

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
“САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ,
МЕХАНИКИ И ОПТИКИ”

ВЫПУСКНАЯ КВАЛИФИКАЦИОННАЯ РАБОТА

РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ РАСПОЗНАВАНИЯ
ОСТРЫХ И ПОДОСТРЫХ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ГЕМАТОМ ПО
СНИМКАМ КТ

Автор Назукин Дмитрий Евгеньевич _____
(Фамилия, Имя, Отчество) (Подпись)

Направление подготовки (специальность) _____
(код, наименование)
09.04.01 Информатика и вычислительная техника

Квалификация магистр _____
(бакалавр, магистр)*

Руководитель Радченко И.А., доцент, к.т.н. _____
(Фамилия, И., О., ученое звание, степень) (Подпись)

К защите допустить

Зав. кафедрой Муромцев Д.И., к.т.н., доцент _____
(Подпись)

“ _____ ” _____ 20 ____ г.

Санкт-Петербург, 2018 г.

Студент Назукин Д.Е. Группа Р4215 Кафедра ИПМ Факультет ПИиКТ
(Фамилия, И,О.)

Направленность (профиль), специализация 09.04.01 Математические модели и компьютерное моделирование

Консультант (ы):

а) _____
(Фамилия, И., О., ученое звание, степень) (Подпись)

б) _____
(Фамилия, И., О., ученое звание, степень) (Подпись)

ВКР принята “ ____ ” _____ 20 ____ г.

Оригинальность ВКР _____ %

ВКР выполнена с оценкой _____

Дата защиты “ ____ ” _____ 20 ____ г.

Секретарь ГЭК _____

(ФИО) (подпись)

Листов хранения _____

Демонстрационных материалов/Чертежей хранения _____

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
“САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ,
МЕХАНИКИ И ОПТИКИ”

УТВЕРЖДАЮ

Зав. кафедрой

Муромцев Д.И. _____

« ____ » « _____ » 20 ____ г.

ЗАДАНИЕ
НА ВЫПУСКНУЮ КВАЛИФИКАЦИОННУЮ РАБОТУ

Студенту Назукину Дмитрию Евгеньевичу Группа P4215 Кафедра ИПМ Факультет ПИиКТ

Руководитель Радченко Ирина Алексеевна, доцент, к.т.н., кафедра ИПМ, доцент

(ФИО, ученое звание, степень, место работы, должность)

1 Наименование темы: РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ РАСПОЗНАВАНИЯ
ОСТРЫХ И ПОДОСТРЫХ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ГЕМАТОМ ПО СНИМКАМ КТ

Направление подготовки (специальность) 09.04.01 Информатика и вычислительная
техника

Направленность (профиль) 09.04.01 Математические модели и компьютерное
моделирование

Квалификация магистр

2 Срок сдачи студентом законченной работы « ____ » « _____ » 20 ____ г.

3 Техническое задание и исходные данные к работе

Необходимо разработать алгоритм распознавания острых и подострых внутричерепных гематом по компьютерным томограммам головного мозга формата DICOM.

Поставленные задачи:

1. Исследовать и изучить научную литературу и основные подходы по рассматриваемой теме.
2. Изучить необходимые инструменты и технологии.
3. Разработать алгоритм распознавания внутричерепных гематом.
4. Реализовать алгоритм распознавания внутричерепных гематом.

5. Проанализировать результаты работы алгоритма распознавания внутричерепных гематом.

4 Содержание выпускной квалификационной работы (перечень подлежащих разработке вопросов)

1. Обзор предметной области.
 - a. Исследование видов внутричерепных гематом.
 - b. Исследование особенностей КТ головного мозга.
 - c. Исследование стандарта DICOM.
2. Анализ существующих подходов к распознаванию внутричерепных гематом.
3. Исследование используемых в работе алгоритмов: морфологические операции, алгоритм *flood fill*.
4. Разработка алгоритма распознавания острых и подострых внутричерепных гематом по снимкам КТ головного мозга формата DICOM.
5. Анализ результатов работы алгоритма распознавания внутричерепных гематом.

5 Перечень графического материала (с указанием обязательного материала)

1. Презентация о результатах проведенного исследования (в формате Microsoft Power Point)

6 Исходные материалы и пособия

1. Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital image processing. – 2012.
2. The DICOM Standard [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.dicomstandard.org/current>.
3. Fatima M. S., Naaz S., Anjum K. Diagnosis and Classification of Brain Hemorrhage Using CAD System //Indian Journal of Scientific Research. – 2015. – Т. 12. – №. 1. – С. 121-125.
4. Al-Ayyoub M. et al. Automatic detection and classification of brain hemorrhages //WSEAS transactions on computers. – 2013. – Т. 12. – №. 10. – С. 395-405.
5. Matlab. Image Processing Toolbox [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.mathworks.com/help/images/index.html>.

7 Дата выдачи задания «____» «_____» 20____ г.

Руководитель ВКР _____
(подпись)

Задание принял к исполнению _____ «____» «_____» 20____ г.
(подпись)

Министерство образования и науки Российской Федерации
ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
“САНКТ-ПЕТЕРБУРГСКИЙ НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ
УНИВЕРСИТЕТ ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ,
МЕХАНИКИ И ОПТИКИ”

АННОТАЦИЯ

ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЫ

Студент Назукин Дмитрий Евгеньевич

(ФИО)

Наименование темы ВКР: РАЗРАБОТКА МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ
РАСПОЗНАВАНИЯ ОСТРЫХ И ПОДОСТРЫХ ВНУТРИЧЕРЕПНЫХ ГЕМАТОМ ПО
СНИМКАМ КТ

Наименование организации, где выполнена ВКР

Университет ИТМО

ХАРАКТЕРИСТИКА ВЫПУСКНОЙ КВАЛИФИКАЦИОННОЙ РАБОТЫ

1 Цель исследования: разработать алгоритм распознавания острых и подострых
внутричерепных гематом по компьютерным томограммам головного мозга формата DICOM

2 Задачи, решаемые в ВКР

1. Исследование научной литературы и основных подходов по рассматриваемой теме.
2. Изучение необходимых инструментов и технологий.
3. Разработка алгоритма распознавания внутричерепных гематом.
4. Анализ эффективности разработанного алгоритма распознавания внутричерепных гематом.

3 Число источников, использованных при составлении обзора 4

4 Полное число источников, использованных в работе 16

5 В том числе источников по годам

Отечественных			Иностранных		
Последние 5 лет	От 5 до 10 лет	Более 10 лет	Последние 5 лет	От 5 до 10 лет	Более 10 лет
1	4	1	1	5	1

6 Использование информационных ресурсов Internet да, 3 ссылки

(Да, нет, число ссылок в списке литературы)

7 Использование современных пакетов компьютерных программ и технологий (Указать, какие именно, и в каком разделе работы)

Пакеты компьютерных программ и технологий	Параграф работы
Matlab R2012b	3 глава
Matlab R2012b. Image Processing Toolbox	3 глава

8 Краткая характеристика полученных результатов Выполнен обзор предметной области. Проанализированы существующие подходы к решению задачи распознавания гематом, выявлены основные недостатки используемых алгоритмов. Изучены такие операции математической морфологии как наращивание, эрозия, открытие и закрытие. Разработан алгоритм для распознавания острых и подострых гематом, использующий для анализа значения по шкале Хаунсфилда из компьютерных томограмм формата DICOM. Подсчитаны такие метрики эффективности как полнота и точность.

9 Полученные гранты, при выполнении работы _____
(Название гранта)

10 Наличие публикаций и выступлений на конференциях по теме выпускной работы Да
(Да, нет)

а)

б) 1 IT Global Meetup #12, Санкт-Петербург, 17.03.2018-17.03.2018.

Студент Назукин Дмитрий Евгеньевич _____
(ФИО) (подпись)

Руководитель Радченко Ирина Алексеевна _____
(ФИО) (подпись)

“ _____ ” _____ 20__ г.

Оглавление

Введение.....	5
Постановка задачи.....	8
1 ОБЗОР ПРЕДМЕТНОЙ ОБЛАСТИ.....	9
1.1 Внутричерепные гематомы.....	9
1.2 Компьютерная томография головного мозга.....	13
1.3 Шкала Хаунсфилда.....	17
1.4 Стандарт DICOM.....	19
1.5 Анализ существующих работ.....	22
Выводы по главе.....	24
2 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ.....	26
2.1 Морфологические операции.....	26
2.1.1 Операция наращивание.....	28
2.1.2 Операция эрозия.....	29
2.1.3 Операция открытие.....	30
2.1.4 Операция закрытие.....	32
2.2 Алгоритм заливки.....	33
Выводы по главе.....	36
3 ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ.....	37
3.1 Чтение матрицы со значениями по шкале Хаунсфилда.....	38
3.2 Создание маски головного мозга.....	39
3.3 Сегментация гематомы.....	44
3.4 Результаты работы алгоритма.....	49
Выводы по главе.....	51
Заключение.....	52
Список сокращений и условных обозначений.....	54
Список использованных источников.....	55

Введение

За последние десятилетия отмечается широкое использование методов лучевой диагностики травматических и нетравматических внутричерепных кровоизлияний (ВК) [1]. Ведущую роль играют такие методы исследования, как спиральная компьютерная томография (СКТ) и магнитно-резонансная томография (МРТ). Спиральная компьютерная томография является основным методом, позволяющим быстро диагностировать ВК [2]. В зависимости от локализации внутричерепные кровоизлияния подразделяются на внемозговые (эпидуральные и субдуральные гематомы, субарахноидальное кровоизлияние) и внутримозговые (внутримозговые гематомы), а в зависимости от времени проявления симптомов на острейшие (менее 24 часов), острые (1-3 дня), подострые (3-15 дней) и хронические (более 2-х недель). При обработке СКТ оценивают локализацию, форму, размеры и объем кровоизлияния, так как все эти параметры влияют на выбор вида планируемого лечения.

Системы компьютерной диагностики (*Computer-Aided Diagnosis*) позволяют врачам быстро и точно ставить диагноз. Традиционно данные системы сильно предметно-ориентированы, так как разработаны под некоторые типы заболеваний, частей тела, методы диагностики. Они анализируют различные входные данные, такие как симптомы, результаты лабораторных тестов, медицинские изображения в зависимости от специализации данной системы. Наиболее традиционный тип диагностики основан на медицинских изображениях. Применив технологии искусственного интеллекта и цифровой обработки изображения, можно с большей скоростью и точностью выявлять ВК, особенно расположенные в области базальных отделов головного мозга. Такие системы способствуют обучению лучевого диагноста и позволяют уменьшить процент ошибок в работе врача рентгенолога.

Особенностью работы с медицинскими снимками является то, что они хранятся в формате DICOM (англ. Digital Imaging and Communications in Medicine) [3]. DICOM является стандартом хранения, передачи и визуализации медицинских изображений, позволяющий интегрировать медицинские устройства, такие как сканеры, серверы, рабочие станции, принтеры, сетевое оборудование, системы архивации и передачи изображений разных производителей. Стандарт разработан Национальной ассоциацией производителей электронного оборудования и поддерживается основными производителями медицинского программного обеспечения и оборудования. DICOM занимает центральное место в развитии современной радиологической визуализации: стандарт охватывает такие методы как магнитно-резонансная томография (МРТ), компьютерная томография (КТ), радиография, ультразвуковое исследование (УЗИ) и лучевая терапия. Стандарт включает в себя протоколы, описывающие хранение и обмен изображений (например, через переносные носители, такие как DVD-диски), сжатие изображений, трехмерную визуализацию и представление изображений. В файле формата DICOM хранятся такие данные как идентификационный номер пациента, идентификационный номер обследования, информация об рентгеновской плотности тканей в конкретном срезе, толщина срезов и так далее.

Задачей настоящей работы является разработка алгоритма распознавания острых и подострых внутричерепных гематом по компьютерным томограммам головного мозга формата DICOM. Распознавание хронических гематом не рассматривается в рамках данной работы, потому что на компьютерных томограммах они не отличаются от тканей мозга.

В статьях [4; 5] описаны решения, использующие бинаризацию методом Оцу, который позволяет разделить пиксели изображения на несколько классов, путем автоматического определения порога для минимизации межклассовой

дисперсии, а в статье [6] использовалась эмпирически подобранная пороговая функция. Данные решения позволяют сегментировать только гематомы больших размеров. Несмотря на то, что авторы данных статей не указали набор данных, которым они пользовались, явно можно сделать выводы, что использовались специально подобранные снимки с ровными очертаниями головы. Также исследователи использовали для анализа значения яркости пикселей из растровых изображений вместо значений рентгеновской плотности из файла формата DICOM. Можно сделать вывод о том, что данные алгоритмы к реальному применению не пригодны.

Так как значения рентгеновской плотности для гематом известны и представлены в медицинских источниках [7], то в настоящей работе предлагается подход, опирающийся на эти данные. В первой главе содержится обзор предметной области, анализ существующих решений. Приводится описание существующих алгоритмов и выявленных недостатков. Во второй главе приводится теоретическое описание методов, используемых в работе. В третьей главе рассматривается разработанный в рамках работы алгоритм. В заключении сделаны выводы по работе и рассмотрены направления дальнейших исследований.

Основные положения работы докладывались на конференции “IT Global Meetup #12”, Санкт-Петербург, 17.03.2018-17.03.2018.

Постановка задачи

Целью данной работы является разработка алгоритма распознавания острых и подострых внутричерепных гематом по компьютерным томограммам головного мозга формата DICOM.

