

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

ГОСУДАРСТВЕННОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ  
«БЕЛОРУССКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ  
ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ»

Кафедра неотложной хирургии

**С.В. Шахрай, М.Ю. Гаин, Ю.М. Гаин**

**ЛАЗЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ  
В ЛЕЧЕНИИ ХИРУРГИЧЕСКИХ  
ЗАБОЛЕВАНИЙ В АМБУЛАТОРНОЙ ПРАКТИКЕ**

Минск, БелМАПО  
2022

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ

ГОСУДАРСТВЕННОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ОБРАЗОВАНИЯ  
«БЕЛОРУССКАЯ МЕДИЦИНСКАЯ АКАДЕМИЯ  
ПОСЛЕДИПЛОМНОГО ОБРАЗОВАНИЯ»

Кафедра неотложной хирургии

**С.В. Шахрай, М.Ю. Гаин, Ю.М. Гаин**

**ЛАЗЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ЛЕЧЕНИИ ХИРУРГИЧЕСКИХ  
ЗАБОЛЕВАНИЙ В АМБУЛАТОРНОЙ ПРАКТИКЕ**

Учебно-методическое пособие

Минск, БелМАПО  
2022

УДК 617-089:615.849.19-039.57(075.9)

ББК 54.5я78

Ш 32

Рекомендовано в качестве учебно-методического пособия  
НМС Государственного учреждения образования  
«Белорусская медицинская академия последипломного образования»  
протокол № 8 от 30.09.2022

**Авторы:**

*Шахрай С.В.*, профессор кафедры неотложной хирургии Государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования», д.м.н., профессор

*Гаин М.Ю.*, доцент кафедры неотложной хирургии Государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования», к.м.н., доцент

*Гаин Ю.М.*, профессор кафедры неотложной хирургии Государственного учреждения образования «Белорусская медицинская академия последипломного образования», д.м.н., профессор

**Рецензенты:**

*Груша В.В.*, заместитель главного врача по хирургии УЗ «11-я городская клиническая больница», к.м.н.

*Кафедра* общей хирургии УО «Белорусский государственный медицинский университет»

**Шахрай С.В.**

Ш 32

Лазерные технологии в лечении хирургических заболеваний в амбулаторной практике : учеб-метод. пособие / С. В. Шахрай, М. Ю. Гаин, Ю. М. Гаин. – Минск : БелМАПО, 2022. - 20 с.  
ISBN 978-985-584-767-1

В соответствии с программой обучения на курсах повышения квалификации врачей на курсе общей и стационаросберегающей хирургии кафедры неотложной хирургии БелМАПО приведены основные эффективные малоинвазивные лазерные методики лечения варикозной болезни, патологии аноректальной зоны, доброкачественных новообразований мягких тканей. Представлены технологии, используемые для лечения данной категории пациентов в Минском городском центре амбулаторной и малоинвазивной хирургии.

Издание предназначено для слушателей, осваивающих содержание образовательных программ: переподготовки по специальности: «Хирургия» (дисциплина «Хирургические заболевания внутренних органов»); повышения квалификации врачей-хирургов, врачей-проктологов, врачей общей практики, преподавателей учреждений образования системы здравоохранения, а также клинических ординаторов.

УДК 617-089:615.849.19-039.57(075.9)

ББК 54.5я78

**ISBN 978-985-584-767-1**

© Шахрай С. В., Гаин М. Ю.,  
Гаин Ю. М., 2022

© Оформление БелМАПО, 2022

## ОГЛАВЛЕНИЕ

Введение.....	4
Применение лазерного хирургического аппарата «МЕДИОЛА-КОМПАКТ» в хирургической практике.....	10
Лечение геморроя.....	11
Лазерная деструкция прямокишечных свищей.....	14
Лазерная вапоризация анальной трещины.....	15
Сочетанное использование лазера в лечении пилонидальной болезни.....	15
Внутривенная лазерная коагуляция при варикозной болезни.....	16
Лазерная деструкция доброкачественных новообразований кожи.....	18
Лазерная деструкция гигром.....	18
Лазерная деструкция липом.....	18
Литература.....	20

