

**ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ ТЕХНОЛОГИЯ ОБРАБОТКИ
МЕДИЦИНСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ: ВЫДЕЛЕНИЕ ГРАНИЦ**

Кириллова Светлана Владимировна

К.т.н., доцент, e-mail: svkirillova2009@yandex.ru

Курако Михаил Александрович

Старший преподаватель, e-mail: mkurako@gmail.com

Хамад Юсиф Ахмед

Аспирант, e-mail: y.albayati8@gmail.com

Институт космических и информационных технологий Сибирского федерального университета, 660074, г. Красноярск, ул. Академика Киренского 26, кор. УЛК

Симонов Константин Васильевич

Д.т.н., профессор, ведущий научный сотрудник, Институт вычислительного моделирования СО РАН, 660036 г. Красноярск, ул. Академгородок 50/44, e-mail: simonovkv@icm.krasn.ru

Аннотация. Выявление границ объектов интереса является одним из важнейших элементов обработки медицинских изображений. Это становится диагностической методикой, широко применяемой врачами для постановки диагноза. Но точно определить границы на медицинском изображении достаточно трудно. Основная цель этого исследования – предложить методы способные улучшать, выявлять особенности и получать лучшие характеристики медицинских изображений, которые будут способствовать правильной диагностике заболевания. Для решения этой проблемы, в настоящей статье, предлагается новая технология определения границ на изображениях с помощью метода преобразования фазового растяжения (PST), основанная на алгоритме выявления границ Кэнни. Представленный метод эффективен при обнаружении границ на медицинских изображениях. Результаты показывают, что для таких изображений точность предлагаемого метода превосходит точность обычных методов обнаружения искомых границ.

Ключевые слова: детектор границ, метод фазового растяжения, методика улучшения контрастности, метод Кэнни, предобработка, медицинское изображение.

Цитирование: Кириллова С.В., Курако М.А., Хамад Ю.А., Симонов К.В. Вычислительная технология обработки медицинских изображений: выделение границ // Информационные и математические технологии в науке и управлении. 2018. № 4 (12). С. 79–87. DOI: 10.25729/2413-0133-2018-4-08

Введение. Обнаружение границ на медицинских изображениях играет большую роль в задачах диагностики. Так как врачи часто для выяснения медицинских проблем пациентов используют такие изображения, то результат диагностики зачастую зависит от качества последних. Граница – это точки изображения, в которых резко изменяется яркость по сравнению с точками находящимися в их непосредственной окрестности. Если детектор

границ способен выявлять границы без разрывов, то он справляется со своей задачей [3, 4, 13].

Наиболее часто встречающимися шумами в медицинских изображениях МРТ являются импульсные шумы (так называемые шумы «соль и перец»), спекл-шумы, гауссовские и пуассоновские шумы. Медицинские изображения, взятые для сравнения, включают изображения МРТ в оттенках серого и в цветовой модели RGB. Эффективность этих алгоритмов рассматриваются для различных моделей шумов: шумы «соль и перец», пуассоновского, спекл и гауссовского шумов. Оценка этих алгоритмов осуществлялась путем измерения размера файла изображения, гистограммы и четкости изображений. На экспериментальных данных показано, что медианный фильтр лучше работает при удалении шума «соль и перец», а также пуассоновского шума для изображений в оттенках серого, а фильтр Винера лучше подходит для удаления спекл-шума, гауссовского шума и гауссовского размытия [7, 9, 14].

Для обнаружения тонких границ применяется сегментация изображений с использованием метода нечеткой кластеризации С-средних (Fuzzy C Means, FCM) и детектора Кэнни [1, 5, 6]. В более поздней работе и с некоторыми изменениями была разработана новая операция под названием преобразования фазового растяжения (Phase Stretch Transform, PST), и было показано, что пороговый выход PST границ, вместе с дополнительными морфологическими операциями может использоваться для обнаружения границ [2, 15]. Алгоритм Кэнни является здесь одним из наиболее эффективных. Для того чтобы сгладить изображение, удалить или уменьшить шум, в детекторе Кэнни, как первый шаг, используется гауссовский фильтр низких частот [8, 10-12, 16]. В работе мы предлагаем подход к обнаружению границ в медицинских изображениях с использованием методики улучшения контрастности ВСЕТ, детектора границ Кэнни и метода преобразования фазового растяжения PST.

1. Методы и данные. Существует множество методов, используемых для обнаружения или восстановления границ в изображении, включая фильтрацию нижних частот, оператор Собеля, детектор Кэнни и другие методы. В настоящей статье предлагается методика обработки медицинских изображений с целью выявления границ, включающая следующие этапы.

