

МИНИСТЕРСТВО ЗДРАВООХРАНЕНИЯ РЕСПУБЛИКИ БЕЛАРУСЬ
БЕЛОРУССКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ МЕДИЦИНСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ
КАФЕДРА ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

**ПРИМЕНЕНИЕ
ЛАЗЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ
В ПРАКТИКЕ ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ
СТОМАТОЛОГИИ**

Учебно-методическое пособие



Минск БГМУ 2012

УДК 616.314-089.23-085.849.19(075.8)

ББК 56.6 я73

П76

Рекомендовано Научно-методическим советом университета в качестве учебно-методического пособия 18.04.2012 г., протокол № 7

А в т о р ы: С. А. Наумович, А. П. Дмитроченко, А. Н. Доста, А. В. Кувшинов, Ал. П. Пашук, Т. В. Крушинина

Р е ц е н з е н т ы: проф. Т. Н. Терехова; доц. А. Г. Третьякович

Применение лазерных технологий в практике ортопедической стоматологии : П76 учеб.-метод. пособие / С. А. Наумович [и др.]. – Минск : БГМУ, 2012. – 60 с.

ISBN 978-985-528-638-8.

Представлено использование лазерных технологий при препарировании твердых тканей зуба, при комплексном лечении заболеваний периодонта, при изготовлении и реконструкции зубных протезов и ортодонтических аппаратов, а также возможности применения лазерных технологий в комплексном лечении аномалий и деформаций зубочелюстной системы.

Предназначено для студентов 3–5-го курсов стоматологического факультета, клинических ординаторов и врачей-интернов.

УДК 616.314-089.23-085.849.19(075.8)

ББК 56.6 я73

Учебное издание

Наумович Семен Антонович
Дмитроченко Анатолий Петрович
Доста Андрей Николаевич и др.

ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ В ПРАКТИКЕ ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

Учебно-методическое пособие

Ответственный за выпуск С. А. Наумович
Редактор И. В. Дицко
Компьютерная верстка Н. М. Федорцовой

Подписано в печать 19.04.12. Формат 60×84/16. Бумага писчая «Снегурочка».

Печать ризографическая. Гарнитура «Times».

Усл. печ. л. 3,49. Уч.-изд. л. 3,11. Тираж 150 экз. Заказ 501.

Издатель и полиграфическое исполнение:
учреждение образования «Белорусский государственный медицинский университет».

ЛИ № 02330/0494330 от 16.03.2009.

ЛП № 02330/0150484 от 25.02.2009.

Ул. Ленинградская, 6, 220006, Минск.

ISBN 978-985-528-638-8

© Оформление. Белорусский государственный
медицинский университет, 2012

МОТИВАЦИОННАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ТЕМЫ

Тема: принципы и особенности патогенетического лечения зубочелюстных аномалий в сформированном прикусе.

Изучается в рамках дисциплины «Ортопедическая стоматология» в темах: «Ортопедическое лечение при заболеваниях периодонта» (8-й семестр), «Лечение зубочелюстных аномалий и деформаций в сформированном прикусе» (9-й семестр) и «Ортопедическое лечение при заболеваниях периодонта» (10-й семестр).

Общее время занятия: 8-й семестр — 30 ч; 9-й семестр — 25 ч; 10-й семестр — 24 ч.

Начало XXI в. отмечено дальнейшим продвижением лазерных технологий в различные разделы практической медицины. Одним из таких разделов является стоматология. В последние годы создано несколько специализированных лазерных систем для стоматологии, которые позволили существенно повысить качество лечения.

Современные лазерные аппараты для стоматологии дают возможность выполнять широкий спектр оперативных вмешательств и лечебных процедур как самостоятельно, так и в сочетании с традиционной аппаратурой и инструментарием.

Основными преимуществами лазерных медицинских технологий являются малоинвазивность, бескровность оперативных вмешательств на мягких тканях полости рта, минимальная болезненность, ускоренное заживление ран.

Излучение эрбиевого лазера при воздействии на ткань зубов, удаляя патологические ткани, минимально повреждает здоровые.

Остаются актуальными методы лазеротерапии в стоматологии. Современные низкоинтенсивные лазеры позволяют стимулировать репаративные процессы как мягких тканей, так и костной ткани челюстно-лицевой области благодаря появлению лазеров с разной проникающей способностью лазерного излучения.

Эти и многие другие преимущества лазерных технологий в стоматологии, а также снижение стоимости лазерной аппаратуры дают основание прогнозировать уже в ближайшие годы их ускоренное развитие.

Цель занятия: изучить применение лазерных технологий в практике ортопедической стоматологии.

Задачи занятия. Студенту необходимо:

1. Ознакомиться с лазерной аппаратурой для стоматологии.
2. Изучить показания к использованию лазерных медицинских технологий в стоматологии.
3. Научиться применять лазеротерапию в ретенционном периоде ортодонтического лечения после компактостеотомии, до ортодонтического

лечения и в его ретенционном периоде с использованием ортодонтического аппарата.

4. Рассмотреть возможности применения низкоинтенсивного инфракрасного лазерного излучения при комплексном лечении деформаций верхней челюсти в сформированном прикусе у пациентов после операций по поводу сквозных расщелин губы и неба.

5. Изучить применение лазерной сварки при изготовлении и реконструкции металлических зубных протезов и ортодонтических аппаратов.

6. Ознакомиться с использованием лазерных технологий при комплексном лечении заболеваний периодонта.

7. Узнать показания к использованию излучения эрбиевого лазера для препарирования твердых тканей зуба.

Требования к исходному уровню знаний. Для полного освоения темы студенту необходимо повторить:

– из анатомии человека: анатомическое строение верхней и нижней челюстей, строение слизистой оболочки полости рта;

– гистологии, цитологии, эмбриологии: морфологические особенности мягких тканей верхней и нижней челюсти;

– медицинской и биологической физики: медицинские приборы и аппаратуру, используемые в стоматологии; физическое явление: лазерное излучение, беспаячный метод изготовления зубных протезов;

– общей стоматологии: клиническое материаловедение и лабораторная техника;

– терапевтической стоматологии: лечение заболеваний тканей периодонта;

– челюстно-лицевой хирургии: лечение аномалий и деформаций зубочелюстной системы.

Контрольные вопросы из смежных дисциплин:

1. Морфологические особенности тканей верхней и нижней челюсти.
2. Источники, разновидности и свойства лазерного излучения.
3. Методика изготовления протезов и различных ортопедических аппаратов.

4. Комплексное лечение заболеваний периодонта.

5. Хирургическое лечение аномалий и деформаций зубочелюстной системы.

6. Оперативные вмешательства по поводу сквозных расщелин губы и неба.

Контрольные вопросы по теме занятия:

1. Разновидности аппаратуры для стоматологии.

2. Показания к использованию лазерных медицинских технологий в стоматологии.

3. Применение лазеротерапии в ретенционном периоде ортодонтического лечения после компактоosteотомии, а также ее применение до ортодонтического лечения и в его ретенционном периоде с использованием ортодонтического аппарата.

4. Возможности применения низкоинтенсивного инфракрасного лазерного излучения при комплексном лечении деформаций верхней челюсти в сформированном прикусе у пациентов после операций по поводу сквозных расщелин губы и неба.

5. Применение лазерной сварки при изготовлении и реконструкции металлических зубных протезов и ортодонтических аппаратов.

6. Использование лазерных технологий при комплексном лечении заболеваний периодонта.

7. Использование излучения эрбиевого лазера для препарирования твердых тканей зуба.

ОБЩИЕ МЕХАНИЗМЫ ВЗАИМОДЕЙСТВИЯ ИЗЛУЧЕНИЯ ВЫСОКОИНТЕНСИВНЫХ ЛАЗЕРОВ С РАЗЛИЧНЫМИ ДЛИНАМИ ВОЛН И БИОТКАНЕЙ В СТОМАТОЛОГИИ

Применение хирургических лазеров основано на результатах исследования механизмов взаимодействия высокоинтенсивного лазерного излучения с различными физическими характеристиками и биотканей этой области.

Фототермическое действие на ткани возникает при плотности мощности лазерного излучения от 800 до 1000 мВт/см². Повышение температуры на поверхности ткани зависит от многих факторов: плотности мощности, длины волны излучения, времени воздействия, состава ткани (минералы, вода, хромофоры), цвета, особенностей кровоснабжения и т. д.

При нагревании ткани до 50–60 °С не происходит деструктивных изменений. Начиная с 60 °С и выше наблюдается эффект коагуляции (некроза) ткани, который выражается в контракции, уплотнении ткани и уменьшении ее в размерах. Эффект коагуляции широко используется в стоматологии при оперативном лечении различных доброкачественных и предопухолевых заболеваний слизистой полости рта и кожи челюстно-лицевой области. Коагуляция лежит в основе лазерного фотогемостаза. В зависимости от степени поглощения излучения жидкими средами организма коагуляция может быть более эффективной (неодимовый лазер) и менее эффективной (СО₂-лазер). Промежуточное положение занимает излучение Но-УАG-лазера и лазера с длиной волны 1,44 мкм. На эффективность фотокоагуляции и фотогемостаза оказывает влияние фактор селективности (избирательного поглощения). Так, при воздействии на пигментсодержащие ткани (пигментные невусы, сосудистые образования)

излучения аргонового лазера, Nd-YAG-лазера во второй гармонике, диодного лазера с длиной волны 940–980 нм эффект коагуляции существенно усиливается при значительно меньшей мощности излучения, чем при воздействии излучения CO₂- и неодимового лазеров. Это обстоятельство необходимо всегда учитывать, так как челюстно-лицевая область отличается обильным кровоснабжением.

Морфологически фотокоагуляция выражается в образовании фибрина, который представляет сетеподобную структуру, связывающую коагулированную массу. Существенное отличие лазерной коагуляции от электрокоагуляции заключается в том, что при последней, благодаря более низкой температуре, процесс не сопровождается потерей жидкости и уменьшением объема ткани, что приводит к созданию более плотного струпа, чем при электрокоагуляции. Это имеет большое практическое значение. Наибольшая адгезия струпа имеет место при воздействии на ткани излучения неодимового лазера, значительно меньшая — CO₂-лазера.

При температуре свыше 90 °С начинается испарение тканевой жидкости, в результате чего образуются вакуоли (эффект «попкорна»).

При повышении температуры до 100 °С жидкость мгновенно испаряется, наступает деструкция ткани вследствие ее разрыва, формируется зона коагуляционного некроза.

При дальнейшем повышении температуры — свыше 120 °С — происходит сгорание ткани с образованием дыма. Раневая поверхность покрывается пленкой коагуляционного некроза, который приобретает серый (Nd-YAG-лазер) или черный (CO₂-лазер) цвет, одновременно происходит vaporization жидкой части ткани.

Эффект vaporization наиболее выражен при взаимодействии с тканями излучения CO₂-лазера и почти не выражен у Nd-YAG-, Ho-YAG-лазера и лазера с длиной волны 1,44 нм. Vaporization проявляется в интенсивном образовании дыма (частицы сгоревшей ткани и пары воды) при работе CO₂-лазера. Для удаления дыма не используются дымоотсосы. Особенности лазерного струпа, в зависимости от длины волны излучения, следует учитывать при выборе лазерной аппаратуры для воздействия на ткани. Более прочный и объемный струп с нечеткими границами формируется при применении Nd-YAG-лазерного излучения.

Струп после воздействия CO₂-лазера обладает значительно меньшими адгезивными свойствами.

У высокоинтенсивного лазерного излучения в зеленом диапазоне спектра (аргоновый лазер, вторая гармоника Nd-YAG-лазера) эффективная vaporization и карбонизация также не выражены.

В то же время для него характерна селективная абсорбция пигментсодержащими тканями, в связи с чем энергия этой длины волны поглощается в поверхностном слое ткани.

Коагуляционная способность излучения этой длины волны достаточно высокая в отношении слизистой полости рта. Свойствами рассеяния ткани излучение с длиной волны 532 нм не обладает.

Лазерный термический ожог, вызванный импульсным излучением, в отличие от непрерывного имеет резкую границу между поврежденной и интактной областями, что определяется так называемым «временем термической релаксации ткани» и связано с коротким периодом взаимодействия лазерного излучения с биоструктурами: мгновенно выделяющееся тепло не успевает распространиться за пределы облученного участка.

Таким образом, с помощью коротких импульсов можно максимально локализовать зону некроза. При этом большое значение имеет характер кровоснабжения ткани: чем более активное кровоснабжение, тем эффективнее отток тепла и меньшее, при прочих равных условиях, термическое повреждение ткани.

В связи с этим использование лазерного излучения для воздействия на слизистую полости рта позволяет рассчитывать на высокий лечебный эффект. Механизмы взаимодействия высокоинтенсивного лазерного излучения и мягких тканей находят различное морфологическое выражение в зависимости от длины волны лазерного излучения.

Излучение неодимового лазера с длиной волны 1,06 мкм дает следующие три зоны коагуляционного некроза:

1. *Первая* зона — центральная — имеет вид кратерообразного углубления, образуется под влиянием лазерного излучения с плотностью энергии, достаточной для испарения и извержения частиц ткани при повышении температуры до 900–1000 °С.

2. *Вторая* зона (температура повышается до 400 °С) характеризуется многочисленными полостями (вакуолями) вследствие испарения тканевой жидкости.

3. *Третья* зона (температура повышается до 200 °С) не содержит полостей, но клетки ткани нежизнеспособны.

При воздействии излучения СО₂-лазера образуются три зоны патоморфологических изменений:

– зона коагуляционного некроза в виде аморфной белковой массы и большого количества вакуолей, которые либо пусты, либо заполнены жидкостью с островками обугливания; ширина зоны — 250–350 мкм;

– зона паранекроза — характеризуется частичной деструкцией тканей, выраженность альтеративных процессов различна; ширина зоны достигает 600–900 мкм;

– зона разрыхления — слой равномерного распределения некротизированных клеток без вакуолей шириной до 1500 мкм.

Первая зона формируется при температуре 900–1000 °С, вторая — 400 °С, третья — 200–250 °С.

Под зоной разрыхления имеется слой стойкого расширения капилляров, реактивное улучшение микроциркуляции, в результате чего создаются лучшие условия для стимуляции регенеративных процессов.

В лазерных ранах, в отличие от ран другого происхождения, вследствие особенностей воздействия фототермического фактора на биоткани слабо выражены или даже отсутствуют переходные зоны, лейкоцитарная реакция в краях лазерной раны незначительная. Это объясняется тем, что коагулированные ткани не являются источником вазоактивных веществ, в частности кининов, играющих важную роль в становлении и развитии экссудативной фазы воспаления.

Лазерные раны характеризуются ранней пролиферацией клеточных элементов макрофагального и фибробластического ряда, обуславливающих ход репаративного процесса по типу асептического продуктивного воспаления. Этот механизм лежит в основе ускоренного формирования грануляционной ткани. Если фототермическое воздействие неадекватно (недостаточное или избыточное), заживление ран может идти обычным путем.

Преобразование лазерного струпа идет путем его реорганизации и отторжения. Результаты исследования термического действия высокоинтенсивного лазерного излучения привели к созданию хирургических лазеров трех основных типов: коагуляторов, дисрапторов «пробойников» и абляторов.

При воздействии достаточно длинных импульсов (10^{-4} с) непрерывного излучения при умеренной интенсивности и нагревании биотканей на $20-50$ °С по сравнению с начальной температурой происходит термоденатурация белков.

Лазерные установки, обеспечивающие реализацию таких режимов, называются коагуляторами. К ним относятся: аргоновые, CO_2 -лазеры с непрерывным и модулированным характером излучения, диодные лазеры для различных разделов хирургии.

Дисрапторы в стоматологии применяются реже. Они служат для формирования каналов в биотканях на длине волны излучения, которая слабо поглощается биотканями, и характеризуются высокой интенсивностью импульсов. При воздействии такого импульса на ткани происходит взрывное вскипание или «оптический пробой» в биоткани.

Шире используются абляторы для послойного прецизионного удаления (абляция, испарение) поверхностного слоя или объемного участка ткани. Лазерное излучение этих аппаратов генерируется в виде коротких импульсов ($10^{-8}-10^{-6}$ с), имеет высокий коэффициент поглощения ($10^{-3}-10^{-4}$ с) в биоткани, например, в диапазоне длин волн $200-400$; $2,94$; $1,06$ мкм. Энергия излучения поглощается в тонком слое биоткани, нагревает ее, в результате чего поверхностный слой ткани или определенный

его объем испаряется. Процесс абляции по своему механизму примерно одинаков для высокоинтенсивного лазерного излучения ультрафиолетового и инфракрасного диапазонов (табл. 1).

