

ХИРУРГИЧЕСКИЕ ЛАЗЕРЫ (обзор)

Лазерное излучение – это излучение, возникающее в результате вынужденного (индуцированного) перехода электронов какого-либо вещества (источника лазерного излучения) с нестабильного верхнего энергетического уровня, на стабильный низший уровень. Аббревиатура LASER - сокращение от английского «Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation» - усиление света путем вынужденного излучения.

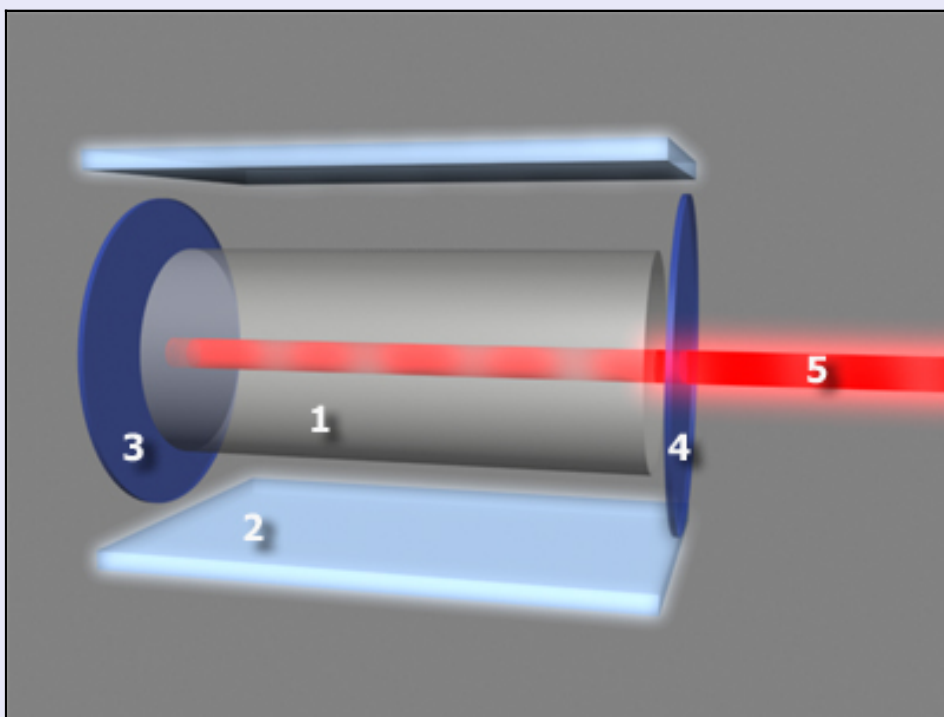
Излучение лазера характеризуется:

- **монохроматичностью** – т.е. лазерное излучение всегда генерируется определённой длины волны. Длина волны обусловлена химическими свойствами источника лазерного излучения. Возможность выбора и применения конкретной длины волны позволяет «прогнозировать» характер воздействия лазерного излучения на биоткань;
- **коллимированностью** - малой расходимостью пучка, почти параллельностью всех лучей в пучке, что позволяет создать в малом пятне большие плотности энергии;
- **пространственной и временной когерентностью** (совпадением фаз волны в пространстве и во времени), это свойство используется преимущественно в диагностических методиках.

Устройство лазера

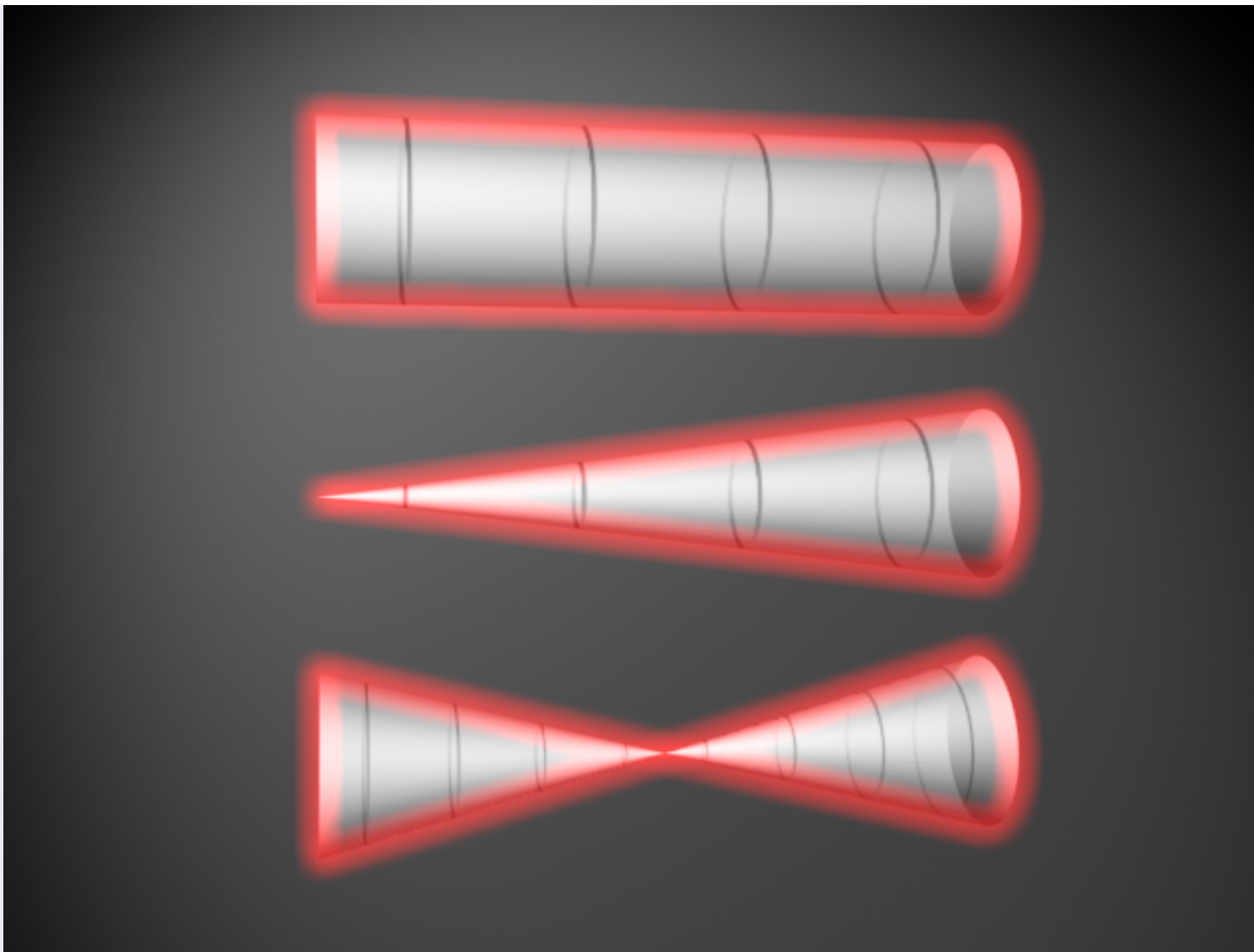
Разнообразие видов оптических квантовых генераторов или лазеров объединено их принципиально одинаковой конструкцией: установка имеет активную среду, элементы накачки, систему зеркал для усиления излучения и средства доставки излучения. Принципиальная схема устройства лазера представлена на рис. 1.

