

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 681.787

**КАЛИБРОВКА ПОПЕРЕЧНОГО СКАНИРОВАНИЯ
В ПРИБОРАХ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

© 2020 г. С. Ю. Ксенофонов^{а,*}, А. А. Моисеев^а, В. А. Маткинский^а,
П. А. Шилягин^а, Т. В. Василенкова^а, В. М. Геликонов^а, Г. В. Геликонов^а

^а Федеральный исследовательский центр “Институт прикладной физики РАН”

Россия, 603950, Н. Новгород, ул. Ульянова, 46

*e-mail: xen@appl.sci-nnov.ru

Поступила в редакцию 26.02.2020 г.

После доработки 02.03.2020 г.

Принята к публикации 03.03.2020 г.

Работа посвящена методам определения зависимости координаты сканирования от номера А-скана по томографическим изображениям тестовых образцов и способам компенсации горизонтальных искажений томографических изображений, вызванных неравномерностью скорости перемещения зондирующего пучка. Для решения задачи в качестве тестовых образцов были использованы решетка Ронки на опаловом стекле и наклонная плоская поверхность объемно-рассеивающей пластины.

DOI: 10.31857/S0032816220040291

ВВЕДЕНИЕ

Методы, описанные в данной статье, использовались для разработки и технологического обеспечения приборов оптической когерентной томографии (о.к.т.) [1]. В частности, в данной работе рассматривается случай использования о.к.т.-технологий для визуализации внутренней структуры наружных биотканей живого организма в реальном времени.

В о.к.т.-системах для визуализации такого рода используется зондирование исследуемого участка маломощным широкополосным низкокогерентным оптическим излучением ближнего и.к.-диапазона. Для исследования наружных биотканей чаще всего используется излучение с центральной длиной волны ~ 1.3 мкм.

Анализ рассеянного в обратном направлении излучения позволяет при использовании о.к.т.-технологий получить распределение рассеивателей внутри исследуемой области и тем самым представление о внутренней структуре исследуемой биоткани. Структура таких тканей, как слизистая или кожа, визуализируется методами о.к.т. на глубину до 1.5–2 мм. Прямое разрешение для разных модификаций о.к.т.-систем обуславливается характеристиками зондирующего излучения и варьируется от нескольких единиц до двух десятков микрометров.

Можно выделить о.к.т.-системы двух основных типов – конфокальные о.к.т.-системы и о.к.т.-системы полного поля [1]. В системах полного поля в процессе зондирования одновременно облучается

весь исследуемый участок ткани. О.к.т.-системы полного поля являются наиболее быстродействующими, так как в них отсутствуют системы механических приводов и перемещений. Базовым недостатком о.к.т.-систем полного поля является принципиальная чувствительность к сигналам многократного рассеяния, что порождает большое количество когерентных шумов и артефактов и снижает эффективный динамический диапазон метода. Это является одной из основных причин ограниченного практического применения таких о.к.т.-систем.

Данного недостатка лишены корреляционные методы о.к.т., спектральные методы о.к.т. и методы о.к.т. с перестраиваемым источником [1]. Такие приборы можно отнести к конфокальным о.к.т.-системам, так как в них используется сфокусированный узкий зондирующий пучок. В процессе о.к.т.-сканирования он механически перемещается вдоль поверхности исследуемой ткани по одной или по двум координатам.

Для осуществления поперечного сканирования в о.к.т. применяется ряд методов [2–15]. Наиболее распространенным является угловое сканирование пучка гальваносканерами [2]. Они обеспечивают достаточно высокую скорость сканирования и точность позиционирования зондирующего пучка. Такой метод хорошо подходит для офтальмологического применения о.к.т.

