

Министерство науки и высшего образования РФ

НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
ТОМСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ (НИ ТГУ)

Институт прикладной математики и компьютерных наук
Кафедра прикладной информатики

ДОПУСТИТЬ К ЗАЩИТЕ В ГЭК

Руководитель ООП

«Прикладная информатика»

д-р. техн. наук, профессор

С. П. Сущенко

«06» 2019 г.

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА БАКАЛАВРА

**ОБНАРУЖЕНИЕ ОБЛАСТЕЙ КАЛЬЦИНАЦИИ В ЛЁГКИХ ЧЕЛОВЕКА НА СНИМКАХ
ТОМОГРАФИИ**

по основной образовательной программе подготовки бакалавров
направление подготовки 09.03.03 – Прикладная информатика

Семенюк Кирилл Владимирович

Руководитель ВКР

канд. техн. наук, доцент

С. В. Аксёнов

«06» 16.10.19 2019 г.

Автор работы

студент группы № 1452

К. В. Семенюк

РЕФЕРАТ

Выпускная квалификационная работа 38 с., 20 рис., 2 табл.

Ключевые слова: КОМПЬЮТЕРНАЯ ТОМОГРАФИЯ, КАЛЬЦИНАТ, ПОРОГОВАЯ БИНАРИЗАЦИЯ, PYTHON.

Цель работы: Создание ПО, автоматизирующего поиск кальцинатов на снимках КТ грудной полости.

Объект исследования: методы анализа КТ-снимков грудной полости.

Предмет исследования: методы локализации кальцинатов на КТ-снимках грудной полости.

Результаты работы: разработан алгоритм, автоматизирующий поиск кальцинатов на КТ-изображениях. Результат протестирован на данных реальных пациентов.

Область применения: использование алгоритма медицинскими работниками в качестве помощника для диагностики заболеваний.

Содержание

Реферат	2
Введение	4
Глава 1. Обзор	6
1.1. Компьютерная томография	6
1.2. Кальцинаты	10
1.3. Существующие программные продукты	12
1.4. Методы детектирования патологий лёгких	16
Глава 2. Обработка изображения	20
2.1. Выделение области лёгкого	20
2.2. Морфологические операции	22
2.3. Фильтрация	25
2.4. Алгоритм бинаризации	27
2.5. Метрики оценки точности	27
Глава 3. Алгоритм детектирования кальцинатов	30
Глава 4. Результаты	32
4.1. Отбор и разметка изображений	32
4.2. Проведение эксперимента	33
4.3. Тестирование	34
Заключение	35
Список использованных источников и литературы	36

ВВЕДЕНИЕ

На сегодняшний день в мире очень распространены заболевания дыхательной системы. Инфекции нижних дыхательных путей являются самой смертоносной инфекционной болезнью [1] (рис. 1). Одним из частых последствий перенесенных заболеваний лёгких является образование кальцинатов — скоплений солей кальция [2]. Такие отложения появляются в результате перенесённого воспаления, возникновения туберкулёза, наличия онкозаболевания или нарушения обмена веществ. Хотя кальцинаты не требуют лечения, необходимо обязательно выяснить причину их появления и удостовериться, нет ли у человека в данный момент активно протекающего туберкулёза. К тому же, большое количество кальцинатов уменьшает объём лёгких, что ведёт к кислородному голоданию, которое является причиной гипертрофии правых отделов сердца. Кроме прочего, отличительной особенностью кальцинатов является факт того, что данные отложения могут образовываться не только в лёгких, но и в других органах грудной клетки (в сердце, крупных сосудах).

Повысить качество лечения заболеваний дыхательной системы помогают современные методы диагностики — магнитно-резонансная и компьютерная томографии. Данные методы по-прежнему являются очень дорогими и недостаточно доступными в большинстве стран мира. Кроме того, после проведения анализа врач-радиолог должен изучить снимок и написать отчёт. На эти операции требуется немало времени, в то время как количество анализируемых изображений очень велико. В следствие этого, врачам приходится иметь дело с большим объём однотипной работы.

Целью работы является создание метода, автоматизирующего поиск кальцинатов на томографических снимках для ускорения постановки диагноза и снижения человеческого фактора, что должно привести к улучшению качества первичной диагностики.

Для достижения цели были выполнены следующие задачи:

1. Рассмотрены имеющиеся методы и инструменты анализа медицинских изображений.
2. Изучены технологии для создания алгоритма, анализирующего медицинские изображения.
3. Реализован метод, автоматизирующий поиск кальцинатов на снимках КТ лёгких человека.
4. Проведены тестирование метода и оценка результата.

Практическое применение данной работы заключается в использовании автоматизированного метода при первичной диагностике пациентов с заболеваниями органов дыхания.

10 ведущих причин смерти в мире



Рисунок 1 — десять ведущих причин смерти в мире за 2015 г. по данным Всемирной организации здравоохранения. Красным выделены заболевания, симптомом и последствием которых могут служить образования кальцинатов.

ГЛАВА 1. ОБЗОР

1.1. Компьютерная томография

Томография — рентгеновский метод исследования внутренних органов человека с получением послойного изображения их внутренней структуры. Результатом процедуры является набор черно-белых снимков. Томограф последовательно делает снимки внутренних органов, проходя вдоль тела человека. Начальные снимки соответствуют верхней части легких, конечные — нижним.

Существует два основных вида томографов: магнитно-резонансные и компьютерные. В данной работе используются снимки компьютерной томографии, поскольку именно они обнаруживают области кальцинации в грудной области. Компьютерная томография — метод неразрушающего послойного исследования внутреннего строения предмета. В основе работы рентгеновского компьютерного томографа лежит просвечивание тонким рентгеновским лучом объекта исследования с последующими регистрацией не поглощенной части прошедшего через этот объект излучения и выявлением распределения коэффициентов поглощения излучения в структурах полученного слоя. Пространственное распределение этих коэффициентов преобразуется компьютером в изображение на экране дисплея, доступное для визуального и количественного анализа [3]. Длительность обследования занимает порядка 1–3 минут, а при использовании контраста увеличивается до 20–25 минут.

Отдельный анализ одного человека состоит из набора снимков, каждый из которых соответствует определенному срезу легких, а также информации о пациенте. Обычно томограф делает до 150 снимков за одну процедуру. Снимки имеют формат DICOM (англ. Digital Imaging and Communications in Medicine, Цифровые изображения и обмен ими в медицине) — индустриальный стандарт для передачи радиологических изображений и другой медицинской информации между компьютерами, опирающийся на

стандарт Open System Interconnection (OSI), разработанный Международной Организацией по Стандартизации (International Standards Organization).

DICOM является практически медицинским стандартом и встраивается в оборудование крупнейших производителей радиологического оборудования и большинство медицинских систем. Он поддерживается национальными организациями по стандартам — CEN TC251 в Европе и JIRA в Японии. DICOM позволяет кроме снимка сохранять подробные сведения об условиях, в которых он был сделан, а также сведения о состоянии и положении пациента в момент получения изображения. Стандарт DICOM определяет термин «сложное изображение», которое представляет собой элемент серии изображений, полученной при исследовании одного и того же пациента. Кроме элементарного изображения, компонентами сложного изображения могут быть несколько кривых (например, задающих область интереса на обзорном снимке), наложений (растровых текстов с параметрами исследования, фамилией врача и т.д.), несколько таблиц преобразования пикселей изображения при его визуализации.

Разработка стандарта DICOM началась в начале 80-х годов, когда проблема интеграции сложных цифровых устройств лучевой диагностики стояла уже достаточно остро. В 1983 году Американским Колледжем Радиологии (American College of Radiology, ACR) и Национальной ассоциацией производителей электронного оборудования (NEMA) США был создан объединенный комитет, в задачи которого входила разработка стандарта, обеспечивающего передачу цифровых медицинских изображений, не зависящую от производителей диагностического оборудования, и способствующую

- а) развитию систем архивирования и передачи изображений (PACS),
- б) обеспечению их взаимодействия с автоматизированными больничными информационными системами,

- в) созданию баз данных, содержащих диагностическую информацию, получаемую с помощью большого числа удаленных друг от друга устройств различных типов.

Официально, последней версией стандарта считается версия 3.0, однако она постоянно обновляется и расширяется с 1993 года. Вместо того, чтобы менять номер версии, стандарт часто обозначается с использованием года выпуска, например, «2008 версия DICOM».