Для достижения этой цели необходимо решить следующие задачи:

1. Исследовать и изучить научную литературу и основные подходы по рассматриваемой теме.
2. Изучить необходимые инструменты и технологии.
3. Разработать алгоритм распознавания внутричерепных гематом.
4. Реализовать алгоритм распознавания внутричерепных гематом.
5. Проанализировать эффективность разработанного алгоритма распознавания внутричерепных гематом.

1 ОБЗОР ПРЕДМЕТНОЙ ОБЛАСТИ

1.1 Внутричерепные гематомы

По расположению выделяют следующие типы внутричерепных гематом: эпидуральные (между твердой мозговой оболочкой и черепом), субдуральные (между паутинной и твердой мозговыми оболочками), внутримозговые (в полости желудочков мозга) и внутримозговые гематомы (в ткани мозга). Также еще выделяют субарахноидальные кровоизлияния, причиной которых могут служить как травмы, так и повреждения сосудов (например, разрыв аневризмы). Эти кровоизлияния располагаются в субарахноидальном пространстве, между мягкой и паутинной мозговыми оболочками.

Эпидуральные гематомы (Рисунок 1.1) в среднем составляют около 0,8-3,1% от всех случаев черепно-мозговой травмы. Чаще всего причинами кровоизлияния являются повреждения средней оболочечной артерии, реже — разрывы мелких сосудов и вен. Такие повреждения обычно являются следствием трещин в теменной и височной кости или переломов костей черепа при тяжелых черепно-мозговых травмах. Характеристикой эпидуральных гематом является непродолжительный светлый промежуток (от нескольких часов до одних суток) и быстрое развитие. Светлым промежутком называют время от возвращения сознания после первичной травмы до появления признаков сдавления головного мозга [8]. Обычно диаметр кровоизлияния не превышает 8 см, а ее объем в среднем составляет от 80 до 120 мл, хотя значение может варьироваться в диапазоне 30-250 мл. Визуальной отличительной особенностью гематомы является уменьшение ее толщины от центра к периферии, гематома выглядит как выпуклая линза. Вследствие ограниченного объема полости черепа скопление крови над твердой оболочкой приводит к сдавливанию подлежащих тканей мозга

и внутричерепной гипертензии. Примерно 25% эпидуральных кровоизлияний приводят к летальным исходом.



Рисунок 1.1 — Эпидуральная гематома на компьютерной томограмме

Субдуральные гематомы (Рисунок 1.2) возникают в 0,5-7,4% всех случаев черепно-мозговой травмы. Обычно причиной кровотечения становится повреждение артерии или вены. Отличием от эпидуральной гематомы является возможность двустороннего образования субдуральной гематомы. Визуально выглядит как вогнутая линза. Субдуральная гематома представляет большую опасность для жизни пациента, число летальных исходов составляет в среднем 60-70% и наиболее высоко у пожилых пациентов. Выделяют три формы субдуральных гематом:

- Острая. Светлый промежуток короткий (от нескольких часов до 1-2 суток).
- Подострая. Симптомы гематомы появляются через 3-4 суток.
- Хроническая. Светлый промежуток длительный (от нескольких недель до нескольких месяцев).



Рисунок 1.2 — Острая субдуральная гематома на компьютерной томограмме

Субарахноидальное кровоизлияние — повреждение, обусловленное мозговым кровоизлиянием, при котором кровь скапливается в подпаутинном пространстве церебральных оболочек. В 70-85% случаев кровоизлияние является следствием разрыва сосудистой аневризмы. Субарахноидальное кровоизлияние характеризуется внезапным началом. Пациент ощущает чрезвычайно резкие

головные боли, рвоту, тошноту и симптомы раздражения мозговых оболочек. Развивается психомоторное возбуждение. Затем обычно следует потеря сознания. Возможны судороги. В 15% случаев кровоизлияние приводит к смертельному исходу еще до оказания медпомощи. В среднем уровень летальности достигает 30%. В случае комы смертность выше — 80%, при повторных кровоизлияниях — 70%.

Внутримозговая гематома (Рисунок 1.3) — ограниченное скопление крови в веществе головного мозга, которое оказывает смещающее, сдавливающее и повреждающее воздействие на расположенную вблизи мозговую ткань. Внутримозговая гематома встречается редко. Обычно она образуется в результате разрыва сосуда в момент тяжелой черепно-мозговой травмы. Кровоизлияние характеризуется бурным развитием, светлый промежуток краткий или отсутствует.

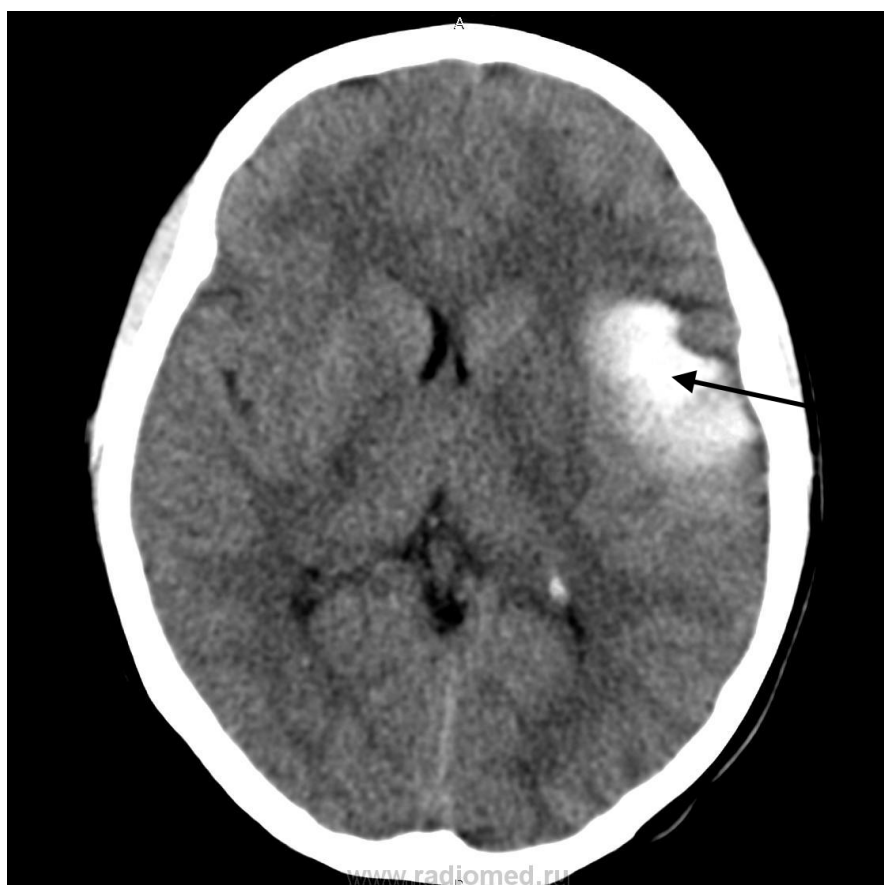


Рисунок 1.3 — Внутримозговая гематома на компьютерной томограмме

Внутрижелудочковые гематомы также встречаются редко, как правило они являются следствием тяжелой черепно-мозговой травмой. Данный вид гематом трудно поддается диагностике из-за крайне тяжелого состояния больных .

Внутричерепная гематома диагностируется на основании неврологических симптомов, данных дополнительных исследований и опроса больного (если пациент без сознания, то опрашивают сопровождающих, особое внимание уделяют длительности светлого промежутка). Пациенту обязательно выполняется рентген черепа. При необходимости выполняются дополнительные прицельные снимки. Важнейшими методами исследования внутричерепных кровоизлияний являются такие методы как магнитно-резонансная томография (МРТ), компьютерная томография (КТ) и эхоэнцефалография головного мозга.

1.2 Компьютерная томография головного мозга

Компьютерная томография (рентгеновская компьютерная томография, мультисрезовая компьютерная томография, МСКТ) является одним из главных методов диагностики и медицинской визуализации большого количества заболеваний у человека. Наряду с МРТ, компьютерная томография — это очень важный способ диагностики в современной медицине, который позволяет выявлять патологии различного характера в любых тканях и органах.

С технической точки зрения компьютерная томография основывается на применении рентгеновских лучей. Проходя через ткани исследуемого пациента рентгеновское излучение ослабляется соответственно плотности и атомному составу тканей. При этом пучок рентгеновских лучей фиксируется специальной системой детекторов, которые преобразуют энергию излучения в электрические сигналы (по принципу цифровой рентгенологии). Получаемое изображение изначально является цифровым. Рентгеновская трубка, вращаясь вокруг пациента, с помощью узкого пучка рентгеновских лучей просвечивает (сканирует) его тело

под разными углами, проходя за полный оборот 360° . К концу оборота в память компьютера вводятся сигналы от всех детекторов, затем с помощью компьютерной обработки создается плоскостное изображение — срез. После получения одного среза переходят к получению следующего, для чего стол пациента продвигается на 0,3-10мм (на «шаг») — в зависимости от задач исследования. На это требуется определенное время (5-15 сек), необходимое для перемещения стола для следующего сканирования. Поэтому данные КТ- системы еще называют «пошаговыми».

Спиральная томография позволяет непрерывно обследовать все области тела пациента во время постоянного линейного движения стола (спиралевидное движение веерообразного луча через тело пациента (Рисунок 1.4)) и исследовать одну анатомическую область за один период задержки дыхания с получением тонких соприкасающихся срезов. СКТ позволяет значительно ускорить процесс сканирования, и, соответственно — сократить время исследования, снизить лучевую нагрузку и получить более качественные реконструкции изображений как в различных плоскостях, так и при 3D реконструкции.

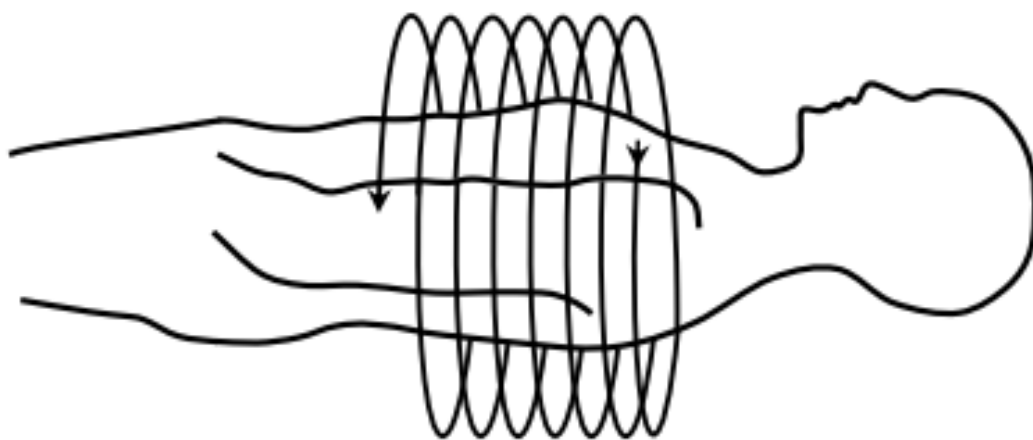


Рисунок 1.4 — Схема спиральной компьютерной томографии

Мультиспиральная модификация основана на сочетании спиральной томографии и многорядных детекторов, что позволяет в несколько раз увеличить скорость обследования и провести исследование всего тела за одну задержку дыхания. В настоящее время стандартом КТ является обследование с помощью мультиспирального томографа с возможностью получения от 4 до 64 срезов с временным разрешением 0,1-0,5 секунд (минимально доступная длительность одного оборота рентгеновской трубки составляет 0,3 секунд). Таким образом, длительность томографии всего тела с толщиной среза 0,5-0,6 мм составляет около 8-15 секунд, а результатом исследования являются несколько тысяч изображений. Фактически, современная МСКТ является методикой объемного исследования всего тела человека, т.к. полученные аксиальные томограммы составляют трехмерный массив данных, позволяющий выполнить любые реконструкции изображений, в т.ч. многоплоскостные реформации, виртуальные эндоскопии, объемный рендеринг. При этом разрешающая способность сохраняется одинаковой как для аксиальных проекций, так и для реконструкций в любой плоскости.

КТ головного мозга — метод изучения и визуализации патологий центральной нервной системы, основанный на применении описанной выше технологии. Результат компьютерной томографии мозга представляет собой несколько сотен снимков (серию снимков) в виде тонких (несколько миллиметров, данное значение зависит от аппарата и является настраиваемым) виртуальных срезов в поперечной плоскости (Рисунок 1.5). Схожую картину можно наблюдать при нарезании колбасы, где каждый кусок представляет собой аналог снимка компьютерной томографии. На снимках компьютерной томографии мозга четко видны все анатомические структуры центральной нервной системы — белое вещество, серое вещество, мягкая мозговая оболочка, твердая мозговая оболочка,

кости черепа, желудочки, мозолистое тело, мозжечок и далее. Соответственно, в случае наличия у пациента патологий головного мозга на снимках будут видны характерные отклонения или образования.

