

А. Н. СТРЕЛКОВА, М. И. ТРУФАНОВ, А. А. СТЕПЧЕНКО

МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ВОССТАНОВЛЕНИЯ ЭНДОСКОПИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ

Представлена математическая модель восстановления эндоскопических изображений, основанная на коррекции изображений двумя различными способами в зависимости от результата спектрального анализа и позволяющая повысить качество формирования эндоскопических образов.

Ключевые слова: эндоскопия, обработка медицинских изображений, блики, преобразование Фурье, спектральный анализ.

Разработка и широкое внедрение в клиническую практику современных эндоскопических методов исследования значительно расширили диагностические и лечебные возможности практически во всех областях медицины, в частности, в гастроэнтерологии.

Однако несмотря на постоянное усовершенствование эндоскопов в настоящее время перед их разработчиками остается нерешенной задача, связанная со значительной потерей яркости света в месте стыковки фиброволокна с узлом эндоскопа, через который осуществляется передача света. Во избежание потери яркости можно применять более мощные источники света, однако при увеличении интенсивности освещения существенно возрастает количество засвеченных областей и бликов на получаемом эндоскопом изображении, что значительно снижает информативность полученного изображения, закрывая от наблюдателя области исследуемого участка. Коррекция бликов на изображении позволит сделать доступными для наблюдения засвеченные области, тем самым повысив информативность изображения. В соответствии с этим актуальна задача повышения качества эндоскопического изображения посредством его цифровой обработки в режиме реального времени.

Способ определения засвеченных областей на эндоскопическом изображении основан на использовании априорной информации о том, что на исследуемом не искаженном бликами кадре наличие ярких (в частности, белых) точек исключено (цвет полости желудка естественный) [1].

Для упрощения распознавания на изображении засвеченных областей и бликов производится бинаризация эндоскопического изображения. На рис. 1 приведены эндоскопические изображения до (а) и после (б) бинаризации.

Для каждой точки изображения значение яркости усредняется по трем цветовым каналам:

$$I(x, y) = \frac{I_R(x, y) + I_G(x, y) + I_B(x, y)}{3}, \quad (1)$$

где (x, y) — координаты текущей точки, $I(x, y)$ — усредненное значение яркости в текущей точке, $I_R(x, y)$, $I_G(x, y)$, $I_B(x, y)$ — значение яркости красного, зеленого и синего канала соответственно. Таким образом, после усреднения по трем цветовым каналам получают значение яркости, соответствующее градациям серого.

После проводят бинаризацию [2]

$$I_b(x, y) = \begin{cases} 1 & \text{при } I(x, y) > tI_{im}, \\ 0 & \text{при } I(x, y) < tI_{im}, \end{cases} \quad (2)$$

где $I_b(x, y)$ — значение яркости точки после бинаризации: 1 соответствует белому цвету, 0 — черному, t — пороговая величина яркости, I_{im} — среднее значение яркости точек всего изображения, определяемое следующим образом:

$$I_{im} = \frac{\sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} I(x, y)}{XY}, \quad (3)$$

где X, Y — количество точек изображения по горизонтали и вертикали соответственно.

