

Федеральное государственное бюджетное научное учреждение
«Федеральный исследовательский центр Институт прикладной физики
Российской академии наук» (ИПФ РАН)

На правах рукописи

Терпелов Дмитрий Александрович

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

Специальность 01.04.01 – Приборы и методы экспериментальной физики

Диссертация
на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Научный руководитель -

Геликонов Валентин Михайлович,
доктор физико-математических наук

Нижний Новгород – 2018

Оглавление

Список сокращений	5
ВВЕДЕНИЕ.....	6
ГЛАВА 1 Корреляционные и спектральные методы оптической когерентной томографии для визуализации внутренней структуры оптически неоднородных сред (Обзор работ по литературе).....	16
ГЛАВА 2. Выделение кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала в корреляционном методе оптической когерентной томографии.....	26
Введение.....	26
2.1 Система модуляции оптического пути в методе оптической когерентной томографии	27
2.2 Методы синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора.....	30
2.2.1 Контроль и управление зарядным током.....	30
2.2.2 Итерационный метод синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора.....	34
2.2.3 Формирование сигнала пьезоволоконного модулятора в виде производной по времени от функции управляющего сигнала с последующим аналоговым интегрированием.....	40
2.3 Дискретизация интерференционного сигнала в схеме корреляционной оптической когерентной томографии.....	43
2.4 Исследования биологических объектов методами корреляционной оптической когерентной томографии.....	50
Выводы.....	51
ГЛАВА 3 Выделение кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала в спектральной оптической когерентной томографии.....	52
Введение.....	52
3.1 Экспериментальная установка для спектральной оптической когерентной томографии	56
3.2 Выделение когерентных помех и автокорреляционных компонент интерференционного сигнала в спектральной оптической когерентной томографии в течение отдельной экспозиции спектра.....	61

3.3 Прием квадратурных сигналов	69
3.4 Пространственная модуляция двумерного интерференционного сигнала	71
3.5 Отличия двух способов получения комплексных интерференционных сигналов	73
3.6 Преодоление паразитной амплитудной модуляции сигналов, вызванной отличиями в частотных характеристиках каналов приемной системы	74
3.6.1 Обоснование метода	74
3.6.2 Экспериментальная апробация	77
Выводы	79
ГЛАВА 4 Создание интерфейсных систем для задач спектральной оптической когерентной томографии	
Введение	81
4.1 Приемные системы для спектрального метода оптической когерентной томографии	83
4.2 Системы поперечного сканирования для спектральной оптической когерентной томографии	85
4.3 Реализация программного обеспечения режимов сканирования	89
4.4 Системы сбора данных для спектрального метода оптической когерентной томографии	92
4.4.1 Система сбора данных на основе интерфейса USB2.0 со скоростью получения изображений 22000 А-сканов/с	92
4.4.2 Система сбора данных на основе интерфейса USB3.0 со скоростью получения изображений 91912 А-сканов/с	94
4.5 Оценка шумов систем спектральной оптической когерентной томографии на основе интерфейсов USB2.0 и USB3.0	97
4.6 Практическое применение методов и систем спектральной оптической когерентной томографии для исследования биологических объектов	101
4.6.1 Исследования рассеивающей структуры приповерхностных слоев отдельных органов	101
4.6.2 Получение изображений структуры переднего и заднего отделов глаза	104
4.6.3 Визуализация функциональных свойств биологических тканей	106

Выводы	108
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	109
ПРИЛОЖЕНИЕ	111
Схема электрическая принципиальная системы детектирования и дискретизации интерференционного сигнала для корреляционной оптической когерентной томографии	111
Публикации автора по теме диссертации	112
Список цитируемой литературы.....	117

Список сокращений

- АЧХ – амплитудно-частотная характеристика.
- АЦП – аналого-цифровой преобразователь.
- БПФ – быстрое преобразование Фурье.
- ДКВ – двойная коррелированная выборка.
- ЦАП – цифро-аналоговый преобразователь.
- ОКТ – оптическая когерентная томография.
- ПЗС – прибор с зарядовой связью.
- ФЧХ – фазово-частотная характеристика.
- FIFO – организация памяти по принципу First-In-First-Out.
- MEMS – микро-электро-механические системы.
- OCT – optical coherence tomography.
- OTDR – optical time-domain reflectometry.
- SD-OCT – spectral domain optical coherence tomography.
- TD-OCT – time domain optical coherence tomography.

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Методы низкокогерентной интерферометрии находят разнообразное применение для построения микропрофилей поверхностей и визуализации внутренней структуры оптически неоднородных сред с разрешением в единицы микрометров [1-6]. Малая длина цуга излучения низкокогерентных источников света определяет функциональные возможности методов низкокогерентной интерферометрии. Методы низкокогерентной интерферометрии в ближнем ИК-диапазоне применительно к биомедицинским исследованиям получили название Оптическая Когерентная Томография (ОКТ) [7-10]. 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 [10, 11].

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.

В зависимости от способа приема и обработки интерференционного сигнала методы ОКТ разделяются на корреляционные и спектральные. В корреляционном методе ОКТ интерференционный сигнал регистрируется на частоте доплеровского сдвига, создаваемого при линейном изменении разности длин плеч интерферометра. Сигнал интерференции возникает только при равенстве длин плеч интерферометра в пределах длины когерентности низкокогерентного источника излучения. Расстояние до объекта определяется длиной опорного плеча интерферометра при наличии интерференционного сигнала. 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. При глубине зондирования, равной

нескольким тысячам оптических длин волн, в условиях нелинейностей и механических резонансов исполнительных механизмов, это является сложной задачей [12-14]. В корреляционной ОКТ при получении 2-х и 3-х мерных изображений современными методами в мировых аналогах достигнута скорость сканирования в глубину (А-сканов) на уровне только около 1000 А-сканов в секунду. В приложениях корреляционной ОКТ с получением изображений сигнала рассеяния в живых биотканях в реальном времени необходимо, по крайней мере, двух – трех кратное превышение достигнутых скоростей получения А-скана.

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 [15]. Спектральный метод ОКТ обладает преимуществом над корреляционным методом, которое заключается в большем быстродействии при сохранении динамического диапазона приема [8, 16]. Метод получил широкое распространение в последнее время в связи с появлением быстрых матриц фотоприемников, что позволило реализовать компактные приборы спектральной ОКТ. В спектральном методе осуществляется автодинный прием, поэтому в ОКТ-изображениях появляется ряд специфических артефактов, не присущих корреляционному методу [17, 18]. Появление артефактов в интерференционном сигнале в спектральной ОКТ обусловлено взаимной интерференцией всей совокупности локально рассеянных волн и неоднородностью спектра источника света. Автокорреляционная компонента интерференционного сигнала является паразитной составляющей и на ОКТ-изображениях проявляется в виде полос, структурно близких к элементам ОКТ-изображений исследуемых биотканей. Величины автокорреляционной компоненты и когерентных помех могут оказаться настолько большими, что существенно затрудняют интерпретацию получаемых изображений. Методы подавления такого вида артефактов в настоящее время постоянно совершенствуются [19-21].

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) [22-25]. В тандемных схемах возможно применение сменных зондов с воспроизводимыми оптическими свойствами. Это очень важное качество таких систем, несмотря на то, что при этом ограничиваются возможности ряда оптических решений при реализации максимального динамического диапазона. Необходим ряд новых решений при создании ОКТ-систем, особенно при спектральном методе приема сигнала.

Одной из особенностей применения методов ОКТ для диагностики биоткани живых организмов является требование достижения предельной скорости получения сигналов. Как

правило, исследуемые объекты являются подвижными, что приводит к ряду ограничений в методах приема и обработки сигналов, особенно с использованием разности фаз опорной и принятых волн. Для достижения предельно возможной скорости получения изображений с высоким динамическим диапазоном в системах ОКТ должны учитываться динамические характеристики исполнительных механизмов, перемещающих оптический луч вдоль исследуемого образца (сканирующие системы вдоль координат X и Y), частотные характеристики модуляторов фазы в плече интерферометра для получения А-сканов с определенным фазовым сдвигом, пропускная способность систем сбора и ввода данных в компьютер, математическая сложность алгоритмов обработки полученных данных [19]. В большей степени скорость получения изображений на данный момент ограничивается существующими ограничениями на скорость ввода данных в компьютер. Исследования физических и прикладных аспектов отмеченного круга проблем, широко освещается в настоящее время в научной литературе [19, 26].

Цели и задачи научного исследования

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 диссертационной работы состоит в следующем

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 быстродействие 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.

Практическая значимость диссертационной работы состоит в следующем:

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 главы 2 были использованы в ИПФ РАН в экспериментах для мониторинга трехмерных эллипсоидальных лазерных пучков корреляционными методами. Результаты главы 3 использованы при создании приборов по визуализации подкожных капиллярных сосудов *in vivo* в реальном времени средствами спектральной оптической когерентной томографии. Также результаты главы 3 были использованы при проведении экспериментов по применению низкокогерентной интерферометрической техники для оптического измерения напряжения в высоковольтных линиях уровня 100 кВ. Результаты главы 4 использованы для визуализации внутренней структуры сетчатки глаза в реальном времени.

Достоверность результатов обеспечена теоретическим обоснованием и экспериментальным подтверждением защищаемых положений, сравнением полученных результатов с результатами научных работ других авторов.

Внедрение в практику

Разработанные устройства и методы внедрены в практику работы Института прикладной физики РАН, г. Нижний Новгород, ООО «БиоМедТех» г. Нижний Новгород, при выполнении ряда научных и госбюджетных программ и НИОКР: АО «ЛОМО» (г. С.-Петербург), ПАО Красногорский завод им. С. А. Зверева (г. Красногорск), НИИ БМТ (г. Н. Новгород), Центр диагностики и хирургии заднего отдела глаза (г. Москва).

Апробация работы

Результаты работы обсуждались на семинарах Института прикладной физики РАН, а также были доложены на международных и всероссийских научных конференциях:

– Saratov Fall Meeting -09. International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics(Saratov), 2009 год;

– XIV Нижегородская сессия молодых ученых. Естественнонаучные дисциплины, 2009 год (Нижний Новгород); 14-я научная конференция по радиофизике, 2010 год (Нижний Новгород);

– 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);

– XV научная конференция по радиофизике, 2011 (Нижний Новгород);

– XV International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics, Saratov Fall Meeting – 2011, Saratov, Russia, 27 – 30 September 2011.

– III International symposium “Topical Problems of Biophotonics-2011 (TPB-2011)” - St.-Petersburg – Nizhny Novgorod, Russia, 16-22 July 2011.

– PIE/OSA European Conference on Biomedical Optics, Optical Coherence Tomography and Coherence Techniques V, Munich, Germany, 22-26 May 2011.

– IV International Symposium Topical Problems of Biophotonics (TPB-2013) Nizhny Novgorod – Yaroslavl - Nizhny Novgorod – Kazan - Nizhny Novgorod, Russia 21-27 July, 2013.

– Saratov Fall Meeting SFM’ 2013 – Symposium Optics and Biophotonics, Saratov, Russia, 25 – 28 September 2013.

– V International Symposium “Topical Problems of Biophotonics (TPB-2015)” – Nizhny Novgorod - Elabuga - Nizhny Novgorod, Russia, 20-24 July 2015.

– VI International Symposium “Topical Problems of Biophotonics (TPB-2017)” – St. Petersburg - Nizhny Novgorod, Russia, 28 July – 03 August 2017.

Часть результатов работы вошла в Отчеты о деятельности Российской академии наук, а также в доклады РАН.

Методология и 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.

Для численного моделирования использовались пакеты MathCAD и Matlab.

Личный вклад автора

Научным руководителем В.М. Геликоновым ставились задачи в рамках работ над улучшением диагностических возможностей корреляционных и спектральных методов оптической когерентной томографии для визуализации в реальном времени внутренней структуры оптически мутных сред. Все результаты настоящего исследования получены

автором лично или при его непосредственном участии. Автор является одним из основных разработчиков всех систем управления интерферометрами, систем приема интерференционного сигнала, систем сбора и передачи данных.

В работе над созданием системы управления и сбора данных для спектральной ОКТ на основе интерфейсов USB2.0 и USB3.0 вклад автора определяющий. В работах над созданием систем управления интерферометрами с повышенным быстродействием, точностью и диапазоном сканирования на основе пьезоволоконных модуляторов оптического пути вклад автора равноценный совместно с Геликоновым Г.В., Ксенофонтовым С.Ю.

При создании метода выделения когерентных помех в спектральной ОКТ в течение отдельной экспозиции, создании алгоритмов с квадратурным приемом сигналов и пространственной модуляцией двумерного интерференционного сигнала вклад автора равноценный в составе коллектива: Геликонов Г.В., Шилягин П.А.

В работах над исследованием причин появления паразитной амплитудной модуляции в сигнале спектральной ОКТ и созданием алгоритмов подавления паразитной модуляции сигнала вклад автора равноценный совместно с Геликоновым Г.В.

Структура 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.

Во **Введении** обоснована актуальность диссертационной темы исследования, сформулированы цель и задачи работы, показана научная новизна и практическая ценность полученных 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.

В **Главе 2** описаны созданные сверхбыстрая система модуляции оптического пути для корреляционной ОКТ и методы синтеза закона управления пьезоволоконным модулятором оптического пути. Выделены два режима работы пьезоволоконного модулятора, характеризующиеся разными методами синтеза закона управления. Показано, что в

низкочастотном режиме работы корреляционной ОКТ (до 1000 А-сканов в секунду) для обеспечения точности движения опорного плеча интерферометра в единицы процентов достаточно коррекции зарядного тока пьезокерамического диска. Описана созданная экспериментальная установка для контроля и расчета требуемого закона зарядного тока пьезокерамического диска. Для второго высокочастотного режима работы корреляционной ОКТ (на уровне 3000 А-сканов в секунду) доказано, что переход от оперирования с треугольным законом модуляции к коррекции прямоугольной формы производной сигнала позволяет достичь требуемой точности скорости движения опорного плеча интерферометра в единицы процентов с амплитудой движения до единиц миллиметров. Эффект достижения большей точности при создании управляющего сигнала при этом обусловлен большим числом гармоник в прямоугольном сигнале, которые могут быть использованы в итерационном процессе. 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. Любое отклонение от равномерности модуляции пути проявляется в законе изменения фазы интерференционного сигнала. Доказано, что в корреляционной ОКТ прямая дискретизация интерференционного сигнала 8-и разрядным АЦП позволяет получить для огибающей некогерентного интерференционного сигнала точность определения амплитуды сигнала выше по сравнению с точностью, определяемой разрядностью АЦП за счет избыточной частоты дискретизации с последующим усреднением в пределах элемента разрешения в ОКТ изображении.

В **Главе 3** описаны три реализованных метода выделения кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала с формированием комплексной формы для спектральной оптической когерентной томографии. Первый метод основан на выделении когерентных помех и автокорреляционной компоненты интерференционного сигнала в течение отдельной экспозиции спектра на выходе интерферометра с последующим их вычитанием. Во втором методе осуществляется прием интерференционного сигнала с дискретными фазовыми сдвигами. Третий метод основан на пространственной модуляции двумерного интерференционного сигнала и спектрального выделения кросскорреляционной составляющей. Также в главе 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 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.

В **Главе 4** описаны созданные для спектральной ОКТ системы сбора и ввода данных в компьютер на основе цифровых интерфейсов USB 2.0 и USB 3.0. В результате оптимизации архитектуры электронных интерфейсных систем и связей между электронными системами осуществлено непрерывное считывание спектральных данных с линейной матрицы фотопроемников 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. Комплекс позволил реализовать наблюдение в режиме реального времени ОКТ изображений с дробовым шумовым пределом с подавлением всех основных типов когерентных помех. Разработанные электронные интерфейсные системы позволили получить изображения внутренней структуры оптически мутных рассеивающих сред со скоростью до 10^4 А-сканов в секунду (около 40 кадров в секунду с 256×256 элементами в кадре). При использовании интерфейса на основе USB3.0 достигнута скорость до 188 МБ/с, что позволило обеспечить скорость получения изображений 91912 А-сканов в секунду. С помощью созданной установки на основе интерфейса USB3.0 проведена серия первоначальных натуральных экспериментов по визуализации 2D и 3D структуры тканей кожи пальца, а также передних и задних отделов глаза с достигнутой скоростью.

Основные публикации

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

На защиту выносятся следующие положения:

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 последующим усреднением в пределах окна когерентности при быстродействии около 3000 А-сканов в секунду.
4. В спектральной оптической когерентной томографии устранение кросскорреляционной 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.

ГЛАВА 1 Корреляционные и спектральные методы оптической когерентной томографии для визуализации внутренней структуры оптически неоднородных сред (Обзор работ по литературе)

Методы интерферометрии с применением низкокогерентного света находят разнообразное применение для построения микропрофилей поверхностей и визуализации внутренней структуры слоистых сред [1-6]. Прогресс в развитии методов низкокогерентной интерферометрии был связан с появлением и развитием фемтосекундных источников света [27] и квантовых широкополосных источников излучения с высокой поперечной пространственной когерентностью [28, 29]. С помощью интерференционных методов при использовании таких широкополосных источников можно разделять информацию об отражении от объектов, расположенных на расстоянии в пределах длины когерентности источника (около единиц микрон) [22]. Первоначально возможности низкокогерентной оптической интерферометрии были использованы для исследования рассеяния низкокогерентного света в элементах волоконной оптики и измерения распределенных параметров оптического волокна [4]. Так, высокая чувствительность методов и потенциально высокое пространственное разрешение позволили проводить измерения релеевского отражения в оптическом волокне для диагностики состояния оптической трассы распространения волн [1]. Данное применение низкокогерентных методов интерферометрии для диагностики состояния оптического волокна было одним из первых и относится к 80-х годам двадцатого века. Метод получил название оптическая рефлектометрия во временной области (OTDR) [1, 2, 4, 5].

Оптическая когерентная томография (ОКТ) как метод визуализации внутренней структуры оптически мутных сред с высоким пространственным разрешением (около единиц микрон) и измерения ряда оптических параметров основана на методах низкокогерентной интерферометрии [7-9]. Термин “оптическая когерентная томография” (ОКТ) впервые появился в работе американских исследователей [7]. Первые публикации по методам ОКТ стали появляться в начале 90-х годов 20 века. Методы ОКТ являются дальнейшим развитием методов оптической рефлектометрии во временной области (OTDR).

Под оптическим изображением в ОКТ подразумевается визуализация внутренних макроскопических изменений показателя преломления объекта (биоткани), внутренняя структура которого не видна невооруженному глазу из-за сильного рассеяния. Для построения изображений внутренней структуры сред в методах ОКТ используются принципы оптического радара. Оптическое излучение, направляемое в среду, отражается на неоднородностях показателя преломления среды в направлении, противоположном направлению зондирующего излучения. Для биоткани характерно большое поглощение света, однако в ближнем ИК

диапазоне процессы рассеяния сильнее ослабляют прямо летящие, строящие изображения, фотоны, по сравнению с процессами поглощения [30, 31]. Поскольку средняя транспортная длина пробега в оптически непрозрачной биоткани составляет 160 – 300 мкм, доступная глубина ОКТ зондирования маломощным источником не превышает 1-2 мм. В таком диапазоне глубин зондирования не представляется возможным селекцией рассеянного излучения по времени прихода от разных неоднородностей, аналогично измерению задержек в радиолокации, ввиду малости измеряемых временных задержек. Для приема и выделения излучения, рассеянного в обратном направлении на разных неоднородностях, применяются интерферометрические методы. Методы ОКТ используют излучение широкополосных источников в ближнем ИК-диапазоне с относительной шириной спектра в единицы – десятки процентов. Малая длина когерентности зондирующей волны позволяет измерять оптическую задержку строящих изображение баллистических (или слабо отклоненных) фотонов, рассеянных в обратном направлении и выделяемых на фоне мощного многократного рассеяния за счет интерференции с опорной волной [32].

Первое поколение приборов ОКТ было основано на корреляционной низкокогерентной интерферометрии [7, 33, 34]. В корреляционном методе ОКТ интерференционный сигнал принимается на частоте доплеровского сдвига последовательно для ряда глубин объекта (А-скан) при изменении с постоянной скоростью разности длин плеч интерферометра Майкельсона. Двумерные изображения (В-сканы) строятся из набора последовательно полученных А-сканов при боковом перемещении зондирующего луча вдоль поверхности объекта. Время получения изображений ограничивается скоростью сканирования в продольном – Z-направлении, а также используемым интерфейсом ввода данных в компьютер [7].

В корреляционной ОКТ сигнал интерференции наблюдается, только если разность оптических путей зондирующей и опорной волн не превышает длины когерентности света, составляющей единицы микрон. В низкокогерентных корреляционных интерферометрических системах интерференционный сигнал формируется только при малых разностях хода волн в интерферометре. Расстояние до отражателя определяется по наличию интерференционного сигнала и по положению опорного плеча. При этом интерференционный сигнал принимается на частоте доплеровского сдвига, определяемой скоростью движения опорного зеркала в интерферометре. Скорость модуляции разности длин плеч и ее постоянство являются критическими параметрами для задач корреляционной ОКТ. Необходимость перемещения зеркала в опорном плече интерферометра ограничивает скорость получения интерференционного сигнала со всей глубины объекта и является основным ограничивающим фактором сканирующей низкокогерентной интерферометрии [33, 35].

В дальнейшем в результате заимствования идей Фурье-спектроскопии для задач ОКТ произошел переход при создании систем ОКТ к спектральным методам низкокогерентной интерферометрии из-за ряда преимуществ [8]. Спектральные методы ОКТ позволяют более полно использовать мощность рассеянного объектом света. Так, в корреляционном методе ОКТ в образовании интерференции участвует свет только из определенного участка в среде, определяемого длиной когерентности зондирующего излучения. В спектральной ОКТ по сравнению со сканирующими корреляционными системами происходит регистрация всего света, рассеянного объектом. В спектральной ОКТ одновременная регистрация всего рассеянного объектом света приводит к выигрышу по сравнению с корреляционным методом в чувствительности и скорости регистрации интерференционного сигнала.

В отличие от корреляционных в спектральных методах ОКТ в интерференционном сигнале помимо полезной кросскорреляционной компоненты, несущей информацию о структуре объекта, содержатся автокорреляционные шумовые компоненты [19, 20]. На детекторе оптического сигнала происходит интерференция рассеянных объектом волн не только с опорной волной, но и интерференция всех спектральных составляющих источника излучения между собой. Компонента интерференционного сигнала, связанная с интерференцией рассеянной объектом волны с опорной волной, содержит полезную информацию о положении рассеивателей внутри объекта и носит название кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала. Вторая компонента, связанная с интерференцией рассеянных объектом волн между собой, является помехой и носит название автокорреляционной компоненты интерференционного сигнала. Третья шумовая компонента является постоянной составляющей интерференционного сигнала, ограничивающей динамический диапазон регистрации. Автокорреляционные компоненты на изображении проявляются в виде полос, которые могут определяться как ложные структурные элементы среды и слои. Для корреляционных и спектральных методов ОКТ существуют принципиальные различия как в методах выделения кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала, так и в методах подавления автокорреляционной компоненты.

В корреляционном методе оптической когерентной томографии кросскорреляционные и автокорреляционные компоненты интерференционного сигнала находятся в разных частотных диапазонах спектра. Кросскорреляционная компонента интерференционного сигнала детектируется на частоте доплеровского сдвига, вызванного движением опорного плеча. Для выделения кросскорреляционной компоненты и повышения отношения сигнал/шум в корреляционном методе необходима узкополосная оптимальная фильтрация электрического сигнала после детектора. Ширина спектра интерференционного сигнала составляет единицы процентов от несущей частоты (частоты доплеровского сдвига), и это позволяет осуществлять

узкополосную фильтрацию интерференционного сигнала. Малая ширина полосы пропускания входной цепи, с одной стороны, обеспечивает наилучшее соотношение сигнал/шум, с другой – накладывает жесткие требования на скорость продольного сканирования, которую необходимо поддерживать с погрешностью менее процента. Первостепенной задачей в корреляционном методе оптической когерентной томографии является поддержание частоты доплеровского сдвига с высокой точностью. Для стабилизации доплеровской частоты сдвига необходимо обеспечить управление интерферометром с высокой точностью поддержания скорости движения опорного плеча так, чтобы частота детектируемого сигнала не выходила из полосы фильтра. Кроме того необходимо обеспечивать движение с достаточно высокой скоростью. Для получения одного кадра изображения в секунду размером 256×256 при элементе пространственного разрешения в глубину 15 мкм требуется скорость сканирования ~ 0.9 м/с. Для визуализации томограмм в реальном времени величина требуемой скорости сканирования возрастает в десятки раз.

Для корреляционных методов ОКТ требуется изменение разности хода в плечах интерферометра в ~ 1.5 –2 мм. Такая величина разности хода в интерферометре определяется максимальной глубиной, с которой возможен прием рассеянных в биоткани "баллистических" (прямолетающих) фотонов на фоне многократного рассеяния и шумов. В корреляционных методах ОКТ изменение разности хода в плечах интерферометра Майкельсона с постоянной скоростью позволяет осуществлять узкополосный интерференционный прием сигнала на частоте доплеровского сдвига. Регулярный сигнал на выходе фотодетектора имеет не нулевое значение, когда разность длин оптических путей до опорного отражателя и до рассеивающего элемента в образце находится в пределах длины когерентности излучения. Сложность при разработке интерфейсных систем в корреляционных методах ОКТ возникает при обеспечении высокой стабильности скорости изменения разности длин плеч интерферометра на несколько тысяч оптических длин волн в условиях проявления нелинейностей и механических резонансов в системе модуляции разности оптических длин плеч интерферометра [33]. Стабильность скорости изменения длин плеч необходима для осуществления узкополосного приема сигнала с большим динамическим диапазоном.

В области низкокогерентной сканирующей волоконно-оптической интерферометрии одной из основных задач является создание методов модуляции длины оптического пути с амплитудой в тысячи оптических длин волн с повышенной скоростью. Широко развиты методы модуляции с амплитудой, ограниченной диапазоном в единицы длин волн. Для изменения длины оптического пути в опорном плече интерферометра на расстояния в несколько тысяч оптических длин волн используются разные методы. Оптические линии задержки могут быть построены на одном из четырех принципов: линейное перемещение отражающего элемента,

изменение длины оптического пути с помощью вращательных методов [36], пьезоволоконные линии задержки и линии задержки в частотной области [37]. Применение механических систем продольного сканирования, в том числе механического движения зеркала при помощи шагового двигателя или гальванометра, имеет ограниченную область применения и не позволяет решить задачу изменения разности длин плеч с необходимой скоростью и точностью.

Пьезоволоконный модулятор оптического пути [33] и модулятор на основе дифракционной решетки [37] обладают требуемыми для задач ОКТ скоростными характеристиками. Модулятор на основе дифракционной решетки [37] имеет большие размеры и механическую нестабильность, что неприемлемо при создании компактного прибора. Пьезоволоконный модулятор оптического пути является более компактным и удобным для практического применения. Пьезоволоконный модулятор состоит из дисковой пьезопластины, на обе поверхности которой спирально намотано оптическое волокно. Рекордное быстродействие 2084 А-сканов в секунду было получено в корреляционных системах за счет использования пьезоволоконного модулятора оптического пути, обеспечивающего одинаковый по модулю доплеровский сдвиг частоты в опорном луче как при его удлинении на ~ 4 мм, так и при сокращении [38]. С помощью пьезоволоконного модулятора длина оптического пути изменялась с постоянной скоростью 4.4 м в секунду на глубину до единиц миллиметров, что приводило к доплеровскому сдвигу частоты опорной волны ~ 7 МГц на центральной длине волны оптического спектра 1300 нм. Однако экспериментальная апробация корреляционного метода ОКТ при исследовании живых объектов показала необходимость существенного повышения быстродействия.

В спектральном методе ОКТ происходит прием и обработка оптического спектра двух интерферирующих волн – опорной и рассеянной назад объектом. Результатом математической обработки спектра суммарного поля является распределение неоднородностей показателя преломления внутренней структуры объекта по всей доступной глубине, определяемой возможностью достоверного приема баллистических фотонов. [15]. Спектральный метод ОКТ обладает преимуществом в быстродействии по сравнению с корреляционным методом [8, 9]. В спектральных методах ОКТ механического сканирования вглубь образца не происходит. Для построения двумерного распределения коэффициента рассеяния используется сканирование оптического луча вдоль образца. Набор последовательно полученных А-сканов при боковом перемещении зондирующего луча, как и в корреляционном методе, позволяет формировать двумерную картину рассеяния в поперечном к поверхности объекта сечении (В-скан).

Предельное продольное разрешение, как и в корреляционном методе, определяется полной шириной оптического спектра и может составлять единицы микрон. Ширина оптического спектра, детектируемого отдельным элементом линейки фотоприемников, определяет длину

когерентности принимаемой волны, которая задает предельную глубину сканирования. Скорость получения одного А-скана в спектральном методе ОКТ превосходит в несколько десятков раз аналогичную скорость корреляционного метода.

Возможны два способа получения оптического спектра на выходе интерферометра в спектральных методах ОКТ. Первый способ основан на использовании перестраиваемых источников излучения с применением балансных схем приема интерференционного сигнала. Оптимальная архитектура приемных систем в этом случае совпадает с архитектурой систем корреляционных методов. Во втором способе приема спектральных компонент используется спектрометр на выходе интерферометра. Здесь исследуемый объект освещается широкополосным источником излучения. На выходе интерферометра осуществляется спектральное разложение интерференционного сигнала дифракционной решеткой и прием спектральных компонент ПЗС-матрицей.

Спектральный метод потенциально обеспечивает высокую скорость получения изображений при сохранении динамического диапазона системы и не предполагает использования доплеровского сдвига между частотами интерферирующих волн [8, 9]. Метод получил широкое распространение в последнее время в связи с появлением быстрых матриц фотоприемников, что позволило реализовать компактные приборы спектральной ОКТ. Однако, в спектральном методе происходит автодинный прием и существенным недостатком этого метода является появление ряда специфических артефактов. Частично задача преодоления таких артефактов переносится в область интерфейсных систем.

Кроме оптических шумов и шумов электроники в сигнале спектральной ОКТ присутствуют дополнительные помехи и артефакты, обусловленные исходной изрезанностью спектра источника излучения, а также взаимной интерференцией рассеянных в объекте волн. В литературе описано несколько подходов к решению проблемы артефактов в спектральной оптической когерентной томографии. Задача выделения кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала в спектральной оптической когерентной томографии до сих пор остается актуальной [39, 40].

Для корреляционных и спектральных методов ОКТ существуют отличия в приеме кросскорреляционных компонент интерференционного сигнала. Для обоих методов с целью повышения величины отношения сигнал/шум используются балансный прием и оптимизация полосы пропускания фильтров [41].

В системах оптической когерентной томографии применяются несколько типов интерферометров. Классическая схема системы оптической когерентной томографии построена на интерферометре Майкельсона. Исполнение интерферометра Майкельсона может быть как воздушным, так и волоконным. На Рис. 1 показана функциональная схема системы

корреляционной оптической когерентной томографии. Корреляционная ОКТ система состоит из широкополосного источника света, интерферометра, сканирующей оптической линии задержки, сканирующего устройства оптического луча вдоль поверхности объекта, устройства детектирования интерференционного сигнала, устройства оцифровки, сбора и ввода данных в компьютер. Излучение с выхода широкополосного источника ближнего инфракрасного диапазона поступает на вход интерферометра. Ширина полосы излучения источника определяет его длину когерентности. В системах низкокогерентной интерферометрии поперечное разрешение тем лучше, чем шире полоса излучения источника. Связь ширины полосы излучения источника и поперечного разрешения системы оптической когерентной томографии при гауссовом источнике излучения выражается формулой:

$$\Delta z = \frac{2 \cdot \ln 2}{\pi} \cdot \frac{\lambda_0^2}{\Delta \lambda} \quad (1),$$

где λ_0 – центральная длина волны источника,

$\Delta \lambda$ – ширина полосы источника на уровне 0.5 от максимума.

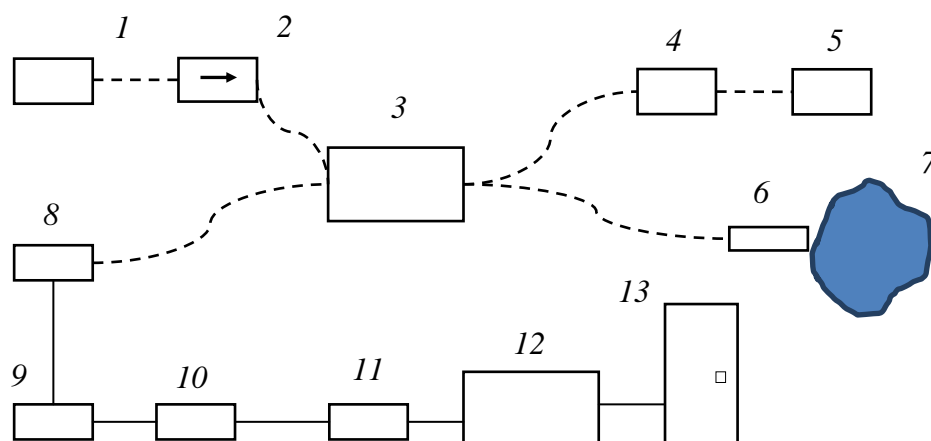


Рис. 1. Структурная схема корреляционной ОКТ на основе интерферометра Майкельсона. 1 – низкокогерентный источник излучения, 2 – оптический изолятор, 3 – 3 дБ оптоволоконный делитель, 4 – пьезоволоконный модулятор оптического пути, 5 – отражающее зеркало опорного плеча, 6 – система сканирования оптического луча, 7 – исследуемый объект, 8 – фотодиод, 9 – резонансный фильтр, 10 – логарифмический усилитель, 11 – фильтр нижних частот, 12 – плата сбора данных, 13 – компьютер

На изображениях, полученных методами спектральной ОКТ, присутствуют артефакты в виде искажения принятого спектра, его паразитной амплитудной модуляции и появлению повторов и гетеродинов на изображениях. Артефакты подобного рода встречаются на изображениях, полученных другими авторами. Анализ литературы показал, что причины появления некоторых типов артефактов не исследовались.

Стоит отметить работы российских ученых, которые, помимо нашей группы, занимаются задачами низкокогерентной томографии, оптической когерентной томографией и смежными задачами.

Коллеги из Института физики микроструктур РАН (Нижний Новгород) в составе группы Иванов В.В., Маркелов В.А., Новиков М.А., Уставщиков С.С. не связаны с приложениями методов низкокогерентной интерферометрии к медицинской диагностике. Их интересы сосредоточены на бесконтактной диагностике прозрачных микроструктур в экстремальных условиях (стекла, полупроводниковые материалы), а также измерение физических величин методами низкокогерентной интерферометрии. В своих работах они также пришли к схемной реализации низкокогерентных интерферометров с общим путем (“common path interferometry”),

тандемная интерферометрия) из-за интересных особенностей такой реализации [3, 6]. Тандемная схема интерферометра, на основе которых наша группа делает приборы оптической когерентной томографии, позволила решить проблему влияния отличий дисперсионных характеристик в плечах интерферометров, а также влияния возмущений, возникающих в оптическом тракте. Неоптимальные схемные решения в построении интерферометрических систем приводят к ухудшению разрешения, к искажению аппаратной функции интерферометра. Поиск оптимальных схемных решений при построении разных модификаций приборов ОКТ является важной задачей для достижения предельных диагностических возможностей методов ОКТ.

В Саратовском государственном университете (Саратов) под руководством проф. Тучина В.В. ведутся работы по оптическим методам диагностики различных сред, по применению оптической когерентной томографии для визуализации заболеваний кожи.

В группе под руководством проф. Гурова И.П. из ИТМО (Санкт-Петербург) выполнена работа по разработке алгоритмов обработки интерферометрических сигналов на основе фильтрации Калмана, а также методов Монте-Карло [42-45]. Также данной группой осуществлено построение системы спектральной оптической когерентной томографии с перестраиваемой длиной волны для ближней инфракрасной области спектра [46, 47].

