

05;07;12

©1995

## ИССЛЕДОВАНИЕ АБЛЯЦИИ ТВЕРДЫХ ТКАНЕЙ ЗУБА ЧЕЛОВЕКА ИЗЛУЧЕНИЕМ YAG:Cr,Tm,Er ЛАЗЕРА ( $\lambda = 2.69$ МКМ)

*А.В.Беликов, А.В.Сандуленко, А.В.Скрипник, А.М.Ткачук*

### Введение

Замена современного механического стоматологического оборудования на лазерную бормашину стала реальной благодаря исследованиям взаимодействия излучения YAG:Er лазера с твердыми тканями зуба человека [1-2]. Однако широкое использование такого лазера в клинике осложняется отсутствием гибких световодных систем доставки излучения 3-микронного диапазона, обладающих достаточно высокой лучевой стойкостью. Поэтому в настоящее время остается актуальным вопрос поиска новых лазерных активных сред, излучение которых, с одной стороны, позволяло бы достаточно эффективно и атравматично обрабатывать твердые зубные ткани, а с другой — с малыми потерями передавалось бы по кварцевым волокнам. В настоящей работе мы рассмотрим возможность применения в стоматологии YAG:Cr,Tm,Er лазера, длина волны излучения которого ( $\lambda = 2.69$  мкм) с достаточно малыми потерями (порядка 30% на метр) передается по обычному кварцевому моноволокну. В этой работе мы рассмотрим технические характеристики YAG:Cr,Tm,Er лазера. Приведем результаты экспериментального исследования порогов разрушения интактных и кариозных эмали и дентина, а также эффективности удаления интактной эмали зуба человека излучением этого лазера.

### Материал и метод

Для измерения порогов разрушения и эффективности удаления эмали и дентина мы использовали свежеекстрагированные по клиническим показаниям зубы человека, а для исследования порогов разрушения кариозных зубных тканей удаленные зубы (моляры) с кариесом тяжелой степени.

Для определения порога разрушения были применены визуальный и трансиллюминационный методы контроля одновременно. Визуальный метод заключался в наблюдении

через микроскопическую оптическую систему за поверхностью образца. Здесь порогом считалась плотность энергии лазерного излучения, при воздействии которой на поверхности образца наблюдалась видимая глазом ее метаморфизация. Трансиллюминационный метод заключался в подсветке образца белым светом и наблюдении в месте воздействия видимого глазом потемнения, связанного с изменением характера рассеяния света вследствие метаморфизации поверхности. Здесь порогом считалась плотность энергии лазерного излучения, при воздействии которой наблюдалось видимое глазом потемнение в месте взаимодействия. Для каждой экспериментальной точки мы имели по 30 реализаций, что после статистической обработки результатов давало погрешность определения порога не более 10%.

При исследовании эффективности лазерного удаления эмали и дентина мы пользовались контролем массы исходного и однократно облученного образца. После этого образец распиливался алмазным диском вдоль оси полученного отверстия. Затем производилось микроскопическое измерение диаметра и глубины полученных отверстий. Плотность энергии изменялась посредством введения калиброванных оптических фильтров. При этом производился тщательный контроль пространственного распределения лазерного излучения в фокальной плоскости линзы. Для каждой точки зависимости эффективности удаления твердой ткани от плотности энергии лазерного излучения мы имели по 10 реализаций. Данные статистически обрабатывались в предположении нормальности распределения по критерию Стьюдента. Таким образом, погрешность определения эффективности лазерного удаления была не более 15%.

Остановимся на особенностях получения генерации на длине волны 2.69 мкм в кристалле YAG:Cr,Tm,Er. Впервые возможность получения генерации на этой длине волны и ее особенности были рассмотрены в работе [3]. Генерация в такой системе осуществляется по так называемой фидфловинговой схеме. При этом ионы Cr являются сенсбилизатором, передавая энергию возбуждения на уровень  $4|_{9/2}$ , а Tm выполняет роль дезактиватора уровня  $4|_{13/2}$  ионов Er.

Резонатор лазера для получения эффективной генерации на длине волны 2.69 мкм нуждается в оптимизации. Оптимальный коэффициент отражения выходного зеркала должен быть 80%. При этом зеркало должно быть спектрально селективным так, чтобы отражение на длинах волн больше 2.69 мкм было минимизировано. Если резонатор спектрально неселективен, то при превышении энергии накачки над пороговым значением на 10% в спектре генерации появляются длины волн длинноволновой части трехмикронного

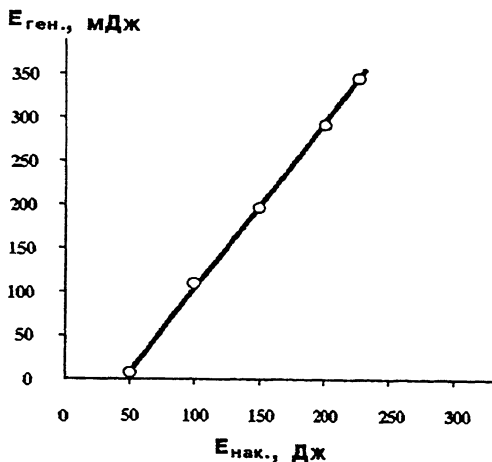


Рис. 1.

