



Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Московский государственный технический университет
имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»
(МГТУ им. Н.Э. Баумана)

ФАКУЛЬТЕТ _____ РАДИОЭЛЕКТРОНИКА И ЛАЗЕРНАЯ ТЕХНИКА _____

КАФЕДРА _____ ЛАЗЕРНЫЕ И ОПТИКО-ЭЛЕКТРОННЫЕ СИСТЕМЫ _____

РАСЧЕТНО-ПОЯСНИТЕЛЬНАЯ ЗАПИСКА К ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЕ

НА ТЕМУ:

«Численное моделирование и экспериментальная
оценка технических характеристик терагерцового
микроскопа на основе эффекта твердотельной
иммерсии»

Студент РЛ2-84Б
(Группа)

(Подпись, дата)

В.А. Желнов
(И.О.Фамилия)

Руководитель ВКР

(Подпись, дата)

Н.В. Черномырдин
(И.О.Фамилия)

Консультант

(Подпись, дата)

К.И. Зайцев
(И.О.Фамилия)

Консультант

(Подпись, дата)

(И.О.Фамилия)

Нормоконтролер

(Подпись, дата)

(И.О.Фамилия)

2020 г.

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»
(МГТУ им. Н.Э. Баумана)

УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой РЛ2
(Индекс)

Н.В. Барышников
(И.О.Фамилия)

« » 20 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение выпускной квалификационной работы бакалавра

Студент группы РЛ2-84Б

Желнов Владислав Александрович
(фамилия, имя, отчество)

Тема квалификационной работы: Численное моделирование и экспериментальная оценка технических характеристик терагерцового микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии

Источник тематики (НИР кафедры, заказ организаций и т.п.)

Грант Российского Научного Фонда (РНФ) № 17-79-20346.

Тема квалификационной работы утверждена распоряжением № 03.03-04/33РЛМ от «13» декабря 2019 г.

Часть 1. Анализ проблемы пространственного разрешения терагерцовых оптических систем

Провести обзор применений терагерцовых технологий и анализ актуальных проблем терагерцовой науки и техники. Провести анализ современных методов преодоления дифракционного предела Аббе в терагерцовой области спектра, а также метода визуализации на основе эффекта твердотельной иммерсии.

Часть 2. Разработка и численное моделирование работы терагерцовой оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

Разработать терагерцовый объектив на основе эффекта твердотельной иммерсии для исследования биологических тканей. Провести теоретическую оценку пространственного разрешения разработанной системы при помощи метода конечных разностей во временной области для решения уравнений Максвелла. Провести теоретическую оценку допусков на разъюстировку оптических компонентов твердотельной иммерсионной системы. Оценить

влияние диэлектрических свойств исследуемого объекта на пространственное разрешение терагерцовой изображающей системы на основе твердотельной иммерсии.

Часть 3. Экспериментальная реализация терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

Разработать функциональную схему терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии. Провести экспериментальную оценку пространственного разрешения оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии. Провести апробацию разработанной изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии в различных областях науки и техники.

Исходные данные и общие задачи работы: Требуется провести анализ существующих методов достижения суб-волнового разрешения и преодоления дифракционного предела Аббе в терагерцовых изображающих системах. Необходимо разработать конструкцию терагерцового объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии, а также провести теоретическую оценку его пространственного разрешения, допусков на разъюстировку и исследовать зависимость пространственного разрешения от оптических свойств изучаемого объекта. Требуется разработать и собрать макет терагерцовой изображающей системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии и с ее помощью провести экспериментальную оценку пространственного разрешения и апробацию системы на различных типах объектов.

Оформление квалификационной работы:

Расчетно-пояснительная записка на 80 листах формата А4.

Перечень графического (иллюстративного) материала (чертежи, плакаты, слайды и т.п.)
Детализировка амортизирующей приставки – А1, сборочный чертеж амортизирующей приставки – А2, оптическая схема ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии – А2, Функциональная схема экспериментальной установки – А2, Алгоритм FDTD и результаты моделирований – А1,

Дата выдачи задания «7» февраля 2020 г.

В соответствии с учебным планом выпускную квалификационную работу выполнить в полном объеме в срок до «15» июня 2020 г.

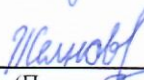
Руководитель квалификационной работы



(Подпись, дата)

Н.В. Черномырдин
(И.О.Фамилия)

Студент



(Подпись, дата)

В.А. Желнов
(И.О.Фамилия)

Примечание:

1. Задание оформляется в двух экземплярах: один выдается студенту, второй хранится на кафедре.

**Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»
(МГТУ им. Н.Э. Баумана)**

ФАКУЛЬТЕТ РЛ
КАФЕДРА РЛ2
ГРУППА РЛ2-84Б

УТВЕРЖДАЮ
Заведующий кафедрой РЛ2
(Индекс)
 Н.В. Барышников
(И.О.Фамилия)
« » 20 г.

КАЛЕНДАРНЫЙ ПЛАН
выполнения выпускной квалификационной работы
студента: Желнова Владислава Александровича
(фамилия, имя, отчество)

Тема квалификационной работы Численное моделирование и экспериментальная оценка технических характеристик терагерцового микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии

№ п/п	Наименование этапов выпускной квалификационной работы	Сроки выполнения этапов		Отметка о выполнении	
		план	факт	Должность	ФИО, подпись
1.	Задание на выполнение работы. Формулирование проблемы, цели и задач работы	07.02.2020 <i>Планируемая дата</i>		Руководитель ВКР	Черномырдин Н.В.
2.	1 часть <u>Теоретическая часть</u>	20.03.2020 <i>Планируемая дата</i>		Руководитель ВКР	Черномырдин Н.В.
3.	Утверждение окончательных формулировок решаемой проблемы, цели работы и перечня задач	30.03.2020 <i>Планируемая дата</i>		Заведующий кафедрой	Барышников Н.В.
4.	2 часть <u>Экспериментальная часть</u>	30.04.2020 <i>Планируемая дата</i>		Руководитель ВКР	Черномырдин Н.В.
5.	3 часть <u>Исследовательская часть</u>	30.05.2020 <i>Планируемая дата</i>		Руководитель ВКР	Черномырдин Н.В.
6.	1-я редакция работы	01.06.2020 <i>Планируемая дата</i>		Руководитель ВКР	Черномырдин Н.В.
7.	Подготовка доклада и презентации	10.06.2020 <i>Планируемая дата</i>			
8.	Заключение руководителя	10.06.2020 <i>Планируемая дата</i>		Руководитель ВКР	Черномырдин Н.В.
9.	Допуск работы к защите на ГЭК (нормоконтроль)	10.06.2020 <i>Планируемая дата</i>		Нормоконтролер	Патрикеева А.А.
10.	Внешняя рецензия	10.06.2020 <i>Планируемая дата</i>			
11.	Защита работы на ГЭК	18.06.2020 <i>Планируемая дата</i>			

Студент Желнов /Желнов В.А.
(подпись, дата)

Руководитель работы Чер /Черномырдин Н.В.
(подпись, дата)

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана
(национальный исследовательский университет)»
(МГТУ им. Н.Э. Баумана)

**НАПРАВЛЕНИЕ НА ЗАЩИТУ
выпускной квалификационной работы**

Председателю
Государственной Экзаменационной Комиссии № _____

факультета _____ РЛ _____ МГТУ им. Н.Э.Баумана

Направляется студент Желнов Владислав Александрович группы РЛ2-84Б

на защиту выпускной квалификационной работы Численное моделирование и
экспериментальная оценка технических характеристик терагерцового микроскопа на основе
эффекта твердотельной иммерсии

Декан факультета _____
« _____ » _____ 20__ г.

Справка об успеваемости

Студент _____ Желнов В.А. _____ за время пребывания в МГТУ имени Н.Э. Баумана
с 2016 г. по 2020 г. полностью выполнил учебный план со следующими оценками:
отлично – 89,7 %, хорошо – 10,3 %, удовлетворительно – 0 %.

Инспектор деканата _____

Отзыв руководителя выпускной квалификационной работы

Студент Студент Желнов В.А. проявил себя трудолюбивым и самостоятельным
исследователем, успешно справился со всеми задачами, поставленными в выпускной работе.
Дипломная работа соответствует всем требованиям, предъявляемым к квалификационным
работам, рекомендуется к защите и заслуживает оценки «отлично», а Желнов В.А. –
присвоения квалификации бакалавра

Руководитель _____ /Черномырдин Н.В./
« _____ » _____ 20__ г.

Заключение кафедры о выпускной квалификационной работе

Выпускная квалификационная работа просмотрена и студент Желнов В.А. может быть
допущен к защите этой работы в Государственной Экзаменационной Комиссии.

Зав. кафедрой _____
« _____ » _____ 20__ г.

РЕФЕРАТ

Расчетно-пояснительная записка 80 с., рисунков 19, табл. 2, источников 87, приложений 1.

ТЕРАГЕРЦОВОЕ ИЗЛУЧЕНИЕ, ТЕРАГЕРЦОВАЯ МИКРОСКОПИЯ, ПРОСТРАНСТВЕННОЕ РАЗРЕШЕНИЕ, ПРЕДЕЛ АББЕ, МЕТОД КОНЕЧНЫХ РАЗНОСТЕЙ ВО ВРЕМЕННОЙ ОБЛАСТИ, ЭФФЕКТ ТВЕРДОТЕЛЬНОЙ ИММЕРСИИ.

Объектом исследования является метод формирования каустики пучка суб-волнового размера на основе эффекта твердотельной иммерсии.

Предметом исследования является терагерцовая (ТГц) оптическая система на основе эффекта твердотельной иммерсии.

Целью квалификационной бакалаврской работы является разработка ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, обеспечивающей суб-волновое пространственное разрешение.

Поставленная цель достигается путем проектирования ТГц оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии с применением методов геометрической оптики, а также оценки ее работы при помощи методов, учитывающих волновую природу света. Для этого в работе применяется метод конечных разностей для решения уравнений Максвелла во временной области. При помощи численных моделирований проводится оценка пространственного разрешения, оцениваются допуски на разъюстировку оптических элементов системы, а также исследуется зависимость разрешения от оптических свойств исследуемого объекта. Также осуществляется сборка макета ТГц изображающей системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии, проводится экспериментальная оценка пространственного разрешения и апробация изображающей системы на различных типах объектов.

СОДЕРЖАНИЕ

РЕФЕРАТ	2
ВВЕДЕНИЕ.....	5
1 Анализ проблемы пространственного разрешения терагерцовых оптических систем	8
1.1 Приложения методов терагерцовой спектроскопии и визуализации....	8
1.2 Анализ существующих методов повышения пространственного разрешения систем терагерцовой спектроскопии и визуализации.....	15
1.3 Метод преодоления предела разрешения Аббе на основе эффекта твердотельной иммерсии.....	21
2 Разработка и численное моделирование работы терагерцовой оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии	23
2.1 Разработка терагерцового объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии.....	23
2.2 Численное моделирование работы терагерцовой оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии.....	28
2.3 Оценка допусков на разъюстировку разработанной оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии	36
2.4 Влияние диэлектрических свойств исследуемого объекта на пространственное разрешение терагерцовой оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии	40
3 Экспериментальная реализация терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии.....	43
3.1 Разработка функциональной схемы терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии	43
3.2 Экспериментальная оценка пространственного разрешения оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии	45

3.3 Применение разработанной терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии в различных областях науки и техники	47
3.3.1 Неразрушающий контроль электронных плат.....	47
3.3.2 Исследование биологических объектов и мягких тканей с суб-волновым пространственным разрешением.....	48
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	51
СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ	53
ПРИЛОЖЕНИЕ А.....	62
ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....	73

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность. Продолжительное время имелись только ограниченные сведения о терагерцовом (ТГц) диапазоне. Положение изменилось с появлением новых эффективных источников и приемников ТГц излучения в XX веке. За последние два десятилетия благодаря быстрому развитию элементной базы [1–6] ТГц технологии нашли свое применение в множестве научно-технических задач. ТГц визуализация использовалась в медицинской диагностике злокачественных новообразований и биологических тканей [7–11], в неразрушающем контроле композитных материалов и керамики [12,13], в контроле качества фармацевтической, химической и пищевой промышленности [14–16], а также в исследовании электрических цепей и полупроводниковых гетероструктур [17–19]. Несмотря на это стремительное развитие, остается ряд неразрешенных проблем современной ТГц техники, наиболее важной из которых является относительно низкое пространственное разрешение традиционных ТГц фокусирующих элементов, из-за большой длины волны излучения [20]. Последняя проблема имеет особое значение для некоторых приложений ТГц техники, таких как медицинская диагностика, поскольку размеры структурных элементов биологических тканей имеют размеры существенно меньше длины волны ТГц излучения [7]. Таким образом, повышение пространственного разрешения ТГц спектроскопии и визуализации существенно увеличит эффективность ТГц диагностических инструментов, а также повысит точность определения границ новообразований.

Практическим решением этой проблемы является разработка ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, который заключается в уменьшении размеров каустики пучка в случае, когда он фокусируется на малом расстоянии позади среды с высоким показателем преломления [21,22]. Однако на данный момент имеются ограниченные

сведения о пространственном разрешении и глубине резкости систем такого типа, а также о юстировочных допусках.

Целью квалификационной бакалаврской работы является разработка ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, обеспечивающей суб-волновое пространственное разрешение.

Для ее достижения выполнены следующие **задачи**:

- проведен анализ существующих методов достижения субволнового разрешения и преодоления дифракционного предела Аббе в ТГц изображающих системах;
- разработана конструкция ТГц объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии;
- проведена теоретическая оценка пространственного разрешения ТГц изображающей системы, допусков на юстировку оптических элементов, а также исследована зависимость разрешения от оптических свойств исследуемого объекта;
- разработан и собран макет ТГц изображающей системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии;
- проведена экспериментальная оценка разрешения ТГц оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, а также апробация системы на различных типах объектов.

Научная новизна квалификационной работы состоит в следующем:

- метод визуализации на основе эффекта твердотельной иммерсии впервые реализован в ТГц диапазоне частот;
- конструкция ТГц объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии с опорным окном адаптирована для визуализации мягких биологических тканей.

Научные исследования в рамках выпускной квалификационной работы поддержаны грантом Российского научного фонда (РНФ) № 17-79-20346.

Основные результаты выпускной квалификационной работы опубликованы в 4 статьях в высокорейтинговых российских и зарубежных научных журналах [23–26].

Апробация результатов работы. Основные результаты диссертации докладывались на двух международных научных мероприятиях:

- симпозиум «Saratov Fall Meeting 2019 (SFM'19)», г. Саратов, Россия, 23–27 сентября 2019 г.;
- конференция «SPIE Security+Defence 2019», г. Страсбург, Франция, 9–12 сентября 2019 г.;

1 Анализ проблемы пространственного разрешения терагерцовых оптических систем

В первой главе рассматриваются свойства излучения ТГц диапазона, а также применения ТГц технологий в различных областях науки и техники, чтобы подчеркнуть актуальность проведения исследований в данной области. Проводится анализ существующих проблем ТГц элементной базы, среди которых особое место занимает проблема низкого пространственного разрешения ТГц спектроскопии и визуализации. Решение данной проблемы позволит существенно повысить эффективность ряда приложений ТГц техники. В главе рассматриваются современные подходы для повышения пространственного разрешения ТГц визуализации, представленные в литературе. Наиболее перспективным методом для решения данной задачи представляется построение оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, которая не была реализована ранее в ТГц области спектра.

1.1 Приложения методов терагерцовой спектроскопии и визуализации

Электромагнитное излучение, частота которого находится между микроволной и инфракрасной областями спектра, называют терагерцовым (ТГц) излучением. Как правило, ТГц излучением называют электромагнитные волны с частотами от 0,1 до 10 ТГц (см. рис. 1) [1].

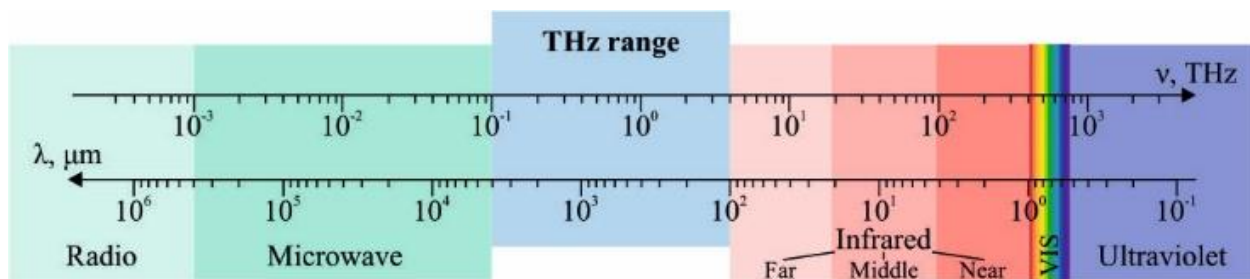


Рисунок 1 – ТГц диапазон электромагнитного спектра, где λ и ν обозначают длину и частоту электромагнитных волн, соответственно [27].

В ТГц области существует множество спектральных особенностей, связанных с фундаментальными физическими процессами. Среди них вращательные переходы молекул, колебательные движения органических соединений с большой амплитудой, колебания решетки в твердых телах, внутризонные переходы в полупроводниках и энергетические щели в сверхпроводниках, которые выступают в качестве отклика на ТГц излучение.

Для применения ТГц волн в науке и технике необходимо учитывать тот факт, что эта область демонстрирует крайне высокую непрозрачность атмосферы из-за линий вращения составляющих ее молекул. В частности, наибольший вклад в ослабление ТГц излучения в атмосфере вносит поглощение водяным паром.

По оптическим свойствам на ТГц частотах конденсированное вещество можно разделить на три группы: полярные жидкости (такие как вода), проводящие материалы (металлы) и диэлектрики. Полярные жидкости, обладают высокой поглощающей способностью в ТГц диапазоне. Из-за высокой электропроводности металлы обладают высокой отражающей способностью на ТГц частотах. Неполярные и неметаллические материалы, то есть диэлектрики, такие как бумага, пластик, одежда, дерево и керамика, которые обычно непрозрачны на оптических длинах волн, прозрачны для ТГц излучения (см. таблицу 1) [1].

Таблица 1 – Свойства материалов в ТГц диапазоне [1]

Группы материалов	Оптические свойства
Полярные жидкости	Сильное поглощение ($\alpha \approx 250 \text{ см}^{-1}$ на 1 ТГц)
Металлы	Сильное отражение ($> 99,5 \%$ на 1 ТГц)
Диэлектрики	Слабое поглощение ($\alpha < 0,5 \text{ см}^{-1}$ на 1 ТГц) Малый показатель преломления $n = 1,5$
Полупроводники	Слабое поглощение ($\alpha < 1 \text{ см}^{-1}$ на 1 ТГц) Высокий показатель преломления $n = 3.4$

Благодаря своим свойствам, методы ТГц спектроскопии и визуализации нашли широкое применение в спектроскопии газов и конденсированных сред [28,29], в неразрушающем контроле материалов [30,31], химической, фармацевтической промышленности [32–34], системах безопасности [35,36]. Использование ТГц технологий в оценке качества электронных плат и полупроводниковых гетероструктур позволяет проводить контроль бесконтактно, не воздействуя на структуру образцов [17–19]. Благодаря этому, как можно увидеть на рис. 2, удалось отличить поврежденные кремниевые полевые транзисторные схемы металл-оксид-полупроводник с отсоединенными проводами от обычных путем сравнения амплитуд нормального и дефектного чипа на терагерцовых изображениях.

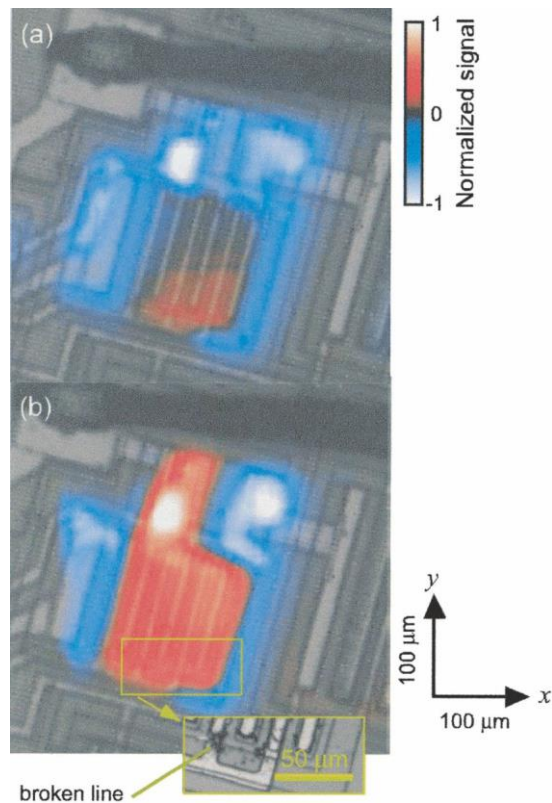


Рисунок 2 – Изображения, полученные с использованием лазерного терагерцового эмиссионного микроскопа для неразрушающего контроля дефектов интегральных микросхем: (а) нормальная микросхема; (б) сломанная микросхема. Цветовые шкалы нормированы на максимальное значение. Модулированный сигнал напряжения подавался между двумя клеммами [37].

Особый интерес представляют приложения ТГц технологий для медицинской диагностики, поскольку ТГц излучение является неионизирующим и малоинвазивным, а, следовательно, облучение живых организмов ТГц излучением малой мощности не наносит вреда. В ряде работ была показана возможность применения методов ТГц спектроскопии и визуализации для диагностики злокачественных новообразований кожи [7–10], молочной железы [38,39], кишечника [40], желудка [41], мозга [25,42,43], и т.д. На рис. 3 продемонстрировано использование ТГц импульсной визуализации для дифференцирования между базально-клеточным раком и нормальной тканью, а также подтверждение результатов гистологическими исследованиями [44].

