

**А. В. Беликов, В. Н. Грисимов, А. В. Скрипник,
К. В. Шатилова**

**ЛАЗЕРЫ В СТОМАТОЛОГИИ
(Часть 2)**



Санкт-Петербург
2017

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
УНИВЕРСИТЕТ ИТМО

**А. В. Беликов, В. Н. Грисимов, А. В. Скрипник,
К. В. Шатилова**

ЛАЗЕРЫ В СТОМАТОЛОГИИ (Часть 2)

РЕКОМЕНДОВАНО К ИСПОЛЬЗОВАНИЮ В УНИВЕРСИТЕТЕ ИТМО
по направлению подготовки (специальности) 12.03.05 — "Лазерная
техника и лазерные технологии" и 12.04.05 — "Лазерная техника и
лазерные технологии" в качестве учебного пособия для реализации
основных профессиональных образовательных программ высшего
образования бакалавриата и магистратуры



Санкт-Петербург

2017

Беликов А. В., Грисимов В. Н., Скрипник А. В. Шатилова К. В. Лазеры в стоматологии (Часть 2). — СПб.: Университет ИТМО, 2017. — 114 с.

Рецензенты:

Лукьянов Г. Н., д. т. н., профессор каф. ТИ, Университет ИТМО

Нагибин Ю. Т., к. т. н., доцент каф. СТО, Университет ИТМО

В учебном пособии изложены вопросы, связанные с традиционными и лазерными технологиями оперативного лечения кариеса зубов; представлен обзор современного традиционного и лазерного стоматологического оборудования; дана классификация современных стоматологических пломбировочных материалов; сформулированы основные физические принципы интенсивного лазерного воздействия на твёрдые ткани зуба; рассмотрены механизмы и модели взаимодействия интенсивного лазерного излучения с твёрдыми тканями зуба; представлены клинические примеры лазерного оперативного лечения кариеса, а также новые перспективные лазерные стоматологические микротехнологии, в том числе технологии лазерной микрообработки и микротекстурирования.

Учебное пособие предназначено для студентов, обучающихся в бакалавриате по направлению подготовки 12.03.05 — "Лазерная техника и лазерные технологии" (Главы 3 и 4) и в магистратуре по направлению подготовки 12.04.05 — "Лазерная техника и лазерные технологии" (Главы 1, 2 и 5). Материалы учебного пособия также могут быть полезны при подготовке студентов, обучающихся в смежных областях знаний.



Университет ИТМО — ведущий вуз России в области информационных и фотонных технологий, один из немногих российских вузов, получивших в 2009 году статус национального исследовательского университета. С 2013 года Университет ИТМО — участник программы повышения конкурентоспособности российских университетов среди ведущих мировых научно-образовательных центров, известной как проект "5 в 100". Цель Университета ИТМО — становление исследовательского университета мирового уровня, предпринимательского по типу, ориентированного на интернационализацию всех направлений деятельности.

© Университет ИТМО, 2017

© Беликов А. В., Грисимов В. Н., Скрипник А. В., Шатилова К. В., 2017

Содержание

	стр.
Введение	4
Глава 1. Современное традиционное стоматологическое оборудование и материалы для оперативного лечения зубов	5
1.1 Стоматологические установки	5
1.2 Стоматологические боры	7
1.3 Инструменты для отделки пломб	11
1.4 Эндодонтические инструменты	13
1.5 Набор инструментов врача-стоматолога для осмотра и лечения зубов	13
1.6 Стерилизация стоматологических инструментов	14
1.7 Стоматологические пломбировочные материалы	14
Глава 2. Физические принципы воздействия и особенности лазерного оперативного лечения зубов	36
2.1 Лазеры для оперативного лечения зубов	36
2.2 Физические принципы работы эрбиевых и CO ₂ лазеров	41
2.3 Механизмы взаимодействия интенсивного лазерного излучения с твёрдыми тканями зуба человека	44
2.4 Модели лазерной абляции твёрдых тканей зуба человека	47
Глава 3. Современное лазерное стоматологическое оборудование для оперативного лечения зубов	52
3.1 Лазерные системы фирмы "HOYA ConBio" (США)	52
3.2 Лазерные системы фирмы "KaVo" (Германия)	53
3.3 Лазерные системы фирмы Biolase (США)	55
3.4 Лазерные системы фирмы "Fotona" (Словения)	57
3.5 Лазерные системы фирмы "Deka" (Италия)	59
Глава 4. Лазерное оперативное лечение кариеса зубов (клинические примеры)	61
Глава 5. Лазерные микротехнологии обработки твёрдых тканей зуба	70
5.1 Лазерная микрообработка	70
5.2 Лазерное микротекстурирование	74
Список рекомендованной литературы	91

Введение

Современные технологии лечения в стоматологии используют последние достижения науки и техники. Уровень развития современного традиционного стоматологического оборудования и инструментов в совокупности с современными материалами и медикаментами делает работу врача весьма эффективной, результат долговечным, а пребывание пациента в стоматологическом кресле весьма комфортным. Вместе с тем современная стоматология непрерывно развивается, в том числе за счёт привлечения приборов, работающих на новых принципах, включая лазеры.

В первой учебной пособия "Лазеры в стоматологии" (Изд-во Университет ИТМО, 2015 год) особое внимание было уделено оптическим свойствам твёрдых тканей зуба и оптическим эффектам, возникающим в этих тканях при световом воздействии. Обсуждались физические принципы и методы оптической диагностики кариеса, отбеливания зуба и модификации поверхности твёрдых тканей, не требующие использования лазерного излучения высокой интенсивности, т. е. в первой части пособия не затрагивались вопросы лазерного разрушения твёрдых тканей зуба, в том числе при оперативном лечении кариеса зубов.

Во второй части учебной пособия "Лазеры в стоматологии" (Изд-во Университет ИТМО, 2017 год) рассматриваются вопросы, связанные с традиционными и лазерными методами оперативного лечения кариеса зубов. В этой части учебной пособия подробно обсуждается современное традиционное стоматологическое оборудование и материалы для оперативного лечения зубов, в том числе традиционные стоматологические установки и инструменты, а также современные стоматологические пломбировочные материалы (Глава 1). Сформулированы основные физические принципы воздействия и особенности лазерного оперативного лечения зубов, в том числе параметры лазеров для оперативного лечения зубов и физические принципы работы эрбиевых и CO₂ лазеров, а также описаны механизмы взаимодействия интенсивного лазерного излучения с твёрдыми тканями зуба человека и модели их лазерной абляции (Глава 2). Представлены основные технические характеристики и возможности современных лазерных стоматологических систем (Глава 3). Продемонстрированы результаты клинического использования излучения высокоинтенсивных эрбиевых лазеров для оперативного лечения кариеса зубов (Глава 4). Обсуждаются перспективные лазерные микротехнологии обработки твёрдых тканей зуба, в том числе лазерная микрообработка и лазерное микротекстурирование (Глава 5).

Глава 1. Современное традиционное стоматологическое оборудование и материалы для оперативного лечения зубов

Оперативное лечение кариеса зубов в виде удаления содержимого кариозной полости и пломбирования дефекта зародилось в Европе в конце XV века [1]. Более трёхсот лет для механической обработки кариозной полости использовались ручные инструменты в виде миниатюрных скребков, ложек, специальных ножей и т. п. В XVIII веке появились первые зубоврачебные (ручные) боры. В середине XIX века появилась первая "бормашина", которая напоминала современную ручную механическую дрель. В 1870 году была изобретена бормашина с ножным приводом, в которой вращение бора в стоматологическом наконечнике осуществлялось за счёт возвратно-поступательного надавливания на педаль ногой врача или его помощника. В 1907 году появилась первая бормашина с электроприводом, которую можно назвать прототипом современной стоматологической установки.

1.1 Стоматологические установки [1–3]

Современная стоматологическая установка состоит из стоматологического кресла и собственно "бормашины", представляющей собой сложный комплекс модулей и узлов для оперативной работы в полости рта. Основное назначение бормашины — это обеспечение вращательного (возвратно-поступательного, колебательного и т. д.) движения рабочего инструмента при врачебных манипуляциях.

В современных стоматологических установках осуществляется пневматическая передача вращательного момента от компрессора к рабочему инструменту. Пневматическая передача реализуется в двух вариантах.

При первом варианте сжатый воздух по гибкому пневматическому рукаву (шлангу) подаётся непосредственно в стоматологический наконечник, оказывая давление на лопасти ротора наконечника. Ротор находится в головке наконечника и снабжён цангой, в которой крепится бор. Такой наконечник называется *турбинным*, так как его конструкция аналогична парогазовой турбине.

При втором варианте сжатый воздух по гибкому шлангу подводится к воздушному *микромотору*, в котором фиксируется "механический" наконечник. В данном случае "турбина" находится в микромоторе, от которого вращательное движение передаётся на рабочий вал наконечника. В механических наконечниках фиксация бора осуществляется либо с помощью цанги (*прямой наконечник*), либо в патроне головки наконечника (*угловой наконечник*). Угловой механический наконечник по своей форме и размерам близок к турбинному наконечнику.

Турбинный наконечник обеспечивает вращение бора со скоростью

до 450000 об/мин, однако момент силы при этом весьма незначительный (инструмент останавливается в случае плотного соприкосновения с обрабатываемой поверхностью). Механические наконечники обеспечивают скорости вращения на 1–3 порядка меньше, но при этом момент силы гораздо больше (инструмент не останавливается при оказании усиленного давления на обрабатываемую поверхность).

Скорость вращения рабочего инструмента в механическом угловом наконечнике может соответствовать скорости ротора микромотора или отличаться от таковой. Если скорость вращения меньше, то такой наконечник называется *понижающим*, а если больше — *увеличивающим*. Изменение скорости вращения рабочего инструмента в наконечнике обозначается передаточным числом. При передаточном числе 1:1 скорость соответствует скорости вращения ротора микромотора. Если передаточное число составляет, например, 2,7:1, 7:1 или 7,4:1, то такие наконечники относятся к понижающим (скорость может быть уменьшена до 60 об/мин). Если передаточное число составляет, например, 1:5 или 1:7, то такие наконечники относятся к увеличивающим (скорость может быть увеличена до 200000 об/мин). Увеличение или уменьшение скорости вращения достигается с помощью редуктора, установленного в корпусе наконечника.

В угловых наконечниках имеется два рабочих вала: передний и задний. Передний вал входит в головку наконечника и имеет контакт с ротором головки через шестерёночную передачу. Между передним и задним валами также имеется шестерёночная передача. Наличие этих шестерёночных передач делает угловой наконечник менее износостойким, а при длительной эксплуатации и менее производительным по сравнению с прямым наконечником. Поэтому при необходимости выполнить большой объём работы, когда приходится оказывать повышенное давление на рабочий инструмент, используют по возможности прямой наконечник. На практике применение прямого наконечника в клинике терапевтической стоматологии ограничено из-за ограниченности доступа к операционному полю. Таким образом, прямой наконечник менее удобен в работе по сравнению с угловым наконечником.

Среди механических наконечников, кроме описанных выше, существуют специальные наконечники, с помощью которых осуществляется возвратно-поступательное или возвратно-вращательное движение рабочего инструмента. Они применяются в эндодонтии, пародонтологии, при коррекции формы пломб на контактных поверхностях.

Электрические микромоторы стоматологических установок приводятся в действие не сжатым воздухом от компрессора, а непосредственно электричеством. Их гибкие рукава представляют собой электрические кабели. Такие микромоторы чаще всего имеют место в портативных установках и в установках для зуботехнических лабораторий. Скорость вращения ротора может достигать 40000 об/мин.

В современных стационарных стоматологических установках обычно предусмотрено 1–2 рукава с турбинными наконечниками и 2 рукава с угловым и прямым механическими наконечниками. В турбинных наконечниках и механических наконечниках последних поколений предусмотрена система охлаждения инструмента и система подсветки. Вращение инструмента в механических наконечниках может производиться в обычном направлении (по часовой стрелке) и в обратном (реверс).

При работе "в четыре руки" место ассистента врача оборудовано слюноотсосом, пылесосом, водо-воздушным пистолетом, которые являются модулями стоматологической установки, а также световым полимеризатором, который обычно представляет собой автономное устройство.

1.2 Стоматологические боры [1–3]

Основными рабочими инструментами бормашины являются стоматологические боры. Разнообразие этих инструментов настолько велико, что позволяет выполнять все виды машинной обработки, начиная от вскрытия кариозной полости и заканчивая отделкой пломбы.

Каждый бор состоит из двух частей: рабочей части (головки) и стержня (хвостовика). Утончённая часть стержня, непосредственно примыкающая к рабочей части, называется ножкой. Всё многообразие стоматологических боров в зависимости от вида рабочей части, хвостовика и их размеров принято классифицировать по номенклатурным группам.

В соответствии с типом применяемого наконечника выделяют три типа боров:

1. *Боры турбинные* — диаметр стержня 1,6 мм, его длина от 14 мм до 23 мм.
2. *Боры для углового наконечника* — диаметр стержня 2,35 мм, его длина от 21 мм до 26 мм.
3. *Боры для прямого наконечника* — диаметр стержня 2,35 мм, его длина от 39 мм до 44 мм.

В торцевой части хвостовика бора для углового наконечника имеется канавка и лыска (площадка). Последняя предназначена для механического зацепления с лыской патрона углового наконечника, а канавка — для фиксации бора в патроне с помощью защёлки. Хвостовики турбинного бора и бора для прямого наконечника имеют закруглённые торцы без каких-либо геометрических образований, поскольку их фиксация осуществляется с помощью цанг наконечников. В турбинных наконечниках закрепление бора в цанге осуществляется с помощью специального ключа.

В зависимости от материала, из которого выполнена рабочая часть боров, их делят на три группы: стальные, твердосплавные и алмазные.

Стальные боры целиком изготовлены из стали и предназначены в основном для работы с относительно нетвёрдыми материалами: обработка дентина и удаление временных пломб.

Рабочая часть *твердосплавных боров* выполнена из вольфрамкарбидного сплава, тогда как хвостовик изготовлен из стали. Твердосплавные боры используют для обработки эмали, дентина и удаления пломб из любых материалов.

Стальные и твердосплавные боры представляют собой многолезцовые режущие инструменты, у которых резцы (*режущие кромки*) могут располагаться в одной плоскости с осью бора либо иметь наклон относительно оси бора. В последнем случае изменённый угол атаки режущей кромки относительно обрабатываемой поверхности увеличивает режущую эффективность бора при работе с твёрдыми материалами. У всех твердосплавных боров режущие кромки имеют наклон. У стальных боров режущие кромки могут иметь наклон или могут быть расположены в плоскости оси бора.

Стальные и твердосплавные боры по своему назначению можно разделить на две группы: боры традиционного вида и так называемые *финишные боры (финиры)*.

Боры традиционного вида предназначены для препарирования тканей зуба и имеют на своей рабочей части 6 или 8 режущих кромок. Для усиления режущей способности бора на его кромках могут быть нанесены поперечные насечки: поперёк оси бора или под острым углом к режущей кромке. Чаще их наносят на кромках стальных боров, благодаря чему производительность при обработке дентина увеличивается.

Финишные боры содержат от 12 до 32 режущих кромок меньшей высоты, на которых поперечные насечки отсутствуют. Благодаря этим конструктивным особенностям финишные боры обладают меньшей агрессивностью, а обработанная ими поверхность отличается большей чистотой. Стальные финиры предназначены для обработки (финирирования) амальгамовых пломб и краёв эмали кариозной полости, твердосплавные — для финирирования краёв эмали, амальгамовых пломб и пломб из композиционных материалов.

В зависимости от назначения бора его рабочая часть имеет соответствующую форму. Исходя из формы рабочей части стальных и твердосплавных боров, они могут иметь следующие наиболее распространённые названия.

1. *Шаровидный бор*. Рабочая часть имеет форму шара. Используется для снятия пломб, раскрытия кариозных полостей, удаления некротизированного дентина кариозной полости (некротомии), трепанации полости зуба и снятия её крыши. Выпускается в традиционном виде для обработки тканей зуба и в виде финиров.

2. *Цилиндрический (фиссурный) бор*. Предназначен для снятия пломб, раскрытия кариозной полости, её профилактического расширения и формирования, снятия крыши полости зуба и для обработки пломб. Рабочая часть имеет форму цилиндра с плоским или закруглённым концом.

Выпускается в традиционном виде и в виде финиров. В последнем случае может быть форма с заострённым концом.

3. *Конусный бор (прямой конус)*. Назначение и разновидности формы аналогичны цилиндрическому бору.

4. *Обратноконусный бор (обратный конус)*. В плоскости оси стержня контуры рабочей части имеют форму трапеции с узким основанием, обращённым к стержню. Предназначен для формирования кариозной полости и создания в ней ретенционных пунктов. Выпускается только в традиционном виде.

5. *Колесовидный бор* используется для создания ретенционных пунктов при препарировании полостей и для разрезания штампованных металлических коронок. Рабочая часть по форме напоминает шестерёнку. Выпускается только в традиционном виде.

6. *Грушевидный бор*. Контуры рабочей части бора в плоскости оси стержня представляют нечто среднее между шаровидным бором и обратным конусом. В отличие от обратного конуса широкое основание трапеции закруглено. Предназначен для проведения операций, аналогичных для шаровидного бора, а также для формирования полости. Выпускается в традиционном виде и в виде финиров.

7. *Яйцевидный бор*. Форма рабочей части представляет собой сферу, вытянутую вдоль оси стержня. Выпускается в виде финиров. Предназначен для обработки пломб.

8. *Пламеvidный бор*. Форма рабочей части отличается от яйцевидной заострённым концом. Выпускается в виде финиров. Предназначен для обработки пломб.

9. *Межзубной бор*. В плоскости оси стержня контуры рабочей части имеют форму узкого равнобедренного треугольника, боковые стороны которого вогнуты к оси стержня. Выпускается в виде финиров и предназначен для отделки пломб в межзубных промежутках.

Алмазные боры представляют собой разновидность абразивных инструментов. Их изготавливают из стали, нанося гальваническим способом или методом спекания покрытие в виде алмазных зёрен на рабочую часть бора. Эти боры используют для обработки эмали и пломб из композитов. Алмазными борами не рекомендуется обрабатывать размягчённый дентин, удалять амальгамовые пломбы, обрабатывать пластмассу съёмных протезов, поскольку при таком их использовании возможно засорение (засаливание) алмазного покрытия рабочей части.

Названия алмазных боров, а также их назначение при обработке твёрдых тканей зуба и пломб аналогичны названиям стальных и твердосплавных боров. При этом разнообразие форм алмазных боров больше, чем стальных и твердосплавных, что влечёт за собой увеличение названий. Перечисление здесь названий алмазных боров не имеет смысла, поскольку легче обратиться к каталогам фирм-изготовителей. Следует

отметить, что крупные рабочие части некоторых алмазных боров могут значительно отличаться от привычных форм, в связи с чем их следует относить к так называемым фасонным головкам, предназначенным для шлифования.

Кроме различия по форме, алмазные боры могут различаться и по величине алмазного зерна, нанесённого на рабочую поверхность. Такое различие (наряду с формой) определяет предназначение бора и, в соответствии с международным стандартом (ISO), кодируется цветовой меткой на его хвостовике (см. таблицу 1.2.1).

Таблица 1.2.1 — Цветовой код и назначение алмазных боров в зависимости от величины алмазных зёрен

Цветовой код	Зернистость	Средний размер зёрен, мкм	Назначение боров
Чёрный	Сверхгрубая	180	Для быстрого удаления тканей зуба и снятия пломб
Зелёный	Грубая	135	
Нет	Средняя	100–120	Универсальное
Красный	Тонкая	50	Для финирирования и шлифования тканей зуба и пломб из композита
Жёлтый	Сверхтонкая	30	
Белый	Ультратонкая	15	Для полирования пломб из композита

подавляющее большинство алмазных боров имеет сплошное алмазное покрытие, но, кроме того, выпускаются боры (цилиндрических форм), на рабочей части которых имеются наклонные канавки без алмазного покрытия. Такие боры обладают повышенной режущей (абразивной) способностью и используются для обработки зубов под коронки.

Кроме различия по форме, все боры *различаются по размерам рабочей части*: длине и диаметру. Длина рабочей части может влиять в определённых пределах на длину хвостовика: чем больше рабочая часть, тем короче хвостовик. Это связано с тем, что общая длина бора может быть ограничена стандартными размерами, например: длина бора для прямого наконечника — 44,5 мм, для углового — 22 мм и 27 мм. Боры с длиной хвостовика, превышающего этот стандарт, используются в хирургической стоматологии. В каталогах указывается длина рабочей части в миллиметрах. Диаметр рабочей части по стандарту ISO указывается трёхзначным кодом, где одна единица равна 1/10 мм. Например, шаровидный или цилиндрический бор размером 012 имеет диаметр 1,2 мм. Если рабочая часть бора имеет меняющийся вдоль его оси диаметр (прямой или обратный конус, грушевидный, пламевидный и т. д.), то указанный кодом размер обозначает наибольший диаметр рабочей части.

Следует отметить, что стандарт ISO предусматривает кодировку не только диаметра рабочей части, но и типа материала рабочей части, типа нарезки зубьев или зернистости абразивного материала, формы рабочей части, а также типа соединения хвостовика с наконечником и общей длины инструмента. Такая кодировка состоит из 15 цифр и распространяется на другие вращающиеся инструменты, которые применяются в клинической стоматологии и технике зубного протезирования.

Диаметр бора при прочих равных условиях непосредственно влияет на его производительность, поскольку у любого вращающегося инструмента с увеличением диаметра линейная скорость движения рабочей поверхности увеличивается. Поэтому высокие скорости более приемлемы при работе мелкими борами, а при работе крупными борами может иметь смысл уменьшение скорости вращения инструмента. Такие технологические нюансы особенно следует иметь в виду при работе с крупными инструментами для отделки пломб: фасонными головками и дисками.

1.3 Инструменты для отделки пломб [1–3]

Кроме финишных боров, при отделке пломб используются специальные абразивные инструменты и приспособления. К ним относятся машинные инструменты (*шлифовальные и полировальные головки и диски, полировальные щётки*), а также ручные *шлифовальные полосы*.

Как известно, эксплуатация любого режущего инструмента приводит к его затуплению и, следовательно, к потере режущей способности. Стоматологические боры — не исключение. Стальные и твердосплавные боры после определённого срока эксплуатации тупятся, а алмазные боры изнашиваются и "лысеют". Износ алмазного бора также связан с затуплением зёрен алмазного покрытия и их выкрашиванием.

В этом отношении использование абразивного инструмента в виде корундовых, карборундовых или силикокорундовых головок и дисков может эффективно дополнять применение стоматологических боров.

При эксплуатации корундового инструмента также происходит изнашивание его поверхности в виде затупления и выкрашивания зёрен корунда. В виду меньшей износостойкости корунда по сравнению с алмазом этот процесс происходит гораздо быстрее. Однако при этом не происходит потеря абразивной эффективности, поскольку обнажаются зерна подлежащих слоёв и тем самым происходит обновление абразивной поверхности. Таким образом, в отличие от алмазных боров, эксплуатационный ресурс которых ограничен толщиной алмазного покрытия, ресурс корундовых головок (их ещё называют корундовыми камнями) обеспечивается всем диаметром рабочей части инструмента.

Эксплуатационные свойства абразивного инструмента зависят от твёрдости абразива (корунд, кварц, окись хрома и т. п.), из которого

изготовлено абразивное зерно, и от "твёрдости" самого инструмента, которая зависит от связующего зерно материала (связки). Обновление абразивной поверхности происходит благодаря тому, что связка по своей прочности уступает прочности зерна и обрабатываемого материала. Если связка по своей твёрдости превосходит твёрдость обрабатываемого материала, то может происходить засорение пор (пространств между зёрнами) абразивного инструмента и его "засаливание" с утратой шлифующей способности.

Полирование поверхности пломбы как последний этап обработки проводят после шлифования. Однако иногда после полирования приходится возвращаться к шлифованию, поскольку полирование подчёркивает особенности макрорельефа, а значит, и его погрешности, которые корректируются шлифованием. В полировальных головках связка изготавливается из мягких, эластичных материалов (разновидности резины). Благодаря такой конструктивной особенности при нажиме на инструмент происходит некоторая деформация поверхности рабочей головки и создаётся необходимый плотный контакт абразива с полируемой поверхностью.

Эластичные шлифовальные и полировальные диски и полоски представляют собой абразив разной зернистости, нанесённый на тонкую пластиковую основу. Чем меньше величина зерна, тем выше чистота обработанной поверхности. Эластичность основы этих приспособлений позволяет эффективно обрабатывать плоские и выпуклые поверхности реставрированных фрагментов зубов (бугор, грань, режущий край), в то время как ямки и фиссуры зубов для дисков и полосок могут быть мало доступны. Эксплуатационный ресурс у этих приспособлений весьма ограничен, так как из-за незначительной толщины абразивного слоя обновление шлифующей или полирующей поверхности не происходит. Поэтому такие приспособления обычно изготавливаются как одноразовый инструмент.

Полирование поверхности пломбы или зуба (например после снятия зубных отложений) может проводиться полировочными пастами с помощью специальных щёток, которые закрепляются в наконечнике бормашины. Преимуществом такого способа полирования является возможность обработки полирующим абразивом сложного макрорельефа, включающего чередование углублений и возвышений. Полировочные пасты можно применять и в сочетании с резиновыми полировальными головками. При этом использование головок малых размеров позволяет обрабатывать области ямок и фиссур.

Как уже говорилось выше, при выборе скорости вращения абразивного инструмента следует учитывать диаметр головки или диска. В каталогах фирм-изготовителей обычно указывается допустимая скорость для твёрдого шлифующего инструмента. При условии водяного охлаждения

для инструмента малых диаметров она может быть весьма высокой — более 100000 об/мин.

1.4. Эндодонтические инструменты [1–3]

Для оперативного лечения осложнённого кариеса (пульпита, периодонтита) применяются специальные эндодонтические инструменты — инструменты для лечения корневых каналов. Номенклатура этих инструментов весьма обширна. Они предназначены для удаления содержимого корневых каналов, их расширения (эндодонтические файлы) и пломбирования специальными корневыми пломбировочными материалами. Эндодонтические инструменты могут быть ручными и "машинными". "Машинные" инструменты приводятся в действие с помощью стоматологической установки, фиксируясь в стоматологическом наконечнике. Если необходимо вращательное движение, используются механические понижающие наконечники, если необходимо возвратно-вращательное (поворот вокруг оси на 90°) или возвратно-поступательное (вдоль оси на 0,5–1,0 мм) движение инструмента, используются специальные эндодонтические наконечники, в которых вращательное движение преобразуется в колебательное.

1.5 Набор инструментов врача-стоматолога для осмотра и лечения зубов [1–3]

При лечении зубов используется *лечебный набор* ручных инструментов. Ограничимся ниже их кратким перечислением и назначением.

1. *Стоматологическое зеркало* имеет круглую форму и вогнутую поверхность, благодаря чему можно получить увеличенное изображение объекта. Предназначено для осмотра органов полости рта.
2. *Зонд угловой и зонд прямой* предназначены для зондирования кариозной полости, полости зуба и межзубных промежутков, тактильной оценки поверхностей пломб и границ "зуб-пломба".
3. *Стоматологический пинцет* применяется для взятия мелких инструментов (боров, эндодонтических файлов и т. п.), внесения и смены ватно-марлевых тампонов (валиков) в операционном поле.
4. *Металлический шпатель* предназначен для замешивания минеральных цемента, может использоваться для изготовления медикаментозных композиций *ex tempore*.
5. *Шпатель пластмассовый* является одноразовым инструментом для замешивания композиционных пломбировочных материалов. Обычно пластмассовые шпатели входят в комплект композитов химического отверждения.
6. *Экскаватор* предназначен для ручного удаления (экскавации) некротизированной дентина из кариозной полости, твёрдых зубных

отложений (зубного камня), снятия временных пломб. Может быть различных размеров.

7. *Гладилка двусторонняя* используется для внесения пломбировочного материала в подготовленную полость и для моделирования пломб.

8. *Гладилка со штопфером* предназначена для пломбирования зубов: внесения пломбировочного материала, его конденсации (уплотнения) и моделирования пломбы. Штопфер имеет шаровидную или вытянутую грушевидную формы. Рабочие части могут быть различных размеров. Гладилку также используют для удаления зубного камня с контактных поверхностей шеек зубов.

9. *Амальгамтрегер* — инструмент для внесения амальгамы в кариозную полость и для её конденсации в кариозной полости.

Кроме указанных выше наиболее часто используемых инструментов, могут применяться специальные ручные инструменты и приспособления для постановки и моделирования пломб (зубоврачебные матрицы, матрицедержатели), а также для работы с амальгамой и композитами.

1.6 Стерилизация стоматологических инструментов [1–3]

Оборудование стоматологического кабинета должно подвергаться дезинфекции, а используемый инструментарий — предстерилизационной очистке и стерилизации. Стерилизация проводится в соответствии с Отраслевым стандартом 42-21-2-85 — "Дезинфекция и стерилизация изделий медицинского назначения".

Дезинфекция — это комплекс мероприятий, направленных на уничтожение патогенных и условно патогенных микроорганизмов на объектах внешней среды.

Стерилизация — это полное уничтожение всех микроорганизмов.

При дезинфекции и стерилизации применяют физические и химические средства. К физическим средствам относятся механическая чистка, влажная уборка, стирка, использование высоких температур, облучение бактерицидными лучами, ультразвук. К химическим средствам относится применение бактерицидных веществ.

1.7 Стоматологические пломбировочные материалы [1–3]

Заключительным этапом оперативного лечения зуба является его пломбирование. Этот этап предполагает использование специальных материалов, которые называются *пломбировочными*. Пломбирование дефекта коронки в виде восстановления первоначальной формы и эстетических параметров зуба называют *реставрацией*, а материалы для постоянных пломб называют также *реставрационными материалами*.

Пломбирование зубов как вид медицинской помощи зародилось в Европе в эпоху позднего средневековья (конец XV века). При этом для заполнения кариозных дефектов коронок использовалась фольга

хорошо известных металлов: золота, олова, свинца. Слово "пломба" происходит от латинского "plumbum" или французского "plumb" — свинец.

В XIX веке стали появляться материалы, специально разработанные для пломбирования зубов. Так, в 1818 году был предложен легкоплавкий металлический сплав, состоящий из висмута, свинца и олова, которым заполняли кариозный дефект с помощью разогретого шпателя. Позднее были предложены серебряная (1819–1826 гг.) и медная (1859 г.) амальгамы. В 1855–1864 гг. была усовершенствована техника пломбирования золотом благодаря применению когезивных свойств термически обработанной золотой фольги и использованию коффердама (устройства для изоляции операционного поля от ротовой жидкости). С разработкой и внедрением цинк-фосфатных и силикатных цемента в 70-е–80-е годы XIX века пломбирование зубов стало доступно более широкому слою населения. Эти минеральные цементы повсеместно и активно применялись в течение почти ста лет. С 40–50-х годов XX века стали интенсивно разрабатываться полимерные неполноценные, а затем — полноценные (композиционные) материалы. С 70-х годов стали применяться так называемые полимерные цементы, превосходящие по своим потребительским свойствам минеральные цементы.

Процесс разработки новых материалов продолжается до сих пор.

В настоящее время номенклатура и область применения пломбировочных материалов очень обширны. Материалы используются не только для традиционного пломбирования, но и для коррекции формы и цвета зубов, а также для одномоментного изготовления искусственных зубов. Всё это говорит о важности и сложности стоматологического материаловедения как раздела современной медицинской науки.

1.7.1 Классификация пломбировочных материалов

Стоматологические пломбировочные материалы классифицируют по назначению и физико-химическим свойствам, определяющим их потребительские качества (по пластичности в момент пломбирования, по химическому составу, по способу отверждения).

Классификация по назначению:

1. *Постоянные пломбировочные материалы* — материалы, предназначенные для восстановления анатомической формы и функции зуба, которые были нарушены из-за образования дефекта коронки. Если постоянный пломбировочный материал отвечает эстетическим требованиям, то его также называют реставрационным материалом.
2. *Временные пломбировочные материалы* — материалы, предназначенные для временного закрытия полости в зубе в процессе лечения неосложнённого или осложнённого кариеса.
3. *Подкладочные пломбировочные материалы* — материалы, употребляемые в качестве подкладок (прокладок) под постоянные

материалы. Назначение подкладок — изоляция постоянных пломбировочных материалов от дна кариозной полости, или оказание лечебного воздействия на пульпу зуба. Поэтому подкладочные материалы делят на изолирующие и лечебные.

4. *Материалы для пломбирования корневых каналов.* Эти материалы можно разделить на временные (не твердеющие пасты), используемые при длительном процессе эндодонтического лечения, и постоянные, которые применяются при окончательном пломбировании корневого канала.

Данная классификация пломбировочных материалов несколько условна, так как иногда некоторые материалы приходится использовать не по прямому назначению, однако она оправдана потребностями клиники, отражая основное назначение материала.

Классификация по пластичности в момент пломбирования:

1. *Пластичные твердеющие* — материалы, которые при введении в полость (дефект коронки, корневой канал) легко меняют свою форму, адаптируясь к форме дефекта под воздействием инструмента, а затем принимают твёрдое состояние по истечении определённого времени. К этой группе относятся практически все пломбировочные материалы, используемые в клинике терапевтической стоматологии за исключением эндодонтических штифтов.

2. *Непластичные (твёрдые)* — фарфор, полимеризованная пластмасса, металл. Эти материалы используются для изготовления вкладок, накладок (виниров), внутриканальных штифтов. Их готовят в технической лаборатории, после чего припасовывают к зубу и фиксируют на нём с помощью пластичных твердеющих материалов.

Классификация по химическому составу:

1. *Минеральные цементы.*

2. *Полимерные цементы.*

3. *Амальгамы.*

4. *Композиционные материалы.*

Классификация по способу отверждения:

1. *Материалы химического отверждения* — материалы, переходящие из пластичного в твёрдое состояние за счёт прохождения в них химической реакции между двумя химическими компонентами после их смешивания. К ним относятся минеральные и полимерные цементы, амальгамы и композиты химического отверждения.

2. *Светоотверждаемые материалы* — светоотверждаемые композиты. Полимеризация этих материалов происходит за счёт химической реакции, которая инициируется светом специального (полимеризующего) источника.

3. *Материалы двойного отверждения* — материалы, переходящие из пластичного в твёрдое состояние как за счёт химического

взаимодействия своих компонентов, так и действия света полимеризующего источника (гибридные стеклоиономерные цементы и компомеры).

1.7.2 Требования, предъявляемые к постоянным пломбировочным материалам

Пломбировочные материалы должны обладать специальными свойствами, которые соответствуют следующим медико-техническим требованиям:

1. *Необходимая степень пластичности и необходимое время пластичности для заполнения дефекта коронки и моделирования пломбы.* Недостаточная пластичность (избыточная "жѐсткость") материала может быть причиной образования микропространств по границе "зуб-пломба" при заполнении полости. Избыточная текучесть материала до его твердения затрудняет моделирование пломбы с помощью инструментов.
2. *Сохранение постоянства формы и объѐма: отсутствие деформации и усадки во время твердения и после его окончания.*
3. *Устойчивая во влажной среде адгезия к тканям зуба, а также к материалам, из которых могут быть изготовлены вкладки, виниры, искусственные коронки и т. п.*
4. *Коэффициент термического расширения (КТР), близкий к таковому эмали и дентина.*

Здесь следует отметить, что свойства из п. 2–4 выше определяют герметичность закрытия дефекта коронки — важнейшее требование, предъявляемое к пломбе. Герметичность пломбы характеризуется понятием *краевое прилегание*, называемое также *адаптацией пломбы*. Плохое краевое прилегание в конечном итоге приводит к рецидиву кариеса и выпадению пломбы. На качество краевого прилегания пломбы существенное влияние оказывает соблюдение технологии приготовления материала и пломбирования.

5. *Химическая устойчивость к ротовой жидкости.* Растворение материала ротовой жидкостью называется дезинтеграцией. При низкой химической устойчивости материала дезинтеграции подвергается его матрица. Утрата матрицы влечёт за собой эрозивное разрушение пломбы.
6. *Способность окончательно твердеть в присутствии слюны или воды.* Необходимость этого свойства диктуется длительными сроками окончательного твердения материала (от нескольких часов до нескольких суток) в условиях эксплуатации пломбы.
7. *Минимальное водопоглощение.* Большое водопоглощение материала указывает на его пористость, что является негативным признаком. Малое водопоглощение допускается, поскольку может компенсировать полимеризационную усадку.
8. *Малая теплопроводность.* Твёрдые ткани зуба обладают относительно низкой теплопроводностью, предотвращающей раздражение пульпы зуба

меняющейся температурой пищи. Если теплопроводность постоянного пломбировочного материала превышает таковую для твёрдых тканей, то при глубоких полостях возникает необходимость применения изолирующей подкладки.

9. *Безвредность к тканям зуба, слизистой оболочке полости рта и организму в целом* — общее медико-биологическое требование для любых материалов, контактирующих с живыми тканями и органами.

10. *Отсутствие абразивных свойств.* Абразивность пломбы на жевательной поверхности может вызвать повреждение зуба-антагониста в виде его стирания. Условием проявления абразивности обычно является увеличение локальной нагрузки. Готовая пломба не должна завышать прикус и иметь гладкую поверхность, в связи с чем пломбировочный материал должен легко шлифоваться и полироваться.

11. *Соответствие твёрдым тканям зуба по механической прочности: сопротивлению на излом и к истиранию, показателям микротвёрдости и компрессионной прочности.* Эти свойства, как и качество краевого прилегания, определяют срок службы пломбы.

12. *Оказание противокариозного действия на границе "зуб-пломба".* Данное свойство проявляется при введении в материал соединений фтора. Кроме того, поверхность пломбы должна легко освобождаться от зубного налёта (зубной бляшки).

13. *Рентгеноконтрастность.* Свойство, необходимое для контроля качества пломбирования в местах, не доступных для визуальной оценки.

