

2. Vorontsov I. M., Shapovalov V. V., Sherstyuk Ju. yM. *Zdorove. Opyt razrabotki i obosnovanie primeneniya avtomatizirovannykh sistem dlya monitoringa i skriniruyushchey diagnostiki narusheniy zdorovya* [Health. Experience in development and rationale for the use of automated systems for monitoring and diagnosis of the health of screening], Saint-Petersburg, OOO "IPK "Kosta" Publ., 2006. 432 p.
3. Kobrinskiy B. A., Shapovalov V. V., Sherstyuk Ju. M. Kompleksy AKDO-DISPAN dlya skringinga, analiza i prognoza sostoyaniya zdorovya detskogo naseleniya [Complexes AKDO-DISPAN for screening, analysis and forecast of the state of children's health]. *Vrach i informacionnye tehnologii* [Doctor and information technology], 2006, no. 1, pp. 21–25.
4. Kobrinskiy B. yA. Monitoring sostoyaniya zdorovya detey Rossi na osnove primeneniya kompyuternykh tekhnologiy [Computerized monitoring of child health in Russia]. *Vestnik Roszdravnadzora* [Transactions of the Roszdravnadzor], 2010, no. 1, pp. 16–20.
5. Kuchma V. R., Sukhareva L. M., Rapoport I. K., Gorelova Zh. Ju. *Monitoring sostoyaniya zdorovya obuchayushchikhsya, vospitannikov i zabolevaemosti, svyazannoy s alimentarnymi faktorami, v protsesse realizatsii eksperimentalnykh proektov po sovershenstvovaniyu organizatsii pitaniya obuchayushchikhsya v obshcheobrazovatelnykh uchrezhdeniyakh (Metodicheskie ukazaniya)* [Health monitoring of pupils, students and morbidity associated with nutritional factors in the implementation of pilot projects to improve the catering students in educational institutions (Guidelines)], Moscow, RAMS, State Scientific Center of Children's Health, Research Institute of hygiene and health of children and adolescents, non-commercial partnership "Federation of Restaurateurs and Hoteliers" Publ. House, 2008. 71 p.
6. Lyadov M. A., Frolov S. V. Sistema obrabotki dannykh medicinskih osmotrov i fizicheskoy podgotovlennosti shkol'nikov na osnove reljacionnoy modeli [Data processing system of medical examination and physical qualification of schoolchildren based on relational model]. *Informatsionno-izmeritelnye i upravlyayushchie sistemy* [Information-measuring and Control Systems], 2012, no. 7, pp. 55–62.
7. Frolov S. V., Lyadov M. A., Kozlova A. Yu. Rezultaty regionalnogo monitoringa sostoyaniya zdorovya shkol'nikov [Results of the regional monitoring of schoolchildren's health]. *Rossiyskiy vestnik perinatologii i pediatrii* [Russian Bulletin of Perinatology and Pediatrics], 2013, vol. 58, no. 2, pp. 80–84.
8. Frolov S. V., Lyadov M. A., Komarova I. A., Ostapenko O. A. Sovremennye tendentsii razvitiya meditsinskikh informatsionnykh sistem monitoringa [Modern Trends in Medical Information Systems for Monitoring]. *Voprosy sovremennoy nauki i praktiki. Universitet im. V. I. Vernadskogo* [Journal "Problems of Contemporary Science and Practice" Vernadsky University], 2013, no. 2 (46), pp. 66–75.
9. Becker A. E., Roberts A. L., Perloe A. B., Asenaca R., Lauren K., Gilman S. E., Striegel-Moore R. H. Youth health-risk behavior assessment in Fiji: The reliability of Global School-based Student Health Survey content adapted for ethnic Fijian girls. *Ethnicity & Health*, 2010, vol. 15 (2), pp. 181–197.
10. Craig E., Jackson C., Han D., et al. *Monitoring the Health of New Zealand Children and Young People: Indicator Handbook*, Auckland, Paediatric Society of New Zealand & New Zealand Child and Youth Epidemiology Service Publ. House.
11. Schlack R., Hölling H., Bärbel-Maria Kurth Dr. *KiGGS – Kinder- und Jugendgesundheitsstudie Welle 1. Projektbeschreibung*, Berlin, Robert Koch-Institut Publ. House, 2011.

