

УДК 621.396

**ПОВЫШЕНИЕ КАЧЕСТВА МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ****А. В. Кокошкин, В. А. Коротков, К. В. Коротков, Е. П. Новичихин****Фрязинский филиал Института радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова  
РАН, 141120, Московская область, Фрязино, пл. академика Введенского, 1**

Статья поступила в редакцию 31 июля 2018 г.

**Аннотация.** Предлагается применение адаптированных методов обработки цифровых изображений при наличии атмосферных образований, в основном гидрометеоров, для обработки медицинских изображений с целью повышения различимости мелких деталей. Это методы увеличения контраста (преобразования динамического диапазона яркостей) изображения на основе статистических свойств яркости изображения, такие как оптимизированный Dark Channel Prior (DCP), модифицированный CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) и их комбинация. Представленные результаты свидетельствуют о существенном повышении качества медицинских изображений, что может служить вспомогательным инструментарием для медицинских работников при уточнении постановки диагноза.

**Ключевые слова:** обработка медицинских изображений, повышение различимости мелких деталей, постановка диагноза.

**Abstract.** The use of adapted methods for processing digital images in the presence of atmospheric formations, mainly hydrometeors, is proposed for processing medical images in order to increase the discernibility of small details. These are methods to increase the contrast (converting the dynamic range of brightness) images based on the statistical properties of image brightness, such as optimized Dark Channel Prior (DCP), modified CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) and their combination. The results of processing on examples are given: X-ray picture of hip fracture, image of MRI of cardiovascular system with contrast, photos of polyp from the database of colonoscopic studies. The problems associated with color rendition are of great importance in gastro and colonoscopy, we deliberately left outside the framework of this article. Since for correct operation in the case of colour

images, it is necessary to know the colour of the backlighting of a particular device and the features of its design. In addition, we declare the possibility of promising the use of other methodologies (for example, in the spectral domain) for the processing of medical images, both to the species indicated in this article, and completely different. The presented results indicate a significant improvement in the quality of medical imaging, which can serve as an auxiliary tool for medical workers when specifying the diagnosis. The expediency of using various treatment methods for diagnosis, in accordance with specific goals and objectives, should be evaluated by professionals in their fields of medicine, whom we invite to cooperate. The expediency of using various treatment methods for diagnosis, in accordance with specific goals and objectives, should be evaluated by professionals in their fields of medicine, who we are glad to invite for cooperation.

**Key words:** processing of medical images, increasing the discernibility of small details, diagnosis.

## 1. Введение

Рентгеновское излучение - это электромагнитные волны с длиной от 10 до  $10^{-5}$  нм. Рентгеновское излучение взаимодействует с веществом исследуемых объектов на атомном и молекулярном уровнях. При падении рентгеновского излучения на объект оно незначительно отражается от его поверхности, но в основном проходит вглубь, при этом частично поглощается и рассеивается, частично проходит насквозь. При использовании в медицине значительные различия поглощения рентгеновского излучения позволяют, в теневой проекции (на просвет), видеть изображение скелета и внутренних органов. По характерным особенностям фиксируемой рентгенограммой тени можно судить о форме, плотности, структуре, и даже о природе наблюдаемых объектов. Рентгеновское изображение представляет собой двумерную тень от объёмного тела, состоящего из частично прозрачных для излучения объектов. Если исследуемый орган и окружающие его ткани примерно одинаково ослабляют рентгеновское излучение, то применяют контрастные вещества

(например, для исследования кишечника или сосудов). Таким образом, различимость деталей на рентгеновском изображении зависит как от факторов, влияющих на поглощение излучения (качество излучения и структура объекта), так и от рассеянного излучения.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) основана на регистрации электромагнитного излучения, поступающего от протонов после их возбуждения радиочастотными импульсами в постоянном магнитном поле. Регистрация этих колебаний специальными приемными устройствами, перевод их в цифровую форму позволяют формировать послойные изображения. При этом ткани с большими магнитными векторами (с большим содержанием воды) будут индуцировать сильные сигналы и выглядеть на изображении яркими, а ткани и анатомические зоны с малыми магнитными векторами (с небольшим количеством протонов, например такие, как воздух и кости) — слабые сигналы и будут на изображении темными.

Возможно усиление контраста при МРТ при использовании препаратов. Поэтому сосуды и ткани, накапливающие контрастное вещество, лучше визуализируются на МР-томограммах.

Современная гастро- и колоноскопия для исследования внутренних органов в своих устройствах использует широкофокусную регистрирующую оптику. Возможности видеосистем обязательно включают в себя: демонстрацию изображения исследуемой рабочей поверхности и создание её фотоизображения, запись видео различного формата. Штатное встроенное программное обеспечение производит обработку и системное улучшение качества картинки. Внутренний редактор изображения позволяет отметить проблемные участки на снимке и произвести экспорт и импорт файлов изображения в программу.

