

<https://doi.org/10.32603/1993-8985-2018-22-2-22-30>

УДК 004.932.2

**Н. А. Обухова, А. А. Мотыко<sup>✉</sup>, А. А. Поздеев**

Санкт-Петербургский государственный электротехнический  
университет "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина)  
ул. Профессора Попова, д. 5, Санкт-Петербург, 197376, Россия

## ИССЛЕДОВАНИЕ И РАЗРАБОТКА МЕТОДОВ УЛУЧШЕНИЯ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ (МЕДИЦИНСКИХ) ИЗОБРАЖЕНИЙ

### Аннотация

**Введение.** Современные технологии виртуальной хромоскопии призваны существенно повысить диагностическую ценность предъявляемых врачу изображений. Анализ существующих технологий показывает, что имеющиеся решения не лишены значительных недостатков. Одни требуют для работы проведения сложной предварительной аппаратной калибровки, другие используют глобальные преобразования, не позволяющие учесть локальные особенности тканей, и т. д. В целом сейчас не существует технологии виртуальной хромоскопии, устраивающей большинство потенциальных пользователей – врачей, а следовательно, есть поле для исследования.

**Цель работы.** Разработка метода для виртуальной хромоскопии с учетом недостатков, выявленных у аналогов в результате анализа.

**Методы и материалы.** Для проведения исследований были использованы открытые базы данных эндоскопических изображений, с помощью которых в результате моделирования и эксперимента были оценены качественные характеристики предложенного метода.

**Результаты.** Новый метод виртуальной хромоскопии, главная особенность которого – использование нелинейных локальных функций трансформации при преобразовании RGB-каналов, а также отсутствие процедуры калибровки для получения эффекта виртуальной хромоскопии. Предложенный метод полностью основан на технологии цифровой обработки изображений, включает коррекцию яркости изображения, обеспечивающую возможность получения необходимой визуальной информации как из очень темных, так и из переэкспонированных фрагментов; повышение резкости изображения, подчеркивающее мелкие детали и сосуды.

**Заключение.** Экспертная оценка полученных результатов показывает, что визуальный эффект предложенного метода соответствует, а в отдельных случаях и превосходит визуальный эффект проприетарных технологий виртуальной эндоскопии I-Scan и FICE.

**Ключевые слова:** виртуальная хромоскопия, цифровая обработка медицинских изображений, нелинейное контрастирование

**Для цитирования:** Обухова Н. А., Мотыко А. А., Поздеев А. А. Исследование и разработка методов улучшения эндоскопических (медицинских) изображений // Изв. вузов России. Радиоэлектроника. 2019. Т. 22, № 2. С. 22–30. doi: 10.32603/1993-8985-2018-22-2-22-30

**Источник финансирования.** Работа выполнена при поддержке Российского фонда фундаментальных исследований, грант № 17-07-00045.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Статья поступила в редакцию 27.02.2019; статья принята к публикации 18.03.2019; опубликована онлайн 24.04.2019

© Обухова Н. А., Мотыко А. А., Поздеев А. А., 2019

Контент доступен по лицензии Creative Commons Attribution 4.0 License  
This work is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 License



**Natalya A. Obukhova, Alexander A. Motyko<sup>✉</sup>, Alexander A. Pozdeev**  
Saint Petersburg Electrotechnical University "LETI"  
5, Professor Popov Str., 197376, St. Petersburg, Russia

## RESEARCH AND DEVELOPMENT OF METHODS FOR ENDOSCOPIC (MEDICAL) IMAGES ENHANCEMENT

### Abstract

**Introduction.** The modern technologies of virtual chromoendoscopy provide significant increase of diagnostic value of images considered by a doctor. The analysis of existing technologies shows that the existing solutions have significant disadvantages. Some of them require a complex preliminary calibration of the equipment for operation. Others use global transformations, making impossible consideration of local tissues characteristics and so on. In general, nowadays the technology of virtual chromoendoscopy, which suits the majority of potential users – doctors, does not exist, and, therefore, there it is a field for research.

**Objective.** Development of the method for virtual chromoendoscopy, with regard to disadvantages identified within the frames of carried out analysis of similar methods.

**Methods and materials.** For implementation of the research were used open endoscopic image data-bases, by the instrumentality of which, as a result of modeling and experiment, were evaluated quality characteristics of the proposed method.

**Results.** The new method of virtual chromoendoscopy. The main feature of the method is usage of nonlinear local transformation functions in transformation of RGB channels, as well as absence of calibration procedure for obtaining the effect of virtual chromoendoscopy. The proposed method is completely based on the technology of digital image processing and includes image brightness correction, which provides the possibility to obtain the necessary visual information both from very dark and overexposed fragments; image sharpening, contrasting small details and vessels.

**Conclusion.** The expert assessment of the obtained results shows that the visual effect of the proposed method corresponds, or in some cases, exceeds the visual effect of proprietary technologies of virtual endoscopy I-Scan and FICE.

**Key words:** Virtual chromoendoscopy, digital medical image processing, nonlinear contrast enhancing

**For citation:** Obukhova N. A., Motyko A. A., Pozdeev A. A. Research and Development of Methods for Endoscopic (Medical) Images Enhancement. Journal of the Russian Universities. Radioelectronics. 2019, vol. 22, no. 2, pp. 22–30. doi: 10.32603/1993-8985-2018-22-2-22-30 (In Russ.)