АВТОМАТИЧЕСКОЕ ВЫДЕЛЕНИЕ ОБЛАСТИ ОСТРОГО ИШЕМИЧЕСКОГО ИНСУЛЬТА НА МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЯХ

Статья поступила редакцию 02.12.2014, в окончательном варианте 17.12.2014.

Дмитриев Геннадий Андреевич, доктор технических наук, профессор, Заслуженный деятель науки РФ, Тверской государственный технический университет 170026, Российская Федерация, г. Тверь, ул. Афанасия Никитина, 22, e-mail: dmitrievtstu@mail.ru

Кирсанова Анна Владиславна, кандидат технических наук, доцент, Тверской государственный технический университет 170026, Российская Федерация, Тверь, ул. Афанасия Никитина, 22, e-mail: kirsanova_av@mail.ru

Аль-бахели Васел Ахмед Ахмед, аспирант, Тверской государственный технический университет 170026, Российская Федерация, г. Тверь, ул. Афанасия Никитина, 22, e-mail: wasel2800@mail.ru

В статье представлен алгоритм автоматического поиска зоны ишемического инсульта на магнитно-резонансных томограммах. При поиске зоны интереса используется комбинация томограмм головного мозга разной взвешенности, а именно T1 и Flair. После определения координат границ и

выделения области патологического сигнала на изображении, полученном путем вычитания изображений T1 и Flair, эти координаты автоматически переносятся на диффузионно-взвешенные изображения типа b-1000, полученные у того же пациента с тем же изоцентром координат. Далее определяется яркость выделенной области на диффузионно-взвешенном изображении. Если значение яркости больше определенного порогового значения, то делается вывод о том, что данная патологическая область является острым ишемическим инсультом. Если же яркость ниже порогового значения, то считается что область не является острым ишемическим инсультом.

Ключевые слова: автоматическая сегментация, распознавание магнитно-резонансных изображений, автоматизация диагностики ишемического инсульта, системы поддержки принятия решений, пороговые методы обработки изображений, морфологические методы обработки изображений

AUTOMATIC DETECTION OF ACUTE STROKE ZONE ON MRI

Dmitriev Gennadiy A., D.Sc. (Engineering), Professor, Honored Scientist of Russia, Tver State Technical University, 22 Afanasiy Nikitin St., Tver, 170026, Russian Federation, e-mail: dmitriev-tstu@mail.ru

Kirsanova Anna V., Ph.D. (Engineering), Associate Professor, Tver State Technical University, 22 Afanasiy Nikitin St., Tver, 170026, Russian Federation, e-mail: kirsanova_av@mail.ru

Al-Bakheli Vassel Akhmed Akhmed, postgraduate student, Tver State Technical University, 22 Afanasiy Nikitin St., Tver, 170026, Russian Federation, e-mail: kirsanova_av@mail.ru

The article presents an algorithm for the automatic detection of the acute stroke zone on the MRI. To searching for a zone of interest used a combination of the tomograms of the brain of various types. After determining the coordinates and boundaries of the pathological signal field on the image obtained by subtracting images T1 and Flair, these coordinates are automatically transferred to the diffusion-weighted images of type b-1000, obtained from the same patient with the same isocenter coordinates. Next, calculated the brightness of the selected area on the diffusion-weighted images. If the brightness value more than a certain threshold value, it is concluded that the abnormal region is an acute ischemic stroke. If the brightness is below a threshold value, it is said from the fact that the region is not an acute ischemic stroke

Keywords: Automatic segmentation, automatic diagnostics of the acute stroke, MRI recognition, decision support systems, threshold methods of image processing, morphological image processing techniques

В настоящее время активно развивающейся отраслью является программное обеспечение для обработки и анализа медицинских диагностических изображений [14]. Такое программное обеспечение, как правило, узко специализировано [6–9]. Его состав может быть опциональным при покупке аппаратных средств – например, для лучевой диагностики. В области обработки магнитно-резонансных (МР) изображений существует несколько алгоритмов (способов), использующихся как для выделения областей патологического сигнала, так и для составления анатомических карт [6]. Все применяемые подходы отличаются сложностью алгоритмов; зависимостью от строения головы, а также от напряженности магнитного поля [13]. Многие проблемы возникают из-за того, что разработчики алгоритмов рассматривают только одно изображение в отрыве от всей остальной имеющейся информации. Как следствие диагностические решения могут быть неточными или даже неверными.

