УДК 57.621.383; 61.621.383

**М.В. Ременникова¹, В.К. Урядова², М.К. Лушникова²,
Ю.А. Конин¹, А.И. Гаранин^{1,2}**

¹ Пермский научный центр УрО РАН, Пермь, Россия

² Пермский национальный исследовательский
политехнический университет, Пермь, Россия

ИЗУЧЕНИЕ ВЛИЯНИЯ ИЗЛУЧЕНИЯ ВОЛОКОННОГО ЛАЗЕРА С ДЛИНОЙ ВОЛНЫ 1,08 МКМ НА МЯГКУЮ БИОТКАНЬ

Представлены результаты исследования воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения с длиной волны 1,08 мкм на мягкие биологические ткани. Изготовлен макет волоконного лазера, в котором в качестве активной среды использовалось волокно с многокомпонентной оболочкой GTWave, легированное ионами иттербия. Максимальная мощность волоконного лазера составила 9 Вт в непрерывном режиме работы. В результате лазерного воздействия были получены лазерные кратеры в мышечной ткани и на коже. Подобрано эффективное время воздействия: для мышечной ткани оно составляет 60 с, для кожи – 17 с. Разработанный макет лазера может применяться в хирургических целях. Предполагается, что наиболее высокая эффективность удаления биоткани может быть обеспечена при контактном способе воздействия.

Ключевые слова: иттербиевый волоконный лазер, лазерный кратер, мягкие биоткани, лазерное термическое воздействие, лазерная абляция, высокоинтенсивное лазерное излучение, лазерная хирургия.

**M.V. Remennikova¹, V.K. Uriadova², M.K. Lushnikova²,
Yu.A. Konin¹, A.I. Garanin^{1,2}**

¹ Perm Research Center of the Ural Branch of the Russian Academy of Sciences,
Perm, Russian Federation

² Perm National Research Polytechnic University, Perm, Russian Federation

A STUDY OF THE EFFECT OF FIBER LASER AT WAVELENGTH OF 1.08 MM RADIATION APPLIED TO A SOFT TISSUE

In this paper, we have investigated the effect of high-intensity laser radiation with a wavelength of 1.08 μm applied to soft biological tissues. We have designed a laser model that has a fiber with a multi-component cladding of GTWave type and core doped by ytterbium ions, that has been used as an active medium. The maximal power of the fiber laser is 9 W in continuous wave mode. As a result of laser exposure, we have obtained laser craters in muscle tissue and skin. An effective time of action has been chosen (for muscle tissue 60 s, for skin 17 s). The developed laser model can be used for surgical purposes. It is assumed that the highest tissue removal efficiency could be provided by the contact method of exposure.

Keywords: ytterbium fiber laser, laser crater, soft tissue, laser thermal impact, laser ablation, high-intensity laser radiation, laser surgery.

Введение

Одной из первых областей применения лазерного излучения стала медицина. Самое большое распространение получил твердотельный Nd:YAG-лазер с длиной волны излучения 1064 нм. Он стал обычным инструментом хирургов, косметологов, стоматологов и т.д. [1]. В настоящее время все стремительнее развивается волоконная оптика. Появляются различные схемы мощных волоконных лазеров, основанных на процессе генерации излучения в активном волокне, легированном редкоземельными элементами (Er, Ho, Yb, Tm) [2, 3]. Преимущество волоконных лазеров перед твердотельными заключается не только в значительно меньших размерах, но и одномодовом режиме генерации. Одномодовый режим позволяет сконцентрировать большую энергию на меньшей площади поверхности.

Мощные лазеры в медицине применяются для удаления патологических тканей или в качестве скальпеля. Воздействие мощного лазерного излучения на биоткань приводит к ее удалению в месте облучения (абляции). Помимо этого, возникают термические, механические (в результате возникновения ударной волны), лучевые эффекты, сопутствующие процессу абляции. Результатом воздействия высокоинтенсивного лазерного излучения является лазерная рана (рис. 1), которая состоит из нескольких зон: лазерного кратера, зоны некротических изменений, зоны продуктов разрушенной биоткани (зоны карбонизации) [4]. Для уменьшения нежелательных последствий лазерного

Рис. 1. Структура лазерной раны, формируемой в мягкой биоткани под воздействием лазерного излучения [4]

облучения и сокращения времени регенерации ткани подбирают такие режимы воздействия, чтобы увеличить эффективность абляции, одновременно сокращая зону некроза и зону карбонизации. В настоящей работе исследовано влияние лазерного излучения с длиной волны 1080 нм на модель биологической ткани (мышечную ткань и кожу курицы) при различном времени воздействия.

