

Министерство образования и науки Российской Федерации  
КУБАНСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ

Л.Ф. ДОБРО, Н.М. БОГАТОВ, В.В. СУПРУНОВ

# Лазеры в медицине

Учебное пособие

Краснодар  
2011

УДК 577 (075.8)

ББК 28.071.я 73

Д 56

Рецензенты:

Кандидат биологических наук, профессор

*Г.А. Плутахин*

Кандидат технических наук, доцент

*Ю.Б. Захаров*

**Добро, Л. Ф., Богатов, Н. М., Супрунов, В.В.**

Д56      Лазеры в медицине: учеб. пособие / Л. Ф. Добро,  
Н. М. Богатов, В. В. Супрунов. Краснодар: Кубанский  
гос. ун-т, 2011. 80 с.

Приведены теоретические сведения, принцип работы, свойства, классификация, технические характеристики лазерного излучения, физико-химические аспекты воздействия лазерного излучения на человека, механизмы действия лазерного излучения и вредные факторы лазерных установок, контрольные вопросы и список рекомендуемой литературы.

Адресуется студентам физико-технического факультета КубГУ.

УДК 577 (075.8)

ББК 28.071.я 73

© Кубанский государственный  
университет, 2011

## ВВЕДЕНИЕ

Первые сообщения о действии лазерного луча на вещество появились немногим более сорока лет назад – практически одновременно с созданием первых лазеров. Речь шла о простейших экспериментах, в которых наблюдались плавление и испарение твердых тел и электронная эмиссия с их поверхности под действием лазерных импульсов. Однако уже эти простейшие опыты показали, что существуют широкие и разнообразные возможности применения лазеров для решения ряда важных научных и технических задач. Проблема взаимодействия лазерного излучения с веществом приобрела особую актуальность. Успехи в этой области и значительные достижения в разработке новых высокоэффективных лазерных систем привели к возникновению нового направления в технике – лазерной технологии.

Воздействию лазерного излучения на биологические системы посвящено большое количество исследований. В некотором смысле результаты этих исследований образуют почти самостоятельную область знаний. Основное внимание в них уделялось аспектам клинической патологии. Тем не менее, биологические системы являются важным объектом физических исследований, и описание эффектов воздействия лазерного излучения было бы неполным без рассмотрения этой области. Наибольший интерес, разумеется, представляет исследование воздействия лазерного излучения на человеческие органы.

# 1. ОСНОВНЫЕ ЯВЛЕНИЯ И ПРОЦЕССЫ В ЛАЗЕРАХ

Лáзер (англ. laser, сокр. от Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation – «усиление света с помощью вынужденного излучения») – устройство, использующее квантовомеханический эффект вынужденного (стимулированного) излучения для создания когерентного потока света. Луч лазера может быть непрерывным, с постоянной амплитудой, или импульсным, достигающим экстремально больших пиковых мощностей. Во многих конструкциях рабочий элемент лазера используется в качестве оптического усилителя для излучения от другого источника. Усиленный сигнал очень точно совпадает с исходным по длине волны, фазе и поляризации, что очень важно в устройствах оптической связи.

Обычные источники света, такие, как лампа накаливания, излучают свет в разных направлениях с широким диапазоном длин волн. Большинство из них также некогерентны, т.е. фаза излучаемой ими электромагнитной волны подвержена случайным флуктуациям. Излучение обычного источника не может, без применения специальных мер, дать устойчивую интерференционную картину. Кроме того, излучение нелазерных источников обычно не обладает фиксированной поляризацией. Напротив, излучение лазера монохроматично и когерентно, то есть имеет постоянную длину волны и предсказуемую фазу, а также хорошо определённую поляризацию.

В лазере используются три фундаментальных явления, происходящих при взаимодействии электромагнитных волн с веществом, а именно процессы спонтанного и вынужденного излучения и процесс поглощения.

## 1.1. СПОНТАННОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

Рассмотрим в некоторой среде два энергетических уровня 1 и 2 с энергиями  $E_1$  и  $E_2$  ( $E_1 < E_2$ ). В последующем рассмотрении это могут быть любые два уровня из неограниченного набора

уровней, свойственных данной среде. Однако удобно принять уровень 1 за основной. Предположим, что атом (или молекула) вещества находится первоначально в состоянии, соответствующем уровню 2. Поскольку  $E_2 > E_1$ , атом будет стремиться перейти на уровень 1. Следовательно, из атома должна выделиться соответствующая разность энергий  $E_2 - E_1$ . Когда эта энергия высвобождается в виде электромагнитной волны, процесс называют спонтанным излучением. При этом частота  $\nu$  излученной волны определяется формулой (полученной Планком)

$$\nu = (E_2 - E_1) / h, \quad (1.1)$$

где  $h$  – постоянная Планка. Таким образом, спонтанное излучение характеризуется испусканием фотона с энергией  $h\nu = E_2 - E_1$  при переходе атома с уровня 2 на уровень 1 (рис. 1.1, а). Заметим, что спонтанное излучение только один из двух возможных путей перехода атома из одного состояния в другое. Переход может происходить также и безызлучательным путем. В этом случае избыток энергии  $E_2 - E_1$  выделяется в какой-либо иной форме (например, разность энергии может перейти в кинетическую энергию окружающих молекул).

Вероятность спонтанного излучения можно определить следующим образом. Предположим, что в момент времени  $t$  на уровне 2 находятся  $N_2$  атомов (в единице объема). Скорость перехода  $(dN_2/dt)_{\text{спонт}}$  этих атомов вследствие спонтанного излучения на нижний уровень, очевидно, пропорциональна  $N_2$ . Следовательно, можно написать

$$(dN_2 / dt)_{\text{спонт}} = -AN_2. \quad (1.2)$$

Множитель  $A$  представляет собой вероятность спонтанного излучения и называется коэффициентом Эйнштейна  $A$  (выражение для  $A$  впервые было получено Эйнштейном из термодинамических соображений). Величину  $\tau_{\text{спонт}} = 1/A$  называют спонтанным временем жизни. Численное значение

величины  $A$  (и  $\tau_{\text{спонт}}$ ) зависит от конкретного перехода, участвующего в излучении.

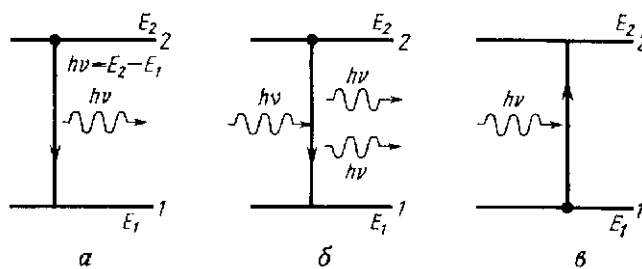


Рис. 1.1. Схематическое представление трех процессов: *a* – спонтанное излучение; *б* – вынужденное излучение; *в* – поглощение

## 1.2. ВЫНУЖДЕННОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ

Предположим снова, что атом первоначально находится на верхнем уровне 2 и на вещество падает электромагнитная волна с частотой  $\nu$ , определяемой выражением (1.1) (т.е. с частотой, равной частоте спонтанно испущенной волны). Поскольку частоты падающей волны и излучения, связанного с атомным переходом, равны друг другу, имеется конечная вероятность того, что падающая волна вызовет переход ( $2 \rightarrow 1$ ) атома с уровня 2 на уровень 1. При этом разность энергий  $E_2 - E_1$  выделится в виде электромагнитной волны, которая добавится к падающей. Это и есть явление вынужденного излучения. Между процессами спонтанного и вынужденного излучения имеется существенное отличие. В случае спонтанного излучения атом испускает электромагнитную волну, фаза которой не имеет определенной связи с фазой волны, излученной другим атомом. Более того, испущенная волна может иметь любое направление распространения. В случае же вынужденного излучения, поскольку процесс инициируется падающей волной, излучение любого атома добавляется к этой волне в той же фазе. Падающая волна определяет также направление распространения испущенной волны.

Процесс вынужденного излучения можно описать с помощью уравнения

$$(dN_2 / dT)_{\text{вын}} = -W_{21}N_2, \quad (1.3)$$

где  $(dN_2/dT)_{\text{вын}}$  – скорость перехода  $2 \rightarrow 1$  за счет вынужденного излучения, а  $W_{21}$  – вероятность вынужденного перехода. Как и коэффициент  $A$ , определяемый выражением (1.2), величина  $W_{21}$  имеет также размерность  $(\text{время})^{-1}$ . Однако в отличие от  $A$  вероятность  $W_{21}$  зависит не только от конкретного перехода, но и от интенсивности падающей электромагнитной волны. Точнее, для плоской волны, как будет показано далее, можно написать

$$W_{21} = \delta_{21}F, \quad (1.4)$$

где  $F$  – плотность потока фотонов в падающей волне, а  $\sigma_{21}$  – величина, имеющая размерность площади (она называется сечением вынужденного излучения) и зависящая от характеристик данного перехода.

### 1.3. ПОГЛОЩЕНИЕ

Предположим теперь, что атом первоначально находится на уровне 1. Если это основной уровень, то атом будет оставаться на нем до тех пор, пока на него не подействует какое-либо внешнее возмущение. Пусть на вещество падает электромагнитная волна с частотой  $\nu$ , определяемой выражением (1.1). В таком случае существует конечная вероятность того, что атом перейдет на верхний уровень 2. Разность энергий  $E_2 - E_1$ , необходимая для того, чтобы атом совершил переход, берется из энергии падающей электромагнитной волны. В этом заключается процесс поглощения.

По аналогии с (1.3) вероятность поглощения  $W_{12}$  определяется уравнением

$$dN_1 / dt = -W_{12}N_1, \quad (1.5)$$

где  $N_1$  – число атомов в единице объема, которые в данный момент находятся на уровне 1. Кроме того, так же, как и в выражении (1.4), можно написать

$$W_{12} = \sigma_{12} F, \quad (1.6)$$

здесь  $\sigma_{12}$  – некоторая характерная площадь (сечение поглощения), которая зависит только от конкретного перехода.

В предыдущих разделах были даны основные понятия процессов спонтанного и вынужденного излучений, а также поглощения. На языке фотонов эти процессы можно описать следующим образом (рис. 1.1):

1) в процессе спонтанного излучения атом, испуская фотон, переходит с уровня 2 на уровень 1;

2) в процессе вынужденного излучения падающий фотон вызывает переход  $2 \rightarrow 1$ , в результате чего мы получаем два фотона (падающий плюс испущенный);

3) в процессе поглощения падающий фотон поглощается, вызывая переход  $1 \rightarrow 2$ .

Следует отметить, что  $\sigma_{21} = \sigma_{12}$ , как показал Эйнштейн еще в начале XX в. Это означает, что вероятности вынужденного излучения и поглощения равны друг другу. Число атомов в единице объема, находящихся на данном энергетическом уровне, будем называть *населенностью* этого уровня.

## 1.4. ПРИНЦИП РАБОТЫ ЛАЗЕРА

Рассмотрим в какой-либо среде два произвольных энергетических уровня 1 и 2 с соответствующими населенностями  $N_1$  и  $N_2$ . Пусть в этой среде в направлении оси  $z$  распространяется плоская волна с интенсивностью, соответствующей плотности потока фотонов  $F$ . Тогда в соответствии с выражениями (1.3) – (1.6) изменение плотности потока  $dF$ , обусловленное как процессами вынужденного излучения, так и процессами поглощения, в слое  $dz$  (заштрихованная область на рис. 1.2) определяется уравнением



$$dF = \delta F(N_1 - N_2)dz . \quad (1.7)$$

Из уравнения (1.7) следует, что в случае  $N_2 > N_1$  среда ведет себя как усиливающая (т. е.  $dF/dz > 0$ ), а в случае  $N_2 < N_1$  – как поглощающая. Известно, что при термодинамическом равновесии населенности энергетических уровней описываются статистикой Больцмана. Так, если  $N_1^e$  и  $N_2^e$  – населенности двух уровней при термодинамическом равновесии, то мы имеем

$$N_2^e / N_1^e = \exp[-(E_2 - E_1) / kT], \quad (1.8)$$

где  $k$  – постоянная Больцмана, а  $T$  – абсолютная температура среды. Таким образом, мы видим, что в случае термодинамического равновесия  $N_2 < N_1$ . В соответствии с (1.7) среда поглощает излучение на частоте  $\nu$ , что обычно и происходит. Однако если удастся достигнуть неравновесного состояния, для которого  $N_2 > N_1$ , то среда будет действовать как усилитель. В этом случае будем говорить, что в среде существует **инверсия населенностей**, имея в виду, что разность населенностей ( $N_2 - N_1 > 0$ ) противоположна по знаку той, которая существует в обычных условиях ( $N_2^e - N_1^e < 0$ ). Среду, в которой осуществлена инверсия населенностей, будем называть **активной средой**.

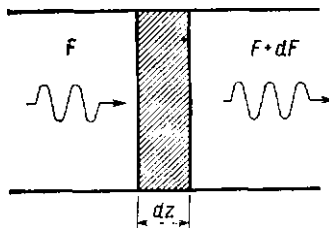


Рис. 1.2. Изменение плотности потока фотонов  $dF$  при прохождении плоской электромагнитной волны через слой вещества толщиной  $dz$

Если частота перехода  $\nu = (E_2 - E_1)/h$  попадает в СВЧ - диапазон, то соответствующий усилитель называется **мазером**. Слово мазер (англ. maser) образовано из начальных букв слов

следующей фразы: microwave amplification by stimulated emission of radiation – усиление микроволн вынужденным испусканием излучения. Если же частота перехода  $\nu$  соответствует оптическому диапазону, то усилитель называется *лазером*. Слово лазер (англ. laser) образовано аналогично, только начальная буква «м» - первая буква в слове microwave, заменена буквой «л», первый в слове light (свет).



Рис. 1.3. Схема устройства лазера

Для того чтобы усилитель превратить в генератор, необходимо ввести подходящую положительную обратную связь. В СВЧ-диапазоне это достигается тем, что активную среду помещают в объемный резонатор, имеющий резонанс при частоте  $\nu$ . В лазере обратную связь обычно получают размещением активной среды между двумя зеркалами с высоким коэффициентом отражения (например, между плоскопараллельными зеркалами, как показано на рис. 1.3). В этом случае плоская электромагнитная волна, распространяющаяся в направлении, пер-

пендикулярном зеркалам, будет поочередно отражаться от них, усиливаясь при каждом прохождении через активную среду.

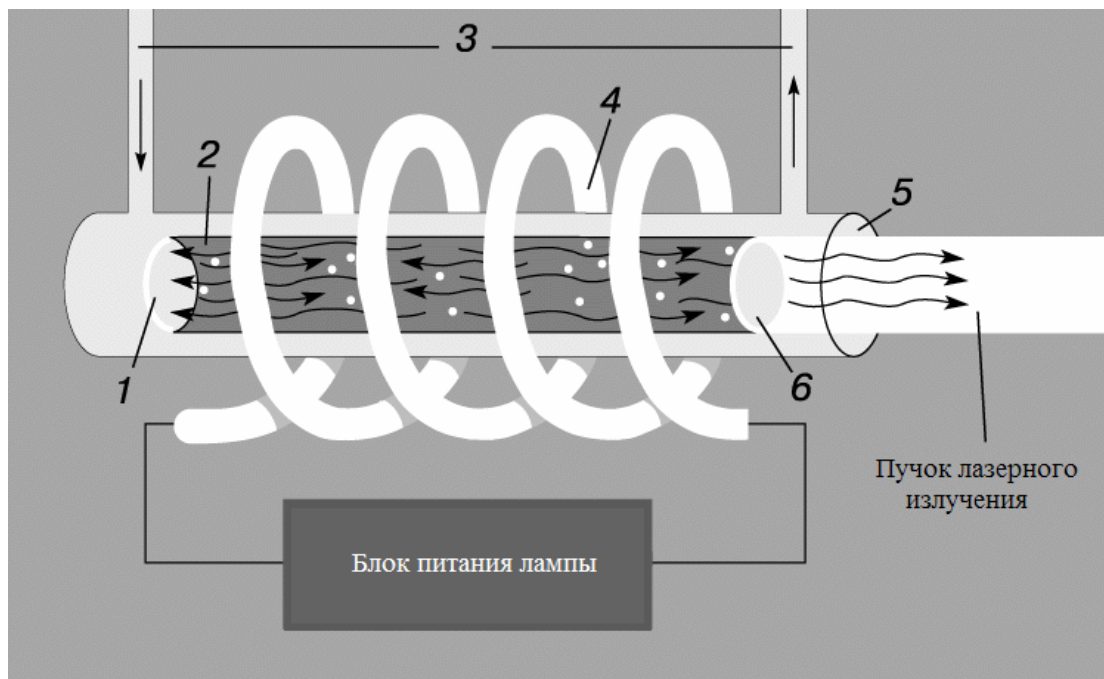


Рис.1.4. Рубиновый лазер

Если одно из двух зеркал сделано частично прозрачным, то на выходе системы можно выделить пучок полезного излучения. Однако как в мазерах, так и в лазерах генерация возможна лишь при выполнении некоторого порогового условия. Например, в лазере генерация начинается тогда, когда усиление активной среды компенсирует потери в нем (скажем, потери, обусловленные частичным выходом излучения из резонатора через зеркало). В соответствии с выражением (1.7) усиление излучения за один проход в активной среде (т. е. отношение выходной и входной плотностей потока фотонов) равно

$$\exp[\delta(N_2 - N_1)l], \quad (1.9)$$

где  $l$  – длина активной среды. Если потери в резонаторе определяются только пропусканием зеркал, то порог генерации будет достигнут при выполнении условия

$$R_1 R_2 \exp[2\delta(N_2 - N_1)l] = 1, \quad (1.10)$$

где  $R_1$  и  $R_2$  – коэффициенты отражения зеркал по интенсивности. Это условие показывает, что порог достигается тогда, когда инверсия населенностей приближается к некоторому критическому значению  $(N_2 - N_1)_{кр}$ , называемому *критической инверсией* и определяемому соотношением

$$(N_2 - N_1)_{кр} = -\ln(R_2 R_1) / 2\delta l, \quad (1.11)$$

где  $R_1$  и  $R_2$  – коэффициенты отражения зеркал. Условие (1.11) показывает, что порог достигается тогда, когда инверсия населенностей  $N_2 - N_1$  приближается к некоторому критическому значению, называемому *критической инверсией*. Как только достигнута критическая инверсия, генерация разовьется из спонтанного излучения: действительно, будут усиливаться фотоны, которые спонтанно испускаются вдоль оси резонатора. Этот механизм и лежит в основе лазерного генератора, называемого обычно просто лазером.

