

9. Головкова С.И., Кавторова В.П., Мяжкова М.Г., Рюдигер Ю., Шевченко В.Н. О различных комбинациях элементов «синей» и «зеленой» систем в рентгенографии / Материалы I Евразийского конгресса по медицинской физике и инженерии // Медицинская физика. 2001. № 11. С. 2001-2002.
10. ГОСТ 27048-86 Экраны усиливающие медицинские. Основные параметры, общие технические требования и методы испытаний.
11. ГОСТ ISO 9236-1-2011 Сенситометрия систем экран/пленка для медицинской рентгенографии. Часть 1. Определение формы характеристической кривой, чувствительности и среднего градиента.

Светлана Ивановна Головкова,
ст. научный сотрудник,
Юрген Рюдигер,
канд. физ.-мат. наук, зав. лабораторией,
лаборатория приемников
рентгеновского излучения,
ФГБУ «РНЦРР» Минздрава России,
г. Москва,
e-mail: gj_rudiger@mail.ru

В.А. Рябых

Метод автоматизированной сегментации изображений коры головного мозга по данным магнитно-резонансной томограммы

Аннотация

Кратко рассмотрена проблема дифференциации определенных заболеваний головного мозга, проявляющихся в виде незначительного изменения толщины серого вещества головного мозга. Изучены способы дифференциации, и представлен алгоритм, позволяющий точно выделять кору мозга на томограммах и оценивать изменения ее толщины.

Одним из основных методов диагностики, позволяющим оценить морфометрические изменения коры головного мозга, является магнитно-резонансная томография. В настоящий момент в медицинской практике довольно часто встречаются пациенты, имеющие двигательные либо интеллектуальные расстройства. Большинство из них страдают эпилепсией. Наиболее распространенной патологией у больных эпилепсией является гетеротопия серого вещества [1]. Она представляет собой скопление клеток серого вещества в необычных для них местах, связанное с задержкой радиальной миграции нейронов. Данные аномалии можно диагностировать с помощью магнитно-резонансной томографии.

Для диагностики подобных аномалий очень важно иметь на получаемых изображениях высокую контрастность между серым и белым веществом головного мозга. Ключевым фактором в определении патологии является точное измерение толщины коры головного мозга. Проводится морфометрическая оценка геометрических размеров гиппокампов и сравнивается с оценками контрольной группы пациентов, не имеющих симптомов данного заболевания, с помощью специально разработанного программного обеспечения, основанного на сегментации структур головного мозга [2].

Для подобной диагностики были разработаны специальные методики, позволяющие оценить толщину коры и ее объем. Многие ученые работают над вопросами сегментации тканей головного мозга [1], [3]-[6]. Для этого используются различные программные пакеты, такие как FSL, SPM, FreeSurfer и др. [7], [8]. Они позволяют получать высокие коэффициенты чувствительности и избирательности, однако данные параметры возможно улучшить путем создания высококонтрастной импульсной последовательности. Данную задачу можно решить благодаря модернизации импульсной последовательности SPGR. Выбранная последовательность применяется для визуализации сосудов, соответственно имеет высокую контрастность между ликвором и тканями. Программу можно адаптировать для исследования серого вещества путем подбора оптимальных параметров для получения максимальной контрастности между серым и белым веществом. Описанная модификация позволит повысить точность сегментации в вышеуказанных пакетах, и, следовательно, измерение толщины коры головного мозга будет произведено с меньшей погрешностью.

Существуют две разновидности сегментации – автоматическая и интерактивная сегментация [9].

Автоматическая сегментация не требует взаимодействия с пользователем и заключается в следующем:

- разделение областей изображения с известными свойствами;
- разбиение изображения на однородные области.

Между данными задачами существует большое различие. В первом случае задача сегментации состоит в поиске определенных областей, о которых имеется точная информация, такая как форма областей, цвет, либо областей, представляющих собой изображения уже известного объекта.

Во втором случае не используется никакая информация о свойствах областей, а на саму сегментацию накладываются определенные условия, например: все области должны быть однородны по структуре и по цвету.

Морфометрия является одним из наиболее распространенных способов дифференцирования заболеваний. Задачей данного метода диагностики является измерение количественных характеристик анатомических структур.

Магнитно-резонансная морфометрия является важным инструментом в диагностике неврологических заболеваний. Например, при болезни Паркинсона с помощью сегментации представляется возможным произвести оценку геометрических размеров отдельных структур головного мозга [10]. Данный метод изучения серого вещества головного мозга помогает точно соотнести клинические симптомы с выявленными аномалиями, позволяя получить в задачах оценки атрофии коры чувствительность 93,8 %. Комбинация морфометрического и обычного анализа позволяет оценивать степень развития атрофии [11].