Основным трендом в разработке о.к.т.-устройств для офтальмологических приложений является минимизация габаритов зондов, что приводит к

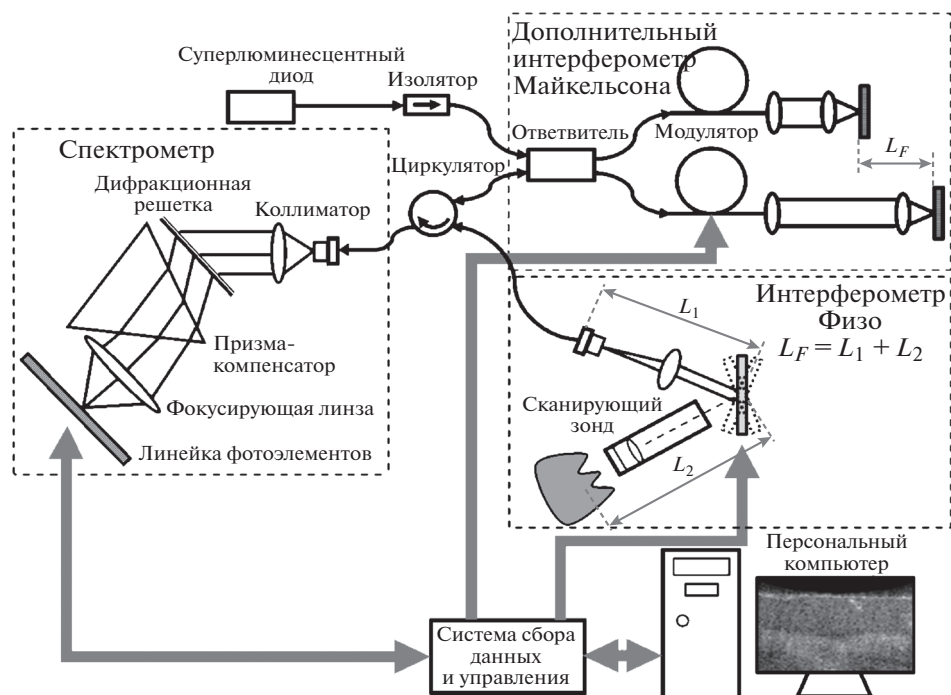


Рис. 1. Структурная схема спектральной о.к.т.-системы.

необходимости поиска наиболее компактных устройств сканирования. Для получения двумерных изображений хорошо зарекомендовало себя гальваносканирующее устройство [16, 17], позволяющее получать только двумерные сканы. Для получения полноценных трехмерных изображений с помощью компактного зонда наилучшим решением, на наш взгляд, являются сканеры на основе технологии микроэлектромеханических систем (м.э.м.с.-технологии), представляющие собой одноэлементное зеркало, отклоняемое электромагнитными или электростатическими полями в двух направлениях [6–8].

Достоинствами таких устройств являются высокая скорость работы, компактность и сравнительно низкое энергопотребление. К недостаткам можно отнести высокую механическую добротность и близость значения основного механического резонанса м.э.м.с.-зеркала к диапазону частот используемого управляющего сигнала, следствием чего могут быть существенные искажения о.к.т.-изображений из-за отклонения координаты поперечного сканирования от заданного значения.

Данная работа посвящена описанию методов контроля режима поперечного сканирования в высокоскоростных конфокальных приборах оптической когерентной томографии.

СПЕКТРАЛЬНАЯ О.К.Т.-СИСТЕМА

В данной работе используется спектральная оптоволоконная о.к.т.-система, разработанная в Институте прикладной физики РАН (ИПФ РАН). Структурная схема такой о.к.т.-системы приведена на рис. 1.

Здесь используется тандемная интерферометрическая схема, в которой основной интерферометр Физо расположен в корпусе сканирующего зонда, а дополнительный интерферометр Майкельсона имеет переменную длину плеч. За счет этого проводится модуляция длины пробега опорной волны, которая применяется для формирования комплексного распределения коэффициента обратного рассеяния и подавления автокорреляционных и зеркальных артефактов [18].

Для синтеза необходимого комплекса управляющих электрических сигналов здесь используется система сбора данных и управления на основе интерфейса USB 3.0 [19]. В качестве основной управляющей и вычислительной системы используется обычный персональный компьютер под управлением операционной системы семейства Microsoft Windows.

Для синтеза непрерывного потока о.к.т.-изображений в реальном времени используются методы асинхронных параллельных вычислений, описанные в статье [20].

Формирование зондирующего пучка производится с использованием специализированного

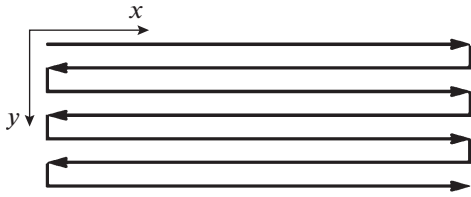


Рис. 2. Последовательность поперечного сканирования при получении трехмерных данных.

