

на правах рукописи

ТЕРПЕЛОВ Дмитрий Александрович

**СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ И ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ В
КОРРЕЛЯЦИОННОЙ И СПЕКТРАЛЬНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ
КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

01.04.01 – Приборы и методы экспериментальной физики

Автореферат

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Нижний Новгород -2018

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном научном учреждении «Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики Российской академии наук» (ИПФ РАН)

Научный руководитель:

Геликонов Валентин Михайлович,
доктор физико-математических наук, ФГБНУ «ФИЦ Институт прикладной физики Российской академии наук»

Официальные оппоненты:

Захаров Валерий Павлович,
доктор физико-математических наук, главный научный сотрудник, профессор, ФГАОУВО «Самарский национальный исследовательский университет им. акад. С.П. Королева»

Орлов Игорь Яковлевич, доктор технических наук, профессор, ФГАОУВО «Национальный исследовательский Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского»

Ведущая организация:

ФГБОУВО «Саратовский национальный исследовательский государственный университет им. Н.Г. Чернышевского»

Защита состоится « 13 » декабря 2018 г. в 14:00 на заседании диссертационного совета Д 002.069.03 при Институте физики микроструктур РАН - филиале ФГБНУ ФИЦ ИПФ РАН по адресу: 603087, Нижегородская обл., Кстовский р-н, д. Афонино, ул. Академическая, д.7, ауд.237.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Института физики микроструктур РАН и на сайте http://ipmras.ru/UserFiles/Diss/TerpelovDA/Thesises_Terpelov.pdf.

Автореферат диссертации разослан «_____» ноября 2018 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета Д 002.069.03
доктор физико-математических наук

Водолазов Д.Ю.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследований

Методы низкокогерентной интерферометрии находят разнообразное применение для построения микропрофилей поверхностей и визуализации внутренней структуры оптически неоднородных сред с разрешением в единицы микрометров [1-2]. Методы низкокогерентной интерферометрии в ближнем ИК-диапазоне применительно к биомедицинским исследованиям получили название Оптическая Когерентная Томография (ОКТ) [3]. ОКТ, как неразрушающий метод визуализации с разрешением в единицы микрометров, основан на измерении задержки и интенсивности волн рассеянных в обратном направлении на оптически неоднородной внутренней структуре биоткани. В медицине применение методов ОКТ открывает широкие возможности для диагностики ряда заболеваний на ранних стадиях развития. В офтальмологии ОКТ стала основным способом получения *in vivo* трехмерных изображений наружных и внутренних отделов глаза в реальном времени. Применительно к офтальмологии метод ОКТ на данный момент не имеет альтернативы и используется для получения изображений *in vivo* сосудов сетчатки глаза.

С целью улучшения диагностических возможностей методов ОКТ многочисленными научными группами ведется постоянная работа по совершенствованию схемных решений при построении оптических схем интерферометров, по вопросам дискретизации интерференционных сигналов в системах ОКТ, управления интерферометрами различного типа, по методам получения сигналов в комплексном виде и последующей скоростной обработки [4].

В корреляционном методе ОКТ интерференционный сигнал регистрируется на частоте доплеровского сдвига, создаваемого при линейном изменении разности длин плеч интерферометра. Одной из основных задач в корреляционном методе ОКТ является обеспечение высокой стабильности скорости изменения разности длин плеч интерферометра для реализации постоянного доплеровского сдвига. Требование высокой стабильности скорости вытекает из необходимости узкополосного приема сигнала для повышения динамического диапазона.

В другом, спектральном, методе ОКТ суммарное излучение рассеянной назад и опорной волн на выходе интерферометра раскладывается в спектр с помощью дифракционной системы с последующим детектированием спектральных линий на выходе спектрометра с помощью ПЗС-матрицы. Появление артефактов в интерференционном сигнале в спектральной ОКТ обусловлено взаимной интерференцией всей совокупности локально рассеянных волн и неоднородностью спектра источника света. Величины автокорреляционной компоненты и когерентных помех могут оказаться настолько большими, что существенно затруднят интерпретацию получаемых изображений. Необходимость использования сменных зондов требует существенного усложнения

оптической схемы ОКТ-систем. Оптическая схема выполняется в тандемном виде и состоит из измерительного интерферометра Физо и компенсирующего интерферометра (Майкельсона). В тандемных схемах возможно применение сменных зондов с воспроизводимыми оптическими свойствами. Необходим ряд новых решений при создании ОКТ-систем, особенно при спектральном методе приема сигнала.

Таким образом, исследования физических и прикладных аспектов отмеченного круга проблем являются весьма актуальными задачами.

Цели и задачи

Целью научного исследования является разработка систем управления, приема и обработки сигналов в корреляционных и спектральных методах оптической когерентной томографии для визуализации в реальном времени внутренней структуры оптически мутных сред, в том числе живых биотканей, а также создание интерфейсных систем для практической реализации методов при построении приборов ОКТ.

Для достижения поставленной цели были решены следующие **задачи**:

1. Для реализации быстродействия корреляционной оптической когерентной томографии порядка 3000 А-сканов в секунду разработать режим модуляции разности оптических длин плеч интерферометра с амплитудой в несколько тысяч длин волн со стабильной скоростью на участках зондирования порядка 5 - 7 м/с, погрешность которой не превышает десятых долей процента.
2. Создание методов синтеза управляющего сигнала пьезоволоконного модулятора для разных условий его функционирования, отличающихся скоростью получения А-скана.
3. Создание методов устранения артефактов и когерентных помех в спектральной оптической когерентной томографии.
4. Развитие аппаратной части для ускорения передачи информации между детекторами и устройствами обработки в условиях асинхронного режима работы каналов приема для спектральной оптической когерентной томографии с интерфейсом ввода данных на основе USB2.0 и USB3.0.

