

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего профессионального образования
«Тамбовский государственный технический университет»

На правах рукописи



Аль-Мас Гамиль Фатех Али

**МНОГОСПЕКТРАЛЬНЫЕ МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ
ВИЗУАЛИЗАЦИИ И ДИАГНОСТИКИ ПОДКОЖНЫХ ОБРАЗОВАНИЙ
ДЛЯ ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННОЙ ДЕРМАТОЛОГИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ**

05.13.01- Системный анализ, управление и обработка информации
(информационные технологии)

05.11.17-Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Научный руководитель
Строев Владимир Михайлович
к.т.н., доцент

Тамбов - 2014

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ.....	5
Глава 1. Анализ методов и алгоритмов формирования и улучшения изображений, сформированных через рассеивающие среды.....	12
1.1 Структура и оптические свойства биологических тканей.....	12
1.2 Анализ моделей и способов моделирования процессов прохождения светового излучения через кожу.....	20
1.2.1 Геометрические модели.....	20
1.2.2 Математические модели.....	24
1.3 Обзор существующих методов и алгоритмов улучшения изображений, искаженных рассеивающими средами.....	31
1.4. Технологии высококонтрастного узкополосного многоспектрального формирования изображения кожи и подкожных слоев.....	41
1.5. Постановка задачи исследования.....	48
Выводы.....	49
Глава 2. Разработка методов и алгоритмов для многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы.....	51
2.1 Модель влияния кожи на изображение подкожных образований, полученное многоспектральной оптико-электронной дерматологической системой на основе матрицы ФПЗС.....	51
2.2 Обобщенное описание многоспектрального метода восстановления изображений подкожного слоя.....	58
2.3 Многоспектральный метод восстановления изображений подкожного слоя с адаптивным выбором длин волн и алгоритм его реализации.....	62
2.4 Многоспектральный метод и алгоритм восстановления изображений подкожных образований с использованием функции расстройки и алгоритм его реализации.....	68

2.5 Разработка способа визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи или подкожных образований.....	74
2.5.1 Выбор критерия диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи или подкожных образований	75
2.5.2 Способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи или подкожных образований.....	81
Выводы.....	82
Глава 3. Разработка адаптивной многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы.....	84
3.1 Возможности применения современной элементной базы.....	84
3.1.1 Фоточувствительные приборы с зарядовой связью.....	84
3.1.2 Волоконно-оптические элементы.....	86
3.2 Адаптивная многоспектральная оптико-электронная дерматологическая система.....	92
3.3 Реализация фильтра пространственных частот на базе волоконно-оптической системы формирования изображения.....	100
Выводы.....	113
Глава 4. Моделирование и экспериментальная оценка эффективности разработанных методов.....	114
4.1 Анализ экспериментальных результатов фиксирования обратно отраженных сигналов от двухслойной биологической структуры.....	114
4.2 Оценка адекватности принятой модели отраженного сигнала.....	119
4.3 Моделирование обработки с применением многоспектрального метода на основе численного решения.....	122

4.4 Моделирование обработки с применением многоспектрального метода на основе функции расстройки.....	130
4.5 Полунатурное моделирование многоспектрального метода.....	132
4.6 Моделирование многоспектрального способа визуализации и диагностики недоброкачественных опухолей.....	139
ВЫВОДЫ.....	144
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	146
СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ.....	149
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	150
ПРИЛОЖЕНИЕ А. Справка о внедрении.....	164
ПРИЛОЖЕНИЕ Б. Акт о внедрении результатов диссертационных исследований.....	165

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования и степень ее разработанности.

Увеличение кожных онкологических заболеваний среди населения в последние десятилетия связано с увеличением влияния экологических и техногенных факторов, вызывающих рак. Обнаружение образования на ранних этапах резко повышает выживаемость пациентов до 99%.

Перспективным направлением ранней неинвазивной диагностики опухолевых тканей считаются оптические методы.

В настоящее время детектирование неоднородностей для получения карты распределения поглощения и рассеяния мягких тканей в основном производится с помощью методов дифференциального обратного рассеивания и флуоресцентного анализа, рентгеновской компьютерной томографии (КТ) и магниторезонансной томографии (МРТ). Хотя КТ и МРТ дают очень хорошее пространственное разрешение, для их применения требуется достаточно громоздкое и дорогостоящее оборудование [1].

Микроскопия или дерматоскопия является относительно новой техникой получения мультиспектральных изображений кожи. За последние 10 лет, этот неинвазивный метод доказал свою ценность.

Все мультиспектральные методы визуализации имеют ограниченную глубину проникновения. Они являются относительно недорогими с точки зрения стоимости компонентов. Они состоят из ПЗС-камеры, многоспектрального источника (лампы белого света) и оптической системы. Дерматоскопия позволяет визуализировать заданный в горизонтальной плоскости слой поврежденной кожи, но только до уровня дермы. Это обусловлено широким спектральным диапазоном длин волн RGB каналов ПЗС-камеры, в которой производится визуализация.

Сейчас появилась гиперспектральная система дерматологического анализа, которая видит ниже поверхности кожи, что позволяет объективно оценить клинические атипичные пигментные поражения кожи и классифицировать их в зависимости от степени дезорганизации. Детектор меланомы использует 10 различных длин волн света, чтобы анализировать под поверхностью кожи и

получить скрытые данные на глубину до 2,5 мм. Менее чем за минуту данные обрабатываются системой и отображают для врача образования под поверхностью кожи. На основе полученных результатов и других визуальных ключевых характеристик дерматолог может решить стоит ли производить удаление образования.

Используемые в мульти и гиперспектральных системах технологии *NBI* и *FICE* ориентированы на выбор длины волны или комбинации длин волн источника излучения, обеспечивающих лучшую визуализацию в формируемых изображениях.

Общим недостатком существующих систем является то, что они не учитывают искажающее влияние неоднородности характеристик рассеивающей среды, которое вызывает искажение спектральной картины образования, используемой при диагностике доброкачественности, а так же может приводить к наблюдению ложных образований.

Для восстановления изображения подкожного слоя можно применять следующие методы и способы формирования изображений, искаженных рассеивающей средой: импульсная лазерная подсветка с временным стробированием отраженного сигнала [1], нерезкого маскирования, гомоморфной и адаптивной фильтрации [2-5]. Также известны способы коррекции искаженных атмосферой изображений, в том числе многоспектральные, использующие различного рода априорные сведения [6,7]. Эти методы неэффективны при резких пространственных колебаниях оптической плотности кожи.

Существует многоспектральный метод восстановления изображений [8,9], основанный на свойстве спектральной прозрачности рассеивающей среды в приближении однократного рассеяния. Наиболее важным параметром, характеризующим ослабление света в среде за счёт его поглощения и рассеяния, является оптическая толщина $\tau(\lambda)$, величина которой зависит от спектральной прозрачности и толщины среды. Данный метод использует зависимость оптической толщины $\tau(\lambda)$ от длины волны, и поэтому может работать при резких пространственных колебаниях плотности искажающей рассеивающей среды.

Прямое применение многоспектрального метода восстановления изображений для визуализации подкожных неоднородностей сталкивается со следующими трудностями – отсутствие априорной информации о зависимости оптической толщи $\tau(\lambda)$ от длины волны и необходимость уменьшения разноса длин волн спектральных участков, на которых формируются изображения, с целью повышения точности восстановления изображений.

Таким образом, актуальной является задача разработки многоспектральной оптической дерматологической системы визуализации доброкачественных и недоброкачественных подкожных образований, работающей при резких пространственных колебаниях плотности кожи.

Цель и задачи исследования. Целью исследования является повышение точности восстановления изображений подкожных образований при резких пространственных колебаниях оптической плотности кожи для исключения визуализации ложных образований и повышения точности диагностики доброкачественности образований.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие задачи:

- анализ спектральных характеристик кожи для обоснования модели их искажающего влияния на изображение подкожного слоя;
- анализ существующих методов обработки изображений, искаженных рассеивающими средами, и их недостатков;
- разработка модели влияния кожного покрова на изображение подкожного слоя, полученного оптической системой на основе матрицы ФПЗС;
- разработка многоспектрального метода восстановления искаженных изображений адаптированного к визуализации подкожных образований;
- провести системный анализ разрабатываемого многоспектрального метода;
- разработка способа визуализации и диагностики доброкачественности образований;
- разработка многоспектральной дерматологической системы, адаптивной к изменению оптической плотности кожи.

Научная новизна:

- разработан алгоритм решения задачи попиксельной обработки информации от двух узкополосных спектральных участков при восстановлении изображения подкожных образований, отличающийся использованием численного решения, возможностью работы при уменьшенном разnose спектральных участков, адаптивным выбором их диапазона длин волн и повышенной точностью восстановления изображений;

- разработан многоспектральный оптический метод решения задачи обработки информации при восстановлении изображения подкожных образований, отличающийся использованием четырех узкополосных спектральных участков, осуществлением обработки с использованием функции расстройки, менее жесткими требованиями к точности задания необходимого разноса спектральных участков;

- разработан многоспектральный алгоритм решения задачи обработки информации при восстановлении изображения подкожных образований, отличающийся использованием четырех узкополосных близко расположенных спектральных участков, осуществлением обработки с использованием функции расстройки и выбором необходимого разноса спектральных участков по грубой оценке оптической плотности кожи, а также повышенной точностью восстановления изображений при малом значении оптической плотности кожи;

- разработан многоспектральный способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований, отличающийся совмещением процессов диагностики и визуализации новообразований, использованием для диагностики RGB и флуоресцентного RGB изображений новообразования, а также более точным отображением границ недоброкачественного образования;

- разработана многоспектральная оптико-электронная дерматологическая система, отличающаяся использованием волоконно-оптической системы формирования изображений для осуществления адаптивной пространственной частотной коррекции искажений изображения подкожного слоя.

Теоретическая значимость заключается в разработке многоспектральных алгоритмов и методов восстановления изображений, искаженных рассеивающими средами, работающих при резких пространственных колебаниях их оптической плотности, а также при отсутствии априорной информации.

Практическая значимость состоит в том, что полученные результаты позволяют реализовать системы восстановления изображений подкожного слоя. Применение таких систем позволит повысить точность восстановления с 70% до 5% при резких пространственных колебаниях плотности кожи и, соответственно, повысит точность диагностики доброкачественности образований по их спектральной картине (10% критерий превышения уровня сигнала нормированного красного канала для недоброкачественного образования), а также снизит вероятность формирования изображений ложных образований. Практическая значимость подтверждается патентом РФ №2518350 на изобретение «Способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи», а также использованием диссертационных материалов при изучении дисциплины «Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях» и при разработке опытного образца дерматологической системы в ООО «Биомедтех» (Приложения А, Б).

Методология и методы исследования. Для решения сформулированных задач в работе использовались системный анализ, метод инверсной фильтрации, метод полунатурного эксперимента, метод аналитического моделирования.

Положения, выносимые на защиту:

- алгоритм реализации многоспектрального оптического метода восстановления изображения подкожных образований с адаптивным выбором диапазона длин волн и повышенной точностью восстановления изображений;
- многоспектральный оптический метод восстановления изображения подкожных образований с использованием функции расстройки;
- алгоритм реализации многоспектрального оптического метода восстановления изображения подкожных образований с использованием функции расстройки;

- многоспектральный способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований, совмещающий процессы диагностики и визуализации новообразований.

Степень достоверности исследования. Результаты, полученные в диссертационной работе, подтверждаются обоснованным и корректным применением математического аппарата, сопоставлением теоретических результатов с данными экспериментальных исследований, подтверждены патентом РФ на способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи.

Апробация результатов. Основные положения диссертации и отдельные ее результаты обсуждались и получили положительные отзывы на: XVI Международной научно-практической конференции «Перспективы развития информационных технологий» (Новосибирск, 28 декабря 2013г); Международной научно-практической конференции «Интеграция мировых научных процессов как основа общественного прогресса» (Казань, ноябрь 2013г).

Публикации. Материалы, отражающие основные результаты работы, представлены в 11 публикациях (в том числе 4 статьи в изданиях рекомендованных ВАК РФ, одна статья на английском языке в зарубежном журнале и один патент РФ на изобретение).

Структура и объем работы. Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, заключения, списка сокращений, условных обозначений и списка литературы; изложена на 165 страницах основного текста, содержит 81 рисунок и 10 таблиц. Список литературы включает 158 наименований.

В первой главе проведен анализ возможностей существующих многоспектральных дерматологических систем. Рассмотрены спектральные характеристики кожи и подложных образований, а также существующие оптические модели кожи. Проведен анализ методов и алгоритмов обработки изображений сформированных через рассеивающие среды.

Во второй главе на основании литературных источников предложена многоспектральная модель подкожного слоя, учитывающая размывание

изображения подкожного слоя за счет рассеяния света по коже. На основании модели разработаны два метода многоспектрального восстановления изображения для различных оптических плотностей кожи. Для варианта формирования изображений с большой оптической плотностью кожи разработаны метод и алгоритм его реализации с адаптивным выбором диапазона длин волн и повышенной точностью восстановления изображений. Также разработаны многоспектральный оптический метод восстановления изображения подкожных образований малой и средней оптической плотности с использованием функции расстройки и возможностью работы при отсутствии априорной информации и алгоритм его реализации. После восстановления изображения подкожного слоя применяется способ визуализации и диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований, позволяющий на исходном изображении выделять пораженные участки.

В третьей главе разработана структурная схема адаптивной многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы восстановления изображений. Предложен метод реализации пространственного фильтра на основе волоконно-оптической системы формирования изображений, адаптивного к спектральным характеристикам входного сигнала. Получена передаточная функция фильтра, соответствующая передаточной функции нерекурсивного фильтра второго порядка, приведен анализ его зависимости от длины волны, на которой производится формирование изображения.

В четвертой главе проведено моделирование обработки для одномерных сигналов и полунатурное моделирование для реальных двумерных изображений. Рассчитаны контрасты обнаружения объектов на исходных и обработанных изображениях. Показана эффективность разработанного метода многоспектрального восстановления распределения яркости изображения по сравнению с известными методами обработки изображений.

В заключении кратко изложены основные результаты диссертационных исследований в виде выводов и даны рекомендации по направлениям дальнейших исследований.

Глава 1 Анализ методов и алгоритмов формирования и улучшения изображений, сформированных через рассеивающие среды

1.1 Структура и оптические свойства биологических тканей

Кожа является связующим звеном между организмом и окружающей средой и выполняет функции физиологического барьера надежно защищающего организм от загрязнений, ядов, бактерий, вирусов.

Кожа состоит из трех частей (слоев)[9]: эпидермиса, дермы и подкожной жировой клетчатки (гиподермы). Каждый из них, в свою очередь, состоит из нескольких слоев.

Эпидермис. Толщина эпидермиса различна, она принимает значения от 0,01 до 0,2 мм [9]. Эпидермис представляет собой многослойный эпителий, наружный слой которого называется роговым. В связи с особыми оптическими свойствами роговой слой иногда считают отдельной частью кожи. Роговой слой отличается от других слоев плотностью, упругостью, плохой проводимостью тепла и электричества. Нижний слой эпидермиса называют базальный, он разделяет эпидермис и дерму. Клетки этого слоя (меланоциты) производят пигмент меланин, гранулы которого составляют в диаметре от 30 до 400 нм [10-13].

Дерма. Средняя толщина дермы составляет примерно 1500-2000 мкм [15, 16, 17-21]. Собственно кожа или дерма состоит из соединительной ткани, клеточных элементов и основного аморфного вещества.

Масса кожи по отношению к массе тела составляет 16% и состоит из 50-72% воды, ~25% белка и остальное приходится на неорганические соли и жирные кислоты.

Кожа человека является ярким примером многокомпонентной мутной биологической среды, достаточно уникально устроенной, имеющей свою физиологию, и, в связи с этим, весьма сложна для описания при построении

моделей. Оптические характеристики такой сложной среды в целом зависят от множества факторов.

Взаимодействие света с кожей носит сложный характер, который необходимо учитывать уже при прохождении светом границы раздела воздух-кожа [22-23]. Из-за разных показателей преломления воздуха и рогового слоя кожи падающее излучение частично отражается, при этом отраженный свет переотражается в разные стороны и становится диффузным [24-29], а значительная часть пучка света (93-95%) входит в кожу.

При прохождении через кожу световое излучение претерпевает два вида искажений: неравномерное ослабление и размывание, обусловленное переотражением внутри кожи и характеризуемую оптической передаточной функцией (ОПФ). Ослабление в свою очередь определяется поглощением и рассеянием, а размывание – только рассеянием.

Одним из параметров, влияющих на поглощение и рассеяние, является толщина кожи. Толщина кожи человека зависит от возраста, цвета кожного покрова, пола, состояния здоровья и локализации. На разных участках тела кожа имеет различную толщину (табл. 1.1).

Таблица 1.1 - Толщина кожи человека на разных участках тела

Область тела	Эпидермис весь	Роговой слой эпидермиса	Дерма	Подкожно жировая клетчатка
Грудь	0,035-0,084	0,018-0,035	1,97-3,00	0,40-1,10
Живот	0,063-0,126	0,022-0,028	1,64-2,32	2,18-18,83
Спина	0,092-0,125	0,024-0,038	2,66-4,76	0,55-1,11
Плечо	0,068-0,146	0,021-0,049	1,89-3,04	0,03-1,41
Бедро	0,076-0,163	0,022-0,058	1,80-3,06	0,62-1,33
Ладони	0,220-0,726	0,171-0,618	0,66-1,90	0,56-3,06

Поглощение. Поглощение света является одной из характеристик взаимодействия света с кожей [32, 135]. Абсолютные значения коэффициентов поглощения типичных биотканей лежат в пределах $10^{-2} - 10^4 \text{ см}^{-1}$ [32-37].

Поглощение в эпидермисе в основном определяется пигментом меланином [12, 24-27, 39-43, 44- 46].

Дерма кожи сильно пронизана кровеносными сосудами, в которых присутствует гемоглобин. Спектр поглощения гемоглобина имеет полосу поглощения вблизи 405 нм и характерный двойной пик поглощения в области 545-575 нм, гемоглобин также сильно поглощает вблизи 430 нм и более слабо вблизи 550 нм [24, 27]. В инфракрасной области спектра все биомолекулы имеют достаточно интенсивные колебательные полосы поглощения. Начиная с $\lambda = 1500$ нм и выше, спектр поглощения кожи во многом определяется спектром поглощения воды [36].

Поглощение подкожной жировой ткани определяется полосами поглощения липидов, воды и β -каротина, лежащими в УФ и ИК областях спектра.

Рассеяние. Помимо поглощения кожная ткань характеризуется значительным светорассеянием [12, 30, 47, 135]. Спектральная зависимость фактора анизотропии рассеяния определяется в основном соотношением длины волны рассеянного излучения и характерным размером частицы, т.е. относительным размером частицы. Как было показано в работе [30], спектральная зависимость фактора анизотропии рассеяния эпидермиса и дермы имеет вид:

$$g_e \approx g_d = 0,62 + 0,29 \cdot 10^{-3} \cdot \lambda, \quad (1.1)$$

где λ измеряется в нм. Спектральная зависимость коэффициента рассеяния дермы и эпидермиса определяется выражением [51]:

$$\mu_{se} \approx \mu_{sd} = \frac{2,9 \cdot 10^5}{\lambda}, \quad (1.2)$$

где μ_{se} и μ_{sd} - коэффициенты рассеяния эпидермиса и дермы кожи в видимой области спектра и λ - длина волны в нм.

Рассеивающие свойства в основном определяются содержанием воды и крови. В таблице 1.2 показано содержание воды и крови (выраженное в объемных долях) в различных слоях кожи. Эти данные были представлены в работе [74], со ссылкой на работы [52, 53, 54, 56, 57, 312].

Так, *S.L.Jacques*, в работе [58], со ссылкой на работы [59, 60], приводит зависимости коэффициентов поглощения (рис. 1.1), рассеяния (рис. 1.2) и редуцированного коэффициента рассеяния (рис. 1.3) обескровленной дермы кожи от длины волны света, несколько отличающиеся, по своим значениям, от представленных в работе [51]. Точки, отмеченные символами-квадратами, соответствуют данным работы [58], и точки, отмеченные символами-треугольниками, соответствуют данным работы [60].

Таблица 1.2 - Содержание крови и воды в различных слоях кожи человека, выраженное в объемных долях

Наименование слоя	Содержание крови	Содержание воды	Толщина слоя, мкм
Роговой слой	0	0.05	20
Собственно эпидермис	0	0.2	100
Сосковидная дерма	0.04	0.45	150
Верхняя сеть кровеносных сосудов	0.3	0.6	100
Ретикулярная дерма	0.04	0.65	1150
Нижняя сеть кровеносных сосудов	0.1	0.7	100
Подкожный жировой слой	0.05	0.67	6000

Для биологических тканей используется аппроксимация спектральной зависимости редуцированного коэффициента рассеяния [62]:

$$\mu'_s(\lambda) = A \cdot \left(\frac{\lambda}{\lambda_0}\right)^{-1.5}, \quad (1.3)$$

где коэффициент пропорциональности A лежит в пределах от $2 \cdot 10^5$ до $2 \cdot 10^6$ см^{-1} , λ - длина волны света в нанометрах и λ_0 – реперная длина волны света, равная 1 нанометру.

В таблице 1.3 [63] приведены некоторые оптические коэффициенты рогового слоя, эпидермиса и дермы для человека *invitro* на различных длинах волн.

Из рис. 1.4 видно, что наибольшей глубиной проникновения обладает свет на длинах волн от 0,4-1,0 мкм.

Результаты исследования оптических параметров здоровых и пораженных участков кожи приведены в следующих таблицах (табл. 1.4, табл. 1.5) [64, 135].

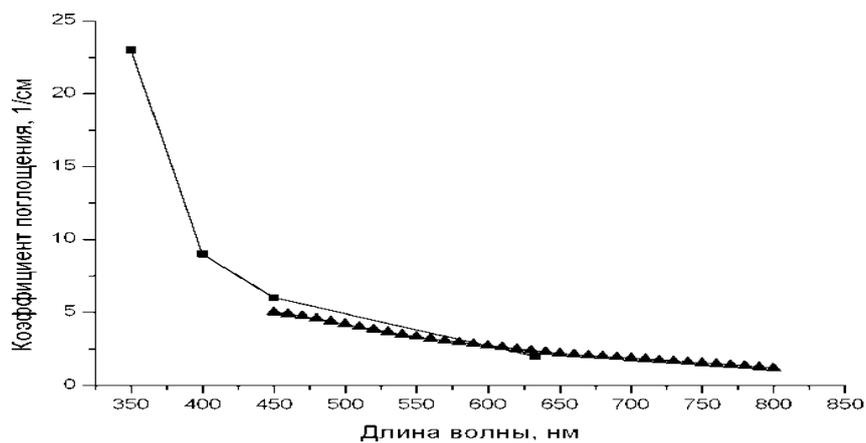


Рисунок 1.1 - Спектральная зависимость коэффициента поглощения обескровленной дермы кожи

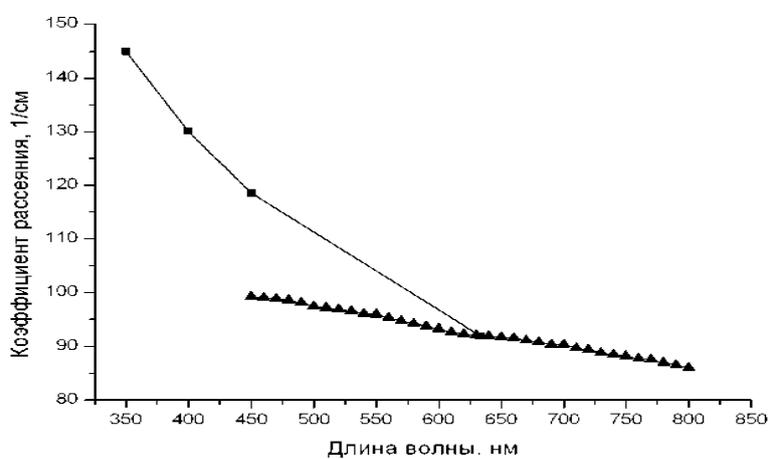


Рисунок 1.2 - Спектральная зависимость коэффициента рассеяния обескровленной дермы кожи

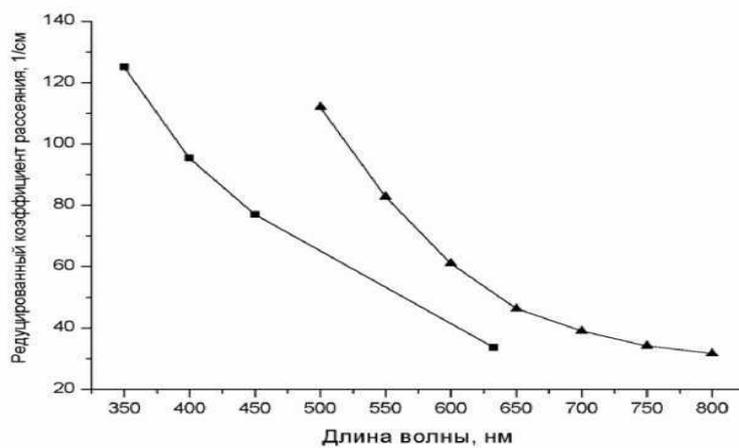


Рисунок 1.3 - Спектральная зависимость редуцированного коэффициента рассеяния обескровленной дермы кожи

Таблица 1.3 - Оптические свойства человеческой кожи *invitro*

Ткань	$\lambda, \text{нм}$	$\mu_t, \text{см}^{-1}$	$\mu_a, \text{см}^{-1}$	$\mu_s, \text{см}^{-1}$	$\mu_s(1-g), \text{см}^{-1}$	g
Роговой слой	193	-	6000	-	-	-
	250	-	1150	2600	260	0,9
	308	-	600	2400	240	0,9
	337	-	330	2300	260	0,9
	351	-	300	2200	220	0,9
	400	-	230	2000	200	0,9
Эпидермис	250	-	1000	2000	313	0,69
	308	-	300	1400	407	0,71
	337	-	120	1200	338	0,72
	351	-	100	1100	306	0,72
	415	-	66	800	206	0,74
	488	-	50	600	143	0,76
	514	-	44	600	139	0,77
	585	-	36	470	99	0,79
	633	-	35	450	88	0,80
	800	-	40	420	62	0,85
Дерма	250	-	26	833	257	0,69
	308	-	8,7	583	170	0,71
	337	-	6,1	500	141	0,72
	351	-	5,2	458	127	0,72
	415	-	3,5	320	82	0,74
	488	-	2,6	250	60	0,76
	514	-	2,2	250	58	0,77
	585	-	2,2	196	41	0,79
	633	-	2,0	187,5	37	0,80
	800	-	1,7	175	30	0,85

На рис. 1.4 показана глубина прохождения света через кожу человека.

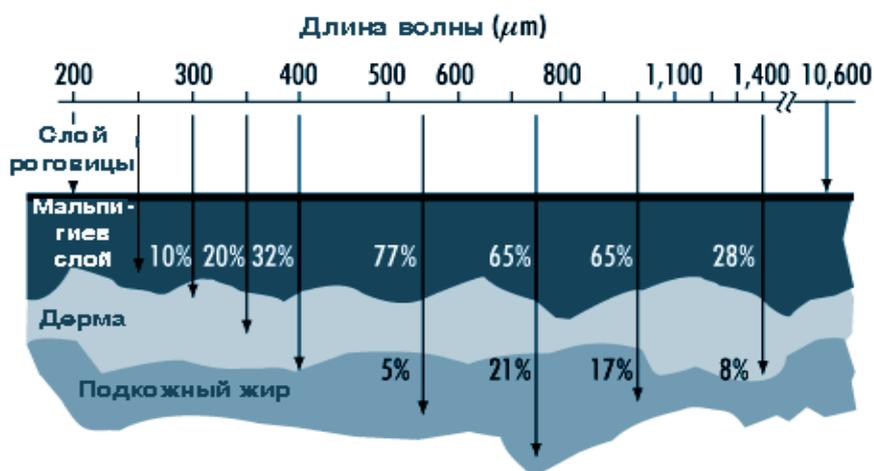


Рисунок 1.4 - Глубина прохождения света в зависимости от длины волны

Таблица 1.4 - Сравнительные характеристики оптических параметров

Область спектра (нм)	Состояние кожи	Коэффициент поглощения
400-440	ЗК	$0,491 \pm 0,004$
	ОП	$0,320 \pm 0,001$
440-495	ЗК	$0,662 \pm 0,003$
	ОП	$0,590 \pm 0,001$
495-580	ЗК	$0,732 \pm 0,002$
	ОП	$0,541 \pm 0,001$
580-640	ЗК	$0,596 \pm 0,004$
	ОП	$0,452 \pm 0,002$
640-760	ЗК	$0,481 \pm 0,001$
	ОП	$0,320 \pm 0,001$

Таблица 1.5 - Сравнительные характеристики оптических параметров

Область спектра (нм)	Состояние кожи	Коэффициент поглощения
400-440	ЗК	$0,662 \pm 0,004$
	ОП	$0,316 \pm 0,001$
440-495	ЗК	$0,815 \pm 0,003$
	ОП	$0,740 \pm 0,001$
495-580	ЗК	$0,751 \pm 0,002$
	ОП	$0,688 \pm 0,001$
580-640	ЗК	$0,706 \pm 0,004$
	ОП	$0,638 \pm 0,002$
640-760	ЗК	$0,673 \pm 0,001$
	ОП	$0,590 \pm 0,001$

Для лучшей наглядности представим табл. 1.5, табл. 1.6 в виде диаграмм рис. 1.5, рис. 1.6

Следует также учитывать влияние кожи на формирование изображения. При этом наблюдается значительная потеря высокочастотных составляющих сигнала при увеличении длины волны, следовательно, при обработке сигнала на различных длинах волн необходима компенсация зависимости оптической передаточной функции от λ .

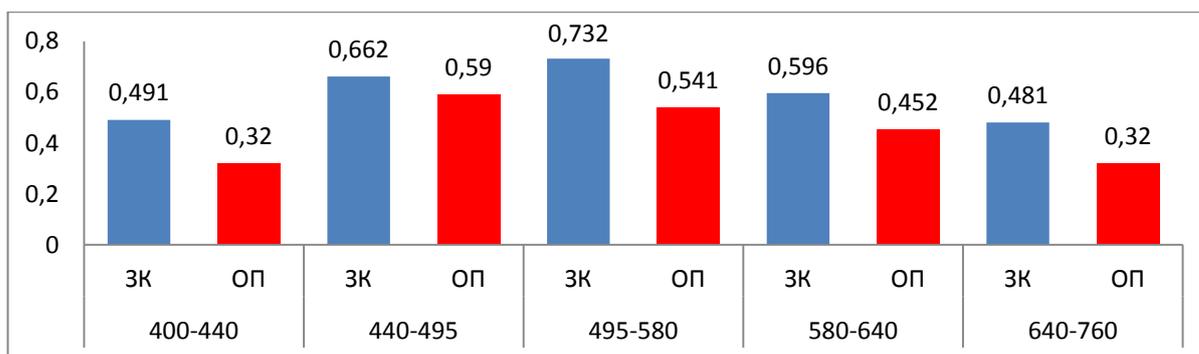


Рисунок 1.5 - Сравнительная характеристика оптических параметров очага поражения (ОП) и здоровой кожи (ЗК) пациента

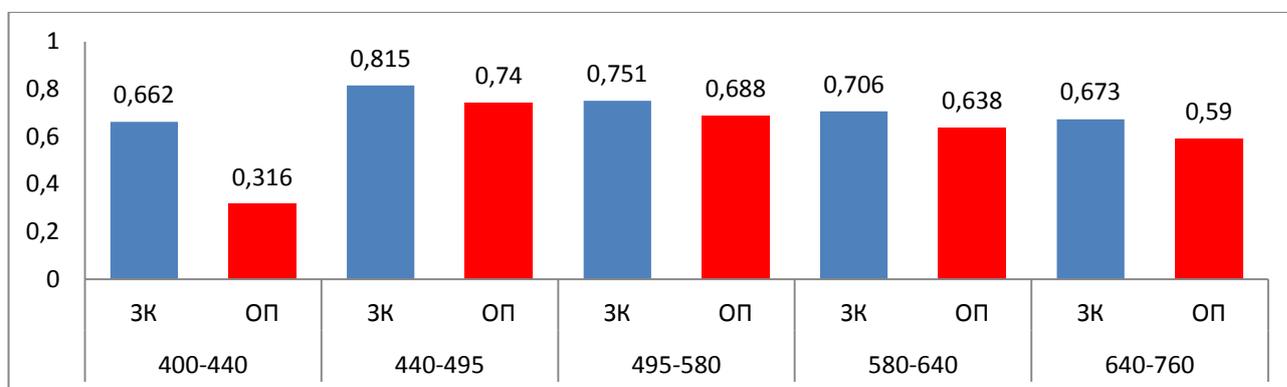


Рисунок 1.6 - Сравнительная характеристика оптических параметров очага поражения (ОП) и здоровой кожи (ЗК) пациента

Таким образом, при формировании изображения через кожу с малой оптической плотностью происходит сильное размывание изображения при относительно малом яркостном искажении, определяемом коэффициентом ослабления, и обратным переотражением от кожи. При формировании изображения через оптически более плотные образования происходит уменьшение величины размывания и усиление яркостных искажений.

Проведенный анализ еще раз подтверждает вывод о том, что кожа человека является ярким примером многокомпонентной мутной биологической среды с оптическими характеристиками, зависящими от множества факторов.

1.2 Анализ моделей и способов моделирования процессов прохождения светового излучения через кожу

Для описания процессов прохождения светового излучения через кожу используют множество различных математических и геометрических моделей, каждая из которых построена под какую-либо конкретную задачу.

Практически все математические модели строятся по одинаковым принципам. Сначала описывается объект исследования, его геометрия и физические параметры. Затем определяются оптические параметры всех выбранных компонентов и после этого производится расчет распространения излучения в среде, и (для некоторых моделей) вычисление температурных полей.

1.2.1 Геометрические модели

Различия между моделями становятся заметны уже на этапе построения геометрии. В большинстве случаев кожа представляется в виде последовательности плоских слоев с различными оптическими и теплофизическими свойствами. Количество слоев кожи варьируется от одного до семи в зависимости от решаемой задачи. В простейшем случае геометрическая модель состоит только из одного слоя - дермы [65]. В данной работе учитывается тот факт, что на длине волны 1450 нм излучение поглощается преимущественно водой, и поэтому предлагается считать кожу одним цельным слоем с оптическими свойствами, близкими к свойствам воды. Влияние более глубоких слоев кожи исключается из рассмотрения, поскольку не более 10% излучения на данной длине волны проникает глубже 1 мм.

В некоторых работах, например, в [66, 67], в дерме вводились дополнительные плоские слои с оптическими свойствами кровеносных сосудов.

В тоже время в некоторых случаях кровеносные сосуды вводят либо как отдельный слой с оптическими характеристиками чистой крови, либо как некий объект внутри дермы. При этом в дерме помещается одиночный кровеносный

сосуд иногда прямоугольной [68] или чаще цилиндрической [69-74] формы. Пример модели кожи с кровеносным сосудом цилиндрической формы приведён нарис.1.7 [76].

В большинстве случаев считается, что стенка сосуда имеет такие же свойства, как окружающая ткань и поэтому отдельно ее, как правило, не выделяют.



Рисунок 1.7 - Модель, учитывающая расположение кровеносного сосуда в подкожных тканях

Оптические свойства кожи, как правило, считают постоянными для данной длины волны и независимыми от температуры. В результате проведения исследований прохождения через воду света длине волны 1450 нм при различной температуре от 30°C до 90°C [56] было установлено, что такой перепад температуры привел к снижению коэффициента поглощения воды на $0,885 \text{ см}^{-1}$. Поскольку содержание воды в коже составляет около 70%, то соответственно, изменение оптического поглощения кожи будет составлять $0,6195 \text{ см}^{-1}$. По сравнению с коэффициентом поглощения кожи, который в [65] был принят равным 20 см^{-1} , полученное его уменьшение при изменении температуры можно считать незначительным. Это позволило сделать вывод о независимости оптических свойств кожи от температуры.

Модель кожи, представленная в работе [77, 78] (рис. 1.8) включает наиболее характерные компоненты с точки зрения задания оптических характеристик кожи с кровеносным сосудом.

В работе [78] также как и в работе [76] геометрическая модель кожи состоит из двух слоев (эпидермиса и дермы), но при этом дерма разбивается на два подслоя с оптическими свойствами гемоглобина и коллагена. Световое излучение сначала проходит через эпидермис, где наибольший коэффициент поглощения имеет меланин, поэтому оптические свойства эпидермиса определяются оптическими свойствами меланина. Пройдя часть света попадает в дерму, где поглощается преимущественно гемоглобином, присутствующим в поверхностном слое дермы. Оставшееся излучение диффузно отражается от коллагена, присутствующего в остальной части дермы, и снова проходит в обратном направлении через слои гемоглобина и меланина, частично поглощаясь при этом.

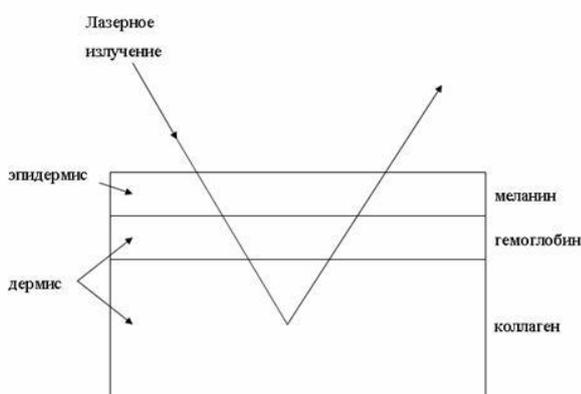


Рисунок 1.8 - Упрощенная модель кожи с трехслойными параметрами

В модели, представленной в работе [66], используется наибольшее количество слоев со своими оптическими свойствами: роговой слой, эпидермис, верхняя дерма, дерма с поверхностным сплетением сосудов, нижняя дерма, дерма с глубинным сплетением сосудов, гиподерма (рис. 1.9).

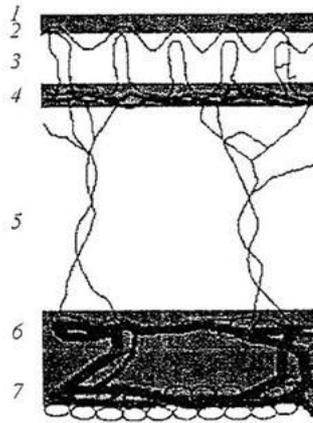
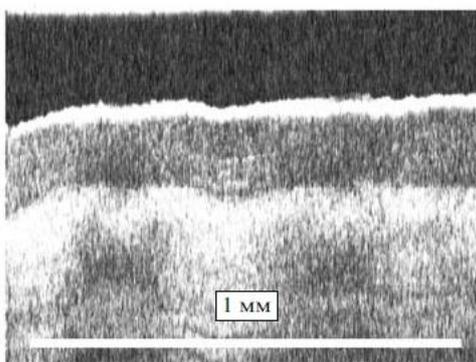
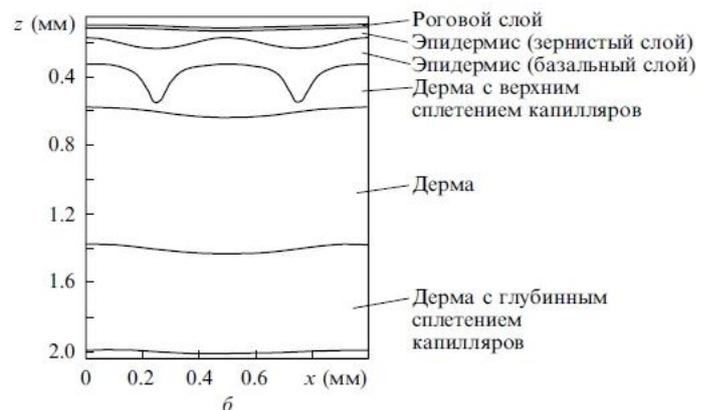


Рисунок 1.9 – Модель кожи. 1 - роговой слой, 2 - эпидермис, 3 - капиллярная (верхняя) дерма, 4 – верхнее сплетение микрососудов, 5 – ретикулярная (нижняя) дерма, 6 – глубокое сосудистое сплетение, 7 – гиподерма

Многослойная модель кожи. На экспериментально полученном ОКТ - изображении кожи человека (подушечка большого пальца руки молодого мужчины), представленном на рис. 1.10, четко различимы слои кожи и форма их границ. Полученные результаты послужили основой для построения многослойной геометрической модели кожи (рис 1.10 б). Как видно в ОКТ изображении и, приведенной модели структура кожи неоднородна в различных пространственных точках, что раньше не учитывалось в предыдущих моделях.



а



б

Рисунок 1.10 - Экспериментальное ОКТ изображение кожи человека (а) и соответствующая многослойная модель (б)

1.2.2 Математические модели

Рассмотрим существующие математические модели прохождения света через рассеивающие среды.

В [79] приведена простейшая математическая однослойная модель прохождения света через кожу. В модели принимаются следующие условия:

- отраженный поток светового излучения отличается от падающего величиной, направлением и иногда спектральным составом;
- спектральный коэффициент отражения изменяется с изменением длины волны падающего излучения;
- биологические ткани отражают в ультрафиолетовой, видимой и инфракрасной областях спектра селективно [80].

При воздействии светового монохроматического потока с длиной волны λ спектральные коэффициенты отражения $\rho(\lambda)$, пропускания $s(\lambda)$ и поглощения $\alpha(\lambda)$ определяются по формулам [81]:

$$\rho(\lambda) = \frac{\Phi_{\rho}(\lambda)}{\Phi(\lambda)}; s(\lambda) = \frac{\Phi_s(\lambda)}{\Phi(\lambda)}; \alpha(\lambda) = \frac{\Phi_{\alpha}(\lambda)}{\Phi(\lambda)};$$

где $\Phi(\lambda)$, $\Phi_{\rho}(\lambda)$, $\Phi_s(\lambda)$, $\Phi_{\alpha}(\lambda)$ - соответственно падающий, отраженный, прошедший и поглощенный потоки излучения.

$$\text{При этом } \rho(\lambda) + s(\lambda) + \alpha(\lambda) = 1. \quad (1.4)$$

Коэффициент поглощения не пропускающих оптическое излучение биотканей определяется как:

$$\alpha(\lambda) = 1 - \rho(\lambda). \quad (1.5)$$

Данные коэффициенты качественно и количественно характеризуют в целом оптические свойства биоткани при определенной ее толщине и других характеризующих ее параметрах на момент измерения (степень пигментации, характеристика кровоснабжения и т.д.). Например, по данным [82] установлено, что максимум пропускания кожей излучения оптического диапазона находится в

области 1,1 мкм, а отражение излучения лазера от поверхности непораженной кожи носит диффузный характер и составляет от 35 до 40 %.

Распространение света в биотканях в большинстве работ моделируется с помощью метода Монте-Карло [83,84-87]. Причем в некоторых работах его некоторым образом видоизменяют для наилучшего описания тех или иных моментов. Встречаются также работы, где для этих целей применяется теория Кубелки-Мунка [88,89] и диффузионное приближение [90].

Известно, что ослабление пучка света в биоткани происходит по экспоненциальному закону. Поэтому интенсивность прошедшего через биоткань света может быть оценена на основе закона Ламберта – Бугера – Беера:

$$I(z) = (1 - R) \cdot I_0 \cdot e^{-\mu \cdot z}$$

где R – коэффициент френелевского отражения, при нормальном падении пучка,

$$R = \left(\frac{(n-1)}{(n+1)} \right)^2, \quad n - \text{относительный показатель преломления биоткани; } I_0 -$$

интенсивность падающего света; $\mu_t = \mu_a + \mu_s$ – коэффициент экстинкции (коэффициент ослабления), μ_a – коэффициент поглощения, μ_s – коэффициент рассеяния, z – толщина образца.

На основе закона Ламберта-Бугера-Беера решена одномерная фотометрическая задача распространения излучения в светорассеивающей среде в приближении однократного рассеяния.

Выбор такой простой модели не случаен и определяется рядом существенных преимуществ. Во-первых, одномерная модель однократного рассеяния позволяет не учитывать влияние фазовых функций рассеяния и многократное рассеяние, которое сложно оценить практически.

Во-вторых, одномерные модели теории переноса, известные, больше, как потоковые модели Кубелки-Мунка (КМ), имеют аналитические решения, подходящие для большинства базовых задач, и это делает удобным сравнение с

ними результатов, получаемых на основе любых других новых методов и подходов. Более того, именно потоковые модели КМ используются сегодня в подавляющем большинстве случаев для определения транспортных оптических коэффициентов среды на основе данных эксперимента.

Геометрическая модель одномерной задачи рассеяния представлена на рис.1.12, 1.13. Светорассеивающая полупрозрачная среда освещается внешним потоком излучения F_0 на фиксированной длине волны.

Свет проникает в среду и претерпевает внутри среды поглощение и рассеяние на границах неоднородностей ее внутренней структуры. Поток излучения F_T , прошедший среду насквозь, и поток обратно рассеянного излучения F_{BS} , являются функциями оптико-физических параметров среды.

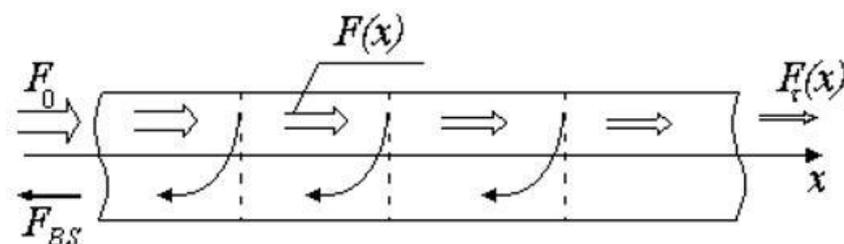


Рис.1.12 - Общая формулировка одномерной задачи рассеяния

Общая формулировка одномерной задачи рассеивания основывается на том, что прямой и обратные потоки могут считаться не интерферирующими между собой и распространяющимися независимо друг от друга. Кроме того, не учитывается также и вторичное рассеяние обратного потока в среде по мере его распространения назад к фронтальной поверхности.

