

УДК 004.932.72:615.47:535.8

DOI: [10.26102/2310-6018/2026.57.6.010](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2026.57.6.010)

## Алгоритм извлечения венозного паттерна предплечья на основе вычитания изображений в двух диапазонах

Н.В. Ремизов✉, А.А. Маслюткина, Д.Н. Артемьев

*Самарский национальный исследовательский университет имени академика С.П. Королева, Самара, Российская Федерация*

**Резюме.** Современные методы медицинской лабораторной диагностики зачастую требуют проведения венепункции, что может вызывать затруднения, когда вены не видны невооруженным глазом. Это потенциально приводит к ошибкам в заборе крови, множественным попыткам пункции и дискомфорту для пациента. В настоящее время активно развиваются оптические методы в медицине. Визуализация вен в ближнем инфракрасном (ИК) диапазоне является одним из перспективных направлений, основанным на различии в поглощении и рассеивании ИК-излучения гемоглобином крови и окружающими биотканями. Несмотря на перспективность существующих методов визуализации вен, ряд недостатков ограничивает их клиническое применение: малая глубина визуализации, недостаточная контрастность, отсутствие стандартизированных параметров устройств. Кроме того, в существующих исследованиях не уделяется достаточного внимания вопросу сегментации сосудов, что ограничивает применение алгоритмов цифровой обработки. В данной работе предложен метод визуализации вен на основе двухдиапазонной регистрации изображения (532 нм + 850 нм) в сочетании с алгоритмами компьютерного зрения. Использование двух спектральных диапазонов позволяет выполнять автоматическую сегментацию сосудов на изображении для поддержки принятия решения о выборе вены для пункции врачом за счет комбинирования информации из двух каналов. В ходе работы были рассмотрены существующие подходы к обработке изображений при визуализации вен. Разработан алгоритм обработки изображений, включающий предобработку, согласование каналов, усиление сосудистых структур и построение маски-паттерна сегментации. Предложен подход к оценке результатов на основе метрик Recall и Dice Similarity Index. Экспериментальное моделирование показало, что предложенный алгоритм обеспечивает высокий показатель Recall (до 0,95) при низком показателе DSI (до 0,35). Разработанный метод может быть использован как для поддержки принятия решений в реальной медицинской практике в качестве инструмента, так и для обучения медицинского персонала.

**Ключевые слова:** визуализация вен, ближний ИК-диапазон, OpenCV, сегментация сосудов, два диапазона, ORB, обработка медицинских изображений.

**Для цитирования:** Ремизов Н.В., Маслюткина А.А., Артемьев Д.Н. Алгоритм извлечения венозного паттерна предплечья на основе вычитания изображений в двух диапазонах. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2026;14(6). URL: <https://moitvivr.ru/ru/journal/article?id=2335> DOI: 10.26102/2310-6018/2026.57.6.010

## Forearm vein pattern extraction algorithm based on double range image subtraction

N.V. Remizov✉, A.A. Maslyutkina, D.N. Artemyev

*Samara National Research University named after Academician S.P. Korolev, Samara, the Russian Federation*

**Abstract.** Modern laboratory diagnostics often require venipuncture. This can be difficult when veins are not visible. This may lead to errors in blood collection, multiple puncture attempts, and patient discomfort. Optical methods in medicine are developing rapidly. Vein visualization in the near-infrared

(NIR) range is a promising direction. It is based on differences in absorption and scattering of IR radiation by blood hemoglobin and surrounding tissues. However, existing vein visualization methods have limitations. These include shallow visualization depth, low contrast, and a lack of standardized device parameters. Furthermore, current research does not focus enough on vessel segmentation. This limits the use of digital image processing algorithms. This work proposes a vein visualization method using dual-band image registration (532 nm + 850 nm) and computer vision algorithms. Using two spectral ranges allows automatic vessel segmentation on the image. This supports the doctor's decision on vein selection for puncture by combining information from both channels. Existing image processing approaches for vein visualization were reviewed. An image processing algorithm was developed. It includes preprocessing, channel alignment, vessel enhancement, and segmentation mask creation. An evaluation approach using Recall and Dice Similarity Index (DSI) metrics is proposed. Experimental modeling showed that the proposed algorithm achieves high Recall (up to 0.95) with a low DSI value (up to 0.35). The solution can be used as a decision support tool in real medical practice. It can also be used for training medical personnel.

**Keywords:** vein visualization, near infrared range, OpenCV, vessel segmentation, double range, ORB, medical image processing.

**For citation:** Remizov N.V., Maslyutkina A.A., Artemyev D.N. Forearm vein pattern extraction algorithm based on double range image subtraction. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2026;14(6). (In Russ.). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/article?id=2335> DOI: 10.26102/2310-6018/2026.57.6.010

## Введение

Современные методы медицинской лабораторной диагностики зачастую требуют проведения венепункции, что может вызывать затруднения, когда вены не видны невооруженным глазом. Это потенциально приводит к ошибкам в заборе крови и интерпретации результатов анализов [1, 2]. Обеспечение надежного сосудистого доступа у тяжелых пациентов остается одной из наиболее трудоемких процедур в клинической практике. Сложности обнаружения подходящих сосудов для венепункции, обусловленные отеками, низким периферическим кровотоком, особенностями пигментации кожи, приводят к многократным попыткам пункции, увеличению времени процедуры, ошибкам при проведении лабораторных исследований, росту риска осложнений. В этой связи разработка объективных, воспроизводимых методов визуализации вен имеет важное клиническое значение.

В настоящее время активно развиваются оптические методы в медицине. Визуализация вен в ближнем инфракрасном (ИК) диапазоне является одним из перспективных направлений. Метод основан на различии в поглощении и рассеивании ИК-излучения гемоглобином крови и окружающими биотканями. Благодаря этому становится возможным достоверно выделять расположение сосудов на фоне окружающих биотканей. Общий принцип метода представлен на Рисунке 1.

Свет, излучаемый ИК-источником (700–950 нм), поступает на пациента через рассеиватель, и проникает под кожный покров человека, где гемоглобин крови поглощает излучение значительно сильнее, чем окружающие биоткани. Последние, напротив, отражают большую часть излучения, что создает контраст между сосудами и окружающими тканями.

