

Автоматизированный метод сегментации опухоли головного мозга на МРТ-изображениях

Аннотация

Представлен метод сегментации опухоли на МРТ-изображениях головного мозга на основе разработанного алгоритма автоматизации процедуры определения порогов сегментации и оконтуривания. Для тестирования сформированы две базы данных реальных МРТ-изображений головного мозга, описанных радиологами. В качестве критериев оценки качества полученных результатов сегментации использовались известные критерии: коэффициент Дайса, индекс Жаккара, чувствительность и специфичность. Анализ результатов применения разработанного алгоритма к решению задачи сегментации опухоли головного мозга на МРТ-изображениях показал уровни чувствительности и специфичности от 89 до 99 %, что свидетельствует о высокой эффективности оценки местоположения и границ области патологии мозга.

Постановка задачи

В настоящее время для визуализации анатомических структур человеческого организма широко используется магнитно-резонансная томография (МРТ), позволяющая получить детальное изображение различных тканей организма [1]. Она является общепризнанным методом обнаружения различных патологий, в том числе опухолей головного мозга (ОГМ).

При анализе МРТ-изображений для диагностики наличия патологических изменений головного мозга требуется высокая точность. Особенности человеческого зрения зачастую не позволяют визуализировать наличие тех или иных изменений. Для повышения четкости визуализации границ опухоли и ее структуры в МРТ применяется контрастирование (режим T1+Contrast), что способствует ее обнаружению на более ранней стадии развития за счет накопления контраста внутри опухоли.

Анализ полученных МРТ-изображений, как правило, проводится радиологами вручную и включает в себя поиск и распознавание объектов интереса, нахождение границ (оконтуривание) и определение размеров опухоли. Это является трудоемкой и сложной задачей, требующей высокого профессионализма.

Во многих случаях технология сегментации определяет результат анализа изображения в целом, так как измерения характеристик объектов изображения и другие этапы его обработки основываются на том, что получено в результате выполнения этой процедуры. Данная проблема определяет актуальность задачи совершенствования методов обработки МРТ-изображений и необходимость разработки вспомогательных инструментальных средств анализа, позволяющих повысить точность сегментации (выделения) области патологии путем автоматизации данного процесса.

Анализ литературы показывает, что среди множества методов сегментации патологических изменений в головном мозге наиболее часто используются следующие: пороговый, наращивания областей, выделения границ, атласов и кластеризации [1]-[4].

Исходя из того, что пороговые методы относятся к часто используемым в задачах сегментации изображений, в рассматриваемой работе предлагается развитие этих методов для анализа МРТ-изображений на основе автоматизации процедур определения порога сегментации и последующего оконтуривания области опухолевых образований с целью устранения зависимости результатов от выбора порога и повышения эффективности обнаружения патологических изменений в головном мозге.

Материалы и методы

В качестве исходных данных для исследования и тестирования предложенного алгоритма были использованы две базы данных МРТ-изображений аксиального и сагиттального сре-

зов, полученных с использованием режима T1+Contrast в процессе диагностических исследований пациентов специализированных клинических учреждений:

- 1) 12 изображений, полученных во Владимире с помощью томографа «Philips Intera» с индукцией магнитного поля 1,5 Тл;
- 2) 44 изображения, полученные в Эр-Рияде, Саудовская Аравия, с помощью томографа «GE Signa» с индукцией магнитного поля 1,5 Тл.

С целью устранения зависимости результатов сегментации от выбора величины порога разработан алгоритм автоматизации определения его на основе гистограммы яркости изображения. При этом автоматически определяются максимальное и минимальное значения порога яркости, в пределах которого предполагается нахождение искомой опухоли. Далее, на основе автоматически выбранных порогов яркости, осуществляется процедура бинаризации изображения. Полученное бинарное изображение отображает не только искомую зону (опухоль), но и ряд других объектов, не относящихся к новообразованию, которые устраняются, чтобы получить более точную локализацию опухоли.

