

LASER METHOD OF TISSUES DRILLING AND CUTTING

Anatoly N. Soldatov, Larisa N. Chausova, Anna V. Vasilieva

Tomsk State University,
36 Lenin Avenue, Tomsk 634050, Russia

Abstract

The present work describes a method for cutting and drilling of tissues based on laser resonance ablation. A unique laser system is developed and presented the results of the first experiments.

Key words: *laser resonance ablation, strontium vapour laser, biological tissue*

1. ВВЕДЕНИЕ

За последние годы наблюдается устойчивая тенденция роста числа пользователей лазерной медицинской техники. Лазеры имеют огромный потенциал как хирургические устройства высокой точности вследствие возможности фокусировки лазерного излучения в пятно малого диаметра и выбора длины волны, которая полностью или частично поглощается обрабатываемой тканью. Сегодня в основе хирургического применения лазеров во многих случаях лежат процессы абляции тканей. В этом случае цель лазерной абляции состоит в том, чтобы удалить определенный объем ткани, оставляя прилегающие к облученной области ткани биологически жизнеспособными. В то время как существуют многочисленные способы удаления и механизмы взаимодействия, удаление ткани в жизненно важных структурах тела, таких как мозг или глаза, требует высокой точности при минимальных побочных повреждениях, что возможно обеспечить с помощью абляции. В таблице приведены типичные параметры лазеров, используемых для абляции живых тканей.

Таблица 1. Лазеры, используемые для абляции биологических тканей

Лазер	Длина волны, мкм	Длительность, нс	Энергия в импульсе, мДж	Частота повторения импульсов, Гц	Тип биологической ткани
<i>Er-YAG лазер</i>	2,94	150 - 250·10 ³	0,30 - 500	1 - 10	нервная ткань, печень, кожа, костная ткань [1-3]
<i>Ho-YAG лазер</i>	2,91	130	(2,7 - 4,0)·10 ³	1	костная ткань [4]
<i>CO₂ лазер</i>	10,6	70 - 250	200	5·10 ³	костная ткань, роговица [5-6]
<i>Эксимерные лазеры</i>	0,308	15	30	5	роговица [7]

<i>Лазер на свободных электронах</i>	2 - 9,8	4 000 (1 - 2 пс)	1 - 32	30	костная ткань, роговица, нервная ткань, кожа [8]
<i>Лазер на парах меди</i>	0,510 0,578	20	0,06 - 50	$(2 - 50) \cdot 10^3$	нервная ткань, кожа [9]
<i>Лазер на парах стронция</i>	6,45	50	0,2 - 1	2 - 10	мышечная ткань [10]

2. ЛАЗЕРНАЯ АБЛЯЦИЯ И МАЛОИНВАЗИВНАЯ МЕДИЦИНА

Сравнительные эксперименты по изучению резки твердых тканей Ho:YAG-, HF-, Er:YAG- и CO₂-лазерами, выявили зависимость абляции от длины волны лазерного излучения и позволили ввести новый термин «резонансная абляция» [8]. Средний ИК-диапазон длин волн оказался наиболее приемлемым для резки костных тканей. Дальнейшие исследования при перестройке длины волны лазерного излучения в области 2,9 и 9,2 мкм, проведенные в Вандерbiltском университете (США), показали, что наилучшим образом для высококачественной резки костных тканей подходит длина волны 6,45 мкм [11]. При этом был получен максимально глубокий разрез (2,31 мм) без обугливания прилегающих к резу тканей (рис. 1). В данном случае при диаметре цилиндрического отверстия в 200 мкм зона сопутствующего термического повреждения была минимальна и составляла 10 – 20 мкм.

Исследования показали, что глубина отверстия зависела от ИК-спектра поглощения коллагенов, воды и гидрооксипапитов кальция, содержащихся в костной ткани, в районе длин волн 2,9 – 3,2 мкм и между 5,8 и 8,0 мкм, но никак не согласовалась с ИК-спектром поглощения между 8,9 и 9,2 мкм. Для объяснения данного факта требуются дополнительные исследования. Однако было сделано предположение о том, что механизм абляции, который находится ниже плазменного порога в данном случае, происходит в результате взрывного испарения воды в замкнутом пространстве.

