

УДК 535; 620
PACS42.55.Wd,42.62.Be

Разработка импульсных гольмиевых лазеров для разрушения твердых тел

В. А. Щербакова^а, И. Л. Вольхин^б, Ю.А. Конин^а, А.И. Гаранин^а

^а ПАО «Пермская научно-производственная приборостроительная компания»

614007, Пермь, 25 Октября, 106

email: ScherbakovaVA@pnppk.ru

^б Пермский государственный национальный исследовательский университет

614990, Пермь, ул. Букирева, 15

email: volkhin@psu.ru

Изготовлены два макета импульсных гольмиевых лазера, на основе которых собраны две экспериментальные установки для дробления почечных камней (литотрипсии) и выжигания костных тканей. Лазеры выполнены с использованием волоконно-оптических компонентов по схемам: твердотельный лазерный диод накачки – волоконно-оптический иттербиевый лазер накачки – маломощный волоконный импульсный трехуровневый гольмиевый лазер – волоконный гольмиевый усилитель мощности; твердотельный лазерный диод накачки – волоконный иттербиевый лазер накачки – волоконный затвор на основе катушки легированного гольмием оптического волокна и отражающих брэгговских решёток – волоконно-оптический импульсный трехуровневый гольмиевый лазер. Преимуществом изготовленных волоконно-оптических лазеров является наличие тонкого гибкого волоконно-оптического кабеля, позволяющего проводить энергетическое воздействие на разрушаемые объекты, расположенные в труднодоступных местах. Проведены эксперименты по дроблению камней, близких по свойствам к почечным, и по выжиганию костных тканей. Эксперименты подтвердили возможность разрушения твёрдых тел путем воздействия на них импульсным излучением гольмиевого лазера на длине волны $\lambda = 2050$ нм. Показано, что разрушение возможно за счёт двух механизмов воздействия: ударного кавитационного дробления камней в жидких средах и термического выжигания костных тканей. Установлено, что кавитационное дробление наиболее эффективно для менее плотных образований, а термическое выжигание – для более плотных. Созданные экспериментальные установки могут быть использованы в медицинских целях, а также вне медицинских целей для обработки других материалов.

Ключевые слова: волоконный лазер, гольмий, взаимодействие лазерного излучения с веществом, литотрипсия

Поступила в редакцию 23.01.2018; принята к опубликованию 16.02.2018

Development of pulsed holmium lasers for solid bodies destruction

V. A. Scherbakova^а, I. L. Volkhin^б, Yu. A. Konin^а, A. I. Garanin^а

^а Perm Scientific Industrial Instrument Making Company, 25th October St. 106, 614990, Perm

email: ScherbakovaVA@pnppk.ru

^б Perm State University, Bukireva St. 15, 614990, Perm

email: volkhin@psu.ru

Two pulsed holmium laser and two experimental devices on their basis for crushing nephroliths and burning bones were manufactured. The lasers made using fiber-optic components schemes: solid-state laser pump diode – fiber-optic ytterbium laser pump – low-power fiber optic pulsed three-level holmium laser fiber optic holmium power amplifier; solid-state laser pump diode – fiber-optic ytterbium laser pumping – fiber-optical shutter based on coil holmium-doped optical fiber and reflecting fiber Bragg gratings – fiber-optic three-level pulsed holmium laser. Advantage of fiber lasers is in the presence of thin, flexible fiber-optic cable, allowing carrying out energy impact on destructible objects located in remote places. The crushing stone experiments were done on the objects with properties similar to those of kidney stones. The same experiments were carried out on burning of bone tissue. The results of the experiments confirmed the possibility solids states destruction by exposure of holmium laser pulsed radiation with wavelength of $\lambda = 2050$ nm. It was established that the destruction is possible due to two mechanisms of action: shock cavitations crushing the stone in liquid media and thermal burn of bone tissue by method of “light scalpel”. It was revealed that cavitations crushing is most effective for less dense formations and the thermal burning for denser. The experimental devices can be used for medical purposes as well as for breaking and cutting of other materials.

Keywords: fiber laser, holmium, laser radiation interaction with matter, lithotripsy

Received 23.01.2018; accepted 16.02.2018

doi: 10.17072/1994-3598-2018-1-65-72

1. Введение

Настоящая работа посвящена исследованию возможности применения волоконных лазеров с активным волокном, легированным ионами гольмия для научных и медицинских целей, в частности, для дробления почечных конкрементов, а также выжигания костной ткани.

