

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский
технический университет имени К.И.Сатпаева»

Институт автоматизации и информационных технологий
Кафедра «Робототехника и технические средства автоматизации»

Боранбаева Лаура Болатовна

Исследование методов улучшения изображений в эндоскопии с целью повышения точности
диагностики

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

7M07106– Биомедицинская инженерия

Алматы 2025

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский
технический университет имени К.И. Сатпаева»

Институт автоматизации и информационных технологий

УДК 681.2:616.314-073

На правах рукописи

Боранбаева Лаура Болатовна

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

На соискание академической степени магистра

Название диссертации «Исследование методов улучшения изображений в
эндоскопии с целью повышения точности диагностики»
Направление подготовки 7М07106–Биомедицинская инженерия

Научный руководитель
к.т.н., профессор,
заведующий кафедрой «РТиТСА»



Ожикенов К.А.

«__» _____ 2025 г.

Рецензент
Доктор философии PhD,
преподаватель кафедры
«Информационные технологии и
библиотечное дело»



Алимбаева Ж.Н.

«__» _____ 2025 г.

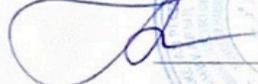
Нормоконтроль
Магистр технических наук, старший
преподаватель кафедры «РТиТСА»



Кальменов Е.Т.

«__» _____ 2025 г.

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ
Заведующий кафедрой
«РТиТСА», к.т.н., профессор



Ожикенов К.А.

« 1 » _____ 2025 г.

Алматы 2025

Некоммерческое акционерное общество «Казакский национальный исследовательский
технический университет имени К.И.Сатпаева»

Институт автоматик и информационных технологий
Кафедра «Робототехника и технические средства автоматик»

7M07106– Биомедицинская инженерия

УТВЕРЖДАЮ
Заведующий кафедрой «РТТСА»
к.т.н., профессор _____

Ожикенов К.А.
«_» _____ 2025 г.

ЗАДАНИЕ на выполнение магистерской диссертации

Магистранту Боранбаевой Лауры Болатовны

Тема: Исследование методов улучшения изображений в эндоскопии с целью повышения точности диагностики

Утверждена приказом Ректора Университета № 430 от « 25 » 03 2022 г.

Срок сдачи законченной диссертации «05» 05 2025 г.

Исходные данные к магистерской диссертации: База данных Kvaisar

Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов:

- а) Обзор существующих методов и технологий визуализации в эндоскопии, включая их возможности, ограничения и современные тенденции;
- б) Разработка и реализация алгоритмов цифровой обработки изображений, включая выбор и обоснование методов фильтрации (CLAHE, медианный, гауссовский, билатеральный), а также реализация их в программной среде (Python, MATLAB);
- в) Создание экспериментальной платформы, разработка и изготовление 3D-модели симулятора желудочно-кишечного тракта, используемой для получения контролируемых эндоскопических изображений;
- г) Проведение количественной оценки качества обработанных изображений с использованием метрик Dice, Precision, Recall, PSNR, SSIM, и сравнение эффективности различных методов улучшения;
- д) Формулировка рекомендаций по применению цифровых методов в медицинской практике, включая потенциальную интеграцию с клиническими протоколами и перспективы внедрения в диагностические системы;
- е) Приложения (исходный программный код, визуализация результатов).

Рекомендуемая основная литература:

1. Visconti TAC, Otoch JP, Artifon ELA. Robotic endoscopy. A review of the literature. Acta Cir Bras. 2020;35(2):e202000206. doi: 10.1590/s0102-865020200020000006. Epub 2020 Apr 27. PMID: 32348403; PMCID: PMC7184939.
2. Hopkins H H, Kapany N S. A flexible fiberscope, using static scanning. Nature 1954;76864-869.
3. Shoop NM. Flexible endoscopes: structure and function. The mechanical system. Gastroenterol Nurs. 2001 Nov-Dec;24(6):294-7. doi: 10.1097/00001610-200111000-00007.

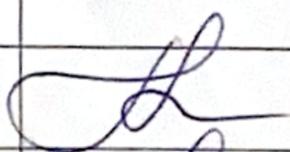
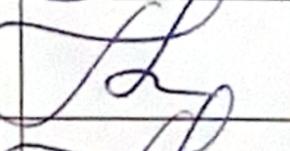
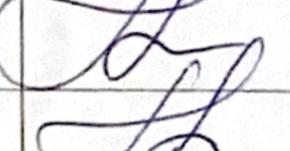
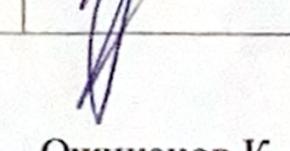
ГРАФИК

подготовки магистерской диссертации

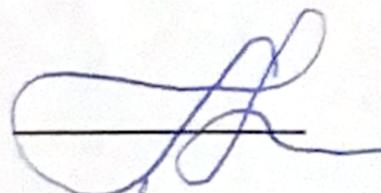
Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Обзорный раздел Анализ литературы и современных исследований в области эндоскопии и цифровой обработки медицинских изображений	20.11 - 17.12. 2025	выполнено
Исследовательский раздел Анализ литературы и современных исследований в области эндоскопии и цифровой обработки медицинских изображений	17.01 - 12.02 2025	выполнено
Технологический раздел Разработка алгоритмов фильтрации изображений и создание модели симулятора ЖКТ	14.04 - 15.05. 2025	выполнено
Экспериментальный раздел Проведение тестирования алгоритмов на наборе изображений и анализ метрик качества	16.05 - 17.05 - 2025	выполнено

Подписи

консультантов и норм контролера на законченную магистерскую диссертацию с указанием относящихся к ним разделов диссертации

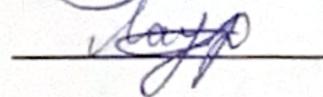
Наименования разделов	Консультанты, И.О.Ф. (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Обзорный раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	09.06.2025	
Исследовательский раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	09.06.2025	
Технологический раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	09.06.2025	
Экспериментальный раздел	Ожикенов К.А. к.т.н., профессор	09.06.2025	
Норм контролер	Кальменов Е.Т. м.т.н., старший преподаватель	11.06.2025	

Научный руководитель



Ожикенов К.А.

Задание принял к исполнению обучающийся



Боранбаева Л.Б.

Дата

«10» 06 2025 г

АНДАТПА

Бұл жұмыстың мақсаты асқазан-ішек ауруларын диагностикалаудың дәлдігін жақсарту үшін эндоскопиялық кескіндерді жақсартудың цифрлық әдістерін зерттеу болды. Мақсат Python және MATLAB-та енгізілген clahe, медианалық, Гаусс және екі жақты сүзгілермен өңделген полиптердің кескіндерін талдау болды.

Dice, Precision, Recall, PSNR және SSIM көрсеткіштерін есептей отырып, түрлі-түсті және боялмаған суреттерде 200-ден астам сынақ жүргізілді. Эксперименттік жағдайларды кеңейту үшін бақыланатын кескіндерді шығару үшін асқазан-ішек тренажері жасалды.

Бұл жұмыс Техникалық және клиникалық тәсілдерді біріктіреді және медициналық бейнелеуде цифрлық сүзудің практикалық маңыздылығын растайды.

АННОТАЦИЯ

Целью данной работы было исследование цифровых методов улучшения эндоскопических изображений для повышения точности диагностики желудочно-кишечных заболеваний. Целью был анализ изображений полипов, обработанных с использованием CLAHE, медианного, гауссовского и билатерального фильтров, реализованных в Python и MATLAB.

Более 200 тестов было проведено на цветных и неокрашенных изображениях с расчетом метрик Dice, Precision, Recall, PSNR и SSIM. Для расширения экспериментальных условий был разработан желудочно-кишечный симулятор для получения контролируемых изображений.

Эта работа объединяет технические и клинические подходы и подтверждает практическую важность цифровой фильтрации в медицинской визуализации.

ABSTRACT

The aim of this work was to investigate digital methods for enhancing endoscopic images to improve the accuracy of gastrointestinal disease diagnostics. The aim was to analyze polyp images processed using CLAHE, median, Gaussian and bilateral filters implemented in Python and MATLAB.

More than 200 tests were performed on color and uncolored images with the calculation of Dice, Precision, Recall, PSNR and SSIM metrics. To expand the experimental conditions, a gastrointestinal simulator was developed to obtain controlled images.

This work combines technical and clinical approaches and confirms the practical importance of digital filtering in medical imaging.

СОДЕРЖАНИЕ

Введение		7
1	Литературный обзор. История развития	10
1.1	Современные подходы к обеспечению высокого качества визуализации в эндоскопии	16
1.1.1	Состав гибкого эндоскопа для гастроскопии	16
1.1.2	Тенденции и вызовы в современной эндоскопии	21
1.2	Улучшение изображений в эндоскопии	22
1.3	Перспективы развития и интеграция методов	24
2	Методы и средства исследования. Цифровые методы улучшения эндоскопических изображений	35
2.1	Фильтрация изображений	35
2.2	Коррекция яркости и контраста	36
2.3	Методы сегментации изображений	36
2.4	Цветокоррекция, улучшение освещённости и подавление артефактов	37
2.5	Метрики оценки качества изображений	39
2.6	Описание исходных данных и визуальных материалов	41
3	Алгоритм проведения экспериментов и оценка их эффективности	45
3.1	Проведение экспериментов в программной среде MATLAB	45
3.2	Проведение экспериментов в программной среде Python	49
4	Результаты исследования и их обсуждение	54
5	Рекомендации по применению методов улучшения изображения	64
6	Разработка симулятора ЖКТ	66
Заключение		69
Перечень сокращений		72
Перечень принятых терминов		74
Список использованной литературы		77
Приложение А		83
Приложение Б		88
Приложение В		90
Приложение Г		94
Приложение Д		98
Приложение Е		102
Приложение Ж		106
Приложение З		110
Приложение И		114
Приложение К		118
Приложение Л		122

Приложение М	126
Приложение Н	130
Приложение П	134
Приложение Р	138
Приложение С	142
Приложение Т	146
Приложение У	150

ВВЕДЕНИЕ

Эндоскопия одна из важных частей в диагностике заболеваний, связанных с желудочно-кишечным трактом. Обычно эндоскопия используется для терапевтических или диагностических целей, где применяются разного вида эндоскопы, потому что благодаря им можно увидеть внутренние органы и полости. Но при использовании эндоскопов бывают различные помехи и шумы, тем самым данный метод ограничивается в своей эффективности и точности.

Актуальность темы исследования: Современная эндоскопия является важным методом диагностики и лечения заболеваний желудочно-кишечного тракта, но ее эффективность ограничена рядом факторов: низким качеством изображения, шумом, недостаточной контрастностью и субъективной интерпретацией. Это может привести к пропуску патологий и диагностическим ошибкам. Концепция развития здравоохранения в Республике Казахстан до 2026 года, утвержденная Постановлением Правительства Республики Казахстан № 945 от 24 ноября 2022 года, подчеркивает стратегическую важность внедрения современных медицинских технологий и методов диагностики для повышения качества медицинской помощи [1]. Совершенствование методов цифровой обработки эндоскопических изображений напрямую соответствует стратегии модернизации здравоохранения и способствует повышению точности диагностики и качества медицинской помощи.

Хотя эндоскопия не упоминается в данном документе напрямую, положение о модернизации инфраструктуры здравоохранения, подразумевает внедрение высокотехнологичных решений и повышение квалификации медицинских работников. На данный момент, эндоскопия является одним из важнейших методов визуализации и диагностики внутренних органов человека, а поэтому имеет особое значение для здравоохранения Казахстана. Данный метод широко применяется в гастроэнтерологии, пульмонологии и других областях медицины, что в свою очередь позволяет своевременно выявлять и лечить сложные медицинские заболевания, что советуется целям Концепции повышения качества медицинских услуг. В нынешнее время развитие эндоскопии становится очень важным звеном в общей стратегии повышения качества и эффективности медицины.

Объект исследования: При проведении работы были взяты эндоскопические изображения желудочно-кишечного тракта, а точнее 200 снимков с полипами, которые включали в себя окрашенные полипы и неокрашенные полипы по 100 изображений. Эти снимки были использованы для анализа качества изображения и в дальнейшем тестирования методов цифрового

улучшения изображения с целью повышения точности диагностики различных отделов в ЖКТ.

Цель исследования: Разработка и оценка эффективности различных цифровых методов улучшения качества эндоскопических изображений с целью повышения точности диагностики патологий ЖКТ.

Задачи исследования:

1. Провести анализ уже существующих методов визуализации в эндоскопии и выявить их ограничения.
2. Реализовать методы цифровой фильтрации и коррекции изображений (медианный, билатеральный, гауссов фильтры и CLANE).
3. Оценить эффективность применяемых методов по определенным метрикам.
4. Разработать 3D-симулятор ЖКТ для тестирования и в дальнейшем отработки методов в контролируемой среде.
5. Исследовать возможное влияние предварительной фильтрации на качество изображенных итоговых.
6. Сформулировать рекомендации по применению методов улучшения изображения.

Научная новизна исследования: При исследовании произошла комплексная оценка и сравнение исследования различных методов улучшения изображений благодаря цифровой обработке эндоскопических изображений на основе четырех методов фильтрации и контрастирования (медианная, билатеральная, гауссова фильтрация и CLANE), которые применяются для повышения точности диагностики патологий желудочно-кишечного тракта. В рамках работы был также разработан и применен напечатанный 3D симулятор верхней части ЖКТ, чтобы можно было бы проводить и воспроизводить испытания в контролируемой среде и в дальнейшем применять данный симулятор для обучения студентов биомедицинского направления. После проведения всех перечисленных действий, был проведен количественный анализ изображений с окрашенными приподнятыми полипами и неокрашенными, чтобы обоснованно дало определить наиболее эффективные методы предварительной обработки различных медицинских изображений при эндоскопии.

Теоретическая значимость исследования: Исследование позволяет обосновать выбор и провести сравнительный анализ различных методов цифровой обработки эндоскопических изображений на основе фильтрации и коррекции контрастности у эндоскопических изображений. Данная работа вносит большой вклад в развитие научного понимания влияния различных методов улучшения изображений на качество визуализации и точность

диагностики патологий связанные желудочно-кишечным трактом, потому что это одна из быстро растущих проблем в здравоохранении. Полученные данные могут быть использованы для дальнейшего совершенствования алгоритмов компьютерного вмешательства в медицинскую визуализацию и разработки рекомендаций по их внедрению в диагностическую практику.

Практическая значимость исследования: В работе происходила разработка и тестирование наборов различных методов цифровой обработки, которые по-разному улучшают качество эндоскопических изображений и в дальнейшем могут повышать точность диагностики при эндоскопии. Полученные результаты могут быть использованы в медицинских учреждениях, но в основном при создании и улучшении эндоскопов или цифровой обработки эндоскопических изображений, что в будущем может помочь в повышении эффективности диагностики. Разработанный 3D-симулятор желудка может быть использован в учебных целях для отработки навыков визуализации, калибровки систем и тестирования алгоритмов обработки изображений, а также обучения медицинского персонала использованием правильно эндоскопа без риска для пациента. Предлагаемые методы могут быть интегрированы в программное обеспечение качественной работы врачей.

Улучшение качества эндоскопических изображений на данный момент играет ключевую роль в повышении точности диагностики, чтобы выявлять патологии на ранних стадиях, так как при заболеваниях ЖКТ некоторые заболевания обнаруживаются на последней стадии, когда уже лечение бесполезно. Возможность интеграции современных технологий визуализации и алгоритмов обработки изображений может расширить диагностические возможности эндоскопии, обеспечивая более надежные и точные результаты. Это не только способствует своевременной диагностике заболеваний, но и улучшает качество лечения и прогноз для пациентов.

1 Литературный обзор. История развития

Эндоскопия сейчас остается одним из важнейших методов современной медицины, позволяя визуализировать внутренние поверхности без необходимости обширных хирургических разрезов, что является очень важным.

История эндоскопии — это путь от примитивных инструментов, которые позволяли наблюдать только полые органы, до высокотехнологичных систем, обеспечивающих почти гистологическое разрешение, интеллектуальный анализ изображений, внедрение робототехники и расширенные диагностические и лечебные возможности, помимо этого применяемый также в хирургии. В современном мире эндоскопия больше не ограничивается простым обследованием: она стала платформой для минимально инвазивной хирургии, персонализированной терапии и тесных связей с инновационными областями, такими как искусственный интеллект, робототехника.

Истоки эндоскопии восходят ближе к началу XIX века, когда врачи начали экспериментировать с примитивными инструментами для обследования внутренних органов, но есть косвенное оборудование, которое применялось ранее для исследования внутри человека. Первые истоки эндоскопии можно проследить до Филиппа Боццини, немецкого военного хирурга и пионера в области медицинской визуализации, который в 1806 году создал первое устройство для исследования внутренних полостей человеческого тела, названное «Lichtleiter» (нем. «световод») [2]. Это устройство, предназначенное для исследования анатомических полостей, стало первым прототипом современного эндоскопа. Боццини использовал свечу в качестве источника света и наклонные зеркала для перенаправления лучей света, что позволяло ему исследовать внутренние органы без хирургического вмешательства. Эти инструменты были чрезвычайно ограниченными: они состояли только из жесткой трубки и с помощью внешнего источника света могли осматривать лишь небольшую область. Плохая оптика, слабое освещение, отсутствие гибкости и чрезвычайно ограниченный угол обзора делали обследования неудобными, болезненными и не всегда информативными.

В 1868 году доктор Куссмауль совершил прорыв, выполнив первую гастроскопию [3]. В то время этот метод считался революционным, несмотря на значительные технические ограничения. Основной проблемой была невозможность обеспечить адекватное освещение, что значительно затрудняло использование эндоскопии в диагностических целях. Устройство представляло собой жесткую трубку, а освещение обеспечивалось только внешними источниками света, что ограничивало возможности обследования и делало процедуру болезненной для пациентов. В 1878 году Томас Эдисон изобрел лампу

накаливания, которая в конечном итоге решила проблему освещения, хотя лампы начали использоваться в эндоскопах только через четверть века [4]. Появление электрического освещения заложило основу для дальнейшего технического развития эндоскопии, поскольку теперь обследования можно было проводить с большей точностью и удобством.

Дальнейшие усовершенствования в конструкции эндоскопов были сделаны Отто Хоффманом около 1911 года, который предложил инструмент с шарнирными линзами и призмами. Этот инновационный подход позволил компенсировать извитость кишечника, улучшив видимость и точность обследования. Это нововведение стало важным шагом в развитии желудочно-кишечной эндоскопии и позволило врачам получить более детальное изображение внутренних органов. В 1932 году Рудольф Шиндлер и Георг Вольф разработали первый гибкий эндоскоп [5]. Это устройство сделало возможной диагностическую эндоскопию, поскольку позволяло глубже проникать в желудочно-кишечный тракт. Гибкий эндоскоп стал одной из важных вех в истории эндоскопии, открыв путь к более удобным и эффективным диагностическим процедурам. Изобретение гибких волоконно-оптических эндоскопов в середине XX века стало настоящим прорывом. Тонкие волокна, проводящие свет, и миниатюрные линзы обеспечивают гибкость манипуляций, проникая глубже в продвинутый тракт или внешние пути. В результате эндоскопия прочно вошла в гастроэнтерологию, бронхоскопию, урологию и другие области медицины, позволяя врачам непосредственно осматривать органы, выявлять образования (язвы, полипы, новообразования) и брать материал для биопсии для гистологического анализа.

В середине 1950-х годов Гарольд Хопкинс предложил использовать волоконную оптику для улучшения качества изображения, что стало возможным благодаря разработке первого гибкого волоконного устройства для визуализации (рис. 1) [6]. Технология волоконной оптики позволила передавать изображения с высоким уровнем детализации, что обеспечило значительно лучшее освещение и качество изображения.



Рисунок 1 – Эндоскопическая система 1950-х годов

В 1958 году Ларри Кертис и Бэзил Хиршовиц (рис. 2) представили свой первый гибкий волоконно-оптический эндоскоп, который стал значительным шагом вперед в улучшении визуализации и позволил проводить более точную диагностику [7].

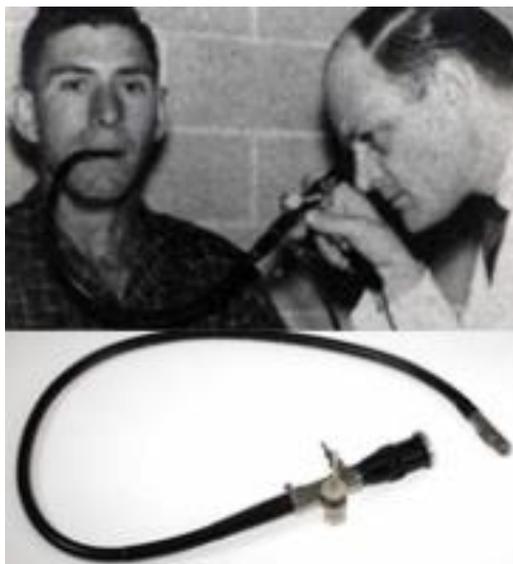


Рисунок 2 – Первый гибкий фиброоптический эндоскоп, представленный Ларри Кертисом и Бэзиллом Хиршовицем

Высокопрозрачное оптическое стекло стало в будущем важной частью эндоскопов, значительно улучшив качество изображения и позволив врачам более эффективно обследовать пациентов. Период с 1968 по 1990 год считается «золотым веком» желудочно-кишечной эндоскопии благодаря ряду технических инноваций, потому что именно в этот период появились методы и различные технологии, которые значительно улучшили качество и эффективность диагностики. В 1968 году была разработана эндоскопическая ретроградная панкреатография (рис. 3), позволяющая обследовать поджелудочную железу и ее протоки. Уже в 1969 году появилась колоноскопическая полипэктомия, позволяющая удалять полипы кишечника минимально инвазивным способом на тот момент.



Рисунок 3 – Схема проведения эндоскопической ретроградной холангиопанкреатографии (ЭРХПГ)

В 1970 году врачи получили возможность проводить эндоскопическую ретроградную холангиографию для диагностики заболеваний желчевыводящих путей. Четыре года спустя, в 1974 году, была разработана эндоскопическая сфинктеротомия, позволяющая безопасно и эффективно открывать сфинктеры при лечении желчных камней. В 1979 году чрескожная эндоскопическая гастростомия облегчила кормление пациентов, которые не могли нормально питаться. Год спустя внедрение эндоскопической ультрасонографии (рис. 4) позволило исследовать органы и структуры, которые были невидимы при использовании обычного эндоскопа.

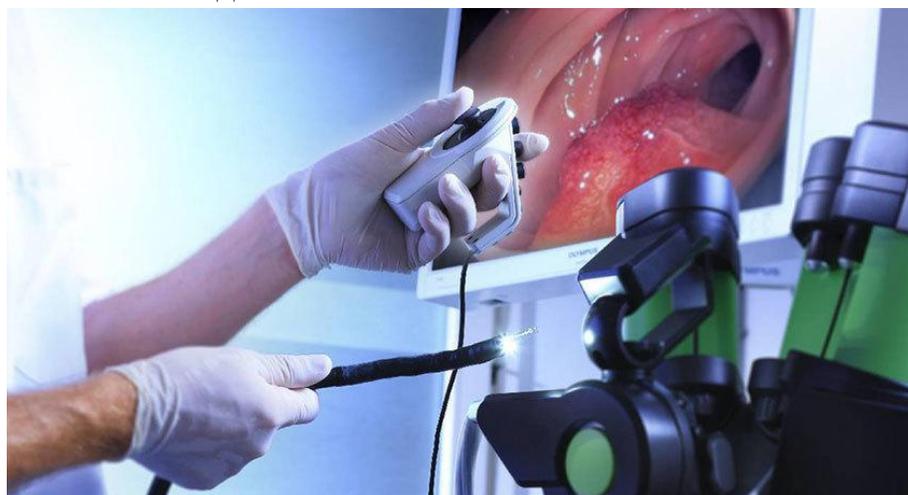


Рисунок 4 – Проведение эндоскопического ультразвукового исследования (ЭУЗИ)

В 1983 году был разработан электронный эндоскоп на основе ПЗС, что значительно улучшило качество изображения и точность диагностики. В 1985 году был разработан метод эндоскопического мониторинга желудочно-кишечных кровотечений, что позволило предотвратить кровопотерю и снизить риск осложнений. В 1990 году новым методом лечения варикозного расширения вен пищевода стало эндоскопическое лигирование. В 1994 году доктор К. Пол

Свейн предложил концепцию беспроводной эндоскопии, а с 1995 по 1997 год Гавриэль Мерон и доктор Иддан работали над созданием первой беспроводной капсулы для эндоскопии [8]. Эта технология открыла новые горизонты для диагностики, позволив исследовать желудочно-кишечный тракт без использования проводов. С 1994 по 2004 год эндоскопия претерпела значительные усовершенствования. Большинство процедур стали амбулаторными, что облегчило жизнь пациентов. Электронные эндоскопы заменили фиброскопы, появились одноразовые аксессуары и новые седативные препараты. Наконец, эндоскопические изображения стали привязываться к компьютерным отчетам, что облегчило врачам обработку и анализ данных.

Одним из ведущих направлений развития эндоскопии стало повышение качества и информативности изображений. Если изначально эндоскопия ограничивалась панелью белого света, то со временем появились специальные методы улучшения визуализации. Узкоспектральная эндоскопия (NBI), возникающая благодаря точному подбору длинноволнового освещения, демонстрирует распространенные сосудистые рисунки и облегчает выявление предраковых и ранних раковых изменений. Параллельно развивались различные цифровые методы, такие как i-scan, FICE и BLI, основанные на компьютерной обработке стандартного белого света, что обеспечивает контрастность и четкость изображения без использования красителей. [9]

Свой вклад внесла и хромоэндоскопия (рис. 5) с окраской, обеспечиваемой специальными красителями, что повышало контрастность и показало для врачей к более точному определению границ патологий. [10] Однако необходимость окрашивания представляла собой серьезную сложность из-за подбора и окраски только определенных патологий, поэтому более надежными стали технологии без использования красителей, такие как NBI или FICE. [11]



Рисунок 5 – Пример хромоэндоскопии с применением различных красителей и фильтров

Другим условием стало появление систем высокого разрешения, способных передавать изображения в качестве HD, Full HD и даже 4K. Это значительно облегчило разработку, снизило риск мелких поражений и облегчило интерпретацию, потому что все нюансы были видны сразу. С тех пор как стали

доступны методы увеличения в эндоскопии, различные оптические методы изображения позволили рассматривать структуру клеток и микрососудов.

Конфокальная лазерная эндомикроскопия (КЛЭМ) — диагностическая эндоскопическая методика, разработанная для получения гистологического диагноза желудочно-кишечных заболеваний в режиме реального времени. При данном методе можно получить изображений тканей и органов на клеточном уровне. Это позволяет определить тип опухоли, степень плазии, в режиме реального времени, что в свою очередь может помочь принять решение о взятии биопсии или немедленном проведении терапевтического вмешательства. [12]

Хотя КЛЭ еще не стал широко распространенным методом из-за своей высокой стоимости, а также сложности и необходимости обучения специалистов, он показал, что эндоскопия требует мелкой визуализации. Теперь врач получает гистологическую информацию практически на месте, не дожидаясь результатов лабораторных исследований, что в некоторых случаях может быть очень важно.

Эндосонография (ЭУС) появилась как логическое продолжение прогресса эндоскопии. Эндосонография — это высокотехнологическое ультразвуковое исследование, одновременно сочетающее в себе возможности эндоскопической и ультразвуковой диагностики заболеваний желудочно-кишечного тракта, поджелудочной железы, желчных протоков и печени. Сочетание эндоскопа с ультразвуковым датчиком позволяет «увидеть» не только поверхность органа, но и глубокие слои стенки, окружающие структуры, лимфатические узлы и сосуды. Сейчас это расширило диагностические возможности, потому что ЭУС (рис. 6) позволяет оценить проникновение опухоли в ткани и стенки, вовлечение близлежащих тканей в заболевание и определить эффективность лечения без «слепых» манипуляций. [13,14, 15]



Рисунок 6 – Проведение эндоскопической ультразвуковой диагностики (эндосонографии)

Эндоскопия постепенно превратилась из только диагностического метода в терапевтический метод и даже в хирургический. Врачи научились выполнять

эндоскопическую резекцию полипов, опухолей ранней стадии, расширять суженные участки из-за инородных тел или разрастания разных образований, удалять желчные камни и сохранять стенты. На данный момент во многих случаях эндоскопия стала альтернативой традиционной хирургии, снижая травматичность, сокращая сроки восстановления, снижая риск осложнений и экономя ресурсы врачей и также здравоохранения.

1.1 Современные подходы к обеспечению высокого качества визуализации в эндоскопии

Эндоскопия — одна из самых значимых технологий в современной медицине, позволяющая проводить диагностику и лечение внутренних заболеваний с минимальным вмешательством. Однако успех эндоскопических исследований во многом зависит от качества визуализации, потому что низкое разрешение, недостаточная контрастность, различные шумы и артефакты на изображениях могут усложнить интерпретацию результатов и снизить точность диагностики, а это может происходить также из-за неправильной работы желудка, когда скапливается желудочный сок или неправильно работает ЖКТ, и еды не переваривается. Чтобы устранить данные проблемы, за последние десятилетия в области обработки эндоскопических изображений было предложено множество методов, которые направлены на повышение их качества.

Эти методы могут быть от классических подходов, таких как фильтрация и усиление контрастности, до современных технологий, включая машинное обучение и искусственный интеллект, что сейчас пытаются внедрить во многие области. Однако, несмотря на значительный прогресс, все еще остаются проблемы, которые связаны с адаптацией этих методов к клинической практике, их влияние на итоговое изображение и необходимостью создания более надежных алгоритмов.

1.1.1 Состав гибкого эндоскопа для гастроскопии

Гастроскоп – это одна из разновидностей эндоскопического оборудования, используемого для диагностики, а в некоторых случаях и лечения, патологий ЖКТ и остальных участков пищеварительной системы. Ежегодно на рынке появляются новые разновидности таких медицинских инструментов, а старые модели регулярно совершенствуются. Он представляет собой длинную гибкую трубку с оптической системой (рис. 7), с помощью которой врач может осмотреть слизистую оболочку желудочно-кишечного тракта изнутри. Современные гастроскопы позволяют не только визуализировать внутренние органы, но и

проводить лечебные манипуляции (биопсию, остановку кровотечения и т. д.) через специальные каналы прибора. Ниже подробно рассмотрены основные компоненты гастроскопа и их назначение. В зависимости от использования для диагностики или терапии, у гастроскопов может иметься разное количество каналов, гастроскопы бывают 1 и 2-канальные. Гастрофиброскопы отличаются увеличенной гибкостью и очень подвижны. Они легко проникают в пищеварительную систему и легко меняют свое расположение под управлением опытного диагноста. Угол обзора у этих устройств может быть более 140°. Это позволяет доктору детально осматривать большие участки слизистой за раз. И это один из самых распространённых эндоскопов для диагностических целей. [16, 17, 18]



Рисунок 7 – Гастроскоп

Важной частью гастроскопа является рукоятка управления, которая расположена на проксимальном (ближайшем к врачу) конце гастроскопа и служит центром управления прибором. Она содержит множество важных элементов, например на рисунке 8 наглядно показано расположение всего в рукоятке управления. Прежде всего, это два поворотных колеса-джойстика, с помощью которых врач управляет кривизной дистального конца эндоскопа, одно колесо отклоняет наконечник вверх или вниз, второе – это влево или вправо. Рядом с ними обычно располагаются фиксаторы (крепежи), позволяющие фиксировать кривизну в заданном положении, чтобы освободить руки врача. Кроме того, на рукоятке имеются клапаны, например клапан подачи воздуха или воды и клапан аспирации (отсоса), чтобы убирать лишнюю жидкость для точного получения изображения. При закрытии отверстия клапана воздуха или воды в желудок подается воздух для расправления складок, при нажатии — вода для промывания линзы, при нажатии на клапан аспирации включает отсос, позволяя удалять жидкость через эндоскоп сразу. Также на рукоятке расположен вход в инструментальный канал – это отверстие с клапаном, через которое вводятся эндоскопические инструменты (биопсийные щипцы, петли и т. д.). На некоторых гастроскопах, особенно в старых моделях, на рукоятке имеется специальный

окуляр, через который врач непосредственно смотрит на изображение, передаваемое по волоконной оптике. В современных видеоэндоскопах окуляр заменен электронной и цифровой системой, а на рукоятке могут быть дополнительные кнопки, например, фотосъемка, заморозка изображения, изменение настроек процессора и т. д. . В целом рукоятка управления позволяет полностью контролировать положение и функции гастроскопа во время процедуры. [19, 20]

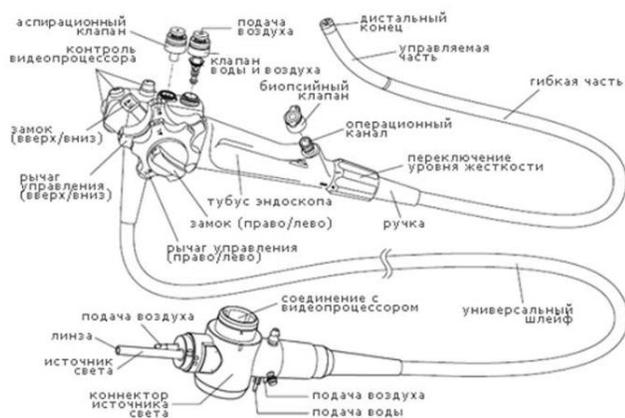


Рисунок 8 – Управляющая ручка

Следующая важная часть гастроскопа является вводная трубка, где находится длинная часть гастроскопа, которая непосредственно вводится через рот в пищеварительный тракт пациента. Она соединяет рукоятку с дистальным концом и образует «тело» эндоскопа, трубка изготовлена из многослойных прочных и эластичных материалов, через нее проходят несколько каналов и элементов управления. Основной внутренний канал является рабочий канал, через который можно вводить инструменты, брать биопсию и делать много других манипуляций. По всей длине трубки также проходят узкие каналы для подачи воздуха и воды, которые соединены с соответствующими клапанами на рукоятке и выходят через патрубок на дистальном конце. [21]

Каркас гибкой трубки включает металлическую спираль (оплетку) и систему колец в сгибаемой дистальной части, так называемой «шейке рака», внутри которых натянуты четыре стальных троса. Эти тросы или по-другому они называются тросы Боудена соединены с колесиками управления на рукоятке. При повороте колеса один трос натягивается, изгибая дистальный конец в нужную сторону, а противоположный трос расслабляется, благодаря этому контролируется изгиб наконечника. Снаружи трубка покрыта прочной герметичной оболочкой из эластомерного материала, специальной резины, под которой находится слой полимерной оплетки – это обеспечивает гастроскопу гибкость, изоляцию и защиту внутренних компонентов от повреждений. На

внешней поверхности вводимой части обычно нанесены дистанционные метки, позволяющие ориентироваться по глубине введения. Гибкость трубки позволяет аккуратно вести эндоскоп по изогнутому просвету органов, не повреждая их стенки, а прочный каркас предохраняет его от перегибов и разрывов. [22]

Оптическая система гастроскопа обеспечивает передачу изображения изнутри организма врачу. Существуют два типа таких систем это волоконно-оптический или видеоэндоскоп.

