

На правах рукописи



Филатова Серафима Андреевна

**ВОЛОКОННЫЕ ЛАЗЕРЫ ДВУХМИКРОННОГО ДИАПАЗОНА
ДЛЯ МЕДИЦИНСКИХ ПРИМЕНЕНИЙ**

Специальность 01.04.21 – «Лазерная физика»

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Москва–2019

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном учреждении науки Институт общей физики им. А.М. Прохорова Российской академии наук.

Научный руководитель: **Цветков Владимир Борисович**
доктор физико-математических наук,
руководитель НЦЛМТ ИОФ РАН

Официальные оппоненты: **Каблуков Сергей Иванович**
доктор физико-математических наук,
г.н.с., зав. лабораторией оптических
сенсорных систем, Институт
автоматики и электротехники
Сибирского отделения РАН

Бутов Олег Владиславович
кандидат физико-математических наук,
в.н.с., рук. лаборатории волоконно-
оптических технологий, Институт
радиотехники и электроники
им. В.А. Котельникова РАН

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
образования «Московский государственный
университет имени М.В. Ломоносова»

Защита диссертации состоится «07» октября 2019 г. в 15:00 на заседании
диссертационного совета Д 002.063.03 при ИОФ РАН по адресу:
119991, г. Москва, ул. Вавилова, д. 38, корп. №1, конференц-зал.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Института общей физики
им. А.М. Прохорова РАН.

Автореферат диссертации разослан « » _____ 2019 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета Д 002.063.03
кандидат физико-математических наук
тел. +7 (499) 503-81-47



Воляк Т.Б.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность исследования. Активное развитие лазерной техники приводит к тому, что лазерные системы находят все большее применение в различных прикладных областях, в том числе и в медицине. Особый интерес представляют источники излучения, работающие в двухмикронном спектральном диапазоне, так как их спектр излучения соответствует области поглощения воды, из которой на 60–80% состоят биологические ткани. Использование двухмикронного излучения для воздействия на биологические ткани позволяет уменьшить глубину проникновения излучения в ткани до 0.1–1 мм и осуществить локальный нагрев участков воздействия, что в свою очередь обеспечивает прецизионное воздействие на биологические ткани.

В медицине активно применяются лазеры, работающие как в импульсном, так и в непрерывном режимах. Для двухмикронной области спектра – это тулиевые и гольмиевые лазерные системы, как правило твердотельные и работающие в режиме генерации высокоэнергетичных длинных импульсов (около 100–250 мкс) с низкой частотой повторения. Однако наличие разнообразных патологий требует индивидуального подхода и точного выбора оптимальных режимов работы лазера (включая длину волны генерации), обеспечивающих снижение травм при операциях. Такие режимы могут обеспечить, например, гольмиевые волоконные лазеры, генерирующие излучение в диапазоне длин волн более 2 мкм.

Достоинствами волоконных лазеров является широкий диапазон длин волн генерации, возможность перестройки длины волны, возможность получения различных режимов работы (от непрерывного до генерации ультракоротких импульсов), стабильная выходная мощность и компактность конструкции. Также для случая медицинских применений стоит отметить совместимость с хирургическими эндоскопами.

Поэтому исследования в области разработки сравнительно простых в использовании, мобильных и компактных волоконных лазерных систем, излучающих в области длин волн 2 мкм, изучение их генерационных характеристик и возможности применения для медицинских целей являются актуальной задачей современной волоконной оптики и лазерной физики.

Целью работы являлась разработка и исследование волоконных лазеров и усилителей двухмикронного спектрального диапазона, работающих в различных режимах, а также изучение результатов контактного и бесконтактного методов воздействия двухмикронного излучения на биологические ткани. Исходя из этого, в ходе работы необходимо было решить следующие **задачи**:

1. Анализ спектров пропускания биологических тканей (скелетных мышечных тканей коровы и свиньи, свиной жировой ткани, свиного спинного мозга и твердой мозговой оболочки спинного мозга) в спектральном диапазоне 0.35 – 2.6 мкм. Исследование изменения спектров в зависимости от времени между приготовлением образцов и проведением измерений.
2. Создание и оптимизация гольмиевых волоконных лазеров, излучающих в спектральном диапазоне более 2 мкм с различными режимами работы, а также гольмиевых волоконных усилителей в спектральном диапазоне 2 – 2.15 мкм:
 - 2.1 Создание гольмиевого волоконного лазера, работающего в непрерывном режиме.
 - 2.2 Создание полностью волоконных гольмиевых лазеров, работающих в режиме генерации наносекундных импульсов и ультракоротких импульсов (менее 50 пс).
 - 2.3 Создание гольмиевых волоконных усилителей: усиление непрерывного и импульсного излучения двухмикронного диапазона (2–2.15 мкм).
3. Изучение результатов различных методов воздействия (бесконтактный / контактный) двухмикронного излучения на биологические ткани (мышечные ткани, жировые ткани и твердую мозговую оболочку спинного мозга).

Научная новизна

1. В рамках единого экспериментального подхода выполнено: исследование оптических свойств биологических тканей (скелетных мышечных тканей коровы и свиньи, свиной жировой ткани, свиного спинного мозга и твердой мозговой оболочки спинного мозга); исследование изменения спектров пропускания в зависимости от времени между подготовкой образца и

проведением измерения; исследовано воздействие двухмикронного лазерного излучения на эти биоткани.

2. Впервые реализован полностью волоконный гольмиевый лазер, работающий в режиме синхронизации мод за счет нелинейного вращения плоскости поляризации с генерацией ультракоротких импульсов длительностью менее 50 пс в диапазоне длин волн 2.06–2.08 мкм.
3. Впервые создан, исследован и оптимизирован усилитель слабого сигнала на основе кварцевого волокна, легированного ионами гольмия, работающий в диапазоне длин волн 2.02–2.15 мкм. Максимальный коэффициент усиления слабого сигнала в оптимизированном варианте был достигнут на длине волны 2.05 мкм и составил 35.8 дБ.

Научно-практическая значимость работы. Результаты исследований имеют широкий круг возможных применений как в научных, так и в прикладных областях. Они могут быть использованы для создания медицинских лазерных систем. Также гольмиевые волоконные лазеры могут найти применение в приборах измерения скорости ветра, лазерной локации и атмосферной связи. Перспективным направлением является использование разработанных лазерных схем в качестве задающего генератора в системах параметрической генерации в среднем ИК-диапазоне и для генерации суперконтинуума в том же спектральном диапазоне.

Основные положения, выносимые на защиту

1. Анализ спектров пропускания в диапазоне 0.35–2.6 мкм таких биологических тканей, как скелетные мышечные ткани коровы и свиньи, свиная жировая ткань, спинной мозг и твердая мозговая оболочка спинного мозга свиньи, позволяет определить сходства и различия спектров поглощения биотканей, а также спектральный диапазон лазерного воздействия.
2. Использование гольмиевых волокон с различной концентрацией активных ионов позволяет создавать эффективные лазеры, работающие как в непрерывном режиме в диапазоне длин волн 2.02–2.144 мкм с максимальной выходной мощностью до 8 Вт, так и в режиме самомодуляции добротности с генерацией импульсов длительностью от 500

до 220 нс на длине волны 2.1 мкм с максимальной пиковой мощностью до 47 Вт.