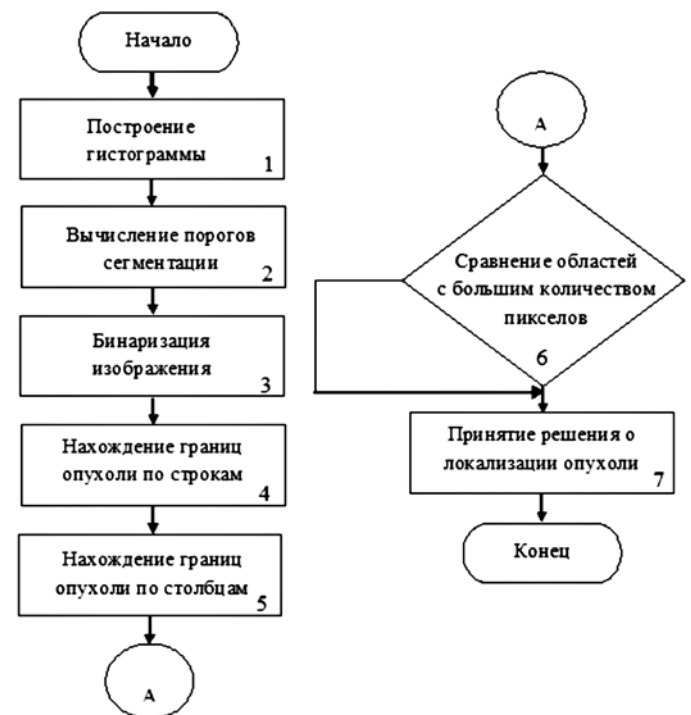


Рис. 1. Схема алгоритма предложенного метода

Исходя из предположения, что опухолевая область характеризуется максимальной яркостью по строкам и столбцам, для нахождения ее точных границ рассчитывается среднее значение пикселей с максимальной яркостью по строкам и столбцам. Структурная схема предлагаемого алгоритма автоматизации сегментации представлена на *рис. 1*.

Реализация предложенного алгоритма автоматизации процедуры сегментации разбивается на два этапа.

На первом этапе осуществляется автоматизация выбора порогов сегментации, которая заключается в построении гистограммы яркости изображения (*рис. 1*, блок 1) и нахождении на этой гистограмме точек, соответствующих максимальному и минимальному значениям интенсивности яркости, в пределах которых находится область опухоли (*рис. 1*, блок 2).

На *рис. 2* показаны этапы процедуры сегментации ОГМ на МРТ-изображении головного мозга аксиального среза. На исходном изображении (*рис. 2а*) показана область, которую необходимо сегментировать.

На *рис. 2б* представлены: исходное изображение (а); обработанная гистограмма изображения с отмеченными кругами значениями интенсивности яркости, в пределах которой находится опухоль (б); бинарное изображение с интенсивностью яркости между верхним и нижним пределами порога яркости (в); распределение пикселей с максимальной яркостью по строкам (г); распределение пикселей с максимальной яркостью по столбцам (д); результат сегментации ОГМ на исходном изображении (е). На *рис. 2б* (гистограмма изображения) по оси x отложены значения интенсивности яркости, по оси y – количество пикселей. Здесь точками a , b , c , d отмечены значения интенсивностей яркости фона изображения (a) и серого вещества (b), а также нижний (c) и верхний (d) пределы порога яркости. На *рис. 2б* точка a (первая мода) характеризует значе-

ние интенсивности яркости, равное нулю, что соответствует фону изображения с черным цветом. Вторая мода (*рис. 2б*) соответствует точке b с максимальным количеством пикселей, характеризует серое вещество и представляет собой опорную точку. Минимальное значение яркости опухолевой области справа от второй моды определяет границу перехода интенсивности яркости от низкой (серое вещество) к более высокой, характеризующей возможную границу начала опухоли. Точки c и d (*рис. 2б*) характеризуют нижний и верхний пределы порога яркости на изображении. Итогом первого этапа обработки (*рис. 1*, блок 3) является бинарное изображение (*рис. 2в*). Это изображение характеризуется только пикселями с интенсивностью яркости между верхним (точка d) и нижним (точка c) пределами порога яркости.