Рис. 1. Принципиальная схема устройства лазера.



Активная среда (1) - кристалл, раствор, газ или полупроводник обеспечивает конкретную длину волны в зависимости от своего химического состава. Строго определенная длина волны излучения связана с одинаковой разницей в энергетических уровнях электронов в молекулах вещества. **Элементы накачки** (2) служат для насыщения энергией активной среды (заселения верхних энергетических уровней). Накачка может быть оптической (мощные лампы), а также электрической, лазерной, химической и даже тепловой. В связи с происходящим побочным нагреванием лазерных установок от элементов накачки, приходится охлаждать аппараты водой или воздухом. **Система зеркал** (3, 4) служит для усиления излучения и состоит из параллельных пластин, одна из которых является **непрозрачным зеркалом** и полностью отражает излучение (3), а вторая - это **полупрозрачное зеркало** (4), через которое **лазерный луч** (5) выходит из генератора. Зеркала, отражая часть излучения в активное вещество, играют роль "открытого резонатора", обеспечивая многократное усиление и направленность генерируемого излучения. Средства доставки излучения представляют собой оптические системы, доставляющие к мишени лазерный луч. К ним относятся оптические адаптеры к операционному микроскопу, волоконно-оптические инструменты, сканирующие

и другие системы. Несмотря на многообразие их конструкций, размеров и форм, принципиально на выходе возможны лишь три варианта пространственного распределения излучения: это коллимированный, расходящийся или сходящийся пучок. (рис. 2). Очевидно, что для решения тех или иных практических задач подбирается один из трех вариантов.



Коллимированный
(плотность мощности на всем протяжении постоянна)

Расходящийся
(плотность мощности уменьшается по мере увеличения диаметра пятна)

Сходящийся
(плотность мощности вначале увеличивается, достигает максимума в точке фокуса и затем уменьшается)

Рис. 2 Формы пучков лазерных лучей, выходящих из средств доставки излучения

Лазерная аппаратура

Названия лазерные установки получают, как правило, в соответствии с активной средой и наиболее общая классификация включает твердотельные. газовые. полупроводниковые. жидкостные

лазеры. К твердотельным относятся рубиновый, неодимовый (YAG:Nd - кристалл алюмоитриевого граната с неодимом, длина волны 1060 нм), александритовый, гольмиевый (YAG:Ho - алюмоитриевый гранат с гольмием, длина волны 2090 нм), эрбиевый (YAG:Er- алюмоитриевый гранат с эрбием, длина волны 2940 нм); к газовым - аргоновый, эксимерный, на парах меди, на парах золота; к жидкостным - работающие на растворах красителей.

В последние годы, в буквальном смысле слова, революцию совершило появление полупроводниковых (диодных) лазеров по причине их экономичности за счет высокого коэффициента полезного действия (до 60 - 80% в отличие от 10-30% при традиционных), малогабаритности, надежности. (Отечественные аппараты Лазон, Кристалл, немецкий лазерный хирургический аппарат **CERALAS** фирмы **Biolitec**).

Биологические эффекты взаимодействия "лазерное излучение-биоткань"

Наиболее широко представлены термические эффекты:

Гипертермия - длительное, до часа и более прогревание тканей при температуре 43-45 °С, в результате чего наступает отсроченная во времени гибель клеток, наиболее чувствительных к температуре, например, опухолевых.

Термотерапия - прогревание тканей в течение минут при температуре 45 - 60 °С с последующей гибелью клеток, их лизисом и образованием участка атрофии. (LITT - лазерная интерстициальная термотерапия полипов)

Коагуляция ткани связана с денатурацией белков и наступает практически сразу при достижении температуры 60-90 °С. Участок некроза в последующем замещается соединительной тканью либо образуется дефект тканей.

Сокращение коллагена на 20-30% без денатурации его волокон и, соответственно без некроза, происходит при нагревании его в диапазоне температур 62-64 °С.(Используется для лазерной шлифовки "омоложения" кожи)

Механические эффекты:

Испарение или вапоризация свидетельствует о превышении температуры тканей свыше 100 °С, в результате чего происходит парообразование, разрыв тканей, а некротические массы обезвоживаются.