3. Использование эффекта нелинейного вращения плоскости поляризации в полностью волоконной схеме гольмиевого лазера позволяет получить импульсы длительностью менее 50 пс с частотой следования 7.5 МГц. Изменение длины активного волокна в резонаторе приводит к перестройке длины волны излучения в диапазоне 2.06–2.08 мкм.
4. Оптимизация длины гольмиевого волокна дает возможность создания эффективных усилителей в диапазоне длин волн 2.02–2.15 мкм с максимальным коэффициентом усиления слабого сигнала более 30 дБ.
5. Усиление ультракоротких импульсов двухмикронного излучения в среде с аномальной дисперсией может приводить к деформации выходного спектра усиленного излучения.
6. Воздействие непрерывным двухмикронным излучением на биологические ткани (мышечные ткани, жировые ткани и твердую мозговую оболочку спинного мозга) обеспечивает клинически приемлемый характер разрушения биологических тканей, а также позволяет их деформировать.
7. Для прецизионного воздействия на биоткани (для нейрохирургических и сосудистых операций) требуемые мощности двухмикронного излучения не должны превышать 2 Вт.

Личный вклад автора. Комплекс исследований, результаты которых приведены в данной работе, был выполнен лично автором или при определяющем его участии и заключался в разработке методов исследования, сборке схем волоконных лазеров и усилителей, проведении необходимых расчетов и экспериментальных измерений. Автор принимал непосредственное участие в обсуждении полученных результатов, в представлении результатов на конференциях и написании научных публикаций.

Публикации. По результатам работы опубликовано 8 статей в рецензируемых журналах, в том числе 5, удовлетворяющих требованиям ВАК РФ. Список публикаций по теме диссертации приведен в конце автореферата.

Апробация результатов. Основные результаты работы были представлены в 8 докладах на следующих конференциях: IX Всероссийская школа для

студентов, аспирантов, молодых ученых и специалистов по лазерной физике и лазерным технологиям (Саров, Россия, 2015); 14 Международная конференция-школа «Материалы нано-, микро-, оптоэлектроники и волоконной оптики: физические свойства и применение» (Саранск, Россия, 2015); 5 Всероссийская конференция по волоконной оптике «ВКВО 2015» (Пермь, Россия, 2015); 17 Международная конференция «Оптика лазеров–2016» (Санкт-Петербург, Россия, 2016); 7 Российский семинар по волоконным лазерам (Новосибирск, Россия, 2016); 24 Международная конференция по передовым лазерным технологиям «ALT'16» (Голуэй, Ирландия, 2016); 2017 Conference on Lasers and Electro-Optics Europe & European Quantum Electronics Conference «CLEO/Europe–EQEC 2017» (Мюнхен, Германия, 2017).

Структура и объем диссертации

Диссертация состоит из введения, 4 глав, заключения и списка цитируемой литературы. Объем диссертации составляет 161 страницу, включая 91 рисунок, 7 таблиц и список литературы из 185 наименований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во Введении обоснована актуальность работы, сформулирована цель и задачи исследований, а также основные положения, выносимые на защиту, отмечена научная новизна, достоверность и научно-практическая значимость полученных результатов, перечислены основные публикации и доклады по материалам диссертации, а также отмечен личный вклад автора в решение поставленных задач.

В первой главе представлен обзор литературы по теме исследования. Описаны основные методы и модели, используемые для исследования и расчета оптических свойств биологических тканей, а также их преимущества и недостатки. Отмечена необходимость знания оптических свойств биотканей, поскольку данные параметры влияют на результат воздействия лазерного излучения.

Рассмотрены основные достижения в области генерации как непрерывного, так и импульсного излучения (в том числе ультракоротких импульсов) в спектральном диапазоне более 2 мкм с помощью гольмиевых лазеров. Отмечены

недостатки некоторых систем, заключающиеся в наличии объемных элементов в схемах лазеров. Также представлен обзор гольмиевых усилителей как непрерывного, так и импульсного излучения.

Описаны различные типы взаимодействия лазерного излучения с биологическими объектами в зависимости от свойств лазерного излучения (длина волны, плотность энергии, длительность импульсов и частота повторения), а также от метода воздействия лазерного излучения – контактного или бесконтактного.

Вторая глава посвящена исследованию оптических свойств таких биологических тканей, как скелетные мышечные ткани коровы и свиньи, подкожная жировая ткань свиньи, а также спинной мозг и твердая мозговая оболочка спинного мозга свиньи в спектральном диапазоне 0.35–2.6 мкм [1]. Выбор биологических тканей определялся необходимостью сравнения тканей с разной степенью упорядоченности рассеивающих центров и разным содержанием воды. Мышечные ткани выбирались из различных участков туши для сравнения спектров пропускания тканей, отличающихся размером и плотностью мышечных волокон, а также содержанием жира. Таким образом, проводилось сравнение спектров поглощения различных образцов биологических тканей одного и того же вида в зависимости от типа ткани.

Измерение спектров пропускания биологических тканей проводилось *in-vitro* с помощью спектрофотометра SHIMADZU UV-3101PC (спектральная ширина щели 3 нм, скорость сканирования 200 нм×мин⁻¹). Для проведения измерений образцы размером 15×15 мм² и разной толщины (0.15–1.8 мм) закреплялись между двумя одинаковыми предметными стеклами (толщиной 3 мм и диаметром 25 мм), изготовленными из плавленого кварцевого стекла марки КУ1, и помещались в дюралевую оправу для фиксации. Поскольку в процессе подготовки образцов к измерениям происходило повреждение клеток и вытекание тканевой жидкости, то непонятным оставался вопрос о влиянии смачивания предметных стекол на результаты измерений. Поэтому было проведено исследование зависимости изменения спектров пропускания от времени между подготовкой образца и проведением измерения. Процедура измерения одного образца повторялась несколько раз с временными интервалами 10 мин для

