

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ  
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ВОЕННО-МЕДИЦИНСКИЙ ФАКУЛЬТЕТ  
КАФЕДРА ВОЕННО-ПОЛЕВОЙ ХИРУРГИИ

**Т. Е. ИВАНОВА, С. А. ЖИДКОВ**

# **ЛАЗЕРЫ В ХИРУРГИИ**

Учебно-методическое пособие



Минск БГМУ 2008

УДК 617–085.849.19 (075.8)  
ББК 54.5 я 73  
И 21

Утверждено Научно-методическим советом университета в качестве  
учебно-методического пособия 28.11.2007 г., протокол № 3

Р е ц е н з е н т ы: д-р мед. наук, проф. каф. хирургии Белорусской медицинской академии последипломного образования И. Н. Гришин; канд. мед. наук, доц. каф. военно-полевой хирургии в Белорусском государственном медицинском университете В. Е. Корик

**Иванова, Т. Е.**

И 21 Лазеры в хирургии : учеб.-метод. пособие / Т. Е. Иванова, С. А. Жидков. – Минск : БГМУ, 2008. – 32 с.

ISBN 978–985–462–824–0.

В издании описаны принцип работы высоко- и низкоэнергетических хирургических лазеров, свойства лазерного излучения, взаимодействие его с биотканью, морфология лазерной раны; представлены характеристики лазерных аппаратов Республики Беларусь.

Предназначено для студентов лечебного факультета и курсантов (слушателей), а также для хирургов-интернов военно-медицинского факультета.

УДК 617–085.849.19 (075.8)  
ББК 54.5 я 73

Учебное издание

**Иванова Татьяна Евгеньевна**  
**Жидков Сергей Анатольевич**

# ЛАЗЕРЫ В ХИРУРГИИ

Учебно-методическое пособие

Ответственный за выпуск С. А. Жидков  
Редактор Н. А. Лебедко  
Компьютерная верстка Н. М. Федорцовой

Подписано в печать 29.11.07. Формат 60×84/16. Бумага писчая «КюмЛюкс».

Печать офсетная. Гарнитура «Times».

Усл. печ. л. 1,86. Уч.-изд. л. 1,6. Тираж 50 экз. Заказ 173.

Издатель и полиграфическое исполнение –

Белорусский государственный медицинский университет.

ЛИ № 02330/0133420 от 14.10.2004; ЛП № 02330/0131503 от 27.08.2004.

220030, г. Минск, Ленинградская, 6.

ISBN 978–985–462–824–0

© Оформление. Белорусский государственный  
медицинский университет, 2008

## Введение

Принципиальная возможность лазерного излучения была высказана еще в 1916 г. А. Эйнштейном, но его теоретические идеи оказалось трудно реализовать. В 1939 г. советский ученый Валентин Фабрикант сформулировал принцип усиления электромагнитного излучения для среды, в которой можно создать инверсную, т. е. возрастающую с увеличением энергетического уровня населенность электронами их атомных орбит. Это был второй шаг к изобретению лазера.

В 1955 г. ученые Николай Басов и Александр Прохоров разработали квантовый генератор — усилитель микроволн с помощью индуцированного излучения, активной средой которого является аммиак. Такое устройство называется мазер (от англ. Microwave Amplification by Stimulated Emission of Radiation). Изобретение мазера, использующего аммиак, позволило американским ученым Чарльзу Таунсу и Артуру Шавлову через два года начать разработку принципов лазера. Работая параллельно в том же направлении, Александр Прохоров в 1958 г. использовал для создания лазера резонатор Фабри–Перо, представляющий собой два параллельных зеркала, одно из которых полупрозрачно. А в 1960 г. сотрудник фирмы «Хьюз Эйркрафт» американский физик Теодор Мейман, основываясь на работах Н. Басова, А. Прохорова и Ч. Таунса, сконструировал первый лазер на рубине с длиной волны в 0,69 мкм. Тогда же Чарльз Таунс и Артур Шавлов запатентовали изобретение лазера. В 1964 г. изобретателям лазера была присуждена Нобелевская премия. Лауреатами стали американец Чарльз Таунс и два российских физика — Николай Басов и Александр Прохоров.

Сегодня лазерные технологии присутствуют практически во всех областях жизни — от домашнего музыкального центра до суперсовременных устройств в исследованиях космоса. В медицину и хирургию лазеры также продолжают активно внедрять и совершенствовать.

Цель данного издания — способствовать пониманию принципа устройства и работы лазерных аппаратов в хирургии, механизма взаимодействия лазерного излучения с биотканью, определению показаний к применению того или иного типа лазерного излучения.

## Принцип работы и устройство лазера

Принцип действия лазеров (Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation — усиление света вынужденным излучением) основан на квантово-механических процессах.

Согласно принципам квантовой электроники, любая атомная система в процессе своего внутреннего движения находится в состояниях с определенными значениями энергии, называемых квантовыми, т. е. имеет строго определенные (дискретные) значения энергии. Набор этих значений энергии ( $E$ ) образует энергетический спектр атомной системы, который можно представить в следующем виде (рис. 1):

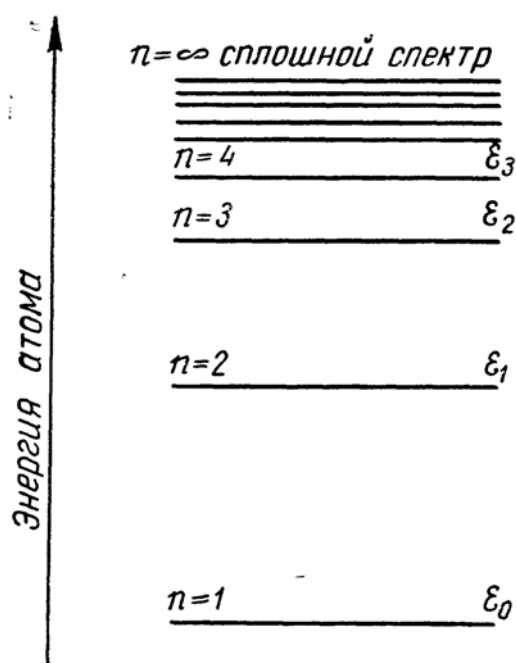


Рис. 1. Энергетический спектр водородного атома

При отсутствии внешнего возбуждения атомная система стремится к состоянию, в котором ее внутренняя энергия минимальна. При внешнем возбуждении переход атома в состояния с большей энергией сопровождается поглощением порции энергии, равной разности энергий конечного ( $E_m$ ) и начального ( $E_n$ ) состояний. Этот процесс записывается в следующем виде:

$$E_m - E_n = h\nu_{mn},$$

где  $\nu_{mn}$  — частота перехода из состояния  $n$  в состояние  $m$ ;  $h$  — постоянная Планка.

Как правило, средняя продолжительность пребывания (время жизни) атома в возбужденном состоянии мала и возбужденный атом самопроизвольно (спонтанно) переходит в состояние с меньшей энергией (рис. 2), испуская при этом квант света (фотон) с энергией, определяемой по вы-

шеприведенной формуле. При спонтанных переходах атомы испускают кванты света хаотически, не взаимосвязанно. Они разлетаются равномерно во всех направлениях. Процесс спонтанных переходов наблюдается при свечении нагретых тел, например, ламп накаливания и др. Такое излучение немонохроматично.

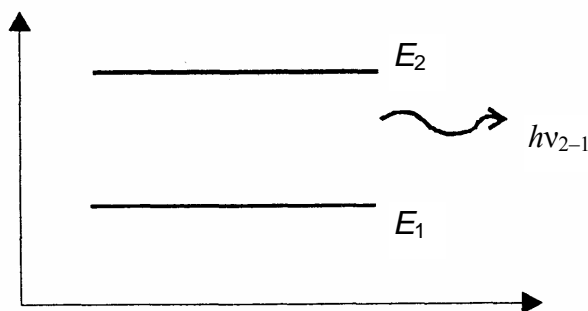


Рис. 2. Схема энергетических уровней упрощенной атомной или молекулярной системы

При взаимодействии возбужденного атома с внешним излучением, частота которого соответствует частоте перехода атома из состояния с большей энергией в состояние с меньшей энергией, существует вероятность (тем большая, чем выше интенсивность внешнего излучения) перевода (сталкивания) этим внешним излучением атома в состояние с меньшей энергией. При этом атом излучает квант света, имеющий ту же частоту  $\nu_{mn}$ , фазу, направление распространения и поляризацию, что и вынуждающий этот переход квант света внешнего излучения. Такие переходы называются вынужденными (индуцированными). Именно наличие вынужденного излучения обеспечивает возможность генерирования когерентного излучения в оптических квантовых генераторах (лазерах).

В естественных условиях на более высоком энергетическом уровне частиц меньше, чем на более низком для любого значения температуры, поэтому распространение света в веществе сопровождается его ослаблением. Для усиления света необходимо иметь число атомов с  $E_m$  больше, чем с  $E_n$ . Такое состояние вещества называют состоянием с инверсией населенности. В этом случае распространение света через вещество сопровождается его усилением за счет энергии возбужденных атомов.

Для создания инверсии населенности применяют различные способы, заключающиеся в использовании внешнего источника возбуждения.

Атомную систему с инверсией населенности принято называть активной средой. Активную среду помещают в оптический резонатор, который в наиболее простом случае представляет собой два взаимно параллельных плоских зеркала, ограничивающих с двух противоположных сторон активную среду. При этом одно из зеркал резонатора частично пропускает излучение генерации и через него осуществляется вывод

излучения из резонатора, а другое зеркало полностью отражает падающее на него излучение.