В качестве источника излучения в приведенных исследованиях использовался лазер на свободных электронах, генерирующий макроимпульсы длительностью 4 мкс, содержащие серию микроимпульсов 1 – 2 пс. Частота повторения импульсов данного лазера составляла 30 Гц, энергия в импульсе 22,5 мДж, при этом плотность энергии на поверхности образца - 72 Дж/см² (диаметр пятна в фокусе 200 мкм). Недостатком такого лазера является сложность его конструкции, высокая стоимость и большие габариты, что не позволяет использовать его повсеместно для технологических исследований и в медицинских целях.

В работах [10] также отмечалось, что на длинах волн 3 и 1 мкм происходит лазерная резонансная абляция биотканей. Авторы объясняют это сильным поглощением воды, содержащейся в них. В качестве примера можно рассматривать ИК-спектры поглощения роговицы, нервной ткани и дермы [8]. Характерной особенностью этих спектров является положение моды ОН-полосы воды вблизи 3300 см⁻¹ (3 мкм). Также обнаружены три моды: Амид I - колебательная мода протеина при 1665 см⁻¹ (6 мкм) и Амид II - колебательная мода протеина при 1550 см⁻¹ (6,45 мкм). Тем не менее, скорость абляции на длине волны 6,45 мкм выше, чем на 3 и 1 мкм, а термические повреждения меньше.