Таким образом, актуальной становится разработка программного обеспечения, в основе которого лежат простые алгоритмы, по своей структуре напоминающие мышление врача и максимально использующие всю имеющуюся на различных видах изображений информацию. Поэтому целью данной работы является разработка программного обеспечения для выделения области патологического сигнала на магнитно-резонансных томограммах и распознавания по яркостным характеристикам этой области наличия острого инсульта [12, 13, 15].

Объединение информации с нескольких изображений. Врач для выявления на изображениях области с патологией пользуется несколькими типами томограмм различной взвешенности: T1, T2, Flair и Diffusion [10,11]. Поэтому при создании компьютеризированной системы для распознавания патологии, также целесообразно учитывать информацию с разных видов изображений которая, подобно врачу распознает патологию, [10]. Новизна описываемых далее алгоритмических решений и программного обеспечения, определяется использованием метода визуального анализа, основанного на сравнении изображений, полученных при разных вариантах МРТ. Программное обеспечение, реализующее один из возможных алгоритмов такого рода, было создано авторами в системе Matlab.

Если рассмотреть типичный ишемический инсульт на томограммах двух взвешенностей (T1 и FLAIR) полученных применением различных импульсных последовательностей (с использованием инвертирующего импульса для томограмм FLAIR и без него для томограмм T1), то можно увидеть, что на изображении Flair область инсульта имеет высокий сигнал (большую яркость участка изображения) по сравнению с веществом головного мозга. На изображении T1, напротив – низкий сигнал (рис.1) [16].

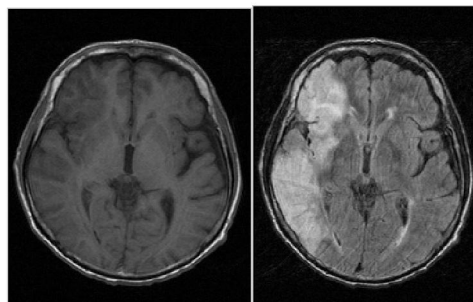


Рис.1. Область ишемического инсульта на T1 и Flair взвешенных магнитно-резонансных томограммах

Теперь рассмотрим подробнее основные анатомические структуры, которые имеются на типичных МРТ изображениях головного мозга. Их можно разделить на несколько классов.

1 класс – спинномозговая жидкость. Она имеет сигнал низкой интенсивности на T1 и Flair изображениях.

2 класс – мягкие ткани головы. Они, как и патология на изображениях Flair имеют сигнал высокой интенсивности. Из-за этого при распознавании патологий на основе только Flair томограмм возникают трудности в разделении тканей головы и области патологии мозга.

3 класс – вещество головного мозга. На изображениях Flair и T1 оно имеет сигнал средней интенсивности.

4 класс – область инсульта. Она имеет сигнал высокой интенсивности на Flair изображениях и сигнал низкой интенсивности на T1 изображениях (при условии, что инсульт ишемический, без геморрагии).

5 класс – костные ткани. Как на Flair, так и на T1 изображениях они имеют одинаковый сигнал. У надкостницы он низкой интенсивности, а у внутренних структур черепа его яркость варьируется в широких пределах.

Поэтому основываясь на характеристиках томограмм Flair и T1 головного мозга можно сделать вывод, что при вычитании изображения T1 из изображения Flair области на изображениях с одинаковым по яркости сигналом «исчезнут» или станут еле видимыми.

Этими областями будут следующие объекты.

Структуры класса 1 – спинномозговая жидкость (области желудочков), структуры класса 2 – мягкие ткани головы, структуры класса 5 – костные ткани. Возможно, частично останутся видны структуры вещества мозга (класс 3).

Структуры же патологического очага на Flair и T1 имеют разный сигнал и станут хорошо видимыми на результирующем (разностном) изображении.

