

Хамза Мохаммед Мохей Хамза

**МЕТОД ПЕРСОНАЛИЗИРОВАННОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ВЕН НА ОСНОВЕ
ИНДЕКСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание учёной степени
кандидата технических наук

Работа выполнена в федеральном государственном автономном образовательном учреждении высшего образования «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева» на кафедре технической кибернетики.

Научный руководитель:

Скиданов Роман Васильевич, доктор физико-математических наук, доцент.

Официальные оппоненты:

Афонин Андрей Николаевич, доктор технических наук, доцент, федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Белгородский государственный национальный исследовательский университет», кафедра «Информационные и робототехнические системы», профессор;

Федосов Иван Владленович, кандидат физико-математических наук, доцент, федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н.Г. Чернышевского», кафедра «Оптика и биофотоника», доцент.

Ведущая организация:

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Уфимский университет науки и технологий», г. Уфа.

Защита состоится «25» декабря 2024 г. в 15:00 часов на заседании диссертационного совета 24.2.379.11, созданного на базе федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С. П. Королева», по адресу: 443086, г. Самара, Московское шоссе, д. 34.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на официальном сайте федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева» по электронному адресу: https://ssau.ru/storage/pages/6529/file_66fd0ae3c27ef7.01759895.pdf.

Автореферат разослан «___» октября 2024 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета 24.2.379.11
д.т.н., доцент

Зеленский В.А.

Общая характеристика работы

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

Актуальность темы исследования.

Гиперспектральные изображения состоят из десятков и сотен спектральных каналов, 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.

Наиболее распространенным методом визуализации вен по-прежнему является осмотр невооруженным глазом, опытный медицинский работник определяет вену для прокола методом пальпации, но не всегда точно с первого раза. Снижение квалификации медицинского персонала в последнее время приводит к существенному росту количества ошибок, поэтому необходимо эффективное устройство визуализации вен. В настоящее время существует целый ряд оптических методов визуализации подкожных вен: на основе подсветки в инфракрасном диапазоне, на основе трансиллюминации, мультиспектральной и гиперспектральной съемки. 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.

Вышеперечисленные технологии основаны на профессиональном оборудовании, которое имеет высокую стоимость и часто не подходит для ежедневного медицинского использования. Кроме того, некоторые методы требуют прямого контакта с кожей, что вызывает дополнительные трудности, связанные с обеззараживанием контактных поверхностей. У пациентов с темным оттенком кожи, глубокими венами, наличием шрамов, татуировок и густых волос на коже, пожилых людей, младенцев, пациентов с ожирением или обезвоживанием, задача визуализации вен становится очень сложной, поэтому получение контрастных изображений вен, на основе использования гиперспектральных изображений, поможет определить точное место для укола.

Степень разработанности темы.

В последние годы достигнуты значительные успехи в развитии технологий оптической визуализации подкожных вен. Эти технологии включают, среди прочего, визуализацию в ближнем инфракрасном диапазоне, лазерную спекл-визуализацию и оптическую когерентную томографию.

С появлением нового поколения инфракрасных детекторов для получения изображений подкожных вен, было предложено множество методов. Визуализация в ближнем инфракрасном диапазоне (700-1000нм) (БИК) была предложена в 2004 году, и до настоящего времени эта технология продолжает развиваться (Zharov V., 2004), (Paquit V., 2006, 2007), (Zhao S., 2008), (Fuksis R., 2010), (Zhang H., 2010), (Chakravorty T., 2011), (Zhou Y., 2011), (Yao J., 2012), (Chiao F., 2013), (Wang F., 2013), (Lee Y., 2013), (Marathe M., 2014), (Tien T., 2015), (Chandra F., 2015), (Cancian P., 2017) (Ayoub Y., 2018), (Tran L., 2020), (Francisco M., 2021), (Quan P., 2022). Основным недостатком этих исследований следует считать довольно низкий контраст полученных изображений, которые не всегда дают полную картину подкожных вен. К тому же существуют типы кожи, для которых контраст сформированной картины не достаточен для практического использования.

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

Есть ряд работ, в которых используется мульти или гиперспектральная технология для визуализации вен рук и ладоней (Jenerowicz A., 2018), (Zhao S., 2021). Однако в этих работах недостаточно полно использовали возможности гиперспектрального подхода, в них просто использовали отдельные длины волн, что эквивалентно методу визуализации с узкополосным освещением. В работе (Katrašnik J., 2009) впервые попытались сделать комбинированное изображение на основе комбинации нескольких спектральных слоев гиперспектрального изображения и пытались оценить результаты на основе критерия контраста получившегося изображения. В работе (Akbari H., 2009) представлен метод использования нескольких спектральных слоев на основе метода опорных векторов, однако, в этой работе используется очень сложный и дорогой гиперспектрометр, работающий в диапазоне 400-1700нм. В работе (Shahzad A., 2014) впервые была сделана серьезная попытка введения объективных критериев оценки качества изображения рисунка вен для разных типов

кожи, на основе исследования 80 добровольцев. Однако в этой работе в качестве эталонных изображений для сравнения использовались усредненные по нескольким спектральным каналам изображения, что приводило к некорректным результатам, так для темной кожи формировались изображения с плохо видимой картиной подкожных вен, и при сравнении с этими изображениями, изображения в узких спектральных диапазонах давали, естественно более хороший числовой результат.

В работах (Wang F., 2013), (Mzoughi M., 2022) рассматривается анализ мультиспектральных и гиперспектральных изображений соответственно на основе использования индексных изображений. 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 (Wang F., 2013) качество сформированного индексного изображения определяли на основе вычисления функции контраста. Однако, сам алгоритм вычисления контраста в этой работе слишком субъективен, поскольку требует экспертного определения точек расчета.

Цель диссертационной работы.

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

Задачи диссертационной работы.

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 528 нм до 548 нм и от 573 нм до 595 нм, в которых путем выбора узких спектральных интервалов шириной 2,4 нм 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 отношением произведения разностей яркостей спектральных диапазонов на длинах волн от 705 до 715 нм, от 735 нм до 745 нм и от 875 нм до 895 нм, к сумме яркостей этих же спектральных каналов. Это позволяет за счет выбора узкого спектрального интервала шириной 2,4 нм 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 835 нм 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. Методы, 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 528 нм до 548 нм и от 573 нм до 595 нм, для которых при индивидуальном подборе узкого спектрального интервала (ширина 2,4 нм) 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 735 нм до 745 нм и от 875 нм до 895 нм по формуле, в которой рассчитывается отношение произведения разностей яркостей в спектральных диапазонах от 705 нм до 715 нм, от 735 нм до 745 нм, от 875 нм до 895 нм 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 735 нм и 835 нм 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 использование 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. Так же научные результаты были внедрены в ИСОИ РАН – филиале Федерального государственного учреждения «Федеральный научно-исследовательский центр «Кристаллография и фотоника» Российской академии наук, на что получен акт внедрения от 22.12.2023 г.

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.

Протоколы исследования одобрены этическим комитетом Самарского государственного медицинского университета (протокол № 268 от 11.09.2023 г).

