerically increasing the transverse resolution of OCT images allows one to obtain images with an improved transverse resolution using only a small number of OCT measurements; in the future, it will allow for creating an OCT device that produces high-resolution images in real time.

Key words: optical coherence tomography; OCT; signal processing; OCT image processing; OCT transverse resolution improvement.

Введение

Быстроразвивающимся методом неразрушающего исследования внутренней структуры рассеивающих тканей (в том числе биологических) является оптическая когерентная томография (ОКТ). Она обеспечивает разрешение вплоть до нескольких микрометров с глубиной исследования до 2 мм [1, 2]. Стандартным результатом исследования ОКТ является кросс-секционное изображение объекта, традиционно называемое В-сканом, который состоит из серии распределений амплитуды рассеянного поля по глубине, или А-сканов.

Существует целый ряд подходов к увеличению информативности результатов исследования с использованием устройства ОКТ, в то время как наиболее

очевидный подход — повышение пространственного разрешения устройства [3–6]. В ряде приложений высокое пространственное разрешение позволяет оператору различить большее количество клинически значимых структур, что значительно увеличивает диагностическую значимость исследования [7, 8]. В то время как продольное разрешение ОКТ определяется шириной спектра зондирующего излучения ОКТ, поперечное разрешение зависит от геометрии сканирующего пучка, что в силу его дифракционных свойств создает противоречие между высоким пространственным разрешением и глубиной исследования.

На данный момент известен ряд аппаратных и программных решений этого противоречия. Использование пучков, форма которых мало меняется на глубине исследования ОКТ, позволяет получать

изображения с разрешением, равным ширине основного максимума таких пучков [9–12], однако наличие боковых максимумов, а также слабая эффективность связи между модой одномодового волокна и подобными пучками препятствуют распространению таких методов [11]. Запись ряда изображений с механически перенесенным положением фокальной плоскости позволяет создать ОКТ-изображение с увеличенным поперечным разрешением путем его синтеза из данной серии изображений [13–15], однако подобные устройства требуют сложной системы перефокусировки, что усложняет их использование совместно с гибкими эндоскопическими зондами.

Также предложен ряд программных подходов к увеличению поперечного разрешения ОКТ. В технологии, известной под названием *interferometric synthetic aperture microscopy (ISAM)* [16, 17], трехмерный спектр Фурье объемных данных ОКТ пересчитывается на неэквидистантную сетку измерений, что при осуществлении обратного преобразования Фурье позволяет получить изображения с увеличенным поперечным разрешением. Известны различные методы численной перефокусировки, компенсирующие дифракцию сканирующего пучка, в которых фазовая маска применяется к двумерным спектрам Фурье-изображений ОКТ на различных глубинах [18, 19] либо к двумерным спектрам Фурье-распределений, записанных на различных длинах волн [20, 21]. Итоговые изображения получаются из серии изображений с различным положением фокальной плоскости, аналогично соответствующему методу аппаратного увеличения поперечного разрешения [21].

Все вышеперечисленные методы применимы только к объемам данных ОКТ с достаточным количеством измерений по каждой координате, в противном случае итоговые изображения содержат артефакты, вызванные краевыми эффектами дискретного преобразования Фурье, что делает такие изображения неприменимыми для диагностики. Это, в свою очередь, делает невозможным визуализацию изображений с увеличенным поперечным разрешением этими методами в процессе сканирования, т.е. оператор установки должен сначала осуществить сбор необходимых данных и лишь затем оценить результат обработки, что в случае, если результат оказался неудовлетворительным, существенно увеличивает время исследования.

В настоящей работе рассматривается возможность осуществления численного переноса фокуса ОКТ-изображений в пространстве сигнала с применением одного из видов линейных цифровых фильтров — фильтров с конечной импульсной характеристикой (КИХ-фильтров). Для используемой в работе установки ОКТ (Институт прикладной физики РАН, Россия) данный фильтр состоял лишь из 17 элементов, что позволило создать на его основе установку ОКТ, визуализирующую В-скан с увеличенным поперечным разрешением, с задержкой относительно записываемых

данных, соответствующей времени, необходимому для записи 8 В-сканов.