14. *Эстетические качества, соответствующие естественному виду зуба и сохраняющиеся в течение длительного времени эксплуатации пломбы.*

К настоящему времени не создан пломбировочный материал, обладающий в достаточной степени всеми перечисленными выше свойствами. Этим объясняется широкий ассортимент пломбировочных материалов, используемых в клинике. Поэтому окончательный лечебный результат зависит от правильного выбора материала либо комбинации материалов, а также от соблюдения технологии их применения.

1.7.3 Минеральные цементы

Минеральные цементы — это пломбировочные материалы, представляющие собой нерастворимые соли, образующиеся из оксидов металлов (Zn, Mg, Al, Ca), оксида кремния и фосфорной кислоты.

В зависимости от химического состава порошка минеральные цементы делятся на *цинк-фосфатные цементы* (ЦФЦ), *силикатные цементы* (СЦ) и *силикофосфатные цементы* (СФЦ). Жидкости всех минеральных цемента имеют почти одинаковый состав на основе раствора ортофосфорной кислоты (H_3PO_4).

Состав и структура минеральных цемента обуславливают их свойства.

К положительным свойствам цинк-фосфатных цементах следует отнести: удовлетворительную твёрдость; отсутствие усадки после твердения; КТР, соответствующий таковому для эмали и дентина; хорошие теплоизолирующие свойства; рентгеноконтрастность; малое водопоглощение; удовлетворительную адгезию цементного теста к твёрдым тканям зуба, металлу, пластмассе. Отрицательными свойствами являются: недостаточная устойчивость к ротовой жидкости; недостаточное сопротивление на излом и истирание; неудовлетворительная эстетичность; кратковременное раздражающее действие на пульпу зуба, обусловленное высокой кислотностью во время твердения материала. В настоящее время цинк-фосфатные цементы применяются в качестве изолирующих прокладок, для фиксации искусственных коронок и других несъёмных ортопедических конструкций. Иногда их используют как временный пломбировочный материал, если необходимо поставить временную пломбу на длительный срок.

У силикатных цементах, содержащих большое количество кремния, имеется ряд непреодолимых недостатков: слабая адгезия к твёрдым тканям зуба; недостаточная устойчивость к ротовой жидкости, что приводит к постепенной дезинтеграции матрицы; недостаточная прочность на удар и излом (хрупкость); токсичность для пульпы. Последняя связана с длительным структурированием силикагеля в процессе окончательного твердения в полости рта (до нескольких недель), вследствие чего непрореагировавшая свободная фосфорная кислота поддерживает высокую кислотность пломбы. Под пломбы из СЦ обязательно ставятся изолирующие подкладки. Единственное положительное свойство силикатных цементах в виде относительно высокой эстетичности уступает таковому современных композитов. Всё перечисленное выше привело к прекращению выпуска и применения силикатных цементах.

Свойства силикофосфатных цементах представляют собой нечто среднее между свойствами цинк-фосфатных и силикатных цементах. Силикофосфатные цементы обладают умеренной адгезией к твёрдым тканям и умеренной рентгеноконтрастностью. Они дешёвы, просты и удобны в применении, обладают хорошей теплоизоляцией и оптимальным КТР. Имеют малое водопоглощение и сохраняют постоянство объёма после твердения. По сравнению с силикатными цементами они менее токсичны, поэтому при среднем кариесе могут применяться без подкладок (например применяемый для пломбирования молочных зубов "Лактодонт"). Из отрицательных свойств следует отметить их недостаточную эстетичность, относительную хрупкость, а также факторы, снижающие срок службы пломбы: недостаточную устойчивость к действию ротовой жидкости и недостаточную износостойкость.

1.7.4 Полимерные цементы

Стремление улучшить характеристики минеральных цемента привели к созданию нового поколения материалов — *полимерных цемента*, которые включают две группы: *поликарбоксилатные цементы* (ПКЦ) и *стеклоиономерные цементы* (СИЦ).

Состав порошка ПКЦ близок к составу цинк-фосфатных цемента, так как содержит главным образом оксид цинка и оксид магния. Жидкость ПКЦ представляет собой водный раствор (около 40 %) поликарбоновых кислот. Поликарбоновые кислоты (называемые также в литературе "полиакриловыми кислотами" и "поликислотами") обычно являются сополимерами акриловой, малеиновой и итаконовой кислот. Таким образом, с оксидами металлов реагируют карбоксильные группы этих кислот. Поликарбоновые кислоты могут быть представлены в сухом (лиофилизированном) виде и введены в порошок ПКЦ. В этом случае в качестве жидкости используют дистиллированную воду. Цементы с "сухими" поликислотами, называемые аква-цементом, имеют более длительные сроки хранения. Химический состав и механизм отверждения поликарбоксилатного цемента обуславливают его свойства и область применения. Наряду с устойчивостью к действию ротовой жидкости и хорошей адгезией к твердым тканям зуба ПКЦ не оказывает даже кратковременного раздражающего действия на пульпу. После его замешивания pH составляет около 6,5, а после отверждения доходит до 7,0. Однако ПКЦ не обладает желаемой эстетичностью и механической износостойкостью. Поэтому ПКЦ используется как изолирующий подкладочный материал, а также для фиксации вкладок, искусственных коронок и внутриканальных металлических штифтов.

Жидкость стеклоиономерных цемента — водный раствор поликарбоновых кислот (около 50 %) с добавлением винной кислоты. Так же, как и у ПКЦ, поликарбоновые кислоты могут быть введены в порошок в сухом виде, тогда жидкость представляет дистиллированную воду. Порошок — алюмосиликатное стекло, аналогичное составу порошка силикатного цемента. Для придания цементу рентгеноконтрастности в порошок могут быть введены соединения бария, стронция и лантана.

Матрица твердого стеклоиономерного цемента представлена цепями поликарбоновых кислот, "сшитыми" ионами металлов. Принято считать, что один ион кальция или алюминия соединяют не более двух цепей. В случае с алюминием его третья валентность расходуется на соединение с соседней карбоксильной группой той же цепи или с другими лигандами (ион фтора, карбоксильная группа винной кислоты и т. д.). Фтор и винная кислота являются неотъемлемыми составляющими стеклоиономерных цемента. Эти компоненты удлиняют время пластичности замешанного цемента и уменьшают последующее время схватывания. Винная кислота, содержащая две карбоксильные группы, улучшает прочностные

характеристики СИЦ. Её соли (тартраты) встраиваются в трёхмерную структуру матрицы, обеспечивая дополнительные сшивки между цепями поликислот. Химический состав и механизм отверждения стеклоиономерного цемента обуславливают его свойства.

К положительным свойствам СИЦ следует отнести:

1. *Хорошее краевое прилегание* благодаря адгезии к твёрдым тканям зуба, незначительному водопоглощению и удовлетворительному КТР. Адгезия СИЦ обусловлена образованием химических связей между карбоксильными группами и кальцием гидроксиапатита эмали и дентина. Водопоглощение компенсирует незначительную усадку материала во время отверждения.
2. *Противокариозное действие*, которое обеспечивается выделением фтора в твёрдые ткани зуба.
3. *Отсутствие токсического действия на пульпу* при лечении среднего кариеса.
4. *Химическую устойчивость* к действию ротовой жидкости по окончании отверждения.
5. *Удовлетворительную компрессионную прочность*.
6. *Удовлетворительные эстетические качества*.

Отрицательными свойствами СИЦ являются:

1. *Чувствительность к влаге* в течение нескольких часов после отверждения. Этот недостаток при отсутствии изоляции пломбы от слюны может привести к дезинтеграции матрицы и эрозии поверхности пломбы.
2. *Раздражение пульпы* при наложении материала в глубоких кариозных полостях. Раздражение пульпы обусловлено высокой кислотностью СИЦ после его замешивания, в связи с чем следует использовать лечебные подкладки.
3. *Недостаточная износостойкость*, ограничивающая область применения СИЦ в качестве постоянного пломбировочного материала (пломбирование полостей III и V классов).
4. *Длительные сроки созревания* (до 24 часов), что ограничивает возможности использования традиционных СИЦ в качестве подкладок под композиты. Композит быстро образует со стеклоиономерным цементом прочную связь. Во время созревания цемента меняется его объём и жёсткость. Эти факторы, наряду с усадкой композита, могут приводить к развитию напряжений в системе "зуб-подкладка-пломба" и к "дебондингу подкладки" (отслоению её от дна кариозной полости).

В настоящее время номенклатура стеклоиономерных цементов в зависимости от назначения весьма обширна. В соответствии со своим назначением каждый конкретный материал должен обладать определённым набором свойств:

- *Материалы для фиксации вкладок и несъёмных ортопедических конструкций*. Для этих материалов обязательными свойствами являются текучесть и малая толщина плёнки (порядка 20 мкм). Толщина плёнки

(фиксирующего слоя материала) зависит от размеров зёрен порошка и обязательно учитывается при характеристике любого крепёжного цемента (минерального или полимерного).

- *Материалы для подкладок.* Такие материалы не должны раздражать пульпу и обладать хорошей рентгеноконтрастностью. Для этой цели СИЦ может содержать небольшое количество оксида цинка.
- *Материалы для профилактического закрытия фиссур.* У этих материалов должны быть текучесть, хорошая адгезия и выраженное противокариозное действие.
- *Материалы для пломбирования корневых каналов.* У этих материалов должны быть текучесть, достаточное рабочее время, биосовместимость с организмом.
- *Материалы для постоянных пломб.* Эти материалы должны обладать высокой износостойкостью и хорошими эстетическими качествами.

Повышенной износостойкостью обладают так называемые кермет-цементы (усиленные или металлоупрочнённые стеклоиономерные цементы). Порошок кермет-цементов представляет собой алюмосиликатное стекло, агломерированное (спрессованное и спечённое) с металлическим порошком, например с серебром (диаметр частиц меньше 3,5 мкм). Кермет-цементы превосходят традиционные СИЦ по прочности на изгиб и истирание, однако они уступают по этим показателям амальгамам и композитам. Эстетические свойства кермет-цементов не соответствуют современным требованиям.

Наиболее отвечают требованиям, предъявляемым для постоянных пломб, стеклоиономерные цементы двойного отверждения. Твердение этих материалов происходит как за счёт химического взаимодействия между двумя смешанными компонентами, так и за счёт последующего действия света полимеризующего источника.

В состав СИЦ двойного отверждения введены светоотверждаемые смолы — компоненты, формирующие матрицу светоотверждаемых композитов. За счёт этих компонентов образуются дополнительные полимерные цепи, которые укрепляют матрицу цемента. Таким образом, СИЦ двойного отверждения сочетают в себе свойства традиционных стеклоиономерных цементов и светоотверждаемых композитов. Их называют гибридными стеклоиономерными цементами. Такие цементы менее чувствительны к действию избыточной влаги и быстрее набирают окончательную твёрдость. Кроме того, они устойчивы к пересушиванию воздухом, твердея без образования микротрещин.

1.7.5 Амальгамы

Амальгамы — это сплавы двух или нескольких металлов, одним из которых является ртуть. Ртуть обладает свойством смачивать и растворять в себе некоторые металлы (золото, кадмий, олово, медь, серебро,

цинк и др.). Процесс растворения металлов в ртути называется амальгамированием. После растворения при определённых условиях образуются интерметаллические соединения, которые твердеют.

Пломбы из амальгам отличаются долговечностью и высокой надёжностью, что обусловлено их химической стойкостью и механической прочностью. Поэтому, несмотря на свой исторический возраст (более 180 лет), эти пломбировочные материалы не только применяются, но и продолжают разрабатываться.

Серебряные (СА) и серебряно-медные (СМА) амальгамы состоят из двух компонентов: жидкости (ртути) и порошка. Состав порошка, представляет собой сплав двух или более металлов, а их соотношение определяет название амальгамы. Смешивание порошка и жидкости происходит в герметически закрытых капсулах специальных устройств — так называемых амальгамосмесителей.

К положительным свойствам СА следует отнести: механическую прочность, химическую устойчивость в ротовой жидкости, сохранение объёма при твердении, отсутствие токсичности для пульпы и организма в целом. Отрицательными свойствами являются: высокая теплопроводность, отсутствие адгезии к твёрдым тканям зуба, высокий КТР, неэстетичность. Схватывание СА начинается примерно через 5 мин после начала смешивания порошка и ртути и заканчивается не позднее чем через 40 мин. Окончательное твердение происходит в течение 24 часов.

СМА обладают большой компрессионной прочностью (до 550 МПа), что в 1,5 раза больше, чем у СА. Скорость твердения у них также выше. По остальным показателям СМА аналогичны СА.

Медная амальгама (МА) — это готовый твёрдый сплав меди и ртути. Для придания ей пластичности МА необходимо разогреть. Необходимость разогревания МА обуславливает её главный недостаток — экологическую опасность. Поэтому её применение весьма ограничено.

Все виды амальгам применяют для пломбирования полостей жевательных и жевательно-контактных поверхностей у моляров и премоляров (I и II класс по Блэку), а также пришеечных поверхностей у моляров (V класс по Блэку). Через 24–48 часов после пломбирования пломбу следует отшлифовать и отполировать. Шлифуют пломбу карборундовым камнем, после чего её поверхность обрабатывают бором-финиrom. При этих операциях большие скорости вращения не используют и сильного давления на инструмент не оказывают. Пломбы из серебряно-медных амальгам полируют силиконовыми головками. Пломбы из серебряной амальгамы предпочтительно полировать борами-полирами. Рабочая часть бора-полира представляет собой гладкий полированный шар. При работе борами-полирами скорость вращения инструмента увеличивают и, оказывая давление на инструмент, двигают его от середины поверхности пломбы к краям. При этом происходит локальный

разогрев поверхности, вследствие чего локально и кратковременно повышается текучесть (ковкость) материала. Благодаря увеличению текучести и направлению движения инструмента процесс полирования превращается в процесс вальцевания пломбы. В результате достигается не только получение гладкой поверхности, но и уменьшение краевой щели между пломбой и границами полости. Таким образом, относительный недостаток СА в виде текучести используется для улучшения краевого прилегания.

1.7.6 Композиционные пломбировочные материалы

Композиционные пломбировочные материалы — наиболее распространённые в настоящее время материалы для постановки постоянных пломб.

Разработке композиционных материалов предшествовала разработка и использование в практической стоматологии *ненаполненных пластмасс на основе акриловых смол*. В отличие от минеральных цемента эти материалы были устойчивы в ротовой жидкости и более прочны на излом. Однако у них наблюдался ряд существенных недостатков: большая объёмная усадка при полимеризации (около 20 %), очень высокий КТР (на порядок больше, чем у твёрдых тканей зуба), большая пористость, неудовлетворительная цветостойкость, значительная токсичность для пульпы за счёт действия непрореагировавшего мономера, недостаточная механическая прочность на истирание. Эти недостатки, а также появление композиционных материалов явились причиной отказа от использования ненаполненных полимерных материалов.

По своей природе любой композиционный материал (*композит*) представляет собой пространственное трёхмерное сочетание не менее двух химически различных материалов, между которыми есть чёткая граница раздела. Это сочетание даёт более высокие показатели полезных свойств по сравнению с каждым из компонентов в отдельности. Можно отметить, что кость, дентин и эмаль являются примерами композитов в живой природе.

Современные композиты для пломбирования зубов состоят из трёх основных компонентов: непрерывной органической фазы (матрицы), неорганического наполнителя и межфазного слоя (органосилана), обеспечивающего химическую связь между матрицей и наполнителем. Поскольку при твердении композитов происходит реакция полимеризации органических соединений, их также называют наполненными полимерами или наполненными пластмассами.

В клинике терапевтической стоматологии используют *композиты химического отверждения (самотвердеющие)*, которые твердеют после смешивания двух паст, и *композиты светового отверждения* (состоят

из одной пасты), которые твердеют после облучения светом полимеризующего источника.

Твёрдая матрица композитов образуется при полимеризации смол:

- "Bis-GMA" (бисфенол-А-диглицидилдиметакрилат);
- "UDMA" (уретандиметакрилат);
- "TEGDMA" (триэтиленгликольдиметакрилат);
- "D₃MA" (декаметилендиметакрилат).

Эти смолы представляют собой цепочки олигомеров — молекул, состоящих из 5–6 различных мономерных звеньев (различных мономеров). На концах цепочек находятся ненасыщенные углеводородные радикалы метакриловой кислоты. За счёт их двойных связей происходит образование связей между олигомерами.

Кроме указанных смол, органическая фаза композита содержит: ингибитор, активатор, инициатор, пигмент и светопоглотитель ультрафиолетовых лучей. Ингибитор (4-метоксифенол) препятствует спонтанной полимеризации смол. Активатор воздействует на инициатор, образуя из него свободные радикалы. Инициатор (перекись бензоила) в виде свободных радикалов реагирует с двойными связями олигомеров, вызывая их полимеризацию. Пигмент — минеральная добавка, придающая окраску материалу.

В самотвердеющих композитах инициатор и активатор находятся в разных пастах. Реакция между ними начинается с началом смешивания паст. Активатором в этих композитах является диметилпаратолуидин.

В первых композитах светового отверждения, которые полимеризовались под действием ультрафиолетового света, активатором являлся бензоилметилловый эфир. Активатором в современных светоотверждаемых композитах является камфорохинон (2,3-борнандион), который имеет наибольшую чувствительность к длине волны видимого света в области 460–480 нм.

Светопоглотитель ультрафиолетовых лучей (гидроксиметоксибензофенон) вводится для повышения стабильности цвета полимерной матрицы при действии на материал солнечных лучей. Стабильность цвета у светоотверждаемых композитов лучше, чем у композитов химического отверждения. Это связано с тем, что содержащийся в самотвердеющих композитах активатор диметилпаратолуидин является третичным амином, остатки которого со временем могут вызвать потемнение пломбы.

В качестве неорганических наполнителей композитов используют природный и пиролитический кварц, алюминия силикат, лития-алюминия силикат, силикат циркония, боросиликатные стекла и различные другие виды стёкол. Последние могут содержать добавки соединений тяжёлых металлов (бария, стронция, иттербия), которые придают композитам

рентгеноконтрастность. В стекольный наполнитель может быть введен пигмент.

Механические и физические свойства композитов во многом обуславливаются наполнителем. Он уменьшает усадку при полимеризации и коэффициент термического расширения. Увеличение содержания наполнителя (в определённых пределах) повышает твёрдость, компрессионную прочность, износостойкость и жёсткость материала, одновременно снижая его водопоглощение.

Частицы наполнителя на своей поверхности имеют межфазный слой толщиной 10–30 нм. Он состоит из биполярного связующего агента, обычно органосилана, обеспечивающего соединение органической полимерной матрицы с неорганическим наполнителем. В первых композитных пломбировочных материалах в качестве связующего агента использовался винилсилан. В настоящее время это более сложные органокремниевые соединения, например 3-метакрилолоксипропилтриметоксисилан.

Полимеризации композитов имеет ряд особенностей. Сразу после смешивания двух паст композита химического отверждения или облучения светом полимеризующего источника композита светового отверждения начинается процесс полимеризации матрицы материала. Пластичность формовочной массы у самотвердеющего композита имеет ограниченное время, в связи с чем моделирование пломбы следует закончить до начала твердения материала. В этом отношении светоотверждаемые композиты более удобны в работе, поскольку не начинают твердеть до начала облучения.

Время твердения композита можно условно разделить на два периода. За первый период происходит переход материала из пластичного в твёрдое состояние, позволяющее механически обрабатывать пломбу (шлифовать, полировать) без ущерба для неё. Этот период длится несколько минут у самотвердеющих материалов и необходимое время облучения у светоотверждаемых материалов — так называемый "светлый" этап полимеризации. Продолжительность времени такого "первичного" твердения материала обычно указывается в паспорте материала. При этом матрица композита полимеризуется всего на 50–60 %. Второй период длится примерно 7 дней, за которые происходит окончательная полимеризация матрицы. При этом за первые сутки полимеризация композита достигает 90 % и более. Учитывая сроки окончательного твердения, и поскольку полимеризация обязательно сопровождается усадкой, окончательная отделка пломбы может быть проведена лишь через несколько дней.

Поскольку полная полимеризация наступает через несколько дней, то до её окончания в композите остаются непрореагировавшие продукты, которые могут оказывать токсическое или раздражающее действие

на пульпу. Такое действие может клинически проявляться в виде так называемых "послеоперационных болей".

Характер усадки самотвердеющих композитов несколько отличается от характера усадки светоотверждаемых композитов. Самотвердеющие композиты дают равномерную усадку во всём объёме пломбы, которая происходит в одно и то же время.

В светоотверждаемых композитах усадка происходит неравномерно: она начинается в слое материала, наиболее близко расположенном к источнику полимеризующего света. Поэтому в светоотверждаемых композитах во время полимеризации могут возникать нежелательные напряжения. Следует иметь в виду, что в один и тот же промежуток времени каждая единица объёма материала должна получить необходимое количество световой энергии. При этом избыток энергии роли не играет, поскольку свет в материале поглощает только активатор, количество которого ограничено.

Для предотвращения возникновения названных выше напряжений, а также с целью уменьшения непрореагировавших продуктов полимеризации следует учитывать следующие факторы, определяющие интенсивность светового потока, проходящего через слой композита:

1. Интенсивность светового потока зависит от выходной мощности источника полимеризующего излучения (фотополимеризатора). Выходная плотность мощности фотополимеризатора (на выходном торце световода) должна быть не менее 300 мВт/см^2 . Её необходимо регулярно контролировать (каждый день, раз в неделю) перед работой с помощью специального измерительного устройства — радиометра.
2. Стандартный световод фотополимеризатора имеет диаметр порядка 7 мм и состоит из спечённых светопроводящих волокон, упакованных гексагонально. Из световода выходит расходящийся световой пучок. Следовательно, интенсивность светового потока, падающего на материал, обратно пропорциональна квадрату расстояния между выходным торцом световода и поверхностью облучаемого материала. По возможности световод максимально близко подводят к материалу. При этом нельзя касаться световодом полимеризуемого материала во избежание налипания материала на выходной торец, что приводит к падению выходной мощности. Соприкосновение с пломбой может осуществляться, если материал покрыт пропускающей свет матрицей.
3. Слой материала, отверждаемого светом, не должен превышать 2 мм. Время облучения материала фотополимеризатором зависит от рассеивающих и поглощающих свойств композита. Современные светоотверждаемые композиты предназначены для эстетической реставрации зубов. Они выпускаются различных оттенков и различной прозрачности или мутности. Прозрачные оттенки, имитирующие режущий край или эмаль зуба, хорошо пропускают свет. Разница между

количеством световой энергии, попавшей в ближний к источнику света и дальний от него слой материала, относительно невелика. В мутных (опаковых) оттенках композитов, имитирующих дентин, затухание светового потока при прохождении через слой материала гораздо более выражено. В связи с этим рекомендуемая экспозиция светового облучения опакowych (дентиновых) оттенков больше таковой эмалевых оттенков в два раза. Уровень светлоты материала зависит не только от количества пигмента, но и от мутности. Следует иметь в виду, что светлый опакочный оттенок может пропускать свет хуже, чем тёмный эмалевый оттенок. Тёмные опакочные оттенки материалов являются самыми плохими проводниками света, и при их полимеризации толщина слоя материала должна быть уменьшена.

4. При толщине пломбы более 2 мм следует применять методику послойного (порционного) введения и отверждения композита. Такая методика используется не только для полноценной полимеризации композита, но и для борьбы с его усадкой, которая является причиной нарушения краевого прилегания пломбы. Если для постановки пломбы требуется нанесение не одного слоя материала, то первый слой должен быть меньше 2 мм (порядка 1,2–1,5 мм). При послойном нанесении и отверждении композита поверхность материала, служащая основанием для нанесения следующего слоя, не должна быть покрыта матрицей, иначе не будет соединения слоёв. Под матрицей можно полимеризовать только последний слой материала. Недопустимо попадание влаги или слюны между слоями.
5. При облучении композита через твёрдые ткани зуба (первая порция материала) неравномерность усадки усиливается, поскольку световой поток ими ослабляется. Такое облучение оправдано при прерывании хода дентинных трубочек от дентиноэмалевого соединения к полости зуба дефектом коронки (кариозной полостью), способствуя улучшению краевого прилегания материала к стенке полости. Если дефект коронки не прерывает ход дентинных трубочек, идущих от облучаемой области к полости зуба, то свет источника будет канализироваться мимо материала в полость зуба, что приведёт к дополнительной лучевой нагрузке на пульпу. Таким образом, при малых дефектах облучение материала через твёрдые ткани проводить не следует.
6. В случаях, когда поверхность отверждаемого композита больше, чем площадь выходного торца световода, рекомендуется последовательно облучать отдельные участки пломбы, выдерживая полную экспозицию на каждом из них, что позволяет добиться достаточного уровня полимеризации.

Всё многообразие современных композиционных пломбировочных материалов можно классифицировать по четырём признакам:

1. *Способ отверждения*: композиты химического отверждения, композиты светового отверждения.
2. *Размер частиц наполнителя*: микронаполненные, мининаполненные, микрогибридные, нанокомпозиты.
3. *Консистенция*: композиты обычной консистенции, текущие, конденсируемые.
4. *Назначение*: универсальные, для пломбирования жевательных зубов, для пломбирования передних зубов.

Микронаполненные композиты (микрофильные композиты, микрофилы) содержат частицы наполнителя со средним размером 0,04 мкм. Они хорошо полируются, поскольку неровности поверхности, обусловленные обнажёнными частицами наполнителя, меньше длины волны видимого света. Преимуществом этих материалов является хорошая эстетичность. Однако малый размер частиц ограничивает возможное количество наполнителя в материале. Оно не превышает 60 % по массе и 35 % по объёму. Таким образом, в микронаполненных композитах относительное количество органической матрицы больше по сравнению с другими видами композитов. Это обстоятельство является причиной более выраженной усадки, повышенного коэффициента термического расширения и пониженных показателей механической прочности. Желание улучшить физические и механические характеристики микрофильных композитов привело к созданию так называемых *негомогенных микрофильных композитов*. Они отличаются от описанных выше (гомогенных) микрофилов тем, что содержат предварительно полимеризованные частицы композита размером 20–30 мкм. Эти частицы вводят в пасту микрофильного композита после их получения путём предварительной полимеризации и измельчения. Благодаря введению предварительно полимеризованных частиц в негомогенных микрофильных композитах увеличено содержание неорганического наполнителя, что делает их более качественными материалами.

Мининаполненные композиты содержат частицы наполнителя размером 1–5 мкм. Они представляют собой небольшую группу самотвердеющих и светоотверждаемых материалов с удовлетворительными эстетическими и механическими свойствами. Применяются для пломбирования передних и боковых зубов.

Гибридные композиты содержат частицы наполнителя размером от 0,04 мкм до 5,00 мкм разного химического состава (пиролитический кварц, различные виды стёкол). Размер отдельных частиц может достигать 10 мкм. Благодаря разным размерам частиц наполнитель этих материалов плотно "упакован" и его содержание по массе достигает 82 %, а по объёму — 62 %. Эти материалы уступают микронаполненным композитам по чистоте поверхности после полировки, но превосходят по механическим и физическим качествам. Они используются в основном

для реставрации боковых зубов. Их можно использовать в комбинированных реставрациях больших дефектов передних зубов, покрывая вестибулярную поверхность реставрации микрофильным композитом.

Микрогибридные композиты содержат частицы размером от 0,02 мкм до 2,00 мкм. При этом основное количество наполнителя представлено частицами от 0,2 мкм до 0,7 мкм. Частицы размером 1–2 мкм представлены единицами процентов. По массе наполнитель составляет порядка 75 %, по объёму — около 60 %. Микрогибридные композиты несколько уступают микрофильным по чистоте поверхности после полировки, но в остальном отвечают самым высоким требованиям, предъявляемым к реставрационным материалам. Они являются универсальными пломбировочными материалами, поскольку используются для пломбирования полостей всех классов. Кроме того, их используют для изготовления виниров (облицовок) и починок фарфоровых коронок. Подавляющее большинство материалов — светового отверждения. На стоматологическом рынке России представлен не один десяток этих материалов, производимых различными фирмами.

Нанокompозиты, наногибриды — композиты, у которых размер частиц наполнителя составляет от 4 нм до 20 нм. Частицы могут быть обособленными или сгруппированы (основная масса) в кластеры размером 0,6–20,0 мкм. Кластерная структура позволяет увеличить содержание наполнителя как у микрогибридов (до 78 % по массе и до 63 % по объёму). Поверхность кластера силанизирована, благодаря чему осуществляется химическая связь между кластером и полимерной матрицей. Устойчивость к истиранию кластера сопоставима с таковой матрицы, что позволяет получить наилучшие результаты при полировке пломбы.

Текущие (жидкие) композиты. Жидкие композиты (flowable composites) имеют модифицированную полимерную матрицу на основе высокотекучих смол. Несколько уменьшенное содержание неорганического наполнителя (55–60 % по весу) придаёт им относительно большую полимеризационную усадку (порядка 5 %) и повышенную эластичность. Это микрогибридные или микрофильные композиты светового отверждения. Из-за высокой текучести их наносят из шприца на пломбируемую поверхность через игольчатый аппликатор. Полимеризацию лучше производить с использованием матриц. Эти композиты предназначены для проведения реставрационных и других работ, где требуется высокая текучесть материала:

- пломбирование мелких кариозных полостей и дефектов;
- закрытие фиссур и "слепых" ямок;
- создание суперадаптивного слоя (первый слой материала) при многослойном пломбировании композитом;
- создание культи зуба под коронку;
- фиксация вкладок и виниров;

– фиксация шинирующих и ортопедических систем.

Конденсируемые композиты. В противоположность жидким композитам конденсируемые композиты в пластичном состоянии имеют наименьшую текучесть и повышенную жёсткость. Смолы полимерной матрицы имеют повышенную вязкость. Количество минерального наполнителя увеличено за счёт увеличения размера частиц всех фракций (диапазон от 0,01 мкм до 25,00 мкм). По размеру частиц их можно отнести к гибридным композитам. При полимеризации эти материалы дают относительно малую усадку (1,6–1,8 %). Конденсируемые композиты обладают повышенными показателями механической прочности, но недостаточными эстетическими характеристиками (плохо полируются). Предназначены эти материалы для восстановления больших дефектов зубов, испытывающих значительные механические нагрузки (полости I и II классов). Их можно использовать для моделирования культи зуба, а также для лабораторного изготовления вкладок и виниров, которые фиксируются на зубе при помощи жидкого композита.

Компомеры — это разновидность светоотверждаемых композиционных материалов, которые состоят из органической матрицы и минерального наполнителя, а само название является производным от двух слов "композит" и "иономер". Органические смолы компомеров модифицированы карбоксильными группами (карбоксилированная метакрилатная смола). Наполнителем является алюмосиликатное стекло, реагирующее с карбоксильными группами. В отличие от гибридных стеклоиономерных цементав компомеры представлены однокомпонентными пастами, полимеризующимися только после облучения светом полимеризующего источника. Механизм полимеризации смолы аналогичен традиционным светоотверждаемым композитам. После фотополимеризации при контакте с ротовой жидкостью наступает фаза водопоглощения, благодаря которой происходит реакция между карбоксильными группами и ионами металлов, освобождающимися из алюмосиликатного стекла.

Свойства компомеров сочетают в себе свойства композитов и стеклоиономерных цементав. По механической устойчивости они близки к микронаполненным композитам. По эстетическим показателям компомеры превосходят стеклоиономерные цементы, однако значительно уступают им по силе адгезии к твёрдым тканям зуба. Поэтому компомеры обычно используют в сочетании с однокомпонентными адгезивными системами. При этом адгезив представляет собой некий "барьер", затрудняющий противокариозное действие фтора, освобождающегося в результате реакции внутри материала.

Применение компомеров показано при наложении пломб, не испытывающих значительных механических нагрузок, а также

для пломбирования методом "открытой" или "закрытой" сэндвич-техники с использованием композитов.

Усадка композитов представляет собой основное отрицательное свойство этих материалов, поскольку является причиной нарушения краевого прилегания пломб, которое может приводить к развитию негативных последствий. В связи с этим одним из направлений стоматологического материаловедения является разработка эффективных адгезивных систем для композиционных пломбировочных материалов.

Адгезия — это возникновение связи между двумя приведёнными в контакт поверхностями разнородных материалов. Применительно к пломбированию зубов она может осуществляться за счёт химических связей и за счёт микромеханического сцепления. Химическая связь между твёрдыми тканями зуба и композитами образоваться не может, поскольку твёрдые ткани состоят из гидрофильных компонентов (апатиты, белки и т. п.), а композиты представлены системами из гидрофобных компонентов (органические смолы, силанизированные наполнители).

В результате многолетних исследований и поисков были разработаны бифункциональные адгезивные системы, осуществляющие микромеханическую связь с твёрдыми тканями зуба и химическую связь с композиционными материалами. Это стало возможным благодаря введению в адгезивы амфифильных молекул мономеров, например гидроксиэтилметакрилата (НЕМА) и бифенилдиметакрилата (BPhDM).

Для образования микромеханической связи между компонентами адгезивной системы и твёрдыми тканями зуба поверхность эмали и дентина должна быть специально подготовлена. Смысл такой подготовки заключается в создании микрорельефа для осуществления механического сцепления с затвердевшими компонентами адгезивной системы. Структура и химический состав эмали и дентина позволяют это сделать с помощью кислотного протравливания.

Наиболее распространёнными протравочными агентами (кондиционерами) являются гели, содержащие 35,0–37,5 % ортофосфорной кислоты. В настоящее время принято осуществлять частичное или тотальное протравливание твёрдых тканей. При частичном протравливании протравочный гель наносят только на эмаль, а при тотальном протравливании — на эмаль и дентин по всем стенкам и дну полости. Частичное протравливание применяют в двух случаях: 1) если используется только эмалевый адгезив (бонд-агент); 2) если адгезив, наносимый на дентин, содержит собственную кислоту, разрыхляющую смазанный слой (smear lay). Последний представляет собой слой спрессованных микропилкок дентина толщиной около 5 мкм, плотно "спаянный" с подлежащим дентином. Он закрывает просвет дентинных канальцев, образуя так называемые "грязевые пробки" (smear plugs).

Схема обработки твёрдых тканей адгезивной системой при тотальном протравливании сводится к следующему:

1. Протравочный гель наносят на эмаль, а затем на дентин. Допустимое время воздействия протравочного агента на эмаль — от 15 до 60 секунд. Протравливание дентина проводят в течение 15 секунд. На поверхности эмали фосфорная кислота растворяет кристаллы гидроксиапатита (ГА) эмали, расположенные преимущественно на периферии призм. На поверхности дентина фосфорная кислота растворяет смазанный слой, в результате чего происходит освобождение просвета дентинных канальцев. Кроме того, происходит растворение кристаллов ГА поверхностного слоя интертубулярного дентина. Кислотная обработка эмали более одной минуты не очень желательна, так как при этом под слоем геля образуются нерастворимые преципитаты кальциевых солей фосфорной кислоты. Последние плохо смываются водой и в дальнейшем затрудняют проникновение адгезива в межпризменные пространства. Увеличение времени протравливания дентина также не очень желательно, поскольку, во-первых, кристаллы ГА дентина ввиду своих малых размеров и химического состава растворяются быстрее кристаллов ГА эмали, а во-вторых, фосфорная кислота обладает раздражающим действием на пульпу. Время промывания водой по окончании протравливания должно быть не меньше, чем время кислотного воздействия.

2. После удаления кислотного геля струёй воды поверхность твёрдых тканей высушивают воздухом. Режимы высушивания эмали и дентина отличаются друг от друга. Так, высушивание дентина проводят струёй воздуха для удаления только избытка влаги. Определённая часть воды должна остаться на поверхности дентина, создавая впечатление несколько блестящей поверхности. После такой подготовки на поверхность дентина наносят дентиновый адгезив (праймер), компоненты которого представляют собой амфифильные мономеры и олигомеры, растворённые в ацетоне или этаноле. Низкая вязкость и гидрофильность праймера позволяет ему проникнуть в просветы дентинных канальцев на глубину 10–20 мкм, а также в промежутки между коллагеновыми волокнами интертубулярного дентина на глубину 5–10 мкм, которые образовались после растворения кристаллов ГА. Полимеризация праймера происходит по мере испарения ацетона или этанола. Испаряясь, ацетон и этанол увлекают за собой влагу, которая пропитывала поверхность протравленного дентина перед нанесением праймера. Для ускорения полимеризации праймера на него направляют несильную струю воздуха (с некоторого расстояния), или воздушный пистолет устанавливают так, чтобы струя воздуха была направлена по касательной к операционному полю. Дентин с высохшим на нём праймером имеет глянцевый вид.

После полимеризации праймера струю воздуха усиливают и направляют на эмаль. В процессе высушивания протравленная эмаль должна

приобрести матовый белый цвет. Если на какой-либо участок эмали попал праймер, то матовость и белизна его становятся менее выраженной. На силу адгезии это не влияет. Толщина протравленного слоя эмали составляет около 20 мкм. После высушивания этот слой способен легко смачиваться эмалевым адгезивом (бонд-агентом), который проникает в образованные промежутки между призмами. Эмалевый адгезив наносят на дентин, обработанный праймером, и на эмаль. Поскольку он имеет более высокую вязкость по сравнению с праймером, то для предотвращения образования толстого слоя его растирают по поверхности кисточкой или "раздувают" струей воздуха.

Эмалевый адгезив гидрофобен. По своему химическому составу он сходен с органической составляющей композита. У светоотверждаемых композитов его полимеризуют светом полимеризующего источника. У композитов химического отверждения эмалевый адгезив твердеет самостоятельно после смешивания двух своих компонентов. В результате твердения эмалевый адгезив образует микромеханическое сцепление с эмалью зуба и химическую связь с праймером. С наложенным на него композитом он также образует химическую связь.

3. Слой твёрдых тканей зуба, пропитанный компонентами адгезивной системы, называется гибридным слоем. В дентине гибридный слой может быть образован на основе оставленного смазанного слоя, который модифицируется самокондиционирующим праймером. Примером такой системы является "Denthesive II" фирмы "Heraeus/Kulzer". Методика предусматривает протравливание фосфорнокислым гелем только эмали. После промывания водой на дентин наносится праймер (смешиваются две жидкости из разных флаконов), содержащий малеиновую кислоту. Малеиновая кислота представляет собой дикарбоновую ненасыщенную кислоту, образующую комплексные соединения с кальцием гидроксиапатита. При этом она разрыхляет смазанный слой, создавая условия для его пропитывания компонентами праймера. Токсического действия на пульпу малеиновая кислота не оказывает. После полимеризации праймера на дентин и на эмаль наносится бонд-агент и светополимеризуется.