1. Перевод изображения из цветовой модели RGB в оттенки серого.
2. Шумоподавление изображения. На этом этапе для устранения шума применяются медианный фильтр, фильтры Винера и Гаусса.
3. Улучшение изображения посредством повышения контрастности изображения.
4. Выделение границ с помощью детектора Кэнни.
5. Выделение (уточнение) границ с помощью преобразование фазового растяжения.

1.1. Методы удаления шума. Шумоподавление изображения – это важный шаг обработки изображения, который включает в себя различные методы фильтрации, направленные на устранения шума изображения. Задача устранения шума решается с помощью различных алгоритмов. Соответственно, шумы, обусловленные влиянием соседней информации, удаляются с использованием наиболее подходящих методов фильтрации, не влияя на качество изображения и усиливая размытость изображения, взятого для исследования [7, 9, 14].

Медианный фильтр. Медианный фильтр относится к классу нелинейных пространственных фильтров и является фильтром, основанным на порядковых статистиках [12, 16]. Отклик таких фильтров определяется предварительным упорядочиванием значений пикселей, покрываемых маской фильтра, и последующим выбором значения, находящегося на определенной позиции упорядоченной последовательности. Таким образом, фильтрация сводится к замещению исходного значения пикселя (в центре маски) на полученное значение отклика фильтра. Медианный фильтр, заменяет значение пикселя, на значение медианы распределения яркостей всех пикселей в окрестности (включая и исходный). Медиана набора чисел есть такое число x , что половина чисел из набора меньше или равны x , а другая половина – больше или равны x .

Математически медианный фильтр можно описать уравнением:

$$I_{new}(x, y) = \text{median}_{(s, t) \in K_{xy}} \{I_{old}(s, t)\}, \quad (1)$$

где I_{new} , I_{old} – это новые и старые значения яркости пикселей изображения, K_{xy} – окно размера $K_{Hs} \times K_{Ws}$ с центром в пикселе (x, y) .

Медианный фильтр весьма популярен потому, что для определенных типов случайных шумов он демонстрирует отличные возможности подавления шума при значительно меньшем эффекте расфокусировки, чем у линейных сглаживающих фильтров с аналогичными размерами. В частности, медианные фильтры эффективны при фильтрации импульсных шумов (шумов и «соль и перец»), которые выглядят как наложение на изображение случайных черных и белых точек.

Фильтр Винера. Фильтр Винера называется также линейным оптимальным фильтром, поскольку меньшее значение среднеквадратической ошибки, чем в фильтре Винера, в любом линейном фильтре получить нельзя [1, 5]. На фильтр поступают два сигнала: $x[k]$ и $d[k]$. При этом $d[k]$ содержит две составляющие – полезный сигнал $s[k]$, который не коррелирован с $x[k]$ и шумовую составляющую $n[k]$, коррелированную с $x[k]$. Фильтр Винера должен иметь такую частотную характеристику, которая обеспечивает на выходе оптимальную в среднеквадратическом смысле оценку $y[k]$ коррелированной части сигнала (шума) $n[k]$. Эта оценка вычитается из $d[k]$ и выход (ошибка) фильтра $e[k]$ – это наилучшая по среднеквадратическому критерию оценка полезного сигнала. Таким образом, фильтр Винера обеспечивает оптимальную оценку полезного сигнала, смешанного с аддитивным шумом, по критерию минимума среднеквадратической ошибки.

Гауссовский фильтр. Спекл-шум – типичный шум, которые вызваны внутренними или внешними факторами и обычно присутствуют в цифровых изображениях и изображениях МРТ. Гауссовский фильтр реализуется для удаления спекл-шума, присутствующего в ультразвуковых изображениях или изображениях МРТ мозга. Данный метод, где шумный пиксель заменяется на среднее значение соседних пикселей, основан на распределении Гаусса [11].

1.2. Улучшение изображения. При улучшении изображения целью является акцентирование определенных особенностей изображения для последующего анализа или отображения изображения. Например, это повышение контрастности, улучшение границ, улучшение цветопередачи, фильтрация шума, повышение резкости. Улучшение изображения полезно при выявлении особенностей, анализе изображений и визуализации информации. непосредственно процесс улучшения не увеличивает присущую изображению информацию.

Он просто подчеркивает определенные особенности изображения. Алгоритмы улучшения обычно интерактивны и зависят от приложений.

