

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ ВЫБОРА ДЛИНЫ ВОЛНЫ ВЫСОКОИНТЕНСИВНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ДЛЯ МАЛОИНВАЗИВНОГО ХИРУРГИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ХРОНИЧЕСКОГО ГЕМОРРОЯ

Сергей Владимирович Шахрай, Юрий Михайлович Гаин, Михаил Юрьевич Гаин, Светлана Николаевна Рябцева*

Белорусская медицинская академия последипломного образования, г. Минск

Реферат

Цель. В эксперименте оценить морфологические изменения со стороны стенки прямой кишки при воздействии лазерного излучения с длиной волны 970 и 1560 нм, выбрать оптимальную длину волны для лазерной деструкции геморроидальных узлов.

Методы. Проведены эксперименты по оценке эффективности воздействия лазерного излучения диапазона 970 и 1560 нм на ткани прямой кишки. Моделирование этапов лазерной деструкции проводили на белых рандомизированных крысах (две группы по 18 животных). Использовали полупроводниковый лазер «Медиола-Компакт» (ЗАО «Фотэк», Республика Беларусь). В первой группе животных воздействие производили лазерным излучением с длиной волны 970 нм, во второй — 1560 нм. Животных выводили из эксперимента на 1-е, 7-е и 14-е сутки после начала эксперимента с оценкой морфологических характеристик фрагментов ткани с участками лазерной деструкции.

Результаты. Менее выраженные деструктивные нарушения и более раннее заживление отмечены при воздействии лазерным лучом длиной волны 1560 нм, нежели при длине волны 970 нм. Выявлены статистически значимые отличия по глубине общей зоны поражения ($U=3,5$, $p=0,00$) и зоны некроза ($U=0,0$, $p=0,00$) как на 7-е, так и на 14-е сутки от момента повреждения. К 14-м суткам во второй группе отсутствовали некротические изменения ($U=0,0$, $p=0,00$), а зона общего поражения была представлена грануляционно-фиброзной тканью ($U=0,00$, $p=0,00$) по сравнению с первой группой, где сохранялись некротические изменения и выраженные воспалительные изменения.

Вывод. При выборе волнового спектра лазерного излучения в процессе разработки методик деструкции геморроидальной ткани прямой кишки приоритет следует отдавать водопоглощаемой длине волны 1560 нм в инфракрасном диапазоне светового спектра.

Ключевые слова: хирургическое лечение, лазерное излучение, хронический геморрой, морфологические изменения, эксперимент на животных.

EXPERIMENTAL GROUND FOR HIGH-INTENSITY LASER WAVELENGTH CHOICE FOR CHRONIC HEMORRHOIDS LOW-INVASIVE SURGICAL TREATMENT *S.V. Shakhrai, Y.M. Gain, M.Y. Gain, S.N. Ryabtseva. Belarusian Medical Academy of Post-Graduate Education, Minsk, Belarus.* **Aim.** To assess the morphological changes of rectal wall after the exposure to 970 and 1560 nm wavelength laser radiation and to choose the optimal wavelength for laser cauterization of hemorrhoids. **Methods.** Experiments to assess the effect of the exposure to 970 and 1560 nm wavelength laser radiation on rectal tissues were performed. Laser cauterization was modeled on white rats (two groups 18 animals each). «Mediola-Compact» semiconductor laser (manufactured by «Fotek» Ltd, Belarus) was used. Animals of the first group were exposed to laser radiation with wavelength of 970 nm, 1560 nm wavelength was used in the second group. Animals were withdrawn from the experiment on day 1, 7 and 14 after the beginning of experiment to assess the morphologic features of the tissue fragments with destructive lesions after laser cauterization. **Results.** Less pronounced destructions and quicker healing were noted after the exposure to laser radiation with wavelength of 1560 nm compared to 970 nm. Statistically significant differences were revealed in general damage ($U=3.5$, $p=0.00$) and necrosis ($U=0.0$, $p=0.00$) areas depth both on day 7 and day 14 after the exposure. On day 14 no necrotic lesions were found in the second group, and general damage area was formed by granulations ($U=0.00$, $p=0.00$) compared to the first group where necrotic and inflammatory lesions persisted. **Conclusion.** In choosing the laser wavelength while developing rectal laser cauterization techniques for hemorrhoids, water-absorbed 1560 nm infra-red laser radiation should be preferred. **Keywords:** surgical treatment, laser radiation, chronic hemorrhoids, morphological changes, animal experiments.