## 1.5. СВОЙСТВА ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Наиболее замечательными свойствами лазерного пучка являются высокая степень его 1) направленности, 2) монохроматичности, 3) когерентности и 4) яркости.

1. *Направленность*. Это свойство простое следствие того, что активная среда помещена в резонатор, например плоскопараллельный резонатор, показанный на рис. 1.3. В таком резонаторе могут поддерживаться только такие электромагнитные волны, которые распространяются вдоль оси резонатора или в очень близком к ней направлении.

2. *Монохроматичность*. Не вдаваясь в детали, можно сказать, что это свойство определяется двумя следующими обстоятельствами:

а) усиливаться может электромагнитная волна только с частотой  $\nu$ , определяемой выражением (1.1);

б) поскольку устройство из двух зеркал образует резонатор, генерация может возникать только на резонансных частотах этого резонатора.

3. *Когерентность*. Для любой электромагнитной волны можно определить два независимых понятия когерентности, а именно пространственную и временную когерентность.

*Пространственная когерентность*. Рассмотрим две точки  $P_1$  и  $P_2$ , выбранные с таким условием, что в момент времени  $t_0$  через них проходит волновой фронт некоторой электромагнитной волны, и пусть  $E_1(t)$  и  $E_2(t)$  – напряженности электрических полей в этих точках. Согласно нашему условию, в момент времени  $t_0$  разность фаз электрических полей в данных точках равна нулю. Если эта разность фаз остается равной нулю в любой момент времени  $t$ , то говорят, что между двумя точками имеется полная когерентность. Если такое условие выполняется для любых пар точек волнового фронта, то данная волна характеризуется полной пространственной когерентностью. Практически для любой точки  $P_1$ , если мы имеем достаточную корреляцию фаз, точка  $P_2$  должна располагаться внутри некоторой конечной области  $S$ , включающей точку  $P_1$ . В этом случае говорят, что волна характеризуется *частичной пространственной когерентностью*, причем для любой точки  $P$  можно соответственно определить область когерентности  $S(P)$ .

*Временная когерентность*. Рассмотрим теперь электрическое поле волны в данной точке  $P$  в моменты времени  $t$  и  $t + \tau$ . Если для данного интервала времени  $\tau$  разность фаз колебаний поля остается одной и той же в любой момент времени  $t$ , то говорят, что существует временная когерентность на интервале времени  $\tau$ . Если такое условие выполняется для любого значения  $\tau$ , то волна характеризуется *полной временной когерентностью*. Если же это имеет место лишь для определенного интервала времени  $\tau$ , такого, что  $0 < \tau < \tau_0$ , то волна характеризуется *частичной временной когерентностью* с временем когерентности  $\tau_0$ . На рис. 1.4 в качестве примера показана электромагнитная волна с

временем когерентности  $\tau_0$ , которая имеет вид синусоидального электрического поля со скачкообразным изменением фазы через интервалы времени  $\tau_0$ . Мы видим, что представление о временной когерентности непосредственно связано с монохроматичностью.

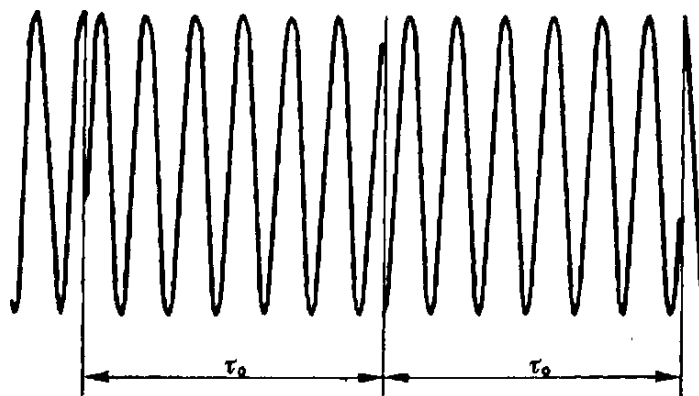


Рис. 1.5. Пример электромагнитной волны с временем когерентности порядка  $\tau_0$

Следует отметить, что понятия временной и пространственной когерентности на самом деле не зависят друг от друга. Действительно, можно привести примеры волны, имеющей полную пространственную когерентность, но лишь частичную временную когерентность, и наоборот.

4. *Яркость*. Определим яркость какого-либо источника электромагнитных волн как мощность излучения, испускаемого с единицы поверхности источника в единичный телесный угол. Чтобы быть более точными, рассмотрим элемент  $dS$  поверхности источника в точке  $O$  (рис. 1.5).

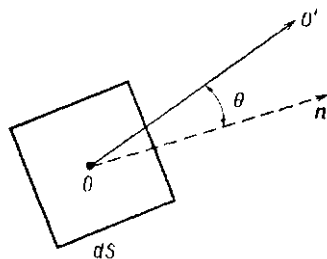


Рис. 1.6. Поверхностная яркость источника электромагнитного излучения в точке  $O$

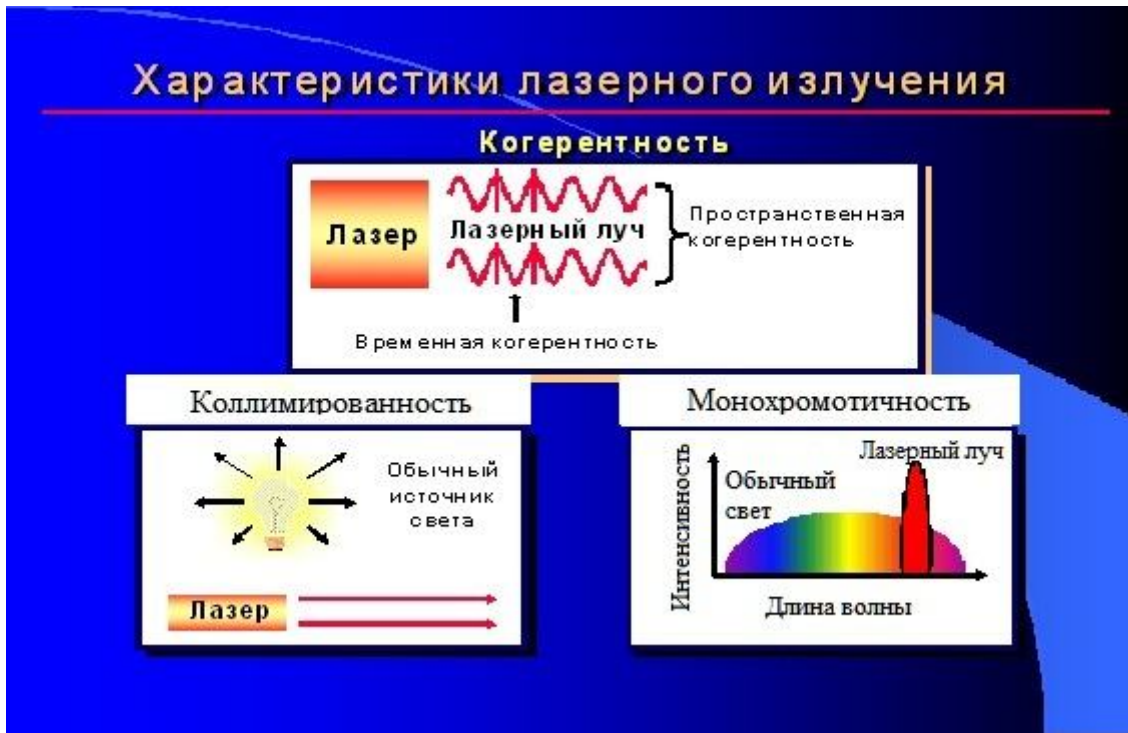


Рис. 1.7. Характеристики лазерного излучения

Тогда мощность  $dP$ , испускаемая элементом поверхности  $dS$  в телесный угол  $d\Omega$  в направлении  $00'$ , может быть записана следующим образом, с использованием сферической системы координат:

$$dP = B \cos \theta dS d\Omega, \quad (1.12)$$

где  $\theta$  – угол между направлением  $00'$  и нормалью к поверхности  $n$ . Величина  $B$  обычно зависит от координат  $\theta$  и  $\phi$ , т.е. от направления  $00'$  и положения точки  $O$ . Эта величина  $B$  называется яркостью источника в точке  $O$  в направлении  $00'$ . В выражении (1.10) множитель  $\cos \theta$  появляется в связи с тем, что физически важной величиной является проекция  $dS$  на плоскость, перпендикулярную направлению наблюдения  $00'$ . Если  $B$  не зависит от  $\theta$  и  $\phi$ , то говорят, что источник является изотропным (источник Ламберта). Лазер даже небольшой мощности (например, несколько милливатт) имеет яркость, которая на несколько порядков превосходит яркость обычных источников.

Это свойство – следствие высокой направленности лазерного пучка.

## 1.6. СХЕМЫ НАКАЧКИ

Рассмотрим задачу о создании в среде состояний с инверсией населенностей. Поскольку при тепловом равновесии уровень 1 заселен больше, чем уровень 2, поглощение преобладает над вынужденным излучением, т. е. под действием падающей волны происходит больше переходов  $1 \rightarrow 2$ , чем переходов  $2 \rightarrow 1$ , и можно надеяться осуществить таким путем инверсию населенностей. Однако нетрудно заметить, что такой механизм работать не будет. Когда наступят условия, при которых населенности уровней окажутся одинаковыми ( $N_2 = N_1$ ), процессы вынужденного излучения и поглощения начнут компенсировать друг друга и в соответствии с (1.7) среда станет прозрачной. В такой ситуации обычно говорят о двухуровневом *насыщении*.

Таким образом, используя только два уровня, невозможно получить инверсию населенностей. Естественно, возникает вопрос, можно ли это осуществить с использованием более чем двух уровней из неограниченного набора состояний атомной системы. Мы увидим, что в этом случае ответ будет утвердительным и можно будет соответственно говорить о трех- и четырехуровневых лазерах в зависимости от числа рабочих уровней (рис. 1.7).

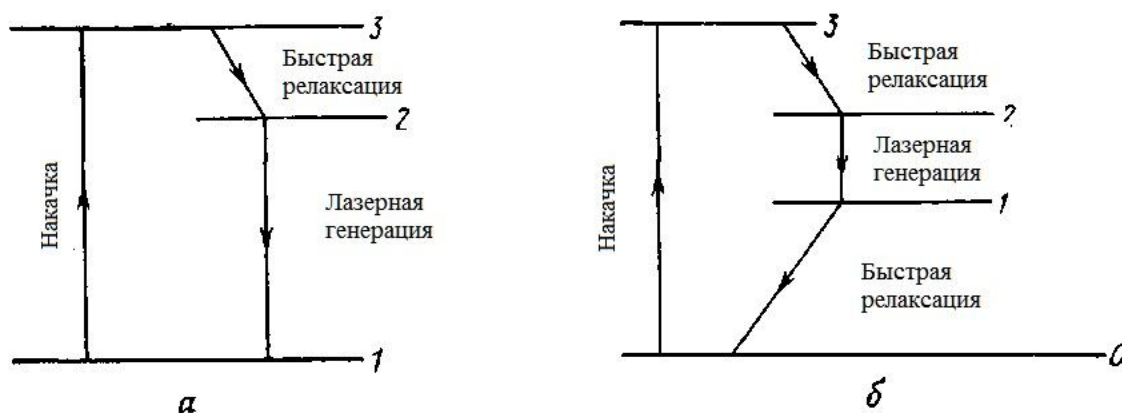


Рис. 1.8. Трехуровневая (а) и четырехуровневая (б) схемы лазера



В трехуровневом лазере (рис. 1.8, а) атомы каким-либо способом переводятся с основного уровня 1 на уровень 3. Если выбрана среда, в которой атом, оказавшийся в возбужденном состоянии на уровне 3, быстро переходит на уровень 2, то в такой среде можно получить инверсию населенностей между уровнями 2 и 1. В четырехуровневом лазере (рис. 1.8, б) атомы также переводятся с основного уровня (для удобства будем называть его нулевым) на уровень 3. Если после этого атомы быстро переходят на уровень 2, то между уровнями 2 и 1 может быть получена инверсия населенностей. Когда в таком четырехуровневом лазере возникает генерация, атомы в процессе вынужденного излучения переходят с уровня 2 на уровень 1. Поэтому для непрерывной работы четырехуровневого лазера необходимо, чтобы частицы, оказавшиеся на уровне 1, очень быстро переходили на нулевой уровень. Процесс, под действием которого атомы переводятся с уровня 1 на уровень 3 (в трехуровневой схеме лазера) или с уровня 0 на уровень 3 (в четырехуровневой схеме), принято называть *накачкой*. Практически имеется несколько способов, с помощью которых можно производить накачку (например, достаточно интенсивная световая волна, падающая на среду и поглощаемая в ней, осуществляет накачку атомов на верхний уровень 3).

### ***Контрольные вопросы и задания***

1. Чем отличается лазерное излучение от обычного света?
2. Какие три фундаментальных явления, происходящих при взаимодействии электромагнитных волн с веществом используются при работе лазеров?
3. Объясните, что такое спонтанное излучение, вынужденное излучение, поглощение?
4. С помощью какого математического выражения описывается процесс вынужденного излучения?
5. Напишите формулу, описывающую физический процесс поглощения.
6. Расскажите, на чём основан принцип работы лазера?
7. Объясните, что означает термин «инверсия населенностей»?

8. Какой усилитель называется «мазером»?
9. Нарисуйте схему устройства лазера.
10. Что означает термин «критическая инверсия»?
11. Какие четыре основных свойства лазерного излучения вы знаете?
12. Что означает термин «направленность»?
13. Что такое монохроматичность?
14. Объясните, что такое «когерентность»?
15. Какая бывает когерентность? Дайте определение.
16. Дайте определение яркости.
17. Что такое накачка? Какие схемы накачки лазеров вы знаете?
18. Почему невозможно получить инверсию населённостей, используя двухуровневую схему накачки?
19. Приведите примеры трёх- и четырёхуровневой схем накачки ОКГ.

## 2. КЛАССИФИКАЦИЯ ЛАЗЕРОВ

Принято различать два типа лазеров: усилители и генераторы. На выходе *усилителя* появляется лазерное излучение, когда на его вход (а сам он уже находится в возбужденном состоянии) поступает незначительный сигнал на частоте перехода. Именно этот сигнал стимулирует возбужденные частицы к отдаче энергии. Происходит лавинно-образное усиление. Таким образом, на входе - слабое излучение, на выходе – усиленное.

С *генератором* дело обстоит иначе. На его вход излучение на частоте перехода уже не подают, а возбуждают и, более того, перевозбуждают активное вещество. Причем если активное вещество находится в перевозбужденном состоянии, то существенно растет вероятность самопроизвольного перехода одной или нескольких частиц с верхнего уровня на нижний. Это приводит к возникновению стимулированного излучения.

Второй подход к классификации лазеров связан с физическим состоянием активного вещества. С этой точки зрения

лазеры бывают *твердотельными* (например, рубиновый, стеклянный или сапфировый), *газовыми* (например, гелий-неоновый, аргоновый и т. п.), *жидкостными* (если в качестве активного вещества используется полупроводниковый переход, то лазер называют *полупроводниковым*), а также *химическими* лазерами на центрах окраски, свободных электронов и *рентгеновскими*.

## 2.1. ТВЕРДОТЕЛЬНЫЕ ЛАЗЕРЫ

Твердотельными называются, как правило, лазеры, активная среда которых-либо диэлектрический кристалл, либо стекло. В твердотельных лазерах активными центрами являются, как правило, примесные ионы, введенные в кристалл. Обычно такой ион принадлежит одной из групп переходных элементов периодической системы элементов Менделеева (например, ионы переходных металлов, особенно  $Cr^{3+}$ , или ионы редкоземельных элементов, главным образом  $Nd^{3+}$  или  $Er^{3+}$ ). Используемые для генерации переходы включают электронные уровни незаполненных внутренних оболочек, поэтому такие переходы слабо подвержены влиянию кристаллического поля. В качестве примера рассмотрим рубиновый лазер.

### Рубиновый лазер

Этот лазер был первым, на котором была осуществлена генерация (Т. Х. Майман, июнь 1960 г.) и который все еще находит применение. Рубин, сотни лет известный как природный драгоценный камень, представляет собой кристалл  $Al_2O_3$  (корунд), в котором ионы  $Al^{3+}$  замещены ионами  $Cr^{3+}$ . Кристаллы рубина, применяемые в лазерах в качестве активной среды, обычно получают путем выращивания из расплава смеси  $Al_2O_3$  и небольшой части  $Cr_2O_3$  (~ 0,05 вес. %). Заметим, что в природных драгоценных камнях концентрация  $Cr^{3+}$  приблизительно на порядок больше, чем в искусственных, что придает им насыщенную красную окраску (красный рубин).

Энергетические уровни рубина образуются за счет трех электронов во внутренней  $3d$  оболочке иона  $Cr^{3+}$ , находящихся под действием октаэдрического поля решетки  $Al_2O_3$ . На рис. 2.1 при-

ведены основные уровни, представляющие интерес для лазерной генерации.

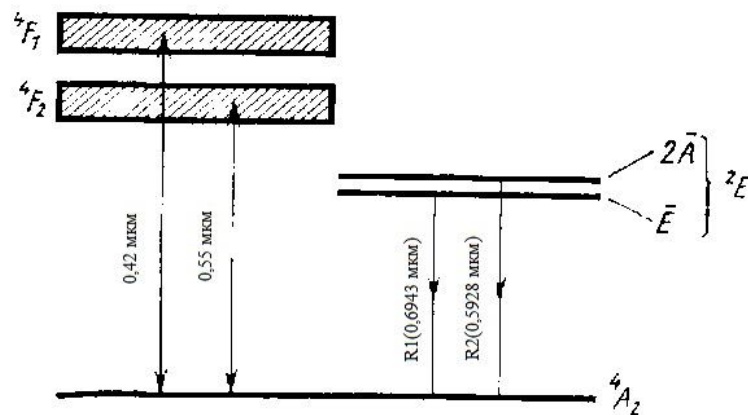


Рис. 2.1. Упрощенная схема энергетических уровней рубина

Рубин имеет две основные полосы поглощения  ${}^4F_1$  и  ${}^4F_2$ , причем наиболее интенсивное поглощение на эти полосы из основного состояния  ${}^4A_2$  происходит на длине волны соответственно 0,55 мкм (зеленая) и 0,42 мкм (фиолетовая). Эти полосы связаны очень быстрой (за время порядка пикосекунд) безызлучательной релаксацией с состоянием как  $2A$ , так и  $E$ . Поскольку эти два последних состояния также связаны друг с другом очень быстрой безызлучательной релаксацией ( $\sim 10^9$  с), то их населенности термализуются, что приводит к более высокой населенности уровня  $E$ . Однако время релаксации в основное состояние как уровня  $2A$ , так и  $E$ , довольно большое, поскольку, как уже отмечалось, оба перехода запрещены как электродипольно, так и по спину, а это значит, что на уровне  $E$  накапливается большая доля энергии накачки, и, следовательно, этот уровень хорошо подходит на роль верхнего лазерного уровня.

