

УДК 004.043; 004.932.72'1

А.Н. Дымченко, А.И. Оферкин, Н.М. Федотов

## Модифицированный метод деформируемой модели для автоматической сегментации левого предсердия на томографических изображениях

Предложена модификация метода деформируемой модели для создания алгоритма автоматической сегментации левого предсердия и устьев легочных вен на томографических изображениях, основанная на предварительном выборе из атласа прототипа формы. Определены значения среднего отклонения объема камеры левого предсердия, полученного в результате сегментации в автоматическом режиме с использованием модифицированного метода деформируемой модели, по отношению к объему камеры, полученному в результате сегментации этих же данных врачом-экспертом. Показана эффективность использования предложенного метода сегментации.

**Ключевые слова:** сегментация, деформируемая модель, атлас форм, левое предсердие.

**Постановка задачи.** В большинстве случаев форма внутренних органов подобна у каждого человека. Это дает возможность методам машинного зрения, применяемым в медицине, опознать и очертить анатомические объекты на основе априорных знаний об их соответствующих формах. Достигнут существенный прогресс в использовании знаний о форме и размере модели, соответствующей каждому органу, для создания эффективных алгоритмов сегментации внутренних органов [1] на изображениях компьютерной томографии (КТ). Например, метод сегментации, основанный на использовании деформируемой модели, дает очень точные результаты в выделении границ как всего сердца [1–4, 10–12], так и левого предсердия в частности [5]. Основным достоинством метода сегментации, основанного на использовании деформируемой модели, является возможность автоматизации процесса сегментации. Но геометрические формы и физические размеры левого предсердия и в особенности легочных вен для каждого человека уникальны (рис. 1), из-за чего возникает проблема в автоматическом определении контура левого предсердия на изображении. Используя только одну модель-прототип для сегментации, различия в анатомии левого предсердия не могут быть четко выделены, и, таким образом, результат сегментации является неточным. В работе [2] предпринята попытка классификации форм основных стволов правых и левых легочных вен для целей сегментации, но автоматическая сегментация все равно затруднена.

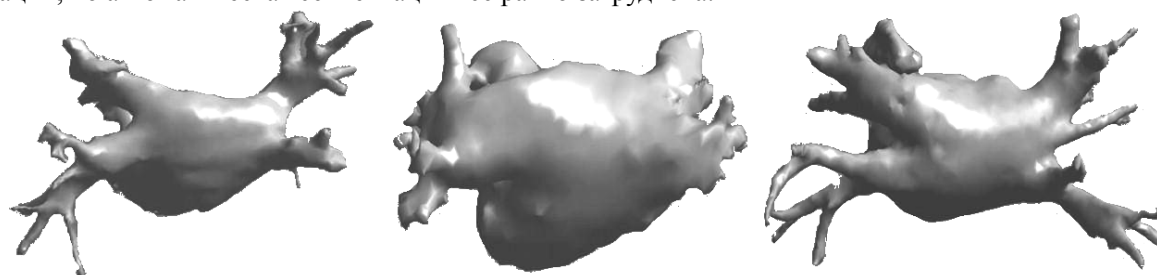


Рис. 1. Изображения геометрических форм левого предсердия и устьев легочных вен

Цель работы заключается в разработке алгоритма и программного модуля компьютерного томографа для автоматической сегментации левого предсердия и устьев легочных вен на томографических изображениях путем модификации метода деформируемой модели.

**Модифицированный метод деформируемой модели для автоматической сегментации томографических изображений.** Модификация метода деформируемой модели заключается в изначальном поиске формы устьев легочных вен левого предсердия (выбор модели-прототипа из атласа форм) для повышения точности сегментации камеры левого предсердия в автоматическом режиме. Атлас форм представляет собой пополняемую базу данных, созданную изначально с помощью врачей-экспертов с использованием разработанного для комплекса «Биоток-ХР» программного обеспечения (рис. 2).

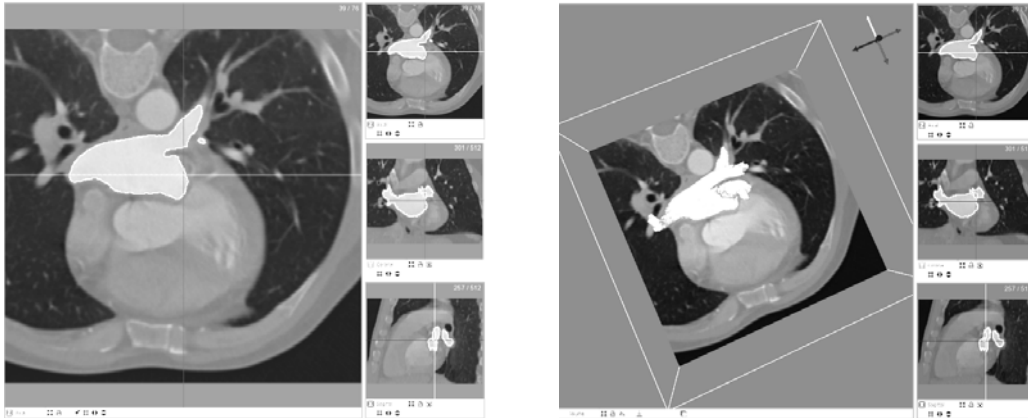


Рис. 2. Интерфейс программы «Left Atrium model-based image segmentation» комплекса «Биоток-ХР» для составления атласа форм. Слева – процедура сегментации, справа – процедура 3D-визуализации и измерения объема

Автоматическая сегментация камеры левого предсердия выполняется в следующие три этапа:

1. Определение начального положения левого предсердия – используется преобразование Хафа для определения примерного положения камеры левого предсердия и адаптации размера модели-прототипа [3, 4, 6, 13, 14]. Для адаптации размера модели-прототипа к изображению выполняются преобразования подобия, мультиаффинные преобразования  $T$  и  $B$ -сплайн интерполяция [5–9].

2. Определение формы устьев легочных вен с использованием метода деформируемой модели. Деформируемая модель представляет собой шаблон некоторой формы, а для оценки состояния модели используется подход с определением величины «энергии» модели [4–7]. Энергия модели  $E(C)$  складывается из внешней энергии  $E_1(C)$  – соответствие конфигурации модели ограничениям на форму объекта (модель-прототип с формой устьев легочных вен) и внутренней энергии  $E_2(C)$  – критерий согласия модели и данных на изображении:

$$E(C) = E_1(C) + E_2(C), \quad (1)$$

$$E_1(C) = \sum_{i=1}^N \frac{((x(i) - \hat{x}(i))^2)}{i=1 2 \cdot \beta^{-1} \cdot \exp(1 - \alpha)}, \quad (2)$$

$$E_2(C) = \sum_{i=1}^V \sum_{j \in N(i)} ((v_i - v_j) - (T|m_i| - T|m_j|))^2, \quad (3)$$

где  $E_1$  – внешняя, а  $E_2$  – внутренняя энергия модели;  $N$  – множество пикселей на изображении;  $x(i)$  – значение пикселя на входном изображении;  $\hat{x}(i)$  – значение пикселя на изображении, соответствующем модели-прототипу;  $\alpha$  – весовой коэффициент, регулирующий эластичность контура формы объекта (выбрано 6,5);  $\beta$  – весовой коэффициент, регулирующий жесткость контура формы объекта (выбрано 4);  $V$  – множество вершин деформируемой модели;  $N(i)$  – множество индексов соседних вершин;  $v_i$  – вершина деформируемой модели;  $m_i$  – вершина модели-прототипа, которая подвергается мультиаффинным преобразованиям.

Процесс адаптации формы деформируемой модели к изображению заключается в минимизации функционала (1) энергии модели  $E(C)$ . Модель меняет свою форму, подстраиваясь под входные данные. В результате из эталонной модели, начальное местоположение которой определено с использованием преобразования Хафа, получаем явное описание границы объекта. Для определения формы устьев легочных вен левого предсердия сначала выполняется классификация формы основных стволов легочных вен с выбором модели-прототипа из набора, для которой проводится сегментация. Модель-прототип, имеющая минимальную суммарную энергию  $E(C)$  функционала (1), используется для выбора подходящей формы из атласа, которая и используется для пациента.

3. Осуществляется сегментация методом деформируемой модели изображений компьютерного томографа пациента с использованием формы из атласа с определенной на предыдущем этапе формой устьев легочных вен. Сегментация с использованием некоторого количества итераций происходит до того момента, пока сетка модели не достигнет стационарного состояния. Сегментация с последовательной классификацией модели-прототипа и выбором наиболее подходящей формы из атласа в несколько раз сокращает длительность процедуры.

**Эффективность алгоритма.** Для проверки алгоритма были проведены исследования форм легочных вен 20 пациентов с использованием изображений КТ, на которых контрастировано левое предсердие. Использовался формат изображений – DICOM, с разрешением 512×512. Размер пикселя 0,625×0,625 мм<sup>2</sup>, а толщина каждого слоя – 1,2 мм. Врачами-экспертами клиник СибГМУ (г. Томск) вручную сегментированы изображения КТ пациентов с контрастированным левым предсердием и классифицировано 14 различных форм левого предсердия и легочных вен для создания атласа форм с возможностью добавления новых. Полученные формы левого предсердия, в части зависимости от количества венозных устьев на левой и правой стороне, в целом совпадают с результатами исследования [2].

В табл. 1 представлены результаты тестирования программы по классификации формы устьев легочных вен левого предсердия 20 пациентов при последовательном автоматическом переборе 14 моделей-прототипов для сегментации с использованием метода деформируемой модели. Каждая созданная форма может затем использоваться в качестве модели-прототипа.

Таблица 1

Результаты определения формы устьев левого предсердия

№ п/п пациента	Заданная форма устьев	Обнаруженная форма устьев	Совпадение формы устьев	Время определения начального положения, с	Общее время сегментации изображения, с
1	1	1	+	21	249
2	4	4	+	23	265
3	3	3	+	23	262
4	7	7	+	19	251
5	7	7	+	20	254
6	6	6	+	21	255
7	5	5	+	20	261
8	2	2	+	22	259
9	1	1	+	19	257
10	2	2	+	22	248
11	3	3	+	23	249
12	7	7	+	21	260
13	6	6	+	20	258
<b>14</b>	<b>2</b>	<b>8</b>	–	<b>15</b>	<b>250</b>
15	5	5	+	19	260
16	5	5	+	19	261
17	7	7	+	22	262
18	1	1	+	23	260
19	3	3	+	21	264
<b>20</b>	<b>4</b>	<b>5</b>	–	<b>16</b>	<b>255</b>

Автоматическая сегментация камеры левого предсердия модифицированным методом деформируемой модели занимает в среднем 257 с, из них в среднем 20,5 с – на определение начального положения. Часть синтезированных по результатам сегментации форм показана на рис. 1. Относительное отклонение  $\sigma$  определялось как отношение объема камеры левого предсердия, полученного в результате сегментации в автоматическом режиме с использованием модифицированного метода деформируемой модели к объему камеры, полученному в результате сегментации этих же данных врачом-экспертом, и вычислялось согласно выражению

$$\sigma = \left| 100 - \frac{V_{\text{авт}}}{V_{\text{ручн}}} \cdot 100 \right| \%, \quad (4)$$

где  $V_{\text{авт}}$  – объем камеры левого предсердия, полученный в автоматическом режиме;  $V_{\text{ручн}}$  – объем камеры левого предсердия, полученный при участии врача-эксперта.

Объем камеры левого предсердия и легочных вен определялся как интегральный объем общего количества пикселей, включенных по результатам сегментации из исходных томографических срезов:

$$Vol = \sum_{i=1}^X \sum_{j=1}^Y \sum_{k=1}^Z p \times \text{Size}_{i,j,k} \cdot p \times \text{Spacing}, \quad (5)$$

где  $Vol$  – объем камеры;  $X, Y, Z$  – соответственно ширина и высота изображения в пикселях и количество срезов;  $p \times \text{Size}$  – физический размер пикселя, мм<sup>2</sup>;  $p \times \text{Spacing}$  – толщина среза, мм.

Среднее значение относительного отклонения  $\sigma$  для сегментации в автоматическом режиме с использованием 14 моделей-прототипов составляет 9,63%. Расчет проводился на компьютере с процессором Intel Core i5 – 3300 МГц; время, затраченное на определение начального положения и на сегментацию, указано в табл. 1.

В табл. 2 представлены сравнительные данные по определению объема камеры левого предсердия с устьями легочных вен, полученные в результате сегментации изображений КТ с помощью модифицированного алгоритма в автоматическом режиме и в результате сегментации врачом-экспертом.

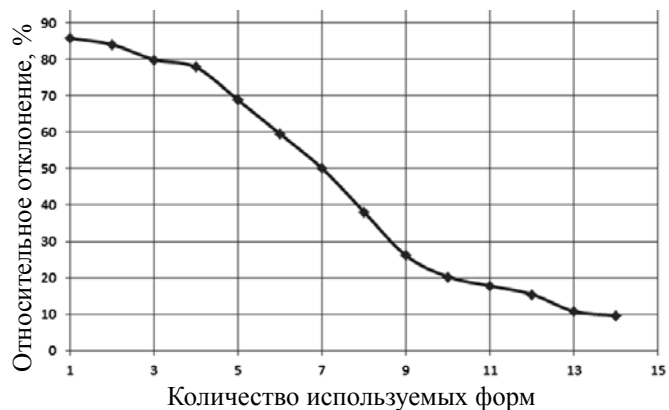
Средние значения относительного отклонения  $\sigma$  для сегментации изображений КТ 20 пациентов в автоматическом режиме с использованием  $n$  моделей-прототипов, где значение  $n$  представлено дискретным рядом от 1 до 14 с шагом, равным 1, изображены на рис. 3.

Рис. 3. Зависимость относительного отклонения  $\sigma$  объема камеры сегментированного левого предсердия и легочных вен от количества используемых форм из атласа

**Отклонение объема камеры левого предсердия**

№ п/п пациента	Объем камеры, сегментированный врачом-экспертом, см <sup>3</sup>	Объем камеры, сегментированный автоматически, см <sup>3</sup>	Относительное отклонение объема $\sigma$ , %
1	148,1	135,7	8,3
2	110,2	120,2	9,1
3	112,3	126,7	12,8
4	147,7	136,8	7,3
5	141,9	127,0	10,5

Таблица 2



**Заключение.** На основе проведенных исследований возможно сделать следующие выводы:

1. При сегментации левого предсердия 20 пациентов с использованием одной модели-прототипа (три устья правых легочных вен и два устья левых легочных вен, которые образуют общий ствол) среднее значение отклонения  $\sigma$  равно 85,83%. При использовании 14 моделей-прототипов с различными строениями левых и правых легочных вен среднее значение отклонения  $\sigma$  резко падает и составляет уже 9,63%.

2. При дальнейшем увеличении количества моделей-прототипов для сегментации изображений КТ среднее значение отклонения  $\sigma$  будет еще меньше, а точность определения контуров левого предсердия в автоматическом режиме проведения сегментации будет повышена за исключением случаев аномально-измененных структур.

3. Предложенный модифицированный метод деформируемой модели может также успешно применяться для сегментации других органов и областей после подготовки соответствующего набора атласов форм. Такие атласы форм можно составлять с помощью разработанного для «Биоток-ХР» программного обеспечения «Left Atrium model-based image segmentation».

Работа выполнена при поддержке РФФИ гранта № 13-08-01343а и грант РФФИ № 13-08-98130-р\_офи.

*Литература*

1. Kainmüller, D. Shape constrained automatic segmentation of the liver based on a heuristic intensity model / D. Kainmüller, T. Lange, H. Lamecker // MICCAI Workshop 3D Segmentation in the Clinic: A Grand Challenge, 2007. – P. 109–116.
2. Variations in pulmonary venous drainage to the left atrium: Implications for radiofrequency ablation / E.M. Marom, J.E. Herndon, Y.H. Kim, H.P. McAdams // Radiology. – 2004. – Vol. 230. – P. 824–829.
3. Prevalence and characterization of pulmonary vein variants in patients with atrial fibrillation determined using 3-dimensional computed tomography / K. Kaseno, H. Tada, K. Koyama et al. // The American Journal of Cardiology. – 2008. – Vol. 101(11). – P. 1638–1642.
4. Automatic model-based segmentation of the heart in CT images / O. Ecabert, J. Peters, H. Schramm et al. // IEEE Transactions on Medical Imaging. – 2008. – Vol. 27(9). – P. 1189–1201.
5. Multi-part Left Atrium Modeling and Segmentation in C-Arm CT Volumes for Atrial Fibrillation Ablation / Y. Zheng, T. Wang, M. John et al. // MICCAI. – 2011. – Vol. 14 (Pt 3). – P. 487–495.

6. Lung extraction, lobe segmentation and hierarchical region assessment for quantitative analysis on high resolution computed tomography images / J.C. Ross, R.S.J. Estepar, A. Diaz et al. // MICCAI. – 2009. – Vol. 12 (Pt 2). – P. 690–698.
7. Ballard D.H. Generalizing the Hough transforms to detect arbitrary shapes // Pattern Recognition. – 1981. – Vol. 13(2). – P. 111–122.
8. Organ segmentation with level sets using local shape and appearance priors / T. Kohlberger, M.G. Uzunbas, C.V. Alvino, et al. // MICCAI. – 2009. – Vol. 12 (Pt 2). – P. 34–42.
9. Image Segmentation Using Deformable Model [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.iacl.ece.jhu.edu/~chenyang/research/pubs/p119b.pdf>, свободный (дата обращения: 11.02.2013).
10. Методы повышения достоверности определения координат в системах локации и визуализации эндокардинальных электродов / Н.М. Федотов, А.А. Шелупанов, С.В. Жарый, А.И. Оферкин // Медицинская техника. – 2007. – № 4. – С. 1–7.
11. Имитационное моделирование и визуализация электрической активности миокарда / Н.М. Федотов, С.В. Жарый, А.А. Шелупанов и др. // Изв. Том. политех. ун-та. – 2009. – Т. 315, № 5. – С. 98–104.
12. Methods for increasing the reliability of coordinate determination by the location and imaging systems of endocardial electrodes / N.M. Fedotov, A.A. Shelupanov, S.V. Zharyi, A.I. Oferkin // Biomedical Engineering. – 2007. – Т. 41, № 4. – С. 145–149.
13. Шелупанов А.А. Бионическая модель оптимального размера генерирующих электродов для информационной технологии внутрисердечной навигации / А.А. Шелупанов, Н.М. Федотов, С.В. Жарый // Научно-технические ведомости Санкт-Петербургского государственного политехнического университета. Информатика. Телекоммуникации. Управление: St. Petersburg State Polytechnical University Journal. Computer Science. Telecommunications and Control Systems. – 2012. – Т. 2, № 145. – С. 96–100.
14. Технология прямого поиска при решении задач прикладной математики / В.А. Архипов, С.С. Бондарчук, И.Г. Боровской, А.А. Шелупанов // Вычислительные технологии. – 1995. – Т. 4, № 10. – С. 19.

---

**Дымченко Артём Николаевич**

Студент 5-го курса, каф. комплексной информационной безопасности электронно-вычислительных систем (КИБЭВС) ТУСУРа  
Тел.: +7-952-882-61-68  
Эл. почта: mailagentrus@gmail.com

**Оферкин Александр Иванович**

Канд. мед. наук, ст. науч. сотр., рук. отд. сердечно-сосудистой хирургии клиник Сибирского государственного медицинского университета, г. Томск  
Тел.: +7-382-2-55-59-91  
Эл. почта: mailagentrus@gmail.com

**Федотов Николай Михайлович**

Канд. техн. наук, зав. лаб. безопасных биомедицинских технологий каф. КИБЭВС ТУСУРа  
Тел.: +7-923-404-99-59  
Эл. почта: n.m.fedotov@gmail.com

Dymchenko A.N., Oferkin A.I., Fedotov N.M.

**A modified method of deformable model left atrium CT image segmentation in auto mode**

In the article we present a modification of the algorithm on the automatic segmentation of CT images using the deformable model based on determining the shape of the original mouth of the pulmonary veins of the left atrium and original form of the definition of the mouths LA pulmonary veins and body. The efficiency of the proposed image segmentation method depends on the number of prototypes models.

**Keywords:** segmentation, deformable model, the atlas forms of the left atrium.