Диагностика и мониторинг рассеянного склероза, несмотря на высокую чувствительность T2-взвешенных изображений к выявлению гиперинтенсивных сигналов в белом веществе, не позволяют оценить статус заболевания. Гиперинтенсивный сигнал дает отложение железа в хвостом ядре, коре головного мозга и подкорковых структурах, базальных ганглиях и таламусе. Оценка количества очагов и изменения их площади позволяет проанализировать степень атрофии мозга и течение заболевания [12].

Разделяют 3 различных метода сегментации:

- 1) структурный;
- 2) стохастический;
- 3) смешанный.

В ходе данной работы будет использоваться граничный тип

сегментации, относящийся к структурным методам. Данный тип используется при обнаружении линий или поверхностей пересечения областей с разными интенсивностями. Структурные методы работают в два этапа. На первом этапе путем дифференцирования находят все локальные границы, на втором – данные границы группируются вместе для составления граничного контура. Этот тип метода отлично работает с изображениями, на которых есть высокий контраст между различными объектами. Минусом же данного метода является его восприимчивость к шуму, а также сложно найти корреляцию между интересующей областью и полученными границами, так как выделяются все границы на изображении.

Методы и материалы исследования

В качестве исходных данных были использованы томограммы головного мозга в формате DICOM. Томограммы получены на МР-томографе «Signa 1,5 Тл» («General Electric»). Исследования проводились с использованием стандартных протоколов, документированных в стандартных операционных процедурах. Для регистрации сигнала была использована приемопередающая катушка для исследований головного мозга типа «птичья клетка».

Для решения задач работы анализировались МР-томограммы головного мозга здоровых подростков в возрасте от 16 до 18 лет. Для каждого испытуемого было создано 11 срезов головного мозга. Срезы располагались в аксиальной плоскости, параллельно линии, проведенной от колена до валика мозолистого тела. Исследовалась область от турецкого седла до конвекситальных отделов теменных долей головного мозга. Серое вещество было наиболее различимо на аксиальных срезах при использовании импульсной последовательности градиентного эха с очищением сигнала.

Оценка МР-изображений выполнялась путем вычисления диапазонов интенсивностей регистрируемых сигналов и контрастности между тканями при идентичных условиях измерения. По измеренным значениям интенсивностей сигналов были рассчитаны средние показатели для каждой области головного мозга. Полученные интенсивности использовались для расчета контрастности между тканями, которая характеризует визуальную различимость двух соседних тканей.

При обработке экспериментальных данных использовался пакет SPM 12.

В качестве предобработки в данной программе необходимо использовать следующие функции:

- *Bias FWHM*: данная функция позволяет контролировать уровень гауссовой фильтрации;
- *Bias regularization*: МР-изображения часто повреждены гладкими, варьирующимися в пространстве артефактами, которые изменяют интенсивность получаемых данных. Данные артефакты не являются проблемой при визуальной оценке, однако при автоматической сегментации это увеличивает погрешность. Данный параметр усредняет интенсивности сигнала от белого и серого вещества;
- *Clean up*: уровень дифференциации серого и белого вещества относительно других структур головного мозга;
- *Smoothness*: данный параметр сглаживает, смягчает изображение для выравнивания интенсивности сигнала в определенной области [13].

Для выполнения анализа тканей с наименьшей погрешностью необходимо получить требуемые изображения с помощью модифицированной импульсной последовательности SPGR. Практическим путем было установлено, что для получения

максимально контрастных изображений важно использовать следующие параметры протокола: толщина срезов – 3 мм, межсрезное расстояние – 1,5 мм, угол поворота намагниченности 45°, время повторения последовательности 45 мс и время эхо 10 мс, матрица 256 x 256 или 320 x 256. При использовании большей матрицы на изображение попадет больше шума, что существенно повлияет на качество сегментации [14]. При меньшей матрице изображение будет несколько размытым, что также увеличит погрешность.

Затем необходимо усреднить сигнал от каждой из структур головного мозга в пакете SPM 12. На практике было установлено, что для достижения хороших показателей необходимо использовать следующие функции и их значения:

- *Bias FWHM* – 90 mm cutoff;
- *Bias regularization* – light regularisation (0.001);
- *Clean UP* – Light Clean;
- *Smoothness* – 2.