Таким образом, за счет разницы в поглощении света, создается контраст. Отраженный свет фиксируется при помощи детектора, в ИК-диапазоне, через оптический фильтр, абсорбирующий излучение видимого диапазона, и пропускающий ИК-излучение, формируя изображение, содержащее поверхность кожи и карту залегания сосудов. Полученное изображение обрабатывается в цифровом формате, а затем выводится на LCD-дисплей прибора.

В общем случае, в медицинской практике приборы для визуализации вен используются для облегчения венепункции и планирования лечения. При визуализации выбираются вены предплечья и кисти рук (установка катетера, венепункция), а также голени и стопы (процедуры на венах ног) [2, 3].

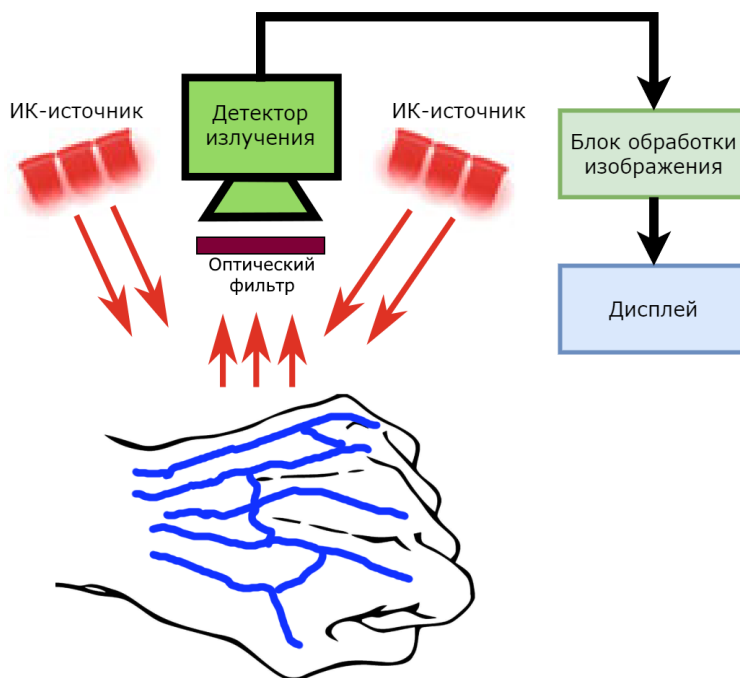


Рисунок 1 – Общий принцип оптической визуализации вен  
Figure 1 – General principle of optical visualization of veins

На текущий момент представлен ряд приборов для визуализации вен как на рынке, так и в научных исследованиях. Однако, учитывая узкую направленность темы, количество ключевых работ по теме визуализации вен является ограниченным, в связи с чем приводятся ключевые источники, независимо от года публикации. Так, в исследовании [4] (2022) А.В. Abd Rahman и соавторы использовали ИК-диапазон 720–940 нм при регистрации изображения предплечья. Для полученного изображения выполняли цифровую обработку: удаление фона, выравнивание контрастности и сглаживание. G. Vt [5] (2021) использовал светодиоды с пиковыми длинами волн 850, 920 и 940 нм для освещения предплечий при формировании изображения. Затем применялась цифровая обработка: медианная фильтрация, адаптивная гистограммная эквализация и бинаризация для сегментации вен от предплечий. N. Sharma и M. Hafeeda (2020) [6] использовали галогеновую лампу и гиперспектральную камеру для получения изображения, что позволило обучить модель для реконструкции гиперспектрального изображения предплечья из обычного RGB изображения, с видимым и ближним ИК диапазоном для последующего предсказания венозного паттерна. H. Ozkan и соавторы [7] (2023) использовали мультиспектральную регистрацию в диапазонах 850, 890 и 940 нм при регистрации изображения, с последующей параллельной обработкой изображения с использованием CLANE и билатерального фильтра. Namza и соавторы [8] (2023) регистрировали гиперспектр предплечий под освещением галогеновой лампы для визуализации кровеносных сосудов. May и Ernawan [9] (2020) при регистрации изображения использовали диапазон 850 нм и простые процедуры цифровой обработки изображения для выравнивания гистограммы и получения маски методом пороговой бинаризации. Song и соавторы [10] (2015) регистрировали RGB-изображение при

помощи смартфона Galaxy Note 2 и опорный источник D65 (350–1800 нм) совместно с алгоритмом Винеровской оценки для получения аппроксимации мультиспектральной информации из RGB-изображений, и обеспечения таким образом визуализации вен. Удалось получить разбиение диапазона 380–780 нм с шагом 5 нм. Для визуализации выбран диапазон 620 нм. М. Francis и соавторы [11] (2016) показали пример применения медианного фильтра, фильтра Габора, выравнивания контрастности и применения бинаризации с порогом по Оцу для построения паттерна сегментации вен. Marau и соавторы [12] (2023) сравнили различные подходы к сегментации вен: фильтр Собеля, Лапласа, Робертса, Прюита, алгоритм Канны.

Как видно из обзора, есть ряд достижений в области визуализации вен. Однако существует ряд недостатков современных методов визуализации: ухудшение видимости вен при наличии дефектов кожи (растяжек, шрамов, пигментных пятен), ухудшение видимости вен у темнокожих пациентов, у пациентов с избыточной массой тела, малая глубина визуализации, не более 3–5 мм.

Кроме того, следует отметить отсутствие стандартизированных параметров устройств: в различных исследованиях используются различные оптические конфигурации для ИК регистрации, различные методы постобработки изображений.

Следует также отметить сложности, возникающие при сегментации вен на фоне предплечья: разделение пикселей зачастую выполняется при помощи алгоритмов бинаризации. Например, в исследованиях [5, 11]. В ряде исследований вопрос сегментации не поднимается. Так, в исследованиях [6, 8] рассматриваются лишь вопросы применения гиперспектра при визуализации сосудов. В исследованиях [3, 10] рассмотрены вопросы цифровой фильтрации изображения, но не сегментации сосудов. Методы бинаризации имеют ограничения с точки зрения адаптивности. Например, применение глобальной бинаризации требует настройки порогового значения для каждого конкретного изображения, т. к. условия освещения, угол обзора и фон могут влиять на общую гистограмму изображения, распределение пикселей. В свою очередь, метод Оцу работает оптимально, когда гистограмма имеет бимодальное распределение. *В условиях нестабильного освещения и неоднородного фона применение таких методов может привести к получению как ложноположительных результатов при сегментации сосудов, так и к пропуску тонких сосудов. Таким образом, применение методов бинаризации может усложнить применение устройства в реальных медицинских условиях.*