Известно, что во многих странах 30–40% урологических заболеваний приходится на мочекаменную болезнь. Это весьма распространённое заболевание занимает 3-е место по частоте встречаемости среди трудоспособного населения (25–55 лет). В медицине мочекаменная болезнь лечится различными способами: один из них – дробление камней в почках специализированными твердотельными лазерами [1]. Наиболее эффективными являются лазеры, работающие на длине волны $\lambda \approx 2$ мкм. Это связано с тем, что излучение двухмикрометрового диапазона эффективно поглощается биологической тканью, а именно молекулами воды [2]. И на месте, где достигается температура кипения, давление водяного пара становится равным давлению окружающей среды, вода испаряется, а на ее месте возникает пузырек воздуха, которым в дальнейшем и будут разбиваться исследуемые материалы.

В указанном диапазоне на данный момент наиболее эффективными являются твердотельные лазеры на гранате, легированные гольмием или тулием [1]. Вместе с тем, отметим ряд их недостатков. Они работают только в импульсном режиме с генерацией высокоэнергетичных импульсов с частотой повторения до 20 Гц. Очевидно, что при существующем разнообразии патологий в ряде случаев требуются другие режимы работы, которые могут обеспечить волоконные лазеры. Кро-

ме того, в этом случае следует ожидать снижения стоимости лазера и его обслуживания, что будет преимуществом волоконного лазера перед твердотельным. Наряду с этим заметим, что одним из главных направлений развития современной хирургии являются малоинвазивные эндоскопические методики. Волоконные лазеры легко сопрягаются с волокном, осуществляющим транспортировку излучения к пораженному органу.

Таким образом, можно выделить несколько преимуществ волоконных лазеров перед твердотельными – это сниженная по сравнению с твердотельными лазерами стоимость, удобство доставки волокна при малоинвазивных операциях и различные режимы работы. На длине волны $\lambda \approx 2$ мкм наиболее эффективными являются волоконные лазеры, легированные ионами гольмия, пик люминесценции которых приходится на 2 мкм [3].

Специалисты отдела урологии университета в Лома Линде провели экспериментальную оценку эффективности волоконного лазера, легированного ионами гольмия при дроблении различных мочеочечниковых и почечных камней. Выяснилось, что лазер, излучающий на длине волны $\lambda \approx 2$ мкм, имеет преимущество перед твердотельным лазером, так как используемый одномодовый световод доставки излучения более гибкий и поэтому его проще поместить в мочеиспускательный канал и довести сначала до мочеочечников, а затем и до почек [4].

Авторами [4] были изучены энергетические параметры необходимые для разрушения внутривисочечных каменных песчинок и камней. По результатам исследования были получены следующие характеристики волоконно-оптического лазера:

- 1) длина волны: $\lambda_0 = 2,09$ мкм;
- 2) коэффициент поглощения в воде: $K = 40$;

- 3) длительность импульса: $\tau=300-600$ мкс;
- 4) пиковая мощность: $p=5-10$ кВт.

Следует также отметить, что при вышеуказанном импульсном режиме работы волоконного лазера практически отсутствует рубцевание на мягких тканях. После лазерного воздействия сократилось время послеоперационного заживления с 6–8 до 3–5 дней. Ширина области термического воздействия составляет всего около 0.4–0.6 мм, что позволяет сохранить большую энергию лазерного излучения [4].

В процессе обработки эндоскопических методик использования гольмиевого лазера в урологии возник вопрос: каким образом распространяется лазерное излучение в водной среде? В работе [2] отмечалось, что двухмикронное излучение хорошо поглощается водой. Оказалось, что во время лазерного импульса происходит быстрое испарение воды непосредственно на дистальном (погруженном) конце оптического волокна и образуется пузырек пара диаметром до 5 мм, который прозрачен для лазерного излучения.

Таким образом, часть энергии импульса (10–20%) затрачивается на испарение воды, а оставшаяся – на собственно энергетическое воздействие. В результате зона поражения лазерным излучением ограничена сферой диаметром до 5 мм, что существенно упрощает работу хирурга в условиях ограниченного обзора при эндоскопическом доступе. При этом уменьшается риск случайного поражения здорового участка биологической ткани.

Цель настоящего исследования – создать экспериментальные установки на основе импульсного волоконного лазера, легированного ионами гольмия, и провести эксперименты по дроблению на части яичной скорлупы, накипи, каменной соли и куриной косточки, а также выжиганию костных сегментов.

