

ПРОКТОЛОГИЯ

<https://doi.org/10.17238/2072-3180-2026-2-123-134>

УДК 617.55-007.43.

© Самарцев В.А., Пахомов И.А., Черепенин М.Ю., Попов Д.Е., Траль Т.Г., Толибова Г.Х., 2026



Оригинальная статья / Original article

СРАВНИТЕЛЬНАЯ МОРФОЛОГИЧЕСКАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ТЕРМИЧЕСКОГО ПОВРЕЖДЕНИЯ ТКАНЕЙ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ РАЗЛИЧНЫХ ВИДОВ ХИРУРГИЧЕСКОЙ ЭНЕРГИИ В ЛЕЧЕНИИ ГЕМОРРОИДАЛЬНОЙ БОЛЕЗНИ

В.А. САМАРЦЕВ², И.А. ПАХОМОВ¹, М.Ю. ЧЕРЕПЕНИН³, Д.Е. ПОПОВ⁴, Т.Г. ТРАЛЬ^{5,6}, Г.Х. ТОЛИБОВА^{5,7}

¹ Клиника Grandmed. 190031, Санкт-Петербург, Россия

² ФГБОУ ВО ПГМУ им. академика Е.А. Вагнера Минздрава России, 614990, Пермь, Россия

³ ФГАОУ ВО РНИМУ им. Н.И. Пирогова Минздрава России, 117997, Москва, Россия

⁴ ФГБОУ ВО ПСПбГМУ им. академика И.П. Павлова Минздрава России, 197022, Санкт-Петербург, Россия

⁵ Научно-исследовательский институт акушерства, гинекологии и репродуктологии им. Д.О. Отта, 199034, Санкт-Петербург, Россия

⁶ ФГБОУ ВО "Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет" Министерства здравоохранения Российской Федерации, 194100, Санкт-Петербург, Россия

⁷ ФГБОУ ВО "Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова" Министерства здравоохранения Российской Федерации. 191015, Санкт-Петербург, Россия

Аннотация

Введение. Травматичность оперативного вмешательства при лечении геморроидальной болезни (ГБ) остается одной из ключевых проблем колопроктологии. Выраженность болевого синдрома, скорость заживления и риск послеоперационных осложнений напрямую зависят от глубины и характера термического повреждения тканей, возникающего при использовании различных видов хирургической энергии.

Цель исследования. Провести сравнительный анализ глубины, морфологических и гистохимических характеристик термического повреждения ткани геморроидальных узлов при использовании монополярного коагулятора, диодного (1,5 мкм), 2-микронного и СО₂-лазеров, а также оценить влияние инфильтрационной анестезии как протективного фактора.

Материалы и методы. В исследование включено 90 геморроидальных узлов, удаленных интраоперационно с применением различных видов хирургической энергии. Материал разделен на три группы: 1-я группа (n=40) – СО₂-лазер; 2-я группа (n=22) – монополярный коагулятор; 3-я группа (n=28) – диодный и 2-микронный лазеры. Проведено гистологическое исследование с оценкой общих морфологических характеристик, состояния сосудистого русла, стромальных изменений, воспалительной инфильтрации, а также измерением глубины коагуляционного некроза. Дополнительно выполнен анализ литературных данных о физических основах взаимодействия различных видов энергии с тканью и молекулярно-биологических механизмах репарации.

Результаты. Гистологическое исследование выявило во всех группах признаки отека дермы (умеренного – 87 %, выраженного – 13%), сосудистые изменения (тромбоз вен – 31 %, стаз эритроцитов – 40 %), очаги пролиферации фибробластов (18 %) и лимфоцитарную инфильтрацию (87 %). Анализ зон коагуляции показал существенные межгрупповые различия. Во 2-й группе (монополярный коагулятор) глубина повреждения варьировала от 0,27 до 0,82 мм, в 14 % случаев достигая 1,50–2,20 мм, с формированием тотального некроза и фокусов карбонизации. В 3-й группе (диодный и 2-мкм лазеры) глубина воздействия составила 0,11–0,75 мм (аномальные значения 1,30–1,68 мм в 7 %), отмечена частичная гомогенизация волокон при сохранении фрагментов сосудистого русла. Наилучшие показатели зафиксированы в 1-й группе (СО₂-лазер): глубина термического воздействия — 0,07–0,38 мм, лишь в 5 % случаев достигнув 0,40–0,48 мм; гистологически определялась наименьшая зона повреждения при полном отсутствии обугливания. Показана роль инфильтрационной анестезии с тумесценцией как фактора дополнительной защиты тканей за счет создания гидравлической «подушки» и рассеивания тепла (фотогидропрепаровка).

Заключение. Установлена прямая корреляция между типом хирургической энергии и объемом термического некроза. Монополярная электрокоагуляция вызывает наиболее обширное и глубокое повреждение с карбонизацией тканей. Диодный и 2-микронный лазеры обеспечивают промежуточную глубину коагуляции, достаточную для надежного гемостаза при сохранении регенераторного потенциала. СО₂-лазер в импульсном режиме демонстрирует минимальную зону некроза (до 0,38 мм) при отсутствии обугливания, что создает оптимальные условия для быстрой репарации. Дифференцированный подход к выбору источника энергии и использование фотогидропрепаровки позволяют минимизировать операционную травму, снизить риск стеноза анального канала и улучшить качество жизни пациентов.

Ключевые слова: геморроидальная болезнь, термическое повреждение, коагуляционный некроз, СО₂-лазер, диодный лазер, монополярный коагулятор, фотогидропрепаровка, инфильтрационная анестезия, репарация тканей.

Конфликт интересов: нет.

Для цитирования: Самарцев В.А., Пахомов И.А., Черепенин М.Ю., Попов Д.Е., Траль Т.Г., Толибова Г.Х. Сравнительная морфологическая характеристика термического повреждения тканей при использовании различных видов хирургической энергии в лечении геморроидальной болезни. *Московский хирургический журнал*. 2026. № 2. С. 123–134. <https://doi.org/10.17238/2072-3180-2026-2-123-134>

Вклад авторов: Все авторы внесли равноценный вклад в написание статьи.

COMPARATIVE MORPHOLOGICAL CHARACTERISTICS OF THERMAL TISSUE DAMAGE CAUSED BY THE USE OF VARIOUS TYPES OF SURGICAL ENERGY IN THE TREATMENT OF HEMORRHOIDAL DISEASE

VLADIMIR A. SAMARTSEV², IVAN A. PAKHOMOV¹, MIKHAIL Y. CHEREPENIN³, DMITRY E. POPOV⁴,
TATIANA G. TRAL^{5,6}, GULRUKHSOR H. TOLIBOVA^{5,7}

¹ *Grandmed Clinic. 190031, Saint Petersburg, Russia*

² *FGBOU VO PGMU named after Academician E.A. Wagner of the Ministry of Health of the Russian Federation, 614990, Perm, Russia*

³ *Pirogov Russian National Research Medical University, 117997, Moscow, Russia*

⁴ *The Pavlov Moscow State Medical University, Ministry of Health of the Russian Federation, 197022, Saint Petersburg, Russia*

⁵ *D.O. Ott Scientific Research Institute of Obstetrics, Gynecology and Reproductology, 199034, Saint Petersburg, Russia*

⁶ *Saint Petersburg State Pediatric Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation, 194100, Saint Petersburg, Russia*

⁷ *Northwestern State Medical University named after I.I. Mechnikov of the Ministry of Health of the Russian Federation. 191015, Saint Petersburg, Russia*

Abstract

Introduction. The invasiveness of surgical intervention in the treatment of hemorrhoidal disease (HD) remains one of the key challenges in coloproctology. The intensity of postoperative pain, healing rate, and risk of complications are directly dependent on the depth and nature of thermal tissue damage caused by different types of surgical energy.

Objective. To conduct a comparative analysis of the depth, morphological, and histochemical characteristics of thermal damage to hemorrhoidal tissue using a monopolar coagulator, diode (1,5 μm), 2-μm, and CO₂ lasers, as well as to evaluate the protective role of infiltration anesthesia.