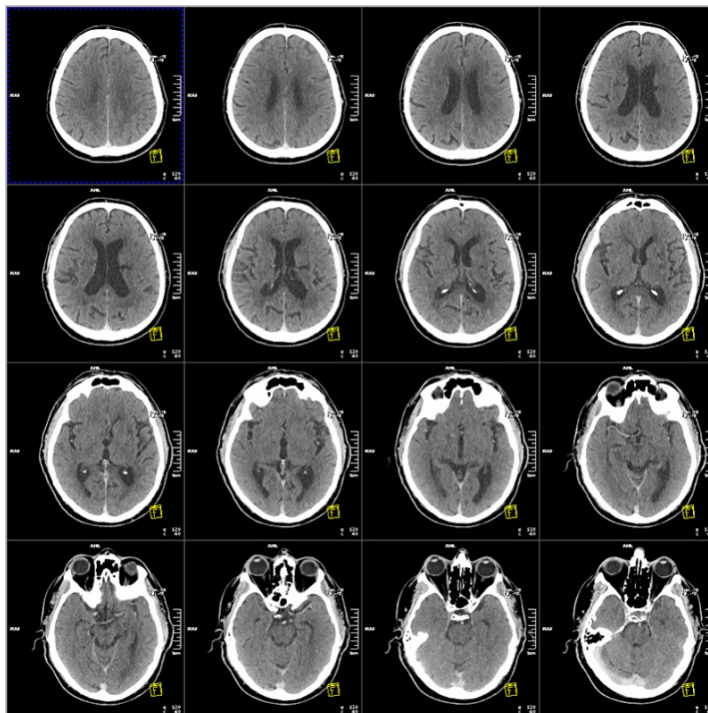


Рисунок 1.5 — Результат компьютерной томографии мозга

Преимущества КТ по сравнению с другими диагностическими методами очевидны:

- Универсальность — возможность проведения скрининга (коронарные артерии, легкие, толстая кишка) и уточняющих исследований.
- Высокая скорость обследования (особенно важно для детей, пациентов с травмой и острыми состояниями, находящихся на искусственной вентиляции легких).
- Возможность быстрого исследования всего тела (в том числе для стадирования опухоли, оценки проходимости магистральных сосудов).
- Высокая пропускная способность оборудования (по сравнению с МРТ).
- Стандартизованные исследования (низкая оператор-зависимость).

- Возможность трехмерной (3D) и многоплоскостной реконструкции изображений.

С появлением компьютерной томографии все больше неинвазивных диагностических обследований стало выполняться специалистами по лучевой диагностике. Соответственно, снизилась потребность в инвазивных диагностических манипуляциях (в том числе ангиографии). КТ существенно изменила алгоритмы клинической диагностики, в частности, стала обязательным методом исследования для выявления конкрементов в мочевых путях у большинства пациентов с почечной коликой. МСКТ с внутривенным контрастированием стала методом выбора для экстренной диагностики тромбоэмболии ветвей легочных артерий. В целом, с развитием томографии акцент в применении диагностических тестов сместился в область ранней (в т.ч. доклинической) диагностики и планирования лечения с максимальным сохранением качества жизни пациента.

Исторически первым применением КТ было исследование головного мозга, открывшее новые горизонты в неврологии и нейрохирургии. В настоящее время КТ является методом выбора экстренной диагностики острых нарушений мозгового кровотока, нейротравмы. Применение перфузионной МСКТ позволяет оценивать капиллярный кровоток, нарушение которого является наиболее ранним признаком развития ишемического инсульта. Соответственно, МСКТ позволяет буквально за несколько секунд выявить ишемический инсульт, дифференцировать его от геморрагического, определить обратимость повреждения и показания к тромболитической терапии.

1.3 Шкала Хаунсфилда

Шкала единиц Хаунсфилда (англ. *hounsfield unit, HU*) — это количественная шкала рентгеновской плотности (радиоденсивности). Шкала

характеризует способность вещества ослаблять и рассеивать рентгеновские лучи относительно дистиллированной воде, значение для которой было принята за 0 при стандартных давлении и температуре. По формуле (1.1) рассчитывается величина рентгеновской плотности для материала X с линейным коэффициентом ослабления μ_X :

$$HU = \frac{\mu_X - \mu_{\text{вода}}}{\mu_{\text{вода}} - \mu_{\text{воздух}}} \times 1000, \quad (1.1)$$

где $\mu_{\text{вода}}$ и $\mu_{\text{воздух}}$ — линейные коэффициенты ослабления для воды и воздуха при стандартных условиях.

Описанная формула была выбрана для практического применения в компьютерной томографии живых организмов (в том числе человека), так как анатомические структуры живых организмов в основном состоят из связанной воды.

Большая часть органов в теле человека имеет положительное значение рентгеновской плотности из-за высокой плотности соединительной, мышечной и других тканей. Однако, например, легочная и жировая ткани имеют отрицательные значения, потому что имеют низкую плотность и малый коэффициент ослабления. Кости обладают наиболее высокими значениями, потому что обладают высоким коэффициентом ослабления излучения в силу большой плотности и значительного содержания кальция, атомный номер которого выше, чем у большинства элементов тканей тела.

Для наиболее часто встречающихся в теле человека веществ и органов вычислены следующие средние денситометрические показатели (Таблица 1.1) [9].

Таблица 1.1 — Значения рентгеновской плотности для тканей в человеческом теле

Вещество	HU
Воздух	-1000

Легкие	-700
Мягкие ткани	с -300 по -100
Жир	от -50 до -150
Мышцы	от +40 до +50
Почки	от +30 до +50
Сердце	от +15 до +60
Поджелудочная железа	от +30 до +50
Печень	от +55 до +75
Кровь	от +30 до +80
Кость	от +700 (губчатая кость) до +3000 (плотная кость)

Шкала Хаунсфилда удобна для использования в задачах компьютерного зрения, потому что она позволяет выделять интересующие ткани на изображении и применять алгоритмы сегментации только для определённого вида органов. Также шкала является одним из важнейших преимуществ КТ, так как позволяет объективизировать диагностику, поскольку измерение плотности зоны интереса не зависит от оператора.

1.4 Стандарт DICOM

DICOM является стандартом для хранения, передачи, печати и обработки информации в медицинских системах визуализации. Он включает описание сетевого протокола и формата данных. Сетевой протокол использует стандарт

TCP/IP для связи между системами. Системы, поддерживающие чтение и запись файлов формата DICOM, могут также обмениваться файлами между собой. Владелец стандарта является американская организация *National Electrical Manufacturers Association (NEMA)*.

DICOM позволяет организовать единую систему архивирования и передачи изображений PACS (*picture archiving and communication system*), объединив оборудование разных производителей: серверы, принтеры, сканеры, рабочие станции и сетевое оборудование. Большинство производителей медицинской техники поддерживают стандарт, устройства поставляются с описанием соответствия стандарту, в котором описано, как и какие функции выполняет устройство.

Файлы формата DICOM содержат не только изображения, но и метаинформацию о пациенте, которому проводилось исследование. Информация о пациенте и исследовании не может быть отделена от самого изображения. Это уменьшает количество возможных ошибок. Формат JPEG (*Joint Photographic Experts Group*) организован аналогично, он также может содержать дополнительную информацию, описывающую изображение в файле.

Любой DICOM файл состоит из множества атрибутов, таких как идентификатор пациента, его имя, дата исследования и так далее. Также есть атрибут, который содержит данные изображения. В стандарте атрибуты называются тегами (*tags*). У каждого тега есть свой номер, состоящий из двух полей — номера группы и номера элемента. Например, информация о фамилии, имени и отчестве пациента всегда хранится в теге с номером (0010, 0010). Номера тегов записываются в шестнадцатеричной нотации. У каждого тега есть английское название. Название тега (0010, 0010) — “*Patient’s Name*”.

В теге (7FE0, 0010) “*Pixel Data*” хранится цифровое изображение снимка. На самом деле в теге может содержаться несколько изображений. В случае, когда тег содержит более одного изображения, говорят, что файл содержит многокадровое изображение. В случае мультикадрового изображения один файл будет содержать трехмерное или четырехмерное изображение (например, несколько сканов томографа в разных проекциях или в разное время). Цифровые рентгеновские аппараты, цифровые кассетные считыватели предоставляют информацию в виде однокадрового изображения. Ангиографы, аппараты УЗИ часто дают многокадровые изображения. Старые рентгеновские и магнитно-резонансные томографы могут давать однокадровые изображения. Современные томографы могут давать как однокадровые, так и многокадровые изображения. Хранимые изображения могут быть монохромными или цветными. Цветные изображения могут быть представлены в разной кодировке — YBR, RGB, Palette Color (цветная палитра). Черно-белые снимки могут быть разной глубины градации серого (1-16 бит).

В данной работе рассматривается обработка только однофреймовых монохромных изображений КТ головного мозга. Для других форматов алгоритм тоже работает, однако процесс чтения данных из файла будет отличаться.

В стандарте DICOM описано большое количество тегов [10]. Ниже представлены наиболее важные из них:

- (0010, 0010) “*Patient’s Name*” — фамилия, имя, отчество пациента.
- (0020, 0010) “*StudyID*” — идентификационный номер исследования.
- (0020, 1000) “*SeriesInStudy*” — количество серий в исследовании.
- (0020, 1003) “*ImagesInSeries*” — количество срезов в серии.
- (0028, 1053) “*RescaleSlope*”, (0028, 1052) “*RescaleIntercept*” — теги, которые определяют линейное преобразование из значений тега

“*PixelData*” — значения по шкале Хаунсфилда. “*RescaleSlope*” — множитель, “*RescaleIntercept*” — линейный сдвиг.

- (0020,0013) “*InstanceNumber*” — порядковый номер снимка в серии.
- (7FFE,0010) “*PixelData*” — матрица пикселей изображения.
- (0028,0010) “*Rows*” — количество строк на изображении.
- (0028,0011) “*Columns*” — количество столбцов на изображении.
- (0018,0050) “*SliceThickness*” — номинальная толщина среза в миллиметрах.

1.5 Анализ существующих работ

В статьях [4; 5] представлены схожие методы. Применяемый инструментарий: Matlab. Для анализа исследователи используют изображения в градациях серого (Рисунок 1.6), где диапазон значений пикселей от 0 до 255.

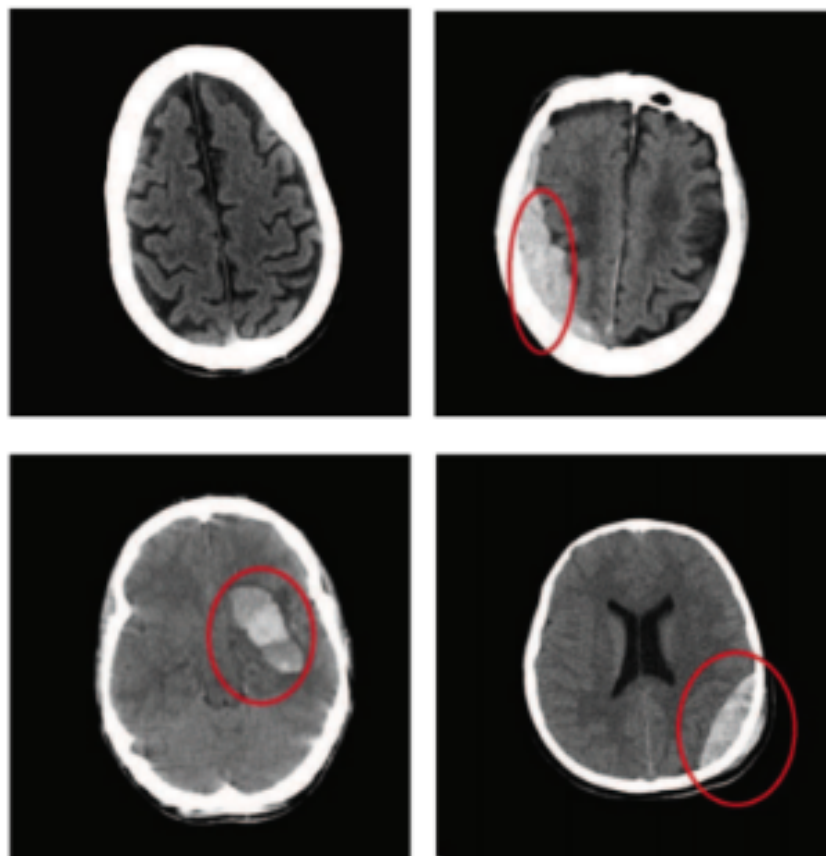


Рисунок 1.6 — Используемые в статье [4] изображения

Рассмотрим предложенный авторами алгоритм. На первом этапе удаляется череп, для этого используется эмпирически подобранная информация о том, что его яркость более 250. Далее выполняется бинаризация методом Оцу, что позволяет разделить пиксели изображения на два класса (гематома и не гематома), путем автоматического определения порога для минимизации межклассовой дисперсии. С помощью морфологической операции открытие выделяются потенциальные регионы, которые содержат аномальные структуры. В конце применяется алгоритм *region growing* для выделения исходной формы гематомы. Указано, что данный подход дает 100% результат сегментирования, но используемый датасет не указан.

Предложенный подход обладает следующими недостатками:

- Для анализа использовались изображения в градациях серого, хотя из DICOM файла можно получить значения по шкале Хаунсфилда, где диапазон значений гораздо шире. Например, рентгеновская плотность костей может достигать +3000 HU, а легких — -700 HU, значение же яркости пикселей варьируется в диапазоне от 0 до 255.
- Эффективность данного метода сильно снижается с уменьшением площади гематомы. Если размер гематомы маленький, метод Оцу не выделяет эту область.

В статье [6] предлагается алгоритм, использующий пороговые функции для бинаризации. Авторы данной статьи также используют изображения в градациях серого для анализа. На первом этапе авторами удаляется череп и желудочки мозга, при помощи эмпирически подобранного диапазона этих тканей [100; 225]. Затем используется медианный фильтр для удаления шумов. Далее авторы генерируют маску, описывающую область черепа на изображении и с ее помощью удаляют мягкие ткани вне черепа. В конце с помощью эмпирически подобранного

интервала, выделяется область гематомы. Авторы указывают точность сегментации более 90%, но датасет не указан.