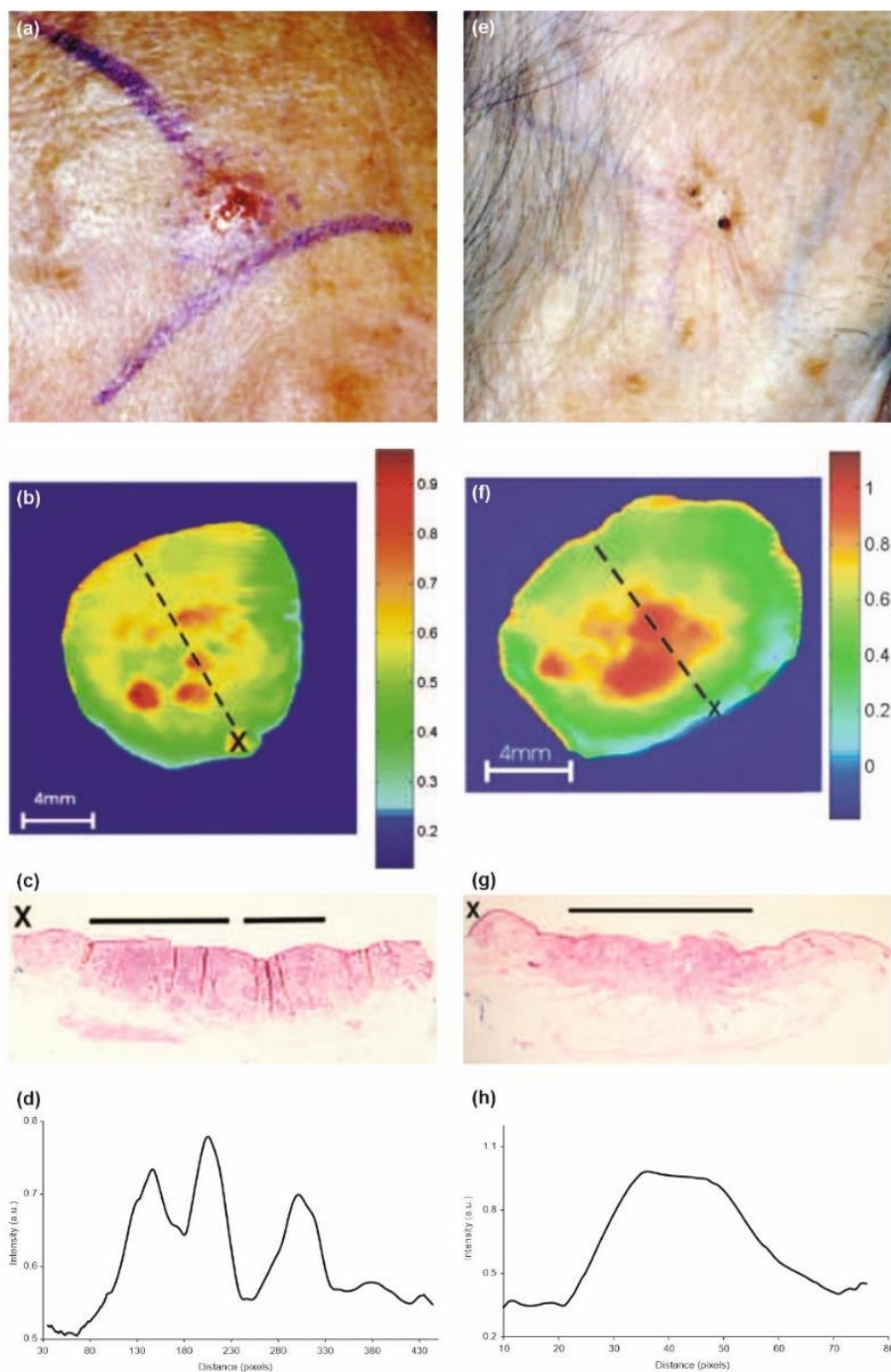


Рисунок 3 – ТГц импульсная визуализация раковой опухоли базиломы и определение ее границ: (а), (е) клинические изображения; (b), (f) ТГц изображения, полученные путем визуализации вырезанной ткани; (с), (g) гистологические сечения; (b), (d) профили интенсивности изображения на ТГц изображения по сечению, аналогичному сечению гистологии. X указывает местоположение шовного материала, а пунктирная линия показывает ось вертикального сечения гистологии [44].

Таким образом, ТГц техника имеет большой потенциал для работы в различных областях науки и техники. Однако существует ряд проблем, ограничивающих применение методов ТГц спектроскопии и визуализации, а именно:

- ТГц инструменты до сих пор остаются редкими, громоздкими и дорогими устройствами. Для коммерческого применения требуется разработка недорогих, портативных и эффективных ТГц компонентов и инструментов.
- Существует необходимость использования новых ТГц материалов для изготовления оптических элементов, жестких и гибких волноводов для доставки ТГц волн в труднодоступные области [45,46], а также ТГц излучателей и детекторов с улучшенными характеристиками [47].
- Необходимо улучшение глубины проникновения ТГц волны в ткани для расширения спектра применения ТГц технологии по диагностике злокачественных и доброкачественных раковых опухолей [7,48,49].
- Большинство ТГц оптических систем обладают дифракционно-ограниченным пространственным разрешением.

Последняя проблема является особенно важной для ряда приложений ТГц техники, таких как неразрушающий контроль или медицинская диагностика.

Неоднородности биологических тканей имеют сильно субволновые масштабы по сравнению с длиной волны терагерцового (ТГц) излучения. На рис. 4 представлены размеры типичных структурных элементов тканей (таких как микрофибриллы, отдельные клетки, клеточные органеллы [50]), отнесенные к длине электромагнитной волны 300 мкм (ей соответствует частота 1,0 ТГц).

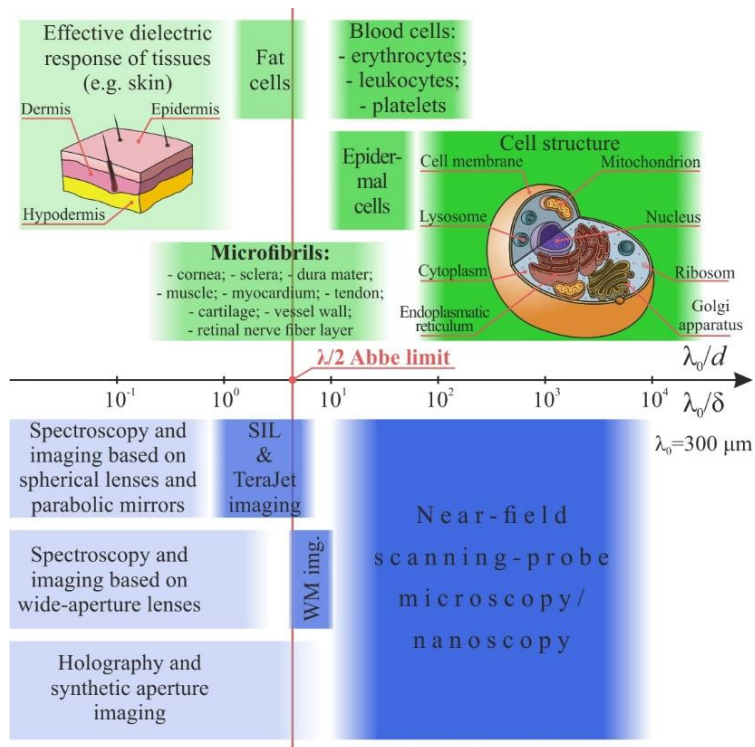


Рисунок 4 – Масштабы различных неоднородностей биологических тканей, отнесенные к длине волны ТГц излучения, а также разрешение, достигаемое различными методами ТГц визуализации, также отнесенное к длине ТГц волны [51].

Из рисунка понятно, что структурные компоненты тканей намного меньше по сравнению с определенной длиной волны ТГц. Это приводит к рэлеевскому рассеянию ТГц-волн в таких тканях [51] и к общепринятому предположению об однородном и изотропном рассеянии в тканях.

Повышение пространственного разрешения позволит анализировать биологические ткани в ТГц диапазоне на структурном уровне [51], а не как однородную среду с усредненными параметрами [7], а также повысить точность и эффективность методов ТГц диагностики. Таким образом, актуальна задача разработки методов повышения пространственного разрешения ТГц систем. Рассмотрим подробнее существующие решения проблемы пространственного разрешения в ТГц области спектра.

1.2 Анализ существующих методов повышения пространственного разрешения систем терагерцовой спектроскопии и визуализации

Как правило для определения пространственного разрешения оптической системы используют критерий Рэля: под пространственным разрешением δ понимается минимальное расстояние между двумя максимумами интенсивности, которые можно разрешить [52]. Согласно критерию Рэля, данное расстояние равно расстоянию от максимума до первого минимума функции рассеяния оптической системы. Также широко применяется критерий, предложенный Хьюстоном в 1927 г. для определения пространственного разрешения оптической системы по ширине функции рассеяния по уровню равному половине от максимума (Full Width at Half Maximum – FWHM) [53]. На рис. 5 проиллюстрированы оба критерия.

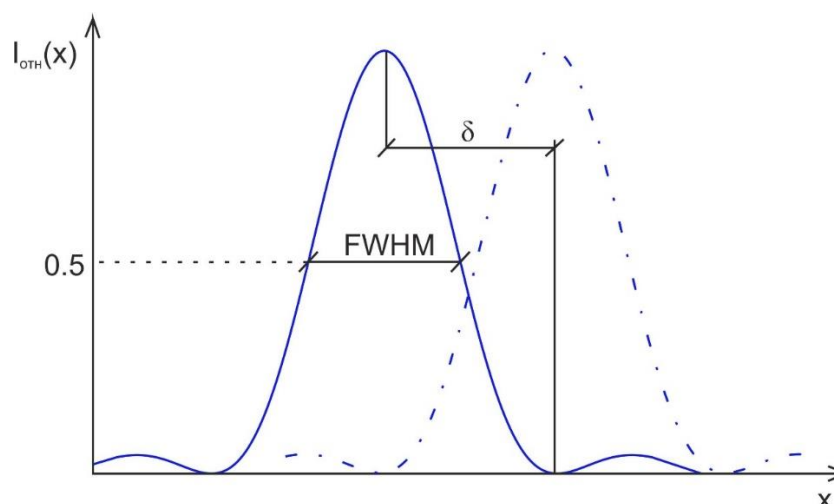


Рисунок 5 – Определение пространственного разрешения согласно критериям Рэля и FWHM.

В 1873 г. Эрнстом Аббе было предложено выражение для максимально возможного разрешения оптического микроскопа. Данное ограничение обусловлено явлением дифракции излучения и имеет следующий вид (для двумерной оптической системы):

$$\delta = \frac{\lambda}{2 \cdot NA}, \quad (1)$$

где $NA = n \cdot \sin\sigma'$ - числовая апертура оптической системы, n - показатель преломления среды, в которой формируется каустика пучка, а σ' - апертурный угол в пространстве изображений. Таким образом, предельно достижимое пространственное разрешение оптической системы с $NA = n$, осуществляющей фокусировку излучения в воздухе, составляет $\delta = \lambda/2$. На рис. 4, изображающем масштабы неоднородностей биологических тканей, предел Аббе показан красной линией.

Большинство современных ТГц спектроскопических и визуализирующих систем основаны на использовании одноэлементных линз и внеосевых параболических зеркал [22], пространственное разрешение которых ограничено не только дифракционным пределом, но также aberrациями волнового фронта и размерами оптической системы [20]. Так в традиционных оптических схемах используются:

- **Сферические линзы.** Они имеют числовую апертуру $NA = 0.4 - 0.5$ и обеспечивают пространственное разрешение $\delta = 1.0 - 1.2\lambda$. Дальнейшее улучшение характеристик одиночной сферической линзы за счет увеличения ее апертуры и разрешения затруднительно из-за значительных остаточных aberrаций [21].
- **Внеосевые параболические зеркала** имеют NA и δ как у обычных сферических линз, однако имеют хорошую aberrационную коррекцию благодаря асферическим фокусирующим поверхностям. Однако увеличение их числовой апертуры ограничено из-за перекрытия, падающего и сфокусированного пучков [22].
- **Широкоапертурные асферические линзы.** Позволяют получить $NA = 0.6 - 0.7$ и разрешение $\delta = 0.7 - 0.8\lambda$, за счет aberrационной коррекции при помощи асферических преломляющих поверхностей, однако, данный тип систем все еще подчиняется дифракционному пределу Аббе [21].

Как показано на рис. 4, масштабы тканевых компонентов намного меньше по сравнению с пространственным разрешением традиционных оптических систем; таким образом, одиночные сферические линзы и внеосевые

параболические зеркала позволяют изучать только эффективный отклик тканей, усредненный в пределах пятна луча (не менее λ^2), а асферическая оптика – только измерять пространственно-усредненные эффективные свойства тканей на клеточном уровне [51]. Ни сферические и асферические линзы, ни внеосевые параболические зеркала не позволяют преодолеть предел Аббе и, как следствие, визуализация субволновых характеристик тканей невозможна при использовании обычной оптики. На сегодняшний день было предложено несколько подходов для преодоления предела Аббе.

Пространственное разрешение ТГц цифровой голографии и синтеза апертуры не зависит от числовой апертуры фокусирующих элементов и определяется схемой детектирования интерференционной картины и алгоритмом обработки данных, применяемым для решения обратной задачи [54,55]. Данная группа методов позволяет достичь разрешения порядка λ [56,57]. Принцип синтеза апертуры заключается в том, что детектор меняет свое положение относительно исходной голограммы в вертикальных и горизонтальных направлениях, что позволяет увеличить поле зрения и учесть высокочастотные составляющие интерференционной картины. Затем с помощью математической обработки за несколько итераций можно полностью восстановить голограмму без шумов и искажений (см. рис. 6).

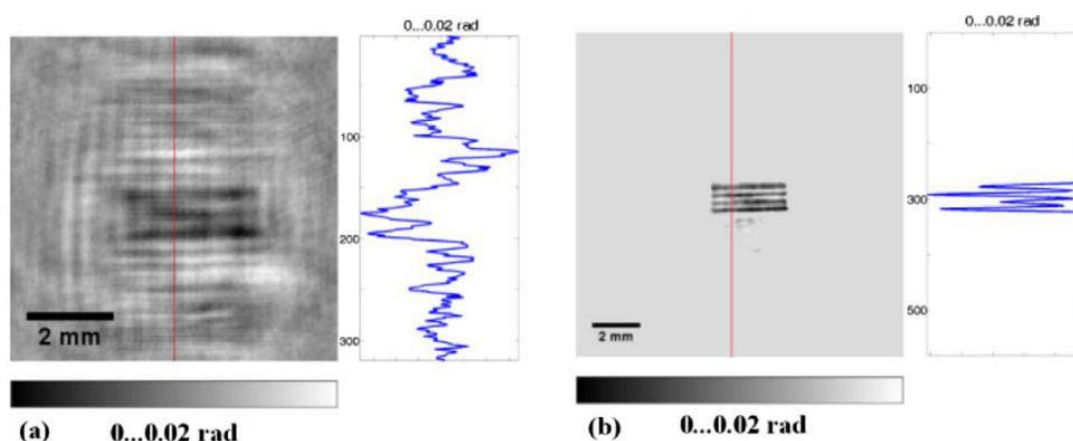


Рисунок 6 – Применение метода синтеза апертуры в ТГц цифровой голографии:

(а) распределения фазового контраста исходной голограммы;

(б) распределения фазового контраста восстановленной голограммы после 20 итераций [56].

Другими перспективными подходами являются методы фотонных джетов и фотонных крюков. Термин «фотонный джет» был введен в работе [58], описывая электромагнитные каустики, генерируемые позади симметричной мезомасштабной диэлектрической частицы в видимом диапазоне. Генерация «фотонного крюка» (то есть изогнутого фотонного джета) происходит при локализации пучка за диэлектрической частицей с нарушенной симметрией [42,59]. Впервые, фотонный крюк был реализован экспериментально в ТГц диапазоне в работе [42], где в качестве ассиметричной диэлектрической частицы выступал куб со скошенной гранью из материала ГРХ, который можно увидеть на рис. 8(a), а интенсивность излучения за ним измерялась 2D сканирующей системой и оптическим зондом из сапфирового волокна.

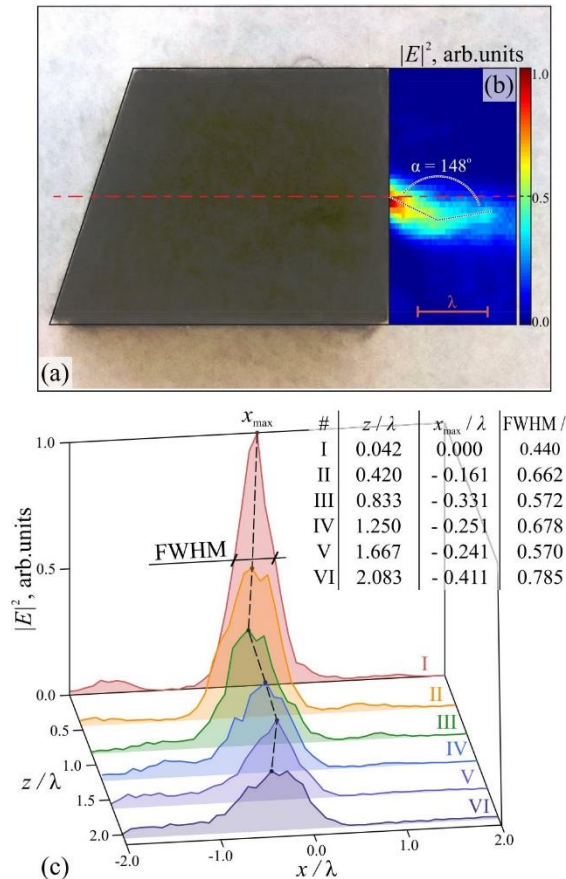


Рисунок 7 - Экспериментальная визуализация ТГц фотонного крюка: (a) фотография ассиметричной диэлектрической частицы, сделанной из материала ГРХ; (b) напряженность ТГц поля $|E|^2$ позади частицы, иллюстрирующая эффект фотонного крюка; (c) сечения наблюдаемого крюка.

На (c) таблица показывает параметры сечений [42].

Данные подходы позволяют повысить производительность практически любой фокусирующей системы, просто помещая мезомасштабную диэлектрическую частицу перед фокусной точкой. Достигается разрешение около $\delta=0.3-0.5\lambda$, что немного превышает дифракционный предел Аббе. Однако существуют трудности с размещением исследуемого образца в фокальной плоскости, в непосредственной близости от диэлектрической частицы, что ограничивает применение метода в ТГц биофотонике.

Наиболее высоких значений пространственного разрешения ТГц визуализации на сегодняшний день позволяют достигнуть методы на основе ближнепольной сканирующей зондовой микроскопии. Выделяют два типа систем ближнепольной микроскопии: на основе суб-волновых диафрагм и на основе суб-волновых игл и кантилеверов [60]. Первая группа методов основана на освещении исследуемого объекта ТГц излучением, проходящим через диафрагмы суб-волнового диаметра, или на регистрации излучения, рассеянного объектом при помощи суб-волновой диафрагмы [61,62]. В такой конфигурации пространственное разрешение определяется диаметром сканирующей диафрагмы и может достигать $10^{-1}\lambda$ (см. рис. 8 (a),(b)). Вторая группа методов сканирующей зондовой микроскопии основана на регистрации в дальней зоне ТГц поля рассеянного от суб-волнового кантилевера и исследуемого объекта в ближней зоне (см. рис. 8 (c),(d)) [18,60]. Пространственное разрешение данного подхода зависит от конфигурации кантилевера и может достигать $10^{-3}\lambda$ [18]. К недостаткам данных методов относят низкую энергетическую эффективность, а также малое расстояние между зондом и объектом, из-за чего возможен их контакт и повреждение.

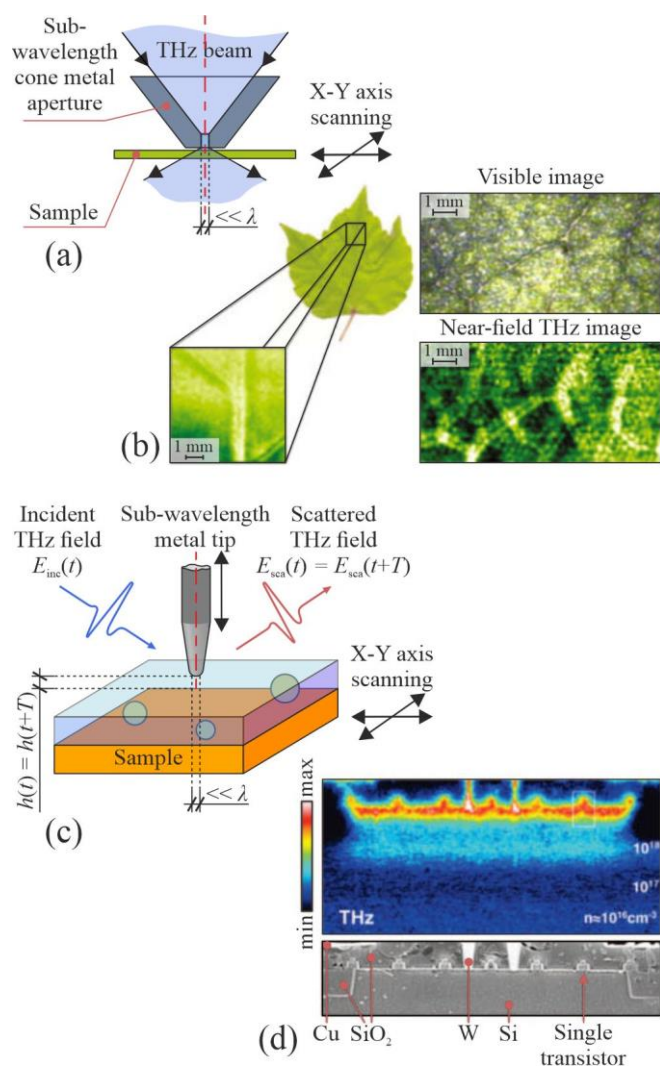


Рисунок 8 - Примеры двух различных типов ТГц ближнепольной сканирующей микроскопии: (а), (б) схема ТГц-микроскопа на основе конической металлической апертуры / диафрагмы, а также результаты ее применения для визуализации листа; (с) - (д) схема ТГц микроскопа с разрешением $10^{-3}\lambda$ на основе металлического наконечника / кантилевера, а также результаты его применения для визуализации микроэлектронного устройства [8].

Описанные методы имеют свои особенности, однако они обладают низкой эффективностью для задач исследования ТГц биофотоники. Перспективным подходом для повышения пространственного разрешения при ТГц визуализации биологических тканей является метод на основе эффекта твердотельной иммерсии, поскольку помимо высокого пространственного разрешения он обладает высокой энергетической эффективностью, что важно для таких задач как медицинская диагностика.

1.3 Метод преодоления предела разрешения Аббе на основе эффекта твердотельной иммерсии

Эффект твердотельной иммерсии основан на уменьшении размеров каустики электромагнитного поля, когда она сфокусирована на малом расстоянии позади среды, обладающей высоким показателем преломления (см. рис. 4) [63]. Данный метод обеспечивает пространственное разрешение до $0,15\lambda$ и высокую энергетическую эффективность визуализации. Впервые, он был продемонстрирован Мэнсфилдом и Кино в 1990 году в работе [63]. Метод твердотельной иммерсии нашел свое применение в системах видимого и ИК диапазона для повышения плотности записи оптических носителей информации [64,65], микроскопии [66,67] и фотолитографии [68]. Однако ранее этот подход не был реализован в изображающих системах, работающих в ТГц диапазоне.