Процесс развития генерации в резонаторе представляется в следующем виде. После создания внешним источником возбуждения в рабочей среде инверсии населенности участвовать в развитии процесса генерации будет только то излучение, которое распространяется вдоль оси резонатора. Это излучение, достигнув поверхности полностью отражающего зеркала резонатора и отразившись от него, снова попадает в активную среду и, распространяясь в ней, за счет вынужденных переходов усиливается. Отразившись от частично отражающего зеркала резонатора, часть усиленного излучения возвращается в активную среду и снова усиливается, а часть излучения выходит из резонатора (рис. 3). Далее указанные процессы повторяются многократно, пока существует источник возбуждения атомной системы.

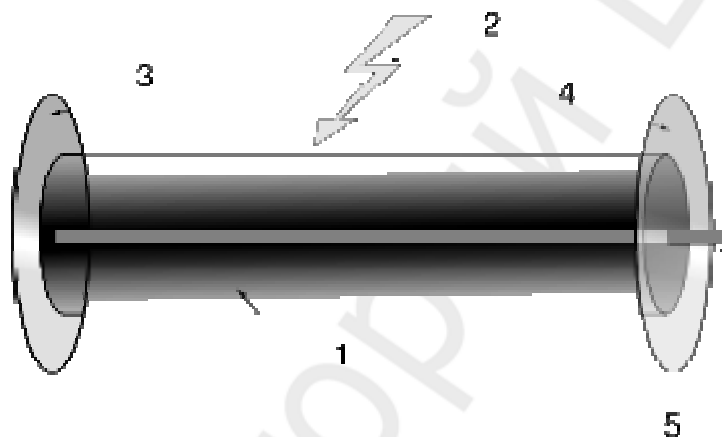


Рис. 3. Принципиальная схема оптического квантового генератора (лазера): 1 — рабочая среда; 2 — энергия накачки лазера; 3 — непрозрачное зеркало; 4 — полупрозрачное зеркало; 5 — лазерный луч

Для того, чтобы процесс генерации был устойчивым, необходимо, чтобы усиление излучения в активной среде за двойной проход в резонаторе было равно или больше полных потерь излучения на том же пути. В полные потери входят потери в активной среде и то излучение, которое выводится из резонатора через частично отражающее зеркало.

Пропущенное частично отражающим зеркалом лазерное излучение выходит за пределы резонатора во внешнее пространство в виде светового пучка с высокой степенью направленности, это обусловлено тем, что в активной среде усиливается в основном излучение, распространение которого совпадает с осью резонатора.

В современных лазерах угол расхождения лазерного пучка может достигать дифракционного предела и составлять по порядку величин от нескольких угловых секунд до десятков угловых минут.

Максимальная полная мощность лазерного излучения в довольно широких пределах пропорциональна объему активной среды и максимальной мощности (энергии) источника внешнего возбуждения (накачки). **Для каждой длины волны имеются свои пределы мощности.**

Использование фокусировки при больших мощностях и энергиях излучения позволяет осуществлять испарение и разрез биоткани, что и обусловило применение лазеров в хирургии. Лазеры работают в диапазоне длин волн от  $10^{-7}$  до  $10^{-3}$  м. Мощность измеряется в ваттах:  $1 \text{ мВт} = 10^{-3} \text{ Вт}$ .

Под длиной волны ( $\lambda$ , лямбда) понимается расстояние между двумя соседними гребнями, или впадинами волны. Единицей измерения длины волны в системе СИ служит метр. Видимый свет имеет длину волны от 380 до 780 нм (рис. 4).

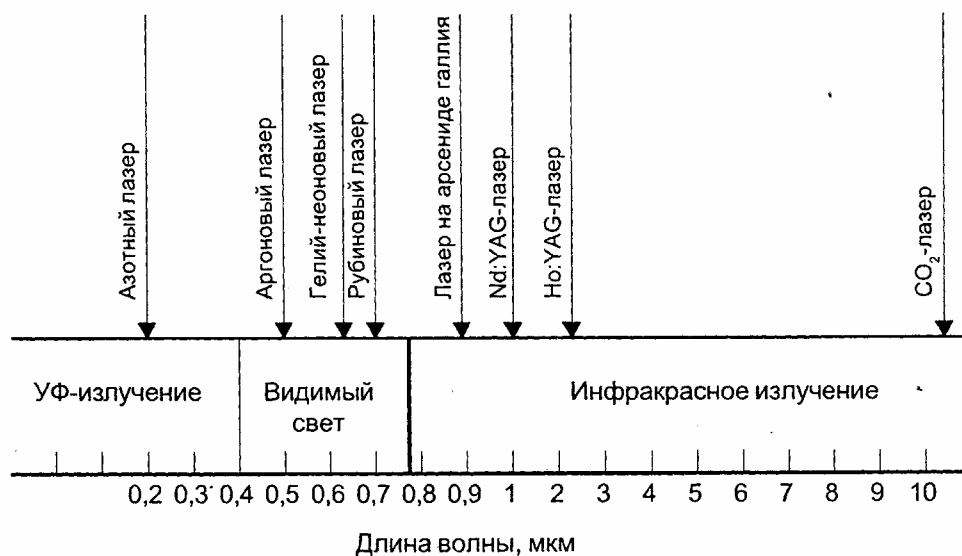


Рис. 4. Длины волн излучения медицинских лазеров

Микрометр — одна миллионная часть метра ( $1 \text{ мкм} = 10^{-6} \text{ м}$ ), нанометр — одна миллиардная часть метра ( $1 \text{ нм} = 10^{-9} \text{ м}$ ).

Единица измерения частоты колебаний в системе СИ — Герц ( $1 \text{ Гц} = 1 \text{ с}^{-1}$  — одно колебание в секунду). Скорость волны есть произведение ее длины на частоту колебаний.

### СВОЙСТВА ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Лазерное излучение обладает свойствами, отличающими его от обычного светового потока:

1. **Направленность** лазерного излучения — свойство излучения выходить из лазера в виде светового пучка с чрезвычайно малой расходимостью (порядка миллирадиана). Пучок с такой расходимостью можно считать параллельным.

2. **Интенсивность**. В лазерах непрерывного действия вводимая энергия непрерывно преобразуется в энергию излучения, испускаемую

лазером. Мощность пучков, выпускаемых такими лазерами, составляет от милливатт до десятков киловатт.

В импульсно-периодических лазерах можно получить энергию значительно большую, если использовать короткие импульсы (милли-, микро-, наносекунды).

3. Лазерное излучение является **монохроматическим**, т. е. все фотоны имеют одинаковую длину волны, частоту и энергию, а обычный свет состоит из смеси фотонов с различной длиной волны, частотой и энергией.

В определенных условиях наряду с монохроматичным первоначальным пучком регистрируется излучение с длиной волны вдвое меньшей (например, использование в неодимовом лазере специального нелинейного кристалла КТР (калий-титан-фосфат) позволяет удваивать частоту излучаемого лазером света). Получаемый таким образом **КТР-лазер** излучает в видимой зеленой области спектра на длине волны 532 нм.

Комбинация двух-, трех-, четырехкратной и т. д. частоты называется первой, второй, третьей и т. д. гармониками (по отношению к основной частоте).

4. Лазерное излучение является **когерентным**, т. е. все фотоны являются синхронизированными по фазе как во времени, так и в пространстве.

## Типы лазеров и принцип их работы

### ТВЕРДОТЕЛЬНЫЕ ЛАЗЕРЫ

Твердотельные лазеры работают на искусственно выращенных кристаллах рубина, алюмоиттриевого граната и на стекле с активными примесями, которыми служат чаще всего ионы неодима  $Nd^{3+}$ , используются также гольмий  $Ho^{3+}$ , эрбий  $Er^{3+}$ , гадолиний  $Gd^{3+}$ , иттербий  $Yb^{3+}$ . Стекланный или кристаллический стержень вместе с импульсной лампой накачки окружен отражателем и помещен внутри резонатора между парой зеркал. Энергия световой вспышки превращается в лазерный импульс. Принципиальная схема твердотельного лазера представлена на рис. 5. Первый лазер на кристалле рубина длиной 1 см был построен в 1960 г. Т. Мэйманом (США).

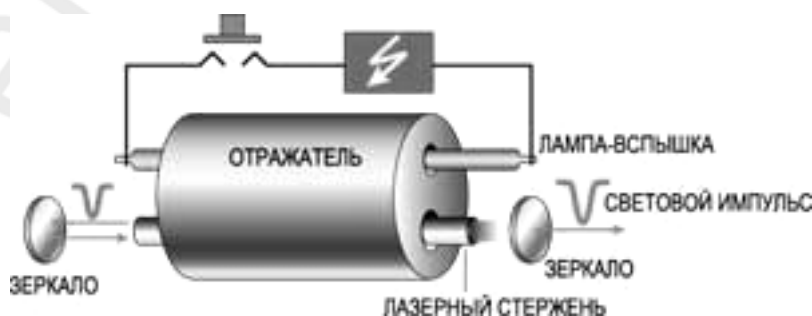




Рис. 5. Принципиальная схема твердотельного лазера

В настоящее время в медицине используются лазеры: рубиновые (694 нм), alexандритовые (755 нм), Nd:YAG-неодимовые (1064 нм), Ho:YAG-гольмиевые (2090 нм), Er:YAG-эрбиевые (2940 нм).

### ГАЗОВЫЕ ЛАЗЕРЫ

Газовый лазер представляет собой стеклянную трубку, заполненную газовой смесью низкого давления. Перед началом работы производится поджиг — молекулы газа ионизируются высоковольтным импульсом. Ионы переводит в возбужденное состояние постоянный электрический ток. Трубка помещена между двумя зеркалами — полностью отражающим и полупрозрачным, через которое выводится лазерное излучение (рис. 6). Первый газовый лазер на смеси гелия и неона построил в конце 1960 г. американский физик А. Джаван. В настоящее время наиболее известные аргоновый и CO<sub>2</sub>-лазер. Аргоновый лазер функционирует на чистом аргоне, не содержащем других газов. Накачка в таком лазере осуществляется электрическим разрядом с большой плотностью тока (до нескольких тысяч ампер на 1 см<sup>2</sup>).