Materials and Methods. The study included 90 hemorrhoidal specimens removed intraoperatively using different types of surgical energy. The material was divided into three groups: Group 1 (n=40) – CO₂ laser; Group 2 (n=22) – monopolar coagulator; Group 3 (n=28) – diode and 2-μm lasers. Histological examination was performed to assess general morphological characteristics, vascular status, stromal changes, inflammatory infiltration, and to measure the depth of coagulation necrosis. Additionally, a literature review was conducted on the physical principles of energy-tissue interaction and the molecular mechanisms of repair.

Results. Histological examination revealed signs of dermal edema (moderate – 87 %, severe – 13 %), vascular changes (venous thrombosis – 31 %, erythrocyte stasis – 40 %), foci of fibroblast proliferation (18 %), and lymphocytic infiltration (87 %) in all groups. Analysis of coagulation zones showed significant intergroup differences. In Group 2 (monopolar coagulator), the depth of damage ranged from 0,27 to 0,82 mm, reaching 1,50–2,20 mm in 14 % of cases, with the formation of total necrosis and foci of carbonization. In Group 3 (diode and 2-μm lasers), the depth of impact ranged from 0,11 to 0,75 mm (abnormal values of 1,30–1,68 mm in 7 %), with partial fiber homogenization and preservation of some vascular structures. The best results were observed in Group 1 (CO₂ laser): the depth of thermal effect ranged from 0,07 to 0,38 mm, reaching 0,40–0,48 mm in only 5 % of cases; histologically, it was characterized by the smallest damage zone and a complete absence of carbonization. The role of tumescent infiltration anesthesia as an additional tissue protective factor (photohydropreparation) was demonstrated.

Conclusion. A direct correlation was established between the type of surgical energy and the extent of thermal necrosis. Monopolar electrocoagulation causes the most extensive and deep damage with tissue carbonization. Diode and 2-μm lasers provide an intermediate coagulation depth, sufficient for reliable hemostasis while preserving regenerative potential. The CO₂ laser in pulsed mode demonstrates a minimal necrosis zone (up to 0,38 mm) without carbonization, creating optimal conditions for rapid repair. A differentiated approach to the choice of energy source and the use of photohydropreparation can minimize surgical trauma, reduce the risk of anal stenosis, and improve patients' quality of life.

Key words: hemorrhoidal disease, thermal damage, coagulation necrosis, CO₂ laser, diode laser, monopolar coagulator, photohydropreparation, infiltration anesthesia, tissue repair

Conflict of interests: none.

For citation: Samartsev V.A., Pakhomov I.A., Cherepenin M.Yu., Popov D.E., Tral T.G., Tolibova G.H. Comparative morphological characteristics of thermal tissue damage caused by the use of various types of surgical energy in the treatment of hemorrhoidal disease. *Moscow Surgical Journal*, 2026, № 2, pp. 123–134. <https://doi.org/10.17238/2072-3180-2026-2-123-134>

Contribution of the authors: All the authors have made an equal contribution to the writing of the article.

Введение

В современной колопроктологии одной из ключевых проблем остается травматичность оперативного вмешательства при лечении геморроидальной болезни (ГБ), поражающей, по разным данным, от 10 % до 40 % взрослого населения [1]. Выраженность послеоперационного болевого синдрома, скорость заживления раны, частота таких осложнений, как стеноз анального канала, и сроки реабилитации пациентов напрямую зависят от объема и глубины повреждения тканей во время операции [1, 2]. Несмотря на совершенствование хирургических техник, поиск оптимального баланса между радикальностью вмешательства и его травматичностью остается актуальной задачей. Помимо механической травмы, неизбежной при иссечении тканей, значительный вклад в патогенез послеоперационных осложнений вносит термическое воздействие, сопутствующее использованию электрохирургических и лазерных инструментов, применяемых для достижения гемостаза и рассечения тканей [2, 3]. Использование различных видов хирургической энергии всегда сопровождается образованием зоны термического поражения, и чем обширнее эта зона, тем более выражена воспалительная реакция, медленнее протекают репаративные процессы и выше риск формирования грубой рубцовой ткани, способной деформировать анальный канал [2, 3, 4]. Целью данной работы является углубленный сравнительный анализ данных о глубине, морфологических и гистохимических характеристиках термического повреждения тканей при использовании основных видов хирургического воздействия: традиционной моно- и биполярной электрокоагуляции, диодных лазеров с длиной волны 1,5 мкм и 2 мкм, а также углекислотного (CO₂) лазера, зарекомендовавшего себя как новый безопасный и эффективный современный метод лазерного лечения. Также рассматривается роль инфльтрационной анестезии в протекции тканей и молекулярно-биологические механизмы репарации, определяющие качество формирующегося рубца.

Физические основы взаимодействия различных видов энергии с биологической тканью

Понимание физики процесса является фундаментальным для объяснения различий в гистологической картине и клинических исходах. При электрохирургическом воздействии ткань нагревается за счет прохождения через нее высокочастотного переменного тока, что вызывает колебание заряженных внутриклеточных ионов, трение и, как следствие, выделение тепла. Коагулирующий эффект достигается относительно медленным нагревом ткани до температуры 60–100°C, что приводит к обезвоживанию, денатурации белков и коллагена, сморщиванию и тромбозу сосудов. Этот процесс неизбежно сопровождается образованием обширной зоны некроза, распространяющейся

вглубь и в стороны от электрода [3, 4]. При использовании монополярной коагуляции ток проходит через все тело пациента к пассивному электроду, что создает риск непредсказуемого повреждения тканей на пути тока. Биполярная коагуляция, где ток замыкается между двумя браншами инструмента, обеспечивает более локальное воздействие, но также формирует зону некроза, ширина которой может достигать нескольких миллиметров [5].

В основе лазерной хирургии лежит принцип селективного фототермолиза, где энергия монохроматического когерентного света определенной длины волны избирательно поглощается конкретным тканевым хромофором (вода, гемоглобин, меланин). Глубина проникновения излучения и, соответственно, зона термического повреждения напрямую зависят от коэффициента поглощения света данным хромофором [5]. Для CO₂-лазера с длиной волны 10 600 нм основным хромофором является вода, имеющая в этом инфракрасном диапазоне пиковый коэффициент поглощения. Энергия лазерного импульса поглощается практически мгновенно в поверхностном слое толщиной всего 0,03–0,1 мм, вызывая взрывообразное вскипание внутриклеточной и внеклеточной воды и мгновенное испарение (абляцию) клеток. Из-за чрезвычайно малого времени взаимодействия (менее 1 миллисекунды в импульсном режиме) теплопередача в окружающие ткани (теплопроводность) минимальна, что обеспечивает уникальную прецизионность разреза [5, 6, 7].

Диодные лазеры с длинами волн 1,5 мкм и 2 мкм также используют воду в качестве основного хромофора, однако коэффициент поглощения воды на этих длинах волн в десятки и сотни раз ниже, чем для излучения CO₂-лазера. Это позволяет излучению проникать в ткань на значительно большую глубину – от 1 до 3–5 мм [8, 9]. В результате энергия распределяется в объеме ткани, равномерно прогревая ее до температуры коагуляции. Такой эффект идеально подходит для «заваривания» достаточно крупных кровеносных и лимфатических сосудов, но неизбежно создает более обширную зону коагуляционного некроза по сравнению с CO₂-лазером. Лазер с длиной волны 2 мкм, занимая промежуточное положение по коэффициенту поглощения, формирует несколько меньшую зону коагуляции с более четкой границей по сравнению с лазером 1,5 мкм, приближаясь по своим характеристикам к импульсному CO₂-лазеру, но сохраняя способность к объемному гемостазу [4, 5].

Зона термического повреждения: морфологическая и гистохимическая характеристика

При любом термическом воздействии в ране гистологически выделяют несколько концентрических зон. Центральная зона – зона карбонизации (обугливания) – наиболее выражена при электрокоагуляции и представляет собой нежизнеспособный углеродный остаток, который служит субстратом для бактерий и замедляет заживление.

Следующая зона – зона коагуляционного некроза – область необратимого повреждения клеток с денатурацией белков и разрушением клеточных мембран. Ширина этой зоны является ключевым морфологическим показателем травматичности метода. Периферическая зона, контузии и паранекроза, – область с обратимыми изменениями, отеком и нарушением микроциркуляции, судьба которой зависит от баланса повреждающих и репаративных факторов [5].