При условии, что все неоднородности среды имеют одинаковые оптические свойства, свет на границе любой из неоднородностей отражается от нее с коэффициентом отражения R и проходит насквозь с коэффициентом $(1-R)$. Пусть среда имеет конечную толщину H_0 и общее количество неоднородностей на этой толщине N (рис.1.14).

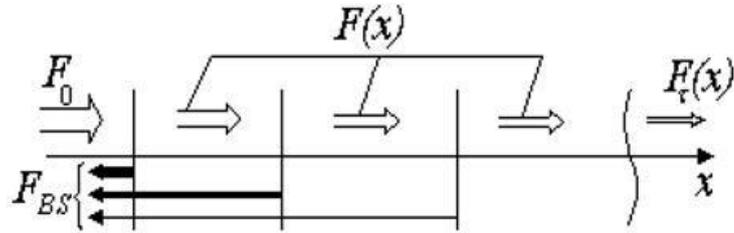


Рис.1.13 - Формирование обратного потока излучения в приближении однократного рассеяния

Для идеально-рассеивающей среды, то есть среды без поглощения, фундаментальным решением теории переноса и метода КМ для проходящего такую среду насквозь потока излучения является простейшее уравнение:

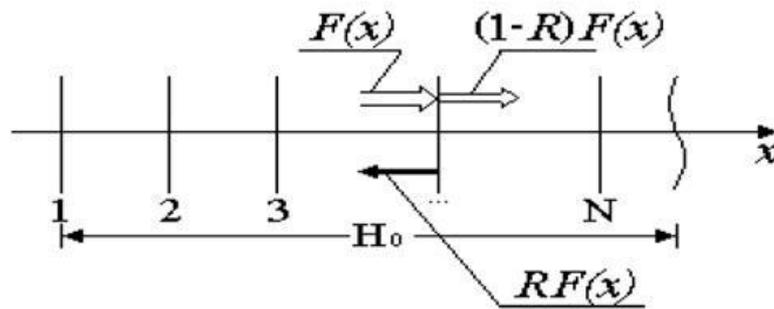


Рис.1.14 - Формирование обратного потока излучения в приближении однократного рассеяния при одинаковых оптических свойствах

$$F_r(H_0) = F_0 e^{-SH_0} \quad (1.6)$$

где F_0 - падающий на среду внешний поток излучения, $F_r(H_0)$ - поток излучения, прошедший сквозь слой среды толщиной H_0 , S - погонный транспортный коэффициент рассеяния для среды.

Это уравнение является аналогом уравнения Бугера для идеально-рассеивающей среды.

Для обратно-рассеянного потока F_{BS} на фронтальной поверхности среды запишем выражение для потока, прошедшего среду насквозь.

$$F_{BS} = F_0(1 - e^{-S \cdot H_0}). \quad (1.7)$$

Стандартный подход КМ [91] в приближении однократного рассеяния с учетом поглощения излучения в среде предполагает решение следующей системы дифференциальных уравнений:

$$\begin{cases} \frac{dF_+(x)}{d(x)} = -(K + S)F_+(x) \\ \frac{dF_-(x)}{d(x)} = KF_-(x) - SF_+(x) \end{cases}, \quad (1.8)$$

где $F_+(x)$ и $F_-(x)$ - потоки излучения в среде, распространяющиеся в прямом и обратном направлениях оси x соответственно;

K - погонный транспортный коэффициент поглощения.

Решение данной системы имеет вид

$$F_{BS} = F_-(0) = \frac{S \cdot F_0}{2 \cdot K + S} \cdot (1 - e^{-(2K+S) \cdot H_0}) \quad (1.9)$$

$$F_+(H_0) = F_+(0) = F_0 \cdot e^{-(K+S) \cdot H_0} \quad (1.10)$$

В работе [92] доказываемость равенств $K = \mu_a$, $S = \mu_s = S_m$.

Сумма погонных транспортных коэффициентов с учётом фактора анизотропии связаны с параметрами светорассеивающей среды следующим образом:

- в случае слабо рассеивающих поглощающих сред

$$K + S = \mu_t = \mu_s (1-g) + \mu_a = \mu'_s + \mu_a;$$

- в случае сильно рассеивающих сред

$$K + S = \mu_t = \sqrt{3\mu_a(\mu_a + \mu'_s)}.$$

Метод Монте-Карло. Под методом Монте-Карло понимается совокупность приемов, позволяющих получать необходимые решения при помощи многократных случайных испытаний. Оценки искомой величины выводятся

статистическим путем. Использование этого метода не предполагает решения нестационарного уравнения теории переноса излучения.

Применение метода Монте-Карло базируется на использовании макроскопических оптических свойств среды, которые предполагаются однородными в пределах небольших объёмов ткани. Моделирование не учитывает детали распространения энергии излучения внутри отдельной клетки. Известные алгоритмы позволяют учесть несколько слоев биоткани с различными оптическими свойствами, а также конечный размер падающего пучка, отражение света от границ раздела слоев.

Оптические свойства и характерные толщины различных слоев кожи, использованные при моделировании, представлены в табл.1.6. Приведенные значения были получены путем усреднения данных из работ [93]. Результаты моделирования [94] приведены на рис. 1.15-1.16.

Таблица 1.6 - Оптические свойства различных слоев кожи ($\lambda = 910$ нм).

Слой кожи	Толщина (мм)	μ_s (мм ⁻¹)	μ_a (мм ⁻¹)	g	n
Роговой слой	0.02	40	0.02	0.9	1.54
Эпидермис (зернистый слой)	0.18	5	0.015	0.95	1.34
Эпидермис (базальный слой)	0.2	10	0.02	0.85	1.4
Дерма с верхним сосудистым сплетением	0.2	10	0.1	0.9	1.39
Дерма	0.8	7	0.7	0.87	1.4
Дерма с нижним сосудистым сплетением	0.6	12	0.2	0.95	1.39

При высокой точности и универсальности главным недостатком метода Монте-Карло являются большие затраты машинного времени. Хотя развитие аппаратных и программных средств вычислительной техники уменьшает роль фактора времени, разработка новых средств лазерной диагностики и терапии требует создания эффективных, сравнительно простых и надёжных алгоритмов метода Монте-Карло.

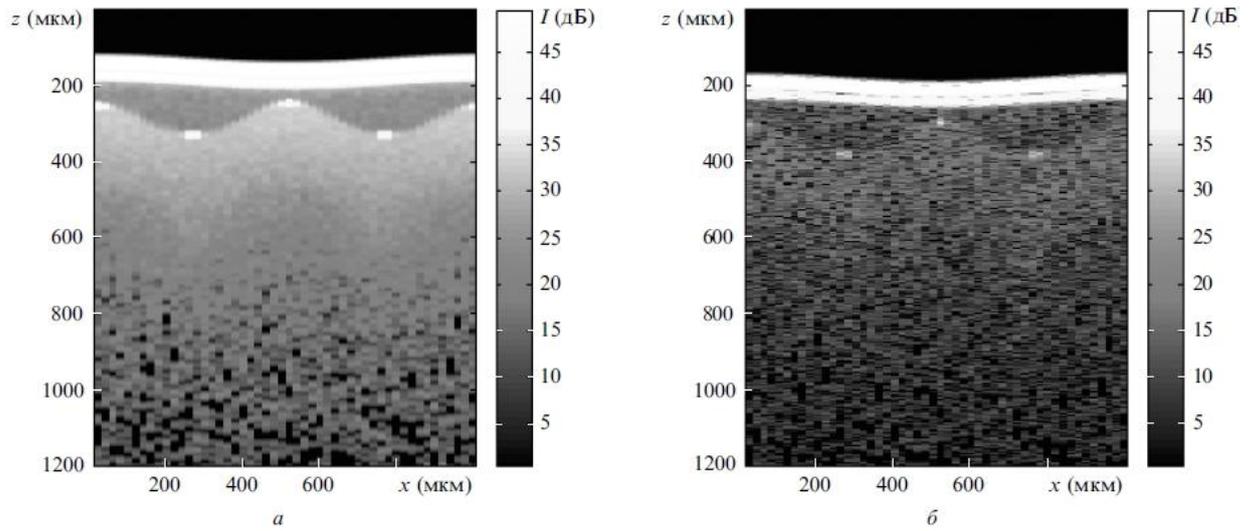


Рисунок 1.15 - Модельные ОКТ изображения кожи без учета (а)
и с учетом спектр – структуры сигнала (б)

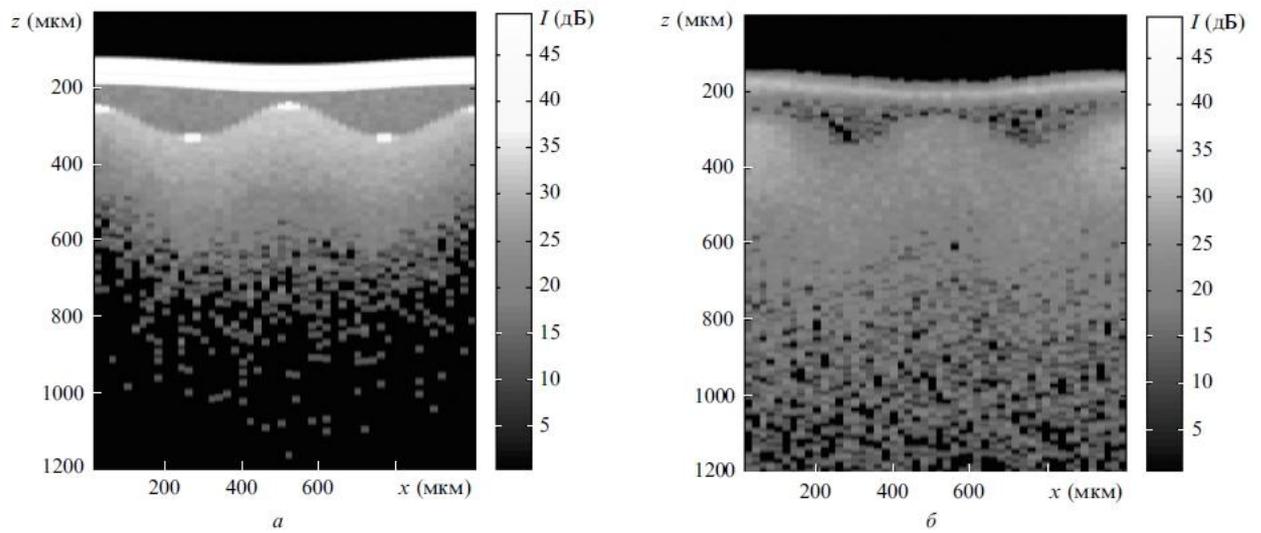


Рисунок 1.16 - Модельные ОКТ изображения кожи при малократном (а)
и многократном светорассеивании (б)

1.3 Обзор существующих методов и алгоритмов улучшения изображений, искаженных рассеивающими средами

Влияние рассеивающих сред на формируемое изображение сводится к яркостным модулирующим и маскирующим, а также частотным искажениям. По своему влиянию их можно отнести к классу оптических помех. К наиболее изученному классу оптических помех следует отнести атмосферные образования.

Одним из наиболее эффективных методов борьбы с ними является совершенствование конструктивных параметров оптико-электронных приборов (ОЭП), способствующее увеличению динамического диапазона его чувствительности, особенно эффективное по отношению к маскирующим помехам, ослабляющим полезный сигнал. Так, повышение разрешающей способности оптической системы, т. е. угловой чувствительности, повышает эффективность пространственной (угловой) селекции; увеличение спектральной способности ОЭП повышает эффективность оптической спектральной селекции; выбор оптимального частотного диапазона электронного канала ОЭП уменьшает влияние модулированных помех.

Для борьбы с помехами применимы методы общей теории распознавания образов. В наиболее сложных случаях используются статистические методы и критерии принятия решения, например критерий минимума среднего риска. Однако их практическая реализация, прежде всего в силу технологических трудностей, не всегда возможна. Это вынуждает применять более простые, хотя менее эффективные методы борьбы с помехами.

В последние годы все чаще на практике используется такое мощное средство борьбы с оптическими помехами, как адаптация ОЭП, в целом и отдельных их звеньев [86].

В основе многих весьма эффективных и перспективных методов борьбы с помехами лежит использование многоканальных ОЭП с мозаичными приемниками излучения или с приемниками, работающими в разных диапазонах

оптического спектра. При этом заметно расширяются возможности всех отмеченных методов селекции.

Для борьбы с помехами применяют различные методы. В частности, используются оптико-электронные цветные пирометры, служащие для определения температуры исследуемого объекта [87]. Их работа основана на измерении отношения спектральных интенсивностей яркости излучения объекта на двух длинах волн. При этом цветовая температура исследуемого объекта определяется по формуле

$$T_u = \frac{h \cdot c_0 \cdot \left(\frac{1}{\lambda_1} - \frac{1}{\lambda_2} \right)}{k \cdot \left[5 \cdot \ln \left(\frac{\lambda_1}{\lambda_2} \right) - \ln \left(\frac{L_{\lambda_1}}{L_{\lambda_2}} \right) \right]},$$

где T_u - цветовая температура исследуемого объекта;

λ_1 и λ_2 - длины волн оптического излучения, на которых происходит измерение спектральных интенсивностей яркости излучения объекта L_{λ_1} и L_{λ_2} ;

h - постоянная Планка;

k - постоянная Больцмана;

c_0 - скорость света в вакууме.

В ОЭП вводится два спектральных канала и измеряется отношение амплитуд на выходе приемников излучения каждого канала. По заранее известному для конкретной цветовой температуры значению этого отношения осуществляется либо опознавание истинного объекта, либо его селекция. При этом чтобы оценить достоверность двухцветной селекции объекта на фоне помех, необходимо учитывать статистические соотношения между отдельными параметрами, определяющими в каналах схемы. Недостатком такого подхода является необходимость априорной информации о температуре объекта, неэффективное обнаружение объектов, имеющих одинаковую температуру с фоном, а также такой метод не компенсирует помеху обратного рассеяния,

которая возникает в результате обратного рассеяния излучения близлежащим слоем среды распространения.

Этих недостатков лишена лазерная система видения (ЛСВ) с импульсным подсветом, временные диаграммы которой представлены на рисунке 1.13 [88]. В такой системе модуль управления формирует импульсы запуска лазера $U_{из}$ (рисунок 1.13а), синхронно с которыми происходит подсвет объектов. На вход объектива поступает световой поток лазерного излучения $U_{отр}$, отраженный от объекта и близлежащего метеообразования в виде фона, как это показано на рисунке 1.13б. Одновременно формируется строб-импульс $U_{стр}$ (рисунок 1.13в), управляющий затвором приемного канала. Во время срабатывания затвора на матрице ПЗС формируется сигнал отраженного лазерного импульса от объекта $U_{об}$ (рисунок 1.13г).

Таким образом, путем стробирования приемного канала производится подавление помехи обратного рассеяния. Однако, такой принцип эффективен в случае расположения среды распространения сигнала между объектом и приемником. Если же объект расположен в непосредственной близости от атмосферного образования, либо внутри (в тумане), данная схема не справится с задачей обнаружения. Кроме того данный метод не исключает искажение изображения, вызванного изменением плотности атмосферного образования в пределах кадра.

Аналогично, данная система будет не эффективна при обнаружении образований расположенных либо в коже, либо в непосредственной близости от кожи.

Решение проблемы повышения эффективности и помехозащищенности оптико-электронных приборов приводит к необходимости того, чтобы ОЭП обладал свойствами адаптации, то есть способностью к перенастройке своих параметров по мере поступления информации об изменениях параметров входных сигналов, среды и самого прибора с целью достижения определенного достаточно оптимального состояния прибора.

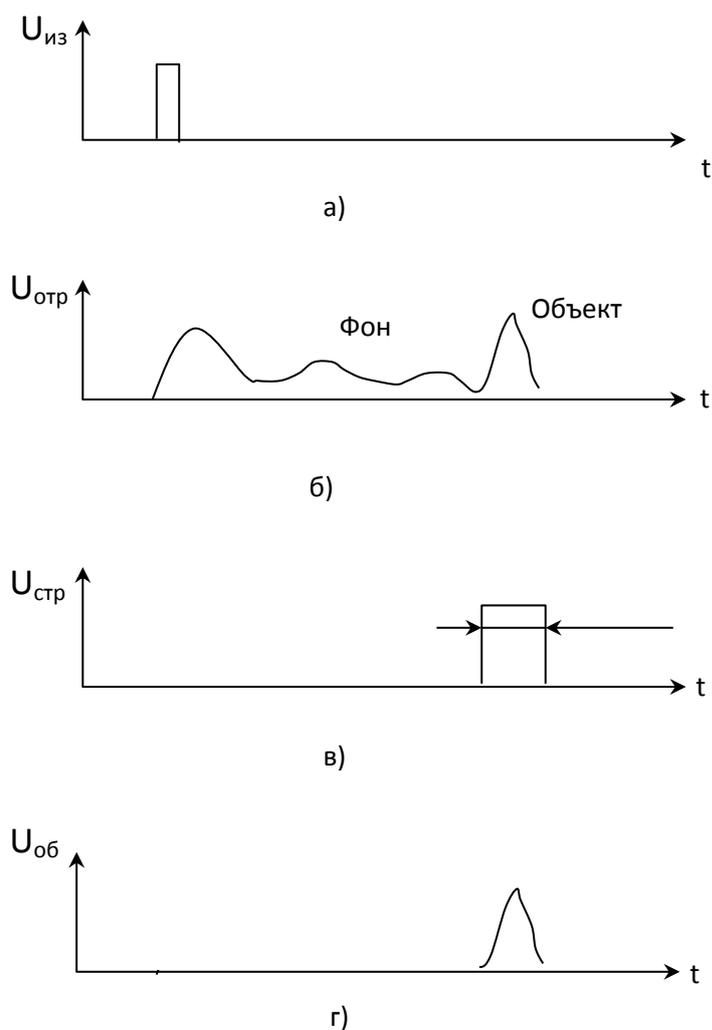


Рисунок 1.13 - Временные диаграммы ЛСВ с импульсным подсветом

Во всех адаптивных оптических системах осуществляется управление волновым фронтом излучения в реальном масштабе времени с целью оптимизации параметров оптических пучков при воздействии на них внешних возмущений. Одним из наиболее эффективных способов ослабления возмущающего действия атмосферы является применения методов адаптивной пространственно-временной компенсации искажений оптического канала [89].

Сущность методов заключается в автоматической коррекции амплитуды и фазы волны в плоскости передающей апертуры на основании информации об их искажениях для оптимизации некоторых критериев качества функционирования оптической системы. Реализуется данный метод путем увеличения числа степеней

свободы, передающего зеркала, либо применением гибких зеркал. Однако это негативно сказывается на массо-габаритных показателях.

Большинство ОЭП имеют в своем составе оптические и пространственные фильтры, обеспечивающие их помехозащищенность. Параметры этих фильтров выбираются при конструировании на основе априорных данных о пространственно-частотных и спектральных характеристиках наблюдаемого объекта и помех, на фоне которых он может находиться. Однако, как пространственно-частотные, так и спектральные характеристики излучения помех и самого объекта носят индивидуальный характер и могут быть априорно неизвестны.

Существуют адаптивные оптические системы, предназначенные для устранения размытия изображения удаленного точечного объекта, вызванного влиянием турбулентности атмосферы. Это, по сути дела, системы с автоматической фокусировкой. Мерой качества адаптации в таких системах может служить значение интеграла:

$$I = \int_x \int_y E(x, y) \cdot A(x, y) dx dy$$

где $E(x, y)$ - распределение освещенности, создаваемой источником в плоскости изображения;

$A(x, y)$ - пропускание маски (растра анализатора);

x и y - линейные координаты.

Максимизация величины I является основной задачей адаптивной системы. Схема одной из таких систем представлена на рисунке 1.14 [90]. Излучение, идущее от наблюдаемого источника, собирается объективом 1 и с помощью зеркал 2,3 и 4 направляется на фотоприемники 5,6 и 7. При отсутствии искажений изображение источника строится в плоскости наилучшего изображения. При этом значение I максимально, чему соответствует максимум сигнала, снимаемого с усилителей 8, 11 и 12. При размытии изображения блок управления 13 управляет

зеркалом 2, а блок логики 9 формирует команды, подаваемые на систему управления 10 составного зеркала 3.

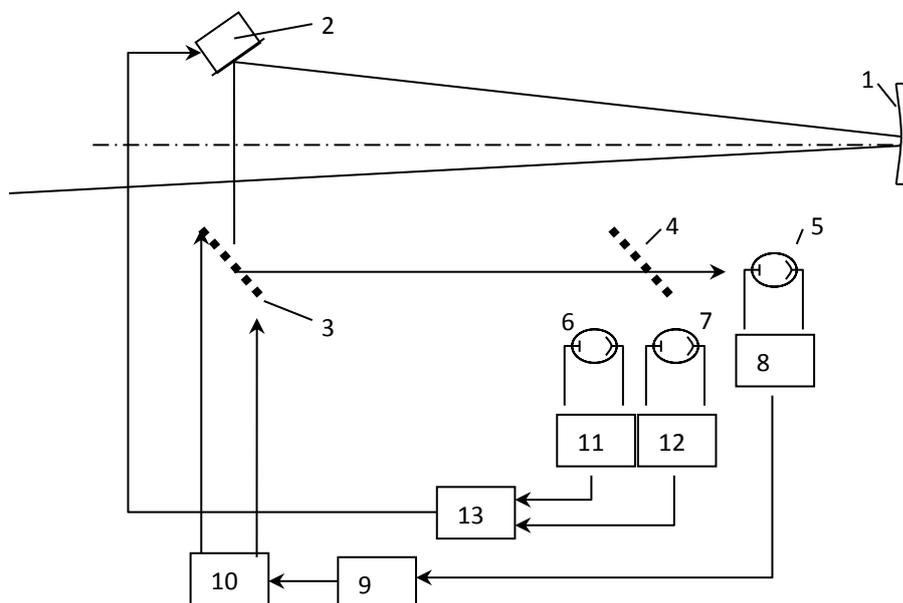


Рисунок 1.14 - Структурная схема системы с автоматической фокусировкой

Это зеркало состоит из отдельных отражающих элементов, закрепленных на пьезоэлектрических цилиндрических стержнях, которые при приложении к ним электричества могут изменять свою длину. По сигналам, поступающим из блока 10 на отдельные элементы зеркала 3, профиль последнего изменяется так, что максимизируется сигнал с выхода фотоприемника 5. Таким образом, компенсируются искажения, вносимые атмосферой. Испытания данной системы показали ее высокую эффективность в условиях атмосферной турбулентности, однако, по массогабаритным показателям ее применение возможно лишь на стационарных объектах.

Другой метод, зачастую используемый для усиления контуров, называется нерезким маскированием [91]. Структурная схема этого метода приведена на рисунке 1.15. При таком методе с помощью фильтра нижних частот из исходного

изображения формируется размытое изображение, которое, будучи умноженным на подходящий множитель, затем вычитается из оригинала. При этом изображение как бы сканируется двумя перекрывающимися апертурами, одна из которых соответствует нормальному разрешению, а другая – пониженному. В результате получают соответственно массив нормального изображения $F(x, y)$ и массив нечеткого изображения $F_L(x, y)$. Затем электронным способом формируют массив маскированного изображения

$$F_M(x, y) = c \cdot F(x, y) - (1 - c) \cdot F_L(x, y),$$

где c – коэффициент пропорциональности. Обычно значения c находятся в пределах от $\frac{3}{5}$ до $\frac{5}{6}$, то есть отношение составляющих нормальной и пониженной четкости изменяется от 1,5 до 5.

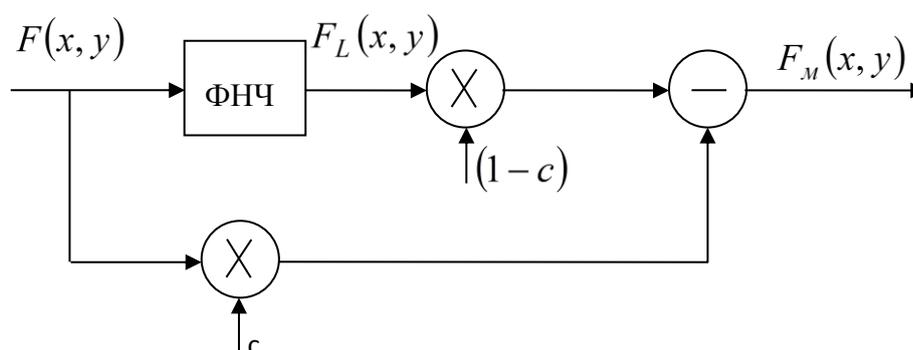


Рисунок 1.15 - Структурная схема нерезкого маскирования

Еще один метод улучшения изображения, основанный на пространственно-частотных свойствах изображения, называется гомоморфной фильтрацией [92], суть которой иллюстрирует рисунок 1.16. В этом методе предполагается, что распределение яркости сцены представляет собой произведение низкочастотной компоненты – распределения освещенности $F_1(x, y)$ и высокочастотной компоненты – распределения коэффициента отражения предметов, образующих сцену $E(x, y)$.

При этом

$$F_0(x, y) = F_1(x, y) \cdot E(x, y) \quad (1.11)$$

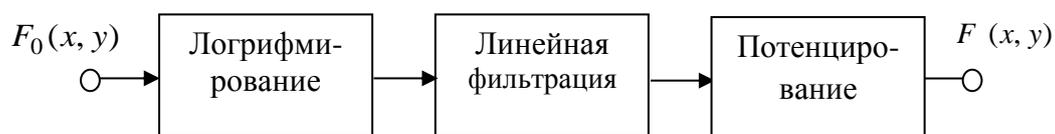


Рисунок 1.16 - Структурная схема гомоморфной фильтрации

Функция $E(x, y)$ может описывать мультипликативный шум или, например, неравномерность освещенности по полю. В любом случае цель улучшения состоит в нахождении оценки $F_1(x, y)$ по данным обработки наблюдаемого изображения. Цифровое изображение сначала подвергается логарифмическому преобразованию выражения (1.11):

$$\log[F_0(x, y)] = \log[F_1(x, y)] + \log[E(x, y)]$$

и далее пропускается через фильтр верхних пространственных частот, который подавляет компоненту освещенности и усиливает компоненту, описывающую коэффициент отражения. Затем выполняется экспоненциальное преобразование (обратное относительно логарифмического), с тем, чтобы перевести изображение в пространство интенсивностей. Обработанное изображение имеет субъективно выровненный контраст, так что контраст предмета зависит от коэффициента отражения его фона и не зависит от того, полностью ли освещен предмет или находится в тени. Хотя такой метод исходит из физических, а не физиологических соображений, он дает хорошие результаты благодаря использованию преобразования типа осуществляемого в сетчатке. Следует отметить, что данный метод неэффективно работает при воздействии совокупности аддитивной и мультипликативной помех.

Для улучшения качества изображений применяется также метод адаптивной фильтрации [93]. Структурная схема адаптивного алгоритма приведена на рисунке 1.17.

В этом способе сначала из необработанного изображения $F(x, y)$ с помощью ФНЧ отфильтровывается низкочастотная составляющая – среднее значение локальной яркости изображения $F_L(x, y)$. Среднее значение локальной контрастности $F_H(x, y)$ является результатом вычитания $F_L(x, y)$ из $F(x, y)$.

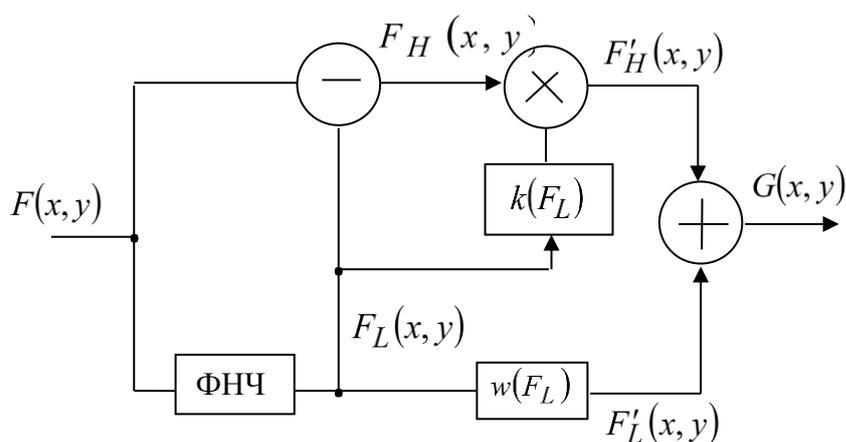


Рисунок 1.17 - Структурная схема адаптивной фильтрации

Преобразованное среднее значение локальной контрастности $F'_H(x, y)$ получают путем умножения $F_H(x, y)$ на скалярную величину $k(F_L)$, которая зависит от конкретного рассматриваемого применения и является функцией $F_L(x, y)$. Далее $F_L(x, y)$ преобразуется путем точечной нелинейности в преобразованное среднее значение локальной яркости $F'_L(x, y)$ и соединяется с обработанной составляющей верхов $F'_H(x, y)$.

Математическое выражение для этого вида улучшения изображений можно записать в виде

$$G(x, y) = [F(x, y) - F_L(x, y)] \cdot k(F_L(x, y)) + F_L(x, y) \cdot w(F_L(x, y)).$$

Действие алгоритма позволяет улучшить изображения, ухудшенные из-за облачного покрова, вследствие наличия разных количеств дыма, пелены, тумана и т.п. в различных областях изображения. Следует отметить, что в основу методов нерезкого маскирования, гомоморфной и адаптивной фильтрации положен

принцип пространственно-частотного выделения помехи, поэтому они будут неэффективны при резких пространственных колебаниях плотности атмосферного образования.

В настоящее время разработано большое количество алгоритмов восстановления исходного изображения, сформированного через рассеивающие среды, использующих априорную информацию об исходном изображении.

Метод восстановления изображений с предварительным оцениванием функций размытие точки по информации размытого края.

При реализации метода принято следующее априорное предположение - на наблюдаемом фрагменте размытого изображения, подлежащем восстановлению, должны быть "резкие" границы физических объектов. Если каким-либо образом оценить степень или характер этих размытых переходов, то можно восстановить и форму функции рассеяния точки.

Метод преобразования гистограмм.

Этот подход уместно использовать в тех случаях, когда наблюдаемое изображение подвержено искажающему влиянию полупрозрачного аэрозольного образования, кроме того, известна гистограмма распределения яркостей этого участка видеоданных, полученная в условиях хорошей видимости. Последнюю можно заменить гистограммой соседнего участка изображения, если он текстурно эквивалентен восстанавливаемому участку и не подвержен замутнению на данном снимке. Гистограмма изображения как усредненная статистическая характеристика более стабильна по сравнению с конкретной реализацией наблюдений [94-95].

В настоящее время разработано большое количество алгоритмов восстановления исходного изображения, сформированного через рассеивающие среды, использующих априорную информацию об исходном изображении.

В [96] предлагается усовершенствованный алгоритм построения структурного изображения биообъекта для оптической когерентной томографии, позволяющий увеличить глубину когерентного зондирования и получить

изображение более высокого качества. Он предполагает выполнение пороговой обработки для каждого сегмента сигнала для подавления низкоуровневых помех, амплитуда которых намного ниже, чем амплитуда полезного сигнала. Также эффективным считается использование мало углового растрового сканирования по нескольким соседним А-сканам (до 900) в пределах одной вертикальной линии изображения, что позволяет уменьшить спектры шумов. Заключительным этапом обработки является медианная фильтрация с целью подавления аддитивного и импульсного шумов на изображении.

Рассмотренные выше методы либо не позволяют эффективно бороться с искажениями, вносимыми рассеивающими средами типа кожи, либо неприемлемы, поскольку требуют больших аппаратных и вычислительных затрат. Поэтому необходимо разработать такую систему, которая была бы более свободна от этих недостатков.

1.4 Технологии высококонтрастного узкополосного многоспектрального формирования изображения кожи и подкожных слоев

В настоящее время для обнаружения злокачественных образований кожи используются следующие методы: дерматоскопия, конфокальная лазерная сканирующая микроскопия (в том числе мульти фотонной микроскопии), оптическая когерентная томография, УЗИ, позитронно-эмиссионная томография, магнитно-резонансная томография, и Фурье, Раман, и фото акустические спектроскопии. Несмотря на разнообразие методов, доступных для обнаружения меланомы, остается острая потребность в технике высокого разрешения

Эффективность современных методов диагностики сейчас зависит от мастерства врача визуально диагностировать прогрессирование заболевания [97].

Рассмотрим некоторые из них.

Дерматоскопия. Микроскопия или дерматоскопия является относительно новой техникой получения мультиспектральных изображений кожи. За последние

10 лет, это неинвазивный метод доказал, что он ценен при естественных условиях оценки пигментных кожных образований.

Все мультиспектральные методы визуализации имеют ограниченную глубину проникновения. Они являются относительно недорогими с точки зрения стоимости зрения компонентов. Они состоят из хорошей ПЗС-камеры, многоспектрального источника (лампы белого света), и простой оптической системы. Дермоскопия позволяет визуализировать заданный в горизонтальной плоскости слой поврежденной кожи, но только до уровня дермы.

Гиперспектральный детектор меланомы. Переход к гиперспектральному видению позволил сформировать подкожные изображения.

Система дерматологического анализа видит ниже поверхности кожи, что позволяет объективно оценить клинические атипичные пигментные поражения кожи (ЛПФ) и классифицировать их в зависимости от степени дезорганизации. Детектор меланомы использует 10 различных длин волн света (рисунок 1.18), чтобы анализировать под поверхностью кожи и получать скрытые данные на глубину до 2,5 мм. Менее чем за минуту данные обрабатываются системой и для врача отображаются образования расположенные под поверхностью кожи. На основе полученных результатов и других визуальных ключевых характеристик дерматолог может решить стоит ли производить удаление образования.

Система состоит из нескольких компонентов: осветителя, который излучает 10 различных конкретных длин волн света, начиная от 430 до 950 нм; системы линз состоящей из девяти элементов, которая создает изображения из света, отраженного от повреждений; фотоприемника и процессора обработки изображений с использованием собственных алгоритмов для извлечения множества дискретных характеристик изображений. Изображения могут быть получены, как из сетчатого слоя дермы, так и из подкожной клетчатки [98].

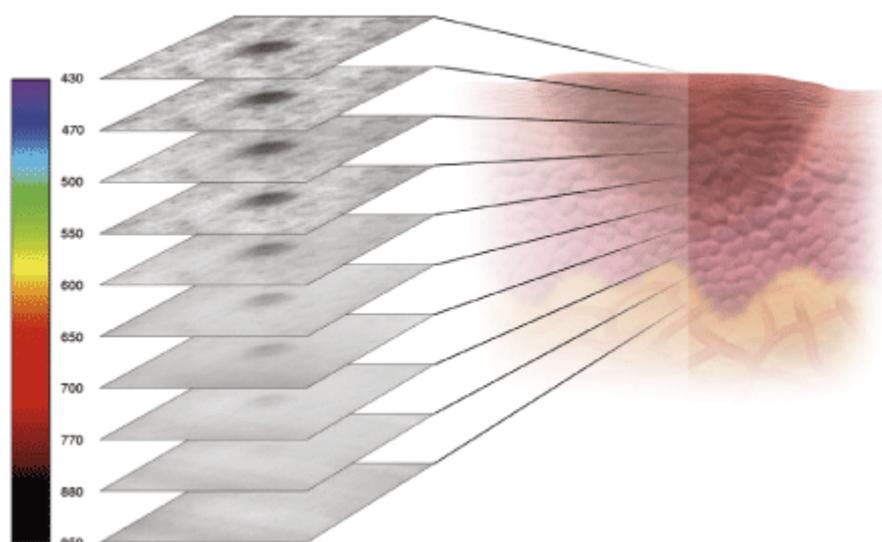


Рис. 1.18 - Детектор меланомы при 10 различных длин волн света

Для бесконтактного спектрофотометрического внутрикожного анализа используют цифровую камеру, формирующую кросс-поляризованные изображения сцены. Флэш-пушка используется в качестве источника света, дающего свет по всей видимой области спектра. Камера формирует одновременно три матрицы сырой информации в красном, зеленом, и синем диапазонах видимого спектра. Эти изображения затем анализируются с целью определения концентрации гемоглобина и меланина в коже. Этот метод был использован в визуализации пигментных поражений кожи и меланомы [99,100], диагнозе базально-клеточная карциномы [101], и анализа цвета кожи [102].

По внешним признакам детектор меланомы использует режим *NBI*.

Эндоскопия в режиме NBI.

Эндоскопия в режиме *NBI* — новый метод эндоскопического осмотра, который улучшает контрастность поверхности слизистой оболочки без использования красителей. Используют оптический феномен, при котором глубина проникновения волны в ткани зависит от ее длины: чем она короче, тем более поверхностна формируемая картина. В связи с этим голубой свет видимой части спектра проникает наиболее поверхностно (изображение слизистой оболочки), в то время как красный свет проникает наиболее глубоко (осмотр подслизистого слоя). В дополнение к этому свет с волной короткой длины дает

меньшее рассеивание. При режиме NBI диапазон полос пропускания красного, зеленого и синего компонентов белого света сужен, и интенсивность голубого света увеличена.

Действие данной технологии основано на встроенном в источнике света и оптическом фильтре, суживающем спектр волны белого света до 415 и 540 нм, что соответствует длинам волн синего и зеленого света. Обе световые волны хорошо поглощаются гемоглобином, благодаря чему становится возможным оценить структуру и капиллярный рисунок слизистой оболочки, а также сосуды подслизистого слоя [103].

Для обнаружения мелких очаговых изменений выполняется осмотр в узком спектре света с пошаговым увеличением.

Узкоспектральная увеличительная эндоскопия с высоким разрешением помогает улучшить визуализацию поверхности слизистой оболочки пищевода, определить степень нарушения архитектоники сосудистого рисунка, что позволяет выявлять патологические очаги с повышенным риском малигнизации и рака на ранней стадии. Основываясь на полном совпадении результатов эндоскопического и гистологического заключений, можно с уверенностью утверждать, что исследование поверхности эпителия и сосудистого рисунка пищевода в узком спектре света является важным переходным этапом эндоскопической диагностики с макроскопического на микроскопический уровень.

Метод FICE.

FICE это новый вид эндоскопического метода диагностики [104], основанный на теории спектрального анализа. Обычные эндоскопические изображения формируются на определенных длинах волн в красном (R), зеленом (G) или синем (B) диапазонах.

FICE изображения получают после съемки изображения, разделения на компоненты RGB и обработки в соответствии с техникой *FICE*. Длин волн могут быть выбраны в диапазоне 400-600 нм с интервалом 5 нм. Разные цвета и глубина проникновения могут быть достигнуты в разных компонентах RGB, что позволяет

продемонстрировать поверхностное строение слизистой оболочки. Форма кровеносных капилляров может отражать мини-изменения в слизистой оболочке. В FICE изображениях повышена видимость сосудов и других структур [105].

Подходящий диапазон длины волны выбирается в зависимости от структуры, наблюдаемой врачом. FICE может решить некоторые проблемы, которые не могут быть решены в хромо эндоскопии. FICE может обнаруживать повреждения, которые не могли быть обнаружены с обычным эндоскопии.

FICE имеет две рабочие модели - обычной эндоскопии и FICE и позволяет оперативно переключаться между двумя моделями и легко управляется. Он может управляться с панели или с помощью переключателя эндоскопии или с ножным переключателем. По сравнению с обычной хромо эндоскопией в FICE не требуется окрашивания и картина слизистой оболочки ясно наблюдается.

Сравним реализацию спектральной эндоскопии и FICE.

Спектральная эндоскопия

Ксеноновые источники света, используемые при эндоскопии, излучают белый свет, который близок к солнечному и содержит широкий спектр длин волн в диапазоне от 400 до 700 нм. Слизистая в свете ксеноновой лампы обычно выглядит розовой. Это связано с тем, что слизистая оболочка поглощает свет в синей и зеленой областях спектра и отражает большую часть света в красном диапазоне. Таким образом, цвет осматриваемой слизистой зависит от того, как распределяются волны отраженного света с различной длиной.

Производится выбор изображений, соответствующих различным длинам волн, и создание нового изображения.

Во время эндоскопии белый свет ксеноновой лампы направляется на ткань, после чего отраженный от ткани свет захватывается ПЗС-матрицей, а затем на основе этого сигнала формируется изображение, которое выводится на монитор.

Технология FICE производит спектральную оценку изображения, разделяя его на спектральные составляющие, комбинирует составляющие определенной длины волны и формирует изображение для вывода на монитор.

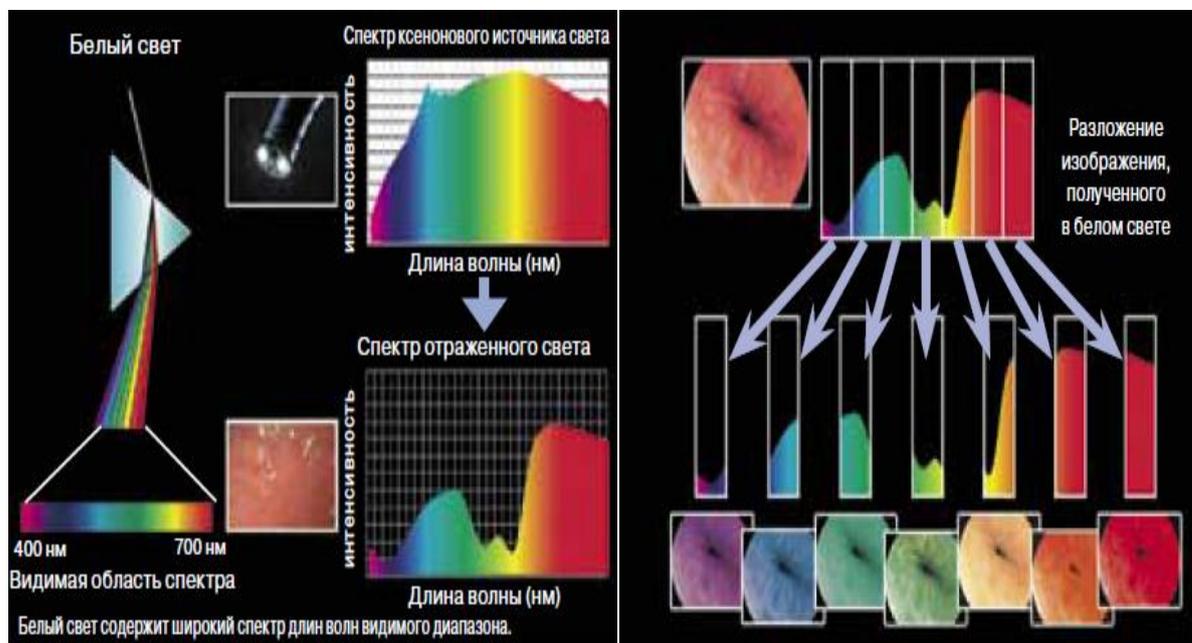


Рисунок 1.19 – Спектральная эндоскопия

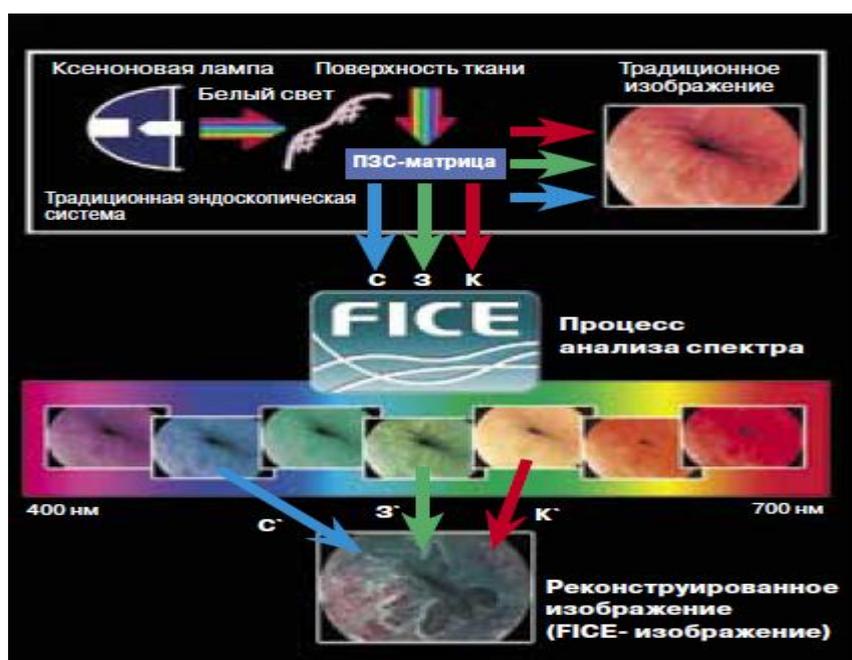


Рисунок 1.20 - Технология FICE

Отличие FICE от оптической технологии.

Оптические технологии используют фильтры, пропускающие свет определенной длины волны, которые впоследствии попадают на ткань. При этом ПЗС - матрицей захватывается только часть светового спектра, пропускаемая фильтром, на которой формирующая эндоскопическое изображение. В отличие от таких технологий FICE выбирает несколько комбинаций длин волн во всем световом диапазоне, захватываемом ПЗС-матрицей, и формирует множество различных изображений.

Следует отметить, что применение гиперспектральных изображений и технологий их формирования позволило при довольно простой реализации получить, как изображение отдельных слоев кожи, так и подкожных слоев.