После фильтрации изображений выполняется их сегментация. Полученные данные анализируются в пакетах eFilm и Radiant.

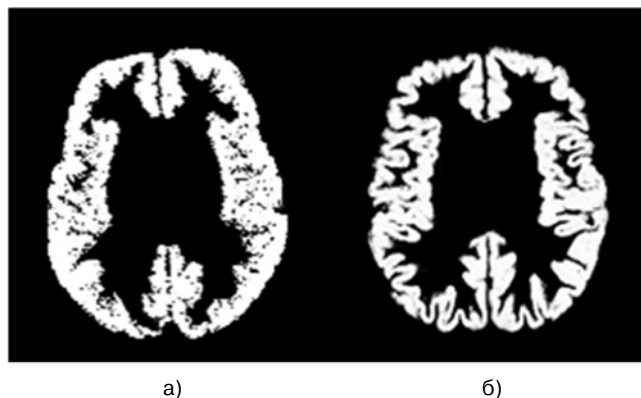


Рис. 1. Пример сегментации серого вещества с помощью SPM 12 (а) и эталонная модель сегментации (б)

Получив результаты сегментации, сравниваем их с «эталонной» моделью, полученной с помощью комбинации автоматического и мануального режимов, путем подсчета количества точек.

Результаты

Оценка точности алгоритма сегментации проводилась путем подсчета коэффициентов чувствительности и избирательности, а также расчетом общей погрешности измерений [15]. Расчеты проводились на основе сравнения количества точек, полученных при выполнении автоматической и ручной сегментации.

В результате выполнения сегментации в программном пакете SPM 12 на выходе имеем изображения, представленные на рис. 2.

Для расчета погрешности за «эталонную» толщину коры было принято считать толщину коры на изображениях, полученных с помощью комбинации автоматической и ручной сегментации.

Разработанный алгоритм сегментации позволяет получать изображения с погрешностью от 5,42 до 14,67 % в зависимости от анатомических особенностей каждого пациента. Коэффициент чувствительности (A) лежит в пределах от 85,33 до 94,58 %. Коэффициент избирательности (K) составляет от 97,41



Рис. 2. Пример сегментации в программном пакете SPM 12

до 99,07 %. Погрешность измерения толщины коры относительно эталонной модели не превышает 9,77 % и в среднем составляет 3,96 мм.

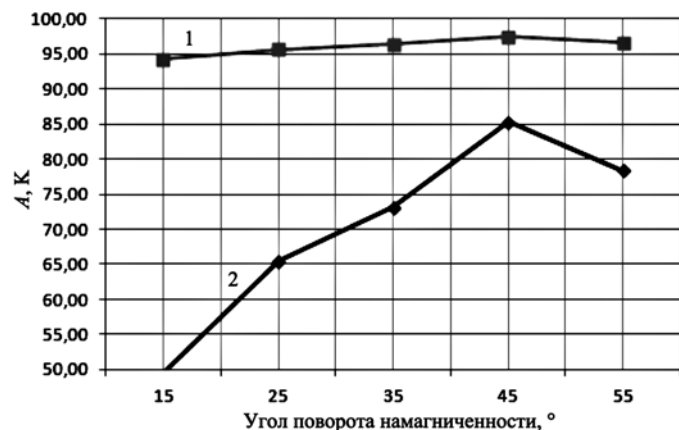


Рис. 3. Зависимость коэффициентов чувствительности и избирательности от угла поворота намагниченности поля: 1 – избирательность; 2 – чувствительность

При увеличении параметра Flip Angle с 15 до 45° контрастность увеличивается с 14 до 28 %, после чего при дальнейшем увеличении угла контрастность начинает падать.

Закключение

Магнитно-резонансная томография является одним из основных методов морфометрии структур в исследованиях различных типов. Помимо нее оценить структуры можно визуальным способом, однако данный способ имеет очень высокую погрешность ввиду конкретных особенностей наблюдателя и внешних факторов. Несколько лучше себя показывает количественный метод оценки. Он основан на сравнении статистических данных. Для исследования необходимо сделать выборку характерных изображений, а в данном вопросе это затруднительно, поскольку анатомические особенности у всех людей разные.

Эффективным способом является оценка толщины коры головного мозга, реализованная на основе пороговой обработки и последующей сегментации в программном пакете SPM 12.

Анализ стандартных исследований показал, что наиболее часто используемыми импульсными последовательностями при исследовании головного мозга являются SE T1, T2 Propeller, Flair T1, SPGR T1 и frFSE T2. Для сегментации коры наиболее подходит SPGR T1 ИП. При использовании определенных параметров достигается максимально возможный уровень контрастности между серым и белым веществом.

