

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ АГЕНТСТВО ПО ОБРАЗОВАНИЮ

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



ПОБЕДИТЕЛЬ КОНКУРСА ИННОВАЦИОННЫХ ОБРАЗОВАТЕЛЬНЫХ ПРОГРАММ ВУЗОВ

А.В. Беликов, А.В. Скрипник

**ЛАЗЕРНЫЕ БИОМЕДИЦИНСКИЕ
ТЕХНОЛОГИИ
(часть 2)**

Учебное пособие



Санкт–Петербург
2009

Беликов А.В., Скрипник А.В. Лазерные биомедицинские технологии (часть 2). Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2009. – 100 с.

В учебном пособии изложены вопросы, связанные с физическими процессами, происходящими при взаимодействии света с биологическими объектами, в частности, с твёрдыми тканями зуба человека.

Учебное пособие предназначено для самостоятельной работы студентов, обучающихся в магистратуре, а также для бакалавров и специалистов по программам 200200.68 – "Лазерные биомедицинские технологии" и 200201.65 – "Лазерная техника и лазерные технологии".

Рекомендовано к печати на заседании Учёного Совета Инженерно-физического факультета 21.04.2009 г., протокол № 8.



СПбГУ ИТМО стал победителем конкурса инновационных образовательных программ вузов России на 2007–2008 годы и успешно реализовал инновационную образовательную программу "Инновационная система подготовки специалистов нового поколения в области информационных и оптических технологий", что позволило выйти на качественно новый уровень подготовки выпускников и удовлетворять возрастающий спрос на специалистов в информационной, оптической и других высокотехнологичных отраслях науки. Реализация этой программы создала основу формирования программы дальнейшего развития вуза до 2015 года, включая внедрение современной модели образования.

© Санкт–Петербургский государственный университет информационных технологий, механики и оптики, 2009

© Беликов А.В., Скрипник А.В., 2009

№	СОДЕРЖАНИЕ	стр.
1.	Введение	4
2.	Механизмы взаимодействия лазерного излучения с тканями зуба	8
3.	Модель для анализа температуры при лазерном воздействии на биоткани	17
4.	Лазеры, применяемые при обработке твёрдых биотканей	22
5.	Воздействие высокоинтенсивного лазерного излучения на мягкие биоткани. Лазерная низкоинтенсивная терапия в стоматологии	24
6.	Эффективность удаления твёрдых тканей зуба излучением YAG: Er лазера	30
7.	Эффективность удаления твёрдых тканей зуба излучением эрбиевых лазеров с различной временной структурой	40
8.	Обработка эмали и дентина зуба потоком частиц, ускоренных в поле лазерного излучения	53
9.	Акустический сигнал, сопровождающий лазерную обработку твёрдых биотканей	64
10.	Тепловой сигнал, сопровождающий лазерную обработку твёрдых и мягких биотканей	79
11.	Список рекомендованной литературы	93
12.	История кафедры лазерной техники и биомедицинской оптики	97

1. Введение

В настоящее время активно развиваются такие *направления* современной лазерной медицины и техники, как лазерная хирургия, стоматология, косметология. В основе этих применений лежит способность лазерного излучения избирательно абсорбироваться определённой группой молекул биоткани. Молекула, избирательно поглотив некоторую дозу световой энергии на определённой длине волны, может потерять свою целостность. Если данная молекула является образующей в структуре биоткани, то разрушение этой молекулы приводит к разрушению биоткани в целом или её фрагментов.

В настоящем пособии будут рассмотрены физические аспекты, позволяющие эффективно использовать лазерное излучение в стоматологии, и проведено ознакомление с основными принципами построения лазерных медицинских систем с обратными связями.

Лазерная стоматология на протяжении последних десяти лет является одним из перспективных и бурно развивающихся направлений лазерной медицины и техники. Значительный прогресс в этой области был достигнут с использованием излучения YAG:Er лазера. Излучение этого лазера позволяет производить лечение кариеса эффективно и безболезненно.

Длина волны YAG:Er лазера соответствует 2,94 мкм. Эта длина волны совпадает с пиком спектра поглощения свободной воды. Свободная вода в незначительном количестве присутствует как в эмали, так и в дентине зуба, но именно она способствует эффективному поглощению лазерного излучения *твёрдыми тканями* зуба.

Показатель поглощения эмали или дентина зуба на длине волны излучения YAG:Er лазера составляет величину, близкую к 10000 см^{-1} . При таком гигантском поглощении реализуется так называемый режим ИК абляции, при котором скорость движения фронта разрушения превосходит скорость распространения тепла вглубь биоткани.

Режим абляции как нельзя лучше удовлетворяет требованиям стоматологии. Так, к числу основных клинических требований при лечении кариеса относят недопустимость нагрева пульпы до температуры, превышающей значение $+42^\circ\text{C}$. При абляции же перегретая ткань удаляется быстрее, чем тепло успевает проникать в биоткань. Риск перегрева пульпы в этом случае минимален.

Необходимо отметить, что безболезненность лазерной процедуры удаления кариеса в какой-то мере обусловлена именно режимом ИК абляции.

К числу наиболее интересных *феноменов* лазерной стоматологии следует отнести открытие волноводной природы распространения света в эмали и дентине, а также наблюдение пространственной анизотропии порога лазерной абляции.

Новые методы воздействия на твёрдые ткани, сочетающие лазерное излучение с воздействием абразивных частиц (*лазер-абразивный метод*) или

учитывающие динамические процессы, реализуемые при абляции (*пневмо–лазерный* метод), позволяют превзойти современные высокооборотные турбины по скорости удаления эмали и дентина.

За достаточно короткий промежуток времени проведён комплекс сложных исследований, в том числе:

- исследована прозрачность коронки и корня зуба в поле излучения лазеров видимого диапазона;
- исследовано взаимодействие излучения YAG: Nd и YAG: Ho лазеров с твёрдыми тканями зуба;
- проведены сравнительные исследования эффективности удаления эмали и дентина излучением YAG: Er, YSGG: Cr; Er, YLF: Er, YAP: Er лазеров;
- измерены пороги лазерной абляции эмали и дентина излучением лазеров ИК диапазона;
- проведено аналитическое и компьютерное моделирование процесса лазерной абляции твёрдых тканей;
- построена двухмерная нестационарная теплофизическая модель лазерного разрушения зуба;
- исследована температурная динамика коронки, пульпы и корня зуба в поле мощного лазерного излучения;
- исследовано влияние параметров водяного орошения на эффективность удаления твёрдых тканей и на нагрев пульпы зуба;
- обнаружен эффект индуцированного лазерным излучением увеличения кислотной резистентности и микротвёрдости эмали (дентина) в поле лазеров ИК диапазона;
- исследованы нелинейно–оптические свойства твёрдых тканей зуба человека;
- исследованы процессы генерации гармоник в дентине зуба человека;
- обнаружено нелинейное рассеяние света в эмали и дентине;
- исследована динамика спектра поглощения эмали и дентина в поле лазерных импульсов ИК диапазона;
- исследовано влияние длительности лазерного импульса на эффективность лазерной абляции;
- проведена сканирующая электронная микроскопия поверхностей отверстий, сформированных в эмали и дентине лазерным излучением;
- исследованы особенности индуцированных действием лазера акустического, оптического и теплового сигналов;
- впервые получены спектры поглощения продуктов разрушения эмали и дентина;
- исследованы особенности контактного и неконтактного методов лазерной обработки твёрдых тканей зуба.

На основе результатов проведённых исследований в течение последних лет создан целый ряд лазерных стоматологических систем: "Лазма" (УНП ЛЦ, Россия), "Onyx" (LMS, Австралия), "Millennium", "Waterlase" (Biolase, США), "VersaWave" (Hoya, США), "LiteTouch" (Syneron, США), "Opus Dent" (Lumenis, США).

Традиционно лазерная хирургия имеет дело с так называемыми *мягкими тканями*, к числу которых следует отнести ткань, образующую такие органы, как сердце, печень, почки, мышечную ткань т.д.

В мягких биотканях объёмная доля воды составляет 30% и более.

Результатом лазерного хирургического вмешательства является разрез или коагуляция мягкой ткани. В большинстве случаев именно способность лазерного излучения стимулировать свёртываемость крови (т.е. коагулировать) и определяет приоритет лазерного вмешательства, т.к. позволяет хирургу проводить операции с минимальной потерей крови пациентом.

Наиболее распространёнными лазерными источниками для хирургии являются твёрдотельный YAG: Nd лазер с длиной волны излучения 1,064 мкм и полупроводниковые лазеры с длинами волн из диапазона 0,8÷1,0 мкм.

Актуальной задачей современной лазерной хирургии является разработка и использование источника излучения с оптимальными для эффективного атравматичного разрушения соответствующей биоткани параметрами.

Результаты комплексных исследований последних лет позволили не только определить область оптимальных лазерных параметров для эффективного разреза и коагуляции биоткани, но и разработать концепцию адаптивных лазерных медицинских систем. В подобных системах контролируется какой-либо ключевой параметр процесса, сопровождающего лазерное воздействие на биоткань, и по его величине принимается решение о том или ином варианте изменения параметров лазерной системы с целью сохранения клинически необходимого результата вмешательства. Подобные системы принято называть хирургическими лазерными системами с *обратными связями*. По физической природе сопровождающих лазерное воздействие процессов существующие сейчас системы обратных связей можно разделить на оптические, термооптические, акустические и спектральные.

Таким образом, способность высокоинтенсивного лазерного излучения производить деструкцию твёрдых и мягких биотканей нашла своё применение как в терапевтической, так и в хирургической стоматологии. Интерес к мощным лазерам определяется возможностью реализации здесь ряда преимуществ по сравнению с классическим инструментарием, а именно:

- локальность воздействия;
- высокая комфортность процедур (безболезненность, отсутствие вибраций и шума);
- бесконтактность (для некоторых операций);
- относительная бескровность;
- антисептичность (как следствие действия высоких температур).

Кроме того, в терапевтической стоматологии интерес представляет и способность низкоинтенсивного лазерного излучения (в диапазоне

плотностей мощности от единиц до нескольких сотен мВт/см²) оказывать стимулирующее, активирующее, нормализующее действие на течение биологических процессов, что, в частности, означает возможность лечения воспалительных процессов, лежащих в основе большинства стоматологических заболеваний.

2. Механизмы взаимодействия лазерного излучения с тканями зуба

Характер взаимодействия лазерного излучения с тканями организма является весьма сложным и многофакторным. Так, при облучении поверхности любой биоткани лазерный свет поглощается, отражается и рассеивается. Количественные характеристики определяются конкретной длиной волны излучения и оптическими параметрами биоткани. Результатом поглощения излучения является инициация в ткани первичных и вторичных эффектов [1]. К *первичным эффектам*, возникающим при непосредственном воздействии, относят:

- фототермический (нагревание, коагуляция, денатурация, испарение, карбонизация ткани);
- фотохимический (заключается в запуске таких химических реакций, как фотополимеризация, разрушение химических связей в молекулах и т.п.);
- фотомеханический (связан с давлением светового потока на поверхность ткани).

Вторичные эффекты представляют собой комплекс адаптационных и компенсаторных реакций, направленных на восстановление, сосудистые реакции, стимуляцию процессов или их угнетение.

Механизм взаимодействия высокоинтенсивного лазерного излучения с тканями во многом зависит от вида и состояния ткани организма, на которую воздействует световое излучение, а именно: её плотности, состава, степени водонасыщаемости, коэффициента поглощения на данной длине волны, состояния поверхности (цвет, гладкость), теплопроводности, теплоёмкости, акустических, механических, физико–химических свойств, микроструктуры (гомо– или гетерогенность) и др.

К твёрдым тканям зубочелюстной системы относят твёрдые ткани зуба (эмаль, дентин, цемент) и кость.

Эмаль покрывает всю поверхность коронки зуба. Наиболее тонкий её слой расположен в пришеечной области (толщина ~10 мкм), а наиболее плотный – в области жевательных бугров (толщина ~1,6 мм).

Жевательная поверхность зуба покрыта слоем эмали от 0,5 до 0,6 мм. На 96÷97% она состоит из неорганических веществ, на 3% – из воды. Остальные элементы (от 0,5 до 2%) – это органические вещества.

Главными элементами структуры эмали зуба (а также всех костных тканей организма) считаются: кальций (~37%), фосфор (~18%) и их химические соединения. Соединения кальция и фосфора в основном находятся в виде кристаллических апатитоподобных структур, имеющих призматическую форму, реже форму иглы, размером приблизительно 40 нм. *Свободная вода* содержится в микроскопических промежутках между кристаллами и в местах скопления органических веществ. *Связанная вода* находится внутри самих кристаллов гидроксилapatита [11]. Соотношение между свободной водой и связанной водой примерно 1:1.

Дентин составляет основную массу коронки зуба. В зрелом дентине содержится до 75% неорганических веществ, около 18% органических компонентов (в большей степени это белки, образующие коллагеновые волокна) и до 12% воды. Основными составляющими неорганической части дентина являются кальций и фосфор. Кальция в дентине около 26%, фосфора – до 14%.

В дентине различают две главные структурные единицы: основное вещество и дентинные трубочки.

Дентинные трубочки – это образования, которые пронизывают всю толщину дентина от пульпы до эмали. Их количество велико и составляет от 20 тыс. до 75 тыс. на 1 мм². Заполнены трубочки зубным ликвором и отростками клеток одонтобластов. С возрастом постепенно появляются obturated (с закрытым просветом) трубочки, внутри которых также откладывается дентин. Состав интертубулярного дентина отличается от состава перитубулярного: до 47% неорганических веществ, около 33% органических компонентов и до 20% воды. Больше по сравнению с эмалью количество органических веществ в дентине придаёт ему желтоватый цвет и непрозрачность.

Теплоёмкость эмали зуба составляет 0,97 Дж/(г·град.), коэффициент теплопроводности – $7,9 \cdot 10^{-3}$ Вт/(см·град.). Для дентина эти величины принимают значения 1,45 Дж/(г·град.) и $7,1 \cdot 10^{-3}$ Вт/(см·град.) соответственно. Как видно, различия вышеприведённых показателей для эмали и дентина невелики; плотность этих тканей также почти одинакова и составляет 2,95 г/см² для эмали и 2,18 г/см² для дентина [1].

Высокая степень структурной неоднородности эмали и дентина обуславливает сложный характер взаимодействия с ними лазерного излучения.

Первые результаты экспериментального воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения на твёрдые ткани зуба описаны в работах И.Р. Геккера и соавторов (1964 г.), Р. Штерна и Р. Зогнеса, Л. Гольдмана (1964 г.).

ИК излучение достаточно хорошо подходит для селективного и точного удаления кариозной ткани зуба [10], поэтому в дальнейшем будет рассмотрен спектральный диапазон 3÷12 мкм.

Для длин волн ИК области спектра рассеяние является пренебрежимо малым, поэтому энергия, передаваемая ткани, определяется коэффициентом отражения на поверхности и коэффициентом поглощения. Два диапазона 2,7÷3,0 мкм и 9÷11 мкм являются наиболее перспективными для удаления кариозной ткани, благодаря существованию на данных длинах волн ярко выраженных пиков поглощения излучения, связанных с определёнными хромофорами.

Так, излучение YAG:Er лазера на длине волны 2,94 мкм хорошо поглощается свободной водой в эмали и дентине, а излучение, например,

YSGG: Cr, Er лазера с длиной волны 2,79 мкм – связанной водой в гидроксилатапите (см. рис. 2.1).

Коэффициенты поглощения твёрдых тканей зуба на вышеуказанных длинах волн могут варьироваться в процессе лазерного облучения вследствие изменения оптических свойств воды при её нагревании, а именно: если при нормальной температуре коэффициент поглощения на $\lambda=2,94$ мкм выше, чем на $\lambda=2,79$ мкм, то с ростом температуры соотношение изменяется в обратную сторону (на критической температуре $+374^\circ\text{C}$ происходит падение коэффициента поглощения свободной воды приблизительно на порядок [15]).

Излучение на длинах волн 10,3 и 10,6 мкм совпадает с пиками поглощения CO_3^{2-} -групп в гидроксилатапите, а длины волн 9,3 и 9,6 мкм попадают на пики поглощения фосфатных групп PO_4^{3-} гидроксилатапита.

Механизмы разрушения твёрдых тканей зуба в значительной степени определяются длиной волны падающего излучения.

Для CO_2 лазера существуют следующие механизмы разрушения облучаемой ткани [10]:

- а) Механизм микровзрывов при плавлении и последующем испарении минеральной матрицы в облучаемом образце, когда объём испарённого материала превышает объём исходного, что приводит к возникновению в образце внутренних напряжений (характерный диапазон температур здесь $1200\div 2000^\circ\text{C}$ при нормальном атмосферном давлении. Причём пористость материала является ключевым фактором для процесса разрушения (в случае непористого однородного твёрдого образца произошло бы просто его расширение при некоей критической температуре).
- б) Гидродинамический выброс материала ($T > +1280^\circ\text{C}$). В данном случае расплавленная минеральная матрица, увеличивая свой объём, создаёт в материале внутренние напряжения, что приводит к взбуханию поверхности и увеличению её шероховатости, а затем и удалению с неё расплавленной фазы в виде отдельных капель.

Для эрбиевых лазеров наиболее вероятный процесс разрушения связан с испарением связанной и свободной воды в твёрдых тканях зуба, что также ведёт к появлению внутренних напряжений и разрыванию материала с образованием микротрещин. Подобные процессы имеют место при температурах гораздо ниже, чем температуры плавления и испарения минеральной матрицы (материал должен нагреться до $+300\div 400^\circ\text{C}$ для свободной воды и до около $+800^\circ\text{C}$ для связанной воды) [10, 15].

Нельзя не учитывать и различия в коэффициентах отражения и поглощения на различных длинах волн, а также пористость, от которых будет зависеть степень выраженности вышерассмотренных механизмов разрушения и, следовательно, сама эффективность удаления.

Коэффициенты отражения эмали составляют: 5% на $\lambda=2,94$ мкм, 5% на $\lambda=2,79$ мкм, 13% на $\lambda=9,6$ мкм и 49% на $\lambda=10,6$ мкм [10].

Коэффициенты поглощения эмали составляют: 800 см^{-1} на $\lambda=2,94$ мкм, 400 см^{-1} на $\lambda=2,79$ мкм, 5000 см^{-1} на $\lambda=9,6$ мкм и 800 см^{-1} на $\lambda=10,6$ мкм.

Для дентина же зуба коэффициенты поглощения для случая применения эрбиевых лазеров выше в среднем в 2÷3 раза (причина – большее содержание в нём по сравнению с эмалью воды), но приблизительно в 1,5 раза меньше для случая CO₂ лазера (причина – меньшее содержание минеральных компонент) [21].

Пористость эмали (т.е. отношение объёма пор к объёму материала) составляет 0,03, пористость дентина – 0,2.

Эффективность удаления твёрдой ткани зависит от массы параметров, в частности, от плотности мощности лазерного излучения. Подобная зависимость для YAG: Er лазера представлена на рис. 2.2.

Помимо непосредственного разрушения твёрдых тканей зуба существуют и другие механизмы, сопутствующие процессу удаления, которые тоже необходимо учитывать.

При рассмотрении кинетики процесса удаления материала, большую роль играет учёт формирования плазменного слоя над обрабатываемой поверхностью, которое имеет место для импульсов излучения короче 20 мкс [10] (это является следствием очень больших плотностей энергии в начале импульса, т.е. в течение первых 100÷200 нс). Как только плазма сформирована (требуется определённая критическая плотность свободных электронов), она начинает поглощать падающее на поверхность излучение, увеличивая тем самым потери энергии. Таким образом, время, в течение которого облучение поверхности эффективно (т.е. без влияния экранировки его слоем плазмы) составляет не более 2 мкс. Фактически это означает необходимость уменьшения длительности импульсов и увеличения частоты их следования (до величин порядка 300 Гц и более).

Другим путём решения проблемы является модификация импульсного фронта таким образом, чтобы уменьшилось количество энергии, приходящееся на начало его формирования.

Плазменная экранировка не всегда является недостатком в процессе обработки твёрдых тканей зуба. Слой плазмы можно использовать, чтобы осуществлять, например, контроль над толщиной удаляемого слоя, а также, чтобы анализировать спектроскопическими методами состав облучаемой ткани [10].

Для импульсов, длительность которых превышает 20 мкс, вместо поглощения в плазме большую роль будет играть поглощение в эрозионном факеле, сформированном из осколков выброшенного материала над облучаемой поверхностью.

Помимо плазменного экранирования и эрозионного факела для эрбиевых лазеров необходимо также учесть и возможное влияние на ход процесса удаления плёнки воды, присутствующей на поверхности обрабатываемого материала. Вода здесь является либо следствием естественного процесса смачивания, либо намеренного орошения с целью увеличения интенсивности теплоотвода.

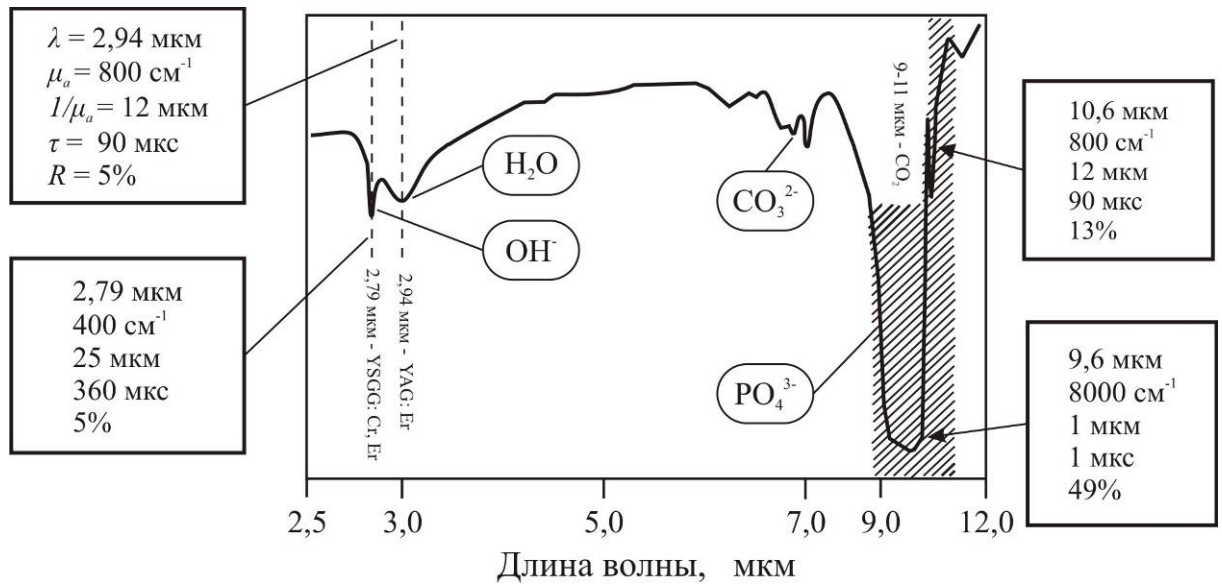


Рис. 2.1. Спектр поглощения эмали зуба.

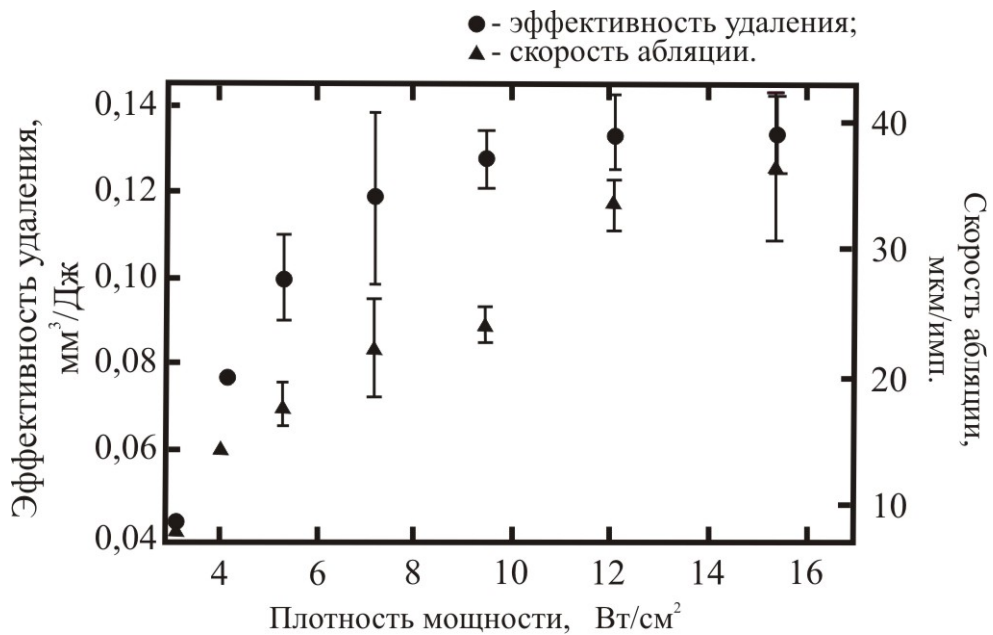


Рис. 2.2. Зависимость эффективности удаления и скорости абляции дентина для случая YAG:Er лазера от различных значений плотности мощности излучения (диаметр пятна лазерного излучения на поверхности порядка 650 мкм).

Исследования показали, что при формировании на поверхности плёнки воды толщиной порядка 1 мм происходило значительное увеличение эффективности удаления материала [24]. Подобный эффект может быть объяснён импульсом отдачи, который вода передаёт поверхности в процессе своего испарения под действием лазерного излучения. Помимо действия на интактную поверхность эмали и дентина данный механизм также способствует и очищению внутренней поверхности кратера от продуктов загрязнения (например, от конденсированных обломков материала).

Существует и другой механизм, сопутствующий облучению, который способен вызвать значительные повреждения в тканях зуба. Это возбуждение в облучаемом материале механических волн расширения и сжатия, приводящий к его растрескиванию [21]. Подобные механические волны являются следствием импульса отдачи, который сообщают поверхности разлетающиеся продукты абляции. Вероятность подобного механизма возрастает при уменьшении длительности импульса. Получена линейная зависимость амплитуды регистрируемых акустических волн от величины вложенной в материал энергии для YAG: Er лазера (см. рис. 2.3; [21]).

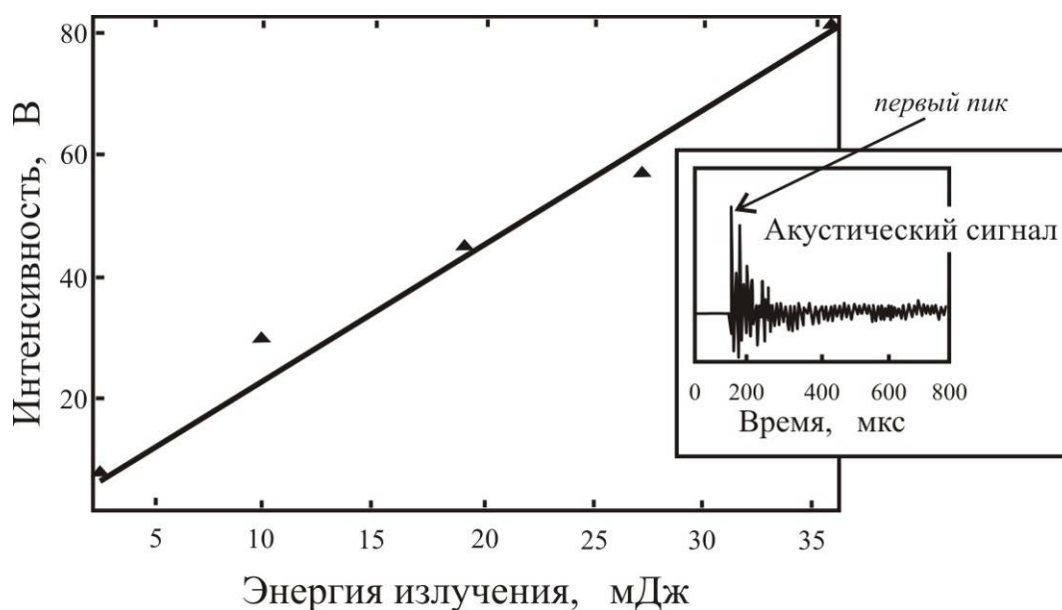


Рис. 2.3. Зависимость интенсивности первого пика регистрируемого при YAG: Er лазерной абляции эмали акустического сигнала от величины вложенной энергии излучения.

Помимо механического повреждения тканей в результате действия ударных волн существует и другой не менее важный фактор опасности – *тепловой*. Остаточное тепло, не удаляемое вместе с продуктами абляции, вызывает:

- повреждение пульпы (максимально допустимый перегрев в пульпе порядка +5,5°C; [6]);
- повреждение твёрдых тканей, прилежащих к месту облучения, что выражается в их растрескивании;

– явление карбонизации (особенно для дентина ввиду большего процентного содержания в нём органических компонент), ухудшающее адгезивные свойства поверхности лазерного кратера и препятствующей эффективному внедрению пломбировочных материалов [15].

Наиболее полно характеризующей взаимодействии интенсивного лазерного излучения с биотканью величиной является *эффективность удаления* биоматериала.

Традиционно эффективность удаления оценивается как отношение объёма удалённого материала к величине суммарно затраченной на это энергии лазерного излучения. Однако в работе [16] произведён расчёт эффективности удаления как отношения объёма удалённого материала на величину так называемой остаточной энергии. Тем самым авторы подчёркивают значение остаточного тепла как ключевого фактора, определяющего возможность удаления твёрдых тканей зуба ввиду опасности их термического повреждения.

Остаточная энергия может быть оценена как энергия падающего излучения за вычетом доли энергии, отражённой или поглощённой в эрозионном факеле либо плазменном слое, а также отданной продуктам абляции. В целом представляется достаточно трудным учесть все вышеупомянутые эффекты для конкретной длины волны и режима облучения. Как правило, такая оценка производится на основе экспериментальных данных.

Так, в работе [16] было проведено измерение остаточной энергии на длинах волн 2,79 мкм, 2,94 мкм, 9,6 мкм и 10,6 мкм при длительностях импульса от 150 нс до 150 мкс. Измерения осуществлялись с учётом дополнительных потерь вследствие испарения, конвекции, излучения с обрабатываемой поверхности, а также с учётом возможной конденсации части абляционного материала. Показано, что чем больше длительность импульса, тем больше величина остаточной энергии. Полученные данные свидетельствуют о наличии оптимальной плотности энергии, при которой эффективность абляционного процесса максимальна. Дальнейший же рост плотности мощности приводил к быстрому формированию над поверхностью образца слоя экранирующей плазмы, в результате чего эффективность удаления биоткани снижалась.

Из полученных данных следует, что в диапазоне 9÷11 мкм для импульсов длительностью 20 мкс и менее минимальная остаточная энергия (~25%) соответствует $\lambda=9,6$ мкм, а для диапазона 2,7÷3,0 мкм минимальная остаточная энергия (~40%) соответствует наносекундным лазерным импульсам. Для традиционных же эрбиевых лазерных систем (режим свободной генерации) уровень остаточной энергии ~50÷60%.

Кроме того, эффективность удаления должна отражать и количество поглощаемой энергии. К примеру, для длин волн 9,3 мкм и 9,6 мкм коэффициенты отражения эмали составляют порядка 50%, в то время как для 10,6 мкм – уже 13%.

Традиционные эффективности удаления для эрбиевых лазеров с длительностью импульса порядка нескольких микросекунд приблизительно совпадают со значениями для CO₂ лазера на 9,6 мкм с длительностью импульса порядка 5 мкс и составляют около 0,05÷0,1 мм³/Дж. С введением иного понятия об эффективности удаления его величина для CO₂ лазера на длине волны 9,6 мкм с длительностью импульса порядка 5 мкс становится в 2÷4 раза выше, чем для эрбиевых лазеров с длительностью импульса порядка 200÷300 мкс [16].

Подобрать оптимальный режим облучения можно, если ввести понятие времени тепловой релаксации, за которое происходит передача поглощённого тканью тепла окружающим место воздействия слоям за счёт действия механизмов теплопроводности:

$$\tau_z = \frac{z^2}{4\alpha}, \quad (1.1)$$

где τ_z – время тепловой релаксации; z – толщина поглощающего слоя; α – коэффициент температуропроводности [15].

Если лазерные импульсы короче времени тепловой релаксации, область нагревания ограничена шириной z . На длине волны 9,6 мкм z составляет около 2÷3 мкм, на 2,94 мкм – порядка 4÷5 мкм. Однако, как уже было отмечено выше, при повышении температуры коэффициент поглощения свободной воды может упасть до одного порядка, следовательно, глубина проникновения излучения значительно возрастёт.

Время тепловой релаксации для эмали на $\lambda=9,6$ мкм определяется величиной порядка 1 мкс, на $\lambda=2,94$ мкм – порядка 20÷30 мкс, на $\lambda=10,6$ мкм – порядка 90 мкс [10].

Подводя итог вышесказанному, отметим ещё раз, что для лазерных импульсов продолжительностью порядка τ_z будет наблюдаться максимальная эффективность удаления материала, в то время как для импульсов значительно короче τ_z плазменное экранирование приведёт к снижению эффективности, а также к генерации в облучаемом материале акустических волн [21].

Использование непрерывного режима облучения является здесь недопустимым вследствие значительных термических повреждений окружающих тканей.

В работе [15] произведена оценка степени термического повреждения дентина при облучении образцов CO₂ лазером на $\lambda=9,6$ мкм и эрбиевым лазером на $\lambda=2,94$ мкм (см. таблицу 2.1). Обращает на себя внимание:

- зона карбонизации наиболее ярко выражена для YAG:Er лазера с длительностью импульса порядка 300 мкс и для CO₂ лазера с длительностью импульса, превышающей 20 мкс;
- уровень термического повреждения в рамках рассмотрения одного лазера возрастает с увеличением длительности импульсов;
- минимальная зона термического повреждения, согласно данным таблицы 2.1, получена для CO₂ лазера, но оказывается, что толщина

удалённого в этом случае биоматериала слишком мала (~8 мкм за один импульс).

Здесь следует также отметить, что минимальная зона термического повреждения для случая YAG:Er лазера получается при наносекундных импульсах излучения.

Таблица 2.1. Зона термического повреждения дентина.

Длина волны, мкм	Длительность импульса, мкс	Зона термического повреждения, мкм
9,6	0,8	10
	9	11
	20	18
	48	21
	56	29
	130	22
2,94	0,5	23
	300	54

3. Модель для анализа температуры при лазерном воздействии на биоткани

Эмаль и дентин в сравнении с обычно изучаемыми в силовой оптике материалами имеют два основных отличия: они обладают очень сильным светорассеянием [3, 6, 10] и существенной гетерогенностью структуры.

Для микрогетерогенных диэлектрических сред обычно рассматриваются механизмы разрушения, приведённые ранее. Все эти механизмы в принципе могут наблюдаться при разрушении зуба, однако в специфическом виде: во-первых, сильное рассеяние приводит к тому, что свет локализуется в очень тонком приповерхностном слое даже для длин волн, для которых коэффициент поглощения эмали либо дентина достаточно мал; во-вторых, сложная гетерогенная, в том числе волноводная [3, 10], структура зуба может привести к специфическому развитию процесса разрушения. Поэтому в зубе возможны новые механизмы разрушения, которые не могут наблюдаться, в частности, в гомогенных средах, например, механизм выборочного фотораспыления органических или неорганических компонент зуба [18].