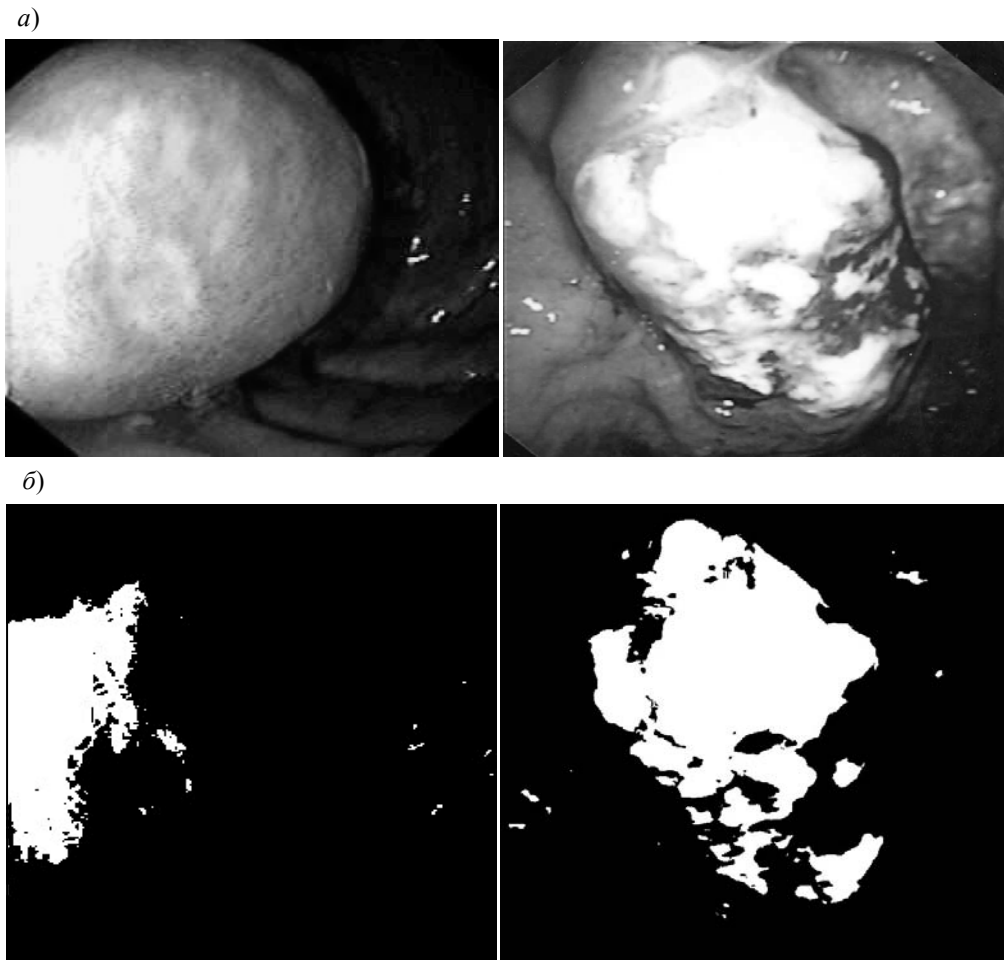


Рис. 1

После бинаризации полученного изображения яркость точек, составляющих засвеченные области и блики, примет значение „1“, в то время как значение яркости точек неискаженных областей эндоскопического изображения будет „0“.

При анализе полученного бинаризованного изображения его рассматривают как двумерный сигнал и для определения наличия на нем бликов и засвеченных областей, а также для анализа их площади применяют двумерное дискретное преобразование Фурье (ДПФ) [3]:

$$F(x', y') = \sum_{x=0}^{X-1} \sum_{y=0}^{Y-1} I_b(x, y) e^{-jxx' \frac{2\pi}{X}} e^{-jyy' \frac{2\pi}{Y}}, \quad (4)$$

где $F(x', y')$ — спектр сигнала, x' и y' — номера базисных функций (коэффициентов двумерного ДПФ, при которых эти функции находятся), здесь x и y выполняют роль аргументов базисных функций, $X \times Y$ — размерность исходного сигнала, соответствующая размерности спектра.

Для определения площади бликов и засвеченных областей производят анализ полученного спектра. Поскольку формула (4) содержит мнимую единицу j , каждое значение спектра является комплексным числом. Поэтому при анализе спектра рассматривают лишь значения действительных частей его элементов. Спектр может быть представлен в виде трехмерной поверхности (рис. 2, *a* — эндоскопическое изображение с усредненными значениями яркости точек, *б* — бинаризованное эндоскопическое изображение, *в* — трехмерная поверхность спектра).