Но при этом следует учитывать, что в отличие от ОКТ здесь не применяется временное разделение слоев и разделение на слои достаточно условно. Это обусловлено тем, что в гиперспектральном изображении определенного слоя все равно, хоть и в ослабленной степени присутствуют изображения других слоев.

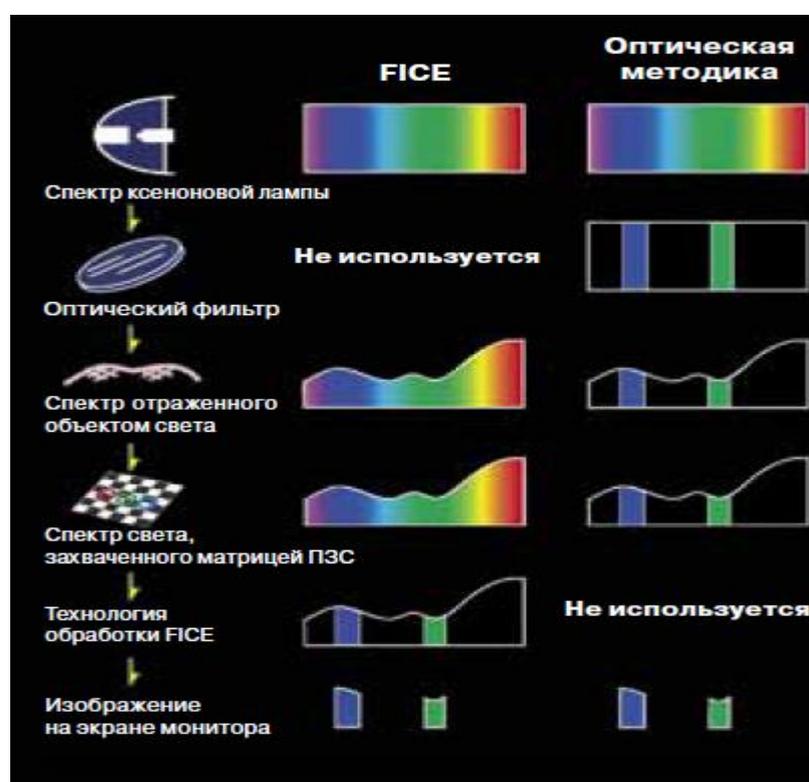


Рисунок 1.21 - Отличие FICE от оптической технологии

Поэтому пространственные изменения плотности верхних слоев будут сказываться на изображении нижних слоев и могут приводить к ложным результатам.

1.5 Постановка задачи исследования

Перспективным направлением ранней неинвазивной диагностики опухолевых тканей считаются оптические методы. Сейчас появилась гиперспектральная система дерматологического анализа, которая видит ниже поверхности кожи. Используемые в мульти и гиперспектральных системах технологии NBI и FICE ориентированы на выбор длины волны или комбинации длин волн источника излучения, обеспечивающих лучшую визуализацию в формируемых изображениях.

В существующих системах не учитывают искажающее влияние неоднородности характеристик слоя кожи, приводящее к искажению спектральной картины образования, используемой при диагностике его доброкачественности. Для восстановления искаженного изображения подкожного слоя можно применяются методы и способы неэффективные при резких пространственных колебаниях оптической плотности кожи.

Существует многоспектральный метод восстановления изображений, основанный на свойстве спектральной прозрачности рассеивающей среды. Прямое применение многоспектрального метода восстановления изображений для визуализации подкожных неоднородностей сталкивается со следующими трудностями – отсутствие априорной информации о зависимости оптической толщи от длины волны и необходимость уменьшения разноса длин волн, на которых формируются изображения, с целью повышения точности восстановления изображений.

Разработка алгоритмов и методов восстановления изображений подкожных образований при резких пространственных колебаниях оптической плотности кожи для исключения визуализации ложных образований и повышения точности

диагностики доброкачественности образований, является актуальной задачей.

Для решения этой задачи необходимо решить следующие задачи:

- провести анализ спектральных характеристик кожи для обоснования модели их искажающего влияния на изображение;
- провести анализ существующих методов обработки изображений, искаженных рассеивающими средами и их недостатков;
- разработать модели влияния кожного покрова на изображение подкожного слоя, полученного оптической системой на основе матрицы ФПЗС;
- разработать многоспектральный метод восстановления искаженных изображений, адаптированный к визуализации подкожных образований;
- провести системный анализ разработанного метода;
- разработать способ визуализации и диагностики доброкачественности образований;
- разработать многоспектральную дерматологическую систему, адаптивную к изменению оптической плотности кожи.

Выводы

1 Существующие гиперспектральные дерматологические системы, используют технологии NBI и FICE ориентированные на выбор длины волны или комбинации длин волн источника излучения, обеспечивающих лучшую визуализацию в формируемых изображениях.

2 Общим недостатком существующих дерматологических систем является то, что они не учитывают влияние неоднородности характеристик рассеивающей среды в виде слоя кожи или слизистой оболочки, что ограничивает их применение и может приводить к наблюдению ложных образований.

3 Для повышения эффективности обнаружения образований, затененных рассеивающим слоем с резко изменяющейся плотностью по кадру, необходимо разработать адаптивную систему обработки изображений, способную к перестройке своих параметров так, чтобы максимально уменьшить искажающее действие рассеивающего слоя.

4 Применяемые в других областях техники (наблюдение поверхности Земли через атмосферу) методы и алгоритмы компенсации влияния рассеивающего слоя в основном ориентированы на использование априорной информации о форме строений или рельефе поверхности Земли, что делает затруднительным их использование.

5 Решение задачи восстановления изображения, искаженного рассеивающим слоем, должно основываться на спектральной зависимости коэффициента ослабления кожи.

Глава 2 Разработка методов и алгоритмов для многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы

2.1 Модель влияния кожи на изображение подкожных образований, полученное многоспектральной оптико-электронной дерматологической системой на основе матрицы ФПЗС

Определимся с геометрической моделью кожи. Чаще всего при решении практической задачи используют трёхслойную структуру кожи, включающую роговой слой, эпидермис и дерму.

Граница раздела воздух-кожа не является гладкой. Она представляет собой плотный слой слипшихся кератиноцитов, на котором располагаются фрагменты эпидермиса, находящиеся в стадии отрыва. Из-за разных показателей преломления воздуха и рогового слоя кожи ($n \approx 1.5$) падающее излучение частично отражается (френелевское отражение, составляющее величину порядка 5-7%). При этом из-за микроскопической неоднородности границы раздела, отраженный свет становится диффузным. Значительная часть пучка света (93-95%) входит в кожу, где свет частично поглощается и рассеивается.

В настоящее время существуют методы, позволяющие подавить отражения от рогового слоя.

Устранение влияния рогового слоя позволяет производить визуализацию структур кожи до уровня сосочкового слоя дермы [117]. Данный эффект достигается двумя способами: во-первых, использованием иммерсионной жидкости между контактной платой дерматоскопа и исследуемой поверхностью, вытеснив при этом весь воздух, и, во-вторых, применением поляризованного света и фильтров, отсекающих отраженный роговым слоем спектр.

В качестве иммерсионной жидкости используют специальное иммерсионное масло для дерматоскопии, однако в клинической практике получили распространение и другие иммерсионные среды (70% раствор

этилового спирта, раствор хлоргексидина, гель для ультразвуковой диагностики, антисептический гель, минеральное масло, персиковое масло) [118].

С целью получения максимально чистого и четкого изображения для освещения исследуемой поверхности были созданы дерматоскопы с использованием поляризованного света, электромагнитные колебания которого происходят в одной плоскости, имеющего ряд преимуществ по сравнению с обычным рассеянным светом. Отраженные лучи в таких дерматоскопах проходят через фильтр, отсекающий часть, отраженную роговым слоем. В результате, как и при иммерсионной дерматоскопии, исследователь видит свет, отраженный от структур эпидермиса и дермы, и может их анализировать.

Таким образом, выбираем двухслойную модель кожи. Подкожный слой будет характеризовать интегрированный коэффициент переотражения $C(x, y, \lambda)$, который определяет уровень переотраженного сигнала в направлении фотоприёмника. Он будет определяться оптическими характеристиками биотканей в пределах глубины проникновения света. Анализ оптических характеристик кожи в видимом диапазоне длин волн позволяет сделать вывод о большем влиянии рассеивания по сравнению с поглощением. До этого случая математические модели КМ и модели на основе модели Бугера-Ламберта-Бера описывались одним и тем же [119]:

$$I(\lambda) = I_0(\lambda) \cdot e^{-\alpha(\lambda) \cdot L} = I_0(\lambda) \cdot e^{-\tau(\lambda)}, \quad (2.1)$$

где $\tau(\lambda)$ - оптическая толщина на коже с толщиной L .

Закон Бугера-Ламберта-Бера применим при следующих условиях[120]:

- монохроматичность излучения;
- отсутствие собственного и индуцированного излучения;
- независимость рассеяния излучения на частицах друг от друга, но при этом число частиц значительно больше единицы;
- отсутствие нелинейного взаимодействия излучения со средой (эффекты самофокусировки пучков излучения, испарение или разрушение частиц и т.д.);

- малость многократного рассеяния.

Предельное значение τ_{np} , при котором превалирует однократное рассеяние для узкого лазерного луча можно оценить с помощью выражения [121]:

$$\tau_{np} = -a_c \lg\left(\frac{\gamma_{np} \cdot d_n}{\lambda}\right) + b_c,$$

где a_c, b_c - эмпирические коэффициенты, зависящие от оптических свойств рассеивающей среды;

γ_{np} - угловая апертура приемника, рад;

d_n - диаметр лазерного пучка.

Для гелий-неонового лазера ($\lambda=0,63$ мкм) при определенных значениях характеристик приемника значение $\tau_{np} \approx 25$ [122].

С учетом вышесказанного рассмотрим процесс получения изображения телевизионной системой наблюдения с лазерной подсветки в случае произвольной диффузно-рассеивающей поверхности. Световой поток источника излучения $\Phi(\lambda)$, проходя сквозь кожу с оптической толщиной $\tau(x, y, \lambda)$, освещает исследуемый элемент подкожного участка поверхности с координатами x, y и площадью A .

Изображение подсвечиваемого подкожного участка воспринимается матрицей ФПЗС, причем каждый элемент матрицы воспринимает изображение определенного элемента подсвечиваемого подкожного участка. Освещенность подсвечиваемого элемента подкожного участка площадью A определяется выражением [123]:

$$E(\lambda_0) = \frac{\Phi(\lambda_0)}{A} \cdot \cos(NR_0),$$

где $\Phi_0(\lambda)$ - спектральный световой поток от активного источника излучения на длине волны λ_0 ;

R_0 - расстояние от фотоприемника до точки визирования (под знаком \cos стоит угол между нормалью к касательной участка поверхности N и

направлением визирования).

При прохождении излучения сквозь кожу световой луч претерпевает следующие изменения. При прохождении эпидермиса освещенность на основании закона Бугера снижается на коэффициент пропускания эпидермиса $e^{-\tau_{эн}(x,y,\lambda_0)}$. Следовательно, освещенность граничного участка эпидермис - дерма имеет вид

$$E'(x, y, \lambda_0) = E(\lambda_0) \cdot e^{-\tau_{эн}(x,y,\lambda_0)} = \frac{\Phi(\lambda_0)}{A} \cdot \cos(\widehat{NR_0}) \cdot e^{-\tau_{эн}(x,y,\lambda_0)},$$

где $\tau_{эн}(x, y, \lambda_0)$ - оптическая толщина эпидермиса.

Аналогично происходит затухание при прохождении через слой дермы. Поэтому освещенность подкожного участка будет определяться выражением

$$E''(x, y, \lambda_0) = E'(x, y, \lambda_0) \cdot e^{-\tau_{дп}(x,y,\lambda_0)} = \frac{\Phi(\lambda_0)}{A} \cdot \cos(\widehat{NR_0}) \cdot e^{-(\tau_{эн}(x,y,\lambda_0)+\tau_{дп}(x,y,\lambda_0))},$$

где $\tau_{дп}(x, y, \lambda_0)$ - оптическая толщина дермы на участке прохождения проходящей радиации.

В дальнейшем сумму оптических толщ эпидермиса и дермы будем обозначать, как оптическую толщю кожи $\tau(x, y, \lambda_0)$.

Неровности подсвечиваемого подкожного участка больше длины волны, на которой производится исследование, поэтому такая поверхность подчиняется законам Ламберта, для которой, как известно [123], яркость излучения не зависит от угла наблюдения:

$$B(x, y, \lambda_0) = \frac{E''(x, y, \lambda_0) \cdot r(x, y, \lambda_0)}{\pi} = r(x, y, \lambda_0) \cdot \frac{\Phi(\lambda_0) \cdot \cos(\widehat{NR_0})}{A \cdot \pi} \cdot e^{-\tau(x,y,\lambda_0)},$$

где $r(x, y, \lambda_0)$ - локальное значение интегрированного коэффициента переотражения в точке визирования.

Сила света, переотраженного элементом поверхности в направлении фотоприемника, с учетом прохождения сквозь кожу описывается следующим выражением:

$$I(x, y, \lambda_0) = B(x, y, \lambda_0) \cdot e^{-\tau(x, y, \lambda_0)} \cdot A = r(x, y, \lambda_0) \cdot \frac{\Phi(\lambda_0) \cdot \cos(\widehat{NR}_0)}{\pi} \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)}, \quad (2.2)$$

Тогда через объектив с диаметром D на фоточувствительную ячейку ФПЗС пройдет световой поток

$$\Phi_A(x, y, \lambda_0) = I(x, y, \lambda_0) \cdot \Omega = r(x, y, \lambda_0) \cdot \frac{\Phi(\lambda_0) \cdot \cos(\widehat{NR}_0)}{\pi} \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)} \cdot \Omega, \quad (2.3)$$

где $\Omega = \frac{\pi \cdot D^2}{4 \cdot R_0^2}$ - телесный угол, стягиваемый приемной оптической антенной ЛСВ, с вершиной на отражающем элементе участка поверхности А.

Тогда выражение (2.3) запишем в виде

$$\Phi_A(x, y, \lambda_0) = C(x, y, \lambda_0) \cdot \frac{\Phi(\lambda_0) \cdot D^2}{4 \cdot R_0^2} \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)}, \quad (2.4)$$

где $C(x, y, \lambda_0) = r(x, y, \lambda_0) \cdot \cos(\widehat{NR}_0)$ - безразмерный коэффициент, характеризующий отражательную способность и рельеф подкожного участка.

Выражение (2.4) определяет световой поток, отраженный от подкожного участка и падающий на фоточувствительный элемент матрицы ФПЗС.

Кроме переотражения от подкожного слоя происходит аналогичное отражение светового потока от границ эпидермис-дерма и дерма-подкожный слой. Световой поток отраженный от границы эпидермиса – дермы описывается следующим выражением

$$\Phi'_{AL}(x, y, \lambda_0) = \frac{\Phi_L(\lambda_0) \cdot D^2}{4 \cdot R^2} \cdot (1 - e^{-\tau_{эм}(x, y, \lambda_0)}), \quad (2.5)$$

где $\Phi'_{AL}(x, y, \lambda_0)$ - световой поток, отраженный от рассеивающего слоя эпидермис – дерма.

Для рассеивающегося слоя дерма - подкожный слой справедливо следующее выражение

$$\Phi''_{AL}(x, y, \lambda_0) = \frac{\Phi_L(\lambda_0) \cdot D^2}{4 \cdot R^2} \cdot (1 - e^{-\tau_{op}(x, y, \lambda_0)}) \cdot e^{-\tau_{en}(x, y, \lambda_0)}, \quad (2.6)$$

Тогда суммарный световой поток, принимаемый фотоприемником при активной лазерной подсветке, описывается выражением

$$\Phi_{SL}(x, y, \lambda_0) = \Phi_{AL}(x, y, \lambda_0) + \Phi'_{AL}(x, y, \lambda_0) + \Phi''_{AL}(x, y, \lambda_0)$$

или с учетом (2.5)

$$\Phi_{SL}(x, y, \lambda_0) = \frac{\Phi_L(\lambda_0) \cdot D^2}{4R^2} \cdot \left\{ C_L(x, y, \lambda_0) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)} + (1 - e^{-\tau_{en}(x, y, \lambda_0)}) + \right. \\ \left. + (1 - e^{-\tau_{op}(x, y, \lambda_0)}) \cdot e^{-\tau_{en}(x, y, \lambda_0)} \right\}. \quad (2.7)$$

После преобразования выражение (2.7) примет вид

$$\Phi_{SL}(x, y, \lambda_0) = \frac{\Phi_L(\lambda_0) \cdot D^2}{4R^2} \cdot \left\{ C_L(x, y, \lambda_0) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)} + (1 - e^{-\tau(x, y, \lambda_0)}) \right\}$$

Согласно [124] световой поток, поступающий на ячейку ФПЗС, описывается выражением

$$\Phi_{ФПЗС}(x, y, \lambda) = \int_{\lambda_n}^{\lambda_g} g_{ФПЗС}(\lambda) \cdot \Phi_S(x, y, \lambda) \cdot d\lambda, \quad (2.8)$$

где $\Phi_{ФПЗС}(\lambda)$ - спектральная чувствительность ячейки ФПЗС;

λ_g, λ_n - верхняя и нижняя длина волны.

Для фиксированной длины волны λ_0 предыдущее выражение примет вид

$$\Phi_{ФПЗС}(x, y, \lambda_0) = g_{ФПЗС}(\lambda_0) \cdot \Phi_S(x, y, \lambda_0).$$

В результате выражение (2.7) примет вид

$$\Phi_{\text{ФПЗС}}(x, y, \lambda_0) = g_{\text{ФПЗС}}(\lambda_0) \cdot \frac{\Phi_L(\lambda_0) \cdot D^2}{4R^2} \cdot \{C_L(x, y, \lambda_0) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)} + (1 - e^{-\tau(x, y, \lambda_0)})\} \quad (2.9)$$

Модель формирования изображения подкожного слоя изображена на рисунке 2.2.

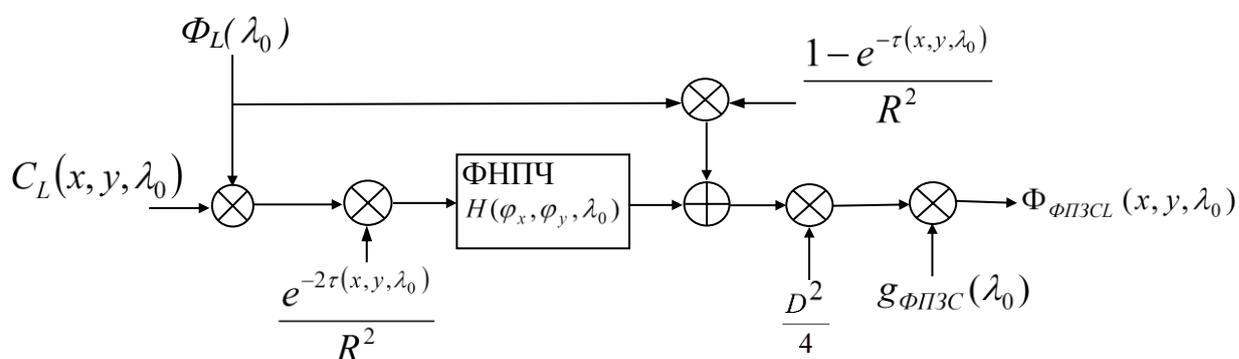


Рисунок 2.2 - Структурная схема модели влияния кожи на изображение подкожного слоя

Исходная яркость сигнала в виде произведения потока лазерного излучения $\Phi_L(\lambda_0)$ на коэффициент $C_L(x, y, \lambda_0)$ претерпевает низкочастотную фильтрацию слоем кожи, уменьшение яркости двукратным рассеивающим слоем за счет умножения на коэффициент $\frac{e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)}}{R^2}$, увеличение яркости за счет вуалирующего эффекта слоя кожи $\frac{1 - e^{-\tau(x, y, \lambda_0)}}{R^2}$ и умножение на коэффициент $\frac{D^2}{4}$. В результате рассеяния света слоем кожи на ячейку ФПЗС со спектральной чувствительностью $g_{\text{ФПЗС}}(\lambda_0)$ падает световой поток $\Phi_{\text{ФПЗС}}(x, y, \lambda_0)$.

Исходя из полученной модели воздействия кожи на изображение подкожного слоя (рисунки 2.1 и 2.2), для улучшения его качества необходимо устранить воздействие вуалирующего кожи и уменьшить влияние рассеяния света слоем с оптической толщиной $\tau(\lambda)$.

2.2 Обобщенное описание многоспектрального метода восстановления изображений подкожного слоя

Согласно полученным моделям влияния кожи необходимо разработать адаптивный метод, который должен включать в себя методы амплитудной и частотной коррекции искаженного изображения. Поскольку формирование изображения предполагается осуществлять твердотельным фотоприемником, то появляется возможность поточечной обработки полученных изображений с целью вычисления значений $\tau(x, y, \lambda)$ и $C(x, y, \lambda)$.

Как видно из выражения (2.9) световой поток, падающий на ячейку ФПЗС, а значит и распределение яркости изображения, в значительной степени зависит от значения множителя $e^{-\tau(x, y, \lambda)}$, коэффициента $C(x, y, \lambda)$ и множителя $g_{\text{фпзс}}(\lambda) \cdot \Phi(\lambda)$. Они, в свою очередь, зависят от длины волны, на которой производится обработка изображения.

Сравним степень зависимости значений множителя $e^{-\tau(x, y, \lambda)}$ и коэффициента $C(x, y, \lambda)$ от длины волны, на которой производится формирование изображений.

В таблице (2.1) приведены расчёты τ эпидермиса при толщине слоя эпидермиса 0,01мм и τ дермы при толщине слоя дермы 0,2 мм, а также значения функции $e^{-2\tau(\lambda)}$ для эпидермиса и дерма при разных значениях длины волны

Таблица 2.1 Параметры различных слоев кожи

Длина волны	μ_a Эпидермис	μ'_s Эпидермис	μ_a Дерма	μ'_s Дерма	τ для Эпидермис	τ для Дерма	Кэфф. затухания эпидермис	Кэфф. затухания дермы	Кэфф. затухания кожи
308	300	407	8,7	170	7,07	35,74	7,23E-007	9,05E-032	6,54E-038
337	120	338	6,1	141	4,58	29,42	1,05E-004	2,79E-026	2,94E-030
351	100	306	5,2	127	4,06	26,44	2,98E-004	1,08E-023	3,22E-027
415	66	206	3,5	82	2,72	17,1	4,34E-003	1,40E-015	6,09E-018
488	50	143	2,6	60	1,93	12,52	2,11E-002	1,33E-011	2,81E-013
514	44	139	2,2	58	1,83	12,04	2,57E-002	3,48E-011	8,97E-013
585	36	99	2,2	41	1,35	8,64	6,72E-002	3,13E-008	2,10E-009
633	35	88	2	37	1,23	7,8	8,54E-002	1,68E-007	1,43E-008
800	40	62	1,7	30	1,02	6,34	1,30E-001	3,11E-006	4,05E-007

Из таблицы (2.1) следует, что закон Бугера-Ламберта-Бера будет справедлив для диапазона длин волн от 351 до 800 нм. На рисунках 2.3 приложены зависимости коэффициентов затухания определяемых параметрами эпидермиса и дермы.

Из рисунка 2.3 видно, что наблюдается резкая зависимость коэффициент затухания $e^{-2\tau(\lambda)}$ от значения длины волны.

В таблице 2.2 приведены данные по коэффициентам отражения нормальных и поражённых участков кожи зк1 и зк2 нормальных участков первого и второго пациента оп1 и оп2 поражённых участков первого и второго пациента.

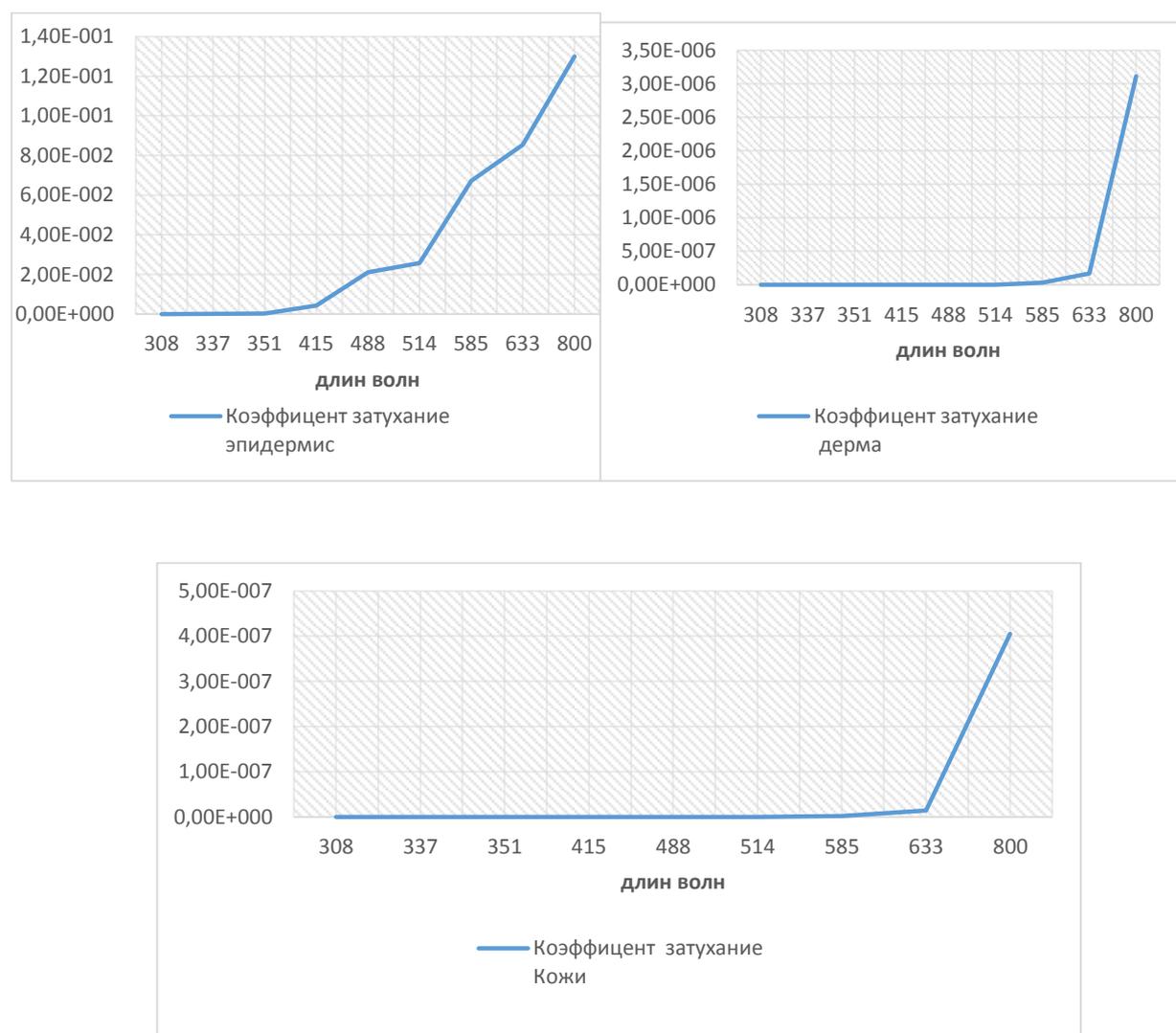


Рисунок 2.3 - Зависимость коэффициента затухания от длины волны

Таблица 2.2 - Данные по коэффициенту отражения нормальных и поражённых участков кожи

Длина волны	$C_{зк 1}$	$C_{оп 1}$	$C_{зк 2}$	$C_{оп 2}$
420	0,509	0,68	0,338	0,684
467	0,338	0,41	0,185	0,26
537	0,268	0,459	0,249	0,312
610	0,404	0,584	0,294	0,362
700	0,519	0,68	0,327	0,41

На рисунке 2.4 представлена спектральная зависимость коэффициентов отражения $C(x, y, \lambda)$.

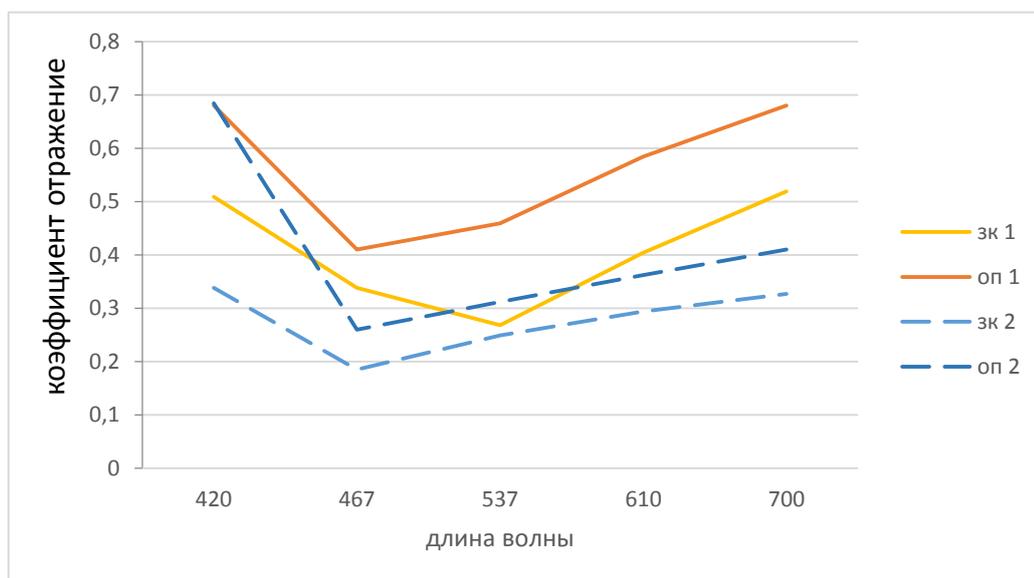


Рисунок 2.4 - Спектральная зависимость коэффициентов отражения $C(x, y, \lambda)$

Так как метод не ориентирован на выделение определенных объектов, то выберем диапазон длин волн 0,45...0,9 мкм, в пределах которого коэффициент отражения изменяется незначительно и скорость его изменения по сравнению с функцией $e^{-2 \cdot \tau(x, y, \lambda)}$ в выражениях (2.7) и (2.9) на порядок меньше, поэтому в данном диапазоне зависимостью коэффициента $C(x, y, \lambda)$ от длины волны можно пренебречь.

На рисунках 2.5 а, б приведены спектральные характеристики ФПЗС QE и спектр солнечного излучения I [125], которые сильно изменяются с изменением λ . Умножение двух характеристик или иными словами множитель $g_{\text{ФПЗС}}(\lambda) \cdot \Phi(\lambda)$ не несет информации ни о параметрах кожи, ни о параметрах подкожного слоя. Поэтому необходимо компенсировать зависимость этого множителя от λ путем нормировки.

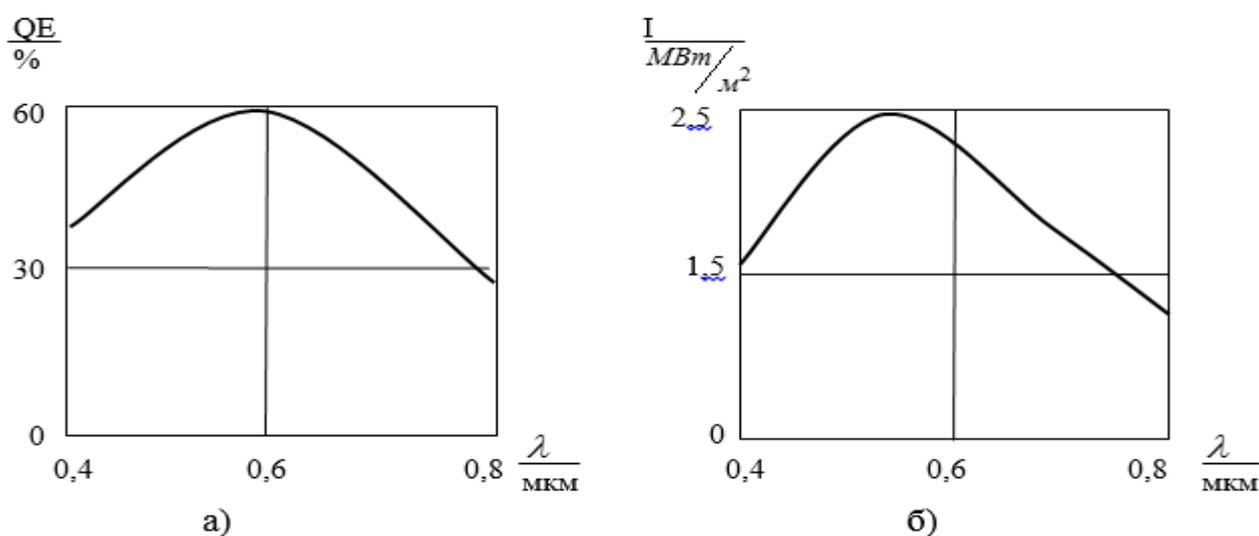


Рисунок 2.5 - Спектральные характеристики ФПЗС и солнечного излучения

Тогда выражение (2.9) для указанного диапазона длин волн можно переписать в виде

$$\Phi_{\text{ФПЗС}}(x, y, \lambda_0) = \frac{\Phi_L(\lambda_0) \cdot D^2}{4R^2} \cdot \{C_L(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_0)} + 1 - e^{-\tau(x, y, \lambda_0)}\} \quad (2.10)$$

В результате в выражении (2.10) остаются две неизвестные величины: $C_L(x, y)$ и $\tau(x, y, \lambda)$. Неизвестные величины можно определить, используя изображения, полученные на различных длинах волн. Таким образом, определение коэффициента $C(x, y)$, а значит и истинной картины распределения яркости изображения, осуществляется при помощи метода многочастотного

восстановления распределения яркости искаженного изображения, включающего определение дальности R , формирование изображений на определенных длинах волн λ_i и обработке полученных изображений в соответствии с разработанной моделью влияния кожи.

Вторая составляющая адаптивного метода заключается в частотной коррекции сигнала изображения, которая необходима для восстановления высоких пространственных частот, искаженных кожей с ОПФ $H_c(\varphi_x, \varphi_y, \lambda)$. Поскольку форма ОПФ, как это показано в подразделе 1.2, определяется оптической толщиной, то и частотная коррекция должна осуществляться на основании текущих данных о значении оптической толщи $\tau(x, y, \lambda)$.

С другой стороны, поскольку метод многочастотного восстановления яркости изображения подразумевает формирование нескольких изображений на разных длинах волн, то и пространственная фильтрация должна осуществляться для каждого изображения на соответствующих длинах волн. Реализация подобного количества пространственных фильтров – задача трудоемкая и дорогостоящая, поэтому необходим такой способ реализации двумерной пространственной фильтрации, который был бы адаптивен и к изменению внешних условий (в виде значения $\tau(x, y, \lambda)$), и к спектральным характеристикам входного сигнала.

2.3 Многоспектральный метод восстановления изображений подкожного слоя с адаптивным выбором длин волн и алгоритм его реализации

Многоспектральный метод восстановления изображений [126,127] основан на свойстве спектральной прозрачности рассеивающей среды в приближении однократного рассеяния. Наиболее важным параметром характеризующим ослабление света в среде за счёт его поглощения и рассеяния является оптическая

толща $\tau(\lambda)$, величина которой зависит от спектральной прозрачности и толщины среды.

Многоспектральный метод использует зависимость оптической толщи $\tau(\lambda)$ от длины волны и поэтому может работать при резких пространственных колебаниях плотности искажающей рассеивающей среды.

Реализация многоспектрального метода при обнаружении низкоконтрастных подкожных образований затруднена тем, что необходимо знать значение величины $d = \tau(\lambda_2) / \tau(\lambda_1)$ для каждой точки поверхности кожи.

В работе рассматривается возможность реализации многоспектрального метода позволяющего произвести обработку без соблюдения жестких требований к точности выбора длин волн, на которых формируются изображения и, соответственно, обеспечения заданного значения отношения значений оптических толщ кожи.

Рассмотрим особенности реализации многоспектрального метода.

Обследуемый подкожный участок, характеризующийся коэффициентами отражения $C(x, y, \lambda)$, подсвечивается одновременно лазерными (светодиодными) лучами на двух длинах волн λ_1 и λ_2 . Изображение подсвечиваемого участка поверхности воспринимается двумя матрицами фоточувствительных приборов с зарядовой связью (ФПЗС) для λ_1 и λ_2 , причем каждый элемент матриц воспринимает изображение определенного элемента подсвечиваемого участка.

Для определения заряда $q(x, y, \lambda)$, накопленного в ячейке ФПЗС при наблюдении объекта через рассеивающие среды (кожу), расположенного в непосредственной близости к рассеивающей среде, воспользуемся следующим выражением (2.10):

$$q(x, y, \lambda) = \Phi_{\text{ФПЗС}}(x, y, \lambda_0) \cdot Q \cdot t_n = \frac{Q \cdot t_n \cdot \Phi_0 \cdot D^2}{4 \cdot R^2} \cdot [C(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda)} + 1 - e^{-\tau(x, y, \lambda)}],$$

где Q - чувствительность ячейки, зависящая в основном от коэффициента пропускания многослойного покрытия, квантового выхода, внутреннего

фотоэффекта и коэффициента поглощения полупроводниковой подложки;

t_n - время накопления.

Так как $\frac{Q \cdot t_n \cdot \Phi_0 \cdot D^2}{4 \cdot R^2}$ величина постоянна, то ее можно обозначить через m .

Получим

$$q(x, y, \lambda) = m \cdot [C(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda)} + 1 - e^{-\tau(x, y, \lambda)}], \quad (2.11)$$

Для решения поставленной задачи составим систему уравнений при $\tau(x, y, \lambda_2) = d \cdot \tau(x, y, \lambda_1)$, где d - постоянный коэффициент, принимающий значения от 1 до 2,

$$\begin{cases} q_1(x, y, \lambda_1) = m \cdot [C(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_1)} + 1 - e^{-\tau(x, y, \lambda_1)}] \\ q_2(x, y, \lambda_2) = m \cdot [C(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda_2)} + 1 - e^{-\tau(x, y, \lambda_2)}] \end{cases}, \quad (2.12)$$

Для дальнейшего анализа введем упрощенную систему обозначений

$$a = (q_1(x, y, \lambda_1) - m) / m, \quad b = (q_2(x, y, \lambda_2) - m) / m, \quad z = \tau(x, y, \lambda_1), \quad C = C(x, y),$$

Тогда система (2.12) примет вид

$$\begin{cases} a = C \cdot e^{-2 \cdot z} - e^{-z} \\ b = C \cdot e^{-2 \cdot z \cdot d} - e^{-z \cdot d} \end{cases}, \quad (2.13)$$

Аналитическое решение системы (2.13) возможно только при $d=2$.

В этом случае оценочные значения C^* и z^* рассчитываются по следующим формулам:

$$C^* = \frac{1}{4} \cdot \frac{\left[-1 + \left[\frac{a}{3b} \cdot h + 4 \cdot a \cdot \frac{(a-1)}{h} \right]^2 \right]}{a}, \quad (2.14)$$

$$\text{где } h = \left[\left[-108 + 12 \cdot \left[\frac{- \left[12 \cdot a^{\frac{1}{3}} - 36 \cdot a^{\frac{1}{2}} + 36 \cdot a - 12 - 81 \cdot b \right]^{\frac{1}{2}}}{b} \right]^{\frac{1}{2}} \right]^{\frac{1}{3}} \cdot b^2 \right], \quad (2.15)$$

$$z^* = -\ln \frac{1}{(2 \cdot C^*)} \cdot \left[1 - (1 + 4 \cdot C^* \cdot a)^{\frac{1}{2}} \right], \quad (2.16)$$

Аналитическое решение позволяет обеспечить максимум быстродействия при восстановлении изображений сцены, искаженной рассеивающей средой.

Но если значение $d < 2$ то, решение системы (2.13) возможно только численным методом.

Воспользуемся методом Ньютона. Выразим $C(x, y)$ из выражения для a и подставим в выражение для b в системе 2.13. В результате получим

$$b = e^{-z \cdot d} \left[e^{z \cdot (1-d)} \cdot (1 + a \cdot e^z) - 1 \right], \quad (2.17)$$

Выражение (2.19) для b трансформируем в уравнение

$$F(z) = e^{-z \cdot d} \left[e^{z \cdot (1-d)} \cdot (1 + a \cdot e^z) - 1 \right] - b = 0. \quad (2.18)$$

Алгоритм нахождения численного решения уравнения $F(z) = 0$ сводится к итерационной процедуре вычисления с использованием метода Ньютона:

$$z_{n+1} = z_n - \frac{F(z_n)}{F'(z_n)}.$$

Отсюда получаем

$$z_{n+1} = z_n - \frac{e^{-z_n \cdot d} \left[e^{z_n \cdot (1-d)} \cdot (1 + a \cdot e^{z_n}) - 1 \right] - b}{e^{-z_n \cdot d} \cdot d + a \cdot e^{2 \cdot z_n \cdot (1-d)} \cdot [2 \cdot (1-d)] + e^{z_n \cdot (1-2 \cdot d)} \cdot (1 - 2 \cdot d)} \quad (2.19)$$

Найденное значение $z^* = \tau(x, y, \lambda_1)$, используется для вычисления значения

$$C^* = \frac{a + e^{-z}}{e^{-2 \cdot z}}.$$

Особенностью применения метода Ньютона является необходимость задания z_0 исходного значения z .

Моделирование обработки при различных значениях z показало, что для $z \geq 0.5$ можно выбрать единое значение $z_0 = 7$, а для $z \leq 0.5$ необходимы уточнения исходных значений z_0 . Для этого можно использовать метод выделения корней. Из двух полученных корней выбирается корень с наибольшим значением z . Именно это значение используется в качестве начального значения z_0 .

Алгоритм восстановления искаженных изображений многоспектральным методом представлен на рисунке (2.6).

Алгоритм реализуется следующим образом, исходные данные задаются значением коэффициента m , который исходно вычисляется из выражения

$$m = \frac{Q \cdot t_n \cdot \Phi_0 \cdot D^2}{4 \cdot R^2}.$$

Для вычисления коэффициента m предварительно измеряется расстояние R до биообъекта и используется за ранее известное значение чувствительность ячейки, время накопления, световой поток источника излучения, и диаметр объектива. Формируется изображение на двух длинах волн $\lambda_1 = 585$ нм и $\lambda_2 = 800$ нм для каждой точки изображения рассчитываются значения a и b соответственно из выражения (2.13) уточняется значения корней уравнения $F(z) = 0$ для этого можно использовать метод выделения корня, уравнения

$F(z) = 0$ имеет два корня, из двух полученных корней выбирается корень с наибольшим значением z , именно это значение используется в качестве начального значения z_0 в методе Ньютона для численного решения уравнение $F(z) = 0$.

В результате численного решения получается оценочное значение оптической толщины z^* и далее вычисляются значения коэффициента c^* . Алгоритм предполагает выполнение обработки двух диапазонов длин волн при условии, если $z^* \leq z_p$ порогового, формируется изображения на $\lambda_4 = 514\text{нм}$, $\lambda_3 = 450\text{нм}$ и снова производится обработка аналогичном образом, использование двух диапазонов длин волн позволяет повысить точность восстановления исходного изображения

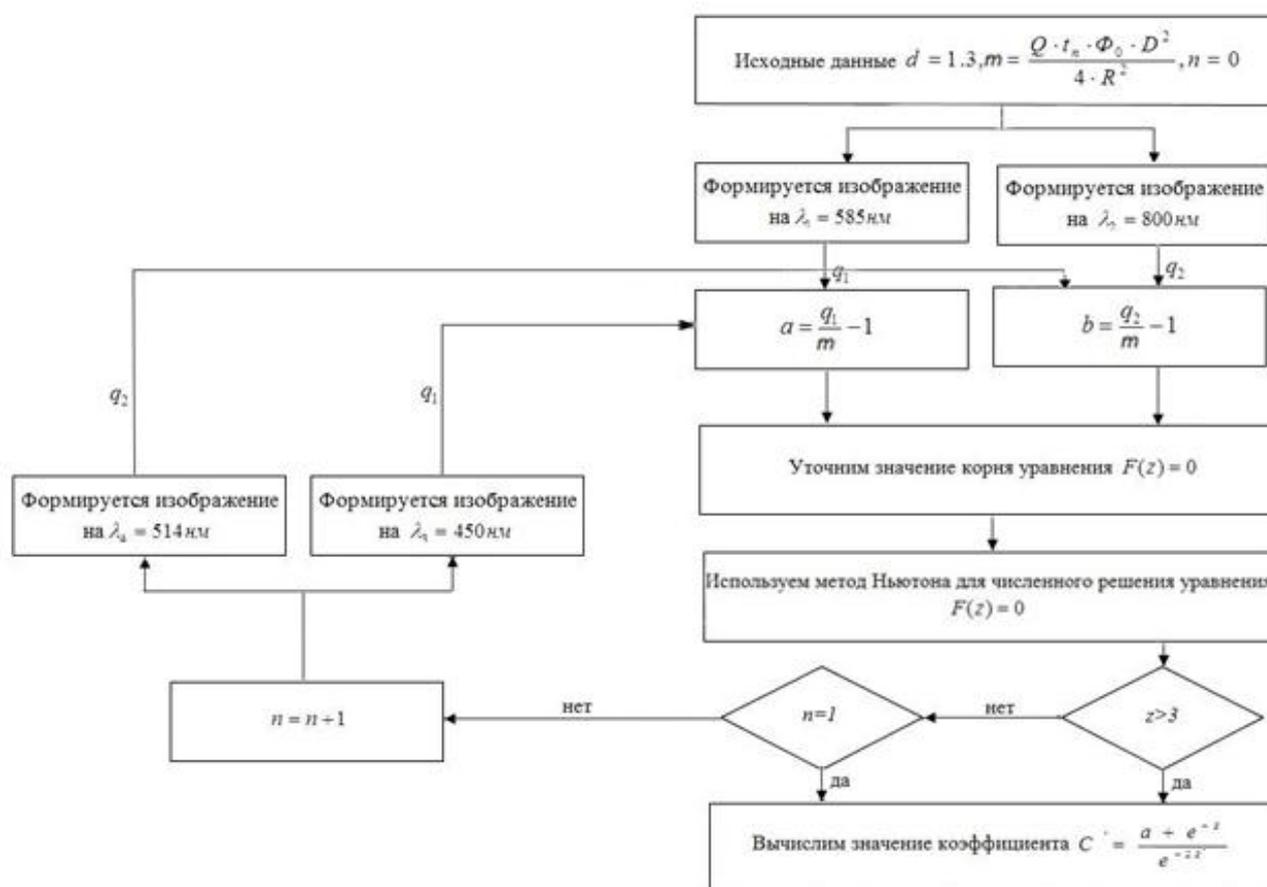


Рисунок 2.6 - Алгоритм восстановления искаженных изображений

2.4 Многоспектральный метод и алгоритм восстановления изображения подкожных образований с использованием функции расстройки и алгоритм его реализации

Рассмотренный в 2.3 метод предполагает наличие априорных данных о взаимосвязи оптических толщ кожи на λ_1 и λ_2 , что при обнаружении подкожных образований является затруднительным.