Таким образом, рубиновый лазер работает по трехуровневой схеме и вместе с лазером на стекле с ионами  $Er^{3+}$  он составляет наиболее примечательный пример трехуровневого лазера. Заметим, что переход  $R_1$  преимущественно однородно уширен при комнатной температуре. При этом уширение обусловлено взаимодействием ионов  $Cr^{3+}$  с фононами решетки. Это делает

рубин привлекательным материалом для получения генерации коротких импульсов при работе в режиме синхронизации мод.

Рубиновые лазеры обычно работают в импульсном режиме. При этом для накачки используется импульсная ксеноновая лампа среднего давления (~ 500 мм рт. ст.). Диаметр стержня обычно составляет 5–10 мм, а длина стержня 5–20 см. Рубиновый лазер имеет следующие выходные параметры: 1) в режиме модуляции добротности его мощность в одиночном гигантском импульсе длительностью 10–20 нс не составляет 10–50 МВт; 2) в режиме синхронизации мод пиковая мощность в импульсе длительностью ~10 пс равна нескольким гигаваттам. При накачке ртутными лампами высокого давления лазеры на рубине могут работать также и в непрерывном режиме.

Рубиновые лазеры, когда-то очень популярные, теперь применяются менее широко, поскольку они были вытеснены такими конкурентами, как лазеры на основе Nd : YAG или лазеры на стекле с неодимом. Поскольку рубиновый лазер на самом деле работает по трехуровневой схеме, необходимая пороговая энергия накачки приблизительно на порядок превышает соответствующую величину для Nd : YAG-лазера таких же размеров. Однако рубиновые лазеры все еще широко применяются в некоторых научных и технических приложениях, для которых более короткая длина волны генерации рубина дает существенное преимущество перед Nd : YAG-лазером (например, в импульсной голографии, где Nd : YAG нельзя использовать из-за малой чувствительности фотопленки в более длинноволновом диапазоне генерации Nd : YAG-лазера). Стоит также отметить, что в прошлом рубиновые лазеры активно использовались для военных целей при измерении дальности, где этот лазер теперь полностью заменен Nd : YAG-лазером и лазером на стекле с неодимом.

## 2.2. ГАЗОВЫЙ ЛАЗЕР

Для таких лазеров в качестве активного вещества используют либо смесь газов, либо вещество, находящееся в паро-образном состоянии. Газовая среда облегчает получение не-прерывного стимулированного излучения, поскольку для пере-вода вещества

в возбужденное состояние требуется меньшая энергия. Впервые в качестве активного вещества применялась смесь гелия и неона. Атом гелия в процессе газового разряда возбуждается электронами тока и переходит с основного уровня 1 на уровень 2. При столкновении атомов гелия с атомами неона последние также возбуждаются и совершают переход на один из четырех верхних подуровней (рис. 2.2).

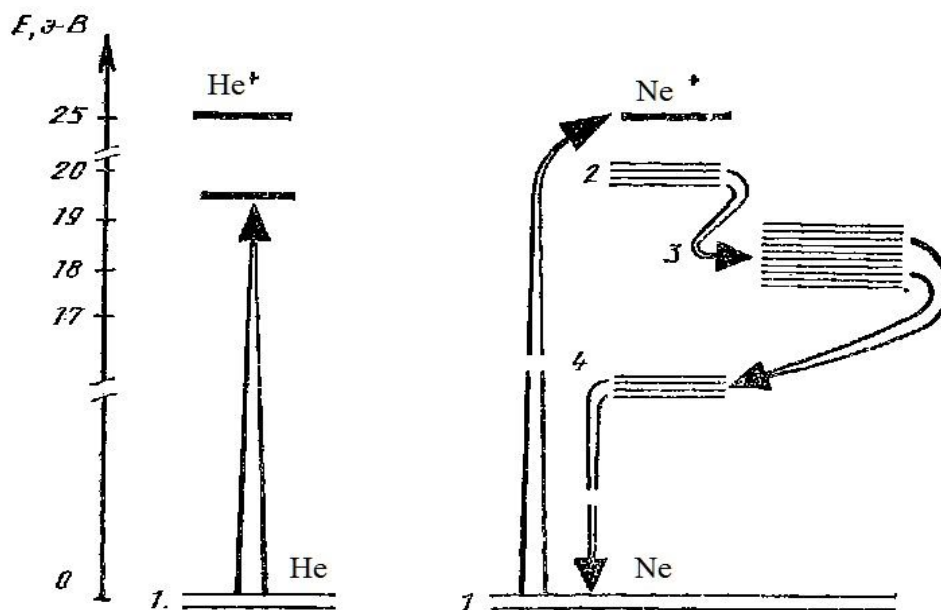


Рис. 2.2. Схема энергетических уровней гелий-неоновой смеси

На практике многие технические причины мешают реализовать столь узкую спектральную линию He – Ne лазера. Путем тщательной стабилизации всех параметров лазерной установки удастся достичь относительной ширины  $\Delta\nu / \nu$  порядка  $10^{-14}$ – $10^{-15}$ , что примерно на 3–4 порядка хуже теоретического предела. Но и реально достигнутая монохроматичность излучения He–Ne лазера делает этот прибор совершенно незаменимым при решении многих научных и технических задач. Первый гелий-неоновый лазер был создан в 1961 г. На рис. 2.3 представлены упрощенная схема уровней гелия и неона и механизм создания инверсной населенности лазерного перехода.

Накачка лазерного перехода  $E_4 \rightarrow E_3$  в неоне осуществляется следующим образом.

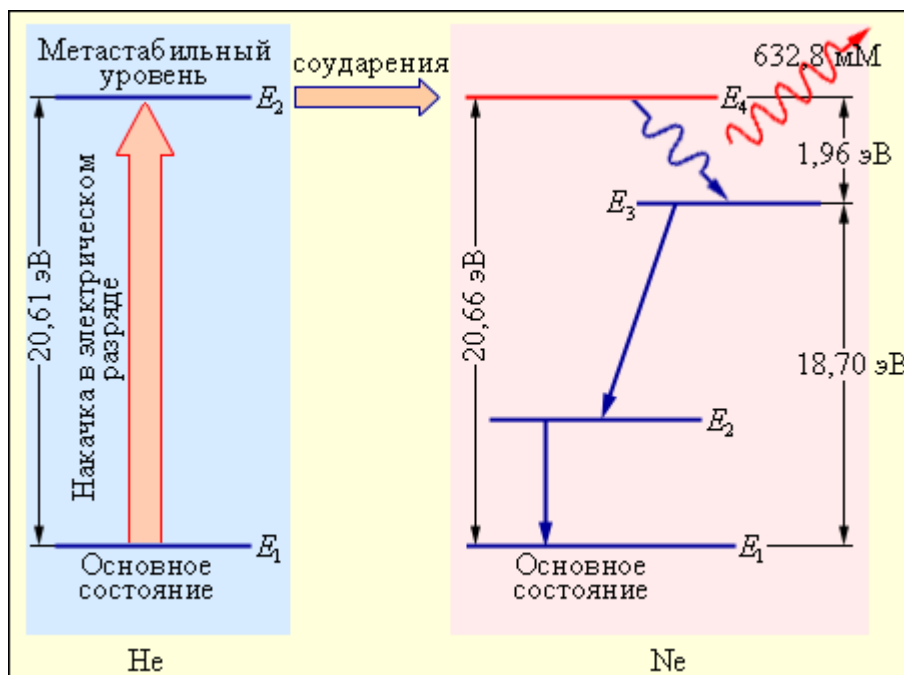


Рис. 2.3. Механизм накачки He – Ne лазера. Прямыми стрелками изображены спонтанные переходы в атомах неона

В высоковольтном электрическом разряде вследствие соударений с электронами значительная часть атомов гелия переходит в верхнее метастабильное состояние  $E_2$ . Возбужденные атомы гелия неупруго сталкиваются с атомами неона, находящимися в основном состоянии, и передают им свою энергию. Уровень  $E_4$  неона расположен на  $0,05$  эВ выше метастабильного уровня  $E_2$  гелия. Недостаток энергии компенсируется за счет кинетической энергии соударяющихся атомов. На уровне  $E_4$  неона возникает инверсная населенность по отношению к уровню  $E_3$ , который сильно обедняется за счет спонтанных переходов на ниже расположенные уровни. При достаточно высоком уровне накачки в смеси гелия и неона начинается лавинообразный процесс размножения идентичных когерентных фотонов. Если кювета со смесью газов помещена между высокоотражающими зеркалами, то возникает лазерная генерация.

В связи с тем, что перераспределение энергии при столкновении двух частиц происходит с минимальным изменением общей внутренней энергии, то атомы неона переходят в основ-

ном именно на уровень 2, а не на уровень 3 или 4. Вследствие этого создается перенаселенность верхнего уровня 2. При переходе атомов неона с уровня 2 на один из подуровней 3 и с уровня 3 на уровень 4 происходит излучение. Так как уровень 2 состоит из четырех, а уровень 3 – из десяти подуровней, то теоретически имеется более тридцати возможных переходов. Однако только пять переходов дают стимулированное излучение, которое сосредоточено на длинах волн: 1,118; 1,153; 1,160; 1,199; 1,207 мкм.

Схема гелий-неонового лазера приведена на рис. 2.4. Она состоит из газоразрядной трубки, охваченной электродами, к которым подводится высокочастотное поле, и двух сферических зеркал, находящихся вне трубки. Выходные окна трубки расположены под углом Брюстера к оптической оси прибора. Это обеспечивает наименьшие потери энергии при многократном прохождении светового потока между зеркалами резонатора. Излучение газового лазера отличается от излучения рубинового лазера режимом генерации (непрерывный), более высокой монохроматичностью, когерентностью и большей направленностью – его угловая расходимость не превышает одной угловой минуты. Выходная мощность такого лазера составляет 0,5–10 мВт при потребляемой мощности около 40–90 Вт.

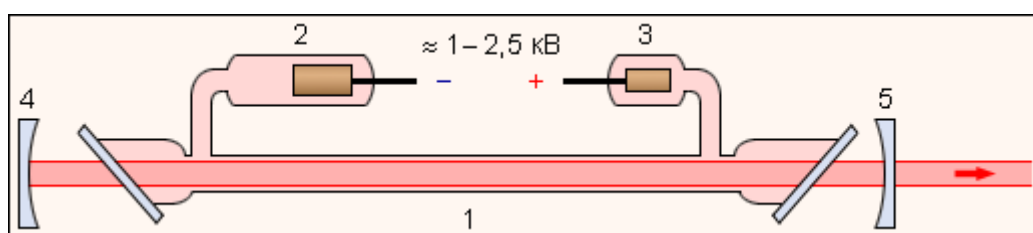


Рис. 2.4. Схема гелий-неонового лазера: 1 – стеклянная кювета со смесью гелия и неона, в которой создается высоковольтный разряд; 2 – катод; 3 – анод; 4 – глухое сферическое зеркало с пропусканием менее 0,1 %; 5 – сферическое зеркало с пропусканием 1–2 %

Современные высокостабильные гелий-неоновые лазеры производятся в моноблочном исполнении. Для этого использует-



ся стеклообразное вещество – ситалл, обладающий практически нулевым температурным коэффициентом расширения.

В куске ситалла в форме прямоугольного параллелепипеда просверливается канал, к торцам которого на оптическом контакте приклеиваются лазерные зеркала. Канал заполняется смесью гелия и неона. Катод и анод вводятся через дополнительные боковые каналы.

Такая моноблочная конструкция обеспечивает высокую механическую и тепловую стабильность.

В качестве активного вещества практически можно использовать все инертные газы. Получено излучение от чистого неона, криптона, ксенона, аргона, гелий-ксеноновой смеси, аргоно-кислородной смеси и др. Получено излучение от паров цезия, воды, ртути, углекислого газа.

Современные газовые лазеры – газодинамические, электродинамические и электроионизационные генерируют более мощное излучение, чем твердотельные (до 2000 Дж). Они обладают высоким (до 50%) КПД. Значительное развитие получил газовый лазер, работающий на смеси азота с углекислым газом. Его излучение сосредоточено на волне 10,6 мкм, и работает он в непрерывном режиме, отличается высоким КПД – до 75%. Поскольку излучение такого лазера приходится на «окно прозрачности» атмосферы, то он широко используется для связи, а за рубежом - для моделирования систем поражения.

В середине 1970-х гг. в СССР и США были созданы CO<sub>2</sub>-лазеры высокого давления (десятки атмосфер), получившие название электроионизационных. Существенное повышение давления активной среды потребовало принципиального усложнения системы накачки. В таком лазере возбуждение молекул осуществляется в два этапа. На первой стадии активное вещество облучается мощным электронным пучком от специального ускорителя электронов. Высокоэлектронные пучки пронизывают активную среду и, сталкиваясь на своем пути с молекулами газа, ионизируют последние, т.е. порождают ВТО-ричные электроны по всему объему. Такая предварительная ионизация создает условия для последующего зажигания разряда в плотной газовой среде также равномерно по всему объему.

В отсутствие электронного пучка или какого-либо другого предварительного ионизирующего воздействия (например, проникающего излучения квантов высоких энергий), т.е. с помощью только высоковольтного разряда, невозможно возбуждение молекул и создание инверсии в газе высокого давления. Создание электроионизационных лазеров открыло принципиально новый путь получения лазеров большой энергии.

### 2.3. ЖИДКОСТНЫЙ ЛАЗЕР

В этих лазерах рабочей средой служат жидкие диэлектрики с примесными рабочими атомами. Оказалось, что, растворяя редкоземельные элементы в некоторых жидкостях, можно получить структуру энергетических уровней, очень сходную со структурой уровней примесных атомов в твердых диэлектриках. Поэтому принцип работы жидкостных лазеров тот же, что и твердотельных. Преимущества жидкостных лазеров очевидны: во-первых, не нужно ни варить стекло высокого качества, ни растить булы для кристаллов. Во-вторых, жидкостью можно заполнять любой объем, а это облегчает охлаждение активного вещества путем циркуляции самой жидкости в приборе.

Разработан метод получения жидких активных веществ с примесями гадолиния, неодима и самария. При экспериментах по получению стимулированного излучения жидкое вещество помещали в резонатор со сферическими зеркалами, подобный тем, которые используют в газовых лазерах. Если лазер работал в импульсном режиме, то в специальном охлаждении жидкого вещества не было необходимости. Если же прибор работал в непрерывном режиме, то активное вещество заставляли циркулировать по охлаждающей и рабочей системам.

Был создан и исследован жидкостный лазер с активным веществом, которое излучало в диапазоне 0,5–0,58 мкм (зеленая часть спектра). Это излучение хорошо проникает в воду на большие глубины, поэтому такие генераторы представляют интерес для создания подводных локаторов.

В последнее время для возбуждения жидкостных лазеров используют излучение твердотельных лазеров. При таком возбуждении кювета с жидкостью помещалась внутри резонатора рядом с рубиновым стержнем. Там же помещался оптический затвор, изготовленный на ячейке Керра. Было получено импульсное излучение до десятков мегаватт при длительности около 3–30 нс. Это излучение, длина волны которого составляла 0,69 мкм, направлялось на кювету с органической жидкостью, на выходе из которой наблюдалось лазерное излучение на нескольких длинах волн. Частоты этого излучения равнялись сумме или разности частот передающего излучения и частот собственного колебания молекул в инфракрасном диапазоне. Для сравнения приведем данные о длинах волн: дейтерий-бензол – 0,74; 0,79 мкм, пиридин – 0,74; 0,80 мкм, толуол – 0,74 мкм, нитробензол – 0,76; 0,85; 0,96 мкм, бром-нафталин – 0,76 мкм, циклогексан – 0,86 мкм, бензол – 0,74; 0,88; 0,80 мкм. Достоинством жидкостных лазеров является возможность быстрой перестройки длины излучаемой волны путем замены жидкости в кювете.

Однако жидкостные лазеры имеют и два существенных недостатка: нестойкость жидкости по отношению к большим интенсивностям света (и накачки, и генерации), а также изменение коэффициента преломления активного вещества в процессе генерации от нагревания. Это приводит к тому, что генерируемый луч «гуляет» по торцу резонатора.

## **2.4. ПОЛУПРОВОДНИКОВЫЙ ЛАЗЕР**

В создании полупроводникового лазера приоритет принадлежит советским ученым. Уже в 1958 г. Н. Г. Басовым и его сотрудниками было указано на возможность использования полупроводниковых материалов в качестве активных сред. И тогда же отмечалось, что применение полупроводников даст возможность непосредственно преобразовывать энергию электрического тока в энергию когерентного излучения.

Принцип работы полупроводникового лазера может быть объяснен следующим образом. Согласно квантовой теории

электроны в полупроводнике могут занимать две широкие энергетические полосы (рис. 2.5).