Методика улучшения контрастности изображения (BCET). Контрастность изображения может быть повышена, посредством растяжения гистограммы входного изображения без изменения ее формы [6]. Так же растяжением/сжатием гистограмм возможно устранить цветовое смещение – одну из основных причин плохой цветопередачи изображения. Три канала, используемые для цветовой композиции, должны иметь равный диапазон и среднее значение. Преобразование яркости пикселей изображения основано на параболической функции. Общий вид параболической функции определяется следующим образом:

$$I_{new} = a \cdot (I_{old} - b)^2 + c \quad (2)$$

Коэффициенты a , b и c зависят от следующих параметров: H , L и E – максимальное, минимальное и среднее значения яркости пикселей выходного изображения, а также l , h и e – минимальное, максимальное и среднее значения яркости пикселей входного изображения соответственно.

1.3. Преобразование фазового растяжения (PST). Пусть $B[n, m]$ анализируемое изображение, где (n, m) – двумерная пространственная переменная. Преобразование PST в частотной области можно описать следующим образом [15]:

$$A[n, m] = \angle \left\{ IFFT2 \left\{ \tilde{K}[p, q] \cdot \tilde{L}[p, q] \cdot FFT2 \{ B[n, m] \} \right\} \right\}, \quad (3)$$

где $A[m, n]$ – изображение выходной фазы, $\angle \langle \cdot \rangle$ – угловой оператор, $FFT2$ – двумерное быстрое преобразованием Фурье, $IFFT2$ – двумерное обратное быстрое преобразование Фурье и (p, q) – двумерная частотная переменная. $\tilde{L}[p, q]$ – частотная характеристика ядра локализации, а $\tilde{K}[p, q]$ – искаженное фазовое ядро описывается нелинейной частотно-зависимой фазой:

$$\tilde{K}[p, q] = e^{j\varphi(p, q)}, \quad (4)$$

Для применений детектора границы производная частотно-зависимой фазы $Q[p, q]$, называемая фазовой производной $PD[p, q]$, должна быть сублинейной функцией по переменным частоты p и q . Фазовая производная также известна как групповая задержка по аналогии с тем же параметром, применимым к временным сигналам. Простым примером таких профилей (например, наименьшим числом параметров) является обратная функция тангенса:

$$PD[p, q] = \frac{a_1}{b_1} \ln(\cos(b_1 \cdot p)) + \frac{a_2}{b_2} \ln(\cos(b_2 \cdot q)), \quad (5)$$

где $\tan^{-1}(\cdot)$ – обратная функция тангенса, a_1 , b_1 , a_2 и b_2 – вещественнозначные числа. Общее количество фазы $Q[p, q]$ и наклон профиля фазовой производной при $p = q = 0$ вместе с шириной ядра локализации определяют резкость границ изображения, которые будут выделены. Применение метода PST к изображению дает фазовое изображение $A[m, n]$, которое затем обрабатывается. Для обнаружения границ, пост-обработка включает в себя генерацию гистограммы фазового изображения $A[m, n]$, сокращение отрицательных фазовых значений, пороговых значений и морфологических операций. Гистограмма показывает грубость разных границ, на которые применяется пороговое значение. Порог используется

для выделения различных ребер (например, более мягкие или более острые границы). Морфологические операции могут использоваться, если необходимо, для выделения тонкой границы, очистки фазового изображения путем удаления изолированных пикселей или для поиска простых линий, представляющих границы.

2. Результаты и обсуждение. В этом разделе описывается применение предложенной вычислительной технологии к различным медицинским изображениям. Исходные изображения показаны на рисунке 1, а. Изображения, обработанные фильтрами, которые направлены на удаление шума (медианным и средним фильтрами) и улучшенные с помощью методики ВСЕТ, приведены на рисунке 1, б. Результат после сегментации границ и применения метода PST показан на рисунке 1, в. Типичная фазовая производная и фазовый профиль для ядра фазы $K[p, q]$, которые приводят к обнаружению краев. Ядро использует фазу, которая увеличивается с пространственной частотой. Поскольку границы содержат более высокие частоты, им назначается большая фаза и поэтому пространственно выделены в фазе преобразованного изображения. Параметры ядра (a_1, b_1, a_2 и b_2) управляют этим процессом.

В предлагаемом способе существует компромисс между пространственным разрешением и отношением сигнал / шум (SNR). Более крупная фаза приводит к лучшему SNR, но за счет более низкого пространственного разрешения. Кроме того, более высокий наклон производной фазы в начале координат приводит к более резким краям, но также увеличивает фазовый шум. Эти параметры можно настроить вручную или оптимизировать с помощью интерактивных алгоритмов. Они могут быть либо глобально фиксированными, либо локально оптимизированными, как показано на рисунке 1, г.