1. Методика проведения эксперимента

Для опытов был изготовлен макет иттербиевого волоконного лазера с длиной волны 1080 нм [5], схема которого изображена на рис. 2. В качестве активной среды использовалось волокно с многокомпонентной оболочкой GTWave, легированное ионами иттербия. Длина активного контура составила 34 м. Накачка лазера производилась лазерным диодом мощностью 34 Вт с центральной длиной волны 976 нм через пассивную жилу волокна GTWave. К концам активной жилы были приварены брэгговские решетки с резонансной длиной волны $\lambda_{BG} = 1080$ нм. Коэффициент отражения решеток R составлял 100 и 30 %. К выходу лазера было приварено волокно доставки SMF28. Волоконный лазер работал в непрерывном режиме, спектральная ширина лазера составила 0,2 нм, качество пучка $TEM_{00} < 1,1$. Максимальная мощность его излучения составила 9 Вт. Величину выходной мощности можно было варьировать (рис. 3).

Рис. 2. Схема экспериментального иттербиевого волоконного лазера с длиной волны 1080 нм [5]

Рис. 3. Зависимость выходной мощности от тока накачки лазерного диода

Образец биоткани закреплялся на фиксированном расстоянии от выходного торца волоконного световода и облучался на максимальной мощности в течение различного времени. После такого воздействия кусок биоткани замораживался, затем делался разрез по центру лазерного кратера. Получившийся образец помещался на лабораторное стекло, и при помощи микроскопа Levenhuk D320L NG с цифровой камерой Levenhuk C310 и подключения к нему программного обеспечения при увеличении $10^{\times}$ проводились измерения геометрических параметров зон лазерного воздействия (рис. 4).

Рис. 4. Размеры лазерного кратера

Для количественной оценки эффективности лазерного воздействия контур разреза кратера визуально «разбивался» на элементарные геометрические фигуры (рис. 5), способные наиболее полно заполнить его внутренне пространство. Подсчитывались объем этих фигур и, исходя из этого, общий объем кратера. Затем вычислялись эффективность удаления биоткани и фактор инвазивности с помощью формул

$$\uparrow \langle \Xi \rangle = \frac{V_{\text{кр}}}{E_{\Sigma}},$$

$$\downarrow \langle H \rangle = \frac{V_{\text{некр}}}{E_{\text{крат}}}$$

Рис. 5. Визуально «разбитый» контур разреза кратера на элементарные геометрические фигуры: V_1 и V_2 – объемы усеченных конусов, V_3 – объем шарового сегмента

2. Результаты эксперимента и их обсуждение

В результате лазерного воздействия были получены на мышечной ткани и коже лазерные кратеры различного размера и глубины в зависимости от времени воздействия (рис. 6). Уровень мощности излучения был максимальным. Облучение проводилось с расстояния порядка 0,5 см. Результаты расчетов представлены в таблице.

Рис. 6. Лазерные кратеры в куриной мышечной ткани, образовавшиеся при различном времени воздействия и мощности излучения 9 Вт

Результаты экспериментов

Время, с	Суммарная энергия воздействия, Дж	Фактор инвазивности	Эффективность удаления ткани, мм ³ /Дж
При воздействии на мышечную ткань			
60	540	42	$2,6 \cdot 10^{-7}$
88	792	387	$0,9 \cdot 10^{-7}$
143	1287	123	$0,6 \cdot 10^{-7}$
191	1719	211	$1,2 \cdot 10^{-7}$
221	1989	101	$1,1 \cdot 10^{-7}$
При воздействии на кожу			
17	153	–	6,54
38	342	–	0,013
50	450	–	0,025
60	540	–	0,016

Суммарная энергия была рассчитана по формуле

$$E_{\Sigma} = P_{\text{изм}} \cdot t,$$

где P – мощность лазерного излучения (максимальная для данного лазера); t – время воздействия.

По результатам проведенных опытов можно сделать вывод о том, что данная экспериментальная схема лазера может использоваться для термического воздействия на мягкие биоткани.

