МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«САМАРСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИМЕНИ АКАДЕМИКА С. П. КОРОЛЕВА»
(САМАРСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)

На правах рукописи

Хамза Мохаммед Мохей Хамза

МЕТОД ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕН НА ОСНОВЕ ИНДЕКСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

2.2.12 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Диссертация на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Научный руководитель:

доктор физико-математических наук

Скиданов Роман Васильевич

Самара – 2024

Оглавление

Список сокращений и условных обозначений 4
ВВЕДЕНИЕ 5
ГЛАВА 1. ОБЗОР МЕТОДОВ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПОДКОЖНЫХ ВЕН ЧЕЛОВЕКА 21
1.1 Оптические свойства кожи человека 21
1.1.1 Коэффициенты поглощения света 22
1.2 Гиперспектральная визуализация как перспективный метод визуализации подкожных вен 24
1.2.1 Основные принципы гиперспектральной визуализации 24
1.2.2 Оптическое оборудование и инструменты, необходимые для гиперспектральной визуализации подкожных вен 25
1.2.3 Метод гиперспектральной визуализации подкожных вен 28
1.3 Выводы к первой главе 33
ГЛАВА 2. МЕТОД ВИЗУАЛИЗАЦИИ КАРТИНЫ ПОДКОЖНЫХ ВЕН НА ОСНОВЕ МЕТОДА ВЫЧИСЛЕНИЯ СРЕДНЕГО КОНТРАСТА ДВУХВОЛНОВОГО ИНДЕКСНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ, РАССЧИТАННОГО ПО ФОРМУЛЕ НОРМАЛИЗОВАННОГО РАЗНОСТНОГО ИНДЕКСА 34
2.1 Метод определения среднего контраста 34
2.2 Гиперспектральная камера 36
2.3 Классификация цвета кожи с использованием отражательной спектрофотомерии 39
2.4 Сборка гиперспектрального изображения 52
2.5 Визуализация подкожных вен на основе использования отдельных спектральных слоев 55
2.6 Визуализация подкожных вен на основе использования индексных изображений, рассчитанных для двух спектральных диапазонов 57

2.7 Визуализации вен на основе использования индексного изображения, рассчитываемого на основе трех узких спектральных диапазонов 72
2.7.1 Использование спектральных индексов 73
2.7.2 Метод и результаты расчета индексного изображения на основе трех спектральных диапазонов 77
2.8 Выводы ко второй главе 82
ГЛАВА 3. МЕТОД ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПОДКОЖНЫХ ВЕН НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СПЕКТРАЛЬНЫХ ЛИНЗ 83
3.1 Дифракционные линзы для формирования гиперспектральных изображений . 83
3.2 Проектирование спектральных дифракционных линз, фокусирующих излучение разных длин волн в разные точки для визуализации вен 84
3.3 Система визуализации вен на основе спектральных дифракционных линз 86
3.4 Формирование индексного изображения 88
3.5 Выводы к третьей главе 95
ЗАКЛЮЧЕНИЕ 96
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ 98
ПРИЛОЖЕНИЕ А 117
ПРИЛОЖЕНИЕ Б 118
ПРИЛОЖЕНИЕ В 119

Список сокращений и условных обозначений

МРА – магнитно-резонансная ангиография

ОКТ – оптическая когерентная томография

БИК – ближний инфракрасный диапазон

NDVI – нормализованный индекс разницы растительности (англ. Normalized Difference Vegetation Index)

NDI – нормализованный индекс разницы (англ. Normalized Difference Index)

HbO2 – оксигемоглобин крови (англ. blood oxyhemoglobin)

LED – светоизлучающий диод (англ. light emitting diode)

HSI – гиперспектральная визуализация (англ. hyperspectral imaging)

BVI – индекс вен (англ. blood vessel index)

ITA – индивидуальный типологический угол (англ. Individual Typology Angle)

ДЗЗ – дистанционное зондирование Земли

MHSI – медицинская гиперспектральная визуализация

ПЗС – прибор с зарядовой связью

КМОП – комплементарный оксид металла-полупроводник

СДЛ – спектральная дифракционная линза

СКО – среднеквадратическая ошибка

ВВЕДЕНИЕ

Диссертация посвящена созданию методов визуализации подкожных вен на основе гиперспектральной визуализации в ближнем инфракрасном диапазоне.

Актуальность темы исследования.

Гиперспектральные изображения содержат информацию разделенную по многим спектральным диапазонам, что позволяет обнаруживать объекты практически неотличимые от фона на обычных цветных изображениях. Этим и определяется одно из направлений использования гиперспектральных изображений – гиперспектральная визуализация для медицинских приложений.

В настоящее время при некоторых высококонтагиозных заболеваниях, таких как COVID-19, врачам необходимо быстро и точно найти место для введения инъекции склерозирующего препарата. Наиболее распространенным способом визуализации вен по-прежнему является осмотр невооруженным глазом, опытный медицинский работник определяет нужную вену для прокола методом пальпации [1, 2], но всегда есть вероятность ошибки. В последнее время снижение квалификации медицинского персонала приводит к росту количества ошибок при венепункции, поэтому необходимо эффективное устройство визуализации вен. Существующие технологии включают инфракрасную и ближнюю инфракрасную визуализацию [3, 4], трансиллюминированную визуализацию [5], мультиспектральную визуализацию [6, 7] и ультразвуковую визуализацию [8]. Однако вышеперечисленные технологии основаны на профессиональном оборудовании, которое имеет высокую стоимость и часто не подходит для ежедневного медицинского использования. Кроме того, некоторое методы требует прямого контакта с кожей, что вызывает дополнительные трудности, связанные с обеззараживанием контактных поверхностей [9].

В то время как гиперспектральная визуализация имеет значительный потенциал для визуализации подкожных вен перед другими методами, предлагая преимущества в контрасте и захвате непрерывного спектра для каждого пикселя, что

позволяет обеспечить лучшую визуализацию подкожных вен, отделяя их от окружающих тканей на основе их спектральных характеристик.

Визуализация подкожных вен является неинвазивным методом, диагностики в медицине, который включает в себя получение детальных изображений вен, при использовании видимого и ближнего инфракрасного света [10]. Высококонтрастные изображения подкожных вен (изображения, где наиболее четко различимы границы между венами и окружающими тканями) представляют также большой интерес для диагностики некоторых заболеваний, например варикозного расширения вен [11] и необходимы при проведении различных лечебных, реанимационных и диагностических мероприятий, включая внутривенные инъекции, забор и переливание венозной крови и др. [12-14].

Визуализация подкожных вен дает дополнительную информацию для картирования подкожного кровообращения в зависимости от уровня его насыщения кислородом [15-18]. Методы визуализации кровеносных сосудов важны для разделения артерий и вен во время операций [19- 20].

Но в первую очередь, возможность точно определить местонахождение вены очень важна для венепункции, частота неудач относительно высока и осложняется особенно у пациентов с темным оттенком кожи, глубокими венами, наличием шрамов, татуировок и густыми волосами на коже. Кроме того, в случае пожилых людей, младенцев, пациентов с ожирением или обезвоживанием, задача локализации вен становится очень сложной, поэтому получение контрастных изображений вен, на основе использования гиперспектральных изображений, поможет определить точное место для укола [21- 23].

В среднем пациенту, нуждающемуся во внутривенном введении, требуется 2,18 венепункции [24], при этом частота неудач с первой попытки может достигать 12–26 % у взрослых и 24–54 % у детей [25].

Степень разработанности темы.

В настоящее время определение подходящей вены для венепункции выполняется визуально или путем пальпирования по потенциальному месту проведения процедуры. Эта «слепая» методика основана на опыте врача или младшего медицинского персонала [26]. Часто уровень подготовки персонала недостаточен, что приводит к ошибочному введению иглы, и в некоторых случаях к нанесению травмы пациенту. Поэтому, в настоящее время разработан ряд методов, которые могут решить эту проблему [27, 28].

История применения дополнительной визуализации в медицине восходит к открытию рентгеновских лучей немецким физиком Вильгельмом Рентгеном в 1895 году [29], в течение нескольких недель после этого открытия Эдуард Гашек в 1896 году сделал первую ангиограмму после введения мела в артерии руки трупа [30].

В 1923 году Герман Берберих впервые выполнил бедренную ангиографию у живого человека [31] и объявил о планах по созданию томографа всего тела. Была разработана методика магнитно-резонансной ангиографии (МРА), позволяющая отличить кровеносные сосуды от окружающих тканей [32]. Существует множество исследований визуализации вен с использованием этого метода [33-36].

В 1986 г. сообщалось об использовании ультразвукового контроля в реальном времени для катетеризации [37]. Первая работа по использованию аппаратного ультразвукового метода обнаружения подкожных вен для венепункции была опубликована в 1996 г. [38]. При этом уже в восьмидесятых годах ультразвуковое сканирование сосудов стало стандартным методом диагностики и лечения сосудистых заболеваний [39]. Многочисленные исследования подтвердили высокую точность ультразвукового метода для обнаружения подкожных вен в разных частях тела у детей и взрослых, например, артерии верхних и нижних конечностей [40-44]. Главным недостатком этого метода является его высокая стоимость и значительные габариты оборудования. Поэтому он редко применяется для визуализации вен.

Оптическая когерентная томография (ОКТ) — еще один неинвазивный метод визуализации, который применяется для обнаружения подкожных вен человека с 1997 года [45].

Еще один метод визуализации подкожных вен - трансиллюминации применяется с семидесятых годов для визуализации вен у пациентов, особенно в педиатрических отделениях (Lawrence R., 1975) [46]. Для визуализации вен наиболее удобно в этом методе использовать оптоволоконную трансиллюминационную систему (Buck J., 1977) [47]. На тело пациента направляется пучок света высокой интенсивности. В работе (Wall P., 1977) [48] рассматривается использование трансиллюминации для забора крови из артерий с вероятностью успеха до 96%. Основным недостатком этого метода является воздействие на кожу света высокой интенсивности, который может привести к возникновению тепловых ожогов.

Свет в ближнем инфракрасном диапазоне (БИК) проникает глубоко в ткани кожи, поэтому отраженный свет содержит информацию о местонахождении вен. Рабочим диапазоном для этого метода считается 700-950 нм [49].

В 1984 году Джозеф Райс предложил идею идентификации по инфракрасному изображению вен руки человека [50], которая выгодно отличается от ультразвукового метода простотой оборудования.

С появлением нового поколения инфракрасных детекторов для получения изображений подкожных вен в ближнем инфракрасном диапазоне (БИК), специалистами в этой области было предложено множество методов. Первые публикации по использованию БИК-изображений для изучения структуры подкожных вен появились в девяностые годы (O'connell P., Demos S.) [51, 52]. На изображении в БИК диапазоне вены выглядят более темными из-за высокого коэффициента поглощения гемоглобина по сравнению с тканями кожи. Первый клинически используемый метод был разработан в 2004 году (Zharov V., 2004) [53], после этого появилось множество публикаций, в которых совершенствовалась эта технология (Paquit V., 2006, 2007) [54, 55], (Kuroda, T.,2006) [56], (Zhao S., 2008) [57],

(Fuksis R., 2010) [58], (Chakravorty, 2011) [59], (Yao, J., 2012) [60], (Chiao F., 2013) [61], (Marathe M., 2014) [62], (Tien T., 2015) [63], (Chandra F., 2015) [64], (Cancian P., 2017) [65], (Fernández R., 2017) [66], (Kim D.,2017) [67], (Ayoub Y., 2018) [68], (Tran L., 2020) [69], (Francisco M., 2021) [70], (Quan P., 2022) [71].

Однако следует подчеркнуть, что работы указанных авторов не лишены недостатков. Основным недостатком следует считать довольно низкий контраст полученных изображений, что требует серьезной цифровой обработки, а для некоторых типов кожи даже такая обработка не позволяет получить приемлемый для практического использования результат. Одним из способов улучшить результат этих методов – сужение диапазона подсветки в БИК.

Однако до последнего времени так и не был сделан однозначный вывод относительно наиболее эффективной длины волны для визуализации вен, поскольку исследователи, работая, каждый в своем регионе, проводили исследования с пациентами, имеющими разные типы кожи, и поэтому в разных публикациях указываются разные диапазоны длин волны в пределах БИК. На основании этого, можно говорить о том, что длины волн, на которых подкожные вены будут видны наиболее хорошо, индивидуальны для каждого человека.

Таким образом, разработка недорогого эффективного устройства для поиска вен с подсветкой в БИК пока не позволила получить метод визуализации одинаково пригодный для любого типа кожи [72, 73].

Впрочем, за последние десять лет появились серийно производимые устройства для обнаружения подкожных вен, которые достаточно хорошо работают с некоторыми типами кожи. В 2008 году компания TransLite разработала трансиллюминатор для вен (Veinlite) [74], который безопасен в использовании, неинвазивный и обладает хорошим визуализирующим эффектом, но низкой производительностью в реальном времени. В 2009 году BK Medical разработала портативное устройство, которое может отслеживать пункционную иглу в режиме реального времени [75], но это оборудование подходит только для подкожных вен

диаметром не менее 5 мм. Веновизор (Vein Viewer) [76], разработанный Christie Medical Holdings в 2011 году может проецировать изображения вен на поверхность кожи, помогая медицинскому персоналу в работе. Однако это довольно дорогое оборудование и не каждая клиника может его себе позволить, и он довольно плохо работает с темной кожей.

В целом, стало ясно, что для качественной визуализации подкожных вен, необходимо выделять очень узкие спектральные диапазоны. И сделать это можно двумя основными способами. Первый способ за счет использования специальной узкополосной подсветки на основе лазерных диодов.

Так в 2010 году исследовательская группа Чжэцзянского университета разработала устройство для визуализации вен, использующее двухцветное лазерное сканирование [77], обладающее хорошим визуализирующим эффектом, однако длины волн, хорошо визуализирующие рисунок вен под светлой кожей, совершенно не подходили для работы с темной кожей.

Второй способ, это использование широкодиапазонной подсветки и выделение узких спектральных диапазонов в изображающих спектрометрах (гиперспектрометрах). Есть ряд работ, в которых используется гиперспектральная технология для визуализации вен рук и ладоней [78-81]. Однако в работах [78-81] недостаточно полно использовали возможности гиперспектрального подхода, в них просто использовали отдельные спектральные слои [78,79]. В [80, 81] основное внимание уделяется не визуализации вен, а процессу идентификации по рисунку вен, с использованием нейронных сетей. В [82] впервые попытались сделать комбинированное изображение на основе комбинации нескольких спектральных слоев гиперспектрального изображения и пытались оценить результаты на основе критерия контраста получившегося изображения. В [83] представлен метод использования нескольких спектральных слоев на основе метода опорных векторов, однако, в [83] используется весьма сложный и дорогой гиперспектрометр, работающий в диапазоне 400-1700нм, и представленный метод визуализации точно

не подходит для массового использования. В работе [84] рассматривается гиперспектральная визуализация подкожных вен, с дополнительной обработкой отдельных спектральных слоев в виде фильтрации высоких частот. В [85] впервые была сделана серьезная попытка введения объективных критериев оценки качества изображения рисунка вен для разных типов кожи, на основе исследования 80 добровольцев. Однако в [85] в качестве эталонных изображений для сравнения использовались усредненные по нескольким спектральным каналам изображения, что приводило к не вполне корректным результатам, так для темной кожи формировались в среднем малоконтрастные изображения и сравнение с этими изображениями изображений в спектральных слоях давало, естественно, хороший числовой результат, при весьма плохом качестве изображения по экспертной оценке. Результат же полученный в [85], можно сформулировать так: определен относительно узкий спектральный диапазон, в котором по критерию среднеквадратичной ошибки наблюдается наименьшее ее значение, но для темной кожи визуально качество изображений картины подкожных вен значительно хуже, чем для других типов кожи. В работе [86] рассматривается повышение контраста картины подкожных вен на основе использования вейвлет-преобразования. Однако само повышение контраста в [86] определяется только визуально, без определения численного значения функции контраста. В [87] визуализация подкожных вен представлена как одна из возможностей использования авторской гиперспектральной камеры, визуализация осуществлялась за счет выбора спектрального канала с визуально наиболее контрастной картиной подкожных вен. В работе [88] попытались за счет многократной съемки обычной цветной камерой реконструировать гиперспектральной изображение на основе метода глубокого обучения для задачи визуализации подкожных вен, причем, в работе [88] подчеркивалось, что именно дороговизна гиперспектральных камер является основным препятствием к их широкому использованию в задаче визуализации подкожных вен в клиниках. В работах [15- 18] была рассмотрена возможность

использования гиперспектральных изображений не только для визуализации вен и артерий, но и для определения степени их насыщенности кислородом, однако в этой работе также рассматривалось всего лишь выделение спектральных каналов с наилучшей видимость насыщенных кислородом артерий и вен. В работах [89, 90] рассматривается индексный подход к анализу мультиспектральных и гиперспектральных изображений соответственно. В обеих этих работах авторы визуализировали подкожные вены за счет использования индексных изображений, сформированных на основе использования яркостей мультиспектрального или гиперспектрального изображения в двух спектральных каналах в индексных формулах. В работе [89] качество сформированного индексного изображения определяли на основе вычисления функции контраста. Однако, сам алгоритм вычисления контраста в [89] слишком субъективен. В формуле присутствует средняя яркость участка руки с веной и средняя яркость участка руки без вены, которые выбираются методом экспертной оценки, что приводит к изменению значения функции контраста почти на порядок при разном выборе областей для расчета.

В работах [90, 91] описывается нейросетевой подход к обработке гиперспектральных изображений для визуализации подкожных вен, в котором критерием для метода обнаружения вен являлась надежность.

На основе проведенного обзора можно сделать ряд выводов;

Системы визуализации на основе инфракрасной подсветки плохо работают для темной кожи. Появились даже системы, которые на основе двухволнового узкополосного освещения лазерными источниками света позволяют получить составное изображение рисунка подкожных вен высокого контраста.

Такое двухволновое освещение также практически не работает для визуализации картины вен под темной кожей, при этом менять длины волн в системе с узкополосной подсветкой произвольным образом сложно из-за отсутствия источников.

Перспективнее выглядит гиперспектральный подход, в котором при широкополосной подсветке выбор нужной длины волны осуществляется использованием соответствующего спектрального канала.

В основном в публикациях посвященных использованию гиперспектральных изображений для визуализации подкожных вен используется поиск одного спектрального канала, на котором рисунок вен выглядит визуально качественным.

Только в некоторых работах сделаны попытки объективной оценки качества изображения на основе функции контраста, но и эти попытки содержат необходимость визуальной оценки положения вен и осуществляются, в лучшем случае по нескольким областям изображения.

Хорошо известный по другим областям применения гиперспектральных изображений индексный подход в работах по визуализации подкожных вен почти не используется, в настоящий момент времени существуют всего две публикации по использованию индексных изображений, причем одна из этих публикаций описывает метод для мультиспектральных изображений с относительно широкими спектральными каналами, а вторая рассматривает жестко заданную индексную формулу, не пытаясь осуществлять подбор оптимальных длин волн для визуализации подкожных вен. А поскольку, количество индексных изображений , которые можно сформировать на основе гиперспектрального изображения на порядки превосходит количество спектральных слоев, то идея персонального подбора нескольких длин волн для визуализации подкожных вен у конкретного человека выглядит очень перспективно.

Использование гиперспектральных камер для визуализации подкожных вен сдерживается их сложностью и, как следствие, высокой стоимостью.

На основании сделанных выводов формулируется цель и задачи диссертационной работы.

Цель диссертационной работы.

Целью диссертационной работы является создание персонализированного метода визуализации подкожных вен на основе прямого формирования нескольких спектральных каналов в диапазоне 400-1000нм и последующего расчета на их основе индексного изображения.

Задачи диссертационной работы.

Для достижения поставленной цели, требуется решение следующих задач:

1. Определение на основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека диапазонов длин волн, в которых можно индивидуально для человека подобрать длины волн, на которых при расчете индексного изображения формируется картина подкожных вен с наибольшим контрастом;

2. Разработка индексной формулы для трех узких спектральных диапазонов и определение длин волн для этой формулы, для которых при расчете индексного изображения формируется картина подкожных вен с высоким контрастом для любого типа кожи;

3. Разработка и экспериментальное подтверждение работоспособности метода для визуализации вен кожи человека, на основе спектральной линзы, с параметрами, рассчитанными под длины волн, для которых при расчете индексного изображения формируется картина подкожных вен с наибольшим контрастом.

Научная новизна работы.

1. На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека определены диапазоны длин волн от 528нм до 548нм и от 573нм до 595нм, в которых путем выбора узких спектральных интервалов шириной 2,4нм для формулы нормализованного разностного индекса можно получить максимально контрастные изображения подкожных вен для конкретного человека с

I, II типами кожи (очень светлой, светлой), причем, в отличие от всех известных методов визуализации подкожных вен, визуализация осуществляется на основе данных только видимого диапазона, что позволяет обходиться без использования источников освещения БИК диапазона.

2. На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека определены длины волн и математическая формула для метода визуализации вен, на основе использования трехволнового индексного изображения формируемого на основе формулы, в которой рассчитывается отношение произведения разностей яркостей спектральных диапазонов на длинах волн от 705 до 715 нм, от 735нм до 745нм и от 875нм до 895нм, к сумме яркостей этих же спектральных каналов. Это позволяет за счет выбора узкого спектрального интервала шириной 2,4нм в рамках указанных выше диапазонов персонально для каждого человека получить максимальный контраст индексного изображения подкожных вен, в том числе для VI типа кожи (темной кожи).

3. Экспериментально показана возможность визуализации подкожных вен, на основе спектральной линзы, формирующей в +1 и -1 порядках изображения с длинами волн 735 нм и 835нм соответственно, для формирования индексного изображения на основе формулы нормализованного разностного индекса, который позволяет получить индексное изображение с картиной подкожных вен с контрастом выше 0,1.

Соответствие паспорту специальности 2.2.12 Приборы, системы и изделия медицинского назначения.

Область исследования соответствует пунктам направлений исследований:

14. Метода, модели и алгоритмы, включая распознавание образов, для медицинских информационных и интеллектуальных систем обеспечивающих повышение эффективности медико-биологических исследований и врачебных решений;

19. Методы и средства регистрации, анализа и интерпретации медицинских изображений.

Положения, выносимые на защиту.

1. Персонализированный метод визуализации подкожных вен на основе индексных изображений, рассчитанных по формуле нормализованного разностного индекса с длинами волн в диапазонах от 528нм до 548нм и от 573нм до 595нм, для которых при индивидуальном подборе узкого спектрального интервала (ширина 2,4нм) можно получить контраст выше 0,15 для I, II типа кожи (очень светлой, светлой). Метод работает с использованием освещения только видимого диапазона, что позволяет использовать светодиодное освещение.

2. Персонализированный метод визуализации подкожных вен, на основе использования трехволнового индексного изображения, вычисляемого на основе трех длин волн в диапазонах от 705 до 715 нм, от 735нм до 745нм и от 875нм до 895нм по формуле, в которой рассчитывается отношение произведения разностей яркостей в спектральных диапазонах от 705 нм до 715нм, от 735нм до 745 нм, от 875 нм до 895нм к сумме яркостей на тех же длинах волн, что позволяет получить максимальный контраст индексного изображения подкожных вен персонально для каждого человека с любым типом кожи, в том числе и для VI типа кожи (темной кожи).

3. Метод визуализации подкожных вен, на основе использования спектральной линзы, которая формирует в +1 и -1 порядках изображения с длинами волн 735нм и 835нм соответственно, что позволяет получить индексное изображение по формуле нормализованного разностного индекса, имеющее контраст подкожных вен выше 0,1.

Теоретическая значимость.

Теоретическая значимость состоит в том, что созданы новые методы визуализации подкожных вен человека на основе использования данных из

нескольких узких спектральных диапазонов, путем расчета индексных изображений на основе полученных в диссертации новых индексных формул.

Практическая значимость.

Практическая значимость исследования заключается в возможности использования разработанных методов для визуализации подкожных вен.

Результаты диссертационного исследования могут стать эффективным решением, позволяющим снизить количество ошибок при проведении венепункций медицинским персоналом с точки зрения практичности, эффективности, низкой стоимости, небольшого размера и портативности. Возможно использования результатов диссертации – в системах идентификации по биометрии. Результаты диссертации используются в компании ООО «Медэкс», которая занимается созданием программного обеспечения и программно-аппаратных комплексов для медицины, на что получен акт внедрения от 10.06.2024 (приложение А). Так же научные результаты были внедрены в ИСОИ РАН – филиале Федерального государственного учреждения «Федеральный научно-исследовательский центр «Кристалллография и фотоника» Российский академии наук, на что получен акт внедрения от 22.12.2023 г. (приложение Б).

Методы исследования.

Для решения научных задач, поставленных в данной диссертационной работе, применяются следующие методы: оптический эксперимент, метод полного переборного поиска наиболее контрастных индексных изображений с автоматическим определением функции контраста по множественным сечениям, метод параметрического подбора индексной формулы для целочисленных параметров, сравнение полученных индексных изображений на основе критерия среднеквадратичного отклонения с экспертно подобранным изображением картины подкожных вен.

Методы признаны соответствующими этическим требованиям на что получена выписка из протокола № 268 от 11.09.2023 заседания комитета по биоэтике при Самарском государственном медицинском университете (приложение В).

Личный вклад автора.

Личный вклад автора заключается в непосредственном участии соискателя в получении исходных данных, проведении теоретических и экспериментальных расчетов, в проведении натурных экспериментов, личном участии в апробации результатов исследования. Также автором выполнялась обработка и интерпретация экспериментальных данных. При определяющем участии автора выполнена подготовка основных публикаций по выполненной работе. Все результаты, выносимые на защиту, получены автором либо лично, либо при его определяющем личном участии.

Достоверность полученных результатов.

Достоверность полученных результатов подтверждается сравнением полученных в диссертации результатов с результатами визуализации на основе методов специального освещения. Основные результаты работы опубликованы в российских и международных рецензируемых научных журналах.

Апробация результатов диссертации.

Результаты диссертационной работы были представлены на следующих конференциях: VII Международной конференции и молодёжной школы "Информационные технологии и нанотехнологии" (ИТНТ-2021, Самара- Россия); VIII Международной конференции и молодёжной школы «Информационные технологии и нанотехнологии» (ИТНТ-2022, Самара- Россия); в XXIV Международной научно-практической конференции, (2022-Пенза - Россия), в 20-й Международной конференции по голографии и прикладным оптическим технологиям HOLOEXPO 2023 (2023, Сочи – Россия).

Публикации.

По теме диссертационной работы автором опубликовано 7 работ, в том числе 3 работы в изданиях, индексируемых в базах данных Scopus и Web of Science (WoS), 4 статьи в сборниках материалов научно-технических конференций.

Наиболее значимые работы по теме диссертации:

1) Hamza, M. M. Spectral lenses to highlight blood vessels in the skin / M. M. Hamza, V. A. Blank, V. V. Podlipnov, L. L. Doskolovich, R. V. Skidanov, B. Fan // Computer Optics. – 2022. – Vol. 46. –№ 6. – P. 899-904.

2) Хамза, М. М. Спектральные линзы для выделения кровеносных сосудов на коже / М. М. Хамза, В. А. Бланк, В. В. Подлипнов // Информационные технологии и нанотехнологии ИТНТ-2022 VIII Международной конференции и молодежной школы, Самара. – 2022. – Т 1. – С. 11092.

3) Hamza, M. M. Contrast enhancement of medical specimens (subcutaneous veins) using spectroscopic imaging in NIR range / M. M. Hamza, T. H. Hussein, Kh. O. Hayder // научный альманах центрального черноземья. – 2022. – No. 1-3. – P. 6-11.

4) Хамза, М. М. Гиперспектральный индекс для обнаружения подкожных кровеносных сосудов / М. М. Хамза, Р. В. Скиданов. HOLOEXPO 2023: 20-я Международная конференция по голографии и прикладным оптическим технологиям –2023–С. 380-384.

5) Hamza, M. Visualization of Subcutaneous Blood Vessels Based on Hyperspectral Imaging and Three-Wavelength Index Images / M. Hamza, R. Skidanov, V. Podlipnov // Sensors – 2023. – Vol.23. – P. 8895.

6) Хамза, М. М. Разработка программно-аппаратного комплекса для управления гиперспектральной съемкой / М.М Хамза, А.Р. Макаров, В.В. Подлипнов, Р. В. Скиданов // Информационные Технологии И Нанотехнологии ИТНТ-2021, VII Международной конференции и молодежной школы. –2021. – С. 14222-14222.

7) Hamza, M.M. Hyperspectral Camera - Attachment for Microscopy / M.M. Hamza, A. Hamandi, A.R. Makarov, V.V. Podlipnov, R.V. Skidanov // Journal of Biomedical Photonics & Engineering. –2021. – Vol. 7. C. 30305.

Структура и объем диссертационной работы.

Работа состоит из введения, трех глав, заключения, списка использованных источников из 152 наименований. Диссертация изложена на 119 страницах в печатном виде, содержит 42 рисунка, 17 таблиц.

ГЛАВА 1. ОБЗОР МЕТОДОВ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПОДКОЖНЫХ ВЕН ЧЕЛОВЕКА

1.1 Оптические свойства кожи человека

В этом разделе описывается аспекты взаимодействия света с биологической тканью. Развитие оптических методов в современной медицине в области диагностики, терапии и хирургии стимулировало изучение оптических свойств различных биологических тканей [92], а также методов моделирования распространения света в биологической ткани [93]. Оптические свойства кожи тесно связаны с физиологическим состоянием организма человека и играют очень важную роль в области неинвазивного и бесконтактного измерения физиологической информации о человеке.

Знание оптических свойств подкожной жировой ткани имеет большое значение для интерпретации и количественной оценки диагностических данных, помогает в прогнозировании распределения и поглощения света для терапевтического применения [94].

Существует целый ряд оптических методов, которые широко применяются для определения оптических свойств тканей: оптическая томография, оптическая биопсия и др. [95]. Существует множество исследований, связанных с анализом поглощающих и рассеивающих свойств жировой ткани в различных диапазонах длин волн [96, 97].

Интенсивность поглощения фотонов в эпидермисе относительно велика, а поглощение света в жировом слое очень слабо; при попадании фотонов в мышечный слой поглощение снова начинает увеличиваться (из-за наличия большого количества вен), а затем по мере увеличения глубины интенсивность поглощения линейно уменьшается [98].

Измерение цвета кожи позволило расширить возможности объективного определения таких характеристик кожи, как концентрация меланина и гемоглобина, глубина и диаметр сосудов, глубина пигментных поражений кожи, зрелость и глубина синяков. На рисунке 1.1 представлены основные взаимодействия видимого света с кожей: поглощение, отражение, преломление и рассеяние.

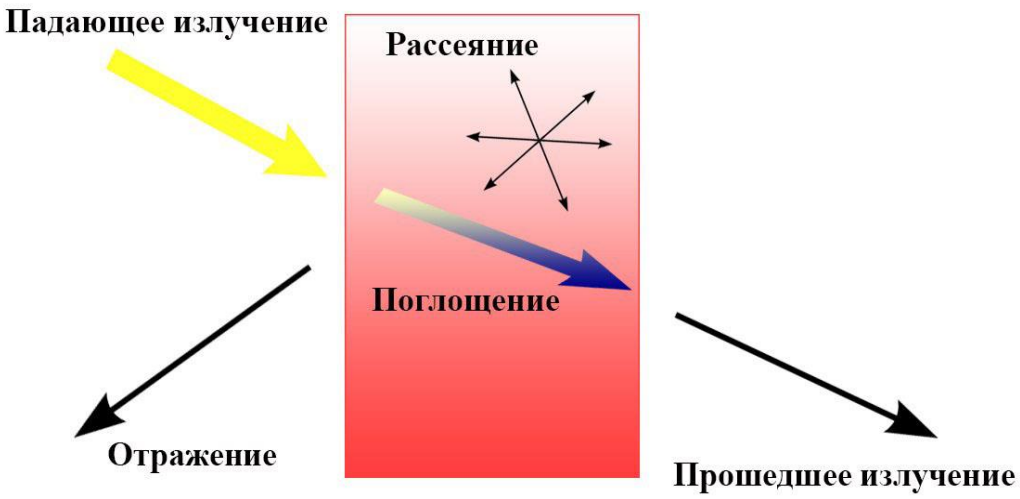


Рисунок 1.1 – Основные эффекты взаимодействия свет-ткань [99]

1.1.1 Коэффициенты поглощения света

При передаче световой энергии в эпидермисе и дерме помимо компонентов, уникальных для каждого слоя кожи, присутствуют также такие компоненты, как вода и тканевая жидкость. Поглощение света этими компонентами называется основным поглощением, единица измерения ($см^{-1}$) [100]:

Основной компонент эпидермиса, поглощающий свет хромофор (меланин), вырабатывается в базальном слое эпидермиса и его содержание определяет глубину цвета кожи.

Кожа, в зависимости от цвета содержит разное количество меланина: содержание меланина у светлокожих людей составляет 1,3–6,3%, у людей со средним цветом кожи — 11–16%, а у темнокожих составляет 18%~43% [100].

В [101] проведены исследования спектров поглощения двух первичных биологических поглотителей: меланина и гемоглобина (HbO_2). Меланин является преобладающим пигментом кожи и считается наиболее важным хромофором в эпидермисе. Коэффициент поглощения постепенно увеличивается от видимого спектра к ультрафиолетовому [101]. В диапазоне видимого света светопоглощение плотного меланина примерно в 10 раз выше, чем у нормальной кожи [102]. Значительное влияние на поглощение также оказывает гемоглобин. Пики поглощения гемоглобина находятся около 280 мм, 420 мм, 540 нм и 580 нм [103].