DICOM отличается от других форматов данных тем, что он группирует информацию в наборы данных. Это означает, например, что файл рентгеновского изображения содержит идентификатор пациента в пределах файла, так, чтобы изображение никогда не могло быть отделено от этой информации по ошибке. Объект данных DICOM состоит из многих атрибутов, включая такие элементы как название, ID, и т.д., а также один специальный атрибут, содержащий данные пикселей изображения (то есть логически, у главного объекта нет никакого "заголовка" как такового, есть просто список атрибутов, включая данные пикселей). Единственный объект DICOM может содержать только один атрибут, содержащий данные пикселей. Для многих методов это соответствует единственному изображению. Но атрибут может содержать множество "кадров", позволяя хранить многокадровые изображения. Другой пример — данные ядерной медицины, где изображение по определению — многомерное и многокадровое. В этих случаях трёх- и четырехмерные данные может быть помещены в едином объекте DICOM. Наиболее важным полем является само изображение, представленное в растровой форме с цветовыми значениями по серой шкале. Данные пикселей могут сжиматься с использованием множества стандартов, включая JPEG, JPEG Lossless (без потерь), JPEG 2000 и RLE. LZW (zip) сжатие может использоваться для целого набора данных (не только для данных пикселей) [4].

В данной работе наибольший интерес представляют снимки, расположенные в середине серии, т.к. именно на них изображены лёгкие. На

рисунках со второго по четвертый представлены срезы из разных частей общего набора. Видно, что на рисунке 2 легкое не изображено. Это объясняется тем, что томограф делает снимки сверху вниз. Начиная с области шеи и плавно перемещаясь ниже. Таким образом, на рисунке 2 изображена область выше легких, там, где трахея подходит к легким. На рисунке 3 легкие становятся видны целиком. Этот рисунок соответствует 40 срезу из 101 в общем. На рисунке 4 легкое снова не изображено, т.к. данный снимок взят из конца серии. На нем различимы только позвоночник и органы брюшной полости.

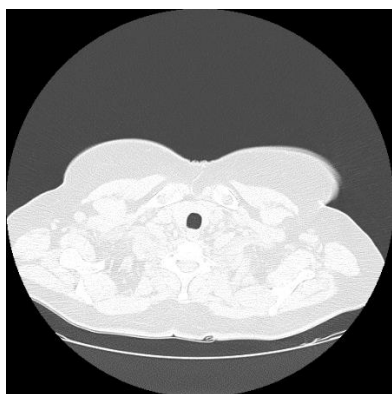


Рисунок 2 — первый снимок серии

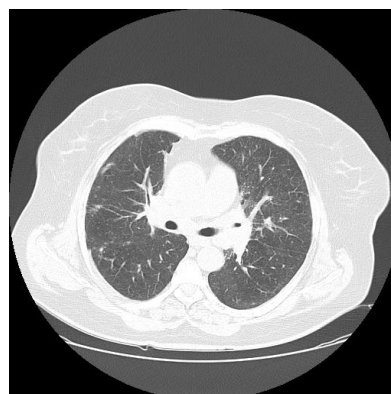


Рисунок 3 — снимок середины



Рисунок 4 — последний снимок серии

1.2. Кальцинаты

Кальцинаты — скопления в органе солей кальция в любых мягких тканях или в органе, в которых соли в нерастворённом состоянии содержаться не должны. Данная патология появляется вследствие иммунного ответа или нарушения обмена веществ. Кальцинаты обнаруживаются в грудной клетке, чаще всего в лёгких, но также могут появиться в сосудах и сердце. Основная причина — перенесённый туберкулёз. В некоторых случаях данное образование может появиться без перенесённого туберкулёза, лишь как следствие контакта с микобактериями. Также отложения могут появиться при пневмонии, микроабсцессе, наличии онкозаболевания и воспаления.

Кальцинаты в легких представлены видоизмененными альвеолами, заключенными в прочную оболочку, состоящую из солей кальция. Такие участки ткани образуются, когда иммунная система подавляет инфекцию. Таким образом организм человека пытается ограничить участок патологического процесса.

Механизм образования кальцинатов при туберкулезе выглядит следующим образом: при попадании в организм микобактерии в легких формируется туберкулезная гранулема. Иммунная система активно пытается ее обезвредить. В середине воспалительного очага соединительная ткань заменяет отмершие альвеолы. Чтобы ограничить данный патологический участок от здоровых тканей, вокруг него формируется оболочка из иммунных клеток (эпителиоидных, макрофагов, лимфоцитов). С течением времени (несколько лет) она пропитывается солями кальция, образуя плотную капсулу [5].

Опасность кальцинатов заключается в следующем влиянии на организм:

- Пораженный участок не может быть полноценным участником процесса газообмена, при этом ткани испытывают кислородное голодание.

- Крупные кальцинаты с обширной площадью провоцируют выраженную дисфункцию легких.
- Внутри кальциевой капсулы могут присутствовать патогенные микроорганизмы, способные стать причиной рецидива заболевания, поскольку иммунным силам становится сложно с ними бороться в пораженной области.
- Ослабление защитных способностей организма, который пребывает в напряжении, ожидании реинфекции, ему становится все сложнее перенести воздействие инфекционных агентов.

На снимках томографии кальцинаты выглядят как округлые области ярко-белого цвета с ровными краями. При этом плотность отложений схожа с костной, поэтому возможна диагностическая ошибка при принятии кальцината за костную мозоль ребра.

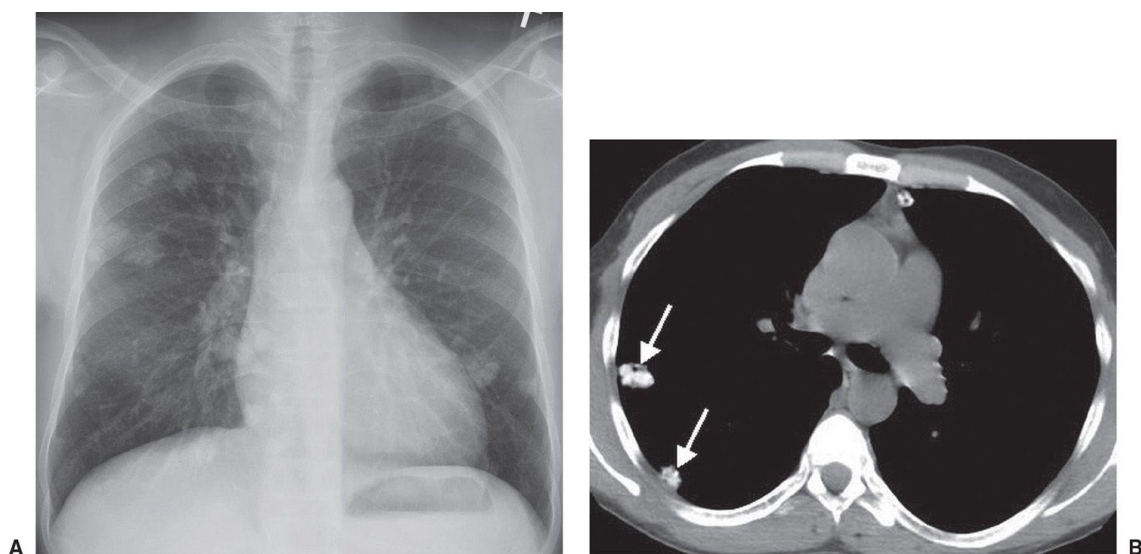


Рисунок 5 — А: рентгенограмма грудной клетки 37-летнего мужчины с множественными уплотнениями в легких различного размера. В: на срезе КТ того же пациента стрелками указаны кальцинаты в лёгких.

1.3. Существующие программные продукты

Сегодня создано большое количество информационных систем для медицинских учреждений и органов управления здравоохранением, которые позволяют автоматизировать решение многих медицинских задач. Высокая трудоемкость анализа характеристик негативно сказывается на качестве анализа, что в медицине крайне нежелательно.

Для повышения эффективности работы медицинских специалистов были созданы системы, анализирующие медицинские изображения стандарта DICOM [6]. На данный момент на рынке существует более 400 таких систем [7]. Некоторые из них находятся в стадии активной разработки, особенно программы с открытым исходным кодом, а другие более не обновляются производителем.

Большую часть рынка представляют проекты разработки ПО с открытым исходным кодом (MicroView, MIPAV, OpenDicomViewer, Gingko CADx, Eviewbox, OpenDicomViewer и др.). Стоит отметить, что несмотря на бесплатное распространение этих программ, некоторые из них отличаются передовыми возможностями в анализе DICOM-изображений и ничем не уступают платным аналогам (JiveX Mobile, MedDream, RadiAnt, Xero) [6].

Одним из примеров проектов с открытым исходным кодом является приложение «MIPAV» (рис. 6), созданное при поддержке Центра по информационным технологиям США (Center for Information Technology). К основным его преимуществам относятся:

- широкие возможности работы с объёмными моделями (3D-реконструкции, инструменты редактирования объёмных объектов, измерения и вычисления и др.);
- полный спектр операций над 2D снимками;
- присутствие на нескольких платформах (Windows, UNIX, Macintosh OS X);
- поддержка Web-интерфейса.