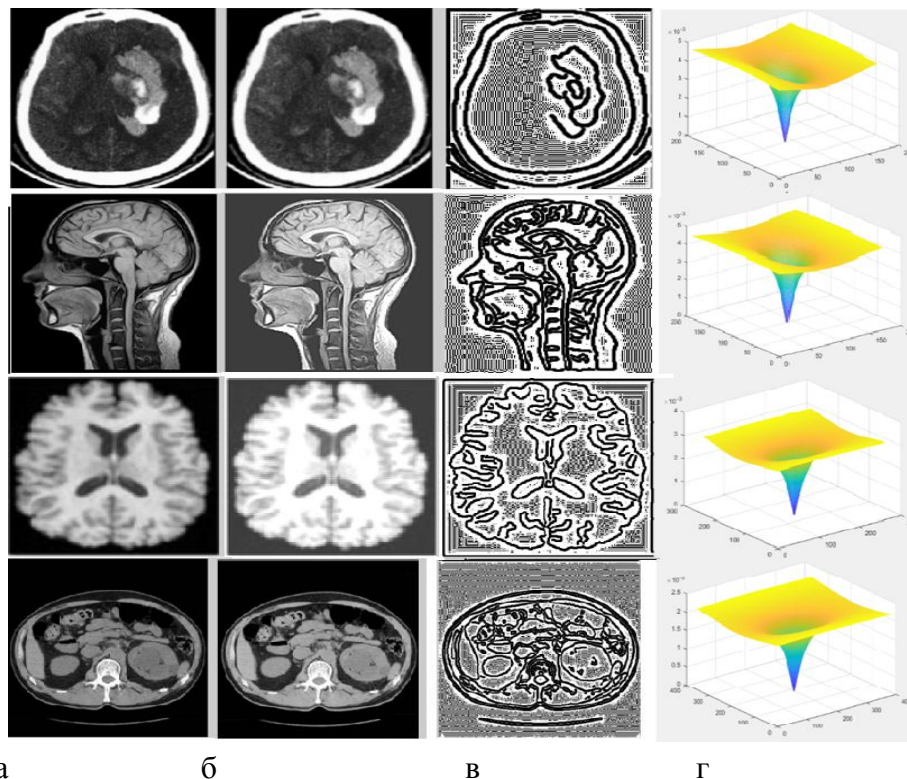
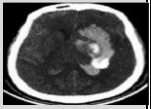
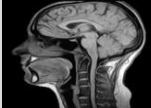
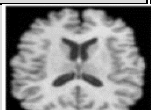
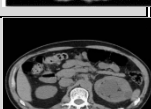


Рис. 1. а – исходные изображения; б – предварительная обработка изображения; в – результат обнаружения границ предлагаемого подхода; г – градиент фазы ядра

Для изображений в оттенках серого цвета установлены минимальное значение равное нулю и максимальное значению до 255. Установлено среднее значение равным 90. Из гистограммы выходного изображения видно, что минимальное значение равно нулю и максимальное значению 255. Гистограмма растягивается, но ее форма сохраняется.

Чтобы показать, что предлагаемый алгоритм обладает хорошими возможностями обнаружения границ и хорошей помехоустойчивостью, выполняется сравнение эффективности между предлагаемым подходом и часто используемыми методами обнаружения границ, включая классический метод Кэнни, оператор Собеля и т.д. Наиболее подходящие параметры для каждого метода в оценках используются многократно (табл. 1). Все эксперименты реализованы в Matlab2017. Вычислены статистические данные о производительности. В таблице 1 для каждого изображения сверху указано отношение пикового отношения сигнал / шум (PSNR) и параметр производительности (Performance Ratio, PR). Для измерения эффективности методов обнаружения границ, используется отношение пикового сигнала к шуму (PSNR). Параметр основан на среднеквадратичной ошибке (MSE).

