

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ПРАКТИЧЕСКИЕ АСПЕКТЫ ПРИМЕНЕНИЯ ЛАЗЕРОВ В СТОМАТОЛОГИИ

В.Г. Бургонский

Институт стоматологии НМАПО
им. П.Л. Шупика

Резюме. В статье представлена информация о принципе действия, устройстве, механизме терапевтического действия современных лазеров, применяемых в стоматологической практике; содержатся сведения о собственном опыте использования лазерных технологий.

Ключевые слова: лазер, монохроматический когерентный свет.

ТЕОРЕТИЧНІ ТА ПРАКТИЧНІ АСПЕКТИ ЗАСТОСУВАННЯ ЛАЗЕРІВ У СТОМАТОЛОГІЇ

В.Г. Бургонський

Резюме

У роботі представлена інформація про принцип дії, устрій, механізм терапевтичної дії сучасних лазерів, що застосовуються у стоматологічній практиці; містяться відомості про власний досвід застосування лазерних технологій.

Ключові слова: лазер, монохроматичне когерентне світло.

THEORETICAL AND PRACTICAL ASPECTS OF LASER APPLICATION IN DENTISTRY

V. Burhonsky

Summary

The article represents the information regarding the operation principle, structure, mechanism of therapeutic action of the modern laser equipment that is applied in dental practice. It contains the information about the personal experience in the application of laser technologies.

Key words: laser, monochromatic coherent light.

Стоматология, являясь одной из наиболее прогрессивно развивающихся отраслей медицины, всегда идет в ногу со временем и постоянно совершенствует лечебный процесс, делая его более безопасным и привлекательным для пациентов. Применение лазеров в стоматологии открывает совершенно новые возможности, позволяя врачу-стоматологу предложить пациенту большой перечень минимально инвазивных, фактически безболезненных процедур в безопасных для здоровья стерильных условиях, отвечающих высочайшим клиническим стандартам оказания стоматологической помощи.

Широкий спектр биологического действия лазерного излучения (общего – на различные системы и внутренние органы целостного организма и местного – на клеточные элементы ткани) обеспечивает возможность проведения высокоэффективной патогенетической многофакторной терапии различных стоматологических заболеваний. Однако для успешного использования лазера в стоматологии чрезвычайно важно полное понимание принципа действия, показаний, противопоказаний и условий его безопасного применения.

ПРИНЦИП ДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРА

Слово «лазер» (laser) является акронимом слов «light amplification by stimulated emission of radiation» (усиление света путем вынужденного излучения):

light;
amplification;
stimulated;
emission;
radiation.

Основы теории были заложены в нескольких основных принципах физики, впервые сформулированных Альбертом Эйнштейном в 1916 г.

Уникальность лазерной энергии заключается в монохроматичности (т. е. наличии в спектре волн только одной длины) и когерентности (распространении электромагнитных волн строго упорядоченно во времени и пространстве) лазерного света, благодаря чему достигается чрезвычайно высокая концентрация световой энергии. В общей сложности, свет лазера обладает четырьмя особыми качествами, которые отличают его от обычного света:

- монохроматичность (состоит из одной длины световой волны);
- направленность (световые волны идут параллельно друг другу);
- однофазность (точки минимума и максимума волн синхронны);
- высокая интенсивность.

Важным следствием этих четырех качеств является то, что лазерный свет обладает чрезвычайной мощностью и может быть нацелен с большой точностью.

В основе механизма действия монохроматического, когерентного излучения лазеров лежит поглощение световой энергии атомами, молекулами соединений с превращением ее в тепловую, акустическую, механическую, электрохимическую энергию фотохимических процессов. Это оказывает влияние на биофизические свойства тканей и биохимические процессы, происходящие в них, что в свою очередь отражается на функциональном состоянии той или иной системы и организма в целом.

В основе принципа действия лазера лежат два процесса:

- вынужденное излучение и
- обратная связь.

Вынужденное излучение – это испускание электромагнитного излучения возбужденной квантовой системой под воздействием внешнего излучения, являющегося вынуждающим в том случае, когда частота, поляризация, фаза и направление излучаемых лазерным веществом фотонов точно соответствуют этим же параметрам фотонов внешнего излучения.

