

Волоконные лазеры двухмикронного диапазона для медицины

П.А. Алешина* Т.К. Чехлова†

*Российский университет дружбы народов им. Патриса Лумумбы
Россия, 117198, г. Москва, ул. Миклухо-Маклая, 6*

(Поступила в редакцию 31.05.2022; подписана в печать 04.07.2022)

Статья посвящена исследованию воздействия волоконного лазера двухмикронного диапазона на биологическую ткань. В работе описываются результаты экспериментов, проведенных с использованием непрерывного и ультракороткого импульсного лазерного излучения с энергиями от 1.5 до 20 Дж в спектральном диапазоне 2 мкм на биологической ткани. Были получены экспериментальные зависимости глубины и диаметра зоны воздействия от энергии, а также установлено, что диаметр и глубина зоны абляции и коагуляции фиксируются при энергии воздействия ~10 Дж в импульсном режиме. В целом, результаты работы могут быть использованы для оптимизации процедур лечения биологической ткани с использованием лазерного воздействия.

PACS: 42.55.Wd, 87.50.Hj, 87.18.-h. УДК: 535.3.

Ключевые слова: волоконные лазеры, воздействие на биологические ткани, непрерывное лазерное излучение.

ВВЕДЕНИЕ

Волоконные лазеры являются одним из наиболее перспективных инструментов в медицине, благодаря их безопасности, доступности и высокой управляемости параметров излучения. Однако в настоящее время исследования в области создания волоконно-лазерных систем все еще находятся на стадии развития. Главной задачей является создание полностью волоконных источников для успешного использования в медицинских целях. Также важным является изучение оптических свойств тканей и нахождение оптимальных параметров лазерного излучения путем анализа его воздействия на биоткань в различных режимах работы и уровнях мощности. В данной статье будет рассмотрено использование волоконных лазеров в медицине и процесс исследования их особенностей и возможностей в данной области.

1. ВОЛОКОННЫЕ ЛАЗЕРЫ. ОСОБЕННОСТИ ВОЛОКОННЫХ ЛАЗЕРОВ (АКТИВНАЯ СРЕДА)

Первый образец гольмиевого волоконного лазера с длиной волны излучения 2.04 мкм был продемонстрирован в 1989 г. Накачка волокна реализовывалась лазером, работающим на аргоновой среде и на длине волны 0.457 мкм. Выходная мощность варьировалась около 0.65 мВт при дифференциальной эффективности 1.7%. В дальнейшем рабочие выходные параметры лазерного оборудования стремились только повысить. Увеличить выходные энергетические показатели возможно, совершенствуя источник накачки в таком направлении, когда генерируемая длина вол-

ны была бы совмещенной наибольшим образом с полосой поглощения [3]. Сегодня уже создано множество принципиальных схем непрерывных гольмиевых волоконных лазеров, у которых спектральный диапазон от 2.02 мкм до 2.21 мкм с накачкой на длинах волн: 1.125 мкм; 1.15 мкм; 1.95 мкм; 1.98 мкм; 2.046 мкм.

В работе [4] представлены выводы о том, что благодаря обнаруженному эффекту поглощения из возбужденного состояния, лазерные волоконные приборы с примесями гольмия могут являться аттенюаторами либо же модуляторами в частотном диапазоне соответствующем 1.5–1.7 мкм.

В работе [5] сообщается также об иттербиевых волоконных лазерных установках, которые сегодня не ограничены по выходной мощности, а также позволяют добиваться определенного качества светового пучка

В данной статье описывается использование волоконного лазера с модуляцией добротности для проведения исследований. Для повышения характеристик лазера использовалась вспомогательная накачка, а в качестве оптического волокна использовался сверхчистый плавленый кварц, легированный ионами иттербия. Импульсные волоконные лазеры позволяют получать высокую мощность излучения, которая недоступна при непрерывном режиме, и могут работать как в свободной генерации, так и в модуляции добротности. Для улучшения эффективности процессов лазер использовали как в непрерывном, так и в импульсном режиме с внутривибрационным интерферометром Маха-Цандера. Максимальная достижимая пиковая мощность ограничена энергией насыщения и порогом разрушения волокна и обычно составляет менее 1 МВт, однако лазер позволяет генерировать излучение с частотой модуляции 11.6 кГц, длиной волны генерации 2.1 мкм и выходной мощностью до 91 мВт.