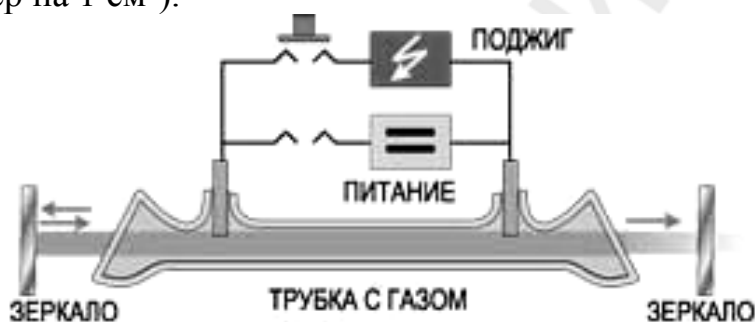


Рис. 6. Схема газового лазера

В процессе возбуждения ионы аргона многократно сталкиваются с «энергичными» электронами и переходят на высокие энергетические уровни. Лазерное излучение формируется при квантовых переходах между возбужденными энергетическими уровнями ионов аргона на видимых или близких к видимым длинам волн (между 350 и 520 нм). Наиболее важными являются переходы ионов в синей (488 нм) и зеленой (514, 5 нм) областях спектра. Аргоновые лазеры относятся к группе мощных лазеров, непрерывно действующих, генерируя на выходе десятки ватт оптической мощности. Конструкция аргоновых лазеров снабжена средствами циркуляции и охлаждения газа.

В молекулярных лазерах энергетические уровни обусловлены колебательными уровнями молекул, т. е. относительным движением составляющих атомов, а атомные электроны остаются на низких энергетических уровнях и не возбуждаются. Характерным и наиболее распро-

страненным представителем группы молекулярных лазеров является лазер на углекислом газе ( $\text{CO}_2$ -лазер).

В трехатомной молекуле  $\text{CO}_2$  возможны три основных внутренних типа колебаний (нормальные моды). В первом варианте молекула покоится: два атома кислорода и атом углерода не совершают колебаний. Во втором варианте атомы кислорода колеблются симметричным образом вдоль оси, соединяющей ядра. В третьем варианте все атомы колеблются перпендикулярно оси, соединяющей ядра (изгибающая мода). В четвертом варианте атомы колеблются асимметрично вдоль оси (асимметричная растягивающая мода). Указанные переходы между колебательными уровнями энергии соответствуют инфракрасному излучению.

В газоразрядных  **$\text{CO}_2$ -лазерах** инверсия населенностей достигается возбуждением молекул электронным ударом и резонансной передачей возбуждения. Для передачи энергии возбуждения служат молекулы азота  $\text{N}_2$ , возбуждаемые, в свою очередь, электронным ударом. Обычно в условиях тлеющего разряда около 90 % молекул азота переходит в возбужденное состояние, время жизни которого очень велико. Молекулярный азот хорошо аккумулирует энергию возбуждения и легко передает ее молекулам  $\text{CO}_2$  в процессе неупругих соударений. Высокая инверсия населенностей достигается добавлением в разрядную смесь гелия, который облегчает условия возникновения разряда и способствует опустошению нижних лазерных уровней молекулы  $\text{CO}_2$ .  $\text{CO}_2$ -лазеры обеспечивают высокую мощность излучения в непрерывном режиме, эффективно действуют и в импульсном режиме. Тонкая структура колебательных уровней молекулы углекислого газа позволяет изменять длину волны (перестраивать лазер) дискретно в интервале длин волн от 9,4 до 10,6 мкм.

**Эксимерные лазеры** — разновидность ультрафиолетового лазера. Термин эксимер (англ. excited dimer) обозначает возбужденный димер. Лазерное излучение эксимерной молекулы происходит вследствие того, что она имеет «притягивающее» (ассоциативное) возбужденное состояние и «отталкивающее» (неассоциативное) основное, т. е. молекул в основном состоянии не существует. Это объясняется тем, что благородные газы, такие как ксенон или криптон, высокоинертны и обычно не образуют химических соединений. В возбужденном состоянии, вызванном электрическим разрядом, они могут образовывать молекулы друг с другом (димеры) или с такими галогенами, как фтор или хлор. Поэтому появление молекул в возбужденном связанном состоянии автоматически создаёт инверсию населенностей между двумя энергетическими уровнями. Такая молекула, находящаяся в возбужденном состоянии, может отдать свою энергию в виде спонтанного или вынужденного излучения, в результате чего она переходит в основное состояние, а затем очень быстро (в течение пикосекунд) распадается на составляющие атомы. Несмотря на то, что термин

димер относится только к соединению одинаковых атомов, а в большинстве эксимерных лазеров используются смеси благородных газов с галогенами, название прижилось и применяется для всех лазеров аналогичной конструкции. Длина волны эксимерного лазера зависит от состава используемого газа и обычно лежит в ультрафиолетовой области ( $F_2$  (157 нм), ArF (193 нм), KrCl (222 нм), KrF (248 нм), XeCl (308 нм), XeF (351 нм)). Эксимерные лазеры, как правило, работают в импульсном режиме с частотой 100 Гц и длиной импульса около 10 нс, иногда эти значения могут достигать 200 Гц и 30 нс. Мощное ультрафиолетовое излучение позволяет их широко применять в глазной хирургии.

### ЖИДКОСТНЫЕ ЛАЗЕРЫ

Жидкостные лазеры работают на растворах органических красителей. Это тип лазеров, использующий в качестве активной среды раствор органических красителей в этиловом спирте или этиленгликоле и на неорганических жидкостях, налитых в кювету. Они способны перестраивать длину волны излучения в широких пределах — от 350 до 850 нм (в зависимости от типа красителя). Могут работать как в непрерывном, так и в импульсном режиме. Накачка производится либо мощными лампами, либо лазерным излучением. Нагревающаяся в процессе работы жидкость прокачивается через холодильник. Лазеры на неорганических жидкостях по своим параметрам сходны с твердотельными лазерами (рис. 7). Первый лазер на красителях был построен в 1966 г.

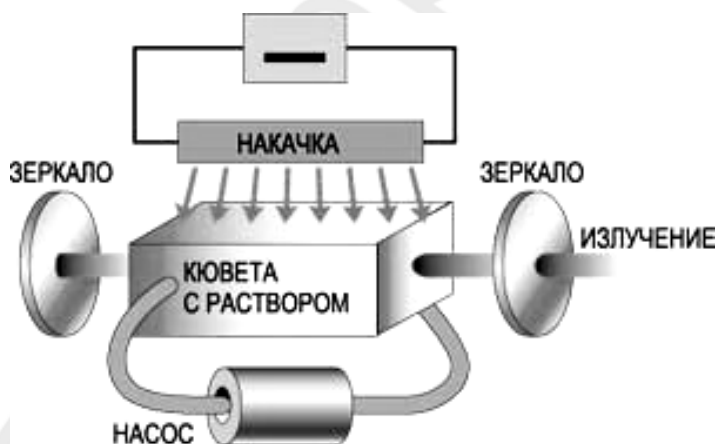


Рис. 7. Схема жидкостного лазера (на красителях)

### ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЕ ЛАЗЕРЫ (ЛАЗЕРНЫЕ ДИОДЫ)

Полупроводниковый лазер излучает за счет квантовых  $p$ - $n$  переходов между зоной проводимости ( $p$ ) и валентной зоной ( $n$ ) (рис. 8). Излучающая область лазера исключительно мала — порядка  $10^{-11}$  см (длина — около 1 мм, толщина — порядка 2 мкм), но энергия излучения достигает 10 Вт. Наиболее распространенным материалом для этих лазеров служит

арсенид галлия (GaAs). Первый полупроводниковый лазер построил американский физик Р. Холл в 1962 г.



Рис. 8. Схема полупроводникового лазера

### Типы излучения

Тип излучения в зависимости от временного распределения мощности может быть непрерывным ((CW) — Continuous wave) или импульсным. При первом типе пучок достигает своей пиковой мощности и сохраняет ее на этом уровне какое-то время. Если этот уровень продолжается более 0,5 с, то мы имеем непрерывный тип (рис. 9). Медицинские лазеры с непрерывным излучением дают максимальную мощность в десятки ватт.



Рис. 9. Пучок с непрерывной волной

Постоянный пучок лазера, работающий в непрерывном режиме, может быть механически или оптически разделен на серию коротких экспозиций. Такой непрерывный пучок называется коммутационным (переключаемым) (рис. 10). Коммутационный тип иногда неправильно называют импульсным.

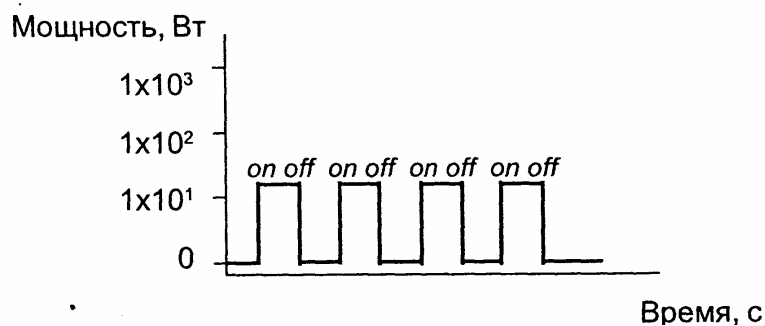


Рис. 10. Коммутационный режим

У настоящего импульсного лазера другое временное распределение мощности (рис. 11).