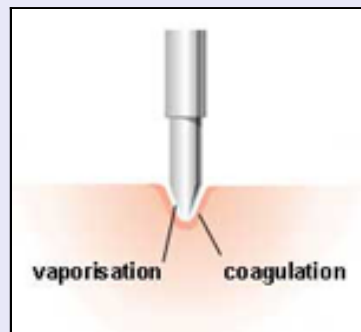
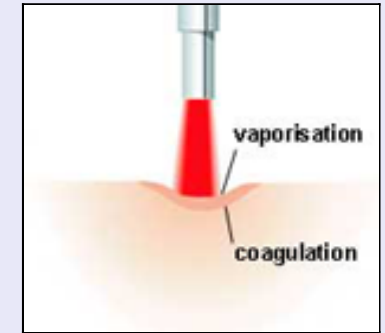
Карбонизация или обугливание ткани наступает при температуре 150 °С и выше, при этом непосредственно во время воздействия образуется дефект тканей за счет улетучивания органического субстрата в виде неорганических частиц - дыма. Карбонизация может служить примером механического эффекта, опосредованного повышением температуры тканей.

Фоторазрыв возникает в том случае, если энергия лазерного луча сконцентрирована в пространстве и во времени настолько, что возникает оптический пробой - т.е. ионизация среды-мишени с формированием плазменной микрополости. При этом происходит исключительно механический разрыв ткани без признаков ее термического повреждения.

Абляция в чистом виде - это процесс фотодекомпозиции (разрушения межмолекулярных связей) с формированием дефекта тканей и выбросом тканевого детрита из зоны облучения, при котором в продуктах выброса можно идентифицировать удаляемую ткань (в отличие от карбонизации). Чаще всего термин "абляция" применяют более широко, характеризуя любой процесс лазерного удаления тканей.

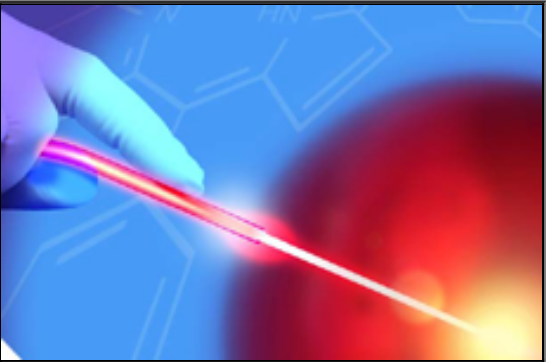
Перечисленные эффекты нередко сопровождают друг друга (смешанные немеханические и механические эффекты), иногда это сочетание полезно (например, лазерный разрез кожи за счет карбонизации будет бескровным, так как по краям раны произойдет коагуляция), иногда вредно (в офтальмологии коагуляция соседних участков роговицы нежелательна при ее абляции).

Бойко Э.В., 2003 год



Как получить тот или иной биоэффект?

Получение всего спектра биологических эффектов взаимодействия "лазерное излучение-биоткань" определяют три основных параметра излучения:

Длина волны	
Длительность воздействия	
Энергетические характеристики	

Сочетанием этих трех параметров можно получить весь спектр желаемых эффектов: от прецизионной микронной абляции до значительной объемной коагуляции тканей.

Кроме этих характеристик, необходимо учитывать оптические и термические свойства тканей.

Оптические свойства (пропускание, поглощение и рассеяние) взаимосвязаны с длиной волны, а термические (теплопроводность) в наибольшей степени проявляются в зависимости от длительности воздействия.

Длина волны

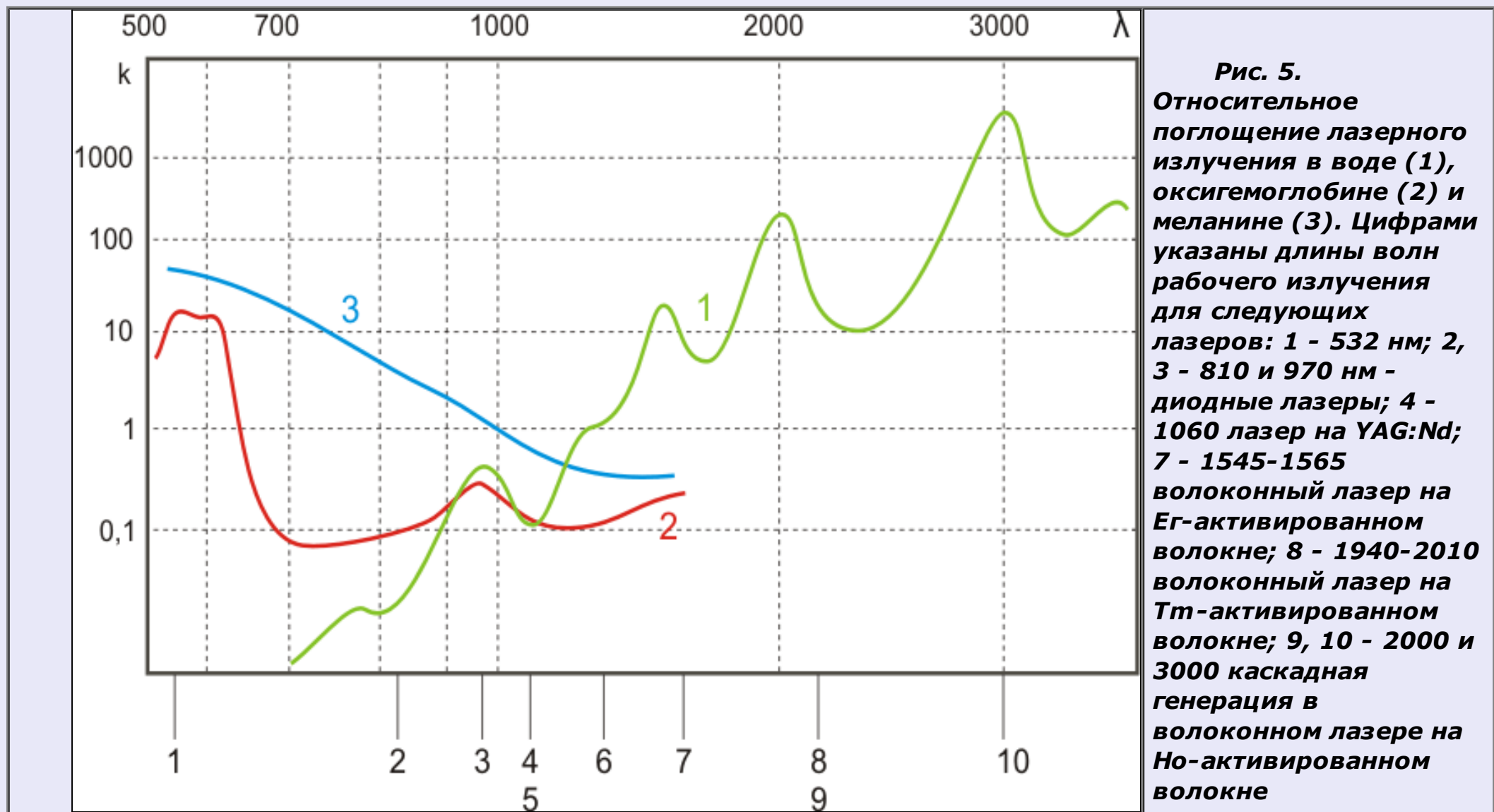
Оптический спектр электромагнитного излучения, в котором генерируют лазеры, простирается от 10 нм (разеры) до десятков мкм (мазеры). Длина волны определяет глубину проникновения излучения в ткани, которая может быть измерена в метрических единицах - микрометрах, миллиметрах, сантиметрах. Оптический спектр подразделяется на ультрафиолетовый (УФ), видимый и инфракрасный (ИК), его распределение представлено в таблице 1:

Таблица 1

Области оптического спектра электромагнитного излучения

Область спектра		Длина волны, нм
Ультрафиолетовый (УФ) (эксимер)	Коротковолновый	До 275
	Средневолновый	275-320
	Длинноволновый	320-400
Видимый (рубиновый, аргонный, на парах меди, на парах золота, на красителях)	Фиолетовый	400-450
	Синий	450-480
	Голубой	480-510
	Зеленый	510-575
	Желтый	575-585
	Оранжевый	585-620
	Красный	620-760
Инфракрасный (ИК) (диодный, неодимовый, гольмиевый, эрбиевый, CO ₂)	Ближний	760-1500
	Средний	1500-3000
	Дальний	3000-15000

Поглощение излучения тканями определяется наличием хромофоров - молекул, поглощающих излучение (хромофоры входят в состав оксигемоглобина, меланина, других пигментов). Процесс поглощения УФ излучения ведет к ионизации молекул, разрыву ковалентных связей и образованию свободных радикалов. Процесс поглощения ИК излучения стимулирует тепловые процессы: колебания и вращение молекул.



Следует отметить, что наилучшим хромофором для излучения всех длин волн является пигмент меланин. Другие пигменты: окисленный и восстановленный гемоглобин, миоглобин, ксантофил, хорошо пропускают излучение одноименного или близкого цвета и поглощают излучение дополнительных цветов.

Молекулы воды являются хорошими хромофорами для короткого ультрафиолетового (УФ), а также

среднего и дальнего инфракрасного (ИК) диапазонов. В белках поглотителями УФ излучения служат различные аминокислоты.

Излучение "зеленых" лазеров (аргонового или лазера на парах меди) хорошо поглощается не только пигментными гранулами, гемоглобином, но и беспигментными тканями, например, склерой. "Синее" излучение аргонового лазера в большей степени поглощается ксантофилом сетчатки, в результате чего может возникнуть ее повреждение (излучение "зеленых" лазеров на парах меди и "синее" излучение аргонового лазера наиболее опасны для зрения хирурга). "Красное" видимое излучение криптонового лазера и "желтое" излучение лазера на красителях слабо поглощаются ксантофилом. Как видно, здесь "работает" закон основных и дополнительных цветов, согласно которому окрашенное вещество хорошо пропускает излучение одноименного цвета и поглощает излучение дополнительного цвета.

Наличие определённой длины волны поглощения у пигментных молекул за счёт резонанса обуславливает преимущественное поглощение энергии лазерного излучения определенной длины волны. Возникает эффект селективного влияния на биоткань, повышающий эффективность хирургического воздействия. Например, можно выбрать длину волны излучения диодного лазера (980 нм), максимально поглощаемую целевой структурой (оксигемоглобином) и минимально поглощаемую кожей (ткань, через которую проходит излучение до необходимого объекта) - подобный эффект используется в косметологии для транскутанного устранения "винных" пятен и "сосудистых звездочек".

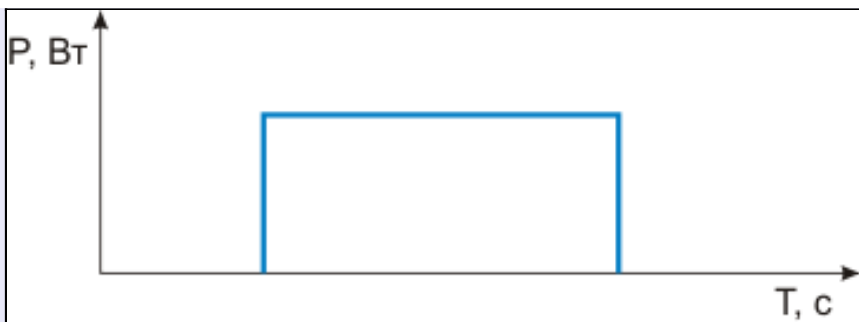
В лазерной хирургии используется и противоположенное свойство - цветовая независимость. Например, излучение инфракрасного спектра, в основном поглощается молекулами воды, т.е. излучение CO₂, Er:YAG, Ho:YAG и диодного лазеров - это излучение, у которого нет цвета, поэтому оно, практически не отражаясь, свободно проходит в глубь тканей (например носовых полипов). Параметры лазерного излучения, формирующие окончательный эффект взаимодействия с биотканью: - длина волны, мощность, длительность излучения и режим работы (постоянный или импульсный).

