

УДК 535.361.2

С.Г. Проскурин, А.Ю. Потлов К.И.С. Галеб, С.Н. Абдулкарим

**ПОСТРОЕНИЕ СТРУКТУРНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ БИООБЪЕКТА
С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ РАСТРОВОГО УСРЕДНЕНИЯ В ОПТИЧЕСКОЙ
КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Предлагается усовершенствованный алгоритм построения структурного изображения биообъекта для оптической когерентной томографии, позволяющий увеличить глубину когерентного зондирования и получить изображение более высокого качества. К предлагаемым усовершенствованиям относятся: использование гальваносканера вместо сканирующего предметного столика, растровое усреднение, собирающее несколько соседних пикселей в один и сложная многоуровневая фильтрация. Алгоритм включает в себя частотную фильтрацию полосовым фильтром Баттлерворта 3-го порядка, амплитудную пороговую фильтрацию и графическую фильтрацию на основе медианного фильтра

Оптическая когерентная томография (ОКТ); глубина когерентного зондирования (ГКЗ); оптические свойства кожи; иммерсионное просветление биотканей.

S.G. Proskurin, A.Yu. Potlov, K.E.S. Ghaleb, S.N. Abdulkareem

**STRUCTURAL IMAGE RECONSTRUCTION OF BIOLOGICAL OBJECT BY
USING RASTER AVERAGING IN OPTICAL COHERENCE TOMOGRAPHY**

Advanced algorithm of Optical Coherence Tomography structural image reconstruction of a biological object is proposed. It allows increasing coherence probing depth and obtaining image of higher quality. The proposed advantages are: application of Galvanoscanner instead of scanning stage, raster averaging which collects several adjacent pixels in one and complex multilevel filtering. The algorithm includes 3-d order band pass Butterworth frequency filtering, amplitude step filtration and graphical filtration using median filter.

Optical coherence tomography (OCT); coherence probing depth (CPD); optical properties of skin; optical clearing of tissues.

Оптическая когерентная томография (ОКТ) возникла в конце восьмидесятых, в начале девяностых годов двадцатого века [1]. В начале XXI века она заняла прочное место в ряду медицинской диагностической техники. ОКТ использует отражённый оптический сигнал от поверхностей различной оптической плотности, и во многом аналогична ультразвуковой (УЗИ) диагностике. Глубина зондирования плотных биотканей ОКТ системами при использовании длин волн $\lambda = 900\text{--}1300$ нм, составляет 1–2 мм, что существенно меньше чем у систем УЗИ [2, 3] и рентгеновских приборов [4]. Из-за сильного рассеяния оптического излучения в плотных биотканях, ОКТ системы применяются, преимущественно, для исследования роговицы, стекловидного тела и сетчатки глаза. Однако, разрешение таких систем ОКТ на один, два порядка превышает разрешение систем УЗИ для аналогичных исследований, которое составляет $\sim 1\text{--}0,1$ мм [2].

Цель настоящей работы – разработка усовершенствованного алгоритма построения структурного изображения биообъекта для ОКТ, позволяющего увеличить глубину когерентного зондирования и получить изображение с большим контрастом и информативностью.

Электрический сигнал, полученный с детекторов ОКТ, включенных в балансную схему, представляет собой усиленное и оцифрованное с помощью АЦП среднее значение интенсивности излучения, отражённого от биообъекта. Усреднение проводится по времени регистрации сигнала оптическими детекторами (фотодиодами) и по апертуре светочувствительного элемента. Данный сигнал ставится в

зависимость от положения гальваносканера. В принципе, в место гальвано-сканера возможно использование обычного сканирующего зеркала, но в таком случае скорость сканирования будет очень низкой. Это объясняется тем, что для получения высококачественного 2-координатного изображения придётся обеспечить постоянную перестройку оптической разности хода волн. Использование дистанционного малоуглового растрового сканирования, в отличие от сканирующего предметного столика, позволяет сделать систему дистанционной и осуществить растровое усреднение по нескольким соседним А-сканам в пределах одной вертикальной линии изображения. Это позволяет уменьшить спекл шумы, которые в данном случае возникают в новой геометрии, перпендикулярно излучению, но каждый раз под разными углами.