2. Экспериментальные установки

2.1. Экспериментальная установка для дробления почечных камней

В Пермской научно-производственной приборостроительной компании разработан и изготовлен волоконный лазер с активной средой, легированной ионами гольмия, схема которого изображена на рис. 1, а. Она состоит из: диода накачки (29.3W, с волоконным выходом), участка активного волокна, легированного иттербием Yb. Излучение лазерного диода методом боковой накачки подводится к волокну GTWave, легированному оксидами иттербия, при этом в волокне появляются вынужденно возбужденные электроны. При переходе из возбужденного состояния в основное они испускают фотоны с различными длинами волн в спектральном интервале от 900 нм до 1200 нм.

Энергетические уровни гольмия приведены на рис. 1, б. [5]. Обычно энергия выражается в электрон-вольтах, однако авторы работы [5] для удобства пользователей привели слева от рисунка шкалу энергий в см^{-1} , справа указали энергетические уровни, а в самом рисунке резонансные длины волн поглощения и излучения для трёх нижних уровней энергии. Следует отметить, что согласно [6] наибольшая эффективность излучения (пик поглощения) гольмиевого лазера на $\lambda = 2050$ нм происходит при резонансном поглощении (лазерной накачке) на $\lambda = 1150$ нм. Поэтому иттербиевый лазер на рис. 1, а оснастили оптическим резонатором, настроенным на указанную длину волны. В качестве зеркал использованы волоконно-оптические брэгговские решётки. Слева установлена брэгговская решётка (100%-ное отражающее зеркало), отражающая фотоны, на длине волны 1125 нм. Фотоны с другими длинами волн проходят сквозь неё и поглощаются катушкой самарие-

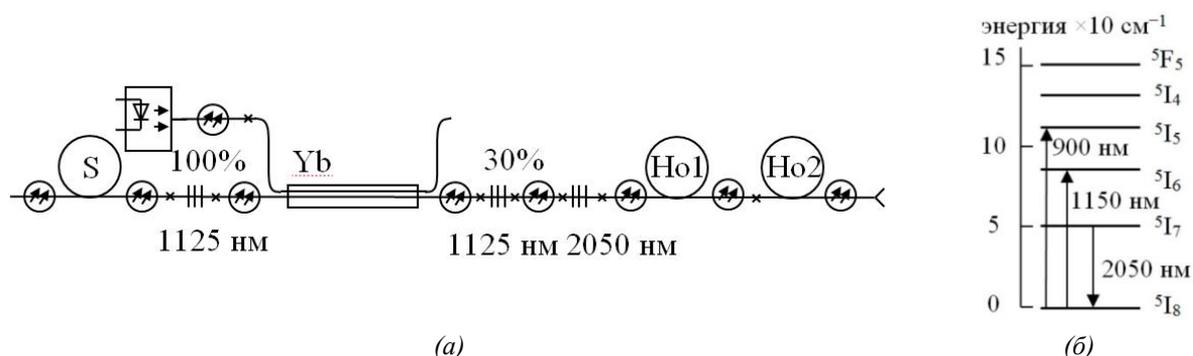


Рис. 1. Волоконный лазер: а – схема установки; б – энергетические уровни гольмия. Условные графические обозначения:



вого волокна Sm, выполняющей функцию широкополосного поглотителя. Часть генерируемого когерентного излучения с длиной волны 1125 нм проходит вправо сквозь вторую брэгговскую решётку (30%-ное полупрозрачное зеркало) и производит лазерную накачку волоконного гольмиевого лазера Но1. В качестве активной среды лазера использовано кварцевое оптическое волокно длиной 10 м, легированное ионами гольмия. Для уменьшения габаритов установки волокно свито в катушку. Оптический резонатор гольмиевого лазера выполнен по полуоткрытой схеме. Слева от катушки Но1 установлена 100%-ная отражающая брэгговская решётка, настроенная на $\lambda = 2050$ нм. Справа приварен отрезок волокна длиной 1.9 м, легированный ионами гольмия с более высокой концентрацией и коэффициентом поглощения $K = 12.58$ дБ/м на длине волны на $\lambda = 1125$ нм. Это волокно также свито в катушку Но2.