*Возможным подходом для решения задачи сегментации сосудов на фоне предплечья является использование сверточных нейронных сетей. Однако такой подход имеет ряд ограничений:*

– *Обучение и применение нейронных сетей в реальном времени требует существенных вычислительных затрат, что затрудняет применение в портативных приборах.*

– *Эффективность нейронных сетей напрямую зависит от размера и качества обучающей выборки. В медицине получение эталонной разметки венозного паттерна затруднено из-за высокой варибельности анатомии и субъективности экспертной оценки. Недостаток данных ведет к снижению обобщающей способности модели на новых пациентах.*

– *Алгоритмы на базе нейронных сетей функционируют как «черный ящик», интерпретация предсказаний затруднительна<sup>1</sup>. Однако врачу необходимо понимать логику выделения сосуда для принятия решения о пункции. Отсутствие объяснимости*

<sup>1</sup> Данный фрагмент текста подготовлен с помощью Qwen3.5-Plus. URL: <https://chat.qwen.ai/> (дата обращения: 18.03.2026).

затрудняет клиническую валидацию и ставит сложные вопросы ответственности в случае ошибки алгоритма.

В то же время, из теории и ранних исследований известно, что для визуализации предпочтительно использование диапазонов 850–950 нм, поскольку в них обеспечивается наибольшее проникновение излучения в биоткань, по сравнению с видимым диапазоном (400–700 нм), как показано на Рисунке 2 [1, 2].

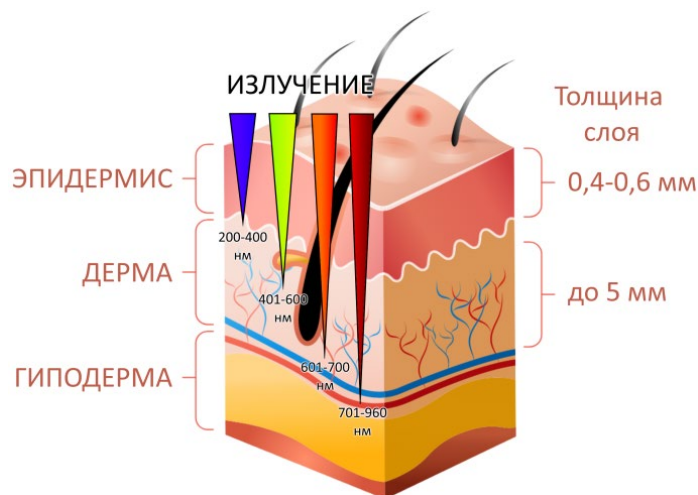


Рисунок 2 – Глубина проникновения излучения различных диапазонов в биоткани  
Figure 2 – Penetration depth of radiation of different ranges in biological tissue

В видимом диапазоне (400–700 нм) основное рассеяние происходит в поверхностных слоях кожи, что маскирует глубокие сосуды. В то же время, в ближнем ИК-диапазоне (850–950 нм) излучение проникает глубже, а дезоксигемоглобин в венозной крови имеет высокий коэффициент поглощения, делая сосуды темнее окружающего фона. Исходя из этого, можно сделать вывод, что при регистрации парных изображений одной и той же области в двух диапазонах, будут получены сигналы с различной информативностью о структуре тканей. Вычитание одного изображения из другого позволяет скомпенсировать вклад поверхностных неоднородностей кожи и освещения, которые присутствуют в обоих каналах. Оставшаяся разностная компонента обусловлена преимущественно поглощением света венозной сетью. Таким образом, нормализованная разность изображений может быть интерпретирована как бинарная маска венозного паттерна. Иными словами, можно установить гипотезу возможности получения достоверной, интерпретируемой сегментации кровеносных сосудов.

Целью данной работы является разработка методологии формирования маски сегментации венозного паттерна предплечья на основе вычитания изображения в видимом и ближнем ИК диапазоне.

Предложенный подход позволяет:

- 1) унифицировать требования к условиям регистрации изображений для снижения вариативности результата у тяжелых пациентов;
- 2) обеспечить интерпретируемость сегментации для врача за счет физической обоснованности метода.

### Материалы и методы

Предлагаемая методология формирования маски сегментации венозного паттерна предплечья основана на обработке цифровых изображений, полученных в двух

диапазонах: видимом и ближнем инфракрасном. Методология включает в себя следующие шаги:

- Регистрация изображения: получение парных изображений одной и той же области предплечья в видимом и ближнем ИК-диапазоне при помощи стереокамеры с двумя матрицами.

- Предварительная обработка: коррекция геометрических искажений изображений, связанных с различным пространственным положением детекторов стереокамеры.

- Цифровая обработка двух изображений: применение последовательности цифровых фильтров для увеличения контрастности вен и предплечий на изображениях и приведения их к единому динамическому диапазону интенсивностей. Предобработанное ИК-изображение будет включать в себя фон, предплечье и паттерн вен, в то время как предобработанное изображение, полученное в видимом диапазоне, будет включать в себя только фон и предплечье.

- Алгоритмическая сегментация сосудистого паттерна. На данном этапе вычисляется статистически значимая разница между изображениями, полученными в двух диапазонах, и в результате формируется итоговая маска сосудов.

В рамках проведения экспериментальной части были зарегистрированы изображения предплечий у 20 добровольцев, смоделирована работа алгоритма цифровой обработки изображений. В исследованиях приняли участие 20 добровольцев в возрасте 20–24 года с темнокожим европейским фототипом кожи по Фитцпатрику (III). Регистрация изображений осуществлялась с использованием стереокамеры Kayeton KYT-U500-5mIR2. Внешний вид камеры показан на Рисунке 3. ИК-изображение регистрировалось при свете в диапазоне 850 нм, видимое изображение регистрировалось в диапазоне 532 нм.

Как показано в исследовании [1], ключевым фактором эффективной визуализации является использование ближнего ИК диапазона, обеспечивающего повышенный контраст вен по сравнению с видимым спектром. В обзоре показано, что рядом авторов была успешно достигнута визуализация вен в диапазонах 700–940 нм, что указывает на устойчивость методики к выбору конкретной длины волны при визуализации. При этом варибельность индивидуальных физиологических параметров пациента оказывает существенное влияние на результат [1]. Следовательно, для решения прикладных задач не требуется узкая спектральная оптимизация; достаточным является выбор длины волны, обеспечивающей контраст сосудов с окружающими биотканями, а также обеспечивающей техническую реализуемость системы. Выбор диапазона 850 нм обусловлен широким распространением светодиодов для данного диапазона и доступностью компонентной базы.