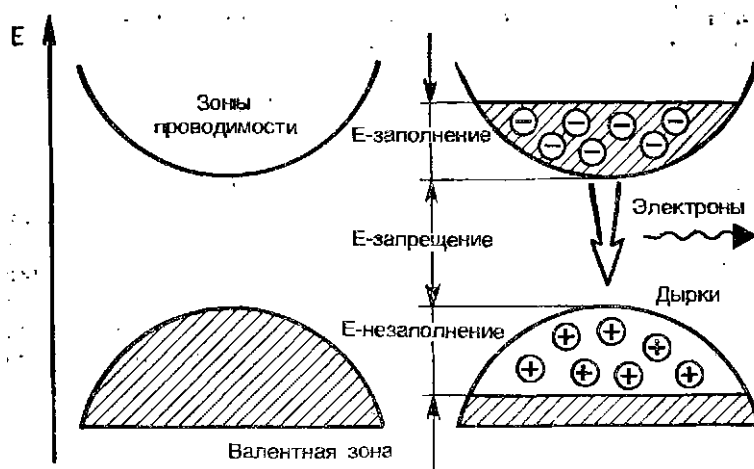


Рис. 2.5. Схема энергетических уровней полупроводникового лазера

Нижняя полоса представляет собой валентную зону, а верхняя – зону проводимости. В нормальном чистом полупроводнике при низкой температуре все электроны связаны и занимают энергетический уровень, расположенный в пределах валентной зоны. Если на полупроводник подействовать электрическим током или световыми импульсами, то часть электронов перейдет в зону проводимости. В результате перехода в валентной зоне окажутся свободные места, которые в физике называют «дырками». Эти дырки играют роль положительного заряда. Произойдет перераспределение электронов между уровнями валентной зоны и зоны проводимости, и можно говорить, в определенном смысле, о перенаселенности верхней энергетической зоны. В некоторых полупроводниках, подобных арсениду галлия, в результате обратного перехода электронов из зоны проводимости с более высокого уровня в валентную зону и их соединения с дырками, т. е. при рекомбинации разноименных носителей заряда, происходит излучение фотонов.

Для уменьшения ширины запрещенной зоны в полупроводник вводят примеси, которые создают отдельные местные энергетические зоны. Чтобы создать инверсную населенность, используют различные методы – либо перевозбуждают с помощью оптического излучения, либо ударной ионизацией, либо с

помощью импульсов электрического тока. Схема полупроводникового лазера и его спектральная характеристика представлены на рис. 2.6.

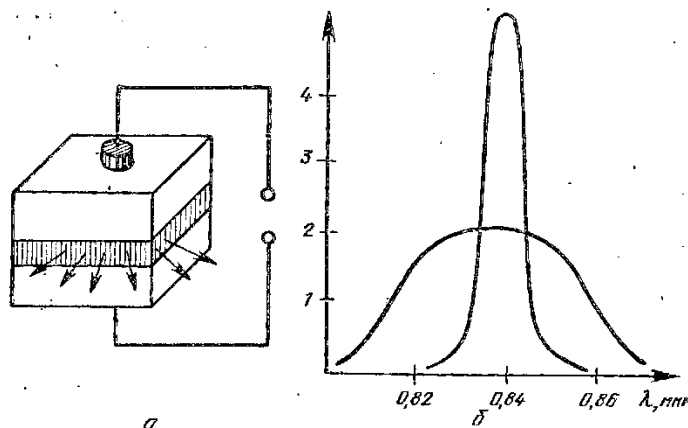


Рис. 2.6. Схема полупроводникового лазера (а) и его спектральная характеристика (б)

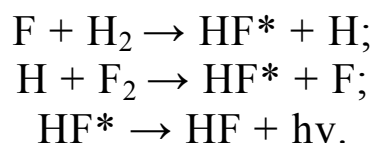
Здесь в качестве активного вещества используется арсенид галлия, содержащий примеси n-типа, концентрация которых составляет  $10^{17} - 10^{18} \text{ см}^{-3}$ . Из этого материала делается заготовка в форме параллелепипеда или куба. Она обычно называется полупроводниковым диодом. Размеры диода очень невелики и составляют доли миллиметра. Диод припаивают к молибденовому основанию, покрытому золотом, с тем, чтобы обеспечить контакт с n-областью. На поверхность p-области наносят сплав золота с серебром. Торцы диода играют роль зеркал, поэтому они тщательно полируются, а стороны их делают параллельными, чтобы они играли роль резонатора. Излучение выходит именно из этих сторон диода. Верхняя и нижняя стороны являются контактами, к которым прикладывается напряжение. В начальный период, когда сила тока, протекающего через диод, невелика, ширина спектральной полосы излучения довольно большая (рис. 2.6, б), а при превышении током порогового значения полоса резко сужается. Пространственное излучение лазерного диода имеет форму лепестка. Лазерный диод может работать как в непрерывном, так и в импульсном режиме. Важным достоинством такого лазера является то, что

излучение на его выходе очень просто модулировать. Для этого достаточно модулировать ток, питающий его, и тогда излучение на выходе будет промодулировано с той же частотой. В качестве активного вещества используют также фосфид галлия, сурьмянистый индий, сурьмянистый галлий, арсенид-фосфид-галлия и др.

Один из первых образцов полупроводниковых лазеров марки «Луч-3» был представлен на Лейпцигской ярмарке в 1965 г. Размеры кристалла из арсенида галлия составляли 0,03 мм<sup>3</sup>, он находился в термостате с жидким азотом при температуре – 196°С, работал в импульсном режиме на волне 0,844 мкм, имея длительность около 2 мкс. Мощность излучения в импульсе достигала 10 Вт.

## 2.5. ХИМИЧЕСКИЙ ЛАЗЕР

Химическим лазерам приписывают практическое использование в самом ближайшем будущем. Они работают без электрического питания. Для этого потоки химических реагентов должны перемещаться и реагировать. Инверсия населенностей уровней энергии возникает при возбуждении энергией, выделяющейся в химической реакции. Для химического лазера имеется принципиальная возможность работы без внешнего источника электрической энергии. Вся необходимая энергия может быть получена за счет химической реакции. В одном из наиболее перспективных химических лазеров основные процессы могут быть представлены следующей серией реакций:



В первой реакции для инициирования необходим свободный атом фтора. Одна из постоянных проблем химических лазеров –

разработка методов эффективного получения таких свободных атомов. Возбужденная молекула  $HF$  (обозначаемая  $HF^*$ ), возникающая при такой реакции, может находиться в возбужденном состоянии, являющемся верхним уровнем лазерного перехода. Третья реакция выражает переход в нижнее лазерное состояние, которое не заселяется при химической реакции. Оно сопровождается испусканием квантов световой энергии  $h\nu$ . Таким образом, инверсия населенностей возникает автоматически всякий раз после того, как протекает химическая реакция, и в качестве конечного продукта возникают молекулы в возбужденном состоянии. Для инициирования реакции, т.е. для первоначального создания свободных атомов, может потребоваться электрическая энергия, но как только реакция началась, образуются свободные атомы и эти реакции будут непрерывно продолжаться. Наиболее хорошо разработанными лазерами являются лазеры на фтористом водороде, работающие на многих длинах волн, расположенных в диапазоне 2,6–3,6 мкм, а также лазер на окиси углерода, генерирующий на длинах волн около 5 мкм. Химические лазеры, работающие в непрерывном режиме, дают выходную мощность в нескольких киловатт. Они работают без электрического питания, используя смешение втекающих химических компонентов. Такой лазер похож на работающий реактивный двигатель, поскольку рабочая химическая смесь со сверхзвуковой скоростью прокачивается через резонатор, а энергия, выделяющаяся при химической реакции, из резонатора с помощью зеркал выводится и направляется в требуемом направлении. Йодный лазер относится к фотодиссационным лазерам, так как в нем используется эндотермический процесс, в отличие от химических лазеров (действие которых основано на использовании экзотермических химических реакций). КПД – доля от общей энергии, превращаемой в лазерное излучение.

## 2.6. ЛАЗЕРЫ НА ЦЕНТРАХ ОКРАСКИ

В настоящее время большое число различных типов центров окраски в кристаллах галогенидов щелочных металлов используется для создания эффективных оптически накачиваемых лазеров, перестраиваемых в широкой полосе в ближнем ИК-диапазоне. Лазеры на центрах окраски позволяют получать генерацию в диапазоне длин волн 0,8–3,3 мкм и, следовательно, представляют интерес с точки зрения расширения диапазона в область увеличения длин волн, в которой лазеры на растворах органических красителей не работают.

На рис. 2.7 показана структура некоторых центров окраски, представляющих интерес для нашего рассмотрения.

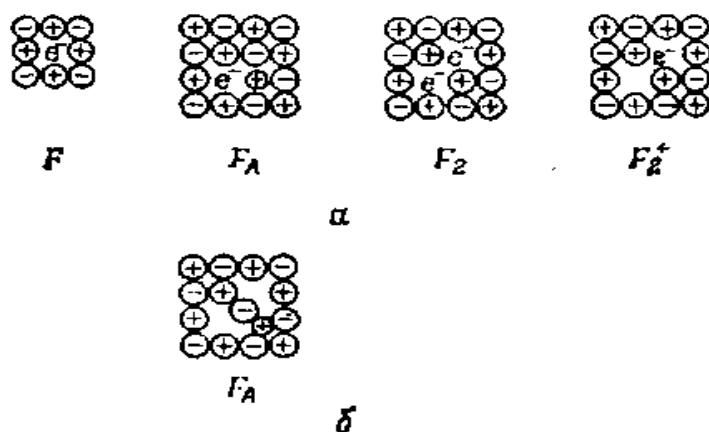


Рис. 2.7: *a* – нормальная структура  $F$ ,  $F_A$ ,  $F_2$  и  $F_2^+$ -центров окраски; *б* – структура релаксированного  $F_A$ -центра. Электрон (не показан на рисунке) находится в двух пустых областях решетки

На рис. 2.7 показана структура некоторых центров окраски, представляющих интерес для нашего рассмотрения. Из приведенных на рисунке центров окраски генерация получена лишь на  $F_A$  и  $F_2$ . Обычный  $F$ -центр можно рассматривать как прототип других разновидностей  $F$ -подобных центров; он представляет собой электрон, локализованный в анионной вакансии кристалла.

Если же один из шести ближайших к вакансии ионов металла посторонний (изображен на рисунке кружком меньшего диаметра; например,  $Li^+$  в галогениде калия), то такой дефект называется  $F_A$ -центром. Два соседних  $F$ -центра, расположенные



вдоль направления (ПО), образуют  $F_2$ -центр. На рис. 2.7 показана также структура релаксированного состояния  $F_A$ -центра. Релаксация  $F$ ,  $F_2$ -центров состоит лишь в пространственном расширении вакансии (или удвоении).

Лазеры на центрах окраски имеют следующие параметры. Типичная пороговая мощность накачки составляет порядка нескольких десятков милливатт (при фокусировке излучения накачки в кристалле в пятно диаметром 20 мкм). Получена непрерывная генерация мощностью 1 Вт при дифференциальном КПД до 7 % для  $F_A$ -центров и до 60 % для  $F_2$ -центров окраски.



Рис. 2.7. Основные типы лазеров

В некоторых лазерах на центрах окраски ( $LiF$  и  $KF$ ,  $F_2$ -центры) осуществлен режим синхронизации мод с использованием того же метода синхронной накачки, что и в лазерах на красителях. При этом получены короткие импульсы длительностью до 5 пс с перестройкой в диапазоне генерации соответствующего лазера.

Благодаря широкому диапазону перестройки, очень узкой линии лазерного излучения и возможности генерировать импульсы пикосекундной длительности лазеры на центрах окраски представляются чрезвычайно заманчивыми для применений в таких областях, как молекулярная спектроскопия и устройства, предназначенные для контроля волоконных световодов. Лазеры на центрах окраски с синхронизацией мод, излучающие на частоте  $\lambda = 1,5$  мкм, применялись для генерации очень коротких импульсов в одномодовых волокнах (длительностью около 200 фс). Здесь использовались такие свойства волокон, как фазовая самомодуляция и сжатие импульса (солитонный лазер).

### *Контрольные вопросы и задания*

1. Какие два типа лазеров вы знаете?
2. Что такое твёрдотельный лазер?
3. Приведите схему устройства рубинового лазера.
4. В каком режиме обычно работает рубиновый лазер?
5. Опишите принцип работы газового лазера. Смеси каких лазеров обычно используются для работы этого типа лазеров?
6. Нарисуйте схему энергетических уровней гелий-неоновой смеси.
7. Представьте схему излучающей головки газового лазера с внешними зеркалами.
8. Опишите преимущества СО лазера.
9. Объясните, на чём основана работа жидкого лазера.
10. Поясните, какие существенные недостатки имеют жидкостные лазеры.
11. Объясните, на чём основан принцип работы жидкостного лазера?
12. Как уменьшить ширину запрещённой зоны в полупроводниковом лазере?
13. Как происходит модуляция излучения полупроводникового лазера?
14. Приведите технические характеристики полупроводникового лазера «Луч-3»

15. Напишите химические реакции, на основе которых происходит процесс генерации лазерного излучения в химических лазерах.

16. Опишите параметры лазеров на центрах окраски.

17. Нарисуйте структуру некоторых центров окраски.

### **3. ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРОВ В МЕДИЦИНЕ**

В настоящее время трудно представить прогресс в медицине без лазерных технологий, которые открыли новые возможности в разрешении многочисленных медицинских проблем [3]. Изучение механизмов воздействия лазерного излучения различных длин волн и уровней энергии на биологические ткани позволяет создавать лазерные медицинские многофункциональные приборы, диапазон применения которых в клинической практике стал нас только широким [2], что очень трудно ответить на вопрос: для лечения каких заболеваний лазеры не применяют? Развитие лазерной медицины идет по трем основным ветвям: лазерная хирургия, лазерная терапия и лазерная диагностика [4, 10].

В настоящее время трудно представить прогресс в медицине без лазерных технологий, которые открыли новые возможности в разрешении многочисленных медицинских проблем [11, 12]. Изучение механизмов воздействия лазерного излучения различных длин волн и уровней энергии на биологические ткани позволяет создавать лазерные медицинские многофункциональные приборы, диапазон применения которых в клинической практике стал нас только широким, что очень трудно ответить на вопрос: для лечения каких заболеваний лазеры не применяют? Развитие лазерной медицины идет по трем основным ветвям: лазерная хирургия, лазерная терапия и лазерная диагностика [4].

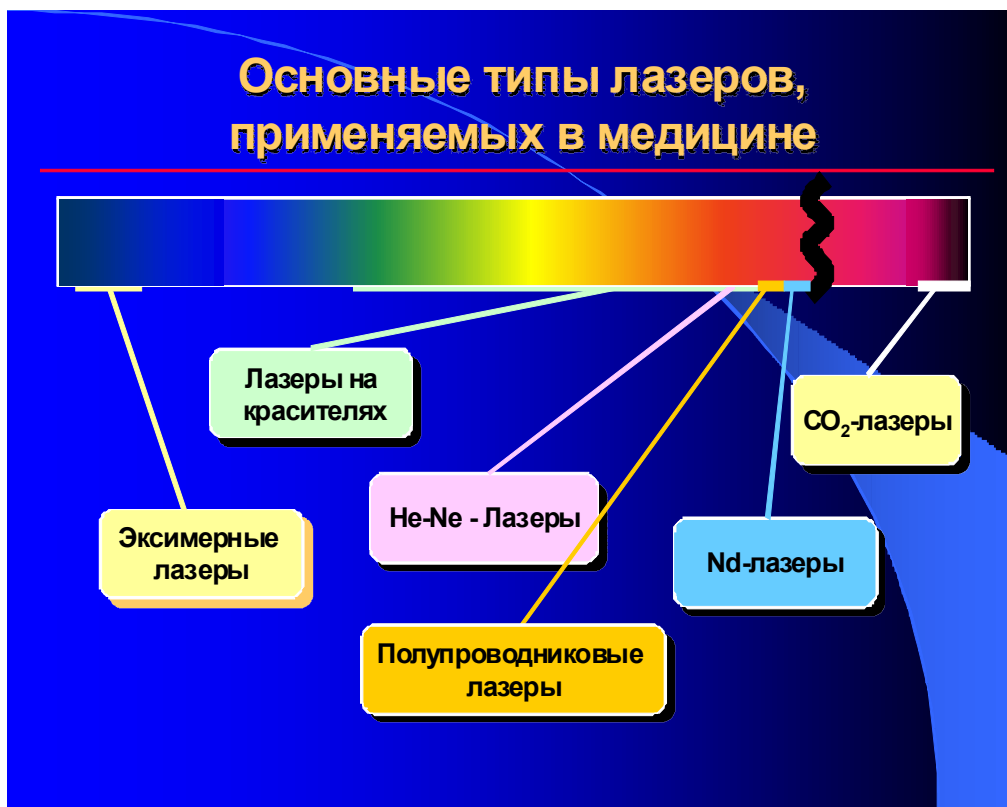


Рис. 3.1. Основные типы лазеров, применяемых в медицине

### 3.1. ФОТОДИНАМИЧЕСКАЯ ТЕРАПИЯ

Фотодинамическая терапия (ФДТ) – новый перспективный щадящий метод лечения рака без операций [1]. Этим методом излечены десятки тысяч больных, которым обычные общепринятые методы лечения рака были противопоказаны или оказались неэффективными. Методом ФДТ можно лечить как начальные стадии рака, так и далеко зашедшие [6]. Особенно эффективным оказалось применение ФДТ с использованием эндоскопической техники для лечения злокачественных новообразований внутренних органов, в том числе с локализацией в таких труднодоступных областях, как панкреатодуоденальная зона и общий желчный проток.

**Механизм действия.** Введенный внутривенно фотосенсибилизатор (препарат, повышающий чувствительность тканей к свету) концентрируется в опухоли. Низкоэнергетическое лазерное излучение возбуждает фотосенсибилизатор. В результате фотохимической реакции образуются кислород и другие высокоактивные свободные радикалы, которые являются токсичными для раковых клеток. Опухоль рассасывается и замещается нормальной соединительной тканью. Наступает выздоровление.

ФДТ применяется, когда хирургическая операция невозможна из-за тяжелых сопутствующих заболеваний или распространенности опухоли. ФДТ избирательно разрушает раковые клетки и не повреждает нормальные здоровые ткани, в том числе каркасные структуры тканей и органов – коллагеновые волокна. Благодаря этому после ФДТ, когда опухоль разрушена, нормальные клетки при своем размножении заполняют обнажившийся при разрушении опухоли каркас органа. Это особенно важно при ФДТ тонкостенных и трубчатых органов (желудок, кишки, пищевод, трахея, бронхи, мочевого пузыря), так какл предохраняет от образования сквозного дефекта и прободения стенки органа. Следовательно, если у пациента имеется злокачественная опухоль, которую нельзя удалить хирургически, ФДТ может быть применена для лечения таких опухолей.