Изображение головного мозга в формате, соответствующем протоколу DICOM, представляет собой матрицу. Ее размерность зависит от индивидуальных настроек аппарата, но как правило, она одинаковая для изображений Flair и T1 (256*192 пикселей). Исходя из этого можно выполнить операцию вычитания двух изображений, как вычитание двух матриц [13], в элементах которых содержатся значения яркостей оптических изображений для соответствующих им пикселей.

Разностью матриц $[A] = (a_{ij})_{i=1...I; j=1...J}$ (рис.2.а) и $[B] = (b_{ij})_{i=1...I; j=1...J}$ (рис.2.б)

одинаковых размеров называется матрица $[C] = (c_{ij})_{i=1...I; j=1...J}$ тех же размеров, элементы которой вычисляются по формуле:

$$c_{ij} = a_{ij} - b_{ij}$$

Или в иной записи

$$[C] = [A] - [B]$$

Подставив изображение Flair в последнюю формулу, в качестве $[A]$, а изображение T1 в качестве $[B]$, получим изображение $[C]$, которое и покажет разницу между этими двумя изображениями (Рис.2.в).

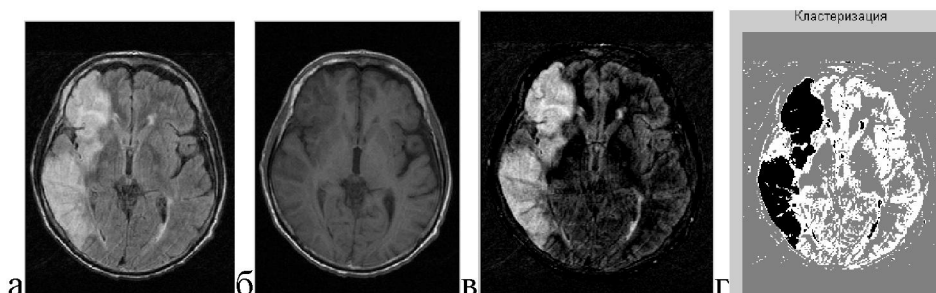


Рис.2. Результат вычитания и результат кластеризации

Как видно на рисунке 2, область патологии имеет значительно отличающуюся яркость по сравнению с остальными тканями. Такую операцию лучше реализовывать программно, а не за счет «мысленного» сравнения изображений врачом.

Далее можно применить к результирующему изображению один из методов сегментации, например, метод к-средних и выделить область патологического сигнала [3,4,5]. На рисунке 2.г представлен результат кластеризации, в котором все пиксели изображения, относящиеся к области инсульта выделены в отдельный класс. Количество кластеров равно пяти, в соответствии с количеством основных структур, описанных выше.

Такое выделение позволяет найти четкие границы патологического очага, с высокой точностью рассчитать его размеры.

Определение размеров патологии врачами производится путем вычисления максимального размера по вертикали и горизонтали на изображениях (рис.3). При этом контур области с патологией указывается врачом на экране МРТ-установки обычно вручную – пу-

тем задания «опорных точек», которые программа соединяет прямыми линиями. Для более «гладкой» формы контура могут использоваться подходы на основе сплайн-аппроксимаций.

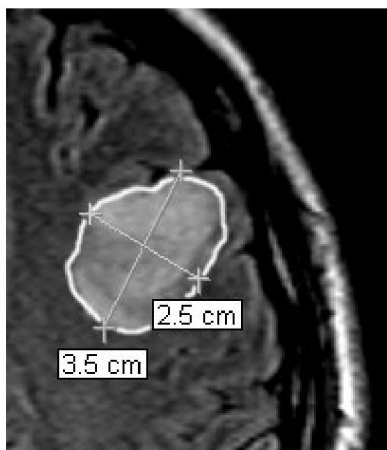


Рис. 3. Определение размеров патологии

Для объективной оценки величины патологии, а также для выбора снимка с ее максимальным размером вычисляется площадь патологии с помощью функции Matlab - regionprops.

Врач измеряет размер патологической области, как показано на рисунке 3 в двух перпендикулярных или близких к перпендикулярным осях. Аналогом такого измерения является функция Matlab – regionprops с параметрами 'MajorAxisLength' и 'MinorAxisLength'.