Фотоны накачки с $\lambda = 1125$ нм сначала поглощаются слаболегированным волокном гольмиевой катушки Но1 и электроны с уровня энергии 5I_8 поднимаются на 5I_6 . Время жизни электронов на этом уровне невелико, и они быстро переходят на нижележащий метастабильный уровень 5I_7 и накапливаются на нём. В результате накачки в катушке Но1, возникает инверсная заселенность энергетических уровней, поглощение существенно уменьшается, и фотоны достигают второй катушки Но2. В ней концентрация примесей больше и в результате лазерной накачки на уровне 5I_7 накапливается большее количество электронов, чем в первой катушке на том же уровне. Когда инверсная заселенность достигает критической величины, возникают благоприятные условия для формирования импульса лазерного излучения. В гольмиевой катушке Но1 в результате спонтанного перехода электрона с уровня энергии 5I_7 на 5I_8 возникает затравочная волна с $\lambda = 2050$ нм. По мере её распространения происходят новые индуци-

рованные переходы электронов, и на выходе катушки возникает когерентное излучение. При прохождении второй катушки Но2 лазерное излучение с $\lambda = 2050$ нм усиливается, электроны переходят на стабильный уровень 5I_8 , восстанавливается нормальное распределение электронов по энергетическим уровням и излучение прекращается. Таким образом, гольмиевая катушка Но1 является маломощным трехуровневым волоконным лазером на $\lambda = 2050$ нм, а Но2 – резонансным импульсным усилителем мощности на $\lambda = 2050$ нм.

Имеющиеся приборы позволили измерить только среднюю мощность лазерного излучения $P_{ср}$, которая при токе накачки диода I равном 8 А составляла 1 Вт, а при 9 А – 1.2 Вт. Для предотвращения перегрева диода накачки эксперименты проводились при $I = 8$ А с принудительным охлаждением, эффективность от тока накачки составила 5%.

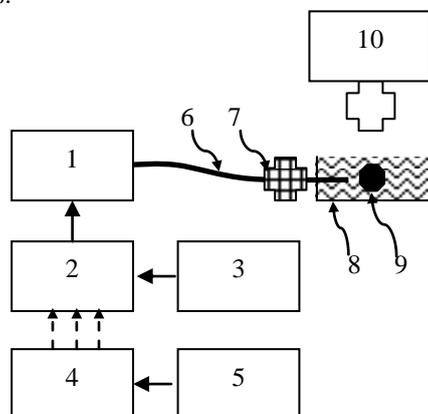


Рис. 2. Схема установки для дробления камней

Была изготовлена установка для импульсного лазерного дробления почечных камней, схема которой предоставлена на рис. 2. Она состояла из гольмиевого лазера 1, диода накачки (29.3W) 2, источника питания (Gwinstek GPR-3520 HD) 3, вентилятора охлаждения диода накачки