**Source of financing.** This work was supported by the Russian Foundation for Basic Research, grant № 17-07-00045.

**Conflict of interest.** Authors declare no conflict of interest.

Received 27.02.2019; accepted 18.03.2019; published online 24.04.2019

**Введение.** Современные эндоскопы играют значительную роль в диагностике заболеваний желудочно-кишечного тракта (ЖКТ).

Необходимость обеспечить высокую точность дифференцирования злокачественных новообразований и проявлений воспалительных процессов при эндоскопическом обследовании стимулирует разработку на базе современных оптических и цифровых технологий новых типов эндоскопических систем с изображениями улучшенного качества (Image-Enhanced Endoscopy – ИЕЕ) [1], [2]. ИЕЕ обеспечивает более высокую специфичность оценки морфологии поражения подчеркиванием микроструктуры слизистой оболочки и капилляров.

К ведущей технологии направления ИЕЕ относится хромоэндоскопия, включающая хромоэн-

доскопию на основе применений красящих растворов и электронную хромоэндоскопию.

Хромоэндоскопия на основе применения красящих растворов – это технология, состоящая в нанесении посредством распыления безвредных для человека красителей на интересующую поверхность слизистой. Нанесение красителя улучшает визуализацию микроструктуры и сосудистых образований обследуемой ткани.

Для реализации такой технологии необходим только аэрозольный катетер, обеспечивающий относительно простой и экономичный способ нанесения красителя. Несмотря на эти преимущества, применение хромоэндоскопии на основе растворов для программ скрининга остается ограниченным из-за отсутствия стандартизированных методов проведения исследований и ме-

тодик анализа полученных изображений. Последнее приводит к неопределенности при идентификации пораженной ткани.

Электронная хромоэндоскопия реализует повышение диагностической ценности медицинских изображений за счет подчеркивания цветом особенностей анализируемых тканей, слизистых или сосудов на основе оптических и цифровых технологий. Сегодня электронную хромоэндоскопию реализуют аппаратно формированием изображений в узкоспектральных диапазонах (Narrow Band Imaging – NBI) [3] и автофлуоресцентных изображений (Auto Fluorescence Imaging – AFI) [4].

Технология NBI разработана компанией "Olympus". В аппаратуре "Olympus" для освещения используется подсветка с длиной волны  $415 \pm 15$  нм и  $540 \pm 15$  нм. Выбор длины волны обусловлен спектром поглощения содержащегося в крови гемоглобина, за счет чего сосуды приобретают темный цвет на фоне светлой окружающей ткани.

Технология AFI основана на обнаружении естественной флуоресценции тканей, обусловленной присутствием в них эндогенных флуорофоров. После возбуждения коротковолновым источником света флуорофоры излучают свет с большей длиной волны, обуславливая различия в автофлуоресцентных спектрах нормальных и пораженных тканей.

Применение оптических фильтров, необходимых для реализации указанных технологий, увеличивает сложность аппаратного обеспечения и энергопотребление эндоскопической системы [5]. Альтернативным направлением является постобработка изображений, полученных в белом свете, с целью моделирования цифровыми методами оптических фильтров – виртуальная хромоэндоскопия.

Наиболее известными технологиями виртуальной хромоэндоскопии являются: FICE (фирма Fuji) [6]; i-scan (фирма PENTAX) [7], [8]; SPIES SPECTRA (фирма STOLZ) [9] и tri-scan [10].

Принцип действия технологии FICE основан на реконструкции изображения с заданной длиной волны из значений RGB-координат, полученных сенсором в белом свете. Синтез восстановленного изображения осуществляется с помощью матрицы линейного преобразования цветовых пространств. FICE может создавать 300 типов спектральных изображений с пятью различными яркостями и с 60 различными длинами волн в диапазоне видимого света от 400 до 695 нм с шагом 5 нм. Основой этой технологии является сложная процедура калибровки с использованием

спектрометра. Цель процедуры калибровки – идентификация коэффициентов матриц преобразования цветовых пространств.

В технологии i-scan используется трехшаговая процедура повышения качества формируемого изображения: подчеркивание неоднородности поверхности (Surface Enhancement – SE), усиление контраста (Contrast Enhancement – CE) и выделение цветовым тоном (Tone Enhancement – TE). В режиме SE изменяются яркости пикселей на границах объектов. SE усиливает синюю компоненту цвета в темных фрагментах эндоскопического изображения для подчеркивания тонких сосудов и неоднородности слизистой оболочки. В режиме TE полученное в белом свете RGB-изображение раскладывается на отдельные R-, G- и B-каналы. Каждый канал модифицируется с помощью нелинейного глобального преобразования, заданного тональными кривыми, после чего реконструируется трехкомпонентное изображение.

Аналогично i-scan, технология tri-scan включает 3 шага: улучшение визуального качества отображения поверхности ткани (Tissue And Surface Enhancement – TSE), улучшение отображения слоя слизистой оболочки (Mucosa Layer Enhancement – MLE) и тоновую коррекцию (Color Tone Enhancement – CTE). Шаг TSE использует модифицированный алгоритм линейного нерезкого маскирования, на шаге MLE преобразуют R-канал с использованием сигмоидной функции. На шаге CTE значения интенсивностей пикселей в каждом канале распределяют равномерно для увеличения цветового контраста.