В свою очередь, выбор диапазона 532 нм для регистрации вычитаемого видимого изображения обусловлен следующими соображениями. Регистрацию вычитаемого изображения предпочтительно выполнять при наименьшем проникновении излучения в биоткань, для полноценного отделения фона предплечья от вен. Однако, как показано в исследовании [13], в диапазоне короче 500 нм может наблюдаться флуоресценция ряда флуорофоров кожи (коллагена, эластина), что приведет к появлению артефактов на изображении и делает применение данного диапазона нецелесообразным. С другой стороны, в исследовании [10] показано, что в диапазоне длиннее 600 нм, при увеличении глубины проникновения излучения, может выполняться визуализация вен, т. е. не исключено появление сосудов на изображении. В этой связи, для условия технической реализуемости прибора был выбран компромиссный диапазон 532 нм.

При проведении экспериментов использовалось следующее программное обеспечение: Python 3.10, OpenCV-Python (4.11.0.86), NumPy (2.2.6), nadermx background remover.

Для выравнивания изображений был использован алгоритм Oriented FAST and Rotated BRIEF (ORB). В общем случае, алгоритм ищет ключевые точки на изображениях, затем применяет измерение угла Харриса, чтобы найти лучшие точки для выравнивания. Подробно ознакомиться с алгоритмом ORB можно в документации OpenCV<sup>2</sup>. Данный алгоритм является открытым и обладает высоким быстродействием в реальном времени, что важно для применения в медицине.



Рисунок 3 – Внешний вид камеры Kayeton KYT-U500-5mIR2  
Figure 3 – Appearance of the Kayeton KYT-U500-5mIR2 camera

В качестве опорного объекта с контрольными точками для работы алгоритма ORB был использован паттерн шахматной доски, распечатанной в формате ч/б на листе формата А3 (Рисунок 4).

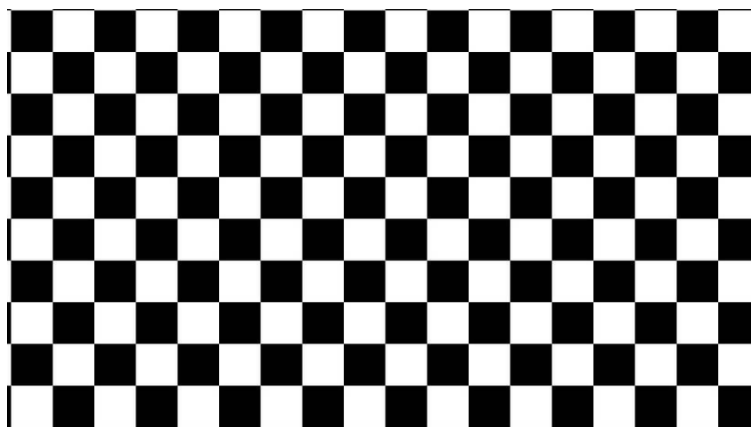


Рисунок 4 – Опорный паттерн для работы алгоритма ORB  
Figure 4 – Reference pattern for the ORB algorithm

Пример вычисления контрольных точек для выравнивания изображений при помощи алгоритма ORB представлен на Рисунке 5.

После выравнивания выполняется цифровая фильтрация изображений в двух диапазонах. Фильтрация включает в себя применение Фильтра высоких частот Гаусса, метода ACE и фильтра Уоллиса, как показано в работе [2]. Такой подход позволяет усилить переходы интенсивности на изображении и привести оба изображения к гистограмме единого вида, что позволяет достоверно вычислять разницу между интенсивностями пикселей и выполнять сегментацию сосудов.

<sup>2</sup> ORB (Oriented FAST and Rotated BRIEF). OpenCV Documentation. URL: [https://docs.opencv.org/3.4/d1/d89/tutorial\\_py\\_orb.html](https://docs.opencv.org/3.4/d1/d89/tutorial_py_orb.html) (дата обращения: 21.03.2026).

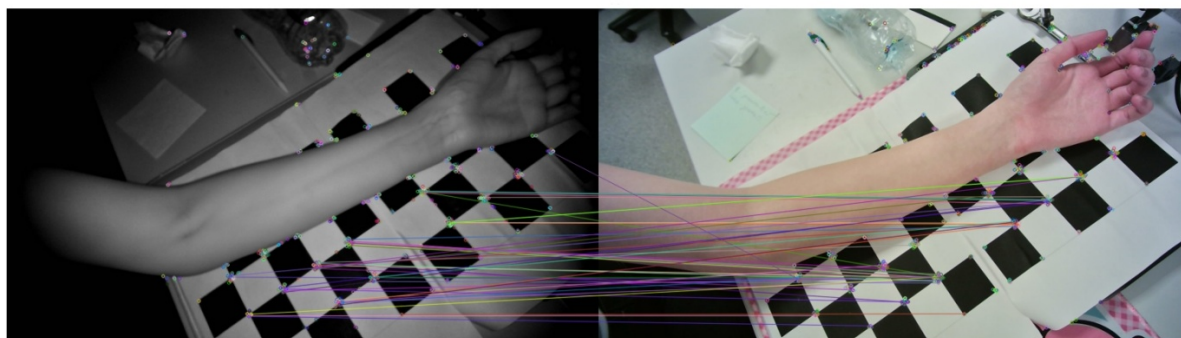


Рисунок 5 – Пример вычисления контрольных точек для выравнивания изображений  
 Figure 5 – Example of calculating control points for image alignment

После применения цифровой фильтрации, вычисляется разница между полученными изображениями. В ходе эксперимента была использована методика, предложенная в исследовании Du и соавторов [14] (2012). Метод Fusion of Difference Images for Change Detection (FDICD) является основой предлагаемого алгоритма. Суть метода заключается в выявлении статистически значимых различий между двумя изображениями одной и той же сцены. Изображение, полученное в видимом диапазоне, отражает преимущественно поверхностные структуры тканей. В свою очередь, изображение, зарегистрированное в ИК-диапазоне, содержит как поверхностные структуры, так и контрастный рисунок вен. Вычисление разности между данными изображениями позволяет исключить общий фон и получить маску сосудистого паттерна.