Материалы и методы

Установка ОКТ. В работе использовалась установка ОКТ с центральной длиной волны 1 мкм, шириной спектра 60 нм и частотой записи А-сканов $20\,000\text{ с}^{-1}$. Для осуществления сканирования острофокусированным пучком применяли объектив с числовой апертурой 0.1, что обеспечивало поперечное разрешение до 5 мкм в воздухе. Прибор осуществлял запись массивов данных ОКТ размером 256×512 А-сканов, каждый А-скан содержал 256 измерений по глубине. Запись одного В-скана, расположенного вдоль быстрой оси сканирования и содержащего 256 измерений, занимала 13 мс.

КИХ-фильтр. Как было показано ранее [20], численный сдвиг фокальной плоскости в объеме данных ОКТ осуществляет следующая операция:

$$F_{\Delta z}(x, y, z) = \sum_k \exp(ikz) iFT_{u,v \rightarrow x,y} \left[FT_{x,y \rightarrow u,v} [f_0(x, y, k)] \times \exp\left(-i\Delta z \frac{u^2 + v^2}{4k}\right) \right], \quad (1)$$

где $F_{\Delta z}$ — величина оптического поля после операции численного переноса фокальной плоскости на расстояние Δz ; x, y — латеральные координаты в пространстве сигнала ОКТ; z — аксиальная координата (глубина); k — одно из волновых чисел, которыми оперирует установка ОКТ; $FT_{x,y \rightarrow u,v}$, $iFT_{u,v \rightarrow x,y}$ — прямое и обратное преобразования Фурье соответственно; f_0 — спектр, измеряемый установкой ОКТ; u, v — поперечные координаты в Фурье-пространстве.

Поскольку современные установки ОКТ записывают объемные данные в течение времени, достигающего нескольких десятков секунд, желательно иметь возможность осуществлять перефокусировку, пользуясь лишь короткими последовательностями данных. Однако непосредственное применение уравнения (1) к данным ОКТ, имеющим недостаточное количество измерений по одной из координат, приведет к образованию характерных артефактов, что можно увидеть из симулированных данных, представленных на рис. 1. В данной симуляции предполагалось, что вдоль быстрой оси снято 256 А-сканов, в то время как вдоль медленной оси обработка производилась по коротким последовательностям, равным 5, 9 либо 17 измерениям. На рисунках видны характерные «хвосты», которые будут интерферировать между собой в случае, если на изображении присутствуют какие-либо структуры, создавая тем самым ложные изображения, затрудняющие постановку верного диагноза.

С целью избежать появления артефактов уравнение (1) может быть переписано в терминах пространственной фильтрации, после чего количество элементов пространственного фильтра может быть

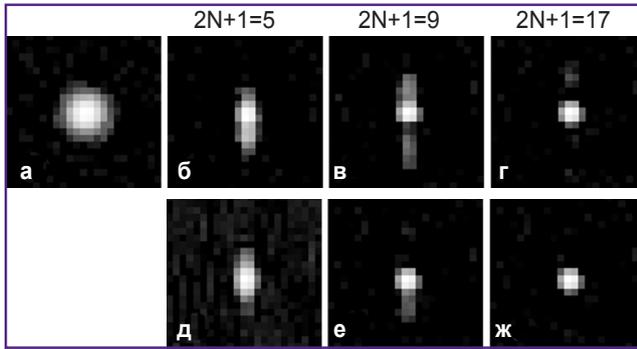


Рис. 1. Численно симулированные результаты перефокусировки с использованием ограниченного количества данных

Перефокусировка вдоль горизонтальной оси осуществлялась с использованием 256 измерений согласно уравнению (1), в то время как вдоль вертикальной оси — по 5, 9 и 17 измерениям (б, в, г). Изображения точечного рассеивателя получены на расстоянии трех длин Рэлея от фокальной плоскости с шагом дискретизации 1 мкм; размер каждого изображения — 30×30 мкм; а — исходное изображение, б–г — изображения, полученные с применением вдоль вертикальной оси перефокусировки согласно уравнению (1) с использованием 5, 9 и 17 измерений соответственно; д–ж — изображения, полученные с применением вдоль вертикальной оси перефокусировки согласно уравнению (4) с использованием 5, 9 и 17 измерений соответственно. Видно уменьшение размера артефакта, вызванное недостаточным количеством измерений в случае применения уравнения (4) для каждого количества используемых измерений, и его полное исчезновение при использовании 17 измерений

