

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ
ФЕДЕРАЦИИ

ФГБОУ ВО «Пермский государственный национальный
исследовательский университет»

Физический факультет

Кафедра радиоэлектроники и защиты информации

**Разработка термочувствительного волоконно-
оптического рассеивателя излучения для
фотодинамической терапии**

Выпускная квалификационная работа

К защите допускаю:
заведующий кафедрой
радиоэлектроники и защиты
информации

_____ И.В.Лунегов

Исполнитель
студентка 4 курса
физического факультета,
направления “Электроника,
микро- и наноэлектроника”

_____ В.А.

Щербакова

Научные руководители:

доцент кафедры
радиоэлектроники и защиты
информации

_____ И.Л. Вольхин

начальник лаборатории ЛВС

Реферат

Отчет 43с., 26 рис., 1 табл. 3 части, 50 источников;

Ключевые слова: оптическое волокно, волоконный лазер, оптический датчик, fuse-эффект.

Объект исследования: волоконно-оптический рассеиватель излучения на основе эффекта периодического расплавления сердцевины волокна под действием критической температуры

Цель работы: разработка и изготовление волоконно-оптического датчика температуры для фотодинамической терапии.

Область применения результатов работы – оптические системы для медицинских целей.

Настоящая работа позволит соединить в одном приборе рассеивателя света и датчика температуры, устойчивого к агрессивным средам. Разработанные датчики могут быть использованы при проведении фотодинамической терапии.

Оглавление

1. ОПРЕДЕЛЕНИЯ.....	4
2. ВВЕДЕНИЕ.....	5
3. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ.....	8
3.1. Фотодинамическая терапия.....	8
3.1.1. Механизм действия фотодинамической терапии.....	8
3.1.2. Клиническое применение фотодинамической терапии.....	9
3.1.3. Виды рассеивателей излучения для ФДТ.....	10
3.2. Интерферометр Фабри-Перо.....	11
3.2.1. Историческая справка.....	11
3.2.2. Конструкция резонатора Фабри-Перо.....	12
3.2.3. Принцип действия резонатора Фабри-Перо.....	13
3.2.4. Датчики на основе интерферометра Фабри-Перо.....	15
3.3. Оптический пробой.....	17
3.4. Эффект плавления (fuse эффект).....	18
3.5. Датчики на основе fuse- эффекта.....	19
4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ.....	21
4.1. Разработка и создание макета иттербиевого лазера для создания рассеивателей на основе fuse- эффекта.....	21
4.2. Изучение параметров иттербиевого лазера.....	22
4.3. Методика создания рассеивателя на основе fuse- эффекта.....	24
4.6. Исследование обратного отражения излучения на разных видах волокон.....	29
4.7. Разработка и создание макета для проверки чувствительности рассеивателей к изменению температуры.....	31
5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....	37
6. СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....	39

1. ОПРЕДЕЛЕНИЯ

В настоящей выпускной квалификационной работе бакалавра, которая по существу является отчетом о выполненной на ПАО “ПНППК” научно-исследовательской работе, применяют следующие термины с соответствующими определениями.

Абсолютный показатель преломления среды (n) – безразмерная величина, которая показывает, во сколько раз скорость света в веществе (v) меньше, чем скорость света в вакууме (c).

Френелевское отражение – явление отражения излучения на границе двух сред с разными показателями преломления, зависящее от угла падения излучения.

Оптический рассеиватель – элемент оптической системы, перераспределяющий излучение на основе законов рассеяния света частицами.

Световод – закрытое устройство для направленной передачи (канализации) света.

Волоконная брэгговская решетка – распределённый брэгговский отражатель (разновидность дифракционной решетки), сформированный в светопроводящей сердцевине оптического волокна.

Датчик – средство измерения, предназначенное для преобразования измеряемой величины в другую величину, удобную для обработки, хранения, дальнейших преобразований, индикации или передачи.

Лазер – это устройство, преобразующее энергию накачки (световую, электрическую, тепловую, химическую и др.) в энергию когерентного, монохроматического, поляризованного и узконаправленного потока излучения.

2. ВВЕДЕНИЕ

Волоконные лазеры являются одним из наиболее ярких достижений в квантовой радиофизике. Это направление возникло на стыке лазерной физики и волоконной оптики. Существует ряд преимуществ волоконных лазеров по сравнению с традиционными квантовыми излучателями, которые позволяют использовать их наравне с обычными лазерами, а в некоторых случаях и заменять их. Следует отметить, что в начале своего развития основной задачей волоконной оптики представлялось создание волоконных световодов как пассивной среды для передачи информации. Однако, как и в любой другой развивающейся области наук, в процессе решения первоначальной задачи были обнаружены и другие возможности волоконной оптики, которые на данный момент привели к расширению круга изучаемых объектов и явлений. Это в свою очередь привело к расширению области применения волоконных световодов и устройств на их основе.

Отдельным направлением волоконной оптики является разработка и исследование датчиков на основе оптических световодов. Настоящая работа посвящена исследованию возможности использования френелевского рассеяния в сердцевине оптического световода волоконного диффузора для создания датчика температуры. В качестве диффузора можно использовать оптические неоднородности сердцевины.

Известно, что выбор датчика во многом определяют условия, в которых будет находиться измеряющее устройство. Измерения, проводимые во враждебных и опасных средах, предъявляют особые требования к датчику, поскольку даже небольшие изменения состояния среды (давления и температуры) могут привести к существенным погрешностям или вывести сам датчик из строя. Подобные форс-мажорные ситуации могут повлечь катастрофические последствия, как показано в [1]. В некоторых враждебных средах, особенно при воздействии сильного электромагнитного поля, радиоволновых помехах и т.п., традиционные датчики (в том числе электрические) как правило, или не могут работать, или требуют

существенного усложнения конструкции. Для оптических датчиков таких проблем не существует т.к. сердцевина волокна не чувствительна к влиянию электромагнитных полей [2].

Одним из важных применений датчиков температуры в условиях агрессивной среды с повышенной кислотностью является измерение температуры в медицине при проведении фотодинамической терапии различных заболеваний, в том числе раковых. Одним из вариантов изготовления оптического датчика температуры является датчик использующий явление рассеяния света в диффузоре оптической сердцевины волокна. При проведении фотодинамической терапии рассеяние света в диффузоре может использоваться как для собственно фототерапии (облучения специальных препаратов - фотосенсибилизаторов, заранее введенных в организм больного), так и для измерения температуры.

Фотосенсибилизаторами являются светочувствительные вещества, обладающие свойством избирательного накопления в опухоли или иных пораженных тканях (клетках). После облучения светом высокой интенсивности и длины волны, соответствующей максимуму поглощения использованного препарата, начинается химическая реакция, которая приводит к гибели клеток опухоли из-за повреждения её микрососудов.

При проведении фотодинамической терапии обычно используются дополнительные устройства измерения показателей состояния организма в месте проведения терапии: пульса, температуры и давления. Введение дополнительных датчиков нежелательно, поэтому настоящее исследование направлено на то, чтобы использовать оптический диффузор и для терапии, и в качестве оптического датчика температуры. Объектом исследования являются волоконные оптические рассеиватели излучения. Существуют различные варианты создания оптических рассеивателей. В настоящей работе будет рассмотрен вариант конструкции рассеивателя изготовленного на основе эффекта периодического расплавления сердцевины волокна под действием критически высокой температуры, так называемого fuse-эффекта (эффект расплавления). Как следствие этого эффекта в сердцевине

образуются микрополости воздуха, показатель преломления которого отличается от показателя сердцевины световода. На границе раздела двух сред с относительным показателем преломления $n \approx 1,46$ происходит частичное ($\approx 4\%$), отражение излучения назад к источнику, в то время как остальная часть излучения ($\approx 96\%$) продолжает распространяться дальше. Однако размеры микронеоднородностей могут быть соизмеримы с длиной волны излучения. В этом случае излучение частично отражается, частично проходит вперед, а частично рассеивается вбок в соответствии с индикатрисами рассеяния каждой неоднородности. Структура светового поля в результате интерференции рассеянных волн от каждой неоднородности получается достаточно сложной. Варьируя размерами, плотностью упаковки и длиной области, в которой сосредоточены микронеоднородности, можно изменять соотношения отраженного, рассеянного и прямопрошедшего излучения. Обычно доля отраженного назад излучения составляет примерно 4% от падающего. Отраженная обратно часть излучения может использоваться для изменения температуры. При изменении температуры изменяются геометрические размеры микронеоднородностей, и как следствие, доля отраженного назад излучения. Измерение доли отраженного назад излучения содержит информацию о температуре.

Таким образом, в одном устройстве можно реализовать и необходимое для фотодинамической терапии облучение светом высокой интенсивности, и создать датчик температуры. Это и является целью настоящего исследования.

Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

- изучение френелевского рассеяния;
- изучение эффекта плавления сердцевины (fiber fuse effect);
- разработка макета лазера для создания оптического диффузора, рассеяние на котором достигается за счет микрополостей воздуха, полученных в результате эффекта периодического плавления сердцевины;

- изучение диффузоров, сделанные на основе разных видов волокон разработка макета для проверки влияния изменения температуры на показатели обратного отражения на микрополостях в диффузоре, а также экспериментальная проверка разработанной схемы.

Таким образом, в этом исследовании будут задействованы наравне и теоретические (анализ), и эмпирические (эксперимент, сравнение, измерение), и математические методы исследования (статистический анализ).

3. ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

3.1. Фотодинамическая терапия

3.1.1. Механизм действия фотодинамической терапии

Из фотохимиотерапевтических методов, основанных на комплексном применении света и химических соединений различного назначения, наиболее интенсивно и успешно в настоящее время развивается фотодинамическая терапия (ФДТ), которую называют медицинской технологией XXI века [3, 4, 5, 6]. Находясь в начале своего современного развития, она открывает новые возможности в диагностике и лечении различных заболеваний. Если вначале ФДТ применялась исключительно для лечения больных со злокачественными новообразованиями, то сегодня появляется все больше сообщений об успешном использовании метода в терапии неопухолевых заболеваний, что значительно расширяет диапазон его использования [5, 7, 8, 9, 10].

Основу метода составляет фотодинамический эффект, изучение которого и привело к созданию технологии ФДТ. Фотодинамический эффект открыт в 1900 г. О. Raab, аспирантом известного биолога Н. Тарреiner [11, 12]. При изучении влияния флуоресцентных красителей на инфузории и простейшие он обнаружил, что при солнечном освещении окрашенные одноклеточные погибают. В отсутствие света, а также при освещении светом в отсутствие красителя парамеции выживают. Проф. Н. Тарреiner назвал этот эффект фотодинамическим – обозначающим действие света на динамику клеток, т. е. их подвижность. В 1902 г. А. Ledoux-Lebord [13] было показано, что для наблюдения фотодинамического лизиса (растворения) эритроцитов или повреждения инфузорий необходим кислород. Н. Тарреiner сразу понял потенциальную терапевтическую ценность фотодинамического эффекта и уже в 1903 г. вместе с д-ром А. Jesionek опубликовал первые данные об успешном лечении больных раком кожи, псориазом и герпесом путем совместного применения красителя эозина и света [11].

Таким образом, можно сказать, что ФДТ основана на сочетанном действии в присутствии кислорода химиотерапевтических (ФС) и физических (лазерное излучение, излучение светодиодов и других источников) факторов. Отдельно взятые сенсibilизаторы и световое облучение необходимое (фотодинамическое) действие не оказывают.

Условно в практическом применении метода можно выделить несколько этапов. На первом из них пациенту вводят, чаще внутривенно, раствор ФС. Во время второго этапа, продолжающегося от нескольких часов до 3 суток, сенсibilизатор накапливается в опухоли (или другой целевой ткани). По флуоресценции сенсibilизатора можно судить о размерах и локализации опухоли. На третьем этапе пораженный участок тела облучают светом определенной длины волны и интенсивности в течение 15–20 мин. После интенсивного облучения в участках опухоли, содержащих ФС, развиваются фотофизические и фотохимические реакции, которые в конечном счете приводят к гибели раковых клеток. При этом соседние нормальные клетки сохраняются. В процессе фотодинамической терапии повреждаются кровеносные сосуды, идущие к опухоли, что нарушает доставку питательных веществ и кислорода, и также способствует ее гибели, поэтому на четвертом этапе, продолжающемся от 2 до 4 недель, происходит разрушение опухоли и частичное или полное восстановление окружающих ее тканей.

3.1.2. Клиническое применение фотодинамической терапии

Несмотря на широкие терапевтические возможности ФДТ, к ней и сегодня прибегают преимущественно онкологи. В связи с этим можно подчеркнуть, что ФДТ признана четвертым альтернативным методом лечения злокачественных опухолей наряду с хирургической операцией, лучевой терапией и химиотерапией. От традиционных методов лечения ФДТ выгодно отличается малой инвазивностью (проникнованием), высокой избирательностью разрушения опухоли, сочетанием в одном методе диагностики и терапии, отсутствием

тяжелых системных и местных осложнений, хорошими функциональными и косметическими результатами [5, 14].

Применение ФДТ в онкологии, прежде всего, касается опухолей, к которым возможно подведение света, чаще всего лазерного излучения в красном диапазоне спектра, соответствующем максимуму поглощения большинства ФС. Это могут быть либо поверхностные опухоли, которые можно непосредственно облучать, например, рак кожи, головы или шеи, либо опухоли полых органов, к которым можно доставить свет с помощью волоконного световода [15, 16, 17, 18, 19]. К таким опухолям относятся новообразования полости рта, пищевода, желудка, толстой кишки, легких, головного мозга, шейки матки, предстательной железы и мочевого пузыря [20, 21, 22, 23, 24, 25, 26].

Ввиду такого обширного круга возможностей использования фотодинамической терапии разработка различных по свойствам фотосенсибилизаторов и конструкций рассеивателей света остаются главными направлениями развития ФДТ [27, 28, 29, 30, 31, 32].

3.1.3. Виды рассеивателей излучения для ФДТ

Одним из ключевых элементов при проведении фотодинамической терапии является система доставки оптического излучения. Обычно в качестве таких систем используются гибкие оптические волокна диаметром от 200 до 1000 мкм. К медицинским волоконным световодам обычно относят все типы световодов, не обладающих токсичностью, обеспечивающих возможность стерилизации дистального конца и обладающих достаточной гибкостью, высокой прозрачностью на сравнительно коротких длинах (до 10 м) и малой степенью лучевой деградации. [33]. В настоящее время существуют различные виды диффузных облучателей для использования в процессе фотодинамической терапии.

Одним из видов рассеивателей излучения для фотодинамической терапии являются диффузные рассеиватели на основе полимерных волокон. В первую очередь стоит отметить, что пластиковое, или полимерное, оптическое волокно опережает стекловолокно по соотношению цена-производительность. Кроме

того, пластиковое оптическое волокно способно работать в широком температурном диапазоне (от -40 до +85). Без ущерба для оптических характеристик они могут выдерживать изгиб радиусом до 20 мм и не ломаются даже при радиусе изгиба 1 мм. Такая гибкость позволяет пластиковому световоду с легкостью достигать труднодоступных мест, проникая сквозь большое число достаточно крутых перегибов.

Из пластикового оптического волокна в настоящее время изготавливают цилиндрические диффузные облучатели. Они удобны для освещения полых органов, где опухоль может располагаться вокруг диффузного облучателя. Если же опухоль расположена только с одной стороны, то в этом случае применяется диффузный облучатель для бокового освещения [34].

Помимо этого, рассеивающий наконечник можно создать закреплением трубки из полимера на торце волокна, при этом внутреннее пространство трубки заполнить материалом-наполнителем с более высоким показателем преломления света, чем у самой трубки. Это обеспечить прохождение излучение в трубке так же как в волокне. При этом материал наполнителя должен обладать рассеивающими свойствами., т.к. по мере распространения света в трубке часть излучения должна выходить наружу. Коэффициент рассеивания наполнителя подбирается в соответствии с длиной рассеивателя.

Следующим видом рассеивателей для фотодинамической терапии можно выделить цилиндрические кварцевые облучатели, изготовленные химическим методом. Известно, что при травлении слабыми растворами плавиковой кислоты в смеси с концентрированной серной кислотой на поверхности кварцевого волокна происходит равномерное образование растворимых соединений и его поверхность в результате становится гладкой и блестящей (эффект максимальной кислотной полировки). Более активно на поверхность кварцевого волокна воздействуют фторсодержащие растворы. В этом случае после травления поверхность становится более матовой, шероховатость такой поверхности значительно увеличивается, что приводит к изменению условий полного внутреннего отражения мод, распространяющихся в

кварцевом световоде. Как следствие, наблюдается значительное рассеяние световых мод на такой поверхности, что позволяет создать цилиндрический диффузный рассеиватель [35].

Но необходимо учесть, что данные рассеиватели не поддерживают функцию оптического датчика температуры и могут быть применены только для освещения опухоли. В настоящей работе, как говорилось ранее, будет рассмотрена возможность объединения функции рассеивателя света и датчика температуры на основе fuse-эффекта, который за счет образованных микрополостей в сердцевине волокна выводит часть излучения наружу.

3.2. Интерферометр Фабри-Перо

3.2.1. Историческая справка

В 1899 году французы Шарль Фабри и Альфред Перо описали многолучевой интерферометр, состоящий из двух плоскопараллельных частично посеребренных стеклянных пластин, который позволил существенно повысить разрешение спектральных измерений. Однако триумфальное шествие этого устройства, уже как резонатора Фабри-Перо (РФП), способного запасать оптическую энергию, начинается после того, как почти одновременно в 1958 году Прохоров [36] и Шавлов с Таунсом [37] предложили его использовать для создания лазера.

Последующие патентные исследования, продолжавшиеся до 1987 года, свидетельствуют, что приоритет следует отдать Гордону Гоулду, предложившему схему с открытым резонатором на год раньше (Гоулд также первым предложил слово “лазер”).

Наконец, 16 мая 1960 года Теодор Мейман запустил первый в мире лазер на основе, освещаемого лампой-вспышкой, рубинового стержня, резонатором Фабри-Перо в котором служил сам стержень с посеребренными торцами. Позднее, в том же 1960 году заработал первый гелий-неоновый лазер в лаборатории имени Белла, в котором уже использовался метровый резонатор Фабри-Перо с плоскими юстируемыми зеркалами с отражающим многослойным диэлектрическим покрытием.

3.2.2. Конструкция резонатора Фабри-Перо

Интерферометр Фабри-Перо (ИФП) или, как его еще называют, эталон Фабри-Перо, представляет собой плоскопараллельный слой из оптически однородного прозрачного материала, ограниченный отражающими плоскостями. Наиболее широко применяемый ИФП состоит из двух клиновидных стеклянных или кварцевых пластинок (рис. 1).

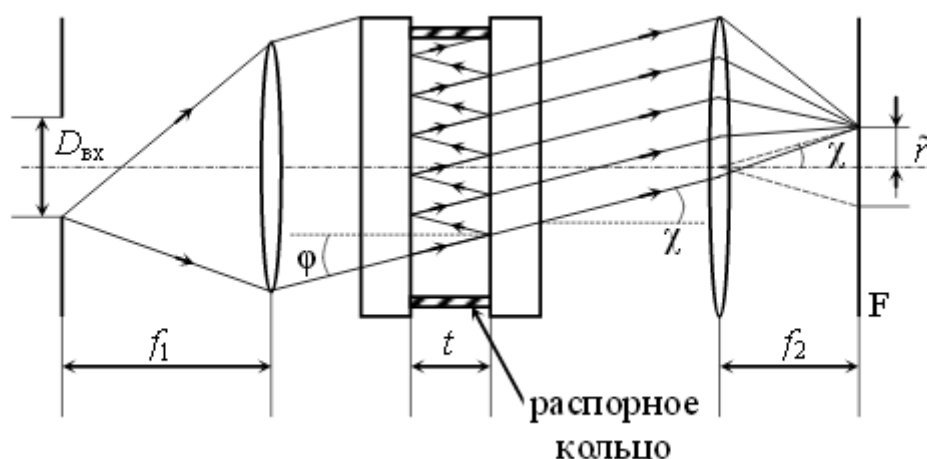


Рис. 1. Схема интерферометра Фабри-Перо

На обращенные друг к другу плоскости пластин (изготавливаемые с высокой точностью $\sim 0,01$ длины волны) наносится хорошо отражающее покрытие, а на внешние поверхности — просветляющее. Клиновидная форма пластинок предотвращает нежелательную интерференцию лучей, отраженных от внешних поверхностей пластин (практически достаточно, чтобы клиновидность пластинок была весьма мала — порядка $5 \div 10'$ и поэтому на рисунке она не отражена).

Установка отражающих плоскостей параллельно друг другу и изменение расстояния между ними обычно осуществляются с помощью специальных распорных колец, размещаемых между внутренними плоскостями пластин интерферометра и изготавливаемых из материалов с малым коэффициентом термического расширения — кварца, инвара и т.д.

При измерениях ИФП, как правило, устанавливается между входным и выходным коллиматорными линзами. В фокальной

плоскости входного коллиматора размещается круглая диафрагма или щель, определяющие угловые размеры веера параллельных пучков, падающих на ИФП. В фокальной плоскости выходного коллиматора F устанавливается регистрирующее устройство, в качестве которого может использоваться специализированная телекамера, фотопластинка или диафрагма.

Отметим, что ИФП также может быть выполнен и в виде плоско-параллельной стеклянной или кварцевой пластинки, на обе поверхности которой нанесены отражающие слои (именно в этом случае его часто называют эталоном Фабри-Перо). И в том, и в другом случае расстояние t между отражающими поверхностями ИФП называется его базой.

3.2.3. Принцип действия резонатора Фабри-Перо

Плоская волна, падающая на ИФП (см. рис. 1), в результате многократных отражений от зеркал и частичного выхода после каждого отражения разбивается на большое число плоских когерентных волн, отличающихся по амплитуде и по фазе.

Амплитуда когерентных волн убывает по закону геометрической прогрессии, а разность хода между каждой соседней парой волн, идущих в данном направлении, постоянна и описывается формулой (1):

$$\Delta_0 = 2 * t * n \cos \varphi \quad (1)$$

где t — расстояние между отражающими поверхностями ИФП;

n — показатель преломления среды между зеркалами (для воздуха $n=1$);

φ — угол между лучом и нормалью к зеркалам.

Луч света после прохождения через плоскопараллельную пластинку выходит из нее под углом к оси ИФП $\chi = \varphi$ (см. рис. 1).

Пройдя через выходной коллиматор, когерентные волны интерферируют в его фокальной плоскости и образуют пространственную интерференционную картину в виде колец равного наклона (рис. 2).

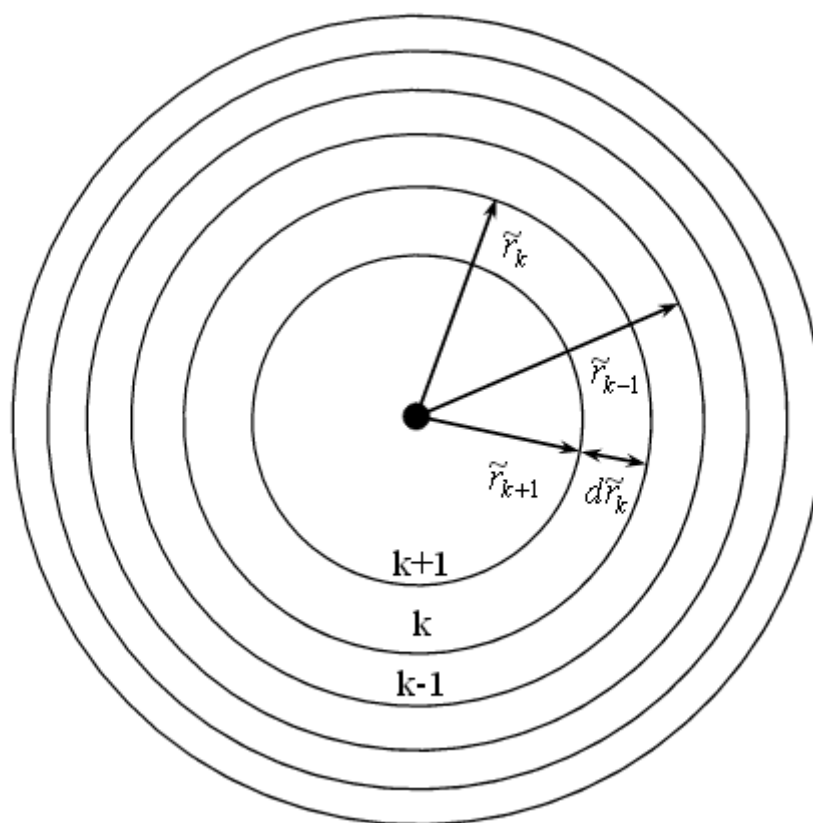


Рис. 2. Структура интерференционных колец в фокальной плоскости выходного коллиматора

Условие образования интерференционного максимума при этом имеет вид, описанный формулой (2):

$$\Delta_{max} = 2 * t * n * \cos \chi_{max} = k * \lambda$$

где t — расстояние между отражающими поверхностями ИФП;

n — показатель преломления среды между зеркалами (для воздуха $n=1$);

χ_{max} — максимальный угол, под которым может выйти луч после прохождения через плоскопараллельную пластинку;

k — целое число;

λ — длина волны излучения.

Это равенство означает, что максимум образуется в направлении χ_{max} , для которых разность хода между соседними когерентными пучками равна целому числу длин волн.

Такая картина типична для интерференции в любой плоскопараллельной пластинке. Только в обычной пластинке коэффициент отражения $r=3\div 5\%$, что приводит к очень быстрому

ослаблению пучков по мере увеличения числа отражений, а в ИФП r близко к 100%, поэтому интенсивность каждого последующего пучка мало отличается от интенсивности предыдущего. В результате эффективное число интерферирующих пучков оказывается большим. Именно это и обуславливает высокую разрешающую способность ИФП.

3.2.4. Датчики на основе интерферометра Фабри-Перо

Как было сказано во введении, при решении первоначальных задач, связанных с развитием волоконных лазеров, были обнаружены и другие возможности использования волоконной оптики. Одной из которых является изготовление волоконно-оптических датчиков температуры, давления и т.д. Для создания чувствительных участков волокна часто используют внедрение в него микрополостей. При этом между границами микрополостей образуются объемные оптические резонаторы. Действие датчика с микрополостями в волокне хорошо описывается теорией интерферометра Фабри-Перо.

Такие датчики нашли широкое применение, благодаря малым размерам, линейной структуре, линейному отклику, высокой чувствительности и удобному режиму обнаружения отражённого сигнала [38, 39].

Так ученые из Гонконгского политехнического университета в городе Гонконге, районе Хунхам, Китай [40], создали датчик показателя преломления, действие которого можно описать при помощи теории интерферометра Фабри-Перо. Они создали импульсный лазер на $\lambda = 800$ нм с частотой повторения импульсов 1 кГц, и при помощи объектива подвели излучение к торцу обрабатываемого участка волокна. При воздействии импульсного излучения лазера на торце сердцевины волокна образуется микроотверстие диаметром примерно 1 мкм.

Далее этот участок волокна сваривался с другим неповрежденным волокном. При сварке на месте микроотверстия образовывалась микрополость с каналом, заполненным воздухом, как показано на рис. 3. По отражениям от стенок можно было судить об

изменении показателя преломления жидкости, заполняющей микрополость. На рис.3 приведена схема проведения эксперимента для определения показателя преломления света в жидкости.

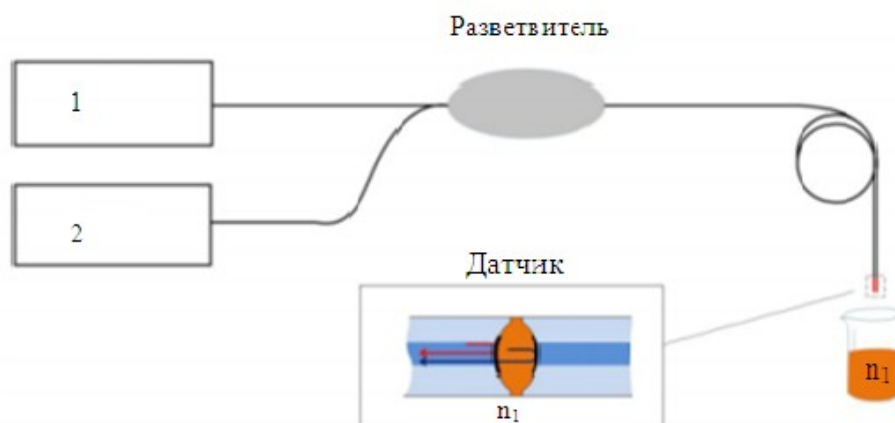


Рис.3. Схема проведения эксперимента, где 1 - широкополосный источник излучения, 2 - анализатор спектра, 3 - жидкость с исследуемым показателем преломления

Чувствительность способа измерения показателя преломления, достигнутая в эксперименте, составляет ~ 994 нм на единицу изменения показателя преломления. Такое устройство имеет простую конструкцию, легко в изготовлении и надежно в эксплуатации.

Другой метод создания микрополостей, действия которых описываются интерферометром Фабри-Перо, предложили ученые из Научно-технического университета Китая [41]. Они создали микрополость, заполненную воздухом, путем сварки двух волокон с разными торцами. На рис. 4(a) пунктирной линией обозначена плоскость, к которой в сварочном аппарате подводятся электроды, и производится электрический дуговой разряд. Рис. 4(b) показывает, что после разряда правый торец волокна оплавлен, а левый - сколот. Далее по обозначенной пунктиром линии вновь производится электрический дуговой разряд при помощи электродов сварочного аппарата, на рис.4(c) показано волокно после сварки. При увеличенном изображении можно хорошо рассмотреть микрополость, образовавшуюся при сварке на рис.4(d).

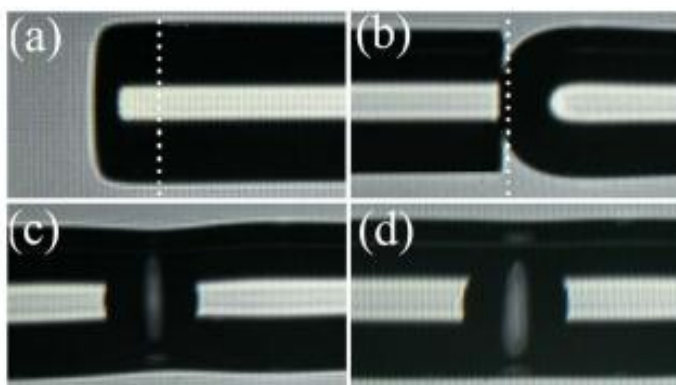


Рис.4. Процесс создания микрополости в волокне

Диаметры таких микрополостей получались около 100 мкм. Далее при помощи анализатора спектра были исследованы зависимости отраженного излучения от изменения температуры и силы (деформации). Результаты исследования показали, что датчик имеет высокую чувствительность к деформации – 4 мкм на единицу относительного удлинения. Датчик показал высокую чувствительность к изменению температуры – менее 1 пм на 1 °С, однако зависимость длины волны от температуры становится нелинейной при повышении температуры выше 500 °С.

3.3. Оптический пробой

Оптический пробой – это быстропотекающий необратимый процесс превращения среды из прозрачной в сильно поглощающую под действием интенсивного излучения сопровождающийся разрушением структуры этой среды. Возникновение оптического пробоя связано с переходом поглощения от линейного к нелинейному, которое в свою очередь может оказаться на несколько порядков выше [42, 43]. Данное физическое явление состоит из нескольких физических процессов, следующих друг за другом (для твердого тела):

- ионизация атомов кристаллической решетки и резкое увеличение концентрации свободных электронов
- вырывание связанных электронов валентной зоны под действием ускоренных свободных электронов

- развитие электронной лавины, приводящей к образованию критической концентрации электронов для излучения заданной частоты
- нелинейное поглощение излучения и быстрый нагрев среды, приводящий к повышению давления и разрушению (тепловой пик)

3.4. Эффект плавления (fuse эффект).

Увеличение пропускной способности волоконных оптических линий связи неизбежно приводит к повышению мощности излучения, распространяющегося по отдельному световоду. При этом поток мощности (интенсивность) лазерного излучения достигает $\approx 10^7$ - 10^8 Вт/см² [44]. При таких уровнях возникают нелинейные оптические эффекты, такие, как вынужденное рассеяние Манделштама-Бриллюэна и четырехволновое смешение, могут ограничивать возможности волоконных систем. Но существует еще один эффект, который гораздо более очевидным способом ограничивает работу световодов – это явление разрушения волоконных световодов под действием оптического излучения интенсивностью ≥ 1 МВт/см² (при условии дополнительного инициирования процесса). В зарубежной литературе оно обозначается как *catastrophic damage* (катастрофическое разрушение) или *Fuse-effect*. Второе обозначение можно перевести как «эффект плавления».

Впервые о разрушении одномодовых световодов на силикатной основе под действием оптического излучения было опубликовано в 1987г. [45]. Внешне явление выглядит следующим образом: если в одномодовый световод вводится лазерное излучение порядка 1 Вт, то при определенных условиях (при инициировании) в области сердцевины световода (масштаб порядка 1 мкм) возникает область яркого белого или голубоватого свечения (искра), которая движется навстречу лазерному излучению по световоду со скоростью порядка 1 м/с. В сердцевине световода после «пробегания» искры в большинстве случаев образуются микрополости (или пузыри, или каверны) размерами несколько микрометров, причем полости иногда могут формировать периодическую структуру вдоль сердцевины световода или сливаться в один длинный капилляр [46]. При этом волноводные свойства световода полностью разрушаются.

Явление поддерживается лазерным излучением относительно небольшой мощности порядка 1 Вт. Процесс может быть инициирован разными способами, например, загрязнением торца световода, контактом торца световода с металлической поверхностью

[47], нагреванием участка световода в электрической дуге. В любом случае, требуется нагрев участка волокна до температуры порядка 1000 К [48]. Среди указанных способов инициирования в первых двух нагрев осуществляется за счет поглощения лазерного излучения.

3.5. Датчики на основе fuse- эффекта

Одним из применений данного эффекта является создание различных оптических датчиков, которые могут работать в опасных или враждебных средах.

Ученые из Технического университета города Лиссабон [49] разработали датчик гидростатического давления оптического волокна, основанный на микрополостях, которые появляются вследствие эффекта плавления. Для этого на отрезке волокна иницируется эффект плавления, путем поднесения абсорбирующего материала, как это описано в пункте 3.4. После этого волокно помещают в сварочный аппарат и «вытягивают» при помощи встроенных функций сварочного аппарата. После «вытягивания» на специальном скалывателе волокна делают скол вблизи «вытянувшейся» микрополости. На рис. 5 показаны этапы изготовления датчика.

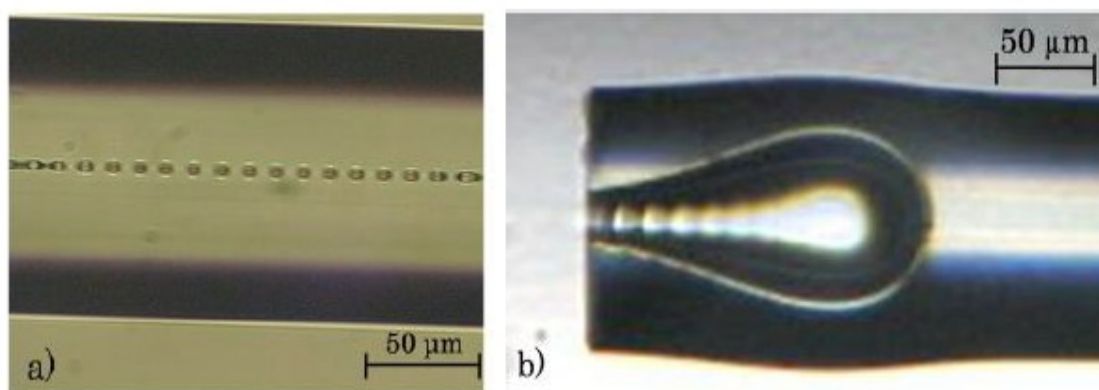


Рис.5. Этапы изготовления датчика давления: а) оптическое волокно, разрушенное эффектом плавления; б) финальная структура микрополости в оптическом волокне

Для давлений ниже 8 кПа линейный коэффициент чувствительности датчика представляет линейное поведение с оцененной чувствительностью $0,47 \pm 0,03$ нм/кПа. Для значений

более высокого давления предусмотрено соответствующее калибровочное выражение. Кроме того, представленный датчик является экономически эффективным решением по сравнению с аналогичными чувствительными устройствами, которые обычно производятся сложными и дорогостоящими методами.

Ученые из Авейрусского университета города Авейру в своей работе [50] описали датчик температуры, разработанный на основе эффекта плавления. Они выделяют два основных способа создания датчика в волокне – на базе интерферометра Фабри-Перо, а значит, созданных различными способами микрополостей в волокне, и на базе волоконных брэгговских решеток. Авторы были заинтересованы в получении датчика, который сможет работать при высоких температурах. Известно, что волоконная брэгговская решетка разрушается при температуре примерно 550°C , следовательно, для исследования ученых из Авейру такой способ не подходит. Для создания датчика было использовано два отрезка волокна. В первом при помощи лазера был инициирован эффект плавления, после чего второй участок волокна сварили с первым. По отражениям от стенок микрополостей можно судить об изменении температуры. Данный датчик получился с высокой точностью $10\text{ пм}/^{\circ}\text{C}$.

4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

4.1. Разработка и создание макета иттербиевого лазера для создания рассеивателей на основе fuse- эффекта

Для создания рассеивателей на основе fuse- эффекта был изготовлен волоконный лазер, легированный оксидами иттербия, схема которого предоставлена на рис.6.

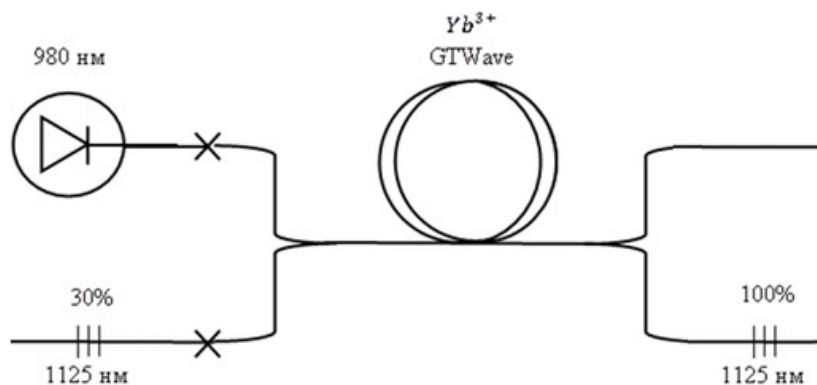


Рис.6. Схема иттербиевого лазера

Она состоит диода накачки (BWT F13041654 29,5w) на 980 нм, участка активного волокна (24 м), легированного иттербием и двух брэгговских решеток. Излучение лазерного диода методом боковой накачки подводится к волокну, легированному оксидами иттербия. В волокне появляются вынужденно возбужденные электроны. При переходе из возбужденного состояния в основное они выпускают фотоны с различной длиной волны от 900 нм до 1200 нм. Справа стоит 100% брэгговская решетка, отражающая фотоны, на резонансной длине волны 1125нм. Остальные длины волн проходят сквозь нее и рассеиваются в воздухе. Часть генерируемого когерентного излучения с длиной волны 1125 нм проходит вправо сквозь 30% брэгговскую решетку, что обеспечивает непрерывную работы лазера на 1125нм.

4.2. Изучение параметров иттербиевого лазера

Для дальнейших исследований необходимо определить ватт-амперную характеристику иттербиевого лазера, смонтированного в экспериментальной установке (лабораторном макете). В установке используется полупроводниковый диод BWT F13041654 29,5w с длиной волны излучения 980 нм.

Для определения мощностей накачки полупроводникового диода и когерентного оптического излучения на выходе макета иттербиеого лазера был использован измеритель мощности Ophir NOVA II. Полученные значения приведены в таблице.

Таблица. Ватт-амперная характеристика диода и лазера

I, A	1	1,5	2	2,5	3	3,5	4	4,5	5	5,5	6	6,5	7	7,5	8	8,5	9
U, В	4,5	4,6	4,7	4,8	4,8	4,9	5	5,1	5,2	5,2	5,3	5,4	5,5	5,5	5,6	5,7	5,7
P, Вт	1,23	2,58	4,17	5,72	7,02	8,65	9,88	11,4	12,9	14,2	15,6	17	18,4	19,7	21	22,3	23,5
Рлазера, Вт	0,08	0,34	0,62	0,92	1,28	1,78	2,28	2,8	3,38	3,96	4,48	5,18	5,6	6,16	6,52	-	-

На рис.7 приведены зависимости выходных мощностей диода накачки и лазерного излучения на выходе макета иттербиевого лазера от величины тока накачки.

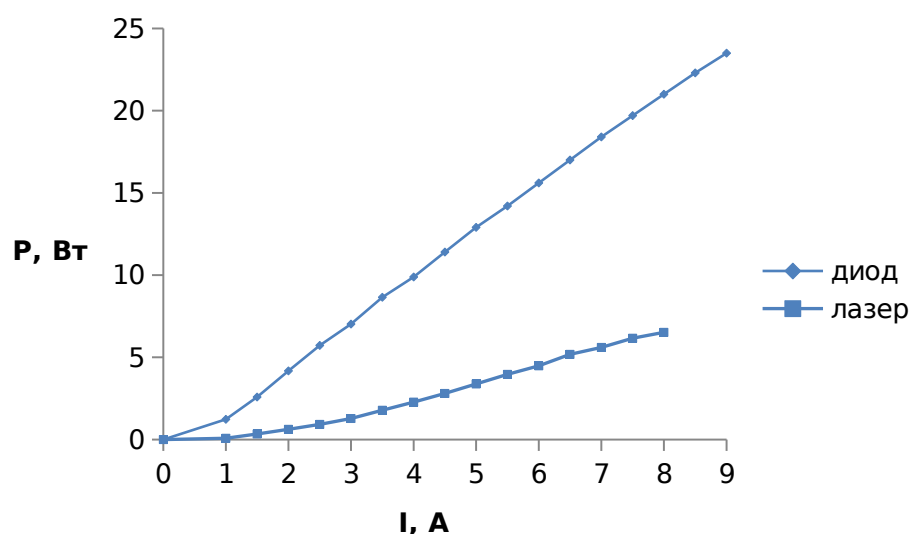


Рис. 7. Ватт-амперная характеристика диода накачки и макета волоконного лазера

Из рис. 7 видно, что зависимость выходной мощности диода накачки от величины тока (верхний график) имеет вид линейной зависимости с небольшими отклонениями при малых значениях тока. Это можно объяснить тем, что на данном уровне энергии накачки, еще не достигнута инверсная заселенность энергетических уровней активного участка иттербиевого волокна, а значит нет лазерной генерации.

Так же видно, что график зависимости выходной мощности лазерного излучения на выходе макета иттербиевого лазера от величины тока проходит ниже графика, описывающего зависимость выходной мощности диода накачки. Но при этом нижний график пропорционален верхнему графику, а коэффициент пропорциональности примерно равен проценту пропускания выходной ВБР (30%).

Помимо ватт-амперной характеристики важную роль также играет спектр люминесценции макета волоконного иттербиевого лазера. На рис.8. представлен выходной спектр излучения макета волоконного иттербиевого лазера, полученный с помощью анализатора спектра Yokohama AQ6319.

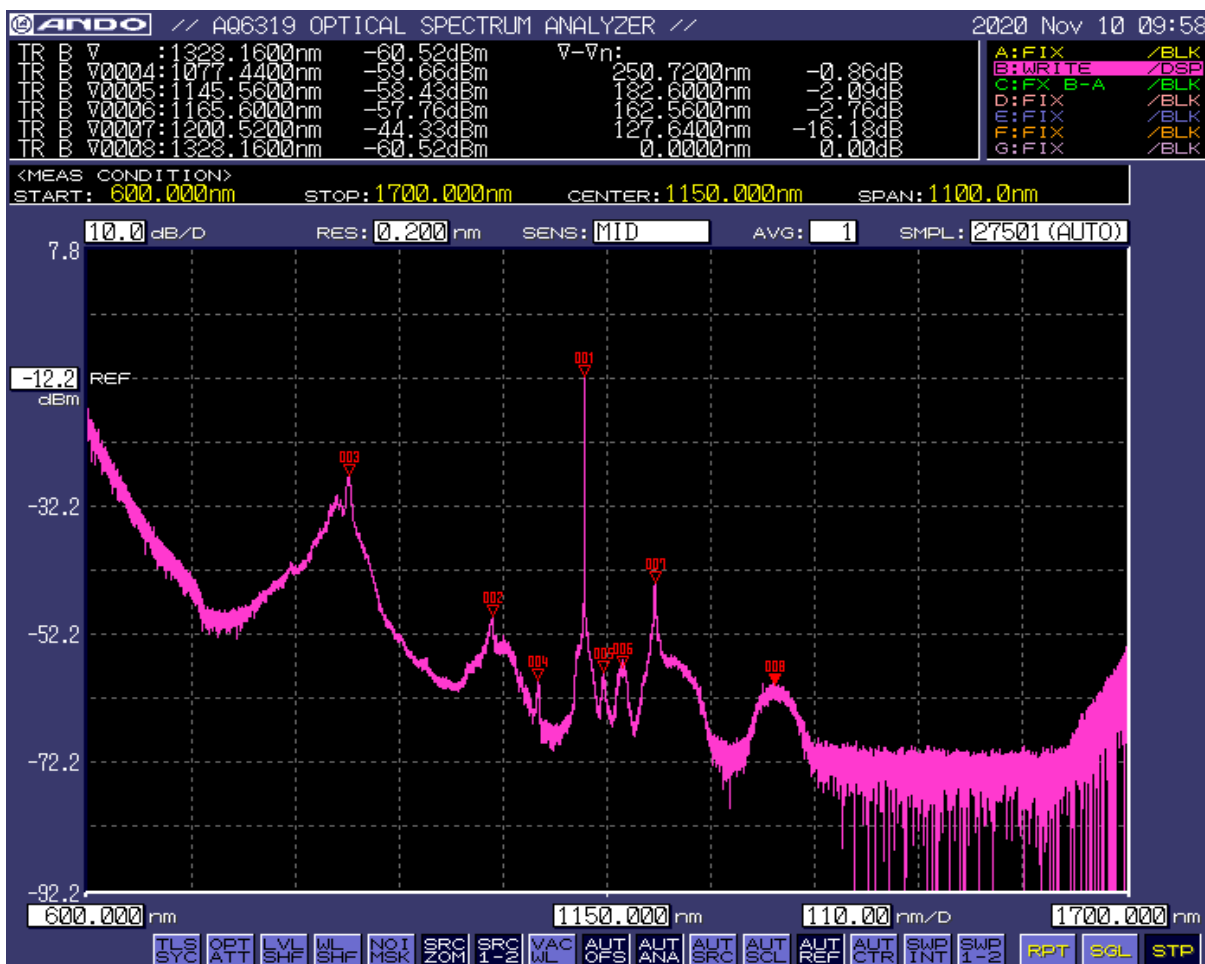


Рис. 8. Спектр люминесценции макета волоконного иттербиевого лазера

В спектре излучения макета волоконного иттербиевого лазера присутствует несколько пиков, появившиеся из-за нелинейных эффектов, возникающих в длинном контуре (24 м) активной области волоконного лазера. На фотографии, представленной на рис. 8 присутствуют стоксовы и антистоксовы компоненты с пиками на длинах волн: 1200,04 нм, 1166 нм, 1145,48 нм – стоксовы и 1077,04 нм, 1028,76 нм – антистоксовы. Так же наблюдается явление ВКР преобразования на длине 1200,52 нм (стоксовая компонента) и 1013 нм (антистоксовая компонента). Появление этих нелинейных эффектов можно объяснить тем, что в эксперименте был использован длинный контур лазера. На длине волны 1125 нм наблюдается пик генерации лазера, а на длинах волн 976-980 нм – пик генерации накачки.

4.3. Методика создания рассеивателя на основе fuse- эффекта

Следующим этапом экспериментальной части было создание рассеивателей на основе fuse-эффекта. После сборки макета волоконного иттербиевого лазера были созданы рассеивающие оптическое излучение неоднородности. Для этого к открытому выходному концу оптического волокна вплотную подводился металлический отражатель. В качестве него была использована плоская поверхность стриппера. При этом за счёт обратного отражения лазерного излучения в оптическом волокне возникала стоячая волна. В пучностях оптической волны Амплитуда сигнала удваивалась, возникал оптический пробой сердцевины волокна. Возникшее детонационное разрушение приводило к образованию микрополостей. Схема установки инициации детонационного разрушения в сердцевине волокна представлена на рис. 9.

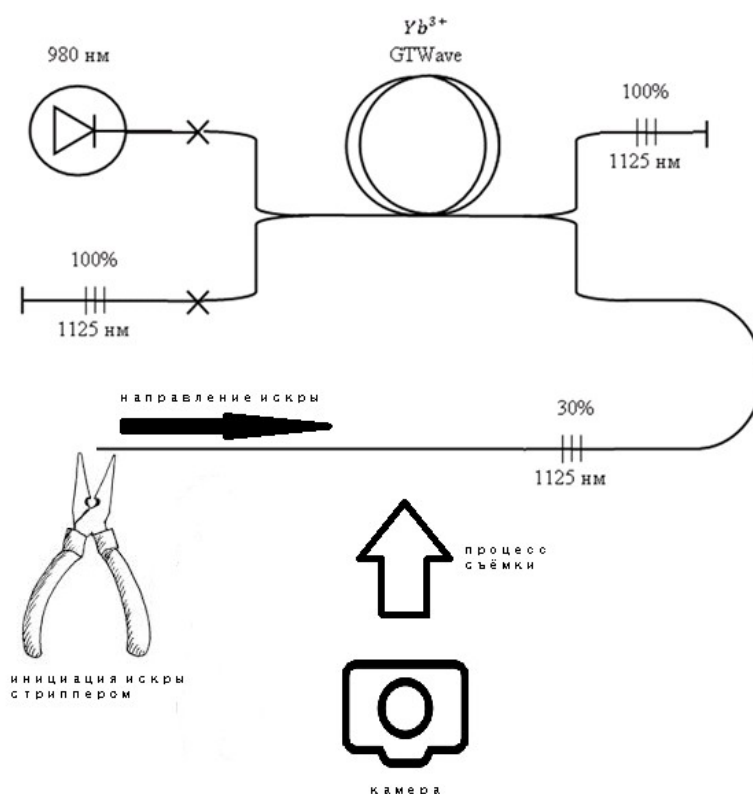


Рис. 9. Схема установки инициации детонационного разрушения в сердцевине волокна

Для контроля процесса образования микрополостей движение искры в сторону лазерного диода (fuse-эффект), записывалось на видеокамеру. Эксперименты проводились при различной силе тока диода накачки для изучения зависимости скорости распространения

искры, которая видна визуально, от мощности лазера. Создание микрополостей проводилось в сердцевинах оптических волокон двух типов: SMF28 и GIMM62,5/125. Были испытаны и другие методы инициации fuse-эффекта – нагрев и обрыв волокна. Было установлено, что в обоих случаях возникал эффект оптического пробоя. Однако первый метод более предпочтителен ввиду его простоты.

4.4. Изучение рассеивателей, созданных на многомодовых волокнах

Целью следящего этапа исследования являлась определение зависимости структуры распределения микрополостей вдоль сердцевины оптического волокна после детонационного разрушения от мощности лазерного излучения.

В ходе эксперимента к выходному концу волокна макета волоконного иттербиевого лазера приваривался участок многомодового волокна (GIMM 62,5/125 мкм). Далее по методике, подробно описанной в параграфе 4.3, были получены 9 различных рассеивателей (отрезков оптического волокна с сформированными в их сердцевинах микрополостями), при различных мощностях излучения волоконного иттербиевого лазера.

С помощью камеры Levenhuk, установленной на световом микроскопе модели Zeiss Axio Scope A1 были произведены снимки всех 9-ти образцов рассеивателей. На рис. 10÷18 приведены полученные фотографии (слева с 10-ти кратным, а справа с 60-ти кратным увеличением). Анализ фотографий показал, что при увеличении мощности излучения лазера периодичность расположения микрополостей (на рисунках они выглядят более светлыми) возрастает. Вытянутая форма “длинных желобков” микронеоднородностей превращается в пулеподобную с одним вытянутым, а другим плоским краями (рис. 18). Кроме того, микронеоднородности, образовавшиеся на краях и в середине отрезка оптического волокна, становятся одинаковыми.

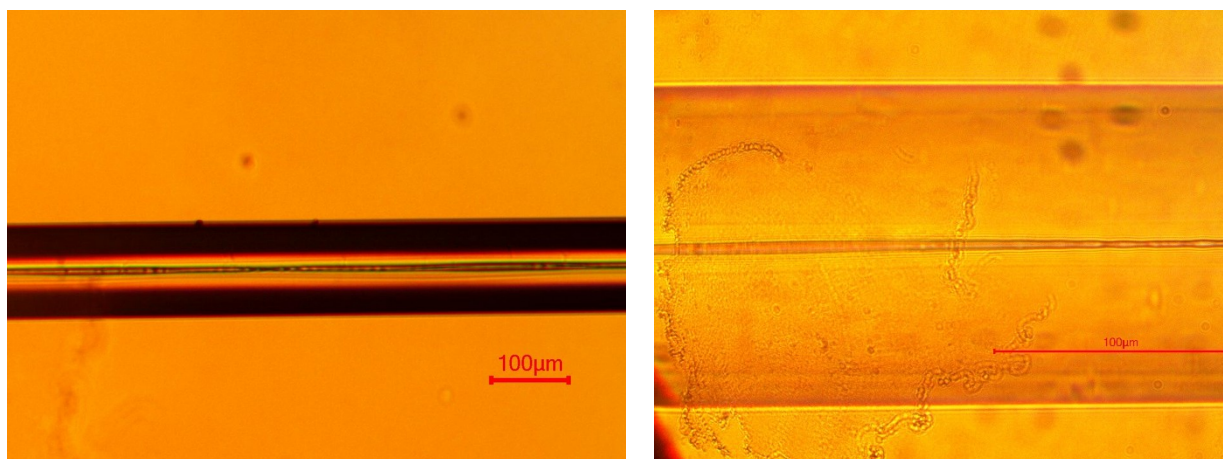


Рис. 10. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 1,28 Вт

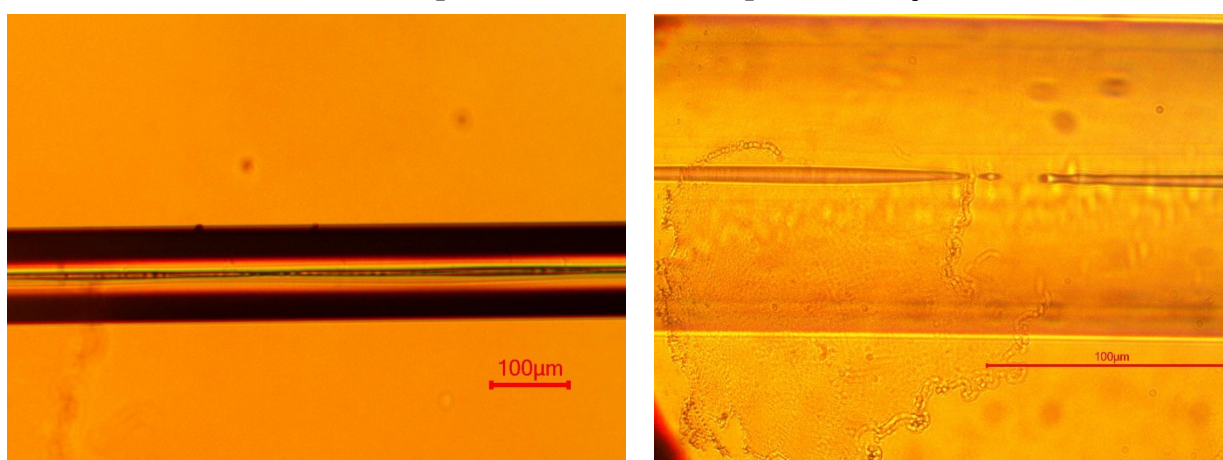


Рис. 11. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 1,78 Вт

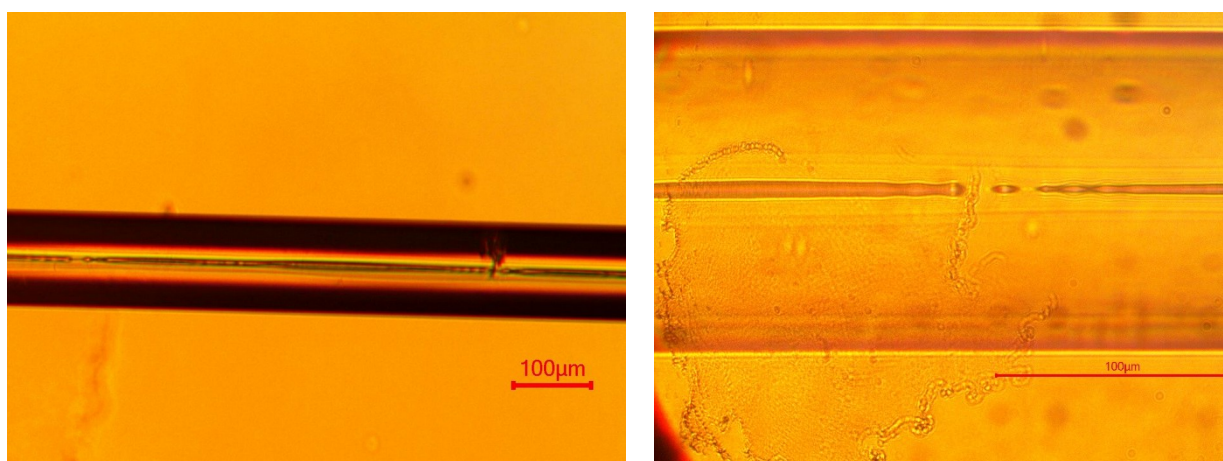


Рис. 12. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 2,28 Вт

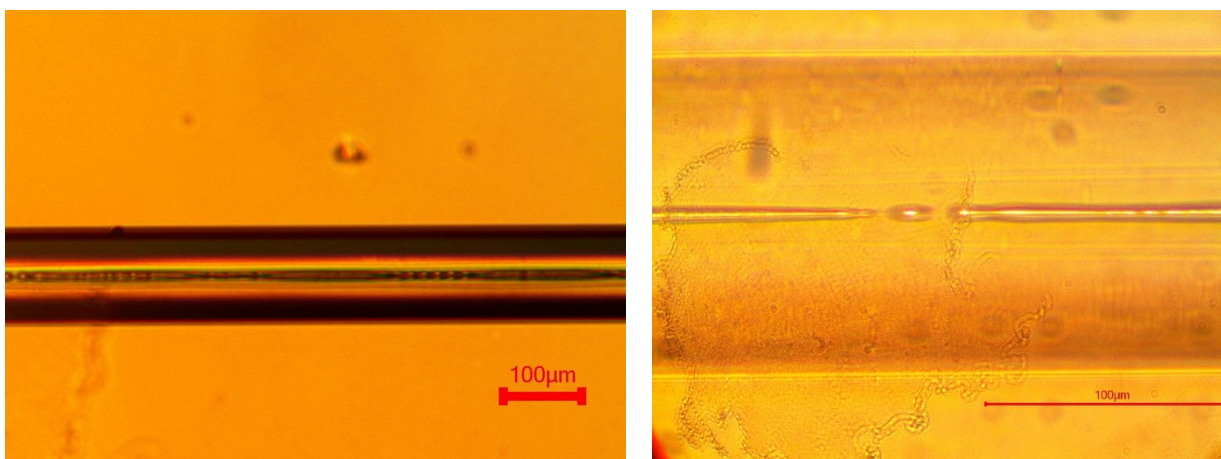


Рис. 13. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 2,8 Вт

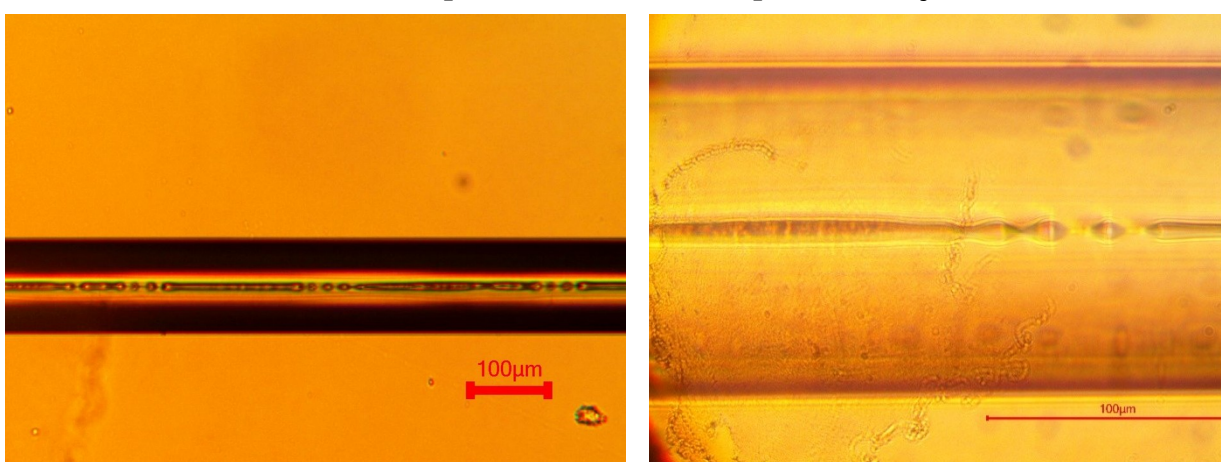


Рис. 14. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 3,38 Вт

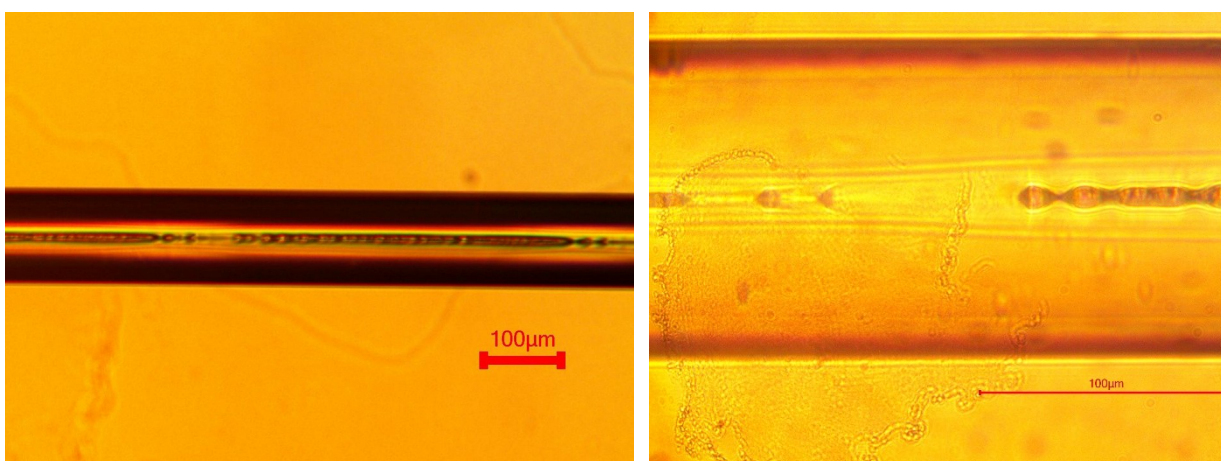


Рис. 15. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 3,96 Вт

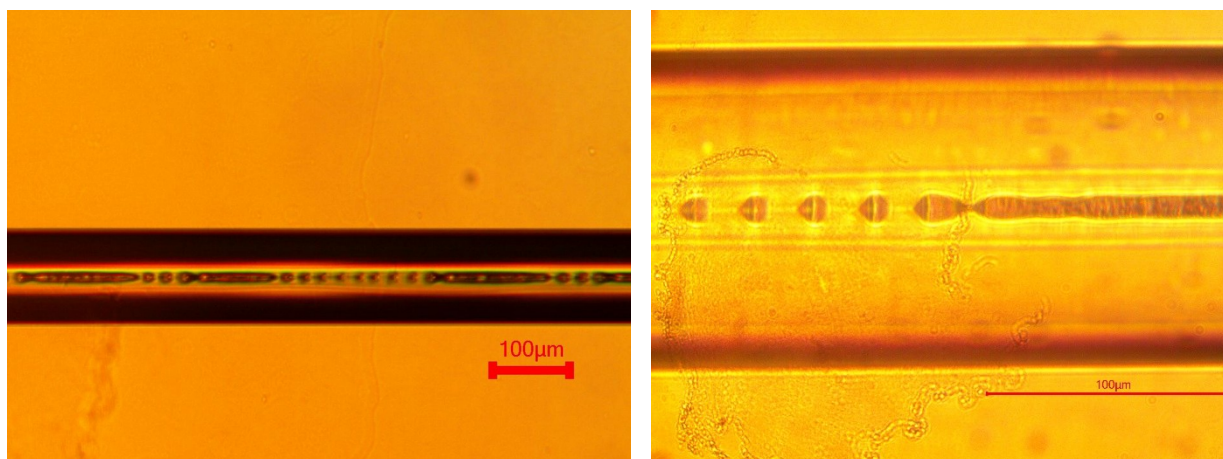


Рис. 16. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 4,48 Вт

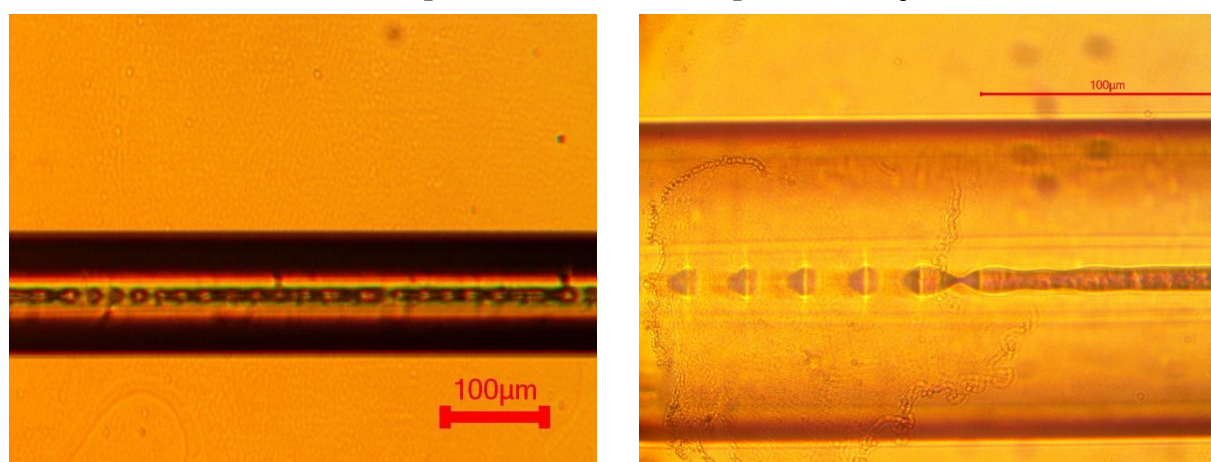


Рис. 17. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 5,18 Вт

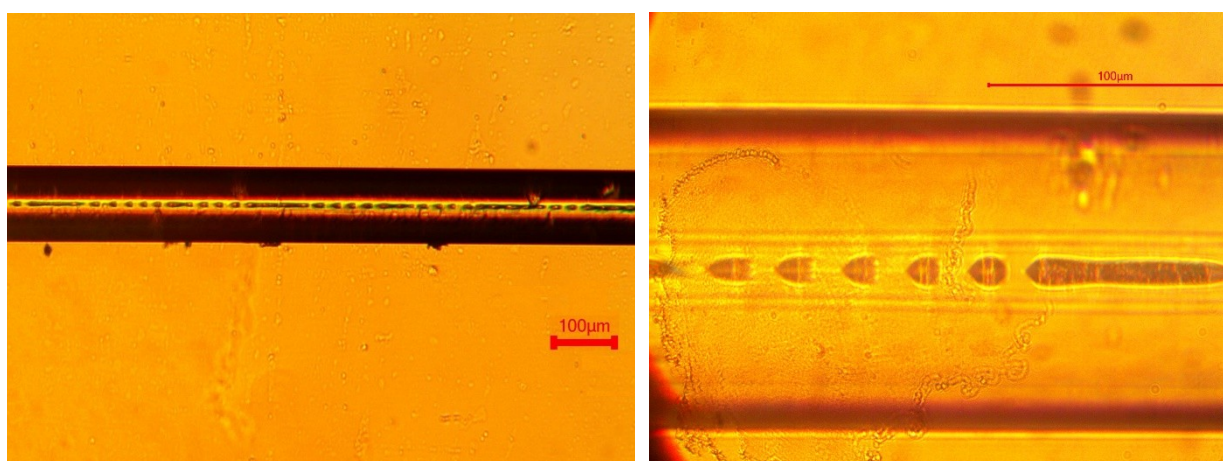


Рис. 18. Структура микронеоднородностей в сердцевине оптического волокна, возникшая при мощности лазерного излучения 5,6 Вт

Как видно из рисунков, варьируя мощность лазерного излучения можно формировать различные структуры микрополостей. При малых мощностях излучения формируются большое количество близкорасположенных относительно небольших неоднородностей, а при больших - меньшее количество пулеобразных относительно

больших неоднородностей. В фотодинамической терапии, для равномерного облучения фотосенсибилизатора, необходимо создать равномерное рассеянное оптическое поле по всей длине излучающего отрезка оптического волокна. Поэтому для дальнейших исследований были выбраны рассеиватели, созданные при малых мощностях лазерного излучения.

4.6. Исследование обратного отражения излучения на разных видах волокон

Следующим этапом настоящей работы стало исследование зависимости параметров микрополостей в сердцевине оптического волокна от его вида. В настоящее время существуют различные виды волокон, отличающихся друг от друга по диаметру сердцевины, внутренней структуре и числовой апертуре. Для исследования было выбрано 2 вида оптического волокна: одномодовое и многомодовое. Одномодовое волокно характеризуется малым диаметром сердцевины от 6 до 10 мкм. Для многомодового волокна этот параметр составляет от 60 до 110 мкм. В настоящей работе параметры одномодового волокна составляли 8/125 мкм, а многомодового 62,5/125 мкм. Вторая цифра относится к диаметру оболочки.

Эксперименты по измерению отражения излучения были выполнены с использованием аппарата рефлектометра Luna, который измеряет амплитуды обратно отраженных сигналов.

На рис. 19 и рис. 20 приведены рефлекторгаммы обратных отражений, полученные на одномодовом и многомодовом диффузорах, соответственно.

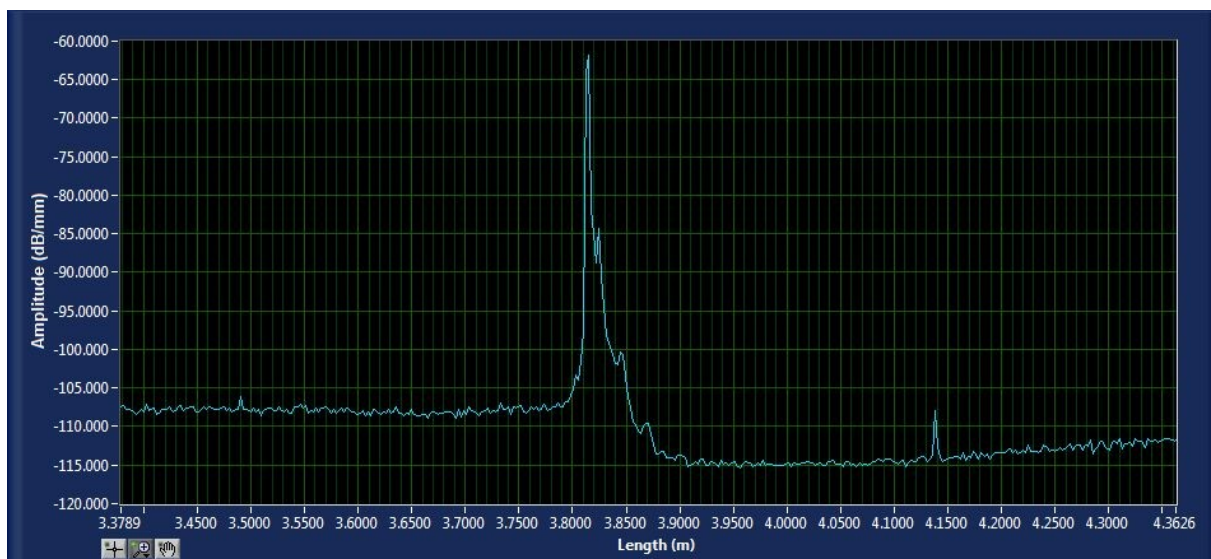


Рис.19. Рефлектограмма на одномодовом диффузоре

На рис.19 можно увидеть несколько пиков. Первый приходится на длину 11,2 см от начала графика, на данном расстоянии находится сварка оптического волокна с одномодовым диффузором, следовательно, первый пик показывает обратные отражения от сварного соединения. Его амплитуда мала, что свидетельствует о высоком качестве сварного соединения. Второй пик имеет максимальную амплитуду и находится на расстоянии 58 см, что соответствует расположению первых микрополостей в диффузоре. Анализ второго пика показывает, что он имеет тонкую структуру в виде 4 вершины, уменьшающиеся по амплитуде, отсюда можно сделать вывод, что максимум обратных отражений приходится на первые 4 микрополости. Третий пик находится на расстоянии 93 см, на котором заканчивается диффузор и отражение происходит от торца волокна.

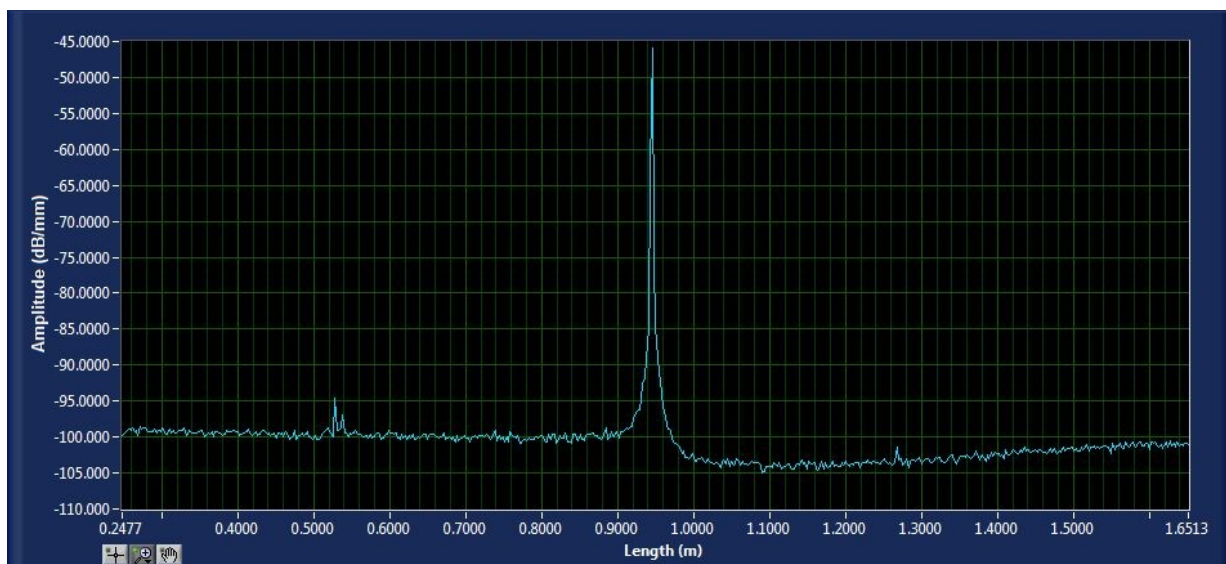


Рис.20. Рефлектограмма на многомодовом диффузоре

На рис.20 так же наблюдаются несколько пиков. Первый приходится на длину 28 см от начала графика, на котором находится сварка оптического волокна с многомодовым диффузором. Амплитуда обратных отражений невелика и качество сварного соединения хорошее. Второй пик приходится на расстояние 70 см, на котором находятся первые микрополости в диффузоре. В отличии от одномодового диффузора видно, что второй пик не имеет тонкой структуры, следовательно, максимум отражений приходится на первую микрополость. Третий пик находится на расстоянии 93 см, где заканчивается диффузор, а значит, на графике наблюдается отражение от торца оптического волокна.

4.7. Разработка и создание макета для проверки чувствительности рассеивателей к изменению температуры

Для проверки чувствительности рассеивателя к изменению температуры был разработан макет, состоящий из лазерного диода накачки, разветвителя, волоконной брэгговской решетки и свободного конца волновода, к которому приваривались различные рассеиватели излучения. Мощность отраженного излучения измерялась при помощи анализатора спектра Yokogawa AQ6319. На рис. 21 приведена схема разработанного макета.

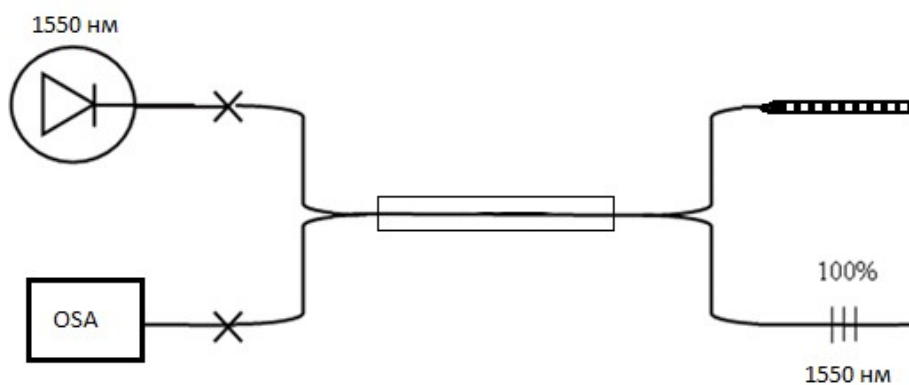


Рис. 21. Схема макета для проверки чувствительности рассеивателей к изменению температуры

В ходе эксперимента рассеиватель света помещался в термокамеру, в которой температура каждые 10 минут скачкообразно повышалась на 1 градус в диапазоне от 30 до 42°C. Первоначально в схеме отсутствовала волоконная брэгговская решетка. Результаты, полученные без использования ВБР, представлены на рис. 22÷24. По горизонтальной оси отложена длина волны отраженного излучения в нм, по вертикальной – мощность в относительных единицах dB. Тринадцать зависимостей различного цвета относятся к температурам, при которых проводились эксперименты. Затем ВБР была приварена (как показано на рис. 21.) и опыт повторился при температурах 30,35 и 40°C. Результаты приведены на рис. 25.

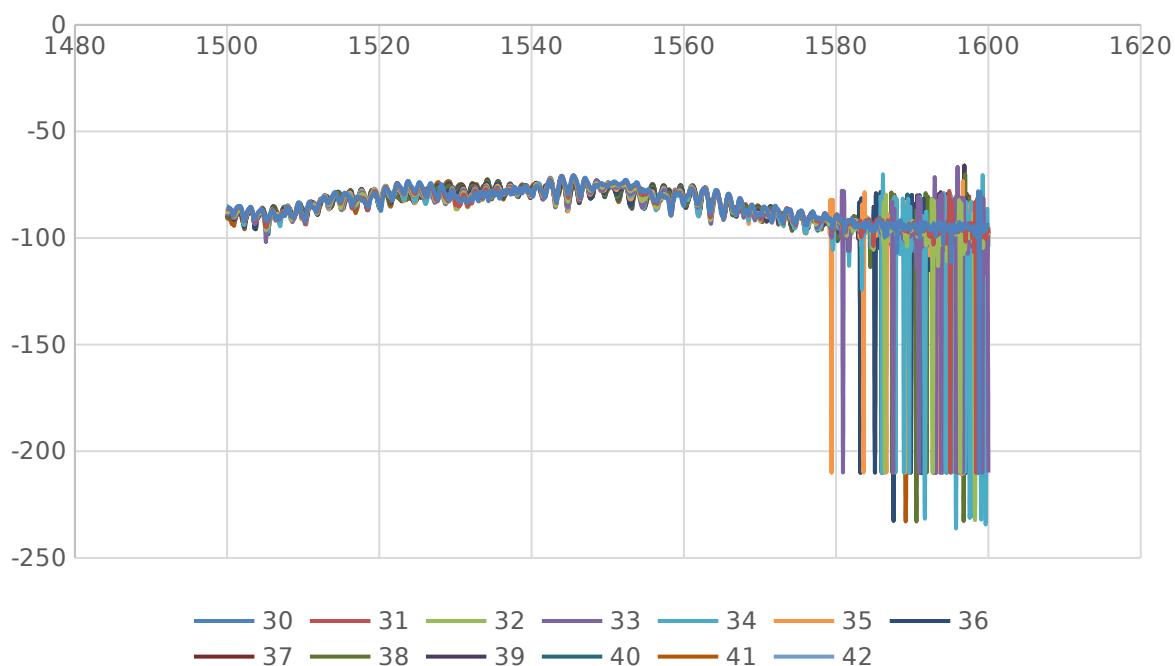


Рис. 22. Зависимость мощности от длины волны для диффузора на многомодовом волокне с использование широкополосного источника

На рис. 22, наблюдаются пики интерференции Фабри-Перо, что связано с использованием широкополосного источника излучения. На рисунке присутствует интерференция от разных мод, прошедших через диффузор. Мощность в пиках интерференционных максимумов Фабри-Перо больше мощностей интерференционных максимумов различных мод. Эти два обстоятельства усложняют анализ чувствительности диффузора к изменению температуры.

Для облегчения анализа необходимо уменьшить интерференционные картины. Проще всего избавиться от многомодовой интерференции путем замены многомодового волокна одномодовым. Результаты исследования температурной чувствительности диффузора одномодового волокна представлены на рис. 23.

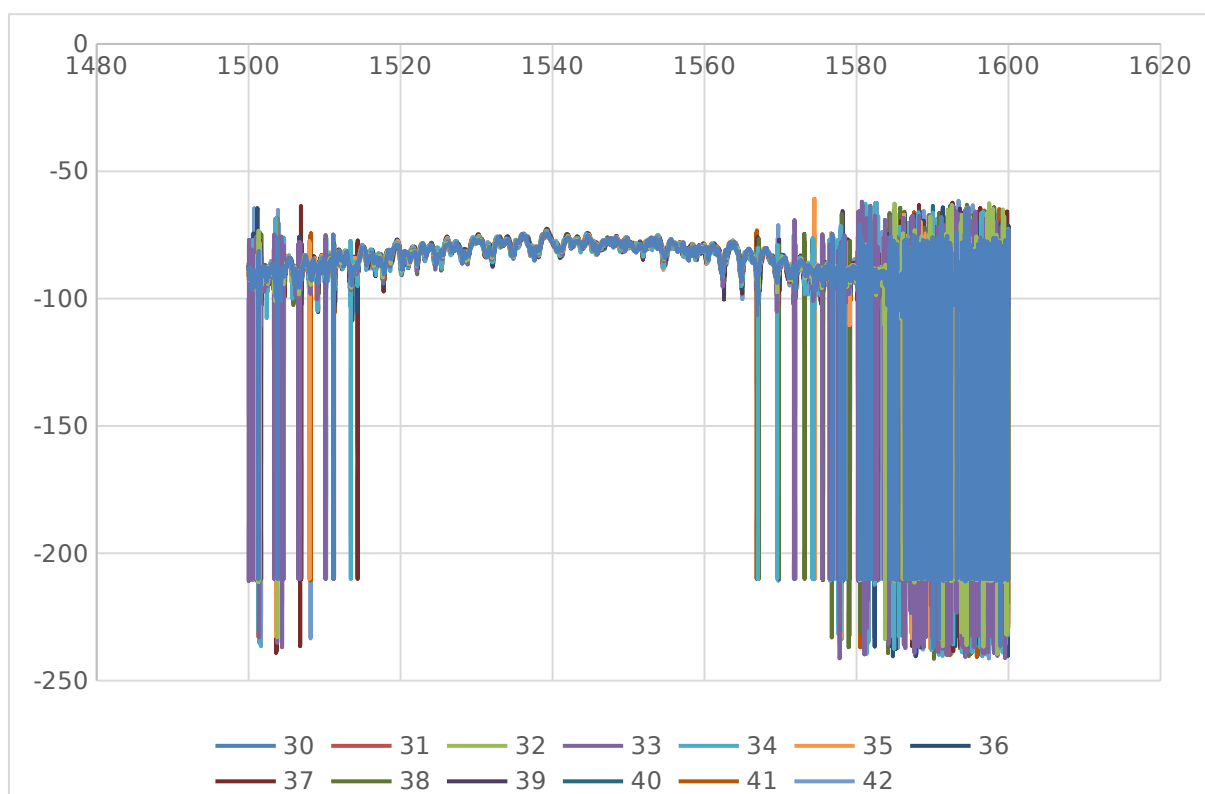


Рис. 23. Зависимость мощности от длины волны для диффузора на одномодовом волокне с использованием широкополосного источника

На рис. 23 видно, что наблюдаются только пики интерференции Фабри-Перо. Видно, что пики связанные с многомодовой интерференцией отсутствуют. Однако анализ графиков всё равно затруднён многочисленными пиками интерференции Фабри-Перо.

Для уменьшения интерференции Фабри-Перо широкополосный источник излучения был заменён узкополосным. Результаты исследования температурной зависимости диффузора на одномодовом оптическом волокне с использованием узкополосного источника излучения приведены на рис. 24.

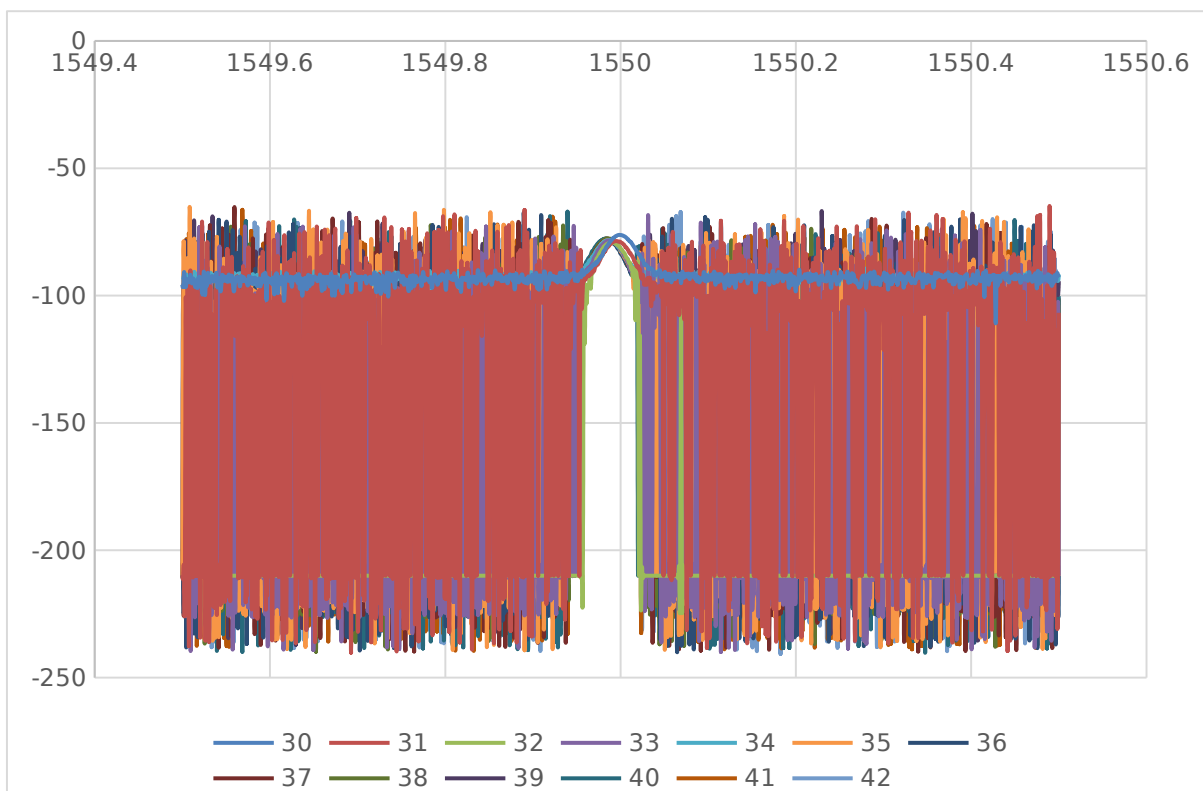


Рис. 24. Зависимость мощности от длины волны для диффузора на одномодовом волокне с использованием узкополосного источника

На рис. 24 отсутствуют пики интерференции Фабри-Перо, что даёт возможность наблюдать за изменением параметров только одного пика. Однако при изменении температуры у отражённого сигнала изменяются два параметра: длина волны и мощность. Вследствие чего зависимости накладываются друг на друга, что затрудняет анализ.

Необходимо изготовить установку, в которой при изменении температуры у отражённого сигнала изменяется только один параметр или длина волны, или мощность. Длину волны отражённого излучения можно достаточно просто зафиксировать путем установки ВБР на открытом конце оптического волокна, как показано на рис.21. Результаты экспериментов приведены на рис. 25.

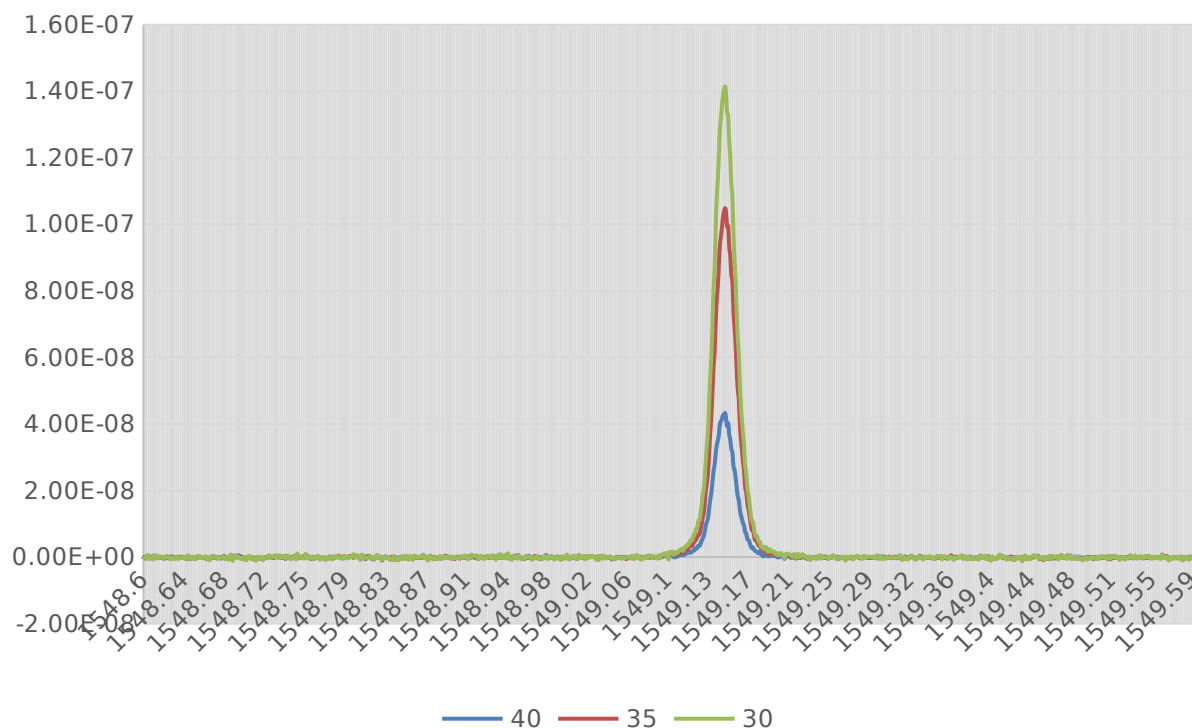


Рис. 25. Зависимость мощности от длины волны для диффузора на одномодовом волокне с использованием узкополосного источника и волоконной брэгговской решетки.

На рис. 25 представлен спектр рассеяния света диффузором на одномодовом волокне с использованием узкополосного источника излучения и волоконной брэгговской решетки. Опыты проведены при температурах 30, 35 и 40°C. Волоконная брэгговская решетка с $\lambda = 1549,15$ нм была выбрана с учетом того, что ее узкий спектр попадает на пологую часть спектра источника излучения. Как видно из рис. 24, при увеличении температуры спектр обратного отражения оптического сигнала от диффузора сдвигается вправо, поэтому мощность отраженного излучения, измеренного анализатором спектра уменьшается, что и наблюдается на рис. 25.

На рис. 26 предоставлен график зависимости мощности отражённого излучения от температуры. На графике через три полученных точки проведена линия тренда.

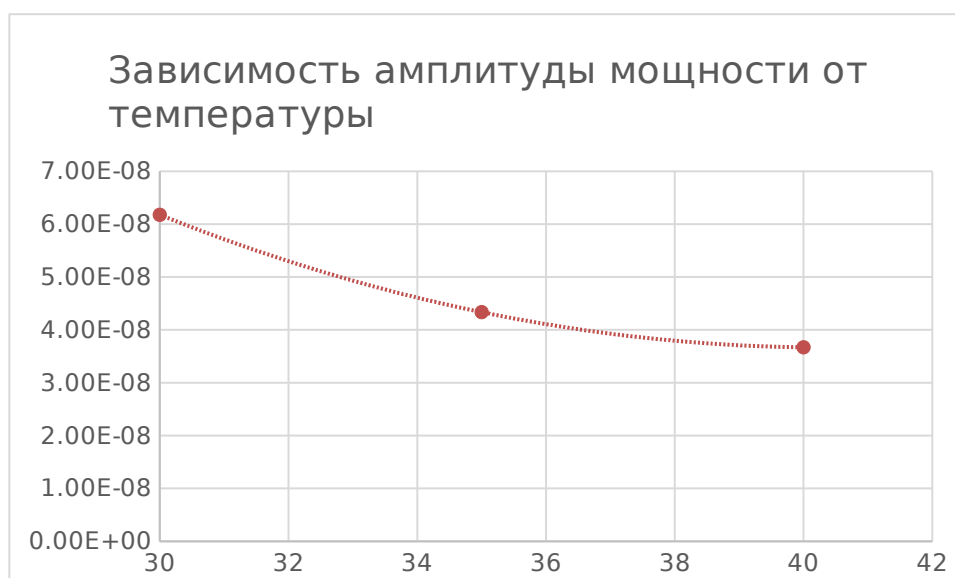


Рис. 26. Зависимость амплитуды мощности излучения обратных отражений от температуры

Таким образом, по амплитуде мощности излучения обратных отражений можно определить температуру в месте расположения диффузора с точностью до $2,5^{\circ}\text{C}$. Планируется продолжение экспериментов на других температурах в интервале $30\div 42^{\circ}\text{C}$, что позволит увеличить точность измерений температуры до $0,5^{\circ}\text{C}$.

5. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В настоящее время волоконно-оптические датчики являются наиболее перспективными средствами измерения благодаря своим преимуществам по сравнению с традиционными электронными устройствами такими, как невосприимчивость к электромагнитным помехам, электрическая изоляция, уменьшенный вес и объем, долговечность и устойчивость к агрессивным воздействиям окружающей среды. В настоящей работе обоснована возможность объединения функций диффузора для фотодинамической терапии и датчика температуры, изготовленных на основе оптических волокон.

В ходе исследования разработан и собран волоконный лазер, легированный оксидами иттербия. При его использовании за счёт детонационного разрушения сердцевины оптического волокна были созданы диффузоры на двух видах волокна: многомодовом GIMM 62,5/125 мкм и одномодовом SMF28. При помощи микроскопа исследованы микрополости, возникшие внутри сердцевины волокна в результате эффекта плавления при разной мощности оптического излучения лазера. Разработаны рекомендации по изготовлению диффузоров с различной пространственной компоновкой микронеоднородностей. Для создания равномерного распределения рассеянного оптического поля оптимальными являются диффузоры, изготовленные при мощностях оптического излучения лазера порядка 2 Вт.

При помощи рефлектометра исследованы сигналы, отраженные от оптических неоднородностей диффузоров, изготовленных на разных видах волокон: многомодовом и одномодовом. Установлено, что для диффузора, созданного в волокне SMF28, максимум мощности обратных излучений приходится на первые 4-5 микрополостей. Для диффузора, созданного в волокне GIMM 62,5/125, максимум мощности обратных излучений приходится только на одну первую микрополость.

Разработан и собран специальный макет для проверки чувствительности диффузоров к изменению температуры. При проведении экспериментов с разными компонентами макета

(источниками излучения, наличием или отсутствием волоконной брэгговской решетки) для проверки чувствительности диффузоров к изменению температуры были сделаны несколько выводов. Во-первых, в схеме без волоконной брэгговской решетки сложно отследить зависимость между разными температурами на одной длине волны т.к. эти графики накладываются друг на друга. Волоконная брэгговская решетка позволяет отследить долю обратно отраженного излучения на одной фиксированной длине волны. Это происходит за счет того, что она пропускает фотоны с длиной волны, отличающейся от ее номинала, и отражает фотоны с длиной волны 1550 нм. Во-вторых, в эксперименте были использованы два разных источника: один – широкополосный, второй – узкополосный. В первом случае наблюдаются характерные для резонатора Фабри-Перо пики, что создает дополнительные трудности при анализе графиков. Во втором случае – ширина спектра излучения меньше, чем спектра пиков резонатора Фабри-Перо, и анализировать данные становится удобнее.

Установлено, что для равномерного облучения при проведении фотодинамической терапии и контроля температуры облучаемой области, оптимальным является диффузор, изготовленный в одномодовом волокне. В результате исследования его характеристик получен калибровочный график зависимости амплитуды мощности обратного излучения от температуры. Это доказывает, что разработанный и изготовленный диффузор может применяться в фотодинамической терапии не только как рассеиватель света, но и как датчик температуры. Таким образом, цель настоящего исследования достигнута и задачи, поставленные в начале работы, выполнены в полном объеме.

В дальнейшем настоящее исследование можно продолжить в двух направлениях:

1. Увеличить точность определения температуры;
2. Переместить исследование диффузора из пространства в воздухе в пространство, в котором оно будет располагаться при проведении фотодинамической терапии, т.е. учесть распределение температуры в различных тканях человека.

6. СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Antunes, P., Domingues, M., Alberto, N. and André, P., "Optical Fiber Microcavity Strain Sensors Produced by the Catastrophic Fuse Effect," *IEEE Photon Technol Lett* 26(1), 78-81 (2014).
2. É. Pinet, "Fabry-Pérot Fiber-Optic Sensors for Physical Parameters Measurement in Challenging Conditions," *J. Sensors* 2009, 720980-1-9 (2009).
3. Вакуловская Е.Г., Любаев В.Л., Поддубный Б.К. и др. *Вестник Московского онкологического общества*. 2007; 4: 3-4.
4. Гейниц А.В., Сорокатый А.Е., Ягудаев Д.М., Трухманов Р.С. *Лазерная медицина*. 2007; 11 (3): 42-6.
5. Странадко Е.Ф., Иванов А.В. *Биофизика*. 2004; 49 2: 380-3.
6. Улащик В.С. *Здравоохранение*. 2000; 6: 24-8.
7. Аполихина И.А., Булгакова Н.Н., Денисова Е.Д. *Акушерство и гинекология*. 2010; 3: 17-20.
8. Возовиков И.Н., Андреева Е.Р., Кузьмин С.Г. *Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова*. 2009; 90 (5): 569-76.
9. Странадко Е.Ф., Корабоев У.М., Толстых М.П. *Хирургия*. 2000; 9: 67-70.
10. Улащик В.С., Войченко Н.В. *Новости медико-биологических наук*. 2012; 5 (2): 214-24.
11. Tarpeiner H., Jesionek A. *Münch. Med. Wochenschr.* 1903; 47: 2042-4.
12. Tarpeiner H., Jodlbauer A. *Dtsch. Arch. Klin. Med.* 1904; 80: 427-87.
13. Ledoux-Lebard A. *Ann. Inst. Pasteur.* 1902; 16: 558-94.
14. Гельфонд М.Л. *Практическая онкология*. 2007; 8 (4): 204-10.
15. Пурцхванидзе В.А. Фотодинамическая терапия рака кожи внутреннего угла глаза и нижнего века // *Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание*. 2016. №3. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-raka-kozhi-vnutrennego-ugla-glaza-i-nizhnego-veka> (дата обращения: 14.02.2018).
16. Хашукоева Асият Зульчифовна, Отдельнова Ольга Борисовна, Рехвиашвили Софья Амирамовна *Возможности фотодинамической терапии в лечении гинекологических заболеваний* // *Вестник РГМУ*.

2009. №4. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/vozmozhnosti-fotodinamicheskoy-terapii-v-lechenii-ginekologicheskikh-zabolevaniy> (дата обращения: 14.02.2018).
17. Лалетин Владимир Григорьевич, Белоногов Александр Викторович, Димов Алексей Александрович, Осипова Екатерина Александровна Лазерная и фотодинамическая терапия базально-клеточного рака кожи // Сиб. мед. журн. (Иркутск). 2013. №4. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/lazernaya-i-fotodinamicheskaya-terapiya-bazalno-kletochnogo-raka-kozhi> (дата обращения: 14.02.2018).
18. Узденский А.Б. Клеточно-молекулярные механизмы фотодинамической терапии. М.; 2010
19. Странацко Е.Ф., Малова Т.И., Волгин В.Н., Рябов М.В. Фотодинамическая терапия первичного и рецидивного рака кожи «Неудобных» локализаций // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-pervichnogo-i-retsdivnogo-raka-kozhi-neudobnyh-lokalizatsiy> (дата обращения: 14.02.2018).
20. Артемьева Т.П., Церковский Д.А. Фотодинамическая терапия цервикальной интраэпителиальной неоплазии (Цин) II-III степени // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-tservikalnoy-intraepitelialnoy-neoplazii-tsin-ii-iii-stepeni> (дата обращения: 16.02.2018).
21. Ярославцева-Исаева Е.В., Каплан М.А., Капинус В.Н., Спиченкова И.С. Фотодинамическая терапия рака кожи множественной формы с отечественными фотосенсибилизаторами // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-raka-kozhi-mnozhestvennoy-formy-s-otchestvennymi-fotosensibilizatorami> (дата обращения: 16.02.2018).
22. Белый Ю.А., Терещенко А.В. Фотодинамическая обработка склерального ложа после эндорезекции внутриглазного новообразования // Российский биотерапевтический журнал. 2016. №1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-obrabotka-skleralnogo-lozha-posle-endorезекции-внутриглазного-новообразования>

sklernalnogo-lozha-posle-endorezektsii-vnutriglaznogo-novoobrazovaniya (дата обращения: 16.02.2018).

23. Боровский А.А., Федулов А.С., Веевник Д.П., Шляхтин С.В., Трухачева Т.В. Фотодинамическая терапия внутримозговых опухолей с фотосенсибилизатором «Фотолон» // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-vnutrimozgovykh-opuholey-s-fotosensibilizatorom-fotonon> (дата обращения: 05.03.2018).

24. Кубасова И. Ю., Вакуловская Е. Г., Ермакова К. В., Смирнова З. С. Флюоресцентная диагностика и фотодинамическая терапия при лечении злокачественных опухолей головного мозга // Российский биотерапевтический журнал. 2006. №4. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/flyuorestsentnaya-diagnostika-i-fotodinamicheskaya-terapiya-pri-lechenii-zlokachestvennykh-opuholey-golovno-mozga> (дата обращения: 05.03.2018).

25. Горанская Е. В., Каплан М. А. Фотодинамическая терапия метастазов рака молочной железы в кожу // Радиация и риск (Бюллетень НРЭР). 2014. №3. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-metastazov-raka-molochnoy-zhelezy-v-kozhu> (дата обращения: 05.03.2018).

26. Ярославцева-Исаева Е.В., Каплан М.А., Капинус В.Н., Спиченкова И.С. Фотодинамическая терапия рака кожи множественной формы с отечественными фотосенсибилизаторами // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-raka-kozhi-mnozhestvennoy-formy-s-otechestvennymi-fotosensibilizatorami> (дата обращения: 05.03.2018).

27. Ярославцева-Исаева Е.В., Каплан М.А., Капинус В.Н., Спиченкова И.С. Фотодинамическая терапия рака кожи множественной формы с отечественными фотосенсибилизаторами // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/fotodinamicheskaya-terapiya-raka-kozhi-mnozhestvennoy-formy-s-otechestvennymi-fotosensibilizatorami> (дата обращения: 05.03.2018).

28. Койфман О.И., Пономарёв Г.В., Сергеева Т.В., Иванов А.В., Цитрин Е.Б. Новая композиция для фотодинамической терапии «Интрахлорин» // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/novaya-kompozitsiya-dlya-fotodinamicheskoy-terapii-intrahlorin> (дата обращения: 05.03.2018).
29. Золотцев В.А., Таратынова М.А., Новиков Р.А., Завьялова М.Г., Пономарев Г.В. Стероидсодержащие конъюгаты пиррофеофорбида а - новые сенсibilizatory для фотодинамической терапии // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/steroidsoderzhaschie-konyugaty-pirofeoforbida-a-novye-sensibilizatory-dlya-fotodinamicheskoy-terapii> (дата обращения: 05.03.2018).
30. Грин М.А., Суворов Н.В., Островерхов П.В., Каплан М.А., Мажуга А.Г., Миронов А.Ф. Разработка таргетных наноструктурированных фотосенсibilizatorov на основе бактериохлорофилла а для фотодинамической терапии рака // Российский биотерапевтический журнал. 2017. №S1. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/razrabotka-targetnyh-nanostrukturirovannyh-fotosensibilizatorov-na-osnove-bakteriohlorofilla-a-dlya-fotodinamicheskoy-terapii-raka> (дата обращения: 05.03.2018).
31. Анохин Ю.Н., Абакушина Е.В. Опухолеспецифический иммунный ответ после фотодинамической терапии // Медицинская иммунология. 2016. №5. URL: <https://cyberleninka.ru/article/n/opuholespetsificheskiy-immunnyy-otvet-posle-fotodinamicheskoy-terapii> (дата обращения: 05.03.2018).
32. Kashyap R., Blow K.J. Observation of catastrophic selfpropelled selffocusing in optical fibers // Electron. Lett., 1988, vol. 24 (1), 47-48.
33. Тучин В.В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях. М: Физматлит, 2010. — 478 с.
34. Лощенов В.Б. Разработка методов и аппаратуры для спектрально-флуоресцентной диагностики и фотодинамической терапии. 10-th Congress of the European Society for Photobiology, Австрия, 2003.
35. Jérôme C. Mizeret Eng. Hubert E. van den Bergh PhD. Cylindrical fiberoptic light diffuser for medical applications. LPAS, Institute of Environmental Engineering, Swiss Federal Institute of Technology, 10 15

- Lausanne, Switzerland URL:
[https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9101\(1996\)19:2%3C159::AID-LSM6%3E3.0.CO;2-R](https://onlinelibrary.wiley.com/doi/abs/10.1002/9101(1996)19:2%3C159::AID-LSM6%3E3.0.CO;2-R) (SICI)1096-9101(1996)19:2%3C159::AID-LSM6%3E3.0.CO;2-R (дата обращения: 05.03.2018).
36. Прохоров А. М. О молекулярном усилителе и генераторе на субмиллиметровых волнах (рус.) // ЖЭТФ. — 1958. — Т. 34. — С. 1658-1659.
37. Schawlow, A. L. and Townes Infrared and optical masers (англ.) // Physical Review. — 1958. — Vol. 112. — P. 1940-1949.
38. J. Ma, J. Ju, L. Jin, W. Jin, and D. Wang, "Fiber-tip micro-cavity for temperature and transverse load sensing," Opt. Express 19(13), 12418-12426 (2011).
39. M. S. Ferreira, L. Coelho, K. Schuster, J. Kobelke, J. L. Santos, and O. Frazão, "Fabry-Perot cavity based on a diaphragm-free hollow-core silica tube," Opt. Lett. 36(20), 4029-4031 (2011).
40. C. R. Liao, T.Y. Hu, and D. N. Wang. Optical fiber Fabry-Perot interferometer cavity fabricated by femtosecond laser micromachining and fusion splicing for refractive index sensing. The Hong Kong Polytechnic University, Hung Hom, Kowloon, Hong Kong, China. 6 Sep 2012.
41. De-Wen Duan, Yun-jiang Rao, Yu-Song Hou, and Tao Zhu. Microbubble based fiber-optic Fabry-Perot interferometer formed by fusion splicing single-mode fibers for strain measurement. Key Laboratory of Optoelectronic Technology and Systems (Education Ministry of China), Chongqing University, Chongqing 400044, China. 5 March 2012.
42. Hand D.P., Russell P.St.J. Solitary thermal shock waves and optical damage in optical fibers: the fiber fuse // Opt. Lett., 1988, vol. 13, pp. 767-769.
43. Данилейко Ю.К. Тепловой взрыв - механизм лазерного разрушения оптических материалов с поглощающими включениями //Препринт. - М., 1989. - 30 с. - (ИОФАН СССР, №56)
44. R.M. Wood, "Laser induced damage thresholds and laser safety levels. Do the units of measurement matter?" Opt. Laser Tech., 29 (8), 517-522 (1997).

45. И. А. Буфетов, Е. М. Дианов, "Оптический разряд в волоконных световодах", УФН, 175:1 (2005), 100-103; Phys. Usp., 48:1 (2005), 91-94.
46. R. Kashyap, "Self-propelled self-focusing damage in optical fibers," Proc. Xth Inter. Conf. on Lasers, pp859-866, Lake Tahoe, Nevada, USA, 7-11 Dec. 1987. And R. Kashyap and K.J. Blow, "Self-propelled self-focusing damage in optical fibers," Electronics, Lett., 24(1), 47-49, (1988).
47. Maria de Fátima F.Domingues, Tiago de Brito Paixão, Esequiel Fernandes Teixeira Mesquita, Nélia Alberto, Ana Rita Frias, Rute A. S. Ferreira, Humberto Varum, Paulo Fernando da Costa Antunes. «Liquid Hydrostatic Pressure Optical Sensor Based on Micro-Cavity Produced by the Catastrophic Fuse Effect», IEEE Sensors Journal (Volume: 15, Issue: 10, Oct. 2015), 5654 - 5658.
48. D.P. Hand and P.S.J. Russell, "Solitary thermal shock waves and optical damage in optical fibers: the fiber fuse," Opt. Lett., 13(9), 767-769 (1988).
49. M.F. Dominguesa,b, T. Paixão**b**, E. Mesquitac,d, N. Albertoa,e, P. Antunesa,b, H. Varumc, P.S. Andréf. Hydrostatic pressure sensor based on micro-cavities developed by the catastrophic fuse effect. Instituto de Telecomunicações - Aveiro, Campus de Santiago, 3810-193 Aveiro, Portugal. Proc. of SPIE Vol. 9634 96345M-4.
50. M.F. Dominguesa,b, T. Paixão**b**, E. Mesquitac,d, N. Albertoa,e, P. Antunesa,b, H. Varumc, P.S. Andréf Enhanced sensitivity high temperature optical fiber FPI sensor created with the catastrophic fuse effect. Instituto de Telecomunicações - Aveiro, Campus de Santiago, 3810-193 Aveiro, Portugal. Proc. of SPIE Vol. 9634 96345M-4.