Помимо непосредственной глубины некроза, критически важным аспектом, определяющим отдаленный функциональный результат, является качество последующей регенерации и характер фиброгенеза в зоне повреждения. Термическое воздействие не просто уничтожает клетки, но и запускает сложный каскад молекулярно-клеточных реакций, формирующих микроокружение раны. Лазерное излучение, в зависимости от длины волны и режима, способно не только вызывать абляцию или коагуляцию, но и модулировать эти процессы. В частности, в зоне контузии, прилегающей к зоне некроза, наблюдаются явления паранекроза и активируются стресс-индуцибельные сигнальные пути, которые могут либо способствовать восстановлению, либо усугублять повреждение. Ключевую роль в этом играют баланс синтеза и деградации компонентов внеклеточного матрикса, прежде всего коллагена, а также активность клеток-эффекторов репарации – фибробластов и миофибробластов [5–10].

Экспериментальные данные, полученные на модели хронической раны, убедительно демонстрируют, что выбор метода стимуляции регенерации значимо влияет на направленность фиброгенеза. Так, при использовании лазерного воздействия (1560 нм) процессы фиброгенеза активируются уже на 5-е сутки, что выражается в повышенном синтезе прочного коллагена I типа, тогда как синтез менее прочного коллагена III типа, характерного для ранних стадий ремоделирования, остается минимальным. Это приводит к высокому соотношению коллаген I/коллаген III, что морфологически соответствует формированию прочной, но потенциально менее эластичной рубцовой ткани. Интересно, что применение клеточных технологий (мезенхимальные стромальные клетки, лейкоцитарно-тромбоцитарный концентрат) модулирует этот процесс в сторону более длительного сохранения пула коллагена III типа, обеспечивая формирование более эластичного регенерата [11].

Морфологические исследования, включающие классическую окраску гематоксилин-эозином для оценки общей структуры ткани и окраску пикрофуксином по Ван-Гизону для избирательного выявления коллагеновых волокон, позволяют объективно оценить эти зоны. Электрокоагуляция, согласно многочисленным экспериментальным и клиническим исследованиям, приводит к формированию наиболее обширной и непредсказуемой зоны коагуляционного некроза, ширина которой может достигать 2–5 мм и более, особенно при использовании монополярных инструментов [5, 10]. Ги-

стологическая картина в зоне воздействия характеризуется бесструктурной эозинофильной массой с фрагментами обугленных клеток (карбонизированный детрит), обширным геморрагическим пропитыванием и выраженным перифокальным отеком. Воспалительная реакция носит распространенный характер, фазы экссудации и пролиферации затянуты, что клинически проявляется интенсивным болевым синдромом, длительной экссудацией из раны, замедленной репарацией и высоким риском формирования грубого, малоэластичного рубца и, как следствие, стеноза анального канала [5, 10].

Диодные лазеры с длинами волн 1,5 и 2 мкм обеспечивают объемную коагуляцию геморроидальной ткани [8]. Гистологически зона воздействия представляет собой участок коагуляционного некроза округлой или овоидной формы с относительно ровными границами. При этом лазер с длиной волны 2 мкм, благодаря более высокому коэффициенту поглощения водой, формирует несколько меньшую зону коагуляции с более четкой демаркационной линией по сравнению с лазером 1,5 мкм. Это создает предпосылки для более быстрого отторжения некротизированных тканей и менее выраженного воспаления. Тем не менее, оба метода образуют зону некроза, значительно превышающую таковую при использовании прецизионного CO₂-лазера.

Углекислотный лазер занимает уникальное место в хирургии благодаря своей способности к прецизионной абляции с минимальной зоной термического повреждения, которая при оптимальных настройках составляет всего 0,05–0,5 мм [5, 6, 7]. Критическое значение для минимизации повреждения имеет режим работы лазера. Непрерывный режим генерации, даже при малой мощности, может приводить к накоплению тепла в ткани (эффекту «теплового резервуара») и расширению зоны коагуляционного некроза за счет теплопроводности. В отличие от этого, импульсный режим (или режим SuperPulse), при котором каждый короткий импульс обладает очень высокой пиковой мощностью, мгновенно испаряет ткань, а в паузе между импульсами, длительность которой превышает время термической релаксации ткани (около 300–500 мкс), происходит эффективное рассеивание избыточного тепла [2, 7]. Это позволяет добиться максимально чистого и «холодного» разреза, сопоставимого по точности со скальпелем. Использование параметров мощности 6 Вт и частоты следования импульсов 80 Гц в импульсном режиме, как в ряде клинических протоколов с аппаратом Дека, является клинически и экспериментально обоснованным для удержания зоны термического некроза в пределах 100–200 мкм.

Дополнительные защитные механизмы подлежащих тканей в зоне лазерного воздействия

Дополнительным мощным фактором защиты подлежащих тканей при CO₂-лазерном воздействии является инфильтрационная анестезия с тумесценцией. Введение

значительного объема анестетика (например, раствора лидокаина с адреналином) в подслизистый и подкожный слои создает гидравлическую подушку – водную прослойку, которая увеличивает расстояние между удаляемыми патологическими тканями (например, геморроидальным узлом) и подлежащими структурами (сфинктером). Кроме того, вода в растворе обладает высокой теплоемкостью и эффективно оттягивает на себя тепловую энергию, рассеивая ее в объеме, что позволяет еще больше уменьшить зону бокового термического некроза и защитить анальный сфинктер от случайного перегрева [2, 5–8].

В проктологической практике, в частности, при геморроидэктомии, инфильтрационная анестезия часто выступает в качестве основного или важного компонента анестезиологического пособия, обеспечивая комфорт пациента и создавая условия для прецизионной работы хирурга, что особенно необходимо при использовании современных энергетических установок [11, 12]. А.А. Сазонов с соавторами подчеркивают, что именно адекватное обезболивание, наряду с атравматичной диссекцией тканей ультразвуковым скальпелем, позволяет минимизировать интраоперационный стресс и снизить интенсивность послеоперационного болевого синдрома, способствуя более гладкому течению раневого процесса и ускоренной реабилитации пациентов с геморроем [12].

Фотогидропрепаровка, объединяющая в себе преимущества инфильтрационной анестезии и лазерной диссекции, привлекает все больше внимания специалистов хирургического профиля. Данная техника представляет собой оригинальную методику диссекции тканей, впервые описанную в контексте лазерной хирургии еще в начале 1980-х годов. Согласно ранним работам О.К. Скобелкина с соавторами, метод был предложен для предотвращения термического повреждения трансплантата при заборе кожных лоскутов [11]. Суть фотогидропрепаровки заключается в комбинированном воздействии на ткани: гидравлический компонент (инфильтрация жидкостью) создает необходимый тканевой промежуток и отводит тепло, в то время как лазерное излучение осуществляет прецизионное рассечение с коагуляцией мелких сосудов. Исторически метод применялся в абдоминальной хирургии в сочетании со специальными инструментами для направления луча и защиты окружающих тканей, обеспечивая полный гемостаз, стерильность и даже «биологическую сварку» различных слоев желудка и кишечника [11].

В контексте современной колопроктологии, в частности лазерной геморроидэктомии, фотогидропрепаровка может рассматриваться как перспективная эволюция традиционной инфильтрационной анестезии. Если при стандартной инфильтрации раствор анестетика вводится преимущественно для обезболивания, то при фотогидропрепаровке гидравлический компонент выполняет несколько дополнительных функций. Во-первых, жидкость, введенная в подслизистый слой и окружающие геморроидальный узел ткани, создает

гидравлическую «подушку», увеличивающую расстояние между зоной лазерного воздействия и критически важными структурами, в частности, сфинктерным аппаратом. Во-вторых, наличие жидкости в тканях способствует рассеиванию тепла, снижая риск неконтролируемого термического повреждения и, как следствие, уменьшая зону коагуляционного некроза. Это напрямую коррелирует с данными исследований, подчеркивающих важность минимизации глубины некроза для благоприятного течения послеоперационного периода [12].