В общем случае в алгоритме вычисляется 5 признаков изменений: простое расстояние, относительное расстояние, абсолютное расстояние, евклидово расстояние и метрика хи-квадрат. Затем выполняется нормализация этих расстояний, слияние изображений и автоматическая пороговая сегментация. На выходе алгоритма получается бинарное разностное изображение двух исходных изображений – маска-паттерн сосудов. Общий вид алгоритма [14] приведен на Рисунке 6 [14].

Затем к полученному изображению маски применялись последовательно процедуры дилатации и эрозии<sup>3</sup>, с целью удаления зазоров между пикселями на маске. В общем случае, процедура дилатации расширяет бинарные пиксели, а процедура эрозии – сужает, что позволяет уменьшить зазоры между пикселями и получить более цельные линии на изображении.

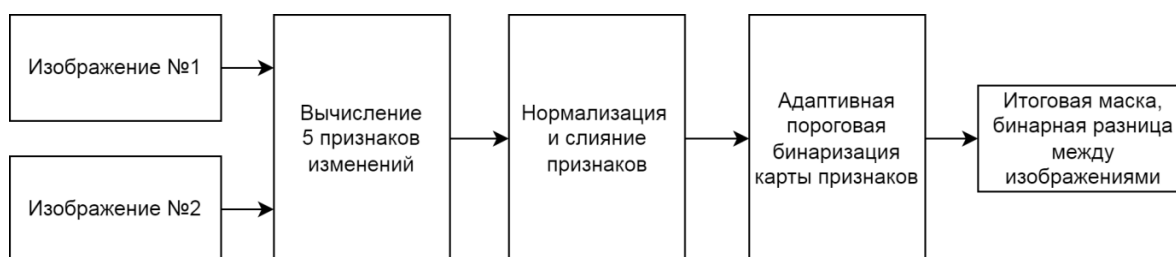


Рисунок 6 – Общий вид алгоритма FDICD  
 Figure 6 – General view of the FDICD algorithm

<sup>3</sup> *Eroding and Dilating*. OpenCV Documentation. URL: [https://docs.opencv.org/3.4/db/df6/tutorial\\_erosion\\_dilatation.html](https://docs.opencv.org/3.4/db/df6/tutorial_erosion_dilatation.html) (дата обращения: 23.03.2026).

Сравнение изображений до и после применения маски, полученной по составленному алгоритму, приведено на Рисунке 7. Сравнение полученной маски с разметкой приведено на Рисунке 8.

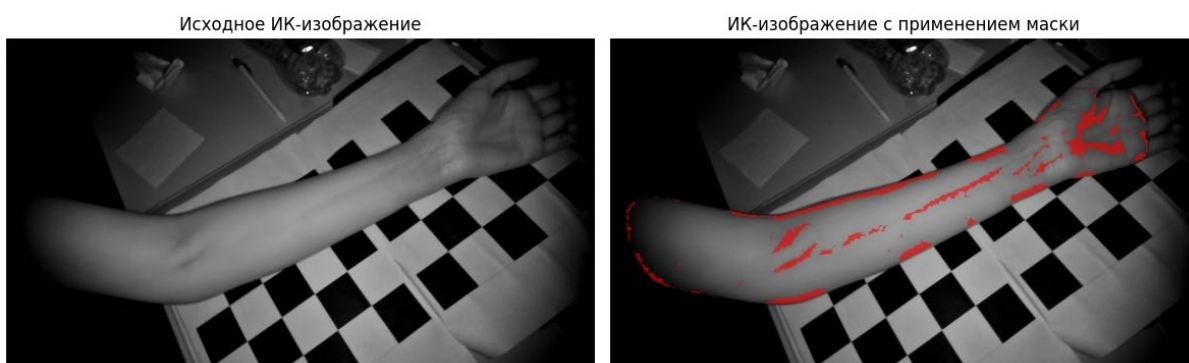


Рисунок 7 – Изображение до (слева) и после (справа) применения маски сосудов  
Figure 7 – Before (left) and after (right) application of the vascular mask

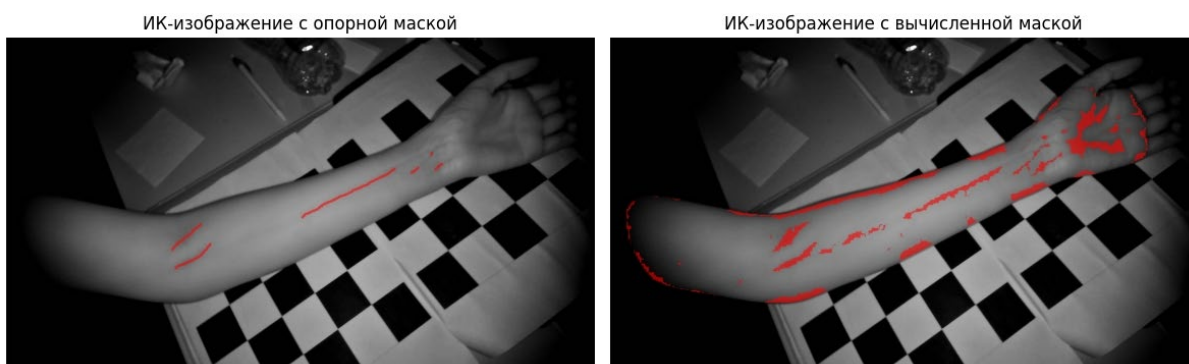


Рисунок 8 – Сравнение изображения с нанесенной экспертной разметкой (слева) и изображения с маской сосудов (справа)

Figure 8 – Comparison of an image with applied expert markings (left) and an image with a vessel mask (right)

Общий вид разработанного алгоритма приведен на Рисунке 9.