Научная новизна

1. Реализован итерационный метод синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора оптического пути интерферометра в условиях нелинейностей и механических резонансов, который позволил получить интерференционный сигнал в корреляционной оптической когерентной томографии на частоте доплеровского сдвига 11 МГц при скорости движения опорного плеча порядка 7.0 м/с при изменении разности

хода свыше тысячи длин волн с поддержанием постоянной скорости с погрешностью менее 1 %.

2. Впервые для корреляционной оптической когерентной томографии получено быстроедействие порядка 3000 А-сканов в секунду.
3. Для спектральной оптической когерентной томографии реализован метод выделения из интерференционного сигнала автокорреляционной компоненты и когерентных помех, основанный на модуляции опорного плеча интерферометра по определенному закону в течение отдельной экспозиции спектра на выходе интерферометра.
4. Установлено, что паразитная амплитудная модуляция принятых сигналов в методе спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приемом оптического спектра связана с различиями в частотных характеристиках приемных каналов и разными задержками распространения и дискретизации сигналов. Показано, что различия в частотных характеристиках приемных каналов приводят к артефактам на изображениях в виде повторов сигналов. Предложен метод восстановления изображений без априорной информации о свойствах передаточных каналов на основе моделей, параметры которых оцениваются из имеющихся данных.
5. С помощью созданной архитектуры электронных интерфейсных систем впервые осуществлено непрерывное считывание спектральных данных с линейных матриц фотоэлементов в спектральной оптической когерентной томографии и непрерывный поток цифровых данных со средней скоростью до 20 МБ/с с интерфейсом ввода данных в компьютер на основе USB2.0 и со скоростью до 188 МБ/с с интерфейсом ввода данных в компьютер на основе USB3.0.
6. Впервые для спектральной оптической когерентной томографии с параллельной регистрацией спектра достигнута скорость получения изображений 91912 А – сканов/сек на основе USB3.0.

Научная и практическая значимость

Результаты работы могут быть использованы для создания оптических когерентных томографов нового поколения. Созданные методы и системы управления интерферометрами, системы сбора и передачи данных используются в лабораториях ИПФ РАН при проведении экспериментов по визуализации внутренней структуры рассеивающих объектов с микронным разрешением, а также внедрены в производство приборов ОКТ. Результаты диссертации, посвященные созданию сверхбыстрых модуляторов оптического пути интерферометров, были использованы в ИПФ РАН в экспериментах для мониторинга трехмерных эллипсоидальных лазерных пучков корреляционными методами. Результаты диссертации использованы при создании приборов по визуализации подкожных капиллярных сосудов *in vivo* в реальном времени

средствами спектральной оптической когерентной томографии. Также результаты диссертации были использованы при проведении экспериментов по применению низкокогерентной интерферометрической техники для оптического измерения напряжения в высоковольтных линиях уровня 100 кВ. Результаты главы, посвященной методам спектральной оптической когерентной томографии, использованы для визуализации внутренней структуры сетчатки глаза в реальном времени.

Методы исследования

В работе использовались апробированные методики исследования. Перед постановкой эксперимента предварительно создавалась теоретическая модель процессов. Измерение характеристик созданных систем и физических величин в ходе экспериментов производилось с помощью сертифицированных приборов.

Теоретическая часть диссертационной работы построена на базе численного моделирования, теории спектрального анализа, теории фильтрации шумов, теории обработки сигналов и спектров, теории обнаружения сигналов и математической статистики. Экспериментальные исследования проводились на базе разработанных автором экспериментальных установок корреляционной оптической когерентной томографии с повышенным быстродействием и установок спектральной оптической когерентной томографии.

Положения, выносимые на защиту:

1. Высокая стабильность величины доплеровского смещения оптической частоты (с отклонением не более 1%) при модуляции длины оптического пути с амплитудой в несколько тысяч длин волн пьезоволоконным модулятором может быть реализована за счёт применения управляющего сигнала специальной формы, который формируется с использованием итерационного алгоритма коррекции амплитуды и фазы отдельных спектральных компонент управляющего сигнала и анализе изменения фазы интерференционного сигнала.
2. В корреляционной оптической когерентной томографии формирование управляющего сигнала пьезоволоконного модулятора оптического пути в виде производной по времени с последующим аналоговым интегрированием позволяет достичь большей точности доплеровского смещения частоты опорной волны по сравнению с прямым формированием управляющего сигнала.
3. В корреляционной оптической когерентной томографии одновременное обеспечение необходимого динамического диапазона, глубины и скорости визуализации в условиях ограниченной разрядности обрабатываемых данных возможно за счет применения численного детектирования с по-

следующим усреднением в пределах окна когерентности при быстродействии около 3000 А-сканов в секунду.

4. В спектральной оптической когерентной томографии устранение кросс-корреляционной компоненты из интерференционного сигнала в результате модуляции длины опорного плеча интерферометра во время регистрации спектра позволяет выделить не зависящую от модуляции паразитную автокорреляционную компоненту для ее последующей компенсации.
5. В спектральной оптической когерентной томографии влияние паразитной амплитудной модуляции регистрируемого сигнала, обусловленной многоканальностью приемной системы оптического спектрометра, приводящее к появлению повторов на изображениях, можно устранить на основе моделей передаточных характеристик каналов, параметры которых оцениваются непосредственно по сигналу.