Современная хирургия имеет в своём арсенале широкий спектр высокотехнологического оборудования для выполнения диссекции, вапоризации и коагуляции тканей. Это в значительной степени способствует модификации способов оперативного лечения заболеваний с чёткой тенденцией их трансформации в малоинвазивные вмешательства, способствующие быстрой реабилитации пациентов и скорейшему их возвращению к труду и полноценной жизни. В этой связи особо хочется отметить своеобразный ренессанс лазерной хирургии. Появление полупроводни-

ковых лазерных и световолоконных оптических систем доставки излучения в малодоступные анатомические зоны и тканевые пространства позволило значительно расширить спектральный волновой диапазон применяемого в медицине излучения, существенно уменьшить массу техники, качественно улучшить способы доставки энергии к источнику поглощения. При выполнении ряда хирургических вмешательств и манипуляций лазерные медицинские аппараты начали значимо конкурировать с коагуляторами и ультразвуковыми диссекторами, а по целому спектру методик сумели существенно их превзойти.

В последние годы в литературных источ-

Адрес для переписки: s.shakhrai@mail.ru

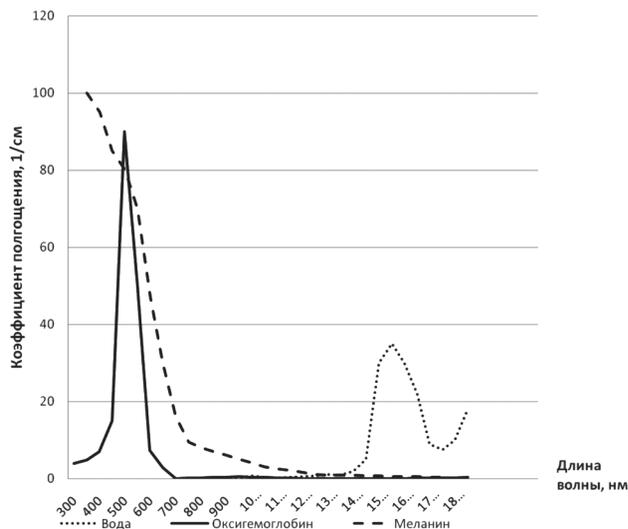


Рис. 1. Спектр поглощения основных хромофоров биологических тканей.

никах появилось значительное количество публикаций, пропагандирующих использование в аноректальной хирургии (в первую очередь, в хирургии геморроя) ультразвукового, лазерного, радиоволнового и плазменного оборудования, аппаратно-контролируемой биполярной коагуляции, модернизированных коагуляторных систем и т.д. [1–3]. Подавляющее большинство предлагаемых методик на практике являются принципом открытой или закрытой геморроидэктомии с одним лишь различием — диссекцию тканей выполняют не острым механическим путём, а с использованием внешнего источника высоких энергий [3]. При этом многие хирурги говорят о применении так называемого «идеального скальпеля». Выполнение геморроидэктомии с использованием этих методик по наблюдениям авторов позволяет уменьшить интенсивность болевого синдрома в послеоперационном периоде, ускорить заживление ран, уменьшить частоту рецидивов заболевания. Однако само наличие раневого дефекта, сроки заживления которого варьируют в пределах 4–7 нед (в зависимости от способа диссекции), не обеспечивает максимально комфортного и короткого послеоперационного периода, что, несомненно, сказывается на качестве жизни пациента и не гарантирует отсутствия осложнений в этот период. В связи с этим дальнейший поиск способов и методик деструкции геморроидальной ткани при хроническом геморрое с минимизацией негативных последствий послеоперационного раневого процесса и в настоящее время является актуальной задачей хирургии и колопроктологии.

Цель работы — в эксперименте оценить морфологические изменения со стороны стенки прямой кишки при воздействии лазерного излучения с длиной волны 970 и 1560 нм и выбрать оптимальную длину волны для лазерной деструкции геморроидальных узлов.

В 2009 г. мы впервые начали применять

способы лазерной интерстициальной, трансмукозной или субмукозной лазерной деструкции геморроидальных узлов в лечении хронического геморроя. Суть вмешательства сводилась к использованию высокоинтенсивного лазерного излучения в качестве источника девитализации тканей геморроидального узла с развитием эффекта «белой денатурации» и последующим склерозированием очага. При этом световод лазерного аппарата погружали в ткани геморроидального узла либо воздействовали на него контактно (в любом случае лазерное излучение не использовали как скальпель для отсечения геморроидальных узлов). При разработке методики наиболее важным технологическим вопросом стал выбор длины волны лазерного излучения.

