

На правах рукописи



Аль Мас Гамиль Фатех Али

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

Специальности:

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

05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук

Тамбов 2014

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Тамбовский государственный технический университет» (ФГБОУ ВПО «ТГТУ») на кафедре «Биомедицинская техника».

Научный руководитель

Строев Владимир Михайлович,
кандидат технических наук, доцент

Официальные оппоненты:

Дмитриев Геннадий Андреевич,
доктор технических наук, профессор,
заслуженный деятель науки и техники РФ,
ФГБОУ ВПО «Тверской государственный
технический университет», профессор кафедры
«Автоматизация технологических процессов»

Осовский Алексей Викторович,
кандидат технических наук, доцент, ФГБОУ
ВПО «Астраханский государственный универ-
ситет», доцент кафедры управления качеством

Ведущая организация

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
профессионального образования «Волгоград-
ский государственный технический
университет»

Защита состоится 25 декабря 2014 г. в 15 часов на заседании диссертационного совета Д 212.260.07 при ФГБОУ ВПО «ТГТУ» по адресу: г. Тамбов, ул. Ленинградская, д. 1, ауд. 160.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте ФГБОУ ВПО «ТГТУ». Автореферат диссертации размещен на официальных сайтах ФГБОУ ВПО «ТГТУ» <http://www.tstu.ru> и ВАК Минобрнауки РФ <http://www.vak.ed.gov.ru>.

Автореферат разослан « ____ » _____ 2014 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета



Сергей Яковлевич Егоров

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы исследования и степень ее разработанности.

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

В настоящее время 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 поверхность кожи и получить скрытые данные на глубину до 2,5 мм. 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, при котором искажается спектральная картина образования, используемая при диагностике его доброкачественности.

Для восстановления изображения подкожного слоя можно применять методы и способы формирования изображений, искаженных рассеивающей средой типа вода, атмосферные образования. Эти методы неэффективны при резких пространственных колебаниях оптической плотности кожи.

Существует многоспектральный метод восстановления изображений, основанный на свойстве спектральной прозрачности рассеивающей среды в приближении однократного рассеяния. Данный метод использует зависимость оптической толщи от длины волны и поэтому может работать при резких пространственных колебаниях плотности искажающей рассеивающей среды. Прямое применение метода для визуализации подкожных неоднородностей сталкивается со следующими трудностями: отсутствие априорной информации о зависимости оптической толщи от длины волны и необходимости уменьшения разноса длин волн, на которых формируются изображения, с целью повышения точности восстановления изображений.

Таким образом, актуальной является задача разработки многоспектральной оптико-электронной 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;
- 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.

Объект и предмет исследования. Объектом исследования является оптико-электронная дерматологическая система, работающая при резких колебаниях оптической плотности кожи. Предметом исследования являются алгоритмы и методы визуализации и диагностики подкожных новообразований.

Научная новизна:

- разработан алгоритм решения задачи попиксельной обработке 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 методов восстановления изображения подкожных образований, работающих при резких пространственных колебаниях оптической плотности кожи, 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 при резких пространственных колебаниях плотности кожи и, соответственно, повысит точность диагностики доброкачественности образований по их спектральной картине, 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 разработке опытного образца дерматологической системы в ООО «Биомедтех».

Методология и методы исследования. Для решения сформулированных задач в работе использовались методы системного анализа, 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 2013 г.); Международной научно-практической конференции «Интеграция мировых научных процессов как основа общественного прогресса» (Казань, ноябрь 2013 г.).

Публикации. Материалы, отражающие основные результаты работы, представлены в 11 публикациях (в том числе 4 статьи в изданиях, рекомендованных ВАК РФ; 3 статьи в рецензируемом журнале; 1 статья на английском языке в зарубежном журнале; 1 патент РФ на изобретение).

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

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во **введении** обоснована актуальность темы диссертации; сформулированы цель и задачи исследования; кратко описано содержание глав; приведены основные положения, выносимые на защиту; раскрыты научная новизна, теоретическая и практическая значимость.