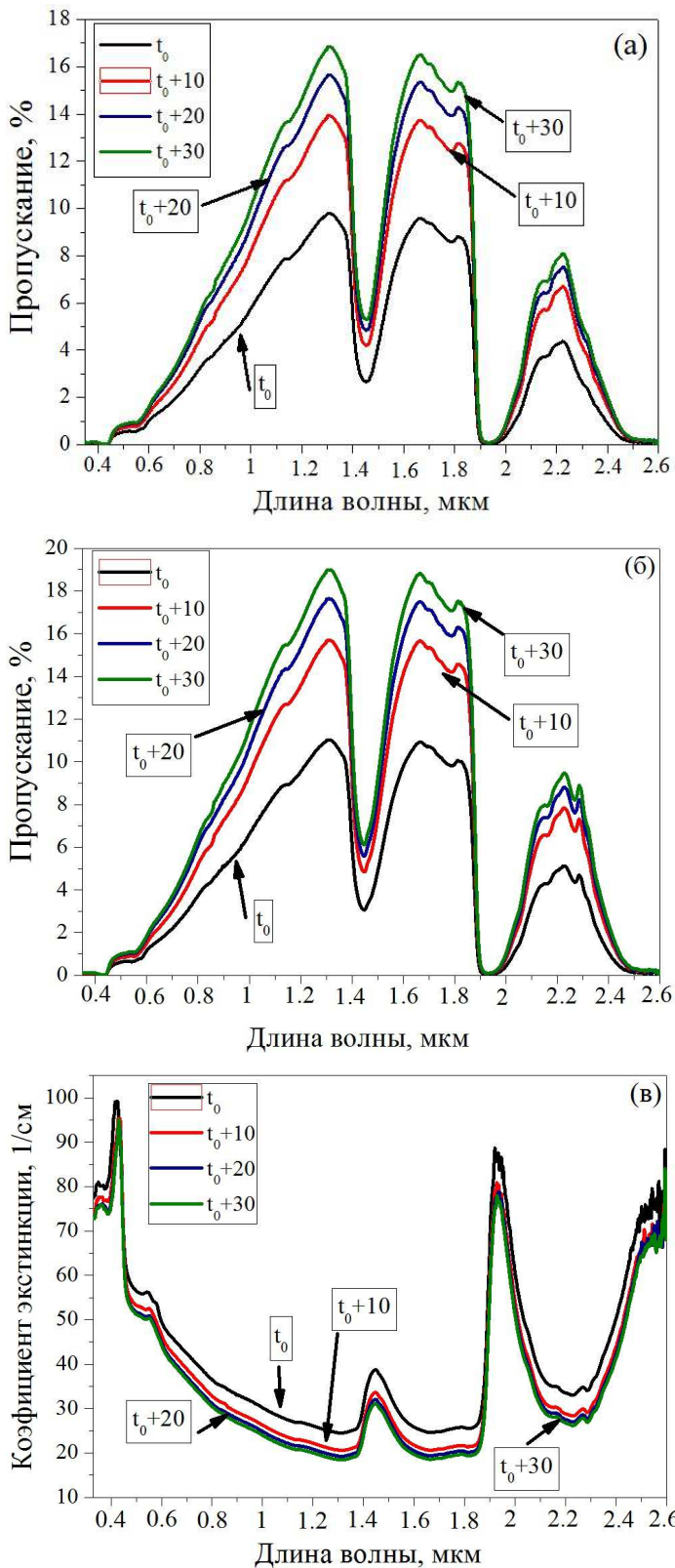


Рис. 1. а) Экспериментальные спектры пропускания образца трапецевидной мышцы коровы; б) спектры пропускания с компенсацией пропускания предметных стекол; в) спектральная зависимость коэффициента экстинкции.

наблюдения изменения формы спектра пропускания с течением времени (рис. 1).

После измерения спектров пропускания производилась обработка данных для построения спектральной зависимости коэффициента экстинкции по формуле

$$\mu_t(\lambda) = \frac{-\ln\left(\frac{T_c}{x_1}\right)}{L}, \quad (1)$$

где $\mu_t(\lambda) = \mu_a(\lambda) + \mu_s(\lambda)$ – коэффициент экстинкции [см^{-1}]; μ_a – коэффициент поглощения; μ_s – коэффициент рассеяния; x_1 учитывает спектральную зависимость пропускания предметных стекол; L – средняя длина полного пробега фотонов (с учетом рассеяния).

На рис. 1(а) показаны спектры пропускания, измеренные с временными интервалами, так называемые «исходные» или «сырые» спектры для образца, вырезанного из трапецевидной мышцы коровы (образец MN03, толщина 0.9 мм). На рис. 1(б) показаны те же спектры пропускания, но с компенсацией

пропускания предметных стекол КУ1, между которыми фиксировался образец. На рис. 1(в) показаны графики спектральной зависимости коэффициента экстинкции.

Результаты измерений, представленные на рис. 1, показали, что с увеличением времени, прошедшего между подготовкой образца и проведением измерений, пропускание увеличивалось, однако величина коэффициента экстинкции в линиях поглощения образца менялась незначительно. В спектрах пропускания заметны небольшие изменения после 20-мин интервала между измерениями. Это связано с тем, что тканевая жидкость, выделяющаяся из поврежденных тканей (клеток, волокон), с течением времени постепенно смачивает предметные стекла кюветы. Коэффициент отражения от влажных предметных стекол при этом уменьшается. Аналогичные результаты были получены и для других исследованных образцов. Таким образом, для проведения корректных измерений требуется выдерживать образец около 30 мин после его подготовки.

Следующим этапом было выделение спектра поглощения из спектра экстинкции путем учета рассеяния света в исследуемом образце. При аппроксимации спектральной зависимости коэффициента рассеяния применялось выражение, учитывающее рассеяние Рэлея ($1/\lambda^4$) в коротковолновой области (0.3–0.8 мкм), и рассеяние Ми ($1/\lambda^\beta$, $\beta < 4$) в длинноволновой области (0.8–2.5 мкм):

$$\mu_s = \mu_s(\text{Рэлея}) + \mu_s(\text{Ми}) = A\lambda^{-4} + K\lambda^{-h}, \quad (2)$$

где μ_s – коэффициент рассеяния [см^{-1}], A – параметр, меняющийся в зависимости от величины вклада рассеяния Рэлея (подбирается при аппроксимации), K – параметр, определяющийся концентрацией частиц в материале (подбирается при аппроксимации), h – степенной показатель длины волны, который не зависит от концентрации частиц, а характеризует средний размер частиц и определяет спектральное поведение коэффициента рассеяния. Результат такого подхода приведен на рис. 2 для образца MR01 толщиной 1 мм, вырезанного из длиннейшей мышцы спины коровы. На полученном графике (рис. 2) видно, что с увеличением длины волны коэффициент рассеяния уменьшается, что соответствует общему характеру спектрального поведения рассеяния биотканей.

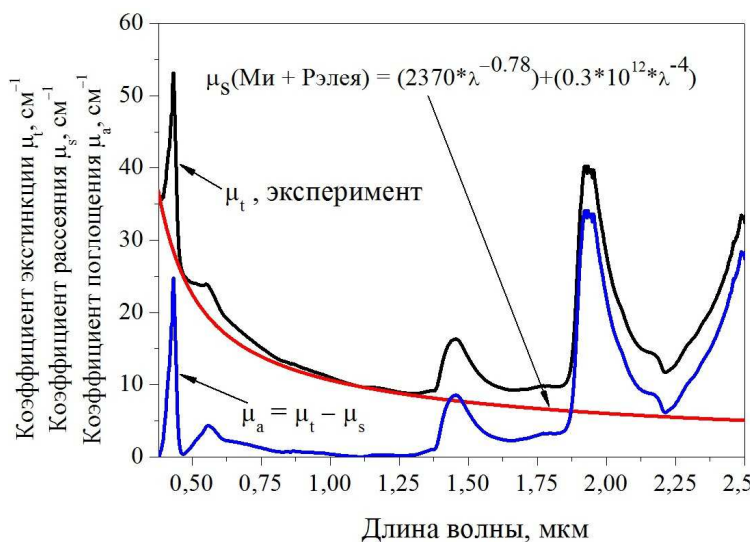


Рис. 2. Спектральная зависимость коэффициента экстинкции образца MR01 длиннейшей мышцы спины коровы и расчетных коэффициента рассеяния и коэффициента поглощения (толщина образца 1 мм).

