

9. ГОСТ Р ИСО 14160-2003 Стерилизация одноразовых медицинских изделий, содержащих материалы животного происхождения. Валидация и текущий контроль стерилизации с помощью жидких стерилизующих средств.

*Наталья Петровна Бакулева,*  
канд. хим. наук, зав. лабораторией производства биопротезов, НПО медицинской биотехнологии,  
*Неля Михайловна Анучина,*  
научный сотрудник лаборатории клинической микробиологии и антимикробной терапии,  
*Марина Викторовна Зеливянская,*  
операционная медицинская сестра лаборатории научных исследований по разработке биопротезов, НПО медицинской биотехнологии,  
*Вахтанг Тенгизович Костава,*  
канд. биолог. наук, заведующий, НПО медицинской биотехнологии,

*Жаннета Ерофеевна Кондратенко,*  
ст. научный сотрудник лаборатории научных исследований по разработке биопротезов, НПО медицинской биотехнологии,  
*Ирина Геннадиевна Лютова,*  
врач-бактериолог лаборатории производства биопротезов, НПО медицинской биотехнологии,  
*Дмитрий Александрович Попов,*  
канд. мед. наук, зав. лабораторией клинической микробиологии и антимикробной терапии,  
*Ирина Александровна Терещенкова,*  
ведущий технолог лаборатории научных исследований по разработке биопротезов, НПО медицинской биотехнологии,  
ФГБУ «Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева»,  
г. Москва, e-mail: nrbakuleva@yandex.ru

*Г.А. Дмитриев, А.В. Кирсанова, В.А. Аль-бахели*

## Автоматизация распознавания границ инсультов головного мозга на основе пороговой обработки магнитно-резонансных изображений

### Аннотация

Предлагается алгоритм для обработки изображений магнитно-резонансной томографии, который может эффективно выделить область инсульта головного мозга и рассчитать ее размер путем поиска оптимального порога между областями инсульта и здоровыми тканями головного мозга. Потенциальное преимущество нашего алгоритма заключается в обеспечении высокой точности вычисления размера инсульта головного мозга и сокращении времени анализа изображения, чтобы помочь врачу быстро и эффективно принять решение.

Инсульты головного мозга имеют большое значение для общества по ряду причин: распространенности, высокого уровня инвалидности и смертности. Магнитно-резонансная томография обладает большими диагностическими возможностями в ранней диагностике инсультов головного мозга по сравнению с другими методами лучевой диагностики. Точное определение локализации и размера инсульта головного мозга обладает важной диагностической значимостью, поэтому врачи традиционно используют ручной метод сегментации изображений магнитно-резонансной томографии, который является эффективным, но требует больших временных затрат, и его результат зависит от субъективной интерпретации. Для решения этой проблемы мы предлагаем полностью автоматизированный алгоритм для точного выделения области инсульта головного мозга и вычисления ее размера в пикселах.

На первом этапе проводится предобработка изображения. Она заключается в использовании морфологических методов обработки изображений для удаления тканей кости, которые создают сигнал высокой яркости, затрудняющий процесс распознавания области интереса [9], [10]. Для облегчения работы с изображением оно преобразуется из формата unit16, в котором элементы изображения находятся в интервале {0,65535}, в формат double, при котором пиксели изображения лежат в интервале {0,1} [3].

На втором этапе происходит векторизация изображения, где изображение преобразуется из графического вида в векторный так, что длина вектора равна числу пикселей изображения.

На третьем этапе алгоритма происходит разделение яркости изображения на  $L = 10$  уровней и определяется количество точек на каждом уровне [6].

После нескольких десятков экспериментальных измерений уровня яркости МРТ-изображений (T1-взвешенность) [7], [8] было установлено, что точки спинномозговой жидкости имеют яркость меньше 0,2 от уровня сигнала жировой ткани на изображении. Таким образом, можно найти изображение, ко-

