

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации  
Федеральное государственное автономное образовательное  
учреждение высшего образования  
«КАЗАНСКИЙ (ПРИВОЛЖСКИЙ) ФЕДЕРАЛЬНЫЙ УНИВЕРСИТЕТ»

ИНСТИТУТ ФИЗИКИ

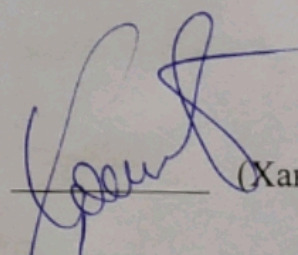
КАФЕДРА МЕДИЦИНСКОЙ ФИЗИКИ

Направление: 03.04.02 Физика  
Профиль: Медицинская физика

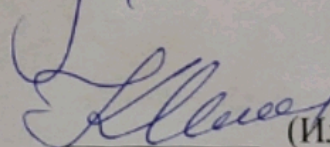
МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

**ОПТИМИЗАЦИЯ ОПРЕДЕЛЕНИЯ РАЗМЕРОВ ПОЗВОНКОВ И  
РАССТОЯНИЯ МЕЖДУ НИМИ ИЗ МАГНИТНО-  
РЕЗОНАНСНЫХ ТОМОГРАФИЧЕСКИХ ИЗБРАЖЕНИЙ**

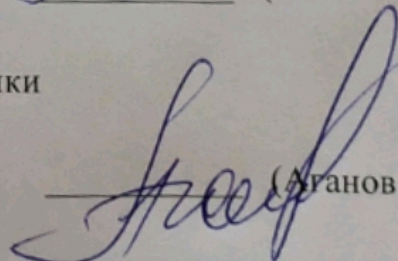
Студент 2 курса группы 06-919  
«17» июня 2021 г.

  
\_\_\_\_\_ (Хакимов К.О.)

Научный руководитель  
д.ф.-м.н. профессор  
«17» июня 2021 г.

  
\_\_\_\_\_ (Ильясов К.А.)

Заведующий кафедрой медицинской физики  
д.х.н., профессор  
«17» июня 2021 г.

  
\_\_\_\_\_ (Арфанов А.В.)

Казань-2021

<b>Оглавление</b>	
<b>Введение</b> .....	3
<b>1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ</b> .....	4
<b>1.1. Магнитно-резонансная томография (МРТ)</b> .....	4
<b>1.1.1. Алгоритм МРТ измерений</b> .....	4
<b>1.1.2 Методика проведения</b> .....	6
<b>1.2 О формате «Цифровые изображения и коммуникации в медицине» (Digital Imaging and Communications in Medicine – DICOM)</b> .....	8
<b>2. ОБЗОР АЛГОРИТМОВ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ</b> .....	14
<b>2.1 Пороговая сегментация</b> .....	15
<b>2.2 Сегментация регионального роста</b> .....	16
<b>2.3 Сегментация обнаружения краев</b> .....	17
<b>2.3.1 Оператор Собеля</b> .....	18
<b>2.3.2 Оператор Лапласа</b> .....	19
<b>2.4 Сегментация на основе кластеризации</b> .....	21
<b>2.5 Сегментация на основе обучения со слабым учителем</b> .....	22
<b>3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ</b> .....	24
<b>Заключение</b> .....	35
<b>Научная деятельность</b> .....	36
<b>Благодарность</b> .....	37
<b>Список литературы</b> .....	38

## Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) – относительно новый метод лучевой диагностики, который получил широкое распространение в практической медицине. МР-томография выявляет огромное количество заболеваний головного мозга, позвоночника, мягких тканей, органов, сосудов и суставов. На сегодняшний день магнитно-резонансное сканирование входит в число эффективных и статистически достоверных методов диагностики, и его высокую эффективность уже оценило все мировое медицинское сообщество.

МРТ позвоночника — это исследование позвоночного столба и окружающих его тканей. МРТ позвоночника дает возможность получить подробные сведения о состоянии костных и мягких тканей позвоночника, сделать четкие изображения позвонков и пространства между ними, межпозвоночных дисков и спинного мозга.

Целью работы состояла в оптимизация определения размеров позвонков и расстояния между ними из данных МРТ измерений.

Соответствии с данной целью были поставлены задачи:

- произвести сегментацию анатомических структур на МРТ изображениях позвоночника
- для минимизации субъективных факторов максимально автоматизировать расчёт размеров позвонков и расстояний между их центрами
- оценить вариабельность размеров позвонков и расстояний между центрами позвонков в зависимости от аппаратурных особенностей различных МРТ аппаратов.

# 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

## 1.1. Магнитно-резонансная томография (МРТ)

МРТ – это не инвазивная технология визуализации, помогающая получать внутренние изображения тела человека и животных [1]. МРТ является важным инструментом в обнаружении заболеваний, диагностике и мониторинге лечения, поскольку позволяет получать трехмерное подробное анатомическое изображение без использования вредного излучения. Медицинская МРТ проводится в основном на ядрах водорода и чувствительна к состоянию тканей живых организмов. Можно получать очень подробные изображения мягких тканей, таких как внутренние органы, мышцы и мозг. МРТ очень гибкий метод и позволяет измерить не только структуру, но и функцию в живых системах.

### 1.1.1. Алгоритм МРТ измерений

Основная идея МРТ состоит в том, чтобы получить изображение за счет пространственной локализации сигнала с помощью градиентов. Блок-схема представлена ниже. Сигнал в каждом вокселе зависит от  $\rho$ , плотность протонов, значений  $T_1$  и  $T_2$ , напряженности постоянного магнитного поля и в общем случае и от химического сдвига. Для получения сигнала могут использоваться различные импульсные последовательности, состоящие из определенной последовательности радиочастотных и градиентных импульсов. Импульсные последовательности могут быть описаны с помощью уравнений Блоха. Моделирование импульсной последовательности может быть формализовано, как например, представлено на рисунке 1, воспроизводимому из работы [2].

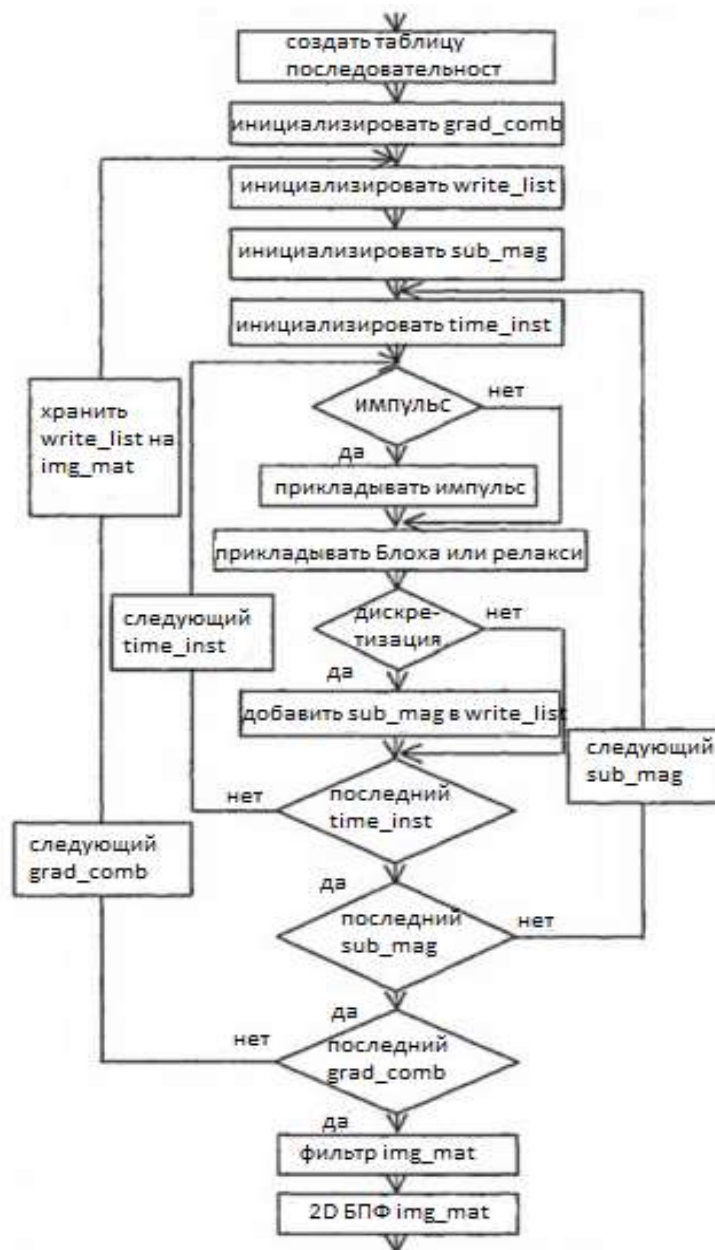


Рисунок 1 – Блок-схема алгоритма моделирования МРТ [2]

На рисунке 1 приведены переменные: `grad_comb` – это индекс текущей настройки градиента, `write_list` – содержит сумму перемагничивание для текущего `grad_comb`, `sub_mag` и `time_inst` – это индексы текущего перемагничивание и текущего момента времени, соответственно, а `img_mat` – это матрица, содержащая необработанные данные [2].

## 1.1.2 Методика проведения

Процесс МРТ можно в общих чертах разбить на следующих четыре этапа, [3]:

1. Подготовка
2. Возбуждение
3. Пространственное кодирование и реконструкция МРТ изображения
4. Применение МРТ.