Степень достоверности и апробация результатов

Основные положения и результаты диссертационной работы обсуждались на семинарах Института прикладной физики РАН, а также были представлены на международных и всероссийских научных конференциях:

1. Saratov Fall Meeting -09. International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics(Saratov), 2009 год;
2. XIV Нижегородская сессия молодых ученых. Естественнонаучные дисциплины, 2009 год (Нижний Новгород); 14-я научная конференция по радиофизике, 2010 год (Нижний Новгород);
3. XIV International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics (Saratov); Coherence domain optical methods and optical coherence tomography in biomedicine XIV, 2010 (San Francisco, California, USA);
4. XV научная конференция по радиофизике, 2011 (Нижний Новгород);
5. XV International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics, Saratov Fall Meeting – 2011, Saratov, Russia, 27 – 30 September 2011.
6. III International symposium “Topical Problems of Biophotonics-2011 (TPB-2011)” - St.-Petersburg – Nizhny Novgorod, Russia, 16-22 July 2011.
7. PIE/OSA European Conference on Biomedical Optics, Optical Coherence Tomography and Coherence Techniques V, Munich, Germany, 22-26 May 2011.
8. IV International Symposium Topical Problems of Biophotonics (TPB-2013) Nizhny Novgorod – Yaroslavl - Nizhny Novgorod – Kazan - Nizhny Novgorod, Russia 21-27 July, 2013.
9. Saratov Fall Meeting SFM’ 2013 – Symposium Optics and Biophotonics, Saratov, Russia, 25 – 28 September 2013.

10. V International Symposium “Topical Problems of Biophotonics (TPB-2015)” – Nizhny Novgorod - Elabuga - Nizhny Novgorod, Russia, 20-24 July 2015.
11. VI International Symposium “Topical Problems of Biophotonics (TPB-2017)” – St. Petersburg - Nizhny Novgorod, Russia, 28 July – 03 August 2017.

Личный вклад автора

Все результаты настоящей диссертации получены автором лично или при его непосредственном участии. В частности, автор является одним из основных разработчиков всех систем управления интерферометрами, систем приема интерференционного сигнала, систем сбора и передачи данных.

Публикации

По теме диссертации опубликовано 38 печатных работ, в числе которых 13 статей в рецензируемых научных журналах, рекомендованных ВАК для публикаций результатов диссертаций, 5 статей в материалах конференций, 20 публикаций в тезисах докладов всероссийских и международных конференций.

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, четырех глав, заключения, приложения, списка работ автора по теме диссертации и списка цитируемой литературы из 123 работ. Общий объем диссертации составляет 128 страниц, включая 44 рисунка и 7 таблиц.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **Введении** обоснована актуальность диссертационной темы исследования, сформулированы цели и задачи диссертационной работы, показана научная новизна и практическая ценность полученных результатов, подтверждена достоверность результатов, представлена структура и общее содержание работы, а также приведены основные положения, выносимые на защиту.

В **Главе 1**, представляющей собой обзор литературы, рассмотрены вопросы выделения кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала для корреляционных и спектральных методов оптической когерентной томографии. Описаны отличия при создании интерфейсных систем для корреляционных и спектральных методов оптической когерентной томографии. Вводятся термины кросскорреляционная компонента, автокорреляционная компонента, когерентные помехи, шумы для интерференционных сигналов в корреляционных и спектральных методах оптической когерентной томографии.

Глава 2 посвящена задачам выделения кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала в корреляционном методе оптической когерентной томографии (ОКТ). В главе описаны созданные сверхбыстрая си-

стема модуляции оптического пути для корреляционной ОКТ, методы синтеза закона управления пьезоволоконным модулятором оптического пути и методы цифровой обработки сигнала.

В разделе 2.1 обсуждается применяемая система модуляции оптического пути в методе оптической когерентной томографии в режиме до 1000 А-сканов в секунду. Пьезоволоконный модулятор оптического пути основан на упругом растяжении оптического одномодового волокна при помощи пьезопластины с использованием обратного пьезоэлектрического эффекта.



Рис. 1 Пьезоволоконный модулятор

Оптоволоконный пьезоэлектрический преобразователь представляет собой тонкий пьезоэлектрический диск ($D \sim 60$ мм, толщина < 1 мм), к каждой из поверхностей которого прикреплено более 10 м оптического волокна (Рис.1).

В разделе 2.2 приведены результаты разработки методов синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора. Показано, что в режиме сканирования до 1000 А-сканов в секунду для обеспечения точности движения опорного плеча интерферометра в единицы процентов при проявлении резонанса и нелинейности отклика модулятора достаточно коррекции формы зарядного тока пьезокерамического диска [A2] (Рис.2).

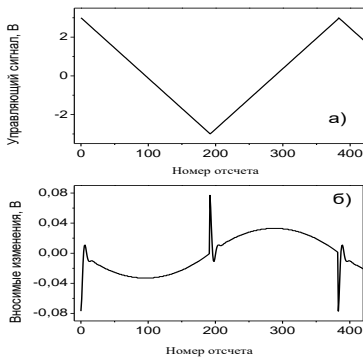


Рис. 2 Вид исходного управляющего сигнала на выходе ЦАП (а) и вносимых в него изменений (б)

Эффект достижения большей точности при создании управляющего сигнала при этом обусловлен большим числом гармоник в прямоугольном сигнале, которые могут быть использованы в итерационном процессе с точностью, обусловленной ограниченной разрядностью

ЦАП, в связи с линейным, а не квадратичным законом убывания амплитуд гармоник. Итерационный метод синтеза управляющего сигнала основан на том, что равномерная линейная модуляция оптического пути приводит к синусоидальному изменению интенсивности на выходе интерферометра с линейно изменяющейся во времени фазой (Рис.3).