Таблица 1

Типы лазеров, глубина проникновения и хромофоры

Тип лазеров	Проникновение*, мкм (мм)	Хромофор	Характер биоткани	Использование в стоматологии
Диодный	830	Меланин, гемоглобин	Мягкие/отбеливание	+++++
	980	Меланин, гемоглобин	Мягкие/отбеливание	+++
Неодимовый (Nd:YAG)	1064	Меланин, гемоглобин	Мягкие	++
Эрбиевый (Er:YAG)	2780	Вода	Твердые/мягкие	++
	2940	Вода	Твердые/мягкие	+++++
Углекислотный (CO ₂)	9600	Вода	Твердые/мягкие	++
	10 600	Вода	Мягкие	+++++

* Глубина проникновения света h в мкм (мм), на которой поглощается 90 % мощности падающего на биоткань лазерного света.

Механизм лазерной абляции и коагуляции мягких тканей основан на поглощении водой лазерного света и нагреве тканей, что позволяет полойно удалять мягкие ткани и коагулировать их с минимальной (0,1 мм) зоной термонекроза близлежащих тканей и их карбонизацией (рис. 1).



Рис. 1. Зоны термонекроза мягких тканей в зависимости от температурного фактора

Nd-YAG-лазер вызывает наибольший нагрев ткани зуба. Отмечена возможность испарения тканевого цемента, что ведет к формированию пустот в канале зуба. Использование Nd-YAG-лазера для дезинфекции

кариесного канала обеспечивает значительно более высокую степень очистки стенок канала по сравнению с ультразвуковой или ручной обработкой. Однако использование излучения лазера не может полностью заменить обычные ручные методы обработки корневых каналов из-за тепловых эффектов и потенциального повреждения вследствие коллатеральной травмы.

Er:AG-лазер очень эффективно проявляет антимикробные свойства в зависимости от продолжительности воздействия и независимо от вида штамма.

Обычная эндодонтическая инструментальная обработка, ирригация и внутриканальное медикаментозное воздействие не обеспечивают полного устранения тканевого распада из канала зуба.

Использование акустического устройства и лазера для обработки канала показало, что Nd-YAG-лазер может использоваться дополнительно после ирригации гипохлоридом натрия для неорганических компонентов ткани зуба.

Механизм отбеливания зубов с использованием излучения лазера, в отличие от традиционных методов (использование материалов типа раствора перекисей), основан на активации отбеливающих материалов (гелей). При этом последние приобретают дополнительные возможности диффундировать через дентин.

ЛАЗЕРНАЯ АППАРАТУРА ДЛЯ СТОМАТОЛОГИИ

Современный этап развития лазерной медицинской техники и технологий характеризуется ускоренной разработкой лазерных систем для различных разделов стоматологии.

В разработках лазерной аппаратуры для стоматологии следует различать несколько этапов.

Начало использования лазеров в стоматологии относится к 70–80 гг. XX в., когда CO₂- и неодимовые лазеры, а также низкоинтенсивные гелий-неоновые, а затем инфракрасные лазеры, предназначенные для общей хирургии, нашли свое применение и в стоматологии. Они использовались для коагуляции патологических образований слизистых оболочек полости рта: лейкоплакий, папиллом, небольших гемангиом и т. д.

Громоздкость хирургических лазерных установок, отсутствие возможностей тонкой регулировки мощности, узкий диапазон медицинских технологий, которые можно было реализовать с их помощью, не способствовали их широкому внедрению в стоматологию. Что касается терапевтических лазеров, то их возможности в настоящее время существенно расширились, в техническом отношении эта аппаратура также претерпела существенные изменения в сторону компьютеризации и миниатюризации.

Появление CO₂-лазеров нового поколения с непрерывным, импульсным и суперимпульсным режимами излучения, регулируемой мощностью и более совершенной системой доставки излучения привело к созданию специальных CO₂-лазеров для стоматологии со световодами в составе лазерных систем.

Неодимовые лазеры также используются в стоматологии, однако они все больше уступают место диодным лазерам, меньшим по размерам, с возможностью получения как непрерывного, так и импульсного режимов излучения, меньшим энергопотреблением и стоимостью.

В последние годы (1999) появились эрбиевые лазеры, излучение которых позволило проводить лечение ряда заболеваний зубов и костной ткани. В настоящее время выпускается уже 3-е поколение эрбиевых лазеров.

Минимальное инвазивное воздействие этой длины волны излучения и импульсный режим работы позволили в ряде процедур вывести качество лечения на новый уровень.

Из терапевтических лазерных установок наиболее приемлемыми для стоматологии являются аппараты типа «Родник» и «СНАГ» (Республика Беларусь) и их аналоги российского производства.

ЛАЗЕРНЫЕ ХИРУРГИЧЕСКИЕ АППАРАТЫ И СИСТЕМЫ ДЛЯ СТОМАТОЛОГИИ СТРАН ДАЛЬНОГО ЗАРУБЕЖЬЯ

В настоящее время для стоматологии выпускаются CO₂-, неодимовые, эрбиевые, диодные лазеры, а также лазерные системы или центры с двумя лазерными излучателями.

В данной работе приводится описание тех лазерных стоматологических аппаратов, о которых имеется более или менее полная информация.

В США комитет по пищевым продуктам и лекарствам одобрил 5 типов лазеров для использования в стоматологии: CO₂, Nd-YAG, аргоновый и Ho-YAG. В 1997 г. к этому списку добавлен Er-YAG-лазер для взрослых, а в 1998 г. — для детей.

Nova Pulse. Это CO₂-лазер для хирургии мягких тканей, может быть использован как в стационаре, так и в условиях стоматологических поликлиник.

Он имеет непрерывный и суперимпульсный режимы работы, снабжен гибкой световодной системой доставки излучения, стоматологическими наконечниками и насадками (рис. 2).

Технические характеристики: тип лазера — CO₂, отпаянный, возбуждение высокочастотным разрядом; длина волны — 10,6 мкм; режим работы — суперимпульсный, импульсный, импульсный с повторением и непрерывный; система подачи лазерного излучения — FiberLase — гибкий полый световод; мощность — 20 Вт в непрерывном режиме, до 50 Вт — в суперимпульсном режиме с высокой частотой повторения импульсов.



Рис. 2. CO₂-лазер Nova Pulse

Наконечники Nova Pulse: зеркально-шарнирный, угловой, прямой.

Дополнительная комплектация: сканер для обработки мягких тканей; система дымоудаления.

Области применения: в челюстно-лицевой хирургии и стоматологии; гингивэктомия; френэктомия; разрезы мягких тканей; коагуляция афтозных язв; фотокоагуляция лейкоплакии; коагуляция герпетических высыпаний; экспозиция имплантатов; лечение периимплантитов; предпротезная подготовка; дегидратация дентина; коагуляция небольших гемангиом слизистых полости рта; запечатывание фиссур; удаление первичного кариеса; лечение пародонтоза; деэпителизация; остеогенез.

Лазеры серии Opus. «Opus DUO» имеет два лазера в одном аппарате: CO₂ и Er-YAG.

Излучение CO₂-лазера предназначено для работы на мягких тканях, Er-YAG — для лечения заболеваний как мягких, так и твердых тканей.

Технические характеристики:

– CO₂-лазер: длина волны — 10,6 мкм; мощность — до 10 Вт, в суперимпульсном режиме — до 200 Вт; доставка излучения с помощью полого световода FiberLase;

– Er-YAG-лазер: длина волны — 2,94 мкм; энергия в импульсе — 0,1–100 мДж; доставка излучения с помощью полого световода FiberLase.

Излучение Er-YAG-лазера предназначено для следующих манипуляций: безболезненного, щадящего препарирования кариозных полостей без последующей протравки эмали; закрытого/открытого кюретажа; дезэпителизации; гингивэктомии; лоскутных операций; постановки имплантатов; лечения периимплантита; стерилизации и очистки раневого канала.

К аппарату прилагается набор наконечников и насадок: к Er-YAG-лазеру — сапфировая коническая и прямая насадки; полая металлическая насадка; к CO₂-лазеру — различные виды наконечников для контактной и безконтактной работы.

«Opus 20» имеет лишь некоторое отличие в дизайне от «Opus DUO».

«Opus DUO E» — это Er-YAG-лазер для работы на твердых и, частично, мягких тканях. Имеет те же характеристики, что и эрбиевый лазер в составе «Opus DUO» (рис. 3).



Рис. 3. Лазеры серии «Opus»:
а — «Opus 5»; б — «Opus 10»; в — «Opus 20»

Диодные лазеры «OPUS 10», «OPUS 10 White» и «OPUS 5» работают на длине волны 830 нм; длительность импульса соответственно 0,05–30 и 0,05–10 мс; мощность — 0,5–10 и 0,2–5 Вт; вес — 9,5 и 4,5 кг соответственно. Аппараты снабжены специальными наконечниками для отбеливания (рис. 4).

По своим характеристикам к эрбиевым лазерам типа DUO приближается эрбиевый лазер фирмы «Kavo» «KeyLaser» (Германия), который снабжен оригинальными наконечниками для контактной коагуляции.

Некоторые технические характеристики «KeyLaser»: длина волны — 2940 нм, частота — до 25 Гц, масса — 70 кг. Имеется программа, определяющая параметры для выполнения конкретных технологий (рис. 5).



Рис. 4. «Opus DUO»



Рис. 5. «KeyLaser»

К лазерам этого класса относится стоматологический лазер «WaterLase 4,566» (США).

Технические характеристики: длина волны излучения — 2780 нм, частота — 20 Гц, энергия в импульсе — 0–300 мДж, доставка излучения — волоконно-оптическая.

Фирма «Noxa ConBio» (США) создала стоматологический аппарат «Delight-Er-YAG» для работы на мягких и твердых тканях с контактными наконечниками.

В настоящее время создана целая серия диодных лазеров для стоматологии. Практически любой диодный лазер с длиной волны 810, 830 или 940 нм может быть использован в стоматологии при операциях на мягких тканях или при косметических операциях. Необходимо, чтобы он был снабжен соответствующими наконечниками. Аппарат «BioLaser TwLite» (США) имеет современный дизайн, программируемый режим функций и используется также для отбеливания зубов.

Технические характеристики: длина волны — 815 нм, мощность — 1–10 Вт, работает в непрерывном, импульсном режимах и в режиме оди-
ночных импульсов, длительность импульса — 2–9,9 мс, вес — 5 кг.

ЛАЗЕРНЫЕ ТЕРАПЕВТИЧЕСКИЕ УСТАНОВКИ, ВЫПУСКАЕМЫЕ В РЕСПУБЛИКЕ БЕЛАРУСЬ

Лазерные терапевтические установки, выпускаемые в Республике Беларусь, вполне могут быть использованы для лазеротерапии в стоматологии.

Наиболее приемлемыми являются терапевтические лазерные аппараты «Родник» и «СНАГ».

Аппарат «Родник» представляет собой малогабаритный полупроводниковый терапевтический лазер, имеющий три лазерных источника, генерирующих на длинах волн 670 и 780 нм в непрерывном режиме и 890 нм — в импульсном (рис. 6).



Рис. 6. Аппарат «Родник»

Кроме того, использован синий сверхъяркий светодиод с длиной волны 470 нм.

В основе разработки данного аппарата лежит возможность значительного усиления биологической активности и терапевтического действия лазерного излучения за счет комбинированного воздействия на патологические очаги излучения синей и красной, синей и инфракрасной, красной и инфракрасной областей спектра, а также за счет совместного действия лазерного излучения и постоянного магнитного поля.

В аппарате предусмотрена возможность дистанционного воздействия лазерным излучением с помощью гибкого направителя шарнирного типа, обеспечивающего удобную фиксацию лазерного излучателя на расстоянии от очага поражения, воздействия на биологически активные точки (рефлексотерапия). Аппарат имеет набор инструментов, в том числе и для стоматологии.

Аппарат «СНАГ» относится к следующему поколению полупроводниковых терапевтических лазеров. Это — магнитолазерный аппарат, характеризующийся повышенной интенсивностью лазерного излучения в диапазоне длин волн, соответствующих «окну прозрачности» биологических тканей, что обеспечивает минимальную глубину проникновения излучения (рис. 7).



Рис. 7. Аппарат «СНАГ»

Исследования авторов в области проникающей способности низкоинтенсивного лазерного излучения показывают, что только значительно большая, чем у имеющихся лазерных терапевтических аппаратов, мощность обеспечивает достаточную терапевтическую плотность мощности в глубине ткани.

Поскольку в диапазоне длин волн, используемом в «СНАГе», поглощение излучения биомолекулами практически отсутствует, теплового воздействия на ткани также не наблюдается.

В аппарате имеется 4 ступени дискретной регулировки мощности излучения: более низкие величины для поверхностной локализации, а более высокие — для глубокой локализации патологического процесса.

Максимальная мощность лазерного излучения — до 500 мВт, частота — до 4000 Гц. Аппарат может быть снабжен лазерными диодами с длинами волн 810, 980, 1060 мкм. Светодиодная матрица состоит из 6 сверхъярких светодиодов в синей области спектра по 15 мВт. Магнитная индукция — до 20 мТс.

Аппарат эффективен при лечении дегенеративно-дистрофических заболеваний костно-суставной системы.

ЛАЗЕРНАЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА «ОПТИМА»

Трехволновая модель лазерной стоматологической установки «Оптимa» открывает новые перспективы в отечественной стоматологической практике. Аппарат разработан в Научно-исследовательском республиканском УП «ЛЭМП» (Лазеры в экологии, медицине, технологии) начальником лаборатории лазерных систем А. М. Забазновым под руководством директора предприятия, члена-корреспондента НАН Беларуси, профессора А. П. Шкадаревича.

Основная конструктивная идея аппарата заключается в наличии двух источников излучения — неодимового и эрбиевого, первый из которых работает на 2 длинах волн.

Излучение неодимового лазера генерируется на длинах волн 1,064 и 1,32 мкм, эрбиевого — на длине волны 2,940 мкм.

Максимальная частота следования импульсов — 50 Гц у неодимового и 30 Гц — у эрбиевого лазера; длительность импульса — 150–300 мкс; способ доставки излучения — кварцевый световод для излучения неодимового лазера и лейкосапфировый — для эрбиевого.

Максимальная средняя мощность излучения соответственно: 30; 20; 5 Вт; тип наконечника — бесконтактный; имеется система подачи водно-воздушной смеси для охлаждения ткани зуба. Тип прицельного лазера — красный 0,65 мкм; система охлаждения — водно-воздушная; масса аппарата — не более 100 кг.

В доступных информационных материалах по лазерным стоматологическим установкам имеется лишь один аналог стоматологической установки «Оптимa»: «Fidelis» фирмы «Fotona» без указания конкретных параметров лазерного излучения при работе на мягких и твердых тканях (рис. 8).



Рис. 8. Лазерная стоматологическая установка «Оптима»

Основное назначение установки: использование в амбулаторной челюстно-лицевой хирургии, терапевтической и ортопедической стоматологии. Установка прошла медицинские испытания на трех клинических базах.

При проведении испытаний изучалась работа установки в реальных условиях в стоматологическом кабинете поликлиники; отрабатывались режимы воздействия лазерного излучения с длиной волны 1,06; 1,32 и 2,94 мкм, при операциях по поводу различной патологии зубов и мягких тканей челюстно-лицевой области.

АКСЕССУАРЫ ДЛЯ СТОМАТОЛОГИЧЕСКИХ ЛАЗЕРОВ

К современным лазерным стоматологическим установкам прилагаются специальные стоматологические наконечники.

Для CO₂-лазеров изготавливаются угловые и прямые наконечники. В угловых наконечниках вывод излучения осуществляется с помощью зеркально-оптических систем.

Прямые наконечники могут быть нефокусирующие (излучение доставляется через полый световод) и фокусирующие (излучение фокусируется специальной линзой).

Кроме того, имеются эндодонтические и пародонтические наконечники, снабженные линзой или полыми световодами типа Fiberlase.

Для эрбиевых лазеров выпускаются контактные и бесконтактные стоматологические наконечники.

Диодные стоматологические лазеры выпускаются с прямыми хирургическими наконечниками, пародонтическими и эндодонтическими, а также наконечниками для отбеливания зубов.

Некоторые Er-YAG-лазеры снабжены только контактными наконечниками — прямыми и изогнутыми, рассчитанными на определенное количество (до 50) процедур, и являются расходным материалом (рис. 9–13).

