

УДК: 616.34

DOI: 10.37895/2071-8004-2024-28-4-8-17

Оригинальные исследования / Original research

# ИНТРАОПЕРАЦИОННАЯ ОЦЕНКА ЖИЗНЕСПОСОБНОСТИ ТКАНЕЙ КИШЕЧНИКА С ПРИМЕНЕНИЕМ СОВРЕМЕННЫХ ОПТИЧЕСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ

**Н.А. Адаменков<sup>1,2</sup>, А.В. Мамошин<sup>1,3</sup>, В.В. Дрёмин<sup>1</sup>, Е.В. Потапова<sup>1</sup>, В.В. Шуплецов<sup>1</sup>, И.А. Горюнов<sup>1</sup>, А.В. Аладов<sup>4</sup>, А.Е. Черняков<sup>4</sup>, А.В. Дунаев<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева», Орел, Россия

<sup>2</sup> БУЗ Орловской области «Орловская областная клиническая больница», Орел, Россия

<sup>3</sup> ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии им. А.В. Вишневского», Москва, Россия

<sup>4</sup> ФГБУН «Научно-технологический центр микроэлектроники и субмикронных гетероструктур РАН», Санкт-Петербург, Россия

## Резюме

**Цель:** повышение точности диагностики нарушений микроциркуляции в тканях кишечной стенки у малых лабораторных животных путем внедрения метода гиперспектральной визуализации в сочетании с использованием управляемого полихромного светодиодного источника света.

**Материалы и методы.** Исследование проведено на 10 клинически здоровых крысах линии Wistar. Моделирование ишемии кишечника проводилось путем лигирования мезентериальных сосудов после лапаротомии под ингаляционным наркозом. Релапаротомия проводилась через 1, 6 и 12 часов. Определение жизнеспособности тканей кишечника и выявление вторичных патологических изменений выполнялись с использованием визуального метода Керте, а также с применением полихромного светодиода, обеспечивающего контрастную визуализацию биологических тканей. Оценка перфузии кишечной стенки проводилась системой гиперспектральной визуализации. Резекцию кишечника с последующим забором образцов для морфологического исследования проводили в соответствии с временными интервалами, установленными протоколом исследования.

**Результаты.** Установлено, что спектральный состав источника света, обеспечивающий достоверное распознавание некроза кишечной стенки, включает две спектральные линии с максимумами  $\lambda_{peak} = 503$  нм и  $\lambda_{peak} = 594$  нм при соотношении интенсивностей 2 : 1. Гиперспектральная визуализация позволила получить двумерные карты тканевой сатурации, значения которой составили  $66 \pm 2\%$  (интактная ткань),  $42 \pm 5\%$  (1 час),  $26 \pm 3\%$  (6 часов) и  $21 \pm 3\%$  (12 часов). Морфологический анализ выявил три ключевых интервала от момента начала ишемии: 1 час (начало ишемии), 6 часов (обратимая ишемия) и 12 часов (необратимый некроз). Данные подтверждают значительное снижение сатурации, коррелирующее с морфологическими изменениями, и эффективность метода для оценки жизнеспособности тканей кишечника.

**Заключение.** В ходе исследования разработана технология оптимизации хирургического освещения, направленная на улучшение контрастной визуализации ишемических и некротических изменений тканей. Применение гиперспектральной визуализации позволяет проводить неинвазивную и объективную интраоперационную оценку характера ишемического повреждения кишечной стенки без необходимости использования экзогенных флуоресцентных препаратов. Полученные результаты демонстрируют перспективность внедрения оптимизированного освещения и гиперспектральной визуализации в клиническую практику для улучшения диагностики и хирургического лечения ишемических поражений кишечника.

**Ключевые слова:** микроциркуляция кишечной стенки, ишемическое поражение кишечника, полихромный светодиодный источник света, гиперспектральная визуализация

**Для цитирования:** Адаменков Н.А., Мамошин А.В., Дрёмин В.В., Потапова Е.В., Шуплецов В.В., Горюнов И.А., Аладов А.В., Черняков А.Е., Дунаев А.В. Интраоперационная оценка жизнеспособности тканей кишечника с применением современных оптических технологий. Лазерная медицина. 2024; 28(4):8–17. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-4-8-17>

**Контакты:** Адаменков Н.А., e-mail: nikita-ad@mail.ru

# THE INTRAOPERATIVE ASSESSMENT OF INTESTINAL TISSUE VIABILITY WITH MODERN OPTICAL TECHNOLOGIES

**Adamenkov N.A.<sup>1,2</sup>, Mamoshin A.V.<sup>1,3</sup>, Dremin V.V.<sup>1</sup>, Potapova E.V.<sup>1</sup>, Shupletsov V.V.<sup>1</sup>, Goryunov I.A.<sup>1</sup>, Aladov A.V.<sup>4</sup>, Chernyakov A.E.<sup>4</sup>, Dunaev A.V.<sup>1</sup>**

<sup>1</sup> Orel State University, Orel, Russia

<sup>2</sup> Orel Regional Clinical Hospital, Orel, Russia

<sup>3</sup> National Medical Research Center of Surgery named after A.V. Vishnevsky, Moscow, Russia

<sup>4</sup> Submicron Heterostructures for Microelectronics, Research & Engineering Center of Russian Academy of Science, St. Petersburg, Russia

## Abstract

**Purpose.** To improve the accuracy of diagnosing microcirculation disorders in the intestinal wall tissues in small laboratory animals by introducing hyperspectral imaging in combination with a controlled polychrome LED light source.

**Materials and methods.** 10 clinically healthy Wistar rats were used in the study. Intestinal ischemia was modeled by the ligation of mesenteric vessels after laparotomy under inhalation anesthesia. Relaparotomy was performed in 1, 6 and 12 hours. The viability of intestinal tissues and

the identification of secondary pathological changes were assessed with the visual Kerte method and a polychrome LED light source providing contrast visualization of biological tissues. Intestinal wall perfusion was assessed by the hyperspectral imaging system. Intestinal resection followed by the sampling for morphological examination was made according to time intervals established by the examination protocol.

**Results.** Spectral composition of the light source, which reliably detects the intestinal wall necrosis, includes two spectral lines with maxima of  $\lambda_{peak} = 503$  nm and  $\lambda_{peak} = 594$  nm at 2:1 intensity ratio. Hyperspectral imaging allowed to get two-dimensional maps of tissue saturation with the following values:  $66 \pm 2\%$  (intact tissue),  $42 \pm 5\%$  (1 hour),  $26 \pm 3\%$  (6 hours) and  $21 \pm 3\%$  (12 hours). The performed morphological analysis revealed three key ischemic intervals: 1 hour (ischemia onset), 6 hours (reversible ischemia) and 12 hours (irreversible necrosis). The obtained data confirm the significant decrease in saturation which correlates with morphological changes, and the effectiveness of the discussed technique for assessing the viability of intestinal tissues.

**Conclusion.** In the course of the study, the authors have developed a technology for optimizing the lighting during surgery so as to improve contrast imaging of ischemic and necrotic tissue changes. Hyperspectral imaging promotes non-invasive and objective intraoperative assessment of the ischemic damage in the intestinal wall without any exogenous fluorescent drugs. The obtained results also demonstrate the prospects of introducing optimized lighting and hyperspectral imaging into clinical practice so as to improve diagnosis and surgical treatment of ischemic intestinal lesions.

