

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДИОДНОГО ЛАЗЕРА В ЛЕЧЕНИИ ГЕМОРРОИДАЛЬНОЙ БОЛЕЗНИ

Н.К. Жижин¹, Ю.Г. Саркисян², Ю.В. Потапова³, Ю.В. Иванов¹

¹ФГБУ Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий ФМБА России, Москва

²ФКУЗ Центральная поликлиника №1 МВД России, Москва

³ФКУЗ Главный клинический госпиталь МВД России, Москва

Исследование посвящено современным инновационным методам хирургического лечения геморроидальной болезни. Результаты использования диодного лазера в лечении данного заболевания показали определенную эффективность и перспективность данной методики. Определены основные показания к применению диодного лазера, отработана методика выполнения, выявлены его преимущества перед традиционными методами хирургического лечения.

Ключевые слова: диодный лазер, лазерное излучение, геморрой.

THE USE OF DIODE LASER IN THE TREATMENT OF HEMORRHOIDAL DISEASE

N.K. Gigin, Yu.G. Sarkisyan, Yu.V. Potapova, Yu.V. Ivanov

The study focuses on modern and innovative methods of surgical treatment of hemorrhoidal disease. The results of using diode laser in the treatment of this disease showed some effectiveness and potential of this methodology. Identified key indications for the use of the diode laser, the technique of execution, revealed its advantages over traditional methods of surgical treatment.

Key words: diode laser, laser radiation, hemorrhoids.

Актуальность. За последние 20-25 лет в хирургии удалось значительно снизить риск выполнения многих хирургических вмешательств и одновременно улучшить их непосредственный и отдаленный результат, что в полной мере относится и к пациентам с различными заболеваниями толстой кишки.

Эти положительные изменения в значительной степени обусловлены внедрением в клиническую практику новых эффективных диагностических технологий и методов лечения. В колопроктологии определённый прогресс за последние годы достигнут в диагностике и лечении заболеваний аноректальной зоны [1, 3]. Вместе с тем, существенного снижения уровня заболеваемости по отдельным нозологиям в общей проктологии пока не наблюдается.

Теоретическое (научное) определение геморроя стало возможным в XVIII веке – именно тогда впервые были обнаружены кавернозные сосудистые сплетения, сосредоточенные в зоне анального канала [1]. Было отмечено, что, кроме вен и артерий, эти сосудистые образования содержат эластичную соединительную ткань и гладкомышечные элементы. Осуществляя регуляцию кровенаполнения области анального канала, геморроидальные сплетения обеспечивают выполнение основных функций прямой кишки – удержания каловых масс и дефекации, формирования эффективного иммунного барьера между внутренней и внешней средой организма [1, 4].

Геморрой представляет собой патологические изменения кавернозных подслизистых сплетений прямой кишки, имеющих артериовеноз-

ные анастомозы, что объясняет характер артериального кровотечения из геморроидальных узлов. В подавляющем большинстве случаев внутренние и наружные геморроидальные узлы формируются на 3, 7, и 11 часах по условному циферблату при положении больного на спине – соответственно трём терминальным ветвям деления верхней прямокишечной артерии [3, 4].

Среди заболеваний прямой кишки геморрой и его сочетания с другой патологией анального канала встречаются в 18-42% всех клинических наблюдений [1, 2, 4]. Распространённость заболевания составляет 130-145 случаев на 1000 взрослого населения, а его удельный вес в общей структуре патологии прямой кишки достигает около 40% [1, 4]. Болезнь встречается почти одинаково часто среди мужчин и женщин. Несмотря на ряд имеющихся «прорывных» хирургических технологий, процент послеоперационных осложнений и величина среднего пребывания больного на койке до настоящего времени не уменьшается [2, 3].

Цель исследования: определить возможность и целесообразность использования диодного лазера в лечении геморроидальной болезни, отработать методику выполнения, провести анализ полученных результатов лечения.