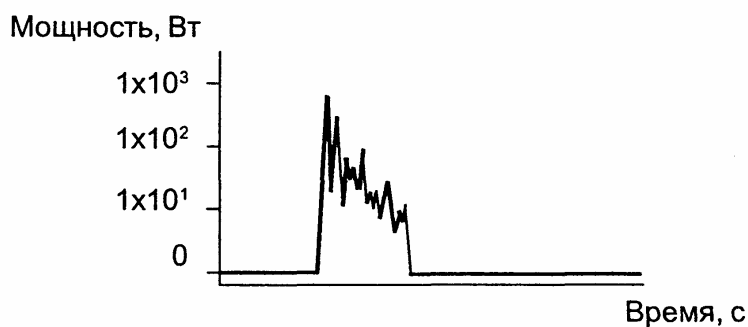


Рис. 11. Действительный профиль импульсного пучка

В импульсной лазерной системе энергия в камере очень быстро достигает своего пика, а затем разряжается ультракороткими импульсами в 1 мс или менее. Мощность одного импульса может достигать киловатт. Действительный профиль импульсного пучка — зубчатое снижение мощности — вызвано примесями в среде. Импульсы пучка обычно в миллисекундах и менее при мощности в киловаттах.

Чтобы усилить эффективность импульса применяют методику, называемую Q-модулированием (Q-switched) (рис. 12). Рабочая среда накачивается при этом, как обычно, но одно из зеркал блокируется, и тогда энергии некуда выходить, поэтому она нарастает по интенсивности. Затем, когда блокировка зеркал удаляется, накопленная энергия высвобождается в очень коротких импульсах, но с очень высокой мощностью, достигающей гигаватт, при этом сам импульс длится наносекунды ( $10^{-9}$  с).

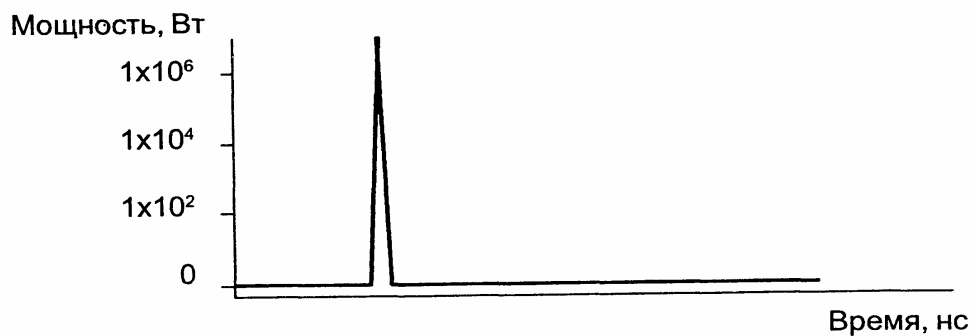


Рис. 12. Q-модулированный (Q-switched) импульс (часто мощность исчисляется мегаваттами при длительности импульса наносекунды и менее)

При импульсах менее одной миллисекунды — термическое воздействие на ткани ограничено только местом облучения и не распространяется на окружающие ткани, что важно для использования в медицине. Несмотря на то, что длина волны, режим работы и тип лазера имеют большое значение для определения взаимодействия лазерного излучения и тканей, окончательный результат этого взаимодействия определяют все же следующие параметры: выходная мощность лазера, измеряемая в Вт; размер пятна лазерного излучения, падающего на ткань, диаметр которого измеряется в см, а сам участок облучения — в см<sup>2</sup>; время, в течение которого ткань облучается (время экспозиции) — в сек.

## Безопасность лазеров

Даже маломощные лазеры (с выходной мощностью в несколько милливольт) могут быть опасны для зрения. Для видимых длин волн (400–700 нм), которые хорошо пропускаются и фокусируются хрусталиком, попадание лазерного луча в глаз, даже на несколько секунд, может привести к частичной или даже полной потере зрения. А лазеры большей мощности могут приводить даже к повреждению кожных покровов.

Лазеры делятся на 4 класса безопасности:

**Класс 1.** Лазеры и лазерные системы малой мощности, которые не могут излучать уровень мощности, превышающий максимально разрешенное облучение. Лазеры и лазерные системы данного класса не способны причинить повреждение человеческому глазу.

**Класс 2.** Маломощные лазеры, способные причинить повреждение человеческому глазу лишь в том случае, если смотреть непосредственно на них длительное время. Такие лазеры не следует использовать на уровне головы.

**Класс 3а.** Лазеры и лазерные системы, которые, как правило, не представляют опасности, если смотреть на лазер невооруженным взглядом на протяжении кратковременного периода. Лазеры могут пред-

ставлять опасность, если смотреть на них через оптические инструменты (бинокль, телескоп).

**Класс 3b.** Лазеры и лазерные системы, которые представляют опасность, если смотреть непосредственно на лазер. Это же относится и к зеркальному отражению лазерного луча.

**Класс 4.** Лазеры и лазерные системы большой мощности, которые способны причинить сильное повреждение человеческому глазу короткими импульсами ( $< 0,25$  с) прямого лазерного луча, а также зеркально или диффузно отраженного. Лазеры и лазерные системы данного класса способны причинить значительное повреждение коже человека, а также оказать опасное воздействие на легковоспламеняющиеся и горючие материалы.

### Фотобиология высокоинтенсивного лазерного излучения (по G. J. Muller)

Таблица

Воздействие на биоткани

Механизм действия	Биологический эффект ткани	Реакция ткани
Фототермический	Гиперемия	37–55 °С, денатурация белка, отсутствие необратимых изменений
	Фотокоагуляция	55–100 °С, коагуляция, некроз
	Фотокарбонизация	100–300 °С, высушивание, испарение воды
	Фототермолизис	Перегрев
	Фотовапоризация	Более 300 °С, испарение
Фотодеструктивный	Фотоабляция	Удаление посттермическими взрывами
	Фоторазрывы	Расщепление
	Фотофрагментация	Фрагментация, вызываемая ударными волнами, генерируемыми при взаимодействии мощного излучения с тканями

**Время термической релаксации тканей (ВТР)** — это время, за которое облученная структура успевает передать большую часть полученной энергии окружающим тканям (в виде тепла). Если длительность импульса превышает ВТР, то структура, поглощая энергию импульса, одновременно передает ее в окружающие ткани, вызывая перегревание ткани. Если длительность импульса меньше ВТР, структура полностью поглощает энергию импульса, не успевая ничего передать в окружающие ткани. ВТР зависит: от теплопроводности объекта, теплопроводности окружающих тканей, размера объекта. Чем выше содержание воды, тем выше теплопроводность. ВТР тканей: гемоглобин — 0,05–1,2 мсек;

меланин — 1–1,5 мсек; эпидермис — 1–1,5 мсек; сосуды диаметром до 0,5 мм — 50 мсек – 1 мсек; мягкие ткани — до 300 мсек.

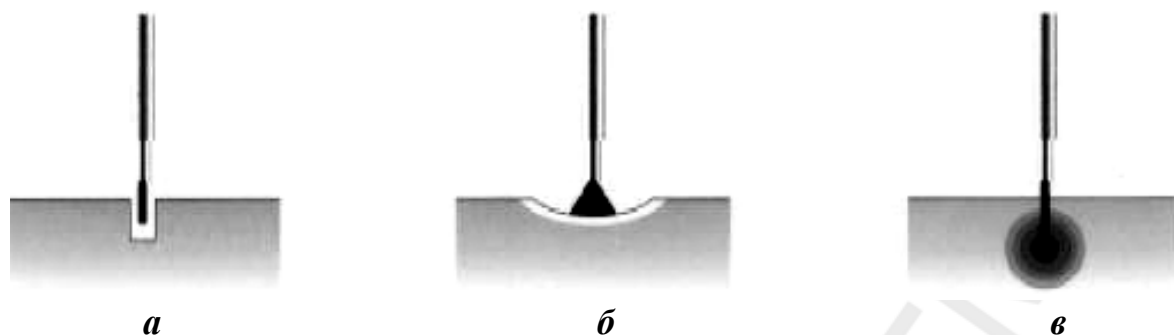


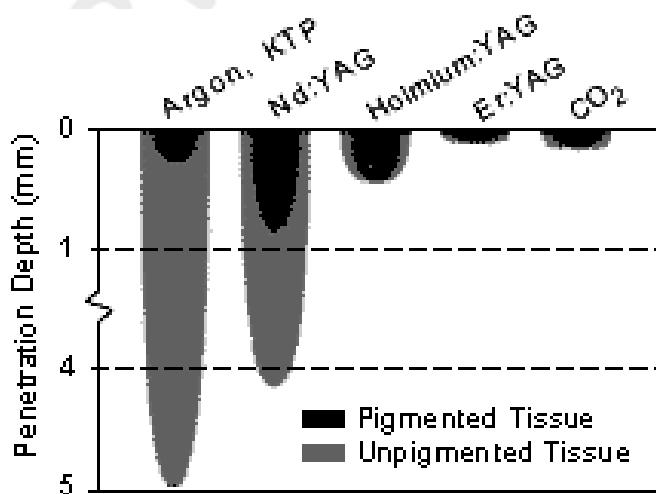
Рис. 13. Виды воздействия лазеров:

*a* — контактные: рассечение, вырезание и vaporизация; *б* — бесконтактные: коагуляция, vaporизация; *в* — интерстициальная коагуляция и vaporизация

### Морфология лазерной раны

В основе использования высокоэнергетических хирургических лазеров лежит термический эффект. Термическое деструктивное воздействие оказывает лазерное излучение от 1 до 100 Вт. Разные виды лазеров оказывают деструктивное действие на разную глубину биоткани (рис. 13). Это зависит от вида лазера, его мощности, экспозиции и **плотности мощности** (плотность мощности:  $Q = P/S$ , где  $P$  — мощность лазера в Вт,  $S$  — площадь пятна фокусировки).