В настоящее время в стоматологии применяются так называемые адгезивные системы IV и V поколений.

В системах IV поколения содержатся три компонента: кондиционер, праймер и бонд-агент (эмалевый адгезив). Методика работы с этими системами описана выше.

В системах V поколения содержатся два компонента: кондиционер и однокомпонентный адгезив. Адгезив представлен гидрофильными олигомерами, растворёнными в воде, этиловом спирте или ацетоне. Методика применения предусматривает тотальное протравливание твёрдых тканей. После удаления кондиционера водой проводится подсушивание

полости воздухом и нанесение на эмаль и дентин адгезива. Адгезив наносят в два слоя, выдерживая каждый 15–30 секунд. После высушивания струёй воздуха он полимеризуется светом галогенового источника.

Все фирмы, выпускающие композиционные пломбировочные материалы, выпускают и адгезивные системы. Предпочтительно использовать адгезивную систему и композит одной и той же фирмы. Композиты, выпускаемые в России, укомплектованы собственными адгезивными системами. Импортные системы могут быть представлены как в комплекте с композитом, так и отдельно. Использование адгезивных систем позволяет "приклеивать" пломбу к твёрдым тканям зуба, что не только увеличивает надёжность и долговечность пломб, но и упрощает работу врача при препарировании зуба. Нет необходимости соблюдать жёсткие требования при формировании соответствующими борами кариозной полости для механического удержания пломбы. Кроме того, использование адгезивных методик и светоотверждаемых композитов позволяет проводить реставрации, которые ранее были невозможны:

- коррекцию формы и положения зуба;
- восстановление дефекта любой формы и размера вплоть до целой коронки;
- починку несъёмных ортопедических конструкций;
- изготовление в полости рта мостовых конструкций.

Из изложенного выше следует, что современный уровень развития традиционного стоматологического оборудования и инструментов в совокупности с современными материалами, медикаментами (в частности эффективными анестетиками) делает работу врача весьма эффективной, результат долговечным, а пребывание пациента в стоматологическом кресле весьма комфортным.

Глава 2. Физические принципы воздействия и особенности лазерного оперативного лечения зубов

Стоматологические методы оперативного лечения пополняются за счёт привлечения приборов, работающих на новых принципах, включая лазеры. Лазерные источники можно использовать для лечения зубов, при этом лазерная обработка по сравнению с традиционной может быть более комфортна для пациента, селективна и локальна.

2.1 Лазеры для оперативного лечения зубов

Первые эксперименты по лазерному оперативному лечению зубов были предприняты с использованием лазера на кристалле $\text{Al}_2\text{O}_3:\text{Cr}^{3+}$ (рубиновый лазер), генерирующего на длине волны 694,3 нм. Рубиновый лазер может работать как в непрерывном, так и в импульсном режимах. Но данный лазер в настоящее время для оперативного лечения зубов не применяется, поскольку его воздействие приводит к серьёзным термическим повреждениям тканей зуба, включая пульпу.

Далее были предприняты попытки применения в стоматологии лазера на иттрий-алюминиевом гранате, активированном ионами неодима, (YAG: Nd) генерирующего на длине волны 1064 нм. YAG: Nd лазер может работать как в непрерывном, так и в импульсном режимах. Импульсный YAG: Nd лазер характеризуется большей по сравнению с рубиновым лазером частотой следования импульсов (25–300 Гц). Излучение этого лазера с успехом используется в хирургии мягких тканей для иссечения с достаточной коагуляцией, в дерматологии для удаления сосудов, в стоматологии для операций с мягкими тканями полости рта и т. д.

Работы [1–6] посвящены абляционной обработке твёрдых тканей зуба излучением YAG: Nd лазера ($\lambda=1064$ нм). Так, в [6] сообщается, что использование излучения YAG: Nd лазера в непрерывном режиме (3–35 Вт, $E_p=6\text{--}70$ Дж, $W_E=190\text{--}2228$ Дж/см²) не приводит к абляции эмали и сопровождается повышением температуры в пульпарной камере вследствие низкого поглощения данного излучения в эмали и дентине.

В работе [2] для увеличения поглощения на поверхность эмали или дентина наносили слой чернил. Сообщается, что при энергии YAG: Nd лазера $E_p=100$ мДж без использования чернил нет абляции эмали и дентина, а при покрытии поверхности ткани чернилами перед лазерной обработкой (и без водяного орошения) объём удалённого за импульс дентина (V_d) составляет $0,00004$ мм³ ($\langle \Delta \rangle = 0,0004$ мм³/Дж). При этом даже при $E_p=80$ мДж перегрев в пульпарной камере составляет 8 °С, что неприемлемо для использования *in vivo*.

В [3, 4] продемонстрировано, что на поверхности твёрдых тканей зуба, обработанных излучением YAG: Nd лазера, встречается расплавленная фаза, а шероховатость поверхности (Ra) при этом в три раза

меньше шероховатости после стандартного травления 37 %-ой ортофосфорной кислотой (30 с), что может в худшую сторону отразиться на адгезии пломбировочных материалов к твёрдым тканям зуба.

В [1] показано, что после обработки поверхности дентина излучением YAG: Nd лазера прочность соединения на сдвиг для адгезивной системы "Adper Single Bond 2" ("3М ESPE") и композитного материала "Supreme" ("3М ESPE") с дентином в 2,3 раза меньше, чем прочность соединения после стандартного травления 37 %-ой ортофосфорной кислотой (30 с). Однако, по данным [5], прочность соединения на разрыв дентина и материалов "Single Bond праймер" и "Z100" ("3М ESPE ") после обработки излучением YAG: Nd лазера в 2,2 раза больше, чем после травления 35 %-ой ортофосфорной кислотой, и в 6,8 раза больше, чем для необработанной поверхности. Наблюдается также уменьшение микроподтекания (1 %-ый водный раствор метиленового голубого) вдоль границы пломба/зуб.

Также в работах [1–6] отмечается, что применение излучения YAG: Nd лазера ($\lambda=1064$ нм) в непрерывном или импульсном режиме для абляции твёрдых тканей зуба является нецелесообразным по причинам риска перегрева пульпы, низкой эффективности удаления тканей и плохого качества обработанной излучением YAG: Nd лазера поверхности. В настоящее время для оперативного лечения зубов YAG: Nd лазер широко не используется, т. к. его излучение глубоко проникает в ткани зуба и травмирует пульпу.

Большое количество исследований посвящено изучению применения диоксида углерода (CO_2) лазера для разрушения твёрдых тканей зуба, поскольку на длинах волн генерации этого лазера коэффициент поглощения гидроксиапатита, из которого в основном состоят твёрдые ткани зуба, достаточно высок. Так, работы [3, 4, 6–17] посвящены абляционной обработке твёрдых тканей зуба излучением CO_2 лазера ($\lambda=9,3\text{--}10,6$ мкм), работающего в непрерывном ([8, 11–13]) или импульсном ([3, 4, 6, 7, 9, 10, 12, 14–17] режимах. Обработка эмали и дентина проводится как в присутствии воздушно-водяного охлаждения [7, 9, 15], так и без него.

В работе [6] отмечается, что обработка твёрдых тканей зуба излучением CO_2 лазера приводит к нагреву поверхности эмали и дентина до плюс 400–1340 °С как при непрерывном, так и при импульсном режимах работы. Отмечается, что минимальное значение плотности энергии, при котором начинается перегрев пульпы, соответствует 250 Дж/см².

В [8] сравнивается влияние непрерывного и импульсного режимов работы CO_2 лазера ($\lambda=10,6$ мкм) на температуру в пульпарной камере зуба. Используются параметры излучения, достаточные для "лазерного травления", т. е. для обработки поверхности тканей перед постановкой пломб излучением с плотностью энергии выше порога абляции, но недостаточной для формирования глубоких полостей: $P=5$ Вт (непрерывный режим) или $E_p=3,0, 7,5, 15,0, 30,0, 60,0, 120,0$ Дж

(импульсный режим). Установлено, что в непрерывном режиме температура в пульпарной камере увеличивается на $7,6^{\circ}\text{C}$, а в импульсном режиме — на $4\text{--}6^{\circ}\text{C}$ (в зависимости от временной структуры импульса). При $E_p=3,0$ Дж в импульсном режиме наблюдается увеличение температуры в полости зуба на $2\text{--}4^{\circ}\text{C}$, что является приемлемым.

В [12] исследуется нагрев твёрдых тканей зуба под воздействием излучения CO_2 лазера с различными длинами волн: $9,3$, $9,6$, $10,3$ и $10,6$ мкм. Обработка проводится излучением CO_2 лазера при $\tau_p=100$ мкс, $W_E=2\text{--}10$ Дж/см², $F<1$ Гц. Температура поверхности эмали увеличивается до значений от плюс 1200 до 1900°C при изменении длины волны в следующем порядке: $10,6$, $10,3$, $9,3$, $9,6$ мкм, что объясняется различием в поглощении этого излучения эмалью. Плотность энергии, при которой начинается абляция эмали (порог разрушения эмали), для $\lambda=10,6$ мкм, согласно [12], составляет 10 Дж/см², а для $\lambda=9,6$ мкм — 6 Дж/см².

Для CO_2 лазера импульсы излучения с $\lambda=9,3$ мкм и $\lambda=9,6$ мкм и длительностью $10\text{--}20$ мкс считаются наиболее перспективными при абляционной обработке в стоматологии вследствие высокого поглощения такого излучения гидроксиапатитом, входящим в состав эмали (дентина) и незначительного нагрева тканей зуба [9, 15, 18].

В работах [6, 8, 9, 15] отмечается, что величина перегрева внутри полости зуба при его обработке излучением CO_2 лазера достигает $1\text{--}15^{\circ}\text{C}$, что может привести к гибели пульпы.

В [15] при использовании низких плотностей энергии 20 Дж/см² ($\lambda=9,3$ мкм, $\tau_p=15$ мкс) и водяного охлаждения величина перегрева внутри полости зуба составляет не более $1,7^{\circ}\text{C}$, а через 90 дней после обработки гистологические исследования показывают отсутствие каких-либо изменений в пульпе.

После обработки твёрдых тканей зуба излучением CO_2 лазера в непрерывном режиме или с $\tau_p=0,2\text{--}0,5$ с на поверхности лазерных кратеров наблюдаются: расплавление и карбонизация цемента, трещины на поверхности цемента ([13]), расплавление и карбонизация эмали и дентина ([3, 4, 14]), трещины в эмали ([3]), слабая карбонизация и расплавление дентина, смазанный слой ([16]).

При использовании же излучения CO_2 лазера с $\lambda=9,3$ мкм и $\tau_p=15$ мкс при $W_E=30$ Дж/см² поверхность эмали и дентина получается чистая, гладкая, однородная, без признаков термических повреждений (расплавленной ткани или трещин), с низкой шероховатостью ([15]).

Прочность соединения современных пломбировочных материалов ("Z100", "Z250" ("3M ESPE"); "Clearfil AP-X" ("Kuraray")) с адгезивными системами ("Single Bond" ("3M ESPE"), "Clearfil SE bond" ("Kuraray")) при испытании на разрыв или сдвиг с поверхностью эмали и дентина после обработки излучением CO_2 лазера близка к прочности соединения этих

материалов с поверхностью, подготовленной по стандартной методике [9, 11].

Таким образом, при помощи излучения CO_2 лазера в абляционном режиме возможно создание кратеров в эмали и дентине глубиной 100–940 мкм [4, 8, 12, 15]. Эффективность удаления твёрдых тканей зуба составляет здесь 0,75–25,00 мм³/кДж [7], а скорость удаления — 0,0005–0,1000 мм³/с [7, 17] или 1–8 мкм/имп [17].

Наиболее перспективным для обработки поверхности твёрдых тканей зуба человека в абляционном режиме считается излучение кристаллических эрбиевых лазеров среднего ИК диапазона ($\lambda=2,73\text{--}2,94\text{ мкм}$). Это связано с высокой эффективностью удаления и скоростью абляции твёрдых тканей зуба излучением этих лазеров при незначительном термическом повреждении окружающих место воздействия тканей и пульпы самого зуба [19, 20]. В основном здесь используют YAP: Er ($\lambda=2,73\text{ мкм}$), YSGG: Cr, Er ($\lambda=2,79\text{ мкм}$), YLF: Er ($\lambda=2,84\text{ мкм}$) и YAG: Er ($\lambda=2,94\text{ мкм}$) лазеры.

Подавляющее большинство исследований проведено с привлечением YSGG: Cr, Er и YAG: Er лазеров. Так, в работах [21–23] сообщается, что с помощью излучения YAG: Er лазера возможно формирование в твёрдых тканях зуба человека кратеров с глубиной до 1,5 мм и диаметром 80–1020 мкм. Излучение эрбиевых лазеров среднего ИК диапазона обрабатывает твёрдые ткани зуба с большей эффективностью и скоростью, чем это возможно при использовании излучения YAG: Nd и CO_2 лазеров. Следует отметить минимальный риск термических повреждений при обработке твёрдых тканей излучением эрбиевых лазеров среднего ИК диапазона.

В работах [2, 24–27] сообщается, что перегрев в полости зуба при воздушно-водяном охлаждении составляет 0,0–4,8 °C ([2, 24–26]), а без него — 2,0–6,0 °C ([2, 27]).

В работах [28, 29] отмечается, что через день после обработки твёрдых тканей зуба излучением YAG: Er лазера (формирование полостей диаметром 0,5–2,0 мм), как и после обработки стандартным бором, наблюдается лёгкое воспаление пульпы, а через 28 дней в ней уже нет никаких изменений. Параметры лазерной обработки в [29]: водяное охлаждение со скоростью 50 мл/мин, $F=10\text{ Гц}$, $N_p=206\text{--}303$, $E_p=100\text{--}200\text{ мДж}$, $W_E=35,4\text{--}70,8\text{ Дж/см}^2$, $d=600\text{ мкм}$. Параметры лазерной обработки в [28]: $\tau_p=250\text{ мкс}$, $F=10\text{ Гц}$, $N_p=50$, $E_p=56\text{ мДж}$, $W_E=79\text{ Дж/см}^2$, $d=300\text{ мкм}$.

В ряде работ [27, 30–33] отмечается более высокое по сравнению со стандартными инструментами и методами и с другими лазерами качество поверхности твёрдых тканей после их обработки излучением эрбиевых лазеров среднего ИК диапазона. При абляционной обработке твёрдых тканей зуба человека излучением эрбиевых лазеров на стенках лазерного

кратера в эмали и дентине нет смазанного слоя, поверхность дентина чистая с открытыми дентинными трубочками и микрорельефом, без карбонизации, расплавленной ткани или трещин ([30–33]); на поверхности эмали наблюдается микрорельеф, сравнимый с размерами эмалевых призм, без трещин и расплавленной ткани [27], т. е. отсутствуют признаки термического повреждения.

Следует отметить, что излучение эрбиевых лазеров среднего ИК диапазона используется как для формирования полостей с размерами в несколько миллиметров, так и для создания на поверхности твёрдой ткани микрорельефа. Эта технология получила название "лазерное травление".

Для "лазерного травления" применяют излучение YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм, $\tau_p=100\text{--}300$ мкс, $F=10\text{--}20$ Гц, $E_p=87\text{--}200$ мДж, $W_E=42\text{--}71$ Дж/см², $d=600$ мкм, $t_{tr.}=15$ с [34–36]) или YSGG: Cr, Er ($\lambda=2,78\text{--}2,79$ мкм, $\tau_p=140\text{--}250$ мкс, $F=20\text{--}40$ Гц, $E_p=50\text{--}250$ мДж, $W_E=17,85\text{--}88,46$ Дж/см², $d=600$ мкм, $t_{tr.}=15$ с, $P_{cp.}=1\text{--}5$ Вт [35, 37–40]) лазеров.

В работах [41–52] экспериментально измеряется порог удаления твёрдых тканей зуба человека излучением лазеров среднего ИК диапазона, т. е. плотности энергии лазерного излучения, при которой начинается удаление (абляция) твёрдой ткани зуба. Порог абляции может определяться различными способами: визуально при помощи оптического микроскопа ([44–46]) и при помощи сканирующей электронной микроскопии ([42, 43, 47–49]) (в этих случаях определяется минимальная плотность энергии, при которой происходит видимое визуально или на СЭМ изображении удаление биотканей); посредством измерения опто-акустического сигнала ([50, 51]); при помощи высокоскоростной видеокамеры ([41]) и т. д.

Значения порогов удаления твёрдых тканей зуба человека, определённые тем или иным способом для YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм) лазера в работах [41–51], значительно отличаются. Так, в [41, 50] при $\tau_p=200$ нс порог абляции дентина был определён как $0,6\text{--}0,7$ Дж/см². В [44] при $\tau_p=100$ мкс пороговое значение плотности энергии для эмали составило $3,5$ Дж/см², для дентина — $4,0$ Дж/см². В [42, 43] при $\tau_p=150$ мкс порог для эмали составил 7 Дж/см², для дентина — 4 Дж/см². В [47, 48] порог абляции эмали одномодовым излучением с $\tau_p=150$ мкс измерен как $9\text{--}11$ Дж/см². В [41] при $\tau_p=150$ мкс порог абляции дентина определён как $2,8$ Дж/см², эмали — как $3,3$ Дж/см². В [49] установлено, что при $\tau_p=200$ мкс порог абляции дентина составляет $0,7\text{--}1,2$ Дж/см², порог абляции эмали — $7,2\text{--}18,6$ Дж/см². В [46] при $\tau_p=250$ мкс порог абляции дентина составил 10 Дж/см², эмали — 25 Дж/см². В [45] определяют порог абляции эмали для диапазона длительностей импульса $100\text{--}700$ мкс как $6\div 10$ Дж/см². В работе [53] также отмечается увеличение порога абляции при увеличении длительности импульса лазерного излучения.

Здесь для YAG: Er лазера при τ_p от 50–80 мкс до 250 мкс порог удаления эмали 1,5–3,0 Дж/см², дентина — 0,2–0,5 Дж/см². Для YSGG: Cr, Er лазера при τ_p от 500–800 мкс до 1600–2000 мкс порог удаления эмали 4,0–9,5 Дж/см², дентина — 1,0–2,6 Дж/см².

В [52] сообщается, что порог удаления дентина излучением YAG: Er лазера (при τ_p = 100 мкс–50 мс) составляет 2,97–3,56 Дж/см², а излучением YSGG: Cr, Er лазера (при τ_p = 140 мкс) — 2,69–3,66 Дж/см².

Следует обратить внимание на тот факт, что во всех описанных выше исследованиях для обработки твёрдых тканей зуба излучением эрбиевых лазеров среднего ИК диапазона используются пучки диаметром 0,3–2,0 мм. При этом не рассматривается влияние на результат абляционной обработки твёрдой ткани зуба (эффективность удаления, прочность соединения и т. д.) качества пучка (коэффициента распространения пучка M^2) или способа сканирования при обработке (скорости сканирования, переналожения пучков друг на друга при сканировании и т. д.). В то же время очевидным преимуществом лазерного излучения перед стандартными борами является возможность создавать на поверхности биотканей пятна диаметром менее 0,3 мм (меньше, например, миниатюрного бора "Micro STF" компании "SSWhite" с диаметром 0,3 мм). Применение таких микропучков позволит не только повысить локальность обработки, но также даст возможность управления макро- и микрорельефом поверхности полости при её создании (так называемое микротекстурирование), что может привести к увеличению прочности соединения твёрдых тканей зуба с пломбировочными материалами за счёт увеличения площади контакта и создания дополнительных ретенционных пунктов [54, 55].

2.2 Физические принципы работы эрбиевых и CO₂ лазеров [1–12]

Наибольшее распространение среди лазеров для оперативного лечения кариеса зубов получили твердотельные кристаллические эрбиевые лазеры. На их основе созданы современные стоматологические лазерные системы, описанные в Главе 3 настоящего учебного пособия.

На рисунке 2.2.1 представлена упрощённая схема энергетических уровней кристалла YAG: Er.

В кристаллических лазерах на базе сред, активированных ионами эрбия, генерация наблюдается на переходе $^4I_{11/2} \rightarrow ^4I_{13/2}$. Особенностью данного перехода для всех матриц является относительно большое время жизни (8–10 мс) нижнего лазерного уровня $^4I_{13/2}$. Времена жизни верхнего лазерного уровня $^4I_{11/2}$ для большинства кристаллических матриц также достаточно велики (у YLF: Er — 4 мс, у YSGG: Cr, Er — 2 мс), за исключением активной среды на основе YAG: Er, для которой время жизни уровня $^4I_{11/2}$ составляет всего 0,1 мс.

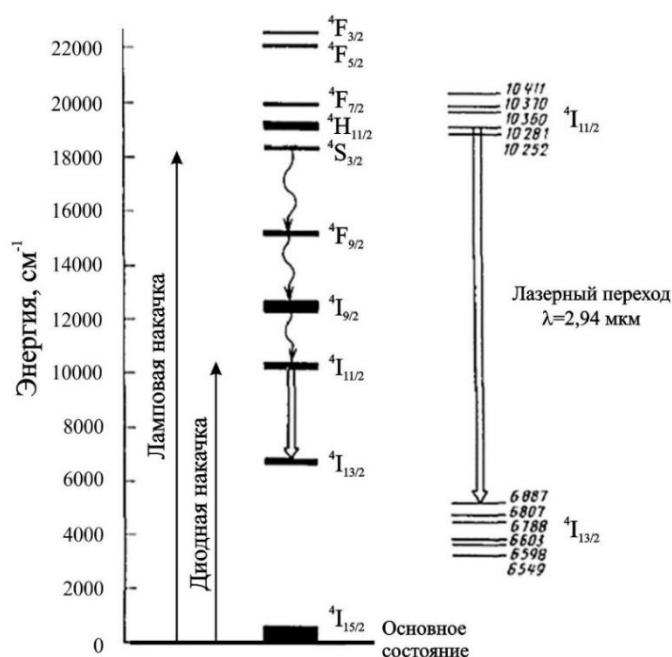


Рисунок 2.2.1 — Упрощённая схема энергетических уровней кристалла YAG: Er

В кристалле YAG: Er уровни ${}^4I_{11/2}$ и ${}^4I_{13/2}$ расщепляются на подуровни, и генерация наблюдается между подуровнем с энергией $E_2 = 10281 \text{ см}^{-1}$ уровня ${}^4I_{11/2}$ и подуровнем с энергией $E_1 = 6887 \text{ см}^{-1}$ уровня ${}^4I_{13/2}$. Длина волны генерации YAG: Er (иттрий-алюминиевый гранат, активированный ионами эрбия) лазера составляет $\lambda = 2,94 \text{ мкм}$.

Весьма близкие к YAG: Er лазеру характеристики и возможности имеет YSGG: Cr, Er лазер с длиной волны генерации $2,79 \text{ мкм}$. В кристалле YSGG: Cr, Er генерация на длине волны $2,79 \text{ мкм}$ наблюдается между подуровнями с энергией 10361 см^{-1} и 6767 см^{-1} .

В кристалле иттрий-литиевого флюорита, легированного эрбием, (YLF: Er) генерация на длине волны $2,81 \text{ мкм}$ наблюдается между подуровнями с энергией 10290 см^{-1} и 6731 см^{-1} .

Накачка в эрбиевых твердотельных кристаллических лазерах является оптической и может быть ламповой или диодной (например из диапазона $960\text{--}980 \text{ нм}$).

Углекислотный (или диоксидуглеродный, или CO_2) лазер излучает на колебательно-вращательных линиях молекулярных полос и является ярким представителем молекулярных газовых лазеров. На рисунке 2.2.2 приведены схемы энергетических уровней основных электронных состояний молекул CO_2 и N_2 .

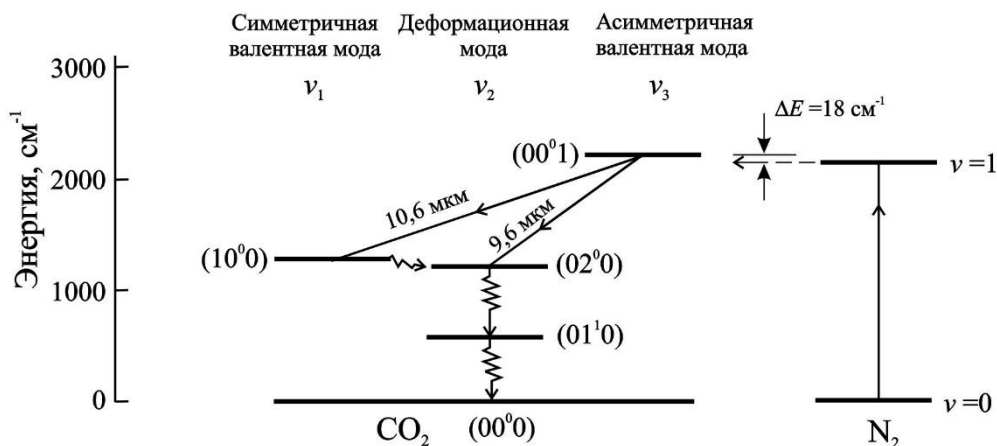


Рисунок 2.2.2 — Упрощённая схема энергетических уровней CO₂ лазера

CO₂ лазер может работать на многих линиях из этих полос (до 110) в области длин волн от 9,2 мкм до 11,1 мкм. В CO₂ лазере в качестве активной среды используется смесь газов CO₂, азота (N₂) и гелия (He), обычно находящихся в соотношении 1:1:8 соответственно.

Генерация происходит на переходе между 00⁰1 и 10⁰0 уровнями ($\lambda=10,6$ мкм), хотя также можно получить генерацию и на переходе между 00⁰1 и 02⁰0 уровнями ($\lambda=9,6$ мкм). Для накачки используют тлеющий разряд, при этом переход на верхний лазерный уровень 00⁰1 происходит очень эффективно благодаря непосредственным столкновениям CO₂ с электронами плазмы тлеющего разряда и благодаря резонансной передаче энергии от молекулы N₂. Гелий за счёт своей высокой теплопроводности способствует поддержанию низкой температуры CO₂ вследствие отвода теплоты к стенкам газоразрядной трубки. Низкая температура CO₂ необходима для того, чтобы избежать заселённости нижних уровней (10⁰0 и 02⁰0) за счёт теплового возбуждения. Таким образом, в CO₂ лазере генерация происходит на переходе между двумя колебательными уровнями молекулы CO₂, а N₂ и He значительно повышают КПД лазера.

В непрерывных CO₂ лазерах для накачки используется продольный тлеющий разряд постоянного тока в многокомпонентной смеси (обычно CO₂-N₂-He-Xe) при общем давлении 15–20 атм. Выходная мощность промышленных лазеров малой и средней мощности составляет 5–100 Вт, диаметр пучка — 5–10 мм, расходимость — 1–5 мрад, КПД — 10–20 %. Для активных элементов диаметром около 10 мм реализуется одномодовый режим с уровнем мощности почти до 70 Вт. В импульсных CO₂ лазерах для накачки используется поперечный разряд. Они работают при давлениях смесей CO₂-N₂-He, близких к атмосферному. Существуют и другие способы накачки CO₂ лазеров, среди которых следует выделить поперечный высокочастотный (ВЧ) разряд. При его использовании удаётся

конструировать малогабаритные лазеры с высокими эксплуатационными характеристиками.

К малогабаритным можно отнести волноводные CO_2 лазеры, которые имеют следующие особенности: узкий "рабочий" капилляр (волновод), повышенное давление смеси (обеспечивает сравнительно высокие уровни мощности, получаемые с единицы длины), перестройку частоты в пределах одной линии излучения порядка 1,5 ГГц. Средняя мощность излучения волноводных CO_2 лазеров в непрерывном режиме может достигать 30 Вт, диаметр пучка — около 1 мм, расходимость — порядка 10 мрад.

Перестройка линий генерации в CO_2 лазерах обычно осуществляется с помощью дифракционной решётки, используемой в качестве одного из зеркал резонатора. Наибольшее усиление имеют линии, длины волн которых близки к $\lambda = 10,6$ мкм, поэтому данный лазер без дисперсионного элемента работает именно на этой длине волны.

Следует отметить, что излучение эрбиевых и CO_2 лазеров крайне неэффективно передаётся по современным кварцевым волокнам, что существенным образом ограничивает их применение, в том числе для оперативного лечения зубов.

2.3 Механизмы взаимодействия интенсивного лазерного излучения с твёрдыми тканями зуба человека

Механизм взаимодействия интенсивного лазерного излучения с твёрдыми тканями зуба зависит как от свойств самой ткани, так и от параметров лазерного излучения и режима обработки. При обработке интенсивным лазерным излучением поверхность твёрдых тканей зуба человека нагревается и наблюдаются следующие преобразования [1, 2]:

- плюс 100–650 °С — уменьшение количества воды (порядка 30 %), групп $-\text{CO}_3^{2-}$ (порядка 66 %), разрушение фосфата ($-\text{HPO}_4^{2-}$) и формирование пирофосфатов ($-\text{P}_2\text{O}_7^{4-}$), разрушение и денатурация белков, сокращение размера кристаллической решётки гидроксиапатита вдоль оси-а (плюс 250–300 °С);
- плюс 650–1100 °С — рекристаллизация и формирование β -ТСР фазы ($\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$), уменьшение количества групп $-\text{OH}^-$, переход $-\text{OH}^-$ в $-\text{O}^{2-}$, уменьшение количества воды и групп $-\text{CO}_3^{2-}$;
- плюс 1100 °С — формирование α -ТСР ($\alpha\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) и β -ТСР ($\beta\text{-Ca}_3(\text{PO}_4)_2$) фаз;
- плюс 1225 °С — преобразование β -ТСР в α -ТСР;
- плюс 1280 °С — плавление ткани;
- плюс 1450 °С — изменение пропорции α' -ТСР и $\text{Ca}_4(\text{PO}_4)_2\text{O}$ (TetCP, TTCP фаза);
- плюс 1600 °С — плавление α' -ТСР и TetCP, переход $-\text{OH}^-$ в $-\text{O}^{2-}$.

Лазерная обработка твёрдых тканей зуба может производиться в субабляционном (без удаления твёрдой ткани) и абляционном (с удалением твёрдой ткани) режимах.

При воздействии в субабляционном режиме излучения YAG: Er лазера ($\lambda = 2,94$ мкм) с длительностью импульса 150–250 мкс и плотностью энергии до 7 Дж/см² поверхность эмали нагревается до плюс 300 °С [3]. При воздействии излучения YSGG: Er лазера ($\lambda = 2,79$ мкм) с длительностью импульса 150–250 мкс и плотностью энергии до 18 Дж/см² поверхность эмали нагревается до плюс 800 °С [3]. При действии излучения CO₂ лазера ($\lambda = 9,3$ –10,6 мкм) с длительностью импульса 100 мкс и плотностью энергии 6–10 Дж/см² (порог удаления зависит от длины волны) поверхность эмали нагревается до плюс 1200–1900 °С (в зависимости от длины волны) [4].

При лазерной обработке в абляционном режиме поверхность твёрдых тканей зуба человека также нагревается за счёт поглощения лазерного излучения компонентами ткани. В зависимости от длины волны излучения и длительности импульса можно выделить несколько механизмов удаления твёрдых тканей зуба лазерным излучением.

Длины волн излучения CO₂ лазера ($\lambda = 9,3$ –10,6 мкм) совпадают с пиками поглощения гидроксилapatита эмали (РО-группа). Для этого лазера выделяют следующие механизмы разрушения твёрдых тканей [5]: микровзрывы и гидродинамический выброс материала. При "плавлении" и последующем "испарении" минералов в ткани объём испарённого материала увеличивается, что приводит к возникновению внутренних напряжений (температура ткани при этом составляет плюс 1200–2000 °С), что приводит к возникновению микровзрывов и выносу материала. Гидродинамический выброс материала происходит при температуре более плюс 1280 °С. В данном случае быстро "расплавленный" материал увеличивается в объёме и создаёт в ткани внутренние напряжения, что приводит к удалению расплавленной фазы в виде отдельных капель. Этот механизм характерен для коротких лазерных импульсов (100 нс–500 мкс).

Для эрбиевых лазеров с длинами волн излучения среднего ИК диапазона (близкими к 3 мкм), для которых отмечается высокий коэффициент поглощения свободной и связанной водой, присутствующей в твёрдых тканях зуба, наиболее вероятен механизм термомеханической абляции [5, 6]. Здесь вода испаряется в замкнутых пространствах, что приводит к появлению внутренних напряжений и к микровзрывам материала. Это происходит при температурах гораздо меньших, чем температуры "плавления" и "испарения" минералов эмали. Так, в [3] сообщается, что при абляции эмали излучением YAG: Er лазера ($\lambda = 2,94$ мкм) ткань нагревается не более чем до плюс 300 °С, а при YSGG: Er ($\lambda = 2,79$ мкм) — не более чем до плюс 800 °С. Большинство экспериментов проведено с использованием эрбиевых лазеров с длинами

волн из диапазона 2,78–2,94 мкм и длительностью импульса, составляющей десятки–сотни микросекунд. Выбор именно этих лазеров определяется высокими коэффициентами поглощения указанных длин волн не только в воде, но и в минералах твёрдых тканей, а также возможностью генерации высоких (сотни Дж/см² в импульсе) значений плотности энергии и мощности (до десятков МВт/см² в импульсе), необходимых для удаления твёрдых тканей [6].

Следует отметить работу [7], в которой описан механизм абляции (удаления) твёрдых тканей зуба человека излучением эрбиевого лазера среднего ИК диапазона и в которой с помощью высокоскоростной видеосъёмки исследована поверхность этих тканей во время лазерного удаления эмали и дентина. Воздействие на эмаль и дентин проводилось излучением YAG: Er лазера, работающим в режиме свободной генерации, с длительностью импульса 150 мкс, с диаметром пучка 0,6 мм, энергией лазерного излучения 20, 300 и 500 мДж. При помощи излучения YAG: Nd лазера (вторая гармоника, $\lambda=532$ нм) и лазера на красителе ($\lambda=652$ нм) осуществлялась подсветка области воздействия в различные моменты времени. Продемонстрирован процесс удаления твёрдых тканей зуба человека за счёт микровзрывов. Частицы, выброшенные из зоны абляции, представляли собой фрагменты эмали или дентина и водяной пар. Установлено, что скорость движения продуктов лазерного разрушения дентина выше скорости движения продуктов лазерного разрушения эмали, а при энергии лазерного импульса 300 мДж скорость частиц достигает скорость звука (200–300 м/с). Определены пороги удаления эмали (3,3 Дж/см²) и дентина (2,8 Дж/см²).

В [6, 8, 9] отмечается, что абляция твёрдой ткани зуба может происходить при действии импульсного излучения YAG: Nd лазера ($\lambda=1064$ нм) при длительности импульсов порядка нескольких наносекунд. Излучение данного лазера слабо поглощается тканями зуба. Однако это компенсируется высокой мощностью излучения (до 35 МВт). При этом предполагается, что сильный разогрев (порядка плюс 4000 °С) ведёт к возникновению значительных внутренних напряжений в облучаемой эмали, которые и обеспечивают взрывной выброс материала. В случае меньших мощностей (порядка 0,5 МВт в импульсе) происходит поверхностное оплавление минералов и глубокий прогрев ткани [10]. Также в [11–18] рассматривается абляция твёрдых тканей зуба при помощи ультракоротких пико- (YVO₄: Nd) и фемтосекундных (Ti: sapphire) лазерных импульсов.

Механизм абляционного фотораспада характерен для лазерного излучения с длинами волн, лежащими в ультрафиолетовой области электромагнитного спектра: ArF ($\lambda=193$ нм) и XeCl ($\lambda=308$ нм) эксимерные лазеры, гармоники YAG: Nd ($\lambda=1064$ нм) и YLF: Nd ($\lambda=1053$ нм) лазеров [6]. Излучение с длинами волн в УФ диапазоне ($\lambda=200$ –300 нм) практически

не поглощается водой, но интенсивно поглощается неводными компонентами твёрдых тканей [19, 20], а также белками твёрдых тканей зуба и ДНК [21]. При взаимодействии луча эксимерного лазера с молекулами ткани энергия фотонов оказывается достаточной или даже превышает внутреннюю энергию ковалентных связей между отдельными атомами, что ведёт к разрыву этих связей и распаду молекул на отдельные фрагменты и взрывообразному со сверхзвуковыми скоростями извержению этих фрагментов с образованием абляционного кратера. Фрагменты в виде газового облака извергаются из объекта с настолько высокой скоростью, что большая часть заключённой в них тепловой энергии не успевает передаваться на стенки образующегося кратера, которые в этой связи незначительно разогреваются.

2.4 Модели лазерной абляции твёрдых тканей зуба человека

Модели лазерного удаления (абляции) твёрдых тканей зуба можно разделить на две группы: эвристические ([1–6]) и физические ([7–13]). В основе эвристических моделей лежит простой физический закон. Они не описывают полностью физические процессы, происходящие во время удаления тканей, а описывают лишь экспериментально наблюдаемые зависимости. Физические модели описывают физические процессы, происходящие во время удаления тканей, включая параметры лазерного излучения и физические (оптические, механические, теплофизические и т. д.) свойства тканей.