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).

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.

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, 4 статьи в сборниках материалов научно-технических конференций.

Объём и структура диссертации. Диссертационная работа состоит из введения, трех глав, заключения, списка литературы из 152 наименований и трех приложений. Диссертация изложена на 119 страницах машинописного текста, содержит 42 рисунка, 17 таблиц.

Основное содержание работы

Во введении обоснована актуальность выбранной темы, приведён обзор существующих работ, сформулированы цель и задачи исследования, изложены основные результаты работы, их научная новизна, приведены положения, выносимые на защиту, описана структура диссертации.

Глава 1. Обзор методов визуализации подкожных вен человека

Глава содержит краткий обзор составляющих кожи и кровеносных сосудов, анатомии, физиологии кожи, и оптических свойств подкожной жировой ткани. Также было предоставлено описание основных взаимодействий видимого света с кожей, в том числе поглощение, отражение, преломление, рассеяние. Также были объяснены и подробно описаны основные принципы гиперспектральной визуализации в ближнем инфракрасном диапазоне с подробным разбором оптического оборудования и инструментов, необходимых для гиперспектральной визуализации подкожных вен.

Проведен обзор ряда методов визуализации, которые использовались для исследования подкожных вен, а также их преимущества, недостатки и перспективы на будущее в доклинических и клинических условиях, метод гиперспектральной визуализации для выделения подкожных вен.

Самый важный аспект первой главы заключается в анализе исследований в период с 2004 по 2022 год, которые были связаны с созданием прототипа прибора для визуализации подкожных вен на основе анализа гиперспектральных изображений.

Проведя комплексное изучение всех исследований связанных с гиперспектральной визуализацией с точки зрения принципов и основ, был сделан ряд выводов относительно современного состояния работ, связанных с гиперспектральной визуализацией подкожных вен.

Так, в большинстве таких рассмотренных работ выделялся один узкий спектральный диапазон, на котором, по экспертной оценке, видимость картины подкожных вен была наилучшей, что полностью эквивалентно методу визуализации с узкополосным освещением. При этом, 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 в задачах дистанционного зондирования довольно часто обрабатывают на основе так называемого индексного подхода, который будет более подробно описан далее, когда вычисляется индексное изображение, содержащее информацию о 2-3 спектральных диапазонах. Однако такой подход при поиске наиболее эффективных спектральных диапазонов (длин волн) дает на выходе N^2 индексных изображений для двухволнового индекса, где N – число спектральных диапазонов (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. Но в некоторых публикациях такие попытки были сделаны, и в качестве такой величины был использован контраст вен (Wang F., 2013). Однако это было именно измерение контраста, которое констатировало уже полученные результаты, при этом вычисление самой функции контраста было связано с визуальными субъективными оценками, когда авторы в ручном режиме выбирали участок кожи с венной и участок кожи без вены, а затем уже рассчитывали контраст. Во-первых, такой подход не позволяет автоматически определять качество изображения, а во-вторых, значение функции контраста очень сильно зависит от точки, выбранной исследователем. Так по изображениям, представленным в работе (Wang F., 2013), можно получить значение функции контраста, которые отличаются в 5-6 раз.

С целью сравнения методов, предложенных в диссертации, с предыдущими работами и после всестороннего обзора предыдущих исследований было обнаружено, что существует только одна работа по гиперспектральной визуализации подкожных вен, в которой была применена гиперспектральная визуализация на основе двухволнового индексного изображения. В исследовании (Mzoughi M., 2022) использовался метод расчета индексного изображения подкожных вен по двум узким спектральным диапазонам в рамках диапазона от 625 до 720 нм.

Еще в одном исследовании использовалась мультиспектральная визуализация с индексными изображениями для визуализации вен, при использовании относительно широких спектральных диапазонов, полученных в мультиспектральной съемке. (Wang F., 2013) предложил метод визуализации подкожных вен на основе мультиспектральной визуализации в видимом и ближнем диапазоне за счет использования двухволновых индексных изображений.

На сегодняшний день не обнаружено опубликованных работ, в которых бы использовались индексные изображения с тремя и более спектральными диапазонами в индексной формуле, также никто из исследователей не пытался использовать возможность персонализированного подбора индексной формулы для реализации наиболее эффективной визуализации для конкретного человека.

Глава 2. Метод визуализации картины подкожных вен на основе метода вычисления среднего контраста двухволнового индексного изображения, рассчитанного по формуле нормализованного разностного индекса

Для проведения эксперимента 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 (рисунок 1). При этом спектральное разрешение составляло 2,4 нм. Гиперспектрометр имел рабочий спектральный диапазон 400-1000 нм. 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 100-110 см, под наклоном -30° от предплечья добровольца, угол наклона предплечья $+30^\circ$. Лампа располагалась на расстоянии примерно 120 см от предплечья по вертикали.

Общее количество спектральных каналов составляло 250. Максимальная частота кадров при указанном уровне освещения, с которой может работать камера, составляет 10 кадров в секунду. В результате формировались первичные спектральные распределения разрешением 1020×1022 в количестве 952 штуки.



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

Для проведения эксперимента по визуализации вен на предплечье была создана база изображений 21 добровольца. Были получены RGB-изображения, а также гиперспектральные изображения предплечья каждого добровольца в видимом и ближнем инфракрасном диапазоне. 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), представляющее 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). Образец освещается кольцевым источником под углом 45° к нормали образца и измеряется отраженный свет в нормальном направлении. Добровольцы принадлежат к разным расовым группам с разным цветом кожи, с преобладанием людей со II типом кожи (светлая) и I типом кожи (очень светлая). В число добровольцев вошли мужчины - сотрудники и студенты университета. Возрастная группа добровольцев составляла от 20 до 57 лет (Таблица 1):

Таблица 1 - Статистика шести типов кожи для 21 добровольца согласно цветовому пространству CIE LAB

№ 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

Камера, подключенная к компьютеру, после многократного захвата изображения передает полученные данные на экран компьютера (рисунок 1).

При записи изображений гиперспектрометром были получены 952 спектральных изображения в диапазоне длин волн RGB (400 - 1000 нм) в формате .JPG с разрешением 1020 x 1022 пикселей и спектральным разрешением 2.4 нм.

Строки из спектрального распределения перемещаются в соответствующие слои гиперспектрального изображения, 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.

На рисунке 2 представлены изображения отдельных спектральных на длинах волн: 688 нм, 704 нм, 740 нм, 780 нм, 799 нм и 878 нм.

