

# Телевизионные системы, передача и обработка изображений

УДК 004.932

## Зависимость точности оконтуривания медицинских изображений от качества передачи их по каналам связи

**Уланов Евгений Александрович**

аспирант кафедры радиотехники и радиосистем  
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет  
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ)

**Никитин Олег Рафаилович**

доктор технических наук, профессор,  
заведующий кафедрой радиотехники и радиосистем  
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет  
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ)

**Архипов Евгений Анатольевич**

кандидат технических наук, доцент  
ФГБОУ ВО «Владимирский государственный университет  
имени Александра Григорьевича и Николая Григорьевича Столетовых» (ВлГУ)

*E-mail: oid@vlsu.ru.**Адрес: 600000, г. Владимир, ул. Горького, 87.*

**Аннотация:** Исследована зависимость точности оконтуривания изображений по алгоритму Дж. Кэнни от качества передачи их по каналам связи. Рассмотрены основные свойства и этапы работы алгоритма: размытие изображения путём вычисления свёртки изображения с гауссианом, его дифференцирование и вычисление значений градиента в направлении  $x$  и направлении  $y$ , немаксимальное подавление для определения интенсивности изменения градиента в каждой точке изображения и пороговая обработка. Приведён и проиллюстрирован пример обработки типового медицинского изображения данным алгоритмом. Смоделировано влияние на изображение сжатия (JPEG) и шумов (белый шум по Гауссу), присутствующих в каналах передачи данных. Результаты сведены в таблицу. Обоснована актуальность проведённого исследования для развития телемедицины. Перечислены условия, необходимые для эффективного решения задачи оконтуривания в телемедицинской практике.

**Ключевые слова:** телемедицина, качество изображения, оконтуривание, алгоритм Дж. Кэнни, гауссиан, белый шум по Гауссу, JPEG-сжатие.

В последнее время одним из актуальных направлений развития телемедицины становится обработка цифровых изображений: улучшение качества изображения, восстановление повреждённых изображений, распознавание отдельных элементов. Распознавание патологических процессов является одной из наиболее важных задач обработки и анализа медицинских изображений. При решении задач распознавания всё чаще используются компьютерные системы диагностики, задачами которых являются сегментация изображения, выделение объектов

интереса («масс»), их анализ, параметрическое описание, их классификация. При этом выделенные объекты являются отражением патологического процесса [1].

Одним из наиболее используемых алгоритмов обнаружения границ в задачах сегментации является алгоритм Джона Кэнни. Согласно этому алгоритму детектор границ должен обладать следующими основными свойствами:

- 1) хорошее обнаружение (высокое отношение сигнал/шум);

2) правильная локализация (определение положения границы);

3) только один отклик на одну границу.

Согласно этим критериям строится целевая функция стоимости ошибок, минимизацией которой находится «оптимальный» линейный оператор для свёртки с изображением.

Было показано [2], что оптимальный фильтр представляет собой очень близкое приближение к первой производной Гауссиана, т.е. представляет собой объединение операторов градиента и Гауссовского сглаживания. Алгоритм LoG предполагает то, что сглаживающий и дифференцирующий операторы можно объединить, а алгоритм Кэнни при построении оптимального детектора границ предполагает такое же объединение.

Процедуру выделения контура алгоритмом Кэнни можно разделить на четыре основных этапа:

1) Размытие изображения для уменьшения дисперсии высокочастотного аддитивного шума на изображении, что эквивалентно процедуре низкочастотной фильтрации изображения. Реализуется путём вычисления свёртки изображения с гауссианом.

Функция гауссиана для одного измерения может быть записана в виде:

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}.$$

На плоскости гауссиан легко вычислить, переходя в полярные координаты, и вводя переменную  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ , получим:

$$G(x) = \frac{1}{2\pi\sigma^2} e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}}.$$

2) Дифференцирование размытого изображения и вычисления значений градиента в направлении  $x$  и направлении  $y$ .