Группа под руководством проф. Фролова С.В. из Тамбовского государственного технического университета развивает методы и технические средства диагностики биомедицинских объектов на основе оптической томографии с приемом малократно и многократно рассеянных фотонов. Группой предложены интересные схемные решения в создании модифицированной быстро сканирующей оптической линии задержки в интерферометрах, созданы прототипы ОКТ приборов для исследования поверхностных слоев кожи, подкожных кровеносных сосудов и потоков жидкости.

Интересные схемные решения и модели интерферометрических сигналов получены в группе под руководством проф. Рябухо В.П. из Института проблем точной механики и управления РАН (Саратов) [48, 49].

Описанные выше научные работы были направлены, в основном, для достижения оптимальных параметров ОКТ систем в лабораторных экспериментах, или проведения теоретических оценок. Основные отличия ОКТ-систем, которые рассматриваются в данной диссертации, от систем и методов, используемых в вышеупомянутых исследованиях, обусловлены следующим. Во-первых, данные системы проектировались и реализовывались с целью их скорейшего практического применения в соответствующих биомедицинских исследованиях. В данной диссертации описывается ряд методов, которые позволили

реализовать схемные и алгоритмические решения, максимально эффективные для обеспечения устойчивой работы ОКТ-приборов в жестких условиях практической эксплуатации.

Во-вторых, одним из важнейших применений данных ОКТ-систем является их использование в составе эндоскопических систем. Это предполагает комплектацию данных систем комплектом сменных эндоскопических зондов. Это обстоятельство определило использование в данных ОКТ-системах тандемной интерференционной схемы выполненной на базе анизотропного оптоволокна. Эта схема описана в следующих главах диссертации. Именно, применение тандемной схемы позволило реализовать концепцию сменных зондов.

Рассматриваемые в диссертации ОКТ-системы относятся к корреляционному и спектральному типу. Несмотря на наличие других методов ОКТ (таких как ОКТ с перестраиваемым источником и ОКТ полного поля) выбор корреляционного и спектрального метода обусловлен с их совместимостью с тандемной интерференционной схемой на базе анизотропного оптоволокна.

ГЛАВА 2. Выделение кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала в корреляционном методе оптической когерентной томографии

Введение

Для корреляционных методов ОКТ при применении в медицинских приложениях актуальна задача повышения скорости получения двумерных изображений исследуемых объектов. Движения, связанные как с подвижностью исследуемых объектов из-за биоритмов сердца и произвольных смещений, так и с движением сканера, приводят к появлению на изображениях паразитных полос, а также к критическому уменьшению отношения сигнал/шум. В корреляционных методах ОКТ повышение скорости получения интерференционного сигнала достигается повышением скорости движения зеркала в опорном плече интерферометра.

В Главе 1 приведены данные о том, что наиболее целесообразно использовать модуляторы оптического пути, построенные на основе пьезоволоконных систем. Волоконные фазовые модуляторы, состоящие из пьезокерамического диска или цилиндра, на которые намотано и закреплено оптическое волокно, широко используются для управления интерферометрами в других областях науки [50-53]. Как правило, пьезоволоконные модуляторы управляются узкополосными гармоническими сигналами с низкой частотой и амплитудой в десятки вольт [50]. В литературе описываются нелинейные эффекты, возникающие при управлении фазой с помощью пьезоволоконных модуляторов [54, 55]. Нелинейность и гистерезис растяжения оптического волокна от прикладываемого к обкладкам пьезодиска напряжения приводят к появлению хаотических колебаний и гармоник в полезном сигнале А-скана.

В корреляционном методе ОКТ для получения двумерных изображений размером 512x256 точек со скоростью порядка 12 кадров/с требуется управлять пьезоволоконным модулятором оптического пути сигналом треугольной формы с частотой около 3000 Гц. Повышение частоты управляющего треугольного напряжения до 3000 Гц при амплитуде модуляции длины оптического пути около 1мм приводит к увеличению скорости изменения длины пути до 7 м/с. При скорости изменения длины пути в интерферометре порядка 7 м/с прием интерференционного сигнала происходит на частоте доплеровского сдвига, равной 11.0 МГц.

На таких частотах управляющего сигнала нелинейность и гистерезис пьезоволоконного модулятора проявляется в большей степени. Неизбежно сказываются резонансы механической системы, приводящие к модуляции скорости движения. Происходит возбуждение собственных резонансных колебаний пьезодиска (в используемой конфигурации спектр резонансного отклика располагается в диапазоне частот 24 - 35 кГц). Учет и коррекция нелинейностей пьезоволоконного модулятора становится первостепенной задачей.

2.1 Система модуляции оптического пути в методе оптической когерентной томографии

Пьезоволоконный модулятор оптического пути основан на упругом растяжении оптического одномодового волокна при помощи пьезопластины с использованием обратного пьезоэлектрического эффекта. Для этого оптический одномодовый световод укладывается спирально на пьезопластину и приклеивается к ней [53]. Оптоволоконный пьезоэлектрический преобразователь представляет собой тонкий пьезоэлектрический диск ($\varnothing \sim 60$ мм, толщина < 1 мм), к каждой из поверхностей которого прикреплено более 10 м оптического волокна (Рис. 2).

В результате обратного пьезоэффекта происходит радиальная деформация пьезопластины, приводящая к растяжению или сжатию оптического волокна. При подаче напряжения ~ 100 В на электроды пьезопластины относительное изменение радиуса пластины составляет $\sim 10^{-4}$. Такое же относительное удлинение испытывает и каждый участок оптического волокна, приводящее к суммарному изменению длины волокна более чем на 1 мм. Ввиду большой длины намотанного оптического волокна изменение оптического пути в опорном плече интерферометра достигает нескольких миллиметров. Такого изменения длины опорного плеча (а также противофазного изменения сигнального плеча) достаточно для организации контактного и бесконтактного сканирования биологических тканей вглубь на несколько миллиметров.

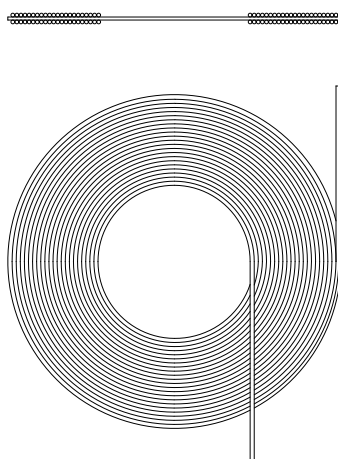


Рис. 2. Пьезоволоконный модулятор.

Изменяющийся по пилообразному закону (Рис. 3) сигнал подается на обкладки пьезоволоконного модулятора и приводит к линейному изменению во времени геометрической разности длин плеч интерферометра $\Delta l = \Delta l' \cdot t$. На возрастающем склоне управляющего пилообразного сигнала – прямой ход интерферометра - происходит растяжение оптического волокна и, соответственно, увеличение длины опорного плеча интерферометра (при соответствующей полярности сигнала на электродах пьезопластины). На следующем склоне управляющего сигнала – обратном ходе – происходит сжатие оптического волокна и, соответственно, уменьшение длины оптического пути в опорном плече. Для построения изображений используются два соседних скана, полученные при прямом и обратном ходе.

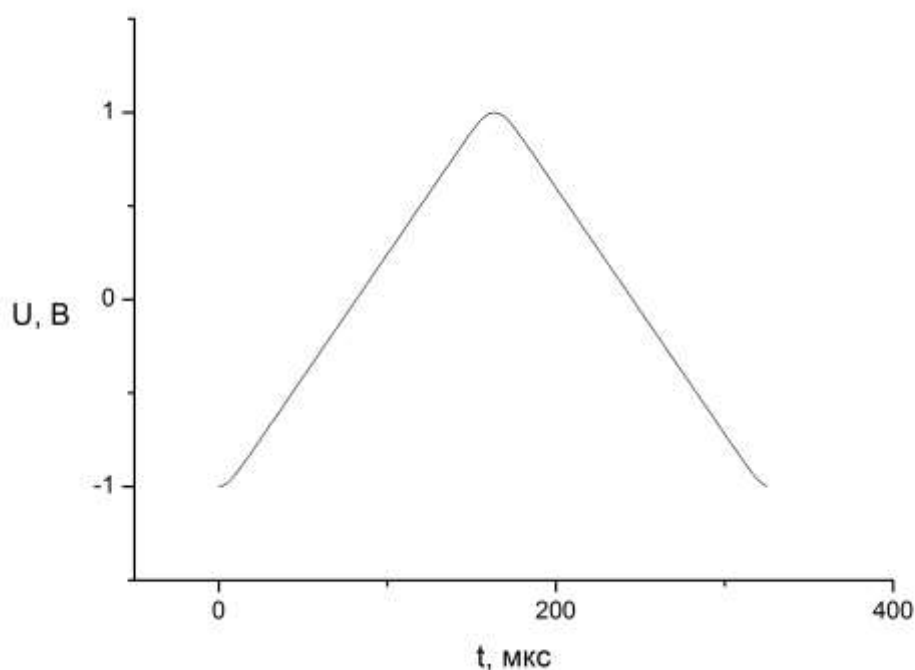


Рис. 3. Линейно изменяющееся напряжение

Прием интерференционного сигнала осуществляется на доплеровской частоте сдвига, равной 11 МГц. В соответствии с формулой, описывающей зависимость доплеровской частоты сдвига от скорости движения, оценим величину эквивалентную скорости движения зеркала (в общем виде – скорости изменения разности оптических длин плеч интерферометра) для используемых параметров корреляционной ОКТ системы.

$$V = \frac{f_d \cdot \lambda_0}{2} \cong 7.15 \frac{\text{м}}{\text{с}} \quad (2),$$

где λ_0 – центральная длина волны источника, $\lambda_0 = 1.3$ мкм

V – скорость движения зеркала в опорном плече.

Полоса приема детектируемого сигнала определяется как

$$\Delta f = 2 \cdot \Delta \nu \cdot \frac{2 \cdot \Delta l}{c} = \frac{4 \cdot \Delta \lambda \cdot \Delta l}{\lambda_0^2} \quad (3)$$

При ширине оптического спектра $\Delta \nu \sim 50$ нм полоса электрического сигнала на выходе квадратичного детектора Δf составляет величину ~ 0.7 МГц. Для обеспечения узкополосного приема необходимо, чтобы доплеровская частота сдвига для каждой оптической частоты находилась в полосе фильтра. Перемещение опорного зеркала с постоянной скоростью с высокой точностью необходимо для постоянства доплеровской частоты.

2.2 Методы синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора

2.2.1 Контроль и управление зарядным током

Пьезоволоконный модулятор оптического пути, используемый для корреляционной оптической когерентной томографии, был создан из увеличенного числа слоев оптического волокна, намотанного и приклеенного с обеих сторон пьезокерамического диска. Увеличение числа слоев позволило существенно уменьшить величину управляющего напряжения, подаваемого на обкладки пьезодиска, с нескольких сотен вольт до нескольких десятков вольт. Уменьшение величин управляющих напряжений, в свою очередь, привело к понижению тепловыделения в разработанных системах управляющей электроники.

В корреляционной оптической когерентной томографии скорость изменения оптической длины волокна определяет время получения интерференционного сигнала и частоту доплеровского сдвига между оптическими частотами в двух плечах интерферометра. Оценки показывают, что при согласованном узкополосном приеме интерференционного сигнала с шириной полосы 3–5% от несущей и при динамическом диапазоне ~40 дБ требуется поддержание скорости изменения оптической длины волокна с погрешностью не более 0.2%.

В зависимости от частоты управляющего сигнала определено несколько режимов управления пьезоволоконным модулятором: низкочастотный режим при частоте управляющего сигнала до 100 Гц и высокочастотный режим при частоте управляющего сигнала свыше 100 Гц. Экспериментальные исследования показали [33], что для восстановления линейности в системе управления пьезоволоконным преобразователем при низких частотах управляющего сигнала достаточно ввести коррекцию формы сигнала, обеспечивающую постоянство зарядного тока. Влияние нелинейности отклика удастся устранить за счет отклонения от линейности закона модуляции. Для снижения влияния паразитного резонанса пьезопластины корректируется форма сканирующего напряжения с целью снижения спектральных компонент сигнала в области резонанса пьезоволоконного модулятора.

Параметры корректирующего сигнала являются для каждого пьезоволоконного модулятора индивидуальными, не требующими дальнейшей корректировки во времени. Для учета тепловых изменений величины пьезоэффекта на пьезопластине применяется температурный датчик, выходной сигнал которого используется для коррекции амплитуды и постоянного смещения управляющего сигнала.

Для контроля отклика пьезоволоконного преобразователя на обкладки пьезопластины подавалось линейно изменяющееся напряжение, при этом наблюдалось отклонение зарядного тока от постоянного значения. По виду отклика соответственно подбиралась форма

управляющего напряжения. Корректирующие изменения представляют собой отклонения от линейного закона нарастания напряжения и показаны на Рис. Рис.4б.

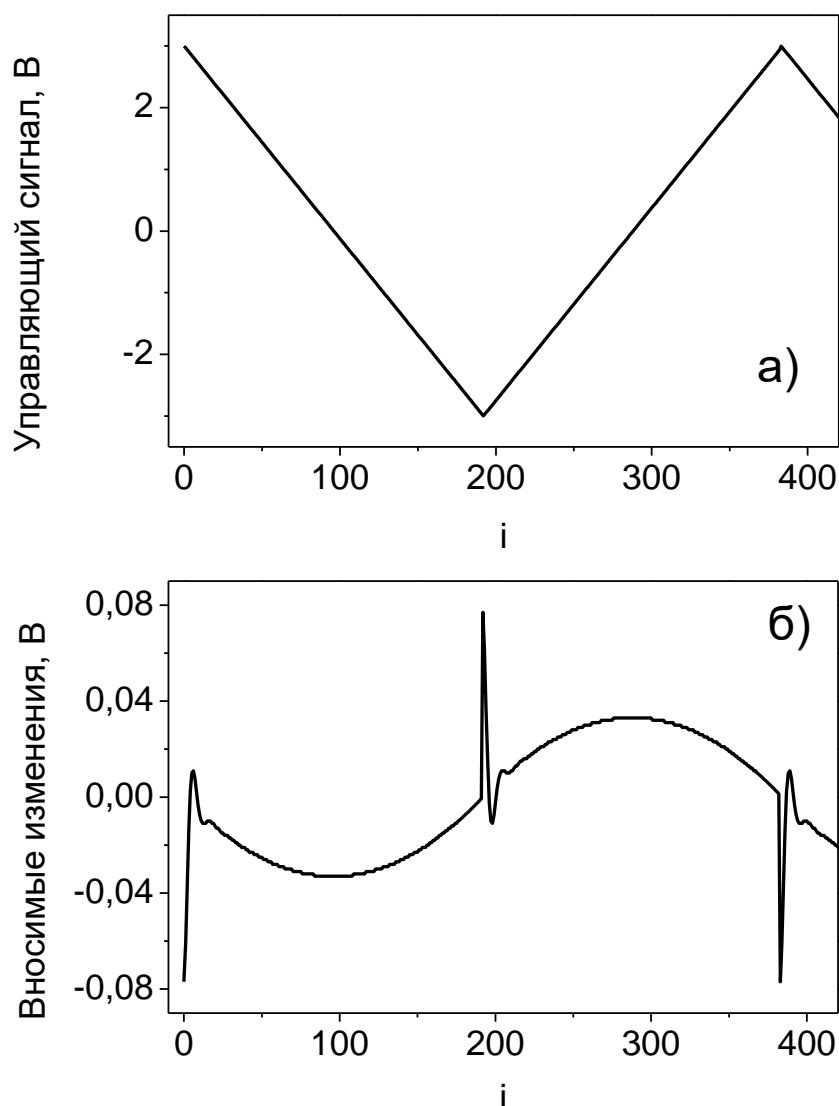


Рис. 4. Вид исходного управляющего сигнала на выходе ЦАП (а) и вносимых в него изменений (б).

Как видно из Рис. 4Рис., в каждом периоде результирующего управляющего сигнала имеются две составляющие: первая предназначена для подавления собственных резонансных колебаний пьезопластины и представляет собой быстро затухающий синусоидальный сигнал, поданный в противофазе с собственными колебаниями; вторая имеет параболическую форму и предназначена для устранения искажений, обусловленных зависимостью эффективности пьезоэффекта от напряжения. Практика использования данного метода показала, что параметры пьезоволоконных модуляторов стабильны во времени. Параметры корректирующего

напряжения при введении температурной стабилизации не требуют поправок в течение всего срока эксплуатации пьезоволоконного модулятора.

На Рис. 55 приведена структура разработанной системы управления. Цифровая часть системы обеспечивает формирование кривой изменения напряжения, аналоговая часть – фильтрацию и усиление мощности. Требуемая форма управляющего напряжения определяется экспериментально с использованием калибровочного комплекса на базе персонального компьютера под управлением *NI LabVIEW 7.1* и записывается в микросхемы памяти EEPROM (использованы микросхемы памяти фирмы Atmel AT28C64E).

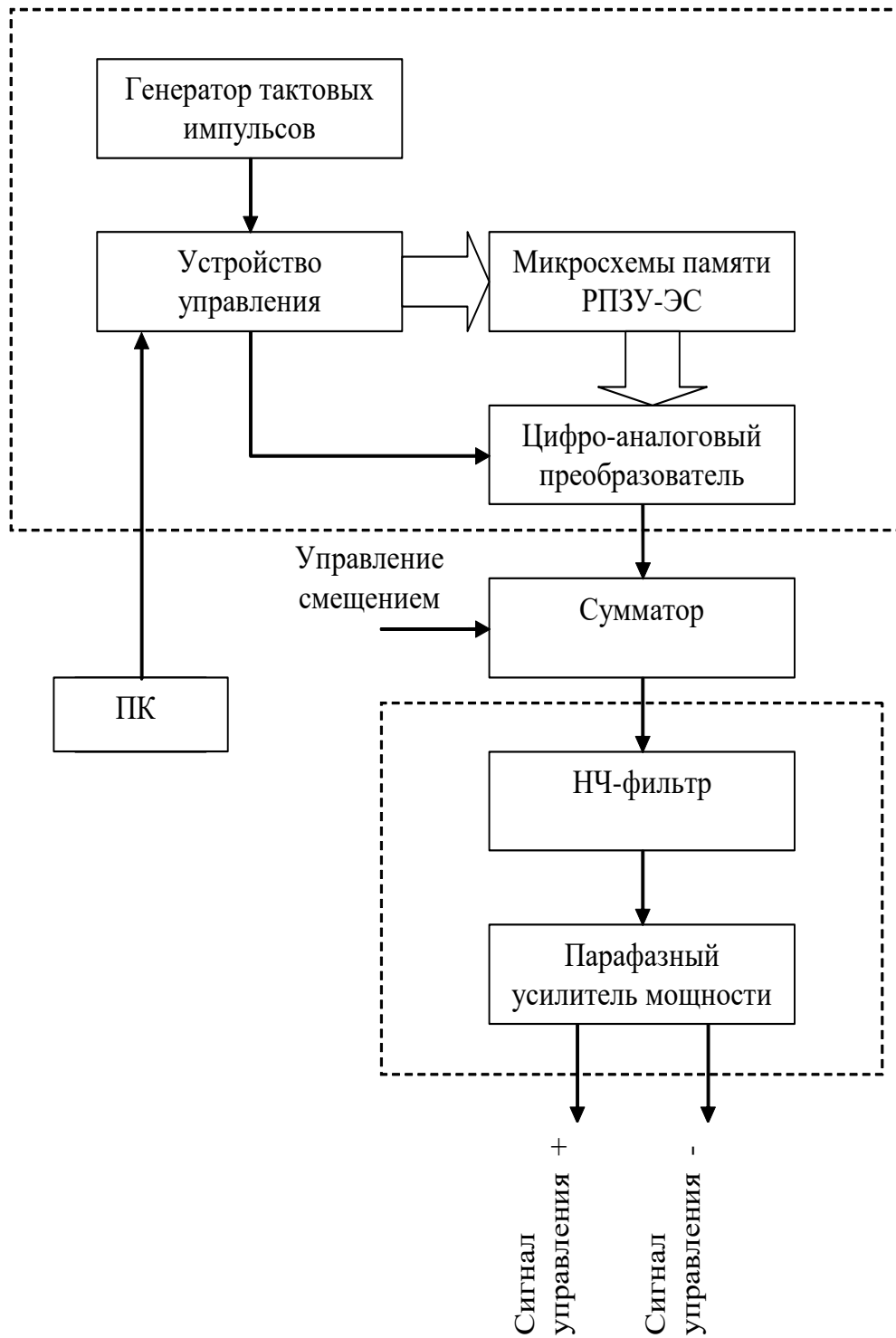


Рис. 5 . Структурная схема системы управления пьезоволоконным модулятором

2.2.2 Итерационный метод синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора

Повышение скорости управления интерферометром при использовании пьезоволоконного модулятора в качестве управляющей системы потребовало разработки нового метода синтеза управляющего сигнала для модулятора.

Основная идея метода заключается в том, что линейная модуляция оптического пути приводит к синусоидальному изменению интенсивности на выходе интерферометра с линейно изменяющейся во времени фазой. Любое отклонение от линейности модуляции пути будет проявляться в законе изменения фазы интерференционного сигнала.

В ОКТ системах в качестве источников излучения применяются широкополосные источники излучения. Вид интерференционного сигнала от плоского отражателя с широкополосным источником света на входе интерферометра имеет форму, показанную на рис. 6.

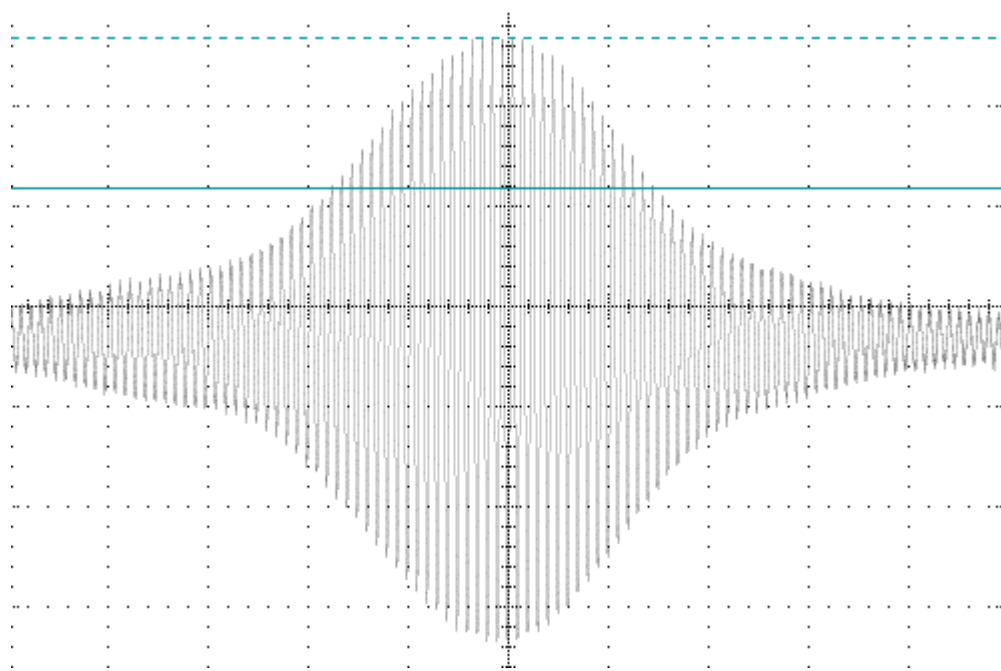


Рис. 6. Вид интерференционного сигнала от плоского отражателя с широкополосным источником света на входе интерферометра

Такая форма интерференционного сигнала малоприспособна для практических расчетов, поскольку сигнал интерференции существует только в пределах длины когерентности зондирующего излучения. Для получения формы интерференционного сигнала в пределах всей глубины сканирования широкополосный источник заменяется на источник монохроматического излучения. Такая процедура необходима для каждого пьезоволоконного модулятора оптического пути на этапе настройки. После синтеза закона управления

модулятором для управляющего сигнала не требуется дальнейших коррекций во всем жизненном цикле прибора ОКТ.

В качестве оптической схемы для итерационного алгоритма остается рабочая схема прибора со всеми подсоединенными оптическими элементами, устройствами и исследуемым пьезоволоконным модулятором. На выходе интерферометра с нагрузки фотодиода снимается интерференционный сигнал на частоте доплеровского сдвига. Интерференционный сигнал после детектирования с выхода р-і-п фотодиода поступает на вход системы сбора данных (производства ЗАО “Руднев и Шиляев”). Для аналого-цифрового преобразования интерференционного сигнала и ввода цифровых данных в компьютер применялась плата сбора данных с интерфейсом PCI LAN10-12PCI с частотой дискретизации 80 МГц и числом разрядов АЦП, равным 12. Такие параметры достаточны для дальнейших вычислений. Теорема отсчетов заведомо удовлетворяется. Числа уровней (2^{12}), с помощью которых квантуется интенсивность интерференционного поля, достаточно для получения необходимой точности восстановления фазы. После аналого-цифрового преобразования интерференционного сигнала осуществляется подавление шумов интерферограммы. Для подавления низкочастотных и высокочастотных аддитивных шумов применяется полосовой фильтр, вырезающий в области частот интервал, где сосредоточен спектр функции. Для определения границ интервала использовалась априорная информация о ширине и положении по частотной шкале спектра полезного сигнала. Уменьшение уровня шума происходило за счет участков полосы частот, в которых полезный сигнал отсутствовал.

Для расчета изменения фазы интерференционного сигнала используется сигнал, снятый на прямом и обратном ходе интерферометра (Рис. 77). Синим цветом на Рис. 7 показано линейно изменяющееся напряжение на обкладках пьезоволоконного модулятора. Голубым цветом обозначен интерференционный сигнал, снятый на выходе интерферометра. На Рис. 88 показан вид снятого интерференционного сигнала в месте изменения направления движения опорного плеча.

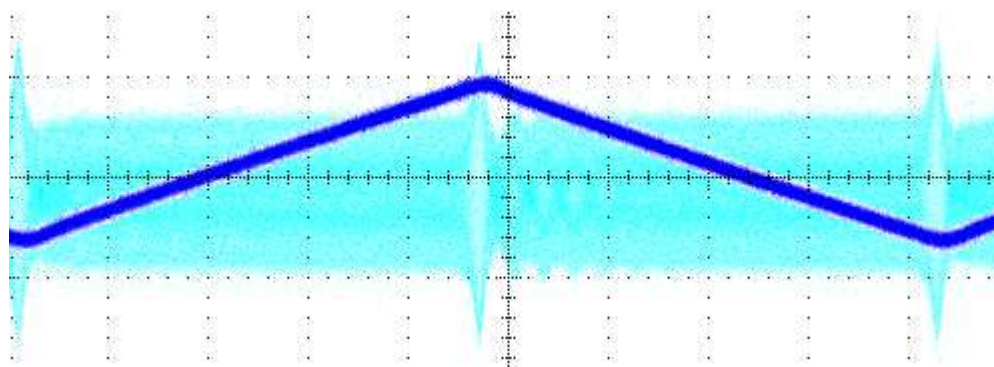


Рис. 7. Управляющий сигнал пьезоволоконного модулятора и интерференционный сигнал от плоского отражателя при прямом и обратном изменении длины опорного плеча

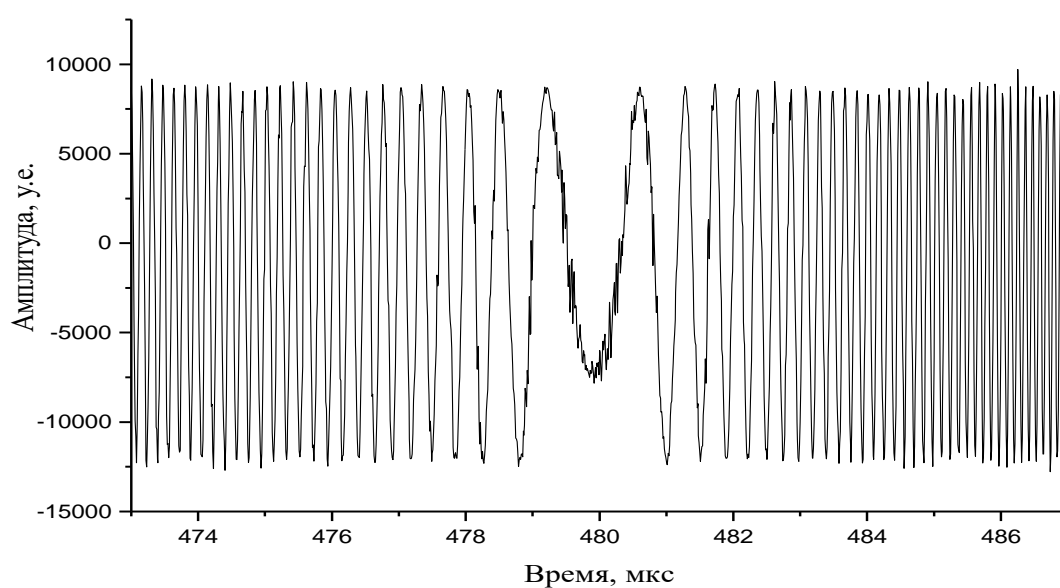


Рис. 8. Вид снятого интерференционного сигнала в месте изменения направления движения опорного плеча

Характеристики пьезоволоконных модуляторов при одинаковой процедуре изготовления, тем не менее, отличаются между собой. Отличие в характеристиках пьезоволоконных модуляторов связано, вероятно, как с намоткой и приклейкой оптического волокна на поверхности пьезодиска, так и с разбросом параметров пьезодисков. Поэтому процедуру нахождения оптимальной формы управляющего сигнала необходимо проводить отдельно для каждого пьезоволоконного модулятора. Результатом является такая форма управляющего сигнала, при которой минимальна дисперсия колебаний частоты доплеровского сдвига.

Применяемые для изменения длины опорного плеча интерферометра пьезоволоконные модуляторы имеют частоту резонанса порядка 32 кГц. Частота первой гармоники управляющего сигнала составляет величину около 3 кГц. В спектре управляющего сигнала

часть высокочастотных компонент попадает в область резонанса пьезоволоконного модулятора. По этой причине к управляющему сигналу, подаваемому на модулятор на первой итерации, предъявляются определенные требования. Из спектра управляющего сигнала убиралась частоты, попадающие в резонансную полосу частот пьезодиска. Как правило, такими частотами являются частоты с номерами гармоник, начиная с десятой. После изменения спектра управляющего сигнала форма сигнала дополнительно изменялась в виде сглаживания фронтов сигнала. При этом происходит незначительное уменьшение диапазона линейно изменяющегося напряжения. Измененный в частотной области управляющий сигнал является первоначальным сигналом для дальнейших итераций.

После детектирования и аналого-цифрового преобразования зарегистрированного интерференционного сигнала определяется закон изменения фазы интерференционного сигнала во времени. Зарегистрированный интерференционный сигнал имеет форму, приведенную на рис. 7. Для восстановления фазы интерференционного сигнала применялся метод, основанный на формировании аналитического сигнала с помощью преобразования Гильберта [56]. Преобразование Гильберта осуществляется с помощью алгоритма быстрого преобразования Фурье (БПФ). Для этого вычислялось быстрое преобразование Фурье от принятого интерференционного сигнала. Для полученного спектра интерференционного сигнала в спектральной области тождественно приравниваются нулю отрицательные частоты сигнала. После обратного преобразования Фурье от модифицированного спектра формируется аналитический сигнал. Искомая фаза интерференционного сигнала является аргументом сформированного аналитического сигнала.

На Рис. 9 приведена целевая функция скорости движения опорного плеча интерферометра от времени. Целевая функция описывает идеальную форму изменения скорости движения зеркала в опорном плече интерферометра, к которой необходимо приближаться в процессе итерационного синтеза закона управления. Форме сигнала, соответствующей целевой функции, необходимо поставить соответствие закона изменения фазы интерференционного сигнала. Для этого после восстановления фазы интерференционного сигнала при движении на прямом и обратном ходе плеча интерферометра форма изменения фазы преобразуется в двухполярный сигнал локальной фазы, описывающий закон отклонения фазы от линейной зависимости во времени. Для этого значения восстановленной локальной фазы для времени после разворота движения плеча переносятся в отрицательную область значений по оси ординат.

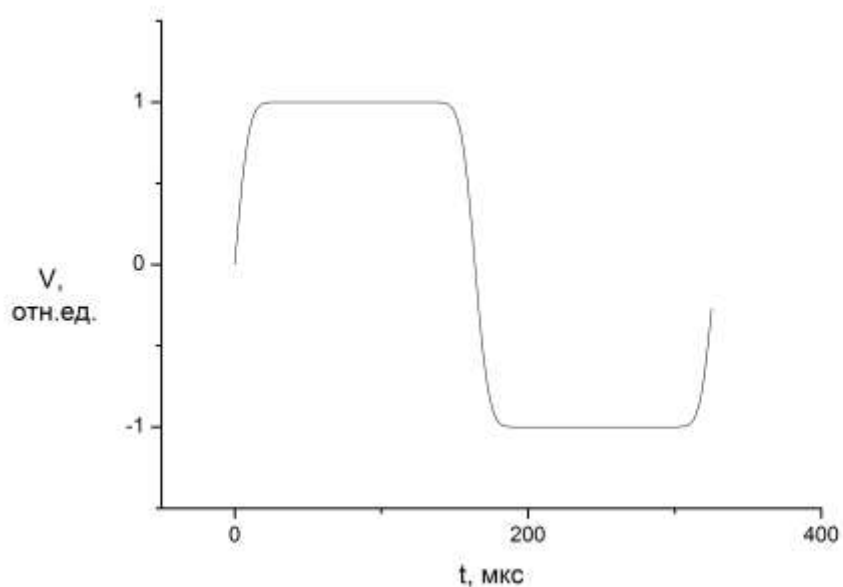


Рис. 9. Целевая функция скорости движения опорного плеча интерферометра

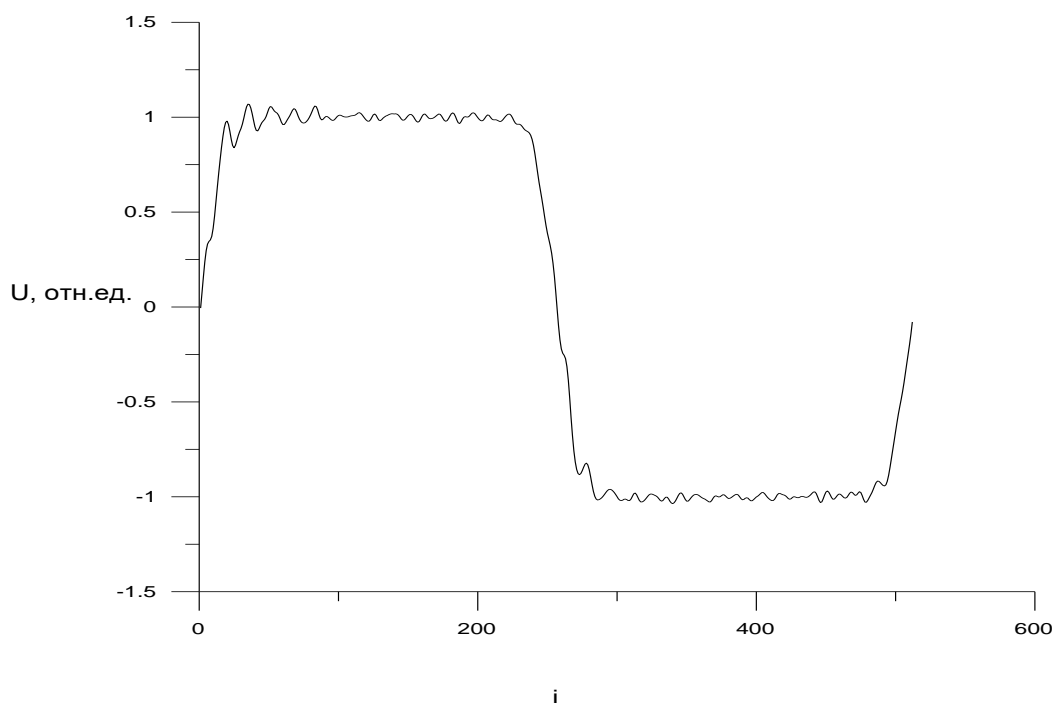


Рис. 10 . Колебания локальной фазы интерференционного сигнала

Для стабилизации скорости движения опорного плеча разработан итерационный алгоритм расчета управляющего сигнала. Рассматриваемый алгоритм синтеза управляющего сигнала для

пъезоволоконного модулятора состоит в реализации последовательных итераций, каждая из которых содержит следующие основные процедуры:

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

В ходе итераций определяется форма управляющего сигнала, при которой среднеквадратичное отклонение доплеровской частоты находится в пределах 1 % от среднего значения. На первом этапе подготавливается первоначальный сигнал для нулевой итерации. Исключение из спектра управляющего сигнала частот, попадающих в резонансную полосу пъезокерамического диска, обеспечивает сходимость алгоритма. Сформированный управляющий сигнал поступает на вход пъезоволоконного модулятора. После этого с выхода фотодиода записывается интерференционный сигнал. Завершение итерационного цикла выполняется либо по достижению заданного количества итераций, либо при отсутствии улучшения в изменении среднеквадратичного отклонения изменения фазы. На Рис. 10 приведены колебания локальной фазы интерференционного сигнала после завершения итерационного алгоритма синтеза управляющего сигнала.

