

УДК 004.942

## УМЕНЬШЕНИЕ СПЕКЛ-ШУМОВ ПРИ ПОСТРОЕНИИ СТРУКТУРНОГО ОКТ ИЗОБРАЖЕНИЯ

Галёб К.И.С., Проскурин С.Г.

ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет»,  
Тамбов, e-mail: kamal@tamb.ru

Описан способ уменьшения спекл-шумов при построении структурного изображения в оптической когерентной томографии (ОКТ). Данный метод также даёт возможность повысить контраст структурных ОКТ изображений. Наряду с изменениями в аппаратной части уделяется внимание численным методам обработки исходных данных. Уменьшение уровня спекл-шума, наряду с оптическим просветлением, позволяет увеличить глубину когерентного зондирования. Предложенные инновации позволяют регистрировать не только отражённые, но и рассеянные несколько раз фотоны, которые всё ещё сохраняют свою когерентность с опорным пучком. Исследуя биологические ткани предложенным методом, удалось получить изображения кровеносных сосудов человека *in vivo*. В отдельных случаях было возможно получать структурные изображения крови человека *in vivo*. Уменьшение спекл-шума в структурных ОКТ изображениях даёт возможность увеличить глубину когерентного зондирования (ГКЗ) на 20–30%, что позволяет визуализировать не только верхнюю, но и нижнюю стенку подкожных кровеносных сосудов человека *in vivo*.

**Ключевые слова:** оптическая когерентная томография (ОКТ), глубина когерентного зондирования (ГКЗ), спекл-шум, квазиупругое рассеяние

## SPECKL-NOISE REDUCTION IN STRUCTURAL OCT IMAGE RECONSTRUCTION

Ghaleb K.I.S., Proskurin S.G.

State Technical University, Tambov, e-mail: kamal@tamb.ru

Speckle-noise reduction method in optical coherent tomography (OCT) image reconstruction is described. The method also gives a chance to increase contrast of OCT structural images. Along with changes in the hardware the attention to numerical processing of raw data is paid. Speckle-noise reduction along with an optical clearing allows to increase coherence probing depth. The offered innovations allow detection of least scattered photons which still are coherent to those in the reference arm. Investigating the biological tissues, the offered method succeeded to receive images of human blood vessels *in vivo*. In some cases it was possible to receive *in vivo* structural images of blood. Application methods of suppressing speckle noise increases contrast B-scans and biomedical diagnostics makes more understandable and adequate relevant histological studies. Speckle reduction in structural OCT images allows users to increase the depth of coherent sensing (SRC) by 20–30%, that allows you to visualize not only the top, but the bottom wall and subcutaneous human blood vessels *in vivo*.

**Keywords:** optical coherent tomography (OCT), coherence probing depth (CPD), speckle-noise, quasielastic scattering

Оптической когерентной томографией (ОКТ) называют метод изучения оптически прозрачных биообъектов: кожи, слизистых, стенок сосудов, роговицы и сетчатки глаз человека и животных [1, 2]. Преимущественно ОКТ применяют в биомедицинской диагностике слизистых оболочек и сетчатки глаза. Диагностика такого рода неинвазивна и абсолютно безвредна. Биологические ткани имеют различные свойства, тем самым приложенное к объекту внешнее давление по-разному изменяет линейные размеры биологических тканей. Это ведёт к различному изменению концентрации рассеивателей в биологической ткани. На ОКТ изображениях такой метод может привести к повышению контраста границ отдельных слоёв биологических тканей. Принципы работы ОКТ похожи на ультразвуковое исследование (УЗИ). Они основаны на исследовании, регуляризации и фильтрации спектра отраженного от объекта интерференционного эхо-сигнала. Однако в оптической когерентной томографии вместо акустических (звуковых) волн применяется оптическое излучение. В методах

УЗИ-диагностики, как и в ОКТ, существует спекл-шум. Его можно наблюдать в виде пятен, иначе говоря, спеклов, появляющихся на структурных изображениях.

Спекл-шум в ОКТ системах вызван когерентностью излучения и хаотически распределёнными отражателями излучения. Основной задачей уменьшения влияния этих помех является фиксация и выделение полезной информации о структуре биомедицинского объекта. В результате информация, заключённая в ОКТ изображениях, должна становиться более понятной для принятия решения правильной диагностики. На ОКТ изображении кровеносные сосуды, мышцы и другие разновидности биологических тканей состоят из большого числа пикселей. Кроме этого, отделённое от информационной составляющей изображение спекл-шума для каждого кадра уникально.