Уменьшая числовую апертуру $N.A.$ и увеличивая конфокальный параметр до размера сравнимого с глубиной зондирования, порядка 1–3 мм. Диаметр перетяжки пучка

$$\Delta\omega = \frac{1.22\lambda}{2[N.A.]}$$

увеличивается до 50–100 мкм. Кроме этого, при уменьшенной числовой апертуре собирающей излучение оптики, удаётся избежать попадания в детекторы многократного рассеянных фотонов под большими углами, и выделить только обратно рассеянную компоненту, которая, собственно, и несёт информацию о структуре биообъекта. Записанный интерференционный сигнал представляет собой 180 или 900 А-сканов. Потом, каждая вертикальная линия подвергается обработке программными средствами [5].

Получение 2-координатного изображения из интерференционного сигнала сводится к построению спектрограммы. Спектрограмма представляет собой функцию двух переменных: время и частота. То есть интерференционный сигнал, представляющий собой функцию одной переменной (времени), преобразуется в спектрограмму являющейся функцией двух переменных. Для построения спектрограммы интерференционный сигнал разбивается по времени на короткие сегменты одинаковой длительности. К каждому из этих сегментов применяется быстрое преобразование Фурье (STFT, в среде LabVIEW). На каждом из сегментов спектр представляет собой комплексно-значную функцию номера отсчета (или момента времени). Известно, что комплекснозначную функцию нельзя построить в одной системе координат на плоскости. Поэтому обычно при анализе спектра строят амплитудный и фазовый спектр любого сигнала. Амплитудный спектр представляет собой модуль комплексного спектра, а фазовый – его аргумент. Спектрограмма представляет собой объединение амплитудных спектров, вычисленных на коротких сегментах, в функцию двух переменных или матрицу. Алгоритм подобной обработки приведён на рис. 1.

В данном алгоритме можно выделить 9 принципиально важных этапов: «Полосовая фильтрация», «Разбиение сигнала», «Пороговая фильтрация», «Фурье-преобразование», «Выделение огибающей», «Логарифм огибающей», «Запись данных в матрицу», «Растровые усреднения» и «Графическая фильтрация».

Первым этапом программной обработки является фильтрация сигнала с помощью полосового фильтра Баттерворта 3-го порядка. Целью данного этапа является устранение высоко- и низкочастотных помех для сглаживания интерференционного сигнала.

Следующим этапом обработки является разбиение интерференционного сигнала на одинаковые по длительности сегменты. Следует отметить важную особенность – интерференционный сигнал имеет дискретный спектр. Это связано с использованием цифровых средств его регистрации и приводит к целому ряду ограничений характерных для дискретного представления непрерывных данных.