2.2.3 Формирование сигнала пьезоволоконного модулятора в виде производной по времени от функции управляющего сигнала с последующим аналоговым интегрированием

Существует два способа задания формы управляющего сигнала. Вид управляющего сигнала возможен как в форме пилообразного сигнала (Рис. 11), так и меандра (Рис. 12).

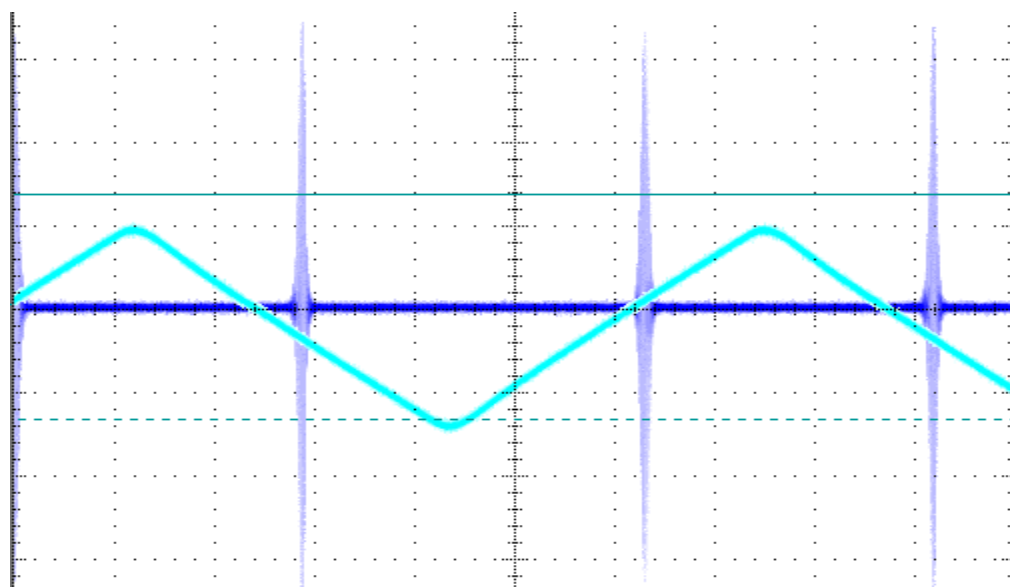


Рис. 11. Управляющий сигнал пьезоволоконного модулятора в виде изменения напряжения и интерференционный сигнал от плоского отражателя.

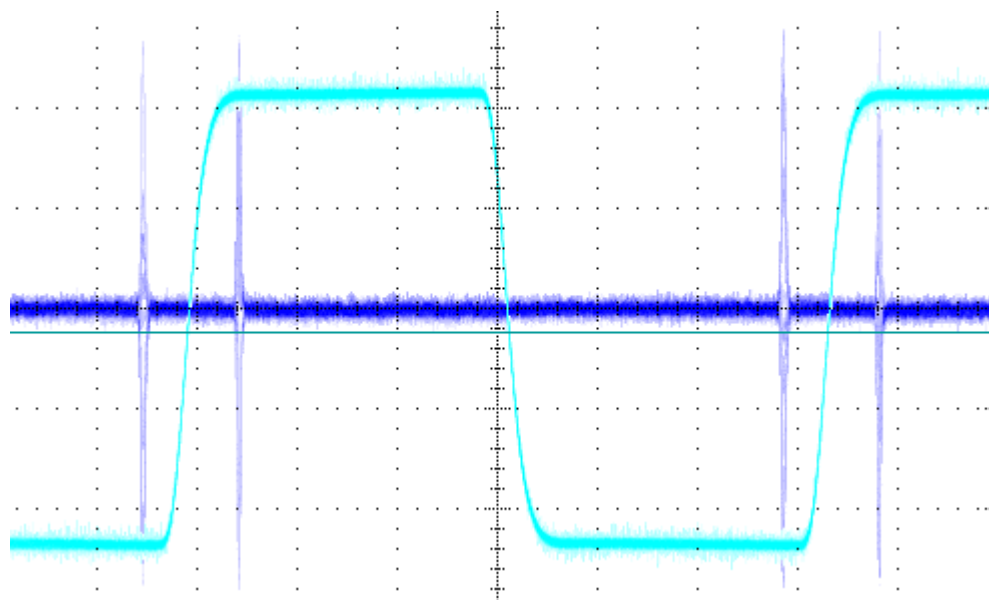


Рис. 12. Управляющий сигнал пьезоволоконного модулятора в виде изменения тока и интерференционный сигнал от плоского отражателя.

Первый вариант соответствует заданию напряжения на обкладках пьезоволоконного модулятора, второй вариант – заданию зарядного и разрядного тока на емкости пьезоволоконного модулятора. Для реализации перечисленных выше способов задания управляющих сигналов для пьезоволоконного модулятора используются разные схемотехнические решения. При задании управляющего сигнала в виде линейно изменяющегося напряжения управляющий сигнал подается на обкладки пьезокерамического диска после усиления с выхода цифро-аналогового преобразователя. При задании управляющего сигнала в виде изменения тока пьезокерамический диск с намотанным и приклеенным на поверхности диска оптоволоконном располагается по схеме интегрирующего усилителя в цепи обратной связи операционного усилителя. В результате интегрирования тока на емкости пьезодиска результирующее изменение напряжения на обкладках пьезоволоконного модулятора приобретает вид линейно изменяющегося напряжения. В ходе экспериментов по получению интерференционных сигналов в корреляционной ОКТ были выявлены существенные отличия двух способов задания управляющего сигнала. Как оказалось, эти отличия связаны с отличиями в спектральном составе двух управляющих сигналов. Для применения в высокоскоростных системах управления интерферометром в корреляционной ОКТ для достижения высокой точности сканирования предпочтительным является задание управляющего сигнала в виде изменения тока с последующим аналоговым интегрированием в цепи обратной связи по сравнению с прямым заданием линейно изменяющегося напряжения.

Спектр линейно изменяющегося сигнала

$$f_U(t) = \frac{8 \cdot U}{\pi^2} \cdot \sum_{n=1}^{\infty} (-1)^{\frac{n-1}{2}} \cdot \frac{\sin(n\Omega t)}{n^2}, \quad n = 1, 3, 5 \dots \quad \Omega = \frac{2 \cdot \pi}{T} \quad (4)$$

Спектр прямоугольного сигнала

$$f_A(t) = \frac{4 \cdot A}{\pi} \cdot \sum_{n=1}^{\infty} \frac{\sin(n\Omega t)}{n}, \quad n = 1, 3, 5 \dots \quad \Omega = \frac{2 \cdot \pi}{T} \quad (5)$$

где U , A – амплитуды управляющего сигнала в единицах напряжения и тока соответственно, T – его период.

Из (4) и (5) хорошо видно, что амплитуды спектральных компонент линейно изменяющегося сигнала (4) обратно пропорциональны квадрату номера гармоник, а амплитуды спектральных компонент прямоугольного сигнала (5) обратно пропорциональны номеру гармоник. Это означает, что спектральные компоненты (4) убывают быстрее, чем в прямоугольном сигнале, и при заданной разрядности ЦАП, в типичном случае равной 8, прямоугольный сигнал формируется точнее, чем линейно изменяющийся сигнал. Кроме того, использование интегратора на выходе ЦАП позволяет снизить влияние дискретности оцифровки управляющего сигнала, что приводит к уменьшению паразитного возбуждения собственных резонансов пьезоволоконного модулятора.

Эффективность формирования управляющего сигнала в токовых величинах была продемонстрирована в эксперименте по реализации итерационного метода синтеза управляющего сигнала для пьезоволоконного модулятора, описанного выше. При задании на первой итерации управляющего сигнала в виде линейно изменяющегося напряжения итерационный алгоритм не позволял достичь необходимой стабильности формируемого доплеровского сдвига в интерферометре вне зависимости от числа выполненных итераций. При переходе на первой итерации к прямоугольному сигналу итерационный алгоритм сходился в течение нескольких десятков итераций.

В результате была достигнута стабильность доплеровского сдвига (11 МГц) порядка 1% при скорости изменения длины оптического пути около 7 м/с на интервале разности хода в несколько тысяч длин волн при скорости получения изображений до 3 000 А-сканов в секунду [2.а].

2.3 Дискретизация интерференционного сигнала в схеме корреляционной оптической когерентной томографии

ОКТ – метод измерения пространственного распределения коэффициента обратного рассеяния инфракрасного излучения внутри исследуемого объекта. Динамический диапазон оптического сигнала, рассеянного биологическими объектами, лежит в широком диапазоне значений величин. Как правило, в корреляционной ОКТ необходимо обеспечить способность зарегистрировать оптический сигнал в диапазоне до 40 дБ.

В мировой практике построение приемных систем для корреляционной ОКТ основано на выделении после оптического детектирования полезного интерференционного сигнала с помощью высокодобротной резонансной фильтрации с последующим логарифмированием, усилением и фильтрацией. Необходимые операции для выделения огибающей интерференционного сигнала в корреляционной ОКТ выполнялись с помощью разрабатываемых электронных систем полосо-пропускающей фильтрации, логарифмирования и усиления. Системы приема строились на аналоговой элементной базе. В качестве системы, осуществляющей полосовую фильтрацию, применялись резонансные полосо-пропускающий фильтры с высокой добротностью. После полосовой фильтрации сигнал усиливался логарифмическим усилителем с одновременным детектированием огибающей электрического сигнала. Применение логарифмических усилителей вызвано тем, что логарифмические усилители могут совершать больший комплекс операций по сравнению с классическими линейными усилителями. Наиболее важной целью логарифмических усилителей являлось сжатие сигнала широкого динамического диапазона к его децибельному эквиваленту в децибельной шкале. После прохождения сигнала через перечисленные звенья на выходе системы приема, детектирования и фильтрации получалась сжатая по амплитуде огибающая интерференционного сигнала. Такая методология детектирования интерференционного сигнала в корреляционной ОКТ реализуема только при малых скоростях сканирования оптического пути интерферометра (при частоте доплеровского сдвига не превышающего значение 1 МГц).

Требование повышения скорости получения изображений продиктовано практическими применениями методов корреляционной ОКТ в медицинской практике. Как правило, рассеивающие объекты исследования являются подвижными. Чтобы избежать артефактов в сигнале, связанных с произвольными движениями объектов исследования, необходимо повышать скорость движения опорного плеча в сканирующем интерферометре в диапазоне нескольких тысяч длин волн. Пропорционально повышению скорости перемещения опорного зеркала в плече интерферометра увеличивается величина доплеровского сдвига частоты излучения в опорном плече, на которой происходит прием сигнала в корреляционной ОКТ. В

этом случае при повышении частоты принимаемого сигнала до уровня 10 МГц и более для построения высокоскоростных систем корреляционной ОКТ ужесточаются радиотехнические требования к характеристикам систем приема, полосовой фильтрации и логарифмирования интерференционного сигнала. Так, для сохранения необходимого динамического диапазона и глубины визуализации после выделения широкополосного сигнала на выходе полосового резонансного фильтра возникает требование к обеспечению крутых спадов фильтров. Паразитные характеристики электронных компонент оказывают существенное влияние при построении фильтров без фазовых искажений в полосе пропускания сигнала.

Для решения задачи получения изображений ОКТ со скоростью порядка 3000 А-сканов в секунду (частота доплеровского сдвига около 11 МГц) была разработана принципиально отличающаяся методология построения систем для корреляционной ОКТ. После фотодетектирования оптического сигнала и предварительной фильтрации фильтром нижних частот интерференционный сигнал преобразовывался в цифровой поток данных с помощью аналого-цифрового преобразования. При этом частота дискретизации должна удовлетворять критерию Котельникова для верхней частоты в полосе принимаемого сигнала. Требование получать изображения рассеивающих объектов в реальном времени при ограничении на вычислительную мощность приводит к ограничению на разрядность передаваемых данных. Для ввода данных в компьютер по интерфейсу USB2.0 разрядность передаваемых данных не должна превышать 8 из-за ограничения скорости передачи информации. В результате, при частоте доплеровского сдвига в высокоскоростных системах корреляционной ОКТ, соответствующей скорости получения изображений порядка 3000 А-сканов/с, при 8-и разрядных данных была достигнута максимально возможная скорость ввода данных в компьютер для интерфейса USB 2.0.

Принятые данные являются двумерным массивом 8-и разрядных чисел. Для увеличения эффективной разрядности принятых данных был применен программный способ. Для этого осуществлялось усреднение по последовательным отчетам. Выбор размера окна усреднения основан на том, чтобы длина, соответствующая усредняемым отчетам, не превосходила размера половины длины когерентности на изображении. Важной целью усреднения помимо программного увеличения разрядности применяемого АЦП является уменьшение числа обрабатываемых данных для ускорения последующих численных процедур в режиме реального времени. Для выделения огибающей интерференционного сигнала применяется численное детектирование в виде переноса спектра сигнала в низкочастотную область. Для визуализации полученного изображения в стандартном для ОКТ виде сигнал подвергался численному логарифмированию.

Широко используемыми приемниками интерференционного сигнала в схемах корреляционной ОКТ являются pin - фотодиоды. Для приема оптического сигнала создана электронная система приема и дискретизации интерференционного сигнала. В качестве приемника оптического сигнала на выходе интерферометра используется фотодиод с дифференциальным снятием фототока.

На рис. 13 приведен типичный вид интерференционного сигнала от плоской границы на выходе фотодиода.

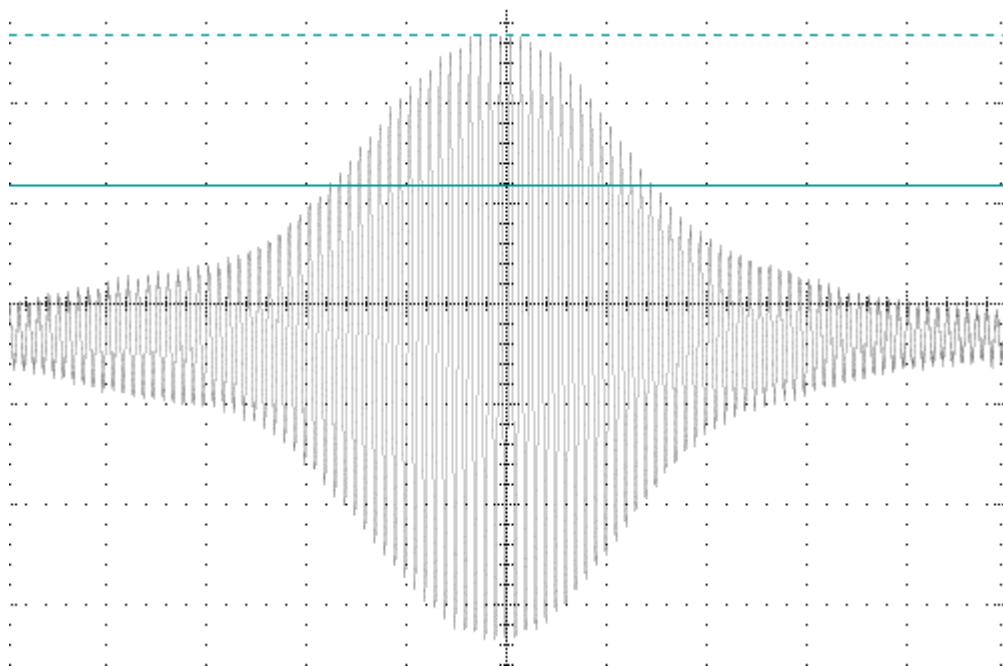


Рис. 13. Вид интерференционного сигнала в корреляционной ОКТ

Для приема интерференционного сигнала в дробовом пределе необходимо, чтобы в принятом сигнале преобладали только фундаментальные дробовые шумы. Для этого необходимо исключить или ощутимо уменьшить все другие шумы, в том числе избыточные, обусловленные случайным характером компонент оптического спектра [57]. Исключение избыточных шумов, обусловленных случайным характером компонент оптического спектра, осуществлялось оптическим способом. Для этого на фотодиод подавалось дополнительное излучение той же интенсивности от исходного источника света с оптической задержкой, инвертирующей знак сигнала избыточного шума, на центральной частоте полосы сигнала на доплеровской частоте.

В результате было получен интерференционный сигнал, в котором присутствовали только кросскорреляционная компонента, автокорреляционные шумы и дробовой шум. Для уменьшения влияния электрических шумов, помех, наводок схема детектирования была

построена по дифференциальной схеме. Фототок с каждого выхода фотодиода снимается дифференциально.

На рис. 14 приведена принципиальная схема системы детектирования интерференционного сигнала для корреляционной ОКТ. В Приложении приведена схема электрическая принципиальная разработанной системы детектирования и дискретизации интерференционного сигнала для корреляционной ОКТ.

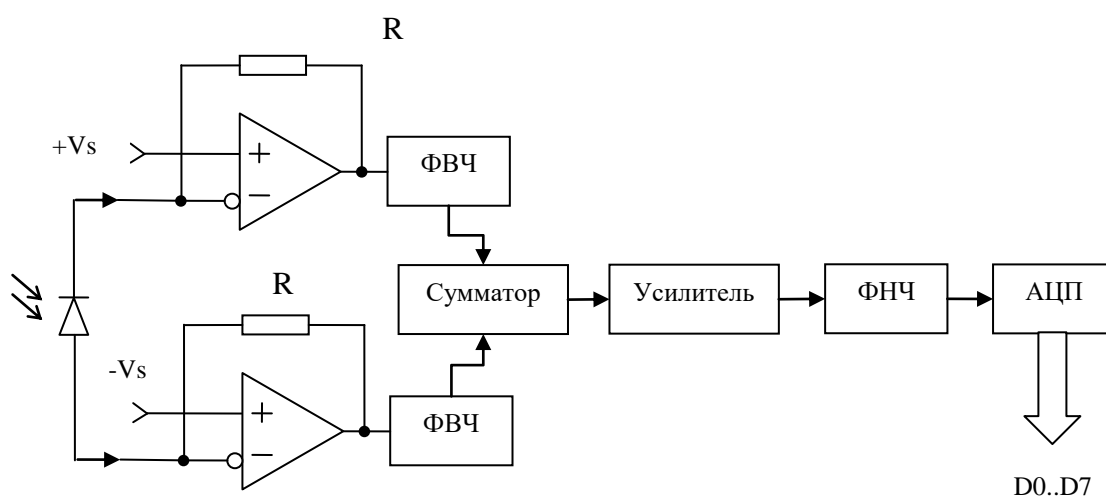


Рис. 14. Принципиальная схема системы детектирования интерференционного сигнала в корреляционной ОКТ

Прием интерференционного сигнал при скорости изменения длины опорного плеча интерферометра около 7 м/с происходил на частоте доплеровского сдвига, равной порядка 11 МГц.

При последующей обработке производилась фильтрация принимаемого сигнала. Оптимальная полоса приема детектируемого сигнала определяется как:

$$\Delta f = \frac{\Delta \lambda}{\lambda_0} \cdot f_c$$

где λ_0 – центральная длина волны источника, $\lambda_0 = 1.27$ мкм,

$\Delta \lambda$ - ширина полосы источника излучения, f_c - частота доплеровского сдвига.

Полоса электрического сигнала на выходе квадратичного детектора составляет величину 600 кГц.

Каждый выход фотодиода соединяется с инверсным входом усилителя. Фотодиод р-і-п используется в фотодиодном режиме с дифференциальным снятием фототока. Физические основы применения дифференциального снятия сигнала заключаются в том, что на обоих выходах фотодиода существует полезный фототок, равный по величине, но отличающийся знаком, а наводки и электрические шумы являются синфазными. По сравнению со стандартным фотодиодным режимом дифференциальное снятие сигнала с фотоприемника позволило уменьшить вклад синфазных электрических шумов, помех и наводок в полезный интерференционный сигнал.

Трансимпедансный усилитель выполнен на микросхемах ADA4817-2. После преобразования тока в напряжение электрический сигнал с каждого усилителя поступает на фильтр верхних частот для исключения из сигнала постоянной составляющей. Для сложения противофазного полезного сигнала и вычитания синфазных помех применяется сумматор на операционном усилителе. После сумматора узкополосный сигнал с центральной частотой 11 МГц и полосой 0.6 МГц поступает на фильтр нижних частот четвертого порядка. Сумматор сигналов с выходов фотодиода и фильтр нижних частот выполнены на одинаковых операционных усилителях ADA4817-2. Выбор полосы среза фильтра нижних частот и крутизны спада амплитудно-частотной характеристики фильтра рассчитывается исходя из соображений максимально возможного отношения сигнал/шум. С выхода фильтра нижних частот электрический сигнал поступает на вход аналого-цифрового преобразователя с частотой преобразования 25 МГц. Разрядность цифровых данных на выходе аналого-цифрового преобразователя составляет 8 бит. Аналого-цифровой преобразователь создан на микросхеме AD9244BSTZ-40.

Исходными данными для построения системы дискретизации интерференционного сигнала и сбора данных являлись частота дискретизации 25 МГц и разрядность передаваемых данных 8 бит. Такие ограничивающие условия определяются предельными характеристиками применяемого при построении ОКТ установки интерфейса передачи данных USB 2.0. Число двоичных разрядов равно 8. Число уровней дискретизации при заданном числе двоичных разрядов равно 256. Процентное отношение самого младшего разряда к полному диапазону составляет величину 0.39 %. Полный диапазон сигнала составляет 2.5 В. Изменение напряжения, соответствующее изменению самого младшего разряда, при полном диапазоне полезного сигнала 2.5 вольт составляет величину $9.77 \cdot 10^{-3}$ вольт. Электрический сигнал на выходе квадратичного детектора является узкополосным сигналом с центральной частотой, равной 11 МГц, и полосой сигнала 600 кГц.

Информативным параметром в корреляционной ОКТ является амплитуда огибающей интерференционного сигнала. После детектирования интерференционного сигнала,

предварительной полосовой фильтрации электрического сигнала и дискретизации в соответствии с Рис. 14 с разрядностью 8 бит цифровой сигнал передается в компьютер по интерфейсу USB 2.0.

Для восстановления огибающей интерференционного сигнала, общий вид которого приведен на Рис. 13, используется метод численного детектирования. Метод численного детектирования основан на переносе спектра сигнала на ω_0 при умножении его на комплексный гармонический сигнал этой частоты $e^{i\omega_0 t}$ (полосовая дискретизация) [58].

Восьмиразрядные АЦП потенциально позволяют реализовать динамический диапазон полезного сигнала на уровне 48 дБ, что является достаточным для большинства ОКТ-приложений, однако неудобно с точки зрения изготовления и настройки целевого устройства. Для сохранения динамического диапазона информативного сигнала применен метод, основанный на использовании дискретизации интерференционного сигнала с последующим усреднением. В реализованном устройстве корреляционной ОКТ один А-скан содержит около 8 000 отдельных отсчётов. При характерной для ОКТ глубине зондирования около 2 мм и длине когерентности излучения 15-20 мкм каждый А-скан содержит до 250 элементов разрешения. Это позволяет осуществлять усреднение по 16 последовательным отсчётам без потери продольного разрешения.

Точность восстановления огибающей интерференционного сигнала при различных отношениях сигнал-шум была подтверждена в вычислительном эксперименте с применением математического моделирования в среде Matlab. В программе, реализующей математическую модель интерференционного сигнала и его обработку, интерференционный сигнал описывался импульсом, огибающая которого является гауссовой функцией, а несущий сигнал имеет центральную частоту 11 МГц с относительной шириной спектра 0.1.

Экспериментальная проверка эффективности метода увеличения динамического диапазона информативного сигнала проводилась на описываемом устройстве корреляционной ОКТ, имеющем частоту дискретизации 25 МГц и длину А-скана 8192 отсчёта, что позволяет регистрировать до 3 000 А-сканов в секунду. На рисунке 15 представлен зарегистрированный с использованием 8-битного АЦП полный сигнал от сложного слабо отражающего объекта, характеризующегося наличием резких границ (стеклянная пластина в иммерсирующей жидкости). После осуществления численного детектирования и усреднения была получена огибающая интерференционного сигнала, представленная на рисунке 16. демонстрирующая эффективность эффекта усреднения.

Таким образом, 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.

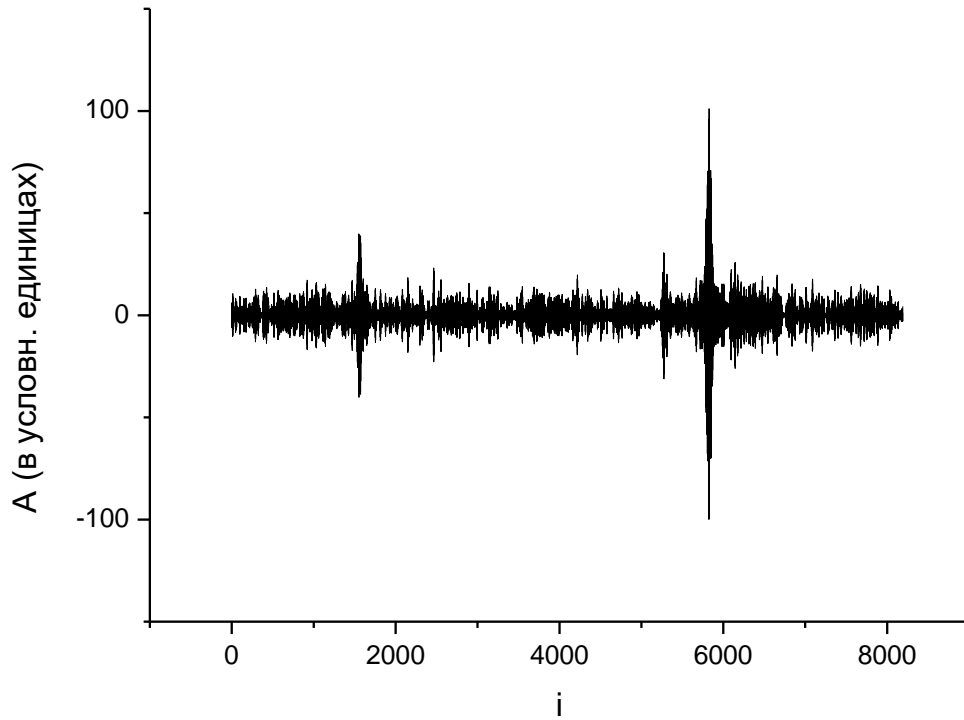


Рис. 15. Сигнал интерференции от тестового объекта, полученный в корреляционной ОКТ-системе со скоростью 3000 А-сканов/с

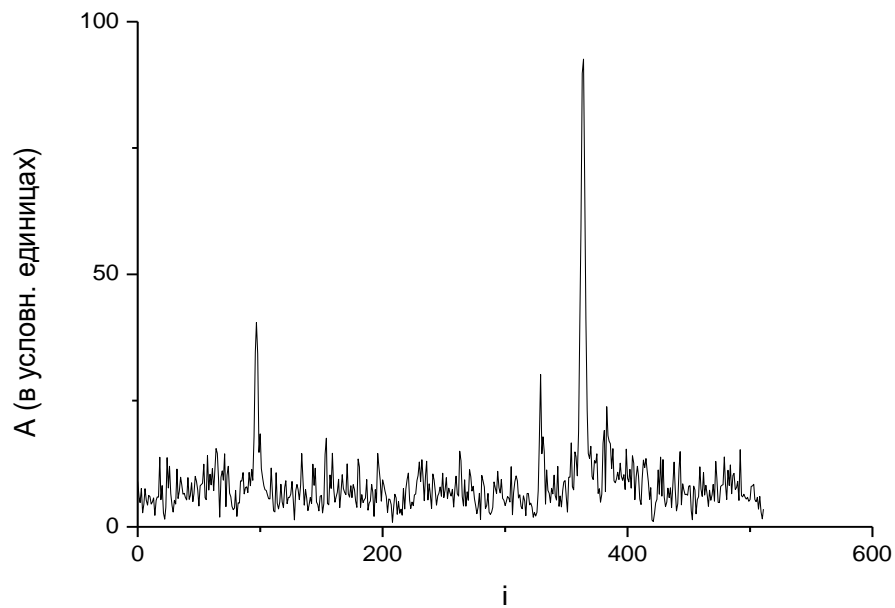


Рис. 16. Огибающая интерференционного сигнала, полученного в корреляционной ОКТ-системе со скоростью 3000 А-сканов/с

2.4 Исследования биологических объектов методами корреляционной оптической когерентной томографии

Описанные выше улучшения характеристик методов корреляционной ОКТ были внедрены в производство ОКТ приборов. Улучшение диагностических возможностей корреляционных методов оптической когерентной томографии позволило получать в реальном времени изображения внутренней структуры оптически неоднородных сред. С помощью разработанных методов и систем врачами были проведены клинические исследования по детектированию излияний в барабанной полости ушей [59]. В реальных клинических условиях по диагностике заболеваний ушей показана возможность оценки динамических свойств излияний и подвижность рассеивателей. На рис.17 показаны примеры таких изображений.

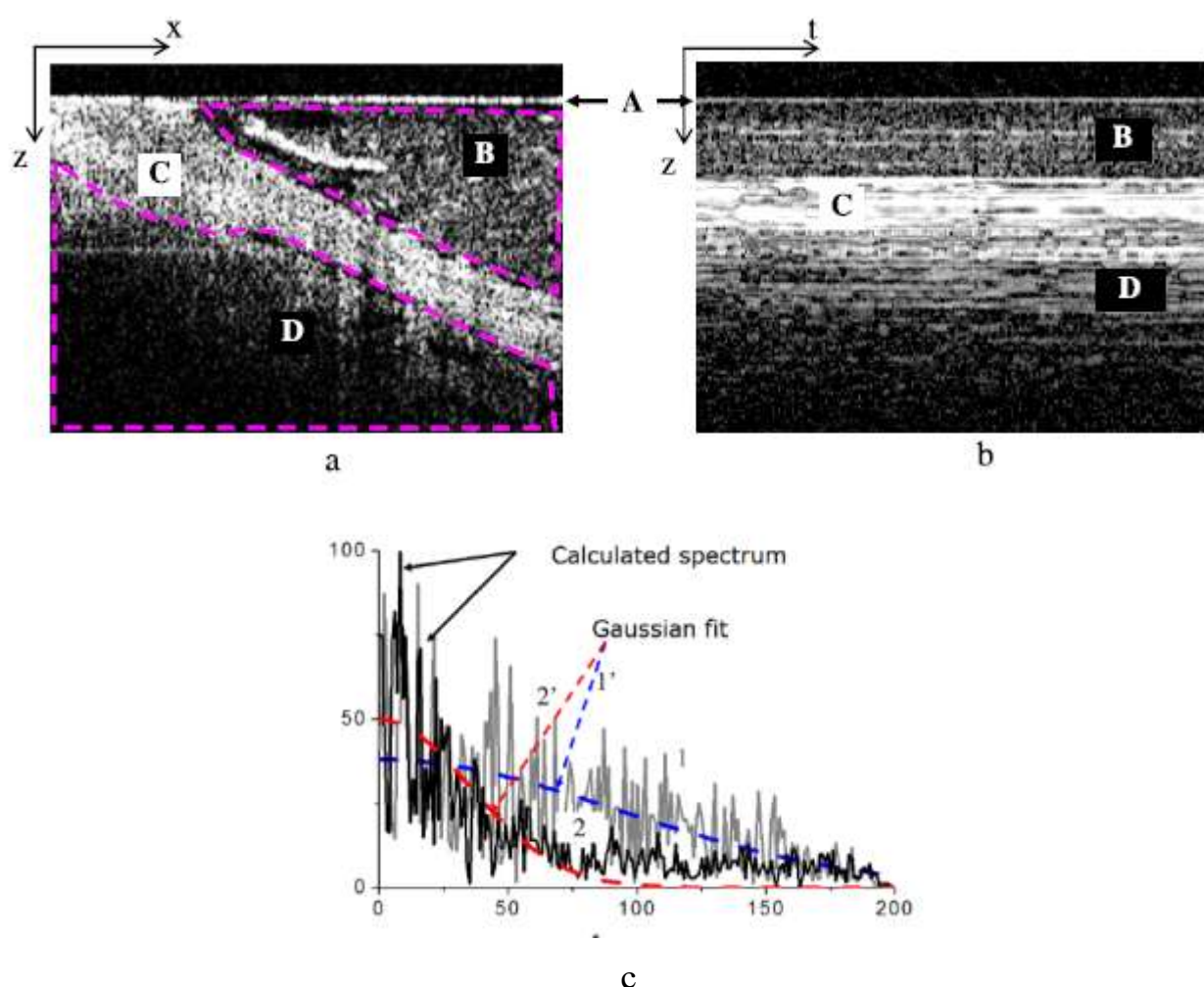


Рис. 17. ОКТ изображение барабанной полости ушей, полученное корреляционным методом. а) изображение, записанное при поперечном сканировании, б) изображение, записанное при выключении поперечного сканирования, в) сигнал вдоль произвольного А-скана.

Отметим, что описанный выше пьезоволоконный модулятор с многослойной намоткой оптического волокна и разработанные вспомогательные системы применяются помимо ОКТ

приборов в качестве скоростной линии задержки сканирующего кросс-коррелятора для 3D мониторинга лазерных пучков [60-63].

Выводы

Разработана система управления пьезоволоконным оптическим модулятором, изменяющим оптический путь со скоростью порядка 7 м/с при субпроцентной относительной погрешности и с амплитудой в единицы миллиметров.

Эффективно, в десятки раз, подавлено возбуждение собственных колебаний пьезоволоконного оптического модулятора в области первого резонанса (24 - 35 кГц).

Система управления постоянной составляющей сигнала содержит обратную связь для коррекции теплового изменения величины пьезоэффекта.

Экспериментальные исследования показали, что, благодаря высокой стабильности параметров пьезоволоконных модуляторов, подобранные параметры корректирующего напряжения не требуют поправок в течение длительного времени.

Для применения в высокоскоростных системах управления интерферометром в корреляционной ОКТ для достижения высокой точности сканирования предпочтительным является задание управляющего сигнала в виде изменения тока с последующим аналоговым интегрированием в цепи обратной связи по сравнению с прямым заданием линейно изменяющегося напряжения.