Материал и методы исследования. В хирургических отделениях Центральной поликлиники № 1 МВД России и ФНКЦ ФМБА России с 2014 по 2016 гг. прооперированы 75 больных с геморроем 3-4 стадии. Из них 50 мужчин и 25 женщин, средний возраст оперированных составил $44 \pm 3,7$ лет. Все операции (75) были выполнены с помощью диодного лазера. Данный метод использовали при хирургическом лечении хронического геморроя и острого геморроидального тромбоза. Для деструкции геморроидальных узлов у 50 пациентов с хроническим геморроем использовали диодный лазер с длиной волны 1,56 мкм. Лечение острого геморроидального тромбоза проведено у 25 пациентов, которым сначала выполняли удаление тромба с последующей локальной лазерной деструкцией сосудистой капсулы.

В большинстве случаев использовалась спинномозговая анестезия – у 34 пациентов и у 41 – эпидуральная. Данный вид анестезии предполагает введение анестетика в непосредственной близости от спинного мозга, поэтому их часто объединяют условным понятием «центральная анестезия». С целью предупреждения развития артериальной гипотонии

пациентам проводили волемическую (инфузионную) нагрузку растворами кристаллоидов, а при необходимости – растворами коллоидов. Это вело к увеличению венозного возврата и нормализации сердечного выброса. Динамический мониторинг артериального давления, пульса, частоты дыхания, пульсоксиметрии проводили при первичном осмотре пациента, во время подготовки и проведения анестезии, в послеоперационном периоде.

При хирургическом лечении хронического геморроя применяли лазерный полупроводниковый аппарат, генерирующий излучение длиной волны 0,97 и 1,56 мкм. Для деструкции внутренних геморроидальных узлов первой, второй и третьей стадии геморроя использовали длину волны 1,56 мкм. Данный вид излучения относится к водоспецифичным. Применяли две методики воздействия на геморроидальные узлы: трансмукозную деструкцию и субдермально-субмукозную деструкцию.

Методика трансмукозной деструкции геморроидальных узлов

Деструкцию внутреннего геморроидального узла начинали с его проксимального отдела. В режиме длины волны 1,56 мкм и мощностью 9 Вт торцевым световодом выполняли контактное непрерывное трансмукозное воздействие на ткани с экспозицией 1,5-2 сек., точечное воздействие производили веерообразно, секторально, с отступлением до 2 мм от каждой точки воздействия в дистальном направлении к гребешковой линии. При этом в зоне деструкции формируется очаг «белой денатурации» тканей без нарушения анатомической целостности покрова и кровотечения, а объем внутреннего узла во время манипуляции уменьшается в среднем в 3-4 раза (рис. 1).



Рис. 1. Лазерная трансмукозная деструкция геморроидальных узлов. А – геморроидальные узлы до лазерной деструкции; В – зона геморроидальных узлов после лазерной деструкции.

Методика субдермально-субмукозной деструкции геморроидальных узлов

Диодным лазером с излучением 970 Нм и мощностью 12 Вт выполняли трансдермальный прокол световодом в клетчатку, далее световод проводили под контролем пилотного лазерного излучения с красной индикацией в подслизистом слое внутри геморроидального узла, и уже излучением 1560 Нм выполняли его деструкцию. При использовании торцевого световода субмукозную проводку осуществляли по трем-четырем секторальным линиям, при применении дистанционно-радиального – по одной центральной линии. В обоих случаях использовали мощность 8 Вт, длина одного импульса составила 1-2 сек. и межимпульсный интервал – 0,5-1 сек. Поглощаемая величина энергии на один геморроидальный узел при использовании торцевого световода была равна 90-110 Дж, при использовании дистанционно-радиального – 70-80 Дж. При выполнении деструкции световод удаляли по сектору воздействия в активном режиме. Визуальный эффект вмешательства проявлялся уменьшением объема узла примерно в 3-4 раза (рис. 2).

Результаты лечения. При работе с прибором (диодный лазер) можно отметить, что аппарат прост в использовании, компактен, удобен при транспортировке и использовании в различных медицинских помещениях. Сенсорный экран на русском языке позволяет оперативно использовать несколько рабочих режимов при выполнении оперативных вмешательств даже у одного пациента.