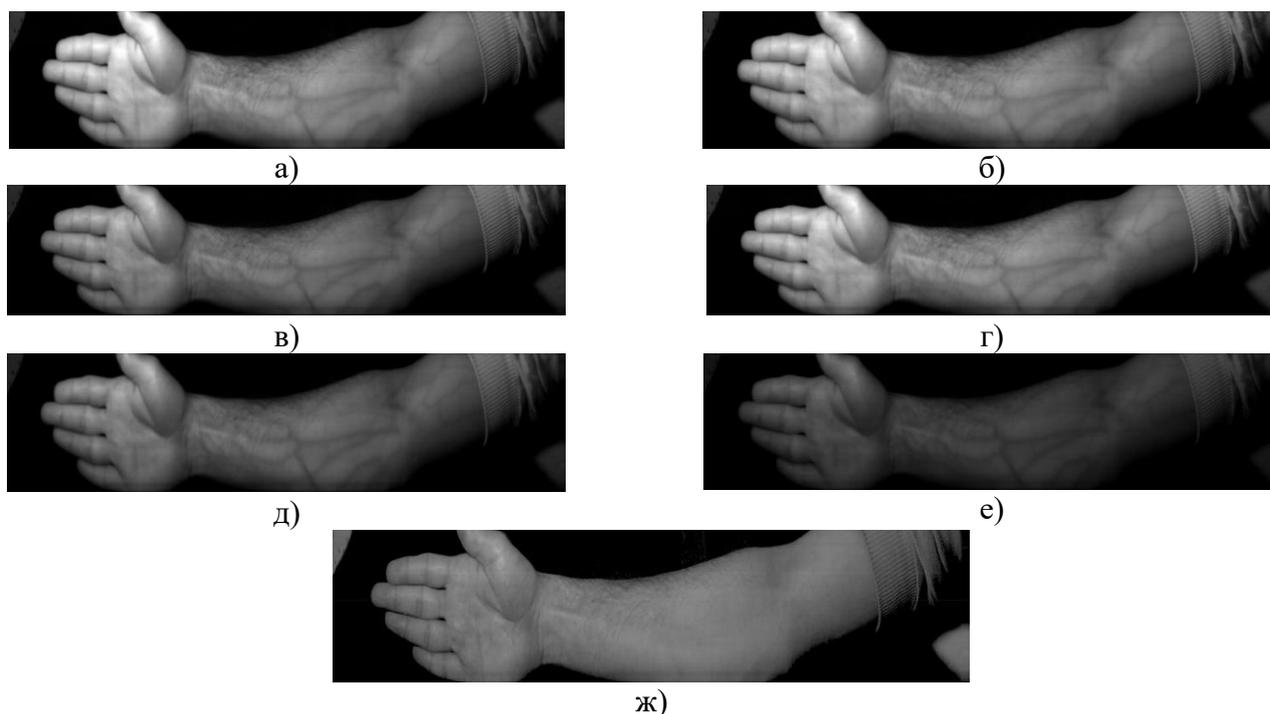


Рисунок 2 – Изображения спектральных каналов с разной длиной волны на III типе кожи: а) канал № 121 – 688 нм; б) канал № 128 – 704 нм; в) канал № 143 – 740 нм; г) канал № 158 – 780 нм; д) канал № 167 – 799 нм; е) канал № 200 – 878 нм; ж) изображение, идентичное снятому на обычную камеру (среднее по спектральным каналам диапазона от 400 до 700 нм)

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 работе (Wang F., 2013), 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:

$$K = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (1)$$

где I_{max} – максимальное значение интенсивности на изображении и I_{min} – минимальное значение интенсивности на изображении.

В диссертационной работе представлен метод расчета функции среднего контраста по всей площади изображения. 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 использования двух и трех спектральных

диапазонов для расчета индексных изображений, показали возможность получения среднего контраста между подкожными венами и окружающих тканями более чем 0,1 [1, 2, 3].

Средний контраст по всей площади изображения, рассчитывается по полной совокупности минимумов и максимумов в сечении (рисунок 3).

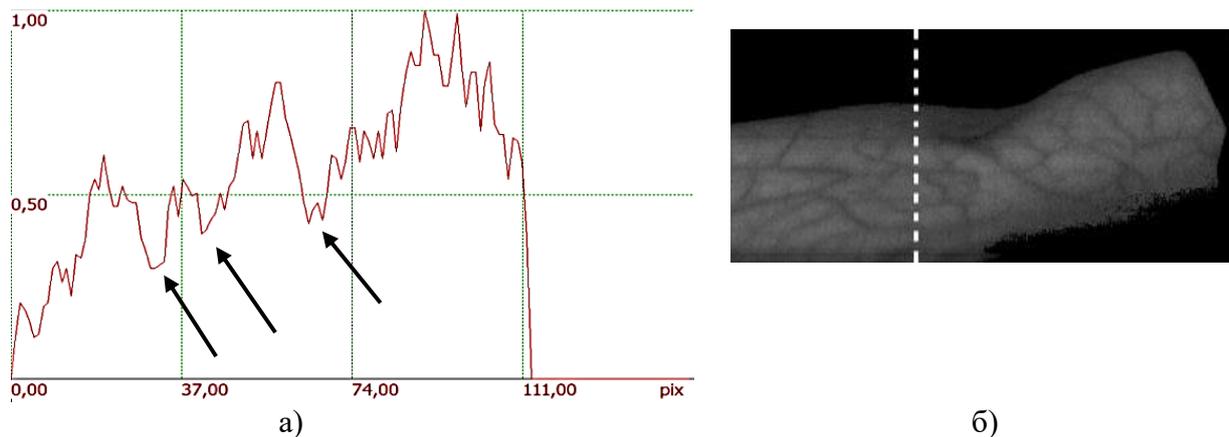


Рисунок 3 – Пример получившегося сечения картины подкожных вен (а) по пунктирной линии (б)

На рисунке 3 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 (1). Как видно из рисунка 3а 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:

$$\langle K_l \rangle = \frac{1}{NL} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^L \left| \frac{I_i - I_j}{I_i + I_j} \right| \quad (2)$$

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:

$$\langle K \rangle = \frac{1}{S} \sum_{l=1}^S K_l \quad (3)$$

где S – количество столбцов изображения.

Разработанный метод позволяет получить численную оценку качества сформированной картины подкожных вен. При этом абсолютное значение среднего контраста несколько ниже, чем оценки контраста, в работе (Wang F., 2013), связано это с наличием большого количества локальных минимумов и максимумов, которые очень близки по интенсивности и, следовательно, дают в формуле (2) очень малые значения. Однако наличие таких локальных минимумов и максимумов характеризуют наличие шумов в изображения, которые также влияют на визуальное восприятие, что позволяет утверждать о большей объективности такой оценки по сравнению с методом, представленным в работе (Wang F., 2013).

В таблице 2 приведены значения среднего контраста изображений на рисунке 2 рассчитанные по методу, описанному ранее.

Таблица 2 – Среднее значение контраста вен для спектральных слоев на разных длинах волн для изображений на рисунке 2

Номер канала	Длина волны (нм)	Средний контраст	Примечание
121	688	0,085	Рисунок 2а
128	704	0,079	Рисунок 2б
143	735	0,087	Рисунок 2в
158	780	0,068	Рисунок 2г
167	799	0,070	Рисунок 2д
200	878	0,058	Рисунок 2е

Из таблицы 2 видно, что уровень среднего контраста невысок. При этом, контраст, например для спектрального слоя 735 нм 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.