Излучение CO<sub>2</sub>-лазера оказывает деструктивное действие на глубину 5–300 мкм (1 мкм = 10<sup>-6</sup> м), а с использованием лазерных зажимов — до 1 мм; излучение Nd:YAG-лазеров — от 100 мкм до 10 мм; Ho:YAG-лазеров — до 4 мм; приблизительно на глубину 3 мм проникает излучение аргонового лазера (рис. 14).



Penetration Depth of Various Laser Wavelengths



*Рис. 14.* Глубина пенетрации в биологическую ткань, в зависимости от длины волны (по данным D. Trast, A. Lachert)

При рассечении тканей лучом лазера можно выделить следующие зоны патоморфологических изменений. Рассмотрим их на примере CO<sub>2</sub>-лазера:

1. Зона коагуляционного некроза в виде пленки расположена поверхностно, представляет собой гомогенную белковую массу с большим количеством вакуолей, которые либо пусты, либо хаотично заполнены выпотом с островками обугленной ткани. За ней располагается остальная часть коагуляционного некроза, где клеточные элементы находятся в состоянии деструкции. Эти изменения имеют глубину 250–350 мкм.

2. Зона панкреонекроза достигает 600–900 мкм, структура ткани частично сохранена.

3. Зона разрыхления ткани представляет слой равномерного распределения некротизированных клеток без очагов вакуолизации. Ширина этих зон не превышает 1500 мкм. Первая зона соответствует температуре 900–1000 °С; вторая — 400 °С; третья — до 200–250 °С.

Указанные изменения соответствуют CO<sub>2</sub>-лазерному воздействию. В зависимости от изменения глубины проникновения лазерного излучения степень деструктивных изменений меняется.

Как правило, под зоной разрыхления тканей имеется слой стойкого расширения капилляров, наблюдается реактивное улучшение микроциркуляции, характерное для воздействия расфокусированного излучения высокоэнергетических лазеров. Таким образом, создаются лучшие условия для регенерации.

Морфология лазерной раны имеет характерные черты, резко отличающие ее от ран другого происхождения. В результате фототермического эффекта образуется лазерный термический струп. Через сутки граница подвергшихся лазерному некрозу тканей стабилизируется. Лазерный струп обладает достаточной степенью адгезии. В лазерных ранах, в отличие от ран другого происхождения, слабо выражены и даже отсутствуют переходные зоны от коагулированных тканей к жизнеспособным. Регенерация в этих случаях появляется, в основном, в пятнах зоны, не поврежденных лазерным излучением.

Уменьшение микробной обсемененности лазерной раны, коагуляционный некроз и тромбоз сосудов в зоне необратимых изменений способствуют снижению экссудативного компонента воспаления. Наличие слабо выраженной лейкоцитарной реакции, а порой и полное отсутствие ее в краях лазерной раны, объясняется тем, что коагулированные ткани не являются источником вазоактивных веществ, в частности кининов, играющих важную роль в становлении и развитии экссудативной фазы воспаления.

По данным В. И. Елисеенко (1987 г.), лазерные раны характеризуются ранней пролиферацией клеточных элементов макрофагального и фибробластического ряда, обуславливающих ход репаративного процесса по типу асептического продуктивного воспаления. Проллиферация макрофагов и фибробластов в очаге продуктивного воспаления начинается с первых суток после воздействия лазерного излучения. В то же время, есть данные (С. Д. Плетнев, 1981; Ю. Г. Пархоменко, 1983), что заживление лазерных ран может происходить и обычным путем. Это связано с недостаточностью термического воздействия и, вследствие этого, недостаточной деконтаминации раны или слишком глубокой термической деструкции при **длительной экспозиции излучения в одной точке воздействия.**

Заживление лазерных ран протекает, в основном, под лазерным струпом. Преобразование лазерного струпа идет путем его постепенной реорганизации и рассасывания (в паренхиматозных органах — печени, поджелудочной железе) или отторжения (в органах желудочно-кишечного тракта) с ранней фибробластической реакцией, быстрым диффузным накоплением гликозаминогликанов, синтезом коллагеновых волокон и раннем созревании соединительной ткани.

## **Виды хирургических лазеров**

В лазерной хирургии применяются достаточно мощные лазеры, работающие в непрерывном или импульсном режиме, которые способны сильно нагревать биоткань, что приводит к ее резанию или испарению.

### **СО<sub>2</sub>-ЛАЗЕР**

Лазер на углекислом газе — это первый хирургический лазер, который активно используется с 1970 гг. по настоящее время. Высокое поглощение в воде и органических соединениях (типичная глубина проникновения 0,1 мм) делает СО<sub>2</sub>-лазер подходящим для широкого спектра хирургических вмешательств, в том числе для гинекологии, оториноларингологии, общей хирургии, дерматологии, кожно-пластической и косметической хирургии.

Поверхностное воздействие лазера позволяет иссекать биоткань без глубокого ожога. Это также делает СО<sub>2</sub>-лазер не опасным для глаз, т. к. излучение не проходит сквозь роговицу и хрусталик. Конечно, мощный направленный луч может повредить роговицу, но для защиты достаточно иметь обычные стеклянные или пластиковые очки.

Недостаток длины волны (10,6 мкм) состоит в том, что очень трудно изготовить подходящее оптическое волокно с хорошим пропусканием. И до сих пор наилучшим решением является зеркальный шарнирный

манипулятор, хотя это достаточно дорогое устройство, сложное в юстировке и чувствительное к ударам и вибрации.

Другой недостаток CO<sub>2</sub>-лазера — это его непрерывный режим работы. В хирургии для эффективного резания необходимо быстро испарять биоткань без нагрева окружающих тканей, для чего нужна высокая пиковая мощность, т. е. импульсный режим. Сегодня в CO<sub>2</sub>-лазерах для этих целей применяют так называемый «суперимпульсный» режим (superpulse), при котором лазерное излучение имеет вид пачки коротких, но в 2–3 раза более мощных импульсов, по сравнению со средней мощностью непрерывного лазера.

### **НЕОДИМОВЫЙ ЛАЗЕР**

Неодимовый лазер — это самый распространенный тип твердотельного лазера в медицине. Его активная среда — кристалл алюмоиттриевого граната, активированного ионами неодима Nd:YAG, — позволяет получить мощное излучение в ближнем ИК-диапазоне на длине волны 1,06 мкм практически в любом режиме работы с высоким КПД и с возможностью волоконного выхода излучения.

Глубина проникновения такого излучения в биоткани равна 6–8 мм и довольно сильно зависит от ее типа. Во-первых, это означает, что для достижения такого же режущего или испаряющего эффекта, как у CO<sub>2</sub>-лазера, для неодимового требуется в несколько раз более высокая мощность излучения. Во-вторых, происходит значительное повреждение подлежащих и окружающих лазерную рану тканей, что отрицательно сказывается на послеоперационном ее заживлении, вызывая различные осложнения, типичные для ожоговой реакции: рубцевание, стеноз, стриктура и т. п.

Предпочтительная сфера хирургического применения неодимового лазера — это объемная и глубокая коагуляция в урологии, гинекологии, онкологические опухоли, внутренние кровотечения и т. п. как в открытых, так и в эндоскопических операциях.

Важно помнить, что излучение неодимового лазера невидимо и опасно для глаз даже в малых дозах рассеянного излучения.

Использование в неодимовом лазере специального нелинейного кристалла КТР (калий-титан-фосфат) позволяет удваивать частоту излучаемого лазером света. Получаемый таким образом КТР-лазер, излучающий в видимой зеленой области спектра на длине волны 532 нм, обладает способностью эффективно коагулировать кровенасыщенные ткани и используется в сосудистой и косметической хирургии.

### **ГОЛЬМИЕВЫЙ ЛАЗЕР**

Кристалл алюмоиттриевого граната, активированный ионами гольмия (Ho:YAG), способен генерировать лазерное излучение на длине волны 2,1 мкм, которое хорошо поглощается биотканью. Глубина его про-

никновения в биоткань составляет около 0,4 мм, т. е. сравнима с СО<sub>2</sub>-лазером. Поэтому гольмиевый лазер обладает применительно к хирургии всеми преимуществами СО<sub>2</sub>-лазера. Но двухмикронное излучение гольмиевого лазера в то же время хорошо проходит через кварцевое оптическое волокно, что позволяет использовать его для удобной доставки излучения к месту хирургического вмешательства. Это особенно важно, в частности, для проведения малоинвазивных эндоскопических операций.

Излучение гольмиевого лазера хорошо коагулирует сосуды размером до 0,5 мм, что вполне достаточно для большинства хирургических вмешательств. Двухмикронное излучение, к тому же, вполне безопасно для глаз.

Типичные выходные параметры гольмиевого лазера: средняя выходная мощность — 5–100 Вт; максимальная энергия излучения — до 6 Дж; частота повторения импульсов — до 40 Гц; длительность импульса — около 500 мксек.

Сочетание физических параметров излучения гольмиевого лазера оказалось оптимальным для целей хирургии, что позволило ему найти многочисленные применения в самых различных областях медицины, в частности, в артроскопической хирургии.

### **ДИОДНЫЙ ЛАЗЕР**

В настоящее время существует целая гамма диодных лазеров, имеющих широкий спектр длин волн от 0,6 до 3 мкм и параметров излучения. Их основными достоинствами являются: высокий КПД (до 60 %), миниатюрность и большой ресурс работы (более 10,000 ч). Типичная выходная мощность одиночного диода редко превышает 1 Вт в непрерывном режиме, а энергия импульса — не более 1–5 мДж. Для получения мощности, достаточной для хирургии, одиночные диоды объединяют в наборы, состоящие от 10 до 100 элементов, расположенные в виде линейки, или к каждому диоду присоединяют тонкие волокна, которые собирают в жгут. Такие композитные лазеры позволяют получать 50 Вт и более непрерывного излучения на длине волны 810–960 нм.