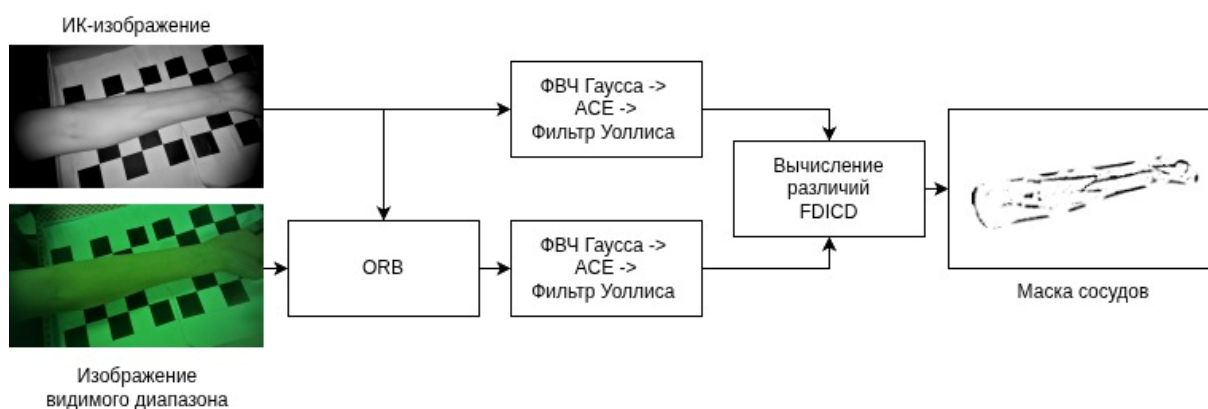


Рисунок 9 – Общий вид алгоритма сегментации сосудов по двум диапазонам  
Figure 9 – General view of the vessel segmentation algorithm in two ranges

Итоговая маска сравнивалась с экспертной разметкой изображений следующим образом. Для корректной оценки эффективности алгоритма сперва выделяется область

интереса – предплечье, при помощи нейронной сети u2netp. Данная процедура необходима для исключения из расчета метрик фона изображения, который не содержит диагностически значимой информации. Артефакты освещения и шумовые пиксели на фоне, возникающие из-за регистрации в разных спектральных диапазонах, не повлияют на визуальную оценку врача в клинической практике, однако неизбежно увеличат количество ложных предсказаний алгоритма и исказят итоговую оценку эффективности. За счет удаления фона, сравнение результатов работы алгоритма с экспертной оценкой выполняется строго внутри области предплечья, что обеспечивает релевантность расчетных метрик.

Для выделенной области выполнялось сравнение экспертной разметки сосудов с разметкой сосудов, полученной при помощи разработанного алгоритма.

Использовалась метрика Dice Similarity Index (DSI) для оценки качества сегментации вен. Данная метрика оценивается как [7]:

$$d_{SI} = \frac{2N_{TP}}{2N_{TP} + N_{FP} + N_{FN}}, \quad (1)$$

где  $N_{TP}$  – количество пикселей, правильно определенных как вена (true positive);  $N_{FP}$  – количество пикселей, ложно определенных как вена (false positive);  $N_{FN}$  – количество пикселей, пропущенных алгоритмом (false negative).

Для данной метрики расчетное значение варьируется в диапазоне от 0 до 1, где 1 означает полное совпадение полученной маски с экспертной разметкой.

Помимо DSI рассчитывалась метрика Recall следующим образом:

$$Recall = \frac{N_{TP}}{N_{TP} + N_{FN}}. \quad (2)$$

Метрика Recall, в общем случае, показывает долю корректно предсказанных пикселей, относящихся к сосудам. В свою очередь метрика DSI учитывает количество ложных срабатываний алгоритма.

### Результаты и обсуждение

В ходе проведенного эксперимента были получены рассчитанные метрики Recall и DSI для 20 испытуемых, а также рассчитаны средние значения этих метрик. Результаты эксперимента представлены в Таблице 1. На Рисунке 10а,б приведены изображения предплечий испытуемых в сравнении с разметкой при высоких значениях Recall. На Рисунке 10в приведен пример испытуемого с низким расчетным значением Recall.

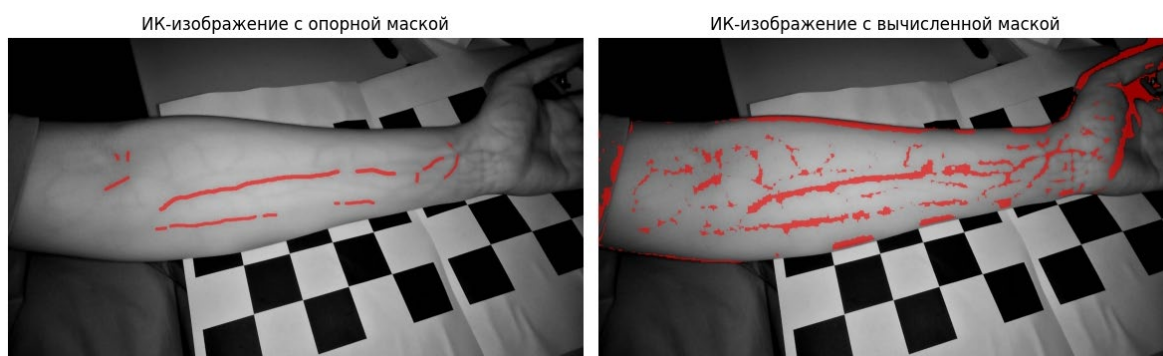
Таблица 1 – Результаты исследования

Table 1 – Research results

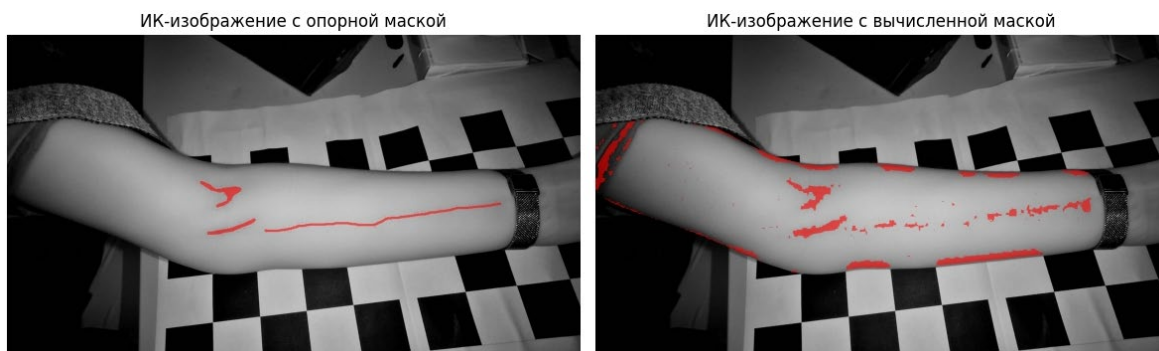
| № испытуемого | Recall | DSI  |
|---------------|--------|------|
| 1             | 0,95   | 0,29 |
| 2             | 0,71   | 0,29 |
| 3             | 0,53   | 0,25 |
| 4             | 0,79   | 0,27 |
| 5             | 0,61   | 0,24 |
| 6             | 0,88   | 0,22 |
| 7             | 0,94   | 0,2  |
| 8             | 0,82   | 0,3  |
| 9             | 0,76   | 0,26 |
| 10            | 0,91   | 0,33 |
| 11            | 0,75   | 0,28 |
| 12            | 0,67   | 0,23 |