Первый тип волоконно-оптический (фиброскоп) – это обычно старые модели гастроскопов, которые используют для передачи изображения пучок когерентных оптических волокон. [23] На дистальном конце расположена линза, которая формирует изображение объекта, а затем это оптическое изображение передается через тысячи тончайших волокон в окуляр на ручке. Врач наблюдает картинку через окуляр, глядя в него, как в микроскоп, такой тип эндоскопа называется фиброгастроскоп, в нем разрешение изображения зависит от количества волокон в пучке, и качество может ухудшаться со временем из-за повреждения волокон.

Второй тип видеоэндоскоп (видеоскоп) – это современные гастроскопы, которые оснащены миниатюрной видеокамерой на дистальном конце. На кончике эндоскопа расположена ПЗС- или КМОП-матрица (CCD/CMOS) с линзой, которая преобразует оптическое изображение в электронный сигнал. По тонким проводам внутри трубки сигнал передается на внешний видеопроцессор, где оцифровывается и выводится на экран монитора. Это позволило существенно улучшить качество изображения и вывести увеличенное цветное изображение для нескольких наблюдателей одновременно. [24]

Независимо от типа (фибро- или видео-), оптическая система гастроскопа включает объектив на дистальном конце, объектив имеет широкоугольную оптику, дающую обзор около 120–140° для охвата большего участка слизистой за раз, а уже вокруг объектива располагаются оконца подсветки или световоды.

Световоды – это пучки оптических волокон, которые проходят внутри всего эндоскопа и выполняют функцию освещения, точнее они доставляют свет от внешнего источника к дистальному концу, при этом линза и световоды герметично запаяны прозрачным стеклом на самом кончике. В видеоэндоскопах рядом с объективом также располагается матрица камеры, а в фиброскопах обычно на конце пучок волокон, передающий изображение на окуляр. Таким образом, оптическая система гастроскопа обеспечивает качественное освещение внутренней полости и передачу четкого изображения слизистой оболочки для диагностики. Исследование внутренних органов с помощью эндоскопа было бы

невозможно без яркого освещения, поэтому источник света является неотъемлемой частью данной системы.

Современные гастроскопы используют внешний осветитель, обычно это мощный световой блок, он также обычно оснащен яркими светодиодами, осветитель подключается к гастроскопу через специальный разъем световода на коннекторной части эндоскопа. Свет от лампы подается по гибкому световоду на дистальный конец и выходит через световые окна вокруг камеры, ярко освещая обследуемую область, благодаря всему этому врач получает четкое изображение даже в полностью темных полостях тела. Яркость подаваемого света обычно можно регулировать на осветителе, особенно в новых моделях видеопроцессоров осветитель часто встраивается в единый блок с процессором и оснащается долговечным светодиодным излучателем. Свет подается непрерывно во время эндоскопии, а при необходимости его можно автоматически приглушать, чтобы избежать пересвета изображения, что иногда и происходит. Кроме того, через систему подачи света можно реализовать специальные режимы визуализации, такие как узкополосная эндоскопия NBI и другие, улучшающие выявление патологий. Можно сказать, что таким образом, источник света обеспечивает необходимую освещенность для работы оптической системы гастроскопа и улучшает диагностические возможности эндоскопии. [25]

Отдельно стоит отметить, что разъем гастроскопа, помимо разъема для световода, имеет и другие разъемы: для подачи воды и воздуха, а также порт для подключения системы аспирации, а точнее отсоса. Также разъем обычно имеет клемму заземления, которая подключается к телу пациента при проведении эндоскопических операций с использованием электроинструментов, например, электрокоагуляции, в целях безопасности.

Гастроскоп оснащён несколькими каналами, проходящими по всей длине вводимой трубки, которые могут выполнять различные функции, о которых описаны ранее. Важно отметить, что все кончики эндоскопов тщательно изолированы друг от друга и от внешней среды, их концы выведены на дистальный кончик обычным способом. Внутреннее строение дистального конца с каналами можно представить как «пучок» разных трубок. На рисунке 9 показан условный поперечный срез наконечника гастроскопа, где показано крупное отверстие инструментального канала, рядом – выходы для воды/воздуха, объектив камеры и световые окна.

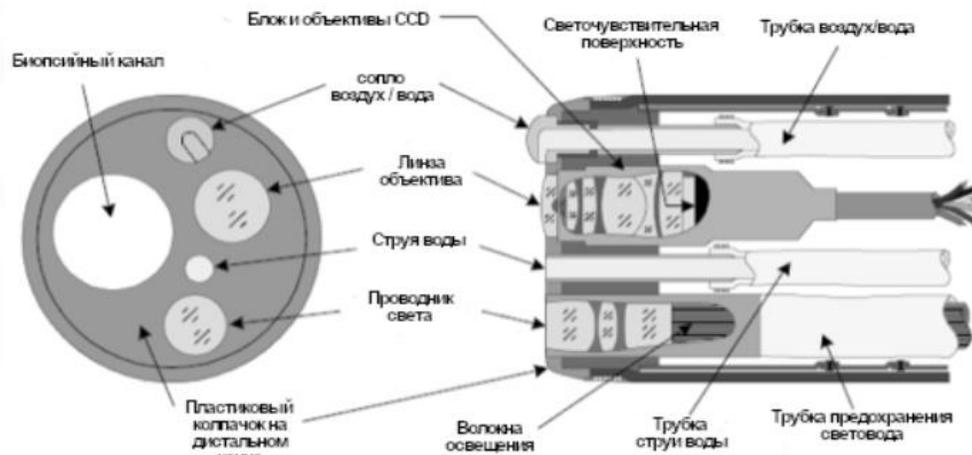


Рисунок 9 – Поперечный срез наконечника гастроскопа

1.1.2 Тенденции и вызовы в современной эндоскопии

Современная эндоскопия стремительно развивается, превращаясь из метода визуализации в многофункциональный диагностический и терапевтический инструмент, благодаря своей малой инвазивной. Изначально предназначенная для оценки состояния слизистых оболочек, сегодня эндоскопия охватывает широкий спектр вмешательств, что является важным показателем ее дальнейшего развития. Эволюция прошла путь от жестких устройств до видеоскопов и цифровых систем, повышая качество изображения и комфортность процедур.

Такие технологии, как визуализация HD/4K, узкополосная эндоскопия (NBI), цифровая постобработка (FICE, i-scan, VLI), конфокальная лазерная эндомикроскопия (CLE) и эндосонография расширяют диагностические возможности, позволяя проводить детальную оценку сосудистого рисунка, выявлять ранние формы рака и визуализировать глубокие слои тканей. CLE обеспечивает изображение на клеточном уровне, эндосонография — визуализацию за пределами слизистой оболочки. Развитие инструментов сделало возможным проведение эндоскопических операций, например, резекцию новообразований, остановку кровотечения, установку стентов. [26]

Сейчас уже применяются роботизированные системы, которые обеспечивают стабильность изображения и точность манипуляции (рис. 10), а в будущем могут выполнять автономный осмотр с поддержкой ИИ. [27] Искусственный интеллект уже активно используется для анализа видеопотоков, обнаружения патологий, прогнозирования и выбора оптимальных параметров визуализации. [28,29,30]



Рисунок 10 – роботизированный эндоскоп

Однако внедрение ИИ требует больших баз данных, стандартизации протоколов и обучения врачей, что займет еще время для развития. Также актуальны вопросы конфиденциальности, юридической ответственности и гипердиагностики, которые постепенно решаются. [31]

Современная эндоскопия требует квалифицированного персонала, владеющего ИИ-инструментами, интерпретацией изображений и умения работать с тонкой техникой, для этого внедряются симуляторы, VR и AR, а также программы непрерывного обучения. Серьёзным вызовом остаются высокая стоимость оборудования и неравный доступ к технологиям, особенно в регионах, но при этом важно обеспечить равенство возможностей и интеграцию инноваций без снижения качества помощи.

1.2 Улучшение изображений в эндоскопии

Классическая белосветная эндоскопия (рис. 10) была основой диагностики, но ограничивалась слабой контрастностью и субъективностью оценки, для повышения качества изображения разработаны технологии, например хромоэндоскопия с красителями, NBI и цифровые методы (FICE, i-scan, BLI), которые увеличивают чувствительность и специфичность диагностики. [32]



Рисунок 11 – Белосветная эндоскопия

На данный момент цифровая постобработка позволяет оптимизировать контраст, рельеф и сосудистый рисунок, CLE даёт возможность «оптической биопсии» без инвазивных вмешательств, а гиперспектральная визуализация определяет биохимический состав тканей, повышая диагностическую точность.

При всем этом ИИ усиливает эффективность этих методов, снижая число биопсий и увеличивая точность визуализации, он может анализировать

изображения в реальном времени, распознаёт патологические паттерны и подсказывает врачу подозрительные участки, а уже интеграция с визуализацией позволяет адаптировать параметры под анатомию пациента.

Робототехника дополняет ИИ, обеспечивая стабильное изображение, автоматическую фокусировку и высокоточную манипуляцию, она снижает утомляемость врача и оптимизирует длительные процедуры.

Внедрение технологий требует затрат на оборудование, обучение и адаптацию процессов, однако улучшение качества диагностики, сокращение времени процедур и снижение количества осложнений в долгосрочной перспективе оправдывают инвестиции.

Для повышения диагностической точности и визуального качества эндоскопических изображений в современной медицине используются разнообразные технологические подходы, в таблице 1 представлено сравнение основных методов улучшения изображения, их принципы действия, области применения, ключевые преимущества и ограничения.

Таблица 1. Методы улучшения изображений

Метод	Принцип	Применение	Преимущества	Ограничения
Белосветная эндоскопия	Обычный белый свет	Стандартные осмотры	Доступность, простота	Ограниченная контрастность, пропуск ранних изменений
Хромозэндоскопия	Нанесение красителя	Детекция дисплазий, уточнение контуров	Повышение контрастности, относительно низкая стоимость	Требует доп. манипуляций, субъективна, ограниченная воспроизводимость
NBI (узкоспектральная эндоскопия)	Узкие спектры света	Ранняя диагностика опухолей, анализ сосудов	Яркий сосудистый рисунок без красителей, повышение чувствительности	Специальное оборудование, ограниченные спектральные диапазоны
FICE / i-scan / VLI	Цифровая постобработка изображения	Выделение текстур, структур, сосудистых паттернов	Настраиваемые фильтры, гибкая подстройка под конкретную задачу	Необходимость обучения интерпретации, вариабельность алгоритмов

Метод	Принцип	Применение	Преимущества	Ограничения
CLE (конфокальная лазерная эндомикроскопия)	Лазерная микроскопия in vivo	Оптическая биопсия, оценка на клеточном уровне	Гистологическое разрешение без инвазивной биопсии, быстрая диагностика	Высокая стоимость, сложность применения, нужен опытный персонал
ИИ/Машинное обучение	Анализ изображений нейросетями	Автоматическая детекция поражений, поддержка решения	Снижение влияния человеческого фактора, стандартизация оценки	Необходимы большие датасеты, сложное внедрение и сертификация
Робототехника (робот-эндоскопические системы)	Роботизированные системы навигации и позиционирования эндоскопа	Прецизионные манипуляции, стабильная визуализация	Повышение стабильности изображения, точный контроль движения, интеграция с ИИ	Высокая стоимость, необходимость подготовки персонала, сложность обслуживания

1.3 Перспективы развития и интеграция методов

Один из ключевых трендов – комбинированное применение различных методов улучшения изображения, например, совмещение NBI с CLE или использование ИИ-алгоритмов для анализа изображений, полученных i-scan, может повысить диагностический потенциал, но при этом это становится более дорогим оборудованием. Появляется идея «мульти-модальной» эндоскопии, когда в одном приборе объединяются различные технологии визуализации, а врачи получают многомерную информацию о состоянии тканей.

Параллельно с этим, совершенствование оптики, датчиков изображения и источников света приведёт к ещё более чёткой и детализированной картинке, миниатюризация и внедрение одноразовых эндоскопов (рис. 12) с усовершенствованными системами визуализации могут сделать эти технологии более доступными, снижая риск перекрёстных инфекций. [33]



Рисунок 12 – Капсульный эндоскоп

Применение глубоких нейронных сетей и алгоритмов компьютерного зрения для автоматической сегментации изображений, классификации типов поражений, прогнозирования ответов на терапию будет становиться всё более распространённым и сейчас уже это не является чем-то несбыточным. Врачи получают в своё распоряжение «второе мнение» в реальном времени, что в будущем уже станет опорой при принятии клинических решений.

Несмотря на многочисленные преимущества, существуют и проблемы, во-первых, рост зависимости от технологий повышает риск сбоев оборудования, кибератак или технических ошибок. Во-вторых, необходимо чётко регламентировать вопросы конфиденциальности данных пациентов при использовании ИИ и облачных решений, правильное хранение и анонимизация данных, защита от несанкционированного доступа — все это важные аспекты, которые должны сопровождать внедрение инноваций.

Также повышение точности визуализации и диагностики может породить новые вопросы: где граница между необходимой диагностикой и чрезмерной. Выявление субклинических изменений, которые никогда не прогрессируют в клинически значимые патологии, может привести к избыточному лечению, повышению стоимости медицинских услуг, а иногда может и к ненужным рискам для пациента. Следовательно, параллельно с развитием технологий необходимы клинические руководства и стандарты, определяющие, в каких случаях те или иные методы улучшения изображения целесообразны.

За последние годы проведено множество клинических исследований и метаанализов, сравнивающих традиционную белосветную эндоскопию с методами улучшенной визуализации. В целом выводы таковы, что NBI, FICE, i-scan и другие оптические улучшения повышают выявляемость предопухолевых и ранних опухолевых изменений.

Применение CLE позволяет в некоторых случаях отказаться от биопсии или существенно сократить её количество, не снижая при этом точности диагностики.

Методы, основанные на ИИ, демонстрируют высокую чувствительность и специфичность в тестовом режиме, хотя для их рутинного применения требуется дальнейшее усовершенствование и стандартизация.

Гиперспектральные и флуоресцентные методы пока ограничены в широкой клинической практике, но имеют большой потенциал для будущего развития.

Таким образом, многоплановые исследования показывают, что улучшение изображения – это сейчас уже не просто технологическая «надстройка», а необходимый элемент современного эндоскопического обследования, повышающий качество и эффективность диагностики.

В медицине точность визуального анализа напрямую зависит от качества получаемого изображения. Когда речь идет о таких методах, как эндоскопия, ультразвуковая диагностика, компьютерная и магнитно-резонансная томография, ключевым фактором является возможность направления мельчайших тканей и органов, однако качество изображений может привести к ошибкам в низких значениях данных, вызывая пропуск или неправильную патологию. Это может повлечь за собой серьезные последствия, такие как несвоевременное начало лечения, применение неверных терапевтических тактик и рассмотрение прогноза для пациента. Анализ причин, причин и последствий ошибок, вызванных низким качеством изображений, необходимых для улучшения диагностических стандартов и минимизации негативных последствий.

Существует ряд факторов, способствующих ухудшению качества медицинских изображений. Например, технические ограничения оборудования, то есть давность выпуска устройств, ограниченное разрешение датчиков, недостаточная мощность источников света или некорректированные настройки параметров (контраст, яркость, фокус) могут привести к ухудшению визуальной четкости. Например, эндоскопы под открытым небом могут дать зернистую картинку с искажёнными цветами. Также плохие условия визуализации, при эндоскопии факторами могут быть наличие слизи, плохо подготовленный кишечник, наличие крови, жидкостей или пузырьков газа, которые снижают четкость изображения. Одним из фактов является человеческий фактор. Недостаточный опыт оператора или врача, плохое понимание возможностей технического оборудования, небрежность при калибровке параметров могут привести к тому, что снимки или видеокдры будут иметь дефекты визуализации. Следующий аспект — это передача и хранение данных, некоторое снижение качества происходит при сжатии изображений, архивировании в неподходящих форматах или некорректной передаче данных по телемедицинским каналам.

При том, что врач сталкивается с рядом низких значений, повышающий риск неправильно поставленного диагноза.

В первую очередь это если контуры патологий размыты, их сложный алгоритм исходит из нормальных структур. Например, мелкие полипы в толстой кишке могут «раствориться» на зернистом фоне (рис. 13.). Отсутствие четких границ или деталей текстуры мешает распознать дисплазию или раннюю стадию рака.



Рисунок 13 – Полип снятый при эндоскопии

В эндоскопии, где цвет раскрыт и сосудистый рисунок имеет большое значение, искажённая цветопередача может скрыть или исказить видимые признаки. Например, патологический участок с аномальным сосудистым рисунком может выглядеть слишком темным или светлым, теряя диагностическую оригинальность.

Или низкое разрешение приводит к тому, что мелкие объекты или структура структуры (микрососуды, небольшие эрозии) становятся незаметными. В конечном итоге врач может пропустить ранний раковый очаг, что уже приведет к серьезным последствиям.

Увеличение когнитивной нагрузки на врача, например зрительное утомление, компенсация низкого качества, повышенное внимание приводят к усталости и уменьшению здоровья у врача. Врач может «домысливать» картинку или делать поспешные выводы, основываясь на неполных данных.

Качество визуализации играет ключевую роль в эффективности эндоскопической диагностики. Представленная таблица 2 систематизирует основные аспекты, влияющие на диагностическую точность, включая причины снижения качества изображения, механизмы возникновения ошибок, их потенциальные последствия и направления профилактики.

Снижение качества изображения обусловлено как техническими, так и человеческими факторами, ограниченные возможности оборудования, например низкое разрешение, плохая чувствительность сенсоров, неблагоприятные условия в полости, а также недостаточная подготовка (неполное очищение желудка или кишечника) существенно ухудшают визуализацию. Также важную роль играют неоптимальные настройки эндоскопа, недостаточный опыт специалиста и сложности, возникающие при передаче или сжатии данных.

Низкое качество изображения может проявляться в виде снижения контрастности и чёткости, что затрудняет распознавание важных мелких структур, таких, как например микрополипов, незначительных эрозий и дисплазий. Искажение цветопередачи нарушает интерпретацию сосудистого рисунка, а перегрузка зрительной системы врача из-за плохой визуализации может привести к когнитивной усталости и снижению концентрации, особенно при длительных процедурах. [34]

Ошибки в интерпретации могут иметь серьёзные клинические последствия, особенно пропуск ранних форм злокачественных или предраковых состояний снижает шансы на успешное лечение. Ложноположительные результаты ведут к ненужным инвазивным процедурам, вызывают стресс у пациентов и увеличивают затраты системы здравоохранения. Кроме того, неправильная тактика лечения (избыточное или, напротив, недостаточное вмешательство) может усугубить состояние больного и снизить уровень доверия к врачу и медицинскому учреждению в целом. [35, 36, 37]

Для повышения точности диагностики необходим комплексный подход, важными мерами являются модернизация оборудования и регулярное техническое обслуживание. Улучшение условий визуализации достигается путём тщательной подготовки пациента, адекватной инсuffляции и очистки объектива. Обучение специалистов, внедрение симуляторов, телемедицинские консультации и стандартизация протоколов значительно снижают влияние человеческого фактора. Дополнительно, использование методов цифровой обработки изображений, алгоритмов искусственного интеллекта и роботизированных систем способствует автоматическому улучшению качества изображения, помогает выделить патологические зоны и снижает нагрузку на врача.

Таблица 2

Аспект	Причина	Примеры
Причины низкого качества	1. Технические ограничения оборудования	Устаревшая камера эндоскопа, сделанная

Аспект	Причина	Примеры
	<ol style="list-style-type: none"> 2. Неблагоприятные условия визуализации (слизь, кровь, движение пациента) 3. Недостаточная подготовка пациента (неполное очищение полости) 4. Человеческий фактор (неоптимальные настройки, недостаток опыта) 5. Проблемы при перемещении и расширении данных 	<p>неправильно, артефакты при сжатии видео, недостаточная выдержка или передержка контраста</p>
<p>Механизмы возникновения ошибок</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Сниженная контрастность и четкость, затрудняющее различение мелких деталей 2. Искажение цветопередачи, искажающее восприятие сосудистого рисунка и текстуры 3. Пропуск незначительных, но важных изменений (микрополипы, мелкие эрозии) 4. Повышенная когнитивная нагрузка и зрительное утомление врача, приводящие к поспешным последствиям 	<p>Сложность конструкции мелкий полип, основанный на обычных формах, неверная интерпретация окраски тканей.</p>
<p>Последствия диагностических ошибок</p>	<ol style="list-style-type: none"> 1. Пропуск серьезных патологий (ранний рак, предраковые изменения) 2. Ложноположительные результаты, приводящие к ненужным процедурам и стрессу для пациента 3. Неправильный выбор терапевтической тактики (излишне агрессивное или недостаточное лечение) 	<p>Несвоевременное выявление рака толстой кишки, лишние биопсии здоровой ткани</p>

Аспект	Причина	Примеры
	4. Снижение доверия к системе здравоохранения и врачу	
Предотвращение ошибок	<ol style="list-style-type: none"> 1. Модернизация и регулярное обслуживание технического оборудования 2. Оптимизация условий визуализации (подготовка пациентов, контроль освещенности, устранение мешающих факторов) 3. Обучение и повышение квалификации врачей (курсы, симуляторы, телемедицина) 4. Стандартизация протоколов исследований и последовательных изображений 5. Применение цифровых обработок, ИИ-алгоритмов для улучшения качества и выделения территориальных зон 6. Использование роботизированных систем для сохранения изображений 	Приобретение современных эндоскопических систем, внедрение систем искусственного интеллекта для подсказок, разработка стандартных оценок качества изображения

Неверная трактовка изображения может иметь далеко идущие последствия, если врач не замечает раннюю злокачественную опухоль, пациент не получает должного лечения, опухоль прогрессирует, замедляется к успешному исходу.

С другой стороны, низкое качество может вызвать гипердиагностику – врач применяет нормальную структуру за патологии, что в будущем ведет к лишним инвазивным процедурам, биопсиям, стрессу пациента и ненужным расходам. Ошибки в классификации могут привести к неправильной схеме лечения, например, к назначению агрессивной терапии при отсутствии необходимости в применении или наоборот, к выбору неоптимальных методов лечения, что затрудняет последующее восстановление. Ошибки, вызванные низким качеством

изображений, подрывание доверия пациентов к врачам и клиникам, повторное повышение риска судебных исков и репутационных потерь.

Для минимизации ошибок, связанных с низким качеством, необходимо воздействовать как на техническую, так и на организационную составляющую.

Для начала переход на более совершенные эндоскопы с высоким уровнем развития, улучшенные источники света, современные сенсорные изображения, которые помогают повысить чёткость и контрастность. Аналогично другим методам визуализации – обновление ультразвуковых аппаратов, томографов, рентген-установок на моделях с лучшими качественными изображениями.

В эндоскопии это может включать в себя лечение пациента, применение муколитиков для лечения от слизи, правильное введение и отведение воздуха, оптимизацию освещения и промывку эндоскопического объектива. При других методах может быть точное позиционирование пациента, применение адекватных контрастных средств, контроль движения и движения.

Повышение квалификации врачей и технического персонала в работе с новыми технологиями, регулярные тренинги и участие в профессиональных курсах позволяют лучше использовать ресурсы, понимание параметров оборудования, умение подбирать фильтры, контрастные режимы, настройка параметров съёмки повышают качество итогового изображения.

Разработка и внедрение стандартов по полученным и звуковым изображениям, проверочным процедурам, калибровочному оборудованию, исключающим вариативность и снижающим риск ошибок. Стандарты помогают также в рамках телецинов обеспечить унифицированное качество изображения при передаче между соединительными центрами.

Применение методов цифровой фильтрации, алгоритмов искусственного интеллекта, машинного обучения, которые могут в мгновение ока улучшить резкость, контрастность и повысить популярность подозрительных участков. Это компенсирует некоторые недостатки исходного изображения, повышая точность и снижая точность оценок.

Применение роботизированных ассистентов, стабилизаторов и автоматических систем управления розеткой может уменьшить встряхивание, обеспечить стабильное фокусное расстояние, определить положение эндоскопа. Чем стабильнее изображение, тем меньше мер по размыванию и пропуску важных деталей.

При работе с низкокачественными изображениями полезно пригласить коллег или провести телемедицинские консультации с экспертами, потому что сравнение мнений, наличие дополнительных обследований снижают риск неправильного диагноза. [38]

Современные системы искусственного интеллекта и машинного обучения могут анализировать изображения, даже при ограниченном уровне, и предлагать профессиональным специалистам обратить на них внимание. Алгоритмы позволяют корректировать яркость, контрастность, сохранять шумы. При накоплении достаточного объема данных нейронные сети обучаются учитывать закономерности патологий и их проявления на участках, требующие дополнительных исследований. Это помогает снизить риск пропуска или неправильного восприятия.

Однако применение ИИ и усовершенствованного оборудования не решает всех проблем, устройство высокого качества может быть недоступно в условиях ограниченных ресурсов или в удаленных регионах. Также важна правильная калибровка и техническое обслуживание оборудования, поскольку даже самое современное устройство, используемое не по инструкции, дает низкокачественные изображения.

Квалификация врачей остается ключевым моментом, потому что никакая технология не заменяет клиническое мышление и руководство визуальными данными с анамнезом и симптоматикой (рис. 14), ИИ может лишь дополнить, а не полностью заменить специалиста. [39]



Рисунок 14 – Получение изображения двумя специалистами

В будущем развитие сенсорных технологий, появление новых источников света, камер с обеспечением воздействия на дальность и более интенсивных матриц, применение спектральных и гиперспектральных методов визуализации улучшит качество изображений. Интеграция с робототехникой позволяет создавать эндоскопические системы, которые автоматически регулируют положение камеры, освещённость и фильтры, обеспечивая качество визуализации.

Комплексный подход к повышению качества изображений и снижению риска ошибок диагностики в медицине включает модернизацию технологий, совершенствование образовательных программ, настройку стандартов и использование вспомогательных систем на базе ИИ. Все это в перспективе ведет

к уменьшению количества диагностических ошибок, повышению точности и надежности медицинских заключений, а значит, к постоянным результатам лечения и повышению качества жизни пациентов.

Анализ ошибок, возникающих из-за низкого качества изображений, показывает, что проблема комплексна и требует всестороннего подхода. Низкая четкость, плохая контрастность и изменение цвета затрудняют обнаружение патологий и их адекватную оценку. Последствия могут быть от пропуска серьезных заболеваний до неправильного выбора терапии, а это в свою очередь может быть крайне негативным. Решение задачи включает обновление оборудования, улучшение условий визуализации, обучение персонала, внедрение стандартов и применение вспомогательных технологий, включая ИИ и робототехнику. Таким образом, постоянное стремление к повышению качества изображений является обязательным условием для измерения точности диагностики, эффективности лечения и безопасности пациентов.

Обзор позволяет составить целостную картину современного состояния эндоскопии как в техническом, так и в клиническом аспектах. Рассмотренные исследования свидетельствуют о значительном прогрессе в области эндоскопии, начиная от создания высокотехнологичного оборудования и методов визуализации и заканчивая демонстрацией комплексных подходов к диагностике и частным лицам. С одной стороны, четко прослеживается тенденция к повышению разрешающей способности приборов, сохранения качества изображений и наблюдения за ультразвуковыми, спектральными и микроскопическими технологиями. С другой стороны, активно осваивается искусственный интеллект, системы автоматизации и робототехники, целевые показатели повышения объективности и точности диагностики.

Анализ доступных методов улучшения изображений в эндоскопии показывает, что, несмотря на множество инноваций (NBI, FICE, i-scan, CLE), ни один подход не является универсальным. Каждое решение имеет свои преимущества и ограничения, связанные с технологической сложностью, стоимостью, необходимостью обучения персонала и обеспечением воспроизводства результатов. Цифровая обработка и специальные фильтрационные технологии, помимо повышения контрастности, детализации и сокрытия патологий, ставят новые задачи перед клиницистами: правильно интерпретировать новую визуальную информацию и интегрировать ее в принятие эффективных решений.

Особое внимание обеспечивает взаимосвязь между качеством эндоскопических изображений и врачами, например появление искажений, недостаточная контрастность или размытость приводят к увеличению

излучаемого потока, ложноположительных результатов и неверной тактики лечения. Исследования подчёркивают постепенное комплексное решение для этих проблем, а то есть совершенствование аппаратных средств, внедрение стандартных визуализаций, развитие систем искусственного интеллекта и повышение квалификации специалистов. Все эти меры направлены на снижение количества диагностических ошибок, что связано с качеством получаемых изображений.

Таким образом, обзор отражает динамично развивающуюся область, в которой эндоскопия эволюционирует от простого инструмента визуализации к полноценной платформе для точной диагностики и малоинвазивных вмешательств. Применение новых методов улучшения изображений, анализа ошибок и решения проблем с точностью диагностики закладывает основу для дальнейшей эндоскопической практики, увеличивая ее клиническую эффективность, надежность и доступность.

2 Методы и средства исследования. Цифровые методы улучшения эндоскопических изображений

Эндоскопические изображения часто страдают от ряда недостатков, особенно от шумов, низкой контрастности и неравномерного освещения, это может затруднять распознавание мелких деталей. Внутренние ткани имеют преобладающе красноватый тон, что снижает контраст между сосудами и фоном, а недостаточная яркость из-за ограниченного источника света или экспозиции ухудшает видимость. Кроме того, на гладких слизистых оболочках с наличием влаги возникают бликовые засветы. Поэтому для повышения точности диагностики необходимо применять специальные методы цифровой обработки, которые улучшают качество эндоскопических изображений. Ниже рассмотрены основные из этих методов, которые использовались в исследовании.

2.1 Фильтрация изображений

Одной из первоочередных задач при обработке медицинских изображений является подавление шумов, для этого обычно используются фильтры сглаживания, которые уменьшают высокочастотный шум, сохраняя при этом максимально важные детали. Классическим решением является использование гауссова фильтра. Это линейный фильтр низких частот, выполняющий свёртку изображения с ядром в форме функции Гаусса, обычно такой фильтр эффективно устраняет мелкий гауссовский шум, но имеет недостаток, потому что он размывает границы и мелкие детали, что приводит к потере пространственного разрешения. Для ситуаций, когда шум имеет характер «соли с перцем» (случайные выбросы черных и белых пикселей), гораздо лучше подходит медианный фильтр. Этот нелинейный метод заменяет каждый пиксель на медиану значений в окрестности и тем самым устраняет импульсные помехи, практически не размывая края объектов. [40] Согласно документации MATLAB, медианная фильтрация более эффективно одновременно снижает шум и сохраняет резкость границ по сравнению с усредняющими фильтрами. Еще один продвинутый метод сглаживания, который использовался – это билатеральный фильтр. Это нелинейный фильтр, усредняющий пиксели с учетом не только их пространственной близости, но и схожести по интенсивности, в результате чего билатеральная фильтрация уменьшает шум, сохраняя резкие границы объектов, поскольку сглаживание практически не затрагивает пиксели с сильно отличающейся яркостью. Таким образом, классические фильтры (гауссов, медианный, билатеральный) позволяют очищать эндоскопическое изображение от шумовых артефактов, выбирая компромисс между степенью шумоподавления и сохранением важных деталей. В среде MATLAB эти методы реализуются

соответствующими функциями: например, `imgaussfilt` для гауссова размытия, `medfilt2` для медианной фильтрации и `imbilatfilt` для двусторонней фильтрации.

2.2 Коррекция яркости и контраста

Другим важным этапом улучшения является выравнивание гистограммы яркости, чтобы изображение задействовало весь доступный динамический диапазон. Простейший подход для этого – это глобальное выравнивание гистограммы (Histogram Equalization, HE). Этот метод перераспределяет значения интенсивности так, чтобы гистограмма выходного изображения была относительно равномерной. HE широко применяется благодаря простоте реализации и эффективности повышения контраста, однако в случае эндоскопических кадров глобальное выравнивание может привести к нежелательному усилению шума и артефактов (избыточная контрастность на однородных участках). Для решения этой проблемы был предложен метод CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) – контрастно-ограниченное адаптивное выравнивание гистограммы. [41] CLAHE выполняет выравнивание контраста локально в небольших блоках изображения и ограничивает гистограмму по уровню, предотвращая переусиление контраста и шумов. В результате удастся улучшить видимость деталей в темных и светлых областях, не вводя артефактов перенасыщения контрастом, помимо гистограммных методов, часто применяется гамма-коррекция, нелинейное преобразование интенсивности по степенному закону, изменяя значение гамма, можно выборочно усилить либо затемнить средние тона изображения без потери информации в тенях и бликах. Например, $\gamma < 1$ (допустим 0,5) увеличивает яркость темных участков, делая скрытые детали различимее, тогда как $\gamma > 1$ затемняет изображение, если оно было пересвечено. Гамма-коррекция фактически регулирует контраст именно в средних тонах, практически не трогая самые темные и самые светлые пиксели. Это позволяет оптимизировать общую яркость кадра под восприятие человеком, учитывая нелинейную чувствительность зрения к изменениям яркости. В MATLAB для коррекции гистограммы и яркости используются функции `histeq` (глобальное выравнивание), `adaphisteq` (CLAHE) и `imadjust` (линейная корректировка уровней и гаммы).

2.3 Методы сегментации изображений

Сегментация служит для отделения областей интереса (например, патологических участков или полипов) от фона на эндоскопическом изображении. Простейший подход является пороговая сегментация, когда

пиксели разделяются на класс объекта и фона по заданному порогу яркости. Оптимальный глобальный порог можно выбирать автоматически, например методом Отсу, основывающимся на анализе дисперсии внутри-классов. Однако фиксированный порог часто недостаточен для сложных сцен, особенно из-за неравномерного освещения и разнообразия цветов слизистой один порог не может выделить все нужные структуры. Более эффективны адаптивные и интеллектуальные алгоритмы сегментации. Современная тенденция продиктована использованием методов искусственного интеллекта, в частности глубинных нейронных сетей, для сегментации медицинских изображений. Наибольшее распространение получили свёрточные нейросети с архитектурой энкодер-декодер, такие как U-Net, специально разработанная для биомедицинской сегментации. U-Net и ее вариации (U-Net++, ResUNet, etc.) успешно применяются для автоматического выделения полипов на эндоскопических снимках толстой кишки. Эти модели способны учитывать сложные признаки (текстуру, форму) и превосходят по точности классические алгоритмы, хотя требуют большого объема размеченных данных для обучения. [42, 43]

При сегментации эндоскопических кадров также используются полносвёрточные сети (FCN) и трансформер-архитектуры, облегчающие выделение объектов разнообразного размера и формы. Таким образом, комбинация простых процедур, например, морфологическая обработка бинарных масок после порогования и глубокообученных моделей позволяет решать задачу сегментации как на базовом уровне (выделение области интереса простым порогом), так и на продвинутом уровне (точное пиксельное выделение патологий нейросетью) в зависимости от требований эксперимента. Средствами MATLAB можно выполнять сегментацию как классическими функциями (graythresh для расчета порога по Отсу, imbinarize для получения бинарного изображения, морфологические операции imdilate, imerode и др.), так и с помощью нейросетевых инструментов Deep Learning Toolbox (например, определяя архитектуру U-Net через unetLayers и обучая сеть на размеченных данных медицинских изображений).

