

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕ-  
РАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ  
АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕР-  
СИТЕТ ИМЕНИ академика С.П. Королева»  
(Самарский университет)

**Взаимодействие оптического излучения с тканями зуба**

Самара 2017

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕ-  
РАЦИИ

ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ  
АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕР-  
СИТЕТ ИМЕНИ академика С.П. Королева»  
(Самарский университет)

**Взаимодействие оптического излучения с тканями зуба**  
методические указания к курсовой работе

Самара 2017

УДК 535.3

Составители: Е.В.Тимченко, П.Е.Тимченко

Рецензент: к.т.н., Ендуткина Е.А.

Взаимодействие оптического излучения с тканями зуба: метод. указ. / сост. Е.В. Тимченко, П.Е. Тимченко– Самара: Изд-во Самарский университет, 2017. – 24 с: ил.

Рассматривается распространение оптического излучения в тканях зуба. Описаны процессы и эффективность удаления твердых тканей зуба с помощью лазеров.

Методические указания предназначены для студентов дневного отделения Самарского университета, обучающихся по специальностям 03.04.01 «Прикладные математика и физика» и 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии» по дисциплине «Методы измерения оптических характеристик биологических сред»

© Самарский университет, 2017

## Оглавление

1 Распространение света в биотканях .....	5
2 Эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека излучением YAG: Er лазера .....	7
ЗАДАНИЕ №1 .....	17
ЗАДАНИЕ №2 .....	18
Задание №3 .....	19
Требования к оформлению курсовой работы:.....	21
Список использованных источников .....	22
ПРИЛОЖЕНИЕ.....	23

# 1 Распространение света в биотканях

При взаимодействии электромагнитного излучения с веществом может происходить множество процессов. Как правило, возникают три основных эффекта, способные помешать свободному распространению света:

- отражение и преломление,
- поглощение,
- рассеяние.

На рис. 1 показаны типичные процессы, происходящие при падении пучка света на тонкий слой вещества.

Отношения между процессами отражения и преломления выражаются законами Френеля. Поэтому эти два процесса могут быть отнесены в одну категорию процессов. Для использования лазерного излучения в медицине преломление играет важную роль только в случае облучения прозрачных сред. В непрозрачных средах, эффект преломления обычно сложно измерить вследствие поглощения и рассеяния.

Только не отраженные и не поглощенные или рассеянные вперед фотоны проходят через образец и вносят вклад в интенсивность света, измеряемую за образцом. Отношение прошедшей и падающей на образец интенсивностей называется прозрачностью среды.

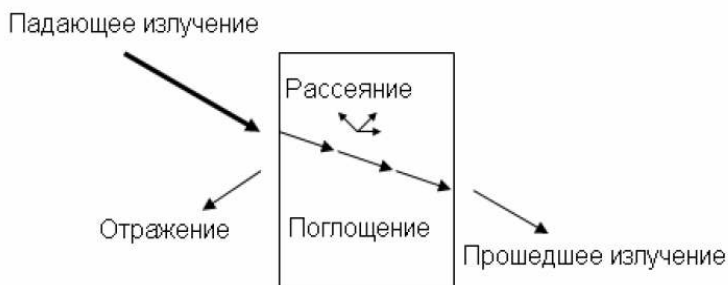


Рис. 1 - Геометрия отражения, преломления, поглощения и рассеяния

Количество отраженного, поглощенного и рассеянного света в основном зависит от типа вещества и длины волны падающего излучения. Длина волны является очень важным параметром. Она определяет показатель преломления, а также коэффициенты поглощения и рассеяния. Показатель преломления определяет полную отражательную способность

среды. Он сильно зависит от длины волны только в областях с сильным поглощением.

В рассеивающих биологических средах указанные процессы имеют некоторые особенности (рис. 2). За счет многократного рассеяния и поглощения лазерный пучок уширяется и затухает при распространении в ткани. Объемное рассеяние является причиной распространения значительной доли излучения в обратном направлении (обратное рассеяние). Поглощенный свет преобразуется в тепло, переизлучается в виде флуоресценции или фосфоресценции, а также тратится на фотобиохимические реакции.