Поэтому необходимо произвести предварительную оценку значения оптической толщи в разных точках обследуемого участка. Для этого исключим из анализа значение коэффициент отражения C . В первом уравнении системы (2.13) примем, что $C=0,5$. Тогда получим оценку значения z оптической толщи:

$$z_p = -\ln(-\sqrt{2 \cdot a + 1} - 1). \quad (2.20)$$

Оценка значения оптической толщи будет наиболее сильно отличаться от реального значения при C равным 0 или 1. Оценим погрешность определения оптической толщи по выражению (2.20). Для этого при заданных значениях C и z по первому уравнению системы (2.13) рассчитывается значение a и подставляется в выражение (2.20), полученный результат сравним с заданным значением z .

Погрешность оценки значения оптической толщи оказалась одинаковой для случаев, когда C равного 0 и 1 (рисунок 2.7).

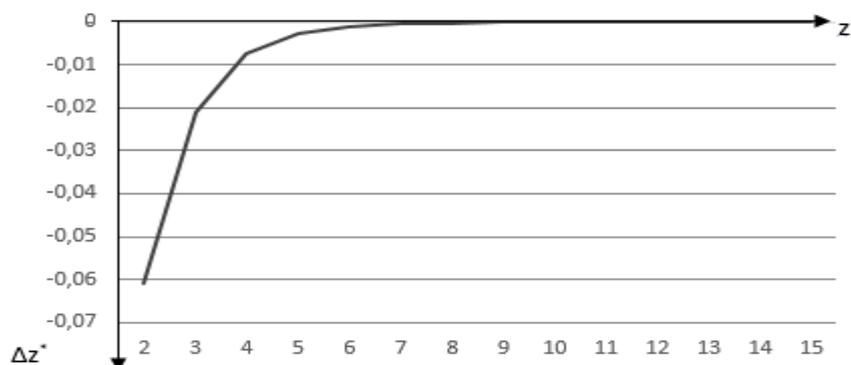


Рисунок 2.7 - Погрешность оценки значения оптической толщи

Из представленной зависимости видно, что погрешность оценки не превышает 7%. Данная погрешность ΔZ^* оценки оптической толщи высока для правильного определения значений коэффициентов отражения, но достаточна для того, чтобы разбить обследуемый участок на участки с одинаковыми оптическими толщинами.

Кроме того, выражение (2.20) можно будет использовать в дальнейшем для получения оценочного значения коэффициента d .

Введем понятие функция расстройки (ФР). ФР определяет зависимость результата оценки значения оптической толщи Z^* в результате решения системы (2.13) при несоблюдении требования $d=d_0$, где d_0 – требуемое значение d . В случае расстройки будем задавать значение

$$d = d_0 + k, \quad (2.21)$$

где k - коэффициент расстройки, принимающий значение от -0,9 до 1.

Решение системы (2.13) определяется уравнением

$$e^{-3z} + (a-1) \cdot e^{-2z} - b = 0 \quad (2.22)$$

Находим из этого уравнения значение z . Уравнение (2.22) имеет 3 решения. С учетом того, что в данные решения будут подставляться значения b при наличии расстройки, необходимо выбрать такое решение, при котором ФР имела бы линейный вид. Наиболее удовлетворяющим данным требованиям является следующее решение:

$$z^* = \left| \frac{a-1}{3} - \frac{p}{2} - \frac{(a-1)^2}{18p} - \frac{\left(\sqrt{3p} - \frac{(a-1)^2}{9p} \right) i}{2} \right| \quad (2.23)$$

$$\text{где } p = \left(\frac{(a-1)^3}{27} - \frac{b}{z} + \sqrt{\frac{b^2}{4} - \frac{(da-1)^3 \cdot b}{27}} \right)^{\frac{1}{3}}.$$

В данном решении значение z берется по модулю, что позволяет убрать комплексный характер решения.

Рассмотрим поведение ФР.

Для этого при заданных значениях z и C по выражениям системы (2.13) рассчитаем значения a и b , с учетом коэффициента расстройки, и подставим в выражения (2.23).

На рисунке 2.8 представлена зависимость результата вычисления z^* при изменении коэффициента расстройки при заданных значениях $d_0=2$ и различных значениях z .

Анализ полученных зависимостей привел к выводу о прямой связи угла наклона возрастающей части линий со значением z для λ_1 . Используем это свойство ФР.

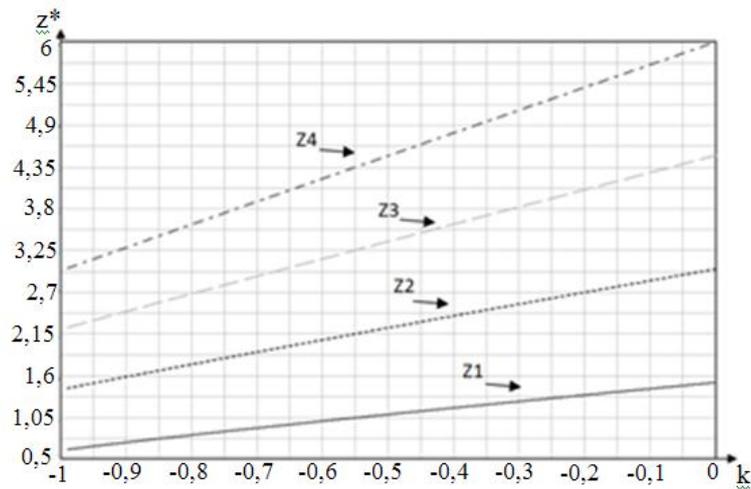


Рисунок 2.8 - Функция расстройки z^* соответственно при заданных значениях $z1=1,5$; $z2=3$; $z3=4,5$; $z4=6$.

В процессе обработки необходимо сформировать мультиспектральные изображения на четырех длинах волн λ_1 , λ_2 , λ_3 , λ_4 . Причем значение λ_2 рассчитывается с учетом заданного значения d , а значения - $\lambda_3 = 0,92 \cdot \lambda_2$ и $\lambda_4 = 0,85 \cdot \lambda_2$. Для каждой точки двух изображений, полученных соответственно на λ_1 и λ_2 , λ_1 и λ_3 , λ_1 и λ_4 по выражению (2.23) вычисляются значения $z_{1,2}^*$, $z_{1,3}^*$ и $z_{1,4}^*$.

В результате получаются три точки, располагающиеся на возрастающей линии ФР, при значениях коэффициентов расстройки $k_2 = k(\lambda_2)$, $k_3 = k(\lambda_3)$, и $k_4 = k(\lambda_4)$, как это представлено в рисунке 2.9.

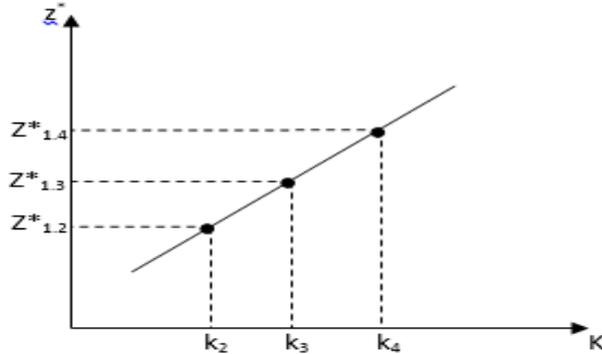


Рисунок 2.9 - Функция расстройки для дискретных значений λ

Для этих точек будет справедливо следующее равенство:

$$\frac{z_{1.3}^* - z_{1.2}^*}{z_{1.4}^* - z_{1.3}^*} = \frac{k_3 - k_2}{k_4 - k_3} .$$

Преобразуем отношение $\frac{k_3 - k_2}{k_4 - k_3}$ с учетом выражения (2.21). После преобразования получим $\frac{k_3 - k_2}{k_4 - k_3} = \frac{z_3 - z_2}{z_4 - z_3}$, где z_2, z_3, z_4 – значения z соответственно для $\lambda_1, \lambda_3, \lambda_4$.

$$\text{Получим, что } \frac{z_{1.3}^* - z_{1.2}^*}{z_{1.4}^* - z_{1.3}^*} = \frac{z_3 - z_2}{z_4 - z_3} \quad (2.24)$$

Используя совместно равенство (2.24) и первое уравнение системы (2.13) можно определить значение C .

Рассчитаем значение левой части равенства (2.24). Зададим значение $C=0.5$, вычислим значения z_2, z_3, z_4 , из первого уравнение системы (2.13) и проверим выполнение равенства (2.24).

При невыполнении равенства задается другое значение C , и повторяются предыдущие действия. Методом перебора выбирается такое значение C , при котором выполняется равенство (2.24).

Алгоритм реализации многоспектрального оптического метода восстановления изображения подкожных образований с использованием функции расстройки. Разработанный метод, реализуется в алгоритме, представленном на рисунке 2.10.

В алгоритме используются данные нескольких изображений $g_{k,i,j}$, где k – номер длины волны, на которой сформировано изображение; i, j – номера точки изображения, соответственно, по координатам x и y .

На первом этапе обработки в циклах 1-3 для каждой точки изображений $g_{1,i,j} = \frac{[q_1(x, y, \lambda_1) - m]}{m}$, и $g_{2,i,j} = \frac{[q_2(x, y, \lambda_2) - m]}{m}$, производится подбор значения длины волны λ_2 . Начиная с $\lambda_2 = \lambda_n$ для точки 0,0 проверяется выполнение условия $d \leq d_0$.

При невыполнении условия значение λ_2 увеличивается, что приводит к уменьшению значения d . Вводятся данные изображения, полученного на новой длине волны и снова проверяется условие и так до его выполнения.

Для следующей точки изображения значение λ_2 не сбрасывается. Таким образом, выбирается такое значение λ_2 , при котором условие $d \leq d_0$ выполняется для каждой точки изображения. Рассчитываются значения λ_3 и λ_4 . Их значения выбираются так, чтобы значения оптических толщ уменьшались.

Далее в цикле 6 для каждой точки изображений по уравнению (2.26) находят значения $z_{1.2}^* = z_{2,i,j}^*$, $z_{1.3}^* = z_{3,i,j}^*$, и $z_{1.4}^* = z_{4,i,j}^*$, и рассчитывается значение левой части равенства (2.27). В циклах 7-8 при разных значениях C для каждого изображения $g_{k,i,j}$ производится вычисление оценочного значения оптической толщи $z = zc^*$ по выражению (2.18) и, соответственно, значения правой части равенства (2.27). Результатом являются значения $C_{i,j}^*$, для которых выполняется равенство (2.27).

Таким образом, разработаны многоспектральный метод и алгоритм его реализации, позволяющие уменьшить искажающее влияние изменения характеристик кожи на формирование изображения.

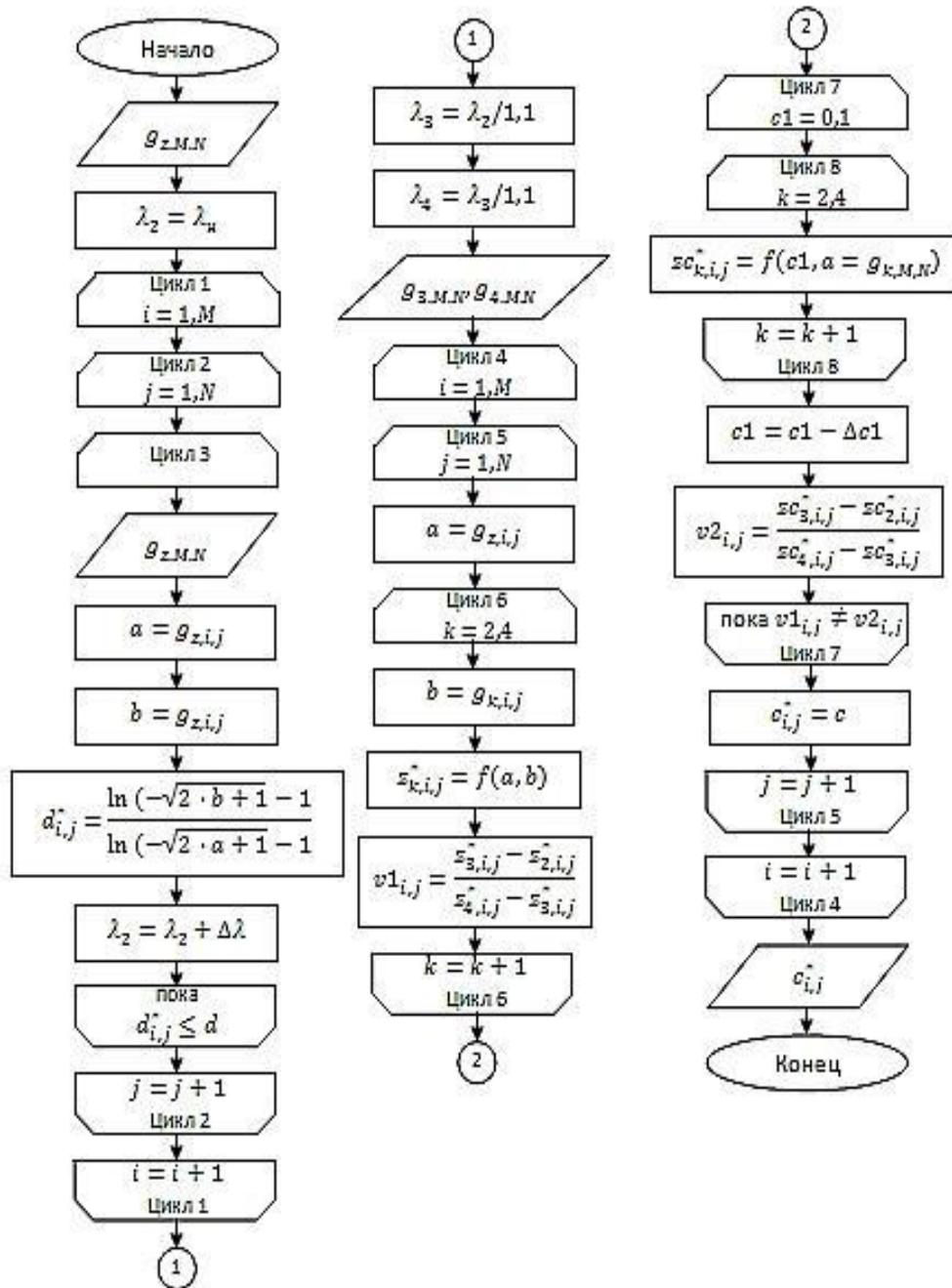


Рисунок 2.10 - Алгоритм восстановления изображения подкожного слоя

Использование функции расстройки позволяет произвести обработку без соблюдения жестких требований к точности выбора длин волн, на которых формируются изображения и, соответственно, обеспечения заданного значения отношения значений оптических толщ кожи $d = d_0$. Дальнейшее направление развития многоспектрального метода предполагается связать с линейризацией функции расстройки в сторону отрицательных значений расстройки и использования нелинейной части эти функции.

2.5 Разработка способа визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи или подкожных образований

Разрабатываемый способ предполагается применять для визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи, а также в тех же целях для подкожных образований, изображение которых сформировано после многоспектральной обработки в соответствии с методами описанными в 2.3 и 2.4.

В настоящее время диагностика опухолей кожи в основном базируется на данных клинического исследования и дерматоскопии новообразования в белом свете или в наборе узких спектральных диапазонов длин волн. Во втором случае производится подбор спектрального диапазона для лучшего наблюдения образования. При этом не всегда удается определить истинный характер процесса и границы новообразования.

Существует также термографический способ диагностики опухолей [128] век, основанный на термографии области новообразования с окружающей его здоровой кожей. При помощи термографии возможно определение уровня васкуляризации и метаболизма в анализируемой ткани, а, следовательно, характера процесса и границ новообразования.

Недостатком данного способа является пониженная информационная способность вследствие неточного отображения границ недоброкачественной части опухоли из-за существенного колебания температуры кожи в зависимости от пола, возраста, уровня метаболизма.

Известен способ дифференциальной диагностики начальной меланомы [129,130] и прогрессирующего невусахориоидеипарамакулярной локализации заключающийся в том, что с помощью метода оптической когерентной томографии [131] определяют наличие изменений в макулярной зоне сетчатки - и при увеличении толщины сетчатки в 1,5-2 раза по сравнению с нормальными показателями, при наличии диффузного макулярного отека с визуализацией

инtrarетинальных кист на оптических срезах, серозной отслойки нейроэпителия, отслойки ретинального пигментного эпителия диагностируют меланому хориоидеи, а при отсутствии этих изменений в макулярной зоне сетчатки – прогрессирующий невусхориоидеи.

Недостатками данного способа является то, что он приводит к лучевой нагрузке на пациента.

Также существует способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи, заключающийся в том, что через 3 ч после перорального введения препарата «Аласенс» в дозе 15 мг/кг массы тела получают трехканальное RGB флуоресцентное изображение зоны интереса и оценивают долю участия красного канала в изображении опухоли и окружающей здоровой коже. В нем оценивается доля красного канала в изображении опухоли и окружающей здоровой коже и по ее значению только диагностируется опухоль доброкачественная или нет, и не предполагается отображения границ недоброкачественной части опухоли.

2.5.1 Выбор критерия диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи или подкожных образований

Приведем таблицу значений оптических показателей (коэффициент поглощения) биотканей в норме и при различных патологических состояниях (табл.2.3).

Используя данные таблицы 2.3 построим зависимость коэффициента поглощения для разных степеней поражения от длины волны (рис. 2.11) с целью проведения классификации.

В данном случае на рис. 2.11 трудно различить патологические изменения кожи по коэффициенту поглощения, наиболее информативным является участок на длине волны 400 нм.

Таблица 2.3- Оптические параметры биоткани

Поражение биоткани	λ , нм					
	300	400	500	600	700	800
Нормальная биоткань	1.78±0.29	2.1±0.3	0.34±0.13	0.14±0.02	0.05±7e ⁻³	0.065±7e ⁻³
Средняя стадия поражения биоткани	1.58±0.27	1.5±0.3	0.2±0.05	0.076±0.011	0.03±4e ⁻³	0.035±4e ⁻³
Высокая стадия поражения (язвенный дефект)	1.32±0.31	1.22±0.25	0.17±0.02	0.05±7e ⁻³	0.017±3e ⁻³	0.021±3e ⁻³
Высокая стадия поражения (полип)	1.58±0.29	1.6±0.3	0.22±0.03	0.1±0.02	0.042±5e ⁻³	0.045±5e ⁻³
Крайняя стадия поражения биоткани	1.8±0.3	1.95±0.32	0.26±0.04	0.26±0.04	0.06±7e ⁻³	0.07±7e ⁻³

Но на данной длине волны значения коэффициентов поглощения имеют большой разброс 0.25-0.3, поэтому нельзя будет различить между собой нормальную биоткань и среднюю стадию поражения биоткани, а также высокую стадию поражения (язвенный дефект) и высокую стадию поражения (полип).

Для решения задачи классификации степени поражения кожи, произведем нормировку коэффициента поглощения очага поражения к значению коэффициента поглощения здоровой биоткани (рис. 2.12).

$$RN(x, y) = \frac{R(x, y)}{R_{здop}(x, y)} * 100\% ,$$

где $RN(x, y)$ - яркости красного канала RGB изображения с координатами x, y , соответствующие обследуемому участку биоткани,

$R_{здop}(x, y)$ - яркости красного канала RGB изображения с координатами x, y соответствующими здоровому участку биоткани.

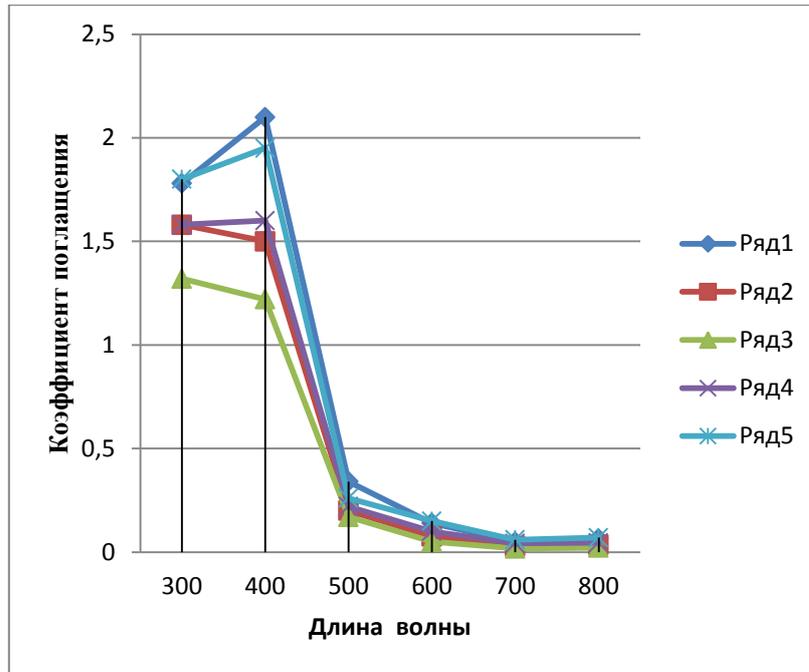


Рисунок 2.11- Зависимость коэффициента поглощения от длины волны. 1 - нормальная биоткань; 2 - средняя стадия поражения биоткани; 3 - высокая стадия поражения (язвенный дефект); 4 - Высокая стадия поражения (полип); 5 - Крайняя стадия поражения биоткани)

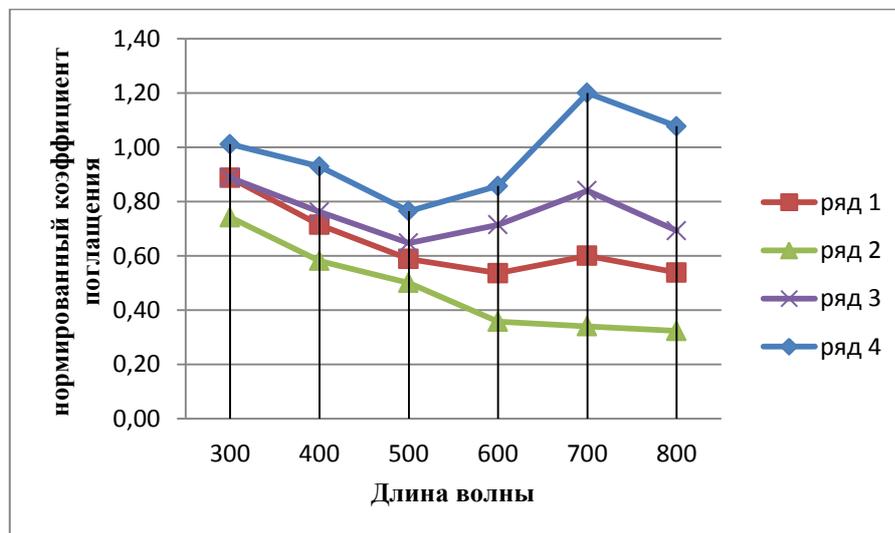


Рисунок 2.12 - Зависимость нормированного коэффициента поглощения от длины волны

Из рисунка 2.12 видно, что наиболее удобно производить различения степени поражения биоткани на длинах волн 600, 700, 800 нм.

Выберем $\lambda = 700\text{нм}$.

Произведем нормировку к единице данных, приведенных на рисунке 2.12 и вычтем полученные значения из единицы. Полученные результаты будут соответствовать $RN(x, y)$ нормированным коэффициентам излучения в сторону фотоприемника.

Таким образом, в качестве критерия диагностики биоткани с учетом 10% разброса данных выберем следующие:

для высокой стадии поражения (язвенный дефект) - $RN(x, y) = 67 \div 83$, для средней стадии поражения - $RN(x, y) = 48 \div 60$, для высокой стадии поражения (полип) - $RN(x, y) = 37 \div 47$, для крайней стадии поражения - $RN(x, y) = 0 \div 10$.

Запишем данный критерий в математической форме

$$RN_{\text{нижн}} < \frac{R(x, y)}{R_{\text{здор}}(x, y)} * 100\% < RN_{\text{верхн}},$$

где $RN_{\text{нижн}}$, $RN_{\text{верхн}}$ - соответственно нижняя и верхняя граница нормированной яркости красного канала RGB изображения для выбранной степени поражения.

Если оценить данные оптических исследований больных с базалиомой и плоскоклеточным раком кожи (рис.1 и рис.2) по критерию $RN1$, то получим результат - Высокая стадия поражения (полип).

Таким образом, критерия $RN1$ недостаточно для диагностики состояния исследуемого образования.

В [132] используется критерий $RN2$, основанный на оценке доли красного канала в изображении опухоли и окружающей здоровой коже. Он описывается выражением

$$RN2(x, y) = \frac{R_z(x, y) - R_{\text{cut}}(x, y)}{R_{\text{cut}}(x, y)} \cdot 100\% > 10\% ,$$

где $R_{cut}(x, y) = \frac{R_{здop}(x, y)}{R_{здop}(x, y) + G_{здop}(x, y) + B_{здop}(x, y)} \cdot 100\%$ - нормированный

коэффициент для здоровой биоткани;

$R_z(x, y)$ - нормированный коэффициент для исследуемой биоткани.

После подстановки и преобразования критерий $RN2$ примет вид:

$$RN2(x, y) = \frac{R(x, y) \cdot I_z(x, y) / I_{здop}(x, y) - R_{здop}(x, y)}{R_{здop}(x, y)} \cdot 100\% > 10\% ,$$

где $I_z(x, y) / I_{здop}(x, y)$ - отношение яркости исследуемой точки биоткани к яркости здоровой точки биоткани, определяемые как сумма яркостей RGB каналов.

Как видно, критерий $RN2$ однопороговый. Вот так будет выглядеть одно пороговый критерий $RN1$

$$RN1(x, y) = \frac{R(x, y) - R_{здop}(x, y)}{R_{здop}(x, y)} \cdot 100\% > 10\% .$$

Получается, что критерий $RN2$ корректирует уровень красного канала в зависимости от суммарной яркости исследуемой точки. Это позволяет учесть неравномерность подсветки исследуемой биоткани и, соответственно, повысить уровень красного для низкоконтрастных участков изображений.

Критерия $RN2$ тоже недостаточно для диагностики состояния исследуемого образования.

Приведена проверка применения критерия $RN2$ для больного участка руки с дерматитом во время скрытого периода, участка руки с сильным загаром и здоровых участков руки.

Для больного участка кожи руки получены следующие результаты:

$$\frac{B}{I} = 0.632, \frac{G}{I} = 0.765, \frac{R}{I} = 1.603.$$

Для здорового участка кожи руки:

$$\frac{B}{I} = 0.857, \frac{G}{I} = 0.878, \frac{R}{I} = 1.296.$$

При сравнении коэффициентов мы видим, что на больном участке первый коэффициент уменьшился в 1,35 раза, второй в 1,15 раза, а третий возрос в 1,24 раза.

Так же была исследована здоровая рука с участками покраснения в результате загара.

Коэффициенты в точке руки с загаром:

$$\frac{B}{I} = 0.74, \frac{G}{I} = 0.875, \frac{R}{I} = 1.346.$$

Коэффициенты в точке руки без загара:

$$\frac{B}{I} = 0.809, \frac{G}{I} = 0.931, \frac{R}{I} = 1.214.$$

При сравнении коэффициентов мы видим, что на полностью здоровых участках кожи руки с загаром и без загара коэффициенты различны, но явно видно, что эти различия не так велики, как у первого человека, где мы сравнивали больной и здоровый участок кожи.

Таким образом, нормированные критерии, использующие информацию об уровне яркости красного канала, позволяют определить наличие патоморфологических изменений кожи даже в скрытый период, но не дают точной информации о доброкачественности образования.

В [13] указывается о возможности использования следующих дополнительных критериев определения недоброкачественности образования: увеличение или уменьшение коэффициента поглощения кожей света (а), коэффициент светопроводности кожи (t), интенсивность фотолюминесценции (f) и частота просветления в тканях кожи (П), возникающего под воздействием проходящего света.

Для целей визуализации недоброкачественной опухоли необходимо производить поточечные исследования без изменения положения обследуемого участка. Этим требованиям удовлетворяет только критерий

увеличения интенсивности фотолюминесценции. Для реализации критерия $RNF2$ используем его математическое описание

$$RNF2(x, y) = \frac{RF(x, y) \cdot IF_z(x, y) / IF_{здop}(x, y) - RF_{здop}(x, y)}{RF_{здop}(x, y)} \cdot 100\% > 10\% ,$$

где все те же составляющие только для интенсивности фотолюминесценции.

В результате получаем следующий способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи.

2.5.2 Способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи или подкожных образований

Способ включает три стадии анализа опухоли: анализ при подсветке белым светом, далее анализ после применения препарата «Аласенс» и формирование результирующего изображения с выделенным изображением недоброкачественного участка, для которого выполнены критерии одновременно в первых двух стадиях.

В темном помещении исследуемый участок биоткани сначала подсвечивается источником белого света, а затем - люминесцентными лампами с максимумами излучения 390, 415 и 433нм. При этом добиваются максимально равномерного освещения возбуждающим излучением исследуемой зоны. Производят регистрацию цифровой камерой с RGB CCD-матрицей отраженного света от интересующего участка. Из полученных трехканальных RGB изображений формируются изображения красного канала $R(x, y)$ и $RF(x, y)$ и изображения в оттенках серого $I(x, y)$, $IF(x, y)$, а также – для каждой точки этих изображений вычисляются отношения $RN2(x, y)$ и $RNF2(x, y)$, затем формируются два бинарных изображения $BIN(x, y)$ и $BINF(x, y)$, в которых

точке изображения присваивается значение 1, если $RN2(x, y) \{RNF2(x, y)\}$ больше 10% и значение 0, если меньше; бинарные изображения перемножаются, если результат перемножения равен нулю, то яркость соответствующих точек $I(x, y)$ уменьшается как минимум в два раза. При ярком отображении опухоли на полученном результирующем изображении $I(x, y)$ диагностируется недоброкачественная биоткань, а при ослабленном изображении биоткани – доброкачественная.

Способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи позволяет повысить информационную способность за счет более точного отображения границ недоброкачественной части биоткани. Кроме того для большого участка сохраняется четкость исходного изображения, которая выше чем у красного канала.

Выводы

Рассмотрены вопросы разработки многоспектральных методов и алгоритмов. При этом получены следующие результаты.

1. На основе потоковой модели Кубелки-Мунка предложена многоспектральная математическая модель подкожного слоя, учитывающая размывание изображения подкожного слоя за счет рассеивания света по коже.

2. Разработан алгоритм реализации многоспектрального оптического метода восстановления изображения подкожных образований, отличающийся адаптивным выбором диапазона длин волн и повышенной точностью восстановления изображений.

3. Разработан многоспектральный оптический метод восстановления изображения подкожных образований с использованием функции расстройки, отличающийся от известных возможностью работы при отсутствии априорной информации, и основанный на разработанной модели искажений.

4. Разработан алгоритм реализации многоспектрального оптического метода восстановления изображения подкожных образований с использованием функции расстройки.

5. Разработан многоспектральный способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований, отличающийся совмещением процессов диагностики и визуализации новообразований.

Глава 3. Разработка адаптивной многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы

3.1 Возможности применения современной элементной базы

3.1.1 Фоточувствительные приборы с зарядовой связью

Адаптивная система является достаточно сложной для реализации существующими методами. Поэтому в работе предлагается новый способ реализации адаптивной системы, использующий принципы построения зрительного анализатора, который предполагает совмещение матриц фоточувствительного прибора с зарядовой связью (ФПЗС) и волоконно-оптической системы формирования изображений (ВОСФИ).

Фотоприемники на основе прибора с зарядовой связью (ПЗС) являются составным звеном оптической системы и открывают широкие возможности при построении оптико-электронных систем и в приборостроении. В ПЗС преобразование требуется лишь на входе (потенциал в заряд) и выходе (заряд в потенциал). В самом же приборе все функции выполняются с зарядами. Этих функций две: накопление и перенос локализованных зарядов.

В основе работы ПЗС лежит принцип зарядовой связи, заключающийся в том, что два близко расположенных ($0,2 \dots 3,0$ мкм) МОП-конденсатора способны обмениваться зарядами [133] ПЗС представляет собой множество близко расположенных МОП-конденсаторов. При приложении к ним напряжения смещения соответствующей полярности в кремниевой подложке образуются обедненные области, в которых могут накапливаться носители заряда. В наиболее простом случае прибора с зарядовой связью с поверхностным каналом под электродами МОП-конденсатора накапливаются неосновные носители. Близость расположения МОП-конденсаторов позволяет осуществить перетекание носителей из одной области в другую путем манипуляции смещениями. Таким

образом, обеспечивается электронное сканирование (самосканирование) пакетов носителей, запасенных в МОП-конденсаторах, к выходу ПЗС.

Если носители, накапливающиеся в МОП-конденсаторах, создаются путем оптической генерации, ПЗС становится фоточувствительным прибором с зарядовой связью (ФПЗС).

Поглощенные в полупроводнике фотоны отдают свою энергию на образование пар электрон-дырка. Неосновные носители (в ФПЗС с поверхностным каналом) накапливаются в обедненных областях МОП-конденсаторов, основные удаляются от поверхности в объем полупроводника. Количество накопленных в каждой ячейке носителей пропорционально количеству падающих фотонов, т.е. освещенности в данной точке спроецированного изображения (и, конечно, времени накопления). В результате картина распределения заряда в ячейках в точности повторяет картину распределения освещенности в плоскости ФПЗС – происходит зарядовая запись изображения. После этого накопленные в ячейках пакеты неосновных носителей, представляющих собою дискретную запись оптической информации, поочередно переносятся к выходу ФПЗС (т.е. происходит самосканирование), где они преобразуются в видеосигналы. Для этой цели используют конденсатор, заряженный и отключенный затем от источника питания, т.е. находящийся под плавающим потенциалом [134]. Таким конденсатором может служить МОП-электрод, подобный остальным электродам, либо обратно смещенный *p-n*-переход, который создают диффузией или ионной имплантацией.

В конкуренции с ЭЛТ твердотельные аналоги с зарядовой связью продемонстрировали неоспоримые достоинства. ФПЗС позволяют на 1-2 порядка снизить потребляемую мощность, габариты, массу, повысить благодаря малой выходной емкости пороговую чувствительность, отказаться от высоковольтного питания.

Одновременно возрастают (также на 1-2 порядка) долговечность, механическая прочность; разрешающая способность ФПЗС при недоступной для ЭЛТ гибридной сборке достигает десятков тысяч ТВ-линий.

Единственным принципиальным недостатком ФПЗС по сравнению с ЭЛТ является их высокая чувствительность к радиации; это свойство связано с физической сутью ФПЗС и, хотя в последнее время появляются сообщения о разработке ФПЗС повышенной радиационной стойкостью, оно остается уязвимым местом любых ПЗС.

Процесс ввода оптической информации тесно связан с последующим процессом преобразования поглощенных фотонов в носители заряда. Если накопителем является МОП - конденсатор, то на рабочей стороне ФПЗС обязательно должны располагаться электроды. При вводе оптической информации с рабочей стороны поглощение излучения в электродах снижает квантовую эффективность (отношение количества зарядов на элемент к количеству падающих фотонов на элемент). Для ослабления этого влияния применяют ряд способов [134]:

- уменьшают толщину электрода, выполняемого, как правило, из поликремния;
- вытравливают окна в поликремниевых электродах или так их располагают (например, перпендикулярно один другому), чтобы светочувствительные области были открыты;
- поликремний заменяют прозрачными проводящими слоями, например, $In_2O_3 - SnO_2$ (ITO).

3.1.2 Волоконно-оптические элементы

С помощью волоконных элементов в оптоэлектронике производится передача, преобразование и воспроизведение информации.

Простейший волоконный световод (ВС) представляет собой круглый или прямоугольный диэлектрический стержень (обычно стеклянный или кварцевый), называемый сердечником, окруженный диэлектрической оболочкой (стеклянной, кварцевой или полимерной), показатель преломления которой намного меньше, чем у сердечника. Диаметр сердечника может иметь размеры

4...100 мкм. Оболочка защищает распространяющийся по сердечнику свет от любых внешних воздействий и помех. Кроме того, она играет роль связующей среды при изготовлении термопрессованных волоконных деталей [136].

Для передачи электромагнитной энергии по световоду используется явление полного внутреннего отражения на границе раздела двух диэлектрических сред, поэтому необходимо, чтобы показатель преломления сердечника n_1 был больше показателя преломления оболочки n_2 . Разность показателей преломления на границе «сердечник-оболочка» обычно составляет 1%.

Если сердечник световода имеет постоянное по радиусу значение показателя преломления, то такие световоды называются световодами со ступенчатым профилем показателя преломления. Если показатель преломления от центра к краю изменяется не ступенчато, а плавно, то такие световоды называются градиентными световодами [137]. Световоды, используемые в интегральной оптике, изготавливаются обычно в виде планарной пленки или полоски с показателем преломления выше, чем у подложки. Планарный световод является основой почти всех устройств интегральной оптики: модуляторов, переключателей, дефлекторов света, соединителей, направленных ответвителей и т.д.

Некоторые интересные свойства имеет конический световод (фокон). Если в волокне, имеющем форму усеченного конуса, энергия, падающая на большой торец, распространяется к меньшему торцу без потерь, то может быть достигнут заметный выигрыш в освещенности на выходе за счет меньшей площади выходного торца [138]. Коэффициент концентрации фокона равен: $C = \left(\frac{D_1}{D_2}\right)^2$.

Этот параметр определяется относительным отверстием и углом поля зрения предшествующей системы, формирующей изображение, а также показателем преломления сердцевины материала и оболочки.

Количество введенной в световод энергии, потери на микроизгибах, дисперсия импульсов и число распространяющихся мод существенно зависят от

его числовой апертуры $NA = \sqrt{n_1^2 - n_2^2}$, которая определяет применимость волоконной детали в конкретной оптической или электронно-оптической системе.

В зависимости от числа распространяющихся на рабочей части волн (мод) световоды разделяются на одномодовые и многомодовые. Сопоставляя волновую и лучевую теории, можно отметить, что одномодовая передача соответствует одному лучу, а многомодовая – многим лучам. Каждая волноводная мода обладает характерной для нее структурой электромагнитного поля, фазовой и групповой скоростями.

Одномодовый световод обладает минимальной дисперсией, и, следовательно максимальной шириной полосы пропускания и четкими характеристиками распространения [139]. Он идеально подходит для передачи значительных объемов информации на большие расстояния. Полоса частот ограничивается дисперсией в материале и световой дисперсией. Сердцевина имеет диаметр от одной до нескольких длин волн (примерно 6...8 мкм). Толщина оболочки должна быть, по крайней мере, в десять раз больше радиуса сердцевины.

Если большое количество регулярно уложенных волокон оптически изолированы друг от друга, то каждое волокно может передавать световой поток от элемента изображения, которое создается на одном его конце к другому – принцип передачи изображения по неподвижному жгуту. Полезный поток, падающий на входной торец жилы, распространяется по ней и выходит из ее выходного торца, причем независимо от распределения освещенности по входному торцу усредняется по площади выходного торца, т.е. каждое единичное волокно переносит информацию только об одном элементе изображения, спроецированном на ее входной торец. Таким образом, изображение объекта на выходном торце получается аналогичным изображению на входном.

«Формирование» волоконной деталью изображения возможно на плоскости, не совмещенной с ее выходным торцом, если расстояние до этой плоскости не превышает нескольких десятков мкм, причем, как правило, с увеличением этого

расстояния, начиная с 2...3 мкм, разрешающая способность и контрастность изображения начинают резко падать [140]. Поэтому для соединения элементов световодных систем между собой требуются простые и надежные соединители волоконных световодов друг с другом (ВС-ВС), с излучателями (ИИ-ВС) и фотоприемниками (ВС-ФД) [137].

Соединитель типа ИИ-ВС конструируют так, чтобы была максимальной эффективность ввода оптической мощности, определяемая выражением

$$\eta = \frac{P_{BC}}{P_{ИИ}},$$

где P_{BC} - мощность излучения, введенная в волновод;

$P_{ИИ}$ – мощность источника излучения.

Назначение разъема ИИ-ВС состоит в том, чтобы обеспечить жесткое и воспроизводимое крепление волокна относительно источника. Применение при сборке для фиксации элементов эпоксидной смолы или клеев, затвердевающих под действием нагрева или охлаждения, ультрафиолетового или другого излучения обеспечивает долговременную стабильность, но вызывает смещение элементов на несколько микрометров. Лучший на сегодняшний день результат дает [138] соединение за счет деформации мягкого металла In с последующей заливкой эпоксидной смолой. Этот метод обеспечивает фиксацию с точностью до 0,1 мкм, характеризуется долговременной стабильностью.

Конструирование разъема ВС-ФД не представляет трудности, т.к. и числовая апертура и диаметр светочувствительной площадки фотоприемника больше, чем соответствующие параметры волокна.

Оптический соединитель (ответвитель) ВС-ВС представляет собой один из самых важных пассивных компонентов для световодных систем, от уровня разработки которых зависят предельные возможности и сроки эксплуатации систем. Он используется для разветвления оптической мощности в ряде схемных построений ВОЛС. Достаточно общими требованиями к параметрам ответвителей являются малое затухание ($\leq 1-2$ дБ), высокая степень переходного затухания встречных каналов (≥ 50 дБ), являющаяся показателем направленности

ответвителя. Обзор работ по ответвителям [137-140] показывает, что наиболее полно указанным требованиям удовлетворяют ответвители, полученные путем сплавления волоконных световодов в монолитную конструкцию ХилиУ типа. Важнейшим достоинством сплавных ответвителей является высокая оптическая изоляция встречных каналов, механическая стабильность и прочность.

Параметры ответвителей характеризуются коэффициентом передачи мощности P из канала i в канал j :

$$\eta_{ij} = \frac{P_i}{P_j}.$$

При необходимости достичь большей разницы в мощностях излучений, выходящих из каналов, следует брать световоды с разными диаметрами сердцевин или один из световодов вытянуть на конус.

Наиболее распространенным типом ответвителя является торцевой, в котором излучение передается через торец. В таких ответвителях торцы выходных ВС непосредственно стыкуются с торцом входного ВС и закрепляются каким-либо механическим способом или заливаются каплей клея. Изменяя взаимное положение торцов ВС и подбирая их поперечное сечение, можно изменять в широких пределах отношение мощностей в разных выходных каналах. Вносимые потери составляют 0,3...1,2 дБ. Для их уменьшения, а также для снижения возбуждения мод оболочки стравливают или сошлифовывают.

Волоконно-оптические переключатели предназначены для перераспределения оптической мощности между волоконными световодами под действием электрических сигналов или механического воздействия. В механических волоконно-оптических переключателях перераспределение оптической энергии происходит за счет движения волоконных световодов, зеркал, призм и др. В оптических ВО переключателях изменение направления оптического луча происходит в результате изменения оптических параметров распространения среды излучения.

Для ввода информации в световую волну путем изменения одного из параметров: амплитуды (интенсивности), частоты, фазы или состояния

поляризации, предназначены оптические модуляторы. По принципу действия они подразделяются на электрооптические (на эффекте Поккельса), акустооптические, магнитооптические. Кроме того, известны модуляторы света на эффектах Керра, Франца-Келдыша [140].

Используя ФПЗС и различные элементы волоконной оптики, возможно создание электронно-оптических систем обработки изображений с целью повышения их качества.

Вариантом такой системы является телевизионная камера сверхвысокой четкости на фоконной сборке с матрицами ПЗС [134]. Формирование единого фокального поля путем склейки фоконов и последующего оптического масштабирования позволяет при использовании любых серийно выпускаемых матриц ПЗС создать камеру с практически неограниченной четкостью.

Применение фоконов дает возможность в случае необходимости осуществить согласование размеров кружка рассеяния объектива и элемента ПЗС. Для матриц ПЗС с размером элемента 20×20 мкм стыковка с фоконом, имеющим коэффициент масштабирования 3, позволяет увеличить проникающую способность ТВ-системы. Наличие зазоров между узкими торцами фоконов снимает проблему набора сплошного поля матриц ПЗС и дает возможность стыковки фокона со всей поверхностью матрицы ПЗС (режим полной засветки), так и только с секцией накопления.

Фокальная плоскость в телевизионной камере смещается с поверхности матриц ПЗС на передний торец фокона. Этой поверхности фокона может быть придана достаточно произвольная форма, что упрощает оптическую схему объектива и улучшает качество изображения по полю. Спектральная характеристика пропускания не ограничивает диапазона чувствительности ПЗС.