Второй этап заключается в определении точных границ опухоли и ее пространственной локализации в соответствии с разработанным алгоритмом, предназначенным для нахождения границ опухоли по горизонтали и вертикали. Для этого рассчитывается среднее значение пикселей с максимальной яркостью в каждой строке (*рис. 1*, блок 4) и столбце (*рис. 1*, блок 5) матрицы изображения. Как правило, область локализации опухоли головного мозга отличается максимальной яркостью. Как видно из *рис. 2г, д*, распределения количества пикселей по строкам и столбцам области локализации опухоли также имеют наибольшие значения пикселей с максимальной яркостью. По осям x и y на *рис. 2г* отложено соответственно среднее значение пикселей с максимальной яркостью и номер строки, а на *рис. 2д* по оси x – номер столбца, по оси y – среднее значение пикселей с максимальной яркостью. Представленные на этих *рисунках* графики иллюстрируют начало и конец опухолевой области по строкам (по горизонтали) и по столбцам (по вертикали). В данном случае видно, что область

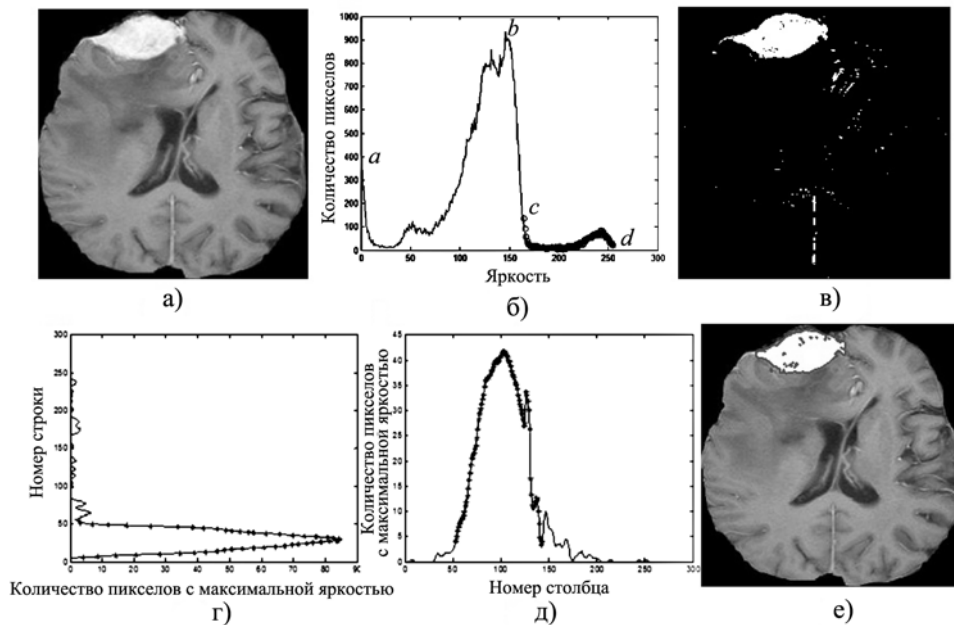


Рис. 2. Этапы сегментации ОГМ на МРТ-изображении головного мозга

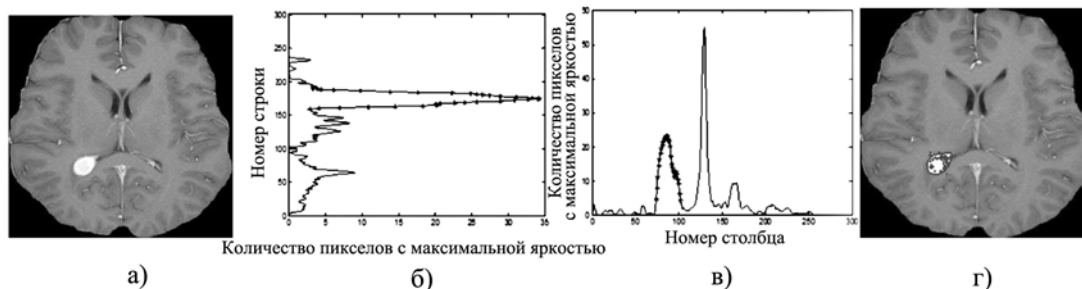


Рис. 3. Пример изображения опухоли и сосуда с высокой интенсивностью яркости

опухоль локализована между строками № 5 и 50 и столбцами № 54 и 150. Таким образом устанавливаются границы опухоли по горизонтали и вертикали, после чего всем точкам, находящимся за пределами опухоли, присваивается нулевое значение яркости. Результат данного этапа реализации алгоритма показан на *рис. 2е*.