В литературе [6, 7] сообщается о применении иттербиевых волоконных лазеров с длиной волны излучения 1.125 мкм для накачки гольмиевых волоконных лазеров. Длины волны накачки 1.125 мкм объясняется спектральной зависимостью эффективности

* 1032196717@pfur.ru

† tchekhlova@mail.ru

Уб лазеров [2].

На рис. 1, а представлена графическая зависимость рабочей мощности от характерного размера резонатора лазера. Дифференциальная эффективность лазера составляет 4%. На рис. 1, б в графическом виде представлены спектры эффективности лазерной генерации для каждой длины волны излучения. Максимально достигнутая рабочая мощность составила 4.2 Вт на длине волны 2.1 мкм, что соотносится с дифференциальной эффективностью равной 34%.

1.1. Непрерывные волоконные лазеры 2-х микронного диапазона

Исследования проводились с помощью волоконного лазера (рис. 2). Накачка гольмиевого лазера может быть основана на полупроводниковом диодном лазере, но для улучшения характеристик лазера накачка была на вспомогательном ??????. Как уже описывалось ранее, в качестве оптического волокна за основу брался сверхчистый плавный кварц, в который путем легирования ввели ионы иттербия [4]. Фото готовой установки с термографом и биологической тканью представлено на рис. 3.

1.2. Импульсные волоконные лазеры с модуляцией добротности

Импульсное возбуждение лазеров используется в случае неблагоприятного для непрерывного режима динамики установления населенностей на верхнем и нижнем уровнях энергии. Импульсный режим используют для получения высокой степени мощности излучения, которая недоступна при непрерывном. Импульсные лазеры могут работать в режиме свободной генерации и модуляции добротности [8]. Волоконные лазеры с модуляцией добротности могут генерировать импульсы продолжительностью от десятков до сотен наносекунд. В нашем случае для улучшения эффективности процессов использовали как непрерывный, так и в импульсный режим с внутррезонаторным интерферометром Маха-Цандера.

Максимальная достижимая энергия импульса в основном ограничена энергией насыщения (даже для волокон с большим диапазоном мод) и порогом разрушения волокна (последнее оказывает значительное влияние при генерации коротких импульсов). Лазер позволяет генерировать излучение с частотой модуляции 11.6 кГц, длиной волны генерации 2.1 мкм и выходной мощностью до 91 мВт. [4]

Известны лазеры, которые генерируют интенсивные наносекундные импульсы. Здесь волоконные лазеры с модуляцией добротности ограничены по пиковой мощности: различные нелинейности, возникающие при прохождении мощных импульсов через волокно, ограничивают пиковую мощность до нескольких мегаватт. Фактически, даже для волокон с большой пло-

щадью моды максимальная достижимая пиковая мощность обычно составляет менее 1 МВт.

2. ОСОБЕННОСТИ ВОЗДЕЙСТВИЯ ЛАЗЕРНОГО ИЗЛУЧЕНИЯ 2-Х МИКРОННОГО ДИАПАЗОНА НА БИОЛОГИЧЕСКИЕ ТКАНИ (ОБЪЕКТЫ)

Известно, что при воздействии лазерного излучения на биологические ткани происходит конвертация излучения в тепловую энергию. Характер воздействия на ткань зависит не только от температуры нагрева, но и от продолжительности воздействия. В свою очередь изменение указанных параметров может существенно влиять на механизмы действия на ткань. Так, при коротком, но интенсивном лазерном импульсе можно быстро достигнуть необратимого повреждения биотканей, что может иметь значимое применение в хирургической практике. С другой стороны, более мягкое воздействие, осуществляемое с помощью длительных импульсов, можно использовать для стимуляции регенерации тканей без их повреждения. Таким образом, процессы настройки параметров лазерного воздействия на биологические ткани могут быть оптимизированы в зависимости от конкретных задач и преимуществ, которые могут быть получены при применении данной методики. Фазовые переходы в упрощенном виде представлены в табл. 1.