Известная компания в области телевизионных эндоскопических систем Karl Storz разработала программно-аппаратный комплекс IMAGE1 S 4U, включающий элементы виртуальной хромоэндоскопии [11]. Входящие в комплекс технологии CLARA и CHROMA служат для выравнивания освещенности и повышения контраста изображений. В технологии SPIES SPECTRA B для повышения цветового контраста применяется сдвиг цветового тона.

Анализ существующих в настоящий момент технологий виртуальной хромоэндоскопии показывает следующее:

- в технологиях i-scan, tri-scan и SPIES SPECTRA B используют глобальные преобразования, что не позволяет учитывать особенности каждого фрагмента изображения;

- в технологиях FICE и SPIES SPECTRA A для подбора коэффициентов матрицы линейного преоб-

разования цветowych пространств требуется сложная процедура предварительной аппаратной калибровки.

Дополнительно следует отметить, что технологии i-scan, FICE и SPIES SPECTRA являются проприетарными технологиями крупных фирм-производителей эндоскопического оборудования, что затрудняет проведение сравнительного исследования эффективности и оценки характеристик используемых алгоритмов.

**Двухэтапный метод виртуальной хромоэндоскопии.** Авторами настоящей статьи разработан метод виртуальной хромоэндоскопии, особенностями которого являются:

1. Возможность обработки каждого канала исходного изображения, полученного в белом свете, отдельными процедурами, принципиальной особенностью которых является использование технологии адаптивного (локального) нелинейного контрастирования, в то время как во всех известных решениях использованы глобальные преобразования. Под глобальным преобразованием понимают преобразование, вид и параметры которого постоянны для всех элементов изображения. В предложенных локальных преобразованиях параметры устанавливаются для каждой области изображения в зависимости от ее особенностей. Применение локальных алгоритмов для эндоскопических изображений является более эффективным по отношению к глобальным, что определяется важным свойством эндоскопических изображений – одновременным присутствием значительных по площади темных и светлых областей из-за сложных условий получения эндоскопических изображений.

2. Отсутствие процедуры калибровки для получения эффекта виртуальной хромоэндоскопии.

Предложенный метод полностью основан на технологии цифровой обработки изображений.

В сформированном эндоскопической камерой изображении каналы R, G, B содержат различные по спектру отклики от тканей, находящиеся на разной глубине наблюдаемого объекта. Эти отклики зависят от кривых спектральной чувствительности сенсора. Эксперименты показали, что указанное различие чувствительности позволяет отображать разные пространственные элементы [6]. В канале R наиболее полно присутствует информация о глубоких кровеносных сосудах и микрососудах, включая расположенные в глубоких слоях слизистой оболочки. В каналах G и B эта информация почти полностью отсутствует. Таким образом, малозаметные на изображении в белом свете особенности могут

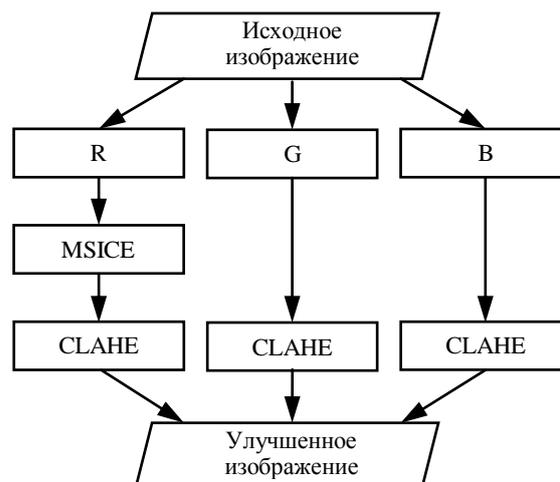


Рис. 1. Структурная схема двухэтапного метода виртуальной хромоэндоскопии  
Fig. 1. Block diagram of a two-step method of virtual chromoendoscopy

быть выделены за счет улучшения пространственных характеристик отдельно в каждом канале. Предложенный метод реализует отдельную обработку каждого канала, что позволяет выделить тонкие структуры и обеспечивает возможность исследования характеристик тканей, особенностей слизистой оболочки и аномальных образований с большей эффективностью, чем по исходному изображению, полученному в белом свете.

Разработанный метод на первом шаге включает подчеркивание сосудистых структур; на втором шаге – тоновую коррекцию, выделение цветом структурных особенностей в областях тканей, подлежащих исследованию врачом. Структурная схема метода приведена на рис. 1.

*Визуализация кровеносных сосудов.* На первом шаге метода виртуальной хромоэндоскопии канал R модифицируют с помощью процедуры многомасштабного локального нелинейного контрастирования (MSICE) [12].

Алгоритм реализует контрастирование основываясь на следующих нелинейных функциях трансформации:

$$G(x) = \frac{(B+A)x}{A+x}; \quad (1)$$

$$H(x) = \frac{Ax}{A+B-x}, \quad (2)$$

$$x = 0, B, A, B \in \mathbb{R},$$

где  $x$  – входные данные;  $B$  – максимальное значение  $x$  (для изображений с глубиной цветового представления 8 бит на канал  $B = 255$ );  $A$  – коэффициент, регулирующий вид функции трансформации;  $\mathbb{R}$  – мно-

жество действительных чисел. Варьирование  $A$  позволяет получить различные нелинейные кривые и контролирует преобразование между входным значением  $x$  и выходным значением функций трансформации  $G(x)$  или  $H(x)$ . Функция  $G(x)$  увеличивает значение входных данных в соответствии с коэффициентом  $A$ , в то время как функция  $H(x)$ , наоборот, уменьшает значение входных данных.