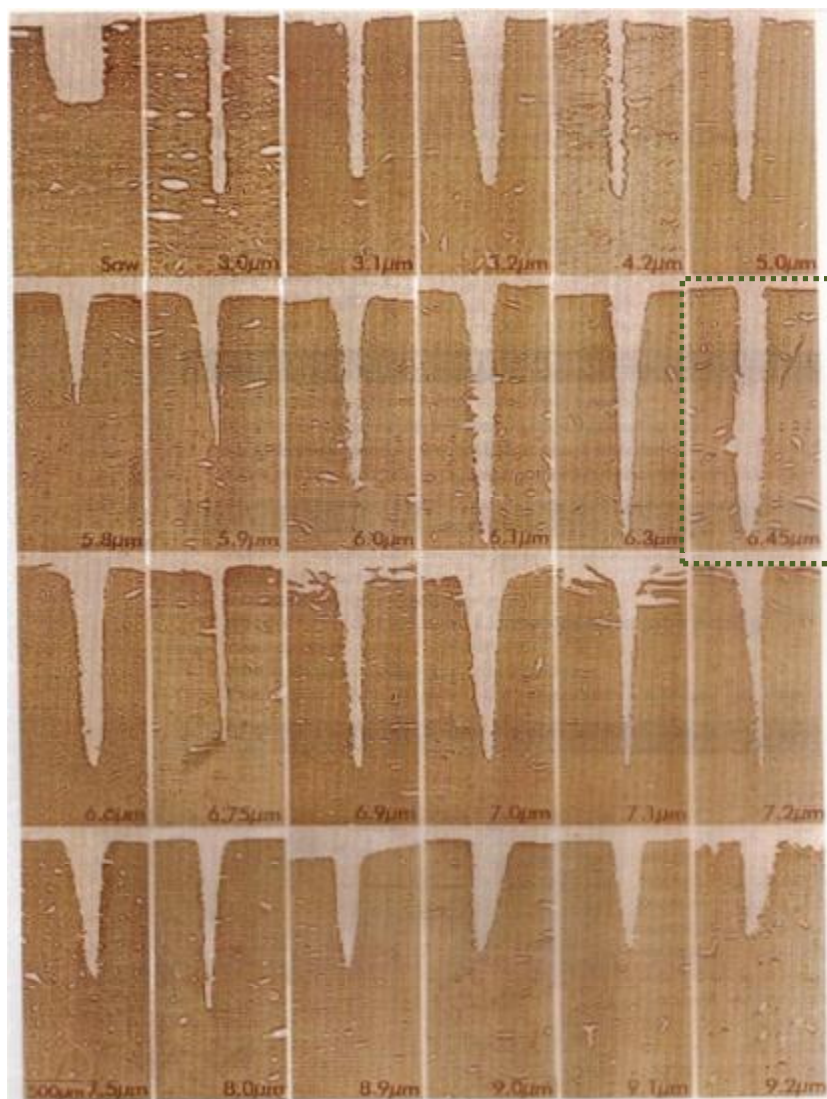


Рис. 1. Гистологические части кортикальной кости. Разрез сделан с использованием лазера на свободных электронах на длинах волн 2,9 – 9,2 мкм с плотностью энергии 150 Дж/см². Глубина разреза явно зависит от длины волны, самый глубокий разрез наблюдается на 6,1 – 6,45 мкм , самый мелкий - на 5,8 и 8,9 – 9,2 мкм.

3. ЛАЗЕРНАЯ АБЛЯЦИЯ БИОТКАНЕЙ ПРИ ИСПОЛЬЗОВАНИИ Sr-ЛАЗЕРА

В 2001 г. по заказу Вандерbiltского университета в Томском госуниверситете был создан лабораторный образец лазера на парах стронция для исследования указанного эффекта (эффекта резонансной абляции) и выполнен ряд совместных экспериментов [10]. В данных экспериментах использовался лазер на парах стронция со средней мощностью 2,4 Вт, диапазон частот повторения импульсов 5 – 20 кГц, плотность энергии < 185 мкДж (диаметр фокусного пятна 130 мкм). Этот лазер является компактной установкой по сравнению с лазером на свободных электронах.

Временной ход абляции воды при облучении лазером на парах стронция и лазером на свободных электронах приведен на рис. 2 и 3 соответственно: 4 кадра показывают начало абляции, расширение области паров, выброс воды и сокращение (коллапс) области паров.

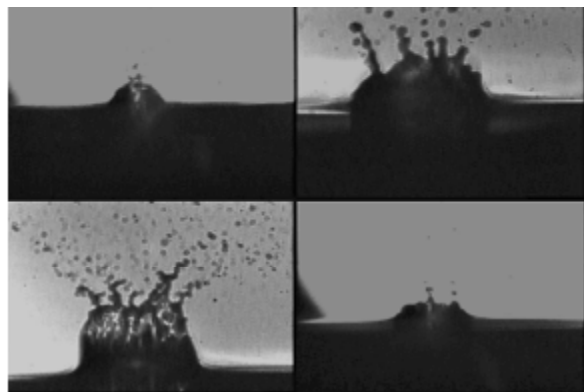


Рис. 2. Фотографии абляции воды лазером на парах стронция: $E = 0,2$ мДж, $\tau = 50$ нс.
(В данном случае многоимпульсный режим необходим, чтобы достичь порога абляции, так как в одном импульсе недостаточно энергии для абляции)

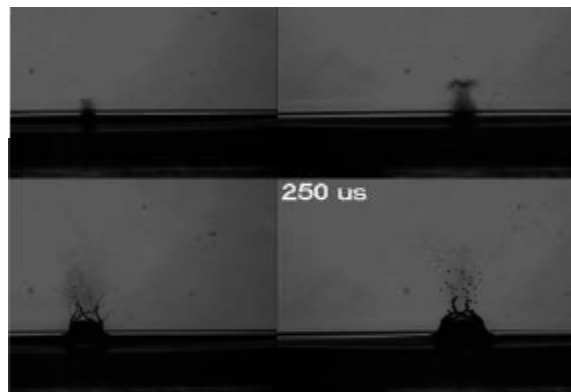


Рис. 3. Фотографии абляции воды лазером на свободных электронах: $E = 3$ мДж, $\tau = 1$ пс.

Макроскопические исследования ткани были выполнены на бычьей мышце. Небольшие полоски ткани были помещены на координатном столе в фокусе лазерного пучка. Стол передвигалась взад вперёд в течение процесса абляции, для того чтобы произвести узкие четырёхмиллиметровые рассечения ткани. Параметры лазера, так же как и скорость стола, изменялись для сравнения. Эти рассечения затем были оценены под микроскопом и сфотографированы.