Длительность воздействия

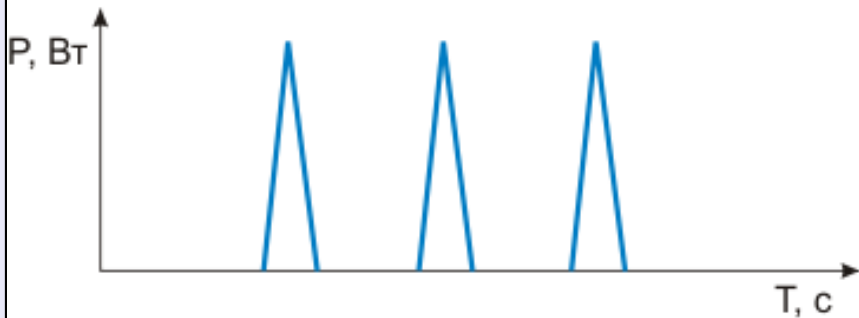
Длительность воздействия во многом определяет конечный лечебный эффект взаимодействия "лазерное излучение-биоткань". При коротких и ультракоротких воздействиях и высокой плотности

энергии происходит механическое повреждение тканей практически при отсутствии термической нагрузки, что имеет место, например, при фоторазрыве. За короткое время в фокусе луча происходит ионизация молекул, формируется плазменная полость (видна как искра в воздухе), мгновенное расширение и спадение которой приводит к генерации акустических волн (слышен треск). Мощность, достаточная для оптического пробоя, достигается за счет сокращения длительности импульса до 10^{-9} - 10^{-12} секунды.

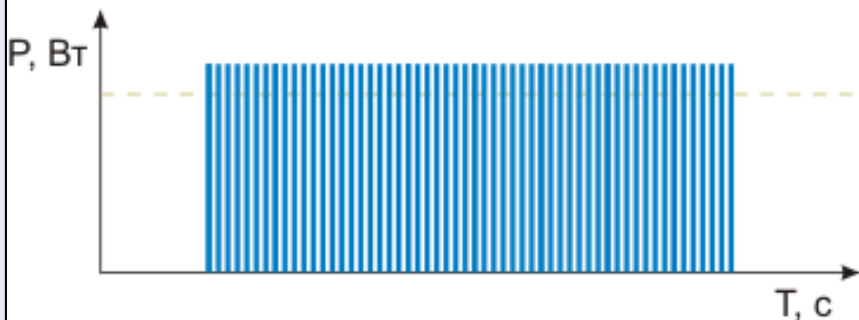
Применение повторяющихся импульсов позволяет добиться количественного выигрыша, например, ускорить процесс разрушения тканей и повысить его эффективность (импульсно-периодический режим). С помощью повышения частоты импульсов можно получить изменение качества воздействия и импульсный лазер "заставить" работать как непрерывный. В этом случае импульсы следуют друг за другом с высокой частотой (квазинепрерывный режим). Высокая частота следования импульсов создаёт разрез с очень узкой зоной термического поражения. Если же длительность импульса значительно превосходит 600 мкс, то происходит значительная диффузия энергии лазерного излучения из зоны воздействия. Схематическое представление некоторых режимов представлено на рис.3.



Длительный (порядка секунд, минут) "импульс" непрерывной генерации



Импульсно-периодический режим



Квазинепрерывный режим. Пунктиром показана результирующая мощность

Рис.3. Некоторые режимы работы лазеров.

Энергетические характеристики

Энергетические характеристики при лазерных воздействиях являются одной из трех составляющих, принципиально влияющих на конечный результат. Мощность излучения измеряется в ваттах (Вт) или в

милливаттах (мВт), в системе СИ обозначается Р.

Интенсивность излучения или плотность мощности - отношение потока излучения к площади поверхности, перпендикулярной к направлению распространения излучения. Единица измерения в СИ - Вт/м², обозначается J. В лазерной медицине часто используют отношение Вт/см²

Энергия излучения выражается в джоулях (Дж) или миллиджоулях (мДж) и обозначается Е. 1 джоуль (Дж) электромагнитного излучения - это энергия, полученная при воздействии излучением мощностью 1 Вт за 1 с: $1 \text{ Дж} = 1 \text{ Вт} \times 1 \text{ с}$.

Энергетическая экспозиция (доза излучения, Дж) - энергетическая облученность за определенный промежуток времени.

Следует помнить, что на конечный результат лазерного воздействия влияют не абсолютные величины энергии и мощности, а их плотность, т.е. распределение по площади пятна. В коллимированном пучке излучения плотность мощности практически одинакова по всей его длине, в расходящемся пучке она убывает пропорционально углу расходимости, а в сходящемся она максимальна в точке фокуса (рис.2).

Гипертермолазеры активно используются в хирургии объёмных процессов. Необходимо отметить, что в последние годы возрос интерес к органосохраняющему лечению. Это связано с появившимися новыми лечебными возможностями, из которых не последнее место занимают лазерные методы. Главенствующую роль в лечении объёмных процессов играют лазеры ближнего ИК-диапазона (например диодные с длинами волн 810 нм или 980нм, а так же YAG:Nd 1060 нм), которые позволяют получать эффект объемной гипертермии новообразований. В последние годы стремятся применять именно гипертермию, так как в случае быстрой коагуляции тканей происходит усиление их поглощающей способности и экранирование излучения с уменьшением глубины проникновения: LITT - лазерная интерстициальная термотерапия полипов, лазерная внутритканевая термотерапия зоба, лазерная термотерапия доброкачественной гиперплазии простаты, пигментных опухолей сетчатки и др.

Длительность каждого воздействия для реализации эффекта гипертермии составляет не менее минуты.

Мощность подбирается таким образом, чтобы едва заметное побледнение новообразования наступало через 30-45 и более секунд от начала воздействия, т.е. используется подпороговый для коагуляции режим.

Характеристики лазерных хирургических аппаратов.