При анализе механизмов лазерного разрушения зубной ткани прежде всего необходимо выработать наиболее адекватные представления, позволяющие осуществить замену реального зуба некоторой моделью. Необходимо учитывать как сложную геометрическую форму, так и то, что реальный зуб – это сложный неоднородный с точки зрения оптических и теплофизических свойств объект. Причём в процессе лазерного разрушения возможны также локальные изменения вышеперечисленных свойств.

В нашем случае мы будем исходить из следующих допущений:

- теплофизические характеристики для различных частей зуба (эмаль, дентин, пульпа) постоянны и не зависят от температуры;
- при описании оптических свойств примем, что каждая часть зуба характеризуется своими значениями оптических постоянных (коэффициентом поглощения), не зависящими от интенсивности лазерного излучения.

Расчёт светового поля, формирующегося при рассеянии лазерного излучения на неоднородностях зубной ткани (микровключениях, отростках одонтобластов и т.п.), и учёт его при моделировании процесса разрушения представляет собой сложную многопараметрическую задачу. На сегодняшний день такой расчёт чрезвычайно затруднителен ввиду отсутствия достоверной информации об оптических константах твёрдых тканей, и при моделировании процесса теплового разрушения он не будет учитываться. Поэтому мы будем предполагать, что свет в биоткани ослабляется по закону Бугера, не детализируя вклад в постоянную светоослабления рассеяния, поглощения, волноводных эффектов и т.д.

Процесс лазерного разрушения твёрдых тканей зуба человека можно разбить на три стадии, а именно:

- "допороговая" стадия, во время которой не происходит изменение свойств зубной ткани в месте воздействия, при этом разрушение отсутствует, а световое излучение практически полностью преобразуется в тепло;
- "начальная" стадия разрушения, во время которой происходит изменение свойств в месте воздействия и начинается процесс разрушения (данная стадия реализуется при превышении плотности энергии лазерного излучения некоторой пороговой величины);
- стадия "разрушения", при которой плотность энергии лазерного излучения значительно превышает порог разрушения, при этом энергия лазерного излучения расходуется в основном на удаление материала, причём часть тепла здесь выносится с продуктами разрушения.

В настоящее время корректно можно рассмотреть только модель лазерного нагрева (распределение температуры в зубе во время лазерного воздействия), учитывающую реальную геометрию зуба и его теплофизические свойства. Важность этой задачи определяется тем, что в большинстве случаев нагрев сопровождается лазерным разрушением зуба. Поэтому такая модель обязательно является частью полной модели лазерного разрушения. Кроме того, эта модель позволяет определить условия, при которых отсутствует термическое поражение тканей зуба человека (например, определить момент времени, когда достигается предельно допустимый перегрев пульпы зуба).

Для расчёта термического механизма воздействия сначала необходимо учесть, какая доля энергии поглощается биотканью. В соответствии с экспоненциальным законом Бугера–Ламберта, излучение, поглощённое поверхностью образца, вычисляется по формуле:

$$q(x) = (1 - R)q_0 \exp\left(-\int_0^x dx \delta(x)\right), \quad (3.1)$$

где δ – коэффициент поглощения биоткани; R – коэффициент отражения.

Поглощённая световая энергия переходит в тепловую и вызывает нагрев биоткани. Температура, до которой нагреется биоткань, зависит от длительности воздействия, плотности мощности (энергии) излучения, теплофизических свойств ткани и др.

Поглощённая энергия выделяется в слое толщиной $\sim 1/\delta$. Тепло из области воздействия лазерного излучения отводится за счёт теплопроводности в стороны и в глубину материала. Если импульсы излучения имеют малую длительность, то эти потери тепла в результате теплопроводности малы, но они становятся существенными для импульсов с большой длительностью или для малых областей облучения.

Нагрев может протекать с высокой скоростью. Нестационарное температурное поле, изменяющееся как в пространстве, так и во времени, возникает при обработке биоткани импульсным лазерным излучением. Поскольку световая волна проникает вглубь среды, тепловые источники являются объёмными ($q_V(\vec{r}, t)$).

Наиболее проста для аналитического анализа ситуация, когда ткань, облучаемая лазерным пучком, изотропна и гомогенна, а температурные зависимости оптических и теплофизических коэффициентов являются слабыми.

Рассмотрим одномерную модель. Уравнение теплопроводности в этом случае можно представить в следующем виде:

$$k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \rho C_p v \frac{\partial T}{\partial x} + I_0 \delta \exp(-\delta x) = \rho C_p \frac{\partial T}{\partial t}, \quad (3.2)$$

где k – коэффициент теплопроводности; ρ – плотность материала; v – скорость движения границы проплавления; C_p – удельная теплоёмкость при адиабатическом нагреве; I_0 – интенсивность в центре пучка; δ – коэффициент поглощения биоткани.

Уравнению теплопроводности (3.2) должна удовлетворять функция $T(x, t)$, представляющая собой изменение температуры в теле (в уравнении она обозначена как T). Однозначность решения определяется граничными условиями для каждой конкретной задачи нагрева.

Для однозначного решения уравнения (3.2) необходимо задание начальных и граничных условий. Начальные условия определяют физические и теплофизические свойства тела, а также закон распределения объёмных источников теплоты. Граничные условия характеризуют особенности теплового взаимодействия граничной поверхности тела с окружающей средой, а именно: либо с помощью лучеиспускания, либо конвекции, либо испарения. Временные начальные условия определяют распределение температуры в любой точке тела в момент времени $t=0$.

Граничные условия могут быть заданы в различной форме в зависимости от характера процесса. В тех случаях когда на границе тела не происходит никаких процессов с поглощением или выделением теплоты и отсутствует теплообмен излучением, граничные условия заключаются в равенстве температуры и тепловых потоков на границе:

$$T_{mk} = T_{cp}, \quad k_{mk} \cdot \left| \frac{\partial T_{mk}}{\partial n} \right| = k_{cp} \cdot \left| \frac{\partial T_{cp}}{\partial n} \right|. \quad (3.3)$$

Условие (3.3) не очень удобно, так как надо знать ещё и температуру окружающей среды. По этой причине в большинстве практических случаев используются условия, представляющие собой некую идеализацию действительных процессов.

Так, граничное условие I рода состоит в задании распределения температуры на поверхности тела для любого момента времени:

$$T_s = T(\vec{r}_s, t). \quad (3.4)$$

При граничных условиях II рода задаются значения плотности теплового потока для каждой точки поверхности тела как функции координат и времени:

$$q_n(\vec{r}_s) = k_{sT} \cdot \left| \frac{\partial T(\vec{r}, t)}{\partial n} \right| = Aq(\vec{r}_s, t) - q_l(T), \quad (3.5)$$

где A – поглощательная способность материала.

Если $Aq(\vec{r}_s, t) \gg q_l(T)$, то потерями тепла с поверхности можно пренебречь.

Если заданы температура окружающей среды T_{cp} и закон теплообмена между окружающей средой и поверхностью ткани, то говорят, что заданы граничные условия III рода:

$$-k_s \cdot \frac{\partial T_s}{\partial n} = \beta(T_{mk} - T_{cp}), \quad (3.6)$$

где β – коэффициент теплопередачи, характеризующий интенсивность теплообмена между поверхностью тела и окружающей средой [Вт/(м²·К)].

Для решения уравнения (3.2) обратимся к модели, предложенной в работе [22]. Граничные условия здесь представим в виде:

$$T(\infty, t) = 0 \text{ и } T(x, 0) = 0 \quad (3.7)$$

и

$$k \frac{\partial T}{\partial x} \Big|_{x=0} = 0. \quad (3.8)$$

Решение уравнения (3.2) сопряжено со значительными математическими сложностями, поскольку скорость движения границы проплавления также является функцией температуры и имеет следующий вид:

$$v = \sqrt{\frac{KT_s}{2\pi m}} \exp\left(-\frac{L(T_s)}{KT_s}\right), \quad (3.9)$$

где K – константа Больцмана; T_s – температура поверхности; L – удельная энергия испарения; m – масса атома.

Так как скорость движения границы проплавления не является постоянной, то получаем нелинейное уравнение. Аналитическое решение подобной задачи невозможно.

Воспользовавшись квазистатической моделью, в которой положим v постоянной, получим, что тогда уравнение (3.2) можно решить аналитически. Далее, используя полуаналитические итерационные методы, определяем значения v для конкретных T_s , т.е. задача будет более полной.

Применив преобразование Лапласа для уравнения (3.2) и граничных условий, можно получить дифференциальное уравнение второго порядка по времени. Решая данное уравнение и выполняя обратные преобразования, формируем аналитическое выражение для одномерного распределения температуры в облучаемом образце:

$$T(x,t) = \frac{I_0 \delta \alpha}{2C_p(\alpha \delta - \nu)} \cdot \left[\begin{aligned} &4\sqrt{t} \cdot ierfc\left(\frac{x}{2\alpha t} + b\sqrt{t}\right) + \frac{3b^2 + c^2}{2b(b^2 + c^2)} \cdot erfc\left(\frac{x}{2\alpha t} + b\sqrt{t}\right) + \\ &\frac{1}{2b} \exp\left(-\frac{2bx}{\alpha}\right) \cdot erfc\left(\frac{x}{2\alpha t} - b\sqrt{t}\right) - \frac{1}{b-c} \exp(-(\delta x + (b^2 - c^2)t)) \cdot \\ &erfc\left(-\left(\frac{x}{2\sqrt{\alpha t}} + c\sqrt{t}\right)\right) - \frac{1}{b+c} \exp\left(-\frac{x}{\sqrt{\alpha}}(b+c) + (b^2 - c^2)t\right) \cdot \\ &erfc\left(\frac{x}{2\sqrt{\alpha t}} - c\sqrt{t}\right) - \frac{2}{b-c} \exp(-\delta x) \end{aligned} \right], \quad (3.10)$$

$$\frac{\rho \nu L}{4bk} \left[4b\sqrt{\alpha t} \cdot ierfc\left(\frac{x}{2\sqrt{\alpha t}} + b\sqrt{t}\right) - erfc\left(\frac{x}{2\sqrt{\alpha t}} + b\sqrt{t}\right) + \exp\left(-\frac{2bx}{\sqrt{\alpha}}\right) \cdot erfc\left(\frac{x}{2\sqrt{\alpha t}} - b\sqrt{t}\right) \right]$$

где $b = \frac{\nu}{2\sqrt{\alpha}}$; $c = b - \delta\sqrt{\alpha}$; α – коэффициент температуропроводности.

Выражение (3.10) представляет собой полное решение квазистатической модели и может быть положено в основу более сложных решений с использованием итерационных методов.

4. Лазеры, применяемые при обработке твёрдых биотканей

Излучение эрбиевых лазеров на длинах волн 2,79 мкм (YSGG: Cr, Er) и 2,94 мкм (YAG: Er) эффективно поглощается свободной и связанной водой, содержащейся в твёрдых тканях. Данные лазеры могут работать либо в импульсном режиме свободной генерации, с длительностью импульса порядка нескольких микросекунд, либо в режиме модулированной добротности, с длительностью импульса до сотен наносекунд. Минимальные значения остаточной энергии и размеров зоны термического повреждения получены для данных лазеров в режиме модулированной добротности [10, 15, 16]. Максимальная эффективность удаления тканей при этом составляла $\sim 0,1 \text{ мм}^3/\text{Дж}$ [25].

Однако исследования [21] выявили также значительные механические повреждения облучаемых тканей, соответствующие режиму облучения наносекундными импульсами эрбиевых лазеров. Кроме того, необходимо учитывать, что слишком короткие импульсы (длительностью значительно меньше времени термической релаксации) способствуют эффективной ионизации воздуха над облучаемой поверхностью, тем самым снижая эффективность абляции. Таким образом, наибольшее применение нашли эрбиевые лазеры с микросекундной, а не наносекундной длительностью импульса.

YAG: Er лазер (длина волны 2,94 мкм, длительность импульса 200÷300 мкс) используется для удаления кариеса, подготовки эмалевой и дентинной поверхностей к пломбированию, стерилизации корневого канала [4–6, 14, 15, 16].

Преимущества здесь по сравнению с классическим инструментарием следующие:

- формирование в эмали и дентине кратеров с чистой внутренней поверхностью и чёткой каймой;
- болевые ощущения отсутствуют (т.е. анестезия не требуется);
- излучение обладает антисептическим действием и способствует дезактивации эндотоксинов [4].

Также посредством применения излучения YAG: Er лазера получены удовлетворительные результаты по удалению зубного камня [4]. Однако здесь отсутствует селективность удаления зубного камня, так как дентин и цемент тоже хорошо поглощают на длине волны 2,94 мкм.

YSGG: Cr, Er лазер (длина волны 2,79 мкм, длительность импульса 100÷300 мкс) используется при удалении кариеса, нанесении насечек на эмаль (например, при подготовке поверхности зуба под керамический винир), подготовке корневого канала к пломбированию [4, 6, 16]. Его излучение хорошо поглощается твёрдыми тканями зуба. Поверхность формируемого кратера грубая, шероховатая, но микротрещины практически отсутствуют, также отсутствует и смазанный слой [4]. Излучение обладает

ярко выраженным бактериостатическим эффектом [4]. Местная анестезия, как правило, не требуется.

Недостатки YSGG: Cr, Er лазера:

- при нанесении насечек на эмаль сложно контролировать прочность сцепления виниров на сдвиг;
- с целью обеспечения максимальной герметизации при использовании стоматологических смол после такой лазерной обработки кратера требуется его химическое протравливание [4].

СО₂ лазеры, работающие на отдельных длинах волн, попадающих в диапазон 9÷11 мкм, эффективно поглощаются минеральной составляющей твёрдых тканей зуба. Так, например, в работах [10, 15, 16] показано, что можно добиться высоких эффективностей удаления материала для лазерных импульсов длительностью порядка 20 мкс с приемлемыми значениями зон термического повреждения и при отсутствии механических повреждений вследствие генерации акустических волн. В [10] получены эффективности абляции, превосходящие эффективность для эрбиевых лазеров, – до 1 мм³/Дж.

Длина волны 9,6 мкм представляется перспективной ввиду максимального коэффициента поглощения излучения тканями зуба и наименьшего времени термической релаксации. Порог абляции для 9,6 мкм составляет 0,5 Дж/см² [10].

Широкому распространению эрбиевых и СО₂ лазеров препятствует отсутствие эффективной системы доставки излучения. На сегодняшний момент для транспортировки излучения данного диапазона используют зеркально–линзовые системы [4], т.е. реализована лишь бесконтактная методика обработки. На практике это означает снижение тактических возможностей врача–стоматолога, использующего такую систему.

На данный момент высокоинтенсивное излучение эрбиевых лазеров наиболее широко применяется для препарирования кариозных полостей, расширения корневых каналов, удаления остатков пломб и вкладок, осуществления деструкции кости [1, 4, 5].

СО₂ лазер получил меньшее распространение, однако тоже используется для обработки твёрдых тканей зуба, а также кости [11, 15, 16].

Кроме того, в литературе имеются данные о применении YAG: Nd лазера на длине волны 1,064 мкм для удаления кариеса на начальной стадии [4, 12, 13], но поскольку это излучение хуже поглощается тканями зуба, то, с одной стороны, он уступает эрбиевым лазерам по производительности, а с другой стороны, повышается вероятность термического повреждения пульпы.

Основным же преимуществом здесь является возможность селективного удаления кариозной ткани, которая поглощает излучения на 1,064 мкм лучше, чем интактная эмаль, а также простота транспортировки излучения (используются кварцевые световоды).

5. Воздействие высокоинтенсивного лазерного излучения на мягкие биоткани. Лазерная низкоинтенсивная терапия в стоматологии

К мягким биотканям относят кожу, слизистую оболочку полости рта, мышечную ткань. Мягкие биоткани отличаются от твёрдых в первую очередь более высоким содержанием воды (до 60÷80%). Основным механизмом лазерного разрушения здесь является *тепловой*.

Так, увеличение температуры приводит к разрыву водородных и др. связей, в результате чего нарушается строение молекул облучаемой ткани, наблюдается коагуляция белковых образований. Дальнейший рост температуры способствует испарению жидких сред (например, тканевой и межклеточной жидкостей), а затем к обугливанию органических компонентов живой материи и выгоранию карбонизированного каркаса [19]. Коагуляция наблюдается при +60÷70°C, денатурация при +65÷90°C, вакуолизация при +90÷100°C, испарение и карбонизация при температурах, превышающих +100°C.

Высокоинтенсивное лазерное излучение для рассечения мягких тканей и для их коагуляции применяют в следующих областях стоматологии:

- малой хирургии полости рта (френотомии, иссечении папиллом, биопсии, остановке кровотечений);
- пародонтологии (для обработки пародонтальных карманов, для гингивотомии, для гингивэктомии, для гингивопластики);
- эндодонтии (при стерилизации корневых каналов);
- имплантации [1, 4–6].

В хирургии наиболее часто используют CO₂ лазеры. Их достоинствами являются:

- ярко выраженный гемостатический эффект, позволяющий хирургу осуществлять бескровную операцию;
- возможность быстрого и эффективного удаления практически без повреждения нижележащих тканей;
- отсутствие болевых ощущений.

К недостаткам следует отнести:

- медленный процесс регенерации ткани после проведения операции (обработанная лазером биоткань приобретает тёмно–коричневый (или чёрный) цвет, что связано с наличием карбонизированного остатка, для вымывания которого требуется от 10 до 14 дней, после чего восстанавливается нормальный оттенок [4–6];
- зеркально–линзовая система доставки излучения, из–за чего позволительна реализация лишь бесконтактной методики лазерного воздействия, что приводит к ограничению возможностей хирурга.

YAG: Nd лазеры тоже обеспечивают гемостатический эффект в зоне обработки. Также для излучения на длине волны 1,064 мкм не требуется значительных затрат на системы доставки излучения к объекту, так как могут быть использованы кварцевые волоконные световоды.

К недостаткам следует отнести значительную глубину проникновения излучения, что приводит к обширным термическим повреждениям окружающих место воздействия тканей, а также медленный процесс послеоперационной регенерации [5]. Кроме того, следствием недостаточно высокого коэффициента поглощения излучения тканями является низкая эффективность их удаления. Для увеличения эффективности были предложены методы дополнительного окрашивания поверхности фотоабсорбентами [1].

По сравнению с вышерассмотренными лазерами излучение YAG: Ho лучше поглощается мягкими тканями. Излучение обладает бактерицидным действием, однако не может быть использовано для обеззараживания имплантантов, так как может повредить их поверхность [4, 5].

GaAs лазер (диодный) по результату воздействия очень близок к YAG: Nd лазеру. Преимущества: излучение может быть транспортировано посредством кварцевого световода (дешёвый и достаточно эффективный метод доставки).

Ar лазер обеспечивает хороший гемостатический эффект, излучение проникает в мягкие ткани на достаточно малую глубину, так как эффективно рассеивается и поглощается [4–6].

В литературе также имеются сведения о потенциальной возможности использования для препарирования мягких тканей YSGG: Cr, Er и YAG: Er лазеров, что связано с хорошим поглощением их излучения водой [4]. Однако очень часто (например, при операциях на десне) необходимо обеспечить селективное удаление мягкой ткани, не затрагивая при этом твёрдые (эмаль, дентин) [6], что с помощью эрбиевых лазеров весьма проблематично.

В настоящее время изучены лишь некоторые аспекты механизма биологического и терапевтического действия низкоинтенсивного лазерного излучения. В основе большинства стоматологических заболеваний лежит такой патологический процесс, как воспаление [1]. Нарушения процессов метаболизма, микроциркуляции и пролиферации являются важнейшими звеньями патогенеза воспаления и определяют характер его течения и исхода. Низкоинтенсивное лазерное излучение способно воздействовать на воспалительный процесс, вызывая в организме общий и местный эффекты.

Общие эффекты выражаются в увеличении неспецифических гуморальных факторов защиты (комплемент, интерферон, лизоцим), общей лейкоцитарной реакции, стимуляции костномозгового кроветворения, повышении фагоцитарной активности микро- и макрофагальной систем. Возникает десенсибилизирующий эффект, происходят активация иммунокомпетентной системы, клеточной и гуморальной специфической иммунологической защиты, повышение общих защитно-приспособительных реакций организма [1].

Местные эффекты определяются основными элементами воспалительной реакции: экссудация, альтерация, пролиферация.

Экссудация – это дилатация сосудов, активация микроциркуляции с последующей вазоконстрикцией, предотвращение развития фазовых нарушений микроциркуляции и нормализация кровообращения в сочетании с нормализацией проницаемости сосудистой стенки (сосудисто–тканевого барьера), уменьшение отёка ткани. Под влиянием низкоинтенсивного излучения происходит оптимальное формирование нейтрофильного и моноцитарного барьеров, повышение фагоцитарной активности микро– и макрофагов, продукции бактерицидных субстанций и стимуляторов роста, стимуляция пролиферации, активация барьерных свойств слизистой оболочки рта.

Альтерация – это активация функций митохондрий и других органелл клеток, метаболизма с увеличением потребления кислорода и активацией тканевого дыхания. Одновременно подавляются анаэробные процессы, предотвращается развитие ацидоза и вторичных дистрофических изменений, в итоге облегчается регенерация повреждённых тканей.

Пролиферация – это стимуляция системы ДНК–РНК–белок, увеличение митотической (пролиферативной) активности клеток, активация реакции соединительной ткани. Морфологически клеточная реакция проявляется в ускорении и усилении образования фибробластического барьера (на фоне выделения стимуляторов роста), стимуляции образования грануляционной ткани, ускорении созревания фибробластов, активации образования коллагеновых волокон и созревания грануляционной ткани. В результате происходят быстрая и более физиологичная эпителизация, ускоренная и полноценная регенерация слизистой оболочки в области поражения [1].

Терапевтическое действие (стимуляция) процессов регенерации ткани выражается в активации системы ДНК–РНК–белок, усилении синтеза нуклеиновых кислот и ядерных белков, возрастании массы ядра, увеличении синтеза цитоплазматических белков и накоплении их в период интерфазы до критического уровня. Происходят стимуляция митозов, ускоренное и увеличенное размножение клеток соединительной ткани, эпителия [1].

На рис. 5.1 представлен механизм действия излучения гелий–неонового лазера (ИГНЛ) на клетку [1].

Рис. 5.2 иллюстрирует механизм общего действия ИГНЛ на организм [1].

Диапазон характерных плотностей мощности в области терапии от $0,1 \div 200$ мВт/см² [1], однако одной из особенностей действия низкоинтенсивного излучения является резкая зависимость величины и даже знака эффекта от дозы облучения и функционального состояния биологического объекта. Позитивный стимулирующий эффект проявляется, как правило, в узком интервале доз облучения, а затем исчезает или даже сменяется угнетающим.

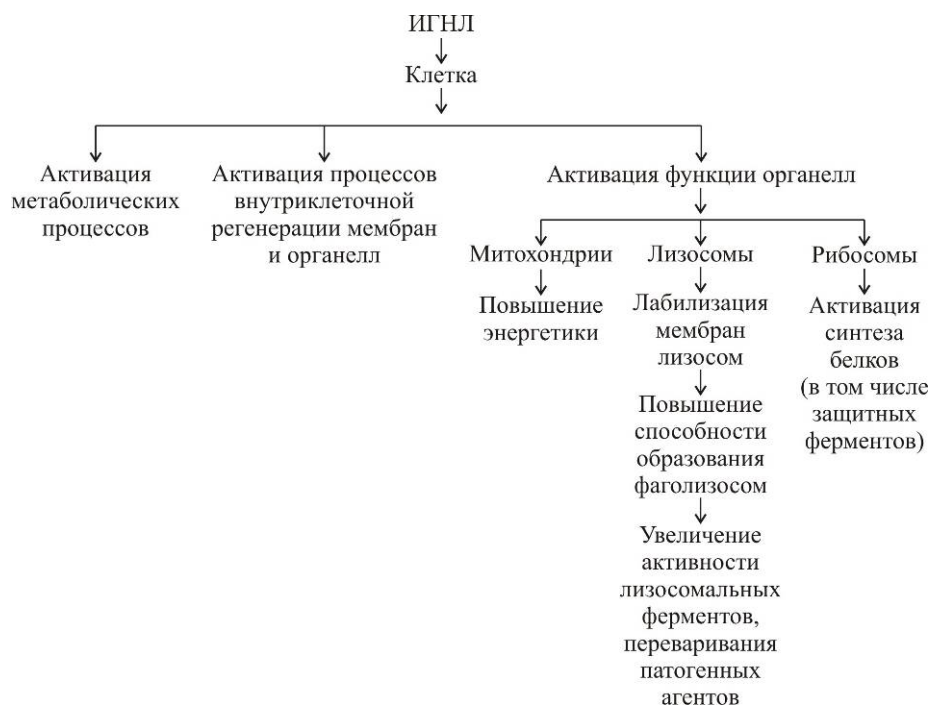


Рис. 5.1. Влияние ИГНЛ на механизм повышения резистентности клеток при их повреждении.

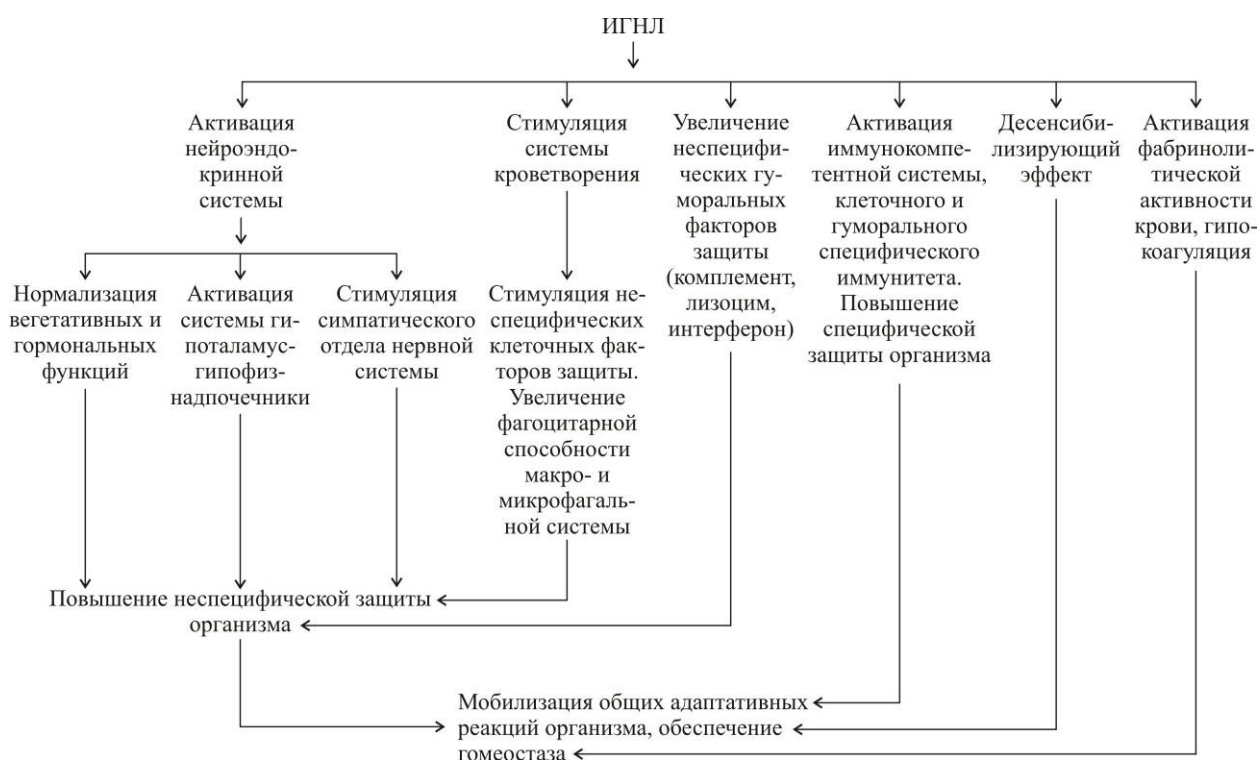


Рис. 5.2. Механизм воздействия ИГНЛ на организм в целом.

Выявлены [1] следующие закономерности для излучения гелий–неонового лазера: в диапазоне $0,1 \div 50$ мВт/см² наблюдалось повышение пролиферативной активности клеток слизистой оболочки полости рта в $2,5 \div 7,5$ раз в зависимости от экспозиции и кратности облучения, а при больших величинах (свыше 400 мВт/см²) наблюдалось ингибирующее действие. Оптимальный эффект стимуляции клеточной пролиферации выявлен при плотности мощности $0,1 \div 50$ мВт/см² и экспозиции от 30 с до 30 мин. При повышении кратности облучения эффект стимуляции увеличивается и пролонгируется до определённого предела, после которого наблюдается ингибирование клеточной пролиферации. Причём, например, излучение аргонового лазера с длиной волны 0,51 мкм такого эффекта не даёт.

Так как до настоящего времени по–прежнему не объяснены механизмы терапевтического действия низкоинтенсивного лазерного излучения (НИЛИ) на организм человека и не определена природа его эндогенного хромофора, то до сих пор нет и научнообоснованного метода выбора доз облучения [1]. Внедрение низкоинтенсивной терапии в клиническую практику идёт преимущественно эмпирическим путём.

Существует ряд теорий, пытающихся объяснить механизмы терапевтического действия низкоинтенсивного излучения. Так, например, основные положения гипотезы мембранного механизма действия излучения на клетку можно представить следующим образом:

1. Хромофорами лазерного излучения в красной области спектра являются эндогенные порфирины. Они способны интенсивно поглощать свет в этой области спектра и хорошо известны как фотосенсибилизаторы. Содержание порфиринов в организме увеличивается при многих заболеваниях и патологических состояниях человека. В этом случае мишенями лазерного воздействия становятся клетки (лейкоциты, липопротеины крови и т.п.), содержащие порфирины.
2. Порфирины, поглощая световую энергию НИЛИ, индуцируют фотосенсибилизированные свободнорадикальные реакции, приводящие к инициации перекисного окисления липидов (ПОЛ) в мембранах лейкоцитов и в липопротеинах с образованием первичных и вторичных продуктов ПОЛ. Накопление в мембранах продуктов ПОЛ (гидроперекисей и т.п.) способствует увеличению ионной проницаемости, в том числе и для ионов Ca^{2+} .
3. Увеличение содержания ионов Ca^{2+} в цитозоле лейкоцитов запускает Ca^{2+} зависимые процессы, приводящие к праймингу клеток, что выражается в повышении уровня их функциональной активности, в повышенной продукции различных биологически активных соединений (оксид азота, супероксид–анион–радикал кислорода, гипохлорит–анион и др.).

Некоторые из таких соединений обладают бактерицидным эффектом, другие способны влиять на микроциркуляцию крови. Например, оксид азота

является предшественником так называемого Endothelium Derived Relaxing Factor (EDRF) – фактора, расслабляющего эндотелий сосудов, который приводит к вазодилатации последних и к улучшению микроциркуляции, что является основой для большинства благотворных клинических эффектов лазерной терапии.

Показания к применению низкоинтенсивного лазерного излучения в области терапевтической стоматологии могут быть сведены к лечению заболеваний пародонта и слизистой оболочки полости рта (главным образом воспалительного характера), пульпитов и периодонтитов, одонтогенных воспалительных процессов (альвеолит, периостит, абсцессы и флегмоны), остеомиелита и переломов челюстей, невралгии тройничного нерва, предопухольных заболеваний слизистой оболочки полости рта и губ, а также стимуляция заживления послеоперационных ран, травм, ожогов.

Противопоказания определяют на основе общих противопоказаний к применению физиотерапевтических светолечебных средств. Сюда относятся: тяжелопротекающие заболевания сердечно–сосудистой системы, нарушение сердечного ритма, атеросклеротический кардиосклероз с выраженным нарушением коронарного кровообращения, церебральный склероз с нарушением мозгового кровообращения, аневризма аорты, недостаточность кровообращения II степени, заболевания нервной системы с резко повышенной возбудимостью, заболевания крови, гипертиреоз, выраженная и тяжёлая стадия эмфиземы лёгких, функциональная недостаточность почек, злокачественные опухоли, тяжёлая степень сахарного диабета в некомпенсированном состоянии или при неустойчивой компенсации и др. [1].

Самым популярным лазером в области низкоинтенсивной терапии в настоящее время является He–Ne лазер [1]. Кроме того, в терапевтических целях (например, для лечения язв ротовой полости) могут использоваться и такие лазеры как CO₂, YAG: Nd, YAG: Но при низких плотностях мощности (энергии) излучения [4, 17]. Ряд авторов [1] сообщают, что применение излучения He–Ne лазера при лечении заболеваний пародонта и слизистой оболочки полости рта с учётом формы и стадии патологического процесса с дифференцированным варьированием плотности мощности, экспозиции, кратности облучения и интервалов между ними даёт высокий лечебный эффект.

6. Эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека излучением YAG: Er лазера

В настоящей главе мы рассмотрим, как эффективность удаления эмали и дентина зуба человека зависит от плотности энергии, длительности импульса YAG: Er лазера, геометрического фактора и метода водяного орошения зуба.

Для исследования влияния плотности энергии на эффективность удаления эмали и дентина была использована экспериментальная установка, схема которой представлена на рис. 6.1 (блок "А"). Плотность энергии лазерного излучения на поверхности изучаемого объекта изменялась посредством ослабителя Френеля.

Обработка зубной ткани проводилась сериями из десяти лазерных импульсов ($N_p=10$) длительностью 140 мкс, следующих с частотой 1 Гц. Водяное орошение не применялось. В ходе эксперимента было исследовано 100 образцов (резцы). Для получения одной реализации проводилось усреднение по критерию Стьюдента при количестве измерений для каждой точки $n > 10$.

Зависимость эффективности удаления эмали и дентина от плотности лазерной энергии W_E представлена на рис. 6.2. Видно, что её величина нелинейно растёт, а при значениях $W_E > 85$ Дж/см² имеет тенденцию к насыщению. В среднем же эффективность удаления дентина в 3÷4 раза выше, чем эмали. Следует также отметить наличие карбонизации дентина и образование трещин у поверхности лазерной полости в эмали при $W_E > 150$ Дж/см². Карбонизация и трещинообразование свидетельствуют о значительном повреждении биотканей, окружающих зону обработки.

Тенденцию к насыщению, по-видимому, можно объяснить модификацией поверхности лазерного кратера после каждого импульса, которая приводит к изменению её оптико-физических свойств, а также снижением величины плотности энергии излучения при удалении плоскости обработки от перетяжки. Для оценки качества лазерных полостей в зубных тканях использовалась сканирующая электронная микроскопия (SEM). В результате было выявлено следующее:

- при близких к пороговым плотностям энергии наблюдалось значительное термическое повреждение тканей, свидетельствующее о неприемлемости этого режима обработки;
- при $W_E > 150$ Дж/см² были видны макротрещины, что также является недопустимым;
- при $85 \text{ Дж/см}^2 \leq W_E \leq 150 \text{ Дж/см}^2$ термическое повреждение тканей практически отсутствовало, макротрещины не наблюдались.