Фундаментальные ограничения оптической визуализации с точки зрения глубины проникновения или разрешения определяются оптическими свойствами ткани. Из-за множества очень маленьких структур и границ в клетках, ткань становится сильно рассеивающей и поглощающей свет в видимом диапазоне [104-105].

Биологическая ткань сильно поглощает свет с короткой длиной волны, это вызвано наиболее распространенными поглотителями в клетках, цитохромами и гемоглобином [106,107], однако свет в ближнем инфракрасном диапазоне от 600 до 900 нм может проникать в ткани на несколько сантиметров. Этот диапазон длин волн называется «окном воды», поскольку для более длинных волн поглощение в воде не позволяет свету проникать в биологическую ткань [108]. В БИК содержание воды не сильно меняется в зависимости от возраста, пола и частей тела. Поэтому можно считать, что результаты измерений существенно не меняются подавляющего большинства людей [109,110].

Когда свет освещает кожную ткань, рассеянный свет отражался от дермы и частично проходит и поглощается подкожной жировой клетчаткой. В видимом спектре большая часть падающего света отражается от тканей эпидермиса и дермы. Свет достигает более глубоких слоев кожной ткани при увеличении длины волны падающего света [111]. Так в исследованиях доказано, что 1% света на длине волны

450 нм достигает глубины 1,6 мм, а на длине волны 650 нм свет поглащается уже на глубину до 5 мм [150, 151].

1.2 Гиперспектральная визуализация как перспективный метод визуализации подкожных вен

1.2.1 Основные принципы гиперспектральной визуализации

Поскольку взаимодействие между светом и биологическими тканями складывается из процессов поглощения и рассеяния, поэтому для их описания необходима информация о коэффициенте поглощения, коэффициенте рассеяния, показателе преломления и коэффициенте анизотропии [112].

Гиперспектральная визуализация или визуализирующая спектроскопия, первоначально использовалась исключительно в задачах дистанционного зондирования Земли (ДЗЗ). Однако, в последние годы гиперспектральная съемка стала широко использоваться для медицинской визуализации (MHSI) [113, 114, 152*]. Гиперспектральная визуализация представляет собой гибридный метод визуализации, который сочетает пространственную информацию со спектроскопическими измерениями [115]. Гиперспектральные изображения содержат спектральные характеристики в каждом пикселе, но при этом содержат и информацию о пространственном распределении различных компонент биоткани. Для освещения образца используется источник света с гладким непрерывным спектральным распределением светимости. Рассеянный отраженный свет от образца проходит через объектив, фокусируется на щелевую диафрагму, а затем раскладывается в спектр дифракционной решеткой и фокусируется на светочувствительной матрице [116]. Таким образом, в каждом пространственном положении камера регистрирует спектральное распределение в этом месте. Двумерные изображения при гиперспектральной визуализации можно получить либо путем пространственного сканирования, либо с помощью метода

спектрального сканирования. Затем эти данные объединяются в гиперкуб с большим количеством спектральных каналов, обычно спектральный диапазон таких спектрометров составляет от 400 до 1000 нм (определяется светочувствительной матрицей) [117, 118], это позволяет выделять в изображении объекты, которые отличаются по спектральным свойства от окружающих тканей, например подкожные вены. Так в работах [119, 120] технология гиперспектральной визуализации была использована для обнаружения вен сетчатки глаза.

Основные преимущества гиперспектральной визуализации для задачи визуализации подкожных вен:

1) Применение технологии гиперспектральной визуализации подкожных вен приводит к значительному увеличению контрастности изображений по сравнению с изображениями, которые дают инфракрасные камеры;

2) Получение и анализ гиперспектральных изображений не требует специального обучения персонала;

3) Гиперспектральная визуализация за счет большого количества спектральных каналов позволяет адаптировать параметры визуализации под любой тип кожи.

1.2.2 Оптическое оборудование и инструменты, необходимые для гиперспектральной визуализации подкожных вен

Системы гиперспектральной визуализации для визуализации подкожных вен обычно состоят из источника света и гиперспектрометра с системой пространственного сканирования.

В системах диапазона 400-1000нм образец обычно диффузно освещается вольфрамово-галогенным источником света. Эти широкополосные источники охватывают широкий диапазон длин волн от 400 до 2500 нм и имеют низкую стоимость. Однако вольфрамово-галогенные лампы значительную часть спектра излучают в коротковолновом инфракрасном диапазоне, для регистрации которого требуется использовать сложные двух-трехдиапазонные гиперспектрометры, а при

использовании наиболее распространенных гиперспектрометров для диапазона длин волн 400-1000нм, эта основная часть мощности вызывает только ненужный нагрев области съемки пациента. Чтобы решить эту проблему, часто используются оптоволоконные линейные светильники [121] и светоизлучающие диоды (LED), которые могут покрывать спектральный диапазон, от 400-1000нм целиком. Однако светодиоды, которые излучают в диапазоне 400-1000нм, в настоящее время дороже, чем галогеновые источники. Обычно для гиперспектральной съемки диапазоне 400-1000нм достаточно галогенной лампы с мощностью 500-1000 Вт или диодного источника с мощностью 50-100Вт [122]. Эта мощность создает достаточное освещение для быстрого сканирования кожи человека, при этом тепловой нагрев недостаточен для травмирования [123]. В гиперспектральной камере обычно используется светочувствительная матрица либо ПЗС, либо КМОП структуры [124].

В системах для визуализации подкожных вен гиперспектральная камера устанавливается на сканирующей платформе, поворотной или линейно перемещаемой.

Объектив формирует изображение, фокусируя свет на щелевую диафрагму, затем свет раскладывается на спектр дифракционной решеткой и регистрируется на светочувствительной матрице. Второе пространственное измерение *y*, создается путем перемещения поля зрения камеры относительно объекта.

Методы формирования гиперспектральных изображений.

Существует три наиболее распространенных способа сканирования для получения гиперспектрального изображения. [114]:

- Whiskbroom или поточечное сканирование.

Спектр регистрируется в одной точке, затем образец перемещается с помощью двухкоординатной платформы, управляемой компьютером, и последовательно формируется гиперспектральное изображение. Этот метод обычно используется для рамановской спектроскопии и, поскольку он является наиболее трудоемким способом получения гиперспектральных данных (рисунок 1.2а).

- Pushbroom или сканирование через щелевую диафрагму.

Гиперспектральные данные получаются из отдельных столбцов одномерным перемещением объекта, либо детектора. Собственно, именно этом метод наиболее удобен в задачах дистанционного зондирования Земли. Этот метод на 2-3 порядка быстрее предыдущего (рисунок 1.2б).

- Wavelength scan или сканирование по длине волны.

Гиперспектральные данные получают путем сбора последовательности изображений объекта, по одному спектральному каналу за раз (рисунок 1.2в). Это единственный «истинный» (т.е. в этом методе изображение не собирается из отдельных пикселов или столбцов) метод визуализации из трех методов, показанных на рисунке 1.2.

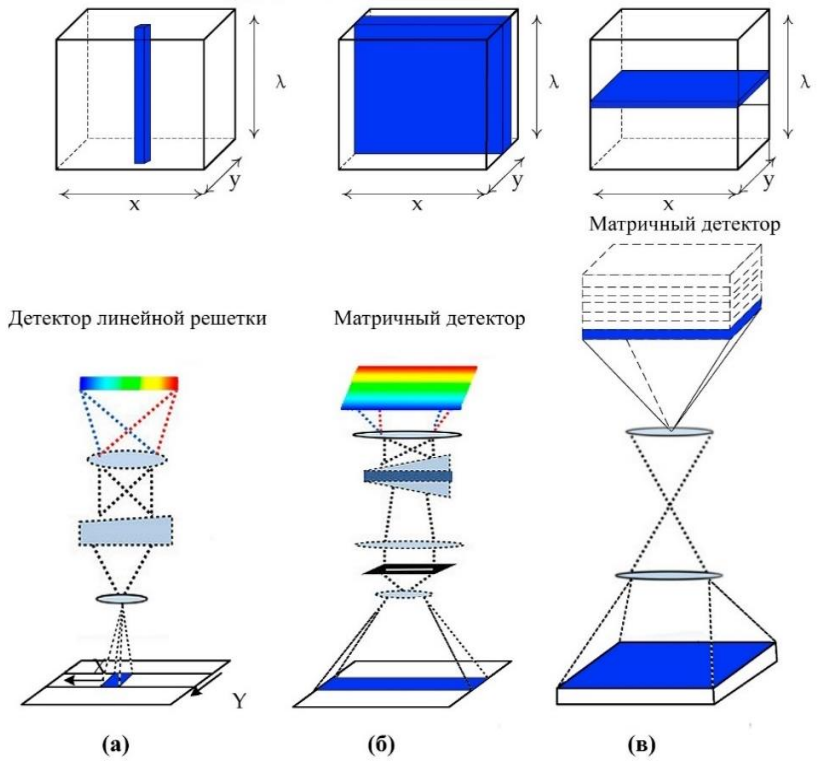


Рисунок 1.2 – Режимы съемки гиперспектральных : а) поточечное сканирование; б) сканирование через щелевую диафрагму; в) сканирование по длине волны [114]

После сканирования, создается трехмерное изображение с измерениями (*x, y* и *z*), где (*x* и *y*) пространственные координаты, а (*z*) спектральная координата. Гиперспектральное изображение представляет собой стопки из сотен двумерных пространственных изображений, снятых для разных длин волн [124].

Гиперспектральное изображение содержит массу информации большой размерности. Основной целью последующего анализа гиперспектральных данных является снижение размерности, с выделением полезной информации.

1.2.3 Метод гиперспектральной визуализации подкожных вен

В этой части диссертации представлено краткое изложение гиперспектральной визуализации с точки зрения принципов, основ и ее роли в задаче визуализации подкожных вен.

В таблице 1.1 приведена краткая информация о работах, в которых использовалась гиперспектральная визуализации подкожных вен.

В работах использовались различные подходы к анализу полученных гиперспектральных изображений. В таблице 1.1 рассматривались следующие основные параметры экспериментов с визуализацией: какая именно гиперспектральная камера была использована со спектральным диапазоном, спектральное разрешение, тип освещения, используемые длины волн для визуализации, место на теле человека, на котором визуализировались вены и количество добровольцев, которые приняли участие в эксперименте.

Таблица 1.1 - Характеристики оптических систем на основе гиперспектральной визуализации

Первый автор (год)	Тип гиперспектральной камеры	Спектральное разрешение (нм)	Источник света	Используемые длины волн (нм)	Образец исследования	Количество добровольцев
Katrašnik, J. Et al (2009) [82]	Камера (xenics XEVAFPA-1.7-320) от 900 нм до 1700 нм	2	Галогеновая лампа	1100	Запястье, внутренняя сторона локтя и тыльная сторона кисти.	1
Akbari, H. Et al (2009) [83]	Камера V10E (400 – 1000) нм, и камера N17E (900 – 1700) нм.	5	Две галогеновых лампы по 500 Вт	650-700	Брюшная полость	Животные
Randeberg, L. Et al (2010) [84]	Гиперспектральная камера (VБИК 1600, Norsk Elektro Optikk AS, Норвегия) 400–1000 нм.	3,7	Две галогеновых лампы по 500 Вт	600	Предплечье	1
Shahzad, A. L. Et al (2014) [85]	Спектральная камера PS V10E (Specim®) от 380 до 1055 нм	2,8	Галогеновые лампы	830, 850, 870, 890 и 950	Предплечье	4
Bjorgan, A. L. Et al (2015) [86]	Камера hyspex ВНИР-1600 от 420 до 992 нм	3,6	Две галогеновые лампы	690-820	Предплечье	11
Goel, M. L. Et al (2015) [87]	Гиперкамера 380-1035 нм	2,75	Светодиоды от 450 до 990 нм	850 и 940	Рука	25
Sharma, N. Et al (2020) [88]	Specim IQ от 400 до 1000 нм	3	Две галогеновые лампы	850	Передняя и задняя часть ладони, запястья	13
Mzoughi, M. Et al (2022) [90]	ТИВИТА® Мобайл 500-1000	5	Светодиоды	625-720	Правая сторона голени, внешняя часть плеча, внешний локоть, внутренняя часть бедра	1
Aref, M. Et al (2021) [16]	Камера (Surface Optics, SOC710, США) от 400 до 1000 нм,	4,68	Полихроматический свет (от 348 до 950 нм).	460-750	Запястье	15
Ndu, H. Et al (2024) [91]	Гиперспектральная камера 400-1000 нм	1.9	Галогеновая лампа	400-1000	Передняя часть ладони	100

Из приведенной выше таблицы видно, что в большей части исследований использовалось освещение тепловым источником с непрерывным спектром, которое считается подходящим для гиперспектральной визуализации, более энергоэффективные светодиоды использовались всего в двух работах, связано это с особенностями спектра излучения светодиодов.

Все исследования показали возможность использования гиперспектральных камер в спектральном диапазоне от 400 до 1000 нм для визуализации подкожных вен. В одном исследовании также использовалась длина волны 1100нм для визуализации вен [82]. Во многих из вышеперечисленных исследований использовались дополнительные камеры. Это делает систему визуализации более сложной и крупной, а также увеличивает ее стоимость, что делает невозможным использование ее в качестве будущего метода визуализации вен [82, 83, 88].

Многие исследования ограничивались гиперспектральной визуализацией для изображения подкожных вен предплечья человека [84]. В исследовании 2009 года описано обнаружение вен и дифференциация артерий и вен с использованием гиперспектральной визуализации у животных [83].

В большинстве рассмотренных работ подбирался спектральный слой, на котором визуально видимость картины подкожных вен была наилучшей.

Выделение одного спектрального канала может хорошо работать для определенного типа кожи или узкого диапазона оттенков кожи, но для другого типа кожи результаты, как правило, ухудшаются. Гиперспектральные изображения довольно часто обрабатывают на основе так называемого индексного подхода, который будет более подробно описан в следующей главе, когда на основе некоторой математической формулы вычисляется индексное изображение содержащее информацию о 2-3 спектральных слоях. Однако такой подход при поиске наиболее эффективных спектральных каналов (длин волн) дает на выходе N^2 индексных изображений для двухволнового индекса, где N – число спектральных каналов в гиперспектральном изображении. Визуальное сравнение в таких условиях

является трудоемким и неэффективным методом определения качества рассчитанного индексного изображения. В большинстве публикаций не пытались вводить объективные характеристики, которые позволили бы оценить качество полученной картины подкожных вен [16, 83-91]. Но в некоторых публикациях такие попытки были сделаны, и в качестве такой величины был использован контраст вен [82, 89]. Однако это было именно измерение контраста, которое констатировало уже полученные результаты, при этом вычисление самой функции контраста было связано с экспертными оценками, т.е. авторы в ручном режиме выбирали участок кожи с веной и участок кожи без вены, а затем уже рассчитывали контраст. Такой подход в первых не позволяет автоматически определять качество изображения, а во вторых значение функции контраста очень сильно зависит от точки выбранной исследователем. Так по изображениям, представленным в [89], можно получить значение функции контраста, которые отличаются в 5-6 раз.

В диссертационной работе представлен метод расчета функции среднего контраста по всей площади изображения, который описан в следующей главе. На основе этого метода осуществляется автоматический поиск по массивам рассчитанных двух и трехволновых индексных изображений, который позволяет определить те из них, которые обладают максимальным контрастом. Публикации по теме диссертации с результатами такой обработки гиперспектральных изображений на основе двухволновых и трехволновых индексных изображений показали возможность получения среднего контраста между подкожными венами и окружающих тканями более чем 0,1. [123*,125*,126*,152*].

С целью сравнения методов, предложенных в диссертации, с предыдущими работами и после всестороннего обзора предыдущих исследований было обнаружено, что существует только одна работа, в которой была применена гиперспектральная визуализация на основе двухволнового индексного изображения. Исследование Mzoughi [90] считается первым, в котором использовался метод расчета двухволнового индексного изображения подкожных вен (BVI) в

спектральном диапазоне от 625 до 720 нм. Результат исследования следует считать частным случаем, поскольку эксперимент проводился при участии одного добровольца

Только в одном исследовании использовалась мультиспектральная визуализация с двухволновыми индексными изображениями для визуализации вен.

Фэнтао Ван в 2013 предложил метод визуализации подкожных вен на основе мультиспектральной визуализации в видимом и ближним диапазоне за счет использования двухволновых индексных изображений [89].

В исследовании Henry Ndu 2024 г. были учтены все этапы обработки изображений с использованием трех морфологических операций PCA, FPCA и WaLuMI, поэтому этот объемный и непрактичный процесс требует больше времени и усложняет процесс получения результатов [91].

На сегодняшний день нет опубликованных работ по расчету трехволнового индексного изображения подкожных вен на основе гиперспектральной визуализации.

1.3 Выводы к первой главе

1. В основном в публикациях посвященных использованию гиперспектральных изображений для визуализации подкожных вен используется поиск одного спектрального канала, на котором рисунок вен выглядит визуально качественным.

2. В большинстве работ для оценки качества картины подкожных вен используют экспертную оценку, и только в некоторых работах сделаны попытки объективной оценки качества изображения на основе функции контраста, но и эти попытки содержат необходимость экспертной оценки положения вен и осуществляются, в лучшем случае по нескольким областям изображения.

3. Хорошо известный по другим областям применения гиперспектральных изображений индексный подход в работах по визуализации подкожных вен почти не используется, в настоящий момент времени существуют всего две публикации по использованию индексных изображений, причем одна из этих публикаций описывает метод для мультиспектральных изображений с относительно широкими спектральными каналами, а вторая рассматривает жестко заданную индексную формулу, не пытаясь осуществлять подбор оптимальных длин волн для визуализации подкожных вен.

ГЛАВА 2. МЕТОД ВИЗУАЛИЗАЦИИ КАРТИНЫ ПОДКОЖНЫХ ВЕН НА ОСНОВЕ МЕТОДА ВЫЧИСЛЕНИЯ СРЕДНЕГО КОНТРАСТА ДВУХВОЛНОВОГО ИНДЕКСНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ, РАССЧИТАННОГО ПО ФОРМУЛЕ НОРМАЛИЗОВАННОГО РАЗНОСТНОГО ИНДЕКСА

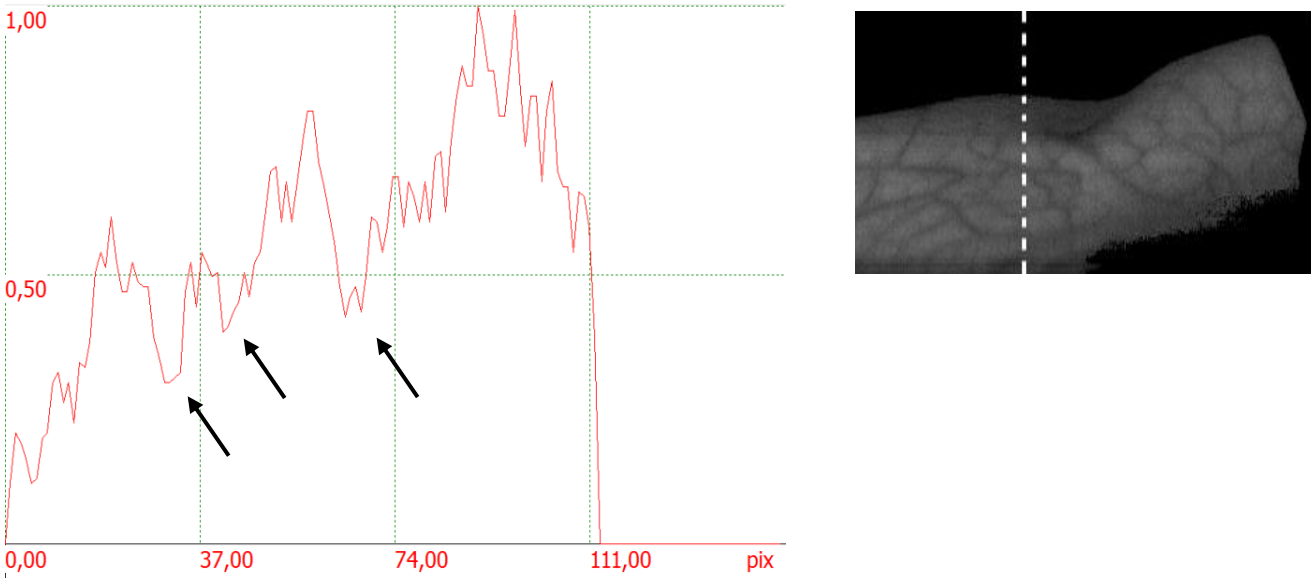
2.1 Метод определения среднего контраста

Для объективного анализа качества изображений с картиной подкожных вен, как в виде отдельного спектрального слоя, так и в виде индексного изображения, рассчитанного по двум-трем спектральным слоям нужна оценка, которую можно было бы провести полностью без участия человека. Контраст, предложенный в [89,90] вполне подходит в качестве такой характеристики, только необходимо исключить ручное определение области вены и сделать так, чтобы метод охватывал всю область изображения с картиной подкожных вен. Обычно контраст изображения *K* определяется по формуле:

$$K = \frac{I_{max} - I_{miin}}{I_{max} + I_{min}} \quad (2.1)$$

где I_{max} – максимальное значение интенсивности на изображении и I_{min} – минимальное значение интенсивности на изображении. В [89] в качестве I_{max}, I_{min} выступают участки изображения, которые исследователь определяет как участок соответствующий коже и вены, соответственно.

В качестве более объективной характеристики в диссертационной работе предлагается характеристика среднего контраста по всей площади изображения, который рассчитывается по полной совокупности минимумов и максимумов в сечении (рисунок 2.1).



а) б)

Рисунок 2.1 – Пример получившегося сечения картины подкожных вен (а) по пунктирной линии (б)

На рисунке 2.1 наблюдается большое количество локальных максимумов и минимумов (некоторые отмечены стрелочками). Любую пару, состоящую из локального минимума и максимума можно использовать для определения контраста согласно формуле (2.1). Как видно из рисунка 2.1а в сечении присутствуют несколько десятков локальных максимумов и минимумов.

Средний контраст для одного сечения предлагается определять путем суммирования контрастов для всех пар максимумов минимумов. Пусть на вертикальном сечении определено N минимумов и L максимумов. Тогда средний контраст для одного вертикального сечения по столбцу l определяется по формуле

$$\langle K_l \rangle = \frac{1}{NL} \sum_{i=1}^{N} \sum_{j=1}^{L} \left| \frac{I_i - I_j}{I_i + I_j} \right| \quad (2.2)$$

где I_i и I_j – значения интенсивности в i-о локальном максимуме и j-ом локальном минимуме, знак модуля взят для положительного определения контраста, поскольку в таком подходе локальный минимум может быть больше локального максимума.

Средний контраст всего изображения – предлагается определять на основе вычисления среднего значения для всех вертикальных сечений изображения, по формуле.

$$\langle K \rangle = \frac{1}{S}\sum_{l=1}^{S} K_l \qquad (2.3)$$

где S – количество столбцов изображения.

Для определения среднего контраста была разработана специальная программа, которая по анализу всех возможных сечений изображения определяет среднее значение контраста по формуле (2.3).

Разработанный метод позволяет получить численную оценку качества сформированной картины подкожных вен. При этом абсолютное значение среднего контраста несколько ниже, чем оценки контраста, в работе [89], связано это с наличием большого количества локальных минимумов и максимумов, которые очень близки по интенсивности и, следовательно, дают в формуле (2.2) очень малы значения. Однако наличие таких локальных минимумов и максимумов характеризуют зашумленность изображения, которая также влияет на визуальное восприятие, что позволяет утверждать об большей объективности такой оценки по сравнению с методом [89].

2.2 Гиперспектральная камера

Рассмотрим оптическую систему для формирования гипергиперспектральных изображений. Была использована гиперспектральная камера на основе схемы Оффнера, которая описана в [127] (рисунок 2.2).

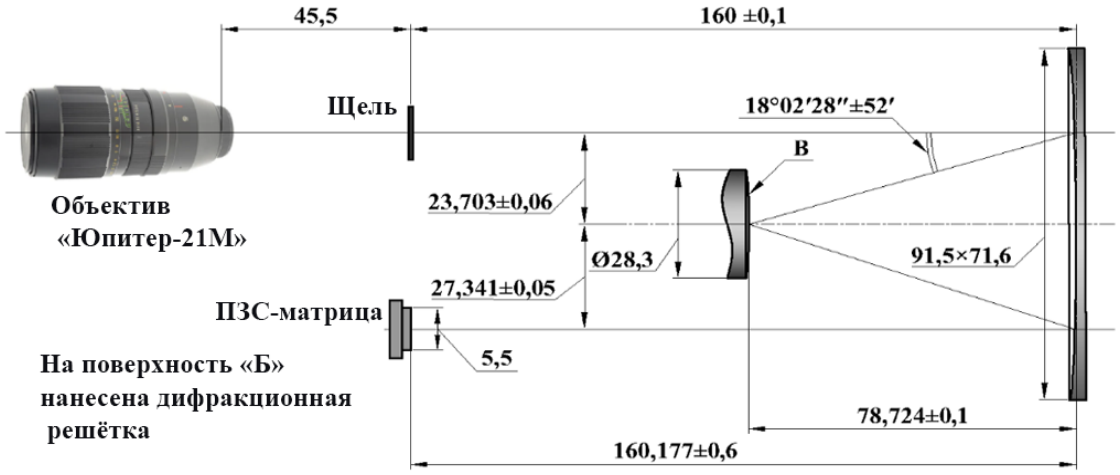


Рисунок 2.2 – Оптическая схема гиперспектрометра [127]

Гиперспектрометры на основе схемы Оффнера известны своей компактной конструкцией, высоким спектральным разрешением и способностью минимизировать оптические аберрации [128]. Оптическая схема состоит из следующих компонентов (рисунок 2.2): щелевая диафрагма, основное вогнутое зеркало, дифракционная решетка на выпуклом зеркале, детектор с матрицей в фокальной плоскости, на рисунке 2.3 представлен внешний вид без корпуса.

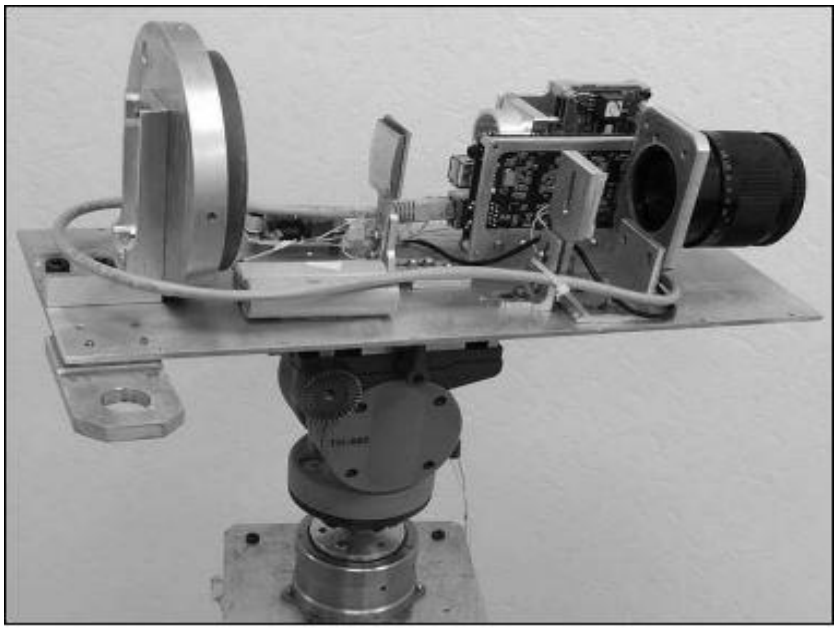


Рисунок 2.3 – Внешний вид гиперспектрометра без защитного корпуса [129]

Общая схема проведения съемки гиперспектральных изображений представлена на рисунке 2.4. Гиперспектральная камера устанавливалась на поворотной платформе, оборудованной устройством для регулирования скорости вращения с возможностью установки значения скорости в диапазоне 2-3 об/мин, что дает возможность проводить пространственное сканирование с регулируемым разрешением по координате сканирования. При этом спектральное разрешение составляло 2,4нм. Гиперспектрометр имел рабочий спектральный диапазон 400-1000 нм.

Для системы был выбран объектив с фиксированным фокусным расстоянием Юпитер-21М (Вологодский оптико-механический завод, Вологда, Россия), с установленной диафрагмой 3,2 и фоточувствительной матрицей CMV4000 (Baumer GmbH., Friedberg, Германия).

Время сканирования для одного добровольца составило около 40 секунд. Поскольку целевой областью было предплечье добровольца, был выбран диапазон поворота гиперспектрометра 30° (охватывающий часть руки от локтя до кончиков пальцев). Гиперспектральная камера находилась на расстоянии 100-110см от предплечья добровольца, угол наклона предплечья +30°, а угол наклона камеры -30°. Лампа располагалась на расстоянии примерно 120 см от предплечья по вертикали.

В ходе экспериментов обеспечивалась калибровка гиперспектрометра и настройка параметров освещения, которое обеспечивало наилучшую регистрацию гиперспектрального изображения без участков с избыточной экспозицией. При использовании галогенной лампы мощностью 1000 Вт освещенность целевого участка кожи составляла примерно 800 Вт/м^2. Такая освещенность примерно эквивалентна естественному освещению в безоблачный день.

Общее количество спектральных каналов составляло 250. Максимальная частота кадров при указанном уровне освещения, с которой может работать камера, составляет 20 кадров в секунду. В результате формировались первичные

спектральные распределения разрешением 1020 x 1022 в количестве несколько сотен.

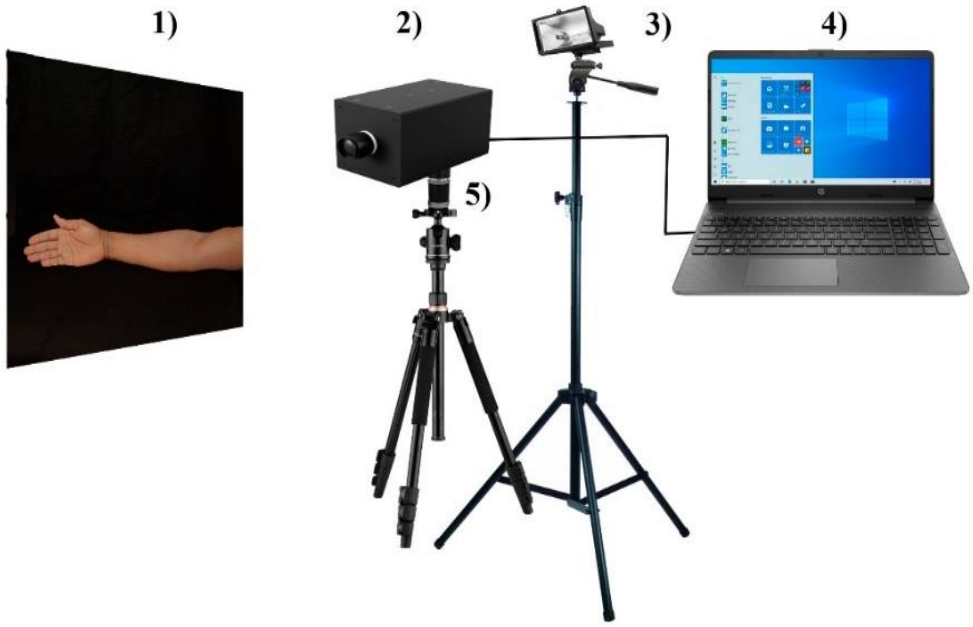


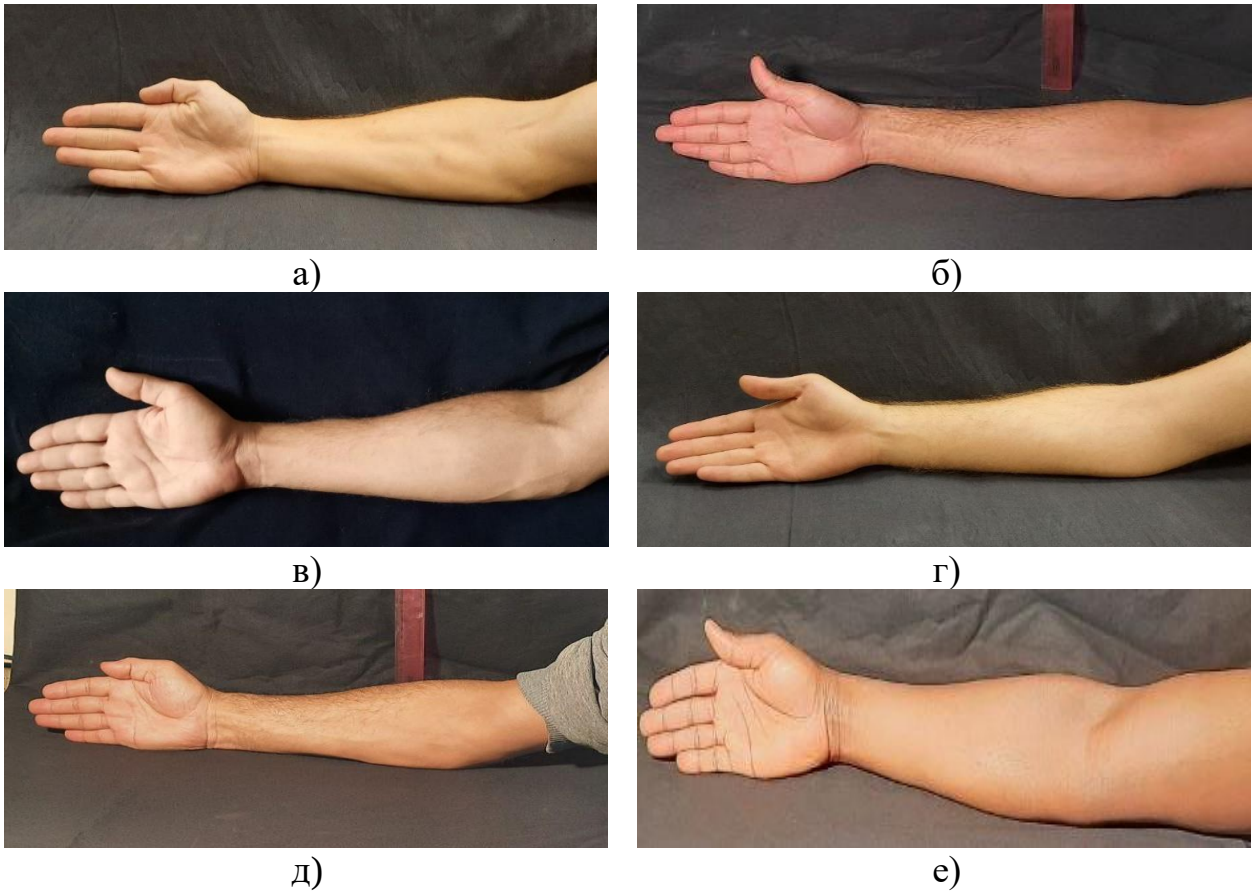
Рисунок 2.4 – Общая схема проведения съемки гиперспектральных изображений: 1) образец; 2) гиперспектрометр; 3) источник света; 4) компьютер; 5) поворотная платформа

2.3 Классификация цвета кожи с использованием отражательной спектрофотомерии

Цвет кожи пациента влияет на выбор метода медицинской визуализации [130], особенно в области визуализации вен [85, 123]. Низкое поглощение света кожей темного оттенка приводит к снижению контрастности гиперспектральных изображений, что снижает точность визуализации вен, поэтому необходимо провести достоверную классификацию типов кожи и изучить влияние цвета кожи на контрастность подкожных вен на основе гиперспектральной визуализации. Цвет кожи определяется главным образом содержанием меланина, который так же влияет на поглощение кожей света, из-за чего у людей с более темным оттенком кожи сложно отличить подкожные вены от окружающих тканей [131].