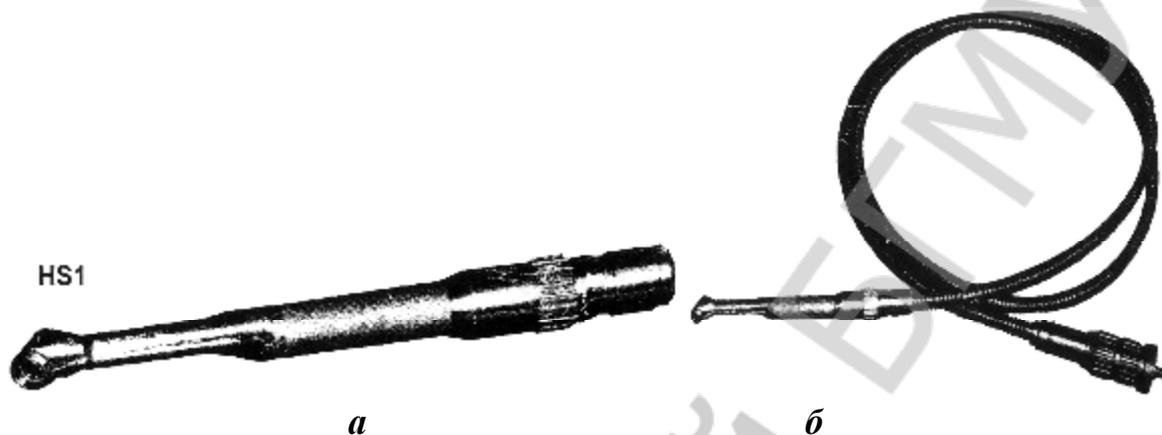


Рис. 9. Аксессуары для лазерной стоматологической установки «Оптима»: а — бесконтактная стоматологическая насадка для Er-YAG-лазера; б — система доставки излучения Er-YAG-лазера

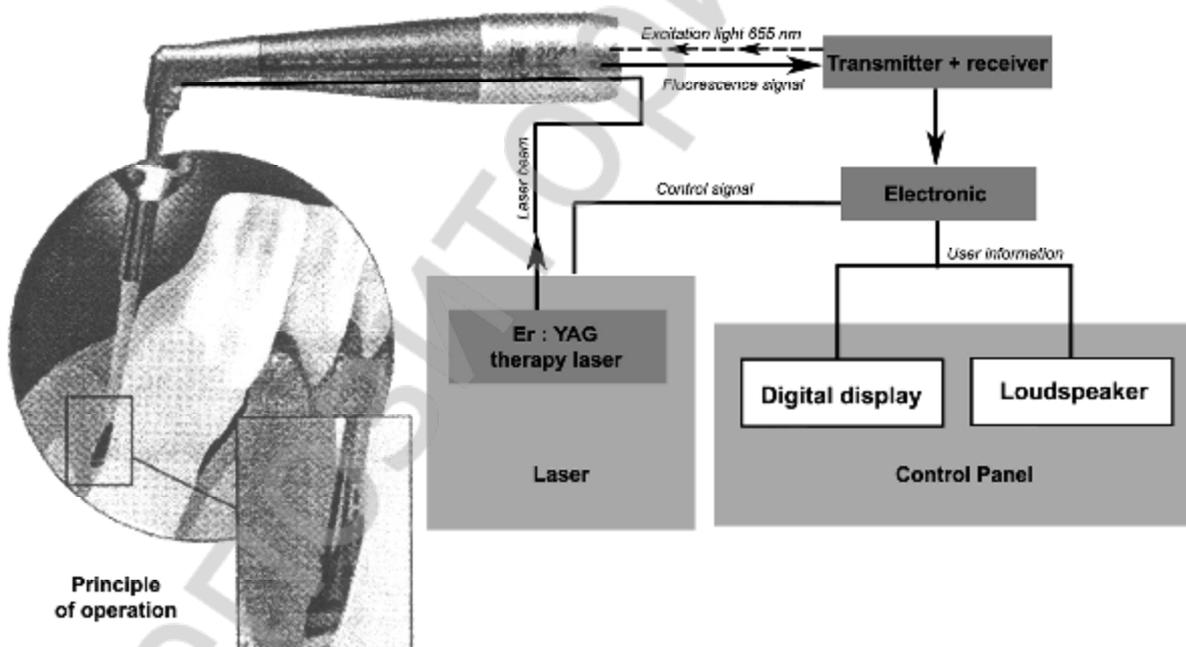


Рис. 10. Принцип работы наконечника эрбиевого лазера «KeyLaser» фирмы «Kavo» для сублингвального удаления конкрементов зуба на основе использования отражения флуоресцентного сигнала



Рис. 11. Аксессуары для диодных лазеров «OPUS 10» и «OPUS 5»

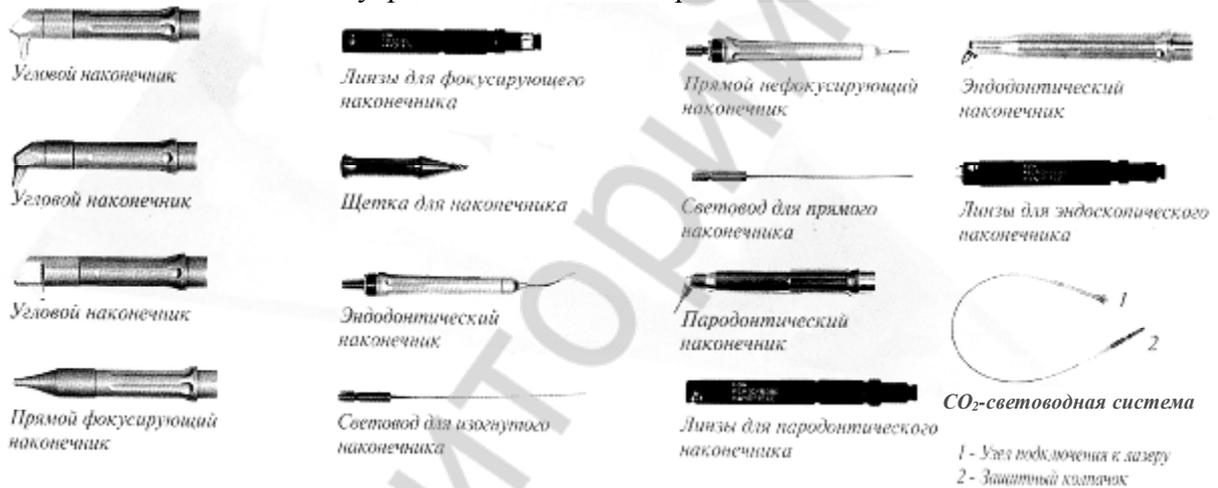


Рис. 12. Аксессуары для СО₂-лазеров: варианты комплектующих материалов



Рис. 13. Аксессуары для эрбиевого лазера

ПОКАЗАНИЯ К ИСПОЛЬЗОВАНИЮ ЛАЗЕРНЫХ МЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ В СТОМАТОЛОГИИ

Применение лазеров в стоматологии основано на стремлении сделать оперативные вмешательства и процедуры минимально травматичными, малоболезненными и свести к минимуму кровопотерю.

Кроме того, с помощью лазерных технологий решается задача ускорения репаративных процессов костной и мягких тканей, формирования качественного рубца, получения хорошего косметического результата.

Существующие лазерные аппараты для стоматологии позволяют сделать выбор в пользу той или иной системы.

Например, для терапевтической стоматологии (лечение патологий слизистой полости рта) достаточно иметь относительно недорогой портативный диодный лазер с различными (в зависимости от конкретных медицинских технологий) длинами волн: 0,81–0,83–0,84–0,94–0,97–0,98 мкм; мощностью до 10 Вт.

Для амбулаторной челюстно-лицевой хирургии может быть применен СО₂-лазер, работающий как в непрерывном, так и в импульсном режимах с мощностью 10–15 Вт. Излучение неодимового лазера с длиной волны 1,06 мкм дает хороший эффект рассечения и фотокоагуляции мягких тканей, а также может быть использован при патологии костной ткани.

Эрбиевые лазеры как наиболее современные аппараты для стоматологии в зависимости от режимов излучения могут работать как на мягких (рассечение), так и на твердых тканях (зуб, кость).

Факторы, определяющие выбор типа лазера для различных разделов стоматологии:

1. Анализ спектральных характеристик доминирующего хромофора биоткани — воды, гидроксиапатита, гемоглобина, меланина (зависимость поглощения от длины волны λ).
2. Глубина проникновения света (h) в твердые или мягкие биоткани.
3. Объем биоткани (V), нагреваемый лазерным светом.
4. Температура (T), необходимая для достижения заданного медицинского эффекта, мощность (P) или энергия лазерного пучка (E).
5. Термическое влияние на окружающие ткани (Δh), непрерывный, импульсный или комбинированный режимы работы лазера.
6. Достижимый медицинский эффект — препарирование, абляция, коагуляция — и его оптимизация.

Лазерная стоматология не нацелена на замещение обычных методик, она предполагает дополнительные преимущества по сравнению с традиционным лечением.

Излучение с длиной волны 1,06; 1,32 мкм обладает коагуляционным эффектом и, в меньшей степени, свойством рассеяния тканей. Проникающая способность излучения 1,06 мкм в мягких тканях при одинаковых параметрах мощности, энергии в импульсе и длительности импульса больше, чем у излучения с длиной волны 1,32 мкм, следовательно более выражена коагуляционная способность и зона некроза. Поэтому при наличии кровотечения в зоне оперативного вмешательства для рассеяния тканей относительно большего объема (доброкачественные образования) преимущество имеет излучение с длиной волны 1,06 мкм, для более щадящей вапоризации — излучение с длиной волны 1,32 мкм.

Излучение с длиной волны 2,9 мкм проникает в ткани на глубину нескольких десятков микрон. Основной особенностью излучения эрбиевого лазера является способ абляции тканей, названный лазерной гидрокинетикой. **Гидрокинетика** — это процесс удаления биокальцифицированной ткани путем оптимизации поглощения энергии распыленными частицами воды (водно-воздушная смесь). При этом заряженные энергией микрочастицы приобретают способность точно и аккуратно удалять ткани. Частицы воды являются заряженным агентом, удаляющим «ткань-мишень».

Благодаря подаче водно-воздушной смеси на оптический стоматологический наконечник при действии излучения на мягкие ткани болевой эффект отсутствует, анестезии не требуется. Дискомфорт возникает редко, так как энергию адсорбирует жидкость на клеточном уровне. В этом заключается суть фотоабляции.

Пораженный кариесом дентин содержит большой процент воды и поэтому удаляется в большей степени, чем здоровый. Недостаток лазера этой длины волны, с одной стороны, заключается в относительно более

медленном по сравнению с вращающимися инструментами иссечением кариозной ткани. С другой стороны, при использовании эрбиевого лазера повреждение подлежащих тканей менее выражено.

Излучение всех лазеров, благодаря фототермическому эффекту, оказывает бактерицидное действие.

Таким образом, преимущественное использование эрбиевого лазера — ткани зуба.

Основные показания к применению лазерных технологий: гингивэктомия; френэктомия; разрезы; лечение афтозных язв; лейкоплакия; герпетические высыпания; периимплантит; предпротетическая подготовка костной ткани; удаление пораженного дентина; гемангиомы; запечатывание фиссур зубов; стерилизация корневого канала; коагуляция пульпы; деэпителизация лоскутов при лечении маргинального периодонтита; снижение чувствительности зубов.

Преимущества лазерных технологий: более бережное удаление кариозной ткани; отсутствие вибрации (в отличие от бора), вследствие чего не появляются микротрещины эмали, не нагревается зуб; отсутствие механического давления; постпломбированных болей; сухое операционное поле; возможность выполнения любых процедур на мягких тканях; ускоренное заживление; стерилизация операционного поля; отсутствие риска перекрестной инфекции; легкий доступ к любой зоне лечения; максимальный комфорт для врача; удаление кариозной ткани; дезинфекция корневого канала; обработка пародонтальных карманов.

В настоящее время созданы Er-YAG-лазеры для работы на мягких и твердых тканях.

Преимущества эрбиевого лазера: практически безболезненная процедура; отсутствие страха перед бормашиной, «смазанного слоя» при обработке кариозной полости и потребности протравливания тканей зуба перед постановкой пломбы (по данным литературы, при осмотре под микроскопом стенки кариозной полости, обработанной высокоскоростной турбиной с алмазным бором, дает прямую, гладкую поверхность, так называемый «смазанный слой», что требует протравливания ортофосфорной кислотой для адгезии пломбировочного материала). Стенки V-образной полости, подготовленной эрбиевым лазером с параметрами воздействия: энергия — 700 мДж, частота повторения импульсов — 10 Гц, дают грубую неравномерную поверхность.

По данным литературы и исходя из личного опыта, для выполнения отдельных лечебных мероприятий с помощью современных эрбиевых лазеров и специальных наконечников целесообразно использовать следующие параметры излучения:

– удаление кариозного дентина (энергия в импульсе — 150–400 мДж, частота — 2–3 Гц);

- удаление пломбировочного материала (энергия в импульсе — 200–400 мДж, частота — 1–3 Гц);
- кондиционирование дентина (энергия в импульсе 350 мДж, частота 2–10 Гц);
- запечатывание фиссур (энергия в импульсе — 120–220 мДж, частота — 2 Гц);
- стерилизация канала (энергия в импульсе — 50 мДж, частота — 6–15 Гц);
- разрез, иссечение (энергия в импульсе — 60 мДж, частота — 10–15 Гц);
- абляция лейкоплакий, герпеса, гиперкератозов (энергия в импульсе — 60–350 мДж (расфокусирующий наконечник), частота — 1–10 Гц);
- разрез слизистой (энергия в импульсе — 100–140 мДж, частота — 10–15 Гц);
- удаление имплантата (энергия в импульсе — 160–250 мДж, частота — 4–10 Гц);
- иссечение фибромы контактным наконечником (энергия в импульсе — 130–190 мДж, частота — 10–15 Гц);
- лечение ран (энергия в импульсе — 130–190 мДж, частота — 10–15 Гц);
- рассечение уздечки (энергия в импульсе — 100–140 мДж, частота — 6–15 Гц);
- резекция верхушки корня зуба (энергия в импульсе — 450 мДж, частота — 4–6 Гц);
- удаление зубных камней (энергия в импульсе — 100–160 мДж, частота — 6–15 Гц);
- острый пульпит, глубокий кариес (энергия в импульсе — 150–250 мДж, частота — 15 Гц);
- удаление коронковой пульпы (энергия в импульсе — 250 мДж, частота — 15 Гц без спрея);
- афтозный стоматит (энергия в импульсе — 60–120 мДж, частота — 1–4 Гц).

Совершенно новой технологией, которая может быть реализована с помощью диодных лазеров с длиной волны 830 и 980 нм, является отбеливание зубов.

Лазерное излучение доставляется гибкими оптоволоконными световодами со специальными наконечниками. Мощность излучения соответственно 0,5–10 и 0,5–5 Вт.

Технология предусматривает применение биосовместимого лазерного геля, разработанного для активации химической реакции, необходимой для отбеливания излучением диодного лазера. Монохромный лазерный луч активирует заданное операционное поле. При этом нагрев эмали про-

исходит более чем на 2 °С. Анестезия не требуется. Результат появляется в течение 30 мин (рис. 14–16).

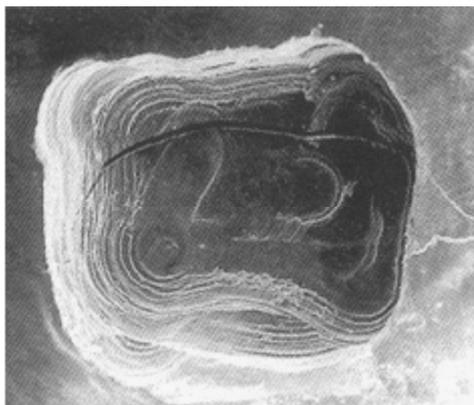


Рис. 14. V-образная полость, подготовленная высокоинтенсивной турбиной с алмазным бором. Поверхность стенок прямая, гладкая, перпендикулярная внешней поверхности зуба (ув. ×20)

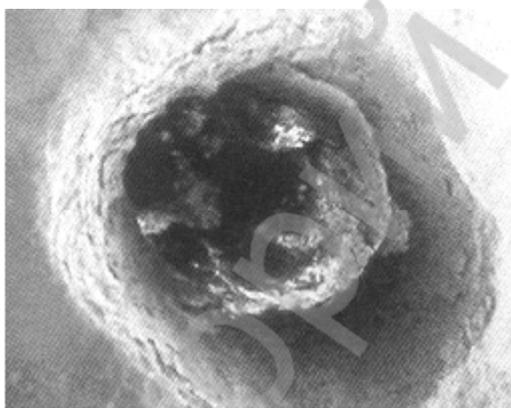


Рис. 15. V-образная полость, подготовленная Er-YAG-лазером с параметрами воздействия: энергия — 700 мДж; частота — 10 Гц. Поверхность стенок грубая и неровная (ув. ×20)



а



б

Рис. 16. Препарирование кариозных полостей Er-YAG-лазером:
а — пришеечный кариес зуба; *б* — эффект воздействия «Opus 20» Er-Yag, 12 имп/сек, 450 Дж

ЛАЗЕРНЫЕ ТЕХНОЛОГИИ В ОРТОПЕДИЧЕСКОЙ И ТЕРАПЕВТИЧЕСКОЙ СТОМАТОЛОГИИ

ЛАЗЕРОТЕРАПИЯ В РЕТЕНЦИОННОМ ПЕРИОДЕ ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ ПОСЛЕ КОМПАКТОСТЕОТОМИИ

Известны способы оптимизации условий остеогенеза в ретенционном периоде путем медикаментозного воздействия на процессы, основанные на использовании в период ортодонтического лечения у взрослых витамина В₁ и препаратов марганца, магнитного поля и ультразвука. Все они направлены на стимуляцию обменных процессов в организме, способствующих сокращению периода образования и восстановления костной ткани после компакosteотомии с целью создания благоприятных условий для перемещения зубов.