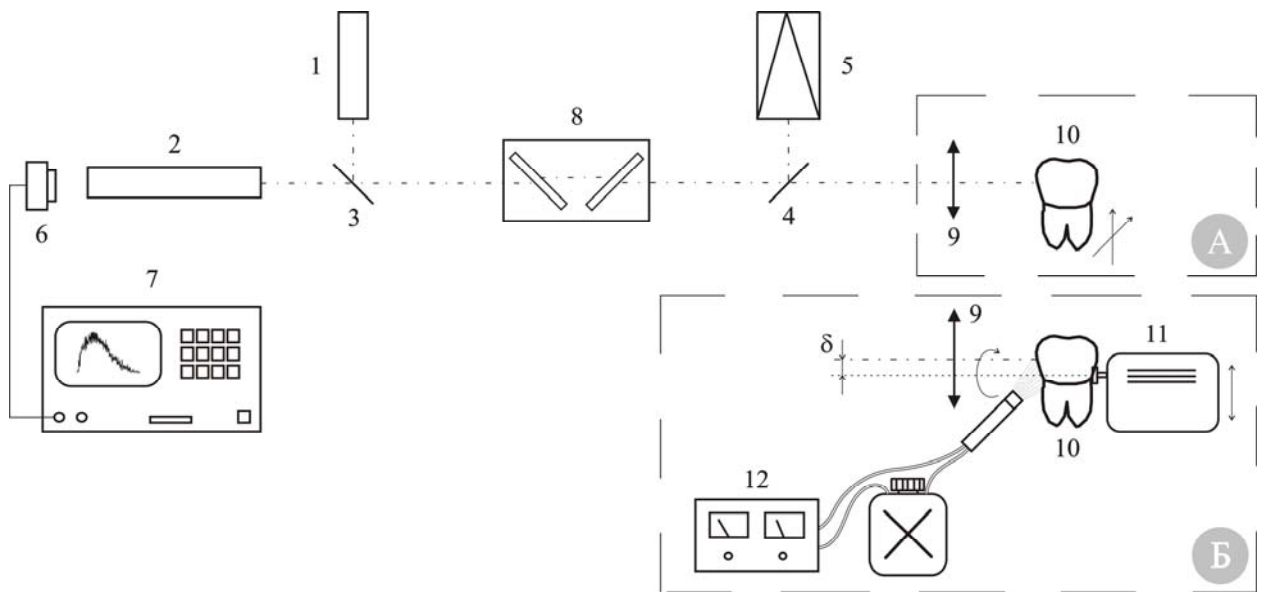


Рис. 6.1. Схема экспериментальной установки: (1) – пилотный вспомогательный лазер; (2) – YAG:Er лазер; (3) и (4) – светоделители; (5) – измеритель мощности и энергии лазерного излучения; (6) – фотоприёмник; (7) – осциллограф; (8) – ослабитель Френеля; (9) – фокусирующая линза; (10) – объект исследования (зуб человека); (11) – электродвигатель вращения; (12) – система аэрозольного водяного орошения.

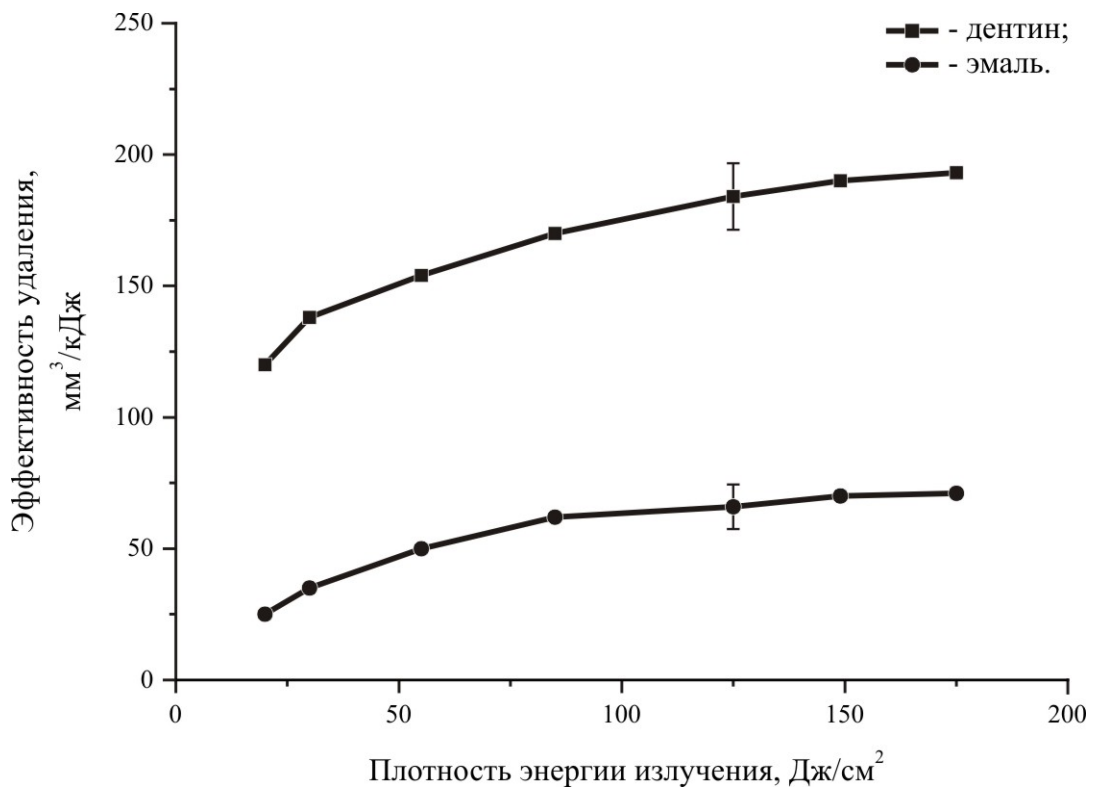


Рис. 6.2. Зависимость эффективности удаления дентина и эмали от плотности энергии излучения YAG:Er лазера ($\tau=140$ мкс, $\nu=1$ Гц, $N_p=10$, без применения водяного орошения).

Интересной является динамика поведения эрозионного факела при обработке эмали и дентина с различными плотностями энергии излучения. Установлено, что при энергиях, близких к пороговой (~ 15 Дж/см²), задержка момента начала разрушения материала может составлять по отношению к лазерному импульсу величину для эмали 150 мкс, а для дентина 60 мкс. При этом если принять полную энергию лазерного импульса за единицу, то тогда доля энергии, затраченная на инициализацию процесса лазерного разрушения, в случае эмали составит 0,5 от падающей энергии, что находится в удовлетворительной корреляции с порогом разрушения данной ткани, а для дентина – величину 0,08, что можно объяснить значительным превышением плотности энергии излучения над пороговой. При использовании же более высоких плотностей энергии ($W_E \sim 100$ Дж/см²) величина задержки может составлять для эмали 70 мкс, а для дентина – 30 мкс. Соответствующие интегралы при этом составляют 0,04 и 0,02.

Таким образом, для излучения YAG: Er лазера оптимальные (с точки зрения высокой эффективности при низком уровне травматизма) режимы удаления твёрдых зубных тканей реализуются в диапазоне плотностей энергии $85 \text{ Дж/см}^2 \leq W_E \leq 150 \text{ Дж/см}^2$.

Для исследования влияния величины длительности лазерного импульса на эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека была использована схема экспериментальной установки, представленной на рис. 6.1 (блок "А").

Длительность светового импульса варьировалась здесь путём изменения величины разрядной ёмкости блока питания в диапазоне от 140 мкс до 500 мкс. Удаление зубной ткани проводилось сериями из десяти лазерных импульсов ($N_p=10$) с плотностью энергии порядка 120 Дж/см^2 , следующих с частотой 1 Гц. Водяное орошение не применялось. В ходе эксперимента было исследовано 80 образцов (резцы). Для получения одной реализации проводилось усреднение по критерию Стьюдента при количестве измерений для каждой точки $n > 10$.

Зависимость эффективности удаления эмали и дентина зуба человека от длительности импульса излучения YAG: Er лазера представлена на рис. 6.3. Видно, что сокращение длительности импульса в 3,5 раза привело к увеличению эффективности удаления зубных тканей, а именно: для эмали примерно в 1,5 раза, а для дентина в 2 раза.

Способы формирования лазерным излучением полостей в зубе находятся в стадии исследования. Согласно литературным данным, минимальный поперечный размер лазерного кратера в эмали или дентине, образованный излучением YAG: Er лазера, может достигать 10 мкм. Очевидно, что указанные параметры недостижимы для механических инструментов. Если необходимо сформировать полость с обычными при терапии кариеса поперечными размерами ($D > 1$ мм), то возможны следующие подходы:

- образование полости лазерным пучком с диаметром в плоскости обработки d , равным диаметру полости D (рис. 6.4а);
- непрерывное сканирование поперечного сечения формируемой полости лазерным пучком с диаметром $d < D$ (рис. 6.4б);
- удаление материала лазерным пучком d по контуру границы полости D (рис. 6.4в).

Первый метод требует увеличения энергии лазерного импульса пропорционального D^2 , что повышает опасность термической травмы пульпы и ограничивает по этой причине скорость обработки. Кроме того, энергия лазерных импульсов лимитируется лучевой стойкостью системы доставки излучения. Поэтому наибольший практический интерес имеют методы сканирования и формирования контура.

Для моделирования описанных выше методов удаления зубных тканей, была использована схема, представленная на рис. 6.1 (блок "Б"). Лазерная обработка эмали и дентина проводилась импульсами с плотностью энергии 100 Дж/см^2 и длительностью 140 мкс. Водяное орошение не применялось. Для изменения диаметра получаемых в зубной ткани под действием излучения лазера полостей варьировалось расстояние между осью вращения образца и оптической осью системы δ . В ходе эксперимента было исследовано 95 образцов (резцы). Для получения одной реализации проводилось усреднение по критерию Стьюдента при количестве измерений для каждой точки $n > 10$.

Отметим следующие экспериментальные факты:

- если препарат не вращать (или когда его ось вращения строго совпадает с оптической осью, т.е. при $\delta=0$), то образовывается полость с диаметром $D=d$;
- если при вращении смещать ось вращения относительно оптической ($\delta_0 > \delta > 0$), то диаметр образуемой в зубной ткани полости увеличивается, т.е. $D > d$, а материал из зоны обработки под действием лазерного излучения полностью удаляется;
- при дальнейшем отклонении между осями материал в центре перестаёт облучаться и образуется "кольцо", из которого в определённый момент обработки $\delta = \delta_0$ центральная часть (или сформированный под действием излучения керн) удаляется самостоятельно без какого-либо постороннего механического вмешательства;
- при $\delta > \delta_0$ "самоудаление" керна зубной ткани прекращается;
- при $\delta \gg \delta_0$ вырабатываемое излучением в зубной ткани "кольцо" перестаёт быть сплошным и разделяется на отдельные отверстия диаметром d каждое.

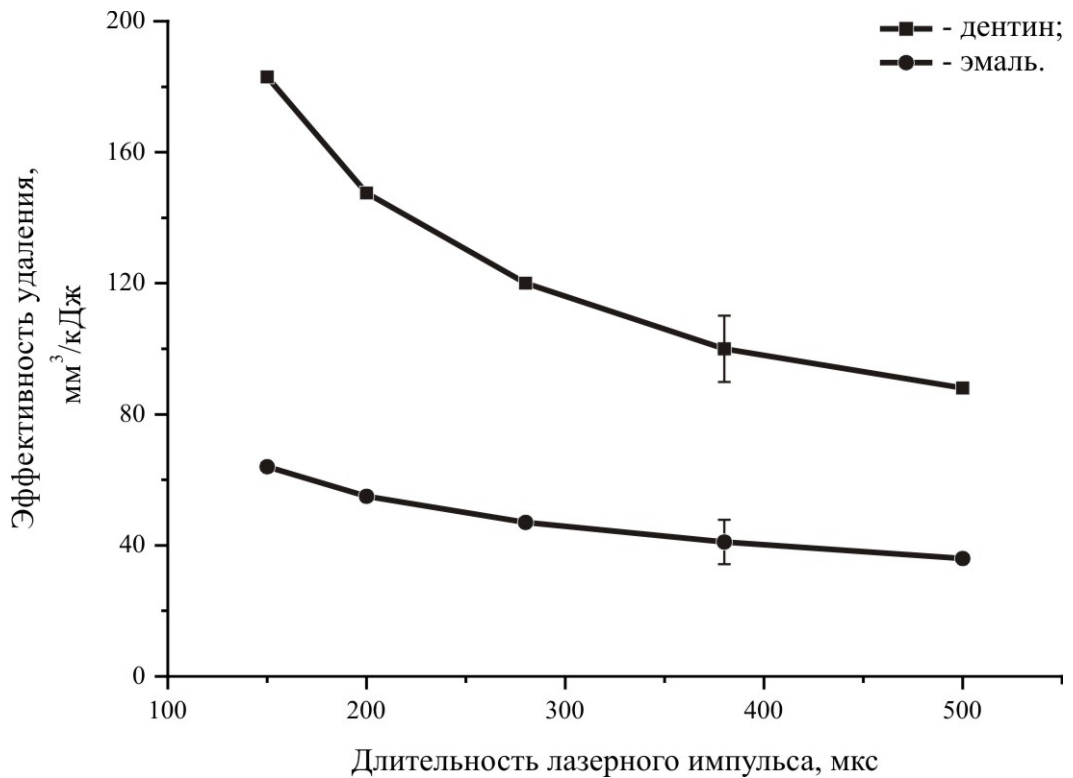


Рис. 6.3. Зависимость эффективности удаления дентина и эмали от длительности импульса излучения YAG:Er лазера ($W_E=120$ Дж/см², $\nu=1$ Гц, $N_p=10$, без применения водяного орошения).

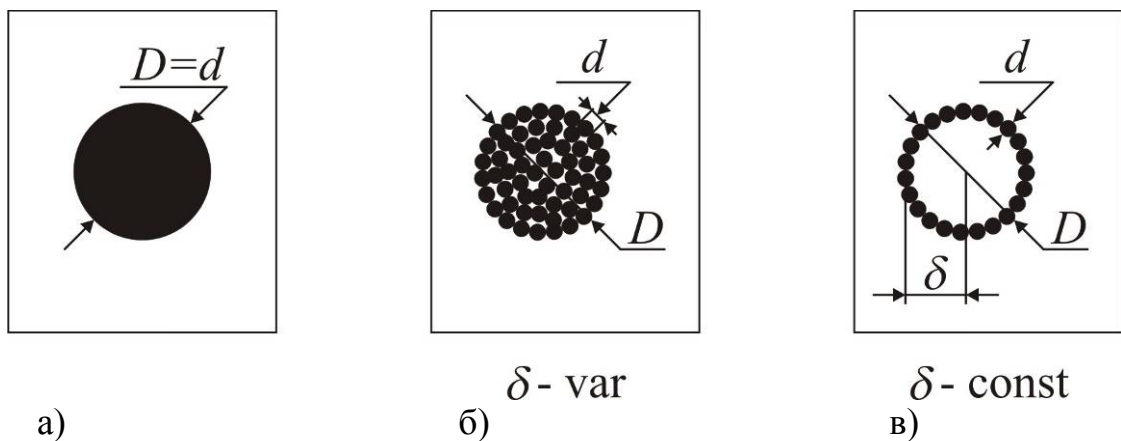


Рис. 6.4. Методы формирования лазерной полости: (а) – одновременное облучение всей полости; (б) – сканирование; (в) – формирование контура.

Таким образом, было установлено, что эффективность удаления твёрдых тканей зуба зависит от величины δ , а при выполнении условия $\delta = \delta_0$ эффективность удаления как эмали, так и дентина увеличивается соответственно на 100% и 50%. Основным механизмом при удалении кернов из зоны облучения может являться образование трещин в зубной ткани между соседними лазерными отверстиями.

Для охлаждения зуба при лазерной обработке применяют *водяное орошение*. Водяное орошение может быть непрерывным и импульсным. Далее мы представим результат сравнительного исследования эффективности удаления эмали и дентина при использовании непрерывного и импульсного водяных орошений.

Итак, обработка зубной ткани проводилась лазерными импульсами с плотностью энергии 120 Дж/см^2 , длительностью 140 мкс, следующих с частотой 1 Гц (рис. 6.1 блок "Б"). Длительность водяного орошения в импульсном режиме составила величину порядка 10 мс. В ходе эксперимента было исследовано 200 образцов (резцы). Для получения одной реализации проводилось усреднение по критерию Стьюдента при количестве измерений для каждой точки $n > 10$.

В таблице 6.1 приведены результаты измерения эффективности удаления эмали и дентина ($N_p = 10$), полученные при трёх ситуациях, а именно: без водяного орошения, с непрерывным водяным орошением и с орошением водяными импульсами, следующими с задержкой в 10 мс относительно начала лазерного импульса. Расход воды при обоих типах ирригации был одинаков и составлял величину порядка 2,5 мл/мин.

В ходе эксперимента отмечалось, что при обработке без водяного орошения наблюдается карбонизация дентина и оплавление эмали. При применении же обоих типов ирригации подобные термические поражения тканей отсутствовали. Кроме того, с точки зрения производительности:

- а) для дентина применение непрерывного орошения по сравнению со случаем, когда оно не использовалось, снизило эффективность обработки примерно на 20%, а применение импульсного не оказало существенного влияния;
- б) для эмали применение как непрерывного, так и импульсного водяного типов орошения привело по сравнению со случаем, когда оно не использовалось, к увеличению эффективности обработки на 50 и 80% соответственно.

При анализе параметров лазерных кратеров было отмечено, что по сравнению с обработкой без водяного орошения:

- для дентина:
 - величина диаметра кратера при непрерывном орошении мало изменилась, при импульсном же возросла в среднем на 15%;
 - глубина кратера как при непрерывном, так и при импульсном орошении уменьшилась в среднем на 30 и 20% соответственно;
- для эмали:

- величина диаметра кратера при обоих типах орошения возросла (в среднем на 25% при непрерывной и на 45% при импульсной);
- глубина кратера при обоих типах орошения практически не изменилась.

В случае без водяного орошения стенки лазерного кратера были покрыты оплавленными продуктами обработки. Это может, по-видимому, приводить к снижению скорости удаления материала, т.к. лазерное излучение воздействует уже на видоизменённые в результате обработки зубные ткани. Обращает на себя внимание также факт наличия макротрещин. При водяном же орошении (причём как непрерывном, так и импульсном) продукты лазерной обработки в зубной полости отсутствовали.

В рамках данных исследований было рассмотрено влияние величины задержки t_3 между началом водяного импульса и началом лазерного на эффективность обработки зубного материала. В таблице 6.2 приведены значения эффективности удаления дентина сериями из десяти лазерных импульсов с использованием импульсного водяного орошения при трёх значениях t_3 , которые подбирались таким образом, чтобы водяной импульс поступал на поверхность зуба сразу после лазерного (при $t_3 = 10$ мс), вместе с ним (при $t_3 = 20$ мс) и перед его приходом (при $t_3 = 970$ мс). Расход воды во всех случаях составил величину 2,5 мл/мин.

На рис. 6.5 приведена зависимость эффективности удаления эмали и дентина сериями из десяти лазерных импульсов от объёмного расхода хладагента. Видно, что эффективность удаления для эмали при определённом значении расхода хладагента имеет максимум (при 2,5 мл/мин. величина эффективности удаления эмали возросла на 50% по сравнению со случаем, когда водяное орошение не использовалось, т.е. при 0 мл/мин.). Подобная же зависимость для дентина с увеличением количества воды носит убывающий характер. Таким образом, можно предположить существование оптимальной для конкретных параметров лазера и системы ирригации толщины водяной плёнки.

В рамках данных исследований была рассмотрена также динамика удаления эмали и дентина при увеличении количества лазерных импульсов. Использовалась импульсное водяное орошение с $t_3 = 10$ мс относительно лазерного излучения. Расход воды был 2,5 мл/мин. На рис. 6.6 представлена зависимость относительной эффективности удаления эмали и дентина (отношение эффективности к ее максимальному значению) от количества лазерных импульсов.

Видно, что:

- наибольшая эффективность наблюдается для первого лазерного импульса, а далее с увеличением N_p величина эффективности удаления уменьшается. Это может быть связано, с одной стороны, с постепенным отдалением дна кратера от плоскости перетяжки лазерного пучка при каждом последующем импульсе, а с другой, – с постепенным накоплением продуктов лазерного разрушения внутри кратера, которые начинают

- поглощать излучение следующих импульсов, снижая тем самым их производительность;
- в рамках рассмотрения одноимённых тканей наименее очевидно снижение эффективности проявляет себя для случая с применением водяного орошения. Это может быть связано с более лучшей очисткой кратера от продуктов лазерного разрушения.

Таблица 6.1. Эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека излучением YAG: Er лазера при использовании различных типов водяного орошения.

Тип лазерной обработки	Эффективность удаления, мм ³ /кДж	
	Эмаль	Дентин
без водяного орошения	70±5	185±20
при непрерывном орошении	105±10	155±15
при импульсном орошении	125±10	185±20

Таблица 6.2. Эффективность удаления дентина зуба человека излучением YAG: Er лазера при различной величине времени задержки между началом водяного импульса и началом лазерного.

Лазерная обработка зубной ткани при импульсном водяном орошении	Эффективность удаления, мм ³ /кДж
$t_z = 10$ мс	185±20
$t_z = 20$ мс	160±15
$t_z = 970$ мс	185±20

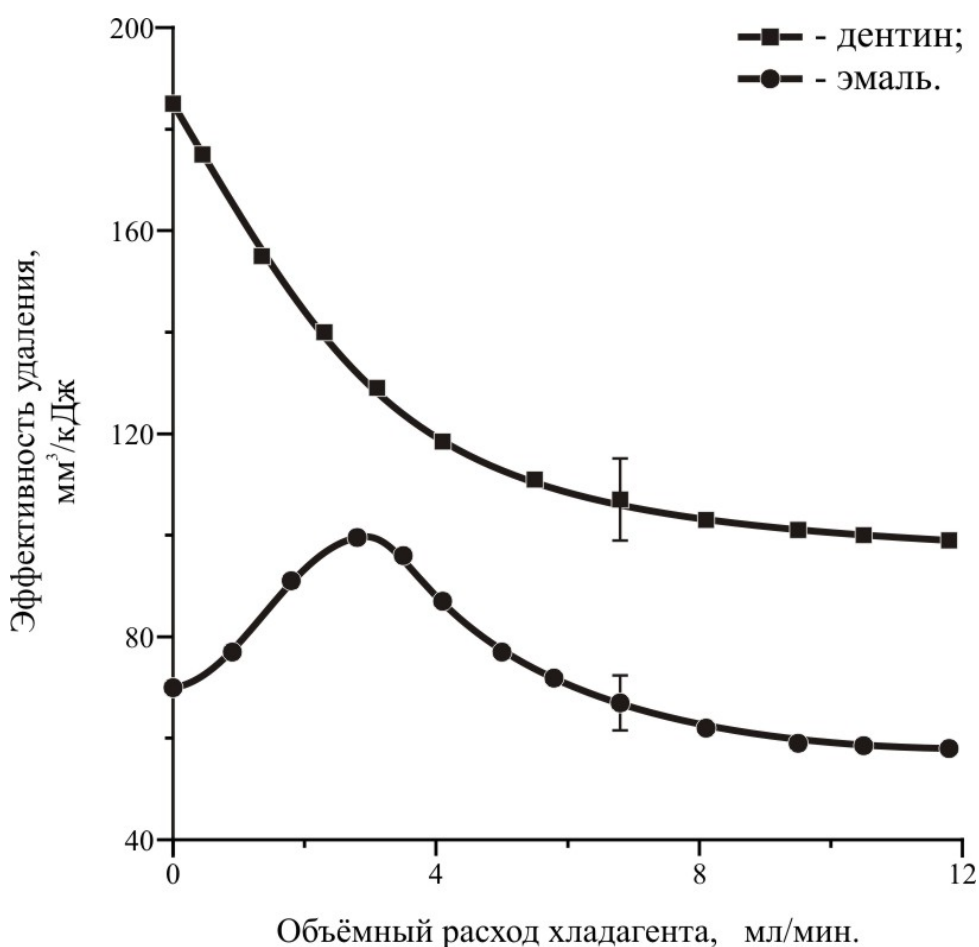


Рис. 6.5. Зависимость эффективности удаления твёрдых тканей зуба человека излучением YAG: Er лазера ($W_E=120$ Дж/см², $\tau=140$ мкс, $N_p=10$, $\nu=1$ Гц) от объёмного расхода хладагента.

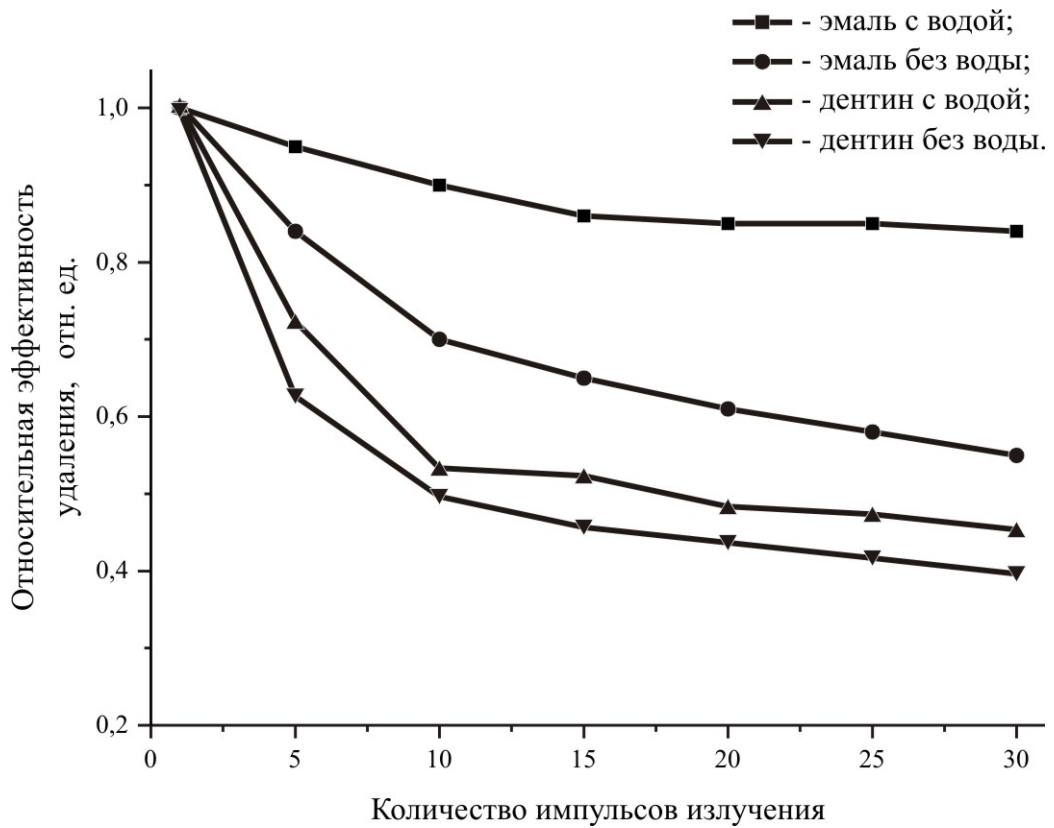


Рис. 6.6. Зависимость относительной эффективности удаления твёрдых тканей зуба человека излучением YAG:Er лазера от количества лазерных импульсов ($W_E=120$ Дж/см², $\tau=140$ мкс, $\nu=1$ Гц).

7. Эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека излучением эрбиевых лазеров с различной временной структурой

Прогресс в современной стоматологии связывают с использованием лазеров трёхмикронного диапазона длин волн. Наибольший интерес здесь вызывают лазеры на кристаллах YSGG: Cr; Er ($\lambda=2,79$ мкм), YLF: Er ($\lambda=2,81$ мкм) и YAG: Er ($\lambda=2,94$ мкм) [28–31].

Так, для деструкции эмали и дентина зуба используют режим свободной генерации [29–37]. В этом режиме лазерный импульс может иметь длительность от десятков микросекунд до единиц миллисекунд, а каждый такой импульс состоит из последовательности хаотично распределённых во времени пиков, длительность каждого такого пика при этом составляет величину ~ 1 мкс.

Далее мы представим результаты исследования эффектов, наблюдаемых при облучении эмали импульсами свободной генерации излучения YAG: Er лазера, имеющими плотность энергии ниже необходимой для удаления эмали (т.е. ниже пороговой). Исследование этих эффектов позволяет лучше понять состояние эмали, в котором она находится непосредственно перед разрушением и уточнить величину порога лазерного разрушения эмали. В конечном итоге подобные знания очень важны при моделировании и оптимизации лазерной обработки твёрдых тканей зуба.

Также ниже будут приведены результаты экспериментального исследования эффективности удаления эмали и дентина зуба человека импульсами свободной генерации YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров. Подробно рассмотрим взаимодействие с эмалью и дентином зуба человека излучения YSGG: Cr, Er лазера. В этой части мы, зафиксировав плотность энергии и пространственное распределение излучения с длиной волны 2,79 мкм, изменим длительность и структуру лазерного импульса. Здесь будут использованы импульсы трёх типов: импульсы свободной генерации длительностью несколько сотен микросекунд, импульсы свободной генерации длительностью в единицы миллисекунд и импульсы длительностью в единицы миллисекунд, состоящие из эквидистантной последовательности пиков. В экспериментах мы измерим эффективность удаления эмали и дентина излучением YSGG: Cr, Er лазера, состоящим из импульсов каждого из таких трёх типов, и изучим зависимость эффективности удаления твёрдых тканей зуба от количества импульсов, одновременно приложенных на поверхности эмали или дентина.

В качестве объекта исследования *in vitro* в работе использовались свежеекстрагированные преимущественно однокоренные зубы, принадлежащие одной возрастной категории людей (25÷40 лет), удалённые по пародонтозным и 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 $\sim +4^\circ\text{C}$ 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".

Предварительно перед лазерным воздействием поверхности эмали и дентина зуба очищались. Причём сначала зубы чистились с помощью электромеханической зубной щётки "Braun" (тип 4739) и пасты "Colgate Total 12 Whitening" в течение двух минут при комнатной температуре, а затем осуществлялась чистка микромотором при скорости 8000 об./мин. смесью, состоящей из воды и абразивных частиц порошка "Kerr Pumice #3" в течение 30 с при комнатной температуре. Необходимо отметить, что среднеарифметическое значение микротвёрдости интактной эмали экспериментальных образцов после вышеописанной процедуры чистки составило величину $HV_0=415\pm 20$.

В исследовании эффектов, наблюдаемых при облучении эмали лазерными импульсами, имеющими плотность энергии ниже порога разрушения, мы использовали YAG:Er лазер с длиной волны излучения 2,94 мкм. Длительность лазерного импульса свободной генерации была порядка 100 мкс, диаметр пучка излучения на поверхности эмали – $2,25\pm 0,05$ мм, частота следования лазерных импульсов – 2 Гц. В эксперименте мы посылали на поверхность эмали различное количество лазерных импульсов с плотностью энергии из диапазона $1\div 6$ Дж/см². В процессе облучения зуб находился при комнатной температуре и не охлаждался водой. Лазерная обработка производилась в неконтактном режиме. Состояние поверхности эмали (её внешний вид) до и после лазерного воздействия фиксировалось визуально или фотоаппаратом "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 обработки фотографий мы использовали средства программы "Adobe Photosop". Цифровые снимки для анализа моделировались в цветовом представлении RGB, значение параметров которого лежит в интервале от 0 до 255, где "0" – соответствует чёрному цвету, а "255" – белому.

При оценке отражательной способности эмали на фотографии выделялся фрагмент, соответствующий 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).

Для более наглядного представления результатов применялось понятие относительной отражательной способности эмали (R'), которая равнялась отношению R к R_0 , где $R_0=117$ и соответствовало значению отражательной способности интактной эмали до облучения.

При сравнительном исследовании эффективности удаления эмали и дентина зуба человека использовались YAG:Er и YSGG:Cr, Er лазеры,

работающие в режиме свободной генерации. YAG: Er лазер имел длину волны излучения 2,94 мкм, YSGG: Cr, Er – 2,79 мкм. Длительность импульса генерации у обоих лазеров составляла порядка 200 мкс, плотность энергии 110 ± 10 Дж/см². В эксперименте принимало участие десять зубов человека (по пять для каждого лазера). На эмали и дентине каждого зуба в результате действия лазерного излучения формировались кратеры. Они могли быть сформированы под действие 1, 5 или 10 лазерных импульсов. При каждом таком количестве лазерных импульсов на эмали и дентине зубов формировалось по пять кратеров. Лазерная обработка проводилась в неконтактном режиме, при комнатной температуре и в отсутствии внешнего водяного орошения. После лазерной обработки зуб распиливался перпендикулярно поверхности по продольной оси сформированных кратеров. Полученные шлифы кратеров фотографировались, а затем определялись их конфигурация, диаметр, глубина и объём. В заключение по проведённым измерениям рассчитывалась эффективность лазерного удаления эмали и дентина как отношение объёма кратера к суммарно затраченной на его формирование лазерной энергии.

Для исследования влияния длительности и структуры лазерного импульса на эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека был создан YSGG: Cr, Er лазер с длиной волны излучения 2,79 мкм и плотностью энергии в зоне обработки 110 ± 10 Дж/см². Изменение временных и энергетических параметров ламповой накачки, а также введение в резонатор лазера источника управляемых потерь позволили получить три типа лазерных импульсов (рис. 7.1):

- тип I – импульс свободной генерации длительностью по основанию 550 ± 50 мкс, состоящий из хаотически расположенных во времени пиков длительностью порядка 1 мкс;
- тип II – импульс свободной генерации длительностью по основанию $1,8\pm 0,2$ мс, состоящий из хаотически расположенных во времени пиков длительностью порядка 1 мкс;
- тип III – импульс длительностью по основанию $1,8\pm 0,2$ мс, состоящий из эквидистантной последовательности пиков длительностью порядка 500 нс.

В эксперименте принимало участие пятнадцать зубов человека (по пять для каждого типа лазерных импульсов). На эмали и на дентине каждого зуба в результате действия лазерного излучения формировались кратеры. Они могли быть сформированы под действие 1, 5 или 10 лазерных импульсов. При каждом таком количестве лазерных импульсов на эмали и дентине зубов формировалось по пять кратеров. Лазерная обработка проводилась в неконтактном режиме, при комнатной температуре и в отсутствии внешнего водяного орошения. После лазерной обработки зуб распиливался перпендикулярно поверхности по продольной оси сформированных кратеров. Полученные шлифы кратеров фотографировались, а затем определялись их конфигурация, диаметр, глубина и объём. В заключение по

проведённым измерениям рассчитывалась эффективность лазерного удаления эмали и дентина.