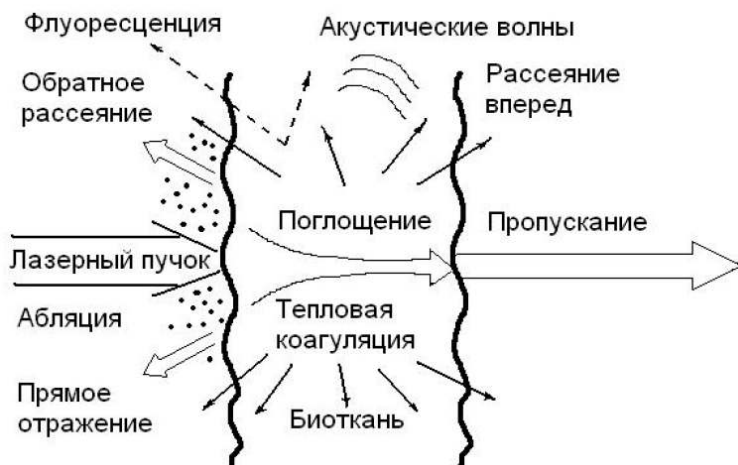


Рис. 2 - Виды взаимодействия лазерного излучения с биотканью

В лазерной хирургии для проведения успешной операции существенным является знание поглощающих и рассеивающих свойств выбранной ткани. При воздействии лазерным излучением на сильно отражающие поверхности, например, металлические имплантанты в стоматологии или ортопедии, показатель преломления будет играть важную роль. Поскольку биологические объекты являются, как правило, сложными и неоднородными структурами, для описания взаимодействия излучения с биотканью обычно вводят различные приближения.

Рассмотрим теперь вышеупомянутые процессы более подробно.

## 2 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. 3 (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. 4. Видно, что её величина нелинейно растёт, а при значениях  $W_E > 85$  Дж/см<sup>2</sup> 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/см<sup>2</sup>

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  $WE > 150$  Дж/см<sup>2</sup> были видны макротрещины, что также является недопустимым;
- при  $85 \text{ Дж/см}^2 \leq WE \leq 150$  Дж/см<sup>2</sup> термическое повреждение тканей практически отсутствовало, макротрещины не наблюдались.

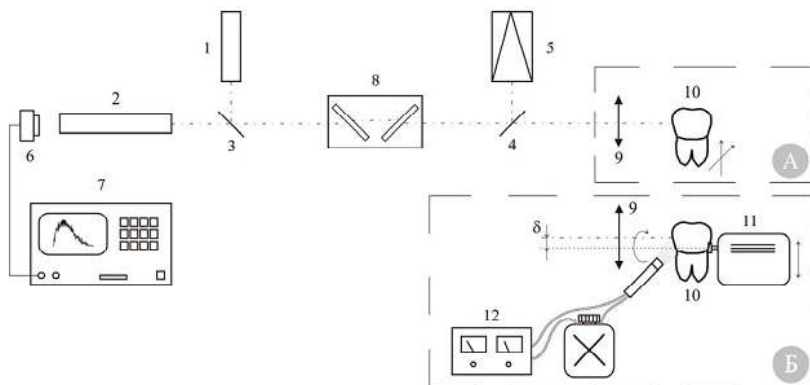


Рис. 3. Схема экспериментальной установки: (1) – пилотный вспомогательный лазер; (2) – YAG: Er лазер; (3) и (4) – светоделители; (5) – измеритель мощности и энергии лазерного излучения; (6) – фотоприёмник; (7) – осциллограф; (8) – ослабитель Френеля; (9) – фокусирующая линза; (10) – объект исследования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



