

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

**САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ
ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ, МЕХАНИКИ И ОПТИКИ**

**А.В. Беликов, А.Е. Пушкарёва,
А.В. Скрипник**

**ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ
ОСНОВЫ ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ
БИОМАТЕРИАЛОВ**

Учебное пособие



Санкт-Петербург

2011

Беликов А.В., Пушкарёва А.Е., Скрипник А.В. Теоретические и экспериментальные основы лазерной абляции биоматериалов. Учебное пособие. – СПб: СПбГУ ИТМО, 2011. – 118 с.

В учебном пособии, являющемся разделом модуля инновационного учебно–методического комплекса по дисциплине "Лазерные технологии в биомедицине", изложены вопросы, связанные с физическими процессами, происходящими при абляции биотканей лазерным излучением, представлены результаты теоретических и экспериментальных исследований абляции биотканей излучением лазеров инфракрасного диапазона спектра.

Учебное пособие предназначено для самостоятельной работы студентов, обучающихся в бакалавратуре и в магистратуре по направлению 200500 – "Лазерная техника и лазерные технологии".

Рекомендовано к печати на заседании Учёного Совета Инженерно-физического факультета СПбГУ ИТМО 15.03.2011, протокол № 3.

Авторы выражают благодарность своим коллегам Струниной Т.В. и Шатиловой К.В. за помощь, оказанную в подготовке материалов.



В 2009 году Университет стал победителем многоэтапного конкурса, в результате которого были определены двенадцать ведущих университетов России, удостоенных присвоения категории "Национальный исследовательский университет". Министерством образования и науки Российской Федерации была утверждена Программа развития государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования "Санкт–Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики" на 2009–2018 гг.

© Санкт–Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики – Национальный исследовательский университет, 2011

© Беликов А.В., Пушкарёва А.Е., Скрипник А.В., 2011

СОДЕРЖАНИЕ	стр.
Введение	4
<u>Глава 1.</u> Процессы, происходящие до порога лазерной абляции	7
1.1. Основные понятия	7
1.2. Экспериментальные исследования процессов, происходящих при обработке твёрдых тканей зуба человека с энергией лазерного излучения ниже порога абляции	9
<u>Глава 2.</u> Воздействие лазерного излучения на биоплёнки	30
<u>Глава 3.</u> Лазерная абляция мягких биотканей. Основные понятия	47
3.1. Кожный покров	47
3.2. Волос	48
3.3. Ткани глаза	51
3.4. Лазерная рана как результат взаимодействия лазерного излучения с мягкой биотканью	53
3.5. Экспериментальное исследование взаимосвязи параметров лазерной раны и длительности импульса диодного лазера	59
<u>Глава 4.</u> Лазерная абляция твёрдых тканей зуба	63
4.1. Механизмы лазерной абляции твёрдых тканей зуба	63
4.2. Исследование эффективности абляции твёрдых тканей. Контактный и неконтактный режимы обработки. Эффект количества лазерных импульсов	72
4.3. Эффект внешнего водяного охлаждения	80
<u>Глава 5.</u> Модель лазерной абляции твёрдых тканей зуба	85
5.1. Оптические свойства твёрдых тканей зуба	85
5.2. Описание модели лазерной абляции твёрдых тканей зуба	91
Список информационных источников	109
История кафедры лазерной техники и биомедицинской оптики	114

ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время сохраняется большой интерес к исследованиям процессов лазерного воздействия на биологические ткани (кожу, кости, хрящи, волос, десну, эмаль и дентин зуба и др.). Это обусловлено широким применением лазеров в отоларингологии, стоматологии, ортопедии и других областях медицины. Механизмы абляции определяют основные характеристики лазерной обработки, а именно: эффективность удаления и скорость формирования полостей, разрезов, отверстий и т.д.

Как отмечено в [1], лазерное излучение при достаточно высокой энергии и времени воздействия на биоткань вызывает в последней ряд изменений, а при соответствующих условиях – гибель облучаемых живых структур и/или их абляцию.

Термин "абляция" переводится на русский язык как удаление или ампутация; в немедицинской же лексике абляция означает размывание или таяние. Совокупность всех этих понятий в целом подходит к общепринятой интерпретации данного термина в области лазерной хирургии. Так, под *абляцией* здесь понимают ликвидацию участка живой ткани под непосредственным воздействием лазерного луча. При этом имеется в виду эффект, проявляющийся именно в ходе самой процедуры облучения, поскольку в некоторых других ситуациях (например, при интерстициальном облучении или фотодинамической терапии) ликвидация облучённой ткани наступает позднее, а лазерный луч лишь прямо (интерстициальное облучение) или опосредовано, т.е. через промежуточный агент, (фотодинамическая терапия) некротизирует ткань без её немедленного удаления. В таких ситуациях ликвидация облучённой ткани происходит намного позднее облучения в результате целой серии местных биологических реакций, развивающихся в области лазерного воздействия.

Механизм и параметры абляции (пороговые значения, энергетические характеристики, производительность) определяются:

- *свойствами ткани*, подлежащей абляции. Например: соотношением жидкого и плотного компонентов, их физическими и химическими свойствами, характером внутри– и межмолекулярных связей, кровоснабжением ткани, термической чувствительностью клеток и макромолекул и т.д.;
- *характеристиками излучения*. Например: длиной волны, непрерывным или импульсным режимом облучения, мощностью лазера, энергией в импульсе, суммарной поглощённой энергией и т.д.;
- параметром, неразрывно связывающим свойства объекта и лазерного излучения, – *коэффициентом поглощения* данного вида излучения в конкретном виде ткани или в её отдельных составляющих.

Взаимодействие лазерного излучения с материалами (и в первую очередь феномен абляции) представляет собой одну из фундаментальных и ещё не до конца решённых проблем современной физики.

Существуют различные *механизмы абляции* [2, 7, 15, 16, 18, 20, 22, 24, 26–29].

Рассмотрим некоторые механизмы абляции твёрдых биологических тканей лазерным излучением. Схема физических процессов, приводящих к абляции биологических тканей лазерным излучением, приводится на рис. 1.

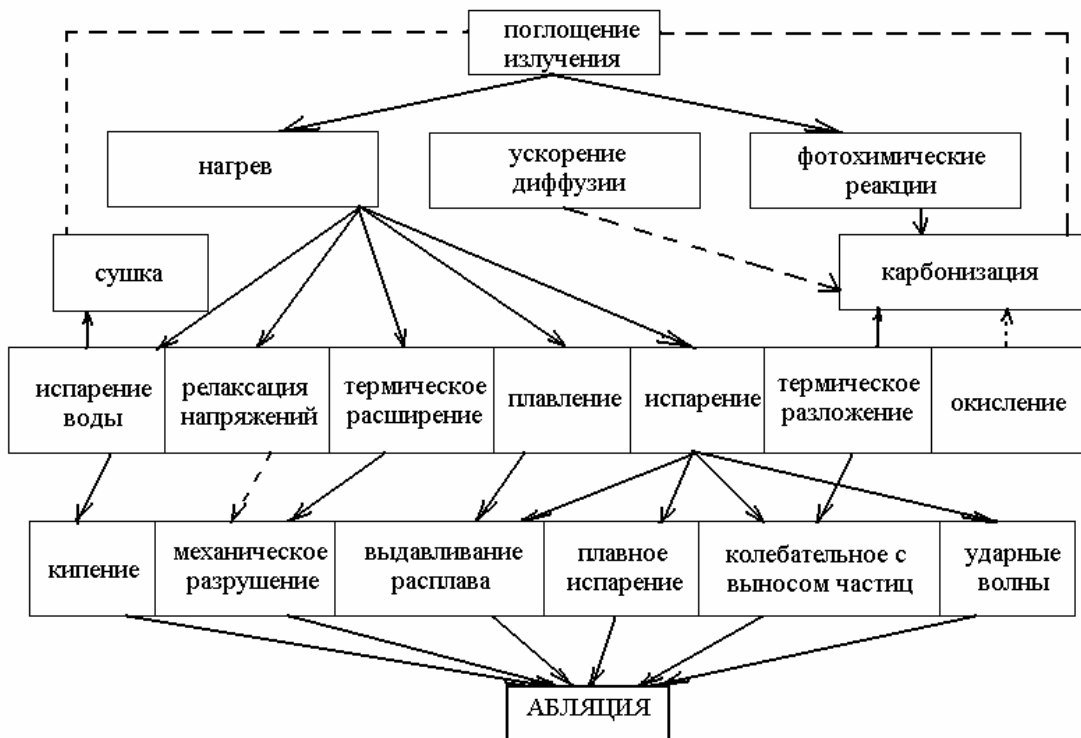


Рис. 1. Схема физических процессов при лазерном воздействии на твёрдые биологические ткани.

ПРИМЕЧАНИЕ: Пунктиром обозначены возможные влияния одних процессов на другие.

Так, нагрев воды приводит к высушиванию тканей, что может также влиять на поглощательную способность (например, при воздействии эрбиевого лазера, излучение которого поглощается в основном водой, процесс сушки осуществляет отрицательную обратную связь). Неиспарившаяся вода в нормальных условиях, как известно, закипает при достижении температуры $+100^{\circ}\text{C}$. Кипение воды часто приводится в качестве основного механизма абляции биологических тканей. Однако, как показывает анализ кинетики роста паровых пузырьков, в случае достаточно коротких лазерных импульсов (при $\tau < 10^{-6}$ с) не хватает времени, чтобы вода начала кипеть, так что при воздействии, например, эксимерных лазеров этот механизм не может быть причиной абляции.

Если вода не испарилась и не закипела, то продолжающееся действие лазерного излучения перегревает воду выше $+100^{\circ}\text{C}$. Известно, что коэффициент термического расширения воды β_w резко увеличивается при $T > +100^{\circ}\text{C}$. В случае эмали зуба расширение содержащейся в ней воды (например, в межпризменных промежутках эмали зуба) происходит интенсивнее, чем расширение минеральной матрицы (например, гидроксилапатита эмали зуба). В этом случае нагрев вызывает термические напряжения $\sigma = (\beta_w - \beta_a)ET$, где $E \approx 10^4$ атм. – модуль Юнга. При $T = +130^{\circ}\text{C}$ напряжение достигает 1000 атм., что способно привести к хрупкому разрушению эмали. Этот механизм может быть ответственен за начало абляции твёрдой ткани короткими импульсами ArF, KrF и CO_2 лазеров.

Если к моменту достижения соответствующих значений температуры нагретый слой успевает высушиться, то рассмотренные механизмы абляции, связанные с присутствием воды, маловероятны. Поскольку при интенсивном подводе тепла процесс сушки лимитируется диффузионным удалением паров воды, то условие, при котором возможно проявление указанных механизмов, имеет вид:

$$\sqrt{D_w \tau} < 1/\alpha, \quad (1)$$

где D_w – эффективный коэффициент диффузии паров воды. Учитывая пористую структуру твёрдых биологических тканей и полагая $D_w = 0.1 \text{ см}^2/\text{с}$, $\alpha = 10^3 \text{ см}^{-1}$, получается, что $\tau < 10^{-5} \text{ с}$. Следовательно, для длинных лазерных импульсов и больших коэффициентов поглощения механизмы разрушения, обусловленные кипением или расширением воды, не реализуются.

Следующий механизм абляции связан с процессом термического разложения (например, коллагена или кальцита), происходящим с выделением газообразных продуктов. Теоретический анализ кинетики разложения показывает, что существуют два режима термодеструкции: плавный (при котором температура и скорость разложения монотонно приближаются к своим постоянным значениям) и колебательный (при котором эти величины осциллируют со временем) [24, 39].

Существует еще один механизм лазерной абляции, связанный с образованием ударной взрывной волны при испарении. Этот механизм является причиной растрескивания и нанесения повреждений на больших расстояниях от кратера, что не приемлемо для лазерной хирургии [15].

Таким образом, исследование области проявления различных механизмов абляции создаёт предпосылки для предотвращения нежелательных последствий и для выбора оптимальных режимов лазерного воздействия.

Глава 1.
**ПРОЦЕССЫ, ПРОИСХОДЯЩИЕ ДО ПОРОГА
ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ**

1.1. Основные понятия

Биологические ткани представляют собой многокомпонентные материалы, в состав которых входят в основном белки (коллаген), жиры, минералы (апатит, кальцит) и вода. Каждая из этих составляющих обладает своими коэффициентами поглощения α , теплопроводности k и температуропроводности a . Протекание процессов поглощения излучения и нагрева зависит от соотношения характерных размеров неоднородности материала l , глубины проникновения света в материал $1/\alpha$ и толщины прогретого слоя $\sqrt{a\tau}$ (τ – длительность лазерного импульса). При условиях, когда $l \ll \sqrt{a\tau}$ и $l \ll 1/\alpha$, возможно усреднение оптических теплофизических свойств, а при выполнении противоположных соотношений – $l \gg \sqrt{a\tau}$ и $l \gg 1/\alpha$ – процессы поглощения и теплопереноса происходят в каждой составляющей независимо друг от друга.

В зависимости от соотношения между глубиной проникновения света в материал и толщиной прогретого слоя температура облучаемой поверхности T_s по-разному зависит от характеристик лазерного излучения. Так, при выполнении соотношения $\sqrt{a\tau} \gg 1/\alpha$ источник тепла можно считать поверхностным. Тогда величина T_s будет пропорциональна плотности энергии лазерного излучения и обратнопропорциональна корню из длительности импульса. Также эта величина не будет зависеть от коэффициента поглощения.

Если глубина проникновения света в материал превышает толщину прогретого слоя $1/\alpha \gg \sqrt{a\tau}$, то температура T_s пропорциональна плотности энергии лазерного излучения и α .

При воздействии импульсно–периодического лазерного излучения температура зависит также от толщины образца и частоты следования импульсов. Поскольку коэффициент поглощения α сильно зависит от длины волны излучения и от состава биологической ткани, изменение характеристик лазерного излучения может кардинальным образом влиять на режимы поглощения, нагрева и абляции материала. Ситуация осложняется ещё и тем обстоятельством, что коэффициент поглощения может меняться в процессе воздействия вследствие фото– и термомеханических реакций, приводящих к изменению состава ткани, или из-за высушивания образцов.

Поглощение лазерного излучения органической составляющей костной ткани приводит к разрыву отдельных химических связей (фотодеструкции) и к нагреву, который также вызывает деструкцию вещества. Процессы деструкции биологических полимеров разделяют обычно на три типа: обрыв концевых или боковых групп, обрыв основной цепи и отделение одних цепей от других. При этом выделяются газы (CO_2 , CO , пары воды), частично восстанавливаются старые и образуются новые связи. Процесс является многостадийным и протекает с образованием короткоживущих метастабильных (возбуждённых) состояний и фаз. Результатом деструкции может быть изменение пространственной структуры (денатурация белка), образование полиенов (цепочек атомов углерода с множеством двойных связей), сшивок и групп атомов углерода, которые коагулируют в сажеобразные комплексы.

Образование полиенов и коагулированного углерода приводит к увеличению эффективного поглощения и визуально проявляется в потемнении облучённых участков твёрдых биотканей – их *карбонизации*. Карбонизация может оказывать влияние как на биологические процессы (способность к регенерации), так и на скорость нагрева и изменение механизмов абляции [8].

При высокой температуре и достаточной продолжительности лазерного нагрева возможно *плавление* биополимера, т.е. радикальное изменение его структуры и свойств.

Поскольку перечисленные процессы протекают с разной скоростью, то при кратковременном лазерном воздействии появляется возможность изменения обычной последовательности процессов (денатурация, плавление, абляция). Другими словами: для достаточно коротких импульсов увеличивается вероятность восстановления оборванных связей без существенного смещения одних областей биополимера относительно других, а абляцию можно реализовать здесь без плавления и денатурации белка.

Кинетика фото– и термодеструкции биополимеров в условиях лазерного воздействия лимитируется относительно медленными диффузионными процессами миграции выделяющихся газов и коагуляции углерода. Характерное время, необходимое для карбонизации, может быть оценено с помощью соотношения $t_c \approx L^2/D$, где L – характерный путь диффузии; D – коэффициент диффузии, который сильно увеличивается с повышением температуры:

$$D(T) = D_0 \exp(-U/kT), \quad (1.1.1)$$

где U – энергия активации; D_0 – предэкспоненциальный фактор; k – постоянная Больцмана.

Для осуществления процесса карбонизации длительность лазерного воздействия должна превышать t_c , т.е. необходимо выполнение условия

$\tau \geq L^2/D$. Другими словами: длительность воздействия и температура процесса должны быть не слишком малыми. Например, при облучении костной ткани короткими одиночными импульсами эксимерных лазеров ($\tau = 20$ нс) карбонизация не наблюдается, несмотря на то, что ультрафиолетовое излучение приводит к деструкции и образованию свободных радикалов. Увеличение же интенсивности излучения приводит к абляции, но кратковременность лазерного воздействия не позволяет получить заметные изменения фазового состава и оптических свойств.

Использование импульсно–периодического режима при достаточно высокой частоте следования импульсов способствует повышению средней температуры и появлению карбонизации. Карбонизация наблюдается также в случае использования длинных импульсов ($\tau \approx 0.01$ с) CO_2 лазера. При этом экспериментальные зависимости энергетических порогов и размеров зоны карбонизации от длительности лазерного импульса и размеров лазерного пятна находятся в удовлетворительном согласии с расчётами по тепловой модели. Для длинных лазерных импульсов (при условии $\sqrt{a\tau} \gg 1/\alpha$) процесс карбонизации не оказывает влияния на кинетику лазерного разрушения костных тканей.

Таким образом, нагрев способствует карбонизации, в результате чего увеличивается коэффициент поглощения, что (в случае коротких лазерных импульсов) ускоряет нагрев. Т.е. имеет место положительная обратная связь, которая приводит к резкому подъёму температуры и развитию процесса испарения. Сравнение результатов лазерной обработки костных тканей в инертной среде, на воздухе и в атмосфере кислорода показывает, что с увеличением концентрации кислорода процесс карбонизации замедляется. Подобное обусловлено окислением биополимеров и свободного углерода [2–9].

1.2. Экспериментальные исследования процессов, происходящих при обработке твёрдых тканей зуба человека с энергией лазерного излучения ниже порога абляции

Большинство опубликованных в литературе данных по исследованию лазерного взаимодействия с твёрдыми тканями зуба человека относятся к области плотностей энергии излучения, приводящих к удалению облучённого объёма таких биотканей. Однако для полного представления о процессах, происходящих с зубным материалом в поле мощных лазерных импульсов, этого явно недостаточно.

Целесообразно определить пороги изменения тех или иных свойств биоткани до начала её эффективного лазерного удаления. При этом важно определить граничные уровни лазерной энергии, воздействие которых на биоткань не приводит к каким–либо изменениям. В частности, до сих пор

остаётся открытым вопрос о том, что происходит в эмали и дентине при воздействии лазерного излучения с плотностью энергии, близкой к порогу абляции, но не превышающей его.

Итак, какова величина истинного порога разрушения, при котором в твёрдых тканях зуба начинаются какие-либо структурные изменения? Во-первых, исследования в этой "допороговой" (т.е. ниже порога лазерной абляции) области энергий имеют важное практическое значение, т.к. позволяют определить безопасный уровень энергии лазера. Во-вторых, структурные изменения, которые происходят до порога лазерной абляции, могут быть использованы для повышения кислотной резистентности эмали, улучшения её механических свойств и т.п.

Рассмотрим эксперимент, суть которого заключалась в том, что на поверхность эмали зуба человека воздействовал один импульс излучения YAG:Er лазера с $\lambda=2.94$ мкм, имеющий длительность 100 ± 10 мкс и плотность энергии порядка 50 Дж/см². До падения на эмаль зуба излучение проходило через растр, представляющий собой матрицу линз размером 14×14 , и телескопическую систему с фокусным расстоянием 38 мм и однократным линейным увеличением. Внутри лазерного резонатора перед выходным зеркалом для ограничения площади пучка лазерного излучения была установлена диафрагма диаметром 4.5 мм.

В итоге на поверхности эмали зуба формировалась система из 140 кратеров, диаметр каждого из которых составлял ~ 100 мкм, а расстояние же между центрами этих одиночных кратеров было ~ 330 мкм. Очевидно, что количество лазерных пучков, непосредственно падающих на поверхность эмали зуба, было меньше, чем количество элементов растра, т.к. растр представлял собой квадратную матрицу, а лазерный пучок имел круглое сечение. Правая часть обработанной таким образом коронки зуба была покрыта (см. рис. 1.2.1) сначала бондингом "3M ESPE Adper Single Bond Plus Adhesive", а затем пломбировочным материалом "3M Filtek Supreme 3910YT 4AY".

В ходе оптико-микроскопического исследования поверхности эмали зуба было замечено (рис. 1.2.2), что область биоткани вблизи одиночного лазерного кратера может быть разделена на четыре concentрические зоны.

Эти зоны характеризуются как:

- "зона удаления" – область собственно кратера (в этой области произошёл вынос разрушенного лазерным излучением материала);
- "зона побеления" – область вокруг кратера, которая выглядит белее окружающего её материала;
- "зона упрочнения" – область вокруг "зоны побеления", которая имеет цвет близкий к цвету интактной эмали, но микротвёрдость здесь выше микротвёрдости интактной эмали;
- "интактная зона" – область вокруг "зоны упрочнения", по цвету и микротвёрдости соответствующая интактной эмали.

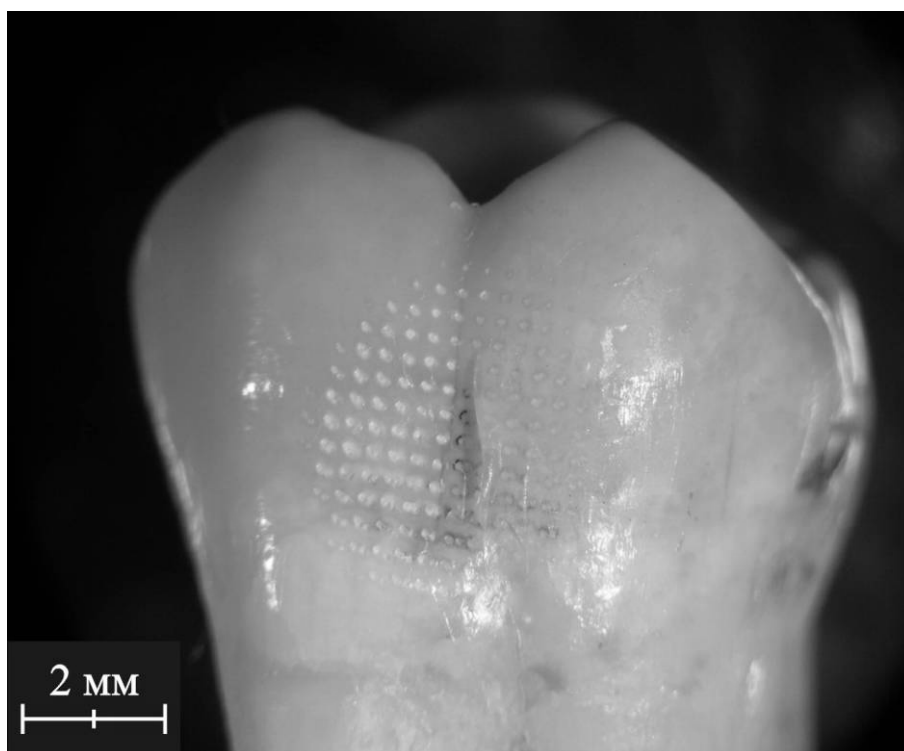


Рис. 1.2.1. Поверхность эмали зуба человека после завершения однократного облучения импульсом YAG:Er лазерного излучения, прошедшим через растровую матрицу.

ПРИМЕЧАНИЕ: Справа находится поверхность эмали зуба, обработанная лазерным излучением и покрытая бондингом и пломбировочным материалом, слева – только обработанная лазерным излучением (т.е. без последующего покрытия).

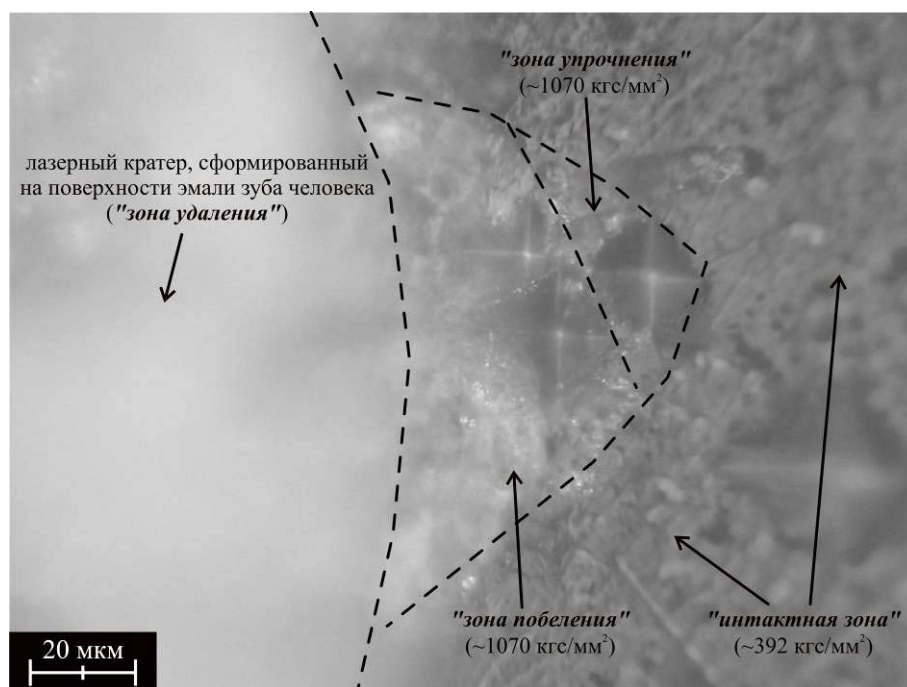


Рис. 1.2.2. Поверхность эмали зуба человека после воздействия излучения YAG:Er лазера.

Анализ микротвёрдости поверхности зуба по методу Виккерса показал, что "зона побеления" и "зона упрочнения" обладают сходной микротвёрдостью $\sim 1070 \text{ кгс/мм}^2$, что практически в три раза выше микротвёрдости интактной эмали и эмали в "интактной зоне" ($\sim 392 \text{ кгс/мм}^2$).

Различия в оптических и механических свойствах, наблюдаемые в вышеперечисленных зонах вокруг лазерного кратера, могут быть связаны с различиями в плотностях энергии лазерного излучения, падающего на каждую из этих зон. Существование же такого различия объясняется тем, что поперечное распределение интенсивности излучения в плоскости взаимодействия лазерного пучка с эмалью зуба имеет "непрямоугольное" распределение (рис. 1.2.3).

В предположении идеального прямоугольного распределения интенсивности для формирования кратера необходимо иметь плотность энергии W_E на поверхности эмали выше $W_{\text{удаления}}$. Для формирования картины, характерной для "зоны побеления", необходимо иметь плотность энергии ниже $W_{\text{удаления}}$, но выше $W_{\text{побеления}}$. Для формирования "зоны упрочнения" необходимо иметь плотность энергии ниже $W_{\text{побеления}}$, но выше $W_{\text{упрочнения}}$. Облучение же с плотностью энергии ниже, чем $W_{\text{упрочнения}}$ не приводит к изменению оптических и механических свойств эмали. Далее будет описан эксперимент по определению численных значений этих величин [40].

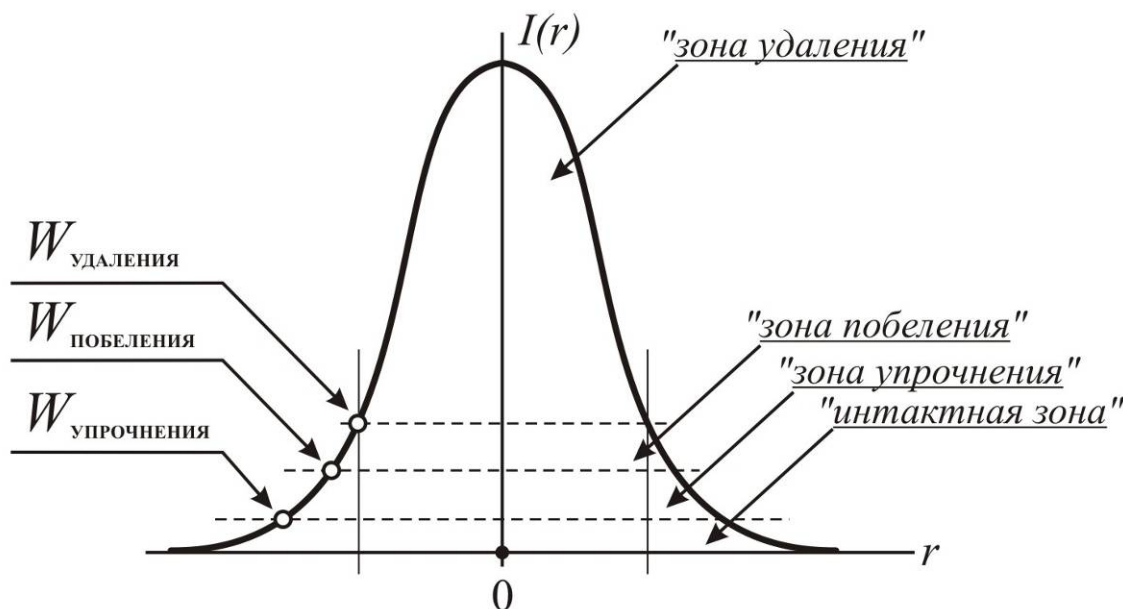


Рис. 1.2.3. Поперечное распределение интенсивности излучения в плоскости взаимодействия пучка YAG: Er лазера с эмалью зуба.

В качестве объекта исследования *in vitro* в работе использовались свежеекстрагированные однокоренные зубы, принадлежащие одной возрастной категории людей (25÷40 лет), удалённые по ортодонтическим

показаниям. Для поддержания естественных свойств вплоть до начала эксперимента образцы хранились в 0.1%-ом водном растворе тимола не более двух недель при температуре порядка +4°C в защищённом от света месте. Все исследуемые зубы имели близкий друг к другу цветовой оттенок эмали, а именно: 3R_{1.5} по шкале "VITA Toothguide 3D-master".

Перед лазерным воздействием поверхности эмали и дентина зуба подвергались двухступенчатой очистке, а именно:

- сначала зубы чистились по общепринятой методике с помощью электромеханической зубной щётки "Braun" (тип 4739) и пасты "Colgate Total 12 Whitening" в течение двух минут при комнатной температуре;
- затем осуществлялась чистка микромотором со специальной насадкой ("KerrHawe Occlubrush Ass. # 2510") при скорости 6 тыс. об/мин. смесью, состоящей из воды и абразивных частиц порошка "Kerr Pumice # 3", в течение 30 с при комнатной температуре.

Необходимо также отметить, что значение микротвёрдости интактной эмали экспериментальных образцов после вышеописанной процедуры чистки составило величину $HV_0 = 415 \pm 20$ кгс/мм².

В исследовании эффектов, наблюдаемых при облучении эмали лазерными импульсами, имеющими плотность энергии ниже необходимой для удаления эмали, использовался YAG:Er лазер с длиной волны излучения 2.94 мкм. Длительность лазерного импульса свободной генерации по FWHM была порядка 100 мкс, диаметр пучка излучения на поверхности эмали составлял 2.25 ± 0.05 мм, частота следования лазерных импульсов была 2 Гц.

В эксперименте применительно к поверхности эмали задействовалось различное количество одномоментно прикладываемых лазерных импульсов с плотностью энергии из диапазона 1÷6 Дж/см². В процессе облучения зуб находился при комнатной температуре и не охлаждался водой. Лазерная обработка производилась в неконтактном режиме.

Состояние поверхности эмали (т.е. её внешний вид) до и после лазерного воздействия фиксировалось визуально или при помощи фотоаппарата "Nikon Coolpix 5400" (Япония) через микроскоп "Leica GZ7" (США) или через оптический канал микротвердомера "ПМТ-3М" (Россия). Полученные фотографии могли быть использованы для оценки отражающей способности эмали в видимом свете до и после её лазерной обработки. Для изучения таких фотографий применялась программа анализа цифровых изображений "AM Lab Hesperus". Она позволяла представлять любой цвет модели RGB в виде величины, значение которой лежит в интервале от 0 до 255, где "0" – соответствует чёрному цвету, а "255" – белому.

При анализе отражательной способности эмали на фотографии выделялся фрагмент, соответствующей области на поверхности зуба размером 2×2 мм. Далее в выделенном фрагменте фотографии интенсивность пикселей программно усреднялась. Таким образом,

получалась величина, характеризующая отражательную способность анализируемой области эмали (R_e). Для наглядности представления результатов использовалась относительная отражающая способность эмали (R_{ae}), равная отношению R_e к R_0 , где $R_0=117$ и соответствовало отражательной способности интактной эмали до облучения.

Было установлено, что после лазерного воздействия на поверхности изучаемой биоткани наблюдаются трещины, тёмные и белые пятна (см. рис. 1.2.4). Данные эффекты появляются друг за другом в порядке перечисления по мере повышения плотности энергии лазерного излучения. При этом возможна трансформация белых пятен в тёмные. Каждый эффект имеет свой порог возникновения. Пороги возникновения эффектов зависят от количества лазерных импульсов, с данной плотностью энергии падающих в одну точку поверхности зубной эмали.

Итак, первыми появляются *трещины*. Они становятся заметными после воздействия на поверхность эмали более чем 500 лазерных импульсов с плотностью энергии 2.2 ± 0.1 Дж/см². После воздействия одного лазерного импульса с плотностью энергии 3.2 ± 0.1 Дж/см² на поверхности эмали одновременно с трещинами можно наблюдать и *тёмные пятна*. После воздействия одного лазерного импульса с плотностью энергии 4.2 ± 0.1 Дж/см² на поверхности эмали одновременно с трещинами и тёмными пятнами можно наблюдать *белые пятна*. Возможна ситуация, когда одновременно с трещинами наблюдаются только белые пятна.

Появление тёмных и белых пятен и "конкуренция" между ними приводят к изменению отражательной способности эмали зуба человека. Так, на рис. 1.2.5 приведена зависимость относительной отражающей способности эмали (R_{ae}) от количества импульсов YAG: Er лазерного излучения, падающих в одну точку поверхности зубной эмали, при различных плотностях энергии лазерного излучения.

Возникновение тёмных пятен может быть связано с поглощением света поверхностью трещин, т.к. трещины выступают своего рода "ловушками света" и чем больше их количество в единице площади, тем более тёмным выглядит их скопление.

Альтернативная же гипотеза возникновения тёмных пятен заключается в возможности образования углерода на поверхности эмали. Свободный углерод может являться продуктом фоторазрушения CO₃-групп, входящих в состав основного структурного вещества эмали зуба – карбонат-гидроксилапатита Ca₅(PO₄,CO₃)₃(OH).

Таким образом, постепенное уменьшение относительной отражающей способности эмали с ростом количества импульсов YAG: Er лазерного излучения, падающих в одну точку поверхности биоткани, (см. ниже) может быть связано с увеличением числа трещин в единице площади или же с увеличением количества углерода на поверхности эмали.

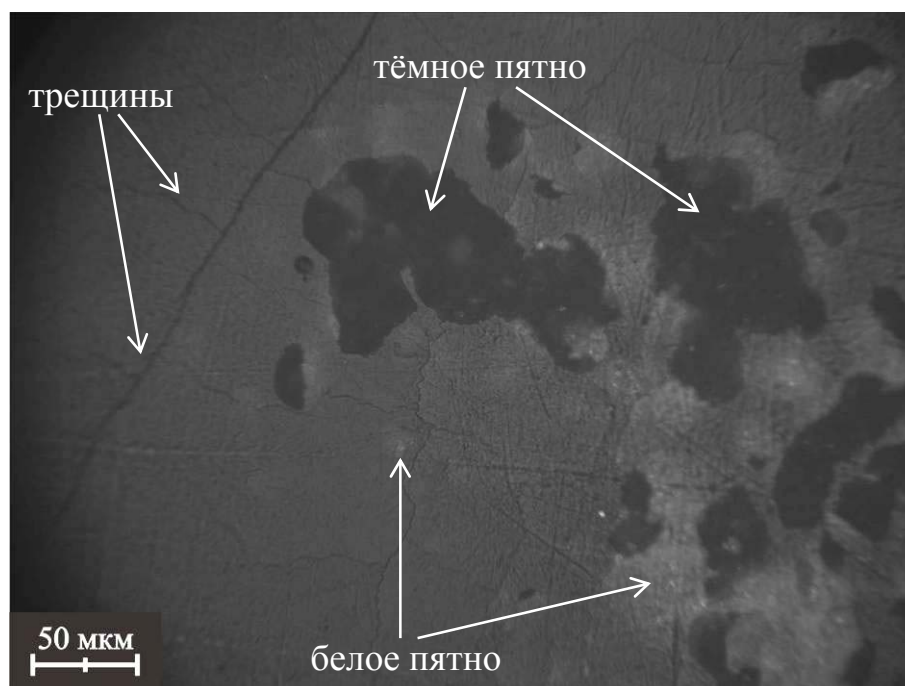


Рис. 1.2.4. Внешний вид поверхности эмали зуба человека после обработки одним импульсом излучения YAG:Er лазера с плотностью энергии порядка 4.2 ± 0.1 Дж/см² и длительностью импульса FWHM порядка 100 мкс.



Рис. 1.2.5. Зависимость относительной отражающей способности эмали зуба человека (R_{ae}) от количества импульсов YAG:Er лазерного излучения, падающих в одну точку поверхности зубной эмали, при различных плотностях энергии лазерного излучения.

ПРИМЕЧАНИЕ: Горизонтальная пунктирная линия для $R_{ae}=1.00$ иллюстрирует уровень значения относительной отражающей способности эмали зуба человека до лазерного воздействия, т.е. отражательную способность интактной эмали.

Возникновение белых пятен может быть связано с преобразованием карбонат–гидроксилапатита в чистый гидроксилапатит $\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$. Чистый гидроксилапатит обладает белым цветом, в то время как карбонат–гидроксилапатит имеет жёлтый оттенок.

Возникновение белых пятен может быть также связано и с образованием в приповерхностном слое эмали одной из аллотропных форм углерода – карбина. Карбин имеет белый цвет, высокую твёрдость и высокий коэффициент отражения [41, 42]. Так, описанные в работе [43] способы получения карбина предполагают наличие высоких температур и давлений, что вполне может быть реализовано в поле интенсивного лазерного излучения.

Таким образом, в рамках представленной выше работы были впервые описаны эффекты, сопровождающие обработку эмали зуба импульсами излучения YAG: Er лазера с плотностью энергии ниже необходимой для удаления эмали. Установлено, что до порога разрушения на поверхности эмали под действием лазерного излучения с $\lambda=2.94$ мкм формируются трещины, тёмные и белые пятна. Трещины появляются при воздействии плотностей энергии 2.2 ± 0.1 Дж/см², тёмные пятна – при 3.2 ± 0.1 Дж/см², белые – при 4.2 ± 0.1 Дж/см².

Далее будут рассмотрены результаты экспериментального исследования изменений, происходящих в эмали зуба человека при воздействии на неё субмиллисекундных импульсов YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров при плотностях энергии ниже порога удаления (абляции) биоткани.

"Опасным" допороговым эффектом при воздействии излучения означенных выше лазеров на поверхность коронки зуба является карбонизация дентина на эмаль–дентинной границе. Для этого явления характерен *эффект накопления*, т.е. при малой плотности энергии в импульсе он проявляется только после воздействия большого количества импульсов. По–видимому, подобное обусловлено, с одной стороны, высокой прозрачностью эмали для излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров, а с другой стороны, – высокой поглощающей способностью эмаль–дентинной границы.

Итак, порог возникновения карбонизации на эмаль–дентинной границе можно использовать в качестве *критерия безопасного воздействия*. Величина такого порога зависит от плотности энергии лазерных импульсов, а в силу эффекта накопления ещё и от количества и частоты следования лазерных импульсов и длительности воздействия.

На рис. 1.2.6 приведена зависимость допустимого/безопасного времени облучения поверхности эмали зуба от плотности энергии излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров ($\nu=10$ Гц). Видно, что излучением YAG: Nd лазера при одинаковых с излучением YAG: Cr, Tm, Ho лазера плотностях энергии можно облучать поверхность дентина в течение бóльшего промежутка времени без карбонизации

дентина на эмаль–дентинной границе. Особенно ярко этот эффект проявляется в области плотностей энергии, превышающих 50 Дж/см².

Таким образом, безопасный диапазон работы YAG: Nd лазера при данной частоте следования лазерных импульсов ограничен здесь сверху плотностью энергии выше 200 Дж/см², а YAG: Cr, Tm, Ho лазера – 100 Дж/см². Пороговая плотность энергии, ниже которой карбонизация дентина на эмаль–дентинной границе отсутствует, для YAG: Nd лазера составляет величину порядка 30 Дж/см², для YAG: Cr, Tm, Ho – 10 Дж/см². Следовательно, эти величины определяют порог, что называется, "полной безопасности" при воздействии излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров на зуб.

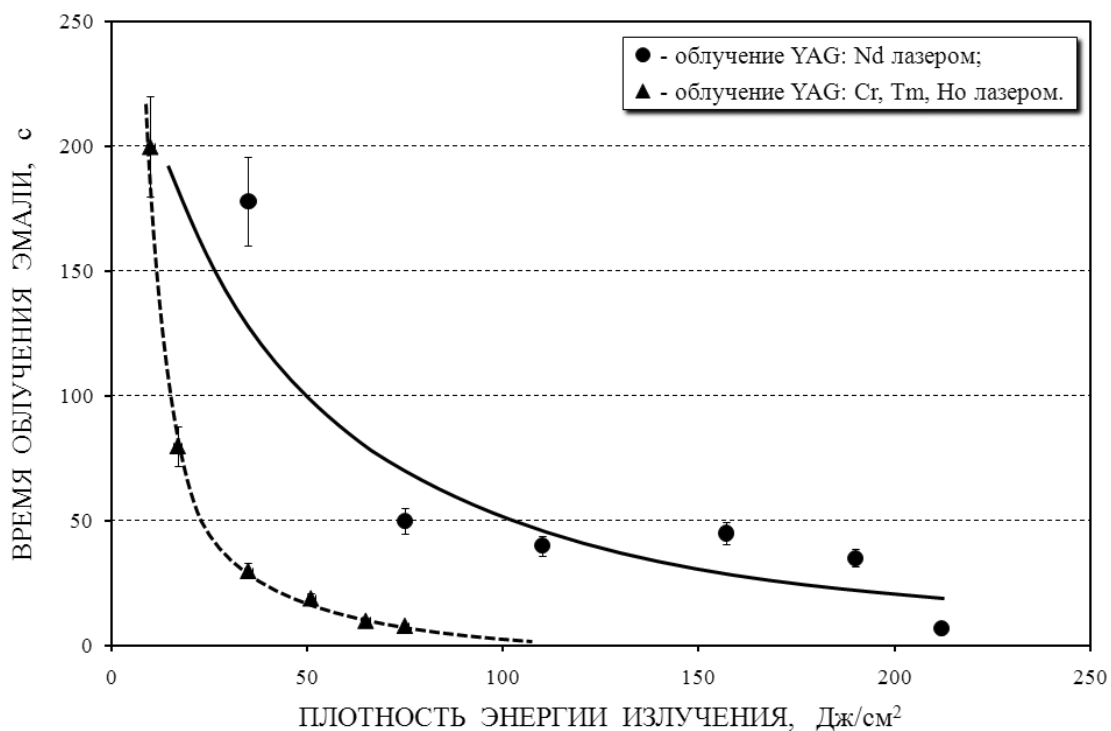


Рис. 1.2.6. Зависимость безопасного времени облучения поверхности эмали от плотности энергии излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров ($\nu=10$ Гц).

Далее будут рассмотрены результаты экспериментального исследования влияния лазерного излучения на микротвёрдость эмали и дентина зуба человека.

Отметим, что эмаль зуба – наиболее твёрдая ткань тела человека, показатель твёрдости которой по таблице Мооса равен 7 (у алмаза, например, 10). Её твёрдость и способность противостоять механическим воздействиям выработались в ходе эволюции и обуславливают сохранность зуба человека [44].

Механическая устойчивость зуба характеризуется, в частности, *микротвёрдостью* эмали. В литературе данные о микротвёрдости интактной эмали отличаются друг от друга. Так, в [45, 46] сообщается, что

максимальное значение микротвёрдости эмали имеет на поверхности – 288.7 ± 21.2 кгс/мм². При сошлифовывании поверхностного слоя, имитирующего естественное стирание эмали зубов, показатель микротвёрдости уменьшается до 230.0 ± 17.4 кгс/мм². Микротвёрдость дентина составляет всего 24.3 ± 4.9 кгс/мм², что более чем на порядок меньше величины для эмали [45]. По другим данным, микротвёрдость эмали зуба в среднем составляет 400 кгс/мм² (а в отдельных случаях достигает 600 кгс/мм²) [47].

Считается, что эмаль, лишённая пульпы и доступа эмалиевой жидкости, (депульпированный зуб) разрыхляется, а её микротвердость и кислотоустойчивость снижаются. Однако эксперименты показали ([44]), что устранение влияния пульпы вследствие депульпирования не приводит к разрушению его твёрдых тканей, как утверждалось ранее.

В ряде работ изучались показатели микротвёрдости твёрдых тканей зуба. Были получены следующие результаты: показатели микротвёрдости эмали при кариесе снижаются по сравнению с биотканью в интактном состоянии на 30÷40%, а дентина остаются практически на одном уровне. После депульпирования показатели микротвёрдости эмали снижаются на 23÷26%, микротвёрдость же дентина изменяется несущественно (на 1.0÷1.5%).

В работе [46] была установлена достоверно большая величина средней микротвёрдости поверхности эмали интактных премоляров по сравнению с интактными резцами. Также обращает на себя внимание значительное снижение средней микротвёрдости эмали у ранее депульпированных зубов по сравнению с аналогичными витальными зубами. По данным исследования были установлены следующие значения микротвёрдости эмали зуба:

- у интактных резцов от 298.0 ± 6.8 до 421.1 ± 14.3 кгс/мм²;
- у интактных премоляров от 384.2 ± 21.2 до 427.9 ± 10.1 кгс/мм²;
- у депульпированных премоляров от 231.7 ± 12.1 до 288.9 ± 7.7 кгс/мм².

В экспериментах [48] использовались интактные зубы человека, удалённые по ортодонтическим показаниям. Всего в исследовании было задействовано 45 образцов (моляры и премоляры). Сразу после удаления образцы помещались в 0.9%–ый водный раствор хлорида натрия и хранились в нём вплоть до лазерного облучения (но не более двух недель) при температуре порядка +4°C в защищённом от света месте.

В качестве источника лазерного излучения здесь использовались YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho каналы лазерной стоматологической станции "ONYX MULTIWAVE" (производство компании LMS, Австрия):

- длина волны излучения YAG: Nd лазера была 1.064 мкм, энергия – 1 Дж, длительность лазерного импульса – 150 мкс, частота следования лазерных импульсов – 25 Гц;

- длина волны излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера была 2.088 мкм, энергия – 1 Дж, длительность лазерного импульса – 300 мкс, частота следования лазерных импульсов – 10 Гц.

Лазерное излучение доставлялось к поверхности эмали через гибкий кварцевый световод диаметром 400 мкм, дистальная часть световода фиксировалась в наконечнике, конструкция которого позволяла использовать сменные волоконные насадки любой пространственной конфигурации с диаметром волокон от 200 до 600 мкм. Облучение зуба производилось в условиях непосредственного контакта дистального торца сменного волоконного наконечника диаметром 600 мкм с поверхностью эмали зуба человека.

Для определения безопасной с точки зрения отсутствия карбонизации в подлежащем под эмалью дентине плотности энергии (см. также описание критерия безопасности выше) использовалось десять образцов, поверхность которых облучалась в контактном режиме излучением с различными плотностью энергии и экспозицией. После облучения образцы распиливались и определялись плотность энергии и время экспозиции, не приводящие к карбонизации дентина у эмаль–дентинной границы. В экспериментах расстояние от поверхности эмали до эмаль–дентинной границы было 1.0 ± 0.1 мм.