Из недостатков можно выделить следующие особенности:

- Для анализа применяются черно-белые изображения вместо исходных DICOM файлов.
- Используется много эмпирически подобранных интервалов. Данный факт говорит о том, что предложенный алгоритм не является универсальным и скорее всего работает только для датасета авторов.

В статье [11] используются те же самые приемы, что и в статье [6]: удаление мозга по эмпирически подобранному интервалу, применение фильтров и так далее. Однако, авторы обращают внимание на тот факт, что алгоритм работает только со специальными срезами головного мозга: имеются в виду те срезы, на которых присутствует только мозг и череп. Соответственно, для “нижних” срезов, где присутствуют глаза, нос, челюсть, алгоритм уже не работает.

Выводы по главе

В настоящей главе представлен обзор предметной области. Рассмотрены такие темы, как типы и особенности внутричерепных гематом, процесс компьютерной томографии головного мозга. Дано определение шкале Хаунсфилда. Описан стандарт DICOM. Проанализированы существующие подходы к решению задачи распознавания гематом. Выявлены основные недостатки используемых алгоритмов:

- При анализе используется изображение в градациях серого вместо матрицы со значениями по шкале Хаунсфилда из файла формата DICOM.
- На этапе бинаризации изображения используется алгоритм Оцу или эмпирически подобранная пороговая функция. Эффективность метода

Оцу сильно снижается с уменьшением площади гематомы, а эмпирически подобранные данные не являются универсальными.

- Хотя только в одной работе было указано, что алгоритм работает со специальными срезами головного мозга, складывается впечатление, что данное заключение относится и к остальным работам.

2 ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В данной главе будет представлено теоретическое описание методов, используемых в работе.

2.1 Морфологические операции

Математическая морфология — это парадигма анализа изображений, опирающаяся на теорию множеств. Разработана Я. Серрой и Г. Матертоном [12]. Подход предлагает способ обработки изображений на основе геометрических характеристик объектов. В зависимости от типа операции могут учитываться конкретные форма, размер, окрестности объектов и так далее.

Входными данными для математических морфологических операций являются два изображения: необработанное изображение и структурный элемент. Морфологические операции хорошо определены для двоичных изображений, но в равной степени действительны и также полезны для изображений в градации серого. В данной работе будет рассматриваться только морфология двоичных изображений. Двоичное изображение — это упорядоченный набор черно-белых точек (пикселей), то есть это матрица, состоящая из нулей и единиц. Структурный элемент представляет собой двоичную матрицу обычно малого размера. Его важными характеристиками являются форма, размер и начальная точка. Форма структурирующего элемента — это расположение единиц и нулей внутри матрицы. Форма может быть произвольной, однако на практике обычно она является симметричной. Начальная точка может располагаться в произвольном месте, но для симметричных элементов она обычно находится в центре. Примеры структурных элементов представлены на изображении (Рисунок 2.1).

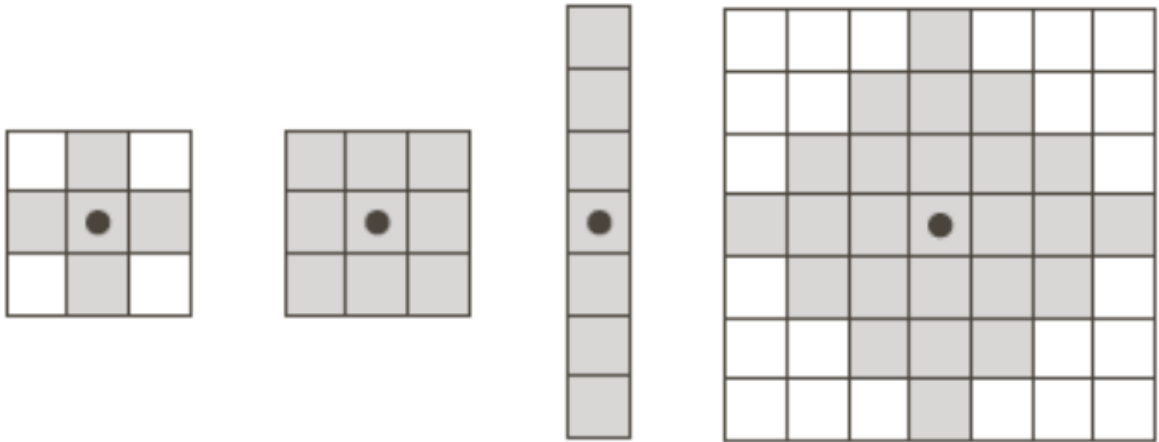


Рисунок 2.1 — Примеры структурных элементов

Все морфологические операции выполняются схожим образом. В начале создается результирующая поверхность того же размера как и исходное изображение, заполненная нулями, то есть образуется полностью черное изображение. Затем происходит “скольжение” структурного элемента по изображению пиксель за пикселем. Структурный элемент “накладывается” на изображение так, чтобы совместились очередная точка изображения и начальная точка элемента. Затем проверяется некоторое условие на соотношение пикселей структурного элемента и части изображения “под ним”. Условие зависит от типа морфологической операции. Если условие выполняется, то соответствующий пиксель на результирующем изображении заполняется единицей (для некоторых морфологических операций может добавляться не один единичный пиксель, а все единички из структурного элемента).

Базисными операциями в математической морфологии являются наращивание (*dilation*) и эрозия (*erosion*). Производные операции — это некоторая комбинация базисных, выполняемых последовательно. Основными из них являются открытие (*opening*) и закрытие (*closing*).

Рассмотрим используемые в работе операции: наращивание, эрозия, открытие и закрытие.

2.1.1 Операция наращивание

Наращивание (дилатация) [13] является одной из двух основных операций в области математической морфологии, другая — эрозия. Обычно дилатация применяется к двоичным изображениям, но есть версии, которые работают с изображениями в оттенках серого. Основным эффектом оператора на двоичном изображении является постепенное увеличение границ объектов. Способ и степень утолщения контролируется структурным элементом.

Математическое определение дилатации для двоичных изображений выглядит следующим образом. Предположим, что X — множество евклидовых координат из E^2 , соответствующих объекту на входном двоичном изображении, а K — множество координат структурирующего элемента. Тогда дилатация X со структурным элементом K выглядит следующим образом:

$$X \oplus K = \{z | (K_z \cap X) \neq \emptyset, z \in E^2\} \quad (2.1)$$

$$K_z = \{k + z | k \in K\} \quad (2.2)$$

Получается, что расширение объекта X со структурным элементом K является просто множеством всех точек z из E^2 таких, что пересечение K_z с X не пусто. Пример расширения со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 представлен на изображении (Рисунок 2.2).

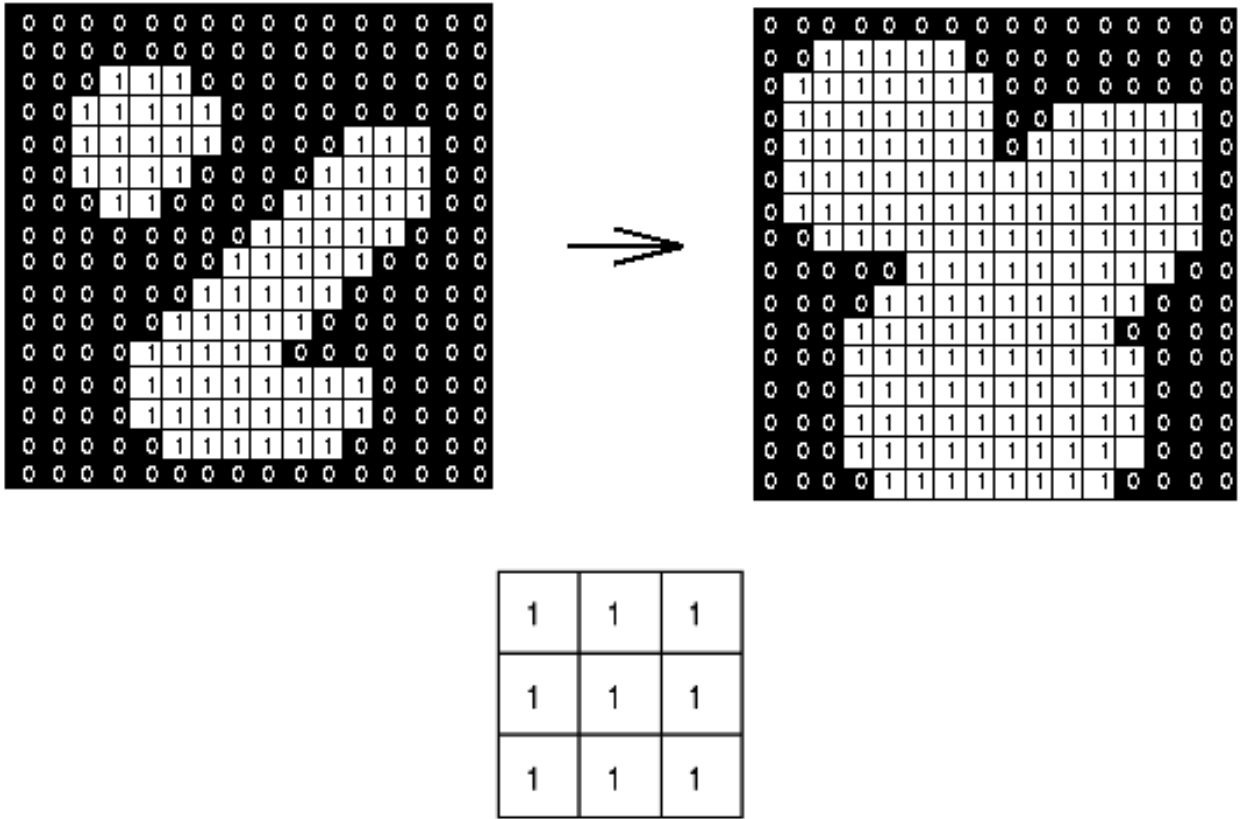


Рисунок 2.2 — Морфологическая операция наращивание

2.1.2 Операция эрозия

Основной эффект эрозии [13] на двоичном изображении состоит в том, чтобы разрушить границы объектов. Операция эрозия утончает объекты двоичных изображений. Как и при дилатации, вид и размер эрозии определяется структурообразующим элементом.

Математическое определение эрозии для двоичных изображений выглядит следующим образом. Предположим, что X — множество евклидовых координат из E^2 , соответствующих объекту на входном двоичном изображении, а K — множество координат структурного элемента. Тогда эрозия X со структурным элементом K выглядит следующим образом:

$$X \ominus K = \{z | K_z \in X, z \in E^2\} \quad (2.3)$$

$$K_z = \{k + z | k \in K\} \quad (2.4)$$

Эрозия X со структурным элементом K является просто множеством всех точек z таких, что K_z является подмножеством X . Пример эрозии со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 представлен на изображении (Рисунок 2.3).

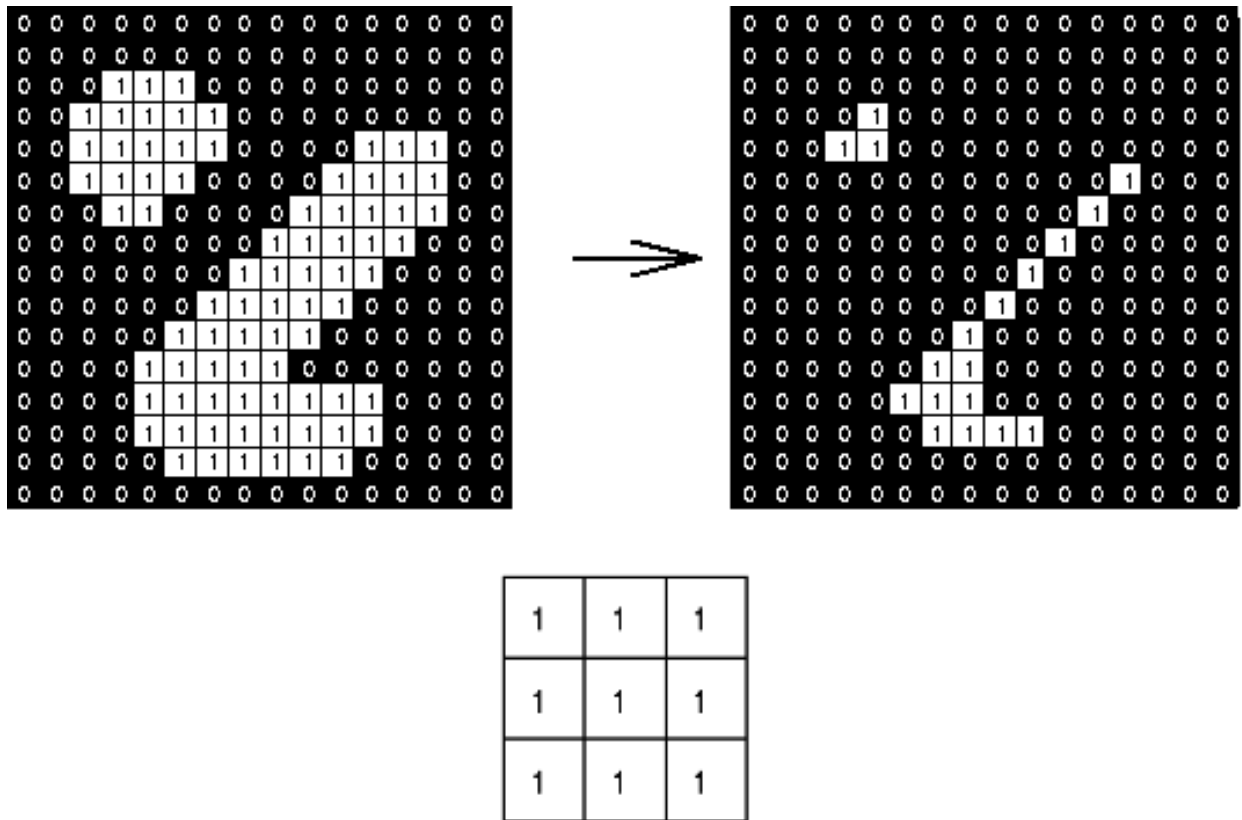


Рисунок 2.3 — Морфологическая операция эрозия

2.1.3 Операция открытие

Открытие (размыкание) и закрытие [13] — две важные операции математической морфологии. Они обе получены из основных операций эрозии и дилатации. Основной эффект открытия несколько напоминает эрозию в том, что он имеет тенденцию удалять некоторые пиксели с краев объектов. Однако он менее разрушительный, чем эрозия.

