



Нижегородский научный центр РАН
Школа юного исследователя
(ШЮИ ННЦ РАН)

Секция: **Физика**

Повышение информативности ОКТ-изображений бумаги

Автор работы:

Ермолаев Артем

10 класс

Научный руководитель:

Агрба Павел Дмитриевич

к.ф.-м.н., мнс ИПФ РАН

Нижний Новгород

2012

Оглавление

Введение.....	3
Глава I. Метод оптической когерентной томографии	5
1.1 Историография ОКТ.....	5
1.2 Основной принцип метода оптической когерентной томографии	6
1.3 Используемая ОКТ-установка.....	7
Глава II. Экспериментальная	8
2.1 Исследование различных видов бумаги посредством просветления методом ОКТ.....	8
2.2 Усреднение ОКТ-изображений.....	13
Заключение	14
Список литературы	15
Приложение 1	16
Приложение 2.....	18

Введение

Актуальность. Оптическая когерентная томография (ОКТ) является методом наблюдения внутренней структуры сильно рассеивающих объектов, на глубинах, до единиц миллиметров с разрешением до единиц микрон. Основной областью применения ОКТ является биомедицинская диагностика, однако данный метод может быть успешно использован и для визуализации структуры сильно рассеивающих материалов, таких как бумага, керамика и т.п. Метод ОКТ основан на принципе низкокогерентной интерферометрии. ОКТ-изображение формируется за счет сигнала малокогерентного обратного рассеяния света на микронеоднородностях среды, который интерферирует с опорным сигналом.

Проблема: Эффекты многократного рассеяния, сильное рассеяние приповерхностных слоев, а также спекл-шум приводят к снижению качества и как следствие информативности получаемых ОКТ-изображений. Существуют различные методы повышения отношения сигнал/шум как всего ОКТ-изображения, так и его отдельных структурных элементов. На стадии формирования изображения могут быть использованы следующие методы:

1. Использование контрастирующих объектов, например золотых наночастиц, для увеличения информативности ОКТ-изображений биотканей.

Одним из первых экспериментов по ОКТ-имиджингу с использованием золотых контрастных агентов в модели живой ткани было внедрение покрытых золотом протеиновых наносфер в печень мыши путем инъекции в хвостовую вену, что позволило наблюдать увеличение рассеяния зондирующего излучения из области печени, что, в свою очередь, повысило контраст ОКТ-изображения. Кроме того, этот метод позволил наблюдать динамику изменения рассеяния в стенке кишечника мыши сразу после введения контраста. Введение в ткань золотых агентов продемонстрировало возможность получать изображения с большей детальностью и глубиной по сравнению с контрольными образцами.

2. Механическая деформация объектов.

В данном методе рассматривается объект состоящее из нескольких слоев с различными механическими свойствами. При воздействии деформация слоев происходит в разной степени, что приводит к различному изменению рассеиваемого им зондирующего излучения, вследствие чего контраст ОКТ-изображения увеличивается.

3. Оптическое просветление образца.

Рассеяние света происходит на границах областей с разным значением коэффициента преломления, например на границе цитоплазма-ядро или межклеточная жидкость-мембрана. Если заместить межклеточную жидкость веществом с коэффициентом преломления более близким к коэффициенту преломления мембран, то рассеяние от границы уменьшится. Данный эффект можно использовать и в других объектах где можно осуществить выравнивание коэффициента преломления.

Целью данной работы было повышение информативности ОКТ-изображений применительно к задаче контроля качества бумаги путем использования просветляющих веществ для понижения рассеяния в объекте и пространственного и временного усреднения для снижения уровня зашумленности получаемых ОКТ-изображений.

Объект исследования – ОКТ-изображения сильно рассеивающего объекта (бумага).

Задачи:

1. Освоение метода оптической когерентной томографии.
2. Получение экспериментального ОКТ-изображение модельных сред.
3. Сравнение зашумленности ОКТ-изображений полученных при оптическом просветлении, вибровоздействии и подвергнутых программной обработке.

Методы исследования: эксперимент по влиянию вибровоздействия и численная обработка ОКТ-изображений.

Основные понятия: оптическая когерентная томография, интерференция, спекл-шум, контраст ОКТ-изображения.

Значимость исследования. На основании полученных результатов выработана рекомендация использования одного из методов для повышения информативности метода ОКТ.

Глава I. Метод оптической когерентной томографии

1.1. Историография ОКТ

Оптическая когерентная томография – современный метод визуализации внутренней структуры объектов. [1-4]

Считается, что впервые принцип ОКТ был опубликован в работе по биометрии глаза группой из Вены под руководством Адольфа Ферхера в 1988 г. В данной работе было предложено использовать в качестве источника суперлюминесцентный диод (СЛД) для измерения расстояний в биологических объектах с помощью интерференционной методики. Но сформулировано название данного метода – оптическая когерентная томография, было в работе, выполненной группой под руководством проф. Фуджимото. Термин – оптическая когерентная томография, несмотря на несоответствие принятому понятию томографии (последовательное восстановление изображений путем решения обратной математической задачи), признан сейчас во всем мире. Но реальным толчком для развития ОКТ стала работа той же группы в 1993 г., продемонстрировавшая впервые прижизненные ОКТ - изображения сетчатки глаза. [14]

Первые результаты в России по исследованию ОКТ начаты В.М. Геликоновым в 1994 году в ИПФ РАН (г. Нижний Новгород) и в течение полугода был создан первый в мире эндоскопический ОКТ прибор на анизотропном поляризационно-сохраняющем волокне. [15]

На рисунке 1 приведено характерное ОКТ-изображение кожи человека.

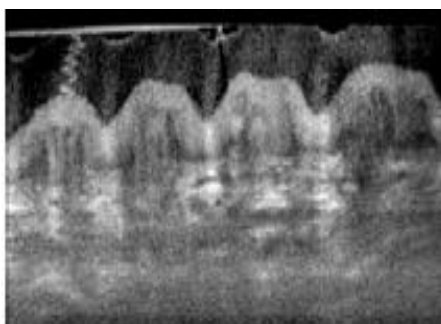


Рис. 1. ОКТ изображения кожи человека [16]

К сожалению, процесс распространения излучения оптического диапазона в биоткани изучен плохо. Данная проблема является весьма сложной, прежде всего из-за сложности объекта исследования. В биоткани присутствуют объекты рассеяния по масштабам как меньше, так и больше длины волны. Кроме того, они существенно различаются по показателю преломления. Отдельно хочется отметить случай с клетками животного происхождения. Максимальный скачок показателей преломления в клетке имеет ядро-цитоплазма. Сильно рассеивающим объектом являются коллагеновые волокна. Таким образом, предполагается, что рассеяние в клетках биотканей животного происхождения происходит на ядрах и митохондриях [6].

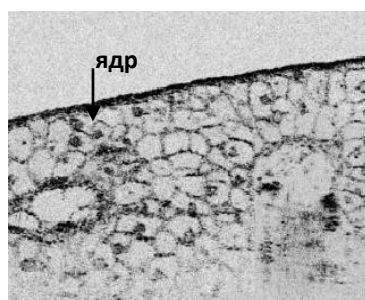


Рис. 2. ОКТ изображение кожи африканской лягушки (*Xenopus Laevis*) [5]

Формально считается, что ОКТ позволяет достичь клеточного разрешения, и в работе [5] показаны клетки африканской лягушки размером 100 мкм с хорошо разрешаемыми клеточными элементами (Рис. 2), однако клетки тканей человека и большинства животных гораздо меньше и ткани различаются только на уровне групп клеток и клеточных слоев.