2.4 Цветокоррекция, улучшение освещённости и подавление артефактов

Эндоскопическая съёмка в теле человека сопровождается искажением цветопередачи и неидеальными условиями освещения. Поэтому важной частью обработки является цветокоррекция, то есть приведение цветового баланса изображения к естественному виду, в условиях преобладания красного цвета может потребоваться понижение красной компоненты и усиление голубого или

зеленого, чтобы улучшить различимость структур сосудов на фоне тканей. Стандартные методы цветокоррекции включают автоматический баланс белого, например, исходя из серого мира – предположение, что усредненный цвет сцены нейтрально-серый и коррекцию цветовых каналов на основе эталонных образцов. Например, если известно, как должен выглядеть белый объект в кадре, можно вычислить коэффициенты масштабирования для каждого канала RGB, одновременно необходимо компенсировать неравномерность и недостаточность освещения. Для улучшения освещенности применяются алгоритмы, разделяющие изображение на компоненту освещенности и компоненту отраженного цвета.

Классический прием, который часто используется это гомоморфная фильтрация, при которой изображение переводят в логарифмическую область, выполняют высокочастотную фильтрацию для ослабления низкочастотной составляющей (неравномерной подсветки) и обратным преобразованием получают изображение с более равномерной яркостью. Okuhata и соавт. предложили такой подход для эндоскопии, извлекая слой освещенности и применяя гамма-коррекцию к нему для повышения контраста. Другой подход, пришедший из теории зрительного восприятия, могут быть алгоритмы семейства Retinex. Они пытаются смоделировать работу человеческого зрения, оценивая локальное отношение яркости каждого пикселя к окружению. Например, метод Retinex-Net с помощью нейросети декомпозирует изображение на карту отражения и карту освещения, улучшая затем темные области без перенасыщения светлых. В реальном времени retinex-алгоритмы также успешно применялись для эндоскопических изображений, повышая их ясность при тусклом освещении. Важно и подавление специфических артефактов эндоскопии. Один из самых заметных артефактов обычно яркие блики от источника света на влажных поверхностях.

Наличие таких пересвеченных пятен мешает как визуальному анализу, так и автоматическому распознаванию (например, нарушает поиск особенностей для 3D-реконструкции), поэтому в системе обработки предусматривается обнаружение и устранение бликов. Чаще всего это реализуется путем локализации засветок (например, пороговым выделением областей насыщенной белизны) и интерполяции их окружением. В литературе описан подход, при котором пересвеченные области сначала выявляются, затем пиксели внутри них заменяются на среднее или медианное значение цветов по границе блика, после чего применяется сглаживающий фильтр для устранения резких краев заплатки. Такой метод эффективно инверсно заполняет выбитые бликом детали на основе окружающей структуры, восстанавливая целостность изображения. Кроме

бликов, к артефактам можно отнести дым или помутнение, например, при лапароскопии. Для их устранения используют фильтрацию по цветовым характеристикам, удаление сероватого дымного оттенка по хроматичности, или алгоритмы дефоггинга, повышающие локальный контраст. В целом, сочетание цветокоррекции, выравнивания яркости и специальной обработки артефактов позволяет значительно улучшить визуальное качество эндоскопического изображения, например повышается яркость темных зон, удаляются мешающие блики, восстанавливается натуральная цветовая гамма сцены.

Эти процедуры также легко реализуются в MATLAB и Python, например, с помощью функции `imbalancewhite` можно корректировать баланс белого, средствами морфологической обработки (`imfill`, `imclose`) можно удалять мелкие бликовые области, а для имитации ретинекс-эффекта доступна функция `imreducehaze` (устранение дымки) или собственная реализация через логарифмическую коррекцию яркости.

2.5 Метрики оценки качества изображений

Dice Coefficient (Коэффициент Соренсена–Дайса)

Коэффициент Дайса применяется для оценки степени перекрытия между двумя множествами пикселей, обычно предсказанной сегментацией и эталонной (истинной) сегментацией. Он показывает меру сходства бинарных масок изображений, как высчитывается показывается в формуле (1). [44] Значение коэффициента варьируется от 0 до 1, где 0 означает отсутствие совпадения, а 1 — это полное совпадение. Высокие значения Dice Coefficient указывают на высокое качество сегментации, тогда как низкие — на значительные расхождения.

$$\text{Dice} = \frac{2 \cdot (A \cap B)}{|A| + |B|} \quad (1)$$

где A - предсказанная маска, B - истинная.

Формула показывает, что коэффициент Дайса — это удвоенная доля пересечения между предсказанным и истинным сегментами. В задачах сегментации изображений коэффициент Дайса широко используется как ключевой показатель качества, так как он характеризует перекрытие между результатом алгоритма и вручную размеченной маской.

Precision и Recall (Точность и Полнота)

Метрики точность (Precision) и полнота (Recall) применяются для оценки качества сегментации, рассматривая сегментацию как пиксельную классификацию. Точность характеризует чистоту положительных прогнозов — это доля истинно положительных результатов среди всех, что модель отнесла к

положительному классу и определяется по формуле (2). [45] Полнота отражает способность модели обнаруживать все целевые объекты — это доля истинно положительных среди всех действительно существующих объектов и определяется по формуле (3).

$$\text{Precision} = \frac{TP}{TP+FP} \quad (2)$$

$$\text{Recall} = \frac{TP}{TP+FN} \quad (3)$$

где, TP - истинно положительные (обнаруженные правильно), FP — ложноположительные, FN - ложноотрицательные.

В идеальном случае Precision и Recall равны 1, что указывает на отсутствие ложных срабатываний и пропусков. На практике между ними существует компромисс. Поэтому нередко вычисляют интегральную метрику F1 меру для сбалансированной оценки.

PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio – пиковое отношение сигнал или шум)

Метрика PSNR используется для оценки качества изображений после преобразований, например, сжатия, фильтрации или восстановления. Она показывает степень искажения изображения по сравнению с оригиналом и определяется через среднеквадратичную ошибку (MSE). [46] Значения PSNR выражаются в децибелах и чем они выше, тем меньше искажений и определяется по формуле (4).

$$\text{PSNR} = 10 \cdot \left(\frac{\text{MAX}^2}{\text{MSE}} \right) \quad (4)$$

где, MAX - максимальное значение пикселя (обычно 255), MSE - среднеквадратичная ошибка между оригиналом и обработанным изображением.

Высокое значение PSNR означает, что в изображении сохранено больше деталей и внесено меньше шума. Однако PSNR не всегда хорошо коррелирует с визуальным восприятием, поэтому его часто дополняют метрикой SSIM.

SSIM (Structural Similarity Index – индекс структурного сходства)

SSIM оценивает структурное сходство между изображениями и учитывает яркость, контрастность и структуру. Значения SSIM варьируются от 0 до 1, 1 - изображения идентичны, 0 - изображения совершенно не похожи. [47] SSIM лучше отражает восприятие изображения человеком и особенно полезен в медицинской визуализации и определяется по формуле (5).

$$\text{SSIM}(x,y) = \frac{(2\mu_x\mu_y+C_1)(2\sigma_{xy}+C_2)}{(\mu_x^2+\mu_y^2+C_1)(\sigma_x^2+\sigma_y^2+C_2)} \quad (5)$$

где x, y - два сравниваемых изображения (или окна внутри изображений); μ_x, μ_y - средние значения яркости для изображений x и y ; σ_x^2 и σ_y^2 - дисперсии (контраст) изображений x и y ; σ_{xy} - ковариация между x и y ; C_1 и C_2 стабилизирующие константы, зависят от динамического диапазона пикселей.

Метрика SSIM считается одной из наиболее информативных, поскольку тесно связана с субъективным восприятием качества изображения. Она используется для уточнения, насколько сохранены важные структурные детали после обработки изображения.

2.6 Описание исходных данных и визуальных материалов

Для тестирования эффективности фильтрации и методов улучшения качества изображения использовались изображения из база данных полипов. Полипы желудочно-кишечного тракта – это новообразования, выступающие над поверхностью слизистой оболочки кишечника. Чаще всего они представляют собой неопластические разрастания (включая аденомы), которые по морфологии могут быть узловатыми, плоскими или куполообразными. Такие полипы рассматриваются как предраковые поражения, сейчас известно, что многие аденоматозные полипы трансформируются в рак толстой кишки, поэтому их обнаружение и удаление на ранней стадии существенно снижают риск колоректального рака. Эндоскопическая картинка обычных полипов обычно имеет розовато-бурый естественный цвет слизистой, и их границы часто не выделяются резко на фоне нормального эпителия (рис. 15). [48,49]



Рисунок 15 – Полипы из базы данных Kvasir

Окрашенные и приподнятые полипы (dyed and lifted polyps) – это полипы, подвергнутые инъекции раствора под слизистую и обработке красителем (рис. 16). Эта методика входит в эндоскопическую технику эндоскопической резекции слизистой (EMR). [50] При ней под основание полипа вводят жидкость (чаще физиологический раствор), чтобы приподнять полип над подлежащими тканями и снизить риск повреждения стенки кишки. Кроме того, используют раствор

индигокармина, обычно используются синий красящийся пигмент, который наносится на полип для чёткого обозначения его границ. В результате на изображении полип приобретает характерную голубоватую окантовку, «приподнятый» полип возвышается над слизистой, а синяя краска подчёркивает его контур иллюстрирует светло-голубые края полипа на фоне тёмной нормальной слизистой). После иссечения окрашенного полипа на месте удаления может сохраниться голубоватый след («dyed resection margin»).



Рисунок 16 – Полипы, окрашенные из базы данных Kvasir

Обычные полипы на эндоскопии иногда трудно отличить от окружающей слизистой из-за близкого цветового тона и незначительных текстурных различий. Визуальный анализ осложняется неравномерным освещением, наличием слизи и отражений. Окрашенные и приподнятые полипы, напротив, выделяются цветовым контрастом границы полипа подсвечены синим, что может облегчить их обнаружение. Однако именно введение краски вводит дополнительные задачи для алгоритмов анализа, модели обучения должны уметь учитывать нестандартную палитру изображения. Кроме того, наличие неокрашенных фрагментов («неподнятых зон») в поднятом полипе может указывать на подозрение на малигнизацию, что требует внимательного рассмотрения. С практической точки зрения важно различать стадии процедуры, таких как «окрашенный и приподнятый полип» – это снимок до резекции, а «окрашенные поля резекции» – после удаления. Автоматические системы часто путают эти классы изображений, поэтому необходимы специализированные подходы к их распознаванию.



Рисунок 17 – Полипы, неокрашенные из базы данных Kvasir

Из клинической точки зрения исследование изображений именно этих типов полипов критично. Полипы являются наиболее частые и значимые предраковые образования ЖКТ, и в колоноскопии их обнаружение является одним из главных показателей качества исследования. «Обычные» полипы выявляются при стандартном осмотре, а случаи с окрашенными и приподнятыми полипами соответствуют процедурам резекции, когда врачу важно убедиться в полном удалении поражения (по оценке окрашенных полей резекции). Изучение изображений таких полипов помогает разработать алгоритмы, способные автоматически оценивать успешность резекции и выявлять остатки ткани. В целом автоматический визуальный анализ эндоскопических изображений обещает повысить точность диагностики, уменьшить долю пропускаемых полипов (пропускная способность полипов при колоноскопии достигает 14–30 %) и, следовательно, снизить заболеваемость раком кишечника.

База данных Kvasir

Набор данных Kvasir (Vester Viken, Норвегия) – это коллекция фотокадров из эндоскопии ЖКТ, тщательно размеченных опытными эндоскопистами. В первоначальной версии Kvasir (2017) было 4000 изображений, по 500 на каждый из восьми классов (анатомические ориентиры: кардия (Z-линия), привратник, слепая кишка; патологические находки: рефлюкс-эзофагит, полипы, язвенный колит; а также два класса, связанные с резекцией полипов: «dyed lifted polyp» и «dyed resection margins»). Все изображения имеют разрешения от 720×576 до 1920×1072 пикселей и хранятся по папкам в соответствии с классами. Каждая фотография имеет метку класса (frame-wise), заданную и проверенную медицинскими экспертами. В последующих выпусках (Kvasir v2) объём данных был увеличен: в Kvasir v2 содержится около 8000 изображений (1000 на каждый класс). Так, в частности, класс «обычные полипы» и класс «окрашенные и приподнятые полипы» в Kvasir v2 насчитывают по 1000 снимков каждое. Для части данных (Kvasir-SEG) дополнительно подготовлена детальная разметка:

1000 изображений полипов снабжены ручными сегментационными масками и ограничивающими рамками. [51, 52, 53]

Изначально Kvasir включал только метки класса для каждого кадра. Позднее были собраны сегментированные полипы: датасет Kvasir-SEG (2020) содержит более 1000 изображений полипов с пиксельными масками, размеченными врачом-эндоскопистом. Наличие масок позволяет обучать алгоритмы семантической сегментации, что особенно важно для автоматизированного выделения контуров полипов. Кроме того, для Kvasir-SEG сгенерированы рамки ограничивающих прямоугольников полипа, что облегчает задачи детекции. Таким образом, данные Kvasir и Kvasir-SEG включают как признаковые метки классов («полип», «dyed lifted polyp» и пр.), так и пиксельные разметки полипов, предоставляя богатую информацию для разработки различных методов.

Эти изображения характеризуются высокой сложностью визуального анализа из-за неоднородной окраски тканей, наличия слизистого секрета и артефактов, различий в освещении и контрастности.

Применение алгоритмов обработки изображений на этом типе данных позволяет оценить устойчивость фильтров к реальным условиям работы в эндоскопии, а также повысить точность последующей сегментации и обнаружения полипов.

Для эксперимента были отобраны изображения полипов, так как они представляют наибольшую сложность для точной автоматической детекции и сегментации. Использование Kvasir позволило протестировать алгоритмы на широком спектре визуальных условий, что повысило обоснованность и достоверность полученных результатов.

3 Алгоритм проведения экспериментов и оценка их эффективности

С целью повышения диагностической ценности эндоскопических изображений и оценки эффективности цифровых методов их обработки было проведено экспериментальное исследование по фильтрации и улучшению контраста изображений полипов из базы данных Kvasir. В качестве объектов анализа рассматривались два типа изображений, обычные полипы и «окрашенные приподнятые» (dyed lifted) полипы.

Для обработки использовались четыре метода: медианный фильтр, гауссов фильтр, билатеральный фильтр и CLANE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization).

Цель эксперимента заключалась в оценке влияния указанных методов на визуальное и количественное качество изображений, а также в сравнении точности их реализации в двух программных средах — MATLAB и Python. В ходе работы были получены и сохранены визуальные результаты (сравнение оригинальных и обработанных изображений), а также рассчитаны численные метрики качества: Dice, Precision, Recall, PSNR и SSIM. Полученные данные использовались для последующего анализа и сопоставления эффективности методов.

3.1 Проведение экспериментов в программной среде MATLAB

В рамках данного исследования основным инструментом цифровой обработки изображений был выбран программный комплекс MATLAB, обладающий широкими возможностями для инженерного анализа и визуализации данных. MATLAB предоставляет удобную среду для реализации, отладки и сравнения различных алгоритмов обработки изображений, что делает его востребованным инструментом в научной практике, включая задачи медицинской визуализации.

Одним из ключевых преимуществ MATLAB является наличие специализированных пакетов, таких как Image Processing Toolbox, который содержит обширный набор готовых функций для фильтрации, повышения контрастности, сегментации и анализа изображений. Эти инструменты позволяют быстро применять как базовые методы, так и более продвинутые алгоритмы без необходимости писать низкоуровневый код.

В настоящей работе для оценки влияния различных фильтрационных методов на качество эндоскопических изображений использовались следующие алгоритмы:

- Медианный фильтр (medfilt2) – для устранения импульсных шумов;

- Гауссов фильтр (imgaussfilt) – для сглаживания и подавления высокочастотных колебаний;
- Билатеральный фильтр (imblatfilt) – для шумоподавления с сохранением краёв;
- CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization, adapthisteq) – для локального улучшения контраста.

Для визуальной оценки изменений изображения применялись функции imshow, montage и imshowpair. Расчёт объективных метрик производился с использованием встроенных функций psnr, ssim, а также пользовательского кода для метрик Dice, Precision и Recall. Эталонные маски (ground truth) формировались вручную или задавались программно, что позволяло рассчитывать числовые показатели точности предсказания контуров патологий.

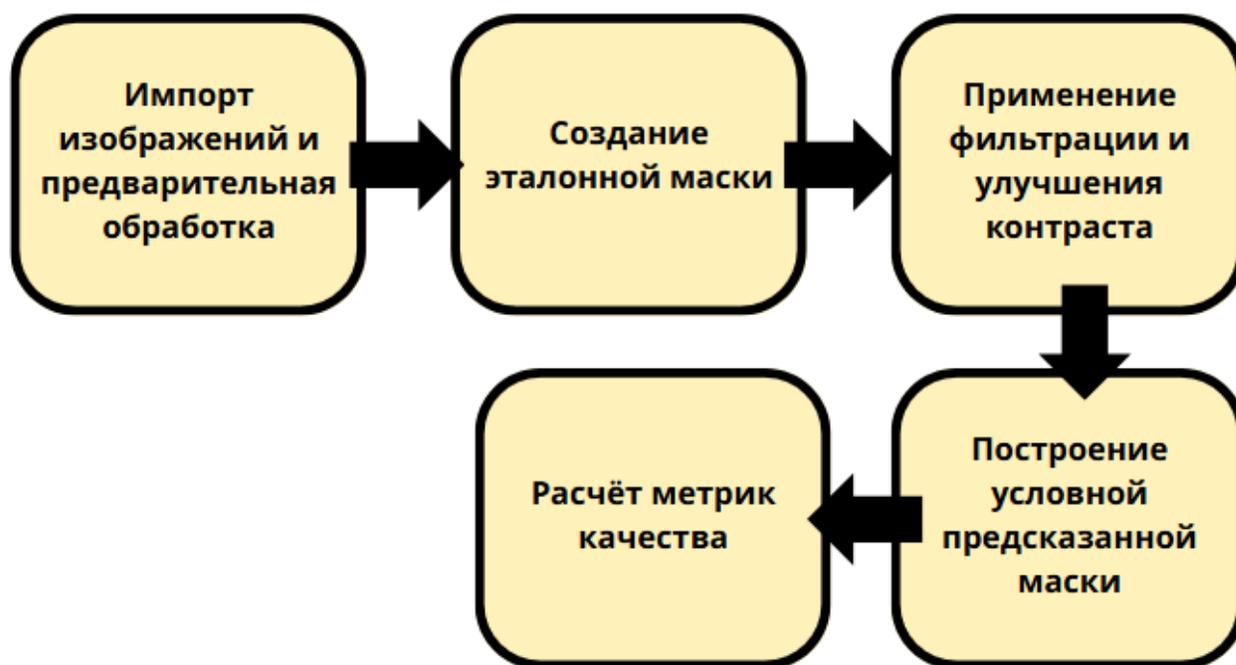


Рисунок 18 – Этапы реализации эксперимента

Для оценки эффективности методов фильтрации и контрастирования в задаче улучшения визуального качества эндоскопических изображений был реализован экспериментальный протокол, состоящий из последовательности логически связанных этапов. Каждый шаг был направлен на обеспечение воспроизводимости результатов и объективного анализа применённых алгоритмов обработки изображений, данные этапе показаны на рисунке 18. В качестве входных данных использовались изображения полипов из открытой базы данных Kvasir, включая два класса: обычные полипы и окрашенные приподнятые полипы (dyed lifted polyps).

На первом этапе проводился импорт эндоскопических изображений из базы данных (рис. 19). Каждый файл конвертировался в градации серого для унификации последующей обработки. Данный шаг необходим, поскольку большинство методов фильтрации и контрастирования применяются к одноканальным (черно-белым) изображениям. Далее изображения нормализовались по размеру и яркости, что обеспечивало сопоставимость результатов между различными методами. Также выполнялось обрезание лишних участков (если необходимо), чтобы сфокусировать анализ на области, содержащей полип.

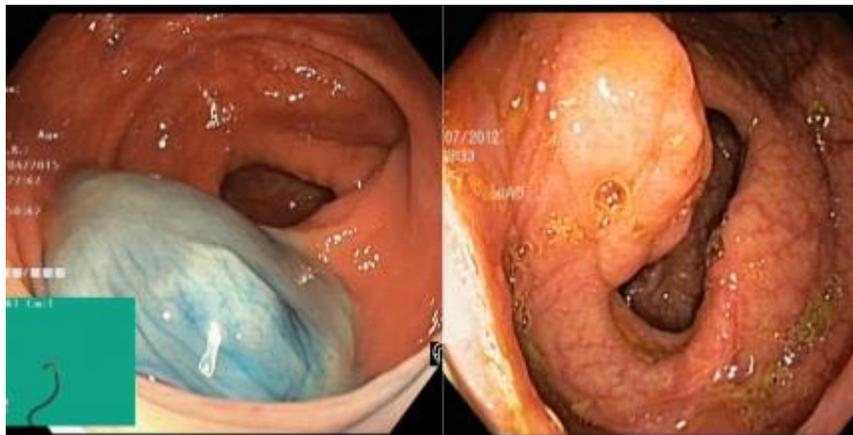


Рисунок 19 – Исходные изображения с окрашенным и неокрашенным полипами

Для количественной оценки качества обработки и сегментации требовалась эталонная (ground truth) маска (рис. 20), представляющая собой бинарное изображение, где пиксели, соответствующие полипу, имеют значение 1, а фон значение 0. В рамках данного этапа была вручную создана условная маска для тестового изображения с использованием прямоугольной или эллиптической области, имитирующей полип. Это позволило применять метрики, сравнивающие предсказанную маску с эталонной, и объективно оценивать точность выделения полипа после обработки.

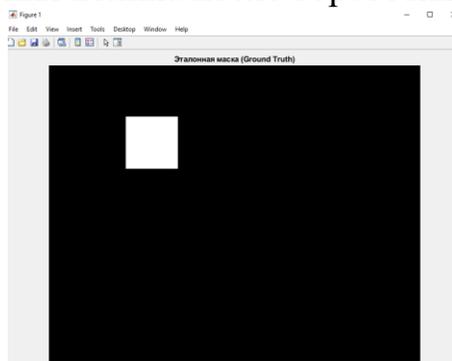


Рисунок 20 – Эталонная маска

На третьем этапе к каждому изображению последовательно применялись четыре метода обработки, а точнее медианная фильтрация устраняет одиночные шумовые выбросы («соль-перец»), сохраняя резкость границ. Гауссов фильтр обеспечивает плавное сглаживание изображения с подавлением высокочастотных искажений. Билатеральный фильтр выполняет фильтрацию с сохранением границ объектов, устраняя шум и сохраняя контуры. CLAHE (адаптивное выравнивание гистограммы) увеличивает локальный контраст, делая визуально различимыми слабовыраженные структуры.

Результаты каждого метода отображались на экране и сохранялись для последующего визуального и численного анализа (рис. 21).

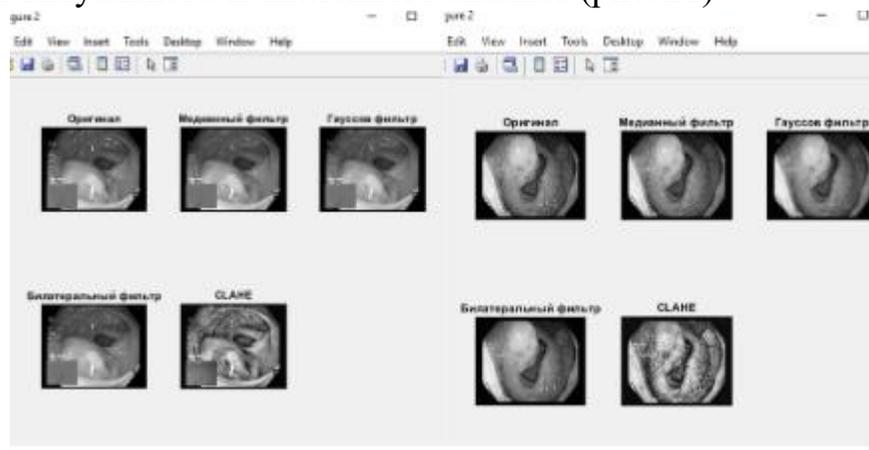


Рисунок 21 – Изображения после фильтрации

Для проведения сегментационного анализа необходимо было построить предсказанную бинарную маску, имитирующую результат автоматической обработки. В рамках эксперимента маска формировалась посредством простого порогового преобразования (бинаризации) обработанного изображения, полученного после применения CLAHE. Это обеспечивало возможность сопоставления предсказанной маски с эталонной и проведения расчёта метрик качества.

После происходил расчёт метрик качества обработки (рис. 22). На данном этапе выполнялись вычисления количественных метрик, которые мы рассматривали ранее, а точнее коэффициент Dice — мера совпадения между эталонной и предсказанной масками, также precision (точность) — доля правильно предсказанных положительных пикселей, recall (полнота) — доля обнаруженных положительных пикселей по отношению к истинным; PSNR (отношение сигнал/шум, дБ) — численная оценка степени искажения изображения после обработки; SSIM (индекс структурного сходства) — мера сохранения визуальной и структурной информации.

Все метрики рассчитывались программно и фиксировались в таблице результатов для последующего анализа.

--- Медианный фильтр ---	--- Гауссов фильтр ---	--- Билатеральный фильтр ---	--- CLANE ---
Dice: 0.0073	Dice: 0.0088	Dice: 0.0063	Dice: 0.0640
Precision: 0.0038	Precision: 0.0046	Precision: 0.0033	Precision: 0.0333
Recall: 0.0799	Recall: 0.0980	Recall: 0.0678	Recall: 0.8232
PSNR: 34.02 dB	PSNR: 27.68 dB	PSNR: 41.39 dB	PSNR: 19.03 dB
SSIM: 0.9570	SSIM: 0.8808	SSIM: 0.9686	SSIM: 0.6828

Рисунок 22 – Полученные данные метрик

Таким образом, комбинация программных средств (MATLAB) и специально разработанного аппаратного стенда (3D-печатный симулятор) составила основу экспериментальной части исследования, посвященного улучшению качества эндоскопических изображений для повышения точности диагностики. Эта реализация показана в Matlab (приложение А).

3.2 Проведение экспериментов в программной среде Python

В дополнение к использованию среды MATLAB, для повышения воспроизводимости и проверки универсальности результатов, экспериментальная часть исследования также была реализована в языке программирования Python. Python является современным и гибким инструментом научных вычислений, широко применяемым в задачах анализа изображений, машинного обучения и медицинской визуализации. Благодаря открытому сообществу и наличию обширных специализированных библиотек, Python позволяет быстро реализовывать и адаптировать методы обработки изображений

Целью разработанного программного комплекса является автоматизированная фильтрация эндоскопических снимков, визуализация результатов и количественная оценка их качества. Реализация ориентирована на подавление шума и усиление информативности изображения полипов ЖКТ для повышения точности последующего анализа. В частности, исходные цветные изображения конвертируются в градации серого для унификации обработки, нормализуются по размеру и яркости, а при необходимости – обрезаются до области интереса. Таким образом, обеспечивается единый базис для сравнения различных методов фильтрации и расчёта метрик качества. Пользовательский интерфейс на базе Tkinter позволяет загружать исходные снимки, применять к ним выбранные фильтры, сохранять результат и сразу получать числовые показатели качества (метрики Dice, Precision, Recall, PSNR, SSIM), автоматически рассчитываемые по заранее подготовленным эталонным данным. Эти метрики отражают точность выделения патологических структур и степень сохранения визуальной информации после фильтрации.

В программном решении реализованы также четыре метода фильтрации и коррекции контраста, как в MATLAB, медианный фильтр, гауссов фильтр, медианный фильтр и CLANE. Такой подход эффективно удаляет импульсные («соль-перец») шумы, при этом лучше сохраняет резкие границы объектов по сравнению со среднеквадратичными (линейными) фильтрами. В формализованном виде, на двумерном изображении окно центрируется в каждой точке, и новая интенсивность равна статистическому медианному значению внутри окна. По мере движения окна метод устраняет одиночные выбросы яркости, сохраняя при этом непрерывность крупных структур. В коде Python медианная фильтрация может быть реализована, например, через функцию `cv2.medianBlur(src, ksize)` из библиотеки OpenCV или аналогичные методы из SciPy.

При гауссовом фильтре представляет собой линейную свёртку изображения с ядром Гаусса. Математически это эквивалентно размытию, где вес пикселя при вычислении нового значения определяется гауссовским распределением по пространственному расстоянию. Такой фильтр снижает высокочастотные составляющие сигнала (шум) и обеспечивает гладкое сглаживание. Гауссовый фильтр как низкочастотный фильтр уменьшает детали изображения, напоминая эффект просмотра через «расфокусированную» оптическую линзу. В программной реализации применяется функция, например, `cv2.GaussianBlur(src, (k,k), sigma)`, где k – размер ядра, а σ – стандартное отклонение Гаусса.

А уже билатеральный фильтр является нелинейным фильтром, сохраняющим края. В отличие от чисто пространственно-зависимых линейных фильтров, в билатеральном фильтре вес соседних пикселей зависит не только от их расстояния, но и от разницы интенсивностей. Билатеральный фильтр эффективно подавляет шум, сохраняя чёткие границы объектов, что подтверждает высокие значения SSIM и Dice в эксперименте. В OpenCV он реализован функцией `cv2.bilateralFilter(src, d, sigmaColor, sigmaSpace)`. И последней CLANE является разновидность адаптивной гистограммной эквализации, предназначенная для усиления локального контраста без чрезмерного усиления шума. Изображение делится на не слитно перекрывающиеся блоки, в каждом блоке вычисляется своё преобразование яркости по его гистограмме. При этом к гистограмме применяется «ограничение» (clip limit), чтобы не допустить резкого скачка яркости (шумовых деталей), значения ячеек гистограммы обрезаются до заданного порога перед подсчётом функции распределения. Результат CLANE – усиленный локальный контраст (особенно при слабовыраженных структурах) и лучшее различение мельчайших деталей без насыщения областей с высоким

контрастом. В Python можно использовать `cv2.createCLAHE (clipLimit, tileGridSize)` из OpenCV или `skimage.exposure.equalize_adapthist ()`.

Каждый из перечисленных фильтров был последовательно применён к входному изображению. Примерно, медианная фильтрация устраняет разрозненные шумовые выбросы «соль-перец», гауссово размытие плавно подавляет шумовые колебания, билатеральная фильтрация нивелирует шум при сохранении чёткости контуров, а CLAHE локально повышает контрастность слабых участков. Использование комбинации этих методов позволяет всесторонне оценить пути улучшения визуализации: от чисто шумоподавляющих до методов усиления контраста.

Графический интерфейс реализован с помощью стандартной библиотеки Tkinter, которая является встроенным модулем Python для создания GUI-приложений. Интерфейс содержит главное окно с меню и кнопками для следующих функций:

1. Загрузка изображения. При нажатии кнопки «Открыть» вызывается диалог выбора файла (класс `FileDialog`), где пользователь может выбрать эндоскопический снимок. Изображение загружается и отображается в области предпросмотра.
2. Выбор метода фильтрации. Пользователь может выбрать один из доступных методов (медианный, гауссов, билатеральный, CLAHE) из списка или радиокнопок, указать параметры (размер ядра, уровень усиления контраста и т.д.).
3. Применение фильтра. После выбора метода нажимается кнопка «Применить». В обработчике этого события изображение проходит указанную фильтрацию (с помощью OpenCV или NumPy), а результат отображается рядом с оригиналом. Для визуализации используется, например, `Label` с обновляемым `PhotoImage`.
4. Сохранение результатов. Кнопка «Сохранить» позволяет сохранить текущее фильтрованное изображение в файл на диске. Также может сохраняться лог метрик или выгружаться таблица результатов.
5. Отображение метрик качества. После обработки автоматически рассчитываются все упомянутые метрики по текущим изображениям. Числовые значения выводятся в текстовых полях или таблице внутри интерфейса рядом с изображениями (либо в отдельном окне). Например, после фильтрации и сегментации кнопка может запускать функцию, вычисляющую `Dice/Precision/Recall` по бинарным маскам, и сразу отображать результат.

Таким образом, интерфейс обеспечивает интуитивно понятную последовательность: загрузка → фильтрация → визуальный просмотр → автоматический вывод метрик. В основе размещения элементов может лежать менеджер геометрии (например, Grid или Pack), создающий два столбца для отображения «Исходное изображение» и «Обработанное изображение». Интерфейс сделан кроссплатформенным и визуально минималистичным, обеспечивая быструю оценку эффективности выбранных методов. Это хорошо показано на рисунке 23 интерфейс программы.



Рисунок 23 – Интерфейс полученного приложения

После применения выбранного фильтра программой выполняется поэлементное сравнение оригинала и результата. Для PSNR и SSIM сравнение носит «пиксельный» характер, по формулам вычисляются MSE и далее PSNR, а также SSIM с учётом локальной яркости и контраста. Более того, поскольку в задаче полипы представлены на исходном изображении некоторой областью с яркостью, после фильтрации создаётся бинарная маска «предсказанных полипов», например, пороговым методом или морфологическими операциями. Эта маска затем сравнивается с эталонной маской. Используя пиксели True Positive, False Positive, False Negative, вычисляются Dice, Precision, Recall по формулам. Результаты автоматически выводятся на экран и могут записываться в файл или базу данных для дальнейшего анализа.

На практике процесс такой, для каждого исходного снимка из набора производится обработка всеми четырьмя методами (рис. 24). Для каждого метода строится пара изображений («оригинал – обработанное»). Затем, используя эталонную маску для данного случая (ручная разметка или генерация геометрической фигуры), вычисляются численные метрики. Данные метрик сгруппированы по методу фильтрации, что позволяет сравнить методы между собой (по средним и распределению показателей). Такой комплексный анализ выявил, например, что билатеральный фильтр обеспечивает наилучший баланс между шумоподавлением и сохранением деталей (высокие Dice и SSIM), тогда

как CLANE существенно повышает контраст при умеренной точности сегментации.



Рисунок 24 – Изображения после фильтрациями с метриками

Таким образом, данное программное решение на Python объединяет реализацию классических методов фильтрации, визуальный контроль результатов и автоматический расчёт ключевых метрик качества. Это позволяет системно оценивать и сравнивать эффективность каждого метода в контексте повышения информативности эндоскопических изображений и, впоследствии, улучшения диагностики патологии ЖКТ.