Как и в случае с другими морфологическими операциями, операция определяется структурным элементом. Эффект заключается в сохранении областей переднего плана, которые имеют сходную форму с этим элементом или

могут полностью содержать его, одновременно устраняя все остальные области пикселей переднего плана. Операция приводит к соединению областей фона, ранее разъединенных узкими участками пикселей объектов.

Математически морфологическая операция открытие описывается формулой (2.5):

$$X \circ K = (X \ominus K) \oplus K \quad (2.5)$$

Таким образом, открытие представляет собой последовательность из операций эрозии и расширения, использующих один и тот же элемент структурирования. Пример операции со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 представлен на изображении (Рисунок 2.4).

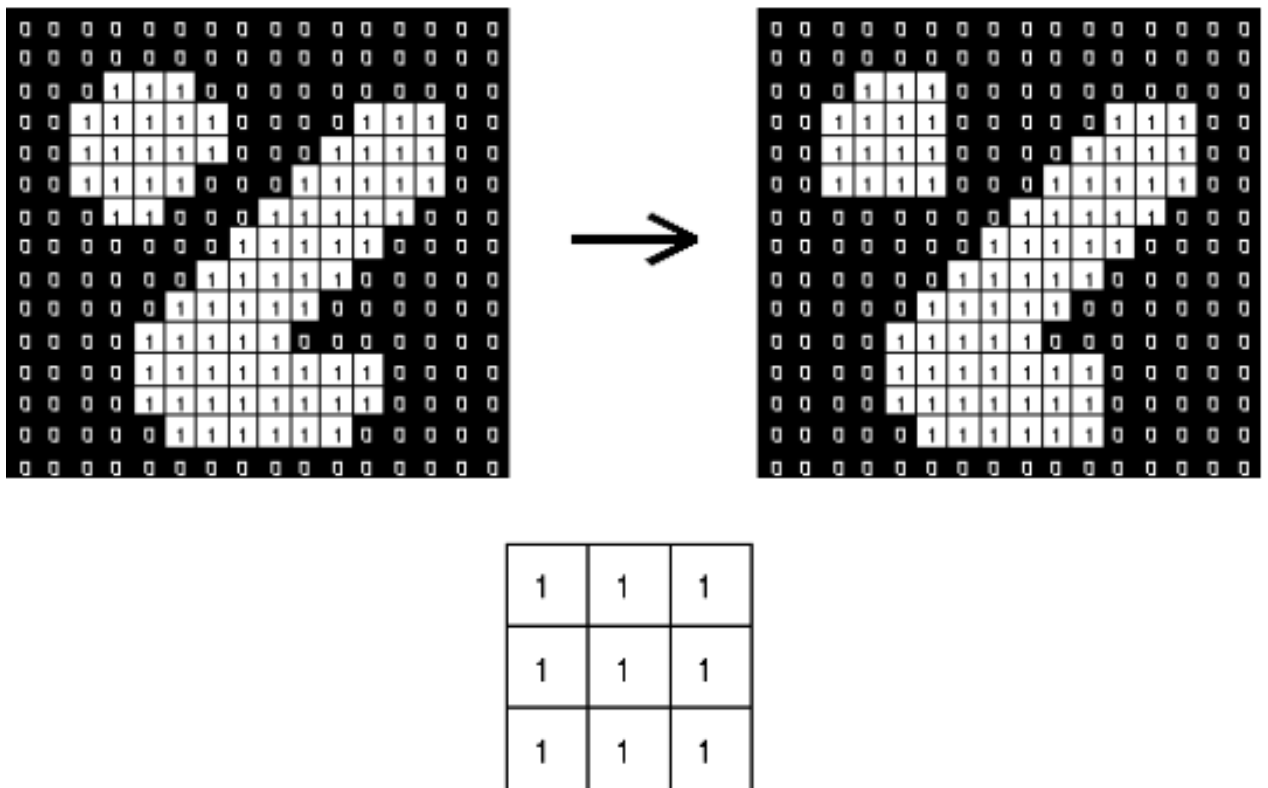


Рисунок 2.4 — Морфологическая операция открытие

2.1.4 Операция закрытие

Закрытие или замыкание в какой-то мере похоже на расширение, поскольку оно имеет тенденцию увеличивать границы объектов на изображении (и уменьшать размеры дыр), но оно менее разрушительно для исходной формы границ.

Как и в случае с другими морфологическими операторами, операция определяется структурным элементом. Эффект оператора заключается в том, чтобы сохранить фоновые области, которые имеют сходную форму с этим элементом структурирования, или которые могут полностью содержать элемент структурирования, одновременно устраняя все остальные области фоновых пикселей. Замыкание сглаживает контуры объекта, «обрывает» узкие перешейки и ликвидирует выступы небольшой ширины. Размыкание также проявляет тенденцию к сглаживанию участков контуров, но, в отличие от размыкания, «заливает» узкие разрывы и длинные углубления малой ширины, а также заполняет промежутки контура.

Операция определяется как дилатация, сопровождаемая эрозией с использованием одного и того же структурного элемента.

$$X \bullet K = (X \oplus K) \ominus K \quad (2.6)$$

Пример операции со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 представлен на изображении (Рисунок 2.5).

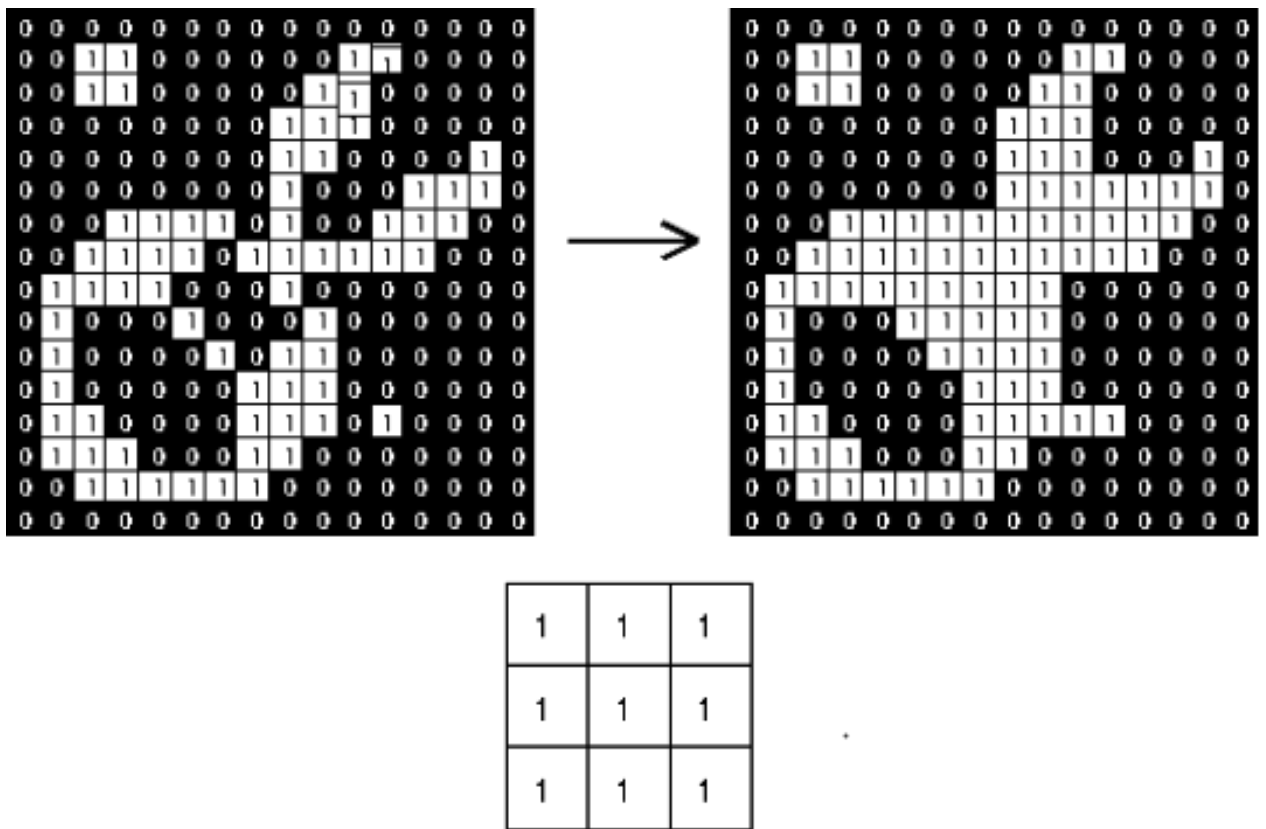


Рисунок 2.5 — Морфологическая операция закрытие

2.2 Алгоритм заливки

Заливка (*Flood fill*) — алгоритм, который определяет область, связанную с данным узлом в многомерном массиве (как правило, это двумерный массив точек растрового изображения). Алгоритм принимает три параметра: начальный узел, заменяемый цвет и цвет заливки. Алгоритм ищет все узлы в массиве, которые связаны с начальным узлом по пути заменяемого цвета и перекрашивают их на цвет заливки. Существует множество реализаций данного алгоритма, но все они явно или неявно используют такие структуры данных как очередь и стек.

В зависимости от того, считаются ли узлы, которые соединяются с начальным узлом через угол или нет, есть два варианта: восьмисторонний и четырехсторонний алгоритм.

Рассмотрим простейшую реализацию, использующую рекурсию. Рекурсивная реализация на основе стека выглядит следующим образом:

Функция “Заливка (*элемент, заменяемый цвет, цвет заливки*)”:

1. Если цвет элемента не заменяемый цвет, возврат.
2. Установить цвет элемента в цвет заливки.
3. Вызов функции: Заливка (шаг на запад от элемента, заменяемый цвет, цвет заливки).

Вызов функции: Заливка (шаг на восток от элемента, заменяемый цвет, цвет заливки).

Вызов функции: Заливка (шаг на север от элемента, заменяемый цвет, цвет заливки).

Вызов функции: Заливка (шаг на юг от элемента, заменяемый цвет, цвет заливки).

(для связности по 8 направлениям — еще четыре вызова по диагоналям)

4. Возврат.

С помощью данного алгоритма также можно находить связанные с начальным узлом области изображения, если на шаге 2 сохранять узлы.

Вышеприведенная реализация проста для понимания, но практически не применима в случаях, когда глубина рекурсии жёстко ограничена.

Следующий псевдокод показывает реализацию, основанную на применении очереди в явном виде:

Функция “Заливка (*элемент, заменяемый цвет, цвет заливки*)”:

1. Создать пустую очередь.
2. Если цвет элемента — не заменяемый цвет, возврат.
3. Поместить элемент в конец очереди.
4. До тех пор, пока очередь не пуста:

- a. Достать первый элемент из очереди.
- b. Если цвет первого элемента — заменяемый цвет, закрасить его в цвет заливки.
- c. Если цвет элемента к западу от первого элемента — заменяемый цвет:
 - i. Закрасить этот элемент в цвет заливки.
 - ii. Поместить этот элемент в конец очереди.
- d. аналогично повторить шаг c для остальных соседей.

Наиболее практичные методики оптимизируют использование стека или очереди, вводя цикл по «западному» и «восточному» направлениям:

Функция “Заливка (элемент, заменяемый цвет, цвет заливки)”:

1. Создать пустую очередь.
2. Если цвет элемента - не заменяемый цвет, возврат.
3. Вставить элемент в очередь.
4. Для каждого n из элементов очереди:
 - a. Если цвет n — заменяемый цвет:
 - i. Присвоить w и e тот же элемент, что и n .
 - ii. Пока цвет w не станет отличаться от цвета "заменяемый цвет", смещать w на восток.
 - iii. Пока цвет e не станет отличаться от цвета "заменяемый цвет", смещать e на восток.
 - iv. Все элементы между w и e закрасить в цвет заливки.
 - v. Для каждого n между w и e :
 1. Если цвет элемента к северу от n — заменяемый цвет, вставить этот элемент в конец очереди.
 2. Если цвет элемента к югу от n — заменяемый цвет, вставить этот элемент в конец очереди.

5. Продолжать цикл, пока очередь не станет пустой.

Алгоритм можно ускорить путем заполнения линий. Вместо того, чтобы помещать в стек каждый потенциальный для закрашивания пиксель, можно проверять соседние строки (выше и ниже), чтобы находить смежные сегменты, которые могут быть заполнены в будущем проходе; координаты либо начала, либо конца сегмента вставляются в стек. В большинстве случаев этот алгоритм на порядок быстрее чем пиксельный. Эффективность заключается в том, что каждый пиксель проверяется только один раз.