Современные подходы к лазерному лечению геморроя (LHP) уже включают элементы, близкие к фотогидропрепаровке. При LHP используется тонкое лазерное волокно (обычно диодный лазер с длиной волны 1470 нм), которое вводится в ткань геморроидального узла для коагуляции сосудистого сплетения изнутри. Энергия лазера вызывает сокращение коллагена и запечатывание сосудов, что приводит к уменьшению объема узла при сохранении вышележащей слизистой оболочки. Однако фотогидропрепаровка в ее классическом понимании – с активным использованием гидравлического препарирования как неотъемлемого компонента лазерной диссекции — в доступной литературе по геморроидэктомии описана недостаточно широко, что открывает поле для дальнейших исследований.

Экстраполируя успешный опыт применения CO₂-лазера в сочетании с инфильтрационной анестезией при лечении гипертрофических рубцов [13, 14], можно предположить, что внедрение принципов фотогидропрепаровки в практику лазерной геморроидэктомии способно улучшить результаты лечения. Как показано в исследованиях Z.S. Keshk с коллегами, применение CO₂-лазера в сочетании с локальной анестезией позволяет добиться значимого клинического и гистопатологического улучшения рубцовой ткани с минимальным риском побочных эффектов [13]. Аналогичным образом, фотогидропрепаровка при геморроидэктомии могла бы обеспечить не только адекватное обезболивание, но и защиту окружающих тканей от термического воздействия, что особенно важно в аноректальной зоне с ее богатой иннервацией и высокой чувствительностью к боли. Более того, раннее вмешательство с использованием лазера, как показано в мета-анализе Q. Ji с соавторами, дает наилучшие результаты при лечении рубцов [15]. Вероятно, своевременное применение фотогидропрепаровки при геморроидэктомии также могло бы способствовать более быстрой и комфортной реабилитации пациентов.

Таким образом, фотогидропрепаровка представляет собой метод с доказанной исторической эффективностью в хирургии, который в настоящее время ожидает своего полноценного внедрения и изучения в контексте лазерной геморроидэктомии. Сочетание гидравлической защиты тканей и прецизионного лазерного воздействия может стать следующим шагом в эволюции малоинвазивного лечения геморроя, обеспечивая не только надежное обезболивание,

но и улучшение функциональных и косметических результатов за счет минимизации термического повреждения и ускорения репаративных процессов. Дальнейшие клинические исследования, направленные на сравнение традиционной лазерной геморроидопластики и методики с применением фотогидропрепаровки, помогут определить оптимальные параметры воздействия и место данного метода в арсенале современного колопроктолога.

Сравнительный анализ и клинко-морфологические параллели

Проведенный анализ литературы позволяет выстроить четкую иерархию методов по степени и качеству термического повреждения тканей. Наибольшей травматичностью, самой широкой и непредсказуемой зоной коагуляционного некроза с выраженной карбонизацией и длительным воспалением обладает традиционная монополярная электрокоагуляция [2–10]. Ее применение в геморроидэктомии ассоциировано с наиболее интенсивным болевым синдромом, самым длительным периодом заживления и наивысшим риском формирования послеоперационного стеноза анального канала.

Диодные лазеры (1,5 и 2 мкм), обеспечивая надежную объемную коагуляцию геморроидальной паренхимы и сосудистых ножек, формируют зону некроза средней глубины. Это является физиологической основой для их применения в трансанальной дезартеризации и лазерной геморроидопластике (LHP, HeLP), где требуется именно объемное воздействие для редукции узла при минимальной травме слизистой. Меньшая зона некроза у 2-мкм лазера дает ему потенциальное преимущество перед 1,5-мкм лазером с точки зрения скорости заживления [2, 5, 7, 9].

Наименьшей зоной термического повреждения, исчисляемой микрометрами, и, следовательно, наименьшей травматичностью обладает CO₂-лазер, но только при работе в оптимальном импульсном режиме с высокой частотой следования и малой мощностью. Этот инструмент идеален для прецизионного иссечения наружных геморроидальных узлов, бахромок и кожных складок, где требуется чистота разреза, сопоставимая со скальпелем, но с дополнительным гемостатическим и биостимулирующим эффектом лазерного излучения [6, 7].

Эти морфологические различия имеют прямую и однозначную клиническую корреляцию. Меньшая зона некроза объясняет значительно менее выраженный болевой синдром, меньший послеоперационный отек, более быструю эпителизацию раны и более раннюю реабилитацию пациентов после CO₂-лазерной геморроидэктомии по сравнению с классической электрокоагуляционной операцией Миллигана-Моргана. Данные по БЭТ также убедительно подтверждают эту закономерность: целенаправленная минимизация термического повреждения ведет к драматическому снижению частоты болей и кровотечений по сравнению с традиционными и даже другими малоинвазивными методами [2–9].

С позиций современной гистоморфологии и понимания молекулярных механизмов репарации, идея комбинированных методик выглядит наиболее обоснованной и перспективной. Использование диодного лазера для малоинвазивной объемной коагуляции внутренних геморроидальных узлов в сочетании с прецизионным иссечением наружных компонентов (узлов, бахромок) CO₂-лазером в импульсном режиме, позволяет достичь максимального клинического и эстетического эффекта при минимальной суммарной операционной травме. Экспериментальные данные подтверждают, что качество репарации можно модулировать, комбинируя термическое воздействие с биологическими стимуляторами. Например, сочетанное применение лазера и инъекций лейкоцитарно-тромбоцитарного концентрата или мезенхимальных стволовых клеток способно направить фиброгенез по пути формирования более эластичного и функционально полноценного рубца, а не грубой соединительнотканной стриктуры. Такой персонализированный подход, учитывающий стадию заболевания и индивидуальные особенности пациента, открывает новые горизонты в лечении геморроидальной болезни любой сложности, приближая нас к идеалу хирургии – максимальной эффективности при минимальной травме.

Результаты собственного эксперимента

Цель исследования

Целью нашего собственного исследования было оценить и сравнить характер и глубину коагуляционных изменений ткани геморроидальных узлов при использовании различных видов хирургической энергии: CO₂-лазера, монополярного коагулятора, а также диодного и 2-микронного лазеров.

Материалы и методы

В исследование было включено 90 геморроидальных узлов, удаленных интраоперационно с применением разных видов хирургической энергии:

1 группу составили 40 объектов (CO₂-лазер), 2 группу – 22 объекта (монополярный коагулятор), 3 группу – 28 объектов (диодный и 2-микронный лазеры) (табл. 1).

Таблица 1

Распределение объектов на группы по типу хирургической энергии

Table 1

The distribution of objects into groups according to the type of surgical energy

Группа/ Group	Тип хирургической энергии/ Type of surgical energy	Количество объектов (n)/ Number of objects (n)	Доля от общего числа (n=90)/ Proportion of the total (n=90)
1	CO ₂ -лазер/CO ₂ -laser	40	44,4 %

Окончание Таблицы 1 / End of Table 1

Группа/ Group	Тип хирургической энергии/ Type of surgical energy	Количество объектов (n)/ Number of objects (n)	Доля от общего числа (n=90)/ Proportion of the total (n=90)
2	Монополярный коагулятор/ Monopolar coagulator	22	24,5 %
3	Диодный и 2-мкм лазеры/ Diode and 2-micron lasers	28	31,1 %
Всего/ Total	-	90	100 %

Всем объектам проведено гистологическое исследование. Оценивались общие морфологические характеристики тканей, состояние сосудистого русла, стромальные изменения и наличие воспалительной инфильтрации. Специальное внимание уделялось измерению глубины термического повреждения (коагуляционного некроза) и качественной оценке характера изменений в зоне воздействия.

Результаты

При гистологическом исследовании все геморроидальные узлы были представлены кожными лоскутами, покрытыми многослойным плоским эпителием с гиперкератозом, очаговым акантозом и меланозом. Во всех исследованных объектах наблюдался очаговый и диффузный преимущественно умеренно выраженный отек, в 12 образцах (примерно 13 % от общего числа) был зафиксирован диффузный выраженный отек дермы (рис. 1).