Сегодня в мире существует более 100 научных групп, деятельность которых связана с ОКТ. Более 20 тысяч глазных приборов ОКТ используется в клиниках мира. (Massachusetts Institute of Technology, Institute of Medical Physics, Вена, Австрия, Harvard Medical School, Бостон, США и т.д.). В настоящее время получены ОКТ изображения всех покровных тканей человека.

1.2. Основной принцип метода оптической когерентной томографии

Оптическая когерентная томография – метод наблюдения структуры рассеивающих объектов на глубинах до нескольких мм, основанный на принципах низкокogerентной интерферометрии [11-13]. Принципиальная схема установки ОКТ представлена на рисунке 3.

Основным элементом установки является интерферометр Майкельсона. В одном из плеч расположен источник низкокogerентного излучения, широкополосный суперлюминесцентный диод или импульсный лазер, обеспечивающие разрешение по глубине до 5 или 1 мкм соответственно, с временным масштабом корреляции $\tau_c < 100$ фс. Во втором плече интерферометра (опорное плечо) находится движущееся зеркало, которое обеспечивает периодическое изменение длины опорного плеча. В третье (предметное) плечо помещается исследуемый образец. Результат интерференции выходящего из среды рассеянного излучения и отраженного от зеркала и отраженным от опорного плеча, и сигналом, рассеянным образцом, регистрируется квадратичным фотодетектором.

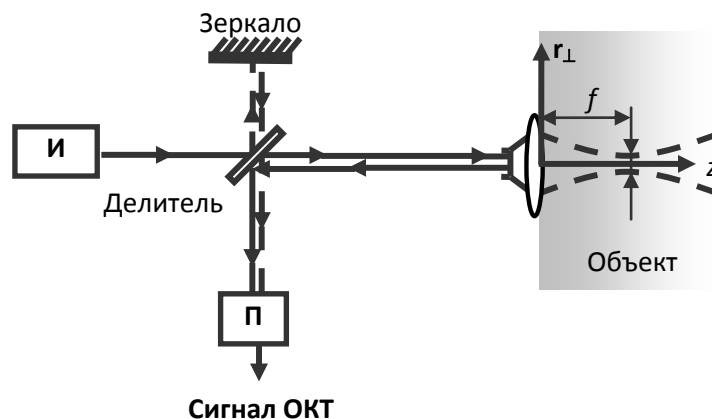


Рис. 3. Принципиальная схема метода ОКТ: И - источник низкокogerентного излучения, П – квадратичный фотодетектор [11]

Для зондирования обычно используется излучение ближнего инфракрасного диапазона в «диагностическом окне прозрачности» (рисунок 4). На графике представлена зависимость коэффициента поглощения различных компонент биоткани от длины волны. Видно, что поглощение очень слабое в диапазоне от 700 до 1200 мкм. Данный диапазон называют «окном прозрачности», потому что данное излучение не поглощается биотканью, а рассеивается.

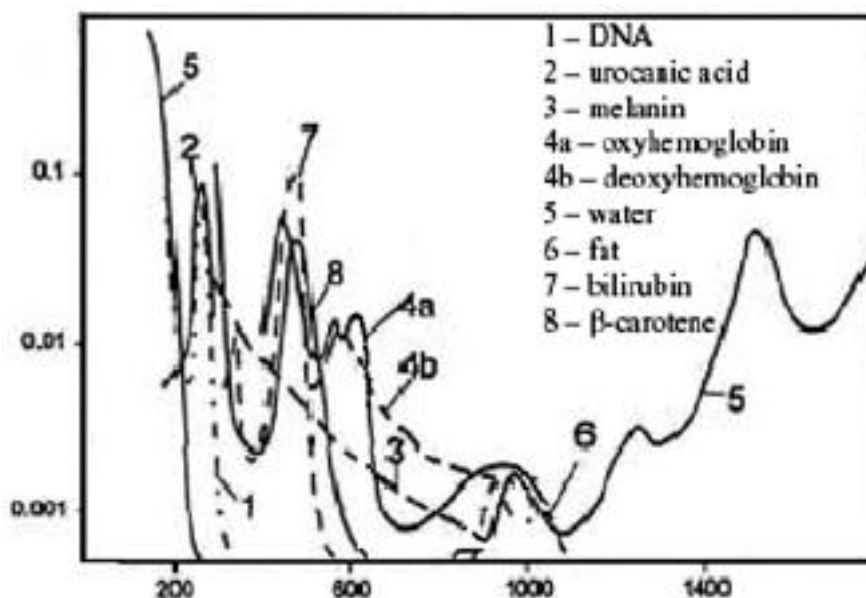


Рис. 4. Относительный коэффициент поглощения света в биотканях в зависимости от длины волны (нм) [6]

Глубина, с которой приходит сигнал обратного рассеяния, определяется переменной длиной опорного плеча интерферометра с точностью до продольного масштаба когерентности $l_c = c\tau_c/n$ (c – скорость света, n – коэффициент преломления среды). По измеренным значениям фототока, определяемого мощностью рассеянного назад сигнала, можно восстановить одномерное распределение неоднородности коэффициента преломления внутри среды вдоль оси z (А-скан). При сканировании в поперечном направлении, из одномерных А-сканов можно получить двумерное визуализированное распределение мощности принятого сигнала – ОКТ-изображение. Поперечное разрешение метода определяется перетяжкой пучка зондирующего излучения.

1.3. Используемая ОКТ-установка

Исследование проводилось на оптическом когерентном томографе (ИПФ РАН, Нижний Новгород [11]), оснащенного съемным гибким зондом с внешним диаметром 2.7 мм. В качестве источника света использован суперлюминесцентный диод с центральной длиной волны излучения 900 нм и типичной шириной спектра 30 нм, мощность источника излучения 2 мВт. Пространственное разрешение составляло 15 мкм по поперечной координате и 20 мкм по глубине, глубина сканирования до 1,5 мм. ОКТ-изображение строится в логарифмическом масштабе. Нормировка осуществляется на 5% излученной интенсивности. Динамический диапазон составляет 60 дБ. Скорость сканирования по глубине, обеспечивающая получение томограммы размером 200x200 пикселей в течение 1 секунды, стала возможной благодаря использованию оптоволоконного пьезоэлектрического преобразователя [17].

Перемещение оптического луча вдоль поверхности исследуемого объекта производится специально разработанным в ИПФ РАН двухкоординатным устройством поперечного сканирования, находящимся внутри оптического зонда на конце предметного плеча интерферометра. Излучение фокусируется системой линз в пятно размером 10-20 мкм на некоторой глубине внутри объекта. Сканирование осуществляется за счет перемещения кончика оптического волокна, несущего зондирующее излучение, в фокальной плоскости линзовой системы.

Приемным устройством для фотодетектирования интерференционного сигнала служит фотодиод.

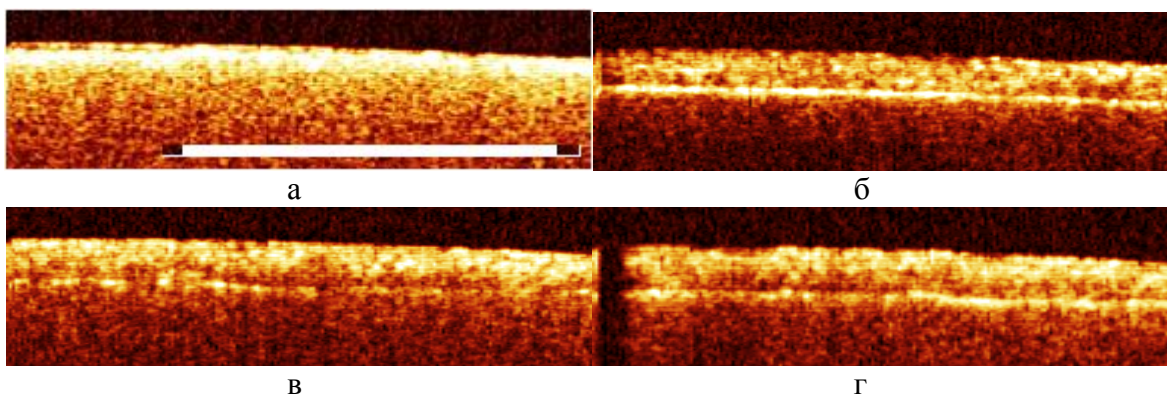


Рис. 6. ОКТ-изображения печатной бумаги до просветления (а), при просветлении глицерином (б), просветление водным раствором 40% этилового спирта (в) и просветление водой (г). Белая полоса соответствует масштабу 1 мм

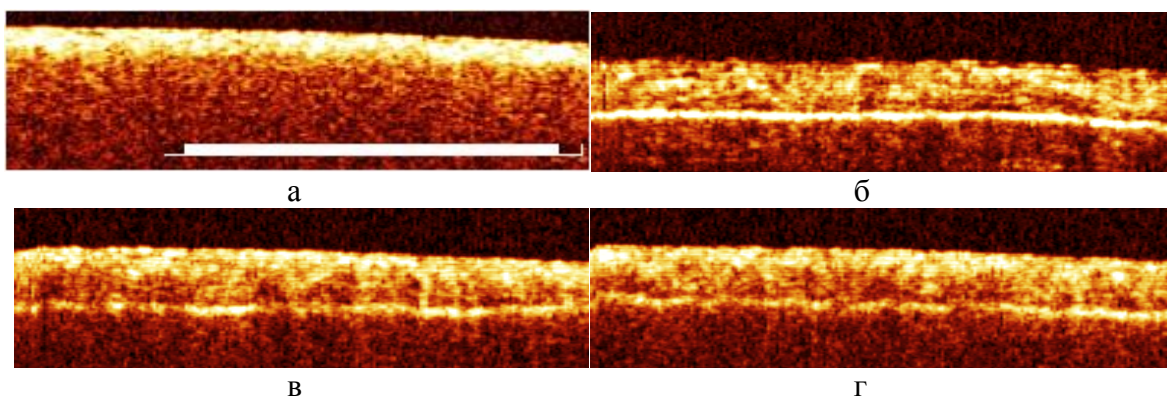


Рис. 7. ОКТ-изображения промокательной бумаги до просветления (а), промокательной бумаги с глицерином (б), промокательной бумаги с водой (в), просветление водным 40% раствором этилового спирта (г). Белая полоса соответствует масштабу 1 мм

Для сравнения эффективности просветляющих агентов использовалось сравнение интенсивности сигнала от фольги, расположенной под образцом. Чем выше интенсивность сигнала от фольги, тем эффективнее просветляющий агент. Для получения интенсивности сигнала от фольги проводилось усреднение А-скана по поперечной координате. По полученному А-скану определялась интенсивность сигнала от фольги. На рисунке 8б представлено ОКТ-изображение бумаги для печати с глицерином. Белым пунктиром выделена область усреднения А-скана. Усредненный А-скан приведен на рисунке 8а. Стрелкой указан сигнал от фольги.

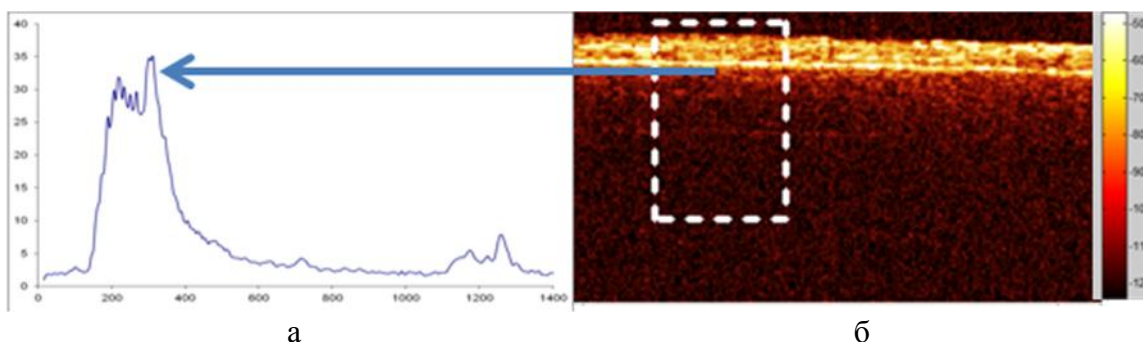


Рис. 8. ОКТ-изображение бумаги для печати, А-скан соответствующий области усреднения на томограмме. Белым пунктиром выделена область усреднения

На рисунке 9 приведены усредненные А-сканы для печатной бумаги. На А-скане бумаги до просветления отсутствует пик, соответствующий сигналу от фольги. После просветления любым используемым агентом он появляется. Наибольший сигнал получен при просветлении глицерином.

При добавлении на бумагу жидкостей происходило выравнивание коэффициента преломления внутри объекта, рассеяние уменьшалось, вследствие чего зондирующее излучение проникает на всю глубину бумаги. Наилучшими свойствами просветления обладает глицерин, поскольку второй пик на его графиках самый высокий. Это означает, что в толще бумаги рассеялась меньшая часть света, а значит большая дошла до границы фольги.

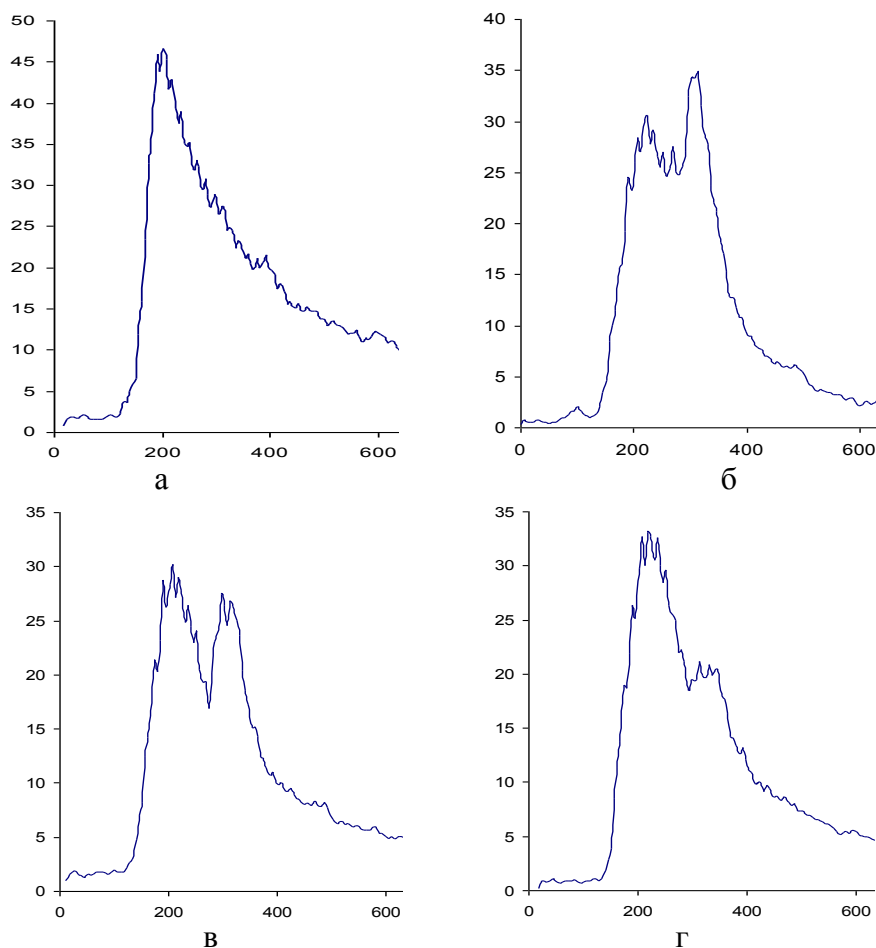


Рис. 9. А-скан бумаги для печати до просветления (а), при просветлении глицерином (б), просветление водным 40% раствором этилового спирта (в) и просветление водой (г). По шкале Y единицы измерения (дБ), а по X (мкм)

На рисунке 10 приведены аналогичные А-сканы для промокатальной бумаге. Результаты схожи с результатами, полученными для печатной бумаги: отсутствие пика, соответствующего границе фольги на сухой бумаге и наличие его при просветлении, а также максимальное значение обратного рассеяния при просветлении глицерином.

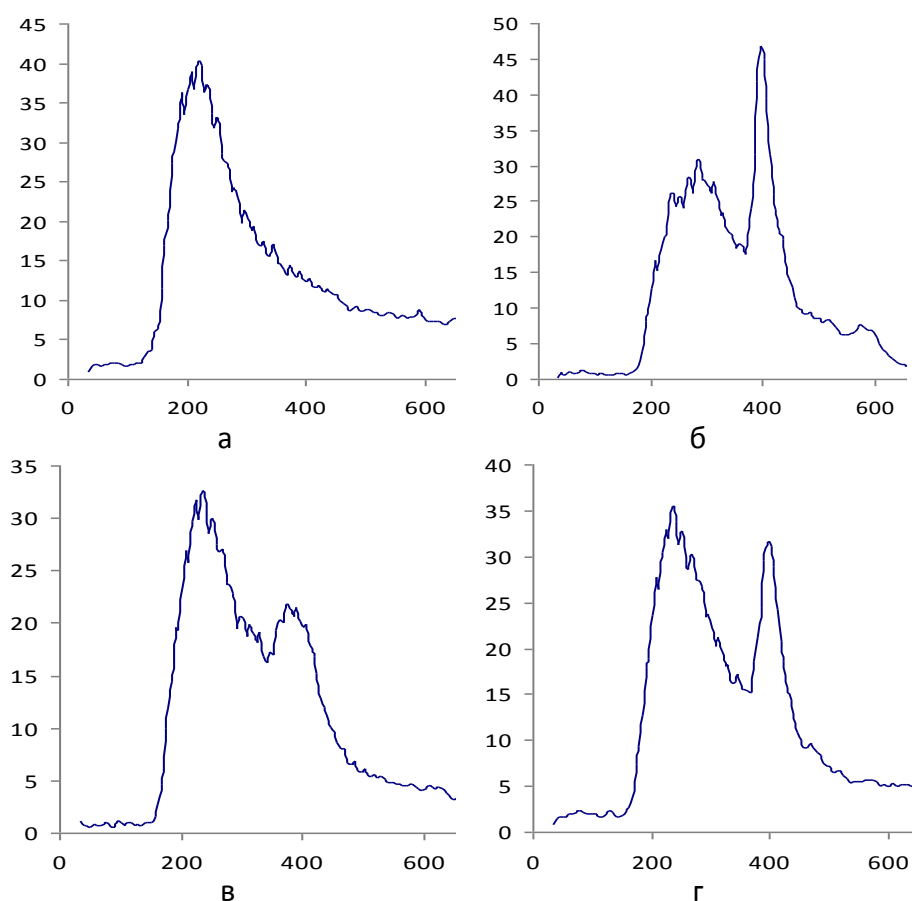


Рис. 10. А-скан бумаги для печати до просветления (а), при просветлении глицерином (б), просветление водным 40% раствором этилового спирта (в) и просветление водой (г). По шкале Y единицы измерения (дБ), а по X (мкм).

Для количественного сравнения эффективности просветляющих агентов сравнивалось значение сигналов, отраженных от опорного слоя (фольги) (Рис.11).

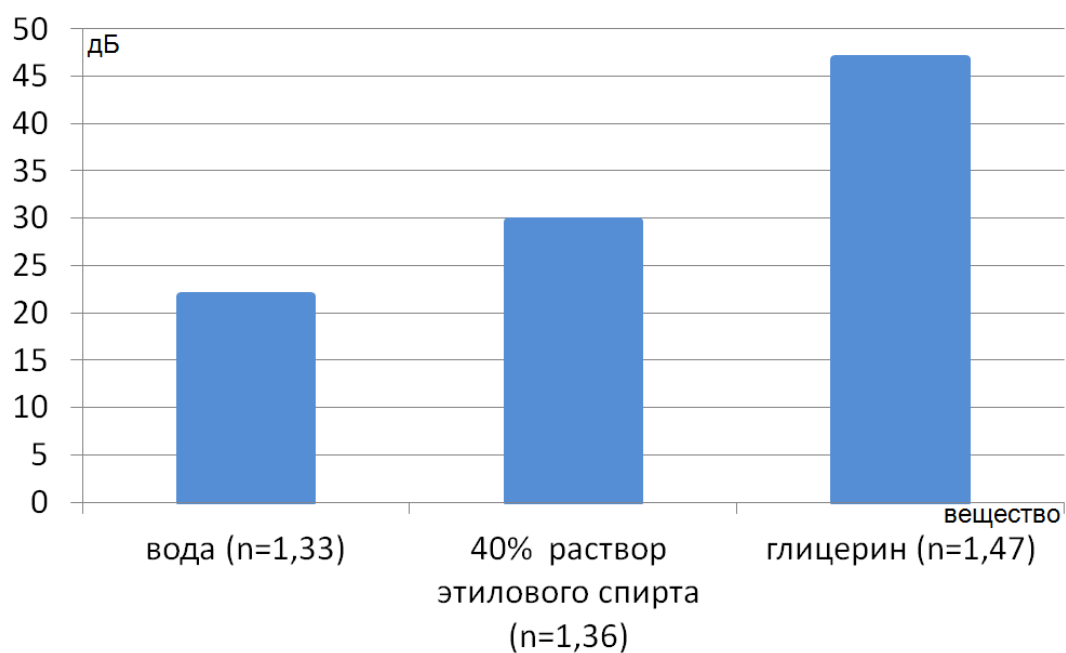


Рис. 11. Сравнение уровня сигнала до и после просветления печатной бумаги.

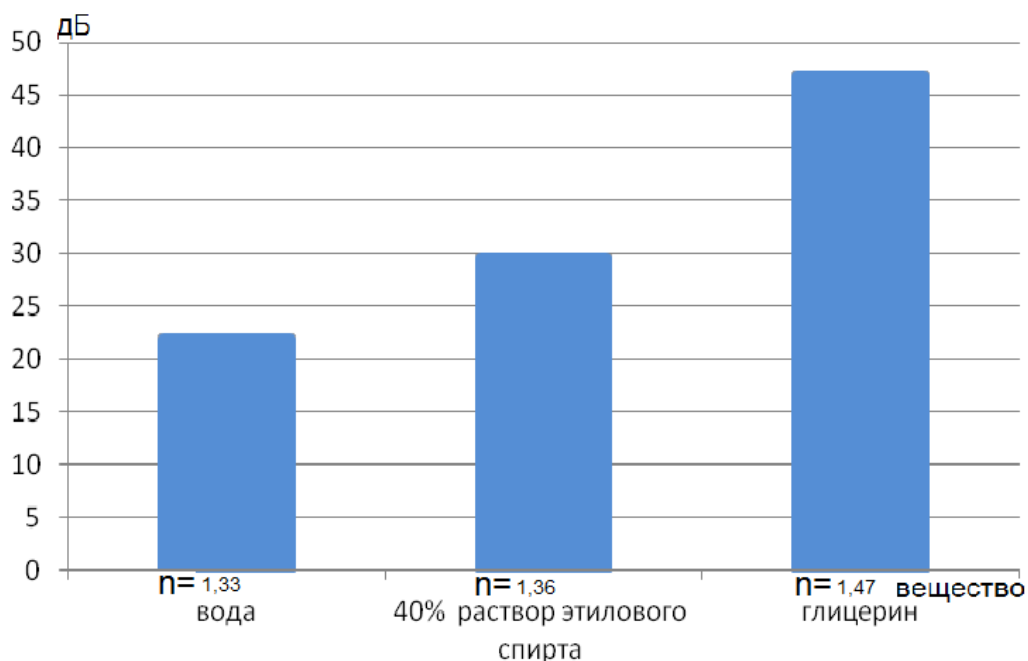


Рис. 12. Сравнение уровня сигнала до и после просветления промокательной бумаги.

В дальнейших экспериментах было исследовано проникновение просветляющих веществ внутрь биоткани. В качестве критерия просветления был выбран сигнал от фольги, которая использовалась как опорный объект на ОКТ-изображении. Данное исследование было проведено при просветлении бумаги для печати глицерином. В остальных случаях просветление происходило слишком быстро, однако динамика просветления должна сохраняться.

На рисунке 13 приведена зависимость величины сигнала отраженного от фольги от времени. За точку отсчета времени принимается момент в который появляется отраженный от фольги сигнал. Видно, что величина отраженного сигнала, возрастает, с течением времени.

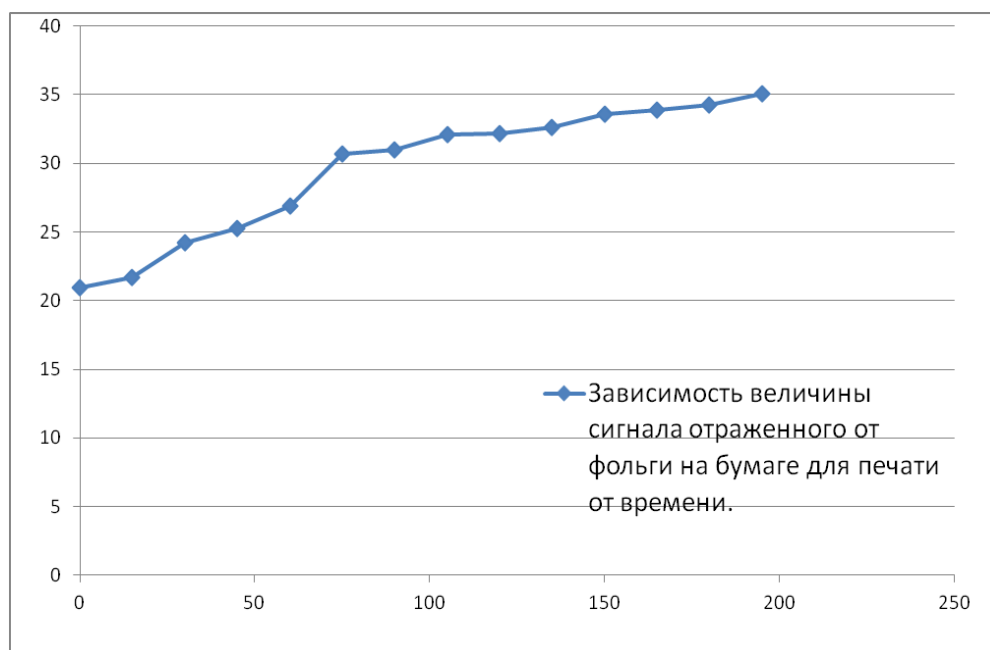


Рис. 13. Зависимость величины сигнала отраженного от фольги от времени. По Y (дБ), по X (секунды).

2.2 Усреднение ОКТ- изображений

Далее нами был применен метод усреднения для томограмм со сканированных с одного и того же участка бумаги с некоторым промежутком времени, то есть бралось среднее арифметическое сигналов с А-сканов. Также нами был применен метод усреднения по пространству, в этом случае бралось среднее арифметическое сигналов с А-сканов томограммы со сдвигом и А-сканов неизменной томограммы (рис. 14,15, приложение 2).

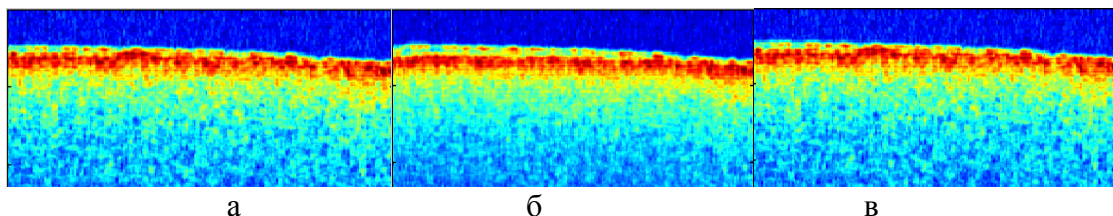


Рис. 14. ОКТ-изображение бумаги для печати до просветления (а), с усреднением по времени (б), с пространственным усреднением (в)

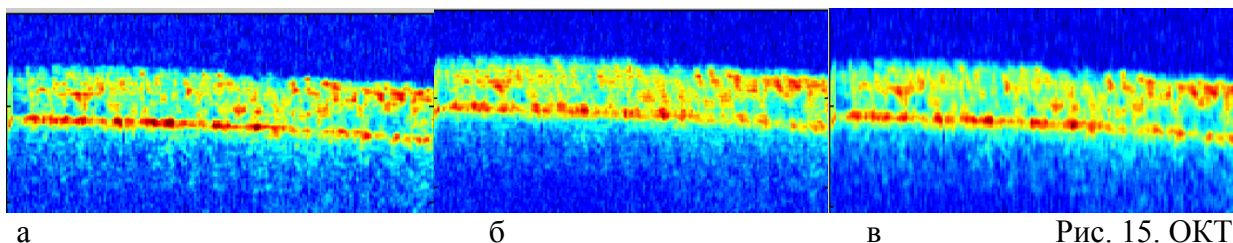


Рис. 15. ОКТ-изображение, бумаги для печати при просветлении глицерином (а), при просветлении глицерином с усреднением по времени (б), при просветлении глицерином с пространственным усреднением (в).

На полученных диаграммах мы видим более размытую верхнюю границу и усреднение шумов в нижней части томограмм, в тоже время граница фольги более выражена нежели на предыдущих томограммах, что как раз и говорит нам о большей информативности несущей нам этими ОКТ-изображениями.

Заключение

В работе было исследовано влияние просветления на формирование ОКТ-изображения. В качестве объектов рассматривались два типа бумаги: бумага для печати и промокательная бумага. В качестве просветляющих веществ использовались вода, глицерин и водный раствор этилового спирта.

В процессе исследований было получено, что сухая бумага очень хорошо рассеивает свет. На ОКТ-изображениях сухой бумаги не наблюдается сигнала от фольги (Рисунок 6 а, 7 а), что говорит о том, что зондирующее излучение полностью рассеивается на расстоянии соответствующем двойной толщине бумаги и не доходит до детектора.

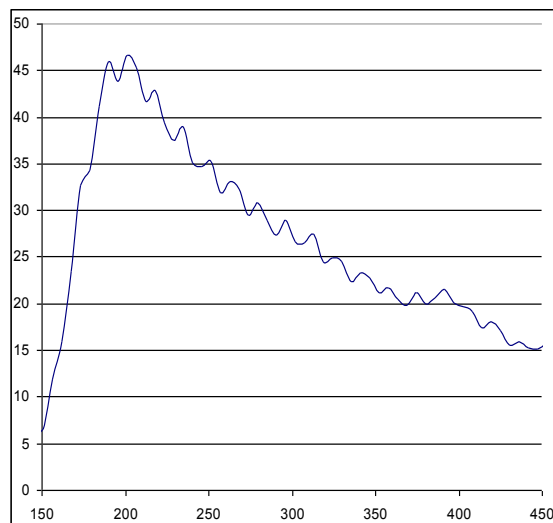
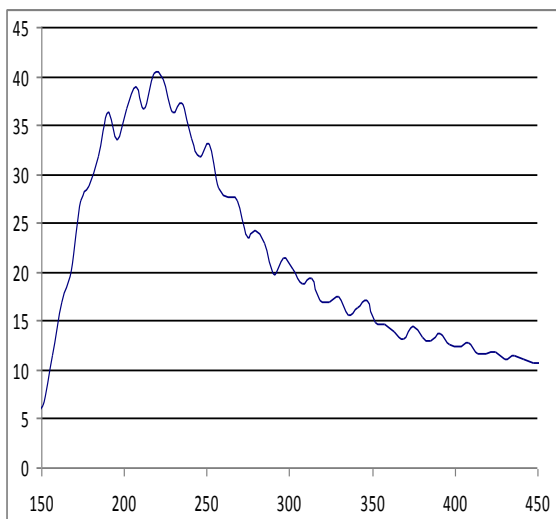
На ОКТ-изображениях бумаги после нанесения просветляющего вещества наблюдается снижение рассеяния в внутри бумаги (Рисунок 6 б,в,г, 7 б,в,г). На полученных ОКТ-изображениях присутствует горизонтальный слой, соответствующий сигналу, отраженному фольгой. Величина данного сигнала зависит от коэффициента преломления жидкости, с помощью которой осуществлялось просветление. На рисунке 11-12 приведены величины отраженного сигнала при просветлении разными веществами. Видно, что чем ближе показатель преломления вещества к показателю преломления целлюлозы, тем сильнее сигнал, отраженный от фольги, т.е. тем меньше рассеяние в бумаге. Наибольший сигнал равный 46,18 дБ наблюдался при просветлении бумаги для печати глицерином.

На следующем этапе было исследовано проникновение просветляющего агента в бумагу для печати. Исследовалось проникновение глицерина в бумагу для печати. На рисунке 13 приведен график зависимости величины отраженного от фольги сигнала от времени. Наибольшее значение сигнал достигает через 200 секунд после появления пика от фольги на А-скане и равен 35 дБ.

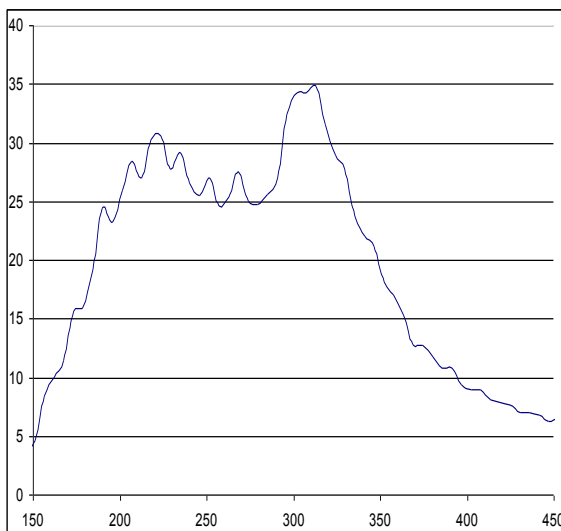
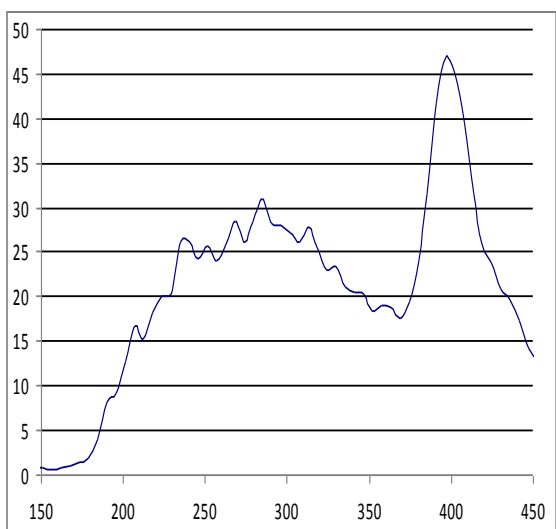
На последнем этапе была проведена программная обработка полученных ОКТ-изображений. Проводилось пространственное сглаживание отдельного ОКТ-изображения и временное усреднение по набору реализаций. Было показано, что на обработанных ОКТ-изображениях более размыта верхняя граница и снижен уровень шумов в нижней части томограмм. В тоже время граница фольги более выражена нежели на предыдущих томограммах.

Литература

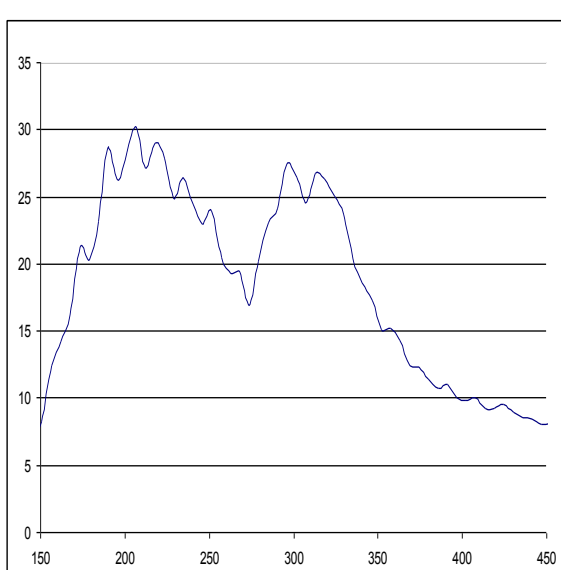
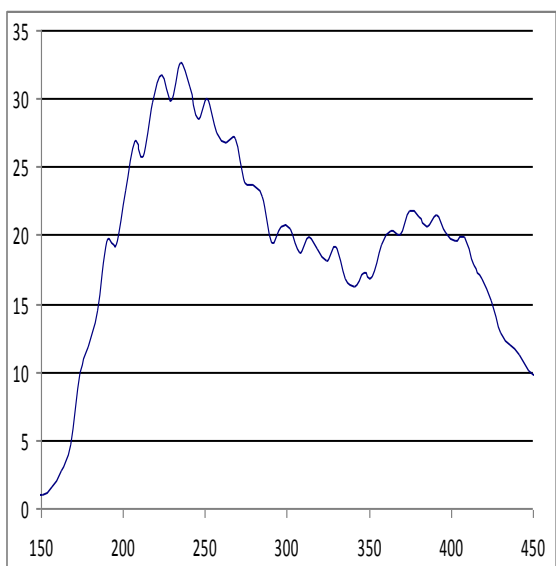
1. Левин Г.Г. Вишняков Г.И. Оптическая томография. - М: Радио и связь 1989г.
2. Владимиров Ю.А., Проскурнина Е.В. Лекции по медицинской биофизике: Учебное пособие. - М: Издательство МГУ, 2007.
3. Зимняков Д.А., Тучин В.В. Оптическая томография тканей //Квантовая электроника. – 2002. – Т. 32. - № 10. – С. 849-867.
4. Turchin I.V., Shakhova N.M., Kamensky V.A., and Orlova A.G. Methods of optical tomography in biomedicine // *Proc. SPIE*. – 2005. - V.5973. - Pp. 20–28.
5. Drexler W., Morgner U., Kartner F.X., Pitric C., Fujimoto J.G., In vivo ultrahighresolution OCT // *Opt. Lett.* – 1999. - Vol. 24. - Pp 1221-1223.
6. Снопова Л.Б., Гладкова Н.Д., Шахова Н.М., Абелевич А.И., Шахов А.В., Терентьева А.Б., Загайнова Е.В., Стрельцова О.С., Кузнецова И.А., Каменский В.А. Морфологическое обоснование оптической когерентной томографии - метода визуализации структур слизистых оболочек // *Успехи современного естествознания*. – 2003. - С. 97-99
7. Tuchin V.V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis.- Bellingham: SPIE Press, 2007.
8. Tuchin V.V. Handbook of Optical Biomedical Diagnostics. – Bellingham: SPIE Press, 2002.
9. Tuchin V.V. Handbook of Coherent Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science. – Boston: Kluwer Academic Publishers, 2004.
10. Vo-Dinh T. Biomedical Photonics Handbook. – Bellingham: SPIE Press, 2003.
11. Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Dolin L.S., Kamensky V.A., Sergeev A.M., Shakhova N.M., Gladkova N.D., Zagaynova E.V. Optical Coherence Tomography: Physical Principles and Applications // *Laser Physics*. - 2003. - V. 13. - № 5. - Pp. 692-702.
12. Fujimoto J.G., Pitris C., Boppart S.A., et al. Optical Coherence Tomography, An Emerging Technology for Biomedical Imaging and Optical Biopsy // *Neoplasia*. - 2000. - Vol. 2. - Pp. 9-25.
13. Sergeev A.M., Dolin L.S., Reitze D.N. Optical tomography of biotissues past, present, and future // *Optics & Photonics News*. - 2001. - Pp. 28-35.
14. Sergeev A.M., Gelikonov V.M., Gelikonov G.V., Feldchtein F.I., Pravdenko K.I., Shabanov D.V., Gladkova N.D., Pochinko V.V., Zhegalov V.A., Dmitriev G.I., Vazina I.R., Petrova G.A., Nikulin N.K. In vivo optical coherence tomography of human skin microstructure // *Proc SPIE*. - 1994. - Vol. 2328. - Pp. 144-150.
15. Puliafito C.A., Hee M.R., Schuman J.S., et al Optical Coherence Tomography of Ocular Diseases. New Jersey: Thorofare, Slack Inc., 1996.
16. Bouma B.E., Tearney G.J. Handbook of optical coherence tomography. - New York: Marcel Dekker, 2002.
17. Геликонов В.М., Геликонов Г.В., Гладкова Н.Д., Леонов В.И., Фельдштейн Ф.И., Сергеев А.М. Оптоволоконный интерферометр и оптоволоконный пьезоэлектрический преобразователь /Патент РФ № 2100787 – 1997.



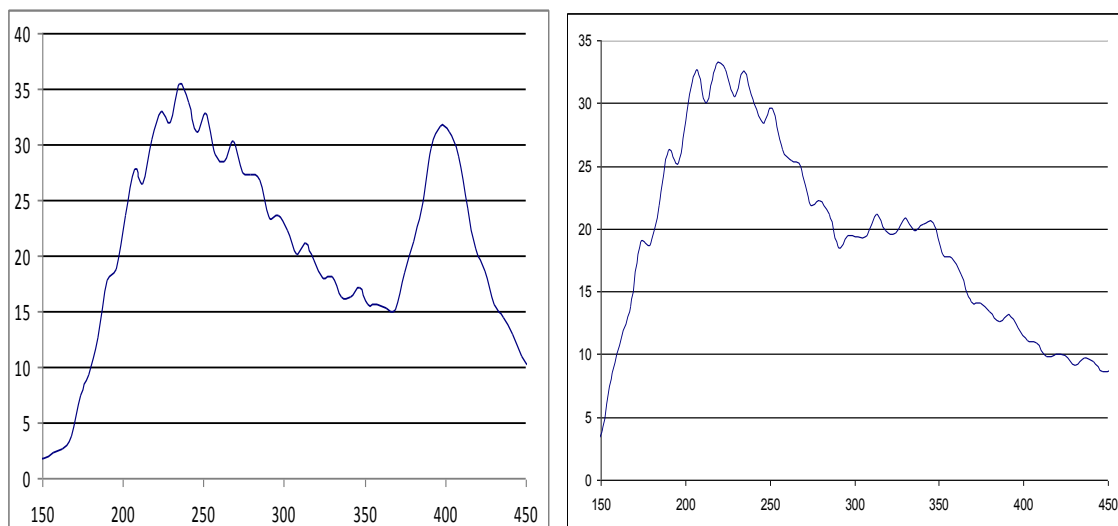
a



б



в



Г

Рис. 16. А-сканы бумаги для печати без просветляющих веществ (а справа), с глицерином (б справа), с водным 40% раствором этилового спирта (в справа), с водой (г справа); промокательной бумаги без просветляющих веществ (а слева), с глицерином (б слева), с водным 40% раствором этилового спирта (в слева), с водой (г слева).

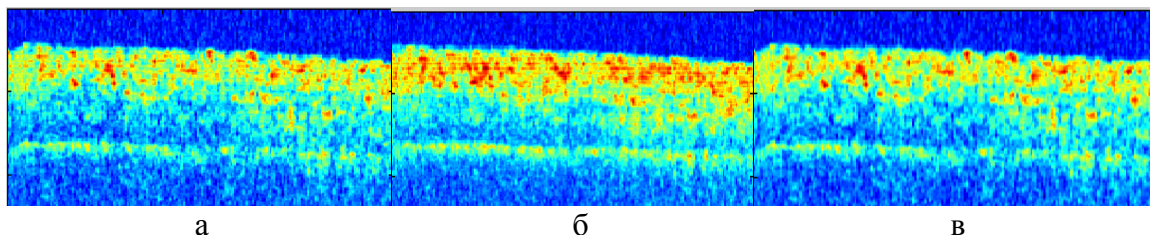


Рис. 17. ОКТ- изображение, 2-х слоев бумаги для печати при просветлении глицерином (а), ОКТ-изображение 2-х слоев бумаги для печати при просветлении глицерином с пространственным усреднением (б), ОКТ-изображение 2-х слоев бумаги для печати при просветлении глицерином с пространственным усреднением (в).

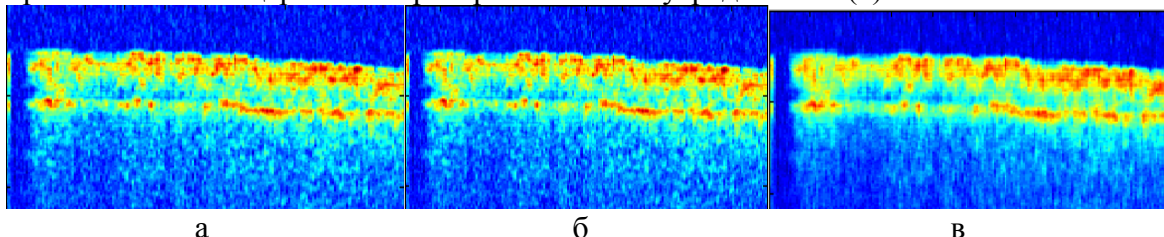


Рис. 18. ОКТ- изображение, бумаги для печати при просветлении водяным раствором 40% этилового спирта (а), ОКТ-изображение бумаги для печати при просветлении водяным раствором 40% этилового спирта с пространственным усреднением (б), ОКТ-изображение бумаги для печати при просветлении водяным раствором 40% этилового спирта с пространственным усреднением (в).

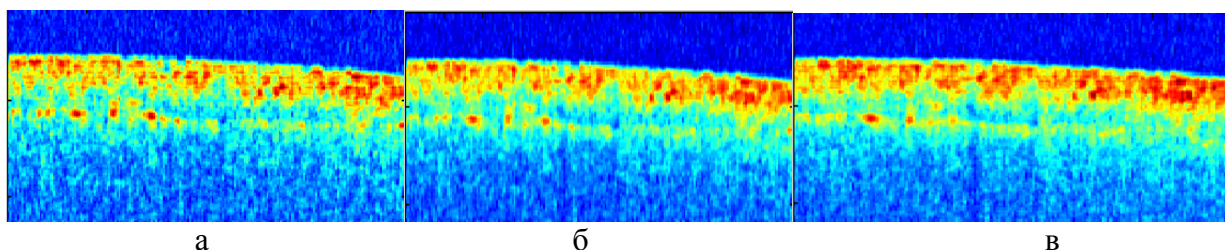


Рис. 19. ОКТ- изображение, бумаги для печати при просветлении водой (а), ОКТ-изображение бумаги для печати при просветлении водой с пространственным усреднением (б), ОКТ-изображение бумаги для печати при просветлении водой с пространственным усреднением (в)

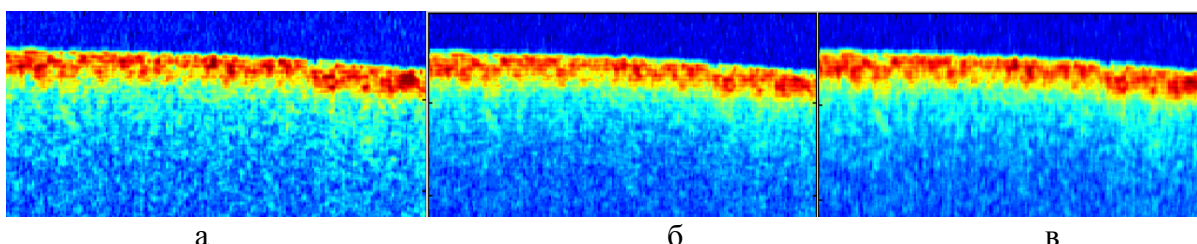


Рис. 20. ОКТ- изображение, промокательной бумаги, до просветления (а), ОКТ-изображение промокательной бумаги до просветления с пространственным усреднением (б), ОКТ-изображение промокательной бумаги с пространственным усреднением (в).

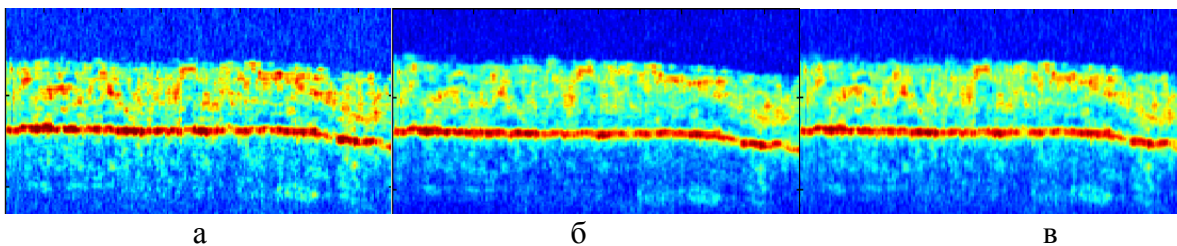


Рис. 21. ОКТ- изображение, промокательной бумаги при просветлении глицерином (а), ОКТ-изображение промокательной бумаги при просветлении глицерином с пространственным усреднением (б), ОКТ-изображение промокательной бумаги при просветлении глицерином с пространственным усреднением (в).

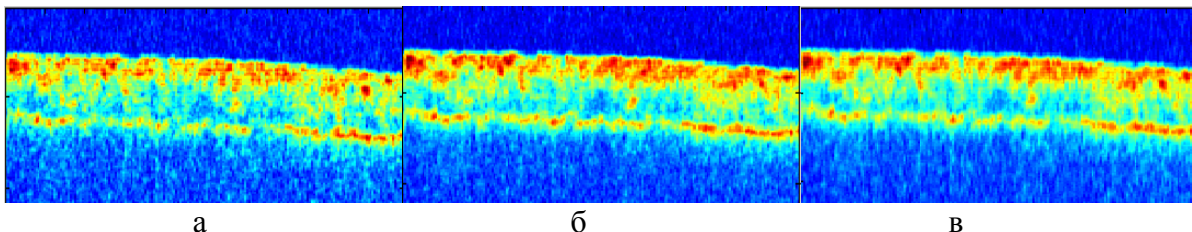


Рис. 22. ОКТ- изображение, промокательной бумаги при просветлении водным раствором 40% этилового спирта (а), ОКТ-изображение промокательной бумаги при просветлении водным раствором 40% этилового спирта с пространственным усреднением (б), ОКТ-изображение промокательной бумаги при просветлении водным раствором 40% этилового спирта с пространственным усреднением (в).

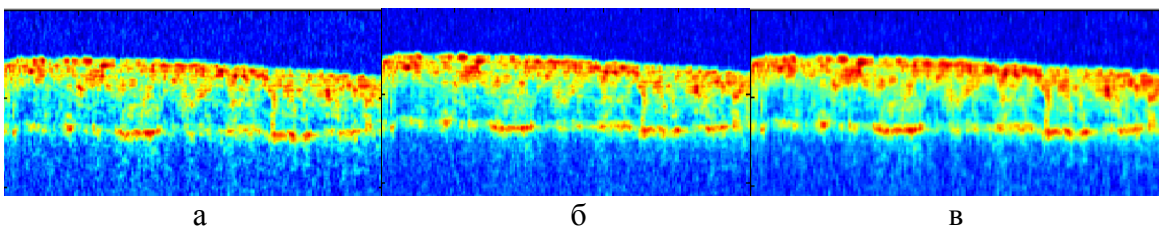


Рис. 23. ОКТ- изображение, промокательной бумаги при просветлении водой в шкале Jet (а), ОКТ-изображение промокательной бумаги при просветлении водным водой с пространственным усреднением (б), ОКТ-изображение промокательной бумаги при просветлении водой с пространственным усреднением (в).