В первой главе **«Анализ методов и алгоритмов формирования и улучшения изображений, сформированных через рассеивающие среды»** проведен анализ возможностей существующих многоспектральных дерматологических систем. Наиболее перспективным является гиперспектральный детектор меланомы (рис. 1), формирующий изображения на 10 узкополосных спектральных участках, что обеспечивает послойное наблюдение кожи и подкожного слоя.

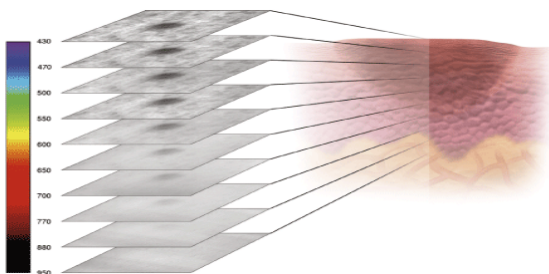


Рис. 1. Гиперспектральный детектор меланомы

Рассмотрены спектральные характеристики кожи и подложных образований, а также существующие оптические модели кожи. Анализ спектральных характеристик кожи показал уменьшение поглощения в недоброкачественных образованиях во всем оптическом диапазоне длин волн (рис. 2).

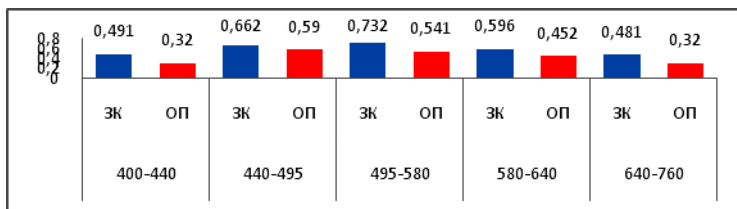


Рис. 2. Сравнительная характеристика оптических параметров очага поражения (ОП) и здоровой кожи (ЗК) пациента

Проведен анализ методов и алгоритмов обработки изображений, сформированных через рассеивающие среды. Рассмотрены режимы работы дерматологических систем NBI и FICE.

В результате проведенного анализа выявлено, что 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. Решение задачи восстановления изображения, искаженного рассеивающим слоем, должно основываться на спектральной зависимости коэффициента ослабления.

Во второй главе «**Разработка методов и алгоритмов для многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы**» на основании литературных источников предложена многоспектральная модель подкожного слоя, учитывающая размывание изображения подкожного слоя за счет рассеивания света по коже.

Получено выражение, определяющее световой поток $\Phi_{\text{ФПЗС}}(x, y, \lambda_0)$, отраженный от подкожного слоя при использовании подсветки на длине волны λ_0 :

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

где $g_{\text{ФПЗС}}(\lambda_0)$ – спектральная чувствительность ячейки ФПЗС; $\Phi_L(\lambda_0)$ – световой поток от активного источника излучения на длине волны λ_0 ; D – диаметр объектива оптической системы; R – расстояние от точки визирования до фотоприемника; $C_L(x, y, \lambda_0)$ – коэффициент переотражения из точки подкожного слоя с координатами x, y .

Аналогичное выражение можно использовать для мульти- или гипер-спектральных систем. В нем необходимо использовать интегральные оптические характеристики $\Phi_L(\lambda_0)$, $g_{\text{ФПЗС}}(\lambda_0)$, $C_L(x, y, \lambda_0)$ для узкого диапазона длин волн от λ_0 до $\lambda_0 + \Delta\lambda$.

Данное выражение с учетом процесса размывания изображения при прохождении света через кожу позволило предложить модель переноса изображения, представленную на рис. 3.