На рис. 4 приведены результаты абляции мягких тканей бычьей мышцы. Абляция ткани происходила только в течение нескольких импульсов воздействия, вследствие чего в окружающих тканях накапливался тепловой эффект. Предполагается, что это связано с высокой частотой повторения лазера. Как можно видеть на рис. 2 при более высокой ЧСИ лазера удаляется больше ткани, но и образуется большее тепловое повреждение.

Проведенные эксперименты и последующие клинические исследования показали, что лазерное излучение на длине волны 6,45 мкм является резонансным для большинства биотканей, поскольку соответствует длине волны поглощения деформационной моды амида II и воды. Используя данный метод, удастся свести к минимуму побочные тепловые повреждения окружающих тканей, что ускоряет процесс заживления раны и регенерации тканей, уменьшаются послеоперационные осложнения и время реабилитации.

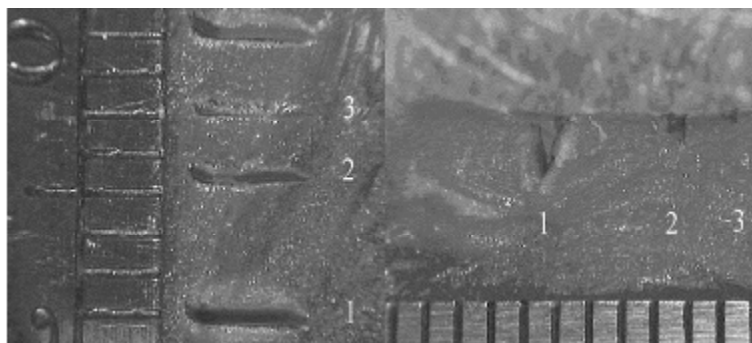


Рис. 4. Увеличенные снимки бычьей мышцы, облученной лазером на парах стронция: **Разрез 1** $f = 16$ кГц, средняя мощность 2,4 Вт, размер пятна 130 нм, скорость сканирования 17 мм/с, 30 проходов; **Разрез 2** $f = 5$ кГц, средняя мощность $W = 0,9$ Вт, размер пятна 130 нм, скорость сканирования 17 мм/с, 30 проходов; **Разрез 3** $f = 5$ кГц, средняя мощность $W = 0,9$ Вт, размер пятна 130 нм, скорость сканирования 17 мм/с, 10 проходов.

4. УНИКАЛЬНАЯ ЛАЗЕРНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ РЕЗОНАНСНОЙ АБЛЯЦИИ БИОТКАНЕЙ

Результаты исследований также позволили создать уникальную лазерную установку для исследования лазерной резонансной абляции материалов и живых тканей, которая позволяет проводить дальнейшие исследования в данной области [12].

Установка предназначена для выполнения фундаментальных и прикладных исследований в области лазерной физики, биологии и материаловедения, основанных на эффекте лазерной абляции в среднем ИК-диапазоне. Конструктивно установка состоит из двух частей: стенд, на котором расположены два лазерных излучателя на парах стронция для низкочастотного и высокочастотного лазерных каналов, и стенд системы регистрации лазерного воздействия на материалы. Общий вид системы представлен на рис. 5.

Поскольку интерес представляет исследование абляции при различных параметрах лазерного излучения, в установке предусмотрены два канала генерации лазерного излучения: высокочастотный (10 – 20 кГц) и низкочастотный (1 – 2 кГц). Каждый из каналов включает активный элемент лазера на парах стронция, источник питания, неустойчивый резонатор и систему сканирования. В качестве активных элементов в установке используются две газоразрядных трубы: диаметром 3 см и длиной 100 см (ГРТ1) и диаметром 2,7 см и длиной 108 см (ГРТ2).

На рис. 6 представлена оптическая схема установки, которая отражает работу двух каналов генерации. Лазерное излучение с малой расходимостью формируется неустойчивым резонатором 1. Средняя мощность излучения фиксируется измерителем мощности 4. Распределение интенсивности излучения по сечению пучка определяется с помощью ограничивающей диафрагмы 6. Расходимость излучения оценивается по диаметру его пятна в фокальной плоскости зеркала 5 с фокусным расстоянием 5 м. Излучение фокусируется линзой 7 с фокусным расстоянием 0,1 м, после чего оно попадает на мишень 11, закрепленную на координатном столе 12, режим работы которого задается блоком управления 13.



