

На правах рукописи

Томышев Кирилл Александрович

# **ПЛАЗМОННЫЙ РЕЗОНАНС В ОПТИЧЕСКИХ ВОЛОКНАХ**

Специальность 01.04.21 – Лазерная физика

Автореферат

диссертации на соискание учёной степени  
кандидата физико-математических наук

Москва – 2019

Работа выполнена в Федеральном государственном автономном учреждении высшего образования «Московский физико-технический институт (Государственный университет)»

**Научный руководитель:** **Бутов Олег Владиславович,** кандидат физико-математических наук, ведущий научный сотрудник

**Ведущая организация:** Федеральное государственное бюджетное учреждение науки «Научный центр волоконной оптики» Российской академии наук

Защита диссертации состоится «    » \_\_\_\_\_ 2019 г. в 13:00 на заседании диссертационного совета \_\_\_\_\_ на базе Московского физико-технического института (государственного университета) по адресу: 141700, Московская обл., г. Долгопрудный, Институтский пер., д.9.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке и на сайте Московского физико-технического института (национального исследовательского университета) <https://mipt.ru/education/post-graduate/soiskateli-fiziko-matematicheskie-nauki.php>

Работа представлена «    » \_\_\_\_\_ 2019 г. в Аттестационную комиссию Федерального государственного автономного образовательного учреждения высшего образования «Московский физико-технический институт (национальный исследовательский университет)» для рассмотрения советом по защите диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук в соответствии с п. 3.1 ст. 4 Федерального закона «О науке и государственной научно-технической политике».

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность проблемы.** Эффект поверхностного плазмонного резонанса (ППР) представляет большой интерес в современной фотонике. Активные исследования на плоских структурах начались с выхода работ Кречмана в 1968 году, посвященной схеме резонансной генерации поверхностных плазмонов с помощью оптической призмы с золотым покрытием [1]. С тех пор и по настоящий момент создаются и совершенствуются устройства и техники, основанные на физических свойствах плазмонного резонанса, составляя по сути отдельную ветвь фотоники – плазмонику.

В последнее время ППР активно используется в качестве физического принципа для создания различных измерительных систем [2]. Особой популярностью пользуются биохимические плазмонные датчики, используемые для задач иммунного анализа [3]. Базовый принцип работы таких систем заключается в измерении частоты поверхностных плазмонов, возникающих на границе сенсора и исследуемой среды. В соответствии с физическими принципами, эта частота явным образом зависит от параметров среды, в частности, от показателя преломления. Очевидно, что любая модификация поверхности, в частности, адсорбция детектируемых биомолекул, приводит к изменению показаний сенсора. На основе планарных схем, например, одной из наиболее распространенных схем Кречманна, уже существуют и активно используются аналитические комплексы иммунного анализа. Однако подобная аппаратура отличается высокой сложностью и ценой, отсутствием мобильности, тогда как актуальной задачей является создание компактных мобильных и недорогих устройств для проведения экспресс-анализа непосредственно на местах. При таком подходе волоконно-оптические технологии выглядят наиболее перспективным направлением развития плазмонной сенсорики.

В литературе встречается множество работ, посвященных плазмонным волоконным сенсорам [4]. В таких сенсорах энергия вытекающего светового поля используется для генерации плазмон-поляритонов на поверхности оптического волокна. Для создания условий генерации поверхность покрывается тонким слоем плазмонного металла, как правило, золота или серебра. Частота возникающих поверхностных плазмонов зависит от показателя преломления внешней среды, как и в планарных схемах. Эффективная перекачка энергии происходит при соблюдении условий резонанса, при котором фазовая скорость оптического излучения совпадает со скоростью распространения плазмона вдоль поверхности сенсора. Эффект перекачки энергии находит отражение в спектре пропускания подобного сенсора. Учитывая, что скорость распространения плазмона зависит от параметров среды ближайшего окружения сенсора, ее изменение также вызывает изменение и в спектре пропускания волоконного датчика.

Одной из наиболее интересных, с практической точки зрения, схем возбуждения плазмонов на боковой поверхности волоконного световода являются схемы на основе брэгговских решеток с наклонными штрихами [5, 6]. Несмотря на то, что многочисленные публикации демонстрируют отличные результаты по работе сенсоров в лабораторных условиях, практической реализации они до сих пор не получили. Это обусловлено рядом нерешенных проблем, одна из которых – необходимость контроля состояния поляризации светового излучения, влияющее на эффективность генерации плазмонного резонанса. В соответствии с конфигурацией электромагнитного поля в поверхностных плазмонах, только одна из линейных составляющих поляризации света способна участвовать в генерации плазмонов. Использование изотропного волоконного световода, как правило, стандартного телекоммуникационного типа Corning SMF-28 даже при незначительных деформациях может изменять состояние поляризации распространяющегося излучения, что вносит значительные искажения в спектр

пропускания датчика. Подобный эффект существенно ухудшает параметры сенсора, такие как разрешение и минимальный предел обнаружения.

Другой важной нерешенной задачей является точное определение длины волны плазмонного резонанса исходя из измеряемого спектра. Для решения этой задачи необходимо использовать математические методы обработки, основанные на использовании комплексного анализа спектральной картины. Здесь следует отметить, что для многих задач важно не столько абсолютно точное значение длины волны плазмонного резонанса, сколько ее изменение под действием внешних факторов. Так, динамика изменения длины волны плазмонного резонанса под действием адсорбции белка на поверхность сенсора может быть использована для оценки его начальной концентрации в растворе.

**Цель диссертационной работы.** Целью работы является экспериментальное исследование явления поверхностного плазмонного резонанса в оптических волокнах, исследование и проработка методов генерации поверхностных плазмонов в волоконных световодах с учетом влияния поляризации возбуждающего излучения и температуры окружающей среды на спектральное положение плазмонного резонанса.

Для достижения целей работы были решены следующие **задачи**:

1. Разработан и создан макет высокочувствительного волоконно-оптического сенсора на основе плазмонного резонанса.
2. Поставлены эксперименты и получены экспериментальные данные по поведению показаний сенсора с учетом изменения химического состава и температуры окружающей среды. Также исследован процесс адсорбции биомолекул на поверхность сенсора из раствора.
3. Разработан математический аппарат и на его основе создано программное обеспечение для автоматической обработки показаний сенсора.

4. На основе полученных экспериментальных данных выявлено влияние поляризации оптического излучения и характеристик внешней среды на спектральное положение резонанса.