Таблица 1. Сравнение параметров для различных методов

Images	Methods	Prewitt	Sobel	Canny	proposed
	PR	5.2098	5.2261	7.6776	7.7552
	PSNR	24.9217	24.9218	24.9221	26.7276
	PR	6.6016	6.6531	12.7356	19.3908
	PSNR	26.4670	26.4670	26.4677	27.2757
	PR	2.0266	2.0216	4.3216	7.9572
	PSNR	25.0891	25.0892	25.0884	25.9782
	PR	3.6801	3.6930	5.6659	6.1533
	PSNR	26.9051	26.9051	26.9056	27.3529

Заключение. Результаты проведенных экспериментов показывают, что предлагаемый подход позволяет выделять более обоснованную структуру границ, а доля ошибок, при этом, уменьшается. Поэтому предлагаемый метод обнаружения границ объектов интереса может быть весьма эффективным в лечебной практике.

Таким образом, предлагаемая вычислительная технология обнаружения границ объектов интереса в рамках компьютерной системы обработки медицинских изображений в основе имеет метод PST и детектор Кэнни. Также исходное изображение улучшается с помощью методики ВСЕТ, которая усиливает контрастность и цветопередачу изображения. Детектор Кэнни применяется для обнаружения искомым границ и затем, для обнаружения не выделенных ранее границ, применяется метод PST. Предлагаемый подход дает хороший результат, который обеспечивает высокое качество изображения. Новизна исследования заключается в модификации алгоритмической схемы обработки и анализа сложных

медицинских изображений. В настоящее время выполняется адаптация ее к решению реальных диагностических задач в области урологии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Arin H.H., Hozheen O.M. and Sardar P.Y. Denoising of medical images by using some filters // International Journal of Biotechnology Research. 2015. 3(1). Pp. 10–20.
2. Asghari M.H. and Jalali B. Physics-inspired image edge detection // IEEE Global Signal and Information Processing Symposium (GlobalSIP 2014), paper: WdBD-L.1, Atlanta, December 2014.
3. Canny J. A Computational Approach to Edge Detection // IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence. 1986. 8(6).
4. Dahiya A., Dubey R.B. Survey of Some Multilevel Thresholding Techniques for Medical Imaging // International Journal of Scientific Engineering and Research (IJSER). 2015. 3 (7). Pp. 103–106.
5. Gupta B., Singh Negi S. Image Denoising with Linear and Non-Linear Filters: A REVIEW // International Journal of Computer Science. 2013. 10, Issue 6, No 2. Pp. 149–154.
6. Hien N.M., Binh N.T. and Viet N.Q. Edge Detection based on Fuzzy C Means in Medical Image Processing System // International Conference on System Science and Engineering (ICSSE). 2017. Ho Chi Minh City, Vietnam.
7. Kumar N. and Nachamai M. Noise Removal and Filtering Techniques used in Medical Images // Orient. J. Comp. Sci. & Technol. 2017. Vol. 10. No. (1). Pp. 103–113.
8. Lukin A. Tips & Tricks: Fast Image Filtering Algorithms // 17-th International Conference on Computer Graphics GraphiCon'2007. 2007. Pp. 186–189.
9. Mamta J. and Mohana R. An improved Adaptive Median Filtering Method for Impulse Noise Detection // International Journal of Recent Trends in Engineering. 2009. 1. Pp. 274–278.
10. Nikolic M., Tuba E. and Tuba M. Edge Detection in Medical Ultrasound Images Using Adjusted Canny Edge Detection Algorithm // Telecommunications Forum (TELFOR), 2016 24th. 2016, Belgrade, Serbia.
11. Pascal G. A Survey of Gaussian Convolution Algorithms // Image Processing. On Line 3. 2013. Pp. 286–310.
12. Perreault S. and Hebert P. Median filtering in constant time // IEEE Transactions on Image Processing. 2007. 16(9). Pp. 2389–2394.
13. Sharma N., Aggarwal L.M. Automated medical image segmentation techniques // J Med Phys. 2010. Jan-Mar. 35 (1). Pp. 3–14.
14. Shinde B., Mhaske D., Dani A.R. Study of Noise Detection and Noise Removal Techniques in Medical Images // I.J. Image, Graphics and Signal Processing. 2012. 2. Pp. 51–60.
15. Vilioudis C., Clemente C., Asghari M.H., Jalali B. and Soraghan J.J. Edge Detection in SAR Images using Phase Stretch Transform // Intelligent Signal Processing 2015 (ISP), 2nd IET International Conference. 2015, London, UK.
16. Weiss B. Fast Median and Bilateral Filtering // ACM Transactions on Graphics (TOG). 2006. 25(3). Pp. 519–526.