Лазерное излучение, попадая на биологическую ткань, может рассеиваться и поглощаться ею, отражаться от ткани или проходить сквозь неё. На отражение приходится от 30 до 70% энергии, поэтому наиболее эффективным способом доставки излучения в ткани становится не дистанционное, а инвазивное (интерстициальное) воздействие (путём погружения источника излучения в объект воздействия). Степень поглощения тканью лазерного излучения зависит от содержания в нём компетентных хромофоров. Полупроводниковое лазерное излучение, нашедшее в последнее время широкое применение в хирургии, лежит в инфракрасном диапазоне светового спектра, где наиболее значимыми хромофорами являются молекулы воды, меланина и оксигемоглобина (рис. 1).

У лазерного излучения с длиной волны 0,81–1,06 мкм хромофором является гемоглобин. Коэффициент поглощения лазерного излучения водой в этом диапазоне приблизительно в 20 раз меньше, чем гемоглобином (последний в данной ситуации выступает в качестве звена, передающего поглощённую им энергию воде) [6]. Увеличение мощности излучения при воздействии на

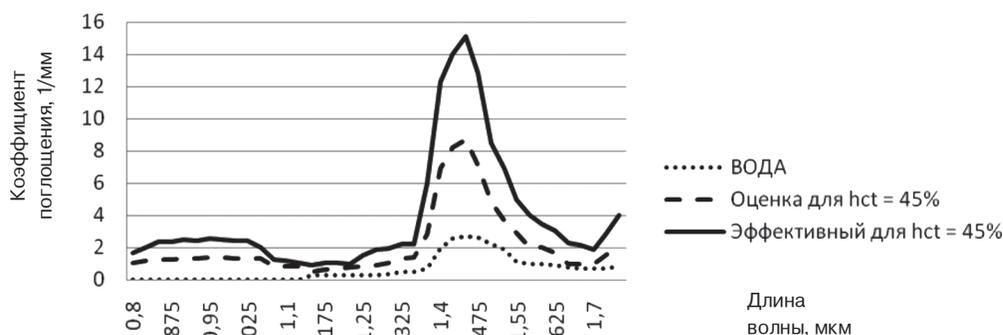


Рис. 2. Спектры поглощения воды и цельной [гематокрит (hct) 45%] оксигенированной крови, а также эффективного коэффициента ослабления излучения в крови.

ткани в определённый момент может приводить к тому, что тепловая энергия, выделяющаяся в гемоглобине, не успевает передаваться воде. Это вызывает карбонизацию ткани у торца световода. Происходит увеличение поглощения излучения и уменьшение области теплоглощения с ускорением процесса разогрева. В результате возникает локальный перегрев конца световода, формируется обширная зона некроза [7]. Помимо этого, лазерное излучение будет слабо поглощаться раствором анестетика, введённого в ткани, вызывая локальную карбонизацию нервных окончаний и способствуя пролонгации болевого синдрома.

Таким образом, если преследовать цель стойкой девитализации ткани с минимальным эффектом карбонизации, то оптимально воздействовать лазерным излучением с длиной волны 1,32 мкм и выше, максимальное поглощение которого осуществляется водой. Использование лазерной энергии в этом случае позволяет получать желаемый результат при меньшей мощности излучения. При этом обеспечивается эффективный способ защиты окружающих тканей за счёт создания водной подушки, которая будет поглощать энергию излучения, вышедшую за пределы желаемой зоны деструкции. К примеру, в растворе анестетика в этом случае энергия меньше проникает в окружающие ткани, что в свою очередь снижает вероятность их карбонизации и способствует уменьшению болевого синдрома.

Ещё один важный физический аргумент в пользу применения водопоглощаемого спектра излучения — наличие эффекта преодоления скрытой теплоты парообразования при испарении воды, энергетическая составляющая которого $2,25 \times 10^6$ Дж/кг. С учётом того, что теплоёмкость воды составляет 4200 Дж/(К·кг), для нагрева её от температуры тела до 100 °С необходимо $2,65 \times 10^5$ Дж/кг энергии, что почти в 9 раз меньше количества энергии, необходимого для испарения воды. Именно поэтому локальная температура в зоне лазерной деструкции долго может удерживаться на уровне 100 °С, что в 2,5–3 раза меньше температуры обугливания, ведущего к росту поглощения и сильному разогреву конца световода.