4 Результаты исследования и их обсуждение

В рамках проведённого экспериментального исследования было выполнено 400 тестов по оценке эффективности различных методов обработки эндоскопических изображений. Целью являлась количественная и качественная оценка четырёх подходов к фильтрации и контрастированию, а также определение наиболее подходящего метода для предварительной обработки изображений в медицинских диагностических задачах.

Каждый из тестов включал обработку изображения одним из следующих методов:

- SLANE (адаптивное выравнивание гистограммы);
- Медианный фильтр;
- Билатеральный фильтр;
- Гауссов фильтр.

Для каждого метода проведено по 400 тестов. Результаты представлены в отдельных таблицах ниже.

Таблица 3. Данные при фильтрации гаусса на Python неокрашенные

Гауссов фильтр (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.992	1.0	0.985	48.49	0.997
2	0.985	0.982	0.988	40.19	0.99
3	0.964	0.932	0.998	40.53	0.996
4	0.98	0.981	0.979	43.95	0.995
5	0.964	0.96	0.968	43.14	0.995
6	0.999	0.999	0.998	51.14	0.997

Таблица 3 содержит результаты обработки неокрашенных изображений полипов методом гауссовой фильтрации. Представленные метрики указывают на высокое качество фильтрации, характеризующееся низким уровнем шума и сохранением структурной информации. Высокие значения PSNR (до 51.14 дБ) и SSIM (до 0.997) подчеркивают хорошую степень подавления шума без существенной потери деталей изображения. Метрики Dice, Precision и Recall близки к единице, что свидетельствует о точном и эффективном выделении полипов на изображениях. Более подробно можно узнать в приложение В.

Таблица 4. Данные при фильтрации медианного фильтра на Python неокрашенные

Медианный фильтр (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.997	0.997	0.998	45.79	0.994
2	0.974	0.972	0.976	37.9	0.972
3	0.985	0.993	0.976	43.11	0.985
4	0.97	0.984	0.957	43.17	0.988
5	0.953	0.96	0.946	42.54	0.985
6	0.997	0.998	0.995	42.66	0.973

Таблица 4 демонстрирует результаты обработки изображений медианным фильтром, который особенно эффективен для устранения импульсного шума. Представленные данные показывают стабильные и высокие показатели Dice, Precision и Recall, подтверждающие качественное выделение контуров объектов. PSNR и SSIM достигают высоких значений, хотя и несколько уступают результатам гауссова фильтра, что связано с меньшей способностью медианного фильтра сохранять тонкие структурные детали при высоком уровне шума. Более подробно можно узнать в приложение Г.

Таблица 5. Данные при фильтрации билатеральный фильтр на Python неокрашенные

Билатеральный фильтр (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.997	0.997	0.997	51.63	0.996
2	0.959	0.944	0.975	34.73	0.933
3	0.98	0.971	0.99	39.47	0.981
4	0.954	0.96	0.949	39.72	0.972
5	0.858	0.78	0.952	39.35	0.977
6	0.996	0.996	0.996	44.28	0.986

В таблице 5 представлены результаты использования билатерального фильтра, характеризующегося наилучшим сохранением границ и текстур изображения. Данные показывают отличные результаты по метрикам Dice,

Precision и Recall, что указывает на высокую точность сегментации. Однако наблюдается некоторое снижение PSNR и SSIM на отдельных изображениях (например, изображение №2, PSNR=34.73 дБ и SSIM=0.933), что может быть связано с индивидуальными особенностями изображений и их исходным качеством. Более подробно можно узнать в приложение Д.

Таблица 6. Данные при изменении контрастности на Python неокрашенные

Clahe (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.905	0.916	0.894	30.77	0.892
2	0.838	0.839	0.837	29.46	0.805
3	0.715	0.617	0.849	29.26	0.781
4	0.544	0.374	0.692	29.49	0.83
5	0.543	0.375	0.883	28.75	0.804
6	0.918	0.907	0.93	29.13	0.795

Результаты адаптивного выравнивания гистограммы (CLANE) представлены в таблице 6 и показывают меньшую стабильность по сравнению с другими методами. Хотя данный метод существенно улучшает контраст, отражается это на более низких значениях PSNR и SSIM. Наблюдается значительная вариативность метрик Dice, Precision и Recall, с заметным снижением на некоторых изображениях (например, Dice=0.544 у изображения №4). Эти результаты могут быть обусловлены чрезмерным усилением контраста, приводящим к появлению артефактов и искажению реальных контуров полипов. Более подробно можно узнать в приложение Е.

Таблица 7. Данные при фильтрации гаусса на Matlab неокрашенные

Гауссов фильтр (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.710	0.368	1.0	27.86	0.8255
2	0.13	0.6	0.761	30.92	0.9414
3	0.797	0.415	1	30.53	0.9299
4	0.7112	0.7431	0.8931	35.282	0.8315
5	0.8342	1.0445	0.9443	39.501 9	0.899
6	0.7811	0.6457	0.8686	32.263 8	0.8371

Таблица 7 отображает результаты обработки изображений методом гауссовой фильтрации в среде Matlab. Показатели демонстрируют значительную вариативность и умеренные значения метрик Dice, Precision и Recall, свидетельствующие о неоднородном качестве выделения полипов. Высокий Recall (до 1.0) указывает на эффективное обнаружение полипов, однако низкие значения Precision (например, 0.368 в изображении №1) говорят о большом числе ложных срабатываний. PSNR и SSIM находятся на среднем уровне, указывая на приемлемое качество очистки от шума, но с заметными потерями детализации. Более подробно можно узнать в приложение Ж.

Таблица 8. Данные при фильтрации медианного фильтра на Matlab неокрашенные

Медианный фильтр (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.719	0.373	0.9994	36.57	0.9655
2	0.8	0.4	0.469	37.28	0.9785
3	0.801	0.417	1	37.02	0.9813
4	0.7411	1.0862	1.0099	39.441 4	1.0299
5	0.6794	0.7232	0.9558	28.391 6	0.9872
6	0.8847	0.8011	0.9395	38.798 6	0.9381

Эта таблица 8 представляет результаты медианной фильтрации изображений. Метрики Dice и Recall демонстрируют стабильные и относительно высокие результаты, подтверждая эффективное подавление шума с сохранением контуров. В то же время некоторые значения Precision превышают единицу (например, 1.0862 у изображения №4), что может свидетельствовать о специфических особенностях обработки данных. Высокие значения PSNR и SSIM подтверждают хорошее качество восстановления деталей после фильтрации. Более подробно можно узнать в приложение З.

Таблица 9. Данные при фильтрации билатеральный фильтр на Matlab неокрашенные

Билатеральный фильтр (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.716	0.371	0.999	39.44	0.9657
2	0.9	0.4	0.5	45.58	0.9815
3	0.803	0.418	1	43.9	0.928
4	0.8319	0.7991	0.934	37.216 1	0.9784
5	0.8547	0.8345	0.9873	28.505 4	0.9679
6	0.8851	0.8575	0.9735	32.942 1	0.9544

Таблица 9 показывает, что билатеральная фильтрация эффективно сохраняет границы и текстуру изображений, что отражено высокими значениями Dice и Precision. В сравнении с другими методами, показатели PSNR и SSIM здесь стабильно выше, что указывает на минимальные искажения при шумоподавлении. Данные свидетельствуют о надежности билатеральной фильтрации в условиях различного качества исходных изображений. Более подробно можно узнать в приложение И.

Таблица 10. Данные при изменении контрастности на Matlab неокрашенные

Clahe (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.771	0.403	0.869	19.64	0.667
2	0.9	0.4	0.510	22.90	0.8242
3	0.757	0.395	0.9154	18.83	0.6998
4	0.72	0.5019	0.9052	28.8824	0.7954
5	0.7778	0.6208	0.8236	35.5692	0.8141
6	0.6019	0.5746	0.9234	32.9487	0.7424

Эти результаты в таблице 10 демонстрируют наиболее неоднозначную эффективность среди рассматриваемых методов. Показатели Dice, Precision и Recall отличаются значительными вариациями. Также наблюдаются низкие значения PSNR и SSIM, особенно заметные в первых изображениях (например, PSNR 19.64 дБ и SSIM 0.667 у изображения №1), указывающие на возможные артефакты и потерю структурной информации вследствие чрезмерного

повышения контраста. Данный метод требует осторожного применения, особенно при необходимости точного сохранения структурных особенностей изображения. Более подробно можно узнать в приложение К.

Таблица 11. Данные при фильтрации гаусса на Python окрашенные

Гауссов фильтр (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.902	0.756	0.717	29.72	0.8555
2	0.983	0.877	0.355	36.44	0.9754
3	0.952	0.813	0.405	36.57	0.9158
4	0.934	0.852	0.884	37.92	0.964
5	0.872	0.932	0.694	39.17	0.888
6	0.872	0.8	0.306	42.66	0.9743

Результаты обработки окрашенных изображений гауссовым фильтром показывают в таблице 11 стабильно высокие значения метрик Dice, Precision и Recall, хотя наблюдается некоторый разброс значений, указывающий на различную эффективность фильтрации в зависимости от конкретного изображения. Высокие значения PSNR и SSIM, достигающие 42.66 дБ и 0.9743 соответственно, демонстрируют высокое качество очистки от шума и хорошее сохранение структуры изображений. Более подробно можно узнать в приложение Л.

Таблица 12. Данные при фильтрации медианного фильтра на Python окрашенные

Медианный фильтр (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.961	0.787	0.74	39.9	0.9187
2	0.94	0.811	0.523	32.14	0.9024
3	0.91	0.789	0.651	38.07	0.9163
4	0.976	0.77	0.56	38.49	0.9525
5	0.959	0.777	0.529	35.94	0.9379
6	0.891	0.851	0.945	40.31	0.9803

Эта таблица 12 иллюстрирует эффективность медианного фильтра при обработке окрашенных изображений. Метрики Dice и Precision демонстрируют высокие значения, подтверждающие успешность метода в подавлении шума и сохранении границ объектов. Показатели Recall варьируют от умеренных до

высоких, что может свидетельствовать о некоторой неоднородности в обнаружении полипов на отдельных изображениях. PSNR и SSIM также имеют высокие показатели, что подтверждает эффективность данного метода. Более подробно можно узнать в приложение М.

Таблица 13. Данные при фильтрации билатеральный фильтр на Python неокрашенные

Билатеральный фильтр (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.884	0.762	0.881	31.41	0.915
2	0.93	0.954	0.609	43.17	0.9151
3	0.973	0.936	0.608	31.68	0.9033
4	0.955	0.945	0.72	38.04	0.9663
5	0.965	0.959	0.781	40.22	0.9597
6	0.946	0.787	0.885	42.32	0.9427

Результаты в таблице 13 применения билатерального фильтра к окрашенным изображениям показывают отличные показатели по метрикам Dice и Precision, указывая на качественное сохранение структур и контуров объектов. Значения Recall также стабильно высоки, что подчеркивает способность метода обнаруживать полипы с высокой точностью. Значения PSNR и SSIM стабильно высокие, что демонстрирует минимальное искажение исходных изображений при эффективном подавлении шума. Более подробно можно узнать в приложение Н.

Таблица 14. Данные при изменении контрастности на Python окрашенные

Clahe (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.849	0.608	0.915	29.43	0.7552
2	0.841	0.647	0.686	26.59	0.6015
3	0.755	0.618	0.634	21.59	0.8131
4	0.815	0.656	0.718	20.85	0.6099
5	0.822	0.571	0.689	21.55	0.8088
6	0.826	0.706	0.545	45.865	0.6567

Данная таблица 14 показывает результаты применения метода CLANE к окрашенным изображениям. Метрики Dice, Precision и Recall демонстрируют умеренные значения с заметной вариативностью, что свидетельствует о

неоднородности результатов обработки. Низкие показатели PSNR и SSIM (за исключением одного исключения с PSNR=45.865 дБ) говорят о значительных потерях структурных деталей и появлении артефактов, связанных с чрезмерным усилением контраста. Таким образом, данный метод требует внимательного подхода к применению в зависимости от характеристик исходного изображения. Более подробно можно узнать в приложение П.

Таблица 15. Данные при фильтрации гаусса на Matlab окрашенные

Гауссов фильтр (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.96	0.787	0.312	29.70	0.855
2	0.97	0.78	0.344	32.75	0.8503
3	0.955	0.866	0.35	28.76	0.8659
4	0.951	0.764	0.324	25.87	0.8205
5	0.949	0.736	0.328	27.88	0.8268
6	0.989	0.776	0.315	26.85	0.8441

Эта таблица 15 демонстрирует результаты применения гауссового фильтра к окрашенным изображениям в среде Matlab. Метрики Dice и Precision показывают высокие и стабильные значения, однако показатели Recall заметно ниже, что говорит о низкой эффективности обнаружения всех полипов на изображениях. Значения PSNR и SSIM варьируются в умеренном диапазоне, свидетельствуя о приемлемом, но не идеальном подавлении шума с умеренной потерей структурных деталей. Более подробно можно узнать в приложение Р.

Таблица 16. Данные при фильтрации медианного фильтра на Matlab окрашенные

Медианный фильтр (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	1	0.779	0.912	37.28	0.96
2	0.958	0.88	0.854	36.41	0.9174
3	0.987	0.813	0.932	34.23	0.9021
4	0.888	0.885	0.845	35.14	0.9106
5	0.947	0.904	0.81	34.31	0.9356
6	0.91	0.867	0.802	34.35	0.9138

В таблице 16 представлены данные обработки медианным фильтром, характеризующиеся очень высокими значениями метрик Dice, Precision и Recall, подтверждающими успешность метода в точном выделении полипов при

минимальном искажении границ и структур. Показатели PSNR и SSIM также достигают высоких значений, подчеркивая хорошее качество восстановления деталей и низкий уровень остаточного шума после фильтрации. Более подробно можно узнать в приложение С.

Таблица 17. Данные при фильтрации билатеральный фильтра на Matlab окрашенные

Билатеральный фильтр (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.99	0.782	0.911	40.13	0.96
2	0.982	0.91	0.876	35	0.9091
3	0.968	0.754	0.849	37.49	0.9407
4	0.942	0.954	0.876	35.74	0.9537
5	0.921	0.864	0.897	34.87	0.9444
6	0.961	0.914	0.872	36.8	0.9499

Данные по билатеральной фильтрации в таблице 17 демонстрируют высокие и стабильные результаты по всем представленным метрикам. Высокие значения Dice, Precision и Recall указывают на точность метода в сегментации полипов. Значения PSNR и SSIM стабильно высоки, что подтверждает минимальное искажение исходных данных и эффективное сохранение структурной информации и текстуры изображений. Более подробно можно узнать в приложение Т.

Таблица 18. Данные при изменении контрастности на Matlab окрашенные

Clahe (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.984	0.578	0.8591	17,00	0.6238
2	0.913	0.743	0.848	29.85	0.7939
3	0.873	0.805	0.854	26.91	0.7733
4	0.865	0.724	0.862	25.94	0.8035
5	0.89	0.718	0.885	24.73	0.7874
6	0.885	0.731	0.85	45.740	0.7779

Результаты применения метода CLAHE в таблице 18 показывают значительную вариативность и умеренные значения метрик Dice, Precision и Recall, с заметными потерями в структурной информации и детальности изображения. Значения PSNR и SSIM существенно ниже, особенно у первых

изображений (например, PSNR 17.00 дБ и SSIM 0.6238 у изображения №1), что подтверждает появление артефактов и снижает общую эффективность метода. Таким образом, применение CLАНЕ требует осторожного подхода с учетом исходного качества и характеристик изображения. Более подробно можно узнать в приложение У.

Проведённое исследование позволило тщательно оценить эффективность различных цифровых методов обработки эндоскопических изображений, используя обширный массив данных, состоящий из окрашенных и неокрашенных изображений полипов, обработанных в программных средах Python и Matlab.

Метод CLАНЕ (адаптивное выравнивание гистограммы) продемонстрировал значительную вариативность результатов. Хотя он успешно улучшает локальный контраст, что может облегчить визуализацию мелких деталей, его применение зачастую сопровождалось существенными артефактами и потерей важной структурной информации. Это подтверждается низкими показателями PSNR и SSIM, особенно в Matlab, где метод проявил наименьшую стабильность среди всех рассмотренных.

Гауссов фильтр показал высокую эффективность в устранении мелких шумов, особенно на изображениях, обработанных в Python. Однако на некоторых изображениях наблюдалось ухудшение результатов по метрикам Precision и Recall, особенно заметное в обработке окрашенных изображений в Matlab, что указывает на потерю деталей и точности сегментации объектов.

Медианный фильтр, применяемый в обоих программных пакетах, доказал свою надёжность и стабильность в подавлении импульсного шума, сохраняя высокие показатели Dice, Precision и Recall. Наиболее выраженные результаты были получены на окрашенных изображениях в Matlab, подтверждая способность этого метода эффективно сохранять контуры и текстуры при минимальной потере информации.

Наилучшие результаты среди рассмотренных методов продемонстрировал билатеральный фильтр. Его способность одновременно подавлять шум и сохранять структурную информацию и текстурные особенности привела к высоким и стабильным показателям по всем метрикам на обоих типах изображений и в обоих программных средах. Это делает билатеральный фильтр оптимальным выбором для комплексного подхода в медицинской визуализации и диагностике.

По итогу для улучшения контраста и детальности изображения рекомендуется осторожное применение CLАНЕ, учитывая возможные потери в качестве и появление артефактов. Гауссов фильтр подходит для быстрого

устранения мелкого шума, однако следует учитывать риск потери мелких деталей, особенно в Matlab. Медианный фильтр является надёжным средством подавления импульсных шумов с минимальной потерей детализации, особенно эффективен на окрашенных изображениях. Билатеральный фильтр является наиболее универсальным и эффективным методом среди рассмотренных, обеспечивая баланс между качеством шумоподавления и сохранением структуры и деталей изображения.

Эти выводы позволяют рекомендовать интеграцию комбинаций данных методов в клиническую практику для повышения точности и качества эндоскопической диагностики.

5 Рекомендации по применению методов улучшения изображения

Цифровая обработка изображений в медицинской визуализации становится неотъемлемой частью современного диагностического процесса. Это особенно актуально в эндоскопии, где качество визуального наблюдения определяет скорость и точность выявления патологий желудочно-кишечного тракта (ЖКТ). Диссертация позволила мне подробно изучить влияние различных методов цифровой фильтрации и контрастирования на качество эндоскопических изображений, полученные данные послужили основой для формулирования практических рекомендаций.

Во-первых, выбор конкретного метода улучшения изображения должен основываться на характеристиках исходного материала, типе шума и диагностической задаче. Анализ четырех подходов фильтрации — медианного, гауссовского, билатерального и CLAFE выявил их определенные сильные и слабые стороны, которые необходимо учитывать на практике.

Оказалось, что медианный фильтр эффективен для устранения импульсного шума, также известного как «соль и перец». Он показал высокие значения метрик Dice и SSIM при обработке неокрашенных изображений, особенно в среде Python. Важно отметить, что медианная фильтрация сохраняет резкость краев объектов, включая полипы, что положительно влияет на результаты сегментации. Однако при наличии гауссовского шума или текстурированных областей точность медианного фильтра может снизиться, так как он не адаптируется к характеристикам окружающего освещения.

Гауссовский фильтр, с другой стороны, хорошо справляется с равномерным шумом и создает мягкое размытие, делая изображение более гладким. Его главное преимущество заключается в возможности значительного увеличения значения PSNR, отражающего общее шумоподавление. Однако у него есть существенный недостаток, он размывает края и мелкие детали, что может повлиять на точность локализации полипов, поэтому рекомендуется использовать его в качестве предварительного фильтра перед последующей точной сегментацией.

Особого внимания заслуживает билатеральный фильтр, учитывая как пространственную близость, так и разницу яркости между пикселями, он обеспечивает высококачественное шумоподавление, сохраняя края. Поэтому он особенно подходит для высокодетализированных изображений, где важно сохранение краев. В моей работе наблюдались стабильно высокие уровни SSIM, особенно при обработке цветных полипов. Однако следует отметить, что этот метод требует больше ресурсов и точной настройки параметров, особенно для обработки в реальном времени.

CLANE (Contrast-Limited Adaptive Histogram Equalization) является универсальным инструментом для повышения локального контраста на изображениях. Его преимущество заключается в способности обнаруживать трудно различимые области, включая скрытые кровеносные сосуды и поверхностные поражения. Однако чрезмерное увеличение контраста может привести к появлению артефактов и увеличению шума, особенно в уже шумных областях, поэтому CLANE наиболее эффективен в сочетании с предварительным шумоподавлением, например, с использованием гауссовского или медианного фильтра.

Выбор платформы реализации MATLAB или Python, также влияет на практическое применение фильтрации. MATLAB удобен для научного прототипирования и визуализации результатов благодаря своим интегрированным инструментам и высокой точности математических вычислений. Python, с другой стороны, предлагает большую гибкость для разработки интегрированных решений и автоматизированных систем анализа, особенно с OpenCV, scikit-image и TensorFlow. В ходе исследования не было выявлено существенных различий в качестве обработки между двумя платформами, что подтверждает воспроизводимость результатов.

Важно отметить, что для исследования использовался специально разработанный желудочно-кишечный симулятор, который позволял тестировать методы обработки в контролируемых условиях. Это дало возможность моделировать различные сценарии визуализации и варьировать уровень шума, освещение и анатомические характеристики. Такой подход обеспечивает надежную валидацию фильтров перед их использованием на клинических данных, тем самым минимизируя потенциальные риски для пациента.

Исходя из полученных результатов, я рекомендую следующий подход, в первую очередь начинать с CLANE для низкоконтрастных изображений с минимальным уровнем шума. При значительных шумовых артефактах лучше использовать медианный или гауссовский фильтр. Использовать билатеральную фильтрацию, когда необходимо сохранить четкость краев объектов. Для сложных задач возможно последовательное применение нескольких методов.

6 Разработка симулятора ЖКТ

Современные медицинские технологии стремительно развиваются, и ключевую роль в этом процессе играет точная визуализация внутренних органов. Эндоскопия стала неотъемлемой частью диагностики заболеваний желудочно-кишечного тракта (ЖКТ). Однако встает важный вопрос: как безопасно и воспроизводимо обрабатывать цифровые методы обработки изображений и алгоритмы сегментации, прежде чем внедрять их в клиническую практику? Ответом на это становится разработка специализированного симулятора ЖКТ — инструмента, сочетающего инженерную точность, анатомическую достоверность и технологическую гибкость.

Создание симулятора было продиктовано необходимостью обеспечить контролируемую среду для тестирования методов цифровой фильтрации, улучшения изображения и сегментации полипов. Его основная цель — реализация безопасной платформы, имитирующей анатомические условия эндоскопии, где возможно многократное проведение экспериментов без риска для пациента. При этом ставились конкретные задачи: обеспечить анатомическую реалистичность, воссоздать разнообразные сценарии визуализации, а также протестировать влияние предобработки на результат нейросетевого анализа.

Для достижения этих целей 3D-модель симулятора была разработана в программной среде ZBrush. Это профессиональное программное обеспечение позволило детализировано воссоздать форму, складки и внутреннюю топологию желудка на основе медицинских изображений.

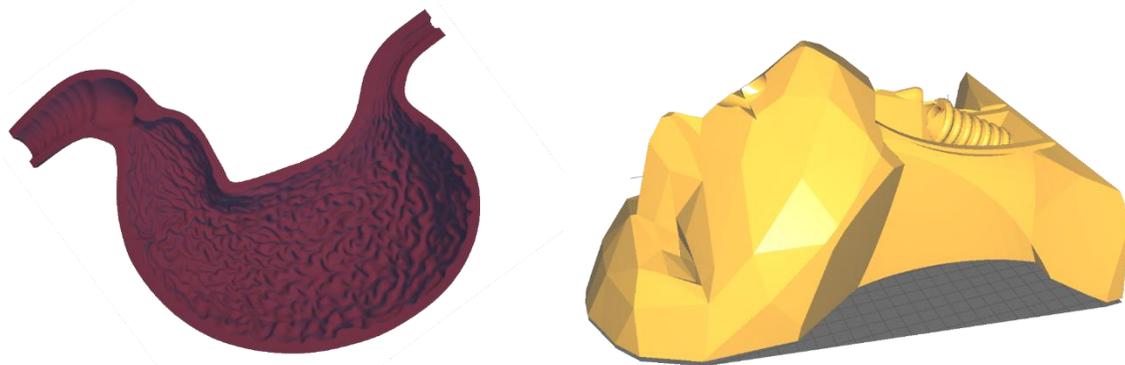


Рисунок 25 – 3D-модель симулятора в программной среде ZBrush

Модель была адаптирована под 3D-печать, после чего физический макет изготовили из гибкого полимерного материала, напоминающего плотность биологических тканей. Такой подход обеспечил не только достоверность визуального восприятия, но и совместимость с эндоскопическим оборудованием.

Изображения с симулятора получают при помощи стандартного USB-эндоскопа, введённого в модель. За счёт программируемого управления освещением создаются различные условия для получения изображений — от ярких и контрастных до тусклых и зашумлённых. Эти изображения затем используются для оценки эффективности цифровой обработки (фильтрации, коррекции контраста и яркости). Полученные результаты свидетельствуют о высокой схожести снимков с реальными клиническими случаями, что позволяет считать симулятор достоверным инструментом для прикладных исследований.



Рисунок 26 – Напечатанная 3D-модель

Преимущества симулятора трудно переоценить. Он даёт возможность тестировать алгоритмы в условиях полной безопасности, снижает зависимость от ограниченного доступа к клиническим данным и позволяет детально настраивать параметры исследования. Более того, симулятор может служить не только исследовательским, но и учебным инструментом: студенты-медики и инженеры могут осваивать методики гастроскопии, тестировать интерфейсы и тренироваться в условиях, максимально приближенных к реальным.



Рисунок 28 – Изображенные полученные через эндоскоп внутри симулятора

Однако у симулятора есть и ограничения. Он не способен полностью воссоздать физиологические процессы, такие как перистальтика или секреция

слизи. Это снижает реалистичность при попытке смоделировать динамические аспекты эндоскопии. Также текстура и гибкость искусственных материалов, несмотря на их высокое качество, всё же уступают настоящим тканям. Тем не менее, для задач цифровой обработки изображений и нейросетевого анализа статических кадров этих параметров оказывается достаточно.



Рисунок 28 – 3D-модель внутри

Таким образом, разработка симулятора ЖКТ стала важным этапом в исследовательской работе, направленной на повышение точности диагностики и надежности цифровых методов в эндоскопии. Это не просто физическая модель — это инженерное решение, открывающее путь к более объективной, безопасной и масштабируемой оценке новых технологий в медицинской визуализации. Будущее медицины всё больше опирается на синтез анатомии, математики и машинного зрения, и симулятор служит одним из связующих звеньев на этом пути.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данное исследование стало важным этапом моей научно-технической подготовки, позволив мне применить на практике свои теоретические знания в области обработки медицинских изображений и систем компьютерного зрения.

Основной целью данной работы была разработка и оценка эффективности численных методов улучшения качества эндоскопических изображений с целью повышения точности диагностики заболеваний желудочно-кишечного тракта. В ходе данной работы мне удалось системно решить следующие задачи, а именно сравнить методы фильтрации, реализовать алгоритмы в средах MATLAB и Python, протестировать их на изображениях полипов и воссоздать экспериментальную модель желудочно-кишечного тракта. Результаты показали, что каждый из исследованных фильтров имеет свои особенности и предпочтительные области применения. Фильтр CLANE позволяет существенно повысить локальный контраст изображения, что особенно полезно для плохо видимых тканей. Медианный фильтр эффективен против импульсных шумов и сохраняет резкость краев, что необходимо для автоматической сегментации. Гауссовский фильтр хорошо справляется с удалением фона и слабых шумов, но требует осторожного использования из-за размытия деталей. Билатеральный фильтр оказался наиболее сбалансированным с точки зрения удаления шума и сохранения структурных особенностей изображения. Данный анализ подтвердил, что выбор метода должен зависеть от конкретной задачи и качества исходных данных.

Для оценки эффективности обработки использовались визуальные и количественные метрики Dice, Precision, Recall, PSNR и SSIM. Их использование позволило не только сравнивать методы между собой, но и делать обоснованные выводы о качестве визуализации после обработки. Благодаря данному исследованию я приобрел уверенность в выборе подходящих метрик для анализа изображений и практические навыки проведения таких сравнений.

Одним из самых ценных аспектов моего проекта стало создание собственного симулятора желудочно-кишечного тракта. Это позволило мне получать управляемые изображения и варьировать параметры освещенности, шума и анатомической структуры, что позволило мне тестировать фильтры в разных условиях. Я также понял важность предварительной валидации методов обработки на синтетических данных перед переносом их на реальные клинические изображения. Работа в двух программных средах MATLAB и Python позволила мне углубить свои навыки программирования и узнать, как разные инструменты могут по-разному подходить к решению схожих задач. Я научился

эффективно использовать библиотеки OpenCV и NumPy, а также встроенные функции MATLAB Image Processing Toolbox.

В целом, эта работа позволила мне не только углубить свои знания в области медицинской визуализации, но и приобрести важные навыки: экспериментального планирования, критического анализа результатов, разработки собственных цифровых инструментов и систематизации научной информации. В дальнейшем я планирую развивать это направление, в том числе с использованием методов машинного обучения и нейросетевых подходов для анализа изображений желудочно-кишечного тракта.

Перечень сокращений

В данной магистерской диссертации используются следующие обозначения и сокращения:

ЖКТ	- желудочно-кишечный тракт
ИИ	- искусственный интеллект
NBI	- с англ. (Narrow Band Imaging) узкополосная визуализация
FICE	- с англ. (Flexible spectral Imaging Color Enhancement) спектральное цифровое усиление
i-scan	- с англ. (Image Scan Enhancement) технология цифровой обработки эндоскопических изображений
BLI	- с англ. (Blue Light Imaging) визуализация с использованием синего света
CLE	- с англ. (Confocal Laser Endomicroscopy) конфокальная лазерная эндомикроскопия
PSNR	- с англ. (Peak Signal-to-Noise Ratio) пиковое отношение сигнал/шум
SSIM	- с англ. (Structural Similarity Index Measure) индекс структурного сходства
CLAHE	- с англ. (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) контрастно-ограниченное адаптивное выравнивание гистограммы
HE	- с англ. (Histogram Equalization) глобальное выравнивание гистограммы
TP	- с англ. (True Positive) истинно положительное значение
FP	- с англ. (False Positive) ложноположительное значение
FN	- с англ. (False Negative) ложноотрицательное значение
FN	- с англ. (False Negative) ложноотрицательное значение
Dice	- с англ. (Dice Coefficient) коэффициент Соренсена–Дайса

U-Net	- унифицированная нейросетевая архитектура для сегментации изображений
CNN	- с англ. (Convolutional Neural Network) свёрточная нейронная сеть
RGB	- с англ. (Red, Green, Blue) цветовая модель
CCD	- с англ. (Charge-Coupled Device) устройство с зарядовой связью (тип светочувствительной матрицы)
CMOS	- с англ. (Complementary Metal-Oxide Semiconductor) комплементарная структура металл–оксид–полупроводник (тип матрицы)
MATLAB	- с англ. (Matrix Laboratory) среда технических расчётов и визуализации
FCN	- с англ. (Fully Convolutional Network) полностью свёрточная нейросеть
3D	- с англ. (Three-Dimensional) трёхмерный
VR	- с англ. (Virtual Reality) виртуальная реальность
AR	- с англ. (Augmented Reality) дополненная реальность
USB	- с англ. (Universal Serial Bus) универсальная последовательная шина (стандарт подключения устройств)
ЭРХПГ	- эндоскопическая ретроградная холангиопанкреатография

Перечень принятых терминов

Эндоскоп - медицинское устройство, предназначенное для визуального осмотра внутренних органов и полостей тела. Существует множество видов эндоскопов в зависимости от области применения и конструктивных особенностей.

Гастроскоп - гибкий эндоскоп, применяемый для исследования пищевода, желудка и двенадцатиперстной кишки.

Фиброэндоскоп - эндоскоп, использующий волоконно-оптическую систему передачи изображения от дистального конца к окуляру.

Видеоэндоскоп - эндоскоп, снабжённый миниатюрной видеокамерой на дистальном конце и передающий изображение на внешний монитор.

Капсульный эндоскоп - одноразовое устройство в виде проглатываемой капсулы с камерой, предназначенное для диагностики тонкой кишки и других труднодоступных отделов ЖКТ.

Эндосонограф (или эндоскоп с УЗИ-датчиком) - эндоскоп, совмещённый с ультразвуковым датчиком, позволяющий оценивать не только внутреннюю поверхность, но и глубокие ткани и структуры.

Роботизированный эндоскоп - управляемое или полуавтономное устройство, использующее робототехнические системы для повышения точности и стабильности визуализации.

Узкополосная визуализация (NBI) - технология оптической фильтрации света для акцентирования сосудистого рисунка и выявления ранних стадий новообразований.

FICE / i-scan / VLI - цифровые методы спектральной постобработки эндоскопических изображений, направленные на усиление контрастности и детализации.

Хромозндоскопия - метод визуализации, основанный на нанесении красителей на слизистую оболочку для улучшения выявления патологий.

CLE (Confocal Laser Endomicroscopy) - методика, обеспечивающая оптическую «биопсию» тканей на клеточном уровне в реальном времени.

Гибкий эндоскоп - устройство с управляемой гибкой вставкой, предназначенной для прохождения через изогнутые анатомические структуры.

Жёсткий эндоскоп - устройство с прямой жесткой трубкой, применяемое, как правило, в хирургии, отоларингологии, урологии.

Инструментальный канал - полый канал в теле эндоскопа, через который могут вводиться инструменты (щипцы, петли, иглы и др.) для манипуляций.

Световод - система оптических волокон, передающая свет от внешнего источника к освещаемой зоне.

ПЗС-матрица (CCD) - светочувствительный сенсор, преобразующий оптическое изображение в цифровой сигнал.

КМОП-матрица (CMOS) - альтернативный тип сенсора, часто используемый в современных видеоэндоскопах.

CLaNE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) - локализованный метод выравнивания гистограммы яркости с ограничением контраста, применяемый для улучшения видимости деталей.

Медианный фильтр - фильтр цифровой обработки изображений, эффективно устраняющий шумы типа "соль и перец".

Гауссов фильтр - линейный фильтр, сглаживающий изображение с помощью ядра по Гауссовскому распределению.

Билатеральный фильтр - нелинейный фильтр, сохраняющий границы объектов при устранении шума, учитывая как пространственную, так и интенсивностную близость пикселей.

Гамма-коррекция - метод нелинейной обработки изображения для управления общей яркостью и контрастностью изображения.

Методы сегментации - алгоритмы автоматического выделения областей интереса (например, полипов) на изображениях. Включают пороговую, морфологическую, нейросетевую и др. сегментации.