Как правило, оптические системы на основе эффекта твердотельной иммерсии состоят из базового элемента, формирующего сходящийся пучок излучения, и иммерсионной линзы, выполненной в виде полусферы из материала с высоким показателем преломления. Иммерсионная линза располагается концентрично сходящемуся пучку базового элемента, поэтому не преломляет лучей и не обладает собственной оптической силой. При прохождении пучка через иммерсионную линзу часть лучей, падающих на границу раздела сред HRFZ-Si / воздух под предельным углом полного внутреннего отражения, будет формировать эвансцентное поле, распространяющееся вдоль задней грани окна из HRFZ-Si и экспоненциально затухающее при удалении от нее. Другая часть лучей, падающая под меньшим углом, создаст прошедшее поле, имеющее прежнее направление распространения (см. рис. 9). Благодаря наложению прошедшего и эвансцентного полей в плоскости анализа объекта происходит повышение разрешения. А именно каустика пучка уменьшается обратно пропорционально величине показателя преломления иммерсионной линзы, а фокус оптической системы образуется на расстоянии порядка длины волны излучения позади плоской грани иммерсионной линзы.

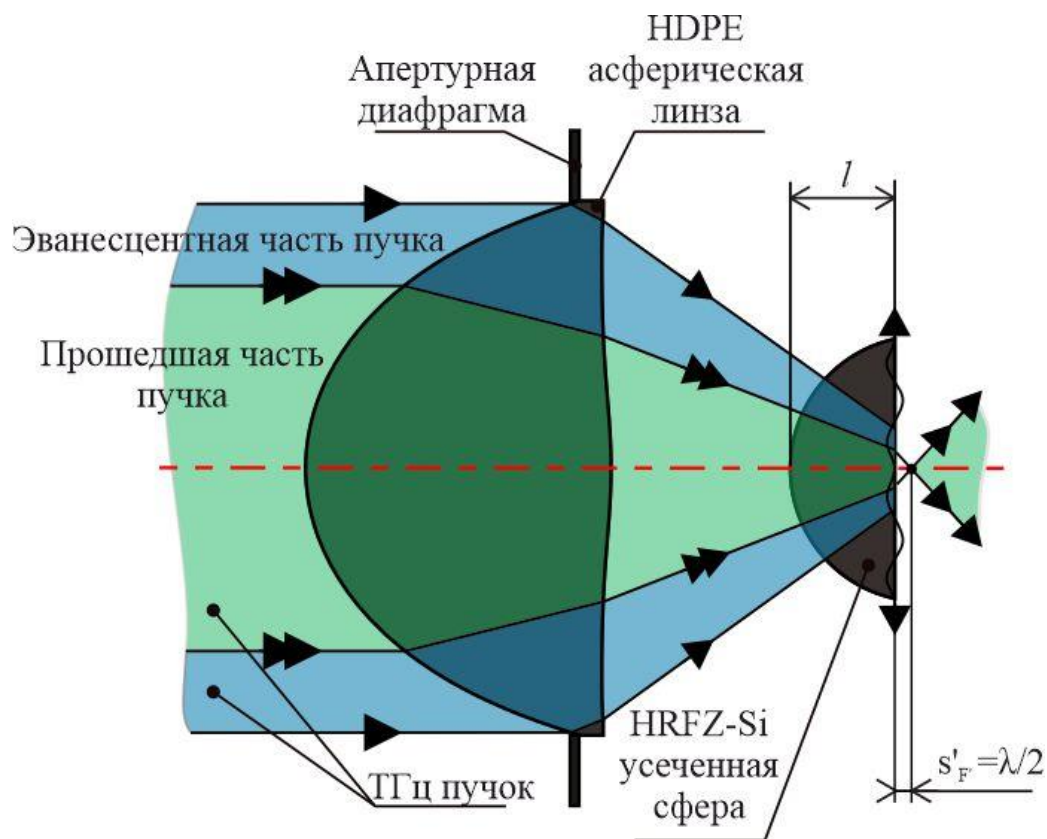


Рисунок 9 – Схема фокусировки лучей в объективе на основе эффекта твердотельной иммерсии. Где l – толщина усеченной сферической линзы, R – радиус усеченной сферы

Таким образом, актуальна задача разработки ТГЦ оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии для биомедицинских задач визуализации, а также преодоления предела Аббе.

2 Разработка и численное моделирование работы терагерцовой оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

В настоящей главе описывается разработка конструкции ТГц системы на основе эффекта твердотельной иммерсии с выбором ТГц материалов. Применяется метод конечных разностей во временной области для эффективной оценки пространственного разрешения изображающей системы. Определяются юстировочные допуски для получения наилучшего разрешения. Исследуется влияние диэлектрических свойств изучаемого объекта на пространственное разрешение.

2.1 Разработка терагерцового объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии

Для ряда задач ТГц техники, таких как медицинская диагностика, актуальна проблема размещения исследуемого объекта в процессе измерения. Поскольку биологические ткани, как правило, имеют неоднородную форму поверхности, для их размещения в фокусе изображающей системы применяют плоскопараллельные предметные окна. Для решения данной проблемы в настоящей работе предлагается оригинальная конструкция ТГц объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии, состоящая из трех оптических элементов: базового элемента в виде широкоапертурного асферического синглета, усеченной сферы и плоскопараллельного предметного окна (см. рис. 10). Асферический синглет и усеченная сфера неподвижно закреплены, тогда как плоскопараллельное окно свободно перемещается в двух направлениях для осуществления пространственного сканирования поверхности образца. Усеченная сфера и окно выполнены из одного материала и находятся в плотном контакте, образуя единый оптический элемент – иммерсионную линзу, имеющую форму практически идеальной полусферы. Благодаря плотному

контакту усеченной сферы и предметного окна отсутствуют потери на френелевское отражение между этими оптическими элементами. В такой конфигурации исследуемый объект располагается на верхней поверхности предметного окна [24,25]. Рассмотрим подробнее особенности конструкции каждого элемента объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии.

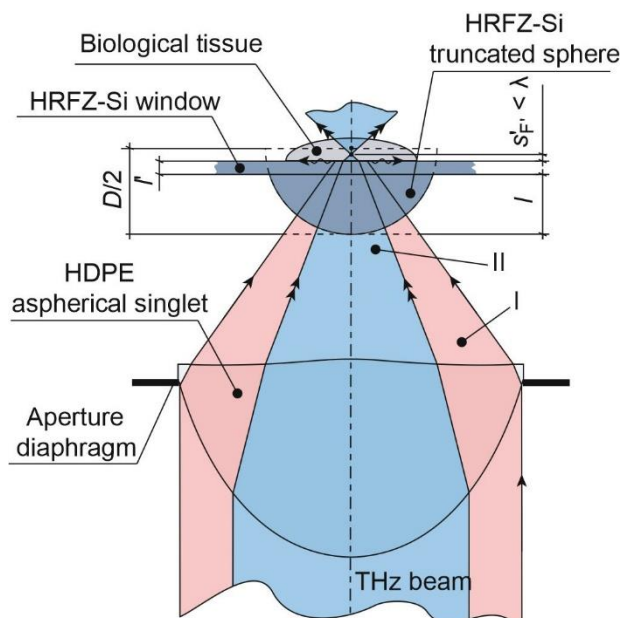


Рисунок 10 - Схема ТГц изображающей системы, которая способна визуализировать мягкие биологические ткани. Здесь показано, что центральная часть ТГц пучка передается через границу «HRFZ-Si - свободное пространство», а периферийная часть подвергается полному внутреннему отражению (ПВО) на этой границе. Как прошедшие, так и эванесцентные волны способствуют образованию каустики ТГц-пучка в свободном пространстве за полусферой из HRFZ-Si, то есть в объеме затухающего поля [25].

Важными параметрами базового элемента являются высокая числовая апертура NA и хорошая абберационная коррекция, поскольку от разрешения базового элемента зависит разрешение всей оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии. При проектировании оптических систем в видимом и ИК диапазонах для коррекции аббераций, как правило, используют многолинзовые системы, состоящие из сферических линз. Однако в ТГц области

спектра увеличение количества оптических элементов приводит к сильному снижению энергетической эффективности системы из-за относительно высокого поглощения ТГц оптических материалов. Поэтому в качестве конструкции базового фокусирующего элемента выбран широкоапертурный синглет с двумя асферическими поверхностями. Данная конструкция позволяет одновременно увеличить числовую апертуру оптической системы и обеспечить хорошую абберационную коррекцию. При этом изготовление асферических оптических поверхностей для работы в ТГц диапазоне значительно проще, благодаря низким требованиям к шероховатости поверхности из-за больших длин ТГц волн. Поэтому асферический синглет может быть изготовлен с применением фрезеровочного станка с численным программным управлением (ЧПУ).

В качестве материала асферической линзы был выбран полиэтилен высокой плотности (High Density Polyethylene – HDPE). В работах [69,70] сообщается, что данный материал обладает показателем преломления $n = 1.54$, низким коэффициентом поглощения $\alpha \leq 20 \text{ см}^{-1}$ и низкой дисперсией показателя преломления в пределах 0.1-1.5 ТГц. Также HDPE широко применяется в промышленности и характеризуется высокой технологичностью. Для разработки асферической линзы был применен метод высокоапертурного двойного асферического синглетного синтеза [71], который позволяет рассчитывать асферические поверхности, обеспечивая как коррекцию сферической абберации, так и удовлетворение условию синусов Аббе [72].

Поверхность линзы описывается следующим математическим выражением:

$$f(r) = \frac{r^2/R}{1 + \sqrt{1 - (1+k)(r/R)^2}} + \sum_{i=1}^N a_i r^{2i} : \quad (2)$$

где r - радиальная координата поверхности, а R , k , a – коэффициенты степенного полинома, перечисленные в таблице 2.

Таблица 2 – Конструктивные параметры асферической линзы

Параметры	Поверхность А	Поверхность Б
R, мм	19,371009	-73,768797
k	0	0
a_1 , мм ⁻¹	0,027322	-0,012 541
a_2 , мм ⁻²	$5,536064 \times 10^{-5}$	$3,979 577 \times 10^{-4}$
a_3 , мм ⁻³	$1,559933 \times 10^{-7}$	$-5,172 492 \times 10^{-6}$
a_4 , мм ⁻⁴	$1,045835 \times 10^{-9}$	$4,263 061 \times 10^{-8}$
a_5 , мм ⁻⁵	$2,742425 \times 10^{-12}$	$-1,991 948 \times 10^{-10}$
a_6 , мм ⁻⁶	0	$3,996 739 \times 10^{-13}$

Полученная линза была рассчитана в программной среде Zemax и имеет следующие характеристики: заднее фокусное расстояние $f' = 15$ мм, числовую апертуру $NA = 0.6$, задний фокальный отрезок $S'_{F'}$ = 6,62 мм, диаметр входного зрачка $D = 25$ мм и толщину $l = 15$ мм. Как видно из рис. 11, присутствуют небольшие геометрические aberrации для углового поля $2\omega = 3^\circ$, исходя из них определяются требования по выравниванию линзы вдоль оптической оси.

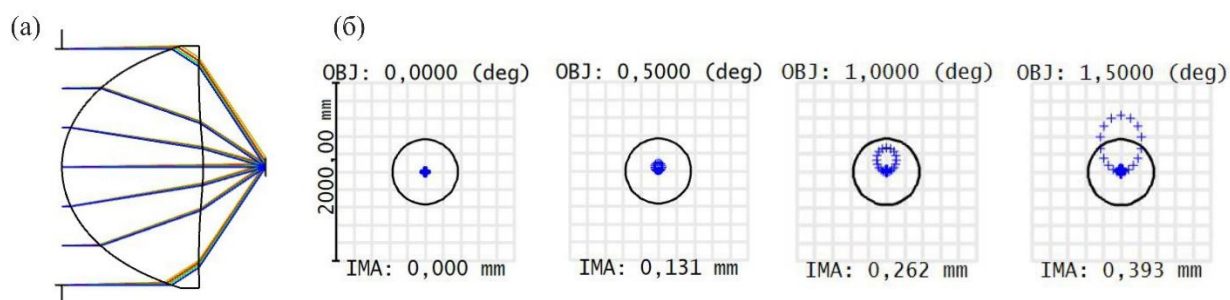


Рисунок 11 – Моделирование асферической линзы в Zemax: (а) трассировка лучей; (б) функции рассеяния точки для осевого и наклонных лучей, где черной линией обозначен диск Эйри.

Вторым элементом твердотельной иммерсионной оптической системы выступает полусферическая линза, описанная еще Борном и Вольфом в [20]. Концепция этой линзы заключается в том, что внутри сферы с высоким

показателем преломления световой пучок может быть сфокусирован без aberrаций в двух апланатических точках, одна из которых центр сферы [73]. В качестве материала для нее использовался монокристалл кремния с высоким сопротивлением, изготовленный методом зонной плавки (High-Resistivity Float Zone Silicon – HRFZ-Si). Данный материал был выбран благодаря высокому показателю преломления $n = 3.41$ и низкому коэффициенту поглощения $\alpha \leq 0.06 \text{ см}^{-1}$ [74] для диапазона 0.1-1.5 ТГц и отсутствию двулучепреломления. Диаметр полусферической линзы $D = 10$ мм, а толщина $l = 4.65$ мм (далее называем усеченной сферической линзой). Она установлена перед фокальной плоскостью асферической линзы таким образом, чтобы ее сферическая поверхность являлась концентрической к сходящемуся волновому фронту, а ее плоская поверхность перпендикулярна оптической оси.

Затем следует подвижная плоская пластина (“плоское окно”) из того же материала HRFZ-Si, которая находится в тесном контакте с плоской поверхностью усеченной сферы и имеет толщину $l_0 = 0.25$ мм и диаметр около $D = 50$ мм.

Задний фокальный отрезок такой системы можно определить, используя параксиальное приближение:

$$S_{F'} \approx \left(\frac{D}{2} - l - l' \right) \frac{n_{об}}{n_{Si}}. \quad (3)$$

Расстояние между асферической линзой из HDPE и усеченной сферой из HRFZ-Si составляет $z_0 = 2.7$ мм. Окно из HRFZ-Si находится в контакте с плоской поверхностью усеченной сферы, образуя единый оптический элемент - то есть полусферу из HRFZ-Si диаметром $D = 10$ мм и толщиной $l + l_0 = 4.90$ мм.

Далее необходимо провести оценку разработанной оптической системы. Из-за высокой апертуры пучка и размеров изображающей системы, соизмеримых с длиной волны излучения, методы оценки пространственного разрешения программной средой Zemax, основанные на принципах скалярной

теории дифракции, обладают ограниченной точностью. Поэтому для оценки разрешения необходимо применение методов, учитывающих волновую природу света.

2.2 Численное моделирование работы терагерцовой оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

Для численного моделирования ТГц характеристик системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, был применен метод конечных разностей во временной области (FDTD) для решения уравнений Максвелла [75]. Этот метод позволяет рассчитывать распространение света в пространстве и во времени с учетом всех особенностей взаимодействия света с веществом в рамках классической электродинамики. Метод FDTD свободно вписывается в категорию методов «резонансной области», то есть тех, в которых характерные размеры интересующей области находятся где-то порядка длины волны по размеру. Метод FDTD позволяет моделировать процесс формирования изображения с учетом широкоапертурных оптических систем [21], дисперсионных и рассеивающих сред [76,77] и явлений ближнего поля [78]. Если размеры объекта очень малы по сравнению с длиной волны, то применение квазистационарных приближений для электромагнитного излучения обеспечит точное решение поставленной задачи (метод FDTD). В другом случае, когда длина волны чрезвычайно мала по сравнению с размерами изучаемого объекта, то более эффективней будет использовать лучевые и прочие методы [79].

Алгоритм FDTD, впервые предложенный Кейном Йи в 1966 году, использует центральные разности второго порядка. Алгоритм можно обобщить следующим образом:

1. Замена всех производных в законах Ампера и Фарадея конечными разностями. Дискретизация пространства и времени таким образом, чтобы

электрические и магнитные поля находились в шахматном порядке как в пространстве, так и во времени.

2. Решение полученных разностных уравнений и получение «обновленных уравнений», которые выражают (неизвестные) будущие поля в терминах (известных) прошлых полей.
3. Оценка магнитных полей на один шаг в будущее (фактически они становятся прошлыми полями).
4. Оценка электрических полей на один шаг в будущее (фактически они становятся прошлыми полями).
5. Повторение шагов 3 и 4 до тех пор, пока поля не будут получены в течение требуемой продолжительности времени.

Распространение электромагнитной волны в среде описывается при помощи системы уравнений Максвелла, а также материальных уравнений:

$$\nabla \cdot \mathbf{D} = \rho_v, \quad (4)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \quad (5)$$

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\frac{\partial \mathbf{B}}{\partial t}, \quad (6)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \mathbf{J} + \frac{\partial \mathbf{D}}{\partial t}, \quad (7)$$

$$\mathbf{D} = \varepsilon \cdot \mathbf{E}, \quad (8)$$

$$\mathbf{B} = \mu \cdot \mathbf{H}. \quad (9)$$

Рассмотрим вывод уравнения для распространения электрического и магнитного поля из уравнений (5) - (9). В выражение (6) подставим уравнение (9). Получим уравнение для обновления (продвижения во времени) магнитного поля, также называемое законом Фарадея:

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t}. \quad (10)$$

В выражение (7) подставим уравнение (8). Учтем, чему равна плотность токов

$$\mathbf{J} = \sigma \mathbf{E}, \quad (11)$$

и получим уравнение для обновления (продвижения во времени) электрического поля, также называемое закон Ампера

$$\nabla \times \mathbf{H} = \sigma \mathbf{E} + \varepsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t}. \quad (12)$$

Хотя характеристики оптической системы обычно различаются для 3D и 2D (цилиндрическая линза) случаев [80] в работе рассматривается 2D случай для того, чтобы значительно сократить машинное время и обеспечить качественный анализ оптической системы. Ожидается, что результаты двумерных моделирований будут очень похожи на 3D случай, обеспечивая хорошие первые приближения для пространственного разрешения и глубины резкости. Таким образом, предполагается, что оптическая система состоит из цилиндрических компонентов, осевые сечения которых равны таковым в трехмерном случае. Во-первых, устанавливается ориентация цилиндрических оптических компонентов так, чтобы они были коллинеарны вектору электрического поля падающей плоско-поляризованной волны, что привело к поперечной магнитной (ТМ) поляризации рассеянного оптического поля. [79] Затем цилиндрические оптические компоненты были ориентированы перпендикулярно к вектору электрического поля падающей волны, что позволяло исследовать поперечную электрическую (ТЕ) поляризацию рассеянного поля. [79] Приведем выражения (10) и (12) к двумерному случаю для обеих поляризаций:

Для ТМ поляризации закон Фарадея (для 2D пространства):

$$-\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} = \hat{\mathbf{a}}_x \frac{\partial E_z}{\partial y} - \hat{\mathbf{a}}_y \frac{\partial E_z}{\partial x}. \quad (13)$$

Закон Ампера (с учетом потерь для 2D пространства):

$$\sigma \cdot \mathbf{E} + \varepsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = \hat{\mathbf{a}}_z \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} \right). \quad (14)$$

Перейдя к проекциям векторов в 2D пространстве для ТМ поляризации, получим систему уравнений

$$\left\{ \begin{array}{l} -\mu \frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{\partial E_z}{\partial y}, \\ \mu \frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{\partial E_z}{\partial x}, \\ \sigma \cdot E_z + \varepsilon \frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y}. \end{array} \right. \quad (15)$$

По аналогии для ТЕ поляризации получим систему уравнений

$$\left\{ \begin{array}{l} -\mu \frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x}, \\ \sigma \cdot E_x + \varepsilon \frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{\partial H_z}{\partial y}, \\ \sigma \cdot E_y + \varepsilon \frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{\partial H_z}{\partial x}. \end{array} \right. \quad (16)$$

Центральные разности второго порядка применяются в методе FDTD в качестве приближений как к пространственным, так и к временным производным, и имеют вид:

$$\left. \frac{df(x)}{dx} \right|_{x=x_0} \approx \frac{f\left(x_0 + \frac{\delta}{2}\right) - f\left(x_0 - \frac{\delta}{2}\right)}{\delta}. \quad (17)$$

Обратим внимание, что в (4) центральная разность обеспечивает аппроксимацию производной функции в точке x_0 , но функция дискретизируется только в соседних точках $x_0 + \delta/2$ и $x_0 - \delta/2$. Поскольку наибольшая степень игнорируемого смещения δ составляет второй порядок, говорят, что центральное различие имеет точность второго порядка или поведение второго порядка. Это подразумевает, что, если δ уменьшается в 10 раз, ошибка в приближении должна быть уменьшена в 100 раз (по крайней мере, приблизительно). В пределе, когда δ стремится к нулю, приближение становится точным.

Следующим шагом является замена производных в системе уравнений конечными разностями согласно классической сетке Йи [81]. Для этого пространство и время должны быть дискретизированы. Следующие обозначения

будут использоваться для указания местоположения, где поля выбираются в пространстве и времени

$$E_z(x, t) = E_z(m \cdot \Delta x, q \cdot \Delta t) = E_z^q[m], \quad (18)$$

$$H_y(x, t) = H_y(m \cdot \Delta x, q \cdot \Delta t) = H_y^q[m], \quad (19)$$

где Δx - пространственное смещение между точками выборки, а Δt - временное смещение. Индекс m соответствует пространственному шагу, фактически пространственному местоположению, тогда как индекс q соответствует временному шагу. Верхний индекс q все еще представляет собой временной шаг - это не показатель степени.