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

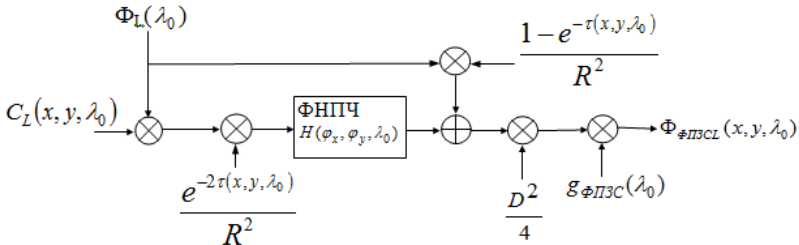


Рис. 3. Структурная схема модели влияния кожи на изображение подкожного слоя

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

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 разработан 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 диаг-

ностики доброкачественных и злокачественных новообразований, позволяющий на исходном изображении выделять пораженные участки.

В основе методов лежит решение системы уравнений полученной на основе модели принятых световых потоков на нескольких длинах волн при условии, что $\tau(x, y, \lambda_2) = d\tau(x, y, \lambda_1)$, где d – постоянный коэффициент, принимающий значения от 1 до 2.

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

Коэффициент k связывает принятый световой поток $\Phi_{\text{ФПЗС}}(x, y, \lambda_0)$ и зарядовый профиль $q_{1,2}(x, y, \lambda_{1,2})$, накопленный в ФПЗС.

Упростим систему обозначений:

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

Тогда система (2) примет вид

$$\begin{cases} a = C e^{-2z} - e^{-z}; \\ b = C e^{-2zd} - e^{-zd}. \end{cases}. \quad (3)$$

Аналитическое решение системы (3) возможно только при $d = 2$. Оно позволяет обеспечить максимум быстродействия при восстановлении изображений сцены, искаженной рассеивающей средой.

Восстановление изображения подкожного слоя при больших оптических толщах кожи требует уменьшения значения d . В этом случае возможно только численное решение системы (3).

Трансформируем систему (3) в уравнение

$$F(z) = e^{-zd} \left[e^{z(1-d)} (1 + ae^z) - 1 \right] - b = 0.$$

Алгоритм нахождения численного решения уравнения сводится к итерационной процедуре вычисления:

$$z_{n+1} = z_n - \frac{F(z_n)}{F'(z_n)} = z_n - \frac{e^{-zd} \left[e^{z(1-d)} (1 + ae^z) - 1 \right] - b}{e^{-zd} d + ae^{2z(1-d)} [2(1-d)] + e^{z(1-2d)} (1-2d)}.$$

Найденное значение $z^* = \tau(x, y, \lambda_1)$ используется для вычисления значения $C^* = \frac{a + e^{-z}}{k e^{-2z}}$.

Алгоритм восстановления искаженных изображений многоспектральным методом представлен на рис. 4.

Алгоритм реализуется следующим образом: задаются исходные данные, вычисляется значение коэффициента k .

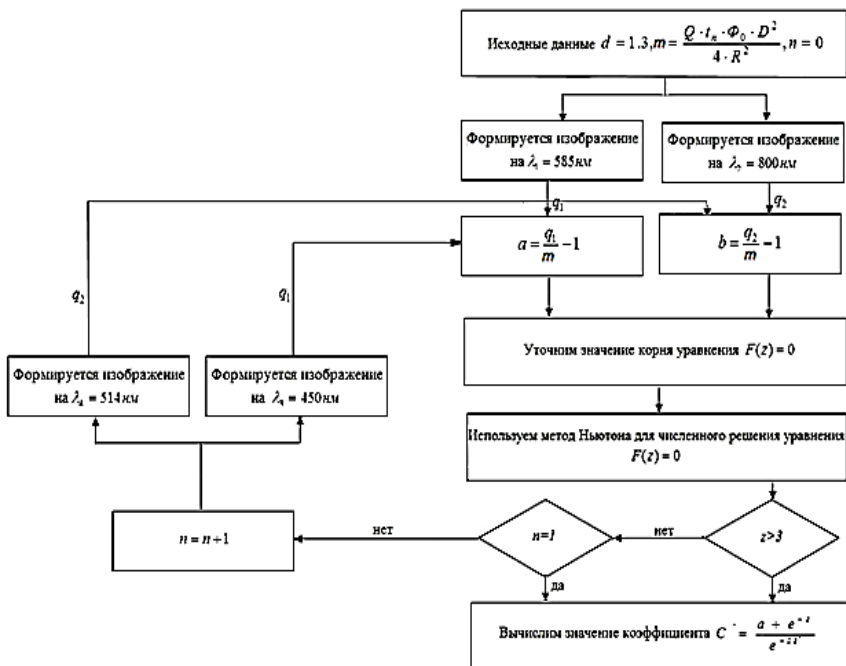


Рис. 4. Алгоритм реализации многоспектрального оптического метода восстановления изображения с адаптивным выбором диапазона длин волн