### *Подготовка*

Человеческое тело более чем на 60% состоит из молекул воды ( $H_2O$ ), поэтому содержит много атомов водорода. Атомы водорода также присутствуют в некоторых других соединениях человеческого тела.

Под действием постоянного магнитного поля  $B_0$  возникает прецессия ядер водорода. Частота прецессии [5] зависит от  $B_0$  как

$$\omega = (\gamma) * B_0 \quad (1)$$

где,  $\omega$  – ларморовская частота в МГц,  $\gamma$  - гиромагнитное отношение в МГц / Т.  $B_0$  - главное магнитное поле в Т.

### *Возбуждение*

Для получения изображения используются радиочастотные импульсы. Если частота с РЧ-импульса совпадает с частотой Лармора, то для такого РЧ-импульса возникает эффект резонанса.

По воздействию радиочастотного излучения на ларморовской частоте, результирующая намагниченность начинает поворачиваться и через определенное время повернется на  $90^\circ$  от продольного положения и

будет лежать в поперечной плоскости X-Y и тогда будет наблюдаться сигнал [7].

Время действия и амплитуда радиочастотного импульса должны быть такими, чтобы направление результирующей намагниченности составляло  $90^\circ$  к  $B_0$ . Такая поперечная намагниченность вызывает индукцию электрического тока и может регистрироваться сигнал ядерного магнитного резонанса (ЯМР). Потеря когерентности спиновой системы ослабляет сигнал ЯМР с постоянной времени, временем поперечной релаксации  $T_2$ . Последовательно NMV медленно релаксирует к своему положению равновесия, параллельному  $B_0$ , с постоянным временем релаксации  $T_1$ . Различие в МР обусловлено тем, что значения  $T_1$ ,  $T_2$  для разных тканей различны [8].

### ***Пространственное кодирование***

Пространственное кодирование выполняется с использованием переменного градиента магнитного поля (изменяется линейно в зависимости от пространственного положения), поскольку резонансная частота атомов водорода зависит от результирующего магнитного поля. Градиентные катушки быстро включаются и выключаются для создания переменного магнитного поля, которое вызывает вибрацию и громкий шум во время процесса сбора данных.

Реконструкция МРТ изображения в большинстве случаев производится с использованием Фурье-преобразования данных измеренных во временной области.

### ***Применение МРТ***

1. МРТ –важный инструмент в радиологии, используемый для формирования изображений анатомии и физиологических процессов нашего тела [9].

2. МРТ позволяет обнаруживать инфекцию в различных органах.
3. МРТ выявляет различные дегенеративные заболевания.
4. МРТ играет важную роль в обнаружении инсультов, опухолей и химического дисбаланса в организме.
5. МРТ помогает выявлять различные виды нарушений опорно-двигательного аппарата.
6. МРТ также помогает в выявлении аномалий в центральной нервной системе, в частности особенно в задней ямке и стволе головного мозга МРТ выявляет патологии лучше, чем компьютерная томография [10].

## **1.2 О формате «Цифровые изображения и коммуникации в медицине» (Digital Imaging and Communications in Medicine – DICOM)**

Стандарт DICOM полезен для интеграции всего современного оборудования для обработки изображений, аксессуаров, сетевых серверов, рабочих станций, принтеров, а также систем архивации изображений и связи (PACS), которые могли быть установлены несколькими производителями. [11] Благодаря простоте интеграции и непрерывному развитию, этот стандарт связи с годами достиг почти универсального уровня признания среди поставщиков радиологического оборудования.

Файл изображения DICOM является результатом стандарта Digital Imaging and Communications in Medicine. В частности, файлы изображений, совместимые с частью 10 стандарта DICOM, обычно называются «файлами формата DICOM» или просто «файлами DICOM» и представляются как «.dcm». [12].

Есть несколько ситуаций, когда файлы DICOM находят применение в радиологической практике. Один из распространенных примеров этого - когда

информация радиологического исследования экспортируется на автономный носитель, такой как компакт-диск (CD), для удобной транспортировки или архивирования. Такой компакт-диск обычно содержит несколько файлов изображений DICOM, а также другие файлы, необходимые для отображения этих изображений. Несмотря на то, что конкретная архитектура папки варьируется от поставщика к поставщику, компакт-диски обычно содержат файл автозапуска, средство просмотра DICOM, каталог DICOM (DICOMDIR) и папку, содержащую изображения DICOM.

Недостатком является то, что в отличие от других форматов файлов изображений, таких как файлы JPEG или TIFF, отдельные файлы DICOM не распознаются Windows как файлы изображений. В результате невозможно просмотреть содержимое изображения, просто дважды щелкнув по нему. [13]

Для просмотра этих изображений на компьютерах, когда проприетарная программа просмотра не поставляется с системой, необходим дополнительный программный пакет, называемый «DICOM browser», который будет интерпретировать информацию о файле и отображать ее как изображение. Список бесплатных браузеров DICOM может быть легко найден, например от был опубликован в [14].

DICOM отличается от других форматов изображений тем, что группирует информацию в наборы данных. Файл DICOM состоит из наборов данных заголовка и изображения, упакованных в один файл.

Первые несколько пакетов информации в файле изображения DICOM составляют «заголовок». Он хранит демографическую информацию о пациенте, параметры получения для исследования изображений, размеры изображения, размер матрицы, цветовое пространство и множество дополнительной информации, необходимой компьютеру для правильного отображения изображения. За заголовком следует единственный атрибут (7FE0), который содержит все данные интенсивности пикселей для изображения. Эти данные хранятся в виде длинных серий нулей и единиц, которые можно реконструировать как изображение, используя информацию из заголовка. Этот

атрибут может содержать информацию об одном изображении, нескольких кадрах исследования, в зависимости от модальности, с помощью которой было создано изображение.

Информация о данных заголовка закодирована в файле DICOM, поэтому ее нельзя случайно отделить от данных изображения. Если заголовок отделен от данных изображения, компьютер не будет знать, какое визуализационное исследование было выполнено или кому оно принадлежит, и он не сможет правильно отобразить изображение, что приведет к потенциальной судебно-медицинской ситуации.

Информация в заголовке организована в виде постоянной и стандартизированной серии тегов. Эти теги организованы в группы элементов данных. Например, группа «0010» содержит информацию о пациенте и имеет длину 92 бита. Он содержит имя пациента в теге «0010–0010», идентификационный номер пациента в теге «0010–0020», дату рождения в теге «0010–0030» и так далее. Точно так же группа «0018» содержит информацию о захвате. Он имеет длину 482 бита и содержит несколько элементов, передающих параметры получения МРТ. Группа «0028» кодирует представление изображения и отвечает за отображение изображения на мониторе.

Анализ заголовка DICOM также может дать ценную информацию о самом исследовании изображений. Например, если рентгенолог обнаруживает МРТ-изображение хорошего качества и хочет воспроизвести последовательность импульсов МРТ на своем МРТ – сканере, он может легко получить доступ ко всем соответствующим параметрам из заголовка DICOM.

Существует несколько свободно доступных программных пакетов, которые можно использовать для извлечения информации из заголовка DICOM. DicomWorks – популярная программа просмотра DICOM, которая может просматривать информацию заголовка. Другие примеры программного обеспечения, которое можно использовать для изучения содержимого заголовка, включают ImageJ и XnView.

Общие теги, указывающие личность пациента, включают имя пациента, возраст, пол, дату рождения, идентификационный номер больницы, этническую группу, род занятий, лечащего врача, название учреждения, дату исследования и уникальные идентификаторы (UID) DICOM. Как описано ранее, такая демографическая информация о пациенте и множество другой информации об исследовании визуализации кодируются в заголовке изображения. Данные могут отображаться или не отображаться на экране, но информация может быть извлечена из заголовка любым, у кого есть доступ к файлу DICOM. Несколько образовательных ресурсов, использующих файлы DICOM, доступны для студентов-радиологов в интернете. Создание и доступ к таким электронным обучающим файлам часто связано с передачей данных DICOM через Интернет. В интересах конфиденциальности пациента вся информация, идентифицирующая пациента, должна быть удалена из заголовка DICOM, когда файл DICOM загружается для таких целей.

Когда изображения используются в презентациях, учебных файлах или публикациях, важно соблюдать конфиденциальность пациента. Простой и легкий способ обеспечить это - преобразовать и экспортировать файл DICOM в другие форматы изображений, такие как JPEG или TIFF. Информация заголовка теряется, и идентификация пациента не может быть получена из результирующего изображения. Другой метод - «анонимизация», при котором вся информация о пациенте удаляется из заголовка DICOM. [13] Это достигается с помощью программного обеспечения, такого как DicomWorks, ImageJ и FP Image. В частности, все теги, содержащиеся в группах «0008» (информация об исследовании) и «0010» (информация о пациенте) заголовка DICOM, должны быть удалены и заменены при анонимности.

Хотя изображения DICOM нашли широкое распространение в медицинской практике, у них есть два недостатка: размер файлов велик и для их просмотра на персональных компьютерах требуется специальное программное обеспечение. За пределами отделения радиологии большинство персональных компьютеров работают под управлением операционной системы

Windows, которая не распознает файловую структуру DICOM. Таким образом, для включения изображений в презентации PowerPoint, для создания обучающих файлов или для публикации на веб-страницах изображения DICOM необходимо преобразовать в форматы изображений, которые могут распознаваться Windows.