Доказано, что в корреляционной ОКТ прямая дискретизация интерференционного сигнала по несущей частоте 8-и разрядным АЦП позволяет получить для огибающей некогерентного интерференционного сигнала точность определения амплитуды сигнала выше по сравнению с точностью, определяемой разрядностью АЦП.

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.

ГЛАВА 3 Выделение кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала в спектральной оптической когерентной томографии

Введение

Спектральные методы оптической когерентной томографии (ОКТ), по сравнению с традиционными корреляционными методами, позволяют достичь более высоких скоростей построения изображения внутренней структуры оптически неоднородных объектов. В спектральном методе ОКТ положение рассеивателей в объекте исследования определяется в результате математической обработки оптического спектра суммы двух интерферирующих волн - опорной и рассеянной назад исследуемым объектом. Оптический спектр регистрируется на выходе спектрометра линейным массивом фотоприемников. При этом каждый светочувствительный элемент принимает определенную спектральную компоненту излучения. Для восстановления одномерного распределения положения рассеивателей по глубине объекта в спектральной ОКТ используется обратное преобразование Фурье от оптического спектра на выходе интерферометра. Двумерное ОКТ изображение формируется из набора таких распределений, полученных последовательно при перемещении зондирующего луча по поверхности объекта.

В сигнале интерференции помимо полезной составляющей – кросскорреляционной компоненты присутствуют автокорреляционные компоненты, обусловленные взаимной интерференцией всей совокупности локально рассеянных волн, и когерентные помехи, определяемые собственной неоднородностью спектра источника света. Величины автокорреляционной компоненты и когерентных помех могут оказаться настолько большими, что существенно затруднят интерпретацию получаемых изображений. Кроме того принимаемый сигнал является действительной функцией и после преобразования Фурье в результирующем сигнале появляются зеркально симметричные компоненты, которые при определенном положении опорного плеча перекрываются на изображении.

Излучение, рассеянное назад объектом исследования, на отдельной спектральной компоненте представляется в виде:

$$s(k, t) = E(k) \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot e^{i(\omega t + 2kz)} dz \quad (6)$$

где k – волновое число спектральной компоненты, $E(k)$ – амплитуда электрического поля падающего на объект излучения, z – величина оптического пути с учетом рефракции в объекте, $D(z)$ – коэффициент, характеризующий долю излучения, возвращенную в интерферометр с глубины z при обратном рассеянии.

Величина выходного тока отдельного фоточувствительного элемента пропорциональна интенсивности интерференции опорной и отраженной от объекта световых волн:

$$S(k) = |E(k) \cdot \left(\int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot e^{i(\omega t + 2kz)} dz + E(k) r e^{i\omega t} \right)|^2 \quad (7)$$

где r – коэффициент отражения в опорном плече интерферометра.

Выражение (7) можно представить в виде суммы трех слагаемых:

$$S(k) = S_{AC}(k) + S_{DC}(k) + S_{CC}(k) \quad (8)$$

где $S_{CC}(k)$ – полезная или кросскорреляционная компонента интерференционного сигнала, $S_{DC}(k)$ – интенсивность спектральной компоненты, определяемая суммой интенсивностей опорной волны и рассеянных объектом волн, $S_{AC}(k)$ – автокорреляционная компонента интерференционного сигнала, обусловленная взаимной интерференцией всей совокупности рассеянных объектом волн.

$$\begin{aligned} S_{CC}(k) &= 2 \cdot E(k)^2 \cdot r \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot \cos(2kz) dz \\ S_{DC}(k) &= E(k)^2 \cdot \left(r^2 + \left(\int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot \cos(2kz) dz \right)^2 \right) \\ S_{AC}(k) &= E(k)^2 \cdot \left| \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot e^{i(\omega t + 2kz)} dz \right|^2 \quad (9) \end{aligned}$$

Для спектральной ОКТ предложен ряд методов компенсации автокорреляционной компоненты и когерентных помех [18, 39, 40, 64-70]. Одна группа методов основана на получении набора нескольких сигналов интерференции с фиксированным фазовым сдвигом [18, 65, 71]. Группа методов с фазовыми сдвигами основана на том, что непосредственная информация о расстоянии до рассеивающих центров в среде зависит от положения опорного зеркала, а автокорреляционные компоненты и когерентные помехи не зависят. Число фазовых сдвигов принимаемых сигналов интерференции может быть разным – как правило, от двух до пяти. Предложены методы с приемом всего двух интерференционных сигналов, сдвинутых на π радиан.

$$\begin{aligned} S_1(k) &= S_{AC}(k) + S_{DC}(k) + 2 \cdot E(k)^2 \cdot r \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot \cos(2kz) dz \\ S_2(k) &= S_{AC}(k) + S_{DC}(k) - 2 \cdot E(k)^2 \cdot r \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot \cos(2kz) dz \quad (10) \end{aligned}$$

Сумма этих спектров не содержит кросскорреляционную составляющую сигнала и определяет величину автокорреляционной компоненты и когерентных помех:

$$S_{noise}(k) = \frac{S_1(k) + S_2(k)}{2} = S_{AC}(k) + S_{DC}(k) \quad (11)$$

Полезная кросскорреляционная составляющая сигнала определяется при вычитании полученной величины когерентных помех из принимаемого спектра. На эффективность данного метода влияют как точность задания сдвига фаз между последовательными А сканами, так и неконтролируемые движения объекта исследования. В результате последующего вычитания одного сигнала из другого в результирующем сигнале остаются только полезная кросскорреляционная компонента интерференционного сигнала. Эффективность данного метода зависит от стабильности объекта исследования в момент приема рассеянного сигнала. Эти требования по стабильности положения объекта в спектральном методе более жесткие, по сравнению с кросскорреляционным методом, положительная особенность которого состоит в высокой устойчивости ОКТ изображений к движениям объекта.

Для повышения помехоустойчивости и точности в спектральном методе принимаются несколько сигналов интерференции с тремя разными фазовыми сдвигами. В [65] предложен метод подавления автокорреляционных компонент в результате приема интерференционного сигнала с пятью фазовыми сдвигами, кратными $\pi/2$.

В другой группе методов предложено раздельное получение сигнала интерференции и сигнала, рассеянного от объекта [64, 66]. Сигнал только от объекта принимается на ту же самую линейку в результате перекрытия опорного плеча в определенные моменты времени. Недостатком данного метода является уменьшение скорости получения данных из-за переключений на регистрацию шумовых компонент. Также возможна модификация этой группы методов, когда осуществляется одновременная регистрация полного сигнала и автокорреляционной компоненты на две разные приемные линейки. В этом методе алгоритм подавления шумовых компонент основан на вычитании двух сигналов, зарегистрированных на две линейки. Дополнительно из полного сигнала вычитается оптический спектр источника, который определяется однократно при перекрытии объектного плеча интерферометра. В получаемой таким образом разности сигналов содержится только кросскорреляционная составляющая. Недостатком использования двух линеек является то, что для выделения когерентных помех используется часть рассеянного объектом излучения, что уменьшает интенсивность рассеянного объектом света. Кроме того, усложняется оптическая схема прибора, увеличивается сложность приемной системы.

В последнее время развиваются методы, основанные на внесении несущей частоты в двумерный пространственный интерференционный сигнал и получения квадратурных компонент сигнала в результате преобразования Гильберта [39, 40, 69, 70, 72, 73].

В Главе 3 предложен метод выделения автокорреляционных компонент интерференционного сигнала в спектральной оптической когерентной томографии в течение отдельной экспозиции спектра на выходе интерферометра.

3.1 Экспериментальная установка для спектральной оптической когерентной томографии

Структура экспериментальной установки для спектральной ОКТ приведена на рис.18. Для освещения объекта исследования в схеме используется источник широкополосного излучения с центральной длиной волны $\lambda = 1277$ нм и шириной полосы по полувысоте $\Delta\lambda = 70$ нм. Из-за требований взаимозаменяемости оптических гибких зондов интерферометрическая схема ОКТ построена по типу тандемной (“common path optical scheme”) [3, 6, 23]. Тандемная оптическая схема состоит из измерительного интерферометра Физо, образованного отражающим торцом волокна зонда и рассеивающим свет объектом, и компенсирующего интерферометра Майкельсона.

В классической схеме на интерферометре Майкельсона разброс дисперсионных параметров оптических волокон препятствует взаимозаменяемости зондов. Для исключения влияния параметров оптических волокон сканирующий зонд построен по типу воздушного интерферометра Физо, в котором оптическая поверхность выходного торца волокна зонда является опорной поверхностью, а вторым отражателем – исследуемый объект. Схема с интерферометром Физо содержит общий оптический путь для опорной и сигнальной волн, который не вносит искажений в интерференционный сигнал.

Излучение через оптический изолятор поступает на вход интерферометра Майкельсона, где приобретает задержку, необходимую для последующей компенсации избыточной разности хода волн в интерферометре Физо. Опорная волна, отраженная от торца волокна в зонде, и волна, рассеянная объектом в обратном направлении, через циркулятор поступают на спектрометр. Дисперсионным элементом спектрометра является дифракционная решетка. Спектр на выходе интерферометра регистрируется ПЗС-матрицей. Для коррекции положения отдельных спектральных компонент на фотоприемнике используется компенсирующая призма. Сигнал с ПЗС-матрицы поступает на схему двойной коррелированной выборки и затем на вход системы сбора данных с USB2.0 интерфейсом.

Технологически обусловленная длина базы интерферометра Физо в несколько раз превышает глубину наблюдения объекта, поэтому при спектральном приеме сигнала возникает необходимость регистрации избыточно узких спектральных компонент. Это обусловлено тем, что длина когерентности отдельно регистрируемой спектральной компоненты, которая обратно пропорциональна ее спектральной ширине, должна вдвое превышать максимальную разность хода в интерферометре. Использование компенсирующего интерферометра Майкельсона позволяет сократить максимальную разность хода между сигнальной и опорной волнами примерно до значения исследуемой глубины объекта.

Для управления оптической системой, считыванием и частичной предварительной обработкой сигнала был разработан комплекс электронных интерфейсных систем. По виду выполняемых задач интерфейсные системы могут быть условно разделены на 4 блока: блок управления и синхронизации, система опроса, система управления интерферометром и система поперечного сканирования.

Для получения комплексно-сопряженных сигналов спектр на выходе интерферометра регистрируется с дискретными фазовыми сдвигами опорной волны на расстояния, кратные $\lambda/2$. Модуляция оптического пути опорной волны с амплитудой в пределах длины волны осуществляется с помощью созданной компактной пьезоволоконной системы, состоящей из тонкого пьезодиска со спирально намотанным и приклеенным оптоволоконном. Требования к физическим параметрам этого модулятора существенно ниже, по сравнению с фазовым модулятором в корреляционном методе, ввиду необходимости сканирования только в пределах одной длины волны. Управление поперечным сканированием, прием и обработка сигналов, а также отображение результатов обработки осуществляются с помощью персонального компьютера в режиме реального времени.

Исходные данные на выходе системы спектральной ОКТ представляют двумерный массив данных $s_{i,j}$, $i = 0..N - 1$, $j = 0..M - 1$, $N = 512$, $M = 1024$. Число строк в массиве N равно числу элементов линейки ПЗС. Число столбцов M является числом продольных сканов, полученных при движении оптического луча вдоль поверхности объекта.

Выходной сигнал с линейки ПЗС находится в диапазоне от 1.25 В до 3.75 В. Размах полезного сигнала может достигать 2.5 В. Система аналого-цифрового преобразования спроектирована с целью оцифровки полного диапазона изменения сигнала, равного 2.5 В. Применяемая микросхема АЦП имеет разрядность 14. Число уровней сигнала равно 16384.

Оценки шумов системы показали, что основной вклад в суммарный шум системы вносят следующие шумы: дробовой шум, избыточный шум и шум опроса линейки. Другие типы шумов, такие как темновой ток фоточувствительных элементов линейки и шум квантования а.ц.п. на несколько порядков меньше перечисленных выше шумов. При расчете суммарного шума считаем, что шумы не коррелированы, поэтому дисперсия суммарного напряжения шумов на выходе отдельного фотоэлемента находится по формуле

$$\langle u_{total}^2 \rangle_i = \langle u_s^2 \rangle + \langle u_a^2 \rangle + \langle u_r^2 \rangle \quad (12)$$

где $\langle u_s^2 \rangle$ – дисперсия дробового шума, $\langle u_a^2 \rangle$ – дисперсия избыточного шума, $\langle u_r^2 \rangle$ – дисперсия шума опроса линейки. Шум опроса из документации на линейку SU512LDB равен $V_r = \sqrt{\langle u_r^2 \rangle} = 0.3$ мВ.

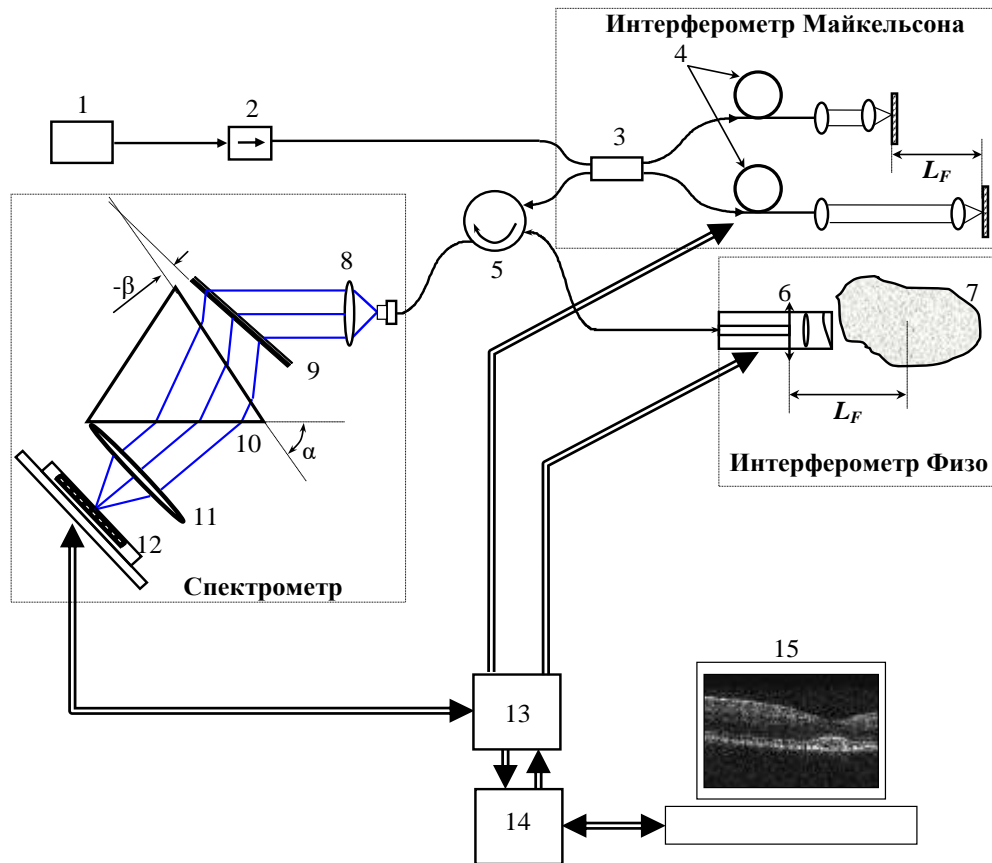


Рис. 18. Функциональная схема прибора для спектральной оптической когерентной томографии

1 – источник широкополосного излучения, 2- оптический изолятор, 3 – 3дБ ответвитель, 4 – пьезокерамический модулятор, 5 – оптический циркулятор, 6 – сканирующая система, 7 – исследуемый объект, 8 – коллимирующая линза, 9 – дифракционная решетка, 10 – призма-компенсатор, 11 – фокусирующая линза, 12 – линейный массив фотоэлементов, 13 – интерфейсные системы, 14 – система управления и сбора данных, 15 – э.в.м.

Дисперсия напряжения дробового шума, выведенная из формулы Шоттки для дисперсии тока, находится по формуле

$$\langle u_s^2 \rangle = \frac{e \cdot U}{C} \quad (13)$$

где e – заряд электрона, U – напряжение насыщения элемента, C – емкость чувствительного конденсатора фотоэлемента.

Избыточный шум в широкополосных источниках света возникает из-за флуктуаций интенсивности, связанных с биениями спектральных компонент источника света [57]. Для расчета избыточных шумов воспользуемся формулой, определяющей дисперсию избыточного шума в фототоке:

$$\langle i_a^2 \rangle = \frac{I_i^2}{\Delta \nu_i} \cdot \frac{1}{2 \cdot \tau} \quad (14)$$

где τ – время экспозиции, $1/(2\tau)$ – эффективная полоса шума при приеме сигнала,

$\Delta \nu_i = \Pi/N$ – ширина принимаемой одним фотоэлементом спектральной компоненты, Π – ширина полосы источника, I_i – ток i - фотоэлемента.

После преобразований получаем выражение для дисперсии напряжения избыточного шума:

$$\langle u_a^2 \rangle = \frac{N}{2 \cdot \Delta \nu \cdot \tau} \cdot U^2 \quad (15)$$

N – количество элементов линейки, $\Delta \nu$ – частотная ширина полосы источника излучения.

Результаты расчетов приведены в таблице.

Таблица 1. Среднеквадратичное отклонение шумов

Параметр	Обозначение	Величина
Дробовой шум	V_s	1.0 мВ
Избыточный шум	V_a	2.6 мВ
Шум опроса	V_r	0.3 мВ
Суммарный шум	$(V_{total})_i$	2.8 мВ

На рис. 19 приведен пример модуляции спектра на выходе интерферометра при интерференции от плоского отражателя и опорного сигнала, записанный с помощью созданных интерфейсных систем.

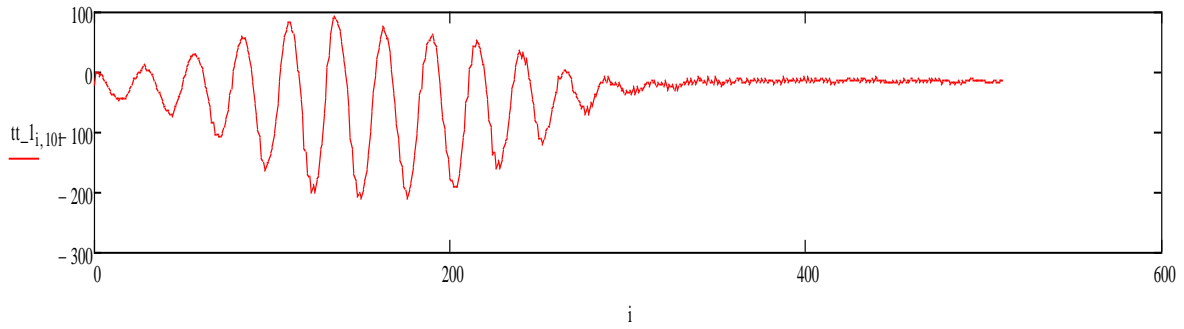


Рисунок 19. Спектр на выходе интерферометра, записанный с помощью созданных интерфейсных систем

Описанная блок-схема реализованной спектральной системы ОКТ тандемного типа (“common path”) является типовой и была реализована в ряде исследовательских и прикладных систем ОКТ, разработанных в ИПФ РАН.

3.2 Выделение когерентных помех и автокорреляционных компонент интерференционного сигнала в спектральной оптической когерентной томографии в течение отдельной экспозиции спектра

Рассмотрим способ выделения когерентных помех в течение отдельной экспозиции с помощью интегрирования сигнала на емкости фотоэлемента. В предлагаемом методе обеспечивается отсутствие в принимаемом сигнале кросскорреляционной компоненты. Для этого между опорным и объектным плечами интерферометра в течение времени экспозиции осуществляется модуляция оптической фазы опорной волны по определенному закону. При определенном законе модуляции опорного плеча в интерференционном сигнале, проинтегрированном на емкости фотоэлемента, не содержится кросскорреляционной составляющей. В результате этого в сигнале остаются только когерентные помехи и автокорреляционные компоненты. Процедуру выделения когерентных помех можно представить в следующем виде.

Для изменения длины опорного плеча в схему спектральной ОКТ вводится пьезоволоконный модулятор фазы, который модулирует разность фаз волн в опорном и объектном плечах интерферометра по определенному закону.

Выходной сигнал на каждом элементе ПЗС линейки представляет собой интеграл по времени от фототока чувствительного элемента:

$$U(k) = \frac{1}{C_f} \cdot \int_0^{\tau_{exp}} i(k, t) dt \quad (16)$$

где $U(k)$ – напряжение, снимаемое с отдельного фотоэлемента, соответствующего спектральной компоненте k , C_f – чувствительная емкость элемента, $i(k, t)$ – величина фототока элемента, τ_{exp} – время экспозиции.

При модуляции опорного плеча уравнение опорной волны можно представить в виде:

$$S_r(k, t) = E(k) \cdot r \cdot e^{i(\omega t + m \cdot F(t))} \quad (17)$$

где m – амплитуда фазовой модуляции, $F(t)$ – модулирующая безразмерная функция, изменяющаяся в интервале $[-1; 1]$. Напряжение на выходе отдельного фотоэлемента при такой модуляции фазы опорной волны определяется выражением:

$$U(\widetilde{k}) = \xi \int_0^{\tau_{exp}} \left(E(k)^2 \left| \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot e^{2ikz} dz \right|^2 + E(k)^2 \cdot r^2 + 2E(k)^2 r \left| \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot \cos(2kz + m \cdot F(t)) dz \right|^2 \right) dt \quad (18)$$

где ξ – коэффициент, учитывающий емкость элемента, квантовую эффективность и восприимчивость фотоэлемента. После замены порядка интегрирования в третьем слагаемом получим

$$U_{CC}(k) = \widetilde{2\xi E(k)^2} \cdot r \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \int_0^{\tau_{exp}} \cos(2kz + m \cdot F(t)) dt dz \quad (19)$$

Внутренний интеграл по времени в выражении (19) равен сумме двух интегралов:

$$\int_0^{\tau_{exp}} \cos(2kz + m \cdot F(t)) dt = \cos 2kz \cdot \int_0^{\tau_{exp}} \cos(m \cdot F(t)) dt - \sin 2kz \cdot \int_0^{\tau_{exp}} \sin(m \cdot F(t)) dt \quad (20)$$

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

$$\begin{aligned} \int_0^{\tau_{exp}} \cos(m \cdot F(t)) dt &= 0 \\ \int_0^{\tau_{exp}} \sin(m \cdot F(t)) dt &= 0 \quad (21) \end{aligned}$$

Одним из решений этой системы уравнений является прямоугольная модуляция фазы (рис. 20, кривая 1) и амплитудой модуляции $m=(l+1/2)\pi$, где l – целое.

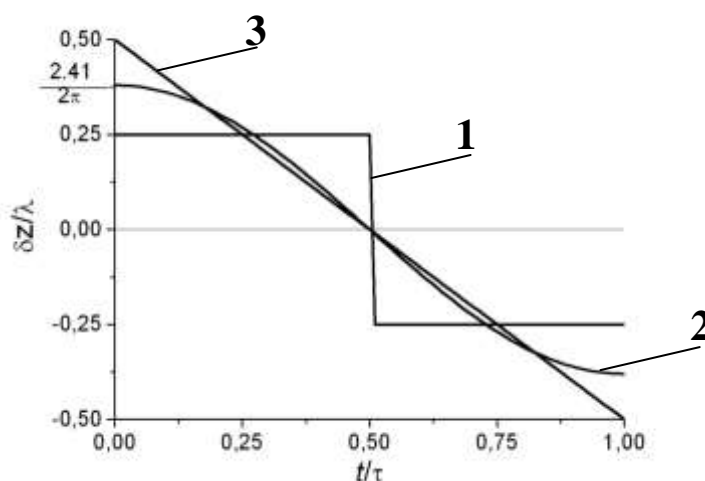


Рис. 20. Функции фазовой модуляции, удовлетворяющие условию подавления кросскорреляционной составляющей в принимаемом спектре. 1 – прямоугольная форма; 2 – гармоническая форма; 3 – линейная форма.

Вторым решением системы является гармоническая модуляция оптической фазы опорной волны с частотой, кратной половине обратного времени экспозиции (рис. 20, кривая 2). В этом случае второе уравнение выполняется независимо от величины амплитуды модуляции m , а первое имеет корни, совпадающие с корнями функции Бесселя нулевого порядка $J_0(m)=0$. На рис. 20 представлен ряд кривых, удовлетворяющих системе интегральных уравнений.

При выполнении условия (21) в принимаемом на выходе фотоприемника сигнале отсутствует кросскорреляционная компонента, поскольку она обнуляется при интегрировании фототока на емкости фотозащитных элементов. Измерение когерентных помех происходит в течение

одного периода экспозиции, что уменьшает влияние движений в объекте на изображение по сравнению с другими методами.

В установке для экспериментальной апробации метода (рис. 18) модуляция фазы световой волны осуществлялась при помощи пьезоволоконных дисков с противофазным управлением, расположенных в обоих плечах компенсирующего интерферометра Майкельсона. Для уменьшения влияния собственных резонансов модуляторов на них подавался сигнал гармонической формы, соответствующей кривой 2 на рис.20. Форма напряжения задавалась с помощью цифро-аналогового преобразователя, что позволило точно выполнить условия кратности периода модуляции и времени экспозиции.

Для минимизации искажения полезного сигнала при компенсации когерентных помех учитываются нелинейности пьезоволоконных модуляторов оптического пути и элементов электронной схемы. При этом точность компенсации когерентных помех определяется точностью изменения длины оптического пути в опорном плече интерферометра Майкельсона. Нелинейность пьезоволоконного модулятора, вносящая искажения в действительное изменение оптической длины опорного плеча, учитывается при формировании окончательного закона модуляции. Так, кривая 3 на Рис. 21 является скорректированной формой напряжения при условии, что кривая 1 на Рис. 21 - необходимое напряжение, а кривая 2 на Рис. 21 - отклик системы.

На Рис. 22 приведены результаты численного моделирования работы алгоритма в случае наличия одиночного отражателя в предметном плече. Кривые 2 и 3 на Рис. 22 представляют собой спектры на выходе интерферометра, зарегистрированные при относительном сдвиге опорного плеча в четверть длины волны. Кривая 1 представляет собой спектр при внесении модуляции опорного плеча в течение экспозиции. В соответствии с выводами, приведенными выше, в зарегистрированном сигнале остаются только автокорреляционные компоненты, когерентные шумы и постоянная составляющая. Для получения сигнала, содержащего только полезную кросскорреляционную компоненту, из исходного сигнала вычитаются полученные таким образом шумовые компоненты. В результате такого вычитания получена кривая 4 на Рис. 22, представляющая собой спектр на выходе интерферометра при наличии одиночного отражателя в предметном плече.

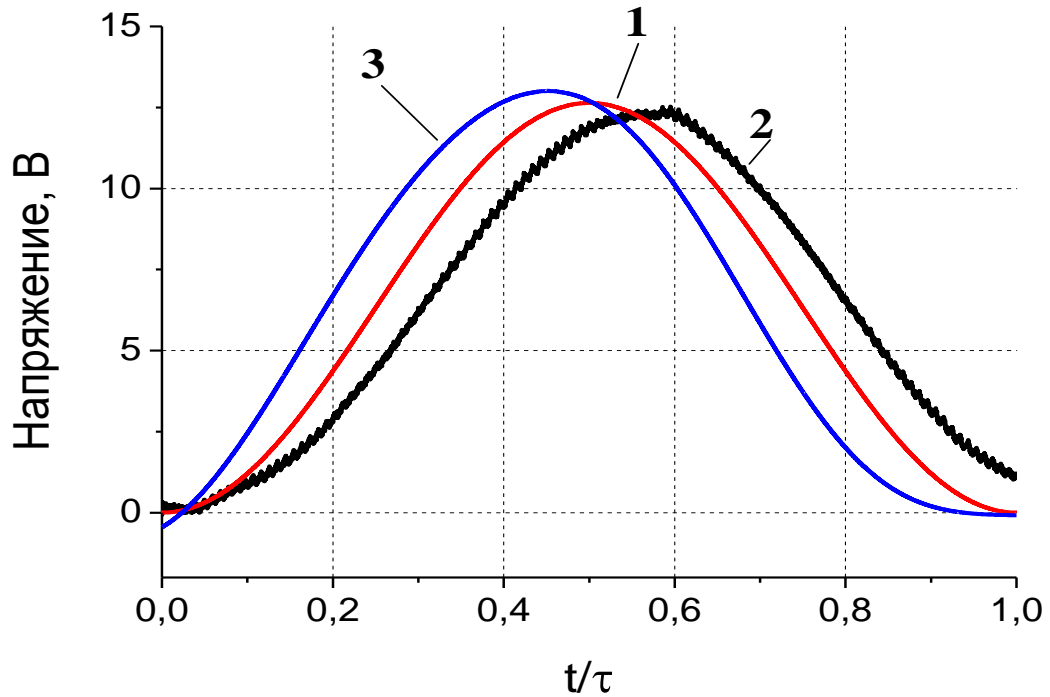


Рис. 21. Коррекция напряжения, подаваемого на систему управления интерферометром. 1 – необходимое напряжение, 2 – отклик системы, 3 – скорректированное напряжение.

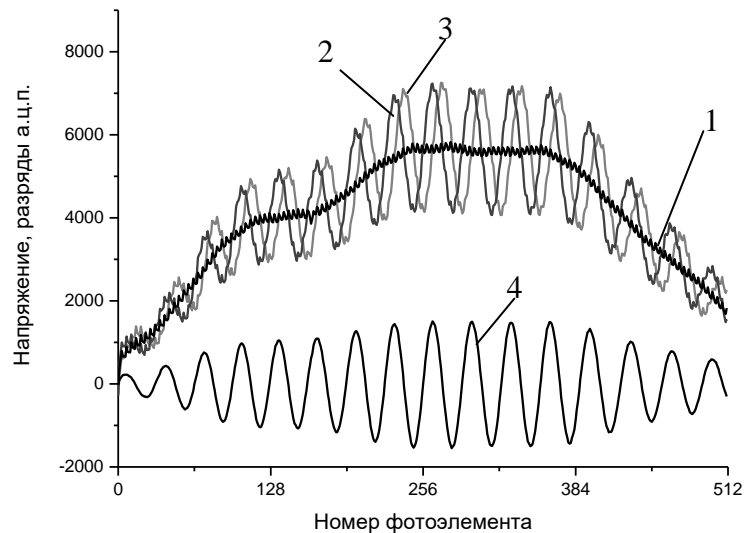


Рис. 22. Спектр на выходе интерферометра. 1 – при модуляции оптической разности хода во время экспозиции, 2 – в отсутствии модуляции, 3 – при внесении относительной задержки в четверть длины волны между опорным и объектным излучением, 4 – результат вычитания значений кривой 1 из значений кривой 2.

Для повышения скорости получения данных, повышения скорости отображения оптических томограмм, а также регистрации комплексных спектров, модуляция опорного плеча по гармоническому закону происходит через одну экспозицию. Во время других экспозиций для регистрации комплексных сигналов принимается спектр с дискретными фазовыми сдвигами, кратными $\lambda/2$. На Рис. 23 приведены закон модуляции опорного плеча интерферометра и сигнал экспозиции на линейку ПЗС. Для уменьшения спектра управляющего сигнала с целью исключения спектральных компонент сигнала из резонансной полосы пьезоволоконного модулятора применялось сглаживание перепадов сигнала по гармоническому закону.

Как было описано в разделе 3.2, для управления положением опорного плеча во время экспозиций спектра используется парофазное включение в двух плечах интерферометра дисковых пьезоволоконных модуляторов. Парофазное включение модуляторов позволило уменьшить влияние ряда эффектов на точность задания положения опорного плеча. Во-первых, уменьшаются амплитуды управляющих сигналов, что в свою очередь снижает требования к рассеиваемой мощности и нагреву управляющих электронных систем. Во-вторых, при понижении амплитуды управляющего сигнала пьезокерамический диск переходит в линейный режим работы. В этом случае в сигнале отклика пьезокерамического модулятора отсутствуют нелинейные компоненты. В-третьих, использование одинаковых пьезоволоконных модуляторов, включенных парофазно в двух плечах интерферометра, уменьшает влияние случайных изменений степени поляризации оптического излучения в волоконных трактах, а также температурные дрейфы оптического пути в волокне.

В соответствии с алгоритмом получения сигналов, приведенным на Рис. 23, полный сигнал и сигнал, содержащий только шумовые компоненты, принимаются в разные моменты времени. Во время одной экспозиции происходит запись оптического спектра суммы сигнальной и опорной волн, содержащего информацию об одном А-скане. Шумовые компоненты для разных экспозиций и, соответственно, для разных положений зондирующего луча на поверхности объекта, могут быть разными. Отличия возникают при изменении внутренней структуры объекта, что приводит к разной величине автокорреляционных шумов. Так, во время экспозиций 1 и 3 принимаются сигналы $S_1(k) = S_{AC}(k)_1 + S_{DC}(k)_1$ и $S_3(k) = S_{AC}(k)_3 + S_{DC}(k)_3$. Во время экспозиций 2 и 4 принимаются квадратурные компоненты сигнала при сдвиге опорного плеча на $\lambda/4$

$$S_2(k) = S_{AC}(k)_2 + S_{DC}(k)_2 + \int_{-\infty}^{\infty} D(z)_2 \cdot \cos(2kz) dz \quad (22)$$

$$S_4(k) = S_{AC}(k)_4 + S_{DC}(k)_4 + \int_{-\infty}^{\infty} D(z)_4 \cdot \sin(2kz) dz \quad (23)$$

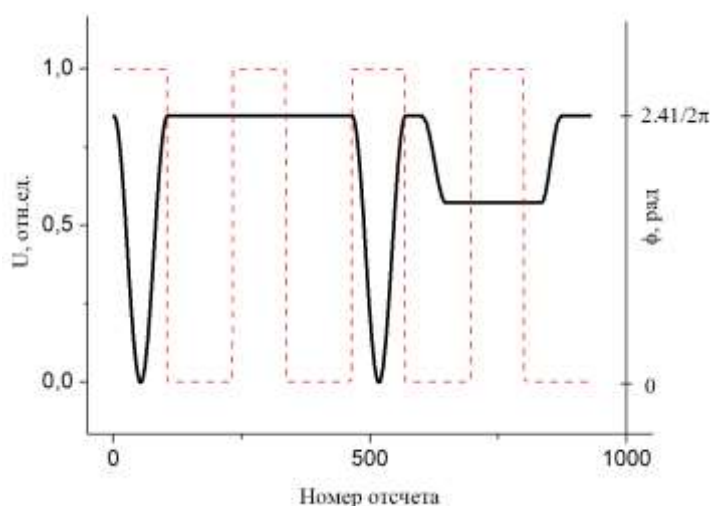


Рис.23. Эпюры управляющих сигналов на линейку ПЗС и опорное плечо интерферометра. (Непрерывная кривая - закон модуляции опорного плеча интерферометра, штриховая линия – сигнал экспозиции линейки ПЗС).