Цвет кожи описывался в основном с использованием различных шкал и индексов, но объективность этих методов трудно проверить из-за серьезных расхождений между измеренными значениями. Томасом Б. Фицпатриком разработана основополагающая шкала классификации типов кожи — «Фототипы кожи по Фитцпатрику» (FST), основанная на реакции кожи на воздействие солнца и учитывающая склонность человека к солнечным ожогам и загару, но в большинстве своем зависящая от субъективности экспертов. Система типов кожи Баумана (BSTS) применяется ко всем этническим группам, возрастам и полу и определяется утвержденной анкетой (анкета из 64 пунктов) [132].

Для проведения эксперимента по визуализации вен на предплечье была создана база изображений 21 добровольца. Были получены RGB-изображения (рисунок 2.5), а также гиперспектральные изображения предплечья каждого добровольца в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне. Добровольцы принадлежат к разным расовым группам с разным цветом кожи, с преобладанием людей с I типом кожи (очень светлая) и со II типом кожи (светлая). В число участников вошли мужчины - сотрудники и студенты университета. Возрастная группа этих участников составляла от 20 до 57 лет (Таблица 2.2).



а) б) в) г) д) е)

Рисунок 2.5 – Образцы разных типов кожи, снятые RGB-камерой для сравнения: а) I тип; б) II тип; в) III тип; г) IV тип; д) V тип; е) VI тип

Чтобы создать объективную классификацию для всех добровольцев, применялась классификация цвета кожи на основе индивидуального типологического угла (ITA) путем измерений спектрофотометра. Предыдущие исследования продемонстрировали возможность построения цветовых спектров кожи человека в цветовом пространстве CIEL*a*b* [133-136]. Индивидуальный типологический угол (ITA) — это метод, используемый для измерения цвета кожи на основе спектра отражения света от кожи. Шкала ITA находится в диапазоне от 0° до 180°, при этом меньшие углы указывают на более светлые тона кожи, а большие углы указывают на более темные тона кожи. Технология на основе ITA (индивидуальный типологический угол) является оптимальной для измерения цвета кожи [135].

ITA можно вычислить следующим образом: L∗ и b∗ соответствуют измерениям кожи в пространстве CIE L∗a∗b∗ [135]: таким образом, анализируются различия трех цветовых понятий: (L*, a* и b*) (рисунок 2.6). Вертикальная ось (L*), представляет собой яркость в диапазоне от 0 до 100 (вверху светлые оттенки, внизу темные), ось a* представляет собой цветовое пространство от красного цвета (+a) до зеленого цвета (-a), ось b* представляет собой цветовое пространство от желтого цвета (+b) до синего цвета (-b).

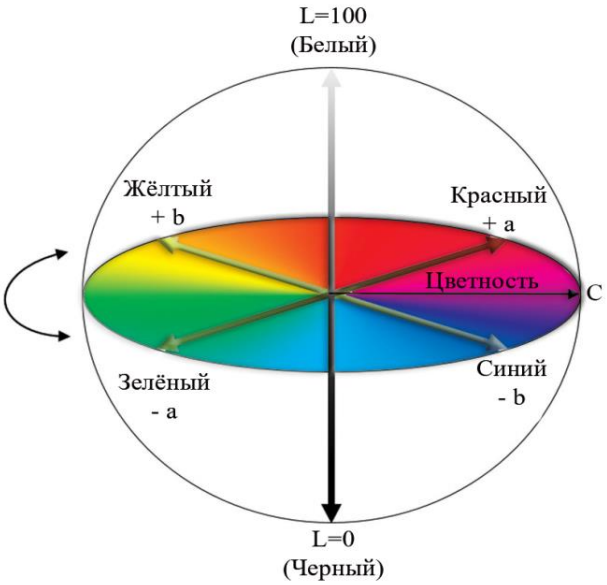


Рисунок 2.6 – Диаграмма цветового пространства CIELab [135]

Объем цвета кожи позволяет провести объективную количественную оценку. Значение L* цвета кожи представлено на вертикальной оси, а компонент b* (желто-синий) — на горизонтальной оси (рисунок 2.7).

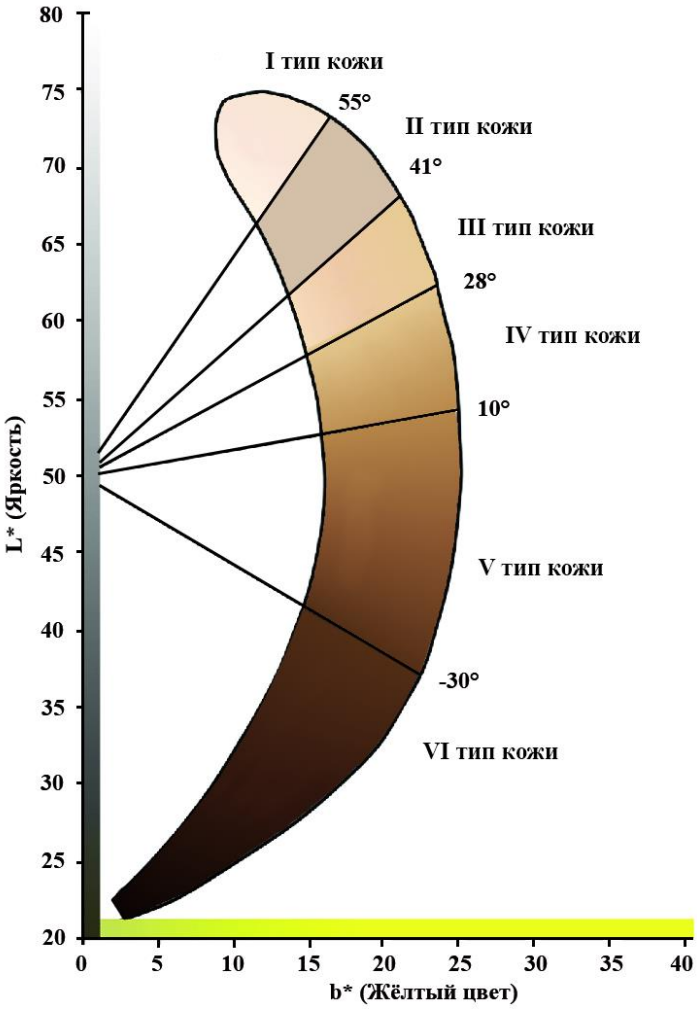


Рисунок 2.7 – Шесть категорий цвета кожи от очень светлого до темного на основе индивидуального типологического угла (ITA^o) [137]

Для определения точного цвета кожи каждого добровольца рассчитывается индивидуальный типологический угол (ITA) от значений L* и b* по уравнению:

$$ITA^o = \arctan\left(\frac{L^*-50}{b^*}\right) \cdot \frac{180}{\pi} \quad (2.4)$$

где L* представляет яркость в диапазоне от черного (0) до белого (100), b* — в диапазоне от желтого до синего. Чем выше ITA^o, тем светлее кожа. Цветотипы кожи ITA подразделяются на шесть групп: от I до VI типа кожи (Таблица 2.1):

Таблица 2.1- Классификация цвета кожи по индивидуально-типологическому углу (ITA) [138]

Тип кожи	Цвет кожи	Индивидуальный типологический угол (ITA°)
I	Очень светлая кожа	(>55°)
II	Светлая кожа	(41° to <55°)
III	Средняя кожа	(от 28° до <41°)
IV	Загорелая кожа	(от 10° до <28°)
V	Коричневая кожа	(от −30° до <10°)
VI	Темная кожа	(< −30°)

Цветность (C*) можно извлечь из значений a* и b* следующим образом:

$$C^* = (a^*)^2 + (b^*)^2 \quad (2.5)$$

У каждого из 21 добровольца были собраны спектры отражения, на основе которых определен цвет кожи внутренней части предплечья, с использованием спектрофотометра X-Rite i1 Eye-One (X-Rite, Гранд-Рапидс, Мичиган, США), представляет собой портативное устройство, измеряющее отражательную способность в спектральном диапазоне от 380 до 710 нм с интервалом 7,5 нм и программным обеспечением Eye-one Match3 (X-Rite, Гранд-Рапидс, Мичиган, США) (рисунок 2.8). Образец освещается кольцевым источником под углом 45◦ к нормали образца и измеряется отраженный свет в нормальном направлении.

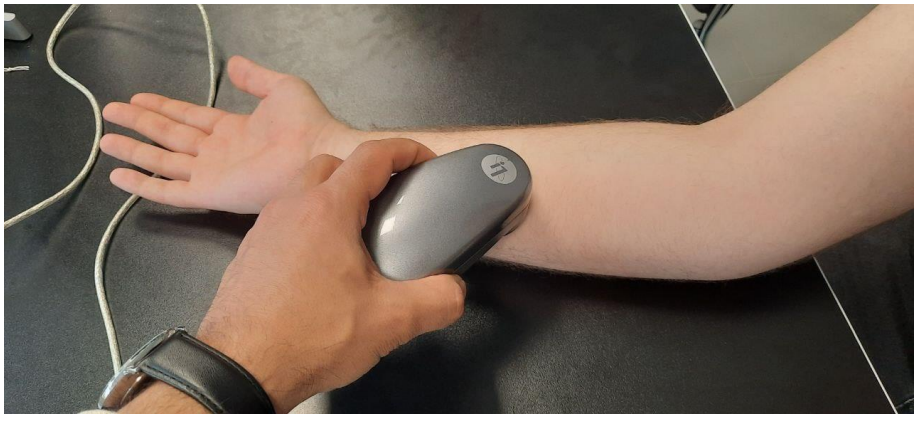


Рисунок 2.8 – Получение спектров отражения кожи

Данные измерения цвета кожи с использованием спектрофотометра, не являются значением ITA. Необходимо преобразовать данные для получения значения ITA согласно экспериментальной схеме на рисунке 2.9.

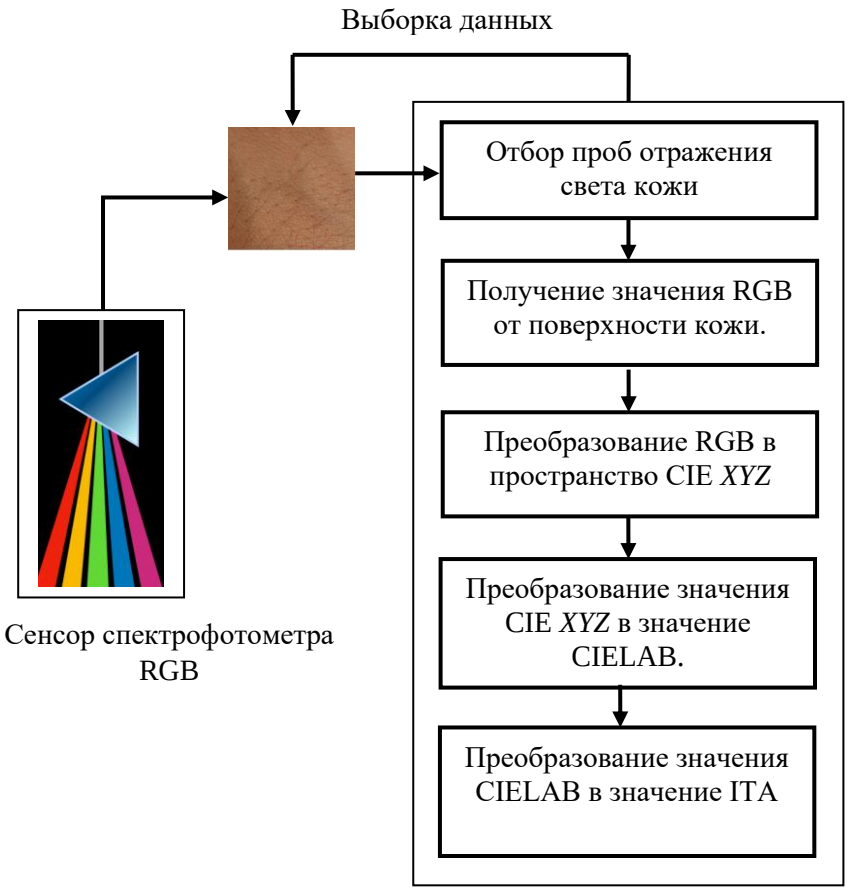


Рисунок 2.9 – Схема получения отражения света от кожи RGB и дальнейшее преобразование в ITA

После этого вычислялся средний цвет RGB сегментированного пикселя (рисунок 2.10). Это свойство выражается в трехцветных значениях RGB (красный, зеленый, синий), на основе значений RGB рассчитываются координаты *XYZ* (рисунок 2.11а). Процесс, включает в себя преобразование цветового пространства и калибровку на основе стандартного источника света CIE D65 (рисунок 2.11б) в соответствии с цветностью Международной комиссии по освещению de L'Eclairage (CIE) и на основе стандарта CIE 1931 *XYZ* [139]. Цветовое пространство *XYZ*

строится с помощью коэффициентов для учета различий в чувствительности человеческого глаза к цветам при дневном свете на основе конкретной освещенности и параметров наблюдателя, которые стандартизированы как стандартные наблюдатели 2°. *XYZ* представляют собой трехстимульные значения образца и рассчитываются на основе значений R, G и B следующим образом (2.6):

$$\begin{pmatrix} \mathrm{X} \\ \mathrm{Y} \\ \mathrm{Z} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} 0.4124 & 0.3576 & 0.1805 \\ 0.2126 & 0.7152 & 0.0722 \\ 0.0193 & 0.1192 & 0.9505 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} \mathrm{R} \\ \mathrm{G} \\ \mathrm{B} \end{pmatrix} \tag{2.6}$$

Чтобы преобразовать *XYZ* в цветовое пространство CIE L*a*b*, значения *XYZ* необходимо разделить на три разных коэффициента: 95,047, 100,0 и 108,883. Эти коэффициенты применяются для нормализации значений *XYZ* перед их преобразованием в цветовое пространство CIE L*a*b* с использованием уравнений (2.7; 2.8; 2.9; 2.10). После того, как значения *XYZ* были преобразованы в цветовое пространство CIE L*a*b*, следующим шагом применяется уравнение (2.6) для дальнейшей обработки цвета кожи, измеренного датчиком цвета, и преобразование его в значение квантования ITA, это значение преобразовывается в цветовое пространство CIELab.

$$L^* = \begin{cases} 116\left(\frac{Y}{Y_n}\right)^{\frac{1}{3}} - 16 & \text{если } \frac{Y}{Y_n} > 0{,}008856 \\ 116\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - 16 & \text{если } \frac{Y}{Y_n} \leq 0{,}008856 \end{cases} \tag{2.7}$$

$$a^* = 500\left[f\left(\frac{X}{X_n}\right) - f\left(\frac{Y}{Y_n}\right)\right] \tag{2.8}$$

$$b^* = 200\left[f\left(\frac{Y}{Y_n}\right) - f\left(\frac{Z}{Z_n}\right)\right] \tag{2.9}$$

где

$$f(t) = \begin{cases} t^{\frac{1}{3}} & \text{если } t > 0{,}008856 \\ 7.787 * t + 16/116 & \text{если } t \leq 0{,}008856 \end{cases} \tag{2.10}$$

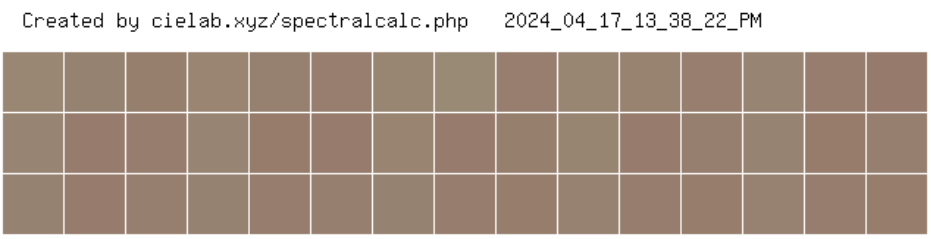
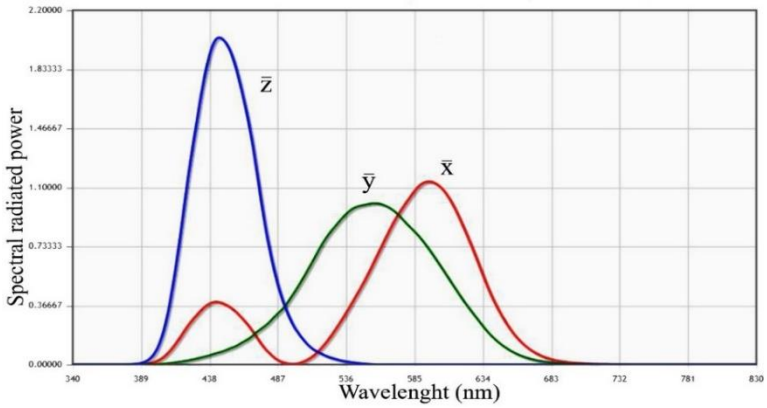


Рисунок 2.10 – Пиксели кожи добровольца III типа кожи , полученные по фотоспектрометру (RGB)

а)



б)

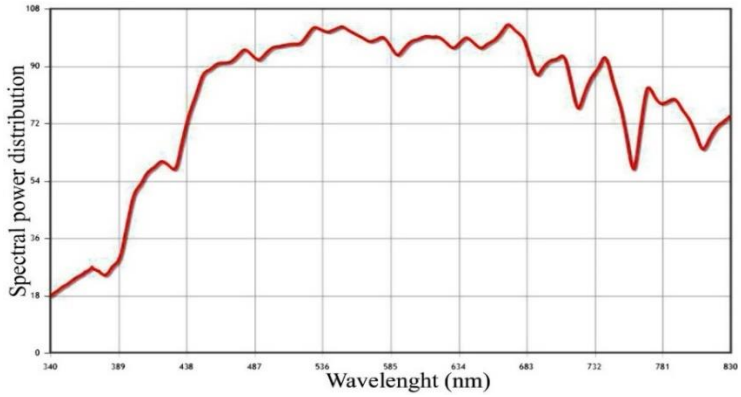


Рисунок 2.11 – а) Спектры RGB (красный, зеленый и синий) в диапазоне от 380 до 710 нм; б) стандартный наблюдатель 2° D65

В таблице 2.2- представлена статистика цветов кожи всех добровольцев по индивидуально-типологическому углу (ITA).

Таблица 2.2 Статистика шести цветов кожи для 21 добровольца согласно цветовому пространству CIELAB

№ п/п	Возраст	Расы	Тип кожи	ITA°	L*	a*	b*	C*
1	20	Восточная Европа	I	62°	61.64	4.10	5.75	7.06
2	21	Восточная Европа	I	56°	62.55	2.61	8.52	8.91
3	21	Восточная Европа	I	66°	64.20	5.07	6.11	7.93
4	21	Восточная Европа	I	63°	63.10	3.04	8.74	9.25
5	21	Восточная Европа	I	61°	62.88	1.77	6.12	6.37
6	21	Восточная Европа	I	63°	62.58	2.29	6.01	3.43
7	20	Восточная Европа	I	58°	61.41	4.89	7.03	8.56
8	21	Восточная Европа	I	72°	71.26	3.50	8.10	8.82
9	20	Восточная Европа	I	60°	61.88	2.86	6.82	7.40
10	22	Восточная Европа	I	68°	63.99	2.90	5.20	5.95
11	20	Восточная Европа	I	65°	64.22	2.43	6.49	6.93
12	21	Восточная Европа	I	59°	61.57	2.31	6.91	7.28
13	21	Восточная Европа	II	48°	60.34	4.31	9.18	10.14
14	21	Восточная Европа	II	52°	61.42	3.71	8.60	9.14
15	20	Восточная Европа	II	47°	60.80	3.72	9.92	10.59
16	30	Восточная Европа	II	51°	62.44	2.52	9.84	10.15
17	33	Восточная Европа	II	54°	58.27	5.33	6.56	8.45
18	37	Западная Азия	III	33°	57.44	6.49	11.13	12.88
19	25	Западная Азия	IV	16°	53.58	6.91	12.25	14.06
20	57	Центральная Азия	V	8°	51.88	7.49	12.11	14.23
21	35	Южная Африка	VI	-27°	42.78	7.40	14.13	15.95

Из таблицы выше видно, что в ходе исследования были изучены все шесть основных типов кожи. Исследование проводилось при наибольшем количестве людей I и II типа кожи в силу специфики места проведения эксперимента, медианный возраст добровольцев составил 21 год, средний возраст добровольцев составил 25 лет.

После классификации цветов кожи всех 21 добровольца (таблица 2.2) на основе спектров отражения заметно, что более светлые оттенки кожи (I и II типы кожи) поглощают меньше света из-за более высоких отражательных свойств кожи в следствие низкого содержания меланина. Таким образом, на графике светлые оттенки кожи показали заметно “W” образные спектры в диапазоне длин волн 500–570 нм (область длин волн, поглощающая оксигемоглобин в крови).

Спектры III и IV типов кожи показывают на графике слабо заметные “W” образные спектры по сравнению с I и II типами кожи из-за среднего содержания меланина в коже.

V и VI типы кожи содержат много меланина, поэтому больше поглощают свет, что приводит к снижению интенсивности отражения по сравнению с I и II типами кожи и следовательно, форма “W” почти незаметна (рисунок 2.12).

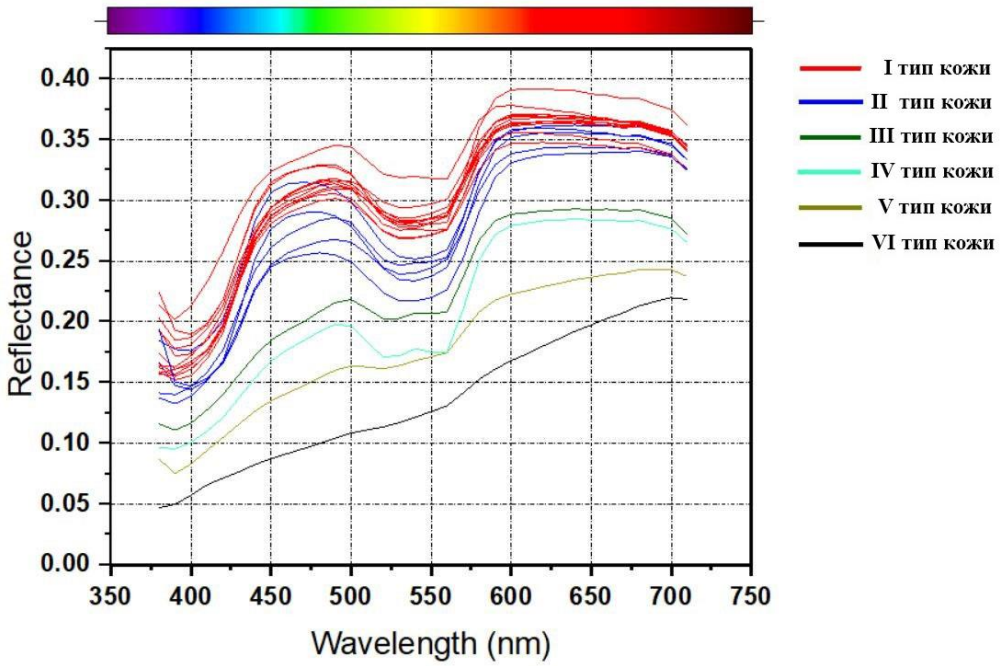


Рисунок 2.12 – Измеренные кривые спектрального отражения с внутренней части предплечья для всех типов кожи

Хотя спектры отражения кожи человека $R(\lambda)$ являются результатом поглощения света, после применения отрицательного натурального логарифма спектры отражения R(λ) преобразуются в поглощения $A(\lambda)$ согласно уравнению:

$$A(\lambda) = -\log\big(R(\lambda)\big) \tag{2.11}$$

Меланин поглощает ультрафиолетовый и видимый свет, демонстрируя положительно искаженное спектральное распределение с пиком около 380 нм для всех тонов кожи. У VI типа кожи объемная доля эпидермального меланина примерно в два раза больше, чем у I и II типов кожи, в связи с этим VI тип кожи имеет более высокое поглощение, чем I тип кожи (рисунок 2.13).

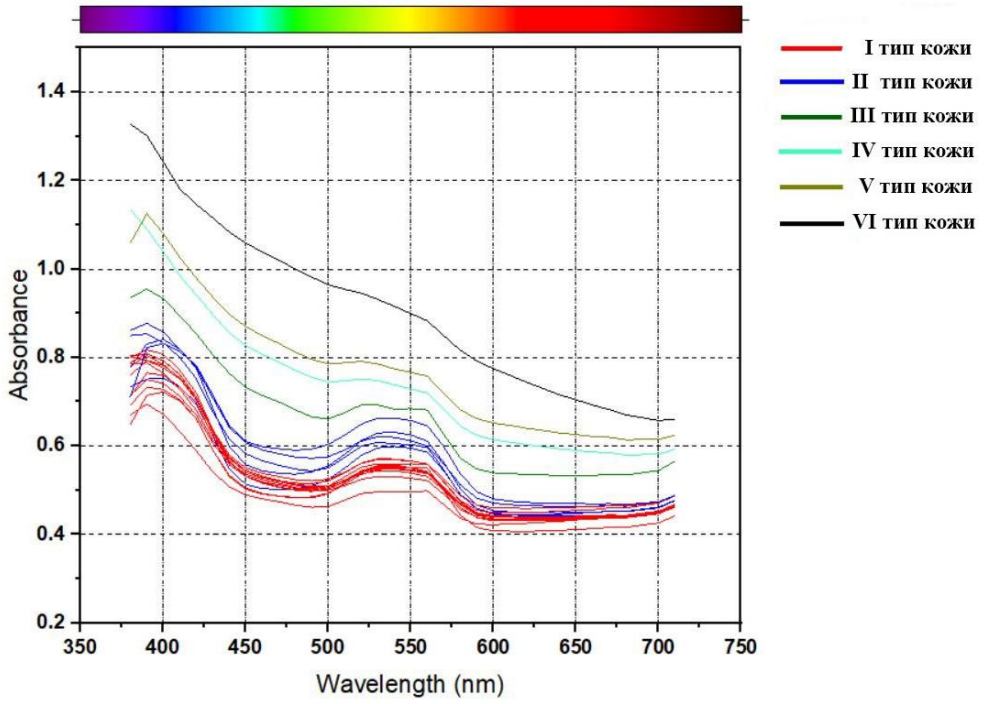


Рисунок 2.13 – Спектры поглощения для всех типов кожи

На рисунке 2.14 цветовые различия отображались в виде трехцветных значений L∗, a∗ и b∗, определенных CIE. Поскольку значение L∗ коррелирует с воспринимаемой яркостью цвета (черный или белый) и является наиболее чувствительным трехцветным значением для измерения пигментации кожи, оно

было выбрано для представления измеренного цвета кожи. На рисунке 2.14 видно, что группа людей с I типом кожи (красный цвет) имеет несколько более высокое значение яркости L*, чем группа людей со II типом кожи (синий цвет), за которой следуют III тип кожи (зеленый цвет), IV тип кожи (голубой цвет), V тип кожи (коричневый цвет) и VI тип кожи (черный цвет) соответственно.

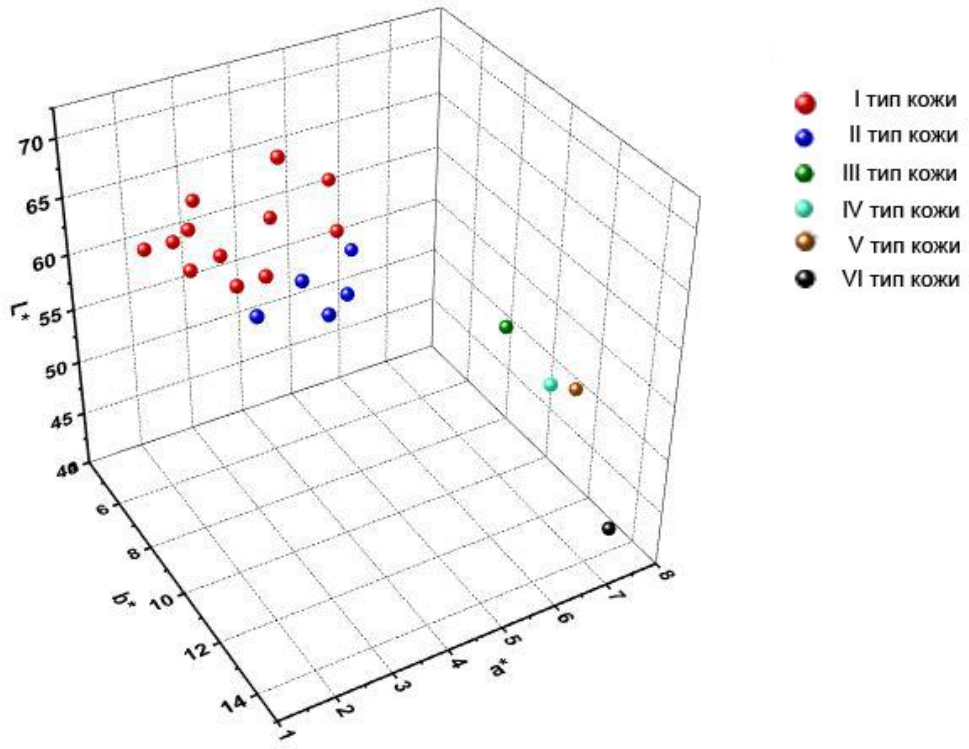
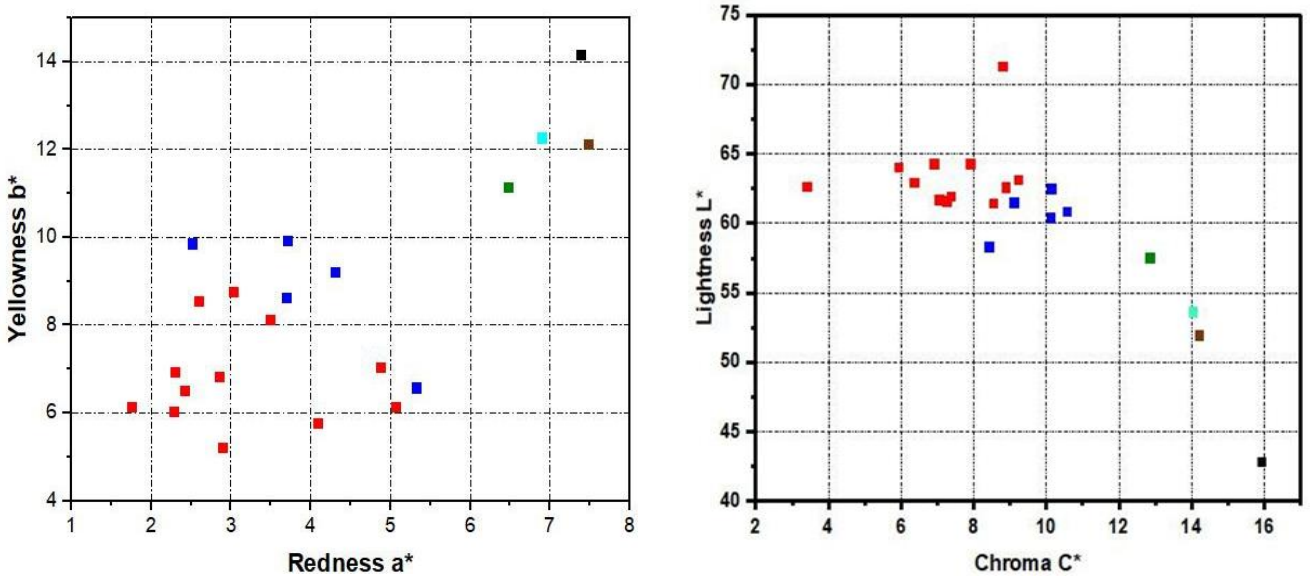


Рисунок 2.14 – RGB Цвета кожи, классифицированные по расстоянию в цветовом пространстве CIELab*

На рисунке 2.15а видно, что значения a* и b* постепенно увеличиваются с минимальных значений для I и II типов кожи (низкое содержание меланина), до максимальных для VI типа кожи (высокое содержание меланина).