Для образцов спинного мозга и подкожной жировой ткани не удалось провести корректную аппроксимацию рассеяния по формуле (2) в спектральном диапазоне 0.35–2.6 мкм. Для этих видов тканей корректная аппроксимация достигалась в диапазоне длин волн 0.6–1.35 мкм. Это объясняется наличием рассеивающих центров разных форм с широким диапазоном размеров,

которые неравномерно распределены по объему биоткани.

Сравнение спектров поглощения исследованных биологических тканей (рис. 3(а)) показало, что основные линии поглощения (1.45 и 1.93 мкм) в скелетных мышечных тканях и твердой мозговой оболочке спинного мозга определяются поглощением воды. Спектры поглощения мышечных тканей коровы и свиньи отличаются содержанием воды и наличием в мышечных тканях свиньи слабого поглощения на длинах волн 2.31 и 2.35 мкм, соответствующих линиям поглощения холестерина, липидов, коллагена и жирных спиртов. В спектре поглощения твердой мозговой оболочки значительно сильнее проявляется поглощение в области 2.31 и 2.35 мкм, а также на длинах волн 1.727 и 1.763 мкм, которые соответствуют линиям поглощения жирных спиртов.

Хотя спектральная зависимость рассеяния света в спинном мозге свиньи ближе по характеру к жировым тканям, однако спектры поглощения этих тканей сильно отличаются (рис. 3(б)). Спектр поглощения спинного мозга похож на спектр поглощения твердой мозговой оболочки спинного мозга (рис.3(б)). В этих спектрах наблюдается небольшое отличие по величине поглощения на длинах волн 1.45 мкм ($\mu_a = 20 \pm 3 \text{ см}^{-1}$) и 1.93 мкм ($\mu_a = 75 \pm 5 \text{ см}^{-1}$), соответствующих линиям поглощения воды. Кроме того, в обоих спектрах присутствует поглощение на длинах волн 1.727 и 1.763 мкм, а также на 2.31 и 2.35 мкм,

обусловленное наличием линий поглощения холестерина, липидов, коллагена и жирных спиртов. В подкожной жировой ткани слабо выражены линии поглощения воды.

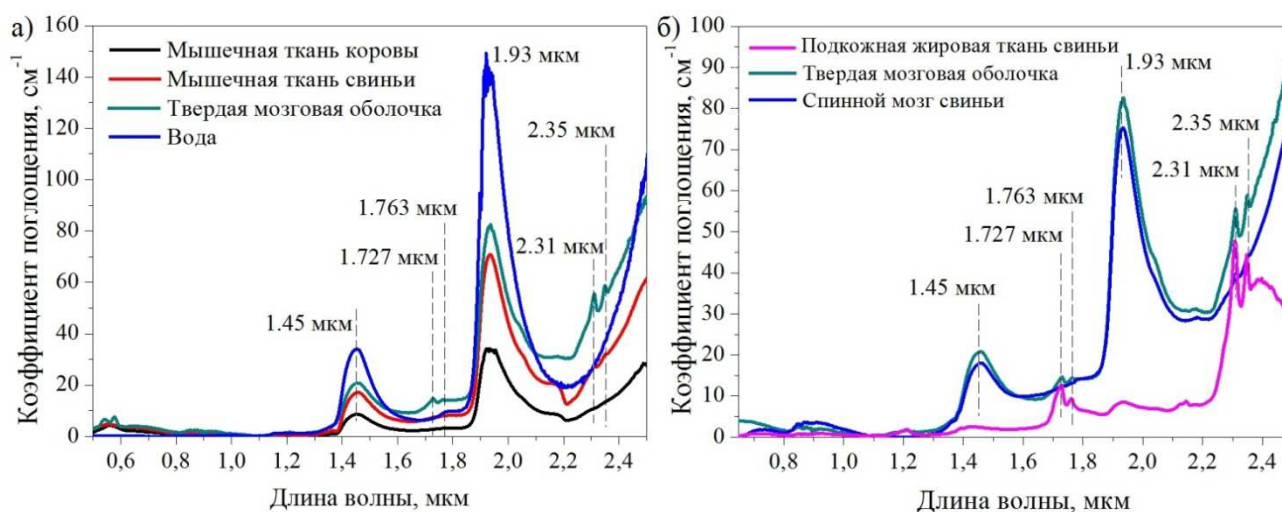


Рис. 3. а) Наложение спектров поглощения образцов мышечной ткани коровы и свиньи, твердой мозговой оболочки спинного мозга свиньи и воды; б) наложение спектров поглощения образцов твердой мозговой оболочки спинного мозга свиньи, свиного спинного мозга и подкожной жировой ткани свиньи.

Исходя из полученных спектров, сделан вывод, что для хирургического лазерного воздействия на скелетные мышечные ткани, ткани спинного мозга и твердой мозговой оболочки спинного мозга предпочтительно использование длины волны излучения, соответствующей поглощению воды. Но поскольку сложно подобрать такую длину волны, которая обеспечила бы селективное воздействие на рассмотренные биологические ткани без повреждения окружающих, то следует выбрать такую длину волны, которая оказывала бы наименьшее нежелательное воздействие на оперируемые и окружающие ткани. Оптимальной спектральной областью воздействия был выбран диапазон 1.93–2.2 мкм, в котором коэффициент поглощения разных биотканей меняется от долей до десятков см^{-1} . Это значит, что можно подобрать длину волны как для слабопоглощающих (жировая ткань), так и для сильнопоглощающих (мышечные, спинной мозг и твердая мозговая оболочка спинного мозга) тканей.

На рис. 4 представлены результаты расчета глубины проникновения лазерного излучения диапазона 1.9–2.5 мкм в исследованные биологические ткани. Оценка проводилась с помощью выражения:

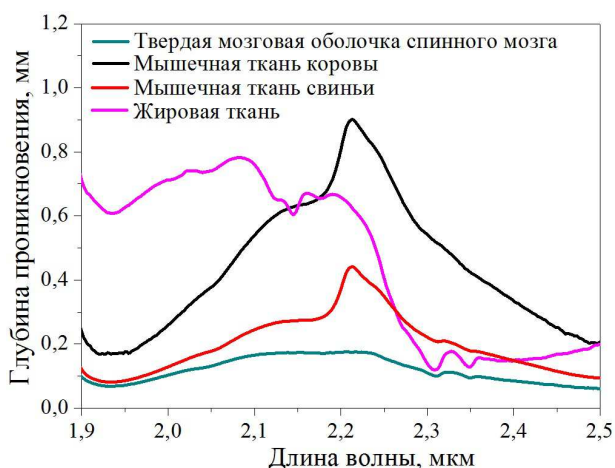


Рис. 4. Рассчитанная глубина проникновения излучения в образцы тканей длиннейшей мышцы спины коровы и свиньи, жировой ткани свиньи и твердой мозговой оболочки в диапазоне 1,9–2,5 мкм.