К недостаткам фоконной сборки следует отнести поглощение света, достигающее 40%, которое компенсируется согласованием размеров кружка рассеяния и ПЗС. Нечувствительная зона между фоконами определяется разрушением крайнего слоя волокон при шлифовке и погрешностью шлифовки граней. Размер этой зоны менее 50 мкм, что с учетом масштабирования равно

одному элементу ПЗС. Наклейку фокона на кристалл матрицы ПЗС можно произвести на двухкоординатном измерительном приборе ДИП-1, позволяющем визуально контролировать через фокон структуру матрицы ПЗС и с точностью 5 мкм ориентировать фокон относительно матрицы ПЗС.

Таким образом, существующая элементная база содержит все необходимые составляющие для реализации волоконно-оптической системы, использующей принципы построения зрительного анализатора.

3.2 Адаптивная многоспектральная оптико-электронная дерматологическая система

В современных дерматологических системах белый свет от лампы по оптическому волокну направляется на ткань, отраженный от ткани свет собирается линзой на цветной ПЗС-матрице, а затем на основе сигналов от светочувствительных элементов матрицы формируется изображение, выводимое на монитор. Диагностические возможности современной аппаратуры ограничены низким спектральным разрешением получаемых изображений, недостаточным для количественной оценки структурно-морфологических параметров ткани. В связи с этим важным направлением в модернизации аппаратуры является повышение ее диагностических возможностей при увеличении числа спектральных слоев изображения ткани. Большие возможности для такой модернизации открывают перестраиваемые фильтры на жидких кристаллах [141,142,143], позволяющие за несколько микросекунд выделять из белого света узкие спектральные составляющие.

Другим способом увеличить количество спектральных слоев дерматологического изображения и повысить освещенность ткани является использование набора лазерных источников излучения с различными длинами волн. Структурная схема адаптивной мультиспектральной оптико-электронной дерматологической системы, приведена на рис. 3.1. Система функционирует следующим образом. По команде от микропроцессорного блока управления и

обработки источники излучения посылают излучение разной длины волны $\lambda_1, \dots, \lambda_k$ в блок распределения каналов, где оно распределяется по каналам оптического волокна.

В простейшем случае в качестве блока распределения каналов можно использовать разветвленное оптическое волокно, причем отдельное волокно соединяется с одним из излучателей, а затем они сводятся в одно общее. Потoki возбуждающего излучения различных длин волн направляются на исследуемую ткань по оптическому волокну.

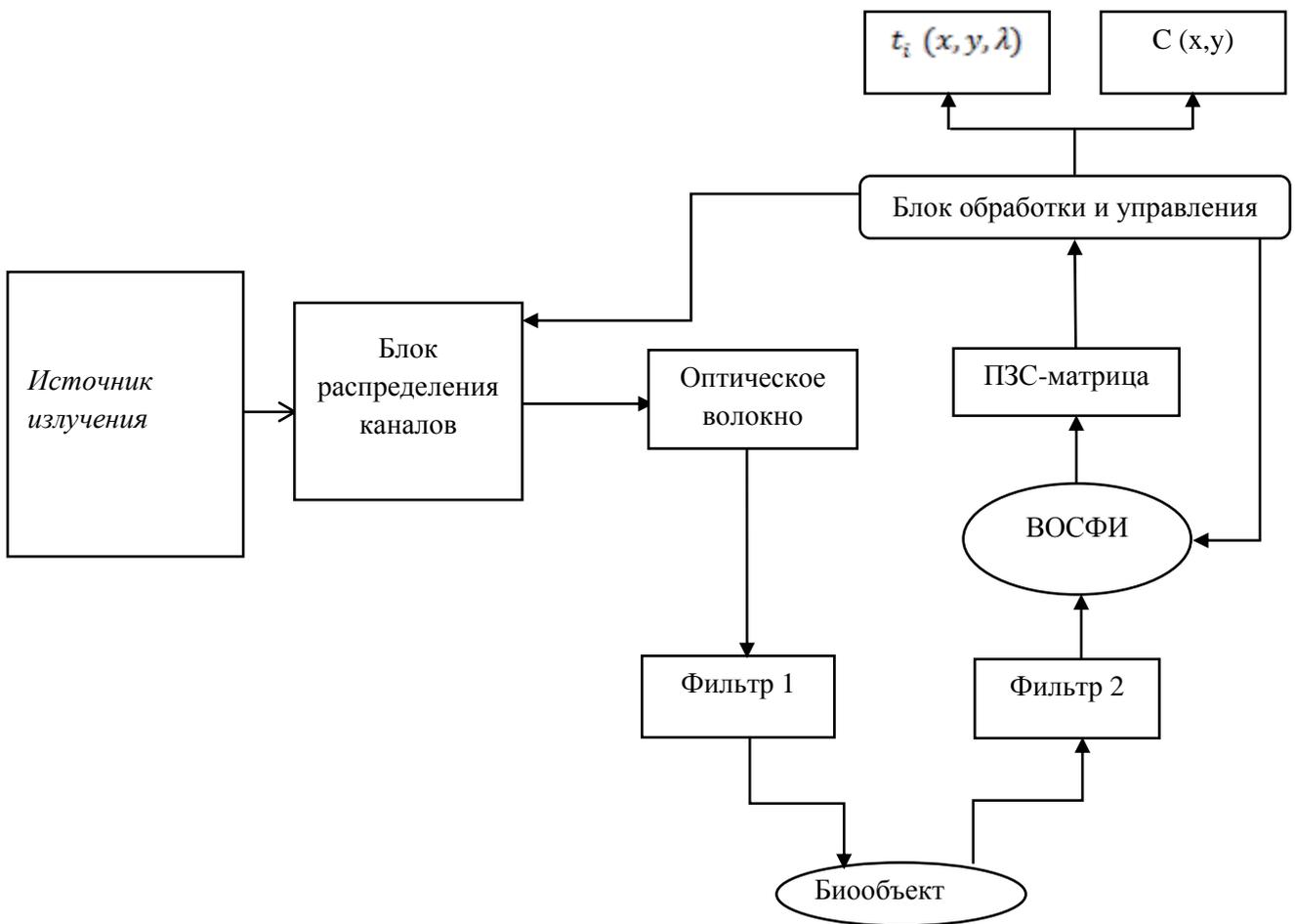


Рисунок 3.1 Структурная схема адаптивной системы

Отраженное от ткани излучение собирается в блоке регистрации излучения, выполненном на основе ФПЗС-матрицы с расположенной перед ней оптической системой ВОСФИ.

При смене спектрального состава возбуждающего излучения на выходе блока регистрации последовательно формируются спектральные слои изображения ткани в отраженном свете различных длин волн.

Для исключения попадания на светочувствительные элементы матрицы зеркально отраженного света и устранения бликов в изображении ткани, используются два взаимно ортогонально поляризационных фильтра один - на выходе освещающего оптического волокна, другой - перед ВОСФИ. Сигналы от светочувствительных элементов матрицы передаются в блок обработки и управления сигналами, выполняющий преобразование в цифровую форму, анализ последовательности спектральных изображений исследуемой ткани и определение количественных значений параметров ткани во всех точках ее изображения.

Блоком обработки и управления может служить компьютер или микроконтроллер со встроенным АЦП, от которого результаты передаются внешнему устройству для их визуализации. Блок реализует разработанные алгоритмы восстановления изображений, на основе вычисленных значений оптической толщины кожи задает разнос длин волн и частотную характеристику ВОСФИ.

Рассмотрим некоторые детали формирования изображения на выходе ФПЗС с учетом переноса когерентного оптического сигнала через рассеивающую среду, а также с учетом необходимости проведения частотной коррекции.

Влияние такой среды на процесс формирования изображения аналогично воздействию на него пространственного фильтра низких частот, выходной сигнал, которого описывается уравнением свертки

$$g_a(x, y) = f(x, y) * h_c(x, y),$$

где $g_a(x, y)$ - изображение, формируемое на входе приемного устройства;

$f(x, y)$ - исходный сигнал от объекта;

$h_c(x, y)$ - импульсная функция кожи.

Фурье-образ $H_c(\varphi_x, \varphi_y)$ функции $h_c(x, y)$ есть оптическая передаточная функция (ОПФ) кожного образования при оптической толщине $\tau(x, y, \lambda) = 1$ [см. выражение (1.3)]. Изменение оптической плотности кожи приводит к следующей зависимости ОПФ от $\tau(x, y, \lambda)$ [144,145]:

$$H_c^*(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) = (H_c(\varphi_x, \varphi_y))^{\tau(x, y, \lambda)}.$$

На рисунке 3.2 а,б показаны одномерные нормированные ОПФ при различных значениях длин волн ($\lambda = 0,4$ и $0,8$ мкм соответственно). Из рисунка видна явная зависимость размывания изображения не только от оптической толщины $\tau(x, y, \lambda)$, но и от длины волны λ , что свидетельствует о необходимости частотной коррекции сигнала для устранения искажения пространственного спектра объекта.

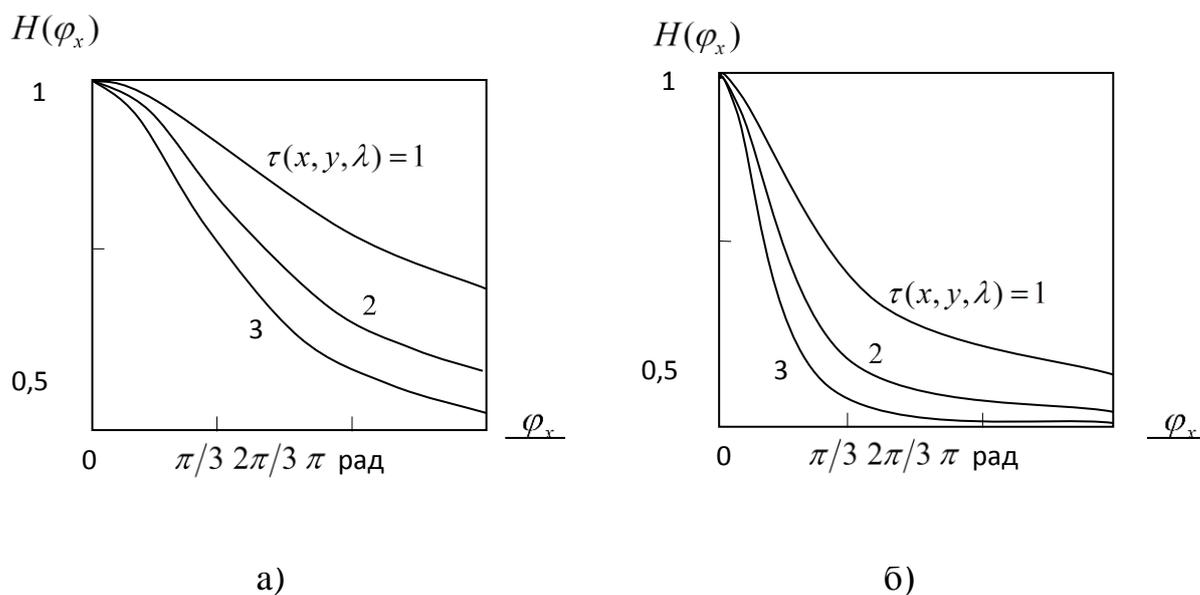


Рисунок 3.2 - Зависимости нормированных ОПФ от значений оптической толщины $\tau(x, y, \lambda)$

Блок частотной коррекции (БЧК) предназначен для приема и частотной коррекции оптического сигнала изображения, искаженного при прохождении через слой кожи. БЧК заменяет ПЗС-матрицу в схеме, представленной на рис. 3.1.

Он построен по классической схеме на основе принципа ВЧ коррекции и с учетом того, что используемая для коррекции ВОСФИ позволяет реализовать только фильтр нижних пространственных частот. Он состоит из волоконно-оптической системы формирования изображений (ВОСФИ), представляющей собой корректирующий фильтр с передаточной функцией $H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda)$, двух матриц ФПЗС ПФ λ_i с возможностью перестройки полосы пропускания, двух сумматоров и усилителя с коэффициентом усиления K .

Работа БЧК в режиме подсветки осуществляется следующим образом. Оптический сигнал, отраженный от объекта и искаженный при прохождении кожи, одновременно поступает на корректирующий фильтр и полосовые фильтры всех каналов, причем полосы пропускания фильтров соответствуют длинам волн излучения лазеров. Далее рассмотрим работу первого канала, т.к. работа остальных каналов идентична.

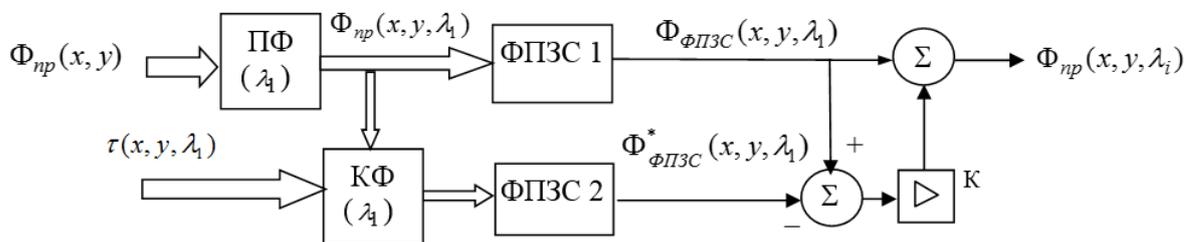


Рисунок 3.3 Структурная схема канала частотного коррекции

После прохождения через полосовой фильтр оптический сигнал изображения $\Phi_{np}(x, y, \lambda_1)$ поступает на матрицу ПЗС1, а сигнал, прошедший через фильтр $\Phi_{np}^*(x, y) = \Phi_{np}(x, y) * F^{-1}(H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda))$ на матрицу ПЗС2. Далее из сигнала $\Phi_{ФПЗС}(x, y, \lambda_1)$ вычитается $\Phi_{ФПЗС}^*(x, y, \lambda_1)$ в результате чего выделяются высшие пространственные частоты, которые затем после усиления в K раз добавляются к основному сигналу изображения.

Для определения передаточной функции корректирующего фильтра $H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda)$ запишем выражение суммарного коэффициента передачи системы

«кожа - фотоприемник», согласно рисунка 3.3 и учитывая, что $\Phi_{np}(x, y, \lambda) = \Phi_{ист}(x, y) \cdot F^{-1}(H_c^*(\varphi_x, \varphi_y, \lambda))$, где $\Phi_{ист}(x, y)$ световой поток от объекта, неискаженным прохождением через кожу:

$$H_c^*(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) \cdot K - H_c^*(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) \cdot H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) \cdot K + H_c^*(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) = H_{\Sigma}(\varphi_x, \varphi_y, \lambda).$$

Полное исключение влияния слоя кожи будет при условии, что $H_{\Sigma}(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) = 1$. Тогда выражение для $H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda)$ выглядит следующим образом

$$H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) = \frac{K+1}{K} - \frac{1}{H_c^*(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) \cdot K}.$$

Коэффициент K введен для исключения отрицательных значений передаточной функции корректирующего фильтра и определяется из условия

$$K = \frac{1}{H_c^*(\varphi_{x\max}, \varphi_{y\max}, \lambda_{\max})},$$

где $\varphi_{x\max}, \varphi_{y\max}$ - наивысшие пространственные частоты в спектре изображения, при которых передаточная функция системы формирования не спадает ниже уровня шума (в противном случае восстановление изображения данным способом невозможно);

λ_{\max} - максимальная длина волны, на которой ведется формирование и обработка изображения.

Поскольку $K \gg 1$ выражение для $H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda)$ перепишем в виде

$$H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) = 1 - \frac{1}{H_c^*(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) \cdot K}. \quad (3.1)$$

На рисунке 3.4 а, б для одномерного случая показаны нормированные графики необходимой передаточной функции корректирующего фильтра, рассчитанные в соответствии с выражением (3.1) при значениях длин волн $\lambda = 0,4$

и $\lambda = 0,8$ мкм, соответственно, а на рисунке 3.5 а, б для одномерного случая показаны нормированные графики необходимой передаточной функции корректирующего фильтра при значениях $\tau(x, y, \lambda) = 1$ и $\tau(x, y, \lambda) = 2$.

Как видно из графиков, представленных на рисунке 3.4, при оптической толщине слоя кожи $\tau(x, y, \lambda) \geq 3$ передаточная функция принимает значения близкие к единице. Это обусловлено тем, что при $\tau(x, y, \lambda) \geq 3$ слой кожи вызывает в основном амплитудные искажения, а не частотные. Поэтому для избежания внесения собственных искажений ПФ корректирующего фильтра задается равной единице при больших значениях оптической толщины.

Изменение $H_{кор}(\varphi_x, \varphi_y)$ производится по информации о текущем значении оптической толщины $\tau(x, y, \lambda)$, величину которой определяет блок амплитудной коррекции.

Отфильтрованный оптический сигнал принимается матрицей ФПЗС 2, с выхода которой электрический сигнал в виде зарядовых пакетов подается на инверсный вход сумматора, на прямой вход которого подается усиленный в K раз сигнал с выхода матрицы ПЗС 1, соответствующий искаженному изображению объекта. В результате вычитания на выходе сумматора образуется только высокочастотная составляющая исходного сигнала, которая поступает затем на вход второго сумматора, где производится суммирование с исходным сигналом. С выхода второго сумматора сигнал поступает на входы блока амплитудной коррекции, где производится вычисление матрицы коэффициентов $C(x, y)$ и $\tau(x, y, \lambda)$.

Таким образом, при помощи добавления к основному сигналу объекта и фона усиленной высокочастотной составляющей формируется сигнал, близкий к исходному до искажения слоем кожи, т.е. восстанавливается четкость изображения необходимая для удобного восприятия оператором.

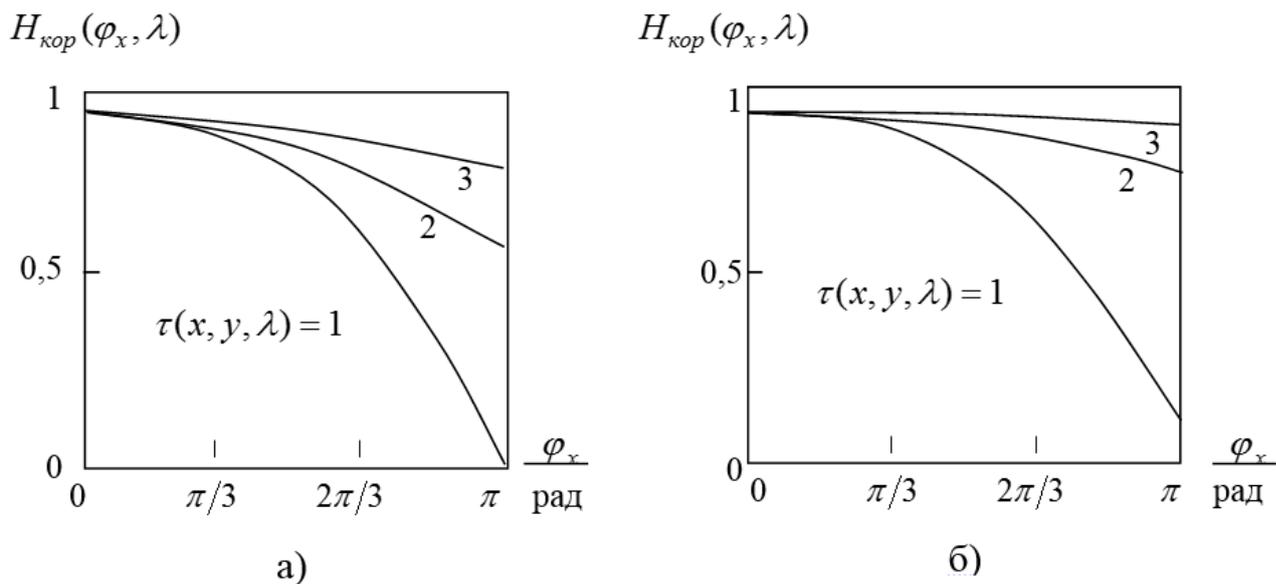


Рисунок 3.4 - Необходимые передаточные функции корректирующего фильтра при фиксированных длинах волн

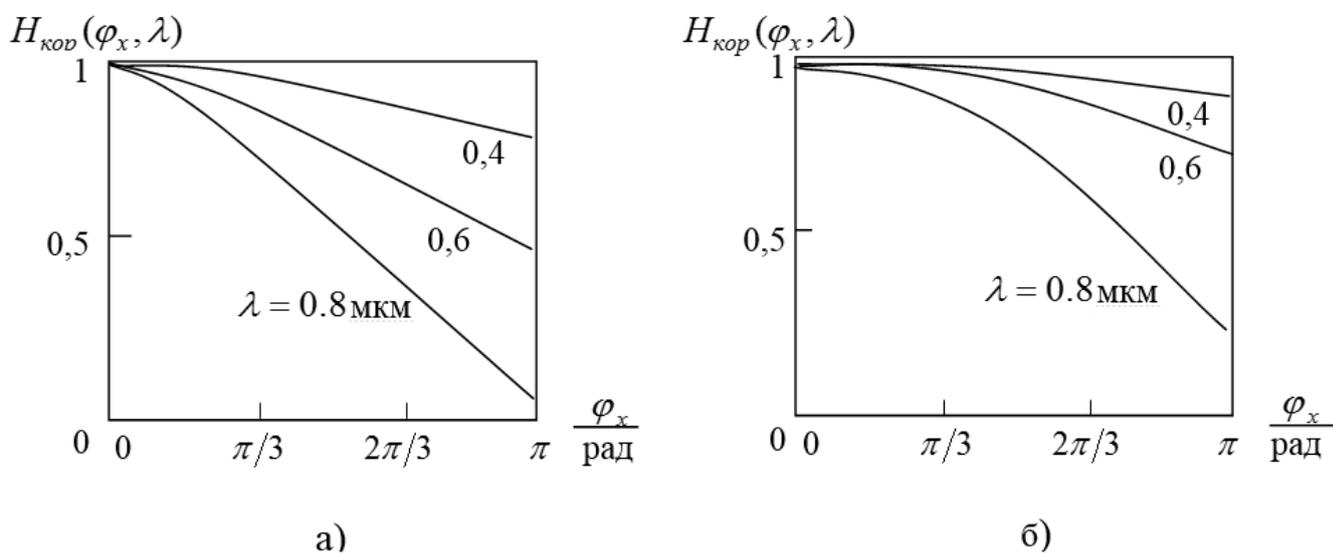


Рисунок 3.5 - Необходимые передаточные функции корректирующего фильтра при фиксированных значениях оптической толщи

3.3 Реализация фильтра пространственных частот на базе волоконно-оптической системы формирования изображения

Корректирующий фильтр реализуется на базе волоконно-оптической системы формирования изображения (ВОСФИ). ВОСФИ выполняет две функции.

Первая функция - согласование размера светочувствительной поверхности матрицы ФПЗС с размером фокальной плоскости оптической системы. Для этого фокальная плоскость смещается с поверхности матриц ФПЗС на передний торец фокон. Поверхности фокон может быть придана достаточно произвольная форма, что упрощает оптическую схему объектива и улучшает качество изображения по полю. Спектральная характеристика пропускания фокон не ограничивает диапазон чувствительности ФПЗС [146].

Вторая функция заключается в обеспечении передачи элементов изображения к каждой ячейке ФПЗС и одновременно с этим осуществление частотной коррекции изображения.

Рассмотрим одномерную ВОСФИ, представленную на рисунке 3.6. В определенную область фокальной плоскости помещается расширяющийся фокон, воспринимающий изображение одной точки сцены.

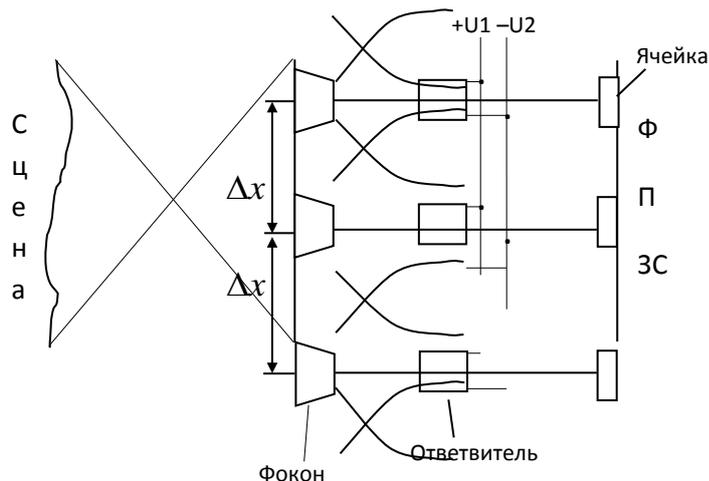


Рисунок 3.6 - Структурная схема одномерной волоконно-оптической системы

Узкий торец фокона разделяется на отдельные волокна (световоды), которые соединяются в трехплечевом ответвителе, управляемым двуполярным напряжением U . Один из выходов ответвителя соединяется с определенной ячейкой ФПЗС, которая формирует отсчеты изображения. Данная система осуществляет обработку световых потоков от элементов изображения, расположенных с интервалом Δx по оси x .

Рассмотрим работу управляемого 3×3 ответвителя (рисунок 3.7), в котором на линейно расположенные волноводы 1,2,3 нанесены управляющие электроды 4,5,6 [147].

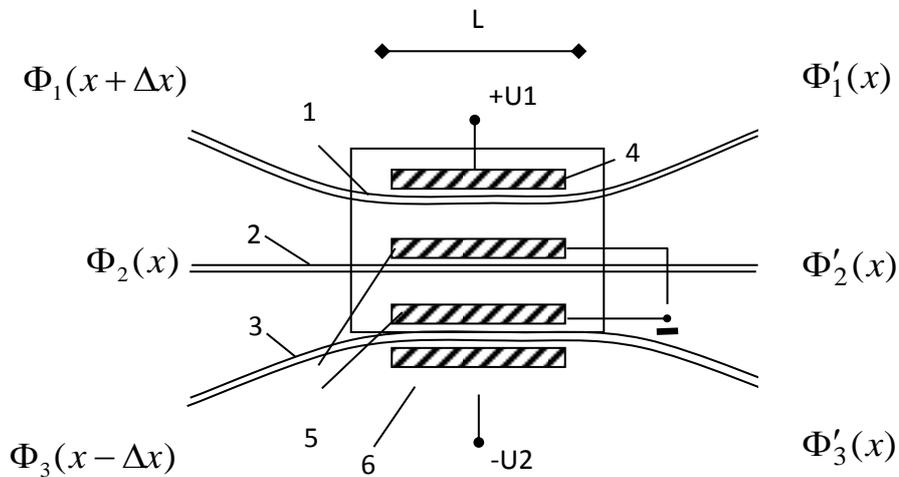


Рисунок 3.7 - Схема управляемого оптического 3×3 ответвителя

Такой ответвитель функционирует аналогично трехлучевому интерферометру Маха-Цендера.

На участке связи L распространяются три моды, имеющие различные постоянные распространения β , которые записываются в виде [148]

$$\beta = \frac{\varpi}{\mathcal{G}_p} = \frac{2 \cdot \pi \cdot n}{\lambda}, \quad (3.2)$$

где ϖ - угловая частота волны;

\mathcal{G}_p - фазовая скорость;

n - показатель преломления;

λ - длина волны.

Прикладывая электрическое напряжение к электродам, расположенным по бокам волноводов, можно регулировать показатель преломления кристалла волновода. Это происходит за счет линейного электрооптического эффекта Поккельса, который, как известно, заключается в изменении показателя преломления пропорционально напряженности приложенного электрического поля. Напряжение U , приложенное к электродам, создает электрическое поле, напряженность которого

$$E = \frac{U}{D},$$

где D - ширина зазора между электродами.

Эффективный показатель преломления волновода имеет вид [149]

$$n = n_0 + \frac{n_0^3}{2} \cdot r \cdot E,$$

где n_0 - показатель преломления невозбужденной среды;

r - электрооптический коэффициент.

Электрооптический эффект является практически безынерционным, поэтому время задержки распространения оптического сигнала на волноводном элементе $\tau_3 = 25 \dots 50$ пс, что на два порядка меньше, чем у наиболее быстродействующих электронных элементов типа ТТЛ ($\tau_3 \approx 10$ нс) и ЭСЛ ($\tau_3 \approx 1$ нс) [150].

Таким образом, приложив напряжение U к электродам ответвителя, показанного на рисунке 3.8а в разрезе, с помощью электрооптического эффекта можно управлять постоянной распространения β . Следует иметь в виду, что положительное либо отрицательное управляющее напряжение U приводит, соответственно, к увеличению либо уменьшению показателя преломления n (рисунок 3.8б) [151]. Показатель преломления второго волновода остается неизменным. Изменение коэффициента преломления для волноводов из ниобата

лития и кварца при прикладывании положительного напряжения представлена на рисунке 3.9 [152].

Следовательно, для первого и третьего волноводов знаки приращения показателя преломления противоположны:

$$n_1 = n_{01} + \frac{n_{01}^3}{2} \cdot r \cdot \frac{U}{D}; \quad (3.3)$$

$$n_3 = n_{03} - \frac{n_{03}^3}{2} \cdot r \cdot \frac{U}{D},$$

где n_1, n_3 - показатели преломления первого и третьего волноводов, соответственно;

n_{01}, n_{03} - показатели преломления невозбужденной среды первого и третьего волноводов, соответственно.

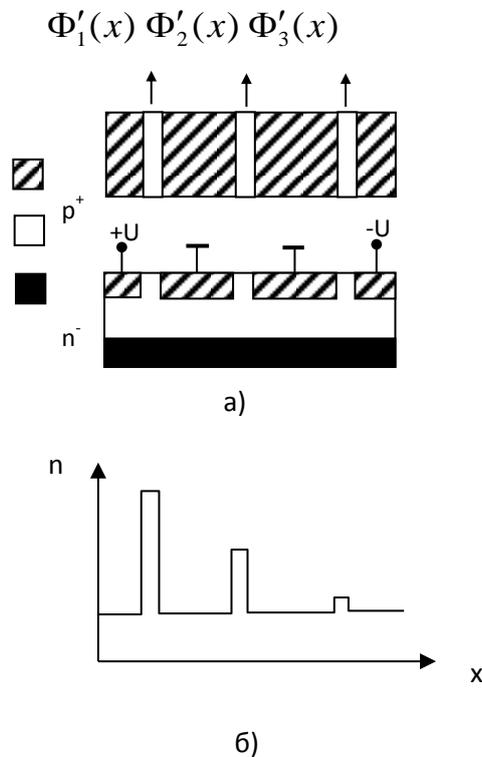


Рисунок 3.8 - Зависимость показателя преломления n от знака приложенного напряжения U

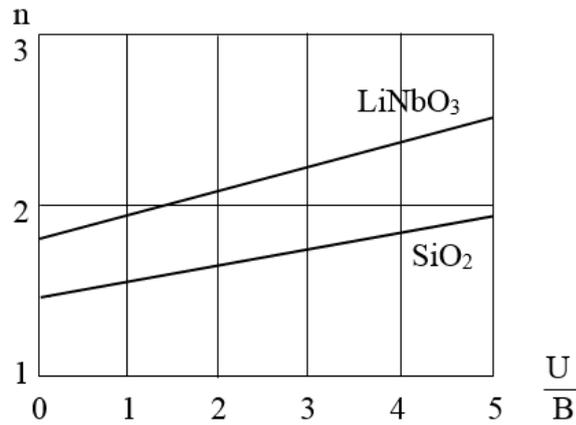


Рисунок 3.9 - Зависимость показателя преломления n ниобата лития и кварца от приложенного напряжения U

При рассмотрении системы из трех связанных оптических волноводов (см. рисунок 3.7) с управляемой постоянной распространения β можно показать, что световые потоки $\Phi(x)$ на входах и $\Phi'(x)$ на выходах связаны с помощью линейного преобразования [147]

$$\begin{bmatrix} \Phi'_1(x) \\ \Phi'_2(x) \\ \Phi'_3(x) \end{bmatrix} = \exp(-\alpha + i \cdot \beta_M \cdot L) \cdot \begin{bmatrix} a_{12} & a_{11} & a_{10} \\ a_{22} & a_{21} & a_{20} \\ a_{32} & a_{31} & a_{30} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} \Phi_1(x + \Delta x) \\ \Phi_2(x) \\ \Phi_3(x - \Delta x) \end{bmatrix}, \quad (3.4)$$

где $a_{12} = a_{30} = (\cos^2(\beta_{R0} \cdot L) + 2 \cdot \cos(\beta_{R0} \cdot L) \cdot \cos(2 \cdot \beta_{R1} \cdot L) + 1) \cdot 0,25$;

$$a_{11} = a_{31} = a_{20} = a_{22} = \sin^2(\beta_{R0} \cdot L) \cdot 0,5;$$

$$a_{10} = a_{32} = (\cos^2(\beta_{R0} \cdot L) - 2 \cdot \cos(\beta_{R0} \cdot L) \cdot \cos(2 \cdot \beta_{R1} \cdot L) + 1) \cdot 0,25;$$

$$a_{21} = \cos^2(\beta_{R0} \cdot L);$$

L - длина участка связи;

$\beta_M = 0,5 \cdot \beta_2 + 0,25 \cdot (\beta_1 + \beta_3)$ - средняя постоянная распространения;

$$\beta_{R0} = 0,5 \cdot (\beta_1 - \beta_3), \beta_{R1} = 0,25 \cdot (\beta_1 + \beta_3) - 0,5 \cdot \beta_2 - \text{относительные}$$

постоянные распространения мод участка связи L ;

$\beta_1, \beta_2, \beta_3$ - постоянные распространения первого, второго и третьего волноводов, соответственно;

α - коэффициент потери мощности при прохождении ответвителя.

В соответствии с выражением (3.4) синтезирована модель управляемого оптического ответвителя, производящего обработку отсчетов изображения от трех соседних точек (рисунок 3.10) [153].

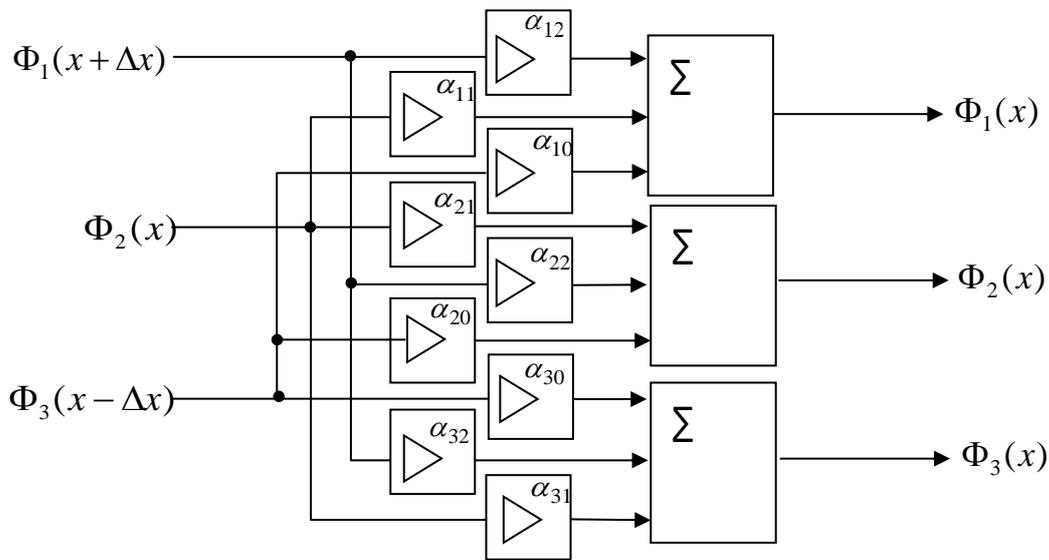


Рисунок 3.10 - Модель управляемого оптического ответвителя

Далее, переходя к частотной характеристике, произведем замены в (3.4) $\Phi_1(x + \Delta x) \rightarrow \Phi \cdot e^{j \cdot \varphi_x \cdot (x + \Delta x)}$; $\Phi_2(x) \rightarrow \Phi \cdot e^{j \cdot \varphi_x \cdot x}$; $\Phi_3(x - \Delta x) \rightarrow \Phi \cdot e^{-j \cdot \varphi_x \cdot (x - \Delta x)}$, где φ_x - пространственная частота, и после вычислений получим выражения амплитудно-частотных характеристик (АЧХ) выходов ответвителя, которые соответствуют АЧХ нерекурсивного фильтра второго порядка:

$$H_n(\varphi_x) = \left| a_{n0} + a_{n1} \cdot e^{-j \cdot \varphi_x \cdot \Delta x} + a_{n2} \cdot e^{-2 \cdot j \cdot \varphi_x \cdot \Delta x} \right| = \left| \sum_{k=0}^2 a_{nk} \cdot e^{-j \cdot \varphi_x \cdot k \cdot \Delta x} \right|, \quad (3.5)$$

где n - номер выхода ответвителя.

Из выражений (3.1), (3.4) и (3.5) видно, что коэффициенты фильтра α_{nk} имеют зависимость от постоянных распространения β_{R0}, β_{R1} , и соответственно от приложенного напряжения U (рисунки 3.11а, 3.12а и 3.13а). Следовательно, изменяя напряжение U на электродах можно регулировать АЧХ полученного фильтра, как это показано на рисунках 3.11б, 3.12б и 3.13б для первого волновода.

Нормированная АЧХ третьего волновода идентична АЧХ первого, а АЧХ второго волновода не приводится, т.к. практически не имеет зависимости от U . Полученные расчеты были произведены при следующих условиях: расстояние между электродами 7 мкм, коэффициент преломления первого и третьего волноводов 1.75 (оптическая керамика КО-5), второго волновода-2.25 (оптическая керамика КО-2).

Анализ выражения (3.5) и полученных графиков позволяет сделать вывод о возможности реализации фильтра пространственных частот на базе трехплечевого ответвителя, АЧХ которой изменяется в зависимости от величины приложенного напряжения и длины волны, на которой осуществляется обработка.

При этом в видимой области оптического диапазона видна сильная зависимость частотной характеристики от управляющего напряжения, а при увеличении длины волны зависимость ослабевает. К ячейке ФПЗС (см. рисунок 3.6) подключается только один из крайних выходов ответвителя. Остальные два используются для дальнейшей обработки в зависимости от решаемых задач.

При переходе от одномерной обработки к двумерной можно показать, что волоконно-оптическая система формирования изображений производит обработку световых потоков от элементов изображения, расположенных с интервалом Δx по оси x и Δy по оси y . При этом обработка производится последовательно по каждой координате, а управляющее напряжение подводится отдельно к управляющим электродам ответвителей по координатам X и Y . В результате появляется возможность осуществлять обработку с переменными характеристиками по пространству.

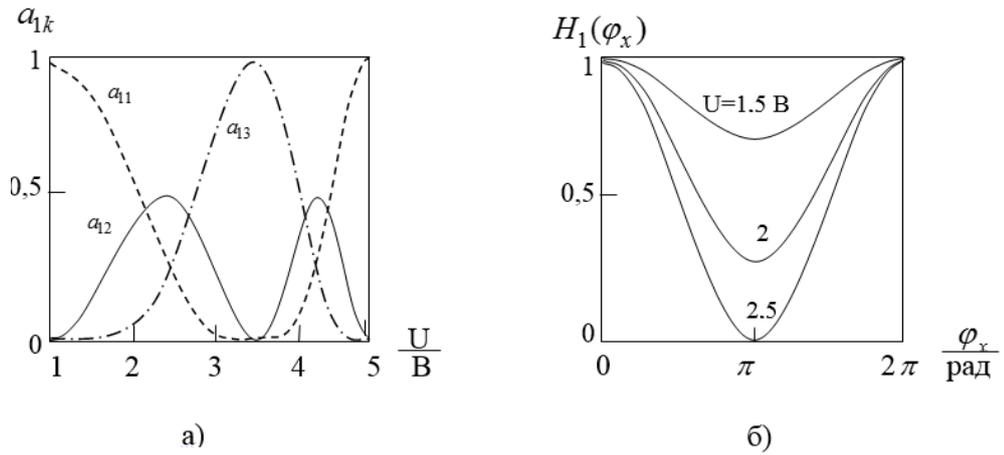


Рисунок 3.11 - Зависимости коэффициентов a_{1k} от управляющего напряжения U и нормированные АЧХ при $\lambda = 0,4$ мкм

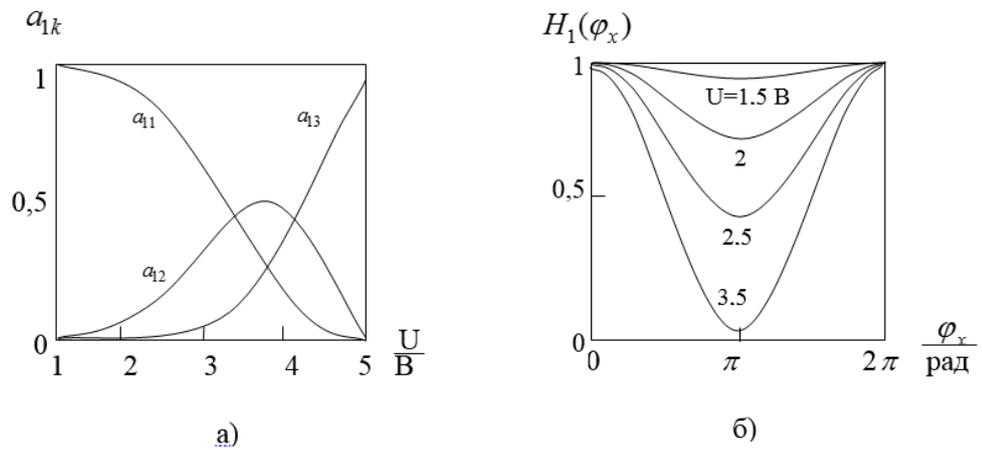


Рисунок 3.12 - Зависимости коэффициентов a_{1k} от управляющего напряжения U и нормированные АЧХ при $\lambda = 0,6$ мкм

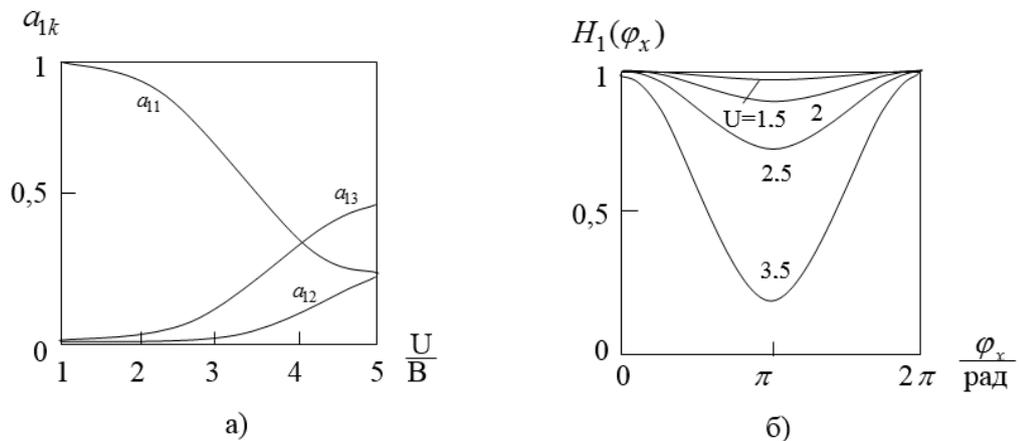


Рисунок 3.13 - Зависимости коэффициентов a_{1k} от управляющего напряжения U и нормированные АЧХ при $\lambda = 0,8$ мкм

Передаточная функция такой системы будет равна произведению передаточных функций

$$H(\varphi_x, \varphi_y) = H_{\text{фок}}(\varphi_x, \varphi_y) \cdot H_{\text{ВОСФИ}}(\varphi_x, \varphi_y) \cdot H_{\text{ФПЗС}}(\varphi_x, \varphi_y).$$

Передаточная функция фокона $H_{\text{фок}}(\varphi_x, \varphi_y)$ определяется формой входного торца фокона. Для повышения плотности расположения фоконов необходимо выбрать прямоугольную или шестигранную форму торца фокона.

Определим передаточную характеристику фокона с прямоугольным торцом. Пусть Δx и Δy - размеры торца фокона по осям x и y соответственно. Входной торец фокона обладает размером свободного отверстия и имеет свою частотно-контрастную характеристику. Это отверстие действует, как выделяющая или сканирующая диафрагма, а его пространственная частотно-контрастная характеристика соответственно преобразованию Фурье

$$H(\varphi_x, \varphi_y) = \int_{-\frac{\Delta x}{2}}^{\frac{\Delta x}{2}} \int_{-\frac{\Delta y}{2}}^{\frac{\Delta y}{2}} \Phi(x, y) dx dy,$$

где $\Phi(x, y)$ - пространственный световой гармонический сигнал.

Тогда:

$$\begin{aligned} H_{\text{фок}}(\varphi_x, \varphi_y) &= \int_{-\frac{\Delta x}{2}}^{\frac{\Delta x}{2}} \int_{-\frac{\Delta y}{2}}^{\frac{\Delta y}{2}} e^{-j(\varphi_x x + \varphi_y y)} dx dy = \int_{-\frac{\Delta x}{2}}^{\frac{\Delta x}{2}} e^{-j\varphi_x x} dx \int_{-\frac{\Delta y}{2}}^{\frac{\Delta y}{2}} e^{-j\varphi_y y} dy = \\ &= \frac{\sin \frac{\varphi_x}{2} \Delta x \cdot \sin \frac{\varphi_y}{2} \Delta y}{\frac{\varphi_x}{2} \cdot \frac{\varphi_y}{2}} = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \sin c \left(\frac{\varphi_x}{2} \right) \cdot \sin c \left(\frac{\varphi_y}{2} \right). \end{aligned} \quad (3.6)$$

Выражение (3.6) показывает, что:

- из-за конечного размера торца световода происходит подавление высших частот пространственного изображения;

- интенсивность светового потока, проходящего по световоду, определяется яркостью элемента изображения и размером торца световода.

Рассмотрим случай, когда сечение световода имеет форму правильного шестиугольника, что соответствует форме элемента сетчатки глаза (рисунок 3.14).