Таким образом, для ТМ поляризации получим конечный вид системы уравнений обновления полей:

$$\left\{ \begin{aligned} H_x^{q+\frac{1}{2}} \left[m, n + \frac{1}{2} \right] &= \frac{1 - \frac{\sigma_m \cdot \Delta t}{2 \cdot \mu}}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta t}{2 \cdot \mu}} H_x^{q-\frac{1}{2}} \left[m, n + \frac{1}{2} \right] - \\ &- \frac{1}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta t}{2 \cdot \mu}} \frac{\Delta t}{\mu \cdot \Delta y} (E_z^q[m, n + 1] - E_z^q[m, n]), \\ H_y^{q+\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n \right] &= \frac{1 - \frac{\sigma_m \cdot \Delta t}{2 \cdot \mu}}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta t}{2 \cdot \mu}} H_x^{q-\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n \right] + \\ &+ \frac{1}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta t}{2 \cdot \mu}} \frac{\Delta t}{\mu \cdot \Delta x} (E_z^q[m + 1, n] - E_z^q[m, n]), \\ E_z^{q+1}[m, n] &= \frac{1 - \frac{\sigma \cdot \Delta t}{2 \cdot \varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta t}{2 \cdot \varepsilon}} E_z^q[m, n] + \frac{1}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta t}{2 \cdot \varepsilon}} \left(\frac{\Delta t}{\varepsilon \cdot \Delta x} \left\{ H_y^{q+\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n \right] - \right. \right. \\ &\left. \left. - H_y^{q+\frac{1}{2}} \left[m - \frac{1}{2}, n \right] \right\} - \frac{\Delta t}{\varepsilon \cdot \Delta y} \left\{ H_x^{q+\frac{1}{2}} \left[m, n + \frac{1}{2} \right] - H_x^{q+\frac{1}{2}} \left[m, n - \frac{1}{2} \right] \right\} \right). \end{aligned} \right. \quad (20)$$

По аналогии для ТЕ поляризации получим:

$$\left\{ \begin{aligned} H_z^{q+\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n + \frac{1}{2} \right] &= H_z^{q-\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n + \frac{1}{2} \right] - \frac{\Delta_t}{\varepsilon \cdot \Delta_x} \left\{ E_y^q \left[m + 1, n + \frac{1}{2} \right] \right. \\ &\quad \left. - E_y^q \left[m, n + \frac{1}{2} \right] \right\} - \frac{\Delta_t}{\mu \cdot \Delta_y} \left\{ E_x^q \left[m + \frac{1}{2}, n + 1 \right] - E_x^q \left[m + \frac{1}{2}, n \right] \right\}, \\ E_y^{q+1} \left[m, n + \frac{1}{2} \right] &= \frac{1 - \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \varepsilon}} E_y^q \left[m, n + \frac{1}{2} \right] - \frac{1}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \varepsilon}} \left(\frac{\Delta_t}{\varepsilon \cdot \Delta_y} \times \right. \\ &\quad \left. \times \left\{ H_z^{q+\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n + \frac{1}{2} \right] - H_z^{q+\frac{1}{2}} \left[m - \frac{1}{2}, n + \frac{1}{2} \right] \right\} \right), \\ E_x^{q+1} \left[m + \frac{1}{2}, n \right] &= \frac{1 - \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \varepsilon}}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \varepsilon}} E_x^q \left[m + \frac{1}{2}, n \right] + \frac{1}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \varepsilon}} \left(\frac{\Delta_t}{\varepsilon \cdot \Delta_y} \times \right. \\ &\quad \left. \times \left\{ H_z^{q+\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n + \frac{1}{2} \right] - H_z^{q+\frac{1}{2}} \left[m + \frac{1}{2}, n - \frac{1}{2} \right] \right\} \right). \end{aligned} \right. \quad (21)$$

Чтобы предотвратить дисперсию числовых данных во время симуляций, используется шаг пространственной дискретизации [79]

$$\Delta_x = \frac{\lambda}{100}. \quad (22)$$

в то время, как шаг дискретизации во временной области выбирается так, чтобы удовлетворять условию Куранта – Фридрихса – Леви [79]

$$\Delta_t = \frac{\Delta_x}{c\sqrt{3}}. \quad (23)$$

В симуляциях для обеих поляризаций электромагнитная волна имеет длину волны $\lambda=500$ мкм и, соответственно, частоту $\nu=0.6$ ТГц. Излучение распространяется на изображающую систему слева, для ее ввода используется метод полного и рассеянного полей (Total Field / Scattered Field method – TFSF)

[82], который позволяет за счет одновременной инициализации в точке генерации векторов электрического и магнитного полей задать строго определенное направление с учётом всех необходимых временных задержек.

Так как существует ограничение по объему данных, одновременно хранящихся на компьютере, невозможно моделировать распространения излучения в неограниченной области пространства. Вследствие этого могут возникать нефизические процессы – дошедшие до границ пространства симуляции электромагнитные волны будут возвращаться обратно, что однозначно приведет к искажению результатов. Эта проблема решается путем наложения граничных условий, также называемых граничными поглотителями (Absorbing Boundary Conditions – ABC), не позволяющими излучению возвращаться обратно, отражаясь от границ. В нашем случае используются границы поглощения Мура 2-го порядка [83].

На рис. 12 продемонстрированы результаты FDTD-моделирования с точки зрения интенсивности электромагнитного поля:

$$I(r) = \frac{1}{T} \int_{t_0}^{t_0+T} |E(r, t)|^2 dt, \quad (24)$$

где r - радиус-вектор, t_0 и T - начало и интервал интегрирования соответственно, а $c_0 = 3 \times 10^8$ м / с - скорость света в свободном пространстве. В формуле (24) интегрирование выполняется после распространения электромагнитной волны, а затем заполняется весь объем моделирования, что приводит к стационарному пространственному распределению интенсивности электрического поля. Время интегрирования выбрано равным нескольким полным циклам колебаний электрического поля в объеме моделирования:

$$T = \frac{n\lambda}{c}. \quad (25)$$

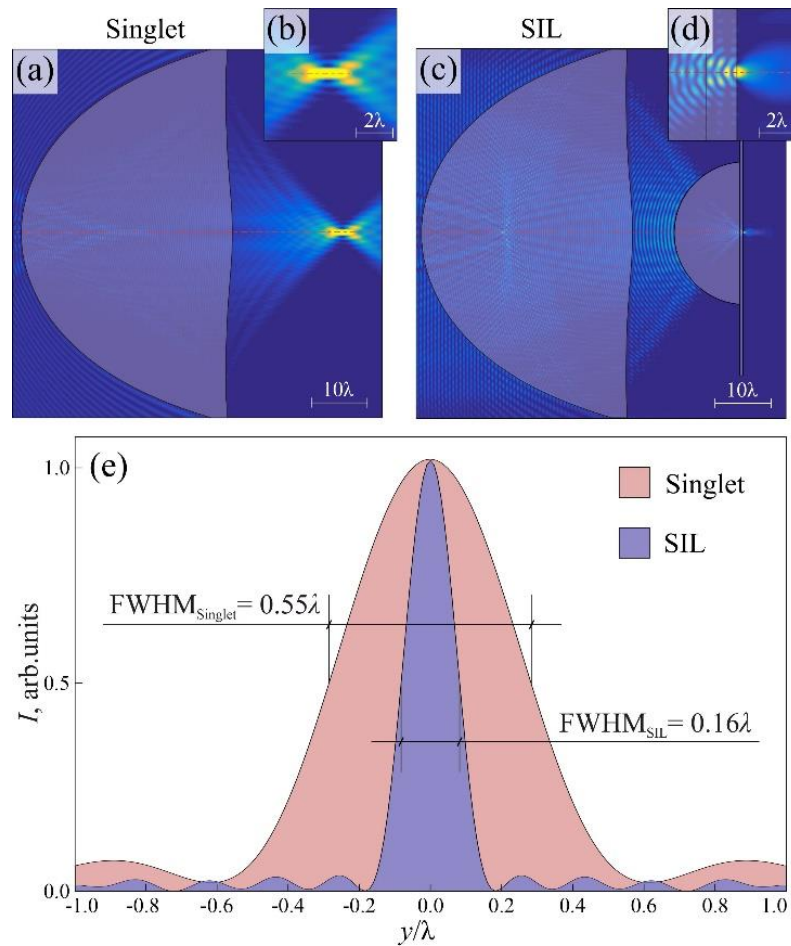


Рисунок 12 - Численный анализ характеристик изображающей системы при $\lambda = 500$ мкм: (a), (b) фокусировка плоской электромагнитной волны в случае одиночной асферической линзы; (c), (d) фокусировка плоской электромагнитной волны в случае системы на основе эффекта твердотельной иммерсии; (e) сравнение каустик ТГц пучка, образованных асферической линзой и твердотельной иммерсионной системой. Здесь на панелях (b) и (d) показаны увеличенные изображения интенсивности поля $I(r)$ вблизи фокального пятна оптических систем [23].

На панелях (a)-(b) и (c)-(d) показана интенсивность электромагнитного поля, формируемого отдельно работающей асферической линзой и твердотельной иммерсионной системой, соответственно, где (b) и (d) показывают увеличенные фрагменты распределение интенсивности вблизи фокальной точки. Для простоты в этом подразделе пространственное разрешение определяется только для ТМ поляризации. На рис. 12(e) сравниваются относительные профили интенсивности, сформированные в

фокальных плоскостях асферической линзы и твердотельной иммерсионной системы и представляющие собой вид пятна ТГц пучка. Сравнивая FWHM зависимостей, видно, что FWHM (и, следовательно, пространственное разрешение), обеспечиваемое системой на основе эффекта твердотельной иммерсии, составляет 0.16λ , что более чем в 3 раза меньше по сравнению с одиночной асферической линзой. Таким образом, применение эффекта твердотельной иммерсии сильно улучшает разрешение оптической системы. В свою очередь, изображающая система имеет меньшую глубину резкости по сравнению с асферической линзой из HDPE. Описанный метод FDTD позволяет также с высокой точностью определить такие характеристики оптической системы как допуски на разъюстировку оптических элементов и зависимость оптических характеристик от свойств исследуемого объекта.

2.3 Оценка допусков на разъюстировку разработанной оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

Для практической реализации разработанной системы важно знать допуски на разъюстировку оптических элементов объектива относительно друг друга. Поэтому было исследовано влияние продольных (вдоль оси OZ) и поперечных (вдоль оси OY) смещений усеченной сферической линзы относительно асферического синглета на пространственное разрешение и глубину резкости оптической системы для двух состояний поляризации (см. рис. 13 (a)). Вначале рассмотрено продольное смещение усеченной сферы в направлении асферической линзы.

$$\Delta z = z - z_0. \quad (26)$$

при этом оптимальное расстояние между этими элементами составляет $z_0 = 2.7$ мм. На рис. 13 показаны результаты численного анализа разрешения и глубины резкости для ТМ и ТЕ поляризаций в зависимости от Δz в диапазоне значений от $-0,5$ мм до $0,5$ мм с шагом $0,05$ мм.

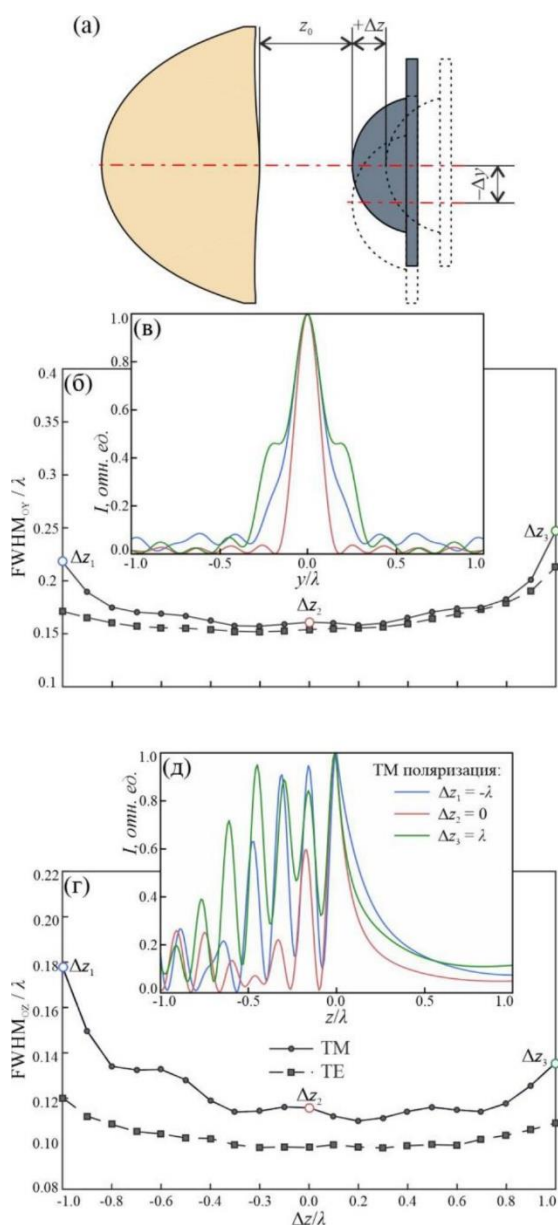


Рисунок. 13 - Влияние продольных смещений Δz усеченной сферы в направлении асферической линзы на разрешение и глубину резкости при $\lambda = 500$ мкм: (а) схема продольных смещений Δz и поперечных Δy двух оптических элементов, где $z_0 = 2.7$ мм обозначает оптимальное расстояние между ними; (б) разрешение $FWHM_{OY}$ как функция Δz ; (в) каустики ТГц пучка, соответствующие $\Delta z = -0.5, 0.0$ и 0.5 мм (или $-\lambda, 0$ и λ , соответственно); (г) глубина поля $FWHM_{OZ}$ как функция Δz ; (д) продольное сечение каустики электромагнитной волны для того же набора перемещений Δz . Здесь для простоты все аргументы нормированы на длину волны λ . FWHM означает полную ширину на половине максимума [24].

Панель (б) показывает зависимость разрешения $FWHM_{OY}$ от Δz , тогда как панель (г) иллюстрирует геометрию пятна ТГц луча для $\Delta z = -0.5, 0.0$ и 0.5 мм (или $-\lambda, 0$ и λ соответственно). В свою очередь, панель (в) показывает зависимость глубины резкости $FWHM_{OZ}$ от Δz , тогда как панель (д) иллюстрирует продольное сечение каустики пучка для того же набора Δz . Из данных рис. 13 можно заключить, что рассматриваемая изображающая система выглядит очень стабильной и сохраняет разрешение в диапазоне $0.16-0.17\lambda$ для обеих поляризаций, а глубина резкости для ТМ поляризации в диапазоне $0.11-0.13\lambda$ и для ТЕ - $0.12-0.18\lambda$ даже в случае больших продольных смещений, таких как $\Delta z = \pm 0.5$ мм (или $\pm\lambda$). В то же время размеры каустики ТГц пучка значительно возрастают за установленными пределами.

Также были проанализированы изменения разрешения и глубины резкости, возникшие в результате поперечного смещения усеченной сферы Δy . На рис. 14 показаны результаты численного анализа для значений Δy от -1.5 до 1.5 мм (или -3λ до 3λ , соответственно) с шагом $0,1$ мм; обратите внимание, на рисунке показан набор данных, аналогичный приведенному на рис. 13. Из рис. 14 (а) и (в), можно заметить, что даже самое большое рассматриваемое поперечное смещение $\Delta y = \pm 1.5$ мм (или $\pm 3\lambda$) не приводит к значительному падению оптических характеристик – как разрешение, так и глубина резкости сохраняются в интервалах $0.16-0.18\lambda$ и $0.10-0.13\lambda$, соответственно. С увеличением Δz появляется асимметрия в каустике пучка (и, следовательно, в пятне пучка), как показано на рис. 14 (б). Тем не менее, вышеупомянутая асимметрия не оказывает значительного влияния на результаты ТГц изображения. Результаты для обеих поляризаций хорошо согласуются.

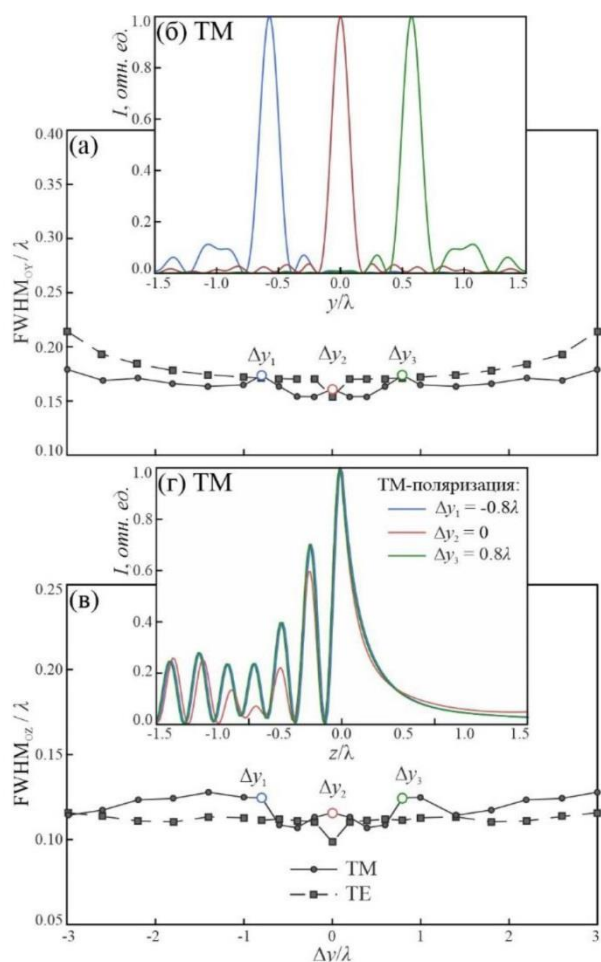


Рисунок. 14 - Влияние поперечных смещений усеченной сферы Δy в направлении асферической линзы на разрешение и глубину резкости при $\lambda = 500$ мкм: (а) разрешение $FWHM_{OY}$ как функция Δy ; (б) пятна ТГц пучка, соответствующие $\Delta y = -0.4, 0.0$ и 0.4 мм (или $0.8\lambda, 0.0$ и 0.8λ , соответственно); (в) глубина поля $FWHM_{OZ}$ как функция Δy ; (г) продольное сечение каустики электромагнитной волны для того же набора перемещений Δy . Здесь для простоты все аргументы нормированы на длину волны λ $FWHM$ означает полную ширину на половине максимума [24].

Наконец, отметим, что как продольные смещения Δz , так и поперечные смещения Δy элементов из HRFZ-Si приводят к изменениям интерференционной картины, сформированной внутри них, как показано на рис. 14 (д) и 14 (г). Этот эффект обусловлен различными условиями сходящихся сферических волновых резонансов, возбуждаемых в усеченной сферической линзе из HRFZ-Si.

Таким образом, для обсуждаемого расположения элементов изображающей системы и для рассматриваемой длины волны $\lambda = 500$ мкм можно ожидать, что разрешение и глубина резкости будут сильно субволновыми, даже в случае значительного смещения оптических элементов.

2.4 Влияние диэлектрических свойств исследуемого объекта на пространственное разрешение терагерцовой оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

Одной из особенной ТГц системы на основе эффекта твердотельной иммерсии является зависимость пространственного разрешения от показателя преломления и поглощения исследуемого объекта. Поэтому было проведено исследование зависимости разрешения разработанной оптической системы от показателя преломления и проводимости исследуемого объекта. Поскольку чаще для описания взаимодействия среды или объекта и излучения используют коэффициент поглощения, была рассчитана данная характеристика в зависимости от показателя преломления и проводимости.

Поглощение электромагнитного поля средой обусловлено её удельной проводимостью σ [1,75,79]. В системах уравнений (20) и (21) можно увидеть, что множители, стоящие перед компонентами электрического и магнитного полей, выполняют роль потерь в пространстве

$$loss = \frac{\sigma \Delta_t}{2\varepsilon}. \quad (27)$$

Теперь выразим проводимость через известные характеристики среды, например, удельные потери (по интенсивности или амплитуде) на толщину среды. Волновой вектор k электромагнитной волны, распространяющейся в поглощающей среде, имеет комплексный характер, что приводит к возникновению в среде поглощения

$$k = \beta - i\alpha, \quad (28)$$

$$e^{-ikx} = e^{-i\beta x} \cdot e^{-\alpha x}. \quad (29)$$

Амплитуда поля в такой среде убывает пропорционально $e^{-\alpha x}$, где α [1/см] – коэффициент поглощения излучения средой по амплитуде. Соответственно, 2α [1/см] – коэффициент поглощения излучения средой по интенсивности.

$$2\alpha = \frac{2\omega\sqrt{\mu\varepsilon}}{\sqrt{2}} \left(\left[1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\varepsilon} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} - 1 \right)^{\frac{1}{2}}. \quad (30)$$

Была проведена серия моделирований методом FDTD работы оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии с тестовым объектом в ее фокусе. При этом показатель преломления и проводимость объекта изменялись в пределах $n = 1,0..5,0$ с шагом 0,1 и $\sigma = 0..10^{-2} \text{ Ом}^{-1}\text{см}^{-1}$ с шагом $10^{-3} \text{ Ом}^{-1}\text{см}^{-1}$. На рис. 15(а) показаны результаты моделирования, где каждому значению n и σ исследуемого объекта соответствует пространственное разрешение оптической системы по критерию FWHM, обозначенной цветовой шкалой. Можно увидеть, что при увеличении проводимости σ растет влияние поглощения (см. рис. 15 (б)), а при повышении показателя преломления растет отражение от границы раздела сред HRFZ-Si окно – объект, которые приводят к изменению пространственного разрешения. При значениях показателя преломления $n \geq 2,2$ на границе раздела «кремний-объект» не будет возникать ПВО, так как при $\frac{n_{\text{объект}}}{n_{\text{Si}}} = 0,645$ критический угол ПВО будет равен апертуре пучка и составит 40 градусов. Как можно видеть из рис. 15(а), хотя в апертуре пучка перестают присутствовать эвансцентные волны, разрешение системы остается сильно суб-волновым. На рис. 15(б) показаны значения коэффициента поглощения по интенсивности, соответствующие рассмотренным значениям n и σ в соответствии с выражением (30).

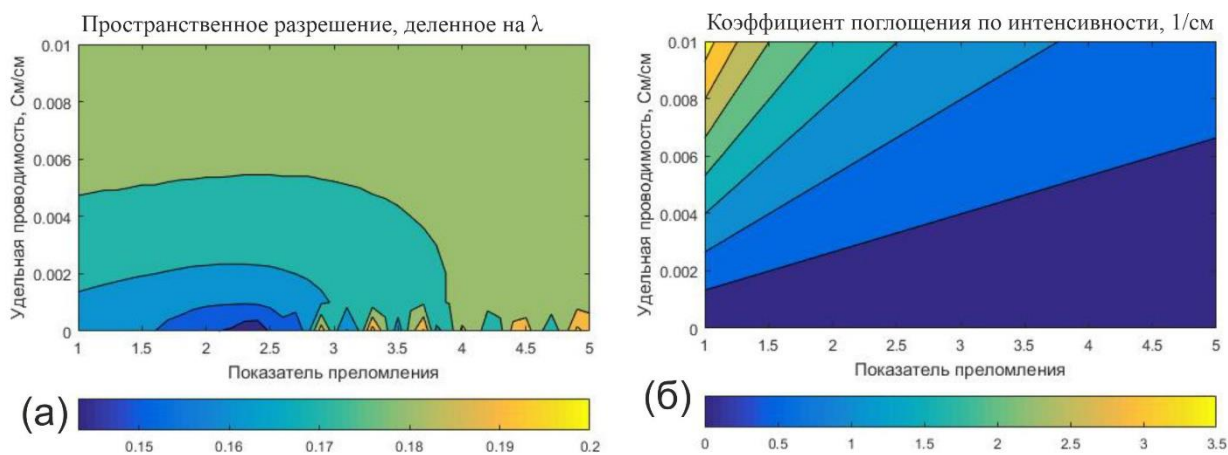


Рисунок 15 – Влияние диэлектрических свойств исследуемого объекта на ТГц изображающую систему: (а) – пространственное разрешение в зависимости от показателя преломления и удельной проводимости; (б) - коэффициент поглощения излучения средой по интенсивности.

Таким образом, хотя пространственное разрешение разработанной оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии ухудшается с увеличением показателя преломления и коэффициента поглощения исследуемого объекта, оно остается существенно суб-волновым и превышает предел Аббе. Далее для проверки характеристик, оцененных теоретически и для апробации разработанной оптической системы, рассмотрим ее экспериментальную реализацию.