**ФДТ селективна.** Фотосенсибилизатор избирательно накапливается в опухоли и почти не задерживается в окружающих опухоль нормальных тканях. Благодаря этому в процессе ФДТ при локальном облучении красным светом избирательно (селективно) повреждается раковая опухоль и не повреждаются окружающие ткани. ФДТ позволяет избежать системного (общего) воздействия на организм человека, наблюдаемого, например, при химиотерапии опухолей. Лечение происходит только в том месте, куда направлен свет, следовательно, организм больного не подвергается нежелательному общему воздействию и таким образом удастся избежать всех побочных эффектов химиотерапии (тошнота,

рвота, стоматит, выпадение волос, угнетение кроветворения и др.)

**ФДТ имеет низкую стоимость.** Для большинства больных ФДТ – это щадящий, локальный, недорогой метод лечения многих разновидностей злокачественных опухолей (первичных, рецидивных, метастатических). Единственным временным недостатком ФДТ является повышенная чувствительность кожи к яркому солнечному свету. Проявлений этой кожной фоточувствительности удается избежать при соблюдении определенного светового режима. Кроме того, отечественными учеными уже разработаны фотосенсибилизаторы, полностью лишенные этого нежелательного побочного действия.

В Государственном научном центре лазерно медицины МЗ РФ проведен анализ результатов применения фотодинамической терапии (ФДТ) для лечения злокачественных новообразований кожи, молочной железы, слизистой оболочки полости рта, языка, нижней губы, гортани, легкого, желудка, других локализаций. В течение 1992–1999 гг. лечению методом ФДТ было подвергнуто свыше 1500 опухолевых узлов у 350 пациентов. Все больные ранее лечились традиционными методами или не получали специального лечения из-за тяжелой возрастной и сопутствующей патологии. Часть больных была пролечена методом ФДТ по поводу рецидивов и внутрикожных метастазов рака после хирургического, лучевого или комбинированного лечения.

К настоящему времени накоплены данные динамического наблюдения в сроки от 2 месяцев до 7 лет. Положительный эффект ФДТ был отмечен у 94,4% больных, включая полную резорбцию опухолей в 56,2% и частичную – в 38,2% случаев. В настоящее время этот новый перспективный метод лечения злокачественных новообразований с успехом используется в России, разрабатываются новые фотосенсибилизаторы и источники света для ФДТ и флуоресцентной диагностики опухолей.

Московская медицинская академия им. Сеченова. В настоящее время в 4 названных центрах проводятся клинические испытания отечественных фотосенсибилизаторов первого и второго поколений. По ФДТ с фотогемом проведены I и II фазы клинических испытаний, отработаны дозировки фото-

сенсibilизатора и света, показания к применению этого метода лечения и спектр противоопухолевого действия. С 1994 г. начаты клинические испытания отечественного фотосенсibilизатора второго поколения сульфированного фталоцианина алюминия, получившего название фотосенс.

Фотосенс характеризуется большой энергией поглощения возбуждающего красного света с длиной волны 675 нм, глубже проникающего в биологические структуры и таким образом позволяющего воздействовать на более распространенные опухоли, чем фотогем и его американский аналог фотофрин II ( $\lambda = 630$  нм). В настоящее время в 4 названных центрах Москвы лечению методом ФДТ подвергнуто свыше 1000 больных, у которых было около 3000 опухолей, с положительным эффектом в 90 % наблюдений. Полная резорбция опухолей отмечена более чем в 50 % наблюдений с длительностью безрецидивного периода от 2 месяцев до 7 лет.

С появлением метода ФДТ значительно расширились возможности современной онкологии. Наметилось несколько направлений применения ФДТ [7] :

1. При начальных стадиях рака ФДТ по радикальной программе, рассчитанной на полное излечение, применяется при раке кожи (обширном поверхностном, множественном, при «неудобных» локализациях на лице, ушных раковинах), при раке легкого, пищевода.

2. Используется ФДТ в комбинированном и комплексном лечении с хирургическими и лучевыми методами при рецидивах рака кожи, нижней губы, языка, внутрикожных метастазах и рецидивах рака молочной железы на грудной стенке, при внутрикожных метастазах меланомы.

3. При далеко зашедших опухолевых процессах трахеи, крупных бронхов, пищевода, кардинального отдела желудка ФДТ применяется с целью реканализации, и при этом, по сравнению с лазерной фотодеструкцией, ФДТ сопровождается меньшим числом осложнений и дает более длительные периоды ремиссии.

**Источники света для ФДТ.** Прогресс в развитии ФДТ зависит от нескольких факторов:

1) синтеза новых фотосенсибилизаторов (не имеющих недостатков применяемых в настоящее время);

2) разработки оптических систем, включая лазерные и не-лазерные источники света и средства подведения света к объектам лечебного воздействия;

3) развития клинических технологий (методики клинического применения).

Одной из важнейших составляющих фотодинамического воздействия является свет.

#### **Требования к источнику света для ФДТ:**

– генерация света с длиной волны, соответствующей пику поглощения фотосенсибилизатора, и достаточной мощности;

– перестраиваемая длина волны;

– возможность подведения света к тканям по гибким тонким световодам;

– невысокая стоимость;

– портативность и удобство для клинического применения.

Используемые в настоящее время для различных клинических целей фотосенсибилизаторы требуют достаточно высокой плотности мощности для развития фотодинамической реакции ( $100\text{--}400\text{ мВт/см}^2$ ) и высокой плотности энергии (дозы света,  $100\text{--}1000\text{ Дж/ см}^2$ ) для летального повреждения опухоли. Для того чтобы обеспечить приемлемое время лечения пациентов с опухолями разных размеров ( $> 10\text{--}200\text{ см}^2$ ). Необходим источник света с высокой мощностью в несколько ватт и узкой полосой требуемой длины волны (обычно  $20\text{--}30\text{ нм}$ ), чтобы исключить гипертермический эффект и необходимость обезболивания при проведении процедур ФДТ. Выходная мощность источника света в  $2\text{--}5\text{ Вт}$  позволяет добиться необходимой плотности мощности при обширных поражениях.

Первые исследователи использовали для ФДТ технические модули и экспериментальные лазерные установки и модифицированные собственными силами нелазерные источники света.





Рис. 3.1. Лазерные аппараты серии Аткус. Область применения: ФДТ, лечение пародонтоза, гайморита и долго заживающих ран

Например, в 1992–1993 гг. использовали ксеноновую лампу кинопроектора со специальными стеклянными светофильтрами для получения красного света с длиной волны 630 нм, возбуждающего первый отечественный фотосенсибилизатор фотогем.

Отсутствие специальных, удобных для применения источников света для ФДТ было одним из главных препятствий к широкому внедрению этого метода в клиническую практику. В настоящее время это положение изменилось к лучшему. Однако лазерные терапевтические установки для ФДТ зарубежных производителей дороги (обычная цена превышает 100 тыс. дол.), а нелазерные источники света (светодиодные и газоразрядные лампы) пока не соответствуют основным требованиям по своим физико-техническим параметрам и гарантированному времени стабильной работы.

**Нелазерные источники света.** В настоящее время применяются две основные группы нелазерных источников света:

- 1) высокоэнергетические газоразрядные лампы ВГЛ со светофильтрами для получения света требуемой длины волны;
- 2) светодиодные лампы (СДЛ, LED).

Применяется несколько модификаций ВГЛ с использованием прямого потока излучения или с подведением света к биологическому объекту по гибким оптическим световодам, собранным в пучок. Эти источники света обеспечивают высокую

мощность и позволяют перестраивать длину волны путем смены светофильтров.

Световодные лампы дают возможность производить поверхностное (почти контактное) облучение светом определенной фиксированной длины волны, умеренной мощности и шириной полосы ( $\sim 25$  нм).

Таким образом, разрабатываемые ежегодно и предлагаемые для клинического использования новые источники света, с одной стороны, расширяют возможности применения ФДТ в онкологии для лечения неоперабельных больных злокачественными новообразованиями различных локализаций, а также целого ряда неопухолевых заболеваний. С другой стороны, появление новых источников света требует тщательного определения выходных физико-технических характеристик новых лечебно-диагностических установок. Например, известно, что плотность света, излучаемого широкополосными источниками излучения, какими являются газоразрядные лампы со светофильтрами и светодиодные лампы, оказывается менее эффективной, чем та же плотность монохроматического света, излучаемого лазером на пике поглощения фотосенсибилизатора. Кроме того, в последнее время стали обращать внимание на тот факт, что при использовании импульсных источников лазерного излучения имеют место такие явления как, фотобликинг и двухфотонное возбуждение фотосенсибилизатора, особенно если частота генерации импульсов низкая, а длительность очень короткая и пиковая (импульсная) мощность очень высокая. Все это требует тщательного фотобиологического изучения эквивалентных параметров новых, особенно короткоимпульсных, источников света, прежде чем рекомендовать их для клинического применения.

Следует особо подчеркнуть, что в последние годы как за рубежом, так и в нашей стране клиническая ФДТ стала более доступной благодаря ряду достижений



Рис. 3.2. Лазерный аппарат, применяемый для проведения ФДТ

Прежде всего это разработка, апробация и внедрение в клиническую практику фотосенсибилизаторов второго поколения, отличающихся от традиционно применяемого для ФДТ фотофрина (российский аналог – фотогем, немецкий – фотосан) более высокой терапевтической эффективностью, лучшей селективностью, быстрой фармакокинетикой (быстрым накоплением в опухоли и коротким периодом клиренса из организма), целым спектром адекватных длин волн, генерируемых диодными лазерами, которые оказались более эффективными, компактными, дешевыми и более удобными для практического применения, чем первоначально используемые лазеры на красителях с ионной накачкой. Определенное значение имело также развитие средств подведения света к биологическим объектам. Использование тонких гибких моноволоконных световодов с различными диффузорами и приспособлениями для прицельного подведения света способствовало развитию эндоскопических методов ФДТ рака и неопухолевых заболеваний, характеризующихся развитием гиперпролиферативных процессов и неоваскуляризации тканей.

### ***Контрольные вопросы и задания***

1. Что такое фотодинамическая терапия? Объясните её механизм действия.

2. Поясните преимущества ФДТ, условие применения, недостатки ФДТ.

3. Объясните, что такое фотосенс и каковы его характеристики.

4. Где применяется фотодинамическая терапия?

5. Какие источники света применяются для ФДТ? Каковы основные требования, предъявляемые к ним?

6. Какие характеристики современных сенсibilизаторов вы знаете?

7. Расскажите о двух основные группах нелазерных источников света.

8. Двухфотонное возбуждение сенсibilизатора.

9. Фотосенсibilизаторы второго поколения.

### **3.2. МАГНИТО-ЛАЗЕРНАЯ ТЕРАПИЯ**

В настоящее время медики всех стран всё больше используют в своей практике немедикаментозные методы лечения. Лазерные медицинские аппараты обладают не-исчерпаемыми возможностями, которые открываются при лечении больных с различными заболеваниями. Лазеры были внедрены в медицинскую практику сравнительно недавно, около 30 лет назад тем не менее, успехи их применения в медицине сегодня очевидны и весьма впечатляющи. Изучение биостимулирующих эффектов низкоинтенсивного лазерного излучения открыло широкие перспективы применения лазеров почти во всех областях медицины. Российская лазерная медицина занимает ведущее место в мире по номенклатуре выпускаемых аппаратов, широте исследований, глубине и объему методических разработок для лечения больных практически во всех областях современной медицины [9].

В лазерной терапии широко используется низкоинтенсивное излучение газовых и полупроводниковых лазеров (лазерная терапия) и светодиодов (фототерапия).

Лазер, или оптический квантовый генератор, – это техническое устройство, испускающее свет в очень узком спектральном диапазоне в виде направленного высококогерентного, монохроматического, поляризованного луча, т.е. потока высокоорганизованного в пространстве и времени электромагнитного излучения одного цвета. Одной из важнейших характеристик лазерного излучения является его спектральная характеристика, или длина волны. В лазерной терапии применяется излучение в диапазоне длин волн от 0,3 до 3,0 мкм (от ультрафиолетового до инфракрасного). В отличие от медикаментозных методов лазерная терапия строго локальна, дозирована. Воздействие производится на клетки и ткани извне, без повреждения кожи и слизистых оболочек [9]. Лазерная и фото-терапия регулируют кровообращение, процессы жизнеобеспечения организма, иммунитет, повышают сопротивляемость организма инфекциям, физическим и психическим перегрузкам. При соблюдении методических рекомендаций лазерная терапия абсолютно безвредна.

Эффективность лазерной терапии значительно повышается, когда короткоимпульсное ИК-излучение сочетается с непрерывным ИК-излучением светодиодов и с магнито-инфракрасной лазерной терапией. Различные варианты сочетания этих факторов реализованы в аппаратах серии «МИЛТА» (магнито-инфракрасный лазерный терапевтический аппарат) и их новом поколении – в аппаратах типа «МИЛТА-Ф». Устройство аппаратов позволяет использовать следующие комбинации воздействий: лазер + светодиоды; лазер + магнит; светодиоды + магнит; лазер + светодиоды + магнит.

Различные биологические ткани обладают разными спектральными оптическими свойствами, зависящими от возрастных, физиологических параметров и колебаний психоэмоционального состояния пациента.

Аппараты типа «МИЛТА-Ф» имеют встроенный биофотометр. Тестирование (биофотометрия) индивидуальной восприимчивости к ИК-излучению производится в аппарате одновременно с МИЛ-терапией и позволяет контролировать процесс лечения. Клинические испытания в ведущих научных

учреждениях России и зарубежных стран, а также многолетняя клиническая практика МИЛ-терапии свидетельствуют о надежности, безопасности и высокой терапевтической эффективности аппаратов типа «МИЛТА-Ф».



Рис. 3.3. Лазер для лечения заболевания сосудов

В естественных условиях живые организмы постоянно подвергаются влиянию магнитного поля Земли, местных магнитных аномалий, вызванных залежами полезных ископаемых, и т.п. В современной медицине искусственные магниты и генераторы магнитных полей давно и успешно используются в лечебных целях. ПМП любой интенсивности в пределах от 10 до 100 мТл можно рассматривать в основном как неспецифический раздражитель биологических тканей. Нервная система, кровь и эндокринная система – наиболее чувствительные к действию ПМП (постоянное магнитное поле) структуры организма. ПМП взаимодействует с движущимися электрически заряженными частицами (эритроцитами, тромбоцитами и др.). Это обуславливает избирательное влияние ПМП на свертываемость крови и проницаемость капилляров, в ЦНС снижается возбудимость. В эндокринной системе выявляется умеренная функциональная активность щитовидной и половых желез, гипофиза, повышение секреции гормонов. Наблюдается замедление процессов распада и синтеза, а также противовоспалительный и обезболивающий эффекты.

Биологический эффект может наблюдаться уже после однократного воздействия ПМП.

Терапевтический эффект воздействия на ткани живого организма ИК-излучения светодиодов и лазеров значительно усиливается в магнитном поле. Это происходит за счет многоуровневой и разнонаправленной активации капиллярного кровотока, нормализации обмена веществ в тканях и др. НИЛИ (низкоинтенсивное лазерное излучение) разрушает электролитические связи между ионами, молекулами воды и ионами, а ПМП препятствует восстановлению (рекомбинации) этих связей. Наведенная ЭДС при этом воздействии на порядок выше, чем при отдельном воздействии НИЛИ и ПМП; увеличивается глубина проникновения в ткани лазерного излучения за счет переориентации диполей. Применение в клинике НИЛИ в сочетании с действием ПМП получило название магнитолазерной терапии (МЛТ).

Неспецифический, запускающий (триггерный) характер МИЛ-воздействия реализуется центральной нервной системой и завершается системными реакциями организма. Это практически не зависит от места воздействия, так как любой участок тела через ЦНС связан с тем или иным органом. Лечебные эффекты МИЛ-воздействия основаны на биостимуляции и мобилизации имеющегося энергетического потенциала организма. Они проявляются как противовоспалительный, противоаллергический, противоотечный, регенераторный, обезболивающий, нормализующий иммунитет, кровообращение, содержание холестерина в крови и другие эффекты. Это определяет широкий диапазон показаний для МИЛ-терапии и многообразие методических подходов к лечению.

В аппаратах «МИЛТА» и «МИЛТА-Ф» используются лазеры и светодиоды инфракрасного диапазона длин волн. Этот свет не виден невооруженным глазом. ИК-излучение поглощается кислородом, водой, некоторыми ферментами и биологическими структурами (в первую очередь мембранами клеток). Тепло увеличивает колебательную энергию биомолекул, утилизируется жидкими средами организма. Поглощение световой энергии тканями является ключевым моментом, от

этого зависит выраженность последующих процессов. Согласно основному закону фотобиологии, биологический эффект может вызвать лишь свет такой длины волны, который поглощается отдельными молекулами-акцепторами или мембранами клеток. Неравномерность поглощения НИЛИ и света различными структурами обуславливает тепловую неравновесность в биологических тканях и может приводить к деформациям клеточных мембран, изменению на них электрического потенциала, что влияет на скорость процессов жизнедеятельности в биологических тканях. Этот многоступенчатый процесс можно представить следующим образом: поглощение квантов света, первичный фотофизический акт, промежуточные стадии, включающие образование в тканях фоточувствительных продуктов или перенос энергии на мембранных компонентах клеток, образование в тканях физиологически активных соединений, включение нейрогуморальных реакций, конечный фотобиологический эффект.

Основные области применения МЛТ

- кардиология – ишемическая болезнь, стенокардия, инфаркт миокарда;
- оториноларингология – фарингит, тонзилит, трахеит, отит;
- гастроэнтерология – гастрит, язвенная болезнь желудка и 12-перстной кишки, холецистит, панкреатит, гепатит, колиты;
- дерматология – дерматиты, дерматозы, нейродермиты;
- пульмонология – бронхиальная астма, пневмония, плеврит;
- гинекология – мастит, воспаления, эрозии, родовые и послеродовые осложнения;
- урология – аденома, простатит, цистит, уретрит, нефрит, пиелонефрит, желчекаменная и мочекаменная болезни;
- проктология – геморрой, парапроктит, анальный зуд и трещины;
- невропатология – невриты верхних и нижних конечностей, радикулиты, невралгии головы и лица;
- артрология – заболевания суставов и позвоночника;
- стоматология – кариес, пульпит, периодонтит, парадонтоз.