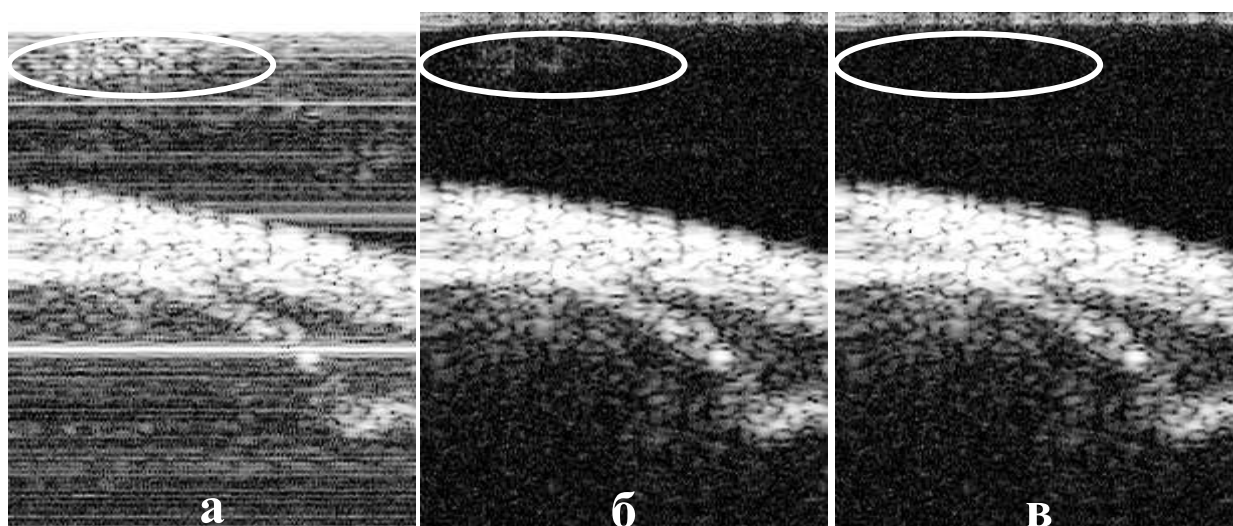


Рис. 24. ОКТ-изображение тонкой полимерной пленки: а – без компенсации автокорреляционной компоненты и когерентных шумов, б – при восстановлении промежуточных значений автокорреляционной компоненты с использованием линейной интерполяции, в – при восстановлении промежуточных значений автокорреляционной компоненты в спектральной области.

Для нахождения промежуточных значений шумовых компонент для моментов времени 2 и 4 может применяться метод, основанный на аппроксимации сигнала в промежутках между отсчетами. Точность определения кросскорреляционной компоненты интерференционного сигнала и описание методики восстановления промежуточных значений шумовых компонент

обсуждалась в статье [5a]. На рис. 24 выделена область сильного влияния взаимной интерференции рассеянных волн.

На рис. 25 приведен профиль рассеяния, полученный двух последовательно расположенных рассеивателей до компенсации когерентных помех – 1 и после компенсации – 2. Положение исследуемого объекта находится в области I; постоянная составляющая – II; автокорреляционная компонента, связанная с интерференцией между отдельными спектральными компонентами – III, паразитные отражения в оптическом тракте системы - IV.



Рис. 25. 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.

Кривая 2 получена из кривой 1 в результате вычитания автокорреляционной компоненты, постоянной составляющей и когерентных помех, вычисленных после гармонической модуляции опорного плеча в течение отдельной экспозиции. На рисунке 25 кривая 2 демонстрирует отсутствие когерентной помехи, постоянной составляющей и фоновой подставки, обусловленной использованием дискретного преобразования Фурье (пунктир).

Можно отметить проявление ранее скрытых элементов изображения (пик V обусловлен наличием отражением в сигнальном плече).

Предложенный метод применим в случаях использования как тандемных, так и двуплечных интерферометров.

3.3 Прием квадратурных сигналов

В методе выделения паразитной автокорреляционной компоненты интерференционного сигнала, который описан в Разделе 3.2, в результате модуляции опорного плеча по гармоническому закону усредняется полезный интерференционный сигнал во время одной экспозиции. Для спектральных систем ОКТ существует тенденция повышению скорости получения данных. Повышение скорости получения спектральных данных на выходе интерферометра выражается в уменьшении времени экспозиции. Высокоточное движение опорного плеча для модуляции фазы опорной волны интерферометра по строго определенному закону становится трудновыполнимой задачей для малых времен экспозиций. Отметим, что описанный выше метод использовался для выделения модуля кросс-корреляционной составляющей в сигнале рассеяния. Здесь требования к точности получения квадратурных компонент не очень высоки. Существенно более высокие требования к точности их выделения возникают при использовании методов получения фазы сигнала на основе формирования комплексного сигнала. Вследствие этого в диссертации описывается проведенная модификация метода фазовой модуляции для высокоскоростных спектральных систем ОКТ. Для приема комплексного сигнала опорное плечо сдвигается на расстояния только равное $\lambda/4$. Это позволяет существенно упростить форму управляющего напряжения, что способствовало повышению точности выделения квадратурных компонент. На Рис. 26 непрерывной линией приведена форма дискретных фазовых сдвигов между оптическими длинами плеч интерферометра в системе спектральной ОКТ для приема квадратурных сигналов. Следует отметить, что форма необходимого закона модуляции фазы более проста и имеет более узкий спектр. Это способствует более точному воспроизведению фазы комплексного сигнала в реальном устройстве. Штриховой линией на Рис. 26 обозначен сигнал управления экспозицией приемной линейки. Регистрация спектра на выходе интерферометра происходит при высоком уровне сигнала управления экспозиции. Между экспозициями спектра происходит считывание данных, сдвиг положения опорного плеча и смещение оптического луча вдоль поверхности объекта.

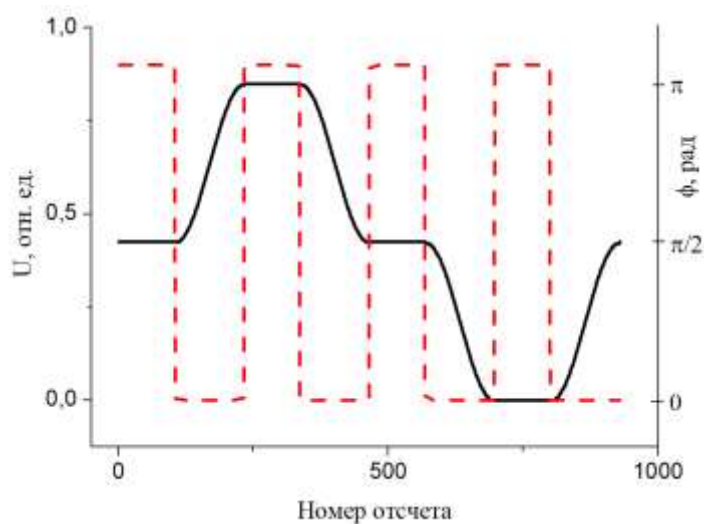


Рис. 26. Форма дискретных фазовых сдвигов в системе спектральной ОКТ для приема квадратурных сигналов. (Штриховая линия – сигнал экспозиции на приемной линейке, непрерывная линия – дискретные фазовые сдвиги опорного плеча интерферометра).

Для восстановления профиля рассеяния объекта по глубине и подавления автокорреляционной компоненты интерференционного сигнала, а также когерентных шумов и помех разработан алгоритм дискретных фазовых сдвигов. На Рис. 26 штриховой линией показан сигнал для 4-х последовательных экспозиций. Во время цикла из четырех экспозиций опорное плечо проходит следующие положения: во время первой и третьей экспозиции 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.

Разработанный метод показал высокую точность определения фазовой компоненты сигнала и достаточно высокую устойчивость фазы (ее быструю релаксацию к стабильному состоянию) при естественных движениях живого объекта исследования.

3.4 Пространственная модуляция двумерного интерференционного сигнала

Существует несколько возможностей внесения несущей частоты в интерференционный сигнал. Так, несколько групп исследователей вносят сдвиг фаз между соседними А-сканами посредством изменения закона движения луча вдоль объекта, вводя отклонение от оси вращения сканера [69, 74]. В настоящей диссертации рассмотрен метод создания пространственной модуляции двумерного интерференционного сигнала, который основан на внесении несущей частоты в интерференционный сигнал при движении вдоль оси x (Рис. 27).

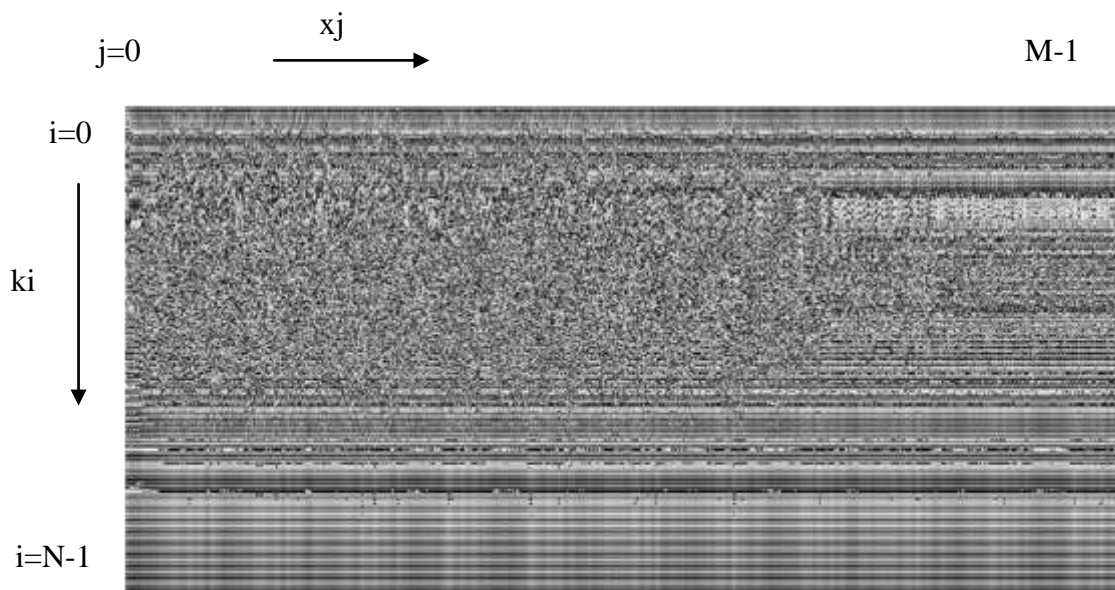


Рис. 27. Двумерный спектр на выходе интерферометра от тестового объекта

Для такой модуляции опорное плечо интерферометра при разных положениях оптического луча вдоль оси x сдвигается по закону, показанному на Рис. 28. При каждом положении опорного плеча записывается спектр интерференционного сигнала на выходе интерферометра. В соответствии с формулой 7, приведенной во введении раздела 3, полезная кросскорреляционная компонента интерференционного сигнала при внесении фазовой модуляции вдоль оси x будет иметь вид

$$S_{CC}(k) = 2 \cdot E(k)^2 \cdot r \cdot \int_{-\infty}^{\infty} D(z) \cdot \cos(2kz + \varphi(x)) dz \quad (24)$$

Для соседних спектральных распределений, т.е. для всех элементов соседних А-сканов, фазовый сдвиг $\varphi(x)$ устанавливается равным $\frac{\pi}{2}$. Сдвиг фаз осуществляется, как и в описанных выше методах, с помощью тонкого пьезодиска, на поверхности которого приклеено оптоволокно. Модулирующий фазу пьезодиск располагается в опорном плече интерферометра.

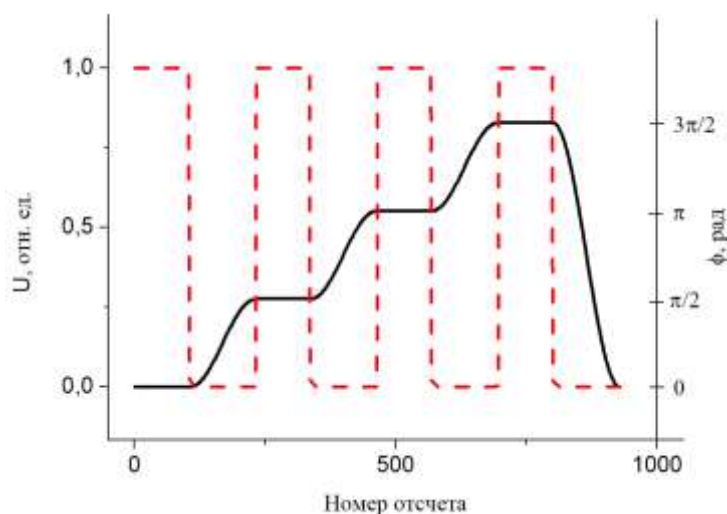


Рис. 28. Форма дискретных фазовых сдвигов в системе спектральной ОКТ для пространственной модуляции двумерного интерференционного сигнала. (Штриховая линия – сигнал экспозиции на приемной линейке, непрерывная линия – дискретные фазовые сдвиги опорного плеча интерферометра).

Такой способ модуляции фазы при движении луча вдоль поперечного направления позволяет непосредственно получать комплексный сигнал, устранять автокорреляционную составляющую сигнала за счет выделения кросс-корреляционной компоненты спектра на сдвинутой частоте, при величине сдвига, равного $\pi F / 2$, где F - является частотой экспозиции и опроса линейки фотоприемников. 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.

Здесь также имеет место относительно небольшая ошибка в исполняемом законе изменения разности фаз интерферометра из-за относительно малого числа гармоник сигнала управления. Кратко, основа метода заключается в следующей процедуре. Ввиду постоянства фазы в процессе интегрирования в течение экспозиции и изменения ее на фиксированное значение при оцифровке каждого соседнего А-скана, имеет место линейный закон изменения фазы при смещении вдоль координаты x , что, приводит в итоге к сдвигу спектра кросс-корреляционной компоненты на фиксированный частотный интервал $\pi F / 2$ в пределах всего В-скана.

Закон изменения фазы, приведенный на рис.28, который предварительно формировался цифровым методом, не требовал коррекции в течение жизненного цикла прибора.

3.5 Отличия двух способов получения комплексных интерференционных сигналов

Как показали эксперименты по визуализации внутренней структуры оптически мутных сред, реализованные методы получения комплексных интерференционных сигналов в спектральной ОКТ имеют существенные отличия и области применения. Так, метод приема квадратурных сигналов при формировании сигнала в комплексной форме чувствителен к точности и стабильности задания фазовых сдвигов в плечах интерферометра для каждой экспозиции спектра, а также к стабильности положения объекта исследования. Движения объекта приводят к нарушению фазовых соотношений между соседними спектральными распределениями. В методе квадратурных сдвигов одна строка изображения получается из нескольких соседних строк данных. Метод квадратурных фазовых сдвигов вычислительно более сложен. Метод пространственной модуляции интерференционного сигнала является более предпочтительным по следующим причинам. При пространственной модуляции двумерного интерференционного сигнала в В-скане по поперечной координате спектр сигнала, несущего информацию о структуре объекта в пределах всего В-скана, переносится на несущую частоту. При этом не происходит переноса спектра автокорреляционных сигналов, которые являются шумовой компонентой в полезном сигнале, поскольку эта компонента не зависит от модуляции разности фаз сигнального и опорного лучей.

Именно данный метод получения комплексных сигналов и стал основой для дальнейших исследований по визуализации структуры объектов.

3.6 Преодоление паразитной амплитудной модуляции сигналов, вызванной отличиями в частотных характеристиках каналов приемной системы

3.6.1 Обоснование метода

Спектр суммы опорной волны и волн, рассеянных образцом, регистрируется спектрометром на выходе интерферометра на каждой поперечной координате x в каждом А-скане. Дифракционным элементом спектрометра является дифракционная решетка. Детектирование световых волн после дифракционной решетки осуществляется с помощью линейной матрицы SU512LDB с количеством фотоэлементов, равным 512. Изображение в глубину образца вдоль продольной координаты z является результатом преобразования Фурье от принятого спектра интерференционного сигнала. Два 14-ти разрядных аналого-цифровых преобразователя для каждого канала линейной матрицы преобразуют в цифровые данные аналоговый сигнал линейки ПЗС, соответствующий накопленному заряду на емкости фотоэлемента для каждой спектральной компоненты. Спектр интерференционного сигнала принимается для каждого положения зондирующей световой волны вдоль поперечной координаты x . Движение зондирующей волны вдоль образца по поперечной координате x осуществляется с помощью созданной двух координатной электромеханической системы на основе MEMC зеркал. Цифровые данные с выходов двух аналого-цифровых преобразователей предварительно записываются в оперативную память на основе микросхем FIFO IDT 72v2113L6PFG. Объем оперативной памяти оптимизирован исходя из требований записи данных в FIFO и чтения данных из FIFO в реальном времени в компьютер по интерфейсу USB2.0.

Исходными данными является двумерный массив размерностью 512x512 цифровых 14-разрядных данных. Результат обработки экспериментальных данных визуализируется в виде двумерного изображения внутренней структуры рассеивающего образца. После обработки принятых данных на изображении видны артефакты в виде повторов изображений по глубине объекта.

Артефакты подобного рода встречаются на изображениях, полученных другими авторами [18]. Анализ литературы показал, что причины появления таких артефактов не исследовались. Приемники оптического спектра в спектральной оптической когерентной томографии в системах реального времени (линейки фотоприемников), как правило, являются многоканальными. Требование многоканальности вытекает из необходимости повышения скорости получения оптического спектра. В созданной системе для спектральной оптической когерентной томографии для приема спектра, цифро-аналогового преобразования аналоговых

значений и записи данных в буферы памяти применяется линейная матрица на 512 элементов фирмы Sensors Unlimited SU512LDB. Особенность данной линейки фотоэлементов состоит в том, что четные и нечетные данные появляются одновременно на двух выходах линейки по положительному и отрицательному фронтам управляющего синхросигнала. Эквивалентное количество каналов в этом случае становится равным четырем. При этом в спектральной ОКТ А-скан является единым целым для всей строки изображения.

Нами были предложены гипотезы появления артефактов такого типа на изображениях ОКТ внутренней структуры объектов. При внимательном рассмотрении видно, что артефакты на изображении являются повтором структуры объекта на частоте, кратной частоте дискретизации. Таким образом, на изображении наблюдается задержка полезного сигнала на величину, кратную периоду дискретизации. Однако теорема Котельникова для внутренней структуры объекта заведомо выполняется. Поэтому гипотеза алиасинга при дискретизации была отброшена. Был произведен поиск причин появления паразитной амплитудной модуляции сигнала в спектральной ОКТ, который показал следующее. Разное время распространения аналогового сигнала в каналах, отличия в частотных характеристиках каналов и неизбежный джиттер при аналого-цифровом преобразовании приводят к искажению принятого спектра, его паразитной амплитудной модуляции и появлению повторов и гетеродинов на изображениях спектральной ОКТ. Пример особенности артефактов на изображениях приведены на рис. 30 а и рис. 31 а.

Проверка выдвинутой гипотезы заключалась в применении к принятым сигналам с каждого канала численных преобразований и частотных коррекций. Численное моделирование осуществлялось в программах MathCAD и Matlab. Как было доказано выше, число эквивалентных каналов распространения сигналов равно четырем. Принятый сигнал разбивался на четыре массива данных, соответствующих своему каналу распространения. Исходным сигналом являлся массив данных S_i с выхода приемной линейки. Сигналы, подлежащие коррекции, обозначим как $S_{1i4}, S_{2i4}, S_{3i4}, S_{4i4}$.

$$S_i, i \in 0..N - 1, N = 512$$

Они разбиваются на группы четные

$$S_{2i4} = S_{4 \cdot i4 + 1}, i4 \in 0.. \left(\frac{N}{4}\right) - 1, N = 512$$

$$S_{4i4} = S_{4 \cdot i4 + 3}, i4 \in 0.. \left(\frac{N}{4}\right) - 1, N = 512 \quad (25)$$

и группы нечетные:

$$S_{1i4} = S_{4 \cdot i4}, i4 \in 0.. \left(\frac{N}{4}\right) - 1, N = 512$$

$$S_{3i4} = S_{4 \cdot i4 + 2}, i4 \in 0.. \left(\frac{N}{4}\right) - 1, N = 512$$

При этом появление сигналов первых последовательностей в каждой группе синхронизируется по начальному фронту синхроимпульсов, а вторых последовательностей – по конечному.

Четные и нечетные сигналы с линейной матрицы фотодиодов распространяются по разным трактам, характеризующимся отличающимися амплитудно-частотными характеристиками. При этом тракты для четных и нечетных сигналов вносят разные величины запаздывания сигналов по фазе относительно входных сигналов.

Было предположено, что в каналах присутствуют паразитные RC-цепи, являющиеся пассивными фильтрами нижних частот. Как известно, передаточная функция фильтра нижних частот второго порядка не может быть реализована с помощью пассивных RC-цепей [58]. Подобный фильтр может быть реализован с применением индуктивностей. Предварительная оценка паразитных емкостей и индуктивностей показала незначительный вклад индуктивностей. Для дальнейших коррекций сигналов была выбрана схема RC-фильтра нижних частот первого порядка (фильтр нижних частот является схемой, которая без изменений передает сигналы нижних частот, а на высоких частотах обеспечивает затухание сигналов и их запаздывание по фазе относительно входных сигналов).

На рисунке 29 изображена эквивалентная схема, принятая для моделирования RC-фильтра нижних частот первого порядка.

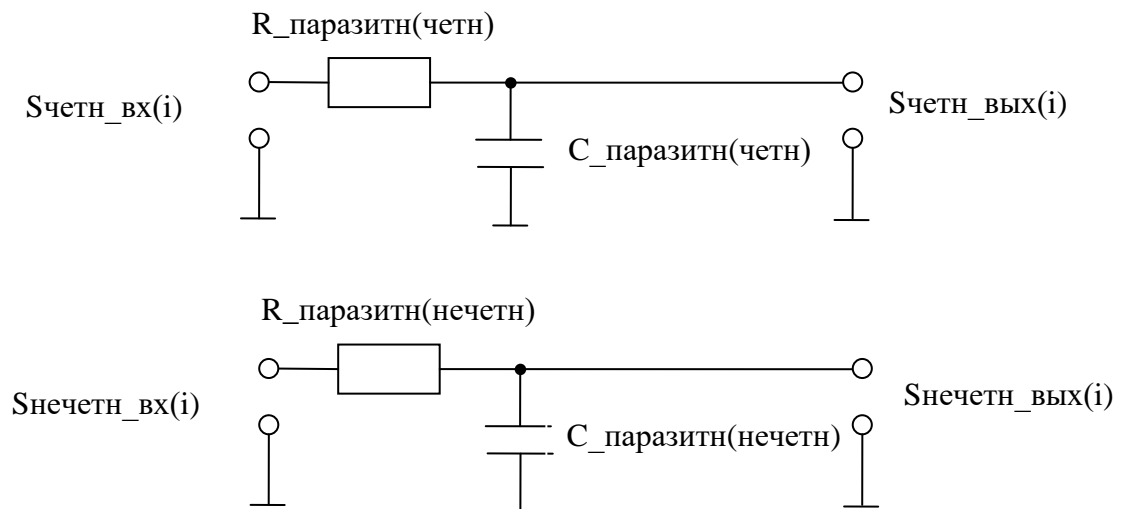


Рис. 29. Эквивалентная схема, принятая для моделирования RC-фильтра нижних частот первого порядка для четных и нечетных каналов распространения сигналов в спектральной ОКТ

Коэффициент передачи RC-фильтра нижних частот первого порядка в комплексном виде может быть выражен формулой

$$K(j\omega) = \frac{1}{1+j\omega RC} \quad (26)$$

Отсюда получим формулы для АЧХ и ФЧХ.

$$|K| = \frac{1}{\sqrt{1+(\omega RC)^2}}, \varphi = -\arctg(\omega RC) \quad (27)$$

Параметры R и C являются неизвестными величинами. При неизвестных частотных характеристиках искажающих каналов возникает задача слепой деконволюции. Данные параметры в дальнейшем на этапе моделирования находятся в ходе численных итераций.

Следующим шагом в решении поставленной задачи является переход в спектральную область для спектрального представления операторов деконволюции. После того, как принятые сигналы были разделены на четыре массива в соответствии с числом искажающих каналов, к сигналам применяется преобразование Фурье для перехода к частотному представлению сигналов. Далее, в спектральной области к данным для каждого из четырех массивов применялись индивидуальные операторы деконволюции. Одним из возможных критериев оценки сходимости итерационного процесса можно использовать корреляционный подход, основанный на уменьшении функции корреляции между областями повторяющихся изображений.

Таким образом, для четных и нечетных каналов моделировалось и применялось для восстановления разное время распространения аналогового сигнала в каналах и джиттер при аналого-цифровом преобразовании, а также отличия в частотных характеристиках каналов.

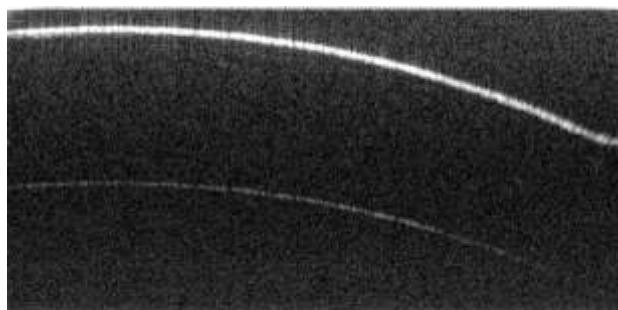
Установлено, что паразитная амплитудная модуляция принятых сигналов в методе спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приемом оптического спектра связана с различиями в частотных характеристиках приемных каналов и разными задержками распространения и дискретизации сигналов. Показано, 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.

3.6.2 Экспериментальная апробация

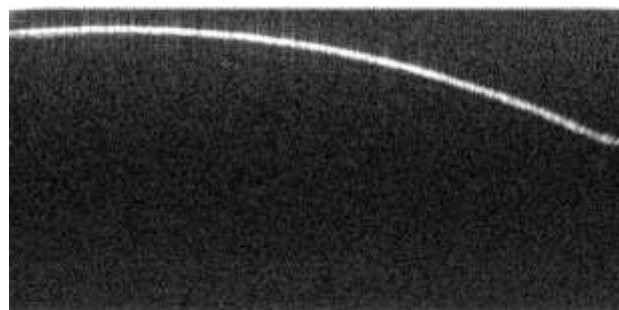
В ходе экспериментов по визуализации внутренней структуры оптически мутных сред показано, что после применения описанного выше алгоритма компенсации паразитной амплитудной модуляции сигналов на изображениях полностью отсутствуют артефакты,

связанные с различиями в частотных характеристиках приемных каналов и разными задержками распространения и дискретизации сигналов.

На рис. 30 б и 31 б показаны ОКТ изображение после применения метода.



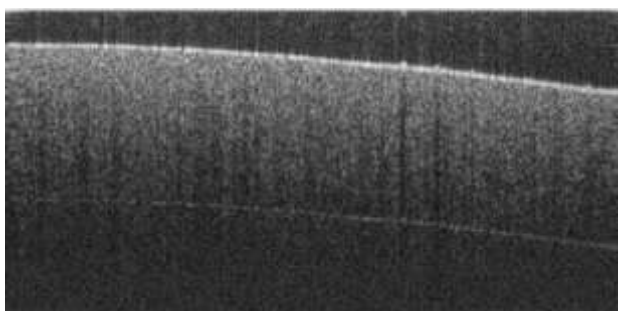
а)



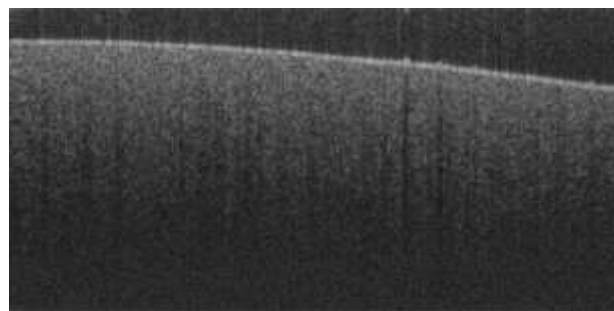
б)

Рис. 30. ОКТ изображение тонкой границы с артефактом в виде повторяющейся полосы.

а) - ОКТ изображение тонкой границы до применения метода; б) ОКТ изображение после применения метода.



а)



б)

Рис.31. ОКТ изображение рассеивающей среды с артефактом в виде повторяющейся

полосы. а) - ОКТ изображение тонкой границы до применения метода; б) ОКТ изображение после применения метода.

Выводы

Рассмотрены три метода компенсации когерентных помех в спектральной ОКТ с параллельным приемом спектра, отличающиеся способами выделения кросскорреляционной – информативной компоненты из полного сигнала и имеющие различные области применения. В этих методах изображение формируется на основе модуля сигнала кросскорреляционной компоненты. Отличие второго и третьего методов заключается в вычислениях на промежуточных этапах сигнала в комплексной форме.

1. В первом методе, формирующем изображение на основе модуля сигнала кросскорреляционной компоненты, выделение когерентных помех производится в течение одной экспозиции, с последующим вычитанием их из полного сигнала при повторной экспозиции. Выделение когерентных помех осуществляется за счет модуляции взаимной задержки сигнальной и опорной волн, создающие фазовые сдвиги по определенному закону в последовательных А-сканах с целью зануления вклада в сигнал от кросскорреляционной – информативной компоненты. Для этого метода требуется минимальная цифровая обработка. Экспериментальная апробация метода подтвердила эффективность выделения кросскорреляционных компонент интерференционного сигнала при наличии большого уровня когерентных помех.

2. Второй метод компенсации когерентных помех основан на получении комплексного сигнала в результате дискретных фазовых сдвигов между оптическими длинами плеч интерферометра в ряде соседних А-сканов в системе спектральной ОКТ на основе предварительного формирования квадратурных сигналов. Разработанный метод показал высокую точность определения фазовой компоненты сигнала и достаточно высокую устойчивость фазы (ее быструю релаксацию к стабильному состоянию). Метод чувствителен к точности и стабильности задания фазовых сдвигов в плечах интерферометра для соседних экспозиций спектра, а также к стабильности положения объекта исследования.

3. Третий метод компенсации когерентных помех основан на получении комплексного сигнала в результате создания пространственной модуляции двумерного интерференционного сигнала при внесении несущей частоты в интерференционный сигнал при движении вдоль оси x . Показано, что способ модуляции фазы при движении луча вдоль поперечного направления позволяет непосредственно получать комплексный сигнал, устранять автокорреляционную составляющую сигнала в процессе прямого спектрального выделения кросс-корреляционной компоненты спектра на сдвинутой частоте, при величине сдвига, равного $\pi F / 2$, где F – является частотой экспозиции и опроса линейки фотоприемников.

4. Установлено, что паразитная амплитудная модуляция принятых сигналов в методе спектральной ОКТ с параллельным приемом оптического спектра связана с различиями в

частотных характеристиках приемных каналов в линейке фотоприемников 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 итерационный метод восстановления изображений без априорной информации о свойствах передаточных каналов на основе моделей, параметры которых оцениваются из имеющихся данных.

Следует отметить, что рассматриваемые фазовые методы наиболее актуальны в «common path» системах, в которых базовая длина измерительного интерферометра Физо сравнима с глубиной продольного зондирования объекта. Устранение когерентных помех автокорреляционной природы в условиях большого уровня автокорреляционной составляющей наиболее эффективно на основе фазовых методов.

ГЛАВА 4 Создание интерфейсных систем для задач спектральной оптической когерентной томографии

Введение

Спектральные методы ОКТ обладают преимуществами по быстродействию и чувствительности над корреляционными методами [9, 16, 75-80]. Высокие скорости спектральных методов ОКТ востребованы в ряде медицинских приложений при исследовании живых объектов, например, в офтальмологии для исследования передних и задних отделов глаза. Первое применение спектрального метода ОКТ для наблюдения *in vivo* сетчатки глаза продемонстрировано в 2002 году [81]. Изображение сетчатки глаза *in vivo* в реальном времени со скоростью 29300 А-сканов в секунду было продемонстрировано в 2004 году в работе [82]. С помощью спектрального метода ОКТ строятся изображения как передних, так и задних отделов глаза, а также кровеносная сетка сосудов сетчатки. В офтальмологии быстродействующие спектральные методы ОКТ также используются в сочетании с другими методами исследования [83]. Например, с помощью быстродействующих спектральных методов ОКТ на основе динамики спекловой картины становится доступной к наблюдению микроциркуляция крови в живой биоткани [84]. Спектральные методы на основе перестраиваемых источников излучения демонстрируют наибольшую в настоящее время скорость получения изображений на уровне 10^6 А-сканов в секунду и выше [85-87]. Однако такие системы сложны, основаны на дорогостоящем оборудовании и используются, в основном, в экспериментальных целях. В настоящее время имеют место разработки и более простых источников ИК диапазона с относительной шириной перестройки частоты излучения на уровне единиц процентов [88].

Представляется, что в настоящее время для разработки спектральных ОКТ систем с быстродействием на уровне $10^4 - 10^5$ А-сканов в секунду, предназначенных для практических приложений, наиболее применимы системы с параллельным приемом спектров интерференционного сигнала на выходе дифракционного спектрометра.

Ограничение в скорости получения данных в спектральных методах ОКТ с параллельным приемом оптического спектра определяется достигнутым быстродействием цифровых камер в ИК диапазоне. При первых демонстрациях возможностей получения трехмерных (3D) изображений внутренней структуры объектов методами спектральной ОКТ время получения изображений составляло 11 – 13 секунд при скорости ОКТ-системы 29 000 А-сканов/с [89]. На данный момент самыми быстрыми из коммерчески доступных спектральных ОКТ систем являются системы производства компании Thorlabs Inc. серии Telesto (TEL1300V2-BU и TEL1325LV2-BU) со скоростью получения изображений до 76 000 А-сканов/с. Новые возможности в повышении быстродействия спектральных ОКТ систем появляются в связи с

созданием новых скоростных матриц для ИК-диапазона.

Для достижения предельной скорости получения изображений в системах спектральной ОКТ, определяемой быстродействием скоростных матриц в ИК-диапазоне, необходимо применять системный анализ при проектировании всего комплекса систем, а именно учитывать динамические характеристики исполнительных механизмов, перемещающих оптический луч вдоль исследуемого образца (сканирующие системы для координат X и Y), частотные характеристики модуляторов опорного плеча в разных типах интерферометров для получения А-сканов с определенным фазовым сдвигом, пропускную способность и тип систем сбора и ввода данных в компьютер. Немаловажную роль играет математическая сложность алгоритмов обработки данных, в частности, эффективность методов выделения и компенсации автокорреляционных компонент и когерентных шумов [90]. Повышение быстродействия всей системы ОКТ достигается при преодолении скоростных ограничений, обусловленных всеми перечисленными выше факторами.

Распространенные системы сбора и ввода данных в компьютер, созданные на данный момент, построены на основе таких интерфейсов, как USB 2.0, Camera Link, PCI-Express, GigE. Ряд из перечисленных интерфейсов требуют дополнительных плат расширения, которые вставляются в материнскую плату компьютера. При создании компактных и мобильных спектральных ОКТ систем представляют интерес интерфейс USB, не требующие дополнительных плат расширения.

В данной Главе представлены результаты исследований по преодолению основных из перечисленных выше ограничений для двух систем спектральной ОКТ, основанных на системах ввода данных USB2.0 и USB3.0. Приведены результаты решения задачи по повышению скорости получения изображений выше достигнутых среди известных в мировой практике спектральных ОКТ.

4.1 Приемные системы для спектрального метода оптической когерентной томографии

Функциональная схема прибора для спектральной ОКТ, приведенная выше на рис.18, использует тандемный вариант оптической схемы. Рассмотренные ниже приемные системы разрабатывались в диссертации для случая, когда базовая длина интерферометра Физо близка к диапазону сканирования в глубину, что обуславливает необходимость использования фазовых методов. Источником низкокогерентного излучения является суперлюминесцентный диод с центральной длиной волны $\lambda = 1277$ нм. При ширине полосы его спектра $\Delta\lambda = 70$ нм величина наилучшего продольного разрешения составляет 10.3 мкм (по критерию (1)). Интерферометрическая схема состоит из измерительного интерферометра Физо, образованного отражающим торцом волокна зонда и рассеивающим свет объектом, и компенсирующего интерферометра Майкельсона. Интерференционное поле опорной волны и волны, рассеянной объектом, раскладывается в спектр с помощью пропускающей дифракционной решетки.