Рис. 5. Внешний вид исследовательской лазерной установки для резонансной абляции материалов и биотканей.

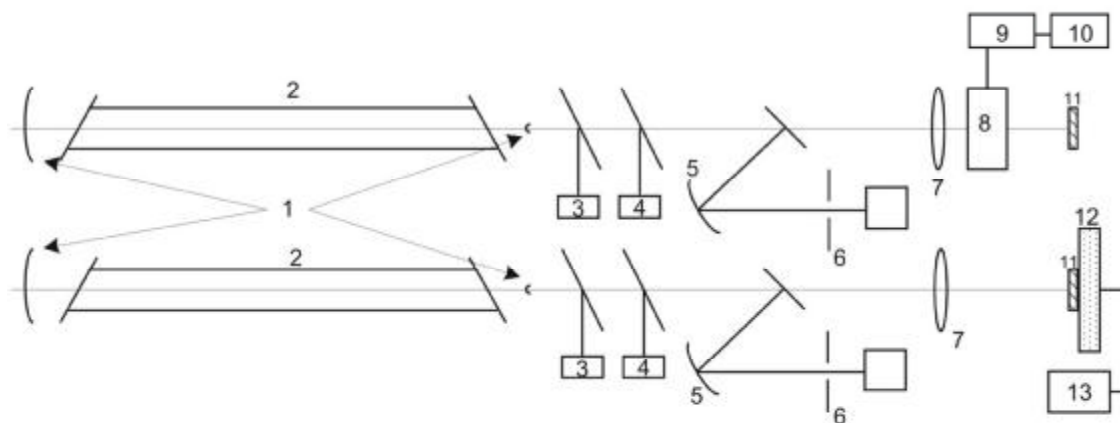


Рис. 6. Оптическая схема установки: 1 – зеркала неустойчивого резонатора, 2 – активный элемент ЛПС, 3 – фотоприёмником ФСГ-22, 4 – измеритель мощности, 5 – зеркало, 6 – диафрагма, 7 – линза, 8 – сканатор, 9 – блок управления сканатора, 10 – компьютер, 11 – мишень, 12 – координатный стол, 13 – блок управления координатного стола.

Второй канал воздействия включает в себя те же элементы, но отличается тем, что после линзы 7 ставится сканатор 8, сопряженный с компьютером 10 через блок управления 9. Сканатор задает траекторию воздействия на мишени 11, расположенной в фокусе линзы 7. Чтобы не загромождать схему, в ней не указаны дифракционные решетки, предназначенные для спектрального разделения генерационных линий лазерных источников. Однако, в установке селекция длин волн возможна не только за счет оптики, но и благодаря изменению режима

работы лазера. В обычном режиме генерации 90 % излучения в лазере на парах стронция приходится на длину волны 6,45 мкм, однако возможны режимы работы лазера, при которых доля излучения на 3 мкм и 1 мкм значительно возрастает.

Многоволновой характер излучения (8 длин волн: 1,03; 1,09; 2,60; 2,69; 2,92; 3,06; 3,01 и 6,45 мкм) лазера на парах стронция, входящего в состав установки, является уникальным и позволяет изучать процесс абляции при взаимодействии с различными типами биологических тканей, а также полимеров, содержащих амидные группы. Подобное сочетание длин волн генерации и возможность управления процентным соотношением средней мощности на каждой из них дает возможность выявить их влияние на процесс абляции. В таблице 2 указаны основные технические характеристики установки.

Таблица 2. Основные рабочие характеристики установки.

Длина волны излучения, мкм	1.03, 1.09, 2.60, 2.69, 2.92, 3.01, 3.06, 6.45
Расходимость лазерного излучения, мрад	0.5
Длительность импульса излучения, нс	30 - 50
Частота следования импульсов, кГц: Высокочастотный канал Низкочастотный канал	10 - 20 1 - 2
Энергия суммарного импульса излучения, мДж (низкочастотный канал)	1
Средняя мощность генерации, Вт (высокочастотный канал)	10
Плотность энергии, Дж/см ²	1 – 20
Потребляемая системой мощность, кВт	5
Охлаждение	воздушное