Вычисление производной изображения, полученного путём свёртки исходного изображения и функции гауссиана, эквивалентно свёртке исходного изображения и производной функции гауссиана. Поэтому на практике первый и второй этапы выделения контуров выполняются совместно:

$$G'(x) = \frac{-r}{2\pi\sigma^4} e^{-\frac{r^2}{2\sigma^2}},$$

$$g(x, y) = [G(x, y)]' \times f(x, y),$$

где  $g(x, y)$  – полученное изображение;  $G(x, y)$  – вычисленная функция гауссиана по исходному изображению  $f(x, y)$ .

3) Немаксимальное подавление.

На этом этапе определяется интенсивность изменения градиента в каждой точке изображения. Точки, в которых имеется локальный максимум градиента относят к точкам, принадлежащим границе рассматриваемых объектов. Одновременно с вычислением абсолютного значения градиента выполняется подавление слабых границ, на которых величина градиента не превышает определённый порог. Оставшиеся ненулевые точки соответствуют границам. Однако эти границы имеют некоторую конечную толщину и в таком виде не могут быть использованы. Поэтому выполняется уточнение линий подавлением немаксимальных точек в перпендикулярном к границе направлении, то есть в направлении градиента.

4) Пороговая обработка

В её задачу входит фильтрация точек контуров, которые не соответствуют заданному априорно уровню чувствительности алгоритма. При использовании одного порогового уровня, как это применяется во многих алгоритмах (Roberts, Sobel, Prewitt, LoG и пр.), не всегда удаётся сохранить замкнутыми контуры объектов в случае присутствия даже незначительной флуктуации значения локального максимума функции градиента. Для задачи сегментации изображения чрезвычайно важно иметь замкнутые области, соответствующие исследуемым объектам, либо области им не принадлежащие. В детекторе границ Canny используется пороговая обработка, названная «Гистерезис». При этом существует верхний предел чувствительности и нижний, что позволяет наиболее точно отследить необходимые контуры, принадлежащие границе объектов, отфильтровывая при этом лишние.

Для иллюстрации работы данного метода оконтуривания приведем графические данные его работы на некоторых тестовых изображениях. На рис. 1. представлено изображение однородной серой области на однородно черном фоне.

На рис. 2. показан результат работы алгоритма оконтуривания изображения серой области на рис. 1. Видно, что граница не является идеально ровной и замкнутой. Таким образом, на этом тестовом примере видны недостатки алгоритма, о которых шла речь выше. Разумеется, в медицинской практике не всегда приходится сталкиваться с подобными объектами, но визуальная демонстрация несовершенства алгоритма на наш взгляд необходима.

В ходе получения, обработки и передачи изображения по каналам связи оно подвергается сжатию по различным алгоритмам и воздействию различного рода помех. Рассмотрим зависимость качества оконтуривания от качества исходного изображения. На рис. 3 приведено ис-

ходное изображение, подверженное воздействию белого шума по Гауссу с уровнем 10%, а на рис. 4 – результат его оконтуривания.

Для количественной оценки качества контура искажённого изображения относительно качества контура исходного изображения можно рассмотреть степень изменения геометрических размеров объектов, сохранение пропорций объектов при деформации, чувствительность алгоритмов к шуму и другие параметры.

Один из наиболее важных критериев оценки качества заключается в оценке битовой ошибки, под ней будем понимать отсутствие некоторой части объекта, либо всего объекта на том месте, где он должен находиться в исходном изображении. Исходя из этой оценки, можно сделать вывод о том, какая часть исходного объекта осталась неповрежденной в ходе обработки.

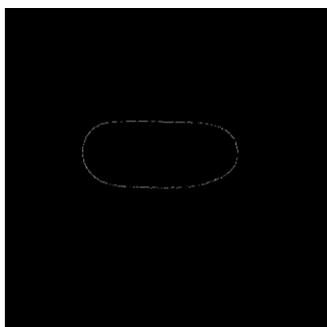
Рассмотрим процесс получения контура объекта более детально. Подготовленная модель обрабатывается алгоритмом оконтуривания с некоторыми предварительно заданными параметрами порогов чувствительности. Изображение после этого этапа имеет три области:

- 1) шумовое поле пикселей,
- 2) поле пикселей, образующих искомый объект и его границу
- 3) пиксели, не относящиеся ни к объекту, ни к полю пикселей, окружающих объект, т.к. находятся за пределами физического представления о местоположении объекта.