Известно, что на МРТ-изображениях существуют ситуации, когда введенный контраст всасывается и сосудами. Это приводит к тому, что сосуд на изображении так же, как и опухоль, имеет более высокую интенсивность яркости по сравнению с другими тканями (*рис. 3а*). В результате в процессе сегментации опухолевой области сегментируется и кровеносный сосуд, что иллюстрируется на графиках распределения пикселей по строкам и столбцам (*рис. 3б, в*).

На *рис. 3* представлены: исходное изображение (а); распределение пикселей с максимальной яркостью по строкам (б); распределение пикселей с максимальной яркостью по столбцам (в); исходное изображение с результатом сегментации опухоли (г). Причем на *рис. 3б* по осям x и y отложены среднее значение пикселей с максимальной яркостью и номер строки соответственно, а на *рис. 3в* по оси x – номер столбца и по оси y – среднее значение пикселей с максимальной яркостью.

Для исключения ошибки сегментации области опухоли вместе с сосудом проводится сравнение всех областей с наибольшим распределением количества пикселей с максимальной интенсивностью яркости и выбирается область с большим количеством пикселей (*рис. 1*, блок б), поскольку опухоль, как правило, характеризуется большим количеством пикселей, чем сосуд.

Результаты

Для оценки и анализа эффективности разработанного алгоритма автоматизации процедуры сегментации используется эталон, или «золотой стандарт» [5], который представляет собой решение задачи сегментации опытным врачом (экспертом) с использованием системы MATLAB.

В качестве меры близости полученных результатов сегментации (выявления) ОГМ с результатами «золотого стандарта» использовались общепризнанные критерии: индекс Жаккара (Jaccard index) J_{ind} , коэффициент Дайса (Dice score) D , чувстви-

тельность $Sens$ и специфичность $Spec$ [5], [6]. Краткая характеристика используемых критериев приведена в [6].

В *табл. 1* приведены полученные значения (M – среднее, Δ – диапазон изменения) указанных критериев оценки эффективности применения описанного алгоритма к решению задачи сегментации (опухоль на реальных МРТ-изображениях головного мозга (базы данных: 1 – Владимир, Россия, и 2 – Эр-Рияд, Саудовская Аравия). Анализ приведенных данных свидетельствует о достаточно высокой эффективности предложенного алгоритма автоматизации процедуры сегментации опухоли головного мозга на примере как первой, так и второй баз данных (БД).

Для большей наглядности полученных результатов на *рис. 4* представлены диаграммы размаха (box plot) коэффициента Дайса, индекса Жаккара, чувствительности и специфичности для первой и второй БД.

Анализ представленных диаграмм размаха (*рис. 4*) показывает, что значения всех четырех критериев практически полностью сгруппировались в диапазонах Δ , приведенных в *табл. 1*, что иллюстрирует хорошее сходство с «золотым стандартом» на изображениях с высокой и низкой интенсивностью яркости. При этом нижняя граница значений всех критериев превышает 0,7. Важно отметить, что медианное значение всех критериев оценки эффективности предложенного метода сегментации находится в верхней четверти. Значком «+» помечены значения критериев, вышедшие за пределы их основного диапазона. Как видно, их количество незначительно.

Заключение

Предложенный метод сегментации позволяет автоматизировать процесс выявления области патологии, проведения ее качественного и количественного анализа (локализация, измерение точных размера и объема), повысить диагностическую значимость МРТ-изображения для врача и, как следствие, эффективность последующего лечения.