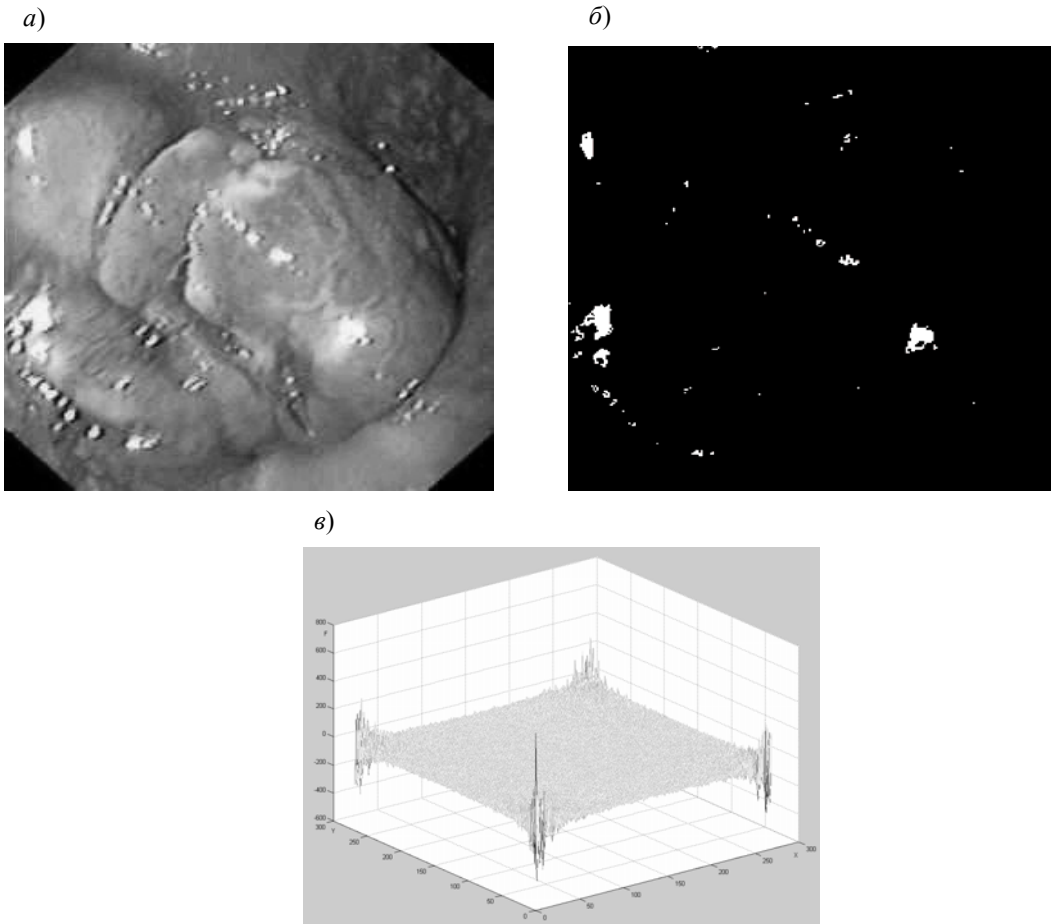


Рис. 2

При этом по осям абсцисс и ординат откладывают количество пикселей изображения по горизонтали и вертикали соответственно, а по оси аппликат — значение вещественной части спектра. Однако подобная форма представления не является удобной для последующего анализа, поэтому рассматривают проекцию поверхности спектра на плоскость OFX (рис. 3) [3].

Анализ проекции спектра заключается в выборе и оценке модуля максимального значения вещественной части спектра F_{\max} , и чем больше это значение, тем больше на бинаризованном изображении площади засвеченных областей [4].

Следовательно, перед началом анализа определяют пороговую величину T_F . Коррекция засвеченных областей и бликов выполняются в соответствии со следующими выражениями:

$$I'(x, y) = \begin{cases} \text{Ch}(I(x, y), I_b(x, y), I_{ad}(x, y)) & \text{при } F_{\max} > T_F, I_b(x, y) = 1, \\ MF(I(x, y), I_b(x, y)) & \text{при } F_{\max} < T_F, I_b(x, y) = 1, \\ I(x, y) & \text{при } I_b(x, y) = 0, \end{cases} \quad (5)$$

где $I(x, y)$ — исходное изображение, $I'(x, y)$ — изображение после коррекции, F_{\max} — модуль максимального значения спектра, $\text{Ch}(I(x, y), I_b(x, y), I_{ad}(x, y))$ — функция замены точки исходного изображения $I(x, y)$ точкой в той же позиции дополнительно полученного кадра при уменьшенной интенсивности источника освещения эндоскопа $I_{ad}(x, y)$, $MF(I(x, y), I_b(x, y))$ — функция медианного фильтра к текущей точке.