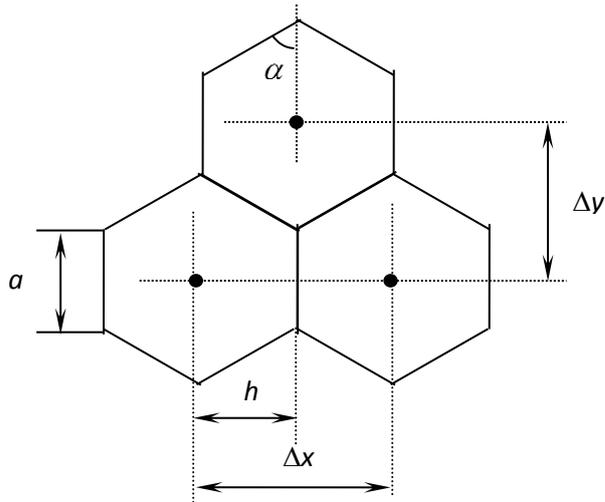


Рисунок 3.14 - Расположение фоконов, имеющих торцы шестиугольной формы

Произведя простые геометрические расчеты, получим: $h = 0,87 \cdot a$; $\Delta y = 1,5a$; $\Delta x = 1,73a$.

Определим передаточную характеристику для этого случая. Площадь шестигранника представим как сумму площадей прямоугольника и двух треугольников:

для прямоугольника:

$$K(\varphi_x, \varphi_y) = \int_{-h}^h \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} \Phi(x, y) dx dy = \int_{-h}^h \int_{-\frac{a}{2}}^{\frac{a}{2}} e^{-j(\varphi_x x + \varphi_y y)} dx dy = \frac{4}{\varphi_x \varphi_y} \sin c(\varphi_x h) \sin c(\varphi_y \frac{a}{2});$$

для верхнего треугольника:

$$K_1(\varphi_x, \varphi_y) = \int_{\frac{a}{2} - h + (y - \frac{a}{2}) \cdot \sqrt{3}}^a \int_{\frac{h - (y - \frac{a}{2}) \cdot \sqrt{3}}{2}}^2 \Phi(x, y) dx dy = \int_{\frac{a}{2}}^a \frac{2 \cdot \sin(\varphi_x (h - y\sqrt{3} + \frac{a\sqrt{3}}{2}))}{\varphi_x} \cdot e^{-j\varphi_y y} dy;$$

для второго треугольника:

$$K_2(\varphi_x, \varphi_y) = \int_{-a}^{-\frac{a}{2}} \int_{-h + (-y - \frac{a}{2}) \cdot \sqrt{3}}^{\frac{h - (-y - \frac{a}{2}) \cdot \sqrt{3}}{2}} \Phi(x, y) dx dy = \int_{-a}^{-\frac{a}{2}} \frac{2 \cdot \sin(\varphi_x (h + y\sqrt{3} + \frac{a\sqrt{3}}{2}))}{\varphi_x} \cdot e^{-j\varphi_y y} dy.$$

Передаточная характеристика для всей площади шестиугольника:

$$H_{\text{фок}}(\varphi_x, \varphi_y) = \frac{6 \cdot \sqrt{3} \cdot a^2}{\varphi_x \varphi_y} \sin\left(\frac{\varphi_x}{2}\right) \sin\left(\frac{\varphi_y}{2}\right) + \frac{2 \cdot \sqrt{3} \cdot a^2}{\varphi_x (\varphi_x + \frac{2}{3} \cdot \varphi_y)} \times$$

$$\times \left[\cos\left(\frac{2 \cdot \varphi_y}{3}\right) - \cos\left(\frac{\varphi_x}{2} - \frac{\varphi_y}{3}\right) \right] + \frac{2}{\varphi_x (\varphi_x - \frac{2}{3} \cdot \varphi_y)} \cdot \left[\cos\left(\frac{2 \cdot \varphi_y}{3}\right) - \cos\left(\frac{\varphi_x}{2} + \frac{\varphi_y}{3}\right) \right].$$

Сравнение передаточных характеристик фоконов с прямоугольным и шестиугольным торцами при одинаковых площадях торцов показало, что они практически совпадают.

В итоге последовательное соединение двух фильтров дает общую передаточную функцию

$$H(\varphi_x, \varphi_y) = \left| \sum_{k=-1}^1 \sum_{m=-1}^1 a_k \cdot a_m \cdot \exp(-j \cdot (\varphi_x \cdot k \cdot \Delta x + \varphi_y \cdot m \cdot \Delta y)) \right|. \quad (3.7)$$

Используя процессор для отдельной подачи управляющего напряжения на электроды каждого ответвителя, можно реализовать фильтр с возможностью обработки изображения с переменными характеристиками по пространству.

Далее световой поток переносится световодом на поверхность ФПЗС, который обычно содержит линейки фоточувствительных элементов и два выходных сдвиговых регистра. Фрагмент изображения проецируется на

фоточувствительную секцию. Каждая ячейка ФПЗС согласно [134] является конденсатором со структурой металл-окисел-полупроводник (МОП). Структура n-канальная с подложкой p-типа состоит из слоя кремния p-типа, слоя двуокиси кремния и металлической пластины. В отличие от обычного дискретного конденсатора нижняя металлическая пластина заменена полупроводником.

Явления, протекающие в МОП-конденсаторе под действием света, рассмотрены в работах [134]. Изменение величины накапливаемого заряда при учете процессов рекомбинации и захвата поверхностными ловушками описываются выражением

$$\frac{dQ(m\Delta x, t)}{dt} = qT_{np}\eta_{\phi}\Phi(m\Delta x, t) - BQ(m\Delta x, t), \quad (3.8)$$

где $Q(m\Delta x, t)$ - величина заряда, накапливаемого в m -ой ячейке;

$\Phi(m\Delta x, t)$ - изменение степени освещенности в пределах m -ой ячейки;

Δx - пространственный интервал между ячейками ФПЗС;

q - величина заряда электрона;

T_{np} - коэффициент пропускания Φ_0 через многослойное покрытие, включающее в том числе затвор и подзатворный диэлектрик;

η_{ϕ} - квантовый выход внешнего фотоэффекта;

B - коэффициент пропорциональности.

Тогда значение $Q(m\Delta x, t)$ при накоплении в течение времени T_H будет определяться выражением

$$Q(m\Delta x, t) = \int_{-\frac{T_H}{2}}^{\frac{T_H}{2}} A\Phi(m\Delta x, t) - BQ(m\Delta x, t) dt \quad (3.9)$$

Второй член в подынтегральном выражении (3.9) оказывает сильное влияние только при величине накопленного заряда близкой к максимальной, поэтому им можно пренебречь.

Для ячейки с произвольным положением по пространству это выражение запишется как

$$Q(x, y, t) = \int_{-\frac{T_H}{2}}^{\frac{T_H}{2}} A \Phi(x, y, t) dt.$$

Так как на вход ФПЗС поступает световой гармонический сигнал, то

$$Q(mx, t) = A \int_{-\frac{T_H}{2}}^{\frac{T_H}{2}} e^{-j[\varphi_x x - \varphi_t(t_0 + t)]} = \frac{A e^{-j(\varphi_x x - \varphi_t t_0)} \left(e^{j\varphi_t \frac{T_H}{2}} - e^{-j\varphi_t \frac{T_H}{2}} \right)}{j\varphi_t}.$$

Принимая $t_0 = t$, так как момент начала накопления произвольный, определим передаточную функцию:

$$H_{\text{ФПЗС}}(\varphi_x, \varphi_t) = \frac{A \cdot e^{-j(\varphi_x x - \varphi_t t)} \left(e^{j\varphi_t \frac{T_H}{2}} - e^{-j\varphi_t \frac{T_H}{2}} \right)}{j\varphi_t \cdot e^{-j(\varphi_x x + \varphi_t t)}} = 2 \cdot A \cdot T_H \operatorname{sinc} \left(\varphi_t \frac{T_H}{2} \right).$$

Производится обработка неподвижных изображений, поэтому $\varphi_t = 0$ и передаточная функция всей системы будет определяться передаточными функциями фокона и ВОСФИ. Дискретные накопления позволяют реализовать устройство с передаточной функцией, равной сумме взвешенных передаточных функций ВОСФИ, в каждый дискрет накопления, где весовыми коэффициентами будет время накопления на каждом этапе. Это расширит возможности перестройки передаточной функции ВОСФИ.

Таким образом, предложено описание и вариант реализации ВОСФИ с введением двумерного пространственного фильтра на базе электрически управляемых волоконных ответвителей, которая позволяет одновременно с формированием изображения дополнительно производить его пространственную обработку с необходимой формой АЧХ и в зависимости от длины волны, на

которой ведется обработка. В отсутствие управляющего напряжения формирование изображения производится без обработки.

Выводы

Рассмотрены вопросы построения и реализации адаптивной системы обработки изображений. При этом получены следующие результаты.

1 Разработана адаптивная система, способная при изменении внешних условий к перестройке своих параметров. Перестройка параметров системы производится с помощью изменения формы АЧХ пространственного фильтра. Коррекция АЧХ производится на основе значения оптической толщи слоя кожи, рассчитанного в блоке амплитудной коррекции, использующего свойство спектральной прозрачности слоя кожи.

2 Получено математическое подтверждение возможности устранения частотных искажений.

3 Для реализации адаптивной схемы предлагается совмещение матриц ФПЗС с волоконно-оптической системой формирования изображений. Рассмотрены принципы построения и реализации волоконно-оптической системы формирования изображений.

4 Передаточная функция волоконно-оптической системы формирования изображений аналогична передаточной функции двумерного нерекурсивного фильтра, позволяющего формировать АЧХ произвольной формы по пространству с одновременной зависимостью от длины волны, на которой производится обработка изображения.

Глава 4 Моделирование и экспериментальная оценка эффективности разработанных методов

4.1 Анализ экспериментальных результатов фиксирования обратно отражённых сигналов от двухслойной биологической структуры

При проведении экспериментальных исследований [154] были получены следующие результаты. Диагностический комплекс создан на базе полупроводникового лазера с длиной волны излучения 0,63 - 0,68 мкм и оптоволоконной системы транспортировки лазерного излучения. В состав диагностического комплекса входят блок ввода лазерного излучения через объектив в оптоволокно; оптическая головка ручного сканирования по поверхности биологического объекта со стационарно закрепленными в ней семью оптоволоконными, одно из которых является подающим, а шесть других - диагностирующими обратно рассеянное биологическим объектом лазерное излучение; блок отдельной регистрации шестью фотодиодами ФД256 интенсивности рассеянного лазерного излучения, транспортированного каждым из шести диагностирующих оптоволокон, предварительного усиления сигналов фотодиодов и их поочередного вывода для регистрации цифровым мультиметром типа М-832.

В оптической головке из семи стационарно закрепленных оптоволокон шесть (одно - подающее, пять - диагностирующих лазерное излучение) расположены в один ряд, а седьмое - отдельно, рядом с подающим оптоволоконном, под прямым углом к шести остальным. Пять оптоволокон ряда предназначены для регистрации обратно рассеянного НИЛИ в продольном направлении, а отдельно расположенное оптоволокно - для его регистрации в поперечном направлении с целью выявления анизотропии рассеяния [155,156]. Внешний диаметр каждого оптоволоконна и расстояние между осями соседних оптоволокон равны 1,5 мм при их оптическом диаметре 0,6 мм.

С помощью данного диагностического комплекса проведены эксперименты

in vivo по выявлению чувствительности лазерного метода.

В качестве модельных сред использовались овощи (морковь, картофель, кабачок) и молоко.

Анализ кривых распределения интенсивности обратно рассеянного НИЛИ показал, что все они описываются экспоненциальным законом:

$$U_p(r) = U_0 \exp(-k \cdot r) \quad (4.1)$$

где $U_0 = U(r=0)$, k - коэффициент сосредоточенности, обратная величина $\frac{1}{k}$ которого соответствует расстоянию r , на котором интенсивность U_0 падает в e раз.

Обработка экспериментальных данных (рис.4.1-4.3) позволила выявить, что увеличение оптической плотности биоткани сопровождается ростом и U_0 и k , то есть при регистрации возрастания пиковой интенсивности обратно рассеянного НИЛИ можно с уверенностью говорить об одновременном сужении апертурного угла рассеяния.

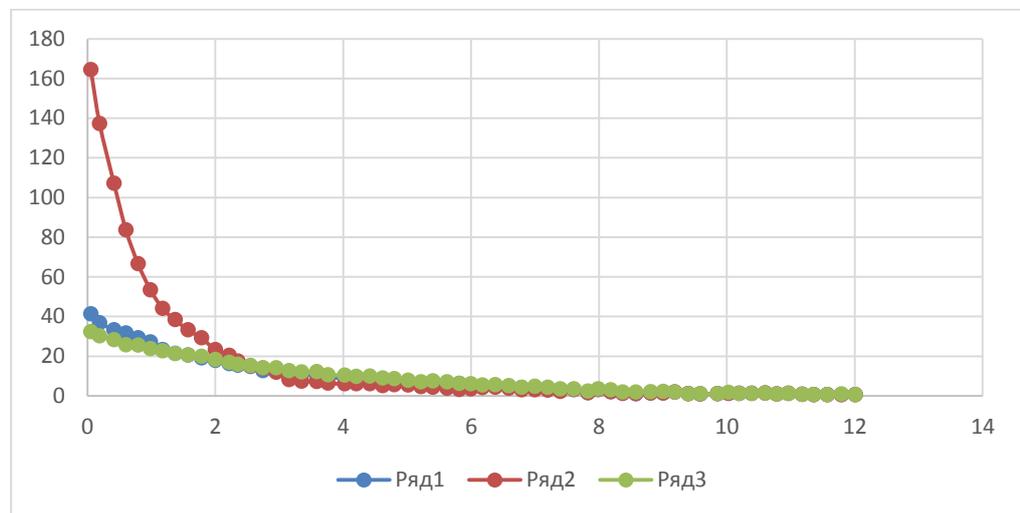


Рисунок 4.1 - Кривые распределения интенсивности (в показаниях вольтметра) обратно рассеянного НИЛИ для моркови в различном исходном состоянии:

1 - сырая, 2 - вареная, 3 - сушеная.

Использованный лазерный метод позволяет надежно диагностировать уплотненные участки биоткани, расположенные под относительно толстым слоем менее плотной биоткани (рис.4.2). Разрыхленная же биоткань преимущественно диагностируется, находясь под тонким поверхностным слоем более плотной биоткани, либо непосредственно на поверхности (рис.4.3).

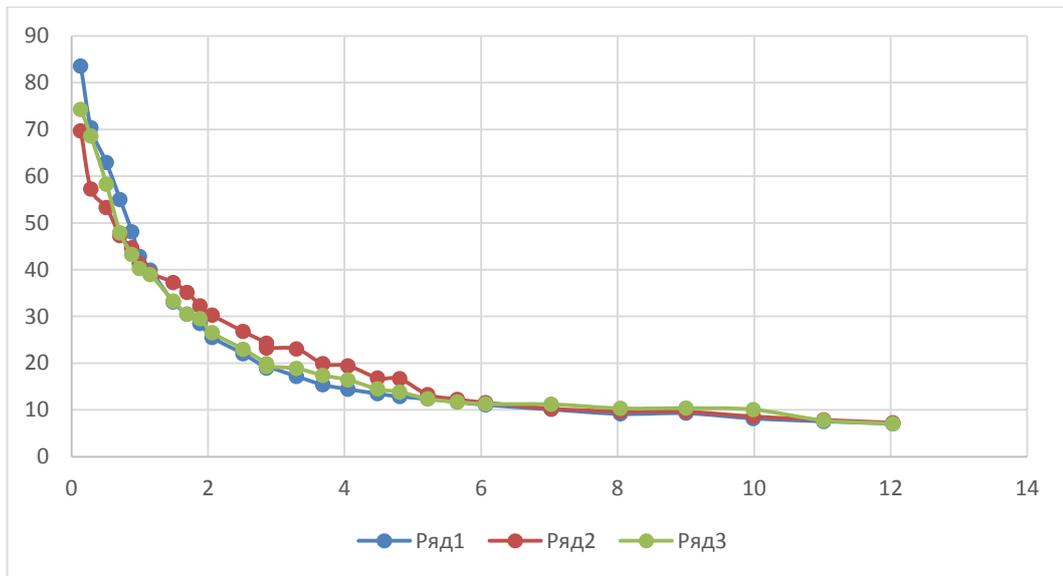


Рисунок 4.2 - Кривые распределения интенсивности обратного рассеянного НИЛИ для сушеной моркови, расположенной на поверхности (1) и под слоем сырой моркови (2, 3) толщиной 5 мм (2) и 10 мм (3).

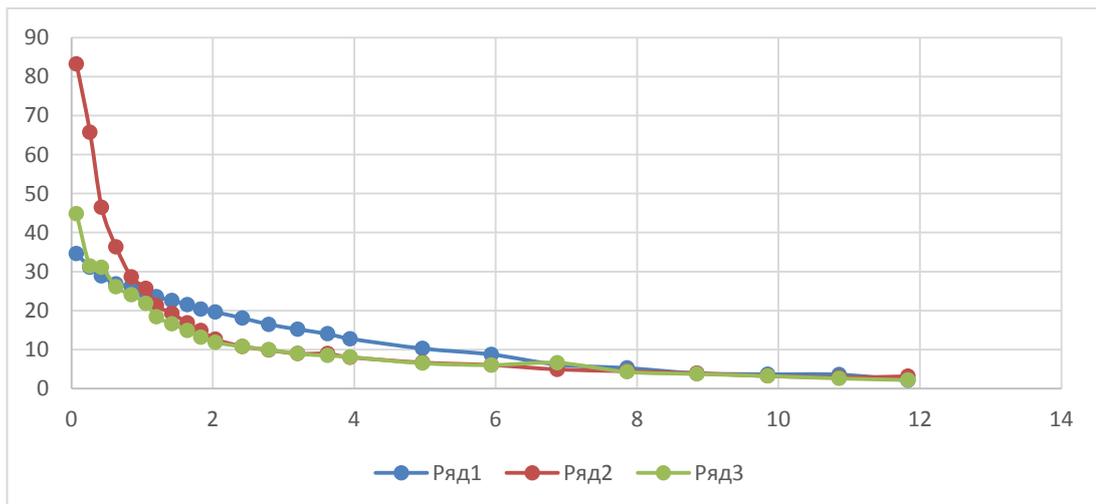


Рисунок 4.3 - Кривые распределения интенсивности обратного рассеянного НИЛИ для сырой моркови, расположенной на поверхности (1) и под слоем сушеной моркови (2, 3) толщиной 2,5 мм (2) и 5,0 мм (3).

Определим особенности полученных экспериментальных результатов.

1. Все кривые на рисунках сходятся к одному уровню, что говорит о наличии постоянной фоновой составляющей. Эта составляющая, скорее всего, обусловлена слабой внешней засветкой, уровень которой составляет 0,5% от уровня максимально отраженного сигнала.

2. Полученные экспериментальные кривые не соответствуют экспоненциальному закону. Более точная аппроксимация получается при разбиении экспериментальных кривых на два участка. Назовем их «начальный» и «конечный». На рисунках 4.4, 4.5 представлены результаты аппроксимации с учетом поведения экспериментальной кривой на начальном участке (рисунок 4.4б, 4.5б) и на конечном (рисунок 4.4в, 4.5в).

Из рисунка 4.4 видно, что при использовании аппроксимации по конечному участку экспериментальной кривой, начальный уровень отраженного сигнала уменьшился с 83 до 54. Аналогично, по рисунку 4.5 устанавливаем изменение начального уровня отраженного сигнала с 43,5 до 35.

Отличие экспериментальной кривой от экспоненциального закона, скорее всего, обусловлено наличием мешающего сигнала, распространяющегося от источника света по первому слою моркови к фотоприемнику. Поэтому в качестве аппроксимирующей кривой выберем кривую, полученную с учетом поведения экспериментальной кривой на конечном участке.

Для этого случая KO отношение отраженных сигналов при внешнем слое сухой моркови 5 мм и 2,5 мм составило 1,176 вместо 1,86 для экспериментальных результатов.

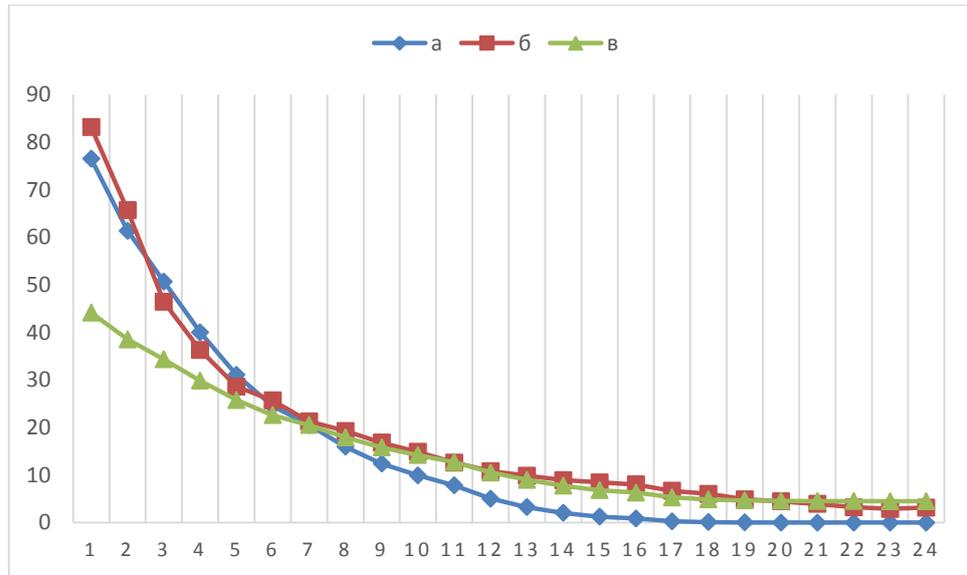


Рисунок 4.4 - Зависимость уровня отраженного сигнала от глубины фиксируемого слоя: а – экспериментальная кривая при толщине слоя моркови 5 мм; б – аппроксимирующая кривая с учетом поведения экспериментальной кривой на начальном участке; в - аппроксимирующая кривая с учетом поведения экспериментальной кривой на конечном участке

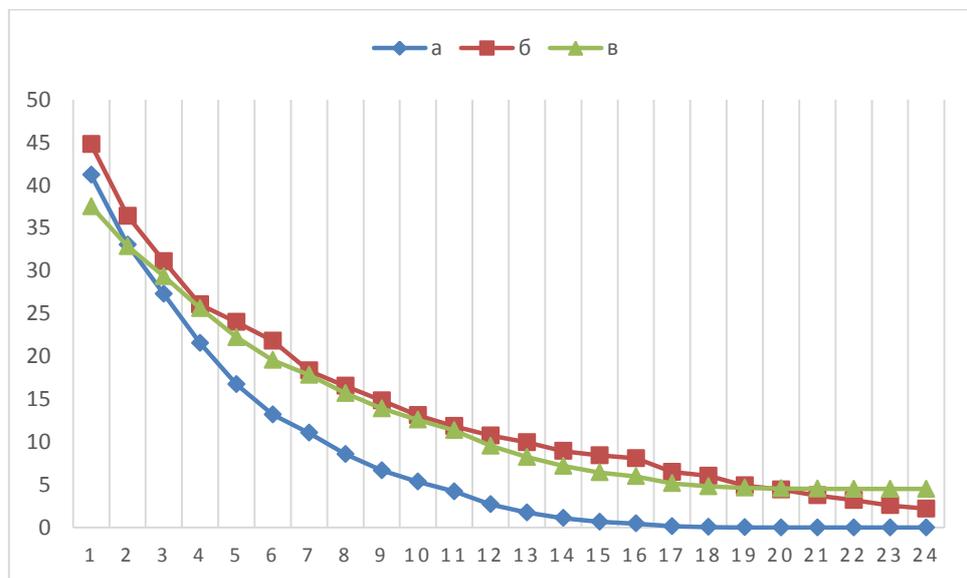


Рисунок 4.5 - Зависимость уровня отраженного сигнала от глубины фиксируемого слоя: а – экспериментальная кривая при толщине слоя моркови 2,5 мм; б – аппроксимирующая кривая с учетом поведения экспериментальной кривой на начальном участке; в - аппроксимирующая кривая с учетом поведения экспериментальной кривой на конечном участке

4.2 Оценка адекватности принятой модели отраженного сигнала

Для многоспектрального метода была разработана модель отраженного сигнала от образования расположенного сразу под кожей или внутри кожи. Она описывается следующим выражением

$$q(x, y, \lambda) = k \cdot \left[C(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda)} + 1 - e^{-\tau(x, y, \lambda)} \right], \quad (4.2)$$

где k – коэффициент пропорциональности,

$\tau(x, y, \lambda)$ – оптическая толщина рассеивающего верхнего слоя,

$C(x, y)$ – безразмерный коэффициент, характеризующий отражательную способность образования, расположенного сразу за первым слоем.

При проведении эксперимента оценивался уровень отраженного сигнала от слоя сырой моркови, удаленного от слоя сухой моркови на расстояние r . В этом случае коэффициент $C(x, y)$ будет уменьшаться по экспоненциальному закону $e^{-m \cdot r}$, где m определяет затухание сигнала в сырой моркови. Также необходимо учесть изменение уровня отраженного сигнала от первого слоя, обусловленное рассеиванием в нем света. Для этого необходимо заменить $1 - e^{-\tau(x, y, \lambda)}$ на $\left[1 - e^{-\tau(x, y, \lambda)} \right] \cdot e^{-m \cdot x \cdot l}$, где $m \cdot x$ – скорость рассеивания света в первом слое, L – толщина первого слоя.

В результате выражение (1) примет вид

$$q(x, y, \lambda) = k \cdot \left[C(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda)} \cdot e^{-m \cdot r} + \left[1 - e^{-\tau(x, y, \lambda)} \right] \cdot e^{-m \cdot x \cdot l} \right], \quad (4.3)$$

В полученной модели уровень отраженного сигнала определяется двумя составляющими отраженным сигналом из глубины второго слоя (первое слагаемое выражения 4.3) и отражением от первого слоя (второе слагаемое выражения 4.3). Согласно условию эксперимента, результаты которого приведены на рисунке 4.3, в первом слое располагается морковь толщиной 5 и 2,5 мм. В этом случае значение $\tau_5(x, y, \lambda)$ при толщине слоя моркови 5 мм будет в 2 раза больше $\tau_{2,5}(x, y, \lambda)$ при толщине слоя моркови 2,5 мм.

Тогда отношение отраженных сигналов полученных для этих двух случаев буде определяться выражением:

$$KO(x, y, \lambda) = \frac{[C(x, y) \cdot e^{-4\tau(x, y, \lambda)} + 1 - e^{-2\tau(x, y, \lambda)}]}{[C(x, y) \cdot e^{-2\tau(x, y, \lambda)} + 1 - e^{-\tau(x, y, \lambda)}]}, \quad (4.4)$$

На рисунке 4.6 показан график зависимости $KO(x, y, \lambda)$ от значения оптической толщи моркови. Из рисунка следует, что отношение сигналов может быть больше единицы, как и в экспериментальных данных (рисунок 4.3). В экспериментальных данных KO для сигналов отраженных с нулевой глубины 2-го слоя с учетом коррекции составило 1,176.

По рисунку 4.6 определим значение оптической толщи сухой моркови при толщине слоя 2,5 мм. Оно равно 1,7. Таким образом, свет проходя через слой сушеной моркови уменьшается в 5,5 раз. Рисунок 4.5 используем для оценки оптической толщи сырой моркови. Отраженный сигнал от нулевого слоя в 3,93 раза больше отраженного сигнала с глубины 2,5 мм, что соответствует оптической толще 1,37.

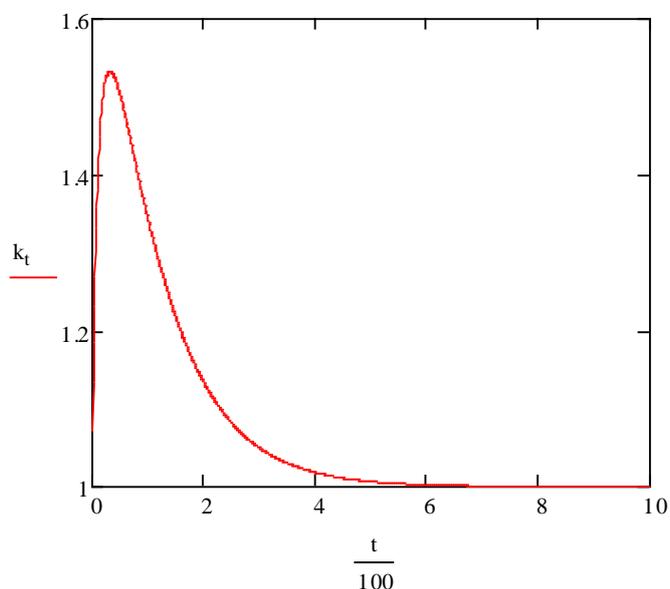


Рисунок 4.6 - Зависимость $KO(x, y, \lambda)$ от значения оптической толщи моркови

На рисунках 4.7, 4.8 представлены результаты аппроксимации экспериментальных данных с использованием модели (4.3).

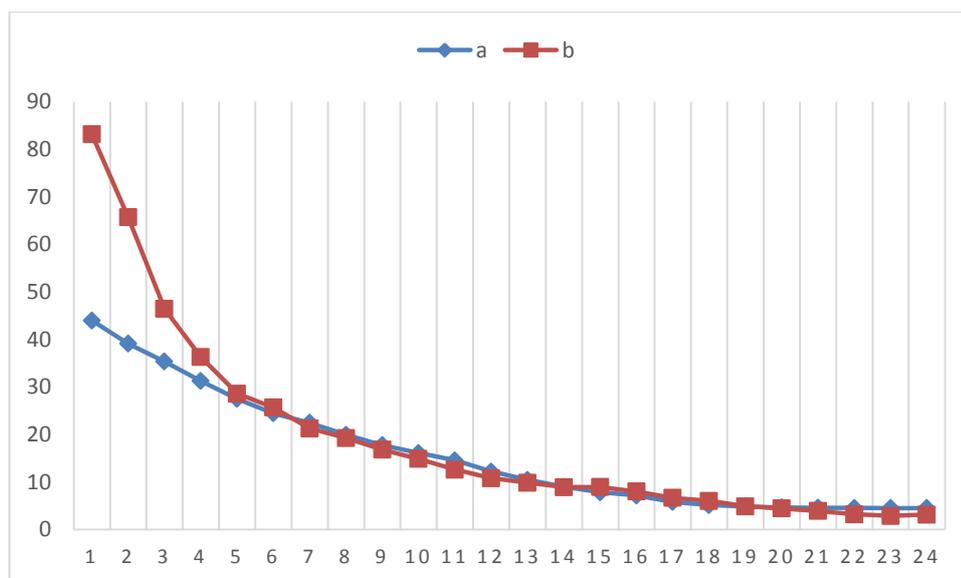


Рисунок 4.7 – Зависимость уровня отраженного сигнала от глубины фиксируемого слоя: а – экспериментальная кривая при толщине слоя моркови 5 мм; б – аппроксимирующая кривая

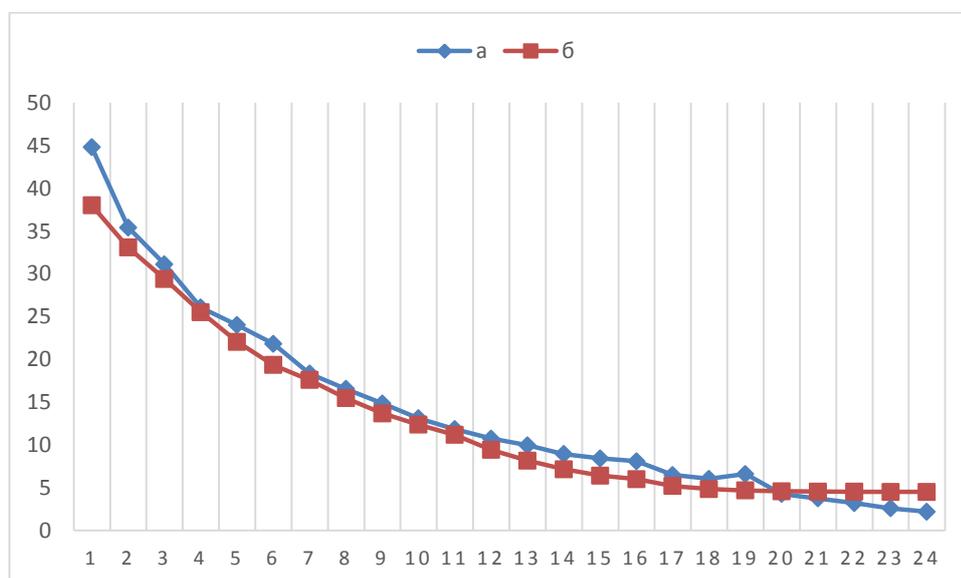


Рисунок 4.7 – Зависимость уровня отраженного сигнала от глубины фиксируемого слоя: а – экспериментальная кривая при толщине слоя моркови 2,5 мм; б – аппроксимирующая кривая

Полученные кривые подтвердили экспоненциальный закон затухания во втором слое сырой моркови, а также ранее сделанные выводы.

4.3 Моделирование обработки с применением многоспектрального метода на основе численного решения

Для численного моделирования многоспектрального метода обнаружения подкожных образований [1], позволяющего произвести оценку влияния погрешностей измерения значений a и b , а также влияние точности подбора длин волн λ_1, λ_2 и, соответственно, выполнения условия $\tau(\lambda_2)=d \cdot z$ была разработана структурная схема эксперимента, представленная на рис. 4.9.

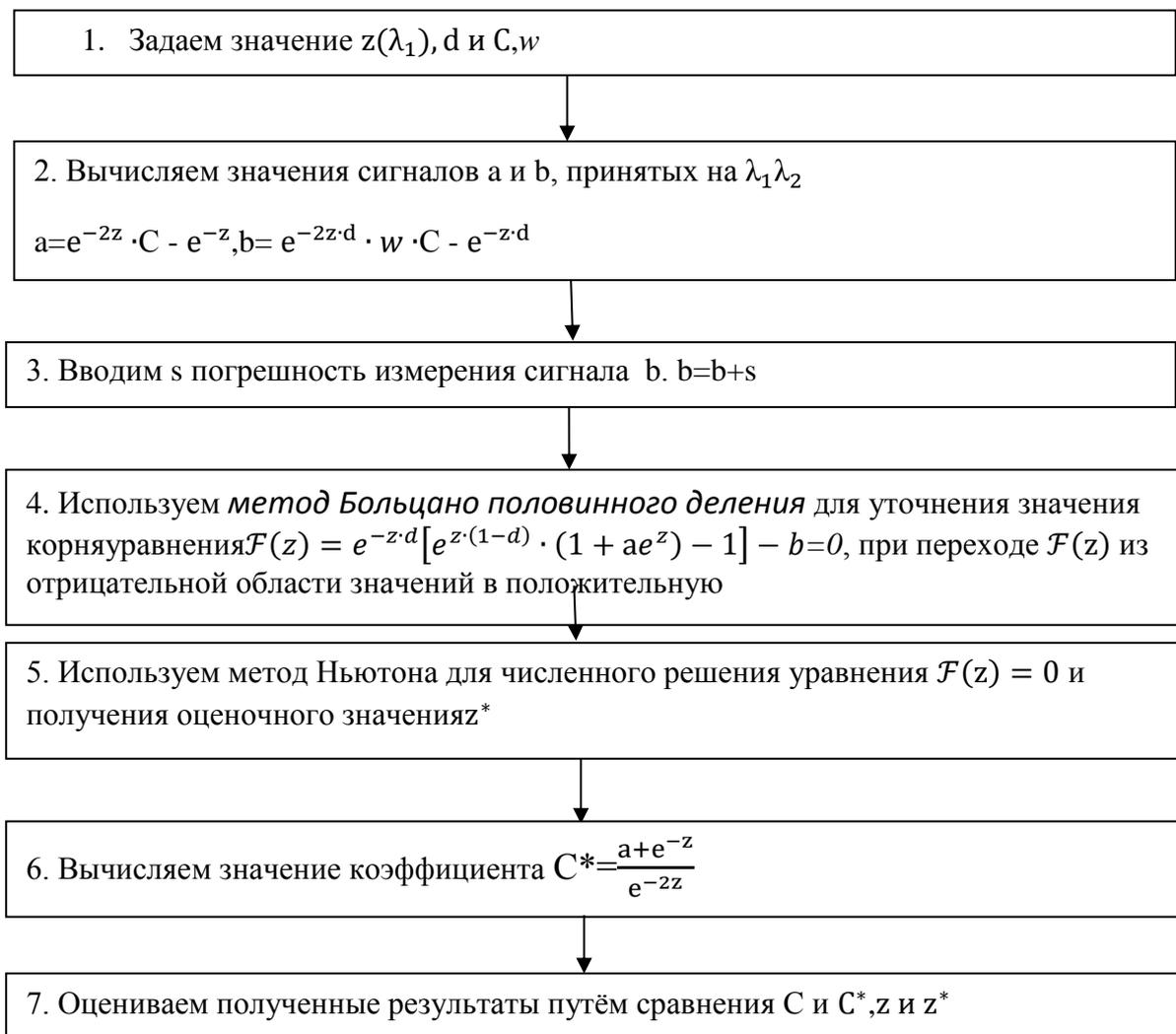


Рисунок 4.9 – Алгоритм оценки влияния погрешности s на точность восстановления

Алгоритм нахождения численного решения уравнения $\mathcal{F}(z) = 0$ сводится к итерационной процедуре вычисления:

$$z_{n+1} = z_n - \frac{F(z_n)}{F'(z_n)} = z_n - \frac{e^{-z \cdot d} [e^{z \cdot (1-d)} \cdot (1 + a \cdot e^z) - 1] - b}{e^{-z \cdot d} \cdot d + a \cdot e^{2 \cdot z \cdot (1-d)} \cdot [2 \cdot (1-d)] + e^{z \cdot (1-2 \cdot d)} \cdot (1 - 2 \cdot d)}. \quad (4.5)$$

Уравнение $\mathcal{F}(z) = 0$ имеет два корня. На рисунке 4.10 представлен график $\mathcal{F}(z)$ при условии, что $d=1,3$.

Особенностью применения метод Ньютона является необходимость задания z_0 исходного значения z .

Для z в диапазоне от 0,1 до 5, при $C=1$ были определены верхняя и нижняя границы значения z_0 , при которых находится решение уравнения $\mathcal{F}(z) = 0$ удовлетворяющее требованиям $z^* = z, C^* = 1$. Предварительно производилось вычисление значений $a = c \cdot e^{-2z} - e^{-z}$ и $b = e^{-z \cdot d} [e^{z \cdot (1-d)} \cdot (1 + a \cdot e^z) - 1]$ при конкретном значении z и $C = 1$.

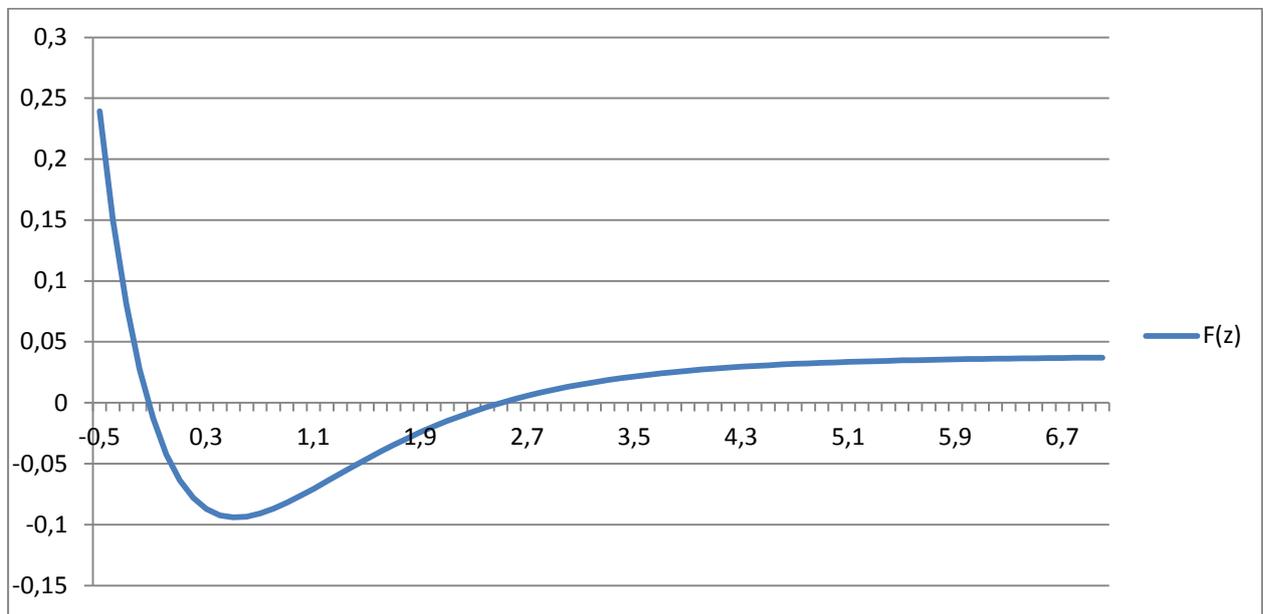


Рисунок 4.10 - график $\mathcal{F}(z)$ при условии, что $d=1,3$

Анализ рисунка 4.11 показал, что для $z \geq 0.5$ можно выбрать единое значение $z_0 = 7$, а для $z \leq 0.5$ необходимы уточнения исходных значений z_0 . Для этого будем использовать метод выделения корней. Из двух полученных корней выбирается корень с наибольшим значением z . Именно это значение используется в качестве начального значения z_0 .



Рисунок 4.11 – Зависимость верхней и нижней границы начального значения z_0 от заданного значения z

Значение τ и, соответственно, z для кожи человека изменяется от 1,3 до 15.

Таким образом, при обнаружении подкожных образований можно выбрать единое начальное значение $z_0 = 7$.

Приведенный алгоритм использовался для оценки влияния ошибки измерения сигнала b на точность вычисления C и z .

При аналитическом решении и условии $\tau(\lambda_2) = 2 \cdot z$ оценочные значения C^* и z^* рассчитывались по следующим формулам:

$$C^* = \frac{1}{4} \cdot \frac{\left[-1 + \left[\frac{a}{3b} \cdot h + 4 \cdot a \cdot \frac{(a-1)^2}{h} \right]^2 \right]}{a},$$

$$\text{где } h = \left[-108 + 12 \cdot \left[\frac{- \left[12 \cdot a^{\frac{1}{3}} - 36 \cdot a^{\frac{1}{2}} + 36 \cdot a - 12 - 81 \cdot b \right]^{\frac{1}{2}}}{b} \right]^{\frac{1}{2}} \right]^{\frac{1}{3}} \cdot b^2,$$

$$z^* = -\ln \left(\frac{1}{2 \cdot C^*} \right) \cdot \left[1 - (1 + 4 \cdot C^* \cdot a)^{\frac{1}{2}} \right],$$

Результаты моделирования приведены в табл.4.1 и на рис.4.12.

Таблица 4.1.

	$\tau(\lambda_2)=2 \cdot z$		$\tau(\lambda_2)=d \cdot z$	
	c^*	z^*	c^*	z^*
$b^*1/1000$	1.073362	4.9994986	1.0041087	4.9999719
$b^*2/1000$	1.1465402	4.9989976	1.0082169	4.9999439
$b^*3/1000$	1.2195352	4.9984972	1.0123247	4.9999158
$b^*4/1000$	1.2923476	4.9979972	1.016432	4.9998878
$b^*5/1000$	1.3649781	4.9974978	1.0205388	4.9998597
$b^*6/1000$	1.4374272	4.9969988	1.0246451	4.9998316
$b^*7/1000$	1.5096955	4.9965004	1.028751	4.9998036
$b^*8/1000$	1.5817837	4.9960024	1.0328563	4.9997755
$b^*9/1000$	1.6536922	4.995505	1.0369612	4.9997475
$b^*10/1000$	1.7254218	4.995008	1.0410657	4.9997194

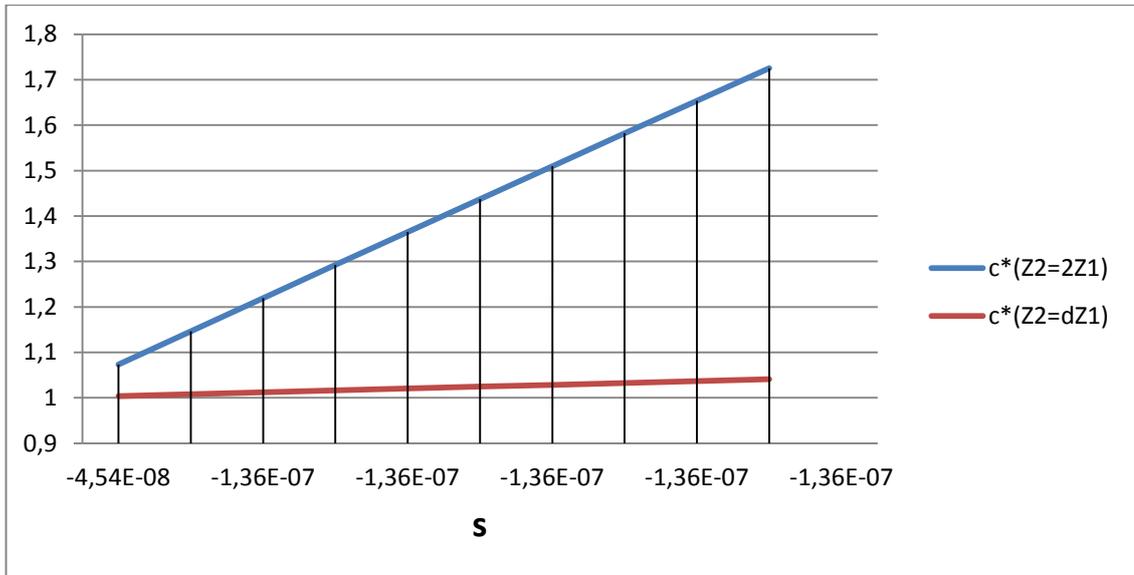


Рисунок 4.12 – Зависимость восстановленного значения $C=I$ от ошибки s измерения сигнала b (красная линия – предлагаемый метод, синяя – прототип)

Таким образом, уменьшение значения dc 2 до 1,3 при реализации многоспектрального метода позволяет уменьшить погрешность вычисления коэффициента отражения C более чем в 17 раз и обеспечить более точном вычислении значения оптической толщи z .