Исследование микротвёрдости поверхности эмали производилось на полированных распилах зубов, что объясняется необходимостью наличия плоской поверхности образца для корректных измерений микротвёрдости. Такие образцы заранее подготавливались до момента лазерной обработки. Всего было использовано две группы образцов по десять штук в каждой. Эмаль первой группы зубов облучалась со стороны распила, эмаль второй группы – с внешней стороны поверхности коронки зуба. В первом случае исследовалась микротвёрдость непосредственно облучённой поверхности; во втором случае на основе результатов анализа микротвёрдости поверхности распила прослеживались изменения в прочностных свойствах эмали по мере отдаления от точки лазерного воздействия на поверхности вглубь зуба до эмаль–дентинной границы.

Измерения микротвёрдости производились по методу Виккерса на микротвердомере фирмы "Buehler". В эксперименте исследовалась зависимость микротвёрдости эмали от плотности энергии и экспозиции лазерного излучения, а также от расстояния до поверхности эмали. Причём исследование поведения микротвёрдости производилось внутри определённых выше безопасных диапазонов плотностей энергии лазерного излучения.

В результате исследования образцов первой группы были получены распределения микротвёрдости по диаметру облучённого лазерным пучком места на распиле эмали. Видно, что (см. рис. 1.2.7а):

- лазерное облучение привело к увеличению микротвёрдости;

- для обоих типов лазеров наибольшее значение микротвёрдости поверхности эмали наблюдается в центре облучённого пятна;
- при одинаковых плотностях энергии и экспозициях излучения (здесь – соответственно при 40 Дж/см² и 60 Дж) микротвёрдость эмали после действия YAG: Nd лазера по сравнению с уровнем интактного состояния повысилась фактически на 20%, а после YAG: Cr, Tm, Ho – на 10% (данные для центра облучённого пятна).

Результаты исследования микротвёрдости на второй группе зубов, позволяют оценить подповерхностные изменения механических свойств эмали. Видно, что данная зависимость для обоих типов лазеров (см. рис. 1.2.7б) имеет экстремум на расстоянии от поверхности эмали порядка 100÷200 мкм. Характерные же для поверхности пропорции в величинах микротвёрдости между двумя типами лазеров сохраняются и для подповерхностных характеристик.

На рис. 1.2.8 и рис. 1.2.9 соответственно для YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров приведена зависимость от плотности энергии отношения микротвёрдости подповерхностного слоя эмали после лазерного облучения (HD_{las}) на глубине 100 мкм к микротвёрдости интактной эмали (HD_{int}). Видно, что эффект увеличения микротвёрдости носит пороговый характер. Причём для излучения YAG: Nd лазера величина этого порога коррелирует с "порогом полной безопасности" и составляет величину ~ 30 Дж/см², а для YAG: Cr, Tm, Ho лазера – ~ 10 Дж/см². Область же плотностей энергии, в которой микротвёрдость облучённой эмали выше микротвёрдости интактной, для YAG: Nd лазера определяется диапазоном 30÷200 Дж/см², для YAG: Cr, Tm, Ho лазера – 10÷100 Дж/см². В дальнейшем будем называть соотношение HD_{las}/HD_{int} *относительной микротвёрдостью*.

Так, зависимость относительной микротвёрдости поверхности эмали от экспозиции лазерного излучения представлена на рис. 1.2.10. Видно, что для обоих типов лазеров в области экспозиций ~ 100 Дж она имеет максимум. При этом в максимуме микротвёрдость эмали, упрочнённой действием излучения YAG: Nd лазера, на 15% выше, чем у эмали, облучённой YAG: Cr, Tm, Ho лазером.

Рассмотрим теперь исследование влияния лазерного излучения на кислотную резистентность эмали зуба человека.

Здесь были использованы две группы образцов. Одна группа, состоящая из пяти образцов, являлась контрольной, т.е. зубы в ней лазерному воздействию не подвергались. Образцы же второй группы (10 штук) подвергались лазерному воздействию. После завершения лазерной обработки зубы:

- вначале помещались в 10%-ый водный раствор ортофосфорной кислоты и хранились в нём в течение 48 часов;

- затем в течение 30 минут промывались в потоке воды и помещались в 0.9%–ый раствор хлорида натрия, где хранились в течение 1 недели;
- далее образцы помещались в 40%–ый водный раствор метиленового голубого и хранились в нём в течение 24 часов;
- в заключение зубы распиливались алмазным диском вдоль оси корневого канала, а затем с помощью оптического микроскопа определялась глубина покрашенного слоя, которая в общем случае характеризует кислотную резистентность эмали.

Далее рассмотрим результаты экспериментального исследования зависимости глубины покрашенного слоя эмали от плотности энергии и экспозиции излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров (см. рис. 1.2.11 и 1.2.12). Было установлено, что характер поведения кислотной резистентности в зависимости от плотности энергии и экспозиции лазерного излучения коррелирует с поведением микротвёрдости в аналогичных зависимостях (см. выше). Так, кислотная резистентность поверхности эмали, облучённой YAG: Nd лазером, отлична (больше) от интактной в области плотностей энергии $30 \div 200 \text{ Дж/см}^2$, а эмали, облучённой YAG: Cr, Tm, Ho, – в области $10 \div 100 \text{ Дж/см}^2$. Необходимо также отметить, что для обоих типов лазеров максимальная кислотная резистентность наблюдалась в области экспозиций $\sim 100 \text{ Дж}$.

Анализ зубных образцов с помощью сканирующего электронного микроскопа (SEM), проводимый при увеличении в $300\times$, показал, что интактная ткань характеризуется компактной структурой, которая сохраняется без видимых изменений до достижения плотности энергии излучением YAG: Nd лазера величины $\sim 30 \text{ Дж/см}^2$, а YAG: Cr, Tm, Ho – $\sim 10 \text{ Дж/см}^2$. При данных плотностях энергии происходит хорошо видимое на SEM подповерхностное изменение структур эмали. По всей видимости, происходящее приводит к формированию упрочнённого слоя на глубине $\sim 100 \text{ мкм}$, что объясняет ранее описанные экстремальные зависимости.

Далее, по мере увеличения плотности энергии, происходит постепенное изменение структуры эмали, сопровождающееся трещинообразованием и разрушением межпризменных промежутков и заканчивающееся полным их разрушением при плотности энергии излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера $\sim 100 \text{ Дж/см}^2$ и YAG: Nd лазера $\sim 200 \text{ Дж/см}^2$. Этот эффект, по-видимому, увеличивает пористость эмали, тем самым снижая её микротвёрдость и кислотную резистентность. Морфологические изменения структуры эмали при дальнейшем повышении плотности энергии представлены в основном крупными трещинами и оплавленными эмалевыми призмами.

В работе [49] описан способ обработки твёрдых тканей зуба, который заключается в том, что эмаль и дентин облучаются здесь в режиме свободной генерации сериями лазерных импульсов из диапазонов длин волн $0.3 \div 1.3 \text{ мкм}$, $1.6 \div 2.8 \text{ мкм}$ и $3.2 \div 9.6 \text{ мкм}$. Длительность такой обработки не превышала 100 с, число серий

импульсов было не более 10, перерыв между сериями длился не менее одной секунды, а плотность энергии падающего на зуб излучения зависела от выбора длины волны, но не превышала 2000 Дж/см².

В результате проведённой обработки установлено повышение микротвёрдости и кислотной резистентности эмали и дентина зуба более чем в 1.5 раза. В устройстве для реализации этого способа введены таймер, модулятор и светораспределительные насадки, обеспечивающие требуемое распределение излучения на поверхности зуба и защиту тканей полости рта, не требующих обработки, от облучения.

Очевидно, что параметрами лазерного излучения, влияющими на степень порогового изменения структуры твёрдых тканей зуба, являются длительность воздействия, энергетические и спектральные характеристики излучения.

Одним из механизмов взаимодействия лазерного излучения с твёрдыми тканями зуба является нагрев объёма ткани в течение воздействия и последующее быстрое его охлаждение после снятия такого воздействия. Например, значительная глубина проникновения излучения неодимового ($\lambda=1.064$ мкм) или гольмиевого ($\lambda=2.088$ мкм) лазеров в ткань приводит к прогреву не только её поверхности, но и объёма.

Результаты измерений SEM показали, что в поле лазерного излучения происходит неоднородное расширение эмалевых призм и межпризменных промежутков. Различия в термо–механических свойствах этих структур эмали приводят к увеличению объёма призм и уменьшению объёма межпризменных промежутков. Таким образом, после снятия лазерного воздействия фиксируется отличная от интактной структура эмали с бóльшим удельным объёмом призм и, как следствие, с бóльшей твёрдостью и кислотной резистентностью. Данный процесс происходит при плотностях энергии лазерного излучения значительно меньших, чем порог карбонизации и порог разрушения эмали.

Модификация дентина в поле лазерного излучения происходит из–за неоднородного уширения стенок дентинных трубочек, интертубулярных пространств и дентинных промежутков. После снятия воздействия фиксируется отличная от интактной структура дентина с меньшим объёмом пустот (интертубулярных пространств) и, следовательно, с бóльшей микротвёрдостью и кислотной резистентностью.

Значения спектральных диапазонов могут быть выбраны, исходя из двух критериев:

- во–первых, окружающие зуб ткани не должны подвергаться какому–либо воздействию (нагреву, фотохимическим изменениям и т.д.);
- во–вторых, облучаемые твёрдые ткани не должны разрушаться (абляция, испарение и т.д.).

Вероятность этих процессов связана с величиной относительного спектрального коэффициента поглощения твёрдой ткани, зависящего от длины волны лазерного излучения.

Относительный коэффициент поглощения (m) эмали/дентина определяется спектральными коэффициентами поглощения органической и неорганической (гидроксилапатит) компонент зубной ткани и равен отношению значения спектрального коэффициента поглощения органической компоненты ($k_{орг}$) к значению спектрального коэффициента поглощения гидроксилапатита (k_{ha}):

$$m = \frac{k_{орг}}{k_{ha}}. \quad (1.2.1)$$

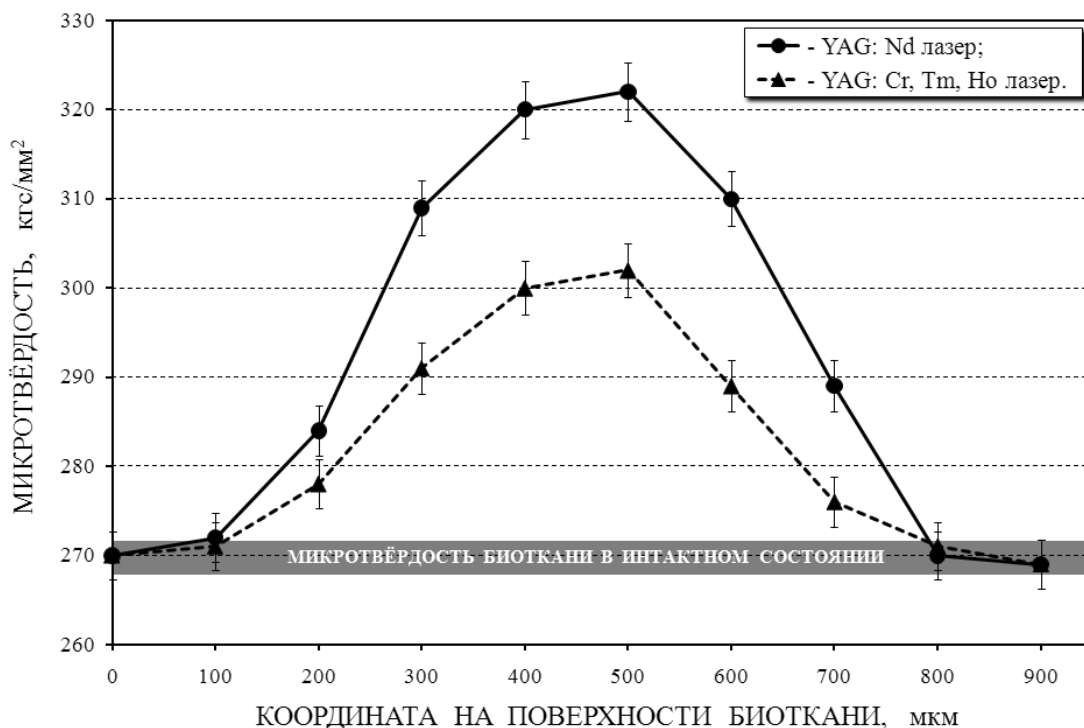
Если $m < 1$, то происходит нагрев наиболее хрупкой (неэластичной) структуры твёрдой ткани (в эмали – эмалевой призмы, в дентине – дентинного канальца) и, как следствие, её разрушение. Если же $m > 1$, то происходит нагрев наиболее эластичной структуры твёрдой ткани (коллагена межпризменных и межтубулярных пространств) и, как следствие, её модификация. В соответствии с этим спектральные границы применимости предлагаемого способа обработки с целью решения указанной задачи следующие:

- нижняя спектральная граница – 0.3 мкм. Ниже этого значения наблюдается мутация биологических тканей (в том числе слизистой полости рта);
- верхняя спектральная граница – 9.6 мкм. Выше этой границы спектральный коэффициент поглощения твёрдых тканей зуба определяется превышением поглощения неорганической компоненты (РО–групп гидроксилапатита). Следовательно, $m < 1$, т.е. наступает разрушение ткани;
- спектральный промежуток 1.3÷1.6 мкм. Здесь коэффициент поглощения твёрдых тканей зуба определяется поглощением неорганической компоненты (ОН–групп гидроксилапатита). Следовательно, $m < 1$, т.е. наступает разрушение ткани;
- спектральный промежуток 2.8÷3.2 мкм. Здесь коэффициент поглощения твёрдых тканей зуба определяется поглощением неорганической компоненты (ОН–групп гидроксилапатита). Следовательно, $m < 1$, т.е. наступает разрушение ткани.

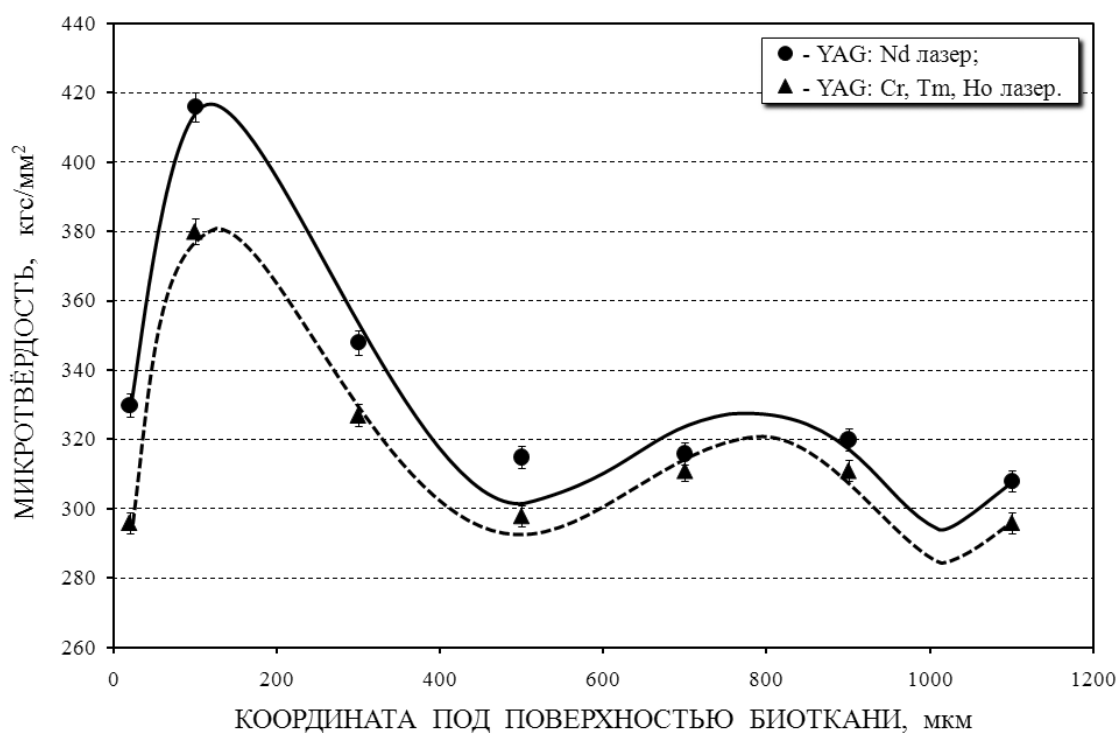
Обработку твёрдой биоткани можно вести сериями лазерных импульсов [50]. Длительность облучения каждой серией импульсов τ_1 соответствует времени терморелаксации слоя ткани (эмали или дентина) и рассчитывается по формуле

$$\tau_1 = \frac{r^2}{a}, \quad (1.2.2)$$

где r – толщина слоя ткани [м]; a – температуропроводность ткани [$\text{м}^2/\text{с}$].



а)



б)

Рис. 1.2.7. Профиль распределения микротвёрдости по диаметру облучённого лазерным пучком места на поверхности эмали (а) и зависимость микротвёрдости от расстояния между облучённой лазером поверхностью эмали и точкой измерения на спиле биоткани (б).

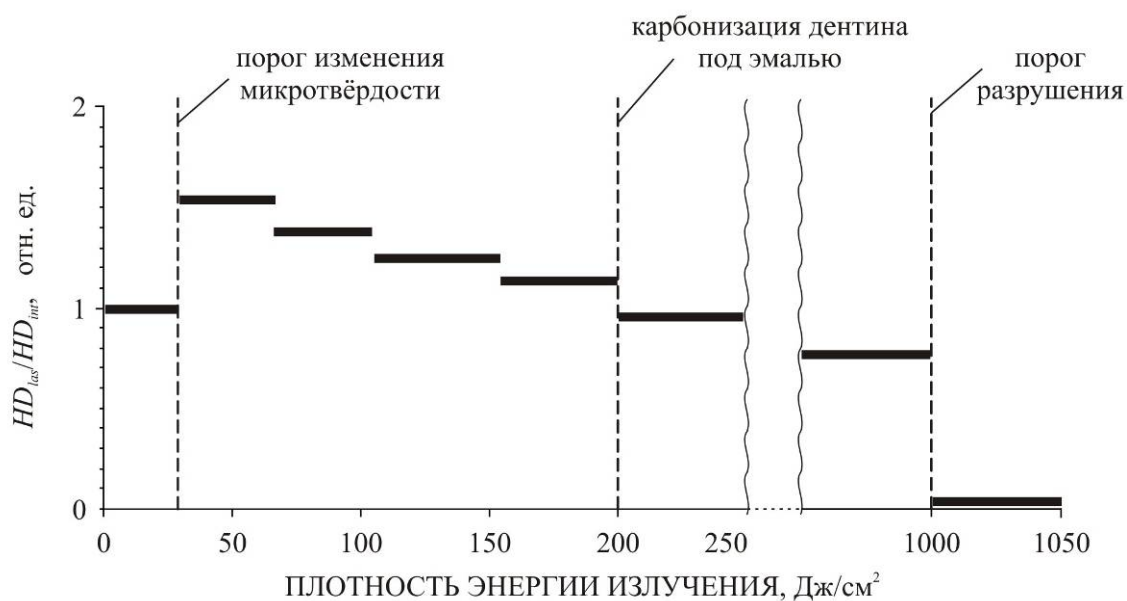


Рис. 1.2.8. Зависимость отношения микротвёрдости подповерхностного слоя эмали после лазерной обработки на глубине 100 мкм (HD_{las}) к микротвёрдости intactной эмали (HD_{int}) от плотности энергии излучения YAG: Nd лазера (экспозиция 100 Дж).

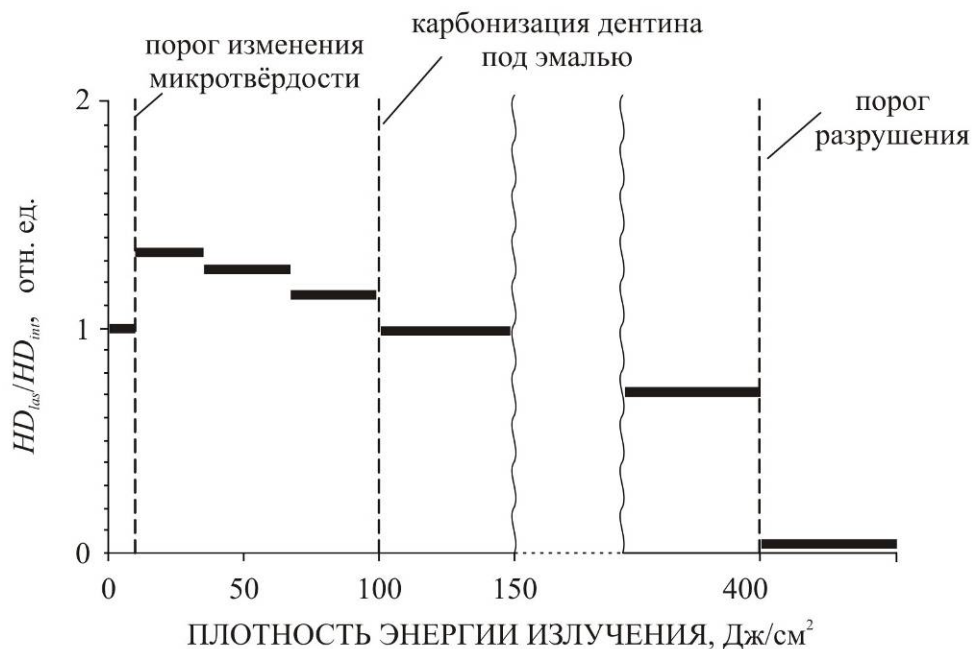


Рис. 1.2.9. Зависимость отношения микротвёрдости подповерхностного слоя эмали после лазерной обработки на глубине 100 мкм (HD_{las}) к микротвёрдости intactной эмали (HD_{int}) от плотности энергии YAG: Cr, Tm, Ho лазера (экспозиция ~100 Дж).

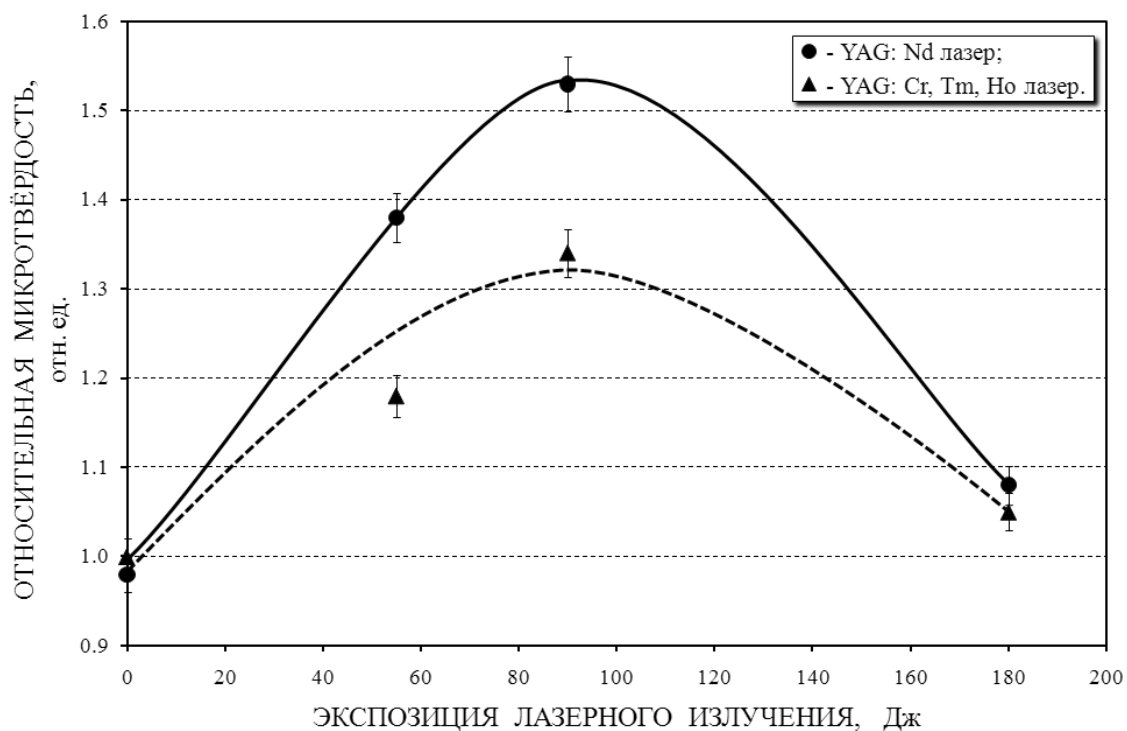


Рис. 1.2.10. Зависимость относительной микротвёрдости поверхности эмали от выбора экспозиции излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров (при плотности энергии ~ 40 Дж/см²).

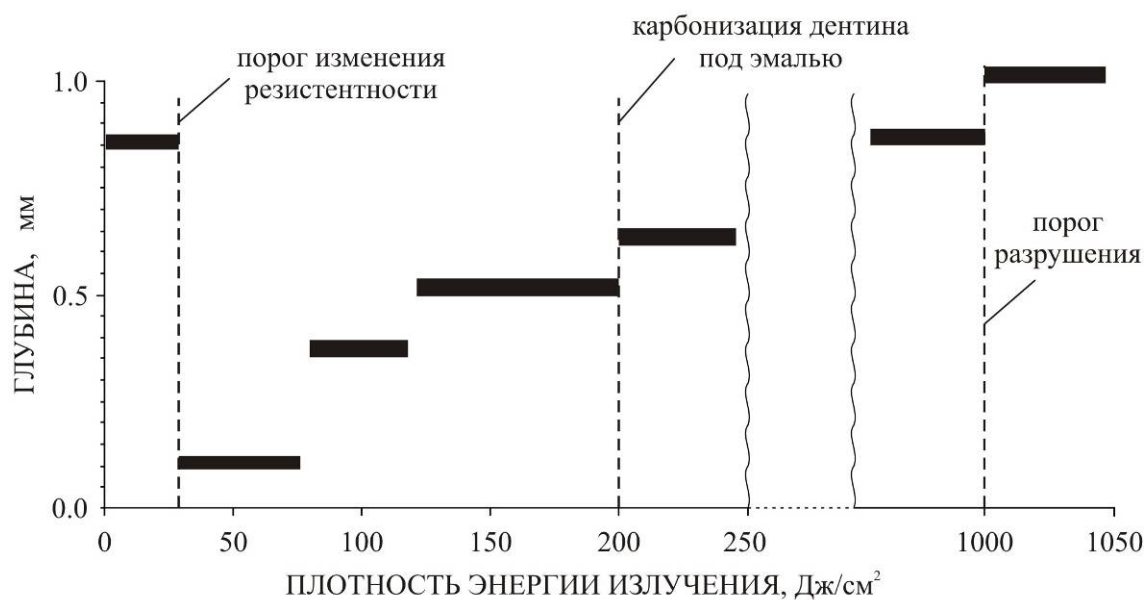


Рис. 1.2.11. Зависимость глубины прокрашенного слоя эмали от плотности энергии излучения YAG: Nd лазера.

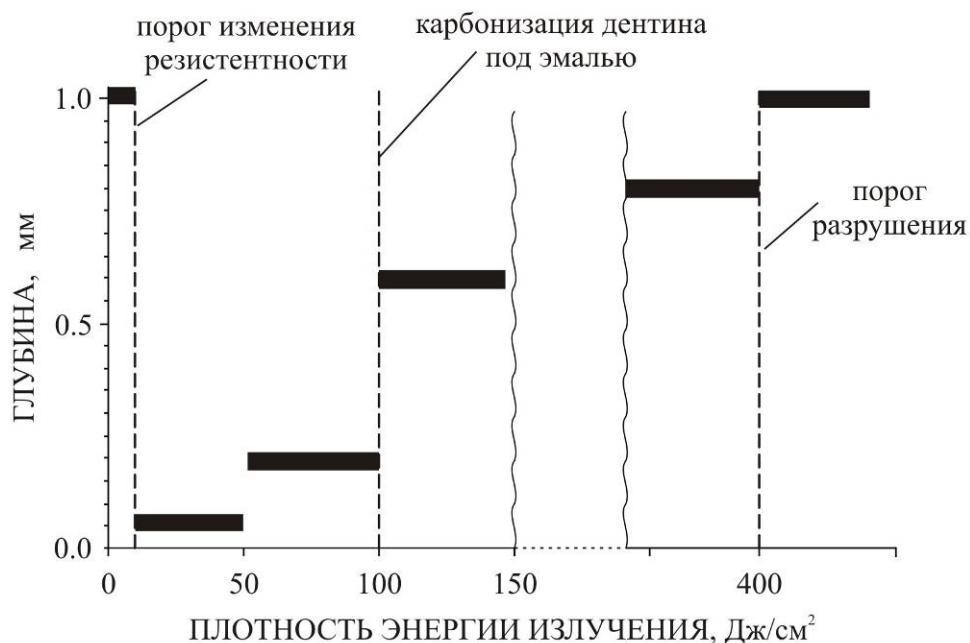


Рис. 1.2.12. Зависимость глубины прокрашенного слоя эмали от плотности энергии излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера.

Подставляя в эту формулу значения температуропроводности для эмали и дентина ($4.7 \times 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$ и $1.8 \times 10^{-7} \text{ м}^2/\text{с}$ соответственно; [31]) и толщину ткани (1 мм) получаем, что для эмали $\tau_1 = 2 \text{ с}$, а для дентина $\tau_1 = 5 \text{ с}$. Время перерыва между сериями τ_2 (рис. 1.2.13) соответствует времени охлаждения нагретого слоя ткани до температуры окружающей среды и определяется экспериментально. Эксперименты по определению этого промежутка времени показали, что его значение для обоих типов твёрдых тканей зуба должно быть не менее 1 с.

Общая длительность процедуры выбрана на основании результатов многочисленных экспериментов по оценке порога карбонизации зубных тканей и измерению зависимости микротвёрдости (кислотной резистентности) ткани от числа серий лазерных импульсов. Из вида данной зависимости очевидно, что она явно насыщается после завершения 8-ой серии (рис. 1.2.14). Порог же карбонизации при данной плотности энергии соответствует моменту начала 11-ой серии импульсов и свидетельствует о необратимом разрушении биоткани, что крайне нежелательно. Поэтому максимальное число серий импульсов не должно превышать десяти, а следовательно, вся процедура не должна длиться дольше 100 с.

Изучение результатов обработки данных измерений кислотной резистентности слоёв ткани в зависимости от плотности энергии лазерного импульса показало, что резистентность облучённой ткани возрастает при превышении 10 Дж/см^2 , а при больше 300 Дж/см^2 она вновь принимает значение кислотной резистентности интактной ткани. Например, для

дентина эта величина может возрасти в два раза. При этом микротвёрдость достигает максимального значения при числе лазерных импульсов в серии $N=10\div 50$.

Таким образом, между спектральными, энергетическими и частотными параметрами лазерного излучения справедливо следующее соотношение:

$$W(\lambda) < \frac{2W_0(\lambda)}{m \cdot N}, \quad (1.2.3)$$

где $W(\lambda)$ – плотность энергии лазерного излучения, достаточная для селективной обработки объёма твёрдых тканей зуба; $W_0(\lambda)$ – плотность энергии лазерного излучения, приводящая к разрушению твёрдых тканей зуба; $m > 1$.

Увеличение микротвёрдости и кислотной резистентности эмали/дентина зуба также заметно проявляется при длительности элементарного лазерного воздействия (пичка) τ_{spike} , соответствующей времени терморелаксации межпризменных промежутков эмали и дентинных канальцев, толщина которых составляет величину ~ 1 мкм. Подставляя это значение в формулу (1.2.2), получаем, что для эмали $\tau_{spike} = 2$ мкс, а для дентина – 5 мкс. В этом случае параметры активной среды и оптического резонатора выбираются таким образом, чтобы длительность лазерного импульса τ_p была $100\div 300$ мкс [51].

Если параметры лазерного излучения не соответствуют значениям τ_1 , τ_2 , τ_{spike} и τ_p , то происходит перегрев пульпарной камеры или разрушение эмали, дентина, эмаль–дентинной границы, пульпы. После же обработки эмали по предлагаемому способу наблюдается 50%–ое увеличение микротвёрдости на поверхности эмали и 80%–ое увеличение микротвёрдости по глубине эмали.

Для дентина описанная выше тенденция аналогична.

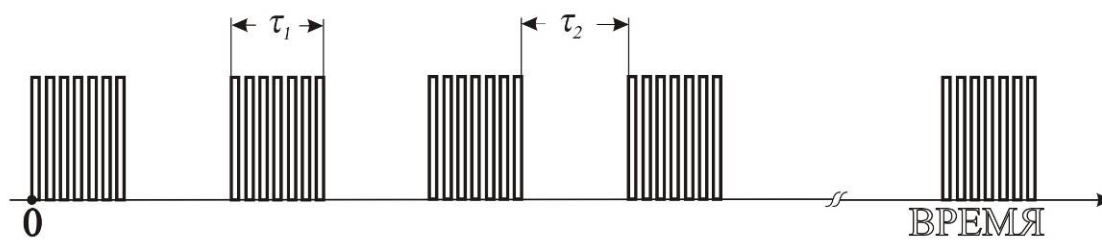


Рис. 1.2.13. Последовательность серий лазерных импульсов.

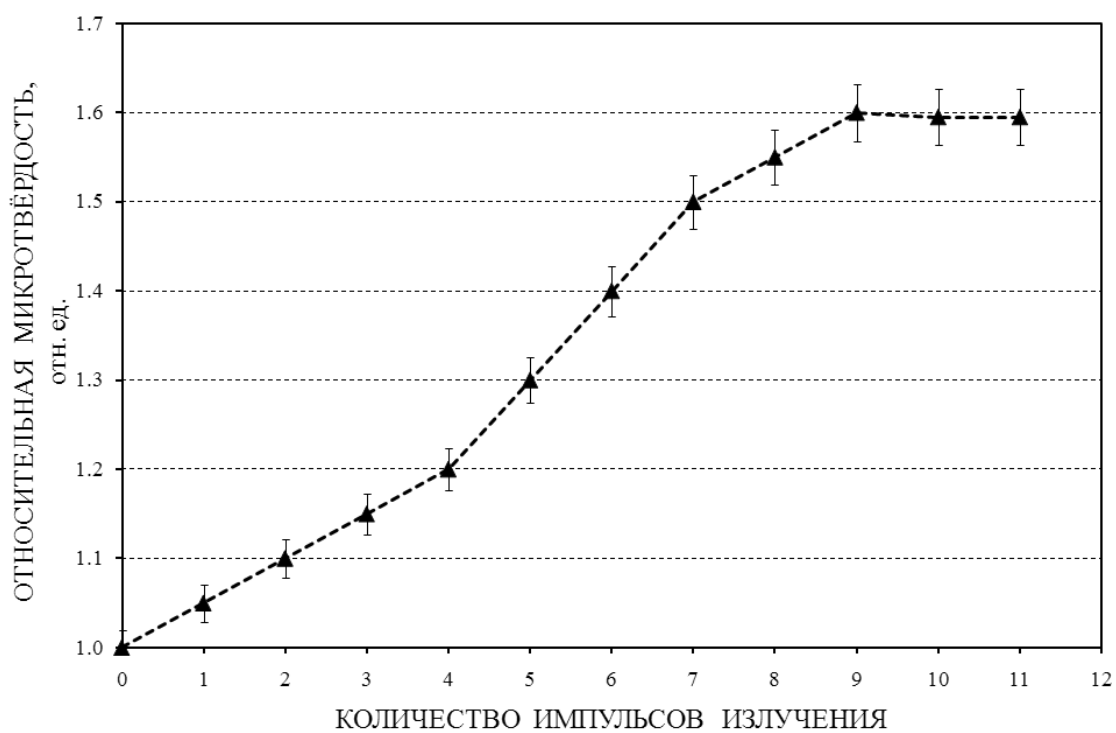


Рис. 1.2.14. Зависимость относительной микротвёрдости эмали от числа серий импульсов YAG: Cr, Tm, Ho лазера.

Глава 2. ВОЗДЕЙСТВИЕ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ НА БИОПЛЁНКИ

В конце XX века сформировалось представление об особой форме организации микрофлоры организма человека, а именно: как о хорошо организованном взаимодействующем сообществе микроорганизмов, покрывающих поверхности кожи и зубов человека, кишечной стенки и других слизистых оболочек. По некоторым оценкам в общей сложности в организме человека насчитывается порядка 10^{14} организованных подобным образом микроорганизмов [52].

К представлению об единых сообществах микроорганизмов, обитающих в теле человека, привели первоначально обнаруженные в окружающей среде подобные формы сосуществования микробов. Оказалось, что микробы, во-первых, предпочитают жить, будучи прикрепленными именно к твердой поверхности (нежели быть свободно "плавающими", например, в водной среде или в воздухе). Во-вторых, они организованы в так называемые *биоплёнки* (biofilm), сбалансированные по видовому составу и функциональному распределению членов сообщества.

В природе биоплёнки распространены повсеместно. Также они выстилают нефтепроводы, аквариумы, постоянные катетеры, внутренние имплантаты, контактные линзы, протезы и т.п. Тонкое же наложение, формирующееся на зубах, – это пример хорошо знакомый каждому зубного налёта [53].

Биоплёнки могут оказаться и очень опасными. Болезнь легионеров, унесшая жизни 29 человек в Филадельфии в 1976 г., оказалась связанной с бактериями биоплёнки, образовавшейся в системе кондиционирования воздуха.

Миллионы долларов ежегодно расходуются в мире на работы по контролю за биоплёнками.

Микроорганизмы в биоплёнке существуют и ведут себя не так, как бактерии в культурной среде. Это взаимодействующая общность разных типов микроорганизмов, которые сгруппированы в микроколонии, окружённые защитным *матриксом*. Матрикс пронизан каналами, по которым циркулируют питательные вещества, продукты жизнедеятельности, ферменты, метаболиты и кислород. Все микроколонии имеют свои микросреды, отличающиеся уровнями pH, усваиванием питательных веществ, концентрациями кислорода. Бактерии в биоплёнке общаются между собой посредством химических раздражений (сигналов). Микроорганизмы в биоплёнке более устойчивы к антибиотикам, антимикробным средствам и другим активным агентам.

Способ существования микроорганизмов можно рассмотреть на одной из гипотетических моделей биоплёнки пристеночного слоя

кишечника. Микроорганизмы, присутствующие здесь в количестве 10^{11} клеток/см³, распределяются в пристеночном слое *муцина* (это относительно прочный гель, состоящий из пептидогликана, продуцируемого бокаловидными клетками эпителия кишечной слизистой оболочки). Такая среда выглядит пригодной для существования микроорганизмов в тонких слоях муциновой слизи в виде клеток, равномерно распределённых на достаточно близком (порядка размера микробной клетки) расстоянии друг от друга. Подобное расположение должно обеспечивать контакт с диффундирующим в муцин химусом и клетками, способствуя быстрому обмену продуктами метаболизма между ними.

Можно обнаружить и другие формы микробной биоплёнки, например, в виде слоя прикреплённого к клеткам эпителия или в виде отдельно расположенных конгломератов клеток. Достойна удивления способность микробиоты кишечника сохранять стабильность в условиях разнородных химических и корпускулярных потоков, пронизывающих муцин вдоль и поперёк. В соответствии с физиологическими канонами через кишечную стенку и вдоль неё ежедневно проходит десять литров жидкости, а именно: слюна, желудочный сок с пищевым химусом, желчные и печёчные секреты и прочее. В противоположном всасыванию направлении движется муцин, который микробы кишечной стенки должны успевать переваривать на мономерные составляющие со скоростью его образования клетками слизистой оболочки. Специальные исследования показали, что в биоплёнке по-иному в сравнении с чистыми культурами бактерий происходят их многочисленные физиологические процессы, в том числе продукция метаболитов и биологически активных веществ. Сообщество организует единую генетическую систему в виде *плазмид* – кольцевых ДНК, несущих поведенческий код для членов биоплёнки, определяющих их пищевые (трофические), энергетические и другие связи между собой и с внешним миром. Последнее получило специальное определение как *социальное поведение* (quorum sensing) микроорганизмов.

Реакция микроорганизмов на изменение условий окружающей среды в биоплёнке существенно отличается от реакции каждого отдельного вида в монокультуре. Такая организация обеспечивает её физиологическую и функциональную стабильность, а значит, является залогом конкурентного выживания в экологической нише. В организме человека специфическое преимущество такой организации заключается в обеспечении гомеостаза органов, функциональность которых зависит от населяющих их микробов. Преимущество коллективного реагирования имеет и отрицательную сторону: таким сообществом трудно управлять извне. Например – лечить заболевания полимикробного происхождения, когда чувствительность к антибиотикам микроорганизмов, ассоциированных в биоплёнку, не соответствует определённой в лабораторных тестах на клинических изолятах чистых культур бактерий.

Коллективный иммунитет биоплёнки практически сводит на нет возможность коррекции дисбактериозов с помощью пробиотиков.

Лазерное излучение способно оказывать влияние на состояние и рост бактерий. К основным механизмам взаимодействия света, разрушающим или угнетающим рост бактерий, следует отнести фотохимический и тепловой. Фотохимические реакции возбуждаются под действием ультрафиолетового излучения. Нагрев же достигается за счёт эффективного поглощения с последующим преобразованием в тепло инфракрасного излучения. Излагаемые в настоящем параграфе результаты относятся к исследованию теплового механизма разрушения бактерий, присутствующих в полости рта [54–58].

В настоящее время одной из основных проблем эндодонтии остаётся дезинфекция корневых каналов зубов на этапе их подготовки к пломбированию. В работах [59–61] показана перспективность применения для этой цели лазерного излучения и подробно изучено влияние УФ спектрального диапазона на активность бактерий. Однако высокая мутагенность препятствует широкому практическому использованию УФ лазеров в медицине, одновременно стимулируя поиск новых лазерных источников для стерилизации. В этой связи большой интерес представляют твердотельные лазеры среднего ИК диапазона. Среди них наиболее распространены лазеры на основе кристаллов YAG: Nd, YAG: Cr, Tm, Ho и YAG: Er.

Антибактериальный эффект излучения YAG: Nd лазера был описан, например, в работе [62], но тем не менее механизм антибактериального действия излучения среднего ИК диапазона до конца ещё так и не изучен. Данный факт приводит к необходимости дальнейшего экспериментального изучения феномена взаимодействия излучения импульсных твердотельных лазеров с бактериальными средами.

Далее будет приведено описание экспериментальных результатов сравнения антибактериального действия излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров, а также определены зависимости бактериальной активности от средней мощности, частоты следования импульсов и времени воздействия лазерного излучения.

В исследовании использовались как лабораторные суточные, так и высеваемые непосредственно из корневого канала зуба культуры *Staph. Epidermidis*, *E-Coli* и *Candida*.

Для получения суточной культуры чистую идентифицированную культуру засеивали в 5 мл мясо–пептонного бульона (МПБ) и выращивали 24 часа при +37°C. Затем такую взвесь разводили до нужной концентрации. При исследовании спектров поглощения использовали концентрации 10^2 бакт./мл, а при исследовании влияния параметров лазерного излучения на активность бактерий – 10^7 бакт./мл.

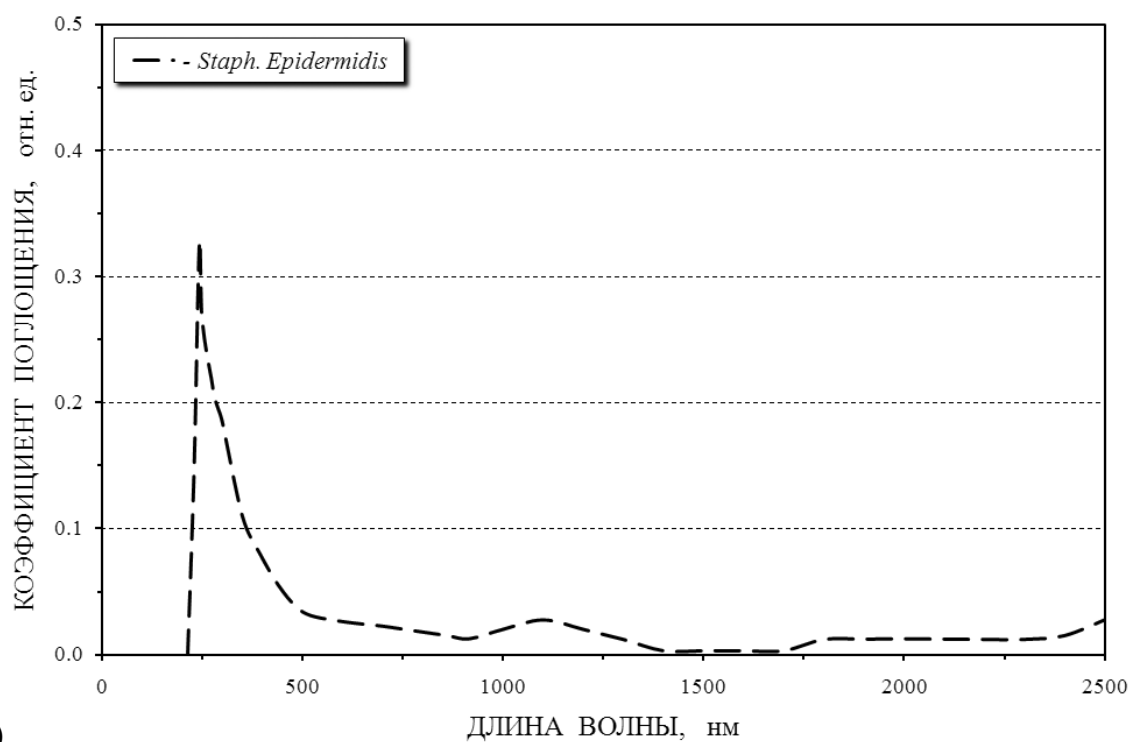
Для получения культуры непосредственно из корневого канала проба бралась стерильной ватной турундой из нижней трети вскрытого канала

(in vitro), предварительно (здесь – за полчаса) наполненного суточной культурой бактерий с известной концентрацией. После этого проба помещалась в кювету для проведения спектральных исследований.