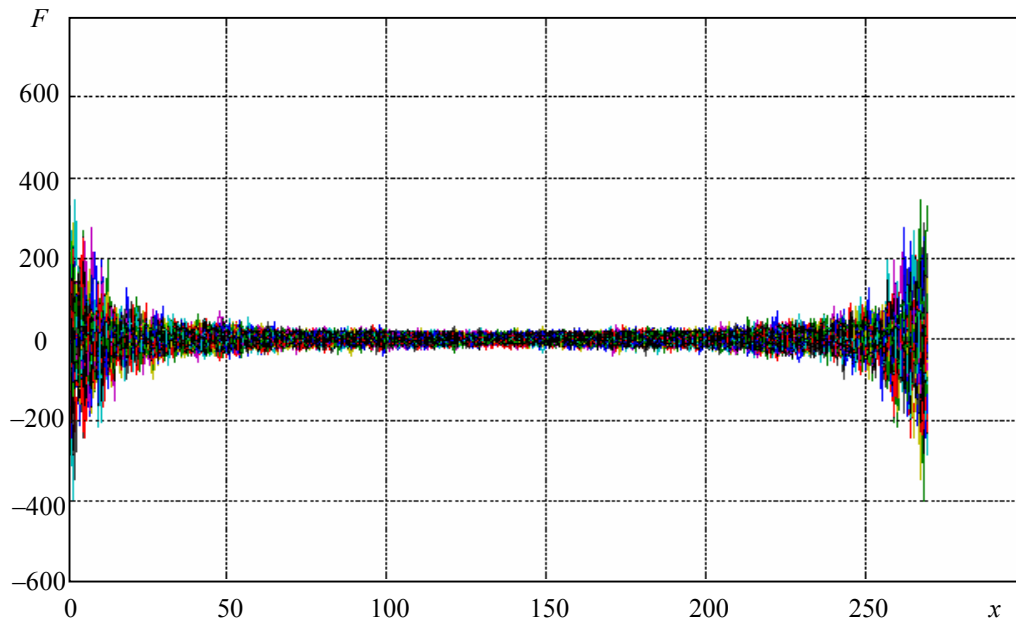


Рис. 3

Медианная фильтрация основана на замене значения яркости точки по всем трем цветовым каналам на медиану последовательности, составленной из значений окружающих ее точек. При медианной фильтрации изображений используется двумерное окно (апертура фильтра) A , имеющее центральную симметрию, при этом его центр располагается в текущей точке фильтрации $p(x, y)$ [5].

При этом значение яркости в точке $p(x, y)$ будет определено следующим образом:

$$I'(x, y) = M(p(x+r, y+c)), \quad r \in (-A; A), \quad c \in (-A; A), \quad (6)$$

где $M(p(x+r, y+c))$ — медиана для текущей точки.

При этом медианой яркости множества описанных точек является средний по значению член ряда, получающегося при упорядочении последовательности по возрастанию.

Таким образом, в настоящей работе представлена математическая модель восстановления эндоскопических изображений, на основе которой возможно разработать способы и устройства, позволяющие повысить качество эндоскопических изображений в режиме реального времени.

Работа выполнена при поддержке Фонда содействия развитию малых форм предприятий в научно-технической сфере „У.М.Н.И.К.“ (договор № 0806, 2008 г., проект № 8555).

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Прэтт У. Цифровая обработка изображений / Пер. с англ. М.: Мир, 1982. Кн. 1. 312 с.; Кн. 2. 493 с.
2. Tsai R. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses // IEEE Trans. Rob. Autom. RA-3 (4). 1987. P. 323—344.
3. Методы компьютерной обработки изображений / Под ред. В. А. Сойфера. М.: Физмалит, 2001. 784 с.

4. Пат. №2295153 РФ, МПК⁷ G 06 K 9/32. Корректирующее устройство ввода изображения в ЭВМ / М. И. Труфанов, Д. В. Титов. Опубл. 10.03. 2007. Б.И. № 7. 8 с.
5. Titov D. V., Shirabakina T. A. Correction Device of Distortion // „Information and Telecommunication Technologies in Intelligent Systems“. Proc. 5th Int. Conf. Spain, 2007. P. 122—124.

Сведения об авторах

- Александра Николаевна Стрелкова** — аспирант; Курский государственный технический университет, кафедра вычислительной техники; E-mail: strelkova@bk.ru
- Максим Игоревич Труфанов** — канд. техн. наук; Курский государственный технический университет, кафедра вычислительной техники; E-mail: temp1202@mail.ru
- Александр Александрович Степченко** — канд. мед. наук, доцент; Курский государственный медицинский университет, кафедра внутренних болезней

Рекомендована кафедрой
вычислительной техники

Поступила в редакцию
12.09.08 г.