На первом этапе широко применялись газовые CO₂ лазеры, излучение которых имеет длину волны 10 600 нм. Это излучение хорошо поглощается в воде и оказывается весьма эффективным для рассечения биотканей при хирургических вмешательствах [Тимэн Г.Э., 1987]. Установки с CO₂-лазерами в настоящее время широко используются в ЛОР-хирургии. Вместе с тем определенное неудобство этих лазеров заключается в отсутствии эффективных гибких волоконных световодов для этого диапазона (излучение CO₂ лазера не транслируется по гибкому стекловолокну). Следствием этого является необходимость использования для доставки излучения CO₂-лазера специальных устройств: зеркально-линзовых световодов, адаптеров, дорогостоящих сканирующих и юстированных с микроскопом устройств, что создаёт значительные неудобства при работе в узких полостях и увеличивает материальные затраты. "Газовые" лазеры имеют относительно большие размеры (см. рис 4).



CO₂-лазер
UltraPulse Encore

Рис. 4. Хирургический CO₂ лазер "Ланцет"

Их заменили лазеры на парах меди (длина волны 510-580 нм), которые являются одними из наиболее эффективных с точки зрения ЛОР хирургии полнокровных тканей, а именно носовых раковин, новообразований ЛОР органов, папиллом, пигментных невусов и гемангиом [Масычев В.И. с соавт., 1985]. Однако повышенный уровень плотности мощности видимого излучения зеленого диапазона в режиме хирургической работы делает излучение опасным для глаз хирурга и приводит к необходимости использовать специальные фильтрующие очки, снижающие эффективность визуального контроля за ходом эндоскопической операции. Кроме того, лазеры "на парах" требуют значительного времени для

предварительного "прогрева" активной среды перед началом работы (достижения парообразования твёрдых тел золота и меди).

Наиболее привлекательными до последнего времени были мощные лазеры на гранате с неодимом - YAG:Nd - алюмоитриевый гранат с неодимом - (длина волны излучения 1060 нм) с волоконным выводом излучения [Плужников М.С. с соавт., 1991]. Однако большая глубина проникновения (до 5-10 мм) в подлежащие ткани за счет низких коэффициентов поглощения в воде и гемоглобине и связанная с этим возможность теплового повреждения этих тканей делают эти лазеры опасными в эндоскопической хирургии полых органов вблизи магистральных сосудисто-нервных пучков головы и шеи.

Сильно поглощается в воде излучение лазеров на средах, активированных гольмием (длина волны излучения 2090 нм) и эрбием (2940 нм), приближается по эффективности к излучению CO₂-лазеров, и способно распространяться по гибким световодам. Вместе с тем малое поглощение в оксигемоглобине и меланине снижает их гемостатические свойства в сравнении с диодными лазерами 980 нм (см . рис. 5 и 6).

Длина волны 1540 нм (твёрдотельный лазер на основе стекла легированного ионами эрбия "Er в стекле") привлекательна тем, что она относительно безопасна для глаз, но характеризуется пониженным поглощением в оксигемоглобине, что меняет характер воздействия на биологические ткани (несколько уменьшаются гемостатические свойства).

Хирургические аппараты, использующие лазеры среднего уровня мощности (5-100 Вт), уверенно вошли в арсенал медицины благодаря следующим преимуществам:

- стерилизация гнойных ран, профилактика возможного заражения послеоперационных ран (в том числе ВИЧ и гепатитами);
- коагуляция мелких сосудов в зоне разреза, позволяющая проводить рассечение кровенаполненных органов, уменьшить потери крови, работать на сухом операционном поле, снизить нежелательное психическое воздействие на пациента;
- удобство воздействия при эндоскопических операциях за счёт использования гибких волокон для передачи (трансляции) излучения к тканям (за исключением CO₂ лазеров);

Вместе с тем применение лазеров в течение долгого времени было связано с использованием громоздкого и тяжелого оборудования, требующего мощного электропитания, жидкостного охлаждения

и регулярного обслуживания квалифицированным техническим персоналом. Появление мощных полупроводниковых лазеров (лазерных диодов), быстрый прогресс в увеличении их надежности и уровня выходной мощности при снижении себестоимости позволили создать новое поколение медицинских аппаратов, которые характеризуются:

- малыми габаритами, весом и энергопотреблением;
- отсутствием потребности в жидкостном охлаждении;
- высокой надежностью и большим ресурсом работы;
- отсутствием необходимости в проведении регламентных работ и квалифицированном обслуживании;
- высокой стабильностью параметров, простотой управления характеристиками излучения (мощность, модуляция и, в определенной степени, длина волны излучения);
- низкой чувствительностью к механическим и климатическим воздействиям.
-

Таблица наиболее распространённых отечественных хирургических лазеров

Характеристики	АЛод-01 "АЛКОМ"	Лазон-ЮП	ЛС-0,97- 10(20)	АТКУС-15	Кристалл
Длина волны, нм	810 или 980	970	970	810 или 980	808 или 980
Мощность излучения, Вт	3;6(9;12; 20; 30)	10	10(20)	15	7
Режим	имп., непр.	непр.	имп., непр.	имп., непр.	имп., непр.
Пилот-лазер	красный	зеленый	зеленый	красный	красный
Масса, кг	7,5	6,5	6,5(9)	15	5
Габариты, см		12x26x33	12x26x33	37x50x17	13x26x30
Потр. мощность, ВА	50	70	70 (100)		<100

Ресурс, ч		20000	20000	10000	
Диаметр волокна, мм	0,4	0,4-0,6	0,3-0,6 (0,6)	0,6	0,6
Разрешение МЗ	есть	есть	на исп.	есть	есть
Изготовитель	НПО «АЛКОМ-медика», СПб.	ГУП ФНПЦ «Прибор», Москва, НТО «ИРЭ-Полюс», Фрязино, М.О.	НТО «ИРЭ-Полюс» Фрязино, М.О.	«Полупроводниковые приборы», СПб.	ИППВО, Москва

Технические характеристики лазерных скальпелей-коагуляторов ЛАЗОН (г. Фрязино)

Модель	ЛС-0,97	ЛС-1,56	ЛС-1,06	ЛС-1,9	ЛС-0,97/1,56	Лазон-ЮП
Длина волны излучения, мкм	0,97	1,56	1,06	1,9	0,97/1,56	0,97
Выходная мощность, Вт	10; 20; 30	2,5; 5; 10	5; 10	3	10/2,5	10
Режим работы	непрерывный, импульсный и импульсно-периодический					непрерывный
Длительность импульсов и пауз между импульсами, мс	10..			2000		-
Пилот-лазер, мкм	0			53		
Диаметр волокна, мкм	300...600					
Питание	220В, 50 Гц, 100-1 50 Вт					
Габариты, мм	120x260x330					
Вес, кг	7-9					7



Рис. 7. Лазерный скальпель-коагулятор Лазон.