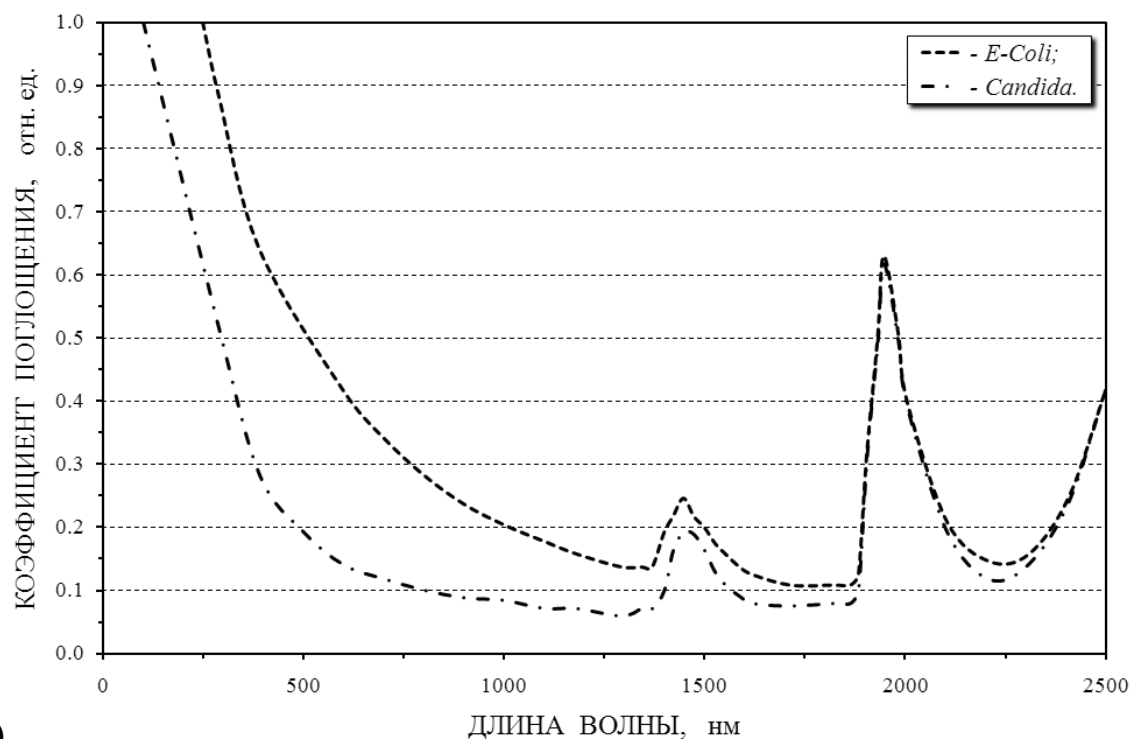
Спектры поглощения измерялись в области от 0.3 до 2.5 мкм на спектрометре "Perken Elmer" с последующей статистической обработкой полученных результатов. Измерения проводились в кюветах из LiF, толщина исследуемого материала составляла величину $10 \div 15$ мкм. В одно плечо спектрометра помещали кювету с раствором бактерий, в другое (компенсационное) – кювету с МПБ. Таким образом, можно было учесть спектральные особенности поглощения раствора, в котором находились бактерии. Полученные в ходе экспериментов спектры поглощения бактерий *Staph. Epidermidis*, *E-Coli* и *Candida* приведены на рис. 2.1. Видно, что максимальное поглощение чистых культур бактерий полости рта (см. рис. 2.1a) соответствует области $300 \div 1100$ нм. При этом на длине волны 1064 нм (YAG: Nd лазер) коэффициент поглощения для различных типов бактерий лежит в пределах $2 \div 3$ см⁻¹. На длине же волны 2088 нм (YAG: Cr, Tm, Ho лазер) поглощение минимально и составляет величину порядка 1 см⁻¹. При исследовании спектров поглощения колоний, высеваемых из корневого канала, установлено (см. рис. 2.1б), что здесь наибольший вклад в поглощение вносит вода. Коэффициенты поглощения в этом случае соответствуют поглощению свободной воды: на длине волны 1064 нм – $5 \div 10$ см⁻¹, на длине волны 2088 нм – $50 \div 60$ см⁻¹. Этот факт позволяет говорить о возможности бактериостатического эффекта в эндодонтии за счёт нагрева интерканальной воды.

При исследовании особенностей лазерного разрушения бактерий в экспериментах на суточной лабораторной культуре облучение проводилось в специальных медицинских кюветах на воздухе при +20°C. Непосредственно перед облучением в стерильные пластиковые пробирки разливали по 100 мкл микробной взвеси – экспериментальная проба. После облучения для каждой экспериментальной пробы делали восемь десятикратных разведений и 100 мкл каждого разведения засевали на чашки Петри, содержащие мясо–пептонный агар (МПА).

При исследовании особенностей разрушения бактерий внутри корневого канала зуба перед облучением поверхность канала апплицировалась культурой бактерий. После облучения проба из канала бралась стерильной турундой (экспериментальная проба), а затем для каждой экспериментальной пробы делали восемь десятикратных разведений и 100 мкл каждого разведения засевали на чашки Петри, содержащие МПА. После 18-часовой инкубации при +37°C подсчитывали количество колоний, выросших в каждой чашке, и определяли среднее арифметическое из восьми посевов для каждой экспериментальной пробы. Для каждой реализации использовали три экспериментальные пробы. Конечное значение концентрации определяли как среднее арифметическое по результатам облучения трёх экспериментальных проб.



а)



б)

Рис. 2.1. Спектры поглощения чистых культур бактерий *Staph. Epidermidis* (а) и бактерий *Candida* и *E-Coli*, высеваемых из корневого канала (б).

В качестве источников излучения среднего ИК диапазона использовали YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеры. Лазеры работали в режиме свободной генерации.

Длина волны излучения YAG: Nd лазера – 1.064 мкм, длительность лазерного импульса – порядка 200 мкс, частота следования лазерных импульсов – до 50 Гц, средняя мощность лазерного излучения – до 10 Вт, максимальная плотность энергии на выходном торце световода – 400 Дж/см².

Длина волны излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера – 2.088 мкм, длительность лазерного импульса – порядка 200 мкс, частота следования лазерных импульсов – до 10 Гц, средняя мощность лазерного излучения – до 2 Вт, максимальная плотность энергии на выходном торце световода – порядка 150 Дж/см².

Излучение обоих лазеров передавалось к месту воздействия по кварц–кварцевому оптическому волокну с диаметром световедущей жилы 400 мкм. Выходной торец волокна погружался на 1÷2 мм внутрь кюветы с МПБ и его положение оставалось неизменным в течение времени облучения для одной экспериментальной пробы. При облучении поверхности корневого канала торец волокна перемещался вдоль канала туда и обратно со скоростью порядка 10 мм/мин. В ходе экспериментов определялось влияние параметров лазерного излучения (средней мощности, частоты следования лазерных импульсов, времени облучения) на концентрацию бактерий (изменение концентрации относительно первоначальной).

Рассмотрим, как ведут себя чистые лабораторные суточные культуры бактерий *Staph. Epidermidis* при лазерном облучении. Так, экспериментально полученные зависимости концентрации культуры *Staph. Epidermidis* от времени облучения (экспозиции) при различной средней мощности лазерного излучения и фиксированной частоте следования лазерных импульсов приведены для YAG: Nd лазера на рис. 2.2а, для YAG: Cr, Tm, Ho лазера – на рис. 2.2б. Видно, что для обоих лазеров зависимость существенно нелинейная и имеет экстремум для YAG: Nd в области 4 мин. (для всего исследованного диапазона средних мощностей излучения), а для YAG: Cr, Tm, Ho – в области 1 мин.

Необходимо обратить внимание на наличие паузы между началом облучения и моментом начала уменьшения активности бактерий. Продолжительность этой паузы, как видно, обратнопропорциональна средней мощности лазерного излучения и зависит от длины волны. По всей видимости, этот эффект связан с особенностями теплового механизма лазерного разрушения бактерий. Для YAG: Nd лазера эффект полной стерилизации наблюдается на 8–ой минуте облучения при средней мощности 5 Вт и частоте следования лазерных импульсов 10 Гц, что соответствует энергии в импульсе – 500 мДж.

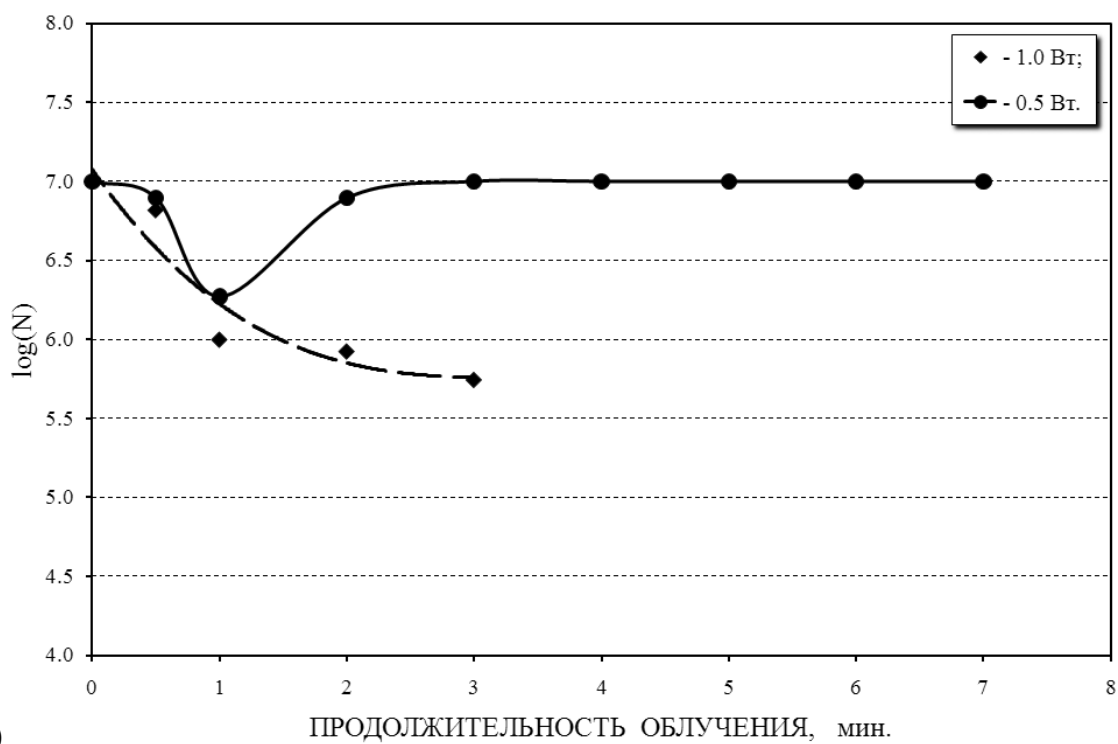
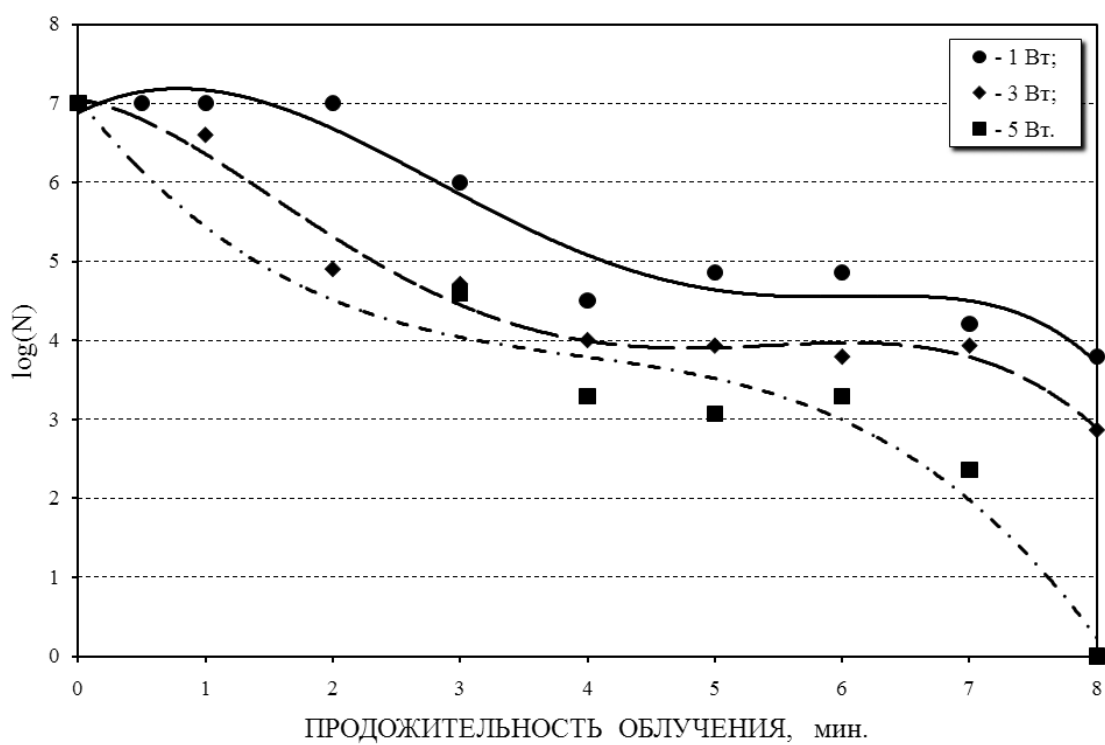


Рис. 2.2. Зависимость десятичного логарифма количества бактерий *Staph. Epidermidis* в 1 мл МПБ от времени облучения импульсами YAG: Nd лазера с частотой 10 Гц (а) и YAG: Cr, Tm, Ho лазера с частотой 5 Гц (б).

Если теперь сравнивать бактерицидный эффект для YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров, то видно, что при одинаковой энергии (в эксперименте порядка 200 мДж) излучение YAG: Cr, Tm, Ho лазера в течение 1 мин. приводит к уменьшению концентрации *Staph. Epidermidis* с 10^7 до 10^6 бакт./мл, излучение же YAG: Nd лазера в течение эквивалентного отрезка времени не приводит к снижению концентрации бактерий в экспериментальной пробе.

Вызываемые излучением с длиной волны 2.088 мкм акустические эффекты (генерация звуковых и ударных волн, приводящих к разлёту бактериальной культуры) препятствуют дальнейшему повышению энергии (мощности) лазерного импульса. Напротив, увеличение энергии (мощности) излучения YAG: Nd (длина волны 1.064 мкм) лазера не приводит к генерации сильных акустических волн, что и позволяет добиваться практически полной стерилизации в экспериментальной пробе.

Эксперименты показали, что для обоих лазеров с увеличением средней мощности лазерного излучения темп снижения бактериальной активности возрастает.

Если предположить тепловой механизм лазерного разрушения бактерий [63, 64], то очевидно, что эффективность разрушения бактерий будет зависеть от темпа нагрева, т.е. от частоты следования лазерных импульсов. Было проведено экспериментальное исследование зависимости концентрации бактерий от частоты следования импульсов YAG: Nd лазера (при постоянной средней мощности – 2 Вт). Установлено, что подобная зависимость носит экстремальный характер (см. рис. 2.3). Так, при частоте следования лазерных импульсов 15 Гц наблюдается резкое снижение концентрации бактерий (до 10^3 бакт./мл) по сравнению с другими частотами следования лазерных импульсов (среднее значение концентрации $5 \cdot 10^6$ бакт./мл). Этот факт может быть связан с наличием оптимального с точки зрения преобразования энергии в нагрев бактерии промежутка времени между импульсами.

Рассмотрим, как ведут себя бактерии внутри корневого канала. Результаты экспериментального исследования приведены в таблице 2.1.

Режим обработки выбирался здесь таким образом, чтобы на поверхности корневого канала не происходила карбонизация дентина, а общий перегрев зуба не превышал $2 \div 3^\circ\text{C}$. Во всех случаях частота следования лазерных импульсов составляла 15 Гц. Облучение проводилось излучением YAG: Nd лазера пятисекундными сериями лазерных импульсов в течение 2 мин., включая пятисекундные паузы между сериями. Видно, что наилучшие результаты наблюдаются для *E-Coli*. Так, если для всех типов бактерий лазерное воздействие приводит к существенному снижению их концентрации, то для *E-Coli* при средней мощности лазерного излучения 4 Вт наблюдается эффект полной стерилизации.

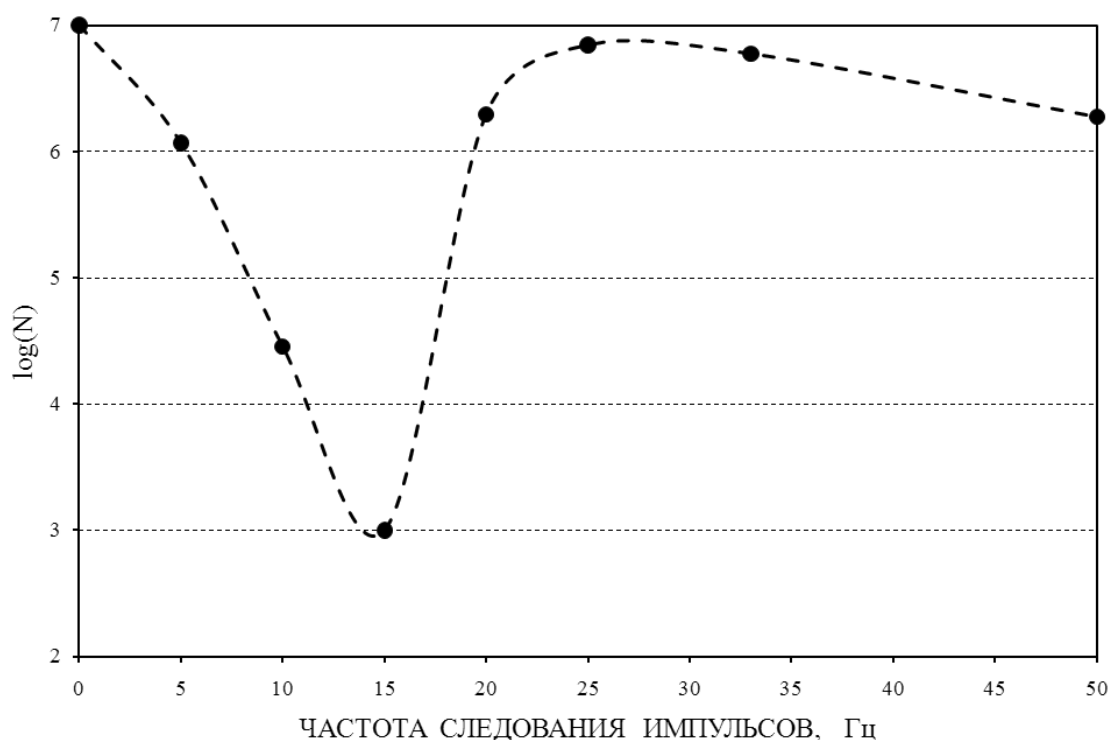


Рис. 2.3. Зависимость десятичного логарифма количества бактерий *Staph. Epidermidis* в 1 мл МПБ от частоты следования импульсов YAG: Nd лазера при средней мощности 2 Вт и времени облучения 4 мин.

Таблица 2.1. Взаимосвязь между средней мощностью излучения YAG: Nd лазера и концентрацией бактерий в корневом канале после лазерной обработки и в контрольной пробе.

Мощность лазерного излучения, Вт	Тип бактерии	Концентрация в контрольной пробе, бакт./мл	Концентрация в пробе, обработанной лазером, бакт./мл
1	<i>Staph. Epidermidis</i>	$1.0 \cdot 10^7$	200
	<i>E-Coli</i>	$1.0 \cdot 10^7$	100
	<i>Candida</i>	$1.1 \cdot 10^7$	1000
2	<i>Staph. Epidermidis</i>	$1.0 \cdot 10^6$	50
	<i>E-Coli</i>	$5.0 \cdot 10^6$	10
	<i>Candida</i>	$1.0 \cdot 10^7$	300
4	<i>Staph. Epidermidis</i>	$1.9 \cdot 10^7$	10
	<i>E-Coli</i>	$1.6 \cdot 10^7$	0
	<i>Candida</i>	$1.0 \cdot 10^7$	50

Для культуры *Staph. Epidermidis* установлена связь между мощностью лазерного излучения и временем, необходимым для получения заданной концентрации бактерий, если её первоначальное значение составляло величину 10^7 бакт./мл (рис. 2.4).

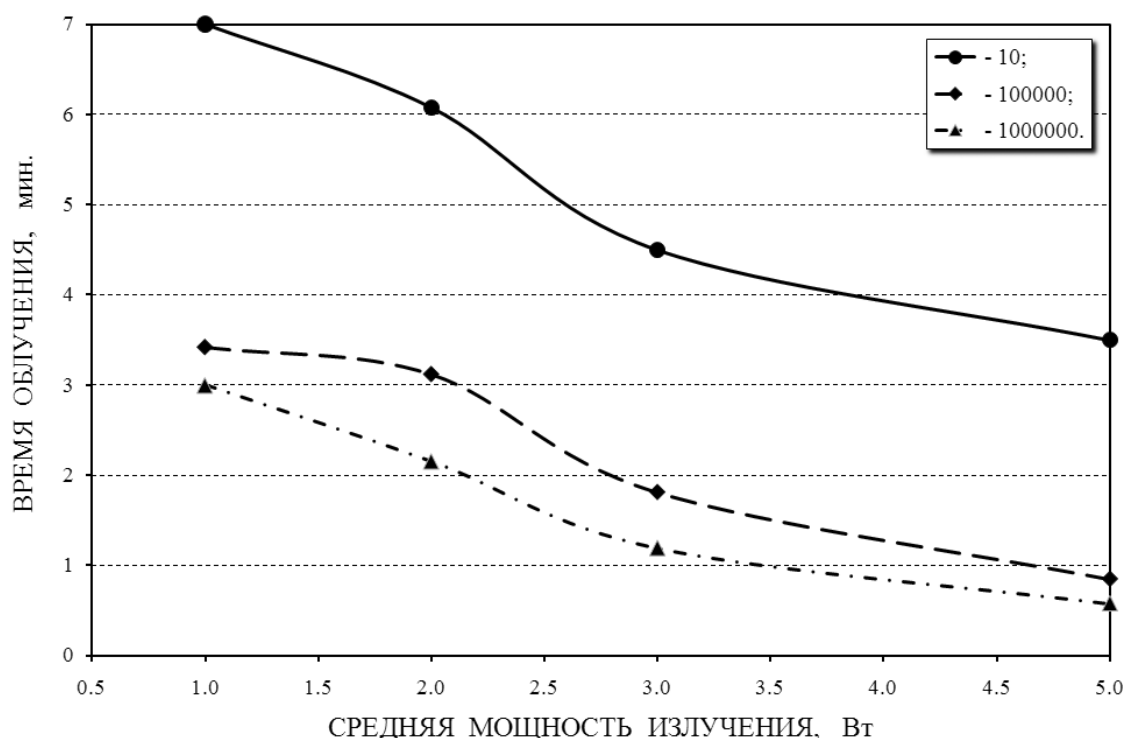


Рис. 2.4. Зависимость времени обработки *Staph. Epidermidis* от средней мощности излучения YAG: Nd лазера.

Далее будет приведено описание результатов исследования реакции бактерий, присутствующих в ротовой полости человека, на воздействие субмиллисекундных импульсов эрбиевого лазера.

В данных экспериментах рассматривалось два вопроса, а именно:

- переносятся ли живые бактерии вместе с продуктами лазерного разрушения твёрдых зубных тканей;
- какое влияние оказывают параметры излучения на жизнеспособность бактерий, присутствующих в продуктах лазерного разрушения и на стенках обработанной лазером полости.

Для ответа на первый вопрос была изучена жизнеспособность бактерий *Bacillus Subtillis*, которые практически никогда не присутствуют в ротовой полости. Их использование, во-первых, позволило провести точные количественные измерения жизнеспособности бактерий (т.к. в этом случае начальная концентрация бактерий может быть точно определена), а во-вторых, исключило процесс поглощения продуктами разрушения бактерий из воздуха (т.к. данный тип бактерий не живёт в атмосфере).

При анализе второй проблемы наряду с *Bacillus Subtillis* использовались бактерии *Streptococcus* и *Staphylococcus*, всегда

присутствующие в ротовой полости. Биологические свойства вышеназванных бактерий отражены в таблице 2.2.

Известно, что бактерии относятся к прокариотическим клеткам. Это одноклеточные организмы. Они состоят из клеточной стенки, клеточной мембраны, рибосомы и нуклеоида. Видно, что обычно все они не способны к фотосинтезу. Часть из них в неблагоприятных условиях образует споры. Бактерии ротовой полости имеют сферическую форму, а *Bacillus Subtillis* – палочкообразную.

Физические свойства бактерий приведены в таблице 2.3. Видно, что практически все бактерии в основном состоят из воды, что очень важно при анализе взаимодействия с ними излучения эрбиевого лазера.

При работе с *Bacillus Subtillis* первоначально с поверхности интактного зуба бралась контрольная проба (для определения наличия данных бактерий в исходном материале). После этого на поверхность зуба наносился тонкий слой жизнеспособных бактерий. Затем производилось однократное облучение эмали или дентина субмиллисекундным импульсом эрбиевого лазера с фиксированной плотностью энергии. Продукты лазерного разрушения оседали на поверхность ватного тампона, расположенного на расстоянии $L=10\div 40$ мм от облучаемой поверхности (см. рис. 2.5).

Ватный тампон с осевшими продуктами разрушения помещался в питательный бульон. После этого производили посев и контрольный подсчёт бактерий в тестовой пробе (с априори живыми бактериями), в контрольной пробе (с поверхности необлучённого зуба) и в продуктах лазерного разрушения. Затем помещали питательную среду с пробами в термостат. Через 24 и 48 часов определялось количество бактерий в этих трёх пробах. Жизнеспособность бактерий определялась как отношение первоначального числа бактерий в пробе (N_0) к числу бактерий спустя 24 (N_{24}) или 48 (N_{48}) часов после посева. За единицу активности (N/N_0) принималась жизнеспособность бактерий в тестовой пробе (т.е. активность бактерий в тестовой пробе была равна единице).

В контрольной пробе наличие бактерий *Bacillus Subtillis* обнаружено не было, что подтверждает корректность эксперимента. При исследовании зависимости активности бактерий от плотности энергии лазерного излучения цикл измерения повторялся в новой точке поверхности зуба для каждого следующего значения плотности энергии.

В экспериментах с *Streptococcus* и *Staphylococcus* анализировались как микрофлора на интактной поверхности зуба человека, так и в кариозной полости до воздействия лазерного излучения. В отличие от экспериментов с *Bacillus Subtillis* принудительного нанесения слоя бактерий не производилось, поэтому тестовая проба не высевалась, а за единицу активности принималась жизнеспособность бактерий в контрольной пробе.

Таблица 2.2. Биологические свойства бактерий.

Тип бактерии	Основная морфо-структура	Среда обитания	Потребность в кислороде	Способность к фотосинтезу	Способность к образованию спор
<i>Streptococcus</i>	сфера	живые организмы	нет	нет	нет
<i>Staphylococcus</i>	сфера	живые организмы	нет	нет	да
<i>Bacillus Subtillis</i>	палочка	почва	да	нет	да

Таблица 2.3. Физические свойства бактерий.

Тип бактерии	Длина, мкм	Ширина, мкм	Масса, г	Содержание воды, %
<i>Streptococcus</i>	2	2	$2.0 \cdot 10^{-12}$	50
<i>Staphylococcus</i>	1	1	$0.5 \cdot 10^{-12}$	40
<i>Bacillus Subtillis</i>	2	1	$1.0 \cdot 10^{-12}$	60

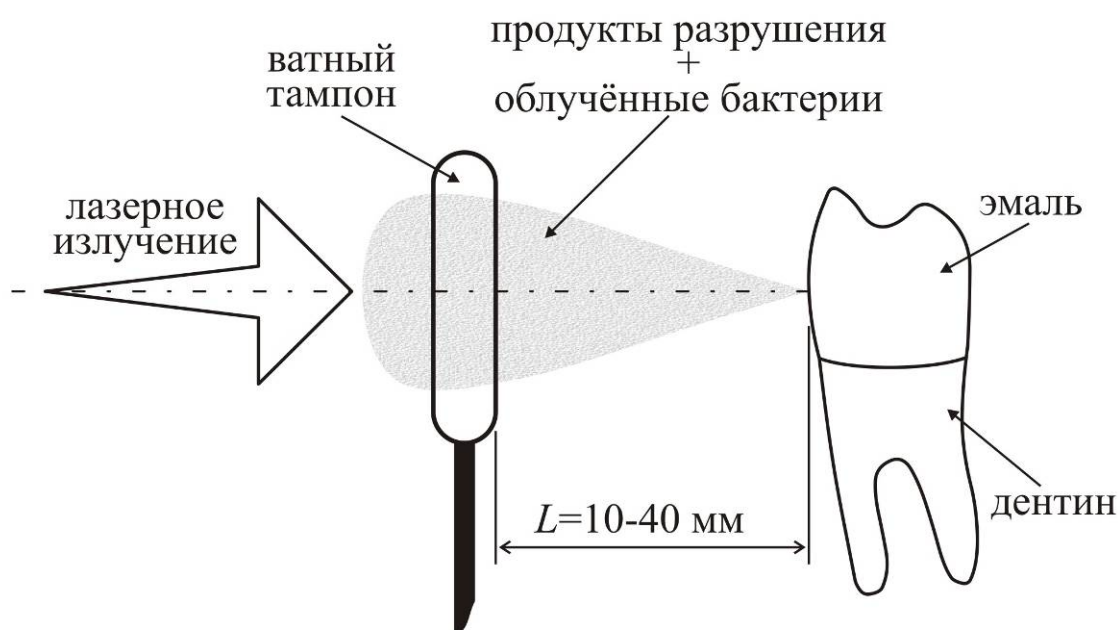


Рис. 2.5. Схема экспериментальной установки для исследования переноса бактерий с продуктами лазерного разрушения твёрдых тканей зуба человека.

Технические характеристики лазеров, используемых в данной работе, приведены в таблице 2.4.

Данные измерений получались по 10 значениям активности бактерий для каждой из фиксированных плотностей энергии лазерного излучения, после чего они обрабатывались в предположении нормальности распределения по критерию Стьюдента.

Исследование зависимости жизнеспособности бактерий на стенках полости, сформированной лазерным излучением, от экспозиции проводилось при плотности энергии 50 Дж/см^2 путём изменения количества лазерных импульсов, приходящих в одну точку образца.

В ходе экспериментов обнаружилась достаточно высокая активность бактерий в продуктах лазерного разрушения как эмали, так и дентина. При этом в эксперименте специально использовались *Bacillus Subtillis*, т.к. контрольная проба показывала полное отсутствие этого вида бактерий как в воздухе, так и на поверхности интактного зуба. Однако после нанесения бактерий на поверхность зуба в продуктах разрушения этот тип бактерий присутствовал и был достаточно активен.

Эксперименты с *Streptococcus* и *Staphylococcus* также показали высокую степень инфицированности продуктов лазерного разрушения этим типом бактерий. Поэтому в дальнейшем требовалось определить область плотностей энергии импульсов YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров в рамках которой активность бактерий в продуктах разрушения минимальна. Так, на рис. 2.6 приведена зависимость активности бактерий *Bacillus Subtillis* в продуктах разрушения от плотности энергии YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров. Видно, что данная зависимость имеет минимум в области 50 Дж/см^2 для YAG: Er лазера и в области 75 Дж/см^2 для YSGG: Cr, Er лазера. Кроме того, для YSGG: Cr, Er бактерицидный эффект более ярко выражен, чем для YAG: Er лазера. Аналогичные зависимости для *Streptococcus* и *Staphylococcus* имеют подобную же закономерность (см. рис. 2.7). Это позволяет сделать вывод о едином механизме переноса жизнеспособных бактерий продуктами лазерного разрушения. По всей видимости, приведённые зависимости есть результат двух параллельно идущих и взаимообратных процессов. С одной стороны, здесь инициируется непосредственное разрушение бактерий лазерным излучением, с другой стороны, происходят процессы, сохраняющие жизнеспособность бактерий в продуктах разрушения. В пользу этого вывода говорит экстремальный характер поведения зависимостей.

Зависимости демонстрируют тот факт, что численно активность для трёх типов бактерий различна. Это позволяет сделать вывод о непосредственном разрушении таких бактерий излучением эрбиевых лазеров. Наибольшую же стойкость к воздействию субмиллисекундных импульсов эрбиевого лазера демонстрируют *Staphylococcus*. Подобное можно объяснить тем, что данный тип бактерий содержит меньшее количество воды, чем *Streptococcus* и *Bacillus Subtillis*.

Таблица 2.4. Технические характеристики YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров.

Вид лазера	Длина волны генерации, мкм	Длительность импульса генерации, мкс	Энергия импульса генерации, мДж	Расходимость, мрад	Частота следования лазерных импульсов, Гц
YAG: Er	2.94	150	300	4	1 Гц; однократно
YSGG: Cr, Er	2.79	400	300	6	

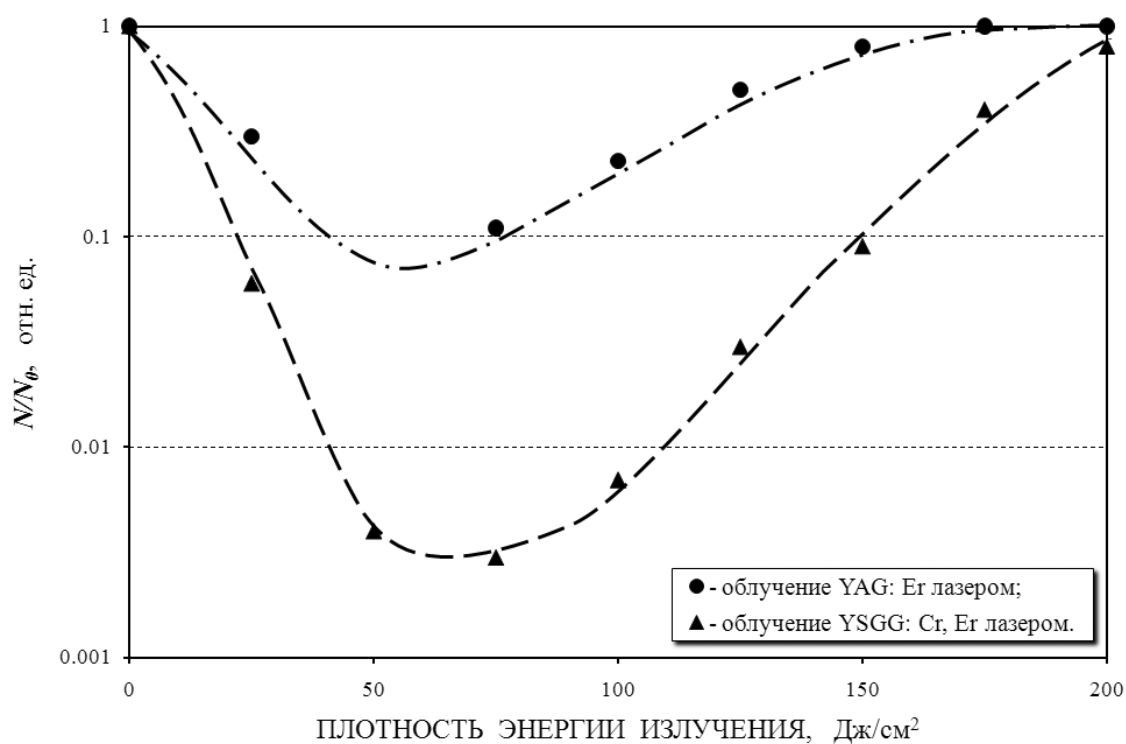


Рис. 2.6. Зависимость активности бактерий (N/N_0) *Bacillus Subtillis* в продуктах разрушения твёрдых тканей зуба человека от плотности энергии излучения YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров.

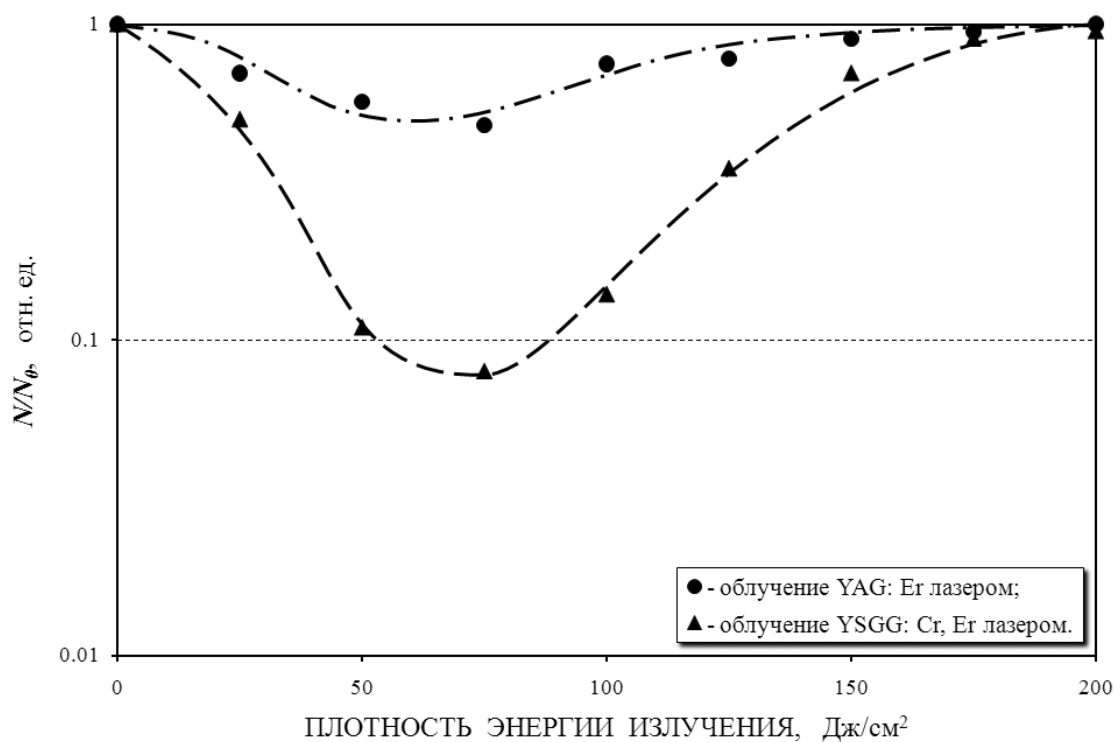
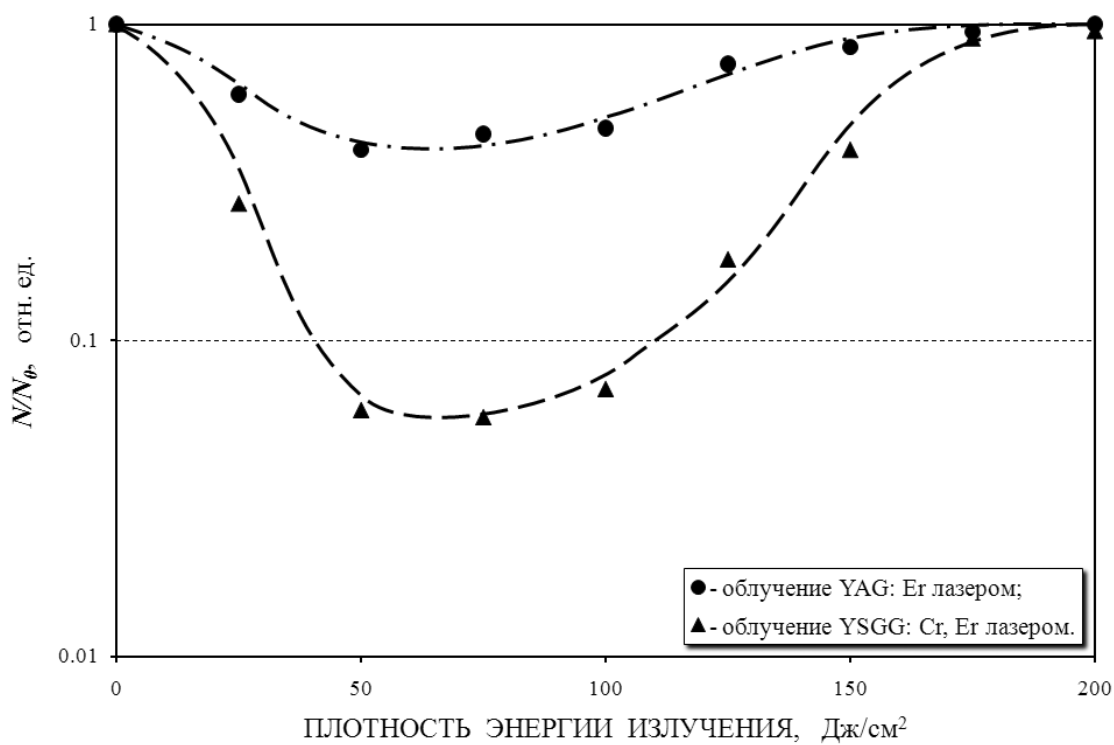


Рис. 2.7. Зависимость активности бактерий (N/N_0) *Streptococcus* (а) и *Staphylococcus* (б) в продуктах разрушения твёрдых тканей зуба человека от плотности энергии излучения YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров.

Рассмотрим теперь возможные механизмы сохранения жизнеспособности бактерий в продуктах лазерной абляции.

Первый – *внутриклеточный механизм*, согласно которому при нагреве внутрибактериальной воды в поле лазерного излучения клеточный клапан (cell resila) бактерии открывается и уменьшает внутриклеточное давление, тем самым препятствуя разрушению клетки. Второй – *геометрический механизм*, согласно которому диаметр зоны разрушения (вследствие взрывного характера данного процесса) превышает диаметр лазерного пучка на поверхности, что приводит к наличию в продуктах лазерного разрушения необлучённых (и по этой причине живых) бактерий.

Проведённый комплекс измерений позволил определить оптимальную с точки зрения минимальной активности бактерий в продуктах разрушения плотность энергии одиночных импульсов лазерного излучения. Так, для YAG: Er лазера эта величина была оценена как порядка 50 Дж/см², для YSGG: Cr, Er – как порядка 75 Дж/см². Однако обработка полости есть результат применения большого числа импульсов в одну точку эмали или дентина. В этой связи интересна зависимость активности бактерий на стенках сформированной лазером полости от экспозиции излучения с оптимальной плотностью энергии, приведённая на рис. 2.8 для излучения YAG: Er лазера применительно к *Staphylococcus*. Видно, что здесь имеется область насыщения, в которой, по всей видимости, и происходит взаимная компенсация процесса разрушения бактерий лазерным излучением и процессов, обеспечивающих жизнеспособность бактерий.

Итак, анализ приведённых в настоящей главе данных позволил:

- сделать вывод об умеренном бактерицидном действии излучения эрбиевых лазеров на бактерии, присутствующие в ротовой полости организма человека;
- отметить тот факт, что зависимость активности бактерий от плотности энергии лазерного излучения имеет минимум;
- установить, что наличие области максимального поглощения чистых культур бактерий полости рта соответствует спектральному диапазону 300÷1100 нм;
- из исследования ИК спектров поглощения проб непосредственно из корневого канала выявить то обстоятельство, что наибольший вклад в поглощение вносит здесь вода (именно поэтому коэффициенты поглощения в этом случае и соответствуют поглощению воды).

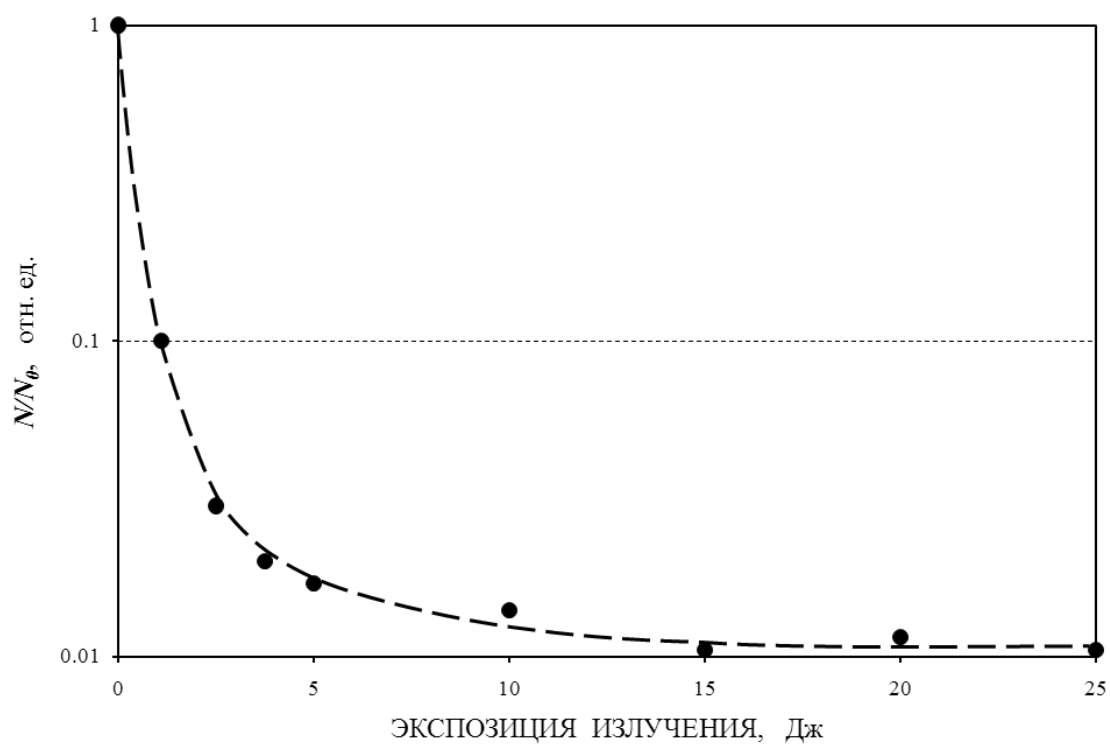


Рис. 2.8. Зависимость активности бактерий (N/N_0) *Staphylococcus* от экспозиции излучения YAG: Er лазера при плотности энергии порядка 50 Дж/см^2 .

Глава 3.

ЛАЗЕРНАЯ АБЛЯЦИЯ МЯГКИХ БИОТКАНЕЙ.

ОСНОВНЫЕ ПОНЯТИЯ

Основная специфика мягких биотканей состоит в том, что они имеют в своей структуре большое содержание воды ($\approx 60\div 80\%$). Взаимодействие лазерного излучения с молекулами такого биообъекта приводит к их возбуждению и последующему переходу в основное состояние за счёт безызлучательных переходов с выделением тепла. Увеличение температуры в свою очередь сказывается на разрыве водородных и других связей, нарушает строение и конформацию молекул биологической ткани, что вызывает коагуляцию белковых образований. Дальнейшее повышение температуры приводит сначала к испарению жидких сред (например, тканевой и межклеточной жидкостей), а затем к обугливанию органических компонентов живой материи и выгоранию карбонизированного каркаса.

Применимость излучения конкретного лазерного источника для видоизменения биоткани определяется в первую очередь её индивидуальными оптическими свойствами.

Наиболее часто лазерному воздействию подвержены кожный покров, волосы, компоненты глаза. Ниже будет дана краткая характеристика подобных биологических объектов.

3.1. Кожный покров [65–67]

Кожный покров человека занимает площадь $1.5\div 2.0\text{ м}^2$. Его основное назначение – это обеспечение защитного барьера между внешней средой и организмом человека, а именно:

- предохранение внутренних органов от механических воздействий (толчков, давления, трения);
- защита организма от проникновения болезнетворных микробов;
- экранирование от вредного действия солнечных лучей (путём увеличения пигментации и утолщения);
- поддержка внутри организма необходимого уровня влаги;
- терморегулировочная функция;
- также в клетках кожи под действием ультрафиолетовых лучей происходит синтез необходимого организму витамина D.

Кожа состоит из *трёх основных слоёв*: эпидермиса, дермы (собственно кожи) и подкожной жировой клетчатки (рис. 3.1.1).

Кожа является оптически неоднородной поглощающей средой. От количества, содержащегося в коже окрашивающего пигмента – *меланина* – зависит её цвет. Причём чем больше меланина, тем кожа выглядит более

тёмной. Спектр поглощения определяется типом доминирующих поглощающих центров и содержанием воды (рис. 3.1.2).

Так, в диапазоне 400÷900 нм спектр поглощения кожи в основном обусловлен присутствием в ней меланина и клеток крови, а для излучения с длиной волны более 1200 нм практически полностью совпадает со спектром поглощения воды (сравни также рис. 3.1.2 и 3.1.3).

Одним из возможных направлений использования лазерного излучения применительно к кожному покрову является его так называемое *омоложение*, а именно: частичное видоизменение структуры данной биоткани с целью вызова в ней последующей регенерации. Подобный эффект достигается за счёт явлений коагуляции и деструкции.

3.2. Волос [65, 66]

Волосы неравномерно покрывают всё тело, имеют различную длину, толщину и окраску.

Волос состоит из возвышающегося над поверхностью кожи ствола, а также из находящихся непосредственно в самой коже корня и луковицы, или волосяной фолликулы (см. рис. 3.1.1). В нижней части фолликулы находится волосяной сосочек, состоящий из соединительной ткани кожи. В сосочке имеются петли кровеносных капилляров и нервные окончания. К волосяной фолликуле примыкают сальная железа, секрет которой смазывает ствол волоса, потовая железа и мышца, поднимающая волос.