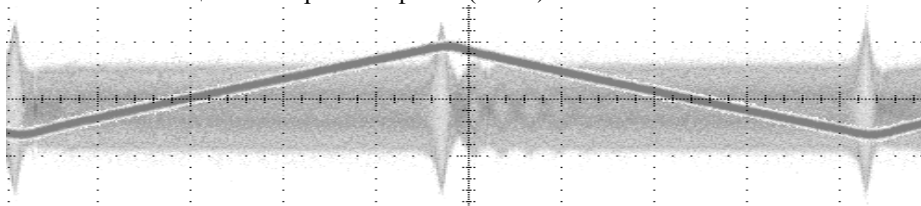


Рис. 3 Управляющий сигнал пьезоволоконного модулятора и интерференционный сигнал от плоского отражателя при прямом и обратном изменении длины опорного плеча

Любое отклонение от равномерности модуляции пути проявляется в законе изменения фазы интерференционного сигнала. Разработанный алгоритм синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора состоит в реализации последовательных итераций, каждая из которых содержит следующие основные процедуры:

1. Подача сформированного сигнала через радиотехническую систему, состоящую из усилителей и ЦАП, на пьезоволоконный модулятор, изменяющий длину оптического пути в интерферометре.
2. Детектирование, аналого-цифровое преобразование и передача оцифрованного интерференционного сигнала в компьютер.
3. Обработка интерференционного сигнала, заключающаяся в определении изменения фазы во времени.
4. Сравнение среднеквадратичного отклонения изменения фазы интерференционного сигнала со среднеквадратичным отклонением изменения фазы, полученного на предыдущей итерации.
5. Изменение в спектре управляющего сигнала амплитуды и фазы спектральных компонент на определенный шаг.

На рис. 4 приведены формы управляющего и корректирующего сигналов, обеспечивающие стабильность частоты доплеровского сдвига в опорном плече интерферометра (11 МГц) с точностью порядка 1 % при скорости изменения длины оптического пути около 7 м/с на интервале разности хода в несколько тысяч длин волн. Скорость получения изображений при этом составила около 3 000 А-сканов в секунду. На рис.5 приведен график, описывающий стабильность частоты доплеровского сдвига при скорректированном управляющем сигнале.

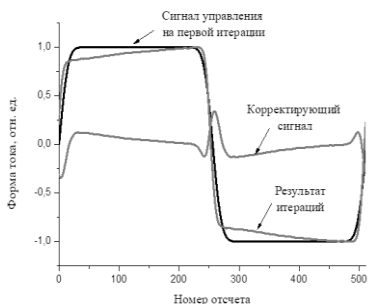


Рис. 4 Формы управляющего и корректирующего сигналов для пьезоволоконного модулятора

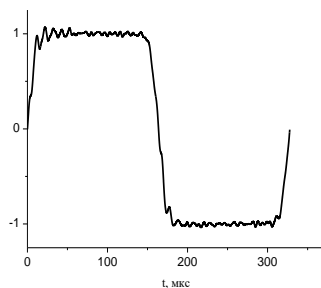


Рис.5 Стабильность частоты доплеровского сдвига при скорректированном управляющем сигнале

В разделе 2.3 обсуждается разработанный метод дискретизации и обработки интерференционного сигнала в схеме корреляционной оптической когерентной томографии. На Рис.6 приведен типичный профиль сигнала рассеяния по глубине объекта. Результат обработки принятого сигнала приведен на рис.7.

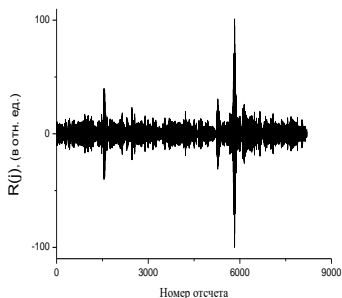


Рис. 6 А-скан

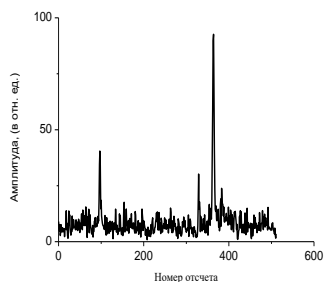


Рис. 7 Огибающая интерференционного сигнала, полученного в корреляционной ОКТ-системе со скоростью 3000 А-сканов/с

В корреляционной оптической когерентной томографии метод обработки сигналов, основанный на выполнении последовательных операций дискретизации узкополосного интерференционного сигнала с запасом по частоте для комплексной огибающей сигнала с последующим программным усреднением позволяет уменьшить количество передаваемых данных и достичь быстродействия порядка 3000 А-сканов в секунду при сохранении динамического диапазона сигнала не менее 40 дБ. Последовательность математических преобразований для каждого А-скана состоит из следующих процедур:

$$D(j) = R(j) \cdot e^{i \frac{2\pi N j}{8192}}, \text{ где } j = 0, 1, \dots, 8191 \quad (1)$$

$$D(k) = \sum_{j=16k}^{16k+15} \frac{D(j)}{16}, \text{ где } k = 0, 1, \dots, 511 \quad (2)$$

$$S(k) = FFT_{512}(D(k)), \text{ где } k = 0, 1, \dots, 511 \quad (3)$$

$$S(k + 128) = S(k + 384), \text{ где } k = 0, 1, \dots, 127 \quad (4)$$

$$T(k) = FFI_{256}(S(k)), \text{ где } k = 0, 1, \dots, 255 \quad (5)$$

$$A(k) = 20 \cdot \log(|T(k)|) \quad (6)$$

Эти выражения описывают детектирование (1), передискретизацию (2), фильтрацию с возможностью коррекции спектра (3-5) и логарифмирование (6).

В разделе 2.4 приведены результаты исследования биологических объектов методами корреляционной оптической когерентной томографии. В реальных клинических условиях по диагностике заболеваний ушей показана возможность оценки динамических свойств излияний и подвижность рассеивателей [A12]. На рис.8 показаны примеры таких изображений.