На рисунке 2.15б видно, что люди I типа кожи имеют более низкие значения цветности C* и самые высокие значения яркости L*. Самые высокие значения цветности C* у людей VI типа кожи с последующим уменьшением для V типа кожи, IV типа кожи и III типа кожи, при этом они имеют самые низкие показатели яркости L*.



а) б)

Рисунок 2.15 – Точечная диаграмма набора данных шести цветов кожи: а) значения a* б* (краснота-желтизна); б) значения цветность C*-яркость L*

2.4 Сборка гиперспектрального изображения

Камера, подключенная к компьютеру, после многократного захвата изображения передает полученные данные в компьютер (рисунок 2.16).

При записи изображений гиперспектрометром в результате сканировая получаются несколько сотен спектральных распределений в диапазоне длин волн RGB (400 - 1000 нм) с разром 1020 x 1022 пикселей и спектральным разрешением 2.4нм (рисунок 2.16).

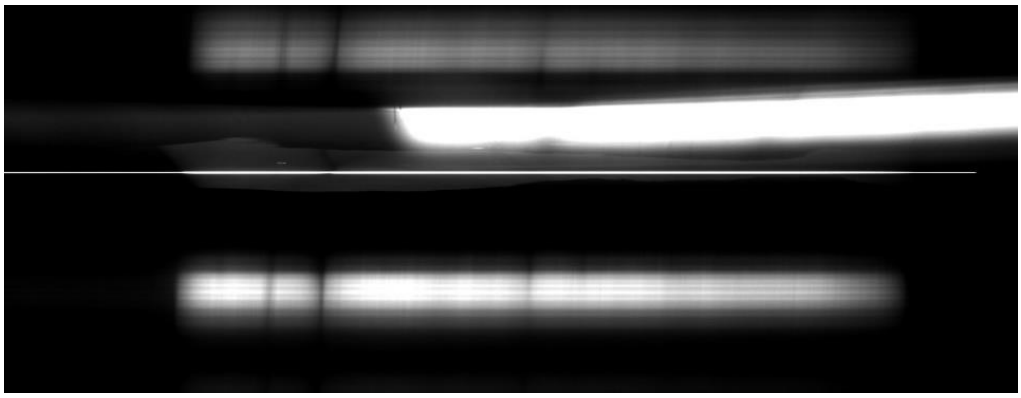


Рисунок 2.16 – Образец спектра

Спектральное изображение обрабатывается с помощью программы HSIT (рисунок 2.17). Область спектра ограничивается по результатам предварительной калибровки.

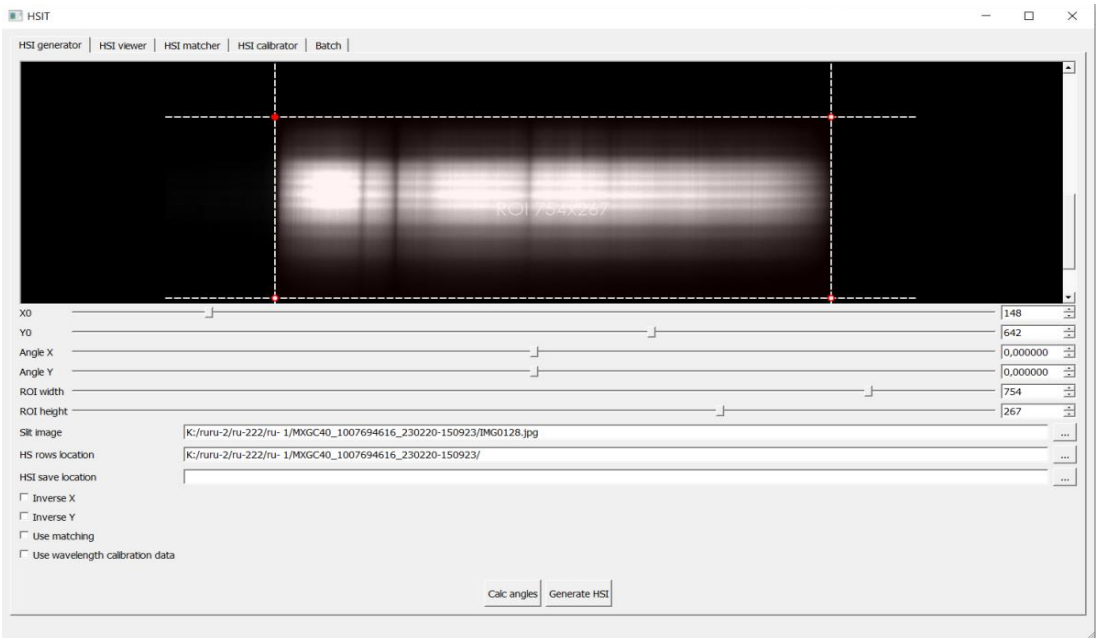


Рисунок 2.17 – Изображение спектра, сформированное программой HSIT

Затем из ограниченной области строки перемещаются в соответствующие слои гиперспектрального изображения (рисунок 2.18), которое в результате процесса сканирования постепенно заполняется. В результате формируется трехмерный массив данных, включающий два пространственных измерения (компоненты изображения) и одно спектральное измерение. Его можно рассматривать как массив отдельных спектров с пространственным разрешением, где каждый пиксель в первом изображении состоит из всего спектра, или как серию изображений (спектральных каналов) с определенным пространственным разрешением, или можно рассматривать как единое целое, содержащее большой объем пространственной и спектральной информации об образце.

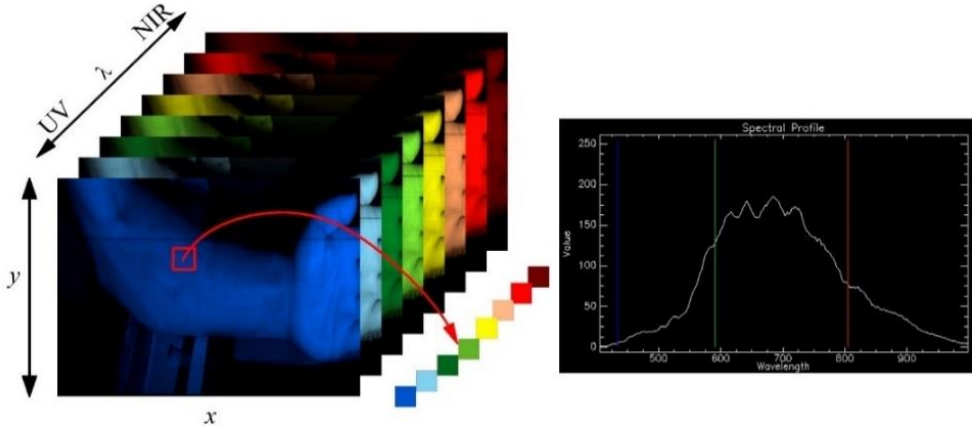


Рисунок 2.18 – Схематическое представление гиперспектрального изображения, (слева), и спектральная характеристика отдельного пикселя (справа).

В таблице 2.3 представлены центральные длины волн для каждого из спектральных каналов.

Таблица 2.3 – Длины волн для спектральных каналов

№ К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ
1	400	43	500.8	85	601.6	127	702.4	169	803.2	211	904
2	402.4	44	503.2	86	604	128	704.8	170	805.6	212	906.4
3	404.8	45	505.6	87	606.4	129	707.2	171	808	213	908.8
4	407.2	46	508	88	608.8	130	709.6	172	810.4	214	911.2
5	409.6	47	510.4	89	611.2	131	712	173	812.8	215	913.6
6	412	48	512.8	90	613.6	132	714.4	174	815.2	216	916
7	414.4	49	515.2	91	616	133	716.8	175	817.6	217	918.4
8	416.8	50	517.6	92	618.4	134	719.2	176	820	218	920.8
9	419.2	51	520	93	620.8	135	721.6	177	822.4	219	923.2
10	421.6	52	522.4	94	623.2	136	724	178	824.8	220	925.6
11	424	53	524.8	95	625.6	137	726.4	179	827.2	221	928
12	426.4	54	527.2	96	628	138	728.8	180	829.6	222	930.4
13	428.8	55	529.6	97	630.4	139	731.2	181	832	223	932.8
14	431.2	56	532	98	632.8	140	733.6	182	834.4	224	935.2
15	433.6	57	534.4	99	635.2	141	736	183	836.8	225	937.6
16	436	58	536.8	100	637.6	142	738.4	184	839.2	226	940
17	438.4	59	539.2	101	640	143	740.8	185	841.6	227	942.4
18	440.8	60	541.6	102	642.4	144	743.2	186	844	228	944.8
19	443.2	61	544	103	644.8	145	745.6	187	846.4	229	947.2

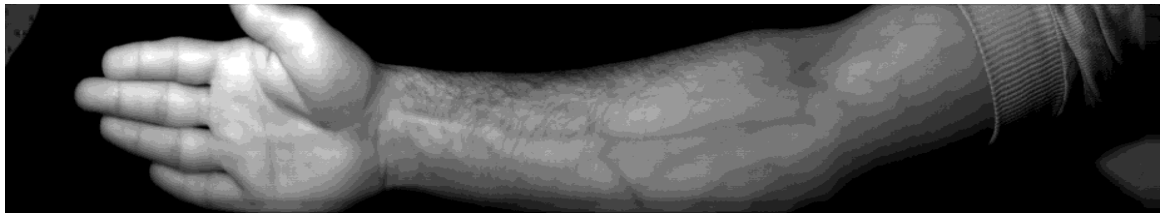
№ К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ	№К	ДЛ
20	445.6	62	546.4	104	647.2	146	748	188	848.8	230	949.6
21	448	63	548.8	105	649.6	147	750.4	189	851.2	231	952
22	450.4	64	551.2	106	652	148	752.8	190	853.6	232	954.4
23	452.8	65	553.6	107	654.4	149	755.2	191	856	233	956.8
24	455.2	66	556	108	656.8	150	757.6	192	858.4	234	959.2
25	457.6	67	558.4	109	659.2	151	760	193	860.8	235	961.6
26	460	68	560.8	110	661.6	152	762.4	194	863.2	236	964
27	462.4	69	563.2	111	664	153	764.8	195	865.6	237	966.4
28	464.8	70	565.6	112	666.4	154	767.2	196	868	238	968.8
29	467.2	71	568	113	668.8	155	769.6	197	870.4	239	971.2
30	469.6	72	570.4	114	671.2	156	772	198	872.8	240	973.6
31	472	73	572.8	115	673.6	157	774.4	199	875.2	241	976
32	474.4	74	575.2	116	676	158	776.8	200	877.6	242	978.4
33	476.8	75	577.6	117	678.4	159	779.2	201	880	243	980.8
34	479.2	76	580	118	680.8	160	781.6	202	882.4	244	983.2
35	481.6	77	582.4	119	683.2	161	784	203	884.8	245	985.6
36	484	78	584.8	120	685.6	162	786.4	204	887.2	246	988
37	486.4	79	587.2	121	688	163	788.8	205	889.6	247	990.4
38	488.8	80	589.6	122	690.4	164	791.2	206	892	248	992.8
39	491.2	81	592	123	692.8	165	793.6	207	894.4	249	995.2
40	493.6	82	594.4	124	695.2	166	796	208	896.8	250	997.6
41	496	83	596.8	125	697.6	167	798.4	209	899.2		
42	498.4	84	599.2	126	700	168	800.8	210	901.6		

2.5 Визуализация подкожных вен на основе использования отдельных спектральных слоев

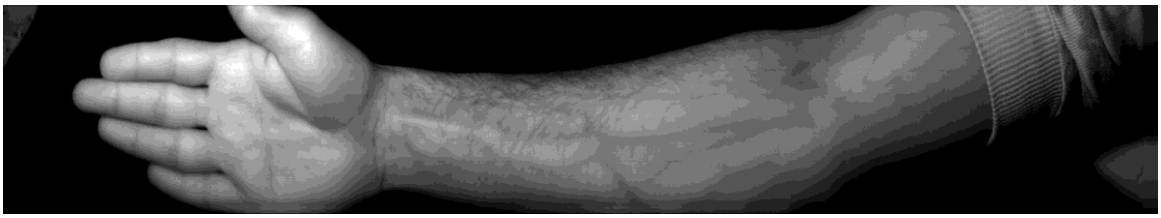
Как указывалось во введении применение узкополосной подсветки в ИК диапазоне от 700 до 960 нм для улучшенной визуализации показывает, что основное внимание при анализе гиперспектральных изображений нужно также уделять спектральным слоям, которые располагаются примерно в этом диапазоне. С точки зрения, визуализации использование одного спектрального слоя полностью идентично изображению, зарегистрированному на камеру при узкополосной подсветке.

На рисунке 2.19 представлены изображения отдельных спектральных каналов на длинах волн: 688 нм, 704 нм, 740 нм, 780 нм, 799 нм и 878 нм.

а)



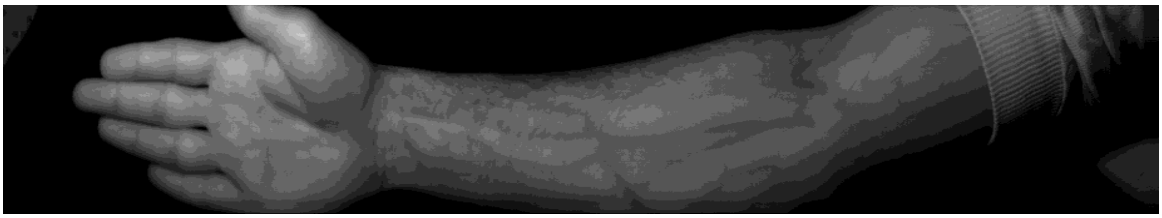
б)



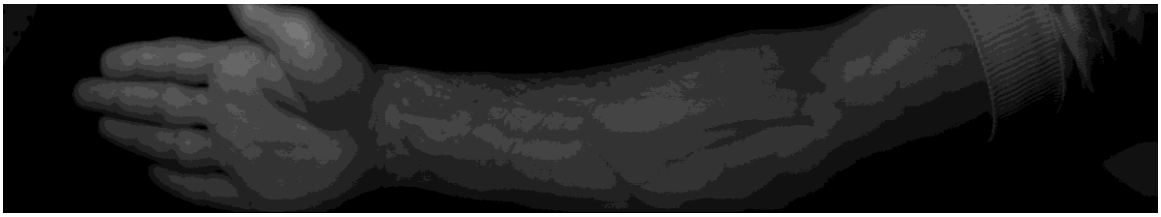
в)

г)

д)



е)



ж)

Рисунок 2.19 – Изображения спектральных каналов с разной длиной волны на III типе кожи: а) канал № 121 - 688нм; б) канал № 128 - 704нм; в) канал № 143 - 740нм; г) канал № 158 - 780нм; д) канал № 167 - 799нм; е) канал № 200 - 878нм; ж) изображение, идентичное снятому на обычную камеру (среднее по спектральным каналам диапазона от 400 до 700нм)

Как видно из рисунка 2.19 визуально изображение подкожных вен в инфракрасных спектральных слоях намного контрастнее изображения, полученного при обычной съемке в видимом диапазоне. В таблице 2.4 приведены значения среднего контраста изображений на рисунке 2.19 рассчитанные по методу, описанному в разделе 2.1.

Таблица 2.4 – Среднее значение контраста вен для спектральных слоев на разных длинах волн для изображений на рисунке 2.19

Номер канала	Длина волны (нм)	Средний контраст	Примечание
121	688	0,085	Рисунок 2.19а
128	704	0,079	Рисунок 2.19б
143	740	0,087	Рисунок 2.19в
158	780	0,068	Рисунок 2.19г
167	799	0,070	Рисунок 2.19д
200	878	0,058	Рисунок 2.19е

Из таблицы 2.4 видно, что уровень среднего контраста невысок. При этом, контраст, например для спектрального слоя 735нм меняется от 0,12 для крупных вен (>2мм) и до 0,02 (<2мм) для мелких вен. Т.е. для мелких вен такая визуализация почти ничего не дает. Контраст картины вен можно сделать более высоким, используя расчет индексных изображений, что будет продемонстрировано в следующем разделе.

2.6 Визуализация подкожных вен на основе использования индексных изображений, рассчитанных для двух спектральных диапазонов

В ходе работы над диссертацией разработано программное обеспечение для обработки гиперспектральных изображений, в том числе для расчета индексных изображений «Hyper». Соискатель участвовал в разработке той части программы

«Hyper», которая реализует вычисление среднего контраста изображения и групповой расчет индексных изображений.

В работах [82, 89] использовали индексные формулы на основе нормализованного разностного индекса.

Для поиска новых длин волн для этой индексной формулы был использован полный перебор всех сочетаний спектральных диапазонов (слоев) в гиперспектральном изображении. Для этого вычислялось индексное изображение по формуле, нормализованного разностного индекса NDI.

$$I^{ind} = \frac{I_{\lambda 2} - I_{\lambda 1}}{I_{\lambda 2} + I_{\lambda 1}} \tag{2.12}$$

где $I_{\lambda 1}$, – яркость спектрального слоя с длиной волны λ_1 и $I_{\lambda 2}$ – яркость спектрального слоя с длиной волны λ_2. Поскольку значение этого индекса меняется от -1 до 1, а одинаковые по абсолютной величине, но противоположные по знаку индексные изображения являются инвертированными друг к другу, было принято решение рассматривать только абсолютное значение индекса. На рисунке 2.20 приведено схематическое изображение процедуры получения индексного изображения на основе изображений двух спектральных слоев.

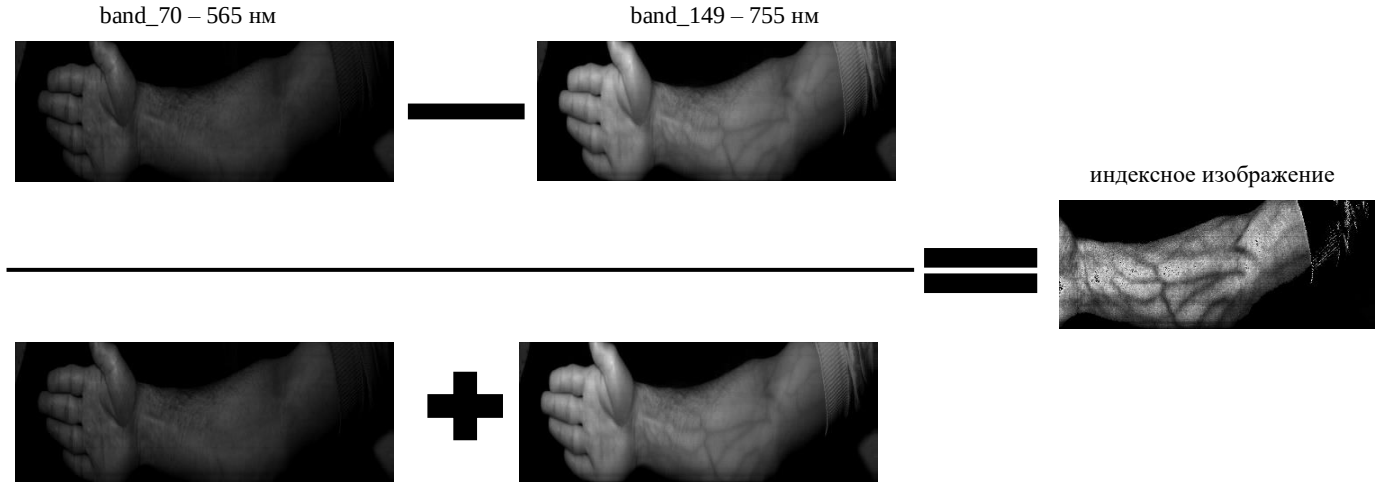
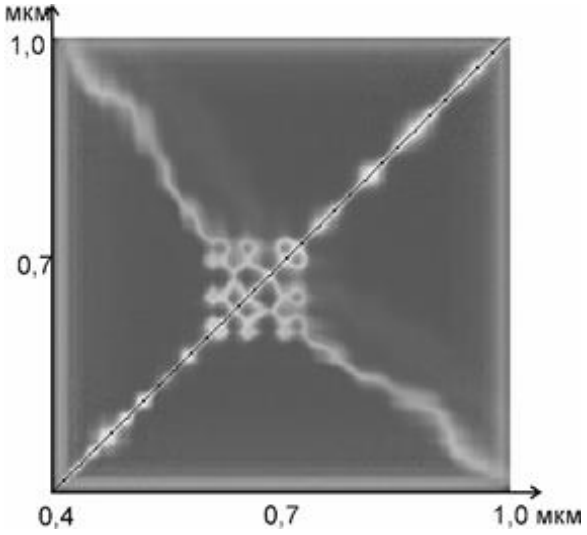


Рисунок 2.20 – Иллюстрация метода расчета индексного изображения на основе двух спектральных слоев

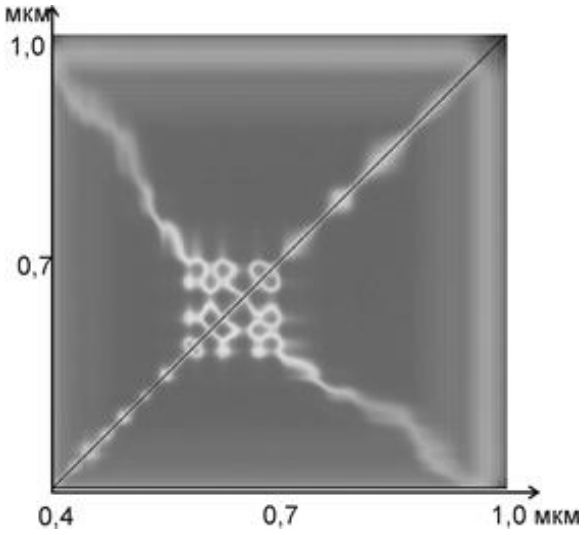
Для полноценного анализа всех индексных изображений рассчитывается среднее значение контраста, затем формируется таблица размером 250·250. К сожалению, формат таблицы слишком велик для представления в диссертации, поэтому результаты этого исследования представляются в виде изображения в формате 256 градаций серого размером 250·250 пикселей. Значение максимума контраста нормируется на максимум яркости такого изображения (255).

На рисунке 2.21 приведены все изображения для группы добровольцев из 21 человека, в которых яркость пропорциональна модулю среднего контраста индексного изображения, рассчитанного по формуле (2.12)

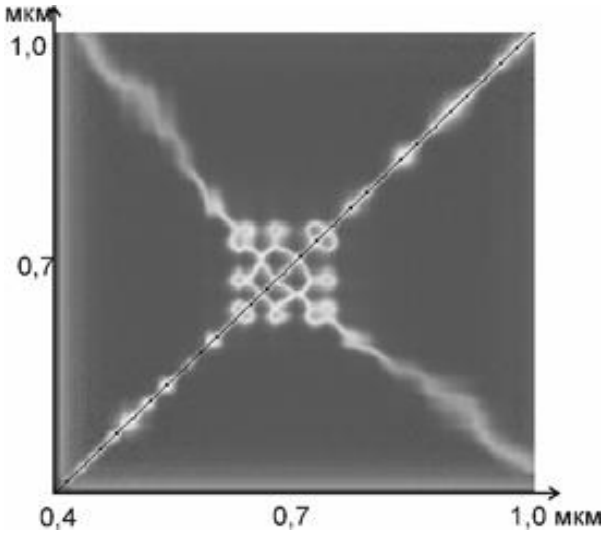
Из рисунка 2.21 хорошо видно, что присутствуют максимумы контраста для сочетания определенных длин волн. Однако, по одному только контрасту определить индексные изображения с хорошо видимыми венами не получается, часть светлых областей на рисунке 2.21 появилась в результате наличия индексных изображений содержащих только шум, в которых высокий контраст это контраст шума. Так, например, светлые линии вдоль диагонали на рисунке 2.21 это индексные изображения, рассчитанные по почти совпадающим спектральным слоям, поэтому эти изображения содержат только высококонтрастный шум. Также зашумленные изображения располагаются по границам, там где индексные изображения рассчитываются по спектральным диапазонам близким к границам чувствительности гиперспектрометра.


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

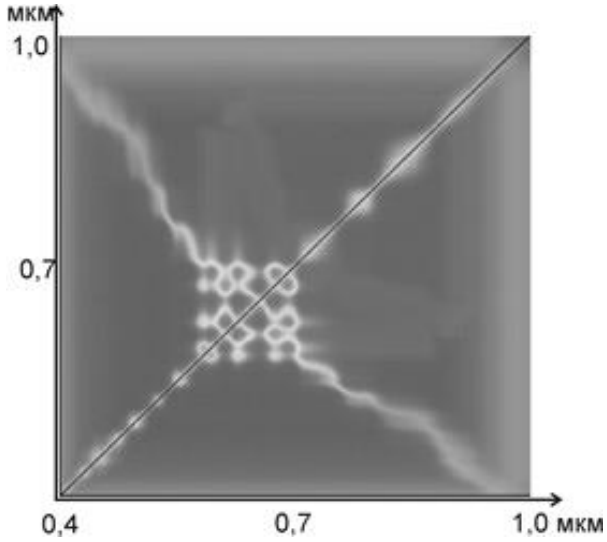
а)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

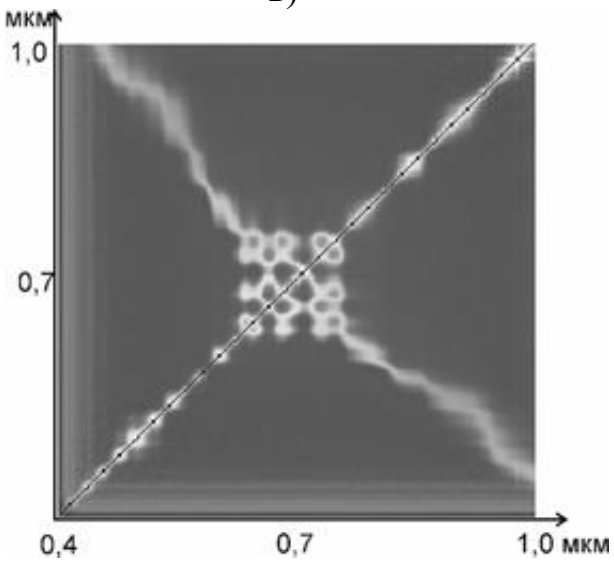
б)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

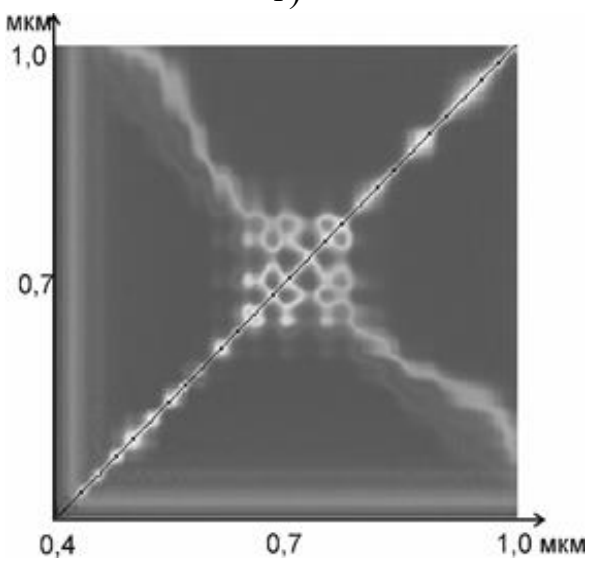
в)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

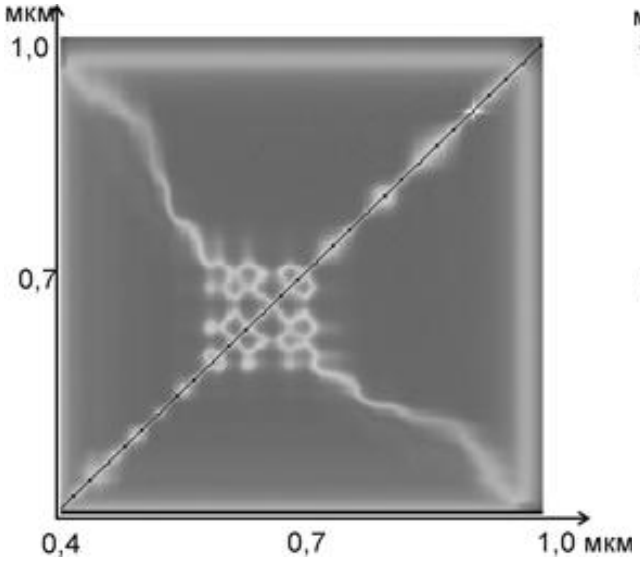
г)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

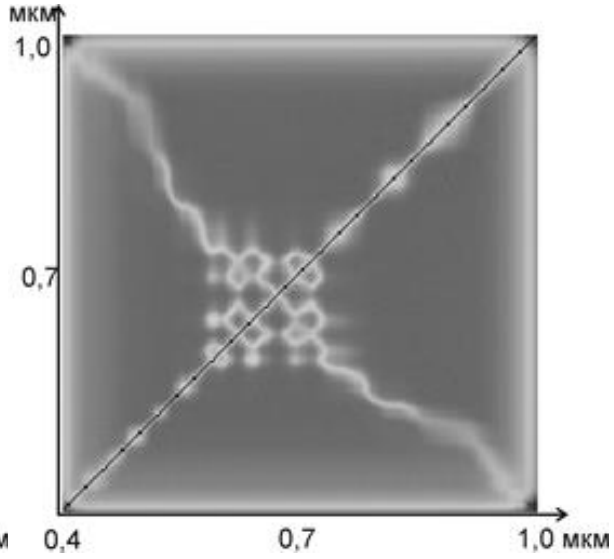
д)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

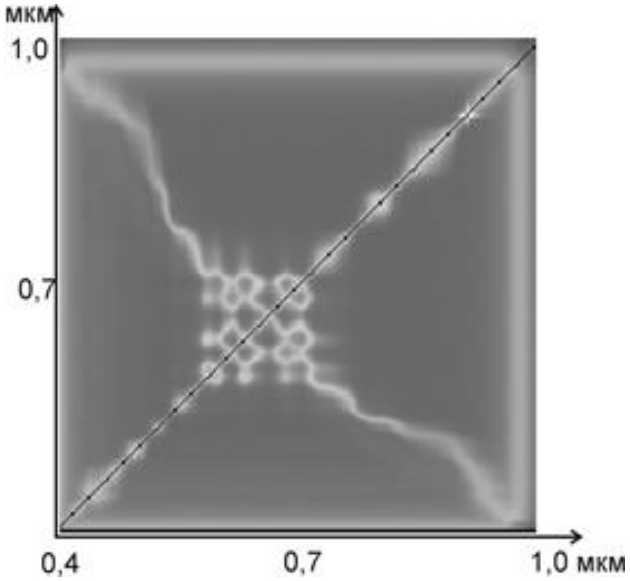
е)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

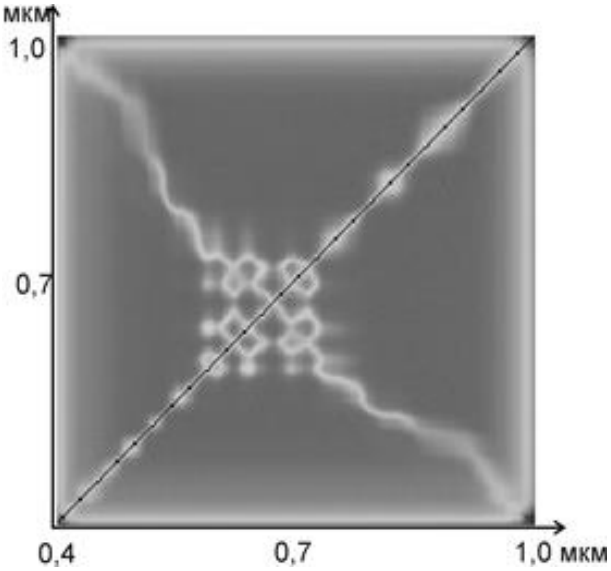
ж)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

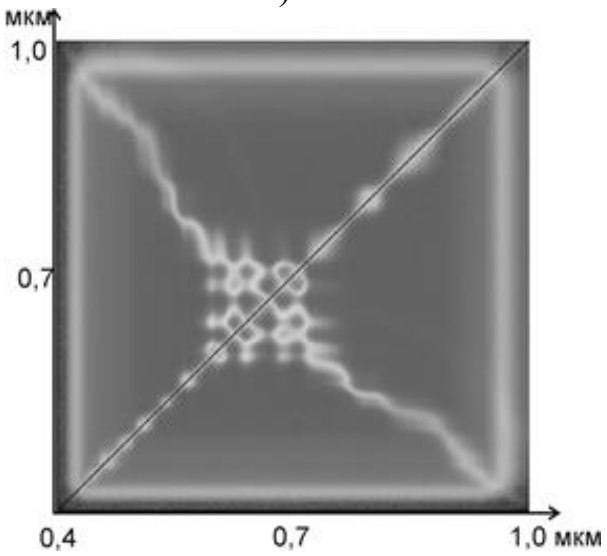
з)

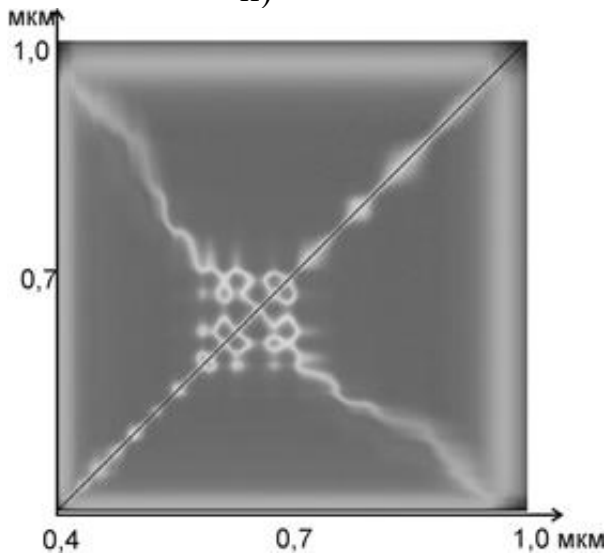

мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

и)