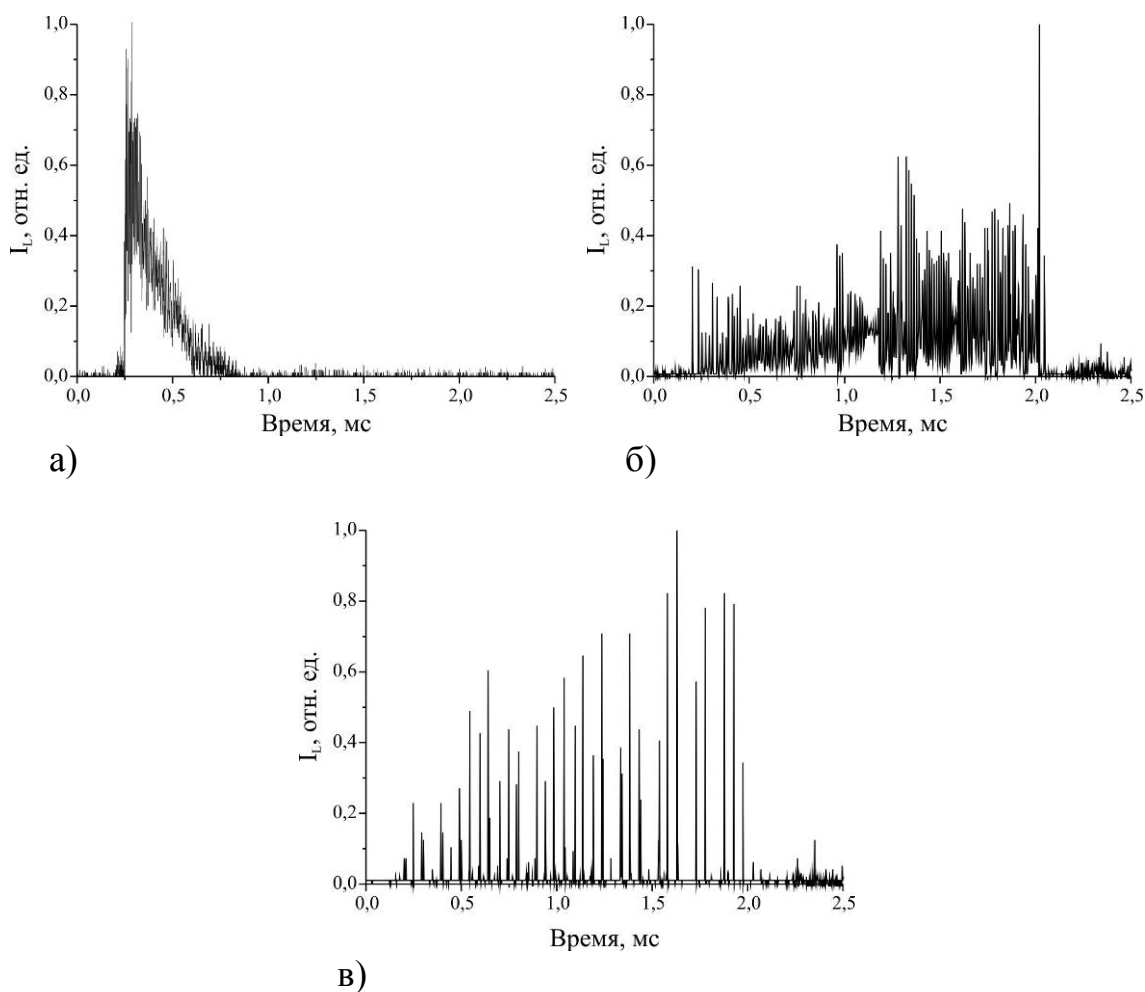


Рис. 7.1. Типичные осциллограммы, иллюстрирующие форму и временную структуру импульсов YSGG: Cr, Er лазера: (а) – тип I; (б) – тип II; (в) – тип III.

Статистическая обработка полученных в эксперименте данных проводилась средствами программного продукта "Stat Graphics Plus 2.1" (США).

В результате изучения данных обработки эмали YAG: Er лазерными импульсами, имеющими плотность энергии ниже порога разрушения эмали, было установлено, что после лазерного воздействия на поверхности данной ткани наблюдаются трещины, "тёмные пятна" и "белые пятна" (рис. 7.2). Данные эффекты появляются друг за другом в порядке перечисления по мере повышения плотности энергии лазерного излучения. При этом возможна трансформация "белых пятен" в "тёмные пятна".

Каждый из описанных выше эффектов имеет свой порог возникновения, который зависит, в частности, от количества лазерных импульсов, с данной плотностью энергии падающих в одну точку поверхности зубной эмали.

Итак, первыми появляются трещины:

- трещины становятся заметными после воздействия на поверхность эмали более чем 500 лазерных импульсов с плотностью энергии $2,2 \pm 0,1$ Дж/см²;
- после воздействия же одного лазерного импульса с плотностью энергии $3,2 \pm 0,1$ Дж/см² на поверхности эмали одновременно с трещинами можно наблюдать и "тёмные пятна";
- после воздействия одного лазерного импульса с плотностью энергии $4,2 \pm 0,1$ Дж/см² на поверхности эмали одновременно с трещинами и "тёмными пятнами" можно наблюдать и "белые пятна";
- также возможна ситуация, когда одновременно с трещинами наблюдаются только "белые пятна".

Появление "тёмных пятен" и "белых пятен", а также конкуренция между ними приводят к изменению отражательной способности эмали зуба человека. Так, на рис. 7.3 приведена зависимость относительной отражательной способности эмали 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, которые выступают здесь своего рода "ловушками света", и поэтому чем больше их число на единице площади, тем более тёмной выглядит содержащая их поверхность.

Альтернативная 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 отражательной способности эмали с ростом количества импульсов YAG: Er лазерного излучения, падающих в одну точку поверхности зубной эмали, может быть связано с увеличением числа трещин на единице площади и/или с увеличением количества углерода на поверхности эмали.

Возникновение "белых пятен" может быть связано с преобразованием обладающего жёлтым оттенком карбонат-гидроксилапатита в чистый гидроксилапатит Ca₅(PO₄)₃(OH), имеющий белый цвет. Также на данное явление могло оказать влияние образование в приповерхностном слое эмали одной из аллотропных форм углерода – карбина. Карбин имеет белый цвет, высокую твёрдость и высокий коэффициент отражения. Способы получения карбина предполагают наличие высоких температур и давлений, что вполне реализуемо в поле интенсивного лазерного излучения.

Результаты исследования эффективности удаления твёрдых тканей зуба человека излучением импульсов свободной генерации YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров представлены на рис. 7.4.

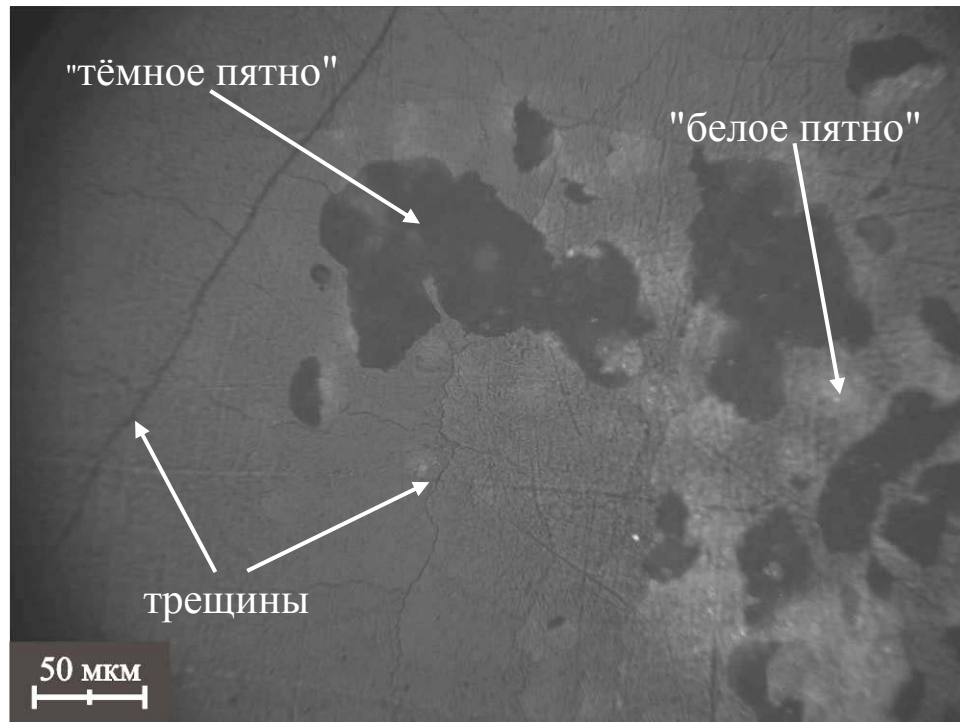


Рис. 7.2. Внешний вид поверхности эмали зуба человека после обработки одним импульсом излучения YAG:Er лазера с плотностью энергии порядка $4,2 \pm 0,1$ Дж/см² и длительностью импульса порядка 100 мкс.

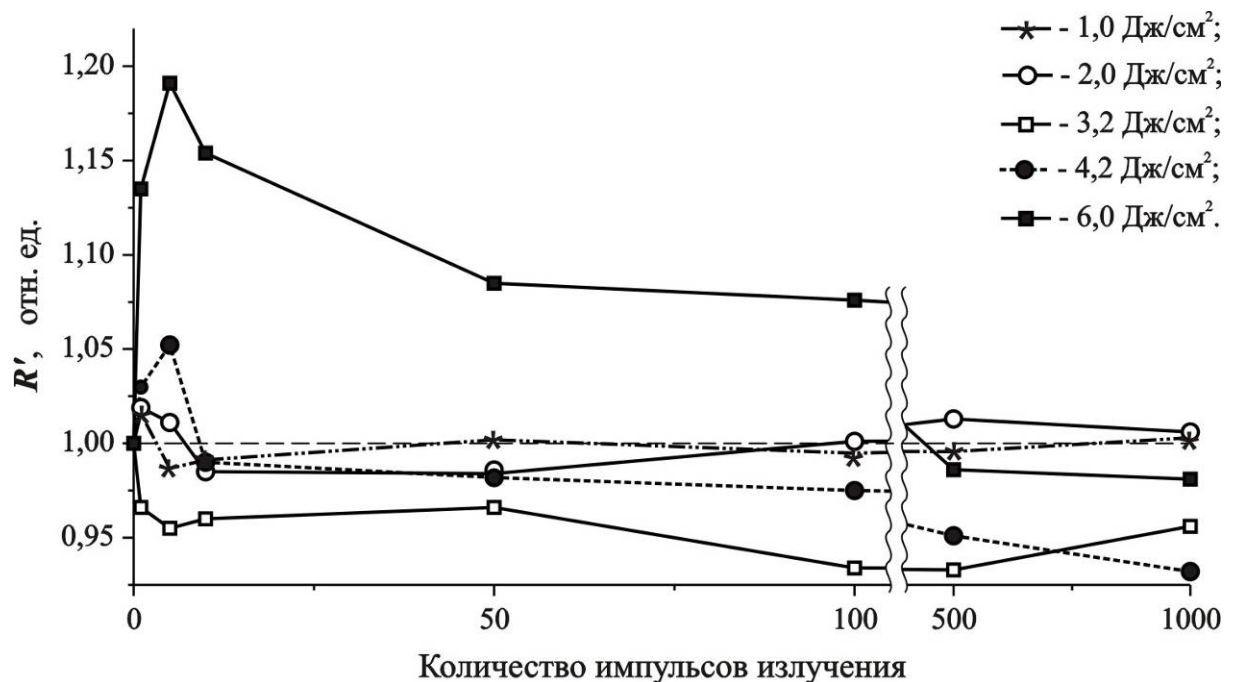
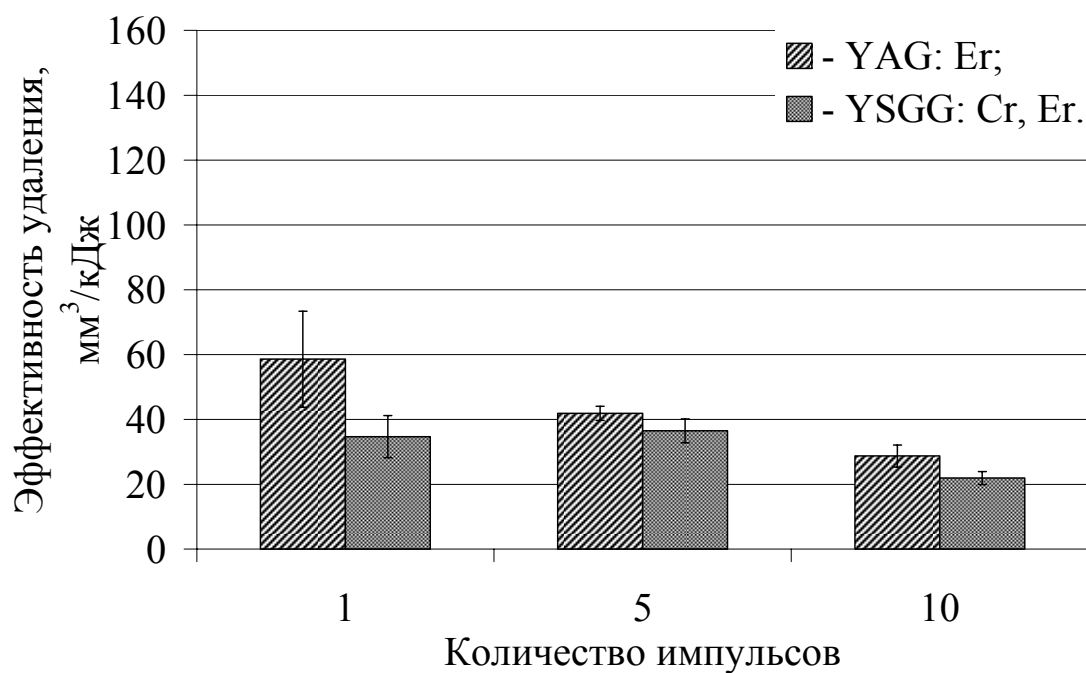
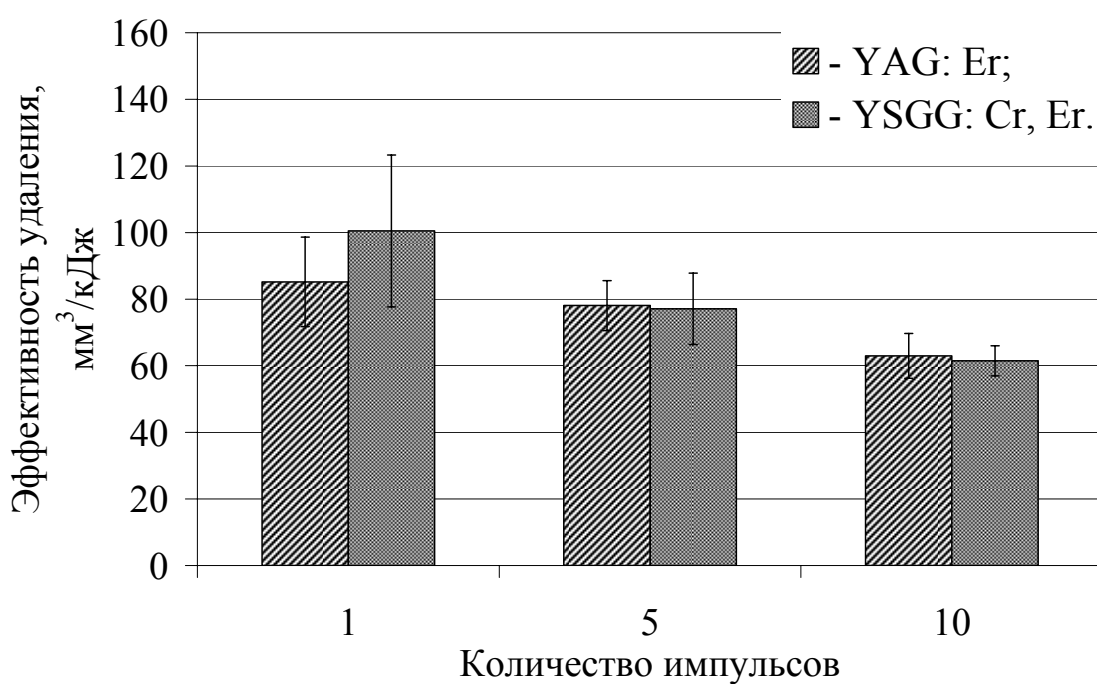


Рис. 7.3. Зависимость относительной отражательной способности эмали зуба человека R' от количества импульсов YAG:Er лазерного излучения, падающих в одну точку поверхности зубной эмали, при различных плотностях энергии лазерного излучения (горизонтальная пунктирная линия иллюстрирует уровень значения относительной отражательной способности эмали зуба человека до лазерного воздействия).



а)



б)

Рис. 7.4. Результаты оценки эффективности удаления эмали (а) и дентина (б) зуба человека излучением YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров, работающих в режиме свободной генерации (плотность энергии 110 ± 10 Дж/см², длительность лазерного импульса порядка 200 мкс).

Видно, что:

- для первого падающего на поверхность коронки зуба импульса эффективность удаления эмали излучением YAG: Er лазера практически в полтора раза превышает эффективность удаления эмали излучением YSGG: Cr, Er лазера. Это факт, скорее всего, связан с тем, что коэффициент поглощения эмали зуба для излучения с длиной волны 2,94 мкм превышает коэффициент поглощения эмали зуба для излучения с длиной волны 2,79 мкм;
- с ростом количества лазерных импульсов, падающих в одну точку поверхности твёрдой ткани зуба, отмеченная выше заметная разница в эффективности удаления эмали между двумя лазерами практически исчезает (рис. 7.4а). Подобный эффект можно объяснить "засорением" кратера продуктами лазерного разрушения. Если допустить, что эти продукты поглощают излучение YAG: Er лазера в большей степени, чем излучение YSGG: Cr, Er лазера, то до дна кратера доходит меньше энергии YAG: Er лазера, чем YSGG: Cr, Er лазера. В результате эффективность удаления эмали для YAG: Er лазера с ростом количества лазерных импульсов, падающих в одну точку поверхности, уменьшается быстрее, чем для YSGG: Cr, Er лазера;
- различия в эффективности удаления дентина зуба излучением обоих лазеров крайне незначительны для всех количеств лазерных импульсов, падающих в одну точку поверхности твёрдой ткани зуба (рис. 7.4б), что объясняется близкими значениями коэффициента поглощения излучения дентином и продуктами его разрушения на длинах волн для обоих лазеров.

Результаты исследования влияния длительности и структуры лазерного импульса на эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека излучением YSGG: Cr, Er лазера приведены в таблицах 7.1 и 7.2, а также на рис. 7.5.

Так, в таблицах 7.1 и 7.2 представлены фотографии шлифов кратеров, получаемых в результате лазерной обработки эмали и дентина импульсами различной длительности и структуры. Обращает на себя внимание тот факт, что форма кратеров не зависит здесь от выбора типа импульса излучения и во всех случаях напоминает усечённый конус. Такая форма объясняется постепенным снижением в процессе действия лазерного импульса плотности энергии излучения, достигающего дна лазерного кратера. Снижение плотности энергии вызвано "удалением" по мере формирования поверхности дна лазерного кратера от плоскости оптимальной фокусировки (исходно она лежала на поверхности эмали).

Стенки кратеров имеют оттенок более белый, чем окружающая их эмаль. Подобный эффект может быть связан с преобразованием карбонат-гидроксилапатита эмали в гидроксилапатит, карбин или CaCO_3 . Необходимо отметить, что белое вещество обладает достаточно рыхлой структурой и слабо связано с эмалью, прилежащей к стенкам лазерного кратера.

Таблица 7.1. Характерный внешний вид кратеров (их шлифов), сформированных в эмали под действием импульсов YSGG: Cr, Er лазера, имеющих различную длительность и структуру.

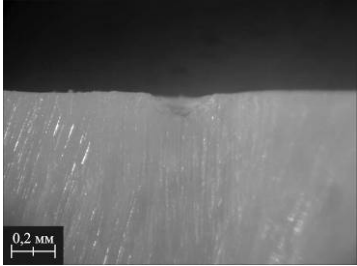
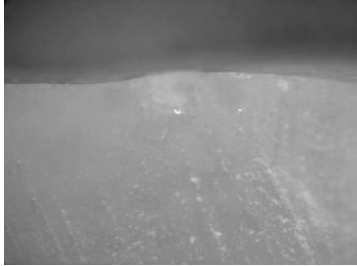
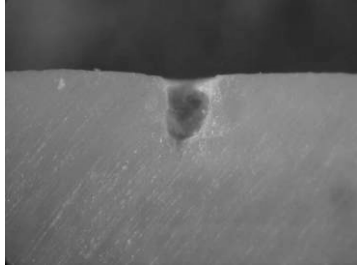

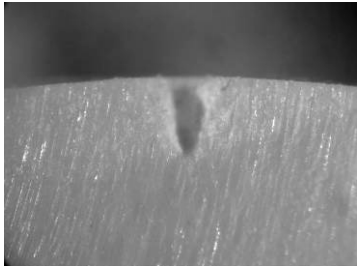

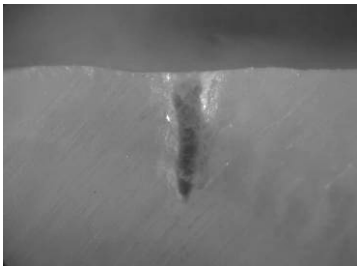
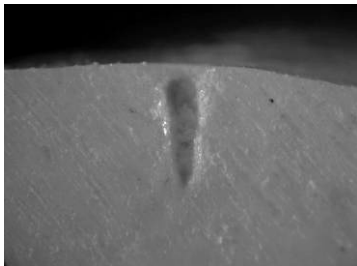
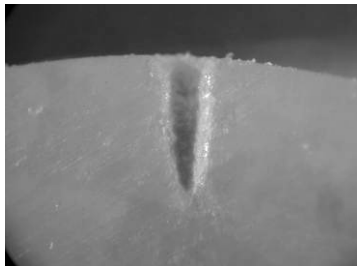

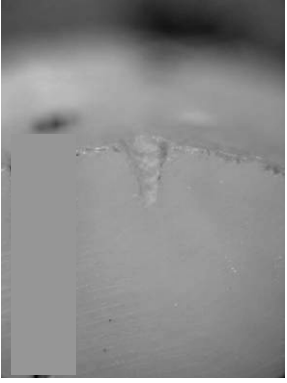
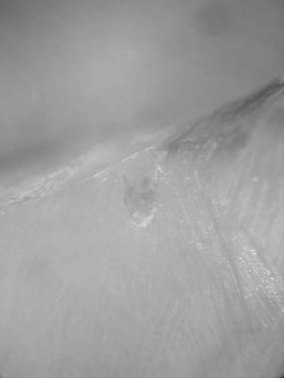

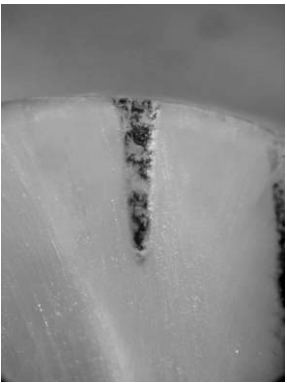

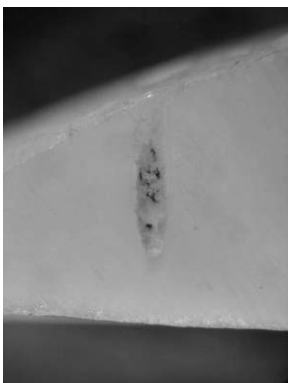
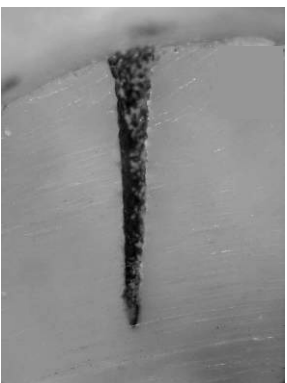
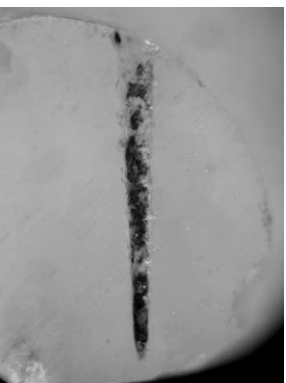
N_p	Тип I	Тип II	Тип III
1			
5			
10			

Таблица 7.2. Характерный внешний вид кратеров (их шлифов), сформированных в дентине под действием импульсов YSGG: Cr, Er лазера, имеющих различную длительность и структуру.

N_p	Тип I	Тип II	Тип III
1			
5			
10			

На рис. 7.5 представлены зависимости эффективности удаления эмали и дентина зуба человека излучением импульсов YSGG: Cr, Er лазера различной длительности и структуры от количества этих импульсов, падающих в одну точку поверхности твёрдой зубной ткани.

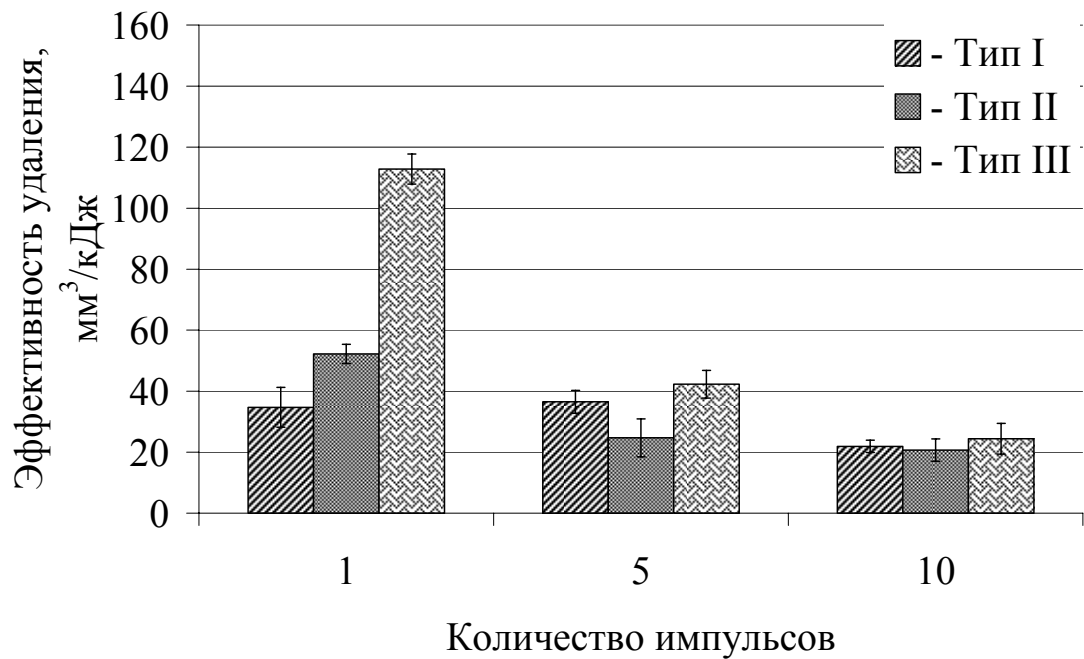
Видно, что при однократном лазерном воздействии наибольшая эффективность удаления эмали и дентина реализуется для импульса с длительностью $1,8 \pm 0,2$ мс, состоящего из эквидистантой последовательности пиков длительностью порядка 500 нс (тип III). Далее следует импульс свободной генерации длительностью $1,8 \pm 0,2$ мс, состоящий из хаотически расположенных во времени пиков длительностью порядка 1 мкс (тип II). Минимальная же эффективность удаления эмали и дентина соответствует импульсу свободной генерации длительностью 550 ± 50 мкс, который состоит из хаотически расположенных во времени пиков длительностью порядка 1 мкс (тип I).

Сравнивая результат воздействия на твёрдые ткани зуба человека излучения импульсов типа II и типа III, отметим, что наличие регулярных и более коротких пиков при одинаковой длительности лазерного импульса позволило поднять эффективность удаления эмали практически в два, а дентина в полтора раза. По-видимому, регуляризация пиков во времени способствует упорядочиванию в пространстве процессов разрушения твёрдой ткани зуба и удаления продуктов этого разрушения, приводящее к росту эффективности удаления. Т.е. при регулярной последовательности в паузе между пиками разрушенный материал успевает "оторваться" от поверхности и освободить место для действия следующего пика.

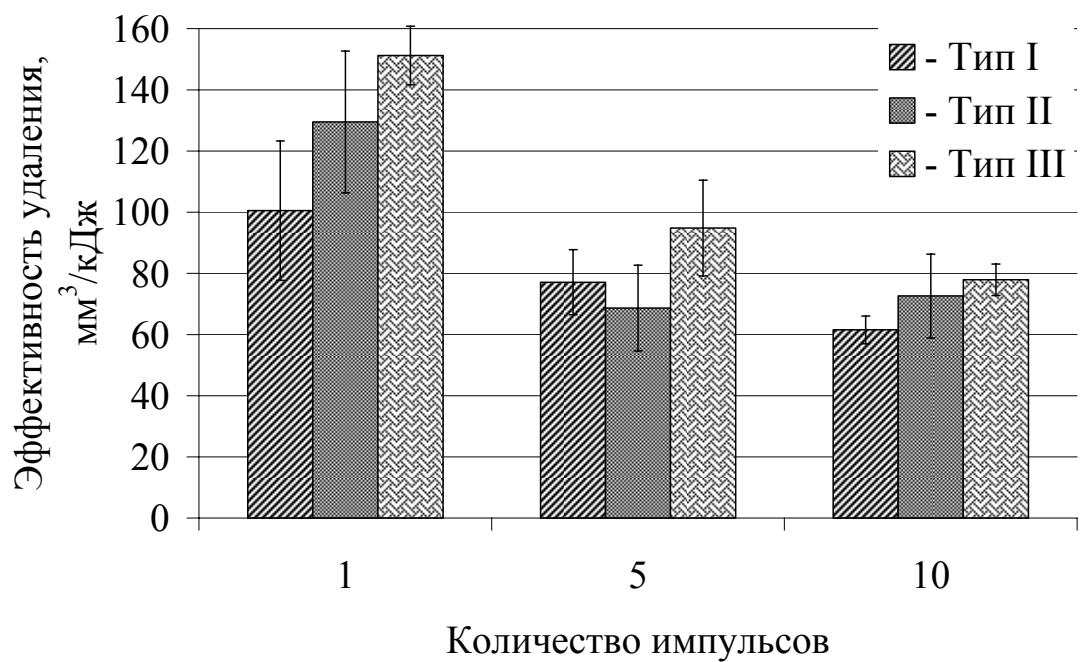
Если же последовательность пиков нерегулярная, то хаотично следующие пикеты могут частично перекрываться, при этом часть лазерной энергии воздействует на уже разрушенный предыдущим пиком и не успевший покинуть дно кратера материал, что и приводит к снижению эффективности удаления в целом.

Не следует забывать: в импульсах типа III пикеты в два раза короче, чем в других типах. Сокращение длительности пика приводит к росту пиковой мощности в зоне взаимодействия, а это способно привести к образованию плазмы, которая, в свою очередь, дополнительно очищает дно лазерного кратера от продуктов разрушения, снижая тем самым потери части поступающего излучения.

В экспериментах было обнаружено, что по мере роста количества лазерных импульсов, падающих в одну точку поверхности эмали или дентина, вышеописанная разница в эффективности удаления твёрдых тканей зуба исследованными типами лазерных импульсов уменьшается, а к десятому лазерному импульсу вообще практически исчезает. Подобный эффект можно объяснить "засорением" лазерного кратера продуктами разрушения, которые не могут быть эффективно удалены лазерным излучением и существенно ослабляют плотность энергии на дне кратера.



а)



б)

Рис. 7.5. Зависимость эффективности удаления эмали (а) и дентина (б) зуба человека излучением импульсов YSGG: Cr, Er лазера различной длительности и структуры от количества этих импульсов, падающих в одну точку поверхности зубной ткани.

Необходимо отметить, что в результате взаимодействия лазерных импульсов типа I и типа II с дентином на дне и стенках кратеров наблюдалось присутствие слоя тёмного цвета, который мог быть образован в результате карбонизации за счёт разрушения СН–связей в органическом матриксе дентина. Лазерные же импульсы типа III не приводили к карбонизации, а само взаимодействие сопровождалось формированием низкотемпературной плазмы, которая, видимо, и удаляла возникающие в процессе разрушения дентина частицы углерода.

Таким образом, в рамках рассмотренной работы были:

- описаны эффекты, сопровождающие обработку эмали зуба импульсами излучения YAG: Er лазера с плотностью энергии ниже порога разрушения. Установлено, что до порога разрушения на поверхности эмали под действием лазерного излучения с $\lambda=2,94$ мкм формируются трещины, "тёмные пятна" и "белые пятна". Трещины появляются при воздействии плотностей энергии $2,2\pm 0,1$ Дж/см², "тёмные пятна" – при $3,2\pm 0,1$ Дж/см², "белые пятна" – при $4,2\pm 0,1$ Дж/см²;
- проведено сравнительное исследование эффективности удаления эмали зуба человека излучением импульсов свободной генерации YAG: Er и YSGG: Cr, Er лазеров с плотностью энергии 110 ± 10 Дж/см². Установлено, что эффективность удаления эмали излучением YAG: Er лазера практически в полтора раза превышает эффективность удаления эмали излучением YSGG: Cr, Er лазера. Дентин же при данной плотности энергии обоими лазерами удаляется практически одинаково;
- исследовано влияния длительности и структуры импульса YSGG: Cr, Er лазера на эффективность удаления эмали и дентина. Установлено, что наибольшей эффективностью удаления эмали и дентина обладают импульсы, представляющие собой регулярную последовательность пиков длительностью порядка 500 нс.

8. Обработка эмали и дентина зуба потоком частиц, ускоренных в поле лазерного излучения

Идея о возможности светового давления восходит к Кеплеру, который в 1619 году постулировал, что световое давление является той силой, которая определяет положение хвоста кометы всегда в сторону от Солнца. Корпускулярная теория света, предложенная Ньютоном, сделала идею светового давления более правдоподобной и стимулировала многочисленные попытки его экспериментального измерения. В XVIII и XIX веках все попытки обнаружить световое давление или силу, которая не могла бы быть приписана конвекции в воздухе, окончились неудачей. В 1873 году Уильям Крукс полагал, что открыл световое давление в частично эвакуированной камере, хотя в действительности он изобрел радиометр. Существование же светового давления, свободного от возмущающих тепловых эффектов, было экспериментально доказано в начале нашего века Лебедевым в России и Николсом и Хэллом в США [38].

Световое давление вновь привлекло внимание в свете новых достижений лазерной техники. Ещё в 1962 году в статье [39] было показано, что мощный световой луч способен оказывать сильное действие на заряженные и поляризующиеся частицы, причём сила может менять знак при переходе через резонансную частоту поляризуемости. Отмечались возможности применения такого воздействия для сдерживания перепада концентрации частиц, их транспортировки, создания разрежений или сгущений в средах. В то же время в работе [40] было показано, что с поглощением света в облучаемой частице могут быть связаны три типа сил, а именно:

- нагрев и движение самой среды, или конвекционное увлечение;
- нагрев среды от поглощающей поверхности частицы, или радиометрическое давление;
- давление от испарения самой частицы, или светореактивное давление.

Все эти эффекты могут во много раз превосходить световое давление и проявляться с большой вероятностью в экспериментах. При этом светореактивное давление способно достигать величины 10^{12} атмосфер. Такое давление можно использовать, в частности, при разгоне макрочастиц до скоростей $10^6 \div 10^8$ см/с для получения искусственных микрометеоров, или частиц, дающих большие локальные энерговыделения при столкновениях с мишенью или друг с другом [41]. Подобные частицы используются, например, для обработки композитных материалов (в том числе биологического происхождения) в тех случаях, когда возможности традиционных или лазерных технологий уже исчерпаны. Так, возможно использование потока Al_2O_3 частиц, ускоренных лазерным излучением, для увеличения скорости обработки эмали зуба человека [42]. В этом случае вода, окружающая частицы или абсорбированная поверхностью частиц,

очень эффективно поглощая излучение на длине волны 2,94 мкм, испаряется, стимулируя тем самым светореактивное движение таких объектов.