К эвристическим моделям можно отнести такие как "Blow-off" и стационарные модели, а также их унификацию. "Blow-off" модель [1, 3–6] была разработана для прогнозирования глубины удаления (абляции) полимеров импульсным лазерным излучением УФ диапазона и применяется также для описания удаления биоткани [2]. "Blow-off" модель применима, если выполняются следующие условия: лазерное излучение распространяется в ткани согласно закону Бугера-Ламберта-Бера; удаление происходит под действием пороговой плотности энергии лазерного излучения и выше, при плотности же энергии ниже порога происходит нагрев ткани; удаление биоткани начинается только после лазерного воздействия; выполняется условие термоизоляции. Данные условия выполняются для лазерных импульсов длительностью 100 нс и меньше. Зависимости глубины удаления биоткани h_a (2.4.1) и эффективности удаления биоткани $\langle \varepsilon \rangle$ (2.4.2) (г/Дж) от плотности энергии лазерного излучения в соответствии с данной моделью имеют логарифмический вид. При этом в модели учитывается пороговая плотность энергии лазерного излучения и коэффициент поглощения ткани.

$$h_a = \frac{1}{\mu_a} \ln \left(\frac{W_0}{W_{th}} \right), \quad (2.4.1)$$

$$\langle \mathcal{E} \rangle = \frac{\rho}{\mu_a \cdot W_0} \ln \left(\frac{W_0}{W_{th}} \right), \quad (2.4.2)$$

где W_0 — плотность энергии падающего лазерного излучения, Дж/м²;

W_{th} — пороговая плотность энергии лазерного излучения, Дж/м²;

μ_a — коэффициент поглощения биоткани, м⁻¹;

ρ — плотность биоткани, г/м³.

В работе [2] исследуется ослабление излучения YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм, $\tau=250$ мкс, $E_p=30-360$ мДж, $d=1,2$ мм) и CO₂ ($\lambda=10,6$ мкм, $\tau=50-500$ мс, $E_p=1$ Дж, $P=2-10$ Вт) лазеров при его распространении в биоткани. Здесь также описана логарифмическая зависимость глубины удаления (абляции) твёрдых тканей зуба от плотности энергии лазерного излучения и учитывается порог удаления и коэффициент поглощения биотканей. Отмечается, что для этой модели рассеяние излучения принимается пренебрежимо малым.

Стационарная (steady-state) модель [1] описывает удаление биотканей лазерным излучением с длительностью импульса порядка единиц микросекунд. В этом случае удаление материала происходит одновременно с действием лазерного импульса. Здесь предполагается, что для удаления единицы массы биоткани требуется определённая величина энергии (энтальпия абляции) и удаление биоткани начинается сразу после начала действия лазерного импульса. Так же как в "Blow-off" модели, в стационарной модели удаление происходит под действием пороговой плотности энергии лазерного излучения и выше. Глубина удаления h_a (2.4.3) и эффективность удаления биоткани $\langle \mathcal{E} \rangle$ (2.4.4) (г/Дж) здесь прямо пропорциональны разности плотности энергии падающего излучения и пороговой плотности энергии и обратно пропорциональны энтальпии абляции. Следует отметить, что в данной модели из свойств биоткани учитывается только плотность биоткани, а коэффициент поглощения нет. Зависимость эффективности удаления биотканей от плотности энергии падающего лазерного излучения имеет тенденцию к увеличению и насыщению.

$$h_a = \frac{W_0 - W_{th}}{\rho \cdot h_{abl}}, \quad (2.4.3)$$

$$\langle \mathcal{E} \rangle = \frac{W_0 - W_{th}}{h_{abl} \cdot W_0}, \quad (2.4.4)$$

где h_{abl} — энтальпия абляции, Дж/г.

Для расчётов в соответствии с обеими описанными выше моделями необходима информация о пороговом значении плотности энергии лазерного излучения, энтальпии абляции и плотности биоткани, которые определяются в эксперименте [1].

Для учёта поглощения лазерного излучения продуктами разрушения биоткани во время её удаления была проведена унификация "Blow-off" и стационарной моделей [1]. Здесь в выражение для зависимости глубины удаления от плотности энергии падающего излучения введена функция, которая равняется отношению коэффициента поглощения продуктов разрушения к коэффициенту поглощения биоткани. В условиях, когда коэффициент поглощения продуктов абляции максимален и стремится к коэффициенту поглощения биоткани (т. е. функция стремится к единице), выполняются условия для "Blow-off" модели. В условиях, когда коэффициент поглощения продуктов абляции минимален, количество продуктов абляции незначительно (т. е. функция стремится к нулю), выполняются условия для стационарной модели:

$$h_a = \frac{1}{\mu_a \cdot \gamma} \ln \left(\gamma \cdot \frac{W_0}{W_{th}} - \gamma + 1 \right), \quad (2.4.5)$$

где $\gamma = \mu_{ap} / \mu_a$ — вспомогательная функция;

μ_{ap} — коэффициент поглощения продуктов разрушения биоткани, м^{-1} .

В [10, 11] описан метод моделирования диаметра и глубины лазерного кратера, создаваемого излучением YAG: Ег или CO_2 лазеров в эмали и дентине зуба.

Рассмотрим некоторые физические модели удаления (абляции) твёрдых тканей зуба лазерным излучением. В первую очередь следует отметить термомеханическую модель [7, 9, 12]. Эта модель описывает взрывной механизм лазерного удаления твёрдых тканей зуба и применима для лазерных импульсов с микросекундной длительностью. Она позволяет рассчитать глубину удаления биоткани с учётом экранирования излучения продуктами абляции для равномерного распределения энергии в поперечном сечении пучка [7] (2.4.6). Данная модель позволяет также оценить форму кратера (зависимость глубины от радиуса) для распределения Гаусса [7] без учёта экранирования излучения продуктами абляции (2.4.7).

$$h_a = \frac{1}{\mu'} \ln \left(\frac{\mu'}{\mu_a} \left(\frac{W_0}{W_{th}} - 1 \right) + 1 \right), \quad (2.4.6)$$

где μ' — коэффициент ослабления излучения продуктами разрушения биоткани, м^{-1} .

$$h_a(r) = \frac{1}{\mu_a} \ln \left(\frac{W(r)}{W_{th}} - 1 \right), \quad (2.4.7)$$

где $W(r) = W_0 \cdot e^{-\left(\frac{2r^2}{w^2}\right)}$ — распределение энергии в поперечном сечении пучка (распределение Гаусса), $\text{Дж}/\text{м}^2$;

r — текущее значение радиуса, м;
 w — радиус пучка по уровню e^{-2} , м.

В модели учитывается плотность энергии падающего лазерного излучения, порог удаления биоткани (который может зависеть от длительности импульса), коэффициент поглощения биоткани и коэффициент ослабления излучения продуктами удаления (абляции) ([7, 9]). Но при этом здесь не учитывается нагрев тканей, окружающих область удаления (абляции).

В [9] сравнивается динамика фронта абляции и тепловой диффузии в биоткани. Если длительность лазерного импульса превышает время тепловой релаксации биоткани, то к концу лазерного импульса фронт тепловой диффузии расположен глубже, чем фронт абляции. Это называют "горячей абляцией". Если же длительность лазерного импульса меньше времени тепловой релаксации биоткани, то к концу лазерного импульса фронт абляции расположен глубже, чем фронт тепловой диффузии. Это называют "холодной абляцией". В этих расчётах учитываются плотность энергии и длительность импульса лазерного излучения; пороговая плотность энергии, необходимая для начала абляции; время тепловой релаксации биоткани; температуропроводность биоткани; коэффициент поглощения биоткани и энтальпия абляции.

В [8] описана тепловая модель взаимодействия лазерного излучения с тканями зуба, допускающая, что теплофизические характеристики для различных частей зуба (эмаль, дентин, пульпа) постоянны и не зависят от температуры; при описании оптических свойств каждая часть зуба характеризуется своими значениями оптических постоянных (коэффициентом поглощения), не зависящими от интенсивности лазерного излучения; не учитывается рассеяние излучения на неоднородностях зубной ткани. Предполагается, что свет в биоткани ослабляется по закону Бугера. Процесс лазерного разрушения твёрдых тканей зуба человека разбивается на три стадии, а именно: "допороговая" стадия — нагрев, "начальная" стадия разрушения, стадия "разрушения". Модель описывает только лазерный нагрев (распределение температуры в зубе во время лазерного воздействия), учитывает реальную геометрию зуба и его теплофизические свойства и позволяет определить условия, при которых отсутствует термическое поражение тканей зуба человека. Температура, до которой нагреется биоткань, зависит от длительности воздействия, плотности мощности (энергии) излучения, теплофизических свойств ткани и др. Нестационарное температурное поле, изменяющееся как в пространстве, так и во времени, возникает при обработке биоткани импульсным лазерным излучением. Поскольку световая волна проникает вглубь среды, тепловые источники являются объёмными. Наиболее проста для аналитического анализа ситуация, когда ткань, облучаемая лазерным пучком, изотропна

и гомогенна, а температурные зависимости оптических и теплофизических коэффициентов являются слабыми. Данная модель является одномерной.

В [13] описана трёхмерная модель твёрдой ткани (на примере костной ткани). Глубина абляции рассчитывается аналогично (2.4.6) в соответствии с выражением (2.4.8):

$$h_a = \frac{1}{\mu_s} \ln \left(\frac{\mu_s}{\mu_a} \left(\frac{W(r, z)}{W_{th}} - 1 \right) + 1 \right), \quad (2.4.8)$$

где μ_s — коэффициент рассеяния, м^{-1} ;

$W(r, z)$ — распределение плотности энергии, $\text{Дж}/\text{м}^2$. Оно зависит от координат (z) и (r) согласно:

$$W(r, z) = \frac{2 \cdot E_0}{\pi \cdot w(z)^2} \cdot e^{-\left(\frac{2r^2}{w(z)^2} \right)}, \quad (2.4.9)$$

где E_0 — энергия падающего лазерного импульса, Дж ;

$w(z)$ — радиус пучка по уровню e^{-2} в зависимости от (z) , м .

Рассмотренные здесь модели удаления (абляции) твёрдых тканей зуба человека позволяют рассчитать глубину и эффективность удаления (абляции) биотканей. В них учитываются интегральные оптические и теплофизические свойства тканей, но не учитываются структурные особенности биотканей, такие как наличие структур в эмали (эмалевых призм); их геометрические размер; наличие пор в эмали, заполненных водой. Также не учитывается изменение коэффициента поглощения твёрдых тканей во время абляции [14, 15]. Вышеописанные недостатки устраняются в трёхмерной сотовой модели эмали зуба человека, учитывающей её структурные особенности, позволяющей численно оценить эффективность удаления эмали и определить параметры лазерного излучения среднего ИК диапазона, необходимые для изменения её микротвёрдости, кислотной резистентности и адгезионной способности [16].

Глава 3. Современное лазерное стоматологическое оборудование для оперативного лечения зубов

На рынке современного лазерного оборудования представлено несколько многофункциональных моделей стоматологических лазеров для оперативного лечения зубов от компаний "HOYA ConBio", "KaVo", "Biolase", "Fotona", "Deka", которые в основном используют эрбиевые лазеры.

3.1 Лазерные системы фирмы "HOYA ConBio" (США) [1]

Лазерная система "VersaWave" ("HOYA ConBio", США) (рисунок 3.1.1а, б) выполнена на основе YAG:Er лазера: длина волны излучения 2,94 мкм, максимальная энергия излучения 400 мДж, частота следования импульсов излучения 3–50 Гц, имеется система воздушно-водяного охлаждения операционного поля и система калибровки и контроля мощности излучения. Габаритные размеры: 29 см×58 см×83 см. Вес 43,2 кг. Доставка лазерного излучения производится при помощи уникального оптического волокна через наконечник (рисунок 3.1.1в). Система доставки излучения совмещена с системой доставки воды и воздуха к операционному полю. Для стерилизации съёмных частей системы доставки может использоваться автоклавирование.



Рисунок 3.1.1 — Лазерная система "VersaWave" ("HOYA ConBio", США):
а, б) внешний вид системы; в) наконечник

Лазерная система предназначена для таких операций на твёрдых тканях зуба как формирование полостей всех классов, удаление поражённых тканей, создание рельефной поверхности и "лазерное травление", обработка тканей зуба для получения доступа к корневому каналу, препарирование корневого канала, очистка корневого канала. Кроме того, доступны операции, связанные с иссечением костной ткани, обработкой периодонтальных карманов, иссечением мягких тканей полости рта.

3.2 Лазерные системы фирмы "KaVo" (Германия) [2]

Лазерная система "KaVo Key Laser 3+" ("KaVo", Германия) (рисунок 3.2) выполнена на основе YAG: Er лазера: длина волны излучения 2,94 мкм), максимальная энергия лазерного излучения 600 мДж (при этом в диапазоне от 80 до 200 мДж можно изменять энергию с шагом 20 мДж, а в диапазоне от 200 до 600 мДж — с шагом 50 мДж), частота следования импульсов излучения 2–30 Гц, длительность импульса 200–700 мкс, имеется система воздушно-водяного охлаждения операционного поля и внешняя система калибровки, позволяющая контролировать выходную мощность излучения. Габаритные размеры: 95 см×36 мм×66 см. Вес 78 кг.



Рисунок 3.2.1 — Лазерная система "KaVo Key Laser 3+" ("KaVo", Германия).

Доставка лазерного излучения производится при помощи уникального оптического волокна через наконечники (рисунок 3.2.2). Система доставки излучения совмещена с системой доставки воды и воздуха к операционному полю. Для стерилизации съёмных частей системы доставки может использоваться автоклавирование. Лазерная система может быть укомплектована большим набором наконечников со съёмными "типами" (сменными насадками) различной формы. Основные конфигурации наконечников представлены на рисунке 3.2.2.

Лазерная система предназначена для таких операций на твёрдых тканях зуба как лечение кариеса, подготовка поверхности эмали и дентина перед пломбированием, герметизация фиссур, снижение чувствительности. Кроме того, доступны пародонтологические и эндодонтические операции, операции на мягких тканях полости рта.

Особенностью "KaVo Key Laser 3+" ("KaVo", Германия) является система обратной связи на основе анализа флуоресценции нормальной и повреждённой кариесом твёрдой ткани зуба и зубного камня при длине волны возбуждающего излучения 655 нм (данная технология реализована также в приборе для диагностики кариеса "DIAGNOdent" ("KaVo", Германия). Функциональная схема системы обратной связи показана на рисунке 3.2.3.

При работе в режиме обратной связи в зону оперативного лечения автоматически включается-выключается подача излучения эрбиевого лазера. Если система обратной связи детектирует наличие повреждённой кариесом твёрдой ткани зуба или камней, то происходит автоматическое включение подачи излучения эрбиевого лазера, и тем самым осуществляется их удаление. При отсутствии указанных повреждений подача излучения эрбиевого лазера не производится, что обеспечивает селективность и безопасность работы при максимальном устранении повреждённых тканей и камней и сохранении здоровых тканей. Прибор может работать в режиме диагностики, т. е. только показывать наличие-отсутствие повреждённых тканей и зубных камней, а их удаление может проводиться любым (в том числе нелазерным) выбранным врачом способом.

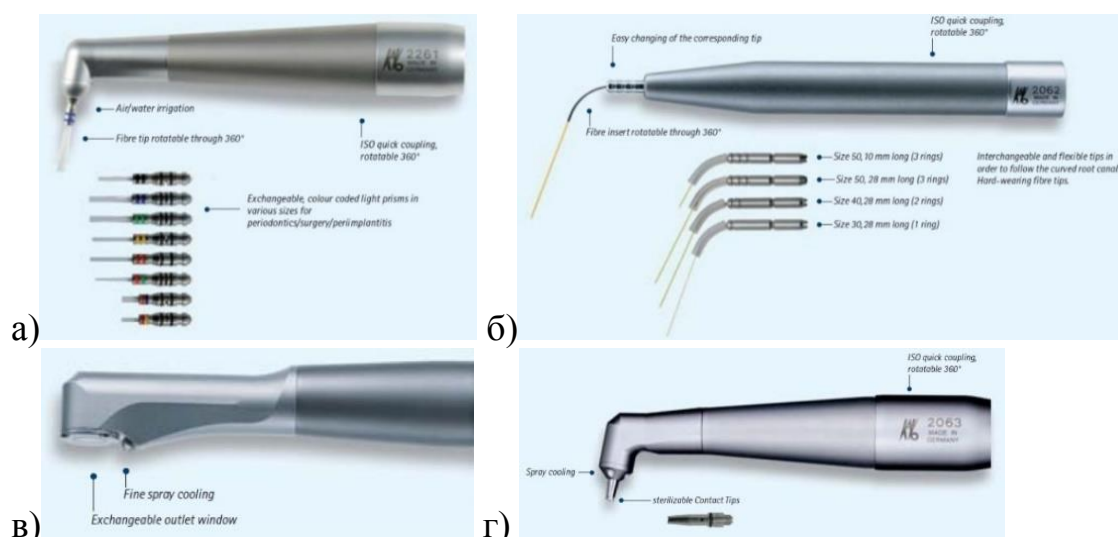


Рисунок 3.2.2 — Внешний вид наконечников лазерной системы "KaVo Key Laser 3+" ("KaVo", Германия): а) наконечник для пародонтологических операций; б) наконечник для эндодонтии, хирургии, терапии кариеса; в) наконечник для терапии кариеса и хирургии; г) наконечник для контактных операций

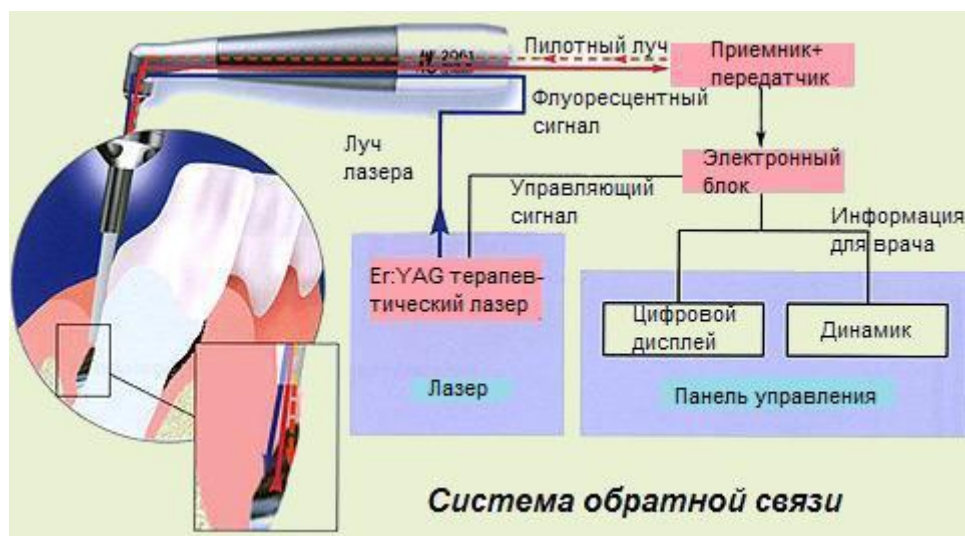


Рисунок 3.2.3 — Функциональная схема системы обратной связи в составе "KaVo Key Laser 3+" ("KaVo", Германия)

3.3 Лазерные системы фирмы Biolase (США) [3]

Компания "Biolase" (США) предлагает серию моделей лазерных систем для стоматологии под общим названием "WaterLase" (рисунок 3.3.1), использующих YSGG: Er, Cr лазер с длиной волны излучения 2,79 мкм.

Все модели оснащены системой воздушно-водяного охлаждения операционного поля (максимальная скорость перемещения струи-спрея достигает 100 м/с), набором наконечников и съёмных "типов" (рисунок 3.3.2), системой очистки и стерилизации "типов". Лазерные системы оснащены внешней системой калибровки.

Основные технические характеристики моделей "MD Turbo", "MDX" и "iPulse" лазерной системы "WaterLase" ("Biolase", США) представлены в таблице 3.3.1.

Модели лазерной стоматологической системы "WaterLase" ("Biolase", США) предназначены для таких операций на твёрдых тканях зуба как формирование полостей всех классов, удаление поражённых тканей, создание рельефной поверхности и "лазерное травление", обработка тканей зуба для получения доступа к корневому каналу, препарирование корневого канала, очистка корневого канала, обработка фиссур. Кроме того, доступны операции, связанные с иссечением костной ткани, обработкой пародонтальных карманов, иссечением мягких тканей полости рта. Модель "iPulse" дополнительно оснащена диодным лазерным источником с длиной волны 940 нм для операций на мягких тканях полости рта.

Оперативное лечение твёрдых тканей зуба проводится в бесконтактном режиме на расстоянии от поверхности "типа" 0,5–5,0 мм.



Таблица 3.3.1 — Технические характеристики различных моделей лазерной системы "WaterLase" ("Biolase", США)

Наименование модели:	"MD Turbo"	"MDX"	"iPulse"
Лазер	YSGG: Cr, Er	YSGG: Cr, Er	YSGG: Cr, Er, диодный
Длина волны ЛИ, мкм	2,79	2,79	2,79, 0,94
Макс. мощность ЛИ, Вт	8	9	10
Макс. энергия ЛИ, мДж	300	450	600
Частота следования импульсов ЛИ, Гц	10-50	10-50	5-100
Длительность импульса ЛИ, мкс твёрдые/мягкие ткани	60/700	60/700	60/700
Доставка ЛИ	ОВ (жёсткое)	ОВ (гибкое)	ОВ(гибкое)
Угол наклона наконечника, град	70	70	70
Диаметр "типа", мкм	200–1200	200–1200	200–1200
Размеры, см	27×48×91	27×48×91	28×48×84
Вес, кг	34	34	34
Примечание — "ЛИ" означает "лазерное излучение", "ОВ" — оптическое волокно.			

3.4 Лазерные системы фирмы "Fotona" (Словения) [4–6]

Компания "Fotona" (Словения) предлагает серию моделей лазерных систем для стоматологии под общим названием "LightWalker" (рисунок 3.4.1).

Модели "AT/AT S» содержат два лазерных источника — YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм) и YAG: Nd ($\lambda=1,064$ мкм) — с шарнирным манипулятором "OPTOflex[®]", максимальной мощностью 20 Вт, с запатентованной QSP-pulse технологией (временная структура импульса позволяет снизить экранирование излучения продуктами абляции).

Модель "DT" представляет собой эволюцию (новый интерфейс) лазерной системы "Fidelis" ("Fotona", Словения) и также содержит два лазерных источника — YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм) и YAG: Nd ($\lambda=1,064$ мкм).

Модель "ST-E" содержит только YAG: Er лазер ($\lambda=2,94$ мкм) рекомендуется для обработки твёрдых тканей зуба.

Все модели лазерной системы "LightWalker" ("Fotona", Словения) оснащены системой воздушно-водяного охлаждения операционного поля (или спреем) и набором наконечников для контактного и бесконтактного воздействия.



Рисунок 3.4.1 — Модель "AT" лазерной системы "LightWalker" ("Fotona", Словения)

В моделях компании Fotona можно реализовывать различные формы лазерного импульса. В режиме QSP (Quantum Square Pulse) временная структура импульса позволяет снизить экранирование излучения продуктами абляции. В режиме VSP (Variable Square Pulse) реализована "квадратная" форма импульса и возможность выбора длительности импульса: SSP (Super Short Pulse) — длительность импульса 50 мкс, MSP (Micro Short Pulse) — длительность импульса 100 мкс, SP (Short Pulse) — 300 мкс, LP (Long Pulse) — 600 мкс, VLP (Very Long Pulse) — 1000 мкс и MAX — 1500 мкс.

Основные технические характеристики моделей лазерной системы для стоматологии "LightWalker" ("Fotona", Словения) и области их применения приведены в таблице 3.4.1.

Таблица 3.4.1 — Технические характеристики и области применения моделей лазерной системы "LightWalker" ("Fotona", Словения)

Модель:	АТ/АТ S	DT			ST-E		
		Базова я	Стандартна я	Улучшенна я	Базова я	Стандартна я	Улучшенна я
Лазер	YAG: Er	YAG: Er			YAG: Er		
Макс. мощность ЛИ, Вт	20	8	10	18	8	10	18
Макс. энергия ЛИ, мДж	1500	500	500	900	500	500	900
Спрей	да	нет	да	да	нет	да	да
Режимы работы (длительност ь импульса ЛИ)	MAX, QSP, SSP, MSP, SP, LP, VLP, SMOOTH	SSP, MSP, SP, LP, VLP			SSP, MSP, SP, LP, VLP		
Доставка ЛИ	OPTOflex	Шарнирный манипулятор с семью зеркалами			Шарнирный манипулятор с семью зеркалами		
Области применения	Иссечение твёрдых тканей зуба, эндодонтия, дентальная имплантация, хирургия мягких тканей полости рта, обработка периодонтальных карманов, отбеливание				Иссечение твёрдых тканей зуба, отбеливание		
Лазер	YAG: Nd	YAG: Nd					
Макс. мощность ЛИ, Вт	15	8	8	15			
Режимы работы (длительност ь ЛИ)	MSP, SP, VLP, 15 мс, 25 мс	MSP, SP, VLP					
Доставка ЛИ	два кварцевы х волокна	оптическое кварцевое волокно					
Области применения	Эндодонтия, дентальная имплантация, хирургия мягких тканей полости рта, обработка периодонтальных карманов						
Примечание — "ЛИ" означает "лазерное излучение".							

Во время оперативного лечения с использованием моделей лазерной системы "LightWalker" ("Fotona", Словения) проводится постоянное измерение энергии лазерного излучения и контролируется совпадение выбранных и фактических значений. Лазерные системы не требуют калибровки перед началом работы.

3.5 Лазерные системы фирмы "Deka" (Италия) [7]

Лазерная система "Smart2940D-plus" ("Deka", Италия) (рисунок 3.5.1а, б) выполнена на основе YAG:Er лазера: длина волны излучения 2,94 мкм, максимальная энергия излучения 500 мДж, частота следования импульсов излучения 5–30 Гц, длительность импульса излучения 230–700 мкс, присутствует система воздушно-водяного охлаждения операционного поля. Производитель рекомендует использовать такое сочетание энергии в импульсе и частоты следования импульсов (устанавливаются через интерфейс прибора), чтобы средняя мощность не превышала 8 Вт (автоматически рассчитывается и отображается на экране прибора). Лазерная система оснащена внешним измерителем мощности, позволяющей контролировать выходную мощность. Габаритные размеры оборудования: 145 см×23 см×65 см. Вес 47 кг.

Доставка лазерного излучения производится при помощи шарнирного манипулятора с семью зеркалами и наконечника (рисунок 3.5.1в), оснащённого выводом для системы охлаждения и защищённого сапфировой пластинкой ("окно") или сапфировым "типом" (рисунок 3.5.2).

Система доставки излучения совмещена с системой доставки воды и воздуха к операционному полю. Наконечник с сапфировым "типом" предназначен для контактного удаления тканей в тех случаях, когда необходимо контролировать глубину абляции. Диаметр сапфирового "типа" составляет 1 мм.

Наконечник с сапфировым "окном" предназначен для бесконтактного удаления тканей, при этом достигается гораздо меньший по сравнению с сапфировым "типом" размер пятна и бо́льшая плотность энергии. Интерфейс прибора позволяет проводить обработку сериями импульсов (задаётся количество импульсов). Лазерная система "Smart2940D-plus" ("Deka", Италия) предназначена для оперативного лечения твёрдых тканей зуба, а также для воздействия на костные и мягкие ткани полости рта.



Рисунок 3.5.1 — Лазерная система "Smart2940D-plus" ("Deka", Италия): а, б) внешний вид; в) наконечник

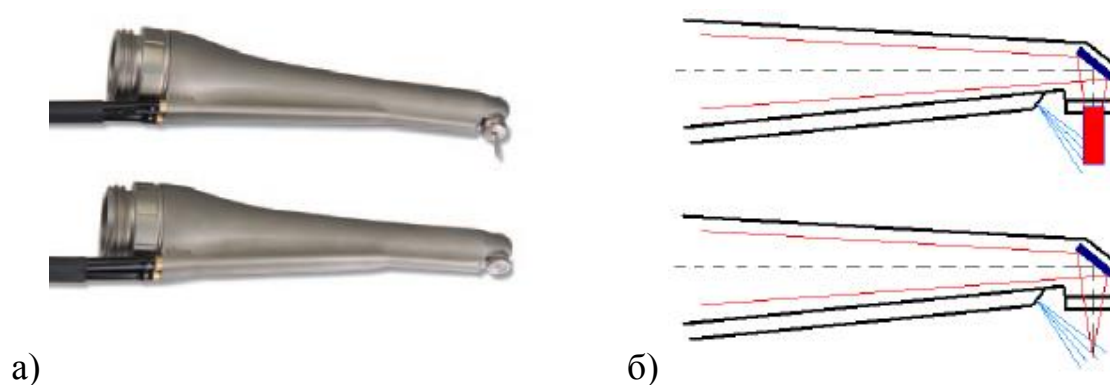


Рисунок 3.5.2 — Наконечники лазерной системы "Smart2940D-plus" ("Deka", Италия): а) внешний вид, б) схема устройства

Глава 4. Лазерное оперативное лечение кариеса зубов (клинические примеры)

Рассмотрим клинические примеры использования лазерного излучения для оперативного лечения кариеса твёрдых тканей зубов. Как было показано ранее, для оперативного лечения зубов в основном используются эрбиевые лазеры, в том числе на основе кристаллов YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм) и YSGG: Cr, Er ($\lambda=2,79$ мкм).

Параметры излучения YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм) лазера для оперативного лечения зубов лежат в диапазонах: длительность импульса $\tau_p=75-950$ мкс, время обработки $t_{tr}=10-180$ с, энергия в импульсе $E_p=25-970$ мДж, плотность энергии $W_E=2,5-250,0$ Дж/см², диаметр пучка на поверхности ткани $d=0,3-2,0$ мм, частота следования импульсов излучения $F=0,2-30,0$ Гц [1-28].

Параметры излучения YSGG: Cr, Er ($\lambda=2,79$ мкм) лазера для оперативного лечения зубов лежат в диапазонах: длительность импульса $\tau_p=140-700$ мкс, время обработки $t_{tr}=10-15$ с, энергия в импульсе $E_p=12-970$ мДж, плотность энергии $W_E=2,8-193,0$ Дж/см², диаметр пучка на поверхности ткани $d=0,3-0,8$ мм, частота следования импульсов излучения $F=20-40$ Гц [1, 3, 6, 12, 13, 21, 22, 26, 28-36].

Оперативное лечение зубов излучением эрбиевых лазеров проводится с использованием воздушно-водяного или водяного охлаждения (спрея). Скорости водяного потока при охлаждении операционного поля струёй могут быть: 1,5-2,0 мл/мин [7, 18, 25], 6,0-11,4 мл/мин [6, 15], 25-30 мл/мин [9, 22, 26] или 50 мл/мин [19, 21]. При охлаждении операционного поля спреем можно регулировать соотношение объёмных расходов воздушного и водяного потоков. При использовании таких систем комбинации воздушного и водяного потока могут быть следующими (воздух/вода в процентах от максимально возможного значения): 90/70 [21], 60/75 [36], 50/100 [22], 65/75 [6], 60/80 или 60/70 [37], 90/80 [33], 55/65 [34] и 80/70 [38].

В данной главе клинические случаи [39] лазерного оперативного лечения зубов разделены на виды реставраций по классификации Блэка [40]. Во всех случаях лазерная обработка проводилась излучением эрбиевого лазера в бесконтактном режиме на расстоянии от поверхности биоткани не менее 1 мм с использованием водяного охлаждения [39]. Классификация полостей и реставраций по Блэку (G. V. Black) отражает их локализацию и предназначена не столько для описания локализации дефектов, сколько для стандартизации методов их препарирования и пломбирования: определённому классу полости должна соответствовать строго определённая форма отпрепарированной полости, также подразумевается выбор определённого материала и техники пломбирования. Данная

классификация распространяется и на дефекты, возникшие в результате разрушения наложенных ранее пломб; нарушения эстетических и функциональных параметров зуба; дефекты твёрдых тканей зубов кариозного и некариозного происхождения [40].

4.1 Класс I. Клинические случаи оперативного лечения

К первому классу относят полости, расположенные в ямках и фиссурах на жевательной поверхности моляров и премоляров, язычной поверхности верхних резцов и в вестибулярной и язычной бороздах моляров, связанных с жевательной поверхностью (см. рисунок 4.1.1) [40].

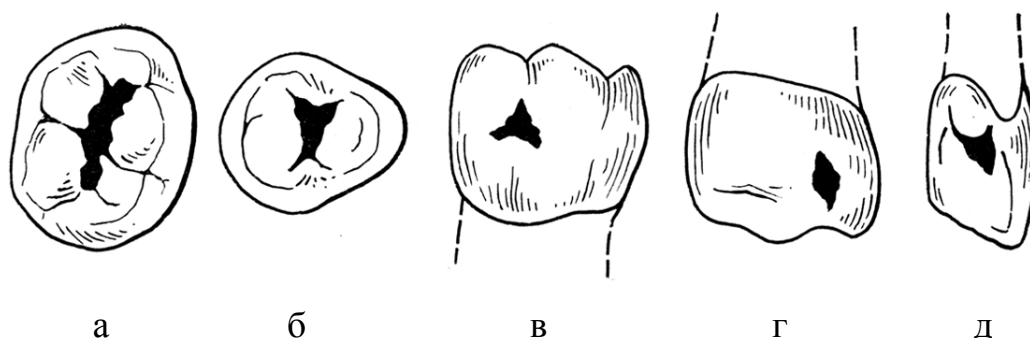


Рисунок 4.1.1 — Класс I полостей по классификации Блэка [40]: а) полость в ямках и фиссурах на жевательной поверхности моляров; б) полость в ямках и фиссурах на жевательной поверхности премоляров; в) полость в вестибулярной борозде моляра, связанной с жевательной поверхностью; г) полость в язычной борозде моляра, связанной с жевательной поверхностью; д) полость в язычной поверхности верхнего резца

4.1.1 Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс I

При помощи эрбиевого лазера в моляре (рисунок 4.1.1.1а) проводилось удаление композиционного пломбировочного материала и поражённых тканей, находящихся под пломбой (рисунок 4.1.1.1б), а также подготовка поверхности полости для пломбирования (рисунок 4.1.1.1в).

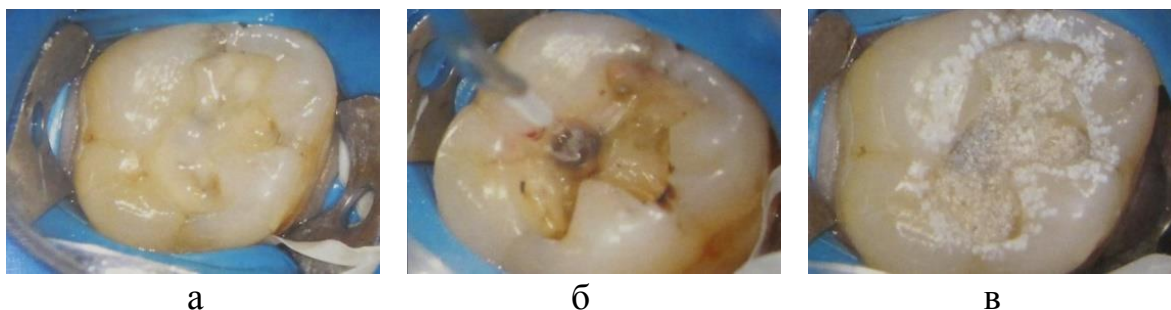


Рисунок 4.1.1.1 — Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс I: а) вид перед операцией (повреждённая пломба); б) вид во время лазерной операции (удаление повреждённой пломбы и кариеса); в) вид после лазерной подготовки поверхности полости для пломбирования [39]

4.1.2 Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс I

При помощи эрбиевого лазера проводилось удаление поражённых тканей в моляре и оконтуривание амальгамной пломбы перед её удалением при помощи механического инструмента (см. рисунок 4.1.2.1). Следует обратить внимание на то, что попытка удаления амальгамной пломбы при помощи лазерного излучения приводит к загрязнению или разрушению системы доставки лазерного излучения (сменного "типа") продуктами разрушения пломбы. Однако этот лазерный метод создания контура вокруг амальгамной пломбы и последующее её удаление механическими вращающимися инструментами используется весьма широко. В конце операции проводилось формирование скоса (фаски) полости в эмали при помощи лазерного излучения (рисунок 4.1.2.1в).

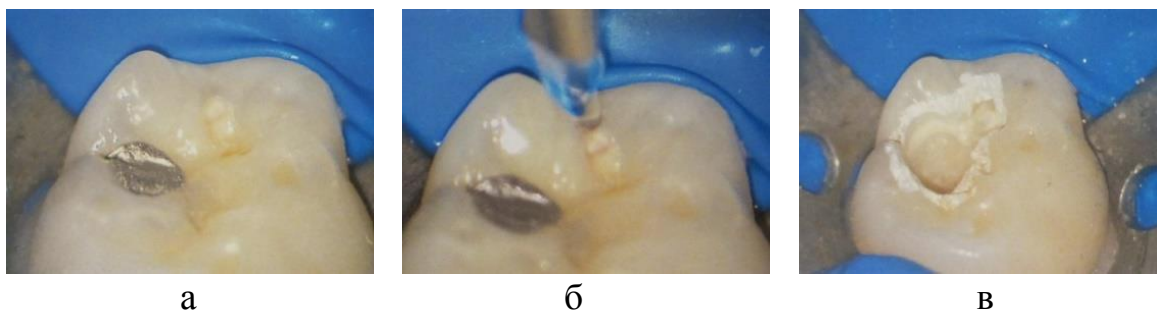


Рисунок 4.1.2.1 — Клинический случай № 2 оперативного лечения.

Класс I: а) вид перед операцией (кариес и повреждённая пломба из амальгамы); б) вид во время операции (удаление поражённых тканей); в) вид после операции (полость после удаления кариеса, создания контура лазерным излучением и удаления пломбы из амальгамы механическим инструментом, скос (фаска) полости в эмали, созданная лазерным излучением) [39]

4.2 Класс II. Клинические случаи оперативного лечения

Ко второму классу относят полости, расположенные на контактных (апроксимальных) поверхностях моляров и премоляров. Полость может располагаться на передней (медиальной) или задней (дистальной) контактной поверхности, а может быть одновременное поражение кариозным процессом обеих контактных поверхностей зуба (см. рисунок 4.2.1) [40].

