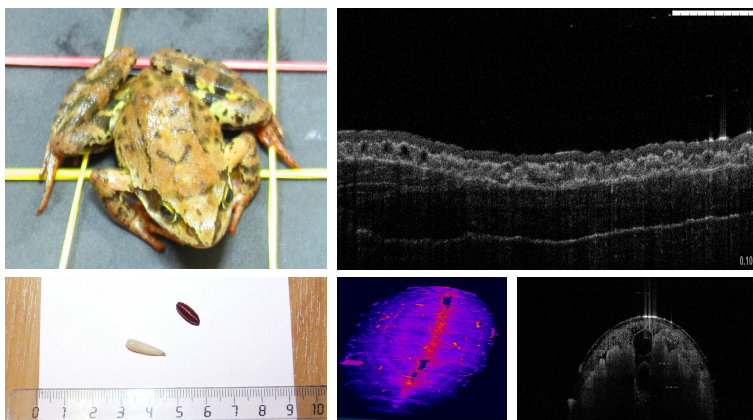


М.А. Волынский, И.П. Гуров

**АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ В
ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

**Учебно-методическое пособие по
лабораторным работам**



Санкт-Петербург

2014

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

**федеральное государственное автономное образовательное
учреждение высшего образования
«Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет
информационных технологий, механики и оптики»**

М.А. Волынский, И.П. Гуров

**АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ОПТИЧЕСКОЙ
КОГЕРЕНТНОЙ ТОМОГРАФИИ**

**Учебно-методическое пособие по лабораторным
работам**



Санкт-Петербург

2014

Волынский М.А., Гуров И.П. Анализ изображений в оптической когерентной томографии. Учебно-методическое пособие по лабораторным работам. – СПб: Университет ИТМО, 2014. – 32 с.

В учебно-методическом пособии кратко представлены физические принципы формирования интерферометрических сигналов и изображений в системах оптической когерентной томографии различных типов и подробно рассмотрены алгоритмы обработки данных, применяемые в этих системах.

Пособие адресовано магистрантам, обучающимся по направлениям 12.04.03 – "Фотоника и оптоинформатика" и 09.04.03 – "Прикладная информатика", а также аспирантам и специалистам, интересующимся проблематикой оптической когерентной томографии и обработки интерферометрических сигналов.

Рекомендовано к печати Ученым советом факультета Фотоники и оптоинформатики, протокол № 3 от 20 июня 2014 г.



В 2009 году Университет стал победителем многоэтапного конкурса, в результате которого определены 12 ведущих университетов России, которым присвоена категория «Национальный исследовательский университет». Министерством образования и науки Российской Федерации была утверждена программа его развития на 2009–2018 годы. В 2011 году Университет получил наименование «Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики».

© Университет ИТМО, 2014

© Волынский Максим Александрович, 2014

© Гуров Игорь Петрович, 2014

Оглавление

Введение	4
Работа 1. Формирование изображений, анализ и обработка сигналов в оптической когерентной томографии во временной области.....	6
Работа 2. Формирование изображений, анализ и обработка сигналов в оптической когерентной томографии в частотной области.....	12
Работа 3. Обработка сигналов в доплеровской оптической когерентной томографии.....	19
Работа 4. Методы противосвертки для постобработки данных в системах оптической когерентной томографии.....	23
Список литературы.....	29

Введение

Оптическая когерентная томография (ОКТ) – это современная технология бесконтактного исследования внутренней микроструктуры объектов с высоким разрешением (порядка нескольких микрометров) на глубине проникновения оптического излучения. ОКТ широко используется в материаловедении, биомедицинских приложениях (офтальмология, дерматология, гастроэнтерология и др.), исследованиях предметов искусства и других областях. Разрешение и глубина сканирования объектов в ОКТ часто превосходят характеристики существующих оптических и других методов исследований. С помощью ОКТ можно анализировать не только трехмерную структуру исследуемого объекта (основное применение ОКТ), но и информацию о его поляризационных и спектральных свойствах. ОКТ применяется также для динамического анализа параметров кровотока в сосудах с помощью доплеровской ОКТ.

В основе ОКТ лежит принцип оптического радара, т.е. при исследовании измеряется степень отражения оптического излучения на различных расстояниях по глубине объекта. Очевидно, что отражение можно наблюдать на границах раздела слоев исследуемого объекта, которые характеризуются различными значениями показателя преломления, и от отдельных неоднородностей.

Получаемые в результате исследований данные принято представлять в виде так называемых *сканов*. Различают *A*-, *B*- и *C*-сканы (или, соответственно, *A*-, *B*- и *G*-сканы, если исследователь предпочитает греческий алфавит). *A*-скан (рис. 1, а) показывает степень отражения оптического излучения по глубине объекта в одной точке поверхности объекта. Совокупность *A*-сканов, полученных в точках, расположенных вдоль одной линии в латеральной плоскости объекта и представленных в виде изображения, в котором интенсивность пикселей в каждом столбце пропорциональна отражению зондирующего излучения по глубине, называется *B*-сканом (рис. 1, б) и может интерпретироваться как изображение поперечного сечения объекта. Совокупность *B*-сканов представляет собой трехмерное облако точек (рис. 1, в), которое можно визуализировать при помощи специального программного обеспечения. Горизонтальное сечение такого облака точек в некоторой плоскости называется *C*-сканом.

Важной задачей обработки данных в ОКТ является получение *A*-сканов на основе регистрируемых сигналов, которые могут иметь

различную физическую природу в зависимости от типа используемой схемы ОКТ.

Технология ОКТ развивается быстрыми темпами и на данном этапе своего развития уже достигла стадии коммерциализации в медицинской диагностике (в частности, в офтальмологии при исследовании аномалий сетчатки глаза). Наиболее перспективными направлениями в развитии ОКТ на данный момент являются:

- комбинирование приборов ОКТ с другими оптическими технологиями, (например, с рамановской спектроскопией) для получения универсальных средств медицинской диагностики;
- развитие аппаратной части для ускорения передачи информации (на данный момент существуют трудности, связанные с ограничением каналов связи между детекторами и устройствами обработки);
- разработка новых алгоритмов и технологий обработки сигналов, включая параллельные вычисления с использованием графических процессоров.



Рис. 1. А-скан (а) и В-скан (б) сетчатки глаза и трехмерная томограмма кожи (в)

В лабораторном практикуме кратко описаны физические принципы формирования сигналов в системах ОКТ различных типов и подробно рассмотрены применяемые в тех или иных случаях алгоритмы обработки данных. Учащимся предлагается самостоятельно реализовать и протестировать описанные алгоритмы на модельных и экспериментальных сигналах.

Работа 1. Формирование изображений, анализ и обработка сигналов в оптической когерентной томографии во временной области

Цель работы: ознакомление с методами формирования изображений и обработки сигналов в оптической когерентной томографии во временной области.

Задание по работе

1. Изучить теоретическую часть работы.
2. Реализовать компьютерную программу, принимающую на вход набор видеок кадров и получающую на выходе набор *B*-сканов исследуемого объекта.
3. Провести апробацию реализованной программы на различных наборах видеок кадров, оценить правильность построения *B*-сканов и их контраст.
4. При помощи методов улучшения изображений (увеличение контраста, модификация гистограмм и др.) повысить качество визуализации полученных *B*-сканов.

1.1 Теоретическая часть

ОКТ во временной области

Для оценки внутренней структуры исследуемого объекта необходимо определить величину отражения зондирующего излучения по глубине объекта. Прямое измерение задержки отраженного оптического излучения невозможно ввиду большой величины скорости света. Для решения этой проблемы в системах ОКТ применяются двулучевые интерферометры, в которых параметры одной из волн (опорной волны) известны, что позволяет оценить параметры измерительной волны по отношению к опорной при помощи анализа интерферометрического сигнала, полученного при сложении этих волн.