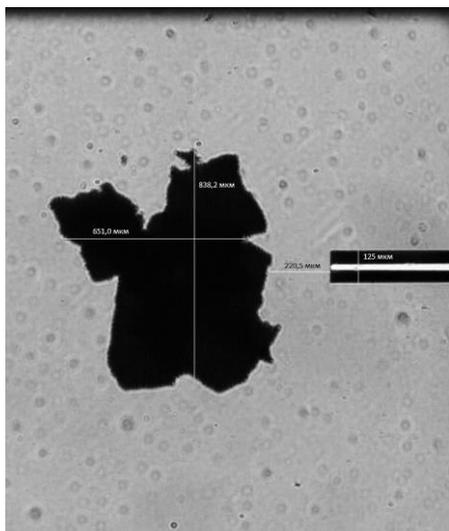


Рис. 3. Кусок накипи до воздействия

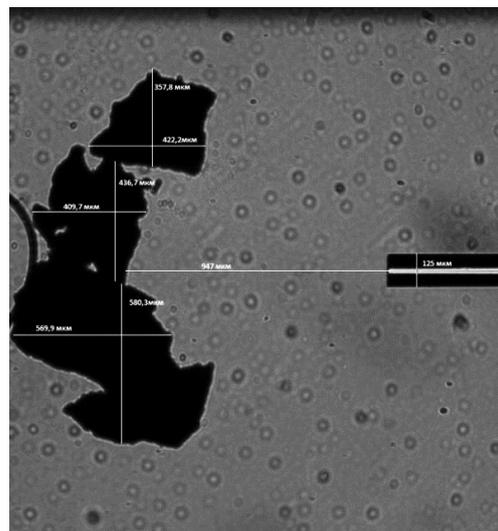


Рис. 4. Осколки накипи после воздействия

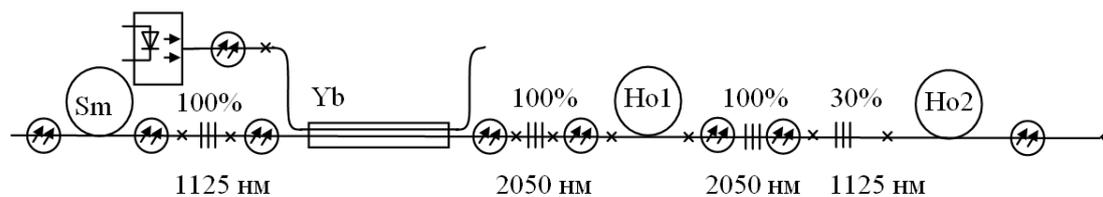


Рис. 5. Схема гольмиевого лазера для выжигания костных сегментов

(DEERCOOL XFAN 80 V2) 4, блока питания вентилятора (Iso-480 PP) 5, излучающий выход волоконно-оптического лазера 6, держателя кабеля 7, кюветы с 0.9%-ным водным раствором хлорида натрия 8, разбиваемого камня 9 и микроскопа с видеокамерой (Microscope Colour Digital Camera Levenhuk D320LNG) 10.

С помощью установки были проведены опыты по дроблению нескольких различных по структуре материалов: яичной скорлупы, накипи, каменной соли и куриной косточки. При проведении опыта излучающий выход волоконного лазера подводился на расстояние 0.2–0.5 мм к объекту дробления, помещенному в 0.9%-ный водный раствор хлорида натрия (NaCl). Запись процесса дробления производилась на видеокамеру, смонтированную на микроскопе 10. Анализ записей позволил определить оптимальные расстояния от выхода оптического волокна до разрушаемых объектов и размеры возникших осколков.

На рис. 3 приведен снимок разрушаемого куска накипи, размеры которого составляли примерно 600×800 мкм. Справа видно изображение световода доставки волоконного лазера. Результат дробления представлен на рис. 4. Из рисунка видно, что после импульсного лазерного воздействия кусок разделился на три неодинаковых осколка с примерными размерами: верхний – 400×300 мкм, средний – 400×400 мкм, нижний – 500×500 мкм.

Анализ видеоизображения процесса разрушения позволил установить, что оно происходит вследствие воздействия ударной волны пузырьков воздуха (кавитация) [7].

Аналогичным образом были проведены эксперименты по дроблению кусочка каменной соли, куриной косточки и кусочка яичной скорлупы. Кусочек каменной соли разрушен, а куриная косточка и яичная скорлупа остались целыми.

По результатам проведенного эксперимента сделаны следующие выводы: накипь и каменная соль были разрушены под воздействием излучения импульсного волоконного гольмиевого лазера. Однако лазерное излучение не смогло разрушить куриную косточку и кусочек яичной скорлупы ввиду их слоистой структуры.

2.2. Экспериментальная установка для выжигания костных сегментов

Для выжигания костных сегментов был изготовлен волоконный лазер, легированный ионами

гольмия, схема которого предоставлена на рис. 5. В нем, как и в волоконном лазере, приведенном на рис. 1, использована схема накачки «лазерный диод – ЛД-иттербиевый импульсный лазер с катушкой Ho1 – гольмиевый усилитель с катушкой Ho2».

Для получения большей мощности лазерного импульса схема модернизирована: 30%-ная отражающая брэгговская решётка на $\lambda = 1150$ нм установлена после дополнительной 100% отражающей брэгговской решётки на $\lambda = 2050$ нм справа от катушки гольмиевого волокна Ho1. Это позволило увеличить интенсивность накачки за счёт включения катушки Ho1 в тракт оптического резонатора иттербиевого лазера и уменьшить длину оптического волокна, легированного гольмием, с 10 до 3 м.

Дополнительная 100%-ная отражающая брэгговская решетка увеличила добротность оптического резонатора гольмиевого лазера Ho1 и величину накопленной в нём энергии. Второй отрезок оптического волокна, легированный ионами гольмия, иттербия и эрбия с коэффициентом поглощения $K = 7.034$ дБ/м на длине волны $\lambda = 1125$ нм, свит в катушку Ho2. Как и в схеме на рис. 1, она представляет собой волоконно-оптический усилитель на $\lambda = 2050$ нм. Её накачка происходит за счёт энергии когерентного излучения иттербиевого лазера, частично проходящего через 30%-ную брэгговскую решётку на $\lambda = 1125$ нм.

Энергетические характеристики гольмиевого лазера: T_c – период повторения, T_n – длительность импульса и P_{cp} – средняя мощность были измерены при токах накачки $I = 3 \div 8$ А.

Это позволило рассчитать скважность S и импульсную мощность P_{imp} . Результаты сведены в таблице 1. Дальнейшие эксперименты проводились при токе накачки 8 А, эффективность от тока накачки составила 6 %.

