

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ
РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ**

Национальный исследовательский Томский государственный университет
Томский государственный университет систем управления и радиоэлектроники
Российский государственный университет инновационных технологий
и предпринимательства
ООО «ЛИТТ»

ИННОВАТИКА-2014

СБОРНИК МАТЕРИАЛОВ

**X Всероссийской школы-конференции студентов,
аспирантов и молодых ученых с международным участием
23–25 апреля 2014 г.
г. Томск, Россия**

Под ред. проф. А.Н. Солдатова, доц. С.Л. Минькова

Томск
Издательский Дом Томского государственного университета
2015

Таким образом, используя ПВС, предоставляется возможность решения сложных задач с потоковой обработкой данных, многократно увеличивая скорость выполнения самой обработки и надежность работы вычислительной среды, обусловленные принципами ее построения. На примере выполнения операций морфологической обработки бинарных изображений было показано, что каждая из операций выполняется за один такт работы простейшего вычислителя.

Литература

1. Шапиро Л., Стокман Дж. Компьютерное зрение / пер. с англ. М. : БИНОМ. Лаборатория знаний, 2006. 752 с.
2. Шидловский С.В. Автоматическое управление. Перестраиваемые структуры. Томск : ТГУ, 2006. 288 с.
3. Реконфигурируемые мультиконвейерные вычислительные структуры / И.В. Каляев и др. Ростов н/Д : Изд-во ЮНЦ РАН, 2008. 393 с.
4. Шашев Д.В., Шидловский С.В. Методы технического зрения в задачах автоматизации технологического процесса // Инноватика-2013 : сб. материалов Девятой Всероссийской школы-конференции. Томск : ТГУ, 2013. С. 173–177.

ЛАЗЕР НА ПАРАХ СТРОНЦИЯ В ХИРУРГИИ ТВЕРДЫХ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ

Я.А. Лоева, А.Н. Солдатов, А.В. Васильева

*Национальный исследовательский Томский государственный университет
e-mail: yana_loeva@mail.ru*

VAPOR STRONTIUM LASER IN SOLID BIOLOGICAL TISSUE SURGERY

Y.A. Loeva, A.N. Soldatov, A.V. Vasilieva

National Research Tomsk State University

The experiments were performed in bone sections by laser ablation under the action of IR laser radiation of nanosecond duration. As a result, sections were obtained in samples of bone length of 1–3 mm. Width cuts was 100–350 microns. Analysis of the ablated sections showed that the depth of the cut increases with increasing water content. Based on the results of the above studies can identify a number of advantages of

using strontium vapor laser for preparation of solid biological tissues, namely, ability to obtain the zone of thermal damage to less than 10 microns, generation of biological tissue resonant wavelengths from a single laser source 1 to 6.5 microns

Keywords: strontium; laser ablation; bone tissue.

В настоящее время сохраняется большой интерес к исследованиям процессов лазерного воздействия на биологические ткани (кожу, кости, хрящи, волос, десну, эмаль и дентин зуба и др.). Это обусловлено широким применением лазеров в отоларингологии, стоматологии, ортопедии и других областях медицины. В данной работе рассматриваются возможности препарирования твердых биологических тканей под действием инфракрасного лазерного излучения.

Первые опыты по препарированию лазером твердых тканей зубов были не вполне положительны. Рубиновый лазер успешно иссекал твердые ткани зуба, но существовал серьёзный минус – обработка значительно повышала температуру близлежащих тканей и вызывала их серьезные поражения. Аналогичные результаты были получены при использовании лазеров Ho:YAG, Nd:YAG, и CO₂. Поэтому от применения всех этих типов лазеров для препарирования тканей зуба пришлось отказаться. Необходимо было найти лазер с малой глубиной проникновения, обеспечивающий незначительный подъем температуры в окружающей зоне воздействия. Отвечал указанным требованиям эрбиевый (Er,Cr:YSSG) лазер с длиной волны 2,78 мкм. Вскоре эти лазерные системы стали единственными стандартизированными инструментами для обработки твердых зубных тканей. Их применение привело к снижению термического и механического стресса и дало возможность точного препарирования с высокой селективностью удаления кариеса.

