

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ДВАЖДЫ ИНВЕРТИРУЮЩЕЙ ИМПУЛЬСНОЙ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ ДЛЯ МРТ-ИССЛЕДОВАНИЯ ГОЛОВНОГО МОЗГА

**Николай Викторович
Анисимов** —

канд. физ.-мат. наук,
старший научный сотрудник
Центра магнитной томографии
и спектроскопии МГУ
им. М.В. Ломоносова

Область научных интересов:
магнитно-резонансная
томография,
ЯМР-спектроскопия,
обработка изображений.
E-mail: anisimovny@mail.ru

Н.В. Анисимов



Рассматривается применение в магнитно-резонансной томографии дважды инвертирующей импульсной последовательности DIR. Показано, что с помощью этой последовательности возможна реализация оптимального фильтра, обеспечивающего селекцию тканей по временам продольной релаксации. Это, в свою очередь, создает хорошие возможности для визуализации и последующего исследования структур головного мозга.

It is discussed about use of twice inverting pulse sequence DIR in magnetic resonance imaging. It is shown, that this pulse sequence helps to create the optimum filter capable to select tissues with specified longitudinal relaxation time. It in turn, provides good conditions for visualization and the further research of brain.

Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является в настоящее время наиболее эффективным методом медицинской диагностики головного мозга, благодаря высокой информативности и безопасности исследования, поскольку позволяет неинвазивно получать высококонтрастные изображения мягкотканых анатомических структур. Метод реализуется путем регистрации сигнала ядерного магнитного резонанса (ЯМР), интенсивность которого зависит от концентрации резонирующих ядер и релаксационных параметров в каждой точке сканируемого пространства [1].

Типичная задача МРТ-исследования — выявление слабых вариаций контраста, связанных с патологическими изменениями исследуемой структуры. Среди факторов, затрудняющих решение этой задачи, является наличие фона, определяемого мощными сигналами от нормальных тканей. Поэтому эффективным методом, повышающим информативность МРТ-исследования, а следовательно и медицинской диагностики, является сканирование с подавлением сигналов от нормальных тканей. В частности, при исследовании патологических структур головного мозга желательно подавить сигналы от жировой ткани и спинно-мозговой жидкости.

Подавление сигналов нормальной ткани в МРТ

Простейшим способом подавления сигналов нормальной ткани является задание таких параметров сканирующей импульсной последовательности, при которых можно ослабить сигналы от тканей либо с короткими, либо длинными временами релаксации.

Покажем, как это реализуется на примере простейшей импульсной последовательности типа «насыщение-восстановление», где считывание сигнала свободной индукции производится после воздействия двух 90° -радиочастотных (РЧ) импульсов, разделенных интервалом TR. Сигнал ЯМР для такой последовательности пропорционален величине продольной намагниченности M_z , достигнутой перед вторым 90° -импульсом. Эта величина меньше равновесного значения M_0 из-за неполного восстановления продольной намагниченности и определяется выражением

$$M_z(TR) = M_0(1 - \exp(-TR/T1)). \quad (1)$$

Непосредственно регистрируемый сигнал ЯМР зависит не только от T1 и TR, но и от времени продольной релаксации T2. Чтобы четко выявить эту зависимость, достаточно ввести задержку между задним фронтом 90° -импульса и началом считывания сигнала ядерной индукции TE. Поскольку во время этой паузы происходит расфазировка поперечной намагниченности, к началу считывания сигнал ЯМР будет пропорционален величине

$$M_z(TR)\exp(-TE/T2),$$

где M_z определяется выражением (1).

В результате при малом TR ($TR \ll T1$) сигнал ЯМР от ткани, обладающей временем продольной релаксации T1, ослабевает в $TR/T1$ раз. Таким образом, при коротком TR регистрируются сигналы только от тканей с коротким T1.

Если же $TR > T1$, то зависимостью сигнала ЯМР от T1 можно пренебречь. Однако, если при этом задать большое TE, то можно ослабить сигнал ЯМР в $TE/T2$ раз, т.е. обеспечить регистрацию сигналов от тканей с большим T2, а поскольку $T2 < T1$, то с большим T1.