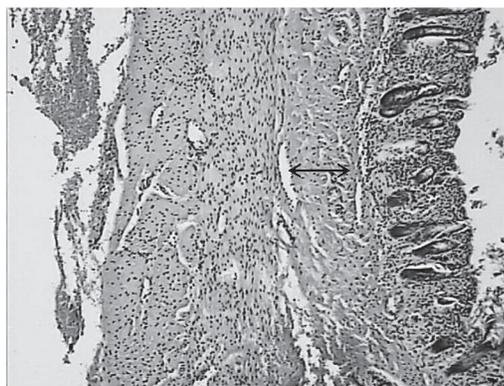
Для выбора длины волны в водопоглощаемом спектре и прогноза целевого эффекта физического воздействия на геморроидальную ткань необходима оценка оптических свойств основных хроматофоров биологической ткани — воды и крови.

На рис. 2 представлена зависимость коэффициента поглощения лазерного излучения в воде и оксигенированной цельной крови с гематокритом 45% от длины волны, а также эффективный коэффициент ослабления излучения в крови с учётом его рассеивания [5, 8, 9].

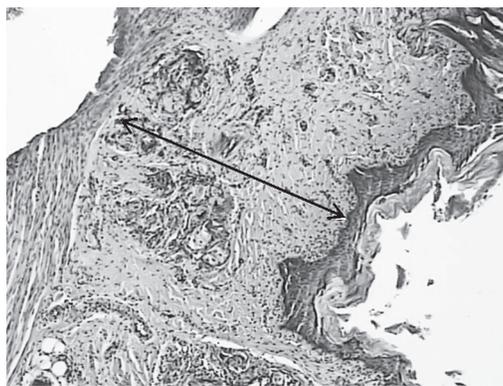
Таким образом, отнесение к «водопоглощаемому» спектру излучения с длиной волны 1,32 мкм условно, поскольку его поглощение содержащейся в крови водой составляет лишь малую часть суммарного поглощения. На излучение с длиной волны 1,47 мкм приходится локальный максимум его поглощения в воде. Однако при этой длине волны остаётся значительным поглощение в неводных составляющих крови. Это снижает уровень мощности излучения, при котором может начаться карбонизация ткани. Наилучшие спектральные показатели для достижения необходимого эффекта деструкции геморроидальной ткани могут быть получены при использовании лазерного излучения с длиной волны 1,5 мкм и более, например 1,56 мкм [4].

Для оценки теоретических расчётов нами проведены эксперименты по определению эффективности воздействия лазерного излучения диапазона 970 и 1560 нм на ткани прямой кишки с последующей этапной временной морфологической интерпретацией результатов.

Моделирование этапов лазерной деструкции тканей прямой кишки осуществляли на белых рандомбредных крысах мужского пола с массой тела $224,5 \pm 20,2$ г. Эксперимент проведён на двух группах животных, по 18 крыс в каждой. В работе использовали полупроводниковый лазер «Медиола-Компакт» (ЗАО «Фотэж», Республика Беларусь). После взвешивания животному под внутримышечным обезболиванием (введением комбинации 2 мл 0,25% дроперидола и 1 мл 0,005% раствора фентанила из расчёта 0,35 мл на 100 г массы тела) производили лазерную де-



А (×100)



Б (×100)

Рис. 3. Зона некроза подслизистого слоя стенки кишки при воздействии лазерного луча с длиной волны 970 нм (А) и 1560 нм (Б). Окраска гематоксилином и эозином.

струкцию тканей в области дистального отдела прямой кишки. С этой целью волоконным гибким световодом с толщиной оптической жилы 100 мкм на границе слизистой оболочки и кожи создавали перфорационные отверстия с дальнейшим проведением световода в подслизистый слой по оси кишки на протяжении 1 см. Далее световод извлекали из подслизистого слоя кишки со скоростью 0,5 см/с в импульсном режиме лазерного излучения с равной длиной эмиссии и паузы (по 0,1 с) и мощностью 3 Вт, при этом происходила лазерная деструкция ткани. Расстояние между каждой линией деструкции ткани (каждым первичным перфорационным отверстием в анодерме соответственно) составляло 0,5 см, процедура деструкции по описанной методике выполнена этапно по всей окружности прямой кишки. В первой группе животных воздействие производили лазерным излучением с длиной волны 970 нм, во второй — 1560 нм. Животных выводили из эксперимента по четыре особи в каждой группе однократным введением 3% раствора тиопентала натрия (3-кратная разовая передозировка барбитурата) на 1-е, 7-е и 14-е сутки после начала эксперимента с изъятием прямой кишки и тканей параректальной области. Экспериментальные исследования проводили в соответствии с современными принципами биоэтики, в том числе «Европейской конвенцией по защите прав позвоночных животных» (Страсбург, 1986) и «Всемирной декларацией прав животных» (Лондон, 1977; Париж, 1978).