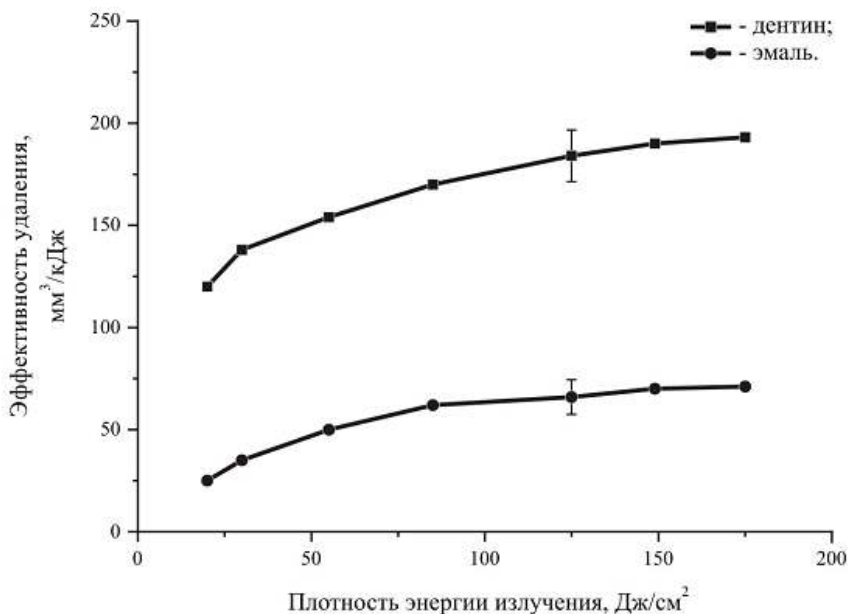


Рис. 4. Зависимость эффективности удаления дентина и эмали от плотности энергии излучения YAG: Er лазера ( $\tau=140$  мкс,  $\nu=1$  Гц,  $N_p=10$ , без применения водяного орошения).

Интересной является динамика поведения эрозионного факела при обработке эмали и дентина с различными плотностями энергии излучения. Установлено, что при энергиях, близких к пороговой ( $\sim 15$  Дж/см<sup>2</sup>), 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/см<sup>2</sup>) 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. 3 (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  $120 \text{ Дж/см}^2$ , 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 ( $D > 1 \text{ мм}$ ), 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. 3 (блок "Б"). Лазерная обработка эмали и дентина проводилась импульсами с плотностью энергии  $100 \text{ Дж/см}^2$  и длительностью 140 мкс. Водяное опорожнение не применялось.

Для изменения диаметра получаемых в зубной ткани под действием излучения лазера полостей варьировалось расстояние между осью вращения образца и оптической осью системы  $\delta$ . 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.

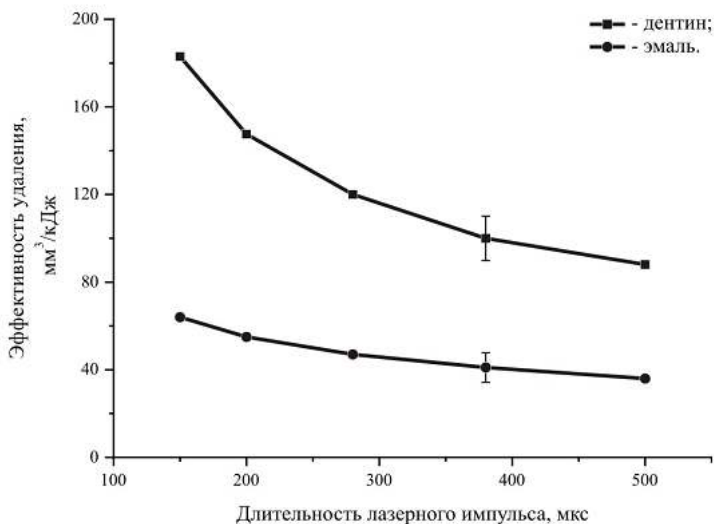


Рис. 4. Зависимость эффективности удаления дентина и эмали от длительности импульса излучения YAG: Er лазера ( $WE = 120 \text{ Дж/см}^2$ ,  $\nu = 1 \text{ Гц}$ ,  $N_p = 10$ , без применения водяного орошения).