'MajorAxisLength' - скаляр; длина (в пикселях) большой оси эллипса (рис.4), который имеет то же направление, что и рассматриваемая область.

'MinorAxisLength' - скаляр; длина (в пикселях) меньшей оси эллипса (рис. 4), который имеет тот же направление, что и рассматриваемая область.



Рис.4. Оси и ориентация эллипса, сопоставляемого области с патологией

Перенос выделенной области на диффузионно-взвешенные изображения для определения остроты инсульта. Следующим шагом после выделения зоны патологического очага является перенос данной области с Flair томограмм на диффузионно-взвешенные томограммы b-1000 (на них острый инсульт имеет максимальную яркость) - для определения остроты выявленного инсульта.

Файл, хранящий одно изображение в стандарте, соответствующем протоколу DICOM, является сложной структурой данных, включающей в себя не только непосредственно изображение, но и сопутствующую информацию, такую как данные об оборудовании; параметры срезов; координаты срезов относительно изоцентра и другие. В Matlab чтение

информации из файла формата DICOM реализовано с помощью функции `Dicominfo`. Представим серию изображений в системе трех координат: X и Y - ширина и высота изображения, а Z - положение изображения в серии, относительно изоцентра. Координата Z находится с помощью функции `Dicominfo`. Таким образом, для каждого среза можно вычислить его смещение относительно изоцентра. По координате Z можно определить, какой срез диффузно-взвешенных томограмм располагается ближе к заданному срезу на Flair-томограмме и перенести на него обведенную (выделенную контуром) патологию, используя маску.

Затем необходимо определить ее яркость выделенной области и провести сравнение с эмпирически вычисленным значением (средним значением яркости нормальной ткани головного мозга), равным n . Если яркость выше, то мы столкнулись с острым ишемическим инсультом. Если ниже, то это может быть другое заболевание, а также инсульт, но уже не в острой стадии.

Алгоритм вышеописанного процесса представлен на рисунке 5.