Механизм действия на твердые ткани эрбиевого лазера основан на «микровзрывах» воды, входящей в состав эмали и дентина, при ее нагревании лазерным лучом. Длина волны данных лазеров позволяет лучу максимально поглощаться гидроксиапатитом (соль кальция фосфата, содержащаяся в зубах и костях) и водой. Процесс поглощения и нагревания приводит к испарению воды, микроразрушению твердых тканей и выносу твердых фрагментов из зоны воздействия водяным паром. Здоровая, с большим содержанием фтора, эмаль содержит небольшое количество воды (3–6%), а эмаль, пораженная кариесом или деминерализованная, – более высокое. В здоровом ден-

тине 20–25% воды, а в пораженном кариесом – значительно больше. Различное содержание воды в здоровых и больных тканях позволяет селективно удалять пораженную кариесом эмаль и / или дентин. Для этого достаточно снизить мощность лазерного излучения до уровня, при котором больная ткань еще удаляется, а на здоровую оказывается минимальное воздействие. Стоит отметить, что из-за минимального поглощения энергии лазера гидроксипатитом – минеральным компонентом хромофора – нагрев окружающих тканей происходит не более чем на 2°С [1].

Применение лазерного излучения в стоматологии дало ряд существенных преимуществ:

- отсутствие шума бормашины;
- практически безболезненно, нет необходимости в анестезии;
- экономия времени до 40%;
- отличная поверхность для связи с композитами;
- отсутствие трещин эмали после препарирования;
- стерилизация операционного поля;
- отсутствие перекрестной инфекции;
- экономия расходных материалов [2].

В ходе анализа рынка лазерного медицинского оборудования для обработки твердых тканей зуба, было установлено, что ведущими производителями лазерных установок для данной области стоматологии являются компании: Fotona (Словения), LAMBDA SCIENTIFICA SPA (Италия), KaVo (Германия), Deka (Италия), NOYA ConBio (США). Основой лазерных установок этих производителей является Er:YAG лазер с длиной волны 2,94 мкм. Полная сравнительная характеристика моделей приведена в таблице.

Аналогом приведенных выше лазерных систем является лазер на парах стронция, разработанный в Томском госуниверситете под руководством проф. А.Н. Солдатова.

В настоящее время генерация в лазере на парах Sr получена на следующих длинах волн: $\lambda = 6,45; 3,06; 3,01; 2,60; 2,69; 2,92; 1,09$ и $1,03$ мкм.

Основные технические характеристики установки:

- длины волн излучения: 6,45; 3,06; 3,01; 2,92; 2,69; 2,60; 1,09 и 1,03 мкм;
- длительность импульса излучения: 50 нс;
- частота следования импульсов 1–20 кГц;
- расходимость лазерного излучения: 1 мрад;

- энергия суммарного импульса излучения до 1 мДж;
- средняя мощность генерации до 10 Вт.

–

Сравнение лазерных систем различных фирм, применяемых в стоматологии

Производитель / модель	Fotona, SP Dynamis / XS Dynamis	LAMBDA SCIENTIFICA SPA, DOCTOR SMILE™ LAERL001.1	KaVo, KaVo KEY Laser 3	Deka, Smart 2940D Plus	HOYA ConBio, VersaWave
Длина волны, мкм	2,94	2,94	2,94	2,94	2,94
Мощность, Вт	20	6	10	6	9
Длительность импульса излучения	100, 300, 1000, 1500 мкс	80, 150, 200 мкм	100, 250, 300 мкм	200, 400, 600, 850 мкс	230, 450, 600 мкм
Режим работы	Импульсный	Импульсный	Импульсный	Импульсный	Импульсный
Частота следования импульса, Гц	2–50	10–50	2–30	5–20	3–50

На базе лазера на парах стронция была создана экспериментальная установка и проведены исследования взаимодействия лазерного излучения в диапазоне длин волн 1,03–6,45 мкм с твердыми биотканями.

На рис. 1 приведена принципиальная схема эксперимента.