3 Экспериментальная реализация терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

В настоящей главе описывается экспериментальная реализация ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии. Проводится экспериментальная оценка пространственного разрешения ТГц системы на основе эффекта твердотельной иммерсии. Проводится экспериментальная апробация макета системы ТГц микроскопии для задач неразрушающего контроля и визуализации биологических тканей.

3.1 Разработка функциональной схемы терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

В настоящей работе разработан макет ТГц изображающей системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии. Функциональная схема и трехмерная модель макета представлены на рис. 16(а) и (б), соответственно. Данная система осуществляет регистрацию отраженного от исследуемого объекта непрерывного ТГц излучения. Для построения схемы ТГц микроскопа использовались коммерческие и оригинальные оптико-механические компоненты. В качестве источника непрерывного ТГц излучения с длиной волны $\lambda = 500$ мкм (или частотой $\nu = 0,6$ ТГц) использовалась лампа обратной волны (ЛОВ) [84]. ТГц пучок на выходе ЛОВ имеет неоднородное сечение, что может оказать негативное влияние на пространственное разрешение ТГц микроскопа. Для решения данной проблемы применялась телескопическая система по схеме Кеплера с металлической диафрагмой диаметром 1 мм, установленной в ее фокальной плоскости, которая осуществляет гомогенизацию сечения интенсивности ТГц пучка за счет дифракции на диафрагме. Помимо этого, телескопическая система масштабирует диаметр пучка с 50,8 мм до 25,4 мм, то есть до размера входного зрачка базового элемента.

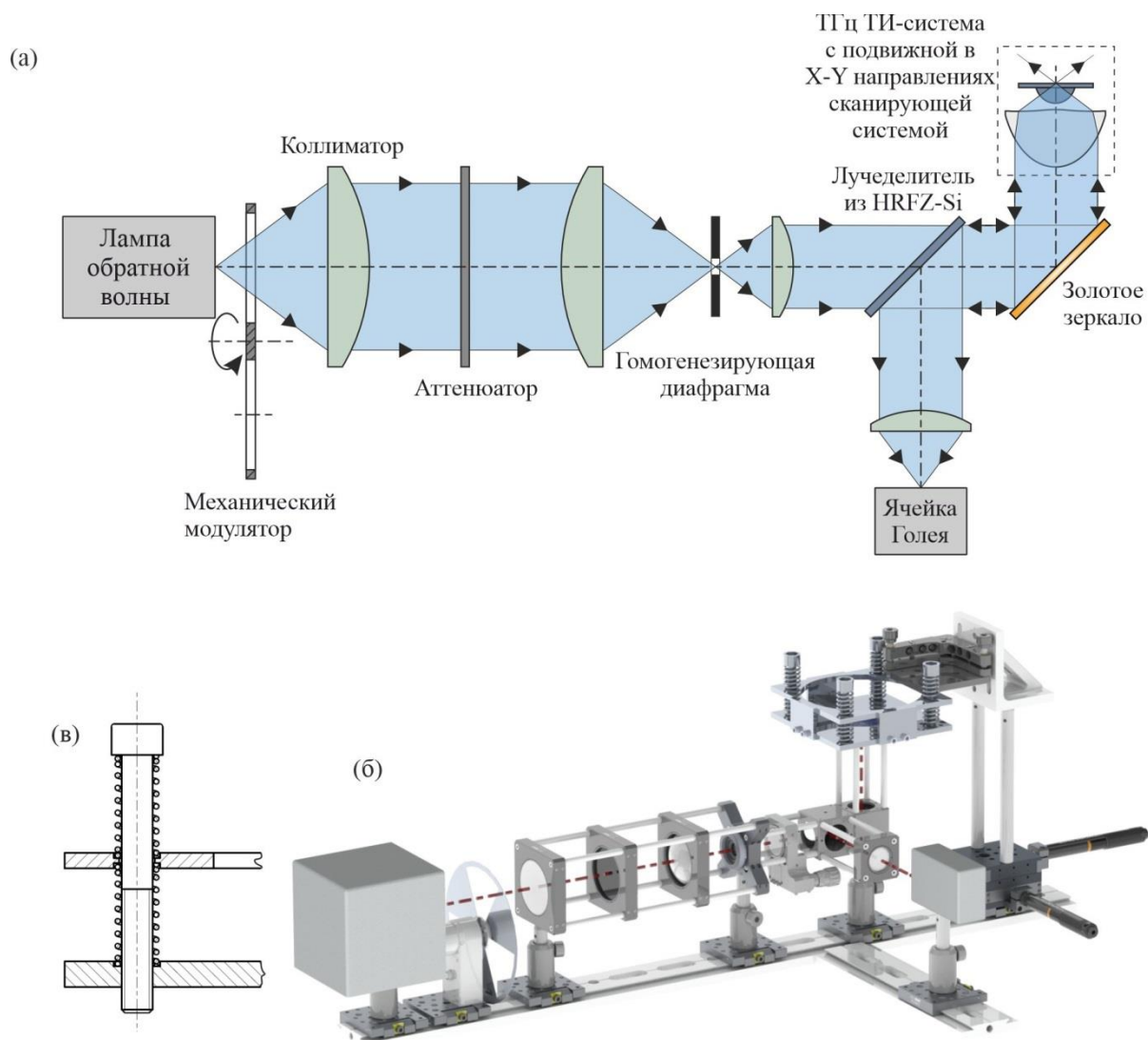


Рисунок 16 –ТГц микроскоп на основе эффекта твердотельной иммерсии в режиме отражения, работающий при $\lambda = 500$ мкм и основанный на описанной ранее схеме твердотельной иммерсионной системы: (а) – Функциональная схема; (б) - Трехмерная модель установки; (в) - Схема зажимного устройства, обеспечивающего тесный контакт между полусферической линзой из HRFZ-Si и окном из HRFZ-Si при растровом сканировании плоскости изображения сфокусированным ТГц-лучом.

Приемником ТГц излучения выступала ячейка Голя (оптоакустический детектор) [85]. Так как ячейка Голя способна регистрировать только нестационарную интенсивность электромагнитных волн, осуществлялась модуляция интенсивности ТГц пучка с частотой 22 Гц при помощи механического модулятора. Демодуляция сигнала ячейки Голя осуществлялась

при помощи метода синхронного детектирования, что позволило улучшить отношение сигнал / шум в ТГц изображениях. Также для предотвращения перегрузки детектора в схеме используется аттенюатор, выполненный в виде полимерной пленки с полупрозрачным металлическим напылением. Для реализации схемы на отражение в оптической схеме использован светоделитель из HRFZ-Si. При прохождении излучения на ТГц объектив попадает 25,4 процентов энергии, а на детектор только 2,6 процентов. Для удобства размещения исследуемых объектов оптическая ось ТГц микроскопа повернута при помощи золотого зеркала на 90° таким образом, чтобы исследуемые объекты можно было размещать сверху на предметное окно. Для коллимирования ТГц пучка от ЛОВ, фокусировки на детектор, а также в телескопической системе использовались низкоапертурные сферические линзы из HDPE.

На рис. 16 (в) показана схема зажимного устройства, которое используется для поддержания тесного контакта между плоскими оптическими поверхностями усеченной сферической линзы из HRFZ-Si и окном из HRFZ-Si во время растрового сканирования поверхности образца сфокусированным ТГц пучком. В зажимном устройстве используется набор пружин сжатия, которые установлены под четырьмя углами между двумя металлическими пластинами, направленными друг к другу, и регулируют давление окна на усеченную сферу. Это устройство устраняет появление воздушных зазоров между элементами из HRFZ-Si и одновременно амортизируют возможное излишнее давление оптических элементов друг на друга, которое могло бы вызвать их повреждение.

3.2 Экспериментальная оценка пространственного разрешения оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

Проведен экспериментальный анализ пространственного разрешения, разработанного ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии. Для этой цели были изготовлены тестовые объекты, характеризующиеся

ступенчатым изменением коэффициента отражения (в виде функции Хевисайда) в направлениях OX и OY; OX и OY определяют оси в плоскости изображения. Из ТГц изображений тестовых объектов $I(x, y)$ проведена оценка профилей интенсивности

$$I\left(\frac{x}{\lambda}\right) = I\left(\frac{x}{\lambda}, \frac{y}{\lambda}\right) : y = y', \quad I\left(\frac{y}{\lambda}\right) = I\left(\frac{x}{\lambda}, \frac{y}{\lambda}\right) : x = x', \quad (12)$$

где x' и y' - постоянные (фиксированные координаты); для удобства пространственные координаты нормированы на длину волны $\lambda = 500$ мкм.

Как известно, регистрируемое ТГц изображение является сверткой профиля коэффициента отражения объекта с функцией рассеяния оптической системы. Поскольку функция Хевисайда является первообразной, то согласно фильтрующему свойству дельта-функции, функцию рассеяния оптической системы PSF можно найти как производную от регистрируемого профиля интенсивности ТГц излучения, отраженного от объекта со ступенчатым распределением показателя преломления

$$\text{PSF}(x) = \left| \frac{dI\left(\frac{x}{\lambda}\right)}{dx} \right|, \quad \text{PSF}(y) = \left| \frac{dI\left(\frac{y}{\lambda}\right)}{dy} \right|. \quad (13)$$

На рис. 17 представлены профили модели коэффициента отражения объекта, зарегистрированные профили интенсивности и рассчитанные формы функции рассеяния системы в направлениях OX и OY. Разрешение ТГц микроскопа оценено по критерию FWHM функции рассеяния и составляет $0,14\lambda$ и $0,15\lambda$ в направлениях OX и OY, соответственно, в случае, когда падающая ТГц волна поляризована вдоль оси OY. Наблюдаемое субволновое разрешение хорошо согласуется с данными FDTD-моделирования.

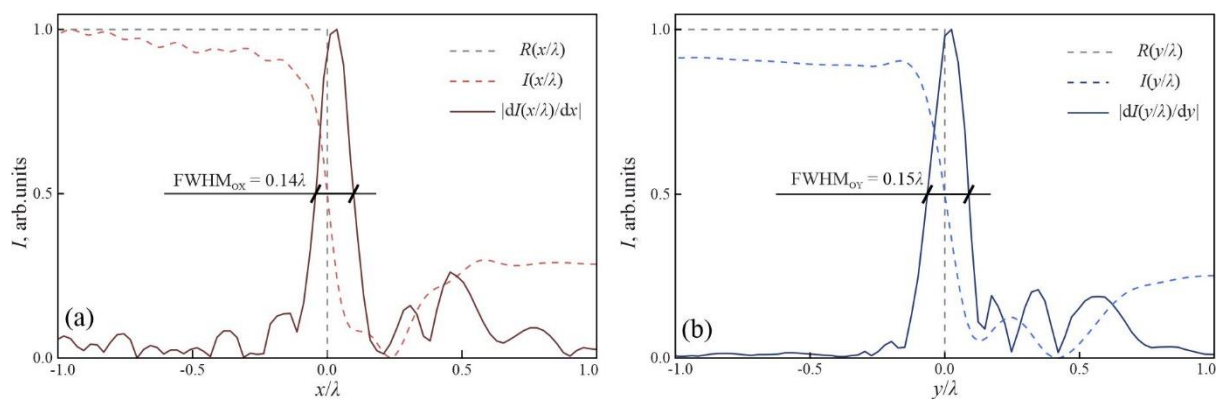


Рисунок 17 - Экспериментальная оценка пространственного разрешения ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии: (а) и (б) показывают нормированные профили интенсивности ТГц-поля рассеяния, наблюдаемые при съемке изображений тестовых объектов с резким (ступенчатым) тестовым металлическим ступенчатым объектом и его соответствующие модули производных для ТМ- и ТЕ-поляризованных ТГц волн, соответственно [24].

3.3 Применение разработанной терагерцовой изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии в различных областях науки и техники

Для того чтобы экспериментально продемонстрировать возможности разработанного ТГц микроскопа в различных областях ТГц науки и техники, рассмотрим применение данной системы для неразрушающего контроля печатных плат и визуализации биологических тканей.

3.3.1 Неразрушающий контроль электронных плат

Одним из перспективных приложений ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии является неразрушающий контроль электронных печатных плат [18,37,86]. ТГц волны хорошо проникают сквозь пластиковые корпуса электронных элементов и эпоксидные материалы плат, поэтому хорошо

подходят для исследования качества изготовления плат, а также измерения проводимости полупроводниковых структур. На рис. 18 продемонстрированы результаты визуализации печатной платы с использованием ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии. На панелях (b) и (c) показаны ТГц изображения двух фрагментов печатной платы, которые выделены синей и красной рамками, наложенными на фотографию на панели (a). Эти ТГц изображения показывают субволновые характеристики печатной платы, такие как отдельные дорожки и контактные площадки.

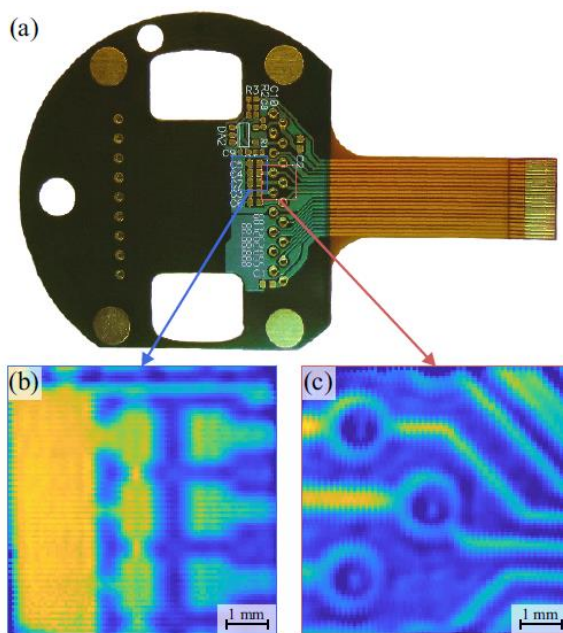


Рисунок 18 - ТГц микроскопия на основе эффекта твердотельной иммерсии печатной платы: (a) оптическое изображение печатной платы; (b), (c) ТГц изображения двух областей печатной платы, полученные при $\lambda = 500$ мкм [24].

3.3.2 Исследование биологических объектов и мягких тканей с суб-волновым пространственным разрешением

Также разработанная система ТГц микроскопии на основе эффекта твердотельной иммерсии была использована для визуализации свежесеченных образцов биологических тканей. На рис. 19 показаны ТГц изображения двух различных типов биологических тканей: (b) соединительной фиброзной ткани

молочной железы *ex vivo* с расширенными протоками молочной железы и (d) поперечно-полосатой мышечной ткани языка *ex vivo* с продольными и поперечными мышечными волокнами. Толщина образцов ткани была больше 3–5 мм. Чтобы сохранить ткани от гидратации или дегидратации во время транспортировки и ТГц измерений (и, таким образом, чтобы сохранить их ТГц отклик неизменным по сравнению со свежемороженными тканями), была применена желатиновая фиксация, а именно, ткани были помещены на предметное окно и покрыты желатиновой пленкой [9,87]. После ТГц измерений ткани были зафиксированы в формалине и отправлены обратно на проведение гистопатологического исследования с окрашиванием гематоксилином и эозином (Hematoxilin and Eosin staining – H&E) (см. рис. 19(a) и (c)). На ТГц изображениях можно четко наблюдать субволновые особенности тканей, таких как отдельные протоки молочной железы (см. I на рис. 19 (a) и (b)) или мышечные волокна (см. II на рис. 19) (c) и (d)).

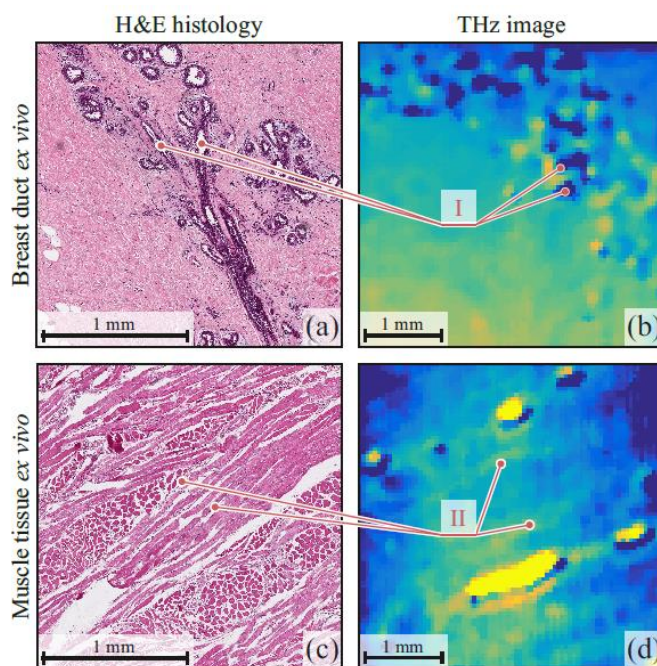


Рисунок 19 - ТГц микроскопия и гистология биологических тканей, окрашенная гематоксилином и эозином (H&E) *ex vivo*: (a), (b) соединительная фиброзная ткань молочной железы с расширенными протоками (I); (c), (d) поперечно-полосатые мышечные ткани языка с продольными и поперечными мышечными волокнами (II) [24].

Предположение об однородности и изотропном характере тканей с релаксационной динамикой терагерцового диэлектрического отклика [7] сделало такой подход простым и удобным для применения в ТГц биофотонике. Однако многие биологические объекты и ткани обладают структурными неоднородностями с размерами, сопоставимыми с длинами волн ТГц (некоторые из них представлены на рис. 19). Метод твердотельной иммерсии позволяет визуализировать жировые клетки и их агломераты с размерами около 50 ... 150 мкм. Для таких типов тканей, где неоднородности больше не являются пренебрежимо малыми частицами по сравнению с длиной волны (отношение среднего размера d к длине волны λ больше 0,1), будут иметь место эффекты рассеяния Ми. В связи с этим существует проблема описания взаимодействия ТГц волны с тканями, которое учитывает как дисперсионные и абсорбционные свойства компонентов ткани, так и структурные свойства тканей. Эта проблема может быть разрешена, опираясь на теорию переноса излучения, которая широко используется для описания электромагнитного отклика тканей в видимом и инфракрасном диапазонах спектра [51].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В выпускной квалификационной работе разработана ТГц изображающая система на основе эффекта твердотельной иммерсии, обеспечивающая суб-волновое пространственное разрешение. Для достижения данной цели решен ряд задач:

- проведен анализ существующих подходов для достижения суб-волнового разрешения и преодоления дифракционного предела Аббе в системах ТГц визуализации и спектроскопии. Показана, актуальность разработки оптической системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии в ТГц диапазоне;
- разработана конструкция ТГц объектива, реализующего эффект твердотельной иммерсии. Данная конструкция состоит из широкоапертурного асферического синглета, гипополусферической линзы и плоскопараллельного предметного окна и позволяет исследовать такие объекты как мягкие биологические ткани;
- проведена теоретическая оценка пространственного разрешения ТГц изображающей системы, допусков на юстировку оптических элементов, а также исследована зависимость разрешения от оптических свойств исследуемого объекта с применением численных методов;
- разработан и собран макет ТГц изображающей системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии;
- проведена экспериментальная оценка разрешения ТГц оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, а также апробация системы на различных типах объектов.

Полученные результаты имеют высокое значение для приложений ТГц техники, в которых требуется высокое пространственное разрешение ТГц оптики. ТГц оптическая система на основе эффекта твердотельной иммерсии

позволит существенно повысить эффективность инструментов неразрушающего контроля, работающих в ТГц диапазоне, а также методов ТГц медицинской диагностики.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Lee Y.S. Principles of Terahertz Science and Technology // Principles of Terahertz Science and Technology. Boston, MA: Springer US, 2009.
2. Otsuji T. et al. Emission and detection of terahertz radiation using two-dimensional plasmons in semiconductor nanoheterostructures for nondestructive evaluations // Opt. Eng. 2013. Vol. 53, № 3. P. 031206.
3. Dean P. et al. Terahertz imaging using quantum cascade lasers—a review of systems and applications // J. Phys. D. Appl. Phys. 2014. Vol. 47, № 37. P. 374008.
4. Ahi K. Review of GaN-based devices for terahertz operation // Opt. Eng. 2017. Vol. 56, № 09. P. 1.
5. Burford N.M., El-Shenawee M.O. Review of terahertz photoconductive antenna technology // Opt. Eng. 2017. Vol. 56, № 1. P. 010901.
6. Lepeshov S. et al. Enhancement of terahertz photoconductive antenna operation by optical nanoantennas (Laser Photonics Rev. 11(1)/2017) // Laser Photon. Rev. 2017. Vol. 11, № 1. P. 1770001.
7. Smolyanskaya O.A. et al. Terahertz biophotonics as a tool for studies of dielectric and spectral properties of biological tissues and liquids // Prog. Quantum Electron. 2018. Vol. 62. P. 1–77.
8. Zaytsev K.I. et al. The progress and perspectives of terahertz technology for diagnosis of neoplasms: a review // J. Opt. 2020. Vol. 22, № 1. P. 013001.
9. Gavdush A.A. et al. Terahertz spectroscopy of gelatin-embedded human brain gliomas of different grades: a road toward intraoperative THz diagnosis // J. Biomed. Opt. 2019. Vol. 24, № 02. P. 1.
10. High-sensitivity terahertz imaging of traumatic brain injury in a rat model // J.