На квадратичном детекторе регистрируются электромагнитные волны низкокогерентного источника ближнего ИК диапазона ( $\lambda = 800\text{--}1700$  нм) от зондирующего и опорного плеч интерферометра Майкельсона. В результате получается интерференционный

сигнал, А-скан, аналогичный таковому в ультразвуковой диагностике. Двумерное ОКТ изображение (В-скан) формируется из нескольких сотен А-сканов. Получаемая двумерная картина показывает карту отражения назад структур биотканей различной оптической плотности на глубину примерно до 2 мм, с разрешением от 1–5 до 10–15 мкм [2, 3, 4]. Широко распространены ОКТ приборы для исследования строения сетчатки глаза (ретинотомографы). Они дают возможность получать поперечные изображения структуры сетчатки глаза на глубину до 1–1,5 мм. Благодаря данным приборам существует уникальная возможность исследовать сетчатку глаза в норме и при её отслоении. Более точный диагноз на ранних стадиях многих серьёзных заболеваний можно получить при увеличении соотношения сигнал/шум (С/Ш) в отдельных А-сканах [4, 5].

По статистическим характеристикам здоровые и нездоровые биологические ткани могут отличаться друг от друга. В настоящее время есть много ОКТ установок, способных визуализировать высококачественные изображения. Во многих работах показаны методы повышения диагностической ценности при увеличении соотношения С/Ш [1–3].

Спекл-шум (в виде пятен) появляется на В-сканах, что снижает чёткость структурного ОКТ изображения [5, 6]. Он появляется из-за когерентности волн в указан-

ных плечах интерферометра, отрицательно влияет на качество изображения и приводит к тому, что картина выглядит «пятнистой». Применение методов подавления спекл-шумов увеличивает контраст В-сканов и делает биомедицинскую диагностику более понятной и адекватной соответствующим гистологическим исследованиям.

**Целью данной работы** является уменьшение спекл-шумов при построении структурного изображения в оптической когерентной томографии – структурных ОКТ изображений.

#### Материалы и методы исследования

В ряде случаев спекл-шум ограничивает возможности оптического когерентного томографа при проведении измерений. В данном подходе использован метод устранения спекл-шума. В двумерном ОКТ изображении подкожных кровеносных сосудов и верхних слоёв кожи человека используется уменьшение спекл-шума и увеличения отношения С/Ш при помощи малоуглового растрового усреднения [4]. Уменьшение спекл-шума в структурных ОКТ изображениях даёт возможность увеличить глубину когерентного зондирования (ГКЗ) на 20–30%, что позволяет визуализировать не только верхнюю, но и нижнюю стенку подкожных кровеносных сосудов человека *in vivo* [4, 5].

В эксперименте использовалась стандартная ОКТ система, описанная в [4]. Структурное ОКТ изображение пластиковой трубки диаметром 0,5 мм и А-скан одной линии изображения показаны на рис. 1. В ОКТ большое внимание уделяется численным методам, которые основаны на уменьшении уровня спекл-шума и вычислении глубины когерентного зондирования.