В послеоперационном периоде у пациентов с хроническим геморроем болевой синдром был минимален, а средний срок нетрудоспособности составил 10-12 дней. Интенсивность болевого синдрома составила 3-4 балла по цифровой рейтинговой шкале (NRS) и к 3 суткам он практически отсутствовал. У больных с острым геморроидальным тромбозом болевой синдром исчезал на 2-е сутки после операции, а общий период нетрудоспособности не превышал 5-7 дней. Рецидивов заболевания в обеих группах пациентов в сроки наблюдения до 1 года не отмечено.

Полученные результаты лечения с помощью лазерного излучения свидетельствуют о следующих преимуществах методики перед традиционными методами лечения: зона термических повреждений стерильна и минимальна, не более 0,15 мм. Коагуляция крови и лимфы в просвете мелких сосудов, диаметром 0,3-0,5 мм, обеспечивает надежный гемо- и лимфостаз, что полно-

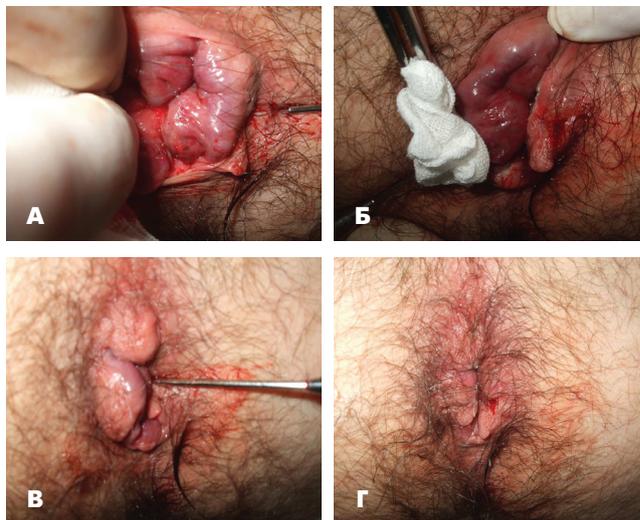


Рис. 2. А-Г – этапы субдермально-субмукозной деструкции геморроидальных узлов.

стью исключает возможность кровотечения из раны и развитие застойных отеков окружающих мягких тканей.

Принципиально важным моментом при использовании данных методик является выполнение предварительной тумисценции прилежащей мышечной ткани к зоне деструкции, с целью чего перед манипуляцией под геморроидальный узел вводили 1-1,5 мл. физиологического раствора хлорида натрия. При 2-3 стадии геморроя лазерную деструкцию возможно было выполнить под местной инфильтрационной анестезией (0,25% раствор лидокаина буферизированный гидрокарбонатом натрия, для уменьшения болевых ощущений при введении раствора). При использовании инфильтрационной анестезии рекомендованная выше доза поглощения лазерного излучения может быть увеличена на 20-25%.

При 3-4 стадии геморроя целесообразно сочетать лазерные методики лечения с геморроидопексией, иссечением избытка перианальной дермы над зоной деструкции и шовным лигированием терминальных ветвей прямокишечных артерий.

Примененные методики лазерной геморроидальной деструкции оказались наиболее эффективны в начальных стадиях заболевания. При 4 стадии процесса, где уже имеется выраженный пролапс ткани, изолированное применение метода, на наш взгляд, должно быть ограничено, однако использование лазерного излучения как «скальпеля» при удалении наружных геморроидальных узлов обеспечивает малоболезненный послеоперационный период и ускоряет процесс реабилитации.

Критериями оценки хорошего результата лечения хронического геморроя и острого геморроидального тромбоза с помощью вышеописанных малоинвазивных методик считали: прекращение кровотечения и выпадения геморроидальных узлов.

Хорошие непосредственные результаты были получены у всех пациентов с начальной стадией заболевания, где основным (а часто – единственным) симптомом заболевания являлось выделение крови из заднего прохода. При третьей и четвертой стадиях заболевания, где наблюдается пролапс геморроидальных узлов вместе со слизистой прямой кишки, число хороших результатов заметно снижалось. В таком случае предпочтение следует отдавать традиционному оперативному лечению. Однако, возможность применения лазерных технологий и в этих случаях даёт определённые перспективы ухода от традиционной операции по Миллигану-Моргану с её осложнениями и достаточно тяжёлым для пациента послеоперационным периодом, несмотря на необходимость стационарного этапа лечения.

Обсуждение результатов исследования.