## Введение

Высокоинтенсивное лазерное излучение успешно используется в хирургии уже более 40 лет. Механизм взаимодействия высокоэнергетических лазеров достаточно хорошо изучен и подробно освещен в многочисленных публикациях. 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 °С. При этом происходит нарушение проколлагеновых и фибриновых белковых связей с денатурацией и деструкцией 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°С приводит уже к необратимым повреждениям их. Проявление эффекта лазерной фотодеструкции начинаются при температуре 55 °С в облучаемых тканях. Начальная фаза деструкции тканей - белковая деградация их - развивается при температуре 63°С. 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°С 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°С 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 150°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 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. Коагуляция крови и лимфы в просвете мелких сосудов, диаметром 0,3-0,5 мм, обеспечивает гемо- и лимфостаз, что полностью исключает возможность кровотечения из раны и развития застойных отеков окружающих тканей.

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 лейкоцитарной инфильтрации их. 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 хо-

рошему заживлению лазерных ран без грубых рубцовых образований. Следует отметить, что репаративная реакция различных тканей в ответ на высокоинтенсивное лазерное воздействие однотипна и заключается в общей их регенерации с окончательным заживлением к 20-21 суткам.

Проникновение лазерного луча в ткани сопровождается транзитным прохождением, адсорбцией, рассеиванием, отражением и пенетрацией.

Адсорбция лазерного излучения определяется его длиной волны (рис. 1). 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.

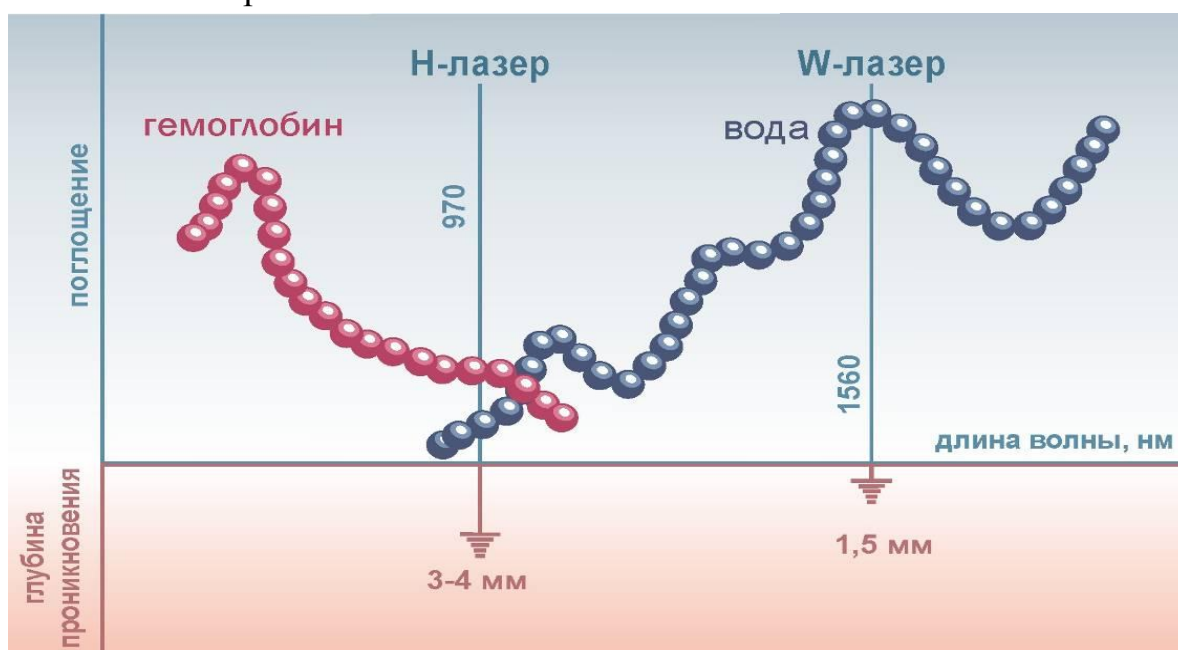


Рис.1. Адсорбция лазерного излучения тканями (в зависимости от длины волны)

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 чётко установлено, что для длины волны 0,81 мкм хромофором-мишенью является оксигемоглобин.