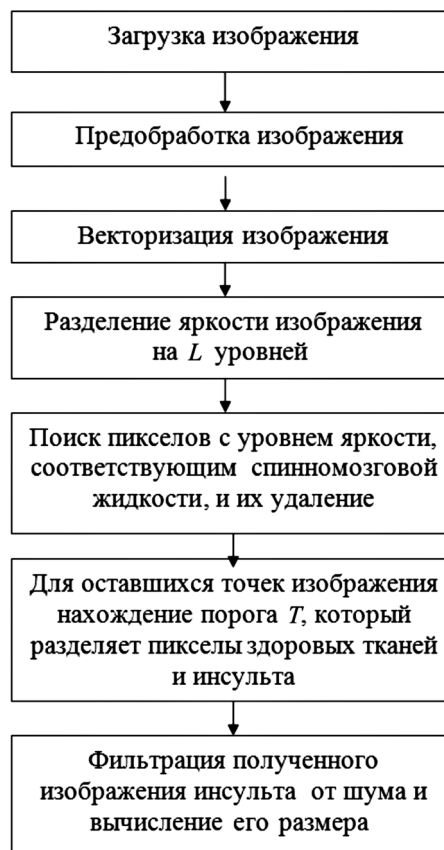


Рис. 1. Алгоритм выделения области инсульта

торое содержит пиксели тканей головного мозга и инсульта, как показано на рис. 3г с помощью следующей формулы:

$$d(x, y) = \begin{cases} 1, & b(x, y) > 0,2; \\ 0, & b(x, y) < 0,2. \end{cases}$$

Для точек результирующего изображения  $d$  определяются вариации между уровнями яркости по следующей формуле:

$$\delta = |m_i - m_{i+1}|,$$

где  $m_i$  – число пикселей оцениваемого уровня яркости,  $i = 0, 1, 2, \dots, L - 1$ ;  $m_{i+1}$  – число пикселей следующего уровня яркости;  $L$  – число различных уровней яркости.

В результате формируется следующий вектор, состоящий из значений вариации:

$$V = [\delta_1 \ \delta_2 \ \delta_3 \ \delta_4 \ \delta_5 \ \delta_6 \ \delta_7 \ \delta_8 \ \delta_9 \ \delta_{10}].$$

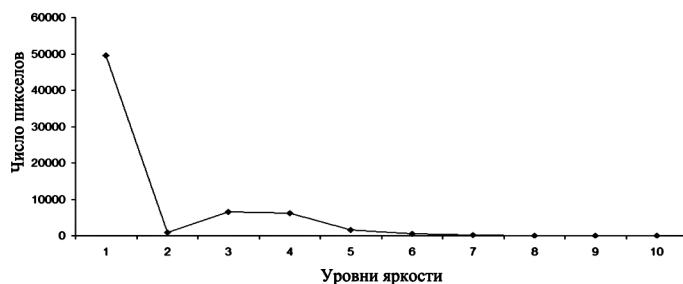


Рис. 2. График распределения количества пикселей изображения по уровням яркости

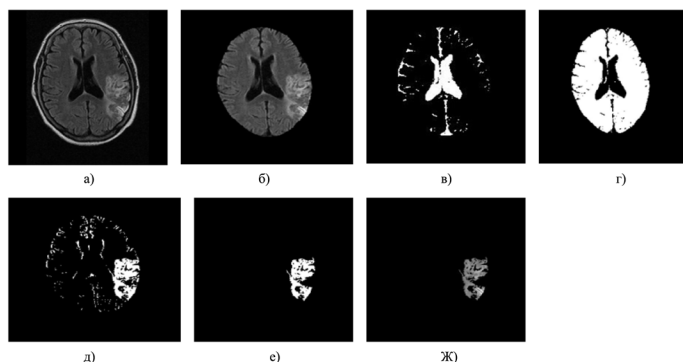


Рис. 3. Входное изображение (а); изображение без окружающих контуров (б); спинномозговая жидкость (в); изображение после удаления спинномозговой жидкости (г); результат пороговой обработки (д); область инсульта после фильтрации (е); оригинальный сигнал инсульта (ж)

Далее находятся максимальное значение элемента вектора  $V$ , начиная с третьего элемента (два предыдущих элемента представляют собой спинномозговую жидкость и фон), и его позиция (индекс):

$$[k, \psi] = \max[V(3:L)],$$

где  $k$  – максимальное значение;  $\psi$  – индекс  $k$ .

Искомый порог  $T$ , который разделяет пиксели здоровых тканей и пиксели области инсульта, определяется по формуле

$$T = \max[b(:)] \times \left( \frac{\psi}{L} \right),$$

где  $\max[b(:)]$  – максимальное значение яркости изображения на рис. 3б.

