

5. Механизм терапевтического действия лазеров. Взаимодействие лазера с биологической тканью.

5.1. Механизм биологического действия низкоинтенсивного лазерного излучения.

В механизме биологического действия низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) преобладают фотохимические и фотоэлектрические эффекты.

Падающее на поверхность биологической ткани лазерное излучение может отражаться, поглощаться и рассеиваться.

Коэффициенты отражения, поглощения и рассеивания в первую очередь зависят от длины волны лазерного излучения. Так, глубина проникновения НИЛИ в ультрафиолетовом диапазоне ($\lambda = 337$ нм) составляет доли миллиметра кожного покрова. Глубина проникновения НИЛИ инфракрасного (ИК) диапазона ($\lambda = 890$ нм) составляет от 40 до 45 мм.

Биологическими факторами, влияющими на изменение указанных выше коэффициентов, являются: пигментация кожи, характер повреждения ткани, степень ее кровенаполнения и др.. Так, известно, что коэффициент отражения лазерного излучения кожей человека варьирует в пределах от 20 до 43%, коэффициент поглощения – от 57 до 80%. Высокий коэффициент поглощения (от 75 до 90%) имеют печень, почки, сердце, селезенка, толстая кишка.

Степень поглощения лазерного излучения тканью определяет эффект проводимой лазерной терапии и выраженность последующих процессов. Здесь проявляется основной закон фотобиологии, который заключается в том, что биологический эффект может вызвать лишь свет такой длины волны, который поглощается молекулами или мембранными компонентами клеток. В ближайшей инфракрасной области поглощение квантов света, по-видимому, связано с обертонами колебаний валентных связей атома водорода с атомами углерода, азота и кислорода и увеличением колебательной энергии биомолекул. Инфракрасный свет преимущественно поглощается в организме молекулами воды, кислорода, а также некоторыми ферментами.

Основные физические процессы, происходящие в коже, слизистой оболочке и других тканях при поглощении световой энергии, сводятся к проявлению внутреннего фотоэффекта, а также к электролитической диссоциации молекул и различных комплексов организма.

При внутреннем фотоэффекте под действием лазерного излучения электрон, сначала связанный с атомом, поглотив энергию фотона, разрывает связь с ядром атома и становится свободным. Следовательно, при облучении ткани лазерным излучением в ней повышается концентрация свободных электронов и возрастает электропроводность.

У поверхности ткани поглощается больше фотонов и образуется больше свободных электронов, чем в глубине ткани, а это приводит к возникновению разности потенциалов между ними, что в свою очередь приводит к возникновению фотоэлектродвижущей силы и появлению фотонов. Причем чем больше мощность излучения, тем более ярко выражен этот эффект. Повышение концентрации свободных носителей – электронов – косвенно изменяет диэлектрическую проницаемость (фотодиэлектрический эффект), магнитную восприимчивость ткани и т.д.

Другим результатом воздействия НИЛИ является ослабление ионных связей и иондипольного взаимодействия в молекулах и тканях за счет поглощенной энергии. При этом появляются свободно заряженные ионы и возникает электролитическая диссоциация. Известно также, что лазерное излучение в диапазоне длин волн 0,85 – 1,3 мкм поглощается преимущественно кислородом, водой, биологическими структурами (в первую очередь мембранами клеток) по резонансному механизму. Это приводит к образованию двух форм высокоэнергетического синглетного кислорода, энергия которого реализуется в форме неизбирательного фотодинамического эффекта без участия фотосенсибилизаторов. Применительно к проблемам лазеротерапии генерация синглетного кислорода будет приводить к воздействию на клеточные мембраны, изменению антигенных свойств органов и тканей, а также к перекисному окислению циклических соединений (пуриновых и пиримидиновых оснований, холестерина, стероидных и половых гормонов, желчных пигментов, порфиринов и др.) и алифатических соединений (жирные ненасыщенные кислоты, фосфолипиды, сфингомиелин, цереброзиды). Следовательно, выраженность воздействия НИЛИ (усиление, нормализация или ослабление перекисного окисления липидов) зависит от концентрации синглетного кислорода, т.е. от дозы лазерного облучения.