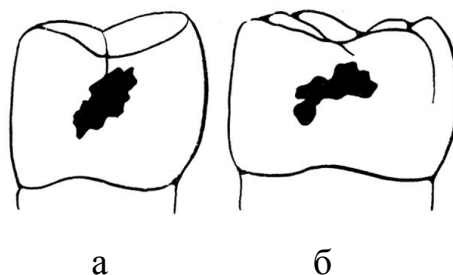


Рисунок 4.2.1 — Класс II полостей по классификации Блэка [40]:
а) полость на контактной поверхности премоляра; б) полость на контактной поверхности моляра

4.2.1 Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс II

Излучение эрбиевого лазера используется для удаления кариеса проксимальных поверхностей первого и второго молочных моляров верхней челюсти и формирования полостей для установки пломб (рисунок 4.2.1.1). Для иссечения тканей в области контактных поверхностей лучше всего подходит именно лазерный инструмент вследствие прецизионной обработки, снижающей риск повреждения прилежащих тканей.



Рисунок 4.2.1.1 — Клинический случай № 1 оперативного лечения.
Класс II: а) вид перед операцией (проксимальный кариес двух моляров);
б) вид после удаления кариеса на дистальной поверхности первого моляра;
в) вид после удаления проксимального кариеса на обоих зубах [39]

4.2.2 Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс II

Излучение эрбиевого лазера используется для удаления кариеса на мезиальной и окклюзионной поверхностях премоляра (рисунок 4.2.2.1).

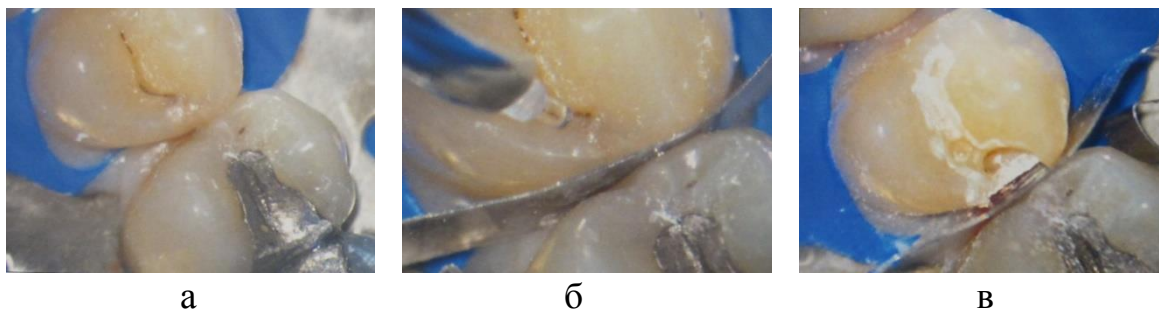


Рисунок 4.2.2.1 — Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс II: а) вид перед операцией (кариес мезиальной и окклюзионной поверхностей); б) начало операции; в) вид после операции (сформирована полость) [39]

4.3 Класс III. Клинические случаи оперативного лечения

К третьему классу относят полости, расположенные на контактных (апроксимальных) поверхностях резцов и клыков без повреждения режущего края или угла коронки (см. рисунок 4.3.1) [40].



Рисунок 4.3.1 — Класс III полостей по классификации Блэка [40]

4.3.1 Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс III

Излучение эрбиевого лазера используется для удаления кариеса на мезиальной поверхности клыка верхней челюсти (рисунок 4.3.1.1).

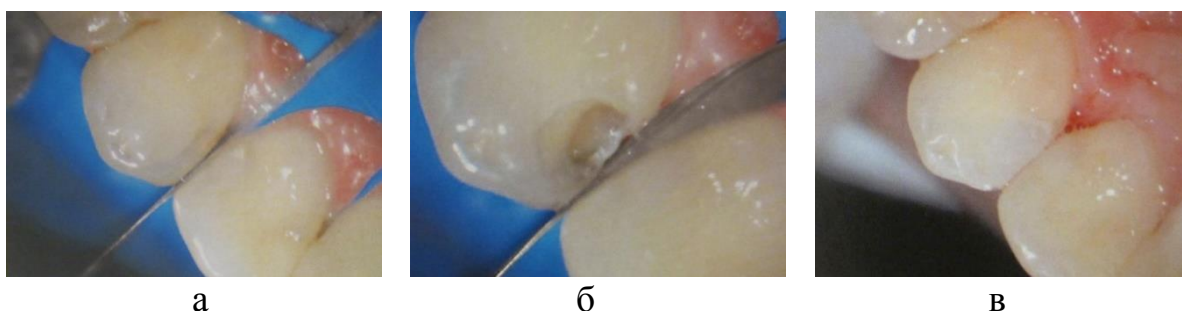


Рисунок 4.3.1.1 — Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс III: а) вид перед операцией (кариес мезиальной поверхности клыка); б) вид после операции (сформирована полость); в) вид после установки пломбы [39]

4.3.2 Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс III

Излучение эрбиевого лазера используется для удаления кариеса на резце нижней челюсти (рисунок 4.3.2.1).



Рисунок 4.3.2.1 — Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс III: а) вид перед операцией (кариес резца); б) вид после операции (сформирована полость); в) вид после установки пломбы [39]

4.4 Класс IV. Клинические случаи оперативного лечения

К четвёртому классу относят полости, расположенные на контактных поверхностях резцов и клыков с повреждением режущего края или угла коронки (см. рисунок 4.4.1) [40].



Рисунок 4.4.1 — Класс IV полостей по классификации Блэка [40]

4.4.1 Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс IV

Излучение эрбиевого лазера используется при восстановлении центрального резца верхней челюсти (рисунок 4.4.1.1).

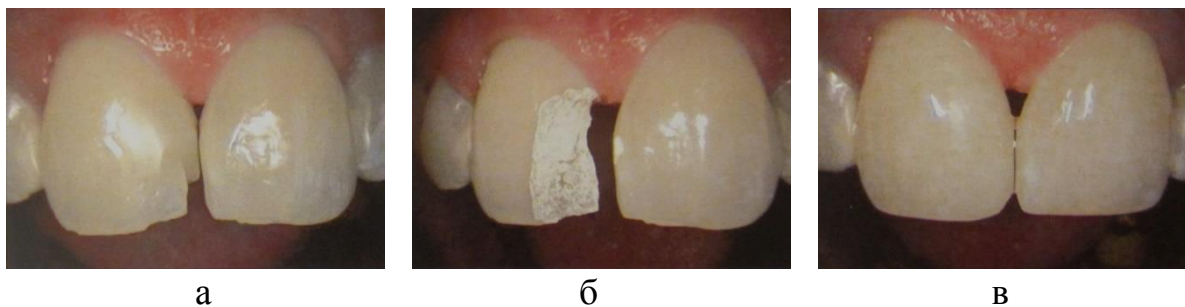


Рисунок 4.4.1.1 — Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс IV: а) внешний вид сколотого резца; б) вид после лазерной операции; в) вид после восстановления резца [39]

4.4.2 Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс IV

Излучение эрбиевого лазера используется при восстановлении бокового резца верхней челюсти (рисунок 4.4.2.1).

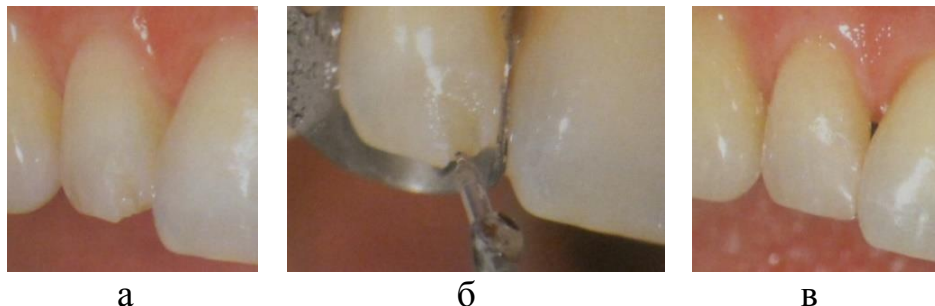


Рисунок 4.4.2.1 — Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс IV: а) внешний вид сколотого резца (эмаль); б) вид после лазерной операции; в) вид после восстановления резца [39]

4.4.3 Клинический случай № 3 оперативного лечения. Класс IV

Излучение эрбиевого лазера используется при восстановлении центральных резцов верхней челюсти (рисунок 4.4.3.1).

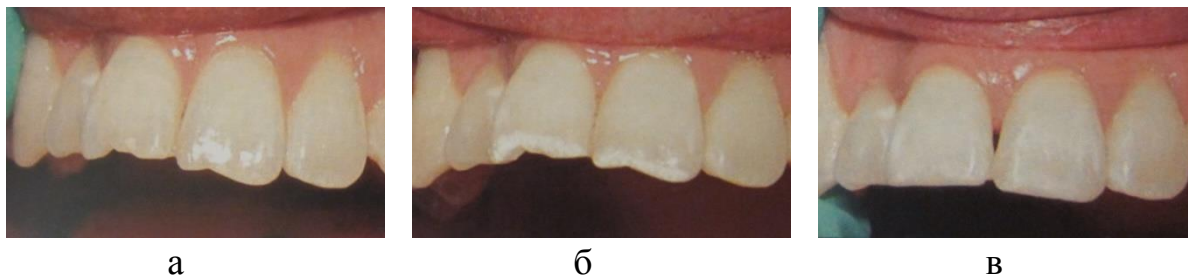


Рисунок 4.4.3.1 — Клинический случай № 3 оперативного лечения. Класс IV: а) внешний вид сколотых резцов; б) вид после лазерной операции; в) вид после восстановления резцов [39]

4.4.4 Клинический случай № 4 оперативного лечения. Класс IV

Излучение эрбиевого лазера используется при восстановлении сколотых резцов нижней челюсти (рисунок 4.4.4.1). В данном случае предпочтительно использование именно лазерного инструмента вследствие прецизионной операции и возможности сохранения максимального объема здоровой ткани.



Рисунок 4.4.4.1 — Клинический случай № 4 оперативного лечения. Класс IV: а) вид перед операцией (сколотые края резцов после потери пломбы); б) вид после лазерной операции; в) вид после восстановления резцов [39]

4.5 Класс V. Клинические случаи оперативного лечения

К пятому классу относят полости, расположенные в пришеечной области всех групп зубов (см. рисунок 4.5.1) [40].

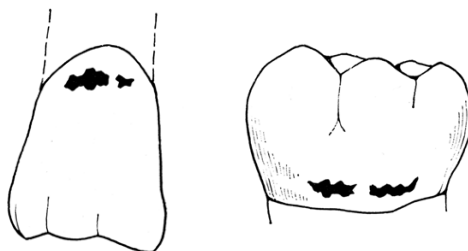


Рисунок 4.5.1 Класс V полостей по классификации Блэка [40]

4.5.1 Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс V

Излучение эрбиевого лазера используется для удаления кариеса клыка верхней челюсти (рисунок 4.5.1.1). Получено сухое и чистое операционное поле.

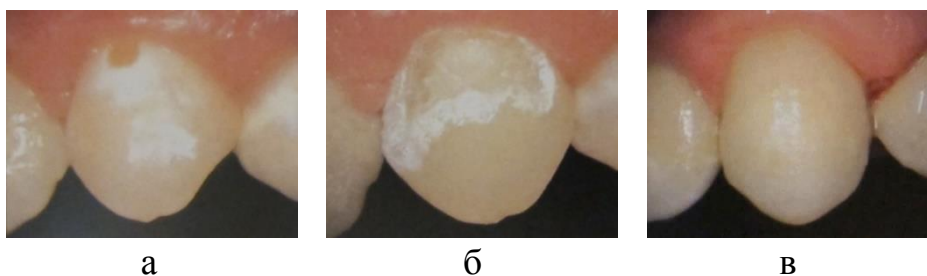


Рисунок 4.5.1.1 — Клинический случай № 1 оперативного лечения. Класс V: а) вид перед операцией (кариес); б) вид после операции (сформирована полость); в) вид после установки пломбы [39]

4.5.2 Клинический случай № 2 оперативного лечения. Класс V

Излучение эрбиевого лазера используется при реставрации клиновидного дефекта и для удаления поражённых тканей премоляра

нижней челюсти (рисунок 4.5.2.1). В данном случае проводилось сначала иссечение края десны для открытия доступа к повреждённым твёрдым тканям. Иссечение десны выполнялось без использования водяного охлаждения. Затем проводилось иссечение твёрдых тканей с водяным охлаждением. Через две недели после операции произошло полное заживление десны.

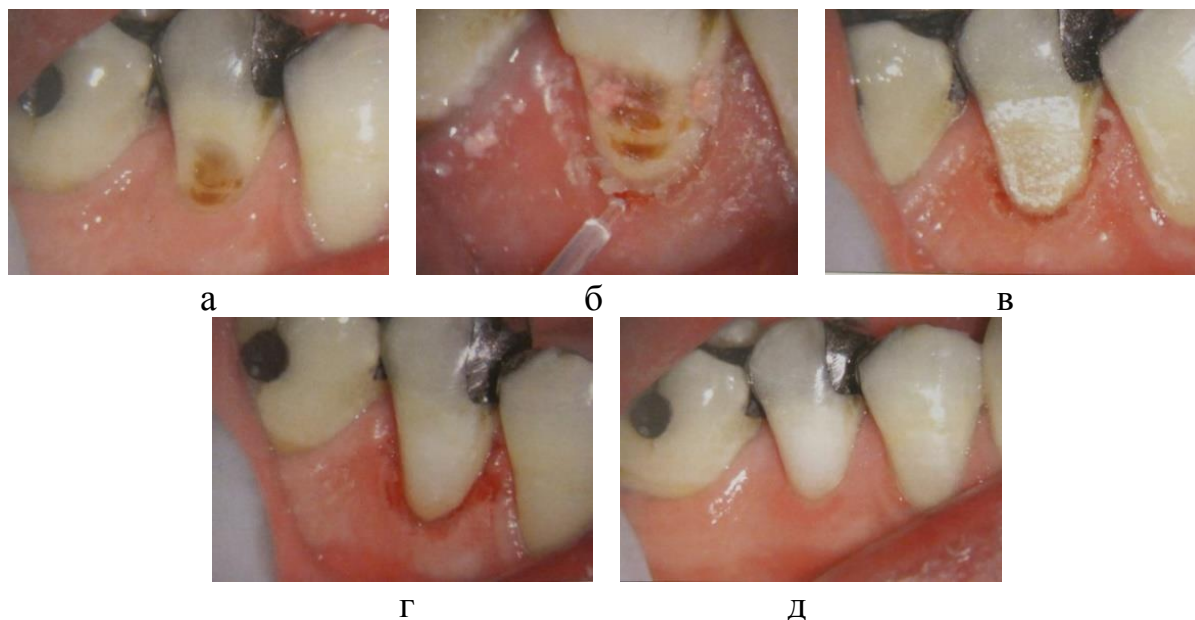


Рисунок 4.5.2.1 — Клинический случай № 2 оперативного лечения.
Класс V: а) перед операцией (клиновидный дефект и кариес); б) во время операции удаления мягких тканей (края десны); в) после операции (подготовленная поверхность твёрдых тканей); г) после установки пломбы (сразу после операции); д) через две недели после операции [39]

Глава 5. Лазерные микротехнологии обработки твёрдых тканей зуба

Современные стоматологические лазерные системы создавались как альтернатива традиционным турбинам [1]. Высокооборотные турбины используют твердосплавные или алмазные боры различной формы с диаметром 0,6–1,0 мм [2]. В работах, посвящённых исследованию взаимодействия с твёрдыми тканями зуба излучения YAG Er, YSGG: Cr, Er и CO₂ лазеров, рассматриваются многомодовые лазеры с размером пучка в зоне обработки 0,3–1,0 мм и более. Полости, созданные при помощи такого излучения, характеризуются низким аспектным соотношением (отношение глубины полости к её диаметру) и предназначены для постановки традиционных пломб. Использование многомодового лазерного излучения не позволяет реализовать преимущества уникальной способности лазерного излучения формировать световые пучки чрезвычайно малых размеров, сравнимых с длиной волны лазерного излучения. Очевидно, что чем меньше размер пучка, тем более локально и безопасно можно обрабатывать материал. Для создания малых световых пучков следует использовать лазерное излучение с распределением близким к одномодовому [3], т. е. с $M^2 < 2$ [4, 5]. С помощью световых пучков с $M^2 < 2$ можно формировать полости с высокой точностью, при этом поперечный размер этих полостей (диаметр) может быть значительно меньше поперечного размера полостей, сформированных механическим инструментом. С помощью пучков с $M^2 < 2$ можно формировать полости с уникальным профилем. Достоинством микропучков с $M^2 < 2$ является их способность создавать на обрабатываемой поверхности рельеф заданного профиля с микроскопическими размерами, сопоставимыми с размером этих микропучков, а также глубокие микроканалы. Лазерная обработка поверхности твёрдых тканей зуба человека именно такими микропучками далее названа лазерной микрообработкой.

5.1 Лазерная микрообработка

Лазерная микрообработка предполагает создание на поверхности материала микродефектов, диаметр которых не превышает 0,3 мм. Для этой цели наилучшим образом подходят лазеры с коэффициентом распространения пучка $M^2 < 2$, к числу которых следует отнести одномодовые лазеры.

Рассмотрим результаты сравнительного исследования геометрических параметров полостей (глубина, диаметр), аспектного соотношения, скорости и эффективности удаления дентина зуба человека излучением YAG: Er лазеров с $M^2 = 1,5 \pm 0,1$ и $M^2 = 29 \pm 2$ [6]. В качестве объекта исследования был использован дентин зубов человека, принадлежащих возрастной категории людей 25–40 лет. Для поддержания естественных свойств зубы хранились в 0,1 %-ом водном растворе тимола

при температуре порядка плюс 4 °С не более двух недель в защищённом от света месте.

В рамках настоящего исследования для обоих YAG:Er лазеров (с $M^2=1,5\pm0,1$ и с $M^2=29\pm2$) воздействие проводилось при следующих условиях: длительность лазерного импульса по полувысоте $\tau_p=(105\pm10)$ мкс; частота следования лазерных импульсов порядка 1 Гц. Воздействие производилось неконтактно, т. е. излучение фокусировалось на поверхность дентина линзой ($f=(38,0\pm0,1)$ мм). Водяное охлаждение не применялось. Плотность энергии излучения в зоне обработки W_E в обоих случаях была порядка 20 Дж/см². При расчёте плотности энергии учитывалось, что для YAG:Er лазера с $M^2=1,5\pm0,1$ диаметр светового пятна составлял величину порядка 300 мкм, а для YAG:Er лазера с $M^2=29\pm2$ — порядка 800 мкм. Энергия лазерного импульса E_p при этом была (15 ± 1) мДж для $M^2=1,5\pm0,1$ и (105 ± 5) мДж для $M^2=29\pm2$. Таким образом, при воздействии одного лазерного импульса ($N_p=1$) энергетическая экспозиция ΣE для $M^2=1,5\pm0,1$ составила 15 мДж, а для $M^2=29\pm2$ — 105 мДж. Воздействие излучением с $M^2=1,5\pm0,1$ проводилось также ещё и при $N_p=7$. В этом случае $\Sigma E=105$ мДж.

На поверхности дентина при помощи алмазного диска была подготовлена плоская площадка, на которой с помощью лазера было сформировано по десять кратеров для трёх режимов воздействия: режим "1" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=7$, $\Sigma E=105$ мДж; режим "2" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=1$, $\Sigma E=15$ мДж; режим "3" — $M^2=29\pm2$, $N_p=1$, $\Sigma E=105$ мДж.

После лазерной обработки при помощи алмазного диска проводился распил образцов вдоль продольной оси сформированных лазерным излучением кратеров. Образцы (дентин зуба) до и после распила помещались под микроскоп "Leica GZ7" ("Leica Microsystems GmbH", Германия) и фотографировались при помощи цифровой фотокамеры "Nikon Coolpix 5400" ("Nikon Corporation", Япония). По фотографиям кратеров определялись общая глубина кратера h и его внешний диаметр D , рассчитывались объём удалённого дентина V и аспектное соотношение A . Для расчёта объёма удалённого дентина форма кратера аппроксимировалась одним или двумя усечёнными конусами. Эффективность удаления дентина $\langle \mathcal{E} \rangle$ определялась как отношение удалённого объёма дентина к энергии, падающей на поверхность биоткани. Аспектное соотношение определялось как отношение глубины кратера к его диаметру. Скорость удаления дентина рассчитывалась как отношение глубины кратера, сформированного лазерным излучением в дентине, к произведению длительности лазерного импульса на число лазерных импульсов.

На рисунке 5.1.1 показан внешний вид кратеров, сформированных в дентине при различных режимах воздействия YAG:Er лазера. Видно, что

при меньшем диаметре глубина кратера, созданного излучением с $M^2=1,5\pm0,1$, значительно превышает глубину кратера, созданного излучением с $M^2=29\pm2$. На рисунке 5.1.2 представлены значения внешнего диаметра D , глубины h и объёма V кратеров, сформированных в дентине при различных режимах воздействия YAG: Er лазера.

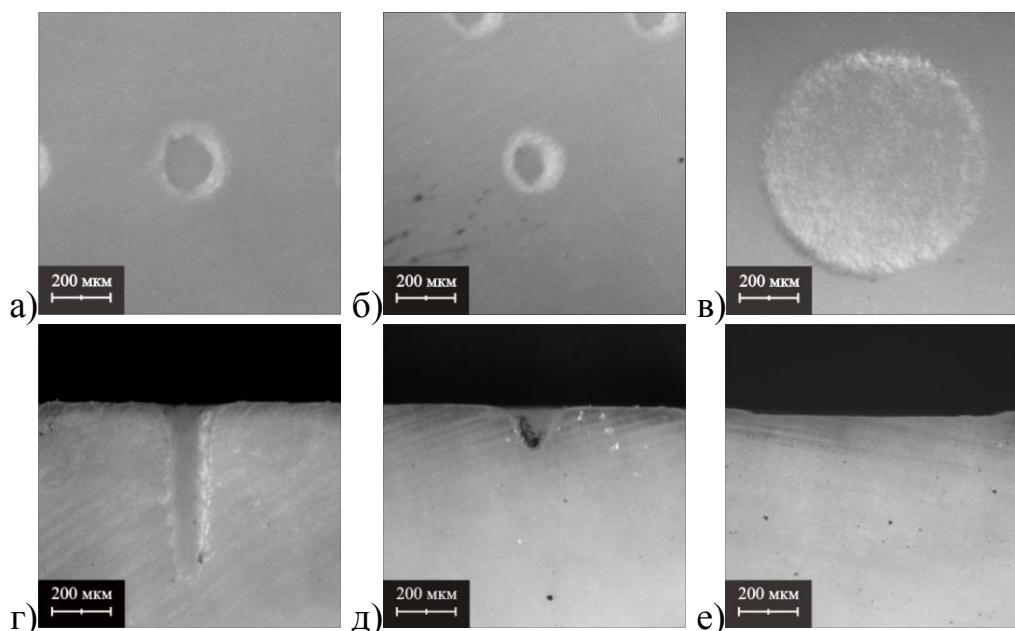


Рисунок 5.1.1 — Фотографии кратеров, сформированных в дентине при различных режимах воздействия YAG: Er лазера: а) режим "1" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=7$, $\Sigma E=105$ мДж, вид сверху; б) режим "2" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=1$, $\Sigma E=15$ мДж, вид сверху; в) режим "3" — $M^2=29\pm2$, $N_p=1$, $\Sigma E=105$ мДж, вид сверху; г) режим "1" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=7$, $\Sigma E=105$ мДж, поперечное сечение; д) режим "2" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=1$, $\Sigma E=15$ мДж, поперечное сечение; е) режим "3" — $M^2=29\pm2$, $N_p=1$, $\Sigma E=105$ мДж, поперечное сечение

Таким образом, установлено, что:

- для режима "1": $D=(250\pm5)$ мкм, $h=(587\pm15)$ мкм, $V=((80\pm10)\cdot 10^{-4})$ мм³, $A=2,430\pm0,120$, $v=(80\pm2)$ см/с, $\langle \mathcal{E} \rangle=(76\pm9)$ мм³/кДж;
- для режима "2": $D=(230\pm2)$ мкм, $h=(152\pm6)$ мкм, $V=((23\pm3)\cdot 10^{-4})$ мм³, $A=0,660\pm0,017$, $v=(145\pm5)$ см/с, $\langle \mathcal{E} \rangle=(155\pm18)$ мм³/кДж;
- для режима "3": $D=(795\pm6)$ мкм, $h=(28\pm2)$ мкм, $V=((168\pm18)\cdot 10^{-4})$ мм³, $A=0,030\pm0,002$, $v=(27\pm2)$ см/с, $\langle \mathcal{E} \rangle=(160\pm17)$ мм³/кДж.

Очевидно, что при одинаковой энергетической экспозиции:

- скорость удаления дентина излучением лазера с $M^2=1,5\pm0,1$ превышает скорость удаления дентина излучением лазера с $M^2=29\pm2$ в 3 раза;
- аспектное соотношение кратеров, сформированных излучением лазера с $M^2=1,5\pm0,1$, превышает аспектное соотношение кратеров, сформированных излучением лазера с $M^2=29\pm2$, более чем в 80 раз.

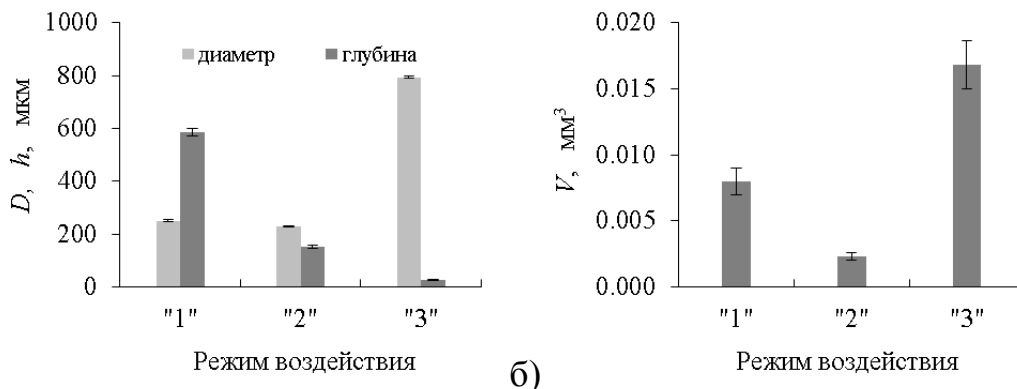


Рисунок 5.1.2 — Внешний диаметр D , глубина h (а) и объём V (б) кратеров, сформированных в дентине при различных режимах воздействия YAG: Er лазера: режим "1" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=7$, $\Sigma E=105$ мДж; режим "2" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=1$, $\Sigma E=15$ мДж; режим "3" — $M^2=29\pm2$, $N_p=1$, $\Sigma E=105$ мДж

Полученные результаты можно объяснить различным распределением энергии для излучения YAG: Er лазера с $M^2=1,5\pm0,1$ и $M^2=29\pm2$. Длина каустики в случае излучения с $M^2=1,5\pm0,1$ превышает аналогичную величину для $M^2=29\pm2$. Таким образом, условие превышения плотности энергии над пороговой величиной (т. е. необходимой для удаления дентина) для $M^2=1,5\pm0,1$ выполняется на больших дистанциях между линзой и дном кратера в дентине, чем для $M^2=29\pm2$. На рисунке 5.1.3 представлены величины аспектного соотношения A и скорости удаления дентина v при различных режимах воздействия YAG: Er лазера.

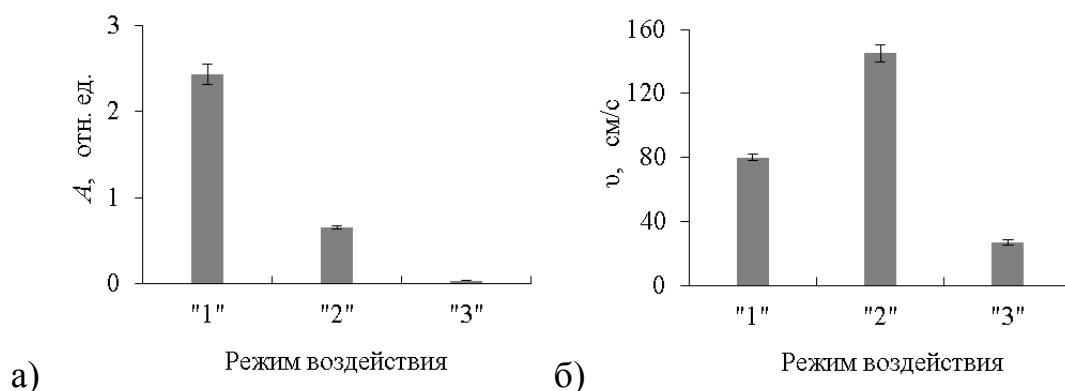


Рисунок 5.1.3 — Аспектное соотношение A (а) и скорость удаления дентина v (б) при различных режимах воздействия YAG: Er лазера: режим "1" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=7$, $\Sigma E=105$ мДж; режим "2" — $M^2=1,5\pm0,1$, $N_p=1$, $\Sigma E=15$ мДж; режим "3" — $M^2=29\pm2$, $N_p=1$, $\Sigma E=105$ мДж

Следует также отметить, что при одинаковой плотности энергии и $N_p=1$ эффективности удаления дентина излучением лазеров с $M^2=1,5\pm0,1$

и с $M^2=29\pm 2$ практически совпадают, т. е. нет статистически значимой разницы.

Возможность формирования в твёрдых тканях зуба микрократеров, обладающих высоким аспектным соотношением, способно привести к появлению новых технологий в стоматологии, в числе которых можно представить профилирование поверхности твёрдых тканей зуба (создание текстур), внутреннее отбеливание [7], введение лекарств, создание полостей программируемой формы и т. д.

Следует отметить работы, в которых используется излучение эрбиевого лазера с диаметром пучка менее 0,3 мм для удаления твёрдых тканей зуба (микрообработка). Так, в [8–11] описан одномодовый YAG:Er лазер с диодной накачкой, с $M^2 < 20$, $\tau_p = 10\text{--}200$ мкс, $d = 0,2$ мм, $W_E = 3\text{--}160$ Дж/см², $E_p = 1\text{--}50$ мДж, $P_{cp.}$ до 30 Вт, частотой следования лазерных импульсов до 600 Гц. Проведены исследования по микрообработке твёрдых тканей зуба. При $t_{tr.} = 1$ с и $\tau_p = 50$ мкс, $W_E = 13,7$ Дж/см², $E_p = 4,3$ мДж; или $\tau_p = 100$ мкс, $W_E = 40,1$ Дж/см², $E_p = 12,6$ мДж; или $\tau_p = 200$ мкс, $W_E = 124,5$ Дж/см², $E_p = 39,1$ мДж формируются каналы в эмали зуба с диаметром порядка 200 мкм без карбонизации на поверхности кратера (без водяного охлаждения). При $\tau_p = 200$ мкс, $W_E = 124,5$ Дж/см², $E_p = 39,1$ мДж осуществляется рез в дентине размером порядка 200 мкм, также без карбонизации. Сообщается, что излучение данного лазера целесообразно использовать для операций минимально инвазивной стоматологии, поскольку невозможно достигнуть подобного результата при помощи стандартных инструментов [8, 9].

В [9–11] продемонстрирована обработка эмали, дентина ([10, 11]), мягкой ткани ([9, 10]) и кости ([10, 11]) излучением YAG:Er лазера. Так, в [10] эмаль и дентин разрезаются при скорости 5–10 мм/с, с водяным охлаждением (1–8 мл/мин), $\tau_p = 200$ мкс, $P_{cp.} = 2,5\text{--}5,0$ Вт, $F = 100$ Гц, $E_p = 25\text{--}50$ мДж, $W_E = 80\text{--}160$ Дж/см². Глубина реза в дентине составляет 410–480 мкм, эффективность удаления дентина — 120–130 мм³/кДж, эмали — 20–30 мм³/кДж.

5.2 Лазерное микротекстурирование

Лазерное микротекстурирование представляет собой создание на поверхности твёрдых тканей микрорельефа в виде регулярных текстур, состоящих из микродефектов, диаметр которых не превышает 0,3 мм. Цель микротекстурирования — создание дополнительных ретенционных пунктов при установке пломбы для увеличения прочности соединения пломбировочного материала с твёрдыми тканями зуба. Повышение механической прочности соединения происходит при увеличении адгезионной способности поверхности твёрдых тканей зуба вследствие

увеличения площади их поверхности за счёт создания с помощью лазерного излучения текстур.

Следует отметить некоторые работы [1–18], в которых используется излучение одномодовых лазеров и на дне лазерных кратеров, созданных в твёрдых тканях зуба, формируется дополнительный микрорельеф. В этих работах не указывается конкретное значение коэффициента распространения пучка M^2 .

В [3] предлагается формирование дополнительного микрорельефа на поверхности эмали действием лазерного излучения при сканировании с разным шагом, при этом формируется последовательность кратеров. Используется одномодовый CO_2 лазер ("Impact 2500", "GSI Lumonics", Великобритания; $\lambda = 9,3$ мкм) с $\tau_p = 10\text{--}15$ мкс, $F = 300$ Гц, $d = 450$ мкм (гауссово распределение), $W_E = 13$ Дж/см² и 42 Дж/см², $E_p = 21$ мДж и 68 мДж. Шаг сканирования для $W_E = 13$ Дж/см² 2/9 пучка (100 мкм), 4/9 пучка (200 мкм), 1 диаметр пучка (450 мкм). Для этих групп и контрольной проводится травление перед установкой пломбы. Шаг сканирования для $W_E = 42$ Дж/см² ($N_p = 20$) — 250 и 500 мкм, при этом формируются отдельные кратеры с глубиной порядка 100 мкм и диаметром порядка 250 мкм. Перед формированием кратеров поверхность механически шлифовалась для создания ровной площадки. После такой лазерной обработки травление не применяется. Используются материалы: адгезивная система "Single Bond" и композит "Z250" ("3M ESPE"). Установлено, что для групп с лазерной обработкой и последующим травлением формируется ровная поверхность с модификацией ткани. Прочность соединения на разрыв обработанной здесь ткани с пломбировочным материалом составляет 33–35 МПа. Для групп с последовательностью кратеров прочность соединения составляет 5,8 МПа (шаг 250 мкм) и 15,3 МПа (шаг 500 мкм); для контрольной группы — 37 МПа. Показано, что создание микрорельефа при помощи излучения одномодового CO_2 лазера ($\lambda = 9,3$ мкм) не приводит к повышению прочности соединения эмали и композитного пломбировочного материала по сравнению с химическим травлением, однако продемонстрировано влияние шага сканирования на прочность соединения.

В работе [13] также лазерная обработка проводится с различным шагом и демонстрируется похожий результат. Используется одномодовый YAG: Er лазер ("Schwartz Electro-optics 123", США; $\lambda = 2,94$ мкм), с водяным охлаждением, $\tau_p = 20\text{--}30$ мкс, $d = 0,275$ мм, $W_E = 20$ Дж/см² для эмали и 7,5 Дж/см² для дентина ($E_p = 12$ мДж и 4 мДж соответственно), шаг сканирования 50, 100, 150, 200 мкм. Установлено, что при увеличении шага сканирования прочность соединения обработанной лазером эмали с композитным материалом (адгезивная система "Single bond", композит "Z250" ("3M ESPE")) увеличивается от 30,0 МПа до 38,8 МПа. При этом для контрольной группы (травление 37 %-ой ортофосфорной кислотой)

прочность соединения была 38,2 МПа. Прочность соединения обработанного лазером дентина с композитным материалом составила 27–33 МПа. При этом для контрольной группы прочность соединения была 34 МПа. В работах [3, 13] используются пучки с диаметрами, сравнимыми с диаметром бора (0,3–0,7 мм).

В работе [19] для создания микрократеров использовался YAG:Er лазер с $M^2=1,5\pm0,1$ и длиной волны излучения 2,94 мкм, работающий в режиме свободной генерации. Энергия излучения в зоне обработки составила $E_p=(1,0\pm0,1)$ мДж ($W_E=9$ Дж/см²), длительность лазерного импульса τ_p по полувысоте равнялась (105 ± 10) мкс, по основанию — (130 ± 10) мкс. Воздействие проводилось в неконтактном режиме. На поверхности эмали коронки зуба или дентина корня зуба при помощи алмазного диска формировалась плоская площадка. Лазерное излучение фокусировалось на поверхность биоткани в пятно диаметром (120 ± 5) мкм по уровню e^{-2} . Образец перемещался в двух взаимноортогональных направлениях при помощи сканера в плоскости, перпендикулярной направлению оптической оси линзы. Под действием одиночного лазерного импульса на поверхности эмали или дентина формировался микрократер диаметром $D=80\text{--}100$ мкм. Текстура формировалась за счёт перемещения зуба в паузе между лазерными импульсами на расстояние dx и представляла собой заполненный микрократерами квадрат со стороной $X=Y=2$ мм на эмали и $X=Y=4$ мм на дентине. Расстояние между центрами микрократеров в дентине dx было равно 50 мкм или 100 мкм. Внешний вид текстур с шагом 50 мкм и 100 мкм, сформированных на поверхности дентина, показан на рисунке 5.2.1.

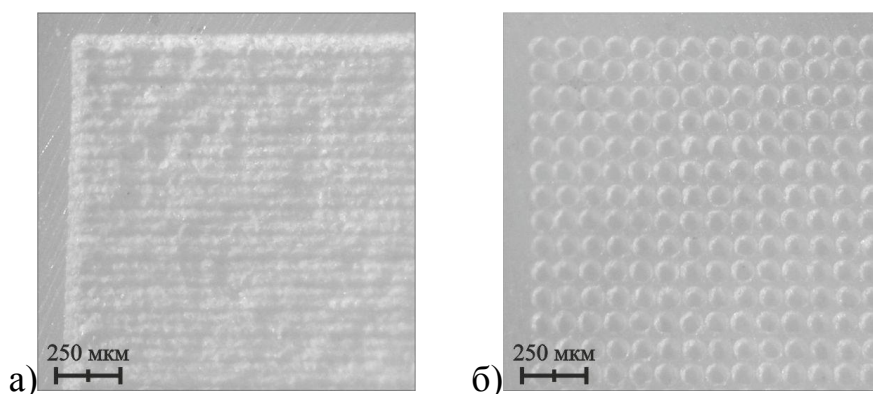


Рисунок 5.2.1 — Внешний вид текстуры, сформированной на поверхности дентина излучением YAG:Er лазера: (а) $dx=50$ мкм; (б) $dx=100$ мкм

Всего было подготовлено три группы образцов: первая группа — лазерное текстурирование проводилось при $dx=50$ мкм, на текстурированную поверхность дентина наносился пломбировочный материал "Tetric-EvoCeram" (с применением адгезивной системы "G-Bond" ("GC Corporation", Япония)); вторая группа — лазерное текстурирование

проводилось при $dx=100$ мкм, на текстурированную поверхность дентина наносился пломбировочный материал "Tetric-EvoCeram" (с применением адгезивной системы "G-Bond" ("GC Corporation", Япония)); третья группа (контроль) — лазерное текстурирование не проводилось, на поверхность дентина наносился пломбировочный материал "Tetric-EvoCeram" (с применением адгезивной системы "G-Bond" ("GC Corporation", Япония)). Для исследования прочности соединения на сдвиг использовалось устройство "Instron 4201" ("Instron Corporation", США).