**Научная новизна.** Использование плазмонного резонанса в оптических волокнах для высокоточных измерений является актуальной тематикой современных исследований. Впервые было предложено использование механизмов сохранения состояния поляризации возбуждающего излучения в рамках волоконной схемы плазмонного сенсора. Впервые предложена методика универсальной автоматической обработки спектров сенсора для высокоточного анализа показаний плазмонного волоконного датчика.

**Практическая значимость.** Результаты работы могут быть использованы для создания высокочувствительных сенсорных систем используемых, в первую очередь, для нужд иммунного экспресс анализа. Полученные в ходе работы результаты призваны расширить имеющиеся представления о возможностях волоконных сенсоров на базе поверхностного плазмонного резонанса, что особенно актуально на фоне их преимуществ перед планарными аналогами. Компактность, мобильность и возможность интеграции в микрофлюидные системы позволяет говорить о создании миниатюрных портативных приборов на основе волоконных ППР сенсоров для проведения диагностики *in situ*.

**В работе защищаются следующие положения:**

1. Использование волокна, сохраняющего поляризацию, в конструкции волоконно-оптического сенсора показателя преломления на эффекте поверхностного плазмонного резонанса на базе наклонной брэгговской решетки делает сенсор устойчивым к изменениям состояния поляризации возбуждающего оптического излучения, что значительно улучшает стабильность показаний сенсора.

2. Предложенный математический аппарат позволяет определять положение плазмонного резонанса на спектре пропускания волоконного сенсора с точностью  $1,5 \times 10^{-3}$  нм, что соответствует  $3 \times 10^{-6}$  единиц показателя преломления. Разработанный алгоритм позволяет производить обработку в режиме реального времени, универсален, не требует калибровки и линеен в широком диапазоне измеряемых значений.
3. Температурная дисперсия показателя преломления является значительным фактором, влияющим на изменение спектрального положения плазмонного резонанса. Разработанный алгоритм температурной компенсации позволяет проводить температурно-независимые измерения.
4. Разработанная конструкция волоконно-оптического сенсора на основе эффекта поверхностного плазмонного резонанса позволяет использовать его в качестве биосенсора для определения концентрации белковых молекул с высокой точностью. В частности, для белка миоглобина точность может быть не хуже 50 нг/мл.

**Достоверность и обоснованность** полученных результатов базируется на использовании известных методик и физических принципов, и подтверждается публикациями в рецензируемых научных журналах и обсуждениями на международных конференциях. Все результаты хорошо согласуются с общеизвестными фактами.

**Апробация работы.** Материалы исследования опубликованы в работах [1 – 6] и обсуждались на конференциях:

- Second International Conference “Innovative Concepts and Technologies for Biomedical Applications”, 25-27 May 2016, Moscow, Russia [7]
- 11<sup>th</sup> International Symposium on SiO<sub>2</sub>, Advanced Dielectrics and Electronic Devices, 13-15 June 2016, Nice, France [8]

- 59-я научная конференция МФТИ, 21-26 ноября 2016, Москва, Россия [9,10]
- 25<sup>th</sup> International Conference on Optical Fiber Sensors (OFS-25), 24-28 April 2017, Jeju, Korea [11]
- Progress In Electromagnetics Research Symposium (PIERS), 22-25 May 2017, St. Petersburg, Russia [12]
- 12<sup>th</sup> International Symposium on SiO<sub>2</sub>, Advanced Dielectrics and Electronic Devices, 13-15 June 2018, Bari, Italy [13]
- Всероссийская конференция по волоконной оптике ВКВО – 2019, 8-11 октября 2019, Пермь, Россия [14]

**Личный вклад автора.** Автор внес решающий вклад в результативную часть работы. Все ключевые результаты работы были получены автором самостоятельно, или при его непосредственном участии. Им или при его участии разработана конструкция сенсора и математический аппарат для обработки сигнала, спланированы и проведены многочисленные эксперименты, в ходе которых изучалось поведение поверхностного плазмонного резонанса на оптических волокнах и определялись характеристики разработанного датчика.

## **СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

*Во введении* обоснована актуальность диссертационной работы, сформулированы ее цели и задачи, кратко изложено содержание разделов.

*Первая глава* носит обзорно-теоретический характер. Она посвящена эффекту поверхностного плазмонного резонанса (ППР) и его возбуждению в оптических волокнах. Глава содержит обзор мировой литературы по теме.

Первый раздел знакомит читателя с поверхностными плазмонами и явлением поверхностного плазмонного резонанса. Демонстрируются схемы возбуждения

ППР в случае плоской геометрии. Обсуждается использование ППР в качестве основы для создания сенсоров.

Второй раздел описывает структурные особенности оптических волокон, влияющие на генерацию ППР в световоде. Рассмотрены различные методики, используемые для возбуждения поверхностного плазмонного резонанса в оптических волокнах. Изучается эффективность этих методик с учетом характеристик мировых разработок. Наибольший интерес с практической точки зрения представляет возбуждение ППР в оптическом волноводе с помощью наклонной брэгговской решетки. При такой конфигурации плазмонный резонанс наблюдается на спектре пропускания в виде характерной “перетяжки”, которую можно наблюдать на рисунке 1.

Третий раздел представляет собой выводы на основе литературного обзора и постановку исследовательской задачи. В разделе уделено особое внимание влиянию состояния поляризации возбуждающего излучения, и необходимости алгоритма математической обработке.

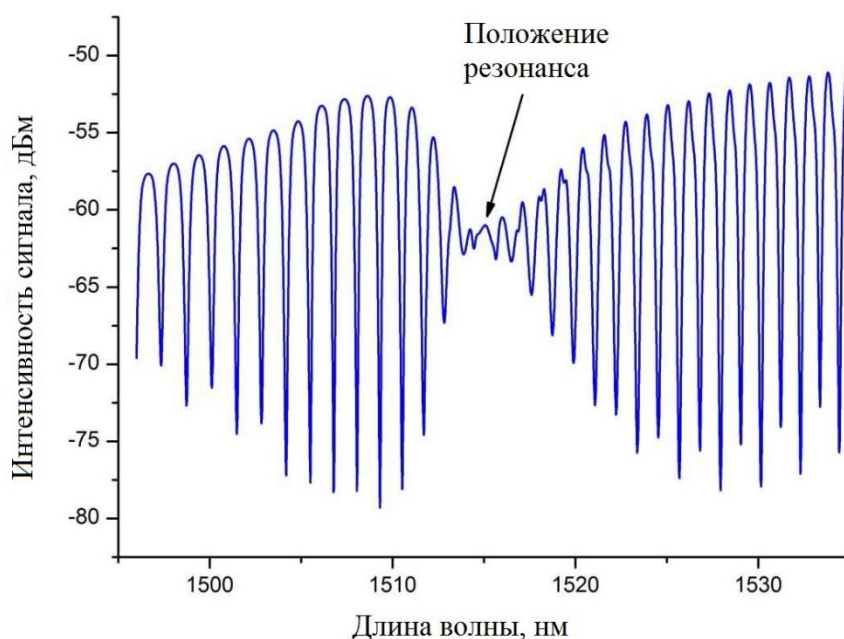


Рисунок 1 – Характерный спектр, демонстрирующий генерацию ППР в оптическом волокне с помощью брэгговской решетки с наклонными штрихами.