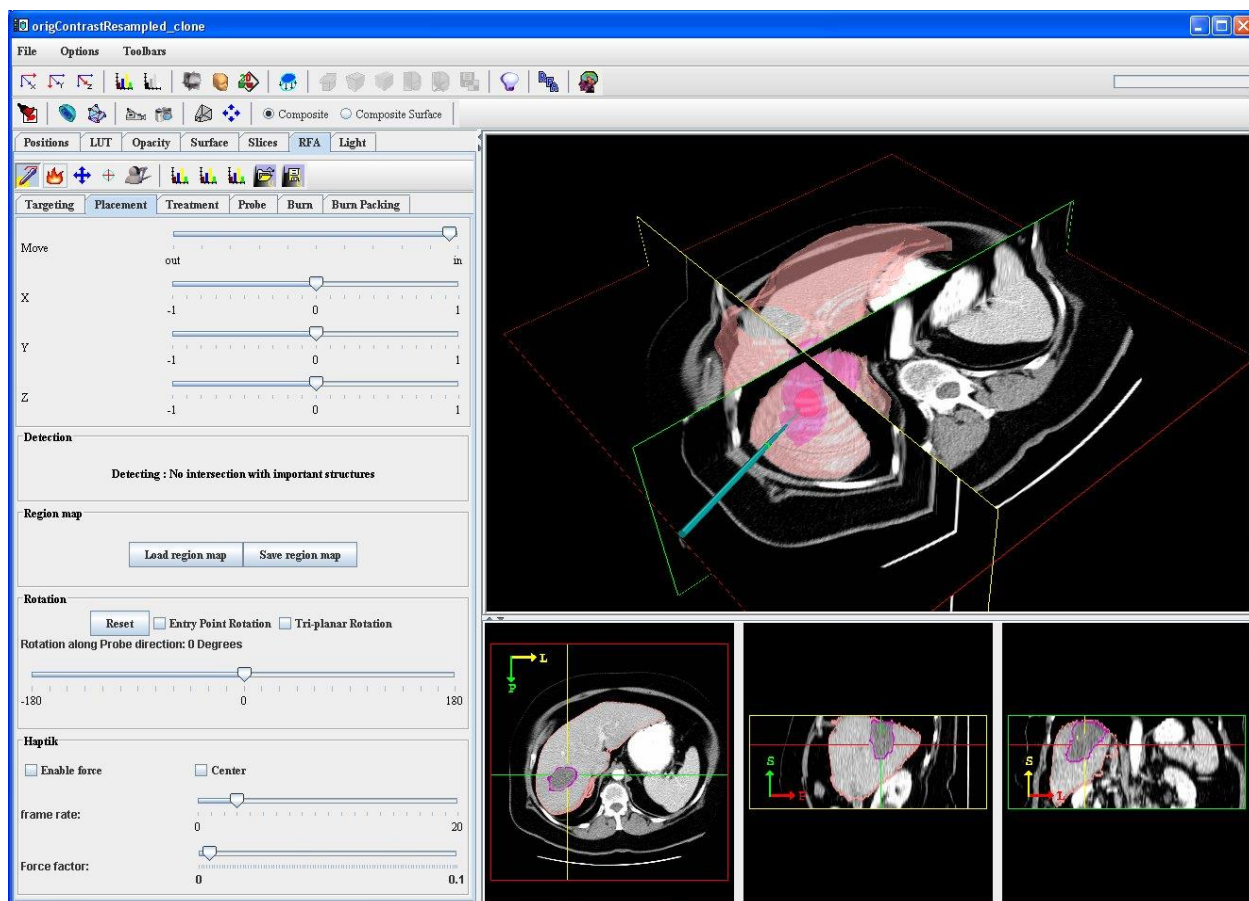


Рисунок 6 — интерфейс программы «MIPAV».

Одним из платных проектов анализа DICOM-изображений является польская программа «RadiAnt DICOM Viewer» (рис. 7). Программа является инструментом для просмотра медицинских изображений стандарта DICOM-PACS, созданным специально для облегчения и удобства работы врачей. Для загрузки доступна пробная бесплатная версия, по истечении тестового периода необходимо купить лицензию стоимостью ~7200Р. Программа позиционируется как универсальное решения для работы с DICOM-данными.

Главные особенности RadiAnt DICOM Viewer:

- удобный пользовательский интерфейс
- малый вес инсталлятора (< 3 Мб)
- максимально эффективное использование вычислительных ресурсов

- поддержка большого числа DICOM форматов



Рисунок 7 — интерфейс программы «RadiAnt DICOM Viewer».

Инструмент MPR, встроенный в программу Radiant DICOM Viewer, может быть использован для реконструкции изображений в ортогональных плоскостях. Это помогает получить новую анатомическую картину, которую не удалось визуализировать с помощью одних только базовых изображений.

Отечественной продуктом является «Vidar Dicom Viewer» (рис. 8). Программа предназначена для врачей лучевой диагностики и клиницистов и обеспечивает пользователя необходимым функционалом для работы с DICOM – файлами. Функционал программы включает: просмотр файлов, обработку изображений, измерения в программном продукте.

Ключевые особенности программы:

- Трехмерные реконструкции;
- Сравнение до 4 исследований, в том числе разных пациентов;

- Локальный архив, быстрый доступ к исследованиям в локальном архиве;
- Воспроизведение медицинских видеозаписей.

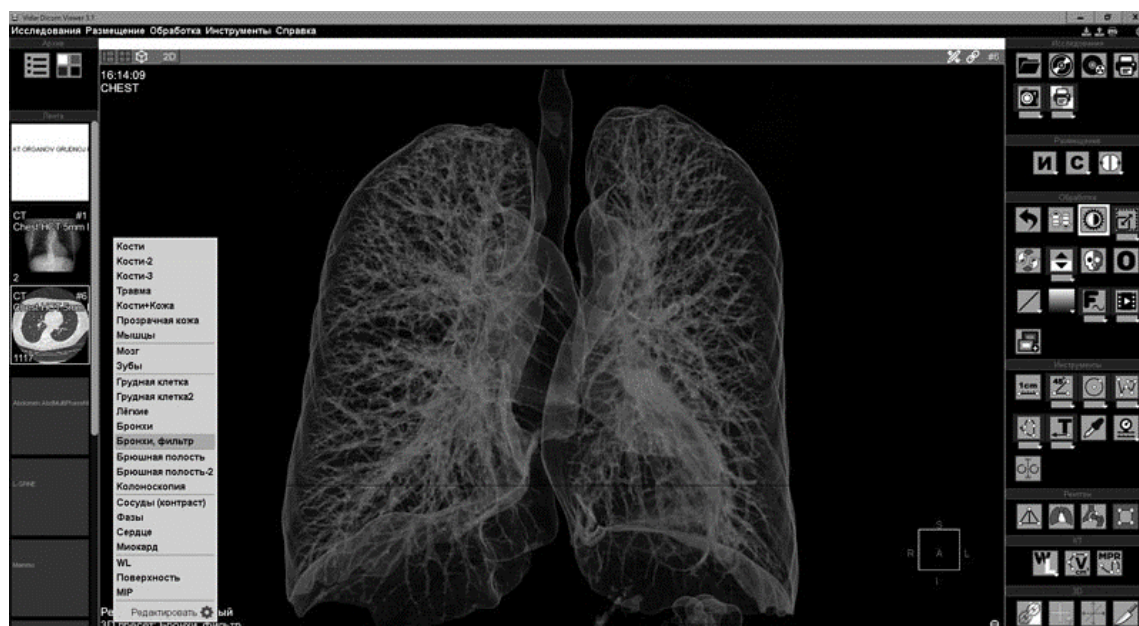


Рисунок 8 — интерфейс программы «Vidar Dicom Viewer».

Многие зарубежные авторы в разное время составляли обзор актуальных систем анализа DICOM-изображений используя собственные критерии оценки их функционала [7, 8, 9]. Во всех этих работах отмечается факт значительного разнообразия программ на рынке, вариативности в выборе программного обеспечения под конкретные цели исследований и наличия недорогих или бесплатных аналогов платных программ.

Также важным является тот факт, что все существующие программные продукты, не смотря на богатый функционал, не производят поиск патологий в автоматическом режиме, а лишь позволяют просматривать медицинские изображения, устанавливать различные фильтры, проводить вычисления и создавать трёхмерные реконструкции.

1.4. Методы детектирования патологий лёгких

Компьютерные системы медицинской диагностики, в большинстве случаев используемые для детектирования патологий различных заболеваний, на медицинских изображениях в настоящее время только начинают в экспериментальном режиме применяться в работе ограниченного количества специализированных учреждений. Несмотря на то, что данные системы уже позволяют повысить точность диагностики и осуществить помощь в принятии решения специалистом, их качество детектирования и применимость для широкого круга задач пока еще остаются на недостаточно высоком уровне.