Попытки использовать лазерное излучение для воздействия на различные материалы стали предприниматься сразу же после изобретения лазера, причём исследователи пытались охватить как можно больший диапазон практических применений [39, 43]. Например, была попытка использования лазерного излучения для воздействия на неподвижные и движущиеся объекты конечных размеров с целью изменения траектории их движения или для их ускорения [41]. Предполагалось, что таким образом можно будет управлять траекторией спутников или метеоров, рассеивать облака и производить очистку атмосферы от посторонних включений вдоль распространения лазерного луча.

Для реализации процесса ускорения твёрдых частиц посредством действия на них лазерного излучением наиболее вероятны абляционный механизм и механизм, связанный с микровзрывом материала частицы [42].

При рассмотрении абляционного механизма полагают, что световой поток падает на частицу таким образом, что она освещается с одной стороны. Тогда при превышении порога абляции с освещённой поверхности будет происходить вынос (испарение) материала, приводящий к возникновению слоя, насыщенного парами атомов частицы, и на поверхность будет действовать сила, ускоряющая частицу в направлении распространения лазерного излучения.

Второй механизм ускорения связан с микровзрывом материала под действием лазерного импульса с образованием осколков. Этот механизм может быть реализован при облучении композитного материала, состоящего из твёрдых частиц с высоким порогом лазерной абляции, помещённых в матрицу. Если матрица имеет существенно более низкий порог лазерной абляции, чем материал частицы, тогда под действием лазерного импульса происходит быстрый нагрев и испарение матрицы с образованием пара, имеющего высокое давление. Градиенты этого давления приводят к ускорению и разлёту твёрдых частиц, которые приобретают при этом высокую скорость.

Ускоряющая сила фактически обусловлена неравномерностью давления паров на поверхности частицы. Композитный материал может представлять собой суспензию твёрдых частиц или спрессованный порошок с поглощающими микрочастицами на границе зёрен, а также твёрдые частицы, помещённые в поглощающий лазерное излучение легкоплавкий наполнитель (например, полимер) и т.п.

На практике достаточно часто встречается порошок из твёрдых частиц (сапфир, кварц), каждая из которых покрыта тончайшей плёнкой воды, абсорбирующей из атмосферы. Такие частицы могут быть ускорены импульсом YAG:Er лазера. Ускорение в этом случае происходит за счёт абляции плёнки воды вследствие чрезвычайно эффективного поглощения ею лазерного излучения с длиной волны 2,94 мкм. Ускоренные таким образом

частицы могут быть использованы для разрушения эмали и дентина зуба человека.

На рис. 8.1 представлены фотографии, полученные посредством применения скоростной видеокамеры.

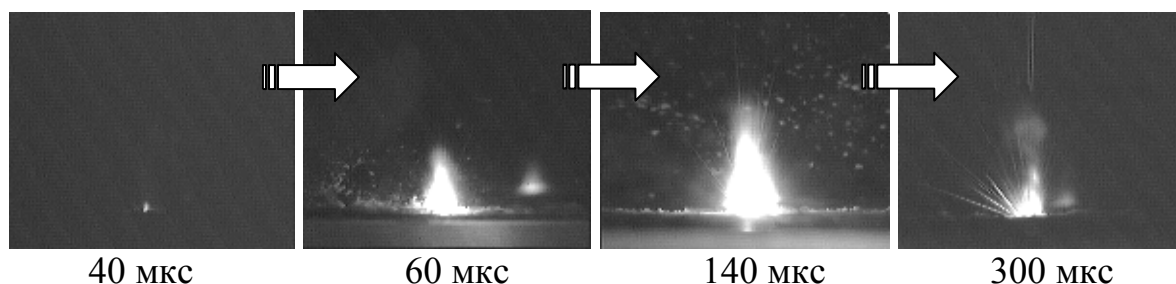


Рис. 8.1. Иллюстрация состояния места облучения абразивных частиц из суспензии в различные моменты времени после начала действия одиночного YAG: Er лазерного импульса.

Видно, что при воздействии на слой абразивных частиц одиночным импульсом YAG: Er лазера время, необходимое для трансформации части лазерной энергии в кинетическую энергию движения, лежит в пределах $20 \div 40$ мкс после начала облучения. Наибольшее же число частиц может быть ускорено в ходе одностороннего применения второго и третьего импульсов. По всей видимости, во время первого импульса происходит своего рода "подготовка абразивных частиц к полёту", а именно: изменение их формы и структуры (нагрев, оплавление, рекристаллизация и т.д.) в зоне облучения вследствие аккумуляции лазерной энергии. Далее начинается "отрыв" абразивных частиц от поверхности. По времени этот процесс занимает интервал от 40 мкс до 60 мкс после начала лазерного воздействия. По прошествии 80 мкс после начала лазерного воздействия частицы под действием реактивной силы истекающих паров начинают подниматься до некоторой "критической" высоты, по достижении которой начинают опускаться вниз под действием силы тяжести. Экспериментально установлено, что этот эффект происходит в интервале $80 \div 140$ мкс. Процесс осаждения поднятых лазерным импульсом абразивных частиц начинается через $140 \div 160$ мкс после начала лазерного воздействия и продолжается в течение и даже после окончания воздействия лазерного импульса.

Далее в рамках настоящего параграфа:

- рассмотрим влияние плотности лазерной энергии на скорость твёрдых сапфировых частиц, ускоренных в поле субмиллисекундного импульса YAG: Er лазера;
- определим энергии, достаточные для ускорения сапфировых частиц различного диаметра;
- оценим распределение скорости частиц по времени, прошедшему с момента лазерного воздействия.

Так, в исследовании использовался макет лазера на кристалле YAG: Er ($\varnothing 6,3 \times 100$ мм), работающий в режиме свободной генерации на

длине волны 2,94 мкм. Длительность лазерного импульса "по полувысоте" составляла величину порядка 250 мкс. Излучение, проходя через CaF_2 линзу, фокусировалось в пятно диаметром 600 ± 50 мкм, что позволяло достигать плотность энергии 250 Дж/см².

В качестве твёрдых частиц использовался сверхчистый Al_2O_3 порошок фирмы "Swam-Blast". Паспортная плотность материала частиц составляла величину $3,97 \times 10^3$ кг/м³. Диаметр частиц соответствовал 12, 27, 40 и 160 мкм.

Частицы применялись либо в виде порошка, либо помещались в воду. Такая водная суспензия готовилась в следующей пропорции: в 300 мг частиц добавлялось 0,2 мл воды.

В эксперименте частицы в виде порошка или суспензии помещались в стеклянную кювету, дно которой было изготовлено из сапфира. Толщина слоя твёрдых частиц была 200 ± 50 мкм. Лазерное излучение фокусировалось в плоскость контакта между твёрдыми частицами и дном кюветы. Ускоренные лазерным излучением твёрдые частицы покидали область взаимодействия и фотографировались высокочувствительной скоростной видеокамерой "MINTRON" с управляемым затвором, сопряжённой с ЭВМ и блоком синхронизации. Оптическая ось объектива видеокамеры была перпендикулярна направлению распространения лазерного луча и проходила через область взаимодействия лазерного излучения с частицами. Блок синхронизации вырабатывал стартовый синхроимпульс, инициирующий лазерную генерацию и кадровый синхроимпульс. Можно было изменять временной сдвиг Δt_L между началом кадрового синхроимпульса t_0 и началом лазерного импульса t_L .

Время экспозиции (время, в течение которого затвор видеокамеры остаётся открытым) могло быть изменено от 100 мкс до 2 мс. В настоящем же эксперименте оно составляло величину порядка 500 мкс.

В эксперименте также можно было изменять временной сдвиг Δt_S между началом кадрового синхроимпульса t_0 и моментом открытия затвора видеокамеры t_S . Таким образом, в течение 500 мкс можно было сфотографировать события, происходящие спустя промежуток времени Δt_S .

Сначала путём сокращения Δt_S добивалась ситуация с отсутствием изображения разлетающихся частиц, причём даже незначительное увеличение t_S приводило здесь к появлению такого изображения. Этот момент времени t_1 принимался за начало процесса движения частиц. Из оценки разности между t_L и t_1 определялась задержка между началом лазерного импульса и фактом начала движения частиц. Далее, увеличивая t_S , можно было регистрировать разлетающиеся частицы в течение времени Δt , определяемого разностью между t_S и t_1 .

ЭВМ использовалась для управления блоком синхронизации, сбора, хранения и обработки получаемых в эксперименте результатов.

На основе полученных фотографий измерялась длина наиболее интенсивных треков, оставляемых разогретыми в поле лазерного импульса твёрдыми частицами, летящими в направлении, близком к нормали к поверхности слоя частиц. Такой подход позволял минимизировать неточность в определении длины трека, вызванную разлётом частиц под различными углами.

Путём последующего проведения математического деления длины трека на время Δt можно определялась средняя скорость движения частиц за этот промежуток времени.

В процессе определения порогового значения плотности лазерной энергии, при котором начинается движение частиц различного диаметра, было установлено, что:

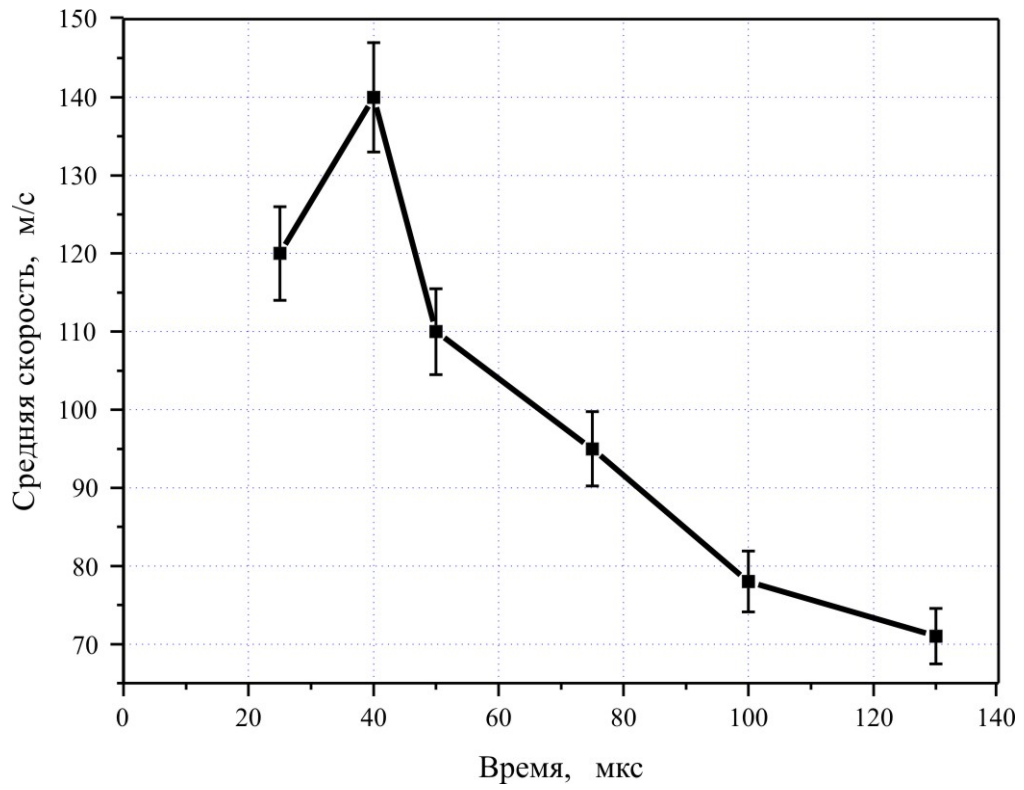
- для ускорения частиц диаметром 12 мкм из суспензии достаточно $0,3 \text{ Дж/см}^2$, а из порошка необходимо уже $0,7 \text{ Дж/см}^2$. То есть для ускорения частиц сапфира, помещённых в воду (суспензия), требуется энергии практически в два раза меньше, чем для ускорения частиц сапфира, содержащих только воду, абсорбированную поверхностью (порошок);
- для ускорения частиц диаметром 27 мкм из порошка необходимо $1,5 \text{ Дж/см}^2$, диаметром 40 мкм – $2,2 \text{ Дж/см}^2$, а диаметром 160 мкм – $6,0 \text{ Дж/см}^2$.

Экспериментально также было получено, что скорость частиц:

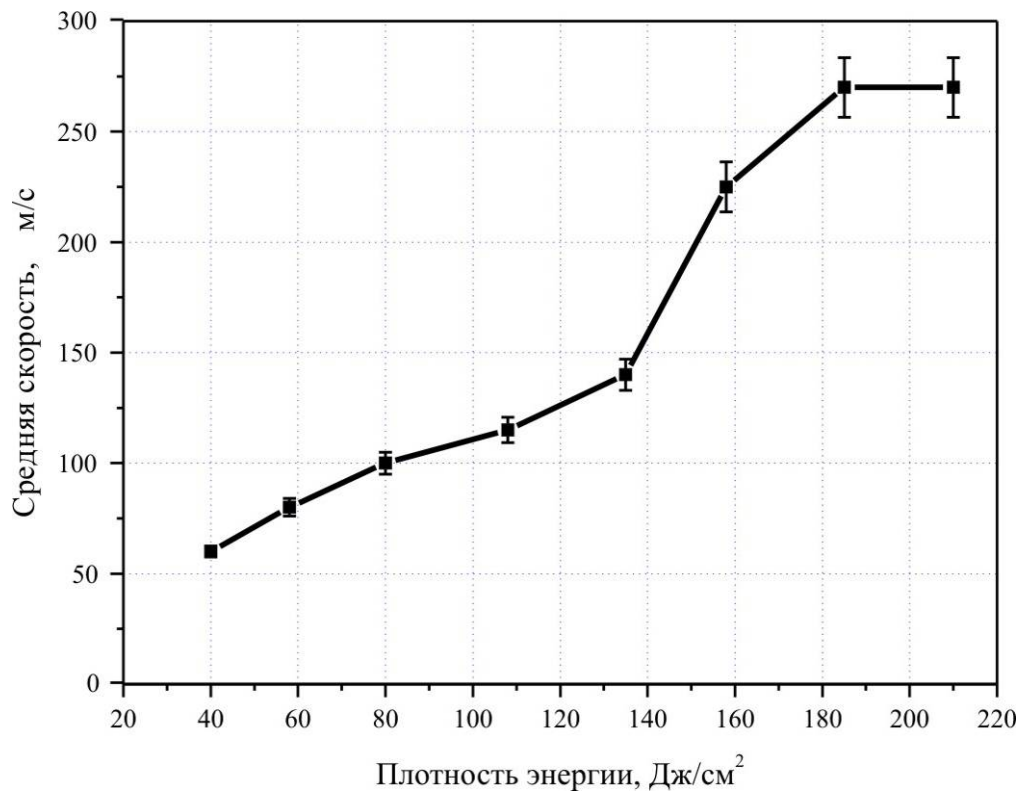
- распределена неравномерно в течение времени действия лазерного импульса (рис. 8.2а);
- увеличивается с ростом плотности энергии лазерного излучения (рис. 8.2б).

Так, для частиц Al_2O_3 диаметром 12 мкм скорость в течение времени действия лазерного импульса сначала резко растёт, на сороковой микросекунде достигает максимума и далее постепенно уменьшается к концу лазерного импульса. Кроме того, частицы продолжают двигаться и после окончания лазерного импульса. Необходимо отметить, что подобная закономерность наблюдалась и для частиц других диаметров.

В поле субмиллисекундного импульса YAG: Er лазера непоглощающая частица из Al_2O_3 , окружённая водой, абсорбированной поверхностью (порошок), может быть разогнана до скорости 275 м/с, что при диаметре частицы 12 мкм соответствует кинетической энергии порядка $0,27 \text{ мкДж}$. Этого вполне достаточно для разрушения такого твёрдого материала, как эмаль зуба [5].



а)



б)

Рис. 8.2. Зависимость средней скорости частиц от времени действия (а) и плотности энергии (б) YAG:Er лазера.

Представляется очевидным, что с увеличением скорости движения твёрдых частиц повышается и эффективность удаления материала, на который они воздействуют, т.к. при этом кинетическая энергия частиц, производящая работу по разрушению обрабатываемого материала, также возрастает. В этой связи можно предположить, что помещение абразивных частиц в среду со значительным поглощением позволит повысить эффективность лазер–кинетической обработки без изменения параметров лазерной системы.

Как показал эксперимент, величина энергии излучения YAG: Er лазера, необходимая для инициализации движения сапфировой частицы (размер 27 мкм), уменьшается с ростом объёмного содержания воды в суспензии. Водная суспензия здесь готовилась при постоянной массе сапфировых частиц (500 мг) и переменной массе дистиллированной воды. Суспензия помещалась на сапфировую плоскопараллельную пластину, сквозь которую проводилось облучение.

Во всех исследуемых случаях толщина слоя абразивных частиц составляла 200 ± 20 мкм, энергия лазерного импульса порядка 110 мДж, длительность импульса порядка 200 мкс.

Скорость частиц определялась как отношение длины трека частицы, оцениваемой посредством применения скоростной видеокамеры, ко времени стробирования. Результаты эксперимента представлены на рис. 8.3.

Как показали эксперименты, помещение частиц в водную среду позволяет увеличить их максимальную скорость по сравнению с "сухими" частицами. Это происходит, очевидно, за счёт хорошего поглощения водой лазерного излучения с длиной волны 2,94 мкм и возникновения дополнительной реактивной силы при её быстром испарении. Причём при подборе оптимальной концентрации частиц в водной суспензии эта скорость может быть существенно увеличена.

Так, более детальное исследование влияния содержания воды в суспензии частиц на среднюю скорость их движения показало наличие зависимости оптимального значения от размера частиц. Установлено, что для частиц с размером 12 мкм оптимальное значение концентрации достигается при добавлении в 500 мг частиц 0,1 мг воды, с размером 27 мкм – 0,5 мг, для 40 мкм – 1 мг.

Рассмотрим теперь баланс энергии при абляционном механизме лазерного ускорения одиночной частицы и оценим скорость и энергию частиц, ускоренных одиночным лазерным импульсом, достаточные для разрушения эмали зуба человека. Будем считать, что твёрдая частица имеет форму шара, покрытого тонкой плёнкой воды, и облучается с одной стороны лазерным излучением. В качестве материала частицы возьмём сапфир, в качестве обрабатываемого биоматериала – эмаль зуба.

Положим, что для разрушения эмали достаточно, чтобы падающая по нормали к её поверхности твёрдая шарообразная частица стимулировала при

падении образование трещины глубиной h . Тогда из [42] можно оценить скорость движения частицы V_{\min} , достаточную для разрушения эмали, как:

$$V_{\min} = \frac{9\sigma_p h^2}{4\rho_p d^2}. \quad (8.1)$$

Полагая для эмали $\sigma_p = 1,5 \cdot 10^7$ Па, $\rho_p = 3,97 \cdot 10^3$ кг/м³, $h = 3$ мкм, получаем, что для частицы диаметром $d = 27 \div 50$ мкм скорость V_{\min} соответственно равна $120 \div 40$ м/с.

Если энергия лазерного излучения расходуется только на нагрев обрабатываемого биоматериала E_m и на взаимодействие с частицей E_a , тогда энергия E_a расходуется на нагрев водяной плёнки, окружающей абразивную частицу (E_a^1), ускорение частицы до скорости V_{\min} (E_a^2) и испарение водяной плёнки (E_a^3):

$$E_a = E_a^1 + E_a^2 + E_a^3 = cm\Delta T + \frac{m_{\text{абр.}} V_{\min}^2}{2} + VE_{\text{исп.}}, \quad (8.2)$$

где c – удельная теплоёмкость водяной плёнки; m – масса водяной плёнки; $m_{\text{абр.}}$ – масса абразивной частицы; $\Delta T = T_{\text{кипения}}^{\text{вода}} - T_{\text{комнатная}}$ – перегрев; V – объём испаряемой водяной плёнки; $E_{\text{исп.}} = 2,3 \cdot 10^9$ Дж – удельная энергия испарения водяной плёнки.

В рамках представленной модели для частицы сапфира диаметром 27 мкм (размер взят из стандартного ряда) можно оценить величину E_a как 1,5 мкДж. Очевидно, что лазерное излучение с энергией 1 Дж позволяет разогнать около 700000 таких сапфировых частиц до скоростей, достаточных для разрушения эмали.

Теперь если одна такая частица способна удалить объём биоматериала, равный 0,1 своего объёма ($\frac{h}{d} = 0,1$), то эффективность удаления эмали ускоренными частицами составит 0,25 мм³/Дж.

Экспериментальные сравнительные измерения эффективности удаления эмали зуба человека при использовании лазерного и лазер-абразивного методов выполнены в [42]. Здесь использовались сапфировые частицы диаметром 27 мкм. Эти частицы ускорялись излучением YAG:Er лазера. Абразив представлял собой водную суспензию сапфировых частиц, нанесённых в виде слоя толщиной 200 ± 50 мкм на поверхность эмали зуба. Плотность энергии лазерного излучения (для обоих методов) в режиме свободной генерации составляла величину порядка 100 Дж/см², длительность лазерного импульса – 200 ± 20 мкс, частота следования лазерных импульсов – 1 Гц. Обработка во всех случаях продолжалась в течение 10 с. Затем образец распиливался вдоль оси образовавшегося в эмали кратера. Кратер фотографировался цифровой камерой, полученная фотография переносилась в компьютер, где методом конечных элементов в предположении осевой симметрии кратера рассчитывался объём удалённого материала. Эффективность удаления определялась как объём материала, удалённый при вложении 1 Дж энергии.

Было установлено, что эффективность лазерного удаления эмали излучением YAG: Er лазера на длине волны 2,94 мкм составляет величину $0,15 \pm 0,02$ мм³/Дж, эффективность же лазер–абразивного метода – $0,25 \pm 0,03$ мм³/Дж. Это в целом совпадает с данными теоретических расчётов, в предположении о 100% трансформации энергии лазерного излучения в энергию E_a .

Помимо механической (традиционной), лазерной и лазер–абразивной обработки твёрдых тканей зуба в стоматологической практике также используется воздушно–абразивный метод. Его главными преимуществами являются высокие производительность и точность, безболезненность, хорошее качество стенок полости, а также отсутствие перегрева и вибрации. Лазер–абразивный метод сочетает в себе преимущества лазерного метода обработки и воздушно–абразивного. Ниже будет представлено сравнение скорости удаления эмали лазер–абразивным и воздушно–абразивным методами.

Итак, в качестве абразива в обоих сравниваемых методах использовались частицы Al_2O_3 (*Cristal mark, Inc. A Swan Technologies Corporation*, США) со средним диаметром частиц 27 мкм, массой $m = 4,1 \cdot 10^{-12}$ кг, плотностью $\rho = 3,97 \cdot 10^3$ кг/м³. Частицы Al_2O_3 уже давно используются в пищевой промышленности и медицине.

В настоящем эксперименте абразивные частицы выдувались из сопла наконечника (*Microetcher II, Danville Engineering, Inc.*, США), подключённого к компрессору ("*Ciao*", *Zola Predosa, BO*, Италия), и направлялись на поверхность образца. Диаметр сопла был 1 мм, давление сжатого воздуха в компрессоре $7 \cdot 10^5$ Па.

Исследуемые здесь образцы представляли собой плоские шлифы эмали толщиной $1,00 \pm 0,01$, $1,50 \pm 0,01$ и $2,00 \pm 0,01$ мм, полученные путём обработки свежеекстрагированных моляров и резцов зуба человека на шлифовальном станке. Расстояние между обрабатываемой поверхностью и выходным торцом сопла наконечника составляло $0,8 \pm 0,1$ мм. При лазер–абразивной обработке выходное сопло наконечника устанавливалось таким образом, чтобы абразивные частицы попадали в место лазерного облучения.

После совместного воздействия лазерного излучения и абразивных частиц на образце образовывалось отверстие.

В экспериментах использовался YAG: Er лазер ($\lambda = 2,94$ мкм), работающий в режиме свободной генерации с энергией импульса $E_p = 110 \pm 10$ мДж и частотой следования импульсов 5 Гц. Лазерное излучение фокусировалось на образец с помощью линзы (CaF_2) с фокусным расстоянием $f' = 17$ мм в пятно размером $0,25 \pm 0,01$ мм.

Для регистрации момента образования в образце отверстия использовался He–Ne лазер ($\lambda = 632,8$ нм). Его излучение, проходя через фокусирующую линзу, направлялось на поверхность образца в точку, куда попадали абразивные частицы. На противоположной стороне образца, в месте предполагаемого появления отверстия устанавливался фотоприёмник,

задачей которого была регистрация момента образования отверстия. Момент его образования соответствовал попаданию излучения He–Ne лазера на приёмную площадку фотоприёмника. Второй фотоприёмник устанавливался перед фокусирующей линзой и регистрировал первый импульс YAG: Er лазера.

После начала воздействия YAG: Er лазера сигнал с фотоприёмника, регистрирующий импульс YAG: Er лазера, поступал на вход осциллографа и служил началом отсчёта продолжительности лазер–абразивной обработки. В случае же воздушно–абразивной обработки осциллограф запускался одновременно с подачей частиц на образец. Таким образом, зная время начала обработки, задаваемого сигналом от фотоприёмника, регистрирующего излучение лазера и запускающего осциллограф, и время появления сигнала с фотоприёмника, регистрирующего излучение He–Ne лазера, можно было определить время образования отверстия или продолжительность обработки. Для каждой экспериментальной точки делалось по десять реализаций, что после статистической обработки давало погрешность определения времени не более 10%.

На рис. 8.4 приведена зависимость времени обработки образца воздушно–абразивным и лазер–абразивным методами от толщины биоматериала.

Анализируя вид данной зависимости, можно заметить, что обработка твёрдой ткани лазер–абразивным методом происходит приблизительно в пять раз быстрее, чем воздушно–абразивным. Так, при толщине образца в 1 мм время обработки лазер–абразивным методом составило $3,4 \pm 0,3$ с, а воздушно–абразивным – $17,4 \pm 1,5$ с. При увеличении толщины образца в два раза (от 1 мм до 2 мм) время обработки твёрдой ткани зуба лазер–абразивным методом увеличилось приблизительно в два раза, а воздушно–абразивным – в 3 раза.

Таким образом, проведённые эксперименты и анализ результатов показали, что лазер–абразивный метод позволяет приблизительно в пять раз быстрее удалить твёрдую ткань зуба человека, чем воздушно–абразивный.

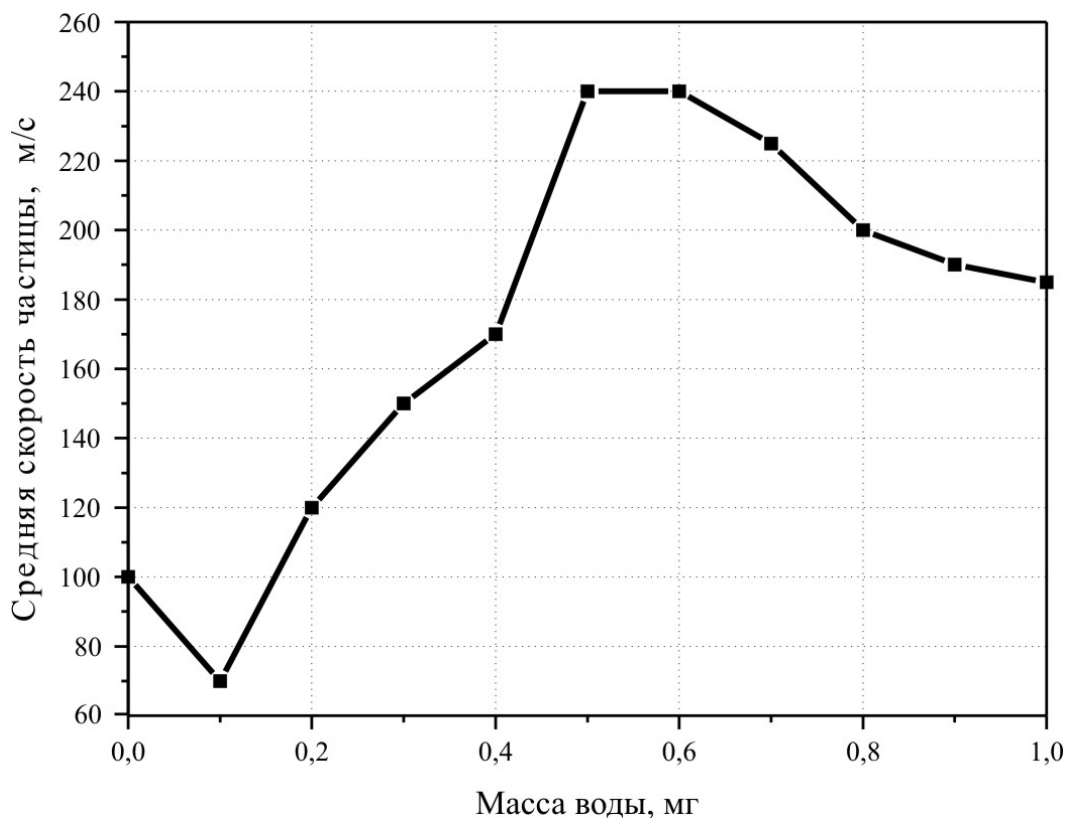


Рис. 8.3. Зависимость средней скорости движения ускоренных излучением YAG: Er лазера частиц Al_2O_3 от массы воды, добавляемой в 500 мг частиц.

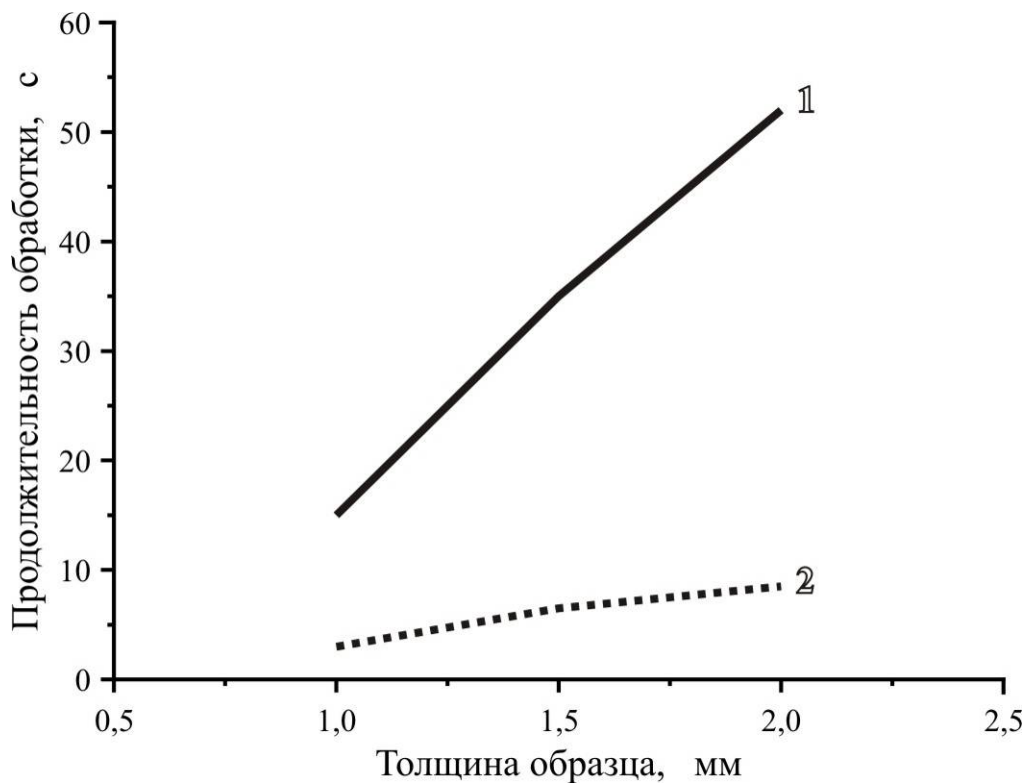


Рис. 8.4. Продолжительность обработки эмали зуба человека воздушно-абразивным (1) и лазер-абразивным методами (2) при различной толщине биоматериала.

9. Акустический сигнал, сопровождающий лазерную обработку твёрдых биотканей

Исследование процесса генерации акустических волн позволяет получить информацию, необходимую для анализа механизмов лазерного разрушения твёрдых тканей зуба.

Так, при воздействии лазерных импульсов субмиллисекундной длительности к возникновению акустических волн могут приводить:

- пространственно неоднородный нагрев поверхности эмали или дентина лазерным излучением;
- микровзрывы поглощающих включений;
- термоупругие напряжения;
- продукты разрушения, разлетающиеся из области взаимодействия;
- ионизованные в сильном световом поле частицы воздуха.

Так, при действии лазерного импульса с энергией ниже порога разрушения происходит пространственно неоднородный нагрев твёрдой ткани. Глубина прогретого слоя определяется коэффициентом поглощения света. Область частот, в которой можно наблюдать акустические колебания от источника такого рода, определяется скоростью изменения энергии лазерного излучения в пространстве и времени.

При действии лазерного импульса длительностью меньше микросекунды может происходить ионизация окружающего воздуха, сопровождающаяся возникновением звуковых колебаний.

Действие лазерного излучения с энергией выше порога разрушения твёрдой биоткани сопровождается выносом разрушенного материала. Скорость разлёта продуктов разрушения (включая как твёрдую, так и жидкую фракцию) может в несколько раз превышать скорость звука в воздухе, что приводит к генерации ультразвуковых акустических колебаний. Анализируя характер звуковых колебаний в этой области, можно определить начало процесса лазерного разрушения.

Лазерное излучение с энергией выше порога разрушения твёрдых тканей зуба может приводить к микровзрывам как в самом материале, так и в продуктах разрушения. Микровзрывы являются источником звуковых колебаний. Область частот, в которой данные колебания можно зарегистрировать, определяется в основном размерами поглощающих лазерное излучение микровключений. Микровзрывы при лазерной обработке могут явиться источником трещин.

Быстрое удаление материала из зоны обработки приводит к возникновению динамических и остаточных термоупругих напряжений, которые являются источником микро– и макротрещин. При образовании трещин генерируются акустические волны с частотами, определяемыми в основном размерами этих трещин.

Остаточные термоупругие напряжения могут явиться источником звуковых волн уже после окончания лазерного воздействия.

Схема экспериментальной установки, предназначенной для исследования акустических процессов, приведена на рис. 9.1. В рассматриваемом здесь эксперименте использовались импульсные лазеры на кристаллах YAG: Er и YAG: Cr, Tm, Ho, работающие в режиме свободной генерации, технические характеристики которых приведены в таблице 9.1.