Таблица 1. Энергетические характеристики лазера

I, A	$T_c, \mu s$	T_n, ns	S	P_{cp}, Bt	P_{imp}, Bt
3.0	1	200	5	0.2	1.2
4.0	55	250	220	0.3	73
5.0	35	250	140	0.4	59
6.0	30	105	286	0.5	134
7.0	20	80	250	0.7	178
8.0	30	70	429	1.3	557

Схема лазерной установки для выжигания сегментов костной ткани приведена на рис. 6. Отличие от схемы, представленной на рис. 2, состоит в использовании более мощного импульсного лазера 1 и размещении облучаемой косточки 9 на сухой диэлектрической подложке 8. С ее помощью был проведен опыт по выжиганию костной ткани при различных экспозициях: $t = 0.5, 1.0, 1.5, 2.0, 3.0$ и 4.0 мин.

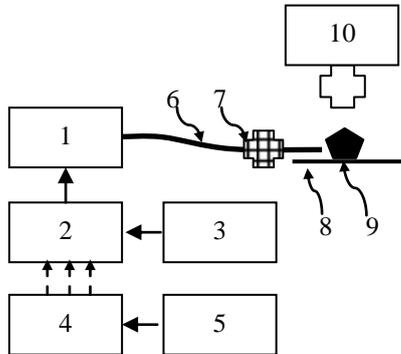


Рис. 6. Схема установки для выжигания костных сегментов

При проведении опыта излучающий конец волоконного лазера подводился на расстояние 1 мм к куриной косточке, при этом расчетный диаметр светового пятна составлял примерно 0.8 мм. Интервал времени облучения фиксировался на таймере, полученные результаты энергетического воздействия приведены на рис. 7–10.

В результате анализа фотографии (рис. 7) установлено, что при экспозиции в течение 0.5 мин на косточке образовалось две области: А – сплошного разрушения (зона некроза) площадью 0.9 мм^2 и В – частичного (зона повреждения) площадью 2.6 мм^2 . Энергетическое воздействие было проведено вблизи края косточки, что, как видно на фотографии, привело к частичному откалыванию её края.

Следующее воздействие проводилось в течение 1 мин ближе к центру кости, на фотографии (рис. 8) видны: более правильная близкая к окружности зона некроза площадью 0.8 мм^2 и зона повреждения площадью 2.4 мм^2 .

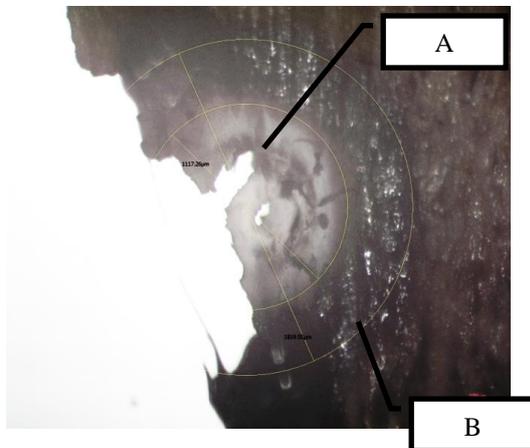


Рис. 7. Разрушение кости при экспозиции 0.5 мин



Рис. 8. Разрушение кости при экспозиции 1 мин

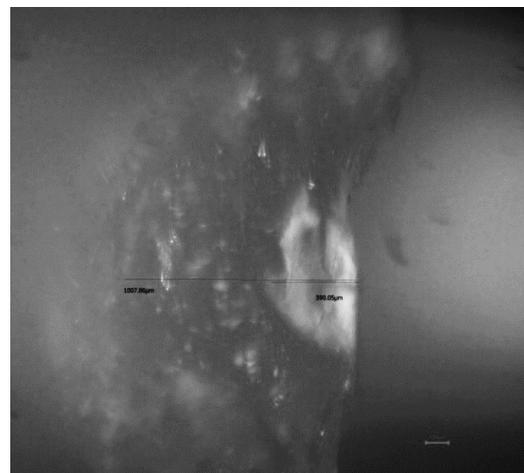


Рис. 9. Разрез разрушенной кости при экспозиции 1 мин



Рис. 10. Разрушение кости при экспозиции 4 мин

Кость была разрезана для изучения проникновения лазерного луча в глубину костной ткани. Фотография среза приведена на рис. 9. Установлено, что при экспозиции в течение 1 мин глубина некроза составила примерно 390 мкм , а глубина повреждения костной ткани – 1007 мкм .