Вывод: переход к численному моделированию алгоритма многоспектрального моделирования и, соответственно изменение условия

$$d = \frac{\tau(x, y, \lambda_2)}{\tau(x, y, \lambda_1)} = 2 \text{ на условие } d=1.3, \text{ позволяет уменьшить влияние погрешностей}$$

восстановления не менее чем в 8 раз.

Для численного моделирования многоспектрального метода, позволяющего произвести оценку влияния погрешности s измерения значений a и b , а также для оценки влияния принятого ограничения - $C(x, y)$ не зависит от длины волны, была разработана структурная схема эксперимента, представленная на рисунке 4.13. В нем значение w задается в пределах от 0,77 до 1,3, что соответствует нарушению ограничения «Значение C не зависит от длины волны» на 30%. Погрешность s задаем в пределах от 0 до 0,01.

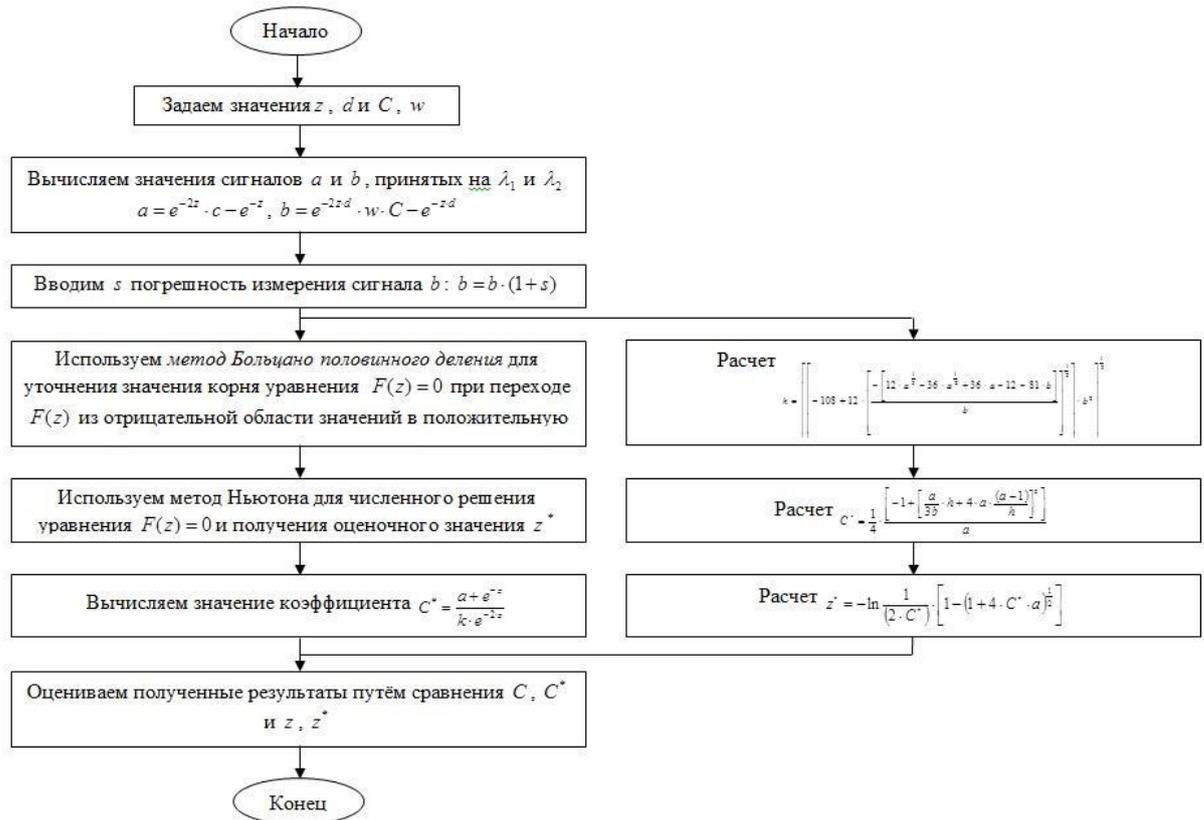


Рисунок 4.13 – Алгоритм сравнительной оценки прототипа и предлагаемого метода

Результаты моделирования при $d = 2$, $z = 5$ и $z = 3$ приведены на рисунках 4.14а и 4.14б соответственно. Результаты моделирования при $d = 1,3$, $z = 5$ и $z = 3$ приведены на рисунках 4.15а и 4.15б соответственно. Получены следующие результаты:

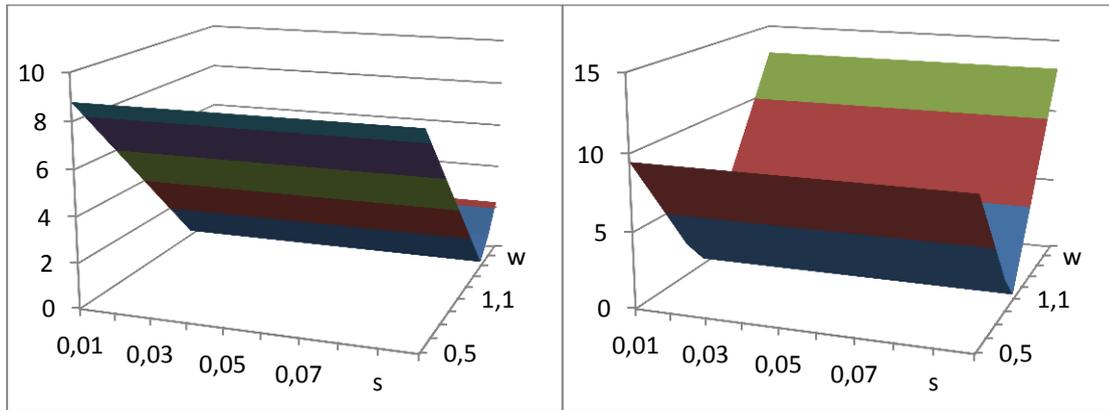
1. Результаты восстановления значения оптической толщи при аналитическом и численном моделировании приблизительно одинаковы, погрешность восстановления не превышает 1,35%.

2. Погрешность восстановления коэффициента отражения C при аналитическом моделировании в основном зависит от погрешности s измерения входных сигналов на λ_1 и λ_2 и значения оптической толщи z . При $z = 5$ значение погрешности значения C не превышает 74%, а при $z = 3$ – 9,7%.

3. Погрешность восстановления коэффициента отражения C при численном моделировании в основном зависит от точности выполнения

ограничения «Значение C не зависит от длины волны». При $z=5$ значение погрешности значения C не превышает 8,8%, а при $z=3$ – 13%.

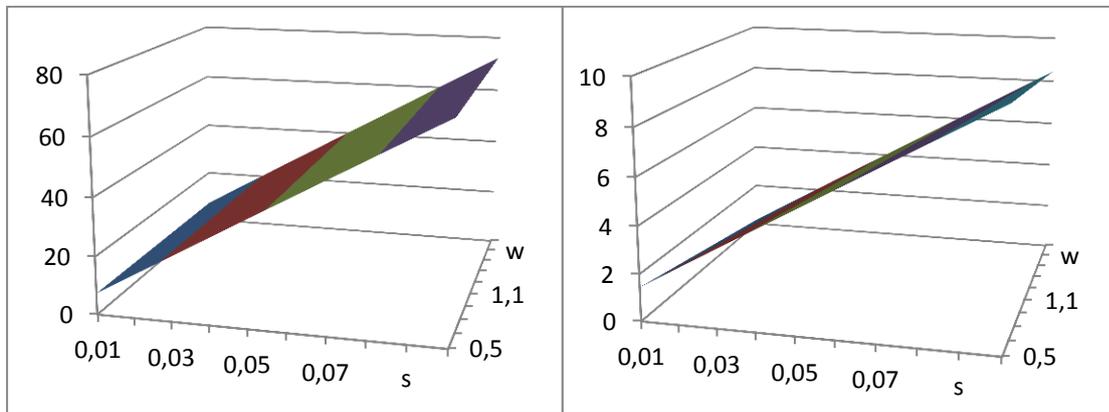
4. Таким образом, уменьшение значения d позволяет снизить погрешность восстановления коэффициента C при $z=5$ в 8 раз, но уже при $z=3$ численный метод восстановления проигрывает аналитическому.



а

б

Рисунок 4.14 – Результаты моделирования



а

б

Рисунок 4.15 – Результаты моделирования

Оценим граничное значение z для численного моделирования с учетом того, что погрешность определения значения коэффициента отражения не превышает 10%. На рис. 4.16 приведены результаты вычисления погрешности определения

значения коэффициента отражения в зависимости от степени нарушения ограничения $C(x, y, \lambda) \cong C(x, y)$ при заданном значении и различных значениях оптической толщи z . Из рисунка видно, что граничным значением z является $z=3$.

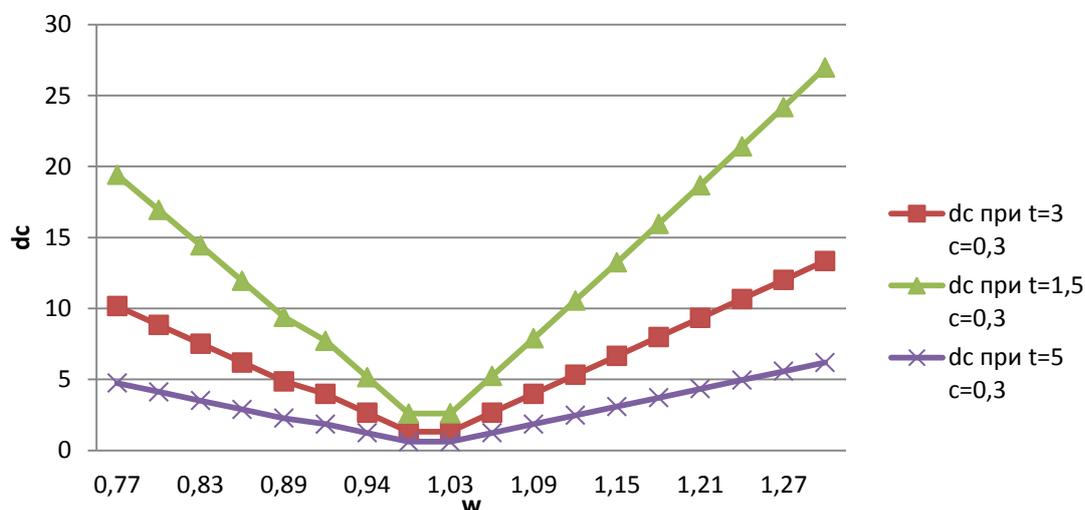


Рисунок 4.16 – Зависимость точности восстановления от степени нарушения ограничения $C(x, y, \lambda) \cong C(x, y)$

Из рисунка 4.16 видно, что граничным значением z является $z=3$.

Влияние ограничения «значение C не зависит от длины волны» наиболее сильно сказывается на точности вычисления C^* (рисунок 3), в тоже время вычисление значения оптической толщи при самых худших условиях производится с погрешностью не более 1,35%. Причем, чем меньше значение оптической толщи z , тем хуже результат вычисления C^* . При изменении C изменением длины волны в 1,3 раза вычисление C^* при $z=1,5$ составляет 27%, $z=3$ - составляет 13,4%, $z=5$ - составляет 6,2%.

Таким образом, получив значение z^* , можно оценить погрешность вычисления C^* . Эту особенность метода можно использовать для выбора диапазона длин волн облучающих элементов. Если в результате обработки получается значение $\tau < 3$, то необходимо перейти в диапазон λ , в котором значение затухания сигнала в закрывающей объект среде больше. Так для кожи коэффициент поглощения увеличивается с уменьшением длины волны

проходящего излучения. Переход из диапазона $\lambda = 850 - 585$ нм в диапазон $\lambda = 540 - 450$ нм позволит производить обработку при $\tau = 2$ с погрешностью для $\tau = 3$ в первом диапазоне λ .

4.4 Моделирование обработки с применением многоспектрального метода на основе функции расстройки

Проведенный анализ точности восстановления коэффициента отражения кожи C показал, что наибольшее влияние оказывают величина разностей $(z_3 - z_2)$ и $(z_4 - z_3)$, а также значение коэффициента d . Величина разностей $(z_3 - z_2)$ и $(z_4 - z_3)$ определяется величиной коэффициента расстройки Δk между каналами. На рисунке 4.17 приведена зависимость максимальной оптической толщи от коэффициента расстройки между каналами $\Delta k = k_4 - k_3 = k_3 - k_2$, полученная при условии, что погрешность восстановления коэффициента C не превышает 5% и $d_{1,2} = d_0 + k_2 = 1,1$.

Из рисунка 4.17 видно, что при значении Δk равном 0,25 появляется возможность обработки изображений, подкожного слоя, при значении τ равном 9,4. Но при этом необходимо учитывать, что $d_{1,4}$ будет уже равно 1,6. Для разрешения противоречия между необходимостью уменьшения значения d [2] и увеличения значения Δk можно производить предварительную оценку значения z по упрощенной формуле $z = -\ln(-\sqrt{2 \cdot a + 1} - 1)$ и выбирать значение Δk по рисунку 2.10 при $\tau_{max} = z$. Это позволит при $\tau_{max} = z \leq 6$ производить обработку при $d_{1,4} = 1,16$.

Также были определены максимальные допустимые значения отклонения от принятой модели для различных комбинаций каналов с отклонениями при условии, что погрешность восстановления $< 5\%$. Результаты приведены на рисунке 4.18 (рис. 4.18а – при отклонении только в канале на λ_3 ; рис. 4.18б – при отклонении в каналах на λ_1 и λ_2 ; рис. 4.18в – при отклонении в каналах на λ_1, λ_2 и λ_3).

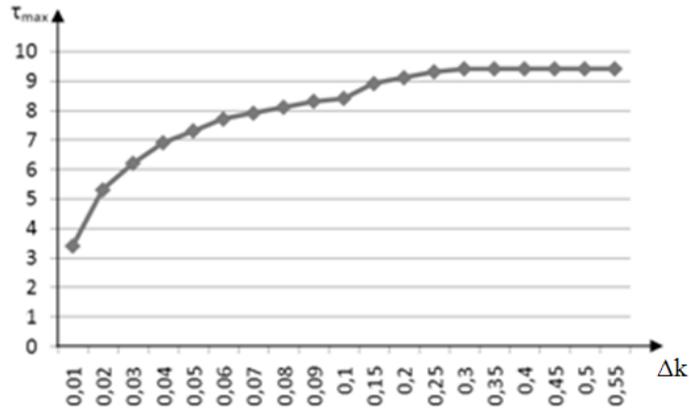


Рисунок 4.17 - Максимальное значение оптической толщи кожи в зависимости от величины коэффициента расстройки между каналами

При одновременном отклонении от принятой модели по всем 4 каналам значение отклонения может достигать 0,05 независимо от значения τ .

Анализ полученных результатов позволил сделать следующие выводы.

Необходимо производить предварительную оценку оптической толщи кожи с целью выбора оптимальной расстройки между каналами по функции на рис.4.17.

Линеаризация функции расстройки позволяет осуществлять обработку при значениях d близких к 1, и, соответственно, повысить точность восстановления изображений подкожных образований.

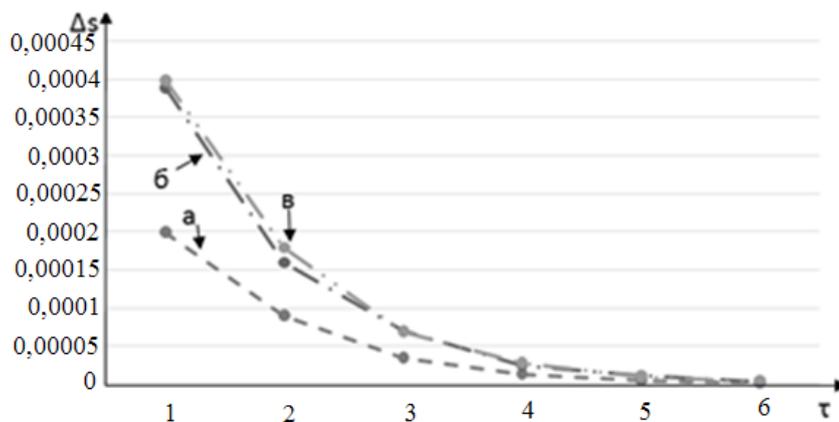


Рисунок 4.18 - Максимальные допустимые значения отклонения от принятой модели для различных комбинациях каналов с отклонениями

Для уменьшения влияния отклонения от принятой модели необходимо одновременное формирование изображений по всем 4 каналам, а также применение методов усреднения принятых сигналов.

4.5 Полунатурное моделирование многоспектрального метода

Обработка двумерных изображений была произведена следующим образом. В качестве объекта наблюдения были выбраны модели, вырезанные из белой и черной бумаги и приклеенные на серый диффузно рассеивающий экран. Контраст с серым фоном для модели из белой бумаги составлял $K_б=0,2$ и для модели из черной бумаги – $K_ч= 0,9$ (для более удобного восприятия результатов обработки контраст черного объекта рассчитывался по формуле $K = L_ф/L_{об}$). Белый объект соответствует плотной неоднородности относительно окружающей биоткани, а черный – более рыхлой. При помощи цифрового фотоаппарата было произведено фотографирование объекта из белой бумаги без имитации кожи (рисунок 4.19).

При этом условия наблюдения были следующие:

- расстояние от фотоприемника до экрана - 1 м;
- освещенность экрана создавалась одной лампой накаливания, имитируя естественный источник излучения с зенитным углом $\Theta = 45^\circ$;
- яркость фона постоянная и равномерная $L_ф=150$ кд/м²;
- угловая площадь поля обзора – $2\beta=352^\circ$;
- угловой размер модели объекта соответствует протяженному объекту

$$\gamma^2=(38')^2.$$

Для имитации влияния кожного покрова поместили модель в кювету с водным молочным раствором, оптическая толща которого контролировалась по изменению яркости объекта.

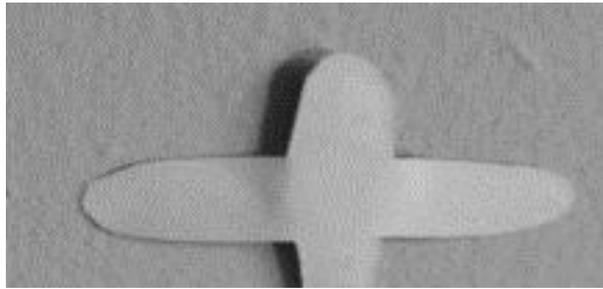


Рисунок 4.19 - Истинное изображение объекта

Поэтапно увеличивали концентрацию молочного раствора до границы визуального обнаружения белого объекта, производя на каждом этапе фотографирование и измерение контрастов.

На рисунках 4.20 и 4.21 представлены рассчитанные контрасты, соответственно белого K_b и черного K_c объектов, на искаженном (кривая 1), обработанном предложенным методом (кривая 2) и обработанном методом гомоморфной фильтрации (кривая 3).

Анализ результатов обработки показывает преимущество предложенного метода восстановления яркости объекта по сравнению с методом гомоморфной фильтрации.

Для восстановления начального контраста на каждом этапе увеличения концентрации молочного раствора были сформированы спектральные изображения, для чего было произведено фотографирование объектов через светофильтры с длинами волн $\lambda_1 = 0,62$ мкм и $\lambda_2 = 0,47$ мкм.

На рисунке 4.22 представлено изображение объектов, искаженное кожным покровом в виде молочного раствора с оптической толщиной $\tau = 0,88$.

На конечном этапе «замутнения», когда объект белого цвета почти слился с фоном ($\tau = 2,64$) стал равен $K_b = 0,07$ (рисунок 4.23).

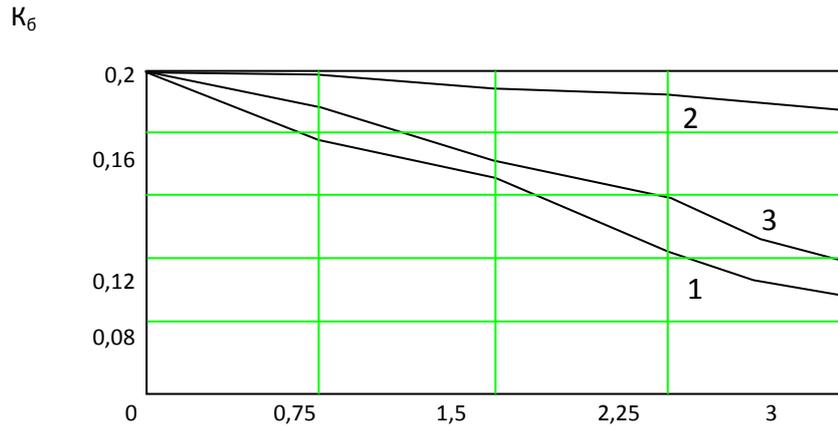


Рисунок 4.20 Зависимость контраста белого объекта на исходном и обработанных изображениях от значения оптической толщи $\tau(x, \lambda)$

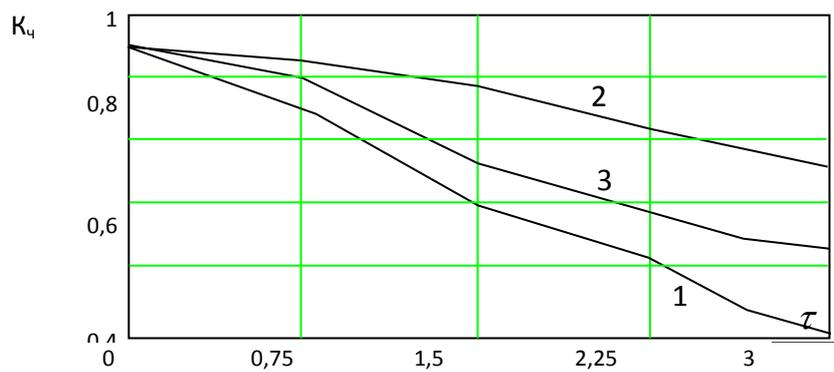


Рисунок 4.21 Зависимость контраста черного объекта на исходном и обработанных изображениях от значения оптической толщи $\tau(x, \lambda)$



Рисунок 4.22 - Изображение объектов, искаженное смоделированным кожным покровом с $\tau = 0,88$

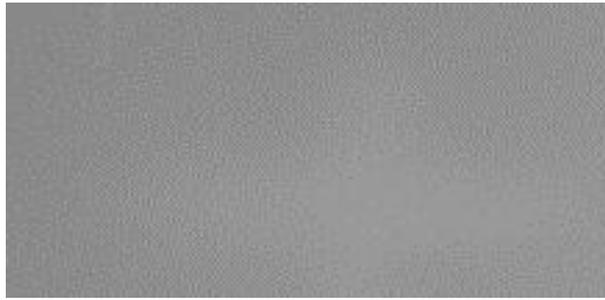


Рисунок 4.23 - Изображение объектов, искаженное смоделированным кожным покровом с $\tau = 2,64$

Обработка полученных фотоснимков производилась в соответствии с алгоритмами, предложенного метода, гомоморфной фильтрации и программы Фотошоп. Результаты обработки изображения, полученного при смоделированном значении оптической толщи $\tau = 2,64$, представлены на рисунках 4.24а-г. Визуальный анализ рисунков 4.24 а-г показал, что объект достаточно хорошо наблюдается после обработки предлагаемым способом и после обработки в Фотошоп.

Результат обработки известным методом гомоморфной фильтрации представлен на рисунке 4.24в. Из рисунка видно, что контраст объектов повышен незначительно, при этом из-за наличия высокочастотного пространственного фильтра, осуществляющего единую по кадру фильтрацию, наблюдается структурированный фон, негативно влияющий на визуальное восприятие изображения.

Сравним результаты обработки изображений, взяв срезы изображений по оси x . Осциллограммы срезов изображений (рисунок 4.25) исходного и искаженного изображений отличаются уменьшением амплитуды и размыванием положительного скачка, а также отсутствием отрицательного скачка исходного изображения. Последний эффект объясняется тем, что при закрывании объекта слоем молока исчезает тень от модели объекта. При этом фоновые составляющие обеих осциллограмм имеют примерно одинаковый уровень.

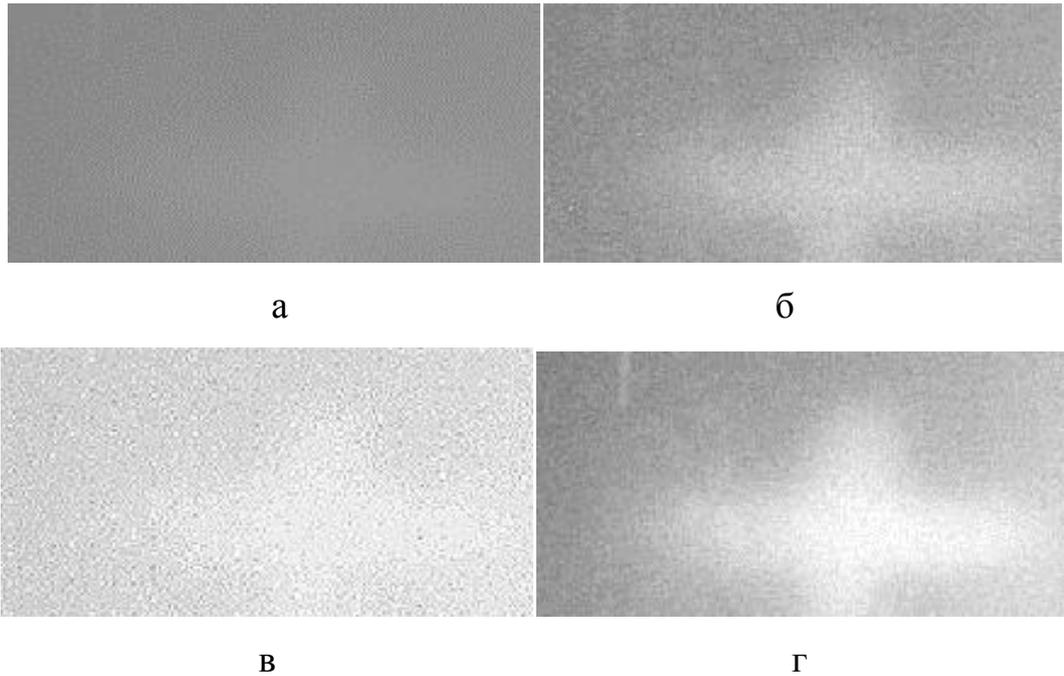


Рисунок 4.24 - Обработанные изображения: а – смоделированное искаженное изображение; б - изображение, восстановленное предлагаемым способом; в - изображение, восстановленное с помощью гомоморфной фильтрации; г - изображение, восстановленное с помощью программы Фотошоп.

Осциллограммы срезов изображений (рисунок 4.26) показали, что применение предложенного метода и гомоморфной фильтрации приводит к повышению контраста в области положительного перепада искаженного изображения. Но при этом осциллограмма предложенного метода менее зашумлена и точнее повторяет фоновую составляющую искаженного и исходного изображений.

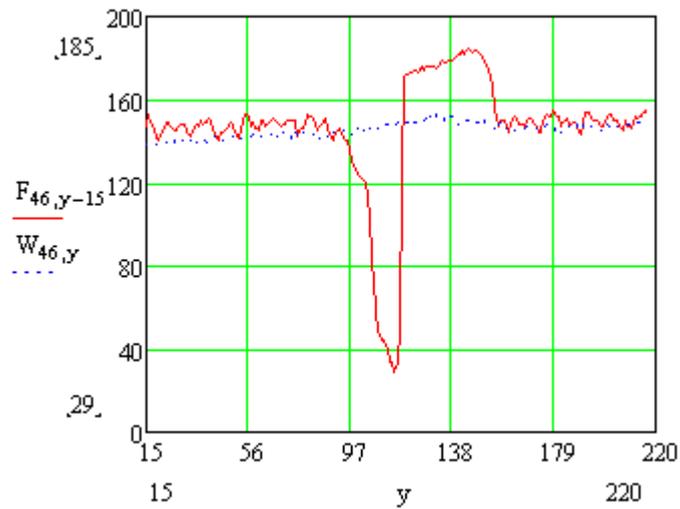


Рисунок 4.25 - Осциллограммы срезов изображений: а – исходного изображения (F); б – искаженного изображения (W).

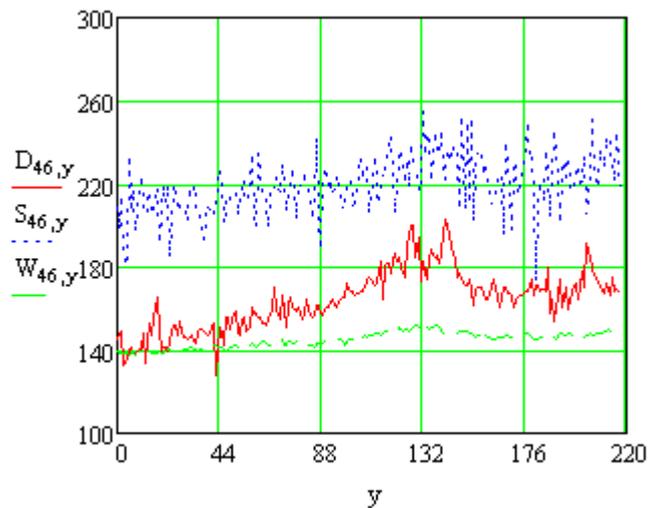


Рисунок 4.26 - Осциллограммы срезов изображений: а –искаженного изображения (W); б – обработанного предложенного методом (D), в – обработанного с помощью гомоморфной фильтрации (S)

Осциллограммы представленные на рисунках 4.27 и 4.28 показали преимущество предложенного метода над программой Фотошоп. Справедливости ради следует отметить, что программа Фотошоп не предназначена для восстановления таких искаженных изображений в автоматическом режиме.

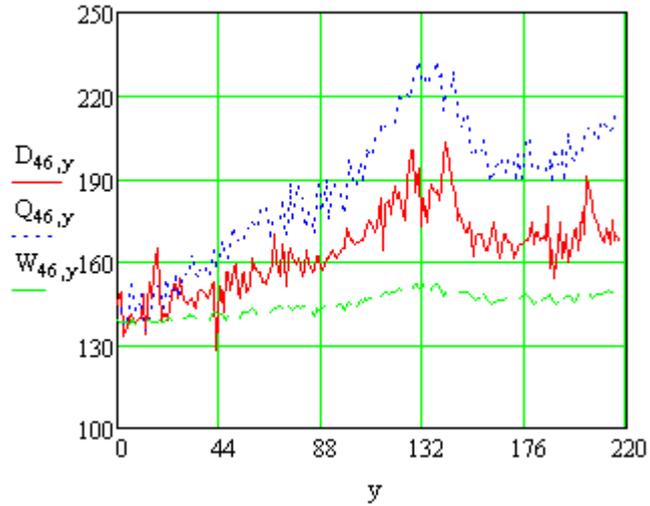


Рисунок 4.27 - Осциллограммы срезов изображений: а –искаженного изображения (w); б – обработанного предложенны методом (D), в – обработанного с помощью программы Фотошоп (Q)

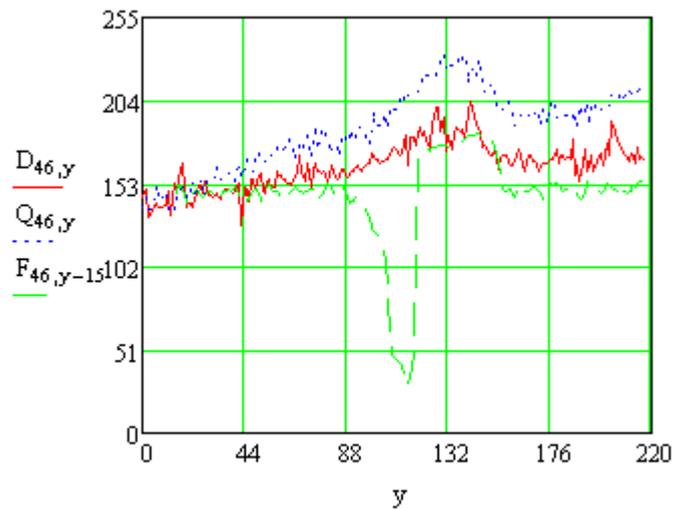


Рисунок 4.28 - Осциллограммы срезов изображений: а –исходного изображения (F); б – обработанного предложенны методом (D), в – обработанного с помощью гомоморфной фильтрации (Q)

4.6 Моделирование многоспектрального способа визуализации недоброкачественных опухолей

Для моделирования многоспектрального способа визуализации недоброкачественных опухолей были использованы реальные цветные фотографии, представленные в открытом доступе ФГБУ "НИИГБ" РАМН [157, 158].

Полученное цветное изображение кератопапилломы кожи внутреннего угла глаза представлено на рисунке 4.29. Люминесцентная фотография сделана камерой KODAK ES Z812, через 3 часа после приёма препарата "Аласенс". Возбуждающее излучение: люминесцентная лампа 400-433нм.

Красный канал, полученного изображения представлен на рисунке 4.30г. Зона наибольшей яркости совпадает с новообразованием и слёзным мяском, что хорошо согласуется с распределением порфиринов. Но, вместе с этим, заметен блик от возбуждающей лампы (слёзное мяско) и бляшки липидных отложений в конъюнктиве.

Зеленый канал, полученного изображения представлен на рисунке 4.30г. Бляшки липидных отложений в конъюнктиве имеют наибольшую яркость.

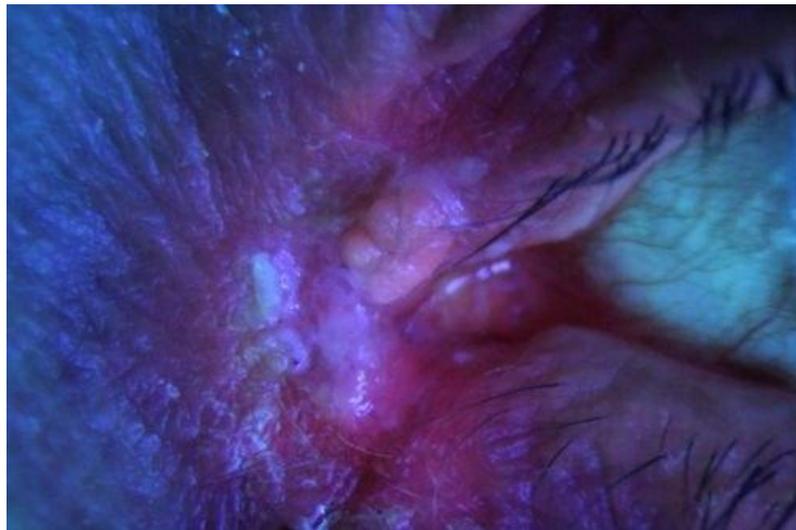


Рисунок 4.29 - Цветное изображение кератопапилломы кожи

Яркость блика от возбуждающей лампы тоже увеличилась, по сравнению с красным каналом.

Синий канал, полученного изображения представлен на рисунке 4.30б. Наименьшая детализация картинке в этом канале связана с тем, что он, в большей степени, характеризует изменчивость освещения объекта возбуждающей лампой, нежели вещественный состав. Кроме того, соединения, люминесцирующие в этой области имеют повсеместное распространение.

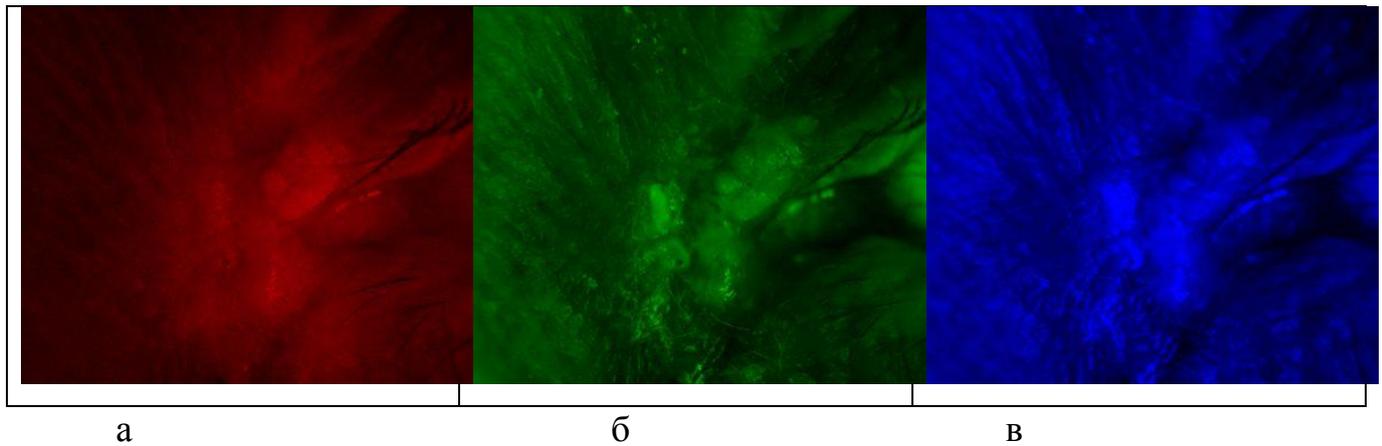


Рисунок 4.30 - Каналы цветного изображения кератопапилломы кожи:
а– красный канал цветного изображения кератопапилломы кожи;
б–зеленый канал цветного изображения кератопапилломы кожи;
в–синий канал цветного изображения кератопапилломы кожи.

Применим рассмотренный в 2.5 способ визуализации с применением только критерия $RNF2(x, y)$.

Найдем I_{cp} среднюю яркость здоровой кожи. Для области с координатами $x=50..100, y=50..100$ средняя яркость равна 48,4.

Для каждой точки изображений $I(x, y)$ вычисляется отношение:

$$R_z(x, y) = \frac{R(x, y)}{R(x, y) + G(x, y) + B(x, y)} \cdot 100\% \text{ и производим его нормировку.}$$

На рисунке 4.31а представлено нормированное изображение $R_z(x, y)$.

После этого рассчитываем значения $\left[\frac{[R_z(x, y) - R_{cut}]}{[R_{cut}]} \cdot 100\% \right]$

Рассчитанные значения отображены графически на рисунке 4.31.

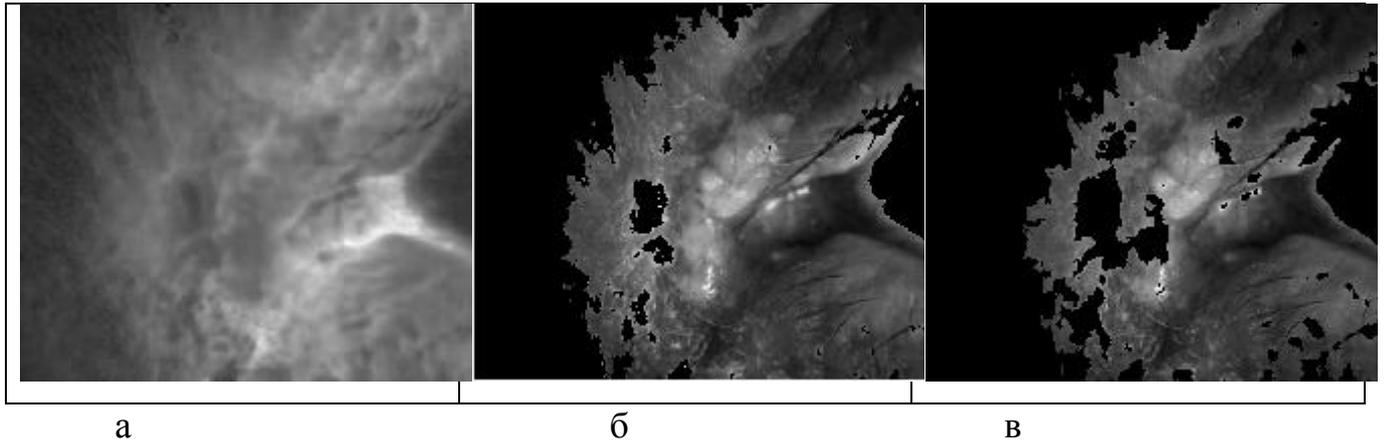


Рисунок 4.31 - Этапы способа визуализации недоброкачественной опухоли: а – нормированное изображение $R_z(x, y)$; б - изображение, недоброкачественной опухоли и прилегающих участков кожи при использовании 10% порога; в - изображение, недоброкачественной опухоли и прилегающих участков кожи при использовании 20% порога.

Из рисунков 4.31 б,в видно, что кроме выделения недоброкачественной опухоли, происходит выделение прилегающих участков кожи. Последнее нежелательно при проведении терапии.

Рассмотрим действие предлагаемого комбинированного способа на примере обработки двух изображений [157] исследуемого участка с базальтным раком (рис. 4.32).

В темном помещении исследуемый участок биоткани сначала подсвечивается источником белого света, а затем - люминесцентными лампами с максимумами излучения 390, 415 и 433 нм. Производят регистрацию цифровой камерой с RGB CCD-матрицей отраженного света от интересующего участка. Из полученных трехканальных RGB изображений формируются изображения красного канала $R(x, y)$ и $RF(x, y)$ (рис. 4.32а,б) и изображения в оттенках серого $I(x, y)$, $IF(x, y)$ (рис. 4.32в,г), а также – для каждой точки этих изображений вычисляются отношения $RN2(x, y)$ и $RNF2(x, y)$ (рис. 4.32д,е), затем формируются два бинарных изображения $BIN(x, y)$ и $BINF(x, y)$ (рис. 5ж,з), в которых точке изображения присваивается значение 1, если $RN2(x, y) \{RNF2(x, y)\}$ больше 10% и значение 0, если меньше (рис. 4.32и).

Бинарные изображения перемножаются, если результат перемножения равен нулю, то яркость соответствующих точек $I(x, y)$ уменьшается как минимум в два раза (рис. 4.32к). При ярком отображении опухоли на полученном результирующем изображении $I(x, y)$ диагностируется недоброкачественная биоткань, а при ослабленном изображении биоткани – доброкачественная.

Выводы. Проведем краткий анализ полученных результатов. Формирование нормированного изображения красного канала к уровню красного на здоровом участке биоткани с учетом значения суммарной яркости RGB изображений позволила значительно поднять контрастность недоброкачественного участка и обеспечить уверенное выделение его с использованием порогового метода. В результате врач получает комплексированное изображение (рис. 4.32к), несущее информацию получаемую при облучении источником белого света и в результате фотолюминесценции, например, такой как наличие воспалительных инфильтратов, митотическая активность клеток пролифератов. Кроме того, выбранный способ комплексирования позволяет легко визуально найти недоброкачественные участки за счет неполного подавления изображения нормальной биоткани.

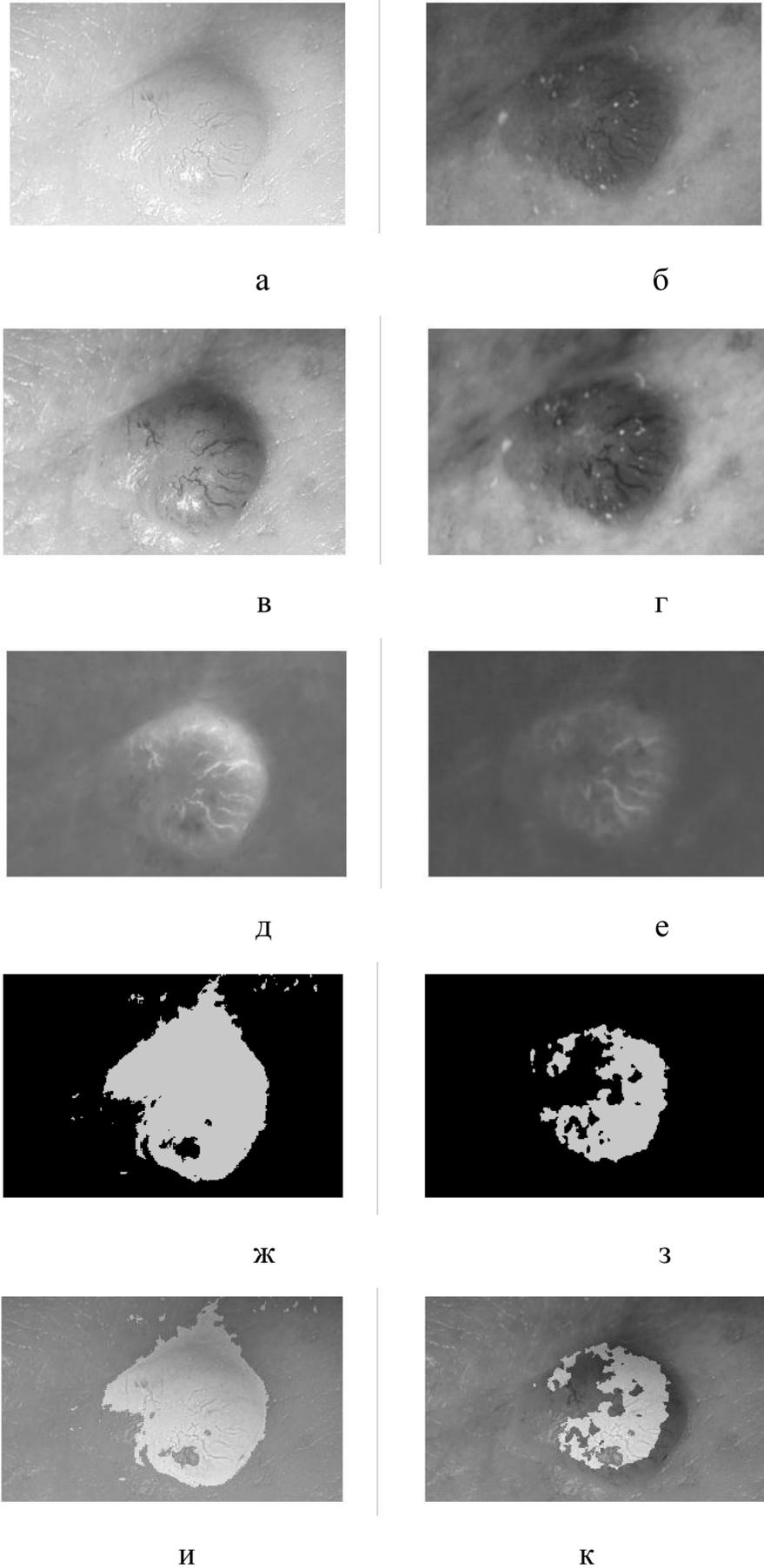


Рисунок 4.32 – Этапы реализации способа визуализации и диагностики

Выводы

Проведено моделирование работы многоспектральных методов обработки изображений, в том числе с использованием экспериментальных данных. В разделе получены следующие результаты:

1. Произведено сравнение предложенной математической модели с экспериментальными данными при приеме сигналов от двухслойной структуры. Результаты сравнения показали адекватность принятой модели, а также необходимость принятия специальных мер для уменьшения уровня переотражения от верхнего слоя кожи, например формирование кросс-поляризованных изображений.