Тогда любая точка, для которой  $b(x, y) > T$ , называется точкой объекта (инсульта). Иными словами, изображение на рис. 3д, которое получается в результате этого порогового преобразования, определяется следующим образом [3]:

$$e(x, y) = \begin{cases} 1, & b(x, y) > T; \\ 0, & b(x, y) < T. \end{cases}$$

Для фильтрации полученного изображения были удалены все связанные компоненты, которые состоят менее чем из

40 пикселей (минимальный экспериментально выявленный размер инсульта), с помощью функции Matlab *bwareaopen*:

$$f = \text{bwareaopen}(e, p, \text{conn}),$$

где  $e$  – выходное изображение;  $f$  – входное изображение;  $p$  – число пикселей;  $\text{conn}$  – тип связности объектов (4-я связность) [3]. Изображение на рис. 3е является результатом выполнения функции *bwareaopen*. Для определения размера инсульта в пикселях определяется количество белых точек на бинарном изображении (рис. 3е), для чего использована функция Matlab *sum* [3]:

$$\text{whitecount} = \text{sum}(\text{sum} == 1),$$

где  $f$  – входное изображение;  $\text{whitecount}$  – число пикселей.

Для получения оригинального сигнала инсульта изображение на рис. 3е используется для маскирования исходного изображения с помощью логического оператора (И) [1], [3], [10]. Для оценки точности разработанного алгоритма был использован ручной (эталонный) метод выделения области инсульта. Результаты тестирования изображений нескольких пациентов приведены в табл. 1.

Таблица 1

Сравнение размера выделенной области инсульта по разработанному алгоритму и ручному методу

Номер теста	Размер области инсульта в пикселях		Ошибка, %
	Разработанный алгоритм	Ручной метод (эталонный)	
1	172	158	8,8
2	397	420	5,4
3	829	850	2,5
4	1037	1154	10,1
5	1539	1437	7,1
6	1573	1400	1,2
7	714	690	3,5
Среднее значение ошибки			5,51

На рис. 4 данные результаты изображены графически.

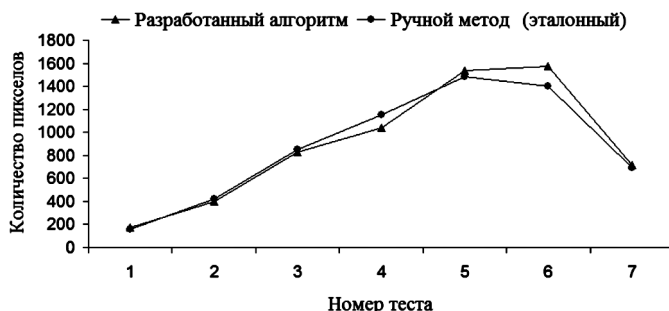


Рис. 4. График результатов выделения области инсульта по разработанному алгоритму и ручному методу

В результате проведенных исследований установлено, что предложенный алгоритм для автоматизации распознавания и вычисления размера области инсульта головного мозга на МРТ-изображениях (Т1-взвешенность), основанный на пороговой обработке изображений, показывает на имеющихся данных достоверность 94,49 %.

#### Список литературы:

1. Dougherty G. Digital image preprocessing for medical applications. – California State University, 2009.
2. Коновалов А.Н., Корниенко В.Н., Прошин И.Н. Магнитно-резонансная томография в нейрохирургии. – М.: Видар, 1997.
3. Гонсалес Р., Вудс Р., Эддингс С. Цифровая обработка изображений в среде Matlab. – М.: Техносфера, 2006.

4. <http://matlab.exponenta.ru/imageprocess/book3/index.php>: список функций Image processing toolbox.
5. Semmlow J.L. Biosignal and biomedical image processing: Matlab based applications. – New Jersey, U.S.A, 2004.
6. Demirkaya O., Asyali M.H., Sahoo P. Image Processing with Matlab: Applications in medicine and biology. – New York, 2009.
7. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии. Уч. пособие. – СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. 152 с.
8. Блинк Э. Основы магнитно-резонансной томографии. Физика. 2000.
9. Somasundaram K., Kalaiselvi T. Automatic brain extraction methods for T1 magnetic resonance images using region labeling and morphological operations // Computers in Biology and Medicine. 2011. Vol. 41.
10. Handbook of Medical Imaging Processing and Analysis. – Editor-in-chief – Isaac N. Bankman, 2000.  
Геннадий Андреевич Дмитриев,  
д-р техн. наук, профессор,  
Анна Владиславна Кирсанова,  
канд. техн. наук, доцент,  
Аль-Бахели Васел Ахмед Ахмед,  
аспирант,  
Тверской государственный технический университет,  
г. Тверь,  
e-mail: dmitrievtstu@mail.ru

А.А. Данилов, Э.А. Миндубаев

## Влияние угловых смещений катушек на эффективность чрескожной беспроводной передачи энергии при помощи индуктивной связи

### Аннотация

На базе численного моделирования исследовано влияние угловых смещений на параметры беспроводной чрескожной передачи энергии с помощью индуктивной связи. Показано, что при характерной для задачи чрескожной передачи энергии геометрии (расстояние между центрами плоских катушек меньше радиуса катушек, угловые смещения – в диапазоне 0...30 град) угловые смещения могут приводить к повышению передаваемой мощности. Это делает необходимым разработку методов предотвращения передачи избыточной мощности в приемную часть системы беспроводной передачи энергии, для того чтобы избежать перегрева имплантируемых компонентов.