Энергия импульсов лазерного излучения утилизируется после некоторого ее накопления в «темновой стадии» импульсной биостимуляции (т.е. в паузах между лазерными импульсами) только в скоростных и спектрально-селективных актах передачи возбуждений, каскадах биохимических реакций каталитического типа, лабильных электронных состояниях молекул в клетках тканей и физиологических субстратов в организме пациента. Лазерные импульсы способны периодически возобновлять, запускать (триггерный принцип), а также «подпитывать» энергией подобные реакции в случае локального энергетического дисбаланса при определенных заболеваниях.

Известно, что под воздействием НИЛИ в тканях образуются свободные ионы (Na^+ , K^+ , Ca^{2+} и др.), которые и усиливают процессы метаболизма за счет активизации мембранных процессов. Так, например, энергия ионной связи NaCl составляет 97 ккал/моль, но при диссоциации в жидких средах клеточных структур эти связи ослабевают и не превышают 10 ккал/моль, что составляет доли электроновольта. Энергия кванта лазерного излучения в красном и ближнем ИК-диапазонах спектра – примерно 1,9 эВ, и этого

вполне достаточно для нарушения довольно слабых электролитических связей. Однако параллельно идет процесс рекомбинации ионов, замедляющий течение метаболических реакций.

Суммируя вышеизложенное, НИЛИ оказывает на организм сложное и многообразное действие и приводит к возникновению значительного количества эффектов, патофизиологическая последовательность которых может быть различной.

Противовоспалительное действие

Активация супероксиддисмутазы и каталазы:

- активация микроциркуляции;
- изменение уровня простагландинов;
- иммуномодулирующее действие.

Снижение перекисного окисления липидов при правильно подобранной дозе НИЛИ:

- выравнивание осмотического давления;
- уменьшение отечности тканей.

Анальгезирующее действие:

- активация метаболизма нейронов;
- повышение уровня эндорфинов;
- повышение порога болевой чувствительности.

Стимуляция репаративных процессов:

- накопление АТФ;
- стимуляция метаболизма клеток;
- усиление пролиферации фибробластов;
- синтез белка и коллагена.

5.2. Биологическое действие высокоинтенсивного лазерного излучения.

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

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

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

- светового,
- термического,
- давления света.

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

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

- коагуляцию,
- ожог,
- обугливание,
- сгорание,
- испарение.

При взаимодействии с живой тканью, содержащей воду, происходит ее вскипание с явлениями микровзрывов, отмечается давление образовавшихся паров на ткань. При этом возникает явление суммации давления света и давления паров, из которых складывается общее ударное воздействие лазерного излучения.

Хирургическое применение диодных и Nd:YAG лазеров основывается для большинства из них на переходе оптического излучения большей частью в тепловую энергию и в меньшей мере в механическую энергию.

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

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

1. Низкотемпературные эффекты (43 – 100°C)

Гипотермический режим (43-45°C, гипотермический интервал). Первый термический эффект, влияющий на биовещество, это разрушение (разбитие водородных связей) биомолекул и их совокупности (протеины, коллаген, жиры, гемоглобин). При температуре около 45°C можно заметить последствия: изменяется структура; нарушаются связи, изменяется оболочка. Каждая отдельная клетка и все ткани при нагревании до температуры около 43-45°C могут перенести небольшие временные повреждения; повреждения станут необратимыми (смерть клетки) после длительного времени воздействия, в диапазоне от 25 минут до нескольких часов в зависимости от вида ткани и условий облучения. В случае опухоли смертельность (для клеток) при этом термическом режиме особенно велика. Эти процессы находят применение в промежуточных гипертермических методах для лечения опухолей, обычно производимых в продолжительном режиме диодного лазера.

Табл. 1. Гистологические изменения вызванные фототермическими процессами

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

Режим свертывания. Когда температура поднимается выше, чем порог разрушения, имеет место процесс омертвения клеток, принимающий форму свертывания вакуолей. Между 50°C и 60°C видоизменяется (уменьшается) ферментная активность, поэтому начинается процесс разрушения макромолекул (таких как белки, жиры, коллаген, гемоглобин), который является основной процесса свертывания.