Для вычисления коэффициента k предварительно измеряется расстояние R до биообъекта и используются заранее известные значения чувствительность ячейки, время накопления, световой поток источника излучения, диаметр объектива. Формируется изображение на двух длинах волн, для каждой точки изображения рассчитываются значения a и b , уточняются значения корней уравнения $F(z) = 0$; из двух полученных корней выбирается корень с наибольшим значением z . Именно это значение используется в качестве начального значения z_0 для численного решения уравнение $F(z) = 0$.

В результате численного решения получается оценочное значение оптической толщины z^* и C^* . Использование двух диапазонов длин волн позволяет повысить точность восстановления исходного изображения.

Для восстановления изображений, сформированных через слой кожи с малой оптической толщиной, разработан метод на основе функции расстрой-ки, предполагающий использование в точном аналитическом решении при $d = 2$ принятого сигнала на λ_2 не удовлетворяющего требованию $d = 2$.

Введение расстройки приводит к нарушению условий, при которых справедливо аналитическое решение системы (3). В этом случае оценочное значение z^* находится по формуле

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

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

На рисунке 5 представлена зависимость результата вычисления при изменении коэффициента расстройки при заданных значениях $d_0 = 2$, $z = 1,5$; 3; 4,5; 6.

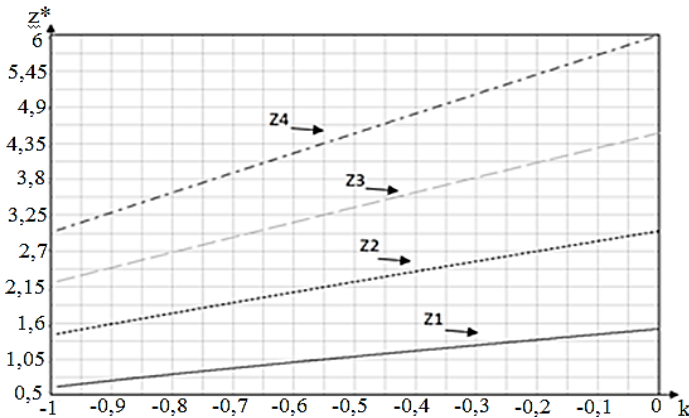


Рис. 5. Функция расстройки при заданных значениях $z = 1,5; 3; 4,5; 6$

Анализ полученных зависимостей привел к выводу о прямой связи угла наклона возрастающей части линий со значением z для λ_1 . Используем этот участок функции для вычисления значения C^* .

Разработанный метод реализуется в алгоритме, представленном на рис. 6.

Алгоритм структурно и графически разбит на три части: первая – подбор длины волны второго источника света для достижения заданного значения d ; второй – попиксельное вычисление значений функции расстройки для изображений, полученных на следующих комбинациях длин волн: λ_1 и λ_2 , λ_1 и λ_3 , λ_1 и λ_4 ; третий – подбор значений C^* с учетом линейности функции расстройки.

После восстановления изображения подкожного слоя применяется способ визуализации и диагностики доброкачественных и злокачественных новообразований, позволяющий на исходном изображении выделять пораженные участки. Данный способ может применяться и отдельно. Возможно его использование при применении препарата «Аласенс».