После проведения хирургической операции (компакosteотомии) и активного ортодонтического лечения с помощью ортодонтических аппаратов на оперированную область билатерально воздействуют излучением гелий-неонового лазера с длиной волны 632,8 нм, плотностью потока мощности 120–130 мВт/см² и излучением гелий-кадмиевого лазера с длиной волны 441,6 нм, плотностью потока мощности 80–90 мВт/см². Экспозиция воздействия комбинированного облучения на одну точку составляет 0,5–1 мин за одну процедуру. Воздействие осуществляли ежедневно, общее количество процедур — 8–12 на один курс лечения в ретенционном периоде. При этом суммарное ежедневное лазерное воздействие на все точки в зоне операции в течение одной процедуры не должно превышать 15 мин, курс лечения предусматривал проведение 8–12 таких процедур. Иногда для обеспечения необходимого эффекта одного курса лечения было недостаточно. Таким пациентам после 15-дневного перерыва проводили дополнительно еще 4–5 процедур.

Воздействие на область оперативного вмешательства осуществляли излучением гелий-неонового и гелий-кадмиевого лазеров либо одновременно, либо поочередно с интервалом от 0,5 до 1 мин между воздействиями.

Ретенционный период лечения составляет от 8 до 12 дней и считается законченным после полной стабилизации гемодинамики и нормализации обменных процессов в периодонте перемещенных зубов, а также после исчезновения воспалительных процессов в околозубных тканях периодонта.

Необходимо заметить, что, как правило, активный ортодонтический период лечения с помощью накладываемых ортодонтических аппаратов начинают на 7-е сутки после проведения хирургической компакosteотомии и проводят в течение 21 дня. На 29-й день после операции пациенту устанавливают ретенционный ортодонтический аппарат и в течение 8 или 12 дней (соответственно 1 или 1,5 курса лечения) с 15-дневным перерывом

вом после первых 8 дней лечения, осуществляют билатеральное комбинированное воздействие двумя типами лазеров на область ранее проведенного оперативного вмешательства до полного восстановления костной ткани в прооперированной области, а следовательно, полной стабилизации зубов и болезненности при перкуссии.

Таким образом, общая продолжительность лечения от момента поступления больного до полного его выздоровления составляет от 36 до 55 дней и зависит от вида аномалии или деформации и размеров области хирургического вмешательства.

После проведения комплексного лечения с использованием излучения двух (гелий-неонового и гелий-кадмиевого) лазеров мы наблюдали выраженный противовоспалительный и противоотечный эффект, нормализацию микроциркуляции, значительное снижение проницаемости стенки сосудов в области лечебного воздействия.

Восстановление костной ткани происходило уже после проведения одного курса билатерального воздействия комбинированным излучением двух (гелий-неонового и гелий-кадмиевого) лазеров на область проведенного оперативного вмешательства.

ЛАЗЕРОТЕРАПИЯ ДО ОРТОДОНТИЧЕСКОГО ЛЕЧЕНИЯ И В ЕГО РЕТЕНЦИОННОМ ПЕРИОДЕ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ОРТОДОНТИЧЕСКОГО АППАРАТА

В активном периоде лечения больного периодонт перемещаемого зуба подвергают билатеральному комбинированному облучению гелий-неоновым лазером с длиной волны 632,8 нм, плотностью потока мощности 230–250 мВт/см² и гелий-кадмиевым лазером с длиной волны 441,6 нм, плотностью потока мощности 120–130 мВт/см². В ретенционном периоде используют гелий-неоновый лазер с длиной волны 632,8 нм, плотностью потока мощности 80–100 мВт/см², экспозицией 0,5–1 мин на точку с количеством процедур 8–9 на 1–2 курса лечения в активном периоде и 1–1,5 курса лечения в ретенционном периоде.

Предварительно проводят санацию полости рта. После полного обследования пациенту изготавливают ортодонтический аппарат (скользящая дуга, каппа, межчелюстная тяга, пластинки с расширяющими винтами, аппарат Энгля, ортодонтические коронки и т. д.) для передвижения аномально расположенного зуба в зубную дугу. После фиксации ортодонтического аппарата и воздействия направляющей силы пациенту назначают облучение светом гелий-неонового и гелий-кадмиевого лазеров с вышеуказанными параметрами. В зону облучения включается периодонт планируемых к перемещению зубов. Воздействие проводят до установления аномально расположенного зуба в зубную дугу. На этом заканчивается активный период ортодонтического лечения: активное пе-

ремещение аномалийно расположенных зубов. Чаще активный период лечения заканчивается в конце второго курса, и его продолжительность зависит от вида аномалии, местоположения зуба в зубном ряду и количества перемещаемых зубов.

После установления зуба в зубную дугу (в новом положении) начинается ретенционный период (укрепление зубов в новом положении), для чего изготавливается ортодонтический ретенционный аппарат. В этот период воздействуют светом гелий-неонового лазера в области перемещаемых зубов с плотностью потока мощности $120\text{--}130\text{ мВт/см}^2$ и экспозицией $0,5\text{--}1$ мин на одну область вестибулярно и гелий-кадмиевого лазера с плотностью потока мощности $80\text{--}90\text{ мВт/см}^2$ и экспозицией $0,5\text{--}1$ мин с оральной стороны. Воздействие проводят ежедневно в течение $8\text{--}9$ процедур на один курс. Всего в ретенционный период проводят $1\text{--}2$ курса с 15 -дневным перерывом. Ретенционный период можно считать законченным после полной стабилизации перемещенного зуба в новом, правильном положении и нормализации гемодинамики и обменных процессов в периодонте перемещенного зуба.

ПРИМЕНЕНИЕ НИЗКОИНТЕНСИВНОГО ИНФРАКРАСНОГО ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ПРИ КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ДЕФОРМАЦИЙ ВЕРХНЕЙ ЧЕЛЮСТИ В СФОРМИРОВАННОМ ПРИКУСЕ У ПАЦИЕНТОВ ПОСЛЕ ОПЕРАЦИЙ ПО ПОВОДУ СКВОЗНЫХ РАСЩЕЛИН ГУБЫ И НЕБА

Для сокращения сроков ортодонтического лечения и получения устойчивых результатов необходимо раннее восстановление костной ткани в ретенционном периоде. Для этого нужны ретенционные аппараты, а также создание оптимальных условий для аппозиции костной ткани после проведенного активного ортодонтического лечения. С этой целью возможно использование низкоинтенсивного лазерного излучения инфракрасного диапазона.

Костная ткань альвеолярного отростка у пациентов с врожденной патологией губы и неба биологически неполноценна, процессы репаративного остеогенеза замедлены, что свидетельствует о нарушении регенерации кости в участках, подвергнувшихся оперативному вмешательству.

После проведенной компактостеотомии и ортодонтического лечения наблюдается значительная подвижность зубов, которая сохраняется на протяжении длительного промежутка времени. Медленно проходящую подвижность зубов можно также объяснить усугублением и без того нарушенного кровоснабжения альвеолярного отростка и периодонта зубов, вызванного операционной травмой и ортодонтическим лечением.

Для сокращения сроков восстановления костной ткани после проведенного ортопедо-хирургического лечения аномалий и деформаций че-

люстно-лицевой области в последнее время широко используется лазерное излучение.

В настоящее время экспериментально и клинически обосновано применение гелий-неонового лазера в комплексном лечении зубочелюстных аномалий и деформаций с целью оптимизации остеогенеза в ретенционном периоде ортодонтического лечения.

В последние годы большой интерес в научном и практическом плане вызывают полупроводниковые инфракрасные лазеры, которые обладают рядом преимуществ перед гелий-неоновыми лазерами: электробезопасность, высокая экономичность, малогабаритность, глубина проникновения в ткани до 7 см. Для достижения одного и того же эффекта требуется меньшее количество и длительность процедур по сравнению с облучением гелий-неоновым лазером.

Принцип патогенетической многофакторной терапии низкоинтенсивного инфракрасного лазерного излучения основан на различных его свойствах, дающих выраженный терапевтический эффект. Многофакторный механизм данного излучения проявляется в противовоспалительном действии, восстановлении тонуса сосудов и проницаемости сосудистой стенки, увеличении скорости кровотока, фибринолитическом и тромболитическом действии, купировании отека тканей, стимуляции обменных процессов, в первую очередь кислородного режима, а также местных факторах иммунной защиты, регенерации тканей, повышении их резистентности к воздействию патогенных агентов.

Под влиянием света низкоинтенсивного инфракрасного лазера в воспаленных тканях изменяется соотношение процессов альтерации и пролиферации за счет ингибирования первых и стимуляции вторых.

Особенности репаративных процессов в костной ткани верхней челюсти в сформированном прикусе у пациентов с врожденной патологией губы и неба после компактоosteотомии и ортодонтического лечения, терапевтические возможности низкоинтенсивного инфракрасного лазера, проведенные экспериментальные исследования убеждают нас в обоснованности его применения при комплексном ортопедо-хирургическом лечении аномалий и деформаций верхней челюсти в сформированном прикусе у пациентов после врожденных расщелин губы и неба.

Комплексное ортопедо-хирургическое лечение деформаций верхней челюсти было проведено нами у 51 пациента. У 24 из них с целью стимуляции восстановительных процессов после хирургической подготовки и активного ортодонтического лечения было применено низкоинтенсивное лазерное излучение с помощью терапевтического аппарата «СНАГ», созданного на основе полупроводниковых лазеров с длиной волны инфракрасного излучения 0,81 мкм. Данный терапевтический аппарат характеризуется повышенной интенсивностью лазерного излучения в диапазоне

длин волн, соответствующих «окну прозрачности» биологических тканей, что обеспечивает максимальную глубину проникновения излучения в ткани.

В аппарате «СНАГ» специальная оптика формирует коллимированный (нерасходящийся) лазерный луч, встроенный таймер обеспечивает отключение лазера по истечении ранее заданной длительности процедуры, соответствие мощности излучения на выходе аппарата требуемому значению контролируется и подтверждается индикаторной системой. Отличительной особенностью данного аппарата является возможность его работы от автономного источника питания.

Лазеротерапию проводили после окончания ортодонтического расширения верхней челюсти.

Облучению подвергали участки челюстей, на которых было выполнено оперативное вмешательство (компактостеотомия). Диаметр светового пятна на слизистой оболочке составлял 5 мм, мощность излучения — 250 мВт. Экспозиция на одну точку составляла 120 сек, по четыре точки с вестибулярной и небной поверхности альвеолярного отростка, суммарное облучение при одной процедуре не превышало 16 мин, курс лечения составлял 10 процедур.

Контролировали пациентов, которым после компактостеотомии лазеротерапию не проводили.

Эффективность лазеротерапии оценивали по подвижности зубов и по изменению оптической плотности прицельных рентгенограмм.

Получали рентгенограммы области хирургического вмешательства после снятия ортодонтического аппарата и через месяц от начала ретенционного периода. Оптическую плотность прицельных рентгенограмм оценивали при помощи программы PiView45.

Подвижность зубов после проведенного ортодонтического лечения определяли прибором, сконструированным Л. С. Величко, Н. А. Пучко и Ю. Н. Кругликом. Степень подвижности зубов после снятия ортодонтического аппарата оценивали через 2, 4, 5 недель от начала ретенционного периода.

Клинические наблюдения показали, что процессы восстановления костной ткани в ретенционном периоде ортопедо-хирургического лечения у пациентов после лазеротерапии инфракрасным лазером протекали значительно быстрее, чем в контрольной группе, что подтверждается ускоренным снижением подвижности зубов.

Подвижность зубов у пациентов после проведенного ортопедо-хирургического лечения с применением инфракрасного лазерного излучения уже через 4 недели от начала ретенционного периода была мало заметной, в то же время у больных контрольной группы она оставалась выраженной (табл. 2).

Таблица 2

Динамика подвижности зубов

Динамика подвижности зубов	Пациенты после односторонней компактостеотомии (контроль) $n = 12$	Пациенты после односторонней компактостеотомии и применения лазерного излучения $n = 10$	Пациенты после двусторонней компактостеотомии (контроль) $n = 15$	Пациенты после двусторонней компактостеотомии и применения лазерного излучения $n = 14$
Подвижность зубов после снятия ортодонтического аппарата	$1,28 \pm 0,02$	$1,27 \pm 0,02$	$1,92 \pm 0,02$	$1,92 \pm 0,03$
Подвижность зубов через 2 недели от начала ретенционного периода	$1,20 \pm 0,14$	$1,03 \pm 0,13$	$1,73 \pm 0,07$	$1,53 \pm 0,13$
Подвижность зубов через 4 недели от начала ретенционного периода	$1,30 \pm 0,025$	$0,54 \pm 0,03^*$	$1,56 \pm 0,027$	$0,80 \pm 0,023^*$
Подвижность зубов через 5 недель от начала ретенционного периода	$1,18 \pm 0,04$	$0,25 \pm 0,08^*$	$1,52 \pm 0,02$	$0,56 \pm 0,02^*$

* Различия достоверны по сравнению с контрольными группами ($P < 0,05$).

Для подтверждения сказанного приводим следующее клиническое наблюдение. Пациент К., 18 лет, обратился с целью протезирования. Наследственность не отягощена. Операция хейлопластики была выполнена в 6 месяцев, уранопластика — в 7 лет, костная пластика альвеолярного отростка не проводилась.

Внешний осмотр: имеется деформация кончика и крыльев носа, искривление носовой перегородки, рубцовая деформация красной каймы верхней губы.

При осмотре полости рта: наличие грубых рубцов на мягком и твердом небе. Ширина зубной дуги в области 14 и 24 зубов — 17 мм, в области 16 и 26 зубов — 28 мм.

Диагноз: нейтральный, односторонний перекрестный буккальный прикус, первичная адентия 12, 22 зубов, состояние после хейло- и уранопластики по поводу двусторонней сквозной расщелины губы, альвеолярного отростка и неба (рис. 17).



Рис. 17. Прикус пациента К., 18 лет, до начала комплексного ортопедо-хирургического лечения

План лечения: проведение решетчатой компактостеотомии альвеолярного отростка верхней челюсти по А. Т. Титовой в области 23, 24, 25, 26 зубов с вестибулярной поверхности альвеолярного отростка и скулоальвеолярного гребня, проведение зубоальвеолярного расширения, изготовление металлокерамического мостовидного протеза с опорой на 13, 14, 11, 12, 23 и 24 зубы.

14.04.2002 г. в клинике кафедры челюстно-лицевой хирургии БГМУ была проведена решетчатая компактостеотомия по А. Т. Титовой.

26.04.2002 г. был зафиксирован на стеклоиономерный цемент «Fuji1» расширяющий ортодонтический аппарат, состоящий из винта «HYRAX» и припаянных к его передаточным стержням ортодонтических коронок на 14, 24, 16 и 26 зубы, с разобщающей окклюзионной накладкой и язычным пелотом. Расширение зубоальвеолярной дуги верхней челюсти длилось в течение 21 суток, величина его в области вторых премоляров верхней челюсти составила 7 мм.

В качестве ретенционного аппарата использовали ретенционную пластинку на верхнюю челюсть с кламмерами Адамса на 16 и 26 зубы. Амплитуда подвижности 15 и 25 зубов после активного ортодонтического лечения составила 1,6 мм.

После расширения был проведен курс лазеротерапии с применением инфракрасного лазера «СНАГ» с длиной волны 0,81 мкм. Через месяц от начала ретенционного периода подвижность зубов аппаратурно не определялась.