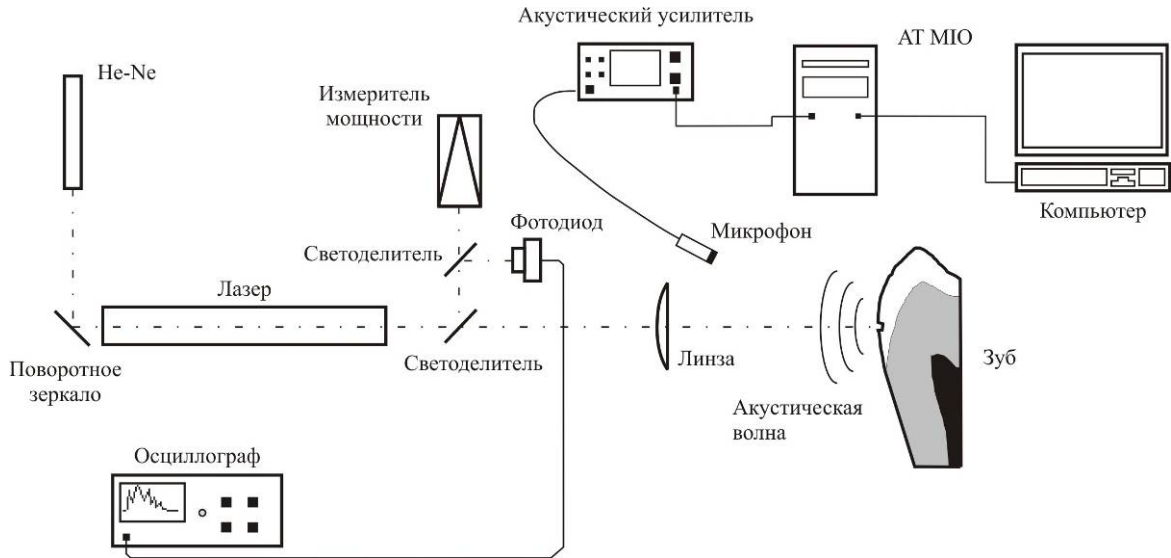


Рис. 9.1. Схема экспериментальной установки.

Таблица 9.1. Технические характеристики лазеров.

Активная среда	λ , мкм	E_p , Дж	τ , мкс	ν , Гц
YAG: Er	2,94	0,1÷1,0	150	однократное, 1÷10
YAG: Cr, Tm, Ho	2,088	0,1÷1,0	400	однократное, 1÷10

Во время эксперимента контролировались энергетические и временные параметры лазерного излучения. Излучение фокусировалось на поверхность эмали или дентина зуба оптической системой с фокусным расстоянием порядка 40 мм. Акустическая волна регистрировалась чувствительным микрофоном фирмы "B&K" с полосой пропускания 1 Гц÷300 кГц, расположенным на расстоянии 20 мм от поверхности зуба. Для регистрации и обработки электрического сигнала с микрофона использовалось устройство "Plug in Board A/D converter AT-MIO-16". Программный пакет позволял проводить амплитудные, частотные и энергетические исследования данных акустических сигналов.

Были исследованы особенности акустических сигналов в низкочастотной (1÷10 кГц) области звуковых колебаний. На рис. 9.2 приведены осциллограммы типичных акустических сигналов, возникающих при разрушении твёрдых тканей зуба излучением YAG: Cr, Tm, Ho и YAG: Er лазеров.

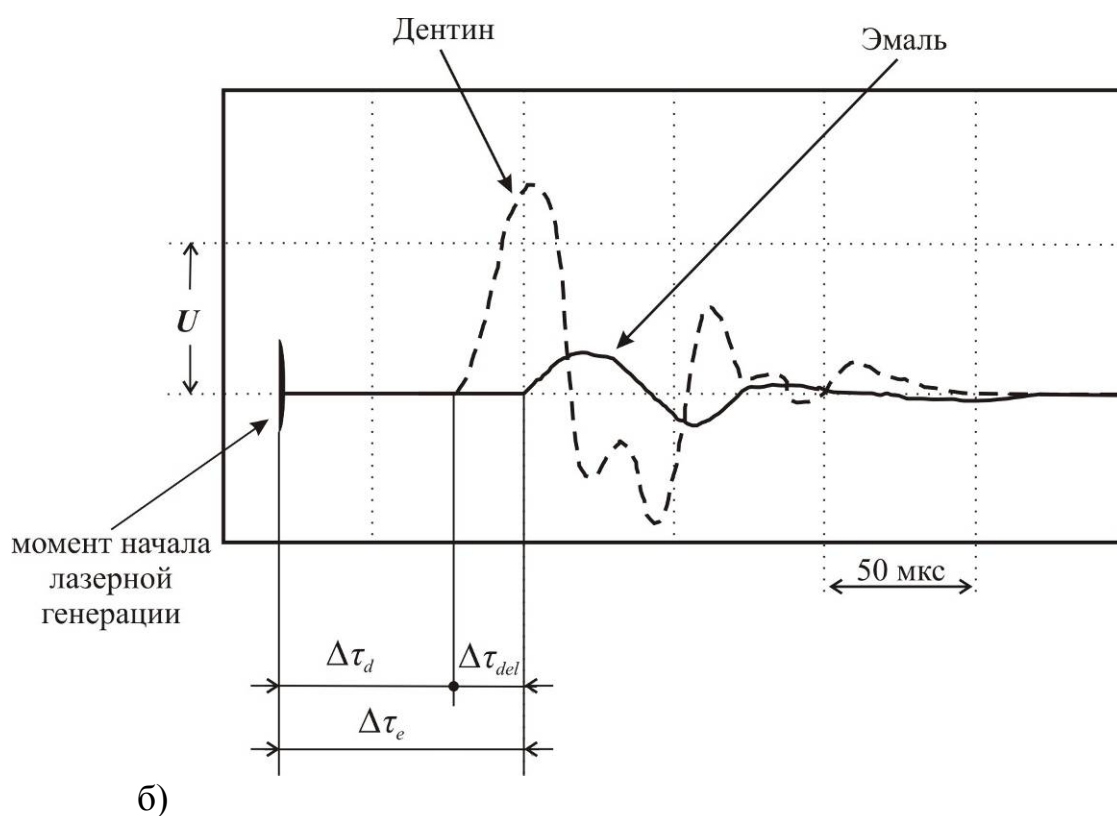
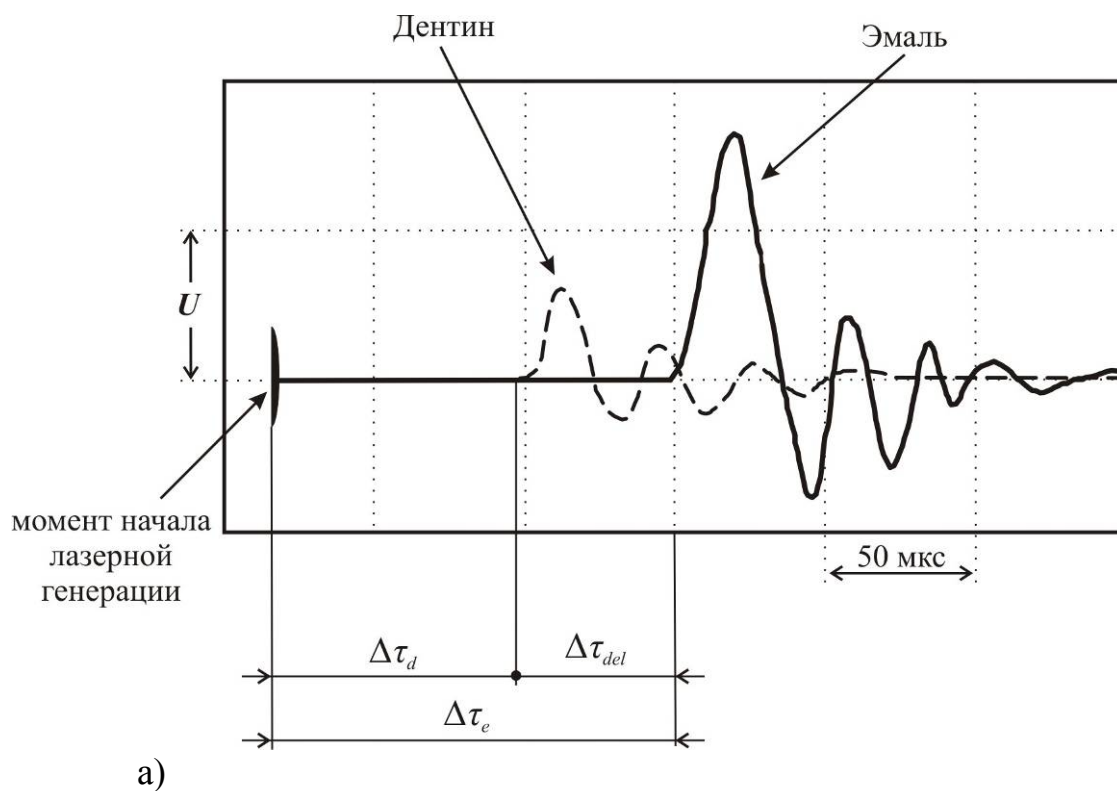


Рис. 9.2. Типичные осциллограммы акустических сигналов, регистрируемых в низкочастотной области при воздействии на твёрдые ткани зуба импульсов YAG: Cr, Tm, Ho (а) и YAG: Er (б) лазеров.

Видно, что при воздействии излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера амплитуда низкочастотного акустического сигнала от эмали превышает амплитуду акустического сигнала от дентина. Для YAG: Er лазера наблюдается противоположная ситуация.

На рис. 9.3 приведена зависимость амплитуды низкочастотного акустического сигнала от плотности энергии YAG: Er лазера. Длительность и энергия лазерного импульса в эксперименте были постоянны.

Видно, что:

- с увеличением плотности энергии амплитуда акустического сигнала возрастает;
- амплитуда акустического сигнала от дентина превышает амплитуду акустического сигнала от эмали;
- принудительное водяное орошение (применялось в виде водо–воздушной смеси) приводит к увеличению амплитуды акустического сигнала в этой частотной области.

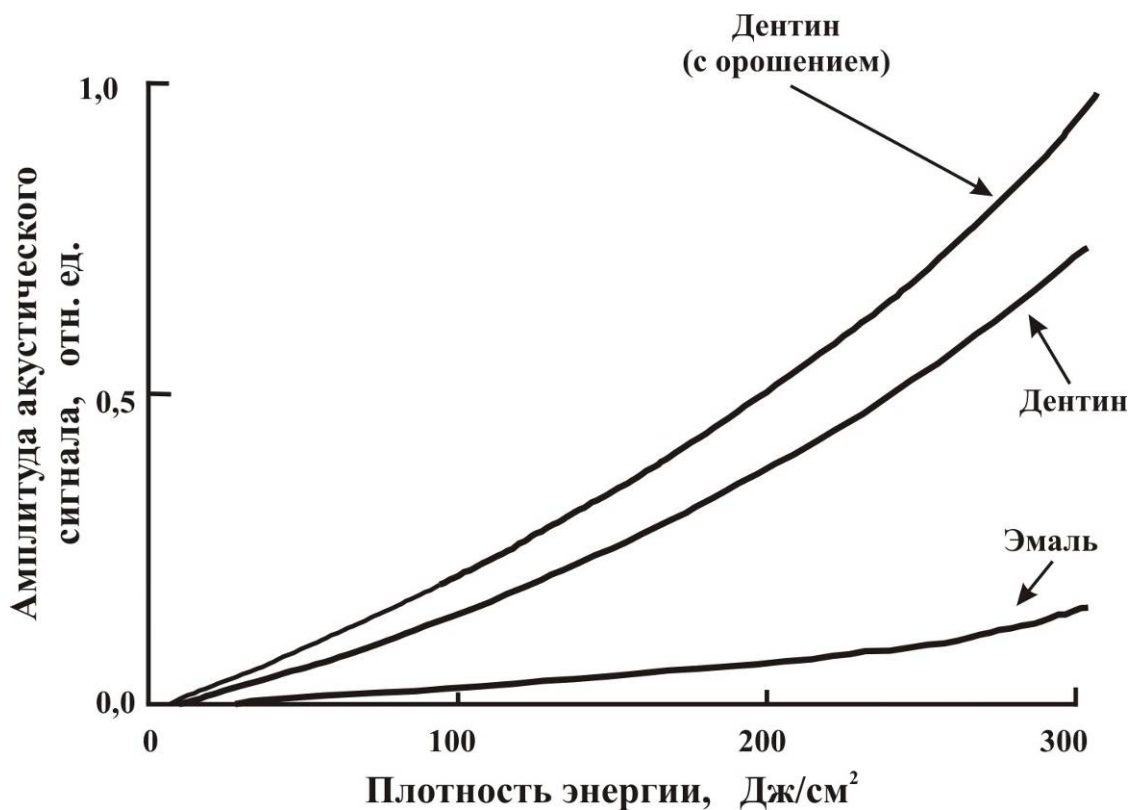


Рис. 9.3. Зависимость амплитуды акустического сигнала, регистрируемого в низкочастотной области при воздействии на твёрдые ткани зуба импульсов YAG: Er лазера от их плотности энергии.

Рассмотрим особенности временной структуры акустических сигналов. Так, из рис. 9.2 видно, что при разрушении эмали зуба лазерными импульсами с фиксированной энергией и длительностью акустическая волна

возникает с некоторой временной задержкой относительно момента возникновения акустической волны при разрушении дентина.

Время задержки между началом лазерного воздействия и началом регистрации акустической волны ($\Delta t_{e,d}$) складывается из двух величин:

- первая величина – это время распространения акустической волны до приёмника, определяемое расстоянием между мишенью и приёмником (L) и скоростью распространения акустической волны в воздухе (v_0);
- вторая величина – это задержка возникновения акустического сигнала относительно начала лазерного воздействия ($t_{e,d}$), связанная с динамикой лазерного разрушения.

Время задержки, регистрируемое на осциллограмме, очевидно равно:

$$\Delta t_{e,d} = t_{e,d} + \frac{L}{v_0}. \quad (9.1)$$

Предположить, что время задержки ($t_{e,d}$) равно времени накопления лазерной энергии эмалью или дентином до момента начала разрушения. Тогда можно записать следующее уравнение:

$$W_{th} \cdot t_p = I_{max} \int_0^{t_{e,d}} f(t) dt, \quad (9.2)$$

где W_{th} – пороговая плотность энергии разрушения для эмали и дентина; t_p – длительность лазерного импульса; $f(t)$ – нормированная на единицу огибающая мощности лазерного импульса; I_{max} – плотность мощности в максимуме лазерного импульса.

Обычно при плотности энергии лазерного импульса, значительно превышающей пороговую, порог разрушения достигается на переднем фронте импульса, где $f(t)$ можно аппроксимировать линейной функцией типа:

$$f(t) = kt + t_0, \quad (9.3)$$

где k и t_0 – постоянные.

Следовательно, уравнение (9.2) при $t_0=0$ можно записать в следующем виде:

$$W_{th} \cdot t_p = k I_{max} \left(\frac{t_{e,d}^2}{2} \right). \quad (9.4)$$

Тогда:

$$t_{e,d} = \sqrt{\frac{2W_{th} \cdot t_p}{k I_{max}}}. \quad (9.5)$$

Величины W_{th} для эмали и дентина определяются в независимых экспериментах, а I_{max} , k , t_p характеризуют форму и плотность энергии лазерного импульса, при которых наблюдается описанный эффект. Отсюда можно получить выражение для скачка задержки появления акустического

сигнала при прохождении эмаль–дентинной границы при фиксированной плотности энергии лазерного импульса:

$$t_{del} = t_e - t_d. \quad (9.6)$$

Экспериментально измеренные и рассчитанные по формулам (9.5) и (9.6) t_{del} , t_e , t_d приведены в таблице 9.2.

Таблица 9.2. Экспериментально измеренные/рассчитанные значения t_{del} , t_e , t_d .

Активная среда	t_e , мкс	t_d , мкс	t_{del} , мкс
YAG: Er	25/45	10/25	15/20
YAG: Cr, Tm, Ho	75/140	20/100	55/40

Далее более подробно ознакомимся с результатами исследования временной и частотной структур лазерного и акустического импульсов.

Как было отмечено ранее, современный прогресс в области применения лазеров для обработки твёрдых тканей зуба связан с двумя следующими ключевыми идеями:

- с предложением применять для этих целей излучение эрбиевых лазеров [43];
- с использованием аэрозольного орошения поверхности зуба во время лазерной обработки [44].

Известно, что для разных типов тканей зуба эффективность их лазерного удаления различна при одинаковой плотности энергии. Так, для эмали эффективность удаления примерно в два раза ниже, чем для дентина.

Особенно резко эффективность удаления меняется на границе между зубными тканями, что может привести к возрастанию температуры обрабатываемого объекта, а это в свою очередь способно вызвать появление болевых ощущений.

Для снижения внутрипульпарной температуры в зубе применяется аэрозольное водяное орошение (спрей). Однако при этом достаточно большая часть лазерного излучения поглощается в водяной плёнке, что снижает эффективность удаления. Причём при увеличении глубины кратера этот эффект ещё более усиливается.

Таким образом, нужно использовать разные мощности лазерного излучения для эффективной и безболезненной обработки разных тканей зуба и управлять охлаждением. Естественно, что в таком случае возникает проблема определения типа ткани. Существующие на сегодня методы идентификации (анализ электропроводности, исследование рассеянного назад светового сигнала и т.п.) имеют существенный недостаток: они не учитывают имеющийся временной профиль лазерного импульса, что снижает достоверность оценки. Такую возможность может дать анализ лазер–индуцированной акустической волны. Здесь падающее лазерное излучение нагревает область обрабатываемого образца, в результате чего происходит его разрушение, сопровождаемое акустической волной.

Возникающий акустический отклик имеет несколько составляющих:

- акустическая волна, генерируемая вследствие лазерного нагрева поверхности (тепловая компонента);
- акустическая волна, являющаяся следствием быстрого разлёта продуктов разрушения (ударная компонента).

В общем случае для точного определения типа ткани необходимо анализировать тепловую компоненту акустической волны [45]. Поскольку диаграмма направленности компонент акустического сигнала различна, то можно путём изменения угловое положение приёмника выделить для анализа только интересующую компоненту (например, ту же тепловую).

Итак, рассмотрим далее:

- результаты исследования временной и частотной структуры лазерного и соответствующего ему акустического импульса (тепловой компоненты) от эмали и дентина;
- зависимости энергии акустического импульса от плотности энергии лазерного излучения, от номера лазерного импульса и от глубины сформированной излучением полости;
- характер деформации частотного спектра лазер–индуцированного акустического сигнала при использовании принудительного водяного орошения.

В экспериментах использовались удалённые по ортодонтическим показаниям интактные зубы человека. В качестве лазера использовался YSGG: Cr, Er ($\varnothing 5 \times 80$ мм, $\lambda = 2,79$ мкм). Резонатор лазера был образован плоскими зеркалами и имел длину порядка 180 мм. Характер генерации – существенно многомодовый. Энергия лазерных импульсов изменялась от 50 до 500 мДж, частота следования импульсов – от 1 до 10 Гц. Лазерное излучение фокусировалось на объекте в пятно диаметром порядка 200 мкм. Акустический импульс регистрировался при помощи конденсаторного микрофона модели "4138" фирмы "B&K" (микрофон звукового давления). Импульсы водяного орошения были синхронизованы с лазерными, т.е. их частота следования совпадала с рабочей частотой лазера. Характерная длительность импульса орошения была 10 мс, расход воды – $\Delta V = 10$ мл/мин. (при частоте следования лазерных импульсов 10 Гц).

Оценим частотную область акустического сигнала, доступную для регистрации при данной геометрии эксперимента. Для этого определим, в какой волновой зоне (по звуку) регистрируется акустический отклик. Оценим число Френеля N для звукового поля:

$$N = \frac{\omega_0^2}{\lambda L} = \frac{\omega_0^2}{\tau_s c_s L}, \quad (9.7)$$

где ω_0 – диаметр пятна облучения (200 мкм); τ_s – длительность звукового импульса (10^{-3} с); c_s – скорость звука в воздухе (330 м/с); L – расстояние между поверхностью зуба и микрофоном (20 мм).

Получим, что $N = 0,05 \ll 1$. Следовательно, микрофон находится в дальней зоне.

Известно, что высокочастотная звуковая компонента сильно затухает на расстоянии несколько сот микрометров от области генерации звука. Из этого следует, что будут регистрироваться только низкочастотные составляющие звукового сигнала (до 250 кГц).

На рис. 9.4 приведены осциллограммы лазерного и акустического импульсов. Видно, что:

- лазерный импульс имеет длительность по основанию порядка 200 мкс и явно выраженную пиковую структуру. Расстояние между максимумами пиков варьируется в пределах от 2 до 10 мкс. Длительность пика по полувысоте составляет $1 \div 2$ мкс;
- акустический импульс возникает относительно лазерного с задержкой $\Delta t = 50$ мкс. Это связано с прохождением звуковой волны пути от области генерации звука до микрофона и временем, необходимым для аккумуляции лазерной энергии матрицей разрушаемого материала [46]. Акустический импульс имеет длительность порядка 1 мс. Он состоит из положительных и отрицательных полувольт длительностью от 4 до 10 мкс.

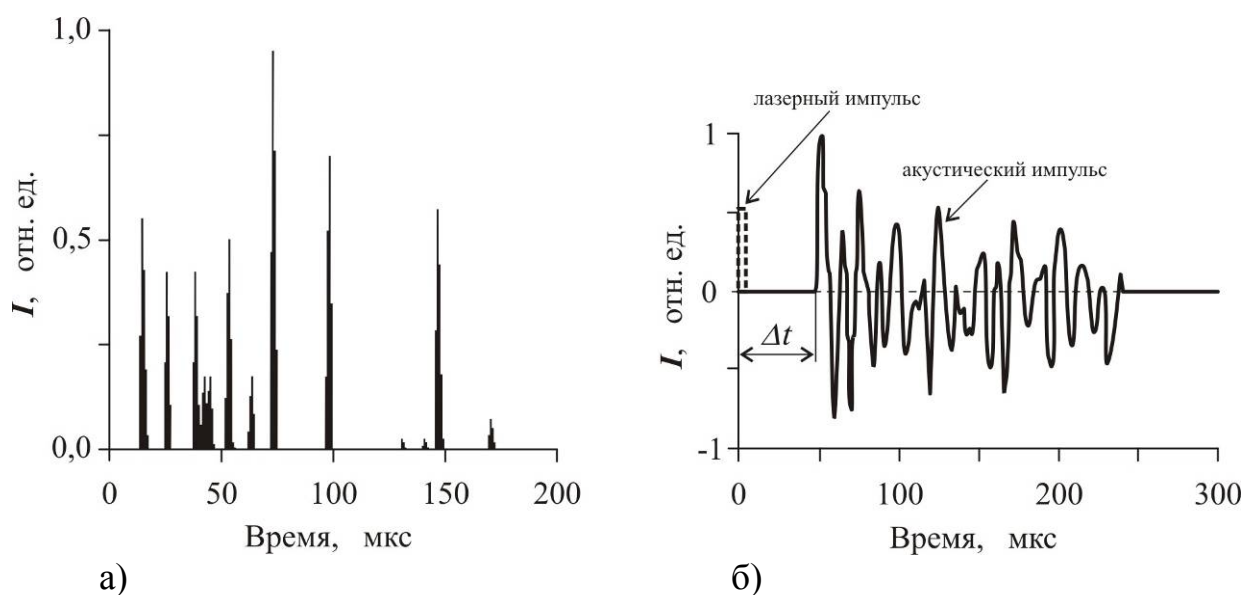


Рис. 9.4. Осциллограммы лазерного (а) и соответствующего ему акустического (б) сигналов от эмали.

Для идентификации зубной ткани по имеющимся акустическим и лазерным сигналам нужно рассмотреть более подробно, что из себя представляет акустический сигнал, регистрируемый микрофоном (передаточная функция). Он, кроме временной структуры лазерного импульса, учитывает ещё и характеристики разрушаемой среды.

В частотном рассмотрении Фурье-образ измеряемой микрофоном передаточной функции является свёрткой Фурье-образов лазерного импульса и акустического отклика среды. Ясно, что для нахождения

Фурье–образа акустического отклика среды нужно знать Фурье–образ (спектр) передаточной функции и лазерного импульса.

На рис. 9.5 приведены Фурье–спектры акустических сигналов, возникающих при лазерной обработке поверхности эмали и дентина без принудительного водяного орошения. На рис. 9.6 представлены аналогичные спектры, но уже при использовании водяного орошения. Видно, что Фурье–спектры лазер–индуцированных акустических сигналов от эмали и дентина локализованы в области $10\div 150$ кГц. Наибольшие же отличия в спектрах эмали и дентина наблюдаются в диапазоне $50\div 150$ кГц. Так, если для эмали и дентина энергии низкочастотной компоненты ($0,001\div 50$ кГц) практически совпадают, то в высокочастотной области ($50\div 150$ кГц) энергии акустического сигнала от эмали и дентина могут различаться на порядок.

Применение водяного орошения приводит к увеличению числа гармоник в регистрируемом акустическом сигнале, что приводит к возрастанию полной (т.е. во всём доступном для регистрации спектральном и временном диапазонах) энергии акустического сигнала. В ряде случаев анализ полной акустической энергии от орошённых водой эмали и дентина не позволяет отличить одну ткань от другой. Необходимо отметить, что приведённые Фурье–спектры соответствуют акустическому сигналу, вызванному первым лазерным импульсом, падающим на поверхность зубной ткани.

На рис. 9.7 приведена зависимость величины полной энергии акустической волны от количества одномоментно приложенных к биоткани лазерных импульсов.

Видно, что с ростом числа лазерных импульсов полная акустическая энергия от неорошаемых водой эмали и дентина линейно уменьшается, что может быть, во–первых, связано с экранированием акустического сигнала стенками увеличивающейся при воздействии каждого нового импульса лазерной полости, а во–вторых, – с ростом диаметра источника звука.

Картина резко изменяется при наличии водяного орошения. В этом случае рост числа лазерных импульсов, воздействующих в одну точку образца, приводит к нелинейному возрастанию полной энергии акустической волны, причём:

- сначала для первых десяти импульсов полная акустическая энергия сигнала от дентина (дентин+вода) примерно в $3\div 5$ раз превышает аналогичную величину для эмали (эмаль+вода);
- затем в районе десятого импульса полные энергии акустических сигналов от эмали и дентина практически сравниваются;
- далее полная акустическая энергия от эмали (эмаль+вода) начинает в $1,5\div 2,0$ раза превышать энергию сигнала от дентина.

Подобный характер поведения величины полной акустической энергии при увеличении количества одномоментно приложенных к образцу лазерных импульсов связан с изменением толщины водяной плёнки и условиями, определяющими связь этой плёнки с поверхностью разрушаемого материала.

По-видимому, возрастающая вследствие увеличения глубины кратера водяная плёнка играет роль усилителя акустических сигналов. Таким образом, зависимость полной акустической энергии от количества одномоментно приложенных к образцу лазерных импульсов показала, что для достоверного распознавания типа ткани анализ полной энергии лазер-индуцированного акустического сигнала явно недостаточен, т.к. при использовании водяного орошения данная зависимость становится нелинейной и существенно зависит от толщины водяной плёнки.

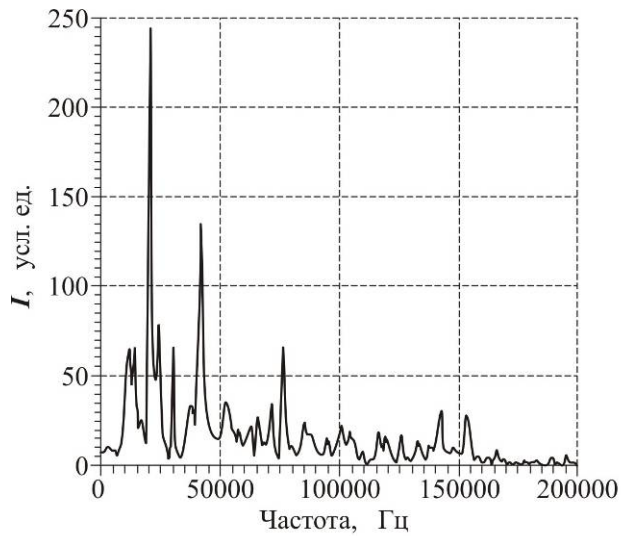
По описанной выше причине в дальнейшем предпринимались попытки определить, в каком именно частотном диапазоне разница в энергии акустического сигнала от эмали/дентина, облучаемых без/с применением принудительного водяного орошения, наибольшая и линейно зависит от количества одномоментно приложенных лазерных импульсов (т.е. от экспозиции). Рассматривали четыре частотные области: $0,001 \div 40$ кГц, $40 \div 80$ кГц, $80 \div 120$ кГц и $120 \div 160$ кГц. В итоге спектральный анализ позволил выделить диапазон частот $80 \div 120$ кГц, в котором энергия акустического сигнала для всех типов зубных тканей линейно зависит от количества одномоментно приложенных лазерных импульсов (или от глубины лазерной полости).

Необходимо отметить, что акустический сигнал зависит от плотности энергии лазерного излучения. Характерная зависимость энергии акустического сигнала от плотности энергии лазерного излучения для всего временного диапазона ($0 \div 1000$ мкс) приводится на рис. 9.8. Видно, что энергия акустического сигнала с ростом плотности энергии лазерного излучения возрастает нелинейно.

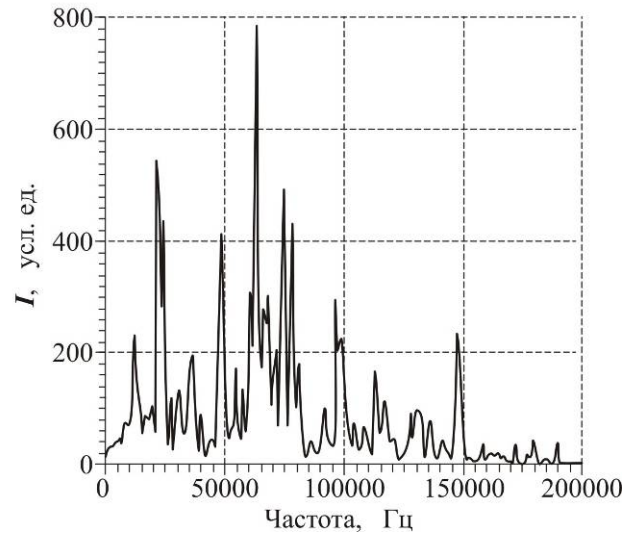
Отметим, что для орошаемых поверхностей скорость роста полной энергии акустического сигнала с увеличением плотности энергии выше, чем для неорошаемых.

Очень важно определить, в какой момент времени следует начинать и заканчивать регистрацию и анализ сигнала. В эксперименте с помощью фильтра Баттерворда четвёртого порядка во всём акустическом сигнале выделялся диапазон частот $80 \div 120$ кГц. Установлено, что в интервале $0 \div 50$ мкс акустического импульса (т.е. в первых полу волнах) содержится отклик, соответствующий водяной плёнке (первому материалу, разрушающемуся под действием лазерного импульса). В этом интервале содержится до 40% акустической волны, что объясняет невозможность идентификации типа ткани по анализу полной акустической энергии.

После получения акустического сигнала с частотной составляющей $80 \div 120$ кГц проводилось интегрирование сигнала в следующих интервалах времени: $50 \div 150$ мкс, $150 \div 250$ мкс и $250 \div 1000$ мкс. Наиболее информативным оказывается временной интервал $50 \div 150$ мкс.

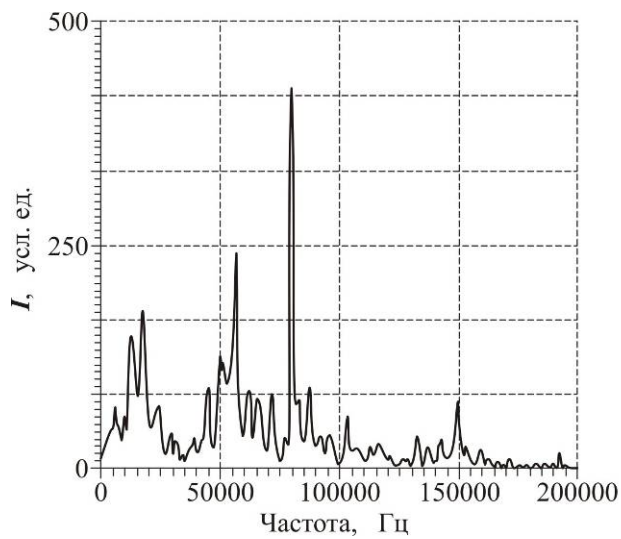


а)

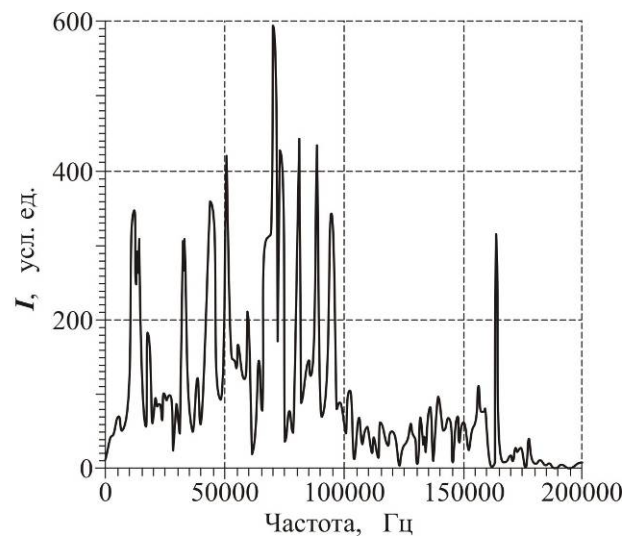


б)

Рис. 9.5. Фурье–спектр лазер–индуцированного акустического сигнала, полученного от эмали (а) и от дентина (б) при условии отсутствия принудительного водяного орошения.



а)



б)

Рис. 9.6. Фурье–спектр лазер–индуцированного акустического сигнала, полученного от эмали (а) и от дентина (б) при условии применения принудительного водяного орошения.

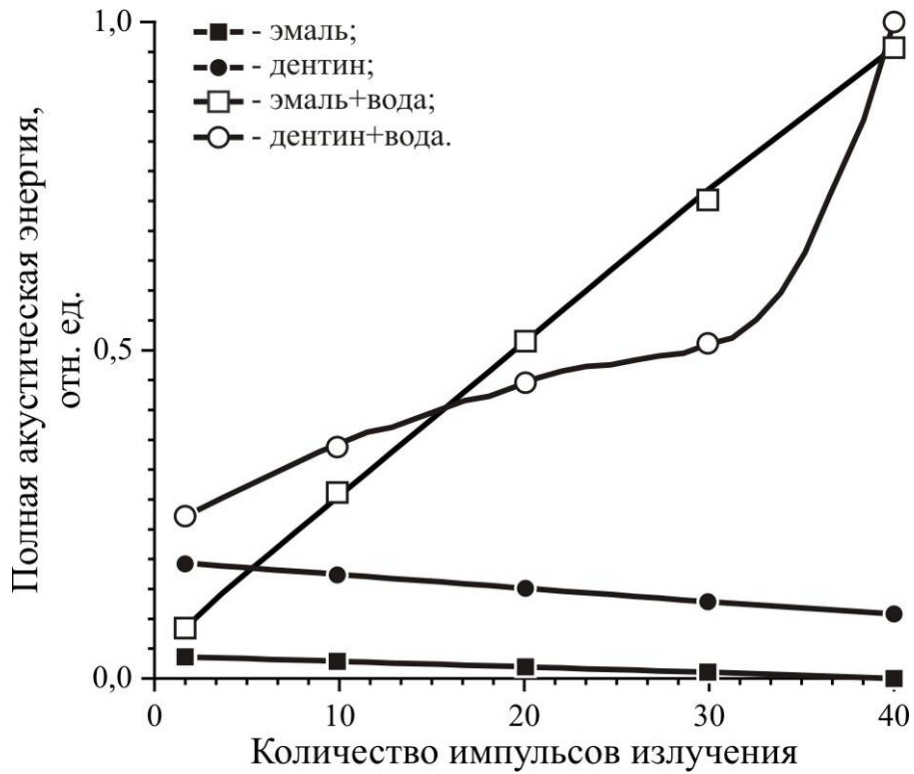


Рис. 9.7. Зависимость величины полной энергии акустической волны от количества одномоментно приложенных к биоткани лазерных импульсов.