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, слоёв 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 по-

глощением в гемоглобине крови и низким поглощением в воде (хотя до последнего времени именно оно широко использовалось для лазерной флебооблитерации). Указанные длины волн относят к «гемоглобинпоглощаемым» лазерным системам (Н-лазеры). При использовании их происходит облитерация небольших по диаметру вен в 90-97% случаев. Однако использование излучения этой длины волны для флебооблитерации более крупных вен сопровождается повышением болезненности самой процедуры, существенным ростом паравазальных кровоизлияний (за счёт полнослойной деструкции стенки), формированию 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.

В 2003 году на Международном конгрессе в Сан-Диего М. Goldman доложил об использовании для флебокоагуляции лазеров на Nd: YAG с длиной волны 1,32 мкм, излучение которого уже 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, поэтому отнесение данного излучения к «водопоглощаемому» (согласно классификации R.A.H. Weiss и H. Valley, 2005) или «водоспецифичному» (согласно классификации E. Maskau et al., 2006) не совсем корректно. 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, стали появляться в производстве около 15 лет назад и начали применяться в общей хирургии.

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 определяется плотностью мощности его, степенью фокусирования луча и зависит от физико-химических и биологических особенностей облучаемых тканей.

Фактически до начала 90-х годов прошлого столетия лазерная хирургическая техника являлась проблемной для широкого практического внедрения, введу ее технической сложности, необходимости высококвалифицированного инженерного обслуживания, потребности в использовании специальных операционных. Лазерное хирургическое оборудование было громоздким, требовало мощного питания. Использовались в основном лазеры на углекислом газе с длиной волны 10,6 мкм и алюмо-иттриевом гранате, активированном неодимом (Nd: YAG) с длиной волны 1064 нм.



Ситуация изменилась в начале 90-х в связи с быстрым прогрессом в увеличении надежности и уровня выходной мощности полупроводниковых (диодных) лазеров при снижении их себестоимости. Немного позднее появились лазеры на активированном волокне, способные генерировать излучение мощностью в единицы, а затем десятки и сотни ватт. Все это позволило создавать на основе полупроводниковых и волоконных лазеров медицинские аппараты для хирургии и силовой терапии с прекрасными эксплуатационными характеристиками: малыми габаритами, весом и энергопотреблением.

Для лазерной флебооблитерации и геморроидальной деструкции применение лазерного излучения в водопоглощаемом диапазоне представляется более логичным и обеспечивает воздействие на все слои сосуда с повреждением всей его толщи, тогда как применение Н-лазера вызывает асимметричное её повреждение в зоне прилегания световода. Возможность восприятия стенкой сосуда всей энергии W-лазера приводит к циркулярному диффузному её повреждению. Положительную роль играет также уменьшение коэффициента рассеяния в крови, характерное для излучения области 1,5 мкм, что ведёт к почти восьмикратному снижению величины энергии, поглощаемой в единице объёма. Математическое моделирование наряду с клиническими наблюдениями показало возможность использования меньшей мощности и энергии лазерного излучения, что закономерно приводит к снижению частоты побочных эффектов воздействия и уменьшению болевого компонента. Именно поэтому механизм действия излучения W-лазера на ткани не совсем корректно обозначать как «коагуляция», при этом больше подходит понятие «термовоздействие», естественно при аналогичных параметрах в сравнении с длиной волны в диапазоне 0,94-1,06 мкм. Особенность поглощения и рассеивания волны 1,56 в воде при воздействии на ткань позволяет при аналогичной мощности и экспозиции уменьшать глубину проникновения зоны клеточной деструкции в сравнении с излучением в диапазоне 0,94-1,06 мкм (рис. 2,3).



Рис. 2. Излучение 1,56 мкм .  
Глубина проникновения 1,5 мм



Рис. 3. Излучение 0,97 мкм .  
Глубина проникновения 4 мм

Для выполнения манипуляций по коагуляции тканей (гемостаз, удаление доброкачественных образований кожи и слизистых) эффективным является использование Н-лазера.