Выводы по главе

В данной главе рассмотрены такие операции математической морфологии как наращивание, эрозия, открытие и закрытие. Представлено математическое и геометрическое описание операций. Также в главе представлено описание алгоритма заливки, который определяет область, связанную с данным узлом в многомерном массиве. Рассмотрена рекурсивная реализация алгоритма и реализация, использующая очередь.

3 ПРАКТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

В данной главе представлен разработанный алгоритм для распознавания острых и подострых внутричерепных гематом. Для реализации алгоритма использовался язык Matlab R2012b и Image Processing Toolbox [14].

Matlab — высокопроизводительный язык для технических вычислений. Он предоставляет среду для вычислений и визуализации. Кроме того, Matlab является современной языковой средой программирования: имеет сложные структуры данных, содержит встроенные средства редактирования и отладки, а также поддерживает объектно-ориентированное программирование. Эти факторы делают Matlab отличным инструментом для обучения и исследований.

Matlab имеет множество преимуществ по сравнению с обычными языками программирования для решения технических проблем. Matlab — это интерактивная система, базовый элемент данных — это массив, который не требует определения размеров. Программный пакет был коммерчески доступен с 1984 года и в настоящее время считается стандартным инструментом во многих университетах и исследовательских центрах по всему миру.

Язык имеет мощные встроенные инструменты, которые обеспечивают очень широкий спектр возможностей. Matlab также имеет простые в использовании графические команды, которые немедленно визуализируют результат. Специализированные инструменты собираются в пакеты, называемые тулбоксами. Присутствуют тулбоксы для обработки сигналов, символьных вычислений, теории управления, моделирования, оптимизации и ряда других областей прикладной науки и техники.

Image Processing Toolbox является одним из таких инструментов, он предоставляет полный набор стандартных алгоритмов для обработки

изображений, анализа, визуализации и разработки алгоритмов, в том числе для работы с файлами формата DICOM.

Разработанный алгоритм в качестве входных данных принимает DICOM-серию, то есть набор срезов головного мозга. Алгоритм состоит из трех основных этапов:

1. Чтение матрицы со значениями по шкале Хаунсфилда из каждого файла формата DICOM для данной серии.
2. Создание маски области интереса (мозг и внемозговые кровоизлияния) для каждого среза, это позволяет отбрасывать не интересующие для анализа участки снимков.
3. Сегментация гематомы на каждом срезе.

Рассмотрим реализацию этапов алгоритма и проанализируем результаты его работы.

3.1 Чтение матрицы со значениями по шкале Хаунсфилда

На этапе получения матрицы со значениями рентгеновской плотности выполняются следующие шаги:

1. Получение метаданных из файла формата DICOM с помощью функции *dicominfo*.
2. Получение данных изображения в виде матрицы с помощью функции *dicomread*.
3. Преобразование полученных на прошлом этапе значений матрицы к значениям по шкале Хаунсфилда по формуле (3.1).

$$HU[i,j] = I[i,j] * m + b, \quad (3.1)$$

где HU — значение по шкале Хаунсфилда;

I — исходное значение;

m — значение тега (0028,1053) *Rescale Slope*;

b — значение тега (0028,1052) *Rescale Intercept*.

4. Масштабирование матрицы к размеру 512×512 методом бикубической интерполяции [15]. 512×512 является стандартным размером изображения в файле формата DICOM, но не обязательным, поэтому интерполяция необходима для того, чтобы исходные данные всегда были одинакового размера.
5. Определение порядкового номера данного среза в серии. Порядковый номер содержится в теге (0020,0013) *Instance Number*. Порядковый номер необходим для того, чтобы понимать в каком порядке срезы следуют друг за другом.

После применения данных операций к каждому DICOM файлу получают матрицы значений рентгеновской плотности для каждого среза из серии и все срезы упорядочены.

3.2 Создание маски головного мозга

Так как в данной работе рассматривается распознавание внутричерепных гематом, то области изображения, которые находятся вне черепа, не представляют интереса. Более того, эти области могут исказить результаты поиска гематом. В лицевой области головы находятся слизистые, которые могут наливать кровью, и по данным компьютерной томографии они не отличаются от гематом. Также DICOM серия содержит срезы, на которых головного мозга уже нет, такие срезы тоже необходимо отфильтровывать. Например, на представленном ниже изображении (Рисунок 3.1) для анализа необходимо отфильтровать всё кроме области внутри красного контура. Поэтому целью данного этапа является создание маски, указывающей на область мозга и кровоизлияний, так как кровоизлияния бывают и вне мозга (эпидуральные и субдуральные).



Рисунок 3.1 — Компьютерная томограмма

Алгоритм создания маски:

1. Применение пороговой функции (3.2) к матрице, содержащей значения по шкале Хаунсфилда. Значения по шкале Хаунсфилда для мозга и внутричерепных гематом известны из медицинских источников [7]. Данные для внутричерепных гематом и тканей головного мозга представлены в таблицах (Таблица 3.1) (Таблица 3.2). 22 — это минимальное значение для белого мозгового вещества, 80 — максимальное значение для гематом. В результате операции получается бинарное изображение (Рисунок 3.2).

$$Tresh[i, j] = \begin{cases} 1, & HU[i, j] \subseteq [22; 80] \\ 0, & otherwise \end{cases} \quad (3.2)$$

где HU — матрица со значениями по шкале Хаунсфилда, полученная на прошлом этапе в главе 3.1.

Таблица 3.1 — Рентгеновская плотность внутричерепных гематом

Стадия	Рентгеновская плотность
Острейшая (<24 часов)	от 60 до 80 HU
Острая(1-3 дня)	от 60 до 80 HU
Подострая (3-15дней)	от 40 до 60 HU

Таблица 3.2 — Рентгеновская плотность тканей мозга

Ткань	Рентгеновская плотность
Белое вещество	от 22 HU до 27 HU
Серое вещество	от 30 HU до 35 HU

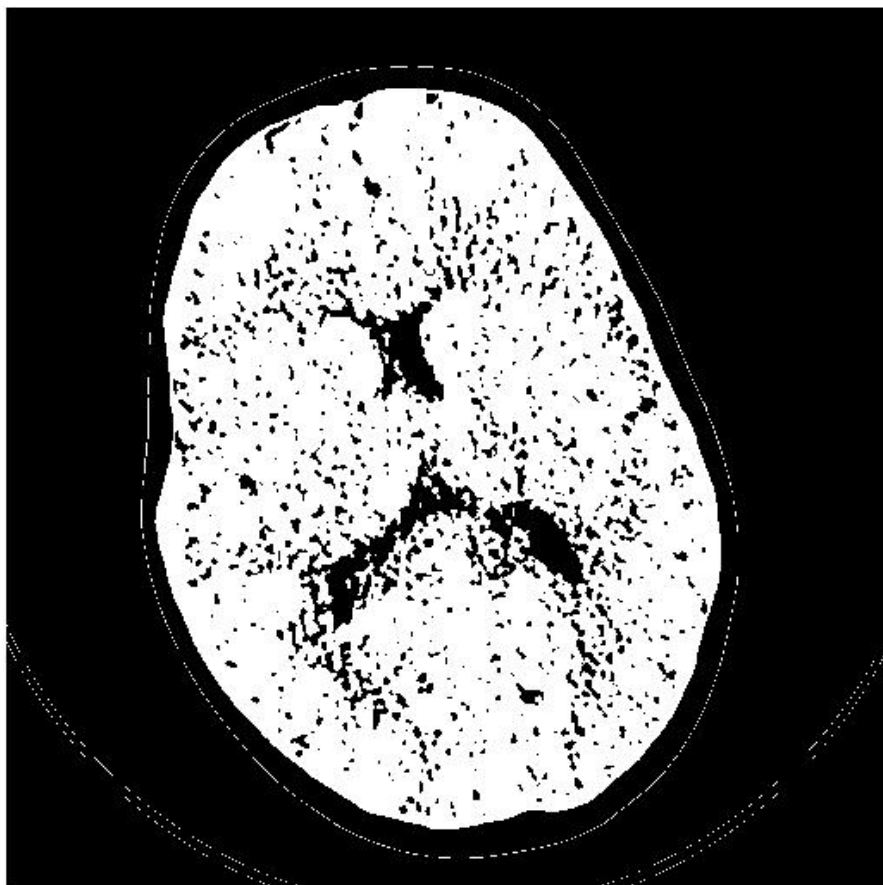


Рисунок 3.2 — Результат после применения пороговой функции

2. Применение морфологической операции открытие со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 . Операция приводит к соединению областей фона, ранее разъединенных узкими участками пикселей объектов. Для выполнения морфологических преобразований Matlab предоставляет функцию *bwmorph*.
3. Поиск самого большого объекта на бинарном изображении с помощью функции *bwconncomp*. Для этого необходимо найти все объекты на изображении и выбрать тот, который содержит больше всего пикселей. Алгоритм поиска объектов достаточно прост:
 - а. Найти следующий немаркированный пиксель.
 - б. С помощью восьмистороннего алгоритма заливки, описанного в главе 2.2 отметить пиксели, связанные с текущим. Это и будет один объект на изображении.
 - в. Перейти к шагу а, если еще остались непомеченные пиксели.
 Самый большой объект — это мозг, все остальные объекты удаляем (Рисунок 3.3).

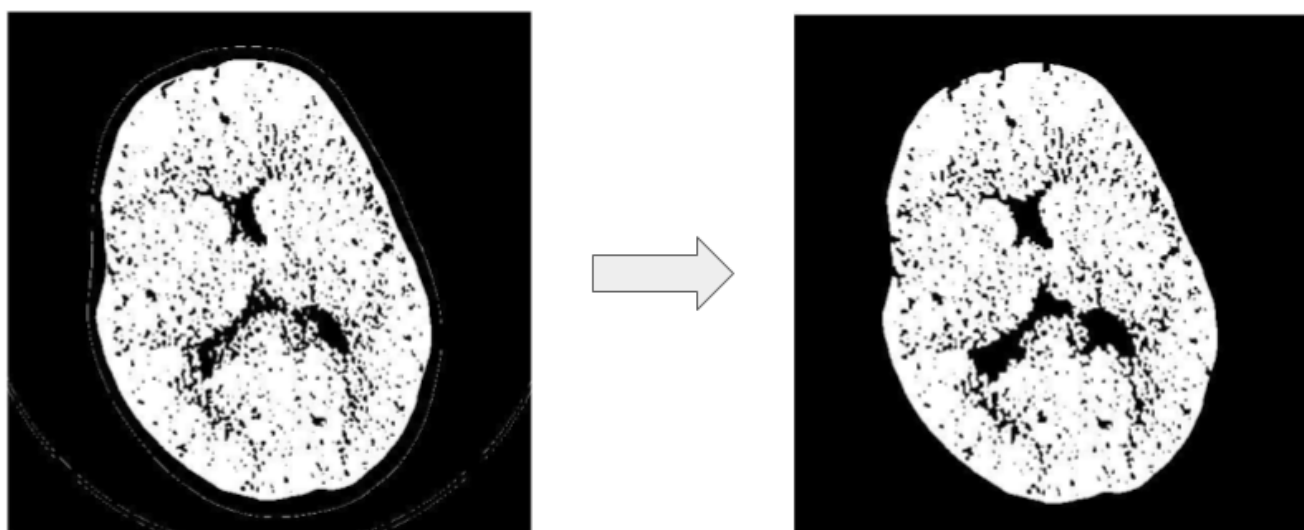


Рисунок 3.3 — Результат после 3 шага

4. Применение морфологической операции наращивание со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 . Операция позволяет

соединить разрывы в контуре. Этот шаг необходим для успешной заливки оставшихся на изображении “дыр” внутри мозга.

5. Заполнение оставшихся черных “дыр” на изображении с помощью функции *imfill* (Рисунок 3.4). Эта функция использует алгоритм заливки, описанный в главе 2.2. Дыра представляет собой набор фоновых пикселей, которые не могут быть достигнуты алгоритмом заливки (глава 2.2) из угла изображения.
6. Маска готова.

