

Волоконно-оптические реализации метода кросс-поляризационной оптической когерентной томографии для эндоскопических исследований

В.М.Геликонов, Г.В.Геликонов

Дано сравнительное описание двух систем кросс-поляризационной оптической когерентной томографии, основанных на сохраняющих и не сохраняющих поляризацию оптических волокнах и предназначенных для эндоскопических исследований биологических объектов in vivo. Сравниваются чувствительности обеих систем при приеме рассеянного света с исходной и ортогональной поляризациями в средах с локальными микромасштабными оптически анизотропными неоднородностями.

Ключевые слова: кросс-поляризационная оптическая когерентная томография, одномодовое оптическое волокно, ортогонально поляризованные моды.

1. Введение

Оптическая когерентная томография (ОКТ) является неинвазивным методом исследования внутренней структуры поверхностных слоев биоткани в ближнем ИК диапазоне с пространственным разрешением 1–15 мкм [1]. Исследование структуры слизистых и серозных тканей внутренних органов человека методом ОКТ стало возможным после создания гибких эндоскопических миниатюрных зондов с поперечным электромеханическим сканированием [2]. Одним из направлений ОКТ-исследований, позволяющим получать дополнительную информацию о структуре и состоянии биологической ткани, являются поляризационные методы [3–25], реализация которых в эндоскопической ОКТ-диагностике позволит повысить информативность и специфичность исследований in vivo.

В свете, рассеянном назад от биологической ткани, могут наблюдаться регулярные и нерегулярные изменения состояния поляризации. Так, в некоторых видах биоткани с наличием регулярных структур существует зависимость средней скорости оптической волны от направления электрического вектора – оптическое двулучепреломление [26]. Это приводит к изменению состояния поляризации рассеянных назад волн. Поскольку в методе ОКТ осуществляется локальный прием рассеянного излучения, то оптическое двулучепреломление может быть определено как функция глубины наблюдения. На этом принципе основан метод поляризационно-чувствительной ОКТ, который позволяет получать изображения двулучепреломления в упорядоченной биологической ткани [3–5, 7, 10, 16, 17] и параметров Стокса рассеянного света [9, 11, 15] как функции глубины. Величина двулучепреломления в биологической ткани может быть, в частности, оптическим маркером для оценки состояния ожо-

говых тканей [4, 5, 7], для ранней диагностики глаукомы [21] и т. п.

В большинстве видов биоткани двулучепреломление слабое и не обнаруживается методом ОКТ. При этом может наблюдаться рассеяние в ортогональную поляризацию на отдельных хаотически ориентированных случайных неоднородностях [6, 8]. Степень такого рассеяния зависит от структуры, анизотропии и размера оптических неоднородностей и определяется как видом, так и состоянием биоткани. В работах [27, 28] были обнаружены различия и особенности в рассеянии света в ортогональную поляризацию при воспалительных процессах, а также в рубцовой и раковой тканях пищевода, что связывалось с состоянием коллагена. Эти виды биоткани в обычных ОКТ-изображениях выглядят как бесструктурные. Получение и сравнение изображений поперечной картины рассеяния в биологической ткани в исходной и строго ортогональной поляризациях является основой другого, менее исследованного метода ОКТ, который можно назвать кросс-поляризационной томографией (КП ОКТ) [6, 8, 13, 27–29].

В поляризационно-чувствительных методах предъявляются высокие требования к оптической схеме для обеспечения достаточно малой оптической связи между обоими каналами приема света с ортогональными поляризациями. В наибольшей мере это относится к методу КП ОКТ, в котором информативный сигнал кросс-поляризационного рассеяния наблюдается в большом динамическом диапазоне на фоне шума [6, 8]. Базовая оптическая схема [6] основана на открытом зеркальном интерферометре с дискретными элементами, в каждом из плеч которого состояние поляризации может контролироваться с высокой точностью. Оптическое волокно, использование которого в методах ОКТ продиктовано необходимостью обеспечения изгибов сигнального плеча и компактности оптической схемы, является источником фазовых искажений, тем не менее оно применяется в ряде поляризационно-чувствительных методов. Так, одномодовое волокно служит для фильтрации пространственно некогерентного света, исходящего из сигнального и опорного плеч в схеме направленного детектора [5, 6].

В.М.Геликонов, Г.В.Геликонов. Институт прикладной физики РАН, Россия, 603950 Нижний Новгород, ул. Ульянова, 46; e-mail: gelikon@ufl.appl.sci-nnov.ru, grig@ufl.appl.sci-nnov.ru

Поступила в редакцию 1 апреля 2008 г., после доработки – 30 мая 2008 г.

В световедущих трактах установок для поляризационно-чувствительной ОКТ следующего поколения использовались интерферометры на одномодовом изотропном оптическом волокне [11, 16, 17]. В таких интерферометрах принимались меры по снижению влияния случайного двулучепреломления, вызванного в изотропном волокне эллиптичностью сердцевины и нециркулярным распределением напряжений. Для этого применялись либо методы компенсации собственного и наведенного двулучепреломления, либо модуляция состояния поляризации [11]. Обычные ОКТ-интерферометры на сохраняющем поляризацию (СП) волокне не могут быть использованы в описанном выше варианте поляризационно-чувствительной ОКТ из-за большой разности фазовых набегов в собственных ортогональных волнах, при которой эти волны становятся некогерентными. Однако ОКТ-интерферометры на таком волокне могут применяться в КП ОКТ-методе, не требующем устранения поляризационно-модовой дисперсии [8]. К числу недостатков поляризационно-чувствительных схем с использованием поляризационно-устойчивого волокна можно отнести усложнение кросс-корреляционной функции интерферометра, вызванное паразитной связью между нормальными модами.