2. Произведено полунатурное моделирование восстановления распределения яркости двумерных объектов многоспектральным методом. Полученные результаты показали более эффективную работу системы по сравнению с известным методом гомоморфной фильтрации.

3. Произведено математическое моделирование многоспектральных методов и алгоритмов. Получены следующие результаты:

- переход от аналитического решения к численному позволил устранить жесткие требования к соотношению длин волн, на которых формируются изображения, используемые при обработке. Это позволило повысить точность восстановления в 8 раз при значении оптической толщи равном 5. Но при значении оптической толщи менее 3 алгоритм, ориентированный на численное решение проигрывает алгоритму ориентированному на аналитическое решение.

- алгоритм, основанный на многоспектральном методе с функцией расстройки обеспечивает восстановление изображений с погрешностью менее 5% при значениях оптической плотности до 6-9 при условии отклонения от принятой модели не более, чем на 5%. Для обеспечения эффективной работы метода необходимо обеспечить одновременное формирование изображений на разных длинах волн. Для выполнения этого требования можно использовать технологию FICE или усовершенствованную технологию NBI, в которой применить

волоконно-оптическое разветвление сигнала изображения на несколько фоточувствительных приборов с разными светофильтрами.

4. Повышение точности восстановления изображения новообразования с 70% до 5% позволило уменьшить вероятность неправильного диагноза доброкачественности подкожного образования, основанного на критерии 10% превышения уровня нормированного красного канала недоброкачественного образования над уровнем красного доброкачественного участка.

5. Произведено моделирование многоспектрального способа визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных образований, показавшее повышение точности отображения границ злокачественного образования по сравнению с использованием только флюоресцентного изображения.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенных в диссертационной работе исследований была решена актуальная задача разработки многоспектральной дерматологической системы визуализации доброкачественных и недоброкачественных подкожных образований, работающей при резких пространственных колебаниях плотности кожи. Это исключает искажение спектральной картины образования и, соответственно, повышает точность диагностики их доброкачественности, а также исключает появление в формируемом изображении ложных подкожных образований.

Основные результаты, полученные в диссертации, позволяют сформулировать следующие выводы.

1. Проведен анализ функциональных возможностей и режимов работы дерматологических систем, а также моделей и оптических характеристик кожи, в котором показано, что решение задачи восстановления изображения, искаженного рассеивающим слоем, должно основываться на спектральной зависимости коэффициента ослабления.
2. На основе потоковой модели Кубелки-Мунка предложена многоспектральная математическая модель подкожного слоя, учитывающая размывание изображения подкожного слоя за счет рассеивания света по коже.
3. Разработан алгоритм решения задачи попиксельной обработки информации от двух узкополосных спектральных участков при восстановлении изображения подкожных образований, отличающийся использованием численного решения, возможностью работы при уменьшенном разносе спектральных участков, адаптивным выбором их диапазона длин волн и повышенной точностью восстановления изображений.
4. Разработан многоспектральный оптический метод решения задачи обработки информации при восстановлении изображения подкожных образований, отличающийся использованием четырех узкополосных спектральных участков, осуществлением обработки с использованием функции расстройки, менее

жесткими требованиями к точности задания необходимого разноса спектральных участков.

5. Разработан многоспектральный алгоритм решения задачи обработки информации при восстановлении изображения подкожных образований, отличающийся использованием четырех узкополосных близко расположенных спектральных участков, осуществлением обработки с использованием функции расстройки и выбором необходимого разноса спектральных участков по грубой оценке оптической плотности кожи, а также повышенной точностью восстановления изображений при малом значении оптической плотности кожи.

6. Разработан многоспектральный способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований, отличающийся совмещением процессов диагностики и визуализации новообразований, использованием для диагностики RGB и флуоресцентного RGB изображений новообразования, а также более точным отображением границ недоброкачественного образования.

7. Разработана адаптивная система, способная при изменении внешних условий к перестройке своих параметров. Перестройка параметров системы производится с помощью изменения формы АЧХ пространственного фильтра на основе значений оптической толщи слоя кожи.

8. Результаты сравнения предложенной математической модели с экспериментальными данными при приеме сигналов от двухслойной структуры показали адекватность принятой модели, а также необходимость принятия специальных мер для уменьшения уровня переотражения от верхнего слоя кожи, например формирование кросс-поляризованных изображений.

9. Произведено полунатурное моделирование восстановления распределения яркости двумерных объектов многоспектральным методом. Полученные результаты показали более эффективную работу системы по сравнению с известным методом гомоморфной фильтрации.

10. Произведено математическое моделирование многоспектральных методов и алгоритмов. Получены следующие результаты:

- переход от аналитического решения к численному позволил устранить жесткие требования к соотношению длин волн, на которых формируются изображения, используемые при обработке. Это позволило повысить точность восстановления в 8 раз при значении оптической толщи равном 5.

- алгоритм, основанный на многоспектральном методе с функцией расстройки обеспечивает восстановление изображений с погрешностью менее 5% при значениях оптической плотности до 6-9 при условии отклонения от принятой модели не более, чем на 5%.

11. Повышение точности восстановления изображения новообразования при сложных условиях наблюдения с 70% до 5% позволит уменьшить вероятность неправильного диагноза доброкачественности подкожного образования, основанного на критерии 10% превышения уровня нормированного красного канала недоброкачественного образования над уровнем красного доброкачественного участка во всем видимом диапазоне спектра волн.

12. Произведено моделирование многоспектрального способа визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных образований, показавшее повышение точности отображения границ злокачественного образования по сравнению с использованием только флюоресцентного изображения.

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ И УСЛОВНЫХ ОБОЗНАЧЕНИЙ

КТ - компьютерная томография.

МРТ - магниторезонансная томография.

ФПЗС - фоточувствительного прибора с зарядовой связью.

ОЭП - оптико-электронные приборы.

ЛСВ - лазерная система видения.

ФРТ - функция размытия точки.

ФР - функция расстройки.

ВОСФИ - волоконно-оптическая система формирования изображений.

ВС - волоконный световод.

БЧК- блок частотной коррекции

АЧХ - амплитудно-частотная характеристика.

МОП - металл-окисел-полупроводник.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Карасик, В.Е. Управление временными режимами работы ЛСВ с импульсным подсветом / В.Е. Карасик, В.Б. Бокшанский // Приборы и системы управления- 1998. - №3.- С.85–87.
2. Стокхэм, Д. Обработка изображений в контексте модели зрения/ Д. Стокхэм // ТИИЭР. - 1972. - Т.60, №7.- С.93 –107.
3. Прэтт, У. Цифровая обработка изображений: пер с англ/ У. Прэтт// М.: Мир, -1982.- С.480.
4. Tamar, P. Adaptive filtering of image. Institution of Radioengineering / P. Tamar, J. Lim // IEEE Proceeding.- 1981. Vol.1, №1-4.P.1–8.
5. LaRocca, A.J. "Atmospheric Transmittance and Radiance: Methods of Calculation,"/ A.J. LaRocca, R.E. Turner // IRIA State-of-the-Art Report, ERIM 107600-10-T (Environmental Research Institute of Michigan, Ann Arbor, 1975); also available from NTIS as AD-A017 459.
6. Протасов, К.Т. Математические методы и алгоритмы обработки данных аэрокосмического зондирования земных покровов/ К.Т. Протасов // Диссертация на соискание ученой степени доктота технических наук. –Томск, 2005.- с.350
7. Муравьев, И.В. Обзор методов адаптивного использования спектра/ И.В. Муравьев, Л.В. Перцев, Н.С. Исаенков // Инженерный вестник Дона. Технические науки. – 2011.- №3.
8. Куликов, А.Ю. Восстановление изображений, полученных активной телевизионной системой при работе в сложных метеоусловиях / А.Ю. Куликов, Л.В. Каверина, В.М. Строев// Радиосистемы.- 2003.- Вып. 69, №6.
9. Odland, G.F. The morphology of the attachment between the dermis and the epidermis / G.F. Odland // Anat. Rec. - 1950. - Vol. 108. - P. 339-413.
10. Довжанский, С.И., Утц С.Р. Псориаз или псориатическая болезнь. Часть I и II. / С.И. Довжанский // Саратов: Изд-во СГУ.- 1992. – С.280.
11. Нобл, У.К. Микробиология кожи человека/ У.К. Нобл // М.: Медицина.- 1986. – С.493.

12. Пилипенко, Е.А. Отражательная и флуоресцентная спектроскопия кожи человека *in vivo*/ Е.А. Пилипенко // Дис. канд. физ.-мат. наук. - Саратов: СГУ.- 1998.
13. Kollias, N. Photoprotection by melanin / N. Kollias, R.M. Sayer, L. Zeise, M.R. Chedekel // *J. Photochem. Photobiology B.* - 1991. - Vol. 9. - P. 135-160.
14. Menon, I.A. A Comparative Study of the Physical and Chemical Properties of Melanins Isolated from Human Black and Red Hair/ I.A. Menon, S. Persad, H.F. Haberman, C.J. Kurian // *J. of Investigative Dermatology.* - 1983. - Vol. 80. – 3. - P. 202-206.
15. Меглинский, И.В. Моделирование спектров отражения оптического излучения от случайно-неоднородных многослойных сильно рассеивающих и поглощающих свет сред методом Монте-Карло/ И.В. Меглинский // *квантовая электроника.* – 2001. - Т. 31. – 12. - С.1101-1107.
16. Hottel, H.C. Optical properties of coatings. Effect of pigment concentration / H.C. Hottel, A.F. Sarofim, W.H. Dalrell, I.A. Vasalos // *AIAA J.* - 1971. - Vol. 9. - 10. - P.1895-1898.
17. Meglinsky, I.V. Analyses of the sampling volume for fiber optics and confocal detecting probe in back scattered spectral investigations of the skin/ I.V. Meglinsky, S.J. Matcher // *Proc. SPIE.* - 2000. - Vol. 3915. - P.18-24.
18. Meglinsky, I.V. Analysis of reflectance spectra for skin oxygenation measurements / I.V. Meglinsky, S.J. Matcher // *Proc. SPIE.* - 2000. - Vol. 4162-14.
19. Meglinsky, I.V. Aspects of determination of skin oxygenation by near-infrared spectroscopy (overview)/ I.V. Meglinsky, S.J. Matcher // *Proc. SPIE.* - 1998. - Vol. 3726. - P. 528-534.
20. Meglinsky, I.V. Determination of absorption coefficient of skin melanin in visible and NIR spectral region / I.V. Meglinsky, S.J. Matcher // *Proc. SPIE.* - 2000. - Vol. 3907. - P. 143-150.
21. Meglinsky, I.V. The development of Monte Carlo technique for determination of skin oxygenation by near-infrared spectroscopy/ I.V. Meglinsky, S.J. Matcher // *Proc. SPIE.* -1999. - Vol. 3598. - P. 279-287.

22. Gurr, M.I. Adipose tissue cellularity in man: the relationship between fat cell size and number, the mass and distribution of body fat and the history of weight gain and loss/ M.I.Gurr, R.T. Jung, M.P. Robinson, W.P.T. James /— 1982. - Vol.6. - P. 419-436.
23. Королевич, А.Н. Особенности спектра диффузного отражения и пропускания нормальных и опухолевых тканей / А.Н. Королевич, Е.В. Олейник, Я.И. Севковский, А.Я. Хайруллина / Журнал прикладной спектроскопии. - 1993. - Т. 58. - 5-6. - С. 555-559.
24. Andersen, P.H. Spectral reflectance of human skin in vivo / P.H. Andersen, P. Bjerring / Photodermatol. Photoimmunol. Photomed. . - 1990. - Vol. 7. - P. 5-12.
25. Anderson, R.R. Optical properties of human skin / R.R. Anderson, J.A. Parrish / The Science Photomedicine. . - 1982. - P. 147-194.
26. Anderson, R.R. The optics of human skin / R.R. Anderson, J.A. Parrish / J. Investig. Dermatol. -1981. - Vol. 77. - P. 13-19.
27. Anderson, R.R. Optical properties of human skin / R.R. Anderson, J.A. Parrish, K.F. Jaenicke. / The Science Photomedicine. - New York. Plenum Press. – 1982. - P. 147-194.
28. Dawson, J.B. A theoretical and experimental study of light absorption and scattering by in vivo skin / J.B. Dawson, D.J. Barker, D.J. Ellis, E. Grassam, J.A. Cotterill, G.W. Fisher, J.W. Feather. / Phys. Med. Biol. - 1980. - Vol. 25. - 4. - P. 695-709.
29. van Gemert, M.J.C. Skin optics / M.J.C. van Gemert, S.L. Jacques, H.J.C.M. Sterenborg, W.M. Star. / IEEE Transactions on Biomed. Ing. - 1989. - Vol. 36. - 12. - P. 1146-1154.
30. Norvang, L.T. The influence of tissue parameters on visual reflectance spectra of port-wine stains and normal skin / L.T. Norvang, E.J. Fiskerstrand, B. Bakken, D. Grini, O. Standahl, T.E. Milner, M.W. Berns, J.S. Nelson, L.O. Svaasand. / Proc. SPIE. -1995. - Vol. 2623. - P. 2-14.
31. Тучин, В.В. Исследование биотканей методами светорассеяния / В.В. Тучин. Успехи физических наук. - 1997. - Т. 167. - С. 517-539.

32. Владимиров, Ю.А. Физико-химические основы фотобиологических процессов / Ю.А. Владимиров, А.Я. Потапенко. - М.: Высш. шк., 1989. - 198 с.
33. Кузьмич, В.В. Основные принципы и особенности транскутанной "отражательной" оксиметрии / В.В. Кузьмич, В.П. Жаров. Журнал прикладной спектроскопии. - 1993. - Т. 58. - 3. - С. 36-42
34. Тучин, В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В.В. Тучин. - Саратов: Изд-во СГУ, 1998. - 383 с.
35. Cheong, W.-F. A review of the optical properties of biological tissue / W.-F. Cheong, S.A. Prahl, A.J. Welch. / IEEE J. Quant. Electr. - 1990. - Vol. 26. - 12. - P. 2166-2185
36. Kolarova, H. Contribution to the measurement of optical characteristics of the skin // H. Kolarova, Ditrichova. / Acta Univ. Palacki Olomuc. - 1990. - Vol. 125. - P. 215-224
37. Marchesini, R. Optical properties of in vivo epidermis and their possible relationship with optical properties of in vivo skin // R. Marchesini, C. Clemente, E. Pignoli, M. Brambilla / J. Photochem. Photobiology. - 1992. - Vol. 16. - P. 127-140.
38. Kollias, N. Spectroscopic characteristics of human melanin in vivo // N. Kollias, A. Baqer. / J. Investig. Dermatology. - 1985. - Vol. 85. - P. 38-42.
39. Kollias, N. On the assessment of melanin in human skin in vivo // N. Kollias, A. Baqer. / Photochemistry and Photobiology. - 1986. - Vol. 43. - 1. - P. 49-54.
40. Kollias, N. Absorption mechanisms of human melanin in the visible, 400-720 nm / N. Kollias, A. Baqer // J. Investig. Dermatology. - 1987. - Vol. 89. - P. 384-388.
41. Kollias, N. Quantitative assessment of UV-induced pigmentation and erythema / N. Kollias, A. Baqer // Photodermatology. - 1988. - Vol. 5. - P. 53-60.
42. Kollias, N. Photoprotection by melanin / N. Kollias, R.M. Sayer, L. Zeise, M.R. Chedekel // J. Photochem. Photobiology B. - 1991. - Vol. 9. - P. 135-160.
43. Margolis, R.J. Visible action spectrum for melanin-specific selective photothermolysis / R.J. Margolis, J.S. Dover, L.L. Polla // Laser Surg. Med. - 1989. - Vol. 9. - P. 389-397.

44. Rajadhyaksha, M. In vivo Confocal Scanning Laser Microscopy of Human Skin: Melanin Provides Strong Contrast / M. Rajadhyaksha, M. Grossman, D. Esterowitz, R.H. Webb, R.R. Anderson // J. of Invest. Dermatology. - 1995. - Vol. 104. - 6. - P. 946-952.
45. Utz, S.R. Fluorescence spectroscopy of human skin / S.R. Utz, J. Barth, P. Knuschke, Yu.P. Sinichkin // Proc. SPIE. - 1993. - Vol. 2081. - P. 48-57.
46. Tuchin, V.V. Tissue optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis/ V.V. Tuchin - SPIE Press, TT38, Bellingham, USA. – 2000. - 352 p.
47. Борен, К. Поглощение и рассеяние света малыми частицами./ К. Борен, Д. Хафмен - М.: Мир, 1986. - 656 с.
48. Иванов, А.П. Распространение света в плотноупакованных дисперсных средах./ А.П. Иванов, В.А.Лойко, В.П. Дик - Минск: Наука и техника, 1988. - 191 с.
49. van de Hulst, H.C. Light Scattering by Small Particles/ H.C. van de Huls - New York: Dover, 1981. -470 p.
50. Svaasand, L.O. Tissue parameters determining the visual appearance of normal skin and port-wine stains / L.O. Svaasand, L.T. Norvang, E.J. Fiskerstrand, E.K.S. Stopps, M.W. Berns, J.S. Nelson // Lasers Med. Sci. - 1995. - Vol. 10. - P. 55-65.
51. Anderson, R.R. Optical radiation transfer in the human skin and applications in in vivo remittance spectroscopy / R.R. Anderson, J. Hu, J.A. Parrish // Bioengineering and the Skin / Edts. R. Marks and P.A. Payne. - MTP Press Ltd. Boston. - 1979. - P. 253-265.
52. Braverman, I. Ultrastructure and Organization of the Cutaneous Microvasculature in Normal and Pathologic States / I. Braverman // J. Inv. Dermatol. – 1989. - Vol. 93. - P. 2S-9S.
53. Bull, R. Normal Cutaneous Microcirculation in Gaiter Zone (Ulcer-Susceptible Skin) versus Nearby Regions in Healthy Young Adults / R. Bull, G. Ansell, A.W.B. Stanton, J.R. Levick, P.S. Mortimer // Int. J. Microcirc. – 1995. - Vol. 15. - P. 65-74.

54. Ikeda, A. Scanning Electron Microscopy of the Capillary Loops in the Dermal Papillae of the Hand in Primates Including Man / A. Ikeda, N. Umeda, K. Tsuda, S. Ohta // *Journal of Electron Microscopy Technique*. – 1991. - Vol. 19. - P. 419-428.
55. Jaap, A.J. Skin Capillary Density in Subject with Impaired Glucose Tolerance and Patients with Type 2 Diabetes / A.J. Jaap, A.C. Shore, A.J. Stockman, J.E. Tooke // *Diabetic Medicine*. - Vol. 13. - P. 160-164. - 1996.
56. Hottel, H.C. Optical properties of coatings. Effect of pigment concentration / H.C. Hottel, A.F. Sarofim, W.H. Dalrell, I.A. Vasalos // *AIAA J.* - 1971. - Vol. 9. - 10. - P. 1895-1898.
57. Jacques, S.L. Angular dependence of HeNe laser light scattering by human dermis / S.L. Jacques, C.A. Alter, S.A. Prahl // *Lasers Life Sci.* - 1987. - Vol. 1. - 4. - P. 309-333.
58. Prahl, S.A. Light transport in tissue: Ph.D. dissertation. / S.A. Prahl - Univ. Texas at Austin, 1988.
59. Troy, T.L. Optical properties of human skin in the near infrared wavelength range of 1000 to 2200 nm / T.L. Troy, S.N. Thennadil // *J. Biomed. Opt.* – 2001. - Vol. 6. – 2. - P. 167-176.
60. Jacques, S.L. Origins of tissue optical properties in UVA, visible and NIR regions / S.L. Jacques // *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, Eds. R.R. Alfano and J.G.
61. Fujimoto, TOPS 2. - 1996. - P. 364-371.
62. Jacques, S.L. Origins of tissue optical properties in UVA, visible and NIR regions / S.L. Jacques // *Advances in Optical Imaging and Photon Migration*, Eds. R.R. Alfano and J.G. Fujimoto, TOPS 2. - 1996. - P. 364-371.
63. Van Gemert, M.J.C. Skin Optics / M.J.C. Van Gemert, S.L. Jacques, H.J.C.M. Sterenborg, W.M. Star // *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*. – 1989. – V. 36, №12. – P. 1146-1154.
64. Кассирский, И.А. Справочник по функциональной диагностике/ И.А. Кассирский. - М., 1970. - с. 183.

65. Башкатов, А.Н. Управление оптическими свойствами биотканей при воздействии на них осмотически активными иммерсионными жидкостями/ А.Н. Башкатов // Диссертация на соискание ученой степени кандидата технических наук. - Саратов, Изд-во СГУ, 2002. - с.198 .

66. Paithankar, D.Y. Acne Treatment with a 1450 nm Wavelength Laser and Cryogen Spray Cooling / D.Y. Paithankar , V.E. Ross, B.A. Saleh, M.A. Blair, B.S. Graham // Lasers in Surgery and Medicine. – 2002 – V. 31, № 2. – P. 106-114.

67. Сетейкин, А.Ю. Модель расчета температурных полей, возникающих при воздействии лазерного излучения на многослойную биоткань / А.Ю. Сетейкин // Оптический журнал. – 2005. – Т. 72, № 7. – С. 42-47.

68. Svaasand, L.O. Tissue Parameters Determining the Visual Appearance of Normal Skin and Port-wine Stains / L.O. Svaasand, L.T. Norvang, E.J. Fiskerstrand, E.K.S. Stopps, M.W. Berns, J.S. Nelson // Lasers in Medical Science. – 1995. – Vol. 10. – P. 55-65.

69. Lahaye, C.T.W. Optimal Laser Parameters for Port Wine Stain Therapy: a Theoretical Approach / C.T.W. Lahaye, M.J.C. van Gemert // Physics in Medicine and Biology. – 1985. – V. 30, №6. – P. 573-588.

70. Астафьева, Л.Г. Динамика температурного поля внутри кровеносного сосуда под действием лазерного излучения / Л.Г. Астафьева, Г.И. Желтов // Оптика и спектроскопия. – 2005. – Т. 98, №4. – С. 689-694.

71. van Gemert, M.J.C. Is There an Optimal Laser Treatment for Port Wine Stains? / M.J.C. van Gemert, A.J. Welch, P.A. Alpers // Lasers in Surgery and Medicine. – 1986. – V. 6, №1. – P. 76-83.

72. Mohammed, Y. A Finite Element Method Model to Simulate Laser Interstitial Thermotherapy in Anatomical Inhomogeneous Regions / Y.Mohammed, J.F. Verhey // BioMedical Engineering OnLine. – 2005. – V. 4:2.

73. Pickering, J.W. Computed Temperature Distributions Around Ecstatic Capillaries Exposed to Yellow (578 nm) Laser Light / J.W. Pickering, P.H. Butler, B.J. Ring, E.P. Walker // Physics in Medicine and Biology. – 1989. – V. 34. – P. 1247-1258.

74. Van Gemert, M.J.C. Wavelengths for Laser Treatment of Port Wine Stains and Telangiectasia / M.J.C. Van Gemert, A.J. Welch, J.W. Pickering, O.T. Tan, G.H.M. Gijssbers // *Lasers in Surgery and Medicine*. – 1995. – V. 16, №2. – P. 147-155.

75. Lucassen, G.W. Light Distributions in a Port Wine Stain Model Containing Multiple Cylindrical and Curved Blood Vessels / G.W. Lucassen, W. Verkruysse, M. Keijzer, M.J.C. van Gemert // *Lasers in Surgery and Medicine*. – 1996. – V. 18, № 4. – P. 345-357.

76. Van Gemert, M.J.C. Wavelengths for Port Wine Stain Laser Treatment: Influence of Vessel Radius and Skin Anatomy / M.J.C. van Gemert, D.J. Smithies, W. Verkruysse, T.E. Milner, J.S. Nelson // *Physics in Medicine and Biology*. – 1997. – V. 42, №1. – P. 41-50.

77. Астафьева, Л.Г. Моделирование процесса нагрева сосудов крови лазерным излучением / Л.Г. Астафьева, Г.И. Желтов, А.С. Рубанов // *Оптика и спектроскопия*. – 2001. – Т. 90, №2. – С. 287-292.

78. Barton, J.K. Simultaneous Irradiation and Imaging of Blood Vessels During Pulsed Laser Delivery / J.K. Barton, D.X. Hammer, T.J. Prefer, D.J. Lund, B.E. Stuck, A.J. Welch // *Lasers in Surgery and Medicine*. – 1999. – V. 24. – P. 236-243.

79. Соколов, М.В. Прикладная биофотометрия / М.В. Соколов – М.: Наука, 1982. – 130 с.

80. Dolotov, L.E. Design and Evaluation of a Novel Portable Erythema-Melanin-Meter / L.E. Dolotov, Yu.P. Sinichkin, V.V. Tuchin, S.R. Utz, G.B. Altshuler, I.V. Yaroslavsky // *Lasers in Surgery and Medicine*. – 2004. – V. 34. – P. 127-135.

81. Киселев, Г.Л. Моделирование распространения света в биологических тканях / Г.Л. Киселев // *Биомедицинская радиоэлектроника*. – 2001. – №1. – С. 10-17.

82. Terrien J. La photometrie/ J. Terrien, F. Desvignes. - P.: Presses Universitaire de France, 1972. - 128 p

83. Соколов, М.В. Прикладная биофотометрия./М.В. Соколов - М.: Наука, 1982. - 130 с.

84. Svaasand,L.O. Tissue Parameters Determining the Visual Appearance of Normal Skin and Port-wine Stains / L.O. Svaasand, L.T. Norvang, E.J. Fiskerstrand, E.K.S. Stopps, M.W. Berns, J.S. Nelson // *Lasers in Medical Science.* – 1995. – Vol. 10. – P. 55-65.

85. Lucassen,G.W. Light Distributions in a Port Wine Stain Model Containing Multiple Cylindrical and Curved Blood Vessels / G.W. Lucassen, W. Verkruyssen, M. Keijzer, M.J.C. van Gemert. // *Lasers in Surgery and Medicine.* – 1996. – V. 18, № 4. – P. 345-357.

86. Scherbakov,Y.N. Modeling of Temperature Distribution in the Skin Irradiated by Visible Laser Light / Y.N. Scherbakov, A.N. Yakunin, I.V. Yaroslavsky, V.V. Tuchin // *Proc. SPIE.*– 1994. – V. 2082, №3. – P. 268-275.

87. Stureson,C. Mathematical Modelling of Dynamic Cooling and Pre-Heating, Used to Increase the Depth of Selective Damage to Blood Vessels in Laser Treatment of Port Wine Stains / C. Stureson, S. Andersson-Engels // *Physics in Medicine and Biology.* – 1996. – V. 41, №4. – P. 413-428.

88. Prefer,T.J. Laser Treatment of Port Wine Stains: Three-Dimensional Simulation Using Biopsy-Defined Geometry in an Optical-Thermal Model / T.J. Prefer, J.K. Barton, D.J. Smithies, T.E. Milner, J.S. Nelson, M.J.C. Van Gemert, A. Welch // *Proc. SPIE.*– 1998. – V. 3245, №4. – P. 322-333.

89. Smithies,D.J. Modelling the Distribution of Laser Light in Port-Wine Stains with the Monte Carlo Method / D.J. Smithies, P.H. Butler // *Physics in Medicine and Biology.* – 1995. – Vol. 40. – P. 701-733.

90. Lahaye,C.T.W. Optimal Laser Parameters for Port Wine Stain Therapy: a Theoretical Approach / C.T.W. Lahaye, M.J.C. van Gemert // *Physics in Medicine and Biology.* – 1985. – V. 30, №6. – P. 573-588.

91. van Gemert,M.J.C. Is There an Optimal Laser Treatment for Port Wine Stains / M.J.C. van Gemert, A.J. Welch, P.A. Alpers // *Lasers in Surgery and Medicine.* – 1986. – V. 6, №1. – P. 76-83.

92. Svaasand,L.O. Tissue Parameters Determining the Visual Appearance of Normal Skin and Port-wine Stains / L.O Svaasand., L.T. Norvang, E.J. Fiskerstrand, E.K.S.

Stopps, M.W.Berns, J.S. Nelson// *Lasers in Medical Science*. – 1995. – Vol. 10. – P. 55-65.

93. Ishimaru, A. *Wave propagation and scattering in random media*/ A. Ishimaru – Acad. Press., New-York - London, 1978.

94. Дмитриев, М.А.. Об одной задаче рассеяния в классической теории переноса и рассеяния света в мутных средах / М.А. Дмитриев, Д.А. Рогаткин, М.В. Федуква // *Оптика и спектроскопия*, т.86, №1, 1999. – с.109-113.

95. Meglinski, I.V. *physiol.Meas.*/ I.V. Meglinski, S.J.Matcher, 23, 741(2002).

96. Кириллин, М.Ю. Роль многократного рассеяния при формировании ОКТ-изображений кожи / М.Ю.Кириллин, А.В.Приезжев, Р.Мюллюля. //«Квантовая электроника», 38, № 6 (2008), PACS 42.30.Wb; 87.63.L-; 87.64.Cc; 87.55.K.

97. Кунчев, Р.К. Адаптивные методы обработки телевизионных изображений на основе локальных разностей / Р.К. Кунчев // *Адаптивные методы обработки изображений*. М.: Наука,- 1988.-354 с.

98. Якушенков, Ю.Г. Теория и расчет оптико-электронных приборов. / Ю.Г.Якушенков -М.:Сов.радио,1980.-392 с.

99. Карасик, В.Е. Управление временными режимами работы ЛСВ с импульсным подсветом/ В.Е. Карасик, В.Б. Бокшанский // *Приборы и системы управления*.-1998.-№3.-С.85-87.

100. Лукьянов, Д.П. Оптические адаптивные системы / Д.П. Лукьянов, А.А. Корниенко, Б.Е. Рудницкий.-М.:Сов.радио,-1989- 240 с.

101. Buffington, A.A. Correction of atmospheric distortion with an image-sharpening telescope / A.A. Buffington, F.S. Crawford, R.A. Muller, A.T.Schwemin//*JOSA*.- 1977.-№3.- P.298-303.

102. Стокхэм, Д. Обработка изображений в контексте модели зрения/ Д. Стокхем // *ТИИЭР*.- 1972.- Т.60, №7. - С.93-107.

103. Прэтт, У. Цифровая обработка изображений: Пер с англ.- М.: Мир, 1982. - 480 с.

104. Tamar, P. Adaptive filtering of image. Institution of Radioengineering / P. Tamar, J. Lim // *IEEE Proceeding*.-1981.- Vol.1, №1-4.-P.1-8.

105. Зуев, В.Е. Теория систем в оптике дисперсных сред / В. Е. Зуев, В.В. Белов, В.В. Веретенников // Из-во "Спектр", Томск, 1997, 402.
106. Протасов, К.Т. Восстановление космических снимков подстилающей поверхности Земли на участках затенения дымкой и фрагментами облаков. Оптика атмосферы и океана / К.Т. Протасов, Е.С. Артамонов. 12, № 12, 1999, 1140-1145.
107. Демидов Л.В., Соколов Д.В., Булычева И.В. и др. Совершенствование методов диагностики меланомы кожи // Вестник РОНЦ им. Н.Н. Блохина РАМН. 2007. Т. 18, № 1. С. 36–41.
108. J. F. de Boer and T. E. Milner, "Review of polarization sensitive optical coherence tomography and Stokes vector determination," J Biomed. Opt. 2002 7(3), 359–371.
109. Petruk, V.G., Chernovolyk, G.A., Vasilkovsky, I.V. and Tomchuk, M.A., "Device for non-invasive optical diagnostic biomedical materials," Ukraine Patent 46340A, May 15, 2002.
110. Saphier J. Die Dermatoskopie. I. Mitteilung // Arch. Dermatol. Syphilol. 1920. Vol. 128. P. 1–19.
111. Moncrieff M, Cotton S, Claridge E, Hall P. Spectrophotometric intracutaneous analysis: A new technique for imaging pigmented skin lesions. Br J Dermatol 2002;146:448–457.
112. Anderson RR, Parrish JA. Microvasculature can be selectively damaged using dye lasers: A basic theory and experimental evidence in human skin. Lasers Surg Med 1981;1: 263–276.
113. Cotton SD, Claridge E. Developing a predictive model of human skin colouring. Proc SPIE 1996; 2708:814–25.
114. Поддубный, Б.К. Увеличительная и узкоспектральная эндоскопия: новые возможности диагностики патологических процессов пищевода и желудка / Б.К. Поддубный, О.А. Малихова, С.В. Кашин // Возможности НВИ в эндоскопической диагностике заболеваний верхних отделов желудочно-кишечного тракта. – М.: Изд. ООО «ОЛИМПАС МОСКВА», 2007. – С. 10–14.

115. Ringold, D.A. High-contrast imaging (FICE) improves visualization of gastrointestinal vascular ectasias / D.A. Ringold, S. Sikka, B. Banerjee. *Endoscopy*. 2008;40 Suppl 2:E26
116. Costamagna, G. A prospective trial comparing small bowel radiographs and video capsule endoscopy for suspected small bowel disease / G. Costamagna, S.K. Shah, M.E. Riccioni, F. Foschia, M. Mutignani, V. Perri, A. Vecchioli, M.G. Brizi, A. Picciocchi, P. Marano. *Gastroenterology*. 2002;123:999–1005.
117. Marghoob, A.A. Atlas of Dermoscopy / A.A. Marghoob, R.P. Braun, A.W. Kopf. Informa Healthcare 2005.
118. Gewirtzman, A.J. An evaluation of dermoscopy fluids and application techniques / A.J. Gewirtzman, J-H. Saurat , R.P. Braun. *Br J Dermatol* 2003; 149: 59—63.
119. Зуев, В.Е. Прозрачность атмосферы для видимых и инфракрасных лучей / В.Е. Зуев.- М.: Сов.радио , 1966.- 198 с.
120. Junge, C.E. Cell locomotion as shape change / C.E. Junge. // *Advance in Geophysics*.-1959.- Vol.4.- P.11-13.
121. Атмосфера: Справочник.- Л.:Гидрометеиздат, 1991.- 510 с.
122. Зуев, В.Е. Оптика атмосферного аэрозоля/ В.Е. Зуев, М.В. Кабанов.- Л.:Гидрометеиздат,1987.-234 с.
123. Яворский, Б.М. Справочник по физике/ Б.М. Яворский, А.А. Детлаф// М.:Наука.- 1977.-С.942 .
124. Балякин, И.А. Приборы с переносом заряда в радиотехнических устройствах обработки информации/ И.А. Балякин // М: Радио и связь, 1987.- С.305 .
125. Грязин, Г.Н. Оптико-электронные системы для обзора пространства/ Г.Н. Грязин // Системы телевидения.-Л.:Машиностроение, 1988.- 224 с.
126. Строев, В.М. Многоспектральный оптический метод обнаружения объектов через неоднородные среды/ В.М. Строев, Г.Ф. Альмас, А.И. Истомина //Вестник Иркутского Государственного Технического Университета. 2013. №6. С.160-165.

127. Строев, В.М. Многоспектральный оптический метод формирования и обработки изображений низкоконтрастных подкожных образований при априорной неопределенности параметров кожи / В.М. Строев, Г.Ф. Аль-мас // Инженерный вестник Дона. Технические науки. 2013 Номер 4.

128. Конопацкова, О.М. Термографический метод в диагностике опухолей кожи/ О.М. Конопацкова //Саратов: Изд-во СМУ.- 2003.

129. Пат. 2392846 Российская Федерация, МПК А61В 5/00. Способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи/ Аветисов С. Э.; заявитель и патентообладатель Государственное учреждение Научно-исследовательский институт глазных болезней Российской академии медицинских наук (ГУ НИИ ГБ РАМН). - № 2008143673/14.Заявл.06.11.2008; Опубл. 27.06.2010, Бюл. № 12.

130. Пат. 2187955 Российская Федерация, МПК 7 А61В5/00 , 2187955 (13) С2. Способ определения патоморфологических изменений кожи по её оптическим параметрам, регистрируемым INVIVO / Журавель В. Г.; заявитель и патентообладатель Ставропольская государственная медицинская академия. – №2000109677/14 ; заявл. 2000.04.17 ; опубл. 2002.08.27 , Бюл. № 54 (II ч.). – 3 с.

131. Залесский, В.Н. Внутрисосудистая оптическая когерентная томография: возможности визуализации коронарной патологии/ В.Н. Залесский, О.Б. Дынник // Украинский мед. Журн.- 2005.-С. 42—46.

132. Патент РФ №2518350 на изобретение Способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи. Заявка: 2012121629/14, 25.05.2012. Дата публикации заявки: 27.11.2013.

133. Хоувза, М. Приборы с зарядовой связью/ М.Хоувза, Д.М Моргана// М.: Энергоиздат.- 1981.-С.376 .

134. Пресс, Ф.П. Фоточувствительные микросхемы с зарядовой связью/ Ф.П. Пресс // Итоги науки и техники. Сер.Электроника. –1986.- Т. 18.-С.33-86.

135. Пушкарева, А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани/ А.Е. Пушкарева // Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО.- 2008. – С.103.
136. Тамира, Т. Волноводная оптоэлектроника / Т.Тамира// М.:Мир.-1991.- С.573.
137. Свечников, Г.С. Элементы интегральной оптики/ Г.С. Свечников // М.:Радио и связь.-1987.-С.105 .
138. Верещагин, Д.К. Введение в оптоэлектронику/ Д.К. Верещагин //М.: Высшая школа.- 1991.- С.191.
139. Тидекен, Р. Волоконная оптика и ее применение/ Р. Тидекен// М.: Мир, 1975.-С.240 .
140. Сатаров, Д.К. Волоконная оптика. /Д.К.Сатаров //-Л:Машиностроение,- 1973.-280 с.
141. Мартин, Системы на кристалле. Проектирование и развитие/ Мартин, Немудров // Техносфера. М.-2004
142. Капустин, А.П. Электрооптические и акустические свойства жидких кристаллов. / А.П. Капустин// М:Наука,-1973.
143. Де Жен П. Физика жидких кристаллов. Пер. с англ. под ред. А.Ф.Сонина. / Де Жен П.// М.: Мир,-1977.
144. Борн, М. Основы оптики. / М. Борн , Э. Вольф Э. // М.: Наука,-1970.
145. Гудмен, Дж Введение в фурье-оптику. / Дж. Гудмен //М.: Мир,-1970.
146. Каверина, Л.В. Дискретно-аналоговые спецпроцессоры предварительной обработки изображений /Л.В.Каверина, В.М. Строев // Радиосистемы.-1999.- Вып.36, №2. - С.10-12.
147. Булушев, А.Г. Волоконно-оптические интерферометры /А.Г. Булушев, А.В. Кузнецов, О.Г. Охотников, В.А.Царев // Волоконная оптика: Труды института общей физики.- М.: Наука,-1990.-Т.23.- С.159-172.
148. Акаев, А.А. Оптические методы обработки информации/А.А.Акаев, С.А.Майоро// М.:Высшая школа,-1988.-238 с.

149. Кондиленко, И.И. Интегральные электрооптические модуляторы света / И.И.Кондиленко, П.А.Коротко, Н.И. Фелинский //Квантовая электроника.-1980.- Вып.19.-С.60-77.
150. Чео, П.К. Волоконная оптика: приборы и системы: Пер с англ./ П.К. Чео //М.: Энергоатомиздат,-1991.-324 с.
151. Воронов, С.А. Свойства материалов для оптических элементов приемников инфракрасного излучения / С.А. Воронов // Радиоэлектроника.-1997.- Т.40,№5.-С.19-30.
152. Куликов, А.Ю. Волоконно-оптическая система формирования изображений/А.Ю.Куликов, В.М. Строев // Радиосистемы.-2003.- Вып.70.-С.41-44.
153. Куликов, А.Ю. Алгоритм определения показателей преломления волноводов при реализации пространственных ФНЧ на волоконных элементах/ А.Ю. Куликов, В.М.Строев // Радиосистемы.-2004.- Вып.76.-С.41-44.- (Радиотехника, №3).
154. Гуреев, А.Д. Лазерный метод ранней диагностики рака /А.Д. Гуреев, Д.М. Гуреев.//Известия Самарского научного центра РАН - Компьютерная оптика, 2001
155. Гуреев, А.Д. Неразрушающее диагностирование биотканей с использованием методики обратного рассеяния низкоинтенсивного лазерного излучения / А.Д. Гуреев, С.П. Котова // Препринт ФИАН. 1999. № 22. 16 с.
156. Гуреев, А.Д. Лазерная диагностика жидких биологических сред / А.Д. Гуреев, С.П. Котова // Известия Самарского научного центра РАН. 2000. Т. 2. № 1. С. 40-43.
157. Оптические методы в онкологии. [Электронный ресурс] // - ФГБУ "НИИГБ" РАМН. – Режим доступа: <http://old.cancerplot.ru/GALLERY/gallery.htm>.
158. Оптические методы исследований в онкологии. [Электронный ресурс] // - ФГБУ "НИИГБ" РАМН. – Режим доступа: <http://old.cancerplot.ru/CAPTURE/capture.htm>



Министерство образования и науки
Российской Федерации

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение
высшего профессионального образования
ФГБОУ ВПО «ТГТУ»

«Тамбовский государственный
технический университет»
392000, Тамбов, Советская, 106
Телеграфный адрес: Тамбов, ТГТУ,
телефон: 631019, факс: (4752) 63-06-43
E-mail: tstu@admin.tstu.ru
ОГРН 1026801156557
ИНН 6831006362, ОКПО 02069289

№ 01-21/1355 от 16.10.14

На № _____ от _____



УТВЕРЖДАЮ:

Первый проректор
д.п.н. профессор

Н.И. Молоткова

2014г.

СПРАВКА О ВНЕДРЕНИИ

Выдана Г.Ф. Аль-Мас для предоставления в диссертационный совет Д 212.260.07, свидетельствующая о том, что результаты диссертационной работы «Многоспектральные методы и алгоритмы визуализации и диагностики подкожных образований для оптико-электронной дерматологической системы» используются в процессе обучения студентов 4 курса специальности 201000.62 «Биотехнические системы и технологии» по дисциплине «Компьютерные технологии в медико-биологических исследованиях» на кафедре «Биомедицинская техника» Тамбовского государственного технического университета.

Заведующий кафедрой «Биомедицинская
техника» ФГБОУ ВПО «ТГТУ», д.т.н. профессор

С.В. Фролов



ООО «Биомедтех»

392032, г. Тамбов, ул. Мичуринская,
д. 112, корпус Д, комн. 413,
тел (4752) 22-65-65,
ИНН 6829093230, КПП 682901001
ОГРН 1136829005290,
Р/с 40702810361000071401
Отделение №8594 Сбербанка России
г. Тамбов, БИК 046850649
15.10.14 № 124

Для представления в диссертационный совет Д 212.260.07 федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Тамбовский государственный технический университет»

АКТ

о внедрении результатов диссертационного исследования

Настоящим удостоверяется, что результаты диссертационной работы Аль-мас Гамиль Фатех «Многоспектральные методы и алгоритмы визуализации и диагностики подкожных образований для оптико-электронной дерматологической системы» внедрены и использовались в ООО «Биомедтех» при разработке опытного образца дерматоскопической системы.

В опытном образце были использованы следующие результаты диссертационных исследований:

- алгоритм восстановления изображения подкожных образований, отличающийся адаптивным выбором диапазона длин волн и повышенной точностью восстановления изображений
- многоспектральный оптический метод решения задачи обработки информации при восстановлении изображения подкожных образований с использованием функции расстройки, отличающийся от известных возможностью работы при отсутствии априорной информации об оптической плотности кожи;
- алгоритм решения задачи обработки информации при восстановлении изображения подкожных образований, отличающийся использованием функции расстройки;
- многоспектральный способ визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований, отличающийся совмещением процессов диагностики и визуализации новообразований, а также более точным отображением границ недоброкачественного образования;
- архитектура адаптивной многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы, осуществляющей яркостную и пространственную частотную коррекцию искажений изображения подкожного слоя.

Генеральный директор
ООО «Биомедтех»



/ Куликов А.Ю. /