Для оценки морфологических характеристик фрагментов ткани с участками лазерной деструкции материал после извлечения из тела крысы фиксировали в формалине в течение 24 ч. После промывания в проточной воде осуществляли вырезку фрагментов ткани размерами 1×1×0,5 см в следующем порядке: из зоны кожного дефекта, отступая на 1 и 2 см от места забора первого фрагмента и в зоне кишечного дефекта. Далее фрагменты ткани помещали в кассеты для приготовления парафиновых блоков. Методика помещения материала в парафин включала про-

водку в спиртах возрастающей концентрации в течение 24 ч (четыре смены), помещение в ксилол на 1,5 ч (три смены по 30 мин), ксилол-парафин на 40 мин, на заключительном этапе помещение в парафин (первый раз — на 1 ч 20 мин, второй — на 2 ч) и формирование парафиновых блоков. Далее из парафиновых блоков, содержащих фрагменты ткани, делали срезы толщиной 3–4 мкм, которые с целью депарафинизации и обезвоживания помещали в две смены ксилола, затем проводили по спиртам возрастающей концентрации, после чего промывали в дистиллированной воде и окрашивали гематоксилином в течение 1 ч 30 мин. Затем промывали в проточной воде (2–3 мин) и помещали срезы в эозин на 40 с. После промывания в спирте и проведения в ксилоле (две смены по 20 мин, третья в течение 1 ч) срезы заключали под покровное стекло с помощью бальзама.

На светооптическом уровне проведена оценка гнойно-некротических и репаративных процессов в зоне воздействия с использованием микроскопа фирмы «Leica». Также выполнено морфометрическое измерение зон поражения с помощью цветной видеокамеры «DMLS» и программного обеспечения «Qwin Leica» (команда «Вектор»). При этом в каждой подгруппе анализу подвергали участки кишки и окружающей клетчатки с наибольшей зоной поражения. При увеличении микроскопа ×50 в 10 полях зрения выполнено по 10 измерений общей глубины поражения, которая включала гнойно-некротические и репаративные изменения, а также зоны коагуляционного некроза.

Статистическая обработка данных проведена с использованием программы «Statistica 6.0». Выполняли расчёт показателей среднего значения, стандартного отклонения, минимального и максимального значения ($Me \pm SD$, $min-max$). Различия между группами оценивали на основании непараметрического U-критерия Манна-Уитни. Взаимосвязь между показателями определяли методом непараметрического коэффициента корреляции Спирмена (r_s), различия