Поскольку заболевания легких значительно различаются по медицинской семиотике, то и методы медицинской диагностики таких заболеваний также являются различными. Основными и наиболее точными методами диагностики заболеваний нижних дыхательных путей являются лучевые методы, включающие в себя анализ рентгенографических снимков и данных компьютерной томографии [10]. Поскольку данный тип исследований требует большой точности и зачастую из-за сложности работы медицинских специалистов сопровождается ошибками и неточностями, для таких типов обследований в настоящее время разрабатываются компьютерные системы диагностики.

При обработке и анализе изображений выделяются следующие основные этапы: фильтрация; предварительная обработка; сегментация; распознавание; диагностика.

От результатов фильтрации и предварительной обработки напрямую зависит эффективность последующих этапов обработки изображений [11, 12]. Этап фильтрации необходим для уменьшения разнообразных помех. Существуют различные типы фильтров: низкочастотные, высокочастотные, медианные, адаптивные и другие виды цифровых фильтров. В цифровой обработке изображений широко используется линейная фильтрация. Она

базируется на использовании быстрых алгоритмов свертки. Статические маски фильтров не всегда гарантируют приемлемый результат, т.к. линейные фильтры приводят к сглаживанию перепадов яркости, а это в свою очередь усложняет задачу выделения границ. Нелинейная фильтрация имеет ряд преимуществ по сравнению с линейной: меньше искажает перепады яркости, что дает возможность точнее находить границы объектов и убирает импульсные помехи. Еще один вид фильтрации – это адаптивная фильтрация. Данный тип фильтрации обладает рядом преимуществ, таких как: локальная фильтрация, изменение локальной маски фильтра и размера апертуры фильтра [13, 14]. Методы, используемые на этапе предварительной обработки, зависят от задач исследований, и они достаточно разнообразны. Они могут включать выделение наиболее информативных фрагментов, их увеличение, цветокартирование, изменение пространственного разрешения, изменение контрастного разрешения и т.п. [13, 15, 16]. Одни из основных действий, которые проводятся на этапе предварительной обработки, это изменение контрастности и яркости изображения. Методы изменения контрастности и яркости делятся на линейные, нелинейные и адаптивные. При применении соответствующих масок можно соединить два этапа (этап фильтрации и этап предварительной обработки) для обеспечения быстроедействия. Этап предварительной обработки также предусматривает геометрические операции над изображением. К ним относятся методы поворота изображения, увеличения и уменьшения изображения.

Конечный результат анализа изображений во многом определяется качеством сегментации, а степень детализации выделяемых характеристик зависит от конкретной задачи [17]. Поэтому не существует отдельного метода или алгоритма, подходящего для решения всех типов задач сегментации — каждый из методов имеет свои достоинства и недостатки. Сегментация предназначена для выделения на изображениях областей с определёнными свойствами. Такие области обычно соответствуют объектам или их частям, которые определяют исследователи. Результатом

сегментации является бинарное или иерархическое (мультифазное) изображение, в котором каждый уровень (фаза) изображения соответствует конкретному классу выделенных объектов. Сегментация является сложным моментом в обработке и анализе медицинских изображений биологической ткани, так как необходимо выделять области, соответствующие различным объектам или структурам на гистологических препаратах: клеткам, органоидам, артефактам и т.д. Это связано с высокой вариабельностью их характеристик, слабой контрастностью обрабатываемых изображений и сложной геометрической организацией объектов. По математическому аппарату, используемому для реализации методов сегментации, они делятся на три вида: пороговая сегментация; морфологическая сегментация; объединение (наращивание) областей [16].

Существующие на сегодняшний день компьютерные системы диагностики способны определить далеко не все существующие виды заболеваний легких. Для каждого вида патологии ведутся исследования своего набора методов анализа и обработки изображений. На сегодняшний день отсутствуют публикации на тему по разработке методов для компьютерных систем медицинской диагностики для обнаружения областей кальцинации в лёгких. Однако, одной из значимых работ на близкую тему является работа [18], описывающая способ распознавания образов для автоматической идентификации кальцификации коронарной артерии на ангиографических снимках компьютерной томографии. Данный метод состоит из двух стадий. На первой стадии с помощью свёрточной нейронной сети находятся трёхмерные области (воксели), в которых с высокой долей вероятности располагаются кальцинаты в коронарных артериях. Данные воксели описываются набором признаков и методом случайного леса разбиваются на два класса: с патологией и без патологии. На второй стадии после анализа точности устанавливается порог ошибки, чтобы рассматривать только воксели, вероятнее всего являющиеся искомой патологией. Данный метод корректно идентифицировал 8/10 пациентов с

отсутствием кальцинатов в коронарных артериях на снимках томографии и 36/40 пациентов, у которых данная патология имелась. Результаты работы показали состоятельность данного метода.

В более поздней публикации [19] рассматривается метод с использованием двух свёрточных нейронных сетей для автоматического обнаружения кальцинатов в крупных сосудах грудной клетки, который был испытан на значительно большем количестве пациентов. В распоряжении исследователи было 1744 серии компьютерной томографии. Данный метод достиг 0,89 процентов точности по меркам f1-меры, что также показывает его состоятельность.

Таким образом, методы, в основе которых лежит использование моделей искусственных нейронных сетей, демонстрируют в исследованиях довольно высокую в распознавании патологий на медицинских изображениях. Однако данные методы имеют недостаток, заключающийся в их технической сложности и большом времени, которое занимает обучение нейросетей. Этот факт в совокупности с фактом отсутствия каких-либо публикаций на тему автоматизированного поиска кальцинатов в лёгких, наводят на идею проверки более простого метода обработки изображений с целью сегментации кальцинатов в лёгких, который описан в данной работе.

ГЛАВА 2. ОБРАБОТКА ИЗОБРАЖЕНИЯ

В данной работе задача локализации областей кальцинации на снимке компьютерной томографии состоит из нескольких этапов. Сначала производится выделение на изображении области лёгкого с помощью стороннего метода. Затем к изображению применяется сглаживающий фильтр и проводится его пороговая бинаризация. В результате на выходе алгоритма получается бинарное изображение, выделяющее белым цветом области кальцинации на исходном снимке.

2.1. Выделение области лёгкого

Перед применением пороговой бинаризации необходимо скрыть с изображения все плотные области, не являющиеся кальцинатами. Такие области соответствуют только костным тканям на КТ-снимке (рёбра, позвоночник). Чтобы добиться этого, необходимо затереть на изображении все пиксели, которые лежат вне контура лёгкого. Такую операцию выполняет сторонний метод `segment_lungs`. Данный метод выделяет на снимке сегмент лёгкого по алгоритму *k-means*, сохраняет его в качестве маски, а затем обрезает исходное изображение по получившейся маске.

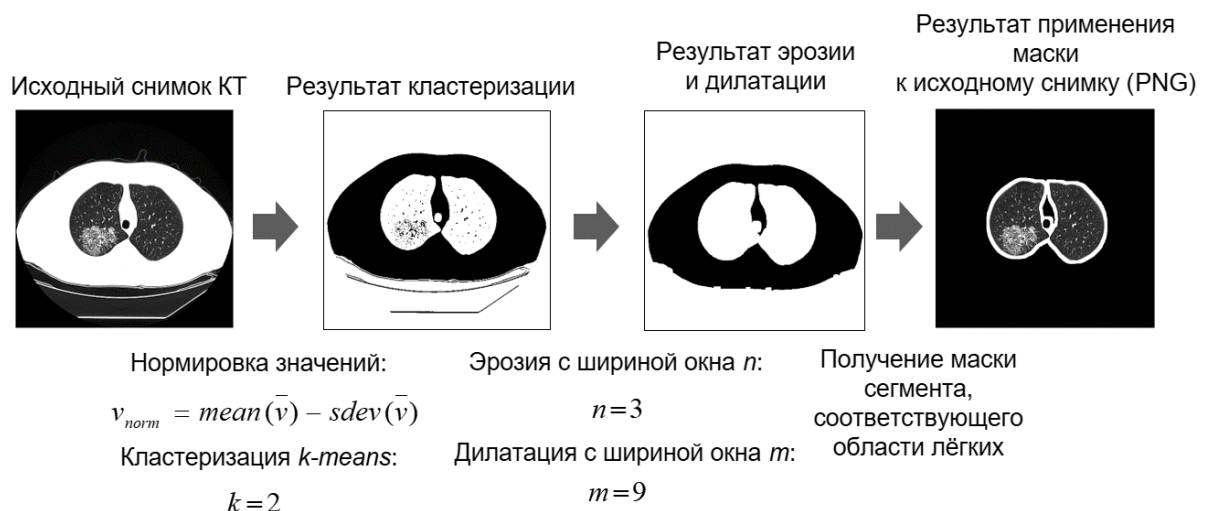


Рисунок 9 — принцип работы метода `segment_lungs`.