Таблица 1 (продолжение)  
Table 1 (continued)

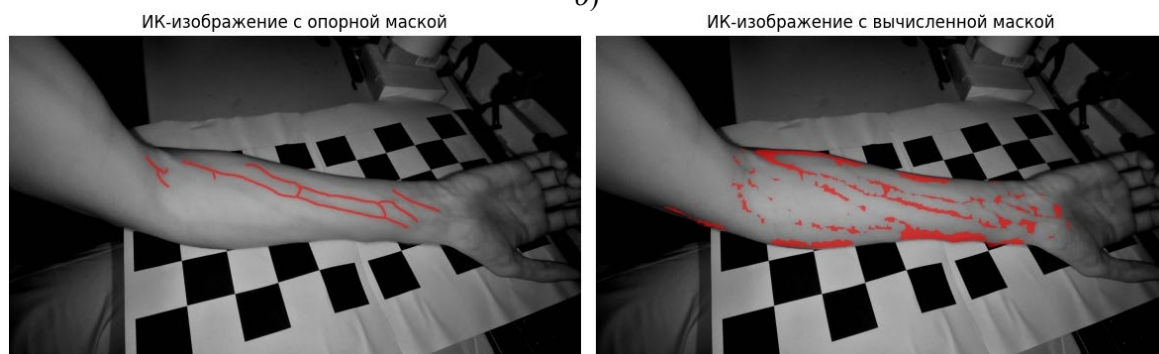
|                |             |             |
|----------------|-------------|-------------|
| 13             | 0,84        | 0,31        |
| 14             | 0,59        | 0,27        |
| 15             | 0,93        | 0,25        |
| 16             | 0,77        | 0,32        |
| 17             | 0,85        | 0,21        |
| 18             | 0,63        | 0,29        |
| 19             | 0,9         | 0,34        |
| 20             | 0,86        | 0,35        |
| <b>Среднее</b> | <b>0,78</b> | <b>0,28</b> |



a)



b)



в)

Рисунок 10 – Сравнение результатов работы алгоритма с экспертной оценкой:  
a – Recall = 0,95; б – Recall = 0,71; в – Recall = 0,53

Figure 10 – Comparison of the algorithm's results with expert assessment:  
a – Recall = 0.95; b – Recall = 0.71; c – Recall = 0.53

Как видно из Таблицы 1, а также исходя из визуального анализа рисунков, алгоритм в большинстве случаев позволил получить высокий Recall (до 1) при низком DSI (от 0,2). Это говорит о том, что алгоритм работает в режиме максимальной чувствительности (минимизация ложноотрицательных срабатываний), но при этом генерирует значительное количество ложноположительных результатов. Иными словами, алгоритм в большинстве случаев находит все реальные вены, однако помимо них помечает множество других участков, которые не попали в опорную разметку. Данный факт говорит о том, что алгоритм улучшает различимость вен на фоне кожи, однако конечное решение о выборе пригодного участка на предплечье для пункции должно приниматься медработником. *В целом, визуальная подсветка позволяет упростить для медработника поиск вены, сокращая время прощупывания требуемого участка: алгоритм дает визуальное подкрепление интуитивному и тактильному поиску вены<sup>1</sup>.*

*Визуальный анализ изображений показывает, что в ряде случаев удается получить достоверную сегментацию сосудов. Однако, как упомянуто выше, остается необходимость ручного поиска сосудов при помощи изображения. Тем не менее, предложенный подход позволяет существенно сузить область поиска и повысить контрастность целевых структур, что преобразует задачу из поиска вены в верификацию вены. Даже при необходимости ручной коррекции или визуального подтверждения, медработник потратит значительно меньше времени на первичную локализацию вены: вместо последовательного сканирования всей поверхности предплечья оператор фокусируется на зонах, выделенных алгоритмом, что упростит венепункцию и уменьшит время подготовки к процедуре<sup>1</sup>.*

Таким образом, даже без достижения полностью автоматического режима, алгоритм упрощает решение задачи венепункции.

В нескольких случаях (испытываемые 5, 14, 18) были получены низкие оценки Recall. Визуальный анализ изображений показывает, что это связано с пропусками пикселей на участках, соответствующих венам (Рисунок 10б,в). Тем не менее, визуальная различимость этих участков остается, т.е. области поиска, даже с пропусками, подсвечены верно. Общая клиническая полезность сохраняется, с учетом пространственной непрерывности сосудистой сети. Кроме того, не исключается возможность неудачного выбора ракурса при регистрации изображения. При работе в реальных клинических условиях, когда алгоритм выполняет подсветку сосудов в реальном времени, врач сможет динамически корректировать положение камеры или угол наблюдения для улучшения качества визуализации. Это может скомпенсировать отдельные случаи пропусков пикселей.

Вместе с тем, разработанный алгоритм может быть применен при обучении персонала. Визуальная подсветка в реальном времени обеспечивает обратную связь: если выбранная точка совпадает с разметкой на экране, действие начинающего специалиста подкрепляется положительным сигналом от прибора.

Можно также предложить дальнейшие пути улучшения алгоритма: устранение или интерполяция разрывов в сосудистой сетке, а также использование информации с нескольких последовательных кадров для усреднения результата и формирования более устойчивой маски. *Это может помочь повысить полноту обнаружения сосудов и сгладить артефакты, возникающие при незначительном движении камеры или пациента<sup>1</sup>.*

## Заключение

В ходе проведенной работы была разработана методология формирования маски сегментации венозного паттерна предплечья, основанная на обработке цифровых изображений, полученных в двух диапазонах: видимом и ближнем инфракрасном. Ключевым достоинством предложенного подхода является его физическая интерпретируемость. Вычисление разницы между двумя изображениями позволяет исключить фон, присутствующий в диапазонах 532 и 850 нм, и выделить только разностную часть, обусловленную поглощением света венозной сетью, присутствующей только в диапазоне 850 нм, что позволяет сформировать достоверную бинарную маску венозного паттерна.