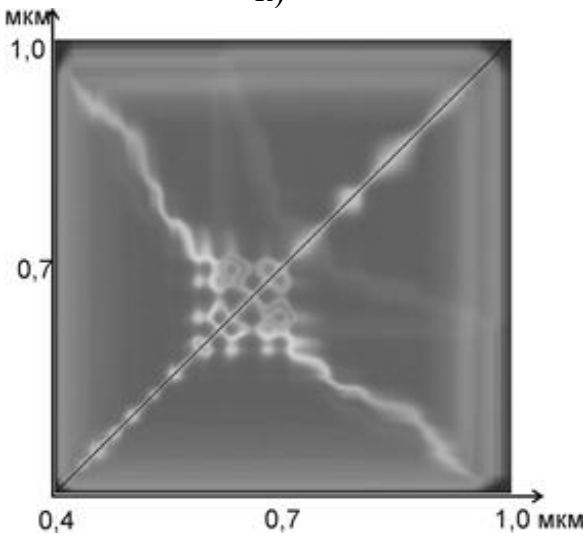

мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

й)

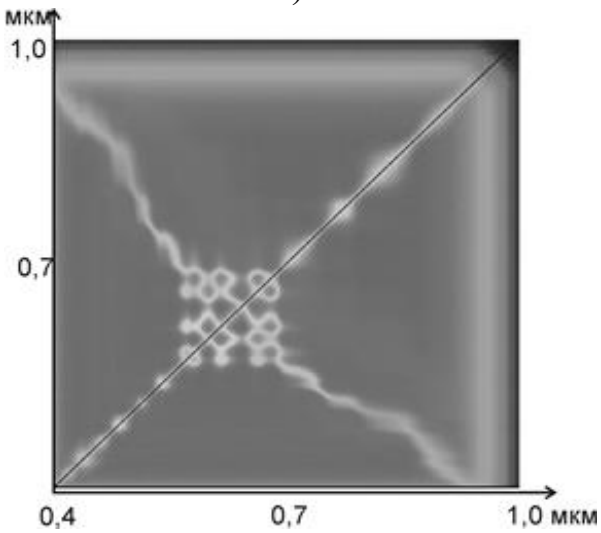

мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

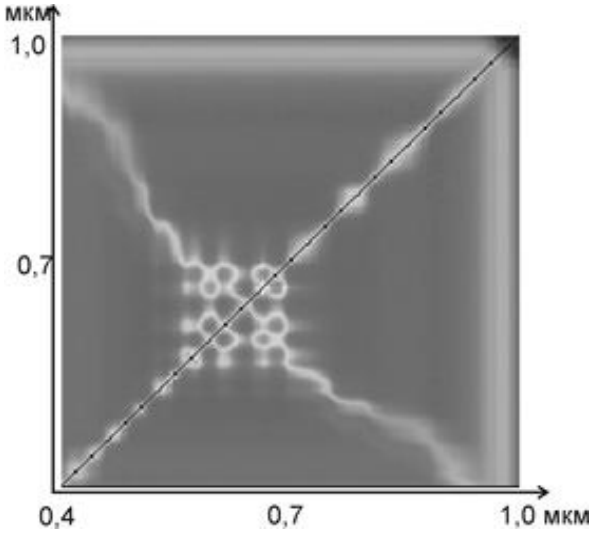
к)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

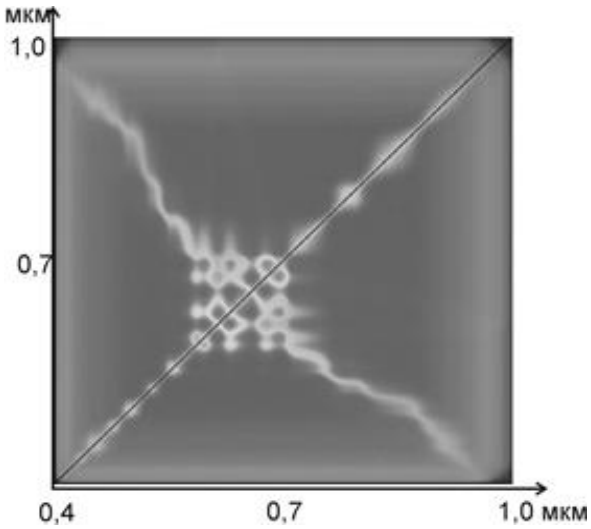
л)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

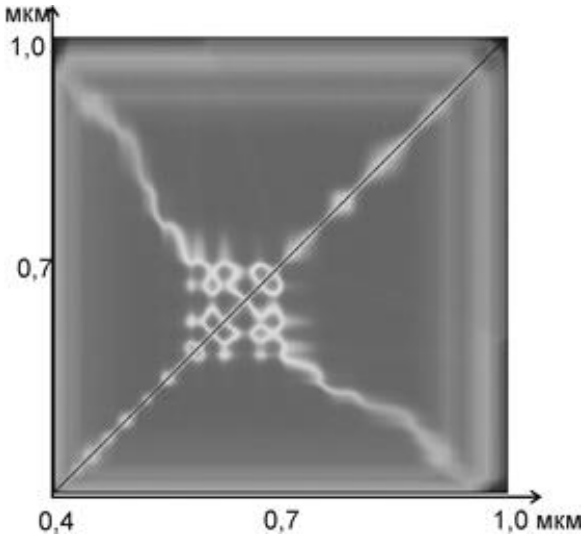
м)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

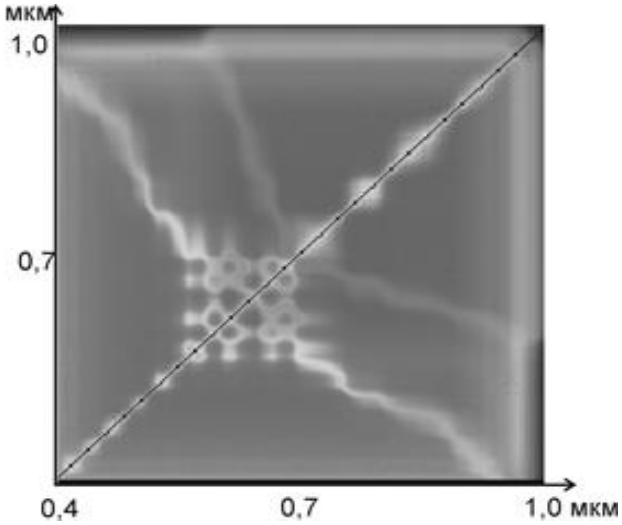
н)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

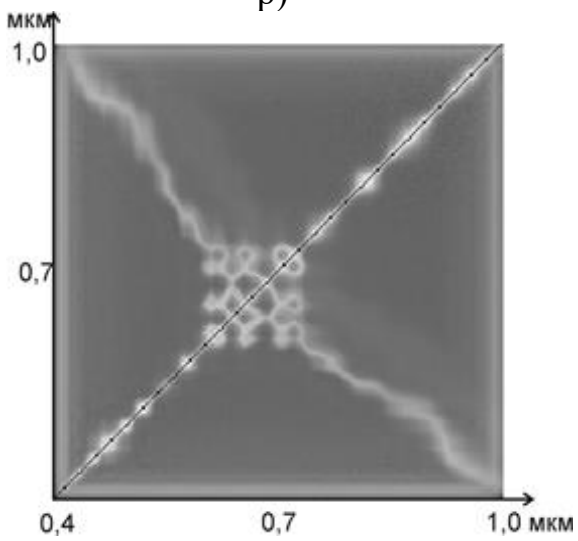
о)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

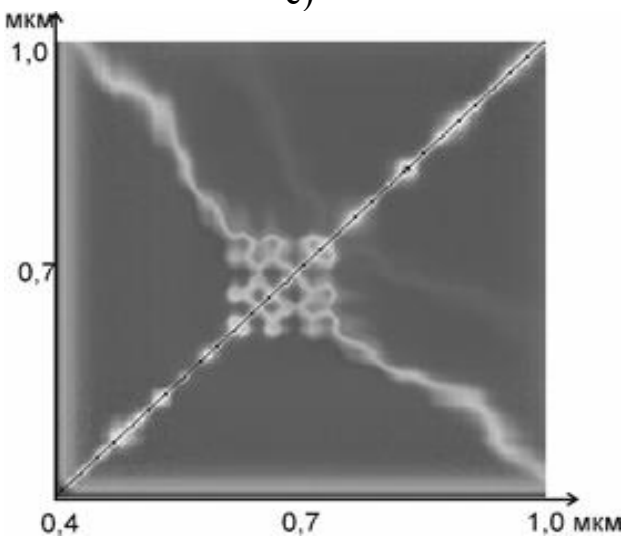
п)


мкм
1,0
0,7
0,4
0,7
1,0 мкм

р)

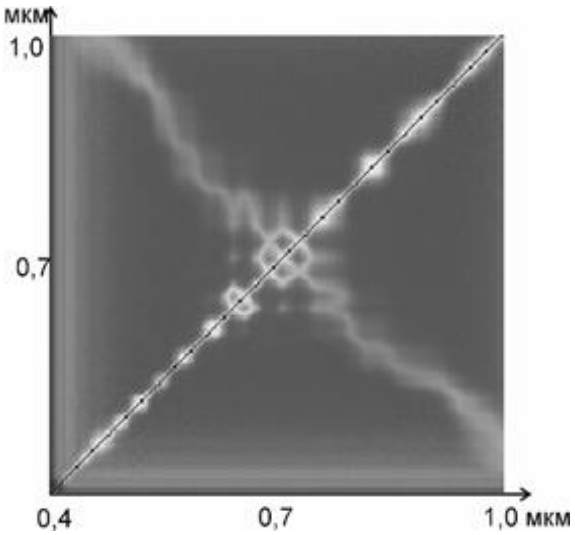


с)



т)

у)



ф)

Рисунок 2.21 – Изображения для группы добровольцев из 21 человека, в которых яркость пропорциональна модулю среднего контраста индексного изображения, рассчитанного по формуле (2.12): а)-л) I тип кожи; м)-р) II тип кожи; с) III тип кожи; т) IV тип кожи; у) V тип кожи; ф) VI тип кожи

Для того чтобы отличить зашумленные изображения от изображений с высококонтрастной картиной подкожной вен был введен еще один критерий объективной оценки изображений. Для этого использовалось изображение, содержащее картину подкожных вен, которое формировалось в результате

предельного увеличения контраста, одного из индексных изображений со светлых участков на рисунке 2.21 выбранного на основе экспертной оценки, которое точно содержало рисунок подкожных вен. Затем с этим изображением сравнивались все индексные изображения. На рисунке 2.22 представлен один из вариантов такого изображения, с которым в ходе полного перебора сравнивались все индексные изображения на основе расчета среднеквадратичного отклонения.

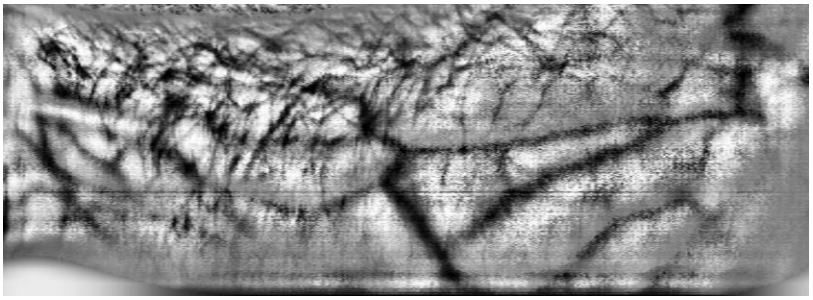


Рисунок 2.22 – Пример изображения для сравнения

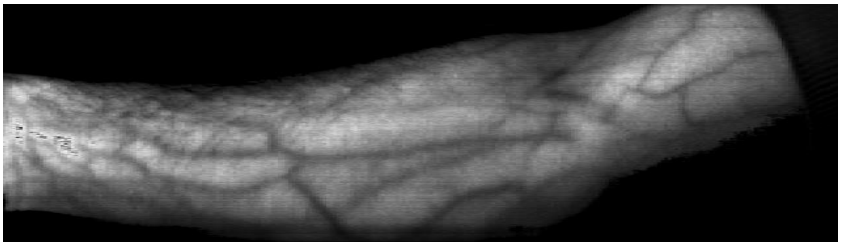
Функция среднеквадратичного отклонения Δ вычислялась по формуле (2.13):

$$\Delta = \sqrt{\frac{1}{M \cdot N} \sum_i^M \sum_j^N \left(I_{ij}^{ind} - I_{ij}^{et}\right)^2}\ , I_{ij}^{et} > I_0 \quad \text{.....(2.13)}$$

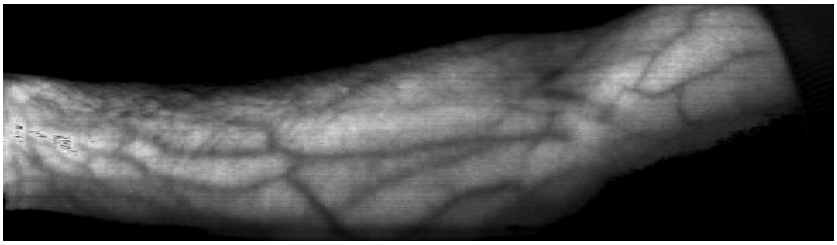
где M, N размерность изображений, I_{ij}^{ind} - яркость индексного изображения, I_{ij}^{et} - яркость эталонного изображения, I_0- пороговая яркость.

Для всех возможных комбинаций λ_1 и λ_2 по формуле (2.12) формировались индексные изображения, затем по формуле (2.13) определялось значение Δ. К сожалению, эталонное изображение ни в коем случае не является идеальным с точки зрения визуализации вен, поэтому однозначно считать, что минимальное Δ означает лучшую визуализацию нельзя. Значение Δ использовалось для порогового отбора, на основе значения среднеквадратичного отклонения для дальнейшего визуального рассмотрения отбиралось около 1% от всех рассмотренных индексных изображений. Для 250 спектральных каналов общее количество таких изображений 250×249=62250 и на рассмотрении остается всего 625 изображений с наименьшим Δ.

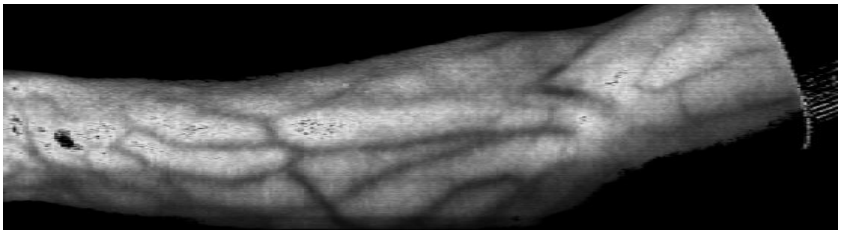
а)



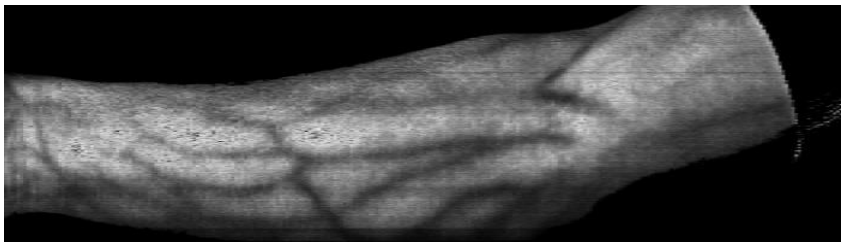
б)



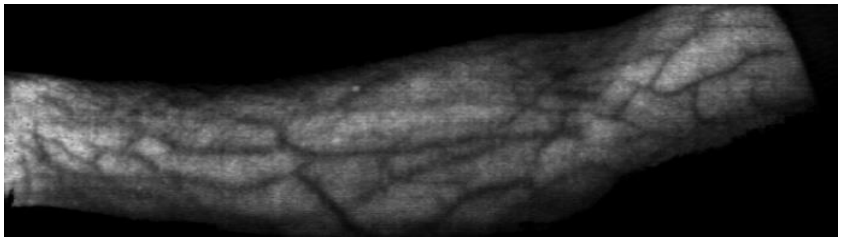
в)



г)



д)



е)

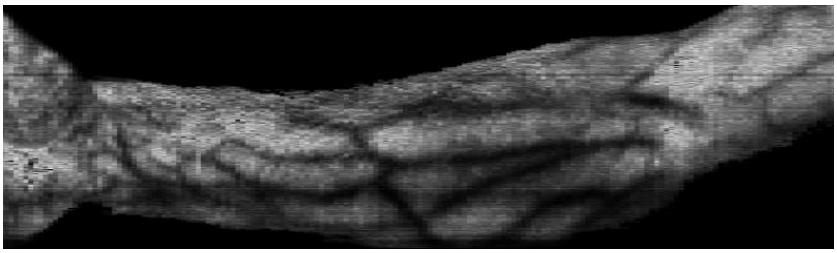


Рисунок 2.23 – Индексные изображения рассчитанные на основе двух узких спектральных диапазонов для визуализации подкожных вен (кожа III типа): а) λ1=537нм, λ2=589нм; б) λ1=537нм, λ2=573нм; в) λ1=548нм, λ2=730нм; г) λ1=541нм, λ2=595нм; д) λ_1=541нм, λ_2=595нм; е) λ_1=528нм, λ_2=811нм

На рисунке 2.23 показано несколько индексных изображений, полученных после расчета двухволнового индексного изображения на коже III типа, выбранные на основе критерия максимальной средней дисперсии. Наблюдается значительное увеличение контраста между подкожными венами и окружающими тканями.

В таблице 2.5 приведены значения контраста для индексных изображений, рассчитанных по двум спектральным диапазонам.

Как видно из приведенных в таблице 2.5 результатов минимально значение СКО не означает наилучшую визуализацию, как и максимальный контраст индексного изображения. Ориентироваться нужно по среднему контрасту изображения. Так максимальное значение среднего контраста составляет 0,17 для длин волн λ_1=537нм, λ_2=573нм и это же изображение максимально точно воспроизводит картину вен по экспертной оценке.

Таблица 2.5 – Значения среднего контраста для разных длин волн для III типа кожи

Номера каналов	Длины волн (нм)	Средний контраст	Примечание
57, 79	λ_1=537, λ_2=589	0,14	Рисунок 2.23а
57, 72	λ_1=537, λ_2=573	0,17	Рисунок 2.23б
62, 137	λ_1=548, λ_2=730	0,15	Рисунок 2.23в
67, 140	λ_1=562, λ_2=735	0,13	Рисунок 2.23г
59, 81	λ_1=541, λ_2=595	0,16	Рисунок 2.23д
53, 171	λ_1=528, λ_2=811	0,12	Рисунок 2.23е

Подкожные вены практически не видны в спектральных слоях видимого диапазона (рисунок 2.19г), однако наилучшие по качеству индексные изображения получены именно по спектральным каналам видимого диапазона (рисунок 2.23б и д).

С целью сравнения средних значений контраста между спектральными слоями (таблица 2.4) и двухволновыми индексными изображениями, полученными из уравнения 2.12 для III типа кожи (рисунок 2.23) составлена таблица 2.6, из которой видно, что коэффициент контрастности увеличился очень существенно, что

подтверждает возможность использования метода расчета двухволнового индекса для увеличения контраста между подкожными венами и окружающими тканями для III типа кожи.

Таблица 2.6 – Значения увеличения коэффициента контрастности при применении метода двух волновых изображений

Изображение	Увеличение среднего контраста %
Рисунок 2.23а	88, 23 %
Рисунок 2.23б	77,21 %
Рисунок 2.23в	95,4 %
Рисунок 2.23г	80,7 %
Рисунок 2.23д	85 %
Рисунок 2.23е	83,09 %

Средний контраст более чем вдвое превышает контраст изображений по сравнению с отдельными спектральными слоями.

Для подтверждения результата эксперимент проводился на I, II, III, IV, V и VI типах кожи.

а)

б)

в)

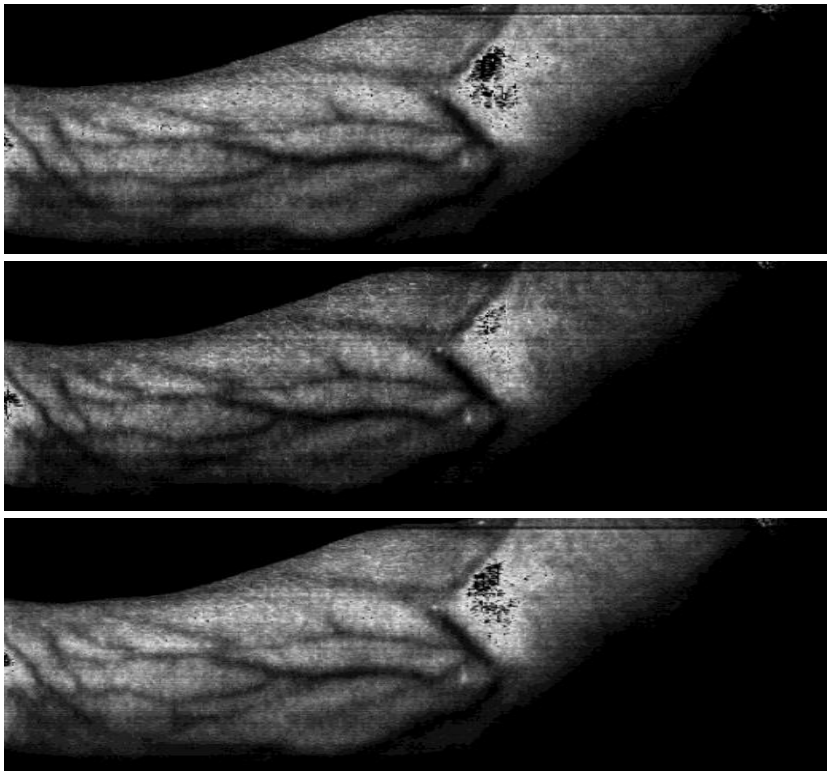
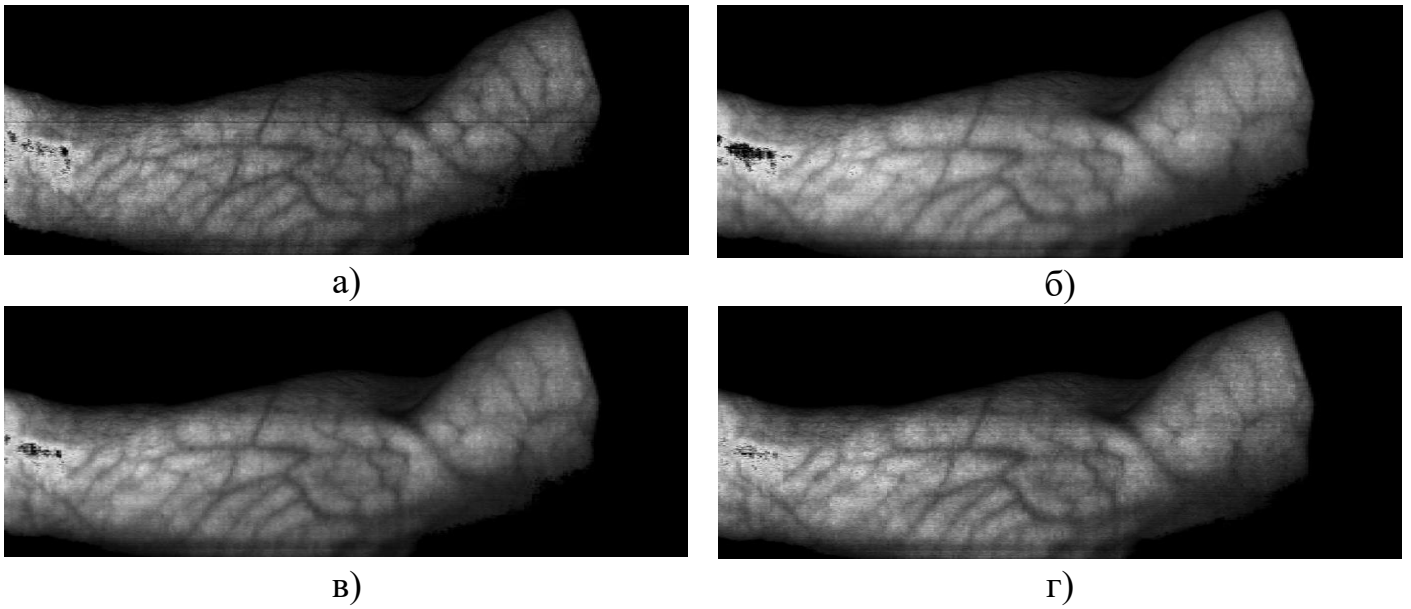


Рисунок 2.24 – Двухволновые индексные изображения вен под кожей I типа: а) λ_1=560 нм, λ_2=598нм; б) λ_1=566нм, λ_2=595нм; в) λ_1=562нм, λ_2=775нм

Таблица 2.7 – Значения среднего контраста для индексных изображений вен под кожей I типа

Номера каналов	Длины волн (нм)	Средний контраст	Изображение
67, 82	λ_1=560, λ_2=598	0,14	Рисунок 2.24а
69, 81	λ_1=566, λ_2=595	0,16	Рисунок 2.24б
67, 115	λ_1=562, λ_2=775	0,12	Рисунок 2.24в

Как видно из рисунка 2.24 и таблицы 2.7 для I типа кожи наблюдается аналогичный результат, когда наилучший контраст и визуальная видимость наблюдается у индексных изображений, при формировании которых были использованы только каналы видимого диапазона. Максимальное значение среднего контраста составляет 0,16 для длин волн λ_1=566нм, λ_2=595нм. Кроме того, если сравнить таблицы 2.5 и 2.7 видно, что немного изменились длины волн. Это значит, что совсем уж узкополосные индексные формулы оптимально работают по ограниченному классу объектов, т.е. для получения более универсального метода следует, либо использовать более широкие спектральные слои, либо использовать индексные формулы с большим количеством длин волн.



а) б) в) г)

Рисунок 2.25 – Двухволновые индексные изображения вен под кожей IV типа: а) λ_1=570 нм, λ_2=596нм; б) λ_1=578нм, λ_2=613нм; в) λ_1=576нм, λ_2=620нм; г) λ_1=589нм, λ_2=616нм

Сопоставляя рисунки 2.25 и таблицу 2.8 для кожи IV типа подкожные вены наблюдаются в наилучшем контрасте, при этом использовались только каналы видимого диапазона, что является новым результатом, поскольку ранее считалось, что для визуализации подходит только БИК диапазон.

Таблица 2.8 – Значения среднего контраста для индексных изображений вен под кожей IV типа

Номера каналов	Длины волн (нм)	Примечание
71, 82	λ_1=570, λ_2=596	Рисунок 2.25а
74, 89	λ_1=578, λ_2=613	Рисунок 2.25б
73, 92	λ_1=576, λ_2=620	Рисунок 2.25в
79, 90	λ_1=589, λ_2=616	Рисунок 2.25г

Максимальное значение средней контрастности составляет 0,16 для длин волн λ_1=578 нм, λ_2=613нм, а это означает, что формулы узкополосного индекса работают для кожи IV типа (таблица 2.8).

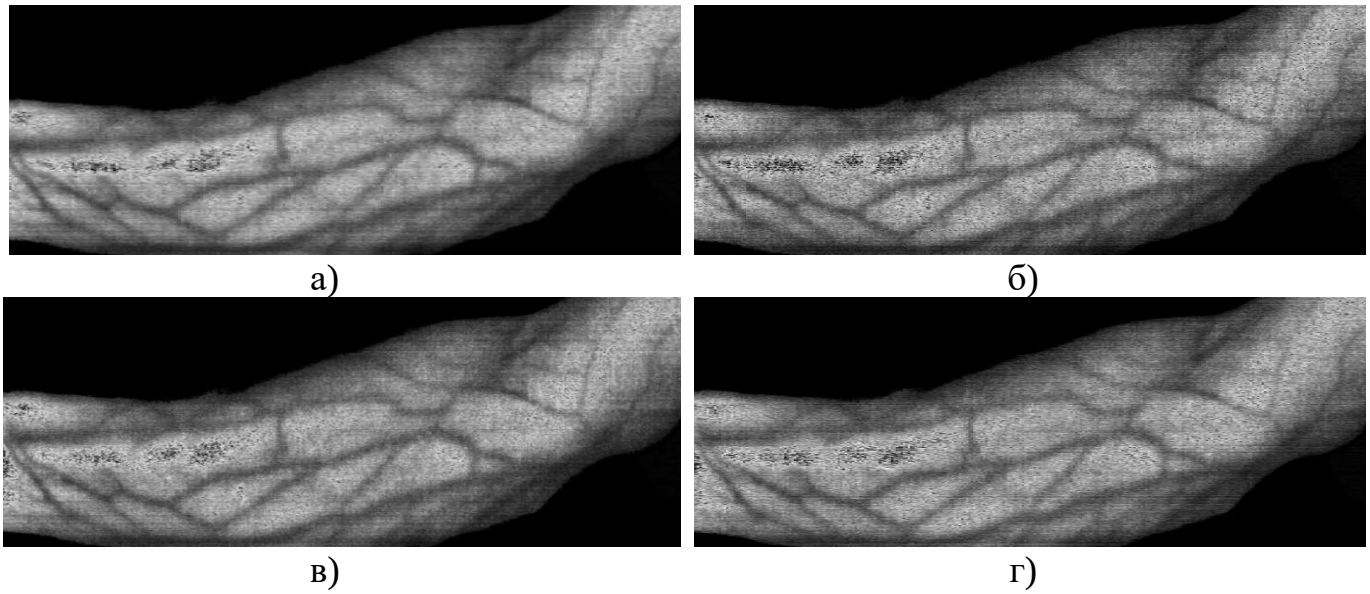


Рисунок 2.26 – Двухволновые индексные изображения вен под кожей II типа: а) λ_1=528 нм, λ_2=546нм; б) λ_1=531нм, λ_2=550нм; в) λ_1=532нм, λ_2=548нм; г) λ_1=532нм, λ_2=566нм

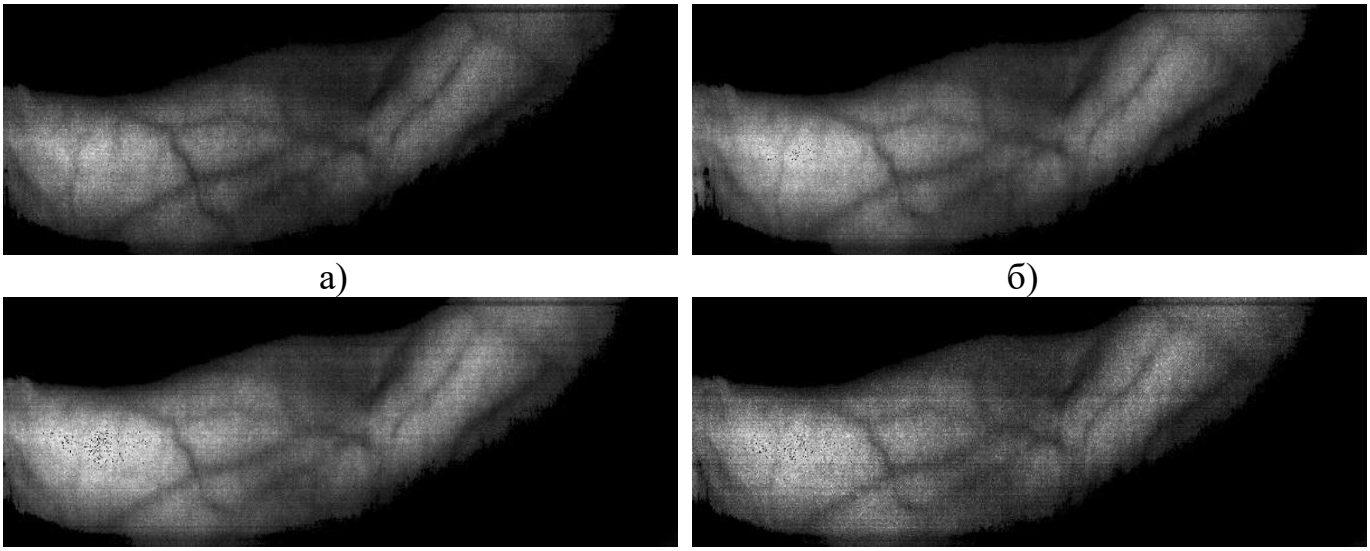
Таблица 2.9 – Значения среднего контраста для индексных изображений вен под кожей II типа

Номера каналов	Длины волн (нм)	Средний контраст	Примечание
53, 61	λ_1=528, λ_2=546	0,13	Рисунок 2.26а
55, 62	λ_1=531, λ_2=548	0,14	Рисунок 2.26б
55, 62	λ_1=531, λ_2=548	0,12	Рисунок 2.26в
55, 69	λ_1=531, λ_2=566	0,12	Рисунок 2.26г

Как видно из рисунка 2.26 и таблицы 2.9, для II типа кожи крупные подкожные вены наблюдаются с высоким контрастом при использовании только каналов видимого диапазона. По анализу всех индексных изображений с СКО выше порогового для всех испытуемых с I и II типами кожи можно выделить два широких диапазона длин волн: от 528нм до 548нм и от 573нм до 595нм, в которых путем выбора узких спектральных интервалов шириной 2,4нм для формулы нормализованного разностного индекса можно получить максимально контрастные изображения подкожных вен для конкретного человека с I, II типами кожи.