Волосы подвержены периодической смене: на голове каждые 3÷4 года, на ресницах каждые 3÷5 месяцев. Новый волос вырастает только в том случае, если сохраняется волосяная луковица.

Волосы состоят на 3% из воды и на 97% из особого белкового вещества кератина. Они покрыты чешуйками, имеют различную окраску и диаметр. Цвет волос зависит от количества в нём окрашивающего пигмента – *меланина*. При отсутствии меланина волосы внешне становятся белыми (по сути же – "прозрачными").

Область эффективного поглощения меланина охватывает спектральный диапазон 200÷1000 нм. И именно в этом диапазоне коэффициент поглощения волоса сильно зависит от его цвета (рис. 3.2.1). Для излучения же с длиной волны более 1000 нм подобное влияние представляется уже не столь очевидным.

Основным направлением использования лазерного излучения применительно к волосу является *эпиляция*, а именно: разрушение волосяной фолликулы с целью предотвращения дальнейшего роста волос. Подобный эффект может быть достигнут как за счёт явления коагуляции, так и явления деструкции.

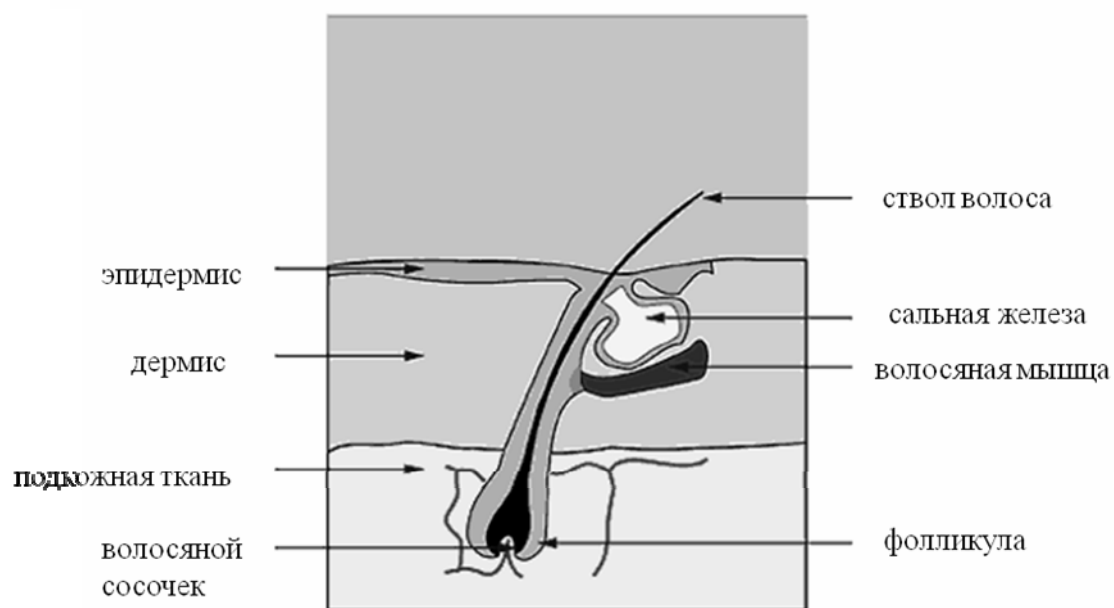


Рис. 3.1.1. Иллюстрация строения кожного покрова и волоса.

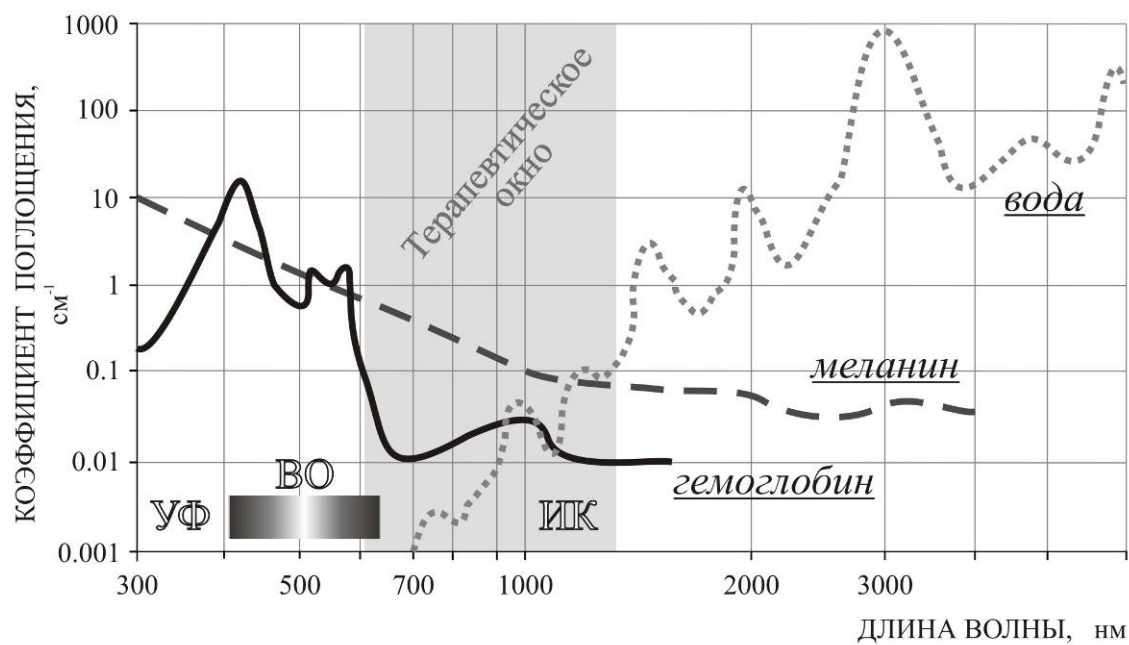


Рис. 3.1.2. Спектр поглощения некоторых важных хромофоров в коже человека [66].

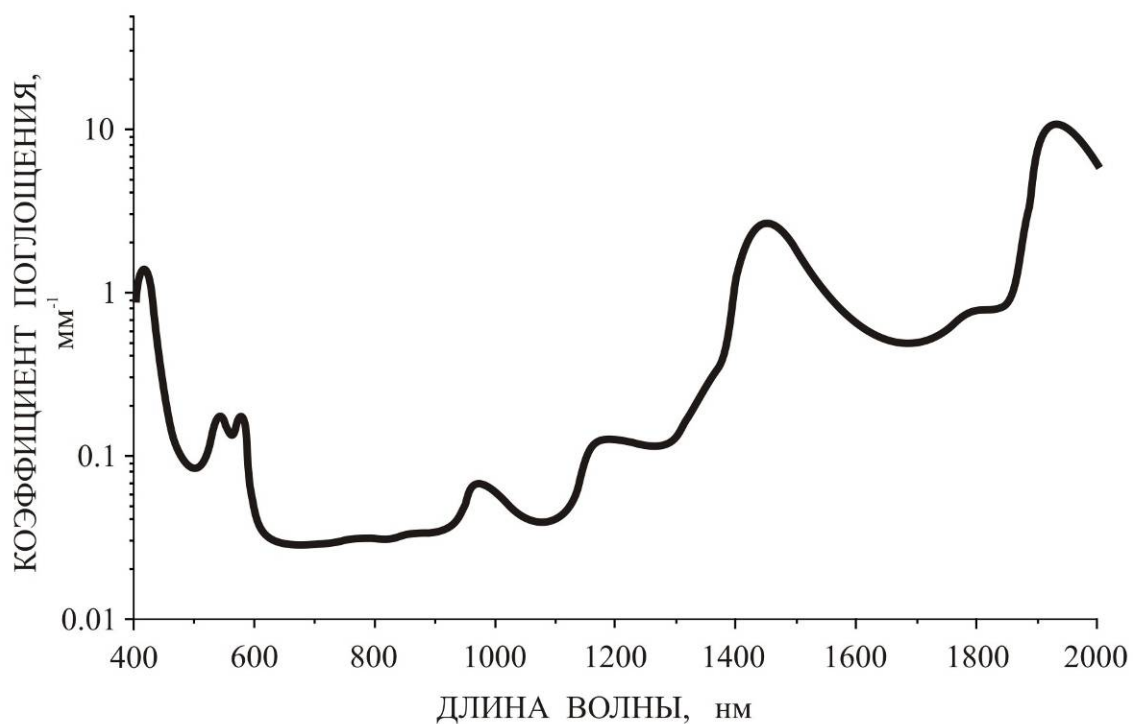


Рис. 3.1.3. Спектр поглощения дермы с объёмным содержанием крови 0.5% [67].

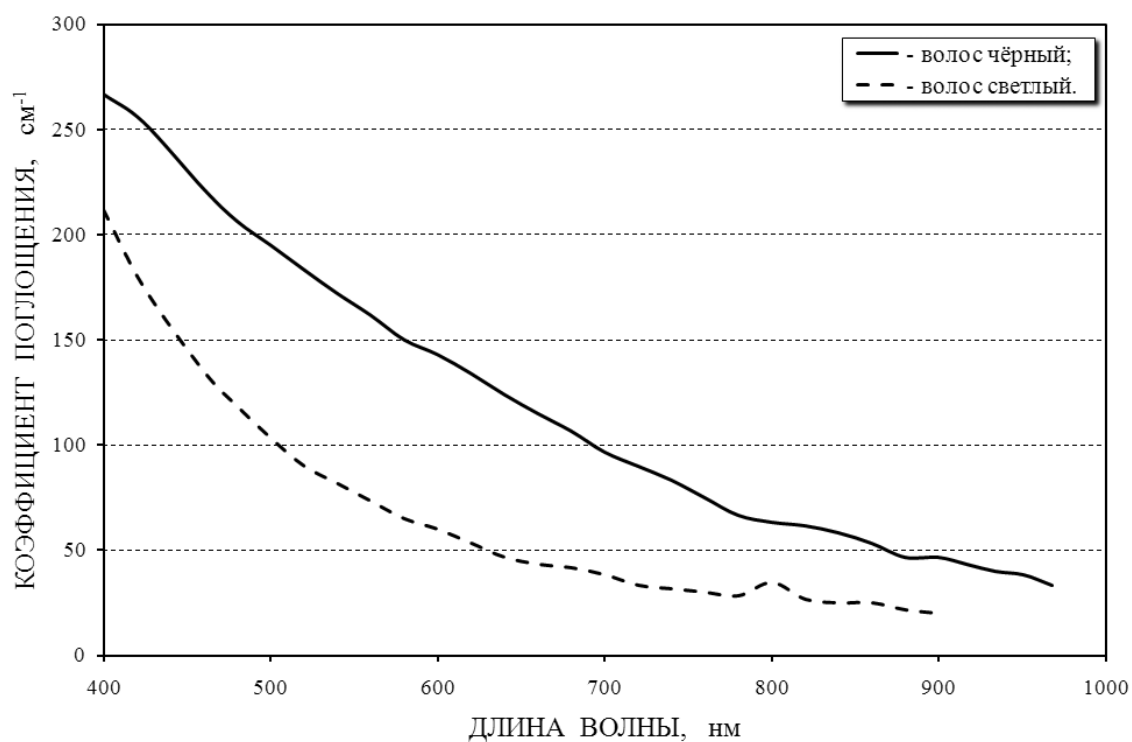


Рис. 3.2.1. Зависимость поглощения света чёрными и светлыми волосами от выбора длины волны излучения.

3.3. Ткани глаза [68–70]

Глазное яблоко (см. рис. 3.3.1) состоит из трёх оболочек: наружной (или фиброзной), средней (или сосудистой) и внутренней (или сетчатой), а также внутреннего содержания.

Передняя часть фиброзной оболочки называется *роговицей*, задняя – *склерой*. Роговица прозрачная, выпуклая спереди и вогнутая сзади. В роговице нет сосудов, но очень много нервных окончаний. Сосудистая оболочка богата кровеносными сосудами. Это своеобразный орган питания глаза. Самая передняя часть сосудистой оболочки – *радужка*. Помимо сосудов она содержит большое количество пигментных клеток.

В зависимости от содержания пигмента и глубины его залегания радужка имеет различный цвет: голубой, карий, зелёный, чёрный. В её центре имеется круглое отверстие – *зрачок*, диаметр которого может меняться в зависимости от освещённости (от 2 до 8 мм).

Задняя часть средней оболочки наиболее обширна и составляет собственно сосудистую оболочку глазного яблока. Средний утолщённый отдел оболочки – *ресничное тело*, по всему периметру к которому прикреплён *хрусталик* глаза. Хрусталик представляет собой прозрачное тело в форме двояковыпуклой линзы. Он находится в капсуле, в которой сосредоточены соединительнотканые волокна, идущие от ресничной мышцы ресничного тела. Через них регулируется *кривизна* хрусталика.

Внутренняя оболочка глазного яблока – *сетчатка* – образована волокнами зрительного нерва и слоями светочувствительных клеток. Её воспринимающие элементы – *световые рецепторы*: палочковидные и колбочковидные клетки ("палочки" и "колбочки"). "Палочки" обеспечивают сумеречное и ночное зрение, "колбочки" – зрительное восприятие всей палитры цветов в дневное время. В задней части сетчатки находится точка наилучшего видения – "*жёлтое*" *пятно*. На расстоянии 3÷4 мм от него располагается "*слепое*" *пятно*, которое лишено рецепторов. Это место схождения и выхода волокон *зрительного нерва*. Шесть *глазных мышц* обеспечивают подвижность глазного яблока во всех направлениях.

Заполняя внутреннее пространство глазного яблока непосредственно за радужкой и прилегая к сетчатке, располагается прозрачное желеобразное вещество – *стекловидное тело*.

Спектральные характеристики некоторых названных выше тканей глаза представлены на рис. 3.3.2.

Микроволны и гамма-лучи проникают через глаз почти беспрепятственно. Оптическое же излучение из коротковолновой части УФ диапазона и из дальнего ИК диапазона поглощается уже в роговице и склере. Излучение из длинноволновой части УФ диапазона проникает через роговицу, но поглощается в хрусталике.

Очевидно, что чёткость строящегося на сетчатке изображения определяется степенью пропускания световых лучей роговицей,

хрусталиком и стекловидным телом глаза, а также ещё и преломляющей способностью первых двух сред. Патологическое изменение отдельных или нескольких сред глаза вызывает снижение зрения.

Основными направлениями использования лазерного излучения применительно к глазу являются действия, способные устранить возникшие патологии, например:

- эксимерлазерная коррекция зрения (изменение природной кривизны роговицы при нарушении рефракции глаза);
- экстракция катарактального хрусталика (удаление "замутнённого" хрусталика с возможной последующей его заменой на искусственный);
- "приваривание" сетчатки (восстановление контакта между сетчаткой и сосудистой оболочкой).

Вышеперечисленные эффекты могут быть достигнуты за счёт явления деструкции.

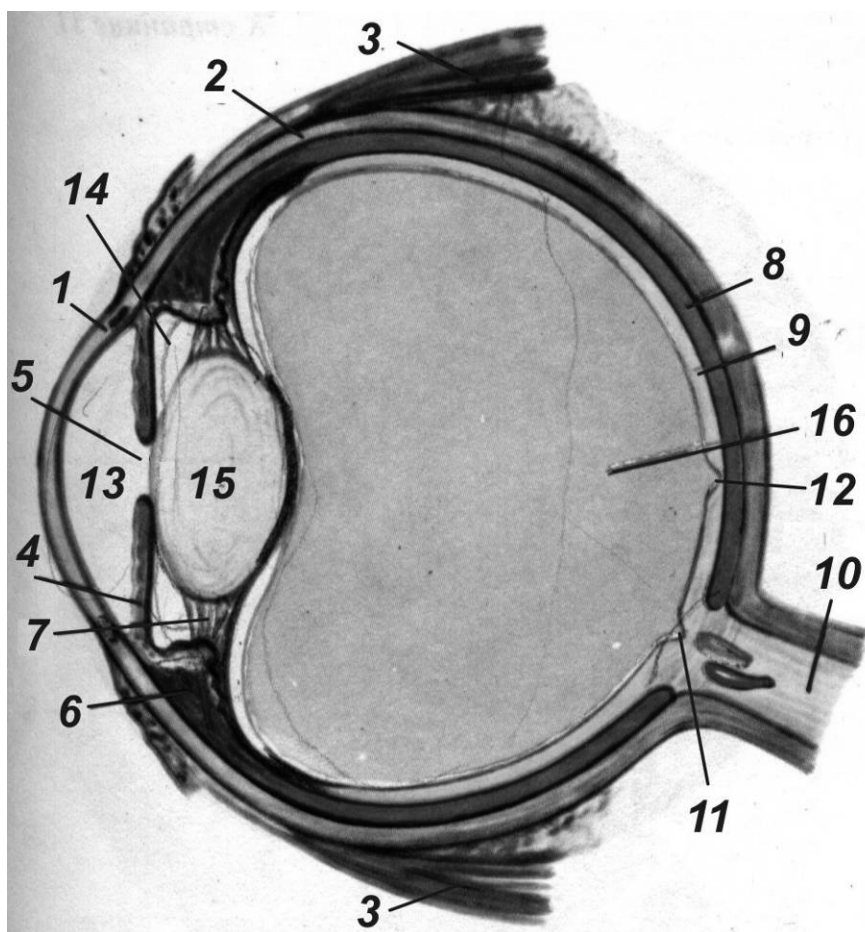


Рис. 3.3.1. Строение глазного яблока: (1) – роговица; (2) – склера; (3) – верхняя/нижняя прямая мышца; (4) – радужка; (5) – зрачок; (6) – цилиарное тело; (7) – циннова связка; (8) – хориоидея; (9) – сетчатка; (10) – зрительный нерв; (11) – сосок зрительного нерва; (12) – жёлтое пятно; (13) – передняя камера; (14) – задняя камера; (15) – хрусталик; (16) – стекловидное тело.

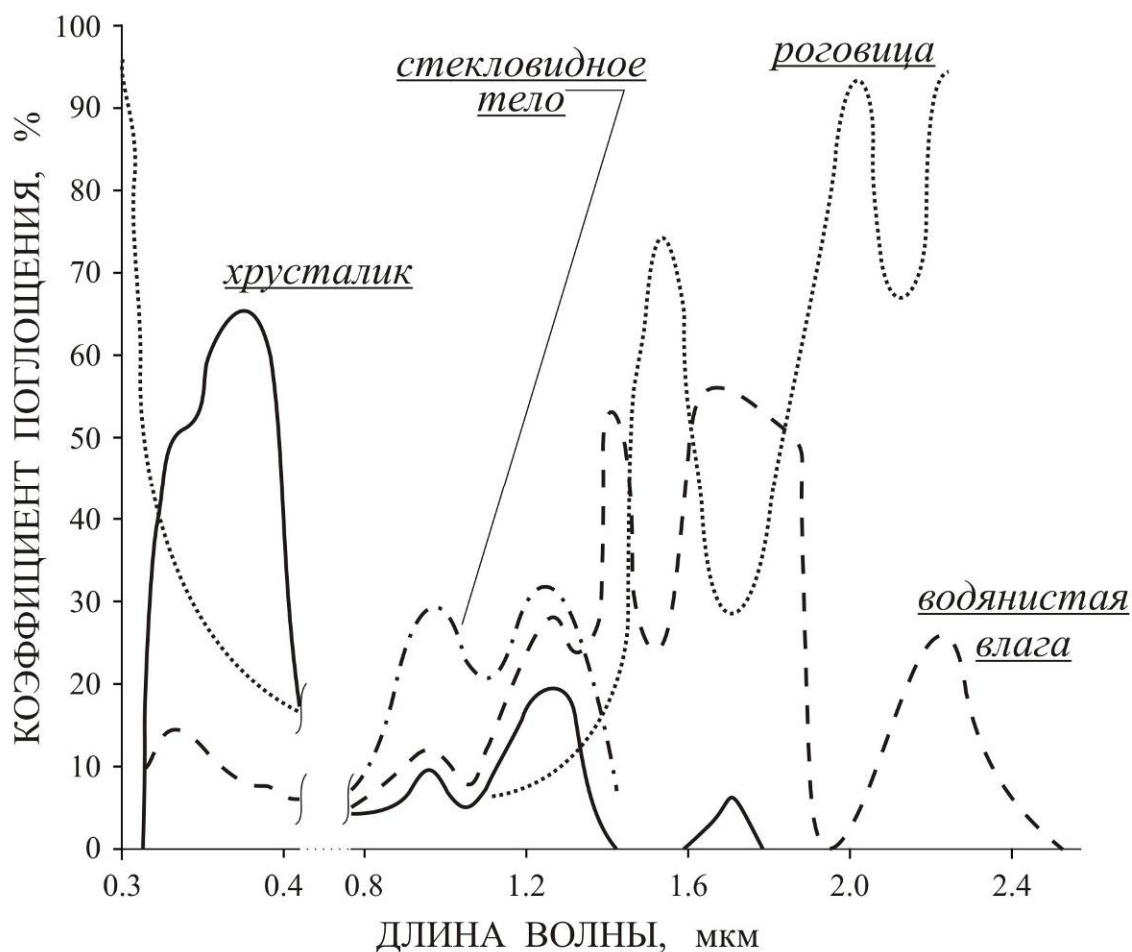


Рис. 3.3.2. Спектральные характеристики некоторых тканей глаза человека [70].

3.4. Лазерная рана как результат взаимодействия лазерного излучения с мягкой биотканью

Результатом применения высокоинтенсивного лазерного воздействия в отношении биоткани является формирование в месте её облучения так называемой *лазерной раны*. При этом данный процесс сопровождается повреждением не только больных, но и соседствующих с ними здоровых тканевых структур. Наносимые подобным образом повреждения, имеющие в основном *термический характер*, могут быть значительны по своему объёму и вызывают такие негативные последствия, как, например, удлинение сроков заживления, воспалительный отёк, патологическое заживание (или рубцевание) и т.п.

Таким образом, очень важное значение здесь имеет не только исследование процессов собственно удаления биоматериала, но и оценка степени травмируемости тканей, окружающих место лазерного облучения.

В общем случае формируемая в мягкой биоткани лазерная рана структурно состоит из следующих зон (см. рис. 3.4.1):

- из *лазерного кратера* – это место непосредственного выноса (разрушения, деструкции, удаления) материала биоткани, наступающее в результате действия лазерного излучения;
- из *зоны некротических изменений* – это место, которое, с одной стороны, не подверглось прямому лазерному разрушению, но при этом в нём всё же произошли необратимые структурные изменения (например, коагуляция белковых соединений). Иногда также используют термин "*метаморфизованная зона*";
- из *продуктов разрушения биоткани*. Это одно из следствий "силового" лазерного воздействия по отношению к биоткани. Представляет собой фрагменты биоткани разного размера, отделённые излучением от основной её части. Располагаются как вне, так и внутри лазерной раны.

При выполнении определённых условий некоторые из вышеназванных зон могут отсутствовать.

Биоткань, не подвергшаяся действию лазерного излучения, называется *интактной*. Иными словами – это часть биоткани, окружающая место проведения лазерного воздействия и при этом по-прежнему сохранившая свои естественные природные свойства.

Разрушение биоматериала в месте облучения происходит при выполнении условия превышения значением плотности энергии/мощности лазерного излучения так называемого порога разрушения биоткани.

Порог лазерного разрушения биоткани – это минимальное значение плотности энергии $W_E^{nop.}$ (или плотности мощности) лазерного излучения, способное инициировать деструкцию материала биоткани. Имеет характерную размерность $[Дж/см^2]$ (или соответственно $[Вт/см^2]$).

Каждая конкретная биоткань обладает своим конкретным порогом разрушения. По сути – это "визитная карточка" биоткани. Знание порога разрушения позволяет правильным образом организовать процесс лазерного воздействия на биоткань и спрогнозировать требуемый результат. Так:

- если $W_E < W_E^{nop.}$, то лазерного разрушения биоткани вообще не происходит (может иметь место организация процедур лазерной терапии или методик лазерной диагностики);
- если $W_E = W_E^{nop.}$, то начинает инициироваться процесс лазерного разрушения биоткани;
- по мере превышения плотности энергии (плотности мощности) над порогом – $W_E > W_E^{nop.}$ – процесс лазерного разрушения начинает протекать всё более и более интенсивно;

– при выполнении условия, когда плотность энергии (плотность мощности) многократно превышает порог разрушения биоткани – $W_E \gg W_E^{пор.}$, процесс её лазерного удаления протекает наиболее эффективно.

Производительность процесса лазерного удаления биоткани характеризуется двумя параметрами: эффективностью удаления и скоростью удаления биоткани.

Эффективность удаления биоткани $\langle \mathcal{E} \rangle$ численно равна величине объёма биоткани, удалённой за единицу лазерной энергии:

$$\langle \mathcal{E} \rangle = \frac{V_{кр.}}{E_{\Sigma}}, \quad (3.4.1)$$

где E_{Σ} – суммарная величина лазерной энергии, затраченная на удаление биоткани объёмом $V_{кр.}$, т.е. затраченная на формирование кратера в лазерной ране (рис. 3.4.1). Данный параметр имеет характерную размерность [мм³/Дж].

Скорость удаления биоткани $v_{уд.}$ численно равна величине объёма биоткани $V_{кр.}$, удалённой за единицу времени лазерного воздействия:

$$v_{уд.} = \frac{V_{кр.}}{t}, \quad (3.4.2)$$

где t – продолжительность времени, затраченного на удаление биоткани объёмом $V_{кр.}$, т.е. затраченного на формирование кратера в лазерной ране (рис. 3.4.1). Данный параметр имеет характерную размерность [мм³/с].

На практике путём подбора оптимальных параметров лазерного излучения и методик обработки стремятся повысить производительность процесса удаления биоткани, т.е. стремятся повысить численные величины эффективности удаления и скорости удаления биоткани.

Проведение лазерного воздействия в отношении биотканей, т.е. тканей, относящихся к живому организму, налагает на организацию данного процесса определённые требования. Так, в частности, стремятся снизить масштаб изменений в биоткани, сопровождающих лазерное воздействие, но не относящихся к собственно удалению биоматериала, а именно: стремятся минимизировать объёмы некротических изменений в биоткани. Для подобной оценки введён специальный параметр – *фактор инвазивности* (или иначе *травматичности*), численная величина которого определяется по следующей формуле:

$$H = \frac{V_{некр.}}{V_{кр.}}, \quad (3.4.3)$$

где $V_{некр.}$ – объём необратимо повреждённой биоткани (или объём метаморфизированной зоны); $V_{кр.}$ – объём удалённой биоткани (или объём лазерного кратера). Понятно, что это величина безразмерная. На практике путём подбора оптимальных параметров лазерного излучения и методик обработки стремиться к уменьшению H .

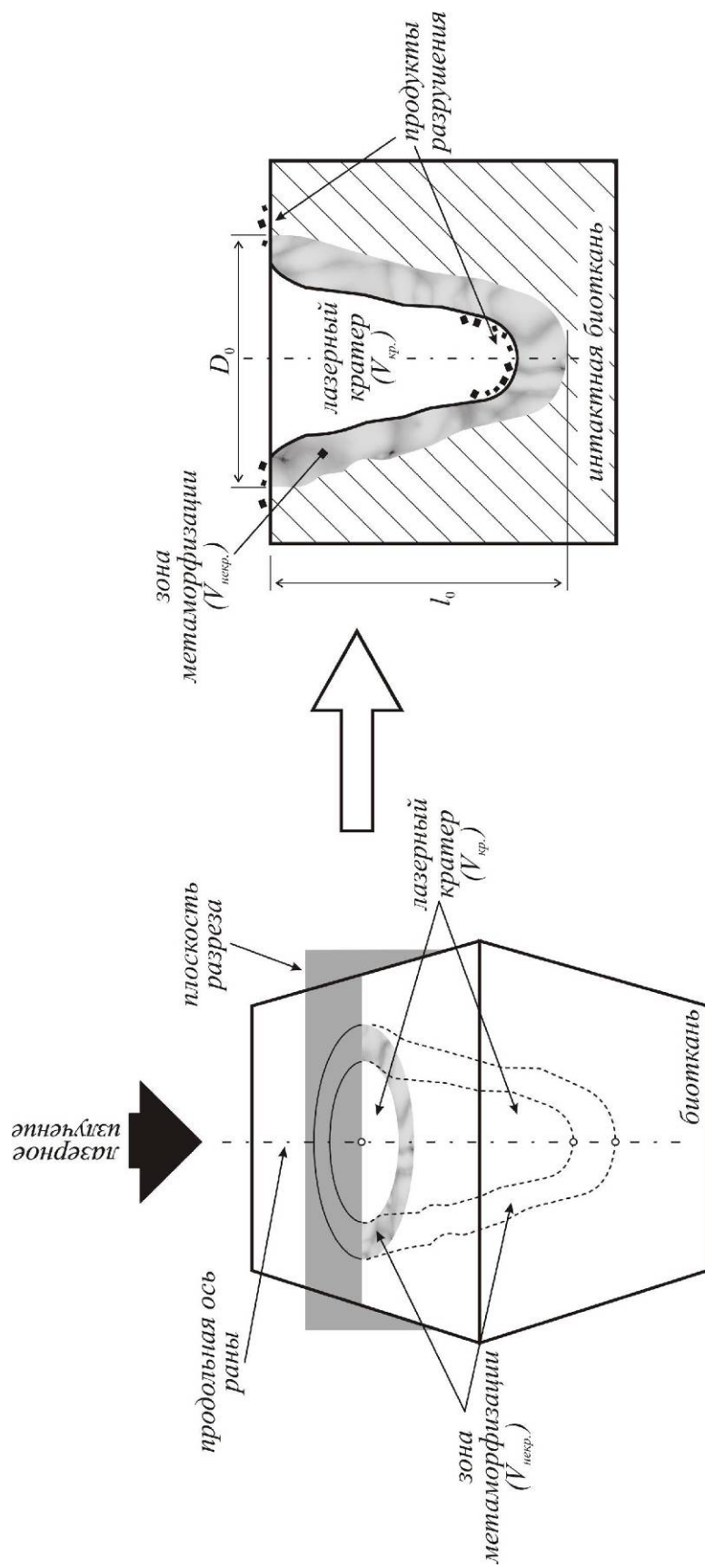


Рис. 3.4.1. Структурный состав лазерной раны, формируемой в мягкой биоткани под действием лазерного излучения: D_0 – внешний диаметр лазерной раны; l_0 – глубина лазерной раны.

Как следует из вида формулы (3.4.1), для оценки эффективности удаления $\langle \mathcal{E} \rangle$ необходимо получить представление о численных величинах удалённого объёма биоткани $V_{кр.}$ и суммарно затраченной для этого лазерной энергии E_{Σ} .

Энергия одиночного импульса генерации лазера E_p обычно оценивается с помощью специального прибора – *измерителя энергии лазерного излучения*. Для установления же E_{Σ} используют формулу

$$E_{\Sigma} = E_p \cdot N_p, \quad (3.4.4)$$

где N_p – это общее количество импульсов генерации лазера, затраченное на удаление биоткани.

Для определения величины удалённого объёма $V_{кр.}$ биоткани в экспериментальной практике наиболее широкое распространение получил *метод оптической оценки параметров кратера* (рис. 3.4.2), суть которого состоит в следующем:

- После завершения облучения место применения лазерного излучения – лазерная рана – разрезается по своей продольной оси;
- Далее посредством микроскопа составляют представление о форме полученного разреза кратера (его конфигурации);
- Затем визуально "разбивают" контур разреза кратера на элементарные фигуры, способные наиболее точно "заполнить" его внутреннее пространство (например, цилиндр, конус, усечённый конус, полусфера, шаровой сегмент и т.п.);
- Потом оценивают геометрические параметры, необходимые для расчёта объёмов выбранных элементарных фигур (например, диаметр, высота, длина основания и т.п.);
- В заключение, рассчитав каждый из таких объёмов по общеизвестным формулам и просуммировав их, получают представление об общем объёме сформированного излучением лазерного кратера.

При расчёте фактора инвазивности, по аналогии с изложенным выше, по разрезу лазерной раны, включающей в себя помимо собственно кратера ещё и зону некротических изменений, выполняют оценку для величины объёма $V_{некр.}$.

Для улучшения визуального восприятия биоткани на предмет "интактная/некротически изменённая" (или "живая–неживая") к срезам биоматериала применяют специальный *химический реактив* – так называемый LDH краситель, изготавливаемый из нитросинего тетразолия хлорида, который в присутствии активных форм кислорода окрашивается в синий цвет, а при их отсутствии остаётся бесцветным [71, 72].

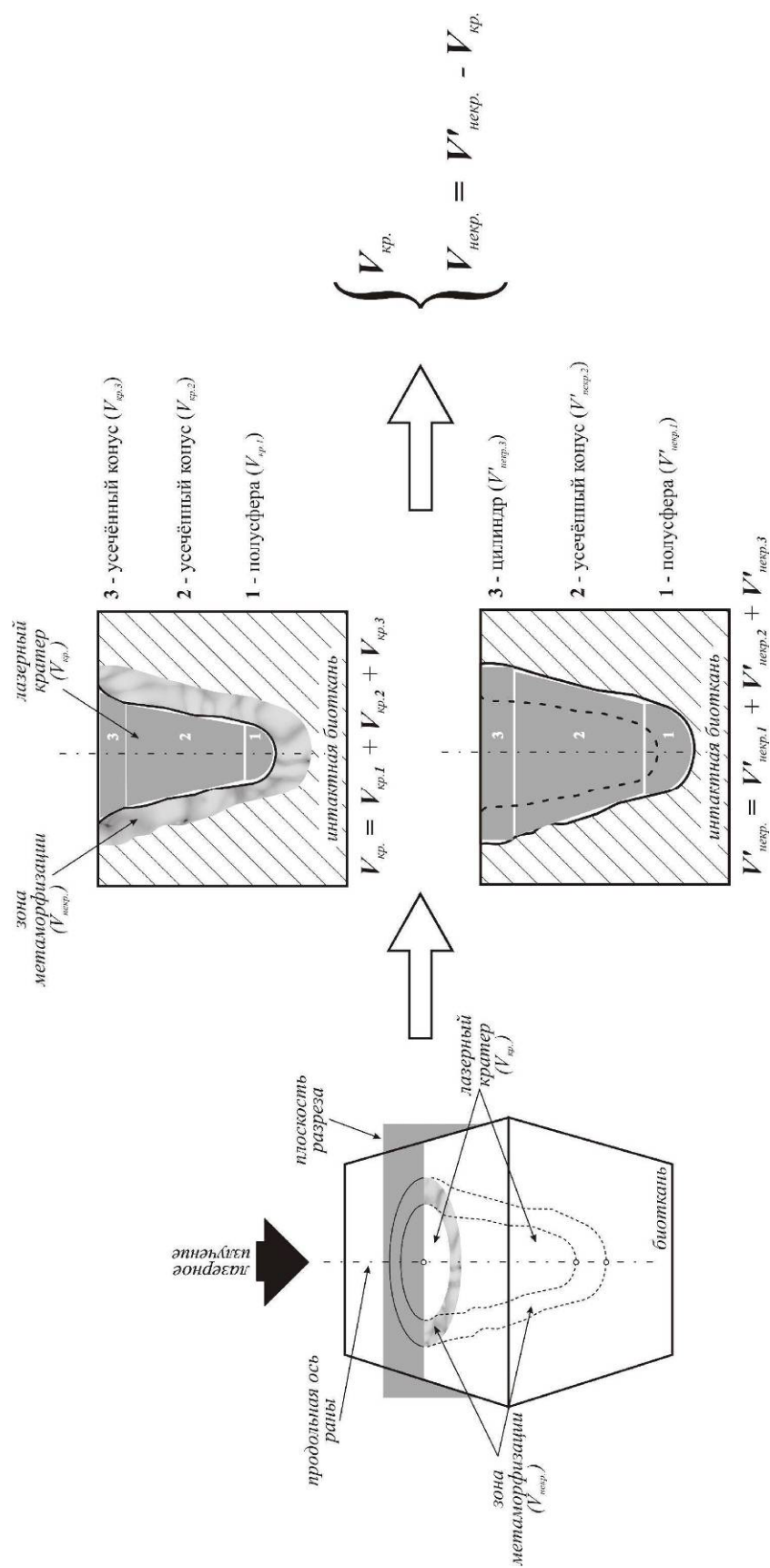


Рис. 3.4.2. Пояснение к описанию метода количественной оценки величин объёмов лазерного кратера и зоны некротических изменений лазерной раны, формируемой в мягкой биоткани.

3.5. Экспериментальное исследование взаимосвязи параметров лазерной раны и длительности импульса диодного лазера

Рассмотрим ситуацию, когда для обработки мягкой биоткани в условиях *in vitro* применяется одноимпульсное воздействие излучения диодного лазера с длиной волны 980 нм, причём:

- в роли биоткани здесь выступила мясная ткань, принадлежащая бедренной части ноги курицы;
- облучение проводилось в контактном режиме, реализованном посредством сапфирового световода, имеющего диаметр световедущей жилы 440 мкм;
- продолжительность облучения дискретно варьировалась, составляя значения 50, 100, 200, 300, 400, 500, 700 и 900 мс.

Оценочными критериями стали внешний вид разрезов мест применения излучения, а также рассчитанные с учётом их геометрии величины эффективности удаления $\langle \Xi \rangle$ и фактора инвазивности H лазерных ран (см. описание методики расчёта в п. 3.4).

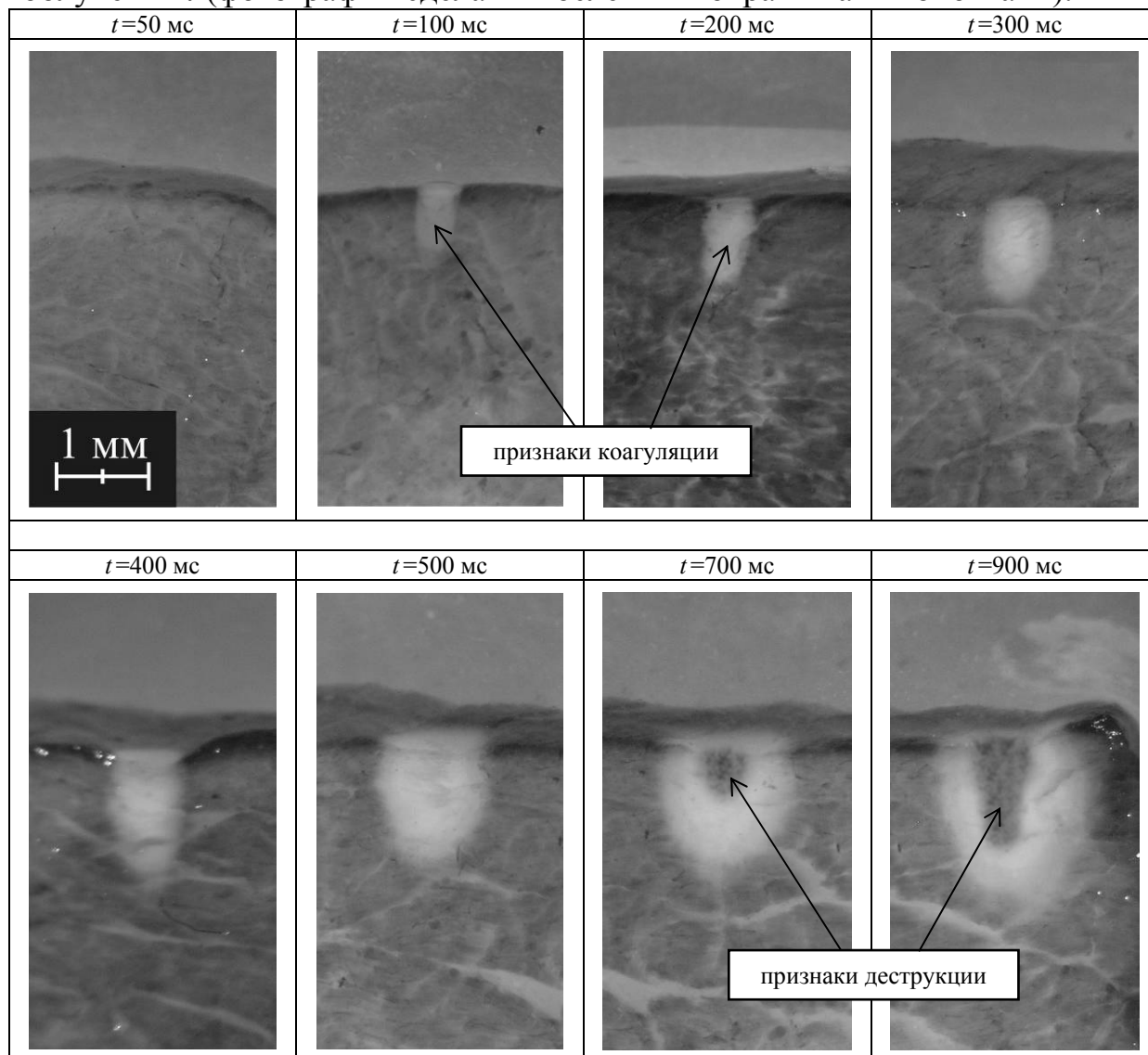
Результаты лазерного воздействия на мягкую биоткань представлены в таблице 3.5.1 и на рис. 3.5.1–3.5.3.

Так, в таблице 3.5.1 продемонстрирован внешний вид разрезов лазерных ран, сформированных в мясной ткани курицы при различных продолжительностях облучения. Для идентификации биоткани на предмет "живая–неживая" к срезам применялся LDH краситель.

Если рассмотреть ситуацию с точки зрения влияния продолжительности лазерного воздействия, то видно, что:

- для условия $t \leq 50$ мс в структуре облучённой биоткани сколько–нибудь значимые изменения, делающие её отличной от интактной, отсутствовали;
- для условия $t \geq 100$ мс в структуре облучённой биоткани всегда присутствовали изменения – лазерные раны различной природы, внешняя проявляемость/выраженность которых усиливалась по мере увеличения продолжительности облучения;
- для условия $100 \text{ мс} \leq t \leq 500 \text{ мс}$ природа лазерных ран определялась только коагуляционными изменениями (т.е. вынос биоматериала отсутствовал; кратер не формировался);
- для условия $t \geq 700$ мс (здесь – вплоть до 900 мс) природа лазерных ран помимо коагуляционной определялась ещё и деструкционными изменениями.

Таблица 3.5.1. Внешний вид разрезов лазерных ран, сформированных в мясной ткани курицы при различных продолжительностях лазерного облучения t (фотографии сделаны после LDH окрашивания биоткани).



На рис. 3.5.1 содержится результат количественной оценки внешнего диаметра и глубины лазерной раны, сформированной в мягкой биоткани при различных продолжительностях облучения. Видно, что если вначале, по мере увеличения продолжительности облучения, величины означенных параметров также возрастали, но затем в характере их поведения начинает присутствовать тенденция к насыщению. При этом следует помнить, что для ситуации с $t \geq 700$ мс помимо коагуляционных изменений структуру лазерной раны начинают также определять и деструкционные процессы, что влияет на перераспределение каналов утилизации энергии импульса излучения.

Рис. 3.5.2 представляет зависимость объема лазерной раны, сформированной в мягкой биоткани, от продолжительности облучения. Видно, что увеличение времени действия излучения на биоткань приводит, во-первых, к росту масштабов видоизменения биоматериала, а во-вторых, качественно меняет природу такого видоизменения, добавляя помимо коагуляционной составляющей ещё и деструкционную.

На рис. 3.5.3 приведено сопоставление результатов расчёта эффективности удаления и фактора инвазивности для двух различных продолжительностей облучения, при которых природу лазерной раны одновременно определяет сочетание коагуляционного и деструкционного процесса, а именно: для $t=700$ и 900 мс (см. также рис. 3.5.2). Здесь в первую очередь обращает на себя внимание тот факт, что выбор продолжительности облучения способен оказывать влияние не только на собственно количественные оценки величин данных параметров обработки, но и менять соотношение между ними. Так, ситуация с $t=900$ мс представляется, с одной стороны, более производительной, чем ситуация с $t=700$ мс, а с другой, одновременно менее травматичной.

В случае же с $t < 700$ мс из-за фактически полного отсутствия деструкции биоткани (см. таблицу 3.5.1) эффективность её удаления близка к нулю, а травматичность, наоборот, представляется очень высокой.

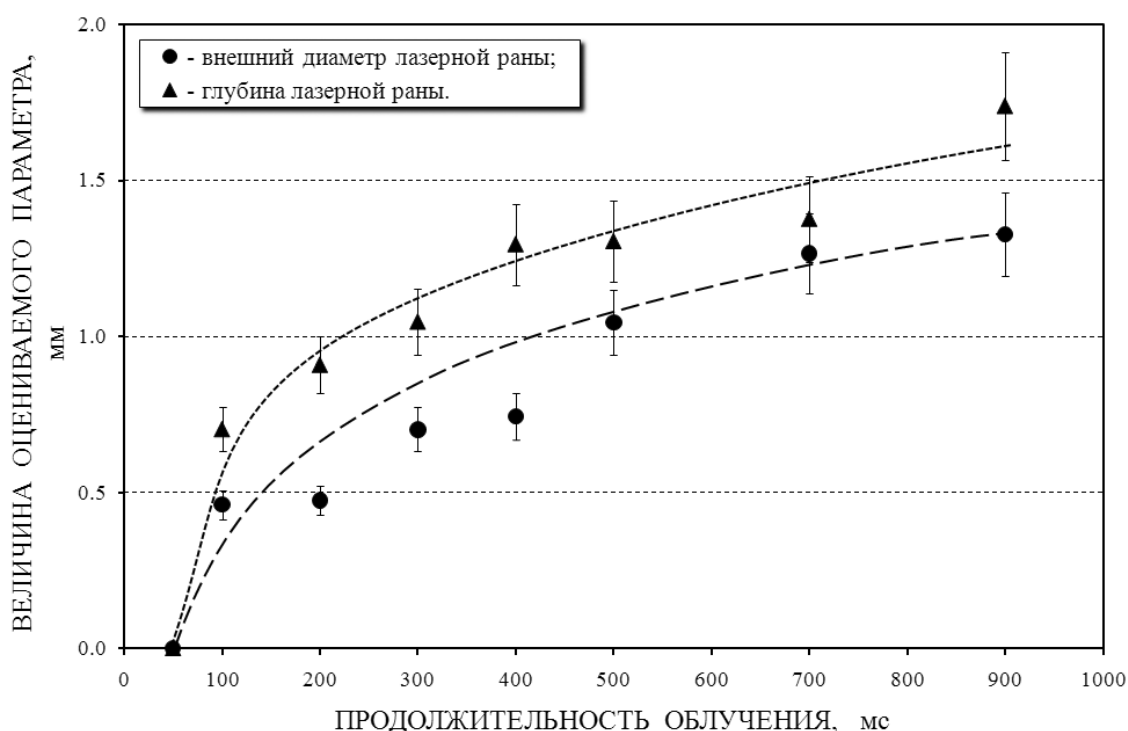


Рис. 3.5.1. Зависимость размеров внешнего диаметра и глубины лазерной раны, сформированной в мягкой биоткани, от выбора продолжительности облучения.