Основная идея преобразования заключается в следующем: для каждого пиксела с координатами  $(i, j)$  исходного изображения разность между значением его яркости  $Y_{ij}$  и средней яркостью его окрестности  $S_{ij}$  должна быть увеличена. Если верно условие  $Y_{ij} > S_{ij}$ , то для того чтобы увеличить яркость пиксела и тем самым разность между его яркостью и средней яркостью окрестности, используют функцию  $G(x)$ . Если же  $Y_{ij} < S_{ij}$ , с помощью функции  $H(x)$  яркость пиксела уменьшают, также увеличивая разность между его яркостью и средней яркостью окрестности.

Среднее значение яркости окрестности пиксела  $S_{ij_k}$  в выбранной зоне усреднения с поперечником  $k$  пикселов рассчитывают следующим образом:

$$S_{ij_k} = \frac{1}{(2k+1)^2} \sum_{y=i-k}^{i+k} \sum_{x=j-k}^{j+k} Y_{xy}. \quad (3)$$

Значение коэффициента  $A$  определяет степень изменения исходного значения яркости пиксела  $Y_{ij}$  в зависимости от разности между  $Y_{ij}$  и  $S_{ij_k}$ . Небольшое значение разности должно приводить к резкому изменению яркости обрабатываемого пиксела для увеличения локального контраста. Напротив, большие значения первоначальной разности между яркостью пиксела и средней яркостью окрестности обуславливают слабые изменения, так как контраст в этих случаях уже достаточен.

Нелинейное изменение коэффициента  $A$ , а также сочетание уравнений (1), (2) и (3) приводят к следующей результирующей функции трансформации для нелинейного контрастирования:

$$\text{Out}_{ij_k}(Y, S) = \begin{cases} \frac{[B + A(Y_{ij} - S_{ij_k})] Y_{ij}}{A(Y_{ij} - S_{ij_k}) + Y_{ij}}, & Y_{ij} \geq S_{ij_k}; \\ \frac{A(S_{ij_k} - Y_{ij}) Y_{ij}}{A(S_{ij_k} - Y_{ij}) + B - Y_{ij}}, & Y_{ij} < S_{ij_k}; \end{cases}$$

$$A(x) = \begin{cases} M, & x = 0; \\ M/x, & x = 1, B, \end{cases}$$

где  $\text{Out}_{ij_k}$  – скорректированное значение яркости пиксела с координатами  $(i, j)$  для зоны усреднения поперечника  $k$ ;  $M$  – константа, определяющая степень контрастирования. Небольшие значения  $M$  приводят к выраженному контрастированию, большие – к умеренному. Полученное авторами в результате экспериментов рекомендуемое значение для флуоресцентных изображений  $M = 5000$ .

Описанная процедура реализуется для окрестностей трех разных поперечников, окончательный результат получают усреднением:

$$\text{Out}_{ij} = \frac{\text{Out}_{ij_{k1}} + \text{Out}_{ij_{k2}} + \text{Out}_{ij_{k3}}}{3},$$

где  $\text{Out}_{ij}$  – значение яркости для пиксела с координатами  $(i, j)$ . Поперечники окрестностей определяются свойствами обрабатываемых изображений.

Три пространственных масштаба выбраны для обеспечения возможности влиять на нижние, средние и высокие частоты изображения. Экспериментальные исследования показали, что для изображения  $1024 \times 768$  пикселов  $k_1 \approx 110$ . Выбор этого значения в качестве опорной точки позволяет рассчитать размер области усреднения для других масштабов:

$$k_2 = k_1/2; \quad k_3 = k_2/2.$$

*Тоновая коррекция.* Второй шаг предложенного метода предполагает отдельную процедуру коррекции яркостной и контрастной характеристик для каждого канала. На этом шаге предложено использовать адаптивную эквализацию гистограммы с ограничением контрастности (Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization – CLAHE) [13], [14].

Алгоритм CLAHE является развитием методов эквализации гистограммы (Histogram Equalization – HE) и адаптивной эквализации гистограммы (Adaptive Histogram Equalization – AHE). HE – глобальный метод, реализующий пересчет распределения значений яркости пикселов для всего изображения. Метод увеличивает контрастность по всей площади изображения, "растягивая" друг от друга наиболее часто встречающиеся значения яркости в гистограмме. На его основе

был предложен локальный метод АНЕ. АНЕ формирует гистограмму и перераспределяет значения яркости для фрагментов, на которые предварительно разбивают исходное изображение.

Алгоритм CLAHE отличается от обычного АНЕ ограничением гистограммы по заранее заданному значению, найденному перед вычислением функции распределения. Он имеет 2 ключевых параметра: размер блока и порог ограничения гистограммы.

В предложенном методе виртуальной хромоэндоскопии использован следующий вариант реализации CLAHE.

Исходное изображение делится на непрерывающиеся блоки. Далее каждый блок обрабатывается отдельно.

Шаг 1. Формируется яркостная гистограмма блока и определяется пороговое ограничение  $N_{CL}$ :

$$N_{CL} = N_{clip} N_{avg},$$

где  $N_{clip}$  – коэффициент;

$$N_{avg} = (N_{rx} N_{ry}) / N_{gray}$$

( $N_{rx}$ ,  $N_{ry}$  – число пикселей по горизонтали и вертикали соответственно;  $N_{gray}$  – количество уровней яркости в анализируемом фрагменте).