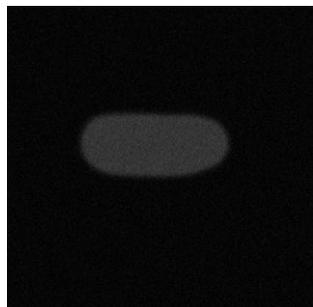
Такое изображение сначала подвергается фильтрации, удаляя из него области, которые заведомо не несут в себе информации, значимой с точки зрения поиска границ объекта, поэтому остальные области удаляются при помощи наложения специальной маски, которая также подготавливается заранее на этапе создания объекта-модели исходя из эталонных представлений о положении и форме объекта.



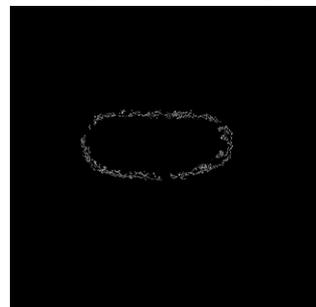
**Рис. 1.** Изображение однородной серой области на однородно черном фоне



**Рис. 2.** Результат работы алгоритма оконтуривания изображения серой области на рис. 1.



**Рис. 3.** Исходное изображение, подверженное воздействию белого шума по Гауссу с уровнем 10%



**Рис. 4.** Результат работы алгоритма оконтуривания изображения на рис. 3.

Граница этой области по форме повторяет эталонный объект, однако, она расширена на определённое количество пикселей, которые определяют разумную дисперсию для определяемой границы объекта в условиях медицинской модели. К примеру, если с точки зрения работы алгоритма по выделению контура пиксель относится к границе объекта, но его реальное положение на изображении достаточно сильно отличается от положения пикселя на эталонной границе, он считается утерянным.

После фильтрации производится анализ всех пикселей, содержащихся в объекте на предмет принадлежности к его границе. Изображение объекта сравнивается с эталонным изображением границы объекта. Из пикселей полученного изображения по критерию минимума дисперсии разности этого изображения и эталонного, выбираются пиксели, соответствующие найденной границе объекта.

Искомый контур объекта, хотя и виден чётко, но, при этом, не является достаточно гладким, в некоторых его точках отсутствуют пиксели, они утрачены в ходе предварительной фильтрации, либо они не были определены алгоритмом как граница объекта по причине превышения порогового значения уровня дисперсии. В завершении производится подсчёт потерянных пикселей и делается вывод о степени целостности объекта. Оценка битовой ошибки заключается в сравнении попиксельно изображения исходной границы изображения и границы искаженного изображения. Эта ошибка принимает нулевое значение в том случае, если границы совпадают полностью. В этом случае можно говорить о 100% точности нахождения границы алгоритмом оконтуривания. Однако на практике обычно имеют место данные о битовой ошибке в совокупности с данными о целостности границы объекта, поскольку было бы неправильно считать отсутствующую точку на изображении границы ошибочно найденной [3].

В рамках исследования исходное изображение было подвержено следующим искажениям:

- 1) Белый шум по Гауссу (уровень 1–10%).
- 2) JPEG-сжатие (уровень 10–100%) [4].

Результаты сведены в таблицу 1. Как видно из таблицы уровень битовой и среднеквадратической ошибок определения контура увеличивается при увеличении шума и при увеличении степени JPEG-сжатия.

Задача оконтуривания и сегментации медицинского изображения является на данный момент одной из наиболее актуальных задач телемедицины, так как позволяет облегчить и ускорить процесс обработки изображений с целью выявления и распознавания на них патологических процессов. Использование автоматизированных информационных систем для решения данной задачи позволяет частично заменить работу медперсонала, что актуально при проведении различных мероприятий, связанных с оказанием медицинской помощи населению отдалённых и труднодоступных районов страны [5].

Но для успешного решения вышеуказанной задачи необходимо обеспечение ряда условий, в частности:

- 1) Использование медицинской аппаратуры для получения изображений (рентгеновские аппараты, аппараты ультразвукового сканирования, эндоскопы и т.д.), которая обеспечивает надлежащее качество изображений для дальнейшего их оконтуривания
- 2) Использование каналов связи с низким уровнем шума, не требующих высокой степени сжатия передаваемой информации.
- 3) Использование программного обеспечения, реализующего наиболее оптимальные для решения данной задачи алгоритмы оконтуривания (алгоритм Кэнни).