Важно разрушение коллагена; фиброзный белок состоит из четырех полипептиновых цепей, объединенных в би-геликоидальную структуру. Поднятие температуры разрушает организацию пространства, созданную макромолекулярными цепями: спирали располагаются хаотично с сильными изменениями в спектрах поглощения и рассеивания оптического излучения, приводя к заметному сжатию в коллагеновых волокнах. Термическое разрушение и сжатие межклеточных протеинов вместе с возможным разрушением скелета клетки приводят к сокращению клетки, подвергшейся коагуляции. Разрыв оболочек становится доминирующим во всех клетках, по мере нарастания повреждений после термического воздействия. В конце концов, во всех тканях, где существует высокая пространственная организация, например, в мышечных, распад протеина нарушит эту правильную структуру с потерей соответствующих оптических характеристик. Эти процессы фотокоагуляции используются, например, в офтальмологической хирургии, чтобы уменьшить отслоение сетчатки, и в дерматологии для лечения пигментных сосудистых повреждений.

2. Средневысокие температурные эффекты (>100°C)

Преобладающие эффекты в рамках данного температурного диапазона можно заметить в воде; по сути, предполагая, что процесс испарения начинается при 100°C, благодаря нагреву воды, происходящему в ткани, последующее облучение станет причиной:

- а) поглощение энергии при фазе перехода из воды в пар;
- б) высушивание ткани;
- в) образование вакуолей (пузырьков) пара внутри ткани;
- г) механические эффекты, вызванные быстрым распространением вакуолей пара, заключенных в тканях.

Термическое разрушение характеризуется результатом, похожим на взрыв. Когда температура поднимается выше 100°C, максимальная температура перейдет от поверхности внутрь ткани: жидкости в ткани переходят в пар при давлении свыше 1 атмосферы, и следом за перегреванием, они в конце концов взрываются из-за слишком высокого давления внутри их. Устранение горячей ткани обнажит более холодный слой для облучения. Этот слой сохранит температуру приблизительно 100°C на время, которое нужно для дегидрации ткани (вода отдает высокую теплоэнергию при парообразовании: 2530 J/g). Потеря воды уменьшит местную теплопроводимость и ограничит проведения тепла в окружающие области.

3. Термоаблят (удаление горячего слоя ткани), вызванный высокой температурой (между 300 и тысячами °С).

Когда вода в клетках полностью испарилась, температура в ткани быстро поднимется до 300°С: участки ядра будут вызваны на поверхность и ткань обуглится. Испарение вместе с обугливанием приведут к разрушению компонентов ткани.

Большая интенсивность оптического облучения способствуют температурному максимуму на наружной поверхности по сравнению с поверхностью, которая находится во внутренних слоях ткани из-за отражения излучения, которое следует из рассеивающей природы ткани. Повреждения, имеющие место в данных условиях, имеют кроме чисто термальных последствий еще и механический эффект. Видимые невооруженным взглядом пузырьки (вакуоли), которые образуются в самых горячих областях под облучаемой поверхностью, станут давить на ткань из-за значительного увеличения объема при переходе из жидкости в пар; при достижении критического давления тонкие стенки вакуолей разрушаются, при этом вакуоли объединяются в большие конгломераты; при дальнейшем облучении пузырьки будут разрастаться до тех пор, пока это не приведет к виду взрывного разрушения (эффект поп-корна). Разрушение вакуолей на поверхности позволит выйти пару, что приведет к временному охлаждению поверхности. Гистологический анализ последствий, вызванных эффектом поп-корна, показывает, что поверхностные воронки, произведенные таким образом, появляются благодаря не потери массы ткани, а образованию, разрастанию и разрушению агломератов вакуолей.

С другой стороны, сильное и быстрое нагревание благодаря облучению в режиме импульсов произведет взрывоподобный разрыв вакуолей со взрывом фрагментов ткани.

Фотомеханическое взаимодействие

В зависимости от типа взаимодействия, можно разделить волны воздействия на:

- I. *Акустическую волну*, которая является волной малого воздействия, распространяемой на скорости звука;
- II. *Ударную волну* – волна сильного воздействия, распространяемая на сверхзвуковой скорости.

Ударная волна характеризуется сверхзвуковой скоростью распространения и очень крутым фронтом, где давление достигает несколько тысяч атмосфер на расстоянии нескольких нанометров, создавая временные эффекты с увеличением задержки на несколько пикосекунд.

Фотомеханические процессы

В соответствии с интенсивностью лазерного импульса, можно различить три пограничных случая: в поглощающей среде и ниже оптического порога распада, в образовании акустических волн доминируют термоэластичные

эффекты и парообразование; в прозрачной среде акустические эффекты связаны с формированием плазмы, которое может объединиться с вышеназванными процессами также и в поглощающей среде.