Основной режим работы диодных лазеров — непрерывный, что ограничивает возможности их использования в лазерной хирургии. При попытках реализовать суперимпульсный режим работы чересчур длинные импульсы (порядка 0,1 с) на длинах волн генерации диодных лазеров в ближнем ИК-диапазоне рискуют вызвать чрезмерный нагрев и последующее ожоговое воспаление окружающих тканей.

## Свойства хирургических лазеров

Для целей хирургии луч лазера должен быть достаточно мощным, чтобы нагревать биоткань выше 50–70 °С, что приводит к ее коагуляции, резанию или испарению. Поэтому в лазерной хирургии, говоря о мощности лазерного излучения того или иного аппарата, оперируют цифрами, обозначающими единицы, десятки и сотни Вт.

Хирургические лазеры бывают как непрерывные, так и импульсные, в зависимости от типа активной среды. Условно их можно разделить на три группы по уровню мощности: коагулирующие — 1–5 Вт; испаряющие и неглубоко режущие — 5–20 Вт; глубоко режущие — 20–100 Вт. Это деление в значительной степени условно, т. к. длина волны излучения и режим работы очень сильно влияют на требования по выходной мощности хирургического лазера.

Каждый тип лазера в первую очередь характеризуется длиной волны излучения. Длина волны определяет степень поглощения лазерного излучения биотканью, а, значит, и глубину проникновения, и степень нагрева как области хирургического вмешательства, так и окружающей ткани. Вода содержится практически во всех типах биоткани, поэтому для хирургии предпочтительно использовать такой тип лазера, излучение которого имеет коэффициент поглощения в воде более  $10 \text{ см}^{-1}$  или, что то же самое, глубина проникновения которого не превышает 1 мм.

Другие важные характеристики хирургических лазеров, определяющие их применение: мощность излучения, непрерывный или импульсный режим работы, способность коагулировать кровенасыщенную биоткань, возможность передачи излучения по оптическому волокну.

При воздействии лазерного излучения на биоткань сначала происходит ее нагрев, а затем уже испарение. Для эффективного разрезания биоткани нужно быстрое испарение в месте разреза с одной стороны, и минимальный сопутствующий нагрев окружающих тканей с другой стороны. При одинаковой средней мощности излучения короткий импульс нагревает ткань быстрее, чем непрерывное излучение, и при этом распространение тепла к окружающим тканям минимально. Но, если импульсы имеют низкую частоту повторения (менее 5 Гц), то непрерывный разрез провести сложно, это больше похоже на перфорацию. Следовательно, лазер должен иметь импульсный режим работы с частотой повторения импульсов более 10 Гц, а длительность импульса должна быть минимально возможной для получения высокой пиковой мощности.

Что же касается средней мощности лазера, то на практике оптимальная выходная мощность для хирургии находится в диапазоне от 15 до 60 Вт, в зависимости от длины волны лазерного излучения и области применения.

Важное для хирургии свойство лазерного излучения — способность коагулировать кровенасыщенную (васкуляризованную) биоткань.

В основном, коагуляция происходит за счет поглощения кровью лазерного излучения, ее сильного нагрева до вскипания и образования тромбов. Таким образом, поглощающей мишенью при коагуляции могут быть гемоглобин или водная составляющая крови. Это означает, что хорошо коагулировать биоткань будет излучение лазеров в области оранжево-зеленого спектра (КТР-лазер, на парах меди) и инфракрасных лазеров (неодимовый, гольмиевый, эрбиевый в стекле, СО<sub>2</sub>-лазер).

Однако при очень высоком поглощении в биоткани, как, например, у эрбиевого гранатового лазера с длиной волны 2,94 мкм, лазерное излучение поглощается на глубине 5–10 мкм и может вообще не достигнуть объекта воздействия — капилляра.

### **СПОСОБЫ ДОСТАВКИ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ**

В настоящее время хирургия все более становится эндоскопической и малоинвазивной. Полостные операции с открытым доступом уступают место эндоскопическим и лапароскопическим через естественные каналы или проколы.

В лазерной технике наилучшим для хирургии является использование тонкого кварцевого оптического волокна для доставки лазерного излучения к объекту воздействия. Оптическое волокно для хирургических лазеров хорошо сопрягается с существующими эндоскопами, имеющими для этого специальные каналы.

Главными характеристиками оптического волокна являются его оптическая прозрачность, стойкость и минимальный радиус изгиба (обычно 25–50 мм).

Прозрачность кварцевого стекла резко уменьшается при увеличении длины волны более 2,5 мкм, что не позволяет его использовать для таких инфракрасных лазеров, как эрбиевый (2,94 мкм) и СО<sub>2</sub>-лазер (10,6 мкм). Для этих длин волн предлагались другие типы оптоволокон на основе сапфира, халькогенидов и др., но либо они были химически и механически непрочными, либо токсичными, что пока представляет проблему для их практического использования.

Стерилизация световодов осуществляется аналогично стерилизации лапароскопического инструментария методом холодной стерилизации в стандартных растворах. Аналогично стерилизуются насадки к шарнирным световодам СО<sub>2</sub>-лазера. На сам шарнирный световод одевается стерильный «рукав» или он заворачивается в стерильный материал.

# Лазеры в хирургической эндоскопии

## ЛАЗЕР И КРОВОТЕЧЕНИЕ

Лазерное излучение может быть успешно использовано в выполнении эндоскопического гемостаза. В настоящее время для этих целей используются, в основном, аргоновый и неодимовый (Nd:YAG) лазеры. Аргоновый лазер генерирует излучение в видимой (зеленой) части спектра, которое селективно поглощается кровью, образуя тромб, с минимальным воздействием на окружающие ткани. Излучение неодимового лазера в ближнем инфракрасном диапазоне спектра более глубоко проникает в ткань и способно воздействовать на сосуды диаметром до 5 мм посредством их коагуляции и сморщивания.

Сравнительные экспериментальные работы зарубежных и отечественных авторов показали, что лазерное излучение с длиной волны 1,064 мкм (неодимовый лазер) имеет несомненные преимущества перед видимым излучением с длиной волны 0,5 мкм (аргоновый лазер) при остановке экспериментальных желудочных кровотечений. Излучение неодимового ИАГ-лазера быстро и надежно прекращает кровотечение даже из достаточно крупных артериальных сосудов желудка. Выраженный гемостатический эффект инфракрасного излучения обусловлен тем, что оно значительно слабее абсорбируется кровью (в 4–5 раз по сравнению с излучением аргонового лазера), а потому проникает более глубоко, оказывая достаточно выраженное коагулирующее действие на поврежденные сосуды. Излучение аргонового лазера является более безопасным, оно вызывает менее глубокие повреждения стенок полых органов. Коагуляционный некроз ограничивается подслизистым слоем, и трансмуральное повреждение никогда не отмечается.

Поскольку кровь обладает выраженным экранирующим действием, для повышения эффективности лазерной коагуляции источника кровотечения, было предложено удалять кровь с поверхности поражения струей жидкости или газа, что сокращает продолжительность лазерного воздействия, необходимого для полной остановки кровотечения, и уменьшает глубину повреждения.

При лазерном воздействии, как и при диатермокоагуляции, вследствие коагуляционного повреждения ткани имеется опасность возникновения перфорации полого органа. По данным экспериментальных исследований и клинических наблюдений, угроза перфорации пищевода, желудка, тонкой и толстой кишки выше при применении излучения инфракрасной области спектра (длина волны 1,06 мкм) и меньше при использовании аргонового лазера или на парах меди (видимая область спектра).

Из литературных данных о применении неодимового ИАГ-лазера с гемостатической целью можно сделать вывод о необходимости соблю-

дения осторожности при работе с данным видом лазерного излучения на толстой кишке из-за высокого риска глубокого ожога тонкой кишечной стенки с последующим возникновением перфорации полого органа.

### **ЛАЗЕР И НОВООБРАЗОВАНИЯ**

Показанием к использованию АИГ-неодимового лазера являются: доброкачественные аденомы плоского типа, ворсинчатые опухоли, рубцовые стриктуры анастомозов, обструктивный колоректальный рак с целью ликвидации обструкции перед проведением тотальной колоноскопии или радикальной операции, паллиативная реканализация при обструктивном опухолевом поражении. Противопоказаний не установлено. Использование этого излучения для удаления мелких и бляшковидных образований требует особой осторожности.

По мнению некоторых специалистов в области эндоскопической лазерной хирургии (В. И. Рябов, А. М. Сафонов, М. В. Смольянинов, 1996, 1997), крупные, а также множественные мелкие полипы желудочно-кишечного тракта удаляются с применением АИГ-неодимового лазера значительно проще и безопаснее, чем диатермической петлей. Авторы рекомендуют при наличии широкого основания проводить лазерное испарение ткани полипа с суммарной выходной мощностью 40–60 Вт, а на заключительном этапе испарения направлять лазерный луч параллельно стенке органа. Мелкие полипы (менее 1 см) коагулируются до приобретения белесоватой окраски и в последующем отторгаются самостоятельно. При множественном полипозе возможно удаление до 25 мелких полипов за один сеанс. В то же время, экзофитные фрагменты ворсинчатых опухолей целесообразно удалять путем электроэксцизии, извлекая их, а плоские стелющиеся — лазерным лучом. Излучение в этом случае подводится параллельно стенке органа, чтобы не вызвать глубокого ожога слоев стенки. Вышеназванные авторы также сообщают, что применение данных методик не вызывает специфических осложнений.

Коагулированные ткани некротизируются и отторгаются в течение 3–4 дней. На месте полипов образуются ожоговые раны, как правило, неправильной формы, которые заживают достаточно быстро, без грубой рубцовой деформации. В послеоперационном периоде рекомендовано назначение диеты и обволакивающих средств.