Всего в эксперименте было исследовано десять образцов дентина, обработанных по стандартной методике; десять образцов дентина, имеющих лазерную текстуру $dx=100$ мкм; и десять образцов дентина, имеющих лазерную текстуру $dx=50$ мкм. Результаты измерения прочности соединения на сдвиг показаны на рисунке 5.2.2.

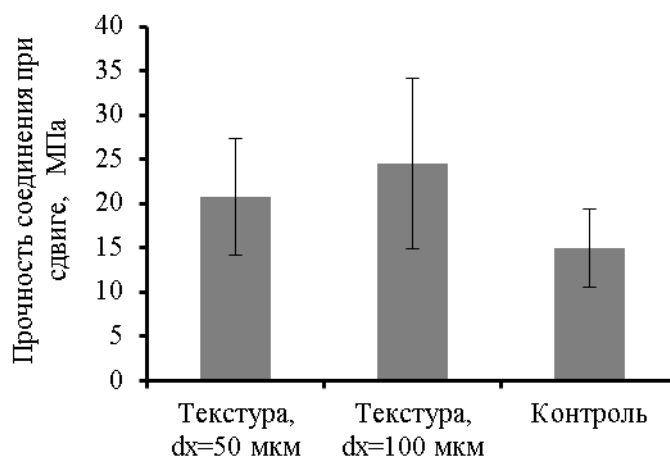


Рисунок 5.2.2 — Прочность соединения на сдвиг пломбировочного материала "Tetric-EvoCeram" (с применением адгезивной системы "G-Bond" ("GC Corporation", Япония)) с контрольной и текстурированной лазерным излучением поверхностью дентина

Установлено, что прочность соединения пломбировочного материала с поверхностью дентина, содержащей текстуру с $dx=100$ мкм, в 1,6 раза превышает прочность соединения пломбировочного материала с поверхностью дентина, не содержащей текстуру. Также установлено, что прочность соединения пломбировочного материала с поверхностью дентина, содержащей текстуру с $dx=100$ мкм, в 1,2 раза превышает прочность соединения пломбировочного материала с поверхностью дентина, содержащей текстуру с $dx=50$ мкм.

При исследовании адгезии пломбировочных материалов к эмали зуба [20] на поверхность эмали, содержащую текстуру, помещался материал "Revolution" ("Kerr", США) и полимеризовался с помощью потока света, создаваемого системой для светополимеризации "Allegro™ Rembrandt®" ("Den-Mat® Corporation", США), в течение 30 с. В качестве стандартной

(контроль) использовалась технология, при которой на гладкую поверхность эмали сначала наносится "Nano-Bond Self-Etch Primer" ("Pentron Clinical", США), затем "Nano-Bond Adhesive" ("Pentron Clinical", США) и далее "Revolution" с последующей его полимеризацией.

Всего в эксперименте было исследовано десять образцов эмали, обработанных по стандартной методике, и десять образцов эмали, имеющих лазерную текстуру $dx=100$ мкм. Для исследования прочности соединения на сдвиг использовалось устройство "РМУ-0.05-1" (Россия).

Внешний вид текстуры, сформированной лазерным излучением на поверхности эмали зуба человека при $dx=100$ мкм, представлен на рисунке 5.2.3а. Результаты измерений прочности на сдвиг представлены на рисунке 5.2.3б.

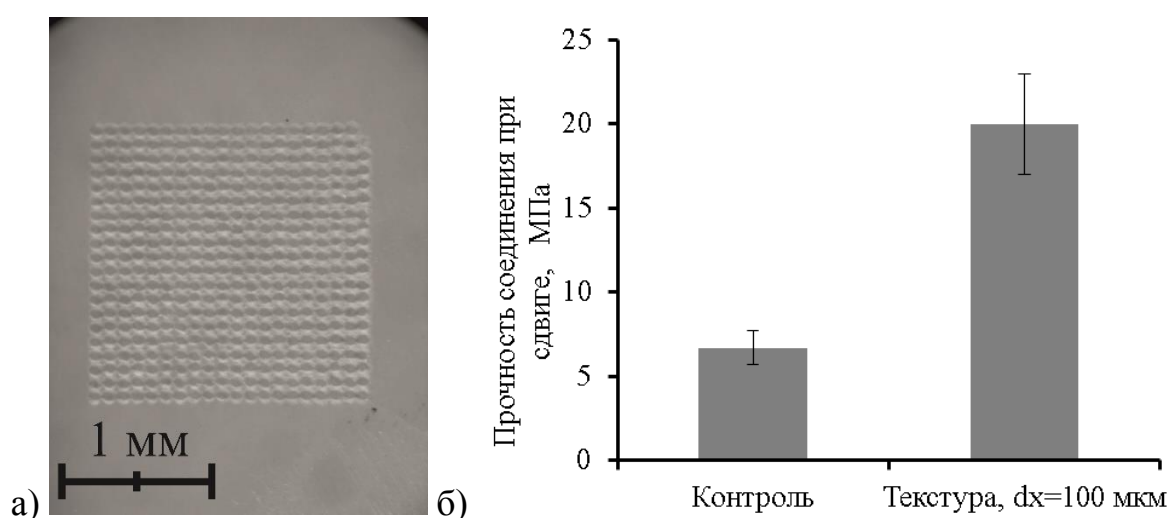


Рисунок 5.2.3 — (а) Фотография фрагмента эмали зуба человека с текстурой, созданной излучением YAG: Ег лазера при $dx=100$ мкм; (б) прочность на сдвиг соединений эмали зуба человека и пломбировочного материала "Revolution", образованных к химически модифицированной ("Контроль") и текстурированной лазерным излучением ("Текстура"; $dx=100$ мкм) поверхностями

Следует отметить, что прочность соединения "Revolution" с поверхностью, содержащей текстуру, сформированную лазерным излучением, практически в три раза выше, чем с поверхностью, не содержащей её. Наблюдаемые закономерности объясняются различием площадей поверхностей до и после лазерной обработки.

Таким образом, создание на поверхности эмали излучением YAG: Ег лазера с $M^2=1,5\pm0,1$, с длиной волны 2,94 мкм и плотностью энергии не ниже порога лазерного удаления эмали регулярных структур, состоящих из микрократеров с диаметром 80–110 мкм, глубиной 30–50 мкм и расстоянием между центрами микрократеров 50–100 мкм, приводит к повышению прочности соединения высокотекучих светоотверждаемых

композитных пломбировочных материалов с эмалью зуба в $1,5 \div 3,0$ раза по сравнению с традиционными методиками обработки поверхности.

При пломбировании полостей после удаления поражённых тканей существует проблема, состоящая в том, что между пломбировочным материалом и твёрдой тканью образуется микроскопический зазор. Образование зазора может быть вызвано усадкой пломбировочных материалов при их полимеризации, влиянием температур, некачественной подготовкой поверхности к пломбированию и т. д. Проникновение в зазор между пломбировочным материалом и твёрдыми тканями зуба ионов, молекул, жидкостей и микроорганизмов в стоматологической литературе называют "микроподтекание" (англ. Microleakage) [21] (см. рисунок 5.2.4 [22]). Микроподтекание провоцирует развитие рецидивного кариеса и поражение пульпы, снижает прочность соединения твёрдой ткани зуба с пломбировочным материалом, может приводить к разрушению биоткани и пломбы. Очевидно, что для более полной оценки адгезионной способности пломбировочных материалов к твёрдым тканям зуба человека, помимо измерения прочности их соединения, важно оценить и микроподтекание.

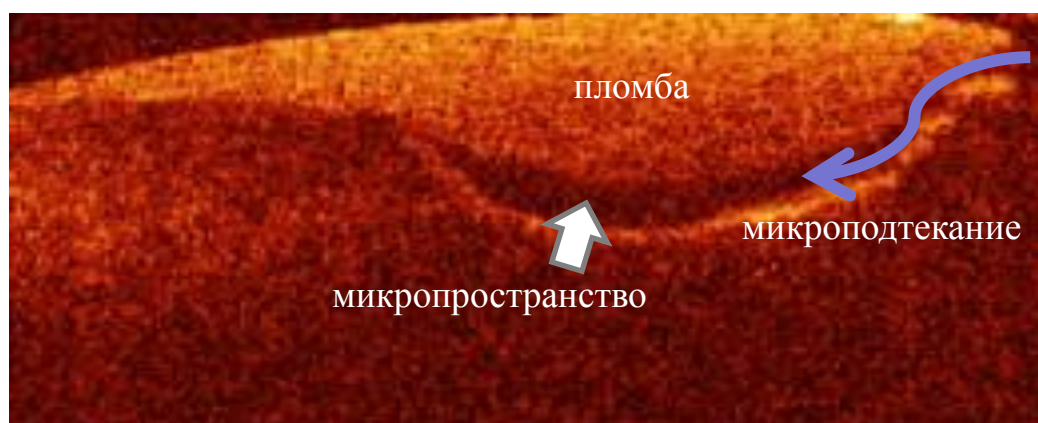


Рисунок 5.2.4 — Изображение эмали (поперечное сечение), полученное с помощью оптической когерентной томографии и демонстрирующее зазор между пломбировочным материалом и поверхностью полости в эмали зуба человека [22]

Один из методов изучения *in vitro* данного явления заключается в окрашивании области контакта пломбировочного материала (пломба) и биоткани (зуб) с последующим измерением глубины проникновения красителя вдоль границы зуб-пломба [21, 23–39]. Для подобных исследований используются такие красители, как метиленовый голубой [21, 32, 33], родамин В [34, 35], нитрат серебра [36, 37], фуксин основной [38, 39].

Далее будут представлены результаты оригинального исследования, демонстрирующего влияние лазерного микротекстурирования

на проникновение (микроподтекание) водного раствора метиленового голубого в зазор между светополимеризующимся (светоотверждаемым) пломбировочным материалом и твёрдыми тканями зуба человека. Размеры молекулы данного красителя составляют $17,1 \times 8,64 \times 5,22 \text{ \AA}$ [40], что много меньше размеров грамотрицательных и грамположительных микроорганизмов (лактобактерий, кокков и др.), присутствующих в полости рта [41–43] ($2000\text{--}20000 \text{ \AA}$ [44, 45]).

В эксперименте в качестве объекта исследования были использованы зубы человека, принадлежащие возрастной категории людей 25–40 лет. Для поддержания естественных свойств образцы хранились в 0,1 %-ом водном растворе тимола при температуре порядка плюс 4 °C не более двух недель в защищённом от света месте.

Для создания микрократеров использовался YAG:Er лазер с $M^2=1,5 \pm 0,1$ и с длиной волны излучения 2,94 мкм, работающий в режиме свободной генерации. Энергия излучения в зоне обработки составила $(1,0 \pm 0,1) \text{ мДж}$, длительность лазерного импульса по полувысоте — $(105 \pm 10) \text{ мкс}$ ($W_E = (9,0 \pm 0,1) \text{ Дж/см}^2$), по основанию — $(130 \pm 10) \text{ мкс}$. Воздействие проводилось в неконтактном режиме. На поверхности дентина коронки и корня зуба при помощи алмазного диска формировалась плоская площадка. Лазерное излучение фокусировалось на поверхность биоткани в пятно диаметром $(120 \pm 5) \text{ мкм}$ по уровню e^{-2} . Образец перемещался в двух взаимноортогональных направлениях при помощи сканера в плоскости, перпендикулярной направлению оптической оси линзы.

В случае с дентином на плоской поверхности биоткани формировались текстуры размером $2 \text{ мм} \times 2 \text{ мм}$, с диаметром микрократеров $D = 80\text{--}100 \text{ мкм}$ и расстоянием между их центрами $dx = 40, 70, 80 \text{ и } 100 \text{ мкм}$. Внешний вид сформированных текстур показан на рисунке 5.2.5.

На текстурированную с различным шагом поверхность дентина наносился светоотверждаемый композитный пломбировочный материал "Revolution" ("Kerr", США). Поверхность дентина, обработанная при помощи алмазного диска, использовалась как контрольная. Нанесение пломбировочного материала "Revolution" проводилось с предварительным использованием праймера "Nano-Bond Self-Etch Primer" и адгезива "Nano-Bond Adhesive" ("Pentron Clinical Technologies, LLC", США). Полимеризация пломбировочного материала и адгезива проводилась при помощи излучения системы для светополимеризации "Allegro™ Rembrandt®" ("Den-Mat® Corporation", США). Работа с пломбировочным материалом и адгезивной системой проводилась в соответствии с инструкцией производителя. Четыре текстуры и контрольная поверхность дентина располагались на одном образце. Всего в эксперименте использовалось десять образцов дентина. После нанесения пломбировочного материала на текстурированную и контрольную поверхности дентина образец полностью покрывался лаком "Cary Mayson"

("Cary Mayson", Россия) за исключением участков, содержащих пломбировочный материал и области вокруг материала шириной порядка 1 мм, для исключения дополнительных путей проникновения красителя. Затем на 24 часа образцы погружались в 0,5 %-ый водный раствор метиленового голубого (концентрация раствора 5 г/л). Температура раствора была плюс (37 ± 1) °С. Для поддержания постоянной температуры раствора использовался термостат "UTU-2" (Польша). Используемая методика окраски образцов и концентрация раствора соответствовали изложенным в [21, 32, 33].

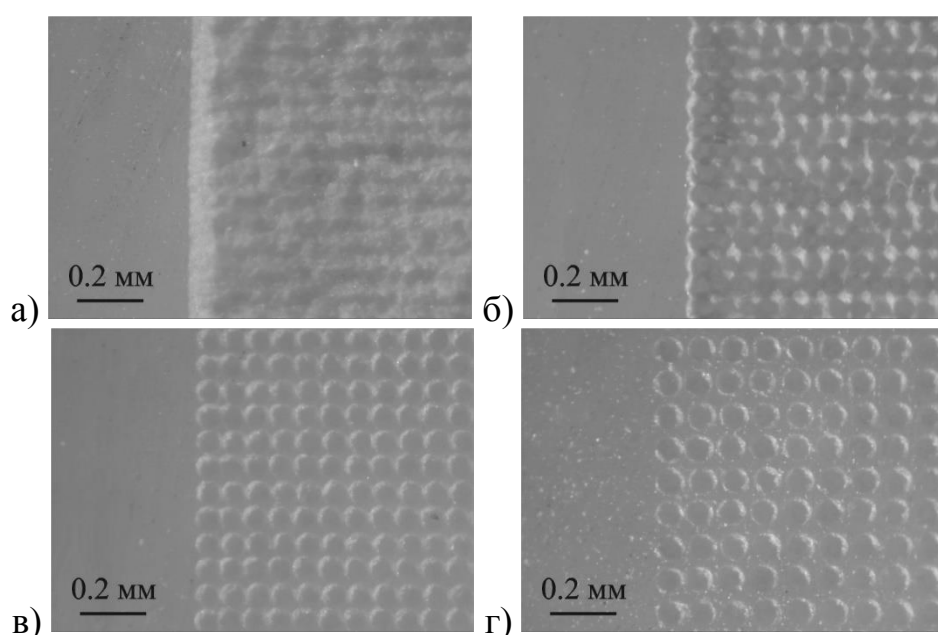


Рисунок 5.2.5 — Внешний вид текстур, сформированных излучением YAG:Er лазера с $M^2=1,5 \pm 0,1$ на поверхности дентина: (а) $dx=40$ мкм; (б) $dx=70$ мкм; (в) $dx=80$ мкм; (г) $dx=100$ мкм

После окраски образцы промывались в воде, защитный слой лака механически удалялся, а далее проводилась послойная сошлифовка дентина алмазным диском перпендикулярно границе пломба/дентин с шагом порядка 250 мкм для каждой области с текстурой и контрольной области. Изучение шлифов проводилось в отражённом свете при помощи микроскопа "Leica GZ7" ("Leica Microsystems GmbH", Германия). Шлифы фотографировались при помощи цифрового фотоаппарата "Nikon Coolpix 5400" ("Nikon Corporation", Япония).

По полученным фотографиям шлифов была измерена глубина текстур. Для $dx=40$, 70, 80 и 100 мкм глубина текстуры составила соответственно (120 ± 6) мкм, (45 ± 3) мкм, (30 ± 5) мкм и (30 ± 5) мкм. Увеличение глубины текстуры при уменьшении расстояния между центрами кратеров, очевидно, связано с перекрытием лазерных пучков

на поверхности твёрдой ткани зуба, что приводит к увеличению энергетической экспозиции для данного участка поверхности.

Для количественной оценки микроподтекания использовались два оригинальных параметра. Первый — "вероятность возникновения эффекта микроподтекания", которая определялась как отношение числа фотографий, на которых наблюдалась диффузия красителя вдоль границы пломба/дентин, к общему числу изученных фотографий для каждой области, текстурированной или контрольной. Второй — расстояние, на которое проникает краситель между пломбировочным материалом и поверхностью твёрдой ткани, т. е. "глубина проникновения красителя".

Для контрольной поверхности следы красителя регистрировались как вдоль границы адгезив/дентин, так и вдоль границы пломбировочный материал/адгезив (рисунок 5.2.6а). Следует обратить внимание, что в настоящем исследовании микроподтекание оценивалось только для границы адгезив/дентин (пломба/дентин).

В результате экспериментов было установлено, что вероятность микроподтекания для контрольной поверхности составляет 40 % (т. е. на четырёх из десяти фотографий контрольной поверхности наблюдались следы проникновения красителя вдоль границы пломба/дентин). Вероятность микроподтекания для текстурированной поверхности с шагом 40 мкм составила 30 %, для текстурированной поверхности с шагом 70, 80 и 100 мкм — 0 % (т. е. в данном случае следы проникновения красителя вдоль границы пломба/дентин не наблюдались ни на одной из фотографий). Глубина проникновения красителя для контрольной поверхности составила (110 ± 10) мкм, для текстурированной поверхности с шагом 40 мкм — (160 ± 15) мкм, а для остальных (70, 80 и 100 мкм) — 0 мкм (рисунок 5.2.6б). Результаты описанного выше эксперимента опубликованы в [46].

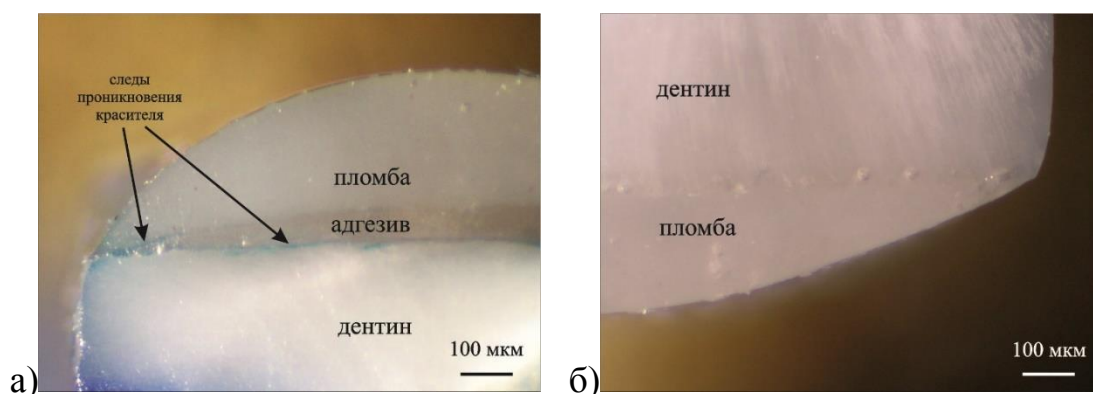


Рисунок 5.2.6 — Внешний вид образца дентина с пломбой после окрашивания водным раствором метиленового голубого: а) контроль; б) текстура с $dx = 100$ мкм

Аналогичный эксперимент был выполнен на эмали зуба человека. В данном случае коронка зуба распиливалась алмазным диском перпендикулярно корневому каналу, а на полученной плоской площадке выделялось три участка: контрольный (К), подготовка поверхности к пломбированию на котором проводилось по стандартной методике (травление кислотой и применение адгезивной системы); участок (А), содержащий текстуру с нанесённой затем адгезивной системой; участок (Б), содержащий только текстуру.

Текстурирование эмали и дентина проводилось с $dx=70$ и 100 мкм перед нанесением "Revolution" и с $dx=100$ мкм перед нанесением "Filtek Z250" при параметрах излучения YAG: Er лазера, использованных для текстурирования дентина (см. [19]). Внешний вид образца на различных этапах эксперимента показан на рисунке 5.2.7.

В данной работе использовались два пломбировочных материала: текущий "Revolution" ("Kerr", США) и пакуемый "Filtek Z250" ("3M ESPE", США) с соответствующими адгезивными системами и последующей финишной обработкой. В таблице 5.2.1 систематизированы этапы эксперимента и используемые материалы.

Таблица 5.2.1 — Этапы эксперимента и используемые материалы

ЭТАПЫ	"REVOLUTION" ("Kerr", США)			"FILTEK Z250" ("3M ESPE", США)		
	(К)	(А)	(Б)	(К)	(А)	(Б)
1. Обработка	механическая	лазерное текстурирование	лазерное текстурирование	механическая	лазерное текстурирование	лазерное текстурирование
2. Травление	Gel Etchant (Kerr)	—	—	37,5 % ортофосфорная кислота	—	—
3. Нанесение адгезивной системы	OptiBond Solo Plus (Kerr)	OptiBond Solo Plus (Kerr)	—	Adper Single Bond-2 (3M ESPE)	Adper Single Bond-2 (3M ESPE)	—
4. Нанесение пломбировочного материала	Revolution (Kerr)	Revolution (Kerr)	Revolution (Kerr)	Filtek Z250 (3M ESPE)	Filtek Z250 (3M ESPE)	Filtek Z250 (3M ESPE)
5. Полировка	твердосплавный бор (SSWhite) и порошок Pumice (Kerr)	твердосплавный бор (SSWhite), и порошок Pumice (Kerr)	твердосплавный бор (SSWhite), и порошок Pumice (Kerr)	полировочные диски (3M ESPE)	полировочные диски (3M ESPE)	полировочные диски (3M ESPE)

Полимеризация пломбировочного материала "Revolution" и соответствующего адгезива проводилась при помощи излучения прибора "Allegro™ Rembrandt®" ("Den-Mat® Corporation", США). Полимеризация пломбировочного материала "Filtek Z250" и соответствующего адгезива проводилась при помощи излучения прибора "CU-100" ("Summit Dental Systems", США). Работа с пломбировочными материалами и адгезивными системами проводилась в соответствии с инструкцией производителя. Текстуры и контрольная поверхность располагались на одном образце. Всего в эксперименте использовалось по десять образцов для каждого пломбировочного материала. После полимеризации пломбировочного материала проводилось окрашивание образца в водном растворе метиленового голубого и его послойная сошлифовка по методике, описанной ранее. Внешний вид образца после окрашивания водным раствором метиленового голубого представлен на рисунок 5.2.8. Фотографии шлифов контрольного и текстурированных участков показаны на рисунке 5.2.9.

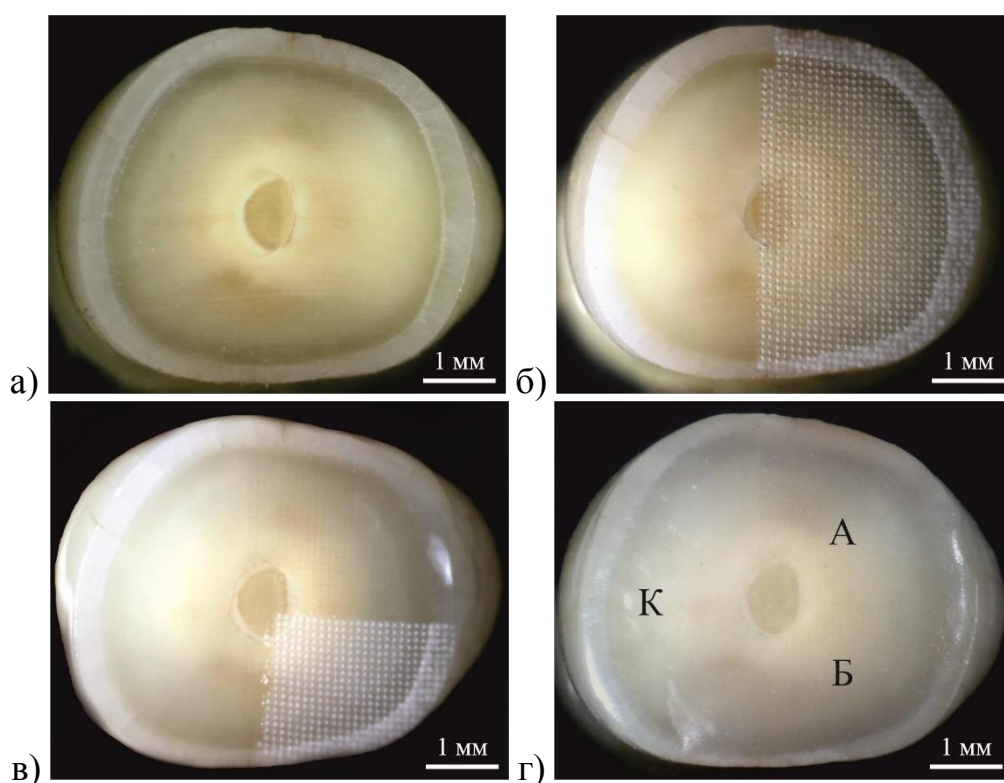


Рисунок 5.2.7 — Внешний вид образца на различных этапах эксперимента: (а) после распила алмазным диском; (б) после лазерного текстурирования $dx = 100$ мкм (1/2 поверхности); (в) после нанесения адгезива (2/3 поверхности); (г) после нанесения пломбировочного материала "Revolution"

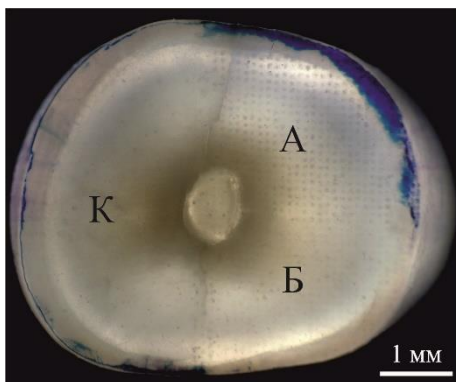


Рисунок 5.2.8 — Внешний вид образца после окрашивания водным раствором метиленового голубого (пломбировочный материал "Revolution")

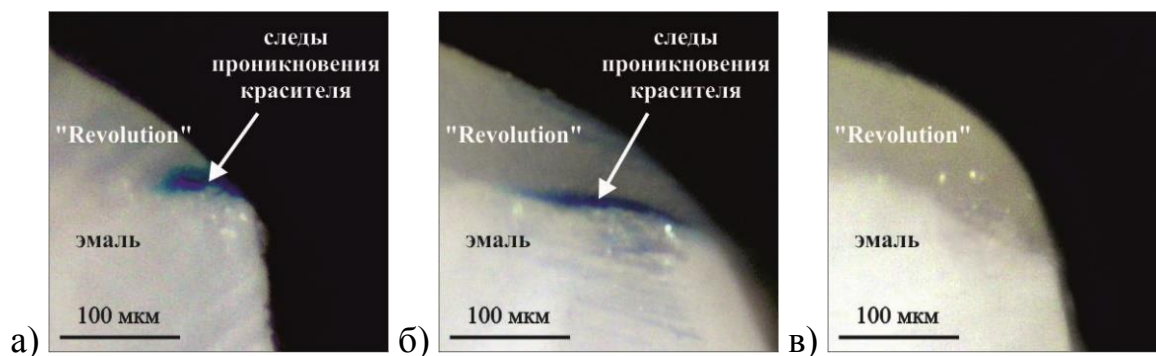


Рисунок 5.2.9 — Фотографии шлифов участков: (а) контрольный (К); (б) текстурированный с последующим нанесением адгезивной системы (А); (в) текстурированный без последующего нанесения адгезивной системы (Б)

На рисунках 5.2.8 и 5.2.9 видно, что проникновение водного раствора метиленового голубого вдоль границы эмаль/пломба (пломбировочный материал "Revolution") происходит на контрольном участке (К) и участке с микротекстурой и последующим нанесением адгезивной системы (А) по всему периметру этих участков. На участке же только с микротекстурой (Б) проникновения красителя нет. Наблюдаемый эффект можно объяснить особенностями взаимодействия адгезива и пломбировочного материала с текстурированной лазером поверхностью. В работе [47] отмечалось, что адгезив хорошо сцепляется с элементами органического матрикса эмали, а полимерный пломбировочный материал хорошо сцепляется с неорганическими структурами и адгезивом. Излучение используемого в работе YAG: Er лазера хорошо поглощается водой, содержащейся в эмали. Поэтому после лазерного воздействия вода испаряется и удаляется органический матрикс [48]. В результате поверхность лазерной текстуры может быть лишена элементов, сцепляющихся с адгезивом. Таким образом, вполне закономерно, что адгезив имеет высокое сцепление с пломбировочным материалом и низкое с поверхностью, обработанной

лазерным излучением. В результате между адгезивом и поверхностью лазерной текстуры формируется зазор, в который и проникает краситель. Полное отсутствие микроподтекания для участка, содержащего текстуру, без последующего нанесения адгезива очевидно связано с тем, что эта поверхность лишена органики и поэтому имеет высокую адгезию с пломбировочным материалом.

На рисунке 5.2.10 показаны гистограммы, отображающие глубину проникновения метиленового голубого вдоль границы пломба/эмаль L для обоих используемых в исследовании пломбировочных материалов.

Для "Filtek Z250" микроподтекание было максимально для участка (Б) и минимально для контрольной области, но в любом случае выше чем для "Revolution". Столь отличный от наблюдаемого для "Revolution" результат может быть связан с различной текучестью этих пломбировочных материалов. Так, "Revolution" обладает высокой текучестью, а "Filtek Z250" — низкой.

Благодаря низкой текучести "Filtek Z250" плохо заполняет микрократеры текстуры. В результате зазор между дном микрократера в текстуре и "Filtek Z250" настолько велик (рисунок 5.2.11), что пломбировочный материал не может сформировать с поверхностью текстуры химическую связь, что стимулирует рост микроподтекания.

Таким образом, создание на поверхности эмали излучением YAG: Er лазера ($M^2=1,5\pm0,1$) с длиной волны 2,94 мкм и плотностью энергии не ниже порога лазерного удаления эмали регулярных структур, состоящих из микрократеров с диаметром 80–110 мкм, глубиной 30–50 мкм и расстоянием между центрами микрократеров 50–100 мкм, практически полностью исключает микроподтекание (проникновение водного раствора метиленового голубого в зазор между пломбировочным материалом и твёрдой тканью зуба) при использовании высокотекучих светоотверждаемых пломбировочных материалов. Результаты описанного выше эксперимента опубликованы в [49].

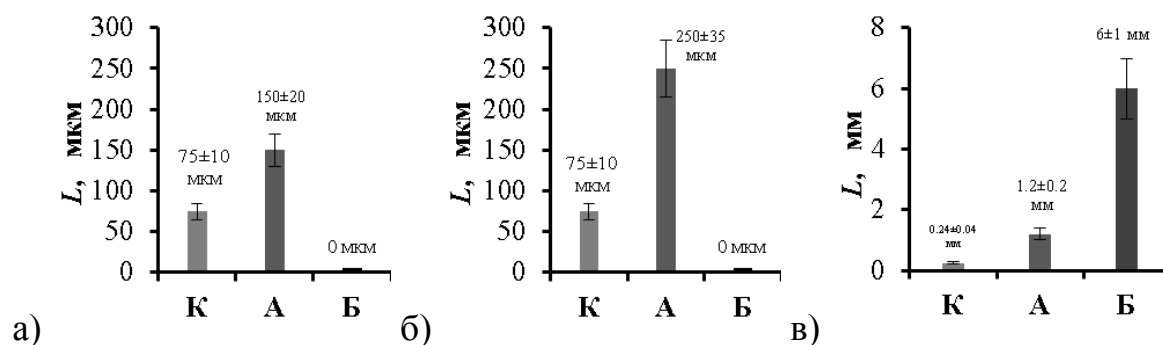


Рисунок 5.2.10 — Глубина проникновения водного раствора метиленового голубого вдоль границы пломба/эмаль (L): (а) текстурирование $dx = 70 \mu\text{m}$, "Revolution"; (б) текстурирование $dx = 100 \mu\text{m}$, "Revolution"; (в) текстурирование $dx = 100 \mu\text{m}$, "Filtek Z250"

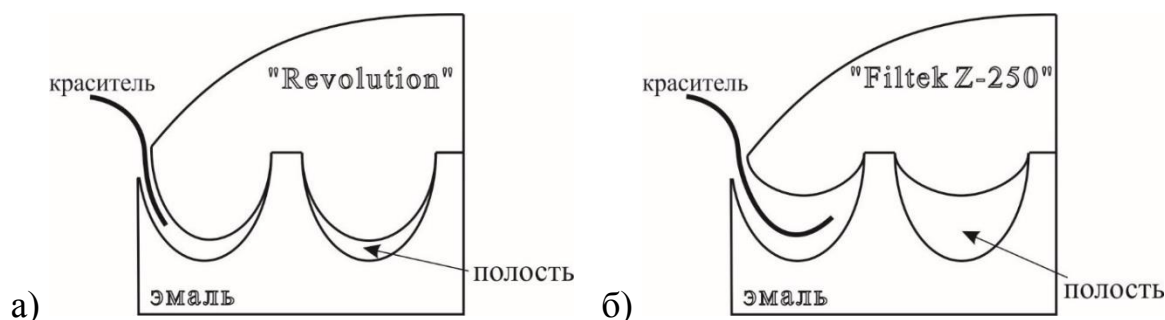


Рисунок 5.2.11 — Схема, иллюстрирующая особенности микроподтекания для поверхности эмали, содержащей текстуру, и различных пломбировочных материалов: (а) "Revolution"; (б) "Filtek Z250"

Для микрообработки твёрдых тканей зуба (см. рисунок 5.2.12) также рассматриваются лазерные системы с ультракороткими импульсами: пико- и фемтосекундными, $\text{YVO}_4:\text{Nd}$ ($\lambda=0,355, 0,532, 1,064$ мкм, $\tau_p=10$ пс; $\lambda=1,045$ мкм, $\tau_p=500$ фс) [9, 14] и Ti: sapphire ($\lambda=0,78\text{--}0,82$ мкм, $\tau_p=80\text{--}700$ фс) [4, 10, 11, 15, 16].

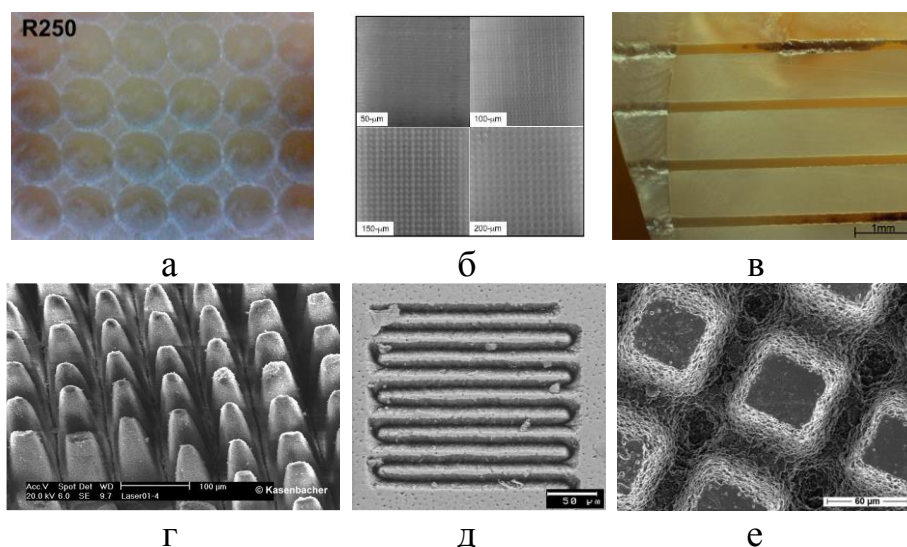


Рисунок 5.2.12 — Внешний вид поверхности твёрдых тканей зуба после создания микрорельефа: (а) — эмаль, CO_2 лазер, $d=0,45$ мм, шаг 250 мкм; (б) — дентин, YAG: Er лазер, $d=0,275$ мм, с различным шагом; (в) — эмаль, дентин, YAG: Er лазер, $d=0,2$ мм, скорость сканирования 5–10 мм/с; (г) — дентин, Ti: sapphire лазер, $d=0,1$ мм; (д) — дентин, Ti: sapphire лазер, $E_p=7$ и 30 мкДж; (е) — дентин, Ti: sapphire лазер, расстояние между линиями 80 мкм

Так, в [9] определяются оптимальные параметры излучения $\text{YVO}_4:\text{Nd}$ лазера ("Super Rapid", "Lumera Laser GmbH", Германия) для абляции эмали и дентина (длина волны, длительность импульса, плотность энергии):

- Для $\lambda=0,355$ мкм, $\tau_p=10$ пс, $W_E=1-5$ Дж/см², $d=0,02$ мм, скорости сканирования 2002000 мм/с, $F=100$ кГц скорость удаления эмали составила до 1,5 мкм/имп, дентина — до 2 мкм/имп. Повышение температуры на противоположной стороне образца (моделирование нагрева в пульпарной камере) было при этом 10–100 °С.
- Для $\lambda=0,532$ мкм, $\tau_p=10$ пс, $W_E=28$ Дж/см², $d=0,02$ мм, скорости сканирования 2000 мм/с, $F=100$ кГц скорость удаления эмали составила 0,50–1,75 мкм/имп, дентина — 0,75÷2,60 мкм/имп. Повышение температуры на противоположной стороне образца было при этом 8–21 °С.
- Для $\lambda=1,064$ мкм, $\tau_p=10$ пс, $W_E=2-8$ Дж/см², $d=0,022$ мм, скорости сканирования 200–2000 мм/с, $F=100$ кГц скорость удаления для эмали составила до 1,4 мкм/имп, дентина — до 1,8 мкм/имп. Повышение температуры на противоположной стороне образца было при этом до 39 °С.
- Для $\lambda=1,045$ мкм ("FCPA μ Jewel", "IMRA America Inc.", США), $\tau_p=500$ фс, $W_E=1,0-4,5$ Дж/см², $d=0.0088$ мм, скорости сканирования 400 мм/с, $F=100$ кГц скорость удаления эмали составила до 1,0 мкм/имп, дентина — до 1,4 мкм/имп. Повышение температуры на противоположной стороне образца при этом было до 5,5 °С.