Если используется источник низкокогерентного излучения с широким спектром (например, галогенная лампа), то максимум видности интерференционной картины в некоторой точке будет наблюдаться при нулевой разности хода опорной и измерительной волн (при совпадении их оптических длин путей). Искусственно изменяя оптическую длину пути, который проходит одна из волн, можно по изменению

интерферометрического сигнала оценить отражение излучения по глубине исследуемого объекта (получить А-скан).

Системы ОКТ во временной области (time domain OCT, системы корреляционной ОКТ) – это системы ОКТ первого поколения. Большинство систем ОКТ используют схему двулучевого интерферометра Майкельсона с источником излучения, который обладает широким спектром. Выбор глубины, на которой оценивается степень отражения, происходит путем физического перемещения опорного отражателя или объекта в одном из плеч интерферометра. Схема такой системы ОКТ изображена на рис. 2.

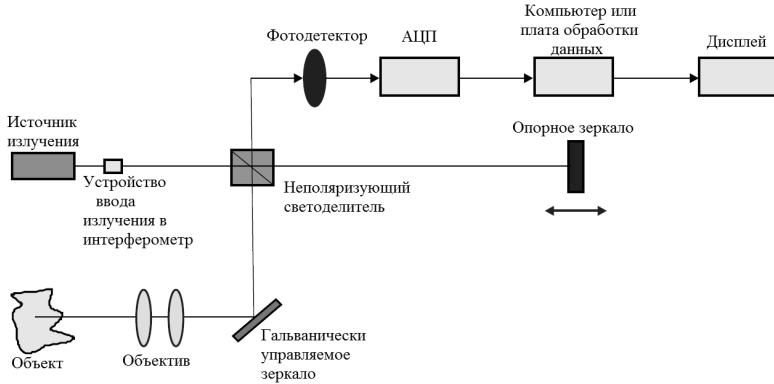


Рис. 2. Схема системы ОКТ во временной области

Волна от источника излучения с широким спектром разделяется при помощи светоделителя на две взаимно когерентные волны, которые, отразившись от опорного зеркала и слоя объекта, интерферируют. Эти волны можно представить в комплексной форме

$$E_{1i}(t) = ra_i(t) \exp[j2\pi\nu_i(t)], \quad (1.1)$$

$$E_{2i}(t) = a_i(t + \tau) \exp[-j2\pi\nu_i(t + \tau)], \quad (1.2)$$

где индексом i обозначены различные волновые цуги, a_i и ν_i – амплитуды и частоты световых колебаний различных цугов, r – коэффициент отражения измерительной волны ($r \leq 1$), $\tau = \Delta/c$ – время запаздывания измерительной волны, Δ – оптическая разность хода, c – скорость света, j – мнимая единица.

Интенсивность излучения на выходе интерферометра может быть определена выражением:

$$I(\tau) = \left\langle \left| E_{1i}(t) E_{2i}^*(t + \tau) \right|_i^2 \right\rangle = I_0 + 2\sqrt{I_1 I_2} \operatorname{Re} V(\tau), \quad (1.3)$$

где $I_0 = I_1 + I_2$ – фоновая составляющая, I_1, I_2 – интенсивности излучения волн, отраженных от опорного отражателя и объекта, $V(\tau)$ – функция взаимной когерентности, нормированная на интенсивность интерференционной составляющей,

$$V(\tau) = \left\langle E_{1i}(t)E_{2i}^*(t + \tau) \right\rangle / \sqrt{I_1 I_2}, \quad (1.4)$$

где * обозначает комплексное сопряжение.

Если интервал частот излучения $\Delta\nu$ узкий, $\Delta\nu / \langle \nu \rangle \ll 1$, где $\Delta\nu$ – среднее значение частоты, а значения τ достаточно малы, так что выполняется условие $(\Delta\nu)\tau \ll 1$, то выражение (1.3) можно переписать в виде

$$I(\tau) = I_0 + 2\sqrt{I_1 I_2} |V(\tau)| \cos(2\pi \langle \nu \rangle \tau), \quad (1.5)$$

где $|V(\tau)|$ – модуль функции временной когерентности излучения. Если в среде отсутствует дисперсия, то функция взаимной когерентности интерферирующих волн (1.4) совпадает с функцией когерентности излучения источника:

$$V(\tau) = \left\langle E(t)E^*(t + \tau) \right\rangle / \left\langle E(t)E^*(t) \right\rangle. \quad (1.6)$$

Выражение (1.6) можно рассматривать как нормированную функцию автокорреляции случайного процесса излучения волновых цугов.

Автокорреляционная функция достигает своего максимума при $\tau = 0$. Волна, отраженная от слоя объекта, имеет задержку $\tau = 2\pi n z / c$, где z – значение координаты по глубине среды, n – показатель преломления.

Основным отличием систем ОКТ во временной области является наличие подвижных частей, которые обеспечивают перемещение опорного отражателя или исследуемого объекта вдоль оптической оси с целью выделения отражения последовательно от различных слоев. Перемещая объект или опорный отражатель вдоль оптической оси, по степени отражения можно оценить относительное положение границ слоев исследуемого объекта в каждой точке по набору видеокадров, регистрируемых матричным фотодетектором на выходе интерферометра. В качестве таких детекторов используются ПЗС- и КМОП-матрицы.

На рис. 3 изображен пример набора видеокадров, полученных при различных положениях опорного отражателя, и сигнал, соответствующий изменению интенсивности в некотором пикселе в зависимости от номера видеокадра. Анализируя изменение сигналов во всех точках

при различном положении опорного отражателя (или объекта) можно получить информацию о степени отражения измерительной волны по глубине исследуемой среды (А-скан).

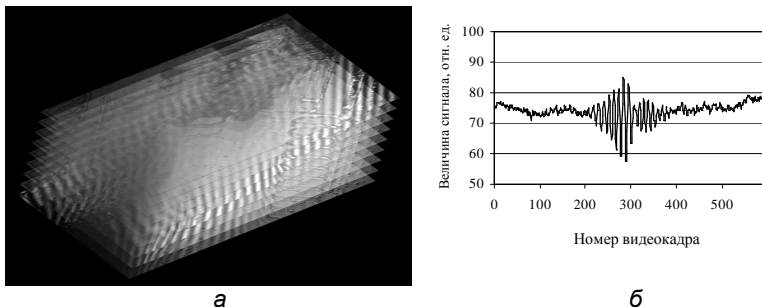


Рис. 3. Набор регистрируемых матрицей видеок кадров (а) и экспериментальный сигнал, характеризующий изменения интенсивности в одном пикселе (б)

Интерферометрический сигнал, как видно на рис. 3, б, состоит из фоновой и интерференционной составляющих. Информация о расположении слоев внутри исследуемого образца содержится в амплитуде интерференционной составляющей, причем расположение максимумов амплитуды соответствует расположению границ слоев внутри объекта. Обработка данных в системах ОКТ во временной области сводится к выделению огибающей (амплитуды) сигналов, полученных во всех точках исследуемого объекта.

Разрешение в системах ОКТ

Важнейшими параметрами систем ОКТ являются аксиальное (по глубине) и латеральное (в боковой плоскости) разрешение. В системах ОКТ аксиальное разрешение определяется длиной когерентности используемого источника излучения, которая может быть вычислена как полуширина функции когерентности. Известно, что функция когерентности может быть получена в результате обратного преобразования Фурье от спектра источника. Для источника с гауссовским спектром разрешение по глубине оценивается как

$$\Delta z = \frac{2 \ln 2}{\pi} \left(\frac{\langle \lambda \rangle^2}{\Delta \lambda} \right), \quad (1.7)$$

где $\Delta\lambda$ – ширина спектра источника излучения, а $\langle\lambda\rangle$ – центральная длина волны. Видно, что увеличение ширины спектра источника приведет к улучшению аксиального разрешения.