I. Низкая интенсивность: термоэластичный эффект

При передаче материалу низких доз энергии термоэластичный эффект определяет термическое распространение слоя нагреваемого материала, которому противостоит нераспространяемая часть, поэтому образуется несколько механических ударов на границе между двумя областями, что рождает эластичные волны, которые передаются массе материала.

II. Средняя интенсивность: парообразование

При поглощении большего количества энергии может иметь место парообразование в ткани с извержением биоматериала, отдача которого порождает эластичные волны и ограничение инерции (передача постоянного объема оптической энергии жидкостному содержанию ткани). При очень коротких воздействиях, нагретый объем не имеет достаточно времени для распространения в течение импульса: следует внезапное повышение внутреннего давления, а последующее быстрое местное распространение производит акустические волны высокой интенсивности.

III. Высокая интенсивность: ионизация и образование плазмы

Когда показатели плотности энергии достаточно высокие либо достаточно короткое время перемещения, может быть вызвана ионизация облучаемого материала и последующее образование плазмы. В плазме достигаются крайне высокие значения давления и температуры (тысячи °C и атмосфер). Расширение плазмы производит ударную волну, которая может привести к образованию фрагментов и местному разрыву ткани.

Фотоаблятивные процессы (удаление горячего слоя ткани)

Лазерный фотоаблят представляет собой сложный процесс, который включает в разном объеме некоторые фотохимические (разрыв молекулярных связей), фототермические (аккумулированное тепло и быстрое испарение материала), и фотомеханические (образование ударной волны) механизмы. Преобладание любого из них будет зависеть от характеристик протокола иррадиации.

Механизм взаимодействия высокоинтенсивного лазерного излучения с тканями во многом зависит от вида и состояния ткани организма (на которую воздействует световое излучение): ее плотности, состава, степени водонасыщаемости, состояния поверхности (цвет, гладкость), теплопроводности, теплоемкости, акустических, механических, физико-химических свойств, микроструктуры (гомо- или гетерогенность) и др. Как известно, степень поглощения светового потока тканью определяется как величиной

длины волны лазерного излучения, так и функциональным состоянием ткани. Например, ткань, находящаяся в состоянии повышенной функциональной активности (рабочая гиперемия и т.п.), в большей мере поглощает лазерное излучение. Имеет значение состояние поверхности ткани; например, гладкая блестящая поверхность эмали зуба в большей мере отражает свет и очень мало его поглощает. Воспаленная или отечная кожа (слизистая оболочка) также в основном отражает свет и меньше его поглощает. Патологически измененные ткани (эрозии, шероховатости, струпы и т.п.) главным образом поглощают световую энергию.

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

Воздействие лазерного излучения на биологические структуры зависит от длины волны излучаемой лазером энергии, плотности энергии луча, временных характеристик энергии луча и от оптических свойств ткани. Свойства ткани, важные при взаимодействии с лазером, включают: содержание воды, содержание меланина, содержание гемоглобина.



Схема 1. Механизм действия лазера на ткани

Когда лазерный луч ударяется о целевую ткань, лазерный свет поглощается, передается, отражается и рассеивается (рис.14). Пропорции этих взаимодействий определяются конкретной длиной волны лазерного излучения и оптическими характеристиками целевой ткани. Только поглощение лазерной энергии производит заметный эффект на ткань.

Эффект может быть результатом фотохимического, фототермического, фотохимического или фотоэлектрического взаимодействия в зависимости от длины волны лазера, плотности энергии и времени воздействия лазерного луча. Во время использования лазера нужно соблюдать основное правило: чем больше энергии поглощается на единицу поверхности, тем больше эффект

Каждая длина волны лазерного света обладает уникальными характеристиками поглощения при прохождении света в ткань. Когда лазерный свет поглощается определенной тканью, что называется селективным поглощением, ткань нагревается, и развиваются различные эффекты, зависящие от количества поглощенной энергии. Эти эффекты могут быть тепловыми, химическими или звуковыми. Пригодность лазера для выполнения определенных процедур зависит от длины волны света.

Свет взаимодействует с тканью определенным образом:

Поглощенный лазерный свет трансформируется в тепловую энергию. На поглощение влияют длина волны, содержание воды, пигментация и тип ткани.

Отраженный лазерный свет не влияет на ткань.