U-Net - архитектура свёрточной нейросети, применяемая для сегментации биомедицинских изображений.

Retinex - алгоритмический подход, имитирующий адаптацию человеческого зрения к неравномерному освещению.

Гомоморфная фильтрация - метод устранения влияния неравномерной освещённости на изображение путём логарифмического преобразования.

PSNR (Peak Signal-to-Noise Ratio) - показатель соотношения полезного сигнала к шуму, используется для оценки качества изображений после обработки.

SSIM (Structural Similarity Index Measure) - метрика структурного сходства между оригинальным и обработанным изображением.

Dice Coefficient - метрика, отражающая степень перекрытия между предсказанной и истинной (ручной) сегментацией изображения.

Precision - точность, доля истинно положительных среди всех положительных предсказаний.

Recall - полнота, доля истинно положительных среди всех реальных положительных объектов.

F1-мера - гармоническое среднее между точностью и полнотой, дающее сбалансированную оценку.

Эндоскопическая визуализация - совокупность оптических и цифровых методов получения изображений внутренних органов в реальном времени.

Симулятор ЖКТ - физическое или цифровое устройство, воспроизводящее анатомические и оптические свойства желудочно-кишечного тракта, используемое для отладки и тестирования методов обработки изображений.

OCR (Optical Character Recognition) - метод извлечения текстовой информации из изображений (в данной работе может использоваться при автоматической разметке).

Deep Learning Toolbox - набор инструментов MATLAB для проектирования и обучения нейросетей, включая сегментационные модели, такие как U-Net.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Engelsjerd JS, Deibert CM. Cystoscopy. 2023 Apr 10. In: StatPearls [Internet]. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing; 2024 Jan–. PMID: 29630232.
2. Kluge F, Seidler E. Zur Erstanwendung der Osophago- und Gastroskopie: Briefe von Adolf Kussmaul und seinen Mitarbeitern. *Medizinhist J.* 1986;21(3-4):288-307. German. PMID: 11637391.
3. Sivak MV. Gastrointestinal endoscopy: past and future. *Gut.* 2006 Aug;55(8):1061-4. doi: 10.1136/gut.2005.086371. PMID: 16849338; PMCID: PMC1856274.
4. Visconti TAC, Otoch JP, Artifon ELA. Robotic endoscopy. A review of the literature. *Acta Cir Bras.* 2020;35(2):e202000206. doi: 10.1590/s0102-865020200020000006. Epub 2020 Apr 27. PMID: 32348403; PMCID: PMC7184939.
5. Hopkins H H, Kapany N S. A flexible fiberscope, using static scanning. *Nature* 1954;76:864–869.
6. HIRSCHOWITZ BI, CURTISS LE, PETERS CW, POLLARD HM. Demonstration of a new gastroscope, the fiberscope. *Gastroenterology.* 1958 Jul;35(1):50; discussion 51-3. PMID: 13562387.
7. Iddan GJ, Swain CP. History and development of capsule endoscopy. *Gastrointest Endosc Clin N Am.* 2004 Jan;14(1):1-9. doi: 10.1016/j.giec.2003.10.022. PMID: 15062374.
8. Visconti TAC, Otoch JP, Artifon ELA. Robotic endoscopy. A review of the literature. *Acta Cir Bras.* 2020;35(2):e202000206. doi: 10.1590/s0102-865020200020000006. Epub 2020 Apr 27. PMID: 32348403; PMCID: PMC7184939.
9. Kim GH, Yi K, Joo DC, Lee MW, Jeon HK, Lee BE. Magnifying Endoscopy with Narrow-Band Imaging for Duodenal Neuroendocrine Tumors. *J Clin Med.* 2023 Apr 24;12(9):3106. doi: 10.3390/jcm12093106. PMID: 37176547; PMCID: PMC10179496.
10. Singh R, Chiam KH, Leiria F, Pu LZCT, Choi KC, Militz M. Chromoendoscopy: role in modern endoscopic imaging. *Transl Gastroenterol Hepatol.* 2020 Jul 5;5:39. doi: 10.21037/tgh.2019.12.06. PMID: 32632390; PMCID: PMC7063532.
11. Su F, Zhu M, Feng R, Li Y. ME-NBI combined with endoscopic ultrasonography for diagnosing and staging the invasion depth of early esophageal cancer: a diagnostic meta-analysis. *World J Surg Oncol.* 2022 Oct 17;20(1):343. doi: 10.1186/s12957-022-02809-6. PMID: 36253783; PMCID: PMC9575268.

12. Han W, Kong R, Wang N, Bao W, Mao X, Lu J. Confocal Laser Endomicroscopy for Detection of Early Upper Gastrointestinal Cancer. *Cancers (Basel)*. 2023 Jan 26;15(3):776. doi: 10.3390/cancers15030776. PMID: 36765734; PMCID: PMC9913498.
13. Bazerbachi F, Nassani N, Mavrogenis G, Mönkemüller K. Underwater endosonography (uEUS) for enhancement of small mucosal and submucosal gastrointestinal lesions. *Endoscopy*. 2023 Dec;55(S 01):E143-E144. doi: 10.1055/a-1959-1875. Epub 2022 Oct 28. PMID: 36307067; PMCID: PMC9829830.
14. Lattanzi B, Ramai D, Gkolfakis P, Facciorusso A. Predictive models in EUS/ERCP. *Best Pract Res Clin Gastroenterol*. 2023 Dec;67:101856. doi: 10.1016/j.bpg.2023.101856. Epub 2023 Aug 2. PMID: 38103924.
15. Iglesias-Garcia J, Lariño-Noia J, de la Iglesia-García D, Dominguez-Muñoz JE. Endoscopic ultrasonography: Enhancing diagnostic accuracy. *Best Pract Res Clin Gastroenterol*. 2022 Sep-Dec;60-61:101808. doi: 10.1016/j.bpg.2022.101808. Epub 2022 Nov 20. PMID: 36577529.
16. van der Ploeg K, de Jonge PJF, Lammers WJ, Koch AD, Vos MC, Paulsen V, Aabakken L, Bruno M. Performance of a single-use gastroscope for esophagogastroduodenoscopy: Prospective evaluation. *Endosc Int Open*. 2024 Mar 18;12(3):E428-E434. doi: 10.1055/a-2271-2303. Erratum in: *Endosc Int Open*. 2024 Sep 13;12(3):C6. doi: 10.1055/a-2412-6842. PMID: 38504741; PMCID: PMC10948268.
17. Xia L, Sun S, Dai W. Deep Learning-Based Ultrasound Combined with Gastroscope for the Diagnosis and Nursing of Upper Gastrointestinal Submucous Lesions. *Comput Math Methods Med*. 2022 Apr 19;2022:1607099. doi: 10.1155/2022/1607099. PMID: 35495895; PMCID: PMC9042621.
18. Seo HS, Kim SJ, Jeon CH, Song KY, Lee HH. The First Systematic Gastroscopy Training Program for Surgeons in Korea. *J Korean Med Sci*. 2022 Oct 17;37(40):e295. doi: 10.3346/jkms.2022.37.e295. PMID: 36254531; PMCID: PMC9577353.
19. Shoop NM. Flexible endoscopes: structure and function. The mechanical system. *Gastroenterol Nurs*. 2001 Nov-Dec;24(6):294-7. doi: 10.1097/00001610-200111000-00007. PMID: 11837215.
20. Muscarella LF. Advantages and limitations of automatic flexible endoscope reproprocessors. *Am J Infect Control*. 1996 Aug;24(4):304-9. doi: 10.1016/s0196-6553(96)90062-0. PMID: 8870914.

21. Schmelzer M, Daniels G, Hough H. Safe storage time for reprocessed flexible endoscopes: a systematic review. *JBIR Database System Rev Implement Rep*. 2015 Sep;13(9):187-243. doi: 10.11124/jbisrir-2015-2307. PMID: 26470671.
22. Holland P, Shoop N. Flexible endoscopes: structure and function--the air and water system. *Gastroenterol Nurs*. 2000 Nov-Dec;23(6):264-8. doi: 10.1097/00001610-200011000-00004. PMID: 11854970.
23. Kim M, Yoo WJ, Lee B. Development of a fiber-optic gamma endoscope to measure both optical and gamma images in a confined space. *Opt Express*. 2017 Aug 21;25(17):20087-20097. doi: 10.1364/OE.25.020087. PMID: 29041693.
24. Zarandi-Nowroozi M, von Renteln D. Measuring polyp size using a virtual scale endoscope: a video tutorial with clinical case demonstration. *Endoscopy*. 2023 Dec;55(S 01):E145-E146. doi: 10.1055/a-1956-1714. Epub 2022 Oct 28. PMID: 36307087; PMCID: PMC9829768.
25. Сухих М.В., Панченков Д.Н. Конфокальная лазерная эндомикроскопия верхних отделов пищеварительного тракта: история развития, возможности скрининга. *Хирургия. Журнал им. Н.И. Пирогова*. 2020;(4):42-46. doi.org/10.17116/hirurgia202004142
26. Negreanu L, Preda CM, Ionescu D, Ferechide D. Progress in digestive endoscopy: Flexible Spectral Imaging Colour Enhancement (FICE)-technical review. *J Med Life*. 2015 Oct-Dec;8(4):416-22. PMID: 26664462; PMCID: PMC4656944.
27. Tokat M, van Tilburg L, Koch AD, Spaander MCW. Artificial Intelligence in Upper Gastrointestinal Endoscopy. *Dig Dis*. 2022;40(4):395-408. doi: 10.1159/000518232. Epub 2021 Jul 21. PMID: 34348267.
28. Visconti TAC, Otoch JP, Artifon ELA. Robotic endoscopy. A review of the literature. *Acta Cir Bras*. 2020;35(2):e202000206. doi: 10.1590/s0102-865020200020000006. Epub 2020 Apr 27. PMID: 32348403; PMCID: PMC7184939.
29. Kume K. Flexible robotic endoscopy: current and original devices. *Comput Assist Surg (Abingdon)*. 2016 Dec;21(1):150-159. doi: 10.1080/24699322.2016.1242654. PMID: 27973963.
30. Kume K. [Ongoing Development and Directions in Flexible Robotic Endoscopy]. *J UOEH*. 2015 Jun 1;37(2):149-56. Japanese. doi: 10.7888/juoeh.37.149. PMID: 26073504.
31. Yu H, Singh R, Shin SH, Ho KY. Artificial intelligence in upper GI endoscopy - current status, challenges and future promise. *J Gastroenterol Hepatol*. 2021 Jan;36(1):20-24. doi: 10.1111/jgh.15354. PMID: 33448515.

32. Azizi S, Al-Rubaye H, Turki MAA, Siddiqui MRS, Shanmuganandan AP, Ehsanullah B, Brar R, Abulafi AM. Detecting dysplasia using white light endoscopy or chromoendoscopy in ulcerative colitis patients without primary sclerosing cholangitis: A systematic review and meta-analysis. *Int J Surg*. 2018 Apr; 52:180-188. doi: 10.1016/j.ijisu.2018.02.028. Epub 2018 Feb 17. PMID: 29462738.
33. Rehan M, Yeo AG, Yousuf MU, Avci E. Anchoring Mechanism for Capsule Endoscope: Mechanical Design, Fabrication and Experimental Evaluation. *Micromachines (Basel)*. 2022 Nov 22;13(12):2045. doi: 10.3390/mi13122045. PMID: 36557344; PMCID: PMC9782074.
34. Kim GH, Cho YK, Cha JM, Lee SY, Chung IK. Efforts to increase image quality during endoscopy: The role of pronase. *World J Gastrointest Endosc*. 2016 Mar 10;8(5):267-72. doi: 10.4253/wjge.v8.i5.267. PMID: 26981178; PMCID: PMC4781907.
35. Namasivayam V, Uedo N. Quality indicators in the endoscopic detection of gastric cancer. *DEN Open*. 2023 Apr 9;3(1):e221. doi: 10.1002/deo2.221. PMID: 37051139; PMCID: PMC10083214.
36. Januszewicz W, Kaminski MF. Quality indicators in diagnostic upper gastrointestinal endoscopy. *Therap Adv Gastroenterol*. 2020 May 15;13:1756284820916693. doi: 10.1177/1756284820916693. PMID: 32477426; PMCID: PMC7232050.
37. Liu X, Zhang J, Wang Y, Zhang HJ, Ding SG, Zhou LY. [Characteristics analysis of early gastric cancer under white light endoscopy]. *Beijing Da Xue Xue Bao Yi Xue Ban*. 2019 Apr 18;51(2):302-306. Chinese. doi: 10.19723/j.issn.1671-167X.2019.02.020. PMID: 30996373; PMCID: PMC7441186.
38. Campos ST, Barreto L, Fernandes V, Meira T, Portela F, Carreira C, Nunes AM, d'Apresentação P, Barreto L, Lima W, da Costa D, Zhaky A, Freitas P. Starting gastrointestinal endoscopy in a lower middle-income country in Africa: Training, creating an endoscopy facility and developing telemedicine. *Endosc Int Open*. 2022 Nov 15;10(11):E1434-E1441. doi: 10.1055/a-1942-7359. PMID: 36397869; PMCID: PMC9666077.
39. Rao MS, Gaur A, Bharadwaj HR, Imran S, Tan JK, Abbas S, Fuad M, Abuhashem S, Shah MH, Dalal P, Al Khatib AN, Abbasher Hussien Mohamed Ahmed K. The current state of pediatric gastroenterology in under-resourced nations. *Ann Med Surg (Lond)*. 2025 Mar 7;87(4):2218-2228. doi: 10.1097/MS9.0000000000003141. PMID: 40212147; PMCID: PMC11981426.
40. Wijsman PJM, Molenaar L, Van't Hullenaar CDP, van Vugt BST, Bleeker WA, Draaisma WA, Broeders IAMJ. Ergonomics in handheld and robot-assisted

- camera control: a randomized controlled trial. *Surg Endosc.* 2019 Dec;33(12):3919-3925. doi: 10.1007/s00464-019-06678-1. Epub 2019 Feb 11. PMID: 30746574; PMCID: PMC6831540.
- 41.Liu J, Zhou X, Wan Z, Yang X, He W, He R, Lin Y. Multi-Scale FPGA-Based Infrared Image Enhancement by Using RGF and CLAHE. *Sensors (Basel).* 2023 Sep 27;23(19):8101. doi: 10.3390/s23198101. PMID: 37836931; PMCID: PMC10575104.
- 42.Yin XX, Sun L, Fu Y, Lu R, Zhang Y. U-Net-Based Medical Image Segmentation. *J Healthc Eng.* 2022 Apr 15;2022:4189781. doi: 10.1155/2022/4189781. Retraction in: *J Healthc Eng.* 2023 Oct 18;2023:9890389. doi: 10.1155/2023/9890389. PMID: 35463660; PMCID: PMC9033381.
- 43.Gao Y, Jiang Y, Peng Y, Yuan F, Zhang X, Wang J. Medical Image Segmentation: A Comprehensive Review of Deep Learning-Based Methods. *Tomography.* 2025 Apr 30;11(5):52. doi: 10.3390/tomography11050052. PMID: 40423254; PMCID: PMC12115501.
- 44.Yan X, Lin B, Fu J, Li S, Wang H, Fan W, Fan Y, Feng M, Wang R, Fan J, Qi S, Jiang C. Deep-learning-based automatic segmentation and classification for craniopharyngiomas. *Front Oncol.* 2023 May 5;13:1048841. doi: 10.3389/fonc.2023.1048841. PMID: 37213305; PMCID: PMC10196103.
- 45.Нao Y, Li X, Zhang H, Ku Y. Free-recall benefit, inhomogeneity and between-item interference in working memory. *Cognition.* 2021 Sep;214:104739. doi: 10.1016/j.cognition.2021.104739. Epub 2021 Apr 23. PMID: 33901834.
- 46.Садькова, Д. и Джеймс, А. П. (2018). Метрики оценки качества для обнаружения и фильтрации границ: обзор учебного пособия.
- 47.Gourdeau D, Duchesne S, Archambault L. On the proper use of structural similarity for the robust evaluation of medical image synthesis models. *Med Phys.* 2022 Apr;49(4):2462-2474. doi: 10.1002/mp.15514. Epub 2022 Feb 14. PMID: 35106778.
- 48.Johnson GGRJ, Helewa R, Moffatt DC, Coneys JG, Park J, Hyun E. Colorectal polyp classification and management of complex polyps for surgeon endoscopists. *Can J Surg.* 2023 Sep 21;66(5):E491-E498. doi: 10.1503/cjs.011422. PMID: 37734853; PMCID: PMC10521811.
- 49.Yacoub H, Bibani N, Sabbah M, Bellil N, Ouakaa A, Trad D, Gargouri D. Gastric polyps: a 10-year analysis of 18,496 upper endoscopies. *BMC Gastroenterol.* 2022 Feb 19;22(1):70. doi: 10.1186/s12876-022-02154-8. PMID: 35183117; PMCID: PMC8857847.

50. Markowski AR, Markowska A, Guzinska-Ustymowicz K. Pathophysiological and clinical aspects of gastric hyperplastic polyps. *World J Gastroenterol*. 2016 Oct 28;22(40):8883-8891. doi: 10.3748/wjg.v22.i40.8883. PMID: 27833379; PMCID: PMC5083793.
51. Smedsrud PH, Thambawita V, Hicks SA, Gjestang H, Nedrejord OO, Næss E, Borgli H, Jha D, Berstad TJD, Eskeland SL, Lux M, Espeland H, Petlund A, Nguyen DTD, Garcia-Ceja E, Johansen D, Schmidt PT, Toth E, Hammer HL, de Lange T, Riegler MA, Halvorsen P. Kvasir-Capsule, a video capsule endoscopy dataset. *Sci Data*. 2021 May 27;8(1):142. doi: 10.1038/s41597-021-00920-z. PMID: 34045470; PMCID: PMC8160146.
52. Demirbaş AA, Üzen H, Fırat H. Spatial-attention ConvMixer architecture for classification and detection of gastrointestinal diseases using the Kvasir dataset. *Health Inf Sci Syst*. 2024 Apr 28;12(1):32. doi: 10.1007/s13755-024-00290-x. PMID: 38685985; PMCID: PMC11056348.
53. Joseph J, George SN, Raja K. Parameter-Free Matrix Decomposition for Specular Reflections Removal in Endoscopic Images. *IEEE J Transl Eng Health Med*. 2023 Jun 6;11:360-374. doi: 10.1109/JTEHM.2023.3283444. PMID: 37435543; PMCID: PMC10332471.

Приложение А

```
import tkinter as tk
from tkinter import filedialog, ttk, messagebox
from PIL import Image, ImageTk
import cv2
import numpy as np
import os
import datetime
from skimage.metrics import structural_similarity as ssim
from math import log10

def dice_coefficient(y_true, y_pred):
    y_true = y_true.astype(bool)
    y_pred = y_pred.astype(bool)
    intersection = np.logical_and(y_true, y_pred).sum()
    return 2. * intersection / (y_true.sum() + y_pred.sum())

def precision(y_true, y_pred):
    tp = np.logical_and(y_pred == 1, y_true == 1).sum()
    pp = (y_pred == 1).sum()
    return tp / pp if pp else 0

def recall(y_true, y_pred):
    tp = np.logical_and(y_pred == 1, y_true == 1).sum()
    ap = (y_true == 1).sum()
    return tp / ap if ap else 0

def psnr(y_true, y_pred):
    mse = np.mean((y_true - y_pred) ** 2)
    if mse == 0:
        return float('inf')
    PIXEL_MAX = 255.0
    return 20 * log10(PIXEL_MAX / np.sqrt(mse))

def compute_metrics(original, processed):
    original = cv2.normalize(original, None, 0, 255,
cv2.NORM_MINMAX).astype(np.uint8)
```

Приложение А

```
processed = cv2.normalize(processed, None, 0, 255,
cv2.NORM_MINMAX).astype(np.uint8)
_, original_mask = cv2.threshold(original, 127, 1, cv2.THRESH_BINARY)
_, processed_mask = cv2.threshold(processed, 127, 1, cv2.THRESH_BINARY)

return {
    'Dice': round(dice_coefficient(original_mask, processed_mask), 3),
    'Precision': round(precision(original_mask, processed_mask), 3),
    'Recall': round(recall(original_mask, processed_mask), 3),
    'PSNR': round(psnr(original, processed), 2),
    'SSIM': round(ssim(original, processed), 3)
}

def safe_imread(path):
    return cv2.imdecode(np.fromfile(path, dtype=np.uint8), cv2.IMREAD_COLOR)

class ImageFilterApp(tk.Tk):
    def init(self):
        super().init()
        self.title("Фильтрация эндоскопических изображений")
        self.geometry("1400x900")
        self.configure(bg='#2c2f4a')
        self.images = []
        self.image_titles = []
        self.image_index = 0
        self.loaded_image_path = None
        self.create_widgets()

    def create_widgets(self):
        top_frame = tk.Frame(self, bg='#2c2f4a')
        top_frame.pack(side=tk.TOP, fill=tk.X, pady=20)

        center_buttons = tk.Frame(top_frame, bg='#2c2f4a')
        center_buttons.pack(anchor='center')

        style = {'bg': '#5e60ce', 'fg': 'white', 'font': ('Arial', 11, 'bold'), 'bd': 0, 'relief': 'ridge'}
```

Приложение А

```
tk.Button(center_buttons, text="Загрузить изображение",
command=self.load_and_process_image, **style, padx=20,
pady=5).pack(side=tk.LEFT, padx=8)
tk.Button(center_buttons, text="Сохранить всё",
command=self.save_all_images, **style, padx=20, pady=5).pack(side=tk.LEFT,
padx=8)
tk.Button(center_buttons, text="Инфо", command=self.show_info, **style,
padx=10, pady=5).pack(side=tk.LEFT, padx=8)

self.image_frame = tk.Frame(self, bg='#2c2f4a')
self.image_frame.pack(fill=tk.BOTH, expand=True)

def save_all_images(self):
    directory = filedialog.askdirectory(title="Выберите папку для сохранения")
    if not directory:
        return
    for img, title in zip(self.images, self.image_titles):
        path = os.path.join(directory, title.replace(' ', '_') + '.png')
        img.save(path)
    messagebox.showinfo("Сохранение", f"Сохранено {len(self.images)}
изображений в {directory}")

def show_info(self):
    msg = f"Файл: {os.path.basename(self.loaded_image_path)}\n"
    msg += f"Размер окна: {self.winfo_width()}x{self.winfo_height()}\n"
    msg += f"Количество изображений: {len(self.image_titles)}\n"
    now = datetime.datetime.now().strftime("%Y-%m-%d %H:%M:%S")
    msg += f"Время: {now}"
    messagebox.showinfo("Информация о сессии", msg)

def load_and_process_image(self):
    self.clear_image_frame()
    file_path = filedialog.askopenfilename(filetypes=[("Image files", "*.png *.jpg
*.jpeg *.bmp")])
    if not file_path:
        return
    self.loaded_image_path = file_path
```

Приложение А

```
bgr_image = safe_imread(file_path)
if bgr_image is None:
    messagebox.showerror("Ошибка", "Изображение не удалось загрузить.")
    return

gray = cv2.cvtColor(bgr_image, cv2.COLOR_BGR2GRAY)

median = cv2.medianBlur(gray, 5)
gaussian = cv2.GaussianBlur(gray, (5, 5), 0)
bilateral = cv2.bilateralFilter(gray, 9, 75, 75)
clahe = cv2.createCLAHE(clipLimit=2.0, tileGridSize=(8, 8)).apply(gray)

self.display_image(gray, 'Оригинал (серый)', gray=True)
self.display_image(median, 'Медианный фильтр', gray=True)
self.display_image(gaussian, 'Гауссовский фильтр', gray=True)
self.display_image(bilateral, 'Билатеральный фильтр', gray=True)
self.display_image(clahe, 'CLAHE', gray=True)

def clear_image_frame(self):
    for widget in self.image_frame.winfo_children():
        widget.destroy()
    self.images.clear()
    self.image_titles.clear()
    self.image_index = 0

def display_image(self, img_array, title, gray=False):
    if gray:
        pil_image = Image.fromarray(img_array).convert('L')
    else:
        pil_image = Image.fromarray(img_array)

    resized_image = pil_image.resize((256, 170))
    photo = ImageTk.PhotoImage(resized_image)

    frame = tk.Frame(self.image_frame, padx=10, pady=10, bg='#2c2f4a')
    label_img = tk.Label(frame, image=photo, bg='#2c2f4a')
    label_img.image = photo
```

Приложение А

```
label_img.pack()
```

```
label_title = tk.Label(frame, text=title, bg='#2c2f4a', fg='white', font=('Arial', 10, 'bold'))
```

```
label_title.pack()
```

```
if title != 'Оригинал (серый)' and self.images:
```

```
    original = np.array(self.images[0].resize((256, 170)).convert('L'))
```

```
    processed = np.array(resized_image.convert('L'))
```

```
    metrics = compute_metrics(original, processed)
```

```
label_metrics = tk.Label(
```

```
    frame,
```

```
    text=f"Dice: {metrics['Dice']}\nPrecision: {metrics['Precision']}\nRecall:
```

```
{metrics['Recall']}\nPSNR: {metrics['PSNR']} dB\nSSIM: {metrics['SSIM']}",
```

```
    bg='#2c2f4a', fg='lightgreen', font=('Arial', 8)
```

```
)
```

```
label_metrics.pack()
```

```
row = self.image_index // 3
```

```
col = self.image_index % 3
```

```
frame.grid(row=row, column=col, padx=10, pady=10)
```

```
self.image_index += 1
```

```
self.images.append(pil_image)
```

```
self.image_titles.append(title)
```

```
if name == 'main':
```

```
    app = ImageFilterApp()
```

```
    app.mainloop()
```

Приложение Б

```
img = imread('1.jpg');
grayImg = rgb2gray(img);

groundTruth = zeros(size(grayImg));
groundTruth(100:200, 150:250) = 1;

medianFiltered = medfilt2(grayImg, [3 3]);
gaussFiltered = imgaussfilt(grayImg, 2);
bilateralFiltered = imbilatfilt(grayImg);
claheFiltered = adapthisteq(grayImg, 'ClipLimit', 0.01, 'NumTiles', [8 8]);

compute_metrics = @(processed) deal( ...
    2 * sum((imbinarize(processed) & groundTruth), 'all') / ...
    (sum(imbinarize(processed), 'all') + sum(groundTruth, 'all')), ...
    sum(imbinarize(processed) & groundTruth, 'all') / sum(imbinarize(processed), 'all'),
    ...
    sum(imbinarize(processed) & groundTruth, 'all') / sum(groundTruth, 'all'), ...
    psnr(processed, grayImg), ...
    ssim(processed, grayImg));

[Dice_m, Prec_m, Rec_m, PSNR_m, SSIM_m] = compute_metrics(medianFiltered);
[Dice_g, Prec_g, Rec_g, PSNR_g, SSIM_g] = compute_metrics(gaussFiltered);
[Dice_b, Prec_b, Rec_b, PSNR_b, SSIM_b] = compute_metrics(bilateralFiltered);
[Dice_c, Prec_c, Rec_c, PSNR_c, SSIM_c] = compute_metrics(claheFiltered);

figure;
subplot(2,3,1); imshow(grayImg); title('Оригинал');
subplot(2,3,2); imshow(medianFiltered); title('Медианный фильтр');
subplot(2,3,3); imshow(gaussFiltered); title('Гауссов фильтр');
subplot(2,3,4); imshow(bilateralFiltered); title('Билатеральный фильтр');
subplot(2,3,5); imshow(claheFiltered); title('CLAHE');

fprintf('\n--- Медианный фильтр ---\nDice: %.4f\nPrecision: %.4f\nRecall:
%.4f\nPSNR: %.2f dB\nSSIM: %.4f\n', Dice_m, Prec_m, Rec_m, PSNR_m,
SSIM_m);
fprintf('\n--- Гауссов фильтр ---\nDice: %.4f\nPrecision: %.4f\nRecall: %.4f\nPSNR:
%.2f dB\nSSIM: %.4f\n', Dice_g, Prec_g, Rec_g, PSNR_g, SSIM_g);
```

```
fprintf('\n--- Билатеральный фильтр ---\nDice: %.4f\nPrecision: %.4f\nRecall:
%.4f\nPSNR: %.2f dB\nSSIM: %.4f\n', Dice_b, Prec_b, Rec_b, PSNR_b, SSIM_b);
fprintf('\n--- CLAHE ---\nDice: %.4f\nPrecision: %.4f\nRecall: %.4f\nPSNR: %.2f
dB\nSSIM: %.4f\n', Dice_c, Prec_c, Rec_c, PSNR_c, SSIM_c);
```

Приложение В

Гауссов фильтр (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.992	1.0	0.985	48.49	0.997
2	0.985	0.982	0.988	40.19	0.99
3	0.964	0.932	0.998	40.53	0.996
4	0.98	0.981	0.979	43.95	0.995
5	0.964	0.96	0.968	43.14	0.995
6	0.999	0.999	0.998	51.14	0.997
7	0,972	0,993	0,971	39,22	0,993
8	0,989	0,995	0,994	46,64	0,992
9	0,953	0,964	0,972	39,59	0,998
10	0,974	0,999	0,996	42,83	0,994
11	0,952	0,957	0,99	45,1	0,996
12	0,953	0,96	0,992	50,24	0,991
13	0,995	0,959	0,961	44,91	0,994
14	0,957	0,995	0,999	47,83	0,99
15	0,977	0,983	0,989	51,9	0,994
16	0,971	0,958	0,972	39,84	0,998
17	0,967	0,972	0,993	41,85	0,993
18	0,995	0,981	0,971	43,52	0,99
19	0,951	0,954	0,995	43,91	0,99
20	0,983	0,994	0,965	43,75	0,993
21	0,998	0,99	0,988	50,71	0,991
22	0,978	0,975	0,982	48	0,99
23	0,997	0,998	0,964	46,51	0,996
24	0,953	0,971	0,97	42,33	0,994
25	0,971	0,999	0,96	49,53	0,992
26	0,963	0,983	0,979	51,37	0,997
27	0,987	0,982	0,972	49,5	0,991
28	0,999	0,958	0,984	38,02	0,998
29	0,963	0,994	0,972	46,91	0,993

30	0,983	0,971	0,972	38,72	0,997
31	0,96	0,958	0,99	41,61	0,995
32	0,978	0,951	0,962	38,83	0,997
33	0,973	0,978	0,996	46,45	0,998
34	0,999	0,976	0,994	47,61	0,992
35	0,98	0,986	0,987	39,6	0,998
36	0,967	0,995	0,984	43,37	0,993
37	0,956	0,954	0,996	44,39	0,993
38	0,958	0,987	0,967	43,17	0,993
39	0,961	0,959	0,963	39,69	0,994
40	0,963	0,993	0,97	43,87	0,991
41	0,993	0,991	0,992	48,52	0,994
42	0,978	0,977	0,961	38,99	0,994
43	0,976	0,986	0,983	39,12	0,996
44	0,956	0,966	1	42,97	0,997
45	0,993	0,974	0,994	51,18	0,994
46	0,986	0,991	0,981	47,36	0,992
47	0,953	0,973	0,963	47,5	0,992
48	0,985	0,968	0,993	43,07	0,992
49	0,977	0,975	0,984	46,31	0,99
50	0,954	0,991	0,965	38,14	0,993
51	0,973	0,967	0,964	46,91	0,992
52	0,974	0,959	0,996	50,79	0,998
53	0,958	0,986	0,987	46,58	0,994
54	0,997	0,991	0,993	50,23	0,993
55	0,992	0,955	0,995	48,14	0,995
56	0,983	0,962	0,983	39,69	0,991
57	0,973	0,957	0,981	50,63	0,994
58	0,971	0,967	0,977	38,93	0,995
59	0,983	0,973	0,973	45,48	0,994
60	0,977	0,987	0,977	39,99	0,993
61	0,953	0,983	0,991	38,16	0,998
62	0,976	0,981	0,984	43,91	0,997
63	0,99	0,968	0,996	42,13	0,995

64	0,973	0,992	0,978	44,8	0,995
65	0,953	0,974	0,984	46,08	0,995
66	0,989	0,999	0,985	38,61	0,992
67	0,96	0,982	0,984	39,72	0,993
68	0,963	0,956	0,988	45,82	0,99
69	0,958	0,984	0,969	42,8	0,994
70	0,967	0,966	0,98	48,21	0,994
71	0,988	0,984	0,964	47,13	0,992
72	0,976	0,953	0,975	49,84	0,998
73	0,96	0,959	0,98	47,69	0,997
74	0,994	0,993	0,986	44,02	0,996
75	0,994	0,961	0,998	47,42	0,994
76	0,994	0,992	0,984	41,86	0,997
77	0,962	0,964	0,99	42,29	0,991
78	0,973	0,982	0,98	49,05	0,996
79	0,999	0,985	0,985	44,25	0,991
80	0,989	0,976	0,963	49,18	0,996
81	0,951	0,965	0,97	49,51	0,992
82	0,953	0,961	0,974	50,01	0,997
83	0,973	0,952	0,979	50,83	0,998
84	0,995	0,965	0,962	44,03	0,991
85	0,977	0,983	0,966	42,46	0,994
86	0,975	0,997	0,971	46,15	0,998
87	0,955	0,994	0,999	43,2	0,994
88	0,983	0,988	0,973	46,42	0,997
89	0,991	0,989	0,979	47,88	0,995
90	0,969	0,983	0,968	47,64	0,993
91	0,989	0,963	0,984	43,24	0,992
92	0,998	0,995	0,971	40,34	0,992
93	0,96	0,984	0,968	44,03	0,996
94	0,976	0,978	0,981	40	0,993
95	0,964	0,956	0,96	50,46	0,994
96	0,99	0,972	0,96	42,84	0,994
97	0,979	0,973	0,969	40,16	0,995

98	0,982	0,993	0,961	38,36	0,997
99	0,99	0,977	0,964	47,04	0,998
100	0,97	0,969	0,974	46,92	0,993

Приложение Г

Медианный фильтр (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.997	0.997	0.998	45.79	0.994
2	0.974	0.972	0.976	37.9	0.972
3	0.985	0.993	0.976	43.11	0.985
4	0.97	0.984	0.957	43.17	0.988
5	0.953	0.96	0.946	42.54	0.985
6	0.997	0.998	0.995	42.66	0.973
7	0.99	0.943	0.947	43.82	0.994
8	0.965	0.956	0.955	38.46	0.976
9	0.989	0.981	0.941	41.29	0.978
10	0.992	0.944	0.957	43.46	0.978
11	0.944	0.989	0.985	39.23	0.976
12	0.991	0.94	0.97	42.77	0.97
13	0.966	0.954	0.96	43	0.988
14	0.97	0.983	0.962	38.46	0.994
15	0.976	0.958	0.94	42.09	0.976
16	0.994	0.946	0.957	43.94	0.987
17	0.941	0.961	0.977	41.49	0.989
18	0.968	0.956	0.997	37.11	0.991
19	0.98	0.989	0.989	37.08	0.981
20	0.982	0.958	0.941	40.21	0.978
21	0.98	0.986	0.992	45.34	0.978
22	0.948	0.992	0.985	39.06	0.988
23	0.957	0.965	0.985	42.71	0.99
24	0.961	0.993	0.967	39	0.975
25	0.987	0.962	0.963	39.9	0.979
26	0.956	0.996	0.958	44.63	0.993
27	0.952	0.945	0.944	43.56	0.99
28	0.996	0.98	0.953	37.86	0.995
29	0.941	0.969	0.954	40.86	0.989