Регистрация спектра на выходе интерферометра осуществляется линейной ПЗС-матрицей. В приемной системе для двух конфигураций прибора используются две разные приемные линейки SU512LDB и SU1024LC с разным числом фотоприемных элементов и с разной предельной скоростью считывания данных. Приемная линейка SU512LDB, имеющая 512 фотоприемных элементов, позволяет считывать данные со скоростью порядка 20000 А-сканов в секунду. В варианте прибора спектральной ОКТ с линейкой SU512LDB для достижения скоростных возможностей линейки достаточно использовать цифровой интерфейс USB 2.0. В режиме *High-speed* интерфейса USB 2.0 скорость потока данных составляет 480 Мбит/с или 60 Мбайт/с.

Вторая приемная линейка SU1024LC с числом фотоприемных элементов, равным 1024, имеет предельную скорость выдачи данных порядка 92000 А-сканов в секунду. При использовании цифрового интерфейса USB 3.0 скорость потока данных составляет ~ 3 Гбит/с.

Система спектральной ОКТ на основе линейки SU512LDB предназначена для эндоскопических исследований с получением изображений в 2D формате. Система ОКТ на основе линейки SU1024LC предназначена для получения изображений в 3D формате.

Для получения комплексно-сопряженных сигналов спектр на выходе интерферометра регистрируется с дискретными фазовыми сдвигами опорной волны на расстояния, кратные $\lambda/4$. Управление положением опорной волны в плече интерферометра осуществляется с помощью созданного компактного пьезоволоконного модулятора, состоящего из тонкого пьезодиска со спирально намотанным и приклеенным оптоволоконном. Управление поперечным

сканированием, прием и обработка сигналов, а также отображение результатов обработки осуществляются на персональном компьютере в режиме реального времени.

4.2 Системы поперечного сканирования для спектральной оптической когерентной томографии

Разработка систем 2D и 3D-сканирования, которая началась на заре развития ОКТ проблематики [91], имеет продолжение и до настоящего момента. Это связано с появлением все новых задач, для решения которых, в частности, необходимо осуществление 3D перемещений с фазовой точностью. В обзорах [92-94] описан ряд задач по выделению микроциркуляции кровотока, а также ряд поляризационных и эластографических задач, которые решались на основе коммерчески доступных сканирующих систем. В диссертации описан результат разработки ряда быстродействующих систем 3D сканирования, которые обеспечивали решение новых уникальных задач с повышенной точностью, основанных на анализе динамики спеклов. В число задач входят задачи по получению изображений интенсивностных, ангиографических с выделением микроструктуры кровотока, а также эластографических с выделением областей биоткани с различными упругими свойствами, поляризационно-чувствительных с выделением сигнала кросс-рассеяния. Такой комплекс задач решался впервые в мире и не имеет аналогов.

Зондирование объекта светом и прием рассеянного в обратном направлении излучения осуществляется в пределах приемо-передающей диаграммы, сформированной на выходном торце одномодового оптического волокна. Для построения двух- и трехмерных изображений внутренней структуры рассеивающих объектов используется перемещение оптического волокна перед объективом оптической системы. Созданные сменные оптические зонды (Рис. 3232-34) представляют собой электромеханические системы поперечного сканирования, перемещающие выходной оптический луч вдоль поверхности объекта по одной и/или двум координатам [91, 95].



Рис. 32. Оптоволоконный зонд для эндоскопических исследований

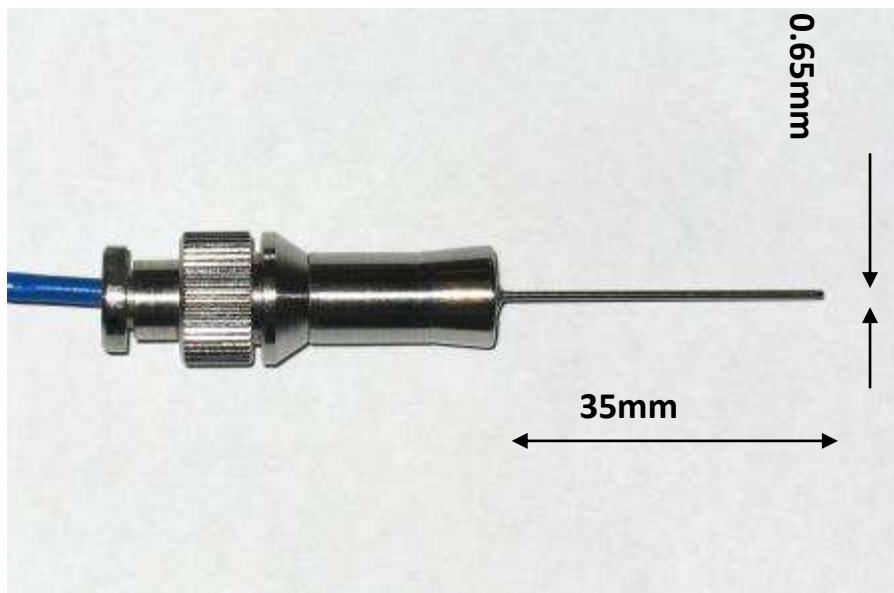


Рис. 33. Оптоволоконный зонд для операции на сетчатке глаза



Рис. 34. Двухкоординатный сканирующий зонд для ОКТ-исследований.

Характеристика сменности и взаимозаменяемости миниатюрных сканирующих эндоскопических зондов является преимуществом для пользователей систем ОКТ. Сканирующие зонды созданы универсальными как для корреляционных, так и для спектральных методов ОКТ и предназначены для получения изображений в 2D формате.

Для перемещения оптического луча по поверхности исследуемого объекта по двум координатам и получения изображений в 3D формате используется микроэлектромеханическая система двухкоординатного сканирования TALP1000B фирмы Texas Instruments. Микрзеркало с электромагнитным управлением способно вращаться вокруг двух осей. Для повышения точности Интегрированная обратная связь по положению, основанная на четырехпозиционном оптическом датчике, обеспечивает контроль движения с точностью выше 13 бит.

Управляющие сигналы X и Y формируются в виде цифрового кода. На этапе программирования 12-и битный цифровой код через интерфейс USB записывается в микросхему памяти FIFO. С выходов FIFO цифровой код поступает на вход 12-и битного двухканального цифро-аналогового преобразователя (ЦАП). При запуске программы синхронно с сигналами экспозиции и сбора данных с линейки ПЗС происходит чтение записанного кода управляющего сигнала из микросхемы памяти FIFO и цифро-аналоговое преобразование 12-и битного кода. Микросхемы памяти FIFO, двухканальный ЦАП и обслуживающие электронные системы расположены на отдельной самостоятельно разработанной плате, предназначенной для формирования синхросигналов и управляющих сигналов X и Y.

Микроэлектромеханическая система двухкоординатного сканирования TALP1000B поставляется в виде печатной платы с двумя разъемами. Для управления микрзеркалом на плате предусмотрены два входа X (NS) и Y (WE) и четыре выхода с датчиков положения NW,

SW, SE, NE. На входы X и Y подаются управляющие сигналы, описываемые требуемым законом движения оптического луча по поверхности объекта.

Управляющие сигналы сканирования X и Y, идущие с платы формирования синхросигналов с выходов ЦАП, усиливаются по мощности для подачи на микроэлектромеханическую систему двухкоординатного сканирования. Кроме того, для стабилизации движения микрозеркала по двум координатам отслеживаются сигналы с датчиков положения и корректирующие сигналы вносятся в сигнал управления.

Пространственная организация последовательности A-сканов, каждый из которых представляет собой восстановленное распределение коэффициента обратного рассеяния по Z-координате, заключается в сочетании и перестановках в XY плоскости зондирующего луча - поперечной перестановки начальной точки отдельных A-сканов (паттернов). В спектральном варианте метода ОКТ при решении ряда задач формируется комплексная форма представления сигнала, для чего необходимы данные, полученные при четырёх циклах экспозиции линейки фотоприёмников спектрометра, идеально при неподвижном луче. Далее производится перестановка позиции луча в XY плоскости согласно выбранному режиму сканирования.

4.3 Реализация программного обеспечения режимов сканирования

Система ОКТ, используемая для задач ангиографии, ангиографических с выделением микроструктуры кровотока, эластографических с выделением областей биоткани с различными упругими свойствами, а также поляризационно-чувствительных с выделением сигнала кросс-рассеяния, осуществляет поперечное механическое сканирование посредством одной из реализаций описанных выше зондов. Угловое отклонение луча обеспечивается за счет угловых ХУ отклонений зеркала, находящегося внутри сканирующего зонда, по двум ортогональным координатам. Формирование управляющего сигнала для этой отклоняющей системы осуществляется посредством специализированного цифро-аналогового преобразователя (ЦАП). Этот двухканальный и двенадцати разрядный ЦАП располагался внутри блока ОКТ. Из выходного порта специализированного FIFO буфера (First In First Out) данные поступают на ЦАП. Буфер обеспечивает как возможность хранения, так и однократной или циклической передачи 2^{17} (131 072) пар координат, которые необходимы для обеспечения текущего режима сканирования. Специализированное программное обеспечение осуществляет загрузку данных в FIFO буфер посредством специализированных функций системы сбора данных и управления ОКТ системы. Система сбора данных и управления соединяется с управляющим персональным компьютером (PC) через интерфейс USB 2.0. Для загрузки данных используется входной порт этого FIFO буфера. Загрузка блока управляющих данных размером 2^{17} пар координат осуществляется непосредственно перед стартом очередного цикла сканирования. Система сбора данных и управления в процессе сканирования осуществляет цифро-аналоговые преобразования и подачу управляющих сигналов на систему сканирования синхронно с экспозициями линейки фотоприёмников. Сдвиг на шаг системы сканирования осуществляется после каждого четвёртого цикла экспозиции линейки фотоприёмников. Таким образом, блок управляющих данных, синтез которых осуществлялся предварительно, обеспечивает получение 2^{19} исходных А-сканов. При формировании управляющих сигналов должны учитывать все механические характеристики сканирующего зеркала для предотвращения соответствующих искажений. Для обеспечения необходимой “площади” и “плотности” сканирования блок управляющих данных может содержать до тридцати двух комплектов управляющих данных по 2^{17} пар координат в каждом. В итоге, программное обеспечение предназначено для осуществления до тридцати двух произвольных циклов сканирования. Заданный режим сканирования учитывается при постобработке и синтезе изображения сосудистой сетки.

Для обеспечения движения луча в X и Y координатах по одному из заранее сформированных паттернов были созданы соответствующие аппаратные и программные средства.

Одно из направлений было связано с созданием процедуры объемного сканирования при получении ангиографических изображений микрососудистого русла на основе анализа мигания спеклов, вызванных внутренними процессами живых биотканей. Для этого воксели (элемент объемного изображения в трёхмерном пространстве) располагаются наиболее равномерно по всем координатам. Для обеспечения возможности выделения скоростей мигания спеклов в изображениях микрососудистого русла 3D структура строилась из B-сканов, содержащих повышенное число A-сканов так, чтобы каждый участок биоткани, ограниченный пределами одного положения пучка, многократно перекрывался в соседних A-сканах. Время записи всех A-сканов в пределах элементарного объема должно было превышать характерное время достаточно медленного процесса в сосудистом русле. Спектральный анализ последовательности z-элементов в соседних A-сканах в пределах всего B-скана позволял выделять временную динамику спеклов. Для этого после выполнения преобразования Фурье по продольной (x) координате, по которой происходит движение луча в B-скане, производилась фильтрация внутри B-сканов в спектральной области. За счет последовательности фильтров высоки частот, разделялись сосуды по временам декорреляции спекловых миганий, и, тем самым, скоростям кровотока.

В результате при фиксированной скорости записи 10 000 комплексных A-сканов в секунду, в зависимости от задачи изменялась плотность записи A-сканов. При плотности 40 A-сканов на поперечный элемент разрешения 20 мкм скорость поперечного движения соответствует ~ 5 мм/сек. Полное время записи 3D структуры при площади сканирования 4 x 4 мм, состоящей из 256 B-сканов, составляет 3,5 минуты. Время более плотной записи 320 A-сканов на элементе разрешения 20 мкм при площади 2 x 2 мм составляет 13,5 минуты.

Для увеличения скорости получения 3D изображений был создан второй вариант сканирования. В этой реализации каждый B-скан в 3D структуре содержит, как и в стандартной ОКТ, от 256 до 1024 отдельных спектральных A-сканов. Анализ декорреляции в этом случае проводится для последовательности z-элементов в A-сканах, взятых в соседних B-сканах. При размере B-скана 2 мм и при скорости латерального движения около 80 мм/с, оцифровка соседних элементов с одинаковой z-координатой производится через 50 мс и более, что дает полное время записи 3D структуры 0.5 – 1.0 минуты. Это более комфортно для пациента, чем в предыдущем случае. При таком большом временном интервале, превосходящем время декорреляции спеклов из-за броуновского движения, отображаются все сосуды без возможности разделения визуализируемых потоков по скоростям движения. Во втором

варианте возможно выделять разницу фаз в А-сканах с одинаковым номером в соседних В-сканах, что позволяет реализовать режим эластографии.

Следует отметить, что при конструкции зондов, обеспечивающих высокую точность движений, квадратурные компоненты могут быть получены на основе Гильбертового преобразования для каждого А-скана. Это позволяет упростить процедуру получения ангиографического сигнала на основе паттерна второго типа. На рис.35а приведено ангиографическое изображение участка слизистой во рту человека при использовании а) паттерна второго типа.

В неоптимальном случае, при наличии автокорреляционной компоненты, сопоставимой с величиной опорной волны, для формирования комплексного сигнала рассеяния должен быть использован паттерна первого типа (см. рисунок 35 б). Здесь влияние артефактов устраняется за счет получения последовательности четырех соседних А-сканов, в которых последовательно осуществляется фазовый сдвиг в опорной волне на 90 градусов с последующим вычислением комплексного сигнала [90, 96] (см. рисунок 35 б).

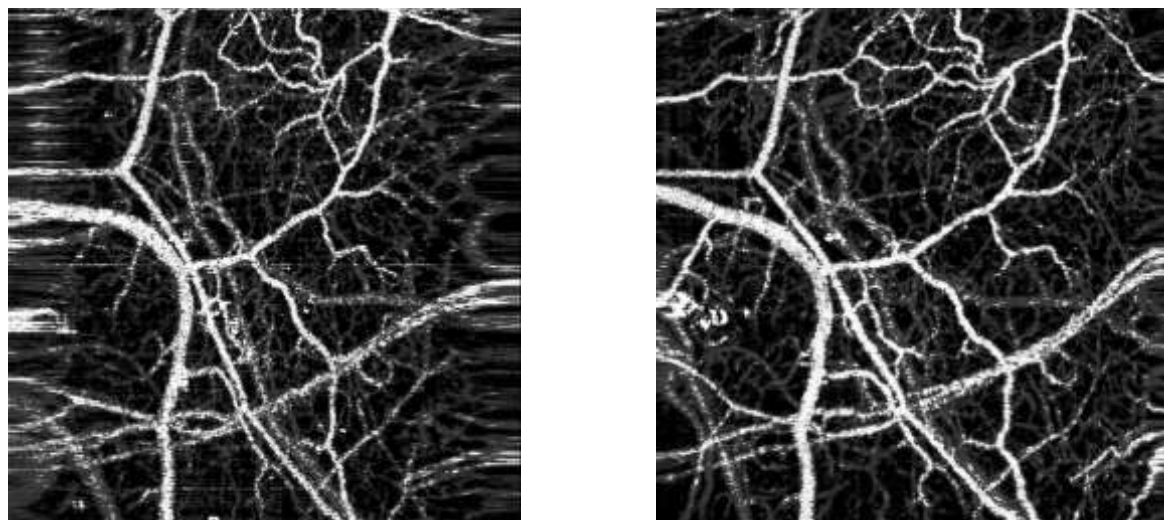


Рис. 35 – Ангиографическое изображение участка слизистой во рту человека при использовании а) паттерна второго типа; б) паттерна первого типа.

Как видно из рисунка 35, качество выделения ангиографическое изображение участка слизистой во рту человека одинаковое в обоих методах, не смотря на семикратную разность времени получения исходных данных (время, меньшее при паттерне второго типа). Отметим, что затягивание изображения на краях рисунка 35 а обусловлено упрощением режима отображения ангиографической картины и может быть программно устранено.

Отметим, что программно могут быть разработаны достаточно произвольные паттерны движения луча для решения различных конкретных задач.

4.4 Системы сбора данных для спектрального метода оптической когерентной томографии

4.4.1 Система сбора данных на основе интерфейса USB2.0 со скоростью получения изображений 22000 А-сканов/с

Связь с персональной вычислительной машиной осуществляется через цифровой интерфейс USB 2.0. В задачи блока управления и синхронизации входит формирование управляющих напряжений на все элементы установки, синхронизация отдельных блоков, корректировка фронтов тактовых импульсов, а также управление режимами электропитания и функционирования системы, в том числе в режиме холостого хода. Последний режим применяется для поддержания системы приема оптического поля в состоянии готовности перед началом рабочего цикла. Рабочий цикл ПЗС-матрицы заключается в накоплении фотоэлектронов на емкости фотоприемника, считывания и последующего обнуления.

Система опроса включает в себя линейный массив фотоприемников, дифференциальные усилители и фильтры для каждого из выходных каналов ПЗС-матрицы. Конфигурация выходного каскада ПЗС-матрицы *SU512LD-1.7T1* позволяет компенсировать величину неравномерности темновых значений фототока каждого элемента.

Для реализации максимально возможного отношения сигнал/шум оптимизировались такие параметры системы, как время накопления заряда на ПЗС элементе и мощность излучения на входе в спектрометр. Это позволило реализовать прием сигнала при суммарном уровне тепловых шумов, шума опроса элемента и шума биений спектральных компонент существенно меньшем дробового предела. Кроме того, был предпринят комплекс мер для снижения влияния на полезный сигнал шумов выходных каскадов электроники. В результате вклад шумов электроники был снижен по сравнению с дробовым уровнем примерно на 20 дБ. Для минимизации непосредственного влияния на сигнал темновых значений фототока дифференциальные усилители были реализованы по схеме двойной коррелированной выборки. Устойчивость приемной системы к наводкам была обеспечена введением в электрические контуры ферритовых фильтров и дополнительных фильтров в цепи питания микросхем.

Ядром разработки для прибора спектральной ОКТ стал USB 2.0 контроллер FT2232H фирмы FTDI. В приборе для спектральной ОКТ нами используется цифровой интерфейс USB 2.0. Для режима *High-speed* интерфейса USB 2.0 заявленная скорость потока данных составляет 480 Мбит/с или 60 Мбайт/с. Этого достаточно для использования скоростных возможностей применяемой линейки SU512LDB.

Микросхема FT2232H имеет 8-и разрядную цифровую шину с частотой ввода и вывода 60 МГц. Алгоритм работы системы сбора данных построен на синхронизации процессов опроса

линейки, аналого-цифрового преобразования, записи цифровых данных в буфер FIFO. Управление всеми процессами осуществляется с помощью логической схемы, созданной на микросхеме программируемой логической матрицы Altera EPM3128ATC100-5N. По синхросигналу с частотой 5 МГц на выходах 2-х каналов линейки появляются сигналы, соответствующие накопленному заряду за время экспозиции на определенных спектральных линиях источника.

Линейка SU512LDB позволяет использовать двойную коррелированную выборку сигналов с каждого фотоприемного элемента: в начале и в конце экспозиции строки. Последующее вычитание полученных таким образом сигналов для уменьшения дрейфов и низкочастотных шумов осуществляется дифференциальным входом АЦП AD9244BSTZ-40. Две микросхемы а.ц.п. территориально разделены на две группы по 1-у АЦП с каждой стороны линейки. Цифровые данные с выхода каждого АЦП поочередно записываются в буфер FIFO, реализованный на микросхеме IDT72V2113L6PFG. Затем поток данных направляется через контроллер FTDI FT2232H в компьютер. С помощью созданного программного пакета, помимо синхронного ввода цифровых данных, обеспечивается перемещение зондирующего оптического луча по поверхности объекта, управление интерферометром для получения квадратурных компонент спектра. Движение оптического луча по поверхности исследуемого объекта происходит с помощью созданной электромеханической сканирующей системы. Закон движения оптического луча с предискажениями, вносимыми в сигнал для преодоления резонансных и нелинейных явлений в электромеханической системе сканирования, записывается предварительно в виде цифрового кода в память FIFO и может изменяться по усмотрению пользователя. Сигнал управления на двух координатную сканирующую систему преобразуется из цифрового формата в аналоговый сигнал с помощью двухканального 12-ти разрядного ЦАП AD7845JR. В результате система ввода данных в компьютер, разработанная для повышения быстродействия спектрального метода ОКТ, позволяет получить стандартный линейный профиль (512 спектральных отсчетов) за 46.4 мксек. Обработка данных с учетом разработанных алгоритмов и вывод изображений осуществляются в реальном времени.

4.4.2 Система сбора данных на основе интерфейса USB3.0 со скоростью получения изображений 91912 А-сканов/с

Линейная матрица SU1024LC имеет восемь независимых каналов, на выходе которых сигналы появляются одновременно по фронту синхросигнала с частотой 12.5 МГц. Выход каждого канала линейки соединен с входом отдельного 14-ти разрядного АЦП AD9244BSTZ-40. Особенность применяемой линейки в том, что экспозиция новой строки и опрос предыдущей строки происходят одновременно и независимо. Такая особенность линейки позволила достичь скорости в 91912 А-сканов/с.

Скорость цифрового потока данных (V) определяется частотой опроса линейки:

$$V = N \cdot d \cdot f_L \quad (28)$$

где N – число элементов линейки, $N = 1024$, d – разрядность шины данных, $d = 16$, f_L – строчная частота опроса линейки, $f_L = 91912$ Гц. Подстановка значений в формулу (28) дает величину скорости цифрового потока данных с линейки SU1024LC в 1.506 Гбит/с или 188.2 Мбайт/с.

Как показали предыдущие исследования значений скорости цифрового потока в ходе разработок систем сбора данных на интерфейсе USB 2.0, фактическая скорость USB 2.0 не превышает 30 Мбайт/с [77]. Для полной реализации скоростных возможностей применяемой линейки в ходе настоящей работы разработана система сбора и ввода данных в компьютер, построенная на основе интерфейса USB3.0. Для интерфейса USB3.0 заявлена скорость цифрового потока данных в 5 Гбит/с.

На рис. 36 показана структурная схема созданной системы ввода данных в компьютер. Ядром разработки стал USB 3.0 контроллер CYUSB3014 фирмы Cypress. Микросхема CYUSB3014 имеет 32-х разрядную цифровую шину с частотой ввода и вывода 100 МГц.

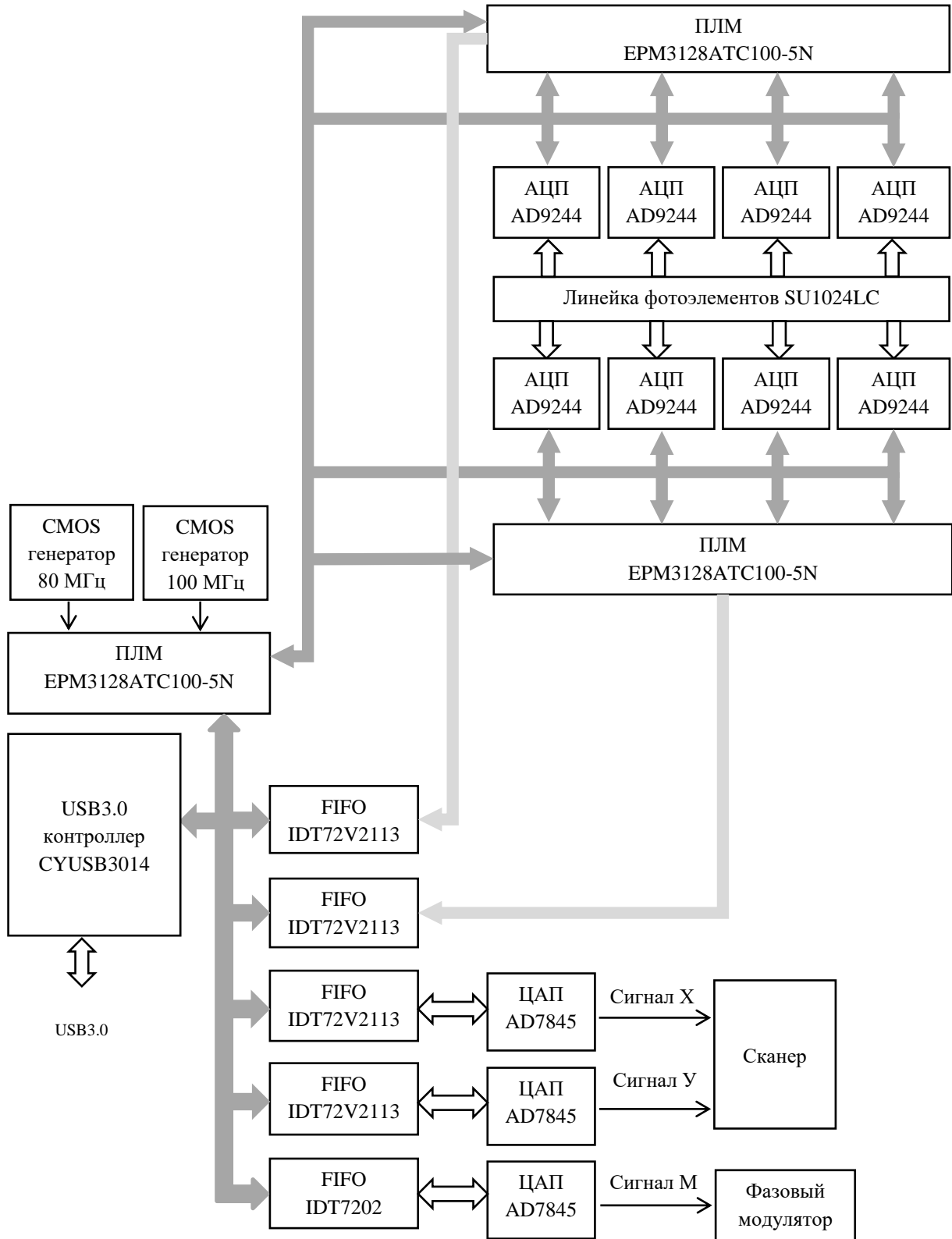


Рис. 36. Структурная схема системы сбора данных и управления для спектральной ОКТ на основе интерфейса USB3.0

Алгоритм работы системы сбора данных построен на синхронизации процессов опроса линейки, аналого-цифрового преобразования, записи цифровых данных в буфер FIFO. По синхросигналу с частотой 12.5 МГц на выходах 8-и каналов линейки появляются сигналы, соответствующие накопленному заряду за время экспозиции на определенных спектральных линиях источника.

Линейка SU1024LC позволяет использовать двойную коррелированную выборку сигналов с каждого фотоприемного элемента: в начале и в конце экспозиции строки. Последующее вычитание полученных таким образом сигналов для уменьшения дрейфов и низкочастотных шумов осуществляется дифференциальным входом АЦП AD9244BSTZ-40.

Восемь микросхем АЦП территориально разделены на две группы по 4 АЦП с каждой стороны линейки. Многоканальность применяемой линейки помимо преимуществ в повышении скорости опроса усложняет разводку печатных плат в виде увеличения числа проводников в шине выходных данных. Для уменьшения числа проводников в шине данных и оптимизации структуры прибора 14-ти битные цифровые сигналы с выходов четырех а.ц.п. каждой группы заведены на отдельный четырехканальный цифровой переключатель шины данных. Переключатель шины данных реализован на микросхеме программируемой логической матрицы Altera EPM3128ATC100-5N. Цифровые данные с выхода переключателя шины данных уже через одну 14-ти разрядную шину последовательно записываются в буфер FIFO, реализованный на микросхеме IDT72V2113L6PFG. Затем поток данных направляется через контроллер CYUSB3014 в компьютер. С помощью созданного программного пакета, помимо синхронного ввода цифровых данных, обеспечивается перемещение зондирующего оптического луча по поверхности объекта, управление интерферометром для получения квадратурных компонент спектра. Движение оптического луча по поверхности исследуемого объекта происходит с помощью созданной электромеханической сканирующей системы. Закон движения оптического луча с предискажениями, вносимыми в сигнал для преодоления резонансных и нелинейных явлений в электромеханической системе сканирования, записывается предварительно в виде цифрового кода в память FIFO и может изменяться по усмотрению пользователя. Сигнал управления на двух координатную сканирующую систему преобразуется из цифрового формата в аналоговый сигнал с помощью двух 12-ти разрядных ЦАП AD7845JR. В результате система ввода данных в компьютер, разработанная для повышения быстродействия спектрального метода ОКТ, позволяет получить стандартный линейный профиль (1024 спектральных отсчетов) за 10.8 мксек. Обработка данных с учетом разработанных ранее алгоритмов [38, 77, 90, 96-99] и вывод изображений осуществляются в реальном времени.

4.5 Оценка шумов систем спектральной оптической когерентной томографии на основе интерфейсов USB2.0 и USB3.0

Оптические спектральные компоненты интерферирующих полей детектируются ПЗС-линейкой с емкостным накоплением заряда в каждом элементе за время экспозиции τ . Диапазон изменения выходного напряжения на чувствительной емкости фотоэлемента за время экспозиции τ ограничен напряжением насыщения конденсатора и составляет 2 В.

В таблицах 1 и 2 приведены основные параметры широкополосного источника излучения и линейки фотоэлементов.

Таблица 2. Основные параметры широкополосного источника излучения

Параметр	Обозначение	Величина
Центральная длина волны	λ_0	1277 нм
Ширина полосы излучения	$\Delta\lambda$	70 нм
Частотная ширина полосы	$\Delta\nu$	$1.29 \cdot 10^{13}$ Гц

Таблица 3. Основные параметры линейки SU1024LC

Параметр	Обозначение	Величина
Емкость фотоэлемента	C	1.0 пФ
Напряжение насыщения элемента	U	2 В
Время экспозиции	τ	6.92 мкс
Число фотоэлементов	N	1024

Оценки шумов системы показали, что основной вклад в суммарный шум системы вносят следующие шумы: дробовой шум, избыточный шум и шум опроса линейки. Другие типы шумов, такие как темновой ток фоточувствительных элементов линейки и шум квантования АЦП на несколько порядков меньше перечисленных выше шумов. При расчете суммарного шума считаем, как и в работе [100], что шумы не коррелированы, поэтому дисперсия суммарного напряжения шумов на выходе отдельного фотоэлемента находится по формуле (25)

$$\langle u_{total}^2 \rangle_i = \langle u_s^2 \rangle + \langle u_a^2 \rangle + \langle u_r^2 \rangle, \quad (29)$$

где $\langle u_s^2 \rangle$ – дисперсия дробового шума, $\langle u_a^2 \rangle$ – дисперсия избыточного шума, $\langle u_r^2 \rangle$ – дисперсия шума опроса линейки.

Шум опроса из документации на линейку SU1024LC равен $V_r = \sqrt{\langle u_r^2 \rangle} = 0.2$ мВ.

Дисперсия напряжения дробового шума, выведенная из формулы Шоттки для дисперсии тока, находится по формуле (26)

$$\langle u_s^2 \rangle = \frac{e \cdot U}{C}, \quad (30)$$

где e – заряд электрона, U – напряжение насыщения элемента, C – емкость чувствительного конденсатора фотоэлемента.

Избыточный шум в широкополосных источниках света возникает из-за флуктуаций интенсивности, связанных с биениями спектральных компонент источника света [57, 101]. Для расчета избыточных шумов воспользуемся формулой (27), определяющей дисперсию избыточного шума в фототоке:

$$\langle i_a^2 \rangle = \frac{I_i^2}{\Delta \nu_i} \cdot \frac{1}{2 \cdot \tau}, \quad (31)$$

где τ – время экспозиции, $1/(2\tau)$ – эффективная полоса шума при приеме сигнала,

$\Delta \nu_i = \Pi/N$ – ширина принимаемой одним фотоэлементом спектральной компоненты, Π – ширина полосы источника, I_i – ток i - фотоэлемента.

После преобразований получаем выражение (28) для дисперсии напряжения избыточного шума:

$$\langle u_a^2 \rangle = \frac{N}{2 \cdot \Delta \nu \cdot \tau} \cdot U^2, \quad (32)$$

N – количество элементов линейки, $\Delta \nu$ – частотная ширина полосы источника излучения.

Результаты расчетов приведены в таблице 3.

Отношение сигнал/шум в системе спектральной ОКТ для отдельного фотоэлемента запишется в виде

$$SNR_i = 10 \cdot \log \frac{(v)^2}{\langle u_{total}^2 \rangle_i}, \quad (33)$$

где v – глубина модуляции полезной составляющей в сигнале.

Поскольку для построения изображения в спектральной ОКТ используется обратное преобразование Фурье от принятых N спектральных линий на выходе интерферометра, то полезная часть сигнала складывается когерентно. Шумовая же компонента сигнала складывается не когерентно. В результате отношение сигнала к шуму для всей строки изображения определяется как

$$SNR = 10 \cdot \log \frac{(N \cdot v)^2}{N \cdot \langle u_{total}^2 \rangle_i} = 10 \cdot \log \frac{N \cdot (v)^2}{\langle u_{total}^2 \rangle_i}, \quad (34)$$

Подстановка числовых значений в (35) дает величину предельного отношения сигнал/шум $SNR = 76.3$ дБ. В таблицах 4 - 6 дан сравнительный анализ шумовых характеристик созданной системы сбора данных со скоростью 91912 А-сканов/с с описанной в работах [77] системой со

скоростью 22000 А-сканов/с. При более, чем четырехкратном увеличении скорости сбора данных, созданная система имеет соотношение сигнала к шуму всего лишь на 3 дБ меньше.

Таблица 4. Среднеквадратичное отклонение шумов

Параметр	Обозначение	Величина
Дробовой шум	V_s	0.6 мВ
Избыточный шум	V_a	4.8 мВ
Шум опроса	V_r	0.2 мВ
Суммарный шум	$(V_{total})_i$	4.8 мВ

Таблица 5. Отличия в параметрах систем SD-OCT

Параметр	Обозначение	Система	Система
		91912 А-сканов/с	22000 А-сканов/с
Емкость фотоэлемента	C	1.0 пФ	0.4 пФ
Ширина полосы излучения	$\Delta\lambda$	70 нм	60 нм
Частотная ширина полосы	$\Delta\nu$	$1.29 \cdot 10^{13}$ Гц	$1.10 \cdot 10^{13}$ Гц
Время экспозиции	τ	6.92 мкс	20.8 мкс
Число фотоэлементов	N	1024	512

Таблица 6. Среднеквадратичное отклонение шумов для двух систем SD-OCT

Параметр	Обозначение	Система 91912	Система 22000
		А-сканов/с	А-сканов/с
Дробовой шум	V_s	0.6 мВ	0.9 мВ
Избыточный шум	V_a	4.8 мВ	2.1 мВ
Шум опроса	V_r	0.2 мВ	0.3 мВ
Суммарный шум	$(V_{total})_i$	4.8 мВ	2.3 мВ

Таблица 7. Отношение сигнал/шум для двух систем SD-OCT

Параметр	Система 91912 А-сканов/с	Система 22000 А-сканов/с
<i>SNR</i>	76.3 дБ	79.9 дБ

4.6 Практическое применение методов и систем спектральной оптической когерентной томографии для исследования биологических объектов

Повышение диагностических возможностей спектральных методов оптической когерентной томографии позволило получать в реальном времени изображения внутренней структуры оптически мутных сред, ориентированные как по глубине, так и в латеральной плоскости.

С помощью созданных ОКТ систем и методов на базе Института прикладной физики РАН и Нижегородской государственной медицинской академии были проведены биомедицинские и физические исследования, в ходе которых в период 2014-2018 гг. было опубликовано свыше 30 работ в изданиях, индексируемых Scopus и Web of Science [93, 94, 102-123].

Изготовленные с использованием разработанных систем устройства для клинического применения использовались специалистами различного профиля для решения задач визуализации как приповерхностной внутренней структуры рассеивающих тканей, так и при исследовании органов зрения и разработки подходов дополнительной функциональной диагностики (построение карт микрососудистого русла, оценка эластичности биоткани) в режимах *in vivo* и *ex vivo* в реальном времени средствами спектральной оптической когерентной томографии.