Описано более сотни форматов хранения изображений, большинство из которых являются собственными. [11] Наиболее популярными форматами, используемыми в повседневной практике, являются форматы JPEG, JPEG 2000, TIFF, GIF и PNG. В отличие от изображений DICOM, изображения, сохраненные в этих форматах, можно просматривать на любом персональном компьютере без необходимости использования специальных программ для просмотра. Их можно легко включить в презентации и веб-страницы. Файлы изображений, сохраненные в этих форматах, лишены объемной информации заголовка и обычно содержат 8-битную информацию. Таким образом, эти файлы требуют меньше места для хранения и требуют меньше ресурсов для передачи по сети или через Интернет. Один большой недостаток этих форматов файлов по сравнению с DICOM заключается в том, что они содержат определяемый пользователем уровень окна и ширину окна, которые устанавливаются во время создания изображения [12]. Следовательно, нельзя отрегулировать контраст между структурами в изображении и выполнить постобработку этих изображений.

JPEG (Joint Photographic Experts Group): формат JPEG является наиболее популярным форматом и может быть прочитан на всех компьютерных платформах. Поскольку файлы JPEG имеют небольшой размер и чрезвычайно портативны, они являются предпочтительным форматом при передаче изображений через Интернет. Преимущество формата JPEG состоит в том, что он упрощает использование сжатия для уменьшения размера файла. Обычно наименее заметные биты информации удаляются сложными математическими алгоритмами, поэтому изображение представляется с меньшим количеством информации. При сохранении в формате JPEG доступны параметры для выбора

степени сжатия, которое можно применить. Чем сильнее сжат файл (сжатие с потерями), тем больше информации об исходном изображении теряется; такое изображение не будет хорошо смотреться при воспроизведении. Меньшие степени сжатия (сжатие без потерь) сохраняют высокое качество изображения, но это достигается за счет большого размера файла.

TIFF (формат файла изображения с тегами): формат TIFF универсален и поддерживает полный диапазон размеров изображений, разрешений и глубины цвета. Поскольку изображения TIFF сохраняются без сжатия или со схемой сжатия без потерь, они сохраняют исходное качество изображения и часто имеют большой размер. [13] Формат TIFF предпочтителен там, где требуется высокое качество изображения, например, когда изображение содержит иллюстрации и линейные диаграммы.

GIF (формат обмена графикой): GIF – это старый формат файла, совместимый со старыми версиями интернет-браузеров и другого программного обеспечения. Основным преимуществом этого формата является возможность сохранять анимацию. Он может хранить только ограниченное количество информации о цвете и становится все более непопулярным как формат для хранения цифровых изображений.

PNG (переносимая сетевая графика): формат файла PNG был разработан, чтобы превзойти и в конечном итоге заменить формат GIF. Он лучше совместим с браузером и поддерживает большую глубину цвета, чем формат GIF. Его сжатие без потерь обеспечивает лучшее качество изображения, хотя и за счет больших размеров файлов [13].

## 2. ОБЗОР АЛГОРИТМОВ СЕГМЕНТАЦИИ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Изображение – это способ передачи информации, а изображение содержит много полезной информации. Понимание изображения и извлечение информации из изображения для выполнения некоторых работ является важной областью применения в технологии цифровых изображений, и первым шагом в понимании изображения является сегментация изображения. На практике его часто интересуют не все части изображения, а только некоторые определенные области, которые имеют одинаковые характеристики. Сегментация изображений – одна из горячих точек в обработке изображений и компьютерном зрении. Это также важная основа для распознавания образов. Он основан на определенных критериях, чтобы разделить входное изображение на несколько одинаковых по природе категорий, чтобы выделить область, которая интересует людей. И это основа для анализа изображения и понимания извлечения и распознавания признаков изображения.

Существует множество широко используемых алгоритмов сегментации изображений. В основном используются следующие пять алгоритмов простого анализа. Первый – это метод пороговой сегментации. Пороговая сегментация – один из наиболее часто используемых методов сегментации в алгоритмах сегментации на основе регионов [15]. Его суть состоит в том, чтобы автоматически определять оптимальный порог по определенному критерию и использовать эти пиксели в соответствии с уровнем серого для достижения кластеризации. Далее следует региональная сегментация роста. Основная идея алгоритма регионального роста состоит в том, чтобы объединить пиксели со схожими свойствами для формирования области, то есть для каждой области, которая должна быть сначала разделена, чтобы найти начальный пиксель в качестве точки роста, а затем объединить окружающее соседство с аналогичными свойствами. пикселя в своей области. Затем используется метод

сегментации с обнаружением краев. Алгоритм сегментации обнаружения края относится к использованию различных областей серого пикселя или области обнаружения неоднородности цвета края для достижения сегментации изображения [16]. Далее идет сегментация на основе кластеризации. Алгоритм, основанный на кластеризации, основан на сходстве между вещами в качестве критерия разделения на классы, то есть он разделен на несколько подклассов в соответствии с внутренней структурой набора образцов, чтобы образцы одного и того же типа были максимально похожи, а разные не настолько похожи, насколько это возможно [17]. Последний – это сегментация, основанная на обучении со слабым учителем. Он относится к проблеме присвоения семантической метки каждому пикселю изображения и состоит из трех частей.

- 1) выбирается изображение, которое содержит какие объекты.
- 2) задается граница объекта.
- 3) Область объекта на изображении отмечают частичным пикселем [18].

В настоящее время, исходя из международного метода сегментации изображений, конкретные процессы сегментации очень разнообразны и сложны, и не существует признанного единого стандарта. Обсуждаются и сравниваются четыре вышеупомянутых метода, а также изучаются недостатки, чтобы анализировать лучшие решения и делать прогнозы на будущее.

## **2.1 Пороговая сегментация**

Пороговая сегментация – это простейший метод сегментации изображений, а также один из наиболее распространенных методов параллельной сегментации. Это общий алгоритм сегментации, который напрямую разделяет обработку информации о шкале серого изображения на основе значения серого для различных целей. Пороговую сегментацию можно разделить на метод локального порога и метод глобального порога. Метод глобального порога делит изображение на две области: цель и фон с помощью одного порога [19]. Метод локального порога должен выбрать несколько

пороговых значений сегментации и разделить изображение на несколько целевых областей и фонов с помощью нескольких пороговых значений.

Наиболее часто используемый алгоритм пороговой сегментации - это метод наибольшей межклассовой дисперсии, который выбирает глобально оптимальный порог путем максимизации дисперсии между классами. В дополнение к этому, существуют метод пороговой сегментации на основе энтропии, метод минимальной ошибки, метод матрицы совместной встречаемости, метод сохранения момента, простой статистический метод, метод вероятностной релаксации, метод нечетких множеств и пороговые методы в сочетании с другими методами [20].

Преимущество порогового метода состоит в том, что расчет прост и скорость работы выше. В частности, когда цель и фон имеют высокий контраст, может быть получен эффект сегментации. Недостатком является то, что трудно получить точные результаты для задач сегментации изображения, когда нет значительной разницы в шкале серого или большого перекрытия значений шкалы серого в изображении. Поскольку он учитывает только информацию о сером в изображении без учета пространственной информации изображения, он чувствителен к шуму и неравномерности оттенков серого, что часто приводит к его объединению с другими методами [21].

## **2.2 Сегментация регионального роста**

Метод регионального роста представляет собой типичный алгоритм сегментации последовательной области, и его основная идея состоит в том, чтобы иметь одинаковые свойства пикселей вместе, чтобы сформировать область [22]. Для этого метода требуется сначала выбрать начальный пиксель, а затем объединить похожие пиксели вокруг начального пикселя в область, где расположен начальный пиксель. На рисунке 2 показан пример известной точки посева для выращивания региона. Рисунок 2 (а) показывает необходимость разделения изображения. Известны два начальных пикселя (отмечены серыми

квадратами), которые подготовлены для регионального роста. Используемый здесь критерий состоит в том, что если абсолютное значение разницы значений серого между пикселем и начальным пикселем считается меньше определенного порогового значения  $T$ , пиксель включается в область, где расположен начальный пиксель. На рисунке 2 (b) показаны результаты регионального роста при  $T = 3$ , и весь график хорошо разделен на два региона. На рисунке 2 (c) показаны результаты роста области при  $T = 6$ , и весь график находится в области. Таким образом, выбор порога очень важен [23].

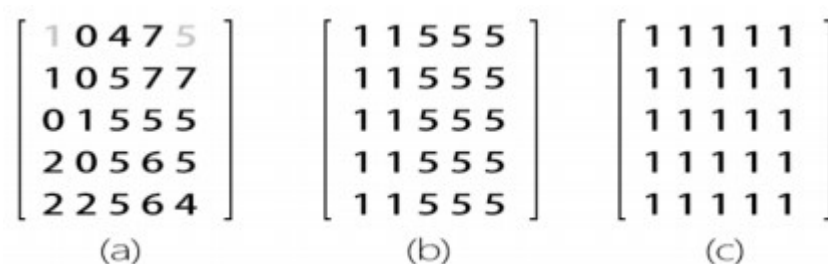


Рисунок 2 – Примеры регионального роста сегментации

Преимущество регионального роста заключается в том, что он обычно разделяет связанные регионы с одинаковыми характеристиками и обеспечивает хорошую информацию о границах и результаты сегментации. Идея регионального роста проста и требует всего нескольких начальных точек. И критерии роста в процессе выращивания можно свободно указывать. Наконец, он может выбрать несколько критериев одновременно. Недостаток - большие вычислительные затраты [24]. Кроме того, шум и неравномерность оттенков серого могут привести к появлению пустот и чрезмерному разделению. Последнее - эффект тени на изображении часто бывает не очень хорошим [25].

