

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
Направление подготовки – Биотехнические системы и технологии
Кафедра промышленной и медицинской электроники

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Методы визуализации биологических объектов

УДК 616-07: 615.53: 004.352.2

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1ДМ41	Казаева Анастасия Андреевна		

Руководитель

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Болотина И.О.	к.т.н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Конотопский В.Ю.	к.э.н.		

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Анищенко Ю.В.	к.т.н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
ПМЭ	Губарев Ф.А.	к.ф.-м.н., доцент		

ПЛАНИРУЕМЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ОБУЧЕНИЯ ПО ООП

Код результата	Результат обучения (выпускник должен быть готов)
<i>Профессиональные компетенции</i>	
P1	Применять глубокие специальные естественнонаучные, математические, социально-экономические и профессиональные знания в инновационной инженерной деятельности при разработке, производстве, исследовании, эксплуатации, обслуживании и ремонте современной биомедицинской и экологической техники
P2	Ставить и решать инновационные задачи инженерного анализа и синтеза с использованием специальных знаний, современных аналитических методов и моделей
P3	Выбирать и использовать необходимое оборудование, инструменты и технологии для ведения инновационной практической инженерной деятельности с учетом экономических, экологических, социальных и иных ограничений
P4	Выполнять комплексные инженерные проекты по разработке высокоэффективной биомедицинской и экологической техники конкурентоспособной на мировом рынке
P5	Проводить комплексные инженерные исследования, включая поиск необходимой информации, эксперимент, анализ и интерпретацию данных с применением глубоких специальных знаний и современных методов для достижения требуемых результатов в сложных и неопределенных условиях
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 глубокие знания в области проектного менеджмента для ведения инновационной инженерной деятельности с учетом юридических аспектов защиты интеллектуальной собственности
P8	Владеть иностранным языком на уровне, позволяющем активно осуществлять коммуникации в профессиональной среде и в обществе, разрабатывать документацию, презентовать и защищать результаты инновационной инженерной деятельности
P9	Эффективно работать индивидуально и в качестве члена и руководителя команды, состоящей из специалистов различных направлений и квалификаций, с делением ответственности и полномочий при решении инновационных инженерных задач
P10	Демонстрировать личную ответственность, приверженность и готовность следовать профессиональной этике и нормам ведения инновационной инженерной деятельности
P11	Демонстрировать глубокие знание правовых социальных, экологических и культурных аспектов инновационной инженерной деятельности, компетентность в вопросах охраны здоровья и безопасности жизнедеятельности
P12	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности

Министерство образования и науки Российской Федерации
федеральное государственное автономное образовательное учреждение
высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
Направление подготовки (специальность) – Биотехнические системы и технологии
Кафедра промышленной и медицинской электроники

УТВЕРЖДАЮ:
Зав. кафедрой

(Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ
на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации <small>(бакалаврской работы, дипломного проекта/работы, магистерской диссертации)</small>

Студенту:

Группа	ФИО
1ДМ41	Казазаевой Анастасии Андреевне

Тема работы:

Методы визуализации биологических объектов	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	15.04.2016, 2942/с

Срок сдачи студентом выполненной работы:

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

Исходные данные к работе	<ul style="list-style-type: none">– Параметры для расчета ДН: $d=16$ мм – диаметр круглого преобразователя; $f=5$ МГц – частота ультразвукового воздействия; $c=1450$ м/с – скорость ультразвука в мягких тканях.– Оборудование для проведения экспериментальных исследований:<ul style="list-style-type: none">• рентгеновский микротомограф «ОРЕЛ-МТ» (микрофокусная рентгеновская трубка XWT-160-ТС, детектор матричный PaxScan 2520 V);• система оптической визуализации (бесконтактный активный 3D сканер от фирмы DAVID, цифровая камера с разрешающей способностью матрицы 1928x1448);• автоматизированная УЗ система (робот-манипулятор фирмы KUKA модель KR10 R1100 sixx WP, приборный шкаф с управляющим компьютером модели LENOVO ThinkStation D30)
---------------------------------	--

<p>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов</p>	<ul style="list-style-type: none"> – Сравнительный анализ различных методов визуализации в медицине и определение границ их применимости; – Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и УЗ томографии биологических объектов; – Разработка структурной схемы автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов сложной геометрической формы; – Разработка функциональная схема блока ультразвуковой электроники автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов – Проведение экспериментальных исследований биологического объекта с помощью: <ul style="list-style-type: none"> • рентгеновского томографа с послойной визуализацией; • системы оптической визуализации; • автоматизированной УЗ системы.
--	---

<p>Перечень графического материала</p>	<ul style="list-style-type: none"> – Структурная схема автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов; – Функциональная схема блока ультразвуковой электроники автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов; – Результаты экспериментальных исследований
---	---

Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы

Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Конотопский Владимир Юрьевич
Социальная ответственность	Анищенко Юлия Владимировна
На иностранном языке	Кобзева Надежда Александровна

Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:

Раздел 1 - Методы визуализации биологических объектов и границы их применимости.
Раздел 2 - Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и ультразвуковой томографии биологических объектов.

<p>Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику</p>	
--	--

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Болотина И.О.	к.т.н		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1ДМ41	Казаева Анастасия Андреевна		

Министерство образования и науки Российской Федерации
 федеральное государственное автономное образовательное учреждение
 высшего образования
**«НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
 ТОМСКИЙ ПОЛИТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ»**

Институт неразрушающего контроля
 Направление подготовки – Биотехнические системы и технологии
 Уровень образования – Магистратура
 Кафедра промышленной и медицинской электроники
 Период выполнения: осень 2014 г. – весна 2016 г.

Форма представления работы:

Магистерская диссертация <small>(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)</small>

**КАЛЕНДАРНЫЙ РЕЙТИНГ-ПЛАН
 выполнения выпускной квалификационной работы**

Срок сдачи студентом выполненной работы:	
--	--

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
01.12.2014	Сравнительный анализ различных методов визуализации в медицине и определение границ их применимости	10
01.03.2015	Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и УЗ томографии биологических объектов	10
01.06.2015	Проведение экспериментальных исследований биологического объекта	10
30.10.2015	Разработка автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов сложной геометрической формы	20
01.04.2016	Разработка функциональной схемы блока ультразвуковой электроники автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов	20
15.05.2016	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	15
30.05.2016	Социальная ответственность	15

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Болотина И.О.	К.Т.Н.		

СОГЛАСОВАНО:

Зав. кафедрой	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
ПМЭ	Губарев Ф.А.	к.ф.-м.н., доцент		

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

Студенту:

Группа	ФИО
1ДМ41	Казазаевой Анастасии Андреевне

Институт	Неразрушающего контроля	Кафедра	Промышленной и медицинской электроники
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	Биотехнические системы и технологии

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

1. <i>Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих</i>	
2. <i>Нормы и нормативы расходования ресурсов</i>	
3. <i>Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования</i>	

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. <i>Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения</i>	
2. <i>Планирование и формирование бюджета научных исследований</i>	
3. <i>Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования</i>	

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. <i>Оценка конкурентоспособности технических решений</i>
2. <i>Матрица SWOT</i>
3. <i>Альтернативы проведения НИ</i>
4. <i>График проведения и бюджет НИ</i>
5. <i>Оценка ресурсной, финансовой и экономической эффективности НИ</i>

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
---	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Конотопский Владимир Юрьевич	к.э.наук		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1ДМ41	Казазаева Анастасия Андреевна		

ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА «СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»

Студенту:

Группа	ФИО
1ДМ41	Казазаевой Анастасии Андреевне

Институт	Неразрушающего контроля	Кафедра	Промышленной и медицинской электроники
Уровень образования	Магистратура	Направление/специальность	Биотехнические системы и технологии

Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:

<i>1. Характеристика объекта исследования (вещество, материал, прибор, алгоритм, методика, рабочая зона) и области его применения</i>	<p><i>Объект исследования – методы визуализации биологического объекта.</i></p> <p><i>Область применения – медицина.</i></p>
---	--

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

<p>1. Производственная безопасность</p> <p><i>1.1. Анализ выявленных вредных факторов при разработке и эксплуатации проектируемого решения в следующей последовательности:</i></p> <p><i>1.2. Анализ выявленных опасных факторов при разработке и эксплуатации проектируемого решения в следующей последовательности:</i></p>	<p><i>Анализ выявленных вредных факторов:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>Отклонение показателей микроклимата;</i> • <i>Недостаточная освещенность;</i> • <i>Повышенный уровень шума;</i> • <i>Повышенный уровень ионизирующих излучений;</i> • <i>Повышенный уровень электромагнитных излучений;</i> <p><i>Анализ выявленных опасных факторов:</i></p> <ul style="list-style-type: none"> • <i>Электрический ток;</i>
<p>2. Экологическая безопасность.</p>	<p><i>Утилизация биологических отходов</i></p>
<p>3. Безопасность в чрезвычайных ситуациях.</p>	<p><i>Возможными чрезвычайными ситуациями являются пожары</i></p>
<p>4. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности.</p>	<p><i>Соблюдение законов (налоговое законодательство, трудовой и гражданский кодексы).</i></p>

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	
---	--

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент	Анищенко Юлия Владимировна	к.т.н		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1ДМ41	Казазаева Анастасия Андреевна		

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 124 с., 32 рис., 17 табл., 33 источника, 1 прил.

Ключевые слова: ультразвуковая томография, оптическая томография, рентгеновская томография, трехмерная реконструкция, автоматизированная ультразвуковая система.

Объектом исследования является тазобедренная часть курицы (куриный окорочок).

Цель работы – Разработка и исследование методов оптической, рентгеновской и ультразвуковой томографии биологических объектов.

В процессе работы проводились экспериментальные исследования с помощью рентгеновского микротомографа «ОРЕЛ-МТ», 3D-сканера, работающего по технологии структурированного света, а также автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля.

В результате исследования разработана структурная схема макета автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов сложной геометрической формы.

Научная новизна:

1. Разработаны алгоритмы томографической реконструкции изображений биологических объектов в режиме реального времени.
2. Показана возможность проведения исследований биологических объектов сложной геометрической формы с использованием CAD-моделей.
3. Проведены экспериментальные исследования биологического объекта с помощью метода оптической, рентгеновской томографии и на робототехническом комплексе ультразвукового контроля.

Степень внедрения: система используется для диагностики частей тела сложной геометрической формы (колени, локти).

Область применения: медицина, медицинская техника.

Значимость работы состоит в том, что система позволяет производить автоматическое движение датчика по заданным координатам сложной геометрической формы.

Определения, обозначения, сокращения, нормативные ссылки

В настоящей работе использованы ссылки на следующие стандарты:

ГОСТ 12.1.003-83. Система стандартов безопасности труда. Шум. Общие требования безопасности.

ГОСТ 12.1.001-89 ССБТ. Ультразвук. Общие требования безопасности.

ГОСТ 12.2.051-80. Система стандартов безопасности труда. Оборудование технологическое ультразвуковое. Требования безопасности.

ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность. Предельно допустимые уровни напряжений прикосновения и токов.

ГОСТ 30773-2001. Ресурсосбережение. Обращение с отходами. Этапы технологического цикла. Основные положения.

ГОСТ 12.1.033-81 ССБТ. Пожарная безопасность. Термины и определения.

В данной работе применены следующие сокращения:

БО – биологический объект;

ОК – объект контроля;

УЗ – ультразвук;

МРТ – магнитно-резонансная томография;

ПО – программное обеспечение;

ПК – персональный компьютер;

ДН – диаграмма направленности;

Оглавление

Введение.....	14
1 Методы визуализации биологических объектов и границы их применимости.	18
1.1 Визуальный метод	18
1.2 Термография.....	18
1.3 МРТ.....	19
1.4 Оптическая томография.....	20
1.5 Рентгеновская томография.....	21
1.6 Ультразвуковая томография.....	21
2 Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и ультразвуковой томографии биологических объектов.	23
2.1 Метод рентгеновской томографии.....	23
2.2 Метод оптической томографии	25
2.3 Метод ультразвуковой томографии.....	27
2.3.1 Разработка основ технологии ультразвуковой томографии.....	27
2.3.2 Фокусировка ультразвука и режимы сканирования объекта контроля	28
2.3.3 Расчет диаграммы направленности одиночного ультразвукового датчика	30
2.3.4 Разработка алгоритмов томографической реконструкции изображений биологических объектов в режиме реального времени	32
2.3.4.1 Определение центра патологии	34
2.3.4.2 Определение размера патологии	35
2.3.5 Описание программного обеспечения томографической реконструкции изображений БО	36
2.3.5.1 Модуль управления блоком электроники УЗК.....	36
2.3.5.2 Модуль управления автоматизированным манипулятором.....	37
2.3.5.3 Модуль томографической реконструкции изображений контролируемого объёма	38
2.3.5.4 Модуль визуализации изображений	39
2.3.6 Исследование и выбор наиболее эффективных способов создания автоматизированной системы ультразвуковой томографии	39
2.3.6.1 Механическая система сканирования.....	40

2.3.6.2	Одноканальная электронная система усиления, фильтрации	42
2.3.7	Разработка структурной схемы макета автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля	46
2.3.7.1	Кабельная система	47
2.3.7.2	Измерительная подсистема	49
2.3.7.3	Управляющая подсистема.....	51
2.3.7.4	Вычислительная подсистема/Архив	55
2.3.8	Разработка функциональной схемы блока ультразвуковой электроники автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов	56
2.3.8.1	Спецификация канала	57
2.3.8.2	Основные технические характеристики блока ультразвуковой электроники	63
3	Проведение экспериментальных исследований биологического объекта...	67
3.1	Метод задания траектории сканирования УЗ системы для объектов сложной геометрической формы.....	67
3.2	Результаты экспериментальных исследований с помощью рентгеновской томографии	69
3.3	Результаты экспериментальных исследований с помощью оптической томографии	71
3.4	Результаты экспериментальных исследований с помощью ультразвуковой томографии	72
4	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение...	75
4.1	Организация и планирование работ	75
4.2	Расчет сметы затрат на выполнение проекта	82
4.3	Оценка экономической эффективности проекта	88
5	Социальная ответственность	89
5.1	Характеристика объекта исследования и области его применения.....	89
5.2	Производственная безопасность	89
5.3	Экологическая безопасность.....	98
5.4	Безопасность в чрезвычайных ситуациях	98
5.5	Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности ...	100

Заключение	102
Список публикаций.....	103
Список использованных источников	104
Приложение А	108

Введение

Визуализация биологических объектов — раздел медицинской диагностики, занимающийся неинвазивным исследованием организма человека при помощи физических методов с целью получения изображения внутренних структур.

Развитие медицины привело к созданию многочисленных специальных и автоматизированных систем медицинской диагностики, оказывающих помощь врачу в выявлении заболеваний, а также скрытых физиологических дефектов и еще не проявившихся патологических изменений.

Современные системы медицинской диагностики могут решать следующие сложные и важные задачи:

- классифицировать вид заболевания;
- определять наиболее целесообразный способ лечения;
- предсказывать длительность и исход заболевания;
- оценивать риск возможных осложнений;
- выявлять основные синдромы - находить наиболее характерные для данного заболевания совокупности симптомов.

Ценность такого рода систем в том, что они способны мгновенно анализировать и обобщать огромное количество факторов и прецедентов — такая возможность, недоступна человеку, даже если он специалист-врач [1,2].

Актуальность темы:

Диагностика состояния здоровья и диагностика заболеваний имеют решающее значение для оказания пациенту своевременной эффективной практической помощи и сохранения его здоровья.

Неправильно поставленный диагноз может привести к осложнениям, и даже к летальному исходу. Примеров этому в медицинской практике великое множество.

Если говорить конкретно о частях тела сложной геометрической формы, например, таких как колени и локти, поводом для назначения ультразвуковой диагностики для них может стать травма, повреждение связок или менисков, скопление крови в полости сустава или другой жидкости, появление болевых ощущений, скованности и щелчков при движении. Показаниями также являются подозрения на воспалительный процесс (артриты), дегенеративные и дистрофические проявления (артрозы), проявление опухолевых заболеваний данной области.

Именно поэтому к диагностике здоровья и диагностике заболеваний в медицине принято относиться очень серьезно.

Цель работы: Разработка и исследование методов оптической, рентгеновской и ультразвуковой визуализации биологических объектов.

Основные задачи:

1. Сравнительный анализ различных методов визуализации в медицине и определение границ их применимости.
2. Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и УЗ томографии биологических объектов.
3. Разработка автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов сложной геометрической формы.
4. Разработка функциональной схемы блока ультразвуковой электроники автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов.
5. Проведение экспериментальных исследований биологического объекта с помощью:
 - рентгеновского томографа с послойной визуализацией;
 - системы оптической визуализации;
 - автоматизированной УЗ системы.

Объект исследования: биологический объект сложной геометрической формы (куриный окорочок)

Научная новизна:

- Разработаны алгоритмы томографической реконструкции изображений биологических объектов в режиме реального времени;
- Показана возможность проведения исследований биологических объектов сложной геометрической формы с использованием CAD-моделей;
- Проведены экспериментальные исследования биологического объекта с помощью метода оптической, рентгеновской томографии и на робототехническом комплексе ультразвукового контроля.

Практическая значимость результатов работы:

1. Разработаны структурная схема макета автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля и функциональная схема блока ультразвуковой электроники.

2. Результаты работы могут быть применены для диагностики и терапии участков тела сложной геометрической формы (колени, локти).

3. Разработанные алгоритмы томографической реконструкции изображений могут применяться в неразрушающем контроле объектов сложной геометрии.

Реализация и апробация работы:

Основные результаты диссертации докладывались и обсуждались на конференциях:

- International Siberian Conference on Control and Communications (SIBCON-2015), 21-23 мая 2015 г.;
- IX международная научно-практическая конференция «СОВРЕМЕННЫЕ ПРОБЛЕМЫ МАШИНОСТРОЕНИЯ» СПМ – 2015, 1–4 декабря 2015 г., награждена дипломом III степени;

- IV Всероссийский молодежный Форум с международным участием «ИНЖЕНЕРИЯ ДЛЯ ОСВОЕНИЯ КОСМОСА», 12-14 апреля 2016 г.

Разделы работы по разработке алгоритмов томографической реконструкции изображений биологических объектов в режиме реального времени, описанию программного обеспечения томографической реконструкции изображений БО, а также исследованию и выбору наиболее эффективных способов создания автоматизированной системы ультразвуковой томографии проводились при финансовой поддержке гранта ФЦП «Исследования и разработки по приоритетным направлениям развития научно-технического комплекса России на 2014-2020 годы» - Разработка технологии диагностики и оценки остаточного ресурса контейнеров с отработавшим ядерным топливом на базе метода ультразвуковой томографии, соглашение о предоставлении субсидии от «27» июня 2014 г. №14.575.21.0048, уникальный идентификатор проекта RFMEFI57514X0048.

1 Методы визуализации биологических объектов и границы их применимости.

На сегодняшний день медицине известны следующие методы визуализации: визуальный метод, термография, МРТ, оптическая томография, рентгеновская и ультразвуковая томография.

1.1 Визуальный метод

Данный метод включает в себя визуальный осмотр пациента, выслушивание жалоб и осмотр при помощи слуха и обоняния, опрос больного о его ощущениях, прощупывание пульса и метод пальпации.

При помощи визуального метода врач, как правило, не может поставить диагноз самостоятельно без дополнительных тестов или исследований, которые служат для подтверждения предполагаемого диагноза.

1.2 Термография

Это диагностический метод, регистрирующий изменения степени инфракрасного излучения различными анатомическими структурами.

Каждая часть тела или отдельный орган человека имеет собственный диапазон термального излучения. Количество излучаемой энергии зависит от количества крови в тканях и от интенсивности обмена веществ в организме человека.

Разница температур образуется вследствие различного кровообращения в тканях. Низкая температура может означать различные нарушения кровообращения, повышенная температура тела является симптомом воспаления или какой-либо болезни.

Контроль излучаемого тепла производится с помощью термографа. Он интерпретирует полученные данные в электронные сигналы и отображает результат на дисплее в виде подробной термограммы.

Применяя термографию, врач может диагностировать воспалительные процессы и опухоли (прежде всего, женской груди). Например, для ранней диагностики рака груди термография является даже более эффективной, чем маммография. Применяя термографию, можно обнаружить даже небольшие опухоли, например, раковые опухоли обычно излучают очень много тепла.

С помощью термографии врач может определить даже незначительную разницу температур на поверхности тела человека. Однако для постановки окончательного диагноза этих данных недостаточно, так как по ним невозможно определить причину той или иной температуры. Таким образом, результаты термографии должны быть обязательно подтверждены дополнительными методами исследования [3,4].

1.3 МРТ

Магнитно-резонансная томография — томографический метод исследования внутренних органов и тканей с использованием физического явления ядерного магнитного резонанса. Метод основан на измерении электромагнитного отклика атомных ядер, чаще всего ядер атомов водорода, а именно на возбуждении их определённой комбинацией электромагнитных волн в постоянном магнитном поле высокой напряжённости.

МРТ в основном применяется для диагностики изменений в мягких тканях. Кроме того, этот метод исследования позволяет визуализировать головной и спинной мозг. Метод позволяет точно оценить структуру органов, выявить имеющиеся патологии, опухоли, травматические изменения и так далее. Кроме того, магнитно-резонансная томография активно используется в ангиологии, онкологии, урологии и других областях медицины.

Противопоказания к МРТ:

- Наличие диамагнетика в организме (например, металлические пластины, установленные при хирургической операции);
- Наличие кардиостимулятора;

- Беременность;
- Клаустрофобия [5,6].

1.4 Оптическая томография

Данный метод создает цифровую объемную модель объекта с помощью реконструкции изображения, созданного из света, прошедшего и рассеянного через объект.

Мягкие ткани сильно рассеивают, но слабо поглощают свет в ближней инфракрасной и красной частях спектра, так что обычно используются длины волн этого диапазона.