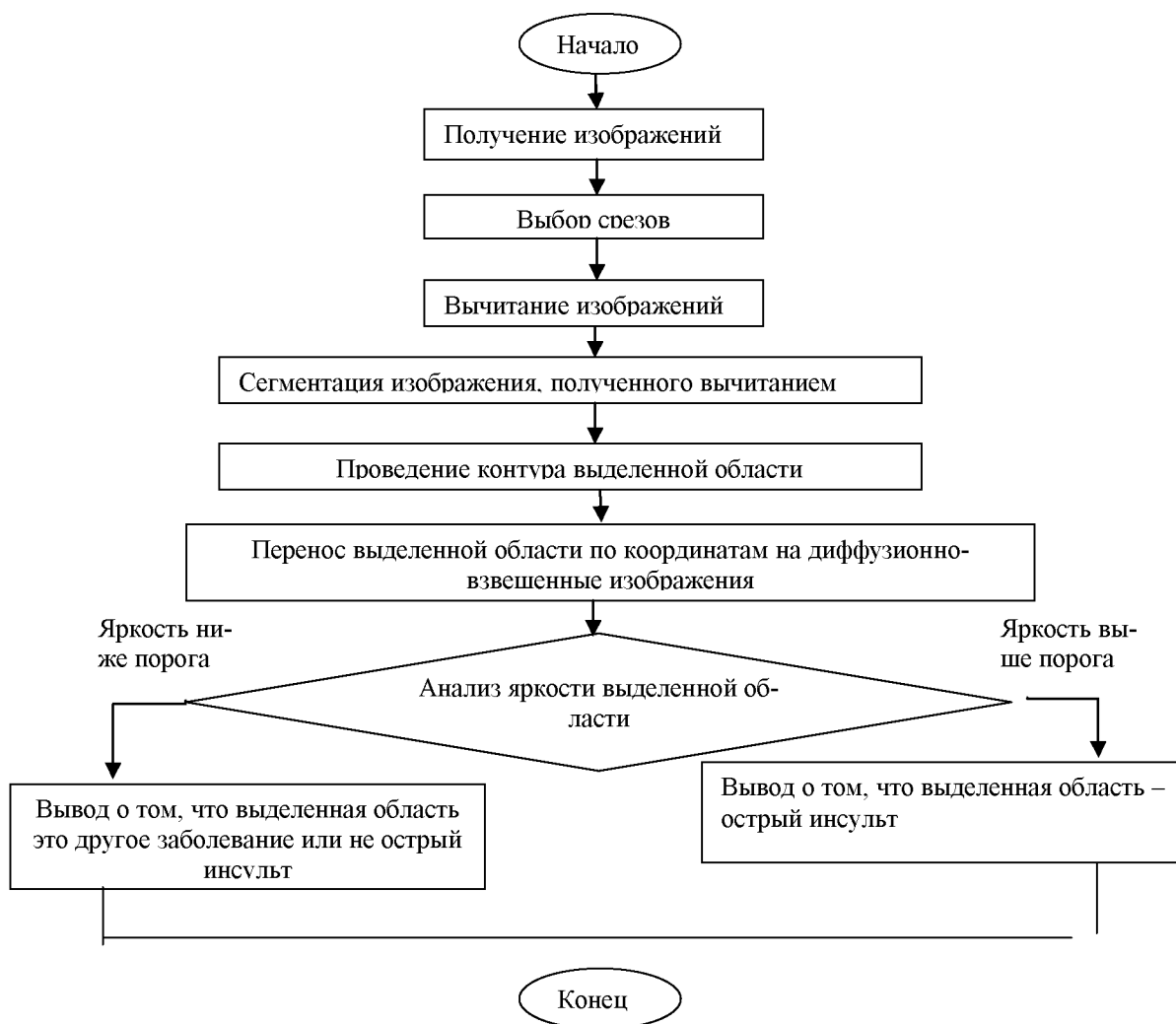


Рис.5. Алгоритм распознавания острого ишемического инсульта

Для обведения выделенного участка пикселей на изображении используется функция Matlab - EDGE вида:

$$BW = edge(I, 'canny', thresh),$$

где I – исходное изображение, $thresh$ – пороговое значение, которое имеет вид двухэлементного вектора, первое значение которого нижний порог яркости, а второе – верхний, 'canny' – Метод Кенни находит границы выделяемой области с помощью поиска локального максимума градиента исходного изображения.

Отметим, что в общем случае на изображениях может выделяться не одна область, а несколько (или в иной терминологии «многосвязная» область).

Описанная методика была опробована авторами на 20 взрослых пациентах. У 12 из них наблюдался (по результатам диагностики врачом на основе томограмм) острый ишемический инсульт, у 3 – ишемический инсульт не в острой фазе, а у 5 были диагностированы другие заболевания головного мозга. Точность выделения границ патологической области на магнитно-резонансных изображениях оценивалась визуально и ее максимальная погрешность составила 1–1,5 мм. Такая погрешность возникает при размытых и нечетких контурах патологического очага. Как правило, размеры ишемического инсульта варьируют от нескольких миллиметров до нескольких сантиметров.

Возможно, это связано с неточностью при переносе выделенной области на другие изображения.

По распознаванию острого ишемического инсульта с использованием описанных в статье алгоритмов и программных средств были получены следующие результаты: у 13 пациентов был распознан острый ишемический инсульт; у остальных пациентов было выявлено отсутствие острого ишемического инсульта. Из указанных выше 13 пациентов три случая острого ишемического инсульта были классифицированы ошибочно (ложноположительное выделение или ошибка первого рода) – табл. 1 и табл. 2.

Таблица 1

Сравнение фактического разбиения и разбиения алгоритмом

	Фактическое разбиение	Разбиение алгоритмом
Острый инсульт	12	13
Другие заболевания	8	7

Таблица 2

Данные, ошибочно классифицированные алгоритмом

	Количество данных, ошибочно классифицированных алгоритмом
Острый инсульт	3
Другие заболевания	0

$$\sigma_{\text{классиф.}} = \sum(v_{io}) / \sum(v_i),$$

где $\sum(v_{io})$ – сумма ошибочно классифицированных значений, $\sum(v_i)$ – сумма всех значений.

При вычислении долей ошибок первого и второго рода, значениям v_{io} присваиваются ложноположительные и ложноотрицательные значения соответственно, а значению v_i – общее количество наблюдений отнесенных к острому ишемическому инсульту и к другим заболеваниям соответственно.