Для сравнения эмаль и дентин обрабатываются при $\lambda=1,064$ мкм, $\tau_p=10$ пс, $P_{cp}=1,5-2,9$ Вт, $W_E=4,0-7,6$ Дж/см² и при $\lambda=1,045$ мкм, $\tau_p=500$ фс, $P_{cp}=0,15-0,30$ Вт, $W_E=2,5-5,0$ Дж/см². Установлено, что для $\lambda=1,064$ мкм скорость удаления эмали составила 0,2–2,0 мкм/имп, дентина — 0,9–2,7 мкм/имп; эффективность удаления эмали — 5–27 мм³/кДж, дентина — 23–38 мм³/кДж; повышение температуры — 4–14 °С. Для $\lambda=1,045$ мкм скорость удаления эмали составила 0,5–0,9 мкм/имп, дентина — 0,9–1,5 мкм/имп; эффективность удаления эмали — 18–21 мм³/кДж, дентина — 34 мм³/кДж; повышение температуры — 3,0–5,5 °С. Также показано, что для достижения перегрева в пульпарной камере не более чем на 5,5 °С необходимо водяное охлаждение, которое приводит к уменьшению эффективности абляции. В [14] также показано, что при формировании в эмали и дентине полостей 1 мм×1 мм излучением YVO₄:Nd лазера ("Super Rapid", "Lumera Laser GmbH", Германия; $\lambda=1,064$ мкм, $\tau_p=9$ пс, $F=500$ кГц, $P_{cp}=6$ Вт, $t_{tr}=0,8$ с, полная энергия 4,8 Дж, скорость сканирования 2000 мм/с) повышение температуры на обратной стороне образцов толщиной 1–3 мм достигает 0,7÷44,3 К.

Лазерные источники с фемтосекундными импульсами считаются эффективными и безопасными для микрообработки твёрдых тканей зуба [17]. Так, в [10] отмечается, что при формировании полости 2 мм×2 мм×1,4 мм излучением Ti: sapphire лазера ("Concerto", "Thales Laser"; $\lambda=0,780$ мкм, $\tau_p=700$ фс, $E_p=100$ мкДж, $F=5$ кГц, $d=0,1$ мм,

$W_E=3,8$ Дж/см², скорость сканирования 200 мм/с) на СЭМ изображениях видна чистая (без смазанного слоя), шероховатая поверхность, дентинные трубочки открыты. При постоянной $P_{cp}=5$ Вт и увеличении E_p от 100 до 300 мкДж скорость удаления здоровой эмали составляет 5,5–4,0 мм³/мин (0,092–0,067 мм³/с); $E_p=60$ –300 мкДж скорость удаления дентина — 11,5–5,0 мм³/мин (0,192–0,083 мм³/с); $E_p=100$ –300 мкДж скорость удаления кариозного дентина — 12,5–6,0 мм³/мин (0,208–0,100 мм³/с). Пр продемонстрирована возможность создания микрорельефа на поверхности дентина с размерами единичной структуры порядка 50 мкм, что может привести к увеличению механической прочности соединения твёрдых тканей зуба с пломбировочными материалами.

В [11] проводится обработка эмали, дентина и цемента излучением одномодового Ti: sapphire лазера ("Coherent Libra"; $\lambda=0,8$ мкм, $\tau_p=85$ фс, $F=1$ кГц, $d=0,03$ мм, $W_E=0,2$ –5,8 Дж/см², $E_p=1$ –41 мкДж). Установлено, что порог абляции для эмали составляет 0,58 Дж/см², для дентина — 0,44 Дж/см², для цемента — 0,51 Дж/см². При увеличении W_E от 0,57 до 5,8 Дж/см² ($N_p=1$) глубина абляции эмали увеличивается от 1 до 5 мкм, дентина — 3,5–13,0 мкм ($W_E=0,57$ –3,68 Дж/см²), цемента — 1,5–5,0 мкм ($W_E=0,57$ –1,56 Дж/см²). Диаметр кратеров в эмали составляет 23 мкм, в дентине — 31 мкм ($N_p=5$, $W_E=1,13$ Дж/см²). Отмечается, что при $W_E=1,13$ –3,68 Дж/см² поверхность твёрдых тканей чистая, без трещин и расплавленной ткани, шероховатость (Ra)<2 мкм, нет изменений в химическом составе тканей.

В [15] проводится сравнение морфологии поверхности дентина, обработанного бором ("KaVo", диаметр в дентине 550–600 мкм) и излучением Ti: sapphire лазера ("Tsunami"; "Spectra-Physics", США; $\lambda=0,795$ мкм, $\tau_p=100$ фс, $F=80$ МГц, при различных комбинациях: $E_p=7, 10, 30, 50$ мкДж, шаг сканирования 10 и 20 мкм, скорость сканирования 0,10 и 0,05 мм/с). Отмечается отсутствие смазанного слоя или трещин на поверхности обработанного лазерным излучением дентина (формирование полости 200 мкм×200 мкм при шаге сканирования 10 мкм), в то время как на поверхности механически обработанного дентина видны трещины и смазанный слой. Демонстрируется возможность микрообработки дентина с созданием микрорельефа (размер единичной структуры порядка 25 мкм) при помощи лазерного излучения при шаге 20 мкм, скорости сканирования 0,05 мм/с и $E_p=7$ –30 мкДж.

В [4] исследуется влияние микрорельефа, созданного на поверхности дентина излучением фемтосекундного лазера, на прочность соединения твёрдых тканей зуба с композитным материалом "Herculite XRV" ("Kerr") с применением адгезивной системы "Clearfil SE Bond" ("Kuraray"). Дентин обрабатывается лазерным излучением ("Thales", Франция) с $\lambda=0,78$ мкм, $\tau_p=140$ фс, $F=5$ кГц, $P_{cp}=0,8$ Вт, $E_p=160$ мкДж, при скорости сканирования

50 мм/с. Создавался микрорельеф со следующими параметрами: расстояние между линиями 80 или 160 мкм, глубина линии 50 мкм, ширина линии 42 мкм. Установлено, что после обработки дентина фемтолазерным излучением на поверхности присутствует смазанный слой (СЭМ изображения). Однако после последующего травления этой поверхности 37 %-ой ортофосфорной кислотой видны открытые дентинные трубочки. На обработанной фемтолазерным излучением поверхности нет признаков термических повреждений ткани: трещин или расплавленной ткани. Прочность соединения на сдвиг между обработанной фемтолазерным излучением (шаг 80 мкм) поверхностью дентина с последующим травлением составляет 7,13 МПа, без травления — 5,95 МПа. После лазерной обработки с шагом 160 мкм прочность соединения без травления составляет 8,37 МПа, для контрольной группы (травление) — 9,75 МПа.

В [16, 18] также сообщается, что после обработки поверхности эмали и дентина (перед закреплением ортодонтической скобы при помощи адгезивных материалов) излучением фемтосекундного Ti: sapphire лазера прочность соединения на сдвиг и разрыв такой поверхности с материалами не превышает прочность соединения для контрольной группы (травление).

Из описанных выше работ видно, что для микрообработки может использоваться излучение YAG: Er лазера с $M^2 < 20$ с микросекундными импульсами и Ti: sapphire лазера с фемтосекундными импульсами.

Список рекомендованной литературы

Список рекомендованной литературы к главе 1

1. Николаев, А. И. Практическая терапевтическая стоматология: учебное пособие / А. И. Николаев, Л. М. Цепов. — 3-е изд. — М.: МЕДпресс-информ, 2004. — 548 с.
2. Николаев, А. И. Практическая терапевтическая стоматология: учебное пособие / А. И. Николаев, Л. М. Цепов. — 8-е изд. — М.: МЕДпресс-информ, 2008. — 960 с.
3. Николаев, А. И. Практическая терапевтическая стоматология: учебное пособие / А. И. Николаев, Л. М. Цепов. — 9-е изд. — М.: МЕДпресс-информ, 2014. — 928 с.

Список рекомендованной литературы к параграфу 2.1 главы 2

1. Shahabi, S. Effect of Nd: YAG Laser on the Shear Bond Strength of Composite to Dentin / S. Shahabi, M. J. Kharazifar // Journal of Oral Laser Applications. — 2009. — Vol. 9, № 2/3. — P. 117.
2. Mehl, A. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er: YAG and Nd: YAG laser / A. Mehl, L. Kremers, K. Salzmann, R. Hickel // Dental materials. — 1997. — Vol. 13, № 4. — P. 246.
3. Yamada, M. K. Three-dimensional topographic scanning electron microscope and Raman spectroscopic analyses of the irradiation effect on teeth by Nd: YAG, Er: YAG, and CO₂ lasers / M. K. Yamada, M. Uo, S. Ohkawa, T. Akasaka, F. Watari // Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. — 2004. — Vol. 71, № 1. — P. 7.
4. Arcoria, C. J. Enamel surface roughness analysis after laser ablation and acid-etching / C. J. Arcoria, M. G. Lippas, B. A. Vitasek // Journal of oral rehabilitation. — 1993. — Vol. 20, № 2. — P. 213.
5. Wen, X. Effect of pulse Nd: YAG laser on bond strength and microleakage of resin to human dentine / X. Wen, L. Liu, X. Nie, L. Zhang, M. Deng, Y. Chen // Photomedicine and laser surgery. — 2010. — Vol. 28, № 6. — P. 741.
6. Launay, Y. Thermal effects of lasers on dental tissues / Y. Launay, S. Mordon, A. Cornil, J. M. Brunetaud, Y. Moschetto // Lasers in surgery and medicine. — 1987. — Vol. 7, № 6. — P. 473.
7. Ertl, T. P. Hard-tissue ablation with pulsed CO₂ lasers / T. P. Ertl, G. J. Mueller // Proc. of SPIE. — 1993. — Vol. 1880. — P. 176.
8. Sandford, M. A. Differential thermal effects of pulsed vs. continuous CO₂ laser radiation on human molar teeth / M. A. Sandford, L. J. Walsh // Journal of clinical laser medicine & surgery. — 1994. — Vol. 12, № 3. — P. 139.
9. Nguyen, D. High-speed scanning ablation of dental hard tissues with a $\lambda = 9,3\text{-}\mu\text{m}$ CO₂ laser: Heat accumulation and peripheral thermal damage /

- D. Nguyen, M. Staninec, C. Lee, D. Fried // Proc. of SPIE. — 2010. — Vol. 7549. — P. 754907.
10. Hedayatollahnajafi, S. Dentin bond strength after ablation using a CO₂ laser operating at high pulse repetition rates / S. Hedayatollahnajafi, M. Staninec, L. Watanabe, C. Lee, D. Fried // Proc. of SPIE. — 2009. — Vol. 7162. — P. 71620F.
 11. Fujitani, M. Does Er: YAG or CO₂ laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? / M. Fujitani, T. Harima, H. Shintani // International Congress Series. — 2003. — Vol. 1248. — P. 161.
 12. Fried, D. Thermal response of hard dental tissues to 9- through 11- μ m CO₂-laser irradiation / D. Fried, W. Seka, R. E. Glana, J. D. B. Featherstone // Optical Engineering. — 1996. — Vol. 35, № 7. — P. 1976.
 13. Almehti, A. Histological and SEM analysis of root cementum following irradiation with Er: YAG and CO₂ lasers / A. Almehti, A. Aoki, S. Ichinose, Y. Taniguchi, K. M. Sasaki, K. Ejiri, M. Sawabe, C. Chui, S. Katagiri, Y. Izumi // Lasers in medical science. — 2013. — Vol. 28, № 1. — P. 203.
 14. Watari, F. Compositional and morphological imaging of CO₂ laser irradiated human teeth by low vacuum SEM, confocal laser scanning microscopy and atomic force microscopy / F. Watari // Journal of Materials Science: Materials in Medicine. — 2001. — Vol. 12, № 3. — P. 189.
 15. Staninec, M. Pulpal effects of enamel ablation with a microsecond pulsed $\lambda = 9.3\text{-}\mu\text{m}$ CO₂ laser / M. Staninec, C. L. Darling, H. E. Goodis, D. Pierre, D. P. Cox, K. Fan, M. Larson, R. Parisi, D. Hsu, S. K. Manesh // Lasers in surgery and medicine. — 2009. — Vol. 41, № 4. — P. 256.
 16. Takahashi, K. Morphological and Atomic Analytical Changes after CO₂ Laser Irradiation Emitted at 9.3 μm on Human Dental Hard Tissues / K. Takahashi, Y. Kimura, K. Matsumoto // Journal of clinical laser medicine & surgery. — 1998. — Vol. 16, № 3. — P. 167.
 17. Lukac, M. Effects of pulsed CO₂ and Er: YAG lasers on enamel and dentin / M. Lukac, F. Hocevar, S. Cencic, K. N. Nemes, U. Keller, R. Hibst, D. Sustercic, B. Gaspirc, U. Skaleric, N. Funduk // Proc. of SPIE. — 1993. — Vol. 1880. — P. 169.
 18. Fried, D. IR laser ablation of dental enamel / D. Fried // Proc. of SPIE. — 2000. — Vol. 3910. — P. 136.
 19. Coluzzi, D. J. Atlas of laser applications in dentistry / D. J. Coluzzi, R. A. Convissar. — Hanover Park: Quintessence Publishing Company, 2007. — 220 p.
 20. Wigdor, H. A. Lasers in dentistry / H. A. Wigdor, J. T. Walsh, J. D. B. Featherstone, S. R. Visuri, D. Fried, J. L. Waldvogel // Lasers in surgery and medicine. — 1995. — Vol. 16, № 2. — P. 103.
 21. Hibst, R. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate / R. Hibst,

- U. Keller // Lasers in surgery and medicine. — 1989. — Vol. 9, № 4. — P. 338.
22. Jelinkova, H. Influence of Er: YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape / H. Jelinkova, T. Dostalova, O. Krejsa, K. Hamal, J. Kubelka, S. Prochazka // Proc. of SPIE. — 1996. — Vol. 2672. — P. 193.
 23. Stock, K. Comparison of Er: YAG and Er: YSGG laser ablation of dental hard tissues / K. Stock, R. Hibst, U. Keller // Proc. of SPIE. — 1997. — Vol. 3192. — P. 88.
 24. Contente, M. M. M. G. Temperature rise during Er: YAG cavity preparation of primary enamel / M. M. M. G. Contente, F. A. de Lima, R. Galo, J. D. Pécora, L. Bachmann, R. G. Palma-Dibb, M. C. Borsatto // Lasers in medical science. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 1.
 25. Krmek, S. J. The temperature changes in the pulp chamber during cavity preparation with the Er: YAG laser using a very short pulse / S. J. Krmek, I. Miletic, P. Simeon, G. P. Mehicic, I. Anic, B. Radišić // Photomedicine and laser surgery. — 2009. — Vol. 27, № 2. — P. 351.
 26. Kilinc, E. Thermal safety of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers in hard tissue removal / E. Kilinc, D. M. Roshkind, S. A. Antonson, D. E. Antonson, P. C. Hardigan, S. C. Siegel, J. W. Thomas // Photomedicine and laser surgery. — 2009. — Vol. 27, № 4. — P. 565.
 27. Ana, P. A. Thermal analysis of teeth irradiated with Er, Cr: YSGG at low fluences / P. A. Ana, A. Blay, W. Miyakawa, D. M. Zezell // Laser Physics Letters. — 2007. — Vol. 4, № 11. — P. 827.
 28. Sonntag, K. D. Pulpal response to cavity preparation with the Er: YAG and Mark III free electron lasers / K. D. Sonntag, B. Klitzman, E. J. Burkes, J. Hoke, J. Moshonov // Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology. — 1996. — Vol. 81, № 6. — P. 695.
 29. Sekine, Y. Pulpal reaction in dogs following cavity preparation by Er: YAG laser / Y. Sekine, A. Ebihara, A. Takeda, H. Suda // Proc. of SPIE. — 1995. — Vol. 1984. — P. 159.
 30. Başaran, E. G. Influence of different power outputs of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser and acid etching on shear bond strengths of a dual-cure resin cement to enamel / E. G. Başaran, E. Ayna, G. Başaran, K. Beydemir // Lasers in medical science. — 2011. — Vol. 26, № 1. — P. 13.
 31. Shahabi, S. Morphological Changes of Human Dentin after Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er: YAG) and Carbon Dioxide (CO₂) Laser Irradiation and Acid-etch Technique: An Scanning Electron Microscopic (SEM) Evaluation / S. Shahabi, N. Chiniforush, N. Juybanpoor // Journal of Lasers in Medical Sciences. — 2013. — Vol. 4, № 1. — P. 48.
 32. Harashima, T. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers / T. Harashima, J-I. Kinoshita, Y. Kimura, A. Brugnera Jr., F. Zanin,

- J. D. Pecora, K. Matsumoto // *Photomedicine and Laser Therapy*. — 2005. — Vol. 23, № 1. — P. 52.
33. Kato, C. Conditioning effects of cavities prepared with an Er, Cr: YSGG laser and an air-turbine / C. Kato, Y. Taira, M. Suzuki, K. Shinkai, Y. Katoh // *Odontology*. — 2012. — Vol. 100, № 2. — P. 164.
 34. Gurgan, S. Shear bond strength of composite bonded to erbium: yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin / S. Gurgan, A. Kiremitci, F. Y. Cakir, E. Yazici, J. Gorucu, N. Gutknecht // *Lasers in medical science*. — 2009. — Vol. 24, № 1. — P. 117.
 35. Başaran, G. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances / G. Başaran, N. Hamamcı, A. Akkurt // *Lasers in medical science*. — 2011. — Vol. 26, № 2. — P. 149.
 36. Yaman, B. C. Effect of the erbium: yttrium-aluminum-garnet laser or diamond bur cavity preparation on the marginal microleakage of class V cavities restored with different adhesives and composite systems / B. C. Yaman, B. E. Guray, C. Dorter, Y. Gomeç, O. Yazıcıoğlu, D. Erdilek // *Lasers in medical science*. — 2012. — Vol. 27, № 4. — P. 785.
 37. Geraldo-Martins, V. The use of bur and laser for root caries treatment: a comparative study / V. Geraldo-Martins, T. Thome, M. Mayer, M. Marques // *Operative dentistry*. — 2013. — Vol. 38, № 3. — P. 290.
 38. Marotti, J. Influence of etching with erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration / J. Marotti, V. R. Geraldo-Martins, M. S. Bello-Silva, C. de Paula Eduardo, C. Apel, N. Gutknecht // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 3. — P. 325.
 39. Baygin, O. The effect of different enamel surface treatments on the microleakage of fissure sealants / O. Baygin, F. M. Korkmaz, T. Tüzüner, M. Tanriver // *Lasers in medical science*. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 153.
 40. Sungurtekin, E. The effect of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser etching on marginal integrity of a resin-based fissure sealant in primary teeth / E. Sungurtekin, N. Öztaş // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 6. — P. 841.
 41. Hibst, R. The mechanism of Er: YAG laser induced ablation of dental hard substances / R. Hibst, U. Keller // *Proc. of SPIE*. — 1993. — Vol. 1880. — P. 156.
 42. Belikov, A. V. Comparative study of the 3 μ m laser action on different hard tissue samples using free running pulsed Er-doped YAG, YSGG, YAP, and YLF lasers / A. V. Belikov, A. V. Erofeev, V. V. Shumilin, A. M. Tkachuk // *Proc. of SPIE*. — 1993. — Vol. 2080. — P. 60.
 43. Altshuler, G. B. Laser treatment of enamel and dentine by different Er lasers / G. B. Altshuler, A. V. Belikov, A. V. Erofeev // *Proc. of SPIE*. — 1994. — Vol. 2128. — P. 273.

44. Majaron, B. Heat diffusion and debris screening in Er: YAG laser ablation of hard biological tissues / B. Majaron, D. Šušterčič, M. Lukač, U. Skalerič, N. Funduk // *Applied Physics B: Lasers and Optics*. — 1998. — Vol. 66, № 4. — P. 479.
45. Apel, C. Influence of the pulse duration of an Er: YAG laser system on the ablation threshold of dental enamel / C. Apel, R. Franzen, J. Meister, H. Sarrafzadegan, S. Thelen, N. Gutknecht // *Lasers in medical science*. — 2002. — Vol. 17, № 4. — P. 253.
46. Wannop, N. M. Erbium: YAG laser radiation interaction with dental tissue / N. M. Wannop, M. R. Dickinson, T. A. King // *Proc. of SPIE*. — 1993. — Vol. 2080. — P. 33.
47. Apel, C. The ablation threshold of Er: YAG and Er: YSGG laser radiation in dental enamel / C. Apel, J. Meister, R. S. Ioana, R. Franzen, P. Hering, N. Gutknecht // *Lasers in medical science*. — 2002. — Vol. 17, № 4. — P. 246.
48. Meister, J. Influence of the spatial beam profile on hard tissue ablation. Part I: Multimode emitting Er: YAG lasers / J. Meister, R. Franzen, C. Apel, N. Gutknecht // *Lasers in medical science*. — 2003. — Vol. 18, № 2. — P. 112.
49. Li, Z-Z. Er: YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates / Z-Z. Li, J. E. Code, W. P. Van de Merwe // *Lasers in surgery and medicine*. — 1992. — Vol. 12, № 6. — P. 625.
50. Rechmann, P. Caries-selective ablation: wavelength 377 nm versus 2.9 μm / P. Rechmann, T. Hennig, U. von den Hoff, R. Kaufmann // *Proc. of SPIE*. — 1993. — Vol. 1880. — P. 235.
51. Rechmann, P. Influence of different laser wavelengths on the ablation characteristics of healthy dentin / P. Rechmann, T. Hennig // *Proc. of SPIE*. — 1994. — Vol. 2327. — P. 64.
52. Lin, S. The ablation threshold of Er: YAG laser and Er, Cr: YSGG laser in dental dentin / S. Lin, Q. Liu, Q. Peng, M. Lin, Z. Zhan, X. Zhang // *Scientific Research and Essays*. — 2010. — Vol. 5, № 16. — P. 2128.
53. Perhavec, T. Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG Dental Lasers / T. Perhavec, J. Diaci // *Journal of Oral Laser Applications*. — 2008. — Vol. 8, № 2. — P. 87.
54. Поциус, А. В. Клей, Адгезия, Технология склеивания / А. В. Поциус; пер. с англ. Ю. А. Гаращенко; под ред. Г. В. Комарова. — СПб.: Профессия, 2007. — 376 с.
55. Van Noort, R. Introduction to dental materials / R. Van Noort — 2-nd ed. — Mosby: Elsevier Science, 2002. — 312 p.

Список рекомендованной литературы к параграфу 2.2 главы 2

1. Карлов, Н. В. Лекции по квантовой электронике / Н. В. Карлов. — М.: Мир, 1990. — 200 с.
2. Прохоров, А. М. Справочник по лазерам: в 2-х т. / под ред. А. М. Прохорова. — М.: Сов. радио, 1978. — Т. 2. — 400 с.
3. Звелто, О. Принципы лазеров / О. Звелто; пер. с англ. Д. Н. Козлова, С. Б. Созинова, К. Г. Адамович под науч. ред. Т. А. Шмаонова. — 4-е изд. — СПб.: Лань, 2008. — 720 с.
4. Eberhardt, J. E. Carbon dioxide laser tuning through 110 lines in 3 ms for airborne remote sensing / J. E. Eberhardt, J. G. Haub, L. B. Whitbourn // *Appl. Opt.* — 1988. — Vol. 27, № 5. — P. 879.
5. Конов, В. И. Лазеры ближнего ИК диапазона на скандиевом гранате, легированном ионами хрома / В. И. Конов, А. М. Прохоров, И. Н. Сисакян, В. Б. Цветков, И. А. Щербаков // *Известия Академии наук СССР: серия физическая.* — 1990. — Т. 54. — С. 1935.
6. Артюшенко, В. Г. Медицинская установка на основе CO₂-лазера с гибким скальпелем / В. Г. Артюшенко, К. И. Калайджян, М. М. Миракян // *Известия Академии наук СССР: серия физическая.* — 1990. — Т. 54. — С. 1881.
7. Лосев, В. Ф. Мощные газовые лазеры: учебное пособие / В. Ф. Лосев. — Томск: Изд-во ТПУ, 2009. — 110 с.
8. Palumbo, G. Vol. 4: Lasers and Current Optical Techniques in Biology / ed. by G. Palumbo, R. Pratesi / *Comprehensive Series in Photochemical & Photobiological Sciences: 4 vol.* // ed. by D. P. Häder, J. Giulio. — Cambridge: Royal Society of Chemistry, 2004. — 682 p.
9. Евтушенко, Г. С. Квантовая и оптическая электроника. Практикум: учебное пособие / Г. С. Евтушенко, Ф. А. Губарев. — Томск: Изд-во ТПУ, 2009. — 88 с.
10. Храмов, В. Ю. Расчёт элементов лазерных систем для информационных и технологических комплексов: учебно-методическое пособие / В. Ю. Храмов. — СПб.: Изд-во СПбГУ ИТМО, 2008. — 79 с.
11. Zharikov, E. V. Stimulated emission from Er³⁺ ions in yttrium aluminum garnet crystals at $\lambda = 2,94 \mu\text{m}$ / E. V. Zharikov, V. I. Zhekov, L. A. Kulevskii, T. M. Murina, V. V. Osiko, A. M. Prokhorov, A. D. Savel'ev, V. V. Smirnov, B. P. Starikov, M. I. Timoshechkin // *Soviet Journal of Quantum Electronics.* — 1975. — Vol. 4, № 8. — P. 1039.
12. Vogel, A. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues / A. Vogel, V. Venugopalan // *Chem. Rev.* — 2003. — Vol. 103, № 2. — P. 577.

Список рекомендованной литературы к параграфу 2.3 главы 2

1. Ana, P. A. Lasers effects on enamel for caries prevention / P. A. Ana, L. Bachmann, D. M. Zezell // *Laser Physics*. — 2006. — Vol. 16, № 5. — P. 865.
2. Wigdor, H. A. Lasers in dentistry / H. A. Wigdor, J. T. Walsh, J. D. B. Featherstone, S. R. Visuri, D. Fried, J. L. Waldvogel // *Lasers in surgery and medicine*. — 1995. — Vol. 16, № 2. — P. 103.
3. Fried, D. Caries inhibition potential of Er: YAG and Er: YSGG laser radiation / D. Fried, J. D. B. Featherstone, S. R. Visuri, W. D. Seka, J. T. Walsh Jr. // *Proc. of SPIE*. — 1996. — Vol. 2672. — P. 73.
4. Fried, D. Thermal response of hard dental tissues to 9- through 11- μm CO₂-laser irradiation / D. Fried, W. Seka, R. E. Glenna, J. D. B. Featherstone // *Optical Engineering*. — 1996. — Vol. 35, № 7. — P. 1976.
5. Fried, D. IR laser ablation of dental enamel / D. Fried // *Proc. of SPIE*. — 2000. — Vol. 3910. — P. 136.
6. Неворотин, А. И. Введение в лазерную хирургию: учебное пособие / А. И. Неворотин. — СПб.: СпецЛит, 2000. — 175 с.
7. Hibst, R. The mechanism of Er: YAG laser induced ablation of dental hard substances / R. Hibst, U. Keller // *Proc. of SPIE*. — 1993. — Vol. 1880. — P. 156.
8. Tasev, E. Drilling in human enamel and dentin with lasers: a comparative study / E. Tasev, G. P. Delacretaz, L. H. Woeste // *Proc. of SPIE*. — 1990. — Vol. 1200. — P. 437.
9. Yilbas, B. S. Mathematical model governing laser-produced dental cavity / B. S. Yilbas, M. Karatoy, Z. Yilbas, E. S. Karakas, A. Bilge, H. B. Ustunbas, O. Ceyhan // *Proc. of SPIE*. — 1990. — Vol. 1200. — P. 446.
10. Quintana, E. Some morphologic changes induced by Nd: YAG laser on the noncoated enamel surface: A scanning electron microscopy study / E. Quintana, F. Márquez, I. Roca, V. Torres, J. Salgado // *Lasers in surgery and medicine*. — 1992. — Vol. 12, № 2. — P. 131.
11. Gerhardt-Szep, S. Influence of femtosecond laser treatment on shear bond strength of composite resin bonding to human dentin under simulated pulpal pressure / S. Gerhardt-Szep, K. Werelius, F. de Weerth, D. Heidemann, P. Weigl // *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*. — 2012. — Vol. 100B, № 1. — P. 177.
12. Bello-Silva, M. S. Precise ablation of dental hard tissues with ultra-short pulsed lasers. Preliminary exploratory investigation on adequate laser parameters / M. S. Bello-Silva, M. Wehner, C. de Paula Eduardo, F. Lampert, R. Poprawe, M. Hermans, M. Esteves-Oliveira // *Lasers in medical science*. — 2013. — Vol. 28, № 1. — P. 171.

13. Weigl, P. Femtosecond technology for technical and medical applications / P. Weigl, A. Kasenbacher, K. Werelius // *Dental Applications*. — 2004. — Vol. 96. — P. 167.
14. Ji, L. Ti: sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum / L. Ji, L. Li, H. Devlin, Z. Liu, J. Jiao, D. Whitehead // *Lasers in medical science*. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 197.
15. Braun, A. Heat generation caused by ablation of dental hard tissues with an ultrashort pulse laser (USPL) system / A. Braun, R. F. Krillke, M. Frentzen, C. Bourauel, H. Stark, F. Schelle // *Lasers in medical science*. — 2015. — Vol. 30, № 2. — P. 475.
16. Muñoz, M. P. Morphological alterations in dentine after mechanical treatment and ultrashort pulse laser irradiation / M. P. Muñoz, M. C. L. Luengo, J. M. S. Llorente, M. P. Sánchez, A. Albaladejo, A. García, P. M. Pedraz // *Lasers in medical science*. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 53.
17. Lorenzo, M. C. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel / M. C. Lorenzo, M. Portillo, P. Moreno, J. Montero, R. Castillo-Oyagüe, A. García, A. Albaladejo // *Lasers in medical science*. — 2013. — Vol. 29, № 3. — P. 897.
18. Chung, S. H. Surgical applications of femtosecond lasers / S. H. Chung, E. Mazur // *Journal of biophotonics*. — 2009. — Vol. 2, № 10. — P. 557.
19. Kaufmann, R. Pulsed Er: YAG and 308 nm UV-excimer laser: An in vitro and in vivo study of skin-ablative effects / R. Kaufmann, R. Hibst // *Lasers in surgery and medicine*. — 1989. — Vol. 9, № 2. — P. 132.
20. Van Leeuwen, T. G. Excimer laser induced bubble: dimensions, theory, and implications for laser angioplasty / T. G. Van Leeuwen, E. D. Jansen, A. J. Welch, C. Borst // *Lasers in surgery and medicine*. — 1996. — Vol. 18, № 4. — P. 381.
21. Lubatschowski, H. ArF-excimer laser-induced secondary radiation in photoablation of biological tissue / H. Lubatschowski, O. Kermani, C. Often, A. Haller, K. C. Schmiedt, W. Ertmer // *Lasers in surgery and medicine*. — 1994. — Vol. 14, № 2. — P. 168.

Список рекомендованной литературы к параграфу 2.4 главы 2

1. Vogel, A. Mechanisms of pulsed laser ablation of biological tissues / A. Vogel, V. Venugopalan // *Chem. Rev.* — 2003. — Vol. 103, № 2. — P. 577.
2. Hibst, R. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate / R. Hibst, U. Keller // *Lasers in surgery and medicine*. — 1989. — Vol. 9, № 4. — P. 338.
3. Izatt, J. A. Ablation of calcified biological tissue using pulsed hydrogen fluoride laser radiation / J. A. Izatt, N. D. Sankey, F. Partovi, M. Fitzmaurice,

- R. P. Rava, I. Itzkan, M. Feld // IEEE Journal of Quantum Electronics. — 1990. — Vol. 26, № 12. — P. 2261.
4. Srinivasan, R. Self-developing photoetching of poly (ethylene terephthalate) films by far-ultraviolet excimer laser radiation / R. Srinivasan, V. Mayne-Banton // Applied Physics Letters. — 1982. — Vol. 41, № 6. — P. 576.
 5. Andrew, J. E. Direct etching of polymeric materials using a XeCl laser / J. E. Andrew, P. E. Dyer, D. Forster, P. H. Key // Applied Physics Letters. — 1983. — Vol. 43, № 8. — P. 717.
 6. Deutsch, T. F. Self-developing UV photoresist using excimer laser exposure / T. F. Deutsch, M. W. Geis // Journal of applied physics. — 1983. — Vol. 54, № 12. — P. 7201.
 7. Majaron, B. Thermomechanical laser ablation of hard dental tissues: an overview of effects, regimes, and models / B. Majaron, M. Lukac // Proc. of SPIE. — 1999. — Vol. 3593. — P. 184.
 8. Беликов, А. В. Лазерные биомедицинские технологии: учебное пособие. Ч. 2 / А. В. Беликов, А. В. Скрипник. — СПб.: СПбГУ ИТМО, 2009. — 100 с.
 9. Majaron, B. Heat diffusion and debris screening in Er: YAG laser ablation of hard biological tissues / B. Majaron, D. Šušterčič, M. Lukač, U. Skalerič, N. Funduk // Applied Physics B: Lasers and Optics. — 1998. — Vol. 66, № 4. — P. 479.
 10. Colojoara, C. Influence of peak power in ablation rate of dental hard tissues: mathematical model / C. Colojoara, S. Gabay, F. W. van der Meulen, M. J. C. van Gemert // Proc. of SPIE. — 1996. — Vol. 2922. — P. 243.
 11. Miron, M-I. Mathematical Model of the Influence of Laser Parameters on the Ablation Rate of Dental Hard Tissues / M-I. Miron // Timișoara Medical Journal. — 2004. — № 4. — P. 1.
 12. Majaron, B. Calculation of crater shape in pulsed laser ablation of hard tissues / B. Majaron, M. Lukac // Lasers in surgery and medicine. — 1999. — Vol. 24, № 1. — P. 55.
 13. Stopp, S. A new approach for creating defined geometries by navigated laser ablation based on volumetric 3-D data / S. Stopp, D. Svejdar, E. von Kienlin, H. Deppe, T. C. Lueth // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. — 2008. — Vol. 55, № 7. — P. 1872.
 14. Беликов, А. В. Исследование динамики спектров поглощения эмали и дентина зуба человека при нагреве и абляции излучением субмиллисекундных импульсов эрбиевого лазера с длиной волны генерации 2,79 мкм / А. В. Беликов, А. В. Скрипник, К. В. Шатилова // Оптика и спектроскопия. — 2010. — Т. 109, № 2. — С. 1297.
 15. Vodopyanov, K. L. Bleaching of water by intense light at the maximum of the $\lambda \sim 3 \mu\text{m}$ absorption band / K. L. Vodopyanov // Zhurnal

- Eksperimentalnoi I Teoreticheskoi Fiziki. — 1990. — Vol. 97, № 1. — P. 205.
16. Беликов, А. В. Моделирование микрообработки эмали зуба человека излучением эрбиевых лазеров / А. В. Беликов, А. В. Скрипник, К. В. Шатилова // Квантовая Электроника. — 2014. — Т. 44, № 8. — С. 763.

Список рекомендованной литературы к главе 3

1. VersaWave Hard & Soft Tissue Dental Laser [Электронный ресурс]. — Riverside: Lions Dental Supply, 2017. — Режим доступа: http://lionsdentalsupply.com/VersaWave_Hard_Tissue_Laser.html.
2. KaVo KEY Laser 3+ laser system [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://kavalaserdentistry.com/index.html>.
3. Dental Lasers [Электронный ресурс]. — Irvine: Biolase, Inc., 2016. — Режим доступа: <http://www.biolase.com/Pages/Dental-Lasers.aspx>.
4. LightWalker®. Hard and Soft-Tissue Dental Lasers [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.fotona.com/en/products/1188/lightwalker/>.
5. Fotona Technology. Lasers are the Heart of our Business [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.fotonadentallaser.co.uk/technology>.
6. LightWalker®. Perfection in Laser Dentistry [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.fotonadentallaser.co.uk/products/lightwalker>.
7. SmartXide 2 DOT/RF: Combined Action, Total Rejuvenation. [Электронный ресурс]. — Режим доступа: <http://www.dekalaser.com/en-GB/product.aspx?item=smart2940dplus&tab=3>.

