

МЕТОД АВТОМАТИЧЕСКОГО ВЫДЕЛЕНИЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ТКАНЕЙ ПО КОМПЛЕКСУ МРТ-ИЗОБРАЖЕНИЙ

Вартанов А.В.¹, Анисимов Н.В.¹, Ушаков В.Л.²,
Пирогов Ю.А.¹, Козловский С.А.¹, Гапценко Г.В.¹

¹Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова

²Московский инженерно-физический институт (государственный университет)

Введение

Для оперативного выявления признаков злокачественных образований существенным подспорьем могут стать материалы томографических исследований. При этом для диагностики новообразований головного мозга человека наиболее информативными в настоящее время являются методы магнитно-резонансной томографии (МРТ). Метод МРТ основан на анализе релаксационных свойств тканей, для чего требуется МРТ-сканирование с использованием различных импульсных последовательностей, т.е. в нескольких режимах.

Различные ткани тела человека, в том числе головы и головного мозга, имеют различные релаксационные характеристики, химический состав и, соответственно, разную интенсивность МР-сигнала при разных параметрах импульсных последовательностей. Сопоставление таких МРТ-изображений позволяет диагностировать характер обнаруживаемых новообразований. Однако и в этом случае возникают проблемы соотнесения и расшифровки наблюдаемых изменений в интенсивностях этих МРТ-изображений, обусловленных субъективными факторами, в том числе диагностическим опытом врача. В связи с этим возникает задача разработки метода автоматического выделения изображений биологических тканей, представление результатов в наглядной форме, удобной для постановки диагноза.

Поскольку в современной практике МРТ применяется достаточно много различных вариантов импульсных последовательностей, то для автоматизации процесса распознавания требуется выбрать минимально необходимый набор самых эффективных, с точки зрения диагностических возможностей, МРТ-режимов.

С другой стороны, по современным представлениям (Мардынский, 2002) до 75% онкологических больных нуждаются в том или ином виде лучевого лечения. Это требует построения радиобиологических математических моделей, описывающих воздействие ионизирующего излучения (ИИ) на опухоли и нормальные ткани человека. Дозное поле ИИ должно быть определено таким образом, чтобы разрушить злокачественную ткань, но в минимальной степени повредить здоровые ткани, соседствующие с опухолью. С точки зрения безопасности для здоровья человека крайне важно также учитывать функциональное значение участков здорового мозга, прилегающих к опухоли, поскольку их повреждение при лучевой терапии может приводить к необратимым изменениям функционирования организма. Таким образом, особую важность с этой точки зрения приобретает возможность учета негомогенностей тканей тела и головы, с учетом их химического состава, при расчете доз ИИ. Однако учет влияния негомогенностей на дозовые распределения при дозиметрическом планировании лучевой терапии явля-

ется одной из наиболее сложных и нерешенных проблем. Из-за неомогенностей возможны пере- или недооценка значения дозы до 30% [2, 4]. Поэтому возникает задача разработки методики более детальной оценки доз облучения путем создания фантома головного мозга на основе индивидуальных МРТ-данных с возможностью автоматического сегментирования его структур и описанием их функций. Это позволит ввести критериальную оценку лучевой терапии опухолевых тканей, оценку вероятности возникновения лучевых осложнений в нормальных тканях головного мозга и предсказать последствия функциональных нарушений в нервной системе регуляции жизнедеятельности организма.

Одним из основных этапов расчета дозового поля в лучевой терапии является создание фантома головного мозга конкретного пациента по его МРТ-данным с автоматической сегментацией его структур с целью последующего использования в расчетах дозовых распределений. Задача сегментации структур головного мозга решается обычно на основе использования анализа интенсивностей МР-сигналов от разных тканей. Вводя диапазон зна-

чений интенсивности МР-сигнала, специфичный для данного типа ткани, производят разделение данного типа ткани от остальных. Данный подход имеет недостатки, связанные с тем, что спектры интенсивностей, полученные в конкретном МРТ-режиме, перекрываются для большинства видов тканей, и поэтому их разделение затруднено. Для решения этой задачи используется дополнительная информация о различных тканях, для лучшей визуализации которых применяются специальные режимы МРТ-сканирования. Таким образом можно выявить ликворную систему, кровеносную систему и попытаться путем совмещения стандартных T1- и T2- взвешенных изображений со специальными выявить участки на МРТ-срезах, соответствующие данным системам, а также разделить серое и белое вещество, и спинно-мозговую жидкость. Варьируя последовательности импульсов при регистрации МРТ-данных и используя математическую обработку МР-сигналов, можно получить МР-изображения, на которых выделяемая структура головного мозга имеет наибольшую (или наименьшую, в зависимости от удобства визуализации) интенсивность сигнала. Затем мож-