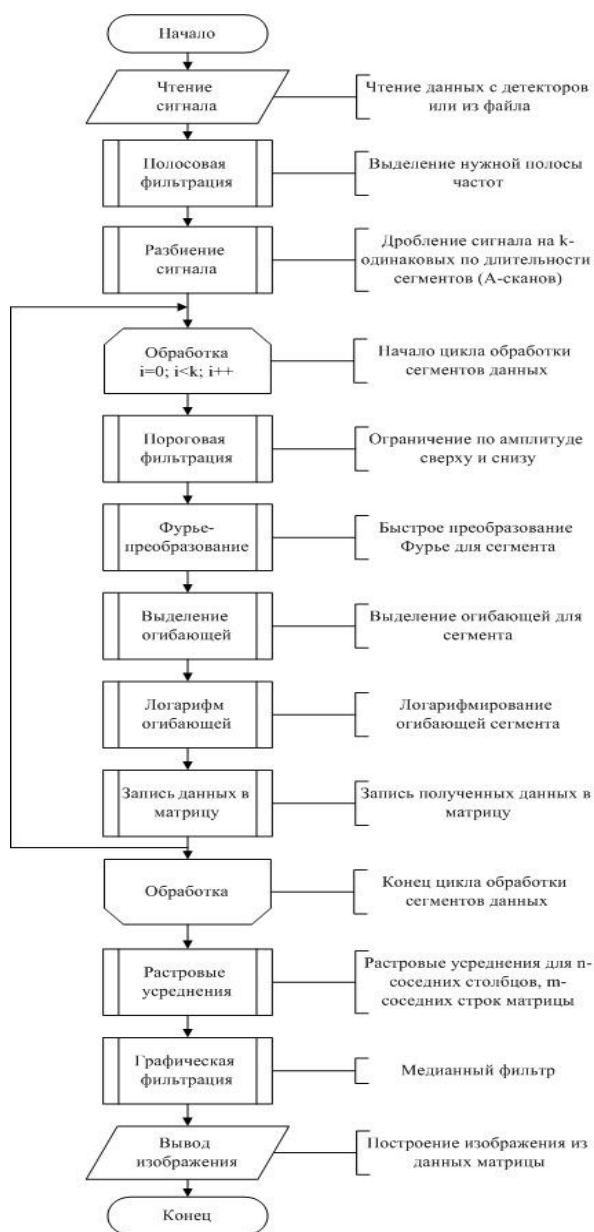


Рис. 1. Алгоритм обработки электрического сигнала с детекторов оптического когерентного томографа

Далее выполняется пороговая фильтрация для каждого сегмента интерференционного сигнала. Эта фильтрация обладает высокой эффективностью, так как обычно амплитуда помех намного ниже, чем амплитуда полезного сигнала или в 3–4 раза выше её.

Следующим этапом обработки сигнала является использование быстрого преобразования Фурье к каждому сегменту. Так как разность хода плеч сканирующего интерферометра меняется непрерывно при сканировании оптической линии задержки в опорном плече, теоретически окно преобразования Фурье долж-

но также смещаться непрерывно, т.е. на одну точку, но это делает обработку сигнала довольно долгой, порядка нескольких минут. Эмпирически было показано, что обработка сигнала с фиксированным сдвигом окна на 70–80 % даёт такой же контраст изображения как и с непрерывным сдвигом. Обработка занимает 2–5 секунд при использовании компьютера со средними параметрами (одноядерный процессор частотой 2,4 ГГц, 512 Мб оперативной памяти). При использовании более мощного компьютера и специализированного программного обеспечения время обработки может сократиться до десятых долей секунды. Такой подход обеспечивает получение изображений в реальном времени и визуальную обратную связь при использовании живого биомедицинского объекта.

Обработка сигнала со сдвигом окна на 70–80 % – является важной особенностью предлагаемой нами обработки электрического сигнала.

Следующим этапом обработки сигнала является выделение огибающей спектрального сигнала, полученного в результате Фурье-преобразования каждого сегмента. Важной особенностью полученного сигнала будет его симметричность относительно нулевого значения оптической разности хода волн. Этот факт объясняется тем, что результатом Фурье-преобразования является комплекснозначная функция, действительная часть которой симметрична, а мнимая – антисимметрична. Так как в реальных приложениях интерес представляет лишь действительная часть сигнала либо его модуль, то восстановленный сигнал имеет симметричный вид. Помимо симметричности сигнал спектральной ОКТ имеет ещё одну важную особенность – зеркальное наложение комплексно сопряжённого сигнала. В случае если оптическая разность хода между опорной волной и волной с биообъекта будет равна нулю, то полезный сигнал наложится на автокорреляционную составляющую, в таком случае появятся множественные артефакты изображения. Этого можно избежать, располагая биообъект таким образом, чтобы его первая граница была удалена от положения нулевой разности хода волн в интерферометре на величину большую, чем оптическая толщина самого объекта.

Далее осуществляется логарифмирование огибающей интерференционного сигнала для каждого сегмента. Оно необходимо для устранения симметричности. При логарифмировании удалится часть расположенная ниже нулевого значения разности хода волн. Далее амплитудные спектры, вычисленные на коротких сегментах, объединяются в матрицу, данные этой матрицы основа для построения изображения.

Далее выполняются растровые усреднения для соседних столбцов и строк изображения. Количество усредняемых в один столбцов определяется в зависимости от числа А-сканов, и для 900 А-сканов составляет 3–10. Число усредняемых в одну строку определяется в зависимости от глубины зондирования и чаще всего составляет 2–3. В результате усреднений увеличивается контраст изображения и уменьшается уровень шумов.