30	0,998	0,962	0,968	37,26	0,98
31	0,979	0,977	0,983	41,33	0,985
32	0,988	0,981	0,967	42,96	0,987
33	0,957	0,94	0,943	38,07	0,972
34	0,941	0,95	0,996	39,6	0,984
35	0,983	0,981	0,995	40,58	0,988
36	0,988	0,979	0,986	45,28	0,974
37	0,983	0,996	0,997	45,94	0,99
38	0,948	0,984	0,972	37,4	0,985
39	0,984	0,995	0,996	43,85	0,994
40	0,985	0,981	0,944	40,35	0,971
41	0,978	0,957	0,961	40,53	0,977
42	0,984	0,946	0,953	43,79	0,985
43	0,989	0,985	0,951	45,27	0,977
44	0,976	0,977	0,948	45,56	0,988
45	0,945	0,943	0,976	42,19	0,989
46	0,968	0,961	0,985	40,21	0,973
47	0,945	0,995	0,974	44,09	0,983
48	0,964	0,969	0,949	39,26	0,983
49	0,964	0,965	0,987	42,08	0,979
50	0,944	0,967	0,977	40,23	0,993
51	0,96	0,952	0,963	42,91	0,991
52	0,946	0,961	0,979	39,16	0,987
53	0,987	0,961	0,955	38,72	0,988
54	0,995	0,943	0,96	45,26	0,982
55	0,944	0,985	0,993	37,92	0,993
56	0,995	0,964	0,957	41,55	0,987
57	0,97	0,988	0,967	38,99	0,988
58	0,957	0,989	0,992	37,35	0,992
59	0,944	0,952	0,981	37,32	0,977
60	0,969	0,978	0,944	38,58	0,99
61	0,986	0,967	0,949	44,8	0,975
62	0,981	0,991	0,94	39,54	0,979
63	0,943	0,953	0,977	45,55	0,978

64	0,944	0,979	0,966	42,23	0,994
65	0,963	0,975	0,948	40,93	0,991
66	0,957	0,957	0,996	42,22	0,988
67	0,953	0,948	0,971	41,65	0,988
68	0,956	0,978	0,954	43,83	0,984
69	0,987	0,983	0,969	39,54	0,994
70	0,994	0,958	0,979	40,18	0,982
71	0,963	0,977	0,944	45,05	0,98
72	0,993	0,963	0,956	45,52	0,974
73	0,959	0,981	0,987	45,03	0,99
74	0,968	0,952	0,967	40,78	0,988
75	0,953	0,992	0,972	44,02	0,98
76	0,977	0,957	0,965	41,29	0,971
77	0,997	0,961	0,943	41,48	0,991
78	0,975	0,943	0,95	38,84	0,97
79	0,961	0,946	0,966	42,32	0,988
80	0,978	0,97	0,952	38,68	0,994
81	0,947	0,956	0,943	39,98	0,981
82	0,992	0,988	0,989	44,7	0,976
83	0,969	0,941	0,997	38,86	0,988
84	0,966	0,962	0,986	37,64	0,99
85	0,974	0,96	0,99	37,62	0,984
86	0,976	0,941	0,954	45,47	0,994
87	0,944	0,947	0,996	41,56	0,971
88	0,98	0,964	0,951	40,68	0,983
89	0,954	0,969	0,995	44,3	0,988
90	0,981	0,963	0,998	44,52	0,992
91	0,988	0,971	0,981	39,99	0,974
92	0,987	0,975	0,997	43,24	0,99
93	0,972	0,941	0,973	43,94	0,984
94	0,97	0,967	0,955	42,89	0,98
95	0,948	0,996	0,965	38,36	0,973
96	0,985	0,97	0,974	44,88	0,992
97	0,956	0,979	0,944	41,85	0,974

98	0,969	0,958	0,976	39,54	0,978
99	0,956	0,985	0,997	40,83	0,977
100	0,948	0,985	0,951	37,34	0,992

Приложение Д

Билатеральный фильтр (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.997	0.997	0.997	51.63	0.996
2	0.959	0.944	0.975	34.73	0.933
3	0.98	0.971	0.99	39.47	0.981
4	0.954	0.96	0.949	39.72	0.972
5	0.858	0.78	0.952	39.35	0.977
6	0.996	0.996	0.996	44.28	0.986
7	0,984	0,938	0,99	40,71	0,987
8	0,852	0,782	0,983	35,24	0,997
9	0,95	0,909	0,965	40,65	0,946
10	0,858	0,914	0,975	42,36	0,933
11	0,931	0,919	0,949	47,01	0,958
12	0,893	0,833	0,979	45,82	0,939
13	0,895	0,936	0,95	46,76	0,932
14	0,902	0,8	0,98	34,15	0,954
15	0,942	0,823	0,953	37,92	0,983
16	0,899	0,971	0,947	45,91	0,968
17	0,958	0,941	0,95	42,71	0,951
18	0,91	0,783	0,94	34,1	0,974
19	0,86	0,834	0,982	48,48	0,946
20	0,966	0,827	0,982	47,91	0,931
21	0,892	0,839	0,97	43,87	0,981
22	0,914	0,834	0,949	35,2	0,972
23	0,951	0,794	0,945	47,8	0,981
24	0,899	0,88	0,941	44,51	0,933
25	0,858	0,94	0,95	48,08	0,986
26	0,905	0,912	0,992	47,53	0,972
27	0,99	0,927	0,954	48,45	0,968
28	0,945	0,798	0,961	43,32	0,972
29	0,949	0,987	0,946	36,53	0,988

30	0,944	0,963	0,953	46,08	0,969
31	0,879	0,956	0,97	45,17	0,969
32	0,912	0,959	0,975	47,36	0,996
33	0,961	0,983	0,954	37,06	0,981
34	0,865	0,899	0,943	37,51	0,96
35	0,891	0,824	0,963	50,03	0,977
36	0,891	0,914	0,954	47,5	0,956
37	0,914	0,942	0,953	50,35	0,945
38	0,995	0,941	0,996	47,66	0,97
39	0,86	0,894	0,976	44,75	0,992
40	0,927	0,795	0,972	45,77	0,992
41	0,877	0,861	0,964	50	0,953
42	0,994	0,981	0,965	44,42	0,965
43	0,867	0,907	0,971	45,38	0,944
44	0,91	0,897	0,98	36,82	0,997
45	0,959	0,839	0,981	42,53	0,996
46	0,954	0,86	0,95	46,9	0,974
47	0,913	0,975	0,969	38,88	0,984
48	0,901	0,925	0,964	37,64	0,978
49	0,909	0,952	0,99	39,65	0,97
50	0,889	0,879	0,977	38,35	0,934
51	0,88	0,917	0,971	37,87	0,96
52	0,921	0,834	0,947	41,65	0,975
53	0,89	0,934	0,975	50,34	0,975
54	0,893	0,873	0,947	43,13	0,955
55	0,947	0,876	0,96	37,38	0,993
56	0,993	0,922	0,948	35,39	0,941
57	0,939	0,984	0,98	46,53	0,964
58	0,861	0,794	0,952	40,89	0,976
59	0,861	0,96	0,963	48,79	0,977
60	0,991	0,844	0,992	45,87	0,973
61	0,894	0,877	0,952	48,33	0,948
62	0,864	0,785	0,969	38,9	0,94
63	0,939	0,846	0,964	46,46	0,973

64	0,942	0,89	0,941	38,75	0,97
65	0,946	0,792	0,986	50,9	0,942
66	0,89	0,887	0,944	45,45	0,977
67	0,852	0,982	0,968	39,84	0,96
68	0,993	0,803	0,973	38,85	0,975
69	0,887	0,947	0,976	37,44	0,986
70	0,95	0,869	0,98	46,5	0,941
71	0,955	0,923	0,955	37,94	0,931
72	0,94	0,837	0,941	44,72	0,982
73	0,896	0,815	0,982	38,76	0,971
74	0,89	0,815	0,971	45,92	0,977
75	0,938	0,795	0,988	48,67	0,986
76	0,978	0,82	0,988	48	0,984
77	0,99	0,925	0,989	47,7	0,994
78	0,866	0,972	0,968	37,38	0,966
79	0,873	0,957	0,959	35,59	0,963
80	0,99	0,929	0,986	46,58	0,957
81	0,959	0,804	0,966	40,63	0,94
82	0,981	0,843	0,951	41,78	0,968
83	0,88	0,848	0,99	34,56	0,949
84	0,937	0,834	0,991	38,67	0,992
85	0,954	0,892	0,967	34,61	0,969
86	0,951	0,897	0,944	49,83	0,97
87	0,91	0,858	0,962	38,38	0,954
88	0,852	0,857	0,987	44,03	0,933
89	0,936	0,961	0,992	34,7	0,932
90	0,887	0,952	0,952	46	0,958
91	0,917	0,847	0,944	39,81	0,936
92	0,992	0,979	0,991	50,16	0,971
93	0,909	0,988	0,963	49,99	0,989
94	0,974	0,851	0,971	39,86	0,989
95	0,878	0,857	0,996	50,22	0,974
96	0,95	0,89	0,944	51,93	0,944
97	0,995	0,985	0,978	48,86	0,988

98	0,865	0,971	0,944	49,21	0,989
99	0,851	0,802	0,962	38,48	0,943
100	0,914	0,866	0,987	44,38	0,979

Приложение Е

Clahе (Python, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.905	0.916	0.894	30.77	0.892
2	0.838	0.839	0.837	29.46	0.805
3	0.715	0.617	0.849	29.26	0.781
4	0.544	0.374	0.692	29.49	0.83
5	0.543	0.375	0.883	28.75	0.804
6	0.918	0.907	0.93	29.13	0.795
7	0,909	0,845	0,88	28,72	0,822
8	0,695	0,521	0,755	28,39	0,793
9	0,856	0,906	0,756	27,2	0,83
10	0,526	0,932	0,94	27,21	0,796
11	0,641	0,693	0,683	29,77	0,755
12	0,528	0,436	0,873	28,83	0,788
13	0,91	0,575	0,871	27,91	0,751
14	0,843	0,829	0,848	29,46	0,887
15	0,858	0,57	0,947	28,01	0,885
16	0,894	0,402	0,764	29,31	0,805
17	0,536	0,684	0,772	28,44	0,852
18	0,662	0,857	0,701	30,29	0,798
19	0,53	0,828	0,8	30,28	0,844
20	0,589	0,455	0,75	28,91	0,863
21	0,596	0,754	0,773	28,4	0,883
22	0,697	0,482	0,905	28,45	0,806
23	0,613	0,481	0,933	30,22	0,86
24	0,542	0,874	0,73	28,31	0,787
25	0,57	0,5	0,781	27,84	0,889
26	0,562	0,508	0,931	27,34	0,754
27	0,909	0,35	0,697	28,87	0,834
28	0,819	0,872	0,705	28,93	0,842
29	0,906	0,826	0,724	30,36	0,846

30	0,685	0,726	0,841	27,88	0,767
31	0,617	0,8	0,721	28,52	0,881
32	0,835	0,441	0,941	30,23	0,775
33	0,637	0,625	0,801	30,29	0,837
34	0,626	0,561	0,815	28,54	0,781
35	0,598	0,406	0,747	28,84	0,793
36	0,554	0,642	0,807	28,21	0,827
37	0,608	0,902	0,859	30,73	0,808
38	0,649	0,374	0,883	27,47	0,772
39	0,783	0,525	0,884	30,73	0,774
40	0,526	0,475	0,836	29,74	0,809
41	0,588	0,493	0,924	29,13	0,856
42	0,84	0,895	0,901	27,13	0,876
43	0,562	0,631	0,884	28,9	0,762
44	0,644	0,63	0,695	28,63	0,805
45	0,863	0,806	0,682	27,64	0,764
46	0,565	0,443	0,737	29,63	0,752
47	0,535	0,642	0,859	30,88	0,843
48	0,704	0,608	0,791	29,25	0,834
49	0,627	0,708	0,789	29,86	0,773
50	0,737	0,95	0,919	27,27	0,783
51	0,838	0,812	0,922	28,67	0,753
52	0,558	0,589	0,925	27,47	0,867
53	0,744	0,847	0,765	29,45	0,886
54	0,712	0,452	0,867	30,75	0,769
55	0,561	0,368	0,753	29,65	0,782
56	0,762	0,473	0,731	27,31	0,872
57	0,615	0,554	0,73	28,42	0,88
58	0,705	0,656	0,772	29,20	0,809
59	0,535	0,719	0,796	28,61	0,757
60	0,693	0,896	0,904	30,33	0,756
61	0,629	0,656	0,712	30,26	0,83
62	0,845	0,651	0,878	29,45	0,805
63	0,524	0,38	0,823	28,49	0,754

64	0,676	0,371	0,758	28,02	0,832
65	0,693	0,681	0,813	27,42	0,752
66	0,805	0,613	0,761	28,42	0,86
67	0,741	0,854	0,841	28,65	0,793
68	0,78	0,446	0,797	29,7	0,756
69	0,826	0,365	0,724	29,63	0,832
70	0,862	0,619	0,711	27,28	0,806
71	0,632	0,492	0,828	28,58	0,886
72	0,726	0,38	0,924	27,73	0,826
73	0,853	0,785	0,773	27,63	0,789
74	0,916	0,417	0,878	30,31	0,849
75	0,874	0,715	0,858	27,17	0,788
76	0,656	0,519	0,932	28,68	0,877
77	0,582	0,454	0,902	27,67	0,802
78	0,706	0,578	0,833	30,52	0,827
79	0,811	0,831	0,857	29,23	0,757
80	0,707	0,585	0,923	27,93	0,81
81	0,703	0,8	0,788	29,01	0,867
82	0,852	0,425	0,768	29,93	0,863
83	0,652	0,814	0,683	30,83	0,781
84	0,861	0,492	0,903	27,88	0,782
85	0,671	0,756	0,896	30,54	0,864
86	0,638	0,689	0,708	30,74	0,88
87	0,691	0,907	0,836	30,67	0,763
88	0,82	0,582	0,805	29,54	0,813
89	0,553	0,39	0,712	29,52	0,797
90	0,582	0,361	0,945	28,61	0,872
91	0,9	0,846	0,738	30,01	0,762
92	0,574	0,665	0,698	29,13	0,78
93	0,738	0,815	0,841	29,71	0,855
94	0,743	0,491	0,879	28,71	0,757
95	0,706	0,557	0,689	29,93	0,819
96	0,771	0,368	0,858	30,3	0,812
97	0,597	0,927	0,824	27,59	0,797

98	0,732	0,751	0,708	30,33	0,805
99	0,656	0,91	0,727	29,16	0,824
100	0,778	0,509	0,833	30,38	0,773

Приложение Ж

Гауссов фильтр (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.710	0.368	1.0	27.86	0.8255
2	0.13	0.6	0.761	30.92	0.9414
3	0.797	0.415	1	30.53	0.9299
4	0.7112	0.7431	0.8931	35.282	0.8315
5	0.8342	1.0445	0.9443	39.5019	0.899
6	0.7811	0.6457	0.8686	32.2638	0.8371
7	0,6378	0,8475	0,9325	27,079	0,8355
8	0,7724	0,633	0,9094	36,679	0,9034
9	0,7625	0,7625	0,9001	41,269	0,8935
10	0,8006	0,4849	0,8271	29,842	0,8927
11	0,7226	0,5904	0,876	40,192	0,9179
12	0,7155	0,4755	0,9003	37,973	0,9235
13	0,7189	0,9017	0,9212	35,734	0,9078
14	0,7464	0,7683	0,8799	38,596	0,8922
15	0,7099	1,2829	0,886	30,357	0,8963
16	0,7739	0,7127	0,8669	37,551	0,9203
17	0,7945	0,4946	0,8678	32,151	0,898
18	0,6812	0,7312	0,8663	32,06	0,9094
19	0,7277	0,6452	0,8368	34,57	0,8893
20	0,7525	0,9119	0,9249	37,853	0,9406
21	0,6766	0,6536	0,8487	45,86	0,9024
22	0,7054	0,8547	0,9966	30,022	0,9137
23	0,778	0,4592	0,923	18,991	0,9073
24	0,726	0,7035	0,9288	34,44	0,9503
25	0,7263	0,8719	0,8706	38,354	0,9107
26	0,7786	0,8328	0,8523	30,891	0,827
27	0,7161	1,2948	0,9641	39,706	0,9307
28	0,8324	0,892	0,8788	36,621	0,8961
29	0,7643	0,6143	0,9131	33,535	0,8477

30	0,695	0,6667	0,914	32,164	0,9095
31	0,7561	0,6193	0,8836	34,696	0,9476
32	0,7386	0,8646	0,8821	37,006	0,9054
33	0,734	0,684	0,9613	44,982	0,9136
34	0,7545	0,6369	0,8688	33,818	0,91
35	0,8084	0,5402	0,89	36,955	0,9331
36	0,7482	0,7772	0,8318	27,277	0,9115
37	0,7745	0,7492	0,8714	35,335	0,8627
38	0,6712	0,7025	0,9449	33,561	0,876
39	0,8439	0,9571	0,9603	26,734	0,8656
40	0,7189	0,9346	0,8717	34,788	0,9483
41	0,7192	0,7422	0,8575	40,9	0,8647
42	0,7866	0,7306	0,9111	29,223	0,91
43	0,7285	0,4552	0,882	30,26	0,8871
44	0,7225	0,6306	0,7967	36,374	0,9252
45	0,7789	0,8052	0,947	34,351	0,8981
46	0,7148	0,8906	0,9819	32,086	0,9392
47	0,6788	0,7507	0,8805	42,861	0,8808
48	0,817	0,5408	0,8424	35,439	0,9262
49	0,7384	0,5547	0,7956	33,249	0,8484
50	0,7882	0,6343	0,7947	40,091	0,8751
51	0,7339	0,8459	0,9047	39,345	0,8729
52	0,7853	0,5871	0,844	32,791	0,9063
53	0,7585	0,728	0,8976	37,583	0,9049
54	0,7773	0,9445	0,8856	35,249	0,8673
55	0,8026	0,8123	0,9527	33,467	0,9366
56	0,7242	0,455	0,8861	22,151	0,851
57	0,7044	0,895	0,942	36,365	0,8977
58	0,7809	0,4287	0,9576	43,158	0,9109
59	0,7051	0,8625	0,7962	30,132	0,8384
60	0,7438	0,374	0,8504	38,178	0,9484
61	0,7573	0,5005	0,8722	37,751	0,8841
62	0,7742	0,5379	0,9245	29,599	0,8718
63	0,6875	0,5931	0,9043	36,358	0,8911

64	0,7363	0,6779	1,0163	35,926	0,911
65	0,6611	0,6545	0,9652	33,435	0,8673
66	0,7629	0,786	1,0242	38,116	0,9383
67	0,7389	0,9077	0,8842	35,207	0,9321
68	0,7811	0,5914	0,9357	41,762	0,9327
69	0,6998	0,8748	0,9253	32,372	0,8802
70	0,7351	0,8528	0,8921	31,044	0,8951
71	0,8226	0,9124	0,8078	30,948	0,8545
72	0,722	0,8953	1,0179	40,838	0,8703
73	0,755	0,9266	0,9749	29,223	0,8944
74	0,6753	0,703	0,9247	35,538	0,8828
75	0,7726	0,8931	0,9224	30,287	0,8886
76	0,7192	0,6913	0,9051	37,048	0,9347
77	0,6585	0,957	0,9103	33,764	0,93
78	0,7804	0,4585	1,0066	31,706	0,8867
79	0,7585	0,7046	0,7638	35,096	0,8922
80	0,8268	0,6098	0,8995	37,667	0,9003
81	0,6656	0,4242	0,9472	40,441	0,9088
82	0,7056	1,0278	0,9777	32,956	0,8771
83	0,7256	0,8837	0,9379	29,363	0,8948
84	0,7472	0,6114	0,8532	27,168	0,9127
85	0,773	0,6289	0,8553	32,477	0,881
86	0,6785	0,7374	0,8856	39,008	0,9431
87	0,7864	0,62	0,8646	44,886	0,8749
88	0,7291	0,5053	0,8829	44,903	0,881
89	0,7563	0,8813	0,8377	40,378	0,8743
90	0,7223	0,8628	0,9308	36,723	0,8819
91	0,668	0,4919	0,9062	28,745	0,8745
92	0,7111	1,0084	0,9337	33,573	0,8712
93	0,7541	0,5616	0,8924	43,296	0,9016
94	0,6875	0,5195	0,9209	37,752	0,8734
95	0,7521	0,7825	0,8402	40,718	0,932
96	0,6458	0,5907	0,9726	31,506	0,8946
97	0,7613	0,9147	0,9544	29,816	0,93

98	0,7289	0,9325	0,8602	37,609	0,9582
99	0,7445	0,8298	0,8683	36,855	0,9168
100	0,7799	0,6273	0,8862	26,91	0,8743

Приложение 3

Медианный фильтр (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.719	0.373	0.9994	36.57	0.9655
2	0.8	0.4	0.469	37.28	0.9785
3	0.801	0.417	1	37.02	0.9813
4	0.7411	1.0862	1.0099	39.4414	1.0299
5	0.6794	0.7232	0.9558	28.3916	0.9872
6	0.8847	0.8011	0.9395	38.7986	0.9381
7	0,8216	0,7081	0,8674	38,921	0,9317
8	0,7622	1,0254	0,9823	37,216	0,9253
9	0,8006	0,9839	0,9224	30,732	1,0206
10	0,7402	0,6265	0,955	32,406	0,9219
11	0,7616	1,0499	0,967	33,602	1,0028
12	0,7842	1,0244	0,8928	35,158	0,9335
13	0,7997	0,9029	0,9881	34,904	0,9444
14	0,7529	0,9544	1,0492	32,24	0,9908
15	0,8621	0,6207	0,965	41,098	0,9249
16	0,7705	0,8995	0,9215	37,674	0,9746
17	0,7863	0,8926	0,924	33,9	0,9708
18	0,7922	0,7392	0,9421	32,937	0,9506
19	0,8022	0,6831	0,9195	33,777	0,9675
20	0,7925	1,0558	0,9325	36,147	0,9912
21	0,7972	0,8635	1,0158	33,846	0,931
22	0,7968	0,8248	0,9537	39,489	0,9763
23	0,8601	0,668	0,9187	31,493	0,9671
24	0,6933	0,8822	0,9322	37,961	1,0218
25	0,7821	0,7263	0,9927	35,245	0,911
26	0,7508	1,0098	0,9554	37,098	0,9313
27	0,7575	0,7541	1,006	36,816	0,971
28	0,8287	0,9779	0,9467	32,55	0,9649
29	0,7331	0,9164	0,9246	39,671	0,9612

30	0,7772	0,9549	1,0339	35,048	0,9729
31	0,8368	0,8798	0,881	33,118	1,0107
32	0,7836	0,6668	0,9282	32,642	0,9732
33	0,7395	0,8418	0,9445	37,407	0,9342
34	0,6929	1,0204	0,9185	36,217	0,9284
35	0,7809	0,9206	0,9683	33,824	1,0037
36	0,811	0,8159	0,9681	37,357	0,9906
37	0,8445	0,8093	0,9721	33,637	0,9642
38	0,8138	0,6551	0,9314	30,989	0,9014
39	0,836	0,675	0,9683	37,015	0,9741
40	0,8348	0,5021	0,9998	37,592	0,9794
41	0,8337	0,8836	1,0514	33,752	0,9483
42	0,7752	0,68	0,9524	36,88	1,0479
43	0,7904	0,7794	0,9422	36,304	1,0141
44	0,7886	0,7231	0,9038	36,009	0,9707
45	0,9038	0,5603	0,8807	39,629	0,9516
46	0,8357	0,7056	0,9887	31,225	0,9952
47	0,7968	0,8521	1,0041	37,019	0,9523
48	0,8115	0,7959	0,9965	34,998	0,9841
49	0,7755	0,7762	0,9847	35,012	0,985
50	0,8061	0,9025	0,9003	31,953	0,9475
51	0,7977	0,6924	1,0282	36,706	0,958
52	0,8893	0,9598	0,9881	39,03	0,8969
53	0,8468	0,7314	0,9653	29,823	0,9477
54	0,7725	0,9846	0,9435	28,411	0,9436
55	0,8296	0,5535	1,0032	32,945	0,9756
56	0,8125	0,7556	1,0118	33,592	0,9747
57	0,8188	0,8285	0,9642	33,032	0,959
58	0,7556	0,6941	1,0178	32,992	0,9653
59	0,831	0,8118	0,9139	31,374	0,9615
60	0,7744	0,7081	0,9768	38,539	0,9528
61	0,7756	0,8294	0,9611	35,293	0,9267
62	0,7205	0,6307	0,9091	31,805	0,912
63	0,7799	0,9582	0,9227	37,929	0,9532

64	0,7939	0,8528	0,9573	33,356	0,9113
65	0,8087	1,0548	0,9395	34,519	0,9225
66	0,8424	0,7648	1,0147	35,463	0,9735
67	0,8269	0,8733	0,906	31,257	0,966
68	0,7742	0,7827	1,0193	32,256	0,9087
69	0,8031	0,5734	0,9405	37,47	1,0018
70	0,6791	0,8458	0,8582	31,837	0,9398
71	0,8439	0,8126	0,9243	34,457	0,957
72	0,828	0,5546	0,98	35,96	0,9353
73	0,7706	0,7334	1,0372	32,701	0,9605
74	0,7462	0,9731	0,9806	39,985	0,947
75	0,8394	0,7102	0,8934	37,73	0,9746
76	0,8054	0,9111	0,9495	38,617	0,9171
77	0,8072	0,5661	0,9165	34,01	0,9822
78	0,7465	0,6177	0,9671	35,533	0,9495
79	0,6863	0,8881	1,005	41,645	1,0226
80	0,8283	0,981	0,9545	39,343	0,9083
81	0,812	0,6639	0,982	34,072	0,9709
82	0,8808	0,7362	0,9085	38,179	0,9353
83	0,7742	0,6872	0,8582	34,461	1,026
84	0,7978	0,5767	0,972	28,702	0,9641
85	0,7667	1,0274	1,0257	32,398	0,9968
86	0,8243	0,7308	0,9469	33,615	0,9256
87	0,8542	1,0326	0,9598	33,212	0,9964
88	0,7207	0,9267	0,889	29,994	0,9624
89	0,7433	0,8264	0,9052	34,206	0,9722
90	0,7487	0,4757	0,956	36,17	1,0225
91	0,8671	1,0507	1,006	33,39	0,9526
92	0,6581	0,5709	0,9602	33,474	0,9519
93	0,8243	0,7489	0,8949	32,385	0,9342
94	0,7102	0,6584	0,9284	36,845	0,9332
95	0,7733	1,0544	0,869	34,333	0,9032
96	0,8245	1,1139	0,942	32,932	0,9668
97	0,804	0,6653	0,9685	36,297	0,9473

98	0,8477	0,9977	0,9366	31,612	0,9659
99	0,7745	0,943	1,0054	36,122	0,9623
100	0,7698	0,5414	0,9493	39,397	0,9404

Приложение И

Билатеральный фильтр (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.716	0.371	0.999	39.44	0.9657
2	0.9	0.4	0.5	45.58	0.9815
3	0.803	0.418	1	43.9	0.928
4	0.8319	0.7991	0.934	37.2161	0.9784
5	0.8547	0.8345	0.9873	28.5054	0.9679
6	0.8851	0.8575	0.9735	32.9421	0.9544
7	0,7519	0,9338	0,9522	35,735	0,982
8	0,8283	0,9932	0,9369	34,577	0,9262
9	0,8105	0,7315	1,0209	34,023	0,9431
10	0,8385	0,6903	0,8701	35,482	0,9423
11	0,8439	0,735	0,956	35,259	0,9353
12	0,7445	0,7258	0,9434	31,272	0,9106
13	0,7396	0,8749	1,0116	31,454	0,9736
14	0,8062	0,8744	1,0098	43,743	0,8983
15	0,8505	0,6777	0,9258	30,974	0,9822
16	0,7835	0,9942	0,8838	40,155	0,9518
17	0,7542	0,8368	0,9115	37,376	0,9091
18	0,8649	0,884	0,9228	25,185	0,975
19	0,9027	0,8489	0,9466	31,248	0,9111
20	0,8148	0,9879	0,9159	36,386	0,9883
21	0,922	0,6928	1,0498	27,317	0,9359
22	0,8215	0,8795	0,9246	40,115	0,971
23	0,8699	0,9281	0,8988	36,678	0,9917
24	0,7941	0,9992	0,9123	31,897	0,927
25	0,7725	0,7255	0,9401	32,624	0,9315
26	0,7482	0,9072	0,819	34,769	0,9575
27	0,8659	0,9801	0,948	33,52	0,9258
28	0,8127	1,1278	1,0168	30,022	0,9506
29	0,8578	0,6712	1,0213	27,991	0,9377

30	0,8613	0,817	0,9534	32,985	0,9653
31	0,8362	0,9009	0,9718	36,746	0,9735
32	0,7835	1,0338	0,9518	34,194	0,9303
33	0,8162	0,988	0,9751	30,342	0,9565
34	0,9166	0,9689	0,894	32,382	0,9271
35	0,8212	0,8215	0,9518	42,677	0,97
36	0,8059	0,8161	0,8598	40,335	0,9911
37	0,8462	0,6694	0,9625	25,389	0,9157
38	0,8055	0,7405	0,9953	31,594	0,9854
39	0,8977	0,5655	0,8772	37,294	0,9282
40	0,8049	0,7282	0,8951	38,199	0,9506
41	0,7969	0,8065	0,8445	34,514	0,9583
42	0,7655	0,7319	1,0172	29,944	0,904
43	0,8809	0,8724	0,9132	36,779	0,9313
44	0,9063	0,6822	0,8189	30,443	0,9642
45	0,9034	0,6737	0,9627	39,348	0,9318
46	0,8394	0,8568	0,9006	35,761	0,8965
47	0,8018	0,7908	0,8711	30,471	0,9259
48	0,8165	0,7668	0,9707	39,281	0,9445
49	0,8451	0,9937	0,8052	35,183	0,942
50	0,7987	0,6344	0,8752	32,949	0,9829
51	0,8029	0,7586	0,9831	35,305	1,0042
52	0,9307	0,8259	0,9002	31,562	0,9546
53	0,8203	0,8369	0,903	32,436	0,9863
54	0,7239	0,6448	0,8705	37,998	0,9201
55	0,9087	0,9675	0,9889	39,444	0,9765
56	0,7544	0,7694	0,9928	31,829	0,9591
57	0,7954	0,695	0,9528	35,133	0,9344
58	0,7398	0,9779	0,9875	31,725	0,9389
59	0,8046	0,5986	0,9293	36,95	1,0048
60	0,7653	0,8053	0,9062	32,85	0,9506
61	0,7617	0,8109	0,9153	36,001	0,9459
62	0,868	0,9508	0,8996	25,667	0,9803
63	0,82	0,5927	0,9074	32,711	0,9338

64	0,7345	0,8315	0,9497	37,873	0,9609
65	0,8257	0,8173	0,9236	39,438	0,9587
66	0,8788	0,9221	0,923	33,906	0,949
67	0,7938	0,8207	0,9742	33,278	0,8916
68	0,7994	0,7715	0,9435	32,461	0,9231
69	0,7869	0,8823	0,9663	42,839	0,9603
70	0,7938	0,7346	0,9897	36,994	0,9416
71	0,8612	0,7445	0,911	31,003	0,9147
72	0,8307	0,7574	0,9822	33,142	0,936
73	0,8289	0,7292	0,9311	34,823	0,9317
74	0,8283	0,8774	0,9859	37,008	0,9609
75	0,8467	0,7976	0,9067	35,634	0,9231
76	0,7762	0,8835	0,9755	27,269	0,9425
77	0,7704	0,7562	0,8869	38,8	0,9619
78	0,7858	0,8271	0,9369	36,316	0,9674
79	0,7811	0,7706	0,9933	37,276	0,9207
80	0,8041	0,9432	0,9217	38,844	0,9211
81	0,825	0,803	0,9842	29,791	0,9192
82	0,8139	1,0822	1,0321	33,986	0,9696
83	0,6823	1,1543	1,0251	36,185	0,9432
84	0,809	0,7031	0,8835	34,506	0,9388
85	0,879	0,7991	0,9388	33,372	0,9744
86	0,9353	0,612	0,9984	36,228	0,9477
87	0,9158	0,7362	0,9753	38,712	0,9453
88	0,8329	0,8809	0,9773	35,178	0,8732
89	0,744	0,804	0,9504	45,222	0,9415
90	0,9155	0,9875	0,926	33,121	0,8979
91	0,8979	0,8099	0,8797	35,729	0,981
92	0,775	0,9731	0,9408	37,72	0,9359
93	0,7527	0,7535	0,9378	35,416	0,9728
94	0,8492	0,7883	0,9054	31,869	0,9468
95	0,7893	1,0367	0,9236	30,693	0,9161
96	0,7927	0,7617	0,9053	39,479	0,9633
97	0,8803	0,834	0,8968	31,858	0,9993

98	0,8102	0,8688	1,0034	29,424	0,9573
99	0,8785	0,992	1,0274	35,561	0,9999
100	0,89	0,6116	1,0266	36,837	0,9467

Приложение К

Clahе (Matlab, неокрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.771	0.403	0.869	19.64	0.667
2	0.9	0.4	0.510	22.90	0.8242
3	0.757	0.395	0.9154	18.83	0.6998
4	0.72	0.5019	0.9052	28.8824	0.7954
5	0.7778	0.6208	0.8236	35.5692	0.8141
6	0.6019	0.5746	0.9234	32.9487	0.7424
7	0,607	0,8247	0,9002	44,756	0,8114
8	0,6486	0,7782	0,8125	29,162	0,8324
9	0,7084	0,7424	0,8333	39,993	0,735
10	0,6721	0,5537	0,9004	37,16	0,7927
11	0,7086	0,7519	0,8829	38,144	0,7635
12	0,8049	0,7971	0,8389	25,216	0,8055
13	0,6384	0,6325	0,8378	28,556	0,8228
14	0,7087	0,6373	0,7995	33,61	0,8136
15	0,6586	0,6648	0,7951	37,57	0,8294
16	0,7807	0,6095	0,9186	42,191	0,8362
17	0,743	0,5842	0,9356	42,062	0,7929
18	0,6392	0,44	0,7795	30,80	0,8043
19	0,7671	0,5085	0,8406	22,489	0,7987
20	0,6983	0,4208	0,8819	39,036	0,7731
21	0,6713	0,4628	0,9023	35,296	0,8107
22	0,6376	0,4815	0,7795	30,56	0,8106
23	0,7479	0,9626	0,8003	35,083	0,7885
24	0,703	0,474	0,8198	39,636	0,7743
25	0,6841	0,6562	0,8246	34,199	0,8246
26	0,7715	0,5558	0,871	44,86	0,7987
27	0,7037	0,5711	0,8786	38,413	0,8494
28	0,7033	0,6193	0,8436	37,426	0,803
29	0,6832	0,5091	0,9008	38,22	0,8541