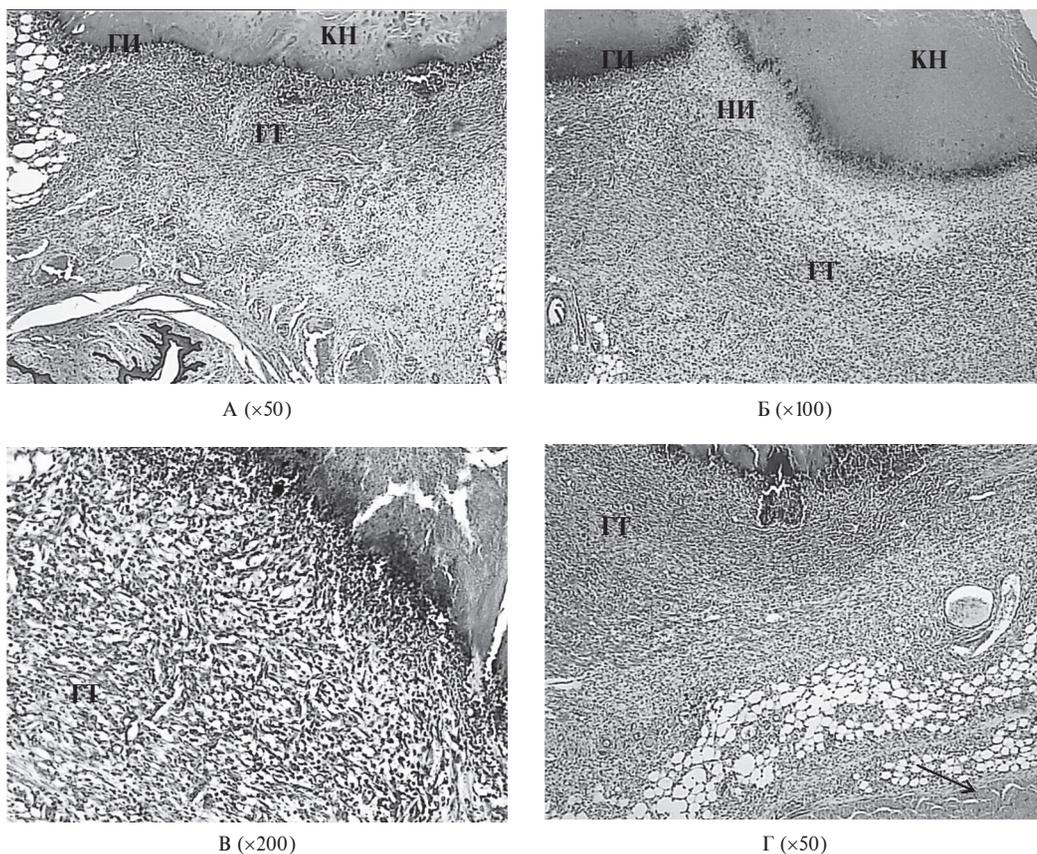


Рис. 4. Массивный некроз стенки прямой кишки (А), возникший вследствие воздействия лазером с длиной волны 970 нм, с некробиотическими изменениями (Б) и разрастаниями грануляционной ткани (В) по периферии зоны некроза, перифокально – некробиотические изменения миоцитов поперечнополосатой мускулатуры (Г, указано стрелкой). Окраска гематоксилином и эозином. ГИ – гнойная инфильтрация; КН – коагуляционный некроз; ГТ – грануляционная ткань; НИ – некробиотические изменения.

считали статистически значимыми при $p < 0,05$.

В 1-е сутки после воздействия лазером в обеих группах исследования в мягких параректальных тканях отмечено формирование зон неполного некроза без перифокальной воспалительной реакции. У всех животных наибольшему воздействию подверглась стенка кишки с преимущественным поражением подслизистого слоя. При этом в зоне воздействия луча с длиной волны 970 нм зона некроза не распространялась за пределы подслизистой оболочки (рис. 3А). При воздействии лазерного луча с длиной волны 1560 нм отмечалось поверхностное поражение мышечного слоя стенки кишки (рис. 3Б). Ввиду минимальных морфологических различий в группах морфометрическое исследование в данные сроки поражения не проводили.

Через 7 сут после воздействия в зоне повреждения в каждой группе отмечались различные изменения (при этом внутригрупповых различий не было). При лазерном воздействии лучом с длиной волны 970 нм выявлены зоны массивного коагуляционного некроза в области слизистой оболочки прямой кишки с выраженной реактивной гнойной инфильтрацией и на-

личием участков некробиотических изменений (или без них), представленных воспалительным отёком тканей с признаками расстройства кровообращения различной степени выраженности (рис. 4А, 4Б). По периферии выявлено формирование грануляционной ткани с элементами фибрирования (рис. 4В). Вся стенка кишки была вовлечена в этот процесс. Грануляционная ткань с воспалительной инфильтрацией была обнаружена во всех слоях кишечной стенки и в окружающей клетчатке, при этом выраженность воспалительной инфильтрации убывала по мере удаления от зоны коагуляционного некроза (рис. 4Г). Поперечнополосатая мускулатура области наружного сфинктера также имела признаки некробиотически-дистрофических изменений, что проявлялось потерей исчерченности и гомогенизацией цитоплазмы миоцитов (рис. 4Г). Признаков замещения повреждённых структур фиброзной тканью не было. Средний размер зоны поражения составил $2545,69 \pm 47,81$ ($2238,15$ – $2825,1$) мкм, включая зону некроза размером $920,59 \pm 38,48$ ($777,25$ – $1157,77$) мкм. Последняя составила $36,2 \pm 1,3\%$ общей зоны поражения.