В первом приближении зоны разрушения и повреждения можно считать близкими к коническим, что позволило рассчитывать объемы сплошного V_p и частичного V_n разрушений тканей по формулам расчета объемов конусов:

$$V_p = \frac{1}{3} \pi r_p^2 h_p, \quad V_n = \frac{1}{3} \pi r_n^2 h_n,$$

где r_p и r_n – радиусы оснований, а h_p и h_n – высоты конусов некроза и повреждения тканей, соответственно. Эффективность лазерного разрушения костной ткани оценивается коэффициентом

$$k = \frac{V_p}{V_n}.$$

На рис. 10 представлена фотография разрушений костной ткани при экспозициях 4 мин. В таблице 2 приведены результаты обработки полученных фотографий.

Таблица 2. Результаты опытов по выжиганию костной ткани

$t, \text{мин}$	$S_p, \text{мм}^2$	$h_p, \text{мм}$	$V_p, \text{мм}^3$	$S_n, \text{мм}^2$	$h_n, \text{мм}$	$V_n, \text{мм}^3$
0.5	0.9			2.6		
1.0	0.8	0.39	0.10	2.4	1.007	0.805
1.5	0.9			2.9		
2.0	1.1			4.7		
3.0	0.8	0.414	0.110	2.4	1.246	0.997
4.0	2.4	2.3	1,84	4.15	2.3	3.18

Анализ результатов показывает, что в интервале экспозиций 0.5÷3.0 мин сквозного разрушения косточки не происходит. При облучении центра косточки площадь зоны некроза постоянна и составляет 0.8 мм², что примерно равно площади сечения пучка лазерного излучения. Площадь зоны повреждения также практически не изменяется и составляет 2.4 мм². При увеличении экспозиции увеличивается глубина областей некроза и повреждения и, соответственно, их объемы, причём площадь и объем поврежденной ткани изменяются сильнее. При облучении края косточки, площади областей некроза и поврежденной тканей возрастают, что связано с краевыми эффектами: меньшей толщиной косточки и откалыванием её сегментов при воздействии. При 4 минутной экспозиции косточка прожигается насквозь, при этом характер повреждений резко изменяется: появляется сквозное отверстие размерами 746×467 мкм, в три раза увеличивается площадь поверхности некроза и в 1.7 раза площадь области повреждения.

По результатам исследования построена зависимость коэффициента k от времени экспозиции t при облучении центра косточки (рис. 11). Видно, что при экспозиции от 1 до 3 мин эффективность лазерного разрушения костной ткани невелика и составляет примерно 0.12. При экспозиции равной 4 мин происходит сквозное разрушение косточки, при этом часть энергии лазерного излучения про-

ходит насквозь, а не рассеивается в костной ткани и область повреждения уменьшается.

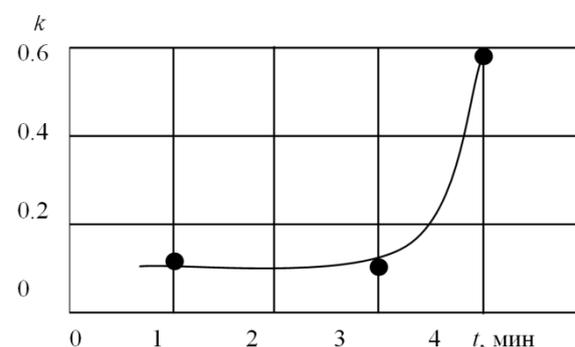


Рис. 11. Зависимость k от экспозиции

Последние три эксперимента были выполнены на одной косточке. В результате образовалось три независимых области разрушения. Последнее 4 минутное облучение создало дополнительную трещину, проходившую через три центра областей разрушения. Это обусловлено тем, что области некроза оказались примерно на одной прямой, между экспериментами кость не была помещена в водный раствор, обезвоживалась и стала более хрупкой. Последний эксперимент закончился прожиганием косточки насквозь и разрушил ее структуру не только в области облучения, но и в других частях.

Результаты проведенного эксперимента подтвердили возможность использования гольмиевого лазера для разрушения костной ткани. Его применение возможно при малоинвазивных эндоскопических операциях.

3. Заключение

На производственной базе Пермской научно-производственной приборостроительной компании изготовлены два варианта импульсных гольмиевых лазеров. Собраны две экспериментальные установки для дробления камней и выжигания костных тканей. Проведенные эксперименты подтвердили возможность разрушения твердых тел путем воздействия импульсным лазерным излучением на длине волны излучения гольмиевого лазера $\lambda = 2050$ нм. Разрушение возможно за счёт двух механизмов воздействия: ударного кавитационного дробления камней в жидких средах и термического выжигания костных тканей методом «светового скальпеля». Установлено, что кавитационное дробление наиболее эффективно для менее плотных образований, а термическое выжигание – для более плотных.

