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

УДК 681.787

**ВЫСОКОПРОИЗВОДИТЕЛЬНЫЙ МОДУЛЬ СБОРА ДАННЫХ
И УПРАВЛЕНИЯ ШИРОКОПОЛОСНЫМ СПЕКТРОМЕТРОМ
БЛИЖНЕГО ИНФРАКРАСНОГО ДИАПАЗОНА
НА ОСНОВЕ ИНТЕРФЕЙСА USB 3.0**

© 2021 г. С. Ю. Ксенофонтов^{а,*}, А. В. Купаев^а, Т. В. Василенкова^а,
Д. А. Терпелов^а, П. А. Шилягин^а, А. А. Моисеев^а, Г. В. Геликонов^а

^а Федеральный исследовательский центр «Институт прикладной физики РАН»

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

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

Поступила в редакцию 04.03.2021 г.

После доработки 11.03.2021 г.

Принята к публикации 15.03.2021 г.

Описаны конструкция и принцип работы модуля сбора данных и управления широкополосным спектрометром ближнего инфракрасного диапазона, разработанного в качестве основного интерфейсного устройства в составе системы визуализации внутриглазных структур методом оптической когерентной томографии. Достигнутые технические характеристики этого модуля позволяют создать спектральную диагностическую систему оптической когерентной томографии с показателем продольного разрешения в несколько микрон. Использование в качестве основного канала связи с компьютером интерфейса USB 3.0 обеспечивает компактность, мобильность и универсальность диагностической системы. Была обеспечена работоспособность системы сбора данных на фоне вычислительно-сложных асинхронных процедур синтеза непрерывного потока томографических изображений в реальном времени, что позволяет обеспечить интерактивный режим использования системы визуализации.

DOI: 10.31857/S0032816221040224

ВВЕДЕНИЕ

Методы, описанные в данной статье, предназначены для создания нового поколения систем оптической когерентной томографии (о.к.т.) [1]. Основное применение о.к.т. — это неинвазивная высокоразрешающая визуализация внутренней структуры биологических и биоподобных сред. Для этого в о.к.т.-системах используется зондирование маломощным широкополосным оптическим излучением ближнего инфракрасного диапазона, интерферометрический прием и анализ излучения рассеянного в обратном направлении неоднородностями исследуемых тканей. Полученные таким образом данные о распределении оптических рассеивателей внутри исследуемого объекта позволяют получить информацию о его внутренней структуре.

В настоящее время о.к.т.-системы наиболее широко используются в качестве офтальмологических диагностических приборов [1]. В связи с этим в Институте прикладной физики (ИПФ) РАН ведутся работы по созданию нового поколения о.к.т.-систем для трехмерной визуализации внутриглазных структур [2–4]. В рамках этих ис-

следований предполагается достичь показателей разрешающей способности этих систем визуализации на уровне нескольких микрон.

Трехмерное представление визуализируемой информации естественным образом предполагает большой объем обрабатываемых данных. Кроме того, дополнительное увеличение объема обрабатываемых данных обусловлено тем, что повышенная разрешающая способность разрабатываемой о.к.т.-системы требует этого для сохранения приемлемого объема визуализируемого сканируемого участка. Специфика практического применения офтальмологических о.к.т.-систем делает насущной необходимость обеспечения высокой скорости регистрируемого спектрометром потока данных и высокой скорости передачи его в управляющий компьютер для обработки в реальном времени и визуализации.

Для обеспечения работоспособности такой системы необходимо специфическое устройство сбора данных и управления спектрометром. Оценка скорости информационного потока, которая необходима для обработки непрерывной последовательности исходных данных в такой о.к.т.-си-

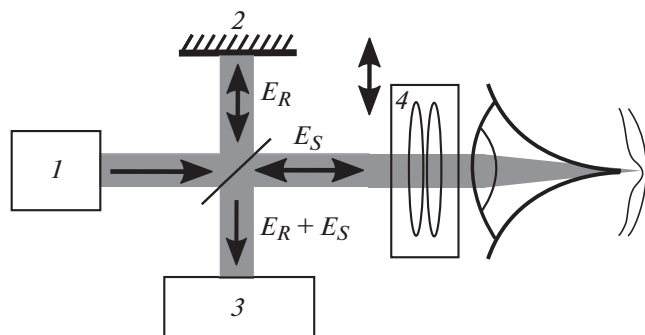


Рис. 1. Оптическая схема спектральной о.к.т.-системы на базе интерферометра Майкельсона. 1 – источник зондирующего излучения; 2 – зеркало в опорном плече; 3 – оптический спектрометр; 4 – сканирующая и фокусирующая система.

стеме, составляет >200 Мбайт/с. При этом основной канал передачи информации должен обладать характеристиками, обеспечивающими малую задержку и минимальное количество возможных потерь. Дополнительно необходимо решить задачу синхронизации основной процедуры сбора данных и процедур синтеза управляющих сигналов для системы обеспечения поперечного сканирования в о.к.т.-приборе.

В большинстве практически реализованных и коммерчески доступных о.к.т.-систем для этой задачи используются универсальные модули управления камерами линейного сканирования с интерфейсом Camera Link. Недостатки такого подхода для решения поставленной задачи состоят в следующем. Скоростные модули с интерфейсом Camera Link – это платы расширения, предназначенные для компьютеров настольного или серверного типа, устанавливаемые в слот системной шины (как правило, PCI Express). Это ограничивает или исключает использование в о.к.т.-системе мобильной или встраиваемой вычислительной техники. Как следствие, это ограничивает компактность и мобильность изделия. Применение готовых коммерчески доступных универсальных скоростных модулей с интерфейсом Camera Link ощутимо увеличивает себестоимость изделия. Это противоречит тому, что поставленная задача предполагает, в конечном итоге, наличие готового конструкторско-технического решения, обеспечивающего скорейшую коммерциализацию разрабатываемой о.к.т.-системы.

Поэтому был разработан специализированный модуль сбора данных и управления спектрометром на основе интерфейса USB 3.0. Кроме того, этот модуль осуществляет синтез синхронизированных управляющих сигналов для системы управления поперечным сканированием в о.к.т.-приборе. Таким образом фактически он является основной системой сбора данных и управления

разрабатываемого о.к.т.-прибора. Описанию принципа работы этого модуля и достигнутых при этом скоростных характеристик спектрометрического узла посвящено основное содержание данной статьи.

СПЕКТРАЛЬНАЯ О.К.Т.-СИСТЕМА

Базовый принцип работы спектральных о.к.т.-систем впервые был сформулирован в работе [5]. Чаще всего в основе оптической схемы о.к.т.-приборов используется интерферометр Майкельсона [6]. Пример такой схемы для спектральной о.к.т.-системы приведен на рис. 1.

В качестве источника зондирующего излучения 1 в разрабатываемой о.к.т.-системе используется специально разработанный комплекс, состоящий из четырех суперлюминесцентных диодов. Спектральные диапазоны оптического излучения этих диодов частично перекрывают друг друга таким образом, что в совокупности составляют сверхширокополосный источник излучения со спектральным диапазоном от 780 до 1000 нм. Необходимость этого обусловлена основной задачей проекта, состоящей в достижении рекордных показателей продольного разрешения о.к.т.-системы, поскольку известно [1], что предельная продольная разрешающая способность о.к.т.-системы обратно пропорциональна ширине спектрального диапазона зондирующего излучения.

Результат интерференции опорного излучения E_R , отраженного зеркалом 2 в опорном плече, и рассеянного излучения E_S поступает на вход оптического спектрометра 3. В результате на выходе спектрометра регистрируется последовательность данных, соответствующая спектру мощности интерференционного сигнала. Известно [5], что при помощи дискретного преобразования Фурье от этой последовательности можно получить распределение коэффициента обратного рассеяния в направлении зондирования (по координате Z). Поэтому зарегистрированный таким образом спектр мощности интерференционного сигнала можно рассматривать как исходные данные А-скана (вертикального столбца) искомого о.к.т.-изображения. Совокупность таких А-сканов составляет В-скан, который визуализируется в виде яркостной диаграммы и рассматривается в качестве сагиттального томографического среза (рис. 2). Это происходит за счет того, что зондирующий пучок перемещается в поперечном направлении сканирующей системой (4 на рис. 1) по одной (X) или по двум координатам (X, Y).

ОПТИЧЕСКИЙ СПЕКТРОМЕТР

Для решения поставленной задачи был предложен и разработан спектрометр (рис. 3), параметры которого были выбраны исходя из необхо-

димости его использования для визуализации внутренней структуры сетчатки глаза.

На рис. 4 представлена оптическая схема этого спектрометра. Она основана на использовании просветной голографической дифракционной решетки.

Особенности этой схемы обусловлены большой шириной полосы регистрируемого излучения ~ 300 нм. При разработке этой схемы применялись методы, предложенные и описанные в работе [7]. Необходимость применения составной призмы-корректора вызвана тем, что регистрируемая последовательность спектральных отсчетов должна быть эквидистантна по оптической частоте интерференционного сигнала. В противном случае неизбежны искажения в результатах синтеза В-сканов и, как следствие, ухудшение результирующего значения продольного разрешения [7].

Применяемая оптическая схема спектрометра (рис. 4) и совокупность применяемых технических решений позволили добиться достаточной компактности и транспортабельности оптической системы разрабатываемого о.к.т.-прибора. Габаритные размеры спектрометра, показанного на рис. 3, составили $258 \times 78 \times 50$ мм.

Большинство из известных коммерчески доступных систем внутриглазной о.к.т.-визуализации являются стационарными приборами и предполагают следующий порядок их использования. После установки на месте эксплуатации и удаления одноразового дополнительного транспортировочного крепления не допускается какого-либо их перемещения в дальнейшем. В противном случае нарушается юстировка некоторых ключевых оптических элементов. Система выходит из строя и ее ремонт возможен только в условиях специализированной лаборатории. Достигнутые массогабаритные и транспортировочные параметры оптических элементов позволяют реализовать разрабатываемую о.к.т.-систему в виде мобильного рабочего места (стойка на колесах) или в виде компактного переносного устройства.

Особое внимание при разработке спектрометра уделялось параметрам сенсора линейного сканирования.

Важнейшим необходимым параметром сенсора линейного сканирования, а соответственно и всей о.к.т.-системы, в рамках рассматриваемой задачи является скорость работы. Высокая скорость нужна, во-первых, потому что глаз физиологически не может оставаться надолго неподвижным. Кроме того, по физиологическим причинам невозможно долго не моргать (глаз пересыхает). Поэтому чем выше скорость о.к.т.-системы, тем выше вероятность, что данные текущего В-скана будут пригодны для использования. С другой стороны, высокая скорость необходима для того, чтобы трех-

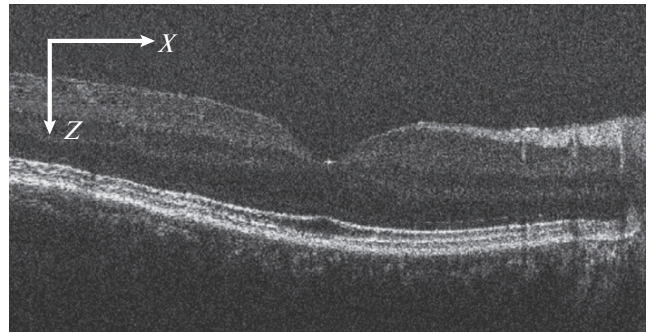


Рис. 2. Пример В-скана для о.к.т.-визуализации внутренней структуры сетчатки глаза.

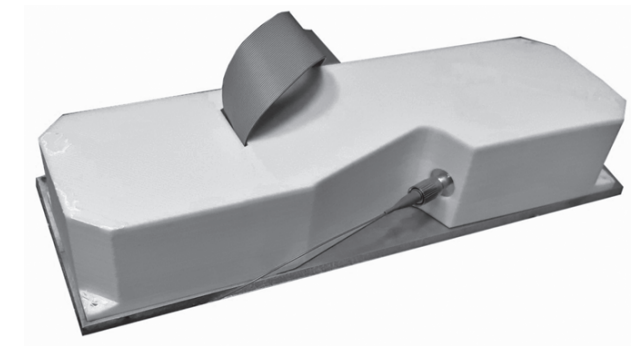


Рис. 3. Спектрометр, разработанный в ИПФ РАН для системы о.к.т.-визуализации внутриглазных структур.

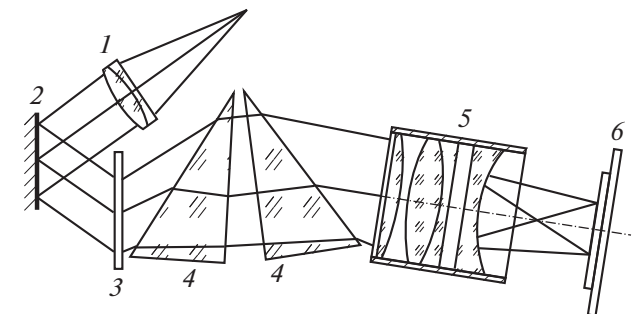


Рис. 4. Оптическая схема спектрометра для эквидистантной регистрации спектральных компонент сверхширокополосного излучения. 1 – коллимирующий элемент с оптоволоконным интерфейсом; 2 – золотое зеркало; 3 – просветная голографическая дифракционная решетка; 4 – компоненты составной призмы-корректора; 5 – фокусирующий элемент; 6 – сенсор линейного сканирования.

мерные данные были получены за приемлемое время с минимальным количеством потерянных данных или артефактных о.к.т.-изображений, обусловленных движением. Еще одной причиной необходимости увеличения скорости о.к.т.-системы является то, что для о.к.т.-визуализации

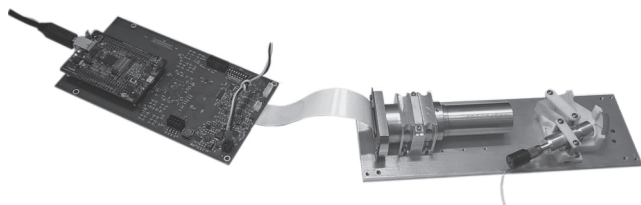


Рис. 5. Система сбора данных и управления, соединенная при помощи LVDS-шлейфа со спектрометром (без защитного кожуха).

структуры сетчатки характерно использование последовательного усреднения В-сканов с целью компенсации спеклового характера о.к.т.-изображений, а также для улучшения их динамического диапазона и соотношения сигнал/шум.

Еще одним необходимым параметром сенсора линейного сканирования для рассматриваемой задачи является сравнительно большое число фоточувствительных элементов. Это необходимо для увеличения глубины зондирования в рамках одного В-скана, что упрощает процедуру поиска сетчатки и позволяет осуществлять поперечное сканирование в большом диапазоне, учитывая изгиб сетчатки.

Исходя из этого, для разрабатываемого спектрометра был выбран сенсор Orion2K фирмы Awaiba (Бельгия). Данный сенсор линейного сканирования имеет 2048 элементов и способен работать со скоростью более 70000 А-сканов/с. Особенность данного сенсора заключается в том, что в его чип интегрированы усилители и аналого-цифровые преобразователи. При этом выходные цифровые данные передаются в виде потока в формате LVDS. Это является значительным достоинством, так как позволяет применить при разработке системы управления и сбора данных стандартную методику для согласования высокоскоростных цифровых линий.

МОДУЛЬ СБОРА ДАННЫХ И УПРАВЛЕНИЯ ШИРОКОПОЛОСНЫМ СПЕКТРОМЕТРОМ

Для обеспечения работы спектрометра и управления другими базовыми функциями о.к.т.-системы был разработан специализированный модуль сбора данных и управления (рис. 5).

Общая архитектура разрабатываемой о.к.т.-системы была реализована в виде аппаратно-программного комплекса. В рамках этой архитектуры задача модуля сбора данных и управления состоит в обеспечении интерфейса и высокоскоростного канала связи между основной программой обработки и управления о.к.т.-системы, работающей в управляющем компьютере, и аппаратными компонентами, такими как спектрометр, актуаторы и другие исполнительные элементы о.к.т.-системы. При этом предполагается, что управляющая про-

грамма функционирует на базе операционной системы общего назначения (такой, как Microsoft Windows). Также предполагается, что скоростные характеристики работы системы должны обеспечивать непрерывную визуализацию потока В-сканов без задержек и потерь, чтобы обеспечивалась интерактивность действий пользователя.

В данной работе использовался опыт разработки скоростных эндоскопических о.к.т.-систем и о.к.т.-систем для исследования наружных биотканей. Результаты разработки модулей сбора данных и управления для таких систем описаны в работе [8].

В качестве интерфейса связи разрабатываемой системы сбора данных и управления с управляющим компьютером, как и в случае, описанном в [8], был выбран интерфейс USB 3.0. Данное решение было принято для того, чтобы эта система была более универсальной. Это позволило рассматривать разные варианты вычислительной техники в качестве управляющего компьютера для разрабатываемой о.к.т.-системы (от встраиваемых модулей до настольных компьютеров) и тестировать любые варианты.

В качестве контроллера USB 3.0 в этой системе сбора данных и управления (так же, как и в схеме, описанной в [8]) использовался контроллер CYUSB3014 (Cypress Inc., США). В этом случае он использовался в составе модуля CYUSB3KIT-003, который при помощи двух межплатных разъемов PLD-40 соединялся с основной платой модуля сбора данных и управления. Она была выполнена в виде специально-разработанной электронной восьмислойной печатной платы размером 185 × 100 мм (на рис. 5 слева). На рис. 6 представлена структурно-функциональная схема этой платы, с указанием типов и марок основных используемых микросхем и направлений потоков данных и управляющих сигналов.

Описанная в работе [8] система сбора данных на базе интерфейса USB 3.0 обеспечивала непрерывную передачу в компьютер потока со скоростью ~188 Мбайт/с. Нетрудно подсчитать, что при скорости разрабатываемой о.к.т.-системы 70000 А-сканов/с и размере А-скана 2048 отсчетов или 4096 байт скорость потока данных превысит 273 Мбайт/с. Данное обстоятельство сделало необходимым применить другую элементную базу и принципиально изменить режим работы системы сбора данных и управления такого варианта о.к.т.-системы.

Схема сбора данных и управления, представленная на рис. 6, была построена из следующих основных элементов.

В данном случае практически все формирование логических связей, а также преобразование и коммутация осуществляются за счет применения программируемой вентильной матрицы серии Cyclone

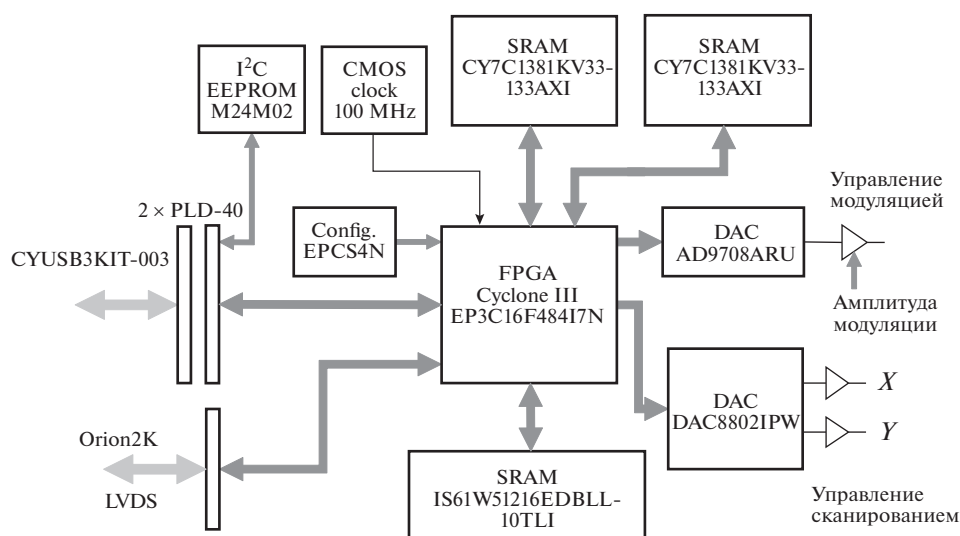


Рис. 6. Схема основного модуля сбора данных и управления спектральной системы о.к.т.-визуализации внутриглазных структур.

III (Altera/Intel, США) (FPGA EP3C16F484I7N). К ней подключены почти все прочие цифровые компоненты платы. Такой подход обеспечивает потенциальную универсальность данной схемы за счет возможных изменений топологии программируемой логики. FPGA тактируется с частотой 100 МГц и конфигурируется автоматически при помощи микросхемы серии EPCS4N.

Первичная буферизация регистрируемого потока данных в схеме рис. 6 осуществляется за счет применения двух микросхем синхронной статической памяти с произвольным доступом с емкостью в 2097152 байтовых слов каждая (CY7C1381KV33-133AXI). Отказ от использования микросхем FIFO-буферов, которые применялись в схеме из [8], с одной стороны, усложнил топологию разрабатываемой печатной платы и логику ее работы. Но с другой стороны это позволило значительно увеличить степень буферизации и повысить устойчивость системы к возможным задержкам в передаче данных через компьютерный интерфейс. Кроме того, это позволило значительно снизить стоимость элементной базы.

Буфер памяти, в который записывается последовательность данных режима поперечного сканирования, синхронизированного с потоком регистрируемых А-сканов, в схеме рис. 6 организован за счет применения микросхемы асинхронной статической памяти с произвольным доступом емкостью 524288 двухбайтовых слов (IS61W51216EDBLL-10TLI). Эти данные используются для синтеза сигналов управления сканирующим зеркалом при помощи двухканального цифроаналогового преобразователя (DAC8802IPW).

Стоит отметить, что в данной о.к.т.-системе предполагается применение методов подавления

автокорреляционных артефактов, зеркальных артефактов и артефактов движения. Такие методы описаны в работе [9]. Для этого зеркало в опорном плече (2 на рис. 1) подвижно в направлении оптического пучка. Изменение его положения предназначено для изменения длины пробега опорной волны. Такая модуляция применяется для получения спектра интерференционного сигнала в комплексном виде [9]. Поэтому еще один цифроаналоговый преобразователь (AD9708ARU) в схеме рис. 6 используется для синтеза сигнала управления модуляцией длины опорного плеча. Последовательность этих данных хранится во внутреннем блоке памяти программируемой вентильной матрицы.

Помимо вентильной матрицы с межплатным разъемом, соединяемым с контроллером CYUSB3014, связана микросхема программируемого запоминающего устройства с интерфейсом I²C (M24M02). Она предназначена для хранения настраиваемых параметров о.к.т.-системы и таблиц, используемых в процедурах синтеза о.к.т.-изображений.

Связь основного модуля сбора данных и управления спектральной о.к.т.-системы с сенсором линейного сканирования, расположенным в спектрометрическом блоке, осуществляется посредством специально разработанного гибкого шлейфа (рис. 5). Он обеспечивает необходимое для скоростной передачи согласование по импедансу.

В предыдущем варианте, описанном в работе [8], непрерывная передача последовательности А-сканов осуществлялась за счет работы двухпортовой асинхронной микросхемы FIFO. В случае, когда из-за задержек в работе операционной системы, программного обеспечения или аппаратной части USB-интерфейса происходило пере-

полнение FIFO-буфера, такая ситуация рассматривалась как исключительная и аварийная. При этом сбор данных останавливался, и программное обеспечение сообщало пользователю об ошибке. Работа возобновлялась перезапуском процедуры сканирования. Такой режим работы использовался потому, что для правильного синтеза о.к.т.-изображения необходима целостность всех исходных данных В-скана [9]. Такой режим был приемлем для исследования наружных биотканей, но в случае системы о.к.т.-визуализации внутриглазных структур от такого подхода пришлось отказаться. Во-первых, как упоминалось выше, целостность исходных данных текущего В-скана может быть нарушена из-за движений глаза и моргания. И такое событие нельзя рассматривать как аварийную ситуацию. Во-вторых, в случае разрабатываемой системы скорость потока данных такова, что не всякая вычислительная платформа способна поддерживать такую среднюю скорость приема данных по каналу USB 3.0 на протяжении длительного времени. Нарушение целостности данных вследствие движения глаза предполагалось оценивать по изменению коэффициента взаимной корреляции соседних А-сканов. Для отслеживания нарушения целостности данных вследствие переполнения внутреннего буфера данные каждого А-скана снабжались его порядковым номером в потоке с момента старта сканирования. Для этого в схеме вентильной матрицы был реализован 24-разрядный счетчик.

Был организован следующий порядок считывания данных из двух микросхем памяти в интерфейс контроллера CYUSB3014 для передачи в USB-канал. Вначале считывание происходило из микросхемы, которая в текущий момент была непустая. В это время новые данные А-сканов, непрерывно получаемые из сенсора, записывались в другую микросхему. После того, как считываемая микросхема “опустошалась”, считывание начиналось из другой микросхемы, а запись переключалась в “опустевшую” микросхему.

Для обеспечения работоспособности о.к.т.-системы было разработано специализированное встроенное программное обеспечение. Оно было предназначено для функционирования контроллера CYUSB3014 в заданном режиме, а также для организации необходимого интерфейса связи и необходимого комплекса управляющих команд по каналу USB 3.0. Это программное обеспечение было разработано с учетом особенностей процессорной архитектуры ARM9. Для создания этого программного обеспечения использовалась среда кроссплатформенной разработки Eclipse и язык программирования C/C++. Соответствующий бинарный управляющий код записывался в микросхеме EEPROM на плате CYUSB3KIT-003. После подачи питания контроллер CYUSB3014 автоматически использовал данный код для загрузки.

Это встроенное программное обеспечение функционирует как многозадачная операционная система реального времени (RTOS) и обеспечивает конфигурирование контроллера CYUSB3014 как USB-устройства, инициализацию основной шины контроллера (GPIF II), инициализацию канала I²C и каналов прямого доступа к памяти (DMA) для связи шины GPIF II с входным и выходным USB-потоками. Кроме того, в рамках функционирования этого встроенного программного обеспечения организована соответствующая реакция устройства на запросы командного USB-потока.

РЕЗУЛЬТАТЫ ТЕСТИРОВАНИЯ СПЕКТРОМЕТРИЧЕСКОГО УЗЛА

Для тестирования описанного здесь широкополосного скоростного оптического спектрометрического узла было разработано программное обеспечение для операционной системы Microsoft Windows, которое имитировало полный цикл асинхронного сбора данных спектрометра, процедуры анализа целостности исходных данных и процедуры синтеза о.к.т.-изображений. Стоит отметить, что процедура синтеза о.к.т.-изображений включает в себя довольно сложный комплекс вычислений, предназначенный для подавления автокорреляционных и зеркальных артефактов [9], артефактов движения [3, 4, 9, 10], артефактов, вызванных материальной дисперсией [2, 11], артефактов, вызванных механическими резонансами исполнительных устройств [12] и особенно системами радиотехнических каналов [13].

Один из вариантов программного обеспечения использовал для основных операций вычислительную мощность многоядерного центрального процессора. В этом случае основная масса исходных данных спектрометра сохранялась в необработанном виде (за исключением проверки целостности данных), а для контрольной визуализации синтезировалась лишь часть В-сканов. Другой вариант программного обеспечения использовал для параллельных асинхронных вычислений графический процессор. За счет этого обеспечивался полный комплекс обработки всего входного потока данных в реальном времени.

Применение этого комплекса программ позволило экспериментально подтвердить заявленные технические характеристики разработанного спектрометрического узла спектральной системы о.к.т.-визуализации внутриглазных структур. Кроме того, было установлено, что разработанная система сбора данных и управления в совокупности с разработанными компьютерными программами обеспечивает скорость работы разрабатываемой о.к.т.-системы не менее чем 78 000 А-сканов/с.

В этом программном обеспечении асинхронный сбор данных и комплекс параллельных вы-

числений был разработан с использованием метода взаимной синхронизации вычислительных потоков, описанного в работе [14].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанная широкополосная спектрометрическая скоростная система не вносит дополнительных ограничений в продольную разрешающую способность о.к.т.-системы. При этом обеспечивается возможность для достижения общей разрешающей способности системы визуализации на уровне единиц микрометров.

Разработанный электронный модуль сбора данных и управления системы о.к.т.-визуализации внутриглазных структур с интерфейсом USB 3.0 обеспечивает скорость работы о.к.т.-системы до 78000 А-сканов/с при размере А-скана в 2048 элементов, что превышает скорость информационных потоков у современных аналогов в 1.5–2 раза. При этом обеспечена его работоспособность на фоне вычислительно-сложных процедур синтеза непрерывного потока о.к.т.-изображений в реальном времени, что позволяет обеспечить интерактивный режим использования системы о.к.т.-визуализации.

ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Работа выполнена при финансовой поддержке в рамках государственного задания Института прикладной физики РАН (проект № 0030-2021-0013) (в части разработки и макетирования электронных схем) и Российского научного фонда в рамках проекта № 17-72-20249 (в части разработки алгоритмов асинхронного сбора данных и синтеза о.к.т.-изображений в реальном времени).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Optical coherence tomography: Technology and applications / Ed. W. Drexler, J.G. Fujimoto. Cham: Springer, 2015.
<https://doi.org/10.1007/978-3-319-06419-2>
2. Геликонов Г.В., Геликонов В.М. // Изв. вузов. Радиофизика. 2018. Т. 61. № 2. С. 150.
3. Gelikonov G.V., Shilyagin P.A., Ksenofontov S.Yu., Terpelov D.A., Gelikonov V.M., Moiseev A.A. // Proc. SPIE. 2020. V. 11228. P. 112282V.
<https://doi.org/10.1117/12.2545966>
4. Ksenofontov S.Yu., Shilyagin P.A., Terpelov D.A., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. // Frontiers of Optoelectronics. 2020. V. 13. № 4. P. 393.
<https://doi.org/10.1007/s12200-019-0951-0>
5. Fercher A.F. // J. Biomedical Optics. 1996. V. 1. № 2. P. 157.
<https://doi.org/10.1117/12.231361>
6. Michelson A.A. // American J. Science. 1881. V. 22. P. 120.
<https://doi.org/10.2475/ajs.s3-34.203.333>
7. Шилягин П.А., Ксенофонтов С.Ю., Моисеев А.А., Терпелов Д.А., Маткивский В.А., Касаткина И.В., Мамаев Ю.А., Геликонов Г.В., Геликонов В.М. // Изв. вузов. Радиофизика. 2017. Т. 60. № 10. С. 859.
8. Терпелов Д.А., Ксенофонтов С.Ю., Геликонов Г.В., Геликонов В.М., Шилягин П.А. // ПТЭ. 2017. № 6. С. 94.
<https://doi.org/10.7868/S0032816217060143>
9. Ксенофонтов С.Ю., Шилягин П.А., Терпелов Д.А., Новожиллов А.А., Геликонов В.М., Геликонов Г.В. // ПТЭ. 2020. № 1. С. 136.
<https://doi.org/10.31857/S003281622001005X>
10. Геликонов Г.В., Ксенофонтов С.Ю., Шилягин П.А., Геликонов В.М. // Изв. вузов. Радиофизика. 2019. Т. 62. № 3. С. 252.
11. Matkivsky V.A., Moiseev A.A., Ksenofontov S.Yu., Kasatkina I.V., Gelikonov G.V., Shabanov D.V., Shilyagin P.A., Gelikonov V.M. // Frontiers of Optoelectronics. 2017. V. 10. № 3. P. 323.
<https://doi.org/10.1007/s12200-017-0736-2>
12. Ксенофонтов С.Ю., Моисеев А.А., Маткивский В.А., Шилягин П.А., Василенкова Т.В., Геликонов В.М., Геликонов Г.В. // ПТЭ. 2020. № 5. С. 104.
<https://doi.org/10.31857/S0032816220040291>
13. Ксенофонтов С.Ю., Терпелов Д.А., Геликонов Г.В., Шилягин П.А., Геликонов В.М. // Изв. вузов. Радиофизика. 2019. Т. 62. № 2. С. 167.
14. Ксенофонтов С.Ю. // ПТЭ. 2019. № 3. С. 17.
<https://doi.org/10.1134/S0032816219030078>