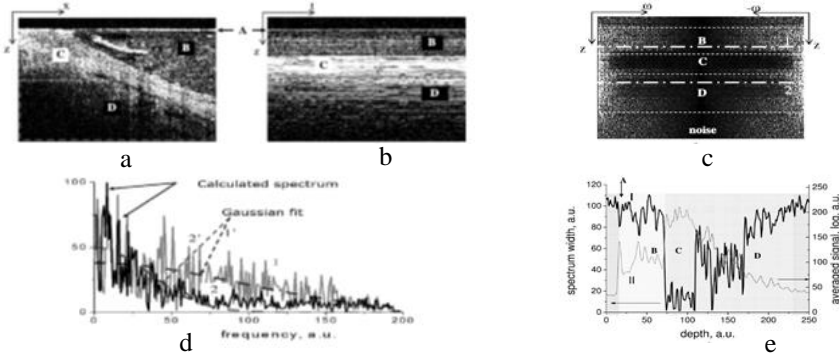


Рис. 8. ОКТ изображение барабанной полости ушей, полученное корреляционным методом. а) изображение, записанное при поперечном сканировании, б) изображение, записанное при выключении поперечного сканирования, в) сигнал вдоль произвольного А-скана, д) спектры сигналов на глубинах 1 и 2; е) зависимость ширины спектров (черная кривая) и амплитуды сигналов (светлая кривая) от глубины

Глава 3 посвящена задачам выделения информативной, кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала в спектральном методе оптической когерентной томографии (ОКТ).

В разделе 3.1 обсуждается экспериментальная установка для спектральной оптической когерентной томографии [A11]. На рис. 9 приведена функциональная схема прибора для спектральной оптической когерентной томографии.

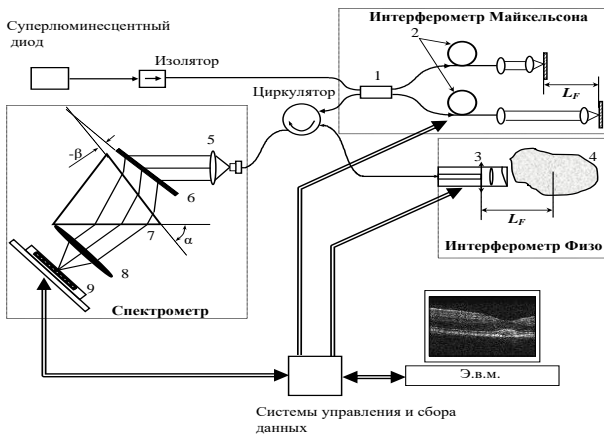


Рис. 9. Функциональная схема прибора для спектральной оптической когерентной томографии: 1 – 3дБ ответвитель, 2 – пьезокерамический модулятор, 3 – сканирующая система, 4 – исследуемый объект, 5 – коллимирующая линза, 6 – дифракционная решетка, 7 – призма-компенсатор, 8 – фокусирующая линза, 9 – линейный массив фотоэлементов,

Раздел 3.2 посвящен разработке метода выделения когерентных помех и автокорреляционных компонент интерференционного сигнала в спектральной оптической когерентной томографии в течение отдельной экспозиции спектра. Метод основан на выделении когерентных помех и автокорреляционной компоненты интерференционного сигнала в течение отдельной экспозиции спектра на выходе интерферометра с последующим их вычитанием. На выходе приемной системы полезная кросскорреляционная компонента интерференционного сигнала имеет вид:

$$U_{CC}(k) = 2\xi E(k)^2 \cdot r \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \int_0^{\tau_{exp}} \cos(2kz + m \cdot F(t)) dt dz \quad (7)$$

где ξ – коэффициент, учитывающий емкость элемента, квантовую эффективность и восприимчивость фотоэлемента, r – коэффициент отражения опорного зеркала, m – амплитуда фазовой модуляции, $F(t)$ – модулирующая безразмерная функция, изменяющаяся в интервале $[-1; 1]$, τ_{exp} – время экспозиции.

Внутренний интеграл по времени в выражении (7) равен сумме двух интегралов:

$$\int_0^{\tau_{exp}} \cos(2kz + m \cdot F(t)) dt = \cos 2kz \cdot \int_0^{\tau_{exp}} \cos(m \cdot F(t)) dt - \sin 2kz \cdot \int_0^{\tau_{exp}} \sin(m \cdot F(t)) dt \quad (8)$$

Условие, при котором кросскорреляционная составляющая становится равной нулю, переписывается в виде системы двух интегральных уравнений:

$$\begin{cases} \int_0^{\tau_{exp}} \cos(m \cdot F(t)) dt = 0 \\ \int_0^{\tau_{exp}} \sin(m \cdot F(t)) dt = 0 \end{cases} \quad (9)$$

Одним из решений этой системы уравнений является гармоническая модуляция фазы (рис. 10, кривая 1)

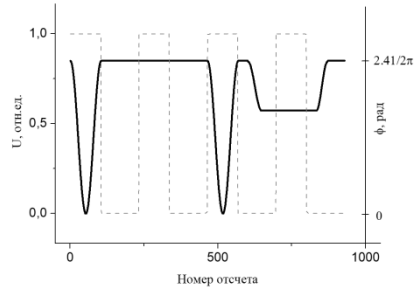
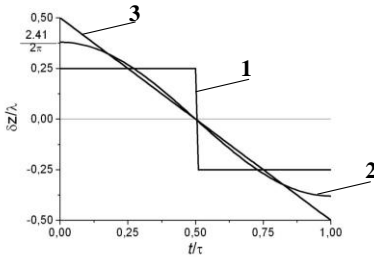


Рис. 10. Формы закона модуляции опорного плеча, удовлетворяющие условию обнуления кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала

Рис.11 Форма управляющих сигналов (черная кривая – закон изменения опорного плеча, штриховая линия – закон экспозиции спектра)

В соответствии с алгоритмом получения сигналов, приведенным на Рис. 11, полный сигнал и сигнал, содержащий только шумовые компоненты, принимаются в разные моменты времени [A1]. На рис. 12 приведен профиль рассеяния, полученный для двух последовательно расположенных рассеивателей до компенсации когерентных помех – 1 и после компенсации – 2.