Созданные экспериментальные установки можно использовать для разрушения и резки других материалов.

В дальнейшем предполагается продолжить разработку исследуемых макетов гольмиевых лазеров с повышением выходной мощности до 20 Вт и увеличением КПД.

Список литературы

1. Волконская К. О. Мочекаменная болезнь: Причины, симптомы и лечение. Медицинский Журнал. 2016. [Электронный ресурс]. URL: <http://www.medicalj.ru/diseases/urology/53-uroolithiasis> (дата обращения: 18.11.2016)
2. Chang J., Chen K., Zhou G., Lv G., Zhu C., Wang Zh., Song F., Song H., Tian Ju., Hou W., Huang J. Water vapor absorption spectrum measurements and its application in concentration measurement // Proceedings SPIE. 2012. Vol. 8351, 835126.
3. Tunc B., Gulsoy M. Tm:Fiber laser ablation with real-time temperature monitoring for minimizing collateral thermal damage: ex vivo dosimetry for ovine brain // Lasers in Surgery and Medicine. 2013. Vol. 45. P. 48–56.
4. Beaghier M., Poon M., Ruckle H., Stewart S. Holmium laser lithotripsy of urinary calculi: initial experience with the 200 micron holmium laser fiber // Proceedings SPIE. 1997. Vol. 2970, 275076
5. Hanna D. C., Percival R. M., Smart R. G. Continuous-wave oscillation of holmium-doped silica fibre laser // Electronics Letters. 1989. Vol. 25. P. 593–594.
6. Ельяшевич М. А. Спектры редких земель. М.: ГТТИ, 1953. С. 404–425.
7. Verdaasdonk R., Blanken J., van Heeswijk H., de Roode R., Klaessens J. High speed imaging of an Er,Cr:YSGG laser in a model of a root canal // Proceedings SPIE. 2007. Vol. 6425, 642500

References

1. Volkonskaya K. O. Mochekamennaya bolezni': Prichiny, simptomy i lechenie (Urolithiasis: factors, signs and treatment). *Medical Journal*, 2016. URL: <http://www.medicalj.ru/diseases/urology/53-uroolithiasis> (In Russian)
2. Chang J., Chen K., Zhou G., Lv G., Zhu C., Wang Zh., Song F., Song H., Tian Ju., Hou W., Huang J. Water vapor absorption spectrum measurements and its application in concentration measurement. *Proceedings SPIE*, 2012, vol. 8351, 835126.
3. Tunc B., Gulsoy M. Tm:Fiber laser ablation with real-time temperature monitoring for minimizing collateral thermal damage: ex vivo dosimetry for ovine brain. *Lasers in Surgery and Medicine*, 2013, vol. 45, pp. 48–56.
4. Beaghier M., Poon M., Ruckle H., Stewart S. Holmium laser lithotripsy of urinary calculi: initial experience with the 200 micron holmium laser fiber. *Proceedings SPIE*, 1997, vol. 2970, 275076
5. Hanna D. C., Percival R. M., Smart R. G. Continuous-wave oscillation of holmium-doped silica fibre laser. *Electronics Letters*, 1989, vol. 25, pp. 593–594.
6. Eljashevich M. A. *Spektry redkikh zemel'* (Spectra of the rare earth). Moscow: Technical and Theoretical Literature, 1953. 456 p. (In Russian)
7. Verdaasdonk R., Blanken J., van Heeswijk H., de Roode R., Klaessens J. High speed imaging of an Er,Cr:YSGG laser in a model of a root canal // *Proceedings SPIE*, 2007, vol. 6425, 642500

Просьба ссылаться на эту статью в русскоязычных источниках следующим образом:

Щербакова В. А., Вольхин И. Л., Ю. А. Конин, А.И. Гаранин Применение гольмиевых лазеров для разрушения твердых тел // Вестник Пермского университета. Физика. 2018. № 1 (39). С. 65–72. doi: 10.17072/1994-3598-2018-1-65-72

Please cite this article in English as:

Shcherbakova V. A., Volkhin I. L., Konin Yu. A., Garanin A. I. Development of pulsed holmium lasers for solid bodies destruction. *Bulletin of Perm University. Physics*, 2017, no. 1 (39), pp. 65–72. doi: 10.17072/1994-3598-2018-1-65-72