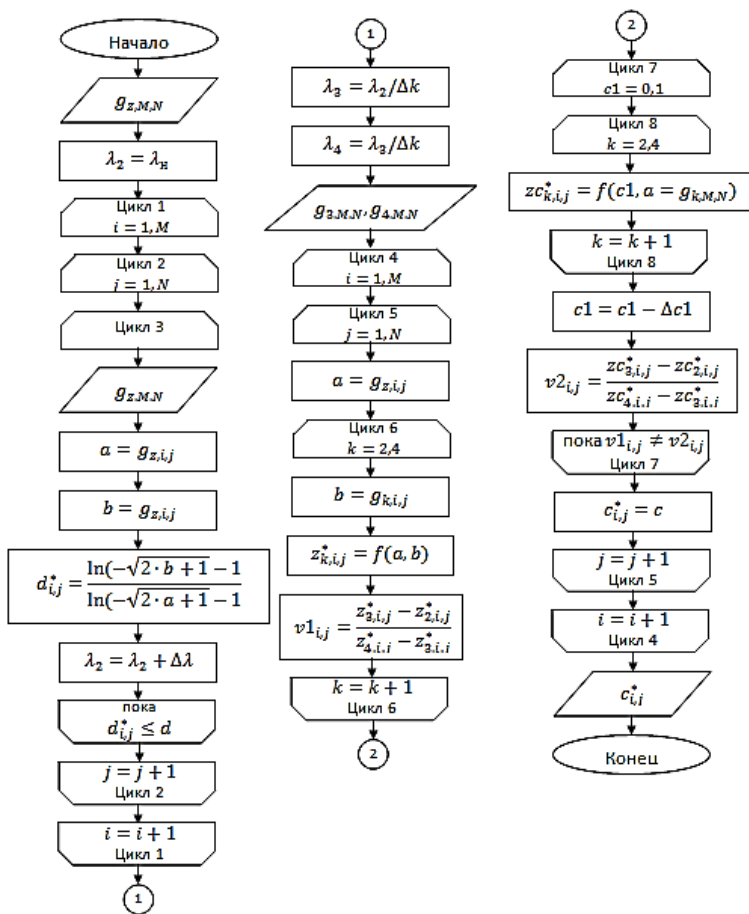


Рис. 6. Алгоритм обработки изображения

С помощью двух люминесцентных ламп с максимумами излучения 390, 415 и 433 нм, укрепленных на кронштейнах, добиваются максимально равномерного освещения возбуждающим излучением зоны новообразования. Производят регистрацию интересующего участка цифровой камерой с RGB CCD-матрицей. Из полученного трехканального RGB флуоресцентного изображения формируется изображение в оттенках серого и для каждой точки изображения вычисляется нормированное значение красного канала, сравниваются значения исследуемого и здорового участков и выполняется обнуление яркости точек серого изображения, в которых не наблюдается 10% превышения. При отображении опухоли на полученном результирующем изображении диагностируется злокачественная опухоль, а при исчезновении опухоли – доброкачественная.

В третьей главе «**Разработка адаптивной многоспектральной оптико-электронной дерматологической системы**» разработана структурная схема системы, представленная на рис. 7.

К основным особенностям схемы следует отнести использование: кросс-поляризационных фильтров 1, 2 для подавления отражений от рогового слоя; волоконно-оптической системы формирования изображений (ВОСФИ), выполняющей функции разделения световых потоков на разных длинах волн на соответствующие матрицы ФПЗС и коррекции пространственных искажений, вызванных рассеиванием света в плоскости слоя кожи; блока обработки и управления, задающего набор длин волн света для блока светофильтров и ВОСФИ, вид частотной характеристики ВОСФИ в зависимости от значения оптической толщины $\tau(x, y, \lambda)$, а также восстановление изображения подкожного слоя и визуализацию недоброкачественных образований.