В целом установка включает в себя регистрирующую технику для контроля над параметрами лазерного излучения, а также скоростную видеокамеру с дополнительным объективом для фиксирования результатов абляции.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Представленные в данной работе исследования подтверждают обоснованность использования лазера на парах стронция для резки и сверления биотканей. Следует отметить, что данный лазер является более компактной установкой в сравнении с лазером на свободных электронах. Кроме того, он обладает рядом преимуществ по сравнению с используемыми для лазерной абляции лазерами: генерирует излучение в ИК-диапазоне (при лазерной абляции УФ-излучением в тканях возникают мутагенные эффекты), а также длина волны лазера попадает в полосу поглощения большинства биотканей (является резонансной).

Данная работа выполнена в рамках реализации гранта НШ-4297.2010.2 и ФЦП «Научные и научно-педагогические кадры инновационной России» на 2009 – 2013 годы (государственный контракт № 02.740.11.0444).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Gülsoy, M., Celikel, T., Kurt, A., Canbeyli, R., Cilesiz, I., (2001) Er:YAG laser ablation of cerebellar and cerebral tissue, *Lasers Med. Sci.*, 16, pp. 40–43.
2. Apitz, I., Vogel, A., (2005) Material ejection in nanosecond Er:YAG laser ablation of water, liver, skin, *Appl. Phys. A*, 81, pp. 329–338.
3. Ковалькова, Е.К. (2000) Эрбиевый лазер как инструмент косметической хирургии, *Косметика & медицина*, 2, с. 64–68.
4. Schomacker, K.T., Domankevitz, Y., Flotte, T.J., Deutsch, T.F. (1991) *Lasers Surg. Med.*, 11, pp. 141–162.
5. Stanislawski, M., Meister, J., Mitra, T., Ivanenko, M.M., Zanger, K., Hering, P., (2001) Hard tissue ablation with a free running Er:YAG and a Q-switched CO₂ laser: a comparative study, *Appl. Phys. B*, 72, pp. 115–120.
6. Прикладная лазерная медицина/ Под ред. Т.О. Беккера. М.: Интер-эксперт, 2001, с. 156–205.
7. Лещенко, В. Г., Кравченко, Н. А. (2001) Эксимерные лазеры в рефракционной хирургии глаза, *Вестник «Лазер и здоровье»*, 2 (3-4) с. 86–89.
8. Edwards, G.S., Austin, R.H., Carroll, F.E. (2003) Free-electron-laser-based biophysical and biomedical instrumentation, *Review of Scientific Instruments*, 74 (7) pp. 3207–3245.
9. Поляков Б.И., Рощин В.Г., Блохина Н.Н. (2002) Применение лазера на парах меди в лечение базальноклеточного рака кожи головы, *Лазер-Информ*, 21–22 с. 22–23.
10. Mackanos M.A., Ivanov B., Soldatov A.N., Kostadinov I. et al. (2004) Ablation of Soft Tissue at 6.45 μm using a Strontium Vapor Laser, *SPIE*, 5319 pp. 201–308.
11. George M. Peavy, Lou Reinisch, John T. Payne, and Vasan Venugopalan, (1999) Comparison of Cortical Bone Ablations by Using Infrared Laser Wavelengths 2.9 to 9.2 μm , *Lasers in Surgery and Medicine*, 26, pp. 421–434.
12. Солдатов, А.Н., Васильева, А.В., Ермолаев, А.П., Полунин, Ю.П., Сидоров, И.В., Филонов, А.Г. (2006) Исследовательская лазерная установка для резонансной абляции материалов, *Оптика атмосферы и океана*, 19 (2-3) с.172–177.
13. Солдатов, А.Н., Васильева, А.В., (2008) Эффект лазерной резонансной абляции в микро- и нанотехнологиях, *Известия ТПУ*, 312 (2) с. 81–85.
14. Patent USA Number(s): US2005272610-A1 “Living tissue ablating apparatus, has spatial filter optically positioned between and coupled to primary and secondary Sr vapor lasers for allowing selected fractions of laser beam to be received and amplified by secondary laser”, Inventor(s): Ivanov B.L., Haglund R.F., Soldatov A.N., et al.