Если число  $N_{reg}(i)$  пикселей блока в яркостной гистограмме, обладающих уровнем яркости  $i$ , больше, чем  $N_{CL}$ , то избыточные пиксеты удаляются с этого уровня и перераспределяются по другим уровням гистограммы.

Шаг 2. Ограничение яркостной гистограммы. Этот шаг представлен псевдокодом, в котором  $N_{cl_\Sigma}$  –

общее число пикселей, подлежащих распределению;  $H_{reg\_cl}(i)$  – количество пикселей с  $i$ -м уровнем яркости в ограниченной яркостной гистограмме:

```

 $N_{cl_\Sigma} = 0;$ 
for  $i = 0, \dots, N_{gray} - 1$ 
  if  $H_{reg}(i) > N_{CL}$  then
     $H_{reg\_cl}(i) = N_{CL};$ 
     $H_{cl_\Sigma} = H_{cl_\Sigma} + H_{reg}(i) - N_{CL};$ 
  end if
end for;
 $H_{avg\_gray} = H_{cl_\Sigma} / N_{gray};$ 
for  $i = 0, \dots, N_{gray} - 1$ 
  if  $H_{reg}(i) < (N_{CL} - H_{avg\_gray})$  then
     $H_{reg\_cl}(i) = N_{CL} + H_{avg\_gray};$ 
     $H_{cl_\Sigma} = H_{cl_\Sigma} - H_{avg\_gray};$ 
  else if  $H_{reg}(i) < N_{CL}$  then
     $H_{reg\_cl}(i) = N_{CL};$ 
     $H_{cl_\Sigma} = H_{cl_\Sigma} - N_{CL} + H_{reg}(i)$ 
  end if
end for;
```

Шаг 3. Оставшиеся после шага 2 пиксеты числом  $H_{cl_\Sigma}$  итеративно перераспределяют по уровням яркости. Псевдокод, соответствующий этой процедуре, имеет вид:

```

while  $N_{cl_\Sigma} > 0$ 
  for  $i = 0, \dots, N_{gray} - 1$ 
    if  $H_{reg\_cl}(i) < N_{CL}$  then
       $H_{reg\_cl}(i) = H_{reg\_cl}(i) + 1;$ 
       $H_{cl_\Sigma} = H_{cl_\Sigma} - 1;$ 
    end if
  end for
end while;
```



Рис. 2. Обработка изображения алгоритмом tri-scan и предложенным алгоритмом:  
а – исходное изображение; б – результат обработки алгоритмом tri-scan;  
в – результат обработки предложенным алгоритмом

Fig. 2. Image processing by algorithm tri-scan and proposed algorithm:  
a – the original image; б – the result of processing by tri-scan algorithm; в – the result of processing by the proposed algorithm

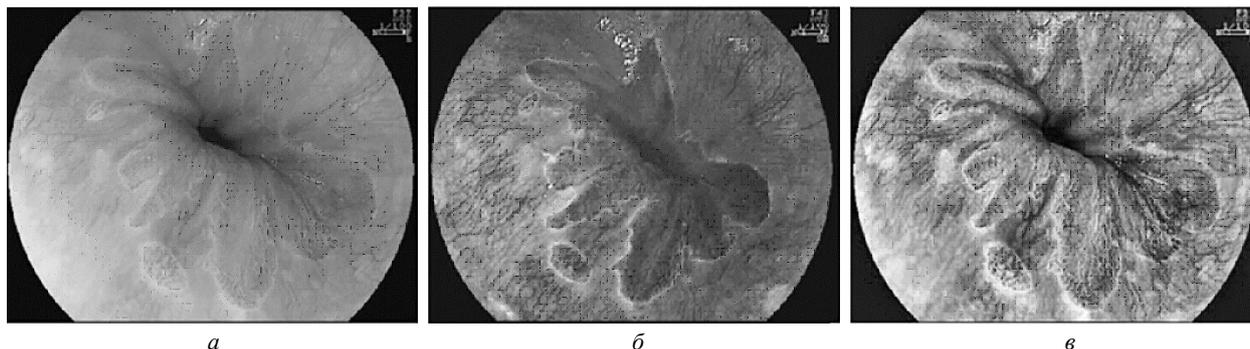


Рис. 3. Обработка изображения алгоритмом FICE и предложенным алгоритмом:  
*a* – исходное изображение; *б* – результат обработки алгоритмом FICE;  
*в* – результат обработки предложенным алгоритмом

Fig. 3. Image processing by algorithm FICE and proposed algorithm:

*a* – the original image; *б* – the result of processing by FICE algorithm; *в* – the result of processing by the proposed algorithm