После ортодонтического лечения и лазеротерапии были изготовлены корневые культевые штифтовые вкладки на 11, 21, 14, 15, 23 и 24 зубы с дальнейшим изготовлением мостовидного металлокерамического протеза



(рис. 18).

Рис. 18. Прикус пациента К., 18 лет, после проведенного комплексного ортопедо-хирургического лечения с применением лазеротерапии

Пациент Я., 18 лет, обратился с жалобами на затрудненное пережевывание пищи и эстетический дефект. Наследственность не отягощена. Операция хейлопластики была выполнена в 6 месяцев, операция уранопластики — в 7 лет, костная пластика альвеолярного отростка не проводилась, во время операции уранопластики была удалена резцовая кость.

После проведенного хирургического лечения пациент находился под наблюдением врача-ортодонта по месту жительства.

Внешний осмотр: имеется деформация кончика и крыльев носа, искривление носовой перегородки, рубцовая деформация красной каймы верхней губы.

При осмотре полости рта: наличие грубых рубцов на мягком и твердом небе. Ширина зубной дуги в области 14 и 24 зубов — 17 мм, в области 16 и 26 зубов — 28 мм.

Диагноз: состояние после хейло- и уранопластики по поводу двусторонней сквозной расщелины губы, альвеолярного отростка и неба, нейтральный, перекрестный буккальный прикус, частичная вторичная адентия верхней челюсти (рис. 19).

План лечения: проведение решетчатой компактостеотомии верхней челюсти по А. Т. Титовой в области 13, 14, 15, 16, 23, 24, 25 и 26 зубов с вестибулярной и небной поверхностей альвеолярного отростка, проведение зубоальвеолярного расширения, изготовление металлокерамического мостовидного протеза с опорой на 13, 14, 11, 12, 23 и 24 зубы.

14.04.2002 г. в клинике кафедры челюстно-лицевой хирургии БГМУ была проведена компактостеотомия по А. Т. Титовой.



Рис. 19. Диагностические модели пациента Я., до лечения

26.04.2002 г. был зафиксирован на стеклоиономерный цемент «Fuji-1» расширяющий ортодонтический аппарат, состоящий из винта «HYRAX» и припаянных к его передаточным стержням ортодонтических коронок на 14, 24, 16 и 26 зубы. После адаптации пациента к ортодонтическому аппарату в течение 3 суток на нижнюю челюсть была наложена разобщающая ортодонтическая пластинка с окклюзионными накладками на 34, 35, 36, 37, 44, 45, 46 и 47 зубы.

Расширение зубоальвеолярной дуги верхней челюсти длилось 38 суток, величина ее в области вторых премоляров верхней челюсти составила 14 мм (рис. 20).



Рис. 20. Диагностические модели пациента Я., после расширения верхней челюсти

Амплитуда подвижности 15 зуба после снятия расширяющего ортодонтического аппарата составила 1,5 мм.

В качестве ретенционного аппарата использовали ретенционную пластинку на верхнюю челюсть с кламмерами Адамса на 16 и 26 зубы.

После завершения расширения верхней челюсти был проведен курс лазеротерапии с применением низкоинтенсивного, инфракрасного лазера аппарата «СНАГ» длиной волны 0,81 мкм.

К протезированию приступили после исчезновения подвижности зубов. Через 5 недель с момента снятия расширяющего ортодонтического аппарата подвижность зубов аппаратурно не определялась. Изготовили мостовидный протез с опорой на 13, 14, 15, 23 и 24 зубы (рис. 21).



Рис. 21. Прикус пациента Я., после лечения

Результаты клинических наблюдений подтверждали данными исследования оптической плотности прицельных рентгенограмм зубов (табл. 3). Оптическая плотность рентгенограмм, полученных после снятия ортодонтического аппарата у пациентов опытных и контрольных групп, была практически одинаковой: $72,54 \pm 0,24$ — в контрольной; $72,54 \pm 0,27$ — в опытной ($p > 0,05$), через месяц от начала ретенционного периода оптическая плотность в группе пациентов, которым был проведен курс лазеротерапии, была достоверно больше: $80,26 \pm 1,37$ — в контрольной; $101,69 \pm 1,14$ — в опытной ($p < 0,05$).

Таблица 3

Динамика изменений оптической плотности прицельных рентгенограмм

Исследуемый показатель	Группа пациентов без лазеротерапии (контрольная)	Группа пациентов с лазеротерапией (опытная)
Оптическая плотность прицельных рентгенограмм (исходная)	$72,55 \pm 0,24$	$72,54 \pm 0,27$
Оптическая плотность прицельных рентгенограмм (через месяц)	$80,26 \pm 1,37$	$101,69 \pm 1,14$

Полученные результаты позволяют заключить, что облучение низкоинтенсивным инфракрасным лазерным излучением с длиной волны $0,81 \text{ мкм}$, мощностью излучения 250 мВт способствует ускорению репаративных процессов в костной ткани при комплексном ортопедо-хирургическом лечении деформаций верхней челюсти в сформированном прикусе у пациентов с врожденной патологией губы и неба, что клинически проявляется в ускоренном снижении подвижности зубов, рентгенологически — в увеличении оптической плотности прицельных рентгенограмм. Все это позволяет сократить общие сроки ортодонтического лечения и повысить его эффективность.

ПРИМЕНЕНИЕ ЛАЗЕРНОЙ СВАРКИ ПРИ ИЗГОТОВЛЕНИИ И РЕКОНСТРУКЦИИ МЕТАЛЛИЧЕСКИХ ЗУБНЫХ ПРОТЕЗОВ И ОРТОДОНТИЧЕСКИХ АППАРАТОВ

Данные литературы и результаты собственных клинических наблюдений подтверждают, что для качественного протезирования недостаточно применения традиционных способов изготовления зубных протезов. С целью повышения эффективности протезирования нам представилось целесообразным применять при изготовлении и починке зубных протезов бесприпойные методы соединения. Известно большое количество таких методов (плазменная, контактная, электронно-лучевая, лазерная сварка). Проанализировав особенности известных методик изготовления металлических зубных протезов, мы остановили свое внимание на лазерной сварке. Лазерная сварка имеет ряд преимуществ:

- благодаря малой расходимости излучение лазера можно точно фокусировать на малых участках, получая высокие уровни плотности мощности, что позволяет проводить обработку тугоплавких трудносвариваемых материалов;
- бесконтактность воздействия и возможность передачи энергии излучения по световодам дают возможность проводить сварку в труднодоступных местах;
- сварные швы, получаемые с помощью лазера, имеют малую зону термического влияния в окружающем материале, что приводит к снижению термических деформаций;
- отсутствуют вредные припои и флюсы;
- локальность воздействия позволяет обрабатывать участки изделий в непосредственной близости от термочувствительных элементов;
- малая длительность лазерного сварочного импульса позволяет избавиться от нежелательных структурных изменений;
- возможность оперативно изменять длительность и энергию лазерного импульса позволяет гибко управлять технологическим процессом сварки.

Механизм лазерной сварки при изготовлении металлических зубных протезов и ортодонтических аппаратов

Лазерная сварка осуществляется следующим образом. Переменный синусоидный ток сети преобразуется блоком питания лазера в мощное импульсное напряжение, которое подается на электроды газоразрядной лампы накачки. С помощью рабочего тела лазера — кристалла алюмоиттриевого граната, активированного ионами неодима, — и зеркал резонатора некоторая часть световой энергии вспышек лампы превращается в импульсное лазерное излучение, представляющее собой свет с длиной волны 1,06 мкм. Выходящее из резонатора лазерное излучение фокусируется на обрабатываемую поверхность в пятно диаметром 0,5–1 мм. Часть

падающего на материал излучения отражается, а часть поглощается и идет на нагревание и плавление материала. Если энергия излучения, приходящаяся на единицу площади в пятне фокусировки, достаточно велика, может произойти даже испарение материала, сопровождающееся выплеском расплава. Создаваемое лазерным источником импульсное световое излучение высокой мощности фокусируется на стыке двух металлических деталей в пятно диаметром 0,5–1 мм (рис. 22).

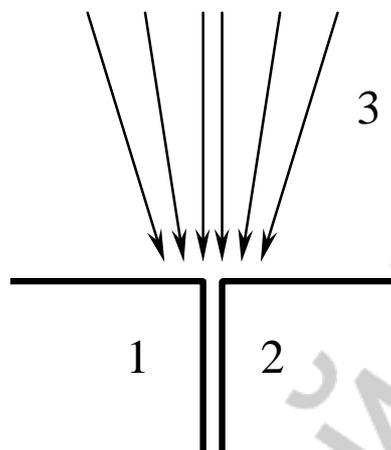


Рис. 22. Фокусировка излучения при лазерной сварке:
1, 2 — свариваемые детали; 3 — направление лазерного излучения

Меньшая часть падающего на материал излучения отражается, а большая часть поглощается и идет на нагревание и плавление материала. В месте стыка деталей жидкая фаза металла стекает в зазор между деталями, образуя при затвердевании точечное сварное соединение за счет зоны сплавления (литой зоны) (рис. 23).

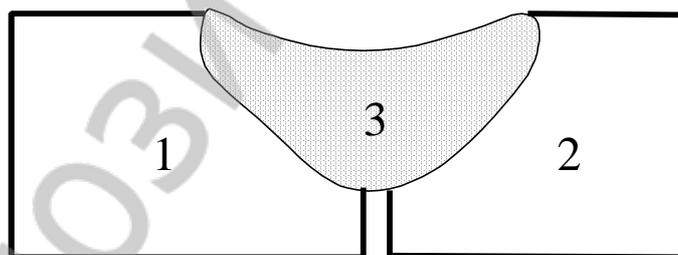


Рис. 23. Лазерное сварное соединение:
1, 2 — соединяемые детали; 3 — зона сплавления

К началу воздействия следующего лазерного импульса детали перемещаются таким образом, чтобы имело место частичное перекрытие сварной точки с предыдущей. Это и формирует сварной шов (рис. 24).

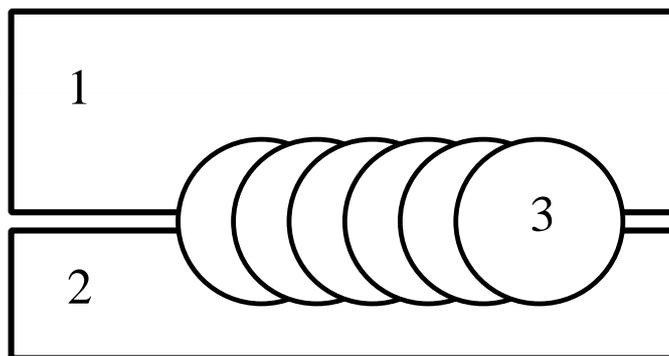


Рис. 24. Лазерный сварной шов:
1, 2 — свариваемые детали; 3 — последняя сварная точка шва

Энергия лазерного импульса зависит от напряжения заряда на конденсаторных батареях блока питания лазера. Кроме напряжения заряда конденсаторов, определяющего энергию импульса и его длительность, наиболее важными параметрами лазерной сварки являются также диаметр пятна фокусировки d и коэффициент перекрытия сварных точек. Плавно изменяя все эти параметры, подбирают оптимальные режимы лазерной сварки для деталей различной конфигурации и различного химического состава.

При воздействии лазерного излучения умеренной интенсивности на материалы в условиях, характерных для лазерной обработки, протекает ряд сложных взаимосвязанных процессов, в различной степени проявляющихся в конкретных процессах обработки:

- поглощение лазерного излучения на поверхности материала, его нагрев и распространение тепла;
- термоупругие деформации и термическое разрушение материала, плавление материала и испарение его с поверхности;
- движение расплава под действием давления отдачи паров или плазмы оптического пробоя окружающего газа или жидкости и сил поверхностного натяжения, приводящее к его выплеску, переносу или конвективному перемешиванию;
- оптический пробой паров материала или окружающего газа и формирование плазменного факела с температурой до нескольких десятков тысяч градусов, собственное излучение которого может вносить основной вклад в нагрев материала;
- пластическая деформация материала давлением паров или плазмы оптического пробоя окружающего газа или жидкости;
- распространение лазерного излучения через плазму, сопровождающееся его поглощением, рефракцией и в конечном счете трансформацией пространственно-временной структуры лазерного излучения, достигающего обрабатываемой поверхности;

– взаимодействие окружающего газа или паров жидкости и плазмы пробоя с расплавом материала, приводящее к насыщению расплава различными элементами и добавками, охлаждение и застывание расплава, сопровождающееся структурно-фазовыми и химическими превращениями, вплоть до образования аморфных структур на поверхности сплавов металлов при оплавлении их поверхности короткими лазерными импульсами.

Конечный результат воздействия лазерного излучения на материал зачастую оказывается чувствительным к достаточно тонким параметрам излучения (длине волны, мелкомасштабной пространственно-временной структуре излучения и т. д.), а также к состоянию поверхности металла и его составу. Внутренняя взаимосвязь перечисленных процессов приводит к развитию целого ряда неустойчивостей и автоколебательных процессов, влияющих на конечный результат воздействия.

На рис. 25 показана структура сварной точки, образующейся в результате одного импульса, сфокусированного на стыке двух деталей.

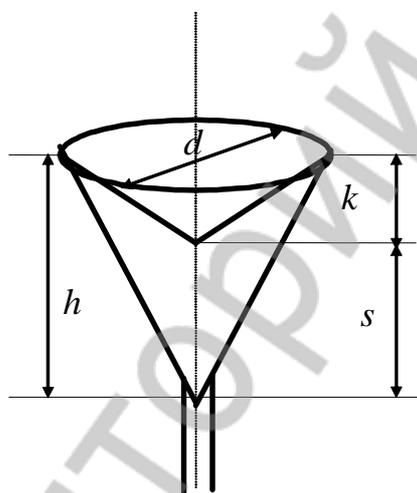


Рис. 25. Структура сварной точки на стыке деталей:

h — глубина проплавления; k — глубина кратера; d — диаметр кратера; s — глубина сплавления

Максимальная прочность соответствует максимальной средней глубине s зоны сплавления двух деталей на их стыке. Глубина зоны сплавления s равна разности средней глубины проплавления h и средней глубины k цепочки кратеров диаметра d , образующихся на поверхности шва под действием лазерного импульса вследствие выноса материала парогазовой струей. При достаточно большом коэффициенте перекрытия сварных точек все эти средние величины оказываются примерно равными аналогичным величинам h , s , k , соответствующим картине, возникающей при одиночном импульсе. Необходимо отметить, что наибольшая глубина сплавления соответствует определенной (не минимальной) глубине кратера при некоторой плотности мощности лазерного излучения. Таким образом,

плотность мощности, при которой достигается максимальное значение глубины зоны сплавления, является оптимальным параметром процесса лазерной сварки для стали толщиной более двух миллиметров.

На рис. 26 показаны зависимости глубины проплавления, глубины кратера и глубины зоны сплавления от энергии в импульсе при длительности импульса генерации 4 мс.

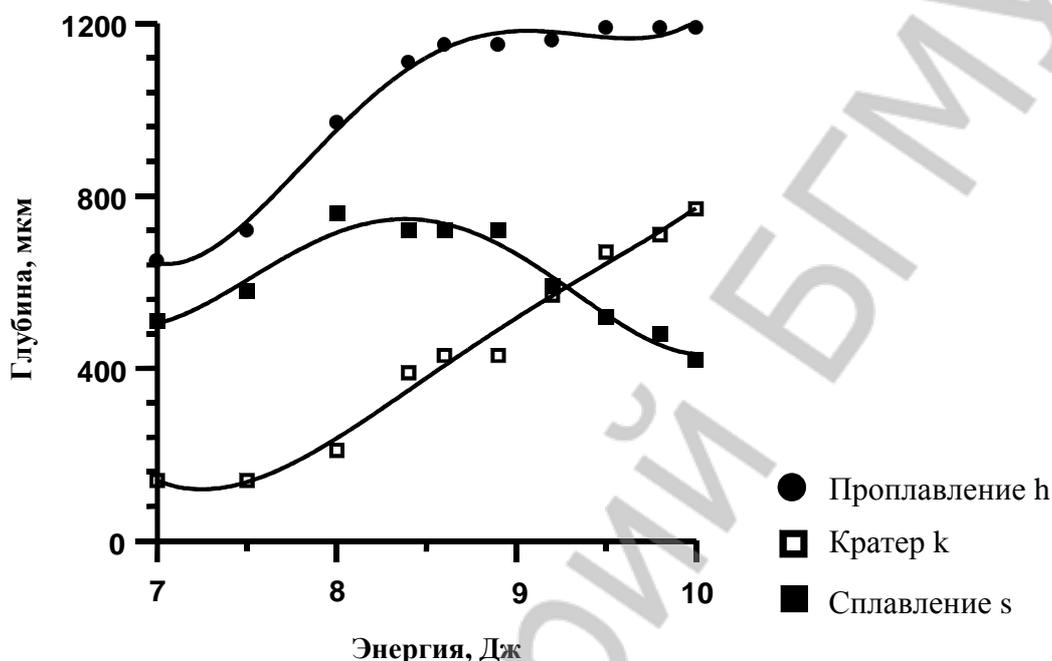


Рис. 26. Зависимости глубины проплавления h , глубины кратера k и ширины зоны сплавления s от энергии импульса лазерного излучения

Из рисунка видно, что наиболее прочное соединение получается при плотности мощности, соответствующей энергии импульса около 8,5 Дж. При большей энергии, т. е. при большей плотности мощности, прочность соединения уменьшается из-за более сильного роста глубины кратера по сравнению с ростом глубины проплавления, из-за чего ширина зоны сплавления, а следовательно, и прочность соединения уменьшаются.