Отечественные лазерные твёрдотельные и диодные хирургические установки, имеют относительно невысокую стоимость, в сравнении с зарубежными аналогами, но не лишены ряда конструктивных недостатков. Многие аппараты имеют только импульсный или только постоянный режим работы. Настройки импульсного режима и выбора мощности не отличаются большим диапазоном возможностей, вследствие чего данные лазерные аппараты, например, не воспроизводят "костный" режим абляции твёрдых тканей (для которого необходима мощность не менее 40- 50 Вт с ультракороткими 10 - 30 мс импульсами и определенными интервалами между импульсами). Зачастую замена израсходованного стекловолокна требует вызова заводского специалиста с последующей калибровкой прибора. Отечественное стекловолокно в сравнении с зарубежным отличается ломкостью, вследствие чего торированный конец стекловолокна при сломе может превратиться во внедрившееся инородное тело. При замере мощности в процессе лазерирования многие установки не генерируют мощность, выставленную хирургом на индикаторе перед началом работы, что требует в ходе длительной операции периодической проверки энергии излучения на калибраторе.



Внешний вид диодного лазера **CERALAS D** производства фирмы **Ceram Optec GmbH, Biolitec group, Germany**. **CERALAS D** - диодный лазер в комплекте со световодами, реализованный в виде компактного устройства со встроенной системой воздушного охлаждения, системой



подачи излучения с регулируемой в широких пределах мощностью, сенсорной панелью управления и удобным жидкокристаллическим монитором. Длина волны **980 нм**, мощность **0-50 Вт**. Режим работы импульсный и постоянный.

Полупроводниковый лазер, использующий р~п переход на основе арсенида галлия (GaAs) является наиболее распространенным. Р-п переход в GaAs создается путем диффузии акцепторных примесей (Zn, Cd) в материал, легированный донорными примесями (Te, Se). Отличительной особенностью полупроводниковых лазерных материалов (в частности, GaAs) является очень высокий по сравнению с другими лазерными материалами коэффициент усиления электромагнитного излучения, что позволяет выполнить условия генерации, даже для очень миниатюрных образцов. Так, толщина запирающего слоя обычно очень мала и составляет $\sim 0,1$ мкм, ширина активной области лазера несколько больше и составляет ~ 1 мкм, а эффективная ширина излучающей области значительно больше $\sim (10-40)$ мкм. Диоды, выполненные из GaAs, обеспечивают надёжную работу при высоких выходных энергиях. Диодный лазер находится внутри жёсткого заменяемого защитного модуля. Система воздушной вентиляции устраняет необходимость в применении водяного охлаждения, обеспечивает простоту в обслуживании и надёжность в эксплуатации.