В настоящей работе изложены результаты разработки эффективных схем для КП ОКТ с последовательным приемом, основанных на сохраняющем поляризацию и изотропном волокнах. Эти схемы могут быть использованы также и для измерения двулучепреломления.

2. Двухполяризационная реализация КП ОКТ-метода на СП волокне с последовательным приемом при линейной поляризации зондирующей волны

Сохраняющее поляризацию волокно первоначально использовалось в одноканальной схеме временного ОКТ-метода с целью устранения влияния изгибов сигнального плеча на процесс измерений и создания новых

методов поперечного сканирования [30]. Это позволяло развивать эндоскопические приложения метода [2]. В первой волоконной реализации КП ОКТ-метода, когда объект зондировался линейно поляризованным светом, а сигналы в исходной и ортогональной поляризациях принимались поочередно, исследовались только неподвижные образцы [8]. При этом для приема света в поляризации, ортогональной к зондирующей, в опорное плечо интерферометра Майкельсона помещалась 45-градусная фарадеевская ячейка [8, 28]. При работе же с подвижными (живыми) объектами прием рассеянного света в исходной и ортогональной поляризациях необходимо осуществлять одновременно. Такой двухканальный корреляционный прием, основанный на различии в скоростях собственных поляризационных волн СП волокна, позволил реализовать варианты как поляризационно-чувствительной, так и кросс-поляризационной томографии.

Схема экспериментальной установки для реализации указанных методов на основе волоконно-оптического интерферометра Майкельсона представлена на рис.1. ИК излучение СЛД ($\lambda = 950$ нм, $\Delta\lambda = 60$ нм) проходило вначале через оптическую развязку и участок схемы на изотропном волокне. При помощи первого контроллера поляризации Лефевра (КП1) [31] линейная компонента излучения ориентировалась по оси максимального пропускания поляризатора. С помощью ПК2 линейно поляризованное излучение ориентировалась на входе в интерферометр по одной из собственных анизотропных осей СП волокна. В опорное плечо помещалась фазовая пластинка $\lambda/4$, развернутая под углом 22.5° к оси одной из собственных волн. При этом при обратном ходе волны создавалась дополнительная ортогональная компонента света, равная по интенсивности опорной волне с исходной поляризацией.

В первом канале принимался свет, который проходил через сигнальное и опорное плечи интерферометра в обоих направлениях с исходной линейной x -поляризацией. Во втором (ортогональном) канале свет в прямом направлении в обоих плечах интерферометра проходил также в

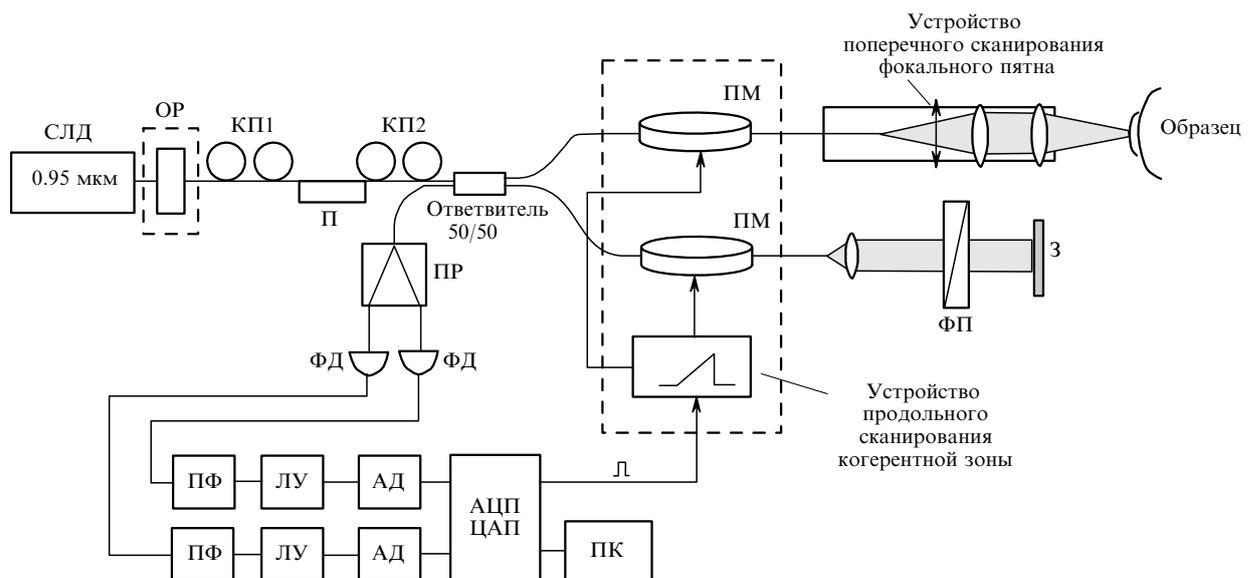


Рис.1. Экспериментальная установка для КП ОКТ:

СЛД – суперлюминесцентный диод; ОР – оптическая развязка; КП1, КП2 – контроллеры поляризации; ПМ – пьезоволоконные модуляторы; ФП – фазовая пластинка (фарадеевская ячейка); З – зеркало; П – поляризатор; ПР – поляризационный расщепитель; ФД – фотодиоды; ПФ – полосовые фильтры; ЛУ – логарифмические усилители; АД – амплитудные детекторы; ПК – персональный компьютер.

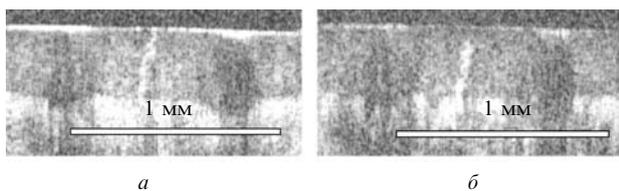


Рис.2. КП ОКТ-изображения кожи пальца в исходной (а) и ортогональной (б) поляризациях.

х-поляризации. На обратном пути состояние поляризации в обоих плечах изменялось на ортогональное (у), в результате чего свет проходил иной, чем в первом канале, суммарный оптический путь. В каждом из плеч интерферометра (с длинами $L_f = 12$ м) оптическая разность хода волн с ортогональными поляризациями $\Delta L_p = L_f \Delta n_f = 2.4$ мм намного превышала длину когерентности $L_c = 12$ мкм (здесь $\Delta n_f = 2 \times 10^{-4}$ – разность показателей преломления для медленной и быстрой волн СП волокна). Это обеспечивало высокую оптическую развязку между каналами, что и необходимо для КП ОКТ-исследований. При этом волны каждой из ортогональных поляризаций интерферировали независимо, но при одной и той же разности оптических путей в плечах интерферометра. Отметим, что длина плеч интерферометра определялась, в основном, длиной волокна, используемого в пьезоволоконных линиях задержки [32]. Далее волны с ортогональными поляризациями раздельно направлялись на два фотоприемника поляризационным расщепителем и параллельно проходили стадии радиотехнической и цифровой обработки по двум независимым идентичным каналам. Двумерные изображения картины рассеяния в обеих поляризациях визуализировались на дисплее компьютера как по отдельности, так и с наложением друг на друга в дополнительных цветах. Точное совмещение элементов изображения обусловлено одновременностью приема сигналов.

Наибольшая информативность метода КП ОКТ достигалась при максимальном динамическом диапазоне сигнала в ортогональном канале при приеме сигнала на темновом уровне. Для этого было сведено к минимуму влияние не связанных с рассеянием паразитных когерентных волн, обусловленных несовершенством оптического тракта. Кроме того, за счет оптической развязки эффективно устранялось влияние некогерентной реакции на СЛД обратнорассеянных интерферирующих волн. В результате принятых мер динамический диапазон сигнала в ортогональном канале достигал 35–40 дБ, что позволяло осуществлять прием света на уровне шумов. Достоинством этой схемы является постоянство линейной поляризации зондирующей волны, что дало возможность определить ориентацию собственных осей анизотропии биологического объекта. На рис.2 приведены демонстрационные КП ОКТ-изображения кожи (без усреднения по А- и В-сканам) в исходной линейной и в ортогональной поляризациях, полученные при помощи прижатого к поверхности пальца эндоскопического зонда.

3. Реализация КП ОКТ-метода на изотропном волокне

Важным аспектом при разработке эндоскопических приложений ОКТ-метода является взаимозаменяемость эндоскопических зондов, которую трудно обеспечить в

описанной выше схеме из-за большой длины плеч интерферометра и недостаточной стабильности параметров СП волокна. Взаимозаменяемость можно обеспечить, перейдя на оптическую схему на изотропном волокне, в которой к интерферометру Майкельсона, используемому только как коррелятор, добавлен измерительный интерферометр Физо [33]. В интерферометре Физо суммируются волны, отраженные от торца изотропного волокна зонда и от исследуемого объекта с оптической разностью хода около 2 см. Поскольку эта разность образуется, в основном, в воздушном промежутке интерферометра Физо и в линзовой системе, то зонды легко воспроизводимы.

Особенной проблемой при реализации ОКТ-метода на изотропном волокне является осуществление возможности поляризационных измерений. Действительно, из-за возможных движений зонда в процессе измерений состояние поляризации исходной зондирующей волны является произвольным, эллиптическим и не постоянным во времени. Вследствие этого необходимо не только создать адаптивную ортогональную опорную волну, но и осуществить в приемном тракте раздельный независимый прием интерференционных сигналов в обеих ортогональных поляризациях.

Реализация метода КП ОКТ на изотропном волокне базируется на двух основополагающих идеях [34]. Во-первых, как следует из теорем эквивалентности поляризационной оптики и оптики одномодовых световодов [35], в случае когерентного излучения изотропное одномодовое волокно при любых фазовых возмущениях характеризуется двумя нормальными линейными ортогонально поляризованными волнами. Легко показать, что при любых фазовых возмущениях и в отсутствие анизотропных потерь две волны (не только нормальные) сохраняют свою ортогональность при распространении в одномодовом волокне, несмотря на изменение состояния поляризации. Действительно, при любых фазовых возмущениях и в отсутствие анизотропных потерь матрица Джонса \hat{A} такой оптической системы является унитарной. Если на вход волокна, которое описывается матрицей \hat{A} , поступает эллиптически поляризованная волна E_u с произвольно ориентированной главной осью эллипса и ортогональная ей волна E_v , для которых выполняется условие ортогональности ($E_u, E_v = 0$), то для выходных волн с векторами $E_u^{\text{out}} = \hat{A}E_u$ и $E_v^{\text{out}} = \hat{A}E_v$ также будет выполняться условие ортогональности: $(E_u^{\text{out}}, E_v^{\text{out}}) = (\hat{A}E_u, \hat{A}E_v) = (E_u, E_v) = 0$, поскольку скалярное произведение двух векторов сохраняется при умножении на унитарный оператор [36].

Отметим, что в условиях, когда разность хода ортогональных мод не превышает длины когерентности, это справедливо и для низкокогерентного излучения. В рассматриваемом методе КП ОКТ ортогональность волн в изотропном волокне, разумеется, должна сохраняться не только для регулярных, но и для рассеянных назад волн.

Вторая идея заключается в создании на входе в оптическую схему двух строго ортогонально поляризованных волн с определенной задержкой между когерентными пучками. В общем случае эти волны могут обладать произвольной эллиптичностью в случае их взаимной ортогональности. Далее, при использовании в зонде оптической схемы интерферометра Физо, каждую из двух волн можно разделить на опорную и зондирующую без

изменения состояния их поляризации. Обе эти идеи позволили реализовать метод КП ОКТ на основе волоконно-оптической схемы, представленной на рис.3. Описание прототипа оптической схемы приведено в [37].

Оптическая схема, которая содержит измерительный интерферометр Физо, общую оптическую часть для сигнальной и опорной волн [38], а также автокоррелятор, основанный на интерферометре Майкельсона с фарадеевскими зеркалами [39, 40], изготовлена на основе изотропного одномодового волокна SMF-28. В интерферометре Физо обе волны ($\lambda = 1300$ нм, $\Delta\lambda = 35$ нм), отраженные от торца волокна, создают систему двух ортогональных опорных волн с заданной задержкой, что позволяет осуществить гетеродинный прием слабого рассеянного света с тем же состоянием поляризации и со стабильной видностью интерференционной картины. В первом известном нам применении волоконно-оптического варианта интерферометра Физо были проведены измерения субангстремных вибраций [38]. Автокоррелятор, основанный на интерферометре Майкельсона с фарадеевскими зеркалами, изотропен и одинаково эффективен при любом входном состоянии поляризации. Отметим, что метод компенсации произвольной анизотропии в оптических одномодовых волноводах за счет использования фарадеевского зеркала, впервые был предложен и продемонстрирован в наших работах [41, 42]. Позднее этот метод исследовался в [43–47].

Работа схемы происходит следующим образом. Частично поляризованное излучение от СЛД подается по одномодовому волокну на КП1. При помощи последнего на входе формирователя задержки (ФЗ) поляризационной моды, образованного из отрезка двулучепреломляющего волокна, возбуждаются две взаимно когерентные ортогональные линейно поляризованные волны x_0E_x , y_0E_y с одинаковыми интенсивностями. Эти волны являются собственными нормальными волнами СП волокна (обозначения в сопровождающей системе координат). Ортогональные волны проходят в ФЗ оптические

пути разной длины, причем цуг быстрой волны x_0E_x обгоняет цуг медленной волны y_0E_y на фиксированный базовый интервал ΔL , слегка (на 10%–20%) превышающий глубину А-скана (в нашей установке $\Delta L = 2$ мм). Большое собственное двулучепреломление этого отрезка СП волокна обеспечивает отсутствие паразитных когерентных волн на выходе ФЗ, с которого свет вводится в основную оптическую схему, собранную на одномодовом волокне, и возбуждает на ее входе ортогонально поляризованные волны x_0E_x и y_0E_y с той же разностью оптического хода. В процессе распространения в оптической схеме состояние поляризации волн E_u , E_v в общем случае становится эллиптическим с изменением наклонов больших осей. Однако, несмотря на различные воздействия на волокно и его изгибы, ортогональность волн сохраняется.

Рассмотрим структуру отраженных волн в интерферометре Физо длиной ΔL_F , образованном торцом волокна зонда и объектом. Для упрощения изложения введем на выходе зонда декартовую систему координат (x, y) , ориентированную вдоль больших осей эллипсов поляризации выходных ортогонально поляризованных волн. Для наглядности заменим также ортогональные эллиптические волны на выходе зонда ортогональными линейными волнами с электрическими векторами, ориентированными вдоль больших осей эллипсов поляризации (см. пример в левой части рис.4 в рамке). Условно обозначим состояние этих ортогонально поляризованных волн как xrE_x и yrE_y .

Далее через порты 1 и 2 циркулятора свет вводится в одномодовое волокно зонда, который выделен на рис.3 штриховой линией. Отражающий торец волокна имеет небольшой наклон, обеспечивающей получение определенной доли (пропорциональной коэффициенту отражения r^2) света. В результате этого отражения образуются две опорные волны xrE_x и yrE_y с той же оптической разностью хода ΔL (рис.4). Подбором величины r (одна из мер) осуществляется предварительное снижение избы-

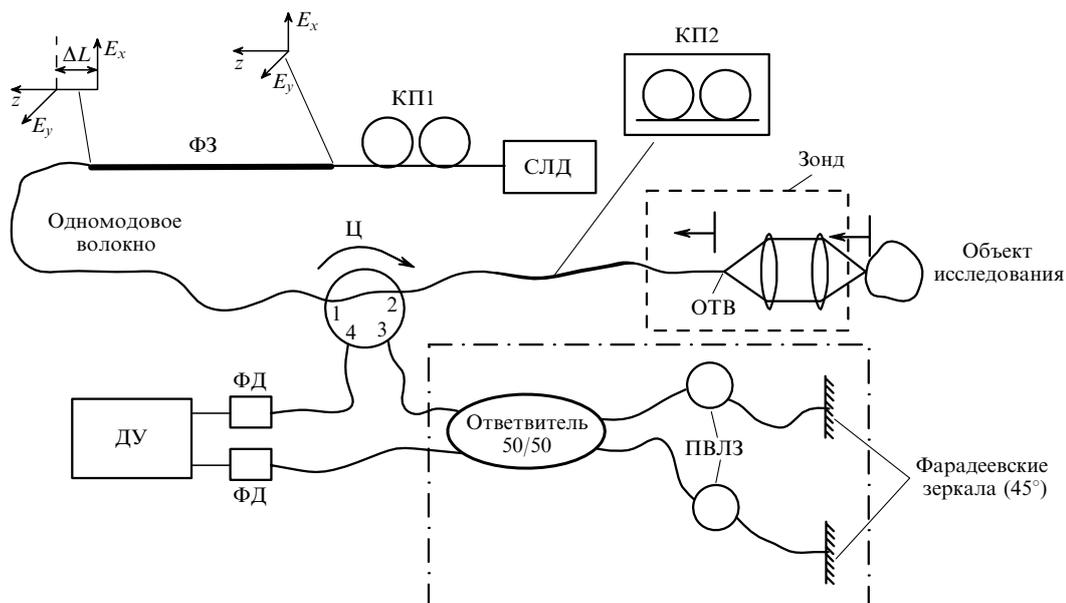


Рис.3. Оптическая схема КП ОКТ:

СЛД – суперлюминесцентный диод; КП1, КП2 – контроллеры поляризации; ФЗ – формирователь задержки поляризационной моды, состоящий из отрезка двулучепреломляющего волокна; Ц – четырехпортовый циркулятор; ОТВ – отражающий торец волокна; ПВЛЗ – пьезоволоконные линии задержки; ФД – фотодиоды; ДУ – дифференциальный усилитель. Штриховой рамкой выделен зонд, а штрихпунктирной – компенсирующий интерферометр Майкельсона, который также осуществляет продольное А-сканирование.

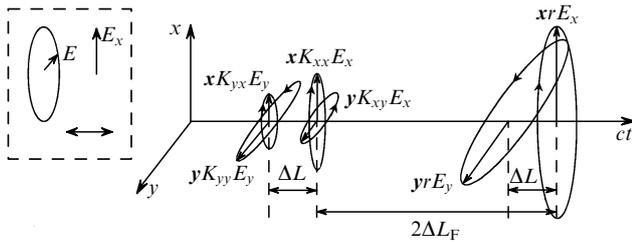


Рис.4. Разности хода опорных и рассеянных волн.

точного шума [48]. Большая же часть света фокусируется на образец линзовой системой. В общем случае порция рассеянного назад излучения содержит четыре волны (рассмотрение проведем в лабораторной системе координат). Так, рассеяние назад волны $x E_x$ создает волны $x K_{xx} E_x$ и $y K_{yx} E_x$ с исходной и ортогональной поляризациями, а рассеяние назад волны $y E_y$ – волну $y K_{yy} E_y$ с той же поляризацией и волну $x K_{yx} E_y$ с ортогональной поляризацией. Для хаотической среды коэффициенты рассеяния по полю в исходную и ортогональную поляризации $K_{xx} = K_{yy}$ и $K_{xy} = K_{yx}$. Обе группы рассеянных волн, которые поступают на вход в волокно, имеют ту же базовую задержку ΔL относительно друг друга, что и задержка между опорными волнами. Относительная задержка начала группы опорных волн относительно группы рассеянных волн равна удвоенной длине интерферометра Физо $2\Delta L_F$. Обе порции излучения, пройдя порты 2 и 3 циркулятора, поступают на интерферометр Майкельсона, образованный ответвителем 50/50 и плечами на одномодовом волокне с фарадеевскими зеркалами на концах. Схема относительных задержек для опорных и рассеянных образцов волн на обратном пути перед вводом в интерферометр Майкельсона показана на рис.4.

Для компенсации исходной задержки интерферометр Майкельсона настроен с начальной разностью оптических путей в плечах $2\Delta L_F - \Delta L$. При изменении этой разности последовательно и с постоянной скоростью восстанавливается взаимная когерентность цугов с соответствующим доплеровским сдвигом их оптических спектров. Модуляция разности оптических путей в плечах интерферометра Майкельсона осуществляется при помощи пьезоволоконных линий задержки [32]. Суммарные волны с одного выхода интерферометра подаются на первый фотодиод, а со второго – через порты 3 и 4 циркулятора на второй фотодиод. Сигналы на частоте доплеровского сдвига вычитаются далее в дифференциальном усилителе, что, как известно, приводит к удвоению противофазных сигналов интерференции и к вычитанию синфазных компонент помех и шумов.

Рассмотрим механизм образования сигналов с ортогональными поляризациями при последовательном получении А-сканов в глубину объекта при помощи интерферометра Майкельсона. Фактически это способ выделения каналов приема света, рассеянного в волну с исходной и ортогональной поляризациями. Как показано выше, две группы опорных и рассеянных волн со взаимным пространственным сдвигом $2\Delta L_F$, распространяясь по одномодовому волокну, приходят к интерферометру Майкельсона, сохранив состояния когерентности и ортогональности, но имея произвольное состояние поляризации. В интерферометре Майкельсона использован изотропный ответвитель 50/50, благодаря чему волны на начальных участках волокон в плечах интерферометра имеют одинаковые состояния поляризации. Как известно, при использовании 45-градусных фарадеевских зеркал в интерферометре Майкельсона состояние поляризации волн на его выходе отличается от состояния поляризации на его входе лишь поворотом на 90° [41, 42]. Вследствие этого в соответствующих группах рассеянных и опорных волн сохраняется состояние взаимной ортогональности.

Компенсация разности хода между когерентными компонентами в исходной и ортогональной поляризациях обеспечивается управлением разностью плеч интерферометра Майкельсона. Как следует из рис.4, при задержке $2\Delta L_F - \Delta L$ опорная волна $y r E_y$ с исходной поляризацией будет интерферировать с полем волны $y K_{yx} E_x$, рассеянной в ортогональную поляризацию (ортогональный канал). При задержке $2\Delta L_F$ опорные и рассеянные волны с исходными поляризациями будут интерферировать попарно: $x r E_x$ и $x K_{xx} E_x$, а также $y r E_y$ и $y K_{yy} E_y$ (параллельный канал). Интерференция между опорной волной $x r E_x$ и рассеянной волной $x K_{yx} E_y$ будет наблюдаться при задержке $2\Delta L_F + \Delta L$ (второй ортогональный канал). При оценке коэффициентов рассеяния необходимо учесть, что в случае задержки $2\Delta L_F$ интерферируют две пары волн, а при задержках $2\Delta L_F - \Delta L$ и $2\Delta L_F + \Delta L$ – лишь по одной паре. Необходимо учесть также наличие небольшой некогерентной составляющей в опорной волне ортогональных каналов, обусловленной неполной поляризацией источника света. Очевидно, что если глубина продольного сканирования перекроет не только одну, но и две или три обозначенные задержки, то при одном увеличенном А-скане будут последовательно отображаться две или три интерференционные картины.

На рис.5 сверху вниз по направлению сканирования (z) в ортогональной и основной поляризациях представлены КП ОКТ-изображения вакуумной смазки (а), сухожилия цыпленка (б) и кожи пальца человека (в). Верхнее изобра-

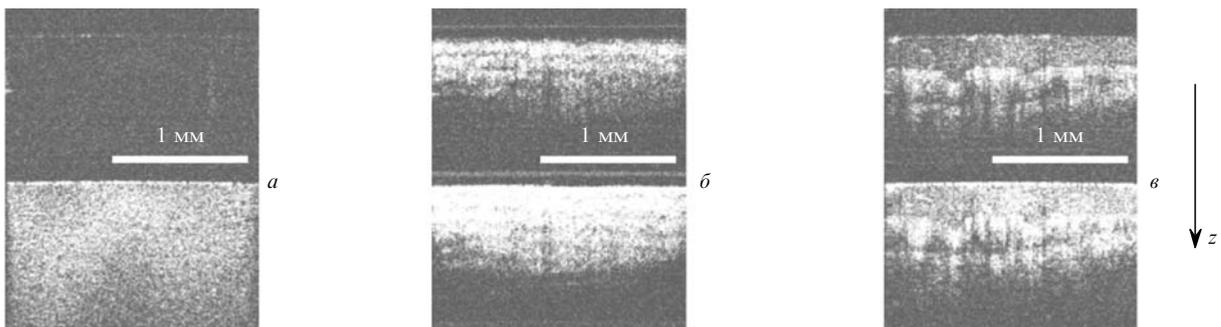


Рис.5. Образцы КП ОКТ-изображений вакуумной смазки (а), сухожилия цыпленка (б) и кожи пальца человека (в).

жение соответствует интерференции волн yrE_y и $yK_{xy}E_x$, нижнее – сумме интерференций пар волн xrE_x и $xK_{xx}E_x$, а также yrE_y и $yK_{yy}E_y$. Как следует из рис.5,а, сигнал рассеяния в ортогональную поляризацию в модельной слабо деполаризующей среде – вакуумной смазке, практически отсутствует. По оценке этот сигнал определяется остаточным уровнем шумов, что соответствует высокому динамическому диапазону для приема в ортогональной поляризации (на уровне 40 дБ). Изображение сухожилия цыпленка (рис. 5,б) демонстрирует характерную модуляцию яркости, обусловленную сильным двулучепреломлением среды. Изображения двулучепреломляющей биологической ткани – кожи пальца в ортогональной и в исходной поляризациях (рис.5,в) – имеют лучшее качество, что характерно для метода КП ОКТ.

4. Оценка чувствительности ортогональных каналов приема в реализациях КП ОКТ-метода на сохраняющем поляризацию и изотропном волокнах

Схема КП ОКТ-метода, реализованная на СП волокне, обладает одинаковой чувствительностью в обоих поляризационных каналах при условии эффективной оптической развязки источника излучения от оптической схемы. На рис.6 показано, что при облучении модельного образца – плотной бумаги, пропитанной иммерсионной жидкостью, разность логарифмов интерференционных сигналов в обоих каналах практически равна нулю (кривая 1). Бумага зондировалась через поляризующую пластину, развернутую под углом 45° к линейно поляризованной зондирующей волне. Наблюдаемое небольшое отличие от нуля может быть вызвано неточностью уравнивания чувствительности каналов приема или особенностью микрооднородностей в области зондирования. Сигналы, принятые в разных каналах при зондировании того же образца без поляризатора, отличаются в среднем на ~ 4 дБ (кривая 2). Простая оценка показывает, что такое неравенство сигналов рассеяния в исходную линейную и в ортогональную поляризацию должно иметь место при равномерно распределенных по углу и пространству мик-

ронеоднородностях, рассеивающих свет как линейные диполи. Действительно, коэффициент рассеяния K_{xx} в исходную линейную поляризацию и коэффициент рассеяния K_{xy} в ортогональную поляризацию связаны соотношением

$$\frac{K_{xx}}{K_{xy}} = \frac{\int_0^{\pi/2} \cos^2 \psi d\psi}{\int_0^{\pi/2} \cos \psi \sin \psi d\psi} = \frac{\pi}{2},$$

где ψ – угол между ортом зондирующей волны x и случайно ориентированным диполем. Поскольку сигнал интерференции на нагрузке фотоприемника пропорционален полю, то разность продетектированных сигналов на выходе логарифматора

$$U_{xx} - U_{xy} = 20 \log(K_{xx}/K_{xy}) \approx 3.9 \text{ дБ},$$

что совпадает с результатом эксперимента.

Таким образом, при зондировании линейно поляризованной волной сигналы в ортогональном канале всегда меньше по крайней мере на 3.9 дБ. Равенство чувствительностей ортогональных каналов ($U_{xx} - U_{xy} = 0$) может быть выполнено только при зондировании волной с круговой поляризацией.

В схеме КП ОКТ-метода, реализованной на одномодовом волокне, равную чувствительность в обоих поляризационных каналах можно реализовать при выполнении двух условий: 1) зондирующая волна должна иметь круговую поляризацию и 2) необходимо суммировать сигнал от интерференции опорной (yrE_y) и рассеянной ($yK_{xy}E_x$) волн с сигналом от интерференции опорной (xrE_x) и рассеянной ($xK_{yx}E_y$) волн. При выполнении этих двух условий $U_{xx} - U_{xy} = 0$. Для экспериментальной проверки соотношения чувствительностей в ортогональных каналах на пути зондирующей волны устанавливался второй дополнительный контроллер поляризации (КП2) для управления состоянием поляризации зондирующей волны. На рис.6 представлено сигнал в случае круговой поляризации зондирующей волны и при приеме только половины рассеянного в ортогональную поляризацию света, т. е. при интерференции только опорной волны yrE_y с рассеянной волной $yK_{xy}E_x$. Соответствующая разность сигналов в двух каналах равна 6 дБ. Кривая 4 на рис.6 получена для случая, когда при помощи КП2 настроена линейная поляризация зондирующей волны и разность сигналов двух каналов больше еще на 4 дБ. При эллиптической поляризации зондирующей волны разность сигналов будет находиться между кривыми 3 и 4.

Таким образом, наибольшую чувствительность приема волны, рассеянной в ортогональную поляризацию, можно получить в оптической схеме на одномодовом волокне (рис.6) при круговой поляризации зондирующей волны и при одновременном приеме волн $yK_{xy}E_x$ и $xK_{yx}E_y$.

5. Заключение

Рассмотрены две волоконно-оптические схемы реализации поляризационного временного метода КП ОКТ, в которых возможны изгибы эндоскопического зонда в процессе измерений. Показано, что наиболее перспектив-

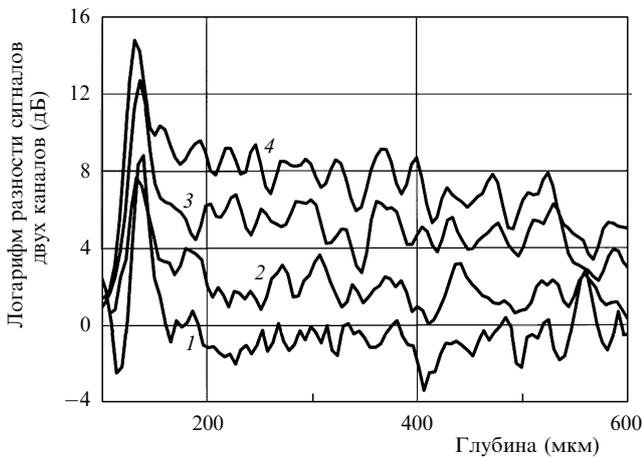


Рис.6. Разность сигналов от пропитанной иммерсионной жидкостью бумаги в двух ортогональных каналах приема для схемы на анизотропном волокне с установкой дополнительного поляризатора под углом 45° к электрическому вектору зондирующей волны (1) и без поляризатора (2), а также для схемы на одномодовом волокне в случае использования только одной опорной волны при круговой (3) и линейной (4) поляризациях зондирующей волны.

ной является оптическая схема на изотропном волокне, поскольку она не только позволяет легко осуществить взаимозаменяемость эндоскопических зондов, но и потенциально обладает максимальной и одинаковой чувствительностью при приеме рассеянного света в исходной и в ортогональной поляризациях. Эксперименты выявили высокую надежность метода, высокое качество изображений в обеих поляризациях и отсутствие каких-либо заметных артефактов. Метод позволяет получать высококачественные изображения параллельно и одновременно в обеих поляризациях с динамическим диапазоном, ограниченным только остаточным уровнем шума, и дает возможность использовать гибкие волоконные трассы на изотропном волокне во всей измерительной оптической схеме, что существенно упрощает производство и самого оптического когерентного томографа, и сменных зондов. С использованием рассматриваемого метода можно осуществлять не только последовательный съем информации при сканировании разностью плеч интерферометра, но и скоростной (параллельный), с применением перестраиваемых лазеров. Показано, что данная реализация метода КП ОКТ позволяет проводить исследования деполяризующих свойств биологических тканей, а также определять параметры двулучепреломления.

Разработанный авторами портативный прибор на изотропном волокне предназначен для реализации метода КП ОКТ в клинических условиях.

Работа частично поддержана Российским государственным контрактом 02.522.11.2002 от 27 апреля 2007 г., а также РФФИ (гранты № 07-02-01090 и 07-08-00803).

- 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., Fujimoto J.G. *Science*, **254**, 1178 (1991).
- Sergeev A.M., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Feldchtein F.I., Kuranov R.V., Gladkova N.D., Shakhova N.M., Snopova L.B., Shakhov A.V., Kuznetzova I.A., Denisenko A.N., Pochinko V.V., Chumakov Y.P., Streltsova O.S. *Opt. Express*, **1**, 432 (1997).
- Hee M.R., Huang D., Swanson E.A., Fujimoto J.G. *J. Opt. Soc. Am.*, **9**, 903 (1992).
- De Boer J.F., Milner T.E., van Gemert M.J.C., Nelson J.S. *Opt. Lett.*, **22**, 934 (1997).
- Everett M.J., Schoenenberger K., Colston B.W., Jr., Da Silva L.B. *Opt. Lett.*, **23**, 228 (1998).
- Schmitt J.M., Xiang S.H. *Opt. Lett.*, **23**, 1060 (1998).
- De Boer J.F., Srinivas S.M., Malekafzali A., Chen Z.P., Nelson J.S. *Opt. Express*, **3**, 212 (1998).
- Feldchtein F.I., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Iksanov R.R., Kuranov R.V., Sergeev A.M., Gladkova N.D., Ourutina M.N., Warren J.A., Jr., Reitze D.H. *Opt. Express*, **3**, 239 (1998).
- De Boer J.F., Milner T.E., Nelson J.S. *Opt. Lett.*, **24**, 300 (1999).
- De Boer J.F., Srinivas S.M., Park B.H., Pham T.H., Chen Z.P., Milner T.E., Nelson J.S. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, **5**, 1200 (1999).
- Saxer C.E., de Boer J.F., Park B.H., Zhao Y.H., Chen Z.P., Nelson J.S. *Opt. Lett.*, **25**, 1355 (2000).
- Roth J.E., Kozak J.A., Yazdanfar S., Rollins A.M., Izatt J.A. *Opt. Lett.*, **26**, 1069 (2001).
- Sankaran V., Walsh J.T., Maitland D.J. *J. Biomed. Opt.*, **7**, 300 (2002).
- Stockford I.M., Morgan S.P., Chang P.C.Y., Walker J.G. *J. Biomed. Opt.*, **7**, 313 (2002).
- De Boer J.F., Milner T.E. *J. Biomed. Opt.*, **7**, 359 (2002).
- Pierce M.C., Park B.H., Cense B., de Boer J.F. *Opt. Lett.*, **27**, 1534 (2002).
- Cense B., Chen T.C., Park B.H., Pierce M.C., de Boer J.F. *Opt. Lett.*, **27**, 1610 (2002).
- Jiao S.L., Yu W.R., Stoica G., Wang L.H.V. *Opt. Lett.*, **28**, 1206 (2003).
- Choma M.A., Sarunic M.V., Yang C., Izatt J.A. *Opt. Express*, **11**, 2183 (2003).
- Dave D.P., Akkin T., Milner T.E. *Opt. Lett.*, **28**, 1775 (2003).
- Cense B., Chen H.C., Park B.H., Pierce M.C., de Boer J.F. *J. Biomed. Opt.*, **9**, 121 (2004).
- Guo S.G., Zhang J., Wang L., Nelson J.S., Chen Z.P. *Opt. Lett.*, **29**, 2025 (2004).
- Chen Y., Otis L., Piao D., Zhu Q. *Appl. Opt.*, **44**, 2041 (2005).
- Jiao S., Todorovic' M., Stoica G., Wang L.V. *Appl. Opt.*, **44**, 5463 (2005).
- Fan C., Wang Y., Wang R.K. *Opt. Express*, **15**, 7950 (2007).
- Chen Z., Milner T.E., Dave D., Nelson J.S. *Opt. Lett.*, **22**, 64 (1997).
- Куранов Р.В., Сапожникова В.В., Шахова Н.М., Геликонов В.М., Загайнова Е.В., Петрова С.А. *Квантовая электроника*, **32**, 993 (2002).
- Kuranov R.V., Sapozhnikova V.V., Turchin I.V., Zagaynova E.V., Gelikonov V.M., Kamensky V.A., Snopova L.B., Prodanetz N.N. *Opt. Express*, **10**, 707 (2002).
- Fried D., Xie J., Shafi S., Featherstone J.D., Breunig T.M., Le C. *J. Biomed. Opt.*, **7**, 618 (2002).
- 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., Ханнин Я.И., Шабанов Д.В. *Письма в ЖЭТФ*, **61**, 149 (1995).
- Lefevre Y.C. *Electron. Lett.*, **16**, 778 (1980).
- Feldchtein F.I., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Gladkova N.D., Leonov V.I., Sergeev A.M., Khanin Y.I. *Optical Fiber Interferometer and Piezoelectric Modulator*. Patent US 5835642, 1998.
- Feldchtein F., Bush J., Gelikonov G., Gelikonov V., Piyevsky S. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **5690**, 349 (2005).
- Gelikonov V.M., Gelikonov G.V. *Laser Phys. Lett.*, **3**, 445 (2006).
- Алексеев Э.И., Базаров Е.Н., Израэлян В.Г. *Квантовая электроника*, **11**, 397 (1984).
- Корн Г., Корн Т. *Справочник по математике* (М.: Наука, 1974).
- Bush J., Devis P.G., Marcus M.A. *Proc. SPIE Int. Soc. Opt. Eng.*, **4204**, 71 (2001).
- Drake A.D., Leiner D.C. *Rev. Sci. Instrum.*, **55**, 162 (1984).
- Bush J., Feldchtein F.I., Gelikonov G.V., Gelikonov V.M., Piyevsky S. *Proc. Opt. Fibre Sensors Conf. (OFS-17)* (Bruges, Belgium, 2005).
- Sharma U., Fried N.M., Kang J.U. *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, **11**, 799 (2005).
- Геликонов В.М., Леонов В.И., Новиков М.А. *Волоконно-оптический датчик. А.с. № 1315797 А1. Бюл. открытий, изобретений и товарных знаков*, № 24, 3 (1987).
- Геликонов В.М., Гусовский Д.Д., Леонов В.И., Новиков М.А. *Письма в ЖЭТФ*, **13**, 775 (1987).
- Olsson N.A. *Electron. Lett.*, **24**, 1075 (1988).
- Martinelli M. *Opt. Commun.*, **72**, 341 (1989).
- Pistoni N.C., Martinelli M. *Proc. 7th Optical Fiber Sensors Conf.* (Sydney, Australia: IEEE, 1990, p. 125).
- Pistoni N.C., Martinelli M. *Opt. Lett.*, **16**, 711 (1991).
- Van Deventor M.D. *Electron. Lett.*, **27**, 1538 (1991).
- Sorin W.V., Baney D.M. *IEEE Photon. Techn. Lett.*, **4**, 1404 (1992).