*Вторая глава* описывает подходы и методики, примененные в работе, технологию изготовления экспериментальных образцов, структуру проведения экспериментов.

Первый раздел главы содержит детальное описание подготовки экспериментальных образцов. Этот процесс проходит в несколько этапов. Сначала оптическое волокно насыщают молекулярным водородом для повышения фоточувствительности. Затем производится запись брэгговской решетки с наклонными штрихами с помощью пропускания излучения эксимерного Ar-F лазера через фазовую маску для создания периодической картины при экспонировании такого излучения на боковую поверхность волокна. При этом вся конструкция закреплена под углом к плоскости фронта лазерного излучения (рис.2).

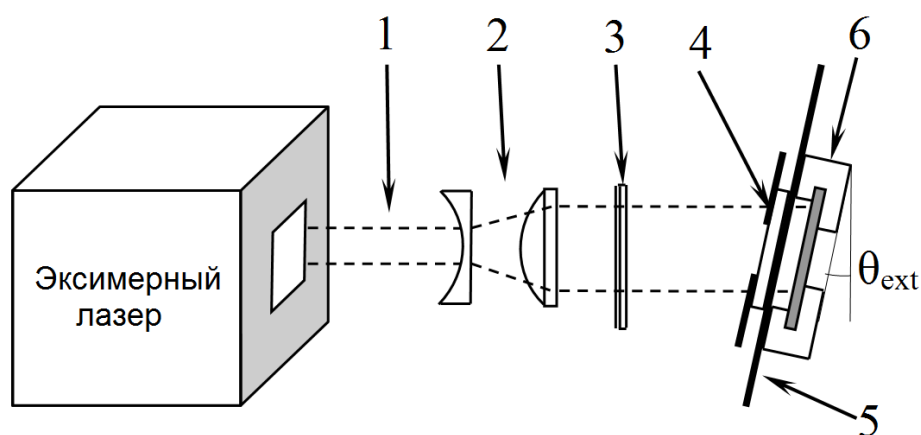


Рисунок 2 – Оптическая схема записи брэгговской решетки с наклонными штрихами. 1 – лазерный луч, 2 – расширитель пучка, 3 – цилиндрическая линза, 4 – фазовая маска, 5 – волоконный световод, 6 – держатель,  $\theta_{ext}$  – угол установки держателя к оси лазерного пучка в горизонтальной плоскости.

Методом термического испарения металла в вакуумной камере на боковую поверхность волокна в области записи решетки наносится слой золота, толщиной

порядка 40 нм. Для равномерного нанесения металла на боковую поверхность волоконного световода была разработана специальная схема вращения световода, представленная на рисунке 3.

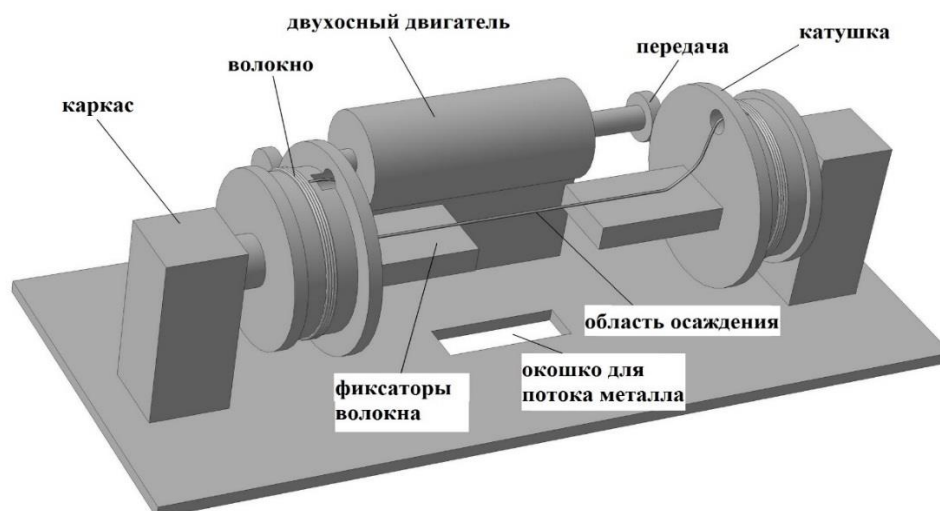


Рисунок 3 – Схема механизма нанесения золотого слоя на боковую поверхность волокна методом вакуумного термического испарения.

Второй раздел главы посвящен постановке экспериментов по исследованию характеристик разработанных сенсоров, принципиальным подходам и решениям, использованным в работе. Также раздел содержит описание принципа работы специальных волокон, сохраняющих поляризацию, и волокон, поляризующих излучение, используемых для контроля и управления поляризацией оптического излучения. В разделе описаны эксперименты по определению разрешения и чувствительности на водных растворах изопропилового спирта, эксперименты по температурной чувствительности при суточном изменении температуры и сравнительные эксперименты с сенсорами, записанными в волокне, сохраняющем поляризацию. Приведены схемы экспериментальных установок.

В разделе демонстрируется подход к стабилизации влияния поляризационных эффектов, основанный на использовании двулучепреломляющих волокон. Ключевым решением стала запись наклонной брэгговской решетки в волокне,

сохраняющем поляризацию. С помощью экспериментальной установки, описанной в разделе, было произведено сравнение стабильности сенсоров, записанных в двулучепреломляющих волокнах с сенсорами, записанными в стандартном волокне, а также изучено влияние механической деформации на стабильность резонанса в целом.

Также раздел описывает переход от проведения измерений в открытых емкостях к измерениям в каналах микрофлюидного чипа. Фактически, разработка чипа началась с задачи создания условий для проведения измерений в потоке жидкости. Проточная ячейка гарантировала высокую степень однородности исследуемых растворов и позволяла производить замену раствора без механических воздействий на сенсор, смонтированный в проточном канале. На рисунке 4 представлена схема установки для проведения измерений в потоке жидкости.