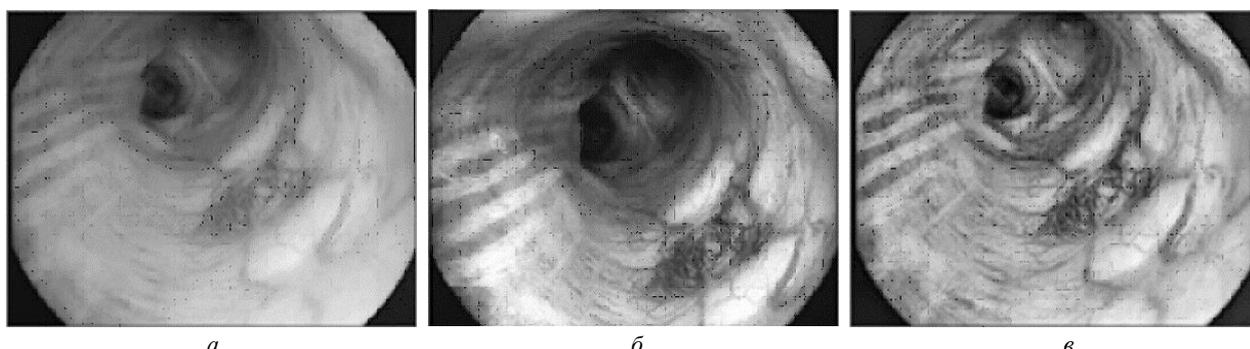


Рис. 4. Обработка изображения алгоритмом i-scan и предложенным алгоритмом:  
*a* – исходное изображение; *б* – результат обработки алгоритмом i-scan;  
*в* – результат обработки предложенным алгоритмом

Fig. 4. Image processing by algorithm i-scan and proposed algorithm:

*a* – the original image; *б* – the result of processing by i-scan algorithm; *в* – the result of processing by the proposed algorithm

Шаг 4. Преобразование кумулятивной функции распределения ограниченной яркостной гистограммы обрабатываемого блока согласно алгоритму эквализации гистограммы HE.

После обработки всех блоков для устранения граничного эффекта используется билинейная интерполяция.

**Результаты экспериментального исследования.** Экспериментальная проверка предложенного метода проводилась с использованием собственной базы кольпоскопических изображений (более 100) и открытой базы данных эндоскопических изображений Kvasir [15]. Набор данных Kvasir состоит из 4000 изображений с различным разрешением от  $720 \times 576$  до  $1920 \times 1072$  пикселей.

Изображения разделены на 8 классов, представляющих различные случаи патологии. Выраженная репрезентативность исходных изображений (несколько видов эндоскопического обследования и патологий, различные типы сенсоров, с помощью которых получены изображения, а также несколько вариантов разрешения) позволила

провести углубленное исследование предложенного метода, оценить его эффективность в разных условиях. Примеры обработки изображений с помощью предложенного метода в сравнении с результатами обработки *tri-scan*, FICE и *i-scan* приведены на рис. 2–4 соответственно.

Для оценки улучшения качества изображения использована метрика Focus Value (FV) [16], представляющая отношение трансформант дискретно-косинусного преобразования, соответствующих энергии постоянной составляющей и энергии остальных составляющих изображения.

**Заключение.** В таблице приведены результаты расчета метрики FV, усредненные для различных классов эндоскопических изображений. По полученным оценкам можно сделать вывод, что во всех классах изображений с различным диагнозом из базы данных Kvasir, а также на всех изображениях базы данных кольпоскопических изображений метрика FV, полученная после применения описанного алгоритма, увеличивается не менее, чем в 2 раза по сравнению с исходным изображением.

Тип изображения Type of pathology	FV	
	Изображение Image	
	Исходное Original	Обработанное Processed
Эзофагит Esophagitis	0.015	0.043
Лифтинг полипов Dyed lifted polyps	0.031	0.069
Резекция полипов Dyed resection margins	0.033	0.072
Слепая кишка Normal seccum	0.025	0.067
Привратник Normal pylorus	0.014	0.043
Z-линия Normal z-line	0.015	0.042
Полипы Polyps	0.025	0.059
Язвенный колит Ulcerative colitis	0.031	0.075

Эксперименты показывают, что предложенный метод реализует:

– коррекцию яркости изображения, обеспечивая возможность получить необходимую визуальную информацию как из очень темных, так и из переэкспонированных фрагментов;

– повышение резкости изображения, подчеркивающее мелкие детали и сосуды.