30	0,6525	0,7675	0,9186	38,34	0,778
31	0,6519	0,8011	0,9184	35,217	0,8128
32	0,7017	0,4009	0,899	33,823	0,8308
33	0,6001	0,4264	0,8777	29,411	0,8082
34	0,7486	0,4068	0,8766	43,49	0,7664
35	0,7226	0,6251	0,825	38,336	0,7778
36	0,6454	0,6117	0,7506	34,542	0,7807
37	0,7437	0,486	0,8341	18,5	0,8536
38	0,8329	0,2736	0,7854	32,36	0,8405
39	0,6294	0,8441	0,7118	37,517	0,7932
40	0,7104	0,888	0,8253	41,445	0,7814
41	0,692	0,5429	0,8487	27,709	0,7981
42	0,6946	0,6614	0,8248	34,11	0,8366
43	0,6566	0,7908	0,8374	33,17	0,761
44	0,5862	0,7254	0,8557	35,739	0,7791
45	0,6514	0,6861	0,7789	45,584	0,8524
46	0,6938	0,4094	0,8321	31,02	0,8444
47	0,7011	0,7494	0,8804	29,911	0,8244
48	0,7384	0,5079	0,8965	30,982	0,7735
49	0,7037	0,9715	0,9366	23,917	0,8054
50	0,7125	0,68	0,8416	34,36	0,8028
51	0,6597	0,6553	0,7775	36,222	0,7808
52	0,7227	0,8591	0,7607	35,85	0,7445
53	0,707	0,8138	0,7985	34,285	0,8418
54	0,6475	0,3308	0,9241	34,97	0,7443
55	0,6368	0,5174	0,853	49,067	0,798
56	0,68	0,8186	0,8681	35,541	0,7642
57	0,6078	0,9759	0,903	30,48	0,7996
58	0,7315	0,7121	0,8333	28,99	0,8187
59	0,6739	0,3069	0,8863	45,862	0,8446
60	0,5921	0,9658	0,8703	44,353	0,814
61	0,6545	0,4499	0,8449	39,817	0,8531
62	0,6553	0,5774	0,9069	37,88	0,8364
63	0,6098	0,8562	0,8716	35,009	0,7956

64	0,6407	0,532	0,8401	33,912	0,8321
65	0,7326	0,7294	0,8129	27,401	0,7557
66	0,7491	0,8676	0,786	35,37	0,7956
67	0,735	0,8997	0,8726	25,917	0,806
68	0,7319	0,352	0,8083	32,322	0,8132
69	0,532	0,866	0,8525	32,181	0,8127
70	0,7084	0,7425	0,8513	35,01	0,8157
71	0,639	0,6562	0,8312	35,919	0,7679
72	0,6387	0,6368	0,8732	40,783	0,8446
73	0,685	0,5246	0,851	39,047	0,8032
74	0,7582	0,5645	0,9748	30,94	0,79
75	0,663	0,506	0,7277	35,533	0,7712
76	0,756	0,819	0,8629	20,673	0,8598
77	0,6837	0,7647	0,8072	30,239	0,7669
78	0,6377	0,7078	0,8223	37,00	0,7353
79	0,6936	0,5018	0,8208	31,679	0,7576
80	0,7175	0,6599	0,8864	36,849	0,8021
81	0,6423	0,6109	0,781	34,829	0,7905
82	0,6299	0,7149	0,8527	31,49	0,8272
83	0,662	0,5936	0,8899	19,208	0,7676
84	0,7842	0,7542	0,8531	30,177	0,8376
85	0,6956	0,7352	0,809	23,204	0,7619
86	0,7141	0,7726	0,8253	37,27	0,8254
87	0,7098	0,8371	0,898	30,161	0,7768
88	0,613	0,4634	0,8751	20,67	0,8026
89	0,7568	0,7998	0,8267	44,565	0,8557
90	0,7255	0,7617	0,8569	40,65	0,8095
91	0,6727	0,6494	0,9309	37,506	0,7444
92	0,7219	0,9974	0,9537	45,992	0,8215
93	0,6241	0,3562	0,8585	39,65	0,8524
94	0,6954	0,6974	0,8588	26,84	0,814
95	0,6156	0,8682	0,9436	32,916	0,7977
96	0,7074	0,3817	0,8657	38,748	0,7952
97	0,7289	0,9118	0,8373	30,439	0,8244

98	0,7484	0,4528	0,823	42,64	0,8172
99	0,7249	0,5215	0,9113	26,385	0,8014
100	0,6667	0,8618	0,9182	36,231	0,7812

Приложение Л

Гауссов фильтр (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.902	0.756	0.717	29.72	0.8555
2	0.983	0.877	0.355	36.44	0.9754
3	0.952	0.813	0.405	36.57	0.9158
4	0.934	0.852	0.884	37.92	0.964
5	0.872	0.932	0.694	39.17	0.888
6	0.872	0.8	0.306	42.66	0.9743
7	0,967	0,955	0,876	33,92	0,8686
8	0,943	0,887	0,876	31,11	0,8872
9	0,906	0,89	0,876	32,82	0,8924
10	0,936	0,877	1	31,7	0,9003
11	0,906	0,803	0,879	31,67	0,9042
12	0,906	0,879	0,907	33,65	0,8675
13	0,927	0,882	0,898	33,24	0,8593
14	0,863	0,979	0,883	33,22	0,9156
15	0,868	0,872	0,834	33,96	0,8966
16	0,903	0,892	0,888	32,03	0,875
17	0,89	0,879	0,811	33,02	0,921
18	0,929	0,833	0,838	31,53	0,8923
19	0,893	0,926	0,826	32,49	0,9136
20	0,878	0,91	0,854	31,8	0,8914
21	0,964	0,912	0,966	32,15	0,9312
22	0,913	0,844	0,757	32,89	0,9251
23	0,922	0,936	0,884	30,77	0,885
24	0,877	0,824	0,769	35,14	0,9094
25	0,904	0,903	0,826	30,49	0,9029
26	0,923	0,968	0,904	30,18	0,9174
27	0,885	0,84	0,853	33,74	0,8707
28	0,931	0,857	0,796	33,19	0,9037
29	0,902	0,884	0,814	32,94	0,9112

30	0,911	0,86	0,884	32,94	0,8548
31	0,902	0,818	0,813	31,98	0,8663
32	0,976	0,883	0,861	30,65	0,8492
33	0,92	0,838	0,852	32,11	0,8846
34	0,888	0,899	0,817	30,98	0,9044
35	0,945	0,843	0,957	33,46	0,92
36	0,883	0,942	0,882	31,78	0,8915
37	0,926	0,849	0,749	30,76	0,9226
38	0,861	0,867	0,859	31,52	0,8624
39	0,88	0,913	0,817	32,62	0,8559
40	0,926	0,831	0,893	31,15	0,8889
41	0,942	0,889	0,81	30,77	0,8977
42	0,925	0,932	0,844	32,37	0,8893
43	0,917	0,816	0,875	32,37	0,8487
44	0,911	0,887	0,893	31,24	0,8882
45	0,876	0,89	0,79	31,29	0,8639
46	0,898	0,911	0,833	32,35	0,9034
47	0,906	0,831	0,826	29,83	0,8973
48	0,952	0,827	0,817	29,89	0,8712
49	0,93	0,901	0,938	30,92	0,8797
50	0,867	0,892	0,87	31,68	0,8688
51	0,93	0,89	0,787	32,47	0,8887
52	0,908	0,894	0,896	34,21	0,9091
53	0,9	0,853	0,956	33,29	0,8703
54	0,938	0,889	0,902	31,76	0,9001
55	0,951	0,892	0,774	31,97	0,8794
56	0,948	0,851	0,826	30,5	0,8741
57	0,895	0,955	0,913	31,97	0,8879
58	0,911	0,899	0,815	31,57	0,8693
59	0,93	0,832	0,872	32,48	0,8789
60	0,949	0,906	0,889	30,76	0,866
61	0,906	0,841	0,804	32,78	0,9293
62	0,914	0,911	0,847	34,3	0,8907
63	0,887	0,926	0,688	31,84	0,876

64	0,884	0,847	0,799	32,6	0,8943
65	0,944	0,919	0,837	33,04	0,8878
66	0,961	0,897	0,788	31,4	0,8856
67	0,918	0,913	0,932	32,34	0,9023
68	0,95	0,956	0,778	32,02	0,9052
69	0,931	0,87	0,828	32,15	0,8794
70	0,901	0,85	0,857	30,84	0,8785
71	0,931	0,844	0,922	32,04	0,8845
72	0,966	0,847	0,778	32,75	0,844
73	0,919	0,877	0,908	34,18	0,8597
74	0,967	0,894	0,851	33,44	0,9173
75	0,841	0,891	0,801	35,23	0,9229
76	0,945	0,913	0,873	30,85	0,885
77	0,923	0,881	0,86	33,31	0,9015
78	0,911	0,938	0,82	32,28	0,8962
79	0,923	0,869	0,853	35,28	0,9516
80	0,86	0,989	0,831	30,79	0,9124
81	0,913	0,905	0,856	30,74	0,8874
82	0,931	0,846	0,883	31,1	0,8709
83	0,964	0,837	0,929	28,81	0,8579
84	0,904	0,899	0,788	31,21	0,8941
85	0,896	0,871	0,957	30,86	0,8749
86	0,905	0,909	0,752	32,23	0,8616
87	0,947	0,899	0,842	32,51	0,8771
88	0,93	0,877	0,879	34,81	0,8684
89	0,904	0,846	0,864	33,43	0,9237
90	0,935	0,819	0,819	31,13	0,9076
91	0,923	0,862	0,84	30,65	0,8898
92	0,949	0,914	0,825	32,74	0,9196
93	0,899	0,889	0,821	30,02	0,8915
94	0,91	0,83	0,892	34,75	0,8728
95	0,908	0,887	0,868	33,77	0,9205
96	0,876	0,895	0,815	31,3	0,9008
97	0,929	0,845	0,895	29,43	0,8693

98	0,928	0,886	0,865	34,03	0,8862
99	0,92	0,882	0,891	31,83	0,8725
100	0,913	0,834	0,881	33,86	0,8623

Приложение М

Медианный фильтр (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.961	0.787	0.74	39.9	0.9187
2	0.94	0.811	0.523	32.14	0.9024
3	0.91	0.789	0.651	38.07	0.9163
4	0.976	0.77	0.56	38.49	0.9525
5	0.959	0.777	0.529	35.94	0.9379
6	0.891	0.851	0.945	40.31	0.9803
7	0,912	0,819	0,816	35,33	0,8828
8	0,904	0,8	0,968	34,28	0,9249
9	0,931	0,779	0,776	36,88	0,9229
10	0,905	0,91	0,965	33,66	0,9533
11	0,938	0,876	0,891	34,72	0,9038
12	0,928	0,848	0,875	34,34	0,9144
13	0,923	0,861	0,853	37,17	0,915
14	0,903	0,805	0,9	35,29	0,9415
15	0,913	0,948	0,878	36,55	0,9081
16	0,953	0,855	0,935	32,77	0,9156
17	0,945	0,854	0,886	35,4	0,9222
18	0,901	0,879	0,888	36,33	0,9137
19	0,933	0,869	0,862	35,12	0,9011
20	0,953	0,859	0,877	36,6	0,9139
21	0,88	0,818	0,895	34,22	0,9315
22	0,946	0,869	0,794	37,11	0,8895
23	0,91	0,925	0,813	38,45	0,9127
24	0,947	0,904	0,917	34,46	0,896
25	0,907	0,914	0,889	34,33	0,9339
26	0,876	0,83	0,871	37,18	0,8795
27	0,881	0,81	0,881	37,37	0,8988
28	0,931	0,845	0,897	34,22	0,9175
29	0,938	0,852	0,853	34,37	0,9413

30	0,903	0,894	0,841	34,58	0,9087
31	0,949	0,782	0,89	32,98	0,8989
32	0,88	0,911	0,831	33,62	0,9476
33	0,928	0,844	0,9	33,49	0,881
34	0,894	0,833	0,795	33,85	0,866
35	0,91	0,81	0,931	34,95	0,9188
36	0,931	0,784	0,904	35,35	0,9
37	0,904	0,883	0,893	37,33	0,8896
38	0,918	0,853	0,929	33,5	0,9242
39	0,96	0,798	0,963	36,48	0,9149
40	0,913	0,798	0,931	34,68	0,8987
41	0,955	0,837	0,788	34,93	0,8844
42	0,896	0,917	0,816	36,01	0,9274
43	0,946	0,84	0,849	33,32	0,923
44	0,973	0,79	0,881	35,57	0,908
45	0,856	0,84	0,906	35,25	0,9469
46	0,906	0,839	0,844	35,74	0,8886
47	0,947	0,742	0,889	35,43	0,8795
48	0,924	0,848	0,842	38,68	0,8962
49	0,941	0,841	0,849	34,04	0,9091
50	0,912	0,878	0,81	34,2	0,9149
51	0,933	0,924	0,834	34,07	0,9052
52	0,925	0,895	0,812	34,17	0,917
53	0,965	0,839	0,831	34,04	0,885
54	0,938	0,806	0,933	36,78	0,9389
55	0,94	0,953	0,833	37,13	0,9084
56	0,918	0,852	1	34,14	0,9323
57	0,915	0,851	0,905	33,75	0,9169
58	0,917	0,849	0,889	35,71	0,9191
59	0,942	0,858	0,837	34,17	0,9214
60	0,917	0,844	0,915	35,95	0,919
61	0,939	0,827	0,851	35,3	0,9229
62	0,992	0,828	0,886	32,73	0,9366
63	0,956	0,849	1	37,32	0,9139

64	0,92	0,828	0,875	37,69	0,9242
65	0,966	0,821	0,937	34,08	0,9082
66	0,918	0,854	0,845	34,42	0,9388
67	0,869	0,84	0,878	35,43	0,8965
68	0,9	0,91	0,969	35,5	0,946
69	0,874	0,744	0,849	35,99	0,9092
70	0,919	0,894	0,971	38,02	0,8814
71	0,931	0,9	0,915	34,73	0,9126
72	0,98	0,767	0,852	33,8	0,8964
73	0,94	0,836	0,912	32,93	0,9268
74	0,923	0,835	0,929	33,9	0,8969
75	0,955	0,794	0,911	34,95	0,9011
76	0,864	0,819	0,801	37,69	0,8722
77	0,937	0,806	0,844	34,22	0,901
78	0,953	0,92	0,868	35,34	0,8615
79	0,886	0,887	0,876	34,98	0,8783
80	0,964	0,901	0,911	36,78	0,9252
81	0,94	0,879	0,889	38,79	0,9257
82	0,918	0,805	0,813	34,2	0,9185
83	0,949	0,829	0,899	34,27	0,8907
84	0,998	0,87	0,911	36,57	0,909
85	0,935	0,801	0,908	36,02	0,9099
86	0,937	0,879	0,934	37,77	0,8868
87	0,916	0,84	0,922	35,88	0,9401
88	0,905	0,835	0,903	34,46	0,9275
89	0,955	0,878	0,876	35,89	0,9056
90	0,904	0,868	0,797	36,66	0,9105
91	0,932	0,836	0,901	36,23	0,9142
92	0,916	0,896	0,89	35,76	0,8692
93	0,944	0,807	0,894	36,6	0,9051
94	0,94	0,875	0,816	36,75	0,8964
95	0,961	0,874	0,826	37,07	0,89
96	0,915	0,838	0,933	35,97	0,9044
97	0,922	0,863	0,878	34,75	0,946

98	0,901	0,8	0,914	35,22	0,9228
99	0,917	0,887	0,881	36,81	0,8986
100	0,941	0,843	0,881	33,77	0,9215

Приложение Н

Билатеральный фильтр (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.884	0.762	0.881	31.41	0.915
2	0.93	0.954	0.609	43.17	0.9151
3	0.973	0.936	0.608	31.68	0.9033
4	0.955	0.945	0.72	38.04	0.9663
5	0.965	0.959	0.781	40.22	0.9597
6	0.946	0.787	0.885	42.32	0.9427
7	0,967	0,895	0,835	36,04	0,9016
8	0,959	0,828	0,837	35,99	0,96
9	0,971	0,845	0,8	37,63	0,9235
10	0,924	0,947	0,957	36,71	0,925
11	0,98	0,862	0,808	35,96	0,9566
12	0,946	0,879	0,835	37,23	0,9411
13	1	0,905	0,834	38,09	0,9391
14	0,919	0,89	0,915	36,84	0,9733
15	0,992	0,876	0,855	36,02	0,9171
16	0,946	0,885	0,932	34,03	0,9486
17	0,92	0,966	0,836	34,4	0,9311
18	0,925	0,868	0,884	35,54	0,9354
19	0,93	0,878	0,828	35,09	0,9606
20	0,953	0,912	0,977	35,72	0,9402
21	0,956	0,914	0,811	36,08	0,9408
22	0,923	0,917	0,885	36,79	0,9515
23	0,939	0,896	0,902	35,89	0,9227
24	1	0,824	0,891	36,73	0,9132
25	0,992	0,935	0,861	36,1	0,9091
26	0,953	0,824	0,864	33,04	0,8907
27	0,941	0,882	0,872	34,59	0,9711
28	0,944	0,84	0,863	35,78	0,9079
29	0,958	0,867	0,918	34,19	0,9256

30	0,909	0,883	0,981	36,9	0,9245
31	0,932	0,883	0,842	38,3	0,9361
32	0,89	0,887	0,802	37,83	0,9463
33	0,952	0,935	0,866	35,68	0,9472
34	0,959	0,888	0,999	38,24	0,9183
35	0,926	0,86	0,83	36,22	0,9267
36	0,987	0,909	0,952	35,49	0,9357
37	0,903	0,918	0,954	35,08	0,925
38	0,896	0,821	0,842	35,55	0,9621
39	0,947	0,894	0,898	35,42	0,9398
40	0,971	0,898	0,951	36,26	0,9447
41	0,991	0,858	0,851	36,24	0,9433
42	0,926	0,925	0,86	36	0,9535
43	0,972	0,864	0,841	36,66	0,9336
44	0,939	0,875	0,819	37,79	0,9041
45	0,935	0,863	0,838	37,42	0,938
46	0,967	0,871	0,809	33,77	0,917
47	0,96	0,826	0,872	32,17	0,9194
48	0,893	0,812	0,832	37,4	0,9417
49	0,984	0,934	0,882	33,95	0,9548
50	0,981	0,836	0,792	35,66	0,9304
51	0,921	0,83	0,887	34,24	0,9362
52	0,952	0,784	0,912	33,3	0,964
53	0,955	0,844	0,77	36,81	0,9348
54	0,948	0,817	0,889	37,14	0,982
55	0,923	0,936	0,931	35,14	0,9413
56	0,92	0,91	0,81	32,11	0,8948
57	0,939	0,842	0,954	35,18	0,9451
58	0,975	0,96	0,891	36,59	0,9376
59	0,956	0,909	0,835	33,78	0,9558
60	0,929	0,857	0,867	36,28	0,9435
61	0,963	0,77	0,898	35,98	0,9272
62	0,855	0,962	0,874	36,87	0,9055
63	0,974	0,814	0,897	36,18	0,9258

64	0,888	0,804	0,824	34,54	0,913
65	0,929	0,911	0,878	37,79	0,9184
66	0,906	0,968	0,799	35,76	0,9418
67	0,901	0,925	0,864	35,96	0,9634
68	0,975	0,893	0,825	34,6	0,9379
69	0,926	0,894	0,833	35,34	0,9061
70	0,95	0,904	0,932	34,67	0,9389
71	0,939	0,9	0,925	35,74	0,9539
72	0,954	0,881	0,9	38,57	0,9178
73	0,942	0,874	0,815	33,94	0,9273
74	0,902	0,867	0,854	33,58	0,9303
75	0,97	0,84	0,931	38,21	0,9143
76	0,925	0,859	0,877	35,69	0,943
77	0,893	0,802	0,986	35	0,9276
78	0,927	0,866	0,89	37,56	0,9384
79	0,985	0,83	0,88	35,09	0,9123
80	0,966	0,826	0,855	38,74	0,9213
81	0,93	0,877	0,877	37,02	0,9444
82	0,93	0,926	0,862	35,27	0,9225
83	0,93	0,907	0,905	39,24	0,9645
84	1	0,807	0,918	35,09	0,922
85	0,951	0,83	0,831	37,11	0,9345
86	0,953	0,908	0,803	36,45	0,9487
87	0,971	0,831	0,778	37,95	0,9016
88	0,947	0,861	0,895	38,34	0,8948
89	0,932	0,892	0,815	36,05	0,8995
90	0,934	0,831	0,762	34,87	0,9553
91	0,938	0,874	0,889	36,69	0,919
92	0,939	0,817	0,995	34,98	0,9812
93	0,962	0,846	0,87	39,02	0,9187
94	0,942	0,883	0,912	36,2	0,9337
95	0,962	0,806	0,874	35,45	0,9608
96	0,938	0,888	0,865	36,28	0,9701
97	0,942	0,869	0,916	33,98	0,9712

98	0,88	0,892	0,855	34,54	0,9542
99	0,967	0,879	0,883	37,8	0,9505
100	0,95	0,925	0,886	35,01	0,9419

Приложение II

Clahе (Python, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.849	0.608	0.915	29.43	0.7552
2	0.841	0.647	0.686	26.59	0.6015
3	0.755	0.618	0.634	21.59	0.8131
4	0.815	0.656	0.718	20.85	0.6099
5	0.822	0.571	0.689	21.55	0.8088
6	0.826	0.706	0.545	45.865	0.6567
7	0,911	0,755	0,864	27,4	0,7486
8	0,919	0,815	0,925	27,76	0,7575
9	0,893	0,763	0,823	24,63	0,7561
10	0,934	0,74	0,781	28,34	0,7829
11	0,856	0,738	0,885	26,28	0,8147
12	0,884	0,687	0,824	27,22	0,8246
13	0,868	0,785	0,721	29,42	0,7928
14	0,834	0,747	0,872	28,35	0,79
15	0,888	0,743	0,803	26,60	0,744
16	0,886	0,878	0,825	25,66	0,7691
17	0,935	0,762	0,847	23,77	0,7642
18	0,909	0,72	0,84	25,92	0,7676
19	0,859	0,733	0,865	26,68	0,7766
20	0,946	0,796	0,808	25,52	0,7706
21	0,927	0,755	0,856	26,80	0,7404
22	0,907	0,692	0,817	27,12	0,795
23	0,883	0,787	0,867	26,66	0,7585
24	0,861	0,723	0,861	26,02	0,7848
25	0,879	0,825	0,783	27,25	0,8215
26	0,923	0,793	0,884	27,66	0,7616
27	0,947	0,732	0,803	25,36	0,7294
28	0,936	0,801	0,87	29,12	0,7743
29	0,875	0,753	0,848	26,85	0,802

30	0,856	0,784	0,922	27,03	0,8192
31	0,894	0,769	0,819	28,06	0,7554
32	0,837	0,716	0,813	27,35	0,7899
33	0,9	0,724	0,829	28,43	0,7707
34	0,886	0,791	0,815	27,43	0,7779
35	0,876	0,737	0,87	26,08	0,8329
36	0,842	0,734	0,749	27,54	0,7499
37	0,905	0,712	0,777	25,28	0,7851
38	0,874	0,767	0,777	27,16	0,7894
39	0,855	0,833	0,878	26,95	0,8017
40	0,804	0,707	0,916	26,69	0,782
41	0,889	0,751	0,825	26,81	0,7862
42	0,943	0,806	0,822	24,18	0,7722
43	0,94	0,747	0,834	26,18	0,7854
44	0,876	0,768	0,888	27,14	0,7731
45	0,872	0,708	0,784	27,24	0,7924
46	0,904	0,767	0,842	25,46	0,7726
47	0,86	0,743	0,879	28,9	0,7875
48	0,899	0,789	0,855	25,70	0,7794
49	0,913	0,797	0,839	28,45	0,8025
50	0,927	0,854	0,88	27,64	0,779
51	0,887	0,773	0,695	26,03	0,7445
52	0,884	0,763	0,864	29,66	0,8052
53	0,864	0,758	0,797	25,21	0,7619
54	0,865	0,736	0,738	28,38	0,7669
55	0,883	0,764	0,856	28,5	0,7681
56	0,901	0,738	0,899	25,99	0,8075
57	0,917	0,757	0,823	29,09	0,7373
58	0,866	0,803	0,878	26,62	0,8428
59	0,935	0,71	0,911	27,43	0,8011
60	0,882	0,796	0,896	27,39	0,7845
61	0,889	0,803	0,912	26,8	0,7789
62	0,868	0,745	0,867	28,22	0,7857
63	0,817	0,665	0,834	28,19	0,7904

64	0,917	0,726	0,75	24,38	0,7929
65	0,912	0,802	0,818	28,96	0,7911
66	0,882	0,749	0,788	24,51	0,7818
67	0,892	0,71	0,939	28,55	0,7761
68	0,905	0,73	0,821	28,69	0,777
69	0,843	0,784	0,836	25,36	0,7761
70	0,874	0,772	0,858	26,38	0,8027
71	0,914	0,74	0,832	25,34	0,7919
72	0,852	0,735	0,915	26,68	0,7212
73	0,899	0,734	0,799	26,54	0,7931
74	0,849	0,713	0,84	28,17	0,7839
75	0,904	0,815	0,793	28,97	0,7796
76	0,889	0,737	0,764	29,09	0,7722
77	0,842	0,799	0,799	26,16	0,8025
78	0,925	0,811	0,828	26,69	0,799
79	0,868	0,79	0,809	24,47	0,7645
80	0,866	0,733	0,795	25,79	0,7881
81	0,896	0,766	0,76	28,45	0,7606
82	0,924	0,749	0,826	29,42	0,7524
83	0,86	0,714	0,755	25,15	0,7675
84	0,892	0,763	0,868	26,11	0,7972
85	0,903	0,703	0,834	26,96	0,7991
86	0,911	0,798	0,757	27,42	0,7903
87	0,895	0,731	0,815	25,79	0,7945
88	0,879	0,758	0,792	27,64	0,7903
89	0,865	0,761	0,846	26,29	0,7672
90	0,893	0,74	0,897	26,98	0,7886
91	0,858	0,773	0,736	27,82	0,796
92	0,802	0,731	0,836	27,01	0,7951
93	0,903	0,785	0,822	26,35	0,8038
94	0,917	0,696	0,864	26,84	0,7942
95	0,819	0,755	0,841	26,87	0,787
96	0,86	0,828	0,792	26,44	0,8014
97	0,909	0,71	0,814	26,61	0,7795

98	0,952	0,723	0,79	29,4	0,7624
99	0,891	0,771	0,884	27,84	0,7767
100	0,868	0,757	0,831	26,56	0,7651

Приложение Р

Гауссов фильтр (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.96	0.787	0.312	29.70	0.855
2	0.97	0.78	0.344	32.75	0.8503
3	0.955	0.866	0.35	28.76	0.8659
4	0.951	0.764	0.324	25.87	0.8205
5	0.949	0.736	0.328	27.88	0.8268
6	0.989	0.776	0.315	26.85	0.8441
7	0,858	0,832	0,366	36,23	0,8984
8	0,971	0,901	0,731	33,52	0,8416
9	0,934	0,796	0,303	40,13	0,9758
10	0,949	0,765	0,405	32,79	0,8537
11	0,853	0,808	0,657	35,15	0,8879
12	0,986	0,782	0,75	30,1	0,9825
13	0,967	0,936	0,724	29,35	0,9826
14	0,88	0,912	0,446	42,48	0,926
15	0,875	0,877	0,763	40,7	0,9348
16	0,876	0,924	0,454	38,74	0,9073
17	0,893	0,911	0,512	34,73	0,884
18	0,923	0,787	0,785	31,43	0,8893
19	0,91	0,929	0,722	31,19	0,9409
20	0,891	0,858	0,852	32,5	0,9529
21	0,936	0,911	0,727	36,69	0,9587
22	0,87	0,929	0,669	39	0,9584
23	0,891	0,814	0,361	38,24	0,8537
24	0,901	0,772	0,539	32,92	0,9142
25	0,914	0,796	0,472	42,37	0,8486
26	0,96	0,835	0,459	39,33	0,9224
27	0,878	0,914	0,932	36,76	0,9062
28	0,922	0,922	0,556	37,56	0,9732
29	0,933	0,751	0,88	34,87	0,8926

30	0,857	0,852	0,71	32,47	0,8576
31	0,935	0,833	0,817	33,98	0,8614
32	0,874	0,794	0,627	39,61	0,9542
33	0,859	0,774	0,675	29,2	0,9327
34	0,983	0,818	0,62	30,63	0,8552
35	0,985	0,939	0,427	29,64	0,8526
36	0,963	0,815	0,77	29,57	0,9451
37	0,893	0,854	0,483	40,98	0,8509
38	0,864	0,891	0,316	38,85	0,9633
39	0,946	0,823	0,72	35,64	0,9459
40	0,912	0,944	0,415	30,37	0,8522
41	0,867	0,942	0,911	35,88	0,8527
42	0,919	0,8	0,92	35,63	0,988
43	0,855	0,849	0,895	31,42	0,8961
44	0,977	0,81	0,541	35,07	0,8956
45	0,886	0,807	0,31	34,58	0,9619
46	0,943	0,757	0,903	37,62	0,9821
47	0,894	0,872	0,578	37,89	0,9879
48	0,923	0,851	0,928	29,63	0,953
49	0,927	0,76	0,926	34,24	0,8964
50	0,876	0,806	0,854	37,76	0,8525
51	0,986	0,932	0,491	36,04	0,9566
52	0,959	0,798	0,55	40,99	0,9238
53	0,982	0,779	0,853	38,22	0,9036
54	0,975	0,848	0,506	31,28	0,976
55	0,934	0,947	0,41	29,99	0,8567
56	0,979	0,798	0,662	37,99	0,9139
57	0,862	0,884	0,909	29,37	0,8417
58	0,877	0,902	0,752	37,2	0,9103
59	0,856	0,798	0,671	42,16	0,8484
60	0,896	0,896	0,363	37,06	0,8578
61	0,904	0,824	0,7	34,43	0,8576
62	0,888	0,876	0,944	38,01	0,9374
63	0,966	0,877	0,391	35,42	0,9519

64	0,9	0,857	0,637	36,64	0,9275
65	0,889	0,768	0,87	42,18	0,9843
66	0,926	0,917	0,781	34,41	0,8962
67	0,87	0,814	0,753	42,46	0,8829
68	0,962	0,787	0,757	41,67	0,9703
69	0,86	0,758	0,534	31,74	0,8735
70	0,988	0,868	0,491	29,97	0,9845
71	0,958	0,886	0,826	30,41	0,8418
72	0,878	0,753	0,827	29,26	0,9855
73	0,851	0,852	0,864	30,32	0,8465
74	0,964	0,795	0,894	38,56	0,9737
75	0,949	0,879	0,632	30	0,9192
76	0,952	0,785	0,626	33,47	0,9889
77	0,958	0,888	0,819	40,83	0,8511
78	0,86	0,827	0,722	29,33	0,9231
79	0,9	0,937	0,756	40,4	0,9854
80	0,866	0,778	0,817	32,95	0,9185
81	0,971	0,818	0,879	30,65	0,9344
82	0,937	0,773	0,52	38,75	0,9444
83	0,896	0,935	0,544	37,81	0,9082
84	0,859	0,925	0,361	41,28	0,9341
85	0,894	0,802	0,676	39,29	0,9276
86	0,896	0,882	0,323	40,25	0,9752
87	0,952	0,913	0,603	32,95	0,8468
88	0,939	0,861	0,653	31,48	0,8821
89	0,974	0,856	0,486	39,51	0,9826
90	0,916	0,798	0,684	40,3	0,9735
91	0,867	0,769	0,32	42,87	0,9083
92	0,95	0,929	0,324	34,78	0,933
93	0,957	0,93	0,835	34,21	0,8816
94	0,929	0,877	0,534	39,87	0,8682
95	0,958	0,818	0,383	33,77	0,9096
96	0,919	0,82	0,639	42,03	0,893
97	0,923	0,895	0,8	41,02	0,9275

98	0,91	0,929	0,44	35,01	0,8517
99	0,854	0,927	0,705	39,51	0,9862
100	0,865	0,906	0,355	39,56	0,9879

Приложение С

Медианный фильтр (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	1	0.779	0.912	37.28	0.96
2	0.958	0.88	0.854	36.41	0.9174
3	0.987	0.813	0.932	34.23	0.9021
4	0.888	0.885	0.845	35.14	0.9106
5	0.947	0.904	0.81	34.31	0.9356
6	0.91	0.867	0.802	34.35	0.9138
7	0,988	0,795	0,645	43,08	0,9736
8	0,977	0,83	0,864	42,96	0,9308
9	0,993	0,861	0,615	36,31	0,9233
10	0,964	0,902	0,807	31,59	0,9342
11	0,95	0,759	0,842	43,79	0,9531
12	0,924	0,926	0,768	41,74	0,9241
13	0,991	0,888	0,712	31,75	0,9562
14	0,983	0,768	0,685	42,89	0,9368
15	0,876	0,942	0,657	42,18	0,9497
16	0,873	0,953	0,918	37,26	0,9393
17	0,919	0,763	0,874	38,28	0,9265
18	0,975	0,811	0,934	35,59	0,9854
19	0,998	0,927	0,556	30,77	0,9687
20	0,89	0,915	0,829	34,69	0,9126
21	0,947	0,791	0,922	41,24	0,9782
22	0,92	0,796	0,582	30,06	0,9439
23	0,996	0,832	0,53	34,67	0,9805
24	0,979	0,857	0,834	35,57	0,972
25	0,979	0,886	0,759	37,52	0,9383
26	0,931	0,831	0,879	42,88	0,902
27	0,924	0,852	0,563	34,85	0,9242
28	0,906	0,914	0,858	34,86	0,9487
29	0,877	0,758	0,591	40,33	0,957