Список рекомендованной литературы к главе 4

1. Perhavec, T. A method for rapid measurement of laser ablation rate of hard dental tissue / T. Perhavec, A. Gorkič, D. Bračun, J. Diaci // Optics & Laser Technology. — 2009. — Vol. 41, № 4. — P. 397.
2. Gurgan, S. Shear bond strength of composite bonded to erbium: yttrium-aluminum-garnet laser-prepared dentin / S. Gurgan, A. Kiremitci, F. Y. Cakir, E. Yazici, J. Gorucu, N. Gutknecht // Lasers in medical science. — 2009. — Vol. 24, № 1. — P. 117.
3. Başaran, G. Shear bond strength of bonding to enamel with different laser irradiation distances / G. Başaran, N. Hamamcı, A. Akkurt // Lasers in medical science. — 2011. — Vol. 26, № 2. — P. 149.
4. Fujitani, M. Does Er: YAG or CO₂ laser ablation of dentin affect the adhesive properties of resin bonding systems? / M. Fujitani, T. Harima, H. Shintani // International Congress Series. — 2003. — Vol. 1248. — 2003. — P. 161.
5. Zhan, Z. Shear bond strength of a self-etch adhesive to Er: YAG laser-prepared dentin / Z. Zhan, W. Wu, X. Zhang, H. Zhao, S. Lin, S. Xie // Proc. of SPIE. — 2010. — Vol. 7845. — P. 78452H.

6. Ferreira, L. S. Influence of etching time on bond strength in dentin irradiated with erbium lasers / L. S. Ferreira, C. Apel, C. Francci, A. Simoes, C. P. Eduardo, N. Gutknecht // Lasers in medical science. — 2010. — Vol. 25, № 6. — P. 849.
7. Shahabi, S. Tensile bond strength of sealants following Er: YAG laser etching compared to acid etching in permanent teeth / S. Shahabi, H. G. Bagheri, K. Ramazani // Lasers in medical science. — 2012. — Vol. 27, № 2. — P. 371.
8. Baghalian, A. Microleakage of Er: YAG laser and dental bur prepared cavities in primary teeth restored with different adhesive restorative materials / A. Baghalian, Y. B. Nakhjavani, T. Hooshmand, P. Motahhary, H. Bahramian // Lasers in medical science. — 2013. — Vol. 28, № 6. — P. 1453.
9. Navarro, R. S. The influence of erbium: yttrium-aluminum-garnet laser ablation with variable pulse width on morphology and microleakage of composite restorations / R. S. Navarro, S. Gouw-Soares, A. Cassoni, P. Haypek, D. M. Zezell, C. de Paula Eduardo // Lasers in medical science. — 2010. — Vol. 25, № 6. — P. 881.
10. Korkmaz, Y. Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites prepared by erbium: yttrium-aluminum-garnet laser and bur / Y. Korkmaz, E. Ozel, N. Attar, C. O. Bicer, E. Firatli // Lasers in medical science. — 2010. — Vol. 25, № 4. — P. 493.
11. Yaman, B. C. Microleakage of repaired class V silorane and nano-hybrid composite restorations after preparation with erbium: yttrium-aluminum-garnet laser and diamond bur / B. C. Yaman, B. G. Efes, C. Dörter, Y. Gömeç, D. Erdilek, O. Yazıcıoğlu // Lasers in medical science. — 2011. — Vol. 26, № 2. — P. 163.
12. Belikov, A. V. Comparative study of the 3 μ m laser action on different hard tissue samples using free running pulsed Er-doped YAG, YSGG, YAP, and YLF lasers / A. V. Belikov, A. V. Erofeev, V. V. Shumilin, A. M. Tkachuk // Proc. of SPIE. — 1993. — Vol. 2080. — P. 60.
13. Altshuler, G. B. Laser treatment of enamel and dentine by different Er lasers / G. B. Altshuler, A. V. Belikov, A. V. Erofeev // Proc. of SPIE. — 1994. — Vol. 2128. — P. 273.
14. Li, Z-Z. Er: YAG laser ablation of enamel and dentin of human teeth: determination of ablation rates at various fluences and pulse repetition rates / Z-Z. Li, J. E. Code, W. P. Van de Merwe // Lasers in surgery and medicine. — 1992. — Vol. 12, № 6. — P. 625.
15. Mehl, A. 3D volume-ablation rate and thermal side effects with the Er: YAG and Nd: YAG laser / A. Mehl, L. Kremers, K. Salzmann, R. Hickel // Dental materials. — 1997. — Vol. 13, № 4. — P. 246.

16. Lukac, M. Effects of pulsed CO₂ and Er: YAG lasers on enamel and dentin / M. Lukac, F. Hocevar, S. Cencic, K. N. Nemes, U. Keller, R. Hibst, D. Sustercic, B. Gaspirc, U. Skaleric, N. Funduk // *Proc. of SPIE.* — 1993. — Vol. 1880. — P. 169.
17. Shahabi, S. Morphological Changes of Human Dentin after Erbium-Doped Yttrium Aluminum Garnet (Er: YAG) and Carbon Dioxide (CO₂) Laser Irradiation and Acid-etch Technique: An Scanning Electron Microscopic (SEM) Evaluation / S. Shahabi, N. Chiniforush, N. Juybanpoor // *Journal of Lasers in Medical Sciences.* — 2013. — Vol. 4, № 1. — P. 48.
18. Contente, M. M. M. G. Temperature rise during Er: YAG cavity preparation of primary enamel / M. M. M. G. Contente, F. A. de Lima, R. Galo, J. D. Pécora, L. Bachmann, R. G. Palma-Dibb, M. C. Borsatto // *Lasers in medical science.* — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 1.
19. Krmek, S. J. The temperature changes in the pulp chamber during cavity preparation with the Er: YAG laser using a very short pulse / S. J. Krmek, I. Miletic, P. Simeon, G. P. Mehicic, I. Anic, B. Radišic // *Photomedicine and laser surgery.* — 2009. — Vol. 27, № 2. — P. 351.
20. Sonntag, K. D. Pulpal response to cavity preparation with the Er: YAG and Mark III free electron lasers / K. D. Sonntag, B. Klitzman, E. J. Burkes, J. Hoke, J. Moshonov // *Oral Surgery, Oral Medicine, Oral Pathology, Oral Radiology, and Endodontology.* — 1996. — Vol. 81, № 6. — P. 695.
21. Kilinc, E. Thermal safety of Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers in hard tissue removal / E. Kilinc, D. M. Roshkind, S. A. Antonson, D. E. Antonson, P. C. Hardigan, S. C. Siegel, J. W. Thomas // *Photomedicine and laser surgery.* — 2009. — Vol. 27, № 4. — P. 565.
22. Harashima, T. Morphological comparative study on ablation of dental hard tissues at cavity preparation by Er: YAG and Er, Cr: YSGG lasers / T. Harashima, J-I. Kinoshita, Y. Kimura, A. Brugnera Jr., F. Zanin, J. D. Pecora, K. Matsumoto // *Photomedicine and Laser Therapy.* — 2005. — Vol. 23, № 1. — P. 52.
23. Hibst, R. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate / R. Hibst, U. Keller // *Lasers in surgery and medicine.* — 1989. — Vol. 9, № 4. — P. 338.
24. Jelinkova, H. Influence of Er: YAG laser ablation on cavity surface and cavity shape / H. Jelinkova, T. Dostalova, O. Krejsa, K. Hamal, J. Kubelka, S. Prochazka // *Proc. of SPIE.* — 1996. — Vol. 2672. — P. 193.
25. Stock, K. Comparison of Er: YAG and Er: YSGG laser ablation of dental hard tissues / K. Stock, R. Hibst, U. Keller // *Proc. of SPIE.* — 1997. — Vol. 3192. — P. 88.
26. Kuščer, L. Measurements of erbium laser-ablation efficiency in hard dental tissues under different water cooling conditions / L. Kuščer, J. Diaci // *Journal of biomedical optics.* — 2013. — Vol. 18, № 10. — P. 108002.

27. Mir, M. Visualising the procedures in the influence of water on the ablation of dental hard tissue with erbium: yttrium-aluminium-garnet and erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser pulses / M. Mir, N. Gutknecht, R. Poprawe, L. Vanweersch, F. Lampert // *Lasers in medical science*. — 2009. — Vol. 24, № 3. — P. 365.
28. Perhavec, T. Comparison of Er: YAG and Er, Cr: YSGG Dental Lasers / T. Perhavec, J. Diaci // *Journal of Oral Laser Applications*. — 2008. — Vol. 8, № 2. — P. 87.
29. Geraldo-Martins, V. The use of bur and laser for root caries treatment: a comparative study / V. Geraldo-Martins, T. Thome, M. Mayer, M. Marques // *Operative dentistry*. — 2013. — Vol. 38, № 3. — P. 290.
30. Marotti, J. Influence of etching with erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration / J. Marotti, V. R. Geraldo-Martins, M. S. Bello-Silva, C. de Paula Eduardo, C. Apel, N. Gutknecht // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 3. — P. 325.
31. Baygin, O. The effect of different enamel surface treatments on the microleakage of fissure sealants / O. Baygin, F. M. Korkmaz, T. Tüzüner, M. Tanriver // *Lasers in medical science*. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 153.
32. Sungurtekin, E. The effect of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser etching on marginal integrity of a resin-based fissure sealant in primary teeth / E. Sungurtekin, N. Öztaş // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 6. — P. 841.
33. Başaran, E. G. Influence of different power outputs of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser and acid etching on shear bond strengths of a dual-cure resin cement to enamel / E. G. Başaran, E. Ayna, G. Başaran, K. Beydemir // *Lasers in medical science*. — 2011. — Vol. 26, № 1. — P. 13.
34. Shahabi, S. Comparison of Tensile Bond Strength of Composite to Dentin in Conventional or Laser-prepared Cavities (Er; Cr: YSGG) / S. Shahabi, N. Chiniforoush, R. Fekrazad, S. M. Fatemi // *Journal of Oral Laser Applications*. — 2010. — Vol. 10, № 2. — P. 107.
35. Ana, P. A. Thermal analysis of teeth irradiated with Er, Cr: YSGG at low fluences / P. A. Ana, A. Blay, W. Miyakawa, D. M. Zezell // *Laser Physics Letters*. — 2007. — Vol. 4, № 11. — P. 827.
36. Kato, C. Conditioning effects of cavities prepared with an Er, Cr: YSGG laser and an air-turbine / C. Kato, Y. Taira, M. Suzuki, K. Shinkai, Y. Katoh // *Odontology*. — 2012. — Vol. 100, № 2. — P. 164.
37. Obeidi, A. Acid-etch interval and shear bond strength of Er, Cr: YSGG laser-prepared enamel and dentin / A. Obeidi, P-R. Liu, L. C. Ramp, P. Beck, N. Gutknecht // *Lasers Med Sci*. — 2010. — Vol. 25, № 3. — P. 363.

38. Yazici, A. R. Clinical Comparison of Bur- and Laser-prepared Minimally Invasive Occlusal Resin Composite Restorations: Two-year Follow-up / A. R. Yazici, M. Baseren, J. Gorucu // *Operative Dentistry*. — 2010. — Vol. 35, № 5. — P. 500.
39. Coluzzi, D. J. Atlas of laser applications in dentistry / D. J. Coluzzi, R. A. Convissar. — Hanover Park: Quintessence Publishing Company, 2007. — 220 p.
40. Николаев, А. И. Препарирование кариозных полостей: современные инструменты, методики, критерии качества / А. И. Николаев. — 2-е изд., перераб. и доп. — М.: МЕДпресс-информ, 2010. — 224 с.

Список рекомендованной литературы к параграфу 5.1 главы 5

1. Coluzzi, D. J. Atlas of laser applications in dentistry / D. J. Coluzzi, R. A. Convissar. — Hanover Park: Quintessence Publishing Company, 2007. — 220 p.
2. Николаев, А. И. Препарирование кариозных полостей. Современные инструменты, методики, критерии качества / А. И. Николаев, Л. М. Цепов. — М.: МЕДпресс-информ, 2006. — 208 с.
3. Токарев, В. Н. Механизм лазерного сверления сверхвысокоаспектных отверстий в полимерах / В. Н. Токарев // *Квантовая Электроника*. — 2006. — Т. 36, № 7. — С. 624.
4. Wang, P. Efficient single-mode operation of a cladding-pumped ytterbium-doped helical-core fiber laser / P. Wang, L. J. Cooper, J. K. Sahu, W. A. Clarkson // *Optics letters*. — 2006. — Vol. 31, № 2. — P. 226.
5. Offerhaus, H. L. High-energy single-transverse-mode Q-switched fiber laser based on a multimode large-mode-area erbium-doped fiber / H. L. Offerhaus, N. G. Broderick, D. J. Richardson, R. Sammut, J. Caplen, L. Dong // *Optics letters*. — 1998. — Vol. 23, № 21. — P. 1683.
6. Альтшулер, Г. Б. "М² лазерная технология" и её применение для создания микроканалов в зубе / Г. Б. Альтшулер, А. В. Беликов, А. В. Скрипник, К. В. Шатилова, Ф. И. Фельдштейн // *Инновационная стоматология*. — 2010. — № 1. — С. 20.
7. Altshuler, G. B. Peroxide dental bleaching via laser microchannels and tooth color measurements / G. B. Altshuler, A. V. Belikov, A. V. Skrypnik, F. Feldchtein, A. E. Pushkareva, K. V. Shatilova, I. Cernavin, V. V. Tuchin // *Journal of Biomedical Optics* — 2016 — Vol. 21, № 12. — P. 125001.
8. Hagen, C. High power, diode pumped Er: YAG for dentistry / C. Hagen, A. Heinrich, B. Nussbaumer // *Proc. of SPIE*. — 2011. — Vol. 7884. — P. 78840I.
9. Heinrich, A. High power, diode-pumped Er: YAG lasers for soft and hard tissue applications / A. Heinrich, C. Hagen, A. Vizhanyo, P. Krammer, S. Summer, S. Gross, C. Böhler, T. Bragagna // *Proc. of SPIE-OSA*. — 2011. — Vol. 8092. — P. 80921C.

10. Stock, K. Investigation on the potential of a novel diode pumped Er: YAG laser system for dental applications / K. Stock, F. Hausladen, R. Hibst // Proc. of SPIE. — 2012. — Vol. 8208. — P. 82080D.
11. Stock, K. Primary investigations on the potential of a novel diode pumped Er: YAG laser system for bone surgery / K. Stock, R. Diebolder, F. Hausladen, H. Wurm, S. Lorenz, R. Hibst // Proc. of SPIE. — 2013. — Vol. 8565. — P. 85656D.

Список рекомендованной литературы к параграфу 5.2 главы 5

1. Nguyen, D. High-speed scanning ablation of dental hard tissues with a $\lambda = 9,3\text{-}\mu\text{m}$ CO₂ laser: Heat accumulation and peripheral thermal damage / D. Nguyen, M. Staninec, C. Lee, D. Fried // Proc. of SPIE. — 2010. — Vol. 7549. — P. 754907.
2. Hedayatollahnajafi, S. Dentin bond strength after ablation using a CO₂ laser operating at high pulse repetition rates / S. Hedayatollahnajafi, M. Staninec, L. Watanabe, C. Lee, D. Fried // Proc. of SPIE. — 2009. — Vol. 7162. — P. 71620F.
3. Chang, K. K. Adhesion studies on dental enamel surfaces irradiated by a rapidly scanned carbon dioxide laser / K. K. Chang, M. Staninec, K. H. Chan, D. Fried // Proc. of SPIE. — 2011. — Vol. 7884. — P. 78840S.
4. Gerhardt-Szep, S. Influence of femtosecond laser treatment on shear bond strength of composite resin bonding to human dentin under simulated pulpal pressure / S. Gerhardt-Szep, K. Werelius, F. de Weerth, D. Heidemann, P. Weigl // Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials. — 2012. — Vol. 100B, № 1. — P. 177.
5. Hagen, C. High power, diode pumped Er: YAG for dentistry / C. Hagen, A. Heinrich, B. Nussbaumer // Proc. of SPIE. — 2011. — Vol. 7884. — P. 78840I.
6. Heinrich, A. High power, diode-pumped Er: YAG lasers for soft and hard tissue applications / A. Heinrich, C. Hagen, A. Vizhanyo, P. Krammer, S. Summer, S. Gross, C. Böhler, T. Bragagna // Proc. of SPIE. — 2011. — Vol. 8092. — P. 80921C.
7. Stock, K. Investigation on the potential of a novel diode pumped Er: YAG laser system for dental applications / K. Stock, F. Hausladen, R. Hibst // Proc. of SPIE. — 2012. — Vol. 8208. — P. 82080D.
8. Stock, K. Primary investigations on the potential of a novel diode pumped Er: YAG laser system for bone surgery / K. Stock, R. Diebolder, F. Hausladen, H. Wurm, S. Lorenz, R. Hibst // Proc. of SPIE. — 2013. — Vol. 8565. — P. 85656D.
9. Bello-Silva, M. S. Precise ablation of dental hard tissues with ultra-short pulsed lasers. Preliminary exploratory investigation on adequate laser parameters / M. S. Bello-Silva, M. Wehner, C. de Paula Eduardo,

- F. Lampert, R. Poprawe, M. Hermans, M. Esteves-Oliveira // Lasers in medical science. — 2013. — Vol. 28, № 1. — P. 171.
10. Weigl, P. Femtosecond technology for technical and medical applications / P. Weigl, A. Kasenbacher, K. Werelius // Dental Applications. — 2004. — Vol. 96. — P. 167.
 11. Ji, L. Ti: sapphire femtosecond laser ablation of dental enamel, dentine, and cementum / L. Ji, L. Li, H. Devlin, Z. Liu, J. Jiao, D. Whitehead // Lasers in medical science. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 197.
 12. Staninec, M. Pulpal effects of enamel ablation with a microsecond pulsed $\lambda = 9.3\text{-}\mu\text{m}$ CO₂ laser / M. Staninec, C. L. Darling, H. E. Goodis, D. Pierre, D. P. Cox, K. Fan, M. Larson, R. Parisi, D. Hsu, S. K. Manesh // Lasers in surgery and medicine. — 2009. — Vol. 41, № 4. — P. 256.
 13. Gardner, A. K. The influence of surface roughness on the bond strength of composite to dental hard tissues after Er: YAG laser irradiation / A. K. Gardner, M. Staninec, D. Fried // Proc. of SPIE. — 2005. — Vol. 5687. — P. 144.
 14. Braun, A. Heat generation caused by ablation of dental hard tissues with an ultrashort pulse laser (USPL) system / A. Braun, R. F. Krillke, M. Frentzen, C. Bourauel, H. Stark, F. Schelle // Lasers in medical science. — 2015. — Vol. 30, № 2. — P. 475.
 15. Muñoz, M. P. Morphological alterations in dentine after mechanical treatment and ultrashort pulse laser irradiation / M. P. Muñoz, M. C. L. Luengo, J. M. S. Llorente, M. P. Sánchez, A. Albaladejo, A. García, P. M. Pedraz // Lasers in medical science. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 53.
 16. Lorenzo, M. C. In vitro analysis of femtosecond laser as an alternative to acid etching for achieving suitable bond strength of brackets to human enamel / M. C. Lorenzo, M. Portillo, P. Moreno, J. Montero, R. Castillo-Oyagüe, A. García, A. Albaladejo // Lasers in medical science. — 2013. — Vol. 29, № 3. — P. 897.
 17. Chung, S. H. Surgical applications of femtosecond lasers / S. H. Chung, E. Mazur // Journal of biophotonics. — 2009. — Vol. 2, № 10. — P. 557.
 18. Lorenzo, M. d. l. C. Effect of ultrashort laser microstructuring of enamel and dentin surfaces on bond strengths in orthodontics and conservative dentistry / M. d. l. C. Lorenzo, M. Portillo, A. Albaladejo, A. García, J. R. V. de Aldana, P. Moreno // Photonics and Lasers in Medicine. — 2012. — Vol. 1, № 3. — P. 171.
 19. Samad-Zadeh, A. The influence of laser-textured dentinal surface on bond strength / A. Samad-Zadeh, M. Harsono, A. Belikov, K. V. Shatilova, A. Skripnik, P. Stark, C. Egles, G. Kugel // Dental materials. — 2011. — Vol. 27, № 10. — P. 1038.
 20. Беликов, А. В. Лазерное текстурирование поверхностей материалов / А. В. Беликов, А. Е. Пушкарёва, А. В. Скрипник, Т. В. Струнина,

- К. В. Шатилова // Известия высших учебных заведений. Приборостроение. — 2010. — Т. 53, № 4. — С. 52.
21. Yavuz, I. A new method: measurement of microleakage volume using human, dog and bovine permanent teeth / I. Yavuz, H. Aydin, R. Ulku, S. Kaya, C. Tumen // *Electronic Journal of Biotechnology*. — 2006. — Vol. 9, № 1. — P. 8.
 22. Feldchtein, F. In vivo OCT imaging of hard and soft tissue of the oral cavity / F. Feldchtein, V. Gelikonov, R. Iksanov, G. Gelikonov, R. Kuranov, A. Sergeev, N. Gladkova, M. Ourutina, D. Reitze, J. Warren // *Optics Express*. — 1998. — Vol. 3, № 6. — P. 239.
 23. Yaman, B. C. Effect of the erbium: yttrium-aluminum-garnet laser or diamond bur cavity preparation on the marginal microleakage of class V cavities restored with different adhesives and composite systems / B. C. Yaman, B. E. Guray, C. Dorter, Y. Gomeç, O. Yazıcıoğlu, D. Erdilek // *Lasers in medical science*. — 2012. — Vol. 27, № 4. — P. 785.
 24. Geraldo-Martins, V. The use of bur and laser for root caries treatment: a comparative study / V. Geraldo-Martins, T. Thome, M. Mayer, M. Marques // *Operative dentistry*. — 2013. — Vol. 38, № 3. — P. 290.
 25. Marotti, J. Influence of etching with erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser on microleakage of class V restoration / J. Marotti, V. R. Geraldo-Martins, M. S. Bello-Silva, C. de Paula Eduardo, C. Apel, N. Gutknecht // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 3. — P. 325.
 26. Baygin, O. The effect of different enamel surface treatments on the microleakage of fissure sealants / O. Baygin, F. M. Korkmaz, T. Tüzüner, M. Tanriver // *Lasers in medical science*. — 2012. — Vol. 27, № 1. — P. 153.
 27. Sungurtekin, E. The effect of erbium, chromium: yttrium-scandium-gallium-garnet laser etching on marginal integrity of a resin-based fissure sealant in primary teeth / E. Sungurtekin, N. Öztaş // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 6. — P. 841.
 28. Baghalian, A. Microleakage of Er: YAG laser and dental bur prepared cavities in primary teeth restored with different adhesive restorative materials / A. Baghalian, Y. B. Nakhjavani, T. Hooshmand, P. Motahhary, H. Bahramian // *Lasers in medical science*. — 2013. — Vol. 28, № 6. — P. 1453.
 29. Navarro, R. S. The influence of erbium: yttrium-aluminum-garnet laser ablation with variable pulse width on morphology and microleakage of composite restorations / R. S. Navarro, S. Gouw-Soares, A. Cassoni, P. Haypek, D. M. Zzell, C. de Paula Eduardo // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 6. — P. 881.
 30. Korkmaz, Y. Microleakage and scanning electron microscopy evaluation of all-in-one self-etch adhesives and their respective nanocomposites

- prepared by erbium: yttrium-aluminum-garnet laser and bur / Y. Korkmaz, E. Ozel, N. Attar, C. O. Bicer, E. Firatli // *Lasers in medical science*. — 2010. — Vol. 25, № 4. — P. 493.
31. Yaman, B. C. Microleakage of repaired class V silorane and nano-hybrid composite restorations after preparation with erbium: yttrium-aluminum-garnet laser and diamond bur / B. C. Yaman, B. G. Efes, C. Dörter, Y. Gömeç, D. Erdilek, O. Yazıcıoğlu // *Lasers in medical science*. — 2011. — Vol. 26, № 2. — P. 163.
 32. Wen, X. Effect of pulse Nd: YAG laser on bond strength and microleakage of resin to human dentine / X. Wen, L. Liu, X. Nie, L. Zhang, M. Deng, Y. Chen // *Photomedicine and laser surgery*. — 2010. — Vol. 28, № 6. — P. 741.
 33. Lupi-Pégurier, L. Microleakage of resin-based sealants after Er: YAG laser conditioning / L. Lupi-Pégurier, M-F. Bertrand, O. Genovese, J-P. Rocca, M. Muller-Bolla // *Lasers in medical science*. — 2007. — Vol. 22, № 3. — P. 183.
 34. Borsatto, M. C. Microleakage of a resin sealant after acid-etching, Er: YAG laser irradiation and air-abrasion of pits and fissures / M. C. Borsatto, S. A. M. Corona, R. G. P. Dibb, R. P. Ramos, J. D. Pécora // *Journal of clinical laser medicine & surgery*. — 2001. — Vol. 19, № 2. — P. 83.
 35. Palma Dibb, R. G. Assessing microleakage on class V composite resin restorations after Er: YAG laser preparation varying the adhesive systems / R. G. Palma Dibb, S. A. Milori Corona, M. C. Borsatto, K. C. Ferreira, R. Pereira Ramos, J. Djalma Pécora // *Journal of clinical laser medicine & surgery*. — 2002. — Vol. 20, № 3. — P. 129.
 36. Araujo, R. M. Microleakage and nanoleakage: influence of laser in cavity preparation and dentin pretreatment / R. M. Araujo, C. de Paula Eduardo, S. L. L. Duarte Junior, M. A. M. Araujo, L. de Castro Monteiro Loffredo // *Journal of clinical laser medicine & surgery*. — 2001. — Vol. 19, № 6. — P. 325.
 37. Lizarelli, R. F. Z. Study of microleakage at class V cavities prepared by Er: YAG laser using rewetting surface treatment / R. F. Z. Lizarelli, P. C. G. Silva, S. T. P. Neto, V. S. Bagnato // *Journal of clinical laser medicine & surgery*. — 2004. — Vol. 22, № 1. — P. 51.
 38. Quo, B. C. Glass ionomer microleakage from preparations by an Er: YAG laser or a high-speed handpiece / B. C. Quo, J. L. Drummond, A. Koerber, S. Fadavi, I. Punwani // *Journal of dentistry*. — 2002. — Vol. 30, № 4. — P. 141.
 39. Gutknecht, N. Microleakage of composite fillings in Er, Cr: YSGG laser prepared class II cavities / N. Gutknecht, C. Apel, C. Schäfer, F. Lampert // *Lasers in surgery and medicine*. — 2001. — Vol. 28, № 4. — P. 371.

40. Pittman Jr., C. U. Oxygen plasma and isobutylene plasma treatments of carbon fibers: determination of surface functionality and effects on composite properties / C. U. Pittman Jr., W. Jiang, G-R. He, S. D. Gardner // *Carbon*. — 1998. — Vol. 36, № 1. — P. 25.
41. Боровский, Е. В. Биология полости рта / Е. В. Боровский, В. К. Леонтьев — Н. Новгород: Изд-во НГМА, 2001. — 304 с.
42. Каргальцева, Н. М. Ротовая полость — важный биотоп организма человека / Н. М. Каргальцева // *Институт стоматологии*. — 2001. — № 1(10). — С. 18.
43. Боровский, Е. В. Терапевтическая стоматология: учебник для студентов медицинских вузов / под ред. Е. В. Боровского. — М.: Медицинское информационное агентство, 2003. — 840 с.
44. Nyvad, B. Transmission electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surfaces in vivo / B. Nyvad, O. Fejerskov // *European Journal of Oral Sciences*. — 1987. — Vol. 95, № 4. — P. 297.
45. Nyvad, B. Scanning electron microscopy of early microbial colonization of human enamel and root surfaces in vivo / B. Nyvad, O. Fejerskov // *European Journal of Oral Sciences*. — 1987. — Vol. 95, № 4. — P. 287.
46. Belikov, A. V. YAG: Er laser texturing of human teeth hard tissue surface / A. V. Belikov, A. V. Skrypnik, K. V. Shatilova // *Proc. of SPIE*. — 2010. — Vol. 7547. — P. 754705.
47. Aranha, A. C. C. Analysis of the interfacial micromorphology of adhesive systems in cavities prepared with Er, Cr: YSGG, Er: YAG laser and bur / A. C. C. Aranha, C. D. P. Eduardo, N. Gutknecht, M. M. Marques, K. M. Ramalho, C. Apel // *Microscopy research and technique*. — 2007. — Vol. 70, № 8. — P. 745.
48. Belikov, A. V. Comparative study of the 3 μ m laser action on different hard tissue samples using free running pulsed Er-doped YAG, YSGG, YAP, and YLF lasers / A. V. Belikov, A. V. Erofeev, V. V. Shumilin, A. M. Tkachuk // *Proc. of SPIE*. — 1993. — Vol. 2080. — P. 60.
49. Belikov, A. V. Composite fillings microleakage after TEM₀₀ Er: YAG laser texturing of human tooth enamel surface / A. V. Belikov, K. V. Shatilova, A. V. Skrypnik, D. Y. Fedotov // *Proc. of SPIE*. — 2010. — Vol. 7376. — P. 73760C.

Миссия университета — генерация передовых знаний, внедрение инновационных разработок и подготовка элитных кадров, способных действовать в условиях быстро меняющегося мира и обеспечивать опережающее развитие науки, технологий и других областей для содействия решению актуальных задач.

КАФЕДРА ЛАЗЕРНЫХ ТЕХНОЛОГИЙ И СИСТЕМ (ЛТС)

Лазерные технологии неслучайно называют технологиями XXI века. Открытые в середине прошлого века, лазеры сегодня широко проникли в промышленность, связь, строительство, транспорт, медицину, биологию, экологию, искусство, шоу-бизнес и другие сферы жизни. Лазерные принтеры, оптические диски (CD, DVD, Blu-ray и т. п.), лазерные торговые сканеры и лазерные шоу сегодня известны всем. Менее известны широкой публике, но не менее важны лазерные технологии в микроэлектронике для нанесения и структурирования тонких плёнок, для резки и сварки брони, закалки инструментальных сталей, декоративной обработки дерева, камня и кожи, при лечении болезней глаз, сосудов, опухолей и т. д., а в ближайшей перспективе — для избавления человечества от очков и морщин (да, да! — сотни тысяч операций по лазерной полировке роговицы глаза и кожи уже проведены). На повестке дня сегодня лазерные аддитивные технологии, а именно: создание трёхмерных объектов за счёт прямой трансформации виртуального (компьютерного) образа в материальный объект при взаимодействии лазерного излучения с веществом, разработка лазерного управляемого термоядерного синтеза, лазерных реактивных двигателей и многое другое.

История кафедры ЛТС

Кафедра "Лазерных технологий и систем" (ЛТС) сформирована путём слияния нескольких кафедр Университета ИТМО, занимающихся лазерной физикой, техникой и технологиями.

История становления кафедры началась в 1963 году, когда всего через три года после создания первого лазера Константином Ивановичем Крыловым была создана кафедра квантовой радиоэлектроники, впоследствии получившая название кафедры "Лазерной техники и биомедицинской оптики" (ЛТБМО). Кафедра первой в России начала подготовку и выпуск специалистов по новому направлению в науке и технике — квантовой электронике, лазерной физике и технике. С самого

начала создания кафедры серьёзное внимание было уделено фундаментальной подготовке в области математики и физики, физическому эксперименту, учебно-исследовательской работе студентов. В кратчайшие сроки была создана проблемная научно-исследовательская лаборатория, а затем и отраслевая лаборатория, что значительно расширило круг проводимых научных исследований и обеспечило их высокий научный уровень. Основными научными направлениями кафедры стали оптика лазеров, силовая и нелинейная оптика, радиооптика, неразрушающий контроль материалов и изделий, биомедицинская оптика.

В 1965 году Вадимом Павловичем Вейко (учеником К. И. Крылова по кафедре спецфизики в ЛЭТИ) в нашем вузе была организована лаборатория лазерных технологий (совместно с ЛКТБ "Светлана"), которая в 1975–1976 годах была преобразована в отраслевую (двух министерств — Высшего образования и Электронной промышленности), а в дальнейшем, в 1980 году, на базе лаборатории была создана кафедра, которая впоследствии получила название "Кафедры лазерных технологий и экологического приборостроения" (ЛТиЭП). В 1976 году научные работы отраслевой лаборатории по "Физическим основам лазерной обработки тонких плёнок" удостоены Премии Президиума АН СССР за лучшую научную работу в области "Фундаментальных проблем микроэлектроники". В 1983–1984 годах работы кафедры ЛТиЭП удостоены Премий Минвуза СССР за лучшую научную работу, а в 1986 году совместно с рядом других организаций — Государственной Премии СССР в области науки и техники за "Разработку и широкое внедрение в промышленность процессов лазерной обработки тонких плёнок".

В 1994 году кафедры ЛТБМО и ЛТиЭП выступили инициаторами организации новой специальности "Лазерная техника и лазерные технологии", по которой в настоящее время ведут подготовку и систематический выпуск специалистов одиннадцать вузов России.

С 2000 года лаборатория и кафедра ЛТиЭП признаны Ведущей научной школой Российской Федерации по "Фундаментальным основам лазерных микро- и нанотехнологий". Этот статус ежегодно подтверждался ею вплоть до 2015 года. В 2010 году работы кафедры ЛТиЭП совместно с рядом других организаций удостоены Премии Правительства России в области образования за "Создание инновационной системы подготовки специалистов по лазерной обработке материалов".

За время существования кафедр ЛТБМО и ЛТиЭП подготовлено более двух тысяч специалистов в области лазерной техники и лазерных технологий, свыше 80 выпускников и сотрудников кафедр защитили кандидатские и докторские диссертации и более 20 имеют учёное звание профессора. По результатам работ кафедр издано более 15 монографий. Результаты исследований сотрудников изложены более чем в 500 научных статьях и 50 патентах и авторских свидетельствах.

В настоящее время кафедра ЛТС активно сотрудничает с университетами и институтами Германии, Китая, Франции, Италии и других стран.

Основные научные направления кафедры ЛТС:

- Фундаментальные исследования в области взаимодействия лазерного излучения с веществом: лазерная абляция и конденсация металлических и композиционных плёнок.
- Термохимическое действие лазерного излучения.
- Фазово-структурные переходы в функциональных материалах под действием лазерного излучения.
- Лазерное локальное осаждение и обработка тонких плёнок.
- Лазерная инженерия поверхности.
- Лазерные технологии прецизионной размерной обработки.
- Сверхкороткие лазерные воздействия и их применение.
- Создание новых оптических материалов и элементов фотоники, микро- и волоконной оптики на базе лазерных технологий.
- Лазерная очистка и дезактивация в промышленности.
- Лазерный трёхмерный синтез объёмных изделий.
- Промышленные (индустриальные) инновационные технологии на основе волоконных лазеров для различных областей машиностроения и приборостроения.
- Взаимодействие лазерного излучения с конструкционными, функциональными материалами и биологическими тканями.
- Лазерные оптические системы для объёмных изображающих технологий: визуализация медицинских изображений, систем создания и сохранения культурного наследия и т. д.
- Лазерная очистка и реставрация произведений культурно-исторического наследия.
- Лазерные биомедицинские технологии (флуоресцентная диагностика и фотодинамическая терапия).
- Лазерные стоматология и офтальмология.
- Лазерная дезактивация радиоактивно-загрязнённых поверхностей.
- Лазерные микро- и нанотехнологии для различных направлений: механики, электроники, фотоники (оптики), флюидики, газоаналитики, фармацевтики, медицины и биологии.
- Нелинейно-оптические процессы и материалы в лазерной физике и технике.
- Интеллектуальные оптические и лазерные системы.
- Космическая оптика и технологии.
- Лазеры и оптика в космических технологиях.
- Лазерные технологии в ядерных и термоядерных технологиях.

- Лазерные дальномеры и высотомеры, лазеры для стандартов частоты и времени.
- Лазерное освещение.
- Петабитная оптическая память.
- Лазерное управление структурой и свойствами поверхности (структура, морфология, физико-химические свойства).
- Лазерная очистка и сопутствующая обработка поверхности (в том числе дезактивация, флексвалы, прокатные валы, биосовместимость).
- Волоконные лазерные технологии.
- Многофункциональные нанозонды.
- Лазерные технологии на основе сверхкоротких лазерных импульсов.
- Лазерное наноструктурирование методами лазерной термохимии и др.

Заведует кафедрой ЛТС к. ф.-м. н. Викторов Е. А. На кафедре работают заслуженный деятель науки России, Лауреат Государственной Премии СССР и Премии Правительства РФ, действительный член Академии Инженерных Наук РФ, д. т. н., профессор Вадим Павлович Вейко; Почётный работник высшей школы, д. т. н., профессор Е. Б. Яковлев; д. т. н., профессор Е. А. Шахно; Почётный работник высшей школы, к. ф.-м. н., доцент Г. Д. Шандыбина; Почётный работник высшей школы, д. т. н., профессор В. Ю. Храмов; д. ф.-м. н. профессор А. В. Беликов; Почётный работник высшей школы, к. т. н., доцент С. А. Смирнов. Занятия по основам биомедицинской оптики проводят ведущие специалисты Санкт-Петербургского Государственного медицинского университета им. академика И. П. Павлова: д. б. н., профессор И. А. Михайлова; д. м. н., профессор В. И. Томсон; к. б. н., доцент Л. А. Александрова. Также занятия проводят к. ф.-м. н., доцент А. В. Скрипник; к. ф.-м. н., доцент Ю. И. Копилевич; к. т. н., доцент А. А. Петров; к. т. н., доцент А. Е. Пушкарёва; к. т. н., доцент Д. Ю. Сачков. Молодые научные сотрудники — кандидаты наук Э. И. Агеев, А. А. Самохвалов, Г. В. Одинцова, А. Н. Сергеев и др.

Кафедра ЛТС осуществляет подготовку бакалавров (12.03.05) и магистров (12.04.05) по направлению "Лазерная техника и лазерные технологии", бакалавров по направлению 16.03.01 "Техническая физика", магистров по направлению 12.04.02 "Оптотехника", кандидатов и докторов наук по специальностям 05.11.07 "Оптические и оптико-электронные приборы", 05.27.03 "Квантовая электроника" и 01.04.05 "Оптика".

Беликов Андрей Вячеславович
Грисимов Владимир Николаевич
Скрипник Алексей Владимирович
Шатилова Ксения Владимировна

**Лазеры в стоматологии
(Часть 2)**

Учебное пособие

В авторской редакции
Редакционно-издательский отдел Университета ИТМО
Зав. РИО
Подписано к печати
Заказ №
Тираж
Отпечатано на ризографе

Н. Ф. Гусарова

Редакционно-издательский отдел
Университета ИТМО
197101, Санкт-Петербург, Кронверкский пр., 49