Оптические методы визуализации широко применяются в эндоскопии. Эндоскопия — это общее название диагностической методики, а в зависимости от того органа, который исследуется:

- гастроскопия (эндоскопия желудка);
- колоноскопия (эндоскопия толстой кишки);
- бронхоскопия (эндоскопия бронхов);
- лапароскопия (эндоскопия брюшной полости);
- торакоскопия (эндоскопия грудной полости);
- цистоскопия (эндоскопия мочевого пузыря).

Любое вторжение в организм человека, в том числе и диагностическое исследование, несет в себе потенциальную опасность. Это касается и эндоскопии. Наиболее вероятные, но, к счастью, редко встречающиеся осложнения — это перфорация стенки органа и кровотечение, возникающее от повреждения слизистой эндоскопом [7,8].

1.5 Рентгеновская томография

Это метод послойного исследования структуры неоднородных объектов в рентгеновском излучении, основанный на зависимости линейного коэффициента поглощения в рентгеновском диапазоне от состава и плотности вещества.

Принцип действия: длина волны рентгеновского луча короче, чем волны видимого света, и он может проникать сквозь ткани тела. В момент прохождения лучей, плотные ткани, например, кости, их поглощают, поэтому на пленке, или рентгенограмме, остается светлый силуэт. Мягкие ткани отображаются как более темные участки. Для того, чтобы различить мягкие ткани одинаковой плотности врач иногда вводит контрастное вещество в кровотоки пациента.

Рентген обычно используется в диагностике заболеваний зубов, костей, молочных желез и органов грудной клетки.

Не смотря на все достоинства рентгенографии (легкость в проведении обследования, быстрота, безболезненность), при ее проведении мы получаем небольшую дозу радиации, что может привести к незначительному повреждению клеток и тканей. Поэтому при беременности рентген противопоказан. К недостаткам относят и то, что некоторые контрастные вещества могут вызывать аллергическую реакцию, например йодистые [9,10].

1.6 Ультразвуковая томография

Это широко используемый способ визуализации, основанный на эхо-импульсном методе. Основным элементом системы визуализации является электроакустический преобразователь (пластина из пьезоэлектрического материала), который служит для излучения зондирующего акустического импульса в объект и для приема акустических эхо-сигналов, переизлучаемых от данного объекта контроля.

В отличие от других методов, ультразвуковое исследование не несёт лучевой нагрузки. Основными преимуществами метода ультразвуковой томографии являются его безболезненность и отсутствие противопоказаний, что позволяет проводить его многократно.

Области применения ультразвука в медицине чрезвычайно широки. В диагностических целях его используют для выявления заболеваний органов брюшной полости и почек, органов малого таза, щитовидной железы, молочных желез, лимфатической системы, сердца, сосудов, в акушерской и педиатрической практике. В виду физических свойств ультразвука, недоступными для данного метода являются органы, содержащие воздух (легкие, желудок) и костные ткани [11,12].

2 Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и ультразвуковой томографии биологических объектов.

2.1 Метод рентгеновской томографии

В качестве установки для проведения исследований методом рентгеновской томографии использовался рентгеновский микротомограф находящийся в стенах Международной научно-образовательной лаборатории неразрушающего контроля НИ ТПУ «ОРЕЛ-МТ». Внешний вид установки представлен на рисунке 1, а основные технические характеристики в таблице 1 [13].



Рисунок 1 – Внешний вид рентгеновского микротомографа «ОРЕЛ-МТ»

Таблица 1 - Основные технические характеристики рентгеновского микротомографа «ОРЕЛ-МТ»

Основные технические характеристики:	
Пространственное разрешение томограммы, мкм	до 5
толщина объекта, мм	0.5-150
масса объекта, кг	20
габариты рабочей области, мм	1150x600x550

Продолжение таблицы 1

Рентгеновский аппарат	<u>XWT 160-TC (X-RAY WorX)</u>
Анодное напряжение, кВ	20 - 255
Анодный ток, мкА	0.05 - 1.0
Фокусное пятно, мкм	0.9
Детектор - панель	<u>PaxScan-2520V (Varian)</u>
размер детектора, мкм	127
рабочая область детектора, мм	193x242
размер матрицы, пиксель	1900x1516

При излучении объекта рентгеновской трубкой, рентгеновские лучи проходят сквозь биологический объект, и интенсивность ослабленного объектом излучения регистрируется детектором, расположенным напротив источника (рисунок 2). Они поглощаются в соответствии с изменением состава и плотности, что обеспечивает контраст рентгенограммы. После вычисления логарифмов отношений интенсивностей первичного излучения и ослабленного излучения, измеренного позади объекта, формируется профиль ослабления, который называется проекцией. Таким образом, рентгеновская камера получает увеличенные теневые проекции объекта. На основе сотен проекций, собранных под разными углами при вращении объекта, компьютер реконструирует набор виртуальных сечений объекта.

Далее, после реконструкции изображений на компьютере, программное обеспечение Sky Scan дает возможность просматривать сечение за сечением, получать сечения под любым углом и числовые характеристики трехмерной внутренней микроструктуры по всему объему или выделенной области и создавать реалистичные трехмерные модели микроструктуры для виртуального перемещения внутри объекта исследования.

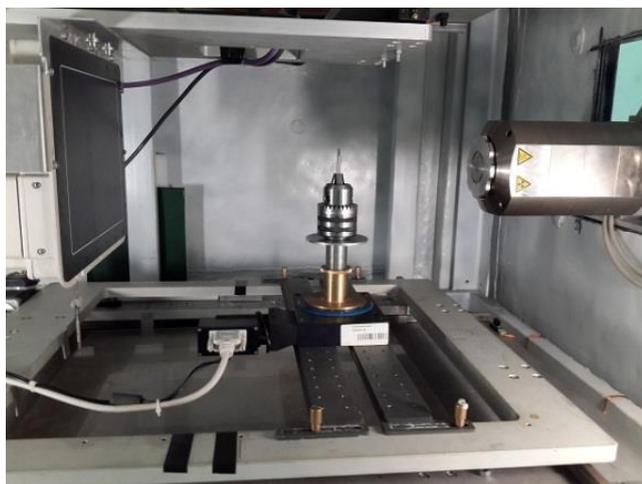


Рисунок 2 – Рентгеновский томограф изнутри (рентгеновская трубка, детектор)

2.2 Метод оптической томографии

Данный метод можно описать с помощью использования 3D-сканера, который представляет собой специальное устройство, анализирующее определённый физический объект или же пространство, чтобы получить данные о форме предмета и, по возможности, о его внешнем виде (к примеру, о цвете). Собранные данные в дальнейшем применяются для создания цифровой трехмерной модели этого объекта.

Цель 3D-сканера в том, чтобы создать облако точек геометрических образцов на поверхности объекта. В дальнейшем эти точки могут быть экстраполированы для воссоздания формы предмета (процесс, называемый реконструкцией). Если были получены данные и о цвете, то и цвет реконструированной поверхности также можно определить.

3D-сканеры немного похожи на обычные камеры. В частности, у них есть конусообразное поле зрения, и они могут получать информацию только с тех поверхностей, которые не были затемнены. Различия между двумя этими устройствами в том, что камера передаёт только информацию о цвете поверхности, что попала в ее поле зрения, а вот 3D-сканер собирает информацию о расстояниях на поверхности, которая также пребывает в его поле зрения. Таким образом «картинка», полученная с помощью 3D-сканера, описывает расстояние до поверхности в каждой точке изображения. Это

позволяет определить положение каждой точки на картинке сразу в трёх плоскостях.

В большинстве случаев одного сканирования недостаточно для создания полноценной модели предмета. Таких операций потребуется несколько. Как правило, приличное множество сканирований с разных направлений понадобится для того, чтобы получить информацию обо всех сторонах объекта. Все результаты сканирования должны быть приведены к общей системе координат – процесс, называемый привязкой изображений или выравниванием, и только после этого создаётся полная модель. Вся эта процедура от простой карты с расстояниями до полноценной модели называется 3D конвейер сканирования [14].

Данная модель устройства представляет собой бесконтактный активный сканер от фирмы DAVID (Рисунок 3), который работает по технологии структурированного света.



Рисунок 3 – Внешний вид 3D-сканера

3D-сканеры, работающие по этой технологии, представляют собой проекцию световой сетки непосредственно на объект, деформация этого рисунка и представляет собой модель сканируемого предмета (Рисунок 4). Сетка проецируется на объект с помощью жидкокристаллического проектора или другого постоянного источника света. Камера, расположенная чуть в стороне от проектора, фиксирует форму сети и вычисляет расстояние до

каждой точки в поле зрения. Последующая математическая обработка полученных изображений позволяет получить достоверное облако точек сканируемого объекта [15].



Рисунок 4 – Проекция световой сетки на объект (справа) и модель сканируемого объекта (слева). В качестве объекта представлен палец человека

2.3 Метод ультразвуковой томографии

2.3.1 Разработка основ технологии ультразвуковой томографии

Суть УЗ томографии заключается в сборе информации об относительной отражающей способности точек внутреннего объема исследуемого объекта и представлении на плоском экране изображения среза этого объема. Каждая точка изображения своей яркостью или цветом символизирует отражающую способность соответствующей ей по координатам точки биологического объекта. Если плоскость визуализируемого среза объекта проходит через патологию, например опухоль, то граница между опухолью и здоровой частью органа, являясь совокупностью точек, отражающих УЗ волны, отобразится на экране в виде точек, более ярких или другого цвета по сравнению с соседними точками изображения.

Одно из главных отличий томографической аппаратуры - это широкая диаграмма направленности излучателей и приемников ультразвука. Благодаря этому облучение внутреннего объема контролируемого объекта и прием отраженных сигналов происходят в достаточно широком диапазоне углов, охватывающем практически всю визуализируемую область объекта.

Если поверхность отражателя имеет сложную форму, то он рассеивает ультразвук в разные стороны с разной интенсивностью. И при облучении его с разных направлений с последующим приемом рассеянного излучения тоже с разных направлений этот отражатель будет многократно зарегистрирован. Это один из главных принципов эхо-томографии: многокурсное облучение объекта контроля с таким же многокурсным приемом УЗ сигналов. Для получения изображения среза (томограммы) визуализируемой области объекта весь набор принятых УЗ сигналов подвергают когерентной пространственно-временной обработке. Она представляет собой суммирование откликов (эхо-сигналов при разных ракурсах) от некоторой точки пространства внутри визуализируемой области и присвоение результата суммирования определенному цвету точки изображения, соответствующей визуализируемой точке пространства. Эту операцию выполняют для всех точек пространства, находящихся в плоскости визуализируемого среза [16].

2.3.2 Фокусировка ультразвука и режимы сканирования объекта контроля

Использование ультразвука в медицине показало, что фокусировка ультразвукового луча очень важна, поскольку нефокусированный луч быстро рассеивается, в результате чего разрешающая способность падает. Это приводит к получению нечеткого изображения [17].

Фокальная зона датчика - это та часть звукового луча, где фокусировка, и, следовательно, разрешающая способность, оптимальны. В ближайшем к звуковому лучу поле, или в зоне Френеля, могут возникать признаки общей дифракции. За пределами фокальной зоны луч начинает быстро рассеиваться, уменьшая разрешающую способность. Эта зона называется зоной Фраунгофера. Лучше могут быть обследованы объекты, находящиеся в ближней зоне (рисунок 5): здесь выше интенсивность излучения [18].



Рисунок 5 – Зоны не сфокусированного луча

В случае сфокусированного луча, в зоне фокуса УЗ лучи распространяются перпендикулярно границе раздела фаз, и эхосигнал имеет большую энергию (рисунок 6).

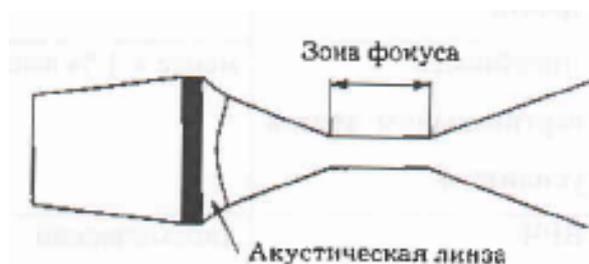


Рисунок 6 – Зоны луча, сфокусированного акустической линзой.

Создание акустического изображения и, в частности, контраста между различными областями внутри объекта контроля происходит благодаря разности плотностей его участков. Таким образом, ультразвуковые волны очень чувствительны к изменениям и неоднородностям среды при их прохождении сквозь ОК.

Виды сканирования зависят от того, какой вид выходного изображения необходим: сечение, набор сечений, 3D-модель и т.д. Причем более сложные варианты сканирования (к примеру, построение 3D-модели) предполагают комплексное использование более простых режимов.

В режиме А-сканирования происходит регистрация ультразвуковых волн, отразившихся от исследуемых структур. Их изображение в виде вертикальных всплесков носит название одномерного, или А-скана (от англ. amplitude). Изображение на мониторе (эхограмма) содержит лишь одну пространственную координату вдоль пучка. По оси X регистрируется время, а по оси Y - амплитуда эхосигналов отраженных от всех границ раздела двух сред различной плотности по пути следования луча. При этом отраженный

сигнал образует на экране фигуру в виде пика на прямой линии. Высота пика соответствует акустической плотности среды, а расстояние между пиками – глубине расположения границы раздела между средами. Эхограммы тканей различного типа различаются количеством импульсов, их расположением и амплитудой. Анализ эхограмм дает информацию о координатах и размерах объекта, но не дает их изображения.

Режим В-сканирования (режим двумерного изображения (2D)) иначе называется режимом визуализации в реальном масштабе времени. Этот режим используется наиболее часто. Для получения двумерного изображения в реальном времени УЗ луч сканируется в заданной плоскости (в секторе 60-90°). Получаемая совокупность эхо-сигналов преобразуется далее в электрические сигналы, которые обрабатываются ПК и формируется изображение на экране монитора. Определяются границы объекта и его размер. На экране с памятью получается сечение, состоящее из множества светящихся точек (пикселей), соответствующих эхограммам при различных направлениях луча. Яркостная модуляция точек на экране передает информацию об амплитуде принятых сигналов и позволяет сформировать полутоновое (в серой шкале) изображение. Весь набор анализируемых интенсивностей эхосигналов соответствует в современных системах 256-ти оттенкам серого цвета. Белый цвет отражает максимальную интенсивность, а черный – минимальную.

В режиме С-сканирования современные цифровые УЗ приборы позволяют реализовать трехмерную визуализацию (3D), представляющую дальнейшее развитие В-режима. При этом удается суммировать параллельные срезы в единый объемный блок в реальном времени [19].

2.3.3 Расчет диаграммы направленности одиночного ультразвукового датчика

Диаграмма направленности – это нормированный по максимуму давления график зависимости амплитуды (интенсивности) поля в дальней зоне в функции от направления распространения волны [20].

Формула для расчета диаграммы направленности круглого преобразователя:

$$\frac{P}{P_a} = \left| \frac{2 \cdot J_1(a \cdot k \cdot \sin \theta)}{a \cdot k \cdot \sin \theta} \right| \quad (1)$$

где P – амплитуда поля;

P_a – амплитуда поля на акустической оси;

J_1 – функция Бесселя первого порядка;

a – радиус круглого преобразователя;

k – волновое число;

θ – угол между направлением луча и акустической осью [10].

Исходные данные для расчета ДН:

$d=10; 16$ мм – диаметр круглого преобразователя;

$f=5$ МГц – частота ультразвукового воздействия;

$c=1450$ м/с – скорость ультразвука в мягких тканях.

$\Upsilon=-90,-89.76..90$ - угол между направлением луча и акустической осью (в градусах)

Результаты расчета для случая, когда $d=16$ мм, $f=5$ МГц:

$a=d/2=8 \cdot 10^{-3}$ м – радиус круглого преобразователя;

$\lambda=c/f=2.9 \cdot 10^{-3}$ м – длина волны;

$k=2 \cdot \pi / \lambda=2.167 \cdot 10^4$;

$\theta(\Upsilon)=\Upsilon \cdot \pi / 180$ – угол между направлением луча и акустической осью (в радианах);

Обозначим выражение $a \cdot k \cdot \sin(\theta(\Upsilon))$ через $h(\Upsilon)$, т.е.

$h(\Upsilon)= a \cdot k \cdot \sin(\theta(\Upsilon))$,

тогда формула (1) примет вид:

$$p(\Upsilon) = \left| \frac{2 \cdot J_1(h(\Upsilon))}{h(\Upsilon)} \right| \quad (2)$$

Все вычисления проводились в программе Mathcad.

В результате были получены диаграммы направленности, изображенные на рисунке 7.

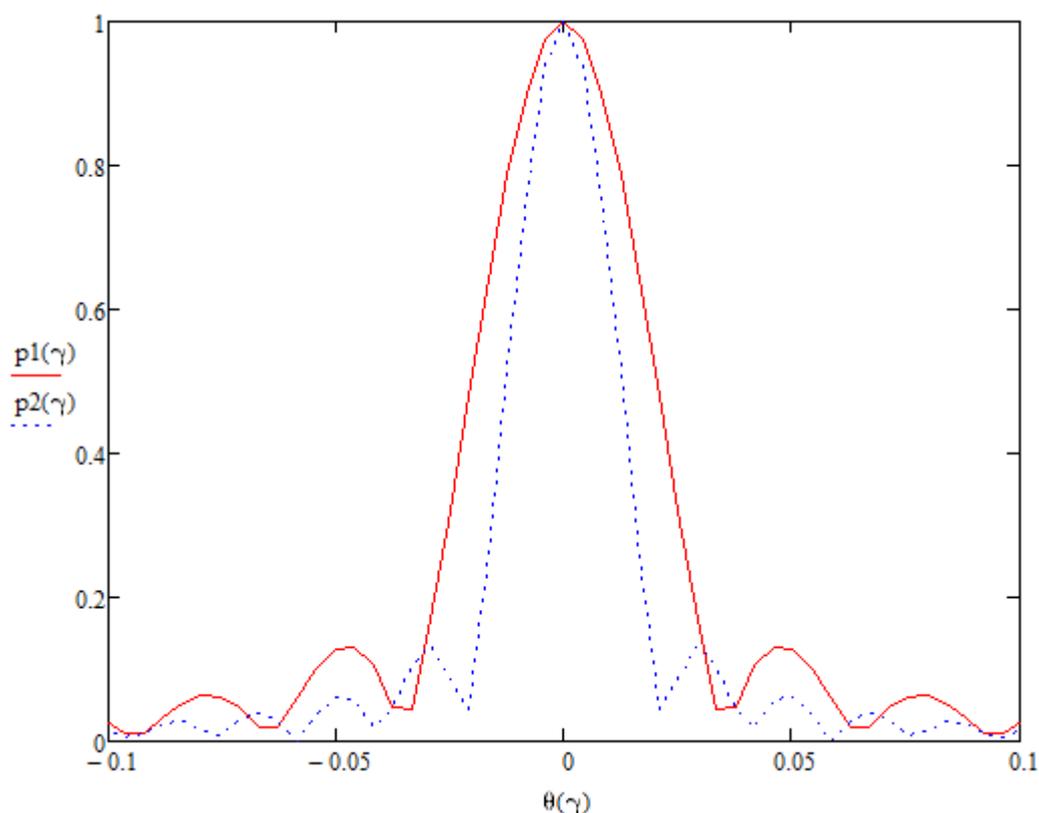


Рисунок 7 – ДН круглых преобразователей диаметром 10 мм ($p_1(\gamma)$) и 16 мм ($p_2(\gamma)$) на частоте 5 МГц

Из полученного графика можно сделать следующие выводы: чем больше диаметр преобразователя, тем уже основной лепесток диаграммы направленности, а, следовательно, и выше разрешающая способность при фиксированной длине волны.

Для экспериментальных исследований из стандартных преобразователей марки Doppler, производимых промышленностью, был выбран датчик диаметром 16 мм с частотой ультразвукового воздействия – 5 МГц. Выбор частоты обуславливается глубиной проникновения ультразвука в БО. Известно, что с увеличением частоты ультразвука, глубина проникновения снижается.

2.3.4 Разработка алгоритмов томографической реконструкции изображений биологических объектов в режиме реального времени

Результатом ультразвукового исследования являются трехмерные данные, описывающие внутреннюю структуру исследуемого объекта. Каждый

элемент таких данных – это амплитуда звуковой волны в соответствующей точке. Для более легкого восприятия изображений применяется преобразование значения амплитуды в цвет. Здесь могут использоваться различные методы компьютерной визуализации скалярной воксельной информации, среди которых наиболее популярен метод проекции максимальной интенсивности (рисунок 8), потому что позволяет показать положение наиболее ярких (с максимальной амплитудой) участков трёхмерного объема.

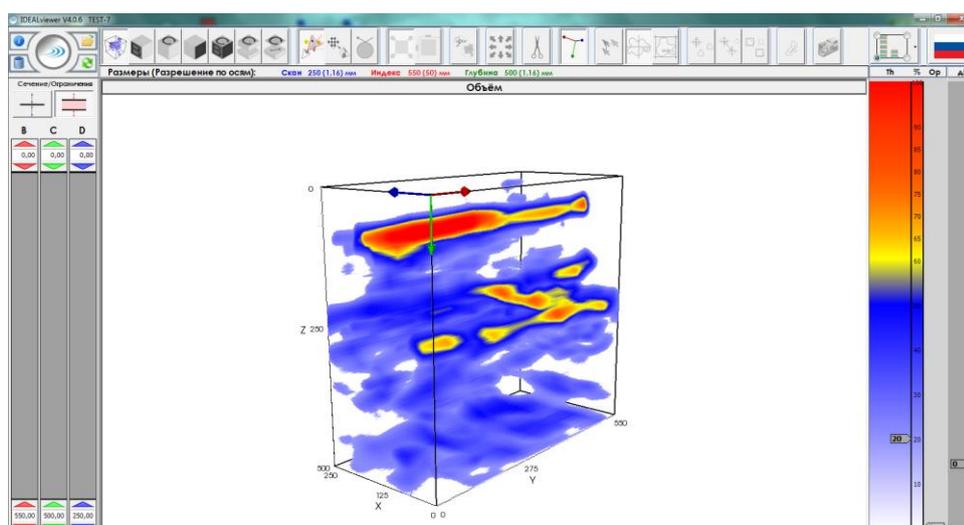


Рисунок 8 – Визуализация методом проекции максимальной интенсивности

Для упрощения и ускорения математических алгоритмов анализа данных используют ортогональные проекции трехмерных данных. Использование метода проекции максимальной интенсивности позволяет видеть «насквозь», поэтому двухмерные результаты таких проекций содержат геометрическую информацию о наличии, положении и форме патологий (рисунок 9).

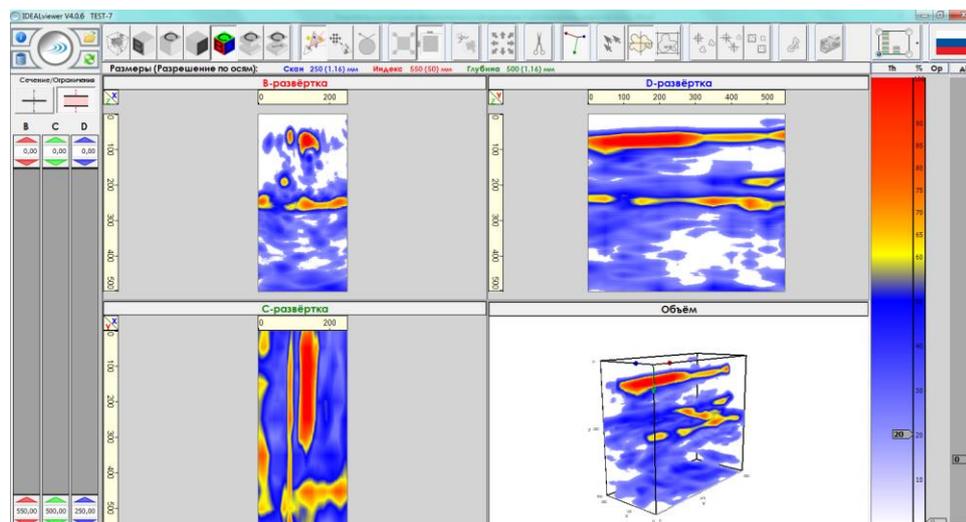


Рисунок 9 – Ортогональные 2D проекции

Сначала необходимо задать минимальный порог амплитуды, который означает, что все амплитуды, превышающие его, определяют существующие патологии (рисунок 10). После этого можно применять такие простейшие геометрические алгоритмы как поиск центра/позиции, размера или расстояний.

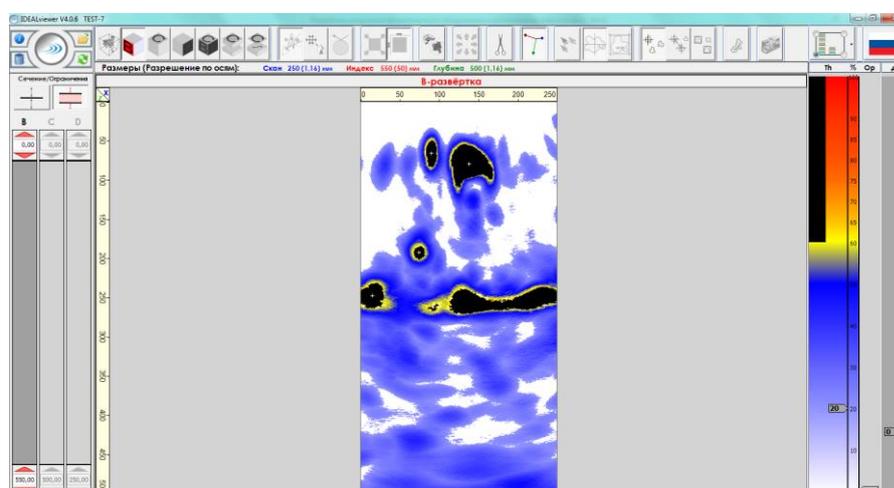


Рисунок 10 – Выделение индикаций патологий

2.3.4.1 Определение центра патологии

Для определения центра возможно применение нескольких алгоритмов (рисунок 11):

– Геометрический центр. Центром патологии является центр масс геометрической фигуры (при условии однородной плотности).

– Взвешенный центр. Здесь также речь идет о центре масс с поправкой, что каждому единичному элементу геометрической фигуры присвоен вес, который пропорционален значению амплитуды в данной точке.

– Максимум. Позицией патологии считается точка с наибольшей амплитудой.

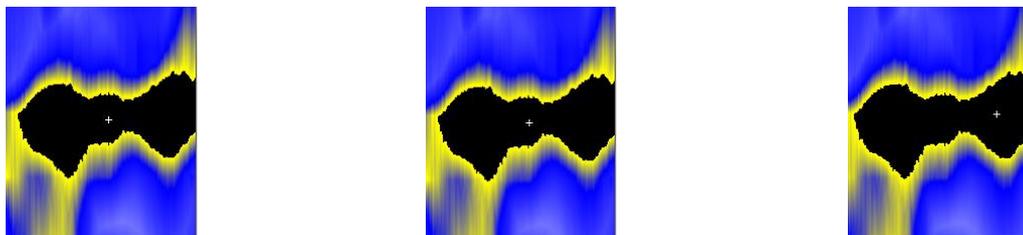


Рисунок 11 – Алгоритмы определения центра/позиции патологии

Первые два алгоритма имеют схожие результаты, в то время как третий указывает на явный пик патологии даже с неточно подобранным порогом амплитуд.

2.3.4.2 Определение размера патологии

В простейшем случае размером патологии считается ее площадь. Также одной из характеристик размера может являться размер прямоугольника, в который вписывается патология (рисунок 12).

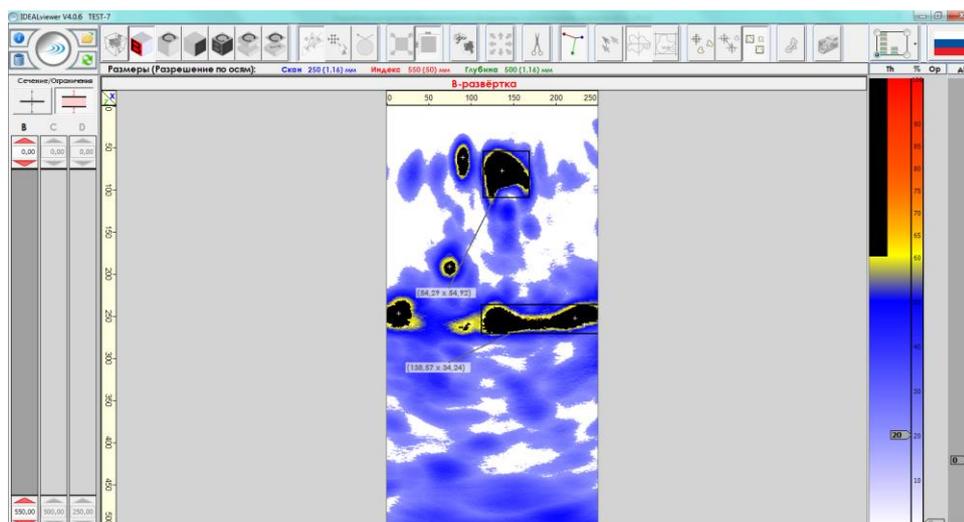


Рисунок 12 – Прямоугольный размер патологии

2.3.5 Описание программного обеспечения томографической реконструкции изображений БО

ПО должно обеспечивать высокую производительность и осуществлять реконструкцию изображений и визуализацию объекта в реальном времени. Программное обеспечение состоит из нескольких модулей. Общая эффективность работы зависит от каждого из этих блоков в отдельности. Поэтому ПО может обладать требуемым качеством, только если каждый из его блоков будет выполнять необходимые функции. Рассмотрим подробнее работу и характеристики блоков ПО.

2.3.5.1 Модуль управления блоком электроники УЗК

Программное обеспечение реализует импульсное излучение цилиндрических волн в объект контроля с параллельной регистрацией акустических эхо-сигналов принимающим трактом одноканальной измерительной электроники. Данная функциональность осуществляется путём программирования измерительных циклов, состоящих из индивидуальных тактов измерений с комбинациями излучающего и принимающего ультразвуковых каналов. Измерительные циклы представляют собой последовательности параметров измерений в виде состояний соответствующих регистров аппаратного обеспечения, которые предварительно генерируются программным обеспечением на стадии определения параметров оператором контроля. Сохранение данных циклов в оперативной памяти блока ультразвуковой электроники и оперативного перепрограммирования управляющих регистров осуществляется в соответствии с синхронизирующими триггерными сигналами от координатного интерфейса системы автоматизированного контроля. В частности, такая аппаратная реализация измерительных циклов в автоматическом режиме без передачи команд со стороны управляющего компьютера позволяет обеспечивать максимальную скорость получения и передачи измерительных данных до 200 Мбайт в секунду.

2.3.5.2 Модуль управления автоматизированным манипулятором

Программное обеспечение предназначено для выполнения процедур автоматизированного контроля, при котором сканирование объекта осуществляется при помощи манипулятора, оснащенного сервоприводом с функцией одновременного измерения и сохранения позиций измерений. Наличие в измеренных ультразвуковых данных информации о пространственной координате позволяет в реальном масштабе времени производить реконструкцию изображений с последующей визуализацией ультразвуковых индикаций и возможностью их локализации. Данная функциональность подразумевает выполнение следующих процедур:

- расчёт траекторий механического сканирования объектов контроля с заданным пространственным разрешением;
- управление процессом сканирования объекта контроля с заданными скоростями пространственного перемещения с синхронизацией процесса сбора ультразвуковых данных.

Расчёт траектории сканирования производится на стадии создания программы контроля конкретного БО с учётом заданных границ зоны контроля.

Зона контроля в общем случае сканируется по траектории меандра, которая задаётся длиной участков сканирования по двум осям: X – сканирующая ось и Y – индексная ось. Ключевыми параметрами при этом являются значения пространственного разрешения, которые напрямую определяют скорость контроля и при этом находятся в зависимости от физических характеристик ультразвуковых измерительных преобразователей. Первичным параметром при задании значения разрешения для сканирующей оси является рабочая частота применяемого преобразователя. В общем случае шаг сканирования не должен превышать длину волны ультразвуковых колебаний в материале.

Расчитанные и сохранённые настройки траекторий сканирования применяются в режиме автоматического контроля. Программное обеспечение

ультразвукового контроля осуществляет управление сервоприводом линейных осей, управление токами конечных каскадов модулей управления и отслеживает текущие значения координат в реальном времени в режиме обратной связи. Линейные скорости перемещения, а также значения ускорения разгона и торможения являются параметрами контроля. Они устанавливаются на стадии составления программы контроля и отслеживаются в режиме автоматического измерения.

При достижении заданной окрестности точек измерительного раstra, который, как правило составляет одну десятую шага сканирования по соответствующей оси, на аппаратном уровне производится генерирование синхронизирующего импульса для измерительной электроники преобразователя с кодированной информацией о координате.

Если задать слишком высокую скорость сканирования, при которой частота повторения запускающих импульсов превышает частоту реконструкции локальных томограмм, программное обеспечение контроля производит реконструкцию изображений из неполных («транкированных») данных, при этом сообщая пользователю, что для получения оптимальных результатов томографической реконструкции рекомендуется понизить скорость сканирования.

2.3.5.3 Модуль томографической реконструкции изображений контролируемого объёма

В упрощённом виде выполнение процедуры реконструкции можно разделить на два этапа, которые, выполняются параллельно. На первом этапе в квазистатическом режиме производится синтезирование локальных томограмм – двухмерных изображений на основе данных в одиночных позициях измерений. Непосредственно принцип реконструкции заключается в пространственном усреднении амплитудных значений эхограмм с учётом времён пробега от излучающего элемента до соответствующего

синтезируемого элемента контролируемого объёма и обратно до принимающего элемента.

Второй этап реконструкции томографического изображения можно назвать динамическим, поскольку он реализуется путём наложения «соседних» локальных томограмм при движении измерительного преобразователя в процессе сканирования объекта контроля. Результатом данной реконструкции являются совмещенные изображения слоёв контролируемого объёма, которые в процессе контроля составляются в трёхмерное представление объекта контроля.

2.3.5.4 Модуль визуализации изображений

Программное обеспечение реализует широкую функциональность по визуализации и анализу данных ультразвукового контроля, позволяющую определять пространственное положение патологий, геометрические размеры и их ориентацию.

В динамическом режиме реконструкции изображений производится «составление» совмещенных изображений слоёв контролируемого объёма в объёмную модель. При этом предварительно САД модель данного контролируемого изделия загружается в программное обеспечение контроля в STEP формате. В дальнейшем она выступает как в качестве исходного объекта для генерации программ сканирования, так и в качестве шаблона при реконструкции трёхмерного изображения. В данном случае под ультразвуковыми данными понимаются амплитудные значения, соответствующие отражающей способности соответствующих объёмных областей, которые хранятся в ячейках объёма. Таким образом, объёмная модель делится на элементы (воксели), каждому из которых соответствует 16-битный результат операции когерентного накопления при томографической реконструкции.

2.3.6 Исследование и выбор наиболее эффективных способов создания автоматизированной системы ультразвуковой томографии

Создание современной автоматизированной системы ультразвуковой томографии является сложной инженерной задачей, требующей применения решений из различных областей техники, начиная от разработки прецизионного механического сканера, использования новейшей элементной базы в трактах усиления, фильтрации и аналого-цифрового преобразования ультразвуковых сигналов, и заканчивая внедрением алгоритмов обработки и визуализации данных ультразвукового сканирования на современной платформе параллельных вычислений.

В настоящее время ультразвуковой контроль осуществляется ручным и автоматизированным способами. При ручном контроле УЗ преобразователь перемещается вручную, а при автоматизированном – автоматически по заданной программе с помощью специальной механической системы – сканера. Значительный прогресс в скорости и качестве работы системы ультразвукового контроля может быть достигнут путем создания автоматизированных информационно-измерительных систем, позволяющих в реальном масштабе времени осуществлять обработку первичных ультразвуковых сигналов.

2.3.6.1 Механическая система сканирования

Механические системы сканирования массово доступные на рынке устройств можно разделить на две большие категории: системы ручного и автоматизированного позиционирования. При этом для обеих категорий доступны как однокоординатные так и двухкоординатные сканеры.

Однокоординатные сканеры предназначены для линейного перемещения датчика. Сканеры ручного контроля для привязки результатов УЗ контроля к точке измерения применяют энкодеры линейного типа с высокой разрешающей способностью.

Двухкоординатные сканеры наиболее распространены в варианте для контроля объектов с поверхностью плоской, либо незначительно отличающейся по своей геометрии от плоской. В случае сканера автоматизированного

позиционирования закон движения УЗ датчика задается вычислительным устройством, которое управляет сбором данных при контроле.

В любом случае применение одно- и двухкоординатных систем автоматизированного позиционирования ограничивается формой поверхности контролируемого объекта: для объектов сложной формы требуется либо индивидуальная адаптация позиционирующей системы, либо оригинальная разработка в совокупности с доработкой программного обеспечения, отвечающего за привязку УЗ сигнала к точке контроля, и визуализацию.

При контроле объектов сложной геометрической формы особенно выигршно подготовить программы для управления системой ультразвукового контроля. При наличии цифровой модели контролируемого объекта возможно применение роботизированных комплексов, обладающих большим числом степеней свободы. Типовые промышленные роботы, которые массово применяются в производственных процессах, имеют 5 – 6 степеней свободы, радиус действия до 1,5 м, повторяемость позиционирования до 0,1 мм. Имеющиеся на рынке предложения от ведущих производителей робототехнических систем FANUC, ABB, KUKA, SCHUNK, Reis, KAWASAKI, KC ROBOTICS, KAMAN CORPORATION и другие обеспечивают управление своими продуктами на основе документированных интерфейсов, что позволяет быстро интегрировать робототехническое оборудование в системы контроля. На основе анализа существующих решений для построения механической системы сканирования объектов ультразвукового контроля можно сделать вывод о том, что для контроля объектов с простой геометрической формой поверхности достаточно применения традиционных двухкоординатных сканеров, в то же время для контроля объектов сложной формы актуально применение систем позиционирования датчиков на основе робототехнических платформ.

2.3.6.2 Одноканальная электронная система усиления, фильтрации

Типовая структурная схема одного канала системы ультразвукового контроля (рисунок 13) состоит из блоков, реализующих функции ослабления, усиления ультразвукового сигнала, фильтрации и аналого-цифрового преобразования.



Рисунок 13 – Типовая структурная схема аналоговой части одноканальной системы ультразвукового контроля

На рисунке 13 не показан интерфейсный блок, который обеспечивает связь аналоговой и цифровой частей системы ультразвукового контроля, выделен только блок синхронизации.

Генератор импульсов предназначен для генерации зондирующего импульса и управляется системой синхронизации, обеспечивающей точную временную привязку зондирующего сигнала к шкале развертки А-скана.

Входные аттенюатор и усилитель предназначены для ослабления или усиления эхо-сигнала, в зависимости от его амплитуды. Усилитель временной регулировки чувствительности применяется для компенсации ослабления ультразвукового сигнала в объекте контроля, коэффициент усиления программируется по тактам, задаваемым системой синхронизации. Одним из главных требований к усилителю ВРЧ является возможность регулировки коэффициента усиления в широких пределах – типичное значение составляет от 40 до 80 дБ.

Полосовой фильтр обеспечивает фильтрацию полезного сигнала и подавление помех вне рабочей полосы частот. Если система УЗ контроля предназначена для использования ультразвуковых преобразователей с различными рабочими частотами, то к полосовому фильтру предъявляется требование возможности регулирования верхней и нижней частоты полосы пропускания фильтра. Драйвер АЦП фактически является входным каскадом аналого-цифрового преобразователя и согласовывает выходное сопротивление предыдущих каскадов с входным сопротивлением АЦП.

Современные технологии микроэлектроники позволяют большую часть блоков одноканальной системы, начиная с усилителя и заканчивая аналого-цифровым преобразователем, реализовать в виде монолитной интегральной схемы. Так, например готовые решения, которые в терминологии производителей обозначаются как микросхемы Analog Front-End (AFE), предлагаются компаниями Texas Instruments и Analog Devices. Структурная схема решения от TI представлена на рисунке 14.

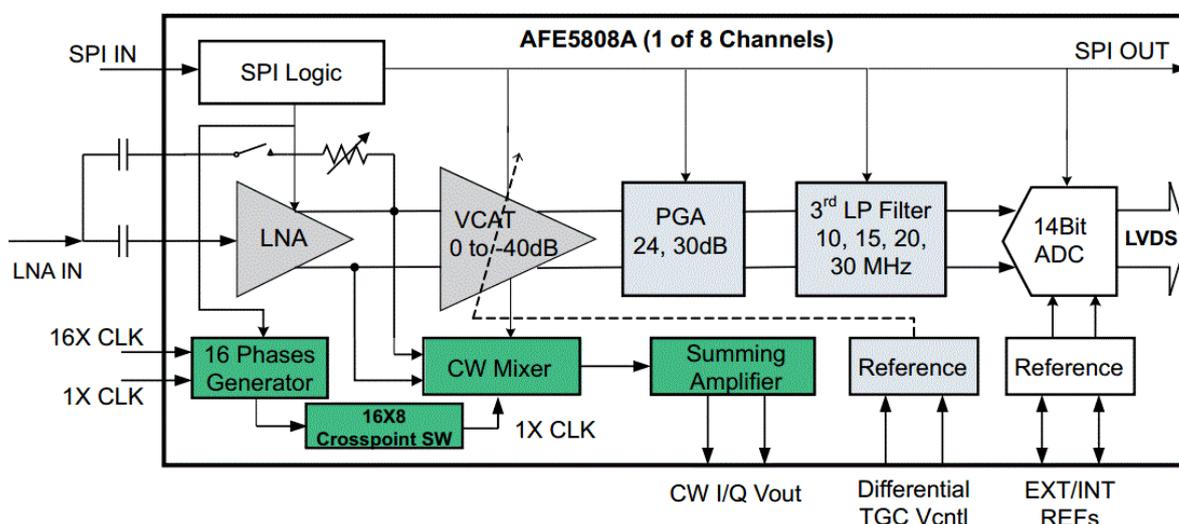


Рисунок 14 – Структурная схема канала аналогового тракта микросхемы AFE5808A

Применение микросхем AFE позволяет существенно уменьшить стоимость и габариты электронной части системы.

Большой выбор малошумящих высокочастотных интегральных усилителей и усилителей с регулируемым усилением (VGA – variable gain amplifier) позволяет достаточно просто и компактно реализовать функции предварительного усилителя и усилителя ВРЧ. Отдельный вопрос возникает при рассмотрении вариантов построения следующего за ними блока аналогового тракта – перестраиваемого полосового фильтра. Полосовой фильтр может быть схемотехнически реализован как на пассивных компонентах, так и в виде активного фильтра на основе операционных усилителей.

Пассивный полосовой фильтр обладает простотой реализацией, но и имеет недостатки: ослабление сигнала, невысокий порядок фильтра. Активные фильтры более сложны в реализации, но позволяют строить фильтры высокого порядка, причем с заданным коэффициентом усиления. Учитывая, что при построении систем ультразвукового контроля наблюдается тенденция увеличения разрядности АЦП, и как следствие, ужесточение требований к шумовым характеристикам аналогового тракта, применение активных фильтров является оправданным, несмотря на их большую сложность. В обоих случаях при построении перестраиваемого полосового фильтра возникает задача о схемотехнике изменения нижней и верхней частот полосы пропускания. Возможно переключение пассивных частотно задающих элементов, либо коммутация целых каналов активного фильтра.

Традиционно применяемые для этих целей аналоговые коммутаторы на основе МОП-структур хорошо работают на частотах до 1 МГц. Более высокие частоты требуют применения специализированных высокочастотных аналоговых ключей. Проведенный анализ имеющихся на рынке компонентов показывает, что наиболее оптимальным вариантом построения перестраиваемого полосового фильтра будет применение специализированных широкополосных усилителей-мультиплексоров, полоса пропускания которых достигает 500 МГц при низком коэффициенте искажений, а коэффициент усиления обычно равен 2, которые переключают отдельные каналы фильтра. Стоимость и сложность схемотехнического решения на основе применения

усилителей-мультиплексоров будет практически такой же, что и у схемотехники на основе высокочастотных аналоговых ключей при более высоких характеристиках аналогового тракта. При этом сравнительно небольшими затратами реализуется отдельное регулирование нижней и верхней частот полосы пропускания фильтра.

Основное преимущество цифровых систем сбора и обработки данных по сравнению с аналоговыми системами - возможность гибко и быстро изменять алгоритмы обработки, добавлять новые функциональные возможности путем обновления программного обеспечения, отвечающего за обработку и визуализацию сигналов. Но поскольку ультразвуковой сигнал является аналоговой величиной, выраженной в виде сигнала напряжения, изменяющегося во времени на измерительном преобразователе – ключевым компонентом цифровых систем обработки сигналов является аналого-цифровой преобразователь.

Всю историю создания и развития средств аналого-цифрового преобразования, их совершенствование идет по пути увеличения быстродействия и полосы частот преобразуемого сигнала, повышения разрядности преобразования, и как следствие увеличения динамического диапазона, улучшения параметров чувствительности и точности. В приложении к регистрации ультразвуковых сигналов важно, чтобы АЦП имел высокую чувствительность и широкий динамический диапазон для одновременной регистрации значительно отличающихся по амплитуде сигналов.

Появление в последние годы у ведущих мировых производителей в линейке продукции доступных АЦП разрядностью 16 бит и имеющих частоту преобразования до 250 МГц открывает новые возможности для построения систем ультразвуковой диагностики, в которых ранее применялись преобразователи со сравнимой скоростью работы, но с меньшей разрядностью, которая, как правило, не превышала 12 бит.

Типичная линейка продукции ведущих производителей электронных компонентов, таких как Texas Instruments, Analog Devices, Linear Technology,

Maxim Integrated Products и др., как правило, содержит семейства АЦП на основе фирменной архитектуры, обеспечивающей необходимую скорость преобразования, и отличающиеся разрядностью, например семейство AD92xx – AD94xx – AD96xx, на основе pipeline архитектуры, предлагающее выбор АЦП с разрядностью от 12 до 16 бит и скоростью от 125 до 250 миллионов преобразования в секунду, в том числе и повыводно совместимые, что позволяет использовать однажды разработанный дизайн печатной платы электронного тракта ультразвуковой системы для построения конфигураций, оптимизированных по совокупности характеристик преобразования и стоимости.

Отдельным вопросом стоит выбор цифрового интерфейса, обеспечивающего необходимую пропускную способность, для передачи оцифрованного УЗ сигнала. Для одного канала при разрядности оцифровки 16 бит, и частоте дискретизации 250 МГц, без учета служебной информации, объем которой, как правило, составляет от 10 до 20% от основного потока, требуется интерфейсный канал со скоростью передачи данных 500 МБит в секунду, что требует применения как минимум технологии Gigabit Ethernet.

2.3.7 Разработка структурной схемы макета автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля

Система томографического контроля состоит из трех основных подсистем: измерительной, управляющей и вычислительной. Подсистемы соединены между собой специальной системой кабелей так, что они могут обмениваться между собой данными, управляющими сигналами и информационными сообщениями в реальном времени. Структурная схема макета автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля представлена на рисунке 15.

2.3.7.1 Кабельная система

- ***Система оптических кабелей***

Система оптических кабелей служит для того, чтобы передать оцифрованные данные с датчика из измерительной подсистемы в вычислитель. Измерительная подсистема должна быть разработана таким образом, чтобы оцифрованные ультразвуковые данные передавались в сверхскоростной защищенный оптический интерфейс.

- ***Кабели механической подсистемы***

Механическая подсистема может иметь от одного до семи параллельных сервомоторов. Каждый из сервомоторов снабжен индивидуальным квадратурным экранированным энкодером, тремя концевиками и силовыми кабелями питания. Управление сканирующего устройства осуществляется посредством специализированных модулей типа EPOS. Кабели механической подсистемы подключаются к измерительной и управляющей подсистемам с помощью помехоустойчивых штекеров типа MIL.

- ***Силовые кабели***

Силовые кабели обеспечивают питание измерительной подсистемы требуемым током по напряжению 24 В.



Рисунок 15 – Структурная схема макета автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля

- ***Информационные каналы связи***

С целью уменьшения количества электрических соединений типа точка-точка, измерительная подсистема объединяет все информационные каналы в один посредством протокола ETERCAT. Этот протокол обеспечивает изохорный способ передачи данных от источника к приемнику с интервалами 1 мс и отклонением от несущей частоты с временным отклонением до 10 мкс.

2.3.7.2 Измерительная подсистема

Измерительная подсистема объединяет следующие устройства:

- Многоосную сканирующую систему/робота;
- Систему обеспечение акустического контакта;
- Систему охлаждения блоков с повышенным потреблением мощности;
- Систему опроса контрольно-информационных элементов системы (датчиков, концевиков, уровнемеров, датчиков движения и т.д.);
- Многоканальную измерительную ультразвуковую электронику со встроенным оптическим трансивером;
- Систему ультразвуковых датчиков.

Измерительная подсистема располагается непосредственно вблизи объекта контроля. Она способна работать в автономном режиме без присутствия человека.

- ***Ультразвуковая электроника***

Ультразвуковая электроника представляет собой устройство для сбора аналоговых ультразвуковых данных.

- ***Система ультразвуковых датчиков***

Ультразвуковые датчики подключаются к ультразвуковой электронике и служат для возбуждения ультразвуковых волн в материале, приема ультразвуковой волны, которая отражается/рассеивается на патологиях и

распространяется обратно в направлении датчика. Также в этой системе происходит преобразование принятой ультразвуковой волны в электрический сигнал с целью его последующей оцифровки.

- ***Сканирующее устройство***

Сканирующее устройство представляет собой многоосную систему позиционирования ультразвуковых датчиков на объекте контроля. Одним из оптимальных вариантов сканирующего устройства является исполнение его в виде роботизированной руки.

Перед началом измерения сканирующее устройство программируется таким образом, чтобы обеспечить оптимальную траекторию сканирования объекта выбранными датчиками. Траектория сканирования определяется посредством CAD модели объекта.

- ***Система обеспечения акустического контакта***

Система обеспечения акустического контакта представляет собой локальную иммерсионную ванну с водой.

- ***Система охлаждения***

Суммарная потребляемая мощность элементов измерительной подсистемы может превышать 200 Вт, что может привести к перегреву электронно-коммутационного оборудования. С целью предотвращения перегрева планируется применять водяную замкнутую систему охлаждения. Эта система должна обеспечить стабильную температуру всех элементов измерительной системы, не превышающую 45°C. При этом температура окружающей среды может меняться в диапазоне от 20 до 80°C.

- ***Информационно-сенсорная система***

Информационно-сенсорная система обеспечивает:

– Обеспечение нужной реакции измерительной подсистемы в зависимости от текущих показателей датчиков;

– Объединение отдельных информационных каналов в общий интерфейс ETHERCAT.

2.3.7.3 Управляющая подсистема

Управляющая подсистема содержит все необходимые блоки и электронные элементы, обеспечивающие работу измерительной подсистемы. Также управляющая подсистема имеет встроенные узлы управления промышленной автоматики.

- ***Блок сбора оптических данных и буферизации***

Оцифрованные с помощью ультразвуковой электроники данные передаются из измерительной подсистемы в управляющую со скоростью 2 гигабита в секунду. Эти данные необходимо буферизировать с целью компенсации низкой скорости сбора данных на компьютере. Размер сглаживающего буфера блока сбора должен быть не меньше 1 гигабайта. Тип памяти DDR3 с шириной 64 бита и тактовой частотой не меньше 200 МГц. После приема оптических данных, сглаживания потока, блок сбора перенаправляет данные в шести-гигабитный USB3.0 интерфейс. После этого ультразвуковые данные передаются в измерительный персональный компьютер, работающий под операционной системой Windows.

- ***Подсистема пространственной привязки***

Подсистема пространственной привязки требуется для того, чтобы обеспечить сбор данных в требуемой точке пространства датчика. Опыт показал, что растровое (или пошаговое) позиционирование датчика является неэффективным с точки зрения времени, требуемого на измерение. Так сканирование объекта 1000x1000 точек может длиться несколько часов. Это

связно с тем, что любая механическая система позиционирования тратит некоторое время на ускорение и торможение.

С целью ускорения процесса сканирования сбор данных измерительной подсистемой выполняется с помощью специальной подсистемы пространственной привязки, таким образом, что сканирующему устройству не требуется останавливаться. Подсистема пространственной привязки следит за энкодерами сканирующего устройства в режиме реального времени при помощи высокоскоростного ПЛИС. Если группа энкодеров достигает заданного положения согласно пространственной карте, то подсистема привязки инициирует сбор данных. При этом измеренные данные несут в себе уникальный индекс пространственной координаты.

- ***Управляющая станция***

Управляющая станция представляет собой мощный персональный компьютер, который выполняет следующие функции:

- Прием измеренных данных по скоростному USB 3.0 каналу на скорости до 4 Гигабит в секунду;
- Передача данных в вычислительную подсистему;
- Программирование ультразвуковой электроники;
- Программирование подсистемы пространственной привязки;
- Программирование сканирующего устройства;
- Обновление дизайна программируемого логического контроллера (ПЛК).

Управляющая станция должна иметь не менее 256 гигабайт оперативной памяти. При конфигурировании управляющей станции необходимо обратить особое внимание на наличие SSD-RAID с дисковым пространством не менее 4 терабайта.

- ***Подсистема контроллеров двигателей***

Конкретное исполнение подсистемы контроллеров двигателей зависит от типа моторов, интегрируемых в сканирующее устройство. Возможны следующие конфигурации:

- В случае использования робота типа KUKA, подсистема контроллеров двигателей так же поставляется фирмой KUKA в 19 дюймовом исполнении. Коммуникация с подсистемой контроллеров KUKA выполняется по двум интерфейсам RSI и KRI.

- В случае использования сервоприводов Maxon, подсистема контроллеров двигателей конструируется на базе контроллеров EPOS. Предполагается, что один EPOS контроллер обслуживает один сервопривод. Коммуникация с серводвигателями выполняется при помощи CAN или RS 232 интерфейса.

- В случае использования приводов фирмы IGUS или SIEMENS, предполагается встраивание контроллера управления непосредственно на сервопривод посредством сети ETHERCAT. Управление сервоприводами осуществляется по протоколу TCP/IP.

Интегрируемая подсистема контроллеров двигателей должна быть оборудована специальным интерфейсом безопасности с последующим подключением в ПЛК.

- ***Программируемый логический контроллер***

ПЛК представляет собой программируемый промышленный контроллер. ПЛК обеспечивает управление и наблюдение за состояниями всей системы неразрушающего контроля, не зависимо от управляющей станции и других вычислительных блоков системы.

После включения питания ПЛК загружается и разрешает работу всех блоков системы ПЛК, а также наблюдает за следующими датчиками:

- энкодерами;

- кнопкой аварийного выключения;
- уровнемером;
- датчиком давления воды;
- датчиками состояния электронных блоков;
- датчика температуры и т.д.

ПЛК также управляет:

- системой оповещения;
- запираания дверей ограждения;
- гидравлическими инициаторами;
- системой анализа сбоев.

- ***Система безопасности***

Система безопасности должна обладать повышенной надежностью.

Система безопасности передает в ПЛК состояние следующих узлов:

– Кнопки аварийного выключения системы. При инициализации аварийного выключения системы ПЛК останавливает: сканирующее устройство, подачу воды или акустической жидкости, подачу высоковольтного питания, движение любых приводов системы.

– Пульт администратора. Только при наличии специального разрешения, оператор может выполнять: замену оборудования и аппаратного обеспечения, модификацию программного обеспечения, доступ к точкам электрического контроля системы. Вышеописанная защита выполняется на аппаратном уровне посредством механического ключа.

- ***Подсистема контроля состояний***

Так как томографическая система включает в себя различные блоки и подсистемы, существует необходимость объединения различных сигналов состояния блоков (интерфейсов) в один информационный поток. К таким интерфейсам относятся:

- RS 232;
- Ethernet IP;
- EtherCAT;
- Ethernet;
- DIGIAL I/O 24V;
- I2C.

Подсистема состояний объединяет несколько интерфейсов в универсальный информационный поток EtherCAT.

2.3.7.4 Вычислительная подсистема/Архив

Эта подсистема служит для выполнения сложных математических вычислений с целью получения высококачественного ультразвукового томографического изображения. Описание блоков вычислительной подсистемы представлено ниже.

- ***Вычислительный кластер***

Вычислительный кластер представляется собой набор мощных, персональных компьютеров соединенных между собой высокоскоростным 10 гигабитным интерфейсом. Каждый из компьютеров имеет минимум две графические карты образца GeForce 980 или аналогичных по мощности.

Измеренные ультразвуковые данные передаются на один из элементов кластера, который выполняет планирование и распределение вычислений на графические карты, работающие по технологии CUDA. Количество элементов кластера зависит от сложности решаемой задачи.

- ***Дисковое пространство***

Преимуществом ультразвуковой томографии является высокое качество ультразвуковых изображений. Недостатком томографии является то, что количество измеренных данных с одного объекта может превышать несколько

терабайт. Установка контроля должна предоставлять дисковое пространство для сохранения измеренных данных. Сброс данных в архив планируется выполнять в то время, когда системы не эксплуатируются. Дисковое пространство должно быть реализовано по технологии RAD NAS.

- ***Сервер***

Сервер требуется для того, чтобы выполнять перенос измеренных данных с дискового пространства вычислительного кластера во внешний архив. Процесс переноса инициируется сервером, как только он обнаружит активный архив. Реализация копирования выполняется средствами Microsoft SQL Server.

Сервер так же обеспечивает защищенное подключение к установке контроля через интернет с целью:

- Мониторинга состояния установки;
- Выполнения удаленного сервисного обслуживания.

Сервер также обладает собственным защищенным дисковым пространством.

- ***Управляющая станция***

Управляющая станция необходима для обеспечения скоростной передачи данных из управляющей подсистемы в вычислительную. Здесь используется специальный 20 гигабитный сетевой канал связи.

2.3.8 Разработка функциональной схемы блока ультразвуковой электроники автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов

Блок ультразвуковой электроники представляет собой устройство для сбора ультразвуковых данных, их оцифровки и передачи в вычислительную систему для дальнейшей обработки.

2.3.8.1 Спецификация канала

Канал является частью измерительной системы, предназначенной для ультразвукового контроля в диапазоне частот от 100 КГц до 25 МГц. Канал может быть интегрирован в различные микропроцессорные платформы цифрового сбора данных с целью их последующей обработки и передачи в систему сбора и обработки результатов контроля. Канал включает в себя такие блоки как: генератор импульсов с регулируемой шириной, штекер для подключения датчика, усилительный тракт с диапазоном от -30 до 100 дБ с шагом 0.1 дБ, управляющий процессор, ЦАП для управления временной регулировкой чувствительности. Функциональная схема блока ультразвуковой электроники показана на рисунке 16.

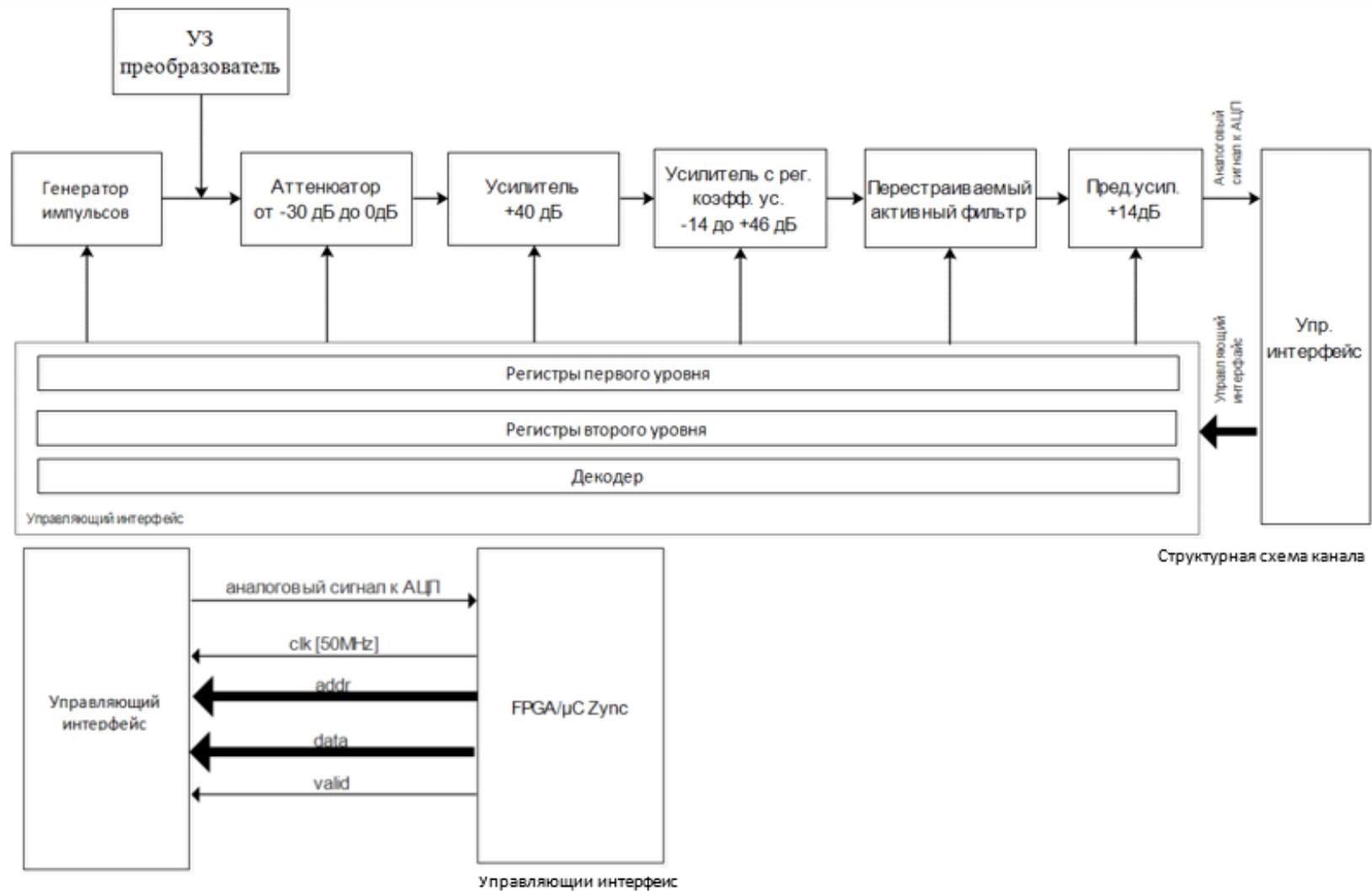


Рисунок 16 – Функциональная схема блока ультразвуковой электроники

- ***Генератор импульсов***

Излучатель генератора импульсов выдает отрицательный прямоугольный зондирующий импульс с двумя устанавливаемыми значениями амплитуды, крутизной фронта < 10 нс, с восемью устанавливаемыми длительностями зондирующих импульсов. В эхо-импульсном режиме этот сигнал выдается на гнездовой контактный разъем излучатель/приемник (совмещенный режим) или на разъем излучателя (раздельно-совмещенный режим). В зависимости от типа подключенного преобразователя эхо-сигналы принимаются на разъеме излучатель/приемник (совмещенный преобразователь) или на разъеме приемника (раздельно-совмещенный преобразователь). Переключение входного импеданса преобразователя с 300 Ом на 50 Ом, а также переключение полосовых фильтров позволяют получить оптимальное согласование при подключении различных преобразователей.

- ***Временная регулировка чувствительности***

Временная регулировка чувствительности (ВРЧ) программируется с помощью 256 равноотстоящих опорных точек по всей длине сбора данных с запасом по усилению 80 дБ. После запуска измерения ВРЧ-автомат обеспечивает своевременное программирование ЦАП предварительно запрограммированными значениями.

- ***Описание управляющего интерфейса***

Управляющий интерфейс (УИ) требуется для программирования элементов канала (генератор, аттенюатор, усилитель, фильтр) специальным блоком параметров. Предполагается использование 16+2 (clk + valid) битного интерфейса с частотой 50 МГц. Каждый из элементов канала имеет свой индивидуальный номер/адрес («addr»). При наличии на линии сигнала «valid» УИ выполняет декодирование addr с перенаправлением значения на шину данных «data» в соответствующий запираемый регистр элемента канала.

Программирование элементов канала выполняется в два этапа. На первом этапе параметры сохраняются в специальных регистрах второго уровня командой: $addr = 0xF$, $data = 0xC$. Регистры второго уровня являются предварительным местом хранения параметров и не влияют на значения, установленные на элементах канала. После применения последней команды считается, что с приходом следующего сигнала «clk» регистры первого уровня могут быть перепрограммированы регистрами второго уровня.

Для того, что бы перепрограммировать все элементы канала, нужно передать параметры из всех регистров второго уровня в регистры первого уровня командой: $addr = 0xF$, $data = 0xB$. После прихода последней команды, считается, что с приходом следующего сигнала clk перепрограммирование всех элементов канала уже произошло. Временная диаграмма работы УИ показана на рисунке 17.

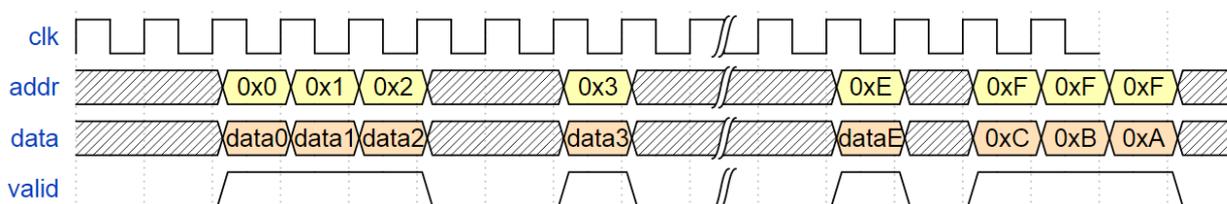


Рисунок 17 - Временная диаграмма работы УИ

Использование двухуровневой регистровой системы объясняется тем, что перепрограммирование канала может быть выполнено во время сбора данных без изменения текущих параметров элементов канала на уровне регистров второго уровня. Затем выполняются подготовка к запуску с помощью однокомандной передачи параметров из всех регистров второго уровня в регистры первого уровня. Также при помощи команд $addr = 0xF$, $data = 0xA$ канал излучит зондирующий импульс.

В таблице 2 показано распределение доступных адресов УИ.

Таблица 2 – Распределение адресов управляющего интерфейса

Адрес	Элемент канала	Активные биты [В]	Значение
0x0	Значение аттенюатора от в диапазоне [-30дБ, 0дБ]	XXXXXXXXXXBBBB BBB	-
0x1	Значение усилителя [+40дБ]	XXXXXXXXXXXXBB BBB	-
0x2	Значение ширины излучаемого импульса	XXXXXXXXXXBBBB BBB	0x00 – 10 ns 0x01 – 20 ns ... 0x64 – 1000 ns
0x3	Значение усилителя с рег. Коэффициентов усиления в диапазоне [- 14дБ до 46дБ]	XXXXXXXXXXBBBB BBB	-
0x4	Значение перестраиваемого фильтра	XXXXXXXXXXBBBB BBB	-
0x5	Значение предусилителя [+14дБ]	XXXXXXXXXXBBBB BBB	-
0x6	Переключатель режима импульс-эхо/раздельно- совмещенный	XXXXXXXXXXXXXX XXXB	0 – импульс-эхо режим 1 – раздельно- совмещенный режим
0x7	Значение величины напряжения импульса	XXXXXXXXXXBBBB BBB	-

Продолжение таблицы 2

Адрес	Элемент канала	Активные биты [В]	Значение
0x8	Значение переключателя согласующей нагрузки с датчиком	XXXXXXXXXXXX XXXB	0 - 50 Ω 1 - 300 Ω
0x9	reserved	reserved	reserved
0x10	reserved	reserved	reserved
0xA	reserved	reserved	reserved
0xB	reserved	reserved	Reserved
0xC	reserved	reserved	reserved
0xD	reserved	reserved	reserved
0xE	reserved	reserved	reserved
0xF	Значение управляющего слова	0x0000BBBB	1010 (0x000A) – выполнить генерацию импульса с предварительно установленными параметрами 1011 (0x000C) – загрузить значения регистров второго уровня 1100 (0x000B) – загрузить значения регистров первого уровня

Как видно из таблицы 2, программирование любого элемента канала может быть выполнено в любой момент времени работы канала. Управление этими процессами перенимает на себя управляющий FPGA-μController Zync.

Передача аналоговых данных в АЦП на стороне микроконтроллера выполняется через SMD штеккер посредством коаксиального кабеля. Аналоговый сигнал на стороне микроконтроллера оцифровывается АЦП 16-бит 250 МГц.

2.3.8.2 Основные технические характеристики блока ультразвуковой электроники

Общие характеристики представлены в таблице 3.

Таблица 3 – Характеристики блока ультразвуковой электроники

Параметр	Обозначение	Диапазон значений
Напряжение питания	Рабочее напряжение	24 В
	Потребляемая мощность	тип. 13 Вт, макс. 16 Вт < 4,3 Вт
Температурный диапазон		От 0 до 50 °С
Частота следования зондирующих импульсов		1 Гц – 20 кГц
Типы штеккеров	УЗ преобразователь	Гнезда Lemo00
	Раздельно-совмещенный преобразователь IE	Вход/Выход
	Раздельно-совмещенный преобразователь SE	Вход

Характеристики излучателя представлены в таблице 4.

Таблица 4 – Характеристики излучателя ультразвуковых волн

Параметр	Обозначение	Диапазон значений			
Форма зондирующего импульса (полярность)		Прямоугольный, отрицательный импульс с варьируемой длительностью от 10 до 1000 нс			
Согласование с преобразователем (входной импеданс)		50 Ом, 300 Ом переключаемый			
Напряжение	Импеданс	50 Ом		300 Ом	
	Холостой ход (без преобразователя)	-200 В	-100 В	-350 В	-150 В
	на внешнюю нагрузку 50 Ом	-185 В	-75 В	-250 В	-100 В
Ширина импульса	на внешнюю нагрузку 50 Ом	10 нс, 20 нс, 50 нс, 100 нс, 250 нс, 500 нс, 1000 нс			
Время нарастания	на внешнюю нагрузку 50 Ом	5 нс ± 1 нс (с 10 % до 90% макс. знач. амплитуды)			
Время спада	на внешнюю нагрузку 50 Ом	10 нс ± 2 нс (с 10 % до 90% макс. знач. амплитуды)			
Амплитуда переходных колебаний	на внешнюю нагрузку 50 Ом	< 4 % амплитуды зондирующего импульса			
Частотный диапазон усилительного тракта	на внешнюю нагрузку 50 Ом	От 20 КГц до 25 МГц			

Характеристики приемника представлены в таблице 5.

Таблица 5 – Характеристики приемника ультразвуковых волн

Параметр	Обозначение	Диапазон значений					
Усилитель/аттенюатор	Общий диапазон	130 дБ					
	Усиление	100 дБ вкл. ВРЧ					
	Ослабление	30 дБ					
	Величина шага ВРЧ	Настраивается с шагом 0,1 дБ					
	Точность	Отклонение макс. ± 1 дБ					
	Линейность по вертикали	Отклонение $< \pm 2\%$ высоты экрана, тип. знач.: 1% высоты экрана					
Фильтры в МГц	Средняя частота ($\pm 5\%$)	0.3	1	2	4.5	10	20
	Ширина полосы пропускания (-3 дБ) Допуск ($\pm 10\%$)	0.4	1.5	3	6.75	15	10
	Нижняя частота среза	0.1	0.5	1	2.25	5	15
	Верхняя частота среза	0.5	2	4	9	20	25
	Тип фильтра	Бессель					
Время задержки после зондирующего импульса		< 10 мкс					
Эквив. уровень шума		TBD	<25 мкВ	<30 мкВ	<45 мкВ	<65 мкВ	TBD

Продолжение таблицы 5

Параметр	Обозначение	Диапазон значений					
			50	63	71	100	
Мин. входное напряжение	Без усреднения		μVpp	μVpp	μVpp	μVpp	
достижения 10% высоты экрана (входной импеданс 50 Ом, соотношение сигнал/шум 6 дБ)	С усреднением 128	$6\mu\text{Vpp}$	$8\mu\text{Vpp}$	10 μVpp	15 μVpp		
Динамический диапазон			>120 дБ	>120 дБ	120 дБ	>115 дБ	
Эквив. входной импеданс	IE, SE 50 Ом	$50 \text{ Ом} + 1 \text{ Ом} \parallel < 50 \text{ пФ}$					
	IE, SE, 300 Ω	$293 \text{ Ом} \pm 5 \text{ Ом} \parallel < 110 \text{ пФ}$					
Влияние коррективы усиления ВРЧ		100 дБ настраивается с шагом 0,1 дБ макс. 256 равноотстоящих опорных точек					

3 Проведение экспериментальных исследований биологического объекта

3.1 Метод задания траектории сканирования УЗ системы для объектов сложной геометрической формы

3D-сканирование (рисунок 18) дает исходные данные в виде облака точек (Point Cloud). Этот набор данных содержит точки, снятые с поверхности детали, описаны они тремя координатами (рисунок 19).



Рисунок 18 – Сканирование металлической детали

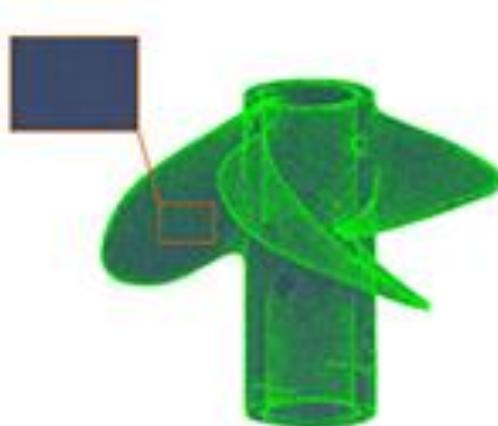


Рисунок 19 – Результат работы 3D-сканера - облако точек (Point Cloud)

Облако точек, как правило, не используются напрямую в большинстве 3D-приложений, и поэтому конвертируются в CAD-модели при помощи процесса, известного как «реконструкция поверхности», т.е. происходит

конвертация облака точек в поле объёмных расстояний и реконструкция неявных поверхностей (преобразование в полигональную сетку (Mesh) – рисунок 20).

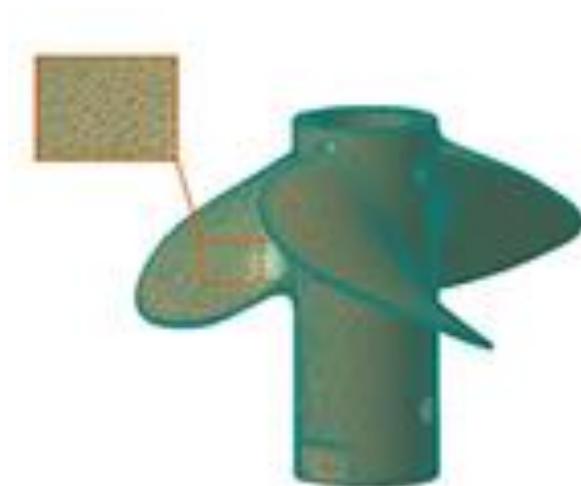


Рисунок 20 – Полигональная поверхность (Mesh) - обработанные данные сканирования

Используя полигональную сетку, конструктор создает твердотельную CAD-модель (рисунок 21). Далее полученная CAD модель контролируемого объекта загружается в программное обеспечение контроля в STEP формате и выступает в качестве исходного объекта для генерации программы сканирования [20].

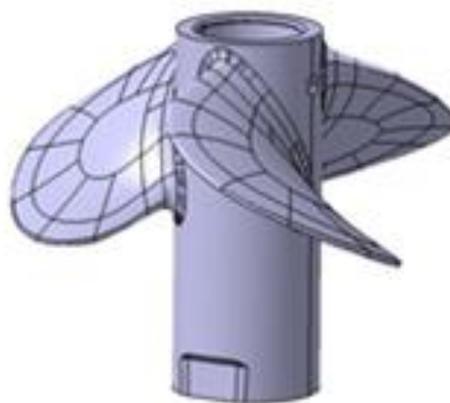


Рисунок 21 – Твердотельная CAD-модель

3.2 Результаты экспериментальных исследований с помощью рентгеновской томографии

На рисунке 22 представлено проведение эксперимента на рентгеновском микротомографе «ОРЕЛ-МТ», в результате которого были получены томограммы биологического объекта различных проекций и срезов, а также визуализация костной структуры БО (рисунки 23 – 26). Реконструкция изображений производилась с помощью программы NRecon, а визуализация при помощи программы CTVox, разработанной компанией Bruker microCT.



Рисунок 22 - Проведение эксперимента с помощью рентгеновского микротомографа «ОРЕЛ-МТ»

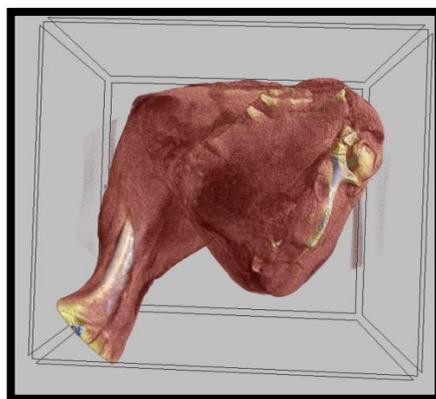


Рисунок 23 – Томограмма биологического объекта (вид снизу)

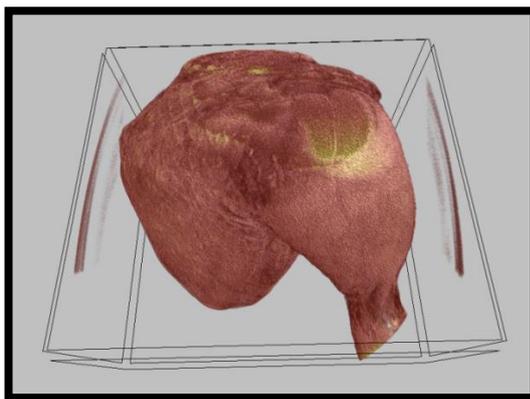


Рисунок 24 – Томограмма биологического объекта (вид сверху)

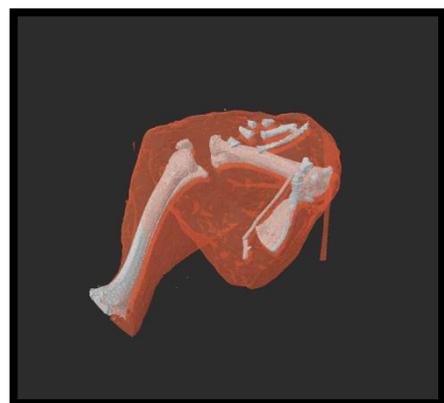
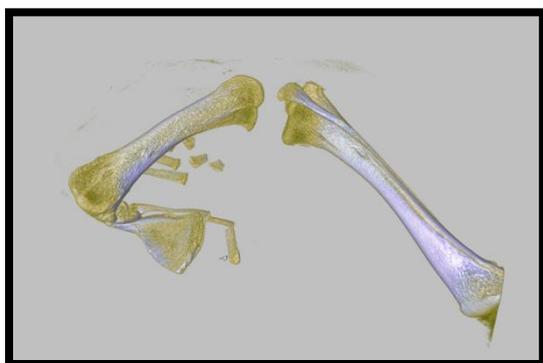


Рисунок 25 – Визуализация костной структуры биологического объекта

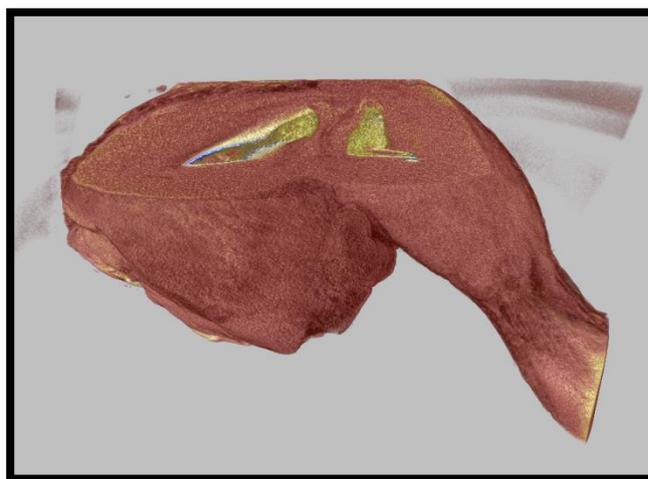


Рисунок 26 – Вид среза БО

На полученных изображениях хорошо видны не только внешние очертания, но и костная структура биологического объекта. С помощью

программного обеспечения можно посмотреть внутренний срез объекта на любой глубине.

3.3 Результаты экспериментальных исследований с помощью оптической томографии

На рисунке 27 представлено проведение эксперимента с помощью 3D-сканера на биологическом объекте, в результате которого была получена оптическая модель куриного окорочка при помощи программы Meshlab 0.14 (Рисунок 28).

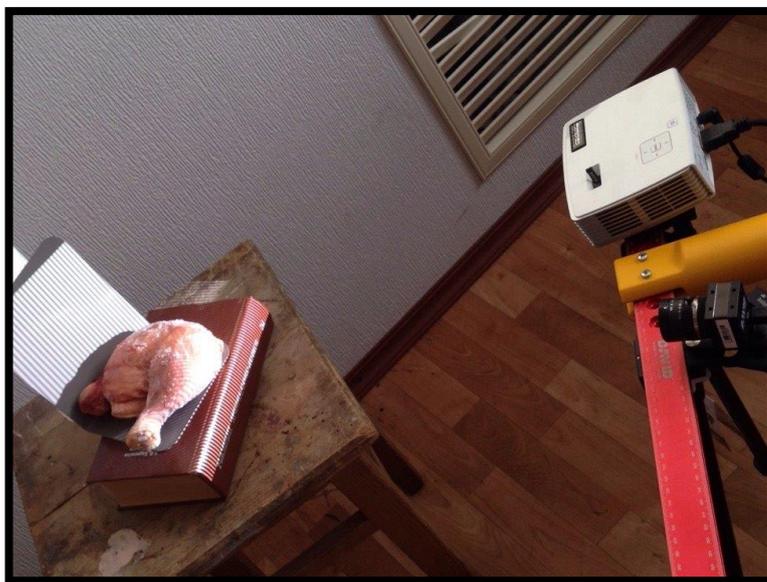


Рисунок 27– Проведение эксперимента с помощью 3D-сканера

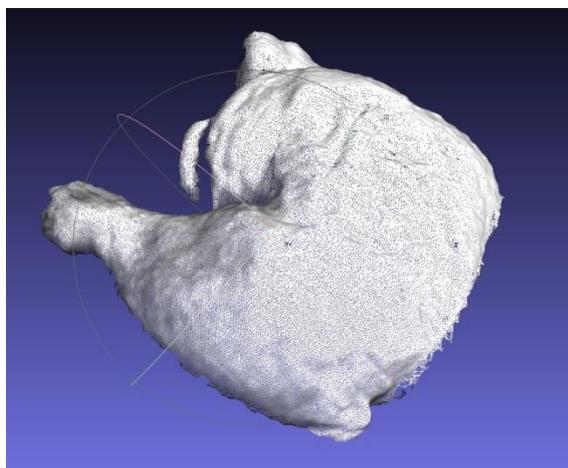


Рисунок 28 – Оптическая модель биологического объекта

Полученная 3D-модель визуализирует внешние формы куриного окорочка. С ее помощью можно построить CAD-модель, которая будет загружаться в программное обеспечение ультразвуковой системы томографического контроля для генерации программы сканирования.

3.4 Результаты экспериментальных исследований с помощью ультразвуковой томографии

На рисунке 29 представлен внешний вид автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля, с помощью которой проводились экспериментальные исследования биологического объекта.



Рисунок 29 – Внешний вид автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля

На рисунке 30 представлено проведение эксперимента с помощью автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля, на которой установлено программное обеспечение «РобоСкан». А также результаты эксперимента, проведенные одиночным УЗ датчиком с частотой 5 МГц на различных глубинах по отношению к поверхности биологического объекта (рисунки 31-32)



Рисунок 30 – Проведение эксперимента с помощью автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля

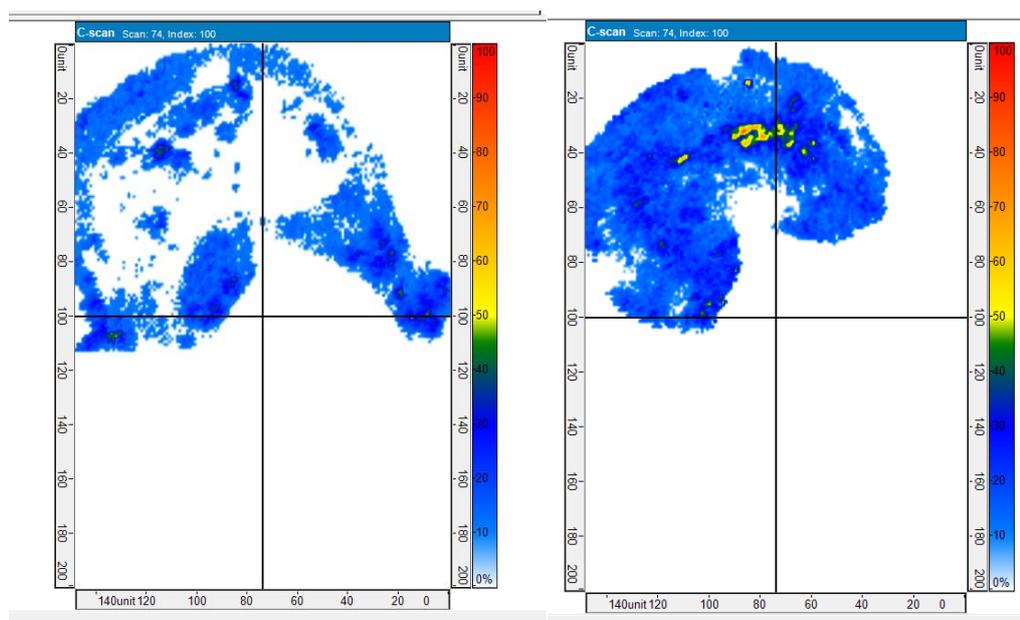


Рисунок 31 – Скан БО на глубине 10 мм (слева) и 15 мм (справа)

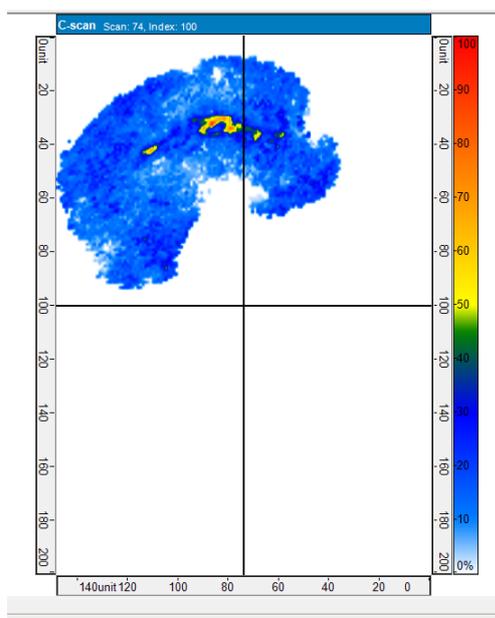


Рисунок 32 – Скан БО на глубине 20 мм

В результате проведенного исследования можно увидеть, что на глубине 10 мм от датчика видны внешние контуры куриного окорочка, а на глубине 15 и 20 мм можно рассмотреть хрящ, отделяющий бедро от голени, выраженный на полученном скане желто-красными оттенками цветовой палитры. Кости биологического объекта не визуализировались, поскольку они имеют неоднородную структуру, содержат в себе полые участки с прослойками воздуха, что ведет к сильному рассеянию, а как следствие, и к существенному затуханию ультразвука.

4 Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

4.1 Организация и планирование работ

При организации процесса реализации проекта необходимо рационально планировать занятость каждого из его участников и сроки проведения отдельных работ.

В данном пункте составлен полный перечень проводимых работ, определены исполнители и рациональная продолжительность. Наглядным результатом планирования работ является линейный график реализации проекта. Для его построения, хронологически упорядоченные вышеуказанные данные сведены в таблицу 6.

Таблица 6 – Перечень работ и продолжительность их выполнения

Этапы работы	Исполнители	Загрузка исполнителей
Постановка целей и задач, получение исходных данных	НР	НР – 100%
Составление и утверждение ТЗ	НР, И	НР – 100% И – 10%
Подбор и изучение материалов по тематике	НР, И	НР – 30% И – 100%
Обсуждение литературы	НР, И	НР – 30% И – 100%
Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и УЗ томографии биологических объектов	И	И – 100%
Расчет диаграммы направленности одиночного ультразвукового датчика	И	И – 100%
Проведение экспериментальных исследований биологического объекта	И	И – 100%
Разработка автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов сложной геометрической формы;	НР, И	НР – 30% И – 100%

Продолжение таблицы 6

Обсуждение полученных результатов	НР, И	НР – 30% И – 100%
Подготовка графического материала	И	И – 100%
Оформление работы	И	И – 100%

4.1.1 Продолжительность этапов работ

Для определения вероятных (ожидаемых) значений продолжительности работ $t_{ож}$ применяется формула:

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

где t_{min} – минимальная продолжительность работы, дн.;

t_{max} – максимальная продолжительность работы, дн.;

Для выполнения перечисленных в таблице 6 работ требуются специалисты:

- инженер – в его роли действует исполнитель НИР;
- научный руководитель (НР).

Для построения линейного графика необходимо рассчитать длительность этапов в рабочих днях, а затем перевести ее в календарные дни. Расчет продолжительности выполнения каждого этапа в рабочих днях ($T_{РД}$) ведется по формуле:

$$T_{РД} = \frac{t_{ож}}{K_{вн}} \cdot K_{д} \quad (4)$$

где $t_{ож}$ – продолжительность работы, дн.;

$K_{вн}$ – коэффициент выполнения работ, учитывающий влияние внешних факторов на соблюдение предварительно определенных длительностей, в частности, возможно $K_{вн} = 1$;

K_d – коэффициент, учитывающий дополнительное время на компенсацию непредвиденных задержек и согласование работ ($K_d = 1-1,2$)

Расчет продолжительности этапа в календарных днях ведется по формуле:

$$T_{КД} = T_{РД} \cdot T_K, \quad (5)$$

где $T_{КД}$ – продолжительность выполнения этапа в календарных днях;

T_K – коэффициент календарности, позволяющий перейти от длительности работ в рабочих днях к их аналогам в календарных днях, и рассчитываемый по формуле:

$$T_K = \frac{T_{КАЛ}}{T_{КАЛ} - T_{ВД} - T_{ПД}} \quad (6)$$

где $T_{КАЛ}$ – календарные дни ($T_{КАЛ} = 365$);

$T_{ВД}$ – выходные дни ($T_{ВД} = 52$);

$T_{ПД}$ – праздничные дни ($T_{ПД} = 10$).

$$T_K = 365 / (365 - 52 - 10) = 1,205$$

В таблице 7 приведена продолжительность этапов работ и их трудоемкости по исполнителям, занятым на каждом этапе.

Итог по столбцу 5 дает общую ожидаемую продолжительность работы над проектом в рабочих днях, итоги по столбцам 8 и 9 – общие трудоемкости для каждого из участников проекта.

Величины трудоемкости этапов по исполнителям $T_{КД}$ (данные столбцов 8 и 9 кроме итогов) позволяют построить линейный график осуществления проекта (таблица 8).

Таблица 7 - Трудозатраты на выполнение проекта

Этап	Исполнители	Продолжительность работ, дни			Трудоемкость работ по исполнителям чел.- дн.			
		t_{min}	t_{max}	$t_{ож}$	$T_{РД}$		$T_{КД}$	
					НР	И	НР	И
1	2	3	4	5	6	7	8	9
Постановка целей и задач, получение исходных данных	НР	2	4	2,8	3,36	–	4,05	–
Составление и утверждение ТЗ	НР, И	2	3	2,4	2,88	0,29	3,47	0,35
Подбор и изучение материалов по тематике	НР, И	60	70	64	23,04	76,8	27,76	92,54
Обсуждение литературы	НР, И	2	4	2,8	1,01	3,36	1,22	4,05
Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и УЗ томографии биологических объектов	И	90	100	94	-	112,8	-	135,92

Продолжение таблицы 7

Расчет диаграммы направленности одиночного ультразвукового датчика	И	7	14	9,8	-	11,76	-	14,17
Проведение экспериментальных исследований биологического объекта	И	30	40	34	-	40,8	-	49,16
Разработка автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов сложной геометрической формы;	НР, И	90	120	102	36,72	122,4	44,25	147,49
Обсуждение полученных результатов	НР, И	7	14	9,8	3,53	11,76	4,25	14,17
Подготовка графического материала	И	14	21	16,8	-	20,16	-	24,29
Оформление работы	И	90	120	102	-	122,4	-	147,49
Итого:				440,4	77,54	593,07	85,00	629,63

Таблица 8 – Линейный график работ

Этап	НР	И	2014				2015												2016					
			IX	X	XI	XII	I	II	III	IV	V	VI	VII	VII I	IX	X	XI	XII	I	II	III	IV	V	
			30	60	90	120	150	180	210	240	270	300	330	360	390	420	450	480	510	540	570	600	630	
1	4,05	–	■																					
2	3,47	0,35	■ ■																					
3	27,7 6	92,5 4	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
4	1,22	4,05						■	■															
5	-	135, 92							■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
6	-	14,1 7											■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
7	-	49,1 6											■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■	■
8	44,2 5	147, 49													■	■	■	■	■	■	■	■	■	■

4.2 Расчет сметы затрат на выполнение проекта

4.2.1 Расчет затрат на материалы

К данной статье расходов относится стоимость материалов и покупных изделий, расходуемых непосредственно в процессе выполнения НИР.

Кроме того статья включает так называемые транспортно-заготовительные расходы, связанные с транспортировкой от поставщика к потребителю, хранением и прочими процессами, обеспечивающими движение (доставку) материальных ресурсов от поставщиков к потребителю. Сюда же включаются расходы на совершение сделки купли-продажи (т.н. транзакции). Приближенно они оцениваются в процентах к отпускной цене закупаемых материалов, как правило, это 5-20%. В расчетах примем, что ТЗР составляют 5% от отпускной цены материалов.

Итоговые значения расчетов приведены в таблице 9.

Таблица 9 – Расчет затрат на материалы

Наименование материалов	Цена за ед., руб.	Кол-во	Сумма, руб.
Бумага для принтера формата А4	240	1 уп.	240,00
Картридж для принтера	500	1 шт.	500,00
Куриный окорочок	80	1 шт.	80,00
Всего за материалы:			820,00
ТЗР:			41,00
ИТОГО:			861,00

4.2.2 Расчет заработной платы

Данная статья расходов включает заработную плату научного руководителя и инженера, а также премии, входящие в фонд заработной платы.

Среднедневная тарифная заработная плата ($ЗП_{дн-г}$) рассчитывается по формуле:

$$ЗП_{\text{дн-т}} = \text{МО}/24,83 \quad (7)$$

учитывающей, что в году 298 рабочих дней и, следовательно, в месяце в среднем 24,83 рабочих дня (при шестидневной рабочей неделе).

МО – величина месячного оклада.

Расчеты затрат на полную заработную плату приведены в таблице 10. Затраты времени по каждому исполнителю в рабочих днях с округлением до целого взяты из таблицы 7. Для учета в ее составе премий, дополнительной зарплаты и районной надбавки используется следующий ряд коэффициентов: $K_{\text{ПР}} = 1,1$; $K_{\text{доп.ЗП}} = 1,188$ (при шестидневной рабочей неделе); $K_p = 1,3$. Таким образом, для перехода от тарифной (базовой) суммы заработка исполнителя, связанной с участием в проекте, к соответствующему полному заработку (зарплатной части сметы) необходимо первую умножить на интегральный коэффициент $K_{\text{и}} = 1,1 * 1,188 * 1,3 = 1,699$.

Таблица 10 – Затраты на заработную плату

Исполнитель	Оклад, руб./мес.	Среднедневная ставка, руб./раб.день	Затраты времени, раб.дни	Коэффициент	Фонд з/платы, руб.
НР	23 264,86	936,97	78	1,699	124 169,14
И	7 864,11	316,72	593	1,699	319 097,62
Итого:					443 266,76

4.2.3 Расчет затрат на социальный налог

Затраты на единый социальный налог (ЕСН), включающий в себя отчисления в пенсионный фонд, на социальное и медицинское страхование, составляют 30 % от полной заработной платы по проекту, т.е. $C_{\text{соц.}} = C_{\text{зп}} * 0,3$. Итак, в нашем случае $C_{\text{соц.}} = 443 266,76 * 0,3 = 132 980,03$ руб.

4.2.4 Расчет затрат на электроэнергию

Данный вид расходов включает в себя затраты на электроэнергию, потраченную в ходе выполнения проекта на работу используемого оборудования, рассчитываемые по формуле:

$$C_{\text{эл.об.}} = P_{\text{об}} \cdot t_{\text{об}} \cdot \text{Ц}_{\text{Э}} \quad (8)$$

где $P_{\text{об}}$ – мощность, потребляемая оборудованием, кВт;

$\text{Ц}_{\text{Э}}$ – тариф на 1 кВт·час;

$t_{\text{об}}$ – время работы оборудования, час.

Для ТПУ $\text{Ц}_{\text{Э}} = 5,257$ руб./кВт·час (с НДС).

Время работы оборудования вычисляется на основе итоговых данных таблицы 7 для инженера ($T_{\text{РД}}$) из расчета, что продолжительность рабочего дня равна 8 часов.

$$t_{\text{об}} = T_{\text{РД}} * K_t, \quad (9)$$

где $K_t \leq 1$ – коэффициент использования оборудования по времени, равный отношению времени его работы в процессе выполнения проекта к $T_{\text{РД}}$. Примем его за значение 0,5.

Мощность, потребляемая оборудованием, определяется по формуле:

$$P_{\text{об}} = P_{\text{ном.}} * K_C \quad (10)$$

где $P_{\text{ном.}}$ – номинальная мощность оборудования, кВт;

$K_C \leq 1$ – коэффициент загрузки, зависящий от средней степени использования номинальной мощности. Для технологического оборудования малой мощности $K_C = 1$.

Расчет затраты на электроэнергию для технологических целей приведен в таблице 11.

Таблица 11 – Затраты на электроэнергию технологическую

Наименование оборудования	Время работы оборудования $t_{\text{ОБ}}$, час	Потребляемая мощность $P_{\text{ОБ}}$, кВт	Затраты $\text{Э}_{\text{ОБ}}$, руб.
Персональный компьютер	1 865,28	0,3	2 941,73
Принтер	4	0,1	2,10
Рентгеновский томограф	40	0,7	147,20
Система оптической визуализации	40	0,5	105,14
Автоматизированная ультразвуковая система	43,2	0,7	158,97
Итого:			3 355,14

4.2.5 Расчет амортизационных расходов

В статье «Амортизационные отчисления» рассчитывается амортизация используемого оборудования за время выполнения проекта.

Используется формула

$$C_{\text{АМ}} = \frac{N_{\text{А}} * C_{\text{ОБ}} * t_{\text{рф}} * n}{F_{\text{Д}}}, \quad (11)$$

где $N_{\text{А}}$ – годовая норма амортизации единицы оборудования;

$C_{\text{ОБ}}$ – балансовая стоимость единицы оборудования с учетом ТЗР;

$F_{\text{Д}}$ – действительный годовой фонд времени работы соответствующего оборудования, берется из фактического режима его использования в текущем календарном году.

$t_{pф}$ – фактическое время работы оборудования в ходе выполнения проекта, учитывается исполнителем проекта;

n – число задействованных однотипных единиц оборудования.

При использовании нескольких типов оборудования расчет по формуле делается соответствующее число раз, затем результаты суммируются.

Стоимость ПК 45000 руб., его $F_d = 2384$ ч.; $N_A = 0,4$; время использования 3 730,56 ч.; тогда для него $C_{AM}(ПК) = (0,4*45000*3730,56*1)/2384 = 28 166,98$ руб.

Стоимость принтера 12000 руб., его $F_d = 500$ ч.; $N_A = 0,5$; время использования 8 ч.; тогда его $C_{AM}(Пр) = (0,5*12000*8*1)/500 = 38,4$ руб.

Стоимость рентгеновского томографа 1600000 руб., его $F_d = 1 192$ ч.; $N_A = 0,4$; время использования 80 ч.; тогда его $C_{AM}(Пр) = (0,4*1600000*80*1)/1192 = 42 953,02$ руб.

Стоимость системы оптической визуализации 300000 руб., его $F_d = 1 192$ ч.; $N_A = 0,4$; время использования 80 ч.; тогда его $C_{AM}(Пр) = (0,4*300000*80*1)/1192 = 8 053,69$ руб.

Стоимость автоматизированной ультразвуковой системы 5000000 руб., его $F_d = 1 192$ ч.; $N_A = 0,4$; время использования 86,4 ч.; тогда его $C_{AM}(Пр) = (0,4*5000000*86,4*1)/1192 = 144 966,44$ руб.

Итого начислено амортизации 224 178,53 руб.

4.2.6 Расчет прочих расходов

В статье «Прочие расходы» отражены расходы на выполнение проекта, которые не учтены в предыдущих статьях, их следует принять равными 10% от суммы всех предыдущих расходов, т.е.

$$C_{\text{проч.}} = (C_{\text{мат}} + C_{\text{зп}} + C_{\text{соц}} + C_{\text{эл.об.}} + C_{\text{ам}}) \cdot 0,1$$

Для нашего случая это

$$C_{\text{проч.}} = (861 + 443266,76 + 132980,03 + 3355,14 + 224178,53) \cdot 0,1 = \mathbf{80 464,15 \text{ руб.}}$$

4.2.7 Расчет общей себестоимости разработки

Проведя расчет по всем статьям сметы затрат на разработку, можно определить общую себестоимость проекта

Таблица 12 – Смета затрат на разработку проекта

Статья затрат	Условное обозначение	Сумма, руб.
Материалы и покупные изделия	$C_{\text{мат}}$	861,00
Основная заработная плата	$C_{\text{зп}}$	443 266,76
Отчисления в социальные фонды	$C_{\text{соц}}$	132 980,03
Расходы на электроэнергию	$C_{\text{эл.}}$	3 355,14
Амортизационные отчисления	$C_{\text{ам}}$	224 178,53
Прочие расходы	$C_{\text{проч}}$	80 464,15
Итого:		885 105,61

Таким образом, затраты на разработку составили $C = 885\ 105,61$ руб.

4.2.8 Расчет прибыли

Прибыль от реализации проекта примем в размере 20 % от полной себестоимости проекта. В нашем случае она составляет **177 021,12** руб. от расходов на разработку проекта.

4.2.9 Расчет НДС

НДС составляет 18% от суммы затрат на разработку и прибыли. В нашем случае это $(885105,61 + 177021,12) * 0,18 = 191\ 182,81$ руб.

4.2.10 Цена разработки НИР

Цена равна сумме полной себестоимости, прибыли и НДС, в нашем случае

$$C_{\text{НИР(КР)}} = 885\ 105,61 + 177\ 021,12 + 191\ 182,81 = 1\ 253\ 309,54 \text{ руб.}$$

4.3 Оценка экономической эффективности проекта

Количественно оценить экономическую эффективность проекта невозможно, так как конечный результат работы в виде готового оборудования может быть получен в течение ряда последующих лет. На данный момент можно оценить только социальный эффект от полученной разработки. На сегодняшний день не существует такого оборудования, при помощи которого можно безошибочно диагностировать заболевания частей человеческого тела сложной геометрической формы, например, коленных и локтевых суставов. Поэтому использование данного прибора приведет к снижению риска врачебных ошибок. Правильно поставленный диагноз позволит назначить правильное лечение пациенту.

5 Социальная ответственность

5.1 Характеристика объекта исследования и области его применения

В качестве объекта исследования выступили методы визуализации биологического объекта. Образцом исследования является тазобедренная часть курицы (куриный окорочок).

В процессе работы проводились экспериментальные исследования с помощью рентгеновского микротомографа «ОРЕЛ-МТ» с использованием программы Skay Scan, 3D-сканера, работающего по технологии структурированного света в программном пакете T-Flex CAD 12, а также автоматизированной ультразвуковой системы томографического контроля с использованием программного обеспечения I-Deal Studio.

Область применения – медицина.

5.2 Производственная безопасность

Перечень опасных и вредных факторов, характерных для данной работы приведен в таблице 13 [22].

Таблица 13 – Опасные и вредные факторы при выполнении работ по визуализации биологических объектов

Источник фактора, наименование видов работ	Факторы (по ГОСТ 12.0.003-74)		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
<p>Визуализация биологических объектов:</p> <p>1) проведение экспериментальных исследований с помощью рентгеновского микротомографа</p> <p>2) проведение экспериментальных исследований с помощью 3D-сканера</p> <p>3) проведение экспериментальных исследований на автоматизированной ультразвуковой системе томографического контроля</p>	<p>1. Отклонение показателей микроклимата</p> <p>2. Недостаточная освещенность рабочей зоны</p> <p>3. Повышенный уровень шума на рабочем месте</p> <p>4. Повышенный уровень ультразвука</p> <p>5. Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне</p> <p>6. Повышенный уровень электромагнитных излучений</p>	<p>1. Электрический ток</p>	<p>1. СанПиН 2.2.4-548-96</p> <p>2. СП 52.13330.2011</p> <p>3. ГОСТ 12.1.003-83</p> <p>4. ГОСТ 12.1.001-89</p> <p>5. НРБ 96</p> <p>6. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03</p> <p>7. ГОСТ 12.1.038 – 82</p>

Далее более подробно рассмотрим опасные и вредные факторы, воздействующие на инженера, возникающие в связи с работой над проектом.

5.2.1 Отклонение показателей микроклимата

Микроклимат производственных помещений – это климат внутренней среды этих помещений, который определяется действующими на организм человека сочетаниями температуры, влажности и скорости движения воздуха. Лаборатория является помещением, относящимся к категории помещений, где выполняются легкие физические работы, поэтому должны соблюдаться требования, приведенные в таблице 14 в соответствии с СанПиН 2.2.4-548-96 [23].

Таблица 14 – Оптимальные величины показателей микроклимата на рабочих местах производственных помещений для категории работ Ia

Период года	Наименование параметра			
	Температура воздуха, С°	Температура поверхностей, С°	Относительная влажность воздуха, %	Скорость движения воздуха, м/с.
Холодный	22-24	21-25	60-40	0,1
Теплый	23-25	22-26	60-40	0,1

Для создания и автоматического поддержания в лаборатории оптимальных значений температуры, влажности, чистоты и скорости движения воздуха, независимо от наружных условий, в холодное время года используется водяное отопление, в теплое время года применяется кондиционирование воздуха.

Кондиционер представляет собой вентиляционную установку, которая с помощью приборов автоматического регулирования поддерживает в помещении заданные параметры воздушной среды.

5.2.2 Недостаточная освещенность рабочей зоны

Плохое освещение утомляет не только зрение, но и вызывает утомление организма в целом. Неправильное освещение может быть причиной травматизма: плохо освещенные опасные зоны, слепящие лампы, резкие тени ухудшают или вызывают полную потерю зрения, ориентации.

Основные требования и значения нормируемой освещённости рабочих поверхностей изложены в СП 52.13330.2011 [24].

Работа, выполняемая с использованием вычислительной техники и лабораторного оборудования относится к III разряду зрительной работы (высокой точности), для которой необходимо создать освещенность не ниже 200 лк.

В связи с тем, что естественное освещение слабое, на рабочем месте должно применяться дополнительно искусственное освещение, например, люминесцентные лампы.

5.2.3 Повышенный уровень шума на рабочем месте

В лаборатории источниками шумовых помех могут стать кондиционеры, ПК и оборудование для проведения экспериментальных исследований. Длительное воздействие этих шумов отрицательно сказывается на эмоциональном состоянии персонала.

В соответствии с ГОСТ 12.1.003-83 [25] эквивалентный уровень звука в производственных помещениях не должен превышать 60 дБ. Для того, чтобы добиться этого уровня, рекомендуется применять звукопоглощающее покрытие стен.

В качестве мер по снижению шума можно предложить следующее:

- облицовка потолка и стен звукопоглощающим материалом. Снижает шум на 6-8 дБ;

- рациональная планировка помещения;
- установка оборудования, производящего минимальный шум;
- экранирование рабочего места, путем постановок перегородок, диафрагм.

5.2.4 Повышенный уровень ультразвука

Источником ультразвука является производственное оборудование, в котором генерируется ультразвук для выполнения технологических процессов, контроля измерений, и производственное оборудование, при эксплуатации которого ультразвук возникает как сопутствующий фактор, а также медицинское ультразвуковое оборудование.

Допустимые уровни звукового давления на рабочих местах в соответствии с ГОСТ 12.1.001-89 [26] не должны превышать значений, приведенных в таблице 15.

Таблица 15 - Допустимые уровни звукового давления на рабочих местах

Среднегеометрические частоты третьоктавных полос, кГц	Уровень звукового давления, дБ
12,5	80
16	80 (90)
20	100
25	105
31,5 - 100,0	110

Ультразвуковые установки с ваннами должны быть снабжены звукоизолирующими кожухами, обеспечивающими допустимые уровни звукового давления. Звукоизолирующие кожухи должны иметь стальные стенки толщиной не менее 1,5 мм или любые металлические стенки,

обладающие звукоизолирующей способностью, не меньше указанной. Кожух не должен иметь отверстий [27].

Запрещается непосредственный контакт работающих с рабочей поверхностью оборудования в процессе его обслуживания, жидкостью и обрабатываемыми деталями во время возбуждения в них ультразвука.

Для исключения контакта с источниками ультразвука необходимо применять:

- дистанционное управление оборудованием;
- автоблокировку, т.е. автоматическое отключение оборудования при выполнении вспомогательных операций (загрузке и выгрузке продукции, нанесении контактных смазок и т.д.).

5.2.5 Повышенный уровень ионизирующих излучений в рабочей зоне

Ионизирующими излучениями называются такие виды лучистой энергии, которые, попадая в определенные среды или проникая через них, производят в них ионизацию. Такими свойствами обладают рентгеновские лучи.

В результате воздействия ионизирующих излучений нарушается нормальное течение биохимических процессов и обмен веществ в организме. Биологическое действие ионизирующего излучения зависит от величины дозы и времени воздействия излучения, от вида радиации, размеров облучаемой поверхности и индивидуальных особенностей организма.

В соответствии с НРБ 96 [28] устанавливаются следующие категории облучаемых лиц:

- персонал;
- все население, включая лиц из персонала, вне сферы условий их производственной деятельности.

В таблице 16 приведены основные дозовые пределы для перечисленных категорий облучаемых лиц

Таблица 16 – Основные дозовые пределы

Нормируемые величины	Дозовые пределы	
	лица из персонала (группа А)	лица из населения
Эффективная доза	20 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 50 мЗв в год	1 мЗв в год в среднем за любые последовательные 5 лет, но не более 5 мЗв в год
Эквивалентная доза за год в хрусталике, коже, кистях и стопах	150 мЗв	15 мЗв
	500 мЗв	50 мЗв
	500 мЗв	50 мЗв

Основные принципы обеспечения радиационной безопасности:

- 1) уменьшение мощности источников до минимальных величин;
- 2) сокращение времени работы с источниками;
- 3) увеличение расстояния от источников до работающих;
- 4) экранирование источников излучения материалами, поглощающими ионизирующее излучение.

Средства радиационной защиты персонала и пациентов подразделяются на передвижные и индивидуальные.

К передвижным средствам радиационной защиты относятся защитные ширмы и экраны. К индивидуальным – защитные шапочки, очки, воротники, фартуки, юбки, передники.

5.2.6 Повышенный уровень электромагнитных излучений

Электромагнитные поля, характеризующиеся напряженностями электрических и магнитных полей, наиболее вредны для организма человека. Основным источником этих проблем, связанных с охраной здоровья людей, использующих в своей работе автоматизированные информационные системы на основе персональных компьютеров, являются дисплеи (мониторы), они представляют собой источники наиболее вредных излучений, неблагоприятно влияющих на здоровье работника.

Предельно допустимые значения излучений от ЭВМ в соответствии с СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 [29] приведены в таблице 17.

Таблица 17 – Временные допустимые уровни ЭМП, создаваемых ЭВМ

Наименование параметров		ВДУ 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
Электростатический потенциал экрана видеомонитора		500 В

Для защиты от вредных влияний включенного видеомонитора на организм пользователя ЭВМ необходимо соблюдать следующие требования:

- на рабочем месте располагаться от экрана до глаз на расстоянии не менее 600-700 мм;
- использовать экранные фильтры типа "Полная защита";
- соблюдать рациональный режим труда и отдыха в течение рабочего дня в зависимости от вида и категории трудовой деятельности.

5.2.7 Электрический ток

Электробезопасность представляет собой систему организационных и технических мероприятий и средств, обеспечивающих защиту людей от вредного и опасного воздействия электрического тока.

ГОСТ 12.1.038 – 82 [30] устанавливает предельно допустимые уровни (ПДУ) напряжений и токов.

Поражающее действие электрического тока зависит от значения и длительности протекания тока через тело человека, рода и частоты тока, места протекания тока, индивидуальных свойств человека. Наиболее опасным для человека является переменный ток с частотой 20 – 100 Гц. Опасной величиной тока является ток, равный 0,001 А, а смертельный 0,1 А. Безопасным напряжением для человека является 12 В, условно безопасным до 36 В. Также исход электропоражения зависит от состояния внешней среды.

Опасность поражения человека электрическим током существует во всех случаях, когда используются электрические установки и оборудование. Для предотвращения электрического поражения необходимо по возможности исключить причины поражения к которым относятся:

- случайные прикосновения к токоведущим частям, находящимся под напряжением;
- появление напряжения на механических частях электрооборудования (корпусах, кожухах и т.д.) в результате повреждения изоляции или других причин;
- появление напряжения на отключённых токоведущих частях, на которых работают люди в результате ошибочного включения;
- возникновения напряжения на поверхности земли или на опорной поверхности.

5.3 Экологическая безопасность

В результате деятельности медицинских учреждений образуются отходы в виде органов и биологических тканей, которые причисляют к биологическим отходам. К биологическим отходам также относят отходы, образовавшиеся в результате деятельности медико-биологическим экспериментов.

Законодательством Российской Федерации запрещается выброс биологических отходов в контейнеры для обычного бытового мусора и вывоз их на свалки, предназначенные для твердых бытовых отходов и мусора. Непродезинфицированные биологические отходы несут в себе большую опасность для экологической обстановки и угрозу здоровья людей. Неправильно утилизированные биологические отходы чрезвычайно опасны и могут привести к серьезным заболеваниям. Бесконтрольные захоронения трупов животных, птиц и других биологических отходов, вывоз их на полигоны для бытовых отходов – все это ведет к реальной угрозе распространения заболеваний, в том числе и инфекционных. Кроме этого, такое отношение к биологическим отходам ведет к ухудшению экологической, эпидемиологической и санитарной обстановке как отдельного региона, так и страны в целом.

Биологические отходы утилизируют путем переработки на ветеринарно-санитарных утилизационных заводах (цехах) в соответствии с действующими правилами, обеззараживают в биотермических ямах, уничтожают сжиганием или в исключительных случаях подвергают захоронению в специально отведенных местах [31]

5.4 Безопасность в чрезвычайных ситуациях

Чрезвычайная ситуация — обстановка на определенной территории, 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.

Наиболее типичной ситуацией для лаборатории является пожар.

Пожар – неконтролируемое горение вне специального очага, наносящего материальный ущерб. Согласно ГОСТ 12.1.033 – 81 [32] понятие пожарная безопасность означает состояние объекта, при котором с установленной вероятностью исключается возможность возникновения и развития пожара и воздействия на людей опасных факторов пожара, а также обеспечивается защита материальных ценностей.

Причинами пожара могут стать:

- токи короткого замыкания;
- неисправность электросетей;
- незнание или небрежность обслуживающего персонала.

В связи с этим в лаборатории необходимо выполнять следующие нормы пожарной безопасности:

- для предотвращения перегрузки сети запрещается включать дополнительные, не предусмотренные потребители электрической энергии;
- работы в лаборатории проводить только при исправном оборудовании и электропроводке;
- иметь средства пожаротушения (огнетушитель);
- на видном месте должен быть расположен план пожарной эвакуации;
- оборудование не должно загромождать проход к выходу.

Также в лаборатории запрещается:

- пользоваться открытым огнем, курить;
- производить зарядку аккумуляторных батарей;

— хранить легко воспламеняющиеся вещества, за исключением спирта, для технологических целей.

5.5. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности

Контроль условий труда на предприятиях осуществляют специально созданные службы охраны труда. Данный контроль заключается в проверке состояния производственных условий для работающих, выявлении отклонений от требований безопасности, законодательства о труде, стандартов, правил и норм охраны труда.

Ведомственные службы охраны труда разрабатывают инструкции по безопасности труда для различных профессий с учетом специфики работы, а также проводят инструктажи и обучение всех работающих правилам безопасной работы.

К самостоятельной работе на оборудовании допускаются лица, имеющие соответствующее образование и подготовку по специальности, обладающие теоретическими знаниями и профессиональными навыками в соответствии с требованиями действующих нормативных правовых актов, не имеющие противопоказаний к работе по данной специальности по состоянию здоровья, прошедшие в установленном порядке предварительный (при поступлении на работу) и периодические (во время трудовой деятельности) медицинские осмотры.

При работе на аппаратах работники должны быть обучены безопасным методам и приемам выполнения работ, проведен им вводный инструктаж по охране труда и инструктаж по охране труда на рабочем месте, пройти стажировку на рабочем месте и проверку знаний по охране труда.

Повторный инструктаж по охране труда должен проводиться в сроки не реже одного раза в шесть месяцев.

В соответствии со статьей 350 Трудового кодекса Российской Федерации для работников с ультразвуковым оборудованием устанавливается

рабочая неделя продолжительностью не более 36 часов, для работников с рентгеновскими аппаратами – 30 часовая рабочая неделя [33].

Заключение

В ходе выполнения магистерской диссертации были исследованы методы оптической, рентгеновской и ультразвуковой томографии биологических объектов.

Выполнен следующий комплекс работ:

1. Произведен сравнительный анализ различных методов визуализации в медицине и определены границы их применимости.
2. Исследованы методы и аппаратура для оптической, рентгеновской и УЗ томографии биологических объектов.
3. Разработана структурная схема автоматизированной система для УЗ визуализации биологических объектов сложной геометрической формы.
4. Разработана функциональная схема блока ультразвуковой электроники автоматизированной системы для УЗ визуализации биологических объектов.
5. Проведены экспериментальные исследования биологического объекта с помощью рентгеновского томографа с послойной визуализацией; системы оптической визуализации и автоматизированной УЗ системы.

В дальнейшем результаты магистерской диссертации планируется использовать в медицине для диагностики и терапии объектов сложной геометрической формы тела человека, таких как колени или локти.

Список публикаций

1. I Bolotina, A Bulavinov, A Lider, D Sednev, A Shtaynbreher. *Ultrasonic inspection of spent nuclear fuel casks*. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Vol.81 (2015)
2. I.O. Bolotina, A.A. Shtaynbreher, A.N. Bulavinov. *New fields of application of antenna arrays*. International Siberian Conference on Control and Communications (SIBCON-2015)
3. Bolotina I.O, Kvasnikov K.G, Steinbrecher A.A, Kroening H-M, Osokin G.E. *Simulation of the Acoustic Field of Antenna Arrays*. Key Engineering Materials. Vol. 685 (2016)
4. Bolotina I.O, Kazazaeva A.A, Kvasnikov K.G, Kazazaev A.F. *Application of Mathematical Modelling Methods for Acoustic Images Reconstruction*. IOP Conference Series: Materials Science and Engineering, Vol.124 (2016)
5. Казазаева А.А., Болотина И.О. *Применение космических технологий для визуализации биологических объектов*. IV Всероссийский молодежный Форум с международным участием «ИНЖЕНЕРИЯ ДЛЯ ОСВОЕНИЯ КОСМОСА» (12-14 апреля 2016 г.)

Список использованных источников

1. Медицинская диагностика. Диагностика здоровья. Системы медицинской диагностики. [Электронный ресурс] – URL: http://www.i-kiss.ru/rubrika/medicinskaja_diagnostika, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.
2. Задачи прогнозирования. [Электронный ресурс] – URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%97%D0%B0%D0%B4%D0%B0%D1%87%D0%B8_%D0%BF%D1%80%D0%BE%D0%B3%D0%BD%D0%BE%D0%B7%D0%B8%D1%80%D0%BE%D0%B2%D0%B0%D0%BD%D0%B8%D1%8F, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.
3. Диагностика с помощью термографии. [Электронный ресурс] – URL: <http://varikoz03.ru/diagnostika-s-pomoshhyu-termografii/>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.
4. Термография в медицине. [Электронный ресурс] – URL: <http://doktorland.ru/termografiya.html>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.
5. Магнитно-резонансная томография: для кого и зачем. [Электронный ресурс] – URL: <http://www.km.ru/bolezni-i-ikh-lechenie/2011/08/25/moe-zdorove/magnitno-rezonansnaya-tomografiya-dlya-kogo-i-zachem>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.
6. МРТ. [Электронный ресурс] – URL: <http://www.primamedica.ru/units/diagnostika/mrt/>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.
7. Эндоскопия: путешествие во внутренний мир человека. [Электронный ресурс] – URL: <http://medportal.ru/enc/gastroenterology/reading/5/>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.
8. Оптическая томография. [Электронный ресурс] – URL: https://ru.wikipedia.org/wiki/%D0%9E%D0%BF%D1%82%D0%B8%D1%87%D0%B5%D1%81%D0%BA%D0%B0%D1%8F_%D1%82%D0%BE%D0%BC%D0%

BE%D0%B3%D1%80%D0%B0%D1%84%D0%B8%D1%8F, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.

9. Рентгеновская томография это. [Электронный ресурс] – URL: http://dic.academic.ru/dic.nsf/enc_physics/4546/%D0%A0%D0%95%D0%9D%D0%A2%D0%93%D0%95%D0%9D%D0%9E%D0%92%D0%A1%D0%9A%D0%90%D0%AF, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.

10. Рентгенография: кто нас видит насквозь? [Электронный ресурс] – URL: <http://nasha-druzhkovka.ru/kto-nas-vidit-naskvoz/>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.

11. Ультразвуковое исследование. [Электронный ресурс] – URL: <http://www.tomography.ru/main.php?key=uzi&PHPSESSID=df41a53b0ed790d73aba89f329ca66bd>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.

12. Ультразвуковое исследование (УЗИ). [Электронный ресурс] – URL: http://www.diagnoz.ge/service_ru_id.php?id_service=11, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: октябрь 2014 г.

13. Рентгеновский микротомограф "Орел-МТ". [Электронный ресурс] – URL: http://portal.tpu.ru/departments/laboratory/tti/products/orel_tomo, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: февраль 2015 г.

14. 3D-сканер. Как это работает? [Электронный ресурс] – URL: <http://avatech3d.ru/archives/1078>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: март 2015 г.

15. Бесконтактные сканеры. [Электронный ресурс] – URL: http://www.laserportal.ru/content_1021, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: март 2015 г.

16. Самокрутов А.А., Шевалдыкин В.Г. Ультразвуковая эхо-томография металлоконструкций. Состояние и тенденции // Заводская лаборатория. Диагностика материалов – 2007. - №1. – С.50-59.

17. И.Н. Каневский. Фокусирование звуковых и ультразвуковых волн. – М., 1977.

18. Л.Д. Розенберг. Звуковые фокусирующие системы. – М., 1949.
19. Физические основы использования ультразвука в медицине: Учебное пособие / И.И. Резников, В.Н. Федорова, Е.В. Фаустов, А.Р. Зубарев, А.К. Демидова. – М., 2015.
20. Неразрушающий контроль и диагностика: Справочник / под ред. В.В. Клюева. – 2-е изд, перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 2003.
21. 3D – сканирование и контроль геометрии. [Электронный ресурс] – URL: <http://nami.ru/directions/technical/technology-centre/3d-scanning>, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: апрель 2016 г.
22. ГОСТ 12.0.003-74 ССБТ. Опасные и вредные производственные факторы. Классификация. – М.: ИПК Издательство стандартов, 2004. – 4 с.
23. СанПиН 2.2.4.548-96. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений. Санитарные правила и нормы. – М.: Минздрав России, 1997. – 14 с.
24. СП 52.13330.2011. Естественное и искусственное освещение. – М.: ОАО "ЦПП", 2011. – 68 с.
25. ГОСТ 12.1.003-83. Система стандартов безопасности труда. Шум. Общие требования безопасности. – М.: СТАНДАРТИНФОРМ, 2008. – 13 с.
26. ГОСТ 12.1.001-89 ССБТ. Ультразвук. Общие требования безопасности. – М.: ИПК Издательство стандартов, 2003. – 10 с.
27. ГОСТ 12.2.051-80. Система стандартов безопасности труда. Оборудование технологическое ультразвуковое. Требования безопасности. – М.: Издательство стандартов, 1987. – 6 с.
28. НРБ 96. Нормы радиационной безопасности. Ионизирующее излучение. [Электронный ресурс] – URL: http://www.ohranatruda.ru/ot_biblio/normativ/data_normativ/5/5139/, свободный. – Загл. с экрана. – Яз. рус. Дата обращения: май 2016 г.
29. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы. – М.: Минздрав России, 2003. – 56 с.

30. ГОСТ 12.1.038-82 ССБТ. Электробезопасность. Предельно допустимые уровни напряжений прикосновения и токов. – М., 1988.

31. ГОСТ 30773-2001. Ресурсосбережение. Обращение с отходами. Этапы технологического цикла. Основные положения. – М.: ИПК Издательство стандартов, 2002. – 16 с.

32. ГОСТ 12.1.033-81 ССБТ. Пожарная безопасность. Термины и определения. – М.: Издательство стандартов, 1983. – 13 с.

33. Трудовой кодекс Российской Федерации : федер. закон от 30 дек. 2001 г. № 197-ФЗ. – М.: ОТиСС, 2002. – 142 с.

Приложение А

Раздел - 1

Методы визуализации биологических объектов и границы их применимости.

Imaging methods of biological objects.

Раздел - 2

Исследование методов и аппаратуры для оптической, рентгеновской и ультразвуковой томографии биологических объектов.

Research of methods and equipment for the optical, X-ray and ultrasound imaging of biological tissues.

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
1ДМ41	Казаева Анастасия Андреевна		

Консультант кафедры ПМЭ:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
доцент	Болотина И.О.	к.т.н.		

Консультант – лингвист кафедры ИЯНК:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Ст. преподаватель	Кобзева Н.А.			

1 Imaging methods of biological objects.

Today, the following methods of medical imaging exist: imaging test, thermography, magnetic resonance imaging (MRI), optical tomography, x-ray and ultrasound tomography.

1.1 Imaging test

This method includes visual inspection of the patient, listening of complaints and examination by means of hearing and smell, questioning of patient about his feelings, pulse taking and palpation method.

Using imaging tests the doctor, as a rule, can not diagnose without additional tests or examination (analysis) that can be confirmation of presumptive diagnosis.

1.2 Thermography

It is the diagnostic method that registers changes of degree of infrared radiation by various anatomical organization.

Each part of the body (region) or human organ has the range of thermal radiation. The quantity of radiated energy depends on quantity of blood in the tissue and the intensity of metabolism in human body.

The temperature difference is formed by the circulation of the blood in tissues. Low temperature could mean a variety of circulatory disorders, fever is a symptom of inflammation or any disease.

Control of the radiated heat is made by using a thermograph. It interprets the obtained data into electronic signals and displays the result on the display in the form of detailed thermogram.

Using thermography, a doctor can diagnose inflammatory processes and tumors (first of all, a mammary tumor). For example, for the early detection of breast cancer the thermography is even more effective, than mammography. Applying thermography, it is possible to detect even small tumors, such as cancers usually emit a lot of heat.

Thermography helps the doctor define even an insignificant difference of temperatures on a human body. However, these data are not enough for the final diagnosis as it is impossible to determine the cause of a temperature. Thus, the results of thermography should always be confirmed by additional research methods [3,4].

1.3 MRI

Magnetic resonance imaging is the method of tomographic studies of internal organs and tissues using the physical phenomenon of nuclear magnetic resonance. The method is based on measuring the electromagnetic response of atomic nuclei, usually of the nucleus of a hydrogen atom, namely, on the excitation of a certain combination of electromagnetic waves in a constant magnetic field of high intensity.

MRI is generally used for the diagnosis of changes in the soft tissues. Moreover, this research method allows to visualize a brain and spinal cord. The method allows to estimate the structure of the organs, identify existing pathology, tumors, traumatic diseases and so on. In addition, magnetic resonance imaging is widely used in angiology, oncology, urology and other fields of medicine.

MRI contraindications:

- The presence of ferromagnetic material in the body (e.g., mounted metal surgical clips);
- The presence of a pacemaker;
- Pregnancy;
- Claustrophobia [5,6].

1.4 Optical imaging

This method makes a digital three-dimensional model of the object using the image reconstruction, created from light transmitted and scattered through the object.

Soft tissues strongly scatter, but weakly absorb light in the near infrared and red portions of the spectrum, so wavelengths of that range are commonly used .

Optical imaging techniques are widely used in endoscopy. Endoscopy - is the generic name of diagnostic methods. The procedures are named for the organ being examined:

- a gastroscopy (endoscopy of the stomach);
- colonoscopy (endoscopy of the colon);
- bronchoscopy (endoscopy of the bronchi);
- laparoscopy (endoscopy of the abdominal cavity);
- thoracoscopy (endoscopic thoracic cavity);
- cystoscopy (endoscopy of the urinary bladder).

Any intrusion into the human body is potentially dangerous , including a diagnostic study. This also concerns endoscopy. The splanchnic wall perforation and bleeding are the most probable complications arising from the damage of mucous membranes of a patient by endoscope [7,8].

1.5 X-ray tomography

It is the method of tomographic imaging the structure of heterogeneous objects in X-rays based on the dependence of the linear absorption coefficient of X-rays on the composition and density of the substance.

The operating principle: X-rays have wavelengths much shorter than visible light. They easily pass through soft body tissues. However, dense tissues such as bones absorb the most x-rays. So these areas will appear bright on radiographs. Soft tissues appear as darker areas. Sometimes a dye (contrast agent) is injected into the patient's bloodstream to distinguish between the soft tissue of the same density.

The X-ray is usually used in diagnosis of diseases of teeth, bones, breasts and chest organs.

Despite X-ray's imaging prevalence (ease of survey, quick, painless), we get a small dose of radiation, which can cause minor damage to cells and tissues. Therefore, X-ray is contraindicated during pregnancy. The disadvantages of using X-ray imaging include the fact that some contrast agents can cause allergic reactions, such as iodine [9,10].

1.6 Ultrasound tomography

It is widely used method of imaging based on the pulse-echo principle. The main element of the imaging is electroacoustic transducer (the piezoelectric elements). It serves to produce an acoustic pulse in the sounding object and receiving acoustic echoes reradiated by this control object.

Unlike other imaging techniques, ultrasonography does not involve radiation exposure. The main advantages of ultrasound examination are its painlessness and absence of contraindications and it can be repeated as many times as necessary.

Applications of ultrasound tomography in medicine - is extremely broad. For diagnostic purposes, it is used to detect diseases of the abdomen and kidney, pelvic, thyroid, breast, lymphatic system, heart, blood vessels, in obstetric and pediatric practice. Due to the physical properties of ultrasound, reach for this method are the organs that contain air (lungs, stomach) and bone tissues [11,12].

2 Research of methods and equipment for the optical, X-ray and ultrasound imaging of biological tissues.

2.1 X-Ray Tomography Method

X-ray microtomograph was used as an installation for carrying out the studies assembled in the International Laboratory for non-destructive testing, situated in National Research Tomsk Polytechnic University "OREL-MT". The physical form of the installation is shown in Figure A.1.



Figure A.1- the physical form of X-ray microtomograph "OREL-MT"

In the process of radiation which is produced by X-ray tubes, the x-rays pass through the object, and the intensity of the attenuated radiation is recorded by the detector placed on the opposite side of the object to the x-ray source (Figure A.2). The X-rays are absorbed by the material they pass through in differing amounts depending on the density and composition of the material that provides X-ray contrast. Attenuation profile is formed on the natural logarithm of the ratio of primary and attenuated intensity measured behind the object, which is called projection. Thus, the X-ray camera receives the multiplied shadow projections of the object. The computer reconstructs a set of virtual cross-sectional images based on hundreds projections taken at different angles during the rotation of the object.

Then, after the images reconstruction on a computer, the software allows you to look through the section by section, to receive sections at any angle and the numerical characteristics of the internal three-dimensional microstructure throughout or selection, and even to create realistic three-dimensional model of the microstructure of the virtual displacement within the subject of research.

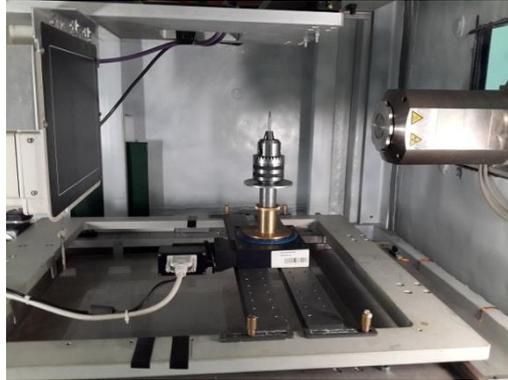


Figure A.2 - inside view of X-Ray tomography

2.2 Optical Tomography Method

This method can be described by the use of a 3D-scanner. It is a special device that analyzes a real-world object or environment to collect data on its shape and possibly its appearance (e.g. colour). The collected data can then be used to construct digital three-dimensional models.

The purpose 3D-scanner to create a cloud of points geometric patterns on the object surface. These points can then be used to extrapolate the shape of the subject (a process called reconstruction). If colour information is collected at each point, then the colour on the surface of the subject can also be determined.

3D scanners share several traits with cameras. Like most cameras, they have a cone-like field of view, and like cameras, they can only collect information about surfaces that are not obscured. While a camera collects colour information about surfaces within its field of view, a 3D scanner collects distance information about surfaces within its field of view. The "picture" produced by a 3D scanner describes

the distance to a surface at each point in the picture. This allows the three dimensional position of each point in the picture to be identified.

For most situations, a single scan will not produce a complete model of the subject. Таких операций потребуется несколько. Multiple scans, even hundreds, from many different directions are usually required to obtain information about all sides of the subject. These scans have to be brought into a commonreference system, a process that is usually called alignment or registration, and then merged to create a complete model. This whole process, going from the single range map to the whole model, is usually known as the 3D scanning pipeline [14].

This model is a non-contact active scanner from the DAVID company (Figure A.3), based on Structured Light Scanning technique.



Figure A.3- physical form of the 3D scanner

Structured-light 3D scanners project a pattern of light on the subject and look at the deformation of the pattern on the subject (Figure A.4). The pattern is projected onto the subject using either an LCD projector or other stable light source. A camera, offset slightly from the pattern projector, looks at the shape of the pattern and calculates the distance of every point in the field of view [15].



Figure A.4- The projected light pattern onto the subject

2.3 Ultrasound imaging method

2.3.1 Development of ultrasound tomography techniques

The essence of the ultrasound imaging method is the gathering reflectivity information of the object and the representation on the flat screen of this image of slice. Each color point of the image symbolizes the reflectivity corresponding to the coordinates point to its biological object. If the image plane of the object rendered slice passes through the pathology, such as a tumor, the boundary between the tumor and the healthy organ, as a set of points that reflect ultrasonic waves, is displayed on the screen in the form of dots, a bright or different color compared to the neighboring image points.

One of key features of the tomographic equipment is a broad radiation pattern of ultrasound emitters and receivers. Therefore, the exposure of the internal controlled object and receiving reflected signals occur in a fairly wide range of angles, covering almost the entire area of the object visualized.

If the surface of the reflector has a complex shape, it scatters ultrasound in different directions with different intensities. And when it is irradiated from different directions, followed by the receiving of the scattered radiation from different directions, too, the reflector is repeatedly registered. One of the main principles of echo imaging is: multi-angle exposure control object with the same multi-angle reception of ultrasonic signals. To get an image of slice (tomography) rendered the visualized area of object all set of ultrasonic signals is subjected to coherent real-time processing. It is a combination the echo signals (echoes at different angles) from a

certain point of the visualized area of object and assigning the result of combination of a certain color point of the image corresponding to the visualized imaging of area. This operation is done for all points of area which are visualized in a plane cut [16].

2.3.2 Focusing of the ultrasound and scan mode of the unit under test

The usage of the ultrasound in medicine showed that focusing of the ultrasound beam is very important, since the unfocused beam disperses quickly, which results in the decrease in its resolution ability. This leads to getting a blurred image [17].

The focal zone of the sensor - is the part of the sound beam, where the focusing, and therefore the resolution, is optimal. In the closest to the sound beam field, or Fresnel zone, there may occur the signs of general diffraction. Outside the focal zone the beam disperses quickly, reducing the resolution. This area is called the Fraunhofer zone. The objects in the near zone are better for investigation (Figure A.5): here the intensity of radiation is higher [18].

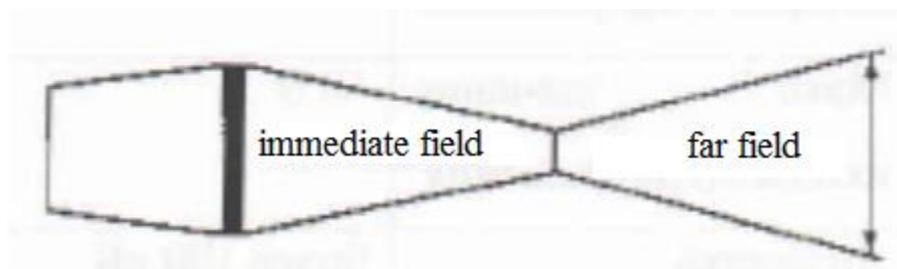


Figure A.5 – The unfocused beam zones

In case of focused field, the ultrasound beams spread perpendicular to the phase boundary, and echo signal has a high energy (Figure A.6).

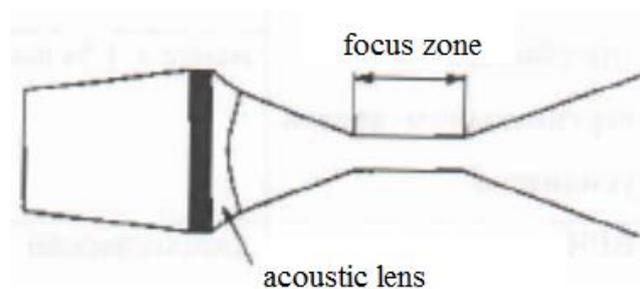


Figure A.6 – The Zones of the beam, focused by the acoustic lens

The creation of an acoustic image, and in particular, a contrast between the different areas within the unit under test, is due to the difference in density of its sections. Thus, ultrasound waves are very sensitive to changes and inhomogeneities of the medium in their passing through the unit under test.

Types of scanning depend on what kind of output image is needed: a section, a set of sections, 3D-model, etc. And more complicated scanning options (for example, building a 3D-model) suggest the complex use of more simple modes.

The mode A-scan is concerned with the registration of the ultrasound waves reflected from the structures under study. Their image in form of vertical outbursts is called the one-dimensional or A-scan (from the English “amplitude”). The image on the monitor (echogram) contains only one spatial coordinate along the beam. The X-axis records the time, while the Y-axis - the amplitude of the echo signals reflected from all the boundaries between two media of different density along the route of the beam. This reflected signal appears on the screen in a form of a peak in a straight line. The height of the peak corresponds to the density of the acoustic environment, and the distance between the peaks – to the depth of the disposition of the boundary between the mediums. Echograms of tissues of different types differ in the number of pulses, their disposition and amplitude. Echogram analysis provides information about the coordinates and size of the object, but it does not provide the image of it.

B-scan mode (two-dimensional image mode (2D)) is also called visualization mode in real time. This mode is the most frequently used. For getting the two-dimensional image in real-time the ultrasound beam is scanned in a given plane (60-90° sector). The resultant set of echo signals is further converted into electrical signals which are processed by the PC, and the image is formed on the screen of the monitor. The boundaries of the object and its size are being defined. On the screen with a memory there is a section, consisting of a numerous luminous dots (pixels,) corresponding to the echograms for different beam directions. The brightness modulation of the dots on the screen provides information about the amplitude of the received signals and allows creating of a half-tone (gray scale) image. The whole set of the analyzed echo signals intensities correspond to 256 shades of gray in the

modern systems. The white color represents the maximum intensity, and black - the minimum one.

Within the C-scan mode, the modern digital ultrasound devices allow implementation of a three-dimensional visualization (3D), representing a further development of the B-mode. Thus it is possible to summarize the parallel cuts in a single three-dimensional module in real time [19].

2.3.6 Research and selection of the most effective ways to build an automated system of ultrasound tomography.

Creation of a modern automated system of ultrasound tomography is a complex engineering task that requires the use of solutions from various areas of technology, starting from the development of precision mechanical scanner, the use of the newest element base in the amplification paths, filtration and analog-to-digital conversion of the ultrasound signals, and finishing with the introduction of the processing algorithms and visualization of ultrasound scanning data on the modern parallel computing platform.

Currently, the ultrasound examination is carried out by manual and automated methods. For manual control the ultrasound transducer is moved manually, and for automated - automatically according to the given program, using a special mechanical system - the scanner. Significant progress in the speed and quality of work of ultrasound examination system can be achieved through the creation of automated information and measuring systems, allowing the processing of the initial ultrasound signals in real time.

2.3.6.1 Mechanical scanning system

Mechanical scanning system available in the mass market of devices can be divided into two broad categories: manual and automated positioning systems. At the same time, single-axis scanners, as well as XY scanners, are both available for the both categories.

Single-axis scanners are designed for a linear displacement of a sensor. Scanners of a manual control use encoders of a linear type with high resolution

ability for the relation of results of ultrasound examination to the point of measurement.

The most common variant of the XY scanners is that for the control of objects with a flat, or slightly different in geometry from the flat, surface. In the case of automated positioning scanner, the law of motion of the ultrasound sensor is set by a computing device that manages the collection of data under control.

In any case, the use of single-axis and XY automated positioning system is limited by the shape of a surface of the object under control: complex objects require either an individual adaptation of the positioning system, or original development in conjunction with the improvement of software, responsible for the relation of ultrasound signal to the point of measurement, and visualization.

At the control of objects with complex geometrical shape it is particularly advantageous to make the program for managing of the ultrasound examination system. If there is a digital model of the controlled object, it is possible to use robotic cells, which have a large number of degrees of freedom. The typical industrial robots, which are widely used in the production process, have 5 - 6 degrees of freedom, action range up to 1.5 m, and positional repeatability of 0.1 mm. The offers from the leading manufacturers of robotic systems FANUC, ABB, KUKA, SCHUNK, Reis, KAWASAKI, KC ROBOTICS, KAMAN CORPORATION and others available on the market provide management of their products on the basis of documented interfaces, which allow fast integrating of the robotics into the control systems. Based on an analysis of existing solutions for the construction of a mechanical scanning system for the objects of ultrasound examination, the conclusion may be made, that for the control of objects with simple geometric shape of the surface, the use of traditional XY scanner is sufficient, at the same time for the objects with the complex shape, it is reasonable to use sensors positioning systems based on robotic platforms.

2.3.6.2 Single-channel electronic system of amplification, and filtration

A typical block diagram of an individual channel of the ultrasound examination system (Figure A.14) consists of blocks that implement the function of

attenuation and amplification of the ultrasound signals, along with the functions of filtering, and analog-to-digital conversion.

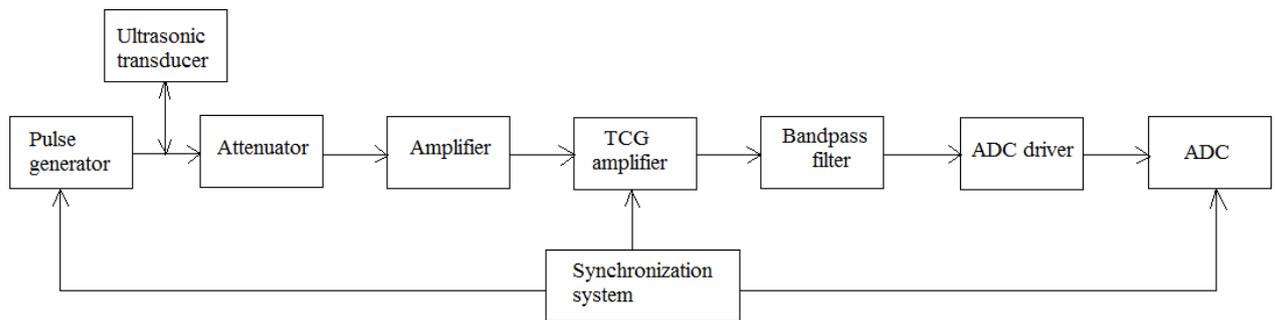


Figure A.14 - A typical block diagram of the analog part of the single-channel ultrasound examination system

The Figure A.14 does not present the interface block, which enables communication of analog and digital parts ultrasound examination system, only the synchronization block is singled out.

The pulse generator is designed to generate a probe pulse and is controlled by the synchronization system that provides precise time relation of the probe signal to the scanning scale of the A-scan.

The input attenuator and amplifier are designed for amplification or attenuation of the echo signal depending on its amplitude. Time-corrected gain amplifier is used to compensate for the attenuation of the ultrasound signal in the tested object; amplification gain is programmed in strokes, which are set by the synchronization system. One of the main requirements for the TCG amplifier is the ability to regulate the amplification gain over a wide range – a typical value is between 40 and 80 dB.

The bandpass filter enables the filtration and desired signal and noise cancellation outside the service band. If the ultrasound examination system is designed for the use of the ultrasonic transducers with different operating frequencies, the request of the ability to regulate the upper and lower frequency of the filter passband is submitted to the bandpass filter. ADC driver is actually an input cascade of the analog-to-digital converter. It coordinates the output impedance of the preceding cascades with input impedance of the ADC.

Modern microelectronics technologies enable realization of the majority of blocks of the single-channel system, starting from amplifier and finishing with analog-to-digital converter, in the form of monolithic integrated circuit. Thus, ready-made solutions, which manufacturer's terminology refers to as microcircuits Analog Front-End (AFE), are available from Texas Instruments and Analog Devices companies.

Block diagram of the solution from TI is shown in Figure A.15.

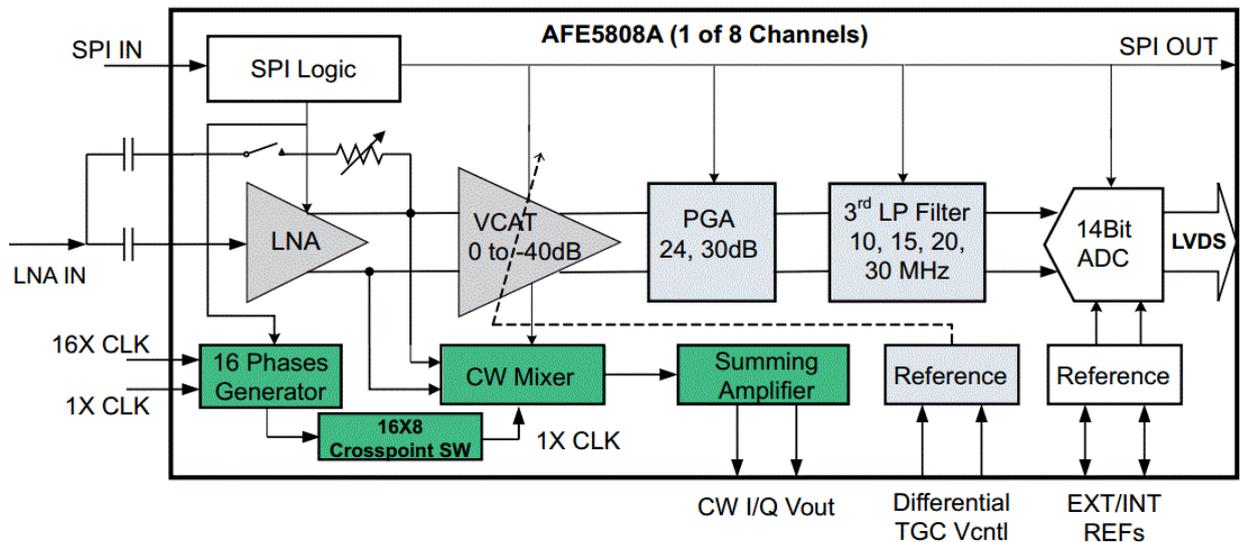


Figure A.15- Block diagram of the channel of the microcircuit analog highway AFE5808A

Application of the AFE microcircuit can significantly reduce the cost and size of the electronic part of the system.

A wide range of low-noise high-frequency integrated-circuit amplifiers and VGAs (VGA - variable gain amplifier) allows simple and compact implementation of the preamplifier and TCG amplifier functions. Another question arises when considering the variants of construction of the following block for the analog highway - a tunable bandpass filter. The bandpass filter may be schematically implemented both on passive components and as an active filter based on operational amplifiers.

Passive bandpass filter has a simple implementation, but also has disadvantages: attenuation of signal, low filter order. Active filters are more difficult to implement, but they allow constructing the filters of higher order with a

predetermined amplifier gain. Taking into account that in the process of construction of ultrasound examination system there is a tendency to increase ADC resolution, and as a result, the toughening of the requirements for noise characteristics of the analog highway, the use of active filters is justified, in spite of their great complexity. In both cases, when constructing a tunable bandpass filter, the problem of circuit technique of change in the lower and upper frequency of the filter passband arises. Switching of the passive frequency defining elements or commutation of the entire channels of active filter is possible.

Traditionally used for these purposes analog switches based on MOS structures work well at frequencies up to 1 MHz. Higher frequencies require the use of specialized high-frequency analog switches. The analysis of components available on the market shows that the best option for constructing a tunable bandpass filter would be the use of specialized broadband multiplex amplifier with pass band up to 500MHz at low distortion coefficient, and the amplifier gain is usually equal to 2, which switches the individual filter channels. The cost and complexity of circuit technique solutions based on the use of multiplex amplifiers will be almost the same as that of the circuit technique based on high-frequency analog switches at higher performance of analog highway.

The main advantage of digital systems of data collection and processing in comparison with analog systems is the possibility of fast and flexible changing of the processing algorithms, along with adding new functional capabilities by updating the software responsible for processing and visualization of signals. But as the ultrasound signal is an analog value, expressed as a voltage signal which varies in time by the instrument converter, a key component of a digital signal processing system is an analog-to-digital converter.

During the whole history of the creation and development of the means of analog-to-digital conversion, their improvement has always been and still is on the way to increase the speedwork and pass bands of the converted signal, increase the resolution of conversion, and as a result the dynamic range, improve sensitivity and accuracy parameters. In attachment to the registration of the ultrasound signals it is

important that the ADC has a high sensitivity and wide dynamic range for the simultaneous recording of substantially different in amplitude signals.

The emergence of available ADC with 16 bit resolution and having a conversion frequency up to 250 MHz in the world's leading manufacturers' line of products in recent years provides new opportunities for the construction of an ultrasonic diagnostics system, which previously used converters with comparable speed of work, but with a lower resolution, which was typically, no more than 12 bits.

The typical range of products of leading manufacturers of electronic components, such as Texas Instruments, Analog Devices, Linear Technology, Maxim Integrated Products, etc., usually contains the ADC family based on company architecture, which provides the necessary conversion speed, and differing in resolution, such as, for example, AD92xx - AD94hh - AD96xx family, based on pipeline architecture, offering the choice of ADC with resolution from 12 to 16 bits, and a speed from 125 to 250 million conversion in the second, including pin-to-pin compatible, which allows using of the once created PCB design of electronic highway of an ultrasound system to build configurations, optimized in the set of characteristics and cost of the conversion.

A separate issue is the choice of digital interface that provides the necessary transmission capacity for transferring the digitized ultrasound signal. For a single channel at a resolution of digitalization of 16 bits, and a sampling frequency of 250 MHz, excluding overhead information, the volume of which usually is from 10 to 20% of the main flow, the interface channel with the data transfer speed of 500 Mbits per second is needed, which requires applying at least Gigabit Ethernet technology.