

Школа **неразрушающего контроля и безопасности**
 Направление подготовки **12.03.04 Биотехнические системы и технологии**
 Отделение **электронной инженерии**

БАКАЛАВРСКАЯ РАБОТА

Тема работы
Разработка метода экспресс-диагностики ткани молочной железы с использованием диффузной оптической томографии

УДК 616.5-001.3-073.756.8:681.784

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Д51	Устроханова Диана Зайндиновна		

Руководитель ВКР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОЭИ ИШНКБ	Солдатов А. А.	К. Т. Н.		

Консультант

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ИШХБМТ	Губарев Ф. А.	К. Ф-М. Н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ ПО РАЗДЕЛАМ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ст. преподаватель	Потехина Н. В.			

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ст. преподаватель	Гуляев М. В.			

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОЭИ	Дикман Е. Ю.	К.Т.Н.		

Планируемые результаты обучения

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)
<i>Профессиональные компетенции</i>	
P1	Применять базовые и специальные естественнонаучные, математические, социально-экономические и профессиональные знания в комплексной инженерной деятельности при разработке, производстве, исследовании, эксплуатации, обслуживании и ремонте биомедицинской и экологической техники
P2	Ставить и решать задачи комплексного инженерного анализа и синтеза с использованием базовых и специальных знаний, современных аналитических методов и моделей
P3	Выбирать и использовать на основе базовых и специальных знаний необходимое оборудование, инструменты и технологии для ведения комплексной практической инженерной деятельности с учетом экономических, экологических, социальных и иных ограничений
P4	Выполнять комплексные инженерные проекты по разработке высокоэффективной биомедицинской и экологической техники с применением базовых и специальных знаний, современных методов проектирования для достижения оптимальных результатов, соответствующих техническому заданию с учетом экономических, экологических, социальных и других ограничений
P5	Проводить комплексные инженерные исследования, включая поиск необходимой информации, эксперимент, анализ и интерпретацию данных с применением базовых и специальных знаний и современных методов для достижения требуемых результатов
P6	Внедрять, эксплуатировать и обслуживать современное высокотехнологичное оборудование в предметной сфере биотехнических систем и технологий, обеспечивать его высокую эффективность, соблюдать правила охраны здоровья и безопасности труда, выполнять требования по защите окружающей среды
<i>Универсальные компетенции</i>	
P7	Использовать базовые и специальные знания в области проектного менеджмента для ведения комплексной инженерной деятельности с учетом юридических аспектов защиты интеллектуальной собственности
P8	Осуществлять коммуникации в профессиональной среде и в обществе, в том числе на иностранном языке, разрабатывать

	документацию, презентовать и защищать результаты комплексной инженерной деятельности
P9	Эффективно работать индивидуально и в качестве члена команды, проявлять навыки руководства группой исполнителей, состоящей из специалистов различных направлений и квалификаций, с делением ответственности и полномочий при решении комплексных инженерных задач
P10	Демонстрировать личную ответственность, приверженность и готовность следовать профессиональной этике и нормам ведения комплексной инженерной деятельности
P11	Демонстрировать знание правовых социальных, экологических и культурных аспектов комплексной инженерной деятельности, компетентность в вопросах охраны здоровья и безопасности жизнедеятельности
P12	Проявлять способность к самообучению и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации
 федеральное государственное автономное
 образовательное учреждение высшего образования
 «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» (ТПУ)

Школа **неразрушающего контроля и безопасности**
 Направление подготовки **12.03.04 Биотехнические системы и технологии**
 Отделение **электронной инженерии**

УТВЕРЖДАЮ:
 Руководитель ООП

_____ Е. Ю. Дикман
 (Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

бакалаврской работы

(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)

Студенту:

Группа	ФИО
1Д51	Устроханова Диана Зайндиновна

Тема работы:

Разработка метода экспресс-диагностики ткани молочной железы с использованием диффузной оптической томографии	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	01. 04. 2019 № 2452/С

Срок сдачи студентом выполненной работы:

--	--

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе <i>(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).</i>	Объектом исследования является метод экспресс-диагностики ткани молочной железы с использованием диффузной оптической томографии. Объектом проектирования является оптическая система на четырех лазерных диодах и четырех фотоприемниках. Режим работы: импульсный. Рабочая частота: 0,44 Гц.
--	--

	Питание: 9 В. Оптический диапазон: 650 нм.
Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов <i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i>	– обзор литературы; – выбор техники эксперимента; – разработка принципиальной схемы; – разработка макета оптической системы; – испытание макета системы на фантоме ткани молочной железы; – финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение; – социальная ответственность; – заключение по работе
Перечень графического материала <i>(с точным указанием обязательных чертежей)</i>	– принципиальная схема излучающей части; – принципиальная схема принимающей части

Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы

(с указанием разделов)

Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Потехина Нина Васильевна
Социальная ответственность	Гуляев Милий Всеволодович

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	21. 01. 2019
--	--------------

Задание выдал руководитель / консультант (при наличии):

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОЭИ	Солдатов А. А.	к. т. н.		
Доцент ИШХБМТ	Губарев Ф. А.	к. ф-м. н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Д51	Устроханова Диана Зайндиновна		

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«ФИНАНСОВЫЙ МЕНЕДЖМЕНТ, РЕСУРСОЭФФЕКТИВНОСТЬ И
РЕСУРСОСБЕРЕЖЕНИЕ»**

Студенту:

Группа	ФИО
1Д51	Устроханова Диана Зайндиновна

Школа	ИШНКБ	Отделение школы (НОЦ)	ОЭИ
Уровень образования	Бакалавриат	Направление/специальность	12.03.04.Биотехнические системы и технологии

Исходные данные к разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»:

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих	Оклад руководителя - 33664 руб. Оклад инженера - 21760 руб. Материальные затраты сформированы исходя из цен электронных компонентов 4686 руб.
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов	Дополнительная заработная плата 12%; Накладные расходы 16%; Районный коэффициент 30%. Норма амортизации 33,3%.
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования	Коэффициент отчислений на уплату во внебюджетные фонды 30 %.

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	– Анализ конкурентных технических решений; – SWOT-анализ.
2. Планирование и формирование бюджета научных исследований	– Планирование работ; – Разработка графика Ганта. – Формирование бюджета затрат
3. Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования	Описание потенциального эффекта

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. Многоугольник конкурентоспособности
2. График Ганта

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	21. 01. 2019
--	--------------

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель ОСГН ШБИП	Потехина Нина Васильевна	-		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Д51	Устроханова Диана Зайндиновна		

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
1Д51	Устрохановой Диане Зайндиновне

Школа	Инженерная школа неразрушающего контроля и безопасности	Подразделение	Отделение электронной инженерии
Уровень образования	Бакалавриат	Направление	12.03.04. Биотехнические системы и технологии

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

1. Характеристика объекта исследования.	Объектом исследования является оптическая система для экспресс-диагностики на основе четырех лазерных диодов и четырех фотоприемников (16В корпус, 101 аудитория).
--	--

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности.	Рассмотреть специальные правовые нормы трудового законодательства; организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны.
2. Производственная безопасность 2.1. Анализ потенциально возможных вредных и опасных факторов проектируемой производственной среды. 2.2. Разработка мероприятий по снижению воздействия вредных и опасных факторов	Проанализировать потенциально возможные вредные и опасные факторы при разработке и эксплуатации оптической системы: – электромагнитное излучение; – неудовлетворительное освещение рабочей зоны; – опасность поражения электрическим током; – неудовлетворительный микроклимат; – опасность получения ожога от паяльника; – негативное воздействие лазерного излучения.
3. Экологическая безопасность	– анализ воздействия объекта на литосферу (отходы, утилизация компьютерной техники и периферийных устройств); – решение по обеспечению экологической безопасности.
4. Безопасность в чрезвычайных ситуациях:	– анализ возможных ЧС при разработке и эксплуатации оптической системы; – анализ наиболее вероятной ЧС; – разработка превентивных мер по предупреждению ЧС; – разработка действий в результате возникшей ЧС и мер по ликвидации её последствий; – пожаровзрывоопасность (причины, профилактические мероприятия, первичные средства пожаротушения).

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	21. 01. 2019
--	--------------

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Старший преподаватель отделения общетехнических дисциплин	Гуляев Милий Всеволодович			

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1Д51	Устроханова Диана Зайндиновна		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 113 с., 48 рис., 15 таблиц, 40 источников, 2 приложения.

Ключевые слова: диффузная оптическая томография, рак молочной железы, неоангиогенез, лазерный диод, фотоприемник.

Объектом исследования является (-ются) метод диагностики ткани молочной железы с использованием диффузной оптической томографии.

Цель работы – разработать систему на основе четырех лазерных диодов и четырех фотоприемников для экспресс-диагностики ткани молочной железы с использованием диффузной оптической томографии.

В процессе исследования проводилось изучение литературы, разработка принципиальных схем источника и приемника излучения, создание макета оптической системы, проведение опытов по регистрации излучения с использованием фантома ткани молочной железы.

В результате исследования был разработан макет оптической системы для диагностики ткани молочной железы.

Основные конструктивные, технологические и технико-эксплуатационные характеристики: импульсный режим работы, рабочая частота 0,44 Гц, питание: +9 В.

Степень внедрения: не внедрено, на стадии разработки.

Область применения: медицина.

Экономическая эффективность/значимость работы: применение метода диффузной оптической томографии позволит расширить возможности ранней диагностики рака молочной железы.

В будущем планируется усовершенствование оптической системы, увеличение количества источников и приемников.

Сокращения

ДОТ – диффузная оптическая томография

РМЖ – рак молочной железы

Нормативные ссылки

В данной выпускной квалификационной работе использовались следующие нормативные ссылки:

1. ГОСТ 2.701-2008. Единая система конструкторской документации (ЕСКД). Схемы. Виды и типы. Общие требования к выполнению [Текст]. – Введ.2009-07-01. – М.: Стандартинформ, 2009. – 13 с.;

2. ГОСТ 2.702-2011 Единая система конструкторской документации (ЕСКД). Правила выполнения электрических схем [Текст]. – Введ.2012-01-01. – М.: Стандартинформ, 2011. – 26 с.;

Оглавление

Введение.....	14
1 Литературный обзор	15
1.1 Рак молочной железы: неоангиогенез, гипоксия опухолевой ткани...	15
1.2 Распространение излучения в биологической ткани	19
1.2.1 Поглощение	20
1.2.2 Рассеяние	24
1.2.3 Анизотропия	25
1.3 Метод диффузной оптической томографии	26
1.4 Методы диагностики рака молочной железы	32
1.5 Оптическая визуализация молочной железы. Существующие устройства оптической томографии молочной железы	35
1.5.1 ДОТ системы непрерывного излучения	37
1.5.2 ДОТ системы во временной области	42
1.5.3 ДОТ системы в частотной области (модуляционная томография).....	46
2 Практическая часть. Разработка макета оптической системы	47
2.1 Техника эксперимента	47
2.2 Разработка принципиальной схемы источника излучения	48
2.3 Разработка принципиальной схемы приемника излучения.....	53
3 Экспериментальные испытания макета оптической системы.....	61
4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение.....	69
4.1 Оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения	69
4.1.1 Потенциальные потребители результатов исследования	69

4.1.2 Анализ конкурентных технических решений.....	70
4.1.3 SWOT-анализ.....	71
4.2 Планирование научно-исследовательских работ	74
4.2.1 Структура научно-исследовательских работ	74
4.2.2 Определение трудоемкости выполнения работ	75
4.2.3 Разработка графика проведения научного исследования.....	76
4.3 Бюджет научно-технического исследования	80
4.3.1 Расчет материальных затрат научно-технического исследования	80
4.3.2 Амортизационные отчисления	81
4.3.3 Заработная плата исполнителей темы	81
4.3.4 Отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления)...	83
4.3.5 Накладные расходы	84
4.3.6 Формирование бюджета затрат	84
5 Социальная ответственность	86
5.1 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности ...	87
5.1.1 Специальные (характерные для проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства.....	87
5.1.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны ..	88
5.2 Производственная безопасность	89
5.2.1 Анализ потенциально возможных опасных факторов, которые могут возникнуть на рабочем месте при проведении исследований	90
5.2.2 Разработка мероприятий по снижению воздействия вредных и опасных факторов	91
5.3 Экологическая безопасность.....	96
5.4 Безопасность в чрезвычайных ситуациях	97

5.4.1 Анализ вероятных ЧС при разработке и эксплуатации объекта исследования	97
5.4.2 Разработка мер по предупреждению и ликвидации ЧС	98
Заключение	100
Список источников	101
Приложение А ФЮРА.432228.001 Источники излучения.....	107
Приложение Б ФЮРА.432231.002 Приемники излучения.....	111

Введение

Одним из самых часто встречающихся онкологических заболеваний в современном мире является рак молочной железы (РМЖ). По общему числу заболевших среди всего населения (мужчин и женщин) России эта разновидность онкологических патологий занимает второе место после рака кожи, а у женщин РМЖ является самым распространенным злокачественным новообразованием.

Успешность лечения рака зависит главным образом от того, на какой стадии опухоль была обнаружена. При диагностировании опухоли на нулевой или первой стадии шансы на полное выздоровление превышают 90%. Таким образом, задача своевременной диагностики является одной из важнейших задач медицины.

В последние годы в области медицинской физики и биомедицинской инженерии возник ряд новых методов визуализации, которые позволяют учёным получать точные данные о внутренней структуре биообъекта. В том числе метод диффузной оптической томографии (ДОТ).

Метод основан на пропускании оптического излучения инфракрасного и красного диапазонов через биологическую ткань и приеме прошедшего или отразившегося света с дальнейшим анализом о внутренней структуры ткани.

Процедура является достаточно комфортной, так как при применении диффузной оптической томографии болезненное сжатие молочной железы пациентки не требуется, то есть процедура является совершенно безболезненной.

Оптическая томография для диагностики новообразований молочной железы применяется США, Канаде и в странах ЕС. В России этот метод пока пользуется малой популярностью.

1 Литературный обзор

1.1 Рак молочной железы: неоангиогенез, гипоксия опухолевой ткани

По смертности населения в России злокачественные новообразования занимают второе место после болезней сердечно-сосудистой системы [1]. По данным РБК [2] в 2017 году по частоте обнаружения среди всех онкологических заболеваний рак груди занимает второе место. В 2017 году этот диагноз поставили 70,6 тыс. раз. За последние пять лет такие новообразования стали выявлять на 16,2% чаще.

Рак молочной железы — злокачественная опухоль железистой ткани молочной железы. Заболевание характеризуется рядом конкретных биологических особенностей.

В 1971 американский хирург Джуд Фолкман первым высказал предположение о том, что росту раковой опухоли, диаметр которой превышает несколько миллиметров, способствует формирование в ней капиллярного русла [3].

Действительно, злокачественной опухоли для роста требуются кислород и питательные вещества. Клетки опухоли начинают производить белковые молекулы – фактор роста эндотелия сосудов (ФРЭС), который способствует росту новых сосудов и капилляров, доставляющих в опухоль необходимые элементы. Прорастание новых сосудов вокруг опухоли стимулирует ее рост, а также способствует попаданию раковых клеток в кровяное русло с последующим развитием вторичных опухолей — метастазов. Процесс формирования новых микрососудов на основе уже существующей в ткани сети сосудов называется неоангиогенезом (Рисунок 1) [4].



Рисунок 1 — Процесс формирования новых микрососудов

Итак, во многих опухолях, включая РМЖ, области повышенной пролиферации опухолевых клеток связаны с областями повышенной плотности микрососудов [4]. Также в статье ссылаются на наличие доказательств реципрокных взаимодействий между опухолевыми клетками и эндотелиальными клетками капилляров.

В литературе часто встречаются свидетельства, того, что ангиогенез имеет большое прогностическое значение при некоторых опухолях, включая РМЖ.

Так, в [5] приводятся доказательства наличия корреляции между плотностью опухолевых микрососудов при раке молочной железы и метастазированием. Чтобы исследовать, как ангиогенез опухоли коррелирует с метастазами в карциноме молочной железы, ученые подсчитали микрососуды (капилляры и венулы) и оценили плотность микрососудов в пределах начальных инвазивных карцином 49 пациентов (30 с метастазами и 19 без). Микрососуды были тщательно подсчитаны, а их плотность была оценена (от 1

до 4+), без знания результата у пациента: наличия или отсутствия метастазов. Количество микрососудов и показатели плотности коррелировали с метастазированием. Среднее количество и степень у пациентов с метастазами составили $101 \pm 49,3$ и $2,95 \pm 1,00$ сосудов соответственно. Соответствующие значения у пациентов без метастазов были значительно ниже - $45 \pm 21,1$ и $1,38 \pm 0,82$. Для каждого увеличения количества микрососудов на 10 микрососудов риск метастазирования увеличивался в 1,59 раза.

Микроциркуляторное русло, формирующееся в процессе неоангиогенеза, отличается хаотичность, примитивностью, а также некоторыми аномалиями и связанными с ними нарушениями перфузии. Таким образом, в зоне локализации опухоли формируется острая перфузионная гипоксия, которая в ряде случаев может носить временный характер.

Гипоксия в зоне локализации опухоли объясняется тем фактом, что сосудистое русло опухоли, образовавшееся в результате неоангиогенеза неспособно в должной мере обеспечить доставку кислорода к быстрорастущим опухолевым тканям. Таким образом, клетки находящиеся на расстоянии более 70 мкм от кровеносного сосуда недополучают кислород. В здоровых тканях при снижении транспорта кислорода запускаются процессы компенсации его недостатка, например, путем усиления кровотока. Опухолевые же ткани, сформированные аномально, такие процессы обеспечить не могут.

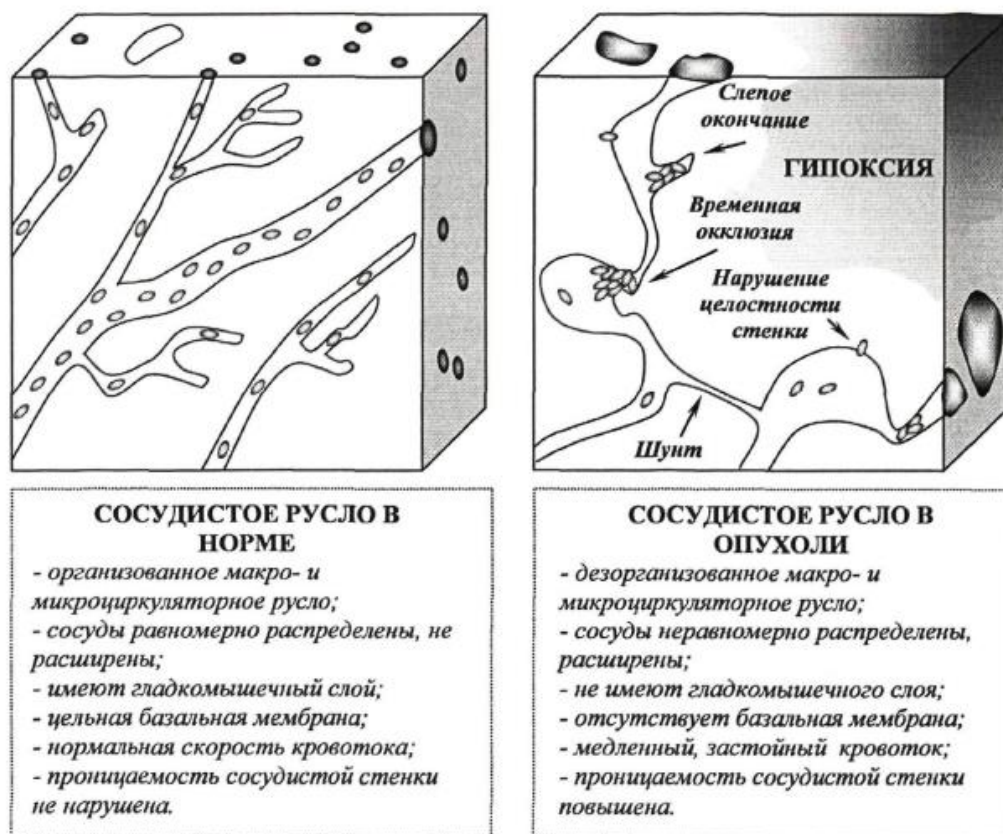


Рисунок 2 — Гипоксия опухолевой ткани

В результате исследований [6] были выявлены определенные закономерности, характеризующие кислородный статус солидных опухолей:

1) большинство новообразований имеет более низкую медиану парциального давления кислорода (pO_2) по сравнению с соответствующими нормальными тканями;

2) вариабельность кислородного статуса от опухоли к опухоли, как правило, выше, чем различия уровня оксигенации внутри одной опухоли;

3) рецидивные новообразования являются в среднем хуже оксигенированными по сравнению с соответствующими первичными опухолями.

Из описанных выше закономерностей вытекают возможности неинвазивного обнаружения злокачественных новообразований, основанные на различиях оптических параметров (коэффициентов поглощения и рассеяния) здоровой ткани и ткани с раковой опухолью.

Ниже описаны основные процессы, происходящие с излучением при прохождении через биологическую ткань.

1. 2 Распространение излучения в биологической ткани

Биологические ткани являются оптически неоднородными поглощающими средами со средним показателем преломления большим, чем у воздуха [7]. Часть падающего на биологический объект света отражается на границе раздела сред, остальная часть проникает в ткань (Рисунок 3).

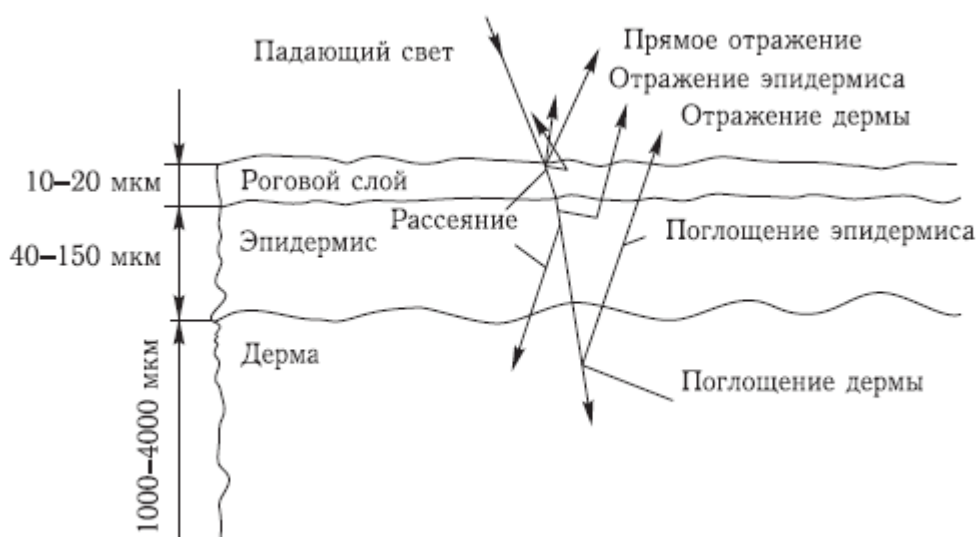


Рисунок 3 — Взаимодействие света с кожей

Кожа отражает примерно 5-7 % падающего света. Из-за микроскопических неровностей рогового слоя кожи на границе раздела сред коллимированный пучок света становится диффузным. Обратное рассеяние происходит от различных слоев ткани (роговой слой, эпидермис, дерма, сосудистая сеть).

Дальнейшее распространение излучения в биологической ткани зависит от оптических свойств самой ткани. Ниже приведено описание основных явлений распространения света в биоткани.

1.2.1 Поглощение

В [8] поглощение поясняется следующим образом:

Рассмотрим кювету, содержащую нерассеивающую чистую жидкость, в которой растворено поглощающее вещество с концентрацией c_a . Концентрация c_a измеряется как и молярная концентрация M в молях на литр. Коллимированный луч проходит в кювете некоторый путь d . Изменение интенсивности излучения в начале (I_0) и в конце пути d (I) описывается законом Ламберта-Бера:

$$\frac{I}{I_0} = \exp(-\mu_a d), \quad (1)$$

где μ_a - коэффициент поглощения среды.

Часто изменение интенсивности измеряется в логарифмическом масштабе. Ослабление на единицу оптической плотности соответствует уменьшению интенсивности в 10 раз, при этом ослабление A :

$$A = \lg\left(\frac{I}{I_0}\right). \quad (2)$$

Коэффициент поглощения можно также выразить через концентрацию поглощающего вещества, при условии, что вещество распределено по объему жидкости равномерно:

$$\mu_a = 2,3 \cdot 10^3 c_a \varepsilon_a, \quad (3)$$

где ε_a – удельный коэффициент поглощения, определяется как число единиц оптической плотности, в которое ослабляется интенсивность излучения поглотителем концентрацией 1 мМ на пути в 1 см.

Масштабный коэффициент $2,3 \cdot 10^3 = 10^3 \ln(10)$ необходим для перехода от ε_a в единицах оптической плотности ($\text{см}^{-1} \cdot \text{мМ}^{-1}$) в μ_a в см^{-1} .

Если в кювете содержится не одно, а N поглощающих веществ с различными концентрациями и не взаимодействующих друг с другом химически, то общий коэффициент поглощения определяется суммой вкладов каждого индивидуального поглотителя.

$$\mu_a = 2,3 \cdot 10^3 \sum_{i=1}^N c_{ai} \varepsilon_{ai}. \quad (4)$$

Известно, что биологические ткани содержат ряд соединений, поглощающих излучение в области длин волн от 600 до 1000 нм [8]. Эти соединения называются хромофоры.

Все хромофоры условно разделяют на те, чьи оптические свойства зависят от соединения с кислородом и те, чьи свойства, напротив, не зависят от соединения с кислородом [9]. Все хромофоры имеют свою область локализации в ткани, свою концентрацию и спектральные характеристики.

Грудь состоит из протоков, долей, жировой ткани, сосудистой системы, а также соединительных структур. Таким образом, молочная железа является примером гетерогенно многокомпонентной ткани

Большинство раковых заболеваний связаны либо с долями (Lobular) (Рисунок 4), либо с молочными протоками (Ductal) [10] (Рисунок 5).