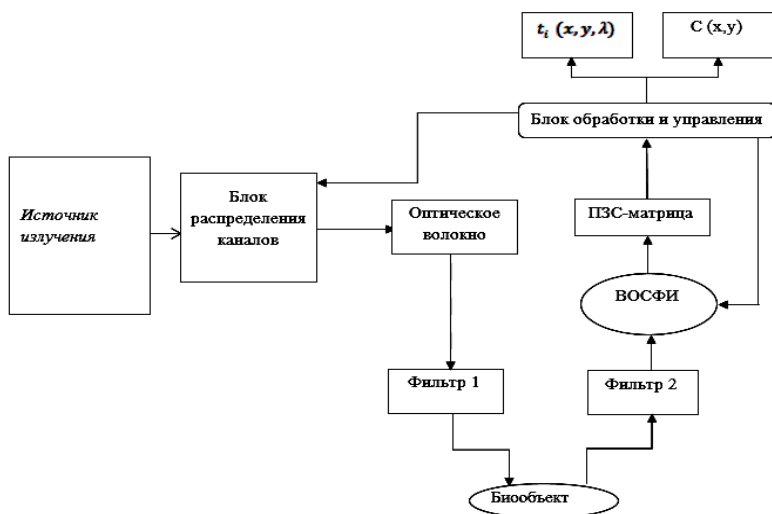


Рис. 7. Структурная схема адаптивной оптико-электронной многоспектральной дерматологической системы

Частотная коррекция построена на основе принципа ВЧ коррекции с учетом того, что используемая для коррекции ВОСФИ позволяет реализовать только фильтр нижних пространственных частот.

Передаточная функция ВОСФИ выглядит следующим образом:

$$H_k(\varphi_x, \varphi_y, \lambda) = 1 - \frac{1}{(H_c(\varphi_x, \varphi_y, \lambda))^{\tau(x, y, \lambda)} K}, \quad (3)$$

где $H_c(\varphi_x, \varphi_y, \lambda)$ – оптическая передаточная функция (ОПФ) слоя кожи

при $\tau(x, y, \lambda)$; $K = \frac{1}{H_c(\varphi_{x \max}, \varphi_{y \max}, \lambda_{\max})}$ – коэффициент усиления;

$\Phi_{x \max}, \Phi_{y \max}$ – наивысшие пространственные частоты в спектре изображения, при которых передаточная функция системы формирования не падает ниже уровня шума; λ_{\max} – максимальная длина волны, на которой ведется обработка изображения.

Предложена реализация 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 «**Моделирование и экспериментальная оценка эффективности разработанных методов**» проведено моделирование обработки для одномерных сигналов и полунатурное моделирование для реальных двумерных изображений.