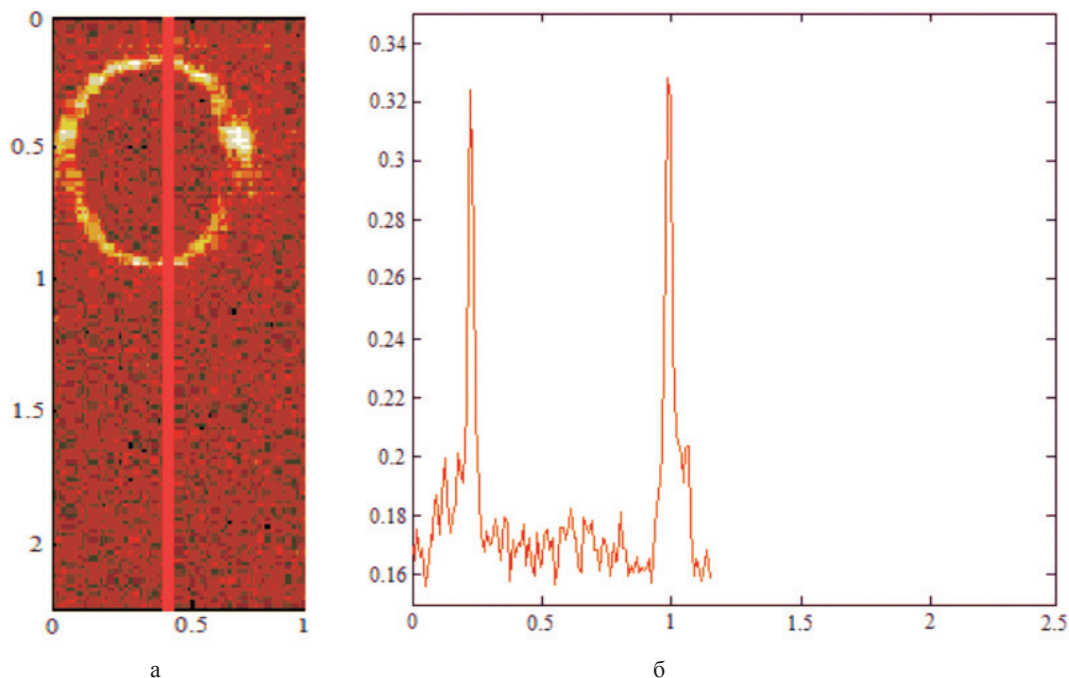


Рис. 1. ОКТ изображение пластиковой трубки с внутренним диаметром 0,5 мм (а); и А-скан одной линии изображения (б)

В процессе обработки исходных данных продемонстрировано увеличение ГКЗ при исследовании соотношения С/Ш отдельных А-сканов (рис. 1, б). Точность измерения толщины слоёв, проведённых по измерению расстояний между соответствующими пиками А-сканов, остаётся неизменной. Однако контраст А-сканов и структурных изображений увеличивается на 10–20 dB. Это достигается за счёт увеличения отношения С/Ш и даёт автоматическое улучшение контраста В-сканов (структурных ОКТ изображений).

Малоугловое растровое сканирование в плече образца интерферометра и последующее усреднение для столбцов и строк структурного изображения дают нарастающую логарифмическую зависимость соотношения С/Ш без асимптотического насыщения [4]. Рис. 2, 3, 4 показывают зависимости соотношений С/Ш от числа усреднений при линейном, параллель-

ном сканировании в плече образца. В одном из столбцов структурного изображения определяются зависимости С/Ш от числа сжатых соседних А-сканов. Количество усреднений в одну строку определяется в зависимости от увеличения глубины когерентного зондирования. Таким образом, в результате указанной обработки данных количество усреднений увеличивает контраст изображения и уменьшает уровень шумов. Последним этапом работы является обработка данных с применением фильтрации. По результатам обработки сигналов находятся зависимости уменьшения интенсивности боковых лепестков диаграммы направленности отражённого сигнала, который аналогичен сигналу оптического радара. После предварительного выполнения фильтрации структурные изображения выводятся на мониторе компьютера без дополнительных изменений.

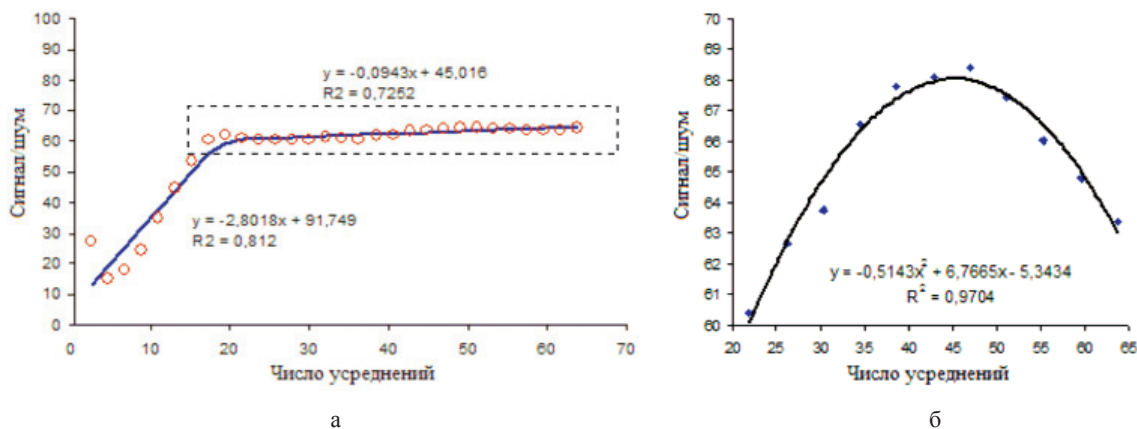


Рис. 2. Зависимость соотношения сигнал/шум от числа усреднений при параллельном сканировании в плече образца для верхней части ОКТ изображения (а); зависимость отношения С/Ш; увеличенная параболическая зависимость «линейной» части, выделенной прямоугольником (б). Точки – экспериментальные данные; сплошные линии – линии аппроксимации