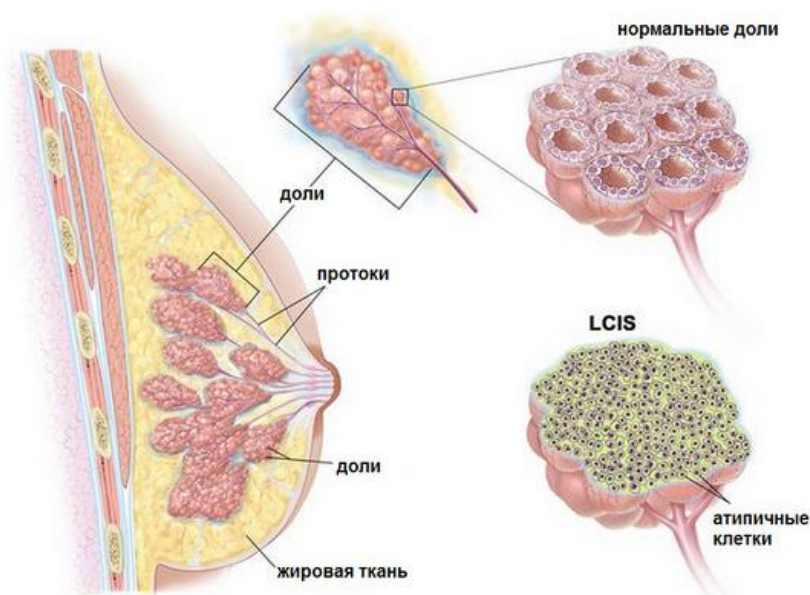


Рисунок 4 — Дольковая местная карцинома

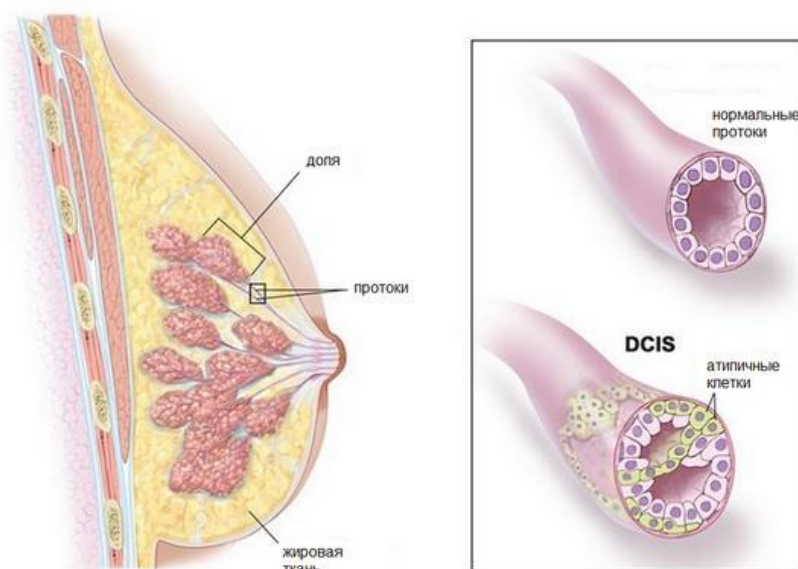


Рисунок 5 — Протоковая местная карцинома

На рисунке 6 представлены спектральные характеристики слоя ткани молочной железы толщиной 3 мм [8]. Видим, что при длинах волны 600-1100 нм пропускание ткани является максимальным, иначе говоря, на этих длинах волн имеется достаточно широкое «окно прозрачности». Таким образом, излучение на этих длинах волны способно достаточно глубоко проникать в ткани молочной железы и не поглощаться в них.

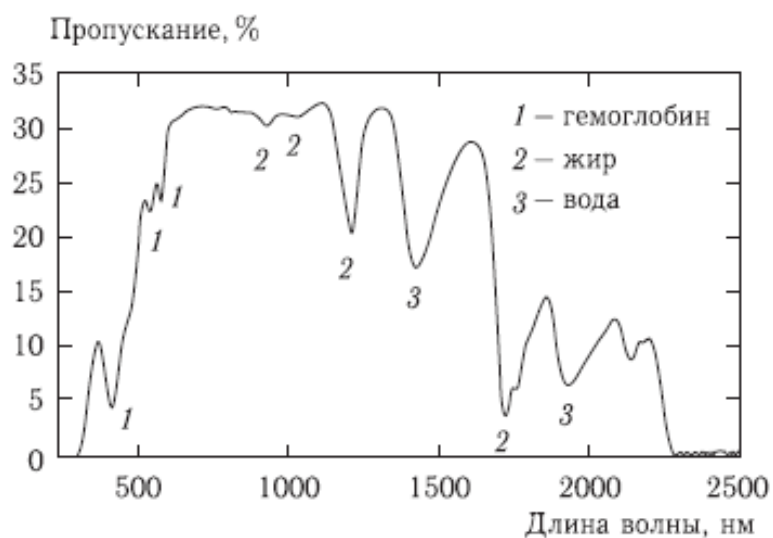


Рисунок 6 — Спектр пропускания 3 мм слоя биоткани молочной железы

Наибольший вклад в общий коэффициент поглощения в области длин волн 650-900 нм вносят окси - и дезоксигемоглобин, при этом при увеличении длины волны увеличивается вклад в общий коэффициент поглощения оксигемоглобина [9] (Рисунок 7).

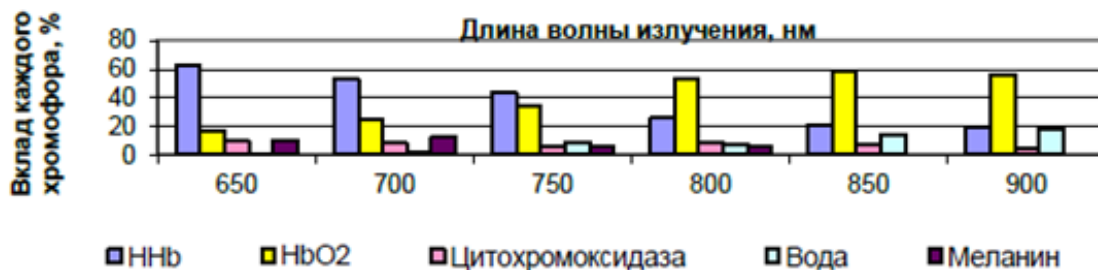


Рисунок 7 — Вклад в общий коэффициент поглощения в области длин волн 650-900 нм

Гемоглобин находится внутри эритроцитов. Он связывается с молекулами кислорода в области высокого парциального давления растворенного кислорода pO_2 и освобождается в области низкого pO_2 , в результате чего осуществляется транспорт кислорода из легких в другие ткани организма. Гемоглобин является сложным металлопротеидом и содержит четыре гемовые группы, каждая из которых способна присоединять одну молекулу кислорода. В результате этого конформационного изменения происходит сдвиг полосы поглощения, обусловленной атомом железа внутри каждой гемовой группы, что и приводит к наблюдаемой разнице спектров Hb и HbO₂ [11]. Ниже представлены спектры поглощения оксигемоглобина и дезоксигемоглобина в видимом и ближнем инфракрасном диапазонах [8].

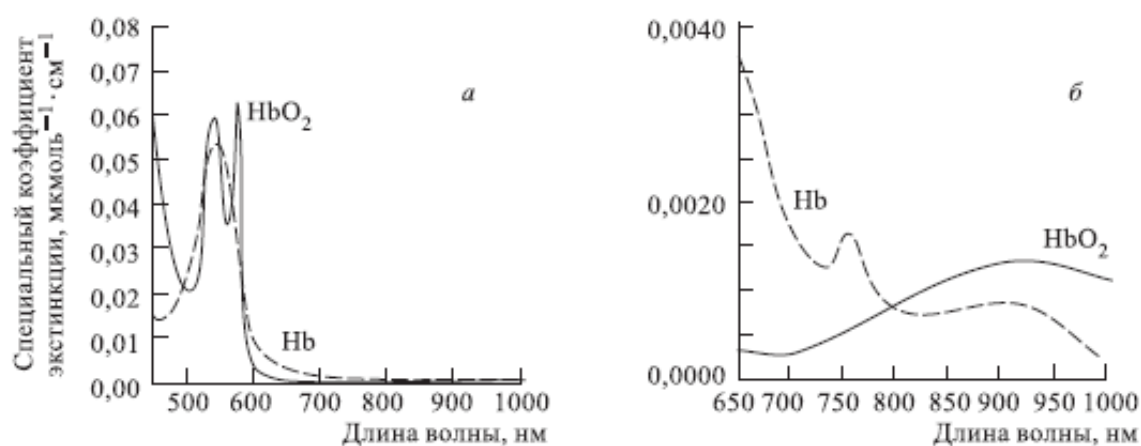


Рисунок 8 — Спектр поглощения оксигемоглобина и дезоксигемоглобина в видимой (а) и ближней инфракрасной (б) областях спектра

1.2.2 Рассеяние

Значительная доля попавшего в биообъект излучения распространяется в обратном направлении. Это, так называемое, объемное рассеяние. Такое рассеяние объясняется тем, что различные структуры биоткани имеют различные коэффициенты преломления. Речь идет, как о преломлении внутри клетки (различие в коэффициентах преломления между цитоплазмой, ядром и органеллами клеток), так и о преломлении между различными структурными элементами ткани (коллагеновые и эластиновые волокна) и межтканевой жидкостью. Вообще все биологические ткани можно разделить на две группы: оптически мутные и прозрачные. Первые являются сильно рассеивающими. Это кожа, мышцы, хрящ, мозг, стенка сосуда, кровь, склера. Вторые являются слабо рассеивающими. Это, например, роговица и хрусталик глаза.

Рассеивающие свойства среды описываются коэффициентом рассеяния μ_s . В [8] коэффициент рассеивания поясняется следующим образом:

Кювета толщиной d содержит некоторую жидкость, которая не поглощает свет, а только рассеивает его. Тогда интенсивность на выходе будет уменьшаться, но не потому, что энергия излучения преобразуется в другую форму, а потому что фотоны отклоняются от начального их направления. Если расходимость падающего пучка и угловая апертура приемника малы, то

интенсивности падающего и регистрируемого излучения связаны соотношением:

$$\frac{I}{I_0} = \exp(-\mu_s d) \quad (5)$$

Отметим, что коэффициент рассеяния для биологических тканей значительно превышает коэффициент поглощения. Так, рассеяние в биологической ткани является более вероятным процессом, чем поглощение. Также отметим, что в рассеивающих средах поглощение является более вероятным, чем в прозрачных средах. Это объясняется тем, что в мутной среде фотон совершает случайные блуждания, растет его путь d , следовательно, растет вероятность быть поглощенным.

Таким образом, ослабление пучка света в биологической ткани происходит по экспоненциальному закону. Интенсивность прошедшего ткань пучка оценивается по закону Бугера-Беера:

$$I(d) = (1 - R) \cdot I_0 \cdot \exp(-\mu_t d), \quad (6)$$

где

$$\mu_t = \mu_s + \mu_a \quad (7)$$

— коэффициент экстинкции;

$$R = \left(\frac{n-1}{n+1} \right)^2 \quad (8)$$

— коэффициент Френелевского отражения;

n — относительный показатель преломления биоткани.

Принцип оптической томографии основан на определении коэффициента поглощения в разных точках ткани, а, следовательно, в определении локализации поглотительных участков.

1.2.3 Анизотропия

Часто для описания рассеивающих свойств среды применяется приведенный коэффициент рассеивания μ'_s . Это объясняется тем, что свет от

источника распространяется преимущественно в одном направлении относительно его угла падения, как показано на рисунке 9 [11].

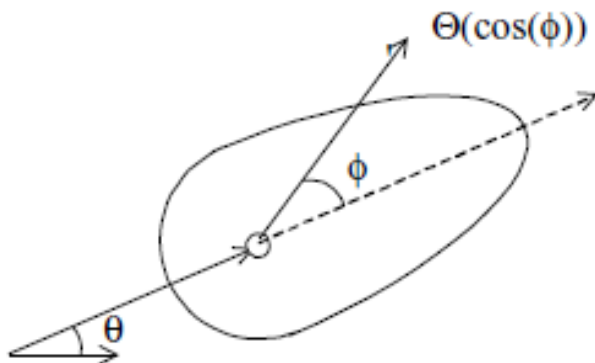


Рисунок 9 — Анизотропия рассеяния

Фазовая функция Θ является функцией угла между падающим и рассеянным светом ϕ . Средний косинус определяется по формуле:

$$g = \int_{4\pi} \Theta(\cos(\phi)) \cdot \cos(\phi) d\phi \quad (9)$$

Коэффициент рассеяния материала μ_s зависит от числа рассеивателей. Анизотропия рассеяния, задаваемая средним косинусом или множителем Ланде g , позволяет упростить направленные эффекты, используя приведенный коэффициент рассеяния μ'_s заданный:

$$\mu'_s = \mu_s \cdot (1 - g) \quad (10)$$

Косинус рассеяния зависит от рассогласования размеров, формы и показателя преломления рассеивателей. Если $g = 0$, то рассеивание является изотропным, а если $g = 1$, то рассеяние прямолинейно.

1.3 Метод диффузной оптической томографии

ДОТ является методом визуализации внутренней структуры объекта посредством регистрации излучения прошедшего через объект.

Основная задача томографии состоит в локализации и получении двух - или трехмерных изображений макронеоднородностей в биоткани (опухоли, гематомы и пр.).

В методах ДОТ диагностируемый объект многократно (для различных положений излучателя i и приемника j) многократно просвечивают входным излучением ближнего инфракрасного диапазона с известными характеристиками. Роль последних играют мощность или энергия входного импульса излучения либо момент входа импульса в объект. Для всех значений (i, j) измеряют характеристики выходного излучения: мощность или энергия выходного импульса, форма последнего и его задержка относительно импульса на входе в объект. Измерения для разных значений (i, j) проводятся последовательно либо параллельно (использование многоканальных фотоприемников и/или излучателей). В результате определяется следующая матрица выходных данных (рисунок 10) [12]:

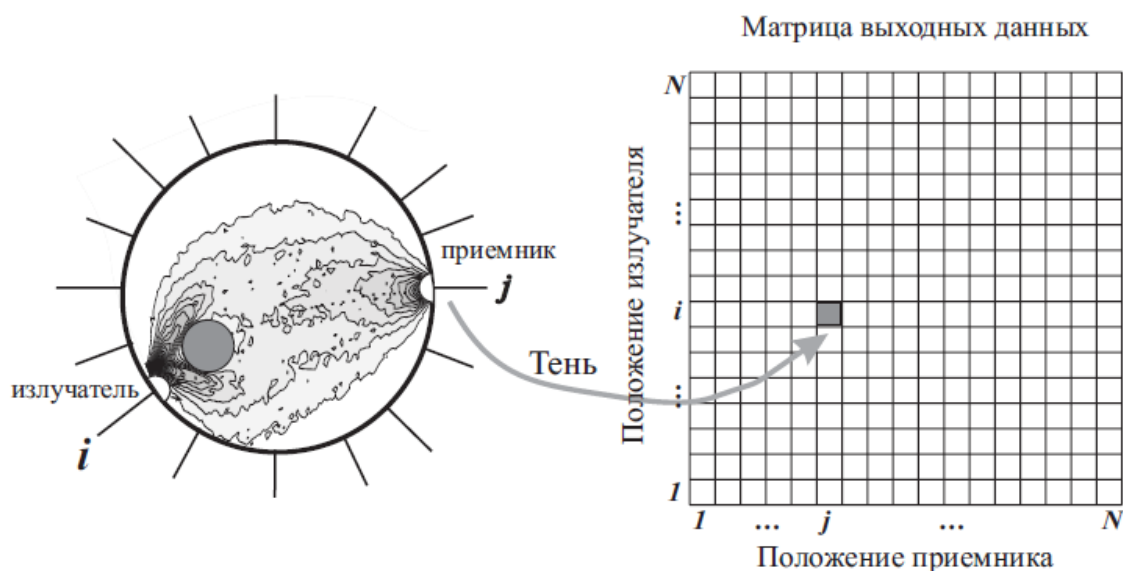


Рисунок 10 — Матрица выходных данных для ДОТ

Далее по матрице выходных данных восстанавливается структура объекта, то есть решается, так называемая, обратная задача [12].

Все оптические системы визуализации используют три разных метода: томография с использованием непрерывного излучения, импульсная томография и модуляционная томография [13].

При томографии непрерывного излучения идет регистрация непрерывного излучения при различных положениях источника и детектора и

по интенсивности детектируемого сигнала судят о внутренней структуре биообъекта. Визуализация внутренней структуры при этом сводится к нахождению распределения коэффициента поглощения по измеренным значениям интенсивности в различных точках объекта.

Метод с использованием непрерывной волны нашел достаточное распространение в медицинской диагностике. Это объясняется простотой реализации метода. Так, в отличие от импульсной томографии, тут не требуются быстродействующие источники и приемники излучения и высокочастотные устройства обработки сигнала.

При импульсной томографии в диагностируемый объект направляют короткие световые импульсы лазерного излучения. Распределение числа зарегистрированных детекторами фотонов во времени дает информацию о внутренней структуре объекта.

Известно, что время пролета фотона через объект зависит от оптических свойств объекта. Расширение импульса показывает статистическое распределение путей, пройденных фотонами.

Область с более высоким рассеиванием приведет к расширению импульса, поскольку в среднем фотоны перемещаются дальше.

Область более высокого поглощения приведет к сужению импульса, потому что фотоны с более длинными путями были ослаблены [11].

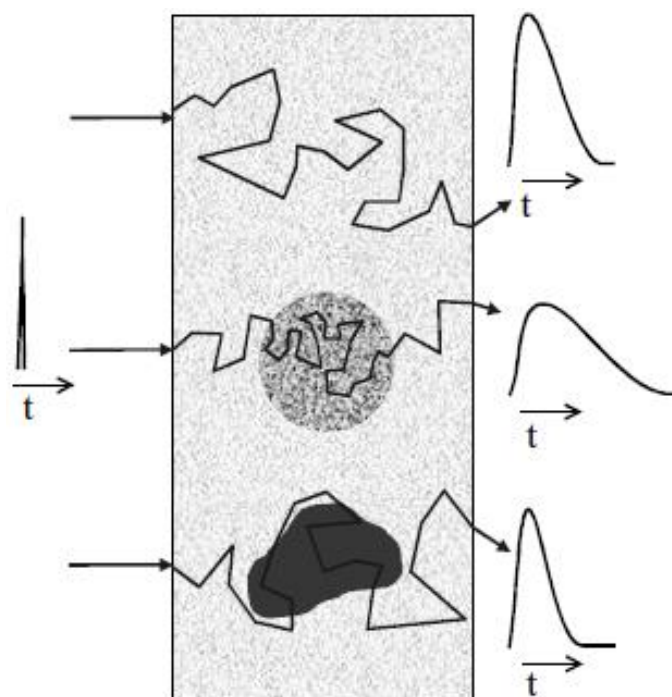


Рисунок 11 — Прохождения короткого светового импульса через объекты с разными оптическими свойствами

Форма импульса, соответствующего диффузно рассеянной составляющей, определяется функцией плотности вероятности оптических путей фотонов s , $p(s)$, для заданных условий освещения и детектирования [7]:

$$p[c(t_0 - t)], \quad (11)$$

где t_0 — время прихода в среду зондирующего импульса.

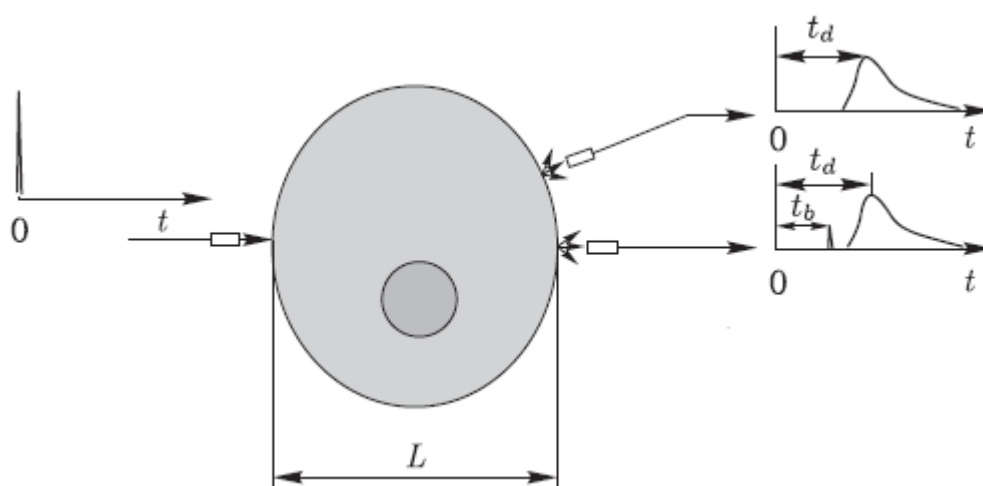


Рисунок 12 — Форма импульса прошедшего через объект: баллистический предвестник

Анализ структуры ткани в импульсной томографии может осуществляться двумя способами. В первом случае реконструкция изображения осуществляется путем регистрации баллистического предвестника. Так, при прохождении импульса излучения через ткань толщины порядка 0,1-1 см импульсу диффузно рассеянной составляющей предшествует баллистический предвестник. Это короткий импульс обусловленный частью излучения, прошедшей биоткань без рассеяния по практически прямому пути от источника к детектору. Амплитуда баллистического предвестника существенно ниже амплитуды диффузно рассеянной составляющей, так как лишь немногие фотоны проходят по подобным баллистическим траекториям. Практическая реализации метода регистрации баллистической составляющей осложнена тем, что выделение предвестника требует выделение в детектируемом сигнале временного окна шириной порядка 1 пс. К тому же, по причине малой амплитуды баллистического предвестника, для его регистрации необходимы быстродействующие фотоумножители.

Во втором случае, при регистрации диффузной составляющей к оптической системе предъявляются не такие высокие требования, как при регистрации первопришедших фотонов, так как диффузная составляющая может составлять сотни пикосекунд по времени и значительно превышать баллистические предвестники по амплитуде. Основная проблема тут заключается в разработке метода визуализации по измеренным функциям импульсного отклика системы источник-объект-приемник.

В модуляционной томографии амплитуда света модулируется на частоте f . Модулированная интенсивность описывается тремя параметрами: средняя интенсивность (AC), амплитуда колебаний интенсивности (DC) и фаза волны интенсивности (Φ). Модуляция интенсивности определяется соотношением $\frac{AC}{DC}$. Определение фазы связано с временной задержкой τ , которую претерпевает зондирующая волна. Изменение фазы величина порядка $\omega\tau$, где $\omega = 2\pi f$ –

угловая частота модуляции. В модуляционной томографии используется частота $f=100$ МГц.

В модуляционной томографии ключевую информацию об оптических свойствах ткани несут изменение фазы и модуляция интенсивности при прохождении излучения через ткань.

Одним из методов модуляционной томографии является метод амплитудно-фазовой компенсации с использованием многоэлементных фазированных излучателей.

Принцип метода можно описать следующим образом: в ткань заводится излучение от двух источников одинаковой амплитуды и частоты со сдвигом фаз 180 градусов. Детектор расположен таким образом, что разность хода волн от источников на выходе равна нулю для однородной среды. Наличие неоднородностей обеспечивает нарушение фазового согласования. При формировании зондирующего излучения и детектировании рассеянного света используется принцип гетеродинной обработки сигналов.

При гетеродинном детектировании (с использованием двух генераторов) радиочастота 100 МГц преобразуется в килогерцовый диапазон.

Схема гетеродинного детектирования представлена на рисунке.

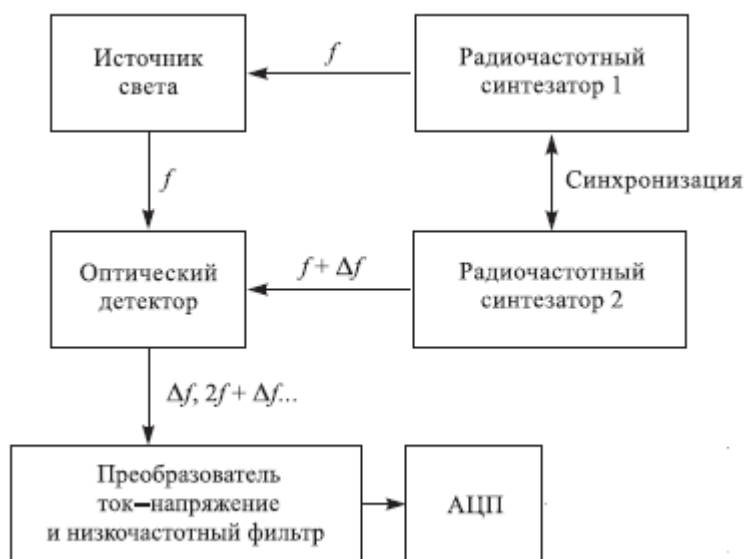


Рисунок 13 — Схема гетеродинного детектирования

Интенсивность источника света модулируется на радиочастоте порядка 100 МГц синтезатором 1. Синхронизировано с синтезатором 1 синтезатор 2 дает частоту 100,001 МГц. При сложении двух гармонических колебаний с близкими частотами возникают биения, периодические изменения амплитуды колебаний. Так, биения между детектируемым сигналом f и сигналом $f+\Delta f$ определяют низкочастотную компоненту Δf . В дальнейшем, высокочастотная составляющая отфильтровывается и сигнал с частотой Δf поступает на вход АЦП.

1.4 Методы диагностики рака молочной железы

Наиболее распространенным методом диагностики рака молочной железы сегодня является рентгеновская маммография. Она позволяет с достаточной точностью выявить новообразования молочной железы размером более 10 мм в диаметре [14].

В процессе диагностики из рентгеновского аппарата выходит небольшой пучок излучения. Это излучение проходит через биологическую ткань и создает изображение на фотографической пленке или специальной матрице для получения цифровых снимков.

Известно, что ткани различных органов и частей тела поглощают рентгеновское излучение по-разному. Так, проходя через плотные образования, рентгеновское излучение поглощается сильно, и напротив, проходя через мягко-тканые структуры (жировая ткань, мышцы, внутренние органы), рентгеновское излучение почти не поглощается.

Таким образом, на рентгеновском снимке воздух и воздушные полости выглядят черными, костная ткань - белой, а мягкие образования имеют различные оттенки серого.

В процессе проведения рентгеновской маммографии грудь зажимается между двумя пластинами для уменьшения толщины ткани молочной железы,

что, как правило, причиняет дискомфорт пациентке. К тому же рентгеновская маммография имеет ряд ограничений, связанных с небольшим радиационным воздействием на организм пациентки. К таким ограничениям относятся, например, беременность и период лактации. По этой же причине рентгеновская маммография не подходит для динамического наблюдения.

Еще одним недостатком рентгеновской маммографии является достаточно высокий процент ложноположительных результатов. В статье [15] приведены данные, что РМЖ встречается примерно у 3% женщин с аномальной маммографией (что составляет 0,3 процента всех маммограмм). Следовательно, вероятность получения ложноположительного результата при маммографии достигает 10%. В статье также ссылаются на исследование, результаты которого показали, что после 10 маммограмм примерно половина женщин (49%) будут иметь ложноположительный результат, который приведет к биопсии иглой или открытой биопсии.