На конечный результат тканевого эффекта лазерного излучения, помимо указанных параметров, несомненно, влияет и режим воздействия - непрерывный или импульсный. Естественно, что при импульсном воздействии результат зависит от длительности рабочей фазы излучения и паузы между ними. При непрерывном воздействии происходит более глубокий прогрев ткани с возникновением там соответствующих изменений, зависящих от мощности излучения и его экспозиции (рис. 4.).



Рис. 4. Зона воздействия на ткань при использовании непрерывного и импульсного режимов

Общемировая тенденция, которая наблюдается последние 50-60 лет в хирургии - это разработка и внедрение высокотехнологических методик лечения, позволяющих уменьшить длительность операции, отказаться по возможности от дорогостоящих анестезиологических пособий, уменьшить сроки госпитализации и послеоперационной реабилитации пациентов.

Кажущаяся на первый взгляд высокая стартовая стоимость лазерного оборудования не должна быть препятствием к широкому внедрению современных технологий в хирургической практике. При правильной и грамотной организации хирургической помощи, интенсификации работы и соблюдении методологии его применение дает значительный экономический эффект.

В данном учебно-методическом пособии мы рассмотрим практические рекомендации по использованию хирургического отечественного аппарата «МЕДИОЛА-КОМПАКТ» в лечении отдельных видов хирургической патологии.

## Применение лазерного хирургического аппарата «МЕДИОЛА-КОМПАКТ» в хирургической практике

Для работы в условиях амбулаторного хирургического кабинета и хирургического стационара «краткосрочного пребывания» на базе Минского городского центра амбулаторной и малоинвазивной хирургии применяется лазерный хирургический аппарат «МЕДИОЛА-КОМПАКТ» (рис. 5).



Рис.5. Лазерный хирургический аппарат «МЕДИОЛА-КОМПАКТ»

Данный тип медицинского хирургического лазера относится к диодно-волоконным аппаратам с возможностью генерации двух длин волн - 970 нм и 1560 нм с соответствующей регулируемой максимальной мощностью 30 Вт и 15 Вт. Аппарат обладает низким энергопотреблением, мобилен, компактен (габариты - 400 x 270 x 170 мм), работает в импульсном и непрерывном режиме. Имеет стандартный разъем для световода SMA-905, что позволяет адаптировать его практически для любых производителей волоконных лазерных инструментов.

В настоящее время спектр применения аппарата в центре сводится к следующим вмешательствам:

- 1) Деструкция геморроидальных узлов.
- 2) Деструкция ректальных свищей.
- 3) Лазерная вапоризация анальной трещины.
- 4) Сочетанное использование лазера в лечении пилонидальной болезни.

- 5) Внутривенная лазерная коагуляция при варикозной болезни.
- 6) Лазерная деструкция доброкачественных новообразований кожи.
- 7) Лазерная деструкция гигром.
- 8) Лазерная деструкция липом.

### **Лечение геморроя**

Для деструкции внутренних геморроидальных узлов используется длина волны 1,56 мкм. На практике применяются две методики воздействия:

- трансмукозная деструкция;
- субдермально-субмукозная деструкция.

#### **Методика трансмукозной деструкции**

Деструкция внутреннего геморроидального узла начинается с его проксимального отдела, в режиме 1,56 мкм мощностью 9 Вт торцевым световодом производится контактное трансмукозное воздействие на ткани в непрерывном режиме с экспозицией 1,5-2 с на одну точку, воздействие производится веерообразно, секторально с отступлением до 2 мм от каждой точки облучения в дистальном направлении к гребешковой линии. При этом в зоне деструкции формируется очаг «белой денатурации» тканей без нарушения анатомической целостности покрова и кровотечения, объем внутреннего узла во время манипуляции уменьшается в 3-4 раза (рис. 6). Указанная методика целесообразна при лечении хронического геморроя 1 ст., деструкции небольших геморроидальных сателлитных узлов.