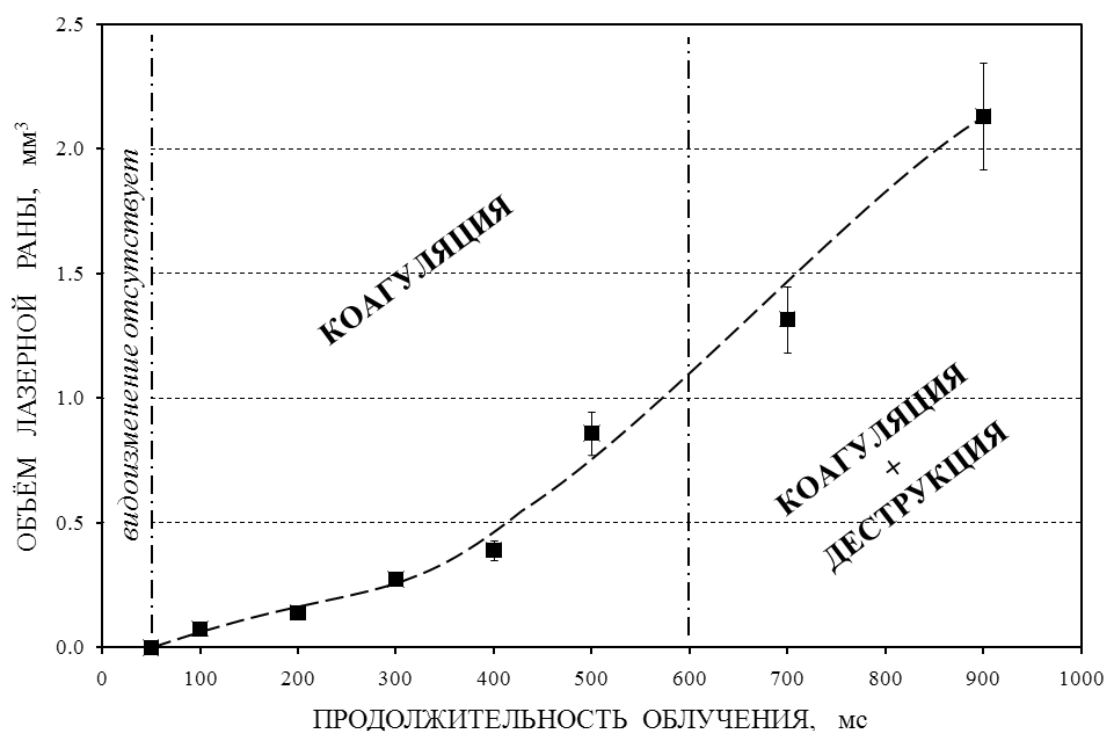


Рис. 3.5.2. Зависимость объёма лазерной раны, сформированной в мягкой биоткани, от выбора продолжительности облучения.

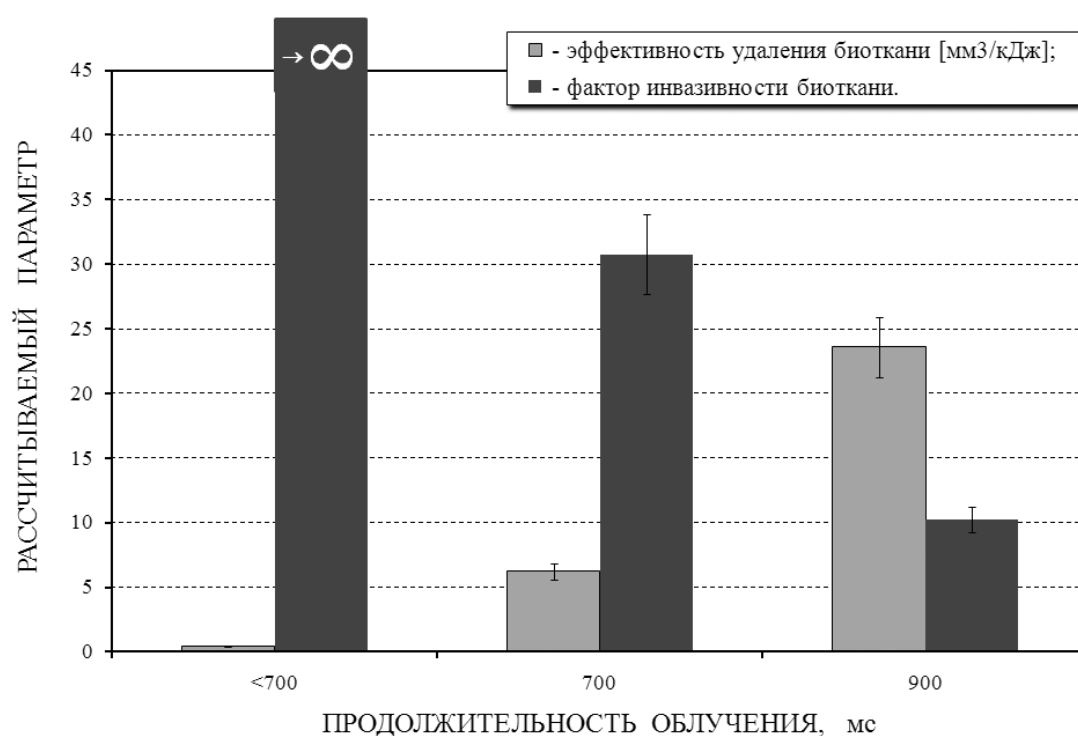


Рис. 3.5.3. Результаты расчёта эффективности удаления и фактора инвазивности для различных продолжительностей лазерного облучения мягкой биоткани.

Глава 4. ЛАЗЕРНАЯ АБЛЯЦИЯ ТВЁРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА

4.1. Механизмы лазерной абляции твёрдых тканей зуба

На практике наиболее часто лазерная обработка твёрдых тканей зуба происходит без или с использованием *внешнего водяного орошения*.

Без внешнего водяного орошения производят отбеливание, создают на поверхности твёрдой ткани микрорельеф (текстурируют), упрочняют биоструктуру, проводят антибактериальную обработку и т.д. С внешним водяным орошением разрушают интактную или кариозную твёрдую ткань в процессе формирования полости для постановки пломбы, удаляют зубные камни и т.д.

В зависимости от наличия или отсутствия внешнего водяного орошения процесс лазерного разрушения эмали (дентина) зуба можно разбить на различное количество стадий.

Так, в случае использования внешнего водяного орошения процесс лазерного разрушения эмали (дентина) можно разбить на четыре стадии (рис. 4.1.1):

- *Первая стадия* – удаление тонкой плёнки воды, находящейся на поверхности зуба в результате, например, естественного увлажнения (слюна) или созданной искусственно при внешнем водяном орошении операционного поля;
- *Вторая стадия* – удаление метаморфизированной (видоизменённой) эмали (дентина). Данная стадия для "стартового" импульса, воздействующего на биоткань в интактном состоянии, отсутствует;
- *Третья стадия* – удаление интактной ткани;
- *Четвёртая стадия* – создание метаморфизированного слоя.

На первой стадии процесса разрушения происходит удаление тонкой плёнки свободной воды, формирующейся при орошении поверхности полости или в силу естественного увлажнения. Характерная толщина такой плёнки составляет величину порядка 50 мкм. Излучение YAG: Er лазера с длиной волны 2.94 мкм чрезвычайно эффективно поглощается водой. Согласно [73], коэффициент поглощения составляет 13300 см^{-1} , что позволяет говорить о полном преобразовании лазерной энергии в тепло.

Пусть диаметр лазерного пучка многомодового YAG: Er лазера имеет величину порядка 500 мкм. В этом случае затраты энергии $E_{\text{воды}}$, необходимые для нагрева плёнки воды от комнатной температуры $T_{\text{нач}} = +30^\circ\text{C}$ до температуры кипения воды $T_{\text{кип}} = +100^\circ\text{C}$, можно оценить по следующей формуле:

$$E_{\text{воды}} = \frac{S \cdot h \cdot \rho \cdot c \cdot (T_{\text{кип}} - T_{\text{нач}})}{(1 - R)}, \quad (4.1.1)$$

где S – площадь лазерного пятна ($19.625 \cdot 10^{-8} \text{ м}^2$); h – толщина водяной плёнки ($50 \cdot 10^{-6} \text{ м}$); ρ – плотность воды (1000 кг/м^3); c – теплоёмкость воды ($4200 \text{ Дж/(кг} \cdot \text{К)}$); R – коэффициент отражения водой лазерного излучения (0.04).

Подставляя вышеуказанные величины в (4.1.1), получаем, что для испарения водяной плёнки толщиной порядка 50 мкм необходимо 3 мДж излучения YAG: Er лазера, сфокусированного в пятно диаметром порядка 500 мкм. Оптимальной же для лазерного разрушения эмали является плотность энергии 100 Дж/см^2 (в этом случае достигается максимальная эффективность удаления при отсутствии трещин у поверхности кратера). Для достижения подобной плотности энергии в пятне диаметром 500 мкм при равномерном распределении энергии требуется порядка 200 мДж. Таким образом, на испарение воды расходуется лишь 1.5% лазерной энергии. Естественно, что эта величина зависит от толщины водяной плёнки. Например, при толщине плёнки в 3.5 мм для её испарения потребуются уже все 200 мДж энергии лазерного излучения.

На второй стадии происходит удаление слоя модифицированной эмали с низким содержанием воды, сформировавшегося на четвёртой стадии разрушения в результате действия пиков с энергией достаточной для испарения воды, но недостаточной для разрушения материала. Вполне вероятно, что в начале данной стадии этот материал содержит воду, пропитавшую метаморфизированный слой в паузах между импульсами. Воздействие на такую воду и приводит к удалению метаморфизированного слоя с наименьшими энергетическими затратами.

На третьей стадии происходит разрушение собственно интактной эмали (дентина), содержащей адсорбированную в процессе роста зуба воду.

На четвёртой стадии в результате действия тепла, оставшегося в твёрдой ткани вблизи границы полости, формируется метаморфизированный слой.

Без внешнего водяного орошения процесс лазерного разрушения эмали (дентина) можно разбить также на четыре стадии. Так, на первой стадии здесь происходит удаление пелликула (присутствует только для "стартового" импульса). Органическая бесклеточная пелликула имеет толщину $1 \div 10 \text{ мкм}$ и прочно соединяется с кристаллами поверхностного слоя, проникая в него на глубину 0.1 мкм . Пелликула устойчива к действию кислот, однако подвержена механическому разрушению.

На второй стадии (отсутствует для "стартового" импульса) происходит удаление слоя модифицированной эмали с низким содержанием воды, сформировавшегося на четвёртой стадии разрушения в результате действия пиков с энергией достаточной для испарения воды, но недостаточной для разрушения материала. В отличие от ситуации с внешним водяным орошением метаморфизированный слой в данном случае обезвожен.

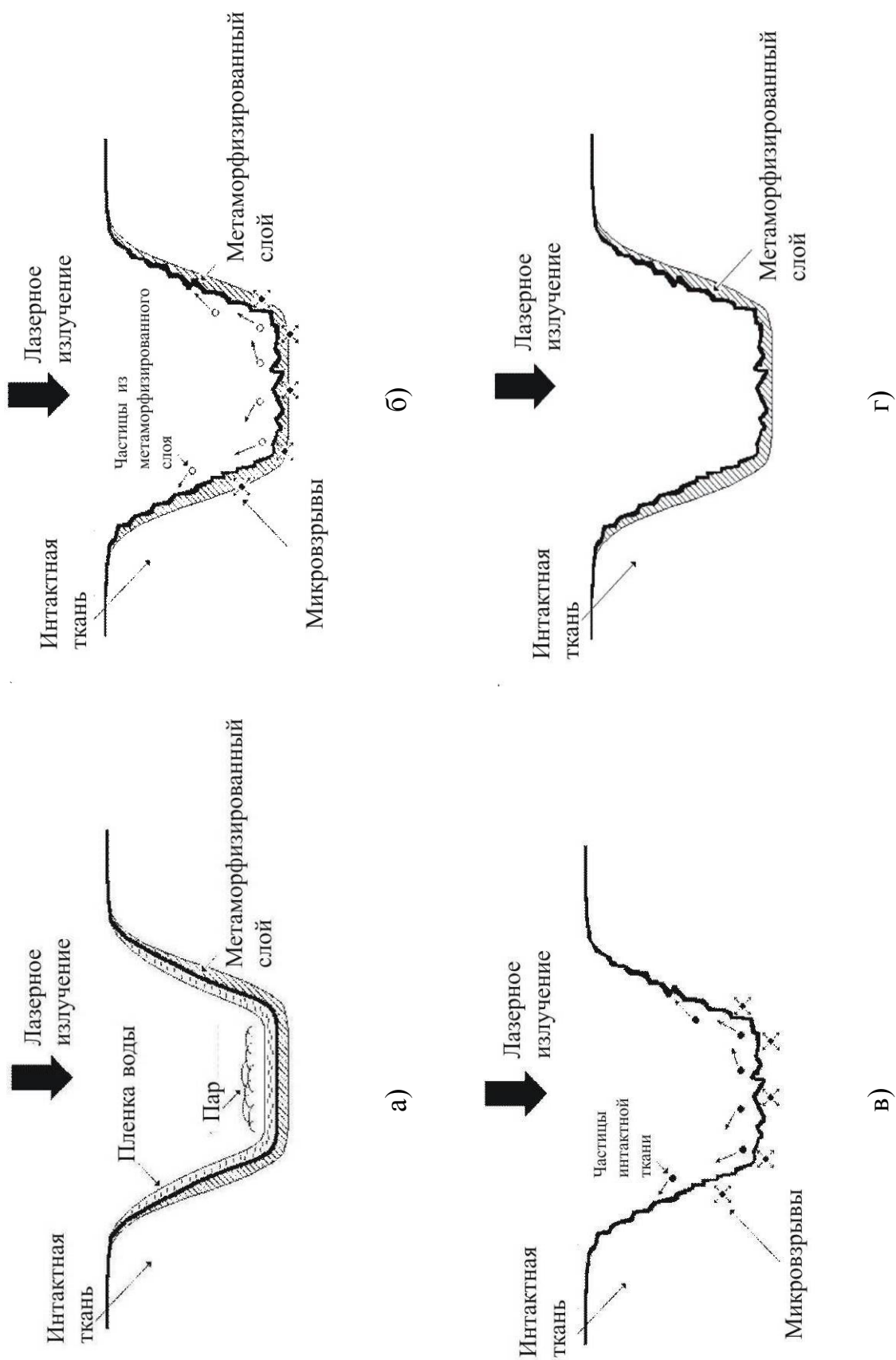


Рис. 4.1.1. Стадии лазерной деструкции твёрдой биоткани: (а) – первая; (б) – вторая; (в) – третья; (г) – четвёртая.

На третьей стадии происходит разрушение собственно интактной эмали (дентина), содержащей адсорбированную в процессе роста зуба воду.

На четвертой стадии в результате действия тепла, оставшегося вблизи границы полости в твердой ткани, формируется метаморфизированный слой. Отметим, что в ряде случаев (например, при текстурировании) на твердую ткань воздействует лишь один импульс, а метаморфизированный слой играет роль интерфейса между твердой тканью и пломбировочным материалом. При этом можно говорить только о трёх стадиях процесса лазерного разрушения твердой ткани: первая стадия – разрушением пелликулы, вторая – разрушение интактной ткани, третья – формирование метаморфизированного слоя.

Необходимо отметить, что описанные стадии процесса лазерного воздействия могут реализовываться в зависимости от плотности энергии лазерного излучения. Так, низкоинтенсивное (ниже порога разрушения) лазерное излучение приводит к последовательной реализации первой, второй и четвертой стадий либо только к реализации первой стадии.

Метаморфизированный слой хорошо виден на SEM фотографиях, полученных с использованием сканирующего электронного микроскопа "CamScan Apollo 300". Так:

- интактная эмаль зуба человека представляет собой цельную плотноупакованную структуру с размером микродефектов на поверхности меньше 1 мкм (см. рис. 4.1.2);
- поверхность же лазерного кратера неровная и покрыта метаморфизированным слоем, имеющим пористую структуру, состоящую из микроэлементов, их агрегатов и свободного пространства между ними – микропор (см. рис. 4.1.3).

Микроэлемент метаморфизированного слоя имеет характерный размер 0.1 мкм. Микроэлементы образуют агрегаты, средний размер которых достигает $1\div 3$ мкм. Размер микропор в метаморфизированном слое сопоставим с размером агрегатов. Толщина метаморфизированного слоя непостоянна вдоль стенки лазерной полости и изменяется от 1 до 10 мкм.

Среднее соотношение Ca/P в метаморфизированном слое и в интактной эмали одинаково, что говорит об их подобности с кристаллической точки зрения. С использованием рентгеноспектрального микрозондового анализа с помощью энергодисперсионного спектрометра был измерен Ca/P–коэффициент. Площадь анализируемых участков составляла величину порядка $20\div 30$ мкм². Расчёт состава фаз проводился кислородным методом на 25 атомов кислорода. Получено, что средний по десяти измерениям в десяти различных точках метаморфизированного слоя и интактной эмали Ca/P–коэффициент одинаков и равен 1.67 ± 0.01 . Данное значение характерно для гидроксилapatита.

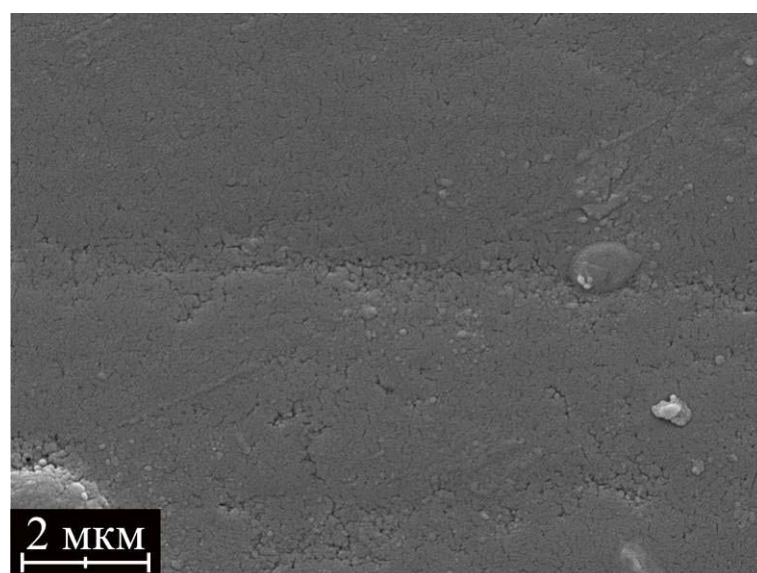
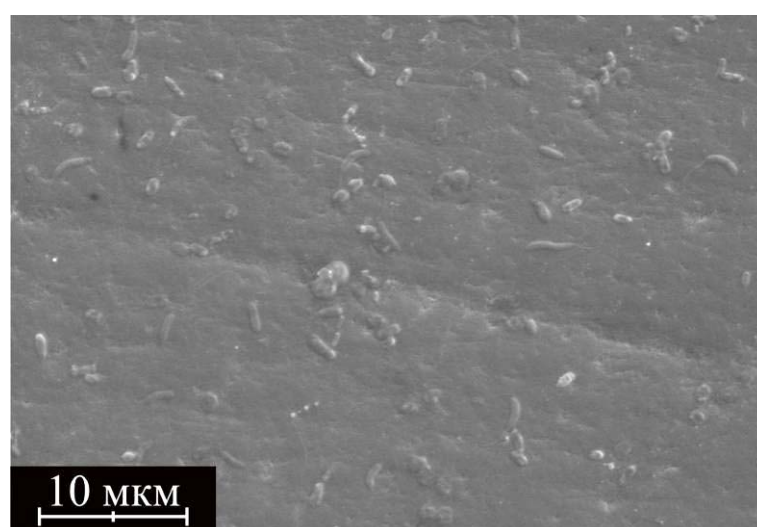
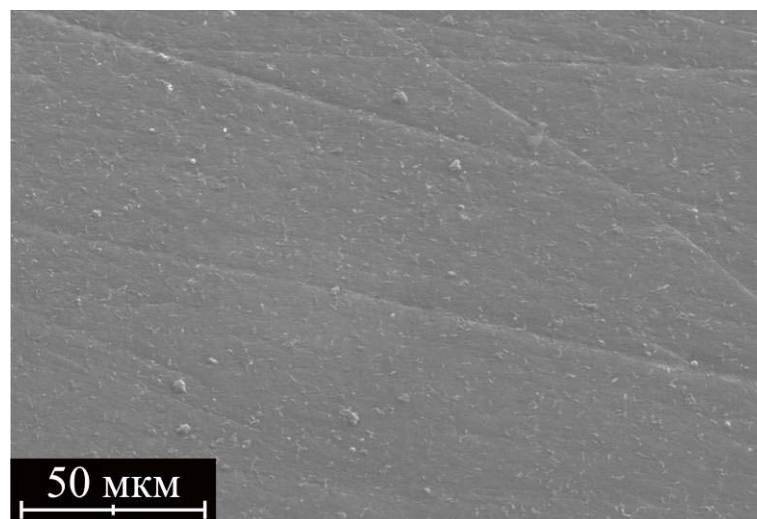


Рис. 4.1.2. Серия разномасштабных SEM фотографий интактной эмали зуба человека, полученных при помощи сканирующего электронного микроскопа.

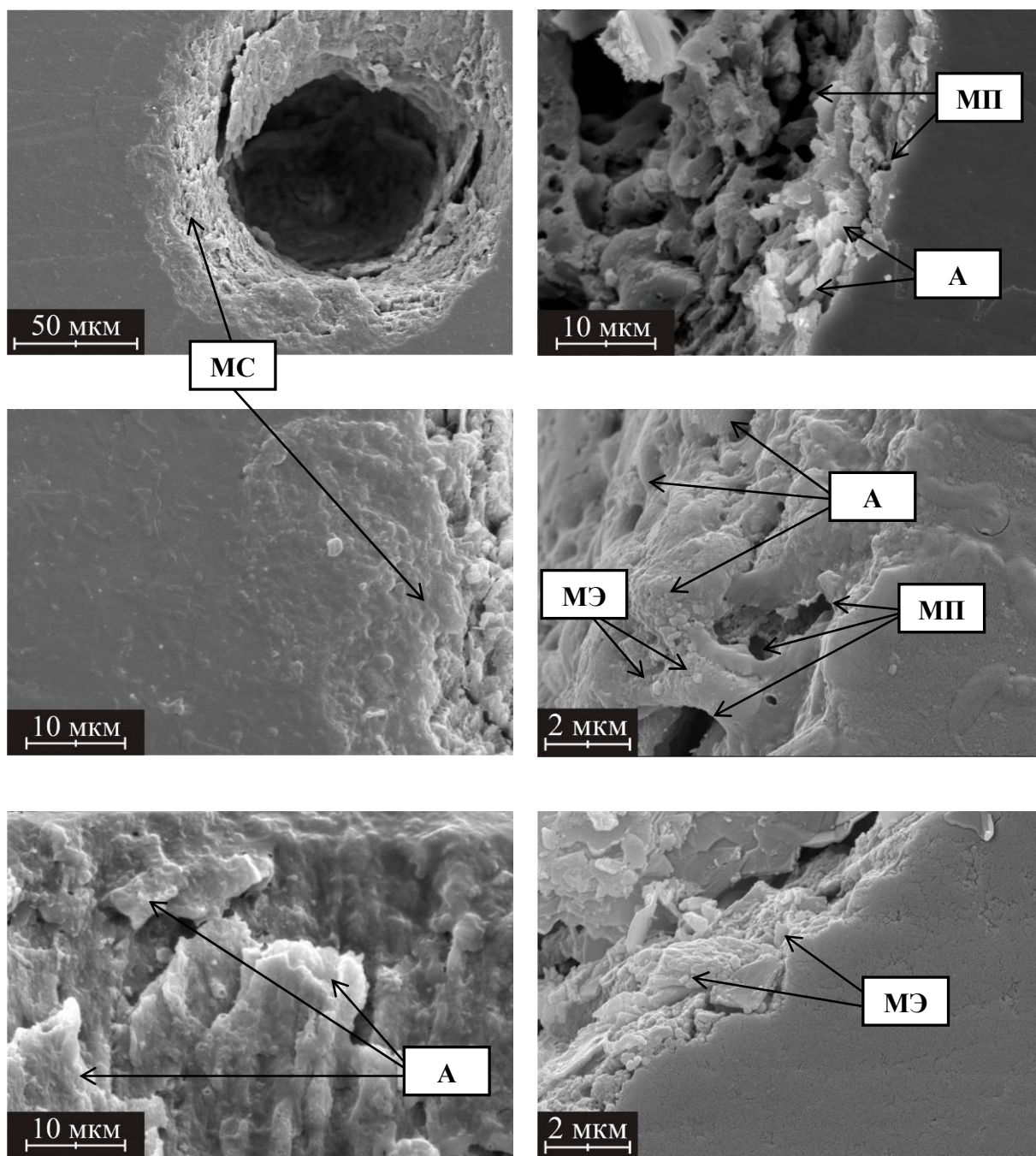


Рис. 4.1.3. Серия разномасштабных SEM фотографий кратера в эмали, сформированного действием одиночного импульса излучения YAG:Er лазера с $E_p \sim 8.2$ мДж без использования внешнего водяного орошения (МЭ – микроэлементы; МС – метаморфизированный слой; А – агрегаты микроэлементов; МП – микропоры).

Соотношение означенных выше компонентов может изменяться как в сторону уменьшения (1.33), так и в сторону увеличения (2.00). При соотношении Ca/P, равном 1.67, разрушение кристаллов происходит при выходе двух ионов Ca. При соотношении 2.00 гидроксилapatит способен противостоять разрушению до замещения 4 ионов Ca, тогда как при соотношении Ca/P, равном 1.33, его структура разрушается.

Даже в рамках этого, по сути, лишь поверхностного описания процесса разрушения, очевидно, что коэффициент поглощения в течение лазерного воздействия может меняться за счёт удаления свободной и связанной воды и формирования метаморфизированного слоя. Оптико–физические свойства метаморфизированного действием лазера слоя эмали определяются спектральными, энергетическими и временными параметрами лазерного излучения и могут существенно отличаться от свойств интактной ткани.

Как видно из представленных в литературе данных и результатов SEM исследований, интактная эмаль и метаморфизированный слой представляют собой многокомпонентную разнородную систему. Лазерное разрушение таких систем состоит в последовательном разрушении (испарении) её элементов, начиная с наиболее легкоплавких (в этом смысле можно считать процесс лазерного разрушения эмали возгонкой).

Как отмечается в [74], механизм испарения характерен для лазерного разделения сублимирующих материалов, удельная энергия испарения которых приблизительно равна или даже ниже их удельной энергии плавления. Тем не менее можно выделить компонент твёрдой ткани зуба, определяющий *кинетические* (скорость испарения, время выхода на стационарный режим, время полного испарения и т.д.) и *энергетические* (удельная энергия разрушения, импульс отдачи, степень экранировки поверхности и т.д.) характеристики процесса её разрушения.

Эмаль покрывает коронку зуба и является самой твёрдой тканью в организме человека (250÷800 единиц твёрдости по Виккерсу). На жевательной поверхности её толщина достигает 1.5÷1.7 мм, на боковых поверхностях она значительно тоньше и исчезает к шейке, к месту соединения с цементом. Основным структурным образованием эмали являются *эмалевые призмы* диаметром 4÷6 мкм. Длина призмы соответствует толщине слоя эмали и даже превышает её, т.к. она имеет извилистое направление. Эмалевые призмы, концентрируясь в пучки, образуют S–образные изгибы. Ранее считали, что вокруг каждой призмы имеется оболочка, содержащая большое количество органического вещества. С помощью более современных методик (и в частности, благодаря SEM) установлено, что межпризменное вещество эмали состоит из таких же кристаллов, как и сама призма, но отличается их ориентацией.

Органическое вещество эмали обнаруживается в виде тончайших фибриллярных структур. Существует мнение, что органические волокна определяют ориентацию кристаллов призмы эмали. Эмаль зубов состоит

из апатитов многих типов, однако основным является *гидроксилапатит* $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6\text{OH}_2$.

Состав неорганического вещества в эмали: гидроксилапатит 75.04%, карбонатапатит 12.06%, хлорапатит 4.39%, фторапатит 0.66%, CaCO_3 1.33%, MgCO_3 1.62%. В составе химических неорганических соединений кальций составляет 37%, а фосфор – 17%. Каждый кристалл эмали имеет гидратный слой связанных ионов (ОН). Образующийся на поверхности раздела кристалл – раствор. Считают, что благодаря гидратному слою осуществляется ионный обмен, который может протекать в виде:

- гетероионного обмена, когда ион кристалла замещается другим ионом среды;
- в виде изотопного обмена, при котором ион кристалла замещается таким же ионом.

В настоящее время установлено, что кроме связанной воды (гидратная оболочка кристаллов) в эмали имеется свободная вода, располагающаяся в микропространствах. Кристаллы в зрелой эмали примерно в 10 раз крупнее кристаллов дентина, цемента и кости: их толщина составляет $25 \div 40$ нм, ширина – $40 \div 90$ нм и длина – $100 \div 1000$ нм. Каждый кристалл покрыт гидратной оболочкой толщиной около 1 нм. Общий объём воды в эмали составляет 3.8%. Наряду с белком в эмали обнаружены липиды (0.6%), цитраты (0.1%), полисахариды (1.65 мг углеводов на 100 г эмали). Таким образом, эмаль имеет следующий состав: неорганические вещества – 95%, органические – 1.2%, вода – 3.8%. Содержание органических веществ достигает 3%.

Компонентом эмали, определяющим кинетические и энергетические характеристики процесса её разрушения, можно считать кристалл гидроксилапатита, помещённый в гидратном слое в межпризменное пространство, или *призму*.

Дентин составляет основную массу зуба. В нём содержится $70 \div 72\%$ неорганического и $28 \div 30\%$ органического вещества и воды. Основу неорганического вещества составляют гидроксилапатит, карбонат кальция и в небольшом количестве фторид кальция. Органическое вещество дентина состоит из белков, липидов и полисахаридов. Основное вещество дентина пронизано множеством *дентинных трубочек*, количество которых колеблется от 15000 до 75000 на 1 мм^2 дентина. Диаметр дентинной трубочки зависит от локализации и колеблется от 0.5 мкм у дентино–эмалевой границы до 5 мкм у пульпы.

Компонентом дентина, определяющим кинетические и энергетические характеристики процесса его разрушения, можно считать кристалл гидроксилапатита, помещённый в интратубулярное пространство (или дентинную трубочку).

Основной механизм лазерной абляции твёрдой ткани зуба YAG: Er лазером основан на "микровзрывах" воды, входящей в состав эмали и дентина, при её нагревании лазерным лучом. Процесс поглощения

и нагревания приводит к испарению воды, микровзрыву твёрдых тканей и выносу их фрагментов из зоны воздействия водяным паром. Для охлаждения тканей может использоваться водо-воздушный спрей. Эффект воздействия ограничен тончайшим (примерно в 3 мкм) слоем выделения энергии лазера. Из-за минимального поглощения энергии лазера гидроксилapatитом – минеральным компонентом хромофора – нагрев окружающих тканей происходит незначительно.

Минерализованная матрица ткани кости в основном состоит из гидроксилapatита, содержащего воду, это обеспечивает высокий коэффициент поглощения лазерного света YAG: Er лазером, т.к. его длина волны 2.94 мкм очень хорошо поглощается водой. Как уже отмечалось ранее, абляция твёрдых тканей зуба основана на "микровзрывах" воды, входящей в состав эмали и дентина, при их нагревании лазерным излучением. Посредством поглощения лазерной энергии происходит мгновенное испарение воды со значительным увеличением её в объёме, результатом чего становится разрушение кристаллической структуры ткани. Поглощение будет только на поверхности и благодаря очень короткому импульсу не дойдёт до глубоких слоёв зуба, поэтому ткань полностью не испаряется, а твёрдые фрагменты после микровзрывов удаляются из зоны воздействия водяным паром.

Скорость, с которой происходит удаление ткани, зависит от количества содержащейся в ней воды. В среднем по массе здоровая эмаль содержит порядка 3% воды, дентин – порядка 10%. Кариозный же дентин имеет ещё большее влагосодержание. Таким образом, кариозный дентин обладает самой высокой скоростью абляции, а эмаль – самой низкой. В результате в зависимости от природы удаляемой ткани требуются различные установки лазерных параметров подобно тому, как при использовании обычных инструментов выбираются различные параметры скорости вращения боров, их различные марки и конфигурации.

YAG: Er является наиболее исследованным для удаления дентина, хотя до сих пор этот тип лазера ограничен низкой скоростью абляции. Подготовка обычно продолжается долго, а при подготовке же эмали большую часть времени всё ещё требуется использовать турбину. Сложности вызывают два необходимых условия для получения эффективной абляции – это уменьшение длительности импульса и увеличение его мощности.

Таким образом, с помощью регулировки трёх основных параметров излучения (длительности импульса, мощности импульса и частоты следования импульсов) можно безопасно и эффективно удалять любые ткани зуба с уровнем эффективности близким к тому, что обеспечивает использование турбины.

Например, кариозные поражения в дентине могут быть удалены здесь с использованием уникального способа, который контролируется звуком, сопровождающим процесс воздействия. Это представляется возможным

благодаря тому обстоятельству, что данный тип ткани в кариозном виде содержит больше воды, чем в здоровом, поэтому "шум" при воздействии лазерной энергии будет отличаться.

Абляция твёрдых тканей может проводиться как с распылением воды, так и без. При прохождении процесса абляции эффективное водяное/воздушное охлаждение очень важно, хотя во время лазерной подготовки полости температура в пульпе увеличивается меньше, чем при использовании обычных методов лечения. Распыление воды выносит фрагменты удалённой ткани и делает возможной установку более высоких значений энергии и частоты импульса.

Установлено, что при одинаковых настройках лазера действие абляции более эффективно, именно когда применяется распыление воды.

4.2. Исследование эффективности абляции твёрдых тканей. Контактный и неконтактный режимы обработки. Эффект количества лазерных импульсов

Как уже отмечалось выше, эффективность абляции (или эффективность лазерного удаления) материала может быть определена как отношение объёма удалённого материала к суммарно затраченной на это энергии лазерного излучения. Чем выше эффективность абляции, тем меньше нагревается материал, окружающий область действия лазера. Для биологических тканей последнее обстоятельство чрезвычайно важно. Так, при облучении зуба существенным ограничением является недопущение перегрева пульпы выше $+42^{\circ}\text{C}$, т.к. при этом входящие в её состав белки денатурируют [75]. Очевидно, что чем выше эффективность абляции, тем большее количество материала может быть удалено при одинаковом нагреве окружающей биоткани.

При обработке твёрдых тканей лазерное излучение может доставляться в область взаимодействия по свободному пространству (*неконтактный режим*) или по твёрдому телу, находящемуся в контакте с тканью (*контактный режим*).

В настоящем параграфе будет приведено описание экспериментального определения зависимости эффективности удаления твёрдых тканей зуба от плотности энергии лазерного излучения, а также представлены результаты сравнительного исследования эффективности удаления эмали и дентина зуба человека излучением YAG:Er ($\lambda=2.94$ мкм) лазера в контактном и неконтактном режимах облучения.

Итак, в качестве источника лазерного излучения использовался многомодовый YAG:Er лазер, работающий в режиме свободной генерации. Длительность лазерного импульса составляла величину порядка 150 мкс. В эксперименте использовались 50 образцов зубов человека (возраст 25÷40 лет), удалённых по ортодонтическим показаниям

(резцы). Сразу после экстрагирования зубы помещались в 0.9%–ый водный раствор хлорида натрия и хранились в нём при температуре +4°C в защищённом от света месте вплоть до лазерной обработки (но не более двух недель).

При исследовании эффективности лазерного удаления твёрдых тканей зуба в неконтактном режиме излучение лазера фокусировалось непосредственно на поверхность объекта исследования линзой с фокусным расстоянием порядка 50 мм. При этом диаметр лазерного пятна FWHM на поверхности эмали (дентина) составлял величину 500 ± 10 мкм.

При исследовании эффективности лазерного удаления твёрдых тканей зуба в контактном режиме лазерное излучение фокусировалось линзой с фокусным расстоянием порядка 100 мм в полое кварцевое волокно с внутренним диэлектрическим отражающим покрытием. На выходе к полному волокну был присоединён сапфировый наконечник фирмы "Saphikon" (США) диаметром 500 ± 10 мкм и длиной порядка 50 мм. Выходной торец сапфирового наконечника находился в непосредственном контакте с биотканью. Для поддержания постоянного контакта между наконечником и биотканью в процессе облучения к наконечнику прикладывалась постоянная нагрузка 5.0 ± 0.5 г.

Порог лазерного разрушения измерялся опто–акустическим методом. Причём порогом здесь считалась плотность энергии лазерного излучения, приводящая к генерации акустической волны, регистрируемой в воздухе широкополосным микрофоном фирмы "B&K" (Дания), расположенным на расстоянии 2 мм от зоны взаимодействия.

При определении эффективности удаления энергия лазерного излучения измерялась калориметром "LabMaster" фирмы "Coherent" (США), а удалённый объём оценивался путём взвешивания и оптического микроскопирования. В обоих случаях (контактном и неконтактном) возможно было использование водяного непрерывного орошения области взаимодействия. Причём расход хладагента составлял здесь величину 0.2 мл/мин.

В результате подобных экспериментальных измерений порог лазерного разрушения твёрдых зубных тканей для контактного режима облучения составил в случае эмали величину 5.0 ± 0.5 Дж/см², а в случае дентина – 2.0 ± 0.2 Дж/см², что примерно в два раза ниже порогов лазерного разрушения при неконтактном режиме облучения.

Результаты оценки эффективности удаления твёрдых тканей зуба первым падающим на поверхность интактного образца импульсом YAG: Er лазера в контактном и неконтактном режимах приведены на рис. 4.2.1–4.2.4. Видно, что:

- в контактном режиме лазерной обработки без водяного орошения эффективность удаления для эмали в области плотностей энергий до 100 Дж/см² практически в 1.5 раза выше, чем в неконтактном, а в области плотностей энергий до 100÷150 Дж/см² – в 1.3 раза;

- в контактном режиме лазерной обработки без водяного орошения эффективность удаления дентина в области плотностей энергий до 100 Дж/см^2 в 1.2 раза выше, чем в неконтактном, а в области плотностей энергий до $100 \div 150 \text{ Дж/см}^2$ практически не отличается от неконтактного;
- в контактном режиме лазерной обработки с водяным орошением эффективность удаления для эмали в области плотностей энергий до 50 Дж/см^2 практически в 1.2 раза выше, чем в неконтактном, а в области плотностей энергии $50 \div 150 \text{ Дж/см}^2$ – в 1.3 раза;
- в контактном режиме лазерной обработки с водяным орошением эффективность удаления для дентина в области плотностей энергий до 50 Дж/см^2 практически в 1.1 раза выше, чем в неконтактном, а в области плотностей энергии $50 \div 150 \text{ Дж/см}^2$ – в 1.2 раза.

Кроме этого можно отметить, что присутствие воды:

- при неконтактном режиме повысило эффективность удаления эмали в области плотностей энергий до 50 Дж/см^2 практически в 1.5 раза, а в области плотностей энергии $50 \div 150 \text{ Дж/см}^2$ – в 1.2 раза. Для дентина же присутствие воды при неконтактном режиме повысило эффективность удаления в области плотностей энергий до 50 Дж/см^2 практически в 1.2 раза, а в области плотностей энергии $50 \div 150 \text{ Дж/см}^2$ заметного влияния не оказало;
- при контактном режиме повысило эффективность удаления эмали в области плотностей энергий до 150 Дж/см^2 практически в 1.2 раза. Для дентина же присутствие воды при контактном режиме в области плотностей энергий до 50 Дж/см^2 заметного влияния на эффективность удаления не оказало, а в области плотностей энергии $50 \div 150 \text{ Дж/см}^2$ повысило в среднем в 1.1 раза.

Необходимо также отметить, что эффективность удаления может зависеть от расхода воды, т.к. от этого зависит толщина плёнки воды, формирующейся на поверхности ткани в ходе орошения.

По всей видимости, различие в эффективности удаления для контактного и неконтактного режимов связано с различиями в механизмах лазерного разрушения. Так, в неконтактном режиме реализуются:

- быстрый нагрев, плавление и испарение материала с открытой (свободной) поверхности образца;
- микровзрывы, связанные с поглощением света на структурных неоднородностях ткани;
- разрушение интактной ткани вылетающими из зоны взаимодействия продуктами разрушения (абразивный механизм).

В контактном же режиме наблюдаются те же процессы, а также ещё и механизм, связанный с движением частиц в замкнутом объёме.

Таким образом, основное различие в механизме разрушения вызвано наличием в случае контактного метода замкнутого объёма в пространстве между тканью и оптическим наконечником.

Абразивный механизм лазерного удаления материала зуба связан с бомбардировкой поверхности ткани твёрдыми частицами этой ткани, которые образовались при лазерном разрушении. В неконтактном режиме абразивный механизм приводит к дополнительной полировке боковых стенок лазерного кратера и слабо влияет на эффективность удаления. В контактном же режиме твёрдые частицы, достигая поверхности наконечника, отражаются от неё и возвращаются обратно по направлению к дну лазерного кратера, где могут дополнительно разрушать ткань за счёт имеющейся у них кинетической энергии. Следовательно, в контактном режиме эффективность удаления может увеличиваться за счёт использования кинетической энергии разлетающихся с облучённой поверхности образца частиц ткани.

Для экспериментального определения факта присутствия и оценки характерных размеров частиц, образующихся при лазерном воздействии на эмаль зуба, её поверхность через прозрачную плоскопараллельную пластину (кварц или сапфир) подверглась действию излучения YAG: Er лазера. В процессе обработки на поверхности пластины оседали абразивные частицы, покидающие зону обработки. После измерения размера частиц оптико–микроскопическим методом они удалялись с поверхности пластины и исследовались нарушения, произошедшие в материале пластинки под действием частиц.

На рис. 4.2.5 приведены фотографии поверхности таких пластин после лазерного воздействия на эмаль. Так, характерные размеры покидающих область лазерного взаимодействия частиц эмали могут достигать порядка 100 мкм. Частицы эмали способны разрушать кварц, но с очень малой вероятностью разрушают сапфир. Частицы дентина, вылетающие из кратера, имеют те же размеры, что и частицы эмали, но повреждение ими кварца или сапфира имеет значительно меньшую вероятность, чем в случае эмали.

Итак, в лазерном факеле у поверхности твёрдой ткани есть частицы с размером до 100 мкм. Их скорость достигает скорости звука. При ударе такой частицы о поверхность могут развиваться расклинивающие давления до 2000 бар, что достаточно для образования трещин и кратеров у поверхности. Прочность интактной эмали на разрыв составляет величину порядка 100 бар. Ниже будет приведено прямое доказательство этого утверждения.

Итак, недалеко от зоны лазерной обработки образца зубной эмали на расстоянии порядка 0.5 мм был помещён острый край шлифа эмали ещё одного образца, после чего оценивалась способность абразивных частиц, разлетающихся с поверхности первого образца разрушать материал второго образца. На рис. 4.2.6 представлена фотография кратера, образованного такими разлетающимися частицами.

Ещё одной особенностью контактного режима обработки твёрдых тканей зуба человека излучением YAG:Er лазера по сравнению с неконтактным является иная (более "резкая") зависимость эффективности удаления от количества лазерных импульсов, падающих в одну точку образца. Так, на рис. 4.2.7 приведена характерная зависимость относительной эффективности удаления эмали зуба излучением YAG:Er лазера от количества одномоментно приложенных лазерных импульсов. Под *относительной эффективностью удаления* здесь понимается отношение текущей величины эффективности удаления к максимальной величине эффективности удаления, наблюдаемой в ходе эксперимента. Видно, что:

- для первого импульса эффективность удаления эмали в контактном режиме заметно превышает эффективность удаления в неконтактном режиме. Далее же с ростом числа лазерных импульсов эффективность неконтактного режима начинает превышать эффективность контактного;
- при неконтактном режиме эффективность третьего импульса излучения ниже эффективности первого на 20%, эффективность пятого – на 40%, а эффективность десятого – уже на 50%;
- при контактном режиме эффективность третьего импульса излучения ниже эффективности первого на 40%, эффективность пятого – на 55%, а эффективность десятого – уже на 70%.

Следует отметить, что приведённая зависимость носит общий для лазерной контактной обработки твёрдых тканей (эмаль, дентин, с водяным и без водяного орошения) характер.

По всей видимости, подобный характер поведения эффективности лазерного удаления определяется двумя процессами, присущими контактному режиму обработки:

- экранировкой оптическим волокном пространства для вылета продуктов разрушения биоткани;
- деградацией оптических и механических свойств оптического волоконного наконечника в ходе лазерной обработки.

Т.е. оптический наконечник при контактном режиме является естественным препятствием для удаления из зоны обработки продуктов разрушения, а также под действием покидающих зону обработки частиц его торец разрушается и оптическое пропускание падает. Так, экспериментальное исследование выявило, что к десятому импульсу излучения пропускание оптического наконечника из сапфира снижается в среднем на 25%. По всей видимости, этих последствий можно избежать при сканировании наконечником относительно поверхности образца.

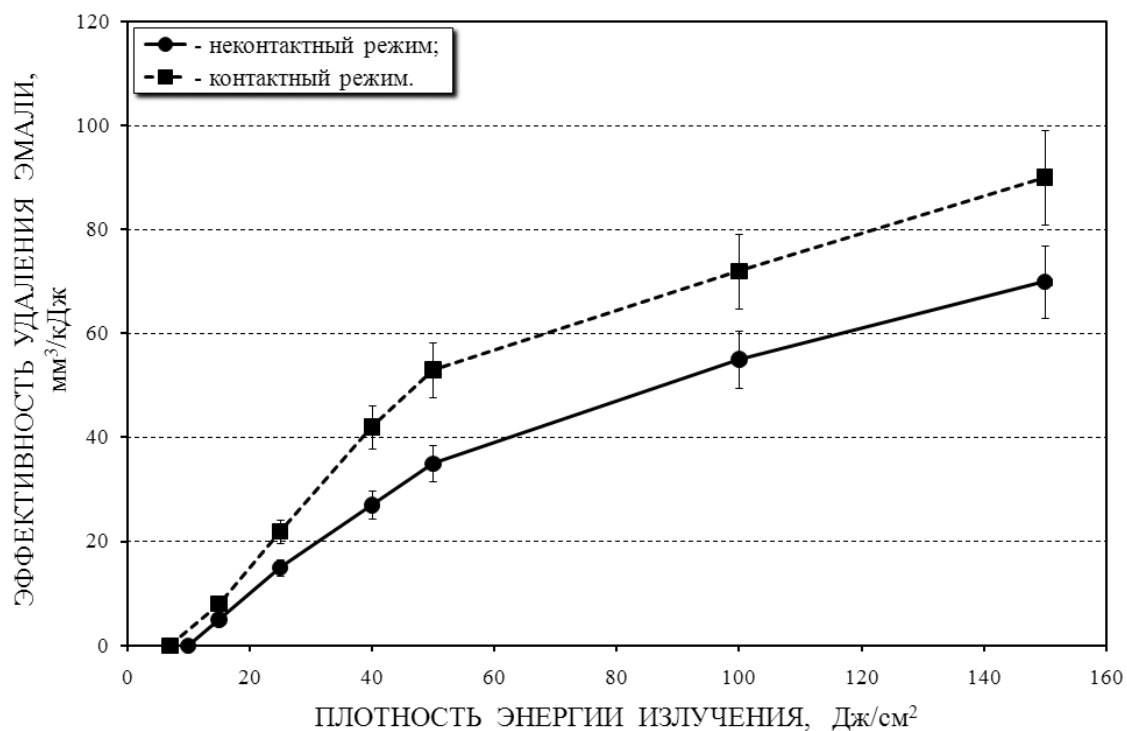


Рис. 4.2.1. Зависимость эффективности удаления эмали зуба человека от плотности энергии излучения YAG:Er лазера в неконтактном и контактном режимах обработки, проводимой без использования водяного орошения.