В статье [16] приведены данные, что риск ложноположительного результата при первом маммографическом обследовании составляет 16,3%, при последующем 9,6%.

Курганников Андрей Сергеевич, заместитель главного врача по лечебной работе (УЗД и ФД), врач ультразвуковой диагностики, отмечает: «Маммография, как скрининговый метод диагностики заболеваний молочных желёз, рекомендуется всем женщинам в возрасте от 40 лет и старше. Дело в том, что у более молодых женщин плотность тканей груди гораздо выше. Сама железистая ткань на рентгеновском снимке выглядит белой и плотной, так же как и некоторые опухоли. Среди рентгенологов есть такое выражение: «выявление аномалии посреди плотной железистой ткани, схоже с поиском полярного медведя во время снежной бури». Большинство обнаруживаемых уплотнений у молодых женщин оказываются доброкачественными кистами или скоплением нормальной железистой ткани» [17].

Ложноположительные маммограммы негативно связываются на психологическом состоянии пациенток. Однако отметим, они же повышают

приверженность пациенток к регулярному скринингу.

Еще одним методом, позволяющим отличить более плотную опухолевую ткань от окружающей здоровой ткани, является ультразвуковое исследование (УЗИ).

Принцип метода основан на способности звуковых волн отражаться на границе тканей организма с различным акустическим сопротивлением.

Ультразвуковое исследование не дает дозы облучения и может быть применено для динамического наблюдения. Однако также имеет некоторые недостатки.

Так, в процессе диагностики участки жировой инволюции могут быть ошибочно приняты за патологические структуры, что опять же увеличивает риск получения ложноположительных результатов. Ложноотрицательные результаты могут быть связаны с тем, что не все формы злокачественных новообразований молочной железы визуализируются этим методом.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является еще одним относительно новым методом обследования молочных желез. Метод основан на измерении электромагнитного отклика, отправляемого ядром атома водорода в магнитном поле высокой напряженности.

Для обследования молочных желез обычно используют высокопольные МР-томографы. Такие томографы позволяют выявить злокачественные и доброкачественные участки с чувствительностью 94% и специфичностью 65%, а также оценить размер и локализацию любого патологического образования более 5 мм в диаметре. Однако данный вид исследования является достаточно дорогостоящим и составляет порядка 10000 рублей за обследование [18].

Итак, метод ДОТ имеет ряд преимуществ перед традиционными методами диагностики молочной железы. Во-первых, метод не оказывает никакого радиационного воздействия. Оптическое излучение на длинах волны 600-1000 нм не представляет опасности для человека, что означает отсутствие противопоказаний, таких как беременность, период лактации и малый возраст пациента, а также возможность многократных исследований через короткие

промежутки времени. Во-вторых, метод имеет достаточную специфичность для диагностики рака молочной железы, что обусловлено опухолевым неоангиогенезом и оптическими свойствами окси- и дезоксигемоглобина. В третьих, процедура диффузной оптической томографии является достаточно комфортной и не требует болезненного сжатия молочной железы. И наконец, метод диффузной оптической томографии является относительно экономичным и не предъявляет практически никаких требований к помещению.

1.5 Оптическая визуализация молочной железы. Существующие устройства оптической томографии молочной железы

Оптическая визуализация молочной железы - это метод визуализации молочной железы, в котором используется ближний инфракрасный (NIR) свет для оценки оптических свойств ткани. Метод имеет большие перспективы в области диагностики рака молочной железы.

История метода восходит к 1929 году, когда Катлер исследовал тени света, проходящего через грудь с помощью обычной лампы (трансиллюминация). Таким образом возможно было обнаружить большие злокачественные образования с высокой васкуляризацией, однако в силу ограниченности технологий в области излучения и детектировании того времени метод не достиг достаточной чувствительности и специфичности для использования в клинической практике.

В течение последнего десятилетия прогресс в области технологий источников и детекторов, моделирования распространения света и потенциальных флуоресцентных контрастных веществ привел к возобновлению интереса к оптической визуализации.

Оптическая визуализация молочной железы использует ближний инфракрасный (NIR) свет в диапазоне длин волн 600–1000 нм для оценки оптических свойств ткани.

Функциональная информация о тканевых компонентах, то есть

характеристиках поглощения окси - и дезоксигемоглобина, воды и липидов, может быть получена путем объединения изображений, полученных на различных длинах волн.

В общем, устройства оптической визуализации пропускают свет через грудь, где он поглощается и рассеивается присутствующими компонентами ткани. NIR в диапазоне длин волн 600–1000 нм используется для обеспечения достаточного проникновения в ткани. После прохождения через грудь, оставший свет регистрируется детекторами (Рисунок 14) и по компьютерным алгоритмам происходит восстановление изображения [13].

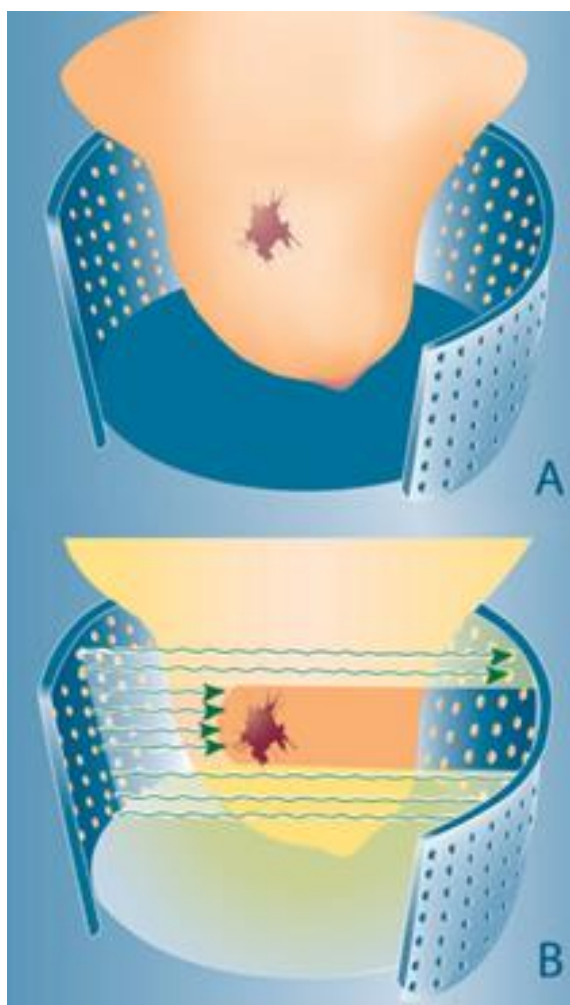


Рисунок 14 — Устройство оптической визуализации молочной железы

Все системы диффузной оптической томографии в зависимости от метода освещения делятся на три типа: ДОТ системы непрерывного излучения, ДОТ системы во временной области и ДОТ системы в частотной области. Далее

остановимся подробнее на некоторых системах в различных областях.

1.5.1 ДОТ системы непрерывного излучения

С 1990 года Philips Medical Systems (Нидерланды) разрабатывали OMPS (Optical Mammo Prototype System) системы (Рисунок 15), которые позволяли обследовать грудь с помощью круговой геометрии измерений.

В статье [19] описан процессе исследования. Пациентка лежит на процедурном столе, одна грудь при этом помещается в специальное углубление для сканирования. Система сканирования состоит из чаши, вокруг которой размещаются 507 оптических волокон: 253 волокна-источника чередуются с 254 волокнами-приемниками. Оптоволоконный переключатель осуществляет вращение источника лазерного излучения с перемещением по вертикальной оси и позволяет направить непрерывное излучение от четырех твердотельных лазеров в чашу. При каждом сканировании чашка заполняется иммерсионной жидкостью с оптическими свойствами сходными с тканью молочной железы. Иммерсионная жидкость обеспечивает стабильную оптическую связь между волокнами и грудью.

Во время визуализации грудь последовательно освещается ближним инфракрасным светом со всех исходных позиций волокна-источника. Свет, прошедший через ткань молочной железы, детектируется также для каждого положения принимающего волокна.

Изображения получались на четырех различных длинах волн (690, 730, 780 и 850 нм). Каждая грудь сканировалась отдельно. Продолжительность исследования составляла приблизительно 10 минут на пациентку.



Рисунок 15 — Устройство для оптической маммографии OMPS

В [20] сообщается, что в 1999 г. система OMPS была испытана в медицинском центре Лейденского университета. Пример полученных изображений представлен на рисунке 16. Видно, что уплотнение в МЖ характеризуется областью высокого ослабления оптического излучения (красный цвет).

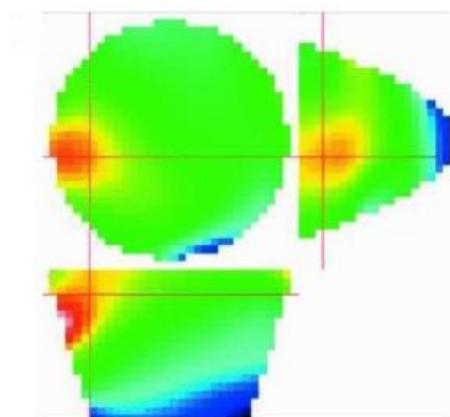


Рисунок 16 — Пример изображения, полученного с помощью оптического маммографа OMPS

Отмечается, что, несмотря на простоту конструкции и удобство использования, система демонстрировала слабую разрешающую способность, что связывается не с применением непрерывного излучения, а с несовершенством алгоритма реконструкции изображения.

Одним из первых в мире серийных оптических маммографов является система CTLM (от «Computed Tomography for Laser Mammography») североамериканской компании Imaging Diagnostic Systems. Работы по созданию CTLM начались в 1994 году.

Сегодня система имеет сертификации и лицензии на международную продажу через следующие сертификаты: европейская маркировка CE, Health Canada, Китай SFDA, UL, ISO, экспортная сертификация FDA [21].

Лазерный луч, используемый в CTLM, имеет длину волны 808 нм. На этой длине волны свет хорошо поглощается как оксигемоглобином, так и дезоксигемоглобином. Области высокой абсорбции - это области с высокой концентрацией гемоглобина, что указывает на богатую сеть кровеносных сосудов – наличие неоангиогенеза.

В процессе проведения обследования пациентка лежит на сканирующей кровати лицом вниз, так что исследуемая грудь естественным образом подвешена в круглом отверстии на сканирующей камере (Рисунок 17) [22].

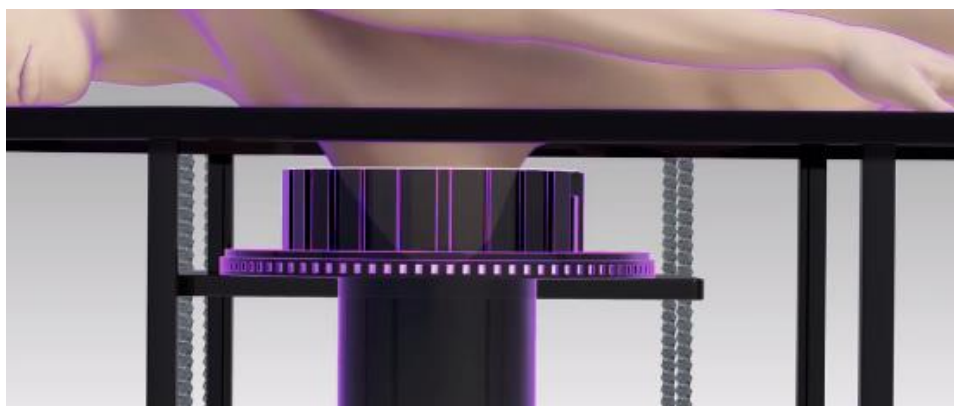


Рисунок 17 — Процесс проведения обследования системой CTLM

Лазерный луч вращается вокруг груди, и детекторы собирают информацию о поглощении в поперечных сечениях, как при компьютерной томографии. Врачи могут просматривать изображения CTLM в отдельных срезах или в виде трехмерных изображений всей груди.

Сканирующее кольцо регулируется в зависимости от размера груди. Обычно толщина среза устанавливается на уровне 2 мм, но для очень

маленькой или очень большой груди толщина среза также может быть установлена на уровне от 1 мм до 4 мм. Грудь расположена посередине сканирующего кольца. Всего в системе детекторов присутствуют 2 сканирующих кольца с 84 фотоприемниками на каждом. Кольцо делает полный оборот на 360° вокруг груди за 17 секунд. Кольцо опускается после каждого поворота, чтобы создать срез на каждом шаге. Вся грудь изображается до 10-40 срезов. Полное сканирование одной груди занимает около 12 минут.

В [21] приводятся в пример исследования, представленные на Европейском конгрессе радиологов в Вене, а также исследования, проводимые в Католическом университете в Риме. Было установлено, что для выявления остаточного ангиогенеза МРТ может быть гораздо менее чувствительным, чем СТЛМ. Так, одна пациентка с местно-распространенным раком молочной железы была обследована до и после неoadъювантной химиотерапии. До лечения МРТ показала большой объем ангиогенеза. После лечения МРТ показало отсутствие ангиогенеза, что могло свидетельствовать об успешном лечении. Тем не менее, результаты СТЛМ показали наличие ангиогенеза в ткани молочной железы, что указывало на то, что некоторая часть опухоли, не обнаруженная при МРТ, осталась позади. В дальнейшем пациентке была проведена биопсия, подтвердившая наличие остаточных опухолевых образований.

Еще одной системой непрерывного излучения, представляющей интерес, является система DYNOT (Dynamic Infrared Optical Tomography). Система является совместной разработкой компании NIRx Medical Technologies (США) и группы исследователей из Downstate Medical Center при Медицинском университете Нью-Йорка.

На рисунке 18 представлена блок-схема системы DYNOT [23].

лазерным контроллером (14), а цифровые фазовращатели (15) используются для оптимизации фазового угла между измеренными и опорными сигналами.

DYNOT позволяет реконструировать трехмерное распределение концентрации гемоглобина и его производных в молочных железах.

На рисунке 19 представлены результаты, полученные с помощью МРТ с контрастным усилением и системы DYNOT при обследовании молочных желез с новообразованиями (слева – результаты МРТ, справа – результаты обследования системой DYNOT) [24].

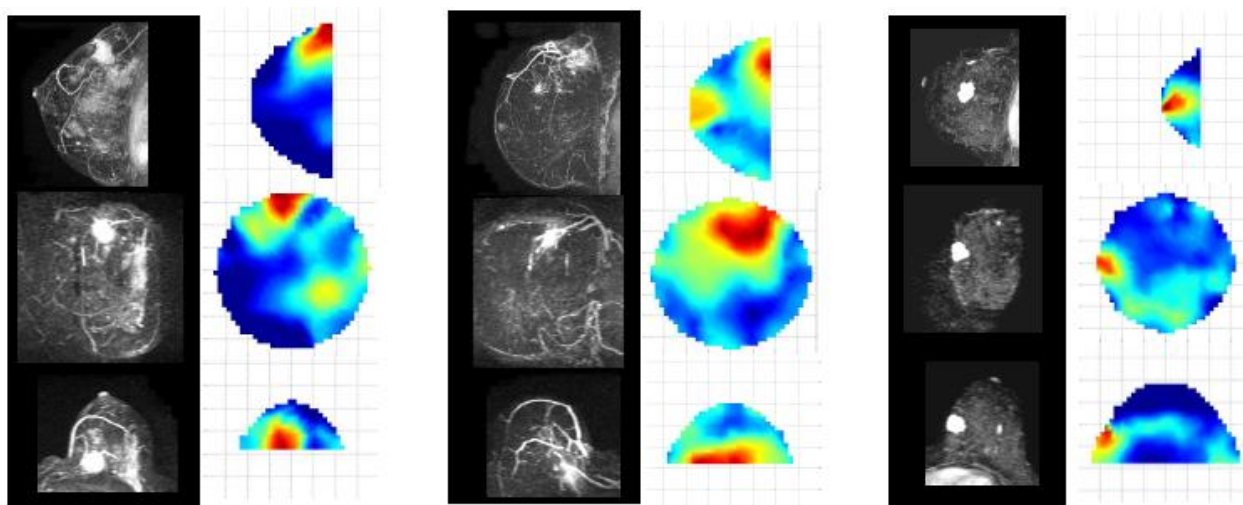


Рисунок 19 — Результаты, полученные с помощью МРТ с контрастным усилением и системы DYNOT

1.5.2 ДОТ системы во временной области

Известным проектом ДОТ во временной области является система MONSTIR (От «Multi-channel Opto-electronic Near-infrared System for Time-resolved Image Reconstruction»), разрабатываемая с 1996 года учеными лаборатории биомедицинской оптики Университетского колледжа г. Лондона (Великобритания).

На рисунке 20 изображены возможные положения пациентки в ходе обследования [20].

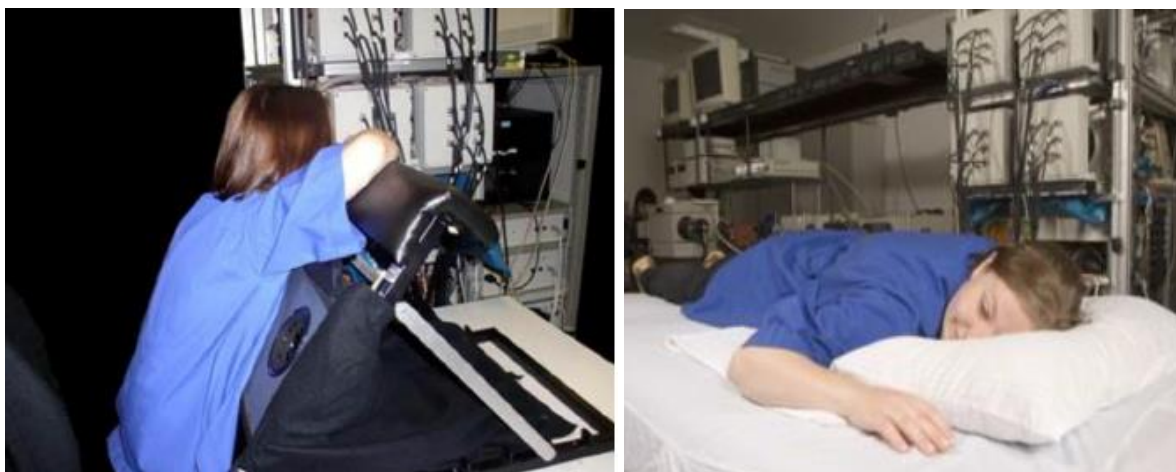


Рисунок 20 — Возможные положения пациентки в ходе обследования

Сама измеряющая чаша представляет собой держатель оптоволоконна, состоящий из трех соединяющихся колец разного диаметра. Кольца являются сменными, что дает возможность исследовать грудь разного размера.

Еще одним возможным применением системы MONSTIR является исследование мозга новорожденных. На рисунке 21 показана схема оптических и электронных компонентов системы [25].

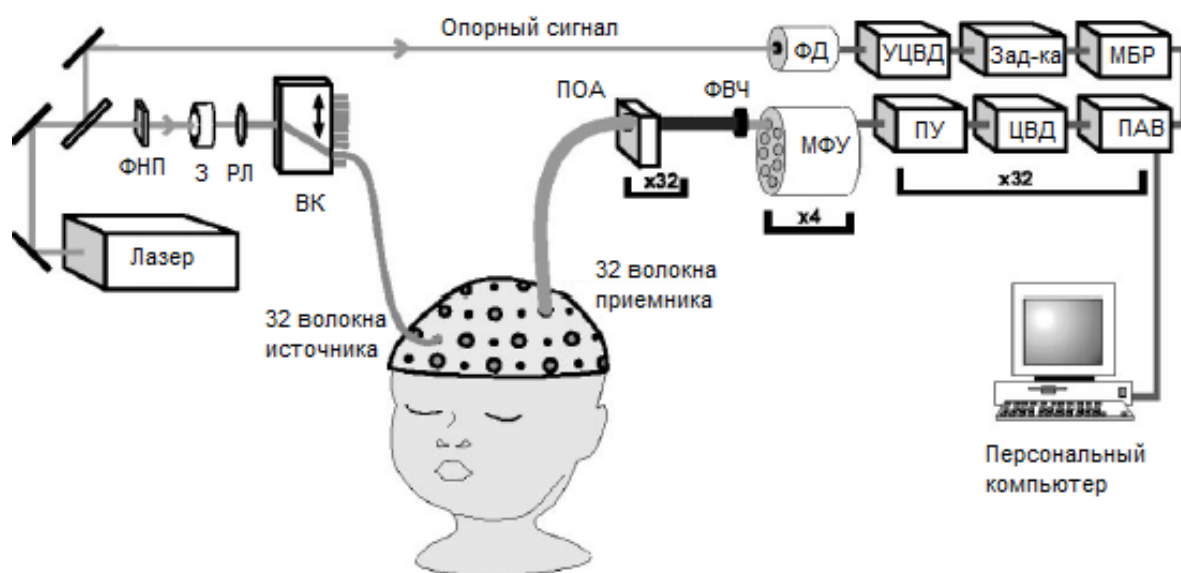


Рисунок 21 — Схема оптических и электронных компонентов системы MONSTIR

ФНП — фильтр нейтральной плотности; З — затвор; РЛ — расщепитель луча; ВК — волоконный коммутатор; ПОА — переменный оптический

аттенюатор; ФВС — фильтр, блокирующий видимый свет; МФУ — многоканальный фотоумножитель; ПУ — предварительный усилитель; ЦВД — цифровой временной дискриминатор; ПАВ — пикосекундный анализатор времени; УЦВД — усилитель/цифровой временной дискриминатор; МБР — модуль быстрого разветвления

Лазерный источник генерирует пикосекундные импульсы высокой энергии на регулируемых длинах волн. Фильтр нейтральной плотности используется для ослабления света до желаемого уровня. Затем лазерный луч проходит через затвор с электронным управлением и расщепитель луча и подключается к волоконному коммутатору. Тридцать два выходных исходных волокна удерживаются в контакте с поверхностью объекта (например, головой новорожденного) и подсвечиваются последовательно. Когда фотоны проходят через ткань, они подвергаются многократному рассеянию. Фотоны, выходящие из поверхности, одновременно собираются 32 волокнами-детекторами, расположенными на поверхности ткани. Таким образом, источник эффективно перемещается над головой дискретными шагами, последовательно соединяя свет в одном из 32 волокон источника. 32 детекторных волокон одновременно собирают свет, выходящий из ткани. Затем свет, проходящий через оптический аттенюатор, собирается коротким одиночным полимерным волокном и через фильтр, блокирующий видимый свет, попадает на фотокатод одного из четырех 8-анодных многоканальных фотоумножителей (МФУ). Получающиеся аналоговые электронные импульсы затем предварительно усиливаются и преобразуются в логические импульсы с высокой точностью синхронизации с помощью цифрового временного дискриминатора (ЦВД). Тем временем опорные импульсы отщепляются от основного лазерного луча с помощью светоделителя и используются для подсветки быстрого фотодиода. Результирующие электронные импульсы предварительно усиливаются и преобразуются в логические импульсы с помощью объединенного блока усилителя / цифрового временного дискриминатора (УЦВД). Задержанные опорные импульсы и импульсы сигнала от ЦВД затем используются блоком

пикосекундного анализатора времени (ПАВ) для измерения относительного времени прихода отдельных фотонов. ПАВ автоматически создает гистограмму времени пролета фотонов, которая считывается управляющим ПК.

Система MONSTIR хорошо проявила себя на стадии клинических испытаний. Однако до серийного производства разработка так и не была доведена. На данный момент разработчиками системы активно ведутся работы по исследованию головного мозга новорожденных [20].

Наиболее известной системой во временной области, дошедшей до стадии серийного производства, является система SoftScan. Система является разработкой компании Advanced Research Technologies Inc. (Канада).

Внешне SoftScan похож на описанные выше оптические маммографы. Установка представляет собой стол, на который ложится пациентка, с углублением для груди. Описание принципа работы оптической системы представлено на рисунке 22 ниже [27].

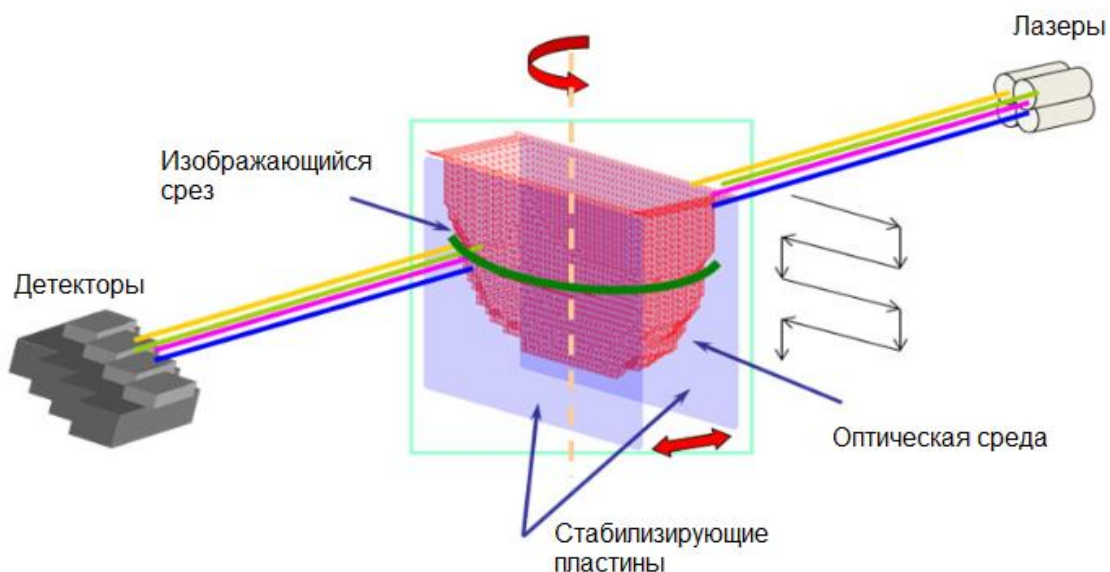


Рисунок 22 — Принципа работы оптической системы SoftScan

Свет, излучаемый лазерами на 5 разных длинах волн, проходит через грудь. Фотоны на каждой длине волны, проходящие через грудь, регистрируются 5 детекторами. Система источников и детекторов перемещается таким образом, что пропускание излучения через ткань

происходит последовательно во всех точках молочной железы.

1.5.3 ДОТ системы в частотной области (модуляционная томография)

ДОТ системы в частотной области являются менее распространенными, чем системы непрерывного излучения и системы во временной области.