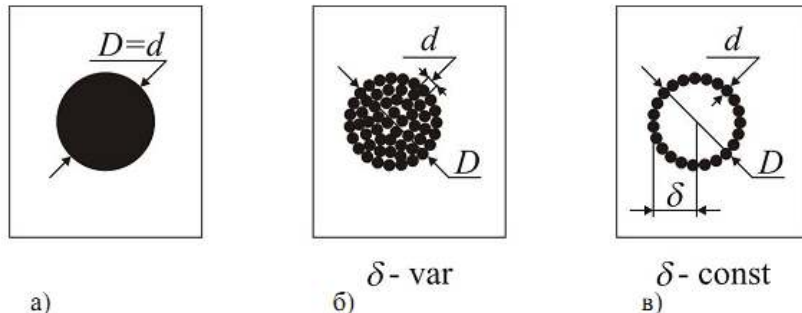


Рис. 5. Методы формирования лазерной полости: (а) – одновременное облучение всей полости; (б) – сканирование; (в) – формирование контура.

Таким образом, было установлено, что эффективность удаления твёрдых тканей зуба зависит от величины  $\delta$ , 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<sup>2</sup>, длительностью 140 мкс, следующих с частотой 1 Гц (рис. 3 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 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  $t_z$  между началом водяного импульса и началом лазерного на эффективность обработки зубного материала. В таблице 2 приведены значения эффективности удаления дентина сериями из десяти лазерных импульсов с использованием импульсного водяного орошения при трёх значениях  $t_z$ , которые подбирались таким образом, чтобы водяной импульс поступал на поверхность зуба сразу после лазерного (при  $t_z = 10$  мс), вместе с ним (при  $t_z = 20$  мс) и перед его приходом (при  $t_z = 970$  мс). Расход воды во

всех случаях составил величину 2,5 мл/мин.

На рис. 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 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 1. Эффективность удаления твёрдых тканей зуба человека излучением YAG: Eг лазера при использовании различных типов водяного орошения.

Тип лазерной обработки	Эффективность удаления, мм <sup>3</sup> /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 2. Эффективность удаления дентина зуба человека излучением YAG: Eг лазера при различной величине времени задержки между началом водяного импульса и началом лазерного.

Лазерная обработка зубной ткани при импульсном водяном орошении	Эффективность удаления, мм <sup>3</sup> /кДж
$t_2 = 10$ мс	185±20
$t_2 = 20$ мс	160±15
$t_2 = 970$ мс	185±20