4.6.1 Исследования рассеивающей структуры приповерхностных слоев отдельных органов

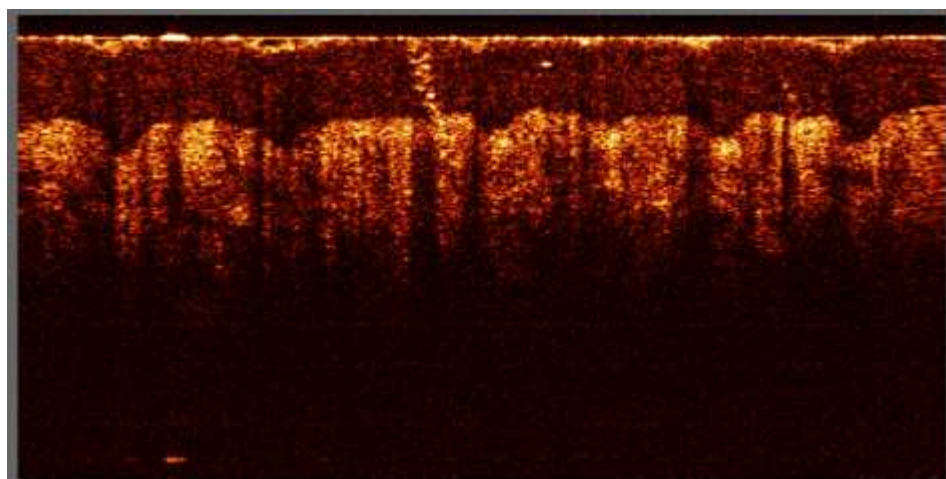


Рис. 37. Двумерное ОКТ изображение внутренней структуры биологического объекта – кожа подушечки большого пальца человека.

Визуализация приповерхностной внутренней структуры рассеивающих тканей является одним из наиболее динамично развивающихся направлений использования ОКТ в настоящий момент. Использование двумерного и трехмерного ОКТ сканирования позволяет получать информацию о строении и функциональном состоянии тканей, что имеет большое значение при определении ряда социально значимых заболеваний, в первую очередь, онкологических. На рисунке 37 представлено традиционное изображение структуры кожи подушечки пальца человека. Отчетливо видна граница между эпидермисом и дермой, хорошо заметно присутствие на изображении протоки потовой железы.

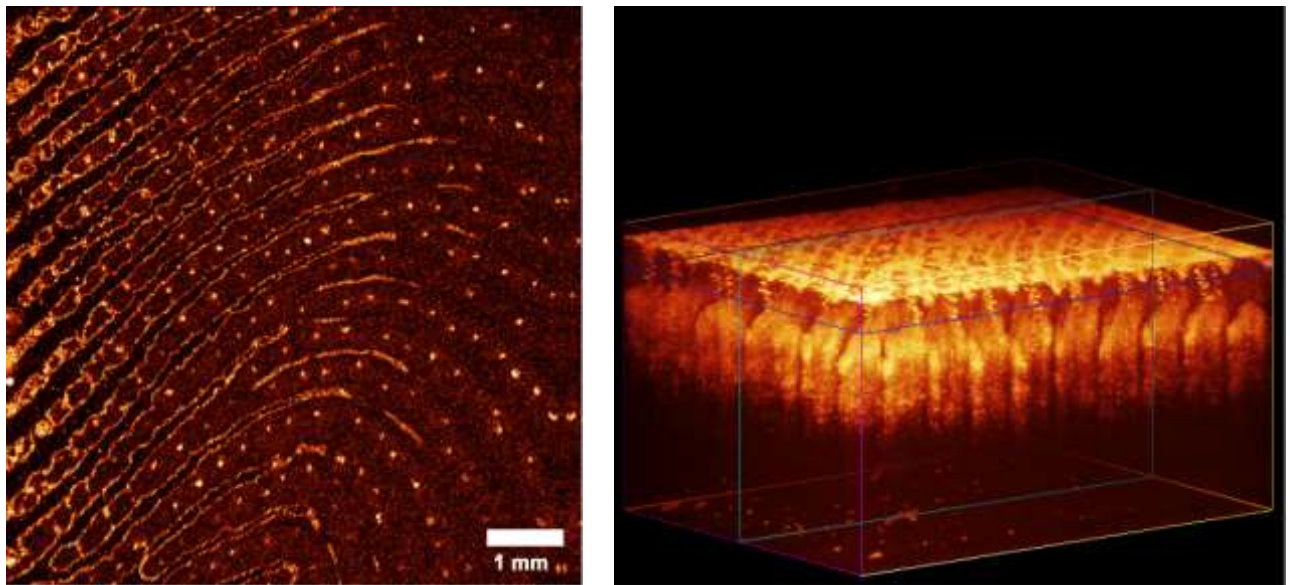


Рис. 38. En-face и 3D ОКТ-изображения кожи пальца, полученные методами спектральной ОКТ со скоростью 91912 А-сканов/с

На рисунке 38 представлены en-face и 3D ОКТ-изображения кожи пальца, полученные методами спектральной ОКТ со скоростью 91912 А-сканов/с. Реализация высокой скорости быстрого действия ОКТ системы позволила осуществить регистрацию изображения размером $7,6 \times 7,6 \text{ мм}^2$ в течение временного интервала 10 секунд. На en-face изображении отчетливо видны яркие включения, соответствующие положениям протоков потовых желез, наложенных на дактилоскопический рисунок. Трехмерное изображение позволяет осуществлять анализ объемного распределения морфологических особенностей исследуемой ткани.

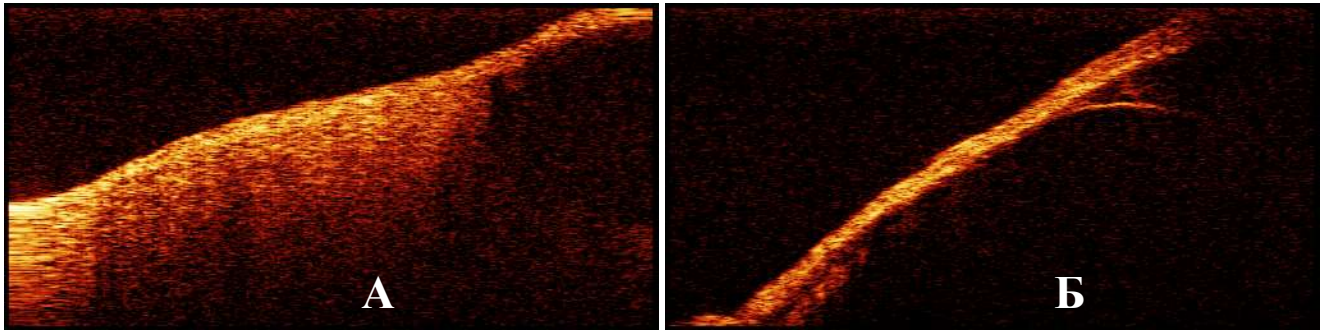


Рис. 39. Изображения барабанной полости человека А – заполненной жидкостью (экссудативный средний отит) и Б – через 2 недели после эвакуации экссудата, полученные в системе спектральной ОКТ под управлением разработанных интерфейсных систем

На рисунке 39 приведены изображения барабанной полости уха человека, полученные в процессе исследования возможностей спектральной ОКТ по диагностике среднего экссудативного отита. На рисунке 39.А хорошо видно, что большая часть видимого объема барабанной полости заполнена рассеивающей средой, что служит диагностическим признаком наличия экссудата в полости. На рисунке 39.Б приведено изображение барабанной полости того же пациента по прошествии 2 недель с момента эвакуации экссудата.

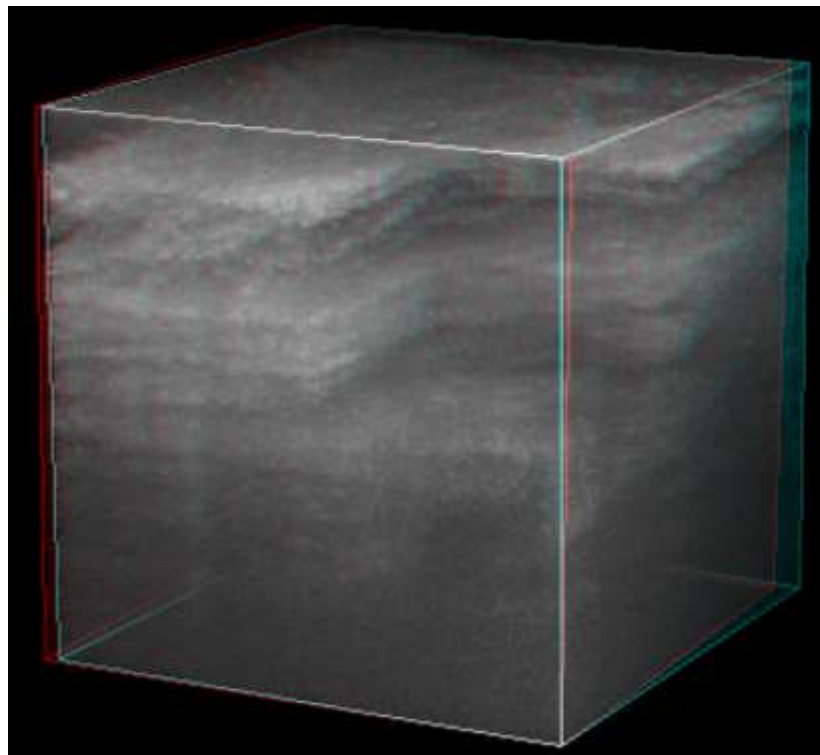


Рис. 40. 3D- ОКТ представление структуры эндометрия при неоматозном фиброзе (стерео режим)

Реконструкции трехмерных изображений, получаемых в спектральном методе ОКТ существенным образом увеличивает диагностический потенциал метода. Наряду с возможностью трехмерной визуализации исследуемого объема, это позволяет производить построение традиционных (поперечных) и en-face изображений в пределах достаточно широкой области уже после проведения обследования пациента. На рисунке 40 представлена одна из проекций трехмерного изображения эндометрия в непосредственной близости от неоматозного узла в стереоскопическом режиме представления. Анализ изображения позволяет специалисту предположить присутствие отечной жидкости в исследуемом объеме (по наличию затемненных областей), хотя и не позволяет сделать выводов о структуре ткани вокруг этой жидкости. При этом на изображении хорошо различимы чередующиеся тяжи фиброза в окружении отечной жидкости.

4.6.2 Получение изображений структуры переднего и заднего отделов глаза

На рис. 41 приведено ОКТ изображение переднего отдела глаза, полученного в ходе первоначальных натуральных экспериментов по визуализации биологических сред с достигнутой скоростью. Данные эксперименты по визуализации структуры переднего отдела глаза продемонстрировали адекватность принятых моделей формирования интерференционного сигнала в спектральной ОКТ. Исследование осуществлялось быстро, без контакта с глазом и в реальном времени. На полученных изображениях полностью отсутствуют артефакты, связанные с различиями в частотных характеристиках приемных каналов и разными задержками распространения и дискретизации сигналов.

На рисунке 42 представлено изображение поперечной структуры сетчатки глаза добровольца, полученное с использованием ОКТ устройства со скоростью регистрации изображений 91912 А-сканов/с. Реализация высокого быстродействия для офтальмологических приложений позволяет не только существенным образом сократить время получения трехмерных ОКТ изображений по сравнению с более медленными реализациями устройства, но и снизить влияние на изображение биологически обусловленных движений. При этом в офтальмологических приложениях особую значимость приобретает решение задачи подавления влияния артефактов, обусловленных неэквивалентностью передаточных характеристик каналов приемного элемента спектрометра. Для системы с быстродействием 91912 А-сканов/с количество каналов регистрации сигнала в спектрометре равно восьми, однако на изображении рисунка 42 хорошо видно отсутствие каких-либо повторов элементов изображения.

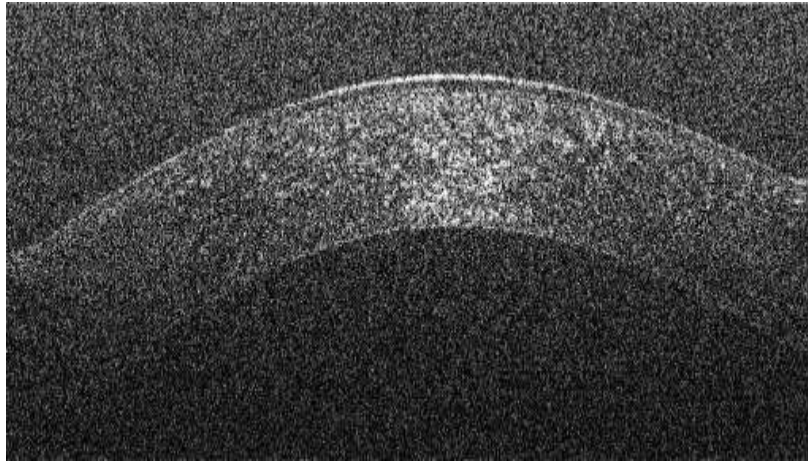


Рис. 41. ОКТ изображение переднего отдела глаза, полученное без процедуры усреднения

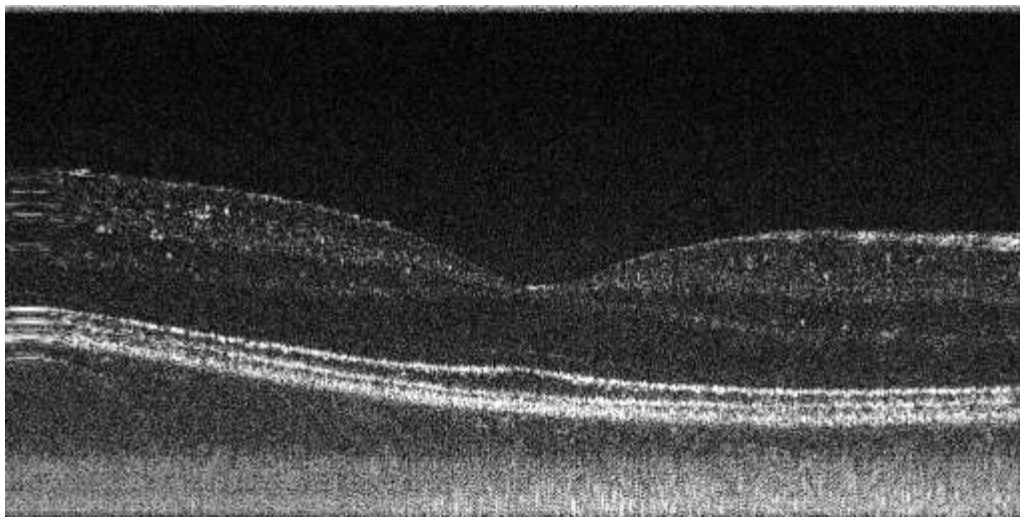


Рис. 42. Изображение сетчатки глаза, полученное методами спектральной ОКТ со скоростью 91912 А-сканов/с

4.6.3 Визуализация функциональных свойств биологических тканей

С точки зрения клинических специалистов большое значение имеет задача поиска дополнительных признаков, позволяющих расширить диагностический потенциал метода ОКТ.

Одним из таких признаков является степень развития микрососудистой сети в исследуемой области. Реализация быстродействующих спектральных подходов в ОКТ позволила осуществить регистрацию внутренних движений в биоткани, что, в свою очередь, позволяет осуществить построение карты микрососудистого русла в её приповерхностных слоях.

На рисунке 43 приведено изображение сосудистой сети щеки хомяка, полученное в режиме *in vivo* с использованием устройства спектральной ОКТ с быстродействием 20 000 А-сканов в секунду.

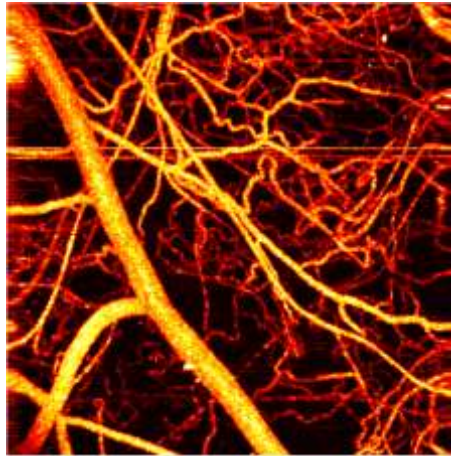


Рис. 43. Пример визуализации капиллярной сосудистой сетки *in vivo* средствами постобработки данных спектрального оптического когерентного томографа (вид сверху).

Необходимо отметить, что типичные скорости кровотока в сосудах, более крупных, чем капилляры, достаточно велики, и для решения ангиографических задач высокого быстродействия ОКТ системы не требуется. В то же время, реализация высокого быстродействия (свыше 80 000 А-сканов в секунду) имеет критически важное значение при решении задачи оценки упругих свойств биоткани, поскольку последнее требует гораздо больших объёмов первичной ОКТ-информации. На рисунке 44 представлен пример визуализации распределения напряжения в мышечной ткани при осуществлении внешней деформации, полученный при использовании устройства ОКТ с быстродействием 91912 А-сканов/с.

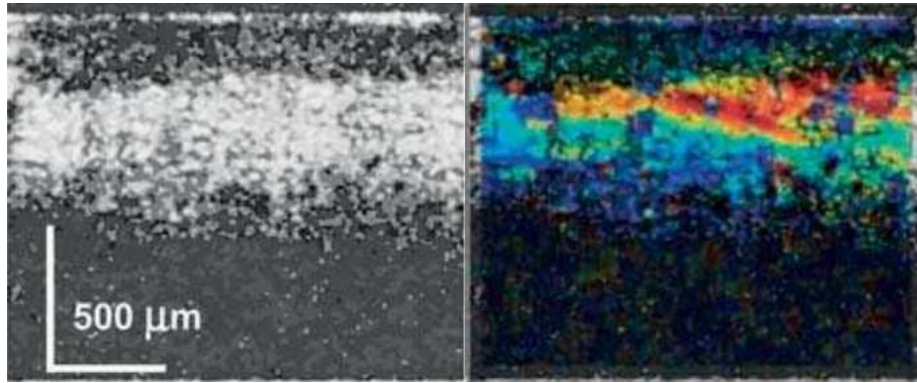


Рис. 44. Пример реконструкции карты напряжений при внешней деформации участка мышечной ткани *ex vivo* [110]. Изображения получены на спектральном ОКТ устройстве с реализованным быстродействием 91912 А-сканов/с.

Выводы

Создан комплекс электронных интерфейсных систем для спектральной ОКТ, состоящий из блока управления и синхронизации, системы опроса, системы управления интерферометром и системы поперечного сканирования. Комплекс позволил реализовать наблюдение в режиме реального времени ОКТ изображений с дробовым шумовым пределом с подавлением всех основных типов когерентных помех. Разработанные электронные интерфейсные системы позволили получить изображения внутренней структуры оптически мутных рассеивающих сред со скоростью до 10^4 А-сканов в секунду (около 40 кадров в секунду с 256×256 элементами в кадре).

В ходе настоящей работы разработана система сбора и ввода данных, снимаемых с линейной матрицы SU1024LC с числом фотоэлементов, равным 1024, в компьютер на основе цифрового интерфейса USB3.0.

В ходе настоящей работы создана система сбора и ввода данных в компьютер на основе цифрового интерфейса USB 3.0. Впервые при создании приборов для спектральной оптической когерентной томографии применен USB3.0 интерфейс ввода цифровых данных. Прибор предназначен для визуализации внутренней структуры оптически мутных сред на глубину 1–2 мм с микронным разрешением методом спектральной оптической когерентной томографии. Достигнута скорость получения изображений 91912 А-сканов в секунду. В ходе исследований разработана система регистрации оптического спектра на выходе интерферометра с управляемыми фазовыми сдвигами. Разработан оригинальный программно-аппаратный комплекс, осуществляющий управление интерферометром, регистрацию спектра на выходе интерферометра, обработку и анализ полученных сигналов, визуализацию 2-х и 3-х мерных изображений. С помощью созданной установки проведена серия первоначальных натуральных экспериментов по визуализации 2D и 3D структуры тканей кожи пальца, а также передних отделов глаза с достигнутой скоростью.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Диссертация посвящена разработке систем управления 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 созданию интерфейсных систем для практической реализации методов при построении приборов ОКТ. В диссертации получены следующие основные результаты:

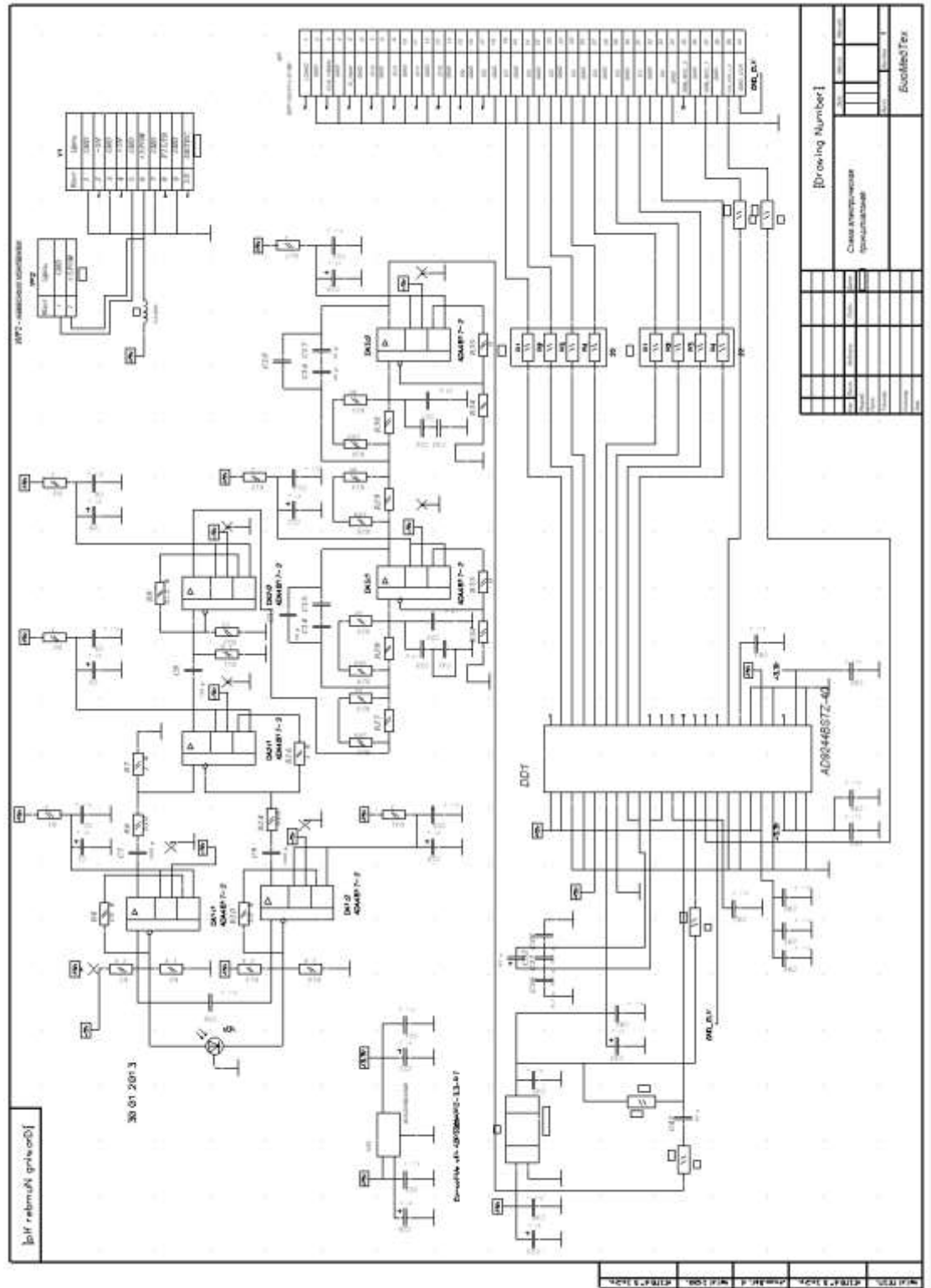
1. Создана система управления пьезоволоконным модулятором оптического пути, которая, несмотря на наличие нелинейности и механических резонансов, позволяет получать интерференционный сигнал на частоте доплеровского сдвига 11 МГц с отклонениями менее 1% на интервале разности хода в несколько тысяч длин 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 фотопроемников 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.

ПРИЛОЖЕНИЕ

Схема электрическая принципиальная системы детектирования и дискретизации интерференционного сигнала для корреляционной оптической когерентной томографии



Публикации автора по теме диссертации

Результаты автора опубликованы в работах:

Статьи в научных журналах, рекомендованных ВАК:

- 1а. 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.
- 2а. 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.
- 3а. 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.
- 4а. 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.
- 5а. 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.
- 6а. 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, 125601.
- 7а. 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, 664-669.
- 8а. 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.

- 9а. 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] / Терпелов Д.А., Ксенофонтов С.Ю., Геликонов Г. В., Геликонов В. М., Шилягин П. А. // Приборы и техника эксперимента. 2017, № 6, стр. 94-100.
- 10а. Шилягин, П.А. Эквидистантная регистрация спектральных компонент в сверхширокополосной спектральной оптической когерентной томографии [текст] / П.А. Шилягин, С.Ю. Ксенофонтов, А.А. Моисеев, Д.А. Терпелов, В.А. Маткивский, И.В. Касаткина, Ю.А. Мамаев, Г.В. Геликонов, В.М. Геликонов // Известия вузов. Радиофизика.- 2017.- Том 60, № 10.- С. 859-870.
- 11а. Геликонов, В.М. Кросс поляризациянная ОКТ с активным поддержанием циркулярной поляризации зондирующей волны в системе с общим оптическим путем [текст] / В.М. Геликонов, В.Н. Ромашов, Д.В. Шабанов, С.Ю. Ксенофонтов, Д.А. Терпелов, Шилягин П.А., Геликонов Г.В., Виткин А. // Известия вузов. Радиофизика. - 2017. - Том 60, № 11. – С. 966-982.
- 12а. 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.
- 13а. Moiseev, A.A Digital. refocusing in optical coherence tomography using finite impulse response filters [текст] / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, S.Y. Ksenofontov, P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov, I.V. Kasatkina, D.A. Karashtin, A.A. Sovetsky, V.M. Gelikonov // Laser Physics Letters 2018. V.15, №.9.

Материалы научных конференций:

- 14а. Gelikonov, G.V. Real-time spectral domain OCT system for biological tissue investigation [текст] / G.V. Gelikonov, V.M. Gelikonov, D.A. Terpelov, P.A. Shilyagin // SPIE Proc. - 2009. - V.7547. - P. 754706-754712.
- 15а. Gelikonov, G.V. Coherent noise compensation improvement in spectral-domain optical coherence tomography [текст] / G.V. Gelikonov, V.M. Gelikonov, I.V. Kasatkina, D.A. Terpelov, P.A. Shilyagin // SPIE Proc. - 2010. - V.7554 - P. 755431-8.
- 16а. Moiseev, A.A. Digital refocusing in optical coherence tomography [текст] / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov, V.M. Gelikonov // SPIE Proc. - 2012. - V.8213. - P. 82132C-6.

- 17a. Moiseev, A.A. Interferometric synthetic aperture microscopy with automated parameter evaluation and phase equalization preprocessing [текст] / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov, V.M. Gelikonov // SPIE Proc. - 2014. - V.8934 - P. 893433-893433-13.
- 18a. Gelikonov, G.V. Oct-based angiography in real time with hand-held probe [текст] / G.V. Gelikonov, A.A. Moiseev, S.Y. Ksenofontov, D.A. Terpelov, V.M. Gelikonov // SPIE Proc. - 2018. - V. 10591. - P. 1059107.

Тезисы докладов научных конференций:

- 19a. Gelikonov, G.V. Real-time spectral domain OCT system for biological tissue investigation / Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Terpelov D.A., Shilyagin P.A. // Saratov Fall Meeting 2009: International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics, and Biophotonics. SPIE. - Saratov, Russian Federation, 2009. - P. 7547060-5.
- 20a. Геликонов, В.М. Система управления оптической линией задержки / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Тезисы докладов 14-й Нижегородской сессии молодых ученых (физика, химия, медицина, биология). 19-24 апреля 2009 года. – 2009.
- 21a. Shilyagin, P.A. Improved spectral-domain optical coherence tomography setup for living structures imaging / Shilyagin P.A., Terpelov D.A. // SFM-09. International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics. Saratov Fall Meeting. - 2009. <http://optics.sgu.ru/SFM/2009/report/876>.
- 22a. Геликонов, В.М. Дополнительные возможности построения спектрометра для спектральной оптической когерентной томографии / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Труды научной конференции по радиофизике. Ред. А.В.Якимов. – Н.Новгород: ТАЛИАМ. - 2010. - с.54.
- 23a. Геликонов, В.М. Особенности алгоритмов подавления когерентных помех в спектральной оптической когерентной томографии / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Труды научной конференции по радиофизике. Ред. А.В.Якимов. – Н.Новгород: ТАЛИАМ. – 2010. - с.54.
- 24a. Геликонов, В.М. Подавление артефактов изображения в спектральной оптической когерентной томографии при поперечном сканировании / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Труды IV научной конференции по радиофизике. Под ред. С.М. Грача, А.В. Якимова. - Нижний Новгород: ННГУ. - 2011. - С. 8.
- 25a. Terpelov D.A. Spectral-Domain OCT clinical device prototype for endoscopic applications / D.A. Terpelov, P.A. Shilyagin, V.M. Gelikonov, G.V. Gelikonov // XV International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics, Saratov Fall

- Meeting – 2011, Saratov, Russia, 27 – 30 September 2011 – 2011. - <http://sfm.eventry.org/report/199>.
- 26a. Terpelov D.A. Linear- in-depth scanning in all-fiber fast Time-Domain Optical Coherence Tomography / D.A. Terpelov, V.M. Gelikonov, G.V. Gelikonov, P.A. Shilyagin // XV International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics, Saratov Fall Meeting – 2011, Saratov, Russia, 27 – 30 September 2011 – 2011. - <http://sfm.eventry.org/report/196>.
- 27a. Gelikonov, V.M. Improved interface system for SD-OCT with coherence noise reduction / V.M. Gelikonov, G.V. Gelikonov, P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov // III International symposium “Topical Problems of Biophotonics-2011”. St.-Petersburg – Nizhny Novgorod, Russia, 16-22 July 2011. – 2011. – P.
- 28a. Shilyagin, P.A. Image artifacts eliminating during lateral scanning in Spectral-Domain Optical coherence Tomography / P.A. Shilyagin, G.V. Gelikonov, V.M. Gelikonov, D.A. Terpelov // XV International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics, Saratov Fall Meeting – 2011, Saratov, Russia, 27 – 30 September 2011 – 2011. - <http://sfm.eventry.org/report/104>.
- 29a. Shilyagin, P.A. 20 fps catheter-based SD-OCT device / P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov, V.M. Gelikonov, G.V. Gelikonov // XV International School for Junior Scientists and Students on Optics, Laser Physics & Biophotonics, Saratov Fall Meeting – 2011, Saratov, Russia, 27 – 30 September 2011 – 2011. - <http://sfm.eventry.org/report/193>.
- 30a. Shilyagin, P.A. Recording linear in-wave number spectrum with SD-OCT without resampling / P.A. Shilyagin, G.V. Gelikonov, V.M. Gelikonov, Terpelov D.A., Moiseev A.A. // III International symposium “Topical Problems of Biophotonics-2011”. St.-Petersburg – Nizhny Novgorod, Russia, 16-22 July 2011. – 2011.
- 31a. Gelikonov, G.V. Intravitreal endoscopic OCT for retinal surgery / G.V. Gelikonov, V.M. Gelikonov, S. Ksenofontov, D.A. Terpelov, G. Stolyarenko, D. Doroshenko // SPIE/OSA European Conference on Biomedical Optics, Optical Coherence Tomography and Coherence Techniques V, 8091-44, ICM—International Conference Centre, Munich, Germany, 22-26 May 2011. – 2011. – P. 85.
- 32a. Геликонов, В.М. Реализация регистрации комплексной амплитуды спектральных компонент в оптической когерентной томографии / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилиягин П.А. // Труды XVI научной конференции по радиофизике.
- 33a. Gelikonov, V.M. Common path cross-polarization spectral domain OCT with orthogonal incoherent waves / V.M. Gelikonov, G.V. Gelikonov, P.A. Shilyagin, S.Ju. Ksenofontov, and D.A. Terpelov // IV International Symposium Topical Problems of Biophotonics (TPB-2013)

Nizhny Novgorod – Yaroslavl - Nizhny Novgorod – Kazan - Nizhny Novgorod, Russia 21-27 July, 2013. – 2013 – p. 56-58.

- 34a. Moiseev A.A. Interferometric synthetic aperture microscopy with automated parameter evaluation and phase equalization / A.A. Moiseev, G.V. Gelikonov, D.A. Terpelov, P.A. Shilyagin, and V.M. Gelikonov // IV International Symposium Topical Problems of Biophotonics (TPB-2013) Nizhny Novgorod – Yaroslavl - Nizhny Novgorod – Kazan - Nizhny Novgorod, Russia 21-27 July, 2013. – 2013 – p. 91-93.
- 35a. Terpelov D.A. Development and research of compact USB2.0-based Data Acquisition Systems for Retinal Spectral-Domain Optical Coherence tomography / D.A. Terpelov, V.M. Gelikonov, G.V. Gelikonov // Saratov Fall Meeting SFM' 2013 – Symposium Optics and Biophotonics, Saratov, Russia, 25 – 28 September 2013 – 2013. - <http://sfm.eventry.org/report/731>.
- 36a. Gelikonov, G.V. Cross-polarization common path endoscopic system with circular polarization of the probing wave / G.V. Gelikonov, Ksenofontov S.Ju., Moiseev A.A., Shabanov D.V., Shilyagin P.A., Terpelov D.A., Gelikonov V.M. // V International Symposium Topical Problems of Biophotonics (TPB-2015) Nizhny Novgorod - Elabuga - Nizhny Novgorod, Russia 20-24 July, 2015. – 2015 – p. 52-53.
- 37a. Gelikonov, V.M. Control of circular polarization of the probe wave in common path endoscopic OCT / V.M. Gelikonov, S.Yu.Ksenofontov, A.A. Moiseev, D.V. Shabanov, P.A. Shilyagin, D.A. Terpelov, V.N. Romashov, G.V. Gelikonov // V International Symposium Topical Problems of Biophotonics (TPB-2015) Nizhny Novgorod - Elabuga - Nizhny Novgorod, Russia 20-24 July, 2015. – 2015 – p. 54-55.
- 38a. Gelikonov, V.M. Cross-polarization coherent backscattering coefficient and its dependence on probe wave polarization / V.M. Gelikonov, V.N. Romashov, D.V. Shabanov, S.Yu.Ksenofontov, D.A. Terpelov, P.A. Shilyagin, G.V. Gelikonov, A. Vitkin // VI International Symposium “Topical Problems of Biophotonics (TPB-2017)” – St. Petersburg - Nizhny Novgorod, Russia, 28 July – 03 August, 2017 – 2017.