Прежде всего алгоритм уменьшает границы изображения на 25%. Далее все значения пикселей нормализуются и методом k-средних пиксели разбиваются на два кластера: принадлежащих области лёгкого и лежащих вне области лёгкого. После этого к сегменту, образованному первым кластером, применяются морфологические операции эрозии и дилатации, более подробно о которых пойдёт речь в следующей главе. В результате получается гладкая маска, которая применяется к исходному снимку. На выходе получается срез, содержащий только область лёгкого и прилегающие ткани, в том числе рёбра.

Однако, данный метод обладал существенным недостатком, который не позволял применять его в исходном виде: на изображении оставалась область лёгкого с прилегающими тканями, в т.ч. рёбрами. Для дальнейшей обработки необходимо было усовершенствовать описанный метод таким образом, чтобы на его выходе получалось изображение, не содержащее костные ткани, т.к. они имеют ту же плотность, что и кальцинаты и могут ошибочно распознаваться в качестве искомой патологии. Поэтому необходимо было уменьшить размер маски, чтобы она обрезала в том числе и рёбра. С этой целью к полученной маске дополнительно применялась морфологическая операция эрозии с шириной окна = 5.

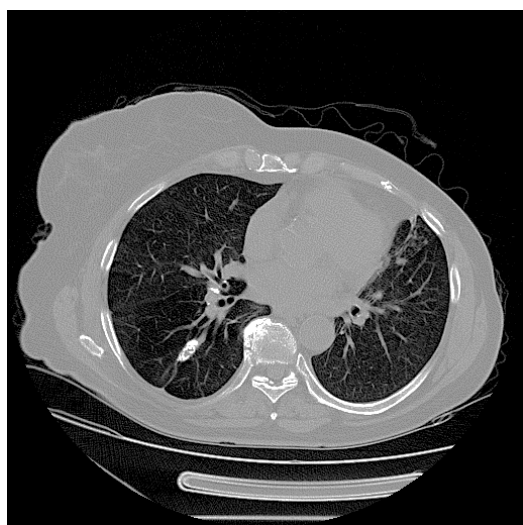


Рисунок 10 — исходное
изображение

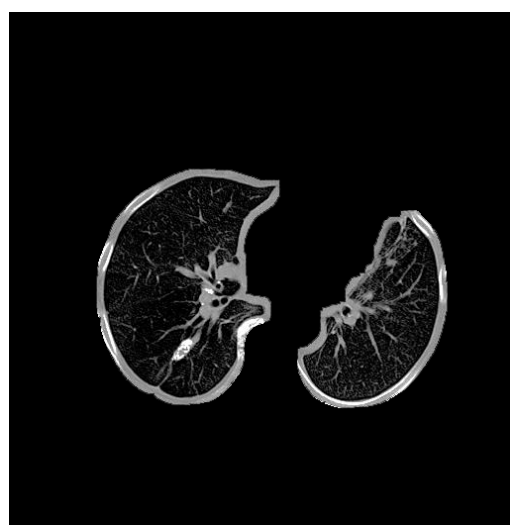


Рисунок 11 — результат
применения исходного метода
segment_lungs



Рисунок 12 — результат применения метода `segment_lungs` после модификации.

2.2. Морфологические операции

В основе операций математической морфологии лежит теория множеств. Множества в математической морфологии соответствуют объектам на изображении. Например, множество всех белых пикселей двоичного изображения является одним из вариантов его полного морфологического описания. В двоичных изображениях обсуждаемые множества являются подмножествами двумерного целочисленного пространства Z^2 с элементами в виде пар чисел, т. е. двумерных векторов (x, y) , координаты которых указывают на белый (или черный, в зависимости от соглашения) пиксель изображения. Полутоновые цифровые изображения могут быть описаны множествами, состоящими из элементов пространства Z^3 . В этом случае две координаты элемента множества указывают положение пикселя, а третья соответствует значению его яркости. Множества в пространствах более высокой размерности могут с помощью дополнительных координат описывать и другие характеристики изображения, например, его цветовые компоненты или закон изменения во времени [20].

Базовым понятием математической морфологии является структурный элемент. Структурный элемент B представляет собой определенного размера

матрицу, состоящую из нулей и единиц. Пиксели со значением 1, как правило, определяют фон структурного элемента. Размер структурного элемента обычно значительно меньше обрабатываемого изображения. Центральный пиксель структурного элемента совпадает с обрабатываемым пикселем изображения. Остальные пиксели являются окрестностью и подлежат анализу.

Пусть A и B – два множества из пространства Z^2 . Дилатация множества A по примитиву B обозначается $A \oplus B$ и определяется как

$$A \oplus B = \{z | (\hat{B})_z \cap A \neq \emptyset\}.$$

В основе этого соотношения лежит получение центрального отражения множества B относительно его начала координат и, затем, сдвиг полученного множества в точку z . При этом дилатация множества A по $\hat{B}$ – это множество всех таких смещений z , при которых множества $\hat{B}$ и A совпадают, по меньшей мере, в одном элементе. В этом случае операция дилатации может быть представлена как:

$$A \oplus B = \{z | [(\hat{B})_z \cap A] \subseteq A\}.$$

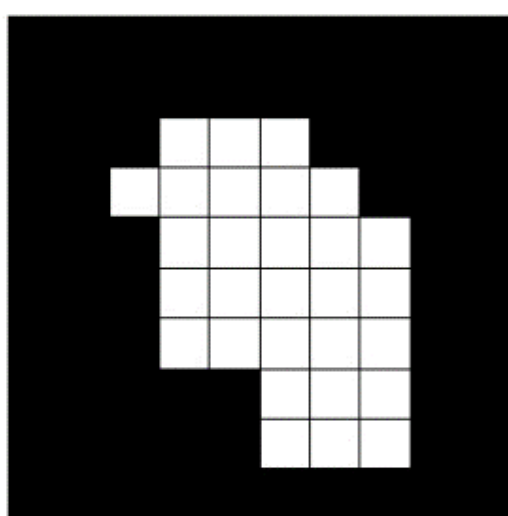
Множество B в данном случае является структурообразующим элементом дилатации. Одно из простейших применений дилатации — утолщение границ, устранение разрывов линий путем их перекрытия. Применение дилатации сводится к проходу структурообразующего элемента по всему изображению и применению оператора поиска локального максимума к интенсивностям пикселей изображения, которые накрываются структурообразующим элементом. Такая операция вызывает рост светлых областей на изображении (рис. 13, с). На рисунке серым цветом отмечены пиксели, которые в результате применения дилатации будут белыми.

Для множеств A и B из пространства Z^2 эрозия A по B определяется

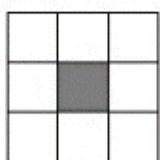
$$\text{как: } A \ominus B = \{z | (B)_z \subseteq A\}.$$

Эрозия множества A по примитиву B — это множество всех таких точек z , при сдвиге в которые множество B целиком содержится в множестве A .

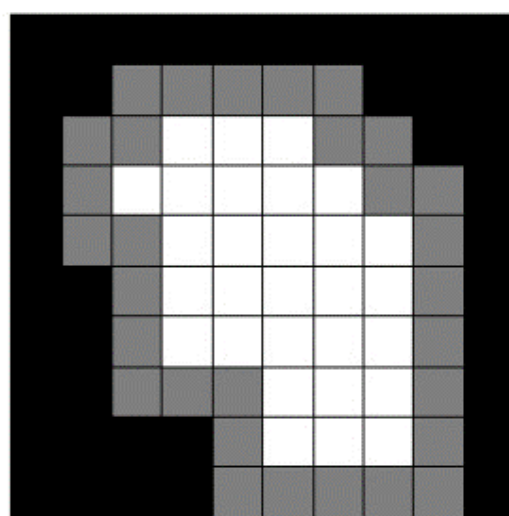
При применении операции эрозии к изображению исчезают слабые связи между объектами, что может способствовать разделению случайно «слитых» объектов, устранению точечного шума. Действие эрозии подобно дилатации, разница лишь в том, что используется оператор поиска локального минимума (рис. 13, d), серым цветом залиты пиксели, которые станут черными в результате эрозии [21]. Данная операция с шириной окна = 5 позволила уменьшить маску, применённую к снимку лёгкого и обрезать светлые пиксели рёбер.



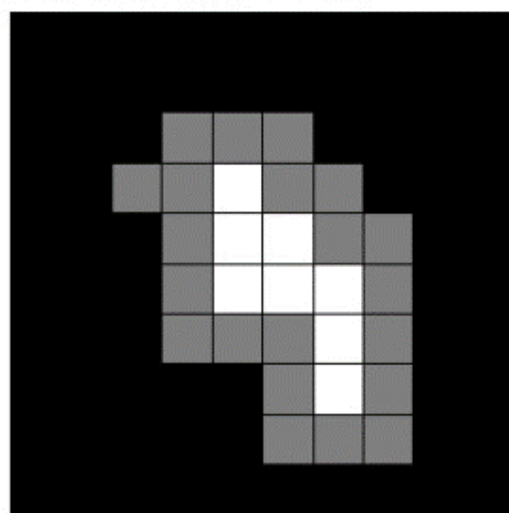
а) исходное изображение



б) шаблон (центр – ведущий элемент)



с) результат дилатации



д) результат эрозии

Рисунок 13 — применение морфологических операций [21].