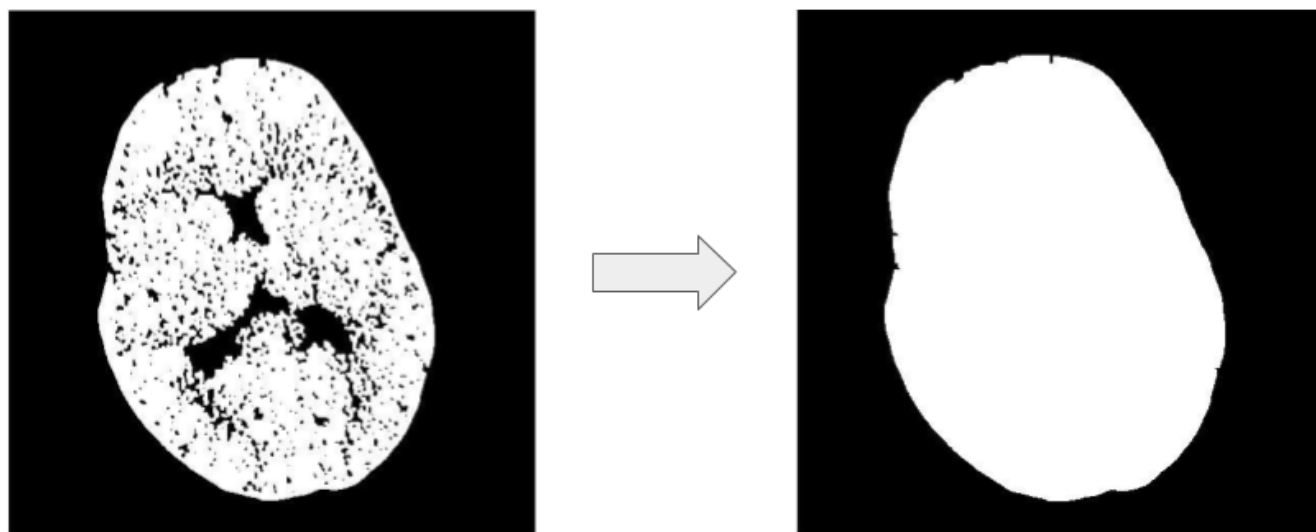


Рисунок 3.4 — Результат после 5 шага

Так как кроме гематом и мозга в диапазон от 22 HU до 80 HU попадают и другие ткани, то на “нижних” срезах, где присутствует не только мозг (Рисунок 3.1) или где мозг отсутствует, на 3 шаге самым большим объектом может оказаться не мозг, и маска будет создана неправильно. Например, на изображении (Рисунок 3.5) слева представлен результат после пороговой функции, а справа — получившаяся маска. Для решения данной проблемы был использован тот факт, что на “нижних” срезах область мозга нижнего среза находится внутри области мозга верхнего среза.

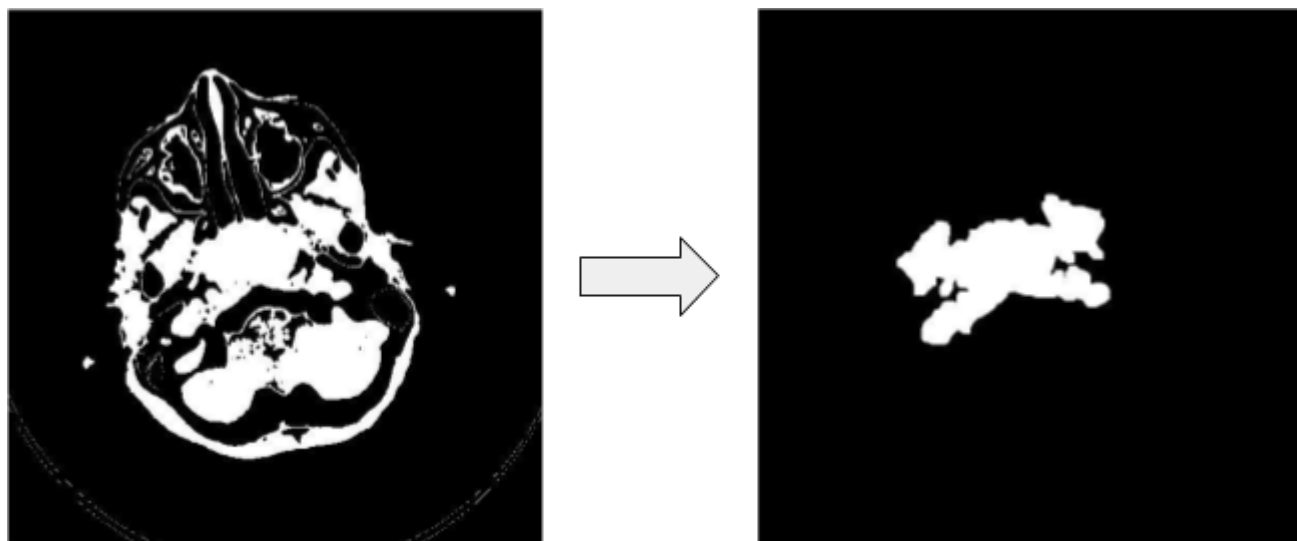


Рисунок 3.5 — Неудачная генерация маски

В итоге, порядок действий следующий:

1. После чтения серии DICOM снимков количество изображений делится на 3. Допустим всего 210 срезов, тогда получаем 3 части по 70 снимков.
2. Для второй и третьей части, то есть с 70 по 210 снимок, применяется описанный выше алгоритм по созданию маски.
3. В первой части снимков, то есть с 1 по 70, область мозга на нижнем снимке должна быть внутри области мозга на верхнем снимке. Поэтому для этих снимков перед тем, как применить алгоритм, выполняется фильтрация по маске, полученной с верхнего снимка.

Результатом данного этапа являются маски области интереса для каждого снимка из КТ-серии.

3.3 Сегментация гематомы

Первые два этапа являются подготовительными, основные операции выполняются на данном этапе. Процесс сегментации области гематомы выглядит следующим образом:

1. Применение пороговой функции (3.3) к матрице HU , содержащей значения по шкале Хаунсфилда. Матрица HU получена на первом этапе (глава 3.1).

Значения для гематом известны из медицинских источников (Таблица 3.1), соответственно интересующий нас диапазон — это с 40 HU до 80 HU. В результате операции получается бинарное изображение.

$$Tresh[i, j] = \begin{cases} 1, HU[i, j] \subseteq [40; 80] \\ 0, otherwise \end{cases} \quad (3.3)$$

2. Проверка в объеме. Гематома всегда имеет какой-то объем, она не может присутствовать только на одном срезе, поэтому чтобы убедиться в том, что гематома присутствует в объеме, а не только на данном срезе (из-за возможной помехи), необходимо учесть значения на соседних срезах. По формуле (3.4) для каждого пикселя проверяется соседний сверху и снизу пиксель.

$$vol\{z\}[i, j] = Tresh\{z\}[i, j] \& Tresh\{z - 1\}[i, j] \& Tresh\{z + 1\}[i, j], \quad (3.4)$$

где z — номер среза.

3. Применение маски головного мозга, полученной на втором этапе. Таким образом все лишние области удаляются из бинарного изображения (Рисунок 3.6).

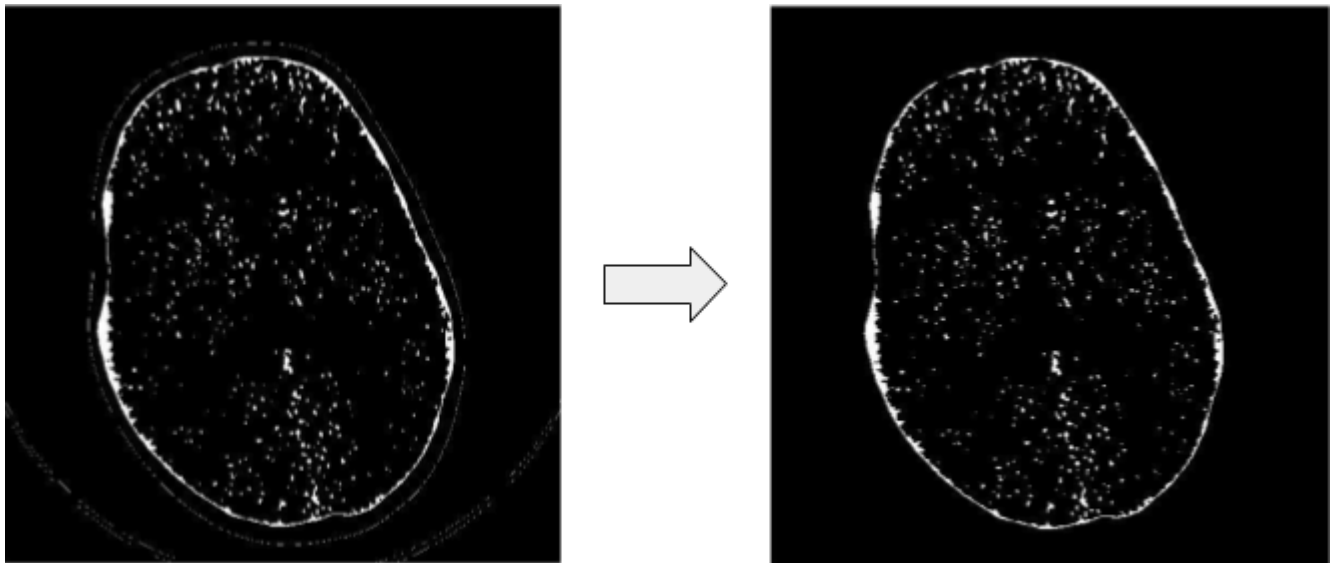


Рисунок 3.6 — Результат после применения пороговой функции и маски

4. Применение морфологической операции эрозия со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 . Операция необходима для того, чтобы нежелательные вкрапления и шумы размылись, а большие и, соответственно, значимые участки изображения остались (Рисунок 3.7).

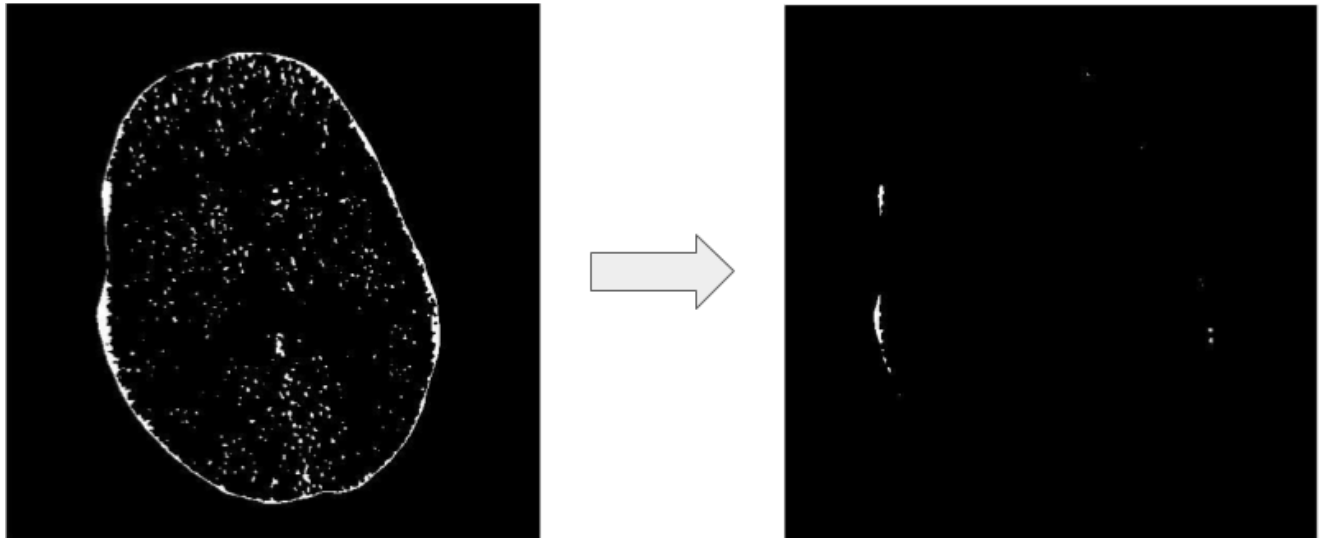


Рисунок 3.7 — Результат после применения эрозии

5. Удаление объектов с изображения, размер которых меньше 100 пикселей. После операции эрозии все равно остаются небольшие шумы, но они больше не связаны между собой, поэтому на данном этапе такие шумы отфильтровываются (Рисунок 3.8). 100 — это эмпирически подобранный размер. Если использовать слишком маленькое значение, то не будут удаляться различные сгустки крови, которые не являются гематомами (кровеносные сосуды). А если слишком большое, то будут пропущены гематомы небольших размеров.

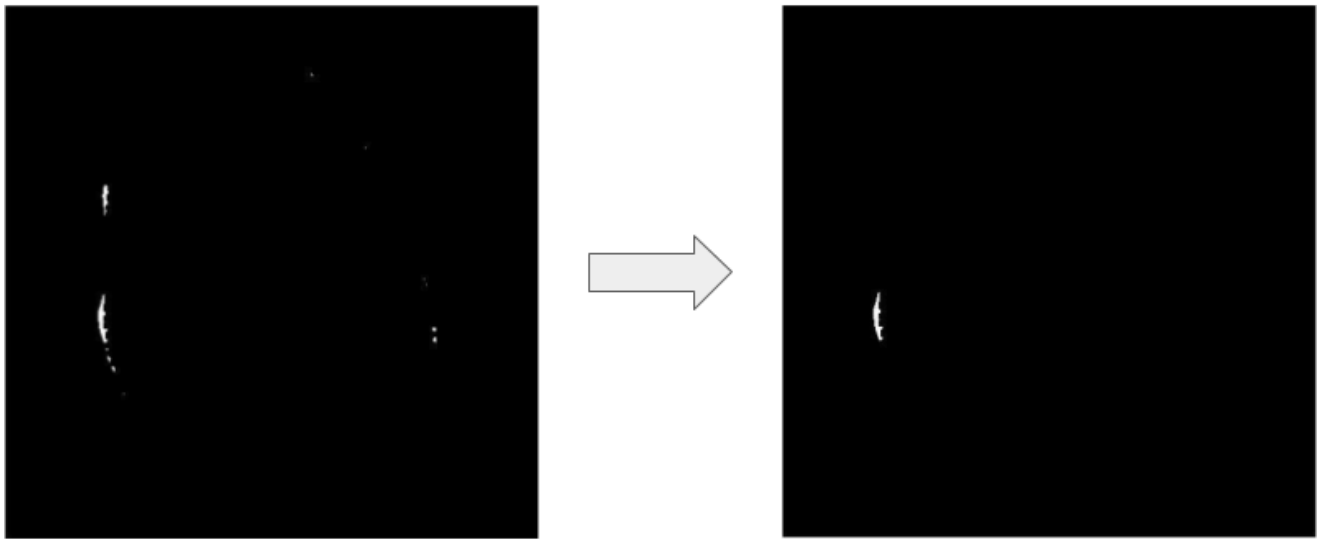


Рисунок 3.8 — Результат после 5 шага

6. После 5 шага область гематомы уже найдена. Но на данном этапе ее форма отличается от исходной, так как на 4 шаге применяется морфологическая операция эрозия. Необходимо восстановить исходную форму гематомы, так как это важный признак, применяемый для диагностики типа гематомы. Рассмотрим этапы восстановления, результат представлен на изображении (Рисунок 3.9):

- а. Применение морфологической операции наращивание со структурным элементом в виде матрицы единиц размера 3×3 .
- б. Логическое умножение полученного бинарного изображения с бинарным изображением, полученным на 3 шаге. Это позволит восстановить форму гематомы.