Высокоинтенсивное лазерное излучение успешно используется в хирургии уже более 40 лет [2]. Механизм взаимодействия высокоэнергетических лазеров достаточно хорошо изучен и подробно освещен в многочисленных публикациях [2, 5]. Излучение этих лазеров вызывает в первую очередь термический эффект, обусловленный поглощением субстратом квантов света с трансформацией световой энергии в тепловую и возникновении исключительно высокой температуры на чрезвычайно малой площади. В результате происходит моментальное испарение тканевой жидкости с коагуляцией клеточных структур и развитием коагуляционного лазерного некроза тканей. Термический эффект высокоэнергетического лазера является основным при взаимодействии его с тканями. Температурная реакция тканей зависит от мощности лазерного излучения, его длины волны, диаметра луча, времени воздействия, а также содержания в облучаемых тканях воды и пигмента. Самой слабой и частично обратимой реакцией является денатурация белка, наступающая при нагревании тканей до температуры 40-53°C. При этом происходит нарушение проколлагеновых и фибриновых белковых связей с денатурацией и расплавлением коллагена. Тем не менее, связи проколлагеновых цепей белковых молекул сохраняются, и при прекращении лазерного

воздействия вновь восстанавливаются, хотя и с некоторым переустройством матрикса. Повышение температуры в тканях в условиях воздействия лазерным излучением более 53°C приводит уже к их необратимым повреждениям. Проявление эффекта лазерной фотодеструкции начинается при температуре 55 °C в облучаемых тканях. Начальная фаза деструкции тканей – белковая деградация – развивается при температуре 63°C. При этом, все структуры коллагенового матрикса претерпевают коллапс и деградацию (в клетках морфологически выявляются пикнотические изменения ядер). После прекращения лазерного воздействия полного восстановления клеток и обратного развития повреждений не происходит. При температуре 63°C в тканях, под влиянием лазерного излучения, развиваются процессы коагуляции, что, наряду с денатурацией и дегидратацией белков, сопровождается их контракцией с уплотнением и уменьшением в объёме основного вещества (гистологически это характеризуется базофильными и пикнотическими изменениями в клетках с наличием сетеподобной субстанции, возникающей в процессе коагуляции крови).

Повышение температуры в тканях, подвергающихся высокоинтенсивному лазерному воздействию, более 90°C, приводит к эффекту испарения ткани. Тканевая жидкость закипает с образованием мелких пузырьков-вакуолей, обнаруживаемых при гистологическом исследовании. При лазерном воздействии, провоцирующем повышение температуры в тканях до 100°C, жидкость закипает мгновенно, с образованием пара, разрывом и разрушением клеток. Морфологически в зоне воздействия обнаруживается коагуляционный некроз и денатурация белков с наличием в окружающих тканях отека, сосудистых расстройств, кровоизлияний. При повышении температуры в тканях, обусловленном лазерным воздействием, от 500°C и более происходит карбонизация тканей с обугливанием и полным разрушением морфологической структуры.

Морфология и морфометрия ран, возникающих при воздействии высокоинтенсивных лазеров на различные ткани, достаточно хорошо изучена [6] и имеет целый ряд общих черт, в значительной мере отличаясь от гистологической картины ран другого происхождения. Непосредственно в зоне лазерного воздействия наблюдается коагуляционный некроз тканей с формированием в последующем характерного струпа.

На границе с некрозом определяется отек, расстройства кровообращения в виде гиперемии, стазов, диапедезных кровоизлияний. Обычно зона термических повреждений стерильна и минимальна, не более 0,15 мм.

Морфологически выделяют следующие зоны лазерного воздействия на ткани: зона коагуляционного некроза в виде ожоговой каймы; зона рыхлого и компактного слоев некроза; зона воспалительного отека. Ширина этих зон зависит от вида лазера и длины волны генерируемого им луча, а также от типа ткани.