Результаты проведенных исследований показали достаточно высокую эффективность предложенного модифицированного автоматизированного порогового метода сегментации, о чем свидетельствуют уровни чувствительности и специфичности от 89 до 99 %.

Таблица 1

Расчетные средние значения критериев оценки эффективности предложенного алгоритма сегментации

| БД | D | | J_{ind} | | $Sens$ | | $Spec$ | |
|----|------|-------------|-----------|-------------|--------|-------------|--------|----------|
| | M | Δ | M | Δ | M | Δ | M | Δ |
| 1 | 0,93 | 0,84...0,96 | 0,87 | 0,73...0,92 | 0,89 | 0,84...0,92 | 0,99 | 0,99...1 |
| 2 | 0,91 | 0,84...0,96 | 0,84 | 0,71...0,93 | 0,90 | 0,81...0,98 | 0,99 | 0,98...1 |

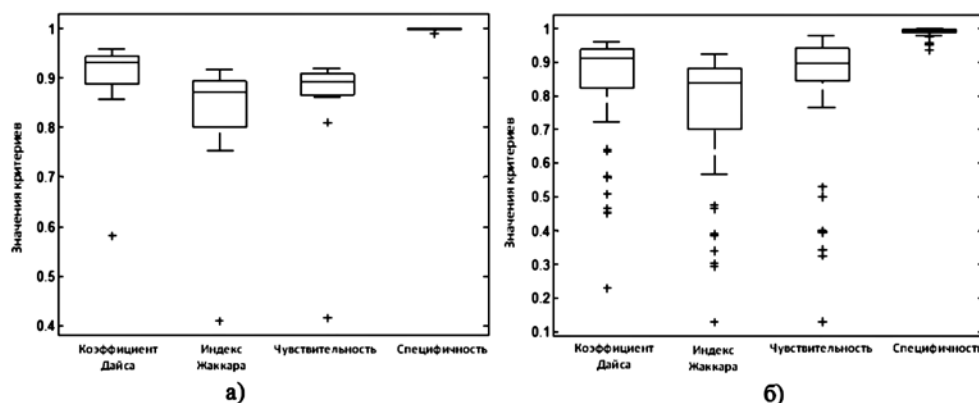


Рис. 4. Диаграмма размаха значений критериев для первой (а) и второй (б) баз данных. По оси x отмечены критерии: коэффициент Дайса, индекс Жаккара, чувствительность и специфичность; по оси y – их значения

Список литературы:

1. Jin L., Min L., Jianxin W., Fangxiang W., Tianming L., Yi P. A Survey of MRI-Based Brain Tumor Segmentation Methods // Tsinghua Science and Technology. 2014. № 6. Vol. 19. PP. 578-595.
2. Гонсалес Р.С., Вуд Р.Э. Цифровая обработка изображений. – М.: Техносфера, 2005. С. 1072.
3. Anan M., Ali J., Tehseen F. An Efficient Brain Tumor Detection Algorithm Using Watershed & Thresholding Based Segmentation // I. J. Image, Graphics and Signal Processing. 2012. № 10. PP. 34-39.
4. Абдулракеб А.Р., Сушкова Л.Т., Лозовская Н.А. Обзор методов сегментации опухолей на МРТ-изображениях головного мозга // Прикаспийский журнал: управление и высокие технологии. 2015. № 1. С. 192-208.
5. Bjoern M., Andras J., Stefan B., Jayashree K.C., Keyvan F. et al. The Multimodal Brain Tumor Image Segmentation Benchmark (BRATS) / IEEE Transactions on Medical Imaging, Institute of Electrical and Electronics Engineers. 2014. P. 33.
6. Abdulraqueb A.R., Sushkova L.T., Abounassif M.M., Parameaswari P.J., Muteb M.M. Significance of Segmentation Methods in Assessing Brain Tumor Magnetic Resonance Images / Russian-German Conference on Biomedical Engineering. 2016. PP. 62-65.