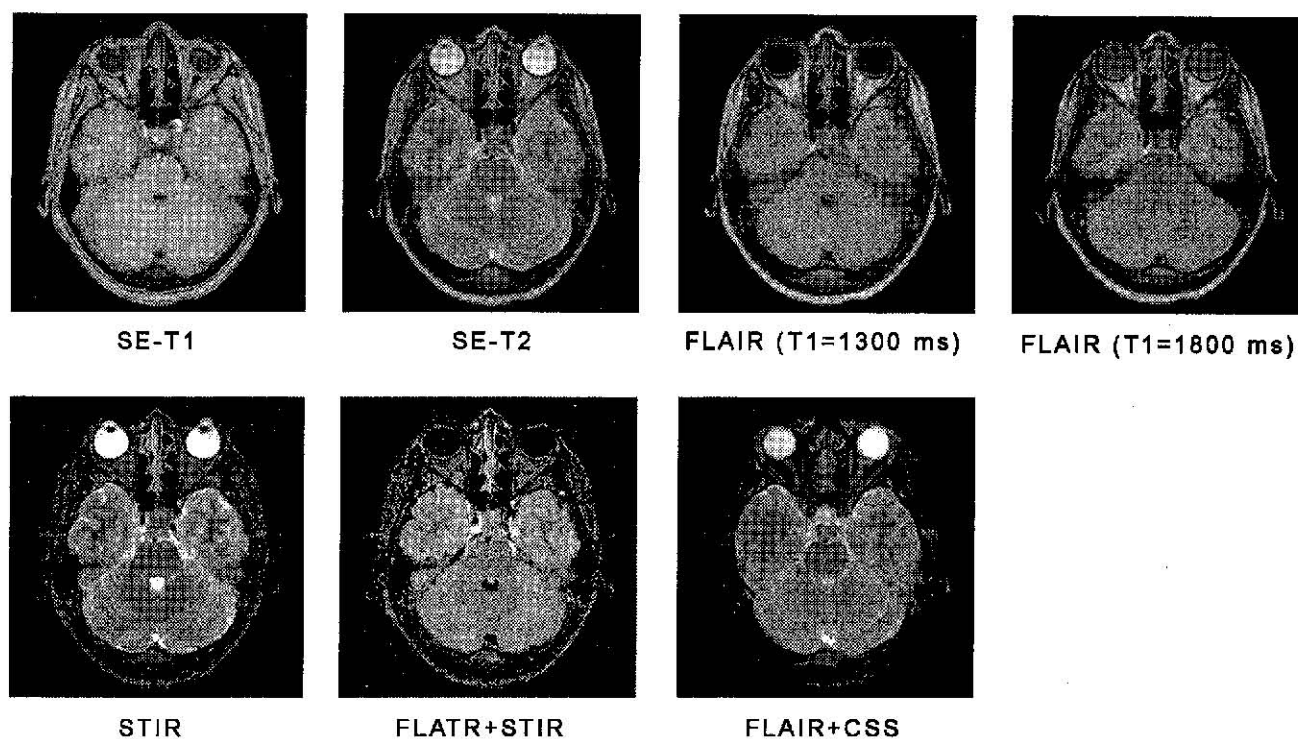


Рис. 1. Изображения одной и той же области мозга в указанных режимах МРТ-сканирования

но выделить зоны головного мозга с наибольшим (наименьшим) сигналом, провести распознавание и обозначить их на МРТ-изображении. Неудобство этого метода заключается в том, что необходим существенный по времени этап экспертного анализа, поочередное получение тех или иных МРТ-срезов, а затем их ручное совмещение.