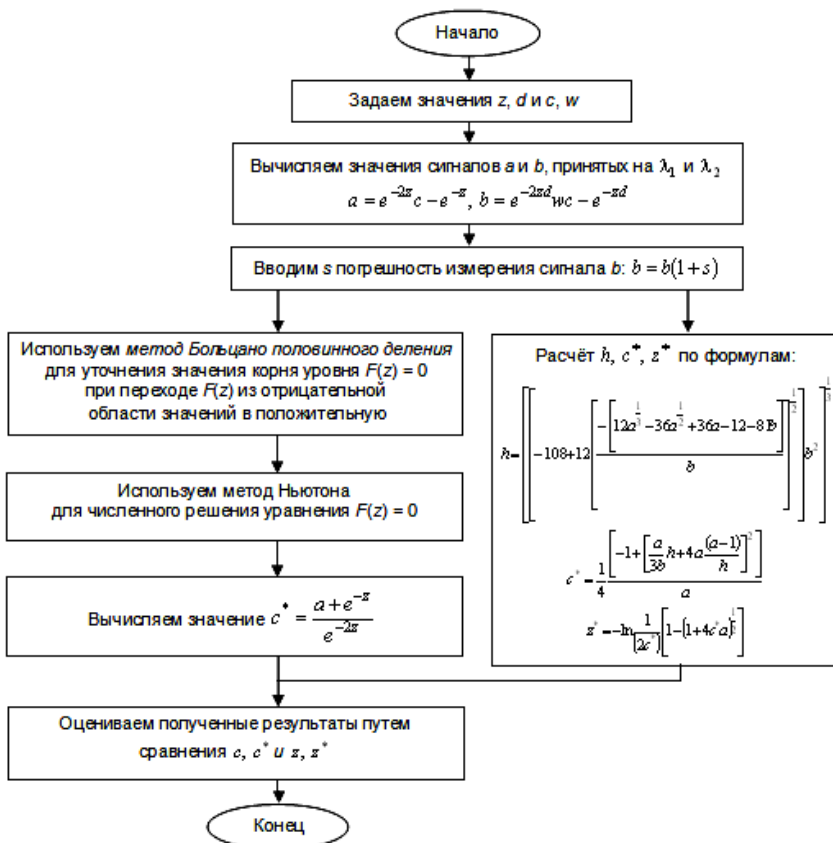


Рис. 8. Структурная схема численного эксперимента

Произведено сравнение предложенной математической модели с экспериментальными данными при приеме сигналов от двухслойной структуры. Результаты сравнения показали адекватность принятой модели. Отличие экспериментальных данных и результатов моделирования, как показано в работе, обусловлено сильным переотражением от плотной верхней части первого слоя.

Произведено математическое моделирование обработки многоспектральными методами и алгоритмами. Для оценки влияния погрешности s измерения значений принятых сигналов a и b , а также влияние принятого ограничения – коэффициенты $C(x, y)$ не зависят от длины волны, разработана структурная схема численного эксперимента, представленная на рис. 8.

Результаты моделирования приведены на рис. 9.

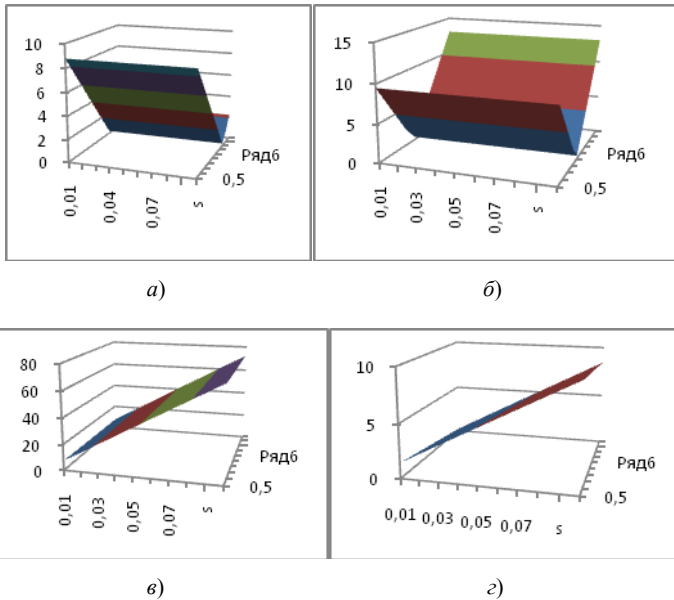


Рис. 9. Результаты моделирования:
 при $d = 2$ $z = 5$ (а) $z = 3$ (б); при $d = 1,3$ $z = 5$ (в) $z = 3$ (г)

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 $z = 3 - 13\%$.

Таким образом, уменьшение значения d позволяет снизить погрешность восстановления коэффициента C при $z = 5$ в 8 раз.

Результаты моделирования позволили выявить ограничение метода: использование метода при оптической толщине рассеивающего слоя больше 3.

Моделирование обработки методом на основе функции расстройки подтвердило его эффективность при малых и средних значениях оптической толщины кожи и позволило сделать вывод о необходимости производить предварительную оценку ее значения с целью выбора по нему оптимальной расстройки между каналами. Предложенным способом визуализации и диагностики произведены полунатурное моделирование многоспектрального метода с использованием численного решения и обработка изображений новообразований.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате проведенных в диссертационной работе исследований решена актуальная задача разработки многоспектральной дерматологической системы визуализации доброкачественных и недоброкачественных подкожных образований, работающей при резких пространственных колебаниях оптической плотности кожи.

Основные результаты, полученные в диссертации, позволяют сформулировать следующие основные выводы:

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

2. 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.

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

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

5. 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 толщины слоя кожи.