Итак, целенаправленно задавая параметры TR, TE в импульсной последовательности «насыщение-восстановление», можно обеспечить оптимальные условия для регистрации сигналов от тканей с определенными релаксационными параметрами, а также подавить

сигналы от тканей, обладающих либо очень длинными, либо очень короткими временами релаксации, т.е. произвести неселективную фильтрацию сигналов от соответствующих тканей.

В МРТ применяется много различных методик подавления сигналов нормальных тканей. К ним относятся методы, основанные на частотно-селективном (химсдвиге) насыщении соответствующей ткани [2], использовании эффектов переноса намагниченности [3] и др. Отметим, что подавление сигналов от нормальных тканей применяется в МРТ не только для выявления патологически измененной ткани, но и для визуализации движущейся жидкости. В этой связи можно особо выделить так называемые «ангиографические» методики, нацеленные на визуализацию кровеносных сосудов, а также различные методики визуализации спинномозговой жидкости (СМЖ). Такого рода методики, фактически, нацелены на выявление структуры сосудов или спинно-мозгового канала, поскольку состав протекающей жидкости предполагается нормальным. Обзор этих методик выходит за рамки данной работы, так как предполагается рассмотреть проблему дифференциации только неподвижных тканей.

Кроме рассмотренных выше неселективных по T1 методов подавления сигналов от нормальных тканей, в МРТ применяются методы, селективные по T1. К ним относятся методики, основанные на эффекте «инверсия-восстановление» [4]. Формула импульсной последовательности, действующей по методике «инверсия-восстановление», имеет вид

$$180^\circ - T1 - 90^\circ - \text{считывание МР-сигнала}. \quad (2)$$

Эта последовательность в настоящее время широко используется в МРТ для подавления сигналов от нормальных тканей с известными значениями T1. Идея подавления сигнала от ткани с определенным значением T1 основана на том, что 90° -импульс, с помощью которого осуществляется преобразование продольной намагниченности в поперечную (дающую сигнал ЯМР), производится в момент релаксационного перехода данной продольной намагниченности через ноль. Поскольку восстановление продольной намагниченности к равновесному значению M_0 протекает по экспоненциальному закону, имеем

$$M_z(t) = M_0(1 - 2\exp(-t/T1)). \quad (3)$$



В соответствии с формулой (2) по истечении интервала T_1 продольная намагниченность с помощью 90° -импульса полностью преобразуется в поперечную, определяющую величину регистрируемого сигнала. В соответствии с формулой (3) его величина будет пропорциональна

$$1 - 2\exp(-T_1/T_1). \quad (4)$$

Таким образом, для ткани, у которой

$$T_1 = T_1/\ln 2, \quad (5)$$

величина регистрируемого сигнала окажется равной нулю.

Обычно методика «инверсия-восстановление» применяется для подавления сигналов от тканей, дающих избыточно яркий сигнал на МР-изображении. К ним относятся ткани не только с коротким временем T_1 (жировая ткань), но и ткани с большим временем релаксации (СМЖ, жидкости в орбитах и др.) Соответствующие методики получили название STIR (Short Time Inversion Recovery) и FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) [5,6].

Практика МРТ-исследований показала, что в ряде случаев, например при исследовании орбит, подавление только одного тканевого компонента не всегда позволяет преодолеть проблемы надежной визуализации измененной ткани. Например, при исследовании зрительного нерва нежелательный фон образуют сигналы от глазных яблок и жировой ткани в орбитах. Поскольку это ткани с существенно различными временами T_1 , для решения данной проблемы предлагалось проведение МРТ-исследования с применением комбинации методов STIR и FLAIR [7] или реализации методики FLAIR в сочетании с частотно-селективным подавлением сигнала от жировой ткани. Недостатком первого метода является необходимость проведения двух сеансов сканирования. К проблемам реализации второго метода относится сильная зависимость качества химсдвигового подавления от однородности магнитных полей.