*Экспериментально установлено, что алгоритм обеспечивает высокий показатель Recall при невысоких значениях коэффициента Dice Similarity Index, что характеризует систему как инструмент поддержки принятия решений: алгоритм помогает обнаруживать сосуды, но не заменяет окончательную верификацию экспертом.*

*В отличие от ранее предложенных решений, использующих жесткую бинаризацию, предложенный метод демонстрирует большую устойчивость и адаптивность к изменениям условий съемки. Представленная система позволяет осуществлять подсветку вен в реальном времени и может быть использована для планирования доступа к периферическим венам, облегчая работу медицинского персонала за счет корректного выделения областей поиска<sup>1</sup>.*

## СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Remizov N.V., Bataeva E.M., Stramousov D.P., et al. 3D Printed Modular Vein Viewing System Based on Differential Light Absorption in the Near Infrared Range. *Journal of Biomedical Photonics & Engineering*. 2023;9(2):20307. <https://doi.org/10.18287/JBPE23.09.020307>
2. Remizov N.V., Yakimenko D.S., Artemyev D.N. NIR Imaging: Development of Digital Image Processing Algorithm for Vein Contrast Enhancement. *Journal of Biomedical Photonics & Engineering*. 2025;11(2):020309. <https://doi.org/10.18287/JBPE25.11.020309>
3. Francisco M.D., Chen W.-F., Pan Ch.-T., et al. Competitive Real-Time Near Infrared (NIR) Vein Finder Imaging Device to Improve Peripheral Subcutaneous Vein Selection in Venipuncture for Clinical Laboratory Testing. *Micromachines*. 2021;12(4):373. <https://doi.org/10.3390/mi12040373>
4. Abd Rahman A.B., Juhim F., Chee F.P., et al. Near Infrared Illumination Optimization for Vein Detection: Hardware and Software Approaches. *Applied Sciences*. 2022;12(21):11173. <https://doi.org/10.3390/app122111173>
5. Vt G. A novel design proposal for low-cost vein-viewer for medical and non-contact biometric applications using NIR imaging. *Journal of Medical Engineering & Technology*. 2021;45(4):303–312. <https://doi.org/10.1080/03091902.2021.1895898>
6. Sharma N., Hefeeda M. Hyperspectral reconstruction from RGB images for vein visualization. In: *Proceedings of the 11<sup>th</sup> ACM Multimedia Systems Conference (MMSys 2020), 08–11 June 2020, Istanbul, Turkey*. New York: ACM; 2020. P. 77–87. <https://doi.org/10.1145/3339825.3391861>
7. Ozkan H., Aydin M., Ozcan O.A., et al. A portable multispectral vein imaging system. *Journal of Electrical Engineering*. 2023;74(1):64–69. <https://doi.org/10.2478/jee-2023-0008>

8. Hamza M., Skidanov R., Podlipnov V. Visualization of Subcutaneous Blood Vessels Based on Hyperspectral Imaging and Three-Wavelength Index Images. *Sensors*. 2023;23(21):8895. <https://doi.org/10.3390/s23218895>
9. May H.Y., Ernawan F. Real Time Vein Visualization using Near-Infrared Imaging. In: *2020 International Conference on Computational Intelligence (ICCI), 08–09 October 2020, Bandar Seri Iskandar, Malaysia*. IEEE; 2020. P. 276–280. <https://doi.org/10.1109/ICCI51257.2020.9247732>
10. Song J.H., Kim Ch., Yoo Y. Vein Visualization Using a Smart Phone With Multispectral Wiener Estimation for Point-of-Care Applications. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*. 2015;19(2):773–778. <https://doi.org/10.1109/JBHI.2014.2313145>
11. Francis M., Jose A., Devadhas G.G., et al. A novel technique for forearm blood vein detection and enhancement. *Biomedical Research*. 2017;28(7):2913–2919.
12. Maray A.H., Hasan S.Q., Mohammed N.L. Design and implementation of low-cost vein-viewer detection using near infrared imaging. *Indonesian Journal of Electrical Engineering and Computer Science*. 2023;29(2):1039–1046. <https://doi.org/10.11591/ijeecs.v29.i2.pp1039-1046>
13. Chekanov K., Danko D., Tlyachev T., et al. State-of-the-Art in Skin Fluorescent Photography for Cosmetic and Skincare Research: From Molecular Spectra to AI Image Analysis. *Life*. 2024;14(10):1271. <https://doi.org/10.3390/life14101271>
14. Du P., Liu S., Gamba P., et al. Fusion of Difference Images for Change Detection Over Urban Areas. *IEEE Journal of Selected Topics in Applied Earth Observations and Remote Sensing*. 2012;5(4):1076–1086. <https://doi.org/10.1109/JSTARS.2012.2200879>

#### ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

**Ремизов Никита Вячеславович**, аспирант кафедры лазерных и биотехнических систем, Самарский национальный исследовательский университет им. академика С.П. Королева, Самара, Российская Федерация.  
*e-mail:* [erenv97@yandex.ru](mailto:erenv97@yandex.ru)

**Nikita V. Remizov**, Postgraduate at the Department of Laser and Biotechnical Systems, Samara National Research University named after Academician S.P. Korolev, Samara, the Russian Federation.

**Маслюткина Алиса Александровна**, магистрант кафедры лазерных и биотехнических систем, Самарский национальный исследовательский университет им. академика С.П. Королева, Самара, Российская Федерация.  
*e-mail:* [alisamaslyutkina@yandex.ru](mailto:alisamaslyutkina@yandex.ru)

**Alisa A. Maslyutkina**, Master's degree student at the Department of Laser and Biotechnical Systems, Samara National Research University named after Academician S.P. Korolev, Samara, the Russian Federation.

**Артемьев Дмитрий Николаевич**, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры лазерных и биотехнических систем, Самарский национальный исследовательский университет им. академика С.П. Королева, Самара, Российская Федерация.  
*e-mail:* [artemyevdn@ssau.ru](mailto:artemyevdn@ssau.ru)  
ORCID: [0000-0002-1942-8205](https://orcid.org/0000-0002-1942-8205)

**Dmitry N. Artemyev**, Candidate of Physico-mathematical Sciences Associate Professor at the Department of Laser and Biotechnical Systems, Samara National Research University named after Academician S.P. Korolev, Samara, the Russian Federation.

*Статья поступила в редакцию 06.04.2026; одобрена после рецензирования 09.06.2026; принята к публикации 16.06.2026.*

*The article was submitted 06.04.2026; approved after reviewing 09.06.2026; accepted for publication 16.06.2026.*