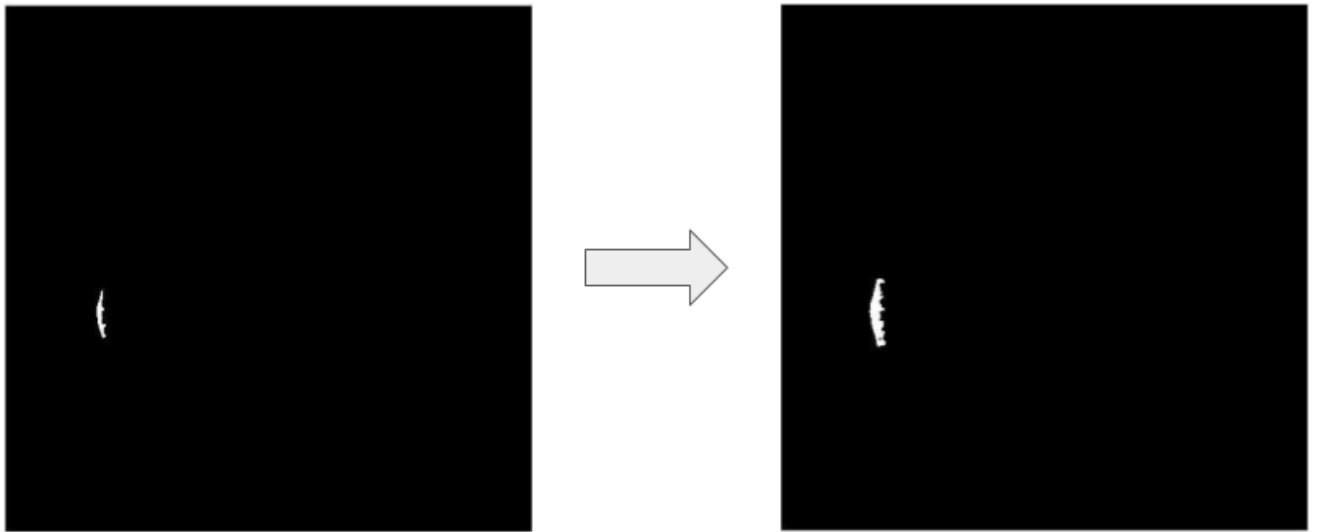


Рисунок 3.9 — Результат восстановления формы гематомы

В итоге, результатом работы алгоритма является выделенная область гематомы, а также область головного мозга для каждого снимка из серии компьютерной томографии. Пример полученного результата представлен на изображении (Рисунок 3.10).

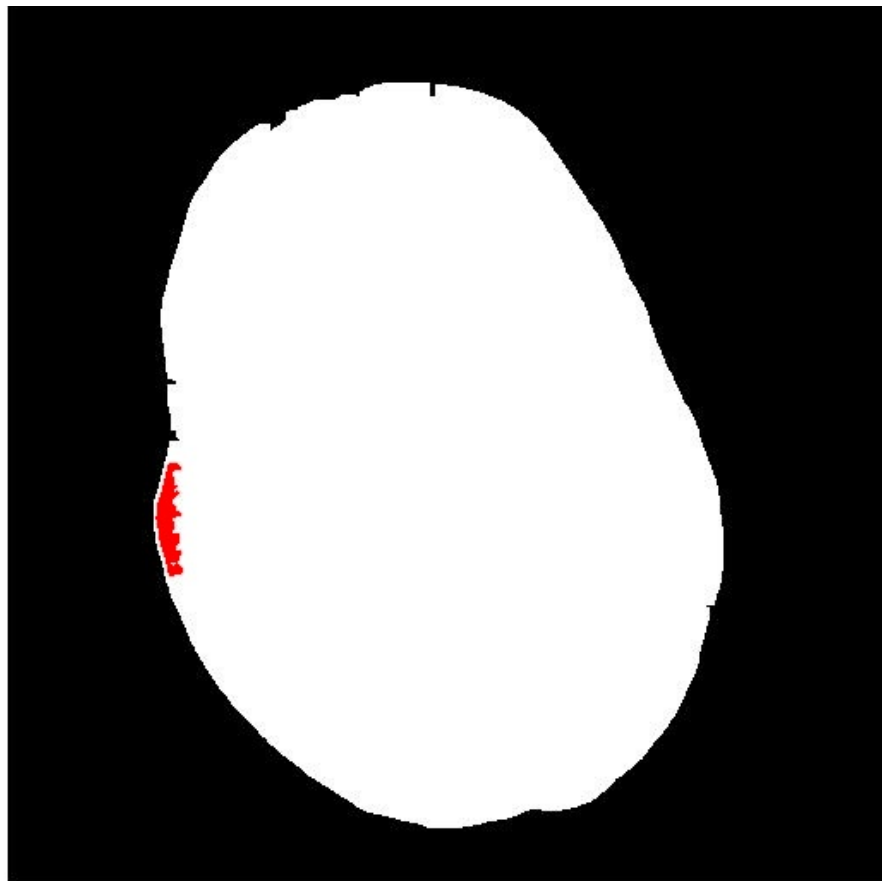


Рисунок 3.10 — Результат распознавания гематомы

После того, как область гематомы определена можно посчитать ее среднюю рентгеновскую плотность по формуле (3.5) и определить тип по таблице рентгеновских плотностей (Таблица 3.1): острая-острейшая или подострая.

- Если полученное значение принадлежит диапазону от 40 HU до 60 HU, то это подострая гематома.
- Если полученное значение принадлежит диапазону от 60 HU до 80 HU, то это острая или острейшая гематома.

Отличить острую гематому от острейшей по рентгеновской плотности невозможно.

$$AVG_{HU} = \frac{\sum_{i,j} HU[i,j]}{n}, \quad (3.5)$$

где AVG_{HU} — средняя рентгеновская плотность гематомы;

$HU[i,j]$ — значение по шкале Хаунсфилда;

n — количество пикселей в области гематомы.

3.4 Результаты работы алгоритма

Для тестирования алгоритма было использовано 11 исследований, в сумме содержащие 2142 снимка. Метрики, используемые для оценки эффективности предлагаемого алгоритма, — это точность (*precision*) и полнота (*recall*). Математически точность и полнота определяются формулами (3.6) и (3.7) соответственно [16]:

$$Precision = \frac{TP}{TP+FP} \quad (3.6)$$

$$Recall = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3.7)$$

Эти значения легко рассчитать на основании таблицы контингентности (Таблица 3.3). В таблице содержится информация сколько раз

алгоритм принял верное и сколько раз неверное решение относительно наличия гематомы на снимке. А именно:

- *TP (true-positive)* — истинно-положительное решение: алгоритм нашел присутствующую гематому.
- *FP (false-negative)* — ложно-положительное решение: алгоритм нашел гематому, которая отсутствует.
- *TN (true-negative)* — истинно-отрицательное решение: алгоритм не нашел гематому, и она не присутствует.
- *FN (false-negative)* — ложно-отрицательное решение: алгоритм не нашел гематому, хотя она присутствует.

Таблица 3.3 — Таблица контингентности

		Правильный ответ	
		Гематома присутствует	Гематома отсутствует
Ответ системы	Гематома присутствует	TP = 412	FP = 41
	Гематома отсутствует	FN = 0	TN = 1689

Подсчитанные результаты:

- точность (*precision*) = 90,95%;
- полнота (*recall*) = 100%.

Из таблицы видно, что алгоритм нашел гематомы на всех снимках, где они присутствовали. Однако, из минусов хотелось бы отметить наличие ложно-положительных результатов. Они в основном вызваны наличием больших кровеносных сосудов в головном мозге, которые алгоритм принял за гематому.

Выводы по главе

В данной главе представлен разработанный алгоритм для распознавания острых и подострых гематом, использующий для анализа значения по шкале Хаунсфилда из компьютерных томограмм формата DICOM. Описаны этапы алгоритма и используемые для реализации функции языка Matlab. Подсчитаны такие метрики эффективности алгоритма как полнота (100%) и точность (90,95%).

Заключение

В ходе исследования разработан и реализован алгоритм распознавания острых и подострых внутричерепных гематом по снимкам компьютерной томографии формата DICOM.

На первом этапе алгоритма выполняется чтение изображений из файлов формата DICOM и их преобразование в матрицы со значениями по шкале Хаунсфилда (количественная шкала рентгеновской плотности). Для анализа выбрана рентгеновская плотность, потому что она имеет гораздо более широкий диапазон значений по сравнению с яркостью пикселей, а также рентгеновская плотность внутричерепных гематом описана в медицинских источниках

На втором этапе создается маска области интереса (мозг и внемозговые кровоизлияния) для каждого среза. Данная маска позволяет отфильтровывать срезы, на которых головной мозг не изображен, а также корректно обрабатывать срезы, где помимо мозга присутствуют другие ткани.

На третьем этапе выполняется распознавание гематом на каждом срезе головного мозга и определение типа гематомы (острая-острейшая или подострая). Полученный алгоритм показывает высокую эффективность распознавания.

Результатом работы алгоритма является выделенная область гематомы, а также область головного мозга. Данная информация позволяет вычислить характеристики, описывающие форму гематомы и ее расположение относительно головного мозга, поэтому дальнейшая работа может включать в себя решение задачи классификации внутричерепных гематом по типу их локализации: внемозговые (эпидуральные и субдуральные гематомы, субарахноидальное кровоизлияние) и внутримозговые (внутримозговые гематомы). Кроме того, возможно улучшить качество распознавания, уменьшив количество ложно-положительных результатов. Для этого необходимо разработать алгоритм,

который либо позволит отфильтровывать кровеносные сосуды на подготовительном этапе, либо сможет классифицировать их среди найденных областей.

Список сокращений и условных обозначений

БК	внутричерепное кровоизлияние
КТ	компьютерная томография
МРТ	магнитно-резонансная томография
МСКТ	мультисрезовая компьютерная томография
СКТ	спиральная компьютерная томография
УЗИ	ультразвуковое исследование
DICOM	digital imaging and communications in medicine
HU	Hounsfield unit
JPEG	Joint Photographic Experts Group
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
PACS	picture archiving and communication system

Список использованных источников

1. Крылов В. В. и др. Новые технологии в хирургии нетравматических внутримозговых кровоизлияний //Журнал им. НВ Склифосовского «Неотложная медицинская помощь». – 2016. – №. 3. – С. 48-54.
2. Крылов В. В., Григорьева Е. В. Компьютерная томография и магнитно-резонансная томография в диагностике аневризм головного мозга //Нейрохирургия. – 2012. – №. 3. – С. 9-17.
3. The DICOM Standard [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.dicomstandard.org/current>.
4. Fatima M. S., Naaz S., Anjum K. Diagnosis and Classification of Brain Hemorrhage Using CAD System //Indian Journal of Scientific Research. – 2015. – Т. 12. – №. 1. – С. 121-125.
5. Al-Ayyoub M. et al. Automatic detection and classification of brain hemorrhages //WSEAS transactions on computers. – 2013. – Т. 12. – №. 10. – С. 395-405.
6. Shahangian B., Pourghassem H. Automatic brain hemorrhage segmentation and classification in CT scan images //Machine Vision and Image Processing (MVIP), 2013 8th Iranian Conference on. – IEEE, 2013. – С. 467-471.
7. Корниенко В. Н., Васин Н. Я., Кузьменко В. А. Компьютерная томография в диагностике черепно-мозговой травмы //М.: Медицина. – 1987. – С. 287.
8. Котельников Г. П., Миронов С. П. Травматология: нац. рук. – ГЭОТАР-Медиа, 2008.
9. Потапов А. А. Доказательная нейротравматология. – 2003.
10. DICOM Standard Browser [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://dicom.innolitics.com/ciods>.
11. JNTU K. V. R., JNTU L. P. R. A neural network based classification and diagnosis of brain hemorrhages //Allied Academies International Conference. Academy of

- Management Information and Decision Sciences. Proceedings. – Jordan Whitney Enterprises, Inc, 2009. – Т. 13. – №. 1. – С. 52.
12. Serra J. Image analysis and mathematical morphology. – Academic Press, Inc., 1983.
13. Gonzalez R. C., Woods R. E. Digital image processing. – 2012.
14. Matlab. Image Processing Toolbox [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <https://www.mathworks.com/help/images/index.html>.
15. Красильников Н. Н. Цифровая обработка 2D и 3D изображений. – БХВ-Петербург, 2011.
16. Al-Ayyoub M., Al-Zghool D. Determining the type of long bone fractures in x-ray images //WSEAS Transactions on Information Science and Applications. – 2013. – Т. 10. – №. 8. – С. 261-270.