**Keywords:** microcirculation, intestinal wall, ischemic intestinal lesion, polychrome LED light source, hyperspectral imaging

**For citation:** Adamenkov N.A., Mamoshin A.V., Dremin V.V., Potapova E.V., Shupletsov V.V., Goryunov I.A., Aladov A.V., Chernyakov A.E., Dunaev A.V. The intraoperative assessment of intestinal tissue viability with modern optical technologies. *Laser Medicine*. 2024; 28(4): 8–17.  
[In Russ.]. <https://doi.org/10.37895/2071-8004-2024-28-4-8-17>

**Contacts:** Adamenkov N.A., e-mail: nikita-ad@mail.ru

## ВВЕДЕНИЕ

В ургентной хирургии органов брюшной полости наиболее значимой проблемой является нарушение перфузии кишечной стенки. Некроз кишечника – это терминальная стадия различных патологических процессов с ишемическим повреждением тканей вследствие снижения кровоснабжения одного из отделов кишечника [1]. Ишемия кишечника может быть как окклюзионной, так и неокклюзионной природы. Окклюзионная форма включает эмболию брыжеечной артерии (50 %), тромбоз брыжеечной артерии (20–35 %) и тромбоз брыжеечной вены (5–15 %). Острая брыжеечная ишемия составляет 0,1 % всех случаев госпитализации, однако имеет высокую летальность до 90 % [2]. Основными причинами некроза кишечника являются окклюзионные факторы, в частности компрессия питающих сосудов при странгуляционной кишечной непроходимости. Это может быть вызвано различными патологиями, такими как спаечная болезнь брюшной полости, при которой фиброзные тяжи сдавливают сосуды, нарушая кровообращение кишечника. Другой причиной является инвагинация – внедрение одного участка кишки в просвет другого, что также сдавливает сосуды брыжейки. Заворот кишечника, при котором петли перекручиваются вокруг оси брыжейки, вызывает ишемию из-за нарушения кровотока. Кроме того, окклюзия сосудов может быть обусловлена узлообразованием, при котором петли кишечника образуют узлы, сдавливающие питающие артерии и вены [3]. Отдельного внимания заслуживают ущемленные грыжи, при которых происходит сдавление кишечника и его сосудов в грыжевых воротах, что приводит к острой ишемии и некрозу тканей [4].

Интраоперационная оценка жизнеспособности кишечника представляет собой одну из наиболее сложных и ответственных задач в хирургической практике. Она играет ключевую роль в определении объема оперативного вмешательства, прогнозировании течения

послеоперационного периода, а также в предотвращении развития осложнений и улучшении исходов заболевания. Точная диагностика состояния кишечника во время операции позволяет хирургу принять решение о необходимости сохранения или удаления пораженного участка кишки. Это, в свою очередь, влияет на процесс восстановления пациента и снижает риск послеоперационных осложнений [5, 6]. Общепринятым методом интраоперационной оценки жизнеспособности кишечника является визуальный метод Керте, который широко используется в хирургической практике [7]. Данный метод основан на комплексной оценке нескольких ключевых критериев: наличия пульсации брыжеечных сосудов, что свидетельствует о сохранении кровоснабжения; активности перистальтических сокращений, отражающих функциональную состоятельность кишечной стенки; а также визуального анализа цвета серозной оболочки кишечника, который служит индикатором уровня оксигенации тканей. В норме жизнеспособная кишка имеет розовый цвет, выраженную пульсацию сосудов и активную перистальтику. Отклонения от этих параметров, такие как бледность, цианоз или темный оттенок стенки, отсутствие пульсации и перистальтики, могут указывать на ишемические изменения или некроз. Несмотря на свою простоту и доступность, метод Керте остается субъективным и зависит от опыта хирурга [8]. Согласно исследованию A. Karliczek и со-авт. [9], диагностическая точность визуальной оценки жизнеспособности кишечника характеризуется чувствительностью на уровне 61,3 % и специфичностью, достигающей 88,5 %. Это свидетельствует о том, что, несмотря на относительно высокую способность метода правильно идентифицировать жизнеспособные ткани, его способность выявлять нежизнеспособные участки остается умеренной. Эти данные говорят о том, что визуальный метод не всегда помогает понять, есть ли ишемические изменения в кишечнике.

Нужно использовать более точные инструменты или технологии, чтобы лучше оценить состояние кишечника во время операции.

Современные методы интраоперационной диагностики включают ультразвуковую доплерографию, полярографию, лазерную доплеровскую флюметрию, лазерную спектр-контрастную визуализацию, боковую темнопольную микроскопию, флуоресцентную визуализацию компартментов окислительного метаболизма, оптическую когерентную томографию, фотоплетизмографию и ICG-флуоресцентную визуализацию. Они предоставляют объективные количественные данные о жизнеспособности тканей кишечника [10]. Несмотря на значительный диагностический потенциал, внедрение этих технологий в клиническую практику сопряжено с рядом ограничений. Большинство из них требуют разработки специализированного оборудования, адаптированного для использования в операционных, и многоцентровых клинических исследований для валидации точности, воспроизводимости и безопасности. Кроме того, необходимы обучение медицинского персонала, стандартизация протоколов и интеграция в хирургические алгоритмы [11]. Несмотря на перспективность данных методик, их практическое применение ограничено, что требует дальнейших научных изысканий для оптимизации в клинической практике.

Освещение операционного поля имеет ключевое значение для успешного проведения хирургических вмешательств, помогая визуализировать анатомические структуры пациента и принимать решения [12]. Выбор оптимальных параметров освещения важен для безопасности пациента и удобства хирургической бригады [13]. Современные хирургические светильники, включая светодиодные модели, обеспечивают непрерывное освещение с естественной цветопередачей, высокую освещенность и снижают риск ожогов. Новые лампы улучшают контрастность биологических тканей за счет «акцентного» освещения с окрашенным светом, учитывающим спектральные характеристики отражения тканей. Подход может быть реализован на основе полихромных светодиодных излучателей с регулируемыми спектрально-цветовыми характеристиками. Свет ламп может иметь различные цвета и оттенки, улучшая видимость деталей операционного поля, особенно для тканей, отражающих свет определенных цветов. Это особенно полезно при операциях, требующих точного определения расположения тканей и органов. Регулировка спектрально-цветового состава света позволяет адаптировать освещение под конкретные потребности операции, например увеличивать яркость или изменять цвет для лучшего видения тканей. Лампы с «акцентным» окрашенным освещением могут значительно повысить качество и безопасность хирургических операций [15].

При разработке инновационных методов диагностики кишечной стенки особое внимание уделяют

мезентериальному кровотоку, изменения которого коррелируют с развитием ишемических процессов. Перспективно применение гиперспектральной визуализации – метода оптической диагностики, объединяющего цифровую визуализацию и спектроскопию диффузного отражения. Технология позволяет неинвазивно анализировать спектральные характеристики тканей для оценки уровня оксигенации, микроциркуляции и зон ишемии [16]. Гиперспектральные изображения биологических тканей позволяют определить пространственное распределение и концентрации биологических хромофоров, таких как оксигемоглобин, дезоксигемоглобин, меланин, билирубин, вода и другие. Это обеспечивает высокую точность и детализацию при оценке спектральных характеристик тканей, в отличие от мультиспектральных измерений с ограниченным набором данных. Анализ спектров диффузного отражения для каждого пикселя изображения позволяет определить уровень оксигенации тканей, коррелируя коэффициент отражения с концентрацией Hb/HbO. Это полезно для диагностики и мониторинга различных заболеваний.