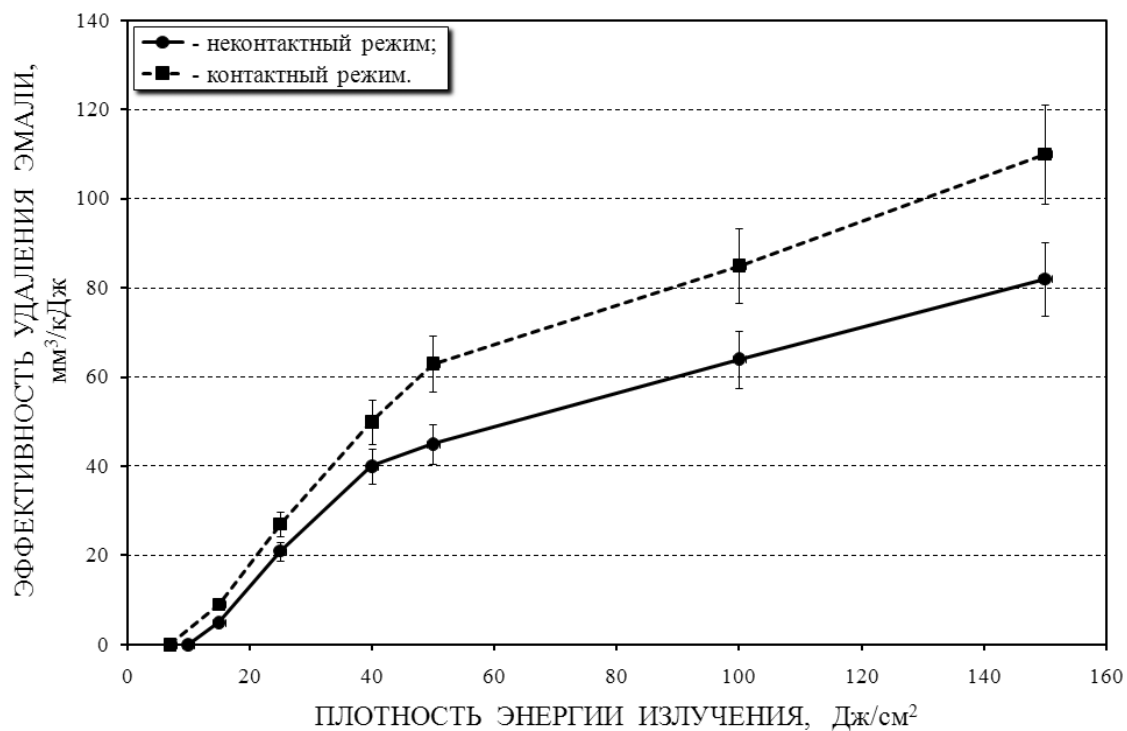


Рис. 4.2.2. Зависимость эффективности удаления эмали зуба человека от плотности энергии излучения YAG:Er лазера в неконтактном и контактном режимах обработки, проводимой с использованием водяного орошения (объёмный расход хладагента 0.2 мл/мин.).

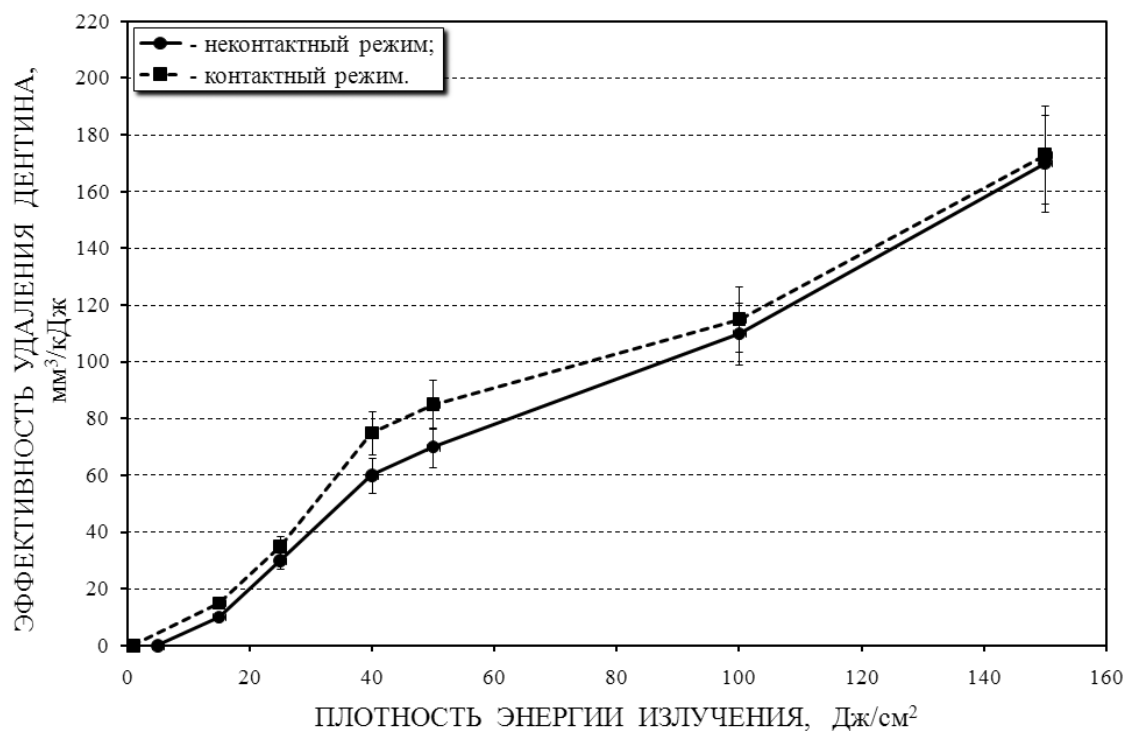


Рис. 4.2.3. Зависимость эффективности удаления дентина зуба человека от плотности энергии излучения YAG:Er лазера в неконтактном и контактном режимах обработки, проводимой без использования водяного орошения.

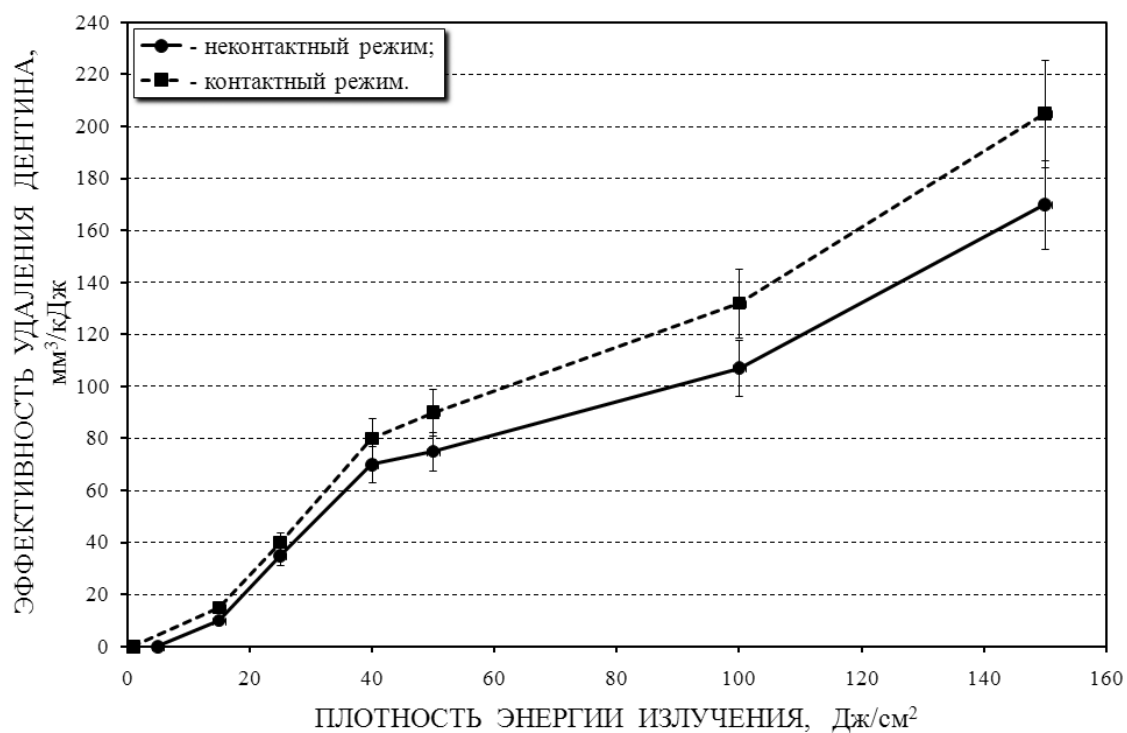


Рис. 4.2.4. Зависимость эффективности удаления дентина зуба человека от плотности энергии излучения YAG:Er лазера в неконтактном и контактном режимах обработки, проводимой с использованием водяного орошения (объемный расход хладагента 0.2 мл/мин.).

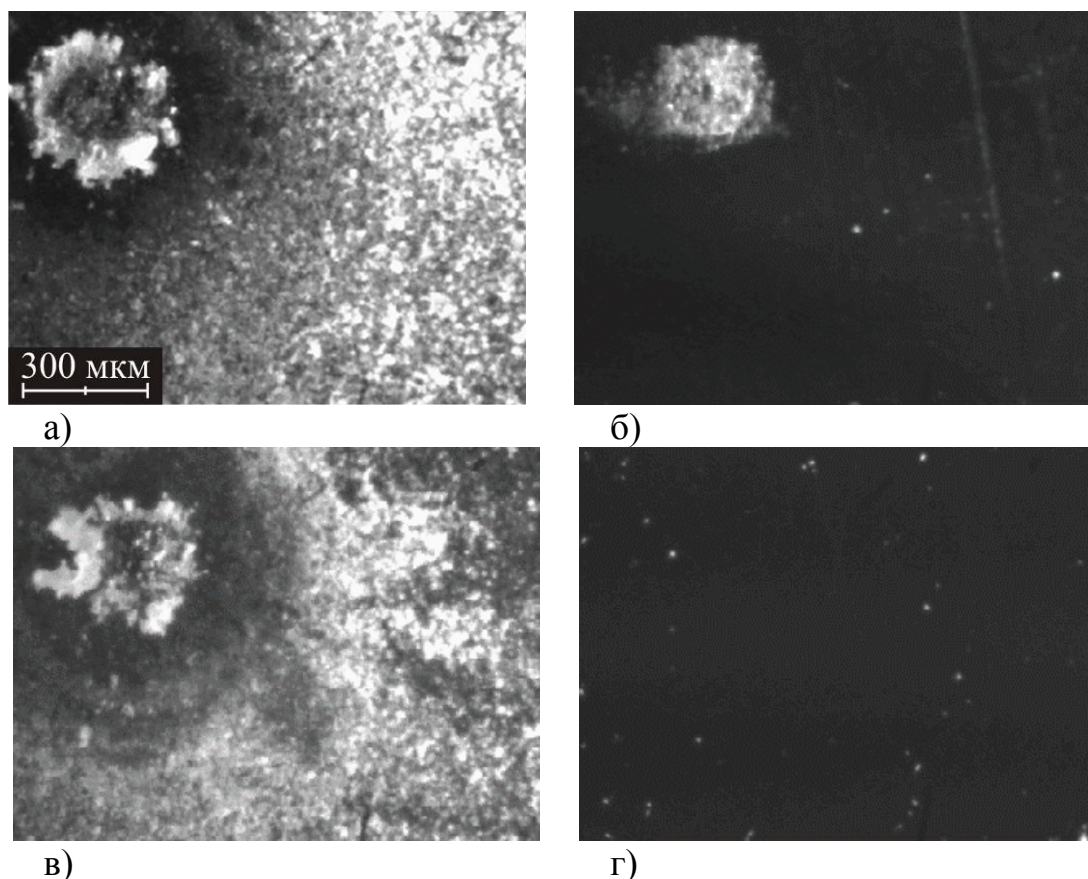


Рис. 4.2.5. Фотографии поверхностей кварцевой (а, б) и сапфировой (в, г) плоскопараллельных пластин сразу после напыления на них частиц зубной эмали (а, в) и после очистки этих пластин от напылённых частиц (б, г).

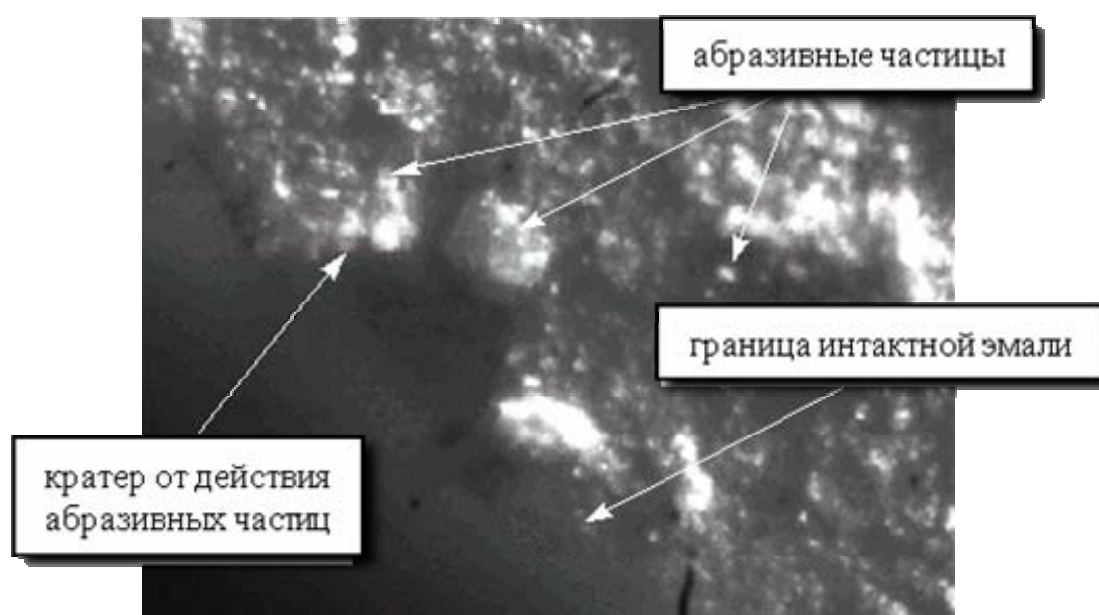


Рис. 4.2.6. Результат лазериндуцированного абразивного разрушения эмали зуба человека.

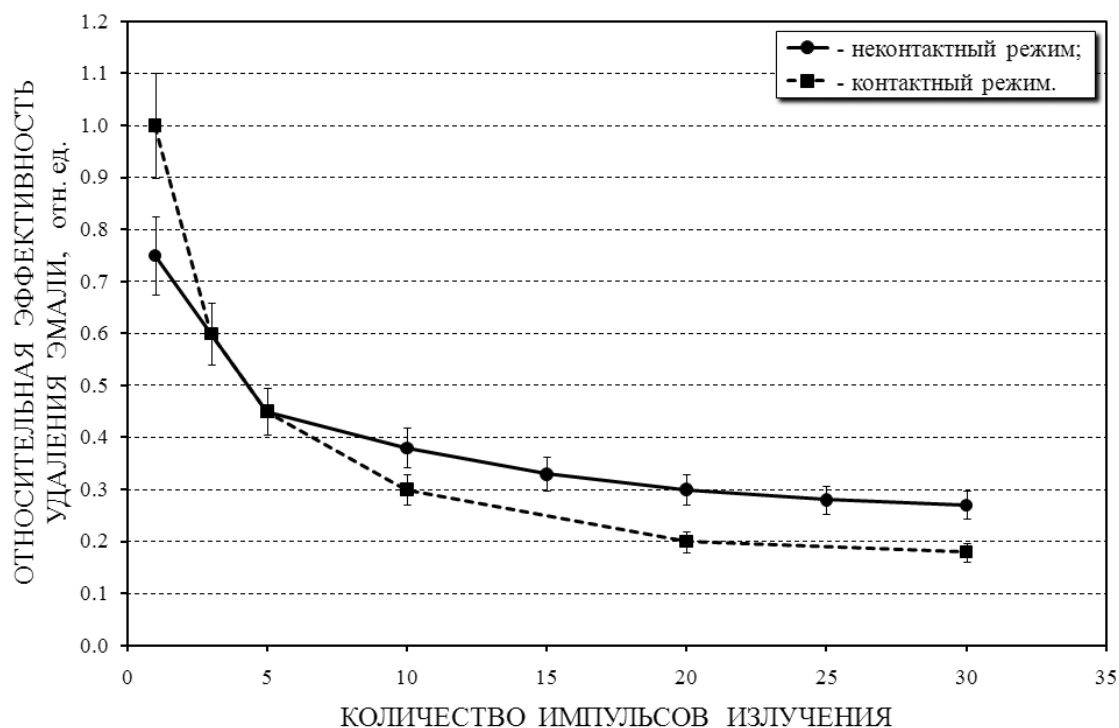


Рис. 4.2.7. Зависимость относительной эффективности удаления эмали зуба человека от числа одномоментно приложенных лазерных импульсов излучения YAG:Er лазера в контактном и неконтактном режимах обработки.

4.3. Эффект внешнего водяного охлаждения

Интенсивные исследования последних лет позволили выбрать эффективный лазерный источник для деструкции твёрдых тканей зуба человека — YAG:Er лазер. Высокая эффективность абляции эмали и дентина данным эрбиевым лазером в первую очередь объясняется значительным (до 1000 см^{-1}) коэффициентом поглощения излучения с длиной волны $\lambda=2.94 \text{ мкм}$ этими биотканями. Известно также, что данная длина волны соответствует максимуму полосы поглощения воды в ИК области спектра.

Основная особенность лазерной обработки зубных тканей связана с риском перегрева пульпы, что в общем случае приводит к её травме. Для снижения вероятности пульпарного перегрева используется водяное орошение. Подача воды может быть импульсной или непрерывной, в виде аэрозоля или струи. Целесообразность того или иного способа охлаждения диктуется условиями и параметрами лазерного воздействия.

Формируемая на поверхности твёрдой ткани зуба водяная плёнка имеет переменную по времени и в пространстве толщину. Это связано:

- во-первых, с изменчивостью рельефа биоткани;

– во–вторых, с тем фактом, что при соударении с поверхностью капли воды начинают случайным образом перегруппировываться.

В силу сложности измерения толщины водяной плёнки вопрос влияния её размера на эффективность лазерной абляции эмали и дентина оставался до недавнего времени открытым. В рамках же данного параграфа будут приведены результаты экспериментального исследования зависимости эффективности удаления эмали и дентина зуба человека излучением YAG:Er лазера от толщины водяной плёнки, образующейся на поверхности этих твёрдых тканей.

В качестве источника излучения использовался YAG:Er лазер, работающий в режиме свободной генерации. Длина волны излучения составляла величину 2.94 мкм. Длительность лазерного импульса (FWHM) была порядка 200 мкс, частота следования лазерных импульсов – 1 Гц, энергия лазерного импульса – порядка 200 мДж. Обработка проводилась в неконтактном режиме. Лазерное излучение фокусировалось на поверхность твёрдой зубной ткани линзой с фокусным расстоянием 50 мм. Облучение одной точки образца производилось последовательностью из десяти лазерных импульсов с плотностью энергии порядка 120 Дж/см². Эффективность лазерного удаления эмали (дентина) рассчитывалась как отношение величины удалённого объема к затраченной на этот процесс лазерной энергии.

Всего означенным выше способом было исследовано пятьдесят зубов человека (моляры и премоляры), удалённых по ортодонтическим показаниям. Сразу после экстрагирования зубы помещались в 0.9%–ый водный раствор хлорида натрия и вплоть до лазерной обработки хранились в нём не более двух недель при температуре +4°C в защищённом от света месте.

Для охлаждения поверхности зуба в процессе лазерной обработки использовалась непрерывная струя дистиллированной воды. Система орошения позволяла варьировать объёмный расход охлаждающей жидкости в диапазоне от 0.05 до 20.00 мл/мин.

Для оценки толщины водяной пленки применялся метод, основанный на измерении коэффициента поглощения излучения, прошедшего слой воды, образующийся на прозрачной подложке. В качестве последней была использована кварцевая плоскопараллельная пластинка в силу того, что коэффициенты трения скольжения для кварца и зубной эмали близки. Именно поэтому данный факт и позволил сделать предположение о тождественности толщин образующейся на поверхности обоих материалов водяной плёнки.

В экспериментальной схеме было использовано два светодиода: AlGaAs–Sb, излучающий на длине волны в максимуме полосы излучения 1.45 мкм, и GaAs с 0.85 мкм. Первый применялся в измерительном канале, а второй – в опорном. Полуширина полосы излучения данных полупроводниковых лазеров – 80 нм.

Как известно, $\lambda=1.45$ мкм близка к центру полосы поглощения второго обертона группы ОН воды, показатель поглощения которой $k_\lambda=6.1 \text{ см}^{-1}$. Для $\lambda=0.85$ мкм значение показателя поглощения оказывается равным 0.06 см^{-1} .

Для адекватного учёта геометрических факторов излучающие кристаллы монтировались на единой подложке с расстоянием между центрами порядка 150 мкм. Высокая угловая расходимость светодиодов компенсировалась специальным объективом и системой диафрагм, что позволило получить два практически коллинеарных световых пучка диаметром 2 мм с расходимостью около 5 мрад. Максимальная средняя мощность излучения на $\lambda=1.45$ мкм составила величину порядка 0.4 мВт, а на $\lambda=0.85$ мкм – порядка 0.8 мВт. Излучатели работали в режиме меандра поочередно, что позволило использовать в схеме измерений один фотоприёмник, в качестве которого был выбран фотодиод "ФД10–А". При этом токи питания излучателей подбирались таким образом, чтобы сигналы фотоприёмника от различных источников в отсутствии слоя воды оказывались равными друг другу. Частота следования световых импульсов равнялась 8 кГц.

Калибровка схемы осуществлялась путём определения отношения сигналов от измерительного и опорного светодиодов, излучение которых проходило слой воды, имеющей заданную толщину (для чего была использована кювета с расстоянием между стенками в 1.02 мм). В связи с малостью коэффициента поглощения воды в опорном канале на длине волны 0.85 мкм он принимался равным нулю. По результатам калибровки интегральный коэффициент поглощения в полосе излучения измерительного канала ($\lambda=1.45$ мкм) оказался равным $k_\lambda=4.6 \text{ см}^{-1}$.

В работе использовался цифровой осциллограф "С9–8" с выводом сигнала через плату GPIB на ЭВМ (IBM AT486).

Толщина слоя воды (h) определялась по формуле

$$h = \frac{1}{k_\lambda} \times \frac{\ln(I)}{\ln(I_0)} \times \cos \beta, \quad (4.3.1)$$

где I_0 – интенсивность сигнала в опорном канале; I – интенсивность сигнала в измерительном канале; β – угол падения излучения на слой воды ($\beta=30^\circ$). Полученные таким путём данные подвергались стандартной статистической обработке.

Результаты измерений толщины водяной плёнки, образующейся на орошаемой поверхности кварца при различных значениях объёмного расхода хладагента, приведены на рис. 4.3.1. Видно, что с увеличением расхода толщина плёнки возрастает. Насыщение же зависимости для данной системы орошения наступало при значениях расхода хладагента 10÷12 мл/мин.

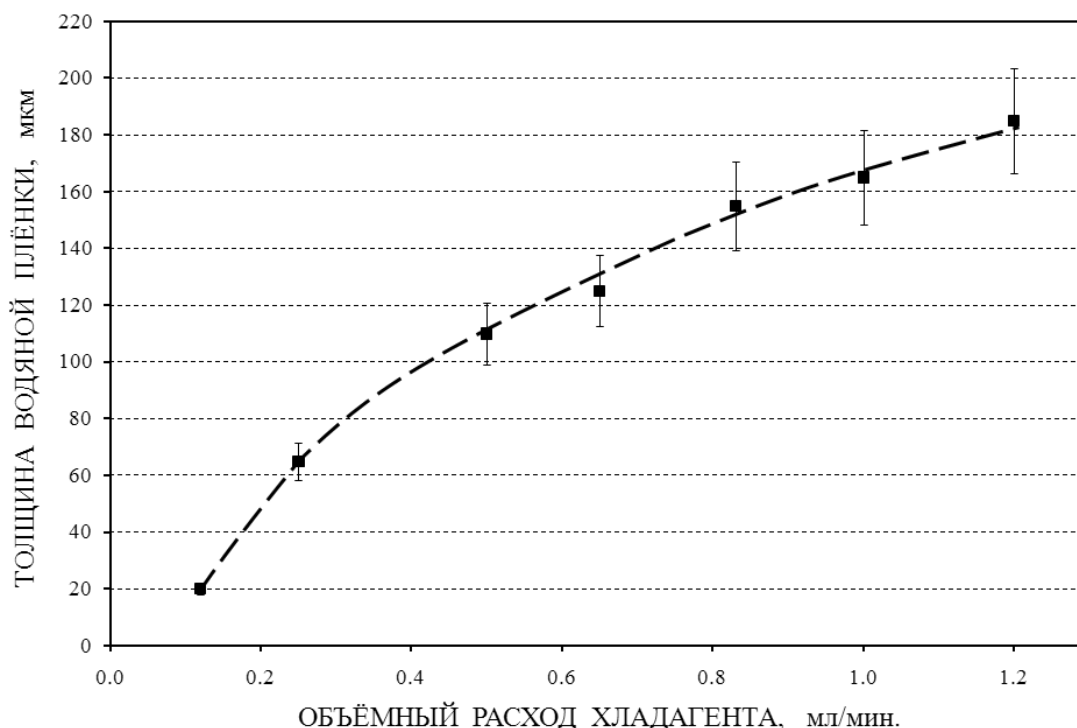


Рис. 4.3.1. Зависимость толщины водяной плёнки от объёмного расхода хладагента.

Характерная зависимость эффективности удаления твёрдых тканей зуба человека (эмаль, дентин) излучением YAG:Er лазера от расхода охлаждающей жидкости приведена на рис. 4.3.2. Видно, что при всех значениях расхода хладагента эффективность лазерного удаления дентина превышает эффективность удаления эмали примерно в два раза. Этот факт, по всей видимости, связан с различием в механических (прочность, вязкость и т.д.) и оптических (коэффициент поглощения, коэффициент отражения и т.д.) свойствах данных биотканей.

Обращает на себя также внимание наличие ярко выраженного максимума. Причём для эмали максимум наблюдался при значениях толщины водяной плёнки (h) порядка 50 мкм, которую можно в данном случае считать оптимальной ($h_{opt.}$), а для дентина – порядка 10 мкм. Эту особенность можно объяснить тем обстоятельством, что в условиях водяного орошения эффективность удаления твёрдой ткани излучением эрбиевого лазера определяется тремя взаимосвязанными процессами, а именно: поглощением излучения самой тканью, поглощением излучения слоем воды, преобразованием поглощённого водой (тканью) излучения в ударную волну.

При $h < h_{opt.}$ поведение эффективности определяется в первую очередь поглощением излучения самой тканью, при $h > h_{opt.}$ превалирует поглощение излучения плёнкой воды, а в случае же $h \approx h_{opt.}$ при поглощении плёнкой воды части фронта импульса излучения образуется парогазовый пузырь практически прозрачный для оставшейся части

лазерного излучения, которая и взаимодействует уже с интактной тканью. Сочетание светового и ударного факторов воздействия на биоткань приводит к локальному росту эффективности удаления эмали и дентина.

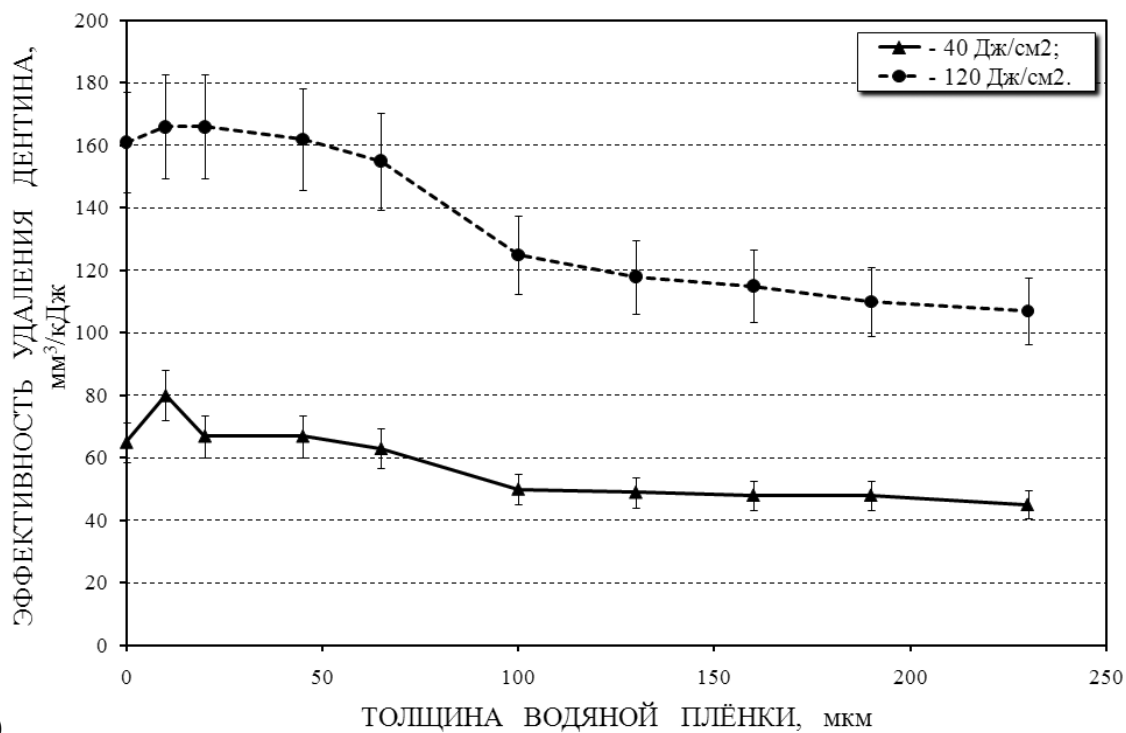
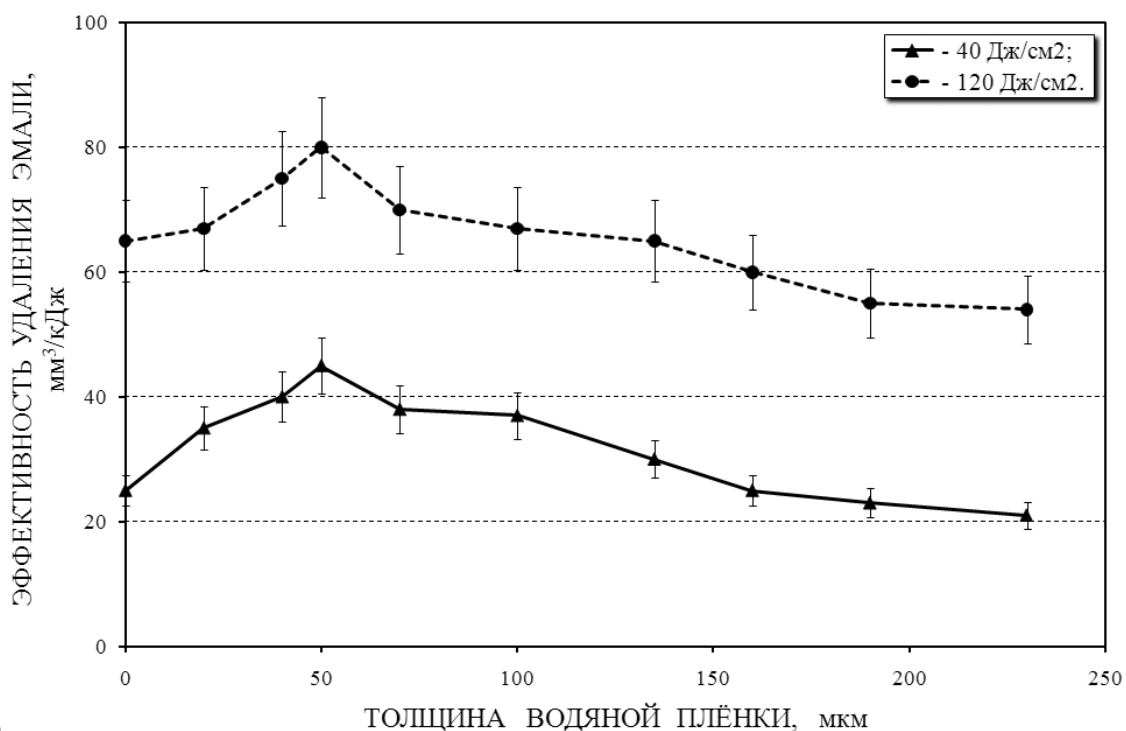


Рис. 4.3.2. Зависимость эффективности удаления эмали (а) и дентина (б) зуба человека излучением YAG: Er лазера от толщины водяной плёнки на поверхности зуба.

Глава 5. **МОДЕЛЬ ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ ТВЁРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА**

5.1. Оптические свойства твёрдых тканей зуба

Основные твёрдые ткани зуба – это эмаль и дентин. Эмаль занимает всю поверхность коронки зуба, распространяясь вплоть до анатомической шейки. Дентин же составляет основную массу коронки и корня зуба.

Эстетическая функция зуба характеризуется определёнными оптическими свойствами: оттенками, насыщенностью цвета, светлотой, блеском, опалесценцией (способность вещества вызывать внутреннее "переливание" света путём рассеяния лучей микроструктурами и мелкими частицами воды), а также прозрачностью эмали. Помимо индивидуального цвета интактным зубам присуще такое качество, как особый блеск эмали.

Зубы могут отличаться по цвету в зависимости от групповой принадлежности. Так, клыки обычно темнее (или желтее), чем резцы. При этом сохраняется одно из наиболее характерных качеств зубных дуг – симметричность (в данном случае – сходство по оптическим свойствам) зубов, расположенных справа и слева от сагиттальной плоскости. При этом наличествует разница в оттенках отдельных участков зуба. Так, пришеечная область бывает с желтизной, а режущий край является прозрачно–голубоватым.

Некоторые оптические характеристики твёрдых тканей зуба приведены в таблице 5.1.1. Эстетические свойства зуба, включающие цвет, блеск, опалесценцию, "живой" вид, проявляются благодаря оптическим законам. Ткани зуба способны отражать, пропускать, рассеивать свет, что и придаёт ему характерные визуальные черты.

Оптические характеристики зуба исследовались на односторонних или прозрачных шлифах эмали и дентина, интактных коронках. Изучение особенностей взаимодействия света с поверхностью шлифов эмали показало высокие отражающие способности этой ткани. Так, коэффициент диффузного отражения эмали колеблется от 20 до 42%, характеризуя высокую яркость и блеск образца (рис. 5.1.1). В спектре отражённого от поверхности эмали света содержатся лучи любой длины волны, т.е. все основные цвета. Следовательно, эмаль обладает способностью отражать весь спектр цвета.

Известно, что полное отражение света характерно для белой поверхности. Поэтому превалирующий оттенок эмали, отражающей лучи всех цветов, - это белый. Натуральные зубы иногда бывают белее самого светлого эталона в наборе композитных материалов. Эмаль "молодого" зуба имеет более высокие показатели диффузного отражения света по сравнению с минерализованной "зрелой" (см. рис. 5.1.1). Разница коэффициентов отражения минимальна в длинноволновой части спектра

и достигает 10% в области коротких волн, т.е. "молодая" эмаль отражает больше сине-голубых волн, чем "зрелая". Диффузное отражение света от поверхности эмали зубов в любой возрастной группе выше, чем у дентина. Особенности строения эмали придают ей способность рассеивать лучи. При этом способности тканей зависят от структуры: рассеяние света тем меньше, чем меньше размеры частиц. Рассеивание света поверхностью зависит также от направления светового потока. Матовость (т.е. снижение блеска) связана с рассеивающими способностями микрошероховатостей на поверхности эмали и внутренних микропор, заполненных водой, органическими и минеральными компонентами.

Таблица 5.1.1. Оптические свойства твёрдых тканей зуба [33–39].

Ткань	Длина волны, мкм	Коэфф. преломления, n	Коэфф. поглощения, см^{-1}	Коэфф. отражения, %	Глубина поглощения (1/e), мкм	Коэфф. рассеяния, см^{-1}	Фактор анизотропии
Эмаль (1 мм)	1.054	—	0.1	—	—	15	0.96
Эмаль (полированная)	9.3	—	18500	38	0.5	—	—
	9.6	—	31300	49	0.3	—	—
	10.3	—	6500	16	1.5	—	—
	10.6	—	5200	13	1.9	—	—
Эмаль	2.94	1.55	770	—	—	—	—
	9.3		5500		—	—	—
	9.6		8000		—	—	—
	10.3		1125		—	—	—
	10.6		825		—	—	—
Дентин (5 мм)	1.054	—	4	—	—	260	0.93
Дентин	2.94	—	2200	—	—	—	—
	6.8÷7.0		1800				
	9.3		5000				
	9.6		6500				
	10.3		1198±104				
	10.6		813±63				
Карбонат-гидроксил-апатит	—	1.52÷1.61	—	—	—	—	—
Гидроксил-апатит	—	1.647÷1.651	—	—	—	—	—

ПРИМЕЧАНИЕ: Обозначение "—" указывает на то, что информация не приводится.

Обладая способностью диффузного отражения и рассеяния света, эмаль также характеризуется свойством пропускать световые лучи. Это явление носит название *трансмиссии*. Проникая в эмаль и проходя сквозь кристалл, луч света замедляет скорость и расщепляется на два пучка, каждый из которых имеет свой угол преломления. Показатель преломления является одной из характеристик кристалла; в частности, для

апатита (основной структурной единицы эмали зуба) он составляет $1.63 \div 1.64$. Для сравнения: обычное стекло (полностью прозрачное) имеет коэффициент преломления, близкий к 1.5.

Свойство эмали частично пропускать, а частично рассеивать лучи света характеризует её светопропускание, которое зависит от состава и структуры ткани. Существенное влияние на данную характеристику оказывает толщина слоя ткани.

Коэффициент диффузного пропускания света, изученный на шлифах эмали толщиной 1 мм, колеблется в среднем от 5 до 16%, причём незрелая эмаль пропускает больше света, чем зрелая (рис. 5.1.2). Так, в зависимости от длины волны для эмали "молодого" зуба пропускание составляет $9 \div 23\%$, для минерализованного – $2 \div 9\%$.

В отличие от дентина и пульпы в интактной эмали пигменты отсутствуют, однако они могут влиять на цвет зуба, например, посредством изменения светопропускания. Так, истончение слоя эмали способствует просвечиванию дентина.

Оптические свойства эмали обусловлены её топографией и морфологическими особенностями. Рельеф и структура поверхности зуба также оказывают существенное влияние на эти свойства, отражая, пропуская либо рассеивая световые лучи.

Основные минеральные компоненты эмали (кальций и фосфор) содержатся в виде кристаллических апатитоподобных структур. Химический анализ показывает, что основными кристаллами зубной эмали являются гидроксилapatиты, свойства которых в значительной степени зависят от ОН-групп. Плотнупакованные кристаллы образуют эмалевые призмы диаметром $2 \div 10$ мкм, причём на срезе эмали отчётливо видно, что головка (тело) каждой предыдущей призмы вклинивается между отростками соседних (рис. 5.1.3).

Основные оптические свойства дентина также можно охарактеризовать показателями отражения, рассеяния и пропускания света. Дентин во всех возрастных группах имеет меньший коэффициент диффузного отражения, чем эмаль, что соответствует известному факту: вещества с более плотной упаковкой частиц отражают света больше, чем пористые. Коэффициент диффузного отражения "молодого" дентина составляет $20 \div 35\%$, причём для коротких длин волн этот показатель достигает $20 \div 22\%$, а для длинных (оранжево-красных) – $30 \div 36\%$. Таким образом, коэффициент отражения дентина в длинноволновой части спектра выше, чем коэффициент отражения в коротковолновой. В "зрелом" дентине эта разница ниже, чем в "молодом" (до 15%).

Благодаря свойству избирательного отражения (способности в бóльшей степени отражать волны определённой длины) дентин формирует цвет зуба. Поскольку в спектрах отражения дентином света присутствуют все длины волн, можно говорить о суммировании оттенков, т.е. о формировании вторичных и третичных цветов.

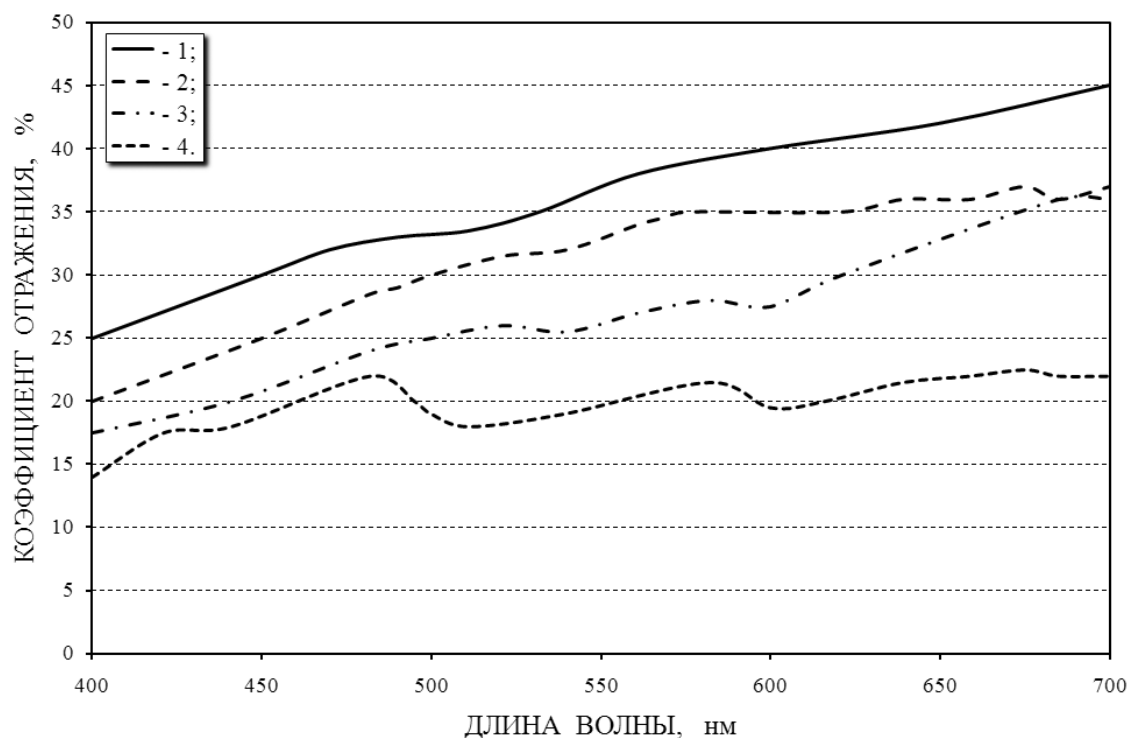


Рис. 5.1.1. Зависимость для коэффициента диффузного отражения света от поверхности эмали и дентина "молодых" и "зрелых" зубов: (1) – эмаль "молодого" зуба; (2) – дентин "молодого" зуба; (3) – эмаль "зрелого" зуба; (4) – дентин "зрелого" зуба.

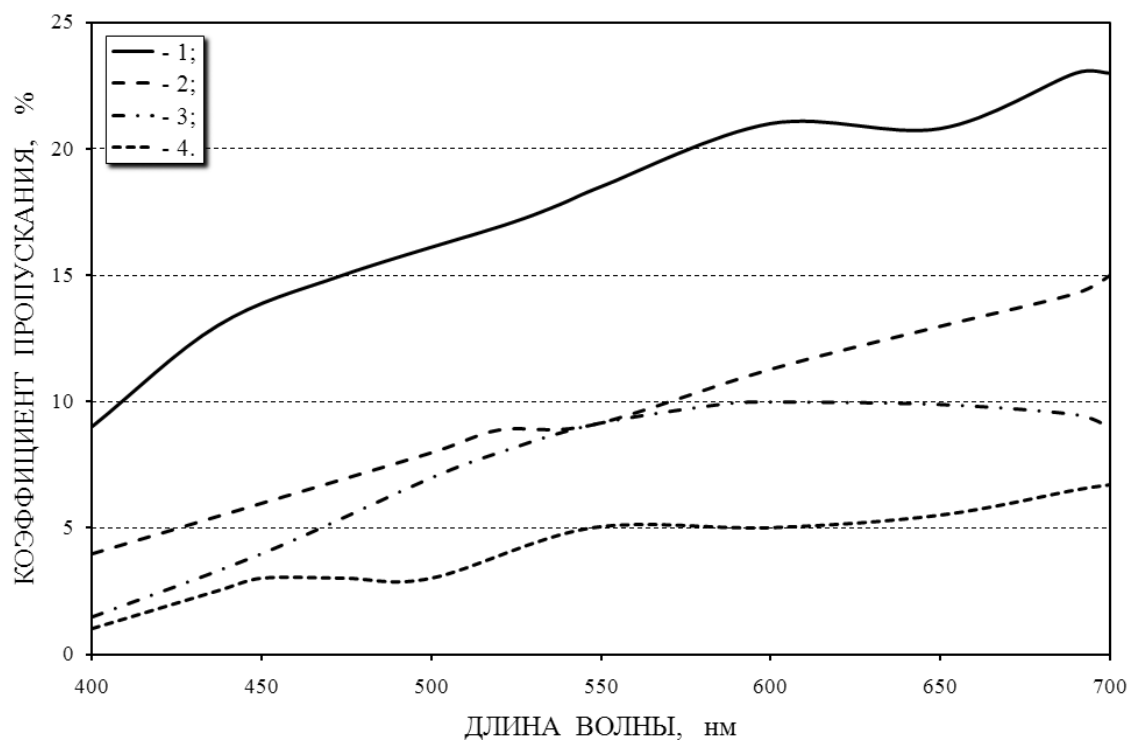


Рис. 5.1.2. Зависимость для коэффициента диффузного пропускания света эмалью и дентином "молодых" и "зрелых" зубов: (1) – эмаль "молодого" зуба; (2) – дентин "молодого" зуба; (3) – эмаль "зрелого" зуба; (4) – дентин "зрелого" зуба.

Способность избирательного отражения дентину придают пигменты, содержащиеся в основных структурах. Для сравнения: коэффициент диффузного отражения опаловых слоёв композита составляет в коротковолновой части спектра около 15% и около 20% в длинноволновой. Рассеивающие способности зубного дентина значительно выше, чем эмали.

Поверхность "молодого" дентина имеет показатель рассеяния выше, чем "зрелого". Снижение с возрастом способности рассеивать свет сближает параметры "молодой" эмали и "зрелого" дентина. Интенсивность потока рассеянного излучения при падении луча под углом 60° для эмалево-дентинного соединения составляет 0.85, для дентина – $0.70 \div 0.80$, для эмали – $0.20 \div 0.50$.

Коэффициент пропускания света дентином в любом возрасте всегда ниже, чем эмалью (см. также рис. 5.1.2). Сниженные характеристики светопропускания при прочих равных условиях зависят от структуры дентина. Существенное влияние на проводимость света оказывает толщина слоя изучаемой ткани. Таким образом, цвет дентина проявляется благодаря наличию пигментов, которые обладают способностью избирательного отражения лучей определённой длины волны. В результате визуально определяются цвета преимущественно жёлтых оттенков. Оpaqueность (непрозрачность) дентина зависит от рассеяния им света и низкого светопропускания, которые определяются неоднородностью структуры и состава.

Исследование шлифов дентина методами оптической и электронной микроскопии позволяет выделить две главные структурные единицы: основное вещество и дентинные трубочки (рис. 5.1.4а). Последние пронизывают всю толщину дентина от пульпы до эмали и занимают до 30% всей коронковой части (в периферических отделах 10% объёма дентина, а рядом с пульпой - 80%). Количество дентинных трубочек составляет соответственно 15000 и 75000 на 1 мм^2 площади. Диаметр дентинных трубочек достигает $2 \div 5 \text{ мкм}$, сужаясь по направлению от центра зуба (пульпо-дентинной границы) к эмалево-дентинному соединению.

Изучение структуры основного вещества в электронном микроскопе выявляет бóльшую плотность околотрубочкового дентина по сравнению с межтрубочковым во всех возрастных периодах (рис. 5.1.4б). Дентинные трубочки на поперечном шлифе имеют округлую или овальную форму. Края их могут быть гладкие или неровные (это является следствием процессов де- и реминерализации, в которых участвует околотрубочковый дентин).

Природа вещества, запечатывающего трубочки, может быть различна. В детских зубах, характеризующихся свободными широкими просветами дентинных трубочек, оно представлено аморфным субстратом преимущественно органической природы. В зрелых зубах содержимое

канальцев чаще минерального происхождения (внутритрубчатый дентин). Сравнительно высокое количество органических веществ и воды в дентине и выраженная неоднородность структуры объясняют низкое светопропускание и непрозрачность.