незначительно и находится в пределах 100–180 мкм. Поскольку в жировой ткани не наблюдалось ярко выраженного поглощения в диапазоне 2–2,2 мкм, то глубина проникновения такого излучения не сильно варьируется в данном диапазоне и находится в пределах значения 680 ± 30 мкм. Отсюда следует, что варьируя длину волны, а соответственно и коэффициент поглощения, можно менять глубину проникновения излучения в биоткани.

Таким образом, было показано, что в области 2 мкм лазерное воздействие обусловлено поглощением воды. Излучение в двухмикронном диапазоне может быть получено с помощью тулиевых и гольмиевых волоконных лазеров. Однако с помощью гольмиевых волоконных лазеров можно достичь наибольшей длины волны генерации (до 2,2 мкм). Кроме того, использование лазеров двухмикронного диапазона предпочтительно по сравнению с использованием лазеров на длине волны 1,5 мкм как с точки зрения большего коэффициента поглощения в биотканях, так и с точки зрения значительно меньшего коэффициента рассеяния света.

Третья глава посвящена гольмиевым волоконным источникам лазерного излучения двухмикронного диапазона.

Показано, что концентрация ионов гольмия в кварцевом волокне влияет на реализацию различных режимов генерации. Например, при использовании в

$$\mu_{\text{эфф}} = \frac{1}{\sqrt{3\mu_a[\mu_a + \mu_s(1-g)]}}, \quad (3)$$

где g – фактор анизотропии. На графиках видно, что для всех тканей, кроме жировой, минимальная глубина проникновения находится на длине волны 1,93 мкм. Для мышечных тканей коровы и свиньи глубина проникновения в диапазоне 2–2,2 мкм меняется от 260 до 810 мкм и от 130 до 370 мкм, соответственно. Для твердой мозговой оболочки спинного мозга глубина проникновения меняется

схеме лазера, представленной на рис. 5, гольмиевого волокна с концентрацией активных ионов $5 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$, был получен непрерывный режим работы лазера на длине волны 2.1 мкм с мощностью 8.25 Вт. Эффективность лазера составила 30%. Однако при замене гольмиевого волокна в резонаторе данного лазера (рис. 5) на гольмиевое волокно с большей концентрацией активных ионов $12 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$ и длиной 2 м, был получен импульсный режим работы лазера, обеспеченный самомодуляцией добротности резонатора за счет концентрационных эффектов [8]. Максимальная средняя выходная мощность лазера составила 7.6 Вт. С увеличением мощности накачки частота следования импульсов увеличивалась от 175 до 740 кГц. Длительность импульсов вблизи порога генерации составила около 500 нс, а при увеличении мощности накачки уменьшалась до 220 нс. Максимальное значение пиковой мощности составило 46.7 Вт. Исходя из полученных данных, посчитаны значения энергии в импульсе. С увеличением мощности накачки энергия в импульсе увеличивалась от 5.7 мкДж до 10.3 мкДж при максимальной мощности накачки.

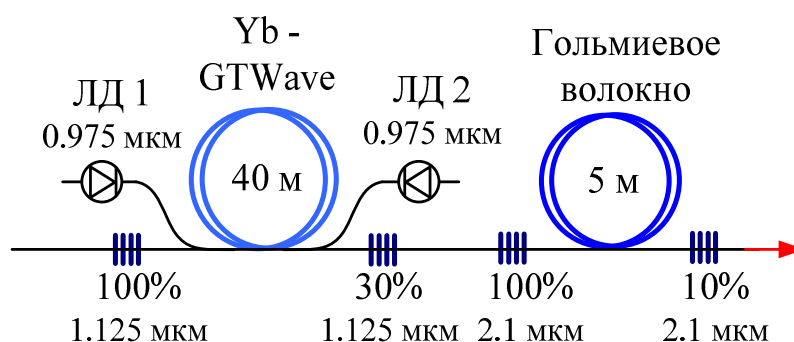


Рис. 5. Схема гольмиевого волоконного лазера.

Впервые был продемонстрирован полностью волоконный гольмиевый лазер, работающий в режиме синхронизации мод за счет эффекта нелинейного вращения плоскости поляризации (НВП), основанный на нелинейном оптическом эффекте Керра в волокнах [4]. Оптическая схема лазера представлена на рис. 6(а). Накачка кольцевого резонатора лазера осуществлялась иттербиевым волоконным лазером на длине волны 1.125 мкм. Резонатор лазера, длина которого варьировалась от 24 до 26 м, был образован гольмиевым волокном и одномодовым волокном. Длина одномодового волокна с учетом всех оптических компонентов была равна 20 м. Концентрация ионов гольмия в активном волокне составляла $5 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$. Для реализации режима синхронизации мод за счет НВП

в резонатор были введены волоконный поляризатор и два контроллера поляризации, с помощью которых осуществлялась подстройка нужного режима работы. Для выделения одного направления распространения генерируемого излучения использовался волоконный изолятор. Для вывода излучения из резонатора лазера использовался волоконный ответвитель 50/50.

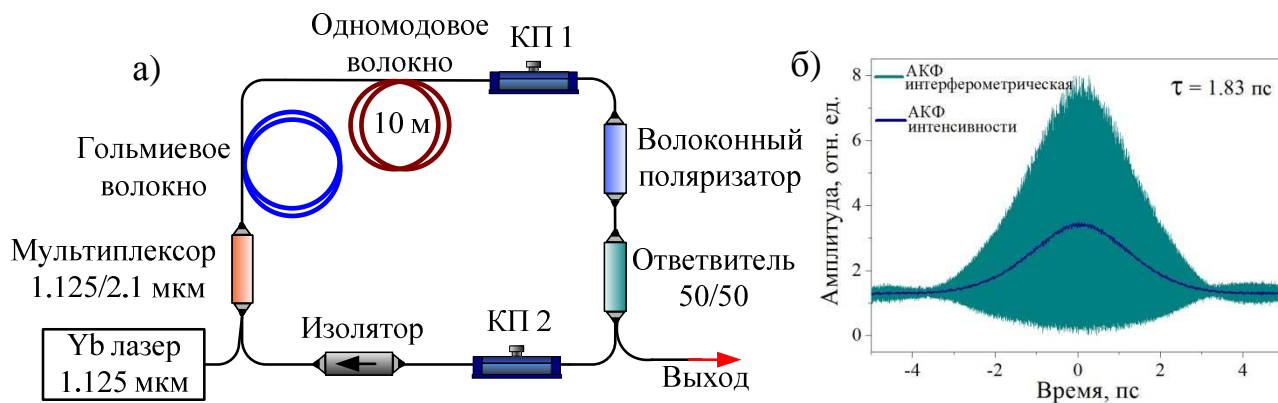


Рис. 6. а) Схема гольмиевого волоконного лазера, работающего в режиме синхронизации мод; б) автокорреляционная функция импульса.