### 2.3 Сегментация обнаружения краев

Край объекта имеет вид прерывистых локальных особенностей изображения, то есть наиболее значительная часть изображения изменяется в

локальной яркости, например, значение мутации серого, изменение цвета, изменения текстуры и т.д. [26]. Использование неоднородностей для обнаружения края, чтобы достичь цели сегментации изображения.

Между двумя соседними областями с разными значениями серого на изображении всегда есть серый край, и есть случай, когда значение серого не является непрерывным. Этот разрыв часто можно обнаружить с помощью производных операций, а производные можно вычислить с помощью дифференциальных операторов [27]. Параллельное обнаружение краев часто выполняется с помощью дифференциального оператора в пространственной области для сегментации изображения путем свертывания его шаблона и изображения. Параллельное обнаружение краев обычно используется как метод предварительной обработки изображения. Широко распространены дифференциальные операторы первого порядка: оператор Прюитта, оператор Робертса и оператор Собеля [28]. Дифференциальный оператор второго порядка имеет нелинейные операторы, такие как лапласиан, оператор Кирша и оператор Уоллиса.

### **2.3.1 Оператор Собеля**

Оператор Собеля в основном используется для обнаружения границ, и технически это дискретный дифференциальный оператор, используемый для вычисления приближения градиента функции яркости изображения. Оператор Собеля - это оператор обнаружения края, основанный на первой производной. В результате оператор во введении аналогичной локальной средней операции, поэтому шум имеет плавный эффект и может эффективно устранить влияние шума. Влияние оператора Собеля на положение пикселя взвешено, что лучше, чем у оператора Прюитта и оператора Робертса.

Оператор Собеля состоит из двух наборов матриц  $3 \times 3$ , которые являются поперечными и продольными шаблонами и нанесены на плоскость изображения, соответственно, для получения разницы между горизонтальной и

продольной разницей. На практике для определения краев изображения используются следующие два шаблона.

$$G_x = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 1 \\ -2 & 0 & 2 \\ -1 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Обнаружить горизонтальный край (поперечный шаблон)

$$G_x = \begin{bmatrix} 1 & 2 & 1 \\ 0 & 0 & 0 \\ -1 & -2 & -1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Обнаружить вертикальный край (продольный шаблон)

Аппроксимации горизонтального и вертикального градиента каждого пикселя изображения можно комбинировать, чтобы вычислить размер градиента, используя следующую формулу:

$$G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2} \quad (4)$$

Затем градиент можно рассчитать по следующей формуле:

$$\theta = \arctan\left(\frac{G_y}{G_x}\right) \quad (5)$$

В приведенном выше примере, если указанный выше угол  $\theta$  равен нулю, то есть изображение имеет продольный край, и левый край темнее правого.

### 2.3.2 Оператор Лапласа

Оператор Лапласа - изотропный оператор, дифференциальный оператор второго порядка. Это более уместно, когда речь идет только о положении края, независимо от разницы в оттенках серого в пикселях вокруг него [29]. Реакция

оператора Лапласа на изолированные пиксели сильнее, чем на краю или линии, и поэтому применима только к изображениям без шума. При наличии шума лапласовский оператор должен выполнить фильтрацию нижних частот перед обнаружением края. Следовательно, обычный алгоритм сегментации объединяет оператор Лапласа с оператором сглаживания для создания нового шаблона.

Оператор Лапласа также является простейшим изотропным дифференциальным оператором с вращательной инвариантностью. Преобразование Лапласа функции двумерного изображения представляет собой изотропную вторую производную, которая больше подходит для обработки цифровых изображений, а оператор вытягивания выражается в дискретной форме:

$$\nabla^2 f = \frac{\partial^2 f}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f}{\partial y^2} \quad (6)$$

Кроме того, оператор Лапласа также может быть выражен в форме шаблона.

$$\begin{bmatrix} 0 & 1 & 0 \\ 1 & -4 & 1 \\ 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \quad (7)$$

Дискретный лапласовский шаблон

$$\begin{bmatrix} 1 & 1 & 1 \\ 1 & -8 & 1 \\ 1 & 1 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

Расширенный шаблон

Оператор Лапласа используется для улучшения эффекта размытия из-за эффекта размытия, поскольку он соответствует модели спуска. Эффект диффузии часто возникает в процессе визуализации.

## 2.4 Сегментация на основе кластеризации

Нет общей теории сегментации изображений. Однако с появлением множества новых теорий и методов в различных дисциплинах появилось множество методов сегментации изображений в сочетании с некоторыми конкретными теориями и методами. Так называемый класс относится к набору похожих элементов. Кластеризация осуществляется в соответствии с определенными требованиями и законами классификации вещей в процессе. Метод кластеризации пространства признаков используется для сегментации пикселей в пространстве изображения с соответствующими точками пространства признаков. В соответствии с их агрегацией в пространстве признаков пространство признаков сегментируется, а затем они сопоставляются с исходным пространством изображений для получения результата сегментации.

K- средних – один из наиболее часто используемых алгоритмов кластеризации. Основная идея K-средних состоит в том, чтобы собрать образцы в различные кластеры в зависимости от расстояния. Чем ближе две точки, тем ближе они к получению компактных и независимых кластеров в качестве целей кластеризации [30]. Процесс внедрения K- средних выражается следующим образом:

- 1) Случайным образом выбрать K начальных центров кластеризации;
- 2) Рассчитайте расстояние от каждой выборки до центра каждого кластера и верните каждую выборку в ближайший центр кластеризации;
- 3) Для каждого кластера со средним значением всех выборок как кластером новых центров кластеризации;
- 4) Повторяйте шаги с (2) по (3) до тех пор, пока центр кластера не перестанет меняться или не достигнет установленного количества итераций [31].

Преимущество алгоритма кластеризации K-средних состоит в том, что алгоритм быстрый и простой, а также он очень эффективен и масштабируется

для больших наборов данных. Его временная сложность близка к линейной и подходит для добычи крупномасштабных наборов данных. Недостатком K-средних является то, что его число кластеризации K не имеет явных критериев выбора и его трудно оценить [32]. Во-вторых, из структуры алгоритма K-средних можно увидеть, что каждая итерация алгоритма проходит через все выборки, поэтому время алгоритма очень дорого. Наконец, алгоритм K-средних представляет собой метод разбиения на основе расстояний [33]. Это применимо только к выпуклому набору данных и не подходит для кластеризации невыпуклых кластеров.

## **2.5 Сегментация на основе обучения со слабым учителем**

В последние годы глубокое обучение было связано с классификацией изображений, обнаружением, сегментацией, генерацией изображений с высоким разрешением и многими другими областями, которые дали прорывные результаты [34]. В аспекте сегментации изображений предлагается более эффективный в этой области алгоритм, который представляет собой слабо- и полу- управляемое обучение для семантической сегментации изображений. Джордж Папандреу из Google и Лян-Чи Чен из Калифорнийского университета в Лос-Анджелесе изучили использование ограничивающего прямоугольника и меток уровня изображения в качестве обучающих данных разметки на основе DeepLab и использовали алгоритм ожидаемой максимизации (EM) для оценки немаркированного класса пикселей и параметров. Метод DeepLab разделен на два этапа, на первом этапе по-прежнему используется FCN для получения грубой карты оценок и интерполяции до исходного размера изображения, а затем на втором этапе началось заимствование полностью подключенного CRF из FCN для получения подробных сведений уточнение сегментации.

Для данных с тегами уровня изображения мы можем наблюдать значение  $x$  пикселя изображения и метку  $z$  уровня изображения, но не знаем метку  $u$  для

каждого пикселя, поэтому  $y$  обрабатывается как скрытая переменная. Используйте следующий режим графа вероятностей:

$$P(x, y, z; \theta) = P(x) \left( \prod_{m=1}^M P(y_m | x; \theta) \right) P(z | y) \quad (9)$$

Используйте алгоритм EM для оценки  $\theta$  и  $y$ . Шаг E фиксирован  $\theta$  у ожидаем значения  $y$ , а шаг M фиксирован  $y$  с использованием SGD для вычисления  $\theta$ .

Для обучающего изображения, которое имеет отметку ограничивающего прямоугольника, метод использует CRF для автоматической сегментации обучающего изображения, а затем выполняет полный контроль на основе сегментации. Эксперименты показывают, что простое использование уровня изображения метки для получения эффекта сегментации плохо, но использование обучающих данных ограничивающего прямоугольника может дать лучшие результаты.

### 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

В качестве используемых данных, были выбраны МРТ-снимки поясничного отдела спины. Эти снимки получены на трех разных МРТ-аппаратах (3Т Verio, 1.5Т Avanto, 1.5Т Symphony), от четырех пациентов (рисунок 3). Данные представлены в формате DICOM и полностью анонимизированы.