В этой работе нами предлагается для обработки медицинских изображений применить методы, используемые в задачах радиовидения и аэрокосмического мониторинга предназначенные для повышения различимости мелких деталей при наличии атмосферных образований, в основном

гидрометеоров. Будем использовать известные классические методики, оригинальные способы и их комбинации, разработанные нашей группой.

Одним из основных подходов к решению задачи по повышению качества медицинских изображений может послужить широко распространённая идеология Dark Channel Prior (DCP). В ней предполагается, что искажение изображения гидрометеорами можно описать как сумму двух коррелированных факторов – поглощение излучения, идущего от объекта, и подсветка рассеянным излучением атмосферы. Оценки величин, необходимых для программной реализации методологии DCP, могут быть получены из анализа исходных изображений при условии выполнения некоторых предположений [1 - 5]. В настоящей работе за основу возьмём оптимизированную методику компенсации влияния гидрометеоров с целью увеличения контраста путем преобразования динамического диапазона яркостей изображения [6, 7]. При демонстрации результатов обработки будем обозначать обработанные таким образом изображения как полученные с помощью «метода №1».

Ещё одним из основных методов повышения различимости объектов на изображении является метод эквализации (выравнивание гистограммы) Histogram Equalization (HE) [8]. Этот метод увеличивает глобальный контраст изображения, что позволяет областям более низкого локального контраста получить более высокий контраст. Характерным недостатком этого метода является то, что он может увеличить контраст фонового шума, при этом уменьшая полезный сигнал. Модификацией метода эквализации является метод CLAHE (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization) [9 - 13]. Он позволяет обрабатывать широкий класс изображений. Однако, в случаях сильных искажений изображения, влияющих с разной степенью на отдельные участки изображения, этот метод дает изображения с присутствием артефактов и шумов. Для компенсации таких особенностей нами в [14] предложены модификации метода CLAHE. При демонстрации результатов обработки будем обозначать обработанные таким образом изображения как полученные с помощью «метода №2».

Симбиоз «метода №1» и «метода №2» (последовательное применение «метода №1» после «метода №2») будем обозначать как «метод №3».

Таким образом, для повышения различимости объектов на медицинских изображениях применим адаптированные к задаче указанные выше методы и их комбинацию. В случае присутствия на обработанном изображении шумов типа «соль, перец» возможно применение медианной фильтрации (о чём будет сделано замечание в комментариях к соответствующим рисункам).

Предлагаемые методы обработки протестированы в системе компьютерной алгебры Mathcad-15, и реализованы в среде визуального программирования Delphi. Представляем на суд экспертного сообщества медицинских работников обработку нескольких тестовых изображений.

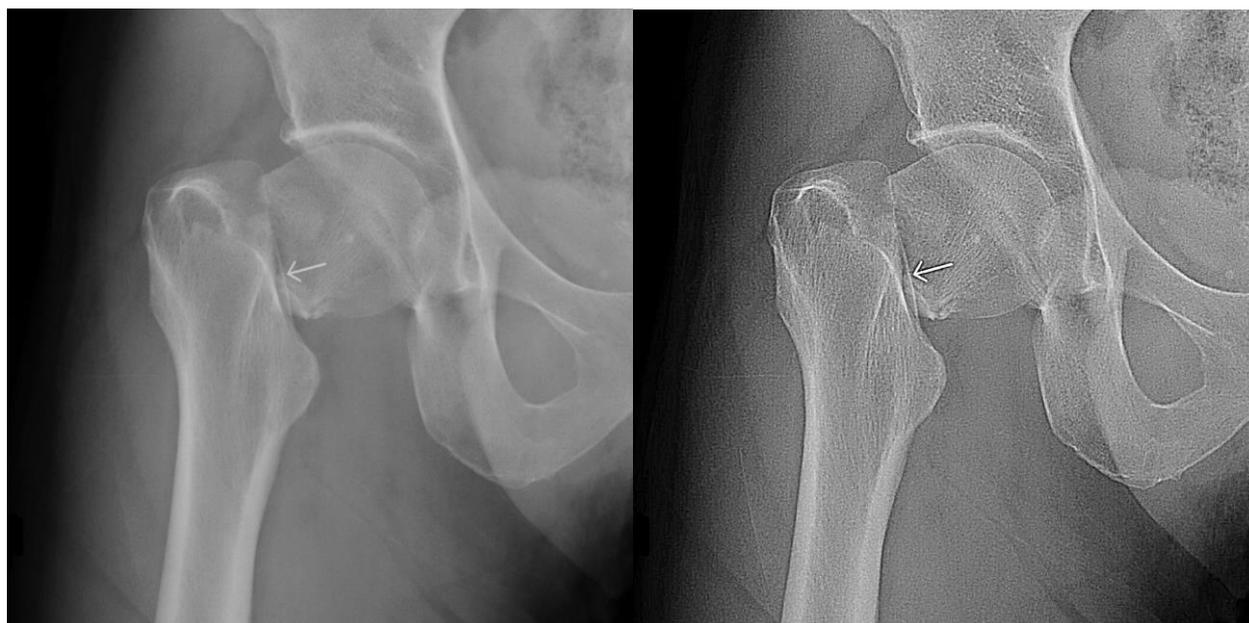
## **2. Результаты применения методов повышения качества рентгеновских изображений**