спектра генерации ионов эрбия. Таким образом, технологические особенности изготовления отражающих покрытий с подобными характеристиками, наряду с подбором оптимальных концентраций ионов эрбия, туллия и хрома, определяют эффективность генерации на длине волны 2.69 мкм в данном кристалле.

В наших экспериментах был использован YAG:Cr,Tm,Er лазер, излучавший только на длине волны 2.69 мкм в режиме свободной генерации. Выходная энергия в импульсе варьировалась в пределах от 50 до 350 мДж (рис. 1), длительность импульса в многомодовом режиме составляла величину порядка 150 мкс, частота повторения импульсов — 1 Гц. При этом спектр генерации был стабилизирован на длине волны 2.69 мкм во всем используемом диапазоне накачек. Заметим, что эффективность данного лазера существенно ниже эффективности подобного лазера, излучающего в области 2.94 мкм (дифференциальный коэффициент полезного действия равен 0.2% для  $\lambda = 2.69$  мкм и 1% для  $\lambda = 2.94$  мкм) вследствие того, что конечным уровнем лазерного перехода для  $\lambda = 2.69$  мкм является нижний штарковский подуровень нижнего рабочего уровня  $^4|_{13/2}$  иона Er.

## Результаты и обсуждение

Результаты измерения порога разрушения эмали и дентина излучением YAG:Cr,Tm,Er лазера приведены в таблице.

Ткань	Порог разрушения, Дж/см <sup>2</sup>
Интактная эмаль	90 ± 20
Интактный дентин	20 ± 4
Кариозная эмаль	50 ± 10
Кариозный дентин	14 ± 3

Подобное различие в порогах лазерного разрушения для интактной и кариозной ткани можно, по-видимому, объяснить не только различием в коэффициентах поглощения этих тканей на длине волны 2.69 мкм, но также различной механической прочностью интактной и кариозной тканей.

Сравнивая пороги лазерного разрушения твердых зубных тканей излучением данного типа лазера с порогами, достигаемыми при взаимодействии с излучением YAG:Er лазера [4], можно сделать вывод о достаточно высоком значении порога разрушения как эмали, так и дентина, реализующемся при воздействии излучения с длиной волны 2.69 мкм.

На рис. 2 приведена зависимость удаленного за одну вспышку объема интактной эмали от плотности энергии излучения YAG:Cr,Tm,Er лазера.

Анализируя вид данной зависимости, можно заметить три этапа процесса разрушения. Первый, околопороговый, в течение которого наблюдается слабый рост удаленного объема при увеличении плотности энергии (от 90 до 120 Дж/см<sup>2</sup>), второй — практически линейный, в течение которого наблюдается пропорциональное увеличение удаленного объема с ростом плотности энергии (от 120 до

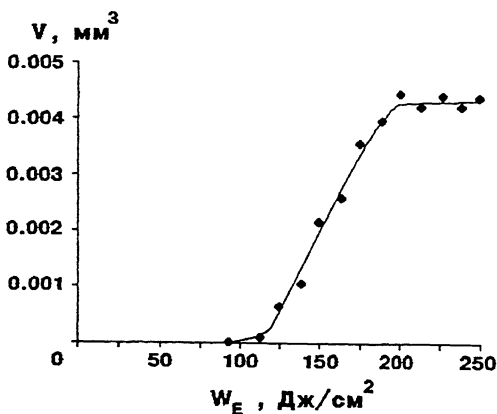


Рис. 2.

200 Дж/см<sup>2</sup>), и, наконец, третий — этап насыщения (свыше 200 Дж/см<sup>2</sup>), где не наблюдается роста удаленного за одну вспышку объема с увеличением плотности энергии лазерного излучения.

Сравнивая величины эффективности лазерного удаления для данного типа лазера с величинами эффективности, достигаемыми при использовании излучения YAG:Er лазера, отметим, что для YAG:Cr,Tm,Er лазера эффективность практически на порядок уступает эффективности YAG:Er лазера. Этот факт можно объяснить различием показателей поглощения интактной эмали на данных длинах волн [4].

### Заключение

Таким образом, в рамках настоящей работы мы исследовали взаимодействие субмиллисекундных импульсов YAG:Cr,Tm,Er ( $\lambda = 2.69$  мкм) с твердыми тканями зуба человека. Определены пороги лазерного разрушения и эффективности удаления интактных и кариозных эмали и дентина зуба человека лазерным излучением с длиной волны 2.69 мкм. Проведенный сравнительный анализ с данными, полученными в работе [4] для излучения YAG:Er лазера показал, что эффективность удаления биоткани уступает на порядок, при таком несомненном преимуществе, как возможность использования обезвоженных кварц-кварцевых волокон.

### Список литературы

- [1] Keller U., Hibst R. // Proc. SPIE, 1990. V. 1200. P. 408–415.
- [2] Keller U., Hibst R. // Laser in Surgery and Medicine, 1989. V. 9. P. 345–351.
- [3] Антипенко Б.М. и др. // Изв. АН СССР. 1990. Т. 54. В. 12.
- [4] Belikov A. V., Erofeev A. V., Shumilin V. V., Tkachuk A. M. // Proc. SPIE. 1993. V. 2080. P. 60–67.

Институт точной механики и оптики  
Санкт-Петербург  
Государственный оптический  
институт им. С.И. Вавилова  
Санкт-Петербург

Поступило в Редакцию  
21 октября 1994 г.