Длина волны λ излучения оказывает влияние на характеристики хромофора, то есть поглощающего вещества, а также на степень его поглощения. Данный фактор в свою очередь определяет глубину проникновения излучения в биологическую ткань и форму воздействия на нее. Основными хромофорами в биологической ткани являются вода и гемоглобин. Графическое представление зависимости фазовых характеристик от диапазона и класса хромофоров можно увидеть в табл. 2.

Одной из значимых преимуществ данного метода является возможность использования двух излучений с различными длинами волн λ с помощью единственного рабочего волокна, что значительно расширяет функциональные возможности врача. Например, для рассечения и коагуляции мягких тканей можно применить излучение с длиной волны 0.97 мкм, а затем переключиться на излучение с длиной волны 1.56 мкм для проведения лазерной термопластики хрящевой ткани.

2.1. Структурные и морфологические превращения биологической ткани при воздействии лазерного излучения

В исследовании рассматривается влияние температуры и времени воздействия на необратимые изменения свойств биоматериала. Оценка процесса теплового воздействия лазерного излучения на биоматериал тре-

Таблица 1. Изменение свойств биоматериала в процессе лазерного нагрева

T, °C	Реакция ткани	Результат воздействия
37–42.5	Гиперемия ткани	Необратимые эффекты отсутствуют
42.5–45	Гибель патологических клеток	В здоровых тканях необратимых изменений не происходит. Основа лазерной термотерапии рака и воспалительных процессов
45–48	Разделение слоев ткани	Отек
48–60	Сваривание ткани	Денатурация белка
> 60	Сокращение молекул коллагена и эластина	Коагуляция, некроз, обезвоживание
~ 70	Денатурация коллагена, дефекты мембран	При кратковременном воздействии восстанавливаемая потеря упругости хрящей
> 100	Обезвоживание	Испарение внутритканевой воды
> 250	Обугливание (выгорание водорода из углеводов биоткани)	Резко возрастает поглощение в биоткани, что приводит к сильному локальному разогреву
> 300	Интенсивное горение	Абляция (возгонка) биоткани

Таблица 2. Основные хромофоры и фазовые воздействия

Диапазон поглощения, мкм	Хромофоры	Вид излучения	Фазовые воздействия	Глубина воздействия, мм	Области применения
0.7–3	Гемоглобин и вода	Н-лазеры (гемоглобинпоглощаемое излучение)			
0.94–0.98	Кровь > воды в 20 раз	Н-лазеры (гемоглобинпоглощаемое излучение)	Гемоглобин нагревается до температуры карбонизации (250°)C, увеличивается поглощение излучения и уменьшается область выделения тепла. Происходит тепловое рассеяние биоткани (1000°)C, уменьшается зона теплового повреждения тканей, прилежащих к области воздействия	0.5	Режущие и коагулирующие (кровоостанавливающие) свойства в хирургии)
0.8 и 1.06	Гемоглобин	Н-лазеры (гемоглобинпоглощаемое излучение)	Большая область теплового повреждения, объемный прогрев тканей. Из-за сильного поглощения в гемоглобине с некоторого уровня мощности вследствие карбонизации уменьшается нагреваемая область		Менее эффективные режущие свойства, но используется в лазерной термотерапии раковых опухолей
1.4–1.8	Вода	W-лазеры	Излучение «варит» ткани. Обратимая потеря упругости хрящом. тепловое повреждение биотканей вызывает асептическое воспаление ⇒ фиброзная трансформация		ЭВЛК (эндовенозная лазерная коагуляция), лазерная термопластика