Латеральное разрешение определяется числовой апертурой используемого объектива по закону Аббе:

$$\Delta x = 0.37 \frac{\langle\lambda\rangle}{NA}, \quad (1.8)$$

где NA – числовая апертура (отношение фокусного расстояния к диаметру зрачка объектива).

Алгоритм обработки данных в ОКТ во временной области

Наблюдаемый сигнал в зависимости от координаты z опорного отражателя (или объекта, если движущий элемент установлен в измерительном плече интерферометра), см. рис. 3, б, можно представить как

$$s(z) = B(z) + A(z) \cos(\Phi(z)) + n(z), \quad (1.9)$$

где $B(z)$ – фоновая составляющая, $A(z)$ – огибающая, $\Phi(z)$ – полная фаза, $n(z)$ – случайный белый гауссовский шум с нулевым средним. Возможный алгоритм выделения огибающей (амплитуды) такого сигнала состоит из следующих шагов:

- оценка фоновой составляющей сигнала при помощи низкочастотной фильтрации и ее вычитание из исходного сигнала;
- возведение результата в квадрат;
- повторная низкочастотная фильтрация сигнала с целью выделения огибающей сигнала;
- извлечение квадратного корня для приведения полученного результата к начальному диапазону значений.

Полученный результат можно интерпретировать как A -скан в одной точке. Для получения B -скана (см. рис. 1) необходимо представить результат обработки набора сигналов вдоль одной линии в латеральной плоскости объекта в виде изображения, то есть набора параллельных A -сканов. Трехмерную томограмму (набор A -сканов для всех точек исследуемого объекта) можно визуализировать при помощи компьютерных приложений для отображения трехмерных облаков точек (например, при помощи программы $Voxx^1$).

¹ <http://www.indiana.edu/~voxx/>

1.2 Экспериментальная часть

1. Получить файл с набором экспериментальных видеок кадров у преподавателя.
2. Написать программу, реализующую алгоритм обработки данных в ОКТ во временной области, используя любой язык программирования или математический пакет.
3. Провести обработку набора видеок кадров.
4. Сделать выводы и оформить отчет по лабораторной работе, в котором отобразить все шаги работы алгоритма на примере обработки одномерного интерферометрического сигнала с целью получения *A*-скана и результат обработки таких сигналов вдоль одной строки с целью получения *B*-скана.

Вопросы для самопроверки

1. Опишите принцип работы систем ОКТ во временной области.
2. За счет какого физического явления и каким образом в системах ОКТ во временной области происходит измерение степени отражения по глубине исследуемой среды?
3. Почему в системах ОКТ используются источники излучения с широким спектром? Приведите примеры таких источников.
4. Какие элементы систем ОКТ влияют на разрешение? В чем разница между аксиальным и латеральным разрешением?
5. Что представляют собой исходные (не подвергнутые компьютерной обработке) данные, регистрируемые в системах ОКТ во временной области?
6. Опишите алгоритм выделения огибающей интерферометрического сигнала. В чем, по вашему мнению, заключаются достоинства и недостатки этого алгоритма?
7. Какой эффект обеспечивает низкочастотная фильтрация сигнала?

Работа 2. Формирование изображений, анализ и обработка сигналов в оптической когерентной томографии в частотной области

Цель работы: ознакомление с методами получения сигналов в оптической когерентной томографии в частотной области и реализация алгоритма обработки данных в спектральной оптической когерентной томографии.

Задание по работе

1. Изучить теоретическую часть работы.
2. Реализовать компьютерную программу, осуществляющую обработку спектрального ОКТ-сигнала с целью получения *A*-скана.
3. Апробировать реализованную программу на различных сигналах.
4. Реализовать получение *B*-скана из набора ОКТ-сигналов.

2.1 Теоретическая часть

ОКТ в частотной области

В схеме ОКТ во временной области выбор слоя, для которого определяется степень отражения, происходит путем перемещения опорного зеркала или объекта в одном из плеч двулучевого интерферометра. Существует альтернативный способ проведения измерений в ОКТ, основанный на использовании явления спектральной интерференции.

Излучение источника с широким спектром представляет собой совокупность световых волн с различной длиной волны (частотой). В системах ОКТ в частотной области (spectral domain OCT/frequency domain OCT, спектральная ОКТ) сигнал на выходе двулучевого интерферометра является суперпозицией интерферометрических сигналов, полученных для различных длин волн. При фиксированной оптической разности хода (ОРХ) в интерферометре результат интерференции на каждой длине волны зависит от количества длин волн, укладывающихся в ОРХ. Интенсивность света в зависимости от длины волны изменяется от максимальной (при целом количестве m длин волн) до минимальной (при $m+1/2$ длин волн). В результате в зависимости от длины волны формируется так называемый канавчатый спектр, в котором частота изменения периодической составляющей интенсивности пропорциональна ОРХ.

При нескольких отражениях по глубине среды канавчатые спектры имеют различные частоты и некогерентно складываются, и для наблюдения доступна их суперпозиция. На выходе интерферометра располагается спектральный прибор, обеспечивающий разложение излучения на компоненты с различными длинами волн. В схеме, представленной на рис. 4, в качестве такого прибора выступает дифракционная решетка.

Основными преимуществами систем ОКТ в частотной области является возможность одновременной регистрации интенсивности отраженного излучения по всей глубине. Сигнал спектральной интерференции регистрируется линейкой фотодетекторов и при однократном отражении на фиксированной глубине имеет вид, представленный на рис. 5. Использование вместо линейки матрицы фотодетекторов в качестве приемника излучения позволяет одновременно регистрировать набор сигналов вдоль одной линии в латеральной плоскости. Результатом обработки является изображение аксиального сечения исследуемого объекта – *B*-скана.

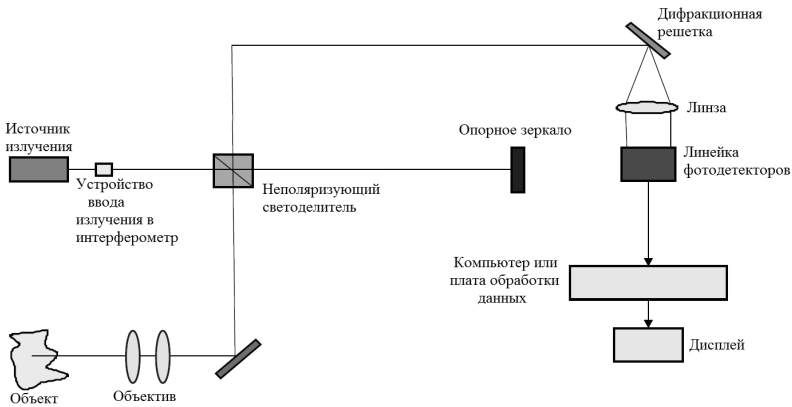


Рис. 4. Схема системы ОКТ в частотной области

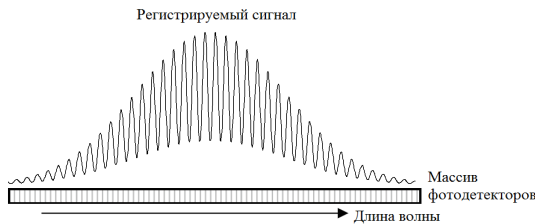


Рис. 5. Пример сигнала, регистрируемого в системе ОКТ в частотной области при отражении излучения на фиксированной глубине