### Введение

Использование носимых аппаратов вспомогательного кровообращения (АВК) является альтернативой трансплантации донорского органа больным с тяжелыми формами сердечной недостаточности [1]-[3]. Для питания АВК применяются внешние аккумуляторные батареи, соединяемые с имплантируемой частью при помощи чрескожных проводов. Это простое и надежное решение, однако крупным его недостатком является возникновение локальных очагов воспаления в месте прохождения проводов через кожу и появление каналов проникновения инфекций в глубь организма пациента. Вероятность развития инфекций при этом достигает 40...45 % и является основной причиной гибели пациентов [4]-[7]. Возможным решением проблемы инфекций является применение систем беспроводной передачи энергии (БПЭ) [8], [9]. Основным используемым методом при этом является индуктивная связь, поскольку альтернативные варианты (использование инфракрасного излучения или ультразвуковых волн) не обеспечивают необходимый уровень мощности тока на принимающей части системы [10].

Одна из проблем применения индуктивной связи для энергообеспечения АВК – низкая стабильность передачи энергии. Смещения передающей и принимающей катушек относительно друг друга, вызванные движениями пациента и послеоперационным отеком в области имплантации, приводят к изменению параметров передачи энергии. При этом существующая теоретическая база для описания индуктивной связи недостаточна для того, чтобы в полной мере описать влияние угловых смещений, что делает актуальным использование численных методов для исследования параметров индуктивной связи в характерной для чрескожной передачи геометрии.

### Материалы и методы

Для расчета взаимной индуктивности двух произвольно ориентированных круговых витков используется формула Неймана

$$M = \frac{\mu_0}{4\pi} \oint \oint \frac{d\vec{l}_1 d\vec{l}_2}{r_{12}}, \quad (1)$$

где  $\mu_0$  – магнитная проницаемость вакуума;  $r_{12}$  – расстояние между элементами витков  $d\vec{l}_1$  и  $d\vec{l}_2$ . Интеграл (1) не может быть получен аналитически; при численном интегрировании методом прямоугольников формула Неймана принимает следующий вид:

$$M = \frac{\mu_0 R_1 R_2}{4\pi} \sum_{n=1}^N \sum_{k=1}^K \frac{\cos(\varphi_k - \varphi_n) \Delta\varphi_1 \Delta\varphi_2}{r_{12}}, \quad (2)$$

где  $R_1, R_2$  – радиусы катушек;  $\Delta\varphi_1 = 2\pi / N$ ,  $\Delta\varphi_2 = 2\pi / K$ ;  $N$  – число отрезков, на которые делится контур передающей катушки;  $K$  – число отрезков, на которые делится контур принимающей катушки.

Расстояние между элементарными участками витков  $r_{12}$  определяется следующей системой уравнений:

$$\begin{cases} r_{12} = \sqrt{(x_k - x_n)^2 + (y_k - y_n)^2 + (z_k - z_n)^2}; \\ x_k - x_n = \rho + R_1 \cos \varphi_k \cos \varphi - R_2 \cos \varphi_n; \\ y_k - y_n = R_1 \sin \varphi_k \cos \varphi - R_2 \sin \varphi_n; \\ z_k - z_n = d + R_1 \cos \varphi_k \sin \varphi, \end{cases} \quad (3)$$

где  $\rho$  – боковое смещение;  $d$  – расстояние между центрами катушками по оси аппликата;  $\varphi$  – величина углового смещения (рис. 1).

Для расчета взаимной индуктивности двух катушек с произвольным числом витков можно использовать следующее выражение:

$$M = \sum_{k=1}^K \sum_{n=1}^N M_{kn}, \quad (4)$$

где  $K$  – число витков первой катушки;  $N$  – число витков второй катушки.

Для сравнения при численном моделировании использовались приближенные формулы для учета влияния угловых смещений [11], [12]: