

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

Инженерная школа Информационных технологий и робототехники
 Направление подготовки Информационные системы и технологии
 Отделение школы (НОЦ) Информационных технологий

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

Тема работы
Сегментация изображений анатомической структуры сердца

УДК 004.932.1:616.1-07:

Студент

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ИМ8М	Красноусова Мария Игоревна		

Руководитель ВКР

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор ОИТ	Гергет О.М.	д.т.н.		

КОНСУЛЬТАНТЫ ПО РАЗДЕЛАМ:

По разделу «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение»

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

По разделу «Социальная ответственность»

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ООД	Горбенко М.В.	к.т.н.		

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ:

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОИТ	Пономарев А.А.	к.т.н.		

ПЛАНИРУЕМЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ ОБУЧЕНИЯ

Код результатов	Результат обучения
Общие компетенции по направлению подготовки (специальности)	
P1	Применять глубокие математические и профессиональные знания основ построения информационных технологий и систем, достаточные для решения научных и профессиональных задач производства. Знать современные проблемы и методы прикладной информатики и научно-технического развития информационно-коммуникационных технологий.
P2	Ставить и решать инновационные задачи анализа с использованием глубоких фундаментальных и специальных знаний, аналитических методов и сложных моделей в условиях неопределенности и определять методы и средства их эффективного решения, формализовывать задачи прикладной области. Применять полученные знания для решения нечетко определенных профессиональных задач, стоящих в области внедрения новейших технологий в сфере прикладной информатики.
P3	Выполнять инновационные проекты с применением глубоких и принципиальных знаний, оригинальных методов проектирования для достижения новых результатов, обеспечивающих конкурентные преимущества в условиях жестких экономических, экологических, социальных и других ограничений. Применять современные методы и инструментальные средства прикладной информатики для автоматизации и информатизации решения прикладных задач различных классов и создания ИС.
P4	Проводить инновационные профессиональные исследования, включая критический анализ данных из мировых информационных ресурсов, сложный эксперимент, формулировку выводов в условиях неоднозначности с применением глубоких и принципиальных знаний и оригинальных методов для достижения требуемых результатов. Способен проводить маркетинговый анализ ИКТ и вычислительного оборудования для рационального выбора инструментария автоматизации и информатизации прикладных задач.
P5	Способен организовывать работы по моделированию прикладных ИС и реинжинирингу прикладных и информационных процессов предприятия и организации. Способен управлять проектами по информатизации прикладных задач и созданию ИС предприятий и организаций.
P6	Способен использовать передовые методы оценки качества, надежности и информационной безопасности ИС в процессе эксплуатации прикладных ИС; использовать международные информационные ресурсы и стандарты в информатизации предприятий и организации; использовать информационные сервисы для автоматизации прикладных и информационных процессов; интегрировать компоненты и сервисы информационных систем.
P7	Демонстрировать знание о формах организации образовательной и научной деятельности в высших учебных заведениях, иметь навыки преподавательской работы. Иметь представление о формах управления в отрасли здравоохранения.

Окончание таблицы

Код результатов	Результат обучения
Универсальные компетенции	
P8	Использовать глубокие знания по проектному менеджменту для ведения инновационной инженерной деятельности с учетом юридических аспектов защиты интеллектуальной собственности. Способен использовать углубленные знания правовых и этических норм при оценке последствий своей профессиональной деятельности, при разработке и осуществлении социально значимых проектов.
P9	Активно владеть иностранным языком на уровне, позволяющем работать в иноязычной среде, разрабатывать документацию, презентовать и защищать результаты инновационной инженерной деятельности. Демонстрировать глубокие знания социальных, этических и культурных аспектов инновационной инженерной деятельности, компетентность в вопросах устойчивого развития.
P10	Эффективно работать индивидуально, в качестве члена и руководителя группы, состоящей из специалистов различных направлений и квалификаций, демонстрировать ответственность за результаты работы и готовность следовать корпоративной культуре организации.
P11	Самостоятельно учиться и непрерывно повышать квалификацию в течение всего периода профессиональной деятельности.

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

Инженерная школа Информационных технологий и робототехники
 Направление подготовки (специальность) Информационные системы и технологии
 Отделение школы (НОЦ) Информационных технологий

УТВЕРЖДАЮ:
 Руководитель ООП
 _____ Пономарев А.А.
 (Подпись) (Дата) (Ф.И.О.)

ЗАДАНИЕ
на выполнение выпускной квалификационной работы

В форме:

Магистерской диссертации

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

Студенту:

Группа	ФИО
8ИМ8М	Красноусовой Марии Игоревне

Тема работы:

Сегментация изображений анатомической структуры сердца	
Утверждена приказом директора (дата, номер)	№59-105/с от 28.02.2020 г.

Срок сдачи студентом выполненной работы:	05.06.2020
--	------------

ТЕХНИЧЕСКОЕ ЗАДАНИЕ:

<p>Исходные данные к работе <i>(наименование объекта исследования или проектирования; производительность или нагрузка; режим работы (непрерывный, периодический, циклический и т. д.); вид сырья или материал изделия; требования к продукту, изделию или процессу; особые требования к особенностям функционирования (эксплуатации) объекта или изделия в плане безопасности эксплуатации, влияния на окружающую среду, энергозатратам; экономический анализ и т. д.).</i></p>	<p>Объектом исследования являются цифровые полутоновые изображения размером 256 × 256 пикселей, полученные посредством МРТ-обследования.</p> <p>Исходные данные к работе: МРТ-снимки камер сердца Йоркского Университета, Великобритания размером 256 × 256 пикселей.</p>
<p>Перечень подлежащих исследованию, проектированию и разработке вопросов <i>(аналитический обзор по литературным источникам с целью выяснения достижений мировой науки техники в рассматриваемой области; постановка задачи исследования, проектирования, конструирования; содержание процедуры исследования, проектирования, конструирования; обсуждение результатов выполненной работы; наименование дополнительных разделов, подлежащих разработке; заключение по работе).</i></p>	<p>Формирование последовательности алгоритмов предобработки медицинских изображений, позволяющей на основе реализации предложенных методов сегментации повысить точность обработки изображений.</p> <p>Описание раздела финансового менеджмента, ресурсоэффективности и ресурсосбережения.</p> <p>Описание раздела социальной ответственности.</p>

Перечень графического материала <i>(с точным указанием обязательных чертежей)</i>	Презентация в формате *.pptx.
Консультанты по разделам выпускной квалификационной работы <i>(с указанием разделов)</i>	
Раздел	Консультант
Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	Конотопский В.Ю., доцент ОСГН
Социальная ответственность	Горбенко М.В., доцент ООД
Английский язык	Диденко А.В., доцент ОИЯ
Названия разделов, которые должны быть написаны на русском и иностранном языках:	
Математическая постановка задачи	

Дата выдачи задания на выполнение выпускной квалификационной работы по линейному графику	16.03.2020
---	------------

Задание выдал руководитель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор ОИТ	Гергет О.М.	д.т.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ИМ8М	Красноусова Мария Игоревна		

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

Инженерная школа Информационных технологий и робототехники
 Направление подготовки (специальность) Информационные системы и технологии
 Уровень образования Магистратура
 Отделение школы (НОЦ) Информационных технологий
 Период выполнения весенний семестр 2020 учебного года

Форма представления работы:

Магистерская диссертация

(бакалаврская работа, дипломный проект/работа, магистерская диссертация)

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

Студент

Срок сдачи студентом выполненной работы:	05.06.2020
--	------------

Дата контроля	Название раздела (модуля) / вид работы (исследования)	Максимальный балл раздела (модуля)
05.06.2020	Основная часть	75
06.04.2020	Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	15
03.06.2020	Социальная ответственность	10

Составил преподаватель:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор ОИТ	Гергет О.М.	д.т.н.		

СОГЛАСОВАНО:

Руководитель ООП	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОИТ	Пономарев А.А.	к.т.н.		

Реферат

Выпускная квалификационная работа содержит 133 с., 50 рис., 31 табл., 42 источника, 2 приложения.

Ключевые слова: предобработка, сегментация, медицинские изображения, фильтрация, алгоритм, MATLAB.

Объект исследования: цифровые полутоновые медицинские изображения камер сердца.

Предмет исследования: алгоритмы сегментации медицинских изображений.

Цель работы: изучение методов сегментации медицинских изображений, формирование последовательности алгоритмов предобработки медицинских изображений, позволяющей на основе реализации предложенных методов сегментации повысить точность обработки изображений, и проведение статистического анализа для проверки достоверности результатов.

В процессе исследования проведен обзор литературы, описаны методы сегментации изображений, проведен статистический анализ для проверки достоверности результатов. Произведена реализация методов в математическом пакете MATLAB, проведено тестирование на медицинских изображениях камер сердца, дана оценка специфичности, чувствительности и точности сегментации, улучшена точность за счет создания последовательности алгоритмов предобработки. Также произведен конструктивный анализ социальной ответственности, ресурсоэффективности и финансового менеджмента.

В результате исследования получены характеристики основных параметров, оказывающих влияние на точность и скорость сегментации. Все рассматриваемые алгоритмы реализованы в среде визуального программирования на языке высокого уровня.

Область применения: методы распознавания образов, сегментация медицинских данных.

Определения и обозначения

В магистерской диссертации применены следующие сокращения и термины с соответствующими определениями:

Сегментация – процесс разделения цифрового изображения на несколько сегментов (суперпикселей).

Суперпиксели – множество или группа пикселей, объединенных по какому-либо признаку.

Предобработка – выделение интересующих объектов на изображении и их нормализация, то есть приведение к некоторому общему виду.

Медицинские изображения – структурно-функциональный образ органов человека, предназначенный для диагностики заболеваний и изучения анатомо-физиологической картины организма.

Фильтрация – операция, имеющая своим результатом изображение того же размера, полученное из исходного по некоторым правилам (фильтрам).

Дилатация (морфологическое расширение) – множество всех перемещений, при которых множества A и B совпадают по меньшей мере в одном элементе.

Эрозия (морфологическое сужение) – удаление объектов определенной формы и размера, задаваемыми структурным элементом.

Список сокращений:

КТ – Компьютерная Томография;

МРТ – Магнитно-Резонансная Томография;

ООП – Объектно-Ориентированное Программирование;

ПЭТ – Позитронно-Эмиссионная Томография;

РКА – Рентгено-Контрастная Ангиография;

ЭхоКГ – Эхокардиография;

AUC – Area Under ROC Curve;

DICOM – Digital Imaging and Communications in Medicine;

MST – Minimum Spanning Tree;

MATLAB – Matrix Laboratory;

ROC – Receiver Operating Characteristic.

Содержание

Введение	11
1. Литературный обзор	13
2. Содержательная постановка задачи.....	18
3. Концептуальная постановка задачи.....	19
3.1 Представление изображений в медицине.....	19
3.2 Формат медицинских изображений.....	20
4. Математическая постановка задачи.....	22
4.1 Медианная фильтрация	22
4.2 Изменение яркости и резкости изображений	23
4.3 Алгоритмы сегментации изображений.....	24
5. Программная реализация.....	26
5.1 Выбор программного обеспечения	26
5.2 Достоинства и недостатки выбранных методов решения	27
5.3 Особенности программной реализации.....	28
6. Статистический анализ результатов	47
6.1 Определение специфичности, чувствительности и точности методов.....	47
6.2 Логистическая регрессия и ROC-анализ	51
6.3 Критерий Вилкоксона.....	58
7. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение	66
7.1 Организация и планирование работ.....	67
7.1.1 Продолжительность этапов работ.....	68
7.1.2 Разработка графика проведения научного исследования.....	68
7.2 Расчет сметы затрат на выполнение проекта	74
7.2.1 Расчет затрат на материалы.....	74
7.2.2 Расчет заработной платы.....	75
7.2.3 Расчет затрат на социальный налог	76
7.2.4 Расчет затрат на электроэнергию.....	77
7.2.5 Расчет амортизационных расходов.....	78

7.2.6	Расчет расходов, учитываемых непосредственно на основе платежных (расчетных) документов (кроме суточных).....	79
7.2.7	Расчет прочих расходов.....	79
7.2.8	Расчет общей себестоимости разработки.....	80
7.2.9	Расчет прибыли.....	80
7.2.10	Расчет НДС.....	80
7.2.11	Цена разработки ВКР.....	81
7.3	Оценка экономической эффективности проекта.....	81
7.3.1	Оценка научно-технического уровня НИР.....	81
7.3.2	Определение эффективности с помощью интегрального показателя.....	84
8.	Социальная ответственность.....	90
	Введение.....	90
8.1	Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности.....	91
8.1.1	Правовые нормы трудового законодательства для рабочей зоны пользователя ПК.....	91
8.1.2	Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны.....	92
8.2	Производственная безопасность.....	94
8.2.1	Анализ вредных производственных факторов.....	95
8.2.2	Анализ опасных производственных факторов.....	103
8.2.3	Мероприятия и рекомендации по устранению и минимизации.....	105
8.3	Экологическая безопасность.....	107
8.4	Безопасность в чрезвычайных ситуациях.....	108
	Выводы по разделу «Социальная ответственность».....	110
	Заключение.....	111
	Список использованных источников литературы.....	112
	Приложение А.....	117
	Приложение Б.....	126

Введение

В настоящее время востребованным направлением является современная цифровая медицина. В будущем она позволит вывести здравоохранение на принципиально новый уровень развития. В то же время создание качественных медицинских информационных систем и внедрение их в медицинскую практику требует решения множества сложнейших задач по обработке медицинской информации. Одной из таких задач является обработка различного рода графической информации: результаты исследования МРТ, снимки КТ, а также ультразвуковые данные эхокардиографии.

Анализ графической информации начинается с сегментации, иными словами, с выделения на изображении интересующей области и определения ее границ. Сегментация позволяет определить место локализации интересующих объектов на изображениях, таких как: хирургические элементы, находящиеся внутри тела человека при проведении операций, а также элементы опорно-двигательной системы и анатомические структуры ткани. В результате сегментации можно выявить отклонение от нормы, определить размеры и площадь участков и поставить правильный диагноз.

То есть целью сегментации медицинских изображений является получение конкретных объектов на изображении и анализ их данных. Однако, задача сегментации медицинских изображений требует применения неординарных методов для ее решения. Медицинские данные довольно часто неоднозначны, разнородны и сильно зашумлены в отличие от других областей, где данные чисты и хорошо структурированы. Это является главной проблемой, которая зачастую приводит к нестабильной работе обычных методов сегментации. В настоящее время существуют методы, которые частично позволяют решить данные проблемы. Принцип работы таких методов основан на статистическом анализе суперпикселей. Однако, недостатком такого принципа является высокая сложность алгоритма, которая приводит к большому времени выполнения. Таким образом, в данной работе предлагается подход, основанный на обработке пикселей, который позволяет увеличить точность алгоритма и повысить его скорость.

Целью данной работы является изучение методов сегментации медицинских изображений, формирование последовательности алгоритмов предобработки медицинских изображений, позволяющей на основе предложенных методов сегментации повысить точность обработки изображений, и проведение статистического анализа для проверки достоверности результатов. Для достижения цели необходимо решить следующий перечень задач:

- выбрать среду разработки и необходимые инструменты для реализации;
- создать последовательность алгоритмов предобработки изображений;
- провести сегментацию изображений при помощи методов сегментации;
- провести статистический анализ для проверки результатов.

Объектом исследования в данной работе являются полутоновые медицинские изображения камер сердца, предметом исследования являются методы сегментации медицинских изображений. Научная новизна заключается в формировании последовательности алгоритмов предобработки медицинских изображений, позволяющей на основе предложенных методов сегментации повысить точность обработки изображений.

Практической значимостью исследования может стать реализация исследуемых методов в виде модуля или библиотеки для различных медицинских информационных систем, а также для программного обеспечения по визуализации и обработке графических медицинских данных. Также возможен вариант применения данного метода в связке с нейронными сетями или другими алгоритмами в режиме реального времени. Таким образом полный спектр практического использования этой разработки достаточно обширен.

В магистерской диссертации проведен обзор литературы, описаны методы сегментации изображений, проведен статистический анализ. Произведена реализация методов в математическом пакете MATLAB, проведено тестирование на изображениях камер сердца, дана оценка специфичности и чувствительности сегментации, улучшена точность за счет создания последовательности алгоритмов предобработки. Также произведен конструктивный анализ социальной ответственности, ресурсоэффективности и финансового менеджмента.

1. Литературный обзор

Сегментация является одной из главных задач анализа и обработки цифровых изображений. Сегментация представляет собой процесс разделения исходного изображения на составляющие его сегменты, которые объединяет ряд визуальных характеристик. Данные сегменты могут быть объединены по яркости, текстуре, близости и положению на изображении.

Изменение представления изображения для упрощения его анализа и восприятия является основной целью сегментации. Если рассматривать сегментацию глубже, то это процесс присвоения каждому пикселю изображения особой метки в зависимости от визуальных характеристик так, что пиксели с одинаковыми метками имеют общие характеристики. Сегментация обычно применяется для выделения границ областей, которыми могут быть кривые, линии и т.д.

Также сегментация применяется в таких областях как распознавание автомобильных номеров, лиц, объектов на спутниковых снимках, выделение патологий на медицинских снимках, изучение анатомических структур, а также в машинном зрении.

Пример сегментации изображения правого желудочка сердца с выделенными контурами эндокарда (внутренняя линия) и эпикарда (внешняя линия) приведен на рисунке 1.

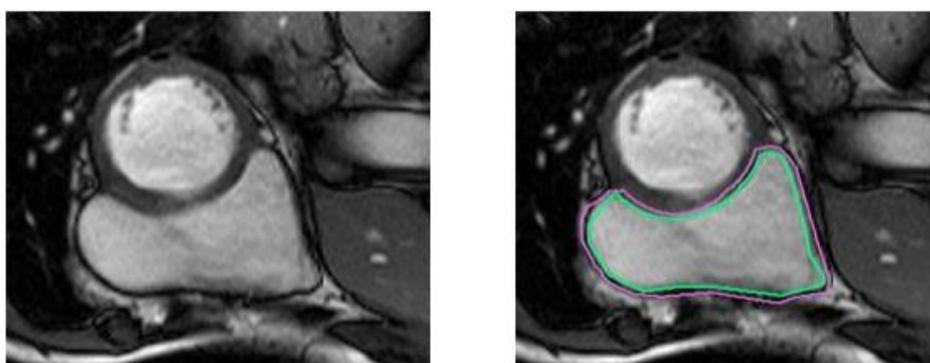


Рисунок 1 – Сегментация изображения сердца с выделенными контурами эндокарда (внутренняя линия) и эпикарда (внешняя линия)

В зависимости от проблемы, которую нужно решить выбирается подходящий метод сегментации. В настоящее время существует несколько наиболее распространенных методов сегментации:

- сегментация на основе водораздела;
- сегментация морфологическим методом;
- сегментация на основе графов;
- сегментация на основе методов машинного обучения.

Сегментация на основе водораздела

Данный метод является одним из алгоритмов наращивания областей, который непосредственно находит регионы, объединяя соседние пиксели по схожести критериев (яркость, цвет и т.д.). Метод включает в себя три базовых подхода: обнаружение разрывов, пороговая обработка и обработка областей.

Представление водораздела сплетено с тем, что медицинское изображение передается как многомерная плоскость, которая также включает степень яркости пикселя и также две пространственные координаты. Отталкиваясь от этого, можно выделить следующие виды точек в методе водораздела:

- точки минимума;
- точки на скате;
- точки на возвышенности. Точки на возвышенности – линии водораздела.

Основная задача метода – нахождение данных линий водораздела.

К преимуществам представленного метода относятся невысокая восприимчивость к изменениям каких-либо характеристик изображения и возможность перемены порога классификации. Недостатки работы алгоритма: неточное выделение областей и низкая скорость работы [1].

Для устранения этих недостатков J. G. Park и C. Lee в работе [2] использовали алгоритм выращивания региона для выделения черепа на изображениях. В предложенном методе используется морфологическая маска для автоматической идентификации начальных точек фона и переднего плана. Это позволило сделать метод полностью автоматическим. Другие методы такие как сегментация

водоразделов и морфологическая сегментация, используются в задачах сегментации черепа в работе [3] J. Chiverton, K. Wells, E. Lewis, C. Chen, B. Podda, D. Johnson и работе [4] S. Roy, P. Maji. Однако многие из этих подходов имеют недостатки, такие как чрезмерная сегментация или чувствительность к шуму.

Сегментация морфологическим методом

В основе морфологической сегментации лежат методы математической морфологии. Морфологическая сегментация чаще всего применяется для работы с полутоновыми изображениями. В морфологических методах используются операции, предназначенные для выявления различных морфологических особенностей изображений, – эрозия и дилатация. Морфологическую сегментацию стоит применять, когда пороговая сегментация является неэффективной. Например, в случаях, когда на изображении неравномерен фон или четко выделен контур объекта.

Данный метод сегментации позволяет получить бинарное изображение довольно высокого качества. Однако, бывает, что в результате применения данного метода остаются лишние ветви и контуры.

Для устранения этих недостатков А.М. Недзьведь и С.В. Абламейко в работе [5] использовали предобработку исходного изображения клетки. Для сглаживания точечных шумов использовалась усредняющая фильтрация. По полученным изображениям можно проводить измерения характеристик клеток, для научных исследований и диагностических целей. Однако, качество обработки изображения сильно зависит от качества подготовки и окраски гистологического препарата.

Сегментация на основе графов

В методе на основе графов изображение представляет из себя взвешенный неориентированный граф. Вершины или пиксели находятся в точках изображения. Ребра в взвешенном графе соединяют пары соседних пикселей, а сами узлы соответствуют пикселям на изображении. Вес связан с каждым ребром на основе некоторого свойства пикселей, которые он соединяет (например, яркость пикселя). Задача алгоритма сводится к нахождению минимального остовного дерева (MST), в котором сумма ребер минимальна, и при этом все вершины достижимы.

Преимущества данного алгоритма состоят в возможности изменения формы, размеров сегмента и его границ, кроме того, в возможности изменения текстуры и цвета сегментов. Минусами данного алгоритма являются довольно низкая скорость работы и большие затраты памяти.

В работе [6] С.В. Белим и С.Б. Ларионов предложили алгоритм сегментации изображений, использующий его представление в виде неориентированного взвешенного графа, с последующим выделением сообществ на графе. Каждому сообществу соответствует сегмент изображения. В качестве меры веса дуг графа используется функция от разности интенсивности цветов в пространстве RGB, возрастающая по экспоненциальному закону. Для выделения сообществ построен жадный алгоритм. Для оценки качества разбиения графа на сообщества используется функция модульности, введенная Ньюманом. Показано, что размеры сегментов зависят от значения параметра в функции веса ребер. Предложенный алгоритм устойчив к импульсным шумам.

Сегментация на основе методов машинного обучения

Помимо стандартных методов сегментации с развитием машинного обучения появились методы сегментации, основанные на сверточных нейронных сетях.

Такие нейронные сети представляют собой достаточно большой объем нейронов, которые взаимосвязаны между собой. Нейроны обучают с помощью подходящих данных и в дальнейшем сеть можно использовать для сегментации подобных обучающей выборке изображений.

Из основных характеристик нейронных сетей можно выделить устойчивость, достаточно качественный поиск и подавление шумов. Нейронные сети могут применяться для классификации и кластеризации отдельных объектов на биомедицинских изображениях. Нейронные сети весьма успешно применяются для сегментации изображений, но для обучения требуют достаточно объемной выборки.

Значимым шагом нейронный вычислений считается стадия представления и анализа характеристик. Кроме того, важным шагом является запоминание информации о том, в какой форме отобраны и представлены характеристики, и как проведена их фильтрация. Поскольку от такой информации зависит быстроедействие

алгоритмов нейронной сети и способность к выделению закономерностей в обучающей выборке и обобщению.

Нейронные сети для сегментации получают на вход исходное изображение, а на выходе отдают так называемую маску сегментированной части изображения, которую в дальнейшем можно наложить на исходное изображение для выделения требуемых участков.

В настоящее время предложено много надежных двухмерных и трехмерных методов сегментации в работах [7] – [9]. Последние и самые популярные статьи по сегментации медицинских изображений неразрывно связаны с машинным обучением и нейронными сетями. В работе [10] использовались нейронные сети для улучшения сегментации сердца. В работе [11] алгоритмы машинного обучения используются для сегментации опухоли головного мозга. Подобные подходы использовались во многих задачах медицинского анализа изображений в работах [12], [13]. Однако алгоритмы, основанные на машинном обучении, часто решают узкую проблему и, что более важно, требуют большой обучающей выборки.

2. Содержательная постановка задачи

В настоящее время одним из наиболее актуальных и важных направлений цифровой обработки изображений является обработка медицинских изображений. Спрос на аппаратные и программные средства визуализации медицинских данных возрастает в условиях постоянного развития медицины и методов диагностики. На сегодняшний день такие средства диагностики, как КТ, МРТ, ЭхоКГ, РКА и ПЭТ, становятся неотделимы от компьютерных методов обработки и визуализации данных.

На данный момент анализ медицинских изображений происходит как вручную, так и автоматически. Сегодня ручное выделение контуров является популярной техникой при выполнении сегментации. Но стоит отметить, что ручное выделение контуров довольно рутинная и трудная задача. Кроме того, ее результаты оцениваются только зрительно. Данная оценка является субъективной и может привести к большим проблемам с учетом психологической и физической нагрузки. Медицинские изображения часто требуют предварительной обработки изображения из-за наличия разных факторов, которые мешают анализировать изображения: блики, дефекты, размытия, шумы и т.п. Подобные методы требуются для повышения качества автоматического анализа разными медицинскими программами, а также повышения эффективности визуального анализа врачом.

Обработку медицинских изображений можно разделить на следующие этапы: отбор и загрузка данных, фильтрация изображений, изменение резкости, сегментация, статистический анализ или оценка точности результатов. Главные этапы обработки изображений указаны ниже:

- Ознакомиться с полутоновыми изображениями камер сердца.
- Провести предварительную предобработку изображений: методами фильтрации, морфологическими методами;
- Обработать медицинские изображения следующими методами сегментаций: метод водоразделов, морфологический метод и метод графов.
- Провести оценку точности полученных результатов.

3. Концептуальная постановка задачи

Медицинские изображения предоставляют необходимый объем информации о пациенте, для извлечения которой требуется анализ изображений. Анализ графической информации начинается с сегментации, иными словами, с выделения на изображении интересующей области и определения ее границ. Сегментации медицинских изображений требует применения неординарных методов для ее решения, которые выбираются в соответствии со свойствами и характеристиками анализируемого изображения. Задачей сегментации является разделение конкретного объекта или области от общего фона изображения.

В данной работе основная задача сводится к поиску и изучению методов сегментации анатомических структур сердца, а также к выделению анатомических структур сердца на двумерных данных. Для выделения границ применяются такие классические методы, как метод водоразделов, морфологических методов и метод графов, а также ряд преобразований: фильтрация, повышение резкости, наращивание, эрозия, дилатация и т.д.

3.1 Представление изображений в медицине

Технология получения изображений структуры внутренних органов человека принципиально изменилась в течение двух последних десятилетий. Пару десятилетий назад достаточно было наложить тени на изображения для получения рентген-снимка. Конечно, качество, контрастность и глубина объектов оставляли желать лучшего.

Однако сейчас, с помощью средств цифровых вычислительных систем появилась возможность развития новейших методов получения изображений органов человека:

- компьютерная томография;
- магнитно-резонансная томография;
- позитронно-эмиссионная томография.

Теперь используя конкретные характеристики анатомии тела человека, можно получать качественные снимки сечений его тела с помощью современной аппаратуры – томографов. Отличительной особенностью выполнения МРТ-снимков с помощью

томографов является то, что изображения различных органов не накладываются друг на друга, а также с большой точностью представляют органы человека. Кроме того, томографическая аппаратура с определенными настройками позволяет реконструировать структуру органов по множеству снимков [14].

3.2 Формат медицинских изображений

Современная томографическая аппаратура создает специальные файлы в формате DICOM, что не является готовым изображением. Такой формат основан на стандарте OSI и является важным стандартом создания, хранения и передачи медицинских изображений и данных пациентов. DICOM поддерживается создателями медицинского программного обеспечения и оборудования.

Файл в формате DICOM является срезом определенной части тела. Данный файл хранит информацию об интенсивности тканей срезов и их плотностей. На основе такой информации составляется результирующее медицинское изображение. Также в таких файлах КТ отображает рентгеновскую плотность, которая зависит от физической плотности тканей. Информацию о плотности в DICOM-файле можно представить, как изображение с обычными графическими данными, такими как разрешение, размер пикселя, формат и т.д., но вместо информации о цвете хранится информация, о плотности тканей.

Файл формата DICOM представлен двумя частями: медицинскими изображениями и данными о пациенте, оборудовании, персонале. Пример изображения формата DICOM представлен на рисунке 2.

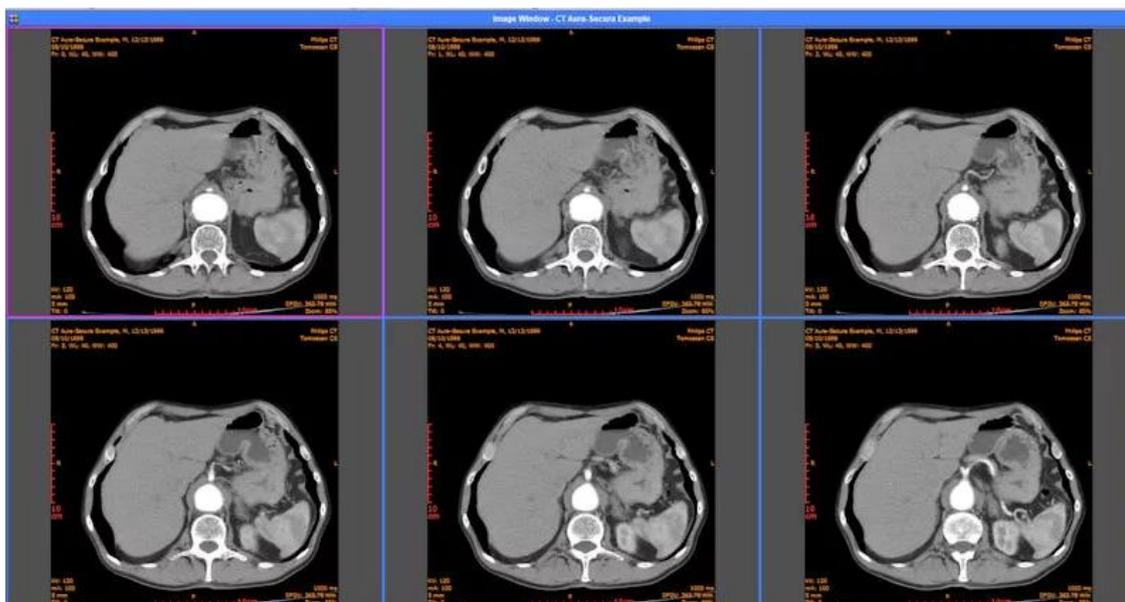


Рисунок 2 – Пример изображения в формате DICOM

Современная диагностическая аппаратура создает комплект файлов в ходе одного исследования. Полученные файлы образуют серии, которые содержат набор срезов какого-либо органа.

Помимо изображений DICOM файлы могут содержать следующую информацию:

- данные, характеризующие пациента;
- сведения о персонале, проводившем обследование;
- сведения о медицинском учреждении, проводившем обследование;
- модель и фирму производителя томографа, на котором проводилось обследование;
- вид обследования и дата/время его проведения;
- условия и параметры проведения исследования пациента;
- параметры изображения или серии изображений, записанных в DICOM-файле [15].

4. Математическая постановка задачи

Перед выполнением операции сегментации необходимо провести предварительную обработку изображения. Это необходимо для улучшения качества изображения и в последующем, результата основной операции. В данном случае под предобработкой понимается корректировка яркости/контрастности с помощью фильтров удаления цифрового шума, а также изменение уровня резкости изображения.

В работе используется наиболее популярный алгоритм обработки изображений – медианный фильтр. Роль данного метода заключается в снижении уровня цифрового шума, что способствует улучшению качества сегментации изображений. Каждый фильтр удаления цифрового шума имеет различное поведение и различные параметры. Их следует учитывать при удалении цифрового шума с изображения. В данной работе под оптимальными параметрами фильтра принимаются такие параметры, при которых метод удаляет цифровой шум и в тоже время не изменяет границы объектов. Сегментация в данной работе осуществляется с помощью метода водораздела, морфологического метода и метода графов.

4.1 Медианная фильтрация

Наиболее известными видами цифрового шума являются импульсный шум и аддитивный Гауссов шум. Импульсный шум изменяет пиксели на изображении любыми значениями фиксированной или случайной величины, а аддитивный Гауссов шум прибавляет к каждому пикселю нормально распределенные значения с нулевым средним значением. Убрать такой шум под силу как линейным, так и нелинейным фильтрам. В данной работе рассматривается нелинейный медианный фильтр. Суть нелинейного фильтра заключается в нахождении позиции импульса и его замене с помощью похожего по тону оценочного значения без изменения остальных пикселей изображения [16].

Алгоритм медианной фильтрации состоит в следующем: сначала имеется скользящее окно фильтрации прямоугольной области размера $(2N + 1) \times (2M + 1)$. Далее образуется вектор значений интенсивности пикселями, попавшими в эту прямоугольную область. Затем происходит сортировка вектора значений

интенсивности по убыванию или по возрастанию. И в итоге, медиана отсортированных яркостей пикселя подается на выход фильтра [17].

На рисунке 3 представлена схема медианной фильтрации.

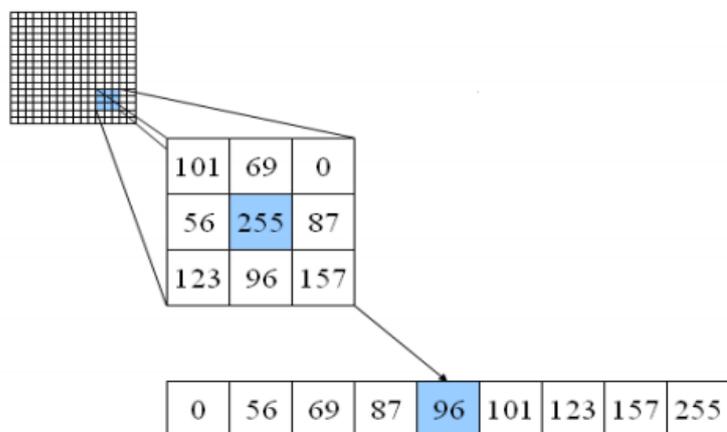


Рисунок 3 – Схема медианной фильтрации

В результате было решено использовать медианный фильтр с оператором Собеля, поскольку он хорошо фильтрует изображения с аддитивным и импульсным шумом с высокой скоростью. Вычислительная сложность фильтра с окном размера M и пространственным коэффициентом σ_r , равна $O(M \times \sigma_r^2)$. Недостатком фильтра являются большие затраты времени на обработку всех изображений.

4.2 Изменение яркости и резкости изображений

В данной работе усиление резкости изображений осуществляется при помощи маски нерезкости (контурная резкость). Для повышения резкости необходимо увеличить контраст между рядом располагающимися областями. После использования данного фильтра изображение получается более сфокусированным из-за повышения контраста мелких объектов при неизменном общем контрасте. Однако, недостатком могут являться лишние шумы и текстуры.

Кроме того, в данной работе обработка изображений с помощью контурной резкости включает в себя следующие настройки: эффект, определяющий, как сильно затемняются или осветляются области, находящиеся в границах контура, и радиус, влияющий на степень размытия изображения.

Также в данной работе используется оператор Собеля для изменения яркости изображений. Данный оператор вычисляет приближенное значение градиента

яркости изображения. То есть результирующее изображение содержит точки, каждая из которых является вектором градиента яркости или же нормой в данной точке. Оператор Собеля состоит из двух матриц, размером 3×3 . Матрицы отличаются тем, что первая ищет горизонтальные границы, а вторая – вертикальные границы. Матрицы представлены на рисунке 4.

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

G_x

-1	0	-1
-2	0	2
-1	0	1

G_y

Рисунок 4 – Матрицы Собеля (слева направо: горизонтальная матрица, вертикальная матрица)

4.3 Алгоритмы сегментации изображений

Сегментация в данной работе осуществляется с помощью метода водораздела, морфологического метода и метода графов.

Сегментация на основе водораздела:

Метод водораздела – один из главных алгоритмов в наращивании областей, выполняющий процедуру группировки пикселей в подобласти по определенным критериям. Представление водораздела сплетено с тем, что медицинское изображение передается как многомерная плоскость, которая также включает степень яркости пикселя и две пространственные координаты. Отталкиваясь от этого, можно выделить следующие виды точек в методе водораздела: точки минимума, точки на скате, точки на возвышенности. Основная задача метода – нахождение линий водораздела, которые являются точками на возвышенности.

Главная концепция метода: изображение представляется как некая схема территории. Величины яркости данной территории являются величинами высот относительно некоторой степени. В ходе «заполнения» такой территории водой возникают бассейны, которые нужно закрыть перегородками. Чем больше «заполнять» данные бассейны водой, тем больше бассейнов будут соединяться. Зоны соединения бассейнов (перегородки) – это искомые линии водораздела [18].

Сегментация морфологическим методом:

В основе морфологической сегментации лежат методы математической морфологии. Морфологическая сегментация чаще всего применяется для работы с полутоновыми изображениями. В морфологических методах используются операции, предназначенные для выявления различных морфологических особенностей изображений, – эрозия и дилатация.

Очень часто профиль яркость объекта на изображении представляет собой несимметричную фигуру, поэтому для обработки необходимо использовать контур объекта. Это можно сделать при помощи морфологического градиента, который является разностью результатов после проведения операций эрозии и дилатации. Для достижения гладкости получаемых контуров необходимо проводить полное удаление хвостов после каждой итерации. В результате остаются только замкнутые контуры, соответствующие границе объекта [18].

Сегментация на основе графов:

В данном методе изображение представляется в виде взвешенного неориентированного графа с вершинами в точках изображения. Каждый узел соответствует пикселю на изображении, а ребра соединяют определенные пары соседних пикселей. Вес связан с каждым ребром на основе некоторого свойства пикселей, которые он соединяет (например, яркость пикселя). Задача алгоритма сводится к нахождению минимального остовного дерева (MST) с достижимостью всех вершин и минимальной суммой ребер.

Первоначально единственным представителем множества является любая самостоятельная вершина. В процессе выполнения алгоритма Краскала все без исключения множества соединяются в одно единственное для образования MST в дальнейшем [19].

5. Программная реализация

5.1 Выбор программного обеспечения

Обработка медицинских данных осуществлялась на компьютере с операционной системой Windows 10 Pro, 64bit, оперативной памятью 4 Гб, процессором Intel Core i3-2105 3,10 ГГц и видеокартой AMD Radeon HD 6700 Series.

Для обработки медицинских данных был выбран математический пакет MATLAB версии R2015b. Выбор именно среды разработки для реализации предложенного алгоритма сегментации обусловлен тем, что MATLAB сочетает в себе полноценный язык программирования, позволяющий реализовать любые алгоритмически сложные конструкции, а также включает в себя множество различных библиотек и функций для работы с медицинскими изображениями.

MATLAB является пакетом прикладных программ, предназначенным для решения инженерных задач, математического и статистического моделирования, технических вычислений. Кроме того, MATLAB включает в себя язык программирования, который является ключевой составляющей этого пакета. Концепции языка программирования MATLAB были разработаны Кливом Моулером в 1970-х годах в университете Нью-Мексико для студентов с целью использования программных библиотек LINPACK и EISPACK без изучения особенностей языка FORTRAN. Среда разработки содержит все необходимые инструменты для эффективного поиска и устранения ошибок в коде, включая также средства отладки. Язык MATLAB включает основанные на матрицах структуры данных, широкий спектр операторов и конструкций для быстрого написания сложных алгоритмов, интегрированную среду разработки, возможности для работы в парадигме ООП. Особенностью матричных операций является возможность использовать срезы, а также индексировать матрицы массивами индексов.

Для визуализации данных было выбрано стандартное расширение Image Processing Toolbox. Это пакет MATLAB, который предоставляет широкий спектр стандартных алгоритмов для обработки и анализа изображений, в том числе функций фильтрации, морфологического анализа, улучшения изображений и распознавания.

Статистический анализ проводился с помощью программы STATISTICA 13.0 разработчика Statsoft. Программа анализа данных применяется в медицинской, экономической, страховой, финансовой и других сферах деятельности людей. Данный проект удобен в использовании, легок в освоении, оснащен интуитивно понятным интерфейсом. STATISTICA состоит из набора модулей, каждый из которых содержит определенную группу инструментов и процедур: корреляционный анализ, множественная регрессия, байесовский анализ, аппроксимация и прочее. При помощи несложных действий можно выбрать и применить инструменты, которые требуются для статистического анализа.

5.2 Достоинства и недостатки выбранных методов решения

На этапе сегментации происходит объединение отдельных участков изображений в область, которой принадлежит одному объекту, или разъединение какого-нибудь участка изображения на области, принадлежащие разным объектам. Объединение участков происходит по разным признакам, таким как яркость, цвет и прочее. В данной работе используются три метода сегментации: сегментация на основе водораздела, сегментация морфологическим методом и сегментация на основе графов. Можно выделить следующие требования к методам сегментации:

- точное совпадение сегментированной области и настоящего объекта;
- небольшая погрешность вычислений;
- стабильная работа методов в сложных условиях.

Каждый метод сегментации обладает определенными достоинствами и недостатками. Слабые и сильные стороны используемых методов сегментации указаны в таблице 1.

Таблица 1 – Достоинства и недостатки методов сегментации

Название метода сегментации	Достоинства	Недостатки
Сегментация на основе водораздела	Большая область применения. Устойчивость к ошибкам. Возможность изменения порога классификации.	При работе с большими областями растет вероятность ошибки и уменьшается быстродействие. Неточное выделение областей. Низкая скорость работы.

Окончание таблицы 1

Название метода сегментации	Достоинства	Недостатки
Сегментация морфологическим методом	Большая область применения. Высокое качество изображений.	Образование лишних ветвей и контуров на изображении. Неточное выделение областей.
Сегментация на основе графов	Возможность управления однородностью цвета, текстуры, формой сегментов, их размером, а также сложностью границ.	Низкая скорость работы. Большие затраты памяти.

5.3 Особенности программной реализации

В данной работе используются МРТ-снимки камер сердца 33-х пациентов, предоставленных университетом Йорка, Великобритания. Последовательность каждого снимка состоит из 20 кадров и 8-15 срезов (около 7980 изображений). В работе будут показаны этапы обработки трех изображений желудочков сердца в разных позициях с выделенными контурами эндокарда и эпикарда. Перед началом работы необходимо загрузить изображение в рабочее пространство (workspace) MATLAB с помощью функции `imread` (рисунки 5-7). Входное изображение должно являться двумерной матрицей целочисленных или вещественных элементов. Диапазон значений каждого элемента матрицы должен быть от 0 до 255 включительно для целых чисел и от 0 до 1 для вещественных соответственно.

Пациент №2. Возраст – 14 лет. Диагноз – Аритмогенная дисплазия левого желудочка (ARVD).

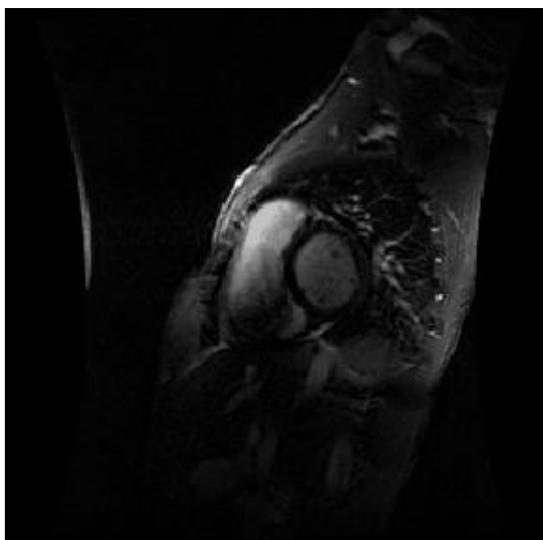


Рисунок 5 – Изображение левого желудочка сердца (10 кадр, 2 срез)

Пациент №11. Возраст – 16 лет. Диагноз – Дефект межпредсердной перегородки (ASD).

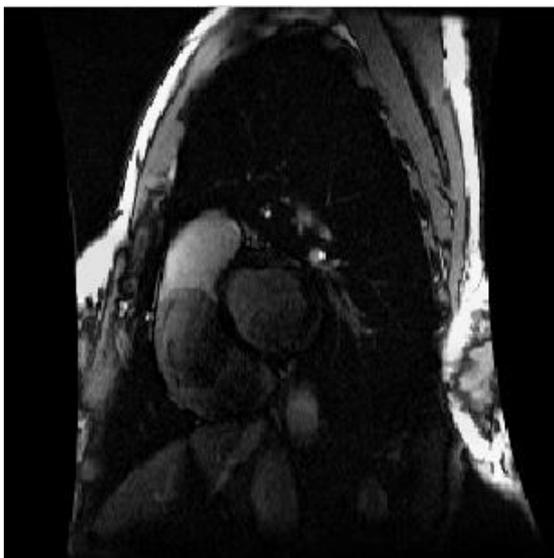


Рисунок 6 – Изображение левого желудочка сердца (15 кадр, 11 срез)

Пациент №22. Возраст – 17 лет. Диагноз – Коарктация аорты.

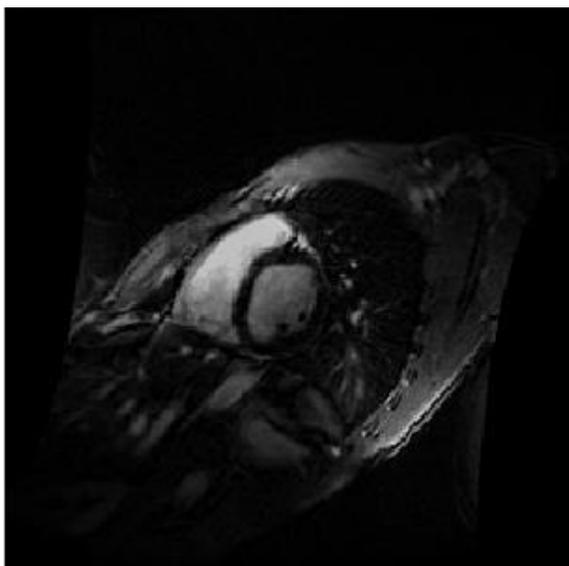


Рисунок 7 – Изображение левого желудочка сердца (20 кадр, 22 срез)

После загрузки изображения в рабочее пространство необходимо провести его предобработку. Для этого используются такие операции, как `imsharpen`, `medfilt1` и `imfilter` (рисунки 8-10). Операция `imsharpen` повышает резкость изображения (контурная резкость), операция `medfilt1` фильтрует изображение медианным фильтром, а операция `imfilter` фильтрует изображение с помощью оператора яркости (Собея).

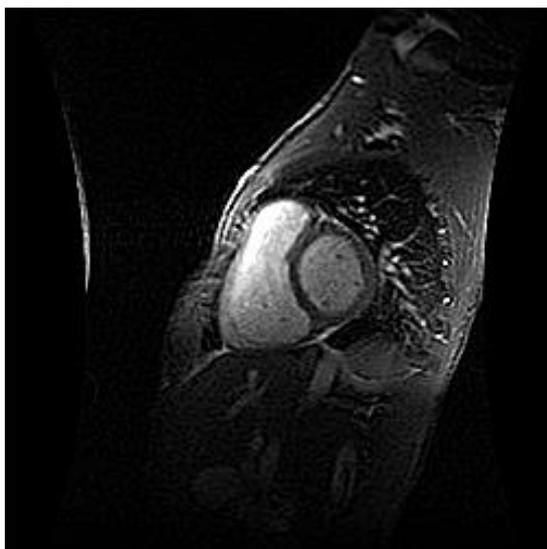


Рисунок 8 – Изображение левого желудочка после обработки (10 кадр, 2 срез)



Рисунок 9 – Изображение левого желудочка после обработки (15 кадр, 11 срез)

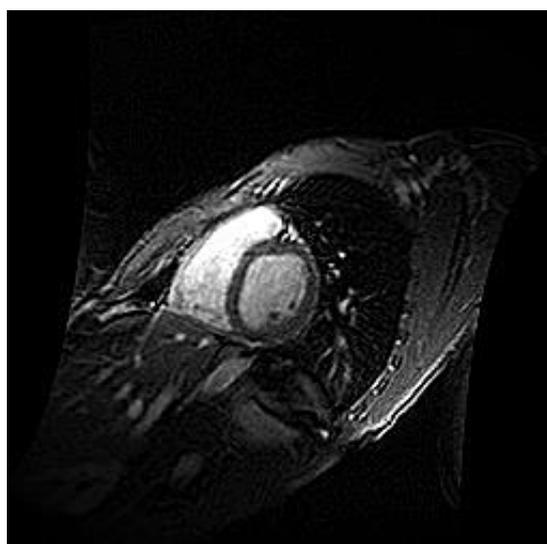


Рисунок 10 – Изображение левого желудочка после обработки (20 кадр, 22 срез)

После того, как изображения прошли необходимую предобработку, их необходимо сегментировать тремя методами сегментации: на основе водораздела, морфологических операций и графов. В результате получаются довольно точно сегментированные изображения.

Сегментация методом водораздела

Градиент изображения направлен на изменение интенсивности или цвета на изображении. С помощью градиента можно извлекать необходимую информацию или обнаруживать контуры и края объектов на изображении. Математически, градиент является векторной величиной с производными компонентами, заданными в горизонтальном и вертикальном направлениях. Градиент показывает наискорейшее возрастание интенсивности некоторой величины. Для вычисления значения градиента используется оператор Собеля. Градиент имеет большие значения на границах объектов и небольшие (в большинстве случаев) вне границ объектов (рисунок 11).

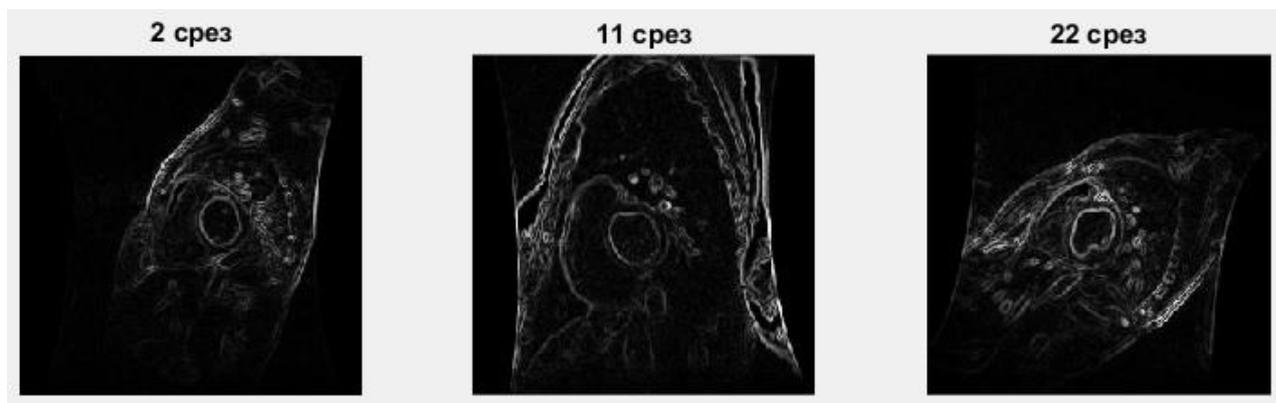


Рисунок 11 – Вычисление градиента изображений

Далее необходимо создать маркеры объектов переднего плана. В данной работе используются морфологические процедуры «раскрытия» и «закрытия». Данные морфологические операции позволяют оценивать интенсивность фона изображения. Проанализируем и сравним выбранные процедуры.

Для того, чтобы выполнить раскрытие, нужно использовать так называемый структурный элемент. Такой элемент создается при помощи операции `strel`, в данном случае, дискообразный элемент с заданным радиусом. Сама операция раскрытия выполняется при помощи операции `imopen`. Морфологическая операция открытия

является эрозией, сопровождаемой расширением/дилатацией (рисунок 12). Еще одним примером раскрытия является операция `imerode`, которая также отвечает за морфологическую эрозию, то есть удаление объектов определенной формы и размера, и операция `imreconstruct`, которая осуществляет морфологическую реконструкцию изображения или отображает результаты на изображении после операции эрозии (рисунок 13).

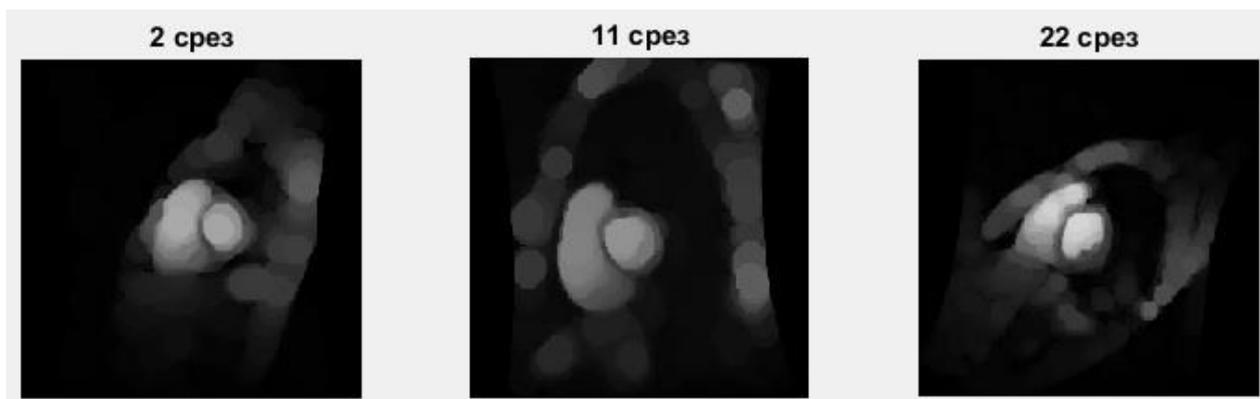


Рисунок 12 – Операция раскрытия с использованием функции `imerode`

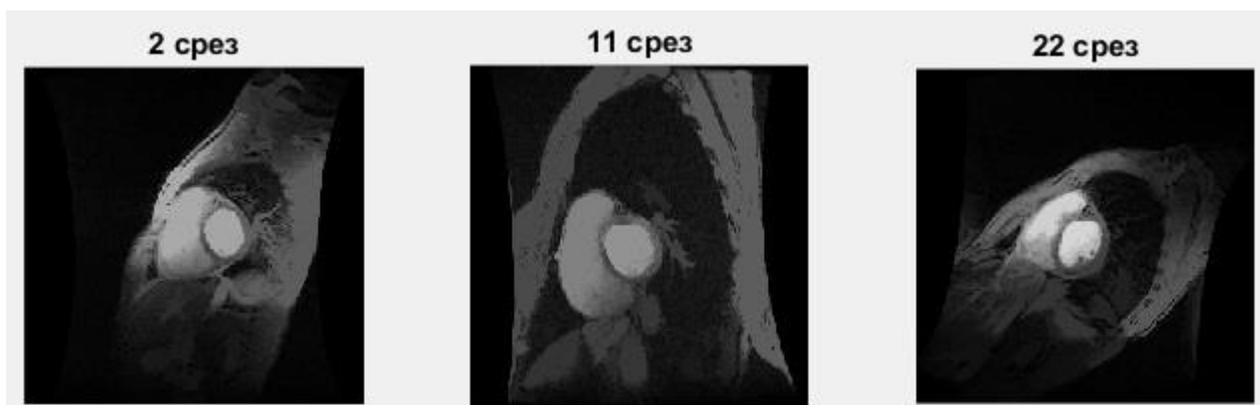


Рисунок 13 – Операция раскрытия с использованием функций `imerode` и `imreconstruct`

Операция морфологического закрытия реализована с использованием функции `imclose`. Морфологическая операция закрытия является дилатацией, сопровождаемой сужением/эрозией (рисунок 14). Еще одной операцией закрытия является операция `imdilate` или расширение изображения, сопровождаемая ранее описанной функцией `imreconstruct` (рисунок 15).

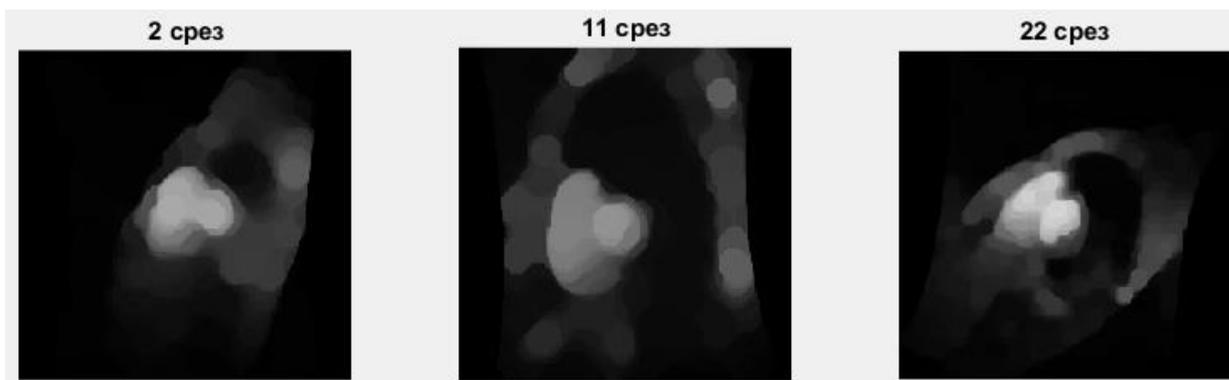


Рисунок 14 – Операция закрытия с использованием функции `imclose`

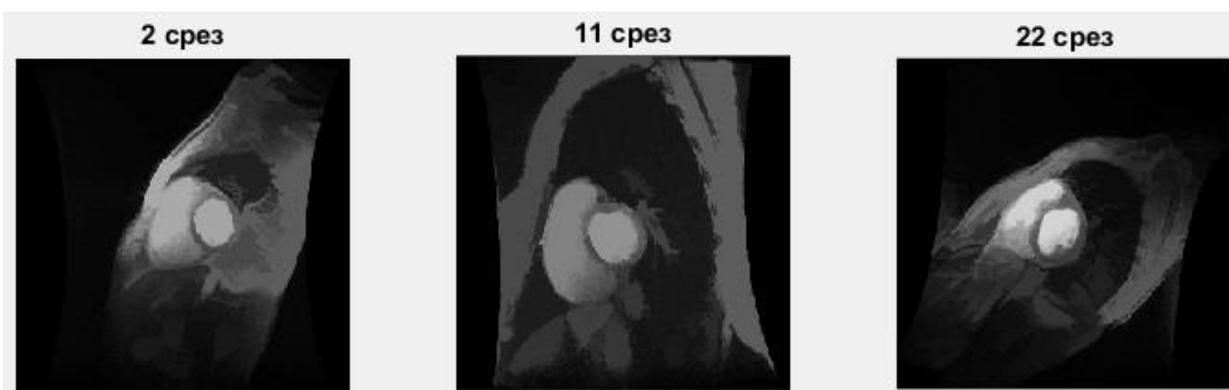


Рисунок 15 – Операция закрытия с использованием функции `imdilate`

Итак, при сравнении операций, можно сделать вывод, что обработка изображения на основе морфологических операций открытия и закрытия является более эффективной в отличие от стандартных операций открытия и закрытия. Для получения маркеров переднего плана вычисляются локальные максимумы изображений с помощью операции `imregionalmax`. Маркеры объектов переднего плана отображают их границы (рисунок 16). Далее эти границы подвергаются дальнейшей обработке.

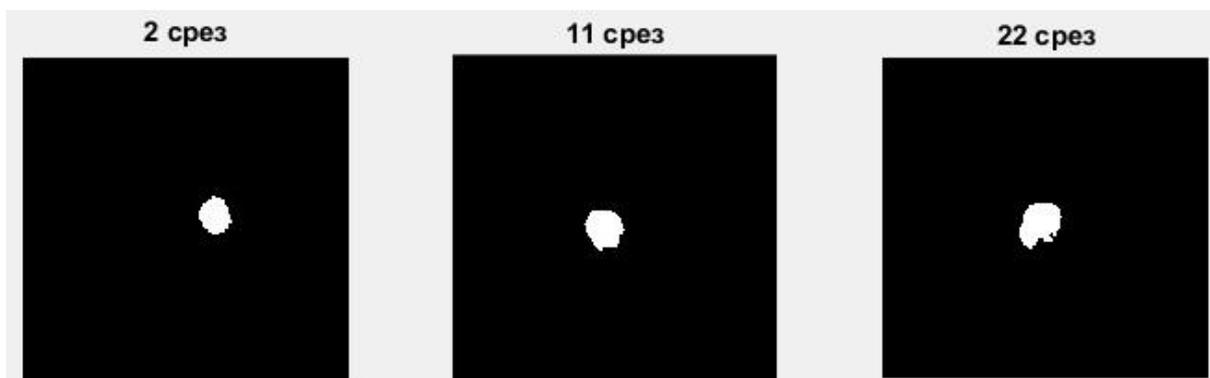


Рисунок 16 – Маркеры объектов переднего плана

Следующим шагом является вычисление маркеров фона. Для их вычисления используется пороговая обработка – операция `im2bw` или отсечение объектов по порогу яркости (рисунок 17). Для выявления верного правильного черно-белого изображения нужно применить метод на основе водораздела и найти расстояние до линий водораздела. Операция `bwdist` осуществляет измерение расстояний до линий водораздела, а операция `watershed(A)` как раз является операцией сегментации на основе водораздела. Данная операция вычисляет матрицу меток, которая идентифицирует области водораздела матрицы A . Матрица содержит целые числа, равные или больше нуля. Числа, равные нулю называются пикселями водораздела и не входят в его области. Числа, равные единице, входят в первую область водораздела, равные двойке – во вторую и т.д.

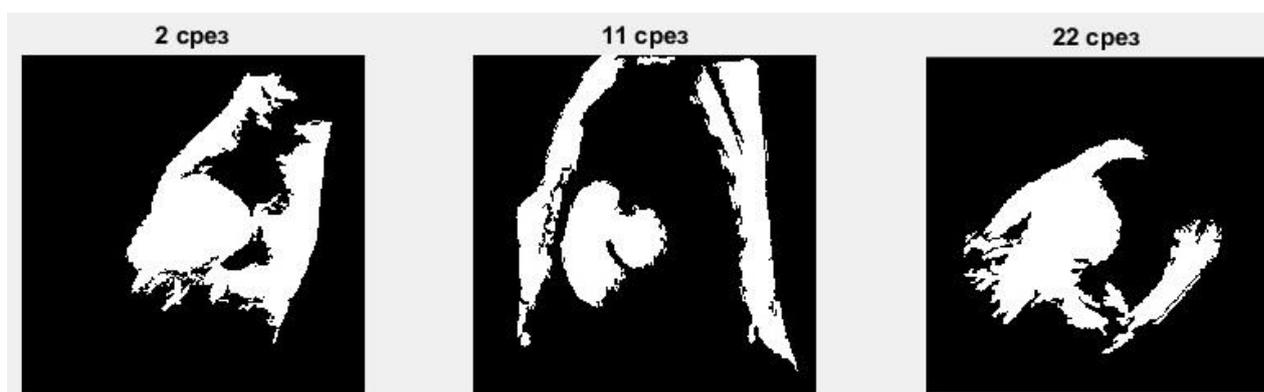


Рисунок 17 – Маркеры фона

Последним шагом является визуализация результатов обработки. На исходном изображении отображаются наложенные маркеры переднего плана, маркеры фона и границы сегментированных объектов. На рисунках 18-20 указана сегментация изображения сердца с выделенными контурами эндокарда (внутренняя область) и эпикарда (внешняя линия). Полный листинг алгоритма сегментации на основе водораздела представлен в Приложении Б.

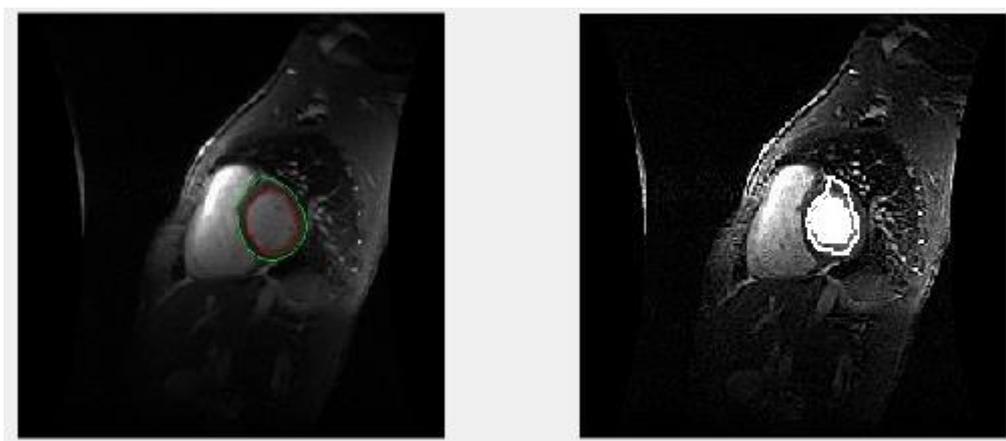


Рисунок 18 – Оригинальное и сегментированное изображение (10 кадр, 2 срез)

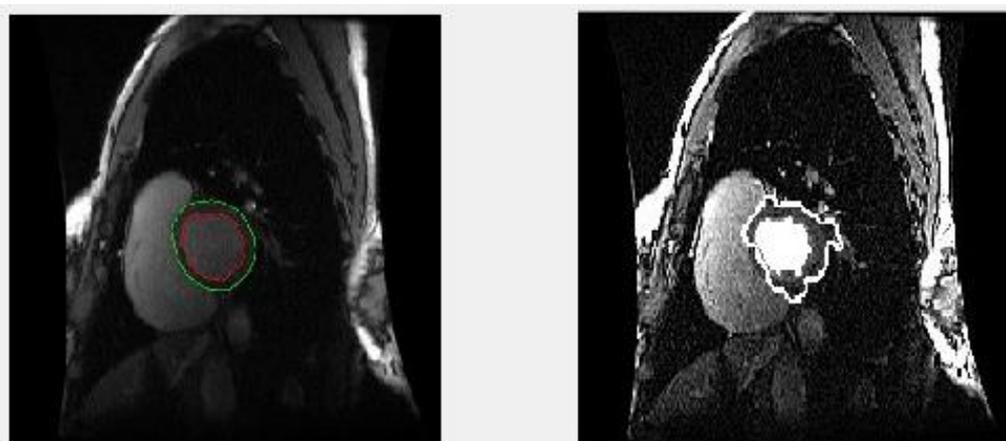


Рисунок 19 – Оригинальное и сегментированное изображение (15 кадр, 11 срез)

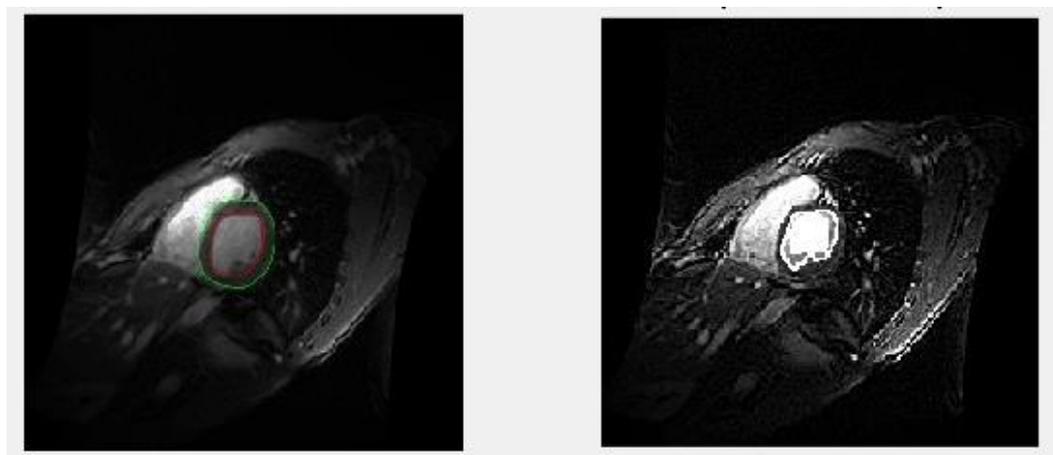


Рисунок 20 – Оригинальное и сегментированное изображение (20 кадр, 22 срез)

Сегментация морфологическим методом

Градиент изображения направлен на изменение интенсивности или цвета на изображении. С помощью градиента можно извлекать необходимую информацию или обнаруживать контуры и края объектов на изображении. Для вычисления значения градиента используется оператор Собеля (рисунок 21).

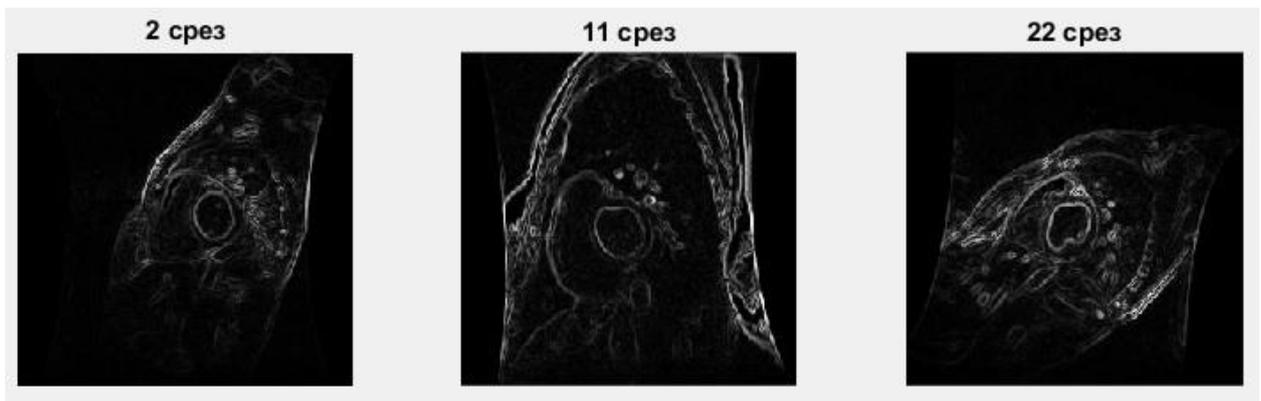


Рисунок 21 – Вычисление градиента изображений

Далее необходимо выполнить расширение изображения. Для начала необходимо вычислить значение градиента для изменения контрастности изображения и создать двоичную маску, содержащую сегментированную ячейку с помощью операции пороговой обработки изображения `im2bw`. Бинарная маска градиента показывает линии с высокой контрастностью на изображении. Однако, в этих линиях, окружающих объект в маске градиента, есть разрывы. Линейные разрывы исчезнут, если изображение будет расширено с использованием линейных структурирующих элементов. При выполнении операции расширения используется структурный элемент, в данном случае, плоский линейный структурный элемент с заданными длиной и углом. С помощью операции `strel` создаются два перпендикулярных линейных элемента. С помощью операции `imdilate` осуществляется расширение градиентной маски, используя вертикальный структурирующий элемент, за которым следует горизонтальный структурирующий элемент (рисунок 22).

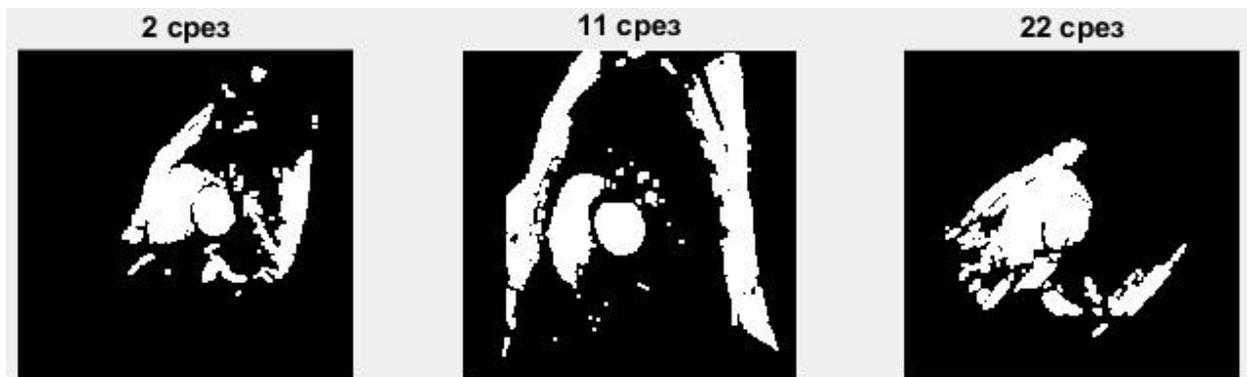


Рисунок 22 – Расширение/дилатация изображения

Далее необходимо осуществить заполнение внутренних пробелов. Градиентная маска довольно хорошо очерчивает контур ячейки, однако внутри ячейки все еще есть отверстия. Чтобы заполнить эти отверстия, используется операция `imfill`. Следующим шагом является удаление лишних объектов на границе. Любые объекты, связанные с границей изображения, могут быть удалены с помощью операции `imclearborder`, которая выполняет функцию подавления световой структуры, окрестности которой связаны с краями изображения (рисунок 23).

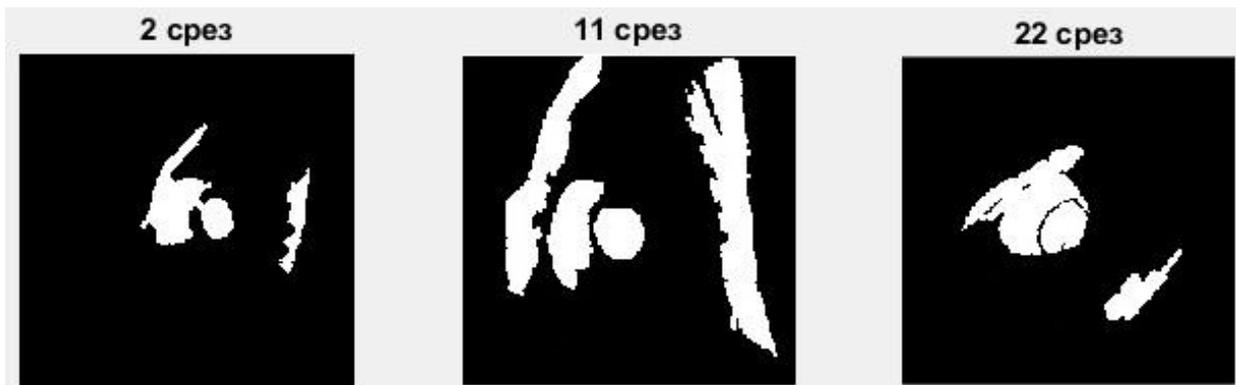


Рисунок 23 – Заполнение внутренних пробелов на изображении

Наконец, чтобы сегментированный объект выглядел естественным, необходимо его сгладить, раскрыв изображение дважды с помощью плоского ромбообразного структурирующего элемента. Плоский ромбообразный структурирующий элемент создается с помощью операции `strel`. Операция раскрытия `imerode` отвечает за морфологическую эрозию, то есть удаление объектов определенной формы и размера (рисунок 24).

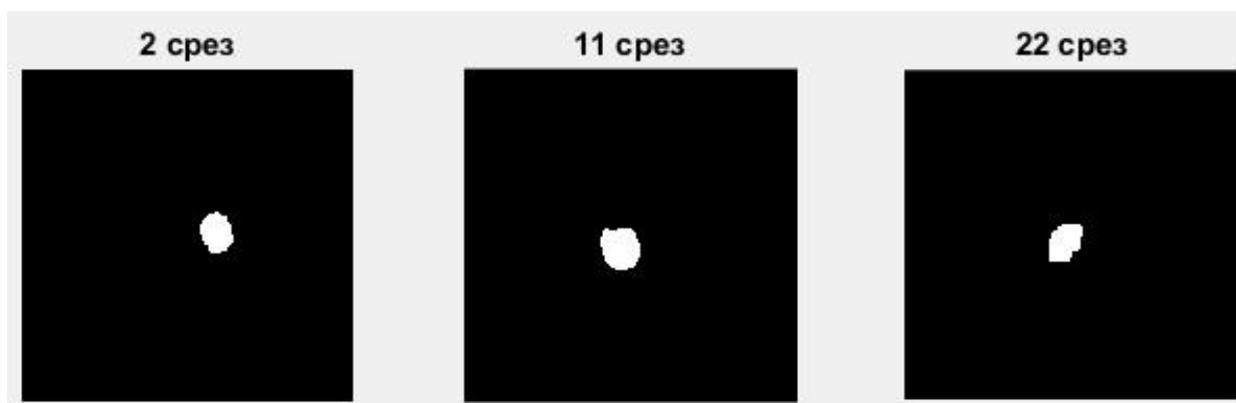


Рисунок 24 – Сглаживание/эрозия изображения

Последним шагом является визуализация результатов обработки. С помощью операции `bwperim` отрисовывается контур вокруг сегментированной ячейки. На исходном изображении отображаются наложенные границы сегментированных объектов. На рисунках 25-27 указана сегментация изображения сердца с выделенными контурами эндокарда (внутренняя область) и эпикарда (внешняя линия). Полный листинг алгоритма сегментации морфологическим методом представлен в Приложении Б.

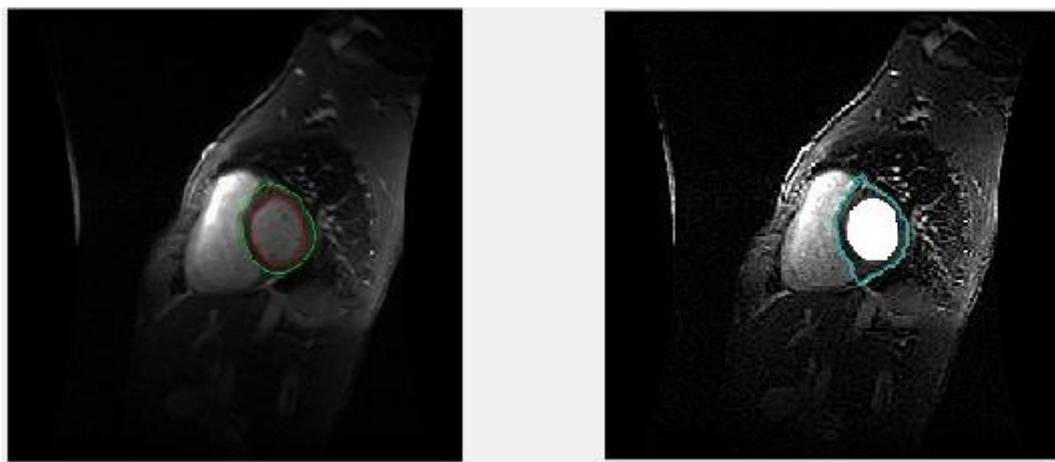


Рисунок 25 – Оригинальное и сегментированное изображение (10 кадр, 2 срез)

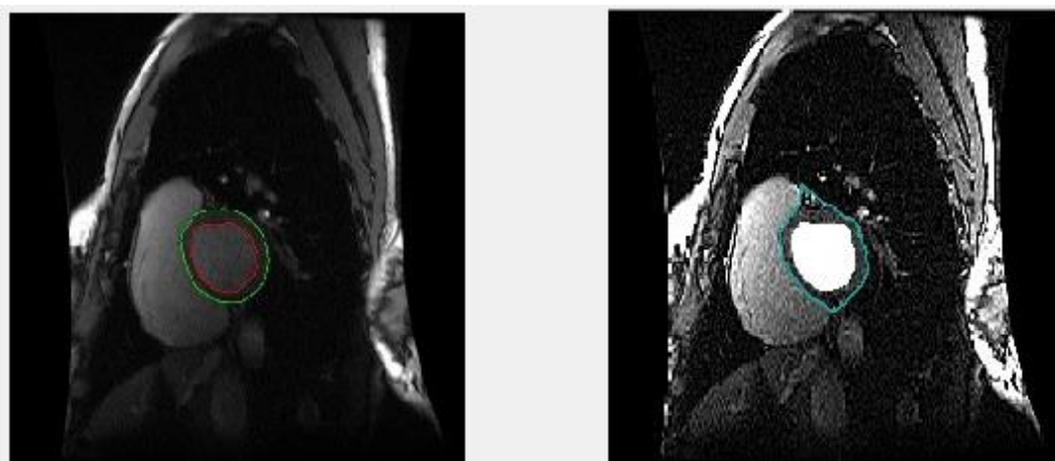


Рисунок 26 – Оригинальное и сегментированное изображение (15 кадр, 11 срез)

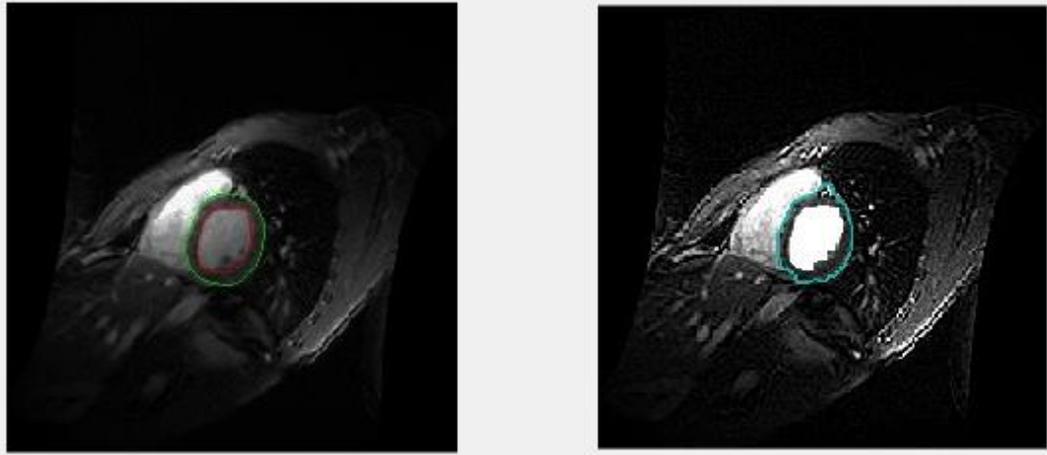


Рисунок 27 – Оригинальное и сегментированное изображение (20 кадр, 22 срез)

Сегментация на основе графов

Задача алгоритма сегментации на основе графов сводится к нахождению минимального остовного дерева (MST), в котором все вершины достижимы при минимальной сумме ребер.

Для создания алгоритма требуются следующие структуры и методы:

- Графы – абстрактное представление множества объектов и связей между ними. Граф – пара (V, E) , где V является множеством вершин, а E – множеством ребер или множеством пар, каждая из которых представляет собой связь.
- Disjoint-set data structure – структура, необходимая для эффективного выполнения алгоритма Краскала.
- Алгоритм Краскала – алгоритм построения минимального остовного дерева взвешенного неориентированного графа.

Изображение является неориентированным взвешенным графом с вершинами в его точках, ребра соединяют пары располагающихся рядом узлов, а, в свою очередь, узлы соответствуют пикселю на данном изображении. Вес ребра связывается с другими ребрами с помощью какой-либо характеристики изображения (яркость, цвет). Следует отыскать MST с наименьшей суммой ребер, при этом чтобы все без исключения вершины были достижимы.

Первоначально единственным представителем множества является любая самостоятельная вершина. В процессе выполнения алгоритма Краскала все без исключения множества соединяются в одно единственное для образования MST в

дальнейшем. С этой целью сперва в порядке возрастания длины выполняется сортировка всех ребер в графе. Далее в процессе сортировки проверяются вершины графа:

- Если вершины из одного множества, то сумма их ребер уже минимальна, поскольку они состоят в каком-то подмножестве MST. Поэтому это ребро пропускается для исключения образования цикла в дереве.
- Если вершины из разных множеств, то их необходимо объединить в том случае, если найдено ребро минимальной длины в сравнении с другими ребрами. Данное ребро заносится в список ребер, использованных при построении MST, а множества объединяются в одно.

Таким образом, объединение вершин не прекращается вплоть до получения одного единственного множества, равного искомому MST, в котором присутствуют все вершины графа. В результате получается минимальное остовное дерево с одним множеством вершин и списком объединяющих их ребер (рисунок 28).

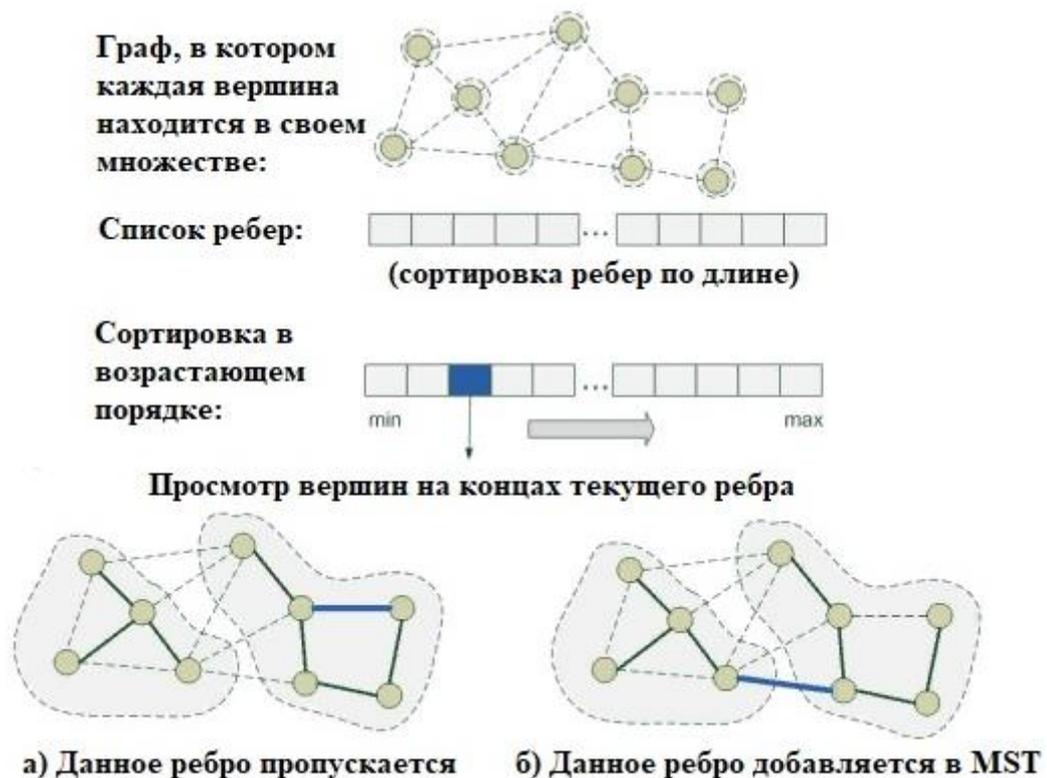


Рисунок 28 – Алгоритм Краскала для поиска MST

В методе Краскала применяется Disjoint-set data structure для определения и построения множеств. Деятельность со структурой данных ориентирована на

выполнение 2-х действий: выяснить, какому множеству принадлежит вершина, и совместить эти множества в одно.

Первоначально единственным представителем множества является любая самостоятельная вершина (пиксель изображения). Далее, в процессе исполнения метода пиксели схожего тона (одного объекта) со временем образуют один сегмент. Предположим, на конкретном шаге метода возникает ребро, которое объединяет «голубой» и «синий» пиксели. Длина ребра определяется как «разница цвета» между пикселями. Вес ребра наименьшей длины (со схожим цветом) подобным способом соединяются. То есть в случае схожести сегментов по тону или цвету, происходит их объединение в один сегмент.

Используемая Disjoint-set data structure реализуется массивом индексов и очень схожа с деревом. Индекс (указатель) данной структуры присоединяется каждому пикселю. Индекс находится в том же сегменте, что и пиксель. Основные операции структуры указана ниже (рисунок 29):

- Поиск сегмента пикселя. Осуществляется проход по указателям до самого верхнего пикселя. Верхний пиксель – это корень дерева, представитель данного сегмента на текущий момент.
- Объединение сегментов. У различных верхних пикселей – различные сегменты. С целью их объединения необходимо представителя самого дальнего сегмента направить на представителя более близкого сегмента. Подобным образом, получается объединенный сегмент с общим верхним пикселем.
- Сокращение пути. При успешном обнаружении представителя устанавливается прямая ссылка на него из пикселя. Данный процесс уменьшает путь следующих поисков.

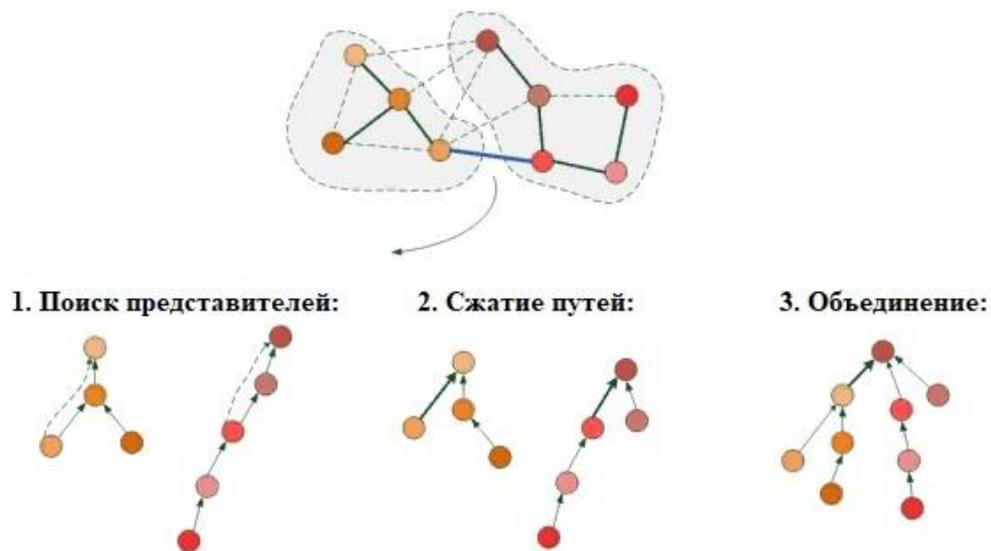


Рисунок 29 – Основные операции Disjoint-set data structure

Метод сегментации обязан различить окончание одного сегмента и начало другого. Как правило, границы объектов на изображении предполагают собой перепады яркости или оттенков тона. При различных сегментах получаются различные перепады яркости или оттенков тона, рассчитываемые посредством некоторого порога (threshold). Threshold должен опираться не только на локальные характеристики (перепад интенсивностей вдоль одного ребра), но и на цвет, яркость самих сегментов.

В представленном в данной работе алгоритме сегментации на основе графов длину (вес) ребра выражают следующей формулой: $w(v_i, v_j) = |I(p_i) - I(p_j)|$, где $I(p_i)$ – интенсивность (яркость) пикселя p_i . Вершинами графа являются пиксели изображения.

В процессе исполнения метода Краскала образуются разрозненные сегменты с минимальным перепадом интенсивности между рядом стоящими вершинами на конкретном этапе. А внутри одного сегмента пиксели по цвету или тону совпадают. В случае, когда выбрано минимальное ребро, нужно установить, в каком сегменте находятся две соседние вершины:

- Если установлено, что вершины находятся в одном сегменте, то алгоритм Краскала продолжает выполняться.

- Если установлено, что вершины находятся в разных сегментах, то нужно установить, являются ли эти сегменты одним или разными объектами на изображении.

С целью выявления отличий между сегментами введен предикат D или самое длинное ребро MST внутри сегмента, что равносильно максимальному перепаду интенсивностей внутри сегмента. Внутренняя разность компонента является наибольшим весом в MST и определяется следующим образом:

$$Int(C) = \max_{e \in MST(C,E)} w(e) .$$

Предикат сравнения регионов D определяется следующим образом:

$$D(C_1, C_2) = \begin{cases} \text{true} & \text{if } Dif(C_1, C_2) > MInt(C_1, C_2) \\ \text{false} & \text{otherwise} \end{cases}$$

где $MInt$ – это наименьший перепад интенсивностей внутри сегмента. $Mint$ определяется следующим образом:

$$MInt(C_1, C_2) = \min(Int(C_1) + \tau(C_1), Int(C_2) + \tau(C_2)).$$

Также необходимо вычислить значение $Dif(C_1, C_2)$, то есть ребра минимальной длины, которое соединяет два разных сегмента. $Dif(C_1, C_2)$ определяется следующим образом:

$$Dif(C_1, C_2) = \min_{v_i \in C_1, v_j \in C_2, (v_i, v_j) \in E} w((v_i, v_j)) .$$

$Dif(C_1, C_2) = \infty$, в том случае, когда отсутствует ребро, соединяющее C_1 и C_2 . Данный показатель может быть проблемным, так как он отражает только лишь минимальный вес между двумя компонентами. Однако, на практике данный показатель функционирует довольно хорошо, несмотря на выявленную проблему. Выходит, чтобы сегменты «объединились», необходимо, чтобы перепад интенсивностей на их границе был меньше максимального перепада внутри каждого из объединяемых сегментов (рисунок 30).

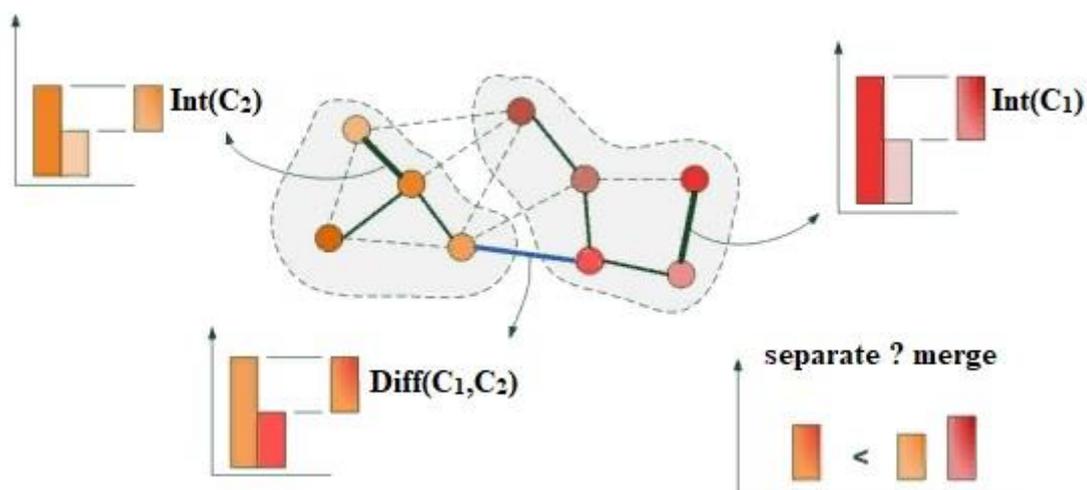


Рисунок 30 – Объединение сегментов

На сегодняшний день имеются два метода построения графа по изображению (рисунок 31):

- Метод «4-connected». На изображении каждый пиксель соединяется с рядом расположенными пикселями сверху, снизу, справа, слева. Количество ребер на изображении получается минимальным. Преимущество такого метода состоит в том, что он дает верные результаты при быстрой скорости работы.

- Метод «8-connected». На изображении каждый пиксель соединяется с рядом расположенными пикселями сверху, снизу, справа, слева, а также по диагонали. Количество ребер на изображении получается максимальным. Преимущество такого метода состоит в том, что он дает более качественные результаты, так как количество связей больше, а недостатком является низкая скорость работы.

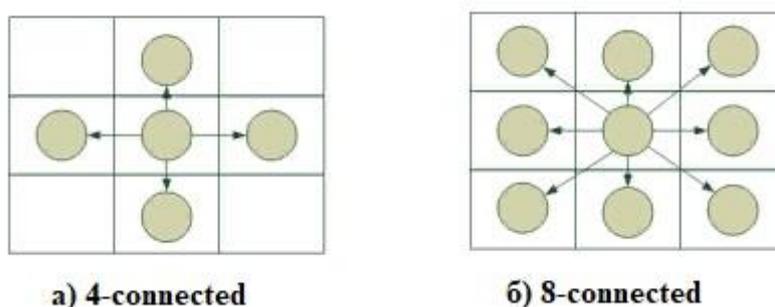


Рисунок 31 – Подходы к построению графа по изображению

В данной работе высчитывается Евклидово расстояние между пикселями, где x и y определяет положение пикселей, а r , g , b определяют их цвет:

$$dist(p_i, p_j) = \sqrt{(x_i - x_j)^2 + (y_i - y_j)^2 + (r_i - r_j)^2 + (g_i - g_j)^2 + (b_i - b_j)^2}$$

Если пиксели имеют одинаковый тон или похожие оттенки, а также, если они расположены вблизи друг друга, то такие пиксели будут являться соседними. Чтобы обеспечить качественную сегментацию, необходимо каждый пиксель соединять с 10, 20 или 30 рядом стоящими пикселями.

Сегментация на основе графов обладает высокой вычислительной сложностью. Например, сортировка ребер выполняется за $O(e \log e)$, где e – количество ребер в графе. То есть, для изображения $M \times N$ пикселей ребер будет: $|e| = 4 * M * N$.

В функции сегментации `graph_segment(img, neighbor_radius, coefficient, min_size)` следующие параметры метода: `img` определяет изображение, `neighbor_radius` определяет радиус окрестности (среднеквадратическое отклонение) размытия фильтром Гаусса каждого пикселя (1 по умолчанию), `coefficient` определяет коэффициент алгоритма сегментации для обособления объектов изображения, задаваемый вручную, а `min_size` определяет минимальный размер сегмента для удаления особо мелких сегментов. На рисунках 32-34 указана сегментация изображения сердца с выделенными контурами эндокарда (внутренняя область) и эпикарда (внешняя линия). Полный листинг алгоритма сегментации на основе графов представлен в Приложении Б.

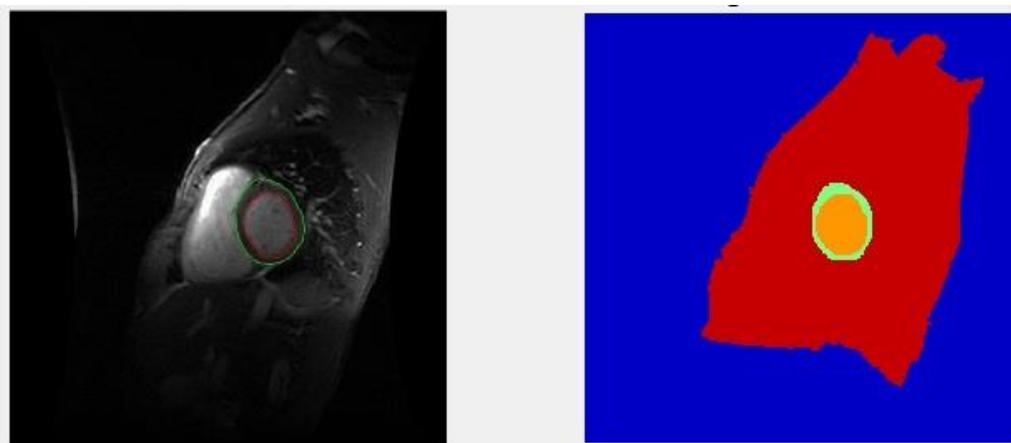


Рисунок 32 – Оригинальное и сегментированное изображение (10 кадр, 2 срез)

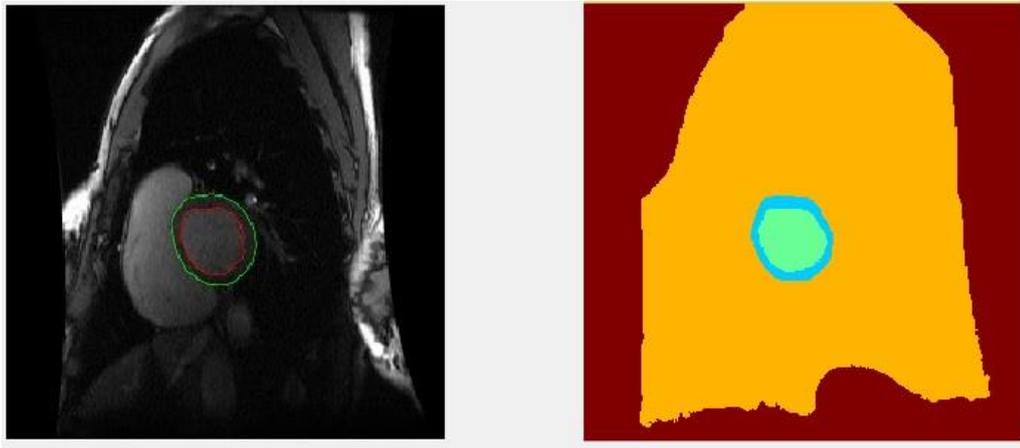


Рисунок 33 – Оригинальное и сегментированное изображение (15 кадр, 11 срез)

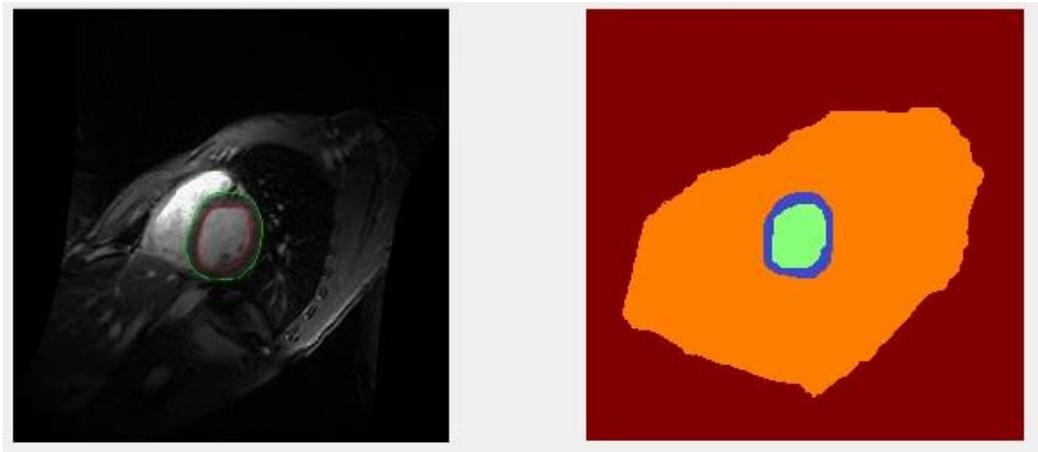


Рисунок 34 – Оригинальное и сегментированное изображение (20 кадр, 22 срез)

6. Статистический анализ результатов

Для проверки функционирования алгоритмов сегментации проводится статистический анализ полученных результатов. В процессе анализа происходит оценивание результатов обработки медицинских изображений и проверка достоверности результатов. Цель медицинской статистики заключается в следующем:

- усвоить основные правила проведения статистического исследования;
- овладеть методикой проведения статистического исследования;
- уметь правильно использовать и интерпретировать полученные данные для проверки достоверности результатов.

Для проведения статистического анализа, а также оценки чувствительности, специфичности и точности представленных алгоритмов сегментации будет использован 2 срез.

6.1 Определение специфичности, чувствительности и точности методов

Главными показателями статистической эффективности являются клиническая специфичность и чувствительность. Оба показателя являются неотрицательными величинами, выражаются в долях единицы или процентах: [0; 1] или [0; 100%].

Как было сказано выше, МРТ-снимки камер сердца получены от 33 пациентов. Последовательность каждого снимка состоит из 20 кадров и 8-15 срезов, в общей сложности 7980 изображений.

Специфичность (истинно отрицательная пропорция) отражает долю отрицательных результатов, которые правильно идентифицированы как таковые (т.е. вероятность того, что не больные субъекты будут классифицированы именно как не больные).

Специфичность рассчитывается по следующим формулам:

$$\text{Специфичность} = \frac{\text{число здоровых, классифицируемых данным тестом как здоровые}}{\text{общая численность здоровых}};$$

$$\text{Специфичность} = \frac{\text{ИО}}{\text{ИО} + \text{ЛП}} \times 100\%,$$

где ИО – истинно-отрицательный результат,

ЛП – ложноположительный результат.

В таблице 2 указаны величины специфичности для проведенных алгоритмов сегментации.

Таблица 2 – Определение специфичности алгоритмов сегментации

Метод сегментации	ИО	ЛП	Специфичность
Сегментация на основе водораздела	5800	2180	72,1%
Морфологическая сегментация	6420	1560	80,4%
Сегментация на основе графов	7340	640	91,9%

Чувствительность (истинно положительная пропорция) отражает долю положительных результатов, которые правильно идентифицированы как таковые (иными словами чувствительность диагностического теста показывает вероятность того, что больной субъект будет классифицирован именно как больной).

Чувствительность рассчитывается по следующим формулам:

$$\text{Чувствительность} = \frac{\text{число больных, классифицируемых данным тестом как больные}}{\text{общая численность больных}};$$

$$\text{Чувствительность} = \frac{\text{ИП}}{\text{ИП} + \text{ЛО}} \times 100\%,$$

где ИП – истинно-положительный результат,

ЛО – ложноотрицательный результат.

В таблице 3 указаны величины чувствительности для проведенных алгоритмов сегментации.

Таблица 3 – Определение чувствительности алгоритмов сегментации

Метод сегментации	ИП	ЛО	Чувствительность
Сегментация на основе водораздела	5610	2370	70,3%
Морфологическая сегментация	6305	1675	79,1%
Сегментация на основе графов	7199	781	90,2%

Каким должно быть необходимое значение чувствительности и специфичности? Хотелось бы сказать, что идеальный алгоритм должен обладать 95%-100%-й чувствительностью и специфичностью. Однако, это практически невозможно, либо такой алгоритм получается крайне редко особенно при

диагностике сердца. Поэтому конкретная и точная постановка диагноза многих болезней требует применения дорогостоящей техники и верных алгоритмов.

На практике, повысить чувствительно возможно в том случае, если снизить специфичность (то есть увеличение числа ложноположительных результатов). И наоборот, повысить специфичности возможно лишь из-за снижения чувствительности (то есть увеличение числа ложноотрицательных результатов).

Точность – доля правильных результатов (истинно положительных и истинно отрицательных) в общем количестве полученных результатов.

$$\text{Точность} = \frac{\text{ИП} + \text{ИО}}{\text{ИП} + \text{ЛО} + \text{ИО} + \text{ЛП}} \times 100\%.$$

В таблице 4 указаны величины точности для проведенных алгоритмов сегментации

Таблица 4 – Определение точности алгоритмов сегментации

Метод сегментации	ИП	ИО	ЛО	ЛП	Точность
Сегментация на основе водораздела	5610	5800	2370	2180	71,5%
Морфологическая сегментация	6305	6420	1675	1560	79,7%
Сегментация на основе графов	7199	7340	781	640	91,1%

Из таблиц 2-4 видно, что значения точности, специфичности и чувствительности для сегментации на основе водораздела и морфологической сегментации ниже значений сегментации на основе графов, кроме того, метод сегментации на основе водораздела обладает самой низкой точностью. Таким образом, наивысшая точность и полнота выделена у метода сегментации на основе графов.

Как уже было сказано, оценка методов сегментации является одной из важных задач, так как выполнение визуальной верификации перед внедрением алгоритма в клиническую практику может стать причиной не выявленных ошибок на этапе тестирования.

В ходе данной работы сравнивались полученные контуры для каждого алгоритма сегментации с контурами, полученными врачами вручную. Из этого

исходила суть анализа точности алгоритмов сегментации. Для этого существует ряд метрик, позволяющих произвести численную оценку качества работы алгоритмов. Для оценки использовались следующие метрики: индекс Серенсена-Дайса и индекс Жаккара.

Индекс Жаккара – бинарная мера сходства, предложенная Полем Жаккаром в 1901 году. Это первый известный коэффициент сходства. Этот коэффициент вычисляется как соотношение мощностей двух множеств, каждое из которых содержит элементы, входящие в сегментированную область. В контексте обработки цифровых изображений, под мощностью множества понимается площадь или величина пропорциональная ей – количество пикселей, которую занимает эта область. Мера Жаккара эквивалентна мере Серенсена и мере Сокала-Снита для конечных множеств [20]:

$$K_J = \frac{c}{a + b - c},$$

где a – количество видов на первой пробной площадке,

b – количество видов на второй пробной площадке,

c – количество видов, общих для 1-й и 2-й площадок.

$$K_J = \frac{n(A \cap B)}{n(A) + n(B) - n(A \cap B)} = \frac{n(A \cap B)}{n(A \cup B)}.$$

Иными словам, коэффициент Жаккара – есть отношение площади пересечения двух областей к площади объединения этих областей.

Также существует индекс Серенсена-Дайса – бинарная мера сходства, предложенная датским ученым Торвальдом Серенсеном в 1948 году. Мера Серенсена эквивалентна мере Жаккара и мере Сокала-Снита для конечных множеств [21]:

$$K_{0,-1} = \frac{2n(A \cap B)}{n(A) + n(B)}.$$

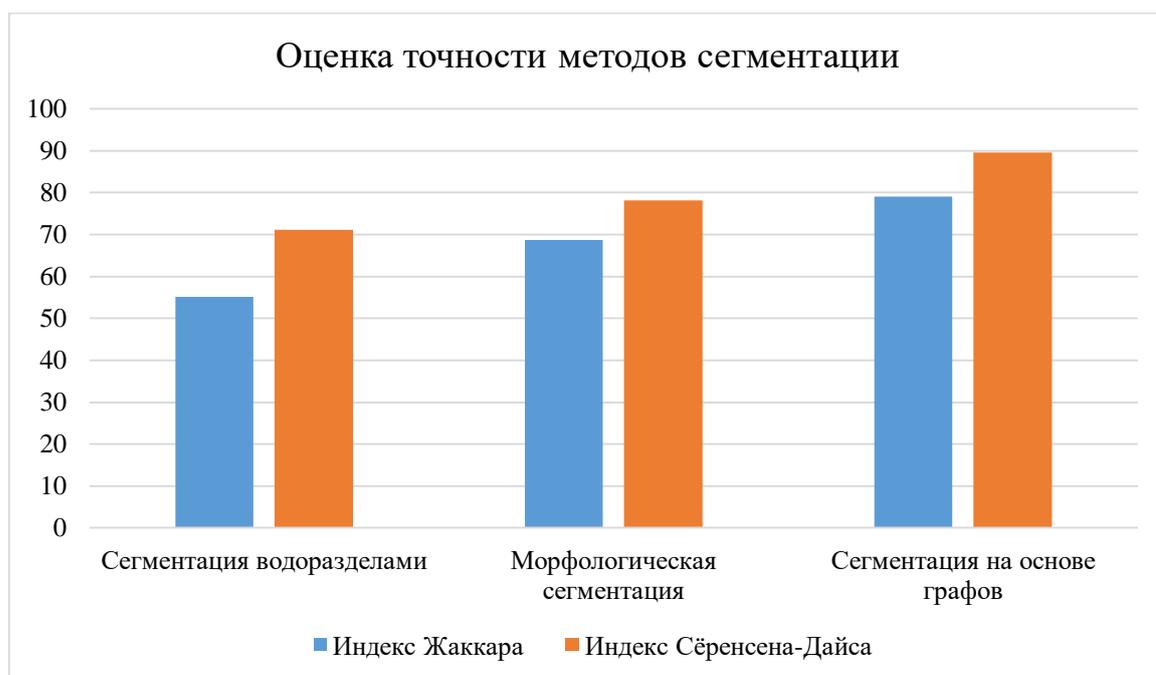


Рисунок 35 – Оценка точности методов сегментации

Из рисунка 35 видно, что индексы Жаккара и Серенсена-Дайса предоставляют примерно одинаковое значение для всех трех алгоритмов сегментации, но метод сегментации водоразделами уступает в точности. Одной из возможных причин этого является захват алгоритмом лишних областей.

6.2 Логистическая регрессия и ROC-анализ

Одной из разновидностей множественной регрессии является логистическая регрессия, цель которой состоит в анализе связи между зависимой переменной и несколькими независимыми. С помощью логистической регрессии можно оценивать вероятность того, что событие наступит для конкретного испытуемого.

В отличие от линейной регрессии в логистической регрессии прогнозируется не само значение, а вероятность того, что переменная принимает значения, равное 1.

Кривая ошибок или ROC-кривая считается графиком, который позволяет дать точную оценку качества систематизации. Данная кривая отражает соответствие между долей положительных результатов, которые правильно идентифицированы как таковые (чувствительность) и долей отрицательных результатов, которые правильно идентифицированы как таковые (специфичность). Кроме того, существует анализ классификации с использованием кривых ошибок. Данный анализ называется ROC-анализом.

В анализе с использованием кривых ошибок существует характеристика AUC или площадь под ROC-кривой. Данный показатель является важным признаком классификации и определяет численную интерпретацию кривой ошибок. Метод классификации функционирует качественнее, когда показатель AUC является наивысшим.

Логистическая регрессия и ROC-анализ производились в программном продукте STATISTICA. Для логистической регрессии были взяты: выборка из 33 пациентов, площади «после» измерения структур сердца с помощью методов сегментации в пикселях и точно/неточно сработал метод (1 или 0). Необходимо предсказать, успешно ли выполнится метод сегментации, и вычислить вероятности исхода событий.

Для ROC-анализа взяты: выборка из 33 пациентов, точно/неточно сработал метод (1 или 0) и предсказанная вероятность при вычислении логистической регрессии. Необходимо оценить площадь под ROC-кривой.

Рассмотрим логистическую регрессию и ROC-анализ для метода сегментации на основе водораздела. На рисунке 36 изображено проведение логистической регрессии в программном продукте STATISTICA.

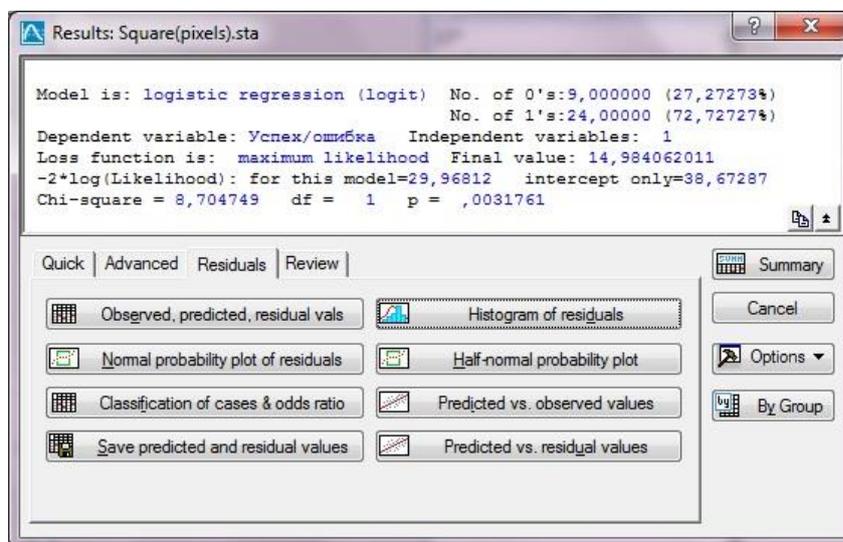


Рисунок 36 – Проведение логистической регрессии

Прогнозируемые значения можно увидеть на рисунке 37 в колонке Predicted. Чем выше значение в колонке Predicted, тем выше успешность выполнения метода

сегментации. Значения вычисляются по следующей формуле: $f(x) = \frac{1}{1 + e^{-(\beta_0 + \beta x)}}$.
 Разница между имеющимся значением и предсказанным указана в колонке Residuals.

Model is: Logistic regression (logit) (Square(pixels).sta)			
Dep. Var. : Успех/ошибка			
Modeled probability that Успех/ошибка = 1			
	Observed	Predicted	Residuals
1	0,000000	0,306821	-0,306821
2	1,000000	0,911900	0,088100
3	1,000000	0,940860	0,059140
4	0,000000	0,439813	-0,439813
5	1,000000	0,870707	0,129293
6	1,000000	0,616439	0,383561
7	1,000000	0,940860	0,059140
8	1,000000	0,970208	0,029792
9	1,000000	0,711831	0,288169
10	1,000000	0,546840	0,453160
11	0,000000	0,439813	-0,439813
12	1,000000	0,834888	0,165112
13	1,000000	0,954931	0,045069
14	1,000000	0,870707	0,129293
15	0,000000	0,306821	-0,306821
16	1,000000	0,475359	0,524641
17	1,000000	0,616439	0,383561
18	0,000000	0,511156	-0,511156
19	1,000000	0,885998	0,114002
20	1,000000	0,960710	0,039290
21	1,000000	0,766892	0,233108
22	1,000000	0,954931	0,045069
23	0,000000	0,277218	-0,277218
24	1,000000	0,853704	0,146296
25	0,000000	0,338105	-0,338105
26	1,000000	0,791521	0,208479
27	1,000000	0,870707	0,129293

Рисунок 37 – Расчет прогнозируемых значений с помощью уравнения логистической регрессии

На рисунке 38 представлена ROC-кривая для метода сегментации структур сердца на основе водораздела.

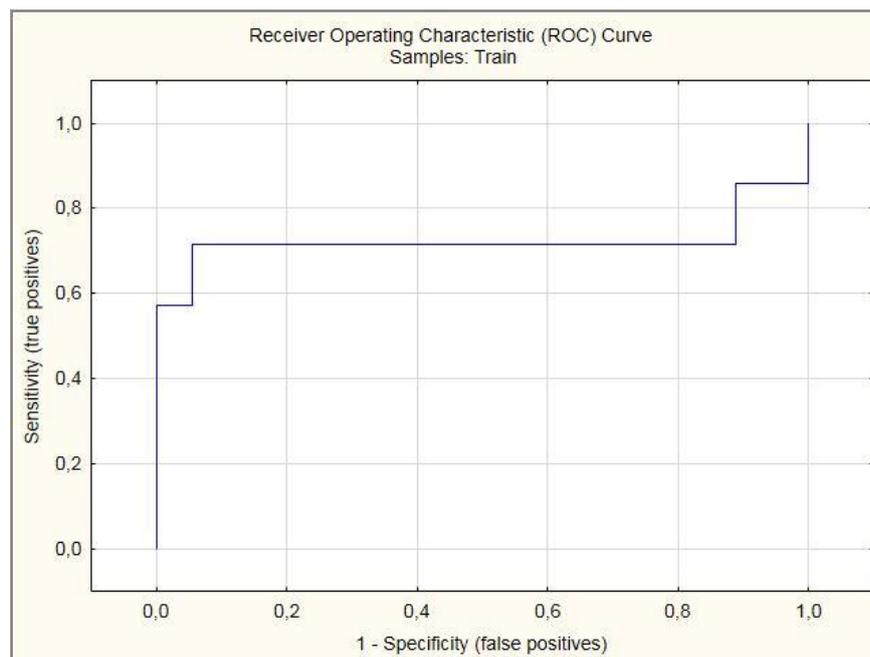


Рисунок 38 – ROC-кривая

	ROC areas and thresholds (Square(pixels).sta)
	Samples: Train
	3. MLP 1-4-2
ROC area	0,722222

Рисунок 39 – Площадь под ROC-кривой

Для того, чтобы дать визуальную оценку корректности диагностического метода по кривым ошибок, необходимо учитывать определенное правило: качество или информативность метода диагностики выше, когда кривая ошибок располагается ближе к левому верхнему углу сетки координат. На рисунке 39 изображено значение площади под ROC-кривой. У данной кривой средняя информативность, площадь под ней равна 0,72. Данное значение площади под ROC-кривой должно соответствовать значению точности алгоритма сегментации. Значение точности для алгоритма сегментаций на основе водораздела равно 71,5%. Таким образом, полученные значения приблизительно равны, а значит ROC-анализ проведен верно. Скорость метода сегментации на основе водораздела равна 3,49 сек.

Аналогично рассмотрим логистическую регрессию и ROC-анализ для метода морфологической сегментации. На рисунке 40 изображено проведение логистической регрессии в программном продукте STATISTICA.

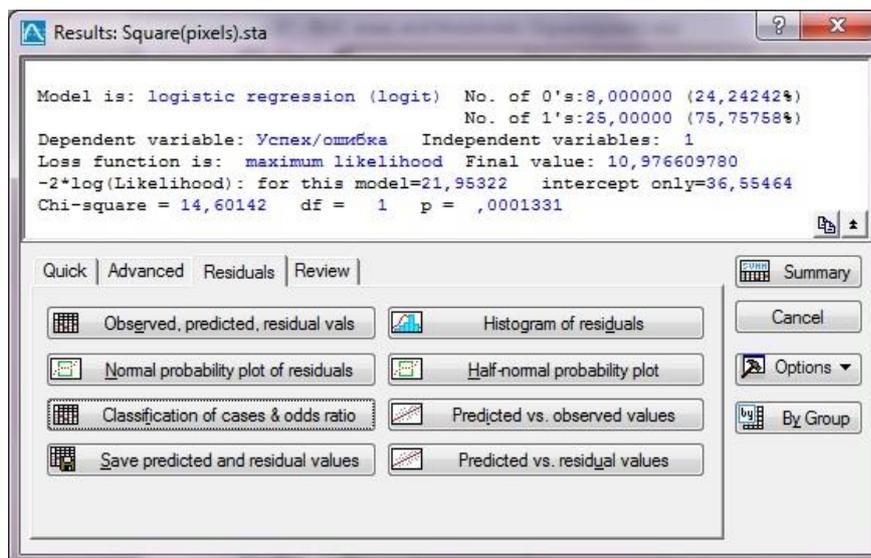


Рисунок 40 – Проведение логистической регрессии

Прогнозируемые значения можно увидеть на рисунке 41 в колонке Predicted. Разница между имеющимся значением и предсказанным указана в колонке Residuals.

Model is: Logistic regression (logit) (Square(pixels).sta)			
Dep. Var. : Успех/ошибка			
Modeled probability that Успех/ошибка = 1			
	Observed	Predicted	Residuals
1	0,000000	0,198213	-0,198213
2	1,000000	0,976742	0,023258
3	1,000000	0,988317	0,011683
4	0,000000	0,386073	-0,386073
5	1,000000	0,954233	0,045767
6	1,000000	0,668901	0,331099
7	1,000000	0,988317	0,011683
8	1,000000	0,996334	0,003666
9	1,000000	0,802732	0,197268
10	1,000000	0,558824	0,441176
11	0,000000	0,386073	-0,386073
12	1,000000	0,928940	0,071060
13	1,000000	0,992643	0,007357
14	1,000000	0,954233	0,045767
15	0,000000	0,198213	-0,198213
16	1,000000	0,442645	0,557355
17	1,000000	0,668901	0,331099
18	0,000000	0,500745	-0,500745
19	1,000000	0,963412	0,036588
20	1,000000	0,994165	0,005835
21	1,000000	0,866491	0,133509
22	1,000000	0,992643	0,007357
23	0,000000	0,163705	-0,163705
24	1,000000	0,942888	0,057112
25	0,000000	0,237926	-0,237926
26	1,000000	0,891262	0,108738
27	1,000000	0,954233	0,045767
28	0,000000	0,990726	-0,990726

Рисунок 41 – Расчет прогнозируемых значений с помощью уравнения логистической регрессии

На рисунке 42 представлена ROC-кривая для метода морфологической сегментации структур сердца.

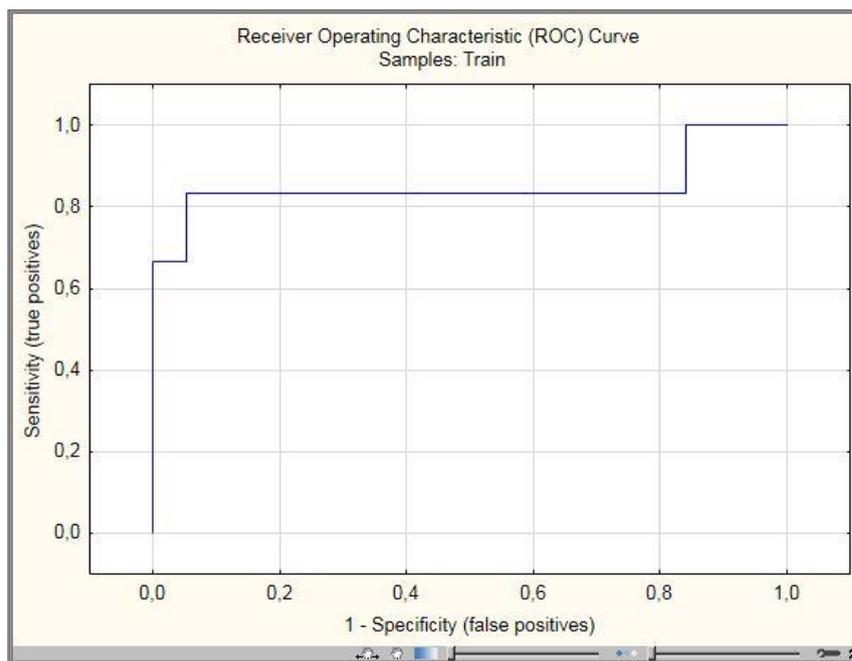


Рисунок 42 – ROC-кривая

ROC areas and thresholds (Square(pixels).sta)	
Samples: Train	
6. MLP 1-8-2	
ROC area	0,800877

Рисунок 43 – ROC-кривая

На рисунке 43 изображено значение площади под ROC-кривой. У данной кривой средняя информативность, площадь под ней (AUC) равна 0,80. Данное значение площади под ROC-кривой должно соответствовать значению точности алгоритма сегментации. Значение точности для алгоритма сегментаций на основе водораздела равно 79,7%. Таким образом, полученные значения приблизительно равны, а значит ROC-анализ проведен верно. Скорость метода морфологической сегментации равна 3,53 сек.

Аналогично рассмотрим логистическую регрессию и ROC-анализ для метода сегментации на основе графов. На рисунке 44 изображено проведение логистической регрессии в программном продукте STATISTICA.

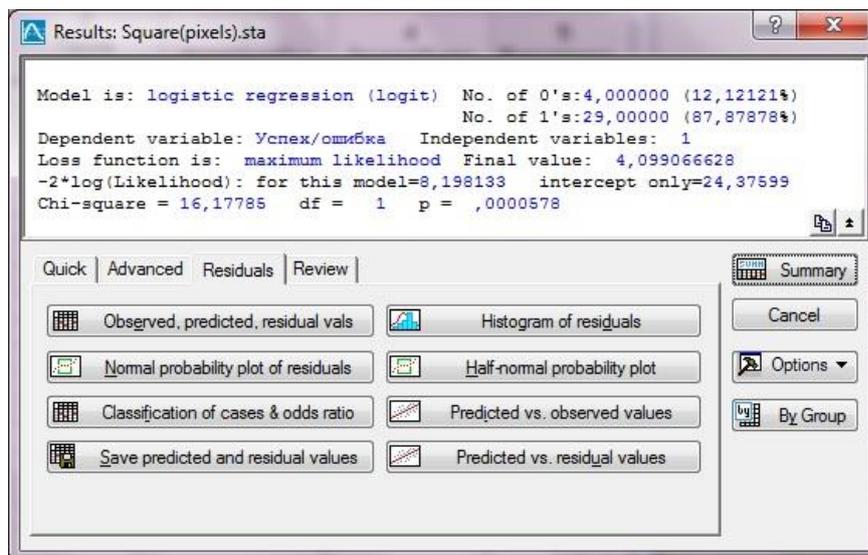


Рисунок 44 – Проведение логистической регрессии

Прогнозируемые значения можно увидеть на рисунке 45 в колонке Predicted. Разница между имеющимся значением и предсказанным указана в колонке Residuals.

Model is: Logistic regression (logit) (Square(pixels).sta)			
Dep. Var. : Успех/ошибка			
Modeled probability that Успех/ошибка = 1			
	Observed	Predicted	Residuals
1	1,000000	1,000000	0,000000
2	1,000000	1,000000	0,000000
3	1,000000	1,000000	0,000000
4	0,000000	0,642189	-0,642189
5	1,000000	0,999994	0,000006
6	1,000000	0,924345	0,075655
7	1,000000	1,000000	0,000000
8	1,000000	1,000000	0,000000
9	1,000000	0,995413	0,004587
10	1,000000	0,642189	0,357811
11	0,000000	0,091775	-0,091775
12	1,000000	0,999962	0,000038
13	1,000000	1,000000	0,000000
14	1,000000	0,999994	0,000006
15	1,000000	0,998237	0,001763
16	1,000000	0,208640	0,791360
17	1,000000	0,924345	0,075655
18	0,000000	0,407543	-0,407543
19	1,000000	0,999998	0,000002
20	1,000000	1,000000	0,000000
21	1,000000	0,999324	0,000676

Рисунок 45 – Расчет прогнозируемых значений с помощью уравнения логистической регрессии

На рисунке 46 представлена ROC-кривая для метода сегментации структур сердца на основе графов.

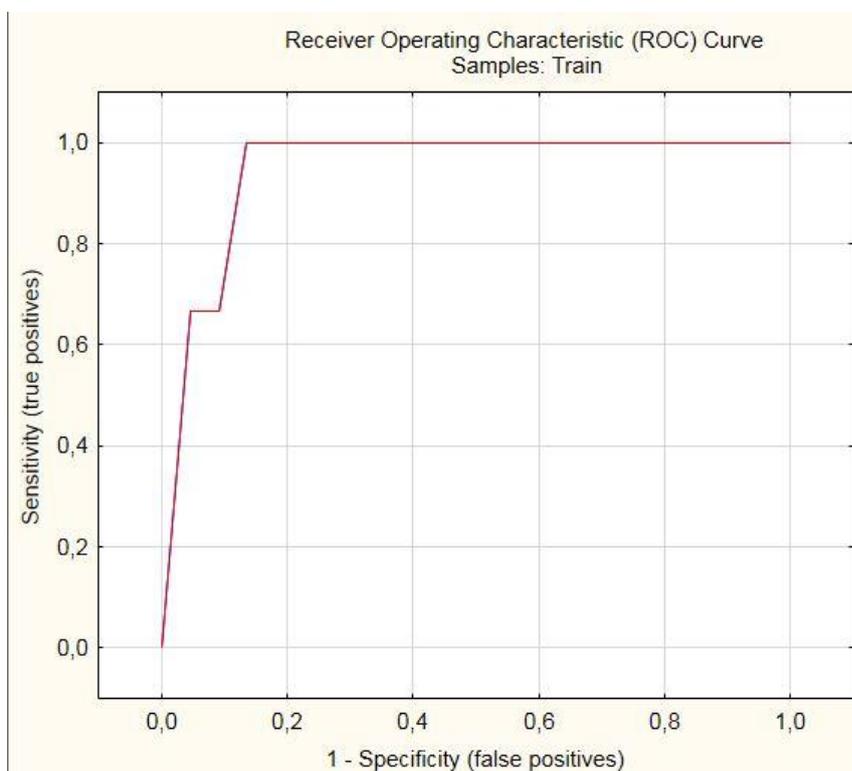


Рисунок 46 – ROC-кривая

	ROC areas and thresholds (Square(pixels). sta)		
	Samples: Train		
	3. MLP 1.4-2		
ROC area	0.920970		

Рисунок 47 – Площадь под ROC-кривой

На рисунке 47 изображено значение площади под ROC-кривой. У данной кривой достаточно высокая информативность, площадь под ней (AUC) равна 0,92. Данное значение площади под ROC-кривой должно соответствовать значению точности алгоритма сегментации. Значение точности для алгоритма сегментаций на основе водораздела равно 91,1%. Таким образом, полученные значения приблизительно равны, а значит ROC-анализ проведен верно. Скорость метода сегментации на основе графов равна 4,31 сек.

6.3 Критерий Вилкоксона

Непараметрической статистической мерой, используемой для проверки отличий между двумя выборками парных или независимых измерений, является критерий или Т-критерий Вилкоксона.

Данный критерий используется для сравнения характеристик показателей на одинаковой выборке испытуемых, измеренный в разных условиях. Т-критерий Вилкоксона позволяет установить интенсивность сдвига показателей в одном и другом направлениях.

В процессе данного метода сравниваются сдвиги в разных направлениях. То есть сперва величинам сдвигов необходимо поставить в соответствие ранги, а потом их просуммировать. Суммы рангов различных сдвигов приблизительно равны в том случае, когда интенсивность сдвигов является наименьшей. В противном случае, сумма рангов будет значительно различаться.

Критерий Вилкоксона работает по следующему алгоритму:

1. Составить перечень испытуемых в любом порядке.
2. Определить типичный сдвиг показателей. Для этого необходимо вычислить разницу между величинами испытуемых во втором и первом замерах.

3. Вычислить ранги для подсчитанных величин разностей по модулю, придерживаясь следующего правила: меньшему значению – меньший ранг. В результате, необходимо проверить полученную сумму рангов с расчетной.

4. Выделить ранги, которые соответствуют сдвигам в нетипичном направлении, и посчитать их сумму T .

5. Определить критические значения T по методическим материалам для предоставленной выборки и сделать вывод. В том случае, если полученное значение $T_{эмп}$ меньше или равно критическому значению $T_{кр}$, сдвиг в типичном направлении преобладает.

То есть в процессе данного алгоритма определяется оценка знаков величин, полученных вычитанием второго ряда показателей из первого. И гипотеза о нулевой медиане подтверждается, если в итоге количество снизившихся значений примерно равно количеству увеличившихся [22, 23].

Для подсчета критерия были взяты: 33 МРТ-снимка сердца (2 срез), точность сегментации морфологического метода и метода на основе графов. Считаем, что сдвиг в положительную сторону является типичным, а сдвиг в отрицательную сторону – нетипичным, поскольку точность метода графов выше точности морфологического метода. Необходимо определить наличие/отсутствие различий в большую или меньшую сторону.

Итак, первоначально необходимо произвести разность величин, полученных вычитанием второго ряда показателей из первого ряда. Результаты разности значений точности методов сегментации указаны в таблице 5.

Таблица 5 – Подсчет разности показателей

N	Точность морф. метода, t_m	Точность метода графов, t_r	Разность, $(t_r - t_m)$	Разность по модулю
1	85	84	-1	1
2	86	83	-3	3
3	80,2	85,5	5,3	5,3
4	81,4	90,4	9	9

Окончание таблицы 5

N	Точность морф. метода, t_m	Точность метода графов, t_r	Разность, ($t_r - t_m$)	Разность по модулю
5	79,1	87,1	8	8
6	78,8	85,2	6,4	6,4
7	83	80	-3	3
8	80,6	78	-2,6	2,6
9	80,2	78,1	-2,1	2,1
10	80	90	10	10
11	79,3	90,6	11,3	11,3
12	78,8	90,4	11,6	11,6
13	79	89	10	10
14	79	88,3	9,3	9,3
15	79,5	90,9	11,4	11,4
16	79	91	12	12
17	80	90,2	10,2	10,2
18	80,4	89,6	9,2	9,2
19	78,6	90	11,4	11,4
20	78	86,4	8,4	8,4
21	79,5	85	5,5	5,5
22	79,1	84,1	5	5
23	82	81	-1	1
24	78,6	86	7,4	7,4
25	79,1	89,5	10,4	10,4
26	79,1	90,4	11,3	11,3
27	80,3	90,2	9,9	9,9
28	80	90	10	10
29	80	91,2	11,2	11,2
30	78,4	91,1	12,7	12,7
31	78,9	90,3	11,4	11,4
32	79,3	89,4	10,1	10,1
33	79,9	89,8	9,9	9,9

Следующим шагом является переформирование связанных рангов, поскольку в полученной матрице имеются одинаковые ранговые номера. Подсчет новых рангов осуществляется в таблице 6, где столбец «Упорядоченные значения разности» – это упорядоченные по возрастанию величины столбца «Разность» из таблицы 5 (в том числе и повторяющиеся значения), а новые ранги – это сумма значений из столбца «Номер в упорядоченном ряду», деленная на количество соответствующих ему повторяющихся значений в столбце «Упорядоченные значения разности».

Таблица 6 – Подсчет новых рангов

Номер в упорядоченном ряду	Упорядоченные значения разности	Новые ранги
1	1	1,5
2	1	1,5
3	2,1	3
4	2,6	4
5	3	5,5
6	3	5,5
7	5	7
8	5,3	8
9	5,5	9
10	6,4	10
11	7,4	11
12	8	12
13	8,4	13
14	9	14
15	9,2	15
16	9,3	16
17	9,9	17
18	9,9	18
19	10	20
20	10	20
21	10	20

Окончание таблицы 6

Номер в упорядоченном ряду	Упорядоченные значения разности	Новые ранги
22	10,1	22
23	10,2	23
24	10,4	24
25	11,2	25
26	11,3	26
27	11,3	27
28	11,4	28
29	11,4	29,5
30	11,4	29,5
31	11,6	31
32	12	32
33	12,7	33

Принимаемые гипотезы:

Гипотеза H_0 : Наличие различий в показателях точности сравниваемых методов в большую сторону.

Гипотеза H_1 : Наличие различий в показателях точности сравниваемых методов в меньшую сторону.

Таблица 7 является результирующей таблицей по критерию Вилкоксона.

Таблица 7 – Подсчет суммы рангов

Точность морф. метода, t_m	Точность метода графов, t_r	Разность, $(t_r - t_m)$	Разность по модулю	Новые ранги
85	84	-1	1	1,5
86	83	-3	3	5,5
80,2	85,5	5,3	5,3	8
81,4	90,4	9	9	14
79,1	87,1	8	8	12
78,8	85,2	6,4	6,4	10
83	80	-3	3	5,5

Окончание таблицы 7

Точность морф. метода, t_m	Точность метода графов, t_r	Разность, $(t_r - t_m)$	Разность по модулю	Новые ранги
80,6	78	-2,6	2,6	4
80,2	78,1	-2,1	2,1	3
80	90	10	10	20
79,3	90,6	11,3	11,3	26
78,8	90,4	11,6	11,6	31
79	89	10	10	20
79	88,3	9,3	9,3	16
79,5	90,9	11,4	11,4	29,5
79	91	12	12	32
80	90,2	10,2	10,2	23
80,4	89,6	9,2	9,2	15
78,6	90	11,4	11,4	29,5
78	86,4	8,4	8,4	13
79,5	85	5,5	5,5	9
79,1	84,1	5	5	7
82	81	-1	1	1,5
78,6	86	7,4	7,4	11
79,1	89,5	10,4	10,4	24
79,1	90,4	11,3	11,3	27
80,3	90,2	9,9	9,9	18
80	90	10	10	20
80	91,2	11,2	11,2	25
78,4	91,1	12,7	12,7	33
78,9	90,3	11,4	11,4	28
79,3	89,4	10,1	10,1	22
79,9	89,8	9,9	9,9	17
Сумма:				561

Полученная сумма по столбцу рангов равна $\sum=561$.

Далее необходимо выполнить проверку правильности составления матрицы, вычислив контрольную сумму.

$$\sum x_{ij} = \frac{(1+n) \times n}{2} = \frac{(1+33) \times 33}{2} = 561.$$

Итак, полученная сумма по столбцу рангов и контрольная сумма равны между собой, следовательно, ранжирование проведено правильно. Далее необходимо выделить те направления, которые являются нетипичными или отрицательными, в данном случае. В таблице 7 эти направления и соответствующие им ранги выделены жирным шрифтом. Сумма рангов этих направлений составляет эмпирическое значение критерия T:

$$T = \sum R_i = 1,5 + 5,5 + 5,5 + 4 + 3 + 1,5 = 21.$$

По таблице «Приложения» (рисунок 48) необходимо найти критические значения для T-критерия Вилкоксона для n=33:

$$T_{кр} = 151 \quad (p \leq 0.01),$$

$$T_{кр} = 187 \quad (p \leq 0.05).$$

Эмпирическое значение для T-критерия Вилкоксона попадает в зону значимости: $T_{эмп} < T_{кр}(0,01)$. Следовательно, гипотеза H_0 принимается. В процессе расчета T-критерия Вилкоксона выявлено наличие различий в показателях точности сравниваемых методов в большую сторону, поскольку точность метода графов превышает точность морфологического метода.

n	p		n	p	
	0,05	0,01		0,05	0,01
5	0	—	28	130	101
6	2	—	29	140	110
7	3	0	30	151	120
8	5	1	31	163	130
9	8	3	32	175	140
10	10	5	33	187	151
11	13	7	34	200	162
12	17	9	35	213	173
13	21	12	36	227	185
14	25	15	37	241	198
15	30	19	38	256	211
16	35	23	39	271	224
17	41	27	40	286	238
18	47	32	41	302	252
19	53	37	42	319	266
20	60	43	43	336	281
21	67	49	44	353	296
22	75	55	45	371	312
23	83	62	46	389	328
24	91	69	47	407	345
25	100	76	48	426	362
26	110	84	49	446	379
27	119	92	50	466	397

Рисунок 48 – Критические значения критерия Вилкоксона

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

Студенту:

Группа	ФИО
8ИМ8М	Красноусовой Марии Игоревне

Школа	Инженерная школа информационных технологий и робототехники	Отделение	Информационных технологий
Уровень образования	Магистр	Направление/специальность	09.03.02 Информационные системы и технологии

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

1. Стоимость ресурсов научного исследования (НИ): материально-технических, энергетических, финансовых, информационных и человеческих.	Использовать действующие ценники и договорные цены на потребленные материальные и информационные ресурсы, а также указанную в МУ величину тарифа на эл. энергию.
2. Нормы и нормативы расходования ресурсов.	—
3. Используемая система налогообложения, ставки налогов, отчислений, дисконтирования и кредитования.	Ставка отчисления во внебюджетные фонды – 0,3. Ставка НДС – 20%.

Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:

1. Оценка коммерческого потенциала, перспективности и альтернатив проведения НИ с позиции ресурсоэффективности и ресурсосбережения.	Проведение предпроектного анализа. Определение целевого рынка и проведение его сегментирования.
2. Планирование и формирование бюджета научных исследований.	Построить календарный график работ. Рассчитать смету затрат на выполнение НИ. Определить стоимость разработки НИ.
3. Определение ресурсной (ресурсосберегающей), финансовой, бюджетной, социальной и экономической эффективности исследования.	Определить экономическую эффективность НИ.

Перечень графического материала (с точным указанием обязательных чертежей):

1. Смета затрат на выполнение НИ и стоимость разработки НИ
2. Перечень работ и продолжительность их выполнения
3. Трудозатраты на выполнение НИ
4. Линейный график работ
5. Оценка экономической эффективности НИ

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	13.01.2020
---	------------

Задание выдал консультант:

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

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ИМ8М	Красноусова Мария Игоревна		

7. Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение

Выполнение раздела «Финансовый менеджмент, ресурсоэффективность и ресурсосбережение» несет в себе цель выполнить комплексное описание и анализ финансово-экономических аспектов проекта. Необходимо оценить полные денежные затраты на проект, а также дать хотя бы приближенную экономическую оценку результатов его внедрения. Это в свою очередь позволит с помощью традиционных показателей эффективности инвестиций оценить экономическую целесообразность осуществления работы.

Для достижения цели необходимо поставить и решить следующие задачи:

- спланировать продолжительность этапов работ и график выполнения работ в рамках проекта;
- рассчитать смету затрат на выполнение проекта;
- определить стоимость разработки проекта;
- оценить экономическую эффективность проекта.

Основной целью проекта является изучение и применение методов сегментации анатомических структур сердца, а также поиск метода для объективной оценки качества работы алгоритмов обработки цифровых изображений. В работе также освещаются последовательности методов фильтрации и сегментации, дающие в связке наилучшие результаты при обработке данных эхокардиографии.

Данный проект нацелен на использование результатов исследования специализированными медицинскими учреждениями для задач по диагностике сердечно-сосудистых заболеваний, обнаружению сердечных патологий, оперативному анализу данных и планированию лечения, а также для проведения внутрисердечных и инвазивных хирургических операций.

Потенциальными потребителями являются различные медицинские учреждения, где одним из направлений является диагностика и лечение сердечно-сосудистых заболеваний, а также медицинские учреждения, основным профилем которых являются внутрисердечные и инвазивные операции на сердце.

7.1 Организация и планирование работ

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

В соответствии с видами работ участниками планирования выбраны:

- 1) Научный руководитель (НР);
- 2) Исполнитель ВКР (И).

В данном пункте составляется полный перечень проводимых работ, определяются их исполнители и рациональная продолжительность. Наглядным результатом планирования работ является сетевой, либо линейный график реализации проекта. Так как число исполнителей редко превышает двух в большинстве случаев предпочтительным является линейный график. Для построения линейного графика хронологически упорядоченные вышеуказанные данные сведены в таблицу 8.

Таблица 8 – Перечень работ и продолжительность их выполнения

Этапы работы	Содержание работ	Загрузка исполнителей
Подготовительный	Выбор темы ВКР	Научный руководитель – 100%
	Выбор направления исследования, среды и инструментов разработки для реализации алгоритмов сегментации анатомических структур сердца	Научный руководитель – 80% Исполнитель ВКР – 80%
	Подбор материала, его анализ и обобщение	Научный руководитель – 30% Исполнитель ВКР – 100%
	Обзор и обсуждение литературы по выбранной теме исследования	Научный руководитель – 50% Исполнитель ВКР – 100%
	Календарное планирование работ	Научный руководитель – 80% Исполнитель ВКР – 60%
Основной	Сбор и обработка КТ-снимков сердца пациентов	Исполнитель ВКР – 100%
	Реализация алгоритмов сегментации анатомических структур сердца	Исполнитель ВКР – 100%
	Проведение методов сегментации анатомических структур сердца	Исполнитель ВКР – 100%
	Тестирование и отладка	Научный руководитель – 50% Исполнитель ВКР – 100%
	Проведение статистического анализа для проверки достоверности результатов	Исполнитель ВКР – 100%

Окончание таблицы 8

Этапы работы	Содержание работ	Загрузка исполнителей
Основной	Описание мероприятий по социальной ответственности	Исполнитель ВКР – 100%
	Описание ресурсоэффективности и ресурсосбережения исследования	Исполнитель ВКР – 100%
Заключительный	Составление отчета о проделанной работе	Исполнитель ВКР – 100%
	Защита ВКР	Исполнитель ВКР – 100%

7.1.1 Продолжительность этапов работ

Расчет продолжительности этапов работ осуществляется опытно-статистическим методом и экспертным способом.

Экспертный способ предполагает генерацию необходимых количественных оценок специалистами конкретной предметной области, опирающимися на их профессиональный опыт и эрудицию. Для определения вероятных (ожидаемых) значений продолжительности работ $t_{ож}$ применяется по усмотрению исполнителя следующая формула:

$$t_{ож} = \frac{3t_{min} + 2t_{max}}{5},$$

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

t_{max} – максимальная продолжительность работы, дн.

7.1.2 Разработка графика проведения научного исследования

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 следующей формуле:

$$T_{РД} = \frac{t_{ож}}{K_{ВН}} \times K_{Д},$$

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 ($K_D = 1-1,2$; в этих границах конкретное значение принимает сам исполнитель).

Расчет продолжительности этапа в календарных днях ведется по формуле.

$$T_{KD} = T_{PD} \times T_K,$$

где T_{KD} – 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:

$$T_K = \frac{T_{КАЛ}}{T_{КАЛ} - T_{ВД} - T_{ПД}},$$

Для шестидневной рабочей недели:

где $T_{КАЛ}$ – календарные дни ($T_{КАЛ} = 366$);

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

$T_{ПД}$ – праздничные дни ($T_{ПД} = 14$).

$T_K = 1,22$.

Для пятидневной рабочей недели:

где $T_{КАЛ}$ – календарные дни ($T_{КАЛ} = 366$);

$T_{ВД}$ – выходные дни ($T_{ВД} = 104$);

$T_{ПД}$ – праздничные дни ($T_{ПД} = 14$).

$T_K = 1,48$.

Все рассчитанные значения представлены в таблице 9.

Для наглядного отображения графика и распределения работ между участниками проекта использована диаграмма Ганта. Диаграмма Ганта представляет собой ленточный график, на котором работы по теме представляются протяженными во времени отрезками, характеризующиеся датами начала и окончания выполнения того или иного этапа работ. Диаграмма представлена в таблице 10.

Таблица 9 – Трудозатраты на выполнение проекта

Название работы	Исполнители	Продолжительность работ, дни			Трудоемкость работ по исполнителям, чел-дн.			
		t_{min}	t_{max}	$t_{ож}$	$T_{РД}$		$T_{КД}$	
					НР	И	НР	И
Выбор темы ВКР	НР	2	4	2,8	3,36	–	4,1	–
Выбор направления исследования, среды и инструментов разработки для реализации алгоритмов сегментации анатомических структур сердца	НР, И	4	6	4,8	4,6	4,6	5,61	6,81
Подбор материала, его анализ и обобщение	НР, И	10	12	10,8	3,89	12,96	4,75	19,18
Обзор и обсуждение литературы по выбранной теме исследования	НР, И	4	7	5,2	3,12	6,24	3,81	9,24
Календарное планирование работ	НР, И	2	4	2,8	2,69	2,02	3,28	2,99
Сбор и обработка КТ-снимков сердца пациентов	И	6	9	7,2	–	8,64	–	12,79
Реализация алгоритмов сегментации анатомических структур сердца	И	8	12	9,6	–	11,52	–	17,05

Окончание таблицы 9

Название работы	Исполнители	Продолжительность работ, дни			Трудоемкость работ по исполнителям, чел-дн.			
		t_{min}	t_{max}	$t_{ож}$	$T_{РД}$		$T_{КД}$	
					НР	И	НР	И
Проведение методов сегментации анатомических структур сердца	И	5	8	6,2	–	7,44	–	11,01
Тестирование и отладка	НР, И	3	5	3,8	2,28	4,56	2,78	6,75
Проведение статистического анализа для проверки достоверности результатов	И	7	9	7,8	–	9,36	–	13,85
Описание мероприятий по социальной ответственности	И	3	5	3,8	–	4,56	–	6,75
Описание ресурсоэффективности и ресурсосбережения исследования	И	4	6	4,8	–	5,76	–	8,52
Составление отчета о проделанной работе	И	3	5	3,8	–	4,56	–	6,75
Защита ВКР	И	1	1	1	–	1,2	–	1,78
Итого:				74,4	19,94	83,42	24,33	123,47

Таблица 10 – Линейный график работ

№ работы	Ткд		Февраль			Март			Апрель			Май			Июнь	
	НР	И	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140
1	4,1	–	■													
2	5,61	6,81	■	■												
3	4,75	19,18		■	■	■										
4	3,81	9,24				■	■	■								
5	3,28	2,99						■	■							
6	–	12,79							■	■	■					
7	–	17,05								■	■	■				

Окончание таблицы 10

№ работы	Т _{кд}		Февраль			Март			Апрель			Май			Июнь	
	НР	И	10	20	30	40	50	60	70	80	90	100	110	120	130	140
8	–	11,01									■					
9	2,78	6,75										■				
10	–	13,85											■			
11	–	6,75												■		
12	–	8,52													■	
13	–	6,75														■
14	–	1,78														■

■ – научный руководитель (НР);

■ – исполнитель ВКР (И).

7.2 Расчет сметы затрат на выполнение проекта

В состав затрат на создание проекта включается величина всех расходов, необходимых для реализации комплекса работ, составляющих содержание данной разработки. Расчет сметной стоимости ее выполнения производится по следующим статьям затрат:

- материалы и покупные изделия;
- заработная плата;
- социальный налог;
- расходы на электроэнергию (без освещения);
- амортизационные отчисления;
- командировочные расходы;
- оплата услуг связи;
- арендная плата за пользование имуществом;
- прочие (накладные расходы) расходы.

7.2.1 Расчет затрат на материалы

Данная статья включает стоимость всех материалов, используемых при разработке проекта:

- материалы, покупные изделия, полуфабрикаты и другие материальные ценности, расходуемые непосредственно в процессе выполнения работ над объектом проектирования;
 - специально приобретенное оборудование, инструменты и прочие объекты, относимые к основным средствам, стоимостью до 40 000 руб. включительно;
 - транспортно-заготовительные расходы, связанные с транспортировкой от поставщика к потребителю, хранением и прочими процессами, обеспечивающими движение (доставку) материальных ресурсов от поставщиков к потребителю;
 - расходы на совершение сделки купли-продажи (т.н. транзакции).
- Приближенно они оцениваются в процентах к отпускной цене закупаемых

материалов, как правило, это 5 ÷ 20 %. Исполнитель работы самостоятельно выбирает их величину в указанных границах.

Результаты расчета материальных затрат представлены в таблице 11.

Таблица 11 – Расчет затрат на материалы

Наименование материалов	Цена за ед., руб.	Количество	Сумма, руб.
Бумага для принтера формата А4	250	1 уп.	150
Картридж для принтера	1550	1 шт.	1550
Итого:			1700

Допустим, что ТЗР составляют 5 % от отпускной цены материалов, тогда расходы на материалы с учетом ТЗР равны $C_{mat} = 1700 \times 1,05 = 1785$ руб.

7.2.2 Расчет заработной платы

Данная статья расходов включает заработную плату научного руководителя и исполнителя ВКР, а также премии, входящие в фонд заработной платы. Расчет основной заработной платы выполняется на основе трудоемкости выполнения каждого этапа и величины месячного оклада исполнителя. Величины месячных окладов (МО) для сотрудников ТПУ можно получить на его портале. Оклад исполнителя принимается равным окладу соответствующего специалиста низшей квалификации в организации, где исполнитель проходил преддипломную практику. При отсутствии такового берется оклад собственной кафедры (лаборатории).

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

- материальные затраты НТИ;
- затраты на специальное оборудование для научных (экспериментальных) работ;
- основная заработная плата исполнителей темы;
- дополнительная заработная плата исполнителей темы;
- отчисления во внебюджетные фонды (страховые отчисления);
- накладные расходы.

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

$$ЗП_{\text{дн-т}} = MO / D_{\text{мес}},$$

При шестидневной рабочей неделе в 2020 году: 300 рабочих дней и, следовательно, в месяце в среднем 25 рабочих дня.

При пятидневной рабочей неделе в 2020 году: 248 рабочих дней и, следовательно, в месяце в среднем 21 рабочий день.

Расчет затрат на полную заработную плату представлен в таблице 12. Затраты времени по каждому исполнителю в рабочих днях с округлением до целого взяты из таблицы 9. Для учета в ее составе премий, дополнительной зарплаты и районной надбавки используется следующий ряд коэффициентов: $K_{\text{ПР}} = 1,1$; $K_{\text{доп.ЗП}} = 1,188$; $K_{\text{р}} = 1,3$. 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 $K_{\text{и}} = 1,1 \times 1,188 \times 1,3 = 1,699$. Вышеуказанное значение $K_{\text{доп.ЗП}}$ применяется при шестидневной рабочей неделе, при пятидневной оно равно 1,113, соответственно в этом случае $K_{\text{и}} = 1,62$.

Таблица 12 – Расчет затрат на заработную плату

Исполнитель	Оклад, руб./мес.	Среднедневная ставка, руб./раб. день	Затраты времени, раб. дни	Коэффициент	Фонд з/платы, руб.
НР	47104	1884,16	20	1,699	64023,76
И	15470	736,67	84	1,62	100246,05
Итого:					164269,81

7.2.3 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:

$$C_{\text{соц}} = C_{\text{зн}} \times 0,3.$$

Итак, в нашем случае $C_{\text{соц}} = 164\,269,81 \times 0,3 = 49\,280,943$ руб.

7.2.4 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:

$$C_{эл.об} = P_{об} \times t_{об} \times Ц_{э},$$

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

$Ц_{э}$ – тариф на 1 кВт·час;

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

Для ТПУ $Ц_{э} = 6,59$ руб. кВт/час (с НДС).

Время работы оборудования вычисляется на основе итоговых данных таблицы 2 для исполнителя ($T_{РД}$) из расчета, что продолжительность рабочего дня равна 8 часов.

$$t_{об} = T_{РД} \times K_t,$$

где $K_t \leq 1$ – коэффициент использования оборудования по времени, равный отношению времени его работы в процессе выполнения проекта к $T_{РД}$, определяется исполнителем самостоятельно. В ряде случаев возможно определение $t_{об}$ путем прямого учета, особенно при ограниченном использовании соответствующего оборудования.

Мощность, потребляемая оборудованием, определяется по формуле:

$$P_{об} = P_{ном} \times K_C,$$

где $P_{ном}$ – 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 затрат на электроэнергию приведен в таблице 13.

Таблица 13 – Расчет затрат на электроэнергию

Наименование оборудования	Время работы оборудования $t_{об}$, час	Потребляемая мощность $P_{об}$, кВт	Затраты $\text{Э}_{эл.об}$, руб.
Персональный компьютер	$84 \cdot 8 \cdot 0,6 = 403,2$	0,3	797,13
Струйный принтер	$50 \cdot 0,6 = 30$	0,1	19,77
Итого:			816,9

7.2.5 Расчет амортизационных расходов

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

$$C_{AM} = \frac{H_A \times C_{ОБ} \times t_{рф} \times n}{F_D},$$

где H_A – годовая норма амортизации единицы оборудования;

$C_{ОБ}$ – балансовая стоимость единицы оборудования с учетом ТЗР. При невозможности получить соответствующие данные из бухгалтерии она может быть заменена действующей ценой, содержащейся в ценниках, прейскурантах и т.п.;

F_D – действительный годовой фонд времени работы соответствующего оборудования, берется из специальных справочников или фактического режима его использования в текущем календарном году. При этом второй вариант позволяет получить более объективную оценку C_{AM} . Для ПК в 2020 г. (300 рабочих дней при шестидневной рабочей неделе) $F_D = 300 \cdot 8 = 2400$ часа, для принтера $F_D = 500$ часов;

$t_{рф}$ – 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.

Для определения H_A следует обратиться фрагменту из постановления правительства РФ «О классификации основных средств, включенных в амортизационные группы». Оно позволяет получить рамочные значения сроков амортизации (полезного использования) оборудования $\equiv SA$. Например, для ПК это

2-3 года. Необходимо задать конкретное значение CA из указанного интервала, в данном случае, 2,5 года. Далее определяется H_A как величина обратная CA , в данном случае это $1 / 2,5 = 0,4$. Для принтера $H_A = 1 / 2 = 0,5$.

Расчет амортизационных затрат приведен в таблице 14.

Таблица 14 – Расчет амортизационных затрат

Наименование оборудования	n	$Ц_{об}$	$t_{рф}$	H_A	F_d	$C_{ам}$, руб.
Персональный компьютер	1	50000	$84 \cdot 8 = 672$	0,4	2400	5600
Струйный принтер	1	14000	$50 \cdot 0,6 = 30$	0,5	500	420
Итого:						6020

7.2.6 Расчет расходов, учитываемых непосредственно на основе платежных (расчетных) документов (кроме суточных)

Сюда относятся:

- командировочные расходы, в т.ч. расходы по оплате суточных, транспортные расходы, компенсация стоимости жилья;
- арендная плата за пользование имуществом;
- оплата услуг связи;
- услуги сторонних организаций.

Норма оплаты суточных – 100 руб./день.

Расходы по услугам связи составили 300 руб. Итого по данному пункту $C_{нр} = 300$ руб.

7.2.7 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.

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

Таким образом, $C_{проч} = (1785 + 164\,269,81 + 49\,280,943 + 816,9 + 6020 + 300) \cdot 0,1 = 22\,247,27$ руб.

7.2.8 Расчет общей себестоимости разработки

Проведя расчет по всем статьям сметы затрат на разработку, можно определить общую себестоимость проекта «Изучение методов сегментации анатомических структур сердца».

Расчет общей себестоимости разработки приведен в таблице 15.

Таблица 15 – Смета затрат на разработку проекта

Статья затрат	Условное обозначение	Сумма, руб.
Материалы и покупные изделия	C_{mat}	1785
Основная заработная плата	$C_{зн}$	164269,81
Отчисления в социальные фонды	$C_{соц}$	49280,943
Расходы на электроэнергию	$C_{эл.}$	816,9
Амортизационные отчисления	$C_{ам}$	6020
Непосредственно учитываемые расходы	$C_{пр}$	300
Прочие расходы	$C_{проч}$	22247,27
Итого:		244719,92

Таким образом, затраты на разработку составили $C = 244\,719,92$ руб.

7.2.9 Расчет прибыли

Прибыль от реализации проекта в зависимости от конкретной ситуации (масштаб и характер получаемого результата, степень его определенности и коммерциализации, специфика целевого сегмента рынка и т.д.) может определяться различными способами. Если исполнитель работы не располагает данными для применения «сложных» методов, то прибыль следует принять в размере $5 \div 20\%$ от полной себестоимости проекта. В данном случае прибыль составляет 36 707,99 руб. (15 %) от расходов на разработку проекта.

7.2.10 Расчет НДС

НДС составляет 20% от суммы затрат на разработку и прибыли. В данном случае это $(244\,719,92 + 36\,707,99) * 0,2 = 56\,285,58$ руб.

7.2.11 Цена разработки ВКР

Цена разработки ВКР равна сумме полной себестоимости, прибыли и НДС, в данном случае $C_{ВКР} = 244\,719,92 + 36\,707,99 + 56\,285,58 = 337\,713,49$ руб.

7.3 Оценка экономической эффективности проекта

Экономическая эффективность проекта обусловлена возрастающей необходимостью поиска методов сегментации анатомических структур сердца для объективной оценки качества работы алгоритмов обработки цифровых изображений. Конечная система в виде модуля или библиотеки с возможностью сегментирования и распознавания структур сердца является востребованной и актуальной на сегодняшний день. Использованной подобной системы позволяет решать такие задачи, как диагностика сердечно-сосудистых заболеваний, обнаружение сердечных патологий, оперативный анализ данных и планирование лечения, а также систематизация и проверка полученных результатов.

Подводя итог вышесказанному, экономический эффект от реализации проекта может быть выражен в снижении затрат на покупку подобных систем от сторонних разработчиков, а также повышение эффективности сегментации структур сердца за счет экономии времени при замене ручной обработки на автоматизированную.

7.3.1 Оценка научно-технического уровня НИР

Научно-технический уровень характеризует, в какой мере выполнены работы, и обеспечивается научно-технический прогресс в данной области. Для оценки научной ценности, технической значимости и эффективности, планируемых и выполняемых НИР, используется метод балльных оценок.

Сущность метода заключается в том, что на основе оценок признаков работы определяется коэффициент ее научно-технического уровня по формуле:

$$K_{НТУ} = \sum_{i=1}^k R_i \times n_i$$

где $K_{НТУ}$ – коэффициент научно-технического уровня;

k – число оцениваемых параметров;

R_i – весовой коэффициент i -го признака научно-технического эффекта;

n_i – количественная оценка i -го признака научно-технического эффекта, в баллах.

Весовые коэффициенты признаков НТУ указаны в таблице 16.

Таблица 16 – Весовые коэффициенты признаков НТУ

Признак НТУ	Значение весового коэффициента n_i	
Уровень новизны	Положительное решение на основе анализа связей факторов, распространение известных принципов на новые объекты.	0,4
Теоретический уровень	Разработка алгоритма. Невысокая сложность расчетов, проверка на большом объеме экспериментальных данных.	0,1
Возможность реализации	Время реализации в течении первых лет.	0,5

Баллы для оценки уровня новизны, теоретического уровня и возможности реализации по времени и масштабам указаны в таблицах 17-19.

Таблица 17 – Баллы для оценки уровня новизны

Уровень новизны	Характеристика уровня новизны	Баллы
Принципиально новая	Новое направление в науке и технике, новые факты и закономерности, новая теория, вещество, способ.	8-10
Новая	По-новому объясняются те же факты, закономерности, новые понятия дополняют ранее полученные результаты.	5-7
Относительно новая	Систематизируются, обобщаются имеющиеся сведения, новые связи между известными факторами.	2-4
Не обладает новизной	Результат, который ранее был известен.	0

Таблица 18 – Баллы значимости теоретических уровней

Теоретический уровень получаемых результатов	Баллы
Установка закона, разработка новой теории.	10
Глубокая разработка проблемы, многоспектральный анализ, взаимодействия между факторами с наличием объяснений.	8

Окончание таблицы 18

Теоретический уровень получаемых результатов	Баллы
Разработка способа (алгоритм, программа и т. д.).	6
Элементарный анализ связей между фактами (наличие гипотезы, объяснения версии, практических рекомендаций).	2
Описание отдельных элементарных факторов, изложение наблюдений, опыта, результатов измерений.	0,5

Таблица 19 – Возможность реализации результатов по времени и масштабам

Время реализации	Баллы
В течение первых лет	10
От 5 до 10 лет	4
Свыше 10 лет	2

Обоснование оценок признаков НИР приведены в таблице 20.

Таблица 20 – Оценки научно-технического уровня НИР

Фактор НТУ	Значимость	Уровень фактора	Выбранный балл	Обоснование выбранного балла
Уровень новизны	0,4	Положительное решение на основе анализа связей факторов, распространение известных принципов на новые объекты.	4	Облегчит обработку анатомических структур сердца.
Теоретический уровень	0,1	Невысокая сложность расчетов, проверка на большом объеме экспериментальных данных.	6	Разработаны и реализованы алгоритмы сегментации, решающие поставленные задачи.
Возможность реализации	0,5	Время реализации в течении первых лет.	7	Полученный продукт находится на стадии тестирования и внедрения.

В таблице 21 указано соответствие качественных уровней НИР значениям показателя, рассчитываемого по формуле.

Таблица 21 – Оценка уровня научно-технического эффекта

Уровень НТЭ	Показатель НТЭ
Низкий	1-4
Средний	4-7
Высокий	8-10

Исходя из оценки признаков НИР, показатель научно-технического уровня для данного проекта составил:

$$K_{НТУ} = 0,4 * 4 + 0,1 * 6 + 0,5 * 7 = 5,7.$$

Таким образом, исходя из данных в таблице 14, проект «Изучение методов сегментации анатомических структур сердца» имеет средний уровень научно-технического эффекта.

7.3.2 Определение эффективности с помощью интегрального показателя

Определение эффективности происходит на основе расчета интегрального показателя эффективности научного исследования. Его нахождение связано с определением двух средневзвешенных величин: финансовой эффективности и ресурсоэффективности.

Интегральный показатель финансовой эффективности научного исследования получают в ходе оценки бюджета затрат трех (или более) вариантов исполнения научного исследования. Для этого наибольший интегральный показатель реализации технической задачи принимается за базу расчета (как знаменатель), с которым соотносятся финансовые значения по всем вариантам исполнения.

Интегральный финансовый показатель разработки определяется как:

$$I_{финр}^{исп.i} = \frac{\Phi_{p_i}}{\Phi_{max}},$$

где $I_{финр}^{исп.i}$ – интегральный финансовый показатель разработки;

Φ_{p_i} – стоимость i -го варианта исполнения;

Φ_{\max} – максимальная стоимость проекта (в т.ч. аналоги).

Стоимость данного НТИ составляет 244719,92 рублей:

$$I_{\text{финр}}^{\text{исп.}i} = \frac{244719,92}{632000} = 0,39.$$

3D-DOCTOR (США) является программой для 3D-моделирования, обработки изображений для измерений, снятых с МРТ, КТ, ПЭТ, микроскопии, научных и промышленных применений визуализации. Стоимость данной программы составляет 4600\$ (379200 рублей):

$$I_{\text{финр}}^{\text{исп.}i} = \frac{379200}{632000} = 0,6.$$

Vitre Enterprise Suite (VES) включает инструменты визуализации, клинические приложения и системы управления данными. Программное обеспечение Vitrea Enterprise Suite использует интуитивно понятный клинический рабочий процесс, опираясь на интеллектуальную автоматизацию с целью повышения скорости и простоты обработки данных. Стоимость данной программы составляет 8000\$ (632000 рублей):

$$I_{\text{финр}}^{\text{исп.}i} = \frac{632000}{632000} = 1.$$

Полученная величина интегрального финансового показателя разработки (0,39) отражает соответствующее численное удешевление стоимости разработки в разгах.

Интегральный показатель ресурсоэффективности вариантов исполнения объекта исследования можно определить следующим образом:

$$I_{p_i} = \sum a_i \times b_i,$$

где I_{p_i} – интегральный показатель ресурсоэффективности для i -го варианта исполнения разработки;

a_i – весовой коэффициент i -го варианта исполнения разработки;

b_i – бальная оценка i -го варианта исполнения разработки, устанавливается экспертным путем по выбранной шкале оценивания.

Расчет интегрального показателя ресурсоэффективности приведен в таблице 22.

Таблица 22 – Сравнительная оценка характеристик вариантов исполнения

Критерии	Весовой коэффициент параметра	Исп. 1	Исп. 2	Исп. 3
1. Автоматизация труда	0,33	5	5	5
2. Функциональная мощность	0,10	4	4	3
3. Удобство в эксплуатации и конфигурируемость	0,20	5	4	5
4. Потребность в ресурсах памяти	0,17	5	4	4
5. Устойчивость алгоритма	0,20	4	5	5
Итого:	1			

$$I_{p_i} = 5 \times 0,33 + 4 \times 0,10 + 5 \times 0,20 + 5 \times 0,17 + 4 \times 0,20 = 4,7,$$

$$I_{p_i} = 5 \times 0,33 + 4 \times 0,10 + 4 \times 0,20 + 4 \times 0,17 + 5 \times 0,20 = 4,53,$$

$$I_{p_i} = 5 \times 0,33 + 3 \times 0,10 + 5 \times 0,20 + 4 \times 0,17 + 5 \times 0,20 = 4,63.$$

Интегральный показатель эффективности вариантов исполнения разработки ($I_{исп.i}$) определяется на основании интегрального показателя ресурсоэффективности и интегрального финансового показателя по формуле:

$$I_{исп.1} = \frac{I_{p-исп.1}}{I_{финр}}, I_{исп.2} = \frac{I_{p-исп.2}}{I_{финр}} \text{ и т.д.}$$

$$I_{исп.1} = \frac{4,7}{0,39} = 12,05,$$

$$I_{исп.2} = \frac{4,53}{0,6} = 7,55,$$

$$I_{исп.3} = \frac{4,63}{1} = 4,63.$$

Сравнение интегрального показателя эффективности вариантов исполнения разработки позволит определить сравнительную эффективность проекта и выбрать

наиболее целесообразный вариант из предложенных. Сравнительная эффективность проекта (\mathcal{E}_{cp}):

$$\mathcal{E}_{cp} = \frac{I_{исп.1}}{I_{исп.2}}$$

$$I_{исп.1} = \frac{12,05}{12,05} = 1,$$

$$I_{исп.2} = \frac{7,55}{12,05} = 0,63,$$

$$I_{исп.3} = \frac{4,63}{12,05} = 0,38.$$

Сравнительная эффективность разработки приведена в таблице 23.

Таблица 23 – Сравнительная эффективность разработки

№	Показатели	Исп. 1	Исп. 2	Исп. 3
1	Интегральный финансовый показатель разработки	0,39	0,6	1
2	Интегральный показатель ресурсоэффективности разработки	4,7	4,53	4,63
3	Интегральный показатель эффективности	12,05	7,55	4,63
4	Сравнительная эффективность вариантов исполнения	1	0,63	0,38

Сравнение значений с позиции финансовой и ресурсной эффективности указывает на первый вариант исполнения, как наиболее эффективный.

**ЗАДАНИЕ ДЛЯ РАЗДЕЛА
«СОЦИАЛЬНАЯ ОТВЕТСТВЕННОСТЬ»**

Студенту:

Группа	ФИО
8ИМ8М	Красноусовой Марии Игоревне

Школа	Инженерная школа информационных технологий и робототехники	Отделение (НОЦ)	Информационных технологий
Уровень образования	Магистр	Направление/специальность	09.03.02 Информационные системы и технологии

Тема ВКР:

Изучение методов сегментации анатомических структур сердца	
Исходные данные к разделу «Социальная ответственность»:	
1. Характеристика объекта исследования (вещество, материал, прибор, алгоритм, методика, рабочая зона) и области его применения.	Целью работы является изучение и исследование методов сегментации медицинских изображений, создание последовательности алгоритмов предобработки и проведение статистического анализа для проверки достоверности результатов.
Перечень вопросов, подлежащих исследованию, проектированию и разработке:	
1. Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности: 1.1 Специальные (характерные при эксплуатации объекта исследования, проектируемой рабочей зоны) правовые нормы трудового законодательства. 1.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны.	1.1 Описание правовых норм для работ, связанных с работой за ПК согласно следующим документам: – Трудовой кодекс Российской Федерации от 30.12.2001 N 197-ФЗ (ред. от 30.12.2015). 1.2 Влияние реализации проекта на организацию рабочего места медицинского сотрудника, как пользователя ПК.
2. Производственная безопасность: 2.1. Анализ выявленных вредных и опасных факторов. 2.2. Обоснование мероприятий по снижению воздействия.	2.1 Вредные производственные факторы, создаваемые объектом исследования: – Электромагнитные излучения. Опасные производственные факторы, создаваемые объектом исследования: – Поражение электрическим током. Вредные производственные факторы, возникающие на рабочем месте: – Микроклимат; – Освещенность; – Монотонность работы. Опасные производственные факторы, возникающие на рабочем месте: – Возникновение пожара. 2.2 Мероприятия по защите от вредных факторов согласно нормативным документам: – СанПиН 2.2.4.548-96; – СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03;

	<ul style="list-style-type: none"> - СП 52.13330.2011. <p>Мероприятия по защите от опасных факторов согласно нормативным документам:</p> <ul style="list-style-type: none"> - СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03; - ГОСТ Р 12.1.019-2009 ССБТ; - СанПиН 2.2.1/2.1.1.1200-03.
<p>3. Экологическая безопасность:</p> <p>3.1 Анализ влияния объекта исследования на окружающую среду.</p> <p>3.2 Анализ влияния процесса исследования на окружающую среду.</p> <p>3.3 Обоснование мероприятий по защите окружающей среды.</p>	<p>3.1 Влияние объекта исследования на окружающую среду:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Утилизация аккумуляторных батарей. <p>3.2 Влияние процесса исследования на окружающую среду:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Утилизация люминесцентных ламп. <p>3.3 Мероприятия по защите окружающей среды согласно нормативным документам:</p> <ul style="list-style-type: none"> - СанПиН 2.1.7.1322-03; - Постановление Правительства РФ от 03.09.2010 N 681 (ред. от 01.10.2013).
<p>4. Безопасность в чрезвычайных ситуациях:</p> <p>4.1 Анализ вероятных ЧС, которые может инициировать объект исследований.</p> <p>4.2 Анализ вероятных ЧС, которые могут возникнуть на рабочем месте при проведении исследований.</p> <p>4.3 Обоснование мероприятий по предотвращению ЧС и разработка порядка действия в случае возникновения ЧС.</p>	<p>4.1 Вероятные ЧС, инициируемые объектом исследования:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Пожар. <p>4.2 Вероятные ЧС, возникающие на рабочем месте:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Пожары и взрывы; - Обрушение зданий; - Ураганы, ливни, заморозки; - Наводнения, паводки; - Эпидемии; <p>4.3 Мероприятия по предотвращению ЧС согласно нормативным документам:</p> <ul style="list-style-type: none"> - НПБ 105-03; - ППБ 01-03.

Дата выдачи задания для раздела по линейному графику	13.01.2020
--	------------

Задание выдал консультант:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ООД	Горбенко М.В.	к.т.н.		

Задание принял к исполнению студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ИМ8М	Красноусова Мария Игоревна		

8. Социальная ответственность

Введение

Сегментация медицинских изображений, в частности сегментация отделов сердца, играет важную роль, как в качественном, так и в количественном анализе, а ее основной целью является извлечение определенных регионов интереса и оценка их характеристик. Сегодня ручное получение контуров, сделанное клиницистом, является самой популярной техникой при выполнении сегментации сердца. Однако, помимо того, что ручная разметка очень трудоемкая и монотонная задача, ключевой проблемой является то, что результаты контурирования оцениваются только визуально. Подобная субъективная оценка, с учетом большой физической и умственной нагрузки, может привести к серьезным ошибкам и проблемам на последующих стадиях исследования. Таким образом, существует потребность внедрения автоматизированных систем, позволяющих не только выполнять сегментацию анатомических структур сердца в автоматизированном или полуавтоматическом режимах, но и проводить объективную оценку полученных результатов. В связи с этим, основной целью данной работы является изучение и применение методов сегментации анатомических структур сердца, а также поиск метода для объективной оценки качества работы алгоритмов обработки цифровых изображений. В работе также освещаются последовательности методов фильтрации и сегментации, дающие в связке наилучшие результаты при обработке данных эхокардиографии.

Поиск, изучение и применение методов сегментации велось исключительно при помощи компьютера. Область применения: область здравоохранения (медицинская диагностика). Применение методов сегментации анатомических структур сердца медицинским сотрудником в любом случае производится с помощью программных и аппаратных средств ПК.

Данный раздел посвящен анализу вредных и опасных факторов производственной среды, в частности, для медицинских сотрудников (диагносты, специалисты УЗИ, клиницисты, лаборанты и прочее); разработке программ по минимизации воздействия вредоносного и опасного влияния выявленных факторов,

а также программ по снижению вредных воздействий на окружающую среду, экономии невозможных ресурсов и защите в чрезвычайных ситуациях.

8.1 Правовые и организационные вопросы обеспечения безопасности

8.1.1 Правовые нормы трудового законодательства для рабочей зоны пользователя ПК

Регулирование отношений между работником и работодателем, касающихся оплаты труда, трудового распорядка, особенности регулирования труда женщин, детей, людей с ограниченными способностями и прочее, осуществляется законодательством РФ, а именно трудовым кодексом РФ.

Продолжительность рабочего дня не должна быть меньше указанного времени в договоре, но не больше 40 часов в неделю. Для работников до 16 лет – не более 24 часов в неделю, от 16 до 18 лет и инвалидов I и II группы – не более 36 часов.

Возможно установление неполного рабочего дня для беременной женщины; одного из родителей (опекуна, попечителя), имеющего ребенка в возрасте до четырнадцати лет (ребенка-инвалида в возрасте до восемнадцати лет). Оплата труда при этом производится пропорционально отработанному времени, без ограничений оплачиваемого отпуска, исчисления трудового стажа и других прав.

При работе в ночное время продолжительность рабочей смены сокращается на один час. К работе в ночную смену не допускаются беременные женщины; работники, не достигшие возраста 18 лет; женщины, имеющие детей в возрасте до трех лет, инвалиды, работники, имеющие детей-инвалидов, а также работники, осуществляющие уход за больными членами их семей в соответствии с медицинским заключением, матери и отцы-одиночки детей до пяти лет.

Организация обязана предоставлять ежегодный отпуск продолжительностью 28 календарных дней. Дополнительные отпуска предоставляются работникам, занятым на работах с вредными или опасными условиями труда, работникам имеющими особый характер работы, работникам с ненормированным рабочим днем и работающим в условиях Крайнего Севера и приравненных к нему местностях.

В течение рабочего дня работнику должен быть предоставлен перерыв для отдыха и питания продолжительностью не более двух часов и не менее 30 минут,

который в рабочее время не включается. Всем работникам предоставляются выходные дни, работа в выходные дни осуществляется только с письменного согласия работника.

Организация-работодатель выплачивает заработную плату работникам. Возможно удержание заработной платы только в случаях, установленных ТК РФ ст. 137. В случае задержки заработной платы более чем на 15 дней, работник имеет право приостановить работу, письменно уведомив работодателя.

Законодательством РФ запрещена дискриминация по любым признакам и принудительный труд [24].

8.1.2 Организационные мероприятия при компоновке рабочей зоны

К мероприятиям, относящимся к компоновке рабочей зоны, относятся работы по организации рабочего места пользователя, позволяющие наилучшим образом организовать деятельность сотрудника, делая его работу максимально удобной и безопасной.

Большое значение для профилактики статических физических перегрузок имеет правильная организация рабочего места человека, работающего с ПК. Рабочее место должно быть организовано в соответствии с требованиями стандартов, технических условий и (или) методических указаний по безопасности труда. Конструкция рабочего места и взаимное расположение всех его элементов (сиденье, органы управления, средства отображения информации и т.д.) должны соответствовать антропометрическим, физиологическим и психологическим требованиям, а также характеру работы.

Рабочие места с ПК при выполнении творческой работы, требующей значительного умственного напряжения или высокой концентрации внимания, рекомендуется изолировать друг от друга перегородками высотой 1,5 – 2,0 м. Экран видеомонитора должен находиться от глаз пользователя на расстоянии 600 – 700 мм, но не ближе 500 мм с учетом размеров алфавитно-цифровых знаков и символов.

Конструкция рабочего стула (кресла) должна обеспечивать поддержание рациональной рабочей позы при работе на ПК, позволять изменять позу с целью

снижения статического напряжения мышц шейно-плечевой области и спины для предупреждения развития утомления.

Так же стоит учитывать требования к размещению средств отображения информации (таблица 24) [25].

Таблица 24 – Расположение средств отображения информации

Тип средств отображения информации	Угол, градусы	
	В вертикальной плоскости	В горизонтальной плоскости
Очень часто используемые	±15	±15
Часто используемые	±30	±30
Редко используемые	±60	±60

Рабочее место в аудитории было оснащено:

- Рабочий стол. Рабочий стол отвечал современным требованиям эргономики и позволял удобно разместить на рабочей поверхности оборудование с учетом его количества, размеров и характера выполняемой работы. Поскольку работа включает в себя работу за компьютером, то стол, помимо места для монитора, клавиатуры, системного блока, содержал еще и дополнительные ящики, чтобы не загружать лишними принадлежностями рабочее пространство стола. Высота стола была в пределах от 700 до 800 мм. Рабочая поверхность стола не имела острых углов и краев. Быстрое и точное считывание информации обеспечивалось при расположении плоскости экрана ниже уровня глаз, предпочтительно перпендикулярно к нормальной линии взгляда (нормальная линия взгляда 15 градусов вниз от горизонтали).

- Рабочее кресло. Кресло должно обеспечивать физиологически рациональную рабочую позу, при которой не нарушается циркуляция крови и не происходит других вредных воздействий. Для этого необходимо чтобы у кресла была упругая спинка анатомической формы, которая уменьшит нагрузку на позвоночник. Мое кресло имело ширину и глубину поверхности сиденья не менее 450 мм. Кресло имело возможность регулировки высоты поверхности сиденья в пределах 450-550 мм и углом наклона вперед до 15 градусов и назад до 5 градусов. Кресло имело стационарные подлокотники, поверхность сиденья, спинки и подлокотников была

мягкая, с нескользящим не электризующимся, воздухо непроницаемым покрытием, легко очищаемым от грязи.

- Персональный компьютер. Монитор должен располагаться на рабочем столе прямо, и удален от глаз минимум на 50-60 см. Клавиатура должна располагаться в 10-15 см от края стола. Экран моего монитора находился на оптимальном расстоянии от глаз, что составляло 650-700 мм. Клавиатура располагалась на поверхности стола на расстоянии 100-200 мм от края стола.

- Набор канцелярских принадлежностей.

- В помещении находилась аптечка первой медицинской помощи, углекислотный огнетушитель для тушения пожара.

- Корзина для утилизации мусора.

8.2 Производственная безопасность

Для обеспечения производственной безопасности необходимо проанализировать воздействия на человека вредных и опасных производственных факторов, которые могут возникать при разработке, внедрении или эксплуатации проекта.

Производственный фактор считается вредным, если воздействие этого фактора на работника может привести к его заболеванию. Производственный фактор считается опасным, если его воздействие на работника может привести к его травме [26].

Все производственные факторы классифицируются по группам элементов: физические, химические, биологические и психофизические. Для данной работы целесообразно рассмотреть физические и психофизические вредные и опасные факторы производства, характерные как для рабочей зоны специалиста, применяющего рассматриваемые в данной работе методы, так и для рабочей зоны пользователя готового продукта – медицинского сотрудника лечебно-профилактического учреждения. Выявленные факторы представлены в таблице 25 [27].

Таблица 25 – Вредные и опасные производственные факторы при выполнении работ за ПК

Источник фактора, наименование видов работ	Факторы (по ГОСТ 12.0.003-2015)		Нормативные документы
	Вредные	Опасные	
Работа за ПК	1. Повышенная или пониженная температура воздуха рабочей зоны. 2. Повышенный уровень электромагнитных излучений. 3. Недостаточная освещенность рабочей зоны. 4. Монотонный режим работы.	1. Опасность поражения электрическим током. 2. Опасность возникновения пожара.	СанПиН 2.2.4.548-96 [7]; СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 [9]; СП 52.13330.2011 [10]; ГОСТ Р 12.1.019-2009 ССБТ [11]; СНиП 21-01-97 [12].

8.2.1 Анализ вредных производственных факторов

Повышенная или пониженная температура воздуха рабочей зоны

Данный фактор является вредным производственным фактором и является фактором микроклимата рабочей среды, параметры которого регулируются СанПиН 2.2.4.548-96. К параметрам, характеризующим микроклимат в производственных помещениях, относятся:

- Температура воздуха (t , °С);
- Температура поверхностей (t , °С);
- Относительная влажность воздуха (φ , %);
- Скорость движения воздуха (v , м/с);
- Интенсивность теплового облучения (I , Вт/м²).

В производственных помещениях для работы с ПК происходит постоянное выделение тепла самой вычислительной техникой, вспомогательными приборами и

средствами освещения. Поскольку сотрудник находится в непосредственной близости с источниками выделения тепла, то данный фактор является одним из важнейших вредных факторов производственной среды медицинского сотрудника, а высокая температура воздуха способствует быстрому перегреву организма и быстрой утомляемости [28].

Влажность оказывает большое влияние на терморегуляцию организма. Так, например, высокие показатели относительной влажности (более 85 %) затрудняют терморегуляцию, снижая возможность испарения пота, низкие показатели влажности (менее 20 %) вызывают пересыхание слизистых оболочек человека [29].

Санитарные нормы устанавливают оптимальные и допустимые значения величин показателей микроклимата рабочих мест для различных категорий работ в теплый и холодный периоды года. Для специалиста, создающего и применяющего методы сегментации, или пользователя, выполняющего работу за ПК, категория работ является легкой (1а), т.к. работа проводится сидя, без систематических физических нагрузок. Оптимальные параметры микроклимата в офисных помещениях приведены в таблице 26.

Таблица 26 – Оптимальные параметры микроклимата производственных помещений пользователя ПК

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

Холодный период года – среднесуточная температура воздуха 10 °С и ниже, теплый период года – среднесуточная температура воздуха выше 10 °С.

В таблице 27 приведены допустимые показатели микроклимата для офисных помещений [30].

Таблица 27 – Допустимые показатели микроклимата производственных помещений пользователя ПК

Период года	Температура воздуха, °С		Температура поверхностей, °С	Относительная влажность, воздуха, %	Скорость движения воздуха, м/с, для диапазона температур воздуха	
	ниже оптимальных величин	выше оптимальных величин			ниже оптимальных величин, не более	выше оптимальных величин, не более
Холодный	20,0–21,9	24,1–25,0	19–26	15–75	0,1	0,1
Теплый	21,0–22,9	25,1–28,0	20–29	15–75	0,1	0,2

При выполнении лабораторной работы были определены параметры микроклимата на рабочем месте, и произведена их оценка по нормативным документам. Для измерения микроклиматических факторов (температуры, влажности, и интенсивности тепловой подвижности воздуха) использовались приборы: термометр, гигрометр и анемометр. Результаты работы представлены в таблице 28.

Таблица 28 – Показатели микроклимата рабочего места пользователя ПК

Период года	Температура воздуха, °С	Относительная влажность, воздуха, %	Скорость движения воздуха, м/с
Теплый	23,3	40	0,1

При исследовании микроклимата в естественных условиях было выявлено, что температура соответствует оптимальным и допустимым условиям, скорость чуть меньше оптимального и допустимого уровней, влажность соответствует допустимым условиям. В результате некоторых отклонений могут наблюдаться: дискомфортные теплоощущения, ухудшение самочувствия и понижение работоспособности. В целях профилактики неблагоприятного воздействия микроклимата должны быть использованы защитные мероприятия, например, системы местного кондиционирования воздуха, применение средств индивидуальной защиты, регламент времени работы и прочее.

Повышенный уровень электромагнитных излучений

Уровень электромагнитных излучений на рабочем месте пользователя ПК является вредным фактором производственной среды, величины параметров которого определяются СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Основными источниками электромагнитных излучений в помещениях для работы пользователей ПК являются дисплеи компьютеров и мобильных устройств, сеть электропроводки, системный блок, устройства бесперебойного питания, блоки питания.

Излучения, применительно к дисплеям современных ПК, можно разделить на следующие классы:

- Переменные электрические поля (5 Гц – 400 кГц);
- Переменные магнитные поля (5 Гц – 400 кГц).

Воздействие данных излучений на организм человека носит необратимый характер и зависит от напряженности полей, потока энергии, частоты колебаний, размера облучаемого тела. При воздействии полей, имеющих напряженность выше предельно допустимого уровня, развиваются нарушения нервной системы, кровеносной сердечно-сосудистой системы, органов пищеварения и половой системы [31].

В таблице 29 приведены допустимые уровни параметров электромагнитных полей [32].

Таблица 29 – Временные допустимые уровни электромагнитных полей

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

Недостаточная освещенность рабочей зоны

Недостаточная освещенность рабочей зоны является вредным производственным фактором, возникающим при работе с ПК, уровни которого регламентируются СП 52.13330.2011.

Причиной недостаточной освещенности являются недостаточность естественного освещения, недостаточность искусственного освещения, пониженная контрастность.

Работа с компьютером подразумевает постоянный зрительный контакт с дисплеем ПК и занимает от 80% рабочего времени. Недостаточность освещения снижает производительность труда, увеличивает утомляемость и количество допускаемых ошибок, а также может привести к появлению профессиональных болезней зрения.

Разряд зрительных работ специалиста, создающего и применяющего методы сегментации, или пользователя, выполняющего работу за ПК, относится к разряду III и подразряду г (работы высокой точности). В таблице 30 представлены нормативные показатели искусственного освещения при работах заданной точности [33].

Таблица 30 – Требования к освещению помещений промышленных предприятий для пользователей ПК

Характеристика зрительной работы	Наименьший или эквивалентный размер объекта различения, мм	Разряд зрительной работы	Подразряд зрительной работы	Контраст объекта с фоном	Характеристика фона	Искусственное освещение		
						Освещенность, лк		
						При системе комбинированного освещения		При системе общего освещения
всего	В том числе от общего	го						
Высокой точности	От 0,3 до 0,5	III	г	Средний, большой	Светлый, средний	400	200	200

Для расчета освещения помещения при горизонтальной рабочей поверхности основным является метод светового потока (коэффициента использования), учитывающий световой поток, отраженный от потолка и стен. Суть метода заключается в вычислении коэффициента для помещения, исходя из основных

параметров помещения и светоотражающих свойств отделочных материалов. Недостатками такого метода расчета являются высокая трудоемкость расчета и невысокая точность. Таким методом производится расчет внутреннего освещения.

Работа выполнялась в лаборатории 323 кибернетического центра. Ширина помещения составляет 4 м, длина – 4 м, высота потолка – 3 м. Площадь помещения составляет 16 м². Расстояние от пола до рабочей поверхности составляет 0,8 м, расстояние от потолка до светильника – 0 м. Электроснабжение осуществляется от сети переменного напряжения 220 В. Искусственное освещение создается люминесцентными лампами. Характеристики лампы: номинальная мощность 30 Вт, световой поток 1940 лм. При работе с персональным компьютером в сочетании с работой с нормативной и технической документацией согласно нормам СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03 регламентируется минимальная искусственная освещенность рабочих мест в 400 лк при общем освещении.

В процессе выполнения расчетной части необходимо:

- а) выбрать систему освещения, источник света, тип светильника для заданного участка или рабочего помещения;
- б) произвести расчет общего освещения рабочего помещения, в данном случае – аудитории.

При расчете по указанному методу необходимый световой поток Φ_n одной лампы определяется по формуле:

$$\Phi_n = \frac{E_{\min} \times k \times S \times Z}{N \times n \times \eta}.$$

где E_{\min} – минимальная нормированная освещенность, лк ($E_{\min} = 400$ лк);

k – коэффициент запаса (для люминесцентных $k = 1,4$);

S – освещаемая площадь, м² ($S = 16$ м²);

Z – коэффициент минимальной освещенности (при расчете освещения с люминесцентными лампами $Z = 1,1$);

N – количество светильников ($N = 4$);

n – число ламп в светильнике ($n = 4$);

η – коэффициент использования светового потока в долях единицы.

Коэффициент использования η определяется по индексу помещения (ind), рассчитываемому по выражению:

$$ind = \frac{A \times B}{h \times (A + B)}$$

где A – длина помещения, м ($A = 4$ м);

B – ширина помещения, м ($B = 4$ м);

h – высота подвеса светильников над рабочим местом, м:

$$h = H - h_p - h_c$$

где H – высота потолка в помещении, м ($H = 3$ м);

h_p – расстояние от пола до рабочей поверхности стола, м ($h_p = 0,8$ м);

h_c – расстояние от потолка до светильника, м ($h_c = 0$ м).

Высота подвеса светильников над рабочим местом равна:

$$h = 3 - 0,8 - 0 = 2,2 \text{ м.}$$

Тогда индекс помещения равен:

$$ind = \frac{4 \times 4}{2,2 \times (4 + 4)} = 0,9.$$

Для аудитории со светлым потолком и стенами согласно методическим указаниям, коэффициенты отражения от стен равны: $\rho_c = 30\%$ и потолка $\rho_n = 50\%$ (рисунок 49) [34]. По таблице коэффициентов использования светового потока для соответствующих значений ind , ρ_c и ρ_n примем $\eta = 23\%$ (рисунок 50) [34]. Итак, световой поток Φ_n , который должна создавать каждая из ламп, равен [34]:

$$\Phi_n = \frac{400 \times 1,4 \times 16 \times 1,1}{4 \times 4 \times 0,23} = 2678 \text{ лм.}$$

Отражающая поверхность	Коэффициент отражения, %
Побеленный потолок; побеленные стены с окнами, закрытыми белыми шторами	70
Побеленные стены при незанавешенных окнах; побеленный потолок в сырых помещениях; чистый бетонный и светлый деревянный потолок	50
Бетонный потолок в грязных помещениях; деревянный потолок; бетонные стены с окнами; стены, оклеенные светлыми обоями	30
Стены и потолки в помещениях с большим количеством темной пыли; сплошное остекление без штор; красный кирпич неоштукатуренный; стены с темными обоями	10

Рисунок 49 – Значения коэффициентов отражения стен и потолка

ПОТОЛОК	Коэффициент отражения, %						Коэффициент помещения i	
	70%			50%		30%		
	50%		30%		50%	30%		10%
СТЕНЫ	50%		30%		50%	30%	10%	
ПОЛ	30%	10%	30%	10%	10%			
КОЭФФИЦИЕНТ ИСПОЛЬЗОВАНИЯ СВЕТОВОГО ПОТОКА	0,26	0,25	0,20	0,19	0,17	0,13	0,06	0,5
	0,3	0,28	0,24	0,23	0,2	0,16	0,08	0,6
	0,34	0,32	0,28	0,27	0,22	0,19	0,10	0,7
	0,38	0,36	0,31	0,30	0,24	0,21	0,11	0,8
	0,40	0,38	0,34	0,33	0,26	0,23	0,12	0,9
	0,43	0,41	0,37	0,35	0,28	0,25	0,13	1,0
	0,46	0,43	0,39	0,37	0,30	0,26	0,14	1,1
	0,48	0,46	0,42	0,40	0,32	0,28	0,15	1,25
	0,54	0,49	0,47	0,44	0,34	0,31	0,17	1,5
	0,57	0,52	0,51	0,47	0,36	0,33	0,18	1,75
	0,60	0,54	0,54	0,50	0,38	0,35	0,19	2,0
	0,62	0,56	0,57	0,52	0,39	0,37	0,20	2,25
	0,64	0,58	0,59	0,54	0,40	0,38	0,21	2,5
	0,68	0,60	0,63	0,57	0,42	0,40	0,22	3,0
	0,70	0,62	0,66	0,59	0,43	0,41	0,23	3,5
0,72	0,64	0,64	0,61	0,45	0,42	0,24	4,0	
0,75	0,66	0,72	0,64	0,46	0,44	0,25	5,0	

Рисунок 50 – Таблица коэффициента отражения

Ближайшей стандартной лампой является люминесцентная лампа дневного цвета 40 Вт со световым потоком 2700 лм. Делаем проверку выполнения условия:

$$-10\% \leq \frac{\Phi_{\text{станд}} - \Phi_{\text{расч}}}{\Phi_{\text{станд}}} \times 100\% \leq 20\%$$

$$-10\% \leq 0,8\% \leq 20\%$$

Таким образом, необходимый световой поток люминесцентной лампы не выходит за пределы требуемого диапазона.

Монотонный режим работы

При работе с ПК основным фактором, влияющим на нервную систему специалиста, создающего и применяющего методы сегментации, или пользователя является огромное количество информации, которое он должен воспринимать. Меры, позволяющие снизить воздействие этого вредного производственного фактора, регулируются СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Они позволяют увеличить производительность труда и предотвратить появление профессиональных болезней.

Организация работы с ПК осуществляется в зависимости от вида и категории трудовой деятельности. Виды трудовой деятельности разделяются на 3 группы:

группа А – работа по считыванию информации с экрана с предварительным запросом; группа Б – работа по вводу информации; группа В – творческая работа в режиме диалога с ПК. Работа специалиста, создающего и применяющего описанные в данной работе методы сегментации, относится к группам А и Б, в то время, как деятельность медицинского сотрудника, который будет использовать методы сегментации в профессиональной деятельности, относится к группе В. Категории трудовой деятельности различаются по степени тяжести выполняемых работ. Для снижения воздействия рассматриваемого вредного фактора предусмотрены регламентированные перерывы для каждой группы работ – таблица 31 [32].

Таблица 31 – Суммарное время регламентированных перерывов в зависимости от продолжительности работы, вида категории трудовой деятельности с ПК

Категория работы с ПК	Уровень нагрузки за рабочую смену при видах работ с ПК			Суммарное время регламентированных перерывов, мин.	
	группа А, количество знаков	группа Б, количество знаков	группа В, ч	при 8-часовой смене	при 12-часовой смене
І	до 20 000	до 15 000	до 2	50	80
ІІ	до 40 000	до 30 000	до 4	70	110
ІІІ	до 60 000	до 40 000	до 6	90	140

8.2.2 Анализ опасных производственных факторов

Опасность поражения электрическим током

Поражение электрическим током является опасным производственным фактором и, поскольку пользователь ПК имеет дело с электрооборудованием, то вопросам электробезопасности на его рабочем месте должно уделяться много внимания. Нормы электробезопасности на рабочем месте регламентируются СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03, вопросы требований к защите от поражения электрическим током освещены в ГОСТ Р 12.1.019-2009 ССБТ.

Электробезопасность – система организационных и технических мероприятий и средств, обеспечивающих защиту людей от вредного и опасного воздействия

электрического тока, электрической дуги, электромагнитного поля и статического электричества.

Опасность поражения электрическим током усугубляется тем, что человек не в состоянии без специальных приборов обнаружить напряжение дистанционно.

Помещение, где расположено рабочее место пользователя ПК, относится к помещениям без повышенной опасности ввиду отсутствия следующих факторов: сырость, токопроводящая пыль, токопроводящие полы, высокая температура, возможность одновременного прикосновения человека к имеющим соединение с землей металлоконструкциям зданий, технологическим аппаратам, механизмам и металлическим корпусам электрооборудования.

Для пользователя ПК при работе с электрическим оборудованием обязательны следующие меры предосторожности:

- Перед началом работы нужно убедиться, что выключатели и розетка закреплены и не имеют оголенных токоведущих частей;
- При обнаружении неисправности оборудования и приборов необходимо, не делая никаких самостоятельных исправлений, сообщить человеку, ответственному за оборудование [32, 35].

Опасность возникновения пожара

Возникновение пожара является опасным производственным фактором, т.к. пожар в учреждении наносит большой материальный ущерб, а также часто сопровождается травмами и несчастными случаями. Регулирование пожаробезопасности производится СНиП 21-01-97.

В помещениях с ПК повышен риск возникновения пожара из-за присутствия множества факторов: наличие большого количества электронных схем, устройств электропитания, устройств кондиционирования воздуха; возможные неисправности электрооборудования, освещения, или неправильная их эксплуатация может послужить причиной пожара.

Возможные виды источников воспламенения:

- Искра при разряде статического электричества;
- Искры от электрооборудования;

- Искры от удара и трения;
- Открытое пламя [36].

8.2.3 Мероприятия и рекомендации по устранению и минимизации

Для поддержания нормальных значений параметров микроклимата на рабочих местах рекомендуется оснащать их системами отопления, вентиляции и кондиционирования воздуха. Также, в некоторых случаях, целесообразно обеспечить питьевое водоснабжение. В помещениях для работы с ПК должна производиться ежедневная влажная уборка, а также систематическое проветривание после каждого часа работы [30].

Для защиты пользователей ПК от негативного воздействия электромагнитных полей в первую очередь необходимо, чтобы используемая техника удовлетворяла нормам и правилам сертификации. При работе с ПК установлены регламентированные перерывы, а также иногда предусмотрено использование экранов и фильтров в целях защиты сотрудника [32].

Для создания и поддержания благоприятных условий освещения для пользователей ПК, их рабочие места должны соответствовать санитарно-эпидемиологическим правилам СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Рабочее помещение должно иметь естественное и искусственное освещение, соответствующее показателям, представленным в таблице 7. Для рассеивания естественного освещения следует использовать жалюзи на окнах рабочих помещений. В качестве источников искусственного освещения должны быть использованы люминесцентные лампы, лампы накаливания – для местного освещения [33].

Для предупреждения преждевременной утомляемости пользователей ПК рекомендуется организовывать рабочую смену путем чередования работ с использованием ПК и без него. В случаях, когда характер работы требует постоянного взаимодействия с компьютером (работа специалиста, создающего и применяющего методы сегментации) с напряжением внимания и сосредоточенности, при исключении возможности периодического переключения на другие виды трудовой деятельности, не связанные с ПК, рекомендуется организация перерывов на 10–15 мин. через каждые 45–60 мин. работы. При высоком уровне напряженности

работы рекомендуется психологическая разгрузка в специально оборудованных помещениях [30].

К мероприятиям по предотвращению возможности поражения электрическим током относятся:

- При производстве монтажных работ необходимо использовать только исправный инструмент, аттестованный службой КИПиА;
- С целью защиты от поражения электрическим током, возникающим между корпусом приборов и инструментом при пробое сетевого напряжения на корпус, корпуса приборов и инструментов должны быть заземлены;
- При включенном сетевом напряжении работы на задней панели должны быть запрещены;
- Все работы по устранению неисправностей должен производить квалифицированный персонал;
- Необходимо постоянно следить за исправностью электропроводки [32, 35].

Для профилактики организации действий при пожаре должен проводиться следующий комплекс организационных мер: должны обеспечиваться регулярные проверки пожарной сигнализации, первичных средств пожаротушения; должен проводиться инструктаж и тренировки по действиям в случае пожара; не должны загромождаться или блокироваться пожарные выходы; должны выполняться правила техники безопасности и технической эксплуатации электроустановок; во всех служебных помещениях должны быть установлены «Планы эвакуации людей при пожаре и других ЧС», регламентирующие действия персонала при возникновении пожара.

Для предотвращения пожара помещение с ПК должно быть оборудовано первичными средствами пожаротушения: углекислотными огнетушителями типа ОУ-2 или ОУ-5; пожарной сигнализацией, а также, в некоторых случаях, автоматической установкой объемного газового пожаротушения [36].

8.3 Экологическая безопасность

В данном подразделе рассматривается характер воздействия проектируемого решения на окружающую среду. Выявляются предполагаемые источники загрязнения окружающей среды, возникающие в результате разработки и реализации, предлагаемых в ВКР решений.

Создание и применение методов сегментации, а также работа за ПК не являются экологически опасными работами, потому объект, на котором производилось внедрение системы, а также объекты, на которых будет производиться ее использование пользователями ПК относятся к предприятиям пятого класса, размер селитебной зоны для которых равен 50 м [37].

Непосредственно методы, созданные и примененные в ходе выполнения выпускной квалификационной работы, не наносят вреда окружающей среде ни на стадиях разработки, ни на стадиях эксплуатации. Однако, средства, необходимые для разработки, внедрения и эксплуатации могут наносить вред окружающей среде.

Современные ПК производят практически без использования вредных веществ, опасных для человека и окружающей среды. Исключением являются аккумуляторные батареи компьютеров и мобильных устройств. В аккумуляторах содержатся тяжелые металлы, кислоты и щелочи, которые могут наносить ущерб окружающей среде, попадая в гидросферу и литосферу, если они были неправильно утилизированы. Для утилизации аккумуляторов необходимо обращаться в специальные организации, специализировано занимающиеся приемом, утилизацией и переработкой аккумуляторных батарей [38].

Люминесцентные лампы, применяющиеся для искусственного освещения рабочих мест, также требуют особой утилизации, т.к. в них присутствует от 10 до 70 мг ртути, которая относится к чрезвычайно-опасным химическим веществам и может стать причиной отравления живых существ, а также загрязнения атмосферы, гидросферы и литосферы. Сроки службы таких ламп составляют около 5-ти лет, после чего их необходимо сдавать на переработку в специальных пунктах приема. Юридические лица обязаны сдавать лампы на переработку и вести паспорт для данного вида отходов [38-40].

8.4 Безопасность в чрезвычайных ситуациях

В рабочей среде пользователя ПК возможно возникновение следующих чрезвычайных ситуаций техногенного характера:

- Пожары и взрывы в зданиях и на коммуникациях;
- Внезапное обрушение зданий.

Среди возможных стихийных бедствий можно выделить метеорологические (ураганы, ливни, заморозки), гидрологические (наводнения, паводки, подтопления), природные пожары.

К чрезвычайным ситуациям биолого-социального характера можно отнести эпидемии, эпизоотии, эпифитотии.

Экологические чрезвычайные ситуации могут быть вызваны изменениями состояния, литосферы, гидросферы, атмосферы и биосферы в результате деятельности человека [29].

Наиболее характерной для объекта, где размещаются рабочие помещения, оборудованные ПК, чрезвычайной ситуацией является пожар.

Помещение для работы пользователей ПК по системе классификации категорий помещений по взрывопожарной и пожарной опасности относится к категории Д (из 5-ти категорий А, Б, В1-В4, Г, Д), т.к. относится к помещениям с негорючими веществами и материалами в холодном состоянии [41].

Каждый сотрудник организации должен быть ознакомлен с инструкцией по пожарной безопасности, пройти инструктаж по технике безопасности и строго соблюдать его.

Запрещается использовать электроприборы в условиях, не соответствующих требованиям инструкций изготовителей, или имеющие неисправности, которые в соответствии с инструкцией по эксплуатации могут привести к пожару, а также эксплуатировать электропровода и кабели с поврежденной или потерявшей защитные свойства изоляцией. Электроустановки и бытовые электроприборы в помещениях по окончании рабочего времени должны быть обесточены (вилки должны быть вынуты из розеток). Под напряжением должны оставаться дежурное освещение и пожарная

сигнализация. Недопустимо хранение легковоспламеняющихся, горючих и взрывчатых веществ, использование открытого огня в помещениях офиса.

Перед уходом из служебного помещения сотрудник обязан провести его осмотр, закрыть окна, и убедиться в том, что в помещении отсутствуют источники возможного возгорания, все электроприборы отключены и выключено освещение. С периодичностью не реже одного раза в три года необходимо проводить замеры сопротивления изоляции токоведущих частей силового и осветительного оборудования.

Повышение устойчивости достигается за счет проведения соответствующих организационно-технических мероприятий, подготовки персонала к работе в ЧС [4].

Сотрудник при обнаружении пожара или признаков горения (задымление, запах гари, повышение температуры и т.п.) должен:

- Немедленно прекратить работу и вызвать пожарную охрану по телефону «010», сообщив при этом адрес, место возникновения пожара и свою фамилию;
- Принять по возможности меры по эвакуации людей и материальных ценностей;
- Отключить от сети закрепленное за ним электрооборудование;
- Приступить к тушению пожара имеющимися средствами пожаротушения;
- Сообщить непосредственному или вышестоящему начальнику и оповестить окружающих сотрудников;
- При общем сигнале опасности покинуть здание согласно «Плану эвакуации людей при пожаре и других ЧС».

Для тушения пожара применять ручные углекислотные огнетушители (типа ОУ-2, ОУ-5), находящиеся в помещениях офиса, и пожарный кран внутреннего противопожарного водопровода. Они предназначены для тушения начальных возгораний различных веществ и материалов, за исключением веществ, горение которых происходит без доступа воздуха. Огнетушители должны постоянно содержаться в исправном состоянии и быть готовыми к действию. Категорически

запрещается тушить возгорания в помещениях офиса при помощи химических пенных огнетушителей (типа ОХП-10) [42].

Выводы по разделу «Социальная ответственность»

В разделе «Социальная ответственность» рассматриваются вопросы соблюдения прав персонала на труд, выполнения требований к безопасности и гигиене труда, к промышленной безопасности, охране окружающей среды и ресурсосбережению. Целями данного раздела являются принятие проектных решений, исключающих несчастные случаи в производстве, и снижение вредных воздействий на окружающую среду.

В данном разделе были проанализированы разработанные в ходе выпускной квалификационной работы решения с точки зрения социальной ответственности за моральные, общественные, экономические, экологические возможные негативные последствия и ущерб здоровью человека в результате их разработки, производства и внедрения. Кроме того, разработанные решения были проанализированы на предмет выявления основных техносферных опасностей и вредностей, оценена степень воздействия их на человека, общество и природную среду, предложены методы минимизации этих воздействий и защиты от них.

Исходя из вышеперечисленного, можно сделать вывод, что вопросы, связанные с социальной ответственностью, регулируются государством через законы. Российский специалист обязан знать и соблюдать законодательство в данной области, что позволит минимизировать негативное действие производства и проектируемых разработок.

Заключение

В ходе выполнения выпускной квалификационной работы была сформирована последовательность алгоритмов предобработки медицинских изображений, позволяющая на основе предложенных методов сегментации повысить точность обработки изображений. Изучены алгоритмы сегментации на основе водораздела, на основе морфологических операций и на основе графов. Проведены обзор литературы и сравнительная характеристика трех методов сегментации: выявлены их преимущества и недостатки. Выполнена реализация алгоритмов предобработки и алгоритмов сегментации структур сердца. Исследовано поведение алгоритмов и проведен статистический анализ для проверки достоверности результатов. Для этого была произведена реализация методов в математическом пакете MATLAB, проведено тестирование на медицинских изображениях камер сердца, дана оценка специфичности, чувствительности и точности сегментации в программном продукте STATISTICA, улучшена точность за счет создания последовательности алгоритмов предобработки. Также произведен конструктивный анализ социальной ответственности, ресурсоэффективности и финансового менеджмента.

Статистический анализ алгоритмов сегментации МРТ-снимков камер сердца показал среднюю точность $71\pm 2\%$ и $79\pm 2\%$ для метода на основе водораздела и метода на основе морфологических операций соответственно, и высокую точность $91\pm 2\%$ для метода на основе графов. Таким образом, реализация последовательности алгоритмов предобработки для алгоритма сегментации на основе графов позволила достичь большей устойчивости и стабильности, чем у алгоритмов на основе водораздела и на основе морфологических операций.

Достигнутые показатели не являются предельными для данной работы. Предложенная концепция алгоритмов предобработки и сегментации может быть модифицирована за счет: применения большего количества методов для детектирования границ или использования новых методов коллективного принятия решений.

Список использованных источников литературы

1. Метод водоразделов [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [https://ru.bmstu.wiki/Метод_водоразделов_\(Сегментация\)](https://ru.bmstu.wiki/Метод_водоразделов_(Сегментация)), свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).
2. J. G. Park and C. Lee, “Skull stripping based on region growing for magnetic resonance brain images,” *Neuroimage*, vol. 47, no. 4, pp. 1394–1407, 2009.
3. J. Chiverton, K. Wells, E. Lewis, C. Chen, B. Podda, and D. Johnson, “Statistical morphological skull stripping of adult and infant MRI data,” *Comput. Biol. Med.*, vol. 37, no. 3, pp. 342–357, 2007.
4. S. Roy and P. Maji, “A simple skull stripping algorithm for brain MRI,” in *ICAPR 2015 - 2015 8th International Conference on Advances in Pattern Recognition*, 2015.
5. Абламейко С.В., Недзьведь А.М. Сегментация клеток на гистологических препаратах для световой микроскопии / Абламейко С.В., Недзьведь А.М. – Минск: Белорусский государственный университет, 2009. – с. 143-147.
6. Белим С.В., Ларионов С.Б. Сегментация изображений на основе алгоритма выделения сообществ на графе / Белим С.В., Ларионов С.Б. – Омск: Омский государственный университет имени Ф. М. Достоевского, 2016. – с. 74-85.
7. X. H. G. Tsechpenakis, “Medical Image Segmentation,” *Adv. Mater. Res.*, no. i, pp. 1–35, 2013.
8. J. Rogowska, “Overview and fundamentals of medical image segmentation,” in *Handbook of Medical Image Processing and Analysis*, 2009, pp. 73–90.
9. D. L. Pham, C. Xu, and J. L. Prince, “Current Methods in Medical Image Segmentation,” *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, vol. 2, no. 1, pp. 315–337, 2000.
10. O. Oktay, E. Ferrante, K. Kamnitsas, M. Heinrich, W. Bai, J. Caballero, S. A. Cook, A. De Marvao, T. Dawes, D. P. O’Regan, B. Kainz, B. Glocker, and D. Rueckert, “Anatomically Constrained Neural Networks (ACNNs): Application to Cardiac Image Enhancement and Segmentation,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 37, no. 2, pp. 384–395, 2018.

11. A. Pinto, V. Alves, and C. A. Silva, “Brain Tumor Segmentation using Convolutional Neural Networks in MRI Images,” *IEEE Trans. Med. Imaging*, vol. 35, no. 5, pp. 1240–1251, 2016.
12. K. Kamnitsas, C. Ledig, V. F. J. Newcombe, J. P. Simpson, A. D. Kane, D. K. Menon, D. Rueckert, and B. Glocker, “Efficient multi-scale 3D CNN with fully connected CRF for accurate brain lesion segmentation,” *Med. Image Anal.*, vol. 36, pp. 61–78, 2017.
13. G. Litjens, T. Kooi, B. E. Bejnordi, A. A. A. Setio, F. Ciompi, M. Ghafoorian, J. A. W. M. van der Laak, B. van Ginneken, and C. I. Sánchez, “A survey on deep learning in medical image analysis,” *Medical Image Analysis*, vol. 42, pp. 60–88, 2017.
14. Вихман В.В., Копысов П.Е. Медицинские изображения / Вихман В.В., Копысов П.Е. – Новосибирск: Новосибирский государственный технический университет, 2014. – 5 с.
15. Форматы хранения и передачи медицинских изображений [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://mylektsii.ru/1-111871.html>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).
16. Шипунова К.В. Фильтрация изображений / Шипунова К.В. – Томск: ТУСУР, 2015. – 5 с.
17. Фильтрация изображений [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.intuit.ru/studies/courses/993/163/lecture/4505?page=1>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).
18. Сегментация [Электронный ресурс]. – Режим доступа: [https://ru.bmstu.wiki/Метод_водоразделов_\(Сегментация\)](https://ru.bmstu.wiki/Метод_водоразделов_(Сегментация)), свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).
19. Верхлютов В.М., Гапиенко Г.В. Обзор методов сегментации и триангуляции данных МРТ / Верхлютов В.М., Гапиенко Г.В. – Москва: Московский государственный университет имени М. В. Ломоносова, 2005. – 21 с.
20. Коэффициент Жаккара [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/Коэффициент_Жаккара, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).

21. Коэффициент Серенсена [Электронный ресурс]. – Режим доступа: https://ru.wikipedia.org/wiki/Коэффициент_Серенсена, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).

22. Т-критерий Вилкоксона [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://math.semestr.ru/group/wilcoxon.php>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).

23. Т-критерий Вилкоксона [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://math.semestr.ru/group/wilcoxon.php>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 24.04.2020).

24. Трудовой кодекс Российской Федерации от 30.12.2001 N 197-ФЗ (ред. от 30.12.2015) [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.consultant.ru/document/cons_doc_law_34683/?utm_campaign=law_doc&utm_source=google.adwords&utm_medium=cpc&utm_content=Labor%20Code&gclid=CjwKEAjwgPe4BRCB66GG8PO69QkSJAC4EhHhU-5yAFZCJfmzkTLNGnrpgHNAyFPhhPzRo-sZGWmqnBoCPynw_wcB, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 06.05.2020).

25. СНиП 2.2.4/2.1.8.562-96. Шум на рабочих местах, в помещениях жилых, общественных зданий и на территории жилой застройки. – М.: Информационно-издательский центр Минздрав России, 1996.

26. Охрана труда. Основы безопасности жизнедеятельности [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.grandars.ru/shkola/bezopasnost-zhiznedeyatelnosti/ohrana-truda.html>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 06.05.2020).

27. ГОСТ 12.0.003-74. Система стандартов безопасности труда. Опасные и вредные производственные факторы [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://vsegost.com/Catalog/41/41131.shtml>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 06.05.2020).

28. Ефремова О. С. Требования охраны труда при работе на персональных электронно-вычислительных машинах. – 2-е изд., перераб. и доп. – М. : Издательство «Альфа-Пресс», 2008. – 176 с.