МЛТ-терапия представляет собой оптимальное лечебное воздействие тремя физическими факторами (инфракрасное из-



лучение светодиодов, короткоимпульсное ИК-излучение лазеров и постоянное магнитное поле), параметры которых и сочетания научно обоснованы и подтверждены большим объемом экспериментально-клинических исследований. Работа с аппаратами типа «МИЛТА-Ф» безопасна, что многократно доказано многолетними исследованиями отечественных и зарубежных ученых.

Благодаря воздействию на субклеточном и клеточном уровнях организации живой материи МЛТ-терапия практически универсальна и является фундаментальной составляющей комплексной терапии большинства заболеваний. Это позволяет весьма существенно сократить расход лекарственных препаратов (чувствительность организма к которым значительно повышается при МЛТ-терапии), повысить эффективность оздоровительных (восстановительных) процессов в организме и сократить сроки лечения. Эффективность комплексного лечения с применением МЛТ-терапии достигает при некоторых заболеваниях 83–92%.

Люди, страдающие хроническими болезнями десятки лет, инвалиды, зачастую не имеющие возможности посещать поликлинику, самостоятельно передвигаться, прикованные к постели, обычно не получают полноценного лечения. Длительный прием большого количества лекарственных препаратов вызывает привыкание организма к ним, а зачастую и побочные явления (лекарственная интоксикация, аллергические реакции, неблагоприятное действие на весь организм или отдельные органы). МЛТ-терапия, как показал опыт последних нескольких лет, является прекрасным дополнительным средством разрешения этого гордиева узла проблем.

Немало молодых и сильных людей, ведущих активный и подвижный образ жизни, испытывают большие психофизические нагрузки, стрессы, подвергаются постоянной травматизации. Они также нередко нуждаются в немедленной и эффективной лечебнопрофилактической помощи. И здесь портативные и простые в практическом применении аппараты типа «МИЛТА-Ф» оказываются незаменимыми в плане самопомощи.

### *Контрольные вопросы и задания*

1. Расскажите об основных особенностях лазерной терапии. Назначение и применение аппарата «МИЛТА» в медицине. Объясните механизм взаимодействия ИК-излучения и биомолекул организма.

2. Расскажите о многоступенчатом процессе изменения электрического потенциала клеточных мембран.

3. Перечислите основные области применения МЛТ. Расскажите об особенностях применения аппарата «МИЛТА».

### 3.3. ЛАЗЕРНАЯ МЕТОДИКА ОБНОВЛЕНИЯ КОЖИ

С рождения и до глубокой старости кожа оберегает нас от агрессивного действия внешней среды, сама же испытывает его на себе в полной мере. И поэтому признаки старения, так огорчающие женщин, являются не только приметами времени, но и летописью сражений клеток кожи с различными внешними факторами. Согласно современным представлениям ранние морщины появляются главным образом из-за ультрафиолетового излучения. Ученые считают такое старение (фотостарение) совершенно самостоятельной формой старения, которая отличается по своим проявлениям от истинного старения (хроностарения). К основным признакам фотостарения относят кератоз (увеличение толщины рогового слоя), эластоз (накопление атипичных эластических волокон в межклеточном веществе дермы), пигментные нарушения (лентиго, или печеночные пятна), ангиоэктазии (сосудистые звездочки). Причиной фотостарения является прямое УФ-индуцированное повреждение клеток эпидермиса, межклеточного вещества дермы, фибробластов. Помимо чисто эстетических проблем, фотостарение таит в себе угрозу для здоровья и жизни человека, так как поврежденные УФ-излучением клетки могут давать начало злокачественным опухолям, таким, как меланома. В связи с этим усилия многих исследователей направлены на поиск средств для предотвращения фотостарения (солнцезащитные средства, антиоксиданты) и для устранения его последствий [8].

Среди средств, используемых в настоящее время для борьбы с фотостарением, можно выделить антиоксиданты, которые противостоят окислительному стрессу в коже, и различные отшелушивающие агенты – ретиноевую кислоту. В последнее время все большую популярность приобретают методики лечения фотостарения, при которых практически полностью удаляют эпидермис (глубокий пилинг). Такая процедура не только способствует обновлению и омоложению кожи, но и предупреждает злокачественные новообразования, так как потенциально опасные клетки удаляются вместе с эпидермисом.

В последние годы все более популярной методикой обновления кожи становится лазерная шлифовка. Клинические исследования показывают, что при лазерной шлифовке кожи эффективно удаляются поверхностные морщины, происходит обновление эпидермиса и межклеточного вещества дермы, что приводит к устранению процесса старения. Однако как врачей, проводящих лазерную шлифовку, так и их пациентов беспокоит возможность осложнений при данной процедуре – немедленных или отдаленных. Чтобы решить, насколько безопасна лазерная шлифовка и кому она показана, необходимо хорошо представлять себе механизм действия лазерного излучения на биологическую ткань, знать, что происходит в коже после проведения процедуры и от каких факторов зависит благоприятный исход операции.

Термин «лазерная шлифовка» лишь в слабой степени отражает сущность процедуры, которая в англоязычной литературе называется Laser Skin Resurfacing (LSR), т.е. обновление кожи с помощью лазера. В ее основе лежит феномен фотоабляции – почти мгновенное испарение (вапоризация) ткани под действием высоких температур. Чтобы абляция произошла, необходимо быстро разогреть ткань до нескольких сотен градусов. Если проследить тепловые эффекты лазерного излучения по возрастающей, то можно выделить следующие диапазоны:

1. Фотобиологические эффекты (нагрев ткани до 40–45°).
2. Коагуляция (60–80°).
3. Высушивание (80–100°).
4. Обугливание (более 150°).
5. Абляция (свыше 300°).

В зависимости от назначения лазера параметры его работы подбираются таким образом, чтобы преобладал тот или иной тепловой эффект. Например, терапевтические лазеры работают в диапазоне фотобиологических эффектов, лазеры, применяющиеся для остановки кровотечения, – в диапазоне коагуляции, а лазерные скальпели – преимущественно в диапазоне абляции.

Исходя из физических характеристик используемой аппаратуры, можно достаточно точно предсказать глубину шлифовки. Это позволяет унифицировать процедуру и тем самым сократить расходы на обучение специалистов.

Световой луч одной и той же энергии, излучаемый различными видами лазеров, может слегка нагревать кожу, а может ее сжигать. Все зависит от степени поглощения данного излучения кожей. Один из основных законов взаимодействия света с веществом гласит, что переход световой энергии в тепловую происходит только при поглощении света. Представим вместо светового луча струю воды, которая падает на некую поверхность. Если поверхность не пропускает воду (аналог отражения света), то вода будет скатываться с нее, не проникая вглубь. Если поверхность пропускает воду, но не поглощает ее (пропускание света), вода будет свободно проходить сквозь нее. Чем лучше поверхность впитывает воду, тем больше она намокает и тем меньше воды (фотонов) пройдет в глубокие слои. При исключительно высокой поглощающей способности ткани вся вылитая на нее вода (или в случае поглощенного света – вся энергия излучения) сосредоточится в тонком верхнем слое. Чем сильнее поглощается излучение, тем меньше шансов у луча пройти в глубину ткани, тем большая часть световой энергии придется на поглощающий слой, следовательно, тем сильнее он нагреется. Каждое вещество имеет свой спектр поглощения, т. е. излучение разных длин волн поглощается одним и тем же веществом в различной степени. Так как в коже содержится смесь самых различных веществ, практически любое излучение, попадающее на нее, в конце концов будет поглощено. Вопрос в том, насколько глубоко оно успеет проникнуть и какие структуры кожи поглотят его с наибольшей эффективностью. Для лазерной шлифовки используют СО<sub>2</sub>-лазеры (длина волны – 10,6 мкм), ИАГ-лазеры (29,4 мкм). Такое излучение сильно поглощается водой, которая содержится в коже, поэтому глубина его проникновения в кожу невелика. Коэффициент поглощения в воде для СО<sub>2</sub>-лазера составляет 800 см<sup>-1</sup>, а для ИАГ-лазера – 12 000 см<sup>-1</sup>, т. е. на порядок больше. Для кожи коэффициент поглощения излучения СО<sub>2</sub>-лазера составляет 600 см<sup>-1</sup>, а для лазера – 10 000 см<sup>-1</sup>. Вследствие такого сильного поглощения вся энергия излучения лазера сосредоточивается в тонком слое кожи толщиной около 1 мкм. Излучение СО<sub>2</sub>-лазера проникает несколько глубже – до 20 мкм.

Рассмотрим возможные тепловые эффекты для этих двух типов лазера. Излучение попадает на поверхность кожи и поглощается в ее верхнем слое. Соответственно в более глубокие слои пройдет лишь незначительная часть излучения. В слое максимального поглощения (в пределах оптической глубины проникновения) тепловой эффект также будет максимальным (рис. 3.3). При этом степень повышения температуры будет зависеть, во-первых, от энергии излучения, приходящейся на единицу площади, во-вторых, от скорости выравнивания температур между нагретыми и холодными участками ткани. В зоне максимального поглощения наблюдается эффект абляции, то в пограничной зоне (где температура понижается) возможны другие тепловые эффекты, такие, как обугливание, коагуляция или фотобиологическое действие. Чем сильнее теплоотвод, тем труднее поддерживать в зоне максимального поглощения необходимую высокую температуру и тем большая плотность энергии излучения требуется для нагрева ткани. Зону теплового повреждения, примыкающую к зоне абляции, называют зоной пограничного теплового повреждения (в английской терминологии – residual thermal damage, RTD). Для того чтобы нагретый участок передал свое тепло окружающим тканям, требуется время, которое называют временем термальной релаксации.

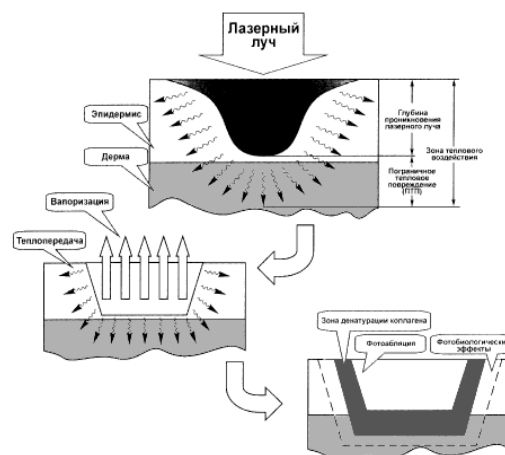


Рис. 3.4. Схема действия лазерного луча на ткань

Для слоя кожи толщиной 20 мкм (оптическая глубина проникновения для CO<sub>2</sub>-лазера) – 1 мс, а для слоя толщиной 1 мкм

(оптическая глубина проникновения излучения лазера) – 1 мкс. Если продолжительность лазерного импульса превышает это значение, тепло распространяется за пределы области поглощения и глубина пограничного теплового повреждения увеличивается.

Тепловые эффекты зависят от плотности энергии лазерного излучения. Для того чтобы произошла абляция, необходимо, чтобы плотность энергии излучения превышала некую пороговую величину. Для CO<sub>2</sub>-лазеров она составляет от 5 Дж/см<sup>2</sup> (1 мс импульс) до 15 Дж/см<sup>2</sup> (более длинные импульсы). Порог абляции эрбиевого лазера 1,5–1,7 Дж/см<sup>2</sup> для импульса продолжительностью 100 мкс. Если плотность энергии не достигает порога абляции, то вместо vaporизации ткани будет происходить коагуляция, высушивание, а при длительном воздействии – даже обугливание. Итак, в зависимости от продолжительности импульса и от плотности энергии излучения в области воздействия образуются зона абляции (в которой происходит испарение ткани), зона обугливания (ткань сжигается) и зона коагуляции. Соотношение глубины этих зон определяется физическими характеристиками используемых лазеров и практически не зависит от субъективных факторов. В случае эрбиевого лазера наблюдается преимущественно абляция части эпидермиса (глубина 1 мкм). При этом в зоне абляции происходит настолько быстрое испарение ткани, что тепло практически не успевает распространиться за ее пределы. Поэтому абляцию эрбиевым лазером иногда называют «холодной» абляцией. При проведении шлифовки CO<sub>2</sub>-лазером абляция невелика, и ткань преимущественно выжигается в слое толщиной 20 мкм. Зона теплового воздействия достигает 20–50 мкм в случае эрбиевого лазера и 100–250 мкм – для CO<sub>2</sub>-лазера.

Лазерная шлифовка проводится в импульсном или быстром сканирующем режиме. Область кожи, на которую приходится излучение одиночного импульса, называется пятном. Распределение энергии излучения в пределах пятна может быть равномерным (плоский профиль энергии), а может иметь гауссово распределение (минимальное по краям и максимальное в центре) (рис.3.3). В последнем случае применяется метод перекрытия, когда каждый следующий импульс частично приходится на область предыдущего импульса (рекомендуемая зона перекрытия – 1/4 от

размера пятна). При проведении процедуры эрбиевым лазером слышен характерный звук (его сравнивают со звуком лопающегося попкорна). Такой акустический эффект происходит из-за мгновенного, взрывообразного испарения ткани. Обычно эрбиевым лазером делают 2–5 проходов, пока эпидермис не будет почти полностью удален. Как уже было сказано, СО<sub>2</sub>-лазер скорее выжигает эпидермис, чем испаряет его; при этом зона пограничного повреждения для данного вида лазера в 3–4 раза больше, чем для эрбиевого.

Исследование зоны пограничного теплового повреждения показывает, что ее в свою очередь можно разделить на три зоны: 1-я зона – 60–100 мкм, при окраске окрашивается щелочными красителями, 2-я зона – 10–20 мкм, в которой наблюдается смешанная окраска; 3-я зона – 30–250 мкм, которая окрашивается кислыми красителями. Исследование клеточного состава кожи после лазерного воздействия показывает, что сразу после процедуры у поверхности 1-й зоны обнаруживаются погибшие фибробласты. В более глубоких слоях этой же зоны еще сохраняются живые фибробласты, которые погибают в течение последующих двух дней. К концу второго дня погибшие фибробласты обнаруживаются и в верхнем слое 2-й зоны, что говорит о том, что для гибели клеток достаточно меньших температур. Итак, верхний слой кожи после лазерной шлифовки напоминает выжженную пустыню, которая должна превратиться в цветущий сад. Это похоже на чудо – кожа не только полностью восстанавливается, но и существенно улучшает свою структуру и внешний вид.

Различными исследователями предпринимались попытки сравнить эффективность обновления кожи при шлифовке СО<sub>2</sub>- и эрбиевым лазером. Признается, что после шлифовки эрбиевым лазером заживление происходит быстрее. В то же время есть мнение, что термическое повреждение дермы при шлифовке СО<sub>2</sub>-лазером дает в итоге более заметный омолаживающий эффект. В качестве аргумента приводятся экспериментальные данные, согласно которым термически денатурированный коллаген сильнее стимулирует фибробласты, чем коллаген, разрушенный ферментами.





Рис. 3.5. Лазерные приборы, применяемые в лазерной косметологии

Предполагается, что при тепловом повреждении из молекул коллагена высвобождаются небольшие фрагменты, которые стимулируют деление и миграцию фибробластов. По некоторым данным, в области пограничного теплового повреждения через 1-2 дня после процедуры обнаруживается высокая концентрация факторов роста и других биологически активных молекул. Все это в результате приводит к значительной активизации клеток кожи, которые участвуют в обновлении межклеточного вещества дермы. Поэтому, несмотря на более длительный восстановительный период, выраженную послеоперационную эритему и повышенный риск осложнений, для глубоких морщин рекомендуется именно CO<sub>2</sub>-лазер. В случае же мелких и средних морщин предпочтительнее более щадящий эрбиевый лазер.

Независимо от конкретного способа удаления верхнего слоя кожи (механическая шлифовка, химический или термический ожог) очевидно, что чем глубже и обширнее раны, тем труднее их залечивать. После проведения лазерной шлифовки перед кожей встает непростая задача – закрыть новым эпидермисом значительную поверхность и восстановить ту часть дермы, которая была повреждена при тепловом воздействии. Реэпителизация может происходить только благодаря делению жизнеспособных клеток базального слоя эпидермиса. Однако в данном случае в области воздействия погибают не только все клетки эпидермиса, но и часть клеток дермы. Поэтому базальные клетки, которые становятся основой нового эпидермиса, мигрируют с краев раны, постепенно закрывая всю область повреждения. Вследствие этого

скорость заживления раны обратно пропорциональна площади шлифовки.

Для того чтобы смена кожи закончилась благополучно, необходимо:

1. Правильно оценить регенеративные способности данного участка кожи с тем, чтобы определить глубину допустимого повреждения.

2. Максимально точно контролировать глубину повреждения в течение процедуры.

3. По возможности исключить микробное обсеменение обрабатываемого участка и предупредить активизацию дремлющих очагов инфекции.

4. Не допускать высыхания поверхности раны, так как это осложнит передвижение клеток и мешает им обмениваться сигнальными молекулами.

При проведении лазерной шлифовки можно достаточно точно предсказать ее глубину исходя из типа используемой аппаратуры и параметров ее работы. Это позволяет соотнести потенциальные восстановительные возможности кожи, ее толщину и исходное состояние с глубиной допустимого повреждения. Так, тонкая кожа шеи и области декольте имеет большую склонность к образованию рубцов, чем кожа лица. Поэтому на данных участках применяется только эрбиевый лазер. Кроме того, в этих областях не рекомендуется проводить обширные шлифовки.

Во всех случаях проведения процедуры на большой площади следует помнить, что обширные повреждения трудно залечивать. Поэтому полную шлифовку лица лучше проводить эрбиевым лазером. Иногда применяют комбинацию эрбиевой и CO<sub>2</sub>-шлифовки. В таких случаях проводится CO<sub>2</sub>-шлифовка глубоких морщин (носогубных складок, лба, гусиных лапок в углах глаз) с последующей тотальной эрбиевой шлифовкой.

Продолжительный период восстановления, неизбежный при лазерной шлифовке кожи, может отпугнуть тех, кто ищет быстрого омоложения. Однако регенерацию кожи можно ускорить с помощью современных покрытий для ран, которые создают благоприятные условия для восстановления. Основное назначение таких покрытий – поддерживать у поверхности раны постоянную

влажность, обеспечивать нормальный газообмен и защиту от бактерий, стимулировать миграцию и деление клеток кожи.