Заключительным этапом обработки является графическая фильтрация медицинским фильтром с целью подавления аддитивного и импульсного шумов на изображении. После выполнения графической фильтрации изображение выводится на экран компьютера без каких-либо дополнительных изменений.

В качестве программной среды для обработки интерференционного сигнала лучше всего подходят C#, MATLAB или LabVIEW. На рис. 2 приведены двухкоординатные изображения ОКТ изображения ногтя и ногтевого ложа человека *in vivo*, построенные из 180 интерферограмм (А-сканов) в среде LabVIEW по стандартному алгоритму (а) и по усовершенствованному алгоритму с фильтрацией и усреднением (б).

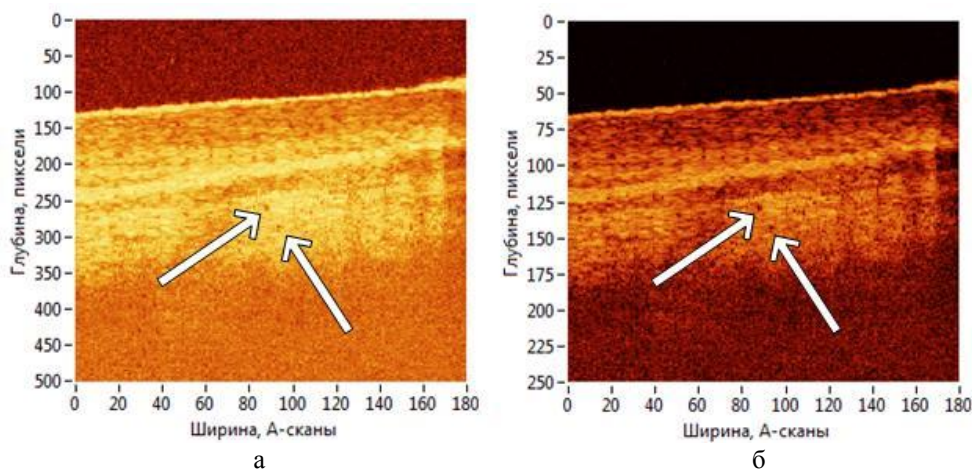


Рис. 2. ОКТ изображения ногтя человека *in vivo*: а – до; б – после фильтрации. Стрелками указаны капилляры ногтевого ложа. Размер 2x2 мм²

В ходе исследований получено высококачественное двухкоординатное изображение биообъекта, позволяющее судить о его внутренней структуре. Использование гальвано-сканера, растровых усреднений и сложной многоуровневой фильтрации позволило увеличить контраст, чёткость структурной диагностики и глубину когерентного зондирования.

БИБЛИОГРАФИЧЕСКИЙ СПИСОК

1. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей // Квантовая электроника. – 2002. – № 10. – С. 849-867.
2. Гундорова Р.А., Кваша О.И., Нурмамедов Р.А. Характеристика изменений органа зрения при ЧС // Сборник научных трудов. «Российский общенациональный форум» с международным участием. – М., 2008. – С. 202-205.
3. Fisher YL, Nogueira F, Salles D. Diagnostic ophthalmic ultrasonography. In: Tasman W, Jaeger EA, eds. // Duane's Foundations of Clinical Ophthalmology. 15th ed. Philadelphia, Pa: Lippincott Williams & Wilkins; 2009:chap 108.
4. Abahussin M, Hayes S, Knox Cartwright NE, Kamma-Lorger CS, Khan Y, Marshall J, Meek KM. 3D collagen orientation study of the human cornea using X-ray diffraction and femtosecond laser technology // Invest Ophthalmol Vis Sci. – 2009. – Vol. 50 (11). – P. 5159-64.
5. Bonesi M., Proskurin S.G., Meglinski I.V. Imaging of subcutaneous blood vessels and flow velocity profiles by Optical Coherence Tomography // Laser Physics. – 2010. – Vol. 20, № 4. – P. 891-899.

Статью рекомендовал к опубликованию к.т.н., доцент В.Н. Точка.