*Рис. 6. Лазерная трансмукозная деструкция геморроидальных узлов.*

А - геморроидальные узлы до лазерной деструкции;  
В – зона геморроидальных узлов после лазерной деструкции



### Методика субдермально-субмукозной деструкции

Аппаратом «МЕДИОЛА-КОМПАКТ» излучением 970 Нм и мощностью 12 Вт выполняется трансдермальный прокол световодом в клетчатку, далее световод проводится под контролем пилотного лазерного излучения с красной индикацией в подслизистом слое внутри геморроидального узла, и уже излучением 1560 Нм выполняется его деструкция. При использовании торцевого световода субмукозная проводка осуществляется по трем-четырем секторальным линиям, при применении дистанционно-радиального – по одной центральной линии, в обоих случаях используется мощность 6-8 Вт, длина одного импульса 1-2 с и межимпульсный интервал 0,5-1 с, поглощаемая величина энергии на один геморроидальный узел составляет при использовании торцевого световода 90-110 Дж, при использовании дистанционно-радиального – 70-80 Дж. При выполнении деструкции световод удаляется по сектору воздействия в активном режиме. Визуальный эффект вмешательства проявляется уменьшением объема узла примерно в 3-4 раза (рис. 7).



А



Б



Д



Е

Рис. 7. А, Б, Д, Е – этапы субдермальной и субмукозной деструкции геморроидальных узлов

Принципиально важным моментом при использовании методик является выполнение предварительной инфильтрации прилежащей мышечной ткани к зоне деструкции, с целью чего перед манипуляцией вводится в сфинктер под

геморроидальный узел около 2 мл физиологического раствора хлорида натрия с добавлением эпинефрина при выполнении процедуры под сакральной анестезией. При 2-3 ст. геморроя лазерную деструкцию возможно произвести и под местной инфильтрационной анестезией, здесь применяется 0,25% раствор лидокаина буферизированного гидрокарбонатом натрия с добавлением эпинефрина. При использовании инфильтрационной анестезии рекомендованная выше доза поглощения лазерного излучения может быть увеличена на 20-25%.

При 2-3 ст. геморроя имеется целесообразность сочетать лазерные методики лечения с шовным лигированием геморроидальных артерий, иссечением избытка перианальной дермы над зоной деструкции.

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

При лечении острого геморроидального тромбоза используется методика пункционной вакуумтромбэкстракции с лазерной локальной деструкцией сосудистой капсулы: после местной инфильтрационной анестезии производится пункция тромбированного узла одноразовой пункционной иглой диаметром 2-2,2 мм, через иглу выполняется вакуумная экстракция тромба, затем в просвет иглы вводится световод лазерного аппарата и производится деструкция «сосудистой капсулы» в зоне бывшего тромбоза лазерным излучением с длиной волны 1560 Нм и мощностью 10 Вт, экспозицией воздействия 1-2 с (рис. 8).



*Рис. 8.* Пункционная тромбэкстракция с лазерной деструкцией. (этапы)

Возможно использование специального инструмента – пункционной иглы, ассоциированной со световодом (рис. 9)