2.3. Фильтрация

В процессе считывания и преобразования в цифровой массив изображение подвергается различным искажениям и зашумлению, что требует эффективных средств его улучшения. Фильтрация — это устранение шумов в изображении, таких как невысокое качество отдельных элементов, возникновение погрешностей сканирования, неверно выбранное разрешение, неоднородность контура, изолированные пустоты внутри объекта, разрывы, слияния. Существует два основных алгоритма фильтрации изображения: усредняющая фильтрация и медианная фильтрация.

Для усредняющей фильтрации применяется алгоритм, который последовательно перебирает все группы смежных пикселей заданного размера. Значения элементов группы складываются и делятся на количество элементов — так вычисляется среднее значение для группы. Это значение округляется до целого и присваивается всем элементам группы. Такой алгоритм показывает высокую эффективность при задании группы маленького размера, например, 3×3 .

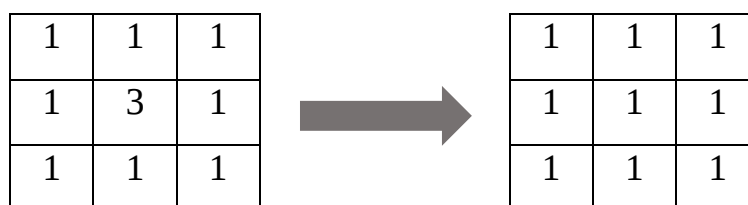


Рисунок 14 — принцип работы усредняющего фильтра.

Достоинством усредняющего фильтра является его простота. К недостаткам можно отнести сглаживание ступенчатых и пилообразных функций. Кроме того, пиксели, имеющие существенное отличие в значении яркости и являющиеся шумовыми, будут вносить значительный вклад в результат обработки.

Еще одним методом улучшения качества изображения является медианная фильтрация. Яркость пикселя вычисляется как медиана пикселей, попадающих в окно матрицы.

Медианой дискретной последовательности n элементов при нечетном n называется элемент, для которого существует $(n - 1)/2$ элементов меньших или равных ему по величине и $(n - 1)/2$ элементов больших или равных ему по величине.

При обработке пикселей изображения, находящихся на границах экрана, возникают проблемы. Для их решения можно виртуально нарастить изображение его зеркальным отображением на границе.

Медианный фильтр в одних случаях обеспечивает подавление шума, а в других вызывает нежелательное подавление сигнала. Медианный фильтр не влияет на пилообразные и ступенчатые функции, что обычно является полезным свойством, однако он подавляет импульсные сигналы, длительность которых составляет менее половины ширины окна.

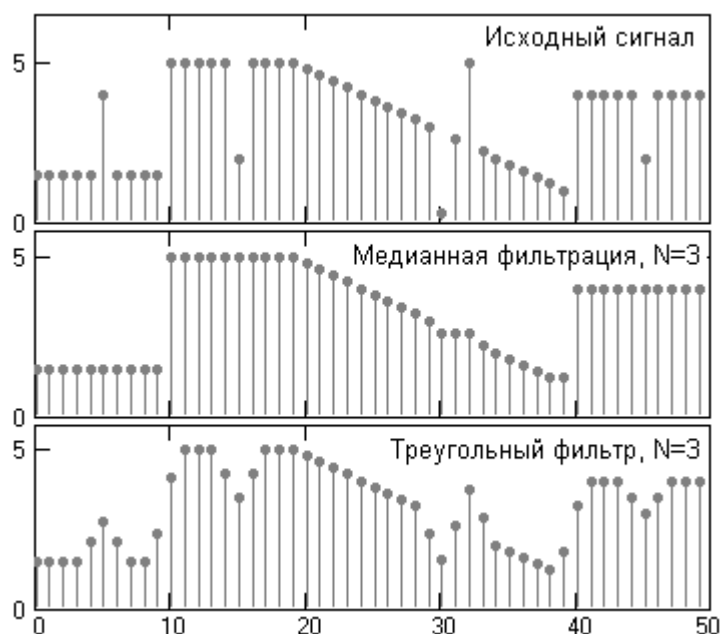


Рисунок 15 — принцип работы медианного фильтра.

В данной работе после выделения области лёгкого на КТ-снимке к нему применяется медианный фильтр с величиной окна = 9. Данное значение подобрано экспериментально.

2.4. Алгоритм бинаризации

Пороговая бинаризация — разбиение изображения на две области, одна из которых содержит все пиксели со значением ниже некоторого порога p , а другая содержит все пиксели со значением выше этого порога. Цвет пикселя на результирующем восьмибитном изображении рассчитывается согласно формуле:

$$P_1(i, j) = \begin{cases} 255, & P(i, j) \geq p, \\ 0, & P(i, j) < p. \end{cases}$$

Алгоритм перекрашивает изображения, проходя каждый пиксель, и пошагово сравнивая его значение со значением порога.

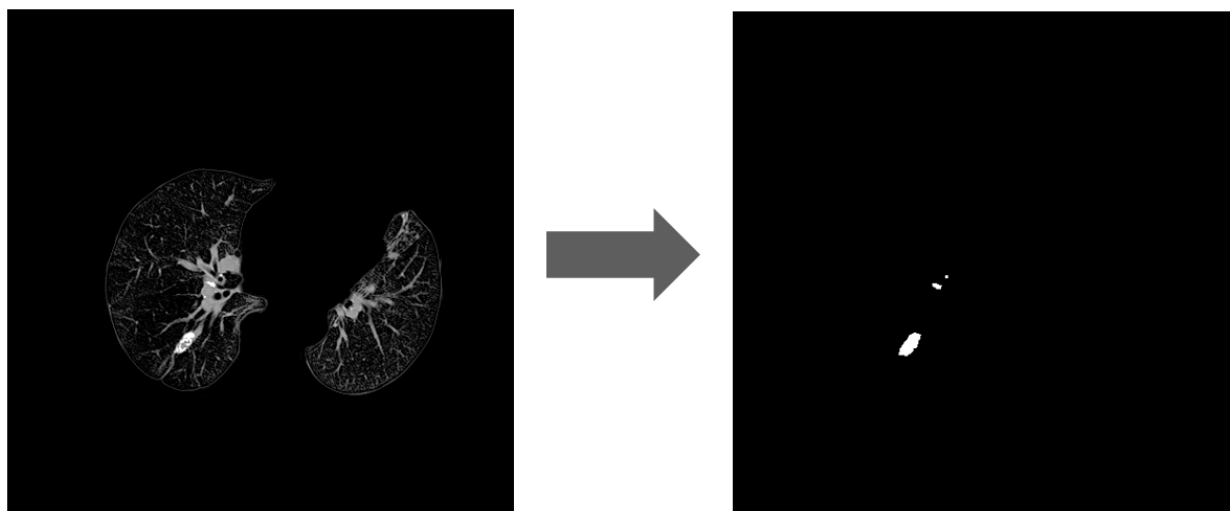


Рисунок 16 — результат пороговой бинаризации.

2.5. Метрики оценки точности

На завершающем шаге после проведения сегментации необходимо оценить точность метода с помощью специальных метрик.

Перед переходом к самим метрикам необходимо ввести важную концепцию для описания этих метрик в терминах ошибок классификации —

confusion matrix (матрица ошибок). Матрица ошибок — это квадратная таблица, которая сообщает о числе истинно положительных, истинно отрицательных, ложноположительных и ложноотрицательных предсказаний алгоритма, как показано на в таблице 1 [22]

Таблица 1

Матрица ошибок

Фактический класс	Спрогнозированный класс		
		Положительный	Отрицательный
	Положительный	Истинно положительные (TP)	Ложноотрицательные (FN)
	Отрицательный	Ложноположительные (FP)	Истинно отрицательные (TN)

В ячейках фиксируется количество пикселей изображения, принадлежащих к классу строки, которые алгоритм отнёс к классу столбца.

На основе матрицы ошибок рассчитываются метрики точности accuracy, precision (точность), recall (полнота), f-мера, уравнения расчёта которых представлены ниже:

$$accuracy = \frac{TP + TN}{TP + TN + FP + FN};$$

$$precision = \frac{TP}{TP + FP};$$

$$recall = \frac{TP}{TP + FN};$$

$$f = \frac{2}{\frac{1}{precision} + 1/recall} [23].$$

Каждая метрика характеризует с той или иной стороны результат распознавания кальцинатов. Так, accuracy показывает долю пикселей,

по которым классификатор принял правильное решение. У этой метрики есть одна особенность, которую необходимо учитывать. Она присваивает всем пикселям одинаковый вес, поэтому её использование в данной задаче не корректно, поскольку распределение пикселей в обучающей выборке сильно смещено в сторону пикселей, не содержащих патологию.