При изменении длины активного волокна в резонаторе лазера с 4.5 до 6.3 м наблюдалось смещение центральной длины волны излучения в длинноволновую область с 2.065 до 2.08 мкм соответственно [2]. Ширина спектров излучения при этом менялась незначительно, с 2.6 до 2.5 нм. Средняя выходная мощность составила 4.5 мВт на длине волны 2.065 мкм и 2 мВт на длине волны 2.08 мкм. На рис. 6(б) представлена автокорреляционная функция импульсного излучения на длине волны генерации 2.08 мкм. Измеренная длительность импульса составила 1.83 пс, частота следования 7.5 МГц. Значения энергии в импульсе и пиковой мощности составили 0.26 нДж и 148 Вт соответственно. Также следует отметить, что при незначительном увеличении мощности накачки лазера наблюдалось удвоение частоты следования импульсов с 7.5 до 15 МГц, то есть была получена гармоническая синхронизация мод.

Для демонстрации возможности усиления как непрерывного, так и импульсного сигналов двухмикронного диапазона, а также для отработки временных параметров были созданы и оптимизированы гольмиевые волоконные усилители слабого сигнала в диапазоне 2.02–2.15 мкм [5]. В эксперименте было определено предельное усиление для каждой длины волны в данном спектральном диапазоне. Для этого были собраны и оптимизированы лазеры на

основе гольмиевых волокон с концентрацией активных ионов $5 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$ на следующих длинах волн: 2.02, 2.05, 2.07, 2.1, 2.12 мкм. Такое же волокно было использовано в качестве активной среды в усилителях. Для получения слабого сигнала непрерывное выходное излучение гольмиевых лазеров было промодулировано по амплитуде с помощью электрооптического модулятора. Длительность импульсов составила 500 нс, период следования 1 мкс. Таким образом, средняя мощность задающих источников была понижена до 240 мкВт. Накачка усилителей осуществлялась непрерывным излучением иттербиевого волоконного лазера на длине волны 1.125 мкм с максимальной мощностью до 7 Вт. Оптимальная длина гольмиевого волокна в усилителе выбиралась исходя из полученных значений коэффициентов усиления. В Таблице 1 представлены полученные оптимальные длины гольмиевого волокна для усилителей на указанных длинах волн:

Таблица 1. Оптимальные длины гольмиевого волокна в усилителе для сигналов на определенных длинах волн.

Длина волны, мкм	2.02	2.05	2.07	2.1	2.12
Длина волокна, м	4.6	4.8	5	5.5	6

Также было получено усиление на длине волны 2.144 мкм. Поскольку на этой длине волны наблюдается уменьшение сечения люминесценции, то непрерывный сигнал гольмиевого волоконного лазера не модулировался, а его мощность составила 3 мВт. Еще одним отличием являлось то, что в качестве активной среды усилителя использовалось гольмиевое волокно с концентрацией активных ионов $12 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$. Оптимальная длина волокна в усилителе составила 6 м. На рис. 7(а) представлены спектры усиленного излучения в диапазоне 2.02–2.12 мкм, по которым видно, что разница уровней сигналов и усиленного спонтанного излучения составляет более 30 дБ. В случае усиления на длине волны 2.144 мкм эта разница составила 22 дБ. Стоит отметить, что во всем диапазоне 2.02–2.15 мкм коэффициент усиления составлял более 15 дБ, а максимальный коэффициент усиления был достигнут на длине волны 2.05 мкм и составил 35.8 дБ (рис. 7(б)). Резкое падение усиления на длине волны 2.144 мкм вызвано соответствующим уменьшением сечения люминесценции. Эти данные

получены впервые и могут быть полезными для создания источников, работающих на фиксированной длине волны.

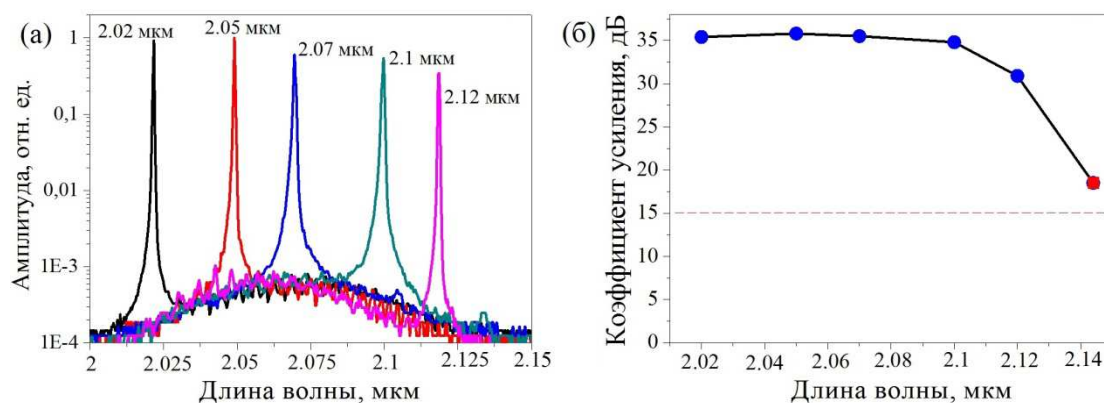


Рис. 7. а) Спектры усиленных сигналов в диапазоне 2.02–2.12 мкм; б) спектральная зависимость коэффициента усиления в диапазоне 2.02–2.15 мкм.

Кроме того, было продемонстрировано усиление ультракороткого импульсного излучения ($\tau \approx 1.8$ пс) на длине волны 2.065 мкм [3]. В качестве задающего генератора использовался вышеописанный гольмиевый волоконный лазер, работающий в режиме синхронизации мод. Мощность излучения задающего генератора была понижена до 0.073 мВт. В качестве активной среды усилителя использовалось гольмиевое волокно длиной 3.5 м с концентрацией