Проходящий лазерный свет не влияет на ткань. На пропускание лазерного света влияют тип ткани и длина волны.

Рассеянный лазерный свет излучается повторно в случайном направлении и, в конечном счете, поглощается в большом объеме с менее интенсивным тепловым эффектом. На рассеивание влияет длина волны.

Коэффициент поглощения – это единица измерения того, как сильно свет поглощается в определенном веществе. Существует большая разница между веществами в отношении способности их к поглощению лазерного света. Вода прозрачна для видимого света, но непроницаема для средней инфракрасной области спектра. Меланин и гемоглобин хорошо поглощают видимый свет. Коэффициент поглощения определяет длину спектральной линии поглощения различных лазеров биологическими тканями. Длина спектральной линии поглощения – это расстояние, которое проходит лазерный свет в ткани до того, как поглотится на 63%.

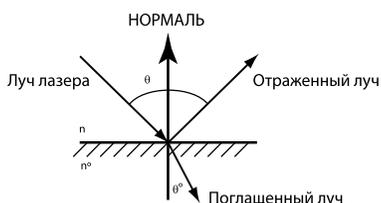


Рис. 14. Лазерный луч может: поглощаться, передаваться, отражаться, и рассеиваться тканью.

Глубина проникновения лазерного света в биологической ткани коррелирует с коэффициентом поглощения. Чем выше поглощение в определенном хромофоре (пигменты, вода), тем ниже глубина проникновения.

Лазерный свет поглощается определенным структурным элементом, входящим в состав биологической ткани. Поглощающее вещество носит название хромофор. Им могут являться различные пигменты (меланин), кровь, вода и др. Каждый тип лазера рассчитан на определенный хромофор, его энергия калибруется исходя из поглощающих свойств хромофора, а также с учетом области применения. Способность к проникновению лазерной энергии через кожу увеличивается пропорционально длине волны (рис. 15).

Все множество лазеров доступных для использования в стоматологических целях различаются в нескольких аспектах. Основное различие состоит в активной среде (т.е. в материале, подвергающемся индуцированному излучению). Используемый материал определяет длину волны производимой энергии, а, следовательно, клинические показания. Лазеры различаются также в зависимости от места приложения их энергии – воздействующие на мягкие или твердые ткани. В таблице 2. представлена информация о типах наиболее широко применяемых в стоматологии лазеров, глубине проникновения генерируемого ими луча и хромофора, на который они воздействуют.

Излучение диодного лазера (длина волны 808 – 980 нм) и Nd:YAG лазера (длина волны 1064 нм) вызывает в тканях явление гомогенного фототермолиза в виде ярко выраженного фототермического эффекта, при котором хромофорами являются различные формы гемоглобина, воды, в том числе белковые структуры и тканевой детрит.

Операционные раны, выполненные этими типами лазеров, отличаются от традиционных отсутствием кровотечения, сохранением микроциркуляторного русла вокруг операционного поля, стерильностью, сохранением жизнеспособности краев раны и, как следствие, значительно более коротким периодом реабилитации, меньшей болезненностью. Использование этих

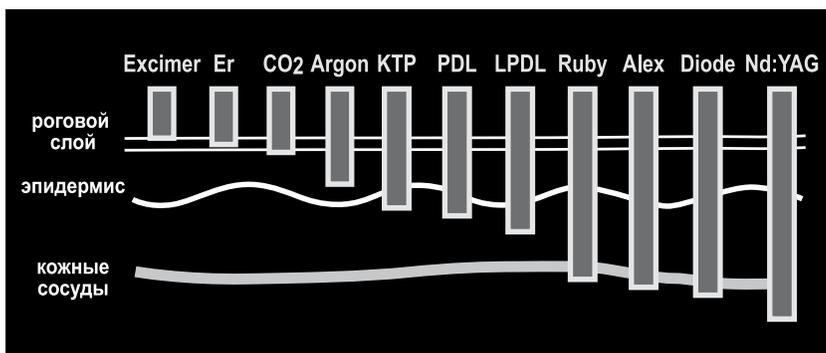


Рис.15. Глубина проникновения лазерной энергии.

Табл. 2. Типы наиболее широко применяемых в стоматологии лазеров, глубина проникновения и хромофоры.