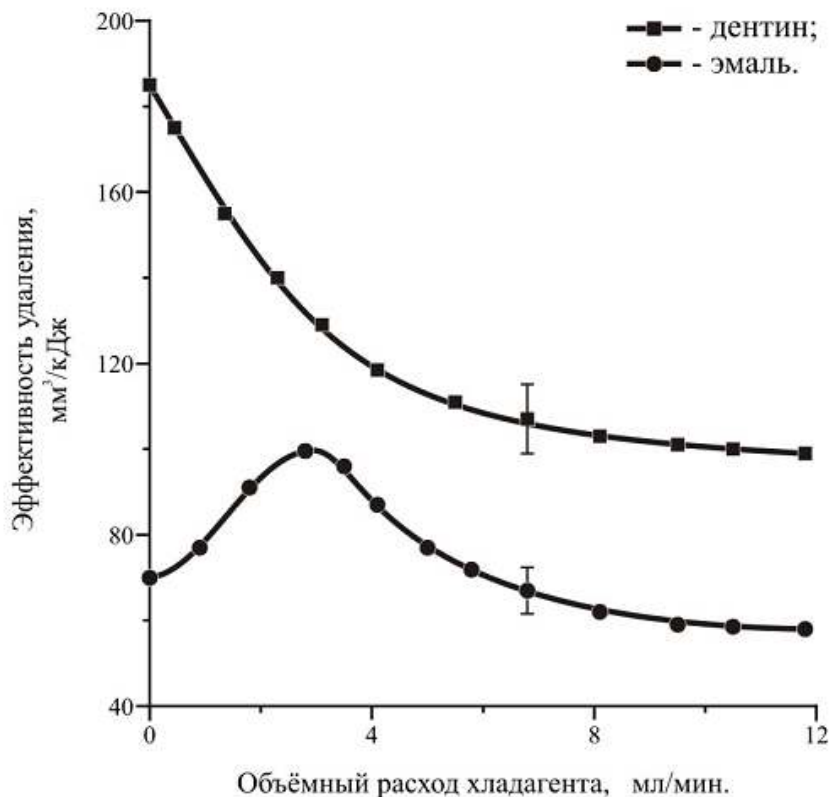


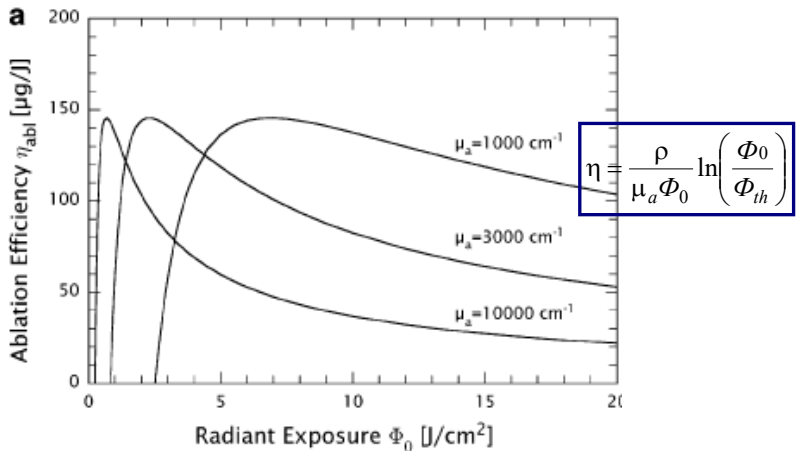
Рис. 6. Зависимость относительной эффективности удаления твердых тканей зуба человека излучением YAG: Er лазера от количества лазерных импульсов ( $W = 120$  Дж/см<sup>2</sup>,  $\tau = 140$  мкс,  $\nu = 1$  Гц).



## ЗАДАНИЕ №1

Рассчитать эффективность удаления эмали и дентина излучением YAG:Er, YSGG:Er и YLF:Er лазеров в соответствии с "Blow-off" моделью.

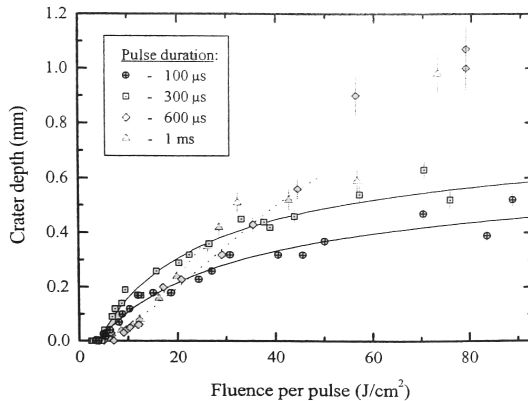
- диапазон плотности энергии 0-200 Дж/см<sup>2</sup>;
- коэффициент поглощения, порог удаления биотканей найти в литературе исходя из длины волны излучения для каждого лазера;
- плотность биотканей найти в литературе;
- в качестве результатов привести графики зависимости эффективности удаления биотканей от плотности энергии лазерного излучения. В одной системе координат представить 3 графика (для разных лазеров). Для каждой биоткани в отдельной системе.



## ЗАДАНИЕ №2

Рассчитать глубину кратера в эмали и дентине, сформированного излучением YAG:Er, YSGG:Er и YLF:Er лазеров в соответствии с Термомеханической моделью.

- диапазон плотности энергии 0-200 Дж/см<sup>2</sup>;
- коэффициент поглощения биотканей и продуктов абляции найти в литературе исходя из длины волны излучения для каждого лазера. Длина волны лазера у каждого студента индивидуальная для расчета;
- порог удаления биотканей найти в литературе исходя из длины волны и длительности импульса излучения (100, 300, 500, 1000 мкс). Длительность импульса излучения у каждого студента индивидуальная для расчета.
- в качестве результатов привести графики зависимости глубины кратера от плотности энергии лазерного излучения. В одной системе координат представить 4 графика (для разных длительностей импульсов), для каждой биоткани и каждого лазера в отдельной системе;
- всего 6 рисунков (3 лазера, 2 ткани), в каждом по 4 линии (4 длительности импульса).