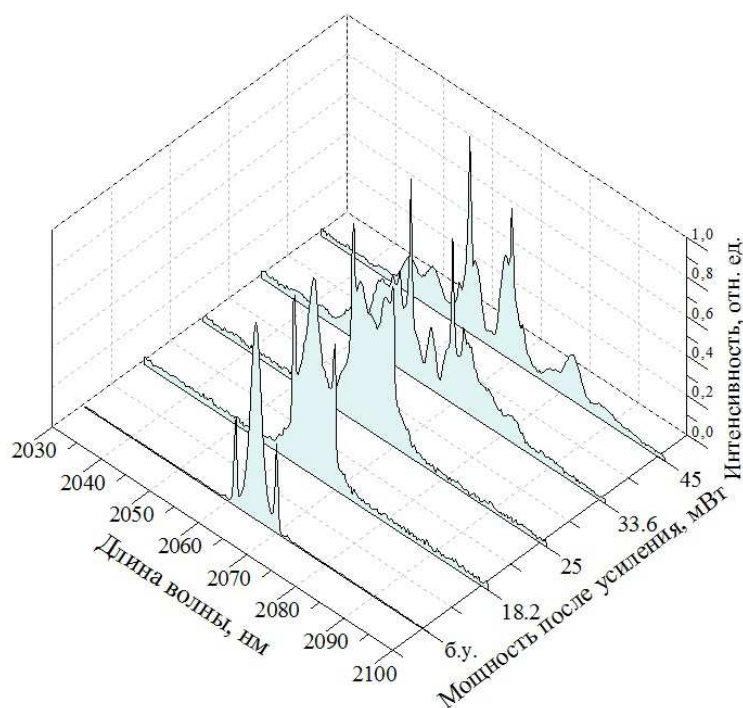


Рис. 8. Спектры выходного усиленного сигнала при различных значениях коэффициента усиления.

активных ионов $5 \cdot 10^{19} \text{ см}^{-3}$. Максимальное значение средней мощности усиленного сигнала достигло 45 мВт. Значение энергии при этом составило 6 нДж. Однако при достижении значения средней мощности усиленного сигнала 12.5 мВт и при дальнейшем ее увеличении наблюдалась спектральная деформация, обусловленная совместным действием отрицательной дисперсии групповых скоростей, характерной для

кварцевых волокон в области 2 мкм, и нелинейных эффектов (фазовая самомодуляция, рамановский самосдвиг солитона). Демонстрация динамики спектральной деформации приведена на рис. 8. По полученной спектральной деформации и уширению спектра можно сделать вывод о том, что данная система – задающий генератор и усилитель – может быть в дальнейшем применима для создания источников суперконтинуума.

Четвертая глава содержит результаты экспериментов по воздействию двухмикронного лазерного излучения на биологические ткани бесконтактным и контактными методами. В качестве источника лазерного излучения использовался гольмиевый волоконный лазер, работающий в непрерывном режиме на длине волны 2.1 мкм (описание в Главе 2, рис. 5).

Для изучения характера разрушения биологических тканей (жировая, мышечная и ткань твердой мозговой оболочки спинного мозга), а также для наблюдения временной статистики разрушения были проведены эксперименты по бесконтактному воздействию лазерного излучения [6]. Все образцы имели комнатную температуру и помещались в физиологический раствор на время проведения эксперимента. Расстояние от торца излучающего волокна до поверхности образца, мощность излучения и длительность облучения варьировались в пределах 3–5 мм, 3–8 Вт, 10–60 с соответственно. При воздействии на образцы жировой и мышечной тканей плотность мощности составила 138 Вт/см^2 , а при воздействии на образцы твердой мозговой оболочки спинного мозга 300 Вт/см^2 . Для исследования повреждений поверхности образцы замораживались до температуры -30°C и в месте воздействия производились поперечные срезы толщиной 20 мкм. Оценка результатов производилась по величине зон коагуляционного некроза (нарушение клеточной структуры под действием лазерного излучения) и карбонизации (повышенного содержания углерода в органическом веществе под действием тепла, света, ионизирующих излучений, ферментов). Результаты исследования показали, что в жировой ткани величина зоны карбонизации невелика (в пределах 20 ± 10 мкм), но велика область коагуляционного некроза (в пределах 1000 ± 200 мкм). Возгорание жировой ткани происходило в случае попадания лазерного луча на имеющиеся в этой ткани прослойки соединительных тканей. Если лазерный луч попадал исключительно на

жировую ткань, то наблюдалось ее плавление в течение некоторого времени и деформация. В результате лазерного воздействия на мышечные ткани получалось сквозное отверстие с ярко выраженными обугленными краями. При этом размер зоны коагуляционного некроза лежал в пределах 170 ± 40 мкм, а зоны карбонизации в пределах 60 ± 20 мкм. Воздействие на ткань твердой мозговой оболочки спинного мозга показало, что величина зон карбонизации (в пределах 15 ± 7 мкм) и коагуляции (в пределах 190 ± 50 мкм) невелика. Такой разнообразный результат воздействия лазерного излучения и характер повреждения вышеперечисленных биологических тканей обусловлен различным содержанием воды в жировых, мышечных тканях и в твердой мозговой оболочке спинного мозга, а следовательно, разным уровнем поглощения двухмикронного излучения этими тканями.

Поскольку многие медицинские операции проводятся внутри организма с помощью эндоскопа, важным вопросом является понимание того, что происходит при воздействии лазерного излучения на биологические ткани в закрытом пространстве или непосредственно при контакте выводящего излучение волновода с биологической тканью. Прежде всего это вопрос появления газообразования и продуктов горения тканей (дыма). Поэтому были проведены эксперименты по контактному методу воздействия непрерывного лазерного излучения с длиной волны 2.1 мкм и мощностями 0.7, 1.3 и 2 Вт на образцы мышечных тканей свиньи. Оптическое волокно вводилось внутрь образца (вдоль мышечных волокон) как можно ближе к поверхности образца.



Рис. 9. Процесс изменения поверхности образца свиной мышечной ткани под действием лазерного излучения. Мощность излучения 0.7 Вт. Время воздействия: (а) 3 с, (б) 9 с, (в) 15 с. Схематически показано волокно, подающее излучение. Увеличение $15\times$.

Проведение эксперимента было условно поделено на три этапа, и каждый этап записывался на видео для отслеживания временной статистики и визуальной оценки:

I этап – от начала воздействия до начала деформации биологической ткани (плавления), рис. 9(а);

II этап – от начала деформации биоткани до начала возгорания (до появления дыма и едва заметной карбонизации), рис. 9(б);

III этап – от начала возгорания и появления дыма до полного сгорания биоткани (ярко выраженного обугленного пятна), рис. 9(в).

После воздействия образцы замораживались до температуры -30°C , и в месте воздействия делались поперечные срезы толщиной 30 мкм для определения размера зон повреждения (коагуляционного некроза и карбонизации) (рис.10).