Если пренебречь дисперсией света в образце, сигнал на выходе интерферометра можно представить в виде

$$I(k) = S(k) \left| a_R e^{j2kr} + \int_0^{\infty} a(z) e^{j2k[r+n(z)z]} dz \right|^2, \quad (2.1)$$

где $a(z)$ – амплитуда измерительной волны на глубине z , $a_R = 1$ – амплитуда опорной волны, $k = 2\pi/\lambda$ – волновое число, $2r$ – длина пути в опорном плече (поскольку на интерференционную составляющую сигнала влияет разность хода, а не расстояние r , то r может быть выбрана в известной степени произвольно), z – координата по глубине среды, n – показатель преломления ($n = 1$ для $z < z_0$, z_0 – координата поверхности объекта, и $n > 1$ для продольного направления в образце $z > z_0$), $S(k)$ – спектральное распределение интенсивности излучения источника. Отметим, что интерферометрический сигнал (2.1) зависит от разности фаз измерительной и опорной волн, поэтому общий для них фазовый сдвиг, определяемый множителем e^{j2kr} , можно опустить. При этом сигнал представляется в виде

$$I(k) = S(k) \left| 1 + \int_0^{\infty} a(z) e^{j2knz} dz \right|^2 = S(k) \times \left[1 + 2 \int_0^{\infty} a(z) \cos(2knz) dz + \int_0^{\infty} \int_0^{\infty} a(z) a(z') e^{-j2kn[z-z']} dz dz' \right], \quad (2.2)$$

Из (2.2) видно, что $I(k)$ представляет собой сумму трех слагаемых. Второе слагаемое содержит информацию о степени отражения по глубине $a(z)$. Для каждого значения глубины косинусоидальная функция описывает хорошо известные в спектральной интерферометрии полосы Мюллера. Можно заметить, что величина $a(z)$ может быть получена при помощи преобразования Фурье сигнала спектральной интерференции. Третья (автокорреляционная) составляющая описывает взаимную интерференцию волн, отраженных от различных слоев объекта.

Функцию $a(z)$ можно найти с помощью преобразования Фурье функции $I(k)$ полагая, что $a(z)$ симметрична относительно нуля по оси z . Так как для любого $z < z_0$ функция $a(z) = 0$, то можно дополнить $a(z)$ симметричной относительно начала координат составляющей $\hat{a}(z) = a(z) + a(-z)$. Теперь выражение (2.2) примет вид

$$\begin{aligned}
I(k) &= S(k) \left[1 + \int_{-\infty}^{\infty} \hat{a}(z) \cos(2knz) dz + \right. \\
&+ \left. \frac{1}{4} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{a}(z) \hat{a}(z') e^{-j2kn[z-z']} dz dz' \right] = \\
&= S(k) \left[1 + \int_{-\infty}^{\infty} \hat{a}(z) e^{-j2knz} dz + \frac{1}{4} \int_{-\infty}^{\infty} AC[\hat{a}(z)] e^{-j2knz} dz \right]
\end{aligned} \quad (2.3)$$

где $AC[\hat{a}(z)]$ – автокорреляционная функция. Выражение (2.3) может быть записано в форме

$$I(k) = S(k) \left(1 + \frac{1}{2} FT_z \{ \hat{a}(z) \} + \frac{1}{8} FT_z \{ AC[\hat{a}(z)] \} \right), \quad (2.4)$$

где $FT_z \{ \cdot \}$ – оператор прямого преобразования Фурье. Обратное преобразование Фурье от $I(k)$ дает следующий результат:

$$\begin{aligned}
FT_z^{-1} \{ I(k) \} &= FT_z^{-1} \{ S(k) \} \otimes \left(\delta(z) + \frac{1}{2} \hat{a}(z) + \frac{1}{8} AC[\hat{a}(z)] \right) = \\
&= A \otimes (B + C + D)
\end{aligned} \quad (2.5)$$

где знак \otimes обозначает операцию свертки.

Типичный результат обратного преобразования Фурье от сигнала в системе ОКТ в частотной области представлен на рис. 6. Полезная составляющая сигнала $a(z)$ содержится в выражении (2.5), однако помимо полезной составляющей в нем присутствуют еще три компонента A , B и D . Первое слагаемое $A \otimes B$ – это Фурье-образ спектра источника излучения, который расположен в низкочастотной части спектра. Для выделения полезной составляющей C этот участок не учитывается.

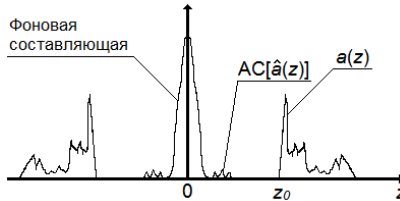


Рис. 6. Характерный результат преобразования Фурье от сигнала в системе ОКТ в частотной области

Вклад слагаемого $A \otimes D$ для сильно рассеивающей среды незначителен, поскольку автокорреляционное слагаемое намного меньше полезной составляющей и располагается главным образом в области низких частот.

ОКТ с перестраиваемой длиной волны

Альтернативным подходом к формированию изображений является использование систем ОКТ с перестраиваемой длиной волны (swept-source OCT). В этих системах используются перестраиваемые по длине волны лазеры, которые получили широкое распространение в последнее время. Оптическая схема такой системы представлена на рис. 7.

В системах ОКТ с перестраиваемой длиной волны происходит регистрация сигналов спектральной интерференции (сигналов в частотной области), для которых справедливы уравнения (2.1)–(2.5). Однако в таких системах на каждой длине волны перестраиваемого лазера возможна регистрация отраженного излучения сразу для всех точек поля зрения. При этом выходными данными в системах ОКТ с перестраиваемой длиной волны является набор видеок кадров, в которых изменение интенсивности в каждом пикселе в зависимости от длины волны представляет собой сигнал спектральной интерференции. Однако в целях повышения быстродействия обычно регистрируют не видеок кадры, а сигналы, сформированные в отдельных точках при боковом сканировании с помощью сканирующего зеркала (см. рис. 7).

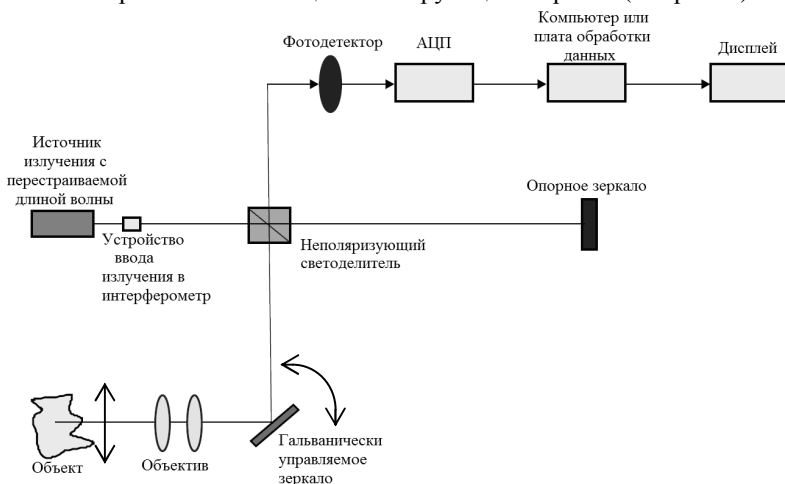


Рис. 7. Схема системы ОКТ с перестраиваемой длиной волны

Проблема неэквидистантного по частоте снятия отсчетов

Интерферометрические сигналы регистрируются с постоянным шагом по длине волны, что обеспечивается определенным расположением фотодетекторов на линейке в системах ОКТ в частотной области

и фиксированным шагом перестройки лазера в системах ОКТ с перестраиваемой длиной волны. Такие измерения называются эквидистантными по длине волны. Так как волновые числа обратно пропорциональны длинам волн $k_i = 2\pi/\lambda_i$, очевидно, что при фиксированном приращении длины волны $\Delta\lambda$ сигналы регистрируются с изменяющимся шагом по волновому числу (отсчеты сигнала неэквидистантны по частоте) $\Delta k_i = -2\pi\Delta\lambda/\lambda_i^2$.