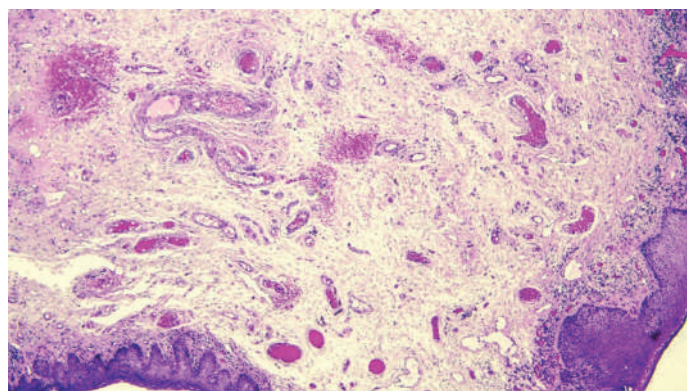


Рис. 1. Геморроидальный узел, покрытый многослойным плоским эпителием с умеренным отеком дермы и полнокровием капилляров. Окраска гематоксилин и эозин, $\times 40$

Fig. 1. Hemorrhoidal node covered with multilayered squamous epithelium with moderate edema of the dermis and capillary fullness. Hematoxylin and eosin staining, $\times 40$

Сосудистое русло в геморроидальных узлах было представлено эктазированными и неравномерно полнокровными венами с очаговым тромбозом, выявленным в 28 наблюдениях (31 %), а также капиллярами с очаговым стазом эритроцитов, отмеченным в 40 % случаев (36 образцов) (рис. 2).

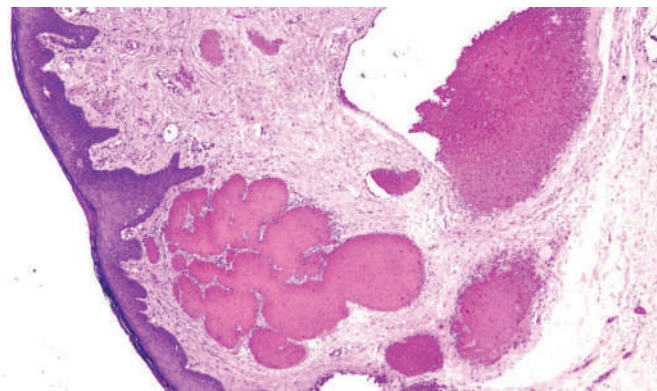


Рис. 2. Геморроидальный узел с эктазией и тромбозом вен. Окраска гематоксилин и эозин, $\times 40$

Fig. 2. Hemorrhoidal node with ectasia and venous thrombosis. Hematoxylin and eosin staining, $\times 40$

В 16 исследованных объектах (18 %) присутствовали очаги разрастания фибробластов в дерме. В подавляющем большинстве наблюдений (78 образцов, 87 %) присутствовала субэпителиальная лимфоцитарная инфильтрация: в 70 случаях (78 % от общего числа) она носила мелкоочаговый и крупноочаговый характер, а в 8 случаях (9 %) – диффузный и крупноочаговый характер (рис. 3, табл. 2).

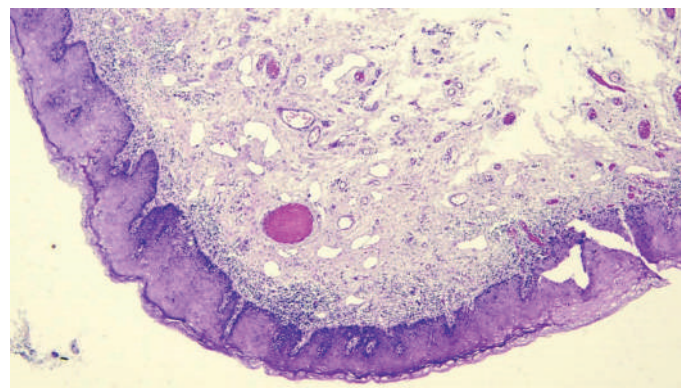


Рис. 3. Геморроидальный узел с диффузной умеренно выраженной субэпителиальной лимфоцитарной инфильтрацией. Окраска гематоксилин и эозин, $\times 40$

Fig. 3. Hemorrhoidal node with diffuse moderate subepithelial lymphocytic infiltration. Hematoxylin and eosin staining, $\times 40$

Таблица 2

**Типы и характеристики изменений
при гистологическом исследовании**

Table 2

**Types and characteristics of changes
in histological examination**

Признак/Sign	Тип/Характеристика изменений/Type/Characteristic of changes	Кол-во (n)/Number (n)	Доля/Share
Отек дермы/ Edema of the dermis	Очаговый и диффузный умеренный/ Focal and diffuse moderate	78	87 %
Отек дермы/ Edema of the dermis	Диффузный выраженный/ Diffuse pronounced	12	13 %
Сосудистое русло/ Vascular bed	Тромбоз экстазированных вен/ Thrombosis of ectosed veins	28	31 %
Сосудистое русло/ Vascular bed	Стаз эритроцитов в капиллярах /Red blood cell stasis in capillaries	36	40 %
Стромальные изменения/ Stromal changes	Очаги разрастания фибробластов/ Foci of fibroblast proliferation	16	18 %
Воспаление/ Inflammation	Субэпителиальная лимфоцитарная инфильтрация (всего)/ Subepithelial lymphocytic infiltration (total)	78	87 %
Воспаление/ Inflammation	Мелкоочаговый и крупноочаговый/ Small-focal and large-focal	70	78 %
Воспаление/ Inflammation	Диффузный и крупноочаговый/ Diffuse and large-focal	8	9 %

Исследование коагуляционных изменений в 1 группе показало, что глубина термического воздействия CO₂-лазера варьировала от 0,07 до 0,38 мм, и лишь в 2 случаях (5 %) глубина воздействия достигла значений 0,40 и 0,48 мм, при этом общий

диапазон глубин воздействия включал следующие значения: 0,07; 0,07; 0,08; 0,09; 0,10 (дважды); 0,11; 0,12 (трижды); 0,13; 0,14; 0,15; 0,16; 0,17; 0,18 (трижды); 0,19; 0,20 (четырежды); 0,21 (дважды); 0,22 (трижды); 0,23; 0,24 (трижды); 0,25; 0,27; 0,30; 0,31 (дважды); 0,35; 0,38; 0,40; 0,48 (рис. 4, 5).

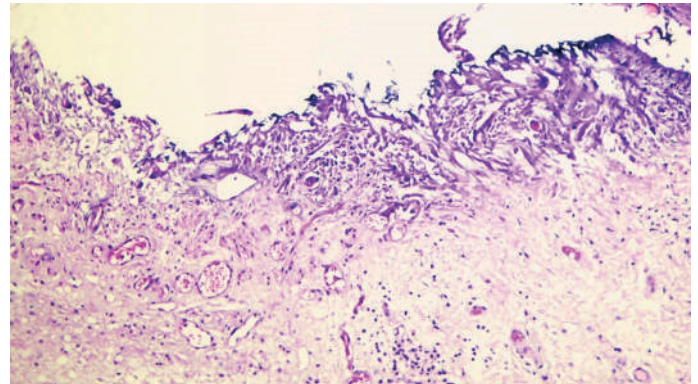


Рис. 4. Зона термического воздействия CO₂ лазера на ткань геморроидального узла. Окраска гематоксилин и эозин, ×100
Fig. 4. Zone of thermal effect of CO₂ laser on hemorrhoidal node tissue. Hematoxylin and eosin staining, ×100

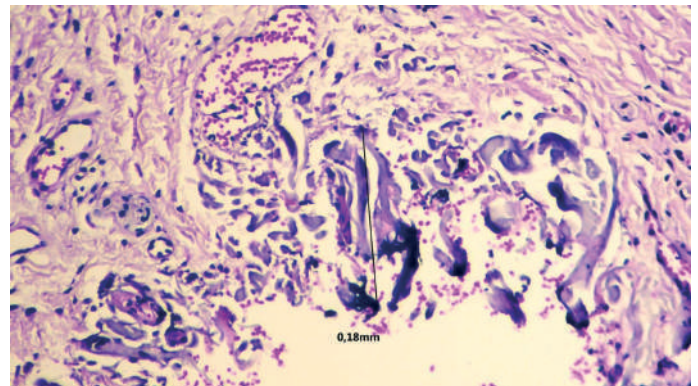


Рис. 5. Глубина термического воздействия CO₂ лазера на ткань геморроидального узла. Окраска гематоксилин и эозин, ×200
Fig. 5. The depth of the thermal effect of the CO₂ laser on the hemorrhoidal node tissue. Hematoxylin and eosin staining, ×200

Исследование коагуляционных изменений во 2 группе показало, что глубина термического воздействия монокоагулятора варьировала от 0,27 до 0,82 мм, при этом в 3 случаях (14 %) глубина повреждения была значительной и составила от 1,50 до 2,20 мм, а полный диапазон глубин воздействия был следующим: 0,27 (трижды); 0,28; 0,30; 0,32; 0,35 (дважды); 0,38; 0,40; 0,42 (трижды); 0,45; 0,50; 0,60; 0,70 (дважды); 0,78; 0,82; 1,50; 1,70; 2,20 (рис. 6, 7).