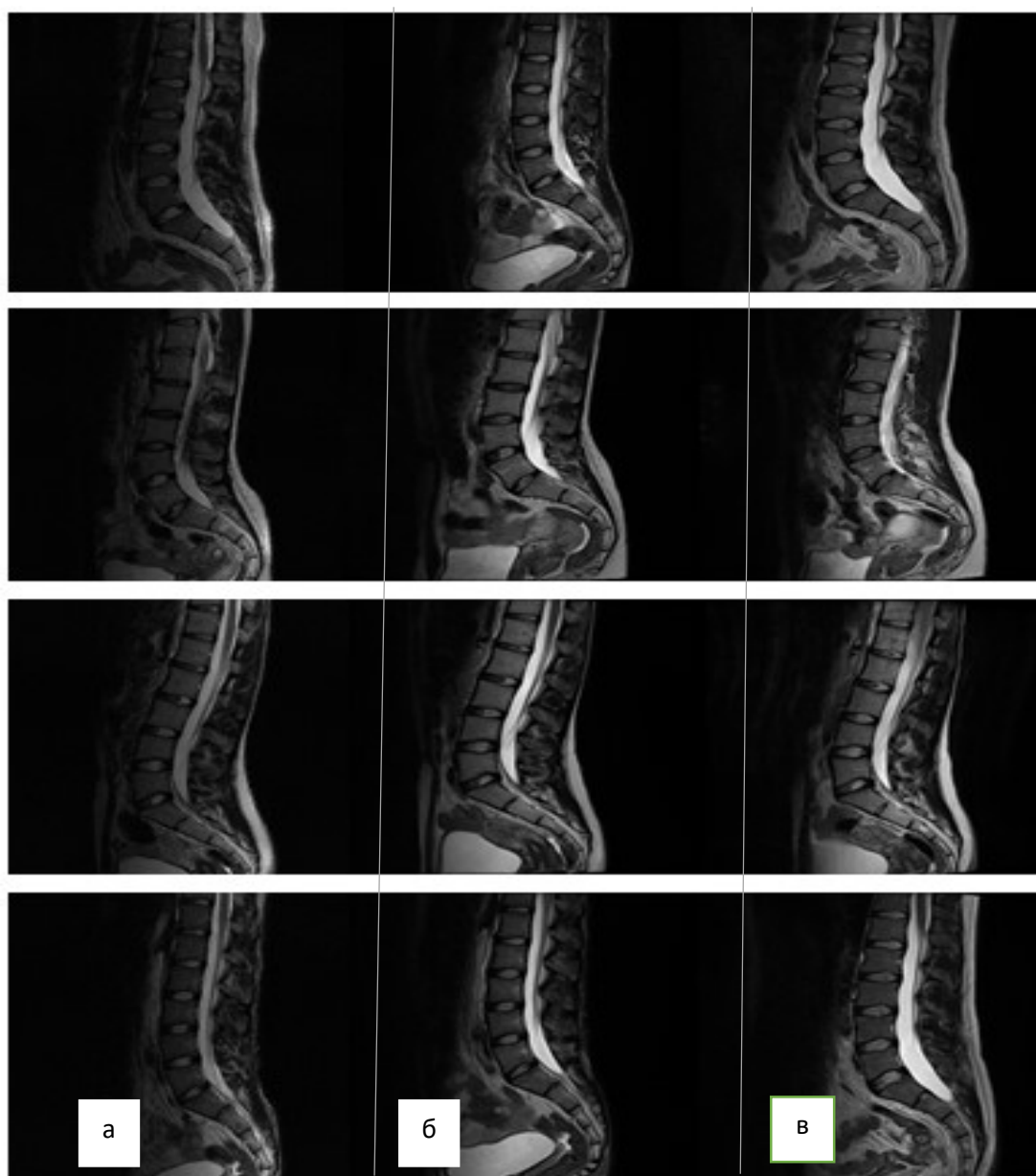


Рисунок 3 – Пример используемых МРТ-снимков на трех МРТ-аппаратах.

а – 1.5Т Symphony, б – 3Т Verio, в – 1.5Т Avanto

Данные, полученные в формате DICOM, были изучены через программу RadiAnt DICOM Viewer (рисунок 4). В этой программе были рассмотрены различия получившихся снимков, сделанных на трех разных МРТ-аппаратах. На каждом из использованных аппаратов были использованы три различных метода ЯМР – T1, T2, T2\_dixon. В качестве критерия различия, изучались значения TR, TE, сигнал шума и контраст шума.



Рисунок 4 – Интерфейс программы RadiAnt DICOM Viewer

Таблица 1 – Оцениваемые параметры, полученные на трех различных МРТ-аппаратах ЯМР – методом T2

Параметры	<i>T2_tse_sag</i> (1.5T Symphony)	<i>T2_tse_sag</i> (1.5T Avanto)	<i>T2_tse_sag</i> (3T Verio)
TR	3000 ms	3000 ms	3000 ms
TE	122 ms	103 ms	101 ms
Напряженность магнитного поля, T	1.5	1.5	3

Из приведенной выше таблицы видно, что значения TR для всех трех аппаратов одинаково (3000 ms). Значения TE для каждого аппарата получилось индивидуальным (122 ms для 1.5T Symphony, 103 ms для 1.5T Avanto и 101 ms для Тесла). А напряженность магнитного поля для 1.5T Symphony и 1.5T Avanto равен 1.5 Т, для 3T Verio 3 Т.

Таблица 2 – Параметры, полученные с МРТ-аппарата Аванто разными ЯМР методами

Параметры	<i>T2_tse_sag (1.5T Avanto)</i>	<i>T1_tse_sag (1.5T Avanto)</i>	<i>T2_tse_fs- dixon_sag (1.5T Avanto)</i>
TR	3000 ms	500 ms	3000 ms
TE	103 ms	11 ms	92 ms
Напряженность магнитного поля, Т	1.5	1.5	1.5

Из таблицы 2 видно, что значения TR и TE различаются на одном аппарате при использовании трех различных ЯМР методов. А также напряженность магнитного поля для 1.5T Avanto, как мы знаем из таблицы 1 равен 1.5 Т.

На рисунке 5 представлен одно из типичных МРТ изображений с выделенными зонами интереса использованными для оценки отношений сигнал-шум и контраст-шум. Данное T2-взвешенное изображения было измерению на МРТ аппарате 1.5T Symphony.

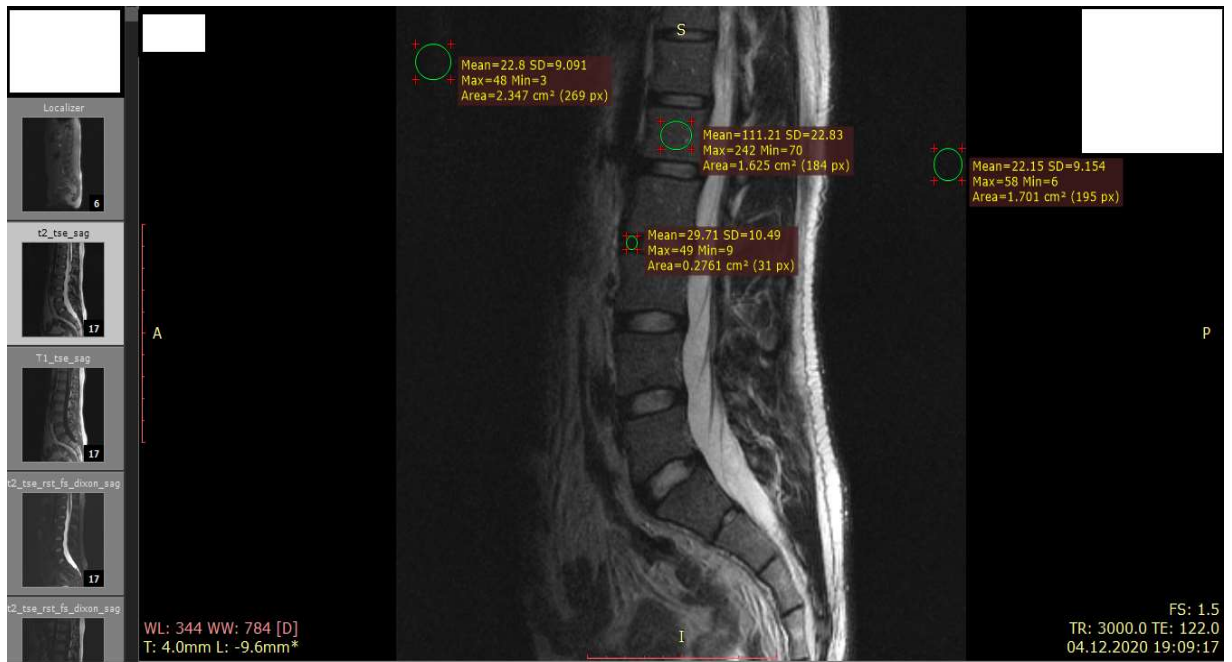


Рисунок 5 – МРТ снимок позвонков с отмеченными на нем значениями

Отношение сигнал-шум находилось по следующей формуле:

$$S/N = \frac{Mean}{SD} \quad (10)$$

Значение контраст-шум рассчитывалось по формуле:

$$C/N = \frac{Mean1 - Mean}{SD} \quad (11)$$

Снимки, полученные непосредственно в результате МРТ измерения – далее будем называть первичными. Чтобы улучшить видимость анатомических структур, мы повысили контрастность первичного снимка (рисунок 6). Для этого была применена адаптивность эквализации гистограммы интенсивностей (CLANE).