Список цитируемой литературы

- 1 Takada K. Rayleigh backscattering measurement of single-mode fibers by low coherence optical time-domain reflectometer with 14 pm spatial resolution [текст] / Takada K., Yukimatsu K., Kobayashi M., Noda J. // Appl. Phys. Lett. - 1991.- V.59, №.2. - P. 143-145.
- 2 Takada K. Phase-noise and shot-noise limited operations of low coherence optical time domain reflectometry [текст] / Takada K., Himeno A., Yukimatsu K. // Appl. Phys. Lett. - 1991.- V.59(20), №.11. - P. 2483-2485.
- 3 Иванов В.В. Дифференциальная низкокогерентная интерферометрия для in situ диагностики прозрачных микроструктур [текст] / Иванов В.В., Маркелов В.А., Новиков М.А., Уставщиков С.С. // Письма в ЖТФ - 2004.- V.30, №.9. - С. 82-87.
- 4 Takada K. New measurement system for fault location in optical waveguide devices based on an interferometric technique [текст] / Takada K., Yokohama I., Chida K., Noda J. // Applied Optics - 1987.- V.26, №.9. - P. 1603-1606.
- 5 Takada K. Interferometric optical-time-domain reflectometer to determine backscattering characterization of silica-based glass waveguides [текст] / Takada K., Takato N., Noda J., Uchida N. // J. Opt. Soc. Am. A - 1990.- V.7, №.5. - P. 857-867.
- 6 Кононенко В.В. Контроль лазерной обработки поликристаллических алмазных пластин методом низкокогерентной оптической интерферометрии [текст] / Кононенко В.В., Конов В.И., Пименов С.М., Волков П.В., Горюнов А.В., Иванов В.В., Новиков М.А., Маркелов В.А., Тертышник А.Д., Уставщиков С.С. // Квантовая электроника - 2005.- V.35, №.7. - С. 622-626.
- 7 Huang D. Optical coherence tomography [текст] / Huang D., Swanson E.A., Lin C.P., Schuman J.S., Stinson W.G., Chang W., Hee M.R., Flotte T., Gregory K., Puliafito C.A., G. F. // Science - 1991.- V.254. - P. 1178-1181.
- 8 Leitgeb R. Performance of fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [текст] / Leitgeb R., Hitzinger C.K., Fercher A.F. // Opt. Express - 2003.- V.11, №.8. - P. 889–894.
- 9 Choma M.A. Sensitivity advantage of swept source and Fourier domain optical coherence tomography [текст] / Choma M.A., Sarunic M.V., Yang C., Izatt J.A. // Opt. Express - 2003.- V.11, №.18. - P. 2183-2189.
- 10 Swanson E.A. High-speed optical coherence domain reflectometry [текст] / Swanson E.A., Huang D., Hee M.R., Fujimoto J.G., Lin C.P., Puliafito C.A. // Optics Letters - 1992.- V.17, №.2. - P. 151-153.

- 11 Swanson E.A. In vivo retinal imaging by optical coherence tomography [текст] / Swanson E.A., Izatt J.A., Hee M.R., Huang D., Lin C.P., Schuman J.S., Puliavito C.A., Fujimoto J.G. // Opt. Lett. - 1993.- V.18, №.21. - P. 1864-1866.
- 12 Tearney G.J. High-speed phase- and group-delay scanning with a grating-based phase control delay line [текст] / Tearney G.J., Bouma B.E., Fujimoto J.G. // Opt. Lett. - 1997.- V.22. - P. 1811-1813.
- 13 Kwong K.F. 400-Hz mechanical scanning optical delay line [текст] / Kwong K.F., Yankelevich D., Chu K.C., Heritage J.P., Dienes A. // Opt. Lett. - 1993.- V.18. - P. 558-560.
- 14 Silva K.K.M.B.D. Extended range, rapid scanning optical delay line for biomedical interferometric imaging [текст] / Silva K.K.M.B.D., Zvyagin A.V., Sampson D.D. // Electron. Lett. - 1999.- V.35. - P. 1404-1406.
- 15 Fercher A.F. Measurement of intraocular distances by backscattering spectral interferometry [текст] / Fercher A.F., Hitzenberger C.K., Kamp G., El-Zaiat S.Y. // Opt.Comm. - 1995.- V.117. - P. 43-48
- 16 de Boer J.F. Improved signal-to-noise ratio in spectral-domain compared with time-domain optical coherence tomography [текст] / de Boer J.F., Cense B., Park B.H., Pierce M.C., Tearney G.J., Bouma B.E. // Opt. Lett. - 2003.- V.28, №.21. - P. 2067-2069.
- 17 Bachmann A.H. Heterodyne Fourier domain optical coherence tomography for full range probing with high axial resolution [текст] / Bachmann A.H., Leitgeb R.A., Lasser T. // Optics Express - 2006.- V.14, №.4. - P. 1487-1496.
- 18 Götzinger E. High speed full range complex spectral domain optical coherence tomography [текст] / Götzinger E., Pircher M., Leitgeb R.A., Hitzenberger C.K. // Optics Express - 2005.- V.13, №.2. - P. 583-594.
- 19 Drexler W. Optical Coherence Tomography: Technology and Applications [текст]/ Drexler W., Fujimoto J.G., ed. Drexler W., Fujimoto J.G.: Berlin: Springer. 2008. 1354 p.
- 20 Геликонов В.М. Подавление артефактов в изображении в спектральном методе оптической когерентной томографии [текст] / Геликонов В.М., Касаткина И.В., Шилягин П.А. // Известия вузов. Радиофизика - 2009.- V.52, №.11. - С. 897-909.
- 21 Геликонов В.М. Компенсация когерентных помех в спектральной оптической когерентной томографии с параллельным приемом спектра [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Касаткина И.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Оптика и спектроскопия - 2009.- V.106, №.6. - С. 1006-1011.
- 22 Fercher A.F. Eye length measurement by interferometry with partially coherent light [текст] / Fercher A.F., Mengedocht K., Werner W. // Optics Letters - 1988.- V.13. - P. 186-188.

- 23 Feldchtein F. Cost-effective all-fiber autocorrelator-based 1300-nm OCT system [текст] / Feldchtein F., Bush J., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Piyevsky S. // Coherence Domain Optical Methods and Optical Coherence Tomography in Biomedicine IX, San Jose, CA, USA, - 2005. V. 5690.- P. 349-355
- 24 Геликонов В.М. Волоконно-оптические реализации метода кросс-поляризационной оптической когерентной томографии для эндоскопических исследований [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В. // Квантовая электроника - 2008.- V.38, №.7. - С. 634-640.
- 25 Vakhtin A.B. Common-path interferometer for frequency-domain optical coherence tomography [текст] / Vakhtin A.B., Kane D.J., Wood W.R., Peterson K.A. // Appl. Opt. - 2003.- V.42, №.34. - P. 6953-6958.
- 26 Tuchin V.V. Handbook of coherent-domain optical methods: Biomedical diagnostics, environmental monitoring, and materials science: Second edition. [текст]/ Tuchin V.V. V. 1-2. 2013. 1330 p.
- 27 Fujimoto J.G. Femtosecond optical ranging in biological systems [текст] / Fujimoto J.G., De Silvestri S., Ippen E.P., Puliafito C.A., Margolis R., Oseroff A. // Optics Letters - 1986.- V.11, №.3. - P. 150-152.
- 28 Copeland J. Single-mode stabilization by traps in semiconductor lasers [текст] / Copeland J. // IEEE Journal of Quantum Electronics - 1980.- V.16, №.7. - P. 721-727.
- 29 Батоврина В.К. Суперлюминесцентные диоды на основе однослойных квантоворазмерных (GaAl)As-гетероструктур [текст] / Батоврина В.К., Гармаш И.А., Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Любарский А.В., Плявенек А.Г., Сафин С.А., Семенов А.Т., Шидловский В.Р., Шраменко М.В., Якубович С.Д. // Квантовая электроника - 1996.- V.23, №.2. - С. 113–118.
- 30 Тучин В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния [текст] / Тучин В.В. // Успехи физических наук - 1997.- V.167, №.5. - С. 517-539.
- 31 Bashkatov A.N. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm [текст] / Bashkatov A.N., Genina E.A., Kochubey V.I., Tuchin V.V. // Journal of Physics D: Applied Physics - 2005.- V.38, №.15. - P. 2543.
- 32 Sergeev A.M. Optical Tomography of biotissues: Past, Present, and Future [текст] / Sergeev A.M., Dolin L.S., Reitze D.H. // Optics and Photonics News - 2001.- V.8. - P. 28-35.
- 33 Геликонов В.М. Система управления пьезоволоконным модулятором оптического пути [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Ксенофонтов С.Ю., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Приборы и техника эксперимента - 2010.- V.№ 3. - С. 133-136.
- 34 Геликонов В.М. Когерентная оптическая томография микронеоднородностей биотканей [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Гладкова Н.Д., Куранов Р.В., Никулин

- Н.К., Петрова Г.А., Починко В.В., Правденко К.И., Сергеев А.М., Фельдштейн Ф.И., Ханин Я.И., Шабанов Д.В. // Письма в ЖЭТФ - 1995.- V.61, №.2. - С. 149-153.
- 35 Gelikonov V.M. Optical coherence tomography: Physical principles and applications [текст] / Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Dolin L.S., Kamensky V.A., Sergeev A.M., Shakhova N.M., Gladkova N.D., Zagaunova E.V. // Laser Physics - 2003.- V.13, №.5. - P. 692-702.
- 36 Locharoenrat K. Optical Delay Line for Rapid Scanning Low-Coherence Reflectometer [текст] / Locharoenrat K., Hsu I.-J. // International Journal of Information and Electronics Engineering - 2012.- V.2, №.6. - P. 904-906.
- 37 Oldenburg A.L. Fast-Fourier-domain delay line for in vivo optical coherence tomography with a polygonal scanner [текст] / Oldenburg A.L., Reynolds J.J., Marks D.L., Voppart S.A. // Applied Optics - 2003.- V.42, №.22. - P. 4606-4611.
- 38 Геликонов В.М. Система управления пьезоволоконным модулятором оптического пути [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Ксенофонтов С.Ю., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Приборы и техника эксперимента - 2010.- V.53, №.3. - С. 133-136.
- 39 Wang R.K. In vivo full range complex Fourier domain optical coherence tomography [текст] / Wang R.K. // Applied Physics Letters - 2007.- V.90, №.054103. - P. 054103-1-054103-3.
- 40 Yasuno Y. Simultaneous B-M-mode scanning method for real-time full-range Fourier domain optical coherence tomography [текст] / Yasuno Y., Makita S., Endo T., Aoki G., Itoh M., Yatagai T. // Appl. Opt. - 2006.- V.45, №.8. - P. 1861-1865.
- 41 Во Е. Spectral-domain optical coherence tomography with dual-balanced detection for autocorrelation artifacts reduction [текст] / Во Е., Liu X., Yu X., Wang X., Liu L. // Optics Express - 2015.- V.23, №.21. - P. 28050-28058.
- 42 Волинский М.А. Динамическое оценивание параметров интерферометрических сигналов на основе последовательного метода Монте-Карло [текст] / Волинский М.А., Гуров И.П., Ермолаев П.А., Скаков П.С. // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики - 2014.- V.3, №.91. - С. 18-23.
- 43 Волинский М.А. Рекуррентный алгоритм обработки интерферометрических сигналов на основе мультиоблачной модели предсказания [текст] / Волинский М.А., Гуров И.П., Скаков П.С. // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики - 2014.- V.4, №.92. - С. 18-22.
- 44 Gurov I. Analysis of low-coherence interference fringes by the Kalman filtering method [текст] / Gurov I., Ermolaeva E., Zakharov A. // J. Opt. Soc. Am. A - 2004.- V.21, №.2. - P. 242-251.

- 45 Воробьева Е.А. Исследование метода обработки сигналов в системах оптической когерентной томографии с повышенным быстродействием [текст] / Воробьева Е.А., Гуров И.П., Петерсон М.В. // Известия вузов. Приборостроение - 2010.- V.53, №.3. - С. 65-73.
- 46 Гуров И.П. Система спектральной оптической когерентной томографии ближнего инфракрасного диапазона с перестраиваемой длиной волны и линейным полем освещения [текст] / Гуров И.П., Маргарянц Н.Б., Пименов А.Ю. // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики - 2016.- V.16, №.1. - С. 54-60.
- 47 Гуров И.П. Исследование внутренней микроструктуры материалов методом оптической когерентной микроскопии с перестраиваемой длиной волны [текст] / Гуров И.П., Жукова Е.В., Маргарянц Н.Б. // Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики - 2012.- V.3, №.79. - С. 43-48.
- 48 Рябухо В.П. Продольная когерентность протяженного пространственного некогерентного источника [текст] / Рябухо В.П., Лякин Д.В., Лычагов В.В. // Компьютерная оптика - 2009.- V.33, №.2. - С. 175-184.
- 49 Лычагов В.В. Низкокогерентная автокорреляционная интерферометрия рассеивающих и слоистых сред [текст] / Лычагов В.В., Лякин Д.В., Модель М.Д., Рябухо В.П. // Компьютерная оптика - 2007.- V.31, №.3.
- 50 Nam K.H. Subharmonics and chaos generation in all-fiber phase modulator: experimental and theoretical analyses with simulation [текст] / Nam K.H., Kim B.Y. // Appl. Opt. - 2013.- V.52, №.25. - P. 6153-6162.
- 51 Дарзбек С.А. Лазерный интерферометрический измеритель наноперемещений [текст] / Дарзбек С.А., Желкобаев Ж., Календин В.В., Новиков Ю.А. // Труды института общей физики им. А.М. Прохорова - 2006.- V.62. - С. 14-37.
- 52 Henderson D.A. Kilohertz scanning, all-fiber optical delay line using piezoelectric actuation [текст] / Henderson D.A., Hoffman C., Culhane R., Vigiano D. // Fiber Optic Sensor Technology and Applications Bellingham, WA, - 2004. V. 5589.- P. 99-106
- 53 Геликонов В.М. Оптоволоконный интерферометр и оптоволоконный пьезоэлектрический модулятор [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Гладкова Н.Д., Леонов В.И., Сергеев А.М., Фельдштейн Ф.И. // РФ patent 1995 Оpubл. 27.12.1997. Бюл. 36. Приоритет 01.03.1995.
- 54 Martini G. Analysis of a single-mode optical fibre piezoceramic phase modulator [текст] / Martini G. // Optical and Quantum Electronics - 1987.- V.19. - P. 179-190.
- 55 Zervas M.N. Optical-fiber phase modulator with enhanced modulation efficiency [текст] / Zervas M.N., Giles I.P. // Opt. Lett. - 1988.- V.13, №.5. - P. 404-406.

- 56 Васильев В.Н. Компьютерная обработка сигналов в приложении к интерферометрическим системам [текст]/ Васильев В.Н., Гуров И.П.- 1998.- 240 с.
- 57 Берштейн И.Л. Детектирование сплошного спектра [текст] / Берштейн И.Л. // ЖТФ - 1941.- V.11, №.4. - С. 302-304.
- 58 Гоноровский И.С. Радиотехнические цепи и сигналы [текст]/ Гоноровский И.С. // М.: Радио и связь. 1986 г. 512 с.
- 59 Shilyagin P.A. Time domain optical coherence tomography is a useful tool for diagnosing otitis media with effusion [текст] / Shilyagin P.A., Novozhilov A.A., Abubakirov T.E., Gelikonova V.G., Terpelov D.A., Matkivsky V.A., Gelikonov G.V., Shakhov A.V., Gelikonov V.M. // Laser Phys. Lett. - 2018.- V.15. - P. 1-5.
- 60 Khazanov E. Cross-correlator for the diagnostics of 3D ellipsoidal shaped UV laser pulses for XFEL ultra low-emittance photoinjector [текст] / Khazanov E., Andrianov A., Gacheva E., Gelikonov G., Zelenogorsky V., Mironov S., Poteomkin A., Martyanov M., Syresin E., Krasilnikov M., Stephan F. of CLEO: Science and Innovations, CLEO_SI 2013, 2013.
- 61 Krasilnikov M. Development of a photo cathode laser system for quasi ellipsoidal bunches at PITZ [текст] / Krasilnikov M., Khojoyan M., Stephan F., Andrianov A., Gacheva E., Khazanov E., Mironov S., Poteomkin A., Zelenogorsky V., Syresin E. of FEL 2013: Proceedings of the 35th International Free-Electron Laser Conference, 2013.
- 62 Poteomkin A. Cross-correlator for the diagnostics of 3D ellipsoidal shaped UV laser pulses for the future XFEL low-emittance photo-injector [текст] / Poteomkin A., Andrianov A., Gacheva E., Zelenogorsky V., Mironov S., Khazanov E., Martyanov M., Syresin E., Krasilnikov M., Stephan F. of Optics InfoBase Conference Papers Ser. "International Quantum Electronics Conference, IQEC 2013", 2013.
- 63 Zelenogorskii V.V. Scanning cross-correlator for monitoring uniform 3D ellipsoidal laser beams [текст] / Zelenogorskii V.V., Andrianov A.V., Gacheva E.I., Gelikonov G.V., Mart'yanov M.A., Mironov S.Y., Potemkin A.K., Krasilnikov M., Stephan F., Khazanov E.A., Syresin E.M. // Quantum Electronics - 2014.- V.44, №.1. - P. 76-82.
- 64 Ai J. Spectral-domain optical coherence tomography: Removal of autocorrelation using an optical switch [текст] / Ai J., Wang L.V. // Applied Physics Letters - 2006.- V.88, №.111115.
- 65 Wojtkowski M. Autocorrelation free spectral OCT techniques in eye imaging [текст] / Wojtkowski M., Kowalczyk A., Leitgeb R., Fercher A.F. // Photon Migration, Optical Coherence Tomography, and Microscopy- 2001. V. 4431.- P. 46-51
- 66 Ai J. Synchronous self-elimination of autocorrelation interference in Fourier-domain optical coherence tomography [текст] / Ai J., Wang L.V. // Optics Letters - 2005.- V.30, №.21. - P. 2939-2941.

- 67 Szkulmowska A. Coherent noise-free ophthalmic imaging by spectral optical coherence tomography [текст] / Szkulmowska A., Wojtkowski M., Gorczynska I., Bajraszewski T., Szkulmowski M., Targowski P., Kowalczyk A., Kaluzny J.J. // Journal of Physics D: Applied Physics - 2005.- V.38. - P. 2606–2611.
- 68 Wang R.K. A practical approach to eliminate autocorrelation artefacts for volume-rate spectral domain optical coherence tomography [текст] / Wang R.K., Zhenhe M. // Physics in Medicine and Biology - 2006.- V.51. - P. 3231-3239.
- 69 Baumann B. Full range complex spectral domain optical coherence tomography without additional phase shifters [текст] / Baumann B., Pircher M., Gotzinger E., Hitzenberger C.K. // Optics Express - 2007.- V.15, №.20. - P. 13375–13387.
- 70 Wang K. Sinusoidal B-M method based spectral domain optical coherence tomography for the elimination of complex-conjugate artifact [текст] / Wang K., Ding Z., Zeng Y., Meng J., Chen M. // Opt. Express - 2009.- V.17, №.19. - P. 16820-16833.
- 71 Choma M.A. Instantaneous quadrature low-coherence interferometry with 3x3 fiber-optic couplers [текст] / Choma M.A., Yang C., Izatt J.A. // Opt. Lett. - 2003.- V.28. - P. 2162.
- 72 Sekhar S.C. Theoretical analysis of complex-conjugate-ambiguity suppression in frequency-domain optical-coherence tomography [текст] / Sekhar S.C., Michaely R., Leitgeb R.A., Unser M. // Proceedings of the Fifth IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: from nano to micro- 2008.- P. 396-399
- 73 Sekhar S.C. Hilbert Transform Relations in Frequency-Domain Optical-Coherence Tomographic Imaging [текст] / Sekhar S.C., Lasser T. // Journal of the Indian Institute of Science - 2013.- V.93, №.1. - P. 139-148.
- 74 Min E.J. Single-step method for fiber-optic probe-based full-range spectral domain optical coherence tomography [текст] / Min E.J., Shin J.G., Lee J.H., Yasuno Y., Lee B.H. // Applied Optics - 2013.- V.52, №.21. - P. 5143-5151.
- 75 Fercher A.F. Measurement of Intraocular Distances by Backscattering Spectral Interferometry [текст] / Fercher A.F., Hitzenberger C.K., Kamp G., El-Zaiat S.Y. // Optics Communications - 1995.- V.117, №.1-2. - P. 43-48.
- 76 Drexler W. Optical Coherence Tomography: Technology and Applications [текст] / Drexler W., Fujimoto J.G. // 2008, Springer: Berlin. 1354 p.
- 77 Геликонов В.М. Электронные интерфейсные системы для задач спектральной оптической когерентной томографии [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Приборы и техника эксперимента, 2012 Т. 55, № 3, С. 392-398
- 78 Leitgeb R.A. Performance of Fourier domain vs. time domain optical coherence tomography [текст] / Leitgeb R.A., Hitzenberger C.K., Fercher A.F. // Opt. Express - 2003.- V.11. - P. 889.

- 79 Andretzky P. Optical Coherence Tomography by „spectral radar“: dynamic range estimation and in vivo measurements of skin [текст] / Andretzky P., Lindner M.W., Herrmann J.M., Schultz A., Konzog M., Kieseletter F., Häusler G. // SPIE - 1998.- V.3567. - P. 78-87.
- 80 Liu B. Theoretical and practical considerations on detection performance of time domain, Fourier domain, and swept source optical coherence tomography [текст] / Liu B., Brezinski M.E. // Journal of Biomedical Optics - 2007.- V.12, №.4. - P. 044007-1-12.
- 81 Wojtkowski M. In vivo human retinal imaging by Fourier domain optical coherence tomography [текст] / Wojtkowski M., Leitgeb R., Kowalczyk A., Bajraszewski T., Fercher A.F. // J. Biomed. Opt. - 2002.- V.7. - P. 457-463.
- 82 Nassif N. In vivo human retinal imaging by ultrahigh-speed spectral domain optical coherence tomography [текст] / Nassif N., Cense B., Hyle Park B., Yun S.H., Chen T.C., Bouma B.E., Tearney G.J., de Boer J.F. // Optics Letters - 2004.- V.29, №.5. - P. 480-482.
- 83 Bradu A. Imaging the eye fundus with real-time en-face spectral domain optical coherence tomography [текст] / Bradu A., Podoleanu A.G. // Biomedical optics express - 2014.- V.5, №.4. - P. 1233-1249.
- 84 Matveev L.A. Hybrid M-mode-like OCT imaging of three-dimensional microvasculature in vivo using reference-free processing of complex valued B-scans [текст] / Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Gelikonov G.V., Matveyev A.L., Moiseev A.A., Ksenofontov S.Y., Gelikonov V.M., Sirotkina M.A., Gladkova N.D., Demidov V., Vitkin A. // Optics Letters - 2015.- V.40, №.7. - P. 1472-1475.
- 85 Choma M.A. Swept source optical coherence tomography using an all-fiber 1300-nm ring laser source [текст] / Choma M.A., Hsu K., Izatt J.A. // J. Biomed. Opt. - 2005.- V.10, №.4. - P. 044009.
- 86 Fechtig D.J. Line-field parallel swept source interferometric imaging at up to 1 MHz [текст] / Fechtig D.J., Schmoll T., Grajciar B., Drexler W., Leitgeb R.A. // Optics Letters - 2014.- V.39, №.18. - P. 5333-5336.
- 87 Fechtig D.J. Line-field parallel swept source MHz OCT for structural and functional retinal imaging [текст] / Fechtig D.J., Grajciar B., Schmoll T., Blatter C., Werkmeister R.M., Drexler W., Leitgeb R.A. // Biomedical Optics Express - 2015.- V.6, №.3. - P. 716-735.
- 88 Moiseev A.A. Tilted short base Fabry-Perot interferometer with inverted resonances in feedback system of widely tunable linear laser [текст] / Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Mashcovitch E.A., Gelikonov V.M. // Laser Physics Letters - 2010.- V.7, №.7. - P. 505.
- 89 Nassif N.A. In vivo high-resolution video-rate spectral-domain optical coherence tomography of the human retina and optic nerve [текст] / Nassif N.A., Cense B., Park B.H., Pierce M.C., Yun S.H., Bouma B.E., Tearney G.J., Chen T.C., Boer J.F.d. // OPTICS EXPRESS - 2004.- V.12, №.3. - P. 367-376.

- 90 Геликонов В.М. Подавление авто-корреляционных артефактов изображения в спектральной оптической когерентной томографии и цифровой голографии [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Терпелов Д.А., Шабанов Д.В., Шилягин П.А. // Квантовая электроника, 2012 Т. 42, № 5, С. 390-393
- 91 Bouma В.Е. Handbook of Optical Coherence Tomography [текст]/ Bouma В.Е., Tearney G.J., ed. Bouma В.Е., Tearney G. New York: Marcel Dekker, Inc. 2002. p.
- 92 Mahmud M.S. Review of speckle and phase variance optical coherence tomography to visualize microvascular networks [текст] / Mahmud M.S., Cadotte D.W., Vuong B., Sun C., Luk T.W.H., Mariampillai A., Yang V.X.D. // Journal of Biomedical Optics - 2013.- V.18, №.5. - P. 050901-050901.
- 93 Зайцев В.Ю. Современные тенденции в многофункциональной оптической когерентной томографии. I. Поляризационно-чувствительная ОКТ и традиционные подходы к ОКТ-эластографии [текст] / Зайцев В.Ю., Геликонов В.М., Матвеев Л.А., Геликонов Г.В., Матвеев А.Л., Шилягин П.А., Виткин И.А. // Известия вузов. Радиофизика - 2014.- V.57, №.01. - С. 59-74
- 94 Зайцев В.Ю. Современные тенденции в многофункциональной оптической когерентной томографии. II. Метод корреляционной стабильности в ОКТ-эластографии и методы визуализации кровотока [текст] / Зайцев В.Ю., Виткин И.А., Матвеев Л.А., Геликонов В.М., Матвеев А.Л., Геликонов Г.В. // Известия вузов. Радиофизика - 2014.- V.57, №.3. - С. 231-250.
- 95 Cernat R. Dual instrument for in vivo and ex vivo OCT imaging in an ENT department [текст] / Cernat R., Tatla T.S., Pang J., Tadrous P.J., Bradu A., Dobre G., Gelikonov G., Gelikonov V., Podoleanu A.G. // Biomedical Optics Express - 2012.- V.3, №.12. - P. 3346-3356.
- 96 Геликонов В.М. Подавление артефактов в изображении в спектральном методе оптической когерентной томографии [текст] / Геликонов В.М., Касаткина И.В., Шилягин П.А. // Изв. вуз.-ов "Радиофизика", 2009 Т. 52, № 11, С. 897-909
- 97 Шилягин П.А. Ахроматическая регистрация квадратурных компонент оптического спектра в спектральной оптической когерентной томографии [текст] / Шилягин П.А., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Моисеев А.А., Терпелов Д.А. // Квант. электрон., 2014 Т. 44, № 7, С. 664-669
- 98 Геликонов В.М. Компенсация когерентных помех в спектральной оптической когерентной томографии с параллельной регистрацией спектра [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Касаткина И.В., Терпелов Д.А., Шилягин П.А. // Оптика и Спектроскопия, 2009 Т. 106, № 6, С. 983-988

- 99 Геликонов В.М. Линейный по оптической частоте спектрометр для реализации скоростного режима в спектральной оптической когерентной томографии [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Шилягин П.А. // Оптика и Спектроскопия, 2009 Т. 106, № 3, С. 512-518
- 100 Геликонов В.М. Оптимизация метода спектральной оптической когерентной томографии на базе интерферометров Физо и Майкельсона [текст] / Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Шилягин П.А. // ИЗВЕСТИЯ АН. СЕРИЯ ФИЗИЧЕСКАЯ, 2008 Т. 72, № 1, С. 104-109
- 101 Андропова И.А. Некоторые особенности работы волоконного кольцевого интерферометра [текст] / Андропова И.А., Берштейн И.Л. // Известия вузов. Радиофизика, 1989 Т. 32, № 4, С. 426-435
- 102 Matveev L.A. Hybrid M-mode-like OCT imaging of three-dimensional microvasculature in vivo using reference-free processing of complex valued B-scans [текст] / Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Gelikonov G.V., Matveyev A.L., Moiseev A.A., Ksenofontov S.Y., Gelikonov V.M., Sirotkina M.A., Gladkova N.D., Demidov V., Vitkin A. // Opt. Lett. - 2015.- V.40, №.7. - P. 1472-1475.
- 103 Matveev L.A. Scan-pattern and signal processing for microvasculature visualization with complex SD-OCT: tissue-motion artifacts robustness and decorrelation time-blood vessel characteristics [текст] / Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Gelikonov G.V., Matveyev A.L., Moiseev A.A., Ksenofontov S.Y., Gelikonov V.M., Demidov V., Vitkin A. // SPIE Proceedings - 2014.- V.9448. - P. 94481M.
- 104 Matveev L.A. An approach to OCT-based microvascular imaging using reference free processing of complex-valued B-scans [текст] / Matveev L.A., Gelikonov G.V., Matveyev A.L., Moiseev A.A., Ksenofontov S.Y., Gelikonov V.M., Sirotkina M.A., Buyanova N.L., Gladkova N.D., Demidov V., Vitkin A., Zaitsev V.Y. // SPIE Proceedings - 2015.- V.9541. - P. 954106.
- 105 Сироткина М.А. Применение мультимодальной оптической когерентной томографии в оценке эффективности терапии рака [текст] / Сироткина М.А., Губарькова Е.В., Киселева Е.Б., Буянова Н.Л., Елагин В.В., Зайцев В.Ю., Матвеев Л.А., Матвеев А.Л., Кириллин М.Ю., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Кузнецов С.С., Загайнова Е.В., Gladkova N.D. // Вестник РГМУ - 2016.- V.4. - С. 21-28.
- 106 Gubarkova E.V. Multi-modal optical imaging characterization of atherosclerotic plaques [текст] / Gubarkova E.V., Dudenkova V.V., Feldchtein F.I., Timofeeva L.B., Kiseleva E.B., Kuznetsov S.S., Shakhov B.E., Moiseev A.A., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Vitkin A., Gladkova N.D. // J. Biophotonics - 2016.- V.9, №.10. - P. 1009-1020.
- 107 Губарькова Е.В. Количественная оценка поляризационных характеристик атеросклеротических бляшек коронарных артерий на разных стадиях развития [текст] / Губарькова Е.В., Киселева Е.Б., Кириллин М.Ю., Тимофеева Л.Б., Кузнецов С.С.,

- Фельдштейн Ф.И., Гладкова Н.Д. // Современные технологии в медицине - 2015.- V.7, №.4. - С. 39-49.
- 108 Matveev L.A. Vessel-contrast enhancement in label-free optical coherence angiography based on phase and amplitude speckle variability [текст] / Matveev L.A., Demidov V., Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Matveyev A.L., Gelikonov V.M., Karabut M.M., Gubarkova E.V., Finagina E.S., Sirotkina M.A., Maslennikova A.V., Gladkova N.D., Vitkin A., Zaitsev V.Y. // SPIE Proceedings - 2015.- V.9541-5. - P. 99171S-9.
- 109 Zaitsev V.Y. Deformation-induced speckle-pattern evolution and feasibility of correlational speckle tracking in optical coherence elastography [текст] / Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Matveev L.A., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Vitkin A. // J. Biomed. Opt - 2015.- V.20, №.7. - P. 075006.
- 110 Zaitsev V.Y. Hybrid method of strain estimation in optical coherence elastography using combined sub-wavelength phase measurements and supra pixel displacement tracking [текст] / Zaitsev V.Y., Matveev A.L., Matveev L.A., Gelikonov G.V., Gubarkova E.V., Gladkova N.D., Vitkin A. // Journal of Biophotonics - 2016.- V.9, №.5. - P. 499-509.
- 111 Сироткина М.А. Разработка методики наблюдения экспериментальных опухолей с помощью многофункциональной оптической когерентной томографии: Выбор оптимальной модели опухоли [текст] / Сироткина М.А., Буянова Н.Л., Калганова Т.И., Карabut М.М., Елагин В.В., Кузнецов С.С., Снопova Л.Б., Геликонов Г.В., Зайцев В.Ю., Матвеев Л.А., Загайнова Е.В., Vitkin A., Гладкова Н.Д. // Современные технологии в медицине - 2015.- V.7, №.2. - С. 6-15.
- 112 Matveev L.A. OCT-based approach to local relaxations discrimination from translational relaxation motions [текст] / Matveev L.A., Matveyev A.L., Gubarkova E.V., Gelikonov G.V., Sirotkina M.A., Kiseleva E.B., Gelikonov V.M., Gladkova N.D., Vitkin A., Zaitsev V.Y. // SPIE Proceedings - 2016.- V.9887-12. - P. 98870C.
- 113 Яшин К.С. Мультимодальная оптическая когерентная томография как метод визуализации структуры ткани головного мозга при глиобластоме (экспериментальное исследование) [текст] / Яшин К.С., Карabut М.М., Федосеева В.В., Халанский А.С., Матвеев Л.А., Елагин В.В., Кузнецов С.С., Киселева Е.Б., Кравец Л.Я., Медяник И.А., Гладкова Н.Д. // Современные технологии в медицине - 2016.- V.8, №.1. - С. 73-81.
- 114 Zaitsev V.Y. Elastographic mapping in optical coherence tomography using an unconventional approach based on correlation stability [текст] / Zaitsev V.Y., Matveev L.A., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. // Journal of Biomedical Optics - 2014.- V.19, №.2. - P. 021107.
- 115 Zaitsev V.Y. Optical coherence tomography for visualizing transient strains and measuring large deformations in laser-induced tissue reshaping [текст] / Zaitsev V.Y., Matveyev A.L.,

- Matveev L.A., Gelikonov G.V., Omelchenko A.I., Shabanov D.V., Baum O.I., Svistushkin V.M. // Laser Physics Letters - 2016.- V.13, №.11. - P. 115603.
- 116 Gubarkova E.V. Quantitative analysis of the polarization characteristics of atherosclerotic plaques [текст] / Gubarkova E.V., Kirillin M.Y., Dudenkova V.V., Kiseleva E.B., Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Timofeeva L.B., Fiks I.I., Feldchtein F.I. // Proc. SPIE - 2016.- V.9887. - P. 988736.
- 117 Gubarkova E.V. Characterization of atherosclerotic plaques by cross-polarization optical coherence tomography [текст] / Gubarkova E.V., Dudenkova V.V., Feldchtein F.I., Timofeeva L.B., Kiseleva E.B., Kuznetsov S.S., Moiseev A.A., Gelikonov G.V., Vitkin A.I., Gladkova N.D. // Proc. of SPIE - 2016.- V.9689. - P. 96893F.
- 118 Zaitsev V.Y. Robust strain mapping in optical coherence elastography by combining local phase-resolved measurements and cumulative displacement tracking [текст] / Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Matveev L.A., Gelikonov G.V., Gubarkova E.V., Gladkova N.D., Vitkin A. // Proceedings of SPIE - 2016.- V.9710. - P. 97100O-1 - 97100O-9.
- 119 Matveev L.A. To the problem of stiffness-contrast quantification in the correlation-stability approach to OCT elastography [текст] / Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. // Proceedings of SPIE - 2014.- V.9031. - P. 903102.
- 120 Matveev L.A. Combining the correlation-stability approach to OCT elastography with the speckle-variance evaluation for quantifying the stiffness differences [текст] / Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. // Proceedings of SPIE - 2014.- V.9129. - P. 91290I.
- 121 Zaitsev V.Y. Towards free-hand implementation of OCT elastography: Displacement-based approaches versus correlation-stability ones [текст] / Zaitsev V.Y., Matveev L.A., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. // Proceedings of SPIE - 2014.- V.9129. - P. 91290J.
- 122 Zaitsev V.Y. A model for simulating speckle-pattern evolution based on close to reality procedures used in spectral-domain OCT [текст] / Zaitsev V.Y., Matveev L.A., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M. // Laser Physics Letters - 2014.- V.11, №.10. - P. 105601.
- 123 Matveev L.A. Novel methods for elasticity characterization using optical coherence tomography: brief review and future prospects [текст] / Matveev L.A., Zaitsev V.Y., Matveyev A.L., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Vitkin A. // Photonics and Lasers in Medicine - 2014.- V.3, №.4. - P. 295-309.