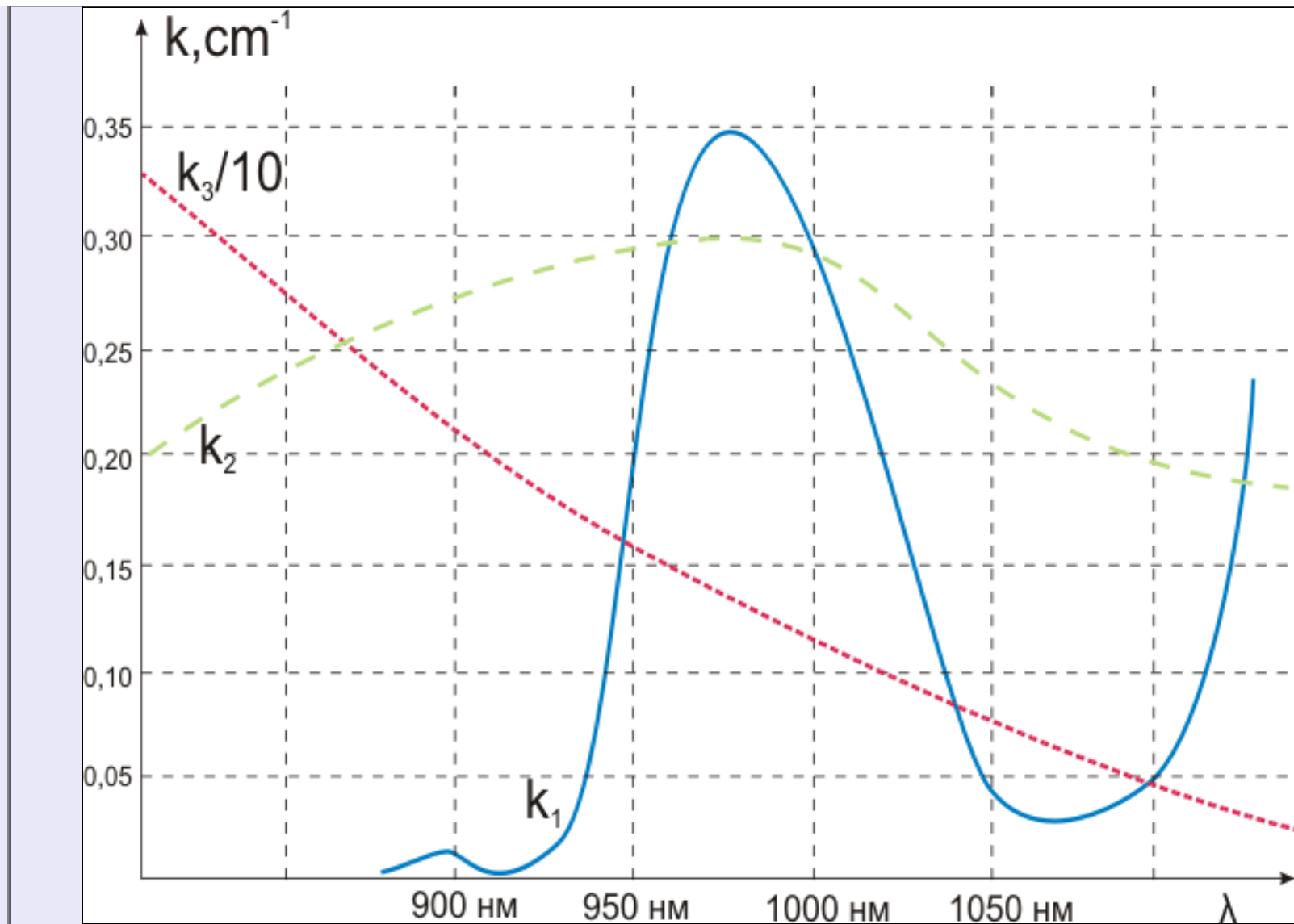


Рис. 6.
Относительное поглощение лазерного излучения с длиной волны 980 нм в воде (k_1), оксигемоглобине (k_2) и меланине (k_3)

Длина волны излучения 980 нм диодного лазера выполненного из полупроводника арсенида галлия (GaAs) приходится на локальные максимумы поглощения биоткани, определяемые поглощением в воде и оксигемоглобине. Вследствие этого режущий эффект на этой длине волны близок к действию в 2-3 раза более мощного излучения с длинами волн 810 нм (аппарат Кристалл) или 1060 нм (YAG:Nd, аппарат "Радуга"). Благодаря более высокому коэффициенту поглощения в тканях использование излучения с длиной волны 980 нм снижает риск повреждения подлежащих органов. Излучение с

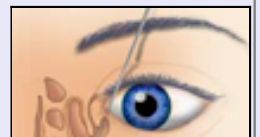
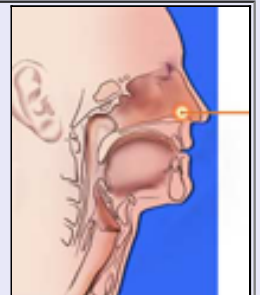
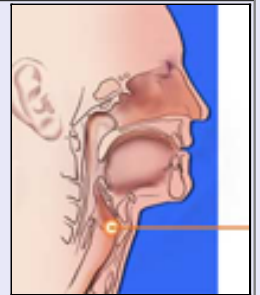
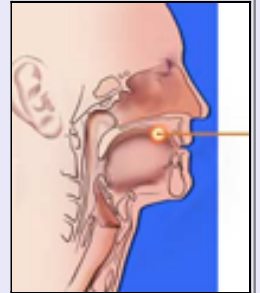
длиной волны 980 нм обеспечивает сочетание хорошего режущего и коагулирующего эффектов. (Геращенко Т.И., Богомильский М.Р., Минаев В.П., 2001)

Показания к применению лазера CERALAS D B оториноларингологии:

- гипертрофический и вазомоторный ринит
- рецидивирующие носовые кровотечения
- полипы
- спайки и рубцовые процессы полости носа
- кисты верхнечелюстных пазух
- хронический фарингит
- хронический тонзиллит
- язычный тонзиллит
- аденоиды
- ронхопатия (храп)
- доброкачественные образования ЛОР органов.
- вмешательства на костной ткани - абляция ограниченных деформаций

перегородки носа

- Гемангиомы
- Naevus Spider
- Лечение носовых кровотечений (болезнь Ослера)
- Ларингеальный папилломатоз
- Лейкоплакии
- Ларингеальные стенозы
- Миринготомия
- Стапедотомия
- Дакриоцисторинотомия



Преимущества использования диодного лазера по сравнению с другими

хирургическими методиками:

- Хороший обзор вследствие отсутствия кровотечения
- Проведение операции амбулаторно
- Использование поверхностной анестезии, связь с пациентом
- Лечение детей
- Лечение пациентов группы риска
- Минимальный риск образования рубцов, шрамов



Новое! Возможность работы с твердыми тканями вследствие использования режима короткой длительности импульсов

Оборудование: - диодный лазер; - световод (диаметр 400 - 600 мк) - эндоскоп (доставку лазерного излучения к патологическим тканям значительно облегчает лазерный эндоскоп производства фирмы Карл Шторц, не имеющий аналогов в отечественном и зарубежном медицинском приборостроении. Уникальность прибора в наличии навигатора-манипулятора, позволяющего транслировать лазерное излучение по гибкому стекловолокну в любую узкую полость, что особо актуально для ринохирургии. Также прибор позволяет одновременно в процессе лазерирования эвакуировать продукты пиролиза и задымления через дополнительный внутренний канал, способствуя прекрасному обзору операционного поля, уменьшая задымление операционной и снижая вредную нагрузку на организм пациента и врача продуктов пиролиза. Прибор имеет традиционные для жёстких эндоскопов превосходные оптические свойства. Совместим с видеокамерой, что позволяет его использовать совместно с эндовидеостойкой фирмы Карл Шторц и документировать ход вмешательства.

Используемые параметры:

- абляция твёрдых тканей осуществляется в контактном режиме с использованием импульсов малой длительности 20-30 мс (период между импульсами 500-600 мс, мощность 40-50 Вт).
- Регулирование коагуляционного эффекта достигают изменением времени экспозиции (малая мощность, непрерывный режим излучения, бесконтактный метод)
- Вапоризация ткани происходит при использовании высоких мощностей лазера
- Работа в контактном режиме обеспечивает лучший контроль, использование бесконтактного режима позволяет получать разные эффекты проникновения излучения в ткань