сокращено. Используя свойства преобразования Фурье в отношении операции свертки, можно переписать уравнение (1) в виде

$$F_{\Delta z}(x, y, z) = \sum_k \exp(ikz) f_0(x, y, k) \otimes \otimes iFT_{u,v \rightarrow x,y} \left[\exp\left(-i\Delta z \frac{u^2 + v^2}{4k}\right) \right]. \quad (2)$$

Ширина ядра операции свертки в уравнении (2) может быть ограничена шириной функции рассеяния точки (ФРТ) прибора ОКТ на соответствующей глубине. Ядро свертки записывается следующим образом:

$$kern_{\Delta z}(x^2 + y^2, k) = iFT_{u,v \rightarrow x,y} \left[\exp\left(-i\Delta z \frac{u^2 + v^2}{4k}\right) \right]; \quad (3)$$

$$\begin{cases} \sqrt{\frac{2k}{\Delta z}} \exp\left[i\left((x^2 + y^2) \frac{k}{\Delta z} - \frac{\pi}{4}\right)\right], & \Delta z > 0; \\ kern_{\Delta z}(x^2 + y^2, k) = \sqrt{\frac{2k}{|\Delta z|}} \exp\left[i\left((x^2 + y^2) \frac{k}{|\Delta z|} + \frac{\pi}{4}\right)\right], & \Delta z < 0, \end{cases}$$

где $kern_{\Delta z}$ — ядро операции свертки, осуществляющей

численный перенос фокальной плоскости изображений ОКТ на расстояние Δz .

Значения ядра (3) на ширине ФРТ после дискретизации могут рассматриваться как значения элемента КИХ-фильтра. Перенос фокальной плоскости данных ОКТ, таким образом, может быть записан как

$$F_{l_0, j_0, n}(\Delta z) = \sum_m \exp[i(k_0 + \Delta km)(z_0 + dz_n)] \times \sum_{l=l_0-N}^{l_0+N} \sum_{j=j_0-N}^{j_0+N} f_{l,j,m}(0) kern_{l_0-l, j_0-j, m}(\Delta z), \quad (4)$$

где l, j, l_0, j_0 — поперечные индексы дискретизации; n — продольный индекс дискретизации; m — индекс дискретизации волнового числа; k_0 — наименьшее волновое число; Δk — шаг дискретизации волнового числа; z_0 — минимальная глубина изображения; dz — шаг дискретизации глубины; $F_{l_0, j_0, n}(\Delta z)$ — дискретизованное поле после численного переноса фокальной плоскости на расстояние Δz ; $f_{l,j,m}$ — спектр, измеряемый прибором ОКТ; $kern_{l_0-l, j_0-j, m}(\Delta z)$ — дискретизованное ядро свертки, осуществляющее численный перенос фокальной плоскости на ОКТ-изображениях, которое содержит $2N+1$ элементов.

Уравнение (4) может быть переписано на случай, когда вдоль одной из координат (быстрой) перефокусировка осуществляется согласно уравнению (1), в то время как вдоль второй — с использованием уравнения (4).

Коррекция движений. Поскольку предложенный метод численной перефокусировки оперирует с полными комплексными записями рассеянного объектом поля, записанного с использованием установки ОКТ, он чувствителен к фазовым искажениям, которые могут быть внесены в записанные данные в случае взаимных движений исследуемого объекта и сканера ОКТ в процессе записи. Для компенсации возможных фазовых искажений использовался метод, описанный в работе [22].

Синтез итогового изображения. Поскольку конкретное положение фокальной области на ОКТ-изображениях после перефокусировки зависит от заранее неизвестного показателя преломления исследуемой среды, то заранее неизвестно, из какого перефокусированного изображения следует брать часть на каждой из глубин итогового изображения. Для того чтобы делать это в автоматическом режиме, было предложено на каждой глубине каждого из промежуточных В-сканов рассчитывать нормированную дисперсию, которая принимает максимум при оптимальной фокусировке [23]:

$$criterion[F_{l_0, n}(\Delta z)] = \frac{variance[F_{l_0, n}(\Delta z)]}{mean[F_{l_0, n}(\Delta z)]}. \quad (5)$$

Поскольку на каждой глубине критерий рассчитывается по единственной строке, чтобы уменьшить

влияние флуктуаций критерия на выбор оптимального изображения, к нему применялась низкочастотная фильтрация. После этого для каждой глубины итогового изображения выбиралась та часть из промежуточных изображений, для которой значение критерия на данной глубине было максимальным.