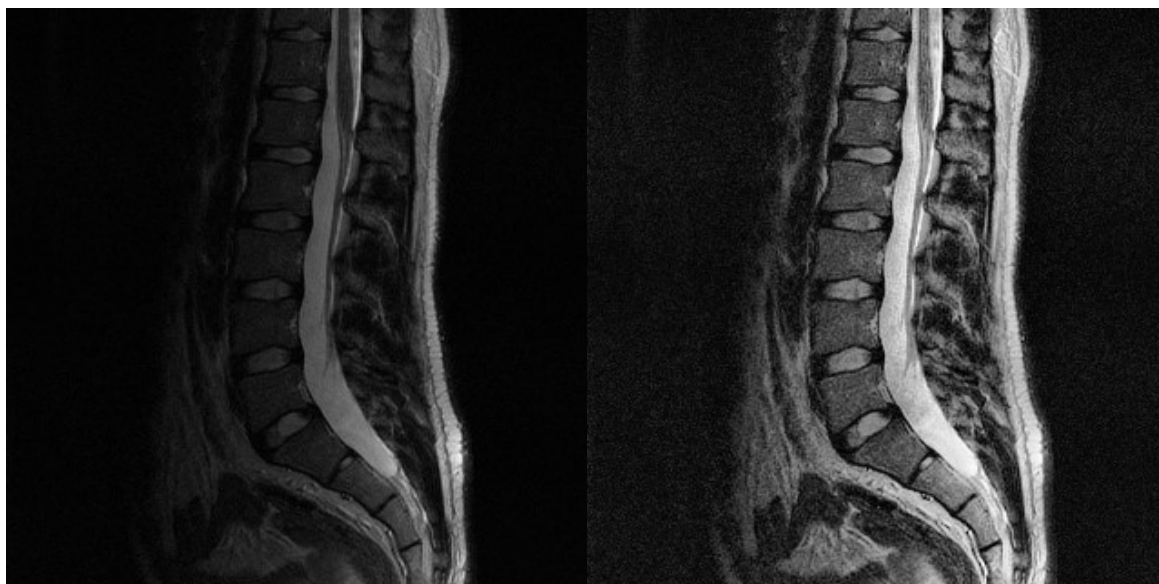


Рисунок 6 – Сравнение первичного МРТ-снимка (слева) со снимком после обработки CLANE (справа)

Первый МРТ – снимок (слева) представляет собой первичную версию изображения. Изображение справа является результатом обработки первичного снимка алгоритмом CLANE. Получаемый на данном изображении контраст позволяет более четко разделять ткани между собой на снимке. Визуальное разделение границ позволяет гораздо точнее определять размеры позвонков и состояние межпозвоночных дисков.

Основным критерием, характеризующим изменения позвонков дегенеративно-дистрофического характера, являются размеры позвонков. На отсегментированном снимке, размеры позвонка вычисляются, путем определения границ отдельного позвонка. Состояние межпозвоночных дисков определяется через расчет расстояния между центрами позвонков.

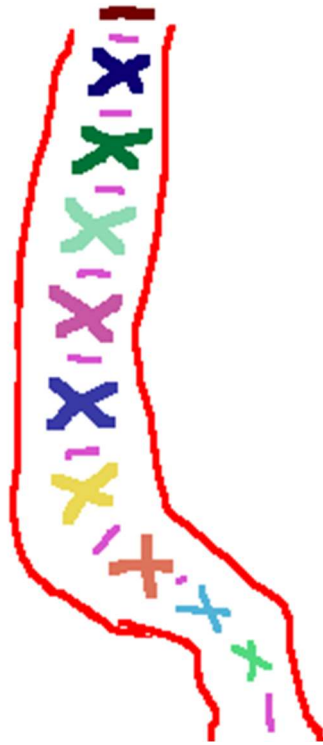


Рисунок 7 – Маркированные позвонки, сегментированные вручную.  
Каждый позвонок обозначен определенным цветом.

После ручной сегментации позвонков (рисунок 7), получившееся изображение заносится в программу MatLab для дальнейшей обработки. Результат этой обработки представлен на рисунке 8.

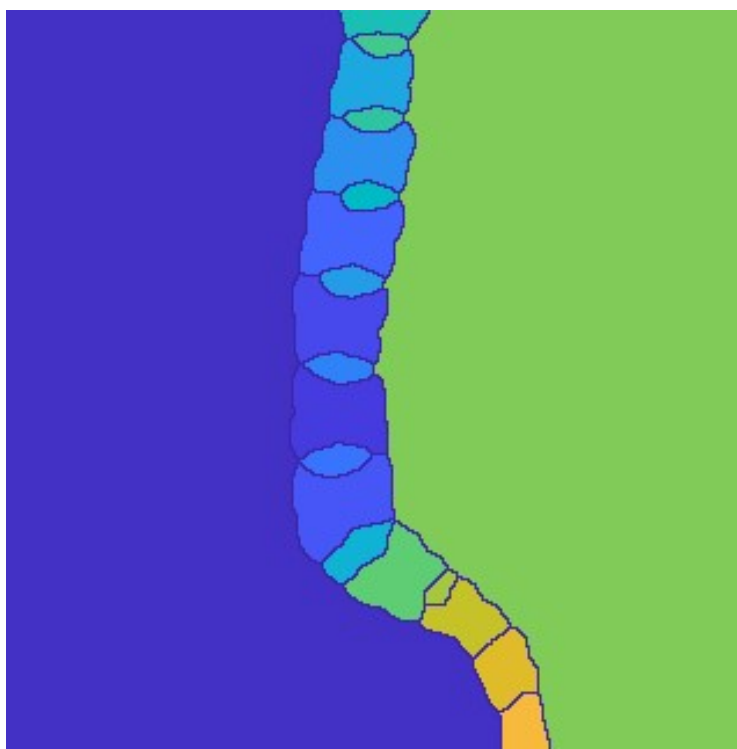


Рисунок 8 – Изображение сегментированных позвонков, прошедшее обработку в программе MatLab

Применение функции сегментации, результатом которой является возможность получения пользователем отсегментированных изображений (рисунок 9), установлением размеров позвонков (рисунок 10) а также расстояния между их центрами (рисунок 11), осуществляется при помощи нанесения маркеров на МРТ-снимок.

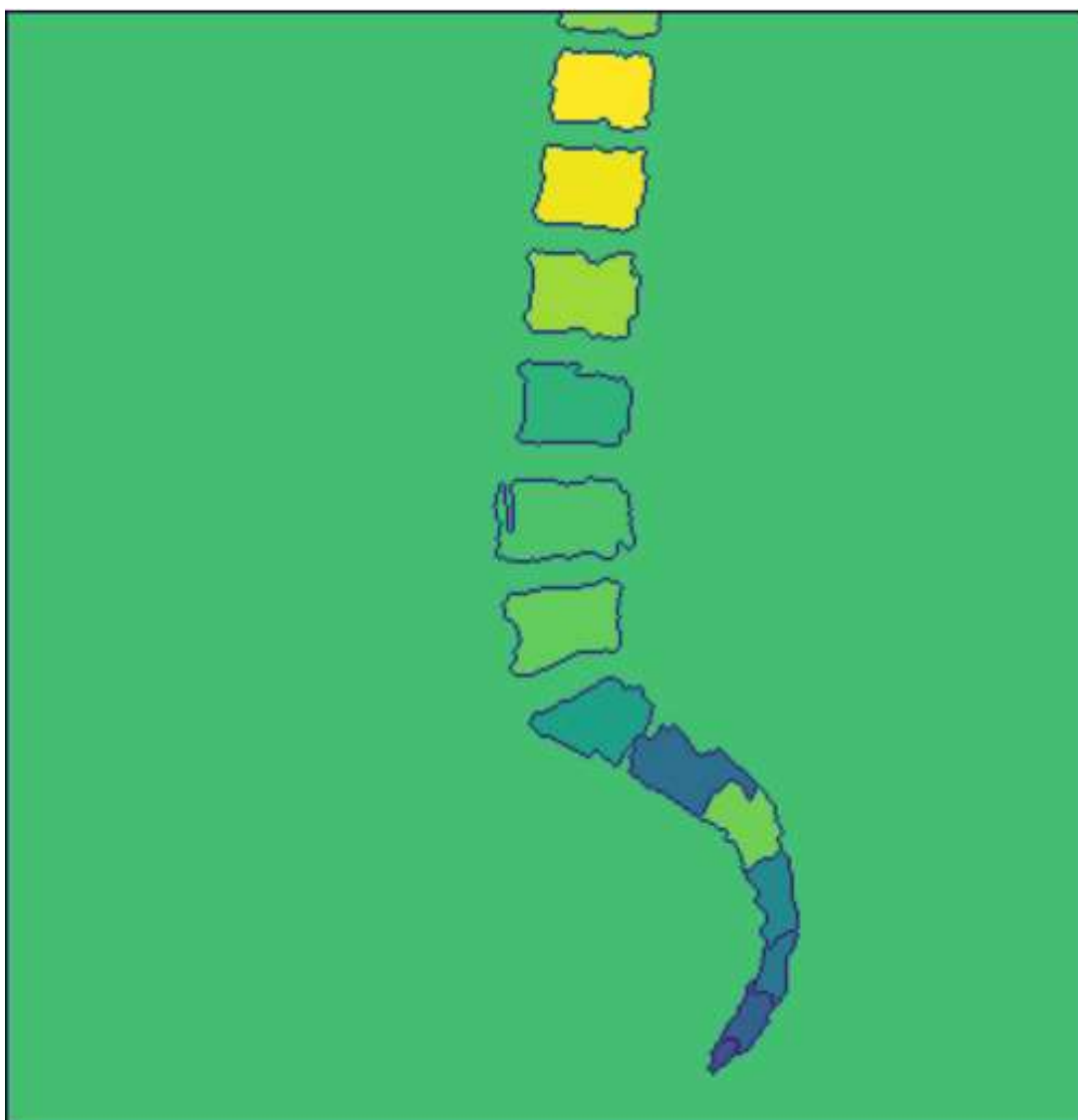


Рисунок 9 – МРТ-снимок, прошедший сегментацию

Сегментированные изображения позволяют с большей точностью выявлять признаки различных заболеваний, связанных с позвоночником. Благодаря автоматическому расчету размеров тел позвонков, специалисту предоставляется возможность сформировать первичную картину различных дегенеративно-дистрофических поражений тел позвонков. За счет определения расстояний между центрами позвонков, возможно косвенно определить в каком состоянии находятся межпозвоночные диски. Разработанный программно-аналитический комплекс, позволяет сократить время обследования пациента, а также повысить точность составления диагноза.