Проблему подавления сигнала от жировой ткани следует выделить особо. Дело в том, что в обычной практике МРТ-исследования импульсные методики, нацеленные на получение T_2 взвешенных изображений (T_2 ВИ), когда $TR \gg T_1$, $TE \sim T_2$, реализуются по особой схеме, которая позволяет сократить время исследования, иначе это время оказывается неприемлемо большим. Данная схема

отличается способом считывания сигнала, а именно во время паузы (длительностью порядка TR), отведенной для восстановления продольной намагниченности, периодически запускаются 180° перефокусирующие РЧ-импульсы, обеспечивающие многократную стимуляцию сигналов спинного эха [8]. В ходе этого процесса синхронно с РЧ-импульсами применяются градиентные импульсы, обеспечивающие пространственное кодирование сигналов. В результате время исследования сокращается в ETL-раз, где ETL (Echo Train Length) – число перефокусирующих импульсов. Эта методика известна под названиями Fast Spin Echo (FSE), Turbo Spin Echo (TSE), Rapid Acquisition by Repeated Echo (RARE). Побочным эффектом данной методики (далее в тексте – FSE) является аномально большой сигнал от жира, что необычно для ткани, у которой короткое время продольной релаксации. Эффект объясняется тем, что перефокусирующие импульсы способны вызывать перенос протонной поляризации для атомов, составляющих молекулы жировой ткани. Это, в свою очередь, влияет на релаксационные процессы и обуславливает аномально большую величину сигнала от жировой ткани на T_2 -FSE-изображениях [9].

Методика FSE применяется и при сканировании методом инверсия-восстановление, поэтому на МР-изображениях, полученных от режима FLAIR-FSE, также присутствует сильный сигнал от жировой ткани. Именно поэтому в современных МР-томографах предусмотрена такая модификация режима FLAIR-FSE, при которой в сканирующую импульсную последовательность вводится дополнительный РЧ-импульс, обеспечивающий частотно-селективное насыщение жировой ткани. Как уже отмечалось выше, реализация такого режима зависит от однородности магнитных полей.

Применение дважды инвертирующей импульсной последовательности в МРТ-исследованиях

Среди методов подавления сигналов нормальной ткани следует особо отметить импульсную последовательность DIR (Double Inversion Recovery), в которой дважды используется эффект «инверсия-восстановление». В результате этого в ходе МРТ-сканирования обеспечивается одновременное подавление сигналов от двух тканей с разными време-



нами продольной релаксации. Назначение двойной, а в общем случае многократной, инверсии состоит в том, чтобы синхронизировать прохождение нулевой точки для намагниченностей с разными T_1 . Формула последовательности DIR:

$180^\circ - T_{1W} - 180^\circ - T_{1F} - 90^\circ$ – считывание МР-сигнала, причем $T_{1W} > T_{1F}$.

Аналитический расчет параметров T_{1W} , T_{1F} в общем случае сложен, но если времена продольной релаксации T_{1W} , T_{1F} для двух подавляемых тканей существенно различаются и период повторения импульсной последовательности TR достаточно большой, то оценить эти параметры можно по аналогии с формулой (4), т.е. $T_{1W,F} = 0.69T_{1W,F}$.

Одно из самых первых применений метода многократной инверсии в МРТ описано в 1991 г. в работе [10]. Там предлагалось использовать DIR в МР-ангиографии для лучшего подавления фоновых сигналов от неподвижных тканей.

В 1994 г. было предложено использовать методику DIR для решения проблемы сегментации вещества мозга, поскольку эта задача особенно упрощается, если при сканировании подавить сигналы не только от серого или белого вещества, но и спинно-мозговой жидкости [11].

Позднее (с 1998 г.) DIR стали применять для волюметрии вещества мозга [12], уточнения структуры зон демиелинизации [13], исследования легких [14]. Импульсная последовательность DIR также нашла применение при исследовании артериальных стенок. При соответствующем задании параметров DIR может обеспечить одинаковое подавление сигналов текущей крови вне зависимости от того, содержит она или не содержит контрастное вещество, влияющее на ее время релаксации T_1 [15,16].