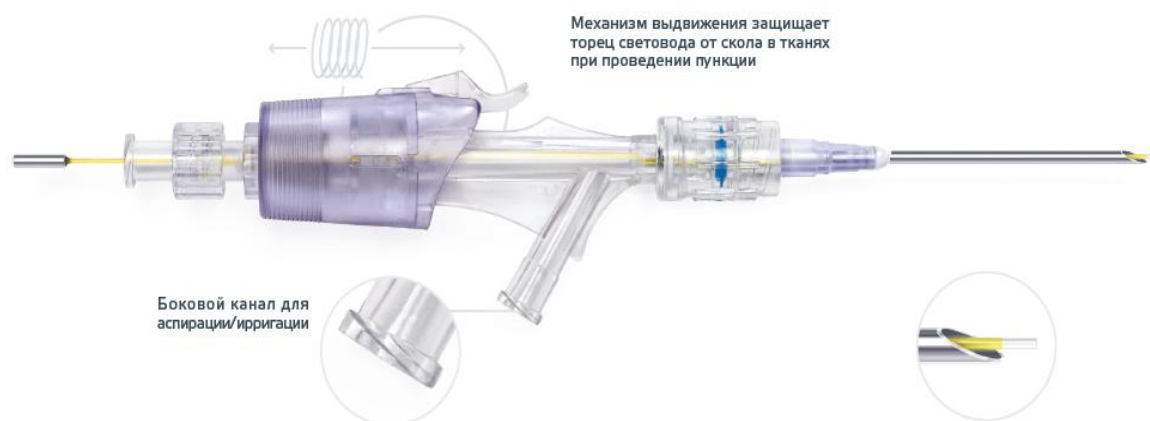


Рис. 9. Инструмент для пункционной лазерной деструкции

### Лазерная деструкция прямокишечных свищей

Деструкция параректальных свищей осуществляется длиной волны 1,56 мкм. Суть методики заключается в следующем: в дооперационном периоде производится трансанальная эхоскопическая диагностика параректальных клетчаточных пространств, МРТ или фистулография для выявления архитектоники свищевого хода и диагностики боковых затеков и дополнительных ходов; желательно под эхоскопическим контролем через просвет свища от наружного к внутреннему отверстию проводится проводник-катетер, выполняется санация свищевого хода механическим путем и жидкими антисептическими средствами; производится шовная герметизация внутреннего свищевого отверстия; при наличии гнойных затеков выполняется их медикаментозная и лазерная санация через дополнительные проколы с оставлением дренажей; позиционируется световод с радиальной эмиссией в просвете свищевого хода, далее удаляется проводник и в реверсном режиме производится деструкция свища мощностью 10 Вт и скоростью проводки 1мм/с (рис. 10).



Рис 10. Лазерная деструкция прямокишечного трансфинктерного свища.

## **Лазерная вапоризация анальной трещины**

Лазерная вапоризация анальной трещины используется в комплексном лечении данной патологии. С учетом того, что последствие на ткань длины волны 1,56 не сопровождается выраженным болевым синдромом, деструкция рубцовой измененной зоны анального канала в месте локализации хронической анальной трещины может проводиться амбулаторно и под местной субфиссуральной анестезией. После вапоризации тканей мощностью излучения 12 Вт в импульсном режиме производится блокада внутреннего анального сфинктера субфиссурально из одной точки препаратом «Диспорт» в дозе 60 единиц, либо выполняется дозированная сфинктеротомия.

## **Сочетанное использование лазера в лечении пилонидальной болезни**

Лечение пилонидального абсцесса.

На первом этапе под местной инфильтрационной анестезией выполняется вскрытие и дренирование абсцесса с использованием разреза, соответствующего размеру гнойной полости. После извлечения гноя, некротического детрита или волос, при их наличии, выполняется полная санация полости антисептиками. Далее полость абсцесса дренируется. В последующие 2-3 суток пациенту выполняются ежедневные перевязки с использованием растворов антисептиков. Критерием готовности послеоперационной раны ко второму этапу лечения на 2-3 сутки после первичной операции является снижение острого воспалительного процесса в мягких тканях и избыточной кровоточивости раны, что позволяет выполнять её тщательную ревизию и хирургическую обработку. На втором этапе операции под местной инфильтрационной анестезией проводится ревизия раны, выполняется по средством дополнительных разрезов на коже скальпелем или коагуляцией (в том числе с использованием лазерной техники) удаление всех первичных свищевых отверстий, осуществляется чрезрваная лазерная коагуляция полости пилонидальной кисты и эпителиальных копчиковых ходов на всём протяжении в непрерывном режиме эмиссии лазерного излучения с длиной волны 1560 нм и мощностью 8-10 Вт. Воздействие лазером производится веерообразно, секторально с отступлением до 2 мм от каждой точки воздействия. При экспозиции 5-7 секунд на одну точку воздействия величина поглощённой энергии не превышает 350-400 Дж. В зоне лазерного облучения формируется очаг термической коагуляции тканей (подкожной жировой клетчатки и остатков



эпителиальной выстилки кисты) без нарушения других анатомических структур крестцово-копчиковой области.

Хирургическое лечение пилонидальной болезни с хроническим течением.