Precision отражает долю пикселей, действительно изображающих кальцинаты, которые алгоритм отнёс к этому классу. Recall показывает долю найденных кальцинатов, принадлежащих классу относительно всех пикселей этого класса в этой выборке; f-мера — производная метрика, представляющая собой гармоническое среднее между точностью и полнотой. Чем ближе к единице значение этих показателей, тем меньше ошибался алгоритм.

ГЛАВА 3. АЛГОРИТМ ДЕТЕКТИРОВАНИЯ КАЛЬЦИНАТОВ

Разработка алгоритма велась на языке Python 3.7 с использованием компонентов `scipy`, `numpy`, `PIL` и `MedicalImageAnalysis` в средах разработки Visual Studio 2019 и Jupyter Notebook.

Алгоритм обнаружения областей кальцинации на снимке компьютерной томографии состоит из нескольких этапов. Сначала производится выделение на изображении области лёгкого с помощью метода `segment_lungs` компонента `MedicalImageAnalysis`. На вход данному методу поступает каталог файлов в формате DICOM, содержащих срезы компьютерной томографии. Метод последовательно выделяет на каждом снимке сегмент лёгкого по алгоритму `k-means` и использует найденные сегменты для создания масок, по которым в последствие обрезает исходные изображения. На выходе метод возвращает в указанную директорию набор обработанных изображений, сохраненных в формате PNG с глубиной 8 бит.

Получившиеся изображения поступают на обработку следующего этапа описываемой методики. Каждое изображение обрабатывается медианным фильтром с шириной окна = 3 и проводится пороговая бинаризация изображений. На рисунке 17 представлен описываемый фрагмент алгоритма для одного изображения. В таблице 2 приведено описание используемых переменных. После обработки изображений вычисляются метрики точности для каждой обработки.

В результате на выходе алгоритма получается набор бинарных изображений, выделяющих белым цветом области кальцинации на исходном снимке. В конце подсчитываются средние значений метрик точности работы алгоритма и выводятся в файл.

```

for i in range(1,width-1):
    for j in range(1,height-1):
        members[0] = img.getpixel((i-1,j-1))
        members[1] = img.getpixel((i-1,j))
        members[2] = img.getpixel((i-1,j+1))
        members[3] = img.getpixel((i,j-1))
        members[4] = img.getpixel((i,j))
        members[5] = img.getpixel((i,j+1))
        members[6] = img.getpixel((i+1,j-1))
        members[7] = img.getpixel((i+1,j))
        members[8] = img.getpixel((i+1,j+1))
        members.sort()
        if members[4]<s:
            newimg.putpixel((i,j),(0))
        else:
            newimg.putpixel((i,j),(255))

```

Рисунок 17 — фрагмент алгоритма, обрабатывающий изображение одновременно медианным и пороговым фильтрами.

Таблица 2

Используемые переменные

Имя переменной	Описание переменной
width	Ширина изображения в пикселях
height	Высота изображения в пикселях
members	Массив пикселей медианного фильтра
img	Изображение обрабатываемого среза
s	Порог
newimg	Изображение, получаемое в результате обработки.

ГЛАВА 4. РЕЗУЛЬТАТЫ

Данные компьютерной томографии были получены от Научно-практического центра пульмонологии и фтизиатрии Республики Беларусь. Всего в распоряжении имеется 20 снимков томографии 11-ти пациентов разного пола и возраста, страдающих разными формами туберкулёза. Каждый анализ содержит от 101 до 153 срезов КТ органов грудной клетки. В общей сложности число всех срезов равняется 2453. Сто шестьдесят пять срезов 8-ми томограмм 6-ти пациентов содержат области кальцинации различной формы и размеров. Квадратные изображения срезов в сером цвете шириной 512 пикселей хранятся в расширении DICOM. Область значений матрицы пикселей: от -2000 (наименее плотные регионы) до 2000 (наиболее плотные регионы).

4.1. Отбор и разметка изображений

Для тестирования было отобрано 16 срезов, содержащих кальцинаты. Разметка и последующее создание маски, соответствующее разметке, были созданы в онлайн-сервисе Supervisely. Данный фрагмент работы производился следующим образом: сначала была создана учётная запись в указанном онлайн-сервисе; в профиле пользователя было создано рабочее пространство (Workspace), в котором был создан проект (Project), содержащий срезы, ранее сохранённые в формате PNG. Далее на каждом снимке были вручную размечены все кальцинаты. Области, отображающие скопления солей кальция были обрисованы инструментом Add polygon. Каждый полигон-метка сохранялся как отдельный объект. После разметки всех изображений, они были сохранены в виде бинарных масок в формате PNG. Белый цвет соответствует размеченным областям с кальцинатами, чёрный цвет — всем остальным тканям тела пациента.

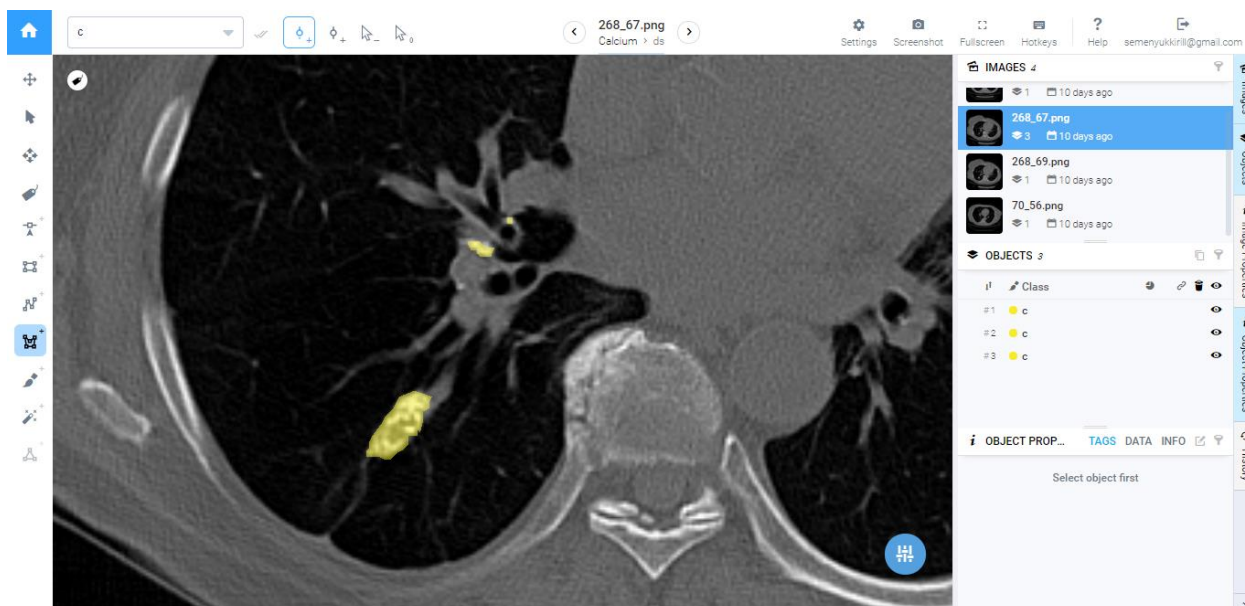


Рисунок 18 — процесс разметки снимка в сервисе Supervisely.

4.2. Проведение эксперимента

Для нахождения значения порогового фильтра были случайным образом отобраны 8 из 16 снимков с кальцинатами и соответствующие им бинарные маски, а также 10 снимков, не содержащие кальцината, и соответствующие им бинарные маски (полностью чёрные изображения). Данные изображения последовательно подавались на вход итеративному алгоритму, который постепенно изменял значения порога p от 50 до 250 с шагом $s = 2$. На каждом шаге производилась пороговая бинаризация среза: все значения пикселей $< p$ перекрашивались в чёрный цвет, остальные — в белый цвет. Далее получившееся бинарное изображение сравнивалось с соответствующей маской по픽сельно, и алгоритм фиксировал метрики точности precision, recall и f-measure. В конце эксперимента было найдено среднее значение всех характеристик точности и найдено оптимальное значение порога $p = 208$. Фрагмент таблицы, содержащей средние значения метрик точности представлен на рисунке 15.

Значение порога	190	200	206	208	210	220	230
Точность (Precision)	0,63	0,7	0,73	0,75	0,75	0,79	0,83
Полнота (Recall)	0,82	0,73	0,75	0,75	0,74	0,69	0,52
F1-мера	0,71	0,71	0,74	0,75	0,74	0,73	0,63

Рисунок 19 — средние значения метрик точности алгоритма при разных значениях порога.