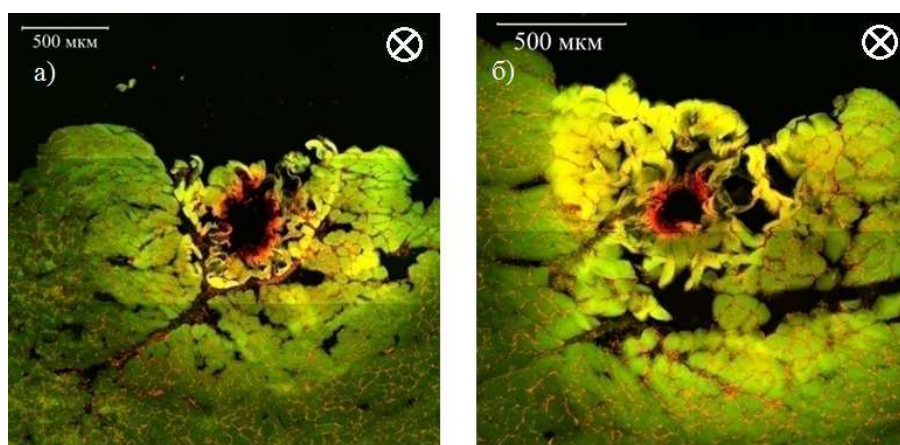


Рис. 10. Срез образца мышечной ткани после лазерного воздействия мощностью 2 Вт (*III этап*). Толщина среза 30 мкм. Направление излучения перпендикулярно плоскости изображения.

Таким образом, данные эксперименты позволили понять и отследить временную статистику (Таблица 2), а именно на каком этапе и в течение какого времени начинается деформация ткани, газообразование и сгорание ткани. Ярко выраженное газообразование наблюдалось, в основном, во время второго этапа. Во время третьего этапа наблюдалось сгорание ткани и образование дыма. С увеличением мощности лазерного излучения процессы деформации и разрушения биологических тканей происходят быстрее. Следовательно, полученные результаты показывают какие размеры поврежденных зон биологических тканей следует ожидать при воздействии определенным уровнем мощности излучения и в течение определенного времени.

Таблица 2. Размеры поврежденных зон биологических тканей в зависимости от мощности лазерного излучения и времени воздействия.

	I этап	II этап	III этап
0.7 Вт	3 с Незначительные повреждения	9 с 350 ± 50 мкм	15 с 650 ± 90 мкм
1.3 Вт	2 с 250 ± 60 мкм	6 с 680 ± 90 мкм	10 с 850 ± 90 мкм
2 Вт	1 с 560 ± 50 мкм	2 с 750 ± 90 мкм	5 с 1010 ± 70 мкм

Кроме того, проведенные эксперименты показали, что для прецизионного воздействия на биоткани, в частности, для нейрохирургических и сосудистых операций, требующиеся мощности двухмикронного излучения не должны превышать 2 Вт. При таких мощностях сочетание скорости воздействия и величины термического повреждения становится приемлемым для проведения прецизионных хирургических операций.

В Заключении сформулированы основные результаты и выводы работы.

Основные результаты работы

1. На основе анализа исследованных спектров пропускания в диапазоне 0.35–2.6 мкм таких биологических тканей, как скелетные мышечные ткани коровы и свиньи, свиная жировая ткань, спинной мозг и твердая мозговая оболочка спинного мозга свиньи показано, что лазерное воздействие обусловлено поглощением воды в области 2 мкм. Выявлены отличия в спектрах поглощения свиного спинного мозга и подкожной жировой ткани.
2. На основе гольмиевых волокон с различной концентрацией активных ионов созданы эффективные лазеры, работающие как в непрерывном режиме в диапазоне длин волн 2.02–2.144 мкм с максимальной выходной мощностью до 8 Вт, так и в режиме самомодуляции добротности на длине волны 2.1 мкм с генерацией импульсов длительностью 500–220 нс с максимальной пиковой мощностью 47 Вт.
3. Впервые реализован полностью волоконный гольмиевый лазер с оптимальной концентрацией ионов гольмия и длиной активного волокна, работающий в режиме синхронизации мод за счет нелинейного вращения плоскости поляризации и генерирующий ультракороткие импульсы длительностью 1.8

пс, частотой следования импульсов 7.5 МГц и энергией в импульсе ≈ 0.3 нДж. Длина волны излучения 2.06–2.08 мкм менялась в зависимости от длины активного волокна в резонаторе.

4. Впервые создан, исследован и оптимизирован усилитель слабого сигнала на основе кварцевого волокна, легированного ионами гольмия, работающий в диапазоне длин волн 2.02–2.15 мкм. Максимальный коэффициент усиления слабого сигнала в оптимизированном варианте был достигнут на длине волны 2.05 мкм и составил 35.8 дБ.
5. Показано, что усиление ультракоротких импульсов двухмикронного излучения в среде с аномальной дисперсией приводит к деформации выходного спектра усиленного излучения. Форма спектра изменяется при достижении значения средней мощности усиленного сигнала 12.5 мВт.
6. Проанализирован характер разрушения тканей и размер поврежденных зон при воздействии непрерывным излучением с длиной волны 2.1 мкм бесконтактным и контактными методами на биологические ткани (мышечные ткани, жировые ткани и твердую мозговую оболочку спинного мозга). На основе полученных данных показано, что для прецизионного воздействия на биоткани (например, для нейрохирургических и сосудистых операций), требуемые мощности двухмикронного излучения не должны превышать 2 Вт.

Список публикаций по теме диссертации

1. **Filatova S.A.**, Shcherbakov I.A., Tsvetkov V.B. Optical properties of animal tissues in the wavelength range from 350 to 2600 nm //Journal of Biomedical Optics. – 2017. – Т. 22. – №. 3. – С. 035009-035009.
2. Камынин В.А., **Филатова С.А.**, Жлуктова И.В., Цветков В.Б. Пикосекундный гольмиевый волоконный лазер с накачкой на длине волны 1125 нм //Квантовая электроника. – 2016. – Т. 46. – №. 12. – С. 1082-1084.
3. **Филатова С.А.**, Камынин В.А., Трикшев А.И., Жлуктова И.В., Цветков В.Б. Усиление пикосекундных импульсов двухмикронного диапазона //Прикладная фотоника. – 2016 – Т. 3. – №3. – С. 301-308.
4. **Filatova S.A.**, Kamynin V.A., Zhluktova I.V., Trikshev A.I., Tsvetkov V.B. All-fiber passively mode-locked Ho-laser pumped by ytterbium fiber laser// Laser Physics Letters. - 2016. - Т. 13. - №11 - С. 115103.

5. **Filatova S.A.**, Kamynin V.A., Tsvetkov V.B., Medvedkov O.I., Kurkov A.S. Gain spectrum of the Ho-doped fiber amplifier //Laser Physics Letters. – 2015. – Т. 12. – №. 9. – С. 095105.
6. **Филатова С.А.**, Камынин В.А., Рябова А.В., Лощенов В.Б., Зеленков П.В., Золотовский И.О., Цветков В.Б., Курков А.С. Воздействие излучения гольмиевого волоконного лазера ($\lambda = 2.1$ мкм) на ткань оболочки спинного мозга и жировую ткань //Квантовая электроника. – 2015. – Т. 45. – №. 8. – С. 781-784.
7. **Филатова С.А.**, Камынин В.А., Рябова А.В., Лощенов В.Б., Зеленков П.В., Золотовский И.О., Цветков В.Б., Курков А.С. Взаимодействие лазерного излучения двухмикронного диапазона с различными биологическими тканями //Фотон-экспресс. – 2015. – №. 6. – С. 55-56.
8. **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.