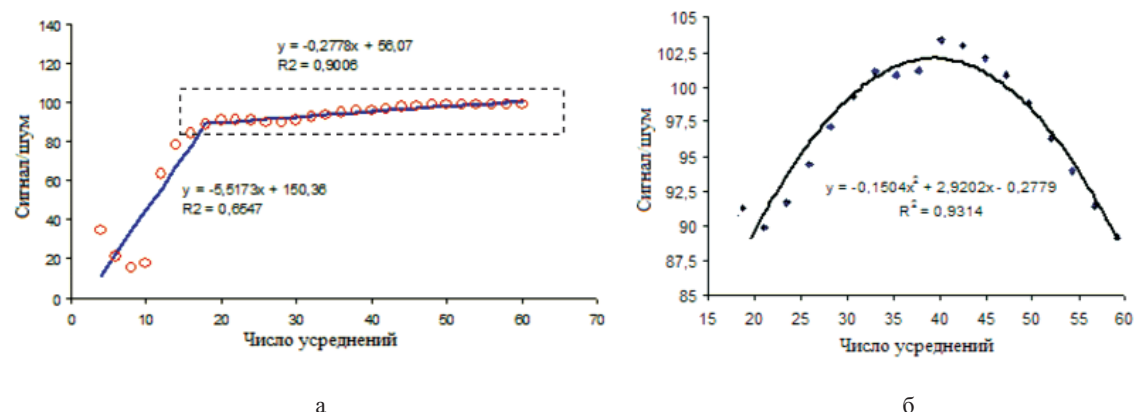


Рис. 3. Зависимость соотношения сигнал/шум от числа усреднений при параллельном сканировании для средней части ОКТ изображения (а); увеличенная параболическая зависимость «линейной» части выделенной прямоугольником (б). Точки – экспериментальные данные; сплошные линии – линии аппроксимации

Для программной обработки исходных данных интерференционного сигнала использовался пакет программ MATLAB [3]. Аналогичную обработку можно сделать на C++, C# и на LabVIEW. Параллель-

ное сканирование с последующим усреднением даёт уменьшение спекл-шумов, увеличение контраста, насыщение после 15–20 усреднений и уменьшение после 35–45 усреднений.

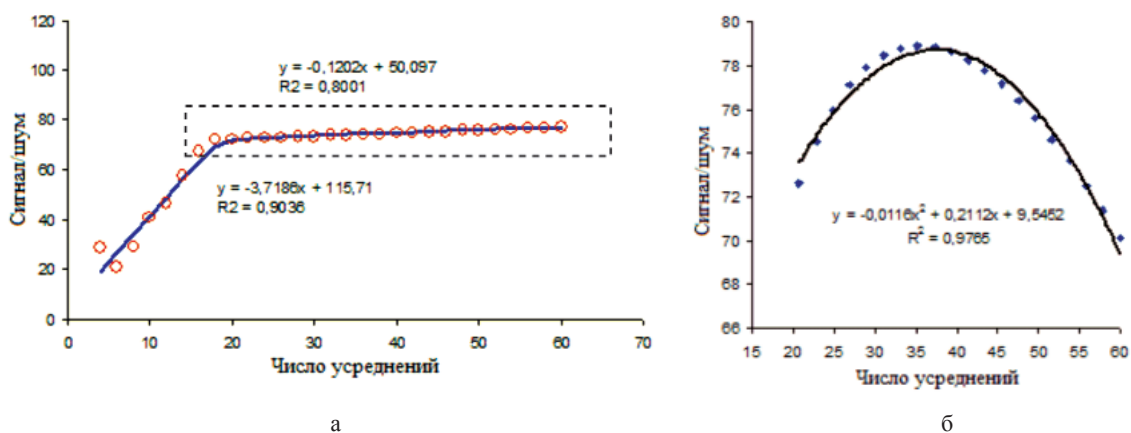


Рис. 4. Зависимость соотношения сигнал/шум от числа усреднений при параллельном сканировании в нижней части ОКТ изображения (а); увеличенная параболическая зависимость «линейной» части, выделенной прямоугольником (б). Во всех случаях экспериментальные точки аппроксимируются параболой с  $R^2$  близким к 0,95