Метод индексных двухволновых изображений рассматривался также для VI типа кожи, которая имеет более высокое поглощение и меньшую отражательную способность по сравнению с другими типами кожи.

Индексные изображения, рассчитанные на основе двух спектральных диапазонов случае VI типа кожи (таблица 2.10) дают относительно низкий контраст, по сравнению с другими типами кожи. Это значит, что узкополосная индексная формула NDI все же работает с VI типом кожи хуже, чем с другими типами кожи.



а) б)

в) г)

Рисунок 2.27 – Двухволновые индексные изображения для визуализации подкожных вен для кожи VI типа: а) λ1=580 нм, λ2=620нм; б) λ1=589нм, λ2=638нм; в) λ1=585нм, λ2=631нм; г) λ1=587нм, λ2=622нм

Таблица 2.10 – Значения среднего контраста для индексных изображений вен под кожей VI типа

Номера каналов	Длины волн (нм)	Средний контраст	Примечание
75, 92	λ_1=580, λ_2=620	0,11	Рисунок 2.27а
79, 99	λ_1=589, λ_2=638	0,12	Рисунок 2.27б
77, 96	λ_1=585, λ_2=631	0,11	Рисунок 2.27в
72, 92	λ_1=587, λ_2=622	0,11	Рисунок 2.27г

Поиск участков с максимальным контрастом для 21 добровольца (рисунок 2.21) показал, что для всех добровольцев с I и II типами кожи средний контраст выше 0,14 в области длин волны от 528нм до 548нм и от 573нм до 595 нм. Индексное изображение, рассчитанное по любому сочетанию длин волн из этих диапазонов по формуле (2.12) для этой кожи имеет высокий контраст достаточный для практического применения. Результаты полного индексного исследования, представленные в виде изображения, где яркость пропорциональна контрасту (рисунок 2.21) могут быть использованы для подбора индексной формулы, не только

для определенного типа кожи, но также и для каждого конкретного человека. Впрочем, для кожи VI типа предельное значение полученного контраста индексного изображения даже в этом случае не превышает 0,12.

Для получения метода пригодного для кожи VI типа, необходимо использовать индексные формулы с большим количеством каналов (подробнее описано далее в разделе 2.7).

К сожалению, для III, IV, V, IV типов кожи преждевременно делать вывод о наличии диапазонов, в пределах которых можно осуществлять персонализированный подбор длины волны для наилучшего контраста индексных изображений вен как для кожи I и II типов, поскольку экспериментах участвовало всего по одному испытуемому для каждого типа кожи.

Для сравнения с существующими методами было проведено вычисление индексных изображений с вычислением среднего контраста на основе формулы, описанной в [82], на основе гиперспектральных изображений 21 добровольца. По рисунку 2.21 видно, что длины волн, указанные в [82] не попадают на максимумы. Прямое применение метода [82] для II типа кожи дало среднее значение контраста индексных изображений 0,11, а для кожи VI типа метод показал полную неработоспособность (средний контраст 0,05).

2.7 Визуализации вен на основе использования индексного изображения, рассчитываемого на основе трех узких спектральных диапазонов

В этом разделе диссертации рассматривается реализации метода расчета трехволнового индексного изображения. Используется та же оптическая система, которая была использована ранее.

Для гиперспектральных изображений предплечья каждого добровольца осуществлялся поиск спектральных слоев и рассчитывались средние контрасты вен, что помогло провести сравнение контрастов трехволновых индексных изображений.

В отличии от расчета индексных изображений по двухволновой формуле, для трехволновой невозможно сделать наглядную визуализацию распределения контраста подобную рисунку 2.21. Кроме того сложно выбрать какую то определенную формулу, поскольку пока не удалось найти работ других исследователей, в которых бы использовались индексные изображения рассчитанные по более чем двум спектральным диапазонам.

2.7.1 Использование спектральных индексов

Для того чтобы определиться с общим видом формулы пришлось обратиться к использованию индексных изображений формируемых по трем спектральным диапазонам в задачах дистанционного зондирования для анализа растительности. В предыдущем разделе мы использовали хорошо известную формулу NDI (нормализованный разностный индекс), который часто используется для работы с изображениями растительного покрова в виде NDVI (нормализованный разностный вегетационный индекс). В рамках диссертации была предпринята попытка создать индексную формулу для трех длин волн на основе изучения существующих индексных формул для растительного покрова, с подбором длин волн согласно описанному ранее методу полного перебора. Там эти формулы используются для оценки состояния растительности, на основе спектральных свойств хлорофилла, в нашей же задаче необходимо выделение другого вещества – гемоглобина, есть основания надеяться, что можно использовать аналогичные по структуре формулы, а за счет перебора длин волн определить наиболее эффективные сочетания дли визуализации подкожных вен. Для трехволновых индексных изображений существует большое множество формул, используемых при анализе растительного покрова.

Эти спектральные индексы представляют собой алгебраические выражения (иногда в виде простых рациональных дробей; таблица 2.11). Используя комбинацию значений яркости в выбранных спектральных каналах, генерируется индексное изображение, соответствующее значению индекса в каждом пикселе. Для

расчета индекса могут использоваться как простые разности, отношения, так и нормированные разностные отношения. Выбор каналов может определяться на основе физических свойств или опытным путем, которые несут необходимую информацию для выбора исследуемого объекта и менее подвержены внешним помехам. Следует отметить, что физическая логика использования конкретных длин волн в индексных формулах выходит за рамки данной работы. Формула индекса была выведена эмпирическим путем.

Таблица 2.11 – Формулы некоторых индексов, используемые для анализа гиперспектральных изображений растительности

Обозначение индекса	Формула	Источник
Трансформированный относительный индекс поглощения в хлорофилле	$TCARI = 3\left[\left(I_{700} - I_{670} \right) - \frac{0,2 I_{700} \left(I_{700} - I_{550} \right)}{I_{670}} \right]$	[140]
Антоциановый отражательный индекс	$ARI = 0,5 + \left(\frac{1}{I_{550}} - \frac{1}{I_{700}} \right) I_{750}$	[141]
Отражательный индекс хлорофилла	$ChlRI = \frac{I_{750} - I_{705}}{I_{750} + I_{705} - 2 I_{445}}$	[142]
Структурный индекс интенсивности пигментов	$SIPI = \frac{I_{681} - I_{445}}{I_{800} - I_{680}}$	[143]
Индекс цвета	$HI = \frac{2 I_{681} - I_{569} - I_{487}}{I_{569} - I_{487}}$	[144]

Из таблицы 2.11 можно сделать несколько выводов: во-первых, одни и те же длины волн часто присутствуют в разных формулах индекса; во-вторых, почти все формулы можно свести к отношениям двух разностей яркостей трех длин волн.

Чтобы упростить поиск индексных формул для визуализации вен и не анализировать все формулы в таблице 2.11, были применены две обобщенные формулы, содержащие дискретные коэффициенты, расположенные перед величинами спектральной яркости. Две формулы, используемые для исследования, выглядят следующим образом (2.14) и (2.15).

$$R = \frac{k_1 I_1 + k_2 I_2 + k_3 I_3}{k_4 I_1 + k_5 I_2 + k_6 I_3} \quad (2.14)$$

где R – нормированная яркость индексного изображения, I_i – величины яркости в спектральных слоях гиперспектрального изображения на длинах волн λ_i (i={1,2,3}), k_i – целые коэффициенты, принимающие дискретные значения -2, -1, 0, 1, 2.

$$S = \frac{(k_1 I_1 + k_2 I_2) \cdot (k_1 I_1 + k_3 I_3)}{k_4 I_4 + k_5 I_5 + k_6 I_6} \quad (2.15)$$

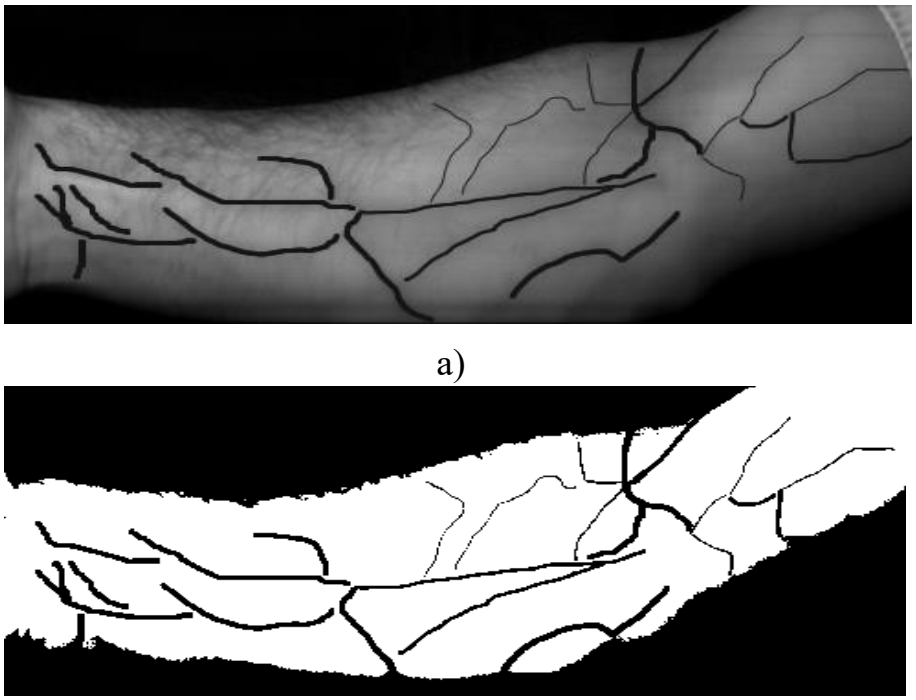
где S – яркость индексного изображения,где I_i – модули яркости в спектральных слоях гиперспектрального изображения на длинах волн λ_i, k_i – целочисленные коэффициенты, принимающие значения -1, 0, 1.

где I_i – модули яркости в спектральных слоях гиперспектрального изображения на длинах волн λ_i, k_i – целочисленные коэффициенты, принимающие значения -1, 0, 1.

Формула (6) в значительной степени покрывает почти все формулы для растительного покрова в таблице 2.11 путем выбора коэффициентов k_i, формула (2.15) предложена в диссертации на основании предположения, что такие разностные формулы будут более универсальными при наличии вверху формулы перемножения разностей трех длин волн. Поскольку в предыдущем разделе было показано, что для разных типов кожи разные диапазоны длин волн, дающие максимальный контраст, то в этой формуле, фактически предлагается объединение двух индексов NDI, что и должно увеличить применимость формулы для разных типов кожи.

При поиске варьируются значения коэффициентов k_i и длин волн λ_i. Однако общее число возможных вариантов формулы (2.14), которые предстоит перебрать, довольно велико и составляет $5^6 \times 250^3 = 2.44 \times 10^{11}$ и незначительно меньше для формулы (2.15). При скорости перебора около одного изображения в секунду (экспериментально измеренная скорость работы алгоритма) в секунду поиск займет

около 400 лет. Из-за этого при первоначальном поиске использовался каждый 25-й кадр, и исключались симметричные формулы с противоположным знаком. При этом число вариантов сократилось до $0.5 \times 5^6 \times 10^3 = 7.81 \times 10^6$, а обработка заняла всего четыре дня. Чтобы обеспечить автоматическую оценку наличия картины вен в индексном изображении с высоким контрастом, было создано бинарное изображение путем ручной маркировки вен поверх реального изображения (рисунок 2.28), которое можно использовать для такой оценки. Значение СКО индексного изображения от изображения на рисунке 2.28 должно быть менее 0,8, чтобы определить наличие в индексном изображении картины подкожных вен. Это альтернативный подход к построению изображения для сравнения.



а)

б)

Рисунок 2.28 – а) изображение руки с отмеченными крупными венами; б) эталонное бинарное изображение

В ходе анализа изображений среднеквадратическую ошибку (СКО) рассчитывали только в отмеченных участках вен (область руки, где яркость = 0), при этом отбор осуществлялся путем поиска минимума такой среднеквадратической ошибки (метод подробно описан в главе 2).

2.7.2 Метод и результаты расчета индексного изображения на основе трех спектральных диапазонов

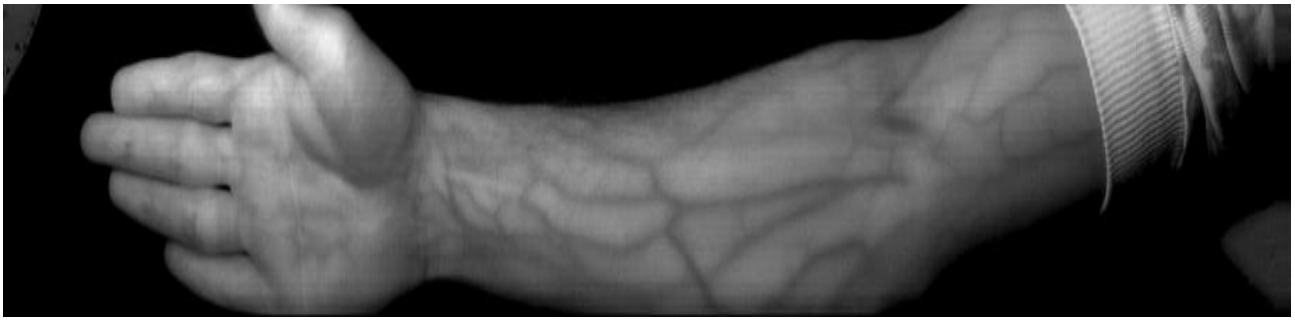
В нашем экспериментальном исследовании мы создали два набора параметров для сравнения путем анализа средней дисперсии и сравнения результатов, полученных по формуле (2.14) и формуле (2.15). В результате отбора 56400 индексных изображений Были найдены следующие диапазоны длин волн и коэффициенты k_i:

для формулы (2.14): λ_1=470-485нм, λ_2=830-845нм, λ_3=850-870нм, k_1=1, k_2=-2, k_3=1, k_4=1, k_5=1, k_6=1;

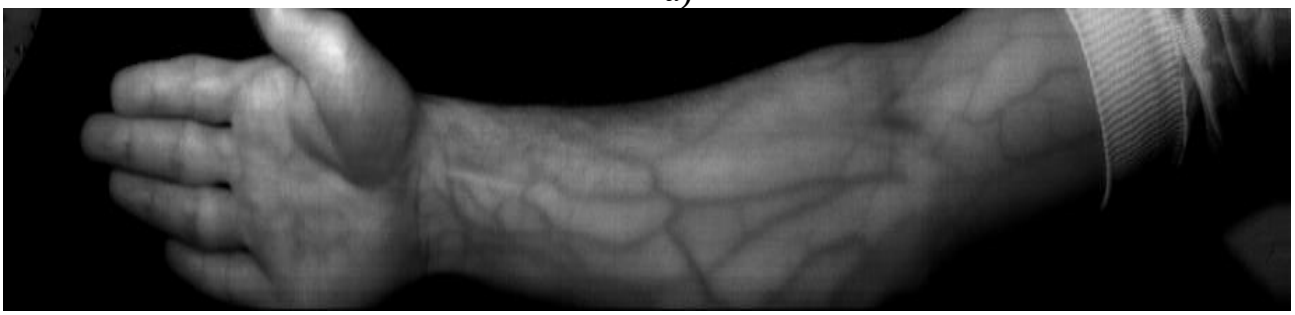
для формулы (2.15): λ_1 в диапазоне 705-715 нм, λ_2 в диапазоне 735-745 нм, λ_3 в диапазоне 875-895нм, k_1=1, k_2=-1, k_3=-1, k_4=1, k_5=1, k_6=1.

Среднее значение контраста составило 0,14 для лучших индексных изображений, полученных на основе формулы (2.14), и 0,15 для лучших индексных изображений, полученных на основе формулы (2.15). На рисунке 2.29а и б приведен пример, полученных индексных изображений по формулам (2.14) и (2.15), соответственно.

Т.е. точно также, как и для индексных изображений, использующих два спектральных диапазона, индексные изображения рассчитанные по трем диапазонам позволяют путем подбора длин волн в указанных выше диапазонах получать наивысшее значение для конкретного человека, при этом, найденная индексная формула работает и для III, IV, V, VI типов кожи. В дальнейшем, очевидно, при расширении числа испытуемых границы найденных диапазонов могут несколько расшириться.



а)



б)

Рисунок 2.29 – а) индексное изображение, полученное по формуле (2.14); б) индексное изображение, полученное по формуле (2.15)

Средний контраст при использовании формулы (2.15) получился несколько выше. Ниже приведена формула (2.16) с конкретными значениями коэффициентов k_i и длин волн λ_i:

$$R = \frac{(I_{714} - I_{738}) \cdot (I_{714} - I_{882})}{I_{714} + I_{738} + I_{882}} \quad (2.16)$$

где *II* – результирующее трехволновое изображение индексов.

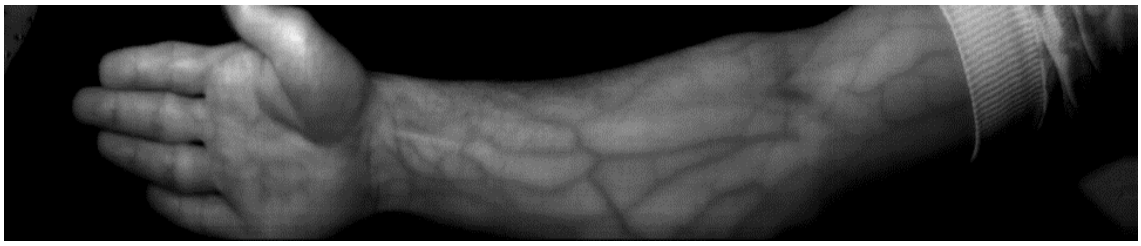
Приведенная выше формула расчета результирующих индексных изображений с использованием трех длин волн дает качественный результат для визуализации структуры подкожных вен всех участников эксперимента. Это демонстрирует потенциал использования многоволновых индексных формул в спектральной визуализации для получения последовательных и высококачественных результатов у разных людей, независимо от цвета кожи или расы.

Это важно для применения в медицинских целях, поскольку гарантирует эффективное использование спектральной визуализации для широкого круга пациентов с различными характеристиками кожи.

Если условия и параметры визуализации одинаковы для всех участников, формулу можно применять к любому изображению предплечья для создания индексных изображений, которые выделяют структуру подкожных вен.

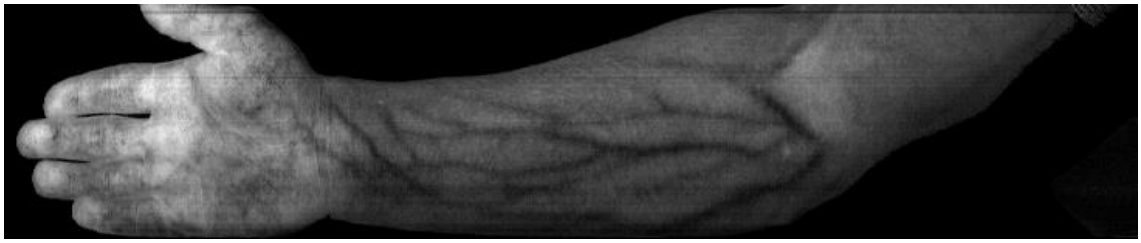
На рисунке 2.30 представлены индексные изображения для некоторых участников эксперимента, которые содержат высококонтрастные рисунки подкожных вен.

а)



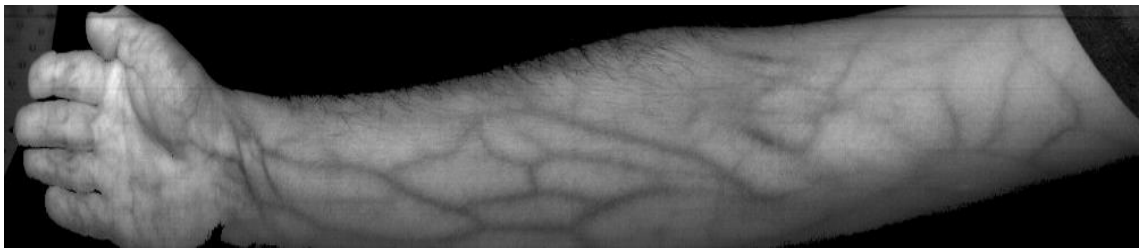
б)

в)



г)

д)



е)

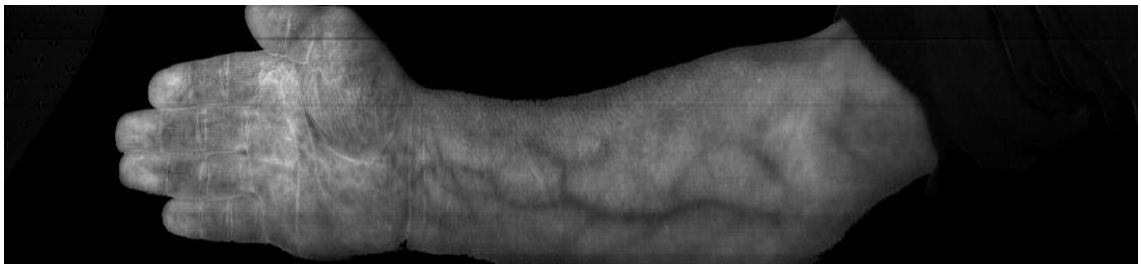


Рисунок 2.30 – Индексные изображения трехволновых (λ1 = 714 нм, λ2 = 738 нм, λ3 = 882 нм) рисунков подкожных вен на руках участников разных рас, полученные по формуле (2.16): а) I тип кожи; б) II тип кожи; в) III тип кожи; г) IV тип кожи; д) V тип кожи; е) VI тип кожи

Таблица 2.12 – Значения средней контрастности вен

Средняя контрастность вен	Примечания
0.151	Рисунок 2.30а
0.134	Рисунок 2.30б
0.129	Рисунок 2.30в
0.136	Рисунок 2.30г
0.148	Рисунок 2.30д
0.124	Рисунок 2.30е

При сравнении средних значений контраста между изображениями одного спектрального диапазона и индексными изображениями, рассчитанных по трем спектральным диапазонам, заметно повышение среднего контраста. А в сравнении с индексными изображениями на основе двух диапазонов на основе экспертной оценки наблюдается снижение высокочастотного шума в изображениях. В таблице 2.13 приведено относительное увеличение среднего контраста для индексных изображений, рассчитанных по трем спектральным диапазонам по сравнению со средним контрастом изображений отдельных спектральных диапазонов.

Таблица 2.13 – Относительное увеличение среднего контраста при использовании индексных изображений

Увеличение среднего контраста %	Примечание
88,75%	Рисунок 2.30а
91,42%	Рисунок 2.30б
72%	Рисунок 2.30в
72%	Рисунок 2.30г
92%	Рисунок 2.30д
85%	Рисунок 2.30е

К сожалению, алгоритм поиска требует достаточно больших вычислительных ресурсов даже при поиске по сочетаниям трех спектральных диапазонов, что делает сложным дальнейшее увеличение количества спектральных диапазонов на основе описанного выше метода.

2.8 Выводы ко второй главе

1. Использование гиперспектрометра в диапазоне 400-1000нм в режиме выбора спектральных слоев позволяет получить контраст картины подкожных вен, сравнимый с той что получают при узкополосном ИК освещении, и существенно превосходящий контраст изображения снятого на обычную камеру в белом свете.

2. Сформированные индексные изображения на основе использования формулы NDI имеют наиболее высокий контраст при использовании диапазонов длин волн от 528нм до 548нм и от 573нм до 595нм. Формируется картина подкожных вен с контрастом выше 0,1 для очень светлой, светлой кожи. Очень важно, что в отличие от всех известных методов визуализации подкожных вен, визуализация может быть осуществлена без использования освещения ближнего инфракрасного диапазона.

3. Согласно полученным результатам использование индексных изображений, рассчитанных по двум спектральным диапазонам, дает относительно хороший контраст картины подкожных вен даже на коже VI типа, но по сравнению с кожами I и II типа контраст на коже VI типа при этом все же меньше и требует использовани других диапазонов длин волн.

4. Увеличение количества спектральных диапазонов используемых при расчете в индексных формулах до трех позволяет получить один набор диапазонов длин волн, дающий относительно высокий контраст, сопоставимый по абсолютному значению для любых типов кожи. В частности, были найдены три диапазона длин волн): λ_1 =705-715 нм, λ_2 = 735-745 нм, λ_3 = 875-895 нм, при которых средний контраст картины подкожных вен был выше 0,12 для всех типов кожи, причем возможен подбор длины волны в пределах указанных диапазонов персонально для каждого человека.

ГЛАВА 3. МЕТОД ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПОДКОЖНЫХ ВЕН НА ОСНОВЕ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СПЕКТРАЛЬНЫХ ЛИНЗ

3.1 Дифракционные линзы для формирования гиперспектральных изображений

Описанные в предыдущем разделе диссертации результаты, позволяют утверждать, что использование двухволновых и трехволновых индексных изображений позволяет успешно визуализировать картину подкожных вен. Однако, как уже подчеркивалось во введении, гиперспектрометр довольно сложный и дорогой прибор, что, безусловно, сдерживает его использование в этой задаче. С другой стороны для формирования индексных изображений и нет необходимости в формировании полноценного гиперспектрального изображения, для этого достаточно сформировать набор из двух - трех спектральных слоев. И для формирования такого ограниченного набора слоев можно использовать специальный дифракционный оптический элемент – спектральную дифракционную линзу (СДЛ), который был описан в [145,146].

Дифракционная линза Френеля довольно давно используется в простейших спектрометрах [147]. Фокусное расстояние дифракционной линзы обратно пропорционально длине волны. И при смещении светочувствительной матрицы вдоль оптической оси, можно получить серию изображений, в каждом из которых будет резко сфокусирована только та часть светового поля, соответствующая определенной длине волны. Световое поле с другими длинами волн будет фокусироваться расплывчато. Таким образом, можно получить серию изображений, каждое из которых является слоем гиперкуба, но зашумленным рассеянными компонентами с другими длинами волн. Форма поверхности обычной дифракционной линзы показана на рисунке 3.1.

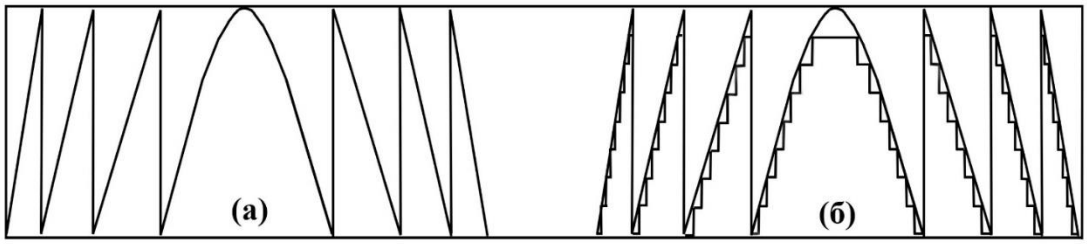


Рисунок 3.1 – Традиционная дифракционная линза: а) непрерывная фаза; б) многоступенчатая фаза

В работе [148] был предложен и изготовлен элемент, который совмещает два рельефа: дифракционной решетки и гармонической линзы. Такой элемент позволяет реализовать предельно простой вариант гиперспектрометра. Однако при использовании микрорельефа высотой несколько микрометров появляется возможность сделать СДЛ с особыми свойствами. Такая линза может формировать изображения на заданных длинах волн и разводить их в пространстве, например, в +1 и -1 порядках.

3.2 Проектирование спектральных дифракционных линз, фокусирующих излучение разных длин волн в разные точки для визуализации вен

В этом разделе описывается проектирование многоволновых дифракционных линз (СДЛ), фокусирующие излучение разных длин волн в разные точки, применяемые в данной работе для визуализации подкожных вен.

В качестве индексной формулы используется формула индекса NDI. Однако, наиболее оптимальные длины волн, определенные в главе 2, к сожалению привели к необходимости изготавливать слишком сложный для реализации микрорельеф, поэтому в качестве базовых длин волн для расчета были использованы длины волн 735 нм и 835 нм, которые на рисунке 2.21 также входят в области высокого

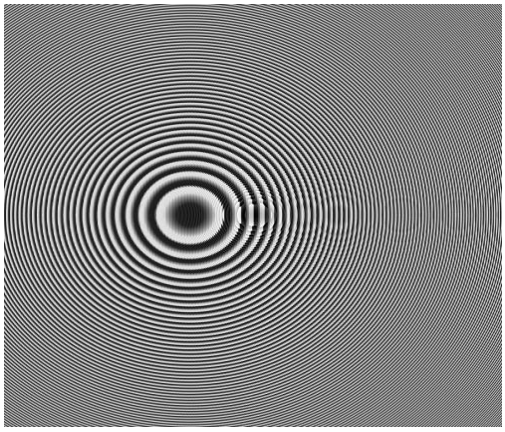
контраста (выше 0,1). Соответственно рассчитанная спектральная линза, формирует в +1 и -1 порядках изображения для длин волн 735 нм, 835нм, соответственно.

Ранее в [149] уже было продемонстрировано получение индексного изображения водного индекса WI (water index) на основе использования подобной спектральной линзы.

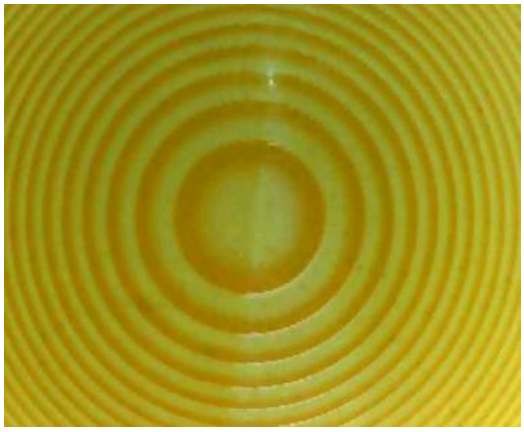
Спектральные дифракционные линзы для визуализации подкожных вен были изготовлены методом прямой лазерной записи в лазерной регистрирующей станции CLWS-2014 (рисунок 3.2) с использованием фоторезиста ФП-3535.

Рисунок 3.2 – Станция лазерной записи CLWS-2014

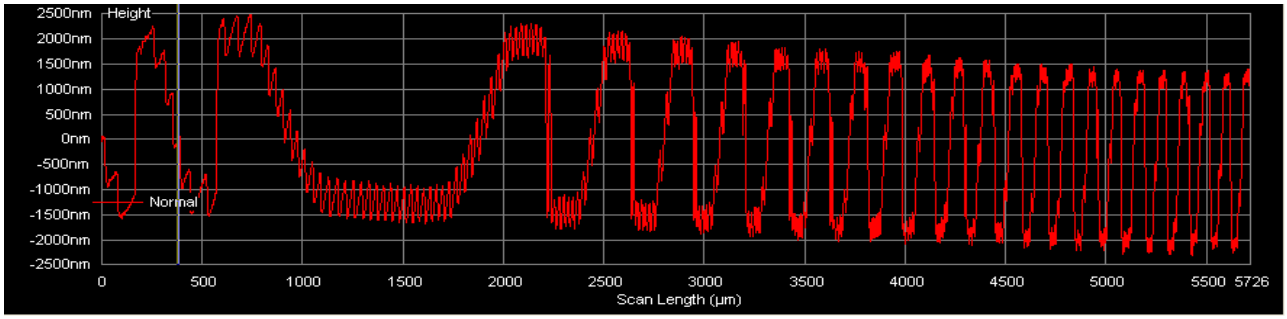
Высота сформированного микрорельефа составила около 4 мкм. Для удобства изготовления диаметр линзы был ограничен 12 мм, а для удобства экспериментального исследования было выбрано фокусное расстояние f = 70 мм. На рисунке 3.3а приведена фазовая функция микрорельефа СДЛ, на рисунке 3.3б изображение участка микрорельеф СДЛ, полученное в оптическом микроскопе, и на рисунке 3.3в представлена профилограмма СДЛ по основному сечению. Спектральная ширина линии по спаду e^2 составляет 20 нм.



а)



б)



в)

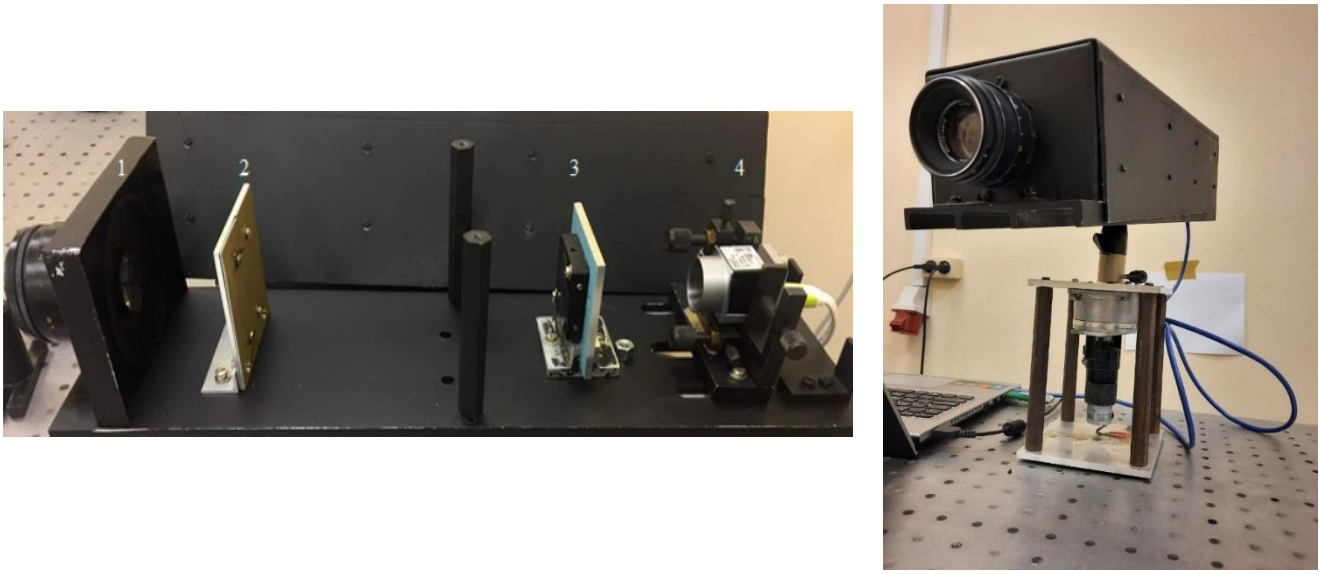
Рисунок 3.3 – а) фазовая функция СДЛ (735 нм, 835 нм); б) внешний вид участка СДЛ (735 нм, 835 нм) с тонкой структурой под оптическим микроскопом; в) профилограмма СДЛ (735 нм, 835 нм), полученная вдоль линии симметрии

Спектральная ширина формируемых спектральных слоев по спаду до уровня e^2 составляет около 20нм, что соответствует ширине примерно 9 спектральных каналов, используемого в главе 2 гиперспектрометра.