Сегментация коры головного мозга в программном пакете SPM 12 при использовании импульсной последовательности SPGR T1, полученной при определенных исходных параметрах и использовании определенных опций предобработки данных, позволяет получить высокое качество сегментации. Коэффициент чувствительности лежит в пределах от 85,33 до 94,58 %. Коэффициент избирательности составляет от 97,41 до 99,07 %.

Эффективность выделения коры доказывалась измерениями ее толщины и сравнением с «эталонным» вариантом. Сравнение проводилось как визуальное, так и количественное. Толщина коры составляла в среднем 3,96 мм, а максимальная погрешность не превышала 9,77 %.

Предложенный алгоритм сегментации коры головного мозга позволяет выполнять морфометрический анализ на всем ее протяжении. Данный алгоритм целесообразно применять, когда визуально трудно различить структуру серого вещества, что бывает довольно часто у детей при заболеваниях, проявляющихся изменением количества серого вещества.

Список литературы:

1. Yu Huang, Jacek P.D., Yuzhuo Su et al. Automated MRI segmentation for individualized modeling of current flow in the human head // Journal of Neural Engineering. 2013. № 6 (10). P. 066004.
2. Afzali M., Soltanian-Zadeh H. Comparison of voxel-based morphometry (vbm) and tractography of diffusion tensor MRI (dt-MRI) in temporal lobe epilepsy / ICEE 18th Iranian conference on electrical engineering. 2010. PP. 18-24.
3. Dogdas B., Shattuck D.W., Leahy R.M. Segmentation of the skull in 3D human MR images using mathematical morphology / Proceedings of SPIE Medical Imaging Conference, San Diego, USA. 2002. Vol. 4684. PP. 1553-1562.
4. Reddick W.E., Glass J.O., Cook E.N. et al. Automated segmentation and classification of multispectral magnetic resonance images of brain using artificial neural networks // IEEE Transactions on Medical Imaging. 1997. № 16 (6). PP. 911-918.
5. Верхлютов В.М., Гапиенко Г.В. Обзор методов сегментации и триангуляции данных МРТ. – М.: Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН, 2005. С. 2-18.
6. Карташов П.П., Львов А.А. Оценивание объема патологических областей мозга по изображениям магнитно-резонансной томограммы // Вестник Саратовского государственного университета. 2009. Т. 3. № 1. С. 90-100.
7. Казанкова О.С., Казначеева А.О. Возможности программных пакетов для сегментации томограмм головного мозга и количественной оценки тканей // Альманах современной науки и образования. 2015. № 5 (95). С. 75-78.
8. Сизиков В.С. Обратные прикладные задачи и MatLab. Учебное пособие. – СПб.: Лань, 2011. 256 с.
9. Магонов Е.П., Катаева Г.В., Трофимова Т.Н. Автоматическая сегментация очагов в белом веществе головного мозга // Лучевая диагностика и терапия. 2014. Т. 1. № 3. С. 37.
10. Churin M., Hammers A. et al. Automatic segmentation of the hippocampus and the amygdala driven by hybrid constraints: Method and validation // Neuroimage. 2009. № 46. PP. 749-761.
11. Трофимова Т.Н., Парижский З.М., Суворов А.С., Казначеева А.О. Физико-технические основы рентгенологии, компьютерной и магнитно-резонансной томографии. Фотопроект и информационные технологии в лучевой диагностике. – СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2007. 192 с.
12. Анисимов Н.В., Пирогов Ю.А. Селекция тканей по временам релаксации в магнитно-резонансной томографии // Альманах клинической медицины. 2008. № 17-1. С. 147-150.
13. Зубрицкий А.В., Тютюкин К.В. Применение цифровой обработки для улучшения МРТ изображений / Сборник тезисов Spinus 2013. С. 114.
14. Стругайло В.В. Обзор методов фильтрации и сегментации цифровых изображений // Наука и образование. 2012. Эл. № ФС 77-48211. С. 270-281.
15. Монич Ю.И., Старовойтов В.В. Оценки качества для анализа цифровых изображений // Искусственный интеллект. 2008. № 4. С. 376-386.

Владислав Александрович Рябых,
инженер кабинета МРТ,
ЛОГБУЗ «ДКБ» (Ленинградская областная
детская клиническая больница),
г. С.-Петербург,
e-mail: vladislavf50@yandex.ru