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

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

типов лазеров целесообразно при любых хирургических и терапевтических вмешательствах на мягких тканях в челюстно-лицевой области. Кроме того, они могут использоваться как катализатор для активации перекисных соединений при проведении процедур отбеливания.

Излучение Er:YAG лазера (длина волны 2940 нм) вызывает в тканях явление селективного фототермолиза, направленного на молекулы воды.

Взаимодействие излучения Er:YAG лазера с твердыми тканями зуба основывается на поглощении энергии –ОН группой гидроксиапатита, что приводит к резкому возрастанию кинетической энергии –ОН группы, разрыву кристаллических связей с разрушением кристаллической решетки. Явление разрушения кристаллической решетки за счет разрыва кристаллических связей и испарения гидратной оболочки кристалла, происходящее в микросекундный промежуток времени в твердых тканях, называется микровзрывом (см. рис. 16).

Данный механизм действия определяет значительные преимущества лазерной технологии препаровки твердых тканей зуба перед традиционной препаровкой вращающимися инструментами.



Рис. 16. Механизм действия на твердые ткани эрбиевого лазера.

В результате множественных микровзрывов отпрепарованная поверхность состоит из множества кратеров, что приводит к значительному увеличению площади соприкосновения тканей зуба с пломбирочным материалом.

Поскольку результатом взаимодействия лазерной энергии и тканей зуба является разрушение кристаллической структуры гидроксиапатита, то фактически, происходит

распад тканей зуба на микрофрагменты, которые удаляются с обрабатываемой поверхности воздушно-водяным спреем. В результате сохраняются эмалевые призмы на границе обработки, отсутствуют микротрещины, остаются открытыми дентинные каналы и сохраняется активность одонтобластов в зоне обработки, что приводит к значительному ускорению развития вторичного и третичного дентина на этапе реабилитации после установки пломбы.

Удаление ткани микрофрагментами, образующимися в результате разрыва связей кристаллической решетки при взаимодействии излучения Er:YAG лазера и тканей зуба, определяет отсутствие смазанного слоя, поскольку, с одной стороны, микрофрагменты тканей больше размером, чем диаметр дентинных канальцев, с другой стороны, отсутствует механическое давление бора, вдавливающего микрокроску внутрь дентинных канальцев. Открытые дентинные каналы создают условия для увеличения адгезии пломбирочных материалов, обеспечивая тем самым прочную связь пломбирочного материала с зубом. Этот процесс также усиливается благодаря измененному дзета-потенциалу, ввиду испарения гидратной оболочки кристалла.

Использование энергии Er:YAG лазера гарантирует деструкцию кристаллов гидроксиапатита на глубину 10-20 микрон за один импульс.

Использование длительности импульса в микросекундном диапазоне позволяет избежать распространения тепла вглубь обрабатываемой ткани зуба.

Использование воздушно-водяного спрея, подаваемого на обрабатываемую поверхность, является неотъемлемой и незаменимой частью технологии. Он необходим для удаления микрофрагментов ткани с препарированной поверхности и отведения избытков тепловой энергии. Отсутствие спрея приводит к карбонизации поверхности, недостаточное количество спрея приводит к скоплению микрофрагментов тканей на обрабатываемой поверхности, появлению эффекта экранирования и снижению эффективности работы.

Отсутствие физических факторов (механическое давление, трение, повышение температуры обрабатываемых тканей) позволяет проводить поверхностные и средние вмешательства на твердых тканях зуба без анестезии.

Несомненным преимуществом данной технологии является стерильность получаемой поверхности.

Тремя основными методиками лазерной хирургии в стоматологии являются:

- инцизия,
- испарение и
- гемостаз.

Разрез проводится размещением лазерного луча на фокусном расстоянии (минимально возможный размер точки), от оперируемой ткани или до-трагиваясь до нее (при использовании контактного наконечника). Это увеличивает плотность энергии и концентрирует эффект на небольшой площади.

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

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

Глубина проникновения лазерного света Nd:YAG, а также диодных лазеров, в мягкие ткани является оптимальной для разрезания и одновременной коагуляции. Свет воздействует на ткани путем фототермического эффекта, который возникает, когда лазерный свет поглощается тканью и превращается в тепло. При применении достаточной энергии ткани испаряются и удаляются путем абляции. Когда требуется максимальный гемостаз, технология VSP позволяет врачу выбрать большую продолжительность импульса, чтобы получить максимальный эффект коагуляции.