На 7-е сутки после воздействия лазерным лу-

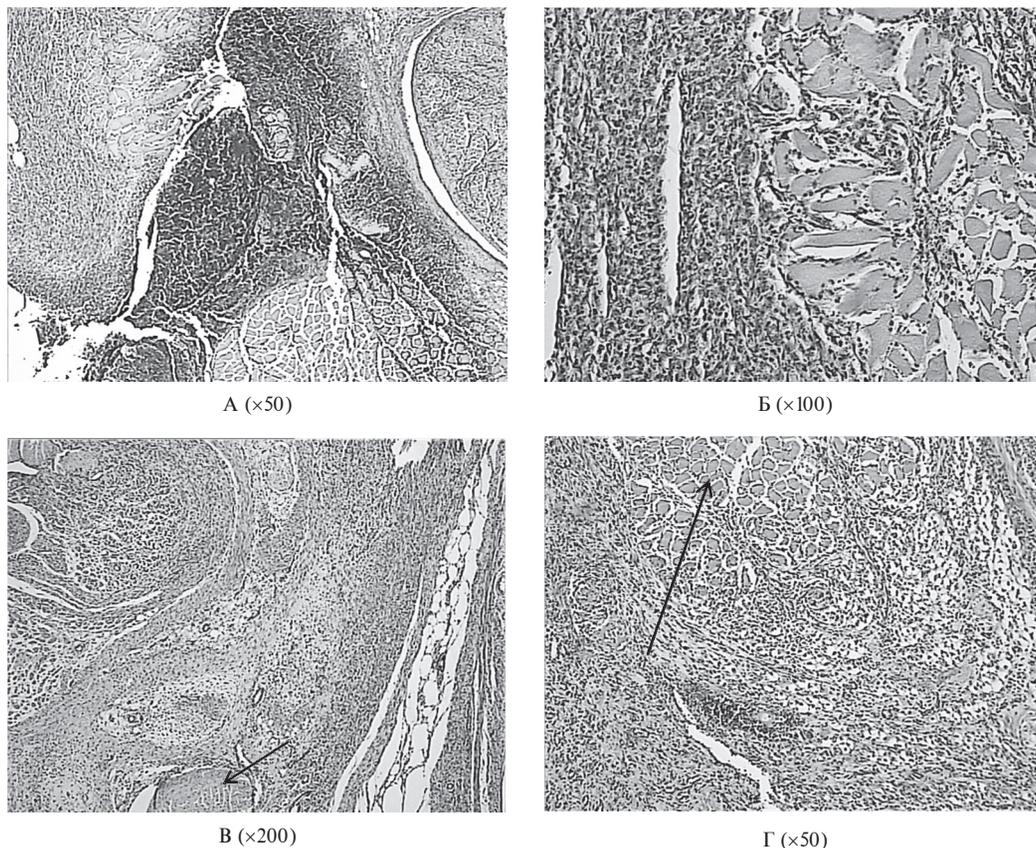


Рис. 5. Регенеративные изменения в зоне воздействия лазерным лучом с длиной волны 1560 нм: очаг коагуляционного некроза окружён лейкоцитарным валом (А), некроз миоцитов, окружённых грануляционной тканью (Б), лизис некротизированных миоцитов (указано стрелкой) и замещение их фиброзной тканью по периферии зоны воздействия (В, Г). Окраска гематоксилином и эозином.

чом с длиной волны 1560 нм было отмечено наличие незначительной зоны некроза с выраженным перифокальным воспалительным валом, но без очагов некробиотических изменений с характерным отёком и/или кровоизлияниями. В исследованных участках прямой кишки выявлена тонкая зона коагуляционного некроза, которая располагалась на границе мышечной оболочки кишки и окружающей клетчатки (рис. 5А). Зона некроза была окружена воспалительным валом, более выраженным по сравнению с воздействием лазера с длиной волны 970 нм (см. рис. 5А). Присутствовал некроз миоцитов поперечнополосатой мускулатуры (рис. 5Б), которые в близлежащих отделах к некрозу были окружены грануляционной тканью с воспалительной инфильтрацией. По мере удаления от точки воздействия лазерного луча отмечались признаки регенерации повреждённых структур, что проявлялось в лизисе миоцитов и замещении их фиброзной тканью (рис. 5В, Г). Средний размер зоны поражения составлял $2231,99 \pm 15,48$ ($2144,65 - 2344,57$) мкм, включая зону некроза размером $219,59 \pm 38,96$ ($61,26 - 470,85$) мкм – $9,8 \pm 1,7\%$ общей зоны поражения.

К 14-м суткам в зоне воздействия лазерным лучом с длиной волны 1560 нм произошло замеще-

ние повреждённых структур подслизистого слоя дистального отдела прямой кишки грануляционно-фиброзной тканью (рис. 6А). При этом средняя глубина поражения составила $1315,51 \pm 127,58$ ($564,37 - 1844,7$) мкм, некротические изменения отсутствовали. Зона воздействия лазерным лучом с длиной волны 970 нм к 14-м суткам была представлена очагами гнойно-некротических масс с перифокальным формированием грануляционной ткани и признаками единичных очагов фиброобразования. Средняя глубина поражения составила $2487,27 \pm 30,03$ ($2286,52 - 2615,47$) мкм, некротических изменений – $359,35 \pm 17,51$ ($270,0 - 474,07$) мкм. В области поперечнополосатой мускулатуры наружного сфинктера были выявлены некробиотические изменения в сочетании с репаративными процессами (рис. 6Б).