30	0,982	0,806	0,574	36,33	0,9232
31	0,976	0,907	0,574	33,14	0,9125
32	1	0,947	0,867	36,33	0,9751
33	1	0,863	0,799	31,97	0,9886
34	0,942	0,867	0,735	32,47	0,9473
35	0,97	0,774	0,661	36,98	0,9155
36	0,993	0,848	0,895	35,86	0,9245
37	0,98	0,867	0,677	42,81	0,9017
38	0,902	0,803	0,867	35,07	0,9823
39	0,929	0,809	0,698	38,13	0,9106
40	0,887	0,833	0,67	38,85	0,9519
41	0,994	0,754	0,708	30,18	0,9247
42	0,949	0,821	0,636	39,29	0,9499
43	0,9	0,797	0,836	32,49	0,9586
44	0,957	0,822	0,726	43,45	0,9747
45	0,95	0,776	0,604	32,08	0,9186
46	0,917	0,946	0,905	35,8	0,901
47	0,885	0,881	0,673	31,19	0,9123
48	0,957	0,899	0,745	43,96	0,981
49	0,938	0,924	0,908	37,03	0,9787
50	0,97	0,86	0,781	38,34	0,9538
51	0,938	0,769	0,553	30,94	0,954
52	0,981	0,868	0,923	40,5	0,9599
53	0,942	0,879	0,782	32,94	0,9158
54	0,943	0,914	0,651	42,57	0,9823
55	0,984	0,845	0,563	32,87	0,9377
56	0,922	0,778	0,857	32,67	0,9345
57	0,887	0,812	0,779	30,51	0,9467
58	0,874	0,83	0,74	36,61	0,9042
59	0,968	0,892	0,902	37,91	0,915
60	0,951	0,876	0,855	30,92	0,9664
61	0,962	0,828	0,568	40,86	0,9075
62	0,898	0,967	0,64	36,35	0,9543
63	0,888	0,883	0,612	37,34	0,9221

64	0,872	0,802	0,835	36,17	0,935
65	0,916	0,772	0,515	35,61	0,926
66	0,947	0,784	0,756	37,83	0,932
67	0,921	0,804	0,843	32,17	0,9647
68	0,927	0,785	0,895	32,55	0,9267
69	0,988	0,791	0,654	42,06	0,951
70	0,915	0,813	0,87	43,25	0,9428
71	0,937	0,788	0,55	35,23	0,9597
72	0,972	0,947	0,881	33,79	0,9843
73	0,922	0,768	0,557	39,02	0,9659
74	0,951	0,865	0,679	35,72	0,9193
75	0,982	0,84	0,859	30,36	0,9028
76	0,993	0,966	0,567	32,19	0,9236
77	0,889	0,775	0,603	40,02	0,9536
78	0,99	0,838	0,825	39,22	0,9046
79	0,934	0,963	0,824	30,38	0,9447
80	0,904	0,94	0,789	33,11	0,9537
81	0,93	0,93	0,812	33,24	0,9301
82	0,997	0,807	0,744	39,41	0,9694
83	0,934	0,788	0,613	30,28	0,9096
84	0,913	0,897	0,656	31,46	0,9068
85	0,952	0,954	0,582	41,2	0,9655
86	0,901	0,872	0,909	32,5	0,9446
87	0,88	0,876	0,763	39,14	0,962
88	0,887	0,812	0,68	33,33	0,9391
89	0,887	0,919	0,708	31,39	0,9222
90	0,89	0,791	0,926	33,4	0,9737
91	0,888	0,821	0,569	40,11	0,9719
92	0,953	0,844	0,764	41,98	0,9625
93	0,894	0,862	0,728	41,62	0,9245
94	0,915	0,803	0,775	35,56	0,9531
95	0,987	0,775	0,508	39,35	0,9325
96	0,932	0,884	0,892	32,87	0,9082
97	0,957	0,813	0,919	34,1	0,9826

98	0,892	0,878	0,754	42,55	0,9123
99	0,895	0,784	0,813	30,18	0,9855
100	0,875	0,856	0,915	31,2	0,9401

Приложение Т

Билатеральный фильтр (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.99	0.782	0.911	40.13	0.96
2	0.982	0.91	0.876	35	0.9091
3	0.968	0.754	0.849	37.49	0.9407
4	0.942	0.954	0.876	35.74	0.9537
5	0.921	0.864	0.897	34.87	0.9444
6	0.961	0.914	0.872	36.8	0.9499
7	0,95	0,833	0,853	40,28	0,976
8	0,97	0,909	0,765	41,42	0,9725
9	0,892	0,896	0,701	35,41	0,9527
10	0,924	0,782	0,969	41,59	0,9781
11	0,889	0,921	0,758	32,04	0,9185
12	0,988	0,797	0,767	42,63	0,9101
13	0,983	0,797	0,661	38,12	0,9243
14	0,865	0,863	0,894	41,62	0,9051
15	0,952	0,875	0,857	36,88	0,9478
16	0,98	0,872	0,682	39,37	0,9843
17	0,883	0,769	0,63	37,84	0,9035
18	0,934	0,934	0,852	40,51	0,911
19	0,979	0,806	0,842	32,06	0,9407
20	0,864	0,777	0,701	31,78	0,984
21	0,951	0,937	0,952	34,21	0,9285
22	0,899	0,951	0,656	33,07	0,9457
23	0,98	0,931	0,76	42,33	0,9037
24	0,986	0,92	0,949	33,85	0,9134
25	0,983	0,888	0,755	43,69	0,9888
26	0,922	0,866	0,836	35,38	0,9869
27	0,972	0,768	0,747	33,37	0,9004
28	0,97	0,836	0,701	41,27	0,9857
29	0,901	0,828	0,964	39,56	0,9575

30	0,968	0,805	0,751	37,48	0,9781
31	0,865	0,902	0,931	38,22	0,9409
32	0,938	0,854	0,685	40,35	0,9464
33	0,89	0,767	0,679	33,97	0,944
34	0,876	0,796	0,612	43,95	0,96
35	0,87	0,893	0,841	43,67	0,9126
36	0,951	0,766	0,736	39,45	0,9027
37	0,904	0,929	0,92	33,59	0,9277
38	0,954	0,854	0,775	39,84	0,9634
39	0,868	0,851	0,958	31,94	0,9182
40	0,901	0,874	0,669	31,4	0,9606
41	0,93	0,923	0,921	34,35	0,9873
42	0,963	0,823	0,887	37,01	0,9085
43	0,901	0,892	0,885	42,29	0,9605
44	0,941	0,869	0,913	40,45	0,9399
45	0,975	0,806	0,882	40,66	0,9781
46	0,94	0,935	0,832	36,53	0,9159
47	0,89	0,917	0,649	35,5	0,9623
48	0,863	0,888	0,612	35,82	0,9754
49	0,973	0,929	0,941	43,84	0,985
50	0,863	0,932	0,828	31,52	0,9615
51	0,974	0,899	0,895	42,27	0,9447
52	0,929	0,926	0,778	38,52	0,9556
53	0,982	0,896	0,643	36,7	0,9782
54	0,964	0,893	0,646	40,43	0,9514
55	0,99	0,88	0,854	37,33	0,9027
56	0,906	0,908	0,759	42,35	0,9838
57	0,96	0,783	0,674	42,71	0,9621
58	0,912	0,935	0,782	36,48	0,9609
59	0,922	0,933	0,624	34,6	0,9194
60	0,942	0,756	0,815	38,7	0,9593
61	0,974	0,923	0,7	42,86	0,9354
62	0,988	0,777	0,895	33,74	0,9586
63	0,96	0,82	0,715	39,1	0,9096

64	0,914	0,906	0,768	39,21	0,9592
65	0,915	0,784	0,604	40,53	0,9899
66	0,956	0,922	0,627	32,71	0,9043
67	0,891	0,925	0,745	40,31	0,9879
68	0,874	0,857	0,778	42,82	0,9366
69	0,906	0,751	0,822	33,34	0,9784
70	0,897	0,81	0,708	34,09	0,9704
71	0,899	0,88	0,857	43,63	0,951
72	0,89	0,956	0,918	33,35	0,9665
73	0,865	0,883	0,889	42,11	0,9791
74	0,862	0,805	0,615	37,4	0,9364
75	0,988	0,883	0,778	34,21	0,9294
76	0,916	0,863	0,639	42,32	0,9601
77	0,91	0,914	0,69	36,79	0,9727
78	0,948	0,772	0,965	37,69	0,9686
79	0,888	0,91	0,653	35,67	0,9718
80	0,983	0,864	0,785	38,71	0,9392
81	0,962	0,952	0,829	33,13	0,9736
82	0,872	0,822	0,86	36,08	0,9108
83	0,914	0,883	0,807	43,6	0,949
84	0,974	0,946	0,604	34,36	0,9005
85	0,983	0,772	0,721	39,54	0,9292
86	0,921	0,947	0,792	35,23	0,933
87	0,94	0,894	0,633	41,06	0,9357
88	0,882	0,764	0,73	32,7	0,9626
89	0,989	0,813	0,612	43,61	0,935
90	0,89	0,899	0,629	36,9	0,9404
91	0,983	0,764	0,747	34,07	0,9214
92	0,944	0,872	0,649	31,96	0,9336
93	0,939	0,823	0,81	33,21	0,9205
94	0,927	0,88	0,855	37,76	0,9066
95	0,89	0,76	0,896	35,38	0,9543
96	0,883	0,933	0,674	41,78	0,9601
97	0,889	0,954	0,662	36,6	0,9558

98	0,884	0,953	0,639	34,23	0,9417
99	0,961	0,907	0,835	39,02	0,9342
100	0,906	0,777	0,861	40,19	0,9777

Приложение У

Clahе (Matlab, окрашенные)					
№	Dice	Precision	Recall	PSNR (дБ)	SSIM
1	0.984	0.578	0.8591	17,00	0.6238
2	0.913	0.743	0.848	29.85	0.7939
3	0.873	0.805	0.854	26.91	0.7733
4	0.865	0.724	0.862	25.94	0.8035
5	0.89	0.718	0.885	24.73	0.7874
6	0.885	0.731	0.85	45.740	0.7779
7	0,86	0,57	0,776	25,6	0,8683
8	0,851	0,79	0,593	19,41	0,703
9	0,866	0,62	0,766	19,26	0,6915
10	0,895	0,712	0,78	18,28	0,6417
11	0,904	0,814	0,565	25,58	0,6856
12	0,886	0,745	0,526	26,94	0,8455
13	0,932	0,71	0,836	20,45	0,879
14	0,753	0,647	0,698	17,27	0,7031
15	0,787	0,65	0,525	18,07	0,7256
16	0,751	0,751	0,928	29,58	0,8022
17	0,873	0,848	0,525	20,84	0,8481
18	0,921	0,749	0,799	27,00	0,7661
19	0,796	0,717	0,923	25,12	0,7096
20	0,926	0,769	0,603	21,97	0,7155
21	0,761	0,69	0,561	19,67	0,7948
22	0,928	0,568	0,552	18,58	0,6009
23	0,817	0,719	0,63	25	0,7735
24	0,769	0,837	0,543	27,07	0,6995
25	0,842	0,603	0,798	25,37	0,8224
26	0,799	0,757	0,527	23,89	0,626
27	0,804	0,61	0,719	17,55	0,7647
28	0,808	0,711	0,929	29,59	0,7347
29	0,903	0,579	0,85	27,38	0,7799

30	0,852	0,685	0,765	20,81	0,6182
31	0,809	0,777	0,632	29,74	0,7624
32	0,866	0,654	0,768	24,82	0,7572
33	0,886	0,749	0,727	24,57	0,757
34	0,802	0,789	0,683	26,72	0,769
35	0,829	0,828	0,556	27,55	0,7894
36	0,773	0,62	0,881	25,53	0,8254
37	0,784	0,67	0,693	18,67	0,6755
38	0,879	0,596	0,584	21,4	0,831
39	0,784	0,848	0,658	29,07	0,7395
40	0,85	0,828	0,678	19,92	0,6216
41	0,885	0,712	0,856	21,84	0,6164
42	0,77	0,803	0,815	22,62	0,6936
43	0,858	0,706	0,831	22,71	0,8198
44	0,799	0,737	0,505	24,97	0,7982
45	0,933	0,577	0,679	29,26	0,8208
46	0,842	0,777	0,707	20,13	0,7448
47	0,903	0,588	0,508	18,58	0,7233
48	0,855	0,798	0,612	19,57	0,6413
49	0,758	0,785	0,827	28,53	0,6919
50	0,87	0,763	0,559	25,4	0,7215
51	0,931	0,561	0,73	20,72	0,6248
52	0,864	0,641	0,593	27,61	0,6618
53	0,906	0,629	0,505	28,2	0,7675
54	0,918	0,658	0,604	28,00	0,806
55	0,793	0,576	0,92	28,95	0,8795
56	0,79	0,831	0,845	20,28	0,8613
57	0,866	0,716	0,913	26,82	0,7799
58	0,828	0,642	0,71	22,99	0,7179
59	0,91	0,669	0,547	27,95	0,7781
60	0,921	0,684	0,736	26,47	0,82
61	0,817	0,73	0,695	27,09	0,6331
62	0,795	0,705	0,863	25,53	0,7148
63	0,898	0,826	0,542	19,31	0,8351

64	0,802	0,699	0,71	24,09	0,7075
65	0,906	0,848	0,565	29,8	0,7601
66	0,831	0,805	0,64	29,19	0,7646
67	0,877	0,613	0,817	17,56	0,6517
68	0,768	0,829	0,705	19,14	0,7014
69	0,869	0,585	0,662	18,71	0,6937
70	0,836	0,795	0,67	26,44	0,6073
71	0,861	0,664	0,698	27,63	0,6068
72	0,782	0,813	0,838	19,78	0,8329
73	0,89	0,81	0,884	23,58	0,6765
74	0,914	0,792	0,911	27,93	0,7451
75	0,791	0,787	0,838	26,53	0,6836
76	0,768	0,641	0,636	24,05	0,8634
77	0,754	0,574	0,796	24,67	0,6726
78	0,872	0,671	0,688	23,61	0,7203
79	0,865	0,602	0,61	20,87	0,8444
80	0,854	0,758	0,862	24,35	0,8357
81	0,794	0,654	0,517	25,96	0,6521
82	0,824	0,843	0,888	28,35	0,8247
83	0,863	0,742	0,698	25,27	0,7283
84	0,844	0,797	0,774	26,89	0,7352
85	0,938	0,59	0,784	19,08	0,6374
86	0,776	0,809	0,885	23	0,6226
87	0,882	0,827	0,774	17,12	0,8038
88	0,827	0,696	0,764	20,21	0,739
89	0,831	0,732	0,529	26,44	0,7223
90	0,886	0,779	0,723	29,89	0,8043
91	0,882	0,602	0,565	18,29	0,8143
92	0,938	0,701	0,817	22,22	0,6445
93	0,774	0,67	0,72	27,40	0,7709
94	0,77	0,594	0,792	19,65	0,6379
95	0,888	0,66	0,518	24,22	0,8104
96	0,86	0,57	0,536	26,53	0,7839
97	0,802	0,558	0,808	25,01	0,8679

98	0,765	0,591	0,531	19,44	0,6193
99	0,766	0,839	0,531	21,62	0,616
100	0,92	0,715	0,505	27,19	0,679

Отзыв

на магистерскую диссертацию студентки образовательной программы
7M07106 – Биомедицинская инженерия
Боранбаевой Лауры Болатовны

Тема работы: **«Исследование методов улучшения изображений в эндоскопии с целью повышения точности диагностики»**

Выпускная квалификационная работа посвящена актуальной проблеме повышения диагностической точности в гастроэнтерологии за счёт применения методов цифровой обработки эндоскопических изображений. В условиях современного развития медицины, когда ключевым направлением становится интеграция технологий обработки изображений и искусственного интеллекта, выбранная тема представляет значительный научный и прикладной интерес.

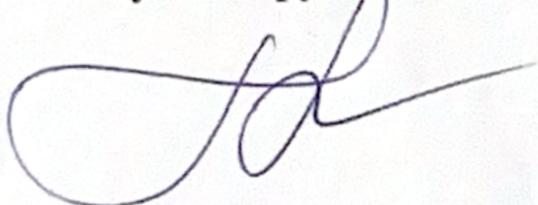
Студентка проявила высокий уровень самостоятельности, ответственности и инженерного мышления на всех этапах работы. Ею был проведён комплексный анализ существующих методов визуализации, обоснован выбор алгоритмов фильтрации (CLAHE, медианный, гауссовский, билатеральный), реализованных в средах Python и MATLAB, а также разработан и апробирован желудочно-кишечный симулятор для тестирования в контролируемых условиях. Анализ качества изображений был выполнен на основе признанных метрик (Dice, Precision, Recall, PSNR, SSIM), что свидетельствует о грамотном подходе к оценке эффективности цифровых решений.

Работа отличается глубиной проработки теоретического материала, чёткой структурой, наличием экспериментальных данных и практических рекомендаций. Автор чётко обозначила цели и задачи исследования, продемонстрировала высокий уровень владения цифровыми инструментами, аналитическими методами и исследовательской культурой.

Следует отметить актуальность и прикладную значимость проекта: предложенные подходы могут быть использованы в медицинских учреждениях, при обучении студентов медицинского и инженерного профиля, а также в рамках дальнейших исследований, связанных с визуальной диагностикой.

Работа выполнена на высоком уровне, соответствует всем требованиям, предъявляемым к выпускным квалификационным работам, и заслуживает оценки «отлично» (А) с рекомендацией к защите.

Научный руководитель



« ____ » _____ 2025 г

Профессор, заведующий кафедрой
института автоматизации и информационных
технологий кафедры «Робототехники и
технических средств автоматизации», кандидат
технических наук Ожикенов К.А.

РЕЦЕНЗИЯ

на магистерскую диссертацию студентки образовательной программы
7M07106 – Биомедицинская инженерия
Борвебаевой Лауры Болатовны

Тема работы: «Исследование методов улучшения изображений в эндоскопии с целью повышения точности диагностики»

Объём выполненной работы:

- а) графическая часть — ___ листов
- б) пояснительная записка — ___ страниц

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Магистерская диссертация посвящена актуальной и практически значимой теме — исследованию цифровых методов улучшения эндоскопических изображений для повышения точности диагностики заболеваний желудочно-кишечного тракта. Работа демонстрирует высокий уровень подготовки автора и уверенное владение современными программными средствами обработки медицинских изображений (Python, MATLAB), а также методами визуального и количественного анализа.

Актуальность темы подтверждается стратегическими документами здравоохранения Республики Казахстан, а также международной статистикой, указывающей на необходимость повышения качества визуализации при эндоскопических обследованиях. Снижение диагностических ошибок, вызванных низким качеством изображения, является одной из ключевых задач современной медицины. В этом контексте работа представляет собой ценный вклад в развитие цифровых технологий медицинской визуализации.

Структура исследования логична, автор проводит подробный литературный обзор по истории и современным достижениям в области эндоскопии, анализирует современные методы улучшения изображений, разрабатывает и тестирует цифровые алгоритмы фильтрации (CLAFE, медианный, гауссов и билатеральный фильтры) на выборке из более 200 изображений. Дополнительной сильной стороной проекта является создание 3D-симулятора желудочно-кишечного тракта для получения контролируемых изображений, что расширяет возможности тестирования методов в лабораторных условиях.

Следует отметить корректное применение метрик оценки качества (Dice, Precision, Recall, PSNR, SSIM) и интеграцию практических решений, что свидетельствует о стремлении автора к объективной и воспроизводимой оценке результатов. Также стоит подчеркнуть знание нормативных требований и понимание перспектив развития ИИ и робототехники в медицинской визуализации, что отражено в рекомендациях по дальнейшему применению разработанных методов.

ОТМЕЧАЕМЫЕ ОСОБЕННОСТИ И РЕКОМЕНДАЦИИ

Несмотря на сильную аналитическую базу и программную реализацию, некоторые аспекты динамического анализа изображений и влияние шумов в реальном времени могли бы быть освещены более глубоко. Также рекомендована стилистическая правка некоторых разделов для повышения логической связности изложения. В работе отсутствует клинической валидации разработанных решений, что ограничивает возможности непосредственной трансляции результатов в медицинскую практику.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В целом, работа выполнена на высоком научно-техническом уровне и соответствует требованиям, предъявляемым к выпускным квалификационным работам. Автор продемонстрировал компетентность в области биомедицинской инженерии, уверенное владение инструментами цифровой обработки и ориентированность на решение актуальных задач медицины. Работа заслуживает оценки «отлично» (А) и рекомендуется к защите.

Рецензент



« _____ » 2025 г

Старший преподаватель кафедры информационных технологий и библиотечного дела Казахского национального женского педагогического университета, PhD Алимбаева Ж. Н.

Протокол

о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

Автор: Боранбаева Лаура Болатовна

Соавтор (если имеется):

Тип работы: Магистерская диссертация

Название работы: Исследование методов улучшения изображений в эндоскопии с целью повышения точности диагностики.

Научный руководитель: Касымбек Ожикенов

Коэффициент Подобия 1: 0

Коэффициент Подобия 2: 0

Микропробелы: 26

Знаки из других алфавитов: 3

Интервалы: 0

Белые Знаки: 0

После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:

- Заимствования, выявленные в работе, является законным и не является плагиатом. Уровень подобия не превышает допустимого предела. Таким образом работа независима и принимается.
- Заимствование не является плагиатом, но превышено пороговое значение уровня подобия. Таким образом работа возвращается на доработку.
- Выявлены заимствования и плагиат или преднамеренные текстовые искажения (манипуляции), как предполагаемые попытки укрытия плагиата, которые делают работу противоречащей требованиям приложения 5 приказа 595 МОН РК, закону об авторских и смежных правах РК, а также кодексу этики и процедурам. Таким образом работа не принимается.
- Обоснование:

2025-06-08

Дата

Айму

Ержан Аймуханбетов

проверяющий эксперт

Протокол

о проверке на наличие неавторизованных заимствований (плагиата)

Автор: Боранбаева Лаура Болатовна

Соавтор (если имеется):

Тип работы: Магистерская диссертация

Название работы: Исследование методов улучшения изображений в эндоскопии с целью повышения точности диагностики.

Научный руководитель: Касымбек Ожикенов

Коэффициент Подобия 1: 0

Коэффициент Подобия 2: 0

Микропробелы: 26

Знаки из других алфавитов: 3

Интервалы: 0

Белые Знаки: 0

После проверки Отчета Подобия было сделано следующее заключение:

Заимствования, выявленные в работе, является законным и не является плагиатом. Уровень подобия не превышает допустимого предела. Таким образом работа независима и принимается.

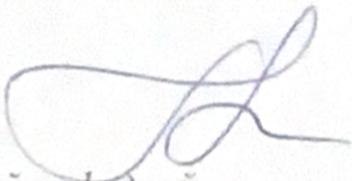
Заимствование не является плагиатом, но превышено пороговое значение уровня подобия. Таким образом работа возвращается на доработку.

Выявлены заимствования и плагиат или преднамеренные текстовые искажения (манипуляции), как предполагаемые попытки укрытия плагиата, которые делают работу противоречащей требованиям приложения 5 приказа 595 МОН РК, закону об авторских и смежных правах РК, а также кодексу этики и процедурам. Таким образом работа не принимается.

Обоснование:

2025-06-08

Дата


Заведующий кафедрой



Отчет подобия

Метаданные

Название организации

Satbayev University

Название

Исследование методов улучшения изображений в эндоскопии с целью повышения точности диагностики.

Автор

Научный руководитель / Эксперт

Боранбаева Лаура БолатовнаКасымбек Ожигенов

Подразделение

ИАИТ

Объем найденных подоби

КП-ия определяют, какой процент текста по отношению к общему объему текста был найден в различных источниках.. Обратите внимание!Высокие значения коэффициентов не означают плагиат. Отчет должен быть проанализирован экспертом.


25

Длина фразы для коэффициента подобия 2


17809

Количество слов


142067

Количество символов

Тревога

В этом разделе вы найдете информацию, касающуюся текстовых искажений. Эти искажения в тексте могут говорить о ВОЗМОЖНЫХ манипуляциях в тексте. Искажения в тексте могут носить преднамеренный характер, но чаще, характер технических ошибок при конвертации документа и его сохранении, поэтому мы рекомендуем вам подходить к анализу этого модуля со всей долей ответственности. В случае возникновения вопросов, просим обращаться в нашу службу поддержки.

Замена букв		3
Интервалы		0
Микропробелы		26
Белые знаки		0
Парафразы (SmartMarks)		43

Подобия по списку источников

Ниже представлен список источников. В этом списке представлены источники из различных баз данных. Цвет текста означает в каком источнике он был найден. Эти источники и значения Коэффициента Подобия не отражают прямого плагиата. Необходимо открыть каждый источник и проанализировать содержание и правильность оформления источника.

10 самых длинных фраз

Цвет текста

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ И АДРЕС ИСТОЧНИКА URL (НАЗВАНИЕ БАЗЫ)	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)	Цвет текста
1	http://ous-research.no/home/immi/Publications/8483?page=publist&src=&doctype=1	65	0.36 %
2	https://www.wjnet.com/1948-5190/full/v11/i2/84.htm	47	0.26 %
3	https://www.ous-research.no/home/gastro/Group+members/6923	43	0.24 %
4	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11514661/	36	0.20 %

5	An unusual case of duodenal neuroendocrine tumor presenting with melena diagnosed by EUS-guided fine-needle biopsy. B. Zhang, C. Zhou, D. Zou, X. Qin, T. Ran;	33 0.19 %
6	Ocena stanu odżywienia pacjenta z nowotworem żołądka 6/29/2022 Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu (Wydział Farmaceutyczny)	32 0.18 %
7	https://link.springer.com/article/10.1007/s00464-023-10226-3	30 0.17 %
8	https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10768041/	29 0.16 %
9	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28152974/	29 0.16 %
10	Enhancing image-based diagnosis of gastrointestinal tract diseases through deep learning with EfficientNet and advanced data augmentation techniques Yimer, Temesgen Engida, Vanitha, K., Mahesh, T. R., Chokkanathan, K., Mythili, R., Zubair Rahman, A. M. J. MD.;	28 0.16 %

из базы данных RefBooks (1.30 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
Источник: Paperity		
1	An unusual case of duodenal neuroendocrine tumor presenting with melena diagnosed by EUS-guided fine-needle biopsy. B. Zhang, C. Zhou, D. Zou, X. Qin, T. Ran;	33 (1) 0.19 %
2	Enhancing image-based diagnosis of gastrointestinal tract diseases through deep learning with EfficientNet and advanced data augmentation techniques Yimer, Temesgen Engida, Vanitha, K., Mahesh, T. R., Chokkanathan, K., Mythili, R., Zubair Rahman, A. M. J. MD.;	28 (1) 0.16 %
3	Establishing an AI model and application for automated capsule endoscopy recognition based on convolutional neural networks (with video) Chen, Jian, Wang, Ganhong, Xu, Xiaodan, Zhang, Zihao, Ding, Yu, Xia, Kaijian;	26 (1) 0.15 %
4	Effect of premedication on lesion detection rate and visualization of the mucosa during upper gastrointestinal endoscopy: a multicenter large sample randomized controlled double-blind study Angelo Polito;	26 (1) 0.15 %
5	Recent trends in Helicobacter pylori management: harnessing the power of AI and other advanced approaches Baz, Ayman El, El Sayed, Ibrahim El Tantawy, Addissouky, Tamer A., Wang, Yuliang, Ali, Majeed M. A., Khalil, Ahmed A.;	24 (1) 0.13 %
6	Lesion size affects the risk of technical difficulty in gastric endoscopic submucosal dissection Tan, Yuyong, Zhao, Yuqi, Chen, Yihan, Pan, Xiaogao, Liu, Deliang;	22 (1) 0.12 %
7	Endoscopic band ligation versus hot snare resection for hyperplastic gastric polyps in cirrhotic patients. O. Elbahr, R. Badr, A. Edrees, M. Elsabaawy, S. Affy, A. Kamal;	21 (2) 0.12 %
8	Steps of reprocessing and equipments. Y. Lee, J. Park;	18 (1) 0.10 %
9	Stomach Cancer and Postendoscopy Colorectal Cancer: Parallel Lives Mauricio Rodríguez-Molina, Juan Darío Puerta-Díaz, Esteban Isaza-Gómez, Ricardo Jaramillo, Sandra Patricia Molina-Meneses, Isabella Cadavid, Rodrigo Castaño, Diego Fernando Caycedo-Medina, Juan Esteban Puerta-Botero, Luis José Palacio-Fuenmayor, Camilo Vásquez-Maya, Óscar Álvarez, Santiago Salazar-Ochoa;	17 (1) 0.10 %
10	Design of a detachable bronchoscope for endotracheal intubation Kohanfars, Matthew, Morris, Karcher, Talke, Frank E., Laha, Avinash, Li, Yu M., Ahadian, Farshad;	17 (1) 0.10 %

из домашней базы данных (0.03 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	Темеш Р.М..doc 5/22/2017 Satbayev University (И_ЭИБ)	6 (1) 0.03 %

из программы обмена базами данных (0.33 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	НАЗВАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	Ocena stanu odżywienia pacjenta z nowotworem żołądka 6/29/2022 Uniwersytet Medyczny im. Piastów Śląskich we Wrocławiu (Wydział Farmaceutyczny)	32 (1) 0.18 %
2	Utilitatea examenului CT in stadializarea neoplaziilor gastrice 1/30/2018 Universitatea de Medicină și Farmacie "Iuliu Hatieganu" din Cluj-Napoca (Universitatea de Medicină și Farmacie "Iuliu Hatieganu" din Cluj-Napoca)	27 (1) 0.15 %

из интернета (3.37 %)

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	ИСТОЧНИК URL	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
1	http://ous-research.no/home/immi/Publications/8483?page=publist&src=&doctype=1	65 (1) 0.36 %
2	https://www.ous-research.no/home/gastro/Group+members/6923	60 (3) 0.34 %
3	https://www.wjgnet.com/1948-5190/full/v11/i2/84.htm	47 (1) 0.26 %
4	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28152974/	46 (2) 0.26 %
5	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11514661/	41 (2) 0.23 %
6	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35495895/	35 (4) 0.20 %
7	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16849338/	33 (3) 0.19 %
8	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9577353/	31 (3) 0.17 %
9	https://link.springer.com/article/10.1007/s00464-023-10226-3	30 (1) 0.17 %
10	https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10768041/	29 (1) 0.16 %
11	https://www.intechopen.com/chapters/50796	22 (1) 0.12 %
12	https://academic.oup.com/gastro/article/doi/10.1093/gastro/goac069/6827560?searchresult=1	22 (1) 0.12 %
13	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10843273/	21 (1) 0.12 %
14	http://www.akademiamedycyny.pl/wp-content/uploads/2016/05/201302_AiR_009.pdf	21 (1) 0.12 %
15	http://allrefs.net/c5/1vqhql/	19 (1) 0.11 %
16	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29263503/	18 (2) 0.10 %
17	https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8506429/	14 (1) 0.08 %
18	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33459972/	13 (1) 0.07 %
19	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9829768/	10 (1) 0.06 %

20	http://diss.seluk.ru/m-stroitelstvo/837963-1-ohrana-okruzhayuschey-sredi-vibrosov-liteynogo-proizvodstva-metodicheskie-ukazaniya-dlya-studentov-specialnostey-olp-utverzhdeno-zased.php	9 (1) 0.05 %
21	https://www.altmetric.com/details/55309597	8 (1) 0.04 %
22	https://jkms.org/pdf/10.3346/jkms.2022.37.e295	6 (1) 0.03 %

Список принятых фрагментов

ПОРЯДКОВЫЙ НОМЕР	СОДЕРЖАНИЕ	КОЛИЧЕСТВО ИДЕНТИЧНЫХ СЛОВ (ФРАГМЕНТОВ)
	http://ous-research.no/home/immi/Publications/84... <input checked="" type="checkbox"/>	65 (0.36%)
	https://www.ous-research.no/home/gastro/Group+me... <input checked="" type="checkbox"/>	60 (0.34%)
	https://www.wjgnet.com/1948-5190/full/v11/i2/84... <input checked="" type="checkbox"/>	47 (0.26%)
	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28152974/ <input checked="" type="checkbox"/>	46 (0.26%)
	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC11514661/ <input checked="" type="checkbox"/>	41 (0.23%)
	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/35495895/ <input checked="" type="checkbox"/>	35 (0.20%)
	An unusual case of duodenal neuroendocrine tumor... <input checked="" type="checkbox"/>	33 (0.19%)
	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/16849338/ <input checked="" type="checkbox"/>	33 (0.19%)
	Ocena stanu odżywienia pacjenta z nowotworem żołą... <input checked="" type="checkbox"/>	32 (0.18%)
	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9577353/ <input checked="" type="checkbox"/>	31 (0.17%)
	https://link.springer.com/article/10.1007/s00464... <input checked="" type="checkbox"/>	30 (0.17%)
	https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC107... <input checked="" type="checkbox"/>	29 (0.16%)
	Enhancing image-based diagnosis of gastrointesti... <input checked="" type="checkbox"/>	28 (0.16%)
	Utilitatea examenului CT in stadializarea neopla... <input checked="" type="checkbox"/>	27 (0.15%)
	Establishing an AI model and application for aut... <input checked="" type="checkbox"/>	26 (0.15%)
	Effect of premedication on lesion detection rate... <input checked="" type="checkbox"/>	26 (0.15%)
	Recent trends in Helicobacter pylori management:... <input checked="" type="checkbox"/>	24 (0.13%)
	https://www.intechopen.com/chapters/50796 <input checked="" type="checkbox"/>	22 (0.12%)
	https://academic.oup.com/gastro/article/doi/10.1... <input checked="" type="checkbox"/>	22 (0.12%)
	Lesion size affects the risk of technical diffic... <input checked="" type="checkbox"/>	22 (0.12%)
	https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC10843273/ <input checked="" type="checkbox"/>	21 (0.12%)
	Endoscopic band ligation versus hot snare resect... <input checked="" type="checkbox"/>	21 (0.12%)
	http://www.akademiamedycyny.pl/wp-content/upload... <input checked="" type="checkbox"/>	21 (0.12%)
	http://allrefs.net/c5/1vqhq/ <input checked="" type="checkbox"/>	19 (0.11%)
	https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29263503/ <input checked="" type="checkbox"/>	18 (0.10%)
	Steps of reprocessing and equipments. <input checked="" type="checkbox"/>	18 (0.10%)
	Stomach Cancer and Postendoscopy Colorectal Canc... <input checked="" type="checkbox"/>	17 (0.10%)

Design of a detachable bronchoscope for endotrach... <input checked="" type="checkbox"/>	17 (0.10%)
https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC850... <input checked="" type="checkbox"/>	14 (0.08%)
https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33459972/ <input checked="" type="checkbox"/>	13 (0.07%)
https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC9829768/ <input checked="" type="checkbox"/>	10 (0.06%)
http://diss.seluk.ru/m-stroitelstvo/837963-1-ohr... <input checked="" type="checkbox"/>	9 (0.05%)
https://www.altmetric.com/details/55309597 <input checked="" type="checkbox"/>	8 (0.04%)
Темеш P.M..doc <input checked="" type="checkbox"/>	6 (0.03%)
https://jkms.org/pdf/10.3346/jkms.2022.37.e295 <input checked="" type="checkbox"/>	6 (0.03%)