Пластическая операция – это лишь первый шаг к омоложению. Если возлагать надежды только на нее, то результаты скорее всего будут кратковременными. Успех пластической операции и устойчивость косметического эффекта зависят как от исходного состояния кожи, так и от ухода за ней в после-операционный период. Немаловажная роль здесь отводится косметическим средствам. После лазерной шлифовки кожа нуждается в особенно внимательном отношении. Обязательным является применение солнцезащитных средств с самым высоким фактором защиты. При появлении гиперпигментации рекомендуются отбеливающие средства, содержащие гидрохинон.

Лазерная шлифовка – это относительно безопасная процедура, которая позволяет эффективно устранять признаки УФ-индуцированного старения кожи. Механизмы омоложения кожи при лазерной шлифовке и других видах глубокого пилинга (химический пилинг, дермабразия) сходны. Однако при лазерной шлифовке происходит дополнительная стимуляция клеток кожи, обеспечивающая быстрое заживление с максимальным обновлением межклеточного вещества дермы. Глубина лазерной шлифовки в большей степени зависит от аппаратуры, чем от оператора, который ею управляет. Это позволяет уменьшить расходы на обучение специалистов, унифицировать процедуру, а также снизить риск осложнений, вызванных слишком глубоким повреждением дермы. Успех лазерной шлифовки зависит как от параметров настройки лазерной аппаратуры, так и от исходного состояния кожи пациента. Большое значение имеют выбор оптимальной глубины воздействия с учетом регенераторных способностей кожи и тактика ведения пациента в постоперационном периоде.

### ***Контрольные вопросы и задания***

1. Объясните, что такое фотостарение, хроностарение?
2. Какие стандартные средства, используемые для борьбы с фотостарением, вам известны?

3. Расскажите о механизме действия лазерного излучения на биологическую ткань.

4. Что такое фотоабляция? Поясните, что происходит при лазерном нагреве ткани в различных диапазонах температур.

5. Объясните, как происходит взаимодействие с кожей световых потоков от различных типов лазеров.

6. Какие тепловые эффекты на поверхности кожи вы знаете?

7. Дайте определение порога абляции для эрбиевого лазера и CO<sub>2</sub> - лазера.

8. Как зависит глубина зоны абляции, обугливания, коагуляции от продолжительности импульса и плотности энергии излучения?

9. Поясните, как распределяются энергии излучения в пределах лазерного пятна. Что такое метод перекрытия?

10. Дайте определение трёх зон пограничного теплового повреждения.

11. Назовите четыре условия, необходимые для благополучной смены кожи.

12. Чем определяется успех лазерной шлифовки?

### **3.4. ФИЗИКО-ХИМИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ВОЗДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА ЧЕЛОВЕКА**

Биомеханизм лазерной терапии весьма сложен и до конца не изучен. Воздействие на живой организм низкоэнергетическим лазерным излучением с лечебной целью относится к методам физической терапии.

Однако до сих пор еще не разработана общая теория физиотерапии. Попытки клиницистов создать рабочие схемы механизма терапевтического действия низкоэнергетического лазерного излучения сводятся в основном к систематизации изменений параметров лучевого воздействия, что, вероятно, является лишь следствием, при том неспецифическим, этого воздействия.

В настоящее время преобладает эмпирический подход к разработке новых методов лазерной терапии.

Это связано с отставанием теоретического и экспериментального обоснования механизма взаимодействия лазерного излучения с биообъектом, с недостаточным знанием клиницистами основ физики и биофизики. Лишь опираясь на физико-химические явления и соответствующие им законы и понятия, можно с определенной долей достоверности построить теоретическую модель этого механизма и определить основные направления экспериментального ее подтверждения, что позволит более полно обосновать патогеническую направленность лазерной терапии и оптимальные дозы воздействия при той или иной патологии.

Во всех фотобиологических процессах энергия света необходима для преодоления активационных барьеров химических превращений. Эти процессы включают следующие стадии:

— поглощение света тканевым фотосенсибилизатором и образование электронно-возбужденных состояний миграции энергии электронного возбуждения;

— первичный фотофизический акт и появление первичных фотопродуктов промежуточной стадии, включающие перенос заряда, образование первичных стабильных химических продуктов;

— физиолого-биохимические процессы, конечный фотобиологический эффект.

При воздействии лазерным лучом на биообъект часть излучения в соответствии со свойствами облучаемой поверхности отражается, другая часть поглощается.

Первыми на пути проникновения лазерного излучения в биообъект лежат кожные покровы. Коэффициент отражения кожей электромагнитных волн оптического диапазона достигает 43–55 % и зависит от различных причин:

— охлаждение участка воздействия снижает значение коэффициента отражения на 10–15 %;

— у женщин он на 5–7 % выше, чем у мужчин,

— у лиц старше 60 лет ниже по сравнению с молодыми: увеличение угла падения луча ведет к возрастанию коэффициента отражения в десятки раз.

Существенное влияние на коэффициент отражения оказывает цвет кожных покровов: чем темнее, тем этот параметр ниже; на пигментированные участки он составляет 6–8%.

Глубина проникновения низкоэнергетического излучения в биообъект зависит в первую очередь от длины электромагнитной волны.

Экспериментальными исследованиями установлено, что проникающая способность излучения от ультрафиолетового до оранжевого диапазона постепенно увеличивается от 1–20 мкм до 2,5 мм с резким увеличением глубины проникновения в красном диапазоне (до 20–30 мм), с пиком проникающей способности в ближнем инфракрасном (при длине волны = 950 нм – до 70 мм) и резким снижением до долей миллиметра в дальнейшем инфракрасном диапазоне.

Максимум пропускания кожей электромагнитного излучения находится в диапазоне длинных волн от 800 до 1200 нм. Поглощение низкоэнергетического лазерного излучения зависит от свойств биологических тканей. Так, в диапазоне длин от 600 до 1400 нм кожа поглощает 25–40 % излучения, мышцы и кости – 30–80 %, паренхиматозные органы (печень, почки, поджелудочная железа, селезенка, сердце) – до 100.

В механизме лечебного действия физических факторов имеются несколько последовательных фаз, и первая из них – поглощение энергии действующего фактора организмом как физическим телом.

В этой фазе все процессы подчиняются физическим законам. При поглощении световой энергии возникают различные физические процессы, основными из которых являются внешний и внутренний фотоэффекты, электролитическая диссоциация молекул и различных комплексов.

При поглощении веществом кванта света один из электронов, находящийся на нижнем энергетическом уровне на связывающей орбитали, переходит на верхний энергетический уровень и переводит атом или молекулу в возбужденное (синглетное или триплетное) состояние.

Во многих фотохимических процессах реализуется высокая реакционная способность триплетного состояния, что обуслов-

лено его относительно большим временем жизни, а также биорадикальными свойствами.

При внешнем фотоэффекте электрон, поглотив фотон, покидает вещество. Однако эти проявления при взаимодействии света с биообъектом выражены весьма незначительно, поскольку в полупроводниках и диэлектриках (ткани организма являются таковыми) электрон, захватив фотон, остается в веществе и переходит на более высокие энергетические уровни (в синглетное или триплетное состояние).

Это и есть внутренний фотоэффект, основные проявления которого – изменения электропроводимости полупроводника под действием света (явление фотопроводимости) и возникновение разности потенциалов между различными участками освещаемого биообъекта (возникновение фотоэлектродвижущей силы – фотоЭДС).

Эти явления обусловлены фоторождением носителей заряда – электронов проводимости и дырок. В результате перехода в возбужденное состояние части атомов или молекул облучаемого вещества происходит изменение диэлектрической проницаемости этого вещества (фотодиэлектрический эффект). Фотопроводимость бывает концентрационной, возникающей при изменении концентрации носителей заряда, и подвижной. Последняя возникает при поглощении фотонов с относительно низкой энергией и связана с переходами электронов в пределах зоны проводимости. При таких переходах число носителей не изменяется, но это изменяет их подвижность. Внутренний фото-эффект, проявляющийся в возникновении фото-ЭДС, бывает нескольких видов, основные из которых возникновение вентильной (барьерной) фото-ЭДС в зоне перехода; возникновение диффузной фото-ЭДС (эффект Дембера); возникновение фото-ЭДС при освещении полупроводника, помещенного в магнитное поле (фотомагнитоэлектрический эффект) – эффект Кикоина–Носкова. Последний заслуживает наибольшего внимания, поскольку при нем возникает наибольшая ЭДС – в несколько десятков вольт, что в свою очередь является основой повышения терапевтической эффективности при магнитолазерной терапии. Кроме указанных явлений низкоэнергетическое лазерное воздействие нарушает слабые

взаимодействия атомов и молекул облученного вещества (ионные, ион – дипольные, водородные и гидрофобные связи, а также ван-дер-ваальсовы взаимодействия), при этом появляются свободные ионы, т.е. происходит электролитическая диссоциация. Дальнейшая миграция и трансформация энергии электронного возбуждения тканей биообъекта при лазерном воздействии запускает ряд физико-химических процессов в организме. Пути реализации энергии атома или молекулы в синглетном состоянии таковы: превращение в тепло; испускание кванта флуоресценции; фотохимическая реакция; передача энергии другой молекуле; обращение спина электрона и переход атома или молекулы в триплетное состояние. Пути растраты энергии из триплетного состояния следующие: безизлучательный переход в основное состояние с обращением спина электрона; испускание кванта фосфоресценции; фотохимическая реакция; передача энергии возбуждения другой молекуле. Миграция энергии электронного возбуждения по типу передачи энергии другой молекуле бывает нескольких видов и зависит от энергии взаимодействия между молекулами. Индуктивно-резонансный механизм миграции осуществляется при условии слабого взаимодействия между молекулами, когда расстояние между донором и акцептором в пределах 3–10 нм, а энергия взаимодействия равна примерно 10–3 электрон-вольт. Это связь двух осцилляторов через электромагнитное поле, генерируемое возбужденной молекулой донора, при этом сохраняется состояние спина электрона.

Обменно-резонансный перенос энергии осуществляется при расстоянии между донором и акцептором 0,1–0,3 нм (длина химической связи), при этом происходит обмен электронами между донором и акцептором, что приводит к обмену их спиновыми состояниями при сохранении суммарного спина системы. Экситонный механизм миграции энергии возбуждения возможен при значительной энергии взаимодействия между молекулами, происходит бездессициативный перенос энергии. Возбуждение как бы «бежит» по верхним колебательным подуровням взаимодействующих молекул, не успевая локализовываться на каждом из них в отдельности. В каждой из молекул возбуждение пребывает в



течение времени, намного меньше времени внутримолекулярной колебательной релаксации изолированной молекулы.

Исследуя оптические свойства молекулярных кристаллов А.С. Давыдов показал, что в регулярной совокупности тождественных хромофорных (светопоглощающих) групп между их возбужденными энергетическими условиями может происходить резонансная передача энергии возбуждения. Резонансное взаимодействие приводит к перераспределению интенсивностей спектральных полос вещества, в частности, спектра поглощения. При коллинеарном расположении диполей (в одну линию вдоль световой волны) полоса с большей длиной волны увеличивает свою плотность поглощения за счет снижения интенсивности поглощения коротковолновой полосы.

Возникает гиперхромизм (усиление светопоглощения) в длинноволновой полосе. Это явление играет определенную роль в биомеханизме магнитолазерной терапии. Образование электронных возбужденных состояний приводит к изменению энергетической активности клеточных мембран, конформационным изменениям жидкокристаллических структур, структурной альтерации жидких сред организма, образованию продуктов фотолиза, изменению рН среды, что в свою очередь является пусковым моментом целого комплекса биофизических и биохимических процессов. Повышение энергетической активности биологических мембран, которые принимают прямое и очень важное участие во всех функциях клетки, приводит к изменению биоэлектрических процессов, увеличению активности транспорта веществ через мембрану, идущего на направлении, противоположном градиенту химического и электрохимического потенциала, усиливает основные биоэнергетические процессы. Влияние низкоэнергетического лазерного излучения на конформационные переходы макромолекул проблематично. Однако сопоставление энергетической мощности фотонов даже красной и ближней инфракрасной части спектра электромагнитного излучения и энергии необходимо для конформационных изменений многих биологических молекул, свидетельствующих о возможности этого процесса. Так,  $1 \text{ Э}$  для гелий-неонового лазера (длина волны = 633 нм) равен примерно 194 кДж/моль, для полу-

проводникового инфракрасного лазера (длина волны = 870 нм) 1 Э – около 136 кДж/моль. В то же время для образования спирального участка биополимера из четырех звеньев необходимо около 11 кДж/моль, для конформационного перехода молекул ДНК из неустойчивой формы в устойчивую – примерно 13 кДж/моль, а энергия внутреннего вращения пептидной связи равна приблизительно 84 кДж/моль. Даже с учетом диссипации энергии лазерного излучения на различных уровнях остаточной энергии будет, вероятно, достаточно для влияния на конформационные изменения макромолекул. Что касается жидкокристаллических структур биообъектов, в первую очередь клеточных мембран, то в настоящее время доказано влияние световой энергии на конформационные переходы. Под действием низкоэнергетического лазерного излучения изменяется форма двойного липидного слоя клеточной мембраны, что приводит к переориентировке головок липидов. Поскольку вблизи  $t = +37\text{ }^{\circ}\text{C}$  двойной липидный слой находится в непосредственной близости к точке фазового перехода, т.е. в очень неустойчивом состоянии, то дополнительная энергия, полученная при лазерном воздействии, инициирует фазовый переход клеточной мембраны. Структурная альтерация вещества – это переход между структурно-неэквивалентными метастабильными состояниями с различными физико-химическими свойствами. Считается, что жидкости не обладают свойствами полиморфизма и не способны существовать в различных структурных формах при одинаковом химическом составе и внешних условиях. Однако в сложных многокомпонентных растворах, к которым относятся биологические жидкости, структурные эффекты играют важнейшую роль и приводят к исключительному многообразию структурных форм растворов. В эксперименте с лиотропными жидкокристаллическими системами, которые по степени упорядоченности и структурной сложности приближаются к биологическим средам и обладают уникальной чувствительностью к слабым внешним возмущениям различной физической природы, установлено, что воздействие низкоэнергетического лазерного воздействия гелий-неонового лазера (длина волны = 633 нм) индуцирует в этих системах структурно-оптические эффекты. Аналогичные результаты были получены и

при лазерном облучении плазмы крови и синовиальной жидкости. Следовательно, биожидкости обладают структурной альтерацией, а структура биораствора может играть роль матрицы, на которой протекают все биохимические реакции. Накопление в биосистеме участков с измененной структурой вызывает неспецифическую модификацию энергетики и кинетики процессов, протекающих в водной матрице биожидкости, и последующие эффекты «биостимуляции». Образование продуктов фотолиза (первичных фотопродуктов и первичных стабильных химических продуктов), изменение вследствие этих и других реакций рН внутренней среды участка лазерного воздействия инициирует физиолого-биохимические процессы, запускает различные биологические реакции, многие из которых определены и детализированы клинико-экспериментальными исследованиями.

При изучении изменений содержания нуклеиновых кислот (ДНК, РНК) в ядрах клеток различных тканей человека под действием низкоэнергетического лазерного излучения определено достоверное увеличение биосинтеза этих кислот, а также увеличение митохондрий и рибосом, что свидетельствует об активизации ядерного аппарата, системы ДНК–РНК–белок и биосинтетических процессов в клетках. Анализ фотоиндуцированных изменений активности ферментов дает ценную информацию о первичных биохимических механизмах стимулирующего действия излучения на функциональную активность клетки. Имеется немало публикаций, указывающих на усиление кислородного обмена, увеличение поглощения кислорода тканями организма под воздействием низкоэнергетического лазерного излучения. В многочисленных прямых исследованиях на больных было показано увеличение напряжения кислорода в тканях под лазерным воздействием. Различными методами исследования было определено повышение скорости кровотока при воздействии на ткани низкоэнергетическим лазерным излучением, а микроскопия позволила точно установить реализацию эффекта лазерного воздействия в различных отделах лазерного русла, показала, что в процессе облучения в патологической ткани увеличивается число функционирующих капилляров. Воздействие лазерным излучением на поврежденную приводит к уменьшению интерстициального и внут-

риклеточного отека, что связано с повышением кровотока в тканях, активации транспорта вещества через сосудистую стенку, а также с интенсивным формированием сосудов, особенно капилляров. Многие исследователи указывают на укорочение фаз воспалительного процесса при лазерном облучении патологического очага; отмечено в первую очередь подавление инфильтрационной реакции.



Рис. 3.6. Аппарат полостной терапии «Улыбка-01» со световодами

Фильтрация клеток – одно из важнейших звеньев сложной цепи реакций, определяющих скорость роста и регенерации тканей, кроветворение, активность иммунной системы и другие общеорганизменные процессы. Многочисленные экспериментальные исследования с различными культурами клеток, в том числе с клетками тканей эмбриона человека, убедительно свидетельствуют, что низкоэнергетическое лазерное излучение в пределах плотности потока мощности  $0,1-100 \text{ Вт/см}^2$  стимулирует активность клеток, а это прямой адекватный показатель активности клеток.

Лазерное воздействие понижает рецепторную чувствительность тканей, что является следствием уменьшения их отечности.

### *Контрольные вопросы и задания*

1. Какие стадии преодоления светом активационных барьеров при химических превращениях вы знаете?

2. Оказывает ли влияние цвет кожных покровов на коэффициент отражения?

3. Какой диапазон длин волн соответствует максимуму пропускания кожей электромагнитных волн?

4. Зависит ли поглощение низкоэнергетического лазерного излучения от свойств биологических тканей? Если да то как?

5. Объясните, как происходит потеря энергии атома или молекулы в синглетном состоянии.

6. Опишите механизм растраты энергии атома или молекулы в триплетном состоянии.

7. Как влияет воздействие на ткани низкоэнергетическим лазерным излучением на скорость кровотока?

8. К каким процессам приводит воздействие лазерным излучением на поврежденную ткань?

### **3.5. МЕХАНИЗМЫ ДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ**

Поиски фоторецепторов и фотоакцепторов ведутся давно. Данные современной физиологии отрицают наличие на коже человека и животных специфических фоторецепторов.

В отношении акцепторов электромагнитного излучения оптического диапазона мнения ученых разделились: одни доказывают наличие специфических акцепторов строго определенных длин волн светового излучения, другие склонны к обобщению и считают неспецифическими фотоакцепторами две такие большие группы, как биополимеры (белки, ферменты, биологические мембраны, фосфолипиды, пигменты и др.) и биологические жидкости (лимфа, кровь, плазма, внутриклеточная вода).