3.3 Система визуализации вен на основе спектральных дифракционных линз

Для формирования индексных изображений была использована та же поворотная платформа, которая использовалась, но с установленной на ней сенсором оптической схеме для формирования изображений всего двух спектральных диапазонов на основе СДЛ. Для освещения использовалась галогеновая лампа, в

составе прибора-сенсора использовалась камера Basler acA 1920-40um (Basler, Аренсбург, Германия) со спектральным диапазоном 400-1000нм. Система в целом показана на рисунке 3.4а. В отличии от гиперспектрометра эта система формирует всего два спектральных слоя для последующего формирования индексного изображения.



а) б)

Рисунок 3.4 – Экспериментальная оптическая установка: а) без защитного корпуса: 1 - объектив, 2 - щелевая диафрагма, 3 - спектральная дифракционная линза СДЛ, 4 - камера Basler acA 1920-40 мкм (Баслер, Аренсбург, Германия); б) в защитном корпусе и установленная на поворотную платформу

Ядром и основным компонентом системы является СДЛ, которая формирует два изображения щелевой диафрагмы: в -1 порядке для длины волны 735нм, в +1 порядке для длины волны 835нм.

Основные параметры лабораторного макета на основе СДЛ приведены в таблице 3.1.

Таблица 3.1 – Параметры лабораторного макета

Параметр	Ценность
Количество каналов	2
Длина волны 1	735 нм
Длина волны 2	835 нм
Ширина щелевой диафрагмы	80 мкм
Разрешение камеры (HxV)	1920 пиксел x 1200 пиксел
Размер пикселя (HxV)	5.86 мкм x 5.86 мкм

Основные параметры СДЛ показаны в таблице 3.2.

Таблица 3.2 – Параметры СДЛ

Рабочие длины волн	735 нм и 835 нм
Диаметр	12 мм
Фокусное расстояние f	70 мм
Высота формируемого микрорельефа	4 мкм
Спектральная ширина линии по спаду e^2	20нм

3.4 Формирование индексного изображения

Для исследования использовалось предплечье здорового 35-летнего добровольца с III типом кожи. Оптическая установка (рисунок 3.5) была закреплена во время сканирования на расстоянии 1 м от исследуемого образца на специальной поворотной платформе. Предплечье было освещено при помощи галогеновой лампы 1, затем отраженный световой поток попадал на линзу 3. При помощи линзы 3 формировалось изображение объекта 2 в плоскости щелевой диафрагмы 4 шириной 80 мкм, после чего СДЛ 5 формировала два спектральных слоя на светочувствительной матрице КМОП-камеры (Basler acA1920-40um, Германия). Поскольку жесткое крепление предплечья затруднительно, в эксперименте

постарались максимально убыстрить процесс сканирования за счет использования мощной подсветки (мощность галогеновой лампы составила 1500Вт). Лампа устанавливалась на расстоянии около 80см от предплечья максимально близко от оптической оси экспериментальной установки, угол расходимости используемой лампы составлял около 60°, таким образом, энергетическая освещенность поверхности кожи составляла около 800Вт/м^2. Эта освещенность примерно соответствует естественной освещенности в безоблачный день. Ширина спектральной линии позволяет оценить энергетическую освещенность на рабочих длинах волн, так в диапазоне от 725нм до 745нм приходится 1,04% от полной мощности лампы, на диапазон от 825нм до 845нм приходится 1,23% от полной мощности лампы. Таким образом, энергетическая освещенность в этих диапазонах составляет 8Вт/м^2 и 10Вт/м^2 соответственно, что достаточно для регистрации изображений камерой Basler acA 1920-40um.

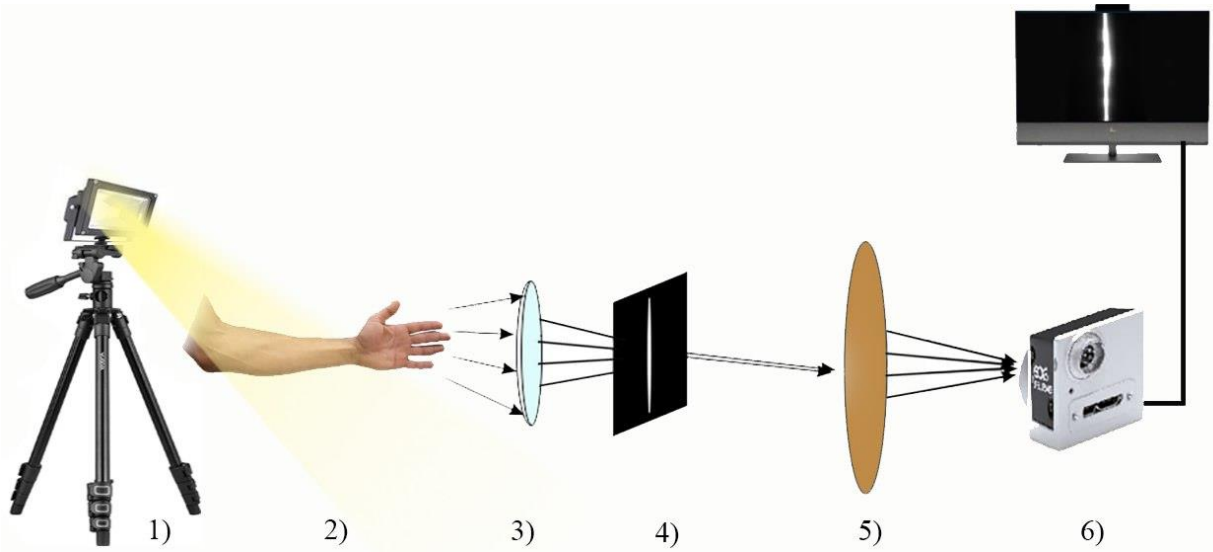


Рисунок 3.5 – Оптическая схема эксперимента: 1 – источник освещения, 2 – объект исследования, 3- линза, 4 – щелевая диафрагма, 5 – СДЛ, 6 - камера Basler acA 1920-40um

За счет относительно небольшого расстояния до объекта расстояние между СДЛ и плоскостью регистрации составило 80мм, где располагалась

светочувствительная матрица камеры. На светочувствительной матрице регистрировались два порядка в -1 для длины волны 735нм, в +1 для длины волны 835нм.

При записи изображений в отличии от гиперспектрометра были получены довольно широкие участки изображений для двух длин волн. (рисунок 3.6).

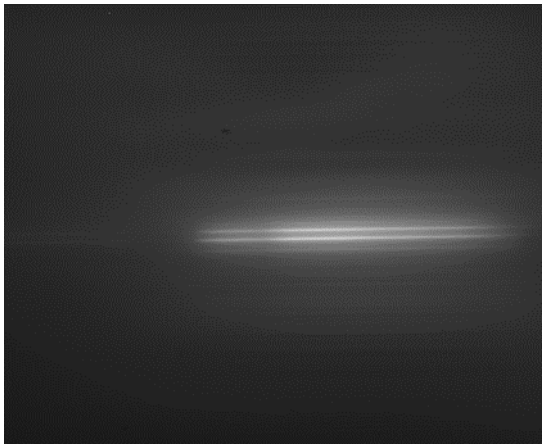


Рисунок 3.6 – Пример участка спектральных слоев 735нм (верх) и 835нм (низ)

Затем, как показано на рисунке 3.7, выбирается одно изображение спектра (одна строка) и формируется его нижняя часть с использованием алгоритма HSIT. X0, Y0, угол X, угол Y, ширина ROI (ширина обрезанного изображения), высота ROI (высота обрезанного изображения), изображение щели (дублер изображения), расположение строк HS (все файлы спектра), местоположение сохранения HSI Входные данные: X0, Y0, угол X, угол Y, ширина ROI (ширина обрезанного изображения), высота ROI (высота обрезанного изображения), щелевое изображение (дублер изображения) (место сохранения результата). При этом формируется 15 практически одинаковых изображений (рисунок 3.8).

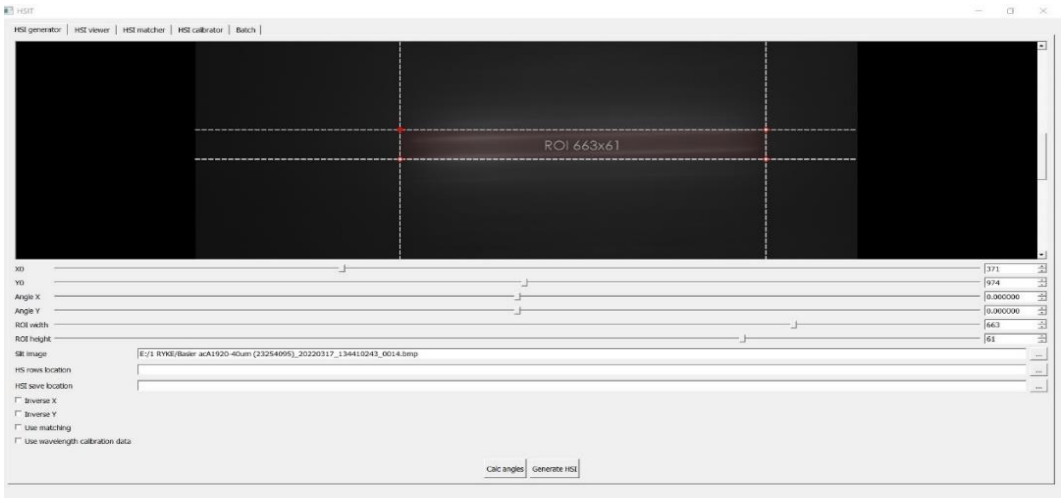


Рисунок 3.7 – Сформированное изображение спектрального слоя в программе HSIT

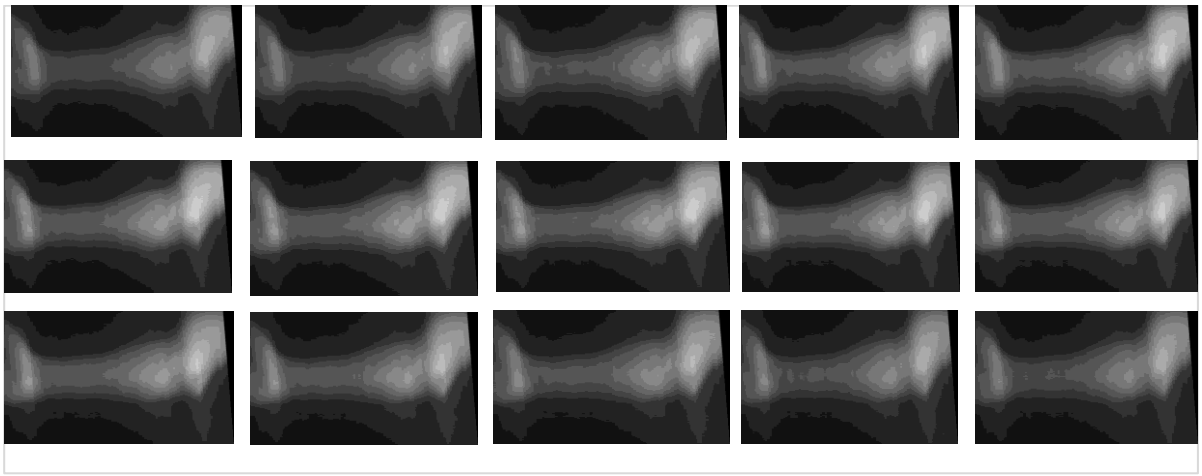
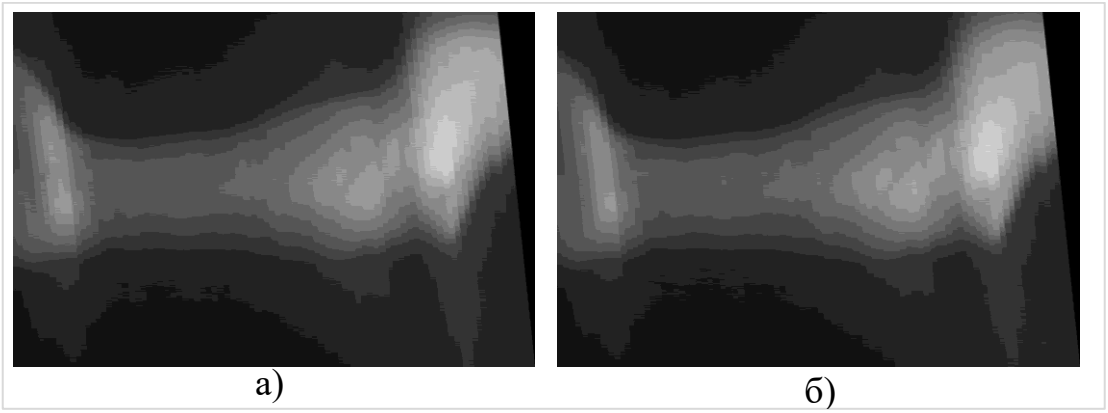


Рисунок 3.8 – Подборка необработанных изображений

На самом деле, формировать все 15 изображений необязательно, это было сделано как результат использования стандартного программного обеспечения, а эта особенность лабораторного макета на основе СДЛ может быть использована для ускорения в 15 раз процесса сканирования.

Обработка проводилась программой «Hyper», с помощью которой было сформировано двуслойное изображение (рисунок 3.9).



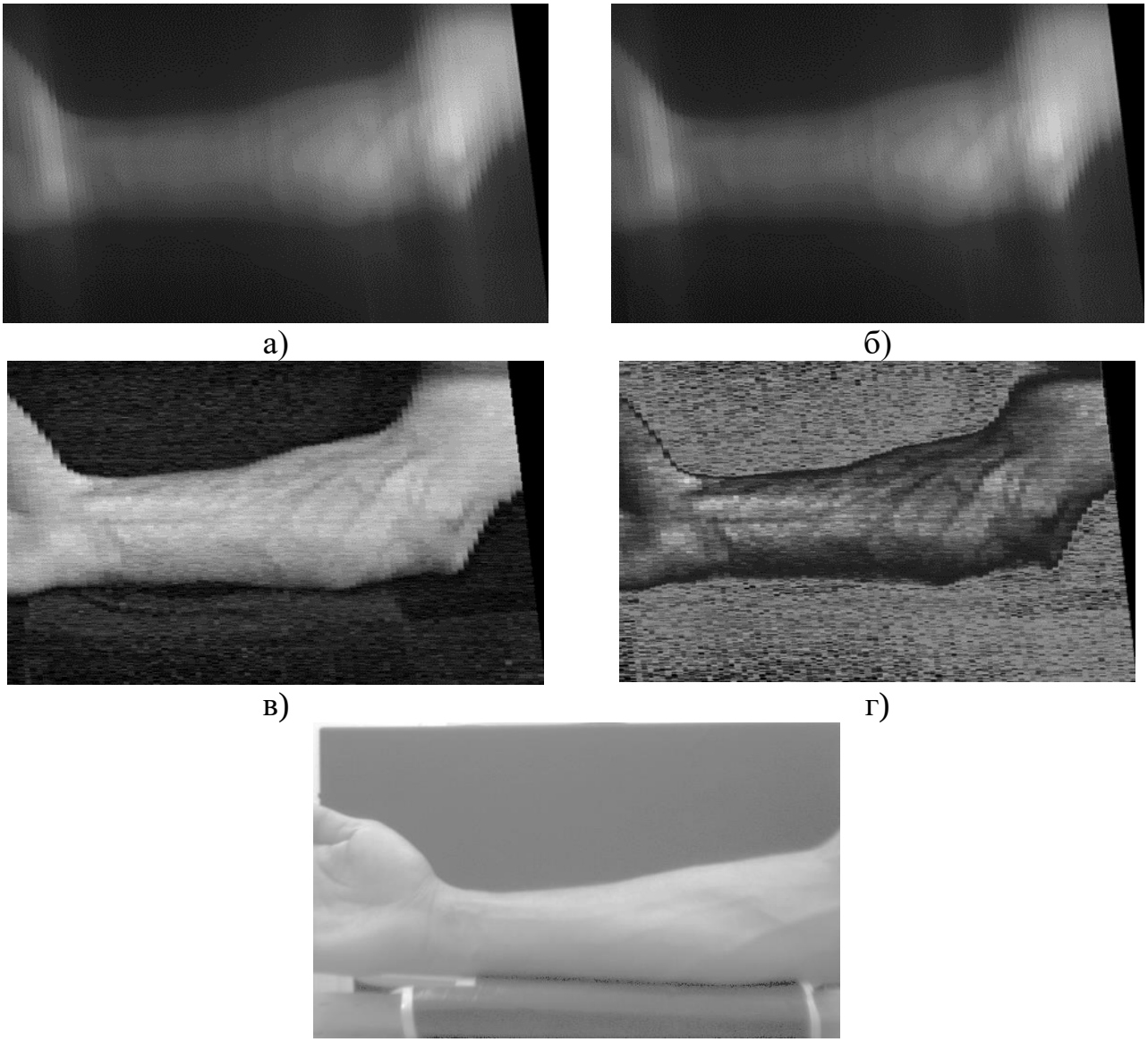
а) б)

Рисунок 3.9 – а) Изображение руки на длине волны 735нм; б) изображение руки на длине волны 835нм

После этого вычислялось индексное изображение по формуле (2.12).

На рисунке 3.10а и б представлено получившееся индексное изображение. На рисунке 3.10в индексное изображение, на рисунке 3.10г обработанное индексное изображение, подвергнутое нелинейной обработке для более контрастной видимости вен, в ходе которой, в сечении изображения по столбцам осуществлялось увеличение контраста до максимально возможного.

Как видно из рисунка 3.10г индексное изображение позволяет получить намного более контрастное изображение вен под кожей, чем изображение, снятое через штатный объектив. Также это изображение контрастнее любого из исходных узкополосных изображений, что подтверждает работоспособность использования исследуемой спектральной линзы для визуализации вен.



а) б) в) г) д)

Рисунок 3.10 – а) изображения руки на длинах волн 735 нм; б) изображения руки на длинах волн 835нм в) индексное изображение; г) обработанное индексное изображение; д) изображение предплечья, снятое на ту же самую камеру при той же подсветке штатным объективом

Значения в таблице 3.3 представляют собой средний контраст вен для изображений в спектральных диапазонах на длинах волн 735 нм и 835 нм, а также индексного изображения, рассчитанного на основе этих двух диапазонов.

Таблица 3.3. Средние значения контрастности подкожных вен для каждого изученного изображения

Изображение	Средняя контрастность вен
Рисунок 3.10а	0,058
Рисунок 3.10б	0,061
Рисунок 3.10в	0,114
Рисунок 3.10г	0,163

Из результатов эксперимента видно, что СДЛ формирует индексное изображение со средним контрастом, который сопоставим со средним контрастом индексного изображения, которое было получено с использованием гиперспектрометра. При этом видно, что пространственное разрешение СДЛ меньше, и из-за этого визуально картина подкожных вен выглядит несколько хуже. В будущем при практическом использовании метода визуализации на основе СДЛ, необходимо использовать более высокоразрешающую СДЛ.

3.5 Выводы к третьей главе

1. Для выделения узких спектральных каналов в возможно использование дифракционного оптического элемента нового типа - СДЛ, которая формирует в +1 и -1 порядках изображения для длин волн 735нм и 835нм соответственно.

2. Экспериментальные исследования показали, что полученные с использование СДЛ индексные изображения подкожных вен человека имеют средний контраст, сопоставимый со средним контрастом индексных изображений полученных при использовании гиперспектрометра.

3. СДЛ в перспективе позволяют уменьшить время сканирования.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В диссертационной работе разработаны и подробно изложены методы для повышения среднего контраста изображений подкожных вен человека. Разработана группа оптических методов визуализации подкожных вен на основе использования индексных изображений.

В настоящем диссертационном исследовании были получены следующие основные научные результаты:

1. На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека при участии 21 добровольца определены диапазоны длин волн от 528нм до 548нм и от 573нм до 595нм, в которых путем выбора узких спектральных интервалов шириной 2,4нм для формулы нормализованного разностного индекса можно получить максимально контрастные изображения подкожных вен для конкретного человека с I, II типами кожи (очень светлой, светлой), причем, в отличие от всех известных методов визуализации подкожных вен, визуализация осуществляется на основе данных только видимого диапазона, что позволяет обходиться без использования источников освещения БИК диапазона. Это важно, поскольку визуализация может осуществляться с использованием наиболее распространенного в настоящее время светодиодного освещения. Подбор длин волн очень важен в рамках развития персонализированной медицины, переход к которой осуществляется в настоящее время в Российской Федерации.

2. На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека с участием 6 добровольцев определены длины волн и математическая формула для метода визуализации вен, на основе использования трехволнового индексного изображения формируемого на основе формулы, в которой рассчитывается отношение произведения разностей яркостей спектральных диапазонов на длинах волн от 705 до 715 нм, от 735нм до 745нм и от

875нм до 895нм, к сумме яркостей этих же спектральных каналов. Это позволяет за счет выбора узкого спектрального интервала шириной 2,4нм в рамках указанных выше диапазонов персонально для каждого человека получить максимальный контраст индексного изображения подкожных вен, в том числе для VI типа кожи (темной кожи).

3. Проведен эксперимент, в котором показана возможность визуализации подкожных вен, на основе использования спектральной дифракционной линзы, формирующей в +1 и -1 порядках изображения с длинами волн 735 нм и 835нм соответственно, для формирования индексного изображения на основе формулы нормализованного разностного индекса, что позволяет получить индексное изображение с картиной подкожных вен с контрастом выше 0,1. Использование спектральной дифракционной линзы позволяет напрямую формировать индексные изображения без использования гиперспектрометра, что дает возможность для широкого использования этого метода.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Zhang, Z. Infrared vein imaging for insertion of peripheral intravenous catheter for patients requiring isolation for severe acute respiratory syndrome coronavirus 2 infection: A nonrandomized clinical trial / Z. Zhang, X. Wang, L. Zhang, X. Lou, X. Su, X. Wang, X. He // Journal of emergency nursing. – 2022. – Vol. 48. P. – 159 -166.

2. Pittiruti, M. Recommendations for the use of vascular access in the COVID-19 patients: an Italian perspective/ M. Pittiruti, F. Pinelli //. Critical Care. –2020. – Vol. 24. – P. 269.

3. Kaganovskaya, M. Current and emerging vein identification technology for phlebotomy and peripheral IV cannulation / M. Kaganovskaya, K.L. Capitulo, L. Wuerz // Nursing. –2023. – Vol. 53. – P. 39-45.

4. Saeed, A. Simplifying vein detection for intravenous procedures: A comparative assessment through near-infrared imaging system / A. Saeed, M. R. Chaudhry, M. U. A. Khan, M. A. Saeed, A. A. Ghfar, M. N. Yasir, H. M. S. Ajmal //. International Journal of Imaging Systems and Technology. –2024. – Vol. 34. – P. e23068.

5. Shin, B. Deep blood vessel visualization over 10-mm depth using NIR light / B. Shin, D. Lee //. IEEE Ubiquitous Robots. – 2018. – P. 714-718.

6. Dave, J. Multispectral imaging for vein localization and contrast enhancement / J. Dave, S. Chand, G. S. Rahul, A. Raj, S. P. Preejith, M. Sivaprakasam // IEEE Engineering in Medicine & Biology Society. –2023. – P. 1-4.

7. Ozkan, H. A portable multispectral vein imaging system / H. Ozkan, M. Aydin, O. A. Ozcan, U. Zengin // Journal of Electrical Engineering. –2023. – Vol. 74. – P. 64-69.

8. Wu, J. B-ultrasound guided venipuncture vascular recognition system based on deep learning / J. Wu, G. Wei, Y. Fan, L. Yu, B. Chen // Biomedical Signal Processing and Control. –2024. – Vol. 87. – P. 105495.

9. Tang, C. Visualizing veins from color skin images using convolutional neural networks / C. Tang, Y. Yuan, S. Xia, G. Ma, B. Wang //. Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2020. – Vol. 13. – P. 2050020.

10. Marcotti, A. Non-invasive vein detection method using infrared light / A. Marcotti, M. B. Hidalgo, L. Mathe //. IEEE Latin America Transactions. –2013. – Vol. 11. – P. 263-267.

11. El-Sharkawy, Y. H. Development of a custom optical imaging system for non-invasive monitoring and delineation of lower limb varicose veins using hyperspectral imaging and quantitative phase analysis / Y. H. El-Sharkawy //. Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. –2023. – Vol. 44. – P. 103808.

12. Shah, Z. Deep learning-based forearm subcutaneous veins segmentation / hah, Z., Shah, S. A. A., Shahzad, A., Fayyaz, A., Khaliq, S., Zahir, A., & Meng, G. C.//. IEEE Access. –2022. – Vol. 10. – P. 42814-42820.

13. Hiware, S.D. Patterns of superficial antecubital veins observed by near-infrared light technique: A community-based study/ S.D. Hiware, S.K. Abuhaimed, K.S. Alshahrani, N.A. Alrubaish, A.L. Alsahan, A.H. Alameer, M.T. Al-Hariri // Electron J Gen Med. – 2023. – Vol.20. – P. em441.

14. Korostyleva, I. Development of a Biotechnical System for Subcutaneous Vein Detection / I. Korostyleva, L. Zhorina // IEEE Biomedical Engineering. – 2023. – P. 020-024.

15. El-Sharkawy, Y. H. Advancements in non-invasive hyperspectral imaging: Mapping blood oxygen levels and vascular health for clinical and research applications / Y. H. El-Sharkawy // Vascular Pharmacology. – 2024. – P. 107380.

16. Aref, M.H.F. Delineation of the arm blood vessels utilizing hyperspectral imaging to assist with phlebotomy for exploiting the cutaneous tissue oxygen concentration / M.H.F. Aref, A.A. Sharawi, Y.H. El-Sharkawy // Photodiagnosis and Photodynamic Therapy. – 2021. – Vol. 33. – P. 102190.

17. El-Sharkawy, Y.H. Oxygen saturation measurements using novel diffused reflectance with hyperspectral imaging: Towards facile COVID-19 diagnosis / Y.H. El-Sharkawy, M.H. Aref, S. Elbasuney, S.M. Radwan, G.S. El-Sayyad // Optical and Quantum Electronics. – 2022. – Vol. 54. – P. 322.

18. Wang, Q.A. hyperspectral vessel image registration method for blood oxygenation mapping / Q. Wang, Q. Li, M. Zhou, Z. Sun, H. Liu, Y. Wang //. Plos one. – 2017. – Vol. 12. – P. e0178499.

19. Wisotzky, E.L. Intraoperative hyperspectral determination of human tissue properties / E. L. Wisotzky, S. Dommerich, A. Hilsmann, P. Eisert // Journal of biomedical optics. – 2018. – Vol. 23. – P. 091409-091409.

20. Akbari, H. Blood vessel detection and artery-vein differentiation using hyperspectral imaging / H. Akbari, Y. Kosugi, K. Kojima, N. Tanaka // IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – 2009. – P. 1461-1464.

21. Francisco, M.D. Competitive Real-Time Near Infrared (NIR) Vein Finder Imaging Device to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection in Venipuncture for Clinical Laboratory Testing / M.D. Francisco, W.F. Chen, C.T. Pan, M.C. Lin, Z.H. Wen // Micromachines. – 2021. – Vol. 12. – P. 373.

22. Saeed, A. Simplifying vein detection for intravenous procedures: A comparative assessment through near-infrared imaging system / A. Saeed, M. R. Chaudhry, M. U. A. Khan, M. A. Saeed, A. A Ghfar, M. N. Yasir, H. M. S. Ajmal // International Journal of Imaging Systems and Technology. – 2024. – Vol. 34. – P. e23068.

23. Salcedo, E. Edge AI-Based Vein Detector for Efficient Venipuncture in the Antecubital Fossa / E. Salcedo, P. Peñaloza // In Mexican International Conference on Artificial Intelligence. Cham: Springer Nature Switzerland. – 2023.– P. 297-314.

24. Barton, A. J. Improving patient outcomes through CQI: vascular access planning / A. J. Barton, G. Danek, P. Johns, M. Coons // Journal of nursing care quality. – 1998. – Vol. 13. – P. 77-85.

25. Wall, P. M. Percutaneous arterial sampling using transillumination / P. M. Wall, L. R. Kuhns // Pediatrics. – 1977. – Vol. 59. – P. 1032-1035.

26. Shaw, S. J. Locating difficult veins for venepuncture and cannulation / S. J. Shaw // Nursing Standard. – 2017. – Vol. 31. – P. 62-71.

27. Pan, C. T. Vein pattern locating technology for cannulation: a review of the low-cost vein finder prototypes utilizing near infrared (NIR) light to improve peripheral subcutaneous vein selection for phlebotomy / C. T. Pan, M. D. Francisco, C. K. Yen, S. Y. Wang, Y. L. Shiue // Sensors. – 2019. – Vol. 19. – P. 3573.

28. Juric, S. Towards a Low-Cost Mobile Subcutaneous Vein Detection Solution Using Near-Infrared Spectroscopy / S. Juric, V. Flis, M. Debevc, A. Holzinger, B. Zalik // The Scientific World Journal. – 2014. – Vol. 2014. – P. 365902.

29. Eckert, W.G. The hsitory of the forensic application in radiology / W.G. Eckert // The American journal of forensic medicine and pathology. – 1984. – Vol. 5. – P.53 -56.

30. Haschek E.L. Ein Beitrag zur praktischen verwerthung der photographie nach rontgen / E.L. Haschek, O.T. Linderthal // Wien Klin Wochenschr. – 1896. – Vol. 9. – P 63–64.

31. Berberich, J. Die röntgenographische Darstellung der Arterien und Venen am lebenden Menschen. / J. Berberich, S. Hirsch // Klinische Wochenschrift. – 1923. – Vol. 49. – P 2226 – 2228.

32. Mansfield, P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes / P. Mansfield // Journal of Physics C: Solid State Physics. –1977. – Vol. 10. – P. L55.

33. Ravesh, M. S. High-resolution, non-contrast-enhanced magnetic resonance angiography of the wrist, hand and digital arteries using optimized implementation of Cartesian quiescent interval slice selective (QISS) at 1.5 T / M. S. Ravesh, A. Lebenatus, A. Bonietzki, J. Hensler, I. Koktzoglou, R. R. Edelman, M. Both //. Magnetic resonance imaging. – 2021. – Vol.78. – P.58-68.

34. Blum, A. G. CT angiography and MRI of hand vascular lesions: technical considerations and spectrum of imaging findings / A. G. Blum, R. Gillet, L. Athlani, A. Prestat, S. Zuily, D. Wahl, P. Gondim Teixeira // Insights Into Imaging. –2021. – Vol.12. – P.1-22.

35. Bannas, P. Magnetic resonance angiography of the upper extremity / P. Bannas, C. J. François, S. B. Reeder // Magnetic Resonance Imaging Clinics. –2015. – Vol.23. – P.479-493.

36. Aghayev, A. Magnetic Resonance Angiography of the Arteries of the Upper and Lower Extremities / A. Aghayev, M. Steigner //. Magnetic Resonance Imaging Clinics. – 2023. – Vol. 31. – P.361-372.

37. Yonei, A. Real-time ultrasonic guidance for percutaneous puncture of the internal jugular vein / A. Yonei, T. Nonoue, A. Sari // Anesthesiology. –1986. – Vol. 64. – P. 830-831.

38. Randolph, A.G. Ultrasound guidance for placement of central venous catheters: a metaanalysis of the literature / A.G. Randolph, D.J. Cook, C.A. Gonzales, C.G. Pribble // Crit Care Med. –1996. – Vol. 24. – P. 2053-2058.

39. Sigel, B. A. brief history of Doppler ultrasound in the diagnosis of peripheral vascular disease / B. A. Sigel // Ultrasound in medicine & biology. –1998. – Vol. 24. – P. 169-176.

40. Cho, S. A. Ultrasound-guided arterial catheterization / S. A. Cho, Y. E. Jang, S. H. Ji, E. H., Kim, J. H. Lee, H. S. Kim, J. T. Kim // Anesthesia and pain medicine. – 2021. – Vol. 16. – P.119.

41. Liu, Y.T. Ultrasound-guided peripheral venous access: a systematic review of randomized-controlled trials / Y.T. Liu, A. Alsaawi, H.M. Bjornsson // Eur J Emerg Med. –2014. – Vol. 21. – P. 18–23.

42. AIUM practice guideline for the use of ultrasound to guide vascular access procedures / J Ultrasound Med. –2013. – Vol. 32. – P. 191–215.

43. Bahoush, G. A review of peripherally inserted central catheters and various types of vascular access in very small children and pediatric patients and their potential complications / G. Bahoush, P. Salajegheh, A. M. Anari, A. Eshghi, B. H. Aski //. Journal of medicine and life. –2021. – Vol.14. – P. 298.

44. Munshey, F. Ultrasound-guided techniques for peripheral intravenous placement in children with difficult venous access / F. Munshey, D.A. Parra, C. McDonnell, C. Matava // Pediatric Anesthesia. – 2020. – Vol. 30. – P. 108-115.

45. Welzel, J. Optical coherence tomography of the human skin. / J. Welzel, E. Lankenau, R. Birngruber, R. Engelhardt // J Am Acad Dermatol. – 1997. – Vol. 37 – P. 958-63.

46. Kuhns, L.R. Intense transillumination for infant venipuncture / L.R. Kuhns, A.J. Martin, S. Gildersleeve, A. K. Poznanski // Radiology. – 1975. – Vol. 116. – P. 734-735.

47. Buck, J.R. Fiberoptic transillumination: A new tool for the pediatric surgon / J. R. Buck, W. H. Weintraub, A.G. Coran, M.L. Wyman, L.R. Kuhns //. Journal of pediatric surgery. – 1977. – Vol. 12. – P. 451-63.

48. Wall, P.M. Percutaneous arterial sampling using transillumination / P. M. Wall, L. R. Kuhns // Pediatrics. – 1977. – Vol. 59. – P. 1032-1035.

49. Azueto-Ríos, Á. Forearm and Hand Vein Detection System for an Infrared Image Database / Á. Azueto-Ríos, L.-E. Hernández-Gómez, K.-A. Hernández-Santiago // Comput. Sci. – 2016, – Vol. 127. – P. 137–147.

50. Rice, J. Apparatus for the identification of individuals. U.S. Patent 4 699 149, Oct. 13, 1987.

51. Peter O'connell. Method of locating and marking veins. US Patent 5678555 A, 1997.

52. Demos, S.G. Subsurface imaging using the Spectral Polarization Difference technique and NIR illumination / S.G. Demos, H.B. Radousky, R.R. Alfano //. Proceedings of International Biomedical Optics Symposium. – 1999. – Vol. 3597. – P. 406-10.

53. Zharov, V.P. Infrared imaging of subcutaneous veins / V.P. Zharov, S. Ferguson, J.F. Eidt, P.C. Howard, L.M. Fink // Lasers Surg Med. – 2004. – Vol. 34. – P56-61.

54. Paquit, V. Near-infrared imaging and structured light ranging for automatic catheter insertion / V. Paquit, J.R. Price, R. Seulin, F. Mériaudeau // SPIE Medical Imaging. – 2006. – Vol. 6141. – P.545-553.

55. Paquit, V. Combining near-infrared illuminants to optimize venous imaging [Текст] / V. Paquit, J.R. Price, F. Mériaudeau, K.W. Tobin, T.L. Ferrell // PSPIE Medical Imaging. – P.2007. – Vol. 6509. – P.164-172.

56. Kuroda, T. Development of a blood vessel searching device for HMS / T. Kuroda, T. Uenoya, K. Tsuchiya, Y. Uetsuji, E. Nakamachi //. Biomedical Applications of Micro-and Nanoengineering. – 2006. – Vol. 6416. – P. 103-112.

57. Zhao, S. Biometric identification based on low-quality hand vein pattern images [Текст] / S. Zhao, Y.D. Wang, Y.H. Wang // IEEE. – 2008. – P. 1172-1177.

58. Fuksis, R. Infrared imaging system for analysis of blood vessel structure / R. Fuksis, M. Greitans, O. Nikisins, M. Pudzs // Electronics and Electrical Engineering. – 2010. – Vol. 97. – P.45-48.

59. Chakravorty, T. Low-cost subcutaneous vein detection system using ARM9 based single board computer / T. Chakravorty, D.N. Sonawane, S.D. Sharma, T. Patil // International Conference on Electronics Computer Technology. – 2011. – Vol. 2. – P. 339-343.

60. Yao, J. Near-Infrared Imaging Approach for in vivo Detecting the Distribution of Human Blood Vessels / J. Yao, J. Zhao, C. Hu // International Conference on Biomedical Engineering and Biotechnology. – 2012. – P. 841-844.

61. Chiao, F.B. Vein visualization: patient characteristic factors and efficacy of a new infrared vein finder technology / F.B. Chiao, F. Resta-Flarer, J. Lesser, J. Ng // BJR Anaesth. – 2013. – Vol. 110.– P .966-971.

62. Marathe, M. A novel wireless vein finder," International Conference on Circuits, Communication, Control and Computing / M. Marathe, N.S. Bhatt, R. Sundararajan // Bangalore, India. – 2014. – P.277-280.

63. Tien, T.V. Using Near-Infrared Technique for Vein Imaging / T.V. Tien, P.T. Mien, D.T. Pham, H. Q. Linh // Springer. – 2015. – P. 190 –193.

64. Chandra, F. Design of vein finder with multi tuning wavelength using RGB / F. Chandra, A. Wahyudianto, M. Yasin // Led Phys. Conf. Ser. Conf. –2017. – Vol. 853. – P. 012019

65. Cancian, P. An embedded Gabor-based palm vein recognition system / P. Cancian, G. W. Di Donato, V. Rana, M. D. Santambrogio // IEEE EMBS International Conference (BHI). – 2017. – P. 405-408.

66. Fernández, R. Multisensory System for the Detection and Localization of Peripheral Subcutaneous Veins / R. Fernández, M. Armada, // Sensors. – 2017. – Vol. 17. – P. 897.

67. Kim, D. Preliminary Study for Designing a Novel Vein-Visualizing Device / D. Kim, Y. Kim, S. Yoon, D/ Lee // Sensors. – 2017. – Vol. 17. – P. 304.

68. Ayoub, Y. Diagnostic Superficial Vein Scanner / Y. Ayoub, S. Serhal, B. Farhat, A. Ali, J. Amatoury // Proceedings (ICCA), Beirut, Lebanon. – 2018. – P. 321–325.

69. Tran, L.T. Designing and Building the Vein Finder System Utilizing Near-Infrared Technique / L. T. Tran, H. T. Pham // (BME7) Springer Singapore. – 2020. – P. 383-387.

70. Francisco, M.D. Competitive Real-Time Near Infrared (NIR) Vein Finder Imaging Device to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection in Venipuncture for Clinical Laboratory Testing / M.D. Francisco, W.F. Chen, C.T. Pan, M.C. Lin, Z.H. Wen // Micromachines. – 2021. – Vol. 12. – P.373.

71. Quan, P.V. Portable Hand Vein Finder System Based on Near-Infrared Illumination and Morphological Image / P.V. Quan, P.N. Nhue, L.D. Tuan, L.H. Hai // Processing Proceedings of BME 8, Vietnam: Springer. – 2022. – P. 113-121.

72. Saxena, P. A low-cost and portable subcutaneous vein detection system using a combination of segmentation methods / P. Saxena, R. Mishra, K. Gupta, R. Gupta, R. Mishra //. Springer. – 2022. – Vol. 4. – P. 869-878.

73. Maray, A. H. Design and implementation of low-cost vein-viewer detection using near infrared imaging / A. H. Maray, S. Q. Hasan, N. L. Mohammed // Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science. – 2022. – Vol. 29. – P. 1039-1046.

74. Katsogridakis, Y.I. Veinlite transillumination in the pediatric emergency department : a therapeutic interventional trial / Y.I. Katsogridakis, R. Seshadri, C. Sullivan // Pediatric emergency care. – 2008. – Vol. 24. – P. 83-88.

75. Fuller, M.I. Real Time Imaging with The Sonic Window : A Pocket-Sized, C-Scan , Medical Ultrasound Device / M.I. Fuller, K. Owen, T.N. Blalock, J.A. Hossack, W.F. Walker // IEEE. Ultrasonics Symposium. – 2009. – P. 196-199.

76. Jeffrey, W. Skilled Nurses Are More Successful When Using Standard Techniques Than the Vein Viewer for First Attempt of Intravenous Cannulation in Pediatric Patients with Difficult Access / W. Jeffrey, D.O. Steiner, M.D. Peter Szmuk, M.D. Alan Farrow-Gillespie, B. Radu Pop, M.S.I. Daniel, M.D. Sessler, J.J. Edward, M.D. Mascha // Asa Chicago. – 2011. – Vol. 10. – P. 15-19.

77. Zhang, F. Subcutaneous Vein Display Equipment Based on Dual-Wavelength Laser Scanning / F. Zhang, X. Liu // Journal of Zhejiang University. – 2010. – Vol. 44. – P. 294-299.

78. Jenerowicz, A. Application of hyperspectral imaging in hand biometrics / Jenerowicz, A., P. Walczykowski, L. Gladysz, M.Gralewicz // SPIE. Counterterrorism, Crime Fighting, Forensics, and Surveillance Technologies. – 2018. – Vol. 10802. – P. 129-138.

79. Nie, W. Discriminative local feature for hyperspectral hand biometrics by adjusting image acutance / W. Nie, B. Zhang, S. Zhao // Applied Sciences. – 2019. – Vol. 9. – P. 4178.

80. Zhao, S. Deep learning-based hyperspectral multimodal biometric authentication system using palmprint and dorsal hand vein / S. Zhao, W. Nie, B. Zhang //. CRC Press. Deep Learning in Biometric Security. – 2021. – P. 1-22.

81. Alashik, K.M. Human identity verification from biometric dorsal hand vein images using the DL-GAN method / K.M. Alashik, R. Yildirim // IEEE Access. – 2021. – Vol. 9. – P. 74194-74208.

82. Katrašnik, J. Contrast enhancement of subcutaneous blood vessel images by means of visible and near-infrared hyper-spectral imaging / J. Katrašnik, M. Bürmen, F. Pernuš, B. Likar // Medical Imaging. – 2009. – Vol. 7259. – P. 737–745.

83. Akbari, H. Blood vessel detection and artery-vein differentiation using hyperspectral imaging / H. Akbari, Y. Kosugi, K. Kojima, N. Tanaka // IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. – 2009. – P.1461-1464.

84. Randeberg, L.L. Characterization of vascular structures and skin bruises using hyperspectral imaging, image analysis and diffusion theory / L.L. Randeberg, E.L.P. Larsen, L.O. Svaasand // Journal of biophotonics. – 2010. – Vol. 3. – P. 53-65.

85. Shahzad, A. Hyperspectral venous image quality assessment for optimum illumination range selection based on skin tone characteristics / A. Shahzad, N.M. Saad, N. Walter, S.A. Malik, F. Meriaudeau // Biomed. Eng. Line. – 2014. – Vol. 13. – P. 1-13.

86. Bjorgan, A. Vessel contrast enhancement in hyperspectral images / A. Bjorgan, M. Denstedt, M. Milaniˇc, L.A. Paluchowski // SPIE. Toward Real-Time Spectroscopic Imaging and Diagnosis. – 2015. – Vol. 9318. – P. 52- 61.

87. Goel, M. Hypercam: hyperspectral imaging for ubiquitous computing applications / M. Goel, E. Whitmire, A. Mariakakis, T. S. Saponas, N // In UbiComp. – 2015. – P. 145-156.

88. Sharma, N. Hyperspectral reconstruction from RGB images for vein visualization / N. Sharma, M. Hefeeda // Proceedings of the 11th ACM Multimedia Systems Conference. – 2020. – P. 77–87.

89. Wang, F. High-contrast subcutaneous vein detection and localization using multispectral imaging / F. Wang, A. Behrooz, M. Morris, A. Adibi // Journal of biomedical optics. – 2013. – Vol. 18. – P. 050504-050504.

90. Mzoughi, M. Blood vessel detection using hyperspectral imaging / M. Mzoughi, D. Thiem, C. Hornberger // Current Directions in Biomedical Engineering. – 2022. – Vol. 8. – P. 715-718.

91. Ndu, H. HyperVein: A Hyperspectral Image Dataset for Human Vein Detection / H. Ndu, A. Sheikh-Akbari, J. Deng, I. Mporas // Sensors – 2024. – Vol. 24. – P.1118.

92. Bashkatov, A.N. Optical properties of skin, subcutaneous, and muscle tissues: a review / A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.V. Tuchin // Journal of Innovative Optical Health Sciences. – 2011. – Vol. 4. – P. 9-38.

93. Bashkatov, A.N. Optical properties of human skin, subcutaneous and mucous tissues in the wavelength range from 400 to 2000 nm / A.N. Bashkatov, E.A. Genina, V.I. Kochubey, V. V. Tuchin // Journal of Physics D: Applied Physics. – 2005. – Vol. 38. – P. 2543.

94. Van der Zee, P. Measurement and modelling of the optical properties of human tissue in the near infrared. University of London, University College London, United Kingdom. – 1993. – P. 319.

95. Genina, E.A. Optical clearing of biological tissues: prospects of application in medical diagnostics and phototherapy / E.A. Genina, A.N. Bashkatov, Y.P. Sinichkin, I.Y. Yanina, V. V. Tuchin // Journal of Biomedical Photonics & Engineering. – 2015. – Vol. 1. – P. 22-58.

96. Yanina, I.Y. Light distribution in fat cell layers at physiological temperatures / I.Y. Yanina, P.A. Dyachenko, A.S. Abdurashitov, A.S. Shalin // Scientific Reports. – 2023. – Vol. 13. – P. 1073.

97. Chan, E.K. Effects of compression on soft tissue optical properties / E.K. Chan, B. Sorg, D. Protsenko, M. O'Neil, M. Motamedi // IEEE Journal of selected topics in quantum electronics. – 1996. – Vol. 2. – P. 943-950.

98. Keksel, A. Physical Modeling of Full-Field Time-Domain Optical Coherence Tomography / A. Keksel, G. Bulun, M. Eifler, A. Idrizovic, J. Seewig // Physical Modeling for Virtual Manufacturing. –2021. – Vol. 89. – P. 1-22.

99. Пушкарева А.Е. Методы математического моделирования в оптике биоткани. Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО. –2008. – С. 1-103.

100. Y. Jacques, S.L. Skin Optics. Oregon Medical Laser Center News. –1998.

101. Lister T. Optical properties of human skin / T. Lister, A.W. Philip, P.H. Chappell // Journal of Biomedical Optics. – 2012. – Vol. 17. – P. 090901.

102. Hernández-Aguila, C. Photoacoustic spectroscopy in the optical characterization of foodstuff: a review / C. Hernández-Aguilar, A. Domínguez-Pacheco, A. Cruz-Orea, R. Ivanov //Journal of Spectroscopy. – 2019. – Vol. 2019. – P. 1–34.

103. Somekh, M.G. Handbook of Photonics for Biomedical Engineering / M.G. Somekh, S. Pechprasarn // Springer. – 2017. – P. 503–543.

104. Meglinski, I. V. Quantitative assessment of skin layers absorption and skin reflectance spectra simulation in the visible and near-infrared spectral regions / I.V. Meglinski, S.J. Matcher // Physiological Measurement. – 2002. – Vol. 23. – P. 741–753.

105. Ho, A.H.P.; Kim, D.; Somekh, M.G. Handbook of Photonics for Biomedical Engineering; Springer: Dordrecht, The Netherlands. – 2017.

106. Schulz, R. B.; Semmler, W. Fundamentals of Optical Imaging. Molecular Imaging I; Springer. –2008. – P. 3−22.

107. Keiser, G. Light-tissue interactions. Biophotonics / G. Keiser // Concepts to applications. – 2016. – P. 147-196.

108. Beard, P. Biomedical photoacoustic imaging / P. Beard // Interface focus. – 2011. – Vol. 1. – P.602 – 631.

109. Yang, M.F. Principles of light-skin interactions. Light-Based Therapies for Skin of Color / M.F. Yang, V.V. Tuchin, A.N. Yaroslavsky // Springer. – 2009. – P.1-44.

110. Oliveira, L.M.C. The optical clearing method: A new tool for Clinical Practice and Biomedical Engineering / L.M. Oliveira, V.V. Tuchin // Springer Nature. – 2019.

111. Tsai, H.Y. A noncontact skin oxygen-saturation imaging system for measuring human tissue oxygen saturation / H. Y. Tsai, K. C. Huang, H.C. Chang, J.L. A. Yeh, C.H. Chang //. IEEE Instrumentation and Measurement. – 2014. – Vol. 63. – P. 2620-2631.

112. Valery, T. Tissue optics and photonics: Light-tissue interaction / T. Valery, // Journal of Biomedical Photonics & Engineering. – 2015. – Vol. 1. – P. 98 – 138.

113. Calin, M.A. Hyperspectral imaging in the medical field: present and future / M.A. Calin, S.V. Parasca, D. Savastru, Manea, D // Applied Spectroscopy Reviews. – 2014. – Vol. 49. –P. 435–447.

114. Cui, R. Deep learning in medical hyperspectral images / R. Cui, H. Yu, T. Xu, X. Xing, X. Cao, K. Yan, J. Chen // A review. Sensors. – 2022. – Vol. 22. –P. 9790.

115. Lal, C. An updated review of methods and advancements in microvascular blood flow imaging / C. Lal, M. J. Leahy // Microcirculation. – 2016. – Vol. 23. –P. 345-363.

116. Agelet, L.E. A tutorial on near infrared spectroscopy and its calibration / L.E. Agelet, C. R. Hurburgh Jr // Critical Reviews in Analytical Chemistry. – 2010. – Vol. 40. – P. 246-260.

117. Fei, B. Hyperspectral imaging in medical applications / B. Fei // Data Handling in Science and Technology. – 2019. – Vol. 32. –P. 523-565.

118. Kim, M.M. Light sources and dosimetry techniques for photodynamic therapy / M.M. Kim, A. Darafsheh // Photochemistry and photobiology. – 2020. – Vol. 96. –P. 280-294.

119. Wang, C.Y. Optical Identification of Diabetic Retinopathy Using Hyperspectral Imaging / C-Y. Wang, A. Mukundan, Y.S. Liu, Y.M. Tsao, F.C. Lin, W.S. Fan, H.C. Wang // Journal of Personalized Medicine. – 2023. – Vol. 13. –P. 939

120. Lemmens, S. Hyperspectral imaging and the retina: worth the wave? / S. Lemmens, J. Van Eijgen, K. Van Keer, J. Jacob, S. Moylett, L. De Groef, I. Stalmans // Translational Vision Science & Technology. – 2020. – Vol. 9. –P. 9-9.

121. Leon, R. Hyperspectral VNIR and NIR Sensors for the Analysis of Human Normal Brain and Tumor Tissue / R. Leon, H. Fabelo, S. Ortega, G. M. Callico // IEEE. Design of Circuits and Integrated Systems DCIS. – 2021. –P. 1-6.

122. Monsalve, M.A.T. Characterization of a multispectral imaging system based on narrow bandwidth power LEDs / M. A. T. Monsalve, G. Osorio, N.L. Montes, S. Lopez, S. Cubero, Blasco, J // IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement. – 2020. – Vol. 70. – P. 1-11.

123. Hamza, M. Visualization of Subcutaneous Blood Vessels Based on Hyperspectral Imaging and Three-Wavelength Index Images / M. Hamza, R. Skidanov, V. Podlipnov // Sensors. – 2023. – Vol. 23. – P. 8895.

124. Lodhi, V. Hyperspectral imaging system: Development aspects and recent trends / V. Lodhi, D. Chakravarty, P. Mitra // Sensing and Imaging. – 2019. – Vol. 20. – P. 1-24.

125. Hamza, M.M. Spectral lenses to highlight blood vessels in the skin / M.M. Hamza, V.A. Blank, V.V. Podlipnov, L.L. Doskolovich, R.V. Skidanov, Fan, B // Computer optics. – 2022. – P. 46. – P. 899-904.

126. Hamza, M.M. The method of searching for index formulas on the example of a visualization task blood vessels of the human skin / M.M. Hamza, E.V. Burnaev, V.V. Podlipnov, R.V. Skidanov // Computer Optics. – 2024. (принята в печать).

127. Karpeev, S.V. Alignment and study of prototypes of the Offner hyperspectrometer / S. V. Karpeev, S.N. Khonina, A.R. Murdagulov, M.V. Petrov //. Vestnik of the Samara State Aerospace University. – 2016. – Vol. 15. – P. 197-206.

128. Haboudane, D. Integrated narrow-band vegetation indices for prediction of crop chlorophyll content for application to precision agriculture / D. Haboudane, J.R. Miller, N. Tremblay, P.J. Zarco-Tejada, L. Dextraze // Remote Sens. Environ. – 2002. – Vol. 81. – P. 416–426.

129. Podlipnov, V.V. Calibration of an imaging hyperspectrometer / V.V. Podlipnov, R.V. Skidanov, // Computer Optics. – 2017. – Vol. 41. – P. 869-874.

130. Setchfield, K. Effect of skin color on optical properties and the implications for medical optical technologies: a review / K. Setchfield, A. Gorman, A. H. R. Simpson, M. G. Somekh, A. J. Wright // Journal of Biomedical Optics. – 2024. – Vol. 29. – P. 010901-010901.

131. Bachir, W. Feasibility of 830 nm laser imaging for vein localization in dark skin tissue-mimicking phantoms / W. Bachir, F. Abo Dargham // Physical and Engineering Sciences in Medicine. – 2022. – Vol. 45. – P. 135-142.

132. Oliveira, R. An Overview of Methods to Characterize Skin Type: Focus on Visual Rating Scales and Self-Report Instruments / R. Oliveira, J. Ferreira, L.F. Azevedo, I.F. Almeida // Cosmetics. – 2023. – Vol. 10. –P. 10010014.

133. Li, S. Spectra Reconstruction for Human Facial Color from RGB Images via Clusters in 3D Uniform CIELab* and Its Subordinate Color Space / S. Li, K. Xiao, P. Li // Sensors. – 2023. – Vol. 23. –P. 810.

134. Hou, S. Skin color of Chinese women across different regions of China: An analysis based on both individual typology angle and hue angle / S. Hou, A. Li // Journal of Dermatologic Science and Cosmetic Technology. – 2024. – Vol. 1 –P.100003.

135. Ly, B. C. K. Research techniques made simple: cutaneous colorimetry: a reliable technique for objective skin color measurement / B. C. K. Ly, E. B. Dyer, J. L. Feig, A. L. Chien, S. Del Bino // Journal of Investigative Dermatology. – 2020. – Vol. 140. –P. 3-12.

136. Choi, K. Facial skin color variability in Korean women / Choi, K., & Suk, H. J. // AIC. – 2017. –P.226-229.

137. Addor, F. A. S. A. Sunscreen lotions in the dermatological prescription: review of concepts and controversies / F. A. S. A. Addor, C. B. Barcaui, E. E. Gomes, O. Lupi, C. R. Marçon, H. A. Miot // Anais brasileiros de dermatologia. – 2022. – Vol. 97. –P. 204-222.

138. Wang, L. Classification and influencing factors analysis of facial skin color in Chinese population / L. Wang, X. Wan, G. Xiao // Skin Research and Technology. –2019. – Vol. 25. –P. 693-700.

139. Smith, T. The CIE colorimetric standards and their use / Smith, T., & Guild, J. //Transactions of the optical society. –1931. – Vol. 33. – P. 73.

140. Haboudane, D. Integrated narrow-band vegetation indices for prediction of crop chlorophyll content for application to precision agriculture / D. Haboudane, J.R. Miller, N. Tremblay, P.J. Zarco-Tejada, L. Dextraze // Remote Sens. Environ. – 2002. – Vol. 81. – P. 416–426.

141. Merzlyak, M. Application of reflectance spectroscopy for analysis of higher plant pigments / M. Merzlyak, A. Gitelson, A. Chivkunova, S. Pogosyan // Russ. J. Plant Physiol. – 2003. – Vol. 50. – P. 704–710.

142. Sims, D.A. Relationships between leaf pigment content and spectral reflectance across a wide range of species, leaf structures and developmental stages / Sims, D.A.; Gamon, J.A // Remote Sens. Environ. – 2002. – Vol. 81. – P. 337–354.

143. Penuelas, J. Assessment of photosynthetic radiation-use efficiency with spectral reflectance / J. Penuelas, I. Filella, A. Gamon, J // New Phytol. – 1995. – Vol. 131. – P. 291–296.

144. Mathieu, R. Relationships between Satellite-Based Radiometric Indices Simulated Using Laboratory Reflectance Data and Typic Soil Color of an Arid Environment / R. Mathieu, M. Pouget, B. Cervelle, R. Escadafal // Remote Sens. Environ. – 1998. – Vol. 66. – P. 17–28.

145. Doskolovich, L.L. Design of diffractive lenses operating at several wavelengths / L.L. Doskolovich, R.V. Skidanov, E.A. Bezus, S.V. Ganchevskaya // Optical Express. – 2020. – Vol. 28.– P. 11705–11720.

146. Skidanov, R.V. Experiment with a diffractive lens with a fixed focus position at several given wavelengths / R.V. Skidanov, L.L. Doskolovich, S.V. Ganchevskaya, V. Blank // Computer Optics. – 2020. – Vol. 44. –P. 22-28.

147. Kitaura, N. Spectrometer employing a micro-Fresnel lens / N. Kitaura, S. Ogata, Y. Mori // Optical Engineering. – 1995. – V. 34. – P.584-588.

148. Blank, V.A. Hyperspectrometer based on a harmonic lens with diffraction grating / V.A. Blank, R.V. Skidanov // Journal of Physics: Conference Series. – 2018. – Vol. 1096. – P. 1-7.

149. Blank, V. Spectral diffractive lenses for measuring a modified red edge simple ratio index and a water band index / V. Blank, R.V. Skidanov, L.L. Doskolovich, N. Kazanskiy // Sensors. – 2021. – Vol. 21. –P. 7694.

150. Finlayson, L. Depth penetration of light into skin as a function of wavelength from 200 to 1000 nm / L. Finlayson, I. R. Barnard, L. McMillan, S. H. Ibbotson, C. T. A.

Brown, E. Eadie, K. Wood // Photochemistry and Photobiology. –2022. – Vol. 98. –P. 974-981.

151. Ash, C. Effect of wavelength and beam width on penetration in light-tissue interaction using computational methods / C. Ash, M. Dubec, K. Donne, T. Bashford //. Lasers in medical science. –2017. – Vol. 32. –P. 1909-1918.

152. Hamza, M.M. Hyperspectral Camera - Attachment for Microscopy / M.M. Hamza, A. Hamandi, A.R. Makarov, V.V. Podlipnov, R.V. Skidanov // Journal of Biomedical Photonics & Engineering. –2021. – Vol. 7. C. 30305.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

smedx
ООО Самарская компания «Медэкс», ИНН: 6316195903, КПП: 631601001
Адрес: 443110, Самарская область, г. Самара, проспект Ленина, дом 3, комната 46
сайт: http://www.smedx.com, Телефон: (846)205-18-04, bychenkov@smedx.com

«10» июня 2024 №6

АКТ ВНЕДРЕНИЯ

результатов научно-исследовательских работ

Настоящим актом подтверждается, что результаты работы Хамзы М.М.Х. «МЕТОД ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕН НА ОСНОВЕ ИНДЕКСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ»:

- На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека при участии 21 добровольца определены диапазоны длин волн от 528нм до 548нм и от 573нм до 595нм, в которых путем выбора узких спектральных интервалов шириной 2,4нм для формулы нормализованного разностного индекса можно получить максимально контрастные изображения подкожных вен для конкретного человека с I, II и IV типами кожи (очень светлой, светлой и загорелой кожи), причем, в отличие от всех известных методов визуализации подкожных вен, визуализация осуществляется на основе данных только видимого диапазона, что позволяет обходиться без использования источников освещения БИК диапазона. Это важно, поскольку визуализация может осуществляться с использованием наиболее распространенного в настоящее время светодиодного освещения. Подбор длин волн очень важен в рамках развития персонализированной медицины, переход к которой осуществляется в настоящее время в Российской Федерации.
- На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека с участием 6 добровольцев определены длины волн и математическая формула для метода визуализации вен, на основе использования трехволнового индексного изображения формируемого на основе формулы, в которой рассчитывается отношение произведения разностей яркостей спектральных диапазонов на длинах волн от 705 до 715 нм, от 735нм до 745нм и от 875нм до 895нм, к сумме яркостей этих же спектральных каналов. Это позволяет за счет выбора узкого спектрального интервала шириной 2,4нм в рамках указанных выше диапазонов персонально для каждого человека получить максимальный контраст индексного изображения подкожных вен, в том числе для VI типа кожи (темной кожи).
- Проведен эксперимент, в котором показана возможность визуализации подкожных вен, на основе использования спектральной дифракционной линзы, формирующей в +1 и -1 порядках изображения с длинами волн 735 нм и 835нм соответственно, для формирования индексного изображения на основе формулы нормализованного разностного индекса, что позволяет получить индексное изображение с картиной подкожных вен с контрастом выше 0,1. Использование спектральной дифракционной линзы позволяет напрямую формировать индексные изображения без использования гиперспектрометра, что дает возможность для широкого использования этого метода.

Были внедрены а ООО Самарская компания «Медэкс» в программное обеспечение для медицинской диагностики состояния кожных покровов человека.

Директор К.В. Быченков

ПРИЛОЖЕНИЕ Б

УТВЕРЖДАЮ
Руководитель ИСОИ РАН- филиала
ФНИЦ «Кристаллография и
фотоника» РАН
_____ Н.Л. Казанский
"___" _____ 2023г.

АКТ ВНЕДРЕНИЯ

результатов научно-исследовательских работ

Настоящим актом подтверждается, что результаты работы Хамзы М. М. Х. «Метод персонализированной визуализации вен на основе индексных изображений» полученные в рамках выполнения госзадания:

1. На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека определены диапазоны длин волн от 528нм до 548нм и от 573нм до 595нм, в которых путем выбора узких спектральных интервалов шириной 2,4нм для формулы нормализованного разностного индекса можно получить максимально контрастные изображения подкожных вен для конкретного человека с I, II типами кожи (очень светлой, светлой), причем, в отличие от всех известных методов визуализации подкожных вен, визуализация осуществляется на основе данных только видимого диапазона, что позволяет обходиться без использования источников освещения БИК диапазона.
2. На основе экспериментально полученных гиперспектральных изображений предплечья человека определены длины волн и математическая формула для метода визуализации вен, на основе использования трехволнового индексного изображения формируемого на основе формулы, в которой рассчитывается отношение произведения разностей яркостей спектральных диапазонов на длинах волн от 705 до 715 нм, от 735нм до 745нм и от 875нм до 895нм, к сумме яркостей этих же спектральных каналов. Это позволяет за счет выбора узкого спектрального интервала шириной 2,4нм в рамках указанных выше диапазонов персонально для каждого человека получить максимальный контраст индексного изображения подкожных вен, в том числе для VI типа кожи (темной кожи).
3. Экспериментально показана возможность визуализации подкожных вен, на основе спектральной линзы, формирующей в +1 и -1 порядках изображения с длинами волн 735 нм и 835нм соответственно, для формирования индексного изображения на основе формулы нормализованного разностного индекса, который позволяет получить индексное изображение с картиной подкожных вен с контрастом выше 0,1.

Указанные научные результаты были внедрены в ИСОИ РАН - филиале Федерального государственного учреждения «Федеральный научно-исследовательский центр «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук.

Заведующий лабораторией
дифракционной оптики, д.ф-м.н. Л.Л. Досколович

ПРИЛОЖЕНИЕ В

КОМИТЕТ ПО БИОЭТИКЕ
ПРИ САМАРСКОМ ГОСУДАРСТВЕННОМ МЕДИЦИНСКОМ УНИВЕРСИТЕТЕ

443079, г. Самара, ул. Гагарина, д.20 Тел. 8 (846) 374-10-04 (доб. 4200)

ВЫПИСКА из ПРОТОКОЛА № 268
заседания Комитета по биоэтике
при Самарском государственном медицинском университете
от «11» сентября 2023 г.

Присутствовали члены Комитета по биоэтике: Кузнецов С.И. - председатель, Антимонов А.В. – заместитель председателя, ответственный за клинические исследования, Волова Л.Т., Ардашкин А.П., Шмелев И.А., Россинская В.В., Санталова Г.В., Долгушкин Д.А., Максименко Н.А., Резников В.Е. Кворум имеется.

Заседание состоялось 11.09.2023 г. в 12.00 ч. по адресу: ул. Гагарина, д.20.

СЛУШАЛИ:
Рассмотрение вопроса о соответствии этическим требованиям статьи «Визуализация подкожных кровеносных сосудов на основе гиперспектральной визуализации и изображений с трехволновым индексом» («Visualization of subcutaneous blood vessels based on hyperspectral imaging and three-wavelength index images») авторов М.М. Хамза, Р.В. Скиданов, В.В. Подлипнов.

На рассмотрение предоставляются следующие документы:
1. Информированное добровольное согласие испытуемых.
2. Сведения об авторах статьи.
3.Декларация о соблюдении международных и российских этических принципов и норм.
4. Текст статьи на английском и русском языках.

ОГОВОРКА О КОМПЕТЕНТНОСТИ КОМИТЕТА
Предметом рассмотрения Комитета являются этические аспекты клинического исследования в соответствии с Этическим кодексом Российского врача, утвержденного на 4-й Конференции Ассоциации врачей России, Хельсинкской декларацией Всемирной медицинской ассоциации, п.15 ст. 37 ФЗ "Об основах охраны здоровья граждан в Российской Федерации" от 21.11.2011 № 323-ФЗ.

ПОСТАНОВИЛИ:
одобрить без замечаний статью «Визуализация подкожных кровеносных сосудов на основе гиперспектральной визуализации и изображений с трехволновым индексом» («Visualization of subcutaneous blood vessels based on hyperspectral imaging and three-wavelength index images») авторов М.М. Хамза, Р.В. Скиданов, В.В. Подлипнов как соответствующее этическим нормам.

Председатель Комитета по биоэтике,
К.м.н., доцент **С.И. Кузнецов**

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения Российской Федерации (ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России)
ВЕРНО
Подлинник документа находится в ФГБОУ ВО СамГМУ Минздрава России
Начальник отдела кадров
«____» _____ 20____ г.