#### Результаты исследования и их обсуждение

Эффект низкой когерентности зондирующего излучения с точки зрения появления спеклов не всегда является отрицательным. Уменьшение когерентности источника ИК излучения может вызвать полезный эффект и привести к уменьшению спекл-шума по сравнению с источниками высокой когерентности (лазерами). В результате можно говорить о возможности подавления шумов путём простого усреднения, использования спекл-эффекта, являющегося главным условием спеклограммы. Самый эффективный и естественный путь подавления спекл-шума состоит из нарушения его условий когерентной суперпозиции. Другими словами, при восстановлении изображения используются фактически некогерентные части данных. Этот подход даёт возможность использовать низко когерентный источник излучения малой мощности – малошумящий суперлюминесцентный диод, тем самым одновременно увеличивать ГКЗ биомедицинских объектов. Исследованные методы сканирования при получении структурных изображений впервые позволяют варьировать ГКЗ и показать, что поведение зависимостей соотношения С/Ш от числа усреднений демонстрируют недостатки линейного сканирования по сравнению с растровым сканированием.

Каждый участок изображения с развитой спекл-структурой сильно отличается от областей с полезной биомедицин-

ской информацией о структуре объекта. Впоследствии, с помощью фильтрации между неоднородными участками биологических тканей различных органов можно попытаться выделить только шумовую двумерную компоненту. Программный алгоритм позволяет распознать и проанализировать детали ОКТ изображений (контуры и линии, текстуры, области, границы, искомый объект).

#### Заключение

В данной работе были рассмотрены методы подавления спекл-шума при различных методах сканирования в плече образца ОКТ системы. При помощи применения этих подходов было показано количественное увеличение соотношения сигнал/шум и качественное уменьшение «зернистости» ОКТ изображений. Использование малоуглового растрового сканирования при помощи гальвано-сканера и последующей фильтрации сигнала позволяет увеличить глубину когерентного зондирования на 20–30%, что позволяет повысить контраст и чёткость структурных изображений ОКТ диагностики. После цифровой обработки и уменьшения спекл-шума структурное ОКТ изображение становится более чётким и легко читаемым. Асимптотическое насыщение и параболическое поведение кривой зависимости соотношения С/Ш от числа усреднений показывает недостатки линейного параллельного сканирования зондирующего пучка.

**Список литературы**

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника, 32(10), С. 849–867, 2002.
2. Handbook of Optical Coherence Tomography, B. Bouma, E. Tearney, eds. – Marcel Dekker Inc., 2002 – 756 p.
3. Проскурин С.Г., Потлов А.Ю., Галев К.И.С., Абдулкарим С.Н. Построение структурного изображения биообъекта с использованием растрового усреднения в оптической когерентной томографии // Известия ЮФУ, Технические науки. – 2012. – № 9. – С. 129–134.
4. Проскурин С.Г. Растровое сканирование и усреднение для уменьшения влияния спеклов в оптической когерентной томографии // Квантовая электроника. – 2012. – 42 (6). – С. 495–499.
5. Проскурин С.Г., Фролов С.В., Визуализация кровеносных сосудов при помощи оптической когерентной томографии // Медицинская техника. – 2012. – № 3. – С. 9–14.
6. Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications, J.W. Goodman – Roberts and Co., 2007 – 387 p.

**References**

1. Zimnyakov D.A., Tuchin V.V., Optical tomography of tissues // *Quantum Electron*, 32(10), p. 849–867, 2002.
2. Handbook of Optical Coherence Tomography, B. Bouma, E. Tearney, eds. Marcel Dekker Inc., 2002. 756 p.

3. Proskurin S.G., Potlov A.Yu., Ghaleb K.E.S., Abdulkareem S.N., Structural Image Reconstruction of Biological Object by Using Raster Averaging in Optical Coherence Tomography // *Bulletin of YuFU, Technical Sciences*, no 9, pp. 129–134, 2012.

4. Proskurin S.G., Raster scanning and averaging for reducing the influence of speckles in optical coherence tomography // *Quantum Electronics*, 42(6), pp. 495–499, 2012.

5. Proskurin S.G., Frolov S.V., Visualization of blood vessels using optical coherence tomography // *Biomedical Engineering*, 46(3), pp. 9–13, 2012.

6. Speckle Phenomena in Optics: Theory and Applications, J.W. Goodman – Roberts and Co., 2007 – 387 p.

**Рецензенты:**

Туголуков Е.Н., д.т.н., профессор кафедры «Техника и технологии производства нанопроductов», ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», г. Тамбов;

Фролов С.В., д.т.н., профессор, зав. кафедрой «Биомедицинская техника», ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», г. Тамбов.

Работа поступила в редакцию 01.04.2014.