Экспертная оценка полученных изображений показывает, что визуальный эффект предложенного метода превосходит результат коррекции тона с помощью tri-scan, а также соответствует (в отдельных случаях – превосходит) визуальному эффекту проприетарных технологий виртуальной эндоскопии i-scan и FICE.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Won Young Cho, Jae Young Jang, Don Haeng Lee. Recent Advances in Image-enhanced Endoscopy // Clinical Endoscopy. 2011. Vol. 44, № 2. P. 65–75. doi: 10.5946/ce.2011.44.2.65
2. Jae-Young Jang. The Past, Present, and Future of Image-Enhanced Endoscopy // Clinical Endoscopy. 2015. Vol. 48, № 6. P. 466–475. doi: 10.5946/ce.2015.48.6.466
3. Narrow-band Imaging in the Diagnosis of Colorectal Mucosal Lesions: a Pilot Study / H. Machida, Y. Sano, Y. Hamamoto, M. Muto, T. Kozu, H. Tajiri, S. Yoshida // Endoscopy. 2004. Vol. 36, № 12. P. 1094–1098. doi: 10.1055/s-2004-826040.
4. Fundus Autofluorescence Imaging: Review and Perspectives / S. Schmitz-Valckenberg, F. G. Holz, A. C. Bird, R. F. Spaide // Retina. 2008. Vol. 28, № 3. P. 385–409. doi: 10.1097/IAE.0b013e318164a907.
5. American Gastroenterological Association (AGA) Institute Technology Assessment on Image-Enhanced Endoscopy / T. Kaltenbach, Y. Sano, S. Friedland, R. Soetikno // Gastroenterology. 2008. Vol. 134, № 1. P. 327–340. doi: 10.1053/j.gastro.2007.10.062
6. FICE Atlas of Spectral Endoscopic images, 2008. URL: <https://en.fujifilm.com/products/endoscopy/catalogs/pdf/index/fice-atlas-esp.pdf> (дата обращения 09.03.2019)
7. PENTAX Medical i-scan Mini-Atlas for Gastroenterology, 2015. URL: [https://www.i-scanimaging.com/fileadmin/user\\_upload/PENTAX\\_i-scan\\_Mini-Atlas.pdf](https://www.i-scanimaging.com/fileadmin/user_upload/PENTAX_i-scan_Mini-Atlas.pdf) (дата обращения 09.03.2019)
8. Efficacy of I-Scan Imaging for the Detection and Diagnosis of Early Gastric Carcinomas / J. Nishimura, J. Nishikawa, M. Nakamura, A. Goto, K. Hamabe, Sh. Hashimoto, T. Okamoto, M. Suenaga, Y. Fujita, Y. Hamamoto, I. Sakaida // Gastroenterology Research and Practice. 2014. № 3. P. 1–6. doi: 10.1155/2014/819395
9. Storz Professional Image Enhancement System: a New Technique to Improve Endoscopic Bladder Imaging / G. M. Kamphuis, D. M. de Bruin, J. Fallert, M. H. Gultekin, T. M. de Reijke, M.P. Laguna Pes, J. J. M. C. H de la Rosette // J. Cancer Sci Ther., 2016, Vol. 8, № 3. P. 71–77. doi: 10.4172/1948-5956.1000394
10. Tri-Scan: A Three Stage Color Enhancement Tool for Endoscopic Images / M. S. Imtiaz, S. K. Mohammed, F. Deeba, Kh. A. Wahid // J. Medical Systems. 2017. Vol. 41, № 6. P. 1–16. doi: 10.1007/s10916-017-0738-z
11. Karl Storz Endoscope. IMAGE1 S™ 4U – это не просто видеосистема. URL: <https://www.karlstorz.com/de/ru/telepresence.htm> (дата обращения 09.03.2019)
12. Vonikakis V., Andreadis I. Multi-Scale Image Contrast Enhancement // Proc. 10th Intern. Conf. on Control Automation Robotics and Vision. Hanoi, 17–20 Dec. 2008. Piscataway: IEEE, 2008. P. 856–861. doi: 10.1109/ICARCV.2008.4795629
13. Adaptive Histogram Equalization and Its Variations / S. M. Pizer, E. P. Amburn, J. D. Austin, R. Cromartie, A. Geselowitz, Th. H. Greer, B. H. Roman, J. B. Zimmerman, K. Zuiderveld // Computer Vision, Graphics and Image Processing. 1987. Vol. 39, № 3. P. 355–368. doi: 10.1016/S0734-189X(87)80186-X
14. Reza A. M. Realization of the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) for Real-Time Image Enhancement // J. of VLSI Signal Processing. 2004. Vol. 38, № 1. P. 35–44. doi: 10.1023/B:VLSI.0000028532.53893.82
15. The Kvasir Dataset. URL: <http://datasets.simula.no/kvasir> (дата обращения 09.03.2019)
16. Shen C. H., Chen H. Robust Focus Measure for Low-Contrast Images // Intern. Conf. on Consumer Electronics, ICCE'06, Jan. 7–11, 2006, Las Vegas. Digest of Technical Papers. Piscataway: IEEE, 2006, P. 69–70. doi: 10.1109/ICCE.2006.1598314

**Обухова Наталья Александровна** – доктор технических наук (2009), профессор (2004) кафедры телевидения и видеотехники Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор более 100 научных работ. Сфера научных интересов – цифровая обработка изображений; прикладные телевизионные системы.  
E-mail: natalia172419@yandex.ru

**Мотыко Александр Александрович** – кандидат технических наук (2012), ассистент кафедры телевидения и видеотехники Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор более 50 научных работ. Сфера научных интересов – цифровая обработка изображений; прикладные телевизионные системы.

<http://orcid.org/0000-0003-4241-4298>

E-mail: motyko.alexandr@yandex.ru

**Поздеев Александр Анатольевич** – магистр по направлению "Радиотехника" (2016), аспирант, ассистент кафедры телевидения и видеотехники Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета "ЛЭТИ" им. В. И. Ульянова (Ленина). Автор более 10 научных работ. Сфера научных интересов – цифровая обработка изображений; прикладные телевизионные системы.