- Biomed. Opt. 2018. Vol. 23, № 03. P. 1.
11. Bajwa N. et al. Non-invasive terahertz imaging of tissue water content for flap viability assessment // Biomed. Opt. Express. 2017. Vol. 8, № 1. P. 460.
 12. Stoik C.D., Bohn M.J., Blackshire J.L. Nondestructive evaluation of aircraft composites using transmissive terahertz time domain spectroscopy // Opt. Express. 2008. Vol. 16, № 21. P. 17039.
 13. Lopato P. Double-Sided Terahertz Imaging of Multilayered Glass Fiber-Reinforced Polymer // Appl. Sci. 2017. Vol. 7, № 7. P. 661.
 14. Zeitler J.A. et al. Terahertz pulsed spectroscopy and imaging in the pharmaceutical setting - a review // J. Pharm. Pharmacol. 2007. Vol. 59, № 2. P. 209–223.
 15. Ren A. et al. State-of-the-art in terahertz sensing for food and water security – A comprehensive review // Trends Food Sci. Technol. 2019. Vol. 85. P. 241–251.
 16. Lian F. et al. Identification of Transgenic Ingredients in Maize Using Terahertz Spectra // IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol. 2017. Vol. 7, № 4. P. 378–384.
 17. Ahi K., Shahbazmohamadi S., Asadizanjani N. Quality control and authentication of packaged integrated circuits using enhanced-spatial-resolution terahertz time-domain spectroscopy and imaging // Opt. Lasers Eng. 2018. Vol. 104. P. 274–284.
 18. Huber A.J. et al. Terahertz Near-Field Nanoscopy of Mobile Carriers in Single Semiconductor Nanodevices // Nano Lett. 2008. Vol. 8, № 11. P. 3766–3770.
 19. Yamashita M. et al. Noncontact inspection technique for electrical failures in semiconductor devices using a laser terahertz emission microscope // Appl. Phys. Lett. 2008. Vol. 93, № 4. P. 041117.
 20. Born M., Wolf E. Principles of optics: electromagnetic theory of propagation,

- interference ... // Principles of Optics Electromagnetic Theory of Propagation Interference and Diffraction of Light 2nd edition by Max Born Emil Wolf New York NY Pergamon Press 1964. 1999.
21. Chernomyrdin N. V. et al. Wide-aperture aspherical lens for high-resolution terahertz imaging // Rev. Sci. Instrum. 2017. Vol. 88, № 1. P. 014703.
 22. Lo Y.H., Leonhardt R. Aspheric lenses for terahertz imaging // Opt. Express. 2008. Vol. 16, № 20. P. 15991.
 23. Zhelnov V.A. et al. FDTD-modelling of terahertz solid immersion microscopy // Millimetre Wave and Terahertz Sensors and Technology XII / ed. Salmon N.A., Gumbmann F. SPIE, 2019. P. 15.
 24. Chernomyrdin N. V. et al. Numerical analysis and experimental study of terahertz solid immersion microscopy // Opt. Eng. 2019. Vol. 59, № 06. P. 1.
 25. Chernomyrdin N. V. et al. Terahertz Microscope Based on Solid Immersion Effect for Imaging of Biological Tissues // Opt. Spectrosc. 2019. Vol. 126, № 5. P. 560–567.
 26. Черномырдин Н. et al. Терагерцовый микроскоп на основе эффекта твердотельной иммерсии для визуализации биологических тканей // Журнал технической физики. 2019. Vol. 126, № 5. P. 642.
 27. Zaytsev K.I. et al. The progress and perspectives of terahertz technology for diagnosis of neoplasms: a review // J. Opt. 2020. Vol. 22, № 1. P. 013001.
 28. Zaytsev K.I. et al. Sensing of phase transition in medium with terahertz pulsed spectroscopy // J. Phys. Conf. Ser. 2014. Vol. 486. P. 012024.
 29. Зайцев К.И. et al. Метод исследования спектральных оптических характеристик однородной среды с помощью терагерцовой импульсной спектроскопии // Оптика и спектроскопия. 2015. Vol. 118, № 4. P. 582–593.
 30. Yakovlev E. V. et al. Non-Destructive Evaluation of Polymer Composite

- Materials at the Manufacturing Stage Using Terahertz Pulsed Spectroscopy // IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol. 2015. Vol. 5, № 5. P. 810–816.
31. Park S.-H., Jang J.-W., Kim H.-S. Non-destructive evaluation of the hidden voids in integrated circuit packages using terahertz time-domain spectroscopy // J. Micromechanics Microengineering. 2015. Vol. 25, № 9. P. 095007.
 32. Watanabe Y. et al. Spatial pattern separation of chemicals and frequency-independent components by terahertz spectroscopic imaging // Appl. Opt. 2003. Vol. 42, № 28. P. 5744.
 33. Walther M. et al. Chemical sensing and imaging with pulsed terahertz radiation // Anal. Bioanal. Chem. 2010. Vol. 397, № 3. P. 1009–1017.
 34. Shen Y.-C. Terahertz pulsed spectroscopy and imaging for pharmaceutical applications: A review // Int. J. Pharm. 2011. Vol. 417, № 1–2. P. 48–60.
 35. Shen Y.C. et al. Detection and identification of explosives using terahertz pulsed spectroscopic imaging // Appl. Phys. Lett. 2005. Vol. 86, № 24. P. 241116.
 36. Dolganova I.N. et al. A hybrid continuous-wave terahertz imaging system // Rev. Sci. Instrum. 2015. Vol. 86, № 11. P. 113704.
 37. Kiwa T. et al. Laser terahertz-emission microscope for inspecting electrical faults in integrated circuits // Opt. Lett. 2003. Vol. 28, № 21. P. 2058.
 38. Oh S.J. et al. Molecular imaging with terahertz waves // Opt. Express. 2011. Vol. 19, № 5. P. 4009.
 39. Ashworth P.C. et al. Terahertz spectroscopy of breast tumors // 2007 Joint 32nd International Conference on Infrared and Millimeter Waves and the 15th International Conference on Terahertz Electronics. IEEE, 2007. P. 603–605.
 40. Reid C.B. et al. Terahertz pulsed imaging of freshly excised human colonic tissues // Phys. Med. Biol. 2011. Vol. 56, № 14. P. 4333–4353.

41. Png G.M. et al. The impact of hydration changes in fresh bio-tissue on THz spectroscopic measurements // *Phys. Med. Biol.* 2008. Vol. 53, № 13. P. 3501–3517.
42. Minin I. V. et al. Experimental observation of a photonic hook // *Appl. Phys. Lett.* 2019. Vol. 114, № 3. P. 031105.
43. Gavdush A.A. et al. Terahertz spectroscopy of gelatin-embedded human brain gliomas of different grades: a road toward intraoperative THz diagnosis // *J. Biomed. Opt.* 2019. Vol. 24, № 02. P. 1.
44. Wallace V.P. et al. Terahertz pulsed imaging of basal cell carcinoma ex vivo and in vivo // *Br. J. Dermatol.* 2004. Vol. 151, № 2. P. 424–432.
45. Zaytsev K.I. et al. Terahertz Photonic Crystal Waveguides Based on Sapphire Shaped Crystals // *IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol.* 2016. Vol. 6, № 4. P. 576–582.
46. Katyba G.M. et al. Sapphire Photonic Crystal Waveguides for Terahertz Sensing in Aggressive Environments // *Adv. Opt. Mater.* 2018. Vol. 6, № 22. P. 1800573.
47. Lavrukhin D. V et al. Shaping the spectrum of terahertz photoconductive antenna by frequency-dependent impedance modulation // *Semicond. Sci. Technol.* 2019. Vol. 34, № 3. P. 034005.
48. Musina G.R. et al. A comparison of terahertz optical constants and diffusion coefficients of tissue immersion optical clearing agents // *Saratov Fall Meeting 2018: Optical and Nano-Technologies for Biology and Medicine* / ed. Tuchin V. V., Genina E.A. SPIE, 2019. P. 97.
49. Мусина Г.Р. et al. Оптические свойства гиперосмотических агентов для иммерсионного просветления тканей в терагерцовом диапазоне // *Журнал технической физики.* 2020. Vol. 129, № 7. P. 1020.
50. Tuchin V. V. *Tissue Optics and Photonics: Biological Tissue Structures* // *J.*

- Biomed. Photonics Eng. 2015. Vol. 1, № 1. P. 3–21.
51. Tuchin V. V. Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis // Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis: Third Edition. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE), 2015.
 52. Rayleigh. XV. On the theory of optical images, with special reference to the microscope // London, Edinburgh, Dublin Philos. Mag. J. Sci. 1896. Vol. 42, № 255. P. 167–195.
 53. Houston W. V. A Compound Interferometer for Fine Structure Work // Phys. Rev. 1927. Vol. 29, № 3. P. 478–484.
 54. Bulbul A., Vijayakumar A., Rosen J. Superresolution far-field imaging by coded phase reflectors distributed only along the boundary of synthetic apertures // Optica. 2018. Vol. 5, № 12. P. 1607.
 55. Guerboukha H., Nallappan K., Skorobogatiy M. Exploiting k-space/frequency duality toward real-time terahertz imaging // Optica. 2018. Vol. 5, № 2. P. 109.
 56. Huang H. et al. Synthetic aperture in terahertz in-line digital holography for resolution enhancement // Appl. Opt. 2016. Vol. 55, № 3. P. A43.
 57. Deng Q. et al. High-resolution terahertz inline digital holography based on quantum cascade laser // Opt. Eng. 2017. Vol. 56, № 11. P. 1.
 58. Chen Z., Taflove A., Backman V. Photonic nanojet enhancement of backscattering of light by nanoparticles: a potential novel visible-light ultramicroscopy technique // Opt. Express. 2004. Vol. 12, № 7. P. 1214.
 59. Yue L. et al. Photonic hook: a new curved light beam // Opt. Lett. 2018. Vol. 43, № 4. P. 771.
 60. Adam A.J.L. Review of Near-Field Terahertz Measurement Methods and Their Applications // J. Infrared, Millimeter, Terahertz Waves. 2011. Vol. 32, № 8–9.

- P. 976–1019.
61. Ishihara K. et al. Terahertz Near-Field Imaging Using Enhanced Transmission through a Single Subwavelength Aperture // *Jpn. J. Appl. Phys.* 2005. Vol. 44, № No. 29. P. L929–L931.
 62. Ishihara K. et al. Terahertz-wave near-field imaging with subwavelength resolution using surface-wave-assisted bow-tie aperture // *Appl. Phys. Lett.* 2006. Vol. 89, № 20. P. 201120.
 63. Mansfield S.M., Kino G.S. Solid immersion microscope // *Appl. Phys. Lett.* 1990. Vol. 57, № 24. P. 2615–2616.
 64. Ichimura I., Hayashi S., Kino G.S. High-density optical recording using a solid immersion lens // *Appl. Opt.* 1997. Vol. 36, № 19. P. 4339.
 65. Peng C. et al. Near-field optical recording using a planar solid immersion mirror // *Appl. Phys. Lett.* 2005. Vol. 87, № 15. P. 151105.
 66. Fletcher D. THERMAL MICROSCOPY WITH A MICROFABRICATED SOLID IMMERSION LENS // *Microscale Thermophys. Eng.* 2003. Vol. 7, № 4. P. 267–273.
 67. Lerman G.M., Israel A., Lewis A. Applying solid immersion near-field optics to Raman analysis of strained silicon thin films // *Appl. Phys. Lett.* 2006. Vol. 89, № 22. P. 223122.
 68. Ghislain L.P. et al. Near-field photolithography with a solid immersion lens // *Appl. Phys. Lett.* 1999. Vol. 74, № 4. P. 501–503.
 69. Cunningham P.D. et al. Broadband terahertz characterization of the refractive index and absorption of some important polymeric and organic electro-optic materials // *J. Appl. Phys.* 2011. Vol. 109, № 4. P. 043505-043505–5.
 70. Sommer S. et al. THz-Spectroscopy on High Density Polyethylene with Different Crystallinity // *J. Infrared, Millimeter, Terahertz Waves.* 2016. Vol.

- 37, № 2. P. 189–197.
71. Frolov M.E. et al. Design of Aplanatic Singlet for Pickup // International Symposium on Optical Memory and Optical Data Storage. Washington, D.C.: OSA, 2005. P. WP1.
 72. Braat J.J.M. Abbe sine condition and related imaging conditions in geometrical optics. 1997. P. 59.
 73. Ramsay E. Solid immersion lens applications for nanophotonic devices // J. Nanophotonics. 2008. Vol. 2, № 1. P. 021854.
 74. Grischkowsky D. et al. Far-infrared time-domain spectroscopy with terahertz beams of dielectrics and semiconductors // J. Opt. Soc. Am. B. 1990. Vol. 7, № 10. P. 2006.
 75. Taflove A., Hagness S.C. Computational Electrodynamics: The Finite-Difference Time-Domain Method, Third Edition // Artech House. 2005.
 76. Zhang D. et al. Finite-difference time-domain-based optical microscopy simulation of dispersive media facilitates the development of optical imaging techniques // J. Biomed. Opt. 2016. Vol. 21, № 6. P. 065004.
 77. Dolganova I.N. et al. The Role of Scattering in Quasi-Ordered Structures for Terahertz Imaging: Local Order Can Increase an Image Quality // IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol. 2018. Vol. 8, № 4. P. 403–409.
 78. Klapetek P., Valtr M. Near-field optical microscopy simulations using graphics processing units // Surf. Interface Anal. 2010. Vol. 42, № 6–7. P. 1109–1113.
 79. Schneider J. Understanding the Finite-Difference Time-Domain Method // Artech House antennas Propag. Libr. 2005.
 80. Geints Y.E. et al. Systematic study and comparison of photonic nanojets produced by dielectric microparticles in 2D- and 3D-spatial configurations // J. Opt. 2018. Vol. 20, № 6. P. 065606.

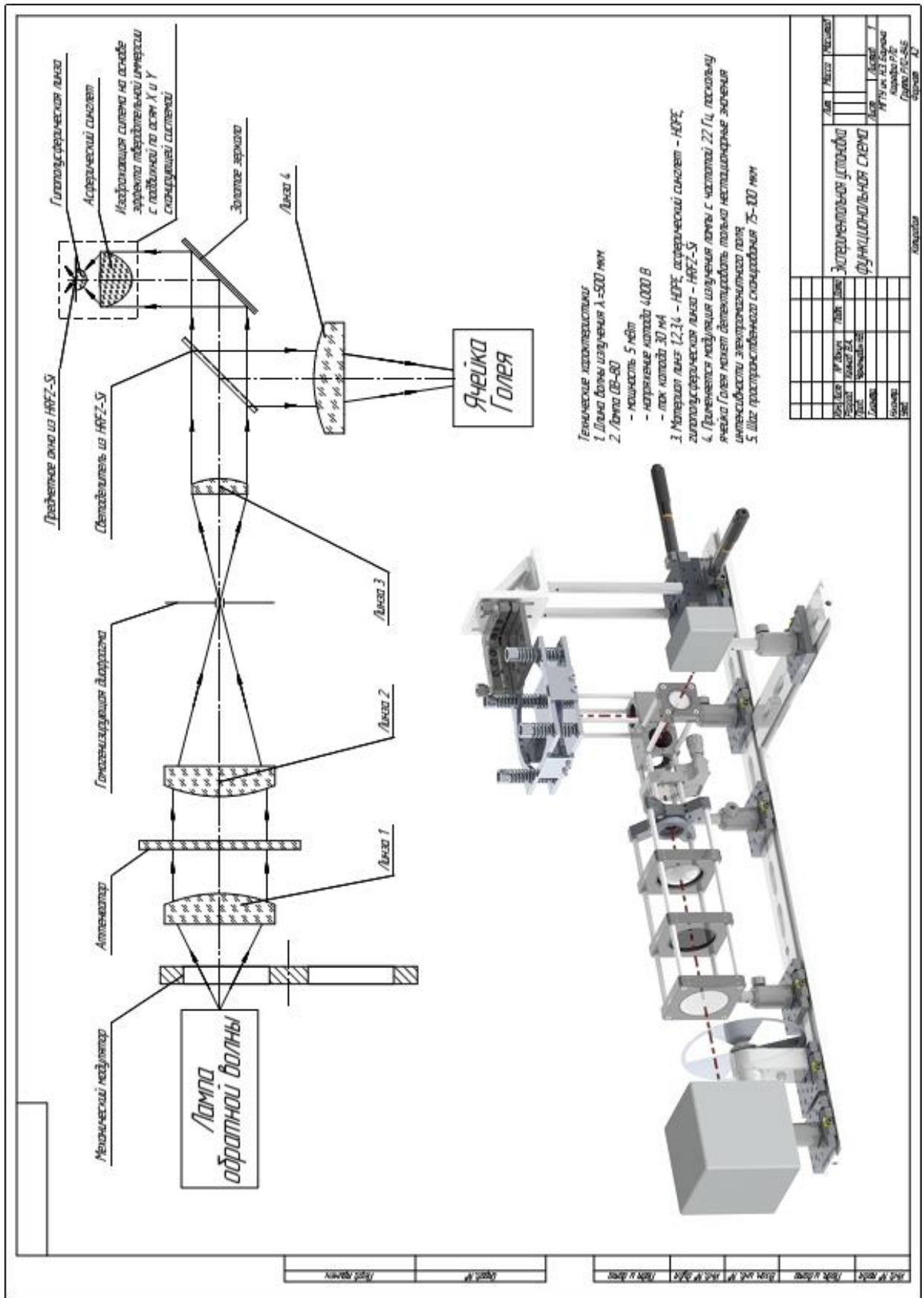
81. Kane Yee. Numerical solution of initial boundary value problems involving maxwell's equations in isotropic media // IEEE Trans. Antennas Propag. 1966. Vol. 14, № 3. P. 302–307.
82. Umashankar K., Taflove A. A Novel Method to Analyze Electromagnetic Scattering of Complex Objects // IEEE Trans. Electromagn. Compat. 1982. Vol. EMC-24, № 4. P. 397–405.
83. Mur G. Absorbing Boundary Conditions for the Finite-Difference Approximation of the Time-Domain Electromagnetic-Field Equations // IEEE Trans. Electromagn. Compat. 1981. Vol. EMC-23, № 4. P. 377–382.
84. Komandin G.A. et al. BWO Generators for Terahertz Dielectric Measurements // IEEE Trans. Terahertz Sci. Technol. 2013. Vol. 3, № 4. P. 440–444.
85. Zahl H.A., Golay M.J.E. Pneumatic Heat Detector // Rev. Sci. Instrum. 1946. Vol. 17, № 11. P. 511–515.
86. Shalaby M., Vicario C., Hauri C.P. High-performing nonlinear visualization of terahertz radiation on a silicon charge-coupled device // Nat. Commun. 2015. Vol. 6, № 1. P. 8439.
87. Yue L. et al. A Millimetre-Wave Cuboid Solid Immersion Lens with Intensity-Enhanced Amplitude Mask Apodization // J. Infrared, Millimeter, Terahertz Waves. 2018. Vol. 39, № 6. P. 546–552.

ПРИЛОЖЕНИЕ А

Графическая часть дипломного проекта

В графическую часть дипломного проекта входят:

- Оптическая схема ТГц системы на основе эффекта твердотельной иммерсии
- Функциональная схема экспериментальной установки со сканирующей изображающей системой на основе твердотельной иммерсии
- Алгоритм метода конечных разностей во временной области с результатами численных моделирований ТГц системы
- Чертеж верхней пластины амортизирующей приставки
- Чертеж нижней пластины амортизирующей приставки
- Чертеж боковой пластины амортизирующей приставки
- Чертеж маленькой боковой пластины амортизирующей приставки
- Чертеж крепления амортизирующей приставки
- Сборочный чертеж амортизирующей приставки



№ п/п	№ документа	Дата	Исполнитель	Проверенный	Содержание
1					
2					
3					
4					
5					
6					
7					
8					
9					
10					
11					
12					
13					
14					
15					
16					
17					
18					
19					
20					
21					
22					
23					
24					
25					
26					
27					
28					
29					
30					

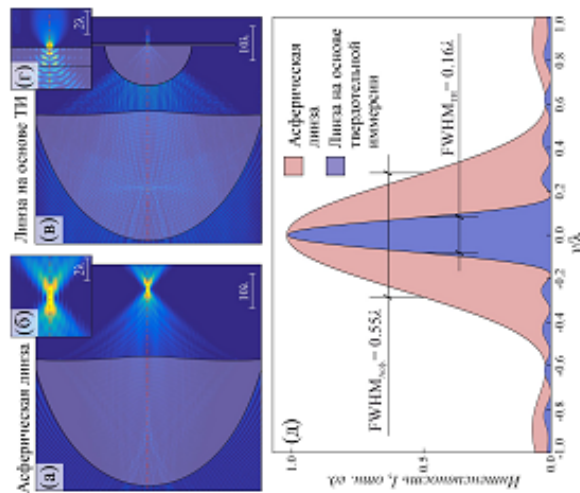
Экспериментальная установка
ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ СХЕМА

Исполнитель: _____
Проверенный: _____
Дата: _____

Описание алгоритма конечных разностей во временной области (Finite-Difference Time-Domain - FDTD)

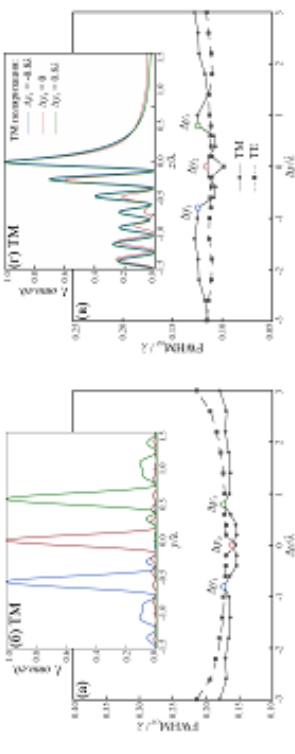
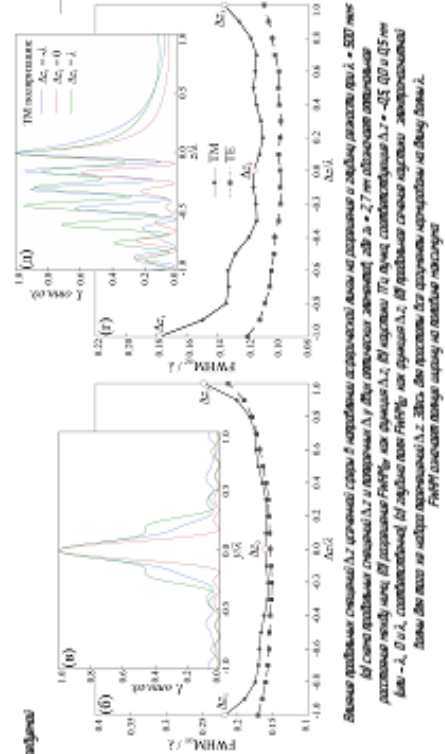
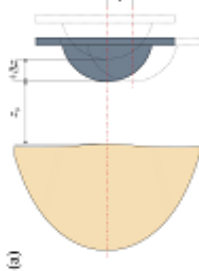
- 1) Зоны для проводимости σ локалы Антона и Фурье конечно разности
- 2) Дискретизация пространств и времени вдоль области, ввод конечных разностей и начальных поле значений. В зависимости от задачи для σ проводимости, для ϵ диэлектрика
- 3) Ввод начальных значений электрического и магнитного полей в области (исходные) граничные условия
- 4) Дискретизация полей на шаг Δt в области пространства или структуры
- 5) Дискретизация полей на шаг Δx в области пространства или структуры
- 6) Обновление полей E и H на шаг Δt , пока поле не будет равно нулю в области проводимости

Оценка пространственного разрешения



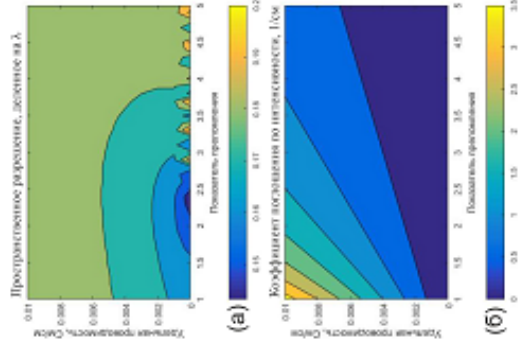
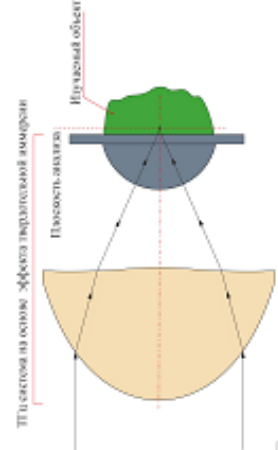
Численный анализ показывает, что подложка системы не имеет влияния на пространственное разрешение линзы. В зависимости от геометрии линзы и структуры подложки, пространственное разрешение может достигать значений от 0.16λ до 0.55λ. Это означает, что с помощью данной структуры можно реализовать линзы с высоким разрешением.