Важным свойством высокоинтенсивного лазерного излучения является мощное бактерицидное действие, проявление которого исключает септическое воспаление в тканях зоны воздействия, именуемое обычно «лазерными ранами». Слабая экссудация из микроциркуляторного русла лазерных ран, отсутствие выделения кининов и других вазоактивных веществ из коагулированных тканей приводит к слабой их лейкоцитарной инфильтрации [8]. Асептическое воспаление и отсутствие отека в таких тканях обуславливают раннюю пролиферацию макрофагов, фибробластов, что, в свою очередь, способствует активизации иммунной системы и синтеза коллагена и кейлонов, ответственных за регенерацию тканей. Быстрое накопление в тканях гликозаминогликанов, являющихся основным веществом соединительной ткани, слабовыраженная экссудация, отсутствие лейкоцитарной инфильтрации с преимущественной реакцией макрофагов и фибробластов, способствует заживлению лазерных ран первичным натяжением без грубых рубцовых образований. Следует отметить, что репаративная реакция различных тканей в ответ на высокоинтенсивное лазерное воздействие однотипна [2, 7, 9] и заключается в общей их регенерации с окончательным заживлением к 20-21 суткам. Проникновение лазерного луча в ткани сопровождается адсорбцией, рассеиванием, отражением и пене-трацией.

Адсорбция лазерного излучения определяется его длиной волны (рис. 3). Излучение с длиной волны видимой части спектра (от 0,40 мкм до 0,70 мкм.) селективно поглощается такими пигментными субстанциями, как меланин, каротин, гемоглобин, миоглобин. Наименьшей проникающей способностью обладает излучение в фиолетовой и голубой части спектра, наибольшей – в красной.

Ближнее инфракрасное (ИК) излучение с длиной волны от 0,70 до 1,40 мкм прежде всего

поглощается клеточными белками, наиболее глубоко проникая в ткани. При этом четко установлено, что для длины волны 0,81 мкм хромофором-мишенью является оксигемоглобин [2]. При воздействии излучения данной длины волны на ткань или введении световода в просвет сосуда происходит локальное закипание крови с образованием пузырьков газа, которые и повреждают тепловой энергией клетки. Повреждение например слоев венозной стенки создаёт условия для формирования окклюзивного фиксированного протяжённого тромбоза с последующим фиброзным перерождением стенки и прекращением кровотока по сосуду. Лазерное излучение 0,81-1,06 мкм характеризуется высоким поглощением в гемоглобине крови и низким поглощением в воде (хотя до последнего времени именно оно широко использовалось для лазерной флебооблитерации) [2, 9]. Указанные длины волн R.A.H. Weiss и H. Valley относят к «гемоглобинпоглощаемым» лазерным системам (H-лазеры) [Proebstle T.M. et al., 2005]. При использовании их происходит облитерация небольших по диаметру вен в 90-97% случаев [2, 7]. Однако использование излучения этой длины волны для флебооблитерации более крупных вен сопровождается повышением болезненности самой процедуры, существенным ростом паравазальных кровоизлияний (за счёт перфорации стенки), инфильтратов, увеличением частоты ощущения «болезненного тяжа» по ходу коагулированной вены, а также ростом числа реканализаций сосудов, несмотря на казалось бы адекватное увеличение мощности и энергии коагуляции [8].

В 2003 г. на Международном конгрессе в Сан-Диего M. Goldman доложил об использовании для флебокоагуляции лазеров на АИГ:Nd с длиной волны 1,32 мкм, излучение которого уже

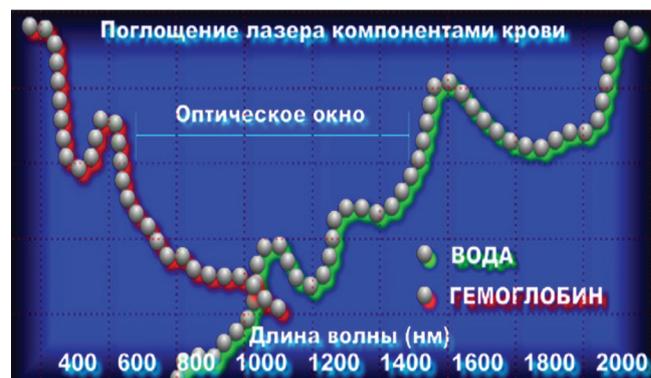


Рис. 3. Адсорбция лазерного излучения тканями (в зависимости от длины волны).