В данной работе метод факторного анализа был использован с целью выявления минимально необходимых МРТ-режимов, позволяющих разделить ткани, имеющие различные релаксационные характеристики. С этой целью были использованы 7 импульсных последовательностей для МРТ-исследований головного мозга одного и того же человека, полученных на томографе Tomikon S50 фирмы "Брукер" (0,5 Тл) с помощью следующих наиболее эффективных из применяемых в диагностической практике режимов многосрезового сканирования, основанных на методике спинного эхо (SE):

- ✓ SE-T1 (TR = 490 мс, TE = 7 мс),
- ✓ SE-T2 (TR = 5300 мс, TE = 24 мс),
- ✓ FLAIR (TI = 1300 мс – подавление сигнала свободной воды, благодаря использованию эффекта инверсия-восстановление, TR = 5600 мс, TE = 24 мс, TI = 1300 мс),
- ✓ FLAIR (TI = 1800 мс) с увеличенным временем инверсии TI = 1800 мс (специальный режим для выравнивания интенсивности сигналов спинно-мозговой жидкости и серого вещества мозга),
- ✓ STIR (подавление сигнала жировой ткани с использованием эффекта инверсия-восстановление TR = 6700 мс, TE = 22 мс, TI = 80 мс),
- ✓ FLAIR+STIR – новый, недавно разработанный режим [1, 7] одновременного подавления сигналов воды и жира, с двукратным использованием метода инверсия-восстановление, TR = 5600 мс, TE = 24 мс, TIF = 80 мс, TIW = 1380 мс),
- ✓ FLAIR+CSS (специальный режим одновременного подавления сигналов воды и жира на основе метода инверсия-восстановление для воды и химсдвига (CSS) для жира, TR = 5600 мс, TE = 24 мс, TIW = 1300 мс).

На рис. 1 представлены изображения одной и той же области мозга в указанных режимах МРТ-сканирования.

Математическая обработка показала, что каждый воксел изображения характеризуется трехкомпонентным вектором, учитывающим

содержание воды, жира и других веществ, определяющих интенсивность МР-сигнала в соответствующем режиме. Фактор 1 описывает распределение тканей, насыщенных жиром; фактор 2 – распределение свободной воды (напр., спинно-мозговой жидкости); фактор 3 – распределение тканей, содержащих все другие вещества (рис. 2).

Применяя к полученным данным кластерный анализ факторных нагрузок, мы отобрали 9 типов различных по своему химическому составу структур мозга (рис. 3).

Однако возникает проблема обозначения этих структур. Выявленные на основе своего химического состава по рассчитанным коэффициентам трехкомпонентного вектора различные ткани головы и мозга были интерпретированы в соответствии с рис. 4.

Правильность интерпретации тестировалась при использовании специальных МРТ-режимов по тем же пространственным срезам головного мозга. В частности, использовались специальные режимы ангиографии с целью

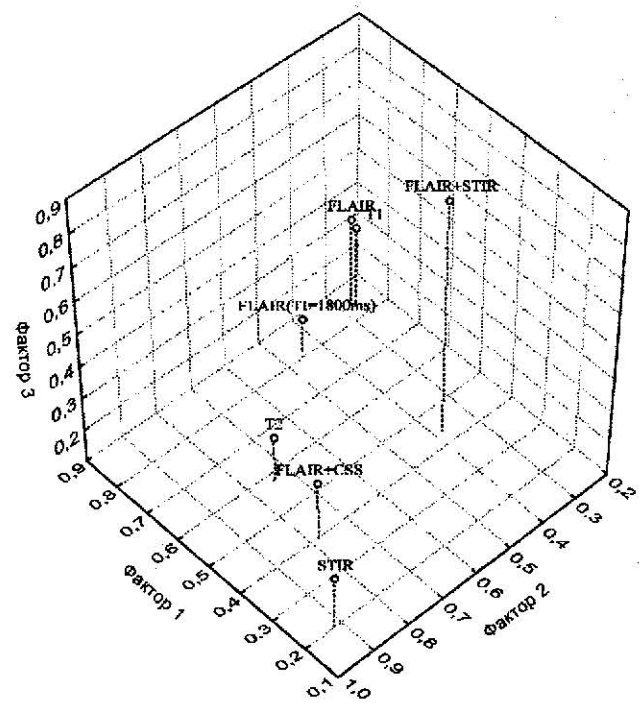


Рис. 2. Результат факторного анализа применяемых режимов МРТ. Каждый режим представлен вектором в пространстве трех выделенных факторов, отражающих структурный состав тканей головы и мозга с точки зрения специфических возможностей используемых сигналов МРТ