UDK 004.932

**COMPUTATIONAL TECHNOLOGIES OF THE MEDICAL IMAGE PROCESSING:
EDGE DETECTION**

Svetlana V. Kirillova

Candidate of technical science, assistant professor, e-mail: svkirillova2009@yandex.ru

Mikhail A. Kurako

Senior lecturer, e-mail: mkurako@gmail.com

Yousif A. Hamad

Postgraduate, e-mail: y.albayati8@gmail.com

Institute of Space and Information Technologies Siberian Federal University

26, block ULK1, Akademika Kirenskogo Str, 660074, Krasnoyarsk, Russia

Konstantin V. Simonov

Doctor of Technical Science, Leading Researcher, Institute of Computational Modelling

Siberian Branch of the Russian Academy of Sciences

50, block 44, Akademgorodok Str, 660036, Krasnoyarsk, Russia, e-mail: simonovkv@icm.krasn.ru

Abstract. Edge detection is one of the most important elements in medical image processing and become a diagnostic technique largely applied for the determination of doctor's diagnosis. But it is difficult for detecting the medical image borders accurately. The main goal of this study is to improve, detect features and gain better characteristics of medical images for a right diagnosis. We propose a Phase Stretch Transform (PST) new medical image edge-detection technique based on canny edge detection algorithm to solve this problem. The present method has been efficient in detecting borders of medical images. The results indicate the accuracy of the proposed edge-detection method is superior to that of conventional edge-detection methods for medical image.

Keywords: Edge-detection, Phase Stretch Transform (PST), balance contrast enhancement technique (BCET), Canny Filter, Pre-processing, medical image.

References

1. Arin H.H., Hozheen O.M. and Sardar P.Y. Denoising of medical images by using some filters // *International Journal of Biotechnology Research*. 2015. 3(1). Pp. 10–20.
2. Asghari M.H. and Jalali B. Physics-inspired image edge detection // *IEEE Global Signal and Information Processing Symposium (GlobalSIP 2014)*, paper: WdBD-L.1, Atlanta, December 2014.
3. Canny J. A Computational Approach to Edge Detection // *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence*. 1986. 8(6).
4. Dahiya A., Dubey R.B. Survey of Some Multilevel Thresholding Techniques for Medical Imaging // *International Journal of Scientific Engineering and Research (IJSER)*. 2015. 3 (7). Pp. 103–106.
5. Gupta B., Singh Negi S. Image Denoising with Linear and Non-Linear Filters: A REVIEW // *International Journal of Computer Science*. 2013. 10, Issue 6, No 2. Pp. 149–154.

6. Hien N.M., Binh N.T. and Viet N.Q. Edge Detection based on Fuzzy C Means in Medical Image Processing System // International Conference on System Science and Engineering (ICSSE). 2017. Ho Chi Minh City, Vietnam.
7. Kumar N. and Nachamai M. Noise Removal and Filtering Techniques used in Medical Images // Orient. J. Comp. Sci. & Technol. 2017. Vol. 10. No. (1). Pp. 103–113.
8. Lukin A. Tips & Tricks: Fast Image Filtering Algorithms // 17-th International Conference on Computer Graphics GraphiCon'2007. 2007. Pp. 186–189.
9. Mamta J. and Mohana R. An improved Adaptive Median Filtering Method for Impulse Noise Detection // International Journal of Recent Trends in Engineering. 2009. 1. Pp: 274–278.
10. Nikolic M., Tuba E. and Tuba M. Edge Detection in Medical Ultrasound Images Using Adjusted Canny Edge Detection Algorithm // Telecommunications Forum (TELFOR), 2016 24th. 2016, Belgrade, Serbia.
11. Pascal G. A Survey of Gaussian Convolution Algorithms // Image Processing. On Line 3. 2013. Pp. 286–310.
12. Perreault S. and Hebert P. Median filtering in constant time // IEEE Transactions on Image Processing. 2007. 16(9). Pp. 2389–2394.
13. Sharma N., Aggarwal L.M. Automated medical image segmentation techniques // J Med Phys. 2010. Jan-Mar. 35 (1). Pp. 3–14.
14. Shinde B., Mhaske D., Dani A.R. Study of Noise Detection and Noise Removal Techniques in Medical Images // I.J. Image, Graphics and Signal Processing. 2012. 2. Pp. 51–60.
15. Vilioudis C., Clemente C., Asghari M.H., Jalali B. and Soraghan J.J. Edge Detection in SAR Images using Phase Stretch Transform // Intelligent Signal Processing 2015 (ISP), 2nd IET International Conference. 2015, London, UK.
16. Weiss B. Fast Median and Bilateral Filtering // ACM Transactions on Graphics (TOG). 2006. 25(3). Pp. 519–526.