Таким образом, общая ошибка классификации с использованием предложенного алгоритмического решения составила 15 %; ошибка первого рода – 25 %; ошибка второго рода – 8 %.

По мнению врачей-радиологов, которые консультировали авторов, предложенный авторами алгоритм и реализующие его программные средства, обладают достаточно высокой точностью выделения на МРТ-изображениях границ ишемического инсульта.

Список литературы

1. Антонова А. С. Оценка интенсивностей МР-сигналов для задач морфометрии суставов / А. С. Антонова // Российский электронный журнал лучевой диагностики. – 2013. – Т. 3, № 2. – С. 306–307.
2. Вичевская Ю. А. Структурный анализ изображений на основе использования функции информативности / Ю. А. Вичевская, А. И. Мурынов // Альманах современной науки и образования. – 2010. – № 4. – С. 53–55.
3. Дюк В. DataMining // В. Дюк, А. Самойленко. – Санкт-Петербург : Питер, 2001. – 368 с.
4. Искусственный интеллект: в 3-х кн. / под ред. Д. А. Половинкина. – Москва : Радио и связь, 1990. – Кн. 2. Модели и методы : Справочник. – 304 с.
5. Казанкова О. С. Возможности программных пакетов сегментации МР-томограмм для количественной оценки тканей / О. С. Казанкова, А. О. Казначеева // Российский электронный журнал лучевой диагностики. – 2012. – Т. 2, № 2 (6). – С. 227–229.
6. Казначеева А. О. Возможности и ограничения высокопольной магнитно-резонансной томографии (1,5 и 3 Тесла) / А. О. Казначеева // Лучевая диагностика и терапия. – 2010. – № 4. – С. 83–87.
7. Коновалов А. Н. Магнитно-резонансная томография в нейрохирургии / А. Н. Коновалов, В. Н. Корниенко, И. Н. Пронин. – Москва : Видар, 1997. – 472 с.
8. Корниенко В. Н. Нейрорадиология состояние и перспективы / В. Н. Корниенко // Вопросы нейрохирургии имени Н. Н. Бурденко. – 1996. – № 1. – С. 3–9.
9. Ларичев М. И. Интеллектуальные системы диагностики / М. И. Ларичев // Сб. трудов Междунар. конф. по искусственному интеллекту. – Пушкино : КИИ-98, 1998.
10. Марусина М. Я. Современные виды томографии : учебное пособие / М. Я. Марусина, А. О. Казначеева. – Санкт-Петербург : СПбГУ ИТМО, 2006. – 152 с.
11. Нейрорадиология / под ред. Т. Н. Трофимовой. – Санкт-Петербург : Издательский дом «СПб МА-ЛЮ», 2005. – 228 с.
12. Loh P. S. Apparent diffusion coefficient thresholds do not predict the response to acute stroke thrombolysis / P. S. Loh, K. S. Butcher, M. W. Parsons, L. MacGregor, P. M. Desmond, B. M. Tress, S. M. Davis // Stroke. – 2005ю – Vol. 36. – P. 2626–2631.
13. Morse B. S. Lecture Segmentation / B. S. Morse. – Brigham Young University, 2000.
14. Naumov L. B. Main problems of modern medicine in diagnostics and learning. Ways to optimal solution / L. B. Naumov // Anatol. Journ. Cardiol. – Sept. 2001. – Vol. 1. – P. 166–178.
15. Sezgin M. Survey over Image Thresholding techniques and quantitative performance evaluation / M. Sezgin, B. Sankur // Journal of Electronic Imaging. – 2004. – Vol. 13 (1). – P. 146–165.
16. Sobesky J. Does the mismatch match the penumbra? Magnetic resonance imaging and positron emission tomography in early ischemic stroke / J. Sobesky, O. Zaro Weber, F. G. Lehnhardt, V. Hesselmann, M. Neveling, A. Jacobs, W. D. Heiss // Stroke. – 2005. – Vol. 36. – P. 980–985.