При статистической обработке полученных данных выявлены статистически значимые различия по глубине поражения и наличию некроза в исследованных группах и подгруппах. В первой группе зарегистрировано снижение глубины некроза к 14-м суткам по сравнению с 7-ми ($U=0,0$, $p=0,00$; $r_s=-0,87$, $p=0,0$) при статистически незначимом изменении общей глубины поражения ($U=48,5$, $p=0,43$; $r_s=-0,17$, $p=0,44$) – в отличие



А (×50)



Б (×50)

Рис. 6. Фиброзная трансформация зоны повреждения при воздействии лазерным лучом с длиной волны 1560 нм без очагов некроза и гнойного воспаления (А), очаги гнойно-некротических изменений с единичными участками фиброобразования при воздействии лазерным лучом с длиной волны 970 нм (Б). Окраска гематоксилином и эозином.

от второй группы, где к 14-м суткам (по сравнению с 7-ми) произошло уменьшение как зоны некротических изменений ($U=0,0$, $p=0,00$; $r_s=-0,93$, $p=0,00$), так и общей зоны поражения ($U=0,0$, $p=0,00$; $r_s=-0,87$, $p=0,00$). При сравнительном анализе морфологических изменений, описанных для первой и второй групп, выявлены статистически значимые различия по глубине общей зоны поражения ($U=3,5$, $p=0,00$) и зоны некроза ($U=0,0$, $p=0,00$) как на 7-е, так и на 14-е сутки от момента повреждения. К 14-м суткам во второй группе отсутствовали некротические изменения ($U=0,0$, $p=0,00$), а зона общего поражения была представлена грануляционно-фиброзной тканью ($U=0,00$, $p=0,00$) по сравнению с первой группой, где сохранялись некротические изменения и выраженные воспалительные изменения.

ВЫВОДЫ

1. В эксперименте при сравнительной оценке гистологических изменений в зоне воздействия лазерного излучения различной длины волны отмечено, что менее выраженные деструктивные изменения и более раннее заживление с формированием грануляционно-фиброзной ткани и замещением повреждённых структур происходит при использовании лазерного излучения с длиной волны 1560 нм, а не 970 нм, о чём свидетельствует значительное уменьшение некротически-дистрофических изменений в тканях прямой кишки с 7-х по 14-е сутки в первой группе животных, а также фиброзная трансформация зоны повреждения.

2. При выборе волнового спектра лазерного

излучения при разработке методик деструкции геморроидальной ткани прямой кишки приоритет следует отдавать водопоглощаемой длине волны 1560 нм в инфракрасном диапазоне светового спектра.

ЛИТЕРАТУРА

1. Воробьев Г.И. Основы колопроктологии. — Ростов-на-Дону: Феникс. — 2001. — 416 с.
2. Гейниц А.В., Елисова Т.Г. Лазеры в хирургическом лечении геморроя // Лазерн. мед. — 2009. — Т. 13, №2. — С. 31-35.
3. Кузьминов А.М., Борисов И.Ф. Геморроидэктомия с применением высоких энергий // Колопроктология. — 2009. — №3. — С. 46-52.
4. Соколов А.Л., Лядов К.В., Стойко Ю.М. Эндовензная лазерная коагуляция в лечении варикозной болезни. — М.: Медицина, 2007. — 220 с.
5. Kou L., Labrie D., Chylek P. Refractive indices of water and ice in the 0,65–2,5 μm spectral range // Appl. Opt. — 1993. — Vol. 32, N 21. — P. 3531–3540.
6. Proebstle T.M., Sandhofer M., Kargl A. et al. Thermal damage of inner vein wall during endovenous laser treatment: key role of energy absorption by intravascular blood // Dermatol. Surgery. — 2002. — Vol. 28, N 7. — P. 596.
7. Proebstle T.M., Moehler T., Gol D., Herdemann S. Endovenous treatment of the great saphenous vein using a 1,320 nm Nd:YAG laser causes fewer side effects than using a 940 nm diode laser // Dermatol. Surgery. — 2005. — Vol. 31, N 12. — P. 1678–1684.
8. Yaroslavsky A.N., Yaroslavsky I.N., Goldbach T., Schwarzmaier H.J. Optical properties of blood in the near-infrared spectral range // Proc. SPIE. — 1996. — Vol. 2678. — P. 314–324.
9. Roggan A., Friebel M., Dorschel K. et al. Optical properties of circulating human blood in the wavelength range 400–2500 nm // J. Biomed. Opt. — 1999. — Vol. 4, N 1. — P. 36–46.