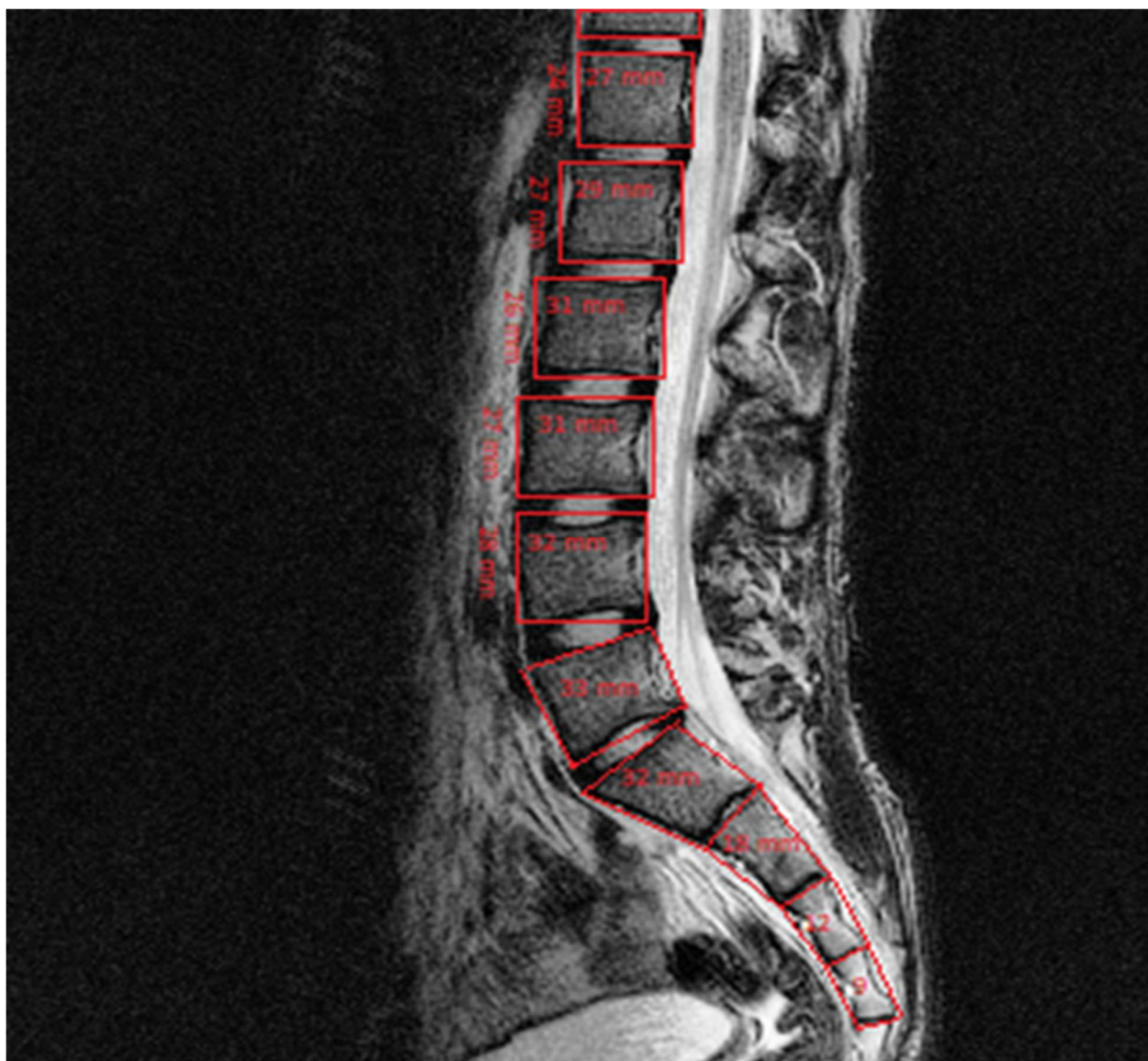


Рисунок 10 – Размеры тел позвонков

Результаты разработок, полученное в данной работе, могут помочь в принятии решения в области лучевой диагностики. При наличии большого количества отсегментированных изображений, создается возможность обучения искусственной нейронной сети для того, чтобы в дальнейшем процесс сегментации снимков превратился в абсолютно автоматизированный процесс.

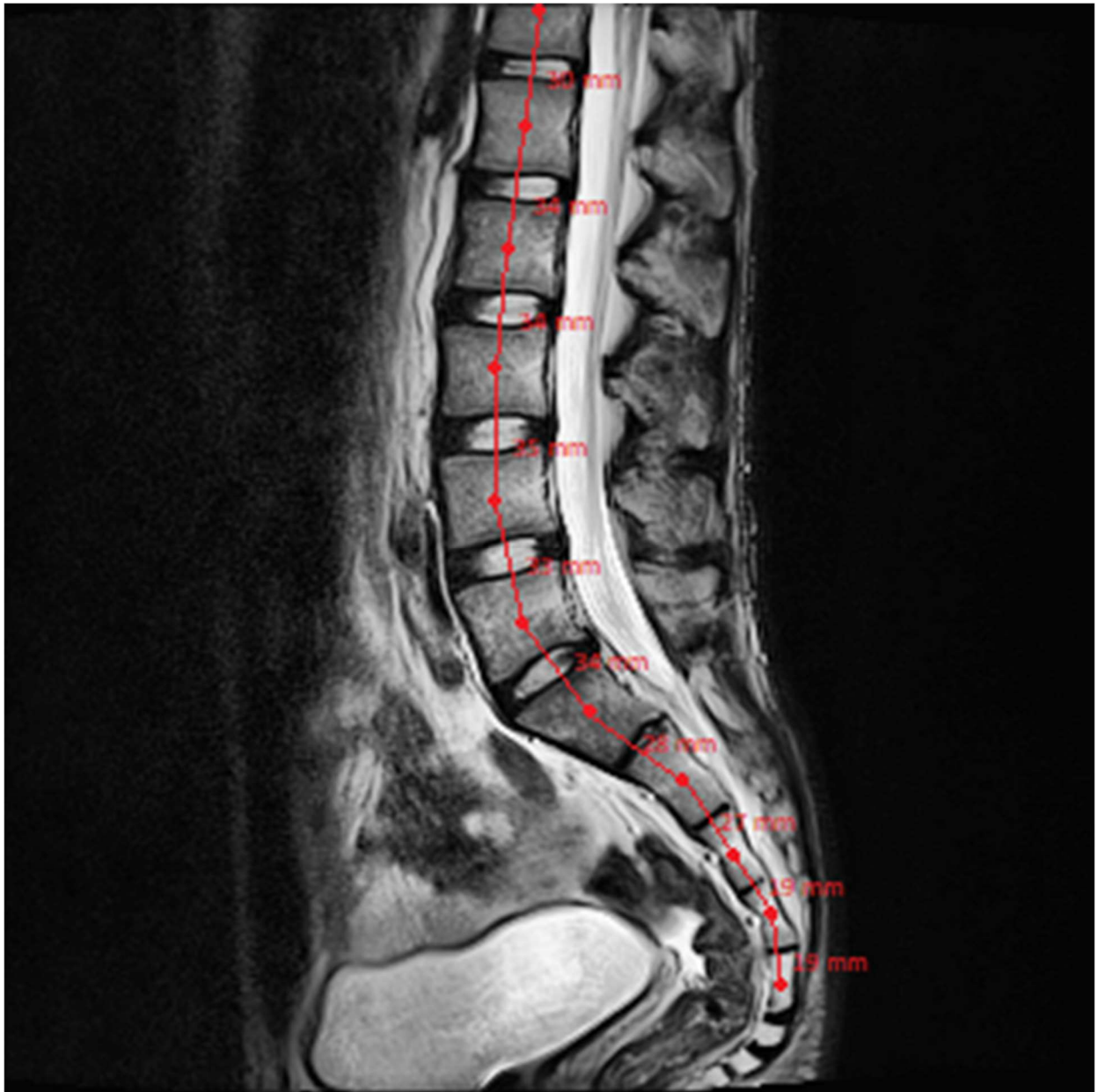


Рисунок 11 – Расстояния между центрами тел позвонков

Таблица 3 – Расстояния между центрами тел позвонков, полученные на трех разных МРТ-аппаратах, а также средние значения и отклонения

1.5T Symphony (мм)	1.5T Avanto (мм)	3T Verio (мм)	Сред. Значения (мм)	Сред. Отклонения (мм)
28	31	29	29,3	1,1
30	33	34	32,3	1,6
33	35	35	34,3	0,9
37	37	32	35,3	2,2
36	35	35	35,3	0,4
37	36	36	36,3	0,4
36	32	29	32,3	2,4
32	27	25	28,0	2,7
25	23	21	23,0	1,3
25	23	19	22,3	2,2

В приведенных значения в таблице 3 значения расстояний между центрами позвонков отличаются. Это связано, как и с несовпадением положений срезов при различных исследованиях, так и с особенностями и различиями самих МРТ аппаратов.