References

1. Antonova A. S. Otsenka intensivnostey MR-signalov dlya zadach morfometrii sustavov [Estimate the intensity of MR signals for problems morphometry joints]. *Rossiyskiy elektronnyy zhurnal luchevoj diagnostiki* [Russian elecTronic Journal of Radiation Diagnosis], 2013, vol. 3, no. 2, pp. 306–307.
2. Vichevskaya Yu. A., Murynov A. I. Strukturnyy analiz izobrazheniy na osnove ispolzovaniya funktsii informativnosti [Structural analysis of images based on the use of function informativeness]. *Almanakh sovremennoy nauki i obrazovaniya* [Almanac of Modern Science and Education], 2010, no. 4, pp. 53–55.
3. Dyuk V., Samoylenko A. *DataMining*, Saint-Petersburg, Piter Publ., 2001. 368 p.
4. Polovinkin D. A. (ed.) *Iskusstvennyy intellekt* [Artificial Intelligence], Moscow, Radio i svyaz Publ., 1990, book 2. Models and methods: A Handbook. 304 p.
5. Kazankova O. S., Kaznacheeva A. O. Vozmozhnosti programmykh paketov segmentatsii MR-tomogramm dlya kolichestvennoy otsenki tkaney [Features of software packages segmentation of MR tomograms to quantify tissue]. *Rossiyskiy elektronnyy zhurnal luchevoj diagnostiki* [Russian elecTronic Journal of Radiation Diagnosis], 2012, vol. 2, no. 2 (6), pp. 227–229.
6. Kaznacheeva A. O. Vozmozhnosti i ogranicheniya vysokopolnoy magnitno-rezonansnoy tomografii (1,5 i 3 Tesla) [Possibilities and limitations of high field magnetic resonance imaging (1.5 and 3 Tesla)]. *Luchevaya diagnostika i terapiya* [Beam Diagnostics and Therapy], 2010, no. 4, pp. 83–87.
7. Konovalov A. N., Kornienko V. N., Pronin I. N. *Magnitno-rezonansnaya tomografiya v neyrokhirurgii* [Magnetic resonance imaging in neurosurgery], Moscow, Vidar Publ., 1997. 472 p.

8. Kornienko V. N. Neyroradiologiya sostoyanie i perspektivy [Neuroradiology state and prospects]. *Voprosy neyrokhirurgii imeni N.N. Burdenko* [Questions of Neurosurgery NNBurdenko], 1996, no. 1, pp. 3–9.
9. Larichev M. I. Intellektualnye sistemy diagnostiki [Intelligent Diagnostic System]. *Sb. trudov Mezhdunar. konf. po iskusstvennomu intellektu* [Proceedings of the International Conerence on Artificial Intelligence], Pushchino, KII-98 Publ., 1998.
10. Marusina M. Ya., Kaznacheeva A. O. *Sovremennye vidy tomografii* [Modern types of imaging], Saint-Petersburg, Saint Petersburg National Research University of Information Technologies, Mechanics and Optics Publ. House, 2006. 152 p.
11. Trofimova T. N. (ed.) *Neyroradiologiya* [Neuroradiology], Saint-Petersburg, SPb MALOm Publ. House, 2005. 228 p.
12. Loh P. S., Butcher K. S., Parsons M. W., MacGregor L., Desmond P. M., Tress B. M., Davis S. M. Apparent diffusion coefficient thresholds do not predict the response to acute stroke thrombolysis. *Stroke*, 2005, vol. 36, 2626–2631.
13. Morse B. S. *Lecture Segmentation*, Brigham Young University Publ., 2000.
14. Naumov L. B. Main problems of modern medicine in diagnostics and learning. Ways to optimal solution. *Anatol. Journ. Cardiol.*, Sept. 2001, vol. 1, pp. 166–178.
15. Sezgin M., Sankur B. Survey over Image Thresholding techniques and quantitative performance evaluation. *Journal of Electronic Imaging*, 2004, vol. 13 (1), pp. 146–165.
16. Sobesky J., Zaro Weber O. Lehnhardt F.G., Hesselmann V., Neveling M., Jacobs A., Heiss W.D. Does the mismatch match the penumbra? Magnetic resonance imaging andpositron emission tomography in early ischemic stroke. *Stroke*, 2005, vol. 36, pp. 980–985.