Лазерное излучение с длиной волны 1,08 мкм довольно плохо поглощается водой. Других хромофоров в живых тканях для этой длины волны нет, поэтому эксперимент наглядно показал, что при увеличении длительности воздействия на мышечную ткань увеличивается зона некротических изменений (возрастает фактор инвазивности). Лучшая эффективность удаления при минимальном повреждении окружающей ткани наблюдается при наименьшем времени воздействия, равном 60 с. Таким образом, можно с уверенностью предположить, что для режима работы «Скальпель» необходим контактный способ взаимодействия биоткани с выходным оптически волокном. Однако для проведения такого эксперимента необходимо продумать систему очистки волоконного торца, так как во время воздействия он будет загрязняться продуктами абляции, что может привести к повреждению волокна или вы-

горанию лазера [6]. Альтернативный вариант – использовать специальные типы волокон для вывода излучения из лазера.

Лучшие результаты показал эксперимент с воздействием на кожу. Кожа содержит большее количество воды (например, в подкожно-жировой клетчатке). Излучение с длиной волны 1,08 мкм эффективнее поглощалось, что привело к отсутствию зоны некротических изменений. Эффективность удаления ткани также самая высокая при меньшем времени воздействия, равном 17 с, что свидетельствует в пользу контактного метода воздействия.

Стоит отметить минимальные зоны карбонизации (рис. 7, 8) и на коже, и в мышечной ткани. Обугливания практически не наблюдалось, таким образом, можно предположить, что при воздействии на живые биологические объекты заживление такой лазерной раны будет происходить без осложнений и в короткий промежуток времени.

Рис. 7. Внешний вид кратера (в разрезе) на коже курицы при увеличении $10\times$, время воздействия: а – 60 с; б – 50 с; в – 38 с; г – 17 с (см. также с. 45)

б

г

Рис. 7. Окончание

Рис. 8. Внешний вид кратера (в разрезе) в мышечной ткани курицы при увеличении $10\times$, время воздействия – 143 с

Проведенные предварительные эксперименты показывают, что данный макет лазера может найти применение в ряде областей медицины в качестве инструмента для термических воздействий.

Список литературы

1. Серебряков В.А. Опорный конспект лекций по курсу «Лазерные технологии в медицине». – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2009. – 266 с.

2. Курков А.С., Дианов Е.М. Непрерывные волоконные лазеры средней мощности // Квантовая электроника. – 2004. – Т. 34, № 10. – С. 881–900.

3. Филатова С.А., Цветков В.Б., Курков А.С. Импульсный гольмиевый волоконный лазер с длиной волны излучения 2,1 мкм для медицинского применения // Прикладная фотоника. – 2014. – № 1. – С. 130–139.

4. Князьков В.Б., Гофман В.В., Гофман В.Р. Лазерная хирургия заболеваний глоточного лимфатического кольца. – М.: Техносфера, 2016. – 440 с.

5. Курков А.С. Волоконные лазеры: принципы построения и основные свойства. – М., 2012. – 184 с.

6. Fiber fuse phenomenon in hole-assisted fibers / K. Takenaga, Sh. Tanigawa, Sh. Matsuo, M. Fujimaki // Fujikura Technical Review. – 2011. – P. 12–15.

References

1. Serebryakov V.A. Opornyy konspekt lektsiy po kursu «Lazernyye tekhnologii v meditsine» [A basic summary of lectures on the course "Laser technologies in medicine"]. SPb: SPbGU ITMO, 2009, pp. 266.

2. Kurkov A.S., Dianov E.M. Nepreryvnyye volokonnyye lazery sredney moshchnosti [Continuous fiber lasers of medium power]. Quantum Electronics, 2004, vol. 34, no. 10, pp. 881-900.

3. Philatova S.A., Zvetkov V.B., Kurkov A.S. Impul'snyy gol'miyevyy volokonnyy lazer s dlinoy volny izlucheniya 2,1 mkm dlya meditsinskogo primeneniya [Pulsed holmium fiber laser with a wavelength of 2.1 μm for medical applications]. Applied photonics, 2014, no. 1, pp. 130-139.

4. Knyaz'kov V.B., Gofman V.V., Gofman V.R. Lazernaya khirurgiya zabolevaniy glotochnogo limfaticeskogo kol'tsa [Laser surgery of the pharyngeal lymphatic disease]. Moscow: Tekhnosfera, 2016. 440 p.

5. Kurkov A.S. Volokonnyye lazery: printsipy postroyeniya i osnovnyye svoystva [Fiber lasers: principles of construction and basic properties]. 2012, pp. 184.

6. Katsuhiro Takenaga, Shoji Tanigawa, Shoichiro Matsuo, Munehisa Fujimaki Fiber Fuse Phenomenon in Hole-Assisted Fibers. Fujikura Technical Review, 2011, pp. 12-15.