Проскурин Сергей Геннадьевич – ФГБОУ ВПО «Тамбовский государственный технический университет», г. Тамбов; e-mail: spros@tamb.ru; 392027, Тамбовская область, г. Тамбов, ул. Рылеева, 79; тел.: 89537052476; кафедра биомедицинской техники; к.ф.м.н.; доцент.

Потлов Антон Юрьевич – e-mail: zerner@yandex.ru; 393251, Тамбовская область, г. Рассказово, ул. Клубная, 22; тел.: 89158712697; кафедра биомедицинской техники; магистрант.

Галев Камаль Ибрагим Салех – e-mail: kamalchik@gmail.com; 393970, Тамбовская область, Пичаевский район, с. Свиньино, ул. Заречная, 25; тел.: 89537155001; кафедра биомедицинской техники; аспирант.

Абдулкарим Саиф Назар – e-mail: sayfnazar1985@yahoo.com; 392018, Тамбовская область, г. Тамбов, ул. Никифоровская, общежитие ТГТУ № 1; тел.: 89537256093; кафедра биомедицинской техники; магистрант.

Proskurin Sergey Genndievich – Tambov State Technical University; e-mail: spros@tamb.ru; 79, Ryleeva street, Tambov, 392027, Russia; phone: +79537052476; the department of biomedical engineering; cand. of phis.-math. sc.; associate professor.

Potlov Anton Yurievich – e-mail: zerner@yandex.ru; 64, Klubnaya street, Rasskazovo, Tambov region, 393251, Russia; phone: +79158712697; the department of biomedical engineering; master.

Ghaleb Kamal Ebrahim Saleh – e-mail: kamalchik@gmail.com; 25, Zarechnaya street, Cvinino, district of Pichaevo, Tambov region, 393970, Russia; phone: +79537155001; the department of biomedical engineering; postgraduate student.

Abdulkareem Saif Nazar – e-mail: sayfnazar1985@yahoo.com; Nikiforovskaya street, TSTU hostel 1, Tambov, 392018, Russia; phone: +79537256093; the department of biomedical engineering; master.

УДК 616-71

Н.А. Сержантова, П.К. Строков

ОСОБЕННОСТИ ПРИМЕНЕНИЯ СРЕДСТВ АВТОМАТИЧЕСКОЙ ДИАГНОСТИКИ ДЛЯ ВЫЯВЛЕНИЯ «ОСТРЫХ» СОСТОЯНИЙ ПАЦИЕНТОВ

Данная статья посвящена медицинским средствам автоматической диагностики острых состояний пациентов. В ней отражены проблемы того, что в настоящий период времени практически не существует доступных, простых в эксплуатации, надёжных, компактных средств автоматизации диагностики «острых» состояний пациентов, находящихся как на амбулаторном, так и стационарном лечении. Подобные приборы и системы должны существенно облегчить специалисту процесс постановки диагноза. В статье приведена классификация медицинских средств диагностики, описание к ним, а также подробно рассматривается понятие «острые» состояния пациентов и аппаратно-программные средства их диагностики.

Острые состояния пациентов; параметры; обследование; средства диагностики; постановка диагноза.

N.A. Sergantova, P.K. Strokov

FEATURES OF APPLICATION MEANS AUTOMATIC DIAGNOSTICS FOR IDENTIFICATION «SHARP» CONDITIONS OF PATIENTS

Given clause is devoted to medical means of automatic diagnostics of sharp conditions of patients. In it problems of are reflected that during the present period of time practically there are no accessible, simple in operation, reliable, compact means of automation of diagnostics of "sharp" conditions of the patients who are being as on out-patient, and hospitalization. Similar devices and systems should facilitate essentially to the expert process of statement of the diagnosis. In clause classification of medical means of diagnostics, the description is resulted in them, and also the concept "sharp" conditions of patients and hardware-software means of their diagnostics is in detail considered.

Sharp conditions of patients; parameters; inspection; means of diagnostics; statement of the diagnosis.

Диагностика играет в медицине важнейшую роль, а постановка диагноза требует от врача большого мастерства, знаний и интуиции. Точность диагноза и быстрота, с которой его можно поставить, зависят от очень многих факторов: от со-