

УДК 544.032.65

*А.Н. СОЛДАТОВ, Ю.П. ПОЛУНИН, А.С. ШУМЕЙКО, А.В. ВАСИЛЬЕВА, Я.А. ЛОЕВА***АБЛЯЦИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПОД ДЕЙСТВИЕМ ИЗЛУЧЕНИЯ ЛАЗЕРА НА ПАРАХ СТРОНЦИЯ<sup>1</sup>**

Представлены результаты исследования резонансной абляции твердых биологических тканей под действием излучения наносекундной длительности лазера на парах стронция в инфракрасной области спектра. Ширина резонансных резонансов составила 100–350 мкм при ширине зоны термического повреждения около 10 мкм. Проведена теоретическая оценка эффективности резонансной абляции костных тканей.

*Ключевые слова:* абляция, лазер на парах стронция.

На сегодняшний день сохраняется большой интерес к исследованиям процессов лазерного воздействия на биологические ткани. Это обусловлено широким применением лазеров в различных областях медицины (стоматологии, ортопедии, офтальмологии, дерматологии, хирургии и т.д.). Механизмы абляции определяют основные характеристики лазерной обработки, а именно эффективность удаления и скорость формирования полостей, разрезов, отверстий и т.д.

При определенных условиях воздействие лазерного излучения вызывает гибель живых структур биоткани и их абляцию. Термином «абляция» в лазерной хирургии принято называть ликвидацию участка живой ткани под непосредственным воздействием лазерного луча. При этом имеется в виду эффект, появляющийся именно в ходе самой процедуры облучения, поскольку в некоторых ситуациях (как, например, при фотодинамической терапии) удаление облученной ткани наступает позднее, а лазерный луч только лишь опосредованно некротизирует ткань без ее немедленного удаления. Механизм и параметры абляции (пороговые значения, энергетические характеристики, производительность) определяются:

- свойствами ткани, подлежащей абляции: соотношением жидкого и плотного компонентов, их физическими и химическими свойствами, характером внутри- и межмолекулярных связей, кровоснабжением ткани, термической чувствительностью клеток и макромолекул и т.д.;
- характеристиками излучения, например: длиной волны, непрерывным или импульсным режимом облучения, мощностью лазера, энергией в импульсе, суммарной поглощенной энергией и т.д.;
- коэффициентом поглощения данного вида излучения в конкретном виде ткани или в ее отдельных составляющих.

**Экспериментальная установка и методика эксперимента**

Эксперименты по воздействию на твердые биоткани проводились на уникальной лазерной установке, разработанной в Томском государственном университете (лаборатория лазерной физики и кристаллофизики) [1]. На рис. 1 приведена принципиальная схема эксперимента. Технические характеристики экспериментальной установки приведены в таблице.

Препараты костей для исследований были подготовлены следующим образом: средняя часть кости была вырезана и разрезана на блоки (размер 3×4 см) с использованием промышленной хирургической пилы. Затем образцы помещались в солевой раствор, запечатывались в пластиковые контейнеры и до использования хранились в холодильнике. Образцы использовались в течение 48 ч. Надкостница была снята с поверхности кости. Все образцы хранились в закрытых контейнерах до и после проведения абляционной процедуры.

<sup>1</sup> Работа проведена с использованием УСУ при финансовой поддержке Минобрнауки России (ГК 14.518.11.7038).

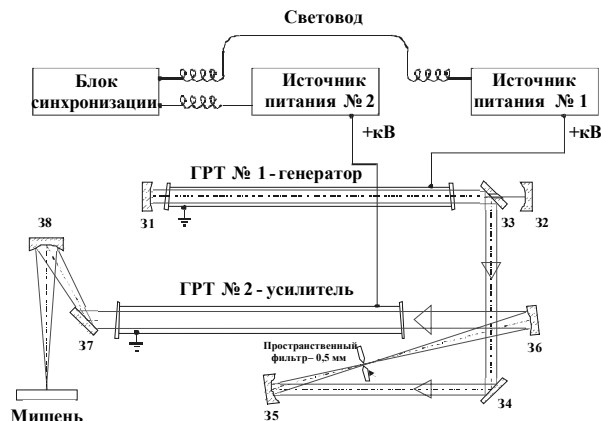


Рис. 1. Оптическая схема эксперимента: 31, 32, 33 – зеркала неустойчивого резонатора ( $M = 14$ ), 31 – вогнутое зеркало,  $F = 1700$  мм, 32 – вогнутое зеркало,  $F = 120$  мм, 33 – выходное зеркало с отв. связи,  $d = 1,2$  мм; 34 – плоское зеркало; 35, 36 – зеркальный коллиматор, 35 – вогнутое зеркало,  $F = 500$  мм, 36 – вогнутое зеркало,  $F = 1000$  мм; 37 – плоское зеркало; 38 – фокусирующее зеркало,  $F = 300$  мм

При проведении экспериментов был выбран такой режим воздействия, при котором в одну точку попадало от 1 до 100 имп. После акта воздействия, образцы анализировались под микроскопом, измерялась глубина и ширина полученных разрезов, зона термического повреждения.

#### Основные технические характеристики

Параметр	Значение
Длина волны, мкм	6,456; 3,0665; 3,0111; 2,92; 2,69; 2,60; 1,0917; 1,0330; 0,51; 0,58; 0,43
Расходимость, мрад	0,5
Частота повторения импульсов, кГц	1–20
Энергия в импульсе, мДж	1–2
Плотность энергии, Дж/см <sup>2</sup>	1–80
Потребляемая системой мощность, кВт	6
Охлаждение	Воздушное

#### Результаты экспериментов и их обсуждение

В результате были получены разрезы в костных образцах длиной 1–3 мм. Ширина резов составила 100–350 мкм. На рис. 2 приведены фотографии аблированных участков кости, произведенные единичными импульсами различной энергии на длине волны 6,45 мкм. Снимки сделаны на сканирующем электронном микроскопе SEM 515 (Нидерланды, «Philips»).

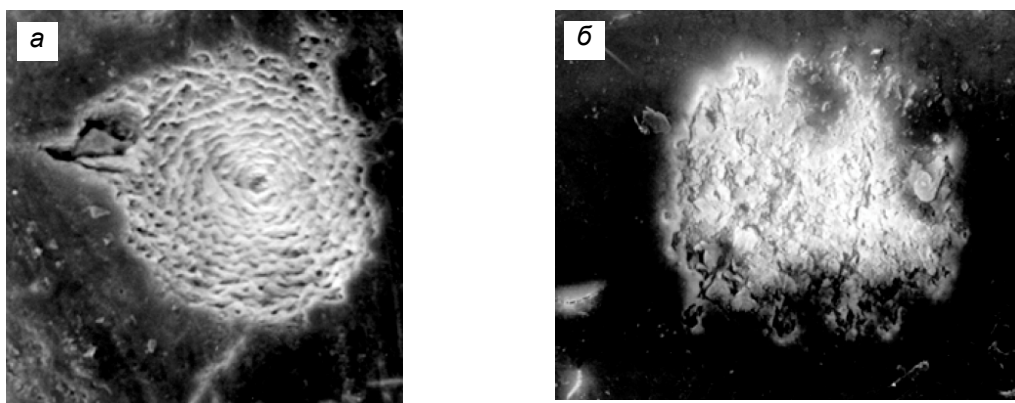


Рис. 2. Снимки лазерной резонансной абляции костных образцов единичным импульсом на длине волны  $\lambda = 6,45$  мкм при  $E_{\text{имп}} = 1,5$  мДж (а) и 0,5 мДж (б)

Анализ аблированных участков показал, что глубина разреза увеличивается при увеличении содержания воды. Между соотношением глубины разреза и оптическим поглощением коллагенов не было обнаружено. При первом приближении это означает то, что степень поглощения воды и гидроксипатитов в начальной структуре компоненты кости является определяющей для глубины разреза.

Почти во всех случаях сопутствующие термические повреждения не выходили из зоны 10–25 мкм. Однако следует отметить, что при проведении экспериментов не было обеспечено дополнительной виброизоляции экспериментальной установки, вследствие чего зона термического повреждения могла увеличиваться от импульса к импульсу за счет вибраций, создаваемых работающими источниками питания самой установки. Зависимости размеров зоны термических повреждений от состава костных образцов (соотношение органических и неорганических составляющих, несвязанной воды) в наших экспериментах обнаружено не было. Эти исследования подтверждают, что при абляции кортикальной кости под действием инфракрасного лазерного излучения можно получить минимальные сопутствующие термальные травмы, причем глубина разреза наиболее сильно коррелируется со свойствами поглощения неорганических составляющих. Менее глубокий разрез наблюдается там, где преобладают в костях коллагены. Эксперименты показали, что на длине волны 6,45 мкм при длительностях импульсов 50–200 нс возможно производить резку костных тканей глубиной до 3 мм, шириной порядка 300–350 мкм с менее чем 10 мкм сопутствующим термическим повреждением без обугливания прилегающих участков. 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. Размер частиц колеблется в пределах 2–6 мкм. Можно предположить, что это кристаллы гидроксипатита, однако это утверждение требует дополнительного подтверждения.

Костная ткань – это сложная многокомпонентная система, представляющая собой специализированную соединительную ткань. По составу костная ткань состоит примерно на одну треть из органических химических веществ и на две трети – из неорганических. Неорганическая часть: в состав костей входит 99 % всего кальция организма, 87 % фосфора, ~ 60 % магния и около 25 % натрия. Кальций в костях находится в форме минерала гидроксипатита, примерный состав которого  $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$ . В костной ткани содержится много микроэлементов, таких, как медь, стронций, барий, цинк, фтор и др., которые играют важную роль в обмене веществ в организме. Минеральная часть костей включает также карбонаты, гидроксиды и цитраты. Органическая часть костного матрикса представлена белками, липидами и небольшим количеством протеогликанов [2]. Каждая из этих составляющих обладает своими коэффициентами поглощения  $\alpha$ , теплопроводности  $k$  и температуропроводности  $a$ . Протекание процессов поглощения, излучения и нагрева зависит от соотношения характерных размеров неоднородности материала  $l$ , глубины проникновения света в материал  $al$  и толщины прогреваемого слоя  $at$  ( $t$  – длительность лазерного импульса). При условиях, когда  $l \ll at$  и  $al \ll l$ , возможно усреднение оптических теплофизических свойств, а при выполнении противоположных соотношений –  $l \gg at$  и  $al \gg l$  – процессы поглощения и теплопереноса происходят в каждой составляющей независимо друг от друга. В зависимости от соотношения между глубиной проникновения света в материал и толщиной прогреваемого слоя температура облучаемой поверхности  $T$  по-разному зависит от характеристик лазерного излучения [3]. Так, в наших экспериментах источник тепла является объемным и величина  $T$  очень сильно зависит от коэффициента поглощения и пропорциональна плотности энергии лазерного излучения. При воздействии импульсно-периодического лазерного излучения температура зависит также от толщины образца и частоты следования импульсов.

Для описания протекания процесса абляции в костных тканях была применена тепловая модель, предложенная в [4], и в результате сделана оценка значения скорости абляции, которая составила 3,1 мкм/имп., что достаточно хорошо согласуется с экспериментальным значением  $h = 2$  мкм/имп.

Поскольку коэффициент поглощения  $\alpha$  сильно зависит от длины волны излучения и от состава биологической ткани, изменение характеристик лазерного излучения может кардинальным образом влиять на режимы поглощения, нагрева и абляции материала. Ситуация осложняется ещё и тем обстоятельством, что коэффициент поглощения может меняться в процессе воздействия

вследствие фото- и термомеханических реакций, приводящих к изменению состава ткани, или из-за высушивания образцов. Этот факт не учитывался при оценке эффективности абляции костных образцов.

Зона термического повреждения, которая фиксировалась по потемнению 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.

Таким образом, в ходе экспериментов были выполнены разрезы в костной ткани методом лазерной абляции под действием инфракрасного лазерного излучения наносекундной длительности. Ширина резов составила 100–350 мкм при ширине зоны термического повреждения 10 мкм и более. Проведена теоретическая оценка эффективности резонансной абляции костных тканей.

#### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Солдатов А.Н., Васильева А.В., Ермолаев А.П. и др. // Оптика атмосферы и океана. – 2006. – Т. 19. – № 2–3. – С. 172–177.
2. Рейнберг С.А. Рентгенодиагностика заболеваний костей и суставов. Т. 1. – М.: Медицина, 1964. – 530 с.
3. Stag W.M. Diffusion Theory of Light (Transport Optical–Thermal Response of Laser–Irradiated Tissue) / eds. by A.J. Welch and M.J.C. van Gemert. – N.Y.: Plenum, 1995. – P. 131–206.
4. Niemz M.H. Laser – Tissue Interactions: Fundamentals and Applications. – Berlin: Springer, 1996. – 305 p.

Национальный исследовательский Томский государственный университет,  
г. Томск, Россия  
E-mail: general@tic.tsu.ru

Поступила в редакцию 09.10.13.

---

Солдатов Анатолий Николаевич, д.ф.-м.н., профессор, декан факультета инновационных технологий;  
Полуни Юрий Петрович, ст. науч. сотр. лаб. лазерной физики и кристаллофизики;  
Шумейко Алексей Семенович, ведущ. инженер лаб. лазерной физики и кристаллофизики;  
Васильева Анна Викторовна, мл. науч. сотр. лаб. лазерной физики и кристаллофизики;  
Лоева Яна Александровна, студентка.