Пример подобной системы приводится в статье [28] (рисунок 23).

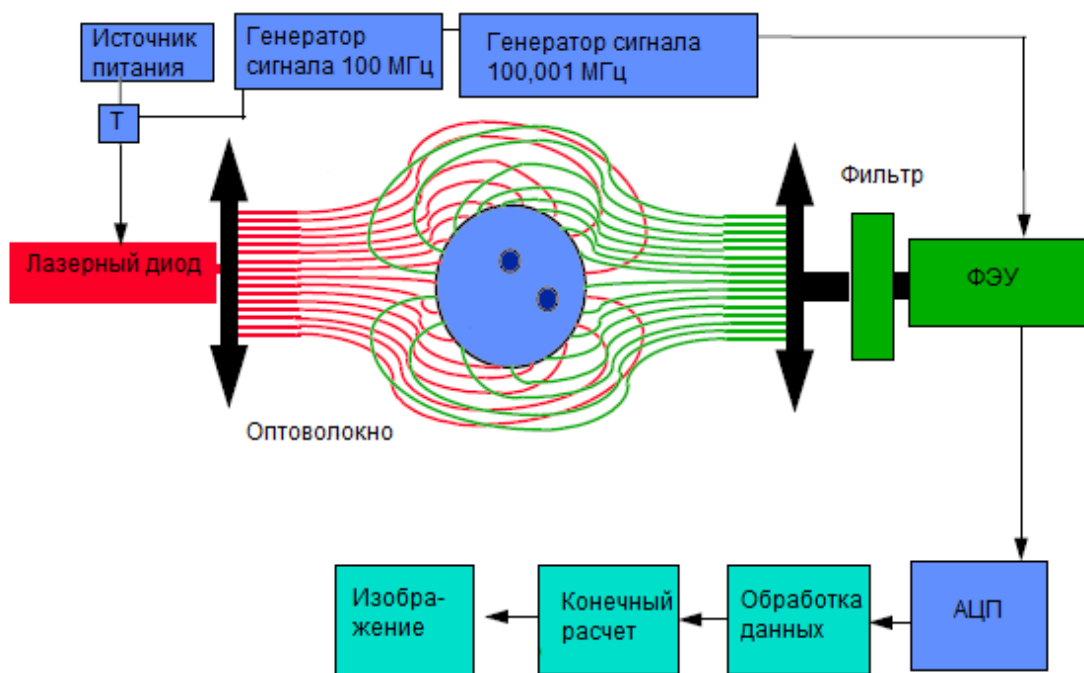


Рисунок 23 — Система ДОТ в частотной области

Источником света для системы оптической визуализации является диодный лазер длиной волны 800 нм и выходной мощностью 100 мВт. Ток в этот лазер модулируется путем смешивания непрерывного и радиочастотного тока в тройнике смещения. Высокочастотный ток подается генератором сигналов, работающим на частоте 100 МГц. Свет доставляется в ткань и из ткани через оптоволоконные жгуты диаметром 1/4 дюйма. Детектирование света осуществляется с помощью фотоэлектрической трубки. При детектировании рассеянного света в данном примере используется принцип гетеродинной обработки сигналов, описанный выше.

2 Практическая часть. Разработка макета оптической системы

2.1 Техника эксперимента

Ниже приведена общая схема опыта по регистрации излучения, прошедшего через объект, имитирующий ткань молочной железы (Рисунок 2).

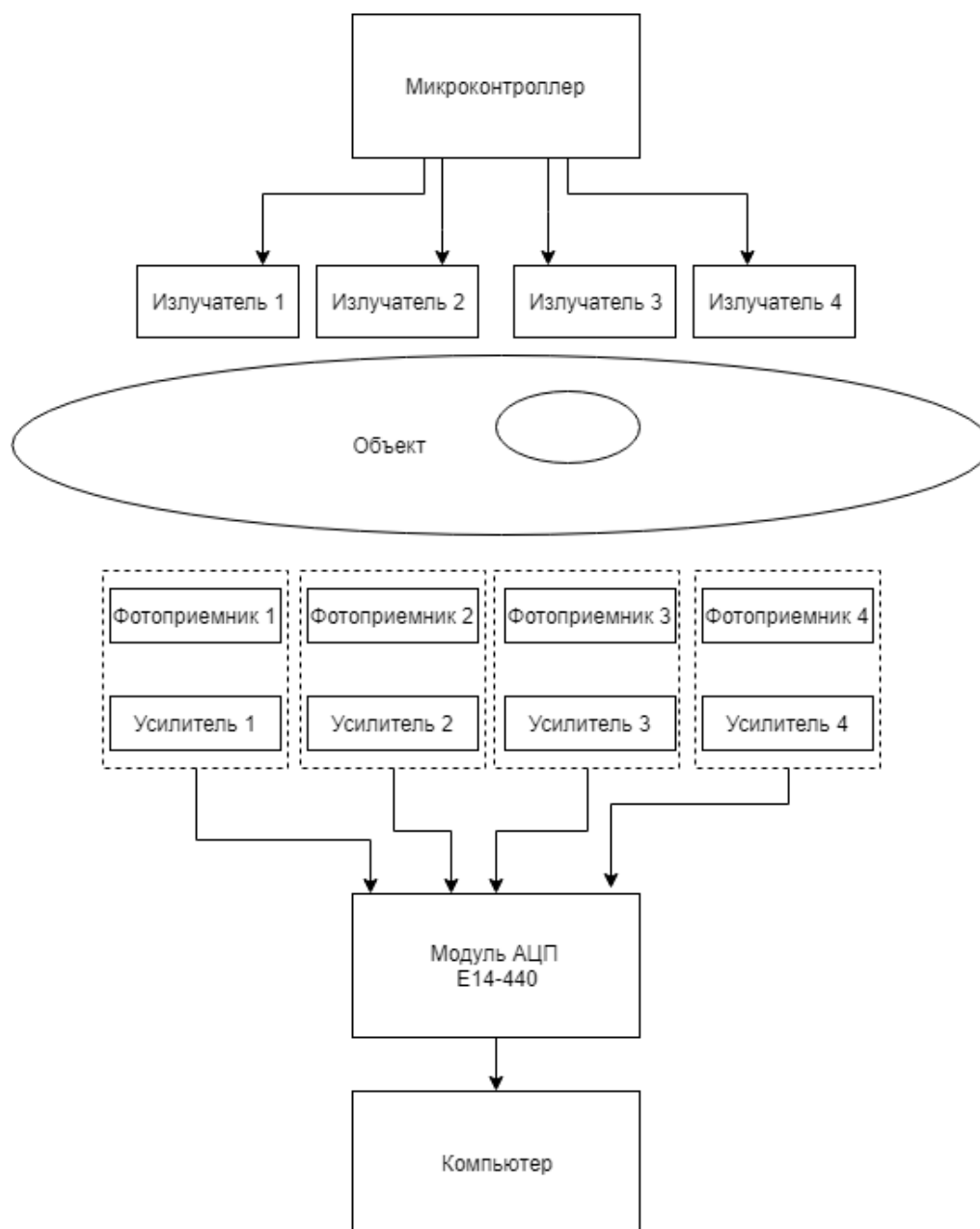


Рисунок 24 — Схема эксперимента

Излучатели представляют собой красные лазерные диоды Tgleiser мощностью 100 мВт в непрерывном режиме и длиной волны 650 нм. На

полумостовые драйверы IR2103PBF от портов микроконтроллера STM 8 приходят управляющие импульсы. Далее импульсы с выходов драйверов идут на затворы транзисторов. Транзисторы по очереди открываются. Таким образом, излучатели 1-4 загораются поочередно. Далее излучение от диодов заводится в объект.

Данный опыт реализуется «на просвет». Проходя через объект, излучение попадает на фотоприёмники. Фотоприемники представлены микросхемой OPT 101. Микросхема представляет собой фотодиод со встроенным операционным усилителем с токовой обратной связью. Они включены в постоянном режиме.

Сигнал с микросхем OPT 101 попадает на внешний модуль АЦП/ЦАП E14-440 L-CARD, который через USB соединен с компьютером. Таким образом, усиленные сигналы с фотоприемников можно наблюдать на мониторе компьютера в программе L-Graph.

2.2 Разработка принципиальной схемы источника излучения

В приложении 1 приведена принципиальная схема источника излучения на 4 лазерных диодах.

Схема управляется микроконтроллером широкого назначения STM8S003K3 (DD1). Основные характеристики микроконтроллера [28]:

- ядро STM8 с гарвардской архитектурой;
- максимальная частота работы 16 МГц/16 MIPS;
- до 64 кбайт Flash-памяти;
- до 6 кбайт SRAM-памяти;
- 28 байт EEPROM-памяти;
- 10-битное АЦП (до 16 каналов);
- 6 таймеров (16 и 8 бит);
- коммуникационные интерфейсы: I2C, UART, SPI;

Микроконтроллер питается от напряжения 5 В. На входе схемы напряжение составляет 9 В. Для стабилизации напряжения используется линейный стабилизатор L7805 (DA1) [29], с выходным напряжением 5 В. Ниже приведена схема включения линейного стабилизатора:

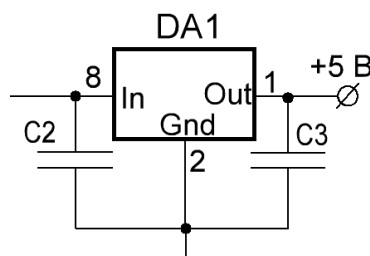


Рисунок 26 — Схема включения линейного стабилизатора L7805

Технические параметры:

- входное напряжение: от 7 В до 20 В;
- выходное напряжение: 5 В;
- выходной ток (максимальный): 1,5 А;
- ток потребления (стабилизатором): 5,5 мА;

Сигналы с микроконтроллера приходят на полумостовой драйвер IR2103PBF [30]. Так, на выходах порта микроконтроллера напряжение составляет 5 В (ТТЛ уровень), а для полного открытия транзисторов необходимо напряжение порядка 10-15 В. Драйвер представляет собой формирователь импульсов и предназначен для управления силовыми ключами. Драйвер рассчитан на входные сигналы ТТЛ-уровня. На выходе драйвера напряжение составляет 10 В. Ниже приведены условно-графическое изображение драйвера и временные диаграммы на входах и выходах нижнего и верхнего плеча драйвера IR2103PBF:

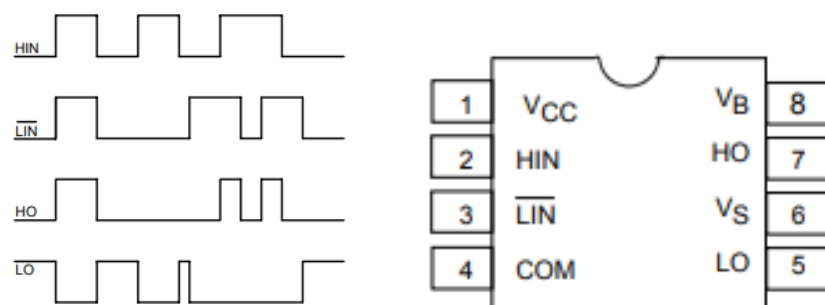


Рисунок 27 — Обозначение драйвера и диаграммы на выходе микросхемы

Как видно из диаграмм напряжение на выходе нижнего плеча LO является инверсной суммой напряжений верхнего и нижнего плеча. Управляющие сигналы в схеме поданы на вход верхнего плеча HIN, на вход нижнего плеча LIN подан 0. Таким образом, на выходе LO получаем усиленные входные импульсы.

Для стабилизации напряжения, питающего лазерные диоды, используется стабилизатор напряжения LM317 (DA2). Ниже приведена типовая схема включения (рисунок 5) [31].

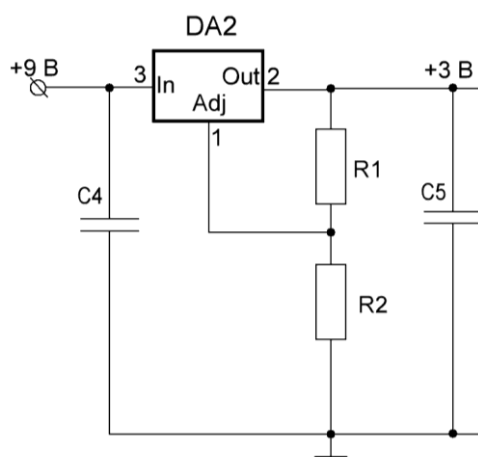


Рисунок 28 — Схема включения стабилизатора LM317

Основные технические характеристики:

- обеспечения выходного напряжения от 1,2 до 37 В;
- ток нагрузки до 1,5 А;
- наличие защиты от возможного короткого замыкания;
- надежная защита микросхемы от перегрева;

- погрешность выходного напряжения 0,1%;

Для управления лазерными диодами применяются ключи на полевых транзисторах. Управляющее напряжения с драйверов подается на затворы полевых транзисторов (VT1-VT4). Используются полевые МОП-транзисторы IRLR2905 [32].

Технические параметры:

- структура: n-канал;
- максимальное напряжение сток-исток, $U_{си}$: 55 В;
- максимальный ток сток-исток при 25°C, $I_{си}$ макс.: 42 А;
- максимальное напряжение затвор-исток, $U_{зи}$ макс.: ± 16 В;
- сопротивление канала в открытом состоянии, $R_{си}$ вкл. при $I_{си}$, $U_{си}$: 0,027 Ом при 25 А, 10 В;
- максимальная рассеиваемая мощность $P_{си}$ макс.: 110 Вт;
- пороговое напряжение на затворе: 2 В.

В схеме используются лазерные диоды Tgleiser (HL1-HL4) [33].

Основные технические параметры:

- длина волны: 650 нм (красный);
- стандартная мощность 100 мВт;
- рабочее напряжение: 2,5 В;
- рабочий ток: 150 мА.;
- материал: алюминий.

Расчет принципиальной схемы источника излучения

Расчет конденсаторов:

1) C_1 – конденсатор на входе питания микроконтроллера, рекомендуемое значение 0,1-2,2 мкФ. Выбираю K73-17-0.33 мкФ $\pm$ 5% [34].

2) C_2 , C_3 – конденсаторы в схеме включения стабилизатора L7805. Конденсатор C_2 на входе необходим для ликвидации ВЧ помех при подаче входного напряжения, рекомендуемое значение 0,33 мкФ. Конденсатор C_3 на выходе стабилизатора обеспечивает стабильность блока питания при резком

изменении тока нагрузки, а так же уменьшает степень пульсаций, рекомендуемое значение 0,1 мкФ.

Выбраны конденсаторы [34]:

- K73-17-0.33 мкФ±5%
- K73-17-0.1 мкФ±5%

3) C_4 , C_5 - C_8 – конденсаторы в схеме включения стабилизатора LM317. Конденсатор C_4 необходим для подавления пульсаций на входе. Рекомендованное значение C_4 : 0,1 мкФ. Рекомендованное значение C_5 - C_8 : 1 мкФ.

Выбраны конденсаторы [34]:

- K73-17-0.1 мкФ±5%
- K73-17-1 мкФ±5%

4) C_9 – конденсатор на входе сброса, рекомендуемое значение 0,1 мкФ. Выбираю K73-17-0.1 мкФ±5% [34]

Расчет резисторов:

1) R_1 – резистор в схеме включения стабилизатора LM317. Рекомендованное значение R_1 : 240 Ом.

Мощность рассеивания на резисторе:

$$P_{R_1} = \frac{U_{\text{пит}}^2}{R} = \frac{1,25^2}{240} = 0,007 \text{ Вт} \quad (12)$$

Выбран [35]:

C1-4-0,125 Вт-240 Ом±5%

2) R_2 – резистор в схеме включения стабилизатора LM317. Значение резистора из формулы для выходного напряжения стабилизатора:

$$U_{\text{вых}} = U_{\text{оп}} \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) + I_{\text{ад}} \cdot R_2, \text{ где} \quad (13)$$

$U_{\text{оп}}$ – опорное напряжение – это то напряжение, которое микросхема стабилизатора стремится поддерживать на резисторе R_1 . Величина опорного напряжения в среднем составляет 1,25 В;

$I_{\text{ад}}$ – ток, вытекающий из вывода подстройки, он составляет в среднем 50 мкА.

Отсюда R_2 :

$$R_2 = \frac{U_{\text{ВЫХ}} - U_{\text{ОП}}}{\frac{U_{\text{ОП}}}{R_1} + I_{\text{ад}}} = \frac{3 - 1,25}{\frac{1,25}{240} + 50 \cdot 10^{-6}} = 332,8 \text{ Ом}$$

По ряду E24 330 Ом.

Мощность рассеивания на резисторе:

$$P_{R_2} = \frac{U_{\text{ПИТ}}^2}{R} = \frac{1,75^2}{330} = 0,009 \text{ Вт}$$

Выбран переменный резистор [36]:

3306 F-1-501-200 кОм-0,2 Вт-±25%

3) R_3 - R_6 – резисторы ограничивающие ток через лазерные диоды. Найдем номиналы резисторов, учитывая, что на выходе схемы стабилизатора напряжение составляет 3 В, сопротивление открытого транзистора стремится к 0, а ток через диод должен равняться 150 мА.

$$R_3 \dots R_6 = \frac{U_{\text{ВЫХ}}}{I_{\text{vd}}} = \frac{3}{150 \cdot 10^{-3}} = 20 \text{ Ом} \quad (14)$$

Мощность рассеивания на резисторах:

$$P_{R_3-R_6} = \frac{U_{\text{ПИТ}}^2}{R} = \frac{3^2}{20} = 0,45 \text{ Вт}$$

Выбраны [35]:

C1-4-1 Вт-20 Ом±5%

4) R_7 – резистор на входе сброса микроконтроллера, рекомендуется брать 55 кОм.

Примем из ряда E24 $R_{19} = 56 \text{ кОм} \pm 5\%$. Рассчитаем мощность рассеивания на резисторе:

$$P_{R_2} = \frac{U_{\text{ПИТ}}^2}{R} = \frac{5^2}{56000} = 0,00044 \text{ Вт}$$

Выбираю резистор C1-4-0.5 Вт-56 кОм±5% [35].

2.3 Разработка принципиальной схемы приемника излучения

В приложении 2 приведена принципиальная схема приемника излучения на четырех микросхемах OPT 101.

Основными составляющими принимающей схемы являются фотодетекторы OPT 101. Фотоэлектрический детектор OPT101 представляет собой микросхему со встроенными фотодиодом и трансимпедансным усилителем. Отличительной особенностью трансимпедансных усилителей является то, что инвертирующий вход усилителя имеет низкое входное сопротивление и управляется током, в отличие от операционных усилителей с дифференциальным входом. Таким образом, коэффициент передачи такого усилителя является отношением выходного напряжения к входному току и выражается в омах [37].

Основные характеристики микросхемы [38]:

- однополярное питание, от 2,7 до 36 В;
- размеры фотодиода: 2,29 мм × 2,29 мм;
- внутренний резистор обратной связи 1 МОм;
- высокая чувствительность: 0,45 А / Вт (при излучении 650 нм);
- низкий ток покоя: 120 мкА;

Сегодня микросхема OPT101 является довольно распространенной в области медицинской спектроскопии. Так, в статье [39] описаны возможности применения микросхемы, которые включают обнаружение тромбов, мониторинг пациентов с гемодинамическим шоком и оценка усталости медицинского персонала (активность мозга интерпретировалась показателями окси - и дезоксигемоглобина, учитывая теорию нейрососудистой связи).

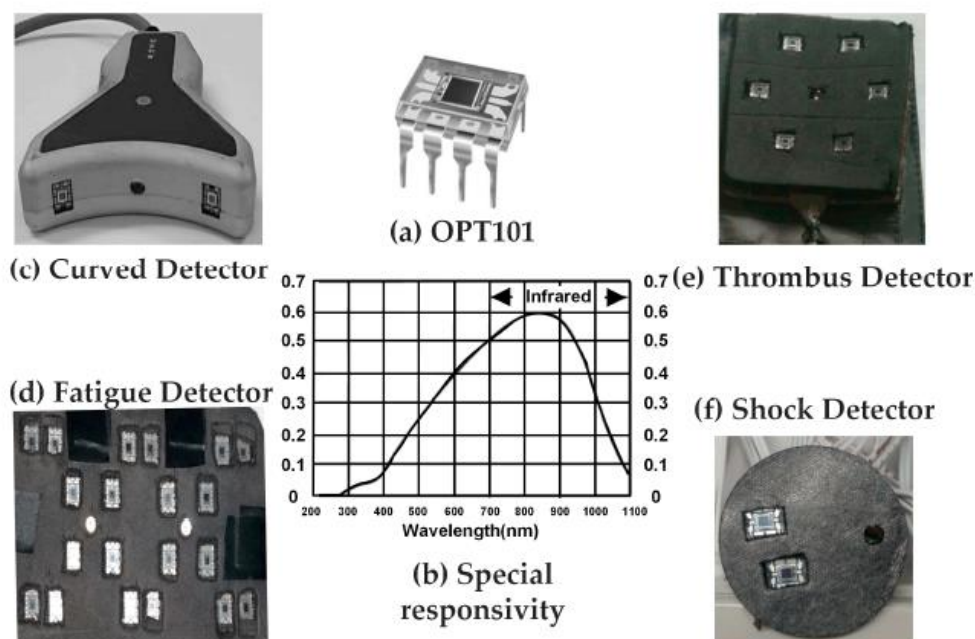


Рисунок 29 — Применение микросхемы OPT 101

Также в статье [38] микросхема OPT 101 сравнивается с аналогичными оптоэлектронными датчиками, используемыми в приборостроении (APDs, SiPMs). В работе делается вывод, что хоть чувствительность OPT 101 не выделяется на фоне аналогичных датчиков, тем не менее, ее достаточно для неинвазивного измерения гемодинамических показателей в организме человека. Кроме того OPT 101 имеет высокий коэффициент усиления и является достаточно бюджетной.

Принципиальная схема микросхемы OPT 101 приведена на рисунке.

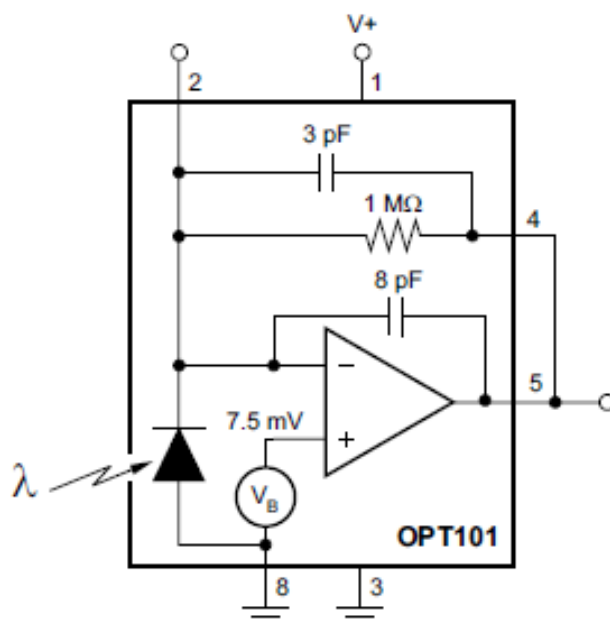


Рисунок 30 — Принципиальная схема микросхемы OPT 101

Выходное напряжение OPT101 является произведением тока фотодиода на резистор обратной связи ($I_d \cdot R_f$) плюс напряжение опоры - V_B , составляющее приблизительно 7,5 мВ. Таким образом, напряжение на выходе будет составлять 7,5 мВ при полном отсутствии света, и увеличиваться с увеличением освещенности.

Ток фотодиода, I_d , пропорционален мощности излучения, падающего на фотодиод. При отсутствии света через фотодиод течет малый ток покоя 120 мкА. На длине волны 650 нм (видимый красный) чувствительность фотодиода составляет примерно 0,45 А/Вт.

Фотодиод имеет широкий спектральный отклик с максимальным пиком в инфракрасном спектре и пригоден к использованию в диапазоне от 300 нм до 1100 нм (рисунок) [38].

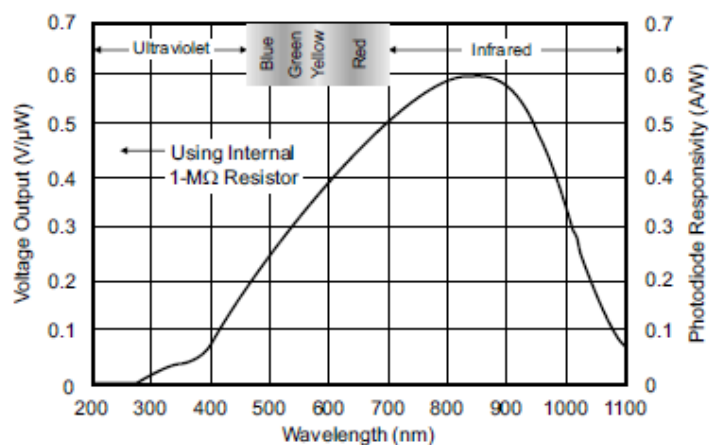


Рисунок 31 — Спектральная чувствительность OPT101

На рисунке представлена базовая схема включения микросхемы. На входе питания микросхемы ставятся блокировочные конденсаторы С1-С4. Выбираем [34] К73-17-0.33 мкФ±5%.

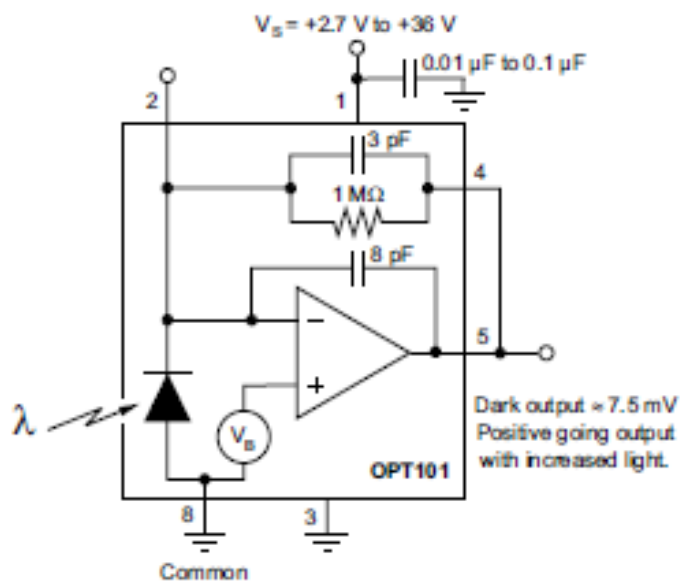


Рисунок 32 — Базовая схема включения микросхемы OPT101

Сигнал с фотодетекторов OPT101 поступает на модуль АЦП/ЦАП E14-440 LCard. Внешний вид модуля представлен на рисунке [40].

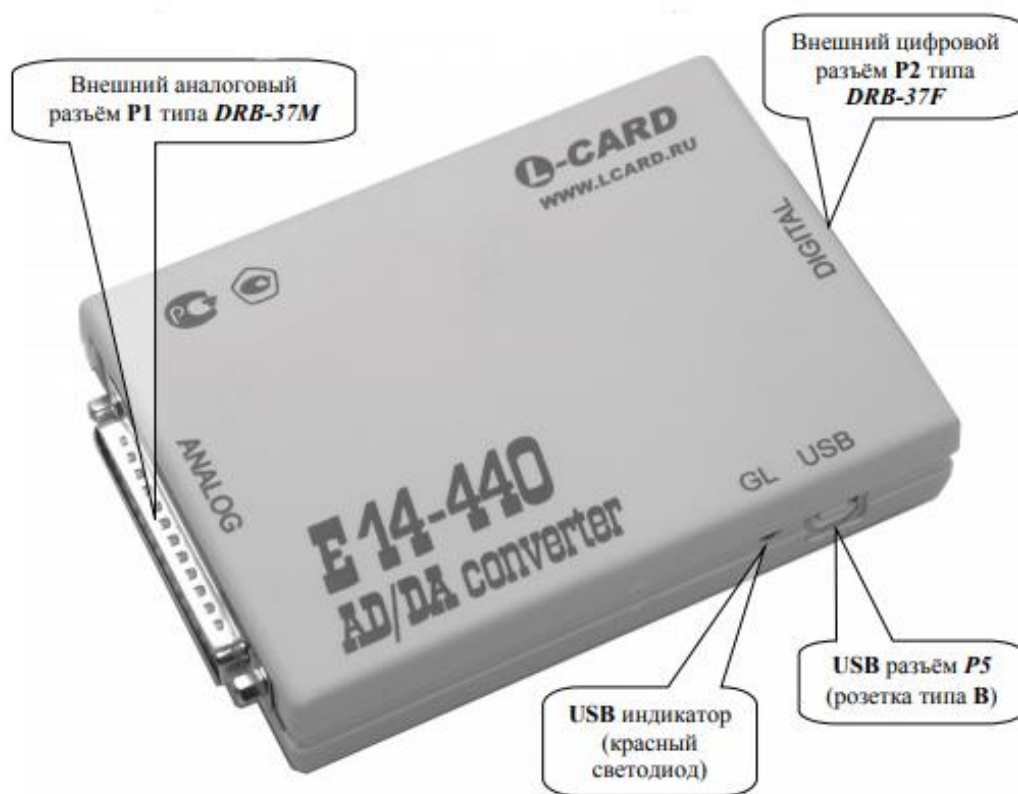


Рисунок 33 — Внешний вид модуля АЦП/ЦАП E14-440 LCard

Модуль E14-440 является устройством, предназначенным для построения многоканальных измерительных систем ввода, вывода и обработки аналоговой и цифровой информации в составе персональных компьютеров.

Модуль имеет два внешних разъема: аналоговый разъем P1 типа DRB-37M и цифровой разъем P2 типа DRB-37F.

В работе модуль используется для приема аналоговых сигналов с фотодетекторов и регистрации их на компьютере. На модуле установлена одна микросхема АЦП, на вход которой при помощи набора коммутаторов может быть подан усиленный сигнал с одного из 16 или 32 аналоговых каналов на внешнем разъёме.

Расположение контактов на внешнем аналоговом разъеме и их описание представлено на рисунке и в таблице.

Таблица 1 – Описание контактов на внешнем аналоговом разъеме модуля АЦП/ЦАП E14-440 L-Card

Сигнал	Общая точка	Направление	Назначение
DAC	AGND	Выход	Выходы каналов 1-2 ЦАП.
AGND			Аналоговая земля.
GND32	AGND	Вход	– В однофазном режиме это общий инвертирующий вход каналов 1...32; – Для всех режимов должен быть подключен к AGND.
X	AGND	Вход	Неинвертирующий вход каналов 1...16 для дифференциального и однофазного режима.
Y	AGND	Вход	– Инвертирующий вход каналов 1...16 для дифференциального режима; – Вход каналов 17...32 для однофазного режима;
TRIG	Digital GND	Вход	– Вход внешней цифровой синхронизации сигнала; – Совместим с выходным логическим уровнем TTL/CMOS элементов с напряжением питания +5 В.

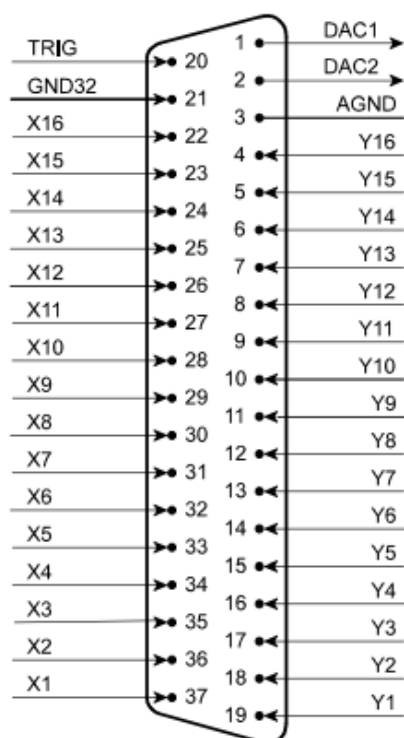


Рисунок 34 — Расположение контактов на внешнем аналоговом разъеме модуля АЦП/ЦАП E14-440 LCard

В схеме используется дифференциальная схема подключения сигнала, при этом измеряется разность напряжений между двумя входами каналов. На рисунке представлена схема соединения в дифференциальном режиме.

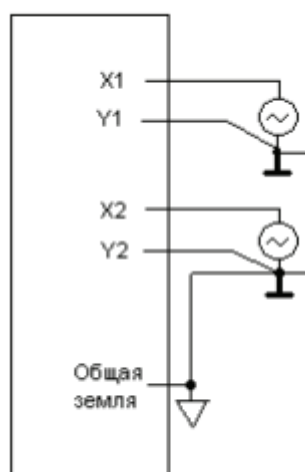


Рисунок 35 — схема соединения в дифференциальном режиме.

3 Экспериментальные испытания макета оптической системы

По принципиальной схеме в ходе работы был изготовлен макет оптической системы на четырех лазерных диодах и четырех фотоприемниках. Фотография макета представлена на рисунке 35.

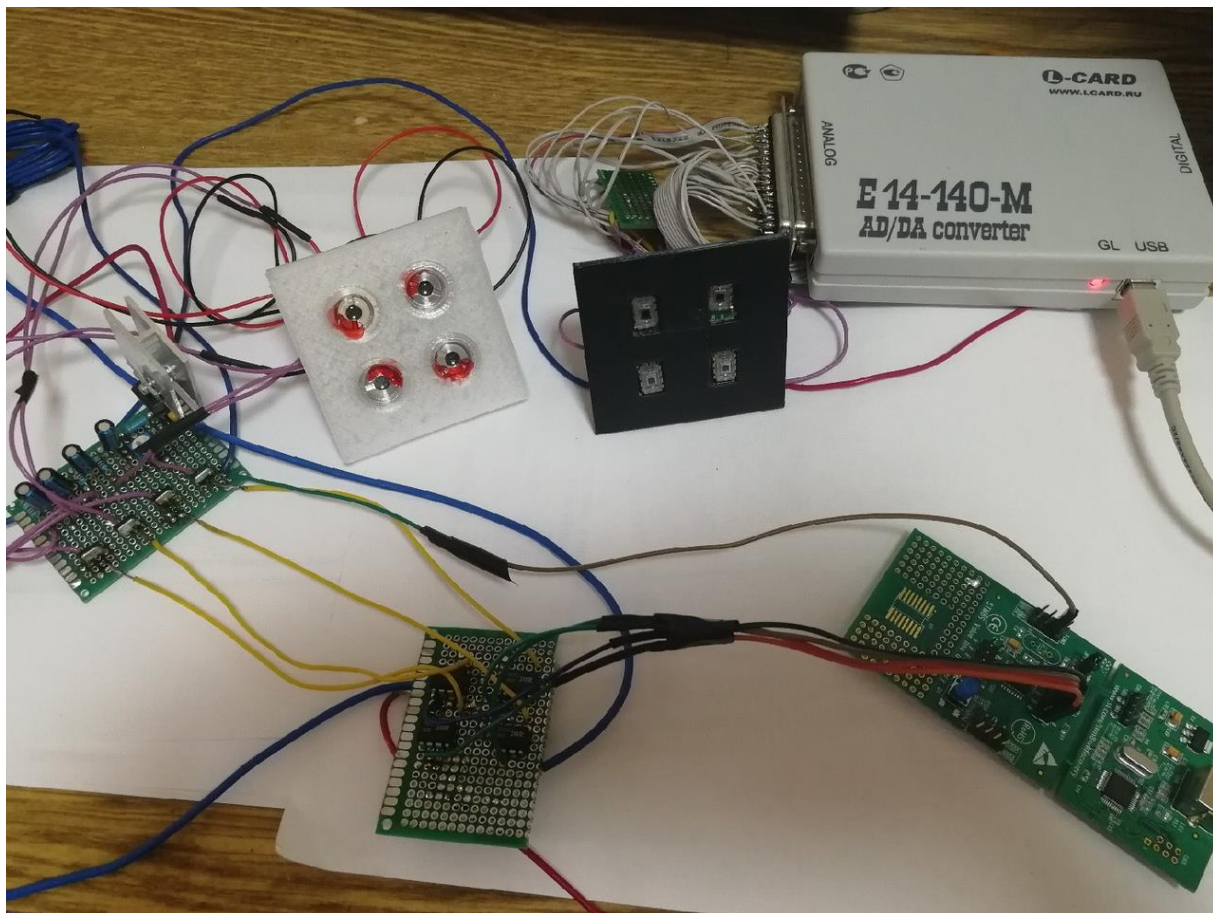


Рисунок 35 — Макет оптической системы

Для излучающей и принимающей части системы пластины-держатели были напечатаны на 3D-принтере (Рисунок 36).

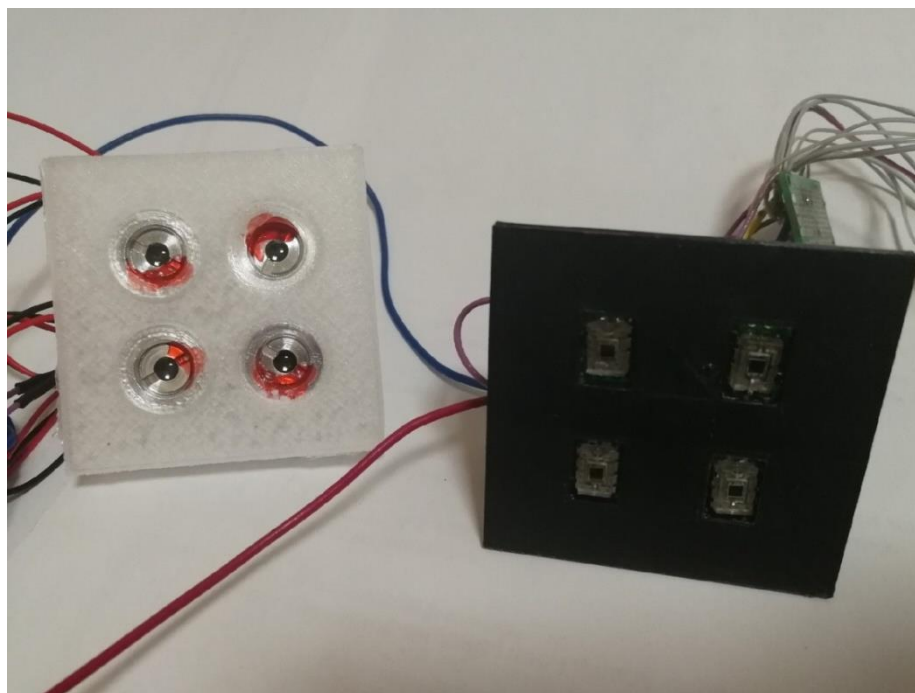


Рисунок 36 — Излучатель и приемник

После изготовления макет системы был проверен на тонком однородном губчатом материале из поролона (Рисунок 37). Также была проведена подстройка резисторов обратной связи, таким образом, чтобы сигналы, получаемые при исследовании однородного материала со всех каналов, были симметричны и одинаковы, а также, чтобы максимальный сигнал не превышал 10 В.

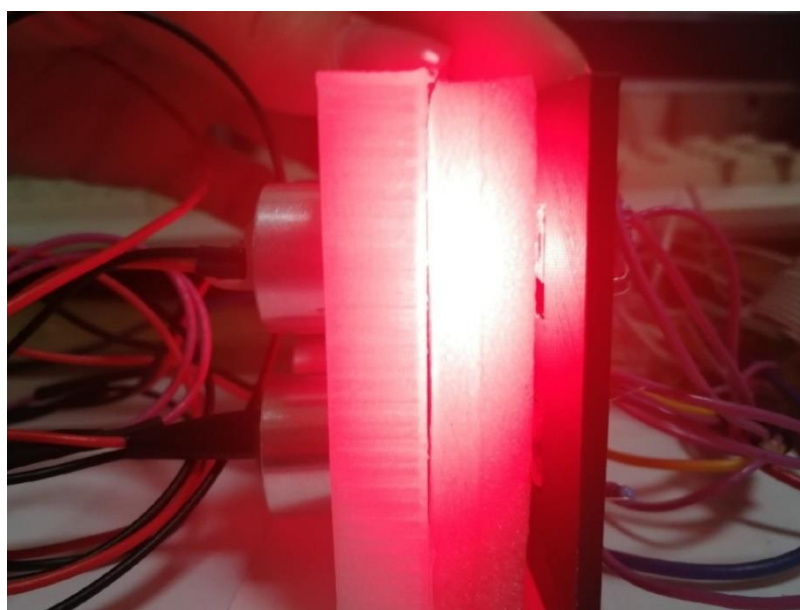


Рисунок 37 — Процесс калибровки системы

На рисунке 38 представлены результаты калибровки. Видно, что диаграммы являются симметричными и одинаковыми на всех каналах. Максимальный выходной сигнал составляет 10 В, это сигнал получаемый при расположении фотоприемника под излучающим лазером.

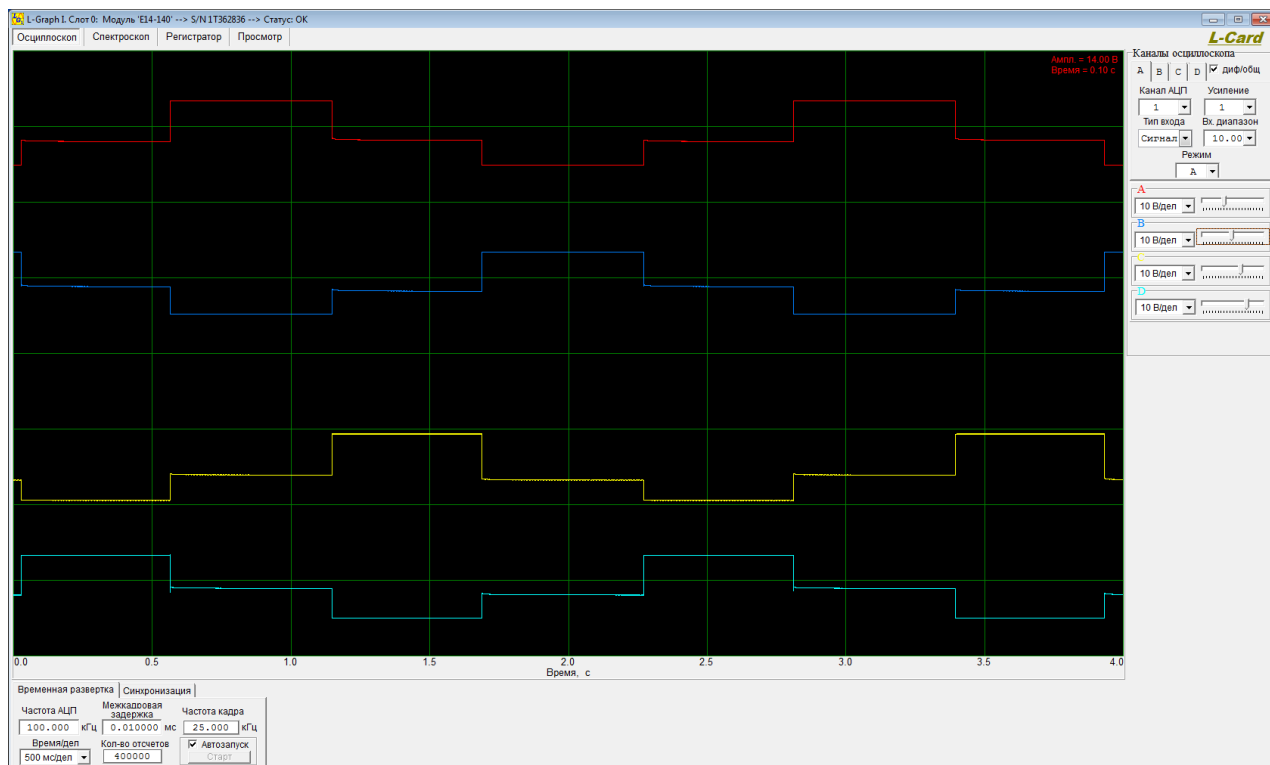


Рисунок 38 — Результаты калибровки

В качестве фантома молочной железы для испытаний системы была взята свиная грудина с кожей и жировыми и мышечными прослойками. Неоангиогенез в опухолевом новообразовании имитировал сгусток свиной крови (Рисунки 39, 40).



Рисунок 39 — Свиная грудина, имитирующая ткань молочной железы



Рисунок 40 — Помещение кровяного сгустка в ткань грудины

Первые опыты были проведены на груди без кровяного сгустка (Рисунок 41). Результаты представлены на рисунке 42.

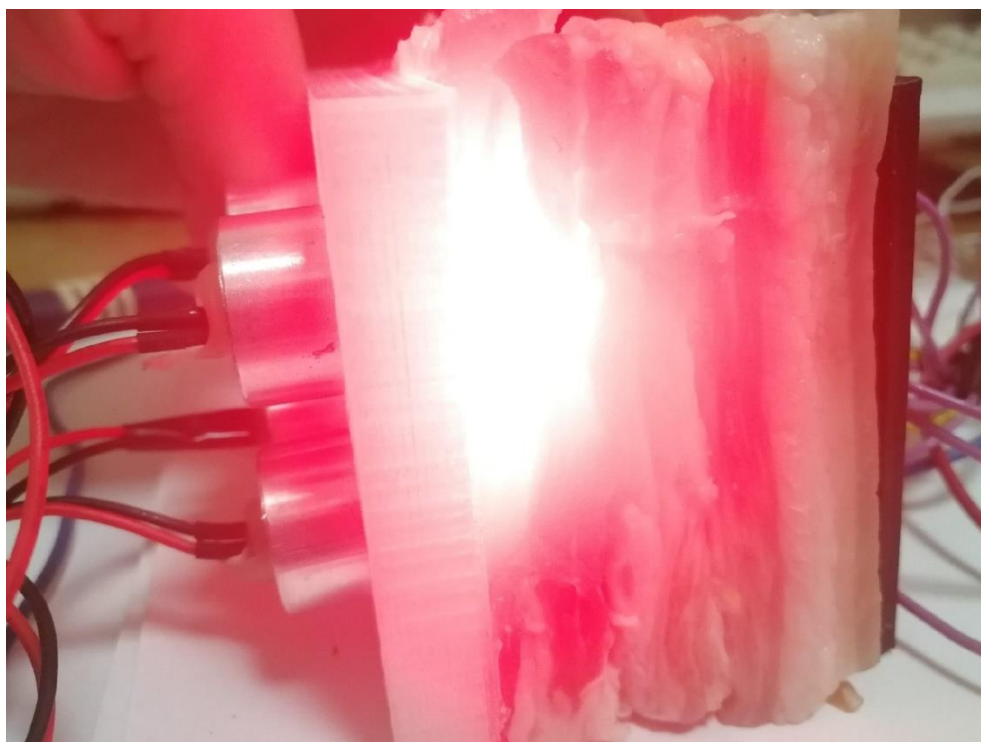


Рисунок 41 — Испытание макета системы на фантоме

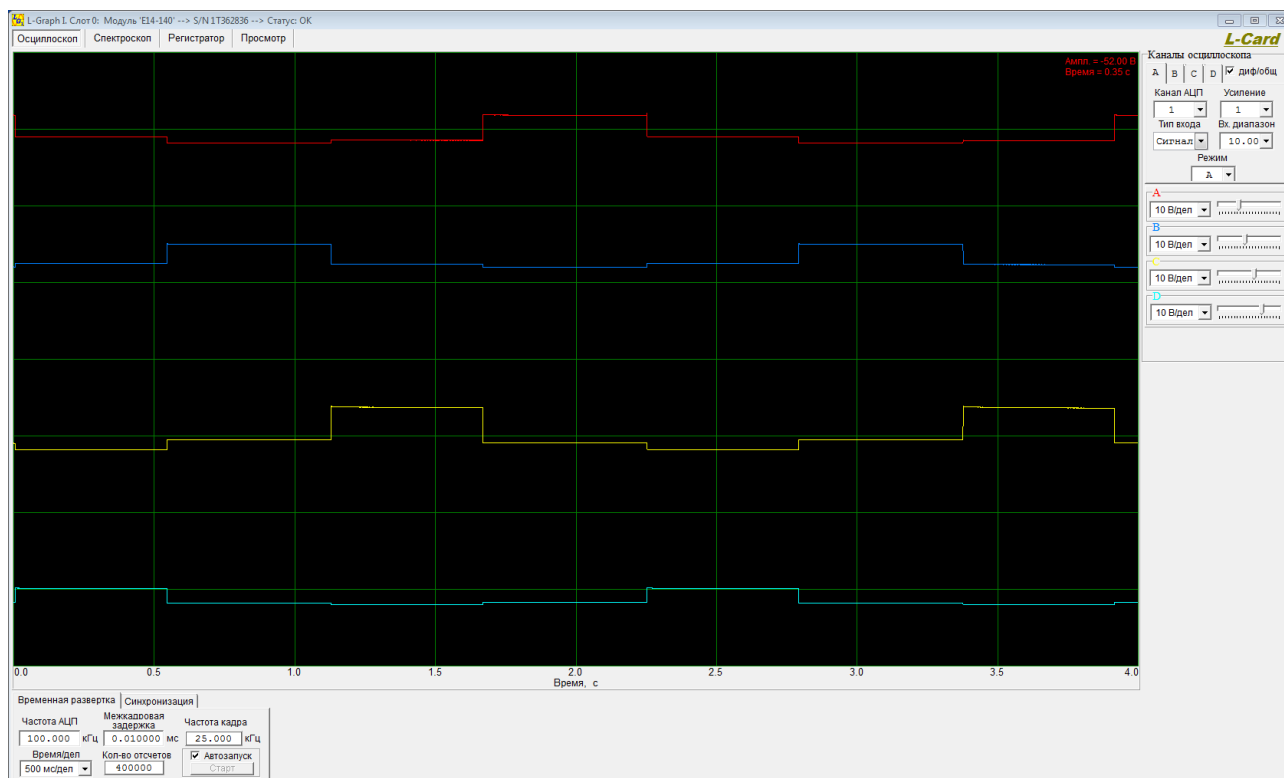


Рисунок 42 — Результаты, полученные при просвечивании грудины

По рисунку видим, что максимальный сигнал при просвечивании грудины составляет порядка 5В. Незначительная разница в сигналах на разных каналах объясняется неоднородностью ткани грудины.

Затем были проведены опыты с грудной, в которую был помещен кровяной сгусток. Кровяной сгусток по очереди помещался в различные части грудины, таким образом, чтобы сгусток по очереди оказывался над каждым фотоприемником. Результаты представлены на рисунках 43-46.

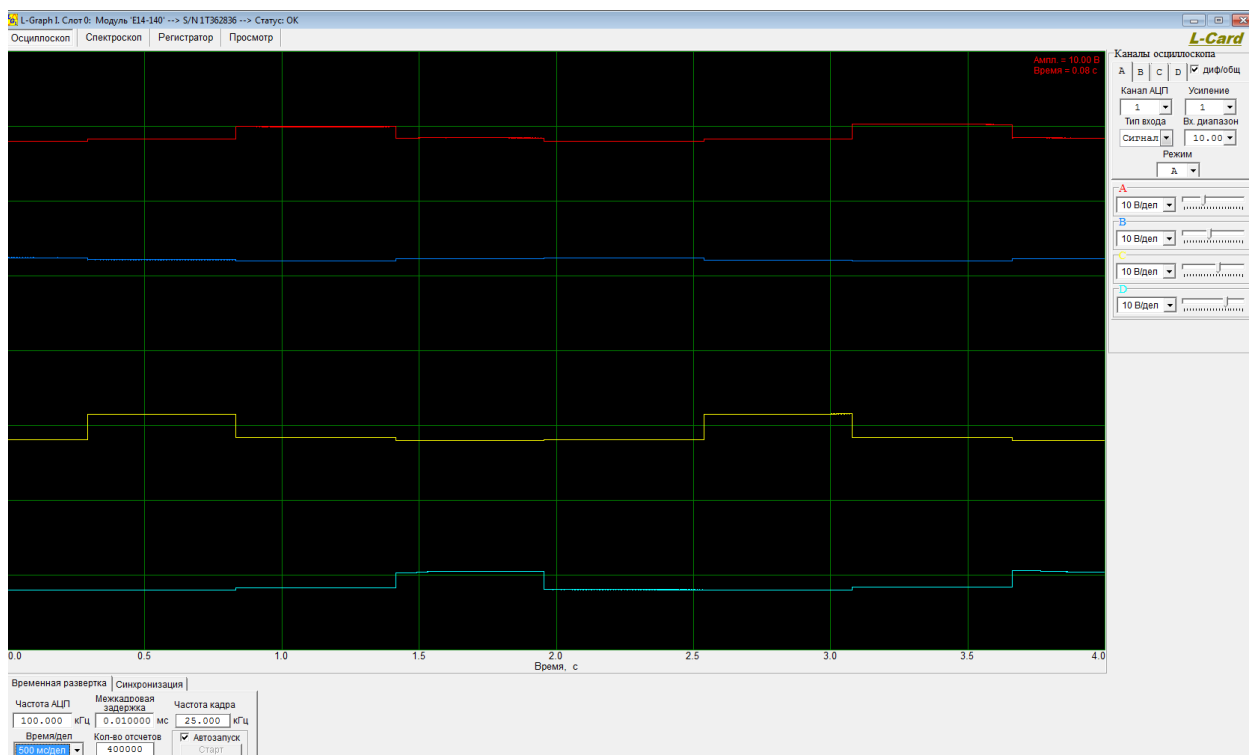


Рисунок 43 — Результаты, полученные при просвечивании грудин, при положении кровяного сгустка под верхним правым фотоприемником

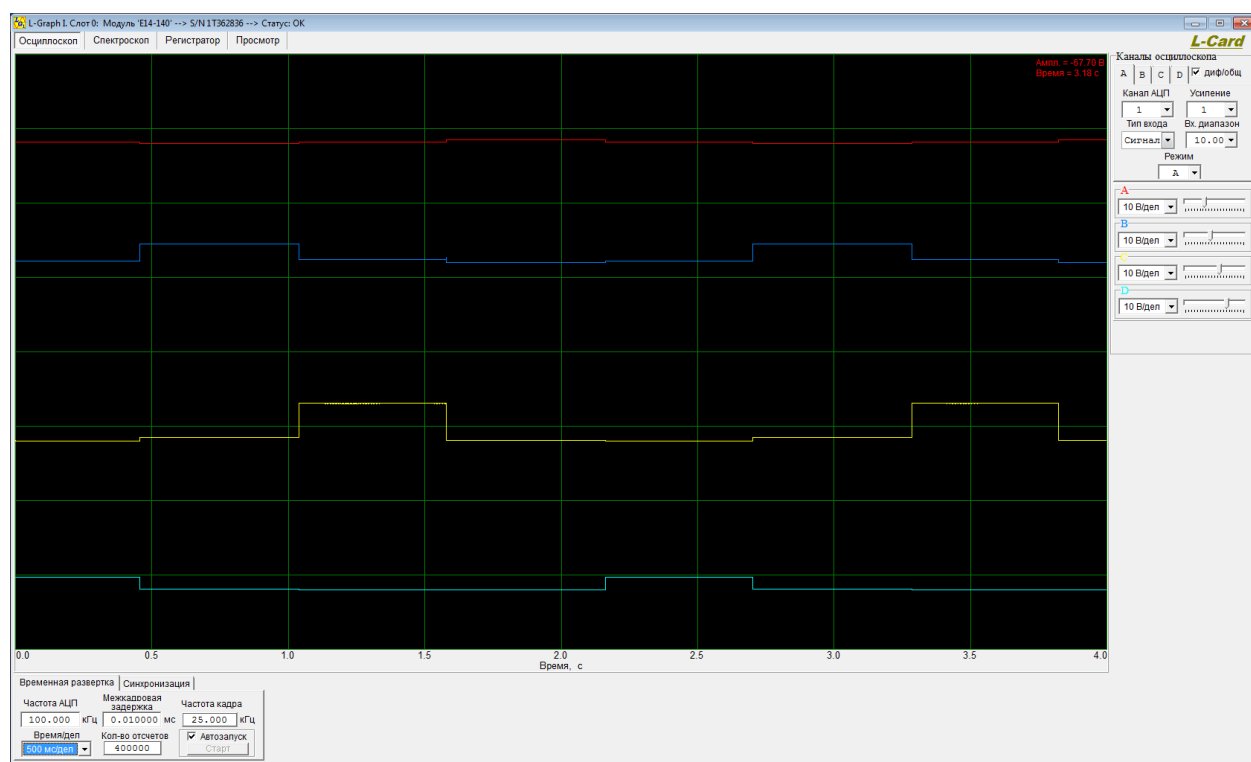


Рисунок 44 — Результаты, полученные при просвечивании грудин, при положении кровяного сгустка под верхним левым фотоприемником

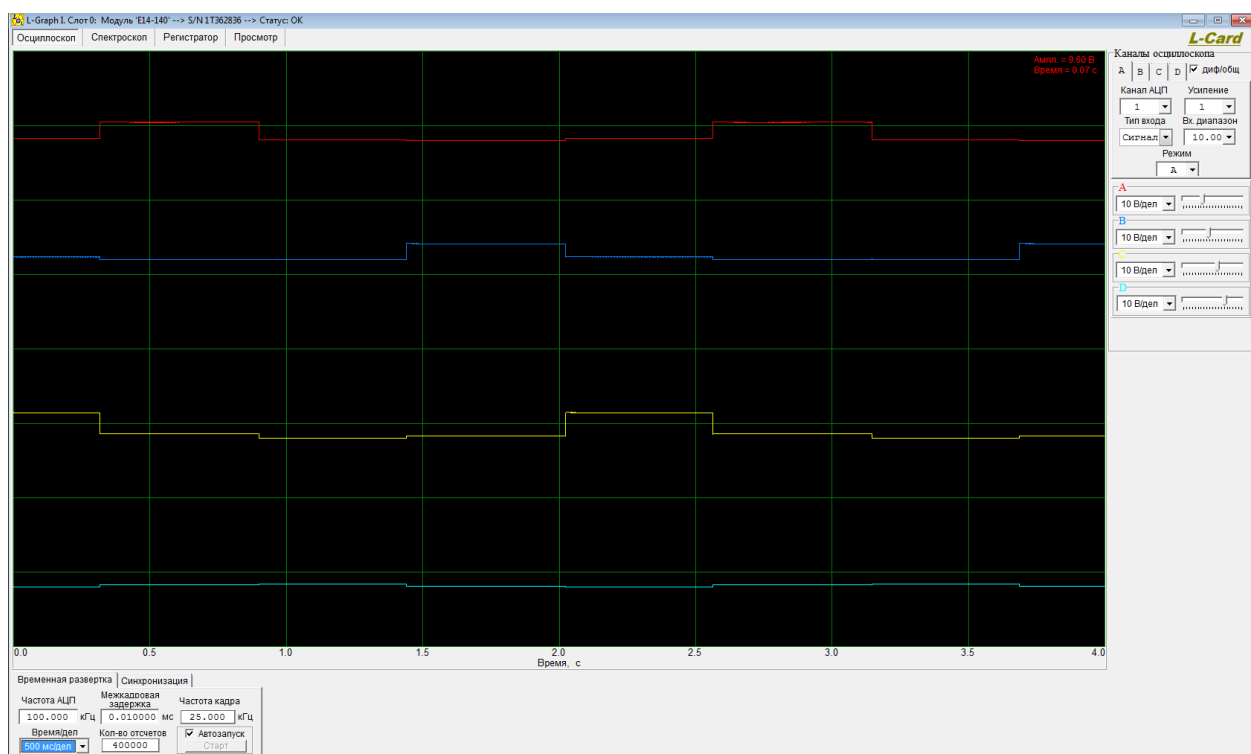


Рисунок 45 — Результаты, полученные при просвечивании грудин, при положении кровяного сгустка под нижним правым фотоприемником

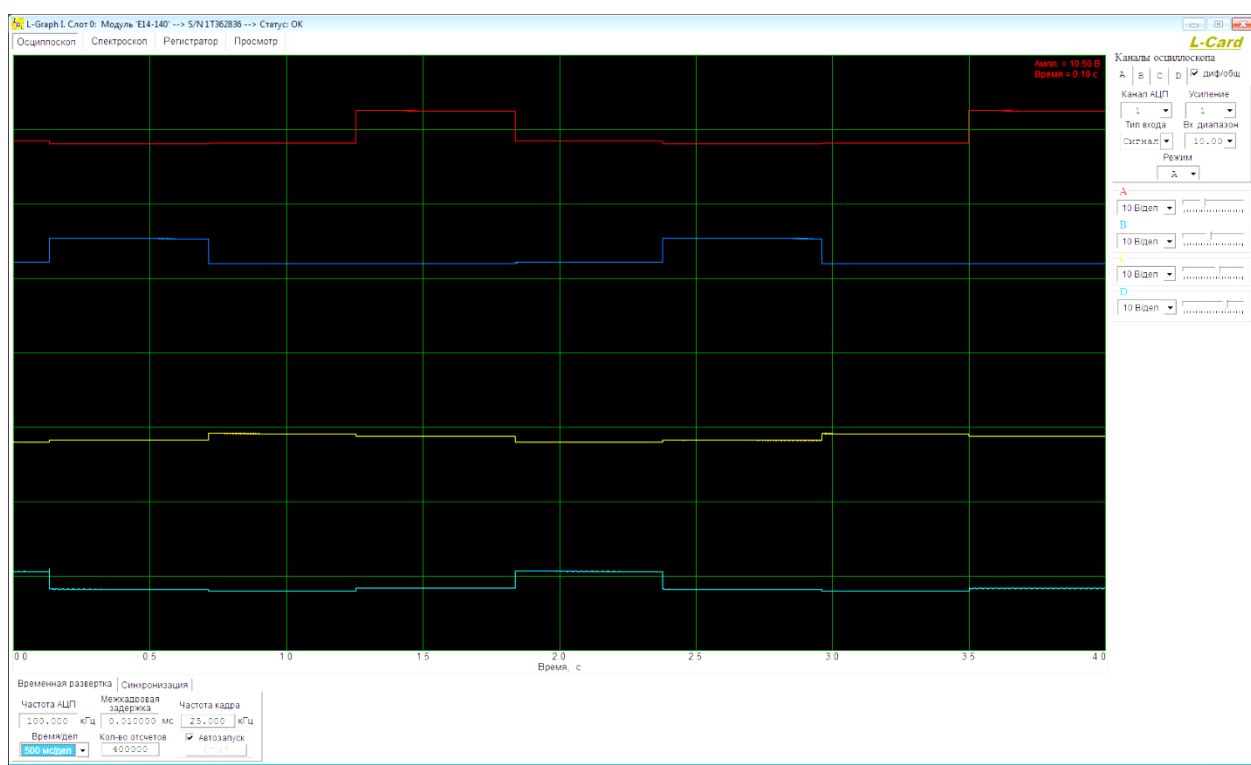


Рисунок 46 — Результаты, полученные при просвечивании грудин, при положении кровяного сгустка под нижним левым фотоприемником

Видим, что сигнал над областью, имитирующей неоангиогенез значительно слабее сигналов над другими фотоприемниками. Также несколько ослабляется сигнал с фотоприемников, находящихся рядом с фотоприемником, под которым находится сгусток. Таким образом, можно судить о положении сгустка в ткани, а при дальнейшем усовершенствовании системы о положении опухоли в молочной железе.

4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

4.1 Оценка коммерческого потенциала и перспективности проведения научных исследований с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения

4.1.1 Потенциальные потребители результатов исследования

Сегодня основными методами диагностики рака молочной железы в России являются рентгеновская маммография, УЗИ и МРТ. Оборудование для проведения исследований, как правило, является очень дорогостоящим и габаритным и в маленьких населенных пунктах такое оборудование, как правило, не устанавливают. Так, для проведения обследования жителям необходимо приезжать в город. Это не очень удобно, и, как следствие, многие пренебрегают профилактическими обследованиями.

Оборудование для проведения обследования методом диффузной оптической томографии будет отличаться компактностью и относительно низкой стоимостью. Систему для оптической экспресс-диагностики молочной железы будет возможно установить в небольших сельских больницах для проведения первичного профилактического обследования.

В дальнейшем планируется увеличение количества излучателей и приемников, а также решение обратной задачи, то есть визуализация внутренней структуры ткани. При этом обследование с помощью диффузной оптической томографии может стать дополнением к традиционным методам диагностики рака молочной железы. Таким образом, потенциальными потребителями могут быть любые учреждения здравоохранения.

Целью данного раздела является оценка возможностей реализации проекта на практике. Это включает оценку конкурентоспособности проекта, анализ сильных и слабых сторон и их корреляция с возможностями и угрозами, планирование необходимых работ, а также составление бюджета проекта.

4.1.2 Анализ конкурентных технических решений

Детальный анализ конкурирующих разработок, существующих на рынке, необходимо проводить систематически. Такой анализ помогает вносить коррективы в научное исследование, чтобы успешнее противостоять своим соперникам. Важно реалистично оценить сильные и слабые стороны конкурентных методов.

Для оценки конкурентоспособности составим таблицу с основными критериями оценки конкурентных методов диагностики. Основными конкурентами диффузной оптической томографии (ДОТ) являются рентгеновская маммография (РМ) и ультразвуковое исследование (УЗ). Для каждого критерия определим вес по значимости. Наибольший вес имеет безопасность диагностики, этот критерий является определяющим при выборе метода диагностики. Следующими по значимости критериями являются чувствительность и специфичность, эти критерии во многом определяют качество диагностики. Такой же вес имеет экономичность технологии, от этого критерия во многом зависит доступность диагностики. Следующим по значимости является критерий наличия противопоказаний для проведения обследования. Наименьший вес имеет комфортность процедуры.

Таблица 2 — Оценка конкурентных технических решений

Критерии оценки	Вес критерия	Баллы			Конкурентоспособность		
		РМ	УЗ	ДОТ	К _Р	К _У	К _О
Безопасность	0,25	4	5	5	1	1,25	1,25
Противопоказания	0,1	4	5	5	0,4	0,5	0,5
Комфортность процедуры	0,05	4	5	5	0,2	0,25	0,25
Экономичность технологии	0,2	3	3	4	0,6	0,6	0,8

Продолжение таблицы 2

Чувствительность	0,2	5	4	4	1	0,8	0,8
Специфичность	0,2	3	3	4	0,6	0,6	0,8
Итого	1				3,8	4	4,4

По результатам оценки конкурентоспособности был построен многоугольник конкурентоспособности, Рисунок 47.

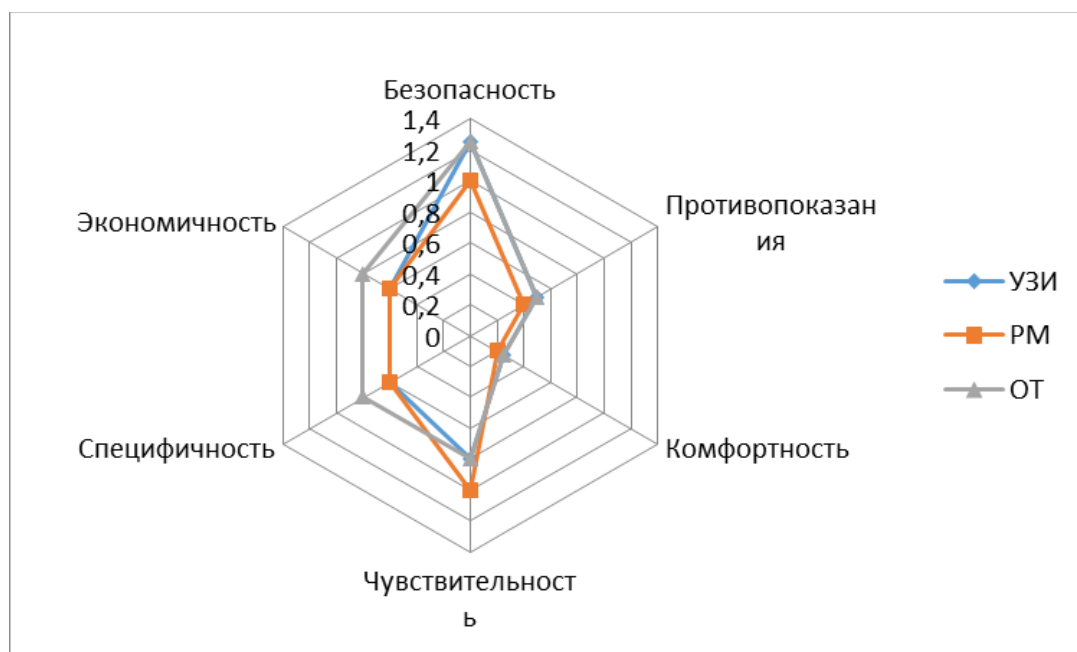


Рисунок 47 — Многоугольник конкурентоспособности

В результате оценки получилось, что наибольший итоговый балл имеет метод диффузной оптической томографии. Этот метод объединяет в себе полную безопасность и неплохие показатели чувствительности и специфичности. Это служит подтверждением конкурентоспособности метода оптической томографии для диагностики рака молочной железы.

4.1.3 SWOT-анализ

SWOT-анализ представляет собой комплексный анализ научно-исследовательского проекта. SWOT-анализ заключается в выявлении факторов внутренней и внешней среды проекта и разделении их на четыре категории:

- Strengths (сильные стороны),
- Weaknesses (слабые стороны),
- Opportunities (возможности),
- Threats (угрозы).

Факторы по категориям заносятся в табличную форму, так называемую матрицу-SWOT. Затем последовательно рассматриваются различные сочетания факторов внешней среды и внутренних качеств проекта и выделяются те, что должны быть учтены при разработке стратегии. Матрица- SWOT представлена в Таблице 3.

Таблица 3 — Матрица- SWOT

	Сильные стороны разработки: С1: экономичность технологии; С2: полная безопасность обследования для пациента; С3: компактность установки; С4: отсутствие противопоказаний для проведения обследования; С5: невысокая стоимость элементов и комплектующих;	Слабые стороны разработки: Сл1: невозможность решения «обратной задачи» на данном этапе; Сл2: невысокая разрешающая способность; Сл3: большой срок поставок компонентов, используемых для проведения исследований и разработки прототипа установки; Сл4: отсутствие научной группы, рабочего коллектива; Сл5: необходимость проверки метода на пациенте;
Возможности: В1: использование инфраструктуры ТПУ; В2: привлечение специалистов из СибГМУ, использование возможностей СибГМУ для проведения опытов; В3: повышение стоимости заграничного оборудования	– экономичность технологии метода может повысить конкурентоспособность разработки в условиях повышения цен на заграничное оборудование (нестабильная внешнеполитическая ситуация, колебания курса)	– несмотря на то, что на данном этапе решение обратной задачи и увеличение разрешающей способности затруднительно, в будущем, при условии создания сильной научной команды из студентов и сотрудников ТПУ и при поддержке

Продолжение таблицы 3

для диагностики из-за внешнеполитической ситуации; В4: нестабильная стоимость заграничного оборудования из-за колебаний курса валют; В5: возможность отечественного производства элементов и комплектующих для разработки; В6: обнаружение возможных противопоказаний для диагностики стандартными методами В7: обнаружение случаев неблагоприятного воздействия на организм при диагностике стандартными методами;	– доказанная безопасность оптического воздействия становится явным преимуществом в случае обнаружения неблагоприятного воздействия на организм пациента традиционных методов диагностики; – компактность установки дает возможность проведения опытов на территории СибГМУ; – отсутствие противопоказаний оптической диагностики становится преимуществом при обнаружении противопоказаний традиционных методов диагностики; – невысокая стоимость комплектующих является одним из определяющих факторов невысокой цены готового прибора.	специалистов из СибГМУ, это возможно; при условии производства отечественных компонентов значительно сократятся сроки поставки необходимых комплектующих для разработки; – при условии сотрудничества с СибГМУ существует возможность проверки метода на лабораторных животных;
Угрозы: У1: уменьшение массогабаритных параметров конкурентного оборудования; У2: введение дополнительных государственных требований к сертификации продукции; У3: отсутствие доверия к относительно новому методу диагностики; У4: отсутствие материальной поддержки исследования и разработки со стороны государства; У5: сложность подбора квалифицированного и увлеченного рабочего коллектива; У6: удешевление конкурентной технологии;	– экономичность технологии и невысокая стоимость комплектующих позволяет проводить научно-технические работы своими силами, без финансовой поддержки со стороны государства; – полная безопасность метода и отсутствие противопоказаний способствуют преодолению недоверия к относительно новому методу диагностики; – компактность установки не позволит методу стать менее конкурентоспособным в случае улучшения массогабаритных параметров конкурентного оборудования;	– отсутствие доверия к новому методу может усугубиться тем фактом, что на данном этапе система не обеспечивает визуализацию ткани; – могут возникнуть сложности с подбором с квалифицированного персонала, а на данном этапе для дальнейшего развития метода оптической диагностики научная группа необходима;

Итак, из SWOT анализа следуют выводы, что для дальнейшего развития проекта необходима многопрофильная команда с квалифицированными специалистами. Это даст возможность преобразования слабых сторон в сильные стороны. А именно, решение обратной задачи с достаточным разрешением и проверка метода на лабораторных животных, а в дальнейшем и на пациенте. Отметим также, что ряд сильных сторон проекта, такие как экономичность методики, ее безопасность и отсутствие противопоказаний, удачно пересекаются с возможностями, что говорит о перспективности метода оптической диагностики.

4.2 Планирование научно-исследовательских работ

4.2.1 Структура научно-исследовательских работ

Планирование комплекса предполагаемых работ осуществляется в следующем порядке:

- определение структуры работ в рамках научного исследования;
- определение участников каждой работы;
- установление продолжительности работ;
- построение графика проведения научных исследований.

Ниже приведена таблица структуры работ и распределение исполнителей по видам работ, Таблица 4.

Таблица 4 - Структура работ и распределение исполнителей по видам работ

№ работы	Наименование работы	Исполнители работы
1	Выбор научного руководителя работы	Устроханова Д. З.
2	Составление и утверждение темы работы	Губарев Ф. А. Солдатов А. А. Устроханова Д. З.
3	Составление календарного плана-графика выполнения работы	Губарев Ф. А. Солдатов А. А.
4	Подбор и изучение литературы по теме работы	Устроханова Д. З.

Продолжение таблицы 4

5	Разработка структурной схемы системы для оптической диагностики тканей молочной железы	Устроханова Д. З.
6	Разработка принципиальной схемы системы для оптической диагностики тканей молочной железы	Устроханова Д. З.
7	Подбор и покупка необходимых элементов и микросхем	Устроханова Д. З.
8	Создание системы для оптической диагностики тканей	Устроханова Д. З.
9	Изготовление фантома для проведения опытов на установке	Губарев Ф. А. Солдатов А. А. Устроханова Д. З.
10	Проведение опытов по обнаружению оптических неоднородностей, анализ результатов	Губарев Ф. А. Солдатов А. А. Устроханова Д. З.
11	Выполнение других частей работы (менеджмент и социальная ответственность)	Устроханова Д. З.
12	Подведение итогов, оформление работы	Устроханова Д. З.

4.2.2 Определение трудоемкости выполнения работ

Трудовые затраты в большинстве случаев образуют основную часть стоимости разработки, поэтому важным моментом является определение трудоемкости работ каждого из участников научного исследования.

Трудоемкость выполнения научного исследования оценивается экспертным путем в человеко-днях и носит вероятностный характер, т.к. зависит от множества трудно учитываемых факторов. Для определения среднего значения трудоемкости используется следующая формула:

$$t_{ожі} = \frac{3t_{min} + 2t_{max}}{5}, \quad (15)$$

где $t_{ожі}$ – ожидаемая трудоемкость выполнения i -ой работы чел.-дн.;

t_{min} – минимально возможная трудоемкость выполнения заданной i -ой работы (оптимистическая оценка: в предположении наиболее благоприятного стечения обстоятельств), чел.-дн.;

t_{max} – максимально возможная трудоемкость выполнения заданной i -ой работы (пессимистическая оценка: в предположении наиболее неблагоприятного стечения обстоятельств), чел.-дн.

Исходя из ожидаемой трудоемкости работ, определяется продолжительность каждой работы в рабочих днях T_p , учитывающая параллельность выполнения работ несколькими исполнителями. Такое вычисление необходимо для обоснованного расчета заработной платы, так как удельный вес зарплаты в общей сметной стоимости научных исследований составляет около 65 %.

$$T_{pi} = \frac{t_{ожі}}{ч_i}, \quad (16)$$

где T_{pi} – продолжительность одной работы, раб. дн.;

$t_{ожі}$ – ожидаемая трудоемкость выполнения одной работы, чел.- дн.

$Ч_i$ – численность исполнителей, выполняющих одновременно одну и ту же работу на данном этапе, чел.

4.2.3 Разработка графика проведения научного исследования

График Ганта – горизонтальный ленточный график, на котором работы по теме представляются протяженными во времени отрезками, характеризующимися датами начала и окончания выполнения работ.

Для удобства построения графика, переведем длительность выполнения каждого из этапов работ из рабочих дней в календарные дни. Для этого воспользуемся следующей формулой:

$$T_{ki} = T_{pi} \cdot T_{кал}, \quad (17)$$

где T_{ki} – продолжительность выполнения i -й работы в календарных днях;

T_{pi} – продолжительность выполнения i -й работы в рабочих днях;

$T_{кал}$ – коэффициент календарности.

Коэффициент календарности определяется по следующей формуле:

$$T_{\text{кал}} = \frac{T_{\text{кал}}}{T_{\text{кал}} - T_{\text{вых}} - T_{\text{пр}}} \quad (18)$$

где $T_{\text{кал}}$ – количество календарных дней в году;

$T_{\text{вых}}$ – количество выходных дней в году;

$T_{\text{пр}}$ – количество праздничных дней в году.

Согласно производственному календарю (для 6-дневной рабочей недели) в 2019 году 365 календарных дней, 299 рабочих дней, 66 выходных/праздничных дней.

$$T_{\text{кал}} = \frac{T_{\text{кал}}}{T_{\text{кал}} - T_{\text{вых}} - T_{\text{пр}}} = \frac{365}{365 - 66} = 1,22 \quad (19)$$

Рассчитанные значения в календарных днях по каждой работе $T_{\text{ки}}$ округляем до целого. Все рассчитанные значения вносим в таблицу 5:

Таблица 5 – Пересчет значений длительности выполнения каждого из этапов работ из рабочих дней в календарные дни

Наименование работы	Исполнители работы	Трудоемкость работ, чел-дни			Длительность работ, дни	
		$t_{\min}$	$t_{\max}$	$t_{\text{ож}}$	$T_{\text{р}}$	$T_{\text{к}}$
Выбор научного руководителя бакалаврской работы	Устроханова Д. З.	2	3	2,4	2	2
Составление и утверждение темы бакалаврской работы	Губарев Ф. А.	1	3	1,8	1	1
	Солдатов А. А.	1	3	1,8	1	1
	Устроханова Д. З.	1	3	1,8	1	1
Составление календарного плана-графика выполнения бакалаврской работы	Губарев Ф. А.	2	3	2,4	2	2
	Солдатов А. А.	2	3	2,4	2	2
Подбор и изучение литературы по теме работы	Устроханова Д. З.	21	40	28,6	29	25
Разработка структурной схемы системы для оптической диагностики тканей молочной железы	Устроханова Д. З.	5	7	5,8	6	7
Разработка принципиальной схемы системы для оптической диагностики тканей молочной железы	Устроханова Д. З.	5	7	5,8	6	7

Продолжение таблицы 5

Подбор и покупка необходимых элементов и микросхем	Устроханова Д. З.	5	7	5,8	6	7
Создание системы для оптической диагностики тканей	Устроханова Д. З.	10	18	13,2	13	16
Изготовление фантома для проведения опытов на установке	Губарев Ф. А.	7	10	8,2	4	3
	Солдатов А. А.	7	10	8,2	4	3
	Устроханова Д. З.	7	10	8,2	4	5
Проведение опытов по обнаружению оптических неоднородностей, анализ результатов	Губарев Ф. А.	7	10	8,2	4	3
	Солдатов А. А.	7	10	8,2	4	3
	Устроханова Д. З.	7	10	8,2	4	5
Выполнение других частей работы (менеджмент и социальная ответственность)	Устроханова Д. З.	14	20	16,4	16	14
Подведение итогов, оформление работы	Устроханова Д. З.	10	14	11,6	12	10

На основе таблицы 5 построим график Ганта, Рисунок 5.

Оранжевым цветом на графике обозначены работы, выполненные Устрохановой Д. З., синим цветом обозначены работы, выполненные Устрохановой Д. З., Губаревым Ф. А. и Солдатовым А. А., зеленым цветом обозначены работы, выполненные Губаревым Ф. А. и Солдатовым А. А.

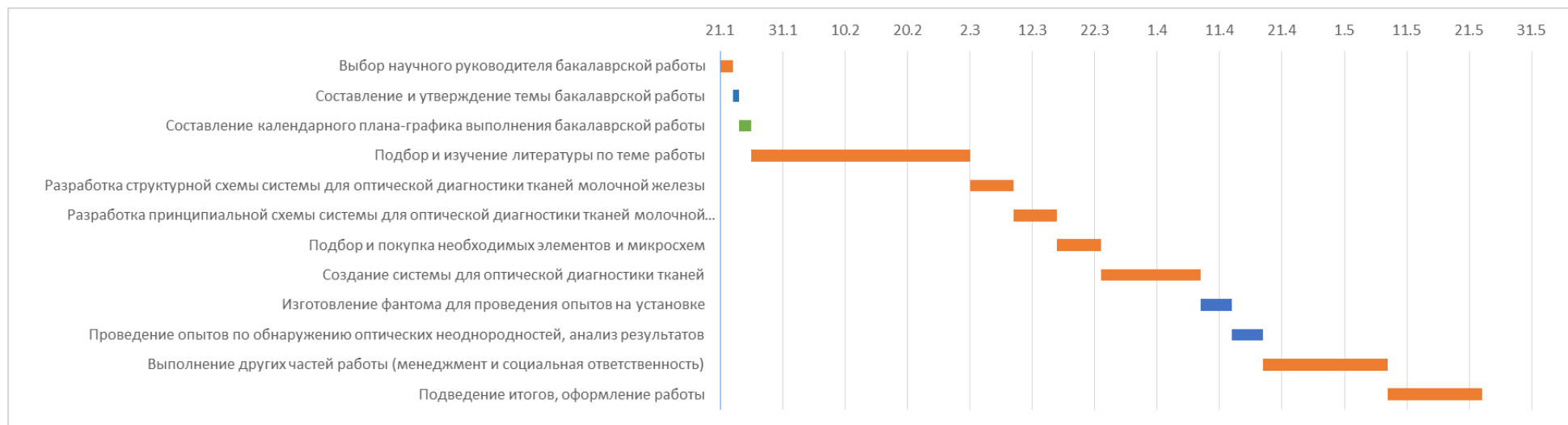


Рисунок 48 – График Ганта

4.3 Бюджет научно-технического исследования

При планировании бюджета НТИ должно быть обеспечено полное и достоверное отражение всех видов расходов, связанных с его выполнением. В процессе формирования бюджета НТИ используется следующая группировка затрат по статьям:

- материальные затраты НТИ;
- затраты на специальное оборудование;
- основная заработная плата исполнителей;
- дополнительная заработная плата исполнителей;
- отчисления во внебюджетные фонды
- накладные расходы.

4.3.1 Расчет материальных затрат научно-технического исследования

Данная статья включает стоимость всех материалов, используемых при разработке проекта. Данные представлены в таблице 6.

Таблица 6 - Затраты, связанные с приобретением комплектующих и материалов

Наименование материала	Единицы измерения	Количество	Цена за 1 ед., руб.	Затраты, руб.
Лазерные диоды	Шт.	4	360	1440
Стабилизатор LM 317	Шт.	1	75	75
Стабилизатор L7805	Шт.	1	24	24
Полевые транзисторы	Шт.	4	40	160
Отладочная плата для микроконтроллера STM8	Шт.	1	600	600
Резисторы	Шт.	6	3	18
Конденсаторы	Шт.	8	15	120
Микросхемы ОРА111	Шт.	4	430	1720

Продолжение таблицы 6

Припой	Шт.	1	99	99
Флюс	Шт.	1	130	130
Итого				4386

Также в сумму затрат входят затраты на канцелярские принадлежности в сумме 300 рублей.

4.3.2 Амортизационные отчисления

Расчет амортизации ПК, который использовался для написания ВКР:

Первоначальная стоимость ПК 40000 рублей; срок полезного использования для машин офисных код 330.28.23.23 составляет 2-3 года, берем 3 года; планируем использовать ПК для написания ВКР в течение 4 месяцев. Тогда:

- норма амортизации:

$$A_n = \frac{1}{n} * 100\% = \frac{1}{3} \times 100\% = 33,33\% \quad (20)$$

- годовые амортизационные отчисления:

$$A_g = 40000 \times 0,33 = 13200 \text{ рублей}$$

- ежемесячные амортизационные отчисления:

$$A_m = \frac{13200}{12} = 1100 \text{ рублей}$$

- итоговая сумма амортизации основных средств:

$$A = 1100 \times 4 = 4400 \text{ рублей}$$

4.3.3 Заработная плата исполнителей темы

В данную статью включена заработная плата работников, непосредственно участвующих в выполнении работ.

$$Зп = Зосн + Здоп, \quad (21)$$

где Зосн – основная заработная плата, руб.

Здоп – дополнительная заработная плата, руб.

Заработная плата основная:

$$Зосн = Здн \times Тр \times (1 + Кпр + Кд) \times Кр, \quad (22)$$

где Здн – среднедневная заработная плата, руб.

Кпр – премиальный коэффициент (0,3);

Кд – коэффициент доплат и надбавок (0,2-0,5);

Кр – районный коэффициент (для Томска 1,3);

Тр – продолжительность работ, выполняемых работником, раб. дни

Среднедневная заработная плата:

$$Здн = \frac{Зм \times М}{Fд}, \quad (23)$$

где Зм – оклад работника за месяц, руб.

М – количество месяцев работы без отпуска в течение года:

при отпуске в 24 раб. дня М=11,2 месяца, 5-дневная неделя;

при отпуске в 48 раб. дней М=10,4 месяца, 6-дневная неделя;

Fд – действительный годовой фонд рабочего времени персонала, раб. дн.

Показатели рабочего времени представлены в таблице 7.

Таблица 7 - Показатели рабочего времени

Показатели рабочего времени	Дни
Календарные дни	365
Нерабочие дни (праздники/выходные)	66
Потери рабочего времени (отпуск/невыходы по болезни)	56
Действительный годовой фонд рабочего времени	243

Для расчета основной заработной платы студента берем оклад, равный окладу ассистента без степени, т.е. 21760 руб.

$$Здн = \frac{Зм \times М}{Fд} = \frac{21760 \times 10,4}{243} = 931,29 \text{ руб.}$$

Для расчета основной заработной платы научного руководителя 33664 руб.

$$З_{дн} = \frac{З_{м} \times М}{F_{д}} = \frac{33664 \times 10,4}{243} = 1440,76 \text{ руб.}$$

Данные представлены в таблице 8.

Таблица 8 – Основная заработная плата работников

Исполнители	Здн, руб.	Кпр	Кд	Кр	Тр	Зосн
Устроханова Д. З.	931,29	0,05	0,05	1,3	99	131801,67
Губарев Ф. А.	1440,76	0,05	0,05	1,3	11	22663,15
Солдатов А. А.	1440,76	0,05	0,05	1,3	11	22663,15
Итого:						177127,97

Для расчета дополнительной заработной платы:

$$З_{доп} = З_{осн} \times 0,12$$

Данные представлены в таблице 9.

Таблица 9 – Дополнительная заработная плата работников

Исполнитель	Здоп
Инженер	15816,2 руб.
Консультант	2719,58 руб.
Руководитель	2719,58 руб.
Итого	21255,36 руб.

4.3.4 Отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления)

В данной статье расходов отражаются обязательные отчисления по установленным законодательствам Российской Федерации нормам органам государственного социального страхования (ФСС), пенсионного фонда (ПФ) и медицинского страхования (ФФОМС) от затрат на оплату труда работников.

Для расчета отчислений во внебюджетные фонды:

$$О_{вн} = (З_{осн} + З_{доп}) \times 0,3$$

Данные представлены в таблице 10.

Таблица 10 – Отчисления во внебюджетные фонды

Исполнитель	Овн
Устроханова Д. З	44285,36 руб.
Губарев Ф. А	7614,82 руб.
Солдатов А. А	7614,82 руб.
Итого	51900,18 руб.

4.3.5 Накладные расходы

Накладные расходы учитывают прочие затраты, не опадающие в предыдущие статьи расходов: печать и ксерокопирование материалов исследования, оплата услуг связи, электроэнергии, почтовые расходы и т. д.

Для расчета накладных расходов:

$$H = (\text{Зат. м.} + \text{Зат. сп.} + \text{Зосн} + \text{Здоп} + \text{Овн}) \times 0,16 = (4386 + 4400 + 177127,97 + 21255,36 + 51900,18) \times 0,16 = 41451,12 \quad (24)$$

4.3.6 Формирование бюджета затрат

Рассчитанная величина затрат научно-исследовательской работы является основой для формирования бюджета затрат проекта. Данные расчетов, а также высчитанный удельный вес каждого из видов расходов представлен в таблице 11.

Таблица 11 – Бюджет затрат

Наименование	Сумма, руб.	Удельный вес, %
Материальные затраты	4386	1,46
Затраты на специальное оборудование	4400	1,46
Затраты на основную заработную плату	177127,97	58,94
Затраты на дополнительную заработную плату	21255,36	7,07
Страховые взносы	51900,18	17,27
Накладные расходы	41451,12	13,79
Общий бюджет	300520,63	100%

В ходе работы над разделом была проведена оценка возможностей реализации проекта на практике.

Оценка конкурентоспособности проекта показала, что метод диффузной оптической томографии имеет некоторые преимущества перед аналогичными методами диагностики. Метод является абсолютно безопасным и достаточно чувствительным и специфичным.

В результате SWOT-анализа были выделены основные преимущества и недостатки проекта и оценены возможности развития проекта в условиях внешней среды.

В ходе работы над разделом было осуществлено планирование научно-исследовательских работ, и был рассчитан бюджет затрат проекта. Общая продолжительность работ составила 102 дня. Общий бюджет проекта составил 300520 рублей. Основную часть бюджета составила зарплата работников (66 %).

Работы по исследованию метода диффузной оптической томографии молочной железы являются эффективными. Во-первых, диагностика рака молочной железы на ранних стадиях представляет собой одну из важнейших задач диагностической медицины. Во-вторых, метод диффузной оптической томографии мог бы быть достаточно конкурентоспособным на рынке диагностического медицинского оборудования. И в-третьих, исследование метода и разработка системы для экспресс-диагностики не требуют больших затрат на оборудование и комплектующие.

5 Социальная ответственность

Социальная ответственность – ответственность отдельного ученого и научного сообщества перед обществом. Первостепенное значение при этом имеет безопасность применения тех технологий, которые создаются на основе достижений науки, предотвращение или минимизация возможных негативных последствий их применения, обеспечение безопасного проведения исследований, как для испытуемых, так и для остального населения и для окружающей среды.

Тема выпускной квалификационной работа направлена на изучение метода оптической диффузной томографии и применение метода для диагностики ткани молочной железы. В ходе работы планируется создание оптической системы на основе четырех излучателей и четырех приемников и испытание установки на фантоме мягкой ткани.

В данном разделе будут рассмотрены вредные и опасные производственные факторы, действующие на исследователя в лаборатории, где происходит разработка оптической системы и ее испытание, а также будет рассмотрена безопасность в чрезвычайных ситуациях и экологическая безопасность.

Рассматриваемое рабочее место находится в лаборатории 101 16В корпуса. Лаборатория оснащена персональным компьютером, рабочей зоной предназначенной для пайки, лабораторными источниками тока.

В процессе исследования и разработки оптической системы исследователь подвергается воздействию целого комплекса различных факторов среды, действующих на его здоровье. Совокупность этих факторов называется условиями труда. Главной целью улучшения условий труда является обеспечение безопасности труда, сохранение жизни и здоровья работающих, предупреждение несчастных случаев и заболеваний на производстве.

5.1 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности

5.1.1 Специальные (характерные для проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства

Согласно статье 219 «Право работника на труд в условиях, отвечающих требованиям охраны труда» [41] трудового кодекса РФ каждый работник имеет право на:

- рабочее место, соответствующее требованиям охраны труда;
- обязательное социальное страхование от несчастных случаев на производстве и профессиональных заболеваний в соответствии с федеральным законом;
- получение достоверной информации от работодателя, соответствующих государственных органов и общественных организаций об условиях и охране труда на рабочем месте, о существующем риске повреждения здоровья, а также о мерах по защите от воздействия вредных и (или) опасных производственных факторов;
- отказ от выполнения работ в случае возникновения опасности для его жизни и здоровья вследствие нарушения требований охраны труда, за исключением случаев, предусмотренных федеральными законами, до устранения такой опасности;
- обеспечение средствами индивидуальной и коллективной защиты в соответствии с требованиями охраны труда за счет средств работодателя;
- обучение безопасным методам и приемам труда за счет средств работодателя;
- дополнительное профессиональное образование за счет средств работодателя в случае ликвидации рабочего места вследствие нарушения требований охраны труда;
- внеочередной медицинский осмотр в соответствии с медицинскими рекомендациями с сохранением за ним места работы (должности) и среднего

заработка во время прохождения указанного медицинского осмотра.

В соответствии с требованиями Федерального закона Российской Федерации от 28 декабря 2013 г. N 426-ФЗ "О специальной оценке условий труда" в ТПУ проводилась оценка условий труда в структурных подразделениях университета, в соответствии с которой условия труда в ТПУ можно считать удовлетворительными [42].

5.1.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны

Рабочее место – место, где работник должен находиться или куда ему необходимо прибыть в связи с его работой и которое прямо или косвенно находится под контролем работодателя. Постоянное рабочее место – место, на котором работник находится большую часть (более 50% или более 2 часов непрерывно) своего рабочего времени.

Рабочая зона – пространство высотой до 2 м от уровня пола или площадки, на котором находятся места постоянного или временного пребывания работников.

В соответствии с ГОСТ 12.2.061-81 «Оборудование производственное. Общие требования безопасности к рабочим местам» [43] рабочее оборудование, инструмент, приспособления должно полностью отвечать требованиям безопасности, окружающая производственная среда соответствовать санитарно-гигиеническим требованиям и, кроме того, рабочее место должно быть организовано таким образом, чтобы человек при выполнении работы затрачивал минимальное количество энергии. Соблюдение этих условий будет способствовать постоянно производительному безопасному труду.

При работе над оптической системой основную часть времени разработчик проводит сидя. Следовательно, приведем общие эргономические требования к рабочему месту из ГОСТа 12.2.032-78. «ССБТ. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования» [44].

При проектировании оборудования и рабочего места следует учитывать антропометрические показатели женщин (если работают только женщины) и мужчин (если работают только мужчины): если оборудование обслуживают женщины и мужчины – общие средние показатели женщин и мужчин.

Конструкцией производственного оборудования и рабочего места должно быть обеспечено оптимальное положение работающего, которое достигается регулированием: высоты рабочей поверхности и пространства для ног; высоты сидения и подставки для ног (при нерегулируемой высоте рабочей поверхности).

Регулируемые параметры выбираются по рекомендациям ГОСТа. При нерегулируемой высоте рабочей поверхности высоту рабочей поверхности принимают для работающего ростом 180 см. Оптимальная рабочая поза для работающих более низкого роста достигается за счет увеличения высоты сидения и подставки для ног на величину равную разности между высотой рабочей поверхности для работающего ростом 180 см и высотой рабочей поверхности, оптимальной для роста данного работающего.

Конструкция регулируемого кресла оператора должна соответствовать требованиям ГОСТ 21889-76 [45]. В тех случаях, когда невозможно осуществить регулирование высоты рабочей поверхности и подставки для ног, допускается проектировать и изготавливать оборудование с нерегулируемыми параметрами рабочего места. Так, высота сидения для рабочего места, предназначенного для мужчин и женщин должна быть 420 мм.

Общие требования к размещению средств отображения информации соответствуют ГОСТ 22269-76 [46].

5.2 Производственная безопасность

Создание системы на основе четырех лазерных диодов с последующей регистрацией выходного сигнала подразумевает использование персонального

компьютера, лабораторного источника напряжения, осциллографа и паяльника.

5.2.1 Анализ потенциально возможных опасных факторов, которые могут возникнуть на рабочем месте при проведении исследований

Рассмотрим вредные и опасные факторы, которые могут возникнуть в лаборатории при работе над системой и при проведении опытов. Для выбора факторов использовался ГОСТ 12.0.003-2015 «Опасные и вредные производственные факторы. Классификация» [47].

Таблица 12 – Опасные и вредные факторы при выполнении работ по разработке оптической системы

Источник фактора, наименование вида работ	Факторы (по ГОСТ 12.0.003-2015)		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
1) работа над обзором литературы, разработкой структурной и принципиальной схем; 2) работа над созданием оптической системы (пайка); 3) проведение опытов по регистрации излучения;	1) электромагнитное излучение; 2) неудовлетворительный микроклимат; 3) вредные вещества в процессе пайки; 4) негативное воздействие лазерного излучения; 5) неудовлетворительное освещение рабочей зоны;	1) опасность поражения электрическим током; 2) опасность получения ожога от паяльника; 3) пожаровзрывоопасность	СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 «Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы» ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. «Электробезопасность. Предельно допустимые уровни напряжений прикосновения и токов» СанПиН 2.2.4.548–96. «Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений» СП 952-72 «Санитарные правила организации процессов пайки мелких изделий сплавами, содержащими свинец» СанПиН 5804-91. «Санитарные нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров» СП 52.13330.2016 Естественное и искусственное освещение. Актуализированная редакция СНиП 23-05-95

5.2.2 Разработка мероприятий по снижению воздействия вредных и опасных факторов

Неудовлетворительное электромагнитное излучение:

Использование персонального компьютера может привести к наличию таких вредных факторов, как электромагнитные и электростатические поля.

Указанные факторы нормируются СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 «Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы» [48].

ПЭВМ должна соответствовать требованиям санитарных правил и подлежать санитарно-эпидемиологической экспертизе с оценкой в испытательных лабораториях, аккредитованных в установленном порядке.

Помещение для работы с ПЭВМ с жидкокристаллическим экраном должно соответствовать требованиям СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Временные допустимые уровни ЭМП, создаваемых ПЭВМ на рабочих местах пользователей представлены в таблице:

Таблица 13 – Временные допустимые уровни ЭМП, создаваемых ПЭВМ на рабочих местах

Наименование параметров	Диапазон	ДУ ЭМП
Напряженность электрического поля	в диапазоне частот 5 Гц - 2 кГц	25 В/м
	в диапазоне частот 2 кГц - 400 кГц	2,5 В/м
Плотность магнитного потока	в диапазоне частот 5 Гц - 2 кГц	250 нТл
	в диапазоне частот 2 кГц - 400 кГц	25 нТл
Напряженность электростатического поля		15 кВ/м

В лаборатории 101 16В корпуса используются современные ПЭВМ с жидкокристаллическими мониторами. В лаборатории соблюдены все требуемые нормы [49].

Неудовлетворительные показатели микроклимата:

Работа разработчика в лаборатории 101 16В корпуса относится к категории Ia. К категории Ia относятся работы с интенсивностью энергозатрат

до 120 ккал/ч (до 139 Вт), производимые сидя и сопровождающиеся незначительным физическим напряжением.

Основные требования к микроклимату для работ категории Ia представлены в СанПиН 2.2.4.548–96. «Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений» [50]. В таблице 5. 3 представлены допустимые величины показателей микроклимата.

Таблица 14 – Оптимальные величины показателей микроклимата на рабочих местах производственных помещений

Период года	Категория работ по уровню энергозатрат Вт	Температура воздуха, °С		Температура поверхностей, °С	Относительная влажность воздуха, %	Скорость движения воздуха, м/с	
		диапазон ниже оптимальных величин	диапазон выше оптимальных величин			для диапазона температур воздуха ниже оптимальных величин, не более	для диапазона температур воздуха выше оптимальных величин, не более**
Холодный	Ia (до 139)	20,0 - 21,9	24,1 - 25,0	19,0 - 26,0	15 - 75*	0,1	0,1
Теплый	Ia (до 139)	21,0 - 22,9	25,1 - 28,0	20,0 - 29,0	15 - 75*	0,1	0,2

Все необходимые требования СанПиН в лаборатории соблюдаются [49].

Вредные и опасные факторы в процессе пайки:

В воздух при монтаже электронной аппаратуры (пайке) выделяются вредные вещества. Помещение, где проводится монтаж электронной аппаратуры, и организация самого процесса пайки должны соответствовать СП 952-72 [51], то есть удовлетворять требованиям к техническому процессу, устройству и оборудованию производственных помещений и рабочих мест, требованиям к вентиляции, требованиям к содержанию и уборке помещений:

- технологию процесса целесообразно строить таким образом, чтобы операции пайки были на участке максимально сосредоточены;
- эксплуатация или ввод в эксплуатацию участков пайки, не оборудованных вентиляцией, запрещается;
- паяльные работы должны выполняться рабочими в предусмотренной для этой цели спецодежде;

Лаборатория 101 16В соответствует все вышеперечисленным требованиям. Рабочая зона для пайки оснащена вентиляционными вытяжками, помещение обеспечивается приточным воздухом. После рабочего дня в лаборатории осуществляется влажная уборка. Паяльные работы разработчики проводят в спецодежде [49].

Негативное воздействие лазерного излучения:

Предельно допустимые уровни (ПДУ) лазерного излучения устанавливаются по СанПиН 5804-91. «Санитарные нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров» [52] для двух условий облучения - однократного и хронического для трех диапазонов длин волн:

I $180 < \lambda \leq 380$ нм

II $380 < \lambda \leq 1400$ нм

III $1400 < \lambda \leq 10^5$ нм

Излучение длиной волны 650 нм попадает во второй диапазон.

В таблице представлены соотношения для определения $H_{пду}$ (энергетическая экспозиция), $E_{пду}$ (облученность), $W_{пду}$ (энергия), $P_{пду}$ (мощность) при однократном воздействии на кожу коллимированного или рассеянного лазерного излучения в спектральном диапазоне II ($380 < \lambda \leq 1400$ нм).

Таблица 15 – Соотношения для определения $H_{пду}$, $E_{пду}$ и $W_{пду}$, $P_{пду}$ при однократном воздействии на кожу коллимированного или рассеянного лазерного излучения в спектральном диапазоне II ($380 \leq \lambda \leq 1400$ нм).

Спектральный интервал, нм	Длительность облучения t, с	$H_{пду}$, Дж·м-2; $E_{пду}$, Вт·м-2
500 < λ < 900	10-10 < t < 3	$H_{пду} = 7,0 \cdot 10^3$
	3 < t < 102	$E_{пду} = 5,0 \cdot 10^3$
	t > 102	$E_{пду} = 5,0 \cdot 10^2$
$W_{пду} = 10^{-6} \cdot H_{пду}$; $P_{пду} = 10^{-6} \cdot E_{пду}$		

Лазер, независимо от класса, должен иметь защитный корпус. Все требования СанПиН в ходе испытания системы в лаборатории соблюдались разработчиком [49].

Неудовлетворительное освещение рабочего места:

Неудовлетворительное освещение приводит к напряжению зрения, ослаблению внимания и наступлению преждевременной утомленности. Ослепление, резь в глазах и раздражение могут быть вызваны чрезмерно ярким освещением. Свет на рабочем месте может создать сильные тени или отблески, а также дезориентировать работающего. Основным документом по требованиям к освещенности является СП 52.13330.2016 «Естественное и искусственное освещение. Актуализированная редакция СНиП 23-05-95» [53].

Согласно СНиПу 23-05-95 «Естественное и искусственное освещение» в аудитории 101 16в корпуса выполняются работы средней точности с эквивалентным размером объекта различения от 0,5 до 1 мм, контрастность объекта с фоном большая, светлый фон, разряд зрительной работы IV, подразряд г. В лаборатории имеется естественное и искусственное освещение. Естественное освещение одностороннее боковое. Общее освещение складывается из естественного источника света и газоразрядных ламп. В лаборатории осуществляется работа с ПК, проведение экспериментов и обработке результатов.

При работе с ПЭВМ рабочие столы следует размещать таким образом, чтобы видеодисплейные терминалы были ориентированы боковой стороной к световым проемам, чтобы естественный свет падал преимущественно слева. Освещенность на поверхности стола в зоне размещения рабочего документа должна быть 300-500 лк. Освещение не должно создавать бликов на поверхности экрана.

Освещение рабочей поверхности от систем общего освещения должна составлять не менее 200лк при газоразрядных лампах и 100 лк при лампах накаливания.

Для местного освещения рабочих мест следует использовать светильники с непросвечивающими отражателями. Светильники должны

располагаться таким образом, чтобы их светящиеся элементы не попадали в поле зрения работающих на освещаемом рабочем месте и на других рабочих местах.

Аудитория 101 16в корпуса соответствует допустимым условиям труда [49].

Опасность поражения электрическим током:

Во время работы над оптической системой и проведения экспериментов по детектированию излучения, проходящего через мягкую ткань, в лаборатории 101 16В корпуса использовалось электрическое оборудование: ПЭВМ, источник питания, осциллограф, паяльник. Напряжение 220 В. Возможные причины несчастных случаев:

- 1) случайное прикосновение работающего к токоведущим частям, находящимся под напряжением в результате повреждения изоляции;
- 2) контакт работающего с металлическими конструктивными частями электрооборудования — корпусами, кожухами, находящимися под напряжением в результате повреждения изоляции;
- 3) контакт работающего с токоведущими частями, находящимися под напряжением, вследствие ошибочного включения установки;
- 4) шаговое напряжение.

Лабораторию 101 16В корпуса можно отнести к помещениям без повышенной опасности согласно разделу 1.1.13 правил устройства электроустановок (ПУЭ) [54], так как влажность воздуха в помещении не более 75 %, температура воздуха не выше 35 °С, отсутствует токопроводящая пыль, полы не являются токопроводящими,.

В соответствии ПУЭ рабочие места с ПЭВМ, должны быть оборудованы защитным заземлением, занулением, УЗО, также на рабочих местах должны иметься знаки и плакаты безопасности. Поскольку непосредственно на ПЭВМ должно подаваться стабилизированное электропитание, подачу электроэнергии в компьютерные помещения следует осуществлять от отдельного независимого

источника питания. Лаборатория 101 16В корпуса соответствует всем требованиям ПУЭ [49].

5.3 Экологическая безопасность

В данном разделе рассматривается характер воздействия проектируемого решения на окружающую среду.

Отрицательного воздействия на окружающую среду в процессе работы оптическая система не оказывает. Однако производство и утилизацию данного устройства стоит проводить в специальных условиях.

Процессы пайки или лужения оловянно-свинцовыми и оловянно-свинцово-кадмиевыми припоями могут сопровождаться выделением токсичных веществ: свинца и окиси кадмия, которые в соответствии с ГОСТ 12.1.007-76 [55] относятся к веществам 1-го класса опасности. Таким образом происходит загрязнение воздушной среды парами припоя и флюса и парами различных жидкостей, применяемых для флюса, смывки и растворения лаков, парами соляной кислоты, газами (окись углерода, углеводороды, продукты разложения изоляции) и т.д..

Также необходимо учитывать воздействие электронной аппаратуры на окружающую среду после утилизации. Так попадание свинца из аппаратуры в почву и подземные воды представляют значительную экологическую угрозу.

Для нейтрализации негативных экологических последствий необходимо соблюдать некоторые правила:

1. Утилизация узлов радиоэлектронной аппаратуры должна производиться на специализированных предприятиях.

2. Уменьшение концентрации свинца в рабочей зоне и выбросы в атмосферу при пайке свинцовыми припоями посредством установления специальных фильтров очистки.

5.4 Безопасность в чрезвычайных ситуациях

5.4.1 Анализ вероятных ЧС при разработке и эксплуатации объекта исследования

Согласно ГОСТ Р 22.0.02-94 [56] чрезвычайная ситуация - обстановка на определенной территории или акватории, сложившаяся в результате аварии, опасного природного явления, катастрофы, стихийного или иного бедствия, которые могут повлечь или повлекли за собой человеческие жертвы, ущерб здоровью людей или окружающей природной среде, значительные материальные потери и нарушение условий жизнедеятельности людей

При разработке и эксплуатации проекта возможны следующие виды ЧС:

1. Пожары, взрывы;
2. Внезапное обрушение зданий, сооружений;
3. Геофизические опасные явления (землетрясения);

В лаборатории 101 16В корпуса проводятся исследования с эксплуатацией электрооборудования, имеются твердые горючие материалы (столы, шкафы, ПК). Возможными причинами загорания является неправильная эксплуатация электроустановок. По степени пожароопасности помещение относится к классу П-Па [54].

Зоны класса П-Па - зоны, расположенные в помещениях, в которых обращаются твердые горючие вещества.

Причинами пожара могут быть:

- токи короткого замыкания;
- неисправность электросетей;
- незнание или небрежность обслуживающего персонала;
- курение в неположенных местах.

В соответствии с Федеральным законом №123 «Технический регламент о требованиях пожарной безопасности» [57] наиболее вероятным классом пожара в лаборатории 101 16В корпуса является пожар класса Е.

Пожары горючих веществ и материалов электроустановок, находящихся под напряжением (Е).

5.4.2 Разработка мер по предупреждению и ликвидации ЧС

Пожарная безопасность в ФГБОУ ВПО «Национальный исследовательский Томский политехнический университет» обеспечивается в соответствии с требованиями Федерального закона № 123-ФЗ «Технический регламент о требованиях пожарной безопасности». Обеспечивает поддержание пожарной безопасности на объектах университета отдел пожарной безопасности.

Лаборатория 101 16В корпуса подлежит контролю отдела за выполнением правил пожарной безопасности на объектах университета.

На объекте обеспечено:

- проведение работ по очистке стен, потолков, пола, конструкций и оборудования помещений от пыли, стружек и горючих отходов;
- содержание эвакуационных путей и выходов в соответствии с проектными решениями, открывающимися свободно изнутри без ключа, по направлению эвакуации и требованиями по освещенности;
- наличие планов эвакуации людей при пожаре;
- исправное состояние систем обнаружения, оповещения людей о пожаре;
- по окончании рабочего времени обесточивание электроустановок и бытовых электроприборов в помещениях, за исключением дежурного освещения, систем противопожарной защиты, а также других электроустановок и электротехнических приборов;
- наличие огнетушителей (ОП-3, ОП-1, ОУ-3 – 1шт.) по нормам согласно приложениям №1 и 2 Правил противопожарного режима (ППР);

В соответствии с инструкцией о мерах противопожарной безопасности при обнаружении пожара или признаков горения в помещении (задымление, запах гари, повышение температуры воздуха и др.) необходимо:

- сообщить по телефону 01 или 101 (назвать адрес объекта, место возникновения пожара, а также сообщить свою фамилию);
- принять меры по эвакуации людей и тушению пожара.

В данном разделе были рассмотрены вредные и опасные производственные факторы, действующие на исследователя в лаборатории, где происходит разработка оптической системы и ее испытание, а также была рассмотрена безопасность в чрезвычайных ситуациях и экологическая безопасность. Условия труда в соответствии с [9] допустимы. Риск реализации опасных факторов и ЧС минимален. Приемлемый риск $\leq 10^{-6}$.

Заключение

В данной выпускной квалификационной работе был рассмотрен метод диагностики молочной железы с помощью диффузной оптической томографии.

В литературном обзоре были рассмотрены особенности кровяного русла в зоне локализации злокачественной опухоли. Далее был описан принцип метода диффузной оптической томографии, и было представлено сравнение метода с наиболее распространенными на сегодняшний день методами диагностики рака молочной железы. Затем были описаны существующие оптические системы диагностики.

Затем был описан опыт по регистрации прошедшего излучения через ткань, имитирующую ткань молочной железы с опухолью.

В работе были разработаны принципиальные схемы источника и приемника излучения. По ним был изготовлен макет оптической системы, и были проведены опыты по регистрации излучения. Результаты опытов показали возможность определения локализации кровяного сгустка, имитирующего опухоль, в ткани, имитирующей ткань молочной железы.

При дальнейшем усовершенствовании системы, увеличении количества источников и приемников возможно создание системы, позволяющей определять РМЖ на ранней стадии.

Список источников

- 1 Мир 24 [Электронный ресурс]. URL: <https://mir24.tv/>. – Названы основные причины смертности в России. – Дата обращения: 20. 03. 2019
- 2 РБК [Электронный ресурс]. URL: <https://www.rbc.ru/>. – Минздрав сообщил о самых распространенных видах рака в России. – Дата обращения: 20. 03. 2019
- 3 Прозоровский В. Кровеносные сосуды и рак / В. Прозоровский // Наука и жизнь. – 2006. – №9. – С. 1-2.
- 4 Rice A. Angiogenesis, thrombospondin, and ductal carcinoma in situ of the breast / A. Rice, C. M. Quinn // Journal of clinical Pathology. – 2002. – №8. – P. 569-574.
- 5 Tumor angiogenesis and metastasis-correlation in invasive breast carcinoma / N. Weidner [and etc.] // N Engl J Med. – 1991. – №1. – P. 1-8.
- 6 Пряникова Т. И. Метод оптической диффузионной спектроскопии для изучения кислородного статуса экспериментальных опухолей : дис. ... канд. биол. наук : 03.01.02 : защищена 13. 12. 2013 / Пряникова Татьяна Игоревна. – Н. Новгород, 2013. – 125 с.
- 7 Тучин В. В. Лазеры и волоконная оптика в биомедицинских исследованиях / В. В. Тучин. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2010. – 488 с.
- 8 Тучин В.В. Оптическая биомедицинская диагностика / В. В. Тучин. – М.: ФИЗМАЛИТ, 2006.– 560 с.
- 9 Пика Т. О. Концентрации биологических хромофоров как индикаторы состояния биотканей / Т. О. Пика // Молодежный научно-технический вестник. – 2012. – №3. – С. 1-7.
- 10 Форма здоровья [Электронный ресурс]. URL: <http://formatzdorovia.com/>. – Рак молочной железы. – Дата обращения: 20. 03. 2019
- 11 Hillman E. M. C. Experimental and theoretical investigations of near

infrared tomographic imaging methods and clinical applications: thesis submitted for the degree of Doctor of Philosophy (Ph.D.) / Elizabeth M. C. Hillman. –London, 2002. – 356 p.

12 Шутов И. В. Диффузионная оптическая томография сильно рассеивающих объектов на основе быстрого алгоритма проекционного восстановления внутренней структуры : дис. ... канд. ф-м наук : 01.04.21 : защищена 06. 06. 2002 / Шутов Илья Владимирович. – М., 2002. – 149 с.

13 Optical imaging of the breast / Van de Ven S. [and etc.] // Cancer Imaging. – 2008. – №8. – P. 206-215.

14 Тамкович С. Н. Современные методы диагностики рака молочной железы / С. Н. Тамкович, В. Е. Войцицкий, П. П. Лактионов // Биомедицинская химия. – 2014. – №2, С. 141-160.

15 Fletcher Suzanne W. Mammographic Screening for Breast Cancer / Suzanne W. Fletcher, M.D., Joann G. Elmore // N Engl J Med. – 2003. – №17. – P. 1672-1680.

16 Cumulative Probability of False-Positive Recall or Biopsy Recommendation After 10 Years of Screening Mammography: A Cohort Study / Rebecca A. Hubbard [and etc.] // Ann Intern Med. – 2011. – №8. – P. 481-492.

17 Центр иммунологии и репродукции [Электронный ресурс]. URL: <http://www.cironline.ru/>. – О раке молочной железы и об УЗИ молочных желёз. – Дата обращения: 20. 03. 2019

18 МРТ Гранд Сервис [Электронный ресурс]. URL: <https://mrtvtomske.ru/>. – Дата обращения: 20. 03. 2019

19 Diffuse Optical Tomography of the Breast: Initial Validation in Benign Cysts / Van de Ven S. [and etc.] // Mol Imaging Biol. – 2009. – №11. – P. 64-70.

20 Пьянов И. В. Трансмиссионная оптическая маммография как перспективный метод скрининг – диагностики рака молочной железы [Электронный ресурс] / И. В. Пьянов // Russian electronic journal of radiology. – 2014. – №3. – Режим доступа: www.rejr.ru. – Дата обращения: 20.03.2019.

- 21 C4RT [Электронный ресурс]. URL: <https://ce4rt.com/>. – Computed tomography laser mammography (CTLM). – Дата обращения: 20. 03. 2019
- 22 Imaging Diagnostic System [Электронный ресурс]. URL: <https://imds.com/>. – Дата обращения: 20. 03. 2019
- 23 Instrumentation for fast functional optical tomography / Christoph H. Schmitz [and etc.] // Review of scientific instruments. – 2002. – №2. – P. 429-439.
- 24 Diffuse Optical Imaging of ICG Dynamics in the Diseased Breast with High Temporal Resolution / Christoph H. Schmitz [and etc.] // Conference Proceedings from OSA Publishing in Proceedings Biomedical Optics and 3-D Imaging. – 2010. – P. 1-4.
- 25 A 32-channel time-resolved instrument for medical optical tomography / Florian E. W. Schmidt [and etc.] // Review of scientific instruments. – 2002. – №1. – P. 256-265.
- 26 SoftScan HealthCare Group [Электронный ресурс]. URL: <http://softscanhealthcare.com/>. – Дата обращения: 20. 03. 2019
- 27 Instrumentation and design of a frequency domain diffuse optical tomography imager for breast cancer detection / Brian W. Pogue [and etc.] // OPTICS EXPRESS. – 1997. – №13. – P. 391-403.
- 28 STMicroelectronics [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: <http://www.st.com>, свободный. – STM8S207xx STM8S208xx. – Яз. англ. (дата обращения 09/03/2019)
- 29 STMicroelectronics [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: <http://www.st.com>, свободный. – L7800 SERIES. – Яз. англ. (дата обращения 09/03/2019);
- 30 International Rectifier [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: www.irf.com, свободный. – IR2103(S)PBF. – Яз. англ. (дата обращения 09/03/2019)
- 31 Texas Instruments [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: <http://www.ti.com>, свободный. – LM317. – Яз. англ. (дата обращения

09/03/2019)

32 International Rectifier [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: www.irf.com, свободный. – IRLR2905. – Яз. англ. (дата обращения 09/03/2019)

33 Tgleiser [Электронный ресурс]. URL: <http://www.tgleiser.com/>. – 100mW Red Laser Diode 650nm Laser Module. – Дата обращения: 24. 05. 2019

34 Кузнецкий завод конденсаторов [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: <https://static.chipdip.ru/lib/008/DOC004008496.pdf> (дата обращения 30/03/2019)

35 Постоянные углеродные резисторы [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: <https://static.chipdip.ru/lib/056/DOC000056035.pdf> (дата обращения 30/03/2019)

36 Подстроечные резисторы Bourns [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: <https://static.chipdip.ru/lib/250/DOC000250615.pdf> (дата обращения 30/03/2019)

37 A Brief Review of OPT101 Sensor Application in Near-Infrared Spectroscopy Instrumentation for Intensive Care Unit Clinics [Электронный ресурс] / Ting Li [and etc.] // Sensors. – 2017. – Режим доступа: <https://www.mdpi.com/journal/sensors>. – Дата обращения: 20.03.2019.

38 Texas Instruments [Электронный ресурс] / Datasheet – Режим доступа: <http://www.ti.com>, свободный. – OPT101. – Яз. англ. (дата обращения 09/03/2019)

39 Ting Li. A Brief Review of OPT101 Sensor Application in Near-Infrared Spectroscopy Instrumentation for Intensive Care Unit Clinics // Sensors, 2017. – № 17. – С. 1-13.

40 Внешний модуль АЦП/ЦАП/ТТЛ на шину USB 1.1 Руководство пользователя [Электронный ресурс] – Режим доступа: http://www.lcard.ru/download/e14_440_users_guide.pdf (дата обращения 09/03/2019).

- 41 Трудовой кодекс Российской Федерации от 30.12.2001 N 197-ФЗ (ред. от 27.12.2018);
- 42 Федеральный закон Российской Федерации от 28 декабря 2013 г. N 426-ФЗ «О специальной оценке условий труда»
- 43 ГОСТ 12.2.061-81. Оборудование производственное. Общие требования безопасности к рабочим местам
- 44 ГОСТ 12.2.032-78. ССБТ. Рабочее место при выполнении работ сидя. Общие эргономические требования
- 45 ГОСТ 21889-76. Система «Человек-машина». Кресло человека-оператора. Общие эргономические требования
- 46 ГОСТ 22269-76. Система «Человек-машина». Рабочее место оператора. Взаимное расположение элементов рабочего места. Общие эргономические требования
- 47 ГОСТ 12.0.003-2015. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация.
- 48 СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы
- 49 Федеральный закон Российской Федерации от 28 декабря 2013 г. N 426-ФЗ
- 50 СанПиН 2.2.4.548–96. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений
- 51 СП 952-72. Санитарные правила организации процессов пайки мелких изделий сплавами, содержащими свинец
- 52 СанПиН 5804-91. Санитарные нормы и правила устройства и эксплуатации лазеров
- 53 СП 52.13330.2016. Естественное и искусственное освещение. Актуализированная редакция СНиП 23-05-95
- 54 Правила устройства электроустановок (ПУЭ)
- 55 ГОСТ 12.1.007-76. Система стандартов безопасности труда (ССБТ).

Вредные вещества. Классификация и общие требования безопасности

56 ГОСТ Р 22.0.02-94. Безопасность в чрезвычайных ситуациях.

Термины и определения основных понятий (с Изменением N 1)

57 Федеральным законом №123. Технический регламент о требованиях пожарной безопасности

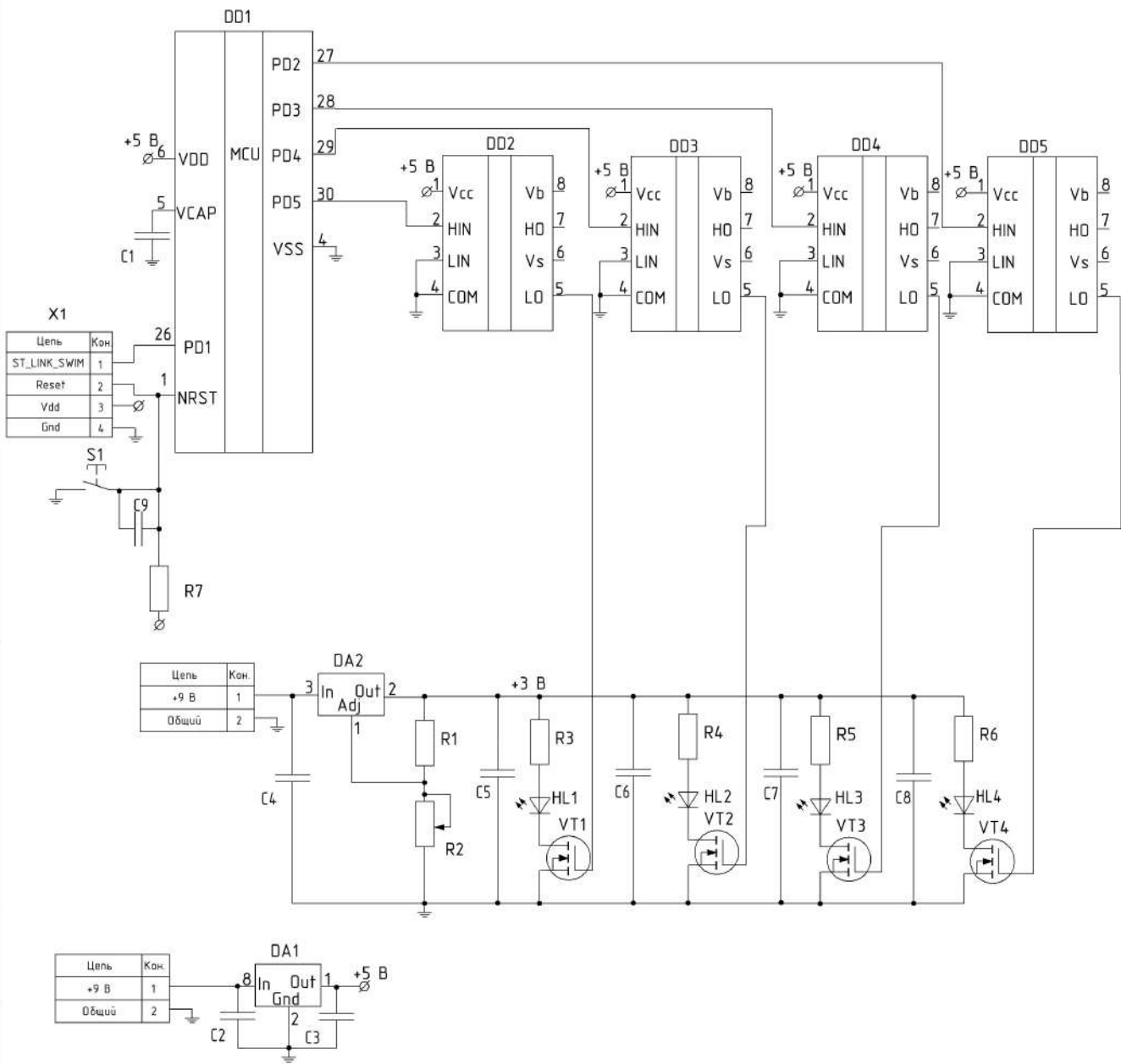
Приложение А

(обязательное)

ФЮРА.432228.001 Источники излучения

Пере. примен.	
Справа. №	

Подп. и дата	
Име. № дубл.	
Взам. инв. №	
Подп. и дата	
Име. № подл.	



					ФЮРА.432228.001 ЭЗ				
					Источники излучения Принципиальная электрическая схема	Лит		Масса	Масштаб
						У			
Изм	Лист	№ докум.	Подпись	Дата		Лист 1		Листов 1	
Разраб.		Устроханова Д. Э				ТПУ ИШНКБ Группа 1Д51			
Провер.		Губарев Ф. А.							
Т. контр.									
Реценз.									
Н. контр.									
Утверд.									
					Копировал				
					Формат				

Поз. обознач.		Наименование			Кол.	Примечание		
		Конденсаторы						
C1, C2		K73-17-0.33 мкФ-63 В±5%			2			
C3-C4, C9		K73-17-0.1 мкФ±5%			3			
C5-C8		K73-17-1 мкФ±5%			1			
		Резисторы						
R1		C1-4-0,125 Вт-240 Ом±5%			1			
R2					1			
R3-R6		C1-4-1 Вт-20 Ом±5%			4			
R7		C1-4-0.5 Вт-56 кОм±5%			1			
		Цифровые микросхемы						
DD1		STM8S003K3			1			
DD2-DD5		IR2103PBF			4			
		Аналоговые микросхемы						
Подп. и дата	DA1	L7805			1			
	DA2	LM317			1			
		Полевые транзисторы						
Инв. № дубл.	VT1-VT4	IRLR2905			4			
		Лазерные диоды						
Взам. инв. №	HL1-HL4	Tgleiser			4			
		Разъемы						
Подп. и дата	X1	Программатор			1			
Инв. № подл.								
						ФЮРА.432228.001 ПЭ		
	Изм	Лист	№ докум.	Подпись	Дата			
	Разраб.	Устроханова Д. Э				Источники излучения	Лист	Лист
Провер.	Гударев Ф. А.				4		1	2
Н. контр.					ТПУ ИШНКБ Группа 1Д51			
Утверд.								
	Перечень элементов							

Поз. обознач.		Наименование			Кол.	Примечание
		Переключатели				
S1		1-1825910-0 (FSM6JH)			1	
</						

Приложение Б

(обязательное)

ФЮРА.432231.002 Приемники излучения

Перв. примен.

Справ. №

Подп. и дата

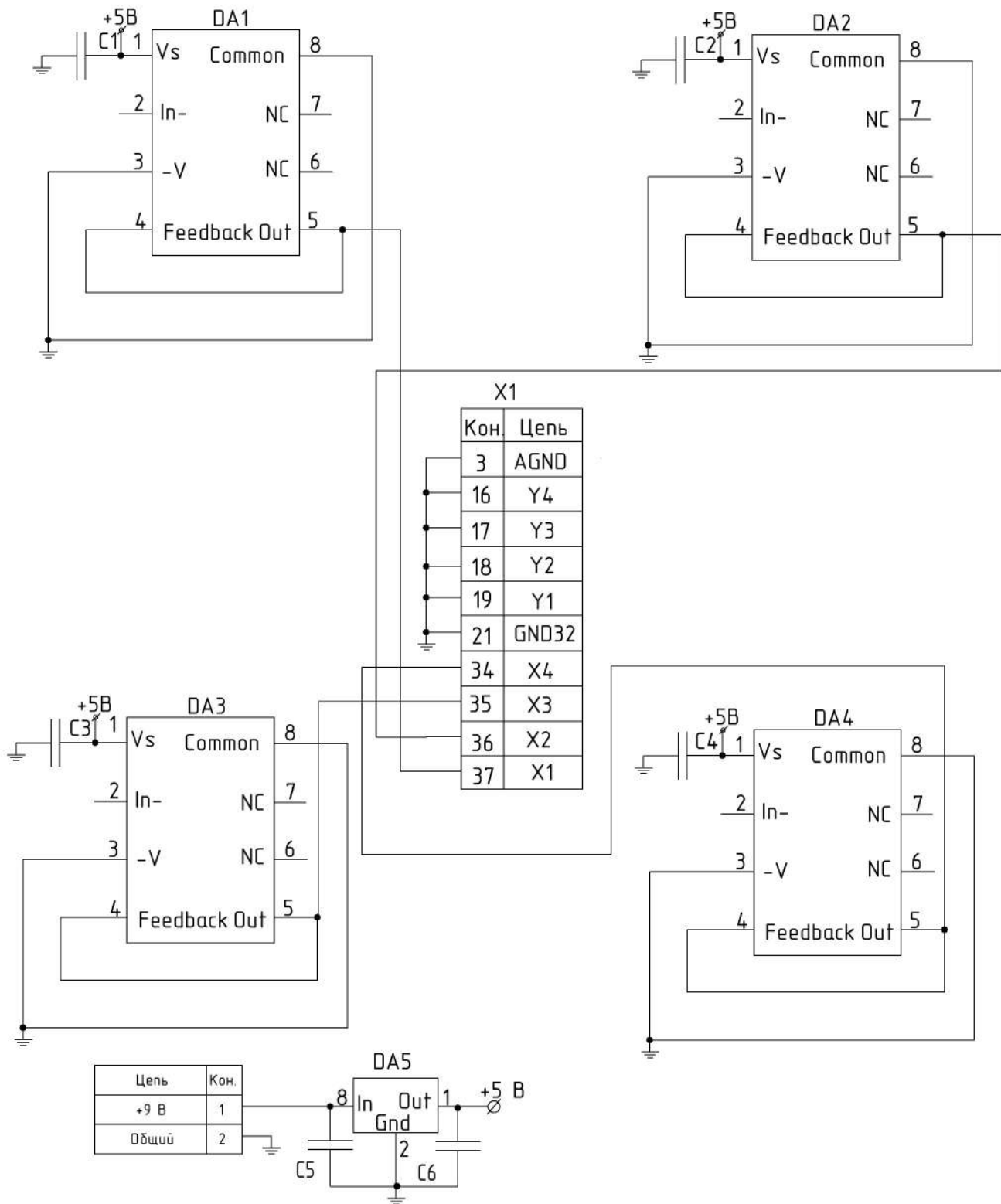
Инв. № дубл.

Взам. инв. №

Подп. и дата

Инв. № подл.

ФЮРА.432231.002 ЭЗ



ФЮРА.432231.002 ЭЗ

Изм	Лист	№ докум.	Подпись	Дата
Разраб.		Устроханова Д. З.		
Провер.		Гударев Ф. А.		
Т. контр.				
Реценз.				
Н. контр.				
Утверд.				

Приемники излучения
Принципиальная
электрическая схема

Лист	Масса	Масштаб
У		
Лист 1	Листов 1	

ТПУ ИШНКБ
Группа 1Д51