Готовых индексных формул для задачи визуализации подкожных вен не существует. В работе (Wang F., 2013) использовалась индексная формула на основе нормализованного разностного индекса. Для поиска длин волн по этой формуле, дающей высококонтрастную картину подкожных вен, был использован метод полного перебора всех спектральных каналов. Для этого вычислялось индексное изображение по формуле, нормализованного разностного индекса NDI.

$$I_{ind} = \frac{I_{\lambda_2} - I_{\lambda_1}}{I_{\lambda_2} + I_{\lambda_1}} \quad (4)$$

где I_{λ_1} – яркость спектрального слоя с длиной волны λ_1 и I_{λ_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, поэтому было принято решение рассматривать только абсолютное значение индекса.

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

На рисунке 4 приведены часть изображений для группы добровольцев из 21 человека, в которых яркость пропорциональна модулю среднего контраста индексного изображения, рассчитанного по формуле (3).

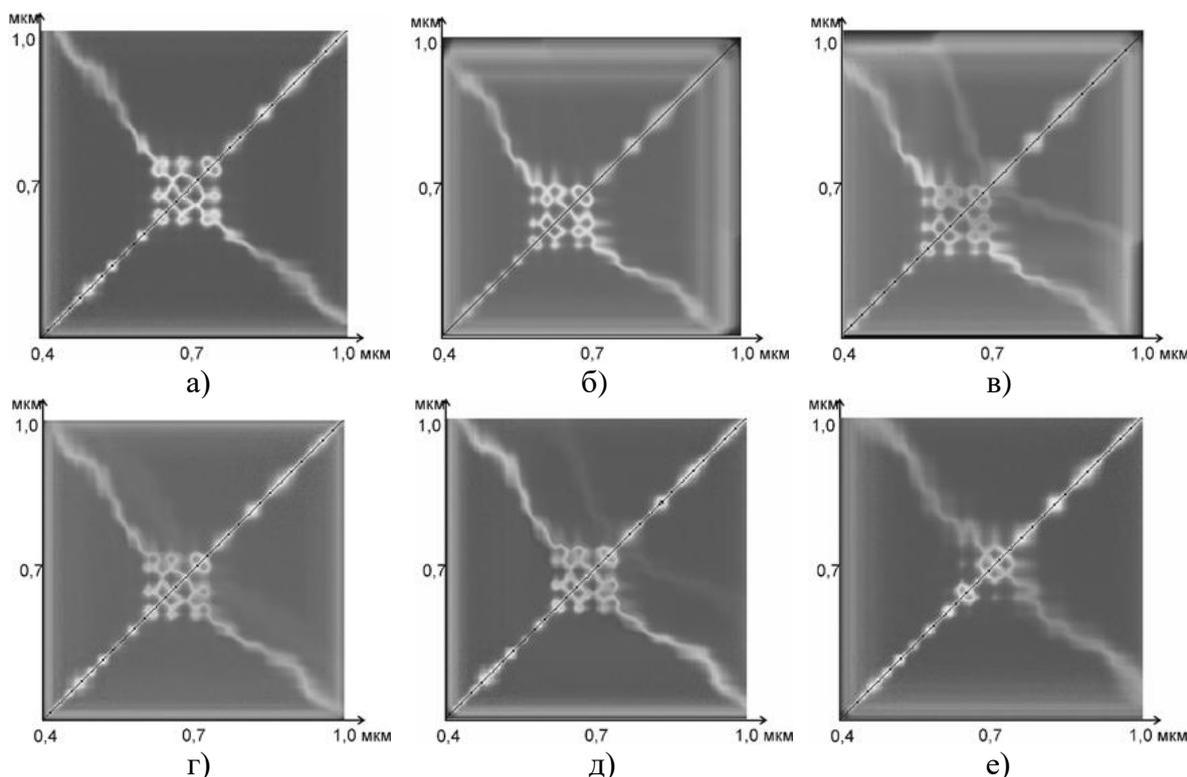


Рисунок 4 – Изображения для группы добровольцев из 21 человека, в которых яркость пропорциональна модулю среднего контраста индексного изображения, рассчитанного по формуле (4): а) I тип кожи; б) II тип кожи; в) III тип кожи; г) IV тип кожи; д) V тип кожи; е) VI тип кожи

Из рисунка 4 хорошо видно, что присутствуют максимумы контраста при сочетании определенных длин волн. Однако, по одному только контрасту определить индексные изображения с хорошо видимыми подкожными венами не получается, часть светлых областей на рисунке 4 появилась в результате наличия индексных изображений, содержащих только шум, в которых высокий контраст это контраст шума. Так, например, светлые линии вдоль диагонали на рисунке 4 это индексные изображения, рассчитанные по почти совпадающим спектральным слоям, поэтому эти изображения содержат только высококонтрастный шум, такие же шумовые изображения наблюдаются по границам

изображений на рисунке 4 там, где используются спектральные диапазоны, в которых камера имеет невысокую чувствительность.

Для того, чтобы отличить зашумленные изображения от изображений с картиной подкожной вен с высоким контрастом был введен еще один критерий объективной оценки изображений. Для этого использовалось изображение, содержащее картину подкожных вен, которое формировалось в результате экспертного выбора одного из индексных изображений, соответствующих светлым участкам на рисунке 4, которые содержали рисунок подкожных вен. Затем с этим изображением сравнивались все индексные изображения.

Сравнение индексных изображений с эталонными осуществлялось на основании вычисления функции среднеквадратичного отклонения, по всем областям эталонного изображения с яркостью ниже пороговой. Пороговая яркость являлась варьируемым параметром метода.

Функция среднеквадратичного отклонения (СКО) Δ вычислялась по формуле (5):

$$\Delta = \sqrt{\frac{1}{M \cdot N} \sum_i^M \sum_j^N (I_{ij}^{ind} - I_{ij}^{et})^2}, I_{ij}^{et} < I_0 \quad (5)$$

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 (4) формировались индексные изображения, затем по формуле (5) 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 $250 \times 249 = 62250$ и на рассмотрении остается всего 625 изображений с наименьшим Δ .

На рисунке 5 показано несколько таких индексных изображений.

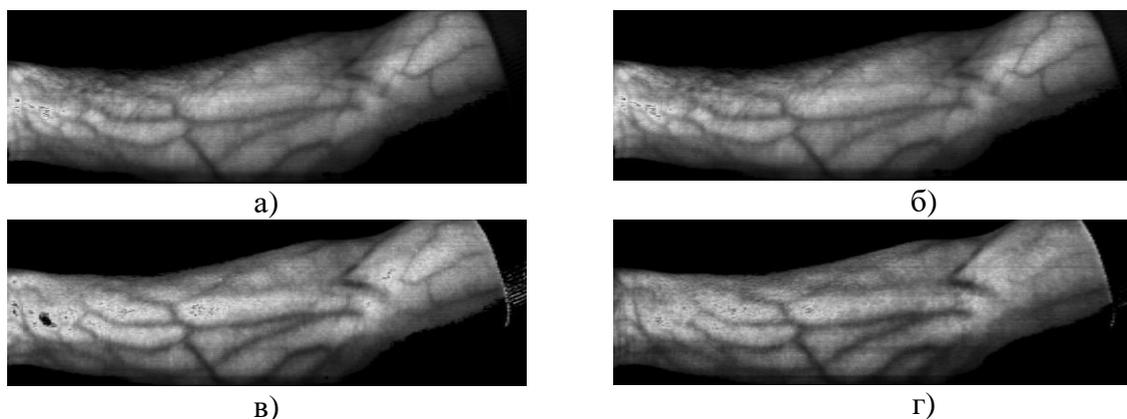


Рисунок 5 – Индексные изображения, рассчитанные на основе двух узких спектральных диапазонов для визуализации подкожных вен (кожа III типа): а) $\lambda_1=537$ нм, $\lambda_2=589$ нм; б) $\lambda_1=537$ нм, $\lambda_2=573$ нм; в) $\lambda_1=548$ нм, $\lambda_2=730$ нм; г) $\lambda_1=541$ нм, $\lambda_2=595$ нм

Из полученного набора изображений можно выбрать изображения либо по значению максимального контраста, либо на основании экспертной оценки. В таблице 3 приведены значения контраста для двухволновых индексных изображений, представленных на рисунке 5.