Наличие пигментов, обладающих свойством избирательного отражения лучей определённой длины волны, придаёт индивидуальные оттенки коронке зуба, особенно в пришеечной области, где слой эмали тоньше, а потому просвечиваются подлежащие ткани, в частности, непрозрачный дентин.

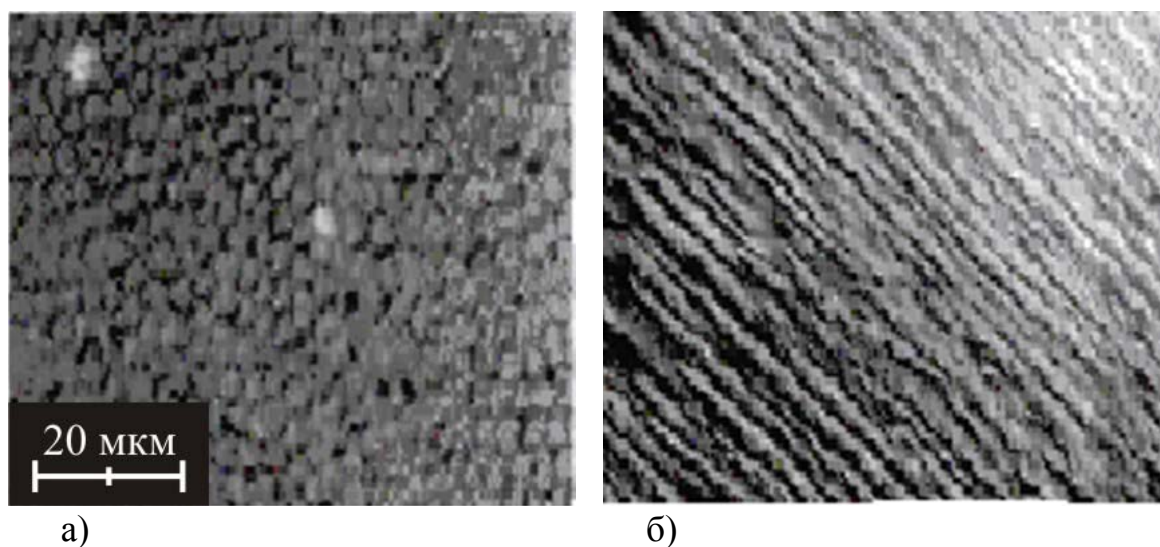


Рис. 5.1.3. Демонстрация шлифа эмали зуба, выполненного поперёк (а) и по ходу (б) ориентации эмалевых призм.

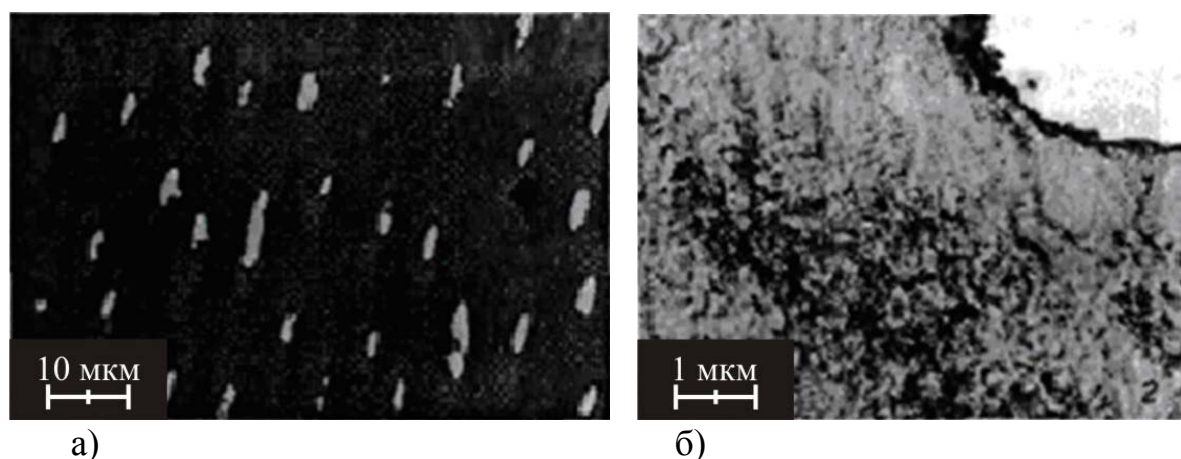


Рис. 5.1.4. Демонстрация шлифа дентина зуба: (а) – обнаруживаются просветы дентинных трубочек; (б) – околотрубчатый дентин более минерализован, чем межтрубчатый.

5.2. Описание модели лазерной абляции твёрдых тканей зуба

Как уже было отмечено выше, в настоящее время известны различные механизмы абляции биотканей при лазерной обработке. В рассматриваемой здесь модели будем считать, что при воздействии излучения YAG:Er лазера на твёрдые ткани зуба вполне вероятным является расширение воды, содержащейся в ткани в виде водяных кластеров, окружённых гидроксилapatитом. Расширение воды происходит вследствие её нагрева за счёт сильного поглощения на длине волны 2.94 мкм. Если время лазерного воздействия меньше времени, необходимого для формирования пузырьков в воде, то кипение последней не происходит. При этом вода может нагреваться до более высоких, чем +100°C температур. Коэффициент температурного расширения воды резко возрастает при нагревании и превышает тепловой коэффициент расширения апатита на порядок. В этом случае на границе водяного кластера и гидроксилapatита наблюдается повышение напряжения, которое при температуре $T=+130^{\circ}\text{C}$ достигает 1000 атм. Можно предположить, что при таком напряжении происходят водяные микровзрывы и ткань разрушается.

Порог абляции – это минимальная плотность энергии, при которой начинает происходить удаление материала. Порог абляции эмали имеет большее значение по сравнению с дентином, а порог абляции интактной ткани выше, чем у кариозной. Подобное различие объясняется разными коэффициентами поглощения этих тканей на длине волны YAG:Er лазера и отличиями в механической прочности биотканей. Из литературных источников известно, что для YAG:Er лазера при длительности импульса 0.2 мкс порог абляции влажного и высушенного дентина составляет соответственно 1.2 Дж/см² и 1.5 Дж/см². Величина же пороговой плотности энергии абляции для дентина для длительности импульса YAG:Er лазера порядка 100 мкс составляет величину 4 Дж/см². Кроме того, в литературе сообщается, что порог абляции в дентине для YAG:Er лазера в режиме модуляции добротности с длительностью импульса 190 нс равен 2.3 Дж/см².

Излучение с длиной волны 2.94 мкм достаточно эффективно поглощается интактными твёрдыми тканями зуба. Поэтому при расчёте ослабления YAG:Er лазерного излучения тканями зуба вклад рассеяния не учитывался. Таким образом, для описания ослабления излучения может быть использован закон Бугера:

$$I(z) = I_0 \exp(-\mu z), \quad (5.2.1)$$

где μ – коэффициент полного ослабления.

Распределение температуры в ткани описывается нестационарным уравнением теплопроводности:

$$\rho \cdot c \frac{\partial T(r, z, t)}{\partial t} = \nabla(\kappa \nabla T(r, z, t)) + Q(r, z), \quad (5.2.2)$$

где ρ – плотность вещества $\left[\frac{\kappa z}{m^3}\right]$; c – удельная теплоёмкость среды $\left[\frac{\text{Дж}}{\kappa z \cdot K}\right]$; t – время $[c]$; κ – теплопроводность $\left[\frac{Bm}{m \cdot K}\right]$; $Q(r, z) = \mu_a \cdot \varphi(r, z) \cdot \frac{W_0}{\tau_p}$ – объёмная плотность источников тепла в среде $\left[\frac{Bm}{m^3}\right]$; μ_a – коэффициент поглощения; $\varphi(r, z)$ – полная освещённость в точке (r, z) ; W_0 – плотность энергии излучения $\left[\frac{\text{Дж}}{m^2}\right]$; τ_p – длительность импульса $[c]$.

Плотность энергии излучения W_0 зависит от радиуса пятна R , а на радиус пятна влияет расхожимость излучения:

$$R(z) = R + z \tan(\theta), \quad (5.2.3)$$

где θ – половина угла расхожимости излучения.

Полная же освещённость в точке (r, z) рассчитывается следующим образом:

$$\varphi(r, z) = I(z)p(r), \quad (5.2.4)$$

где $p(r)$ – функция, определяющая распределение интенсивности по сечению пучка.

В случае Гауссова профиля интенсивности данная функция будет иметь вид $p(r) = \exp\left(-\frac{2r^2}{R^2}\right)$. Следовательно, оптическая часть расчёта описывается следующим выражением:

$$\varphi(r, z) = I_0 \exp(-\mu z) p(r). \quad (5.2.5)$$

Тогда объёмная плотность источников тепла в среде будет записана как

$$Q(r, z) = \mu_a \cdot I_0 \exp(-\mu z) p(r) \cdot \frac{W_0}{\tau_p}. \quad (5.2.6)$$

Произведём расчёты применительно к дентину зуба. Используемые в модели теплофизические параметры данной биоткани принимались равными: плотность 1.96 г/см^3 , удельная теплоёмкость $1.59 \text{ Дж/г}^\circ\text{С}$, теплопроводность $0.569 \text{ Вт/м}^\circ\text{С}$, коэффициент поглощения 2200 см^{-1} .

Распределение плотности энергии излучения внутри зуба может быть вычислено следующим образом:

$$W(r, z) = \varphi(r, z)W_0. \quad (5.2.7)$$

Существует понятие пороговой энергии абляции, при которой происходят необратимые изменения биоткани. Предполагаем, что зона удалённой ткани лежит в области $W(r, z) > W_{\text{пор}}$, где $W_{\text{пор}}$ – пороговое значение плотности энергии для осуществления абляции в среде.

При адиабатическом нагреве (ситуация, когда длительность импульса более чем в три раза меньше времени термической релаксации среды) можно воспользоваться литературными данными значения

пороговой энергии абляции и положить $W_{пор}$ равным значению порога абляции влажного дентина, т.е. 1.2 Дж/см^2 .

Время термической релаксации можно определить как время, за которое температура распространится на глубину, равную оптической глубине проникновения. Оптическая глубина проникновения – это глубина, на которой излучение ослабляется в "e" раз относительно своего первоначального значения. Из (5.2.1) получаем, что оптическая глубина проникновения равна $1/\mu$. Для интактного дентина оптическая глубина проникновения равна 4.5 мкм.

Таким образом, необходимо определить время, за которое температура распространится на глубину 4.5 мкм (т.е. на глубину, на которой при условии наличия поверхностного нагрева ткани температура спадает в "e" раз). Для дентина при помощи решения уравнения (5.2.2) получаем, что время термической релаксации при поверхностном нагреве ткани температурой $+1000^\circ\text{C}$ при диаметре воздействия $50 \div 120 \text{ мкм}$ составляет величину 69.78 мкс (рис. 5.2.1). Таким образом, можно считать, что при формировании одиночных кратеров, производимым посредством применения одиночного импульса с длительностью 1.4 мкс (что примерно в 50 раз меньше, чем время термической релаксации), происходит адиабатический нагрев ткани.

В первом приближении рассмотрим формирование кратера, учитывая только оптическое условие абляции $W(r, z) > W_{пор}$. Зависимость объёма удаляемой биоткани от плотности энергии лазерного излучения на поверхности ткани для случая равномерного распределения излучения приведена на рис. 5.2.2.

При значениях поверхностной плотности энергии меньше порогового удаления биоткани не происходит. Если же плотность энергии на поверхности биоткани превышает пороговое значение, то начинает происходить удаление биоткани, причём чем больше это превышение, тем более глубокий кратер может быть сформирован, и соответственно, больший объём ткани будет удалён.

Оценить максимально возможную глубину образующегося кратера можно в предположении, что излучение распространяется в воздухе. Тогда расстояние, на котором плотность мощности излучения по центру пучка ослабнет до величины $W_{пор}$, и будет искомая величина. Ограничением же для роста кратера станет только расходимость излучения.

$$W(r, z) = \frac{E_p}{\pi \cdot (R + z \tan(\theta))^2} \cdot \quad (5.2.8)$$

Таким образом, можно построить зависимости максимально возможной глубины образующегося кратера от энергии лазерного излучения E_p для различных значений исходного радиуса пятна (см. рис. 5.2.3; полный угол расходимости равен здесь 8.9°).

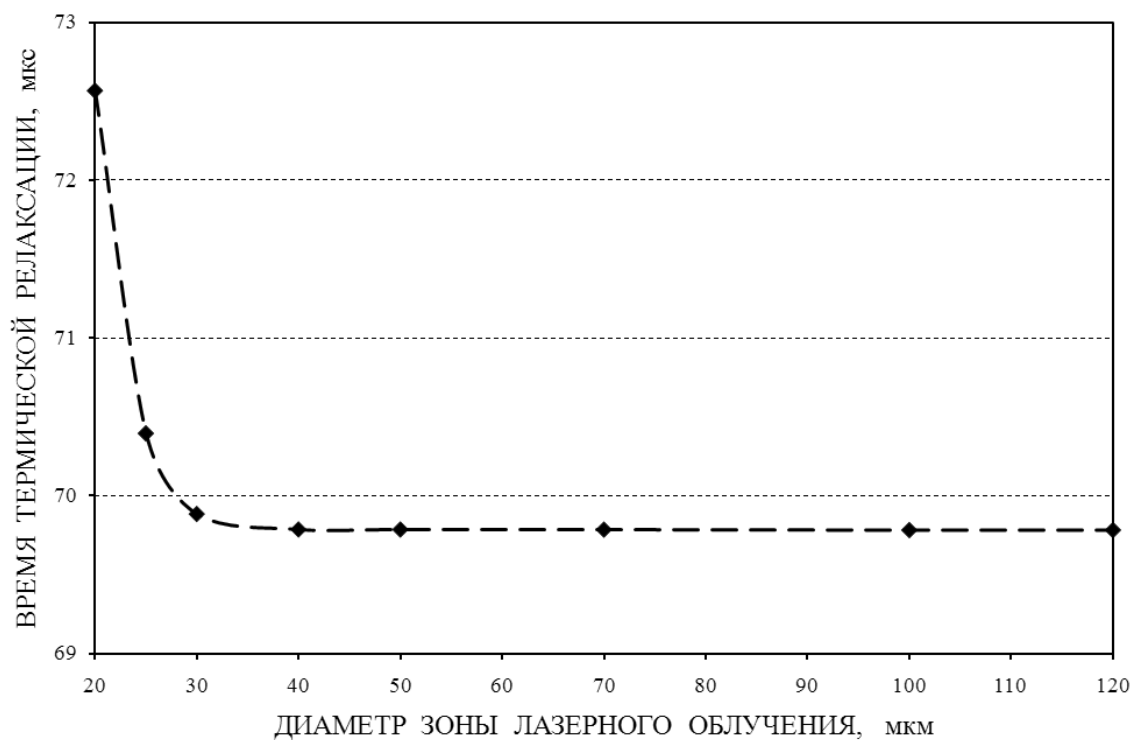


Рис. 5.2.1. Зависимость времени термической релаксации от диаметра зоны лазерного облучения (дентин).

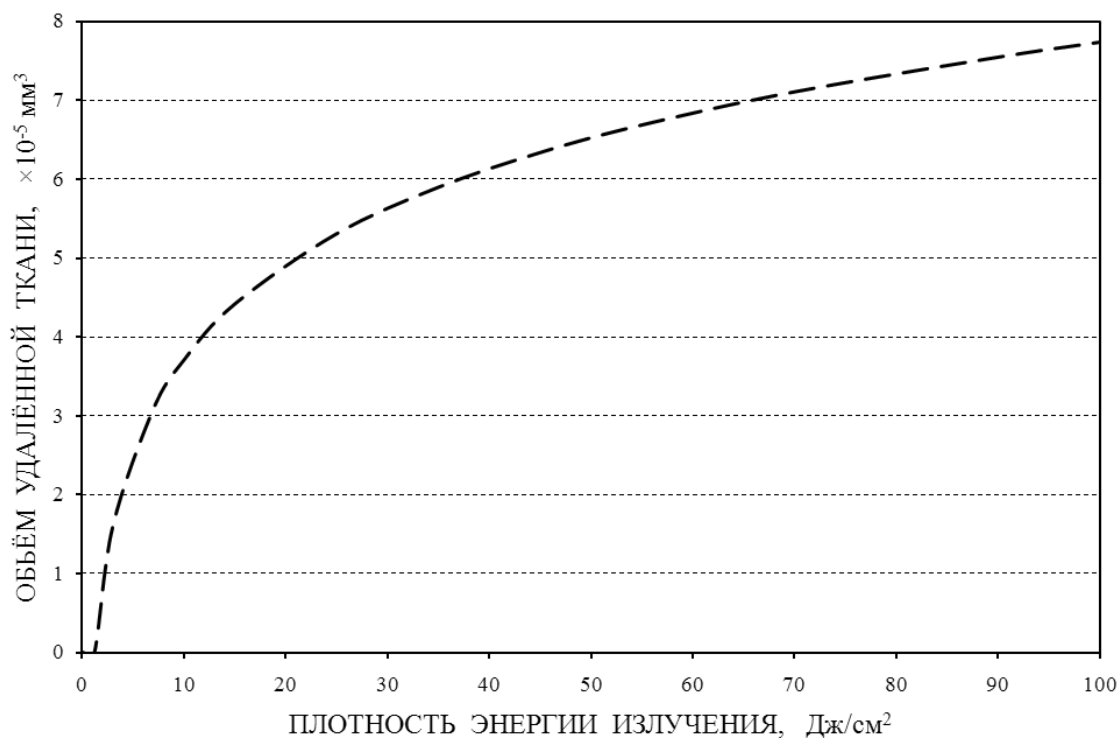


Рис. 5.2.2. Зависимость объёма биоткани, удаляемой за один импульс, от плотности энергии лазерного излучения на поверхности ткани для случая равномерного распределения излучения.

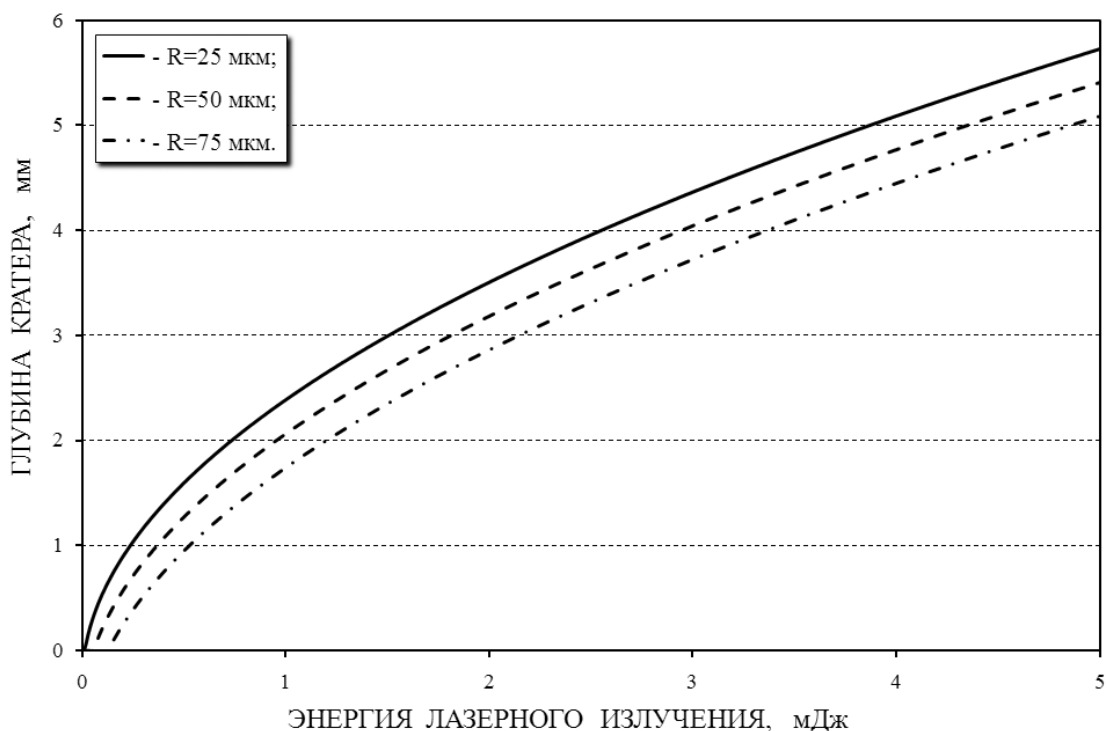


Рис. 5.2.3. Зависимость максимально возможной глубины образующегося в дентине кратера от энергии лазерного излучения для различных значений исходного радиуса пятна R .

Приведённые выше зависимости могут иметь место в том случае, если предположить, что вся энергия, которая поглощается тканью, полностью удаляется из формируемого излучением кратера вместе с продуктами разрушения. В реальности же это не так, а именно: часть энергии остаётся в тканях вокруг образующегося кратера, что приводит к их нагреву. Отмеченное происходит по следующим причинам: для реальной ситуации необходимо учитывать как оптическое ($W(r, z) > W_{\text{нор}}$), так и температурное ($T \geq +130^\circ\text{C}$) условия абляции ткани. Область, где эти два условия выполняются, будем называть *зоной удалённой ткани*, а её толщину обозначим как h_a .

Для первого импульса излучения глубина кратера h_{c1} равна h_{a1} . При этом, поскольку область, где $T \geq +130^\circ\text{C}$, больше, чем область, где $W(r, z) > W_{\text{нор}}$, то у границы зоны удалённой ткани возникает область (модифицированный слой), в которой $T \geq +130^\circ\text{C}$, но не выполняется условие $W(r, z) > W_{\text{нор}}$. В этой области давления, создаваемого нагретой лазерным излучением водой, достаточно для разрушения дентина, но не достаточно для его выноса. Кроме того, существует область, где $+100^\circ\text{C} \leq T \leq +130^\circ\text{C}$, в которой присутствует ткань, предполагаемо потерявшая воду в результате нагрева до $+100^\circ\text{C}$, но при этом неразрушенная.

В рамках данной модели будем предполагать, что обе эти области имеют одинаковые оптические и теплофизические характеристики и всю область, где $T \geq +100^\circ\text{C}$, но где не выполняется условие $W(r, z) > W_{\text{нор}}$, будем называть *сухим слоем*, а его толщину обозначим hd .

Необходимо отметить, что для высушивания ткани, нагретой до температуры выше $+100^\circ\text{C}$, необходимо некоторое время t_d , которое определяется коэффициентом поглощения света тканью и коэффициентом диффузии воды (пара) через пористые структуры D_w : $t_d = 1/(\mu_a^2 D_w)$.

Для коэффициента поглощения лазерного излучения дентином 2200 см^{-1} и коэффициента диффузии воды (пара) через пористые структуры $0.001 \text{ см}^2/\text{с}$ это время составляет 206.6 мкс. Таким образом, в случае формирования одиночных кратеров, для которых в эксперименте используется одиночный импульс с длительностью 1.4 мкс, испарение воды за время лазерного импульса произойти не успеет. Однако если частота следования лазерных импульсов равна 1 Гц (т.е. период следования импульсов равен 1 с, что превышает значение t_d), то до начала следующего импульса вода успеет испариться. Поэтому сухой слой будет представлять собой область, где $T \geq +100^\circ\text{C}$ и $W(r, z) > W_{\text{нор}}$. Если же период следования импульсов равен или меньше 206.6 мкс (т.е. частота следования импульсов больше 4.84 кГц), то вода не успеет испариться и размер сухого слоя изменится.

Вполне вероятно также, что в сухом слое за счёт его обезвоживания будет наблюдаться снижение коэффициента поглощения на длине волны 2.94 мкм. Можно предположить, что коэффициент поглощения сухого слоя μ_{aDry} соответствует коэффициенту поглощения минеральных компонентов дентина – гидроксилapatита, который для длины волны 2.94 мкм равен 648 см^{-1} . Одновременно будем считать, что сухой слой в силу сформировавшейся при микровзрывах водных кластеров пористой структуры является достаточно сильным рассеивателем и за счёт этого дополнительно ослабляет излучение.

Коэффициент рассеяния дентиновых трубочек равен 1400 см^{-1} , а коллагеновых волокон – 190 см^{-1} . Поэтому можно предположить, что суммарный коэффициент рассеяния сухого слоя μ_{sDry} для дентина равен 1590 см^{-1} . Таким образом, суммарный коэффициент ослабления сухого слоя $\mu_{Dry} = \mu_{aDry} + \mu_{sDry} = 2238 \text{ см}^{-1}$, что превышает коэффициент ослабления интактного дентина, равный его коэффициенту поглощения, 2200 см^{-1} .

Важным вопросом является направление рассеяния излучения сухим слоем. К сожалению, в литературе отсутствует информация по данному вопросу. Можно предположить, что рассеяние происходит равномерно во все стороны и в результате волновой фронт из гауссова на входе в сухой слой преобразуется в сферический на его выходе. На рис. 5.2.4 показаны расчётные формы кратеров, полученные при воздействии пятью импульсами, рассчитанные в предположении, что рассеяние в сухом слое

не изменяет волновой фронт (см. рис. 5.2.4а), и в предположении, что рассеяние в сухом слое изменяет волновой фронт на сферический (см. рис. 5.2.4б).

Визуальное сравнение расчётных форм кратеров с формами, получаемыми в экспериментах, показывает, что кратер, рассчитываемый в предположении, что волновой фронт при рассеянии в сухом слое преобразуется в сферический, наиболее близок по форме к экспериментальному. Поэтому далее целесообразным будет считать, что рассеяние в сухом слое происходит равномерно во все стороны и волновой фронт приобретает сферическую форму.

Ещё одним важным вопросом является объяснение особенностей получаемой формы кратера. Сравнивая формы кратеров, полученные с учётом сухого слоя (рис. 5.2.4а, б), и форму кратера, полученную при подаче воды между импульсами (рис. 5.2.4в), в результате чего сухой слой, образовавшийся после предыдущего импульса, исчезает, можно сделать вывод, что именно наличие сухого слоя оказывает влияние на столь необычную форму кратера.

Рассмотрим подробнее процесс формирования формы кратера на примере двух импульсов. Расчёты производились для режима формирования одиночных кратеров в дентине под действием одиночных пиков лазерного излучения для следующих параметров лазера: $E_p = 1.7$ мДж, $t_p = 1.4$ мс, $R = 35$ мкм и $\nu = 1$ Гц. Будем рассматривать воздействие излучением с гауссовым профилем распределения интенсивности в пятне, считая для простоты, что после прохождения сухого слоя распределение остаётся гауссовым. Расходимость излучения в данном примере составляла 2.9° . Для начала рассмотрим формирование кратера без учёта сухого слоя. Результаты расчёта после первого и второго импульсов представлены на рис. 5.2.5. Белой линией здесь показана граница зоны, где выполняются оба условия абляции, а именно: $W(r, z) > W_{\text{пор}}$ и $T \geq +130^\circ\text{C}$. Т.е. область, лежащая выше белой линии, является зоной удалённой ткани. В чёрный цвет окрашена область, в которой происходит процесс абляции. Серым цветом показан сухой слой.

Область на рис. 5.2.5б, расположенная выше чёрной и не имеющая сетки, является кратером, образовавшимся после первого импульса. Здесь предполагаем, что сухой слой не оказывает влияния на удаление ткани, т.е. считаем, что все его характеристики идентичны интактной ткани. Это возможно, например, в случае подачи воды между импульсами (здесь сухой слой, образовавшийся после предыдущего импульса, пропитывается водой и становится идентичным интактной ткани). Таким образом, при воздействии вторым импульсом вся ткань, расположенная выше границы зоны, где выполняются оба условия абляции, может быть удалена. В результате получаем кратер с границей, по форме напоминающей параболу (см. рис. 5.2.6а).

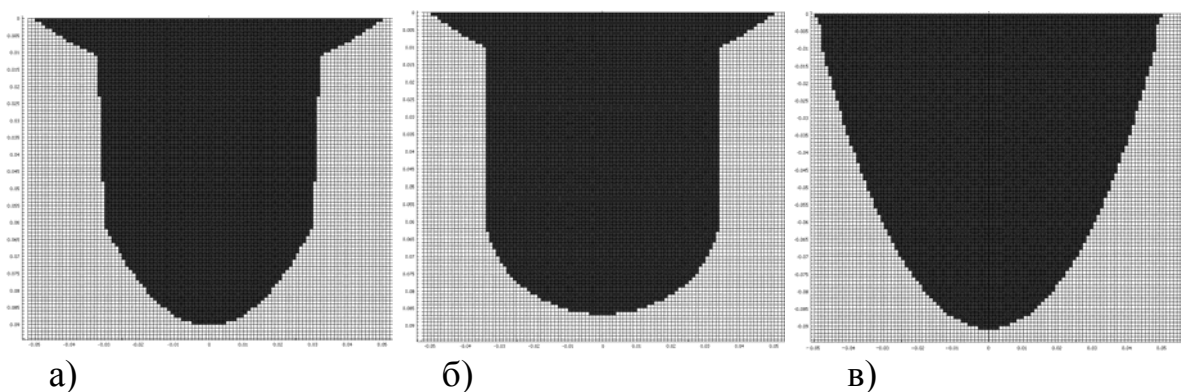


Рис. 5.2.4. Расчётный вид кратеров в dentине после воздействия пятью импульсами с $E_p=1.7$ мДж, $t_p=1.4$ мс, $R=35$ мкм и $\nu=1$ Гц: (а) – волновой фронт при рассеянии в сухом слое остаётся гауссовым; (б) – волновой фронт при рассеянии в сухом слое преобразуется в сферический; (в) – между импульсами подаётся вода.

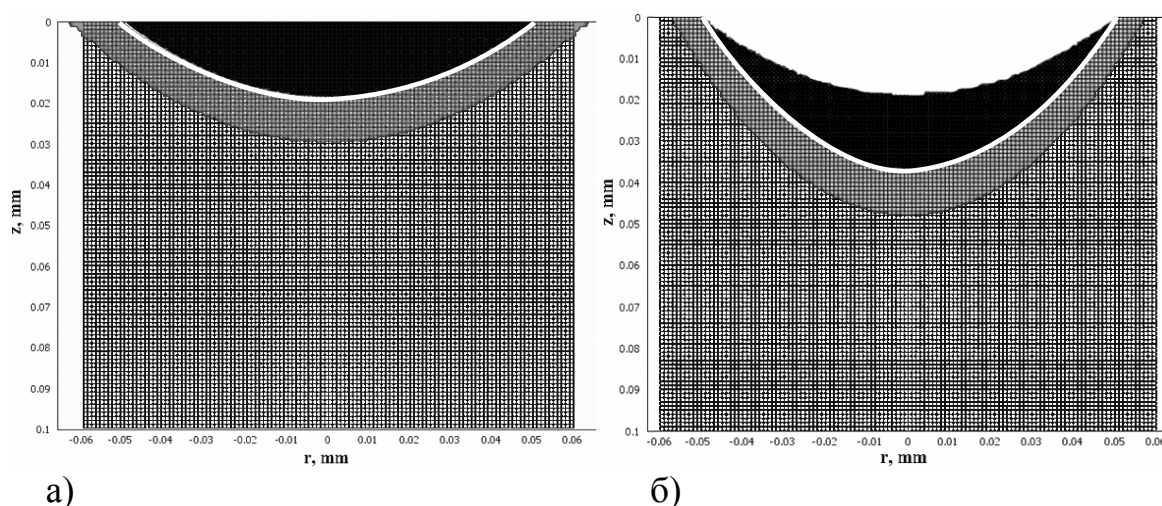


Рис. 5.2.5. Результаты расчётов после первого (а) и второго (б) импульсов (без учёта сухого слоя).

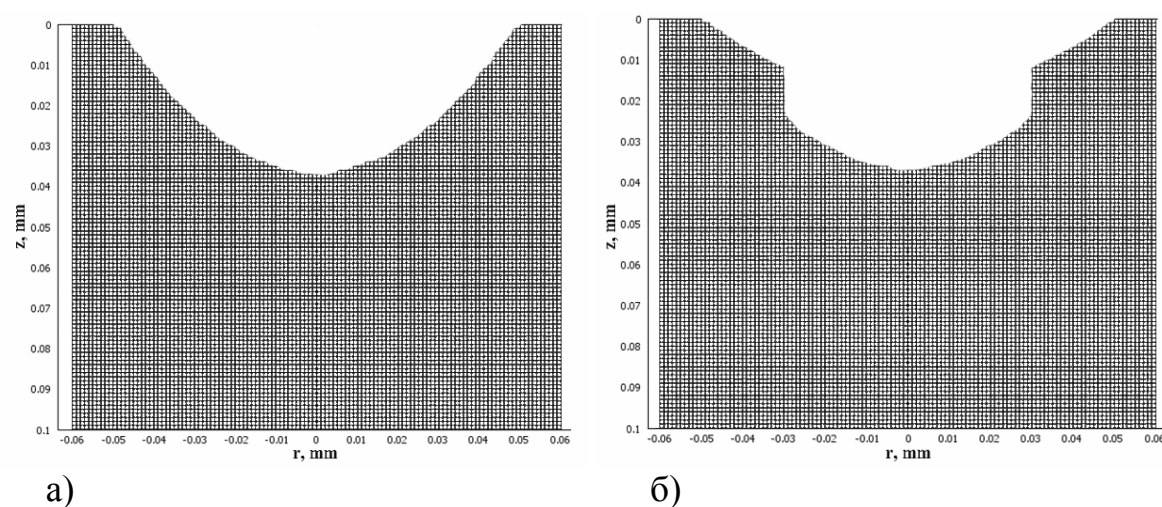


Рис. 5.2.6. Форма кратера после второго импульса, рассчитанная для условий без учёта (а) и с учётом (б) сухого слоя.

Если же предположить, что вода между импульсами не подаётся и слой оказывает влияние на формирование кратера, то складывается несколько иная картина (рис. 5.2.7).

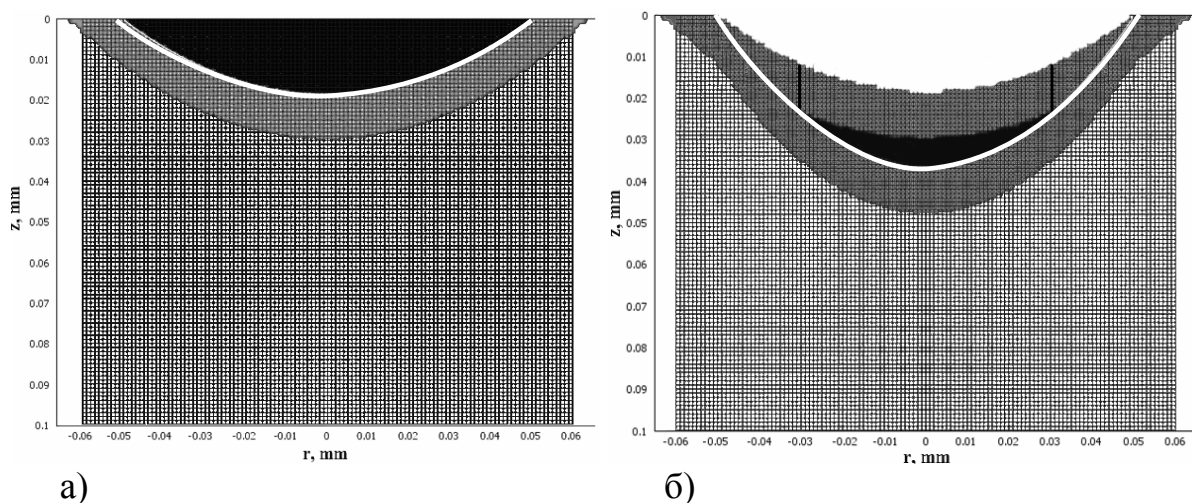


Рис. 5.2.7. Результаты расчётов после первого (а) и второго (б) импульсов (с учётом сухого слоя).

Так, для случая первого импульса конфигурации зоны удалённой ткани, сухого слоя и области, где происходит абляция (рис. 5.2.7а) идентичны конфигурациям для ситуации, описанной выше (см. рис. 5.2.5а). Наличие или отсутствие сухого слоя не может повлиять на результат обработки первым импульсом, поскольку образования сухого слоя происходит лишь по окончании его действия на биоткань. Здесь считаем, что в зоне, окрашенной серым цветом, вода отсутствует, поэтому при воздействии вторым импульсом в этой области ткань самостоятельно не может быть удалена. Абляция при втором импульсе происходит только в интактном дентине, расположенном ниже сухого слоя. На рис. 5.2.7б область, где может происходить абляция, показана чёрным цветом – это часть зоны, лежащей над границей, где выполняются оба условия абляции, в которой осталась интактная ткань от предыдущего импульса. Удаление сухого слоя происходит одновременно с удалением расположенного ниже него интактного дентина.

Предположим, что давления паров, возникающего при микровзрывах в интактном дентине, достаточно для выноса расположенного над ним модифицированного (сухого) слоя, оставшегося от предыдущего лазерного импульса. Поэтому здесь при воздействии вторым импульсом будет происходить удаление области, окрашенной в чёрный цвет (зоны, где происходит процесс абляции), и части сухого слоя от предыдущего импульса, находящейся ровно над этой зоной удалённой ткани.

На рис. 5.2.7б чёрными линиями ограничена область сухого слоя, лежащая над зоной удалённой ткани, которая также будет удалена при воздействии вторым импульсом. В результате получаем кратер, форма которого представлена на рис. 5.2.6б. Таким образом, видно, что сухой

слой оказывает весьма сильное влияние на форму образующегося кратера, а именно: его наличие уменьшает диаметр кратера уже на втором импульсе и приводит к ограничению диаметра падающего излучения. В результате формируется кратер, имеющий форму близкую к цилиндру (рис. 5.2.4а, б).

Образование сухого слоя препятствует дальнейшему удалению ткани, поскольку если этот слой будет слишком большой, то излучение из-за ослабления не дойдёт до располагающейся под ним интактной ткани, и процесс удаления прекратится.

Одним из способов, позволяющих исключить влияние сухого слоя, является подача в зону обработки воды. Однако, как уже было показано, подача воды приводит к изменению формы кратера, а также к его утолщению, что является нежелательным при необходимости получения протяжённых отверстий малого диаметра.

При подаче воды сухой слой пропитается водой и по своим характеристикам становится идентичным интактной ткани. Если объём подаваемой воды составляет 2 мкл, то простой расчёт показывает, что она может заполнить цилиндр радиусом 50 мкм и глубиной 25.5 см. Это даёт основание предполагать, что даже при больших длительностях импульса образуемый сухой слой будет весь пропитан водой. В результате сухой слой исчезнет, а размер кратера на последующих импульсах будет зависеть только от размера зоны удалённой ткани.

Другим способом уменьшения влияния сухого слоя на динамику образования отверстий в твёрдых тканях является оптимизация длительности лазерного импульса. Если при одинаковой энергии излучения увеличивать длительность импульса, то за счёт теплопроводности будет происходить и увеличение толщины сухого слоя.

Рассмотрим сначала влияние на величины глубины кратера h_c и толщины сухого слоя h_d длительности одиночного импульса при условии сохранения энергии импульса (см. рис. 5.2.8а). Видно, что в этом случае:

- глубина кратера не зависит от длительности импульса, т.к. она определяется условием превышения плотности энергии над пороговым значением;
- для малых значений длительности импульса толщина сухого слоя почти в два раза меньше, чем глубина образующегося кратера. Вследствие этого можно предполагать, что при воздействии следующим импульсом излучение сможет проникнуть ниже сухого слоя и вызвать удаление ткани. Т.е. кратер при малых значениях длительности импульса будет возрастать от импульса к импульсу;
- с увеличением длительности импульса толщина сухого слоя растёт достаточно равномерно. Так, при длительности импульса около 400 мкс толщина сухого слоя h_d становится равной глубине кратера h_c , которая для одиночного импульса равна толщине зоны удалённой ткани h_a . Это означает, что при воздействии вторым импульсом удаление ткани может не произойти, поскольку излучение проникнет в ткань на глубину

приблизительно равную толщине сухого слоя, тогда как для удаления ткани необходимо, чтобы излучение проникало более глубоко. Дальнейшее увеличение длительности импульса приводит к ещё большему возрастанию толщины сухого слоя hd .

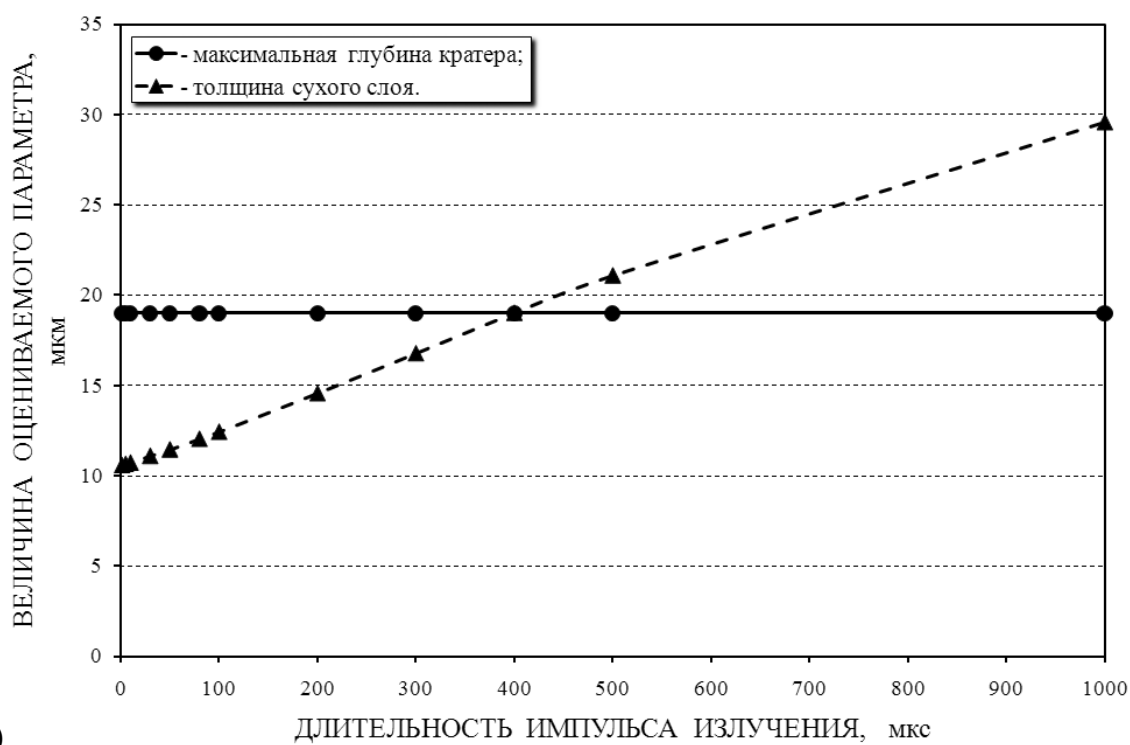
Анализ одиночного лазерного импульса даёт возможность понять, как ведут себя глубина кратера hc и толщина сухого слоя hd относительно друг друга при увеличении длительности импульса обработки. Можно также предположить, будет ли происходить увеличение hc при последующей обработке для данной длительности импульса. Однако полную картину, описывающую ход дальнейшей обработки (например, будет ли происходить увеличение глубины кратера на последующих импульсах или нет), можно получить, только проанализировав аналогичные зависимости, полученные после обработки несколькими импульсами. Так, на рис. 5.2.8б представлен результат оценки влияния на максимальную глубину кратера hc и толщину сухого слоя hd длительности импульса после обработки биоткани пятью импульсами. Видно, что в этом случае:

- для малых значений длительности импульса толщина сухого слоя значительно меньше, чем глубина кратера. Причиной подобного стало то обстоятельство, что если hc увеличивалась в течение всех пяти импульсов, то hd сначала удалялся на каждом импульсе, а затем образовывался заново;
- при увеличении длительности импульса hc резко падает за счёт того, что при больших значениях длительности импульса удаление ткани прекращается сразу после первого импульса (в результате глубина кратера после пяти импульсов равна глубине кратера после одного импульса). Однако на рис. 5.2.8б видно, что это происходит при длительности импульса порядка 300 мкс, а не при 400 мкс, как следует из зависимости на рис. 5.2.8а.

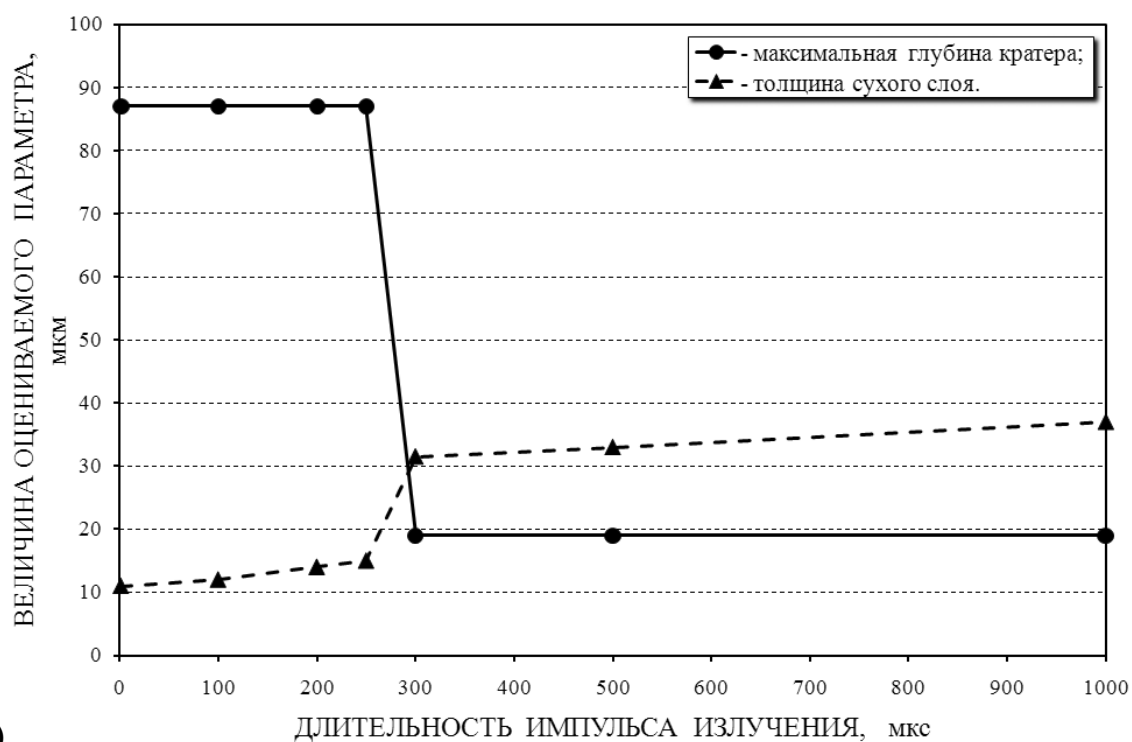
Отмеченное в последнем пункте обстоятельство может быть связано:

- с влиянием расходимости излучения;
- с тем, что суммарный коэффициент ослабления сухого слоя, равный $\mu_{aDry} + \mu_{sDry} = 2238 \text{ см}^{-1}$, немного больше, чем интактной ткани ($\mu_a = 2200 \text{ см}^{-1}$).

Вследствие этих двух эффектов образование кратера на втором импульсе не происходит, даже если толщина сухого слоя от первого импульса немного меньше, чем hc . Когда образование кратера прекращается, а воздействие лазерными импульсами на зону обработки по-прежнему продолжается, то в окружающих место воздействия тканях происходит увеличение температуры. Подобное влечёт за собой возрастание толщины сухого слоя приблизительно в 2 раза.



а)



б)

Рис. 5.2.8. Зависимости для максимальной глубины кратера и для толщины сухого слоя от длительности импульса для случаев одноимпульсной (а) и пятиимпульсной (б) обработок.