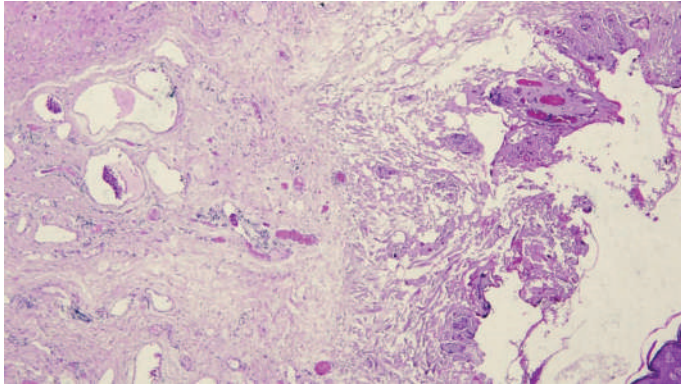


Рис. 6. Зона термического воздействия монокоагулятора на ткань геморроидального узла. Окраска гематоксилин и эозин, $\times 40$
Fig. 6. The zone of thermal effect of the monopolar coagulator on the hemorrhoidal node tissue. Hematoxylin and eosin staining, $\times 40$

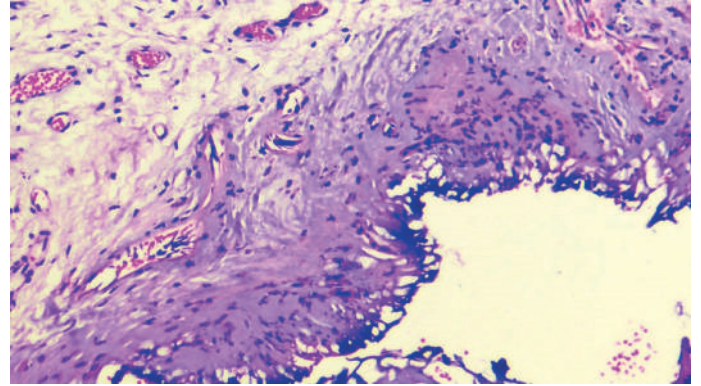


Рис. 8. Зона термического воздействия диодного лазера на ткань геморроидального узла. Окраска гематоксилин и эозин, $\times 200$
Fig. 8. The zone of thermal effect of the diode laser on the hemorrhoidal node tissue. Hematoxylin and eosin staining, $\times 200$

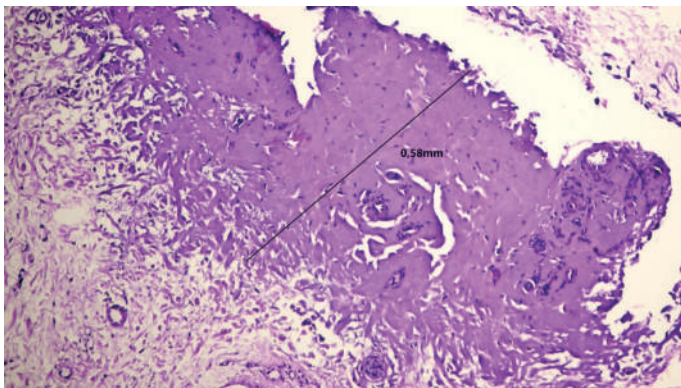


Рис. 7. Глубина термического воздействия монокоагулятора на ткань геморроидального узла. Окраска гематоксилин и эозин, $\times 40$
Fig. 7. The depth of the thermal effect of the monopolar coagulator on the hemorrhoidal node tissue. Hematoxylin and eosin staining, $\times 40$

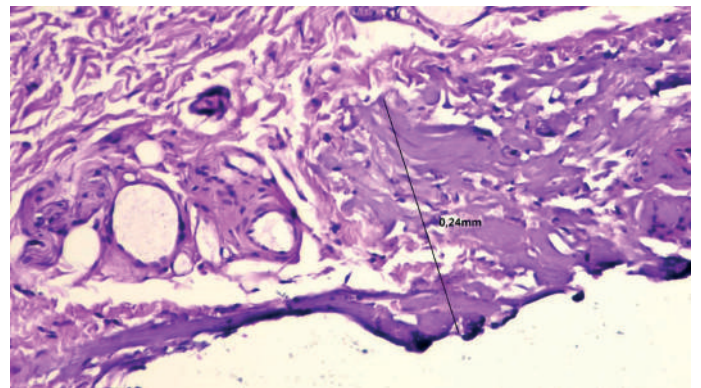


Рис. 9. Глубина термического воздействия диодного лазера на ткань геморроидального узла. Окраска гематоксилин и эозин, $\times 100$
Fig. 9. The depth of the thermal effect of the diode laser on the hemorrhoidal node tissue. Hematoxylin and eosin staining, $\times 100$

Исследование коагуляционных изменений в 3 группе показало, что глубина термического воздействия диодного и 2-микронного лазеров варьировала от 0,11 до 0,75 мм, в 2 наблюдениях (7%) зафиксирована большая глубина повреждения — 1,30 и 1,68 мм, а диапазоны глубины воздействия составили: 0,11 (дважды); 0,12; 0,15 (дважды); 0,18; 0,20 (трижды); 0,22; 0,24; 0,25 (дважды); 0,30 (трижды); 0,31; 0,33; 0,36 (дважды); 0,38; 0,41; 0,45; 0,58; 0,66; 0,71; 0,75; 1,30; 1,68 (рис. 8, 9) (табл. 3).

Таблица 3

Глубина термического воздействия в зависимости от типа использованной энергии в исследуемых группах

Table 3

The depth of the thermal effect depends on the type of energy used in the studied groups

Показатель/ Indicator	Группа 1 (CO ₂ - лазер)/ Group 1 (CO ₂ laser)	Группа 2 (Монополь- ный коагуля- тор)/ Group 2 (Monopolar coagulator)	Группа 3 (Ди- одный и 2-мкм лазеры)/ Group 3 (Diode and 2-micron lasers)
Количество образ- цов (n)/ Number of samples (n)	40	22	28

Окончание Таблицы 3 / End of Table 3

Показатель/ Indicator	Группа 1 (CO ₂ - лазер)/ Group 1 (CO ₂ laser)	Группа 2 (Монополяр- ный коагуля- тор)/ Group 2 (Monopolar coagulator)	Группа 3 (Ди- одный и 2-мкм лазеры)/ Group 3 (Diode and 2-micron lasers)
Основной диапа- зон глубин воздей- ствия/ Main depth range of impact	0,07 – 0,38 мм	0,27 – 0,82 мм	0,11 – 0,75 мм
Случаи выхода за основной диапа- зон (аномалии)/ Cases of exceeding the main range (anomalies)	0,40 и 0,48 мм	1,50 – 2,20 мм	1,30 и 1,68 мм
Доля аномальных случаев/Proportion of abnormal cases	2 (5 %)	3 (14 %)	2 (7 %)

Анализ результатов коагуляционного воздействия на ткань геморроидального узла показал, что термически измененная ткань была представлена гомогенизированными базофильно окрашенными волокнами со слабой дифференцировкой и отеком. Наиболее значимые изменения ткани с тотальным термическим некрозом ткани и наличием фокусов обугливания были выявлены только при использовании монокоагулятора, особенно в образцах с глубиной воздействия более 0,7 мм. Промежуточное положение занимал диодный и 2-микронный лазер с термическим воздействием на ткань от 0,11 до 0,75 мм, частичной гомогенизацией волокон и частично сохраненным сосудистым руслом. Наилучшие результаты в воздействии на ткань показал CO₂-лазер с глубиной термического действия от 0,07 до 0,38 мм: ткань геморроидального узла также была подвержена коагуляционным изменениям со сходными характеристиками, однако это сопровождалось наименьшей глубиной повреждения ткани и отсутствием обугливания.