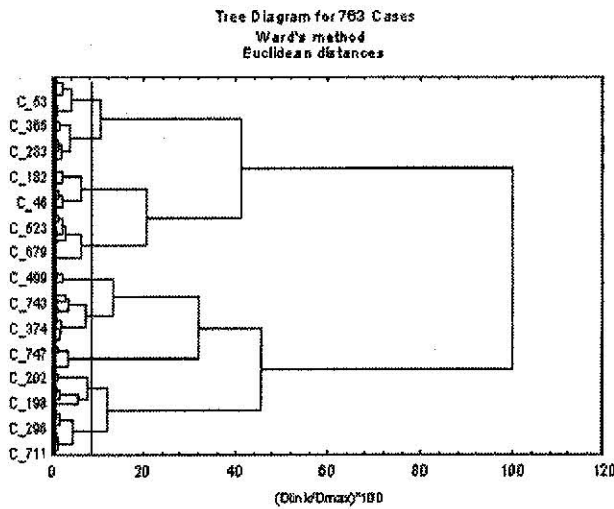


Рис. 3. Результат кластерного анализа структур мозга по степени их схожести, характеризуемой по 3 выделенным факторам. На уровне менее 10% различия внутри группы обнаруживается 9 типов (кластеров) тканей головы и мозга.

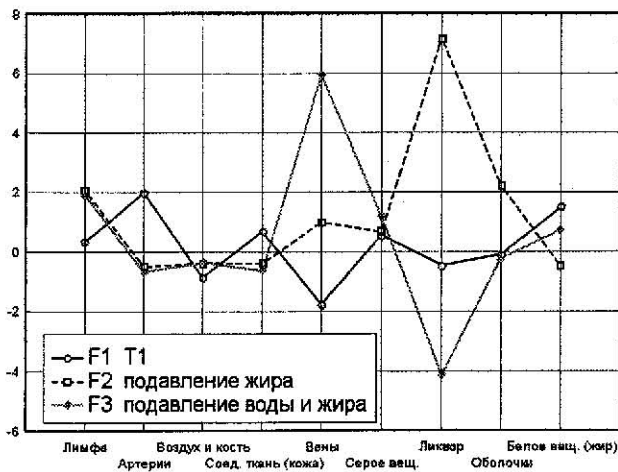


Рис. 4. Характеристики выделенного трехкомпонентного вектора для каждого типа (кластера), показана интерпретация данных факторов и обозначены выделенные типы (кластеры) тканей

разделения вен (венозной крови в тканях) и артерий (артериальной крови в тканях).

На основе проведенного анализа было построено комбинированное изображение головного мозга человека, где каждая из этих структур отображалась своим цветом.

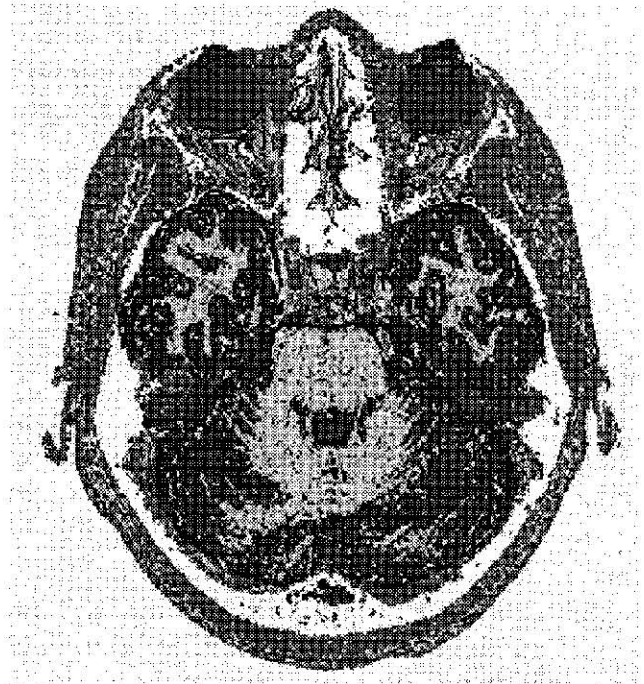


Рис. 5. Результаты автоматического разделения мозговых структур нормального испытуемого (отдельным цветом показано пространственное положение ткани соответствующего типа)

На рис. 5 представлены результаты автоматического разделения мозговых структур нормального испытуемого.

На рис. 6 некоторые из этих структур представлены отдельно (по различным срезам).

В результате проведенного исследования на основе полученных коэффициентов был построен алгоритм и разработаны соответствующие программные средства для автоматического выделения этих структур с использованием всего трех из семи вышеуказанных режимов – последовательностей SET1, STIR и FLAIR+STIR.

