

МОРФОЛОГИЧЕСКИЙ АНАЛИЗ В ЗАДАЧАХ АВТОМАТИЗАЦИИ ОБРАБОТКИ ИЗОБРАЖЕНИЙ КОЛЕННОГО СУСТАВА

А. С. АНТОНОВА¹, А. О. КАЗНАЧЕЕВА²

¹АО „Морион“, 199155, Санкт-Петербург, Россия

²Университет ИТМО, 197101, Санкт-Петербург, Россия

E-mail: a_kazn@mail.ru

Рассмотрена возможность автоматизации процессов медицинской диагностики и количественной оценки анатомических структур путем сегментации магнитно-резонансных (МР) изображений. Проанализированы значения интенсивности МР-сигналов от различных тканей коленного сустава, выявлена слабая зависимость контрастности сигналов от внешних факторов. Реализован алгоритм сегментации хряща и костных структур, основанный на рассчитанной контрастности тканей, включающий пороговую обработку, морфологический анализ, выделение границ методом Канни. Результаты, апробированные на томограммах различной взвешенности (последовательности быстрое спин-эхо, градиент-эхо), могут быть использованы для картирования хряща и 3D-моделирования сустава.

Ключевые слова: анализ изображений, томография, сегментация, морфометрия, коленный сустав, диагностика

В медицинской диагностике измерения линейных размеров и количественная оценка тканей по изображениям используются во всех группах исследований, в том числе при анализе повреждений опорно-двигательного аппарата. Задачей морфометрии при анализе магнитно-резонансных (МР) томограмм суставов является измерение количественных параметров анатомических структур с целью выявления повреждений. Большая группа исследований связана с оценкой толщины хряща, изменение которой может являться признаком остеоартроза на ранней стадии [1, 2]. Существующие программы для количественной оценки в медицине ориентированы на решение частных задач [3, 4], подавляющее большинство из них — на анализ МР-изображений головного мозга. Вместе с тем МР-томография является наилучшим методом для анализа мениска, сегментация которого позволяет количественно оценить его объем, среднюю интенсивность сигнала от него, распределение интенсивности, текстуру, толщину [5, 6]. В открытом доступе нет пакетов программ для автоматической оценки и моделирования суставов, а ручная сегментация большого набора изображений трудоемка. Целью настоящей работы является автоматизации количественной оценки тканей суставов на МР-томограммах для повышения возможностей медицинской диагностики.

Сегментация является одним из наиболее распространенных способов обработки изображений в задачах распознавания образов [7], однако в случае медицинских изображений она очень часто требует точной предобработки [8], делая анализ многоэтапной процедурой. Медицинская диагностика в МР-томографии основана на анализе соотношений интенсивностей сигналов от тканей в различных режимах сканирования (взвешенности изображений), подчеркивающих или подавляющих сигналы от тканей различного типа. Поэтому обработка не должна существенно изменять контрастность и абсолютные значения интенсивности анализируемых сигналов. Яркостные характеристики изображений определяются протоколом исследования, физическими свойствами тканей, оборудованием, возрастом пациента. Увеличение интенсивности сигнала (и смещение пика на гистограмме) может быть следствием не

только повреждения тканей, но и возрастных особенностей. Например, сигнал от мениска у детей младше 15 лет значительно выше, чем у взрослых, и снижается с возрастом и скелетной зрелостью. Напряженность магнитного поля влияет на зашумленность изображений и вероятность появления помех [9], а устранение шума не должно затрагивать пространственное разрешение [10].

При сегментации с использованием гистограммы изображения результат определяется общим диапазоном интенсивностей и расположением пиков, пороги задаются в некотором диапазоне, а не принадлежащие анализируемой ткани пиксели обнуляются:

$$g(x, y) = \begin{cases} 0 & \text{при } f(x, y) < D_1, \\ f(x, y) & \text{при } D_1 \leq f(x, y) \leq D_2, \\ 0 & \text{при } f(x, y) > D_2, \end{cases}$$

где D_1 и D_2 — нижняя и верхняя границы диапазона интенсивности сигнала от анализируемой ткани. Элементы результирующего изображения могут принимать значения 0 и 1 (бинарное изображение) и формируют маску, соответствующую пикселям одной ткани. Недостатки бинаризации устраняют морфологическими методами, в том числе дилатацией (наращивание пикселей по границе объекта и объединением несвязанных элементов), эрозией (устранение по границе объекта слоя заданной толщины, удаление небольших объектов). Эффект определяется числом итераций и алгоритмом обработки.

На предварительном этапе анализировались МР-исследования коленного сустава, выполненные в 9 различных клиниках. Во всех исследованиях срезы были получены в трех ортогональных плоскостях, изображения имели различную взвешенность и диапазоны яркости. Для дальнейшего анализа выбраны взвешенности изображений, присутствующие во всех исследованиях: T1 FSE (высокий сигнал от жира и костей), T2* GRE (высокий сигнал от хряща), PD FSE fat sat с подавлением сигнала от жира (высокий сигнал от жидкости и хряща).

Экспериментальные данные получены на МР-томографе LX EchoSpeed (General Electric) с полем 1,5 Тл с использованием приемопередающей катушки QuadKnee Invivo, обеспечивающей однородную чувствительность в рабочем объеме [11] для 100 здоровых добровольцев старше 18 лет. Каждое исследование включало 7 серий с пространственным разрешением 0,63 мм, общая продолжительность каждого исследования составила 30—35 минут.

Измерения интенсивностей сигналов от хряща, головки кости, мышцы и жира для серий T1 FSE (см. рис. 1, *а*), T2*GRE (*б*) и PD FSE fat sat (*в*), обеспечивающих различную контрастность тканей, выполнялись в пакете *eFilm* 1.8.3 на сагиттальных срезах в центральной локализации. Гистограммы анализируемых изображений различаются по диапазону интенсивности, числу и положению пиков (рис. 2, *а* — T1 FSE, *б* — T2* GRE, *в* — PD FSE), идентификация которых в ряде случаев затруднена. Например, пики, соответствующие хрящу и мышце, на T1 FSE близки по средней интенсивности, а на T2* GRE контрастность большинства тканей мала.

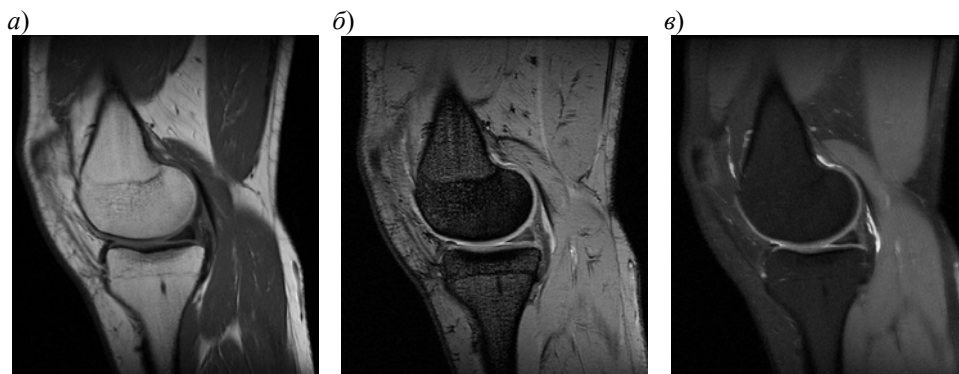


Рис. 1

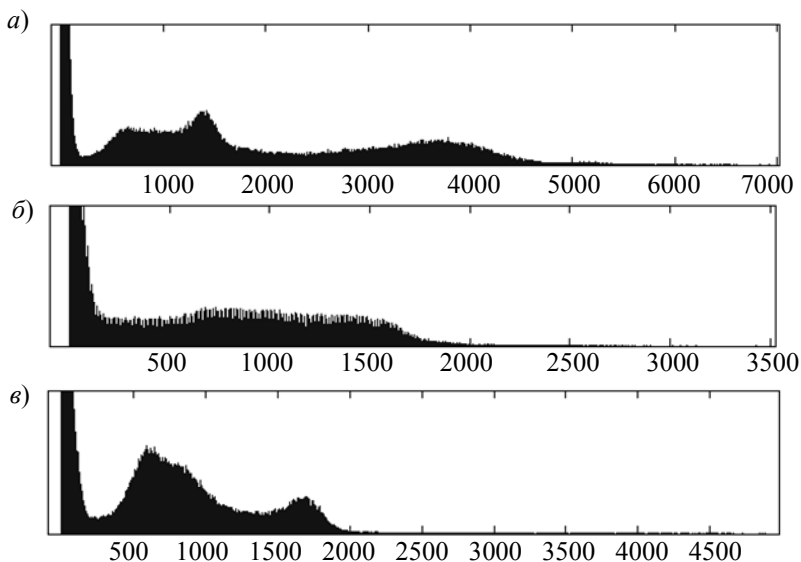


Рис. 2

Распределение измеренных значений интенсивности соответствовало нормальному закону, не имело выраженной зависимости от возраста пациента и позволило рассчитать диапазон интенсивностей для тканей каждого типа. Для полученных выборок рассчитывались математическое ожидание и среднееквадратическое отклонение (табл. 1). Сигнал от хряща максимален на T1 FSE и T2* GRE, однако на T1 FSE его интенсивность S близка к сигналу от мышцы (рис. 3, n — номер пациента; 1 — сигнал от жира, 2 — сигнал от кости, 3 — сигнал от мышцы, 4 — сигнал от хряща), имеющей гораздо большую площадь в плоскости среза, что позволяет устранить полученный объект на маске с помощью морфологических операций.

Таблица 1

Интенсивность сигналов анализируемых тканей

Ткань	Интенсивность сигнала, у.е.		
	T1 FSE	T2*GRE	PD FSE fs
Хрящ	528±44	498±46	373±28
Головка кости	1298±52	142±28	55±12
Мышца	472±35	403±29	194±22
Жир	1743±64	420±33	244±34

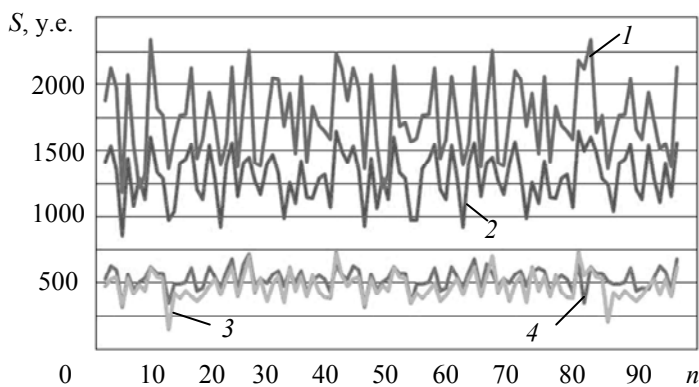


Рис. 3

Повышение эффективности сегментации может быть достигнуто использованием изображений с максимальной контрастностью между анализируемой и окружающей тканями. Расчет контрастности, характеризующей визуальную различимость двух соседних объектов, выполнялся по соотношению:

$$CNR = \frac{S(A) - S(B)}{S(A) + S(B)}$$

где $S(A)$, $S(B)$ — интенсивность сигналов интересующих тканей A и B .

Более высокое значение контрастности позволяет лучше воспринимать различия между исследуемыми областями и повышает точность автоматической сегментации. Экспериментально рассчитанные значения контрастности показывают незначительную вариацию для разных пациентов (табл. 2), тогда как абсолютные значения интенсивности МР-сигналов могут существенно различаться [12].

Таблица 2

Контрастность тканей на МР-томограммах коленного сустава [13]

Ткани	Контрастность, у.е.		
	T1 FSE	T2*GRE	PD FSE fs
Хрящ/головка кости	0,42	0,56	0,74
Хрящ/мышца	0,06	0,11	0,32
Хрящ/жир	0,54	0,08	0,21
Головка кости/мышца	0,47	0,48	0,56

Для сегментации хряща целесообразно использовать изображения типа PD FSE fat sat, поскольку на изображениях других типов контрастность хряща с мышцей низкая, что увеличит ошибку сегментации и потребует дополнительных операций. Полученные значения контрастности используются для нахождения границ объектов. Анализ наиболее распространенных методов нахождения границ на МР-изображениях показывает, что методы Собела и Превитта, Лапласа дают большее число ошибочно найденных границ и разрывов, чем детектор Канни [14].

Для сегментации хряща и костных тканей в среде Matlab7 реализован алгоритм обработки сагиттальных изображений коленного сустава. Предварительная обработка для уменьшения белого шума включала применение фильтра Винера с размером маски 3×3 , не снижающей пространственное разрешение [10]. Сегментация хряща осуществлялась методом бинаризации с двойным ограничением и последующим применением морфологических операций (заполнение областей, наращивание, эрозия, устранение разрывов и др.) с числом итераций не более 5, что связано с малой толщиной хряща (рис. 4, а). Распознавание объектов и устранение ошибок сегментации проводилось на основе метода поиска объектов по площади. Выделение костных структур выполнялось на T1 FSE изображениях с использованием медианного фильтра с маской 5×5 , преобразованием гистограммы и двухпороговой сегментацией, объединенной с методом выделения границ Канни (рис. 4, б). Полученные для хряща маски могут использоваться как для 3D-моделирования его поверхностей, так и для анализа изменения сигнала во всем объеме.

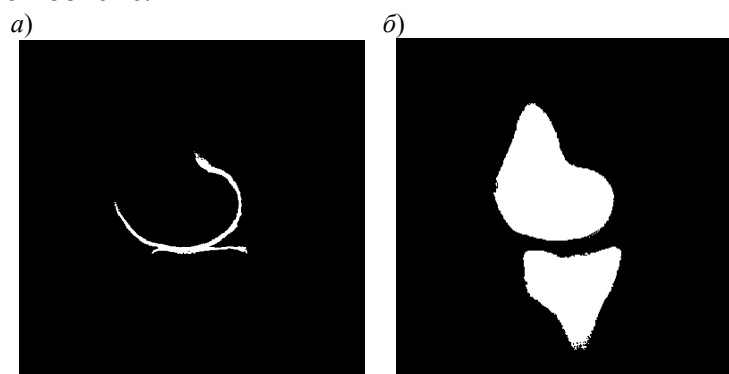


Рис. 4

Количественная оценка результатов выполнялась путем сравнения результатов автоматической и ручной сегментаций изображения [15] по двум критериям: чувствительность и избирательность. Чувствительность SN отражает количество верно сегментированных пикселей объекта:

$$SN = \frac{TP}{TP + FP},$$

где TP — верно определенные принадлежащие объекту пиксели, FP — пиксели, отнесенные к объекту, но не принадлежащие ему.

Избирательность отражает число верно сегментированных пикселей фона:

$$SP = \frac{TN}{TN + FN},$$

где TN — верно найденные не принадлежащие объекту пиксели, FN — не определенные пиксели, которые, согласно эталону, должны принадлежать объекту.

Апробация разработанного алгоритма для 30 исследований показала его чувствительность 84 % для хряща и 98 % — для кости, избирательность составила 98 %. Повышение чувствительности может быть достигнуто увеличением межсрезового пространственного разрешения исходных данных.

Предложенный подход к обработке МР-изображений коленного сустава опирается на экспериментально определенные значения контрастности тканей, он позволяет автоматизировать сегментацию небольших структур вне зависимости от вариаций протокола исследования. Основанный на результатах морфометрии для различных импульсных последовательностей подход является эффективным средством выделения хряща, большеберцовой и бедренной костей, позволяя построить карты изменения интенсивности сигнала для хряща (содержание жидкости в различных участках) [2], измерять толщину различных участков, моделировать анатомические структуры для задач расчета нагрузок на сустав в травматологии и ортопедии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Apprich S., Mamisch T. C., Welsch G. H. et al.* Quantitative T2 mapping of the patella at 3.0 T is sensitive to early cartilage degeneration, but also to loading of the knee // *Europ. J. of Radiology*. 2012. Vol. 81. P. e438-e443. DOI: 10.1016/j.ejrad.2011.03.069
2. *Насникова И. Ю., Морозов С. П., Филистеев П. А.* Магнитно-резонансная томография: методы количественной оценки суставного хряща у больных остеоартрозом // *REJR*. 2011. Т. 1, № 3(3). С. 75—81.
3. *Казанкова О. С., Казначеева А. О.* Возможности программных пакетов сегментации МР-томограмм для количественной оценки тканей // *REJR*. 2012. Т. 2, № 2(6). С. 227—229.
4. *Саенко А. П., Мусалимов В. М., Лерм Ш., Линц Г.* Применение методов машинного обучения для обнаружения бактерий в продуктах питания // *Научно-технический вестник информационных технологий, механики и оптики*. 2014. № 1 (89). С. 93—98.
5. *Jaremko J. L., Cheng R. W. T., Lambert R. G. W. et al.* Reliability of an efficient MRI-based method for estimation of knee cartilage volume using surface registration // *Osteoarthritis and Cartilage*. 2006. Vol. 14. P. 914—922. DOI: 10.1016/j.joca.2006.03.004
6. *Swanson M. S., Prescott J. W., Best T. M. et al.* Semi-automated segmentation to assess the lateral meniscus in normal and osteoarthritic knees // *Osteoarthritis and Cartilage*. 2010. Vol. 18, N 3. P. 344—353. DOI: 10.1016/j.joca.2009.10.004
7. *Гонсалес Р., Вудс Р.* Цифровая обработка изображений. М.: Техносфера, 2006. 1072 с.
8. *Сизиков В. С.* Обратные прикладные задачи и MatLab. СПб: Лань, 2011.
9. *Казначеева А. О.* Возможности и ограничения высокопольной магнитно-резонансной томографии (1,5 и 3 Тесла) // *Лучевая диагностика и терапия*. 2010. № 4. С. 83—87.
10. *Казначеева А. О.* Разработка методов и средств шумоподавления в томографии: Дис. ... канд. техн. наук. СПб, 2006. 167 с.
11. *Матвеева А. В. и др.* Анализ востребованности специализированных РЧ-катушек в МРТ // *REJR*. 2015. Т. 5, № S2. С. 318—319.

12. Антонова А. С., Казначеева А. О., Шостак Д. М. Сегментация изображений суставов на основе количественной оценки интенсивностей МР-сигналов // REJR. 2014. Т. 3, № S2. С. 425—426.
13. Антонова А. С. Сегментация магнитно-резонансных томограмм коленного сустава // Альманах современной науки и образования. 2014. № 10(88). С. 18—21.
14. 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.
15. Захаров А. В., Кольцов П. П., Котович Н. В. и др. Критерии оценки качества сегментации изображений // НИИСИ РАН. 2012. Т. 2, № 2. С. 87—99.

Сведения об авторах

- Анна Станиславовна Антонова** — АО „Морион“; технолог
Анна Олеговна Казначеева — канд. техн. наук; Университет ИТМО; кафедра мехатроники;
E-mail: a_kazn@mail.ru

Поступила в редакцию
21.11.17 г.

Ссылка для цитирования: Антонова А. С., Казначеева А. О. Морфологический анализ в задачах автоматизации обработки изображений коленного сустава // Изв. вузов. Приборостроение. 2018. Т. 61, № 2. С. 186—191.

**MORPHOLOGICAL ANALYSIS
IN THE PROBLEMS OF AUTOMATION OF THE KNEE JOINT IMAGE PROCESSING****A. S. Antonova¹, A. O. Kaznacheeva²**¹*Morion Ltd., 199155, St. Petersburg, Russia*²*ITMO University, 197101, St. Petersburg, Russia**E-mail: a_kazn@mail.ru*

The possibility of automation of the processes of medical diagnostics and quantitative evaluation of anatomical structures by segmentation of magnetic resonance (MR) images is considered. The values of intensity of MR signals from various tissues of the knee joint are analyzed, weak dependence of contrast of signals on external factors is revealed. The algorithm for the segmentation of cartilage and bone structures based on the calculated contrast of tissues is implemented, including threshold processing, morphological analysis, and the delineation of borders by the Canny method. The results are approved by tomograms of different weights (sequences of rapid spin echo, gradient-echo), and can be used for cartilage mapping and 3D joint modeling.

Keywords: image analysis, tomography, segmentation, morphometry, knee joint, diagnostics

Data on authors

- Anna S. Antonova** — Morion Ltd.; technologist
Anna O. Kaznacheeva — PhD; ITMO University, Department of Mechatronics;
E-mail: a_kazn@mail.ru

For citation: Antonova A. S., Kaznacheeva A. O. Morphological analysis in the problems of automation of the knee joint image processing. *Journal of Instrument Engineering*. 2018. Vol. 61, N 2. P. 186—191 (in Russian).

DOI: 10.17586/0021-3454-2018-61-2-186-191