Для получения корректного результата преобразования Фурье необходимо, чтобы отсчеты сигнала были эквидистантными. Эта проблема может быть решена при помощи передискретизации исходного сигнала после перевода его в пространство волновых чисел.

Пусть λ_{\min} и λ_{\max} – начальная и конечная длины волн, которыми определяется диапазон перестройки лазера, N – количество отсчетов по длинам волн. Приращение по длине волны для регистрируемых дискретных отсчетов сигнала можно выразить как

$$\Delta\lambda = \frac{\lambda_{\max} - \lambda_{\min}}{N}. \quad (2.6)$$

Волновые числа находятся в диапазоне от $k_{\min} = 2\pi/\lambda_{\max}$ до $k_{\max} = 2\pi/\lambda_{\min}$ с переменным приращением Δk_i . Для корректной работы преобразования Фурье необходимо, чтобы это приращение было постоянным и равнялось

$$\Delta k = \frac{k_{\max} - k_{\min}}{N}. \quad (2.7)$$

Пусть $i = 0..N-1$ – номер дискретного отсчета. Тогда $\lambda_i = \lambda_{\min} + i\Delta\lambda$ – сетка в пространстве длин волн с постоянным приращением. Чтобы приращения в пространстве волновых чисел были постоянными, нужно ввести новую сетку в пространстве длин волн: $\lambda_i = 2\pi/k_i$, где $k_i = k_{\min} + i\Delta k$.

Если приращение длины волны при переходе к новой сетке не превышает постоянного шага изменения длины волны $\Delta\lambda$, то значение сигнала в точке λ'_i между точками λ_i и λ_{i+1} может быть найдено методом линейной интерполяции в форме

$$I(\lambda'_i) = \frac{I(\lambda_{i+1}) - I(\lambda_i)}{\Delta\lambda} (\lambda'_i - \lambda_i) + I(\lambda_i), \quad (2.8)$$

полагая, что $I(\lambda'_1) = I(\lambda_1)$.

Окончательно, заменив $I(\lambda'_i)$ и $I(\lambda_i)$ на I'_i и I_i , соответственно, можно получить формулу для передискретизации:

$$I'_i = \frac{I_{i+1} - I_i}{\Delta\lambda} \left(\frac{\lambda_{\min} \lambda_{\max} N}{\lambda_{\min} N + i(\lambda_{\max} - \lambda_{\min})} - \lambda_{\min} - i\Delta\lambda \right) + I_i. \quad (2.9)$$

Алгоритм обработки данных в ОКТ в частотной области

Алгоритм обработки данных в ОКТ в частотной области включает следующий набор операций:

- удаление фоновой составляющей сигнала при помощи вычитания результата низкочастотной фильтрации;
- передискретизация сигнала в пространстве волновых чисел на сетку с постоянным шагом с помощью линейной (см., например, (2.9)) интерполяции;
- обратное преобразования Фурье полученного сигнала;
- вычисление модулей коэффициентов Фурье и выделение полезной составляющей сигнала – А-скана.

2.2 Экспериментальная часть

1. Получить файл с экспериментальными данными у преподавателя.
2. Написать программу, реализующую описанный алгоритм обработки данных в ОКТ в частотной области на основе преобразования Фурье, используя любой язык программирования или математический пакет.
3. Сделать выводы и оформить отчет по лабораторной работе, в котором отобразить шаги обработки сигнала и результат обработки набора сигналов (В-скан).

Вопросы для самопроверки

1. В чем состоит отличие ОКТ в частотной области от ОКТ во временной области? Какие методы формирования сигналов спектральной интерференции Вам известны?
2. Сравните принцип действия систем ОКТ в частотной области и систем ОКТ с перестраиваемой длиной волны.
3. Что является регистрируемым сигналом в системе ОКТ в частотной области? Что такое неэквидистантность отсчетов сигнала?
4. Опишите алгоритм передискретизации сигнала спектральной интерференции.
5. Почему для использования преобразования Фурье для обработки данных в спектральной ОКТ необходимо представить сигнал на сетке волновых чисел с постоянным шагом?

Работа 3. Обработка сигналов в доплеровской оптической когерентной томографии

Цель работы: исследование методов получения и обработки сигналов в доплеровской оптической когерентной томографии.

Задание по работе

1. Изучить теоретическую часть работы.
2. Написать программу, реализующую обработку данных в доплеровской ОКТ при помощи алгоритма Касаи.
3. Осуществить апробацию программы на различных сигналах.

3.1 Теоретическая часть

Доплеровская ОКТ

Эффектом Доплера называется изменение частоты излучения, регистрируемого приемником, вызываемое движением излучающего объекта или самого приемника. Эффект был назван в честь австрийского ученого Кристиана Доплера (1803–1853), который объяснил и математически описал зависимость сдвига длины волны света, излучаемого звездами, от их движения относительно Земли.

Доплеровские методы широко применяются в биомедицинской диагностике для измерения параметров скорости кровотока в сосудах, анализа параметров движения жидкостей (ультразвуковые диагностические доплеровские методы), в неинвазивной диагностике микроциркулярного кровообращения (лазерные доплеровские методы, ОКТ).

Доплеровская ОКТ (Doppler OCT) применяется для анализа параметров тока крови в капиллярах, расположенных в верхних слоях кожного покрова, сетчатке глаза и других тканях человеческого тела.

Если известен доплеровский сдвиг частоты f_d , можно оценить скорость потока крови из соотношения

$$v = \frac{f_d \langle \lambda \rangle}{2 \cos \theta}, \quad (3.1)$$

где $\langle \lambda \rangle$ – центральная длина волны источника излучения, θ – угол между направлением распространения излучения и направлением потока. Графически принцип работы доплеровской ОКТ проиллюстрирован на рис. 8.

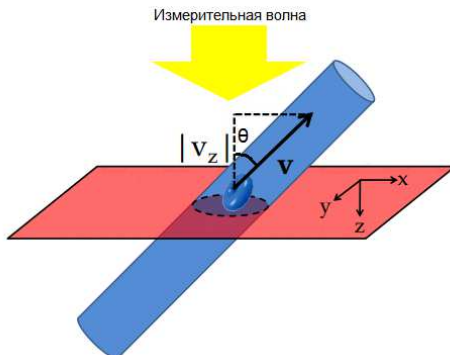


Рис. 8. Принцип расчета скорости потока в доплеровской ОКТ

Зондирующее излучение (измерительная волна в интерферометре) отражается от движущихся частиц внутри исследуемого объекта. Длина волны отраженного излучения изменяется в результате эффекта Доплера, что позволяет в процессе обработки данных оценить среднюю скорость потока частиц при помощи выражения (3.1).

Алгоритм Касаи

Определение доплеровского сдвига частоты может быть произведено в системах ОКТ любого типа: во временной области, в частотной области и с перестраиваемой длиной волны. Например, в ОКТ в частотной области, доплеровский сдвиг частоты может быть оценен как разность фаз, полученных в результате обработки нескольких аксиальных сканов (*A*-сканов), зарегистрированных последовательно для одной точки в плоскости образца. Популярный подход к оценке доплеровского сдвига частоты в ОКТ реализует алгоритм Касаи.

Известно, что завершающим шагом обработки данных в системах ОКТ в частотной области является дискретное преобразование Фурье, результат которого в общем случае представляется набором комплексных коэффициентов. Алгоритм Касаи использует набор из нескольких комплексных *A*-сканов объекта, полученных в точках, расположенных вдоль одного направления в латеральной плоскости объекта. Этот набор *A*-сканов называется ансамблем. Алгоритм позволяет оценить изменение фазы отраженного излучения между точками, расположенными на одной глубине в ансамбле *A*-сканов вдоль некоторого направления.

Для оценки доплеровского сдвига частоты необходимо вычислить так называемое единичное фазовое отставание в наборе A -сканов. Для этого используется выражение

$$R_1 = \frac{1}{M(N-1)} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^{N-1} A_{m,n+1} A_{m,n}^* = \text{Re}(R_1) + j \text{Im}(R_1), \quad (3.2)$$

где N – количество A -сканов в ансамбле (размер окна вдоль линии в латеральной плоскости объекта), M – аксиальный размер окна, вдоль которого проводится оценка (размер A -скана), $A_{m,n}$ – значение m -го комплексного отсчета в A -скане под номером n , знак $*$, как и ранее, обозначает комплексное сопряжение.

Доплеровский сдвиг частоты может быть оценен как

$$f_d = \frac{f_a}{2\pi} \arg(R_1), \quad (3.3)$$

где f_a – частота регистрации A -скана (для одной и той же точки объекта). Результат оценки поля скоростей может быть отображен в псевдоцветах и наложен на изображения B -сканов или представлен в виде отдельного изображения в оттенках серого.

Иногда при анализе потока жидкости или частиц отдельной характеристикой является турбулентность потока. Явление турбулентности состоит в самопроизвольно образующихся многочисленных локальных изменениях направления потока при увеличении его локальной скорости. Алгоритм Касаи позволяет произвести оценку турбулентности исследуемого потока. Для этого необходимо дополнительно вычислить нулевое фазовое отставание

$$R_0 = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N A_{m,n} A_{m,n}^*. \quad (3.4)$$

Тогда турбулентность может быть оценена как

$$\varepsilon^2 \approx \left[1 - \frac{|R_1|}{R_0} \right]. \quad (3.5)$$

Следующая последовательность действий представляет собой описание обработки сигналов в доплеровской ОКТ при помощи алгоритм Касаи:

- получение набора комплексных A -сканов вдоль одного направления в латеральной плоскости объекта (комплексного B -скана), используя алгоритм обработки данных в ОКТ в частотной области (см. работу 2);
- оценка доплеровского сдвига частоты и турбулентности потока в точках B -скана;

- оценка поля скоростей B -скана.

3.2 Экспериментальная часть

1. Получить файл с экспериментальными данными у преподавателя.
2. Написать программу, реализующую алгоритм Касаи для обработки сигналов в системах ОКТ в частотной области.
3. Провести тестирование реализованной программы на различных B -сканах. Оценить влияние параметров N и M на качество восстановления доплеровского сдвига частоты.
4. Сделать выводы и оформить отчет по лабораторной работе, в котором отобразить шаги работы алгоритма на примере обработки нескольких B -сканов. Результат обработки представить на отдельном изображении в оттенках серого.

Вопросы для самопроверки

1. Поясните физический смысл эффекта Доплера. Приведите примеры применения эффекта Доплера.
2. Каким образом можно оценить доплеровский сдвиг частоты в системах ОКТ? В каких типах систем ОКТ может быть реализована оценка доплеровского сдвига частоты?
3. В чем состоит цель и методика реализации алгоритма Касаи?
4. Что такое турбулентность потока? Как оценить эту характеристику при помощи алгоритма Касаи?

Работа 4. Методы противосвертки для постобработки данных в системах оптической когерентной томографии

Цель работы: исследование методов обратной свертки (противосвертки) для улучшения разрешения в системах оптической когерентной томографии.

Задание по работе

1. Изучить теоретическую часть работы.
2. Реализовать постобработку сигналов в ОКТ при помощи различных алгоритмов противосвертки.
3. Апробировать реализованную программу на экспериментальных сигналах.
4. Провести сравнение работы реализованных алгоритмов, оценить их достоинства и недостатки.

4.1 Теоретическая часть

Продольная и поперечная функция рассеяния точки в системах ОКТ

Увеличение разрешения в системах ОКТ как правило обеспечивается аппаратными средствами, такими как использование подходящего источника излучения для повышения аксиального разрешения и увеличение числовой апертуры используемого объектива для повышения латерального разрешения.

Однако, получаемые изображения, независимо от используемого оборудования, подвержены размытию, причиной которого является конечная протяженность функции рассеяния точки (ФРТ). Для устранения этого эффекта и повышения разрешения в ОКТ используются методы, называемые в теории обработки сигналов методами противосвертки.

Интенсивность интерферометрического сигнала в системе ОКТ может быть представлена формулой

$$I(\tau) = 2 \operatorname{Re}\{\Gamma(\tau) \otimes f(\tau)\}, \quad (4.1)$$

где $\Gamma(\tau)$ – функция когерентности излучения источника, которая характеризуется обратным преобразованием Фурье от спектра источника $S(\lambda)$, $f(\tau)$ – функция, соответствующая оптическому импульсу, отраженному от образца, τ – временная задержка измерительной волны,

символ \otimes обозначает операцию свертки. Функция когерентности $\Gamma(\tau)$ определяет ФРТ в направлении, перпендикулярном плоскости объекта. Длина когерентности l_c равна полуширине функции когерентности и для спектра $S(\lambda)$ гауссовской формы может быть выражена при помощи формулы

$$l_c = \frac{2 \ln 2}{\pi} \left(\frac{\langle \lambda \rangle^2}{\Delta \lambda} \right), \quad (4.2)$$

где $\langle \lambda \rangle$ – центральная длина волны в спектре излучения источника, $\Delta \lambda$ – полуширина спектра. В системах ОКТ предпочтительно использование источников с гладким широким спектром (обычно гауссовской формы).

Значения интенсивности в сечении пучка можно представить в виде

$$A(r, z) = A_0 \exp\left(-\frac{r^2}{w^2(z)}\right), \quad (4.3)$$

где A_0 – постоянная, z – координата по глубине исследуемой среды, r – радиальная координата, w – распределение интенсивности на полуширине перетяжки пучка.

Если в системе ОКТ используется линза с низкой числовой апертурой, то пространственное распределение амплитуды может быть аппроксимировано формулой

$$A(r) = A_0 \exp\left(-\frac{r^2}{w_0^2}\right), \quad (4.4)$$

где w_0 – фиксированное значение радиуса пучка, который является наименьшим в точке $z = 0$ и может быть представлен в форме

$$w_0 = \frac{4 \langle \lambda \rangle f}{\pi D}, \quad (4.5)$$

где f – фокусное расстояние объектива, а D – диаметр зрачка.

Представленные выше соотношения показывают, что определяющим параметром при формировании аксиальной и латеральной ФРТ является длина волны излучения. Аксиальная и латеральная ФРТ являются взаимно независимыми, следовательно, противосвертка может осуществляться по отдельности в аксиальном и латеральном направлении.