Повсеместное внедрение технологий оконтуривания и сегментации изображений даёт толчок для дальнейшего развития телемедицины и повышения качества оказания медицинских услуг населению в целом.

### Литература

1. Никитин О.Р., Пасечник А.С. Оконтуривание и сегментация в задачах автоматизированной диагностики патологий / Методы и устройства передачи и обработки информации. 2009. №11. – С. 300–309.

Таблица 1 – Результаты исследования

№ п/п	Способ воздействия на изображение	Уровень битовой ошибки, %	Значение среднеквадратической ошибки определения контура	Количество потерянных пикселей от общего количества пикселей границы, %	
1	Без воздействия	0,000	0,00	0,00	
2	Белый шум по Гауссу, %	1	94,077	0,11	1,92
3		2	94,993	0,17	0,70
4		3	94,948	0,17	0,00
5		4	95,077	0,17	2,09
6		5	95,683	0,19	3,31
7		6	95,993	0,18	0,35
8		7	95,948	0,18	0,35
9		8	96,728	0,20	4,18
10		9	97,599	0,21	0,17
11		10	98,077	0,22	0,00
12	JPEG-сжатие, качество, %	100	40,644	0,01	0,94
13		90	49,985	0,01	0,62
14		80	70,062	0,02	0,83
15		70	83,888	0,03	1,14
16		60	92,723	0,06	0,52
17		50	95,530	0,07	0,21
18		40	94,491	0,05	1,35
19		30	90,956	0,05	1,46
20		20	94,802	0,06	1,04
21		10	98,649	0,07	0,83

2. *Никитин О.Р., Пасечник А.С.* Сравнительная оценка качества работы алгоритмов оконтуривания медицинских изображений / Методы и устройства передачи и обработки информации. 2007. №8. – С. 133–138.

3. *Никитин О.Р., Пасечник А.С.* Моделирование условий работы алгоритмов оконтуривания для медицинских изображений и оценка их влияния на качество оконтуривания / Методы и устройства передачи и обработки информации. 2007. №9. – С. 198–203.

4. *Nikitin O.R., Arkhipov E.A., Pasechnik A.S.* Experimental investigation of compression methods of medical images / Автоматика и телемеханика. 2004. №3. – С. 21.

5. *Никитин О.Р., Агеев А.В.* Обработка изображений для последующей сегментации / Проектирование и технология электронных средств. 2003. – С. 55–59.

6. *Уланов Е.А., Архипов Е.А., Никитин О.Р.* Разработка комплексной методики субъективной

Поступила 26 декабря 2017 г.

оценки качества изображений / Радиотехнические и телекоммуникационные системы. 2017. №2. – С. 59–67.

7. *Уланов Е.А., Архипов Е.А., Никитин О.Р.* Оценка качества медицинского изображения на основе результатов экспертного опроса / Фундаментальные исследования. 2017. № 4-1. – С. 83-87.

8. *Canny J.* A Computational approach to edge detection / IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence. 1986. No. 6, vol. 8. Pp. 679–698.

9. *Приоров А.Л.* Цифровая обработка изображений: Учеб. Пособие / А.Л. Приоров, И.В. Апальков, В.В. Хрящев, Яросл. Гос. ун-т., Ярославль, 2007. – 235с.

10. *Серета С.Н.* Система автоматизированной обработки, анализа и хранения маммографических снимков. Автореферат диссертации кандидата технических наук: 05.13.14. – Владимир, 2000. – 16 с.

English

## Dependence of medical image contouring accuracy on their quality transmission via communications channels

**Evgeny Aleksandrovich Ulanov** – Postgraduate Student, Department of Radio Engineering and Radio Systems, Federal state budgetary Educational Institution of Higher Education "Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nickolay Grigoryevich Stoletovs" (VLSU).

**Oleg Rafailovich Nikitin** – Doctor of Engineering, Professor, Department Head of Radio Engineering and Radio Systems, Federal state budgetary Educational Institution of Higher Education "Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nickolay Grigoryevich Stoletovs" (VLSU).

**Evgeny Anatolyevich Arkhipov** – Candidate of Technical Sciences, Associate Professor, Federal state budgetary Educational Institution of Higher Education "Vladimir State University named after Alexander Grigoryevich and Nickolay Grigoryevich Stoletovs" (VLSU).

*E-mail:* oid@vlsu.ru.

*Address:* 600000, Vladimir, Gorky St., 87.

*Abstract:* Pathological process identification is one of the most important problems of medical image analysis and processing. One of the most used edge detection algorithms for segmentation task is John Canny's algorithm. It has been demonstrated that the optimum filter represents very close approach to the Gaussian first derivative i.e. represents the gradient operators merging and Gaussian smoothing. Contour detection process by Canny's algorithm can be divided into four main phases:

- 1) Image blurring for dispersion reduction of the image high-frequency additive noise that is of equal measure to the image low pass filtering.
- 2) Blurred image differentiation and gradient values calculation in vector  $x$  and vector  $y$ .
- 3) Non-maximum suppression. The gradient change intensity in each point of the image is defined in this phase.
- 4) Thresholding. Its task includes the filtering of contours' points which do not correspond a priori to the set sensitivity level of the algorithm.

The graphic data of this method functioning on some test images are presented to illustrate this method operation. The image goes through compression by various algorithms and is affected by different interference in the course of receiving, processing and transmitting of the image via communication channels. It is possible to examine the variation degree of the objects geometrical size, preservation objects' proportions under deformation, algorithms sensitivity to noise and other parameters in order to quantitatively evaluate the distorted image contour quality against the contour quality of the initial image. Within the research framework the initial image underwent the following distortions:

- 1) Gaussian white noise (level 1–10%).
- 2) JPEG compression (level 10–100%).

The results are summarized in table 1. As the table shows that the bit level and mean-square error level of the contour identification rises with the noise increase and JPEG compression ratio increase.

*Keywords:* telemedicine, image quality, contouring, Jh. Canny's algorithm, Gaussian, Gaussian white noise, JPEG compression.

### References

1. Nikitin O.R., Pasechnik A.S. Contouring and segmentation for pathologies automated diagnosis. *Metody i ustroystva peredachi i obrabotki informatsii*. 2009. No. 11. P. 300 – 309.
2. Nikitin O.R., Pasechnik A. S. Algorithm operation quality comparative evaluation of medical images contouring. *Metody i ustroystva peredachi i obrabotki informatsii*. 2007. No. 8. P. 133 – 138.
3. Nikitin O.R., Pasechnik A. S. Environment simulation for contouring algorithms of medical images and their influence assessment on the contouring quality. *Metody i ustroystva peredachi i obrabotki informatsii*. 2007. No. 9. P. 198 – 203.
4. Nikitin O.R., Arkhipov E.A., Pasechnik A.S. Experimental investigation of compression methods of medical images. *Avtomatika i telemekhanika*. 2004. No. 3. P. 21.
5. Nikitin O.R., Ageev A.V. Image processing for the subsequent segmentation. *Proyektirovaniye i tekhnologiya elektronnykh sredstv*. 2003. P. 55-59.
6. Ulanov E.A., Arkhipov E.A., Nikitin O.R. Comprehensive assessment methods development for subjective evaluation of image quality. *Radiotekhnicheskiye i telekommunikatsionnye sistemy*, [S.l.], n. 2, p. 59-67, July, 2017. ISSN 2221-2574.
7. Ulanov E.A., Arkhipov E.A., Nikitin O.R. Fundamental researches. – 2017. – No. 4-1. – P. 83-87
8. Canny J., "A Computational approach to edge detection, *IEEE Transactions on pattern analysis and machine intelligence*, 1986. Volt 8, No. 6. Pp. 679-698,
9. Priorov A.L. *Image digital processing: Textbook* / A.L. Priorov, I.V. Apalkov, V.V. Hryashchev, Yarosl. State. Un-ty., Yaroslavl, 2007. 235 p. ISBN 978-5-8397-0541-8
10. Sereda S.N. The system of the automated processing, analysis and storage of mammography scans. Abstract of the thesis for a Candidate of Technical Sciences, Vladimir, 2000. 153 p.