Перед операцией пациенту выполняется ультразвуковое исследование крестцово-копчиковой области, определяются ширина и длина основного тракта пилонидальной кисты, лоцируется свищевой ход и скрытые полости (при их наличии), маркируются все первичные и вторичные свищевые отверстия. Осуществляется канюлирование вторичного свищевого хода в зонах предстоящего введения лазерного световода. Производится иссечение первичных и вторичных наружных свищевых отверстий при помощи трепанциркулярного ножа или производится их лазерная деструкция в слое кожи. Выполняется этапный кюретаж полости пилонидальной кисты, первичных и вторичного свищевого хода, удаление детрита, эпителиальной выстилки, волос (при их наличии). Полость обработанных копчиковых ходов и кисты промывается раствором антисептика, производится дополнительная механическая обработка и очищение от остатков эпителиальной выстилки кисты и крови специальными щетками. Далее под ультразвуковым контролем производится лазерная деструкция пилонидальной кисты и боковых затеков (при их наличии), лазерная деструкция эпителиальных ходов в подкожной клетчатке. Лазерная деструкция выполняется в непрерывном или импульсном режимах (длина импульса и период между импульсами – от 0,5 до 2 сек). Мощность – от 6 до 8 Вт. Длина волны 1560 нм.

### **Внутривенная лазерная коагуляция при варикозной болезни**

Развитие малоинвазивных лазерных технологий последние 10 лет позволили практически перевести лечение варикозной болезни нижних конечностей в развитых странах из хирургического стационара в амбулаторный кабинет. В настоящее время при наличии соответствующего оборудования классическая флебэкстракция большой или малой подкожных вен заменяется внутривенной лазерной коагуляцией. Параллельно производится минифлебэктомия притоков или их этапная фармакологическая склерозация.

Обязательным моментом выполнения данного комплекса лечебных мероприятий является хорошее владение хирургом методик ультразвуковой сосудистой диагностики.

Перед операцией производится разметка вен с помощью ультразвукового сканера. Определяется диаметр вены в положении пациента стоя с отметкой протяженности участка клапанной несостоятельности. Маркером на коже делается пометка диаметра вены и места локализации несостоятельных перфорантов. Отмечаются варикозные вены, нуждающиеся в минифлебэктомии или склеротерапии. Производится гепаринопрофилактика. Далее световод вводится в большую или малую подкожную вену по средством поставленного катетера. Все манипуляции осуществляются под эхоскопическим контролем. Световод позиционируется на расстоянии 1-2 см от сафенофemorального или сафенопоплителального соустья, при этом желательно сохранить впадающую в соустье сверху ветвь.

При комбинированной операции сначала хирурги выполняют выделение места впадения большой или малой подкожной вены через отдельный разрез с лигированием притоков, затем производится катетерная постановка в просвет ствола подкожной вены световода. Показанием для комбинированной операции служит диаметр сафенофemorального или сафенопоплителального соустья. Большинство авторов не рекомендуют выполнять эндовенозную лазерную коагуляцию при диаметре более 20 мм.

После постановки световода выполняется инфильтрационная анестезия зоны операции, с целью чего опять же под контролем эхоскопического датчика производится паравазальное введение холодного анестезирующего раствора. Помимо анестезии раствор позволяет уменьшать тепловое воздействие на паравенозные ткани. Применяется раствор лидокаина 0,1% буферизированных раствором гидрокарбоната натрия с добавлением эпинефрина. Создается плотная "водная подушка", окружающая вену со световодом по всей окружности.

В режиме эндовенозной коагуляции используется длина волны 1,56 мкм с мощностью 10 Вт в непрерывном режиме. Скорость извлечения световода составляет 1 мм/с. После коагуляции варикозных стволов и перфорантных вен, хирург может выполнить минифлебэктомию притоков большой и малой подкожных вен или склеротерапию. После этого по ходу коагулированной вены накладывается мягкий бандаж и надевается компрессионный чулок. Рекомендуется дозированная ходьба в течение 1,5-2 часов. Назначается контрольный осмотр через сутки, где проводится ультразвуковая оценка облитерации вен. В послеоперационном периоде производится гепаринопрофилактика в течение 2-3 суток.

## **Лазерная деструкция доброкачественных новообразований кожи**

Удаление доброкачественных новообразований кожи может выполняться длиной волны 0,97 и 1,56 мкм. Пигментированные образование приоритетно подвергаются деструкции волной 0,97 мкм, режим мощности выбирается исходя из объема и глубины поражения. Не пигментные образования с поверхностным расположением могут быть удалены волной 1,56 мкм (рис. 11).