Результаты

Предложенный метод численного переноса фокальной плоскости был применен для визуализации тестового биологического объекта: мякоти апельсина. На рис. 2 приведены начальное изображение, результаты перефокусировки на различные глубины, а также итоговое изображение, составленное из оптимально сфокусированных на соответствующей глубине промежуточных изображений. Можно заметить, что численный перенос фокальной плоскости позволяет различать во внефокальных областях детали, недоступные до перефокусировки. Поскольку для перефокусировки использовалось лишь 17 последовательных В-сканов вдоль медленной оси сканирования, в случае создания на основе описанного метода увеличения поперечного разрешения программы визуализации в реальном масштабе времени задержка

между визуализируемым и записываемым В-сканом будет равняться времени, необходимому для записи 8 В-сканов. Для используемой в работе установки ОКТ это соответствует 100 мс, что позволит обеспечить оператора прибора необходимой обратной связью.

Заключение

Предложен метод увеличения поперечного разрешения ОКТ-изображений, основанный на численном переносе фокальной плоскости ОКТ-изображений, полученных при сканировании остросфокусированным пучком, с последующим синтезом итогового изображения из серии изображений с различным положением фокальной плоскости. В отличие от ранее предложенных, рассматриваемый в работе метод позволяет получать итоговые изображения с улучшенным поперечным разрешением лишь из 17 В-сканов, что делает возможным создание на его основе системы ОКТ с улучшенным поперечным разрешением, визуализирующей итоговое кросс-секционное изображение в реальном масштабе времени.

Финансирование исследования. Работа выполнена при поддержке Российского научного фонда, грант №17-72-20249.