## Заключение

В ходе проделанной работы:

- Произведена сегментация анатомических структур на МРТ изображениях позвоночника добровольцев, измеренных на 3х различных МРТ сканерах (рисунки 7–9),

- На основе проведенной сегментации позвонков автоматически рассчитан размер позвонков (рисунок 10) и расстояния между их центрами (рисунок 1)

- обнаружены различия в размерах исследованных структур (таблица 3), полученных на трех различных МРТ-аппаратах с разными протоколами МРТ сканирования (таблица 1–2). Поскольку различия в найденных размерах позвонков превышали размеры пикселей, сравнение данных, полученных на различной аппаратуре и/или при репозиционировании исследуемых, следует производить с осторожностью.

## Научная деятельность

*Доклады на конференциях:*

Хакимов, К.О. Оптимизация определения размеров позвонков и расстояния между ними из магнитно-резонансных томографических изображений // Итоговая научно-образовательная конференция студентов, Институт Физики КФУ, 14.04.2021.

## **Благодарность**

Выражаю благодарность своему научному руководителю Ильясову Камиллю Ахатовичу за помощь выполнения дипломной работы.

Хочу поблагодарить сотрудников ООО "БАРСМЕД" (отделению МРТ университетской клиники КФУ) за предоставленные МРТ-снимки.

## Список литературы

1. Peter, T. MRI: An Insight / T. Peter. – Текст : непосредственный // Int. J. Sci. Res. –2018. –Vol. 16. –P. 219–222.
2. Placidi, G. A general algorithm for magnetic resonance imaging simulation: a versatile tool to collect information about imaging artefacts and new acquisition techniques / G. Placidi, M. Alecci, A. Sotgui. – Текст : непосредственный // Stud Health Technol Inform. –2002. –Vol. 90. –P. 13–17.
3. Katti, G. Magnetic Resonance Imaging (MRI) – A Review / G, Katti, S.A. Ara, A. Shireen. – Текст : непосредственный // International Journal Of Dental Clinics. – 2011. –Vol. 3. –P. 65-70.
4. Simple algorithm for the correction of MRI image artefacts due to random phase fluctuations / L. M. Broche, P. J. Ross, G. R. Davies, D. J. Lurie. – Текст : непосредственный // Mag. Reson. Imaging. –2017. –Vol. 44. –P. 55–59.
5. Electrical tissue property imaging using MRI at dc and Larmor frequency / J.K. Seo, D.H. Kim, J. Lee [et al.]. – Текст : непосредственный // Inverse Problems. –2012. –Vol. 28. –P. 1-27.
6. J.E.T. Channell, D.A. Hodell, J. McManus, B. Lehman Orbital modulation of the Earth's magnetic field intensity / J.E.T. Channell, D.A. Hodell, J. McManus, B. Lehman. – Текст : непосредственный // Nature. – 1998. –Vol. 394. –P. 464-468.
7. Systematic review of pre-clinical and clinical devices for magnetic resonance-guided radiofrequency hyperthermia / F. Adibzadeh, K. Sumser, S. Curto [et al.]. – Текст : непосредственный // International Journal of Hyperthermia. –2020. –Vol. 27. –P. 15-27.
8. Sled, J.G. Quantitative Imaging of Magnetization Transfer Exchange and Relaxation Properties In Vivo Using MRI / J.G. Sled, G. B. Pike. – Текст : непосредственный // Magnetic Resonance in Medicine. –2001. –Vol. 46. –P. 923-931.

9. Cammoun, D. Clinical applications of magnetic resonance imaging-current status / D. Cammoun, K.A. Davis. – Текст : непосредственный // West. J. Med. –1985. –Vol. 143. –P. 793–803.
10. Cammoun, D. Clinical applications of magnetic resonance imaging-current status / D. Cammoun, W.R. Hendee, K.A. Davis. – Текст : непосредственный // West J Med. –1985. –Vol. 143. –P. 793-803.
11. Indrajit, I.K. Digital imaging and communications in medicine / I.K. Indrajit. – Текст : непосредственный // Indian J Radiol Imaging. –2007. –Vol. 17. –P. 5-7.
12. DICOM: – Текст : электронный // Wikipedia : [сайт] .2001–2021. URL: <https://ru.wikipedia.org/wiki/DICOM> . (Дата обращения 08.06.21).
13. Graham, R. N. DICOM demystified: A review of digital file formats and their use in radiological practice / R. N. Graham, R. W. Perriss, A. F. Scarsbrook. – Текст : непосредственный // Clin Radiol. –2005. –Vol. 60. –P. 1133–1140.
14. Varma, D. R. Free DICOM browsers / D. R. Varma. – Текст : непосредственный // Indian J Radiol Imaging. –2008. –Vol. 18. –P. 12-16.
15. Haralick, R. M. Image segmentation techniques. Computer vision, graphics, and image processing / R. M. Haralick, L. G. Shapiro. – Текст : непосредственный // Machine Vision International. –1985. –Vol. 29. –P. 100-132.
16. Marr, D. Theory of edge detection / D. Marr, E. Hildreth. – Текст : непосредственный // Biological Sciences. –1980. –Vol. 207. –P. 187-217.
17. Wu, Z. An optimal graph theoretic approach to data clustering: Theory and its application to image segmentation / Z. Wu, R. Leahy. – Текст : непосредственный // IEEE transactions on pattern analysis and machine intelligence. –1993. –Vol. 15. –P. 1101- 1113.
18. Lin, D. Scribblesup: Scribble-supervised convolutional networks for semantic segmentation / D. Lin, J. Dai, J. Jia. – Текст : непосредственный // Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition. – 2016. –Vol. 39 —P. 3159-3167.

19. Davis, L. S. Region extraction by averaging and thresholding / L. S. Davis, A. Rosenfeld, J. S. Weszka. – Текст : непосредственный // IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. –1975. –Vol. 3. –P. 383-388.
20. Kohler R. A segmentation system based on thresholding / R. Kohler. – Текст : непосредственный // Computer Graphics and Image Processing. –1981. – Vol. 15. –P. 319-338.
21. Pal, N. R. A review on image segmentation techniques / N. R. Pal, S. K. Pal. – Текст : непосредственный // Pattern recognition. –1993. –Vol. 26. –P. 1277-1294.
22. Wani, M. A. Edge-region-based segmentation of range images / M. A. Wani, B. G. Batchelor. – Текст : непосредственный // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. –1994. –Vol. 16. –P. 314-319.
23. Fan, W. Color image segmentation algorithm based on region growth / W. Fan. – Текст : непосредственный // Computer Engineeringю. –2010. –Vol. 36. – P. 152-160.
24. Angelina, S. Image segmentation based on genetic algorithm for region growth and region merging / S. Angelina, L. P. Suresh, S. K. Veni. – Текст : непосредственный // Computing, Electronics and Electrical Technologies. –2012. – P. 970-974.
25. Ugarriza, L.G. Automatic image segmentation by dynamic region growth and multiresolution merging / L.G. Ugarriza, E. Saber, S.R. Vantaram. – Текст : непосредственный // IEEE transactions on image processing. –2009. –Vol. 18. –P. 2275-2288.
26. Davis, L. S. A survey of edge detection techniques / L.S. Davis. – Текст : непосредственный // Computer graphics and image processing. –1975. –Vol. 4. – P. 248-270.
27. Senthilkumaran, N. Edge detection techniques for image segmentation— a survey of soft computing approaches / N. Senthilkumaran, R. Rajesh. – Текст : непосредственный // International journal of recent trends in engineering. –2009. – Vol. 1. –P. 250-254.

28. Kundu, M. K. Thresholding for edge detection using human psychovisual phenomena / M. K. Kundu, S. K. Pal. – Текст : непосредственный // Pattern Recognition Letters. –1986. –Vol. 4. –P. 433-441.
29. Haddon, J. F. Generalised threshold selection for edge detection / J. F. Haddon. – Текст : непосредственный // Pattern Recognition. –1988. –Vol. 21. –P. 195-203.
30. Sulaiman, S. N. Adaptive fuzzy-Kmeans clustering algorithm for image segmentation / S. N. Sulaiman, N. A. Isa. – Текст : непосредственный // IEEE Transactions on Consumer Electronics. –2010. –Vol. 56. –P. 2661-2668.
31. Kumar, S. Texture Feature Extraction to Colorize Gray Images / S. Kumar, D. Singh. – Текст : непосредственный // International Journal of Computer Applications. –2013. –Vol. 63. –P. 10-17.
32. Chuang, K. S. Fuzzy cmeans clustering with spatial information for image segmentation / K. S. Chuang, H.L. Tzeng, S. Chen. – Текст : непосредственный // Computerized medical imaging and graphics. –2006. –Vol. 30. –P. 9-15.
33. Celebi, M. E. A comparative study of efficient initialization methods for the kmeans clustering algorithm / M. E. Celebi, H. A. Kingravi, P. A. Vela. – Текст : непосредственный // Expert Systems with Applications. –2013. –Vol. 40. –P. 200-210.
34. Zhang, L. Representative discovery of structure cues for weakly-supervised image segmentation / L. Zhang, Y. Gao, Y. Xia. – Текст : непосредственный // IEEE Transactions on Multimedia. –2014. –Vol. 16. –P. 470-479.