Экспериментальные и клинические исследования по определению специфических фотоакцепторов дают основания считать таковыми в красной области спектра каталазу, молекулярный кислород с образованием синглетного кислорода.

Максимум фотоиндуцированной биостимуляции электромагнитными волнами в красной (633 м), зеленой (500 м) и фиолетовой (415 м) области спектра дает основание думать о порфири-

новой природе первичного фотоакцептора в клетках. Однако такое количество и разнообразие специфических акцепторов светового излучения вызывает сомнение в их строгой специфичности и первостепенной роли каждого в механизме терапевтического действия низкоэнергетического лазерного излучения.

Второй подход к этому вопросу, на наш взгляд, более объективен, поскольку он объединяет наиболее восприимчивые к электромагнитному излучению биоструктуры и отводит им роль неспецифических фотоакцепторов.

Спектр поглощения биополимеров электромагнитных волн оптического диапазона весьма широк. Так, белки, в зависимости от сложности их структуры, поглощают свет от ультрафиолетового до инфракрасного спектра: элементарные белковые структуры (аминокислоты, различные остатки белковых молекул и др.) реагируют на излучение ультрафиолетового диапазона; чем длиннее система сопряженных двойных связей в молекуле, тем при большей длине волны располагается длинноволновый максимум поглощения. Ферменты тоже являются веществами белковой природы, несущими определенные компоненты – активационные центры. Ферменты служат катализаторами без биохимических реакций, а для ферментативного катализа важнейшее значение имеют электронно-конформационные взаимодействия.

Учитывая, что энергия конформационных переходов биополимеров невелика (энергия, необходимая для образования спирального участка биополимера из 4 звеньев, равна около 10 Дж/моль, можно объяснить отклик различных ферментативных систем даже на слабые энергетические воздействия, а именно: низкоэнергетическое лазерное излучение красного и ближнего инфракрасного диапазона.

Фосфолипиды и клеточные мембраны – жидкокристаллические структуры, обладающие неустойчивым состоянием при температуре тела около 37°C, весьма чувствительны к воздействию излучения электромагнитных волн всего оптического диапазона. Пигментные комплексы биоструктур также восприимчивы к световому излучению весьма широкого диапазона длин волн.

Восприимчивость биоструктур к низкоэнергетическому лазерному излучению всего оптического диапазона обусловлена наличием совокупности специфических и неспецифических фотоакцепторов, которые поглощают энергию этого излучения и обеспечивают ее трансформацию в биофизических и биохимических процессах.

Низкоэнергетическое лазерное облучение биообъекта вызывает в тканях и органах различные эффекты, связанные с непосредственным и опосредованным действием электромагнитных волн оптического диапазона.

Непосредственное действие появляется в объеме тканей, подвергшихся облучению. При этом лазерное излучение взаимодействует с фотоакцепторами, запуская весь комплекс фотофизических и фотохимических реакций.

Помимо фотоакцепторов на прямое воздействие электромагнитных волн реагируют также и различные молекулярные образования, в которых происходит нарушение слабых атомно-молекулярных связей, что в свою очередь дополняет и усиливает эффект непосредственного влияния лазерного облучения. Опосредованное действие связано либо с трансформацией энергии излучения и ее дальнейшей миграцией, либо с передачей этой энергии или эффекта от ее воздействия различными путями и способами.

Основными проявлениями этого действия могут быть переизлучение клетками электромагнитных волн, передача эффекта воздействия низкоэнергетического лазерного излучения через жидкие среды организма, либо передача энергии этого излучения по каналам и меридианам рефлексотерапии.

Экспериментально было установлено, что при лазерном облучении клеточного монослоя происходит переизлучение этими клетками электромагнитных волн длиной, равной длине волны первичного излучения, на расстоянии до 5 м.



Рис. 3.7. Лазерный аппарат Lasermed-1-10, применяемый в лазерной хирургии

В.М. Инюшин и соавторы на основании своих исследований считают, что при взаимодействии низкоэнергетического лазерного излучения красного и ближнего инфракрасного диапазона с биообъектом одним из главных звеньев этого процесса является передача энергии воздействия через жидкие среды организма. Это объясняется авторами наличием резонансной спектральной «памяти» в жидких средах при лазерном облучении.

Очень тесно смыкается с этой гипотезой концепция С.В. Скопинова и соавторов, основанная на ведущем значении в механизме взаимодействия низкоэнергетического лазерного излучения с биообъектом структурной альтерации жидких сред организма.

Поскольку действующее на биообъект лазерное излучение – энергетический фактор, то в результате непосредственного и опосредованного влияния происходит в первую очередь изменение энергетических параметров внутренней среды организма. Это и образование электронных возбужденных состояний биомолекул, и проявление внутреннего фотоэлектрического эффекта, и изменение энергетической активности клеточных мембран, и другие процессы, связанные с миграцией энергии электронного возбуждения.

Живые организмы и биосфера в целом не изолированные, а открытые системы, обменивающиеся с окружающей средой и



веществом и энергией. Все эти системы являются неравновесными, диссипативными, самоструктурирующимися и самоорганизующимися.

Следовательно, в высокоорганизованной системе, в частности в человеческом организме, все ее элементы тесно взаимосвязаны и каждый из них может изменять свое состояние, лишь отражая или вызывая изменение любого другого элемента или системы в целом. При оптимальных дозах воздействия на организм низкоэнергетическим лазерным излучением мы осуществляем соответствующую энергетическую подкачку. В ответ на это в системах и органах происходят процессы активизации саморегуляции.

Конечный фотобиологический эффект лазерного облучения проявляется ответной реакцией организма в целом, комплексным реагированием органов и систем. Это находит отражение в клинических эффектах лазерной терапии.

В результате понижения рецепторной чувствительности, уменьшения интерстициального отека и напряжения тканей проявляются обезболивающие действия. Уменьшение длительности фаз воспаления и отека тканей дает противовоспалительный и противоотечный эффект.

Повышение скорости кровотока вместе с ускорением активности клеток способствует процессу физической регенерации. При лазерной терапии многими авторами отмечается десенсибилизирующий эффект, повышение активности общих и местных факторов иммунной защиты. В зависимости от длины волны лазерного облучения появляются бактерицидный или бактериостатический эффекты. Основа механизма взаимодействия низкоэнергетического лазерного излучения с биообъектом – фотофизические и фотохимические реакции, связанные с резонансным поглощением тканями света и нарушением слабых межмолекулярных связей, а также восприятие и перенос эффекта лазерного облучения жидкими средами организма.

При локальном лазерном облучении тканей биообъекта организм реагирует на воздействие комплексным ответом всех систем гомеостаза. За счет чего же происходит генерализация местного эффекта облучения? На наш взгляд, суммарный конечный фото-

биологический эффект формируется в результате процессов, возникающих непосредственно в объеме тканей биообъекта, подвергнувшихся облучению, и последующей трансформации и передачи энергии излучения или эффекта от его воздействия как окружающим тканям, так и далеко за пределы облученного участка.

В какой-то мере суммарный ответ организма на местное лазерное облучение формируется и за счет рефлекторного механизма. Однако, на наш взгляд, это не является ведущим фактором в генерализации местного эффекта, так как воздействие низкоэнергетическим лазерным излучением не запускает адаптационный механизм организма из-за малой энергетической мощности.

Генерализация осуществляется в основном, вероятно, за счет передачи эффекта воздействия излучения через жидкие среды биообъекта, а также за счет передачи энергии по системе фоторегуляции, аналогичной таковой у растений и микроорганизмов. Последний путь передачи энергии лазерного воздействия пока проблематичен, но имеет под собой солидную научную основу.

Наконец, соседние с облученным участком ткани также получают энергию данного воздействия за счет переизлучения фотоиндуцированными клетками электромагнитных волн той же длины на расстоянии до 5 см.

Не все изложенные положения по биомеханизму действия низкоэнергетического лазерного излучения являются бесспорными, некоторые из них – лишь теоретические посылки и не подтвержденные окончательно концепции. Но они служат путеводителем по извилистому лабиринту преобразования энергии лазерного воздействия в конечный клинический результат, основой для понимания патогенетической направленности лазерной терапии.

### ***Контрольные вопросы и задания***

1. Какие два основных подхода в решении вопроса воздействия лазерного излучения на кожу вы знаете?
2. В чём суть второго подхода и почему он наиболее объективен?
3. Что такое фосфолипиды и клеточные мембраны?

4. Чем обусловлена восприимчивость биоструктур к низкоэнергетическому лазерному излучению?

5. Что происходит при лазерном облучении клеточного монослоя?

6. Как В.М. Инюшин с соавторами объясняют взаимодействие низкоэнергетического лазерного излучения инфракрасного диапазона с биообъектом?

7. Какие эффекты выявлены многими исследователями при лазерной терапии?

8. Чем обусловлен суммарный конечный фотобиологический эффект?

9. Какие среды биообъекта наиболее ответственны за передачу энергии лазерного излучения?

10. На каком расстоянии от облучаемого участка может быть зарегистрировано воздействие электромагнитных волн?

### **3.6. ВРЕДНЫЕ ФАКТОРЫ ПРИ РАБОТЕ ЛАЗЕРНЫХ УСТАНОВОК**

Основную опасность при эксплуатации лазера представляет прямое лазерное излучение. Из-за его большой интенсивности и малой расходимости луча возникает возможность получения высокой плотности излучения, достигающей иногда  $10^{11}$ – $10^{14}$  Вт/см<sup>2</sup>, в то время как для испарения самых твердых материалов достаточно  $10^9$  Вт/см<sup>2</sup>.

Излучение лазера, выходящее из резонатора, направляется через различные оптические элементы (фильтры, линзы, призмы, светоделительные пластинки) на какую-либо мишень. Все эти элементы в некоторой степени отражают или рассеивают излучение оптических квантовых генераторов. Зеркально отраженное излучение опасно в той же мере, что и прямое. Кроме того, зеркально-отраженный луч лазера может многократно зеркально или диффузно отражаться от различных поверхностей.

Степень потенциальной опасности лазерного излучения зависит от мощности источника, длины волны, длительности импульса и чистоты его следования, окружающих условий, отражения и рассеяния излучения.

Кроме воздействия лазерного излучения возникают и другие опасные факторы.

Вредное влияние на глаза может оказать световая энергия от импульсных ламп накачки. Во время разряда лампа накачки излучает энергию, достигающую десятков килоджоулей. Кроме того, спектр излучения импульсных ламп содержит длинноволновые ультрафиолетовые лучи, которые могут дополнительно вызывать специфическую реакцию глаз.

К сопутствующим опасным факторам, возникающим при эксплуатации лазерных установок, можно отнести:

— высокое напряжение зарядных устройств, питающих батарею конденсаторов большей емкости. После разряда конденсаторов на лампы вспышки они могут сохранять электрический заряд высокого потенциала;

— загрязнение воздушной среды химическими веществами, образующимися при разрядке импульсных ламп накачки (озон, окислы азота), в результате испарения материала мишени при сварке, сверлении и других технологических операциях (окись углерода, свинец, ртуть, продукты окислительного разложения материала мишени, побочные продукты реакции лазера);

— интенсивный шум, возникающий в момент работы некоторых лазеров.

Биологические эффекты, возникающие при воздействии лазерного излучения на организм человека, делятся на две группы:

— первичные эффекты – органические изменения, возникающие непосредственно в облучаемых тканях;

— вторичные эффекты – неспецифические изменения, появляющиеся в организме в ответ на облучение.

Наиболее подвержены поражению лазерным излучением глаза человека. Сфокусированный на сетчатке хрусталиком глаза лазерный луч будет иметь вид малого пятна с еще более плотной концентрацией энергии, чем падающее на глаз излучение. Поэтому попадание лазерного излучения в глаз опасно и может вызвать повреждение сетчатой и сосудистой оболочек с нарушением зрения. При малых плотностях энергии происходит

кровоизлияние, а при больших – ожог, разрыв сетчатой оболочки, появление пузырьков глаза в стекловидном теле.

Излучение лазера, работающего в ультрафиолетовом и дальнем инфракрасном диапазоне длин волн, почти полностью будет поглощаться прозрачными средами глаза, содержащими большое количество жидкости. Вследствие этого их повреждения могут наступить при сравнительно небольших интенсивностях излучения, обычно эти повреждения имеют характер ожогов.

Лазерное излучение может вызвать также повреждение кожи и внутренних органов человека. Повреждение кожи лазерным излучением схоже с термическим ожогом. На степень повреждения влияют как входные характеристики лазеров, так и цвет, и степень пигментации кожи. Интенсивность излучения, которая вызывает повреждение кожи, намного выше интенсивности, приводящей к повреждению глаза.

Кроме ожогов кожи лазерное излучение способно вызвать повреждения внутренних органов, даже в тех случаях, когда на теле возникают относительно слабые поверхностные повреждения. Эти повреждения имеют характер отеков, кровоизлияний, омертвления тканей, свертывания и распада крови.

В ряде случаев имеет место воздействие как прямого, так и зеркально отраженного лазерного излучения на отдельные органы человека, а также диффузно отраженного излучения на весь организм человека. Результатом такого воздействия оказываются различные функциональные изменения центральной нервной, сердечнососудистой системы, эндокринных желез, физическое утомление и др.

Лазеры подразделяются по степени опасности генерируемого ими излучения на четыре класса.

К лазерам класса I относятся лазеры, выходное излучение которых не представляет опасности для глаз и кожи.

К лазерам класса II относятся лазеры, выходное излучение которых представляет опасность при облучении глаз прямым или зеркально отраженным излучением.

У лазеров класса III выходное излучение представляет опасность при облучении глаз прямым, зеркально и диффузно отраженным излучением на расстоянии 10 см от диффузно

отражающей поверхности и при облучении кожи прямым и зеркально отраженным излучением.

Лазеры класса IV представляют опасность при облучении кожи диффузно отраженным излучением на расстоянии 10 см от отражающей поверхности.

Классификация технологических лазерных установок проводится измерением уровней лазерного излучения в рабочей зоне и сравнением их с предельно допустимым уровнем.

### ***Контрольные вопросы и задания***

1. Какое излучение лазера наиболее опасно?
2. От чего зависит степень потенциальной опасности лазерного излучения?
3. Чем обусловлено вредное влияние лазерного излучения на глаза?
4. Какие сопутствующие факторы лазерного излучения вы знаете?
5. Перечислите группы биологических эффектов, возникающих при воздействии лазерного излучения на организм человека.
6. Чем опасно лазерное излучение, в ультрафиолетовом и инфракрасном диапазоне длин волн?
7. Перечислите четыре класса лазерной опасности.

## РЕКОМЕНДУЕМАЯ ЛИТЕРАТУРА

1. Попов П.Б. Новое оружие против рака. М., 2005. С.3–5.
2. Волкова А.С., Лощенов В.П., Ершова Е.Н. Лазерные и информационные технологии в медицине XXI века: материалы Междунар. конф. СПб., 2001. С. 414.
3. Толстых П.А., Коробоев У.Г., Шехтер А.М. Лазерная медицина. 2001. № 5 (2). С. 8–13.
4. Васильев Н.Е. Лазерная медицина. 2000. Т. 3 (3–4). С.16–20.
5. Толстых П.Г., Коробоев У.А., Дуванский В.С. и др. Лазерные и информационные технологии в медицине XXI века: материалы Междунар. конф. СПб., 2001. С. 449–460.
6. Странадко Е.Ф. Экспериментально-клиническая разработка метода лазерной фотодинамической терапии зло-качественных опухолей с использованием отечественных фотосенсибилизаторов первого и второго поколения // Лазер маркетинг. 2004. № 11–12. С. 20–26.
7. Электронные библиотеки // Институт онкологии. 2006. Электронный журнал, посвященный заболеваниям рака и его лечению. URL: <http://www.niioncologii.ru/> [10 апреля 2007].
8. Москвин С.В., Мыслович Л.В. Сочетанная лазерная терапия в косметологии. М., 2005.
9. Павлов С.Е. Лазерная терапия с использованием терапевтических матричных магнито-ИК-лазерных аппаратов. М., 2008.
10. Буйлин В.А. Лазерная профилактика гриппа и ОРВИ. М., 2009.
11. Применение лазерного излучения с длиной волны 0,94—0,98 мкм в лечении заболеваний периферических вен. М., 2009.
12. Соколов А.Л., Лядов К.В., Стойко Ю.М. Эндовенозная лазерная коагуляция в лечении варикозной болезни. М., 2007.

## ОГЛАВЛЕНИЕ

	Введение.....	3
1.	Основные явления и процессы в лазерах.....	4
1.1	Спонтанное излучение.....	4
1.2	Вынужденное излучение.....	6
1.3	Поглощение.....	7
1.4	Принцип работы лазера.....	8
1.5	Свойства лазерного излучения.....	12
1.6	Схемы накачки.....	16
	Контрольные вопросы и задания.....	17
2.	Классификация лазеров.....	18
2.1	Твердотельные лазеры.....	19
2.2	Газовые лазеры.....	21
2.3	Жидкостные лазеры.....	26
2.4	Полупроводниковые лазеры.....	27
2.5	Химические лазеры.....	30
2.6	Лазеры на центрах окраски.....	32
	Контрольные вопросы и задания.....	34
3.	Применение лазеров в медицине.....	35
3.1	Фотодинамическая терапия.....	36
	Контрольные вопросы и задания.....	43
3.2	Магнитно-лазерная терапия.....	44
	Контрольные вопросы и задания.....	50
3.3	Лазерная методика обновления кожи.....	51
	Контрольные вопросы и задания.....	59
	Физико-химические аспекты воздействия лазерного излучения на человека.....	60
	Контрольные вопросы и задания.....	68
3.5	Механизмы действия лазерного излучения.....	69
	Контрольные вопросы и задания.....	74
3.6	Вредные факторы лазерных установок.....	75
	Контрольные вопросы и задания.....	78
	Рекомендуемая литература.....	79



*Учебное издание*

ДОБРО Людмила Федоровна  
БОГАТОВ Николай Маркович  
СУПРУНОВ Владимир Владимирович

ЛАЗЕРЫ В МЕДИЦИНЕ

Учебное пособие

---

Подписано в печать 27.05.2011. Формат 60×84  $\frac{1}{16}$ .  
Печать цифровая. Уч.-изд. л. 5,1. Тираж 100 экз.  
Заказ №

Кубанский государственный университет.  
350040, г. Краснодар, ул. Ставропольская, 149.

Издательско-полиграфический центр КубГУ  
350040, г. Краснодар, ул. Ставропольская, 149.