Цель работы – повышение точности диагностики нарушений микроциркуляции в тканях кишечной стенки у малых лабораторных животных методом гиперспектральной визуализации с управляемым полихромным светодиодным источником света.

## МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

Экспериментальное исследование было выполнено в лаборатории научно-технологического центра биомедицинской фотоники в Орловском государственном университете имени И. С. Тургенева (г. Орел, Россия) в период с сентября по декабрь 2023 года. В исследовании участвовали 10 клинически здоровых, половозрелых крыс-самцов линии Wistar, возрастом 3 месяца и средней массой тела  $194 \pm 6$  г. Все манипуляции проводились с соблюдением принципов надлежащей лабораторной практики (Good Laboratory Practice, GLP). Условия содержания животных и экспериментальные процедуры соответствовали стандартам ГОСТ 33216–2014 «Руководство по содержанию и уходу за лабораторными животными» и этическим нормам, регулирующим гуманное обращение с животными. Протокол исследования был утвержден этическим комитетом Орловской областной клинической больницы (протокол № 2 от 18.09.23 г.). Животные содержались в карантинных условиях с контролем температуры, влажности и чистоты. Специальная предоперационная подготовка не проводилась. Для всех животных использовался единый стандартизованный протокол.

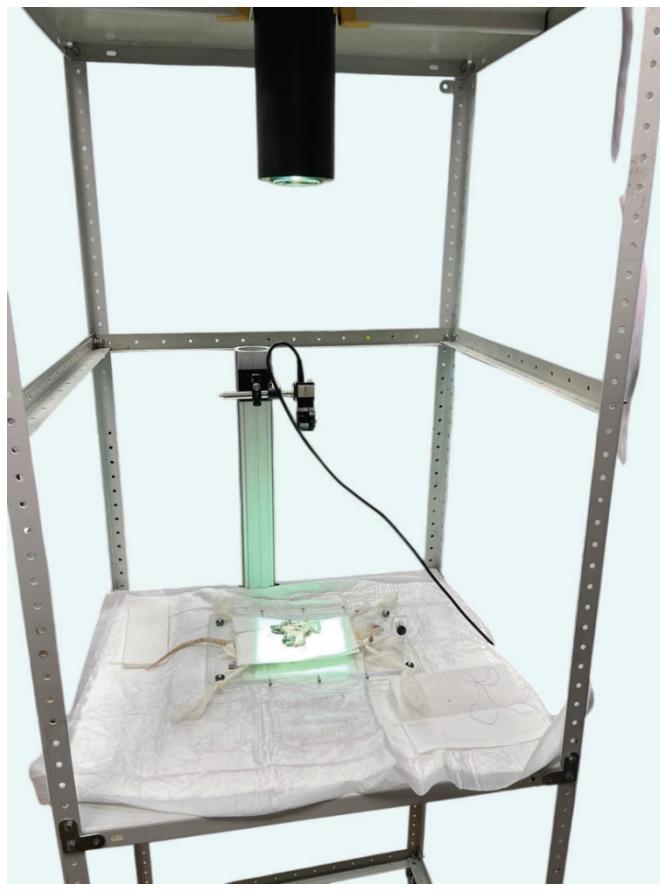
Для освещения операционного поля использовался управляемый цветодинамический хирургический осветитель (НТЦ микроэлектроники РАН, Санкт-Петербург) с шестью спектральными компонентами: синий (460 нм), бирюзовый (505 нм), зеленый

(530 нм), зелено-желтый (550 нм), оранжевый (590 нм) и красный (630 нм). Такая конфигурация охватывает до 90 % видимого спектра отражения биологических тканей. Оптическая система формирует однородное световое пятно ( $200 \times 200$  мм) с неравномерностью освещенности  $\leq 5\%$  и цветовой неоднородностью  $\sigma < 0,05$  при максимальной освещенности 30 клк. Программное обеспечение позволяет регулировать интенсивность излучения всех шести типов светодиодов. Управление осуществлялось удаленно с компьютера через Bluetooth с помощью разработанного программного обеспечения. Для объективной оценки перфузии кишечной стенки была разработана система гиперспектральной визуализации с источником света FRI61F50 (Thorlabs, Inc.) и камерой Specim IQ (Specim, Spectral Imaging Ltd.), охватывающей диапазон от 400 до 1000 нм. Для точности измерений использовался эталон диффузного отражения. Оперативное вмешательство выполнялось под ингаляционной анестезией с использованием 1,5 % изофлурана и проводилось в строгих асептических условиях. Для моделирования ишемии была осуществлена срединная

лапаротомия, после которой тонкая кишка была извлечена из брюшной полости, а ее магистральные сосуды перевязаны капроновыми лигатурами 3.0. После перевязки кишечник возвращался в брюшную полость, а хирургическая рана закрывалась с помощью полипропиленовой нити 2.0 методом непрерывного шва. Для анализа состояния и патологических изменений кишки в результате ишемии проводилось морфологическое исследование на различных временных интервалах после наложения лигатуры: через 1, 6 и 12 часов. Каждому животному в соответствии с этими временными рамками проводилась повторная лапаротомия.

Переоснащенный хирургический светильник с изменяемым спектром устанавливался на высоте 70 см над специализированным операционным столом для мелких лабораторных животных, что способствовало формированию однородного светового поля не менее  $20 \times 20$  см (рис. 1).

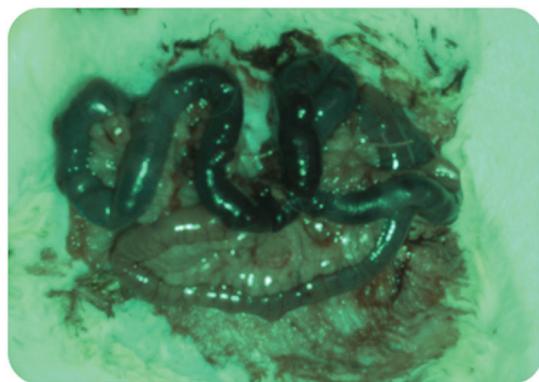
Для оценки некроза кишечника методом Керте использовался управляемый полихромный светодиодный источник света в двух условиях освещения:



а



б



в

**Рис. 1.** а – схема проведения исследования при использовании управляемого бесстеневого полупроводникового источника света для контрастной визуализации биологических тканей при хирургических операциях; б – кишечник крысы при освещении, повторяющем спектральному составу излучение хирургической лампы; в – кишечник крысы при оптимизированном освещении.

**Fig. 1.** а – study scheme with controlled shadowless semiconductor light source which allows to get contrast imaging of biological tissues during surgeries; б – image of the rat intestine under the lighting which has the radiation spectral composition of a surgical lamp; в – image of the rat intestine under the optimized lighting.