Использование алгоритмов противосвертки позволяет восстановить оригинальное изображение $f(x, y)$ из зарегистрированного $g(x, y)$, которое является сверткой оригинального изображения с ядром $h(x, y)$:

$$g(x, y) = f(x, y) \otimes h(x, y). \quad (4.6)$$

Используя теорему о свертке можно записать

$$G(u, v) = F(u, v)H(u, v), \quad (4.7)$$

где $G(u, v)$, $F(u, v)$ и $H(u, v)$, соответственно, Фурье-образы функций $g(x, y)$, $f(x, y)$ и $h(x, y)$, u и v – соответствующие пространственные частоты. Простейшую формулу противосвертки в частотной области можно записать как

$$\hat{F}(u, v) = \frac{G(u, v)}{H(u, v)} = \frac{F(u, v)H(u, v)}{H(u, v)} = F(u, v). \quad (4.8)$$

Искомый сигнал можно восстановить при помощи обратного преобразования Фурье с учетом (4.8)

$$f(x, y) = \text{FT}^{-1}\{F(u, v)\} = \text{FT}^{-1}\left\{\frac{G(u, v)}{H(u, v)}\right\}, \quad (4.9)$$

где $\text{FT}^{-1}\{\cdot\}$ – оператор обратного преобразования Фурье.

Реальные сигналы, получаемые в системах ОКТ, подвержены влиянию аддитивного шума и могут быть представлены как

$$g(x, y) = f(x, y) \otimes h(x, y) + n(x, y), \quad (4.10)$$

где $n(x, y)$ – случайный шум. С учетом свойства линейности преобразования Фурье можно записать

$$G(u, v) = F(u, v)H(u, v) + N(u, v), \quad (4.11)$$

где $N(u, v)$ – спектр аддитивного шума. Тогда уравнение (4.8) примет вид

$$\hat{F}(u, v) = \frac{G(u, v) + N(u, v)}{H(u, v)} = \frac{F(u, v)H(u, v) + N(u, v)}{H(u, v)}, \quad (4.12)$$

Ошибка, вносимая шумом, оказывает существенное влияние на результат, поэтому алгоритм противосвертки в форме (4.12) не используется на практике. Вместо него применяются помехоустойчивые алгоритмы обработки изображений. Ниже рассмотрены три таких алгоритма: алгоритм Винера, алгоритм Люси-Ричардсона и алгоритм рекурсивной противосвертки.

Алгоритмы Винера и Люси-Ричардсона

В основе алгоритма Винера используется линейное восстановление изображения при помощи широко известного метода наименьших квадратов. В частотной области этот алгоритм может быть представлен формулой

$$\hat{F}(u, v) = \left[\frac{1}{H(u, v)} \frac{|H(u, v)|^2}{|H(u, v)|^2 + \frac{S_{\eta}(u, v)}{S_f(u, v)}} \right] G(u, v), \quad (4.13)$$

где $S_{\eta}(u, v)$ и $S_f(u, v)$ – спектральные плотности мощности шума и сигнала, соответственно. На практике сложно точно оценить эти параметры, поэтому вместо них часто используют среднее значение отношения мощности шума к мощности полезного сигнала.

Алгоритм Люси-Ричардсона основан на итерационной процедуре и может быть представлен в форме

$$f_{m+1}(x, y) = f_m(x, y) \left[h(-x, -y) \otimes \frac{g(x, y)}{h(x, y) \otimes f_m(x, y)} \right], \quad (4.14)$$

где $f_m(x, y)$ – оценка оригинального изображения, $g(x, y)$ – зарегистрированное в системе ОКТ изображение, $h(x, y)$ – ФРТ, m – номер итерации. В первом приближении $f_0(x, y) = g(x, y)$. В качестве критерия останова может использоваться установленное пользователем ограничение на максимальное число итераций, которое выбирается в зависимости от требований к качеству обработки и быстродействию, или условие малого изменения результата на каждой последующей итерации.

Оба рассмотренных алгоритма могут быть использованы двумя способами. Один из способов предполагает применение алгоритма к двумерному изображению (т.е. использование свертки с двумерным ядром). Второй способ предполагает применение алгоритма последовательно к строкам и столбцам обрабатываемого изображения (последовательное использование двух одномерных ядер). Это возможно ввиду независимости аксиальной и латеральной ФРТ.

Рекурсивная противосвертка

Алгоритм Винера основывается на преобразовании Фурье, а алгоритм Люси-Ричардсона является итерационным. Это существенно ограничивает возможности их использования в системах ОКТ из-за ограничений по быстродействию. Указанный недостаток может быть устранен при помощи использования алгоритма рекурсивной обратной свертки.

Дискретная свертка функции отражения зондирующего излучения по глубине с функцией когерентности источника в одной точке (А-скан) может быть записана как

$$g(k) = \sum_{n=0}^{N-1} f(k-n) \otimes h(n), \quad (4.15)$$

где k и n – номер дискретного отсчета, $h(n)$ – дискретная последовательность отсчетов функции когерентности используемого источника, $f(k)$ – значения отсчетов A -скана. Значения оценки функции отражения по глубине $\hat{f}(k)$ могут быть получены при помощи свертки функции (4.6) с функцией $h^{-1}(k)$, обратной $h(k)$. Импульсный отклик такого фильтра может быть записан в форме

$$h^{-1}(k) = \sum_{n=0}^{N-1} \frac{k^{-n}}{h(k)}. \quad (4.16)$$

Так как для минимально-фазового фильтра всегда выполняется условие $h(0) \neq 0$, выражение (4.16) можно привести к виду

$$h^{-1}(k) = \left\{ h(0) \left[1 + \frac{h(1)k}{h(0)} + \frac{h(2)k^2}{h(1)} + \dots \right] \right\}^{-1}. \quad (4.17)$$

Обозначив $w = 1/h(0)$ и $q(n) = h(n)/h(n-1)$, можно получить выражение, определяющее рекурсивный алгоритм противосвертки

$$\hat{f}(k) = wg(k) - \sum_{n=1}^{N-1} q(n) \hat{f}(k-n). \quad (4.18)$$

Главным недостатком методов противосвертки является усиление высокочастотной шумовой составляющей сигнала. Для устранения этого недостатка могут применяться методы регуляризации (например, регуляризация Тихонова).

В данной работе предлагается реализовать описанные выше алгоритмы для одномерного случая (только для A -сканов).

4.2 Экспериментальная часть

1. Получить у преподавателя файл с экспериментальными сигналами и данные измерений спектра используемого источника излучения.
2. Реконструировать из полученных данных A -сканы.
3. Реализовать постобработку A -сканов в системах ОКТ при помощи алгоритма Винера. Оценить качество работы алгоритма при различных отношениях спектральных плотностей мощности шума и сигнала. Оценить быстродействие алгоритма в случае использования быстрого преобразования Фурье.

4. Реализовать постобработку А-сканов в системах ОКТ при помощи алгоритма Люси-Ричардсона. Апробировать полученный алгоритм на экспериментальных сигналах. Оценить влияние задаваемого пользователем количества итераций на качество результата и время обработки.
5. Реализовать постобработку А-сканов в системах ОКТ при помощи алгоритма рекурсивной противосвертки. Апробировать полученный алгоритм на экспериментальных сигналах. Оценить быстродействие предложенного метода.
6. Провести сравнение качества и скорости обработки данных при помощи каждого из алгоритмов.
7. Сделать выводы о применимости описанных методов для обработки данных в системах ОКТ. Оформить отчет, в котором представить полученные результаты обработки экспериментальных сигналов и привести результаты сравнения реализованных алгоритмов.

Вопросы для самопроверки

1. Как связаны между собой понятия функции рассеяния точки и разрешения?
2. Что такое свертка и противосвертка? Сформулируйте теорему о свертке.
3. Каковы причины возникновения шумовой составляющей в сигналах, регистрируемых в системах ОКТ?
4. Опишите алгоритм Винера и алгоритм Люси-Ричардсона. Какими преимуществами и недостатками обладает каждый из них?
5. Каким может быть критерий останова при использовании алгоритма Люси-Ричардсона? От чего зависит выбор этого критерия?
6. Опишите алгоритм рекурсивной противосвертки.
7. Какими достоинствами и недостатками по сравнению с алгоритмами Винера и Люси-Ричардсона обладает алгоритм рекурсивной противосвертки?
8. В чем состоит причина использования методов регуляризации в алгоритмах обратной свертки?