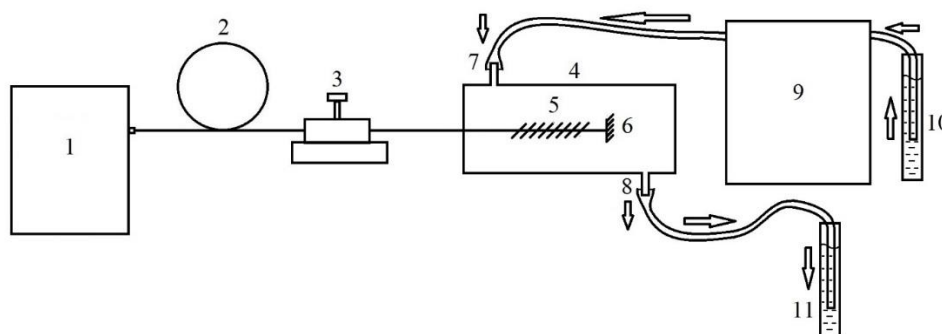


Рисунок 4 – Схема экспериментальной установки для проведения измерений в проточной ячейке. 1 – интеррогатор, 2 – волокно-поляризатор, 3 – механический контроллер поляризации, 4 – проточная ячейка, 5 – чувствительный элемент, 6 – волоконное зеркало, 7 – вход для потока жидкости, 8 – выход потока жидкости, 9 – перистальтический насос, 10 – емкость с исследуемой жидкостью, 11 – емкость с отработанной жидкостью.

Стабильность работы сенсора, вмонтированного в ячейку, тестировалась прежде всего на водных растворах изопропилового спирта. С помощью вышеописанной установки удалось получить важные экспериментальные результаты.

Логичным развитием данной конструкции является микрофлюидный чип, схематично изображенный на рисунке 5. Чип изготовлен из полиметилметакрилата (ПММА) и состоит из двух частей – основания и крышки. Волоконный чувствительный элемент встраивается в основание чипа, после чего сам чип склеивается и герметизируется.

Данная разработка является важным шагом на пути практической реализации сенсора и уже на данном этапе такая схема может являться составной частью так называемой “лаборатории на чипе”, являющейся крайне актуальной темой в современной биосенсорике.

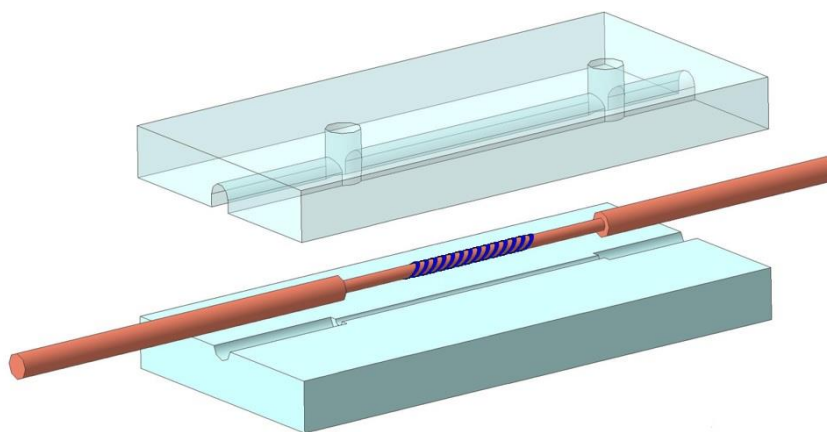


Рисунок 5 – Схематичное изображение микрофлюидного чипа со встраиваемым сенсором.

*Третья глава* описывает математический аппарат, разработанный и примененный в ходе работы. Он служит задачам точного определения положения плазмонного резонанса на спектральных характеристиках, получаемых с образцов. Данный математический аппарат стал основой вычислительного программного пакета, использованного в ходе экспериментов.

Первый раздел главы раскрывает постановку задачи и знакомит читателя с существующими решениями. В различных работах, таких как [6-9], основным механизмом определения изменения положения резонанса является использование одного или двух из спектральных пиков решетки, лежащих вблизи резонансной длины волны. При этом измеряемым параметром может являться амплитуда отдельного пика, его собственное положение на спектре, или разность высоты двух выделенных пиков. Применение таких методов при больших изменениях показателя преломления могут приводить к значительным ошибкам, нарушается линейность в показаниях сенсора, а сам метод не является универсальным и требует индивидуальной калибровки для каждого нового измерения. В работе был предложен иной, принципиально новый подход, являющийся комбинацией универсальных методов определения длины волны плазмонного резонанса, объединенных общей математической идеей, которая основана на анализе положений множества точек спектра датчика.

Второй раздел представляет собой описание подхода и алгоритмов работы математического аппарата. Математический аппарат включает в себя предварительную обработку сигнала, состоящую в полосовой фильтрации спектральной картины, и основную часть. Основная часть обработки представлена тремя различными алгоритмами вычисления положения резонанса на основе огибающих спектральной картины, эффективно дополняющими друг друга при обработке спектров различной формы.

Первая часть раздела посвящена предварительной обработке сигнала. В ней отражен ряд последовательных шагов, призванных уменьшить влияние аппаратных шумов и естественных физических факторов на точность определения положения резонанса. Наглядная демонстрация результатов предварительной обработки изображена на рисунках 6 и 7.

Вторая часть раздела описывает работу алгоритмов определения спектрального положения резонанса. После определения положения вершин каждого из

множества отдельных пиков спектра производится построение гладких параметрических кривых – огибающих спектра (рис. 8).

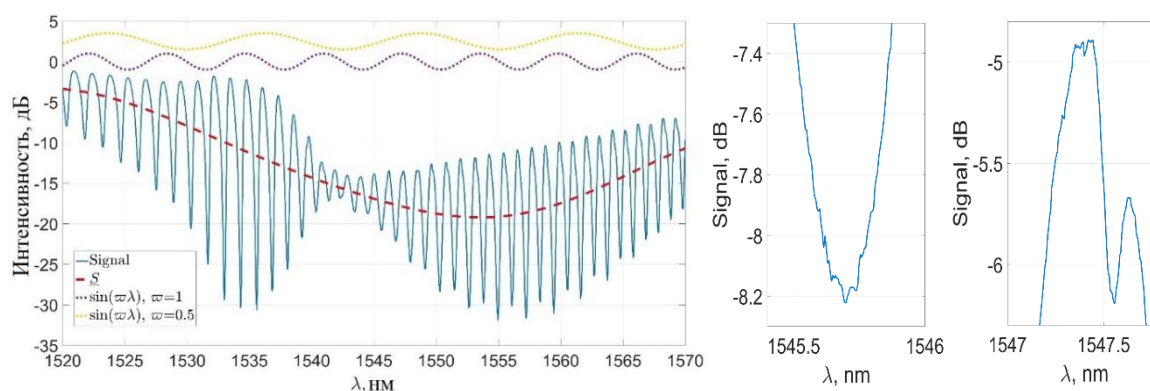


Рисунок 6 – Исходный сигнал (сплошной) и его компонента  $\underline{S}$ , отфильтровываемая в процессе выравнивания сигнала относительно горизонтальной оси (штриховая), а также особенности спектральных пиков.