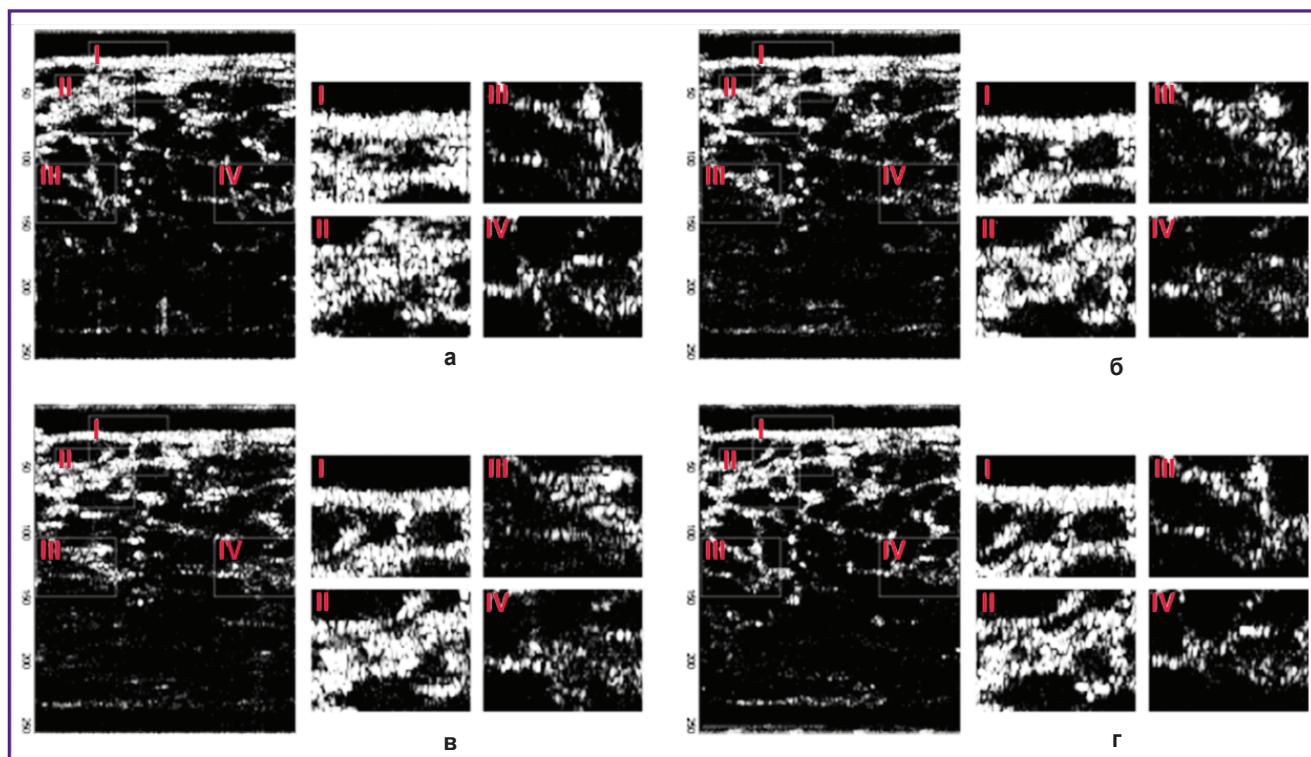


Рис. 2. Результат применения предложенного алгоритма к тестовому объекту:

а — исходное изображение; б, в — изображения с численно перенесенным фокусом; г — итоговое синтезированное изображение с улучшенным поперечным разрешением во всем исследуемом объеме. Дополнительные панели взяты около исходного положения фокальной плоскости (III, IV), а также около численно пересчитанных положений фокальной плоскости (I, II) с целью продемонстрировать динамику изменения качества изображений на соответствующей глубине при переносе фокальной плоскости

Конфликт интересов. Авторы подтверждают отсутствие финансовых и других конфликтных интересов, способных оказать влияние на их работу.