29. Назаренко О. Б. Безопасность жизнедеятельности: учебное пособие / О. Б. Назаренко, Ю. А. Амелькович; Томский политехнический университет. – 3-е изд., перераб. и доп. – Томск: Изд-во Томского политехнического университета, 2013. – 178 с.
30. СанПиН 2.2.4.548-96. Санитарные правила и нормы. Гигиенические требования к микроклимату производственных помещений [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://base.garant.ru/4173106/>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 06.05.2020).
31. Белов С. В. Безопасность жизнедеятельности и защита окружающей среды (техносферная безопасность): учебник / С. В. Белов. – 2-е изд., испр. и доп. – М.: Издательство Юрайт, 2011. – 680 с.
32. СанПиН 2.2.2/2.4.1340-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормы. Гигиенические требования к персональным электронно-вычислительным машинам и организации работы помещений [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://base.garant.ru/4179328/>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 06.05.2020).
33. СП 52.13330.2011. Естественное и искусственное освещение [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/1200084092>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 15.05.2020).
34. Бородин Ю. В., Василевский М. В., Дашковский А. Г., Назаренко О. Б., Свиридов Ю. Ф., Чулков Н. А., Федорчук Ю. М. Безопасность жизнедеятельности: практикум. – Томск: Изд. ТПУ, 2009. – 101 с.
35. ГОСТ Р 12.1.019-2009 ССБТ. Электробезопасность. Общие требования и номенклатура видов защиты [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/gost-r-12-1-019-2009-ssbt>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 16.05.2020).
36. СНиП 21-01-97. Пожарная безопасность зданий и сооружений [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/871001022>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 16.05.2020).

37. СанПиН 2.2.1/2.1.1.1200-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. Санитарно-защитные зоны и санитарная классификация предприятий, сооружений и других объектов [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://base.garant.ru/12158477/b89690251be5277812a78962f6302560/>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 17.05.2020).

38. СанПиН 2.1.7.1322-03. Санитарно-эпидемиологические правила и нормативы. Гигиенические требования к размещению и обезвреживанию отходов производства и потребления [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/901862232>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 17.05.2020).

39. Постановление Правительства РФ от 03.09.2010 N 681 (ред. от 01.10.2013) «Об утверждении Правил обращения с отходами производства и потребления в части осветительных устройств, электрических ламп, ненадлежащие сбор, использование и размещение которых может повлечь причинение вреда жизни, здоровью граждан, вреда животным, растениям и окружающей среде» [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.consultant.ru/document/cons_doc_LAW_104420/e1b31c36ed1083efeb6cd9c63ed12f99e2ca77ed/#dst100007, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 17.05.2020).

40. Энергосбережение в компьютерном мире [Электронный ресурс]. – Режим доступа: http://www.hwp.ru/articles/Energoberezhnie_v_kompyuternom_mire_SNast_1_osnovnie_tendentsii/?SHOWALL_1=1, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 18.05.2020).

41. НПБ 105-03 Определение категорий помещений, зданий и наружных установок по взрывопожарной и пожарной опасности [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://docs.cntd.ru/document/1200032102>, свободный. – Загл. с экрана. – (Дата обращения: 18.05.2020).

42. ППБ 01–03. Правила пожарной безопасности в Российской Федерации. – М.: Министерство Российской Федерации по делам гражданской обороны, чрезвычайным ситуациям и ликвидации последствий стихийных бедствий, 2003.

Приложение А

Раздел №4

Mathematical model of the heart anatomical structure segmentation algorithm

Студент:

Группа	ФИО	Подпись	Дата
8ИМ8М	Красноусова Мария Игоревна		

Консультант отделения информационных технологий, школы ИШИТР:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Профессор ОИТ	Гергет О.М.	д.т.н.		

Консультант – лингвист отделения иностранных языков, школы ИШИТР:

Должность	ФИО	Ученая степень, звание	Подпись	Дата
Доцент ОИЯ	Диденко А.В.	к.фил.н.		

Mathematical model of the heart anatomical structure segmentation algorithm

Firstly, it is necessary to pre-process the image before performing a segmentation operation. This is necessary to improve image quality and, subsequently, the result of the main operation. In this case, pre-processing refers to the brightness/contrast adjustment using removal digital noise filters, as well as changing the sharpness level of the image.

In this work the most popular image pre-processing algorithms are used – median and bilateral filters. The role of these methods is to reduce the level of digital noise, which helps to improve the quality of image segmentation. Segmentation in this work is performed by using the watershed method, the morphological method and the graph method.

Each digital noise removal filter has a different behavior and different parameters. These parameters should be considered in removing digital noise from an image. In addition, different filters only remove specific types of digital noise. In this work, under optimal filter parameters, only parameters, which remove digital noise and at the same time do not change the boundaries of objects, are accepted.

Types of digital noise

The most famous types of digital noise are impulse noise and additive Gaussian noise. Impulse noise changes the pixels in the image by the fixed or random value. The example of this type of noise is image transmission errors. Only nonlinear filters can remove such noise. The nonlinear filter purpose is to find the position of an impulse and replace it with a tone without changing the remaining pixels of the image.

There is also a Gaussian noise, which adds normally distributed values with zero mean value to each pixel. The example of this type of noise is the digital imaging step. Both linear and non-linear filters can remove a Gaussian noise. The disadvantage of using linear filters is the blurring of small image objects. Then nonlinear filters can deal with this problem. The purpose of these filters is to use estimates corresponding to the definition of the contour in the image, as well as smoothing such areas [16].

Linear image filtering

Linear filters are quite simple in description and allow achieving high-quality results. The linear filter is determined by the real-valued function F , where A is the initial

grayscale image, $A(x, y)$ is the intensity of pixels, and $B(x, y)$ is the resultant image. Function F is the core of the filter. The filtering is performed by using weighted summation.

$$B(x, y) = \sum_i \sum_j F(i, j) \times A(x+i, y+j).$$

It is necessary to find a neighborhood of N around the point (x, y) . The approach is based on creating a region centered at the point $(x, y) = 0$. The center of the given subregion moves from pixel to pixel, starting from the upper left corner, and marks various neighborhoods. In the calculation process, only pixels within a given neighborhood centered at (x, y) are used.

In this approach linear operations involve multiplying the pixels of the neighborhood by a coefficient and the sum of the multiplication at points (x, y) . If the neighborhood has size m by n , then $m * n$ coefficients are required. Such coefficients form a matrix and are called a mask, core or window.

The best filtration results are achieved using the Wiener filter. This filter is implemented by using a discrete Fourier transform in the frequency domain. The use of the filter is associated with the assumption of the image stationarity, but the presence of the image boundaries is a violation of stationarity, so this filtering is not strictly optimal.

However, the use of linear filters does not allow obtaining the optimal solution in a number of important tasks, since the processes of transmission, coding, and perception of information are non-linear (information sensors, human visual system, etc.). In order to overcome the limitations in linear processing methods and to expand the range of tasks, nonlinear digital filtering methods are currently actively used [16, 17].

Nonlinear image filtering

The approach of this type of filtering also involves finding a neighborhood of N around the point (x, y) . Linear and nonlinear algorithms are also similar in calculating a neighborhood of m by n size and sliding its center in the image. As mentioned above, linear filtering uses the multiplication of pixels by some factor and the sum of their multiplication, and non-linear filtering is based on operations performed on the pixels of the current neighborhood. That is, for example, at the central point the filter response turns out to be equal to the maximum value in the neighborhood of this point. Then this value will

determine non-linear filtering. In linear filtering a mask is used, and in nonlinear filtering the filter is a nonlinear function.

The median filter is a non-linear type of image filtering. The principle of such filter includes sliding window on the image, which covers an odd number of samples. The median of the elements, which hit the window, is replaced by the central count. The median of a sequence is the mid-order resulting member from the original sequence. A characteristic feature of this filter is the preservation of brightness differences (boundaries). Moreover, if the brightness differences are large compared to the dispersion of additive noise, then the median filter gives better results than the optimal linear filter. A median filter is particularly effective in the case of impulse noise.

The next type of filtering is bilateral filtering, which is also a non-linear type of digital image filtering. This filtering is often used to detect moving point targets. Bilateral filtering combines domain and range filtering. Thus, not only the intensity values of nearby pixels are taken into account, but also their distance to the current filtered pixel. However, unlike the median filter, the bilateral filter requires more time to process a large number of images, which greatly reduces the speed of the entire algorithm [16, 17].

Median filtering

So, the median filtering algorithm consists of the following steps:

- There is a sliding rectangular window with size $(2N + 1) \times (2M + 1)$ for filtering.
- A vector of intensity values is formed by pixels falling into this rectangular area.
- The vector of intensity values is sorted in descending or ascending order.
- The median of the sorted brightness of the pixel is served to the filter output.

Therefore, at the point (i, j) of the filtered image, the value can be obtained by the following expression:

$$Y(i, j) = \text{median}(V).$$

where median – is an operation that returns the median value of an ordered list;

V – is sorted list, the size of which is equal to the number of elements in the sliding filter window.

Figure 3 shows the median filtering scheme.

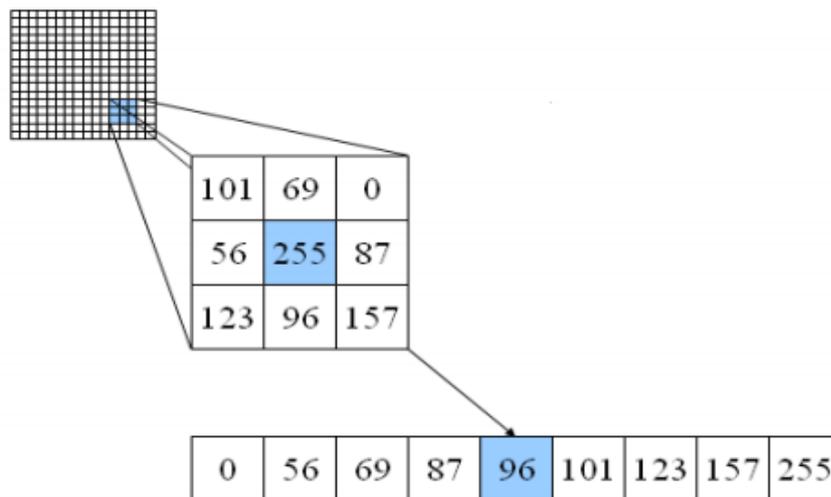


Figure 3 – Median filtering scheme

In median filtering objects with sharp changes in brightness remain constant. This property should be used on images with many contours. Also, the level of smoothing outlines directly depends on the shape of the mask and the size of the part of the image, where the filter works directly at a given moment (filter aperture).

With a small size of the filter aperture the contrast elements of the image are most well preserved, but to a lesser degree, impulse noise is suppressed. With a large size of the filter aperture, the picture with the opposite result is observed. The optimal choice of a smoothing aperture mask depends on the task and the shape of the objects in the images [17].

Bilateral filtration

The bilateral filtration can smooth out images by removing noise. In contrast to the median filter, the bilateral filter smooths images, while leaving objects quite clear. But at the same time, the contour of the image is slightly blurry.

The main idea of a bilateral filter is to calculate the proximity between pixels of different colors and to make the color transition more consistent, and the image smoother. The formula for the calculation is as follows:

$$h(\vec{x}) = \frac{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(\vec{\zeta}) c(\vec{\zeta} - \vec{x}) s(f(\vec{\zeta}) - f(\vec{x})) d\vec{\zeta}}{\int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} c(\vec{\zeta} - \vec{x}) s(f(\vec{\zeta}) - f(\vec{x})) d\vec{\zeta}}$$

$$c(\vec{\xi} - \vec{x}) = e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{d(\vec{\xi} - \vec{x})}{\sigma_d} \right)^2},$$

$$s(f(\xi) - f(x)) = e^{-\frac{1}{2} \left(\frac{g(f(\xi) - f(x))}{\sigma_r} \right)^2},$$

where $d(\vec{\xi} - \vec{x})$ – distance between the current pixel and the calculated;

$g(f(\xi) - f(x))$ – color difference between the current and calculated pixels;

σ_d and σ_r – constants.

As a result of the filter analysis, it was decided to use the median filter with the Sobel operator, since they work well with adaptive and impulsive noise at high speed. The computational complexity of a filter with a window of size M and a spatial coefficient σ_r is equal to $O(M \times \sigma_r^2)$. The disadvantage of the filter is its low speed. In addition, this filter requires more time to pre-process all images.

Contour sharpness

It is necessary to pre-process the image before performing a segmentation operation. This is necessary to improve image quality and, subsequently, the result of the main operation. In this case, pre-processing refers to adjusting the brightness/contrast, as well as changing the sharpness level of the image.

One way of sharpening images is using a blur mask (contour sharpness). In this filter it is necessary to increase the contrast between adjacent areas in order to sharpen. After using this filter, the image becomes more focused due to increasing the contrast of small objects with the same overall contrast.

The contour sharpening method can help with enhancing the contrast in areas with a sharp difference in color brightness. The image visually seems sharper. However, the disadvantage is unnecessary noise and textures, since the filter does not distinguish the boundaries of objects, but only looks for the difference in contrast.

Image processing using contour sharpening usually includes the following settings for blurring masking:

- Amount. It is expressed as a percentage, determines how much the areas within the boundaries of the path are darkened or lightened. For example, at 100%, the difference in tone at the border of the light and dark areas will be doubled.
- Radius. It affects the degree of image blur. A smaller radius is used to highlight small parts, and a larger radius can damage small parts. That is, the width of the zone, in which the change in tone will manifest itself, depends on the value of this parameter. A small radius value (up to 1.0 pixels) and a high amount value (up to 4.0) are used to sharpen very sharp small details.
- Threshold. It sets the tone boundary, at which blurry masking is performed. The threshold value is increased, if the image is noisy or grainy, in order to prevent unwanted underlining. The sharpness of the image will not suffer with values from 1 to 4, but a less sharp image is obtained with values above 10.

Sobel operator

Algorithms, whose purpose is to find points lying on the boundaries of regions, are called boundary ones. Pixel brightness values are basic for determining boundaries. These characteristics also include texture and gradient.

One way to change the brightness of images is carried out by using a boundary algorithm, namely the Sobel operator. The Sobel operator is a discrete differential boundary method. This operator calculates the approximate value of the brightness gradient of the image. That is, the resulting image contains points, each of which is a brightness gradient vector or the norm at a given point. The Sobel operator consists of two 3×3 matrices. The first matrix searches for horizontal borders, and the second searches for vertical borders. Matrices are presented in Figure 4.

-1	-2	-1
0	0	0
1	2	1

G_x

-1	0	-1
-2	0	2
-1	0	1

G_y

Figure 4 – Sobel matrices (from left to right: horizontal matrix, vertical matrix)

Segmentation by watershed method

The watershed method is one of the main algorithms in building areas, performing the procedure of grouping pixels in a subregion according to certain criteria. The representation of the watershed is intertwined with the fact that the medical image is transmitted as a multidimensional plane, which also includes the degree of pixel brightness and two spatial coordinates. Based on this, we can distinguish the following types of points in the watershed method:

- minimum points;
- points on the slope;
- points on the hill.

The points on the slope are the pools. The points on the hill are the watershed lines. The main objective of the method is to find these watershed lines.

The main concept of the method: the image is presented as a certain scheme of the territory. The brightness values of a given territory are elevation values relative to some extent. During the "filling" of such a territory with water, pools, which need to be closed with partitions, are formed. The more we "fill" these pools with water, the more pools will connect. Pool connection zones (partitions) are the desired watershed lines.

Minimum points are the values of the brightness gradient of the image. And in practice, this segmentation method is applied specifically to the image gradient. The simplest way to build dividing lines is to use morphological dilatation. In addition, in practice, pool or partition areas are often taken equal to the maximum brightness level of the image plus 1. In this case, pool areas or partitions, which are the desired watershed lines, are connected components. This means that the segmentation method based on the watershed eliminates gaps in the segmentation lines [18].

Morphological segmentation

Morphological segmentation is based on mathematical morphology methods. Morphological segmentation is most often used for working with grayscale images. Morphological methods use operations designed to identify various morphological features of images – erosion and dilatation. In addition, this type of segmentation uses such simple logical operations as given on Figure 5:

- NOT (logical "NOT");
- AND (logical "AND");
- OR (logical "OR");
- XOR (exclusive "OR").

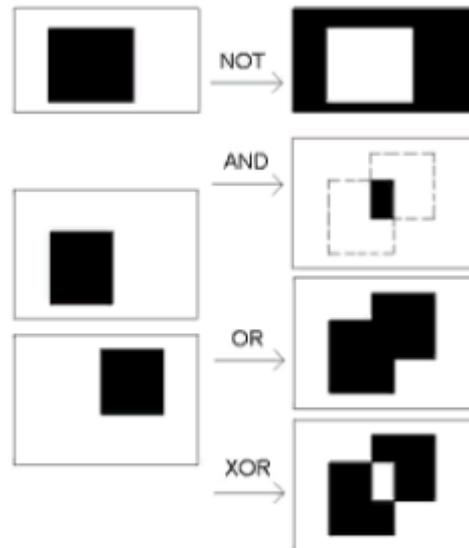


Figure 5 – Examples of simple logical image operations

Morphological segmentation should be used when threshold segmentation is ineffective. For example, in cases when the background is uneven in the image or the contour of the object is clearly marked.

Very often, the brightness profile of an object in an image is an asymmetric figure, so for processing it is necessary to use the contour of the object. This can be done using a morphological gradient, which is the difference in results after erosion and dilatation operations.

The optimal contour should pass along the sharpest drop in brightness, which corresponds to the ridges in the image by using the morphological gradient. Distortions of the form are corrected by morphological operations. To achieve the smoothness of the resulting contours, it is necessary to completely remove the tails after each iteration. As a result, only closed loops, corresponding to the boundary of the object, remain. The measurements of objects are carried out in order to remove excess objects in the image. Objects, which do not fall within the specified parameter intervals, are deleted [18].

Приложение Б

Исходный код метода сегментации на основе водораздела:

```
clc;
clear;
tic;
%Предобработка изображения
img = imsharpen(img, 'Radius', 1, 'Amount', 3);
img = medfilt1(img);
sobelY = fspecial('sobel');
sobelX = sobelY';
gradient = imfilter(double(img), sobelY, 'replicate');
gradient = imfilter(double(img), sobelX, 'replicate');
gradient1 = sqrt(gradientX.^2 + gradientY.^2);
%Маркировка объектов переднего плана
element1 = strel('disk', 6);
open = imopen(img, element1);
erosion = imerode(img, element1);
reconstruct1 = imreconstruct(erosion, img);
close = imclose(open, element1);
dilatation = imdilate(reconstruct1, element1);
reconstruct2 = imreconstruct(imcomplement(dilatation),
imcomplement(reconstruct1));
reconstruct2 = imcomplement(reconstruct2);
locmax1 = imregionalmax(reconstruct2);
element2 = strel(ones(5, 5));
locmax2 = imclose(locmax1, element2);
locmax3 = imerode(locmax2, element2);
locmax4 = bwareaopen(locmax3, 20);
%Вычисление маркеров фона
Brighttheresold = im2bw(reconstruct2, graythresh(reconstruct2));
Distance = bwdist(brighttheresold);
%Выполнение сегментации
gradient2 = imimposemin(gradient1, locmax4);
L = watershed(gradient2);
Result = img;
%Визуализация сегментации
result(indilate(L==0, ones(2, 2)) | locmax4)=255;
imshow(result);
toc;
```

Исходный код морфологического метода сегментации:

```
clc;
clear;
tic;
%Предобработка изображения
img = imsharpen(img, 'Radius', 1, 'Amount', 3);
img = medfilt1(img);
sobelY = fspecial('sobel');
sobelX = sobelY';
gradient = imfilter(double(img), sobelY, 'replicate');
gradientX = imfilter(double(img), sobelX, 'replicate');
```

```

brighttheresold = sqrt(gradientX.^2 + gradientY.^2);
threshold = graythresh(img);
brighttheresold = im2bw(img, threshold);
%Расширение (дилатация) изображения
element90 = strel('line', 3, 90);
element0 = strel('line', 3, 0);
dilatation = imdilate(brighttheresold, [element90 element0]);
%Заполнение внутренних пробелов
filling = imfill(dilatation, 'holes');
%Удаление лишних объектов на границе
lightsuppression = imclearborder(filling, 8);
%Сглаживание (эрозия) объектов
elementD = strel('diamond', 2);
erosion = imerode(lightsuppression, elementD);
erosion = imerode(erosion, elementD);
borderallocation = bwperim(erosion);
result = img;
%Визуализация сегментации
result(imdilate(borderallocation, ones(3, 3))) = 15;
imshow(result);
toc;

```

Исходный код метода сегментации на основе графов:

```

clc;
clear;
tic;
%Использование тех-функции для получения C++ файлов
mex MEXFunction.cpp EdgeSet.cpp FunctionsLib.cpp ExtractEdges.cpp
GraphSeg.cpp DisjointSet.cpp
%Предобработка изображения
img = imsharpen(img, 'Radius', 1, 'Amount', 3);
img = medfilt1(img);
sobely = fspecial('sobel');
sobelX = sobely';
gradient = imfilter(double(img), sobely, 'replicate');
gradientX = imfilter(double(img), sobelX, 'replicate');
brighttheresold = sqrt(gradientX.^2 + gradientY.^2);
brighttheresold = im2bw(img, 0.5);
%Выполнение сегментации
GraphSeg_complie
%Визуализация сегментации
[L, contour] = graph_segment(img, 1, 2, 700);
subplot(1, 2, 1), imshow(img), title('original image'); subplot(1, 2,
2), imshow(label2rgb(L)), title('segmented result');
toc;

```

Файл MEXFunction.cpp:

```
//Создание мех-функции для MATLAB
void mexFunction(int n_outs, mxArray *out_args[], const int n_ins,
const mxArray *in_args[])
{
    //Импорт данных
    const double *pImg_in = mxGetPr(in_args[0]);
    const int *pImg_dimension = mxGetDimensions(in_args[0]);
    const int imgWidth = pImg_dimension[1];
    const int imgHeight = pImg_dimension[0];
    const int num_pixels = imgWidth * imgHeight;
    const int num_channels = mxGetNumberOfElements(in_args[0]) /
num_pixels;

    const int neighbor_radius = (int)mxGetScalar(in_args[1]);
    const double threshold = mxGetScalar(in_args[2]);
    const int min_region_size = (int)mxGetScalar(in_args[3]);
    mexPrintf("%d, %d, %d\n", imgWidth, imgHeight, num_channels);

    //Выполнение вычислений
    c_GraphSeg_gray c_GraphSeg_gray_obj(pImg_in, imgWidth, imgHeight,
neighbor_radius, threshold, min_region_size, num_channels);
    c_GraphSeg_gray_obj.segment();

    //Вывод
    out_args[0] = mxCreateDoubleMatrix(imgHeight, imgWidth, mxREAL);
    double *pImg_out = mxGetPr(out_args[0]);
    memcpy(pImg_out, c_GraphSeg_gray_obj.m_pImg_out,
imgHeight*imgWidth*sizeof(double));
}
```

Файл EdgeSet.cpp:

```
//Инициализация набора ребер
c_GraphSeg_gray:c_GraphSeg_gray(const double *p_img_in, const int
imgWidth, const int imgHeight, const int neighbor_radius, const double
threshold, const int min_RegionSize, const int num_channels)
{
    m_pImg_in = p_img_in;
    m_imgWidth = imgWidth;
    m_imgHeight = imgHeight;
    m_num_pixels = m_imgWidth * m_imgHeight;
    m_neighbor_radius = neighbor_radius;
    m_threshold = threshold;
    m_minRegion_size = min_RegionSize;
    m_num_channels = num_channels;
    m_pImg_out = NULL;

    Extract_edges Extract_edges_obj(p_img_in, m_imgHeight,
m_imgWidth, m_neighbor_radius, m_num_channels);
    Extract_edges_obj.find_edges();
    m_num_edges = Extract_edges_obj.m_num_edges;
    m_pEdge_set = new Edge[m_num_edges];
```

```

        sorting_edges(m_pEdge_set, m_num_edges);
    }
    struct Edge
    {
        int a; int b; double w;
    };

    void c_GraphSeg_gray:segment()
    {
        c_GraphSeg c_GraphSeg_obj(m_pEdge_set, m_num_edges, m_imgWidth,
m_imgHeight, m_threshold, m_minRegion_size);
        c_GraphSeg_obj.segment();

        m_pImg_out = new double[m_num_pixels];
    }

```

Файл FunctionsLib.cpp:

//Вычисление расстояния

```

double pixelDistance(const double *p_img, const int p, int q, const
double distance, const double sigma)
{
    double p_intensity, q_intensity, intensity_Distance;
    p_intensity = p_img[p];
    q_intensity = p_img[q];
    intensity_Distance = p_intensity-q_intensity;
    if(intensity_Distance < 0)
    {
        intensity_Distance = -intensity_Distance;
    }
    intensity_Distance *= exp(-(distance-1) / sigma);
    return intensity_Distance;
}

double pixelDistance_3d(const double *p_img, const int p, int q, const
int n_channels, const int num_pixels, const int Img_height, const
double sigma)
{
    int p_x = p/Img_height;
    int p_y = p-p_x*Img_height;

    int q_x = q/Img_height;
    int q_y = q-q_x*Img_height;

    double distance = (p_x-q_x)*(p_x-q_x) + (p_y-q_y)*(p_y-q_y);
    double intensity_distance = 0;
    int i;
    double d;
    for(i=0; i<n_channels; i++)
    {
        d = pixelDistance(p_img+i*num_pixels, p, q, distance, sigma);
        if(d > intensity_distance)
        {
            intensity_distance = d;
        }
    }
}

```

```

    }
    return intensity_distance;
}
double double_abs(const double x)
{
    if(x<0)
    {
        return -x;
    }
    else
    {
        return x;
    }
}
bool edges_compare_func(Edge Edge_obj1, Edge Edge_obj2)
{
    return Edge_obj1.w < Edge_obj2.w;
}
//Сортировка ребер в порядке возрастания длины
void sorting_edges(Edge *pEdges_set, int num_edges)
{
    vector<Edge> edges_vector(pEdges_set, pEdges_set+num_edges);
    sort(edges_vector.begin(), edges_vector.end(),
&edges_compare_func);

    int i;
    for(i=0; i<num_edges; i++)
    {
        pEdges_set[i].a = edges_vector[i].a;
        pEdges_set[i].b = edges_vector[i].b;
        pEdges_set[i].w = edges_vector[i].w;
    }
    edges_vector.clear();
}

```

Файл ExtractEdges.cpp:

```

Extract_edges::Extract_edges(const double *p_img, int img_height, int
img_width, int neighbor_radius, const int num_channels)
{

    m_pImg = p_img;
    m_ImgHeight = img_height;
    m_ImgWidth = img_width;
    m_num_vetex = m_ImgHeight * m_ImgWidth;
    m_num_channels = num_channels;
    m_neighbor_radius = neighbor_radius;
    m_edges = NULL;
    m_num_edges = 0;
}
//Построение графа на изображении
void Extract_edges::find_edges()
{

```

```

    int num_edges_max =
    ((2*m_neighbor_radius+1)*(2*m_neighbor_radius+1)-1)*m_num_vetex;
    m_edges = new Edge[num_edges_max];
    assert(m_edges);

    int x, y, nx_idx, ny_idx, nx, ny, p, q;
    //Для каждого пикселя p на изображении
    for(x=0; x<m_ImgWidth; x++)
    {
        for(y=0; y<m_ImgHeight; y++)
        {
            p=y+m_ImgHeight*x;
            //Для каждого соседнего пикселя q в p
            for(nx_idx=-m_neighbor_radius; nx_idx<=m_neighbor_radius;
nx_idx++)
            {
                for(ny_idx=-m_neighbor_radius;
ny_idx<=m_neighbor_radius; ny_idx++)
                {
                    nx=x+nx_idx;
                    ny=y+ny_idx;
                    q=ny+m_ImgHeight*nx;
                    if( InRange(nx, ny, m_ImgWidth, m_ImgHeight) )
                    {
                        if(q==p) continue;
                        m_edges[m_num_edges].a = p;
                        m_edges[m_num_edges].b = q;
                        m_edges[m_num_edges].w =
pixelDistance_3d(m_pImg, p, q, m_num_channels, m_num_vetex);
                        m_num_edges++;
                    }
                }
            }
        }
    }
}

```

Файл GraphSeg.cpp:

```

c_GraphSeg::c_GraphSeg(const Edge *pEdge_set, const int num_edges, const
int imgWidth, const int imgHeight, const double threshold, const int
min_RegionSize)
{
    m_num_edges = num_edges;
    m_imgWidth = imgWidth;
    m_imgHeight = imgHeight;
    m_num_pixels = imgWidth * imgHeight;
    m_threshold = threshold;
    m_minRegion_size = min_RegionSize;

    //Инициализация порога (threshold) области
    m_pThreshold = new double[m_num_pixels];
    m_pSize = new double[m_num_pixels];
    m_pImg_out = new double[m_num_pixels];
}

```

```

int i;
for(i = 0; i < m_num_pixels; i++)
{
    m_pThreshold[i] = m_threshold;
    m_pSize[i] = 1;
    m_pImg_out[i] = 0;
}
}
void c_GraphSeg:merge()
{
    Disjoint_set Disjoint_set(m_num_pixels);
    int pixel_a, pixel_b;
    int region_a, region_b, parent_region;
    double edge_weight;
    int i;
    //Пробежка по ребрам в порядке возрастания длин и просмотр концов
    ребра e = (a, b)
    for(i = 0; i < m_num_edges; i++)
    {
        pixel_a = m_pEdge_set[i].a;
        pixel_b = m_pEdge_set[i].b;
        edge_weight = m_pEdge_set[i].w;

        region_a = Disjoint_set.find(pixel_a);
        region_b = Disjoint_set.find(pixel_b);
        //Если вершины a и b принадлежат разным подмножествам, их
        необходимо объединить, т. е. найдено ребро меньшей длины
        if(region_a != region_b &&
            edge_weight < m_pThreshold[region_a] &&
            edge_weight < m_pThreshold[region_b])
        {
            parent_region = Disjoint_set.joint(pixel_a, pixel_b);
            m_pSize[parent_region] = m_pSize[region_a] +
m_pSize[region_b];
            m_pThreshold[parent_region] = edge_weight +
m_threshold/double(m_pSize[parent_region]);
        }
    }
}
void c_GraphSeg:segment()
{
    merge();
}

```

Файл DisjointSet.cpp:

```

Disjoint_set:Disjoint_set(int num_elts)
{
    m_elts = new disjoint_elt[num_elts];
    int i;
    for(i = 0; i < num_elts; i++)
    {
        m_elts[i].m_depth = 0;
        m_elts[i].m_p = i;
    }
}

```

```

    }
}
//Поиск сегмента некоторого пикселя «x»
int Disjoint_set:find(int x)
{
    int RegionId = x;
    int next;
    //Вверх, поиск RegionId
    while(RegionId != m_elts[RegionId].m_p )
    {
        RegionId = m_elts[RegionId].m_p;
    }
    //Вниз, пометить всю область как «RegionId»
    while(m_elts[x].m_p != RegionId)
    {
        next = m_elts[x].m_p;
        m_elts[x].m_p = RegionId;
        x = next;
    }

    return RegionId;
}
//Объединение сегментов
int Disjoint_set:joint(int x_elt, int y_elt)
{
    int x = find(x_elt);
    int y = find(y_elt);
    if(x == y)
    {
        return -1;
    }
    if(m_elts[x].m_depth > m_elts[y].m_depth)
    {
        m_elts[y].m_p = x;
        return x;
    }
    else if(m_elts[y].m_depth > m_elts[x].m_depth)
    {
        m_elts[x].m_p = y;
        return y;
    }
    else
    {
        m_elts[y].m_p = x;
        m_elts[x].m_depth++;
        return x;
    }
}
}

```