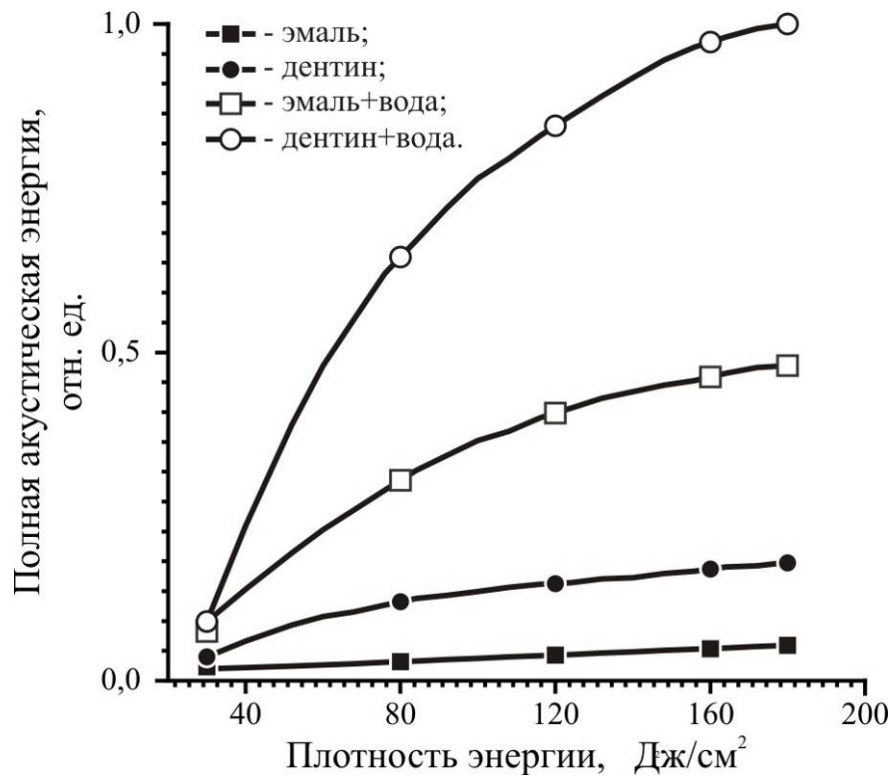


Рис. 9.8. Зависимость полной энергии акустического сигнала (0÷200 кГц, 0÷1000 мкс) от плотности энергии лазерных импульсов.

Анализ интегральных и спектральных особенностей возникающего при лазерной обработке акустического сигнала позволяет дистанционно определить состояние зубной дентина (интактный/кариозный/окрашенный). В качестве источника излучения использовался YAG:Er лазер в режиме свободной генерации: длина волны 2,94 мкм, длительность лазерного импульса порядка 200 мкс, длительность пика порядка 1 мкс, частота следования лазерных импульсов 10 Гц, энергия в импульсе порядка 400 мДж.

Обработка проводилась в контактном режиме, лазерное излучение доставлялось к объекту через кварцевое волокно–насадку (диаметр световедущей жилы 600 ± 10 мкм, длина 16 мм). Выходной торец волокна находился в непосредственном контакте с биотканью. Плотность энергии на объекте составляла порядка 100 Дж/см^2 .

В эксперименте была использована система импульсного водяного орошения: длительность водяного импульса порядка 1 мс, импульс хладагента подавался на поверхность дентина спустя 300 мкс относительно времени формирования переднего фронта лазерного импульса, расход хладагента порядка 10 мл/мин.

Акустическая волна, распространяющаяся от зоны обработки по воздуху, измерялась микрофоном фирмы "B&K" (Дания). Угол между осью лазерного излучения (или оптического волокна) и осью микрофона (или нормалью к чувствительной площадке) составлял величину порядка 30° . Расстояние между зоной лазерного воздействия и чувствительной площадкой микрофона равнялось 20 мм. Сигнал с микрофона через плату виртуального осциллографа "LC-305" попадал в компьютер для последующей обработки. Полученные результаты усреднялись в предположении нормальности статистического распределения по десяти независимым реализациям каждого измерения.

Характерный вид сигнала, регистрируемого акустическим датчиком при лазерном разрушении дентина зуба, находящегося в интактном/окрашенном/кариозном состояниях, проиллюстрирован на рис. 9.9. Фурье–спектры данных сигналов приведены на рис. 9.10.

Для дальнейшего анализа будем использовать два критерия. Предварительные эксперименты показали, что в области $0.5\div 20$ кГц (1–ый критерий) кариозному дентину соответствует сигнал, энергия которого порядка 2000 и более относительных единиц, интактному дентину – 1500 и менее, окрашенному – $1500\div 2000$. В области $0.5\div 2$ кГц (2–ой критерий) кариозному дентину отвечает сигнал, энергия которого соответствует 400 и более относительных единиц, интактному дентину – 200 и менее, окрашенному – $200\div 400$.

В таблице 9.3 приведены результаты оценки энергии лазер–индуцированного акустического сигнала в диапазонах $0.5\div 20$ кГц и $0.5\div 2$ кГц для десяти экстрагированных зубов, участвующих в эксперименте. При этом анализировался сигнал, возникающий от двух различных областей зуба (кариозной и интактной).

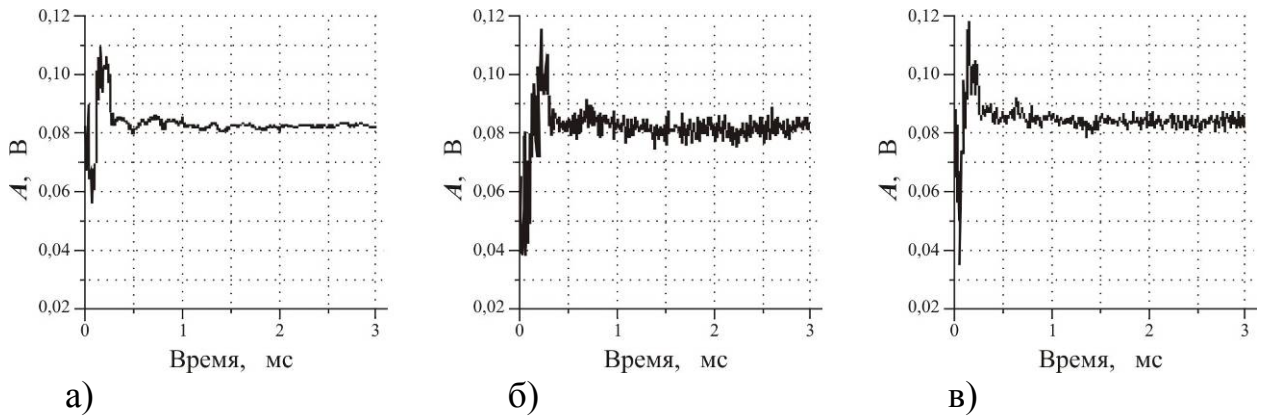


Рис. 9.9. Осциллограммы акустического сигнала, возникающего при взаимодействии излучения YAG:Er лазера с дентином зуба, находящимся в интактном (а), окрашенном (б) и кариозном (в) состояниях.

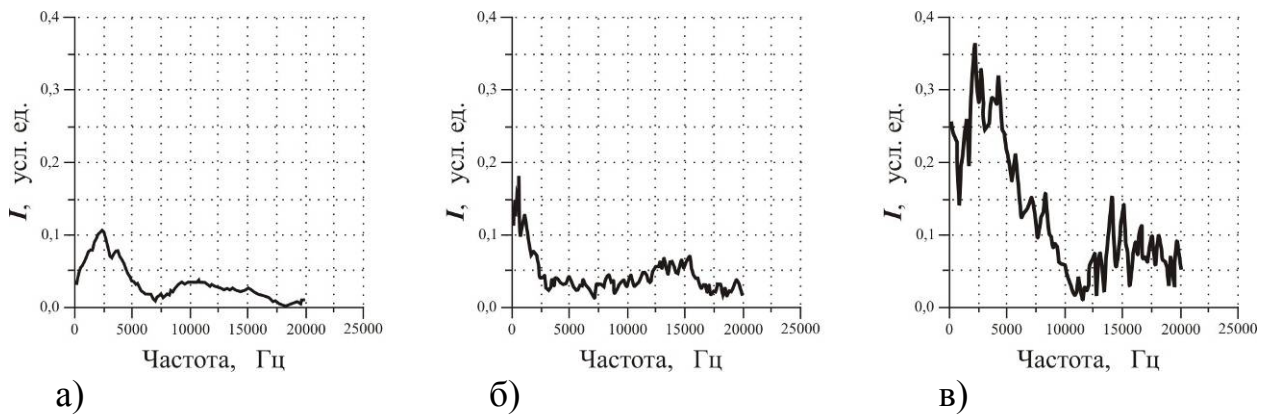


Рис. 9.10. Фурье–спектры акустического сигнала, возникающего при взаимодействии излучения YAG:Er лазера с дентином зуба, находящимся в интактном (а), окрашенном (б) и кариозном (в) состояниях.

Таблица 9.3. Результаты оценки энергии лазер–индуцированного акустического сигнала на экстрагированных зубах человека.

№ зуба	Интеграл акустического сигнала в полосе 0.5÷20 кГц, отн. ед.		Интеграл акустического сигнала в полосе 0.5÷2 кГц, отн. ед.	
	кариозная область	интактная область	кариозная область	интактная область
1	1450	898	219	148
2	2475	1250	366	198
3	2631	1061	597	195
4	–	1002	–	174
5	2428	1080	486	174
6	2201	1006	325	177
7	2147	992	435	179
8	1902	1276	315	111
9	2362	560	576	98
10	2470	1065	414	175

Анализ приведённых зависимостей показал, что акустический лазер–индуцированный сигнал в случае окрашенного дентина имеет два частотных максимума в области 1 кГц и 15 кГц, в случае интактного дентина – в области 2,5 кГц и 10 кГц, в случае кариозного дентина – в области 2,5 кГц, 4 кГц, 8 кГц и 15 кГц.

Кроме того, обращает на себя внимание факт наличия большого числа гармоник, вносящих существенный вклад в частотный спектр регистрируемого сигнала от окрашенного и кариозного дентина. По всей видимости, гармоники образуются при разрушении в поле лазерного импульса фрагментов кариозной фракции дентина, имеющей низкую лучевую прочность из–за высокого содержания в ней воды и органики.

В случае интактной ткани образующиеся в результате лазерной абляции фрагменты имеют большую лучевую прочность, т.к. представляют собой облучённую интактную, а не кариозную ткань. По этой причине акустический сигнал от интактной ткани не содержит гармоник.

Очевидно, что гармоники приводят к росту суммарной акустической энергии лазер–индуцированной волны.

Видно, что:

- для образцов с номерами 1 и 8 результаты экспертной оценки не совпали с результатом оценки по 1–ому критерию;
- при анализе интактной ткани по лазер–индуцированной акустической волне все десять образцов оказались эквивалентны экспертной оценке;
- для образцов с номерами 1, 2, 6 и 8 результаты экспертной оценки не совпали с результатом оценки по 2–ому критерию. Эти участки образцов можно отнести к окрашенному дентину.

10. Тепловой сигнал, сопровождающий лазерную обработку твёрдых и мягких биотканей

Для обработки твёрдых и мягких биотканей достаточно часто используют излучение YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров. Ниже представлены:

- экспериментальное обоснование сценария лазерного разрушения твёрдой биоткани в поле излучения субмиллисекундного импульсного YAG: Cr, Tm, Ho лазера (разработка данного сценария основана на экспериментально наблюдаемой зависимости эффективности деструкции и фактора инвазивности костной ткани от плотности энергии излучения);
- временные профили лазер–индуцированных термооптического и акустического сигналов, сопровождающих лазерное разрушение твёрдой биоткани излучением YAG: Cr, Tm, Ho лазера;
- оценены значения порогов лазерного разрушения печени и костной ткани на длинах волн излучения YAG: Nd и YAG: Cr, Tm, Ho лазеров.

Итак, использованные здесь импульсные YAG: Nd ($\lambda=1,064$ мкм) и YAG: Cr, Tm, Ho ($\lambda=2,088$ мкм) лазеры работали в режиме свободной генерации. Длительность импульса для YAG: Nd лазера оставляла величину порядка 300 мкс, а для YAG: Cr, Tm, Ho – порядка 250 мкс. Облучение биотканей – печени и костной ткани курицы *in vitro* – производилось в контактном режиме через кварцевое волокно с диаметром световедущей жилы 600 ± 10 мкм.

Порог лазерного разрушения биоткани определялся оптическим методом. Под *порогом* здесь понималась минимальная плотность энергии лазерного излучения, при воздействии которой на объекте начинали происходить визуально различимые изменения, не связанные с выносом материала. При этом чаще всего наблюдался эффект "побеления" биоткани в месте воздействия.

Наличие подобного эффекта могло быть сопряжено с увеличением коэффициента рассеяния биоткани в месте обработки, которое вызывалось уменьшением количества внутритканевой жидкости, являющейся естественной иммерсией. Для большинства биотканей роль иммерсии может играть вода.

Под *эффективностью удаления* понимается отношение объёма удалённой биоткани к затраченной на её удаление энергии лазерного излучения.

Фактор инвазивности – это отношение объёма термически повреждённой биоткани к объёму удалённой биоткани. Объём удалённой биоткани определялся в предположении осевой симметрии формируемых в биоткани отверстий. Глубина и диаметр таких отверстий оценивались оптическим методом путём визуальной микроскопии.

В настоящем эксперименте одновременно с временным профилем лазерного импульса регистрировались также временные профили

лазер–индуцированных термооптического и акустического сигналов. *Термооптический сигнал* – это сигнал, возникающий при лазерном разрушении биоткани и лежащий в оптическом диапазоне электромагнитного спектра.

Для регистрации термооптического сигнала использовался чувствительный германиевый фотодиод. Для регистрации акустического сигнала использовался измерительный комплекс фирмы "B&K", состоящий из конденсаторного микрофона модели "4138", корпуса микрофона UA0160 и предусилителя № 2633. Расстояние между микрофоном и местом воздействия составляло 20 ± 1 мм, что определяло фиксированный временной сдвиг между лазерным и акустическим сигналами в 60 ± 3 мкс. Система сбора, хранения и обработки регистрируемых данных была построена на основе "GPIB" (*National instruments*[®], NI-488.2[™]), позволяющего передавать информацию с осциллографа на компьютер.

Термооптический сигнал содержит информацию, касающуюся температуры в области взаимодействия лазерного излучения с биотканью. Анализ амплитудно–частотных характеристик лазер–индуцированного акустического сигнала позволяет оценить характерные времена протекающих в области взаимодействия процессов.

Как показали экспериментальные исследования:

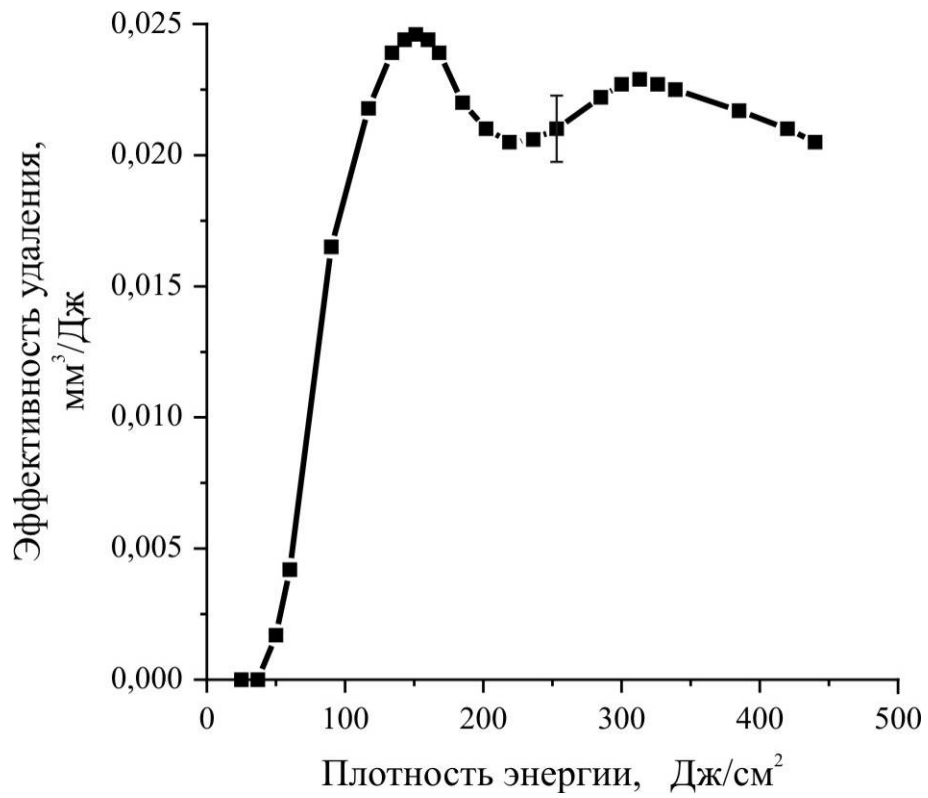
- порог лазерного разрушения печени (мягкой биоткани) излучением YAG: Nd лазера составляет величину 200 ± 30 Дж/см², излучением YAG: Cr, Tm, Ho лазера – величину 10 ± 2 Дж/см²;
- порог лазерного разрушения костной ткани (твёрдой биоткани) излучением YAG: Nd лазера составляет величину 600 ± 50 Дж/см², излучением YAG: Cr, Tm, Ho лазера – 30 ± 5 Дж/см².

Видно, что порог разрушения как мягких, так и твёрдых биотканей излучением YAG: Cr, Tm, Ho лазера более чем на порядок ниже порога разрушения YAG: Nd лазера. Этот факт, по–видимому, связан с большим значением коэффициента поглощения рассматриваемых биотканей на длине волны 2,088 мкм, чем на 1,064 мкм.

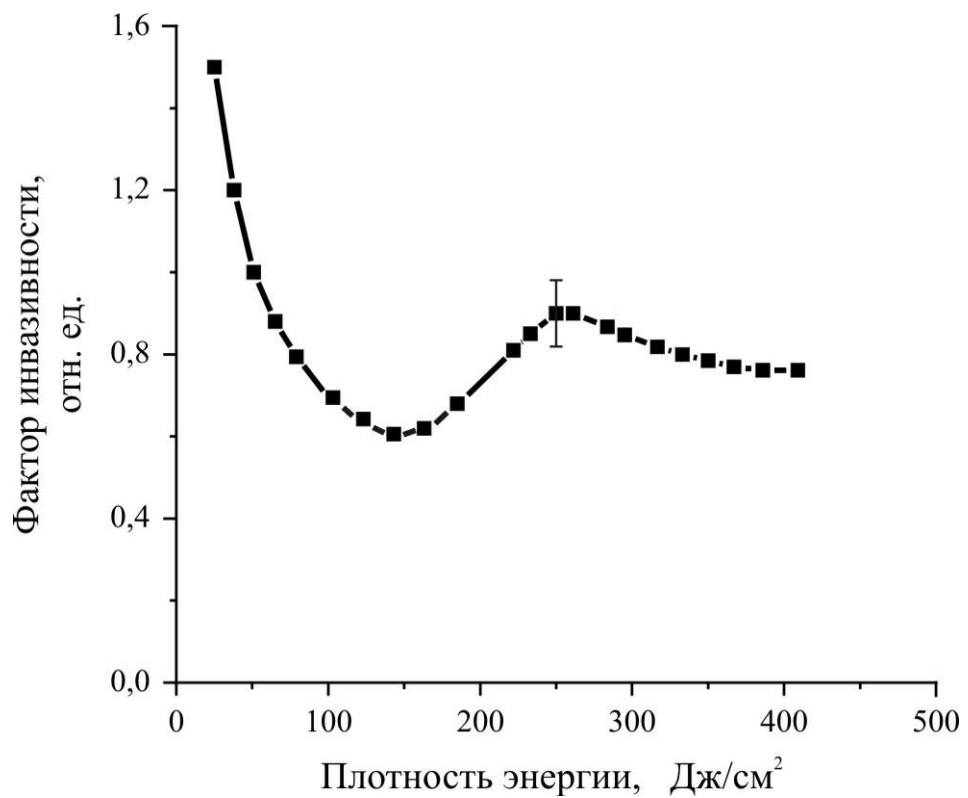
Зависимость эффективности удаления и фактора инвазивности костной ткани от плотности энергии излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера представлена на рис. 10.1.

Видно, что:

- в области 200 Дж/см² зависимость эффективности удаления от плотности энергии имеет минимум, а зависимость фактора инвазивности – комплиментарный ему максимум;
- максимальная эффективность удаления костных тканей одиночным импульсом излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера составляет $0,025 \pm 0,001$ мм³/Дж.



а)



б)

Рис. 10.1. Зависимость эффективности удаления (а) и фактора инвазивности (б) костной ткани от плотности энергии излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера (контактный одноимпульсный режим лазерной обработки).

Костная ткань имеет на длине волны генерации излучения YAG: Cr, Tm, Ho лазера коэффициент поглощения, близкий к 10 см^{-1} [56], и анатомически характеризуется значительной объёмной долей твёрдого каркаса.

На рис. 10.2 представлены осциллограммы лазерного импульса и сопровождающих лазерную обработку костной ткани лазер-индуцированных акустического и термооптического сигналов. Установлено, что при энергиях, значительно превышающих порог лазерного разрушения костной ткани, акустический сигнал является многокомпонентным (см. рис. 10.2б). В этом случае термооптический сигнал появляется на протяжении 2-ой компоненты акустического сигнала, достигает максимума к концу этой компоненты, быстро убывает в течение 3-ей компоненты акустического сигнала, а затем (в течение 4-ой компоненты) продолжает по-прежнему убывать, но уже более медленно.

Термооптический сигнал косвенно характеризует температуру в зоне обработки. В рассматриваемом здесь эксперименте появление термооптического сигнала соответствует температуре в зоне обработки порядка $+700^\circ\text{C}$. Эта температура начала плавления костной ткани [57].

Можно предположить, что в течение 2-ой компоненты акустического сигнала костная ткань плавится. С ростом температуры её твёрдый каркас деформируется, оседает на дно лазерного кратера, плавится и образует "плёнку расплава". При максимуме термооптического сигнала температура в зоне обработки достигает $+1200\div 1300^\circ\text{C}$, в результате чего образуется трикальций фосфат. Непосредственно после этого наблюдается изменение формы акустического сигнала и резкий спад амплитуды термооптического сигнала, что может быть связано с взрывным удалением "плёнки расплава" локализованным под нею насыщенным паром. Анализ фотографий лазерного кратера показывает, что на его стенках наблюдаются фрагменты расплавленного вещества, электронная спектроскопия которых показывает, что это α -фаза CaCO_3 .

Итак, процесс лазерного разрушения костной ткани субмиллисекундными импульсами YAG: Cr, Tm, Ho лазера можно разделить на четыре стадии:

- *I стадия*. Нагрев и испарение воды. При этом температура в зоне обработки не превышает $+100^\circ\text{C}$, резкие скачки давления отсутствуют, поэтому амплитуды термооптического и акустического сигналов близки к нулю.
- *II стадия*. Термическая деформация и плавление каркаса, формирование "плёнки расплава". Твёрдый каркас костной ткани является неоднородным, что приводит к его неоднородному нагреву и разрушению при разных температурах. Как следствие, можно наблюдать микровзрывы и механическое перемещение кластеров, на которые фрагментируется каркас. С этого момента наблюдается рост амплитуды термооптического сигнала. В спектре акустического сигнала наблюдается низкочастотные

осцилляции малой амплитуды, являющиеся, по-видимому, следствием передвижения объектов большой массы – кластеров. Аккумулируя лазерную энергию, фрагменты плавятся. Формируемая "плёнка расплава" препятствует испарению ткани, поглощает энергию. Амплитуда термооптического сигнала достигает в конце этой стадии максимума.

- *III стадия.* Взрывное удаление "плёнки расплава" давлением локализованного под нею нагретого пара. Амплитуда термооптического сигнала падает, т.к. область воздействия охлаждается за счёт отвода тепла продуктами взрыва. Амплитуда акустического сигнала резко возрастает, а частота осцилляции увеличивается, что говорит о больших скоростях перемещения объектов меньших, чем кластеры.
- *IV стадия.* Остаточный нагрев биоткани. Энергии лазерного импульса уже недостаточно для эффективного воздействия. Область взаимодействия начинает остывать. Амплитуды термооптического и акустического сигналов падают.

Зная энергию лазерного импульса и продолжительность каждой стадии процесса лазерного излучения, можно оценить энергетические затраты на каждую стадию разрушения. Так, для импульса YAG: Cr, Tm, Ho лазера с энергией 0,4 Дж они составляют: на I стадии ~0,06 Дж (15%), на II стадии ~0,25 Дж (62%), на III стадии ~0,06 Дж (15%) и на IV стадии ~0,03 Дж (8%).

Анализ термооптического сигнала, возникающего при обработке биотканей лазерным излучением, может быть положен в основу создания так называемых *лазерных систем с обратными связями*.

Одной из наиболее привлекательных особенностей лазерной медицинской аппаратуры является возможность оперативного, в режиме реального времени изменения параметров лазерного излучения для получения желаемого результата воздействия, т.е. здесь реализуем принцип обратной связи.

Системы обратной связи обычно состоят из средства регистрации, интерфейса, блока обработки данных и исполнительного устройства. При этом средство регистрации представляет собой датчик, регистрирующий ключевой параметр каких-либо из сопровождающих лазерное облучение биоткани процессов (акустических, тепловых, оптических и т.п.).

Контроль характеристик ключевого параметра может позволить не только оптимизировать ход стандартного вмешательства, но и своевременно адаптировать параметры лазерного излучения к возникающим в процессе операции нестандартным условиям.

Системы обратной связи, используемые в лазерной медицинской технике, могут быть разделены на две группы. К *первой группе* относятся системы обратной связи, предназначенные для контроля состояния непосредственно самой лазерной системы (например, пропускания волокна, пропускания оптических элементов резонатора, эффективности системы и т.д.). Обычно их применяют для стабилизации того или иного параметра лазерной системы на заранее заданном уровне. Подобные системы можно считать классическими. К системам обратной связи *второй группы* относятся

системы, предназначенные для контроля состояния биоткани и коррекции параметров лазерного излучения в зависимости от состояния обрабатываемой биоткани.

Одна из первых работ, где затронуты фундаментальные особенности создания систем обратной связи второй группы, появилась в 1993 г. ([58]). Здесь впервые освещены возможности, возникающие при анализе температурного излучения, сопровождающего облучение биоткани лазерным излучением, и продемонстрирована ситуация с использованием температурного излучения для контроля процессов лазерного разрушения биоткани не только в непрерывном, но и в импульсном режиме работы лазера. Однако лазерная обработка может сопровождаться не только нагревом, но и абляцией, горением, пиролизом продуктов разрушения, что приводит к тому, что регистрируемый при этом сигнал не является в "чистом виде" сигналом температурного излучения. Кроме того, регистрируемый сигнал является функцией энергии и длительности лазерного импульса [58–61]. В связи с этим обстоятельством сигнал, лежащий в оптическом диапазоне электромагнитного спектра и сопровождающий обработку биоткани субмиллисекундными лазерными импульсами, называют *термооптическим сигналом*.

Термооптический сигнал практически всегда возникает при контактной обработке биотканей субмиллисекундными импульсами лазеров с длинами волн, имеющими коэффициент поглощения в биоткани $0,1...100 \text{ см}^{-1}$. В экспериментах его регистрация осуществляется фотоприёмниками, обладающими чувствительностью в инфракрасной области.

В простейшем случае, когда отсутствуют абляция, горение и т.п. (температура не превышает здесь $+120^\circ\text{C}$; такой режим характерен для обработки биоткани непрерывным излучением), термооптический сигнал представляется в явном виде сигналом температурного излучения.

Можно выделить следующие типы систем обратной связи, базирующиеся на анализе параметров термооптического сигнала (термооптическая обратная связь) при контактной обработке биотканей субмиллисекундными импульсами лазеров с длинами волн, имеющими коэффициент поглощения в биоткани $0,1...100 \text{ см}^{-1}$:

- а) системы обратной связи, адаптирующие лазерные параметры под *тип обрабатываемой биоткани*. Такого рода обратная связь возможна при селективном вмешательстве в тех случаях, когда необходимо обработать только конкретный тип биоткани или орган. Например, в ортопедии при обработке кости, когда важно эффективно удалить костную ткань, не допустив или минимизировав воздействие на окружающие ткани;
- б) системы обратной связи, адаптирующие лазерные параметры под *тип лазерного вмешательства*. Такого рода обратная связь возможна в тех случаях, когда необходимо стимулировать конкретный эффект (коагуляцию, карбонизацию и т.д.). Например, в онкологии при гипертермии, когда важно лишь коагулировать опухоль;

в) системы обратной связи, адаптирующие лазерные параметры под *параметры лазерной раны*. Такого рода обратная связь возможна при мануальных операциях в пределах однородных тканей в тех случаях, когда необходимо нанести дефект с заранее известными параметрами. Например, в общей хирургии при разрезах с постоянной величиной коагулированного слоя.

Рассмотрим более подробно систему обратной связи, адаптирующую лазерные параметры под тип обрабатываемой биоткани. Подобная система может предусматривать остановку лазерной обработки при вмешательстве в иной по сравнению с обрабатываемым орган (ткань). Это особенно актуально в ортопедии, когда необходимо воздействовать только на костную ткань без повреждения окружающих её сосудов и органов.

В ортопедии достаточно широко используется YAG: Но лазер [60] с оптоволоконной системой доставки лазерного излучения к объекту. В таких системах обратная связь может быть основана на анализе амплитуды термооптического сигнала A_{\max}^{TOS} . Как показали эксперименты, максимальная амплитуда термооптического сигнала A_{\max}^{TOS} будет наблюдаться при обработке костной ткани лазерными импульсами с энергией $0,6 \pm 0,1$ Дж. Это важно, т.к. для калибровки системы обратной связи необходимо на тестовый объект (экстрагированную кость) направить излучение с энергией $0,6 \pm 0,1$ Дж и электронными способами добиться того, чтобы амплитуда электрического сигнала, пропорциональная A_{\max}^{TOS} , стала равной определённому напряжению (например, 1 В).

Известно, что для YAG: Но лазера оптимальная эффективность удаления костной ткани (оценивается как $0,025 \text{ мм}^3/\text{Дж}$) наблюдается при энергии лазерного импульса $0,3 \pm 0,1$ Дж [58]. Этому значению лазерной энергии соответствует амплитуда термооптического сигнала, близкая к $0,2 \cdot A_{\max}^{TOS}$. Таким образом, обработка костной ткани должна производиться излучением YAG: Но лазера при энергии лазерного импульса, обеспечивающей наибольшую эффективность удаления, а именно: при $0,3 \pm 0,1$ Дж.

При переходе на мягкую ткань при постоянной энергии изменяются эффективность обработки и условия теплообмена [59]. В связи с этим обстоятельством во время операции при соприкосновении рабочей зоны оптического волокна с окружающей костную ткань мягкой тканью амплитуда термооптического сигнала A^{TOS} резко изменится и станет отличной от $0,2 \cdot A_{\max}^{TOS}$. Последнее обстоятельство является физической причиной, позволяющей констатировать факт смены типа обрабатываемой ткани.

Алгоритм работы системы обратной связи, адаптирующей лазерные параметры под тип обрабатываемой биоткани, может быть следующим:

1. Сначала лазерный импульс, взаимодействуя с тканью, стимулирует

- появление термооптического сигнала.
2. Термооптический сигнал, регистрируемый фотоприёмником, поступает на предварительный усилитель, преобразующий его до уровня, необходимого для нормальной работы блока обработки данных.
 3. В блоке обработки данных сигнал поступает на пиковый детектор, на выходе которого формируется сигнал, пропорциональный амплитуде текущего термооптического сигнала A^{TOS} .
 4. Затем анализируется сигнал рассогласования ΔA между A^{TOS} и опорным A_0 , который задаётся оператором и определяется типом обрабатываемой биоткани (для костной ткани этот сигнал близок к $0,2 \cdot A_{\max}^{TOS}$).

В данной системе обратной связи предусмотрены три опорных сигнала:

- опорный сигнал A_0 ;
- допустимый сигнал рассогласования ΔA_0 ;
- удвоенный сигнал рассогласования $2\Delta A_0$.

На основе анализа величины ΔA вырабатывается решение о продолжении работы лазерного комплекса. Так, в случае:

- если $\Delta A \leq \Delta A_0$, то на исполнительное устройство через интерфейс поступает команда о продолжении работы;
- если $\Delta A > \Delta A_0$, то происходит вмешательство системы обратной связи в процесс лазерной обработки;
- если $\Delta A \leq 2\Delta A_0$, то инициируется предупреждение об аварийности ситуации (обычно световое и/или звуковое);
- если $\Delta A > 2\Delta A_0$, то обработка прекращается (например, выключается блок питания лазерного источника).

Рассмотрим теперь систему обратной связи, адаптирующую лазерные параметры под тип лазерного вмешательства. В зависимости от типа хирургического вмешательства требуемым результатом операции может быть: только эффективный разрез, только сварка органов, только коагуляция сосудов, только карбонизация и т.п. Порог возникновения того или иного из перечисленных эффектов может изменяться вследствие естественной неоднородности интактной ткани или изменения свойств ткани в процессе её обработки [62]. По этой причине, зафиксировав параметры лазерного излучения, невозможно однозначно зафиксировать результат воздействия. Система же обратной связи может управлять параметрами лазерного излучения так, чтобы результат воздействия был однозначен.

Так, при разрушении мягких биотканей излучением YAG: Nd лазера наблюдаются следующие лазер–индуцированные изменения: коагуляция, удаление, карбонизация. Исследования показали, что если при коагуляции печени термооптический сигнал отсутствует, то при её карбонизации или удалении он становится достоверно различимым.

Анализ формы термооптических сигналов (см. рис. 10.3) позволяет в качестве ключевого параметра наряду с амплитудой использовать параметр Z , представляющий собой отношение энергии термооптического сигнала,

сосредоточенной в первых 50 мкс, к полной энергии термооптического сигнала. Значение параметра Z при коагуляции близко к нулю, при карбонизации – к $0,4 \div 0,5$, а при удалении – к $0,15 \div 0,2$.