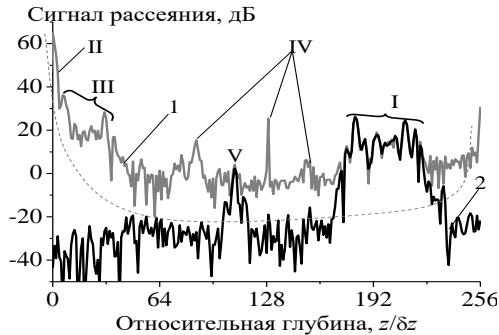


Рис. 12. Профиль рассеяния от тонкой полимерной пленки до компенсации когерентных помех – 1 и после компенсации – 2. Положение исследуемого объекта – область I; автокорреляционная компонента – II; когерентные помехи, обусловленные интерференцией между отдельными рассеянными компонентами – III, паразитные отражения в оптическом тракте системы – IV; отражение от выходного окна сканера – V.

В разделе 3.3 описан разработанный метод приема квадратурных сигналов. Для восстановления профиля рассеяния объекта по глубине и подавления автокорреляционной компоненты интерференционного сигнала, а также когерентных шумов и помех разработан алгоритм дискретных фазовых сдвигов

[A5]. На Рис. 13 закрашенной областью показан сигнал для 4-х последовательных экспозиций. Во время цикла из четырех экспозиций опорное плечо проходит следующие положения: во время первой и третьей экспозиции

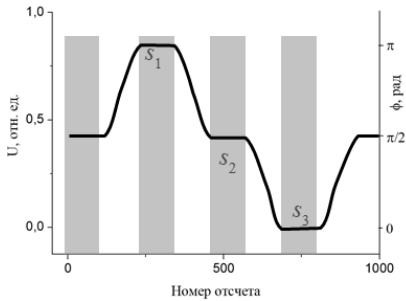


Рис. 13. Форма дискретных фазовых сдвигов в системе спектральной ОКТ для приема квадратурных сигналов. (Закрашенная область – сигнал экспозиции на приемной линейке, черная линия – дискретные фазовые сдвиги опорного плеча интерферометра)

положение опорного плеча находится на нулевом уровне, во время второй экспозиции сдвигается на $+\lambda/4$ от нулевого уровня, во время четвертой сдвигается на $-\lambda/4$ от нулевого уровня.

Для такой модуляции опорное плечо интерферометра при разных положениях оптического луча вдоль оси x сдвигается по закону, показанному на Рис. 14. Для соседних спектральных распределений, т.е. для всех элементов соседних А-сканов, фазовый сдвиг $\varphi(x)$ устанавливается равным $\frac{\pi}{2}$.

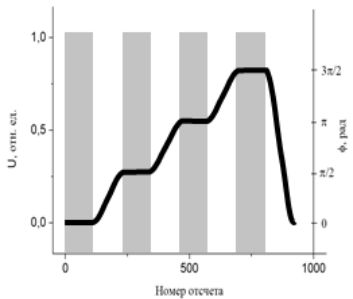


Рис. 14. Форма дискретных фазовых сдвигов в системе спектральной ОКТ для обеспечения пространственной модуляции двумерного интерференционного сигнала в В-скане по координате X

положение опорного плеча находится на нулевом уровне, во время второй экспозиции сдвигается на $+\lambda/4$ от нулевого уровня, во время четвертой сдвигается на $-\lambda/4$ от нулевого уровня.

Раздел 3.4 посвящен разработке метода получения комплексных сигналов в спектральной ОКТ на основе пространственной модуляции двумерного интерференционного сигнала. Полезная кросскорреляционная компонента интерференционного сигнала при внесении фазовой модуляции вдоль оси x будет иметь вид

$$S_{CC}(k) = 2 \cdot E(k)^2 \cdot r \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot \cos(2kz + \varphi(x)) dz \quad (10)$$

Получение комплексного сигнала выполняется в результате следующей процедуры. Вначале в пределах всего В-скана выполняется Фурье преобразование по координате x , затем зануляются компоненты полученного спектра на отрицательных частотах, а также и нулевая компонента. Далее после обратного преобразования Фурье получается форма записи компонент оптического спектра в А-скане в комплексном виде.

В разделе 3.5 обсуждаются отличия двух способов получения комплексных интерференционных сигналов, их чувствительности к точности и стабильности задания фазовых сдвигов в плечах интер-

ферометра для каждой экспозиции спектра, к стабильности положения объекта исследования, а также их области применения.

В разделе 3.6 описан разработанный метод преодоления паразитной амплитудной модуляции сигналов, вызванной отличиями в частотных характеристиках каналов приемной системы. Показано, что паразитная амплитудная модуляция принятых сигналов в методе спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приемом оптического спектра связана с различиями в частотных характеристиках приемных каналов и разными задержками при распространении и дискретизации сигналов. Показано, что различия в частотных характеристиках приемных каналов приводят к артефактам на изображениях в виде повторов сигналов (Рис.15а). Предложен метод восстановления изображений без априорной информации о свойствах передаточных каналов на основе моделей, параметры которых оцениваются из имеющихся данных (Рис. 15б).

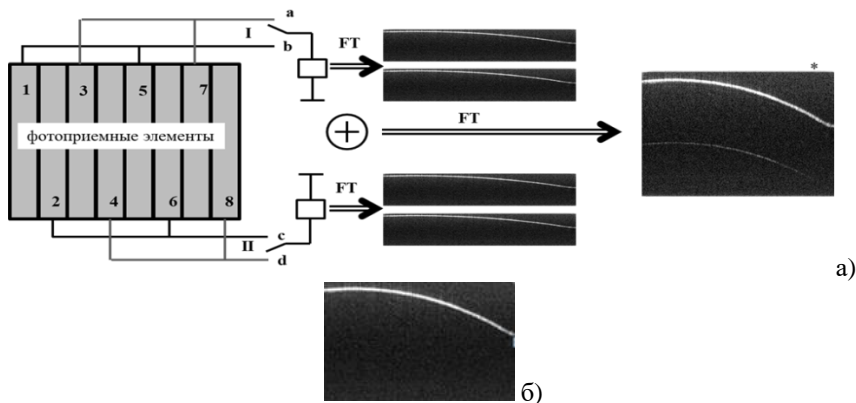


Рис. 15. а) Многоканальная приемная система в спектральной ОКТ; б) ОКТ изображение после применения метода

В Главе 4 приведены результаты исследований в спектральной ОКТ по созданию систем сбора и ввода данных в компьютер на основе цифровых интерфейсов USB 2.0 и USB 3.0.