В качестве первого тестового изображения возьмём рентгеновское изображение перелома шейки бедра (McMaster University), источник: <https://medicalxpress.com/news/2017-11-doctor-hip-fracture.html>. Для удобства сравнения одно и то же исходное изображение размером 1057 на 1054 пикселей в формате jpeg-файла представлено на рис.1(а), (в), (г), (ж). Результаты обработки исходного изображения: метод №1 - (б), метод №2 - (г), метод №3 - (д), метод №3 после медианной фильтрации радиусом 2 пикселя - (з).

Из рис.1(а - б) видно, что применение метода №1 существенно уменьшает размытость и увеличивает контраст и чёткость границ костей скелета, в том числе это относится к месту перелома, отмеченному белой стрелкой.

В результате применения метода №2 - рис.1(в - г), рентгеновское изображение приобретает больший по сравнению с исходным «объём». Место перелома, строение скелета и даже внутренних органов в результате обработки хорошо просматриваются.

Использование метода №3 - рис.1(д - е) приводит с одной стороны к, если можно так выразиться, «прорисовке» мелких деталей и структуре костей, однако с другой стороны, при обработке появляется шум типа «соль, перец». Чтобы снизить негативное влияние этого шума на изображение, применим медианный фильтр радиусом 2 пикселя к рис.1(е). Результат такой обработки видно на рис.1(з). Из сравнения рис.1(б, г) с рис.1(е, з) видно, что по визуальному восприятию изображение стало более «плоским», но структура скелета и внутренних органов хорошо просматривается.



а

б



в

г

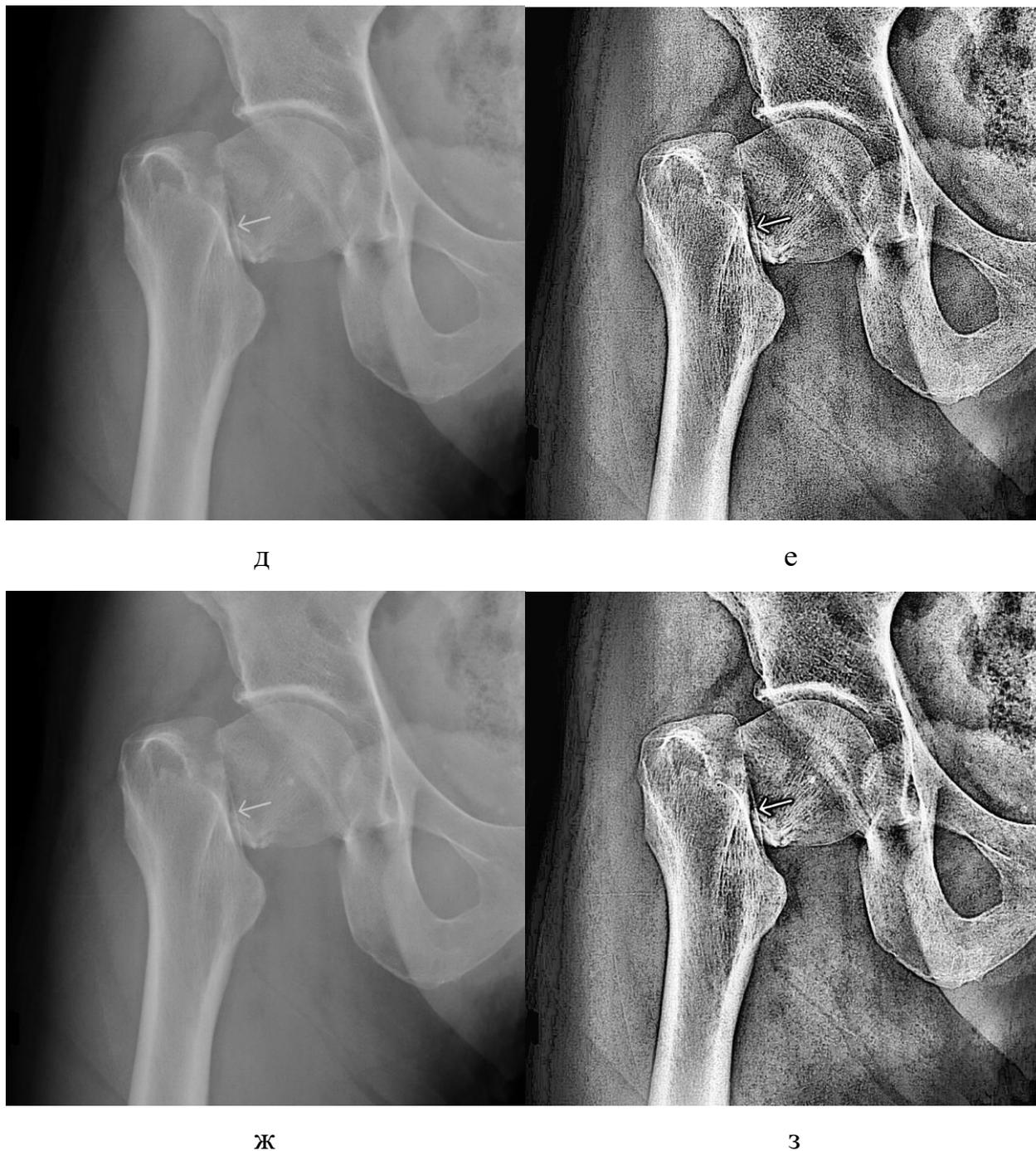
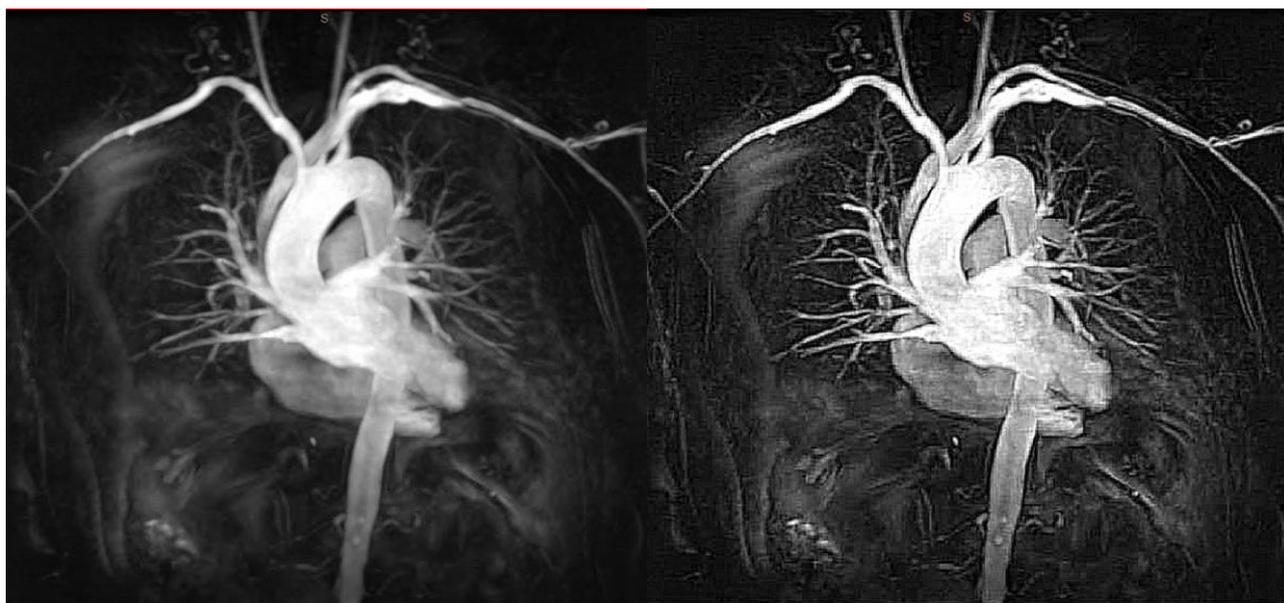


Рис. 1. Исходное изображение перелома (McMaster University) размером 1057 на 1054 пикселей - (а), (в), (г), (ж). Результаты обработки исходного изображения: метод №1 - (б), метод №2 - (г), метод №3 - (д), метод №3 после медианной фильтрации радиусом 2 пикселя - (з).

### 3. Результаты применения методов повышения качества МРТ изображений

В качестве второго тестового изображения возьмём обследование сердечно-сосудистой системы и МРТ сердца с контрастированием (Диагностический центр МРТ в Тушино), источник: <https://xn--b1amkgfiobj4c.xn--p1ai/stati/mrt-serdca-i-sosudov>. Исходное изображение размером 598 на 561 пикселей в формате jpeg-файла рис.2(а), (в), (г), (ж).



а

б



в

г



д

е



ж

з

Рис. 2. Исходное изображение МРТ сердца и сосудов размером 598 на 561 пикселей - (а), (в), (г), (ж). Результаты обработки исходного изображения: метод №1 - (б), метод №2 - (г), метод №3 - (д), метод №3 после медианной фильтрации радиусом 2 пикселя - (з).

Из рис.2(а - б), как и в случае с рентгеновским изображением рис.1, хорошо видно, что применение метода №1 существенно уменьшает размытость и увеличивает контраст и чёткость границ интересующих нас элементов, в этом случае сосудов и внутренних органов.

В результате применения метода №2 - рис.2(в - г), аналогично рентгеновскому изображению, МРТ изображение приобретает больший по сравнению с исходным «объём». Все внутренние органы и сердечно-сосудистая система проявляются значительно более различимыми.

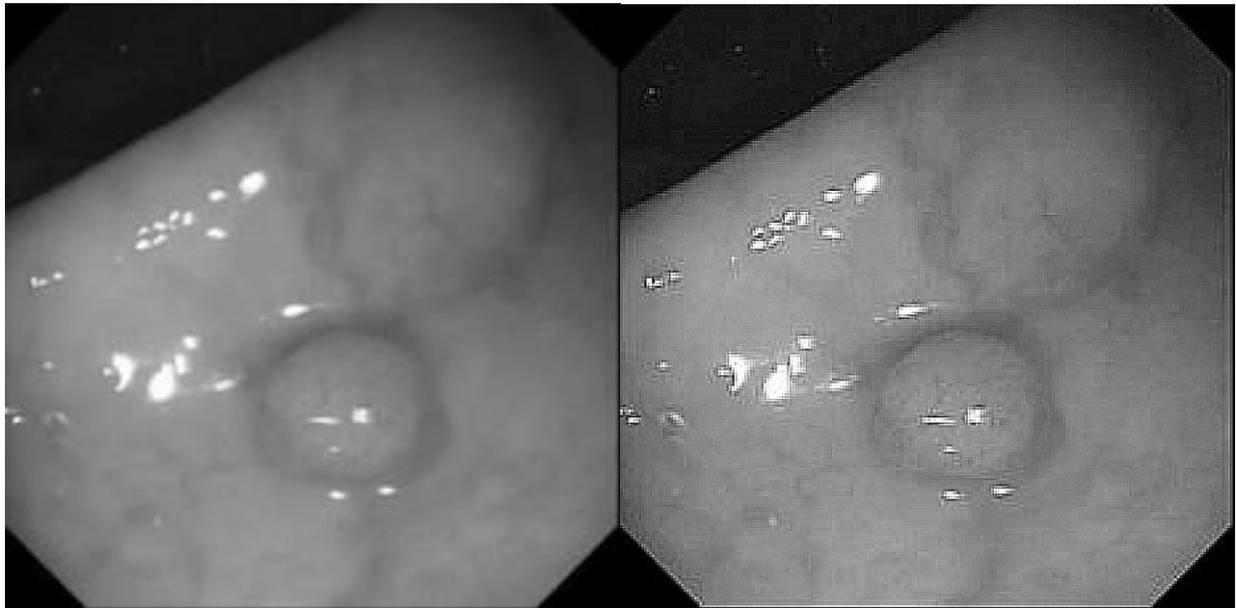
Использование метода №3 - рис.2(д - е) приводит, с одной стороны, к «прорисовке» мелких деталей, несомненно, присутствующих на исходном изображении. С другой стороны, некоторые из проявившихся структур могут являться артефактами, возникающими в результате методики получения МРТ.

Применение медианного фильтра большого радиуса может снизить различимость мелких сосудов, а шум типа «соль, перец» в данном случае практически незаметен. Применение небольшого медианного фильтра, как и для рентгена, радиусом 2 пикселя к рис.2(е) визуально практически не улучшает изображение. Другими словами, применение медианного фильтра определяется целями, которые предполагается достичь. Например, применение этого фильтра с большим радиусом позволяет выделить крупные области с однородным содержанием. А медианный фильтр малых радиусов позволяет устранить шумы типа «соль, перец».

#### **4. Результаты применения методов повышения качества изображений сделанных при гастро и колоноскопии**

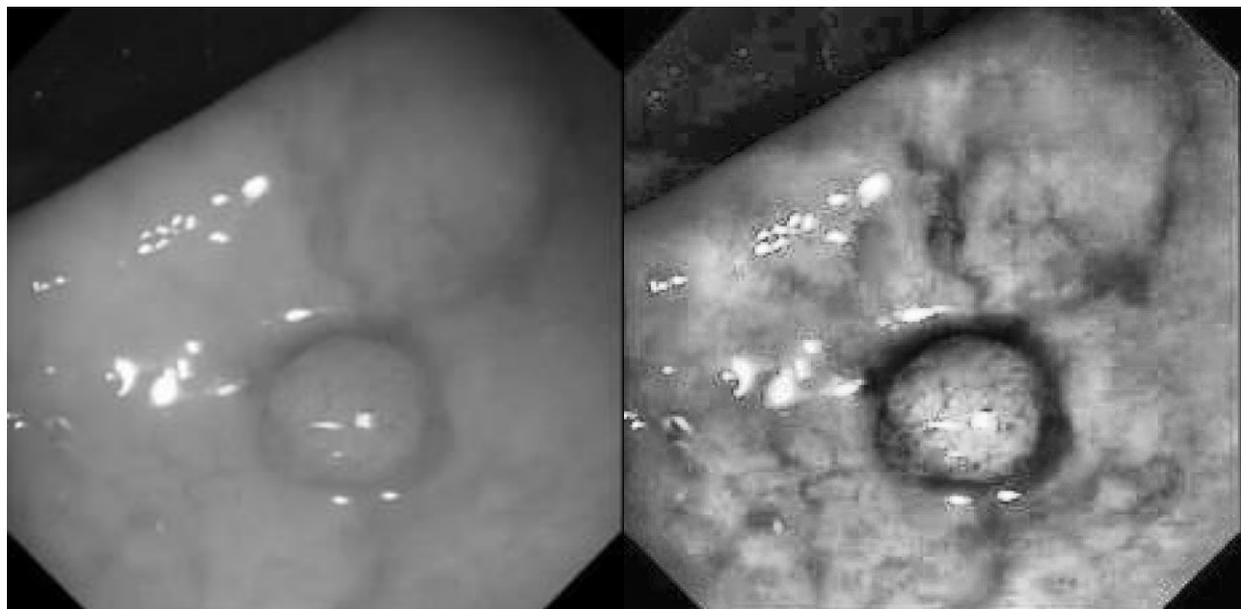
В качестве третьего тестового изображения возьмём оригинальное изображение полипа из базы данных колоноскопических исследований Медицинской академии Софии (Болгария) [15], источник: [https://www.researchgate.net/publication/320870962\\_AN\\_APPROACH\\_FOR\\_COLORECTAL\\_POLYP\\_SEGMENTATION](https://www.researchgate.net/publication/320870962_AN_APPROACH_FOR_COLORECTAL_POLYP_SEGMENTATION). Заметим, что в отличие от указанной статьи болгарских учёных, которые декларируют размеры исходного изображения как 574 на 500 пикселей, мы, непосредственно скопировав изображение из их публикации, получили «исходники» размером 232 на 230 пикселей в формате jpeg-файла рис.1(а), (в), (г), (ж). «Восстановленные» же разными методами изображения, с учётом использованной при обработке

интерполяции для получения наилучших результатов, имеют размеры около 2000 на 2000 пикселей.



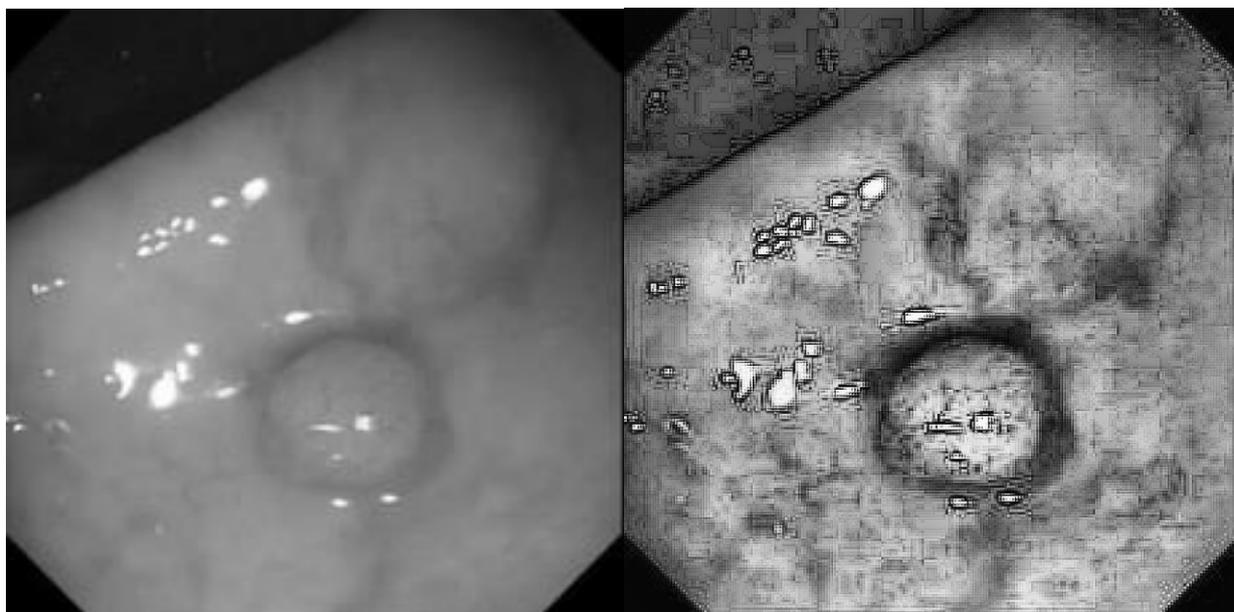
а

б



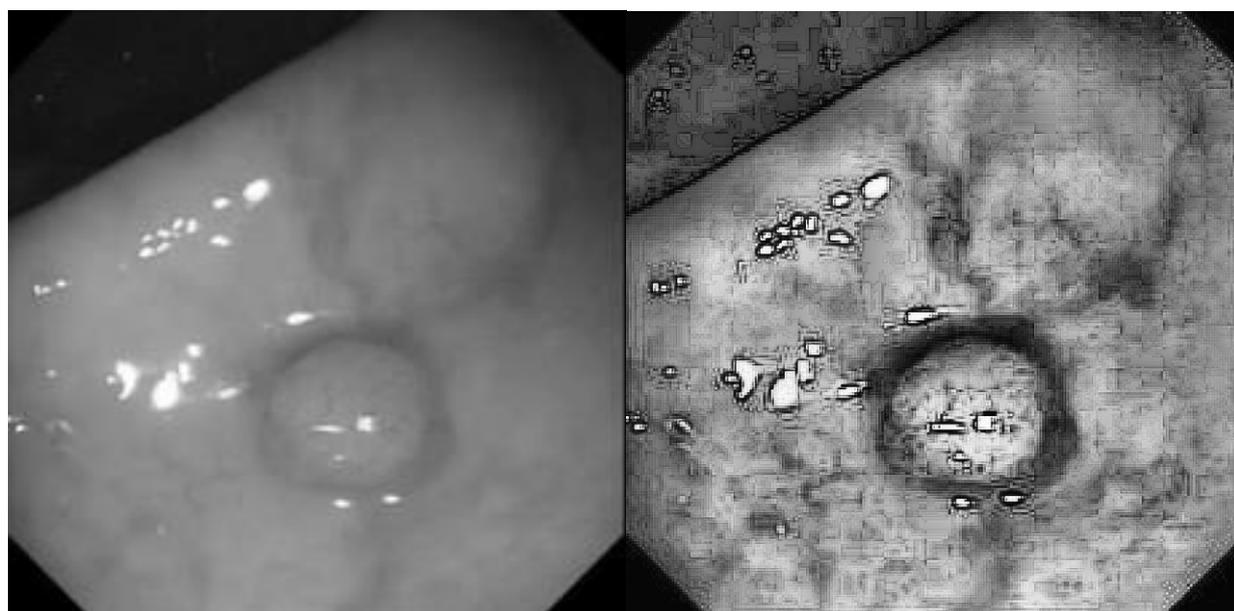
в

г



д

е



ж

з

Рис. 3. Исходное изображение полипа из базы данных колоноскопических исследований размером 232 на 230 пикселей - (а), (в), (г), (ж). Результаты обработки исходного изображения: метод №1 - (б), метод №2 - (г), метод №3 - (д), метод №3 после медианной фильтрации радиусом 2 пикселя - (з).

Из рис.3(а - б), как и случае с рентгеновским и МРТ изображениями рис.1 и рис.2, хорошо видно, что применение метода №1 существенно уменьшает размытость и увеличивает контраст и чёткость границ интересующих нас

элементов, в этом случае прорисовку сосудов и внешней структуры исследуемого образования. В результате применения метода №2 - рис.3(в - г), аналогично предыдущим случаям, колоноскопическое изображение приобретает больший по сравнению с исходным «объём». Все сосуды и неровности проявляются значительно более явно.

Использование метода №3 - рис.3(д - е) приводит к выявлению мелких деталей, плохо видных на исходном изображении, это происходит потому, что последовательно применённые здесь методы №1 и №2 чрезвычайно сильно повысили контраст. Применение медианного фильтра рис.3(ж - з) умеренного радиуса (два пикселя) может снизить различимость мелких сосудов, но зато подчёркивает границы исследуемого образования, что может быть важно для локализации интересующего исследователя объекта. Шум типа «соль, перец» в данном случае практически незаметен.

Проблемы, связанные с цветопередачей, имеющие большое значение в гастроскопии, мы сознательно оставили за рамками этой статьи. Поскольку для корректной работы в случае цветных изображений необходимо знать цветность подсветки конкретного устройства, да и целесообразность применения тех или иных подходов, в соответствии с конкретными целями и задачами, следует протестировать профессионалам в своей области. Мы приглашаем к творческому научному сотрудничеству всех заинтересованных - как медицинских работников, так и производителей медицинской техники.

## 5. Заключение

В работе протестировано применение адаптированных методов обработки цифровых изображений при наличии атмосферных образований, в основном гидрометеоров, для обработки медицинских изображений с целью повышения различимости мелких деталей. Это методы увеличения контраста (преобразования динамического диапазона яркостей) изображения на основе статистических свойств яркости изображения, такие как оптимизированный Dark Channel Prior (DCP) - «метод №1», модифицированный CLANE (Contrast

Limited Adaptive Histogram Equalization) - «метод №2» и их комбинация «метод №3».

Кроме того, мы декларируем возможность перспективности применения других методологий (например, в спектральной области) для обработки медицинских изображений, как к обозначенным в этой статье видам, так и совершенно иным.

Представленные результаты свидетельствуют о существенном повышении качества медицинских изображений, что может служить вспомогательным инструментарием для медицинских работников при уточнения постановки диагноза. Целесообразность применения тех или иных методов обработки для диагностики, в соответствии с конкретными целями и задачами, следует оценить профессионалам в своих областях медицины, которых мы приглашаем к сотрудничеству.

### Литература

1. Bianco G., Muzzupappa M., Bruno F., Garciab R., Neumann L. A New Correction Method for Underwater Imaging // The International Archives of the Photogrammetry, Remote Sensing and Spatial Information Sciences, 2015, 5, pp.25-32.
2. Halmaoui H., Cord A., Hautière N. Contrast restoration of road images taken in foggy weather // 2011 IEEE International Conference on Computer Vision Workshops. 2011. P. 2057—2063.
3. Tripathi A.K., Mukhopadhyay S. Removal of fog from images: A review // IETE Technical Review. 2012. Vol.29, № 2. P.148—156.
4. Михайлюк Ю.П., Начаров Д.В. «Метод улучшения различимости объектов на цифровых изображениях, полученных в условиях недостаточной видимости». // «Журнал Радиоэлектроники» [электронный журнал], N 6, 2015, Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/jun15/4/text.htm>

5. Kaiming He, Jian Sun, Xiaou Tang, Single Image Haze Removal Using Dark Channel Prior, IEEE Transaction on pattern analysis and machine intelligence, v.33, No.12, December 2011, pp. 2341-2353.
6. Kaiming He, Jian Sun, Xiaou Tang, Final Project: Dark Channel Prior Haze Removal, 05.08.2012, Режим доступа [http://students.ccc.wustl.edu/~jwaldron/559/project\\_final](http://students.ccc.wustl.edu/~jwaldron/559/project_final)
7. Кокоскин А.В., Коротков В.А., Коротков К.В., Новичихин Е.П. «Метод улучшения различимости объектов при наличии гидрометеоров» 2015. №10. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/oct15/7/text.pdf>
8. Коротков В.А., Новичихин Е.П. Компенсация искажений изображения, вызванных гидрометеорами, на основе статистических свойств яркости изображения. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2017. №9. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/sep17/9/text.pdf>
9. Гонсалес Р., Вудс Р. Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2005. 1072 с.
10. Zuiderveld, Karel Contrast limited adaptive histogram equalization // Graphics gems IV, Academic Press Professional, Inc., 1994, pp. 474–485, Режим доступа: <http://portal.acm.org/citation.cfm?id=180940>
11. Dilraj Kaur, Pooja, A Critical Study and Comparative Analysis of Various Haze Removal Techniques, // International Journal of Computer Applications (0975 - 8887) Volume 121 – No.16, July 2015. pp.9-14.
12. Al-Ameen Z., Sulong G., Rehman A., Al-Dhelaan A., Saba T., Al-Rodhaan M. An innovative technique for contrast enhancement of computed tomography images using normalized gamma-corrected contrast-limited adaptive histogram equalization, // EURASIP Journal on Advances in Signal Processing (2015) 2015:32. DOI 10.1186/s13634-015-0214-1. pp.2-12.
13. Ting C.C., Wu B.F., Chung M.L., Chiu C.C., Wu Y.C. Visual Contrast Enhancement Algorithm Based on Histogram Equalization // Sensors. 2015, 15, 16981-16999.

14. Коротков В.А., Коротков К.В., Новичихин Е.П. «Модификация метода CLAHE для компенсации влияния гидрометеоров» 2017. №10. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/oct17/10/text.pdf>
15. Georgieva Veska M. , Petrov Plamen P. An approach for colorectal polyp segmentation Conference: INTERNATIONAL CONFERENCE ON COMMUNICATIONS. ELECTROMAGNETICS AND MEDICAL APPLICATIONS (CEMA'17) At: Sofia. Bulgaria October 2017 Режим доступа: <https://www.researchgate.net/publication/320870962>

**Для цитирования:**

А. В. Кокошкин, В. А. Коротков, К. В. Коротков, Е. П. Новичихин. Повышение качества медицинских изображений. Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. 2018. №8. Режим доступа: <http://jre.cplire.ru/jre/aug18/9/text.pdf>  
DOI 10.30898/1684-1719.2018.8.9