Атеф Рохан Абдулсамия Абдулракеб,
аспирант,
Валид Ахмед Аль-Хайдри,
аспирант,
Людмила Тихоновна Сушкова,
д-р техн. наук, профессор,
зав. кафедрой «Биомедицинские
и электронные средства и технологии»,
Владимирский государственный университет
им. А.Г. и Н.Г. Столетовых,
г. Владимир,
Мазен Мохаммед Абунасиф,
врач-консультант диагностической радиологии,
Партасарати Жаджанатан Парамисуари,
канд. наук, биостатистик,
Мутеб Абдулазиз Мутеб,
канд. наук, директор исследовательского центра,
Медицинский городок
им. Короля Сауда,
Министерство здравоохранения,
г. Эр-Рияд, Королевство Саудовской Аравии,
e-mail: atef_alsanawy@mail.ru

С.Х. Али, Х.М. Али, Ю.Г. Аляев, С.В. Белов, Н.А. Григорьев, Ю.К. Данилейко,
С.М. Нефедов, В.В. Осико, В.А. Салюк, В.А. Сидоров

Гидродинамическое удаление почечных конкрементов при чрескожной нефролитотрипсии

Аннотация

Представлены результаты экспериментального исследования эффекта захвата и удержания фрагментов внутривидеоуретеральных камней при чрескожной нефролитотрипсии ирригационным потоком жидкости, и рассмотрена математическая модель для объяснения этого физического явления. Математическое моделирование и проведенные экспериментальные исследования позволили сформулировать требования к устройствам, обеспечивающим возможность увеличения силы захвата и удержания конкремента камня с одновременным снижением внутривидеоуретерального давления, создаваемого потоком ирригационной жидкости.

Введение

Мочекаменная болезнь (МКБ) – одно из наиболее распространенных урологических заболеваний. Высокая распространенность МКБ в популяции, достигающая показателей не менее 5 % населения индустриально развитых стран, в течение многих десятилетий стимулирует поиск эффективных механизмов метафилактики, совершенствование диагностических методов, развитие новых технологий оперативного лечения [1], [2]. Частота уролитиаза в таких странах, как США, Италия, Германия, Испания, Япония, за последние 20 лет удвоилась [3]. Таким образом, становится очевидной тенденция прогрессивного роста распространенности МКБ, которая, с учетом социально-экономической значимости проблемы, требует развития новых высокоэффективных малоинвазивных методов ее лечения. В настоящее время в большинстве индустриально развитых стран доля открытых оперативных вмешательств по поводу МКБ сведена к минимуму и составляет не более 1,5 %. В России аналогичный показатель находится на уровне 2...3 % [4]. При этом эндоскопические операции позволяют с минимальными повреждениями тканей избавить больного от камней почек и сократить период реабилитации. Наиболее эффективным и малотравматичным способом эндоскопического удаления фрагментов почечных конкрементов после процедуры литотрипсии является пассивная гидродинамическая эвакуация фрагментов почечных конкрементов потоком ирригаци-

онной жидкости без использования корзин или щипцов [5]. Одновременно ирригация позволяет «расправить» стенки почки, формируя пространство для манипуляции, контролировать видимость в процессе операции. Сила захвата и удержания конкремента, обеспечивающая надежное выведение его из полости почки, зависит от скорости потока ирригационной жидкости. В используемых устройствах эндоскопического удаления конкрементов изменение скорости потока приводит к изменению внутривидеоуретерального давления. При этом слишком высокое внутривидеоуретеральное давление ирригационной жидкости может приводить к нежелательному лоханочно-почечному рефлюксу, который возникает при давлении в лоханке выше 100 см вод. ст. [5]. Обычно в клинической практике величину давления стараются не увеличивать более 60 см вод. ст.

Целью рассматриваемой работы является поиск и обоснование способа увеличения силы захвата и удержания фрагментов почечных конкрементов в стандартной модели их чрескожного удаления из полости почки потоком ирригационной жидкости при одновременном снижении избыточного внутривидеоуретерального давления до величин 4...6 см вод. ст., близких к характерному внутривидеоуретеральному давлению.

Экспериментальные исследования

В стандартной модели чрескожного удаления фрагментов внутривидеоуретеральных конкрементов потоком ирригационной жидкости удаление осуществляют следующим образом. В полость