Анализ допусков на развязку



Анализ допусков показывает, что пространственное разрешение системы не зависит от геометрии линзы. В зависимости от геометрии линзы и структуры подложки, пространственное разрешение может достигать значений от 0.16λ до 0.55λ. Это означает, что с помощью данной структуры можно реализовать линзы с высоким разрешением.

Зависимость пространственного разрешения от показателя преломления и поглощения исследуемого объекта

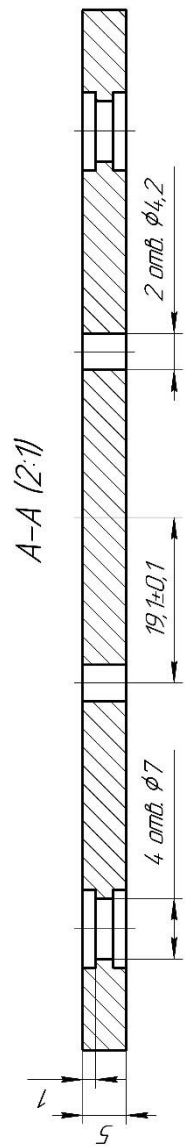
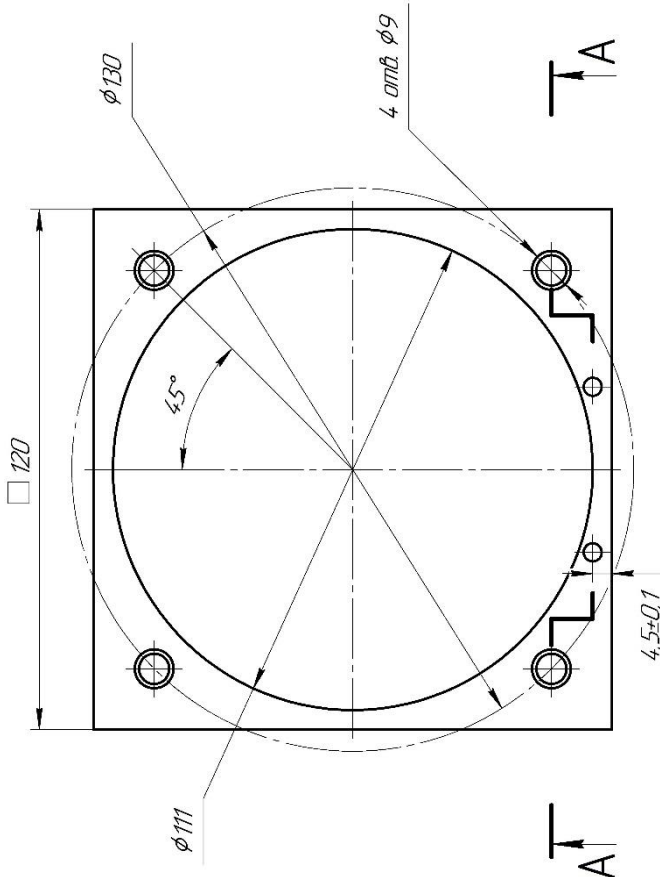


Анализ допусков показывает, что пространственное разрешение системы не зависит от геометрии линзы. В зависимости от геометрии линзы и структуры подложки, пространственное разрешение может достигать значений от 0.16λ до 0.55λ. Это означает, что с помощью данной структуры можно реализовать линзы с высоким разрешением.

№ п/п	№ п/п	№ п/п	№ п/п	№ п/п	№ п/п
1	2	3	4	5	6
7	8	9	10	11	12
13	14	15	16	17	18
19	20	21	22	23	24
25	26	27	28	29	30
31	32	33	34	35	36
37	38	39	40	41	42
43	44	45	46	47	48
49	50	51	52	53	54
55	56	57	58	59	60
61	62	63	64	65	66
67	68	69	70	71	72
73	74	75	76	77	78
79	80	81	82	83	84
85	86	87	88	89	90
91	92	93	94	95	96
97	98	99	100	101	102
103	104	105	106	107	108
109	110	111	112	113	114
115	116	117	118	119	120
121	122	123	124	125	126
127	128	129	130	131	132
133	134	135	136	137	138
139	140	141	142	143	144
145	146	147	148	149	150
151	152	153	154	155	156
157	158	159	160	161	162
163	164	165	166	167	168
169	170	171	172	173	174
175	176	177	178	179	180
181	182	183	184	185	186
187	188	189	190	191	192
193	194	195	196	197	198
199	200	201	202	203	204
205	206	207	208	209	210
211	212	213	214	215	216
217	218	219	220	221	222
223	224	225	226	227	228
229	230	231	232	233	234
235	236	237	238	239	240
241	242	243	244	245	246
247	248	249	250	251	252
253	254	255	256	257	258
259	260	261	262	263	264
265	266	267	268	269	270
271	272	273	274	275	276
277	278	279	280	281	282
283	284	285	286	287	288
289	290	291	292	293	294
295	296	297	298	299	300

P/12.84.01.01.00

$\sqrt{Rz\ 20\ N/1}$

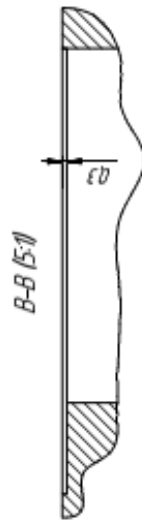
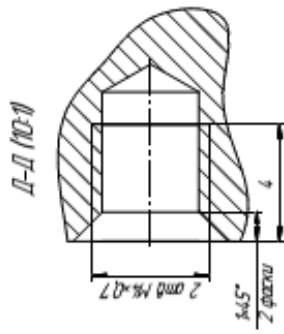
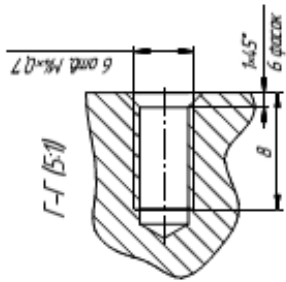
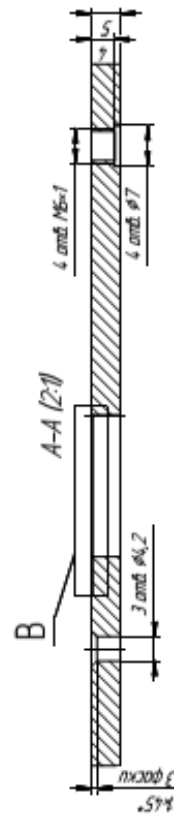
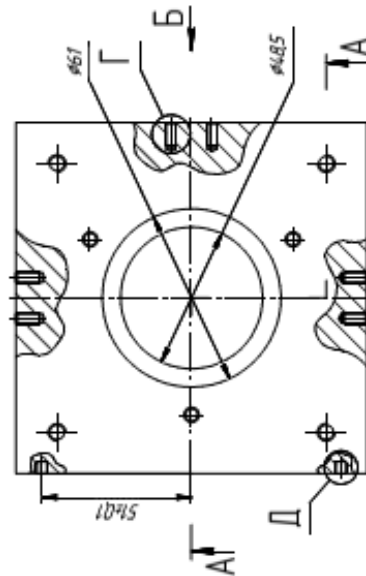
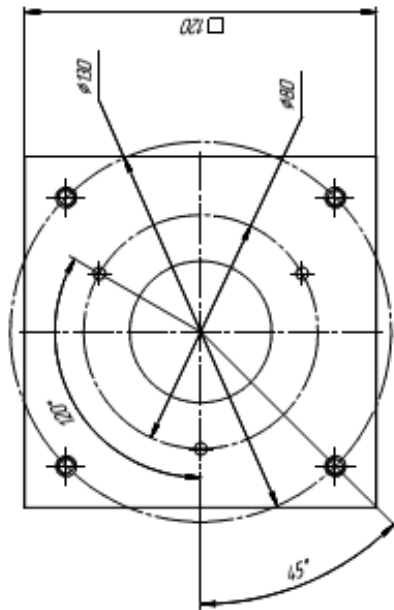


1. Твердость 130 HB
2. Покрытые анодное оксидирование
3. Инструмент для сверления отверстий для сверления согласовать с инструментом для сверления отверстий в нижней пластине
4. Неукладные предельные отклонения валов h11 отверстий H11, остальные по ±IT11/2

Изм/Лист		№ докум	Лист	Р/12.84.01.01.00	
Разработ	Железов Б.А.	Лист	Масса	Верхняя пластина	
Проб	Чернышев И.В.	Лист	Материал	Д16Т ГОСТ 4784-97	
Технпр		Лист	11		
Инженр		Лист	1		
Учтб		Лист	Карандаш Р/12		
		Лист	Грунт Р/12-84.5		
		Лист	Формат А3		

Изд № подл	Изд № техн	Изд № экзп	Изд № дора	Изд № дата
Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата
Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата
Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата	Лист и дата

P1284.0102.00

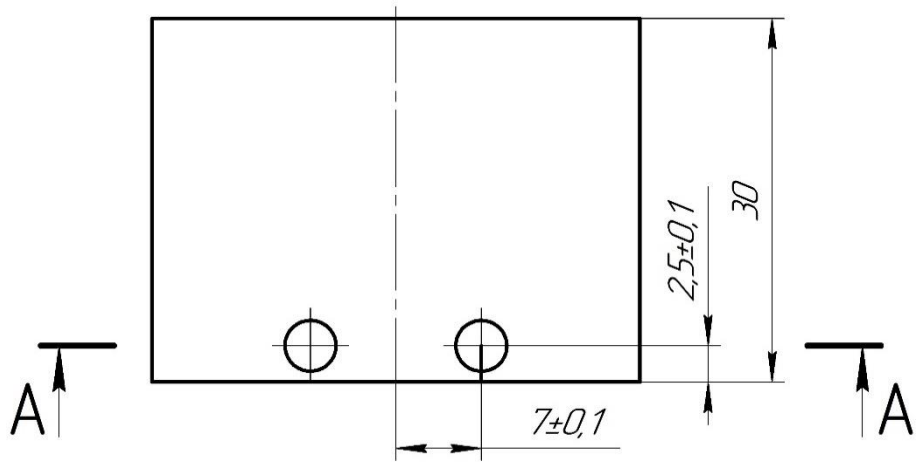


- 1 Перевести 130 НВ
- 2 Любые свободные окислы
- 3 Инструмент для сверления отверстий
согласовать с инструментом для сверления
отверстий в данной пластине
- 4 На указанные графические отклонения вала и/л отверстия НН
остальные по ИТ12/2

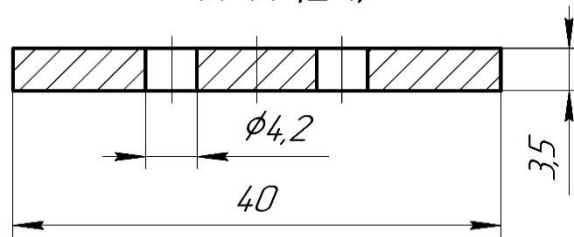
P1284.0102.00		ИЗМ.	№	ИЗМ.	ПОДП.	ДАТА
НИЖНЯЯ ПЛОСКОСТЬ		№	ИЗМ.	ПОДП.	ДАТА	
Д16Т ГОСТ 4.784-97		№	ИЗМ.	ПОДП.	ДАТА	
СHEET		№	ИЗМ.	ПОДП.	ДАТА	

P/12.84.01.04.00

$\sqrt{Rz\ 20\ (\checkmark)}$



A-A (2:1)



1. Твердость 130 HB
2. Покрытие анодное оксидирование
3. Неуказанные предельные отклонения валов $h11$, отверстий $H11$, остальные по $\pm IT11/2$

Изм./Лист	№ докум.	Подп.	Дата	P/12.84.01.04.00		
				Лист	Масса	Масштаб
Разработ.	Желнов В.А.			Боковая пластина		
Пров.	Черномырдин Н.В.					
Т.контр.				Лист	Листов	1
Н.контр.				Д16Т ГОСТ 4784-97		
Утв.				МГТУ им. Н.Э. Баумана Кафедра Р/12 Группа Р/12-84Б		

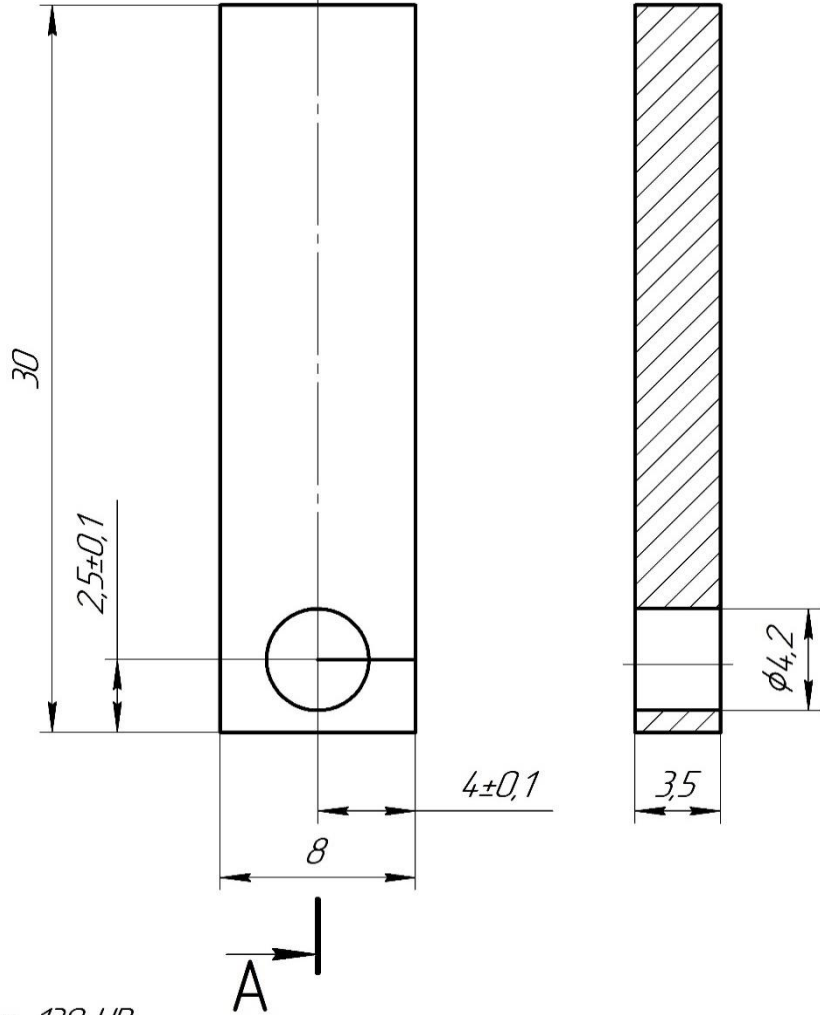
Копировал

Формат А4

P/12.84.01.03.00

$\sqrt{Rz\ 20\ (\checkmark)}$

A-A (4:1)



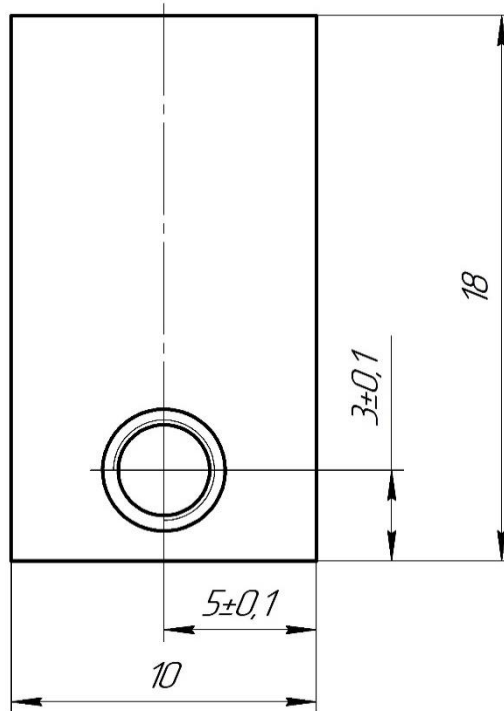
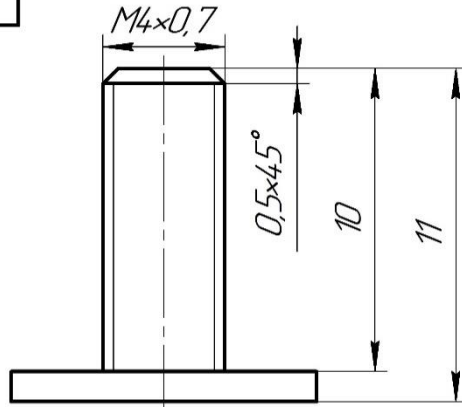
1. Твердость 130 НВ
2. Покрытие анодное оксидирование
3. Неуказанные предельные отклонения валов h11, отверстий H11, остальные по $\pm IT11/2$

Перв. примен.					P/12.84.01.03.00		
Справ. №							
Подп. и дата							
Инв. № дубл.							
Взам. инв. №							
Подп. и дата					P/12.84.01.03.00		
Инв. № подл.	Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата	Маленькая боковая пластина Д16Т ГОСТ 4784-97	
	Разработ.		Желнов В.А.				
	Пров.		Черномырдин Н.В.				
	Т.контр.						
	Н.контр.						
	Утв.					Лист	Листов
						1	1
						МГТУ им. Н.Э. Баумана Кафедра Р/12 Группа Р/12-84Б	

Копировал

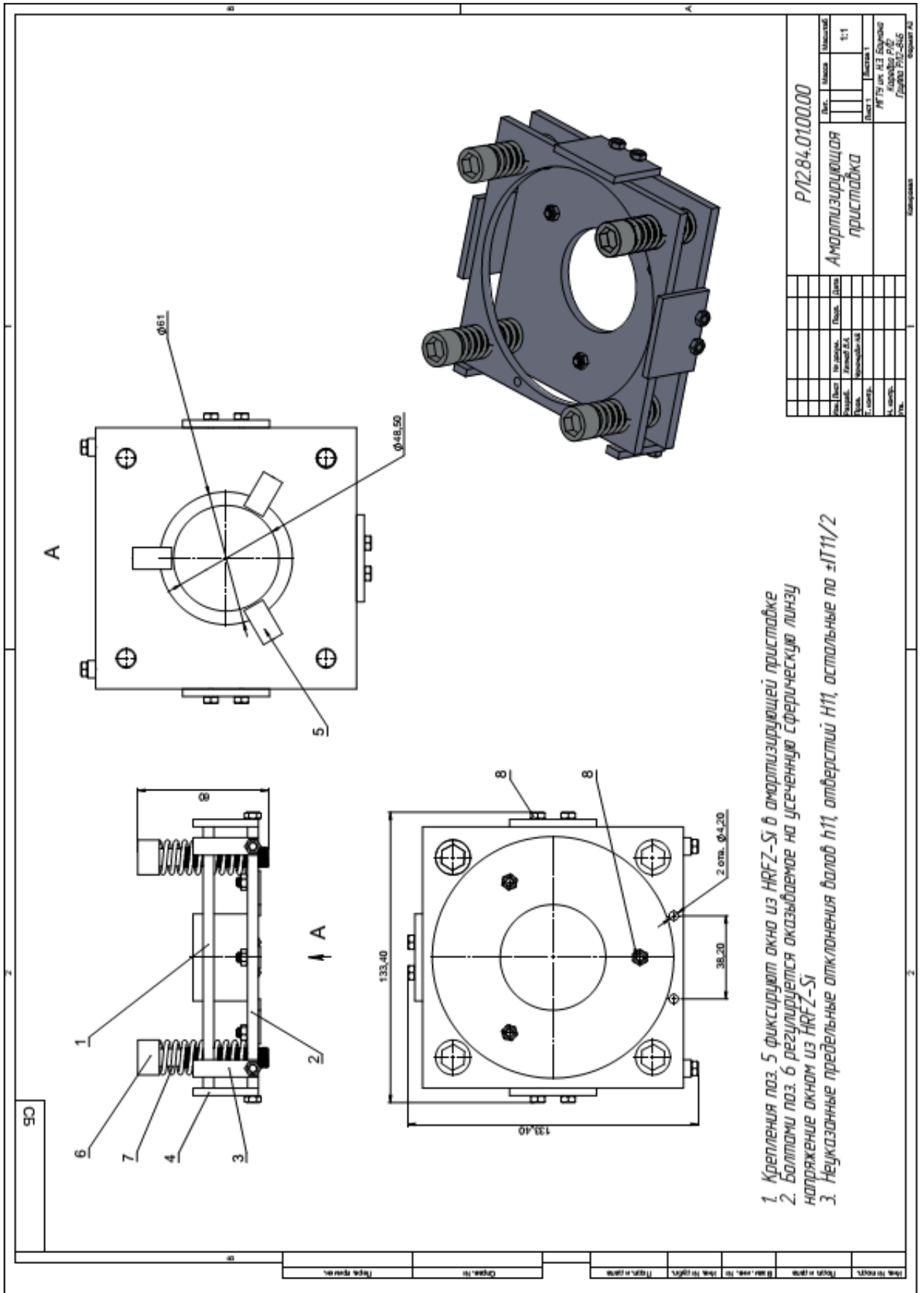
Формат А4

P/12.84.01.05.00



1. Твердость 130 НВ
2. Покрытие анодное оксидирование
3. Неуказанные предельные отклонения валов h11, отверстий H11, остальные по ±IT11/2

Перв. примен.					P/12.84.01.05.00				
Стр. №									
Подп. и дата									
Инв. № дудл.									
Взам. инв. №									
Подп. и дата					P/12.84.01.05.00				
Инв. № подл.					Крепление		Лист	Масса	Масштаб
	Изм.	Лист	№ докум.	Подп.	Дата			5:1	
	Разраб.		Желнов В.А.						
	Пров.		Черномырдин Н.В.						
	Т.контр.								
	Н.контр.								
	Утв.								
Д16Т ГОСТ 4784-97						Лист		Листов 1	
Копировал						МГТУ им. Н.Э. Баумана Кафедра Р/12 Группа Р/12-84Б Формат А4			



ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Презентация дипломного проекта

В презентацию входят дипломного проекта входят слайды:

1. Титульная страница студента, выполнившего работу
2. Актуальность работы
3. Цель и задачи квалификационной бакалаврской работы
4. Разработка амортизирующей приставки для ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии
5. Метод конечных разностей во временной области и теоретическая оценка пространственного разрешения
6. Теоретическая оценка допусков на разъюстировку оптических элементов
7. Теоретическая оценка влияния диэлектрических свойств изучаемого объекта на пространственное разрешение
8. Экспериментальная установка ТГц микроскопа и оценка его разрешения
9. Разработка амортизирующей приставки для ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии
10. Экспериментальная оценка и апробация
11. Выводы



Московский государственный технический университет
им. Н.Э. Баумана

Факультет «Радиоэлектроника и лазерная техника»
Кафедра РЛ2

ЖЕЛНОВ ВЛАДИСЛАВ АЛЕКСАНДРОВИЧ

«Численное моделирование и экспериментальная оценка технических характеристик терагерцового микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии»

Квалификационная бакалаврская работа по
направлению подготовки
12.03.05. – «Лазерная техника и лазерные технологии»

Научный руководитель:

Черномырдин Никита Викторович, ассистент кафедры РЛ2

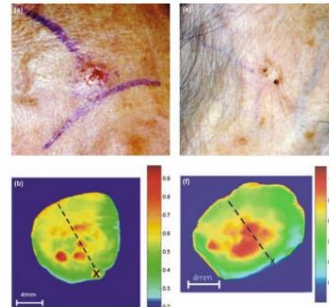
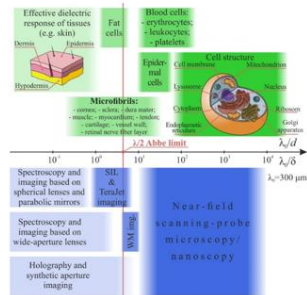
Научный консультант:

Зайцев Кирилл Игоревич, ассистент кафедры РЛ2

1

Актуальность

Одной из неразрешенных проблем современной терагерцовой (ТГц) техники является относительно низкое пространственное разрешение традиционных ТГц фокусирующих элементов. Эта проблема имеет особое значение для медицинской диагностики, поскольку размеры структурных элементов биологических тканей имеют размеры существенно меньше длины волны ТГц излучения. Решением данной проблемы может стать разработка ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии. Таким образом, актуальна задача разработки конструкции и исследования технических характеристик ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии.