Литература/References

- Adhi M., Duker J.S. Optical coherence tomography — current and future applications. *Curr Opin Ophthalmol* 2013; 24(3): 213–221, <https://doi.org/10.1097/icu.0b013e32835f8bf8>.
- Vakoc B.J., Fukumura D., Jain R.K., Bouma B.E. Cancer imaging by optical coherence tomography: preclinical progress and clinical potential. *Nat Rev Cancer* 2012; 12(5): 363–368, <https://doi.org/10.1038/nrc3235>.
- Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. New approach to cross-polarized optical coherence tomography based on orthogonal arbitrarily polarized modes. *Laser Phys Lett* 2006; 3(9): 445–451, <https://doi.org/10.1002/lapl.200610030>.
- Shakhova N.M., Gelikonov V.M., Kamensky V.A., Kuranov R.V., Turchin I.V. Clinical aspects of the endoscopic optical coherence tomography and the ways for improving its diagnostic value. *Laser Phys* 2002; 12(4): 617–626.
- Sudheendran N., Syed S.H., Dickinson M.E., Larina I.V., Larin K.V. Speckle variance OCT imaging of the vasculature in live mammalian embryos. *Laser Phys Lett* 2011; 8(3): 247–252, <https://doi.org/10.1002/lapl.201010120>.
- Wang S., Larin K.V., Li J., Vantipalli S., Manapuram R.K., Aglyamov S., Emelianov S., Twa M.D. A focused air-pulse system for optical-coherence-tomography-based measurements of tissue elasticity. *Laser Phys Lett* 2013; 10(7): 075605, <https://doi.org/10.1088/1612-2011/10/7/075605>.
- Gambichler T., Schmid-Wendtner M.H., Plura I., Kampilafkos P., Stücker M., Berking C., Maier T. A multicentre pilot study investigating high-definition optical coherence tomography in the differentiation of cutaneous melanoma and melanocytic naevi. *J Eur Acad Dermatol Venereol* 2014; 29(3): 537–541, <https://doi.org/10.1111/jdv.12621>.
- Erickson-Bhatt S.J., Nolan R.M., Shemonski N.D., Adie S.G., Putney J., Darga D., McCormick D.T., Cittadine A.J., Zysk A.M., Marjanovic M., Chaney E.J., Monroy G.L., South F.A., Craddock K.A., Liu Z.G., Sundaram M., Ray P.S., Boppart S.A. Real-time imaging of the resection bed using a handheld probe to reduce incidence of microscopic positive margins in cancer surgery. *Cancer Res* 2015; 75(18): 3706–3712, <https://doi.org/10.1158/0008-5472.can-15-0464>.
- Schulz-Hildebrandt H., Pieper M., Stehmar C., Ahrens M., Idel C., Wollenberg B., König P., Hüttmann G. Novel endoscope with increased depth of field for imaging human nasal tissue by microscopic optical coherence tomography. *Biomed Opt Express* 2018; 9(2): 636, <https://doi.org/10.1364/boe.9.000636>.
- Verma Y., Divakar Rao K., Mohanty S.K., Gupta P.K. Optical coherence tomography using a tapered single mode fiber tip. *Laser Phys Lett* 2007; 4(9): 686–689, <https://doi.org/10.1002/lapl.200710045>.
- Villiger M., Pache C., Lasser T. Dark-field optical coherence microscopy. *Opt Lett* 2010; 35(20): 3489, <https://doi.org/10.1364/ol.35.003489>.
- Yin B., Chu K.K., Liang C.-P., Singh K., Reddy R., Tearney G.J. μ OCT imaging using depth of focus extension by self-imaging wavefront division in a common-path fiber optic probe. *Opt Express* 2016; 24(5): 5555, <https://doi.org/10.1364/oe.24.005555>.
- Aguirre A.D., Zhou C., Lee H.-C., Ahsen O.O., Fujimoto J.G. Optical coherence microscopy. In: *Optical coherence tomography*. Springer International Publishing; 2015; p. 865–911, https://doi.org/10.1007/978-3-319-06419-2_29.
- Dubois A., Vabre L., Boccara A.-C., Beaulieu E. High-resolution full-field optical coherence tomography with a Linnik microscope. *Appl Opt* 2002; 41(4): 805, <https://doi.org/10.1364/ao.41.000805>.
- Qi B., Phillip Himmer A., Maggie Gordon L., Victor Yang X.D., David Dickensheets L., Alex Vitkin I. Dynamic focus control in high-speed optical coherence tomography based on a microelectromechanical mirror. *Opt Commun* 2004; 232(1–6): 123–128, <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2004.01.015>.
- Ralston T.S., Adie S.G., Marks D.L., Boppart S.A., Carney P.S. Cross-validation of interferometric synthetic aperture microscopy and optical coherence tomography. *Opt Lett* 2010; 35(10): 1683, <https://doi.org/10.1364/ol.35.001683>.
- Ralston T.S., Marks D.L., Scott Carney P., Boppart S.A. Interferometric synthetic aperture microscopy. *Nature Physics* 2007; 3(2): 129–134, <https://doi.org/10.1038/nphys514>.
- Yasuno Y., Sugisaka J., Sando Y., Nakamura Y., Makita S., Itoh M., Yatagai T. Non-iterative numerical method for laterally superresolving Fourier domain optical coherence tomography. *Opt Express* 2006; 14(3): 1006, <https://doi.org/10.1364/oe.14.001006>.
- Yu L., Rao B., Zhang J., Su J., Wang Q., Guo S., Chen Z. Improved lateral resolution in optical coherence tomography by digital focusing using two-dimensional numerical diffraction method. *Opt Express* 2007; 15(12): 7634, <https://doi.org/10.1364/oe.15.007634>.
- Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Terpelov D.A., Shilyagin P.A., Gelikonov V.M. Digital refocusing for transverse resolution improvement in optical coherence tomography. *Laser Phys Lett* 2012; 9(11): 826–832, <https://doi.org/10.7452/lapl.201210102>.
- Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Terpelov D.A., Shilyagin P.A., Gelikonov V.M. Noniterative method of reconstruction optical coherence tomography images with improved lateral resolution in semitransparent media. *Laser Phys Lett* 2013; 10(12): 125601, <https://doi.org/10.1088/1612-2011/10/12/125601>.
- Moiseev A., Ksenofontov S., Sirotkina M., Kiseleva E., Gorozhantseva M., Shakhova N., Matveev L., Zaitsev V., Matveyev A., Zagaynova E., Gelikonov V., Gladkova N., Vitkin A., Gelikonov G. Optical coherence tomography-based angiography device with real-time angiography B-scans visualization and hand-held probe for everyday clinical use. *J Biophotonics* 2018; 11(10): e201700292, <https://doi.org/10.1002/jbio.201700292>.
- Fonseca E.S.R., Fiadeiro P.T., Pereira M., Pinheiro A. Comparative analysis of autofocus functions in digital in-line phase-shifting holography. *Appl Opt* 2016; 55(27): 7663, <https://doi.org/10.1364/ao.55.007663>.