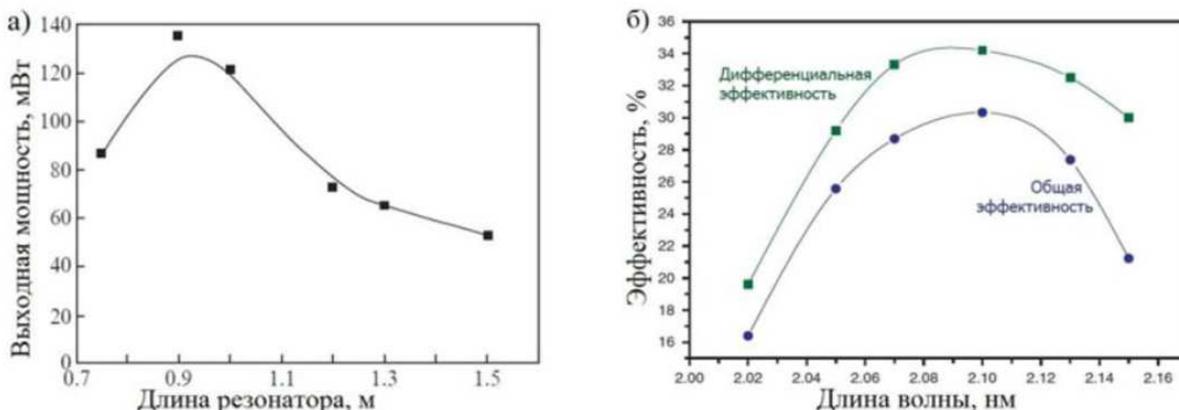


Рис. 1. а — Зависимость выходной мощности от длины активного волокна в резонаторе лазера; б — Спектры эффективности лазерной генерации для разных длин волн 2.02–2.15 мкм

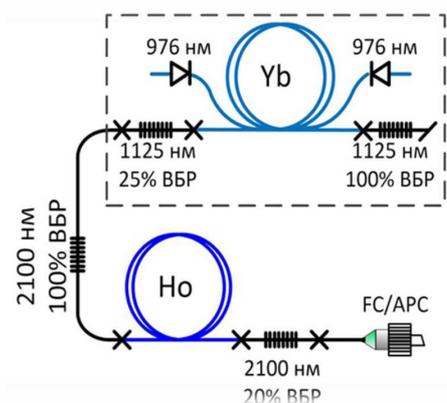


Рис. 2. Схема непрерывного гольмиевого лазера

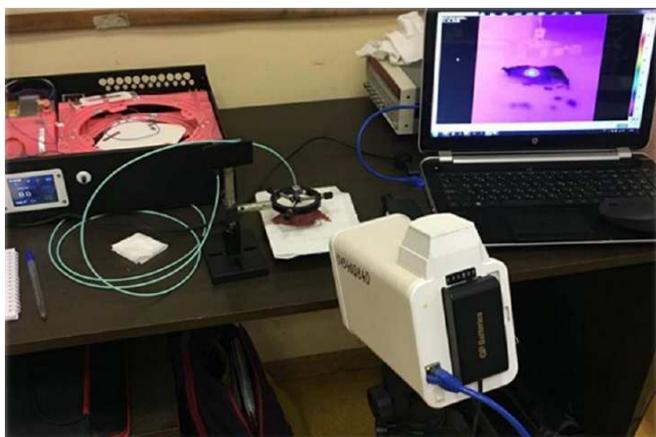


Рис. 3. Собранная экспериментальная установка

бует учета ряда оптических, механических и тепловых свойств объекта, которые зависят от температуры. [10]

Переход биоматериала в обугленное состояние со-

провождается значительным увеличением энергосохранения, что приводит к резкому повышению температуры в зоне приповерхностного воздействия, вызывая необратимое изменение свойств биоматериала. Время воздействия также является важным параметром, который может вызывать необратимые изменения в зависимости от полученной температуры. В результате исследования были получены важные данные, которые могут быть использованы для оптимизации процесса теплового воздействия на биоматериал при использовании лазерного излучения.

Отдельно отметим, что фазовые переходы, указанные в табл. 1, всегда протекают одновременно, но вклад каждого из них в зависимости от настроек возможно регулировать и добиваться доминирования того или иного. Это происходит потому, что обрабатываемый биообъект под воздействием светового потока нагревается неоднородно по своей поверхности и всегда наличествуют температурные градиенты.

Зону термического воздействия на поверхности биоткани можно разделить на области обратимых повреждений и необратимых, а необратимые области в свою очередь делятся на зоны. На рис. 5 схематично указаны основные зоны. А именно зоны коагуляции (CZ), абляции (AZ) и карбонизации (CT) ткани [4].

3. ВОЗДЕЙСТВИЕ ИЗЛУЧЕНИЕМ ГОЛЬМИЕВОГО НЕПРЕРЫВНОГО ЛАЗЕРА НА БИОЛОГИЧЕСКУЮ ТКАНЬ

В работе с целью определения состояния тканевого гомеостаза в результате облучения лазерным потоком были оценены глубины h и диаметры d зон коагуляции, кратеров абляции и зон термического повреждения. А также проведен анализ геометрических размеров этих зон от времени воздействия $t_{взд}$ непрерывным лазером с помощью термометрии. На рис. 3 представ-

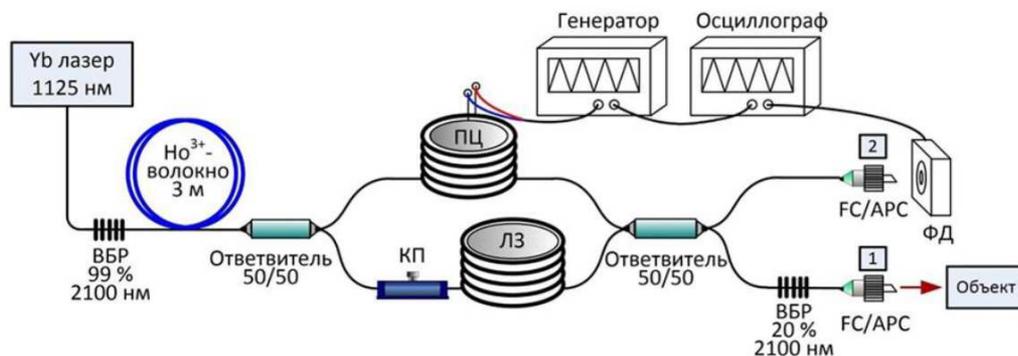


Рис. 4. Схема волоконного импульсного лазера

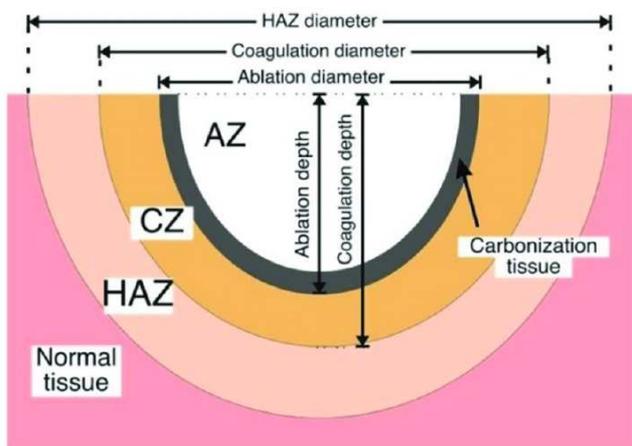


Рис. 5. Схема зон биообъекта при лазерном воздействии

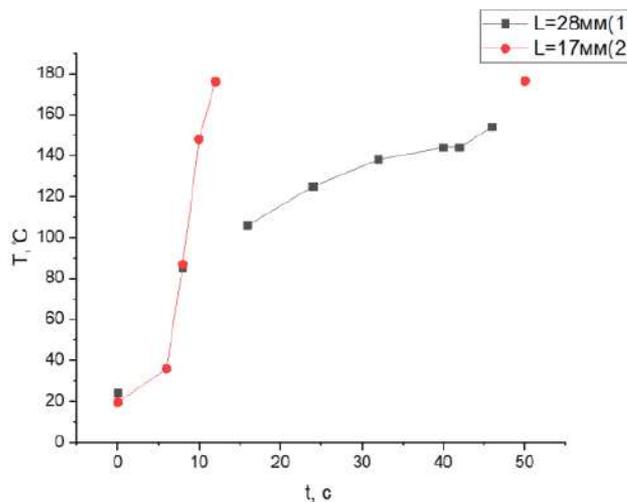


Рис. 6. График зависимости температуры от времени воздействия при расстоянии 28 и 17 мм от волокна до ткани

лена собранная установка с волоконным лазером, термометром и образцом мышечной ткани.

Эксперименты проводились на двух расстояниях от биоткани до волокна: 17 и 28 мм. Уменьшение расстояния между волокном и объектом на 11 мм приводит к заметному сокращению времени воздействия, по истечению которого начинают образовываться и схлопываться пузыри, а также начинает появляться зона обугливания. При выходной мощности $P = 2.1$ Вт время сократилось с 42 с до 8 с. В случае, когда волокно было на меньшем расстоянии от ткани, началось горение после 52 с воздействия. При этом видимая зона воздействия ЛИ в обоих случаях составила 7 мм [5].

Результаты экспериментов представлены на рис. 6 и 7. Выявлено, что в результате облучения лазерными потоками мощностью 2.1 Вт при расстояниях 17 и 28 мм более эффективные и четкие результаты воспроизводства тканей биоматериала удалось получить на меньшем расстоянии при малом времени воздействия на мышечную ткань.

С помощью термометрии при варьировании мощности и расстояния получили геометрические размеры

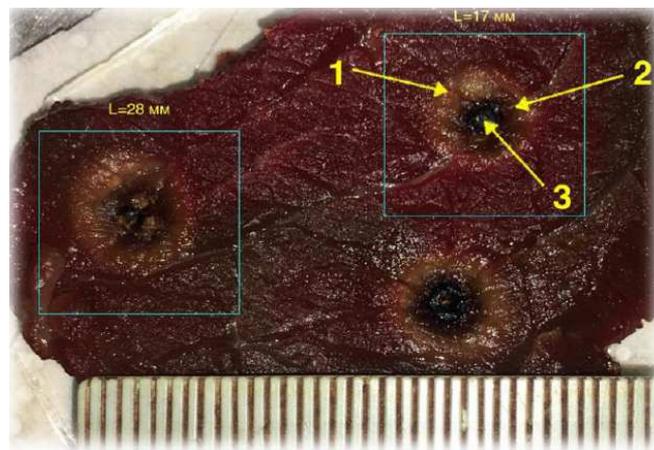


Рис. 7. Геометрические зоны воздействия зон коагуляции, кратер абляции и зону карбонизации,

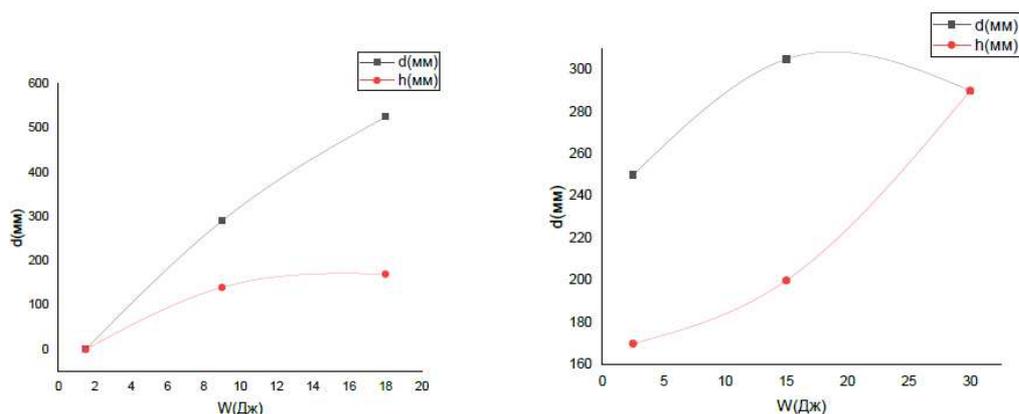


Рис. 8. Зависимость диаметра и глубины зоны абляции от энергии воздействия для импульсного и непрерывного лазера

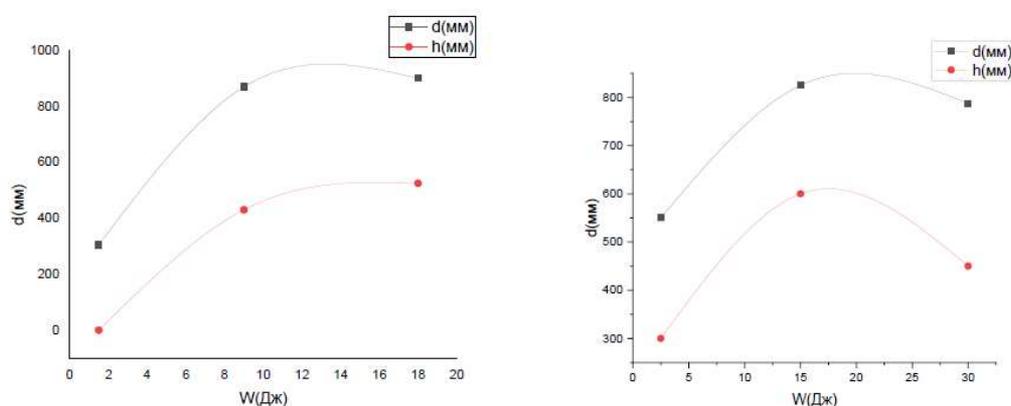


Рис. 9. Зависимость диаметра и глубины зоны коагуляции от энергии воздействия для импульсного и непрерывного лазера

которые можно проследить на рис. 7.

Под зонами 1, 2 и 3 подразумеваются коагуляция, карбонизация и абляция соответственно. Третья зона представляет из себя кратер. Границы разделов этих зон во втором случае лучше различимы. Исходя из данных в табл. 4, видно, что при увеличении входной мощности на 2.6 Вт и уменьшении расстояния от волокна до мышцы ткани время образования пузыря и начала обугливания неразлично (16 с), потребовалось минимальное время для фазовых переходов (с 51 с уже наблюдалась возгонка ткани).

Также было проведено сравнение диаметров и глубин разреза при разных режимах лазера (импульсном и непрерывном) на зоне абляции и коагуляции. На графиках рис. 8 и 9 отчетливо видно, что в импульсном режиме для достижения как процесса абляции, так и коагуляции достаточно ~ 10 Дж, после идет деградация по диаметру, то есть энергия расходуется на другие процессы в ткани. В непрерывном режиме потребовалось больше энергии для кровоостанавливающих процессов, примерно 15 Дж.

ВЫВОДЫ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Было проведено исследование воздействия волоконного лазера двухмикронного диапазона на биологическую ткань, в котором, в частности, были получены экспериментальные зависимости глубины и диаметра зоны воздействия от энергии при использовании как непрерывного, так и ультракороткого импульсного лазерного излучения.

Установлено, что при энергии воздействия около 10 Дж в импульсном режиме диаметр и глубина зоны абляции и коагуляции фиксируются, что может быть полезно для одновременного получения фазовых переходов как кровоостанавливающих, так и абляционных. Была использована цельноволокнистая лазерная система, легированная гольмием, и метод одноточечной абляции, что позволило провести точные измерения зон термического повреждения и кратеров абляции.

Эти результаты исследования имеют большое значение для медицинской физики, поскольку могут привести к созданию новых методов лечения и диагностики биологических тканей с использованием лазерного излучения.

- [1] Баранов В.Н. Лазерные и светодиодные медицинские приборы и системы: учебное пособие / В.Н. Баранов, О.Н. Кузяков, М.С. Бочков. Тюмень:ТюмГНГУ, 2012. 176 с. ISBN 978-5-9961-0471-0.
- [2] Филатова С.А. Волоконные лазеры двухмикронного диапазона для медицинского применения. Дисс... на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук, 161 с. (2019).
- [3] Hanna D.C., Percival R.M., Smart R.G. et al. // Electronics Letters. **25**, N 9. 593. (1989).
- [4] Коруева М.С., Филатова С.А., Камунин В.А. et al. // Photonics 9. 20. (2022).
- [5] Коруева М.С., Филатова С.А., Камунин В.А. et al. // Appl. Sci. 12. 3825. (2022).
- [6] Антипов С.О., Камынин В.А., Медведков О.И. и др. // Квантовая электроника. **43**, № 7. 603. (2013).
- [7] Kurkov A.S., Sholokhov E.M., Medvedkov O.I. et al. // Laser Physics Letters. **6**, N 9. 661. (2009).
- [8] Чехлова Т.К. Физика лазеров. Основные типы лазеров и особенности их работы: учебно-методическое пособие. / М.: РУДН, 2019.
- [9] Шахно Е.А. Физические основы применения лазеров в медицине. СПб: НИУ ИТМО, 2012.
- [10] Усольцева А.В. Лазерная абляция комбинированных биоматериалов. Лазерно-информационные технологии: труды XXX Международной научной конференции 12-17 сентября 2022 г.; г. Новороссийск Краснодарский край / под редакцией профессора В.Е. Привалова. Новороссийск: НФ ФГБОУ ВО «Белгородский государственный технологический университет им. В.Г. Шухова», 2022
- [11] Контев М.Ю. Разработка перестраиваемого полностью волоконного источника фемтосекундных импульсов на основе гибридной Er-Tm лазерной системы. Дисс... на соискание ученой степени кандидата физико-математических наук, 106 с. (2021).

Two-micron fiber lasers for medicine

Р.А. Aleshina^a, Т.К. Chekhlova^b

RUDN University, Moscow 117198, Russia
E-mail: ^a1032196717@pfur.ru, ^btchekhlova@mail.ru

The article is devoted to the study of the effect of a two-micron fiber laser on biological tissue. The paper describes the results of experiments conducted using continuous and ultrashort pulse laser radiation with energies from 1.5 to 20 J in a spectral range of 2 microns on biological tissue. Experimental dependences of the depth and diameter of the impact zone on energy were obtained, and it was also found that the diameter and depth of the ablation and coagulation zone are fixed at an impact energy of 10 J in the pulsed mode. In general, the results of the work can be used to optimize procedures for the treatment of biological tissue using laser exposure.

PACS: 42.55.Wd, 87.50.Hj, 87.18.-h.

Keywords: fiber lasers, impact on biological tissues, continuous laser radiation

Received 31 May 2023.

Сведения об авторах

1. Алешина Р.А. — e-mail: 1032196717@pfur.ru.
2. Чехлова Тамара Константиновна — преподаватель; e-mail: tchekhlova@mail.ru.