Список литературы

1. Рябухо В.П., Тучин В.В. Когерентно-оптические методы в измерительной технике и биофотонике. – Саратов: Сателлит, 2009. – 127 с.
2. Fercher A.F., Drexler W., Hitzenberger C.K., Lasser T. Optical coherence tomography – principles and applications // *Rep. Prog. Phys.*, 2003. V. 66. P. 239–303.
3. Bouma B. *Handbook of Optical Coherence Tomography*. – NY: Taylor & Francis, 2001. – 756 p.
4. Drexler W., Fujimoto J.G. *Optical Coherence Tomography: Technology and Applications*. – NY: Springer, 2011. – 1376 p.
5. Brezinski M.E. *Optical Coherence Tomography: Principles and Applications*. – NY: Academic Press, 2006. – 480 p.
6. Tuchin V. *Handbook of Coherent Domain Optical Methods: Biomedical Diagnostics, Environmental and Material Science*. – Dordrecht: Kluwer Academic Publishers, 2004. – 1003 p.
7. Schmitt J.M. Optical coherence tomography (OCT): a review // *IEEE J. Sel. Top. Quantum Electron.*, 1999. No. 5. P. 1205–1215.
8. Гонсалес Р., Вудс Р. *Цифровая обработка изображений*. – М.: Техносфера, 2005. – 1072 с.
9. Yiheng L., Yanmei L., Guoguang M., Xiaonong Z. Deconvolution methods for image deblurring in optical coherence tomography // *JOSA A*, 2009. V. 26. No. 1. P. 72–77.



В 2009 году Университет стал победителем многоэтапного конкурса, в результате которого определены 12 ведущих университетов России, которым присвоена категория «Национальный исследовательский университет». Министерством образования и науки Российской Федерации была утверждена программа его развития на 2009–2018 годы. В 2011 году Университет получил наименование «Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики»

КАФЕДРА КОМПЬЮТЕРНОЙ ФОТОНИКИ И ВИДЕОИНФОРМАТИКИ

Достижения в оптической науке, технике и технологиях за последние годы способствовали появлению нового направления – фотоники. Этот термин охватывает область науки и техники, связанную с использованием светового излучения (или потока фотонов) в оптических элементах, устройствах и системах.

На рубеже XX – XXI веков электронные информационные технологии достигли фундаментальных и технических пределов производительности при продолжающемся росте потребительского спроса на скорость и объем обрабатываемой и передаваемой информации. Решение данной проблемы потребовало разработки нового поколения информационно-телекоммуникационных систем, основанных на технологиях фотоники. В фотонике появилось новое динамично развивающееся направление, определяющее прогресс мировой науки и техники, – оптоинформатика. Под оптоинформатикой понимают область науки и техники, связанную с исследованием, разработкой, созданием и эксплуатацией новых материалов, технологий, приборов и устройств, направленных на передачу, прием, обработку, хранение и отображение информации.

Изучение фотоники основывается на знании принципов формирования, преобразования, анализа изображений, теории построения

информационных систем. Интеграция фотоники и компьютерных технологий позволяет создавать методы, которые возможно реализовать исключительно средствами компьютерной фотоники, обеспечивая развитие технологий качественно нового уровня.

По многим направлениям фотоники и оптоинформатики Россия находится на уровне промышленно-развитых стран (интегральная оптика, системы приема, обработки и отображения информации и др.), а по некоторым – даже опережает. Приоритетными направлениями являются: волоконная оптика (работы академика Дианова Е.М. – ИОФ РАН), голография (академик Денисюк Ю.Н. – ГОИ им. С.И. Вавилова), полупроводниковые лазеры (академик Алферов Ж.И – ФТИ РАН им. А.Ф. Иоффе), полифункциональные оптические материалы (академик Петровский Г.Т. – ГОИ им. С.И. Вавилова) и др.

Ввиду большого научного и практического значения направления «Фотоника и оптоинформатика», а также спроса на него на потребительском рынке, в 2002 г. в СПбГУ ИТМО был организован факультет фотоники и оптоинформатики под руководством доктора физ.-мат. наук, профессора С.А. Козлова. По инициативе профессорско-преподавательского состава, начиная с 2005 года, на факультете стала работать выпускающая кафедра компьютерной фотоники, которую возглавил доктор технических наук, профессор И.П. Гуров.

История кафедры началась в 1946 году. На всех этапах развития результаты научных исследований, проводимых сотрудниками кафедры, неизменно использовались в учебном процессе. Совершенствовались направления подготовки студентов, изменялось название кафедры, но всегда кафедра гордилась своими выпускниками.

Выпускники кафедры занимают видное место в оптической науке: академик РАН Ю.Н. Денисюк, изобретатель трехмерной голографии; член-корр. РАЕН, профессор Н.Г. Бахшиев, известный специалист в области спектроскопии межмолекулярных взаимодействий; Заслуженный деятель науки РФ, профессор Г.Н. Дульнев, крупный ученый в области теплофизики, долгие годы бывший ректором ЛИТМО; профессор И.М. Нагибина, исследования которой в области физической оптики получили широкое признание.

Одной из важнейших задач кафедры является организация учебного процесса и подготовка профессионалов в области компьютерной фотоники. Направление работы кафедры определяется развитием информационных технологий и компьютерных систем в области формирования, синтеза, обработки и анализа изображений на основе интеграции эффективных компьютерных систем с системами фотоники.

Проводимые исследования в области компьютерной обработки когерентных и некогерентных изображений обеспечивают решение научно-технических задач оптической томографии, цифровой голографии, синтеза, анализа, распознавания и классификации изображений.

Научным консультантом работ кафедры в области компьютерной обработки изображений – иконники – является член-корреспондент РАН М.М. Мирошников.

Кафедра проводит работы в рамках международных научных проектов в сотрудничестве с ведущими зарубежными университетами, институтами и исследовательскими лабораториями Италии, Финляндии, Франции, Германии, Великобритании, Японии, США и других стран в области оптической когерентной томографии для биомедицинских исследований, цифровой голографии для исследования микро- и наноструктур, трехмерной фотографии микро- и макроскопических объектов, гиперспектральной обработки изображений.

В последнее время на кафедре активно развивается новое направление – видеоинформатика. Ввиду этого в 2010 году кафедра была переименована в кафедру компьютерной фотоники и видеоинформатики. В 2011 году Университет получил статус Национального исследовательского университета, в этом есть и заслуга преподавательского коллектива кафедры компьютерной фотоники и видеоинформатики. Эти обстоятельства позволяют обеспечивать и в дальнейшем подготовку высококлассных востребованных на рынке специалистов в области компьютерной фотоники и видеоинформатики.

Волынский Максим Александрович
Гуров Игорь Петрович

**АНАЛИЗ ИЗОБРАЖЕНИЙ В ОПТИЧЕСКОЙ КОГЕРЕНТНОЙ
ТОМОГРАФИИ**

Учебно-методическое пособие по лабораторным работам

В авторской редакции

Редакционно-издательский отдел Университета ИТМО

Зав. РИО

Н.Ф. Гусарова

Лицензия ИД № 00408 от 05.11.99

Подписано к печати

Заказ №

Тираж

Отпечатано на ризографе

Редакционно-издательский отдел
Университет ИТМО
197101, Санкт-Петербург, Кронверкский пр., 49