Таблица 3 – Значения среднего контраста для разных индексных формул для III типа кожи

Номера каналов	Длины волн (нм)	Средний контраст	Примечание
57, 79	$\lambda_1=537, \lambda_2=589$	0,14	Рисунок 5а
57, 72	$\lambda_1=537, \lambda_2=573$	0,17	Рисунок 5б
62, 137	$\lambda_1=548, \lambda_2=730$	0,15	Рисунок 5в
67, 140	$\lambda_1=562, \lambda_2=735$	0,13	Рисунок 5г

Как видно из приведенных в таблице 3 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 $\lambda_1=537$ нм, $\lambda_2=573$ нм и это же изображение максимально точно воспроизводит картину вен по экспертной оценке.

Поиск участков с максимальным контрастом для 21 добровольца показал, что для всех добровольцев с I и II типами кожи средний контраст индексного изображения выше 0,14 в области длин волны от 528 нм до 548 нм и от 573 нм до 595 нм. Индексное изображение, рассчитанное по любому сочетанию длин волн из этих диапазонов по формуле (5) для этой кожи имеет высокий контраст достаточный для практического применения, при этом для каждого человека в этом диапазоне можно выбрать такие длины волн, которые позволят получить максимальный контраст именно для него, что хорошо видно из рисунка 6. Результаты расчета всех возможных индексных изображений, представленные в виде изображения, где яркость пропорциональна контрасту индексного изображений могут быть использованы для подбора индексной формулы, не только для определенного типа кожи, но также и для каждого человека персонально. Впрочем, для кожи VI типа предельное значение полученного контраста индексного изображения даже в этом случае не превышает 0,12, что показывает недостаточность использования спектральной информации из двух узких диапазонов для визуализации подкожных вен для кожи VI типа.

Для реализации метода пригодного для визуализации подкожных вен для кожи VI типа, необходимо использовать индексные формулы, использующие информацию из большего количества спектральных диапазонов.

В отличие от расчета индексных изображений на основе информации из двух спектральных диапазонов, для индексных изображений рассчитываемых на основе трех спектральных диапазонов невозможно сделать наглядную визуализацию распределения контраста подобную рисунку 4. Кроме того, сложно выбрать какую-то определенную структуру формулы, поскольку пока не удалось найти работы других исследователей, в которых использовались бы такие формулы для визуализации подкожных вен. 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. 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 для визуализации подкожных вен [2]. Используя комбинацию значений яркости в выбранных спектральных диапазонах, генерируется индексное изображение, соответствующее значению индекса в каждом пикселе. Для расчета индекса могут использоваться как простые разности, отношения, так и нормированные разностные отношения. Выбор диапазонов может определяться на основе физических свойств или опытным путем. Следует отметить, что физическая логика использования конкретных длин волн в индексных формулах выходит за рамки данной работы. На основе анализа структур индексных формул для растительного покрова, формула индекса, использующего три спектральных диапазона, для визуализации подкожных вен была получена эмпирическим путем.

Чтобы упростить поиск индексных формул для визуализации вен и не анализировать все формулы для растительного покрова, были применены две обобщенные формулы, содержащие дискретные коэффициенты, расположенные перед величинами спектральной яркости. Две формулы, используемые для исследования, выглядят следующим образом (6) и (7).

$$R = \frac{k_1 I_1 + k_2 I_2 + k_3 I_3}{k_4 I_1 + k_5 I_2 + k_6 I_3} \quad (6)$$

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.

$$S = \frac{(k_1 I_1 + k_2 I_2) \cdot (k_1 I_1 + k_3 I_3)}{k_4 I_4 + k_5 I_5 + k_6 I_6} \quad (7)$$

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

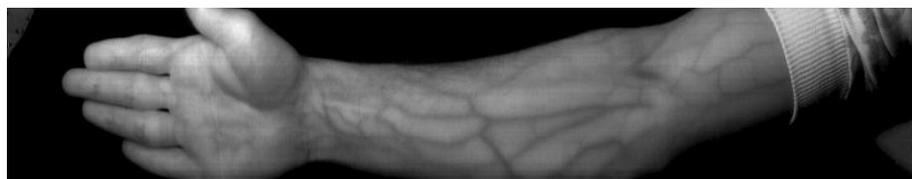
Формула (6) в значительной степени покрывает почти все формулы для растительного покрова путем выбора коэффициентов k_i , формула (7) предложена на основании предположения, что такие разностные формулы будут более универсальными при наличии вверху формулы перемножения двух разностей трех длин волн. Поскольку 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.

В нашем экспериментальном исследовании мы создали два набора параметров для сравнения путем анализа средней дисперсии и сравнения результатов, полученных по формуле (2.9) и формуле (2.10). Были найдены следующие диапазоны длин волн и коэффициенты k_i :

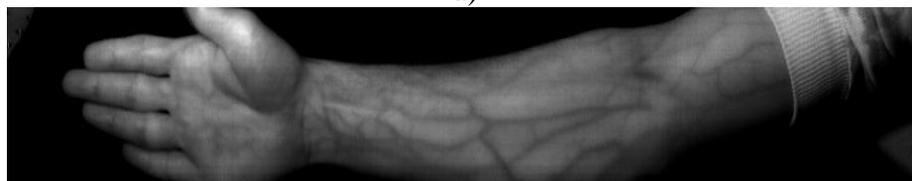
для формулы (6): $\lambda_1=470-485$ нм, $\lambda_2=830-845$ нм, $\lambda_3=850-870$ нм, $k_1=1$, $k_2=-2$, $k_3=1$, $k_4=1$, $k_5=1$, $k_6=1$;

для формулы (7): λ_1 в диапазоне 705-715 нм, λ_2 в диапазоне 735-745 нм, λ_3 в диапазоне 875-895 нм, $k_1=1$, $k_2=-1$, $k_3=-1$, $k_4=1$, $k_5=1$, $k_6=1$.

В рамках работы анализ среднего контраста изображения может дать представление об общем качестве или видимости вен. Более высокий средний контраст предполагает, что подкожные вены более различимы и выделяются на фоне окружающих тканей. Среднее значение контраста составило 0,14 для лучших индексных изображений, полученных на основе формулы (6), и 0,15 для лучших индексных изображений, полученных на основе формулы (7). На рисунке 6а и 6б приведен пример, полученных индексных изображений по формулам (6) и (7), соответственно.



а)



б)

Рисунок 6 – а) индексное изображение, полученное по формуле (6); б) индексное изображение, полученное по формуле (7)

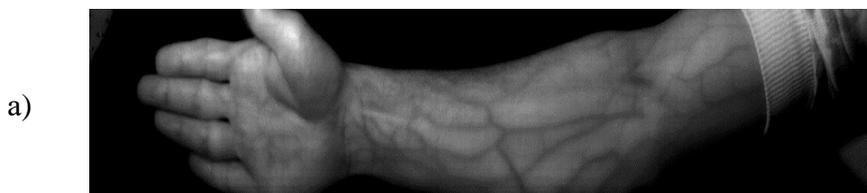
Средний контраст при использовании формулы (7) получился выше на 0,01, это основание для ее выбора для дальнейшего использования. Ниже приведена формула (7), в которую были подставлены конкретные значения коэффициентов k_i и длины волн λ_i :

$$R = \frac{(I_{714} - I_{738}) \cdot (I_{714} - I_{882})}{I_{714} + I_{738} + I_{882}} \quad (8)$$

где R – результирующее трехволновое изображение индексов

Приведенная выше формула расчета результирующих индексных изображений с использованием трех длин волн позволяет визуализировать подкожные вены со средним контрастом выше 0,12 и для VI типа кожи. Это демонстрирует потенциал использования индексных формул, использующих более двух спектральных диапазонов, в визуализации подкожных вен у разных людей, в том числе, с VI типом кожи.

На рисунке 7 представлены индексные изображения для некоторых добровольцев эксперимента.



а)

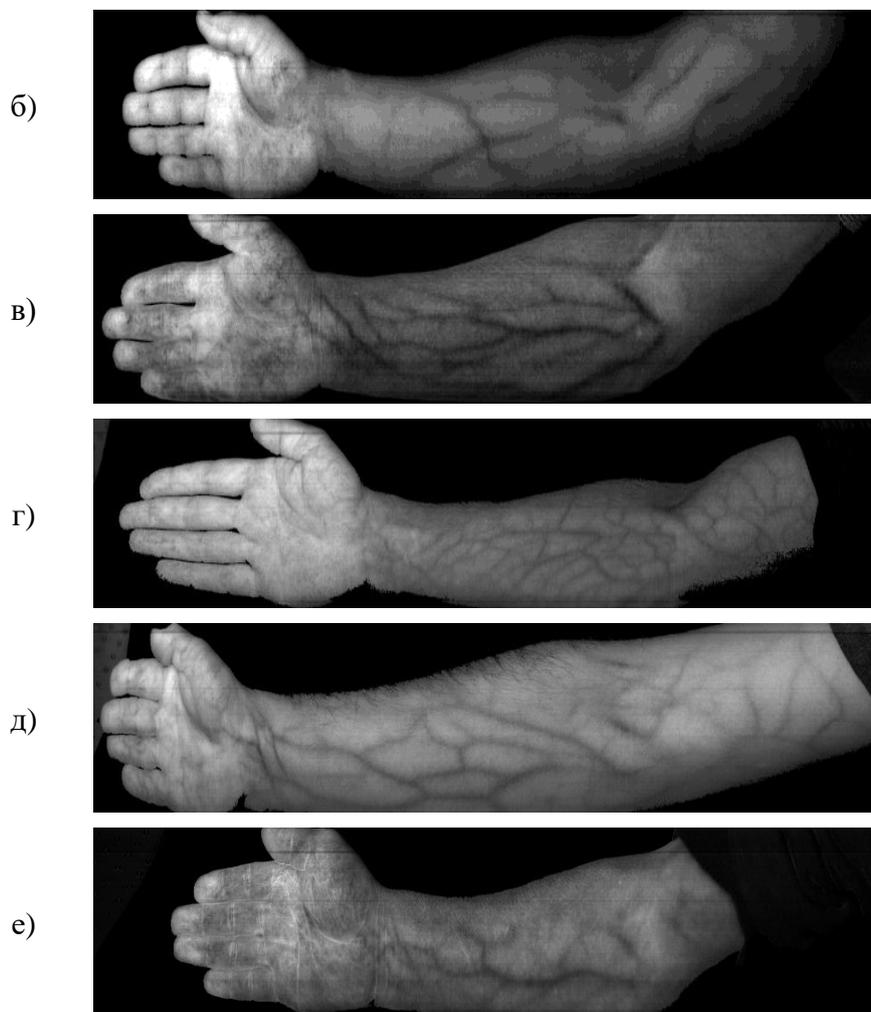


Рисунок 7 – Индексные изображения на основе трех длин волн ($\lambda_1 = 714$ нм, $\lambda_2 = 738$ нм, $\lambda_3 = 882$ нм) добровольцев эксперимента с разными типами кожи, полученные по формуле (7): а) I тип кожи; б) II тип кожи; в) III тип кожи; г) IV тип кожи; д) V тип кожи; е) VI тип кожи

В таблице 4 приведены данные о среднем контрасте полученных индексных изображений.

Таблица 4 – Значения средней контрастности вен

Средний контраст индексного изображения	Примечание
0.151	Рисунок 7а
0.134	Рисунок 7б
0.129	Рисунок 7в
0.136	Рисунок 7г
0.148	Рисунок 7д
0.124	Рисунок 7е

При сравнении средних значений контраста между изображениями в узком спектральном диапазоне и индексными изображениями на основе трех спектральных диапазонов, заметно повышение среднего контраста. А в сравнении с двухволновыми индексными изображениями наблюдается визуальное снижение высокочастотного шума в изображениях. Увеличение среднего контраста наблюдается и для кожи VI типа.

Глава 3. Метод визуализации подкожных вен на основе использования спектральных линз

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), которая была описана в работе Досколовича Л.Л. (2022г.). В этой работе предложен и изготовлен элемент, который совмещает два рельефа: дифракционной решетки и гармонической линзы. 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.

Для формирования индексного изображения используется формула индекса NDI. Однако, наиболее оптимальные длины волн, определенные ранее, к сожалению, при расчете дали слишком сложный для технологической реализации микрорельеф, поэтому в качестве базовых длин волн для расчета были использованы длины волн 735 нм и 835 нм, которые на рисунке 4 также входят в светлые области и дают средний контраст картины подкожных вен выше 0,12. Рассчитанная спектральная линза, формирует в +1 и -1 порядках изображения для длин волн 735 нм, 835нм, соответственно.

Спектральные дифракционные линзы для визуализации подкожных вен были изготовлены методом прямой лазерной записи на установке CLWS-2014.

Высота сформированного микрорельефа составила около 4 мкм. Диаметр линзы был ограничен 12 мм, а для экспериментального исследования было выбрано фокусное расстояние $f = 70$ мм. На рисунке 8а приведена фазовая функция микрорельефа СДЛ, на рисунке 8б изображение участка микрорельефа СДЛ, полученное в оптическом микроскопе, и на рисунке 8в представлена профилограмма СДЛ по центральному сечению.

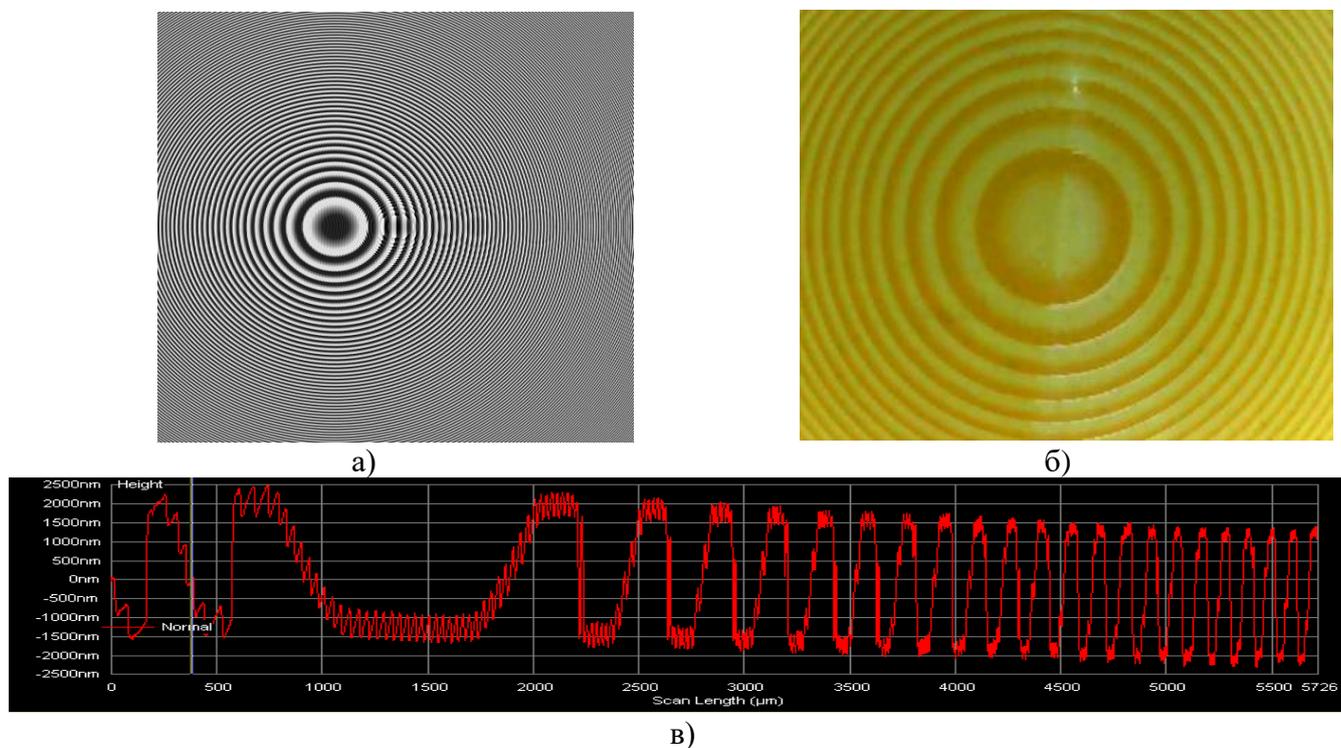


Рисунок 8 – а) Фазовая функция СДЛ (735 нм, 835 нм) под оптическим микроскопом; б) внешний вид участка СДЛ (735 нм, 835 нм) с тонкой структурой под оптическим микроскопом; в) профилограмма СДЛ (735 нм, 835 нм), полученная вдоль линии симметрии

Спектральная ширина формируемых спектральных изображений по спаду до уровня e^2 составляет около 20 нм, что соответствует ширине примерно 9 спектральных каналов, ранее используемого гиперспектрометра, что примерно соответствует ширине найденных ранее диапазонов для формирования индексных изображений.

Для формирования индексных изображений была использована та же поворотная платформа, которая использовалась для сканирования гиперспектрометром. Для освещения использовалась галогеновая лампа, в оптической схеме использовалась камера Basler acA 1920-40um (Basler, Аренсбург, Германия) со спектральным диапазоном 400-1000 нм. Экспериментальная установка в целом показана на рисунке 9а. В отличие от полноценного гиперспектрометра эта система формирует всего два спектральных слоя для последующего формирования индексного изображения.

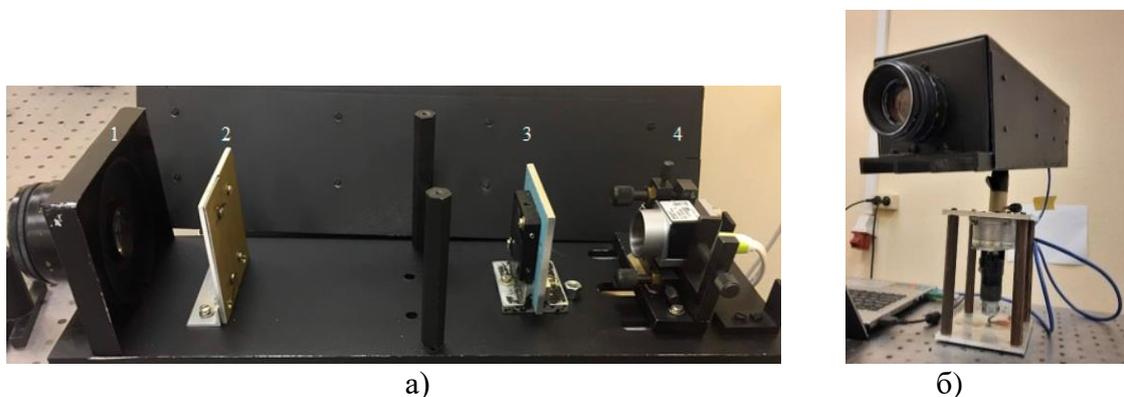


Рисунок 9 – Экспериментальная оптическая установка: а) без защитного корпуса: 1 - объектив, 2 - щелевая диафрагма, 3 - спектральная дифракционная линза СДЛ, 4 - камера Basler acA 1920-40 мкм (Баслер, Аренсбург, Германия); б) в защитном корпусе и установленная на поворотную платформу [1, 4]

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

Для исследования использовалось предплечье здорового 35-летнего добровольца с III типом кожи. Оптическая установка была закреплена во время сканирования на расстоянии 1м от исследуемого образца на специальной поворотной платформе (рисунок 10). 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 ускорить 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/м². Эта освещенность примерно соответствует естественной освещенности в безоблачный день. Ширина спектральной линии позволяет оценить энергетическую освещенность на рабочих длинах волн, так в диапазоне от 725 нм до 745 нм приходится 1,04% от полной мощности лампы, на диапазон от 825 нм до 845 нм приходится 1,23% от полной мощности лампы. Таким образом, энергетическая освещенность в этих диапазонах составляет 8Вт/м² и 10Вт/м² соответственно, что достаточно для регистрации изображений камерой Basler acA 1920-40um.

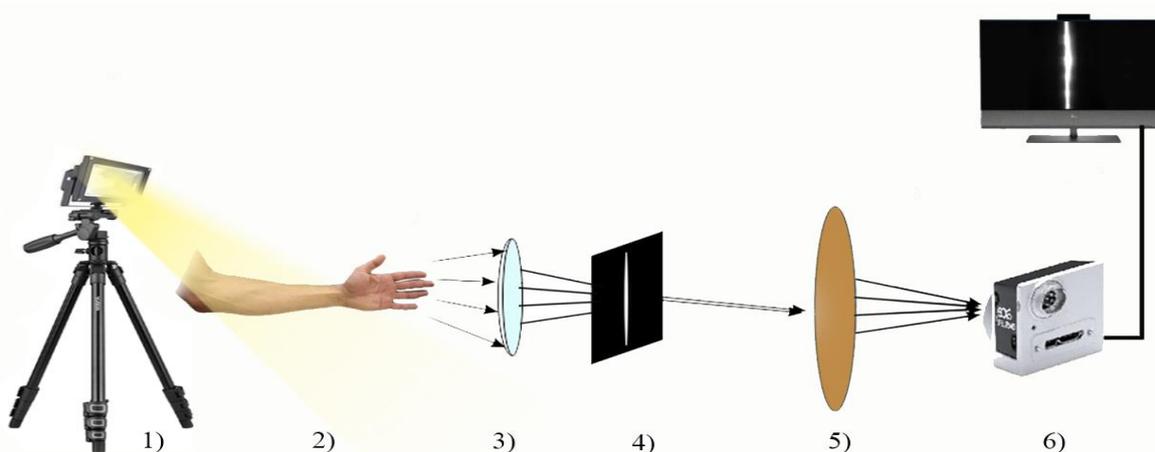
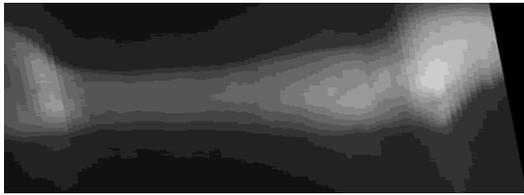


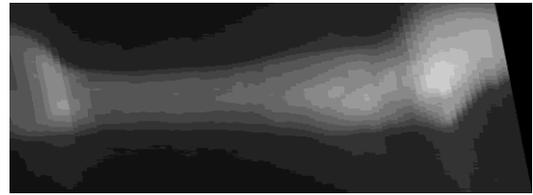
Рисунок 10 – Оптическая схема эксперимента: 1 – источник освещения; 2 – объект; 3– линза; 4 – щелевая диафрагма; 5 – СДЛ; 6 – камера Basler acA 1920-40um

При записи изображений в отличие от гиперспектрометра были получены довольно широкие участки изображений для двух длин волн (рисунок 11).

После этого собиралось два изображения для длин волн 735 нм и 835 нм соответственно, показанных на рисунке 11 (а, б), соответственно. После этого вычислялось индексное изображение по формуле (4).



а)

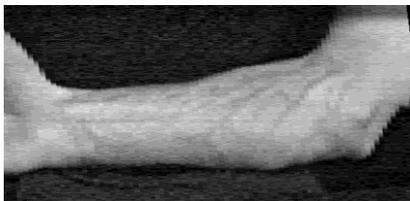


б)

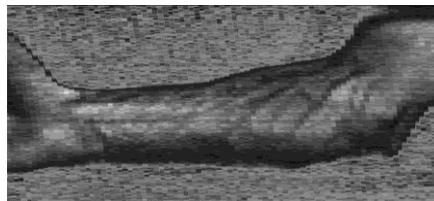
Рисунок 11 – а) изображение на длине волны 735 нм; б) изображение на длине волны 835 нм

На рисунке 12а представлено получившееся индексное изображение, на рисунке 12б 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.

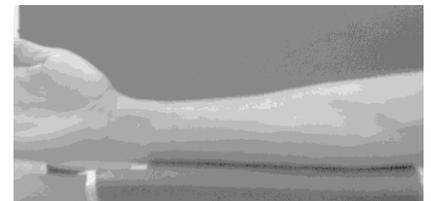
Как видно из рисунка 12б индексное изображение позволяет получить намного более контрастное изображение вен на коже, чем изображение, снятое через штатный объектив. Также это изображение контрастнее любого из исходных узкополосных изображений, что подтверждает работоспособность использования исследуемой спектральной линзы для визуализации вен. На рисунке 12в для сравнения приведено изображение предплечья, снятое в белом свете обычной камерой.



а)



б)



в)

Рисунок 12 – а) индексное изображение; б) обработанное индексное изображение; в) изображение предплечья, снятое на ту же самую камеру при той же подсветке штатным объективом

Для точного определения среднего по изображению контраста была использована все та же специальная программа, которая по анализу всех возможных сечений изображения определяет среднее значение контраста.

Значения в таблице 5 представляют собой средний контраст подкожных вен для спектральных слоев на длине волны 735 нм и 835 нм, а также двухволнового индексного изображения на рисунке 12.

Таблица 5 — Средние значения контрастности подкожных вен для каждого изученного изображения.

Средняя контрастность подкожных вен	Примечание
0,058	Рисунок 11а
0,061	Рисунок 11б
0,114	Рисунок 12а
0,163	Рисунок 12б

Из результатов эксперимента видно, что СДЛ формирует индексное изображение с сопоставимым средним контрастом индексному изображению, которое было получено на гиперспектрометре. При этом видно, что пространственное разрешение СДЛ меньше, и из-за этого визуально картина подкожных вен выглядит хуже. Очевидно, что в будущем при реализации такого сенсора, необходимо использовать более высокоразрешающую СДЛ.

Основные результаты работы

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 528 нм до 548 нм и от 573 нм до 595 нм, в которых путем выбора узких спектральных интервалов шириной 2,4 нм 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.

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 735 нм до 745 нм и от 875 нм до 895 нм, к сумме яркостей этих же спектральных каналов. Это позволяет за счет выбора узкого спектрального интервала шириной 2,4 нм 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 835 нм 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 работ, опубликованных автором по теме диссертации

Публикации в изданиях, рекомендуемых ВАК и/или индексируемых Scopus/Web of Science:

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. **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.
3. **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. С. 30305.

Публикации в иных изданиях:

1. **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.
2. **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.
3. **Хамза, М. М.** Разработка программно-аппаратного комплекса для управления гиперспектральной съемкой / М.М Хамза, А.Р. Макаров, В.В. Подлипов, Р. В. Скиданов // *Информационные технологии и нанотехнологии ИТНТ-2021, VII Международной конференции и молодежной школы*. –2021. – С. 14222-14222.
4. **Хамза, М. М.** Спектральные линзы для выделения кровеносных сосудов на коже / М. М. Хамза, В. А. Бланк, В. В. Подлипов // *Информационные технологии и нанотехнологии ИТНТ-2022 VIII Международной конференции и молодежной школы, Самара*. – 2022. – Т 1. – С. 11092.