Однако сухой слой не будет расти постоянно с увеличением числа импульсов. Его толщина заметно увеличивается на следующем импульсе после того, как кратер перестаёт расти за счёт суммирования толщины сухого слоя, образовавшегося на предыдущем импульсе, который уже не удаляется, и толщины сухого слоя, образовавшегося на данном импульсе (рис. 5.2.9).

Затем же происходит стабилизация размера сухого слоя за счёт охлаждения между импульсами, которое препятствует увеличению температуры в области обработки.

Минимально возможный размер сухого слоя – это 11 мкм. Его образование наблюдается при длительностях импульса порядка 50 мкс (и меньше; см. рис. 5.2.10).

Таким образом, проведённый выше анализ показал, что при малых длительностях импульса (менее 50 мкс) можно минимизировать влияние сухого слоя и проводить обработку дентина без использования внешнего водяного орошения, результатом которой будет отверстие с высоким аспектным соотношением, ограниченным расходимостью лазерного излучения и минимально возможной толщиной сухого слоя.

Если же подавать в зону обработки воду постоянно в промежутках между импульсами, то на рост глубины кратера будет влиять только расходимость излучения, поскольку сухого слоя уже не будет. Однако аспектное соотношение может быть здесь уменьшено за счёт роста диаметра формируемого отверстия.

Приведём далее результаты расчётов, выполненных на основе вышеописанной модели. Расчёты производились для режима формирования одиночных кратеров в эмали и дентине под действием шестидесяти одиночных пиков лазерного излучения для следующих параметров лазера: $E_p = 1.7$ мДж, $t_p = 1.4$ мкс, $R = 35$ мкм, частота следования пиков 1 Гц. Будем рассматривать воздействие излучения, имеющего гауссовый профиль распределения интенсивности в пятне, считая при этом, что после прохождения сухого слоя распределение из гауссова преобразуется в сферическое. Расходимость излучения в данном примере также учитывалась и составляла 2.9° . Получено, что после 23 импульсов глубина кратера будет равна приблизительно 380 мкм, а после 60 – около 900 мкм (рис. 5.2.11).

Необходимо также отметить, что вследствие малой частоты следования импульсов практически не происходит "накапливания" тепла в зоне обработки (за время паузы между импульсами температура ткани в зоне обработки опускается практически до первоначального значения).

Глубина формируемого кратера может зависеть от расходимости лазерного излучения на входе в биоткань. Так, на рис. 5.2.12 представлен вид подобной зависимости.

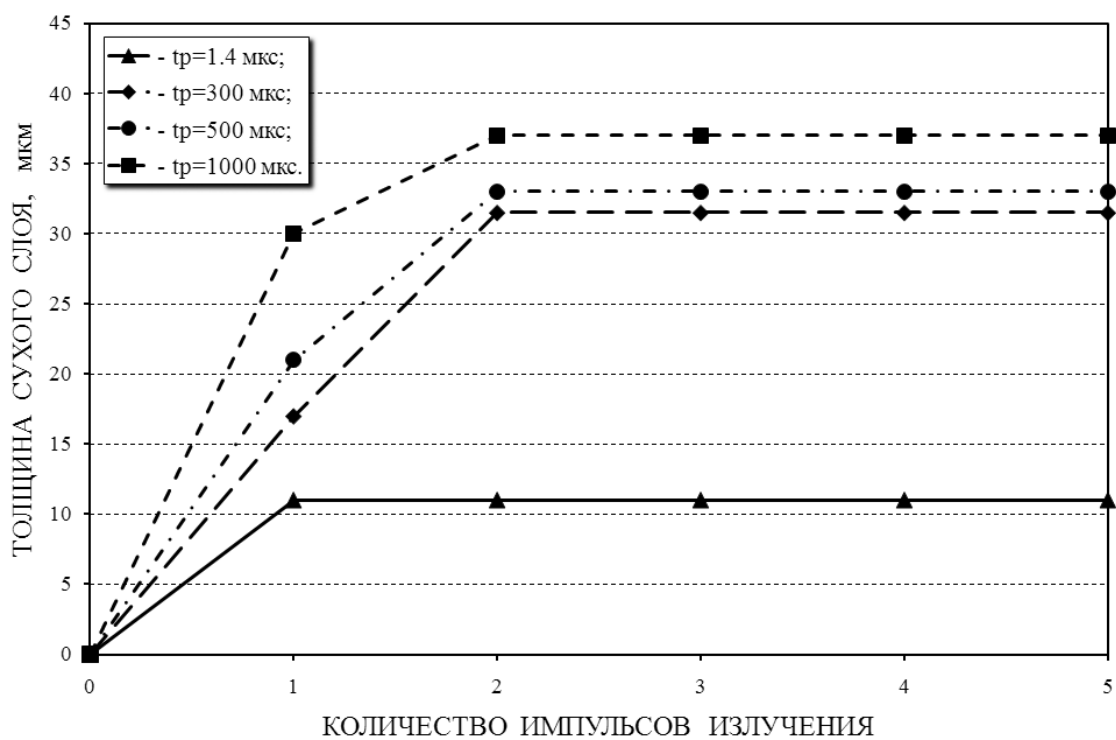


Рис. 5.2.9. Зависимость толщины сухого слоя от количества импульсов излучения N_p для различных значений длительности импульса (t_p).

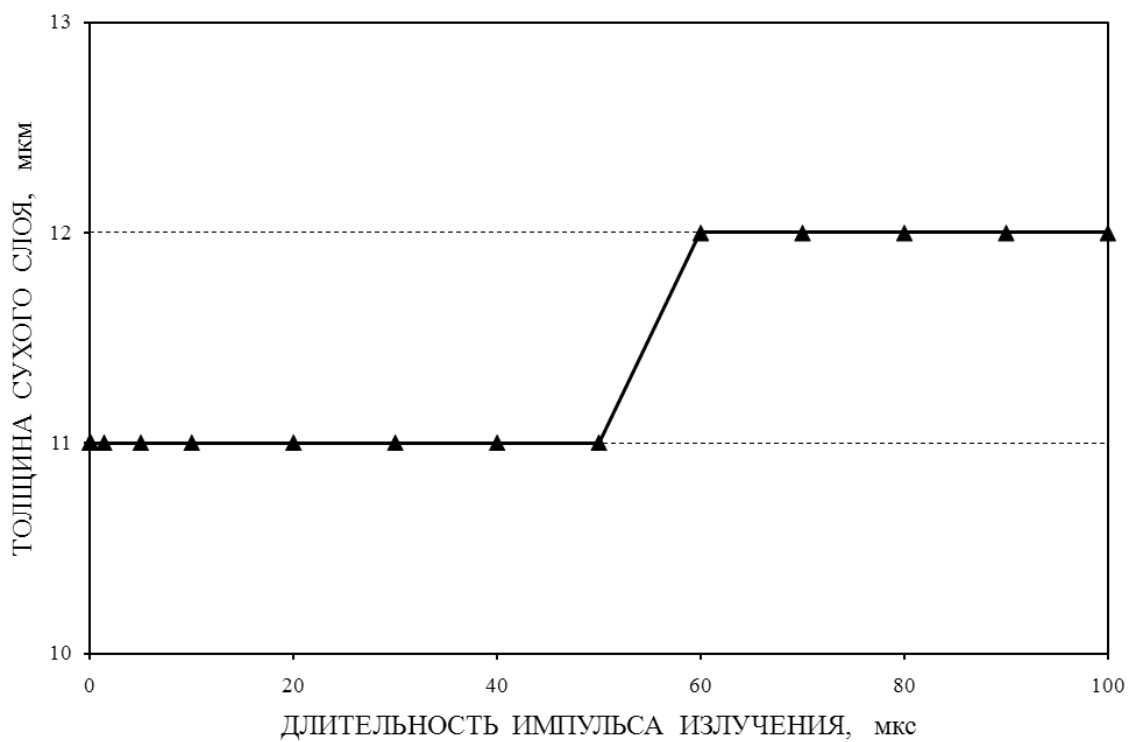


Рис. 5.2.10. Зависимость толщины сухого слоя от длительности импульса излучения (для ситуации с $N_p=1$).

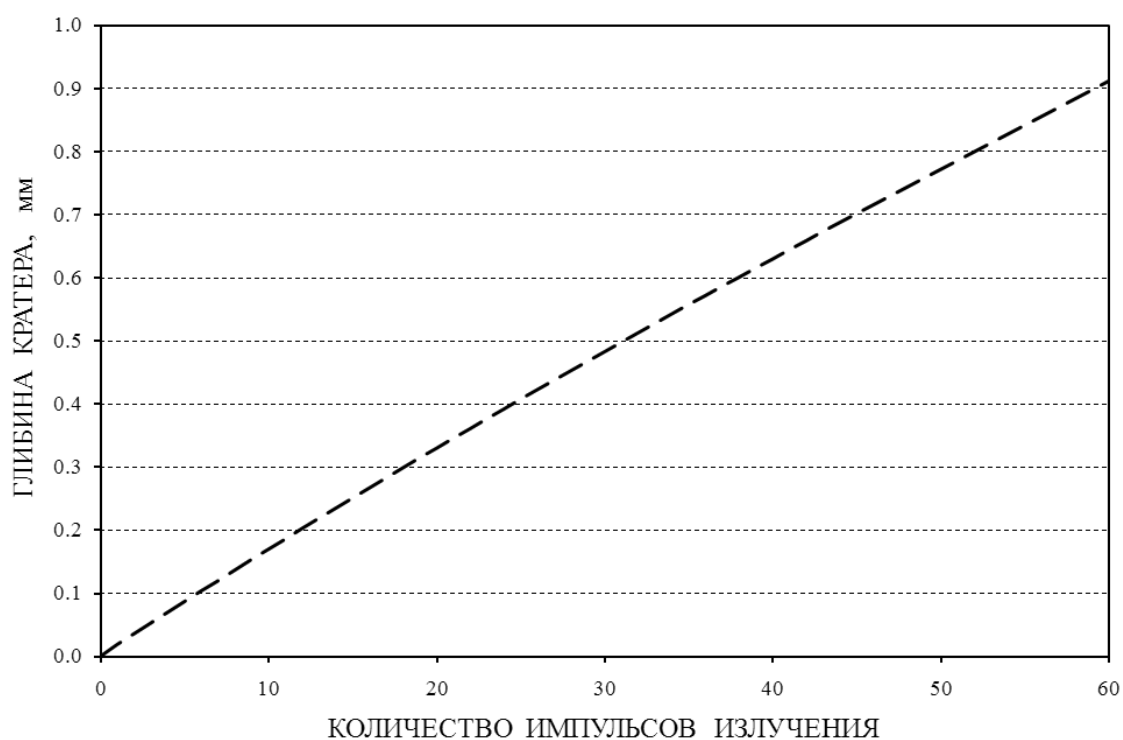


Рис. 5.2.11. Зависимость глубины кратера от количества (номера) одномоментно приложенных к биоткани импульсов излучения.

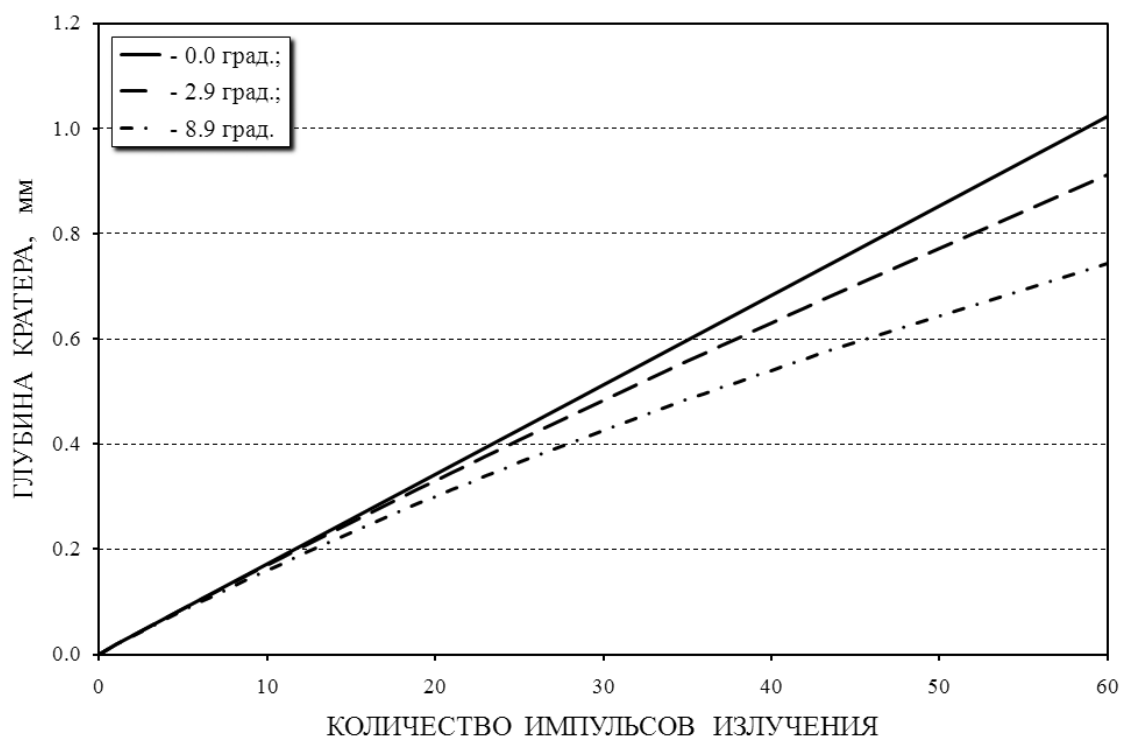


Рис. 5.2.12. Предполагаемые зависимости глубины кратера от количества (номера) одномоментно приложенных к биоткани импульсов излучения.

К возрастанию глубины кратера может привести снижение ослабления в сухом слое. Это реализуемо, например, вследствие снижения рассеяния и поглощения данного образования (см. рис. 5.2.13).

Далее будут также представлены результаты исследования зависимости глубины абляции, толщины сухого слоя и максимальной температуры перед вторым импульсом от частоты следования импульсов для равномерного распределения энергии по диаметру лазерного пятна. Рассматривались частоты от 0.5 до 100 Гц. Полученные зависимости изображены на рис. 5.2.14–5.2.16.

Как видно из рис. 5.2.14, глубина абляции:

- нелинейно возрастает с увеличением частоты;
- имеет одинаковое значение на промежутках 0.5÷2.0 Гц (108 мкм), 5÷60 Гц (109 мкм), 70÷97 Гц (110 мкм);
- увеличивается на интервалах 2÷5 Гц и 60÷70 Гц.

Если посмотреть на рис. 5.2.15, то видно, что толщина сухого слоя становится больше с увеличением частоты следования импульсов. Это происходит потому, что с увеличением частоты продолжительность паузы между импульсами становится меньше и ткань, находящаяся под удаленным за импульс слоем, за период паузы не успевает охладиться до начальной температуры. Поэтому с каждым импульсом производится накопление теплоты и к концу пятого импульса протяжённость сухого слоя значительно увеличивается.

На рис. 5.2.16 представлена зависимость максимальной температуры перед вторым импульсом от частоты следования лазерных импульсов. Начальная температура зуба была здесь принята как +25°C. Видно, что:

- с увеличением частоты следования импульсов температура возрастает;
- в диапазоне частот от 0.5 до 5.0 Гц температура увеличивается незначительно. Это происходит потому, что в данном интервале частот за период паузы ткань успевает охладиться практически до первоначальной температуры;
- в диапазоне частот от 5 до 40 Гц скорость изменения температуры не меняется, а значение максимальной температуры возрастает практически линейно;
- после 40 и вплоть до 100 Гц скорость изменения максимальной температуры снижается;
- при значении частоты следования импульсов 100 Гц достигается самая большая температура, которая равна примерно +97°C.

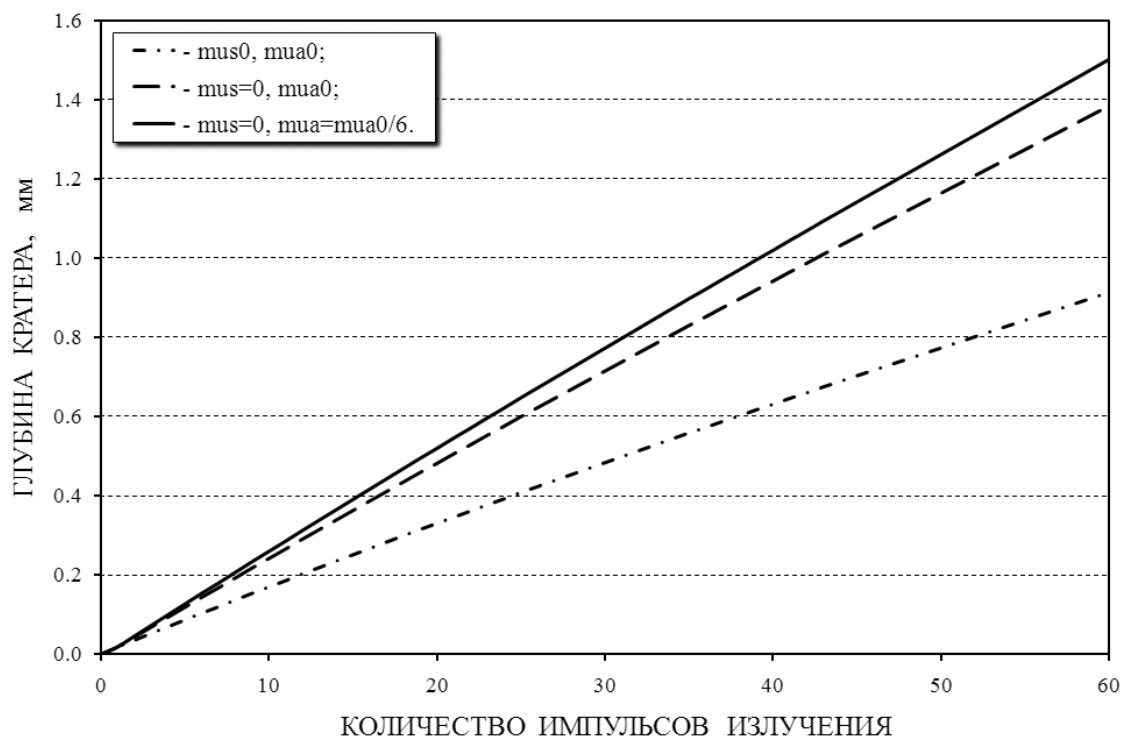


Рис. 5.2.13. Предполагаемые зависимости глубины кратера от количества (номера) односторонне приложенных к биоткани импульсов излучения, полученные для значения угла расходимости 2.9° .

ПРИМЕЧАНИЕ: $mus0$, $mua0$ – коэффициенты рассеяния и поглощения сухого слоя. Так, в модели $mus0=1590 \text{ см}^{-1}$, $mua0=648 \text{ см}^{-1}$.

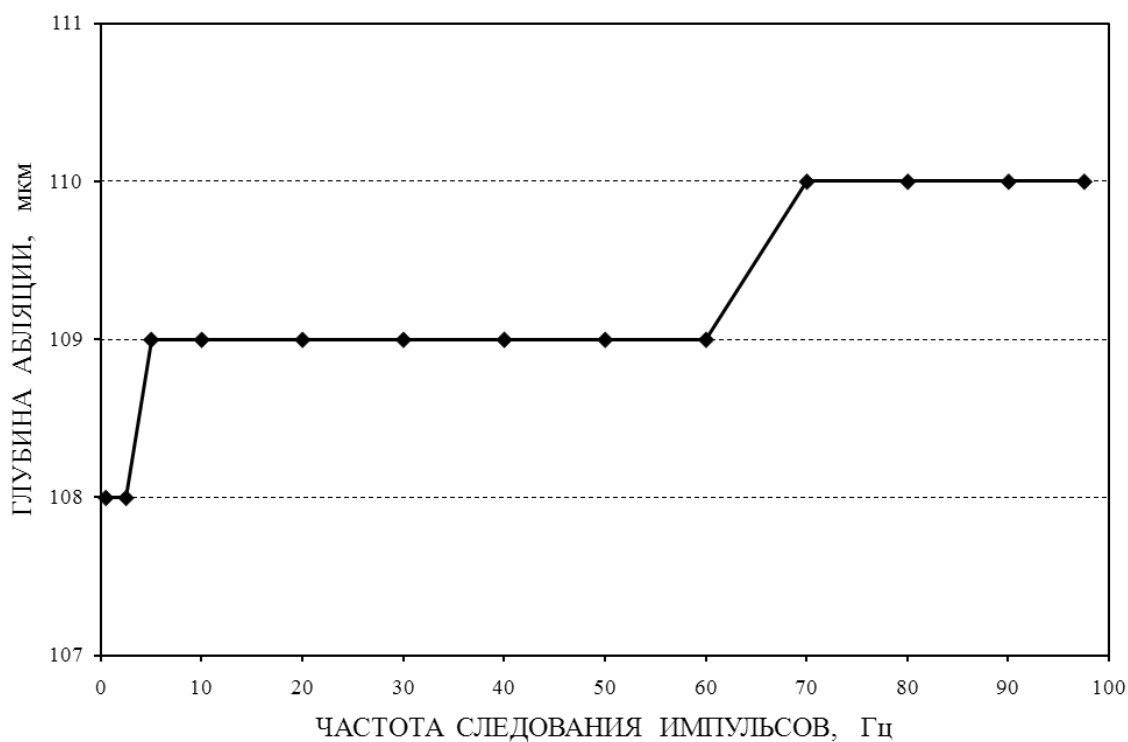


Рис. 5.2.14. Зависимость глубины абляции от частоты следования импульсов излучения.

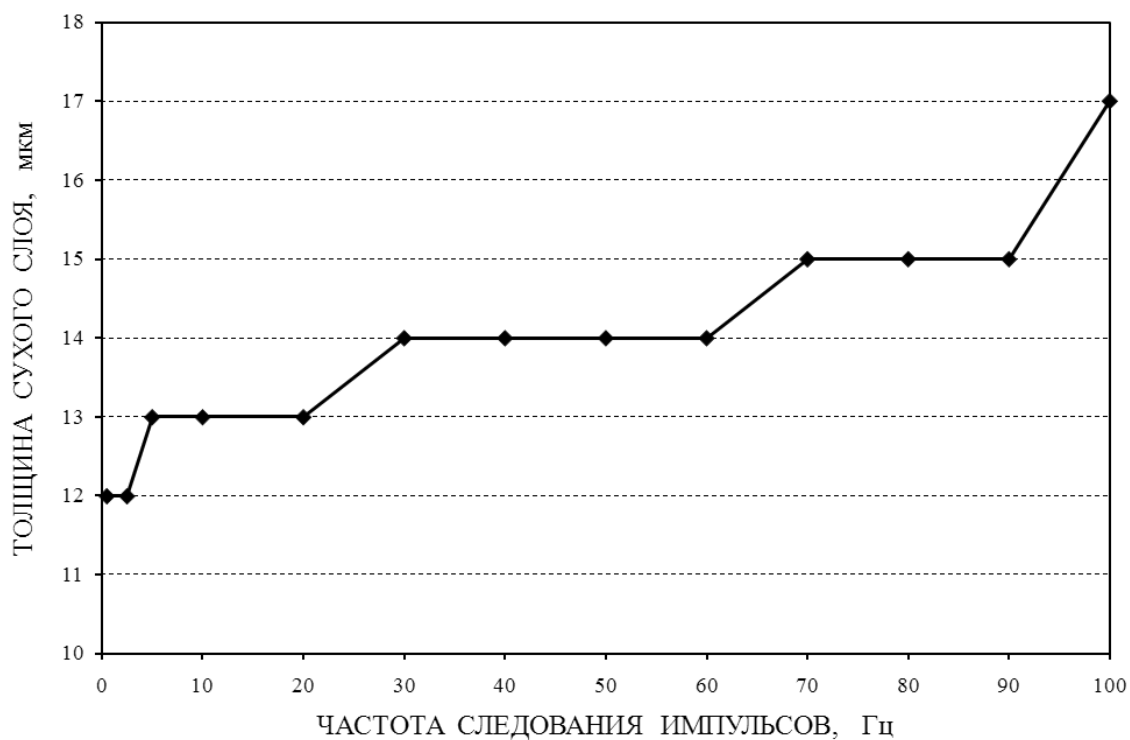


Рис. 5.2.15. Зависимость толщины сухого слоя от частоты следования импульсов излучения.

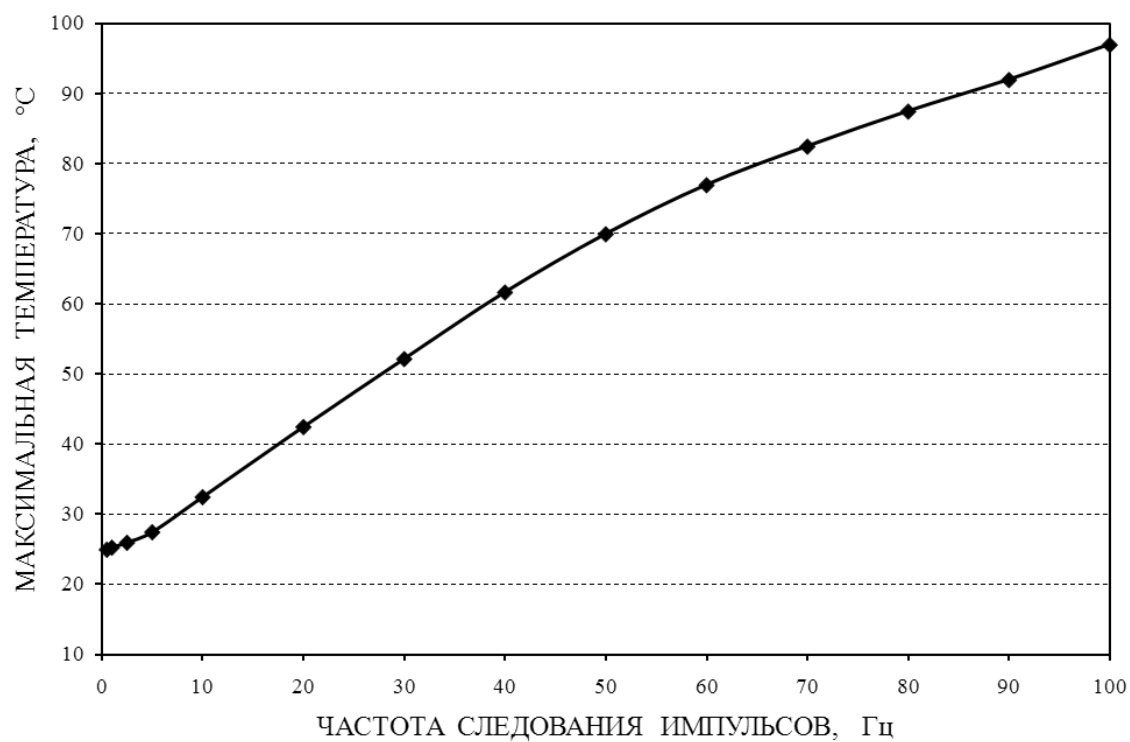


Рис. 5.2.16. Зависимость максимальной температуры перед вторым импульсом излучения от частоты следования лазерных импульсов.

СПИСОК ИНФОРМАЦИОННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Неворотин А.И. Введение в лазерную хирургию. СПб: СпецЛит, 2000. 175 с.
2. Niemz M.H. Laser – Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. B.: Springer, 1996. 305 p.
3. Исимару А. Распространение и рассеяние волн в случайно–неоднородных средах. Т. 1. Однократное рассеяние и теория переноса. М.: Мир, 1981. 281 с.
4. Star W.M. Diffusion Theory of Light Transport / Ed. by Welch A.J. and van Gemert M.J.C. // Optical–Thermal Response of Laser–Irradiated Tissue. N.Y.: Plenum, 1995. P. 131–206.
5. Луцкая И.К. Основы эстетической стоматологии. Минск.: Современная школа, 2005. 332 с.
6. Муравьянникова Ж.Г. Профилактика стоматологических заболеваний. Серия "Среднее профессиональное образование". Ростов–на–Дону: Феникс, 2004. 384 с.
7. Sobol E.N. Phase Transformation and Ablation in Laser–Treated Solids. N.Y.: Wiley, 1995.
8. Photodegradation, Photo–oxidation and Photostabilization of Polimers // Randy B., Rabek J.F. L.: Wiley, 1975.
9. Madorsky S.L. Thermal Degradation of Organic Polymers. N.Y.: Wiley, 1964.
10. Use of the excimer laser in stapes surgery and ossiculoplasty of middle ear ossicles. Preliminary report of an experimental approach / Segas J., Georgiadis A., Christodoulou P., Bizakis J., Helidonis E. // Laryngoscope. 1991. V. 101. P. 186–191.
11. Теплофизические свойства жидкостей в метастабильном состоянии: Справочник / Скрипов В.П., Павлов П.А., Сеницын Е.Н. и др. М.: Атомиздат, 1980. 208 с.
12. Bagratashvili V.N., Sobol E.N., Sviridov A.P., Helidonis and Kavvalos G., to appear.
13. Таблицы физических величин. Справочник / Под ред. Кикоина И.К., М.: Атомиздат, 1976. 1008 с.
14. Thermal and Chemical Modification of Dentin by 9–11 mcm CO₂ Laser Pulses of 5–100 mcs Duration / Fried D., Zuerlein M.J., Featherstone J.D.B. // Lasers in surgery and medicine. 2002. V. 31. P. 275–282.
15. Heat diffusion and debris screening in Er: YAG laser ablation of hard biological tissues / Majaron B., Šušterčič D., Lukač M., Skalerič U., Funduk N. // Appl. Phys. 1998. V. 66. P. 479–487.
16. Sobol E. Phase transformations and ablation in laser–treated solids. NY: Willey, 1995. 332 p.

17. Dispersion and absorption of liquid water in the infrared and radio regions of the spectrum / Zolotarev V.M., Mikhilov B.A., Alperovich L.L., and Popov S.I. // Optics and Spectroscopy. 1969. V. 27. P. 430–432.
18. Caries selective ablation: wavelength 377 nm versus 2.9 μm / Rechmann P., Hennig T., von den Hoff U., Kaufma R. // Proc. of SPIE. 1993. V. 1880. P. 235–239.
19. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances: I. Measurement of the ablation rate / Hibst R., Keller U. // Lasers Surg. Med. 1989. V. 9. P. 338–344.
20. The Effect of Laser Parameters on the Zone of Thermal Injury Produced by Laser Ablation of Biological Tissue / Venugopalan V., Nishioka N.S., Mikić B.B. // Journal of Biomechanical Engineering. 1994. V. 116. P. 62–70.
21. The role of mesoscopic modelling in understanding the response of dental enamel to mid-infrared radiation / Vila Verde A., Ramos M.M.D. and Stoneham A.M. // Phys. Med. Biol. 2007. V. 52. P. 2703–2717.
22. Calculation of Crater Shape in Pulsed Laser Ablation of Hard Tissues / Majaron B., Lukač M. // Lasers in Surgery and Medicine. 1999. V. 24. P. 55–60.
23. Optical Properties of Dental Enamel in the Mid-IR Determined by Pulsed Photothermal Radiometry / Zuerlein M.J., Fried D., Featherstone J.D.B., Seka W. // IEEE Journal Of Selected Topics In Quantum Electronics. July/August 1999. V. 5. № 4. P. 1083–1089.
24. Bone-Ablation Mechanism Using CO₂ Lasers of Different Pulse Duration and Wavelength / Forrer M., Frenz M., Romano V., Altermatt H.J., Weber H.P., Silenok A., Istomyn M., and Konov V.I. // Appl. Phys. 1993. V. 56. P. 104–112.
25. Theoretical model for the scattering of light by dentin and comparison with measurements / Zijp J.R. and Jaap J. ten B.// Applied Optics. 1 February 1993. V. 32. № 4. P. 411–415.
26. Dentin mid-infrared laser ablation at various lasing parameters / Papadopoulos D.N., Papagiakoumou E., Makropoulou M., Khabbaz M.G., Serafetinides A.A. // Proc. of SPIE. 2005. V. 5630. P. 675–683.
27. Furzikov N.P. Physical processes of laser tissue ablation // Proc. of SPIE. Laser Applications in Life Sciences. 1990. V. 1403. P. 764–775.
28. Mechanisms of Pulsed Laser Ablation of Biological Tissues / Vogel A., Venugopalan V. // Chem. Rev. 2003. V. 103. P. 577–644.
29. Heat diffusion and ablation front dynamics in Er: YAG laser skin resurfacing / Majaron B., Lukač M., Drnovšek-Olup B., Vedlin B., Rotter A. // Proc. of SPIE. 1997. V. 2970. P. 350–359.
30. Modeling the Modification Depth of Carbon Dioxide Laser-Treated Dental Enamel / Zuerlein M.J., Fried D., Featherstone J.D.B. // Lasers in Surgery and Medicine. 1999. V. 25. P. 335–347.

31. Thermal properties of teeth / Brown W.S., Dewey W.A. and Jacobs H.R. // J. Dent. Res. July–August 1970. V. 49. № 4. P. 752–755.
32. Трофимова Т.И. Курс физики: учебник для студентов вузов. М.: Высшая школа, 1985. 432 с.
33. Минералогия / Бери Л., Мейсон Б., Дитрих Р. М. Мир, 1987. 591 с.
34. Минералогическая энциклопедия. Л.: Недра, 1985. 512 с.
35. Featherstone J.D.B. Caries detection and prevention with laser energy // Dental clinics of North America. 2000. V. 44. №4. P. 955–969.
36. Complex index of refraction of dental enamel at CO₂ wavelengths / Duplain G., Boulay R., Belanger P.A. // Appl. Opt. 1987. V. 26. P. 4447–4451.
37. The thermal effects on CO₂ laser irradiated dental enamel at 9.3, 9.6, 10.3 and 10.6 mkm / Fried D., Borzillary S.F., McCormack S.M., Glena R., Featherstone J.D.B. // Laser surgery, Advanced characterization, therapeutics and systems IV. 1994. V. 2128. P. 319–328.
38. The nature of light scattering in dental enamel and dentin at visible and near-IR wavelengths / Fried D., Featherstone J.D.B., Glena R.E., Seka W. // Appl. Opt. 1995. V. 34. P. 1278–1285.
39. Thermal and Chemical Modification of Dentin by 9–11 mcm CO₂ Laser Pulses of 5–100 mcs Duration / Fried D., Zuerlein M.J., Le Ch.Q., Featherstone J.D.B. // Lasers in surgery and medicine. 2002. V. 31. P. 275–282.
40. Comparative study of human hard tooth tissues removal efficiency by Er-laser pulses with different temporal structure / Belikov A.V., Skripnik A.V., Zholobova E.P. // Proc. of SPIE. 2008. V. 6791. P. 67910U-1–67910U-7.
41. Сладков А.М. Карбин – третья аллотропная форма углерода. М.: Наука, 2003. 151 с.
42. Carbyne – the third allotropic form of carbon / Kudryavtsev Yu.P., Evsyukov S.E., Guseva B., Babaev G., Khvostov V.V. // Russian Chemical Bulletin. 1993. V. 42. № 3. P. 399–413.
43. Ударно–волновой синтез карбина из графита. / Жук А.З., Бородин Т.И., Милявский В.В., Фортов В.Е. // Доклады академии наук. 2000. Т. 370. № 3. С. 328–331.
44. Биология полости рта / Боровский Е.В., Леонтьев В.К. Н. Новгород: Изд-во НГМА, 2001. 304 с.
45. Научное и клиническое обоснование восстановительной стоматологии / Луцкая И.К., Новак Н.В. // Новое в стоматологии. 2005. № 8. С. 14–16.
46. Баркова И.Л. Характеристика эффективности метода отбеливания витальных зубов с применением дополнительного физического фактора воздействия: Автореф. дисс. на соискание учёной степени кандидата медицинских наук. Москва, 2006.

47. Данилина Т.Ф., Багмутов В.П., Славский Ю.И. Микротвёрдость тканей зуба как показатель их функциональной устойчивости в норме и при патологических состояниях // *Стоматология*. 1998. Т. 77. № 3. С. 9–11.
48. Conditioning of tooth enamel surface by radiation of Nd: YAG and Ho: YAG lasers / Altshuler G.B., Belikov A.V., Slavich R., Traxler M., Hilgers D.C., Boutoussov D.M. // *Proc. of SPIE. Medical Applications of Lasers III*. 1995. V. 2623. P. 169–178.
49. Altshuler G.B.; Belikov A.V. Process for treating tooth enamel and dentin and apparatus for performance of the process, Publication number: WO9830168 (A2), Publication date: 1998–07–16, Application number: WO1997RU00404 19971211, Priority number(s): RU19970100495 19970114.
50. Лыков А.В. Тепломассообмен. М.: Энергия, 1978. 480 с.
51. Карлов Н.В. Лекции по квантовой электроники. М.: Наука, 1988.
52. Электронный доступ: www.medicusamicus.com.
53. Электронный доступ: www.dental.md.
54. Investigation of bacterial activity in products of destruction of enamel and dentine / Belikov A.V., Moroz B.T., Vlasova S.N. // *Proc. of SPIE. Advanced Lasers Dentistry*. 1994. V. 1984. P. 61–66.
55. Исследование активности бактерий в продуктах лазерного разрушения эмали и дентина зуба человека / Беликов А.В., Мороз Б.Т., Скрипник А.В. // *Стоматология*. 1995. № 6. С. 32–34.
56. Экспериментальное изучение (in vitro) антибактериальных свойств излучения YAG: Nd и YAG: Cr; Tm; Ho лазеров / Беликов А.В., Мороз Б.Т., Павловская И.В., Суборова Т.Н., Ерофеев А.В. // *Новое в стоматологии*. 1996. № 5. С. 29–31.
57. Экспериментальное изучение антибактериальных свойств излучения импульсных твердотельных лазеров среднего ИК диапазона / Беликов А.В., Мороз Б.Т., Павловская И.В., Суборова Т.Н. // *Материалы городской научно–практической конференции*. Санкт–Петербург, 1996. С. 71–72.
58. Investigation of IR absorption spectra of oral cavity bacteria / Belikov A.V., Altshuler G.B., Moroz B.T., Pavlovskaya I.V. // *Proc. of SPIE*. 1996. V. 2922. P. 113–118.
59. Preparation and disinfection of root canals by 308 nm excimer laser light / Liesenhoff T., Folwaczny M., Lehn N. // *Proc. of SPIE*. 1994. V. 2128. P. 377–382.
60. Comparative bactericidal exposures for selected oral bacteria using carbon dioxide laser radiation / Dederich D.W., Pickard M.A., Vaughan A.S., Tulip J., Zakariasen K.L. // *Laser Medicine & Surgery*. 1990. V. 10. P. 591–594.

61. Evaluation of the antibacterial effects of intracanal Nd:YAG laser radiation / Hardee M.V., Miserendino L.J., Kos W. // Journal of Endodontic. 1990. V 17. P. 194.
62. Bactericidal effects of the neodymium YAG laser: in vitro study / Schultz R.J., Harvey G.P., Fernandes-Beros M.E., Krishnamurthy S., Rodrigues J.E., Cabello F. // Laser Medicine & Surgery. 1986. V. 6. P. 445–448.
63. Ankylosis of teeth following thermal injury / Atrizadeh F., Kennedy J., Zander H. // J. Periodontal Res. 1971. V. 6. P. 159–167.
64. Thermal and acoustic problems on root canal treatment with different lasers / Ertl T., Benthin H., Muller G. // Proc.of SPIE. Medical Applications of Lasers II. 1994. V. 2327. P. 114–123.
65. Краев А.В. Анатомия человека. Учебное пособие. Том 2. М.: Медицина, 1978. 352 с.
66. Электронный доступ: en.wikipedia.org/wiki/Water_absorption.
67. Прикладная лазерная медицина. Учебное и справочное пособие / Под. ред. Х.–П. Берлиена, Г.Й. Мюллера. М: АО "Интерэксперт", 1997. 356 с.
68. Электронный доступ: www.glazamed.ru/glaz_bol/11.php.
69. Электронный доступ: ecoflash.narod.ru/idey5.htm.
70. Черкасова Д.Н. Офтальмологическая оптика. Курс лекций. СПб: СПбГУ ИТМО, 2001. 100 с.
71. Орехович В.Н. Современные методы в биохимии. М.: Медицина, 1997. 392 с.
72. Thomas L. Clinical laboratory diagnostics. 1st ed. F.: TH-Books Verlagsgesellschaft, 1998. P. 89–94.
73. Dispersion and absorption of liquid water in the infrared and radio regions of the spectrum / Zolotarev V.M., Mikhilov B.A., Alperovich L.L., and Popov S.I. // Optics and Spectroscopy. 1969. V. 27. P. 430–432.
74. Лазерная обработка неметаллических материалов / Григорьянц А.Г., Соколов А.А. М.: Высшая школа, 1988. 191 с.
75. Erbium laser ablation of hard tissue: control of the thermal load / Visuri S.R., Walsh J.T., Wigdor H. // Proc. of SPIE. Laser-Tissue Interaction IV. 1994. V. 2134A. P. 130–133.



В 2009 году Университет стал победителем многоэтапного конкурса, в результате которого были определены 12 ведущих университетов России, удостоенных присвоения категории "Национальный исследовательский университет". Министерством образования и науки Российской Федерации была утверждена Программа развития государственного образовательного учреждения высшего профессионального образования "Санкт–Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики" на 2009–2018 гг.

КАФЕДРА ЛАЗЕРНОЙ ТЕХНИКИ И БИМЕДИЦИНСКОЙ ОПТИКИ

Кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики (первоначально – кафедра квантовой радиоэлектроники, затем в 1972 г. – кафедра квантовой электроники и в 1993 г. – кафедра квантовой электроники и биомедицинской оптики) была организована в 1963 году, т.е. всего через три года после создания первого лазера. Кафедра первой в России начала подготовку и выпуск специалистов по новому направлению в науке и технике – квантовой электронике, лазерной физике и технике.

Организовал и долгие годы (до 1987 года) возглавлял кафедру заслуженный деятель науки и техники РСФСР, доктор технических наук, профессор Крылов К.И. С 1987 г. по 1997 г. кафедрой руководил её выпускник доктор технических наук, профессор Альтшулер Г.Б., а с 1997 г. заведующим кафедрой становится доктор технических наук, профессор Храмов В.Ю.

Первыми сотрудниками кафедры были: Прокопенко В.Т. (ныне д.т.н., профессор, заведующий кафедрой твёрдотельной оптоэлектроники), к.ф–м.н., доцент Тер–Погосян А.С., ассистент Шарлай С.Ф., с.н.с. Шабанов В.И., к.т.н., доцент Фунтов Н.М. и ассистент Митрофанов А.С. (ныне к.т.н., профессор).

С самого начала создания кафедры серьёзное внимание было уделено фундаментальной подготовке в области математики и физики, физическому эксперименту и учебно–исследовательской работе студентов.

В кратчайшие сроки была организована 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.

Интенсивные исследования последних лет по применению лазеров в медицине дали кафедре новое название: "Кафедра лазерной техники и биомедицинской оптики" (сокращённо *ЛТБМО*).

За время существования кафедры подготовлено около полутора тысяч специалистов, свыше пятидесяти выпускников и сотрудников кафедры защитили докторские диссертации, а более двадцати имеют учёное звание профессора.

Наиболее известные выпускники: Альтшулер Г.Б. – д.т.н., профессор СПбГУ ИТМО; Карасёв В.Б. – к.т.н., профессор, проректор СПбГУ ИТМО; Храмов В.Ю. – д.т.н., профессор, заведующий кафедрой лазерной техники и биомедицинской оптики; Прокопенко В.Т. – д.т.н., профессор, заведующий кафедрой твёрдотельной оптоэлектроники; Баллошин Ю.А. – д.т.н., профессор СПбГУ ИТМО; Яськов А.Д. – д.т.н., профессор СПбГУ ИТМО; Шляхтенко Н.В. – заместитель директора ФГУП "НИИКИ ОЭП" (г. Сосновый Бор); Ушаков С.А. – главный технолог ЛЗОС (г. Лыткарино); Никоноров Н.В. – д.ф–м.н., профессор; Горелик С.Л. – д.т.н., профессор, начальник отделения НИИ телевидения; Алиев А.С. – д.т.н., профессор Государственного Дагестанского университета; Романов В.Г. – начальник НИЧ СПбГУ ИТМО; Козлов С.А. – д.ф–м.н., профессор СПбГУ ИТМО, декан факультета фотоники и оптоинформатики; Колесников Ю.Л. – д.ф–м.н., профессор, проректор СПбГУ ИТМО, Стафеев С.К. – д.т.н., профессор, декан естественнонаучного факультета СПбГУ ИТМО, заведующий кафедрой физики; Митрофанов А.С. – к.т.н., профессор СПбГУ ИТМО; Дубнищев Ю.Н. – д.т.н., заведующий кафедрой НГТУ, заведующий лабораторией оптических методов исследования потоков института теплофизики СО РАН; Студеникин Л.М. – начальник НИЧ СПбГУ ИТМО; Шилов В.Б. – д.т.н., начальник отдела НПК "ГОИ им. С.И. Вавилова", Тарлыков В.А. – д.т.н., профессор СПбГУ ИТМО и другие.

С 1994 г. при кафедре создан и функционирует учебно–научно–производственный "Лазерный центр" ИТМО. Проводятся совместные исследования и выполняются различные проекты с организациями таких стран, как США, Франция, Австрия, Австралия, Болгария, Германия, Китай, Корея.

На базе Научно–исследовательского института лазерной физики (НИИ ЛФ) создан филиал кафедры. Заведующий филиалом кафедры лазерной техника и биомедицинской оптики – д.ф–м.н., профессор,

заслуженный деятель науки РФ, научный руководитель "НИИ Лазерной физики" Мак А.А. К научной работе и учебному процессу привлекаются ведущие специалисты института: Розанов Н.Н. – д.ф–м.н., профессор; Сомс Л.Н. – к.ф–м.н., доцент; Яшин В.Е. – д.ф–м.н., профессор, заведующий лабораторией ФГУП НПК "ГОИ им. С.И. Вавилова"; Купренюк В.И. – к.ф–м.н., доцент и другие.

Совместно кафедра ЛТБМО СПбГУ ИТМО и филиал кафедры создали научно–педагогическую школу "Оптика лазеров".

Занятия по основам биомедицинской оптики на кафедре ЛТБМО проводят ведущие специалисты Санкт–Петербургского Государственного медицинского университета им. академика Павлова И.П.: Михайлова И.А. – д.б.н., профессор; Томсон В.И. – д.м.н., профессор; Александрова Л.А. – к.б.н., доцент. В проведении занятий участвуют также ведущие специалисты кафедры ЛТБМО: Беликов А.В. – к.ф–м.н., доцент; Скрипник А.В. – к.ф–м.н., доцент; Пушкарёва А.Е. – к.т.н., доцент., Шатилова К.В. – ассистент.

Кафедра активно участвует в выполнении инновационной образовательной программы Университета "Инновационная система подготовки специалистов нового поколения в области информационных и оптических технологий по научно–образовательному направлению "Лазерные технологии и системы". В рамках данного направления разработана инновационная магистерская программа "Лазерные биомедицинские технологии", на которую в 2008 г. осуществлён первый набор магистрантов.

Кафедра готовит выпускников по специальности 200201 – "Лазерная техника и лазерные технологии", а также осуществляет подготовку бакалавров и магистров по направлениям: 140400 – "Техническая физика", 200200 – "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".

*Андрей Вячеславович Беликов
Александра Евгеньевна Пушкарёва
Алексей Владимирович Скрипник*

**ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫЕ ОСНОВЫ
ЛАЗЕРНОЙ АБЛЯЦИИ БИОМАТЕРИАЛОВ**

Учебное пособие

В авторской редакции

Дизайн

А.В. Скрипник

Вёрстка

А.В. Беликов, А.В. Скрипник

Редакционно–издательский отдел Санкт–Петербургского государственно–
го университета информационных технологий, механики и оптики

Зав. РИО

Н.Ф. Гусарова

Лицензия ИД № 00408 от 05.11.99

Подписано к печати

Заказ №

Тираж 100 экз.

Отпечатано на ризографе