В 2001 г. методика DIR была реализована автором на 0.5 Тл МР-томографе Tomikon S50 (Bruker). С помощью этой методики проводилось МР-сканирование с одновременным подавлением сигналов воды и жира. В этом случае лучше (по сравнению с режимом FLAIR) дифференцируются серое и белое вещества мозга, упрощается структура тканевого контраста, обеспечивается хорошая визуализация ряда патологических образований – опухолей, зон демиелинизации и кровоизлияний [17]. Аналогичные преимуще-

ства DIR отмечены в более поздних работах других авторов [18].

В 2002 г. было предложено с помощью методики DIR решать задачу о сегментации патологических образований (опухолей, гематом и т.п.) и получения объемных изображений этих структур [19]. Упрощение тканевого контраста, достигаемое за счет подавления сигналов от нормальных тканей, благоприятствует проведению этих графических построений. Объемные реконструкции патологических образований удобно использовать для динамического наблюдения [20].

Особенно полезным оказалось применение методики DIR при исследовании оболочек мозга. Эти структуры сложны для исследования. С одной стороны, выявить изменения в оболочках можно и по T1ВИ, но для этого необходимо провести два исследования – обычное (нативное) и с внутривенным введением контрастного вещества, что не всегда приемлемо. С другой стороны, изменения в оболочках можно выявить по повышению сигнала на T2ВИ. Однако обычные T2ВИ оказываются малоинформативными, поскольку рядом с местом локализации оболочек имеется СМЖ, дающая на МР-изображении яркий сигнал в непосредственной близости от оболочек мозга. Применение режима FLAIR-FSE, позволяющего подавить сигнал от СМЖ, оказывается недостаточным из-за того, что рядом с оболочкой находится жировая ткань, также дающая сильный сигнал, из-за которого уменьшается динамический диапазон приемника. Методика DIR позволяет подавить сигналы как от СМЖ, так и от жировой ткани, благодаря чему можно надежно выявить изменения в оболочке мозга [21,22].

В последнее время (2004 – 2006) появился ряд работ, в которых демонстрируются дополнительные диагностические возможности DIR и предлагаются пути его дальнейшего совершенствования – адаптация метода не только для послойного, но и объемного (3D) сканирования [23, 24]; применение для инверсии намагниченности составных импульсов [25]; сканирование с селекцией объема [26]. Можно также отметить постоянный интерес исследователей к проблеме точного расчета эволюции намагниченности в последовательности DIR для решения задачи об оптимизации параметров TR, T_{1W} , T_{1F} [26, 27].



К недостаткам методики DIR можно отнести снижение уровня полезного сигнала более чем на 33 % по сравнению с обычными методиками, нацеленными на получение T2ВИ, например FLAIR. Можно также отметить, что с технической точки зрения режим DIR отличается от FLAIR дополнительным 180° РЧ-импульсом, что, впрочем, приводит лишь к незначительному увеличению РЧ-нагрузки на пациента. Это объясняется тем, что оба режима используются в сочетании с методикой FSE, в которой обычно задействованы не менее десяти РЧ-импульсов.

В настоящей работе особое внимание предполагается уделить информационным аспектам МРТ-исследования, нацеленного на визуализацию патологических изменений, имея в виду сопоставление обычных методик и методик с применением последовательности DIR.

Для исследователя, старающегося выявить слабые изменения сигнала от патологически измененной ткани, мощные сигналы от нормальных тканей являются неинформативным фоном, который не только препятствует выделению этого слабого сигнала, но и сужает динамический диапазон приемника. С помощью методики DIR этот фон устраняется, что позволяет оптимизировать режим работы приемного тракта и повысить чувствительность приемника. Устранение фона позволяет изменить шкалу яркости на МР-изображении, привести ее в соответствие с градациями, обусловленными вариациями контраста для патологически измененной ткани. В ряде случаев [21] применение DIR приводило к тому, что малозаметная на обычных режимах ткань задавала максимальный для всего сканируемого среза сигнал, который, в свою очередь, определял шкалу яркости на МР-изображении.