Заключение

Проведенный анализ литературы и собственных экспериментальных данных позволяет сформулировать ряд ключевых выводов, характеризующих взаимосвязь между типом используемой хирургической энергии, глубиной и характером термического повреждения тканей, а также качеством последующей репарации при лечении геморроидальной болезни. Сравнительный анализ воздействия различных видов хирургической энергии на ткань геморроидального узла выявил четкую корреляцию между физическими характеристиками метода и объемом вызываемого им терми-

ческого некроза. Наибольшей повреждающей способностью обладает традиционная монополярная электрокоагуляция, поскольку именно при ее применении, особенно на глубине более 0,7 мм, гистологически верифицируются наиболее выраженные деструктивные изменения: тотальный термический некроз ткани с полной утратой гистеоархитектоники и наличием фокусов карбонизации, при этом термически измененная ткань представлена гомогенизированными базофильно окрашенными волокнами со слабой дифференцировкой и выраженным отеком, что создает неблагоприятный прогноз для заживления. Промежуточное положение занимают диодный и 2-микронный лазеры, глубина термического воздействия которых варьирует от 0,11 до 0,75 мм, что сопровождается частичной гомогенизацией волокон при сохранении отдельных участков сосудистого русла, а такой характер повреждения обеспечивает баланс между необходимой коагуляцией и сохранением потенциала тканей к регенерации, что делает эти лазеры эффективным инструментом для малоинвазивных методик, требующих объемной коагуляции. Наилучшие показатели продемонстрировал CO₂-лазер, применение которого характеризуется минимальной глубиной термического действия от 0,07 до 0,38 мм, и несмотря на то, что ткань геморроидального узла подвергается коагуляционным изменениям со сходными с другими методами гистологическими признаками, это сопровождается наименьшей глубиной повреждения и полным отсутствием фокусов карбонизации, что создает оптимальные условия для быстрой смены фаз раневого процесса и минимизирует риск грубого рубцевания.

Таким образом, оптимальная хирургическая стратегия при геморроидальной болезни должна строиться на принципах дифференцированного подхода к выбору источника энергии, поскольку понимание морфологических особенностей повреждения тканей каждым методом позволяет хирургу осознанно комбинировать их для достижения максимального клинического эффекта при минимальной суммарной травме, а персонализированный подход, учитывающий стадию заболевания и индивидуальные анатомические особенности, открывает путь к истинно малотравматичному лечению, где качество жизни пациента в послеоперационном периоде становится столь же важным критерием, как и радикальность вмешательства.

Список литературы:

1. Sandler R.S., Peery A.F. Rethinking What We Know About Hemorrhoids. *Clin Gastroenterol Hepatol.*, 2019, no 17(1), pp. 8–15. <https://doi.org/10.1016/j.cgh.2018.03.020>
2. Черепенин М.Ю., Лутков И.В., Горский В.А. Сравнительный анализ лечения геморроя методами электрокоагуляции, биполярной электрорезекции и комбинированной лазерной деструкции. *Московский хирургический журнал.* 2023. № 1. С. 27–33. <https://doi.org/10.17238/2072-3180-2023-1-27-33>

3. Longchamp G., Liot E., Meyer J., Toso C., Buchs N.C., Ris F. Non-excisional laser therapies for hemorrhoidal disease: a systematic review of the literature. *Lasers Med Sci.*, 2021, no 36(3), pp. 485–496. <https://doi.org/10.1007/s10103-020-03142-8>

4. Surya D., Gharde P. Precision and Power: A Comprehensive Review of Exploring the Role of Laser Treatment in Hemorrhoidal Management. *Cureus*, 2024, no 16(5), pp. e60011. <https://doi.org/10.7759/cureus.60011>

5. Gupta K. Lasers in Proctology. Lasers in surgery: from past to present. *Springer*, 2022, pp. 1–12.

6. Sowula A. The role of laser CO₂ in proctology. *Wiadomosci Lekarskie*, 2010, no 63(1), pp. 27–32.

7. Awazli L.G. Hemorrhoidectomy using (10600 nm) CO₂ laser. *Iraqi J Laser*, 2019, no 13(B), pp. 33–39. <https://doi.org/10.31900/ijl.v13iB.67>

8. Bachtsetzis G. et al. ELITE: a diode laser minimal invasive technique for hemorrhoids during the surgical treatment for anal fissure. *J Surg Case Reports*, 2019, pp. rjy363. <https://doi.org/10.1093/jscr/rjy363>

9. Jahanshahi A., Mashhadizadeh E., Sarmast M.H. Diode laser for treatment of symptomatic hemorrhoid: a short term clinical result of a mini invasive treatment, and one year follow up. *Polski przeglad chirurgiczny*, 2012, no 84(7), pp. 329–332.

10. Medrado A.R., Pugliese L.S., Reis S.R., Andrade Z.A. Influence of low level laser therapy on wound healing and its biological action upon myofibroblasts. *Lasers Surg Med.*, 2003, no 32(3), pp. 239–244. <https://doi.org/10.1002/lsm.10126>

11. *Лазеры в хирургии*. Под ред. О.К. Скобелкина. М.: Медицина, 1998. 256 с.

12. Сазонов А.А., Майстренко Н.А., Ромащенко П.Н., Макаров И.А. Экомплексная оценка результатов геморроидэктомии с латеральной ультразвуковой диссекцией в режиме «резания». *Вестник Российской военно-медицинской академии*. 2021. Т. 23, № 3. С. 17–22. <https://doi.org/10.17816/brmma72344>

13. Keshk Z.S., Salah M.M., Samy N.A. Fractional carbon dioxide laser treatment of hypertrophic scar clinical and histopathological evaluation. *Lasers Med Sci.*, 2025, no 40(1), pp. 137. <https://doi.org/10.1007/s10103-025-04371-5>

14. Won T., Ma Q., Chen Z., Gao Z., Wu X., Zhang R. The efficacy and safety of low-energy carbon dioxide fractional laser use in the treatment of early-stage pediatric hypertrophic scars: A prospective, randomized, split-scar study. *Lasers Surg Med.*, 2022, no 54(2), pp. 230–236. <https://doi.org/10.1002/lsm.23459>

15. Ji Q., Luo L., Ni J., Pu X., Qiu H., Wu D. Fractional CO₂ Laser to Treat Surgical Scars: A System Review and Meta-Analysis on Optimal Timing. *J Cosmet Dermatol.*, 2025, no 24(1), pp. e16708. <https://doi.org/10.1111/jocd.16708>

References:

1. Sandler R.S., Peery A.F. Rethinking What We Know About Hemorrhoids. *Clin Gastroenterol Hepatol.*, 2019, no 17(1), pp. 8–15. <https://doi.org/10.1016/j.cgh.2018.03.020>

2. Cherepenin M.Yu., Lutkov I.V., Gorsky V.A. Comparative analysis of hemorrhoid treatment by electrocoagulation, bipolar electrosection and combined laser destruction. *Moscow Surgical Journal*, 2023, no 1, pp. 27–33. (In Russ.) <https://doi.org/10.17238/2072-3180-2023-1-27-33>

3. Longchamp G., Liot E., Meyer J., Toso C., Buchs N.C., Ris F. Non-excisional laser therapies for hemorrhoidal disease: a systematic

review of the literature. *Lasers Med Sci.*, 2021, no 36(3), pp. 485–496. <https://doi.org/10.1007/s10103-020-03142-8>

4. Surya D., Gharde P. Precision and Power: A Comprehensive Review of Exploring the Role of Laser Treatment in Hemorrhoidal Management. *Cureus*, 2024, no 16(5), pp. e60011. <https://doi.org/10.7759/cureus.60011>

5. Gupta K. Lasers in Proctology. Lasers in surgery: from past to present. *Springer*, 2022, pp. 1–12.

6. Sowula A. The role of laser CO₂ in proctology. *Wiadomosci Lekarskie*, 2010, no 63(1), pp. 27–32.

7. Awazli L.G. Hemorrhoidectomy using (10600 nm) CO₂ laser. *Iraqi J Laser*, 2019, no 13(B), pp. 33–39. <https://doi.org/10.31900/ijl.v13iB.67>

8. Bachtsetzis G. et al. ELITE: a diode laser minimal invasive technique for hemorrhoids during the surgical treatment for anal fissure. *J Surg Case Reports*, 2019, pp. rjy363. <https://doi.org/10.1093/jscr/rjy363>

9. Jahanshahi A., Mashhadizadeh E., Sarmast M.H. Diode laser for treatment of symptomatic hemorrhoid: a short term clinical result of a mini invasive treatment, and one year follow up. *Polski przeglad chirurgiczny*, 2012, no 84(7), pp. 329–332.

10. Medrado A.R., Pugliese L.S., Reis S.R., Andrade Z.A. Influence of low level laser therapy on wound healing and its biological action upon myofibroblasts. *Lasers Surg Med.*, 2003, no 32(3), pp. 239–244. <https://doi.org/10.1002/lsm.10126>

11. *Lasers in surgery*. Edited by O.K. Skobelkin. M.: Medicine, 1998. 256 p. (In Russ.)

12. Sazonov A.A., Maistrenko N.A., Romashchenko P.N., Makarov I.A. Comprehensive assessment of the results of hemorrhoidectomy with lateral ultrasound dissection in the "cutting" mode. *Bulletin of the Russian Military Medical Academy*, 2021, vol. 23, no 3, pp. 17–22. (In Russ.) <https://doi.org/10.17816/brmma72344>

13. Keshk Z.S., Salah M.M., Samy N.A. Fractional carbon dioxide laser treatment of hypertrophic scar clinical and histopathological evaluation. *Lasers Med Sci.*, 2025, no 40(1), pp. 137. <https://doi.org/10.1007/s10103-025-04371-5>

14. Won T., Ma Q., Chen Z., Gao Z., Wu X., Zhang R. The efficacy and safety of low-energy carbon dioxide fractional laser use in the treatment of early-stage pediatric hypertrophic scars: A prospective, randomized, split-scar study. *Lasers Surg Med.*, 2022, no 54(2), pp. 230–236. <https://doi.org/10.1002/lsm.23459>

15. Ji Q., Luo L., Ni J., Pu X., Qiu H., Wu D. Fractional CO₂ Laser to Treat Surgical Scars: A System Review and Meta-Analysis on Optimal Timing. *J Cosmet Dermatol.*, 2025, no 24(1), pp. e16708. <https://doi.org/10.1111/jocd.16708>

Сведения об авторах:

Самарцев Владимир Аркадьевич – д.м.н., профессор, заведующий кафедрой общей хирургии № 1 ПГМУ им. академика Е.А. Вагнера. 614000, Российская Федерация, Пермь, Петропавловская ул., д. 26,

ORCID <https://orcid.org/0000-0001-6171-9885>.

E-mail: samarcev-v@mail.ru

Пахомов Иван Александрович – врач-колопроктолог, руководитель центра лазерной хирургии, Клиника Grandmed. 190031, Россия, Санкт-Петербург, переулок Спасский, д. 14/35, литер А;

ORCID <https://orcid.org/0009-0002-7828-2493>

E-mail: ivanpahomov1@yandex.ru

Черепенин Михаил Юрьевич – к.м.н., главный врач Медицинского центра Елены Малышевой, кафедра общей хирургии им В.М. Буянова Института хирургии ФГАОУ ВО «Российский национальный исследовательский медицинский университет им. Н.И. Пирогова» МЗ РФ, 105082, Россия, г. Москва, Переvedеновский переулок, д. 8.

ORCID <https://orcid.org/0000-0003-4870-9775>

E-mail: md_mike@mail.ru

Попов Дмитрий Евгеньевич – кандидат медицинских наук, врач-колопроктолог городской больницы № 9, доцент, заведующий учебной частью курса колопроктологии кафедры хирургических болезней с курсом колопроктологии Первого Санкт-Петербургского государственного медицинского университета (ПСПбГМУ) им. академика И.П. Павлова, г. Санкт-Петербург. 197022, Российская Федерация, г. Санкт-Петербург, ул. Льва Толстого, д. 6–8.

Траль Татьяна Георгиевна – д.м.н., ведущий научный сотрудник лаборатории морфологии, Научно-исследовательский институт акушерства, гинекологии и репродуктологии им. Д.О. Отта, профессор кафедры патологической анатомии с курсом судебной медицины имени профессора Д.Д. Лохова ФГБОУ ВО СПбГПМУ МЗ РФ, 199034, Российская Федерация, Санкт-Петербург, Менделеевская линия, дом 3.

ORCID <https://orcid.org/0000-0001-8948-4811>

E-mail: ttg.tral@yandex.ru;

Толибова Гулрухсор Хайбуллоевна – доктор мед. наук, руководитель отдела патоморфологии, Научно-исследовательский институт акушерства, гинекологии и репродуктологии им. Д.О. Отта, профессор кафедры акушерства и гинекологии имени С.Н. Давыдова СЗГМУ им. И.И. Мечникова, 199034, Российская Федерация, Санкт-Петербург, Менделеевская линия, дом 3.

ORCID <https://orcid.org/0000-0002-6216-6220>

E-mail: gulyatolibova@mail.ru

Information about the authors:

Samartsev Vladimir Arkadyevich – Doctor of Medical Sciences, Professor, Head of the Department of General Surgery No. 1 of the Moscow State Medical University named after Academician E.A. Wagner. Petropavlovsk St., 26, Perm, 614000, Russian Federation,

ORCID <https://orcid.org/0000-0001-6171-9885>.

Email: samarcev-v@mail.ru

Pakhomov Ivan Alexandrovich – a coloproctologist, head of the Department of Laser Surgery at the Grandmed Clinic. Spassky Lane, 14/35, letter A, St. Petersburg, 190031, Russia;

REGISTRATION NUMBER <https://orcid.org/0009-0002-7828-2493>

Email: ivanpahomov1@yandex.ru

Cherepenin Mikhail Yurievich – Candidate of Medical Sciences, Chief Physician of the Elena Malysheva Medical Center, V.M. Buyanov Department of General Surgery, Institute of Surgery of the Pirogov Russian National Research Medical University of the Ministry of Health of the Russian Federation, 8 Perevedenovskiy Lane, Moscow, 105082, Russia.

ORCID <https://orcid.org/0000-0003-4870-9775>

Email: md_mike@mail.ru

Popov Dmitry Evgenievich – Candidate of Medical Sciences, Coloproctologist at City Hospital no 9, Associate Professor, Head of the Coloproctology course at the Department of Surgical Diseases with a course in Coloproctology at the I.P. Pavlov First St. Petersburg State Medical University, Saint Petersburg, 197022, Russian Federation, Saint Petersburg, Lva Tolstogo str., 6-8.

Tral Tatiana Grigorievna – MD, Leading Researcher at the Laboratory of Morphology at the D.O. Ott Scientific Research Institute of Obstetrics, Gynecology and Reproductology, Professor at the Department of Pathological Anatomy with a course in Forensic Medicine named after Professor D.D. Lokhov, 3 Mendeleevskaya Liniya, St. Petersburg, 199034, Russian Federation.

ORCID <https://orcid.org/0000-0001-8948-4811>

Email: ttg.tral@yandex.ru;

Tolibova Gulrukhsor Khaibulloevna – MD, Head of the Department of Pathomorphology at the D.O. Ott Scientific Research Institute of Obstetrics, Gynecology and Reproductology, Professor at the S.N. Davydov Department of Obstetrics and Gynecology at the I.I. Mechnikov Northwestern State Medical University, Mendeleevskaya Liniya, St. Petersburg, 199034, Russian Federation, 3.

ORCID <https://orcid.org/0000-0002-6216-6220>

Email gulyatolibova@mail.ru