При удалении мелких полипов излучением АИГ-неодимового лазера с целью повышения безопасности (учитывая глубокое повреждающее действие данного вида излучения) не следует добиваться испарения тканей, а лишь их побеления. При этом мощность облучения на торце световода составляет 40–50 Вт при расстоянии от световода до поверхности полипа 1,5–2 см. При использовании этого излучения больные могут испытывать жжение, что свидетельствует о глубоком прогревании стенки



органа. Необходимо уменьшить длительность каждой экспозиции до 2–3 с, а луч по возможности направлять параллельно стенке органа.

Экзофитные фрагменты ворсинчатой опухоли целесообразно удалять путем петлевой электроэксцизии, что ускоряет процесс удаления опухоли и дает возможность получить материал для гистологического исследования. Основная масса опухоли испаряется излучением АИГ-неодимового лазера при большой плотности мощности (более 2000 Вт/см<sup>2</sup>). Стелющиеся участки опухоли и ткани в основании опухоли после испарения основной массы подвергаются лазерному воздействию при уменьшенной плотности мощности (в пределах 2000 Вт/см<sup>2</sup>) с соблюдением принципа параллельности направления луча. При наличии аргонового лазера заключительные этапы коагуляции опухоли удобнее и целесообразнее проводить данным видом излучения, которое проникает в ткани на значительно меньшую глубину. При циркулярном росте опухоли одновременно можно коагулировать ткани не более, чем на  $\frac{1}{3}$  окружности органа, чтобы не вызывать рубцового сужения. Продолжить лазерную деструкцию опухоли рекомендуют спустя 2–3 месяца.

Многочисленные клиничко-экспериментальные данные свидетельствуют о весьма успешном и эффективном применении высокоэнергетического лазерного излучения при удалении различных полипов желудочно-кишечного тракта, а также с целью гемостаза. Однако в современной медицинской литературе хорошо представлен опыт изучения и применения лишь одного лазера, относящегося к ближнему инфракрасному диапазону — Nd:YAG-лазера 1,064 нм. Информация об особенностях воздействия на биоткани и применении в хирургической практике лазерного излучения других длин волн данного диапазона представлена довольно скудно, нуждается в дополнении и уточнении. Вместе с тем, уже имеющиеся объективные данные свидетельствуют о том, что излучение с длиной волны 0,97 мкм обладает некоторыми положительными свойствами по сравнению с длиной волны 1,064 мкм. В частности, со значительно меньшей глубиной коагуляционного некроза. Данное обстоятельство вместе с явными техническими преимуществами новейших отечественных диодных лазерных установок (малые габариты, воздушное охлаждение, относительно низкая стоимость и др.) являются залогом их дальнейшего перспективного применения в хирургической эндоскопии.

### **Лазеры в лечении варикозного расширения вен**

Технология метода эндовенозной лазерной коагуляции (ЭВЛК) заключается в выделении магистрального венозного ствола у медиальной лодыжки, введении лазерного световода через прокол кожи с помощью пункционной иглы, проведении его к устью (дистальнее устья на 1,5 см)

под контролем УЗИ или под прямым визуальным и пальпаторным контролем и последующей коагуляцией на всем протяжении. При этом световод извлекается с шагом от 3–5 до 7–10 мм в сек (на один импульс). Используемая мощность диодного лазера, например фирмы Dornier Medilas D Skin Puls, — 15 Вт, длительность импульса — 1 с, время между импульсами — 1 с.

Механизм ЭВЛК на экспериментальной модели изучил Proebstle с соавторами (2003) из университетской клиники Майнца (Германия). Было доказано, что лазерная энергия поглощается гемоглобином эритроцитов и в течение долей секунды трансформируется в тепло (95–100 °С), приводящее к своеобразному вскипанию (вапоризации) плазмы и форменных элементов крови, сопровождающемуся лазерным термическим ожогом эндотелия. В результате в зоне лазерного воздействия формируется плотный, быстро организующийся тромб.

Для лечения варикозного расширения вен с применением диодного лазера (ЭВЛК) используют разнообразные лазеры, генерирующие луч в диапазоне 800–2000 нм. Благодаря компактности наибольшей популярностью пользуются портативные диодные лазеры (810, 940, 980 нм), работающие в импульсном и постоянно-волновом режимах.

Операция может выполняться под общим обезболиванием или под инфльтрационной (тумесцентной) анестезией по ходу коагулируемой вены (раствор, содержащий 20–25 мл 2%-ного раствора лидокаина, 0,5–1,0 мл 0,01%-ного раствора адреналина на 1000 мл физиологического раствора вводят специальной помпой струйно через иглу «для орошения» под давлением 400–600 мм рт. ст.). После завершения операции осуществляется эластическое бинтование голени и бедра. В дальнейшем применяется компрессионный трикотаж 2 степени компрессии на период от 1 месяца и более в зависимости от выраженности патологических изменений вен.

Эндовенозная лазерная коагуляция может быть выполнена как самостоятельная операция или как этап комбинированной флебэктомии.

Серьезных осложнений от применения ЭВЛК не наблюдалось. С первых суток после операции может возникнуть гиперемия по ходу коагулированной вены, пальпироваться умеренно болезненный плотный тяж, может наблюдаться подкожная гематома, фрагментарный тромбофлебит, преходящие парестезии. Эстетический эффект операции снижает наличие пальпируемого тяжа и длительная (2–3 месяца) гиперпигментация по ходу коагулированной вены, которая наблюдается примерно у  $\frac{1}{3}$  больных. Отдаленные результаты ЭВЛК продолжают изучаться.

## Низкоинтенсивные лазеры в хирургии

Выходная мощность низкоинтенсивных (терапевтических лазеров) измеряется в милливаттах (от 10 до 25 мВт в непрерывном режиме и до 4 Вт — в импульсном). Механизм взаимодействия низкоинтенсивного лазерного излучения с биологическими тканями основан на избирательной активации молекулярных комплексов биологических тканей (**фото-биоактивация**). Поэтому имеет значение плотность мощности лазерного излучения и плотность энергии (мощность на выходе, умноженная на время облучения в секундах и деленная на  $\pi r^2$ , где  $\pi = 3,142$ , а  $r$  — радиус пятна в сантиметрах (Дж/см<sup>2</sup>)).

Многочисленными экспериментальными исследованиями установлено, что избирательное поглощение лазерного излучения биомолекулами обусловлено совпадением длины волны лазерного излучения и максимумов спектра поглощения ( $\lambda_{\max}$ ) биомолекул. Этому максимуму поглощения больше всего соответствует лазерное излучение в красном ( $\lambda = 0,63$ – $0,67$  мкм) и в ближнем инфракрасном диапазоне ( $\lambda = 0,78$ – $0,89$  мкм).

Самые распространенные низкоинтенсивные лазеры — гелий-неоновый (красный  $\lambda = 0,63$ ) и инфракрасные полупроводниковые лазеры на арсениде-галлия ( $\lambda = 0,89$  мкм). Гелий-неоновый лазер оказывает поверхностное действие на ткани, поглощаясь на глубине 2–2,5 мм, поэтому его эффективно использовать при трофических поражениях кожи, воздействию на зоны Захарьина–Геда и на эритроциты при внутривенном облучении крови. Инфракрасные полупроводниковые лазеры могут проникать на глубину до 7 см, т. к. кожа, мышцы и костная ткань прозрачны для этого вида излучения. Они эффективны при воспалительных инфильтратах брюшной стенки и брюшной полости, отечных формах панкреатита, перитонитах и др.

Процесс фотобиоактивации в настоящее время представляется следующим образом. Поглощая энергию кванта лазерного излучения, электроны нижних орбиталей могут переходить на более высокие энергетические уровни, в результате чего наступает электронное возбуждение биомолекул. В таком состоянии биомолекулярные комплексы приобретают высокую реакционную способность, что позволяет им активно участвовать в разнообразных процессах клеточного метаболизма. Возвращение электронов на исходные орбитали сопровождается испусканием в части случаев квантов, возбуждающих соседние биомолекулы (феномен переизлучения). Миграция энергии лазерного возбуждения биомолекул может осуществляться и путем безизлучательного обмена между электронно-возбужденными молекулами (фотодонорами) и молекулами, находящимися в основном состоянии (фотоакцепторами). Перенос энергии в биомолекулярных комплексах осуществляется индуктивно-резонансным и обменно-резонансным путями.

Взаимодействие лазерного излучения с биологическими молекулами реализуется чаще всего на клеточных мембранах, что приводит к изменению их физико-химических свойств (поверхностного заряда, диэлектрической проницаемости, вязкости, подвижности макромолекулярных комплексов), а также их основных функций (механической, барьерной и матричной). В результате избирательного поглощения энергии активируются системы мембранной организации биомолекул. К их числу относятся прежде всего белоксинтетический аппарат клеточного ядра, дыхательная цепь, внутренние мембраны митохондрий, антиоксидантная система, комплекс микросомальных гидроксилаз гепатоцитов, а также система вторичных мессенджеров (циклических нуклеотидов, фосфотидилинозитидов и ионов  $Ca^{2+}$ ). Активация этих комплексов стимулирует синтез белков и нуклеиновых кислот, гликолиз, липолиз и окислительное фосфорилирование клеток. Сочетанная активация пластических процессов и накопление макроэргов приводит к усилению потребления кислорода и увеличению внутриклеточного окисления органических веществ, т. е. усиливает трофику тканей.

Происходящая при избирательном поглощении лазерного излучения активация фотобиологических процессов вызывает расширение микроциркуляторного русла, нормализует локальный кровоток и приводит к дегидратации воспалительного очага. Активированные гуморальные факторы регуляции локального кровотока индуцируют репаративные и регенеративные процессы в тканях. В облученных тканях происходят фазовые изменения локального кровотока и увеличение транскапиллярной проницаемости эндотелия сосудов микроциркуляторного русла, что наряду с торможением перекисного окисления липидов, способствует разрешению инфильтративно-экссудативных процессов и может быть эффективно использовано при купировании асептического воспаления.