заметно поглощается не только в оксигемоглобине, но и в воде. Поглощение излучения этой длины волны в оксигемоглобине ещё всё-таки преобладает над поглощением в воде [8], поэтому отнесение данного излучения к «водопоглощаемому» (согласно классификации R.A.H. Weiss и H. Valley, 2005) или «водоспецифичному» (согласно классификации E. Mackay et al., 2006) не совсем корректно [7, 8]. Более правильно использовать этот термин для лазеров с длинами волн, ближе к 1,5 мкм., в которых поглощение в воде будет преобладающим. Такие лазеры с длиной волны 1,47-1,5-1,56 мкм. (обозначаемые как W-лазеры), только совсем недавно стали появляться в производстве и только-только начали использоваться в хирургии [2]. ИК-излучение длиной волны от 10,6 мкм почти полностью поглощается молекулами

воды, незначительно рассеиваясь в тканях, что означает практически полное поглощение этого излучения в верхних слоях тканей облучаемого объекта. Особенности действия лазерного излучения на ткани также определяются плотностью его мощности, степенью фокусирования луча и зависят от физико-химических и биологических особенностей облучаемых тканей [2, 9].

Заключение. Первые результаты использования диодного лазера в лечении геморроидальной болезни показали определенную эффективность и перспективность данной методики, особенно на ранней стадии заболевания. Однако, для объективизации полученных результатов требуется продолжение исследования действия лазерного излучения на ткани прямой кишки и прямокишечной клетчатки, совершенствование методики, анализ отдаленных результатов лечения.

Литература:

1. Воробьев Г.И. Основы колопроктологии. Ростов-на-Дону; «Феникс», 2001.
2. Гейниц А.В., Елисова Т.Г. Лазеры в хирургическом лечении геморроя. Лазерная медицина 2009; 1: 31-35.
3. Даценко Б.М., Даценко А.Б. Геморроидальная болезнь. Харьков; «Новое слово», 2011.
4. Ривкин В.Л., Бронштейн А.С., Файн С.Н. Руководство по колопроктологии. М.: «Медпрактика», 2001.
5. Bursics A., Morvay K., Kupcsulik P., Flautner L. Comparison of early and 1-year follow-up results of conventional hemorrhoidectomy and hemorrhoid artery ligation: a randomized study. Int. J. Colorectal. Dis. 2014 Mar; 19(2): 176-80.
6. Myers K., Fris R., Jolley D. Treatment of varicose veins by endovenous laser therapy: assessment of results by ultrasound surveillance. Med J Austral. 2016; 185: 4: 199-202.
7. Navarro L., Min R.J., Bone C. Endovenous laser: a new minimally invasive methods of treatment of varicose veins — preliminary observations using an 810 nm diode laser. Dermatol Surg. 2011; 27: 2: 117-122.
8. Proebstle T.M. 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. Surg. 2005; 31: 12: 1678-1683; discussion 1683-1684.
9. Timperman P.E., Sichlau M., Tyu R.K. Greater energy delivery improves treatment success of endovenous laser treatment of incompetent saphenous veins. J. Vasc. Interv. Radiol. 2014; 15: 10:1061-1063.

Информация об авторах:

Жижин Никита Кириллович – к.м.н., руководитель клиники колопроктологии Центра хирургии ФГБУ «Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий» ФМБА России. Тел.: 8-495-395-06-77; 8-919-726-37-04. E-mail: gigin2000@mail.ru

Саркисян Юрий Георгиевич – к.м.н., хирург, онколог, начальник отделения онкологии ФКУЗ «Центральная поликлиника № 1» МВД России. Тел.: 8 (916) 156-74-55. E-mail: sarkisyan1960@list.ru

Потапова Юлия Викторовна – врач анестезиолог-реаниматолог отделения реанимации ФКУЗ «Главный клинический госпиталь» МВД России. Тел.: 8 (926) 549-19-92. E-mail: potapowadoc@yandex.ru

Иванов Юрий Викторович – д.м.н., профессор, зав. отделением хирургии ФГБУ «Федеральный научно-клинический центр специализированных видов медицинской помощи и медицинских технологий» ФМБА России. Тел.: 8-495-395-04-00; 8-916-162-05-21. E-mail: ivanovkb83@yandex.ru