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

7. Произведено математическое моделирование обработки с помощью многоспектральных методов и 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%;

– повышение эффективности метода с функцией расстройки возможно за счет предварительной оценки значения оптической толщи кожи для выбора по нему оптимальной расстройки между каналами.

8. Моделирование многоспектрального способа визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных образований подтвердило повышение точности отображения границ злокачественного образования.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи в журналах из перечня ВАК:

1. **Строев, В. М.** Многоспектральный оптический метод обнаружения объектов через неоднородные среды / В. М. Строев, Г. Ф. Аль Мас, А. И. Истомина // Вестник Иркутского государственного технического университета. – 2013. – № 6. – С. 160 – 165.

2. **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. – № 4.

3. **Строев, В. М.** Разработка способа визуализации и дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи / В. М. Строев, Г. Ф. Аль Мас // Вестник Тамбовского государственного технического университета. Серия: Естественные и технические науки. – Тамбов. – 2014. – Т. 19. – Вып. 3. – С. 897 – 902.

4. **Строев, В. М.** Многоспектральный метод восстановления изображений с линеаризованной функцией расстройки в область отрицательных значений / В. М. Строев, Г. Ф. Аль Мас, И. Н. Клюева // Вестник Тамбовского государственного технического университета. Серия: Естественные и технические науки. – Тамбов. – 2014. – Т. 19. – Вып. 6. – С. 1815 – 1818.

*Авторские свидетельства Федеральной службы
по интеллектуальной собственности, патентам и товарным знакам*

5. **Пат. 2518350** Российская Федерация. Способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи / Фесенко А. И., Строев В. М., Аль Мас Г. Ф. ; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВПО «ТГТУ» 202121629/14 ; заявл. 25.05.12 ; опубл. 10.06.14, Бюл. № 16.

Статьи в рецензируемых журналах:

6. Двухчастотный метод обнаружения низкоконтрастных подкожных образований / Е. Н. Пересыпкина, А. И. Истомина, А. М. Черникова, О. В. Чичканова, Г. Ф. Аль Мас // Молодой ученый. – 2012. – № 5. – С. 552 – 556.

7. **Аль Мас, Г. Ф.** Многоспектральный метод обнаружения подкожных образований / Г. Ф. Аль Мас, В. М. Строев // Молодой ученый. – 2012. – № 12. – С. 104 – 107.

8. **Аль Мас, Г. Ф.** Моделирование многоспектрального метода обнаружения подкожных образований / Г. Ф. Аль Мас // Молодой ученый. – 2012. – № 12. – С. 26 – 29.

Статьи в иностранных журналах

9. **Almas, G. F.** Dual Spectral Method of Detecting Subcutaneous Structures / G. F. Almas, V. M. Stroeve // European applied Sciences 6. – 2013. – Part 2. – P. 41 – 44.

Материалы научных конференций:

10. **Аль Мас Г. Ф.** Адаптивная многоспектральная система обнаружения подкожных образований / Г. Ф. Аль Мас // Перспективные развития информационных технологий : сб. материалов XVI Междунар. науч.-практ. конф. / Новосибирск, 28 декабря 2013 г. – Новосибирск : Изд-во ЦРНС, 2013. – С. 7 – 12.

11. **Аль Мас Г. Ф.** Способ дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных беспигментных новообразований кожи / Г. Ф. Аль Мас // Интеграция мировых научных процессов как основа общественного прогресса : сб. материалов Междунар. науч.-практ. конф. / Казань, 2013 г. – Казань : Изд-во «Общество науки и творчество», 2013. – Вып. № 7. – Ч. 10. – С. 266 – 268.

Подписано в печать 23.10.2014.
Формат 60 × 84/16. 0,93 усл. печ. л. Тираж 100 экз. Заказ № 485

Издательско-полиграфический центр ФГБОУ ВПО «ТГТУ»
392000, г. Тамбов, ул. Советская, д. 106, к. 14
Тел./факс (4752) 63-81-08, 63-81-33. E-mail: izdatelstvo@admin.tstu.ru