Алгоритм работы системы обратной связи, адаптирующей лазерные параметры под тип лазерного вмешательства, может быть следующим:

1. Термооптический сигнал регистрируется фотоприёмником, поступает на предварительный усилитель, а далее на вход двух интеграторов с переменным временем интегрирования.
2. С выхода одного интегратора снимается сигнал, который пропорционален энергии термооптического сигнала, сосредоточенной в первых 50 мкс, с выхода второго – полной энергии термооптического сигнала.
4. Оба сигнала подаются на делитель.
5. С выхода делителя сигнал Z , пропорциональный отношению энергии термооптического сигнала, сосредоточенной в первых 50 мкс, к полной энергии термооптического сигнала, поступает на компаратор.
6. На выходе компаратора формируется сигнал рассогласования ΔZ между Z и опорным Z_0 , который устанавливается оператором в зависимости от требуемого типа лазерного вмешательства (для карбонизации – это $(0,4 \div 0,5) \cdot Z_{\max}$, для удаления – это $(0,15 \div 0,2) \cdot Z_{\max}$). Отметим, что Z_{\max} представляет собой сигнал, формируемый на выходе делителя в том случае, когда время интегрирования обоими интеграторами соизмеримо или превышает полную длительность термооптического сигнала.

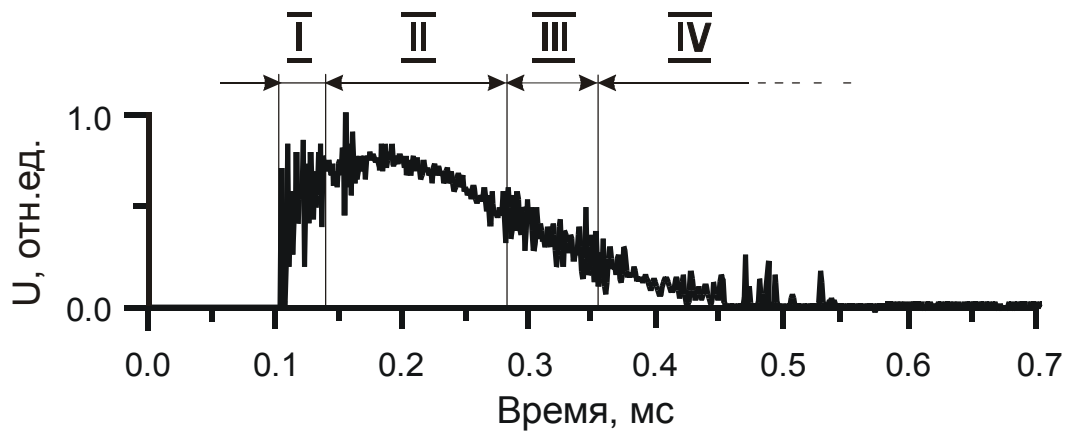
В данной системе обратной связи предусмотрены три опорных сигнала:

- опорный сигнал Z_0 ;
- допустимый сигнал рассогласования ΔZ_0 ;
- удвоенный сигнал рассогласования $2\Delta Z_0$.

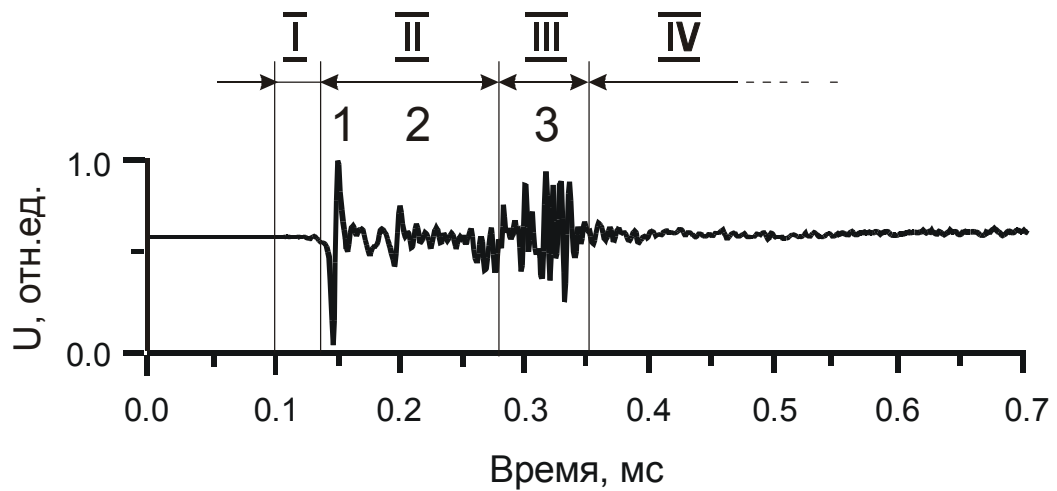
На основе анализа величины ΔZ вырабатывается решение о продолжении работы лазерного комплекса. Так, в случае:

- если $\Delta Z \leq \Delta Z_0$, на исполнительное устройство через интерфейс поступает команда о продолжении работы;
- если $\Delta Z > \Delta Z_0$, то происходит вмешательство системы обратной связи в процесс лазерной обработки;
- если $\Delta Z \leq 2\Delta Z_0$, то инициируется предупреждение об аварийности ситуации (обычно световое и/или звуковое);
- если $\Delta Z > 2\Delta Z_0$, то обработка прекращается (например, выключается блок питания лазерного источника) или изменяется энергия лазерного излучения до тех пор, пока сигнал ΔZ не станет меньше ΔZ_0 .

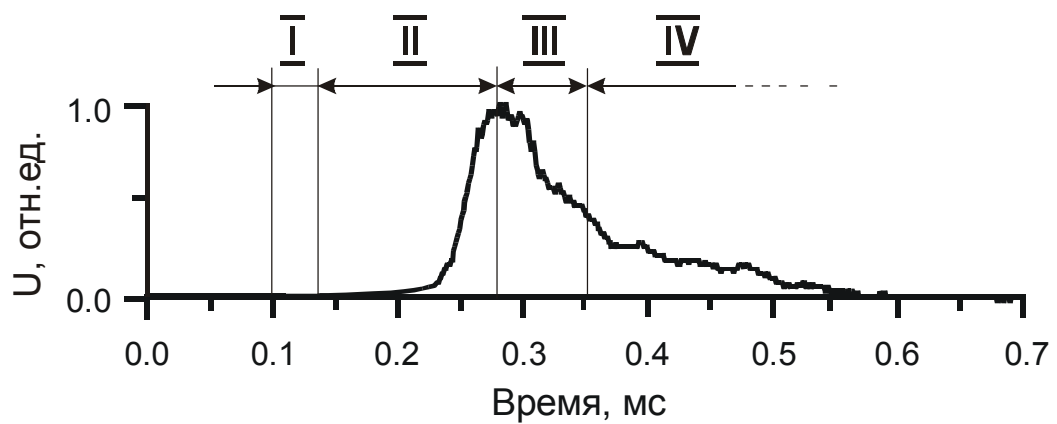
Рассмотрим систему обратной связи, адаптирующую лазерные параметры под параметры лазерной раны. Так, при рассечении больших фрагментов биоткани постоянство её параметров на всём протяжении разреза является существенным требованием для нормального протекания послеоперационного периода.



а)

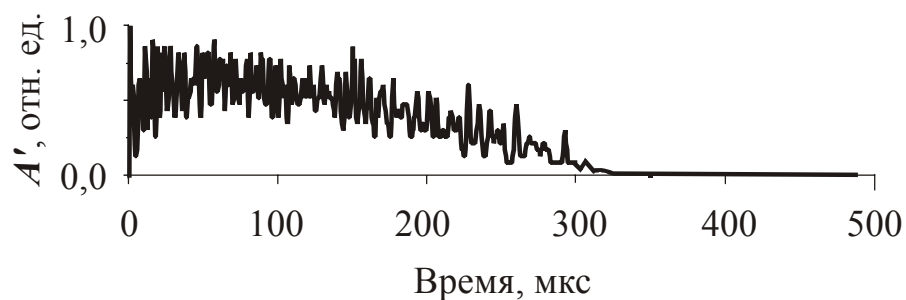


б)

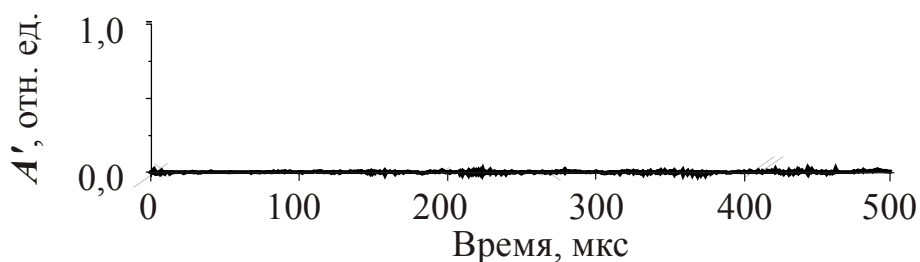


в)

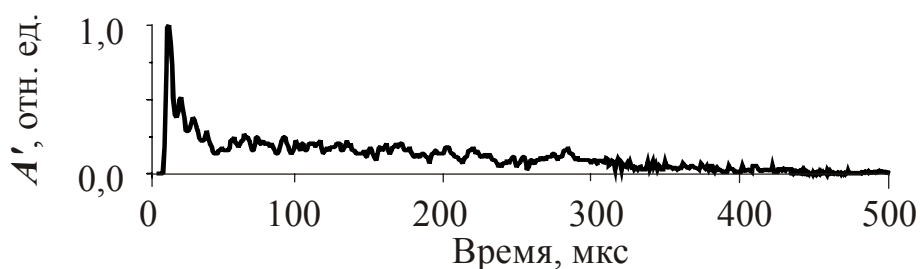
Рис. 10.2. Осциллограммы лазерного импульса (а) и сопровождающих лазерную обработку костной ткани лазер-индуцированных акустического (б) и термооптического (в) сигналов (I, II, III, IV – индекс стадии процесса лазерного разрушения; 1, 2, 3 – индекс компоненты лазер-индуцированного акустического сигнала; YAG: Cr, Tm, Ho лазер; энергия импульса лазерного излучения $0,40 \pm 0,05$ Дж; контактный одноимпульсный режим лазерной обработки).



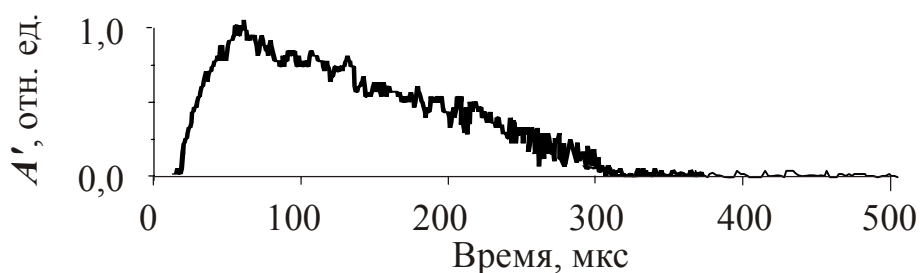
а)



б)



в)



г)

Рис. 10.3. Осциллограммы лазерного импульса и термооптического сигналов, сопровождающих обработку печени излучением YAG: Nd лазера (контактный режим обработки, диаметр световедущей жилы оптического кварц–кварцевого волокна составляет 450 мкм, энергия лазерного импульса – $0,6 \pm 0,1$ Дж, длительность лазерного импульса – 170 ± 20 мкс, частота следования лазерных импульсов – 10 Гц): (а) – осциллограмма лазерного импульса; (б) – осциллограмма термооптического сигнала при коагуляции; (в) – осциллограмма термооптического сигнала при удалении; (г) – осциллограмма термооптического сигнала при карбонизации.

Как показано в работе [63], параметры лазерной раны (глубина и ширина разреза, объём удалённой ткани, объём зоны некроза, эффективность удаления и фактор инвазивности) зависят от энергии лазерного излучения и скорости перемещения рабочего торца волокна относительно биоткани. Физическим параметром, объединяющим две последние характеристики, является линейная экспозиция. Отметим, что параметры лазерной раны при неизменной линейной экспозиции постоянны [63].

Величина линейной экспозиции индивидуальна для каждой конкретной комбинации параметров лазерной раны [63]. Постоянство линейной экспозиции при переменной скорости разреза, что естественно при мануальных операциях, может быть достигнуто путём изменения энергии лазерного излучения. В данной ситуации оптимальным решением, позволяющим стабилизировать линейную экспозицию, является измерение ускорения движения рабочего инструмента и пропорциональное его величине изменение энергии лазерного импульса.

Размещение вблизи оперируемой области датчика перемещений при эндоскопической хирургии весьма затруднительно по массовым и габаритным ограничениям. Кроме того, высокие температуры в зоне обработки не позволяют разместить датчик перемещений в непосредственной её близости, что существенно снижает точность измерений.

Термооптический сигнал по своей природе может регистрироваться бесконтактно. Так, в экспериментах с печенью была установлена связь между амплитудой термооптического сигнала и линейной экспозицией (рис. 10.4а). Следует также отметить, что характер подобной зависимости будет изменяться при изменении лазерного источника и типа биоткани.

Для реализации обратной связи, позволяющей стабилизировать параметры лазерной раны при разрезе, кроме упомянутой выше зависимости необходимо знать, как должна быть варьируема энергия лазерного излучения при изменении амплитуды термооптического сигнала, чтобы линейная экспозиция осталась постоянной. Этот закон можно получить, если считать, что данное приращение энергии ΔE пропорционально произведению линейной экспозиции H_e на приращение скорости перемещения рабочего торца волокна относительно биоткани ΔV и обратно пропорционально частоте следования лазерных импульсов f_l .

Положим, что в процессе операции линейная экспозиция и частота следования лазерных импульсов постоянны. Следовательно, для того, чтобы установить взаимосвязь между приращением энергии ΔE и приращением амплитуды термооптического сигнала ΔA_{\max}^{TOS} , достаточно знать связь между последней и ΔV .

На рис. 10.4б представлена экспериментальная зависимость A_{\max}^{TOS} от скорости перемещения волокна V для случая обработки печени субмиллисекундными импульсами YAG: Nd лазера. Видно, что:

$$A_{\max}^{TOS} = \exp(-\beta \times V), \quad (10.1)$$

где $\beta=0,6$ с/см.

Дифференцируя выражение (10.1), получаем:

$$\Delta A_{\max}^{TOS} = -\beta \times \exp(-\beta \times V) \times \Delta V. \quad (10.2)$$

С учётом (10.1):

$$\Delta V = -\frac{1}{\beta \times A_{\max}^{TOS}} \Delta A_{\max}^{TOS}. \quad (10.3)$$

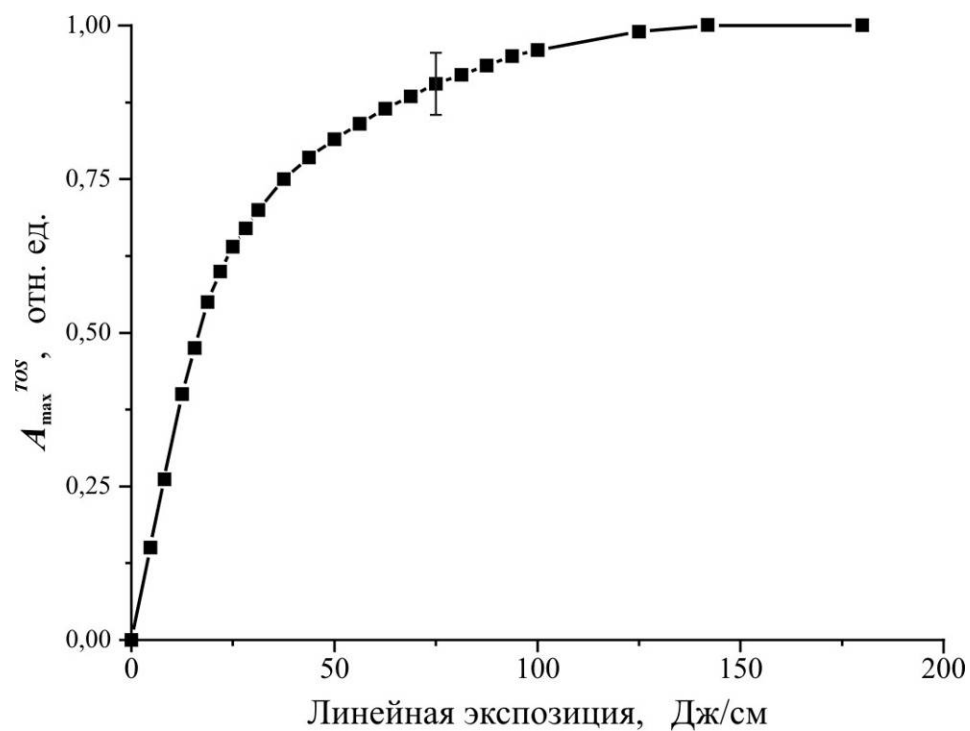
Отсюда:

$$\Delta E = -\frac{H_e}{f_d \times \beta \times A_{\max}^{TOS}} \Delta A_{\max}^{TOS}. \quad (10.4)$$

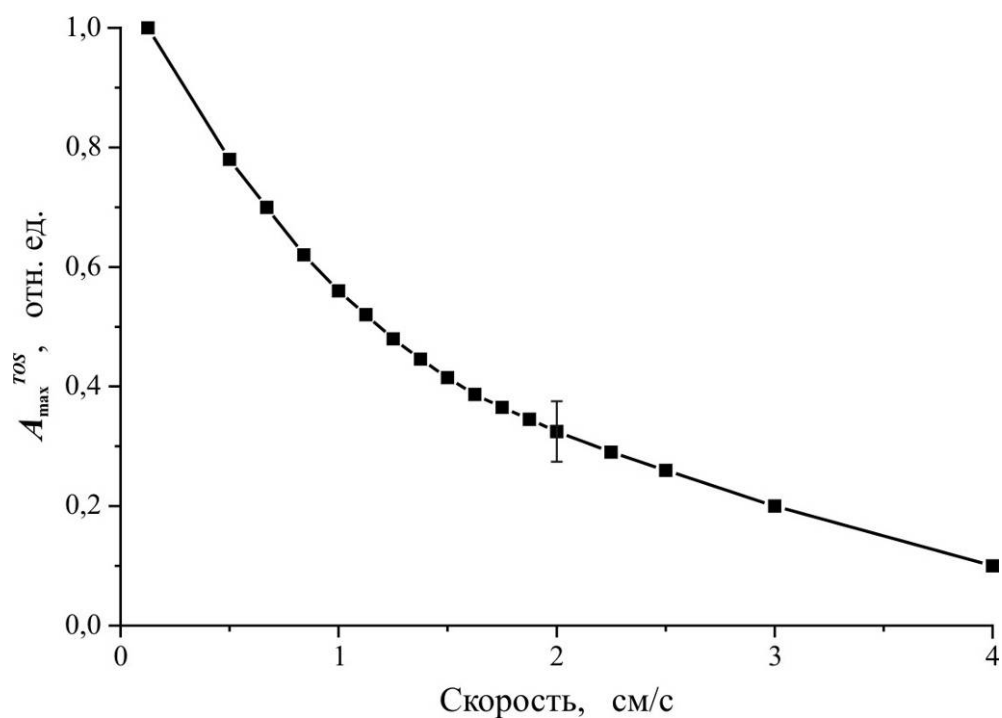
Итак, получаем, что в системе обратной связи, адаптирующей лазерные параметры под параметры лазерной раны, изменение энергии лазерного излучения должно быть пропорционально первой производной амплитуды термооптического сигнала.

Алгоритм работы системы обратной связи, адаптирующей лазерные параметры под параметры лазерной раны, может состоять в следующем:

1. Термооптический сигнал регистрируется фотоприёмником и поступает на предварительный усилитель, а далее на пиковый детектор, на выходе которого формируется сигнал, пропорциональный максимальной амплитуде термооптического сигнала A_{\max}^{TOS} .
2. Анализируя поведение A_{\max}^{TOS} в течение заданного промежутка времени t , формируем сигнал C^{var} , пропорциональный производной A_{\max}^{TOS} .
3. Анализ сигнала C^{var} позволяет принять решение. Так, в случае:
 - если $C^{var} \leq C_0$ (C_0 – опорный сигнал), то система обратной связи не вмешивается в ход лазерного вмешательства (на исполнительное устройство подаётся команда "продолжать работу");
 - если $C^{var} > C_0$, то система обратной связи изменяет энергию лазерного излучения согласно выражению (10.4). Следует также отметить, что изменение энергии лазерного излучения тем значительнее, чем больше ускорение движения рабочего инструмента (или оптического волокна). Изменение энергии лазерного излучения будет происходить до тех пор, пока C^{var} вновь не будет меньше или равен C_0 . Если это невозможно выполнить в течение $10t$, то формируется команда "отключить прибор".



а)



б)

Рис. 10.4. Зависимость максимальной амплитуды термооптического сигнала A_{\max}^{TOS} от линейной экспозиции (а) и от скорости перемещения волокна (б) при обработке печени излучением YAG: Nd лазера (контактный режим, диаметр световедущей жилы оптического кварц-кварцевого волокна составляет 450 мкм, энергия лазерного импульса – $0,6 \pm 0,1$ Дж, длительность лазерного импульса – 170 ± 20 мкс, частота следования лазерных импульсов – 25 Гц).

Список рекомендованной литературы

1. Прохончуков А.А., Жижина Н.А. Лазеры в стоматологии. М.: Медицина, 1986.
2. Справочник по лазерам / Под ред. Прохорова А.М. Москва: Советское радио, 1978. 2 т.
3. Плетнёв С.Д. Лазеры в клинической медицине. М.: Медицина, 1996.
4. Lasers in dentistry: Separating science from hype / Dederich Douglas N., Bushick Ronald D. // JADA. February 2004. Vol. 135, pp. 204–211.
5. Lasers in dentistry – wonderful instruments or expensive toys? / Coluzzi Donald J. // International Congress Series. 2003. Vol. 1248, pp. 83–90.
6. Restorative dentistry and esthetics with lasers / Carlos de Paula Eduardo, Fernanda de Paula Eduardo, Patricia Haypek // International Congress Series. 2003. Vol. 1248, pp. 91–99.
7. Карлов Н.В. Лекции по квантовой электронике. Москва: Мир, 1990, 200 с.
8. Звелто О. Принципы лазеров. Москва: Мир, 1984, 200 с.
9. Тучин В.В. и др. Лазерная диагностика в биологии и медицине. Москва: Наука, 1989, 240 с.
10. IR laser ablation of dental enamel / John D.B. Featherstone, Peter Rechmann, Daniel Fried // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 136–148.
11. Effect of the CO₂ laser (9,6 μm) on the dental pulp in humans / Harvey A. Wigdor, Joseph T. Walsh and Reza Mostafi // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 158–163.
12. Pulsed Nd: YAG laser selective ablation of surface enamel caries: I. Photoacoustic response and FTIR spectroscopy / David M. Harris and Daniel Fried // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 164–170.
13. Pulsed Nd: YAG laser selective ablation of surface enamel caries: II. Histology and clinical trials / David M. Harris, Harold E. Goodis, Joel M. White, Charles J. Arcoria, James Simon, John Burkart, Michael J. Yessik, and Terry D. Myers // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 184–192.
14. Randomized prospective parallel controlled study of the safety and effectiveness of Er: YAG laser use in children for caries removal / Pam K. Den Besten, Joel M. White, Jose Pelino, Kisup Lee and Frederick M. Parkins // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 171–174.
15. Influence of wavelength and pulse duration on peripheral thermal and mechanical damage to dentin and alveolar bone during IR laser ablation / C. Lee, Jerome N. Ragadio and Daniel Fried // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 193–203.
16. Residual energy deposition in dental enamel during IR laser ablation at 2,79, 2,94, 9,6, and 10,6 μm / Jerome N. Ragadio, Christian K. Lee and Daniel Fried // SPIE. 2000. Vol. 3910, pp. 193–203.
17. Эффект воздействия непрерывного Nd: YAG на процесс заживления ран после удаления зубов / Niccoli-Filho W., Okamoto T. // Стоматология. 1995. №5, с. 26–29.

18. Drilling in human enamel and dentin with lasers: a comparative study / Emile Tasev, Guy P. Delacretaz and Ludger H. Woeste // SPIE. 1990. Vol. 1200, pp. 437–445.
19. Lasers in soft tissue dental surgery / SPIE. 1990. Vol. 1200, pp. 416–419.
20. A study of acquired acid resistance of enamel and dentin irradiated by Er, Cr: YSGG laser / Hossain M., Kimura Y., Nakamura Y // J Clin Med Surg. 2001. Vol. 19 (3), pp. 159–153.
21. Backspallation due to ablative recoil generated during Q-switched Er: YAG ablation of dental hard tissue / Fried D., Shori R., Duhn C. // SPIE. 1998. Vol. 3248, pp. 78–84.
22. A mathematical model governing laser produced dental cavity / Yilbas B.S., Karatov M., Yilbas Z. // SPIE. 1990. Vol. 1200, pp. 446–451.
23. Тучин В.В. Оптика биотканей: основы лазерной диагностики и дозиметрии. Саратов: СГУ, 1997.
24. Rapid ablation of dental hard tissue using promoter-assisted pulsed Nd: YAD laser / Fredrickson C.J., Lu Q., Hayes D.J. // SPIE. 1997. Vol. 2973, pp. 43–52.
25. Laser treatment of enamel and dentin by different Er lasers / Altshuler G.B., Belikov A.V., Erofeev A.V. // SPIE. 1994. Vol. 2128, pp. 273–281.
26. Coluzzi D.J., Convissar R.A.. Atlas of Laser Applications in Dentistry. Quintessence Publishing Co, Inc., 2007, p. 220.
27. Clinical assessments of the erbium: YAG laser for soft tissue surgery and scaling / Watanabe H., Ishikawa I., Suzuki M., Hasegawa K. // Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery. 1996. Vol. 14 (2), pp. 67–75.
28. Er: YAG laser in oral soft tissue surgery. / Baraldi C.E., Puricelli E., Kulkes S., Martins G.L. // J.Oral Appl. 2001. Vol 1, p. 24.
29. Structural Changes in Human Dental Enamel after Subablative Erbium Laser Irradiation and Its Potential Use for Caries Prevention. / Apel C., Meister J., Götz H., Duschner H., Gutknecht N. // Caries Research. 2005. Vol. 39, pp. 65–70.
30. Demineralization of Er: YAG and Er, Cr: YSGG Laser-Prepared Enamel Cavities in vitro. / Apel C., Schäfer C., Gutknecht N. // Caries Research. 2003. Vol. 37, pp. 34–37.
31. Comparative study of the 3 μm laser action on different hard tooth tissue samples using free running pulsed Er-doped YAG, YSGG, YAP and YLF lasers. / Belikov A.V., Erofeev A.V., Shumilin V.V., Tkachuk A.M. // SPIE. 1993. Vol. 2080, pp. 60–67.
32. Er: YAG laser ablation: 5–11 years prospective study. / Dostalova T., Jelikova H., Nemeč M., Sulk J., Myiagi M. // SPIE. 2005. Vol. 5687, pp. 63–68.
33. Er: YAG laser effects on oral hard and soft tissues. / Keller U., Hibst R. // Lasers in Dentistry: ed. Leo J. Miserendino, Robert M. Pick Quintessence Publishing Co, Inc. 1995. pp. 161–172.

34. Dentists pioneer investigation using erbium: YAG laser on hard tissue. / Coulter A.H. // *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*. 1995. Vol. 13 (2), pp. 109–110.
35. Erbium: YAG (2,94 μm) Laser Effects on Dental Tissues. / Hoke J.A., Burkes J., Gomes E.D., Wolbarsht M.L. // *Journal of Laser Applications*. 1990. pp. 61–65.
36. Clinical dental application of Er: YAG laser for Class V cavity preparation. / Matsumoto K., Nakamura Y., Mazeki K., Kimura Y. // *Journal of Clinical Laser Medicine & Surgery*. 1996. Vol. 14 (3), pp. 123–127.
37. Tooth pulp reaction following Er: YAG laser application. / Keller U., Hibst R. // *SPIE. Proc. of Lasers in Orthopedic, Dental, and Veterinary Medicine*. 1991. Vol. 1424, pp. 127–133.
38. Nichols E.F., Hull G.F. // *Physical Review*. 1993. №17, p. 26.
39. Аскаръян А.Г. // *Письма в ЖЭТФ*. 1962. № 42, с. 1567.
40. Аскаръян А.Г., Мороз Е.М. // *Письма в ЖЭТФ*. 1962. № 43, с. 2319.
41. Аскаръян А.Г., Рабинович М.С., Савченко М.М. и др. // *Письма в ЖЭТФ*. 1967. № 5, с. 258.
42. Altshuler G.B., Belikov A.V., Sinelnik Y.A. // *Lasers in Surgery and Medicine*. 2001. Vol. 28, pp. 435–444.
43. Перспективы использования энергии эрбиевого лазера в стоматологии / Зазулевская Л.Я. // *Тезисы докладов школы–семинара "Лазерная техника и лазерная медицина"*, Хабаровск, 1989 г.
44. The effect of lasers on dental hard tissues. / Wigdor H.A., Abt E., Ashrafi S., Walsh J.T. // *JADA*. 1993. Vol. 124, pp. 65–70.
45. Upon the production of sound by radiant energy / Bell A.G. // *Philos. Mag. and J. Sci.* 1881. Vol. 60, N. 71, pp. 510–528.
46. Acoustic response of hard dental tissues to pulsed laser action / Altshuler G.B., Belikov A.V., Boiko K.N., Erofeev A.V., Vitiaz I.V. // *Proc. SPIE*. 1993. Vol. 2080, pp. 97–103.
47. Experimental studies of the application of the Er: YAG laser on dental hard substances. 1. Measurement of the ablation rate / Hibst R., Keller U. // *Las Surg Med*. 1989. Vol. 9, pp. 338–344.
48. Optimum regimes of laser destruction of human tooth enamel and dentin. / Altshuler G.B., Belikov A.V., Erofeev A.V., Sam R.C. // *Proc. of SPIE. Lasers in Orthopedic, Dental and Veterinary Medicine*. 1993. Vol. 1880, pp. 101–107.
49. Comparative study of contact and noncontact operation mode of hard tooth tissues Er–laser processing / Altshuler G.B., Belikov A.V., Erofeev A.V. // *5th Congress of ISLD, Monduzzi Editore*. 1996, pp. 21–26.
50. Laser treatment of enamel and dentine by different Er–lasers / Altshuler G.B., Belikov A.V., Erofeev A.V. // *Proc. of SPIE. Laser Surgery: Advn. Characterization, Therapeutics and Systems IV*. 1994. Vol. 2128, pp. 273–281.
51. Identification of enamel and dentin under tooth laser treatment. / Belikov A.V., Novikov A.G., Scrypnik A.V. // *Proc. of SPIE. Medical Applications of Lasers III*. 1995. Vol. 2623, pp. 109–116.

52. Гусев В.Э., Карабутов А.А. Лазерная оптоакустика. Москва: Главная редакция физико–математической литературы, 1991.
53. Clinical application of lasers in otolaryngology – head and neck surgery. / Ossoff R.H., Coleman J.A., Couey M.S., Duncavage J.A., Werkhaven J.A., Reinisch L. // *Las Surg Med*. 1994. Vol. 15, pp. 217–248.
54. Miserendio L.J. and Pick R.M. Laser in dentistry. Quintessence publishing Co, 1995, 341 p.
55. Infrared laser bone ablation. / Nuss R.C., Fabian R.L., Sarkar R., // *Las Surg Med*. 1988. Vol. 8, pp. 381–391.
56. Er: YAG laser for dentistry: basics, actual questions, and perspectives / Hibst R., Keller U.// *Proc SPIE*. 1994. Vol. 2327, pp. 76–184.
57. Laser in dentistry. / Wigdor H.A., Walch J.T., Featherstone J.D.B., Visuri S.R., Fried D., Waldvogel J. // *Las Surg Med*. 1995. Vol. 16, pp. 103–133.
58. Ablation of hard tissue with the Holmium laser investigated by a surface profile measurement system and a confocal laser scanning microscope / Barton T.G., Christ M., Foth H.–J., Hormann K., Stasche N. // *SPIE*. 1995. Vol. 2323, pp. 185–195.
59. Термооптическая обратная связь в контактном Ho–лазерном скальпеле / Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В. // *Письма в ЖТФ*. 1995. т. 21, № 1, с. 80–84.
60. Local fibre tip's temperature monitoring for the Ho: YAG contact laser scalpel / Altshuler G.B., Erofeev A.V., Ilyasov I.K., Prikhodko C.V. // *SPIE*. 1994. Vol. 2327, pp. 181–187.
61. Методы создания термооптической обратной связи в лазерной стоматологической аппаратуре / Ерофеев А.В., Приходько К.В., Матыжев Г.О. // Сборник тезисов конф. "Научно–практической конференции по лазерной медицине в хирургии". С–Петербург, 1996, с. 74.
62. Controlled temperature tissue fusion: argon laser welding of rat intestine in vivo. / Cilesiz I., Tomsen S., Welch A.J., // *Las. Surg. Med*. 1997. Vol. 21, pp. 269–277.
63. Исследование взаимодействия излучения Ho: YAG лазера с мягкими тканями. / Альтшулер Г.Б., Ерофеев А.В., Ильясов И.К., Приходько К.В. // *Письма в ЖТФ*. 1994. т. 20, № 15, с. 50–56.



СПбГУ ИТМО стал победителем конкурса инновационных образовательных программ вузов России на 2007–2008 годы и успешно реализовал инновационную образовательную программу "Инновационная система подготовки специалистов нового поколения в области информационных и оптических технологий", что позволило выйти на качественно новый уровень подготовки выпускников и удовлетворять возрастающий спрос на специалистов в информационной, оптической и других высокотехнологичных отраслях науки. Реализация этой программы создала основу формирования программы дальнейшего развития вуза до 2015 года, включая внедрение современной модели образования.

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) организована в 1963 году, 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 д.т.н., профессор Альтшулер Г.Б., а с 1997 г. заведующим кафедрой становится д.т.н., 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, учебно–исследовательской работе студентов. В кратчайшие сроки была создана проблемная научно–исследовательская лаборатория, а затем и отраслевая лаборатория, что значительно расширило круг

проводимых научных исследований и обеспечило их высокий научный уровень. Основными научными направлениями кафедры стали: оптика лазеров, силовая и нелинейная оптика, радиооптика, неразрушающий контроль материалов и изделий, биомедицинская оптика.

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; Балашин 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. – заместитель проректора СПбГУ ИТМО по научной работе, 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.

При кафедре создан и функционирует с 1994 г. 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 техники 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.

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 – "Оптехника", кандидатов и докторов наук по специальностям: 05.11.07 – "Оптические и оптико–электронные приборы", 05.11.27 – "Квантовая электроника" и 01.04.05 – "Оптика".

Андрей Вячеславович Беликов
Алексей Владимирович Скрипник

ЛАЗЕРНЫЕ БИМЕДИЦИНСКИЕ ТЕХНОЛОГИИ
(часть 2)

Учебное пособие

В авторской редакции

Дизайн

А.В. Скрипник

Вёрстка

А.В. Беликов, А.В. Скрипник

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

Зав. РИО

Н.Ф. Гусарова

Лицензия ИД № 00408 от 05.11.99

Подписано к печати 20.05.2009

Заказ № 2130

Тираж 100 экз.

Отпечатано на ризографе