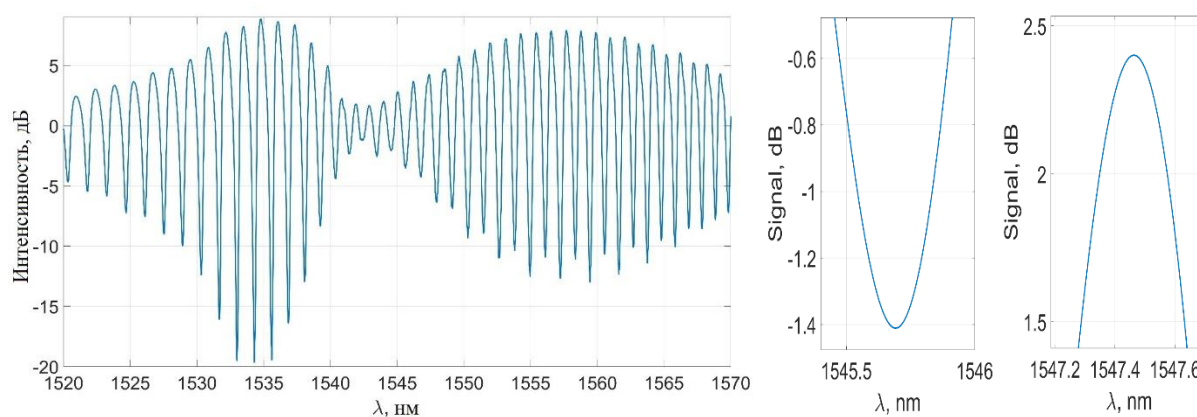


Рисунок 7 – Сигнал датчика после выравнивания относительно горизонтальной оси и пики сигнала после фильтрации.

Описанные в работе методы имеют схожие принципы определения длины волны плазмонного резонанса. Все они основаны на использовании положения минимумов огибающих спектральной характеристики. При этом преимущество идеи использования огибающих заключается в анализе большого количества точек спектра, что позволяет производить вычисления с большой точностью в широком рабочем диапазоне.

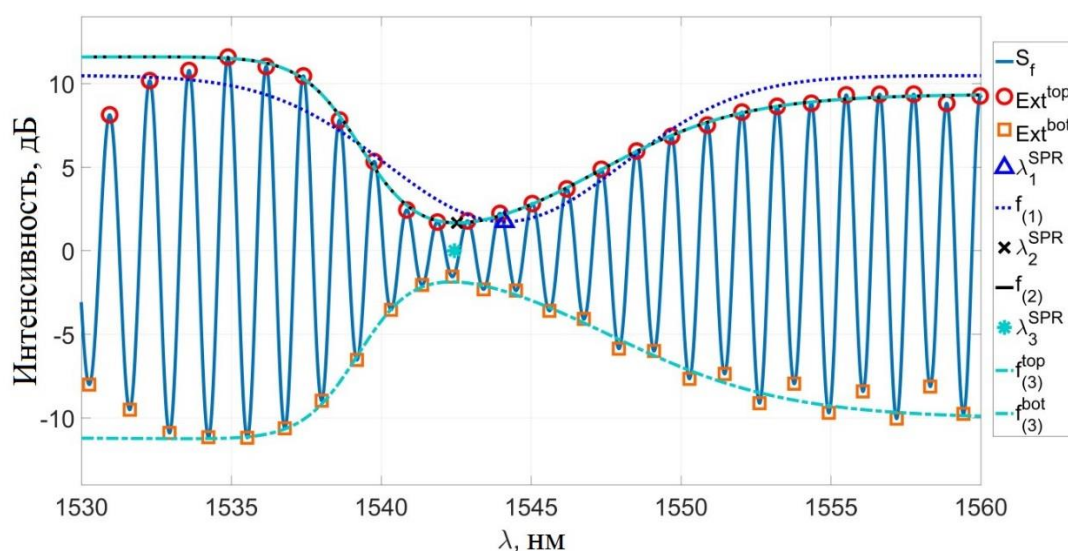


Рисунок 8 – Спектр сигнала датчика после фильтрации, подгруппы вершин  $Ext^{top}$  (круги) и  $Ext^{bot}$  (квадраты) и кривые огибающих, соответствующие различным методам обработки.

Четвертая глава посвящена полученным экспериментальным результатам и их обсуждению.

Первый раздел главы посвящен результатам применения математической обработки. В нем демонстрируется сравнительная эффективность работы математических алгоритмов, представленных в третьей главе. Также для сравнения в разделе приведены результаты обработки “классическим” методом, который использует высоту одного отдельного пика решетки.

В первой части раздела демонстрируются результаты применения алгоритмов обработки к экспериментальным данным, полученным при измерении показателя преломления растворов изопропилового спирта различной концентрации. Результатом обработки является зависимость изменения положения плазмонного резонанса от изменений показателя преломления раствора, что демонстрируется на рисунке ниже.

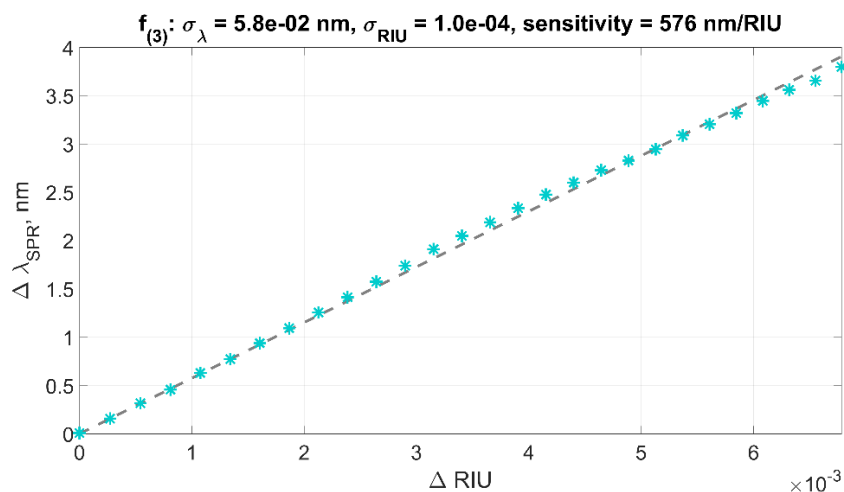


Рисунок 9 – Зависимость смещения длины волны плазмонного резонанса от изменения показателя преломления раствора.

Данный эксперимент позволил определить среднее значение чувствительности сенсора, составившее 576 нм/RIU, что хорошо согласуется с литературными данными, а также сравнить эффективность методов между собой и с “классическим”, использующим изменение высоты одного пика.

Вторая часть раздела посвящена оценке предела обнаружения сенсора в эксперименте, демонстрирующем дрейф показателя преломления дистиллированной воды в полужакрытой ячейке в течение 27 минут. Задачей этого эксперимента было установление величины отклонения показаний сенсора от постоянного уровня при отсутствии изменений в составе тестового раствора.

Обнаруженный характер изменений (рис. 10) был объяснен температурным дрейфом показателя преломления, что позволило аппроксимировать его моноэкспоненциальной зависимостью, а среднеквадратичное отклонение экспериментальных точек от аппроксимационной кривой было использовано для определения разрешения датчика. Тройное среднеквадратичное отклонение, по сути, соответствует пределу обнаружения сенсора [10, 11], поэтому оценка разрешения датчика составляет  $3 \times 10^{-6}$  RIU. Это значение почти на порядок

лучше, чем результаты, полученные с известными аналогичными датчиками [5, 12, 13].

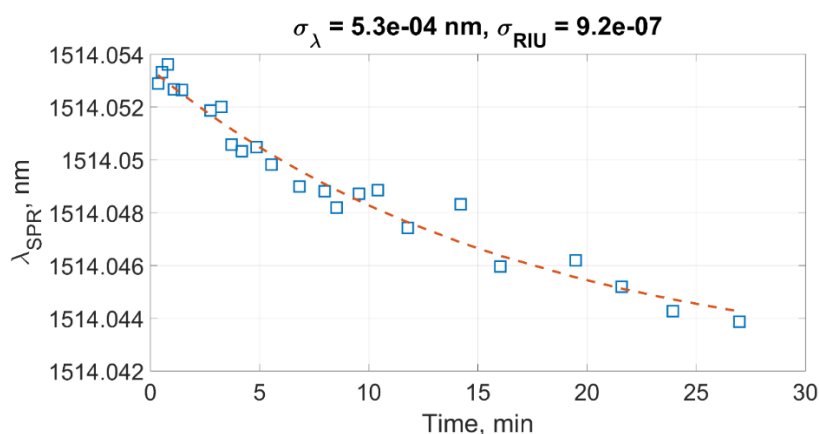


Рисунок 10 – Экспериментальные данные по динамике изменения положения плазмонного резонанса в воде с течением времени.

Второй раздел главы посвящен более глубокому изучению влияния температурных изменений на поведение сенсора. В нем приведены результаты эксперимента, демонстрирующего изменение показаний датчика при нагреве и остывании воздуха в комнате, и соответствие этих изменений показаниям температурного сенсора. Левая ось ординат показывает изменения длины волны плазмонного резонанса, по правой оси ординат отложена температура (рис. 11).

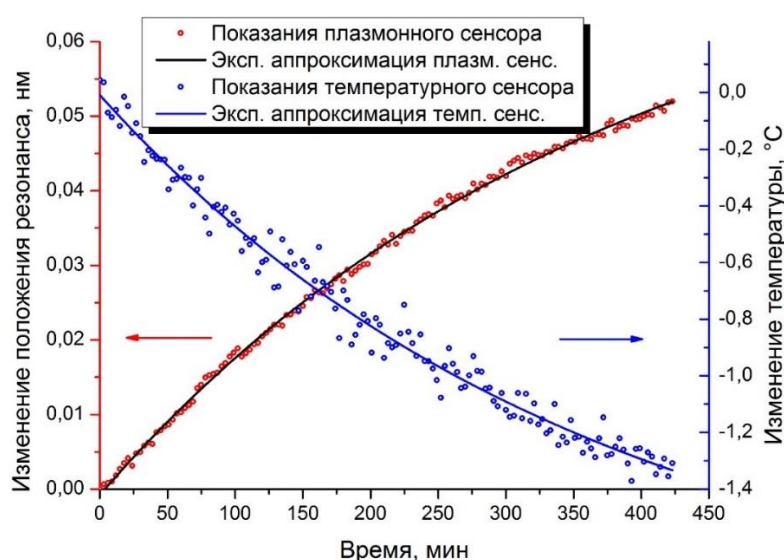


Рисунок 11 – Результаты температурного эксперимента.

Результаты эксперимента демонстрируют, что температура является фактором, оказывающим существенное влияние на показания сенсора. Контроль температуры окружающей среды позволяет полностью учесть и скомпенсировать температурные изменения показателя преломления исследуемого раствора, что существенно может повысить точность работы сенсорной системы.

Третий раздел главы демонстрирует результаты по стабилизации поляризационного влияния за счет использования в работе специальных типов волокон, сохраняющих поляризацию оптического излучения или поляризующих его. В разделе приведены результаты эксперимента, демонстрирующего повышение стабильности показаний сенсора, записанного в волокне, сохраняющем поляризацию, по сравнению с сенсором, записанным в изотропном волокне, при наличии механических деформаций подводящего световода.

Также в разделе изучается эффективность стабилизации показаний сенсора, при его жесткой фиксации внутри разработанного микрофлюидного чипа. Демонстрируется поведение сигнала сенсора в потоке дистиллированной воды. Для сравнительной оценки приводятся результаты аналогичного эксперимента с сенсором, фиксированным в двух точках (рис. 12).

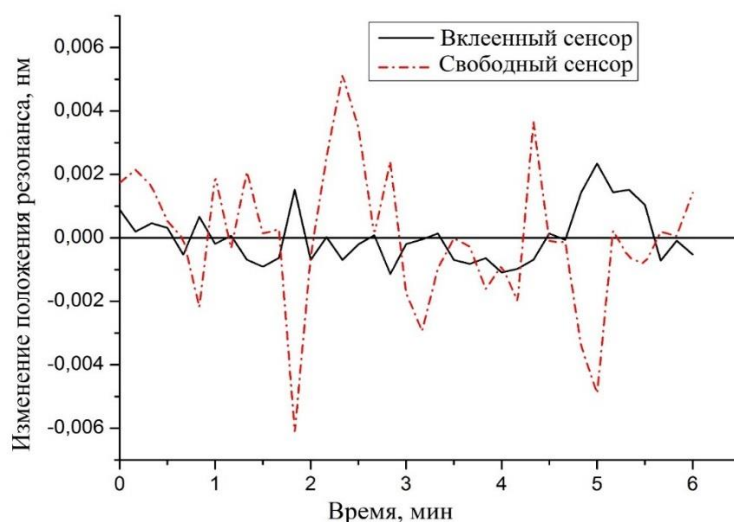


Рисунок 12 – Сравнительные результаты стабильности вклеенного сенсора в потоке дистиллированной воды.

Результаты наглядно демонстрируют более чем трехкратное повышение стабильности, что повышает возможное разрешение и предел обнаружения сенсора.

Четвертый раздел главы демонстрирует перспективы использования разработанного сенсора в качестве биосенсора. В качестве тестовой биомолекулы использовался белок – миоглобин, концентрация которого в растворе измерялась с помощью установки, изображенной на рисунке 4. Были проведены измерения различной концентрации миоглобина в буферном растворе с кислотностью  $pH=5.2$ .

При прохождении раствора через ячейку с сенсором, часть миоглобина из раствора оседает на поверхности датчика благодаря электростатическому взаимодействию с золотой поверхностью сенсора, характерному для любого биологического раствора. Адсорбированный белок изменяет средний показатель преломления вблизи поверхности сенсора, что вызывает изменение спектрального положения плазмонного резонанса. Процесс адсорбции имеет предел, зависящий от сцепных свойств поверхности с белком и практически не зависящий от концентрации белка в растворе. Характерной величиной, соответствующей концентрации миоглобина в растворе в этом случае является не абсолютная величина отклика сенсора, а время выхода его показаний на максимальный уровень. Данный факт был нами проверен экспериментально с растворами миоглобина в концентрации от 0 до 400 нг/мл в глициновом буфере. В эксперименте регистрировалась временная зависимость показаний сенсора. По результатам экспериментов была построена калибровочная кривая (рисунок 15), представляющая собой график зависимости обратной величины времени реакции сенсора на раствор от концентрации миоглобина.

Зависимость, представленная на рис.13, позволяет вычислять концентрацию миоглобина в исследуемом растворе по характерному наклону кривой,

определяющей сдвиг спектрального положения плазмонного резонанса. Такая система может служить основой для дальнейшей разработки сенсоров с модифицированной поверхностью для селективного детектирования белков в системах иммунного анализа.

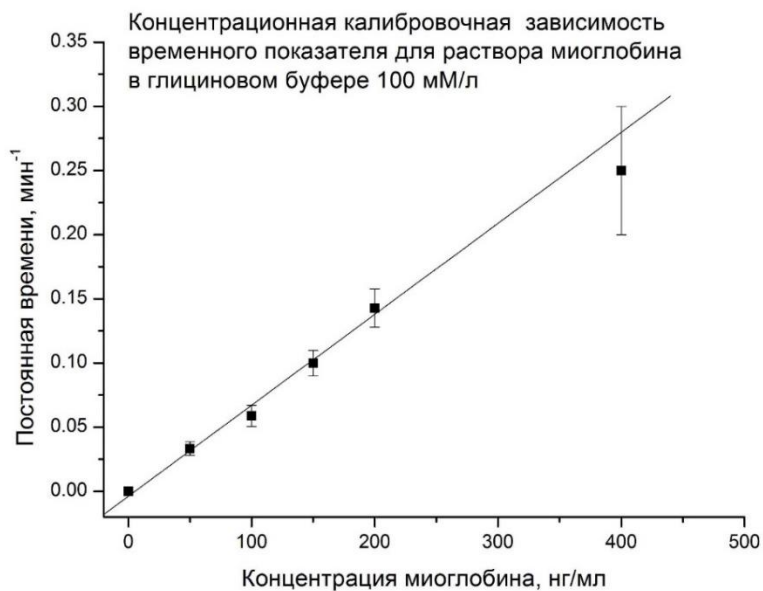


Рисунок 13 – Калибровочная зависимость.

Пятый раздел главы содержит выводы, обобщающие результаты проведенных экспериментов.

В *заключении* обобщены основные результаты и выводы диссертационной работы.

### Основные результаты.

- Создана модифицированная конструкция волоконно-оптического сенсора на эффекте поверхностного плазмонного резонанса на базе наклонной брэгговской решетки с участием поляризующего волокна. Данная конструкция позволила значительно улучшить стабильность показаний сенсора в процессе измерений.

- Решена проблема влияния поляризации возбуждающего светового излучения на точность и стабильность работы сенсора. Впервые произведена запись наклонной брэгговской решетки в сердцевине волокна, сохраняющего поляризацию.
- Разработан специальный универсальный математический алгоритм и впервые создана его программная реализация для точного определения положения плазмонного резонанса на спектре пропускания сенсора на основе наклонной брэгговской решетки в режиме реального времени.
- Исследована зависимость изменения в положении плазмонного резонанса на спектре сенсора от изменений в температуре исследуемой жидкости. Разработана методика температурной компенсации измерений.
- Исследована динамика абсорбции белковых молекул на поверхность волоконного сенсора из биологических растворов на примере белка миоглобина. Обозначены перспективы для дальнейшего развития биосенсорики на базе разработанных волоконных чувствительных элементов.
- Достигнута характеристика разрешения  $3 \times 10^{-6}$  единиц показателя преломления, что на порядок величины превосходит известные мировые результаты.

**По материалам диссертации опубликованы следующие работы:**

- [1] И. А. Нечепуренко, А. В. Дорофеев, К. А. Томишев, О. В. Бутов, “Исследование Плазмонного Резонанса на Медной Пленке, Напыленной на Световод с Наклонной Брэгговской Решеткой,” *ЖУРНАЛ РАДИОЭЛЕКТРОНИКИ* № 4, 2015.
- [2] K. A. Tomyshev, Y. K. Chamorovskiy, V. E. Ustimchik, O. V. Butov, "Polarization stable plasmonic sensor based on tilted fiber Bragg grating," *Proc. SPIE 10323*, 103235K, 2017.
- [3] K. A. Tomyshev, D. K. Tazhetdinova, O. V. Butov, “High-resolution fiber plasmon sensor,” in *Proc. of PIERS*, St. Petersburg, Russia, 2017, pp. 53-56.
- [4] K. A. Tomyshev, D. K. Tazhetdinova, E. S. Manuilovich, O. V. Butov, “High-resolution fiber optic surface plasmon resonance sensor for biomedical applications”, *Journal of Applied Physics*, 2018, 124, 113106.

- [5] K. A. Tomyshev, D. K. Tazhetdinova, E. S. Manuilovich, O. V. Butov, "Ultrastable Combined Planar-Fiber Plasmon Sensor", *Physica Status Solidi A*, 2019, 216: 180054.
- [6] E. Manuylovich, K. Tomyshev, O.V. Butov, "Method for Determining the Plasmon Resonance Wavelength in Fiber Sensors Based on Tilted Fiber Bragg Gratings", *Sensors*, 2019, 19, 4245.
- [7] O.V. Butov, K.A. Tomyshev, K.M. Golant, "Advanced Biosensors Based on Optical Fibers", *Second International Conference "Innovative Concepts and Technologies for Biomedical Applications"*, 25-27 May 2016, Moscow, Russia.
- [8] O.V. Butov, K.M. Golant, K.A. Tomyshev, "Recoating of fiber Bragg gratings with metals," *11-th International Symposium on SiO<sub>2</sub>, Advanced Dielectrics and Related Devices*, 13-15 June 2016, Nice, France.
- [9] К.А. Томышев, О.В. Бутов, "Плазмонный сенсор на оптическом волокне с сохранением поляризации," *59-я научная конференция МФТИ*, 21-26 ноября 2016, Москва, Россия.
- [10] Д.К. Тажетдинова, К.А. Томышев, О.В. Бутов, "Волоконные плазмонные сенсоры для биомедицинских применений," *59-я научная конференция МФТИ*, 21-26 ноября 2016, Москва, Россия.
- [11] K.A. Tomyshev, Y.K. Chamorovski, V.E. Ustimchik, O.V. Butov, "Polarization Stable Plasmonic Sensor based on Tilted Fiber Bragg Grating", *25<sup>th</sup> International Conference on Optical Fiber Sensors (OFS-25)*, 24-28 April 2017, Jeju, Korea.
- [12] K.A. Tomyshev, D.K. Tazhetdinova, O.V. Butov, "High-resolution Fiber Plasmon Sensor," *Progress In Electromagnetics Research Symposium Abstracts*, 22–25 May 2017, St. Petersburg, Russia.
- [13] K.A. Tomyshev, D.K. Tazhetdinova, O.V. Butov, "Combined planar-fiber surface plasmon resonance sensor," *12-th International Symposium on SiO<sub>2</sub>, Advanced Dielectrics and Electronic Devices*, 13-15 June 2018, Bari, Italy.
- [14] К.А. Томышев, Е.С. Мануйлович, О.В. Бутов, "Методика определения длины волны плазмонного резонанса для датчиков на основе брэгговских решеток с наклонными штрихами," 8-11 октября 2019, Пермь, Россия.

## Список литературы:

1. E. Kretschmann, H. Raether. Radiative decay of non radiative surface plasmons excited by light // *Zeitschrift für Naturforschung A*. – 1968. – V. 23. – N 12. – P. 2135-2136.
2. J. Homola, S. S. Yee, G. Gauglitz. Surface plasmon resonance sensors // *Sensors and Actuators B: Chemical*. – 1999. – V. 54. – N 1-2. – P. 3-15.
3. R. L. Rich, D. G. Myszka. Survey of the year 2004 commercial optical biosensor literature // *Journal of Molecular Recognition: An Interdisciplinary Journal*. – 2005. – V. 18. – N 6. – P. 431-478.
4. C. Caucheteur, T. Guo, J. Albert. Review of plasmonic fiber optic biochemical sensors: improving the limit of detection // *Analytical and bioanalytical chemistry*. – 2015. – V. 407. – N 14. – P. 3883-3897.
5. J. Albert, L. Y. Shao, C. Caucheteur. Tilted fiber Bragg grating sensors // *Laser & Photonics Reviews*. – 2013. – V. 7. – N 1. – P. 83-108.
6. J. Albert, S. Lepinay, C. Caucheteur, M. C. DeRosa. High resolution grating-assisted surface plasmon resonance fiber optic aptasensor // *Methods*. – 2013. – V. 63. – N 3. – P. 239-254.

7. D. Feng, W. Zhou, X. Qiao, J. Albert. High resolution fiber optic surface plasmon resonance sensors with single-sided gold coatings // *Optics Express*. – 2016. – V. 24. – N 15. – P. 16456-16464.
8. C. Ribaut, M. Loyez, J.-C. Larrieu, S. Chevineau, P. Lambert, M. Remmelink, R. Wattiez, C. Caucheteur. Cancer biomarker sensing using packaged plasmonic optical fiber gratings: Towards in vivo diagnosis // *Biosensors and Bioelectronics*. – 2017. – V. 92. – P. 449-456.
9. Y. Yuan, T. Guo, X. Qiu, J. Tang, Y. Huang, L. Zhuang, S. Zhou, Z. Li, B.-O. Guan, X. Zhang, J. Albert. Electrochemical Surface Plasmon Resonance Fiber-Optic Sensor: In Situ Detection of Electroactive Biofilms // *Analytical Chemistry*. – 2016. – V. 88. – N 15. – P. 7609-7616.
10. D. MacDougall, W. B. Crummett. Guidelines for data acquisition and data quality evaluation in environmental chemistry // *Analytical Chemistry*. – 1980. – V. 52. – N 14. – P. 2242-2249.
11. G. L. Long, J. D. Winefordner. Limit of detection. A closer look at the IUPAC definition // *Analytical chemistry*. – 1983. – V. 55. – N 7. – P. 712A-724A.
12. V. Voisin, C. Caucheteur, P. Mégret, J. Albert. Interrogation technique for TFBG-SPR refractometers based on differential orthogonal light states // *Applied optics*. – 2011. – V. 50. – N 22. – P. 4257-4261.
13. A. N. Bashkatov, E. A. Genina. Water refractive index in dependence on temperature and wavelength: a simple approximation // *Saratov Fall Meeting 2002: Optical Technologies in Biophysics and Medicine IV*. – T. 5068 –International Society for Optics and Photonics, 2003. – C. 393-396.