E-mail: puches4@gmail.com

---

## REFERENCES

1. Won Young Cho, Jae Young Jang, Don Haeng Lee. Recent Advances in Image-enhanced Endoscopy. *Clinical Endoscopy*. 2011, vol. 44, no. 2, pp. 65–75. doi: 10.5946/ce.2011.44.2.65
2. Jae-Young Jang. The Past, Present, and Future of Image-Enhanced Endoscopy. *Clinical Endoscopy*. 2015, vol. 48, no. 6, pp. 466–475. doi: 10.5946/ce.2015.48.6.466
3. Machida H., Sano Y., Hamamoto Y., Muto M., Kozu T., Tajiri H., Yoshida S. Narrow-band Imaging in the Diagnosis of Colorectal Mucosal Lesions: a Pilot Study. *Endoscopy*, 2004, vol. 36, no. 12, pp. 1094–1098. doi: 10.1055/s-2004-826040.
4. Schmitz-Valckenberg S., Holz F. G., Bird A. C., Spaide R. F. Fundus Autofluorescence Imaging: Review and Perspectives. *Retina*. 2008, vol. 28, no 3, pp. 385–409. doi: 10.1097/IAE.0b013e318164a907.
5. Kaltenbach T., Sano Y., Friedland S., Soetikno R. American Gastroenterological Association (AGA) Institute Technology Assessment on Image-Enhanced Endoscopy. *Gastroenterology*. 2008, vol. 134, no. 1, pp. 327–340. doi: 10.1053/j.gastro.2007.10.062
6. FICE Atlas of Spectral Endoscopic images, 2008. Available at: <https://en.fujifilm.com/products/endoscopy/catalogs/pdf/index/fice-atlas-esp.pdf> (accessed 09.03.2019)
7. PENTAX Medical i-scan Mini-Atlas for Gastroenterology, 2015. Available at: [https://www.i-scanning.com/fileadmin/user\\_upload/PENTAX\\_i-scan\\_Mini-Atlas.pdf](https://www.i-scanning.com/fileadmin/user_upload/PENTAX_i-scan_Mini-Atlas.pdf) (accessed 09.03.2019)
8. Nishimura J., Nishikawa J., Nakamura M., Goto A., Hamabe K., Hashimoto Sh., Okamoto T., Suenaga M., Fujita Y., Hamamoto Y., Sakaida I. Efficacy of I-Scan Imaging for the Detection and Diagnosis of Early Gastric Carcinomas. *Gastroenterology Research and Practice*. 2014, no. 3, pp. 1–6. doi: 10.1155/2014/819395
9. Kamphuis G. M., de Bruin D. M., Fallert J., Gultekin M. H., de Reijke T. M., Laguna Pes M.P., de la Rosette J. J. M. C. H. Storz Professional Image Enhancement System: a New Technique to Improve Endoscopic Bladder Imaging. *J. Cancer Sci Ther.*, 2016, vol. 8, no. 3, pp. 71–77. doi: 10.4172/1948-5956.1000394
10. Imtiaz M. S., Mohammed S. K., Deeba F., Wahid Kh. A. Tri-Scan: A Three Stage Color Enhancement Tool for Endoscopic Images. *J. Medical Systems*. 2017, vol. 41, no. 6, pp. 1–16. doi: 10.1007/s10916-017-0738-z
11. Karl Storz Endoscope. IMAGE1 S™ 4U – это не просто видеосистема. Available at: <https://www.karlstorz.com/de/ru/telepresence.htm> (accessed 09.03.2019)
12. Vonikakis V., Andreadis I. Multi-Scale Image Contrast Enhancement. *Proc. 10th Int. Conf. on Control Automation Robotics and Vision*. Hanoi, 17–20 December 2008. Piscataway: IEEE, 2008, pp. 856–861. doi: 10.1109/ICARCV.2008.4795629
13. Pizer S. M., Amburn E. P., Austin J. D., Cromartie R., Geselowitz A., Greer Th. H., Romeny B. H., Zimmerman J. B., Zuiderveld K. Adaptive Histogram Equalization and Its Variations. *Computer Vision, Graphics and Image Processing*. 1987, vol. 39, no. 3, pp. 355–368. doi: 10.1016/S0734-189X(87)80186-X
14. Reza A. M. Realization of the Contrast Limited Adaptive Histogram Equalization (CLAHE) for Real-Time Image Enhancement. *J. of VLSI Signal Processing*. 2004, vol. 38, no 1, pp. 35–44. doi: 10.1023/B:VLSI.0000028532.53893.82
15. The Kvasir Dataset. Available at: <http://datasets.simula.no/kvasir> (accessed 09.03.2019)
16. Shen C. H., Chen H. Robust Focus Measure for Low-Contrast Images. *Int. Conf. on Consumer Electronics, ICCE'06*. January, 7–11, 2006, Las Vegas. Digest of Technical Papers. Piscataway: IEEE, 2006, pp. 69–70. doi: 10.1109/ICCE.2006.1598314

**Natalia A. Obukhova** – Dr. of Sci. (Engineering) (2009), Professor (2004) of the Department of Television and Video Equipment of Saint-Petersburg Electrotechnical University "LETI". The author of more than 100 scientific publications. Area of expertise: digital image processing; applied television systems.

E-mail: natalia172419@yandex.ru

**Alexander A. Motyko** – Cand. of Sci. (Engineering) (2012), Associate Professor of the Department of Television and Video Equipment of Saint-Petersburg Electrotechnical University "LETI". The author of more than 50 scientific publications. Area of expertise: digital image processing; applied television systems.

<http://orcid.org/0000-0003-4241-4298>

E-mail: motyko.alexandr@yandex.ru

**Alexander A. Pozdeev** – Master on Radio Engineering (2016), Postgraduate Student, Assistant of the Department of Television and Video Equipment of Saint-Petersburg Electrotechnical University "LETI". The author of 10 scientific publications. Area of expertise: digital image processing; applied television systems.

E-mail: puches4@gmail.com

---