В разделе 4.1 рассматриваются приемные системы для спектрального метода оптической когерентной томографии.

В разделе 4.2 описаны системы поперечного сканирования для спектральной оптической когерентной томографии.

В разделе 4.3 описана реализация программного обеспечения режимов сканирования, в частности, позволяющая визуализировать микрососудистую сетку на основе динамики спеклов.

В разделе 4.4 описаны системы сбора данных для спектрального метода оптической когерентной томографии: на основе интерфейса USB2.0 со скоростью получения изображений 22000 А-сканов/с и на основе интерфейса

USB3.0 со скоростью получения изображений 91912 А-сканов/с, обеспечивающих непрерывный поток данных в условиях синхронного чтения с линейки и асинхронной передачи в компьютер [А3, А9].

В разделе 4.5 приведена оценка шумов систем спектральной оптической когерентной томографии на основе интерфейсов USB2.0 и USB3.0 [А9].

В разделе 4.6 приведены результаты исследования рассеивающей структуры приповерхностных слоев отдельных органов, получение 2D и 3D изображений структуры переднего и заднего отделов глаза, визуализация функциональных свойств биологических тканей с помощью созданных установок на основе интерфейсов USB2.0 и USB3.0 с достигнутыми скоростями [А4, А6, А7, А8, А10, А13].

В Заключение сформулированы основные результаты диссертационной работы.

В Приложении приведена схема электрическая принципиальная системы детектирования и дискретизации интерференционного сигнала для корреляционной оптической когерентной томографии.

Диссертация завершается перечнем опубликованных работ автора и списком цитируемой литературы.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ РАБОТЫ

1. Создана система управления пьезоволоконным модулятором оптического пути, которая, несмотря на наличие нелинейности и механических резонансов, позволяет получать интерференционный сигнал на частоте доплеровского сдвига 11 МГц с отклонениями менее 1% на интервале разности хода в несколько тысяч длин волн, и обеспечивает скорость получения изображений до 3 000 А-сканов в секунду.
2. Показано, что в высокоскоростных системах управления интерферометром в корреляционной ОКТ более высокая точность сканирования при формировании управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора достигается за счет итерационного процесса подбора управляющего сигнала в виде формы тока, близкой к форме меандра, по сравнению с сигналом в форме пилообразно изменяющегося напряжения.
3. Показано, что в корреляционной оптической когерентной томографии обеспечение необходимого динамического диапазона и глубины визуализации в условиях ограниченной разрядности обрабатываемых данных возможно за счет применения численного детектирования с последующим усреднением в пределах окна когерентности. Достигнутое быстродействие порядка 3000 А-сканов в секунду реализовано с динамическим диапазоном сигнала не менее 40 дБ.
4. Реализован метод выделения из интерференционного сигнала и эффективного последующего устранения автокорреляционной компоненты и

когерентных помех в спектральной оптической когерентной томографии, основанный на модуляции опорного плеча интерферометра по определенному закону в течение отдельной экспозиции оптического спектра на выходе интерферометра.

5. Установлено, что паразитная амплитудная модуляция принятых сигналов в методе спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приемом оптического спектра связана с различиями в частотных характеристиках приемных каналов и разными задержками при распространении и дискретизации сигналов. Показано, что различия в частотных характеристиках приемных каналов приводят к артефактам на изображениях в виде повторов сигналов. Предложен метод восстановления изображений без априорной информации о свойствах передаточных каналов на основе моделей, параметры которых оцениваются на основе принятых сигналов.
6. В результате оптимизации архитектуры электронных интерфейсных систем и связей между электронными системами осуществлено непрерывное считывание спектральных данных с линейной матрицы фотопроекторов в спектральной оптической когерентной томографии и непрерывная передача цифровых данных в компьютер со средней скоростью до 20 МБ/с, практически предельной для интерфейса на основе USB2.0, а также со скоростью до 188 МБ/с с интерфейсом ввода данных в компьютер на основе USB3.0.
7. Впервые достигнута скорость получения изображений 91912 А – сканов/сек в спектральной оптической когерентной томографии с параллельной регистрацией спектра на основе USB3.0.
8. Разработан программно-аппаратный комплекс для спектральной оптической когерентной томографии, осуществляющий управление интерферометром, регистрацию спектра на выходе интерферометра, обработку и анализ полученных сигналов, визуализацию 2- и 3-мерных изображений. С помощью созданной установки проведена серия натуральных экспериментов по визуализации с достигнутой скоростью 2D- и 3D-структуры биологических тканей, в том числе, кожи пальца, а также передних отделов глаза.

СПИСОК ОСНОВНЫХ ПУБЛИКАЦИЙ АВТОРА

Статьи в научных журналах, рекомендованных ВАК РФ:

- A1 Геликонов, В.М. Компенсация когерентных помех в спектральной оптической когерентной томографии с параллельной регистрацией спектра [текст] / В.М. Геликонов, Г.В. Геликонов, И.В. Касаткина, Д.А. Терпелов, П.А. Шилягин // Оптика и спектроскопия. - 2009. - Т. 106. - № 6. - С.983-988.