стандартном хирургическом (рис. 1 б) и оптимизированном для контрастной визуализации тканей (рис. 1 в). Спектральный состав излучения контролировался портативным спектрометром MK350 (UPRtek, Тайвань). Пять хирургов независимо оценивали состояние кишечника в обоих режимах освещения. Сначала оценивалась жизнеспособность кишечника при стандартном освещении, затем – при оптимизированном спектре. Во время исследования производилась регистрация гиперспектральных изображений тонкой кишки для анализа в указанные временные интервалы. Для стандартизации и корректного анализа данных был применен эталон диффузного отражения, что повысило достоверность исследования [17, 18]. На основе различия в поглощении света несвязанной и связанной с кислородом формами гемоглобина был разработан параметр тканевой сатурации. Это было выполнено двухволновым методом в ближней инфракрасной области, с использованием измеренных коэффициентов диффузного отражения [19, 20].

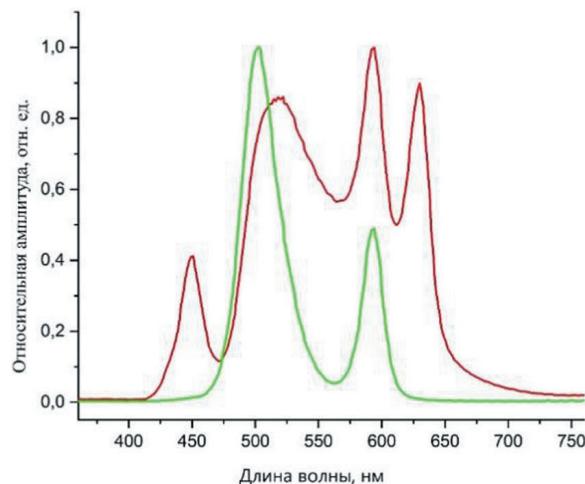
$$S_t O_2 = \frac{\mu_{Hb}(750) - \mu_{Hb}(795)}{\mu_{Hb}(750) + \mu_{HbO_2}(750)} \frac{R_{795}}{R_{750}},$$

где  $R_{795}$  и  $R_{750}$  – измеренные коэффициенты диффузного отражения на длинах волн 797 и 750 нм соответственно;

$\mu_{Hb}$  (750) и  $\mu_{HbO_2}$  (750) – коэффициенты поглощения в неизобстической точке дезоксигенированной и насыщенной кислородом крови соответственно;

$\mu_{Hb}$  (795) – коэффициент поглощения дезоксигенированной крови в изобстической точке.

После исследования признаков ишемии и некроза стенки кишечника была выполнена резекция тонкой



**Рис. 2.** Спектральные характеристики света операционной лампы отражены красной линией, зеленая линия представляет излучение, которое считается оптимальным для четкой визуализации ишемических и некротических изменений в кишечнике

**Fig. 2.** Spectral characteristics of the light from a surgical lamp (red line); optimized light (green line) – better visualization of ischemic and necrotic changes in the intestine

кишки с фиксацией образцов в 10 % забуференном формалине в течение 24 часов. Из проб забирали репрезентативные участки, которые обрабатывались с помощью гистологического процессора LOGOS (Milestone Medical) для получения парафиновых блоков. Срезы толщиной 4 мкм изготавливались на микротоме Leica RM2125 RTS (Leica Biosystems) и окрашивались гематоксилином и эозином (Biovitrum). Оценка патоморфологических изменений проводилась при моделировании ишемии различной длительности по классификации Park-Chiu [21]. По завершении экспериментов животные были выведены из исследования в соответствии с протоколом, одобренным этическим комитетом.

Статистическую обработку полученных данных выполняли в программной среде OriginPro. Полученные результаты представлены в виде диаграмм размаха. Для определения различий показателей между группами использовали критерий Манна – Уитни. Различия считали статистически значимыми при  $p < 0,05$ .

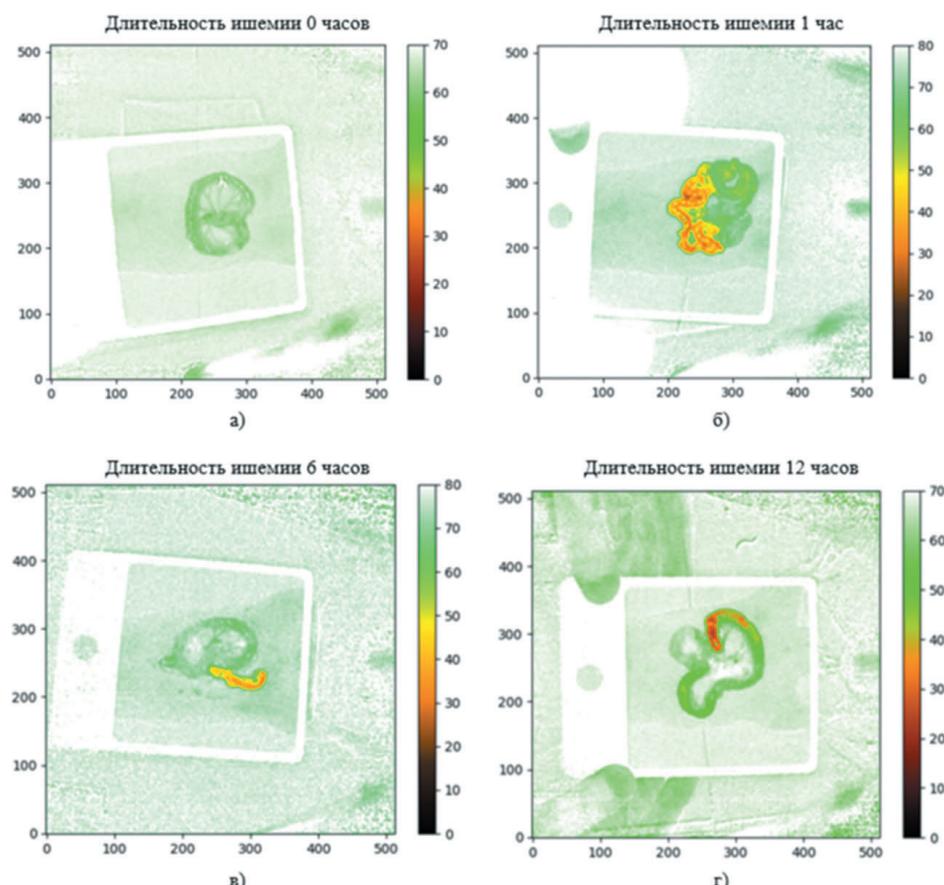
## РЕЗУЛЬТАТЫ

На основе индивидуальных оценок участников экспертизы, а также их последующего обсуждения и достижения общего мнения было установлено, что для наиболее эффективной визуализации некроза кишечника оптимально использовать спектр излучения, представленный на рис. 2, при освещенности около 6000 лк.

Этот спектр является суммарным и состоит из двух спектров с центральными длинами волн 503 и 594 нм, с соотношением интенсивностей 2 : 1. Координаты цветности этого света на диаграмме Международной колориметрической системы 1931 составляют:  $X = 0,27$ ,  $Y = 0,51$ . Использование этого полихроматического освещения критически важно.

На гиперспектральных картах интактная кишечная стенка была светло-зеленой (рис. 3 а) со средним значением сатурации  $66 \pm 2\%$ . Через час после лigationирования магистральных сосудов кишечника сатурация снизилась до  $42 \pm 5\%$ , а ткань приобрела светло-коричневый оттенок (рис. 3 б). Через 6 часов значение сатурации уменьшилось до  $26 \pm 3\%$ , что сопровождалось темно-коричневым окрашиванием (рис. 3 в). Через 12 часов сатурация составила  $21 \pm 3\%$ , кишечная стенка визуализировалась черным цветом (рис. 3 г). На всех этапах исследования гиперспектральные карты демонстрировали увеличение контрастности в зонах ишемии (табл.).

Для объективной оценки улучшений в качестве визуализации ишемических и некротических изменений в кишечной ткани был проведен численный эксперимент с оптимизированным спектральным составом света, определенным экспертами. Архитектура компьютерного зрения Unet, включающая сверточные слои, регуляризаторы и межслойные соединения для сегментации изображений, стала основой



**Рис. 3.** Двумерные карты тканевой сатурации при моделировании ишемии кишечной стенки: а – интактный кишечник; б – через 1 час с начала момента моделирования ишемии; в – через 6 часов с момента начала моделирования ишемии; г – через 12 часов с момента начала моделирования ишемии

**Fig. 3.** Two-dimensional maps of tissue saturation at intestinal ischemia modeling: а – intact intestine; б – one hour after ischemia simulation; в – 6 hours after ischemia simulation; г – 12 hours after ischemia simulation

Таблица

Усредненные значения тканевой сатурации и цветовые изменения кишечной стенки на различных этапах ишемии

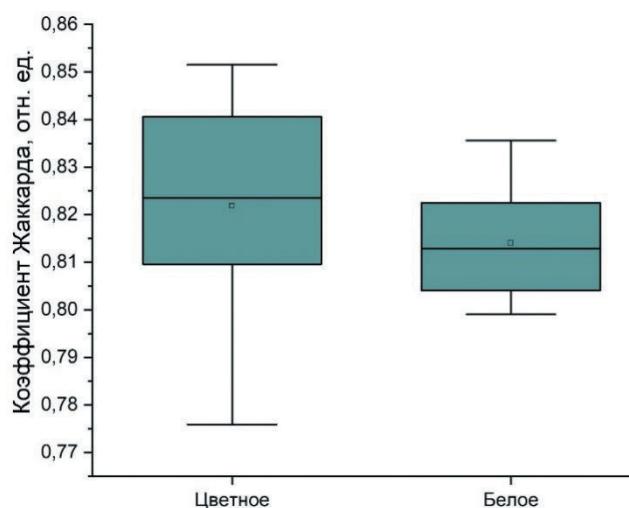
Table

Average values of tissue saturation and color changes of the intestinal wall at various stages of ischemia

Время (часы) Time (hours)	Среднее значение сатурации, % Average saturation, %
0	66 ± 2
1	42 ± 5
6	26 ± 3
12	21 ± 3

исследования. В рамках эксперимента было разработано 20 моделей, обученных на 98 изображениях. Данные были разделены на тренировочную и тестовую выборки в пропорции 80/20. Контрольная группа – это результаты диагностики ишемии и некроза кишечника, полученные при имитации освещения операционного поля хирургической лампой белого света. Обучено около 20 моделей, которые должны точно выделять три класса: «ишемия», «здоровый кишечник» и «фон», минимизируя ложноположительные и ложноотрицательные результаты. Эффективность

сегментации оценивалась с помощью коэффициента Жаккара (IoU), стандартного показателя для оценки качества сегментации. Модели обучались с использованием библиотек Python: «Segmentation Models», «Keras» и «NumPy». Изображения размещались на три класса: «ишемия», «здоровый кишечник» и «фон». Средний коэффициент Жаккара [22] для освещения стандартной операционной лампы составил  $0,814 \pm 0,010$ , в то время как для спектра света, предложенного экспертами, этот показатель увеличился до  $0,823 \pm 0,019$  (рис. 5).



**Рис. 5.** Результаты анализа точности сегментации тканей кишечника при использовании полихроматического освещения (цветной источник света) и стандартного белого света (операционная лампа)

**Fig. 5.** Results of the analysis on the accuracy of segmentation of intestinal tissues using polychromatic lighting (color light source) and standard white light (surgical lamp)

Использование оптимизированного освещения повысило точность распознавания на моделях, обученных с его применением. Это подтверждает, что применение более информативного спектрального состава света улучшает визуализацию ишемических изменений в кишечной ткани, что усиливает диагностическую ценность метода. Морфологическое исследование показало, что через 1, 6 и 12 часов после наложения лигатуры в тканях кишечной стенки происходят значительные изменения. Через 1 час наблюдается десквамация эпителия и отек ворсинок, в слизистой оболочке – лимфогистиоцитарная инфильтрация, а в подслизистом слое – полнокровие сосудов, что соответствует второй степени ишемии. Через 6 часов возникает диффузный некроз ворсинок с геморрагическим компонентом и деструкцией крипт, отек и полиморфноклеточная инфильтрация в подслизистом слое, а сосуды становятся расширенными с явлениями сладжа, что соответствует пятой–шестой степени ишемии. Через 12 часов стенка кишки некротизируется, что говорит о необратимых изменениях.

## ОБСУЖДЕНИЕ

Сегодня в клинической практике отсутствует универсальный и общедоступный метод оценки жизнеспособности кишечной ткани, который мог бы быть эффективно применен в ходе оперативных вмешательств. Существующие традиционные методы интраоперационной визуальной оценки состояния кишечной стенки, основанные на макроскопических критериях (таких как цвет, перистальтика, пульсация сосудов брыжейки), демонстрируют ограниченную прогностическую ценность в отношении диагностики ишемического некроза тканей. Эти методы

характеризуются недостаточной чувствительностью и специфичностью, что приводит к значительному количеству ложноположительных и ложноотрицательных результатов при интерпретации изменений морфофункционального состояния кишечной стенки. Ложноположительные результаты могут стать причиной необоснованной резекции кишечника, что увеличивает риск послеоперационных осложнений, таких как синдром короткой кишки, нарушение нутритивного статуса и развитие спаечной болезни. Ложноотрицательные результаты, напротив, могут привести к сохранению нежизнеспособных участков кишечника, что чревато прогрессированием ишемии, перфорацией стенки кишки и развитием перитонита. В настоящее время предложен ряд альтернативных методов оценки жизнеспособности кишечника, включая флуоресцентную ангиографию с использованием индоцианина зеленого, лазерную доплеровскую флюметрию, спектрофотометрию, а также оценку тканевого pH и уровня маркеров ишемии. Однако каждый из этих методов имеет свои ограничения, связанные с доступностью оборудования, сложностью интерпретации данных, необходимостью дополнительного обучения персонала и высокой стоимостью. Таким образом, многообразие существующих подходов подчеркивает актуальность дальнейших исследований, направленных на разработку оптимального метода оценки жизнеспособности кишечника. Идеальный метод должен сочетать в себе высокую диагностическую точность, доступность в условиях экстренной хирургии, простоту использования, минимальную инвазивность и экономическую целесообразность. Внедрение такого метода в клиническую практику позволит снизить частоту послеоперационных осложнений, улучшить прогноз и качество жизни пациентов, а также оптимизировать тактику хирургического лечения при патологиях, сопровождающихся ишемией кишечника.

В ходе нашего исследования установлено, что использование гиперспектральной визуализации предоставляет возможность получения информации о состоянии микроциркуляции крови в тканях кишечной стенки через оценку показателя тканевой сатурации. Гиперспектральная визуализация обеспечивает высокую точность и объективность диагностики в режиме реального времени, что делает ее ценным инструментом для интраоперационного мониторинга и определения тактики хирургического вмешательства [23]. Применение светодиодного излучателя с различными спектрально-цветовыми характеристиками способствует улучшению визуальной интерпретации ишемических и некротических изменений в тканях кишечной стенки. Важно определить показания для применения гиперспектральной визуализации и ее место в диагностическом алгоритме острой ишемии кишечника. Также необходимо внедрить контрастное освещение в рутинную хирургическую практику.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Основываясь на мнении группы хирургов-экспертов, было выбрано оптимальное спектральное освещение, позволяющее более точно идентифицировать набор визуализационных признаков жизнеспособности кишечной ткани по методике Керте. Использование гиперспектральной визуализации предоставляет возможность проведения неинвазивной и объективной интраоперационной оценки характера ишемического повреждения стенки кишечника, исключая необходимость применения экзогенных флуоресцентных препаратов. Таким образом, интеграция гиперспектральной визуализации и контрастного освещения биологических тканей в клиническую практику создает новые перспективы для совершенствования диагностики и лечения патологий, связанных с нарушением мезентериального кровообращения.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Zachariah S.K. Adult necrotizing enterocolitis and non occlusive mesenteric ischemia. *J. Emergencies, Trauma Shock.* 2011; 4 (3): 430–432. DOI: 10.4103/0974-2700.83881
2. Ярошук С.А., Баранов А.И., Каташева Л.Ю., Лещин Я.М. Острая мезентериальная ишемия: подходы к диагностике и оперативному лечению. *Медицина в Кузбассе.* 2018; 17 (2): 35–42.
3. Маев И.В., Войновский Е.А., Луцевич О.Э., Вьючнова Е.С., Урбанович А.С., Дичева Д.Т., Лебедева Е.Г., Андреев Д.Н., Морозова А.В., Суркова О.А., Верюгина Н.И. Острая кишечная непроходимость (методические рекомендации). *Доказательная гастроэнтерология.* 2013; (1): 36–51.
4. Руководство по неотложной хирургии органов брюшной полости. *Руководство для врачей.* 2-е изд. Под. ред. Савельева В.С. М.: МИА; 2020.
5. Urbanavičius L., Pattyn P., Putte D.V., Venskutonis D. How to assess intestinal viability during surgery: A review of techniques. *World J Gastrointest Surg.* 2011; 3(5): 59–69. DOI: 10.4240/wjgs.v3.i5.59
6. Bryski M.G., Frenzel Sulyok L.G., Kaplan L., Singhal S., Kating J.J. Techniques for intraoperative evaluation of bowel viability in mesenteric ischemia: A review. *Am. J. Surg.* 2020; 220 (2): 309–315. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2020.01.042
7. Родин А.В., Плешков В.Г. Интраоперационная оценка жизнеспособности кишки при острой кишечной непроходимости. *Вестник Смоленской государственной медицинской академии.* 2016; 15 (1): 75–82.
8. Шаповальянц С.Г., Ларичев С.Е., Сажин А.В., Щеголев А.А., Гуляев А.А., Бебуришили А.Г., Прутков М.И., Шулупто А.М., Дарвин В.В. Национальные клинические рекомендации «Острая неопухолевая кишечная непроходимость». Приняты на XII Съезде хирургов России «Актуальные вопросы хирургии», Ростов-на-Дону, 7–9 октября. Ростов-на-Дону, 2015. 36 р.
9. Karliczek A., Harlaar N.J., Zeebregts C.J., Wiggers T., Baas P.C., van Dam G.M. Surgeons lack predictive accuracy for anastomotic leakage in gastrointestinal surgery. *Int J Colorectal Dis.* 2009; 24 (5): 569–76. DOI: 10.1007/s00384-009-0658-6
10. Адаменков Н.А., Мамошин А.В., Дремин В.В., Потапова Е.В., Шуплецов В.В., Горюнов И.А., Палалов А.А., Дунаев А.В. Оценка перфузии кишечной стенки в условиях ишемии с применением метода гиперспектральной визуализации. *Оперативная хирургия и клиническая анатомия (Пироговский научный журнал).* 2024; 8 (1): 5–13. DOI: 10.17116/operhirurg202480115
11. Дунаев А.В. Мультимодальная оптическая диагностика микроциркуляторно-тканевых систем организма человека: *монография.* Старый Оскол: ТНТ; 2022. [440].
12. Аладов А.В., Валюхов В.П., Закгейм А.Л., Купцов В.Д., Мамошин А.В., Потапова Е.В., Черняков А.Е., Фотиади А.Э. Оптимизация освещения операционного поля с целью получения максимального контраста при визуализации биологических объектов. *Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки.* 2019; 12 (4): 79–88. DOI: 10.18721/JPM.12408
13. Mamoshin A.V., Alyanov A.L., Seryogina E.S., Potapova E.V., Dunaev A.V., Ivanov A.V., Aladov A.V.. Possibilities of using dynamically controlled semiconductor light sources during surgical operations. *EEE International Conference on Electrical Engineering and Photonics.* 2018; 22: 288–291. DOI: 10.1109/EExPolytech.2018.8564383
14. Аладов А.В., Валюхов В.П., Закгейм А.Л., Купцов В.Д., Мамошин А.В., Потапова Е.В., Черняков А.Е., Фотиади А.Э. Оптимизация освещения операционного поля с целью получения максимального контраста при визуализации биологических объектов. *Научно-технические ведомости СПбГПУ. Физико-математические науки.* 2019. 12 (4): 79–88. DOI: 10.18721/JPM.12408
15. Kurabuchi Y., Nakano K., Ohnishi T., Nakahuchi T., Hauita-Kasari M., Haneishi H. Optimization of Surgical Illuminant Spectra for Organ Microstructure Visualization. *IEEE Access.* 2019; 7: 70733–70741. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2919451
16. Dremin V.V., Zhrebtssov E.A., Popov A.P., Meglinski I.V., Bykov A.V. Hyperspectral imaging of diabetes mellitus skin complications. In *Biomedical Photonics for Diabetes Research.* 2022; 177–195.
17. Dremin V.V., Marcinkevics Z., Zhrebtssov E.A., Popov A.P., Grabovskis A., Kronberga H., Geldnere K., Doronin A.A., Meglinski I.V. Bykov A.V. Skin complications of diabetes mellitus revealed by polarized hyperspectral imaging and machine learning. *IEEE Transactions on Medical Imaging.* 2021; 40 (4): 1207–1216. DOI: 10.1109/TMI.2021.3049591
18. Zhrebtssov E.A., Dremin V.V., Popov A.P., Doronin A.A., Kurakina D., Kirillin M., Meglinski I.V., Bykov A.V. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks. *Biomedical optics express.* 2019; 10 (7): 3545–3559.
19. Zimmermann A. The role of intraoperative hyperspectral imaging (HSI) in colon interposition after esophagectomy. *BMC surgery.* 2023; 2 (23): 47. DOI: 10.1186/s12893-023-01946-3
20. Potapova E.V., Dremin V.V., Zhrebtssov E.A., Makovik I.N., Zhrebtssova A.I., Dunaev A.V., Muradyan V.F. Evaluation of microcirculatory disturbances in patients with rheumatic diseases by the method of diffuse reflectance spectroscopy. *Hum Physiol.* 2017; 43: 222–228. DOI: 10.1134/S036211971702013X
21. Bertacco A., Dehner C.A., Caturegli G., D'Amico F., Morotti R., Rodriguez M.I., Mulligan D.C., Kriegel M.A., Geibel J.P.

- Modulation of Intestinal Microbiome Prevents Intestinal Ischemic Injury. *Front. Physiol.* 2017; 8: 1064. DOI: 10.3389/fphys.2017.01064
22. Cancaco J., Winokur E.J. Mesenteric Ischemia: Concepts of Care for the Bedside Nurse. *Gastroenterol Nurs.* 2018; 41 (4): 305–311. DOI: 10.1097/SGA.0000000000000329
  23. Zhrebtssov E.A., Dremin V.V., Popov A.P., Doronin A.A., Kurakina D., Kirillin M., Bykov A.V. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks. *Biomedical optics express.* 2019; 10 (7): 3545–3559.
- ## REFERENCES
1. Zachariah S.K. Adult necrotizing enterocolitis and non occlusive mesenteric ischemia. *J. Emergencies, Trauma Shock.* 2011; 4 (3): 430–432. DOI: 10.4103/0974-2700.83881
  2. Yaroshuk S.A., Baranov A.I., Katasheva L.Yu., Leshishin Ya.M. Ostraya mezenterial'naya ishemiya: podxody' k diagnostike i operativnomu lecheniyu. *Medicina v Kuzbasse.* 2018; 17 (2): 35–42. (In Russ.).
  3. Maev I.V., Vojnovskij E.A., Lucevich O.E., V'yuchnova E.S., Urbanovich A.S., Dicheva D.T., Lebedeva E.G., Andreev D.N., Morozova A.V., Surkova O.A., Veryugina N.I. Acute intestinal obstruction (the guidelines). *Russian Journal of Evidence-Based Gastroenterology.* 2013; (1): 36–51. (In Russ.).
  4. Rukovodstvo po neotlozhnoj xirurgii organov bryushnoj polosti. *Rukovodstvo dlya vrachej. 2-e izdanie.* Pod. red. VS Savel'eva. Moscow: MIA; 2020. (In Russ.).
  5. Urbanavičius L., Pattyn P., Putte DV., Venskutonis D. How to assess intestinal viability during surgery: A review of techniques. *World J Gastrointest Surg.* 2011; 3(5): 59–69. DOI: 10.4240/wjgs.v3.i5.59
  6. Bryski M.G., Frenzel Sulyok L.G., Kaplan L., Singhal S., Keating J.J. Techniques for intraoperative evaluation of bowel viability in mesenteric ischemia: A review. *Am. J. Surg.* 2020; 220 (2): 309–315. DOI: 10.1016/j.amjsurg.2020.01.042
  7. Rodin A.V., Pleshkov V.G. Intraoperacionnaya ocenka zhiznesposobnosti kishki pri ostroj kishechnoj neproxodimosti. *Vestnik Smolenskoi gosudarstvennoi meditsinskoi akademii.* 2016; 15 (1): 75–82. (In Russ.).
  8. Shapovalyants S.G., Larichev S.E., Sazhin A.V., Shchegolev A.A., Gulyaev A.A., Beburishvili A.G., Prutkov M.I., Shulutko A.M., Darwin V.V. National clinical recommendations “Acute non-tumour intestinal obstruction”. Adopted at the XII Congress of Surgeons of Russia “Topical issues of surgery”, Rostov-on-Don, 7–9 Oct. Rostov-na-Donu; 2015. 36 p. (In Russ.).
  9. Karliczek A., Harlaar N.J., Zeebregts C.J., Wiggers T., Baas P.C., van Dam G.M. Surgeons lack predictive accuracy for anastomotic leakage in gastrointestinal surgery. *Int J Colorectal Dis.* 2009; 24 (5): 569–76. DOI: 10.1007/s00384-009-0658-6
  10. Adamenkov N.A., Mamoshin A.V., Dremin V.V., Potapova E.V., Shuplevcov V.V., Goryunov I.A., Palalov A.A., Dunaev A.V. Assessment of intestinal wall perfusion under ischemic conditions using hyperspectral imaging. *Russian Journal of Operative Surgery and Clinical Anatomy.* 2024;8(1):5-13. (In Russ.). DOI: 10.17116/operhirurg202480115
  11. Dunaev A.V. Multimodalnaya opticheskaya diagnostika mikrocirkulyatorno-tkanevyh sistem organizma cheloveka: monografiya. Stary Oskol: TNT; 2022. [440] (In Russ.).
  12. Aladov A.V., Valyukhov V.P., Zakgeim A.L., Kuptsov V.D., Mamoshin A.V., Potapova E.V., Chernyakov A.E., Fotiadi A.E. Optimization of surgical field illumination to maximize the contrast when biological objects being visualized, *St. Petersburg Polytechnical State University Journal. Physics and Mathematics.* 2019; 12 (4): 79–88. (In Russ.). DOI: 10.18721/JPM.12408
  13. Mamoshin A.V., Alyanov A.L., Seryogina E.S., Potapova E.V., Dunaev A.V., Ivanov A.V., Aladov A.V. Possibilities of using dynamically controlled semiconductor light sources during surgical operations. *EEE International Conference on Electrical Engineering and Photonics.* 2018; 22: 288–291. DOI: 10.1109/EEExPolytech.2018.8564383
  14. Аладов А.В., Валюхов В.П., Закгейм А.Л., Купцов В.Д., Мамошин А.В., Потапова Е.В., Черняков А.Е., Фотиади А.Э. Оптимизация освещения операционного поля с целью получения максимального контраста при визуализации биологических объектов // Научно-технические ведомости СПбГПУ. *Физико-математические науки.* 2019. 12 (4): 79–88. (In Russ.). DOI: 10.18721/JPM.12408
  15. Kurabuchi Y., Nakano K., Ohnishi T., Nakahuchi T., Hatta-Kasari M., Haneishi H. Optimization of Surgical Illuminant Spectra for Organ Microstructure Visualization. *IEEE Access.* 2019; 7: 70733–70741. DOI: 10.1109/ACCESS.2019.2919451
  16. Dremin V.V., Zhrebtssov E.A., Popov A.P., Meglinski I.V., Bykov A.V. Hyperspectral imaging of diabetes mellitus skin complications. *In Biomedical Photonics for Diabetes Research.* 2022; 177–195.
  17. Dremin V.V., Marcinkevics Z., Zhrebtssov E.A., Popov A.P., Grabovskis A., Kronberga H., Geldnere K., Doronin A.A., Meglinski I.V., Bykov A.V. Skin complications of diabetes mellitus revealed by polarized hyperspectral imaging and machine learning. *IEEE Transactions on Medical Imaging.* 2021; 40 (4): 1207–1216. DOI: 10.1109/TMI.2021.3049591
  18. Zhrebtssov E.A., Dremin V.V., Popov A.P., Doronin A.A., Kurakina D., Kirillin M., Meglinski I.V., Bykov A.V. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks. *Biomedical optics express.* 2019; 10 (7): 3545–3559.
  19. Zimmermann A. The role of intraoperative hyperspectral imaging (HSI) in colon interposition after esophagectomy. *BMC surgery.* 2023; 2 (23): 47. DOI: 10.1186/s12893-023-01946-3
  20. Potapova E.V., Dremin V.V., Zhrebtssov E.A., Makovik I.N., Zhrebtssova A.I., Dunaev A.V., Muradyan V.F. Evaluation of microcirculatory disturbances in patients with rheumatic diseases by the method of diffuse reflectance spectroscopy. *Hum Physiol.* 2017; 43: 222–228. DOI: 10.1134/S036211971702013X
  21. Bertacco A., Dehner C.A., Caturegli G., D'Amico F., Morotti R., Rodriguez M.I., Mulligan D.C., Kriegel M.A., Geibel J.P. Modulation of Intestinal Microbiome Prevents Intestinal Ischemic Injury. *Front. Physiol.* 2017; 8: 1064. DOI: 10.3389/fphys.2017.01064
  22. Cancaco J., Winokur E.J. Mesenteric Ischemia: Concepts of Care for the Bedside Nurse. *Gastroenterol Nurs.* 2018; 41 (4): 305–311. DOI: 10.1097/SGA.0000000000000329
  23. Zhrebtssov E.A., Dremin V.V., Popov A.P., Doronin A.A., Kurakina D., Kirillin M., Bykov A.V. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks. *Biomedical optics express.* 2019; 10 (7): 3545–3559.

**Конфликт интересов**

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Conflict of interest**

The authors declare no conflict of interest.

**Сведения об авторах**

**Адаменков Никита Алексеевич** – врач-хирург хирургического отделения БУЗ Орловской области «Орловская областная клиническая больница»; аспирант кафедры специализированных хирургических дисциплин медицинского института ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»; e-mail: nikita-ad@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0238-2941>

**Мамошин Андриан Валерьевич** – доктор медицинских наук, доцент, старший научный сотрудник отделения абдоминальной хирургии отдела торакоабдоминальной онкологии ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр хирургии имени А.В. Вишневского»; профессор кафедры специализированных хирургических дисциплин медицинского института, старший научный сотрудник научно-технологического центра биомедицинской фотоники ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»; e-mail: dr.mamoshin@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1787-5156>

**Дрёмин Виктор Владимирович** – кандидат технических наук, старший научный сотрудник научно-технологического центра биомедицинской фотоники, доцент кафедры приборостроения, метрологии и сертификации ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»; e-mail: dremin\_viktor@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6974-3505>

**Потапова Елена Владимировна** – кандидат технических наук, доцент, старший научный сотрудник научно-технологического центра биомедицинской фотоники, доцент кафедры приборостроения, метрологии и сертификации ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»; e-mail: potapova\_ev\_ogu@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9227-6308>

**Шуплецов Валерий Витальевич** – стажер-исследователь научно-технологического центра биомедицинской фотоники, аспирант кафедры приборостроения, метрологии и сертификации ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»; e-mail: valery.shupletsov@bmecenter.ru; ORCID: <https://orcid.org/0009-0006-0024-8518>

**Горюнов Илья Андреевич** – лаборант лаборатории клеточной физиологии и патологии научно-технологического центра биомедицинской фотоники, магистрант кафедры приборостроения, метрологии и сертификации ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»; e-mail: goryunow.il@yandex.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6258-545X>

**Аладов Андрей Вальменович** – кандидат технических наук, старший научный сотрудник научно-технологического центра микроэлектроники и субмикронных гетероструктур Российской академии наук; e-mail: aladov@mail.ioffe.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8009-7647>

**Черняков Антон Евгеньевич** – кандидат физико-математических наук, старший научный сотрудник ФГБУН «Научно-технологический центр микроэлектроники и субмикронных гетероструктур Российской академии

наук»; e-mail: chernyakovanton@yandex.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8153-9512>

**Дунаев Андрей Валерьевич** – доктор технических наук, доцент, ведущий научный сотрудник научно-технологического центра биомедицинской фотоники, профессор кафедры приборостроения, метрологии и сертификации ФГБОУ ВО «Орловский государственный университет имени И.С. Тургенева»; e-mail: dunaev@bmecenter.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4431-6288>

**Information about the authors:**

**Nikita A. Adamenkov** – surgeon of the surgical department, Orel Regional Clinical Hospital; post-graduate student of the Department of Specialized Surgical Disciplines, Medical Institute of Orel State University; e-mail: nikita-ad@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0238-2941>

**Andrian V. Mamoshin** – Dr. Sci. (Med.), Associate Professor, senior researcher at the department of abdominal surgery in National Medical Research Center of Surgery named after A.V. Vishnevsky; Professor of the department of specialized surgical disciplines, Medical Institute; senior researcher at Research and Development Center of Biomedical Photonics, Orel State University; e-mail: dr.mamoshin@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-1787-5156>

**Viktor V. Dremin** – Cand. Sci. (Tech.), senior researcher at Research and Development Center of Biomedical Photonics; Associate Professor at the department of Instrumentation, Metrology and Certification in the Orel State University; e-mail: dremin\_viktor@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-6974-3505>

**Elena V. Potapova** – Cand. Sci. (Tech.), senior researcher at the Research and Development Center of Biomedical Photonics; Associate Professor of Instrumentation, Metrology and Certification Department, Orel State University; e-mail: potapova\_ev\_ogu@mail.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-9227-6308>

**Valery V. Shupletsov** – research assistant of the Research and Development Center of Biomedical Photonics post-graduate student of Instrumentation, Metrology and Certification Department in Orel State University; e-mail: valery.shupletsov@bmecenter.ru; ORCID: <https://orcid.org/0009-0006-0024-8518>

**Iliya A. Goryunov** – laboratory assistant of Cell Physiology and Pathology Laboratory in the Research and Development Center of Biomedical Photonics; student in the Instrumentation, Metrology and Certification Department of Orel State University; e-mail: goryunow.il@yandex.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-6258-545X>

**Andrey V. Aladov** – Cand. Sci. (Tech.), senior researcher at the Scientific and Technological Center for Microelectronics and Submicron Heterostructures of the Russian Academy of Sciences; e-mail: aladov@mail.ioffe.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0001-8009-7647>

**Anton E. Chernyakov** – Cand. Sci. (Physics & Mathematics), senior researcher at the Scientific and Technological Center for Microelectronics and Submicron Heterostructures of the Russian Academy of Sciences; e-mail: chernyakovanton@yandex.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-8153-9512>

**Andrey V. Dunaev** – Dr. Sci. (Tech.), leading researcher at the Research and Development Center of Biomedical Photonics; Professor at the Instrumentation, Metrology and Certification Department, Orel State University; e-mail: dunaev@bmecenter.ru; ORCID: <https://orcid.org/0000-0003-4431-6288>