При лазерном облучении пограничных с очагом воспаления тканей или краев раны происходит стимуляция фибробластов и формирование грануляционной ткани.

Наряду с местными реакциями, модулированная лазерным излучением афферентная импульсация от кожных и мышечных афферентов формирует рефлекторные реакции внутренних органов и окружающих зону воздействия тканей, а также вызывает другие генерализованные реакции целого организма (активацию желез внутренней секреции, репаративных процессов, активацию клеточного и гуморального иммунитета).

При аутоотрансфузии лазером облученной крови (АЛОК) происходит активация ферментных систем эритроцитов, что приводит к увеличению кислородной емкости крови, снижению скорости агрегации тромбоцитов и содержанию фибриногена наряду с нарастанием уровня свободного гепарина и фибринолитической активности сыворотки крови.

Повышения клинической эффективности лазерного воздействия достигают его сочетанием с постоянным магнитным полем (магнитолазерная терапия). При одновременном применении энергия квантов нарушает слабые электролитические связи между ионами и молекулами воды, а магнитное поле способствует этой диссоциации и одновременно препятствует рекомбинации ионов (фотомагнитоэлектрический эффект Кикоина–Носкова). Кроме того, в постоянном магнитном поле молекулярные диполи ориентированы вдоль его силовых линий. А поскольку вектор магнитной индукции направлен перпендикулярно световому потоку (магнит расположен по периметру облучаемого участка), то основная масса диполей располагается вдоль его. Это существенно увеличивает проникающую способность лазерного излучения (до 70 мм), обеспечивает максимальное поглощение лазерного излучения, что существенно повышает терапевтическую эффективность.

Низкоинтенсивные лазеры в хирургии применяются для профилактики нагноения послеоперационных ран, при воспалительных инфильтратах в мягких тканях и в брюшной полости без признаков абсцедирования, при лечении перитонитов после хирургического вмешательства, при панкреатитах, язвенной болезни, поражениях и заболеваниях кожи (трофические язвы, отморожения, ожоги, герпес, пролежни и др.).

Противопоказаниями являются доброкачественные новообразования в зонах облучения, тиреотоксикоз, декомпенсированный сахарный диабет.

Время воздействия лазерного излучения индивидуально (от 2 до 20 мин), зависит от размеров и места расположения патологического очага. Процедура выполняется в соответствии с инструкциями к конкретному виду лазерного аппарата. При острых воспалительных изменениях в импульсных аппаратах используются высокие частоты излучения.

Пример лазеротерапии отечной формы панкреатита инфракрасным (ИК) лазером «Узор». На коже брюшной стенки условно выделяют три зоны воздействия: правое подреберье (головка), эпигастральная область (тело), левое подреберье (хвост железы). Благодаря угловому расхождению лазерного излучения в тканях (площадь светового пятна на глубине 7 см около 15 см<sup>2</sup>) удается охватить воздействием всю поджелудочную железу. Учитывая, что высокочастотное излучение, снимая спазм капилляров, значительно улучшает микроциркуляцию, используется максимальная частота — 3000 Гц. Время на каждую зону — 256 с (секунды выставлены на аппарате); количество сеансов — 7–8. У больных с избыточной массой тела лазеротерапию можно провести со стороны поясничной области из трех зон.

## Лазерные аппараты Республики Беларусь

В Республике Беларусь в настоящее время существует несколько научно-исследовательских институтов и конструкторских бюро, выпускающих лазерные аппараты для медицины. Остановимся на двух аппаратах, представляющих интерес для хирургии.

В НИИ Прикладных физических проблем им. А. Н. Севченко Белгос-университета разработан медицинский универсальный 3-волновой хирургический лазер МУЛ-1, и запущено его производство. Это твердотельный неодимовый лазер (Nd-YAG — неодим иттрий-алюминий-гранат или ортоалюминат). Благодаря изменению режима работы источника накачки и сложной системе оптических резонаторов, аппарат генерирует излучение 3 длин волн в ближнем инфракрасном диапазоне в импульсном режиме с высокой мощностью. Каждое излучение передается по своему каналу и далее через гибкий световод подводится к биоткани. Быстрое переключение лазерных каналов педалью позволяет использовать то или иное излучение в зависимости от операционной ситуации. Первый канал — длина волны излучения — 1,08 (1,06) мкм, мощность — 100 Вт. Оказывает глубокое фотодеструктивное действие на ткани стандартного неодимового лазера (глубокая коагуляция). Второй канал — длина волны — 1,34 (1,32) мкм, мощность — 60 Вт — неглубокое фотодеструктивное действие (коагуляция, резание, испарение ткани). Третий канал — длина волны — 1,44 мкм, мощность — 25 Вт (резание с минимальной зоной некроза). Эффект от излучений 3 разных каналов существенно различен из-за большой разницы (в 20–30 раз между каналами) в степени поглощения в водосодержащих биологических тканях.  $\lambda$  — 1,44 приближается к характеристикам гольмиевого лазера. Таким образом, в этой конструкции объединены свойства 3 разных по воздействию лазерных аппаратов. МУЛ-1 достаточно прост и удобен для работы в операционной, экономичен; может применяться в общей хирургии, хирургической эндоскопии, гинекологии, урологии, нейрохирургии, ортопедии.

Второй аппарат «Люзар-МП» относится к низкоинтенсивным лазерам. Разработан в Институте физики Академии наук Республики Беларусь. Он представляет собой малогабаритный (масса не более 1 кг), двухканальный, двухцветный аппарат, созданный на базе 2 диодных лазеров, один из которых генерирует излучение красной ( $\lambda$  — 0,67 мкм), а другой инфракрасной ( $\lambda$  — 0,78 мкм) области спектра. Мощность излучения регулируется в диапазоне от 1 до 15 мВт для красной области спектра, и от 1 до 25 мВт — для инфракрасной области. Высокий терапевтический эффект достигается за счет следующих возможностей: комбинированного воздействия лазерным излучением ближней инфракрасной и красной областей спектра оптимальной плотности мощности; одновременного действия лазерным излучением и постоянным магнитным полем; одно-

временного двухканального воздействия на очаги поражения и зоны Захарьина–Геда, очаги поражения и внутривенного облучения крови, очаги поражения и надвенозного воздействия на кровь, очаги поражения и проведения лазерной пункции. В аппарате предусмотрена возможность дистанционного воздействия, использование направителей шарнирного типа, возможность работы в режимах ручного управления, таймера, программируемого управления.

### **Заключение**

До середины 90-х гг. прошлого столетия сложность лазерной медицинской техники, необходимость постоянного квалифицированного инженерного обслуживания, потребность в использовании специальных операционных, обусловленная громоздкостью оборудования и необходимостью мощного питания, мешали широкому использованию лазерной техники для хирургии в массовом здравоохранении.

Ситуация изменилась в начале 90-х гг. в связи с быстрым прогрессом лазерных технологий, внедрением медицинских аппаратов на основе полупроводниковых и волоконных лазеров, увеличением надежности аппаратов, уменьшением габаритов, энергопотреблением, снижением их стоимости. Расширился выбор длин волн лазерного излучения. Поскольку длина волны лазерного излучения определяет глубину его проникновения в различные биоткани и тем самым влияет на характер и результаты воздействия, врачи получили возможность большого выбора характера воздействия на биоткани. Все это должно способствовать более широкому внедрению лазерной аппаратуры в практическое здравоохранение.

Авторы надеются, что данное издание расширит медицинский кругозор студентов, курсантов и слушателей ВМедФ в БГМУ, будет способствовать накоплению знаний о современных технологиях в медицине, поможет в будущем молодому врачу осознанной работе с разными видами лазеров не только в хирургии, но и в других медицинских специальностях.

## Литература

1. *Лазеры в хирургии* / под ред. О. К. Скобелкина. М. : Медицина, 1998. 256 с.
2. *Лазеры в клинической хирургии* / под ред. И. Г. Ляндреса. Минск, 1997. 228 с.
3. *Боголюбов, В. М.* Общая физиотерапия : учеб. / В. М. Боголюбов, Г. Н. Пономаренко. 3-е изд. М., СПб. : СЛП, 1998. 480 с.
4. *Механизмы биостимуляции низкоинтенсивного лазерного излучения* / под ред. И. Г. Ляндреса. Минск, 1998. 116 с.
5. *Лазерная облитерация подкожных вен в лечении варикозного расширения вен нижних конечностей* / Ю. Л. Шевченко [и др.] // Хирургия. 2005. № 1. С. 9–12.
6. *Материалы презентаций аппаратов лазерных МУЛ-1, «Люзар-МП».*
7. *Рубцов, В. С.* Применение высокоэнергетического лазерного излучения ближнего инфракрасного диапазона в хирургической эндоскопии. 2003.  
<http://endoscopy71.boom.ru/>



## Оглавление

Введение .....	3
Принцип работы и устройство лазера .....	4
Свойства лазерного излучения .....	7
Типы лазеров и принцип их работы .....	8
Твердотельные лазеры .....	8
Газовые лазеры .....	9
Жидкостные лазеры .....	11
Полупроводниковые лазеры (лазерные диоды) .....	11
Типы излучения .....	12
Безопасность лазеров .....	14
Фотобиология высокоинтенсивного лазерного излучения.....	15
Морфология лазерной раны .....	16
Виды хирургических лазеров.....	18
СО <sub>2</sub> -лазер.....	18
Неодимовый лазер.....	18
Гольмиевый лазер.....	19
Диодный лазер .....	20
Свойства хирургических лазеров.....	20
Способы доставки лазерного излучения.....	21
Лазеры в хирургической эндоскопии .....	22
Лазер и кровотечение.....	22
Лазер и новообразования.....	23
Лазеры в лечении варикозного расширения вен.....	25
Низкоинтенсивные лазеры в хирургии .....	26
Лазерные аппараты Республики Беларусь.....	29
Заключение.....	30
Литература.....	31