Следует отметить, что детали, соединение которых необходимо производить в зубопротезировании, весьма разнообразны, и для каждой пары соединяемых деталей нужно подбирать особые режимы и приемы лазерной сварки. Кроме того, существуют значительные трудности, возникающие из-за необходимости обеспечения минимального зазора между свариваемыми деталями (не более 0,1 мм). Данное обстоятельство не мешает соединению с помощью лазерной сварки отломанных фрагментов бюгельных протезов по месту излома, где зазор, как правило, практически отсутствует.

Так как опорные коронки изготавливаются из стали толщиной менее 0,3 мм, недопустимо падение сварочного луча по нормали к поверхности

коронки. Как правило, это приводит к сквозному пробую тонкостенной коронки. Избегают этого, направляя лазерный луч под углом порядка 30° к поверхности гильзы, причем основная часть пятна фокусировки должна приходиться на более толстую промежуточную часть (рис. 27).

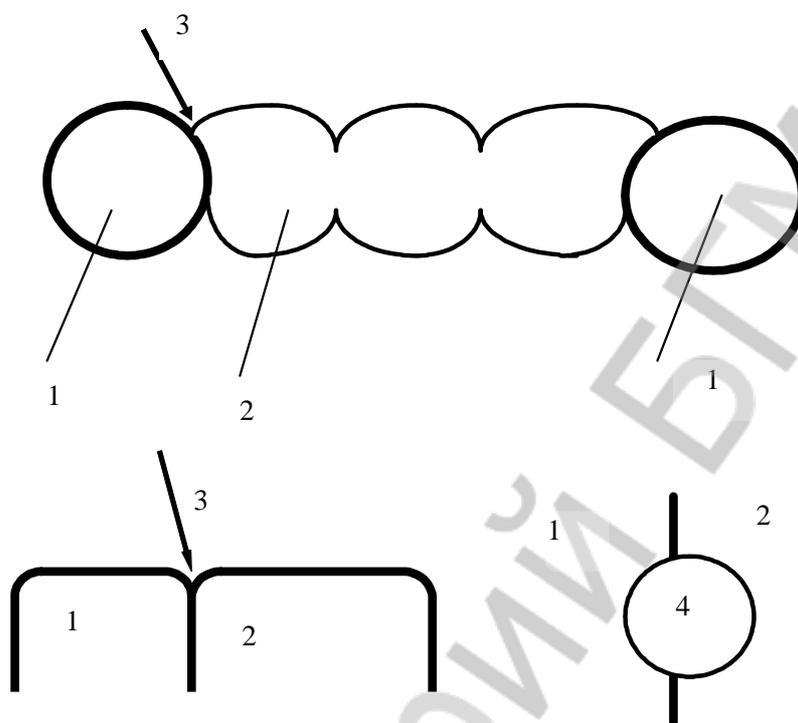


Рис. 27. Направление и фокусировка лазерного луча при лазерной сварке опорной коронки и промежуточной части мостовидного протеза:
1 — опорная коронка; 2 — промежуточная часть; 3 — направление лазерного луча; 4 — сварочное пятно (пятно фокусировки)

В процессе пробных исследований выявилась необходимость рассмотрения возможности разработки устройств, обеспечивающих наиболее точное крепление и позиционирование обрабатываемых с помощью лазерной сварки деталей сложной формы, каковыми являются практически все составные части зубных протезов и ортодонтических аппаратов.

Изготовление мостовидных протезов с опорой на штампованных коронках

Протезирование пациентов мостовидными протезами с опорой на штампованные коронки осуществляют следующим образом. Вначале обследуют пациентов. После выявления показаний приступают к протезированию с учетом величины и топографии замещаемого дефекта, состояния периодонта опорных зубов и зубов-антагонистов. При необходимости делают прицельные рентгенограммы. После препарирования опорных зубов получают оттиски и отливают модели по обычной методике. При моделировке промежуточной части мостовидного протеза создают кант для

последующей сварки внакладку. При этом может компенсироваться (в известной мере) возникающая при литье усадка промежуточной части мостовидного протеза. После отливки промежуточной части мостовидного протеза ее обрабатывают общепринятыми способами (очищают от формочной массы, излишков металла, отбеливают). Затем на модели припасовывают к коронкам, после чего места спайки обезжиривают эфиром, укрепляют на модели воском, отступя на 3–5 мм от зоны сварки, добиваются плотного и равномерного прилегания соединяемых деталей при минимальном (не более 0,1 мм) зазоре.

Сварку производят в 2 этапа:

а) сначала на модели делают сварку в трех точках в области жевательной (режущей) поверхности и по бокам с каждой стороны протеза;

б) затем протез снимают с модели и проводят шовную сварку по периметру соприкосновения литой части с коронками.

Проводят припасовку мостовидных протезов в полости рта.

Отделку сварных швов проводят обычным способом (если есть необходимость, зачищают шов наждачной шкуркой с последующей шлифовкой протеза на резиново-корундовом круге и полировкой на фильце пастой ГОИ). Фиксацию мостовидных протезов проводят обычным способом.

Изготовление и починка цельнолитых и металлокерамических мостовидных протезов

Протезирование пациентов металлокерамическими мостовидными протезами большой протяженности производят следующим образом. Вначале обследуют пациентов. После выявления показаний приступают к протезированию с учетом величины и топографии замещаемого дефекта, состояния периодонта опорных зубов и зубов-антагонистов. При необходимости делают прицельные рентгенограммы.

После препарирования опорных зубов получают двойные оттиски и отливают разборные модели по обычной методике. Моделируют каркасы небольшой протяженности из воска, добиваясь очень плотного прилегания их между собой. Затем отливают фрагменты из металла и производят их припасовку вначале на модели, а затем в полости рта. После этого накладывают каркасы на модель, места спайки обезжиривают эфиром, укрепляют на модели воском, отступя на 3–5 мм от зоны сварки, добиваются плотного и равномерного прилегания соединяемых деталей при минимальном (не более 0,1 мм) зазоре. Сначала на модели делают точечную прихватку в трех точках в области жевательной (режущей) поверхности и по бокам с каждой стороны протеза. Затем протез снимают с модели и проводят шовную сварку по периметру соприкосновения литой части с коронками. Необходимо подчеркнуть, что такая методика изготовления металлокерамических мостовидных протезов большой протяженности

позволяет нивелировать усадку, которая возникает при отливке металлического каркаса. Таким образом, лазерная сварка позволяет изготавливать металлокерамические мостовидные протезы большой протяженности без возникновения напряжений в цельнолитом каркасе и с обеспечением необходимой точности прилегания протеза. Проводят припасовку каркасов мостовидных протезов в полости рта пациента. После определения цвета керамического покрытия по обычной методике на каркасе создается окисная пленка и наносится керамика с последующим обжигом. Затем проводят припасовку металлокерамических мостовидных протезов на модели и в полости рта (рис. 28). Фиксацию металлокерамических мостовидных протезов большой протяженности проводят обычным способом.

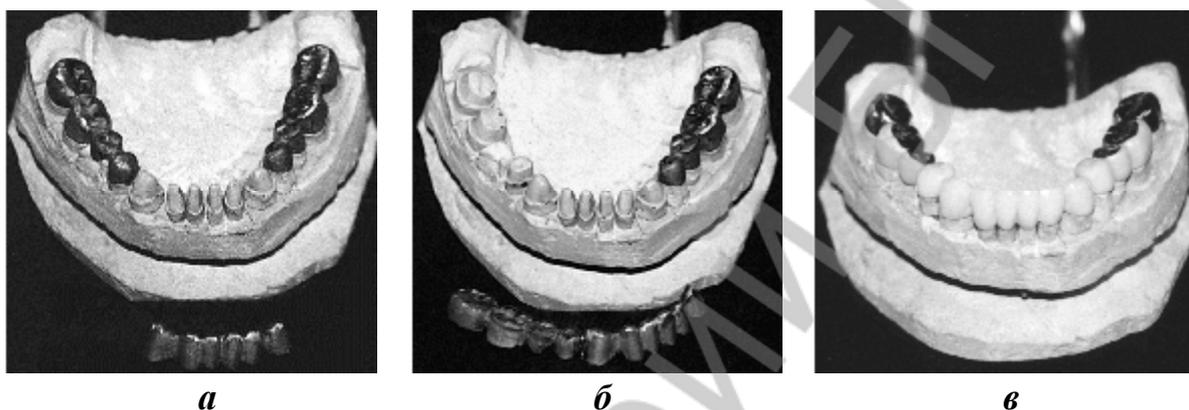


Рис. 28. Изготовление с помощью лазерной сварки металлокерамического протеза большой протяженности:
а — фрагменты каркаса; б — сваренные фрагменты; в — готовый протез

По такой технологии было изготовлено 25 мостовидных протезов. Повторные контрольные осмотры, проведенные через 6–8 месяцев, не выявили сколов керамического покрытия и других нарушений.

Метод реконструкции литой части металлических зубных протезов с применением вкладки

В процессе литья и последующей обработки металлических каркасов зубных мостовидных протезов могут возникать дефекты: поры, отверстия, трещины, требующие зачастую полной переделки протеза. Это требует дополнительных затрат времени и необходимых материалов. Использование серебряного припоя ПСР-37 для устранения этих дефектов в металлокерамических мостовидных протезах, по данным А. А. Прохончукова (1986), является нецелесообразным, т. к. он расплавляется при обжиге керамической массы. Применение технологии лазерной сварки позволяет качественно исправлять эти дефекты. Дефекты, размеры которых не превышают 0,2 мм, при воздействии импульса лазерного излучения заполняются металлом, окружающим дефект. При размерах дефекта 0,2–1 мм для

его заполнения необходима присадка, в качестве которой обычно используются остатки сплава, из которого изготавливался протез. Если размеры дефекта превышают 1 мм, дефект удобнее заполнить посредством специально изготовленной металлической вкладки (патент № 6543).

Для замещения большого по размерам дефекта из воска моделируется вкладка, точно соответствующая дефекту по форме, с последующей заменой на сплав, из которого изготовлен каркас. Вкладка вставляется на место дефекта и соединяется с каркасом лазерной сваркой. На рис. 30 показана вкладка для реконструкции литой опорной коронки каркаса. Металл частей 5 и 6 вкладки (рис. 29) служит материалом для образования лазерного сварного шва. После формирования сварного соединения рукоять вкладки 4, необходимая для позиционирования деталей в процессе лазерной сварки, а также излишки металла части 6 вкладки удаляются. После замещения дефекта литой каркас подвергается обычной обработке.

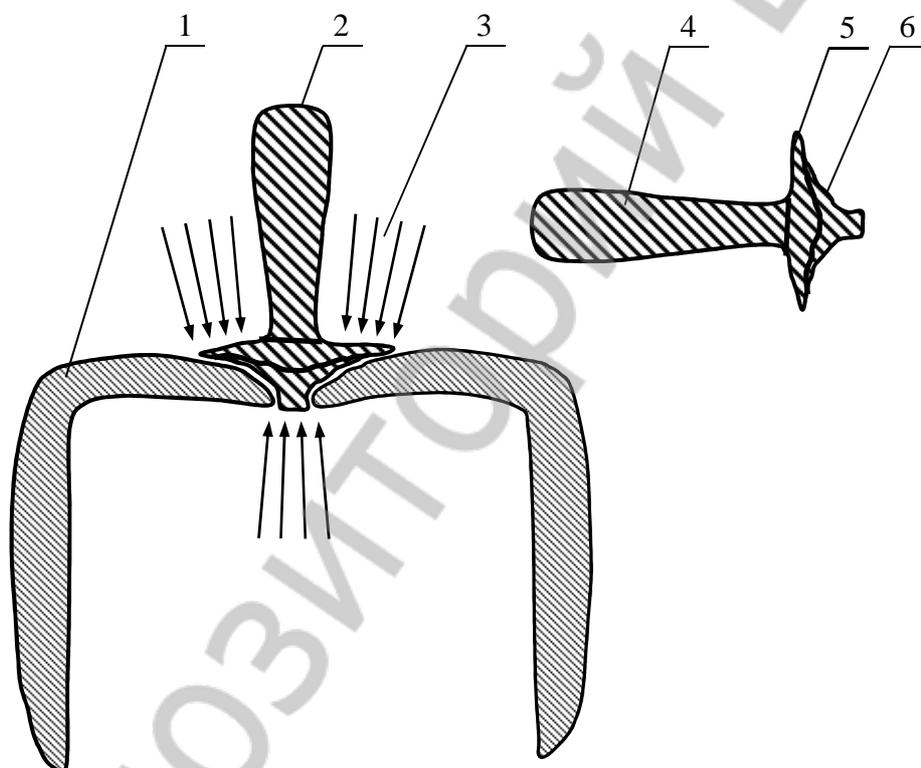


Рис. 29. Реконструкция литой коронки металлической вкладкой:

1 — литая коронка; 2 — вкладка; 3 — направление лазерного излучения; 4 — рукоять вкладки; 5 — сошлифовываемая часть; 6 — часть вкладки, замещающая дефект

Преимущества данного метода перед методом лазерной сварки с присадкой следующие: возможность устранения больших по размеру дефектов; точное соответствие материала вкладки материалу литой части; минимальный зазор, обуславливающий меньшую мощность лазерного излучения, необходимую для сварки; меньший объем работ по сошлифовке

излишков металла; облегченное позиционирование при лазерной обработке.

По этой методике было починено 11 протезов. Результаты наблюдений в течение года подтвердили надежность данного метода починки.

Починка бюгельных протезов и ортодонтических аппаратов

Починку бюгельных протезов производят в зависимости от характера поломки звеньев (рис. 30, 31).

1. При поломке одного из звеньев протеза, когда удается сопоставить фрагменты элементов по линии излома, производят прихватку в двух-трех точках, а затем сваривают по периметру сопоставленных фрагментов.

2. В том случае, когда элементы не сопоставляются по линии излома, снимают оттиски вместе с бюгельным протезом. Гипсовую модель отливают с протезом и на ней сначала прихватывают фрагменты в нескольких точках по линии излома. После этого снимают протез с модели и производят сварку по периметру.

3. При реконструкции бюгельного протеза, связанного с удалением зубов, снимают оттиски (чаще вместе с протезом). Вначале отливают модель, на которой моделируют из воска необходимые части (детали) протеза и переводят воск в металл обычным способом. После соответствующей обработки и припасовки на модели и проверки в полости рта производят сварку: сначала прихватку в трех точках, а затем шовную сварку по периметру линии соединения.



Рис. 30. Перелом дуги бюгельного протеза



Рис. 31. Бюгельный протез после починки посредством лазерной сварки

Анализ отдаленных результатов починки 24 бюгельных протезов (3 года) показал, что соединение металлических фрагментов посредством лазерной сварки обладает достаточной точностью соединения и хорошей прочностью. Пациенты не предъявляли по поводу этого никаких жалоб. Мы не наблюдали изменения в цвете мест сварки и повторных случаев переломов этих протезов.

Для починки металлических частей ортодонтических аппаратов вначале получают оттиск, отливают модель. На нее накладывают аппарат, составляют фрагменты по линии перелома, фиксируют их к модели с помощью воска на расстоянии не менее 3–4 мм. После этого производят лазерную сварку.

Анализ отдаленных результатов починки 17 ортодонтических аппаратов показал, что применение лазерной сварки для этих целей достаточно эффективно. Важным является тот факт, что после лазерной сварки происходит некоторое увеличение микротвердости обрабатываемого сплава. Поэтому и не происходит снижение пружинящих свойств металлических элементов ортодонтических аппаратов.

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ЛАЗЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ ПРИ КОМПЛЕКСНОМ ЛЕЧЕНИИ ЗАБОЛЕВАНИЙ ПЕРИОДОНТА

Одним из современных направлений использования лазерного излучения является фотодинамическая терапия (ФДТ). Суть ФДТ заключается в избирательном уничтожении патологически измененных клеток организма или клеток патогенных микроорганизмов, лежащих в основе развития и поддержания того или иного патологического процесса. Основным действующим агентом является специфическое химическое вещество — фотосенсибилизатор, которое поглощается клеткой-мишенью и в неак-

тивном состоянии является абсолютно инертным. Для активации молекулы вещества необходимо поглотить квант света определенной длины волны. После активации фотосенсибилизатора запускается каскад свободно-радикальных реакций, приводящих к разрушению мембранных структур и гибели клетки.

Накопление фотосенсибилизатора, как и любых других веществ, происходит преимущественно в энергодефицитных клетках, к которым относятся опухолевые, микробные и стареющие. Можно провести аналогию с применением цитостатиков, которые, попадая в организм, также накапливаются большей частью в активно делящихся клетках или клетках, метаболизм которых повышен, при этом фотосенсибилизатор, являясь абсолютно инертным, никак не влияет на жизнедеятельность клеток-акцепторов — разрушительная фотохимическая реакция запускается лишь в зоне направленного облучения.

Долгое время основной областью применения ФДТ была онкологическая практика. Не так давно была доказана возможность использования ФДТ для лечения инфекционно-воспалительной патологии (в частности гнойных ран, трофических язв, ЛОР-патологии, язвенной болезни желудка и двенадцатиперстной кишки), что существенно расширило показания к применению метода.

Факторы, обуславливающие возможность клинического применения ФДТ в онкологии, а также преимущества данного метода перед традиционными методами лечения можно сформулировать следующим образом:

- направленность действия, возможность избирательного уничтожения опухолевых клеток без какого-либо воздействия на здоровые;
- возможность удаления опухоли без оперативного вмешательства: фотосенсибилизатор вводится внутривенно, накапливается в опухоли, после чего зона опухоли облучается лазером;
- возможность уничтожить остаточные опухолевые клетки после оперативного вмешательства: операционное ложе пропитывается фотосенсибилизатором и облучается лазером. Методика позволяет предотвратить рецидивы и метастазы;
- возможность корректного уничтожения опухоли в труднодоступных и эстетически значимых зонах;
- возможность противоопухолевой обработки крови при гемобластозах.

При лечении инфекционно-воспалительных процессов преимущества будут звучать следующим образом:

- эффективность ФДТ не зависит от спектра чувствительности микроорганизмов к антибиотикам. Метод в равной степени губителен для бактерий, простейших, грибов и вирусов;

– поскольку повреждающее действие фотохимического процесса обусловлено свободнорадикальными реакциями, развитие микробной устойчивости к ФДТ практически исключено. Фотосенсибилизаторы, в отличие от антибиотиков, не обладают токсическим и мутагенным действием, которое зачастую способствует селекции резистентных штаммов;

– бактерицидное действие носит локальный характер и лимитируется зоной лазерного облучения сенсибилизированных тканей. При этом удается избежать характерного для антибиотиков и антисептиков поражения нормальной микрофлоры в зонах, не подлежащих лечению;

– фотодинамическая терапия одинаково эффективна при острой и хронической инфекции, а также при некоторых видах бациллоносительства.

В качестве фотосенсибилизаторов выступают вещества, химическая структура которых обуславливает способность поглощать световую энергию, трансформировать ее в другие формы энергии и далее передавать другим соединениям. В основе химического строения большинства современных фотосенсибилизаторов лежит порфирин — макроциклическое соединение, состоящее из четырех пиррольных колец, соединенных между собой метиновыми мостиками. Наличие в молекуле системы сопряженных двойных связей, обуславливает возможность поглощения энергии света за счет перехода свободных электронов системы на более высокий энергетический уровень с последующей передачей ее другим соединениям.

Вторым компонентом фотодинамического воздействия является инициирующее химическую реакцию излучение. Любой свет в той или иной степени вызывает активацию фоточувствительного вещества, поэтому для пациентов, проходивших курс ФДТ, предусмотрено пребывание в затемненной палате. Для направленного запуска фотохимической реакции свет должен обладать определенной длиной волны, соответствующей пику поглощения фотосенсибилизатора. У большинства современных фотосенсибилизаторов пик поглощения лежит в длинноволновой части спектра (600–800 нм) и соответствует так называемому «окну прозрачности» биологических тканей. Кроме того, для доставки излучения к месту воздействия, а также активации большого числа молекул фотосенсибилизатора, он должен обладать определенной мощностью, а также когерентностью электромагнитных волн в световом потоке.

Для данных целей на разных этапах развития метода были использованы ртутные, ультрафиолетовые, ксеноновые и другие виды излучателей. Однако абсолютным соответствием к выдвигаемым по отношению к инициирующему излучению требованиям обладает лазерное излучение. Данный вид электромагнитного воздействия позволяет создать высокую плотность мощности энергетического потока, обеспечить глубокое проникновение, возможность полноценной доставки, строгого дозирования и точной локализации световой энергии.

Используемые для фотодинамической терапии лазерные системы по типу рабочего вещества могут быть различными: лазер на парах золота, лазер на красителях с накачкой аргоновым лазером, лазер на красителях с накачкой эксимерным лазером или лазером на парах меди, твердотельные лазеры с удвоенной частотой излучения, лазер на ионах криптона. Однако в последние годы наибольшей и заслуженной популярностью пользуются диодные лазеры. Однако в последние годы наибольшей и заслуженной популярностью пользуются диодные лазеры. Причиной тому служат их безальтернативные технологические характеристики: надежность, долговечность, компактность, миниатюрность, непосредственное преобразование энергии в лазерное излучение. В Республике Беларусь на базах Института физики и Института молекулярной и атомной физики НАН Беларуси налажена разработка и производство диодных лазерных излучателей для фотодинамической терапии. Среди них такие аппараты, как «Родник-1», «ФДТ-лазер» и др.

На кафедре ортопедической стоматологии БГМУ была разработана, запатентована и внедрена методика применения ФДТ для лечения заболеваний периодонта. Во время экспериментального и клинического обоснования возможности применения метода в комплексном лечении заболеваний периодонта было показано следующее:

1. Процедура ФДТ оказывает выраженное лечебное воздействие на пораженные ткани, которое проявляется в нормализации клинического состояния десны, редукции показателей воспаления, кровоточивости и количества десневой жидкости, уничтожении патогенной микрофлоры, восстановлении морфофункциональной целостности на клеточном и тканевом уровнях.

2. ФДТ обладает выраженным антимикробным действием в отношении грамположительных и грамотрицательных бактерий, а также грибов. Тип дыхания не является фактором, определяющим восприимчивость микроорганизмов к ФДТ: процедура в равной степени вызывает гибель аэробов, факультативных и облигатных анаэробов.

3. Способность фотосенсибилизатора растворяться в белково-липидных комплексах мембран, а также монохроматичность и когерентность электромагнитных волн в лазерном световом потоке обеспечивают возможность проникновения фотохимического воздействия на определенную глубину в ткань, и уничтожение микроорганизмов, расположенных в межклеточных пространствах эпителиального пласта и недоступных для действия стандартных механических и антисептических средств. После проведения процедуры на поверхности десны образуется специфическая фотокоагуляционная пленка, препятствующая реинфицированию ткани.

4. Развития устойчивости периодонтопатогенных штаммов к фотодинамическому воздействию не происходит. Не происходит также нару-

шения биоценоза полости рта, поскольку погибшая при фотодинамическом воздействии нормальная микрофлора заносится после процедуры с непораженных участков.

5. Включение ФДТ в комплекс стандартных мероприятий при лечении заболеваний периодонта обеспечивает стойкую нормализацию индексных (РМА, SBI, PI) и полярографических показателей, удлинение сроков ремиссии до года и более.

Методика процедуры

Процедура ФДТ выполняется после проведения обязательного комплекса периодонтологических вмешательств. В качестве фотосенсибилизатора используется мазевая форма препарата «Фотолон», действующее вещество хлорин еб. В качестве источника излучения используется аппарат лазерный терапевтический «Родник-1», длина волны излучения 670 нм, плотность мощности 125 мВт/см², доза на одну процедуру 50 Дж/см².

Этапы процедуры:

1. Наложение щечно-губного ретрактора, высушивание слизистой оболочки десны одного сегмента.

2. Аппликация препарата, равномерное распределение по поверхности слизистой, введение в полость зубодесневых карманов. Для этих целей могут быть использованы силиконовая каппа, гладилки, кисточки, шприц, воздушная струя. Мазь берется из расчета 0,1 мл на 1 см². Критерием правильности нанесения мази служит образование однородной полупрозрачной пленки. Период экспозиции препарата составляет 7–10 минут. За это время действующее вещество проникает в ткань и связывается с микробными клетками.

3. Лазерное облучение обработанных фотосенсибилизатором тканей. Для подведения излучения к ткани могут быть использованы гибкие световоды и специальные насадки.

4. Удаление непрореагировавших остатков мази водно-воздушным спреем.

Процедура проводится последовательно на каждом из четырех секстантов. Сеанс ФДТ осуществляется однократно. В случае необходимости (тяжелая форма заболевания, недостаточный клинический эффект после первого воздействия) проводится второй сеанс с интервалом в 1 неделю.

Кроме лечения заболеваний периодонта, ФДТ может применяться в таких аспектах стоматологии как антимикробная обработка корневых каналов, кариозных полостей, апикальных очагов инфекции, свищевых ходов, лечение заболеваний слизистой оболочки, фотодинамическая косметология и отбеливание зубов. Большой раздел составляет применение ФДТ в челюстно-лицевой хирургии, онкологии и реабилитации.

ПРЕПАРИРОВАНИЕ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА С ПОМОЩЬЮ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ

Развитие лазерной техники в настоящее время достигло такого уровня, что с ее помощью оказывается возможным решать многие технические проблемы. Лазерная технология применима для объектов из самых разнообразных материалов, находящихся в различных агрегатных состояниях, среди которых наиболее интересными и сложными являются биологические. В отличие от тепловых источников света лазеры обладают высокой степенью монохроматичности, высокой степенью временной и пространственной когерентности, высокой степенью направленности и поляризованности излучения при значительной его интенсивности и яркости, могут перестраиваться по длинам волн, могут излучать световые импульсы рекордно короткой длительности. За период развития лазерной физики и техники был создан широкий арсенал лазеров и лазерных систем, по своим параметрам в значительной мере удовлетворяющих потребности лазерной технологии, включая биотехнологию. Однако сложность строения биологических объектов, значительное разнообразие в характере их взаимодействия со светом определяют необходимость использования многих типов лазеров и лазерных систем, а также стимулируют разработку новых лазерных средств, включая и средства доставки лазерного излучения к объекту исследования или воздействия.

Известно, что лазеры перекрывают широкий диапазон длин волн, уровни выходной мощности непрерывных лазеров и средней мощности импульсных составляют от нескольких милливатт до десятков и сотен ватт, энергия в импульсе изменяется в пределах от нескольких миллиджоулей до нескольких джоулей, длительности импульсов также изменяются в широком диапазоне: от нескольких миллисекунд до единиц пикосекунд, ширина линии излучения лазеров от нескольких килогерц до десятков гигагерц, угловая расходимость составляет от десятков градусов до долей миллирадиана. Лазерное излучение обладает рядом уникальных свойств, определяющих результат его взаимодействия с биологическими тканями. К числу основных следует отнести: высокую монохроматичность, временную и пространственную когерентность, направленность, поляризованность, значительную интенсивность и яркость излучения, сверхкороткую длительность импульсов генерации и способность к перестройке длины волны.

Специальные оптические системы на основе лазеров значительно расширяют возможности лазерного излучения. Так, преобразование частоты излучения с помощью средств нелинейной оптики позволяет увеличить диапазон длин волн и осуществить непрерывную перестройку длин волн в широкой области, эффективно усиливать излучение малой мощности, существенно сокращать длительность (до единиц фемтосе-

кунд), уменьшать ширину линии (до единиц и долей герца), увеличивая тем самым длину когерентности лазера (до сотен километров). В результате лазерного воздействия в облученных тканях происходят различные физико-химические изменения. Эти изменения регистрируются на всех уровнях организации живой материи. Процессы, характеризующие взаимодействие лазерного излучения с биообъектами, можно разделить на три группы. К первой группе относятся все невозмущающие процессы (по крайней мере не оказывающие заметного действия на биообъект в пределах ошибок измерений). Ко второй — процессы, в которых проявляется фотохимическое или тепловое действие. К третьей — процессы, приводящие к фоторазрушению. В зависимости от величины температуры и времени ее действия на биоткань в последней могут наблюдаться отдельно и вместе: температурная активация, денатурация белка, коагуляция, карбонизация, испарение. Сейчас в стоматологии нашло применение несколько типов лазеров.

Углекислотный лазер — предназначен для выполнения манипуляций на мягких тканях. Это и эпюлюсы, и различные гиперплазии, и лейкоплакии, гингивиты, пародонтиты, то есть очень широкий спектр работы на мягких тканях, когда имеется воспалительная составляющая.

Эрбиевый лазер — предназначен для работы на твердых тканях. Этот тип лазера широко применяется при препарировании полости под пломбу, позволяя практически избежать работы бормашиной. Он прекрасно подходит для работы на кости — если есть воспалительный процесс, с помощью эрбиевого лазера можно убрать грануляции, которые находятся на кости.

Диодный лазер наиболее широко применяется в стоматологии (в том числе и из-за доступной цены). Это, в первую очередь, лазер для мягких тканей, но его используют и как эндодонтический лазер — с его помощью можно стерилизовать каналы, запечатывать дентинные каналы. Кроме того, возможно его применение для отбеливания зубов.

Также растет в последнее время популярность систем, позволяющих проводить **БТС-терапию** — для дезинфекции дентинных каналов зубов, в которых имеются большие воспалительные процессы.

Что касается появления **универсального лазера**, то вряд ли это возможно. Стоматология, в отличие, к примеру, от косметологии, которая работает с однородной тканью, вынуждена работать со всеми видами тканей — мышцы, жир, кость (причем разного типа), эмаль, дентин, сосуды, слизистая. Единого инструмента, который одинаково воздействовал бы на все эти разнородные структуры, нет. Этим стоматология радикально отличается от остальных видов медицины.

Лазер изначально предназначен для избирательного воздействия на какой-то один тип ткани. Поэтому для работы на кости нужен один тип

лазера, для мягкой ткани, богатой кровеносными сосудами — другой, а для отбеливания эмали — третий. Поэтому универсального лазера для стоматологии пока ждать не приходится...

Применение эрбиевого лазера (Er-YAG) с длиной волны 2,94 микрон основано на хорошем поглощении водой и любой другой тканью, содержащей воду, энергии эрбиевого лазера. Показания к применению Er-YAG-лазера практически полностью повторяют список заболеваний, с которыми приходится сталкиваться в своей работе врачу-стоматологу. К наиболее распространенным показаниям относятся:

- препарирование полостей всех классов, лечение кариеса;
- пульпотомия;
- гингивотомия и гингивопластика;
- стерилизация корневого канала, воздействие на апикальный очаг инфекции;
- обработка пародонтальных карманов;
- френэктомия;
- лечение заболеваний слизистой;
- вестибулопластика;
- надрез и дренаж абсцессов;
- остановка кровотечения и коагуляция;
- редукция гипертрофии десны.

Экспериментальное исследование по воздействию излучения эрбиевого лазера на ткань изолированного зуба с использованием лазерной стоматологической установки «Оптима» и бесконтактного наконечника выполнено в ЦНИЛ БелМАПО в период с декабря 2004 г. по январь 2005 г.

Для исследования использовали изолированный зуб, кариозная полость сформировалась в центре верхней поверхности зуба диаметром 0,5 см, зона кариеса черного цвета. Периферия верхней поверхности — здоровая эмаль. Воздействие проводилось без использования водно-воздушного спрея.

Параметры излучения: энергия в импульсе — 200 мДж, частота — 15 Гц. Излучением лазера была обработана поверхность зуба, пораженная кариесом, и здоровая эмаль верхнего края зуба на границе горизонтальной и вертикальной поверхности.

После декальцинации зуба были сделаны горизонтальные срезы верхней поверхности, которые подверглись исследованию профессором И. А. Шведом (рис. 32–35).

Механизм действия основан на «микровзрывах» воды, входящей в состав эмали и дентина, при ее нагревании лазерным светом. Процесс поглощения и нагревания приводит к испарению воды, микроразрушению твердых тканей и выносу твердых фрагментов из зоны сверления водяным паром. Для охлаждения используется воздушный спрей. Эффект воз-

действия ограничен тончайшим (0,003 мм) слоем выделения энергии лазера. Происходит послойная обработка ткани с надежным контролем глубины сверления. Из-за минимальной величины поглощения излучения эрбиевого лазера гидроксиапатитом — минеральным компонентом хромофора — нагрева ткани более чем на 2 °С не происходит (рис. 36, 37).



Рис. 32. Действие излучения эрбиевого лазера на здоровую эмаль зуба. (Край верхней поверхности зуба. Очаг карбонизации эмали с фрагментацией и формированием кратерообразного углубления. Увеличение — $\times 50$, окраска — гематоксилин-эозин)



Рис. 33. Действие излучения эрбиевого лазера на кариесную ткань зуба. (Выявляются очень мелкие, еле заметные, изредка несколько крупнее, глыбки кариесной ткани на поверхности эмали. Увеличение — $\times 100$, окраска — гематоксилин-эозин)

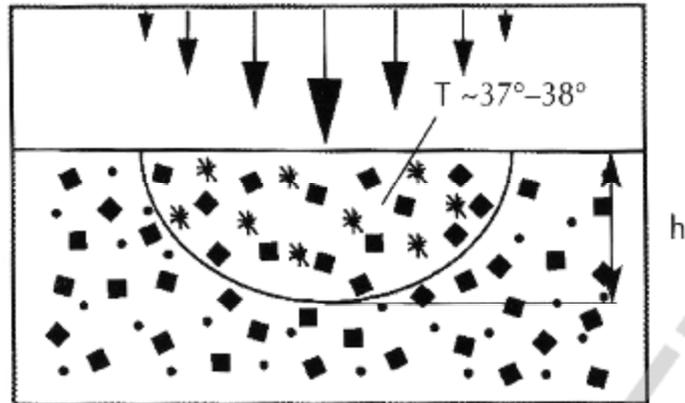


Рис. 34. Действие излучения эрбиевого лазера на кариесную ткань. (На обширных участках прослеживается мелкозернистый распад эмали в виде узкой нитевидной полоски. Увеличение — $\times 50$, окраска — гематоксилин-эозин)



Рис. 35. Действие излучения эрбиевого лазера на кариесную ткань. (На верхней поверхности зуба — остатки разрыхленной кариесной ткани с очагами vaporization. Увеличение — $\times 50$, окраска — гематоксилин-эозин)

Твердые ткани (препарирование)



h – глубина проникновения света в биоткани
 h (Er:YAG) = 0,003 мм

■ минерал ● вода * микровзрыв

Рис. 36. Механизм препарирования ткани зуба излучением эрбиевого лазера

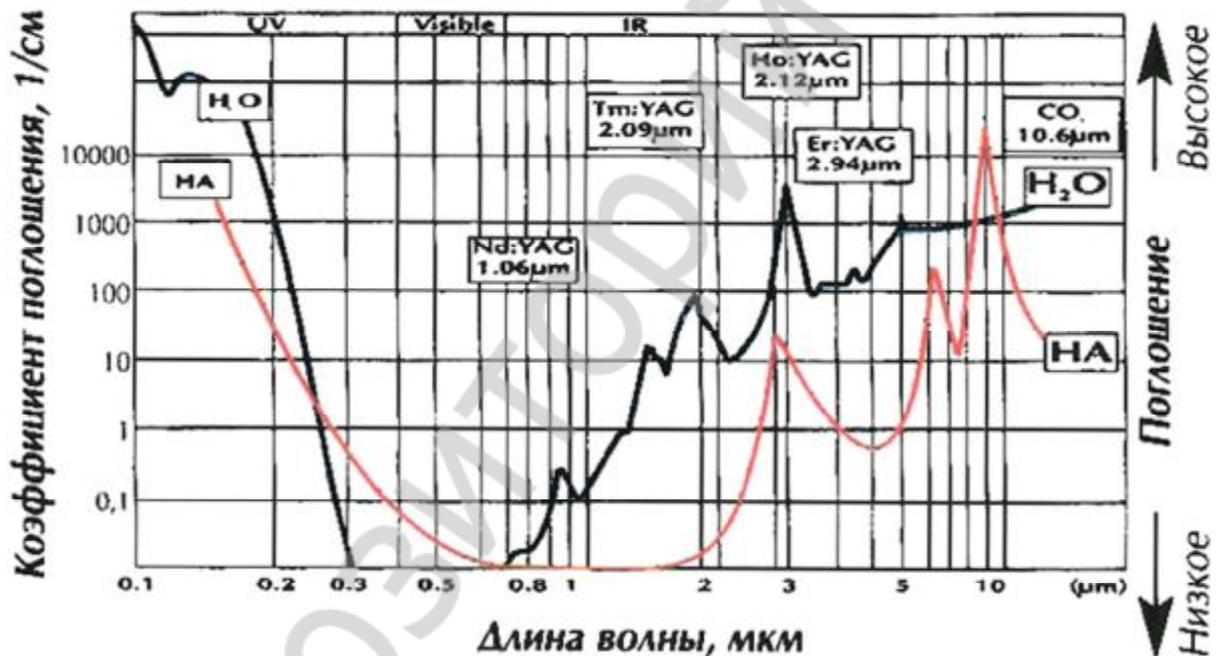


Рис. 37. Спектры поглощения жидкостью биотканей лазерного излучения различной длины волны

При воздействии излучения лазера на ткани зуба происходит оплавление и рекристаллизация дентина на стенках корневого канала. Проницаемость существенно понижалась после обработки Nd-YAG- или CO₂-лазером. При этом, если температура повышается не более чем на 10 °C по сравнению с температурой тела, термических повреждений альвеолярной кости не отмечено.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В учебно-методическом пособии изложен первый опыт использования в клинике лазерных хирургических и терапевтических технологий в стоматологии, основанный на собственных данных, полученных в результате экспериментальных исследований и клинического применения. Доказана высокая клиническая эффективность лазерных методик, которые делают лечение пациента более комфортным с минимальным болевым синдромом.

Высокоинтенсивное лазерное излучение дает возможность с помощью минимально инвазивных методик повысить качество оперативных вмешательств и терапевтического лечения в стоматологии, обеспечить стойкий гемостаз, бактерицидный эффект, благоприятное течение послеоперационного периода. Применение низкоинтенсивного лазерного излучения при комплексном лечении больных с аномалиями зубочелюстной системы, деформациями верхней челюсти и верхней губы обеспечивает сокращение периода восстановления костной ткани, что клинически проявляется в ускоренном снижении подвижности зубов, сокращении сроков ортодонтического лечения.

ЗАДАНИЯ ДЛЯ САМОСТОЯТЕЛЬНОЙ РАБОТЫ

До того, как приступить к изучению темы занятия, следует повторить материал по анатомии, морфологии и физиологии зубочелюстной системы, повторить хирургическое лечение аномалий и деформаций зубочелюстной системы, лечение заболеваний тканей периодонта.

Студент должен:

- изучить показания к использованию лазерных медицинских технологий в стоматологии;
- знать применение лазеротерапии в ретенционном периоде ортодонтического лечения после компактостеотомии, а также ее применение до ортодонтического лечения и в его ретенционном периоде с использованием ортодонтического аппарата;
- изучить возможности применения низкоинтенсивного инфракрасного лазерного излучения при комплексном лечении деформаций верхней челюсти в сформированном прикусе у пациентов после операций по поводу сквозных расщелин губы и неба;
- знать применение лазерной сварки при изготовлении и реконструкции металлических зубных протезов и ортодонтических аппаратов;
- ознакомиться с использованием лазерных технологий при комплексном лечении заболеваний периодонта;

– научиться использовать излучение эрбиевого лазера для препарирования твердых тканей зуба.

Для самоконтроля усвоения темы занятия рекомендуется ответить на тестовые вопросы. Закрепить полученные знания поможет самостоятельная работа с пациентами в клинике.

САМОКОНТРОЛЬ УСВОЕНИЯ ТЕМЫ

1. Фототермическое действие на ткани возникает при плотности мощности лазерного излучения ($\text{мВт}/\text{см}^2$):

- а) от 200 до 400;
- б) от 800 до 1000;
- в) от 480 до 800.

2. Начиная с какой температуры при нагревании ткани под воздействием лазерного излучения наблюдается эффект коагуляции (некроза) ткани, который выражается в контракции, уплотнении ткани и уменьшении ее в размерах?

- а) 40 °С;
- б) 80 °С;
- в) 60 °С.

3. Лазерные терапевтические установки, выпускаемые в Республике Беларусь, которые могут быть использованы для лазеротерапии в стоматологии:

- а) «Родник»;
- б) «СНАГ»;
- в) «Оптима»;
- г) «Оптимум».

4. При лазерной сварке импульсное световое излучение высокой мощности фокусируется на стыке двух металлических деталей в пятно диаметром:

- а) 5–8 мм;
- б) 0,2–0,4 мм;
- в) 0,5–1 мм;
- г) 8–10 мм.

5. Для эрбиевых лазеров выпускаются и стоматологические наконечники:

- а) контактные;
- б) бесконтактные.

6. Основная конструктивная идея аппарата «Оптима» заключается в наличии источников излучения:

- а) диодного;
- б) неодимового;
- в) эрбиевого.

7. Прямые наконечники для лазеров могут быть:

- а) нефокусирующие;
- б) фокусирующие;
- в) частично фокусирующие.

8. Излучение каких лазеров оказывает бактерицидное действие?

- а) диодного;
- б) всех;
- в) эрбиевого;
- г) неодимового.

9. Суммарное ежедневное лазерное воздействие при проведении лазеротерапии в ретенционном периоде ортодонтического лечения после компактостеотомии на все точки в зоне операции в течение одной процедуры не должно превышать:

- а) 28 мин;
- б) 15 мин;
- в) 30 мин;
- г) 10 мин.

10. При изготовлении металлокерамических мостовидных протезов большой протяженности лазерную сварку фрагментов делают:

- а) до нанесения керамического покрытия;
- б) после нанесения керамического покрытия.

11. Наиболее прочное сварное соединение получается при плотности мощности, соответствующей энергии импульса около:

- а) 4 Дж;
- б) 18 Дж;
- в) 8,5 Дж.

12. Использование лазерной сварки для устранения дефектов в процессе литья и последующей обработки металлических каркасов зубных мостовидных протезов:

- а) показано;
- б) не показано.

13. Облучение низкоинтенсивным инфракрасным лазерным излучением с длиной волны 0,81 мкм, мощностью излучения 250 мВт при комплексном ортопедо-хирургическом лечении деформаций верхней челюсти

в сформированном прикусе у пациентов с врожденной патологией губы и неба способствует:

- а) ускорению репаративных процессов в костной ткани;
- б) замедлению репаративных процессов в костной ткани;
- в) не оказывает влияние на течение репаративных процессов в костной ткани.

14. Глубина проникновения в ткани полупроводниковых инфракрасных лазеров:

- а) до 0,5 см;
- б) до 7 см;
- в) до 14 см.

Ответы: 1 — б. 2 — в. 3 — а, б, в. 4 — в. 5 — а, б. 6 — б, в. 7 — а, б. 8 — б. 9 — б. 10 — а. 11 — в. 12 — а. 13 — а. 14 — б.

ЛИТЕРАТУРА

Основная

1. *Ортопедическая стоматология* / Н. Г. Аболмасов [и др.]. Смоленск, 2007. 576 с.
2. *Дмитроченко, А. П.* Лазерная сварка в клинике ортопедической стоматологии / А. П. Дмитроченко // *Материалы IV съезда стоматологов Беларуси*. Витебск : Витебская типография им. Коминтерна, 2000. С. 40–42.
3. *Дмитроченко, А. П.* Использование высокоэнергетического лазерного излучения при изготовлении зубных протезов и ортодонтических аппаратов / А. П. Дмитроченко, С. А. Наумович // *Материалы IV съезда стоматологов Беларуси*. Витебск : Витебская типография им. Коминтерна, 2000. С. 38–40.
4. *Доста, А. Н.* Компьютерный анализ напряженно-деформированного состояния ортодонтического аппарата для быстрого расширения верхней челюсти / А. Н. Доста, С. М. Босяков // *Соврем. стоматология*. 2008. № 2. С. 50–53.
5. *Новое* в лечении заболеваний периодонта : фотодинамическая терапия / С. А. Наумович [и др.] // *Соврем. стоматология*. 2007. № 2. С. 34–38.
6. *Кувшинов, А. В.* Фотодинамическая терапия в лечении заболеваний периодонта / А. В. Кувшинов, С. А. Наумович // *Мед. журн.* 2007. № 1. С. 71–75.
7. *Кувшинов, А. В.* Морфологическое обоснование применения метода фотодинамической терапии для лечения заболеваний периодонта / А. В. Кувшинов, Н. К. Сугак // *Мед. журн.* 2007. № 2. С. 57–60.
8. *Наумович, С. А.* Влияние лазерного излучения на регенеративный остеогенез челюстей после компактостеотомии в эксперименте / С. А. Наумович, Л. С. Величко, И. И. Гунько // *Здравоохран. Беларуси*. 1991. № 6. С. 24–27.
9. *Наумович, С. А.* Протезирование металлокерамическими протезами большой протяженности с применением высокоэнергетического лазерного излучения / С. А. Наумович, А. П. Дмитроченко // *Материалы международной конференции «Лазерно-оптические технологии в биологии и медицине»*. Минск, 14–15 октября, 2004. С. 342–343.
10. *Наумович, С. А.* Применение лазеров в стоматологии / С. А. Наумович, А. П. Пашук // *Сб. науч. тр. 70-й Междунар. науч. конф. «Лазерная физика и оптические технологии»*. Минск, 17–18 июня. 2008. С. 361–363.
11. *Способ* реконструкции литой металлической части зубного протеза / С. А. Наумович [и др.] // Патент № 6543 ; заявка № 20000447 ; заявл. 11.05.2000 ; опубл. 30.09.2004 // *Афіцыйны бюлетэнь Дзярж. пат. ведамства Рэсп. Беларусь*. 2004. № 3. С. 92–93.

Дополнительная

1. *Лазерные* медицинские технологии и лазерная аппаратура в стоматологии / И. Г. Ляндрес [и др.] // *Лазерная физика и применение лазеров : тез. докл. Междунар. конф.* Минск, 2003. С. 279–280.
2. *Стоматологический* лазер «Оптима» и возможности его применения в стоматологии / И. Г. Ляндрес [и др.] // *Лазерная физика и применение лазеров : тез. докл. Междунар. конф.* Минск, 2003. С. 24.
3. *Лазерные* технологии в стоматологии : монография / И. Г. Ляндрес [и др.] ; под общ. ред. И. Г. Ляндреса. Минск : БГМУ, 2007. 116 с.
4. *Современные* тенденции в разработке аппаратуры для низкоинтенсивной лазерной терапии / В. Ю. Плавский [и др.] // *Лазерно-оптические технологии в биологии и медицине : материалы Междунар. конф.*, Минск, 1–3 октября 2004 г. / Институт молекулярной и атомной физики НАН Беларуси ; редкол. : А. Н. Рубинов [и др.]. Минск, 2004. С. 62–72.

ОГЛАВЛЕНИЕ

Мотивационная характеристика темы.....	3
Общие механизмы взаимодействия излучения высокоинтенсивных лазеров с различными длинами волн и биотканей в стоматологии	5
Лазерная аппаратура для стоматологии	10
Лазерные хирургические аппараты и системы для стоматологии стран дальнего зарубежья.....	11
Лазерные терапевтические установки, выпускаемые в Республике Беларусь	15
Лазерная стоматологическая установка «Оптима»	16
Аксессуары для стоматологических лазеров	18
Показания к использованию лазерных медицинских технологий в стоматологии	20
Лазерные технологии в ортопедической и терапевтической стоматологии	25
Лазеротерапия в ретенционном периоде ортодонтического лечения после компактостеотомии	25
Лазеротерапия до ортодонтического лечения и в его ретенционном периоде с использованием ортодонтического аппарата	26
Применение низкоинтенсивного инфракрасного лазерного излучения при комплексном лечении деформаций верхней челюсти в сформированном прикусе у пациентов после операций по поводу сквозных расщелин губы и неба	27
Применение лазерной сварки при изготовлении и реконструкции металлических зубных протезов и ортодонтических аппаратов.....	35
Использование лазерных технологий при комплексном лечении заболеваний периодонта	45
Препарирование твердых тканей зуба с помощью лазерного излучения.....	50
Заключение	55
Задания для самостоятельной работы	55
Самоконтроль усвоения темы	56
Литература.....	59