[Tuchin V. V. *Tissue Optics: Light Scattering Methods and Instruments for Medical Diagnosis: Third Edition. Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE), 2015.*]

[V. P. Wallace et al., *British Journal of Dermatology* 151, 424–432 (2004)]

2

Цель и задачи квалификационной бакалаврской работы:

Целью квалификационной бакалаврской работы является разработка ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, обеспечивающей суб-волновое пространственное разрешение.

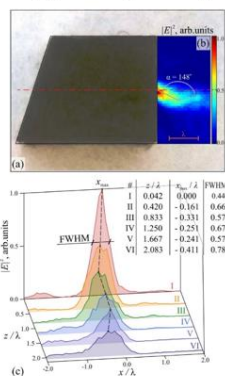
Для достижения цели необходимо решить ряд задач:

1. Провести анализ существующих методов достижения субволнового разрешения и преодоления дифракционного предела Аббе в ТГц изображающих системах;
2. Разработать конструкцию ТГц объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии;
3. Провести теоретическую оценку пространственного разрешения ТГц изображающей системы, допусков на юстировку оптических элементов, а также исследование зависимости разрешения от оптических свойств исследуемого объекта;
4. Разработать и провести сборку макета ТГц изображающей системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии;
5. Провести экспериментальную оценку разрешения ТГц оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии, а также апробацию системы на различных типах объектов.

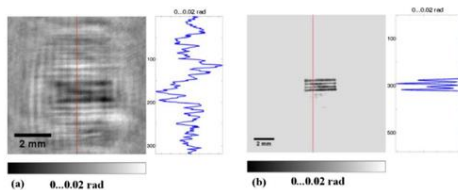
3

Анализ существующих методов повышения пространственного разрешения систем терагерцовой спектроскопии и визуализации

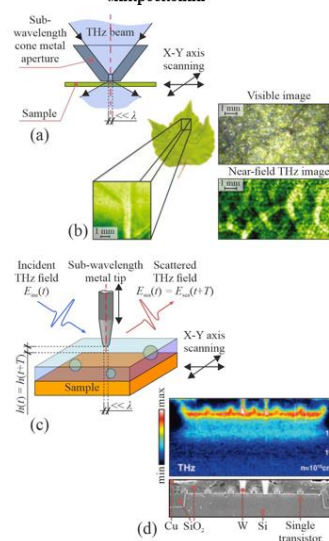
Метод фотонных джетов и крюков



Метод синтеза апертуры в ТГц цифровой голографии



Метод ближнепольной сканирующей микроскопии

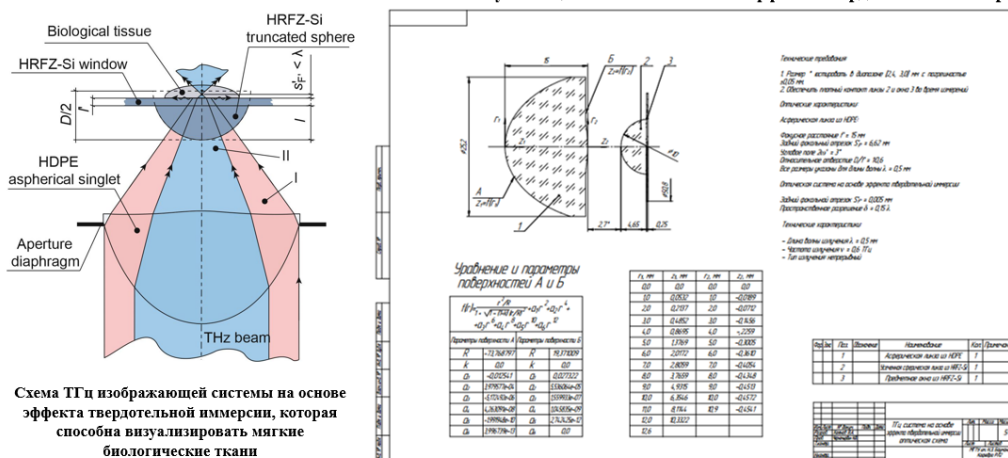


4

Разработка оптической системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

Эффект твердотельной иммерсии заключается в уменьшении размеров каустики электромагнитного излучения, когда оно сфокусировано на малом расстоянии позади среды с высоким показателем преломления.

Оптический выпуск ТГц объектива на основе эффекта твердотельной иммерсии

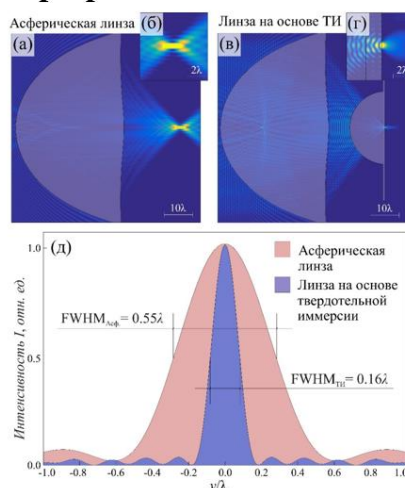


[Chernomyrdin N. V. et al. Terahertz Microscope Based on Solid Immersion Effect for Imaging of Biological Tissues // Opt. Spectrosc. 2019. Vol. 126, № 5. P. 560–567.]

Метод конечных разностей во временной области для теоретической оценки пространственного разрешения

Система уравнений обновления полей для ТМ поляризации.

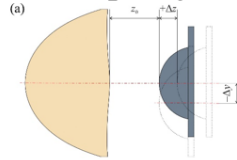
$$\begin{cases} H_x^{q+\frac{1}{2}}[m, n + \frac{1}{2}] = \frac{1 - \frac{\sigma_m \cdot \Delta_t}{2 \cdot \mu}}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta_t}{2 \cdot \mu}} H_x^{q-\frac{1}{2}}[m, n + \frac{1}{2}] - \\ - \frac{1}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta_t}{2 \cdot \mu}} \frac{\Delta_t}{\mu \cdot \Delta_y} (E_z^q[m, n + 1] - E_z^q[m, n]), \\ H_y^{q+\frac{1}{2}}[m + \frac{1}{2}, n] = \frac{1 - \frac{\sigma_m \cdot \Delta_t}{2 \cdot \mu}}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta_t}{2 \cdot \mu}} H_y^{q-\frac{1}{2}}[m + \frac{1}{2}, n] + \\ + \frac{1}{1 + \frac{\sigma_m \cdot \Delta_t}{2 \cdot \mu}} \frac{\Delta_t}{\mu \cdot \Delta_x} (E_z^q[m + 1, n] - E_z^q[m, n]), \\ E_z^{q+1}[m, n] = \frac{1 - \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \epsilon}}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \epsilon}} E_z^q[m, n] + \frac{1}{1 + \frac{\sigma \cdot \Delta_t}{2 \cdot \epsilon}} \left(\frac{\Delta_t}{\epsilon \cdot \Delta_x} \left\{ H_y^{q+\frac{1}{2}}[m + \frac{1}{2}, n] - \right. \right. \\ \left. \left. - H_y^{q+\frac{1}{2}}[m - \frac{1}{2}, n] \right\} - \frac{\Delta_t}{\epsilon \cdot \Delta_y} \left\{ H_x^{q+\frac{1}{2}}[m, n + \frac{1}{2}] - H_x^{q+\frac{1}{2}}[m, n - \frac{1}{2}] \right\} \right) \end{cases}$$



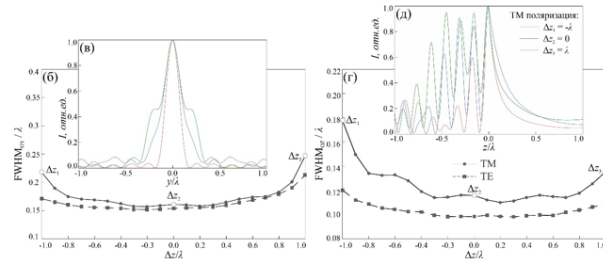
[Chernomyrdin N. V. et al. Numerical analysis and experimental study of terahertz solid immersion microscopy // Opt. Eng. 2019. Vol. 59, № 06. P. 1.]

Теоретическая оценка допусков на разъюстировку оптических элементов

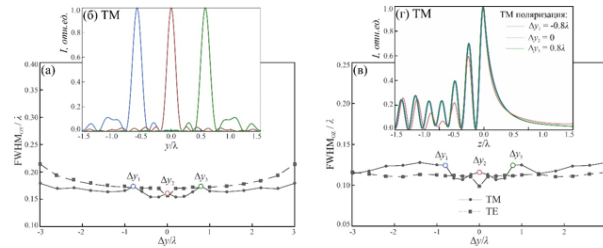
Схема продольных смещений Δz и поперечных Δy двух оптических элементов, где $z_0 = 2.7$ мм обозначает оптимальное расстояние между ними.



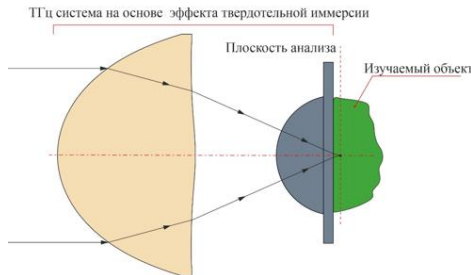
Влияние продольных смещений Δz усеченной сферы в направлении асферической линзы на разрешение и глубину резкости при $\lambda = 500$ мкм. FWHM означает полную ширину на половине максимума



Влияние поперечных смещений Δy усеченной сферы в направлении асферической линзы на разрешение и глубину резкости при $\lambda = 500$ мкм.

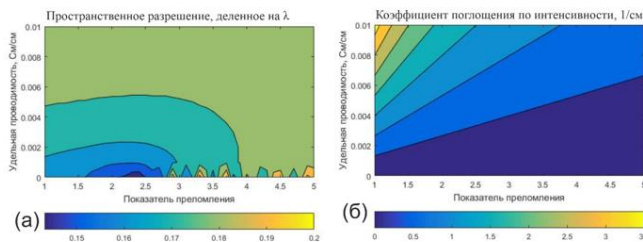


Оценка зависимости разрешения ТГц оптической системы от оптических характеристик объекта



Амплитуда поля в поглощающей среде убывает пропорционально $e^{-\alpha x}$, где α [1/см] – коэффициент поглощения излучения средой по амплитуде. Соответственно, 2α [1/см] – коэффициент поглощения излучения средой по интенсивности.

$$2\alpha = \frac{2\omega\sqrt{\mu\epsilon}}{\sqrt{2}} \left(\left[1 + \left(\frac{\sigma}{\omega\epsilon} \right)^2 \right]^{\frac{1}{2}} - 1 \right)$$



При значениях показателя преломления $n \geq 2,2$ на границе раздела «кремний-объект» не будут возникать эвансцентные волны. Несмотря на это разрешение системы остается сильно суб-волновым

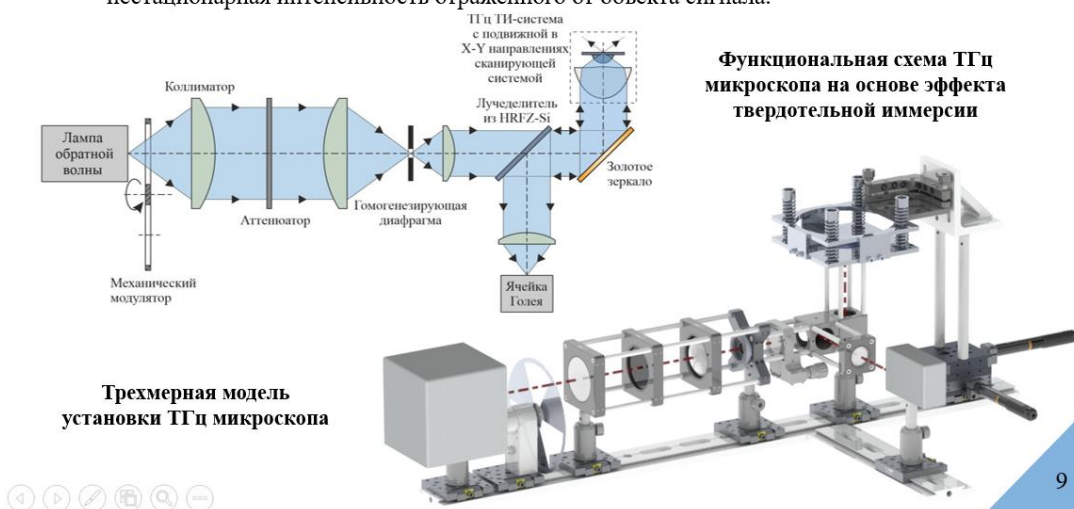
Влияние диэлектрических свойств исследуемого объекта на ТГц изображающую систему



Разработка экспериментального макета ТГц изображающей системы на основе эффекта твердотельной иммерсии

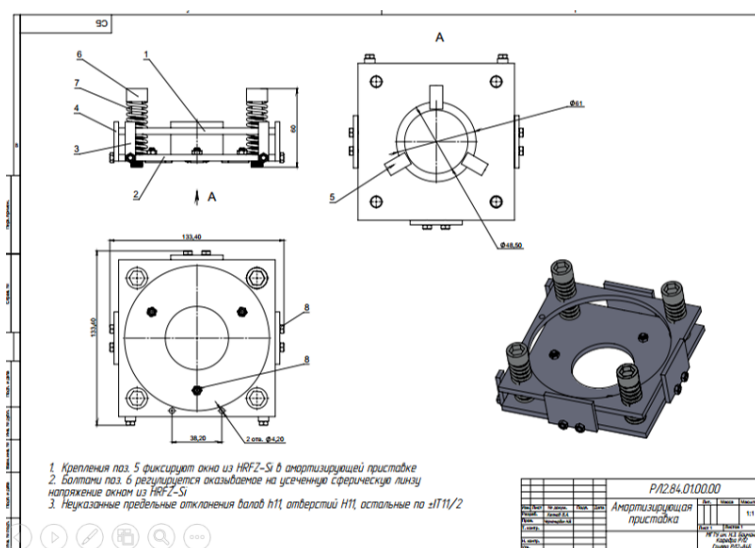
Особенности:

- Позволяет осуществлять сканирование биологических тканей, базируемых на подвижном предметном окне из HRFZ-Si
- Исследуемый образец зондируется непрерывным ТГц излучением и регистрируется нестационарная интенсивность отраженного от объекта сигнала.

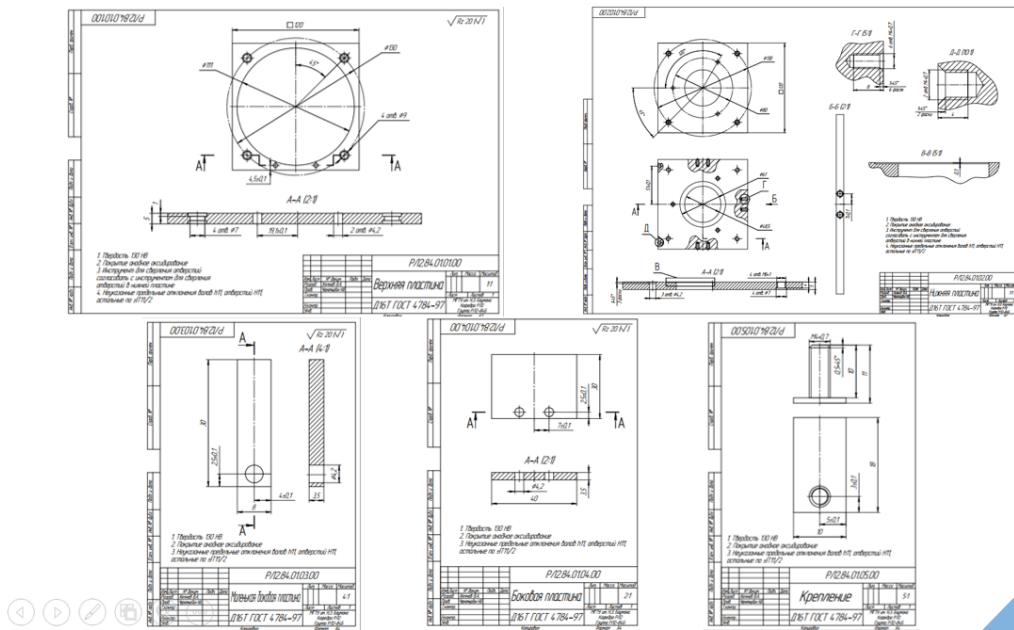


Разработка амортизирующей приставки для ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии

Сборочный чертеж амортизирующей приставки

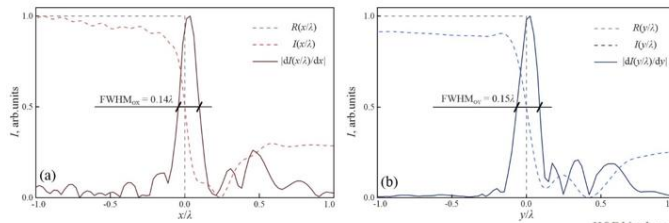


Разработка амортизирующей приставки для ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии

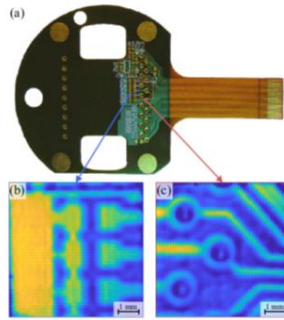


11

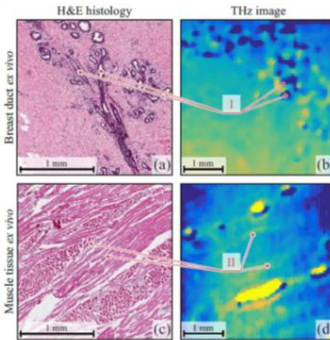
Экспериментальная оценка и апробация



Экспериментальная оценка пространственного разрешения ТГц микроскопа на основе эффекта твердотельной иммерсии



ТГц микроскопия и гистология биологических тканей, окрашенная гематоксилином и эозином (H&E) ex vivo



ТГц микроскопия на основе эффекта твердотельной иммерсии печатной платы

[Chernomyrdin N. V. et al. Numerical analysis and experimental study of terahertz solid immersion microscopy // Opt. Eng. 2019. Vol. 59, № 06. P. 1.]

12

Выводы

В ходе выпускной квалификационной работы были получены следующие **результаты**:

- 1) Проведен анализ существующих подходов для достижения суб-волнового разрешения и преодоления дифракционного предела Аббе в системах ТГц визуализации и спектроскопии. Показана, актуальность разработки оптической системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии в ТГц диапазоне;
- 2) Разработана конструкция ТГц объектива, реализующего эффект твердотельной иммерсии. Данная конструкция состоит из широкоапертурного асферического синглета, гипополусферической линзы и плоскопараллельного предметного окна и позволяет исследовать такие объекты как мягкие биологические ткани;
- 3) Проведена теоретическая оценка пространственного разрешения ТГц изображающей системы, допусков на юстировку оптических элементов, а также исследована зависимость разрешения от оптических свойств исследуемого объекта с применением численных методов;
- 4) Разработан и собран макет ТГц изображающей системы, реализующей эффект твердотельной иммерсии;
- 5) Проведена экспериментальная оценка разрешения ТГц оптической системы, а также апробация системы на различных типах объектов.



13

Публикации

- [1] **Zhelnov V.A.** et al. Numerical analysis and experimental study of terahertz solid immersion microscopy // Opt. Eng. 2019. Vol. 59, № 06. P. 1.
- [2] **Zhelnov V.A.** et al. Terahertz Microscope Based on Solid Immersion Effect for Imaging of Biological Tissues // Opt. Spectrosc. 2019. Vol. 126, № 5. P. 560–567.
- [3] **Zhelnov V.A.** et al. FDTD-modelling of terahertz solid immersion microscopy // Millimetre Wave and Terahertz Sensors and Technology XII / ed. Salmon N.A., Gumbmann F. SPIE, 2019. P. 15.
- [4] Н.В. Черномырдин, А.С. Кучерявенко, Е.Н. Римская, И.Н. Долганова, **В.А. Желнов**, П.А. Каралкин, А.А. Грядунова, И.В. Решетов, Д.В. Лаврухин, Д.С. Пономарев, В.Е. Карасик, К.И. Зайцев «Терагерцовый микроскоп на основе эффекта твердотельной иммерсии для визуализации биологических тканей» Оптика и спектроскопия, 126(5), 642 – 649 (2019) DOI: 10.21883/OS.2019.05.47665.14-19

Доклады на конференциях

1. Симпозиум «Saratov Fall Meeting 2019 (SFM'19)», г. Саратов, Россия, 23–27 сентября 2019 г.;
2. Конференция «SPIE Security+Defence 2019», г. Страсбург, Франция, 9–12 сентября 2019 г.;

Работа была поддержана грантом РФФ № 17-79-20346



14