- A2 Геликонов, В.М. Система управления пьезоволоконным модулятором оптического пути [текст] / В.М. Геликонов, Г.В. Геликонов, С.Ю. Ксенофонтов, Д.А. Терпелов, П.А. Шилягин. // Приборы и техника эксперимента. - 2010. - № 3. - С.133-136.
- A3 Геликонов, В.М. Электронные интерфейсные системы для задач спектральной оптической когерентной томографии [текст] / В.М. Геликонов, Г.В. Геликонов, Д.А. Терпелов, П.А. Шилягин // Приборы и техника эксперимента. - 2012. - № 3. - С. 100-106.
- A4 Moiseev, A.A. Digital refocusing for transverse resolution improvement in optical coherence tomography [текст] / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov, V.M. Gelikonov // Laser Phys. Lett. - 2012. – № 9. – С. 826-832.
- A5 Геликонов, В.М. Подавление автокорреляционных артефактов изображения в спектральной оптической когерентной томографии и цифровой голографии [текст] / В.М. Геликонов, Г.В. Геликонов, Д.А. Терпелов, Д.В. Шабанов, П.А. Шилягин // Квантовая электроника. – 2012. - Т. 42. - № 5. – С. 390-393.
- A6 Moiseev, A.A. Noniterative method of reconstruction optical coherence tomography images with improved lateral resolution in semitransparent media [текст] / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, D.A. Terpelov, P.A. Shilyagin, V.M. Gelikonov // Laser Phys. Lett. – 2013.- 10- P.125601.
- A7 Шилягин, П.А. Ахроматическая регистрация квадратурных компонент оптического спектра в спектральной оптической когерентной томографии [текст] / П.А. Шилягин, Г.В. Геликонов, В.М. Геликонов, А.А. Моисеев, Д.А. Терпелов // Квантовая электроника – 2014. - Т. 44.- № 7.- С. 664-669.
- A8 Moiseev, A.A. Improvement of lateral resolution of spectral domain optical coherence tomography images in out-of-focus regions with holographic data processing techniques [текст] / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, D.A. Terpelov, P.A. Shilyagin, V.M. Gelikonov // Quantum Electronics - 2014. - V.44. - №8 - P. 732-739.
- A9 Терпелов, Д.А. Система управления и сбора данных для спектральной оптической когерентной томографии со скоростью 91912 А-сканов/с на основе USB 3.0 интерфейса [текст] / Д.А. Терпелов, С.Ю. Ксенофонтов, Г. В. Геликонов, В. М. Геликонов, П. А. Шилягин // Приборы и техника эксперимента – 2017.- № 6 - С. 94-100.
- A10 Шилягин, П.А. Эквидистантная регистрация спектральных компонент в сверхширокополосной спектральной оптической когерентной томографии / П.А. Шилягин, С.Ю. Ксенофонтов, А.А. Моисеев, Д.А. Терпелов, В.А. Маткинский, И.В. Касаткина, Ю.А. Мамаев, Г.В. Геликонов, В.М. Геликонов // Известия вузов. Радиофизика.- 2017.- Т. 60.- № 10.- С. 859-870.

- A11 Геликонов, В.М. Кросс поляризационная ОКТ с активным поддержанием циркулярной поляризации зондирующей волны в системе с общим оптическим путем / В.М. Геликонов, В.Н. Ромашов, Д.В. Шабанов, С.Ю. Ксенонфонов, Д.А. Терпелов, П.А. Шилягин, Г.В. Геликонов, А. Виткин // Известия вузов. Радиофизика - 2017. – Т. 60. - № 11. – С. 966-982.
- A12 Shilyagin, P. A. Time domain optical coherence tomography is a useful tool for diagnosing otitis media with effusion [текст] / P. A. Shilyagin, A. A. Novozhilov, T. E. Abubakirov, V. G. Gelikonova, D. A. Terpelov, V. A. Matkivsky, G. V. Gelikonov, A. V. Shakhov, V. M. Gelikonov. // Laser Phys. Lett. – 2018. - 15 – P. 096201.
- A13 Moiseev, A.A. Digital refocusing in optical coherence tomography using finite impulse response filters [текст] / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, S.Y. Ksenonfotov, P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov, I.V. Kasatkina, D.A. Karashtin, A.A. Sovetsky, V.M. Gelikonov // Laser Physic Letters - 2018. - V.15. - №.9 – P. 095601.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- 1 Takada, K. Rayleigh backscattering measurement of single-mode fibers by low coherence optical time-domain reflectometer with 14 pm spatial resolution [текст] / K. Takada, K. Yukimatsu, M. Kobayashi, J. Noda // Appl. Phys. Lett. - 1991.- V.59. - №.2. - P. 143-145.
- 2 Иванов, В.В. Дифференциальная низкокогерентная интерферометрия для in situ диагностики прозрачных микроструктур [текст] / В.В. Иванов, В.А. Маркелов, М.А. Новиков, С.С. Уставщиков // Письма в ЖТФ - 2004.- V.30. - №.9. - С. 82-87.
- 3 Huang, D. Optical coherence tomography [текст] / D. Huang, E.A. Swanson, C.P. Lin, J.S. Schuman, W.G. Stinson, W. Chang, M.R. Hee, T. Flotte, K. Gregory, C.A. Puliafito, J.G. Fujimoto // Science - 1991.- V.254. - P. 1178-1181.
- 4 Во, Е. Spectral-domain optical coherence tomography with dual-balanced detection for autocorrelation artifacts reduction [текст] / Е. Во, Х. Liu, Х. Yu, Х. Wang, L. Liu // Optics Express - 2015.- V.23. - №.21. - P. 28050-28058.

ТЕРПЕЛОВ Дмитрий Александрович

СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ И ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ В КОРРЕЛЯЦИОННОЙ И СПЕКТРАЛЬНОЙ ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ

Автореферат

Подписано к печати

Формат 60 × 90 1/16. Усл. печ. л. 1,5.

Тираж 100 экз. Заказ №

Отпечатано в типографии Института прикладной физики РАН
603950, г. Н. Новгород, ул. Ульянова, 46