Для возникновения вынужденного излучения необходимо создать *инверсную населенность*. Она заключается в том, что в квантовой системе, имеющей дискретные энергетические уровни, находятся два таких уровня, для которых количество возбужденных частиц на верхнем энергетическом уровне больше количества частиц на нижнем, на который и переходит система после генерации излучения.

Направляя часть усиленного излучения обратно в систему, т. е. установив *обратную связь*, можно еще более усилить первоначальное излучение, сохранив все его характеристики. Таким образом, возникает генерация электромагнитного излучения. Электромагнитное излучение появляется, когда заряженная частица, такая как электрон, отдает энергию (рис. 1). Это происходит каждый раз, как электрон переходит от высокоэнергетического состояния, Q_1 , к меньшему энергетическому состоянию, Q_2 , в атоме либо ионе, как это происходит с флуоресцентным светом. Это также случается при изменении вибрирующего или вращательного состояния молекулы.

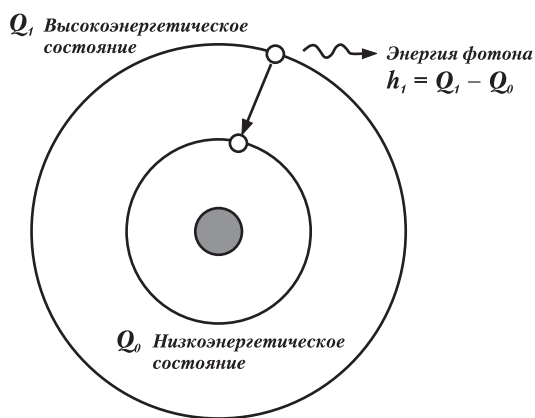


Рис. 1. Излучение радиации от атома при переходе электрона от более высокого к более низкому энергетическому состоянию.

Цвет света определяется его частотой или длиной волны. Более короткие волны – это ультрафиолет, а более длинные относятся к инфракрасному излучению. Наименьшая частичка энергии света описывается в квантовой механике как фотон. Разница в уровнях энергии, влияющая на возбужденный электрон, определяет длину волны излучаемого света.

УСТРОЙСТВО ЛАЗЕРА

Как показано на рисунке 2, тремя основными составляющими лазера являются:

- Генерирующий материал (кристалл, газ, полупроводник, краситель и т. д.).
- Источник напряжения (придает энергию лазерному материалу, например, вспышка, электрический ток для произведения столкновения электронов, излучение от лазера и т. п.).
- Оптическая емкость, состоящая из отражателей, которые действуют как механизм обратного питания для усиления света.

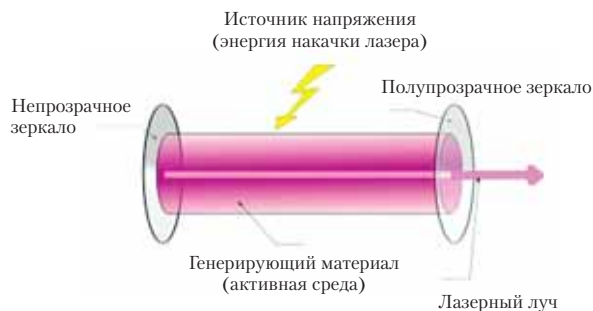


Рис. 2. Схема твердого состояния лазера.

Лазерной (активной) средой является вещество с инверсной населенностью. Активное вещество может быть:

- твердым (например, кристаллы искусственного рубина и граната, некоторые соли вольфрамовой и молибденовой кислот, различные виды стекол с примесью неодима и некоторых других элементов и др.);
- жидким (в частности растворы различных веществ);
- газообразным (смеси гелия и неона, гелия и паров кадмия, азот, аргон, криптон, углекислый газ и др.).

В соответствии с этим лазеры делят на:

- твердотельные;
- жидкостные;
- газовые.

Для возникновения генерации электромагнитного излучения необходимо создать инверсную населенность между двумя какими-либо уровнями квантовой системы. Для того чтобы перевести ее частицы в такое возбужденное состояние, применяют потоки светового излучения, электронов, радиоактивных частиц, химические реакции и т. д. Излучение, возникающее при переходе частиц с одного уровня с инверсной населенностью на другой, является внешним, под воздействием которого возникает вынужденное излучение.

Обратная связь осуществляется с помощью *оптического резонатора*, простейшая модель которого состоит из двух зеркал, расположенных друг против друга. Внутри резонатора (между зеркалами) находится *активное вещество*. Зеркала постоянно возвращают часть энергии внутри вещества для усиления индуцированного потока.

По способу возбуждения лазеры делят на импульсные и непрерывные, в которых инверсная населенность поддерживается, соответственно, в течение короткого или длительного периода времени.

Устройство лазера можно рассмотреть на примере простейшего твердотельного лазера, в котором в качестве активного вещества используют искусственный рубин с примесью хрома (рис. 3). Рубиновый стержень помещен

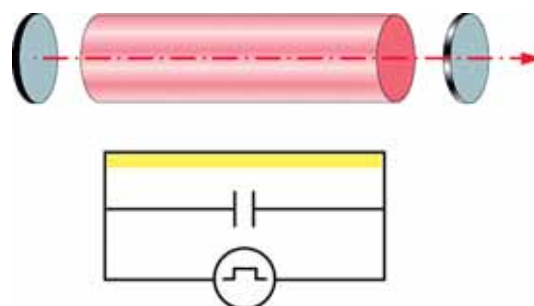


Рис. 3. Принципиальная схема рубинового лазера.

между зеркалами (одно из них полупрозрачное), образующими резонатор. Рядом с рубиновым стержнем находится источник возбуждения (оптическая накачка) – ксенонная газоразрядная лампа, получающая электрический ток от блока питания.

Под воздействием света лампы оптической накачки большое количество атомов хрома переходит в возбужденное состояние. Возвращаясь в исходное состояние, атомы хрома спонтанно излучают фотоны, которые, сталкиваясь с другими возбужденными атомами хрома, также выбивают из них фотоны. Эти фотоны, встречаясь с другими возбужденными атомами хрома, опять выбивают фотоны, и этот процесс лавинообразно нарастает. Поток фотонов, многократно отражаясь от зеркал резонатора, увеличивается до тех пор, пока плотность энергии излучения не достигнет предельного значения, достаточного для преодоления полупрозрачного зеркала, и вырывается наружу в виде монохроматического когерентного лазерного излучения.

МЕХАНИЗМ ТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРОВ

В механизме биологического действия *низкоинтенсивного лазерного излучения* преобладают фотохимические и фотоэлектрические эффекты.

Первичное воздействие излучения *высокоинтенсивных лазеров* проявляется в виде трех основных эффектов:

- светового;
- термического;
- давления света.

Биологическое действие высокоинтенсивного лазерного излучения реализуется в тканях организма в виде трех основных эффектов:

- первичных – выражающихся в изменениях энергетического содержания электронных уровней и стереохимической перестройке молекул вещества ткани, коагуляции белковых структур и т. п.;
- вторичных – фотохимических, фотоэлектрических и фотодинамических эффектов, стимуляции или угнетения биохимических процессов, изменении функционального состояния клеток (включая их мембраны и органеллы), тканей и систем целостного организма;
- эффектов последствия – цитопатического и др.

Основным действующим фактором лазерного излучения является мощный *световой поток*, который в первую очередь обладает свойством оказывать давление на поверхность ткани (эффект давления света был открыт в 1901 г. П.Н. Лебедевым). Поскольку мощность светового потока высокоинтенсивных лазеров достаточно высока, соответственно, значительных величин достигает и вызываемое ими давление света на ткань, создающее ударную световую волну.

Световой поток высокой интенсивности при взаимодействии с тканями в первую очередь вызывает термический эффект, который в зависимости от его мощности (в том числе плотности мощности) может вызывать последовательно ряд изменений тканей:

- коагуляцию;
- ожог;
- обугливание;
- сгорание;
- испарение.

При взаимодействии с живой тканью, содержащей воду, происходит ее вскипание с явлениями микровзрывов, отмечается давление образовавшихся паров на ткань. При этом возникает явление суммации давления

света и давления паров, из которых складывается общее ударное воздействие лазерного излучения.

На молекулярном уровне фототермические процессы можно представить как поглощение фотона органической молекулой, которое переводит ее в возбужденное вращательное и вибрирующее состояние, и последующую потерю возбуждения, происходящую из-за анокласического соударения с молекулой окружающей среды, которая таким образом забирает ее кинетическую энергию. Этот процесс потери возбуждения происходит в течение очень короткого периода (1–100 псес), а следующее за ним быстрое нагревание приводит к местному поднятию температуры.

На видимом уровне биологические эффекты фототермического вида можно классифицировать в соответствии с несколькими различными термодинамическими процессами, к которым будут относиться главные гистологические изменения, суммированные в таблице 1.

Механизм взаимодействия высокоинтенсивного лазерного излучения с тканями во многом зависит от вида и состояния ткани организма (на которую воздействует световое излучение): ее плотности, состава, степени водонасыщаемости, состояния поверхности (цвет, гладкость), теплопроводности, теплоемкости, акустических, механических, физико-химических свойств, микроструктуры (гомо- или гетерогенность) и др. Как известно, степень поглощения светового потока тканью определяется как величиной длины волны лазерного излучения, так и функциональным состоянием ткани. Например, ткань, находящаяся в состоянии повышенной функциональной активности (рабочая гиперемия и т. п.), в большей мере поглощает лазерное излучение. Имеет значение состояние поверхности ткани; например, гладкая блестящая поверхность эмали зуба в большей мере отражает свет и очень мало его поглощает. Воспаленная или отечная кожа (слизистая оболочка) также в основном отражает свет и меньше его поглощает. Патологически измененные ткани (эрозии, шероховатости, струпы и т. п.) главным образом поглощают световую энергию.

Первичные эффекты излучения высокоинтенсивных лазеров вызывают в тканях вторичные эффекты, в пер-

Таблица 1
Гистологические изменения, вызванные фототермическими процессами

43–45°C	Структурные изменения Сжатие Перегревание (смерть клеток)
50°C	Уменьшение ферментной активности
60°C	Разрушение белка Свертывание Разрушение коллагена Изменение оболочки
100°C	Внеклеточное образование вакуолей (пузырьков)
> 100°C	Разрушение вакуолей
300–1000°C	Термоабляция (удаление) ткани
3350°C	Испарение углерода

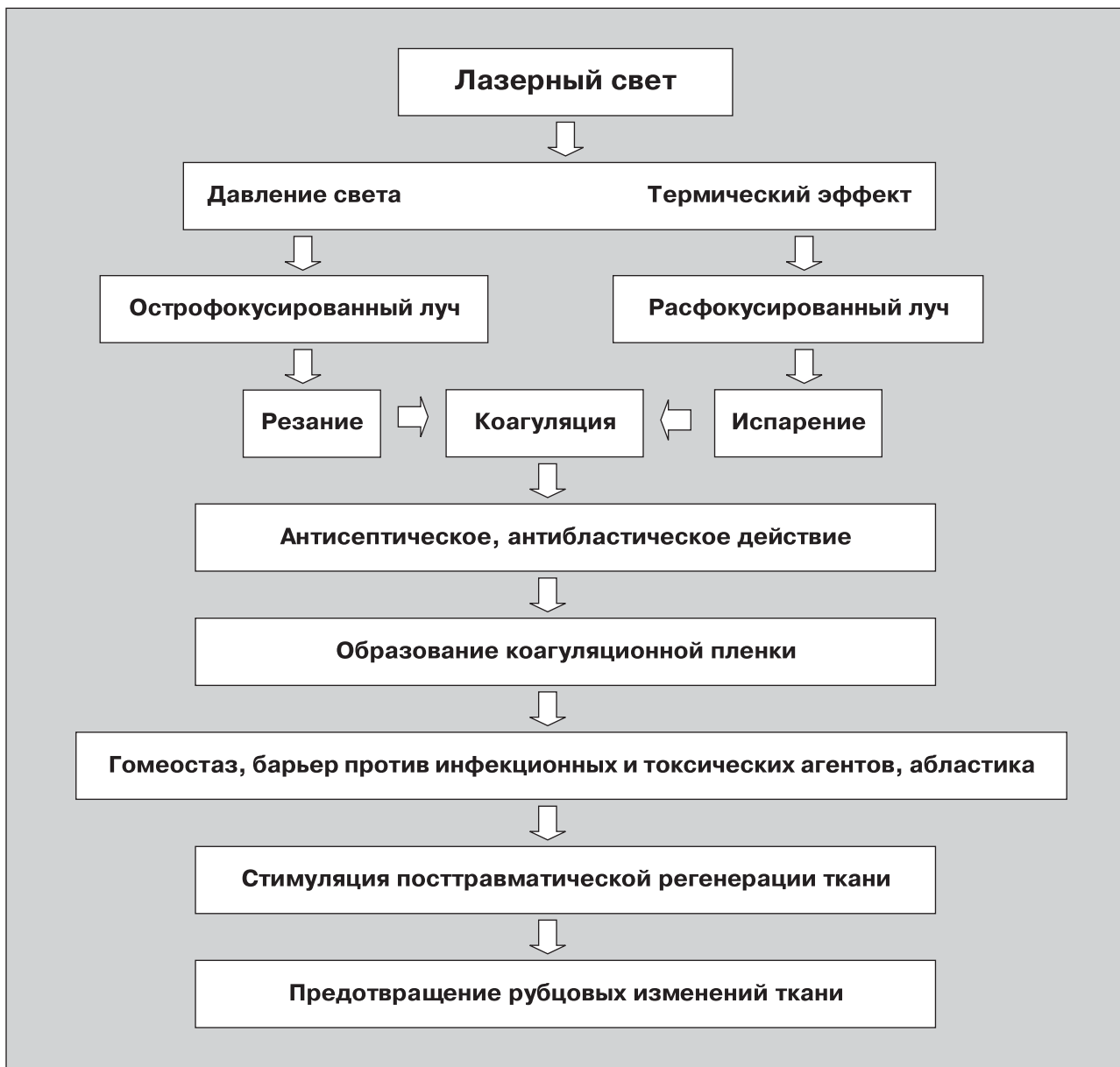


Схема 1. Механизм действия CO₂-лазера на ткани.

вую очередь акустические (воздействие высокой температуры с парообразованием вызывает микровзрывы), сопровождающиеся вибрацией и растрескиванием, включая ультразвуковые колебания, ударные и так называемые стоячие волны, явления электрострикции и др., в целом оказывающие на ткани определенное биологическое действие, механизм которого может быть представлен в виде рабочей схемы 1.

Все множество лазеров, доступных для использования в стоматологических целях, различаются в нескольких аспектах. Основное различие состоит в активной среде (т. е. в материале, подвергающемся индуцированному излучению). Используемый материал определяет длину волны производимой энергии и, следовательно, клинические показания. Лазеры различаются также в зависимости от места приложения их энергии – воздействующее на мягкие или твердые ткани.

Взаимодействие между электромагнитной волной и биологическим проводником зависит от длины волны самого излучения и оптических свойств ткани. Свойства

ткани, важные при взаимодействии с лазером, включают содержание воды, меланина и гемоглобина.

Лазерный свет поглощается определенным структурным элементом, входящим в состав биологической ткани. Поглощающее вещество носит название «хромофор». Им могут являться различные пигменты (меланин), кровь, вода и др. Каждый тип лазера рассчитан на определенный хромофор, его энергия калибруется исходя из поглощающих свойств хромофора, а также с учетом области применения. Способность к проникновению лазерной энергии через кожу увеличивается пропорционально длине волны. В таблице 2 представлена информация о типах наиболее широко применяемых в стоматологии лазеров, глубине проникновения генерируемого ими луча и хромофоре, на который они воздействуют.

Тремя основными методиками лазерной хирургии в стоматологии являются инцизия, испарение и гемостаз.

Разрез проводится размещением лазера на фокусном расстоянии (минимально возможный размер точки) от

Типы наиболее широко применяемых в стоматологии лазеров, глубина проникновения и хромофоры

Лазер	Длина волны, (нм)	Глубина проникновения, мкм (мм)*	Поглощающий хромофор	Типы ткани
Диодный	830 980	4000 (4,00) 1300 (1,3)	Меланин, Кровь	Мягкие, отбеливание
Неодимовый (Nd:YAG)	1064	5315 (5,31)	Меланин, Кровь	Мягкие
Эрбиевый (Er:YAG)/td	2780 2940	70 (0,07) 3 (0,003)	Вода Вода	Твердые (мягкие) Твердые (мягкие)
Углекислотный (CO ₂)	9600 10600	50 (0,05) 65 (0,065)	Вода Вода	Твердые (мягкие) Мягкие

* – глубина проникновения света *h* в микрометрах (миллиметрах), на которой поглощается 90 % мощности падающего на биоткань лазерного света.

оперируемой ткани или дотрагиваясь до нее (при использовании контактного наконечника). Это увеличивает плотность энергии и концентрирует эффект на небольшой площади.

Испарение, также называемое *абляцией*, позволяет удалять большие области поверхностных тканей (например, удаление поверхностного слизистого эпителия), не затрагивая более глубоко лежащие структуры. Это достигается дефокусировкой или увеличением расстояния между лазером и тканью для увеличения размера точки падения луча. Дефокусировка эффективно снижает плотность лазерной энергии на единицу площади и приводит к более поверхностному воздействию лазера на большей площади поверхности. Расстояние до ткани может значительно варьировать в зависимости от типа доставки луча, доступной мощности и желаемой глубины проникновения.

Большинство лазеров обладают эффектом *гемостаза* в зависимости от глубины проникновения луча лазера и при условии, что гемоглобин или коллаген сосудистой стенки является хромофором к данной длине волны лазера.

Лазерная система использует, как правило, оптоволоконную доставку лазерного луча к целевой ткани. Эти системы являются гибкими и точными, обеспечивающими контактную и неконтактную хирургию, также они допускают эндоскопическое проведение луча. Другие типы лазеров используют доставку посредством манипулятора, где набор полых металлических трубок, соединенных гибкими зеркальными сочленениями или «шарнирами», проводит пучок света от лазера к тканям. Хотя это и удобно в случае поверхностных тканей, гораздо больше затруднений встречается при проведении к более глубоко лежащим тканям или областям с затрудненным доступом, таким как полость рта. Некоторые более новые лазеры используют вариацию манипулятора – полый волновод. Полный волновод представляет собой гибкую металлическую трубку, внутри выстланную зеркальной поверхностью или фольгой, обеспечивающую отражение луча вниз по волноводу к тканям. Хотя и не такая гибкая, как оптоволокно, и не допускающая эндоскопическое проведение, эта система разительно улучшила возможность стоматолога обеспечивать удобную, точную доставку луча внутри полости рта.

Области применения лазеров в стоматологии:

- лазерная хирургия (операции по удалению гемангиом, фибромы, эпюлиды, вскрытие абсцесса, френэктомия, атравматичная гингивопластика, изменение формы ткани и сосочка, гингивэктомия, формирование гингивальной канавки, удаление гиперпластических тканей; удаление пигментных пятен и др.);
- терапия (освечивание участков поражения с целью стимуляции регенерации, трофики, ранозаживления и т. д.);
- пародонтология;
- эндодонтия;
- лазерная реставрация (обеспечение гемостаза, получение сухой поверхности для оттисков и др.);
- имплантология;
- отбеливание зубов.

Собственный опыт применения лазерных технологий в стоматологической практике

Наш опыт применения лазеров в стоматологической практике начинается с 1975 года. С этого периода кафедра терапевтической стоматологии № 1 КГИУВ (переименованной в НМАПО им. П.Л. Шупика), руководимая профессором Н.А. Кодолой, по приказу Министерства здравоохранения, участвовала в проведении расширенных клинических исследований излучения гелий-неонового лазера (ГНЛ) для лечения заболеваний слизистой оболочки полости рта (СОПР) и пародонта.

Наши клинические исследования позволили установить, что излучение ГНЛ оказывает стимулирующее, противовоспалительное, анальгезирующее, фотодинамическое действие, что определяет соответствующие плотность мощности излучения, экспозицию, индивидуальные особенности организма и т. д.

Результаты лазерного воздействия различных параметров, полученные в эксперименте и клинике, дали основания рекомендовать применение ГНЛ для лечения больных с хроническим рецидивирующим афтозным стоматитом, десквамативным глосситом и глоссалгией, синдромом Мелькерсона–Розенталя, многоформной эксудативной эритемой, пародонтитом.

Применение света ГНЛ в качестве лечебного фактора при заболеваниях СОПР пародонта в наших наблюде-

ниях не вызвало побочных отрицательных явлений у больных и обслуживающего персонала.

В последующем излучение ГНЛ было использовано нами с целью воздействия на биологически активные точки (БАТ) как разновидность рефлекторного воздействия – лазерная рефлексотерапия (ЛРТ). Возможность безболезненного, асептического и контролируемого для каждого больного лечебного воздействия, а также отсутствие побочных явлений (при правильном подборе параметров ЛРТ) являются преимуществами этого метода по сравнению с другими методами РТ. Выраженный терапевтический эффект лечебного комплекса, включающего лазеропунктуру, установленный клиническими и специальными исследованиями, дает нам основание отнести его к эффективным средствам лечения заболеваний пародонта и СОПР.

В настоящее время нами на кафедре стоматологии Института стоматологии НМАПО им. П.Л. Шупика (заведующий кафедрой директор Института стоматологии НМАПО, профессор А.В. Павленко) широко используется диодный лазер «LAMBDA Scientifika srl» (Италия) мощностью 2 Вт для лечения различных стоматологических патологий. Наши многочисленные клинические наблюдения убедительно свидетельствуют в пользу его высокой эффективности в повседневной стоматологической практике, а технология его применения является выгодной и более совершенной альтернативой существующим методам лечения стоматологических заболеваний.

Полученные клинические результаты позволяют сделать некоторые **выводы** об основных преимуществах применения лазеров в стоматологической практике:

- обеспечение бескровной хирургии, позволяющей стоматологу работать в отсутствие мешающего кровотечения;
- возможность удаления минимального количества ткани с наименьшим воздействием на соседние участки, т. е. они идеальны для точной, тонкой работы;
- практически полное отсутствие необходимости прибегать к местной анестезии, а также выраженное

уменьшение послеоперационной боли в сравнении с другими типами хирургического лечения;

- отсутствие необходимости в ушивании ран или покрытии их повязками, кроме случаев, когда косметика требует обратного;
- отсутствие образования рубцовых изменений при проведении косметической коррекции поверхности кожи вокруг рта;
- незначительное или полное отсутствие постоперационного отека вследствие запечатывания лимфатической системы и минимальной травмы тканей во время лазерной хирургии;
- проведение хирургических манипуляций без опасения развития значительных постоперационных косметических деформаций или функциональной недостаточности благодаря минимизации повреждения тканей и снижению количества миофибробластов в ранах, обработанных лазером, в сравнении с ранами, после применения скальпеля или электрохирургических инструментов, а также сведение к минимуму образования постоперационных рубцов и контрактур;
- антибактериальное действие по отношению к микрофлоре, содержащейся в корневом канале зубов с осложненным кариесом, а также создание условий для инактивации бактериальных токсинов, распространенных в корневом цементе;
- обеспечение антибактериального действия на инфицированную бактериями поверхность корней зубов и имплантатов;
- отсутствие условий для развития перекрестной инфекции;
- положительная реакция пациентов, отсутствие стрессов, связанных с лечением;
- высокотехнологичный имидж стоматолога и его клиники;
- обеспечение условий для экономии рабочего времени до 40 %;
- экономическая целесообразность применения лазеров в стоматологии.

ЛИТЕРАТУРА

1. Грохольский А.П., Кодола Н.А., Бургонский В.Г., Чайковский Ю.Б. Нетрадиционные методы лечения в стоматологии // Практическое пособие. – К.: Здоров'я, 1995. – С. 50–60.
2. Кодола Н.А., Бургонский В.Г., Геращенко О.А. и др. Использование энергии гелий-неонового лазера в лечении заболеваний слизистой оболочки полости рта и пародонта // Тезисы докладов III съезда физиотерапевтов и курортологов Украины, Одесса, 1979. – С. 56–57.
3. Кодола Н.А., Козловский С.И., Бургонский В.Г. Результаты применения гелий-неонового лазера для лечения заболеваний слизистой оболочки полости рта и пародонта. – ВДНХ СССР, МЗ СССР. Материалы Всесоюзного семинара по обмену опытом внедрения гелий-неоновых лазеров для лечения заболеваний слизистой оболочки полости рта и пародонта. – М., 1979. – С. 23–24.
4. Кодола Н.А., Бургонский В.Г., Козловский С.И. Лазеропунктура в сочетании с иглорефлексотерапией в комплексном лечении пародонтоза // Тезисы докладов Всесоюзной конф. по применению лазеров в медицине. – Красноярск, 1983. – С. 45–46.
5. Кодола Н.А., Бургонский В.Г. Рефлексотерапия в комплексном лечении болезней пародонта. – К.: Здоров'я, 1989. – 125 с.
6. Лазеры в хирургической стоматологии. – МЗ СССР, ЦНИИС, М., 1982. – 64 с.
7. Прохончуков А.А., Жижина Н.А. Лазеры в стоматологии. – М.: Медицина, 1986. – 176 с.
8. Прохончуков А.А., Куклин Г.С., Кодола Н.А., Бургонский В.Г. и др. Применение лазерной рефлексотерапии в лечении стоматологических заболеваний // Методические рекомендации. – М., 1989. – 18 с.
9. Bahcall J., Howard D.V.M., Miserendino L., Walis H. (1992). Preliminary investigation of the histological effects of laser endodontic treatment on the periradicular tissues in dogs // J. Endod., 18, 47–51.
10. Rooney J., Mids M., Leemig J. (1994). A laboratory investigation of the bactericidal effect of a Nd:YAG laser // Br. Dent. J., 176, 61.
11. Gutknecht N., Moriz A., Conrads G., Sievert T., Sperr W., Lampert F. (1996). Bactericidal effect of the Nd:YAG laser in vitro root canals // J. Clin. Las. Med. Surg., 14/2, 77–80.
12. Gold S.J., and Vilardi M.A. (1992). Effect of Nd:YAG laser curettage on gingival crevicular tissues // J. Dent. Res., 71, 299 (abstract 1549).
13. Goldman L., Shumrick D.A., Rockwell R.J., Meyer R. The laser in maxillofacial surgery // Arch. Surg., 1968; 96: 397–400.
14. Rastegar S., Jacques S.L., Motamedi M., and Kim B.M. (1992). Theoretical analysis of equivalency of high-power diode laser (810 nm) and Nd:YAG laser (1064 nm) for coagulation of tissue: Predictions for prostate coagulation // SPIE, 1646, 150–160.
15. Moritz A., Schoop U., Goharkhay K., Wernisch J., Sperr W. Treatment of periodontal pockets with a diode laser // Lasers Surg. Med., 1998; 22: 302–311.
16. Niemz M. Laser tissue interactions // Springer, Berlin; 1996. p. 69.
17. Spencer P., Trylovich D.J., and Cobb C.M. (1992). Chemical characterization of lased root surfaces using Fourier transform infrared photoacoustic spectroscopy // J. Periodontol., 63, 633–636.
18. Radvar M., MacFarlane T.W., MacKenzie K., Whitters C.J., Payne A.P., and Kinane D.F. (1996). An evaluation of the Nd:YAG laser in periodontal pocket therapy // Br. Dent. J., 180/2, 57–62.
19. White J.M., Goodis H.E., and Rose C.M. (1991). Nd:YAG pulsed infrared laser for treatment of root surface // CDA J., 19/11, 55–58.
20. Pick R.M., Pecaro B.C., Silberman C.J. (1985). The laser gingivectomy. The use of the CO₂ laser for the removal of phenytoin hyperplasia // J. Periodontol., 56/8: 492–496.
21. Wyman A., Duffy S., Sweetland H.M., Sharp F., Rogers K. Preliminary evaluation of a new high power diode laser // Lasers Surg. Med., 1992; 12: 506–509.