*Рис. 11.*

А – кондиломатоз анальной области      Б – после удаления кондилом

### **Лазерная деструкция гигром**

Под УЗ-контролем выполняется маркировка гигромы и определение ее размеров. Производится обработка операционного поля и выполняется местная инфильтрационная анестезия. В проекции центра образования производится пункция инструментом для лазерной деструкции (рис. 7А). Для снижения вязкости содержимого гигромы и упрощения аспирации, а также профилактики формирования гематом в полость вводится небольшое количество анестезирующего раствора с эпинефрином. После аспирации содержимого гигромы при помощи присоединенного к одному из просветов катетера шприца, под контролем УЗИ выполняется облучение внутренней стенки гигромы лазерным излучением с мощностью 10 Вт и длительностью 3-4 секунды в непрерывном режиме работы аппарата. После этого наконечник удаляется и на область вмешательства накладывается давящая асептическая повязка.

### **Лазерная деструкция липом**

Под УЗ-контролем выполняется, маркировка новообразования и определение его размеров, пункционная биопсия из 3-5 точек. Производится обработка операционного поля и выполнение местной инфильтрационной анестезии. В проекции края опухолевидного образования выполняется пункция инструментом для лазерной деструкции (рис. 7А). Далее наконечник поворачи-

чивается параллельно поверхности кожи. После этого в область вмешательства подается лазерное излучение в непрерывном режиме работы аппарата мощностью 8-10 Вт и одновременно выполняется аспирация лизированных тканей с помощью подключенного вакуум-аспиратора, создающего отрицательное давление 0,5 атм. Выполняется 8-10 возвратно-поступательных движений инструментом со скоростью 2 см/с. После этого игла инструмента поворачивается в плоскости, параллельной коже, на угол около 20 градусов. Данный цикл повторяется до полного удаления новообразования. При больших размерах новообразования может потребоваться несколько точек пункции – это можно оценить до начала операции. После этого игла удаляется, устанавливается дренаж на 3-5 суток и на область вмешательства накладывается давящая асептическая повязка.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Бертолотти, М. История лазера : Научное издание / М. Бертолотти. - М. : Интеллект, 2015. - 336 с.
2. Лазерный липолиз в пластической хирургии: монография / Н.А. Данилин [и др.]. – М. : Офест, 2019. – 99 с.
3. Лазерные технологии в хирургии и фотодинамической терапии : монография / И. Г. Ляндрес [и др.]. – Минск : Медьял, 2018. – 320 с.
4. Михайлов, А.Г. Лазерные технологии в косметологии и хирургии: практическое руководство / А.Г. Михайлов, А.В. Левкович, В.С. Мельник. - М. : PRINLETO, 2017. - 230 с.
5. Пикиреня, И.И. Высокоинтенсивные лазеры в медицине: монография / И.И. Пикиреня, В.В. Хомченко. – Минск : БелМАПО, 2017. – 188 с.
6. Пикиреня, И.И. Механизм воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения на биологические ткани : учебн.-метод. пособие / И.И. Пикиреня. – Минск : БелМАПО, 2017. – 73 с.

Учебное издание

**Шахрай** Сергей Владимирович  
**Гаин** Михаил Юрьевич  
**Гаин** Юрий Михайлович

**ЛАЗЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ЛЕЧЕНИИ ХИРУРГИЧЕСКИХ  
ЗАБОЛЕВАНИЙ В АМБУЛАТОРНОЙ ПРАКТИКЕ**

Учебно-методическое пособие

В авторской редакции

Подписано в печать 30.08.2022. Формат 60x84/16. Бумага «Снегурочка».

Печать ризография. Гарнитура «Times New Roman».

Печ. л. 1,25. Уч.- изд. л. 1,25. Тираж 120 экз. Заказ 163.

Издатель и полиграфическое исполнение –  
государственное учреждение образования «Белорусская медицинская  
академия последипломного образования».

Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,  
распространителя печатных изданий № 1/136 от 08.01.2014.

Свидетельство о государственной регистрации издателя, изготовителя,  
распространителя печатных изданий № 3/1275 от 23.05.2016.  
220013, г. Минск, ул. П. Бровки, 3, корп. 3.