4.3. Тестирование

Тестирование проводилось на выборке из оставшихся восьми срезов с кальцинатами и ещё 10 срезов без кальцинатов. При тестировании значения порога, окон эрозии маски и медианного фильтра фиксировались и были равны соответственно $p = 208$, $e = 0.6$, $2n - 1 = 3$. Метрики, фиксирующие результаты тестирования отражены на рисунке 12.

Значение порога	Эксперимент	Тестирование
Точность (Precision)	0,75	0,69
Полнота (Recall)	0,75	0,74
F1-мера	0,75	0,71

Рисунок 20 — значения метрик точности алгоритма при проведении тестирования в сравнении со значениями, полученными в ходе вычислительного эксперимента.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате выполнения данной работы был создан алгоритм, автоматизирующий поиск кальцинатов в лёгких на снимках компьютерной томографии. В ходе работы были изучены и реализованы алгоритмы компьютерной графики, такие как усредняющая фильтрация и бинаризация по пороговому значению.

Результаты тестирования на реальных данных показывают состоятельность метода для выделения кальцинатов на снимках компьютерной томографии. Следовательно, созданный метод может повысить эффективность работы врача при исследовании большого числа пациентов с целью диагностики заболеваний нижних дыхательных путей.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ И ЛИТЕРАТУРЫ

1. Десять самых распространенных причин смерти в мире [Электронный ресурс] / Всемирная организация здравоохранения, 2019. — URL: <https://www.who.int/ru/news-room/fact-sheets/detail/the-top-10-causes-of-death> (дата обращения: 14.05.2019).
2. Что такое кальцинаты в правом и левом легких, чем они опасны [Электронный ресурс] / Sovets.net, 2010–2018. — URL: <https://sovets.net/5509-kaltsinaty-v-legkikh.html> (дата обращения: 20.05.2019)
3. Компьютерная томография [Электронный ресурс] / Учебные материалы — URL: <https://works.doklad.ru/view/8Wb3YQoAiJw.html> (дата обращения: 04.06.2019)
4. Миронина И. А. Анализ графических форматов с целью эффективного хранения медицинских снимков [Текст]: Реферат. — Владимир. — 41 с.
5. Причины возникновения и способы лечения кальцинат в легких [Электронный ресурс] / Женская жизнь. Сайт для женщин, 2014–2018. — URL: <http://woman-l.ru/lechenie-kalcinat-v-legkix/> (дата обращения 04.06.19)
6. MedSoft Portal [Электронный ресурс] — Сайт — URL: http://www0.cs.ucl.ac.uk/opensource_mia_ws_2012/links.html (дата обращения 15.05.19).
7. Daniel Haak, Charles-E. Page, Thomas M. Deserno. A Survey of DICOM Viewer Software to Integrate Clinical Research and Medical Imaging. — 2016, pp. 206-215.
8. Wei Liao, Thomas M. Deserno, Klaus Spitzer. Evaluation of free non-diagnostic DICOM software tools. — 2008.
9. Horii C. DICOM image viewers: a survey — Medical Imaging, 2003, 251 p.
10. Лучевые методы в диагностике заболеваний органов дыхания. Пульмонология. Каталог статей // Российский медицинский журнал. —

1994–2019.

URL:

http://www.rmj.ru/articles/pulmonologiya/Luchevye_metody_v_diagnostike_zabolevaniy_organov_d_yhaniya/ (дата обращения: 06.02.2019)

11. Engel K., Hadwiger M., Kniss J., Rezk – Salama C. Real – Time Volume Graphics. A K. Peters Wellesley M.A. 2006, pp. 112–114
12. Pavlids T. Algorithms for Graphics and Image Processing. N.Y.: Springer, 1982, 320 p.
13. Виллевальде А.Ю., Юлдашев З.М. Метод предварительной обработки медицинских малококонтрастных изображений // Информационно-управляющие системы. 2008. № 5(36). С.41– 44.
14. Косых Н.Э., Смагин С.И., Гостюшкин В.В., Савин С.З., Литвинов К.А. Система автоматизированного компьютерного анализа медицинских изображений // Информационные технологии и вычислительные системы. 2011. № 3. С.52–60.
15. Анисимов Б.В. Распознавание и цифровая обработка изображений. М.: Высш. школа, 1983. 295 с.
16. Яне Б. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2007. 584 с.
17. Дороничева А. В., Савин С. З. Методы распознавания медицинских изображений для задач компьютерной автоматизированной диагностики — Хабаровск — 2017. — 8 с.
18. Jelmer M. Wolterink¹, Tim Leiner, Max A. Viergever, and Ivana Išgum. Automatic Coronary Calcium Scoring in Cardiac CT Angiography Using Convolutional Neural Networks — 2015 — 8p.
19. Nikolas Lessmann, Bram van Ginneken, Majd Zreik, Pim A. de Jong, Bob D. de Vos, Max A. Viergever, Ivana Išgum. Automatic calcium scoring in low-dose chest CT using deep neural networks with dilated convolutions — 2018 — 11p.
20. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2012. — 1104 с.

21. Морфологические преобразования. [Электронный ресурс] / Национальный открытый университет ИНТУИТ. — URL: <https://www.intuit.ru/studies/courses/10621/1105/lecture/17989?page=4> (дата обращения: 30.05.19)
22. Рашка С. Python и машинное обучение. М.: ДМК Пресс, 2017. — 418 с.
23. Marina Sokolova, Guy Lapalme. A systematic analysis of performance measures for classification tasks // Information Processing & Management. 2009 — С. 427–437

Отчет о проверке на заимствования №1



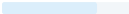
Автор: Семенюк Кирилл semenyukkirill@gmail.com / ID: 5917662
Проверяющий: Семенюк Кирилл (semenyukkirill@gmail.com / ID: 5917662)
Отчет предоставлен сервисом «Антиплагиат»- <http://users.antiplagiat.ru>

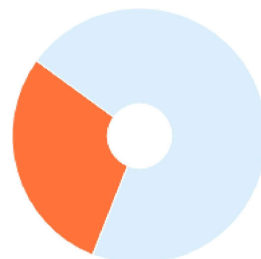
ИНФОРМАЦИЯ О ДОКУМЕНТЕ

№ документа: 7
Начало загрузки: 05.06.2019 13:21:30
Длительность загрузки: 00:00:02
Имя исходного файла: ДИПЛОМ
Размер текста: 1347 кБ
Символов в тексте: 44444
Слов в тексте: 5359
Число предложений: 384

ИНФОРМАЦИЯ ОБ ОТЧЕТЕ

Последний готовый отчет (ред.)
Начало проверки: 05.06.2019 13:21:33
Длительность проверки: 00:00:02
Комментарии: не указано
Модули поиска: Модуль поиска Интернет

ЗАИМСТВОВАНИЯ	ЦИТИРОВАНИЯ	ОРИГИНАЛЬНОСТЬ
29,31% 	0% 	70,69% 



Заимствования — доля всех найденных текстовых пересечений, за исключением тех, которые система отнесла к цитированиям, по отношению к общему объему документа.
Цитирования — доля текстовых пересечений, которые не являются авторскими, но система посчитала их использование корректным, по отношению к общему объему документа. Сюда относятся оформленные по ГОСТу цитаты; общеупотребительные выражения; фрагменты текста, найденные в источниках из коллекций нормативно-правовой документации.

Текстовое пересечение — фрагмент текста проверяемого документа, совпадающий или почти совпадающий с фрагментом текста источника.

Источник — документ, проиндексированный в системе и содержащийся в модуле поиска, по которому проводится проверка.

Оригинальность — доля фрагментов текста проверяемого документа, не обнаруженных ни в одном источнике, по которым шла проверка, по отношению к общему объему документа.

Заимствования, цитирования и оригинальность являются отдельными показателями и в сумме дают 100%, что соответствует всему тексту проверяемого документа.

Обращаем Ваше внимание, что система находит текстовые пересечения проверяемого документа с проиндексированными в системе текстовыми источниками. При этом система является вспомогательным инструментом, определение корректности и правомерности заимствований или цитирований, а также авторства текстовых фрагментов проверяемого документа остается в компетенции проверяющего.

№	Доля в отчете	Доля в тексте	Источник	Ссылка	Актуален на	Модуль поиска	Блоков в отчете	Блоков в тексте
[01]	9,3%	9,3%	МЕТОДЫ РАСПОЗНАВАНИЯ ...	http://science-education.ru	25 Дек 2014	Модуль поиска Интернет	10	10
[02]	8,37%	8,37%	Прочитать публикацию в ф...	http://econf.rae.ru	29 Авг 2017	Модуль поиска Интернет	8	8
[03]	0%	4,56%	не указано	http://window.edu.ru	раньше 2011	Модуль поиска Интернет	0	7

Еще источников: 11

Еще заимствований: 11,64%