Предлагаемый метод может быть эффективно использован не только для выделения структур мозга здорового человека, но также в медицинских целях для определения границ и идентификации патологических очагов. На рис. 7 представлены результаты применения данного метода в медицине.

Таким образом, предлагаемый метод автоматического выделения биологических тканей по заданному комплексу МРТ-изображений в разных режимах позволяет более эф-

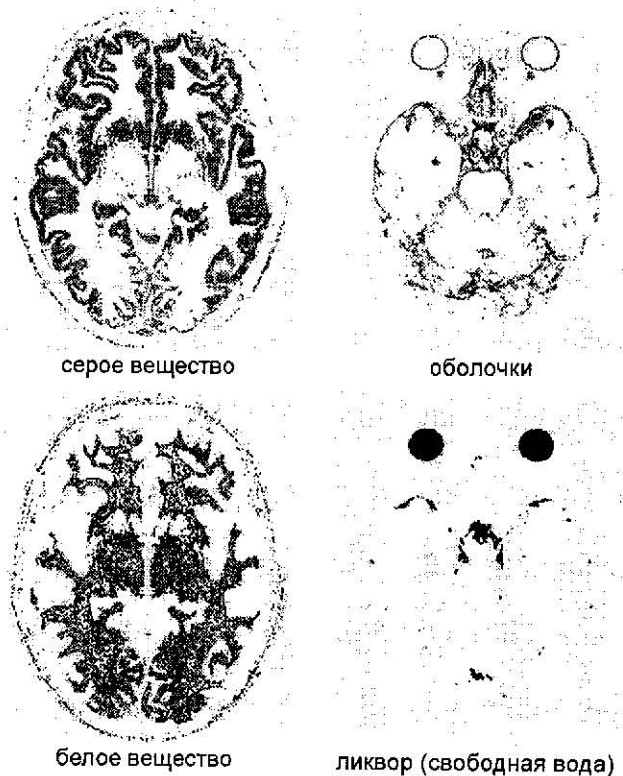


Рис. 6. Распределение некоторых из выделенных типов тканей представлены изолированно (по различным срезам)



Рис. 7. Смежные аксиальные срезы головного мозга при наличии очага поражения – опухоли

фективно проводить первичную диагностику мозговых патологий и сводить проблемы сопоставления и расшифровки наблюдаемых патологических изменений к анализу интенсивностей МРТ-изображений. Это исключает

ошибки, обусловленные субъективными факторами, прежде всего диагностическим опытом врача. Бинарная разметка тканей головы и мозга, проводимая по выявляемым релаксационным характеристикам, открывает и новые возможности решения задачи детальной оценки доз облучения с учетом влияния негетогенностей на дозовые распределения при дозиметрическом планировании лучевой терапии.

Работы поддержаны федеральной целевой программой "Интеграция науки и высшего образования России на 2002–2006 годы", проект №Ф0080.

Список литературы

1. Анисимов Н.В., Губский Л.В., Пирогов Ю.А. Одновременное подавление сигналов воды и жира в магнитно-резонансной томографии // Научная сессия МИФИ – 2002. Сб. научн. трудов. Т.5. Медицинская физика, биофизика. М.: МИФИ, 2002, С.71–72
2. Климанов В. А., Козлов Е.Б. Учет негетогенностей в модели конечного тонкого луча // Мед. физика, 2001, №11, С.56
3. Мардынский Ю.С. Возможности реализации высоких технологий лучевой терапии. Нейтронная и нейтронно-захватная терапия. // Мед. физика, 2002, № 3, С.46–47
4. Петров Д. Э., Климанов В.А., Тарутин Н.В. Метод расчета поглощенной дозы для дистанционной фотонной терапии вблизи границы раздела сред с учетом переноса вторичных электронов // Мед. радиол. и радиац. безопасность, 2002, 47, №4, С.67–74
5. Пирогов Ю.А., Анисимов Н.В., Губский Л.В. Одновременное подавление сигналов воды и жира в магнитно-резонансной томографии // Биомедицинские технологии и радиоэлектроника, 2002, № 3, С.29–33
6. Ширяев С.В. Развитие радионуклидной диагностики в онкологии // Мед. физика, 2002, № 3 (15), С.33–35
7. Pirogov Yu.A., Anisimov N.V., Gubskii L.V. Simultaneous suppression of water and fat signals in magnetic resonance imaging // Proc. of SPIE (San-Diego), 2002, V.4681, P.612–616