телецентрического сканирующего объектива [21] в составе сканирующего зонда. Телецентрический ход лучей обеспечивает отсутствие искажений формы поверхности исследуемой среды на о.к.т.-изображении, связанных с увеличением оптической дистанции до исследуемого объекта для главных лучей, не параллельных оптической оси зонда. Величина дисторсии объектива составляет $<2\%$ при амплитуде сканирования до 4 мм по поперечной координате.

Регистрация рассеянного излучения осуществляется конфокально. Сканирование зондирующим пучком осуществляется с использованием м.э.м.с.-зеркала A8L18.3-4200AU-TINY48.4-B/TP (производство MirrorcleTech, США). Особенности используемого зеркала являются возможность сканирования по двум ортогональным осям в диапазоне $\pm 4^\circ$, малая величина нелинейности зависимости угла отклонения от приложенного напряжения и наличие добротного (коэффициент добротности $Q \sim 100$) резонанса на частоте 910–920 Гц.

МЕТОДЫ ПОЛУЧЕНИЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ ОБ ИСКАЖЕНИИ ФОРМЫ ПОПЕРЕЧНОГО СКАНИРОВАНИЯ

В данной работе используется высокоскоростная спектральная о.к.т.-система со скоростью работы ~ 90000 А-сканов/с. Такая система используется, в частности, для получения трехмерных данных о внутренней структуре наружных био-

тканей. При этом порядок получения трехмерных данных соответствует иллюстрации рис. 2.

Координата x – это координата следования А-сканов в В-скане, координата y – координата следования В-сканов при получении трехмерных данных. Для экспериментальных данных, используемых в данной работе, каждый В-скан состоял из 1024 А-сканов. Поэтому координату x можно условно назвать “быстрой” координатой, а координату y – “медленной”, так как скорость изменения этих координат в процессе сканирования отличается в 1024 раза. Кроме того, в работе данной о.к.т.-системы часто используется режим, когда координата y не изменяется, т.е. используется непрерывная визуализация в реальном времени одного и того же сагиттального томографического среза. В дальнейшем в данной статье рассматривается именно такой режим сканирования.

В идеальном случае скорость изменения координат можно было бы считать постоянной за исключением нескольких процентов участка сканирования на краях в области смены направления. В случае “медленной” координаты ситуация близка к идеальной. Но в случае “быстрой” координаты проявляются искажения связанные с механическими резонансами м.э.м.с.-зеркала.

Например, на рис. 3а приведен результат о.к.т.-сканирования решетки Ронки в направлении, ортогональном ее полосам. Использовалась решетка с плотностью 10 линий/мм на опаловом стекле (#59-512 производства Edmund Optics, США). Видно, что изображение решетки не периодически по горизонтальной координате. Это является следствием того, что форма применяемого в данном случае сигнала управления отклонением м.э.м.с.-зеркала намеренно “сглажена” (рис. 3б), чтобы высокочастотные компоненты спектра сигнала не возбуждали механических резонансов зеркала. Дополнительно на изменение масштаба изображения по горизонтали влияет дисторсия объектива сканирующей системы.

В данной работе рассматривается способ вычисления искажения поперечного сканирования

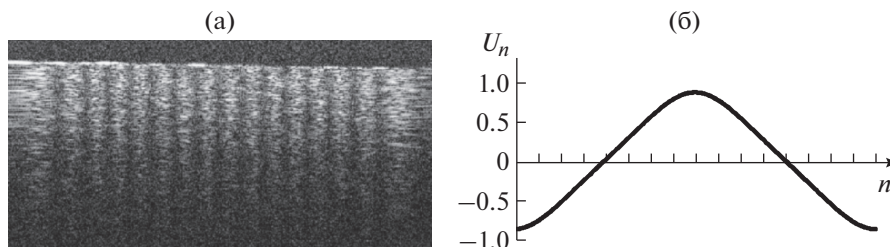


Рис. 3. Результат сканирования решетки Ронки (а) при использовании управляющего сигнала, имеющего форму, показанную в (б), где приведен один период циклически повторяющегося управляющего сигнала; о.к.т.-изображение (а) соответствует первому полупериоду управляющего сигнала (б).

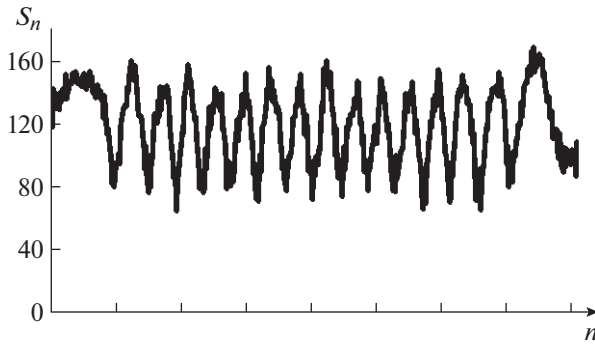


Рис. 4. Результат усреднения значений интенсивности нескольких строк В-скана рис. 3а.

в о.к.т.-системе по экспериментальным данным, полученным на тестовых образцах, для коррекции горизонтальных искажений о.к.т.-изображений.

Предлагается использовать решетку Ронки в качестве одного из тестовых образцов для получения данных о горизонтальных искажениях в о.к.т.-изображениях. Неравномерность полос на о.к.т.-изображении решетки Ронки (рис. 3а) можно использовать для вычисления величины отклонения от постоянного значения скорости сканирования по данной координате. Для нахождения этого отклонения были применены следующие вычисления.

В качестве исходных данных для вычислений использовалась последовательность S_n (рис. 4), которая является результатом усреднения значений интенсивности нескольких строк В-скана рис. 3а. Оценка изменения скорости сканирования производилась по изменению значения фазы $\Delta\varphi_n$, которая вычислялась по аналитическому сигналу A_n , соответствующему последовательности S_n . Для этого применялось преобразование Гильберта, выполненное следующим методом:

$$F_m = FFT_{n \rightarrow m}(S_n), \quad m \in 0, \dots, 1023, \quad n \in 0, \dots, 1023;$$

$$F_0 = 0; \quad F_m = 0, \quad m \in 512, \dots, 1023;$$

$$A_n = IFFT_{m \rightarrow n}(F_m), \quad n \in 0, \dots, 1023, \quad m \in 0, \dots, 1023;$$

$$\Delta\varphi_n = \arg(A_n) - \arg(A_{n-1}), \quad n \in 1, \dots, 1023.$$

В идеальном случае значение

$$\gamma_n = \gamma_{n-1} + \Delta\varphi_n, \quad n \in 1, \dots, 1023, \quad \gamma_0 = 0$$

должно было быть линейно нарастающим. Отклонение закона изменения γ_n от линейного нарастания говорит о величине смещения данных соответствующего А-скана по горизонтали В-скана.

Оценочная величина горизонтального смещения

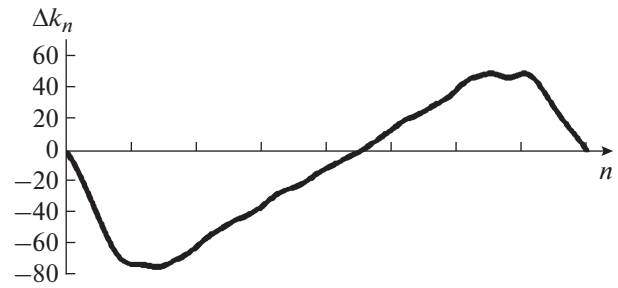


Рис. 5. Величина горизонтального смещения, полученная по данным В-скана рис. 3а.

$$\Delta k_n = 1023 \frac{\gamma_n}{\gamma_{1023}} - n, \quad n \in 0, \dots, 1023,$$

полученная по данным В-скана рис. 3а, представлена на рис. 5.

Стоит отметить, что этот метод оценки искажения поперечного сканирования не является универсальным и имеет очевидные ограничения по применимости. В частности, этот метод нельзя применять, если величина искажений, происходящая за период следования А-сканов в о.к.т.-системе, превышает шаг решетки Ронки или сравнима с ним. На рис. 6а представлена подобная ситуация. Здесь представлен случай, когда управляющий сигнал (рис. 6б) имеет более высокочастотные компоненты (чем в случае рис. 3б), которые возбуждают механические резонансные колебания м.э.м.с.-зеркала.

В таком случае для оценки искажения поперечного сканирования в о.к.т.-системе можно применить тестовый образец в виде наклонной поверхности.

На рис. 7а представлен результат о.к.т.-сканирования наклонной плоской поверхности специализированного о.к.т.-фантома (производство фирмы BioMimic, Канада), расположенного под углом к направлению координаты x . При этом применялся управляющий сигнал, как на рис. 6б. Изображение подобного рода позволяет выделить соответствующую кривую K_n изображения профиля поверхности рис. 7а. Известно много разных методов, которые применимы для решения такой задачи.

Представленная на рис. 7б кривая была получена при помощи метода обработки изображения рис. 7а, который базируется на методе Стегера [22]. Данный алгоритм основан на нахождении собственных векторов результата свертки гессиана изображения с функцией Гаусса. Была применена модификация такого метода, описанная в работе [23].

В этом случае оценочная величина горизонтального смещения, вычисленная как

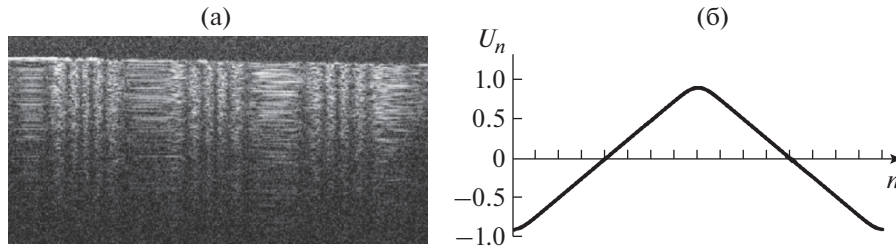


Рис. 6. Результат сканирования решетки Ронки (а) в случае использования формы управляющего сигнала (б).

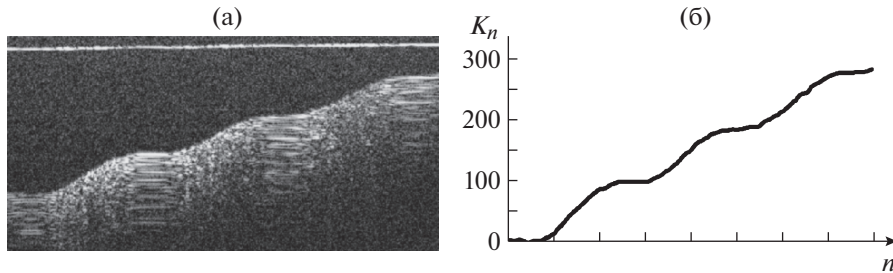


Рис. 7. Результат о.к.т.-сканирования наклонной плоской поверхности (а) в случае использования формы управляющего сигнала рис. 6б; б – кривая профиля поверхности.

$$\Delta K_n = 1023 \frac{K_n}{K_{1023}} - n, \quad n \in 0, \dots, 1023,$$

будет иметь форму рис. 8.

ПРИМЕНЕНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ О ВЕЛИЧИНЕ ГОРИЗОНТАЛЬНОГО ИСКАЖЕНИЯ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Полученные таким образом данные о величине горизонтального искажения В-скана могут быть использованы для разных целей.

Во-первых, изображения, аналогичные рис. 3а и рис. 7а, могут быть непосредственно использованы как средство контроля при подборе формы управляющего сигнала. Таким образом, при настройке о.к.т.-системы можно эффективно контролировать влияние управляющего сигнала на возбуждение собственных механических резонансов м.э.м.с.-зеркала. При этом в качестве тестового образца в случае “грубых” искажений рекомендуется применять наклонную плоскость, а при более “тонкой” настройке – решетку Ронки.

Во-вторых, данные, аналогичные рис. 5 и рис. 8, можно использовать для синтеза предварительно искаженной формы управляющего сигнала с целью подавления собственных резонансов м.э.м.с.-зеркала по методу, аналогичному продемонстрированному в работе [24].

В-третьих, корректировать горизонтальные искажения можно численным методом на завер-

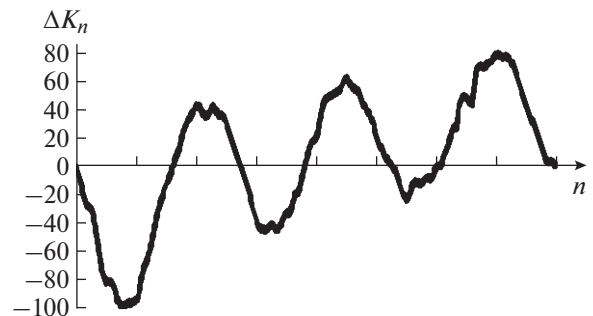


Рис. 8. Величина горизонтального смещения, полученная по данным В-скана рис. 7а.

шающем этапе синтеза В-скана. В этом случае преобразование, корректирующее горизонтальные искажения, можно представить в виде произведения матрицы неэквидистантного преобразования на транспонированную матрицу изображения, т.е.

$$\tilde{S} = \hat{M} \hat{S}^T,$$

где \hat{S} – данные В-скана, представленные в виде матрицы; \hat{M} – матрица неэквидистантного преобразования. Элементы матрицы \hat{M} могут быть вычислены на основе таблицы экспериментальных данных Δk_n методом, который аналогичен способу, описанному в работе [25].

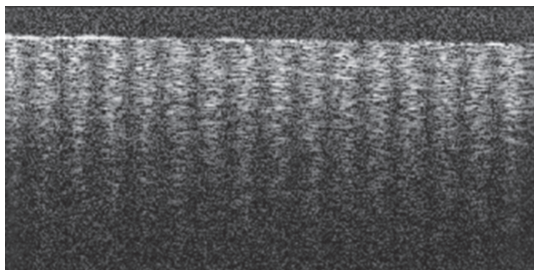


Рис. 9. Результаты численной коррекции изображения рис. 5а с использованием данных рис. 5.

Результаты такой численной коррекции изображения рис. 5а представлены на рис. 9.

Предварительные оценки показывают, что в случае используемой о.к.т.-системы при использовании вычислительной мощности одного графического процессора на базе дискретной видеокарты среднего пользовательского класса (например, NVidia GeForce GTX 1060) для синтеза в реальном времени непрерывного потока В-сканов данная коррекция может быть выполнена также в реальном времени. При этом для операции матричного умножения можно использовать функции библиотеки NVIDIA CUDA CUBLAS_V2.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Применение описанных в данной статье тестовых образцов позволяет эффективно контролировать горизонтальные искажения о.к.т.-изображений, вызванные как неравномерностью скорости сканирования зеркала, так и дисторсией оптической системы.

Описанные в статье способы получения экспериментальных данных были использованы при разработке и настройке скоростных спектральных о.к.т.-систем, предназначенных для исследования наружных биотканей. Различные способы применения экспериментальных данных для коррекции горизонтальных искажений обеспечивают качественную визуализацию исследуемых объектов в реальном времени и частично компенсируют соответствующие потери продольной разрешающей способности при о.к.т.-визуализации.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке Российского научного фонда в рамках проекта № 17-72-20249.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Optical coherence tomography: Technology and applications / Ed. W. Drexler, J.G. Fujimoto. Sec. ed.

Cham: Springer, 2015.
<https://doi.org/10.1007/978-3-319-06419-2>

2. Duma V.F. // Mechanisms and Machine Science. 2014. V. 17. P. 361.
https://doi.org/10.1007/978-3-319-01845-4_36
3. Liu L., Chen N., Sheppard C.J.R. // Opt. Lett. 2007. V. 32. № 24. P. 3528.
<https://doi.org/10.1364/OL.32.00352>
4. Motaghian Nezam S.M.R. // Opt. Lett. 2008. V. 33. № 15. P. 1741.
<https://doi.org/10.1364/OL.33.001741>
5. Wang D., Liang P., Samuelson S., Jia H., Ma J., Xie H. // Biomedical Opt. Exp. 2013. V. 4. № 10. P. 2066.
<https://doi.org/10.1364/BOE.4.002066>
6. Strathman M., Liu Y., Li X., Lin L.Y. // Opt. Exp. 2013. V. 21. № 20. P. 23934.
<https://doi.org/10.1364/OE.21.023934>
7. Sun J., Guo S., Wu L., Liu L., Choe S.-W., Sorg B.S., Xie H. // Opt. Exp. 2010. V. 18. № 12. P. 12065.
<https://doi.org/10.1364/OE.18.012065>
8. Kim K.H., Park B.H., Maguluri G.N., Lee T.W., Rogomentich F.J., Bancu M.G., Bouma B.E., De Boer J.F., Bernstein J.J. // Opt. Exp. 2007. V. 15. № 26. P. 18130.
<https://doi.org/10.1364/OE.15.018130>
9. Munce N.R., Mariampillai A., Standish B.A., Pop M., Anderson K.J., Liu, G.Y., Luk T., Courtney B.K., Wright, G.A., Vitkin I.A., Yang V.X.D. // Opt. Lett. 2008. V. 33. № 7. P. 657.
<https://doi.org/10.1364/OL.33.000657>
10. Schulz-Hildebrandt H., Pfeiffer T., Eixmann T., Lohmann S., Ahrens M., Rehra J., Draxinger W., König P., Huber R., Hüttmann G. // Opt. Lett. 2018. V. 43. № 17. P. 4386.
<https://doi.org/10.1364/OL.43.004386>
11. Zhang N., Tsai T.-H., Ahsen O.O., Liang K., Lee H.-C., Xue P., Li X., Fujimoto J.G. // Opt. Lett. 2014. V. 39. № 2. P. 186.
<https://doi.org/10.1364/OL.39.000186>
12. Park H.-C., Seo Y.-H., Jeong K.-H. // Opt. Exp. 2014. V. 22. № 5. P. 5818.
<https://doi.org/10.1364/OE.22.005818>
13. Duma V.-F., Lee K.-S., Meemon P., Rolland J.P. // Appl. Opt. 2011. V. 50. № 29. P. 5735.
<https://doi.org/10.1364/AO.50.005735>
14. Aguirre A.D., Sawinski J., Huang S.-W., Zhou C., Denk W., Fujimoto J.G. // Opt. Exp. 2010. V. 18. № 5. P. 4222.
<https://doi.org/10.1364/OE.18.004222>
15. Min E.J., Na J., Ryu S.Y., Lee B.H. // Opt. Lett. 2009. V. 34. № 12. P. 1897.
<https://doi.org/10.1364/OL.34.001897>
16. Feldchtein F.I., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. // Handbook of Optical Coherence Tomography / Ed. B.E. Bouma, G.J. Tearney. New York: Marcel Dekker, 2001. P. 131–142.
17. Геликонов Г.В. Патент на изобретение 2319184 РФ G02B 26/10, A61B 5/00 // Опубл. 10.03.2008. Бюл. № 7.
18. Ксенофонтов С.Ю., Шиллягин П.А., Терпелов Д.А., Новожилов А.А., Геликонов В.М., Геликонов Г.В. // ПТЭ. 2020. № 1. С. 136.
<https://doi.org/10.31857/S003281622001005X>

19. Терпелов Д.А., Ксенофонтов С.Ю., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шлягин П.А. // ПТЭ. 2017. № 6. С. 94. <https://doi.org/10.7868/S0032816217060143>
20. Ксенофонтов С.Ю. // ПТЭ. 2019. № 3. С. 17. <https://doi.org/10.1134/S0032816219030078>
21. Шлягин П.А., Моисеев А.А., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Ксенофонтов С.Ю., Загайнова Е.В., Гладкова Н.Д., Губарькова Е.В., Киселева Е.Б., Сироткина М.А., Виткин И.А. Патент на изобретение 2675488 РФ. G02B 13/22, G02B 9/04 // Оpubл. 19.12.2018. Бюл. № 35.
22. Steger C. // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1998. V. 20. № 2. P. 113. <https://doi.org/10.1109/34.659930>
23. Matkivsky V.A., Shilyagin P.A., Moiseev A.A., Novozhilov A.A., Abubakirov T.E., Gelikonov G.V., Shakhov A.V., Gelikonov V.M. // Laser Phys. Lett. 2020. V. 17. № 2. P. 025602. <https://doi.org/10.1088/1612-202X/ab60ad>
24. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Ксенофонтов С.Ю., Терпелов Д.А., Шлягин П.А. // ПТЭ. 2010. № 3. С. 133.
25. Моисеев А.А., Геликонов Г.В., Шлягин П.А., Геликонов В.М. // Изв. вузов. Радиофизика. 2012. Т. 55. № 10–11. С. 727.