В ходе экспериментов были выполнены разрезы в костной ткани методом лазерной абляции под действием инфракрасного лазерного излучения наносекундной длительности. В результате были получены разрезы в костных образцах длиной 1–3 мм. Ширина резов составила 100–350 мкм. Анализ аблированных участков показал, что глубина разреза увеличивается при увеличении содержания воды. Между соотношением глубины разреза и оптическим поглощением коллагенов связи обнаружено не было. Между соотношением глубины разреза и оптическим поглощением коллагенов связи также обнаружено не было. При первом приближении это означает то, что степень поглощения воды и гидроксиапатитов в начальной структуре компоненты кости является определяющей для глубины разреза.

Почти во всех случаях сопутствующие термические повреждения не выходили из зоны 10–25 мкм. Зона термического повреждения – потемнение облучённых участков твёрдых биотканей – вызвана процессом их карбонизации, которая может оказывать влияние как на биологические процессы (способность к регенерации), так и на скорость нагрева и

изменение механизмов абляции в целом. Исследования зон термического повреждения в некоторых образцах дало основание полагать, что поврежденные участки могут быть не первичными на поверхности, а образовываться вследствие выброса продуктов абляции, поскольку в ряде случаев возле зоны облучения и на расстоянии 15–20 мкм наблюдались частицы удаляемой ткани.

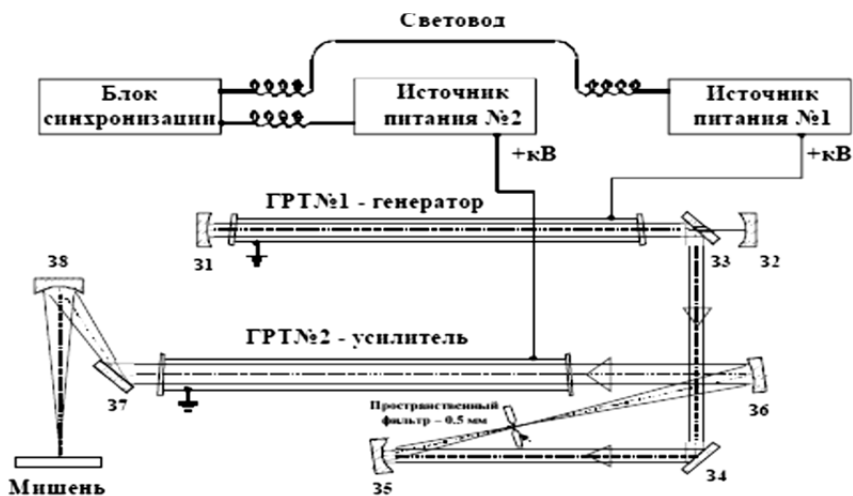


Рис. 1. Схема эксперимента: 31–33 – зеркала неустойчивого резонатора ($M = 14$), 31 – вогнутое зеркало ($F = 1\,700$ мм); 32 – вогнутое зеркало ($F = 120$ мм); 33 – выходное зеркало с отв. связи ($d = 1,2$ мм), 34 – плоское зеркало, 35, 36 – зеркальный коллиматор, 35 – вогнутое зеркало ($F = 500$ мм); 36 – вогнутое зеркало ($F = 1000$ мм), 37 – плоское зеркало, 38 – фокусирующее зеркало ($F = 300$ мм)

Основываясь на результатах приведенных исследований, можно выделить ряд преимуществ использования лазера на парах стронция для препарирования твердых биологических тканей, а именно:

- возможность получения зоны термического повреждения менее 10 мкм;
- генерация резонансных для биоткани длин волн одним лазерным источником от 1 до 6,5 мкм [3].

Литература

1. Лазер в лечении твердых тканей зуба. URL: <http://www.unident.ru> (дата обращения: 14.03.2014).
2. Лазеры в стоматологии – лечение зубов без бормашины. URL: <http://www.edentworld.ru> (дата обращения: 20.03.2014).
3. Абляция биологических тканей под действием излучения лазера на парах стронция / А.Н. Солдатов, И.К. Костадинов, Ю.П. Полунин, А.С. Шумейко, А.В. Васильева, Я.А. Лоева // Известия вузов. Физика. 2013. Т. 56, № 10/2. С. 39–42.