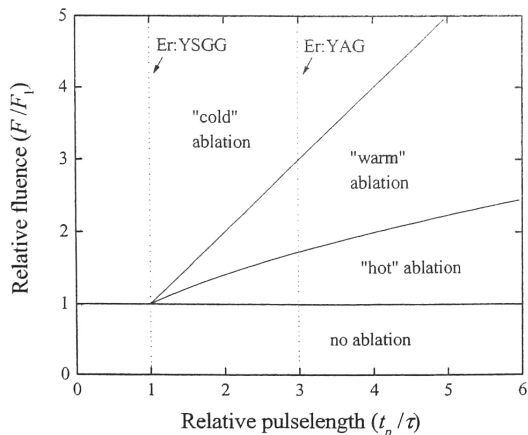


$$h(F) = \frac{1}{\mu'} \ln \left[ \frac{\mu'}{\mu} \left( \frac{F}{F_1} - 1 \right) + 1 \right]$$

## Задание №3

Определить режим абляции эмали и дентина излучением YAG:Er, YSGG:Er и YLF:Er лазеров в соответствии с Термо-механической моделью.

- плотность энергии излучения 10, 50, 100, 200 Дж/см<sup>2</sup>;
- длительность импульса 100, 200, 500, 1000 мкс;
- порог удаления биотканей найти в литературе исходя из длины волны и длительности импульса излучения (100, 300, 500, 1000 мкс) Длительность импульса излучения у каждого студента индивидуальная для расчета;
- время тепловой релаксации найти в литературе для каждой ткани, исходя из длины волны лазерного излучения;
- в качестве результатов привести график распределения режимов абляции с нанесёнными точками для всех сочетаний плотности энергии и длительности импульса. Для каждого лазера и каждой ткани отдельная система координат;
- всего 6 рисунков (3 лазера, 2 ткани), в каждом по 16 точек (комбинация из 4 длительностей импульса и 4 плотностей энергии).



Для построения "шаблона" использовать формулы для порогов "горячей" и "тёплой" абляции:

$$F_2 = h_a \sqrt{Dt_p} = F_1 \sqrt{\frac{t_p}{\tau}}$$

$$F'_2 = Dh_a \mu t_p = F_1 \frac{t_p}{\tau}$$

## **Требования к оформлению курсовой работы:**

- Титульный лист (университет, кафедра, задача №, название, выполнил, группа, проверил, Самара (год))
- Цель работы
- Теоретическая часть (формулы, расшифровка букв)
- Исходные данные (в виде таблицы, ссылки на литературу [1], указать размерность всех величин (!))
- Решение (если возможно – листинг программы)
- Результаты (графики зависимости рассчитываемой величины от плотности энергии лазерного излучения, указать размерность всех величин (!))
- Выводы (описание полученных зависимостей, объяснение наблюдаемых тенденций)
- Список литературы

## **Список использованных источников**

1. Звелто О. Принципы лазеров. Москва: Мир, 1984. 200 с.
2. Тучин В.В. Лазерная и Волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. Саратов: изд-во Саратов. ун-та, 1998.
3. Тучин В.В. Оптика биотканей: основы лазерной диагностики и дозиметрии. Саратов: изд-во СГУ, 1997.
4. Лазерная диагностика в биологии и медицине // Гл. ред. физ.-мат. лит. М.: Наука, 1989. 240

# **ПРИЛОЖЕНИЕ**

**ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ  
АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ  
ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ  
«САМАРСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ УНИВЕР-  
СИТЕТ ИМЕНИ академика С.П. Королева»  
(Самарский университет)**

**Курсовая работа  
Взаимодействие оптического излучения с тканями зуба**

Работу выполнил:  
Студент гр.№  
ФИО

Проверил:  
ФИО преподавателя

Самара 201\_

Учебное издание

**Взаимодействие оптического излучения с тканями зуба**

Методические указания к курсовой работе  
Составители: Тимченко Елена Владимировна  
Тимченко Павел Евгеньевич

Самарский государственный национальный университет имени академика С.П. Королева» (Самарский университет)  
443086 Самара, Московское шоссе, 34

---

Издательство Самарский университет  
443086 Самара, Московское шоссе, 34