T1-избирательность и информационные аспекты применения импульсной последовательности DIR

Оценить эффективность той или иной методики МР-сканирования можно путем расчета с помощью уравнений Блоха зависимости МР-сигнала от T1. При этом можно ограничиться расчетом величины M_z , достигаемой непосредственно к моменту запуска 90° считывающего импульса. Обозначим модуль этой величины как $M_{zs}(T1)$. Это важная ха-

рактеристика импульсной последовательности, поскольку определяет максимально возможное значение величины поперечной намагниченности, а следовательно и величины регистрируемого МР-сигнала. Отметим, что реально регистрируемый сигнал зависит не только от T1, но и T2, а также других параметров, определяемых конкретными схемами регистрации – TE, ETL и др.

Экспериментальную проверку характеристик импульсной последовательности можно провести по измерениям тканевого контраста для набора образцов с заранее определенными релаксационными параметрами (фантом). Обычно также производится апробация импульсной последовательности в рамках диагностических исследований для нормальных пациентов (добровольцев) и клинических случаев с определенным типом патологии с последующей статистической обработкой и учетом субъективного восприятия диагностов.

Дополнительным подспорьем для оценки эффективности и основанием для корректировки параметров импульсной последовательности может служить сопоставление $M_{zs}(T1)$ с кривой распределения значений T1 для исследуемой ткани [28]. Критерием эффективности импульсной последовательности можно считать степень сходства кривой T1-распределения и $M_{zs}(T1)$. Необходимость в использовании такого критерия обусловлена тем, что релаксационные свойства для каждого компонента ткани, вообще говоря, вариabельны, причем не только по отношению к разным испытуемым, но и в пределах зоны локализации самой ткани.

Согласование $M_{zs}(T1)$ с T1-распределением для исследуемой ткани означает, что при сканировании, с одной стороны, создаются благоприятные условия для приема полезной информации, т.е. сигналов от всех компонентов ткани, представляющей интерес, с другой стороны – отсекается информационный балласт – подавляются сигналы от тканей, нежелательных для визуализации. Таким образом, обеспечивается T1-избирательность, за счет чего упрощается картина тканевого контраста, повышается эффективность работы приемника и аналого-цифрового преобразователя (АЦП), и в конечном итоге, улучшается визуализация исследуемой ткани.

Для получения кривой T1-распределения можно использовать данные, которые полу-

чаются от T1-карты. Последняя представляет собой расчетную параметрическую карту от МР-томограмм, снятых при разных значениях параметров импульсной последовательности – либо TR, если сканирование проводилось методом спинного эха, либо TI, если применялась методика «инверсия-восстановление». Путем графического анализа T1-карты можно получить гистограммы, отображающие относительный вклад тканевых компонентов с определенными значениями T1. По гистограмме можно оценить разброс значений T1 как для всего исследуемого объекта, так и для каждой зоны интереса, которая выделяется исследователем на T1-карте. В конечном итоге, имея результаты гистограммного анализа T1-карты, можно более обоснованно задать параметры любой импульсной последовательности, имея в виду согласование $M_{zs}(T1)$ с T1-распределением для исследуемой ткани.

Покажем, как реализуется данная концепция применительно к исследованию конкретного патологического образования, например, зоны поражения при астроцитоме. Для этого сначала строится T1-карта и по ней проводится гистограммный анализ. Построение T1-карты начинается с того, что одна и та же зона интереса сканируется, например, методом «насыщение-восстановление» при нескольких различных значениях TR. Полученные данные используются для того, чтобы для каждой точки зоны сканирования рассчитать величины T1 и M_0 по формуле (1) и построить соответствующие параметрические карты.

На полученной T1-карте можно обозначить области локализации нормальных тканей и зоны поражения и провести внутри каждой области гистограммный анализ, с помощью которого можно построить T1-распределение. По этому распределению можно оценить среднее значение T1 и разброс этих значений. Результат такого анализа приведен на рис. 1. Для построения T1-карты проводилось сканирование методом «насыщение-восстановление» для 10 значений TR в интервале от 50 мс до 5 с. Все описанные в тексте эксперименты проводились на 0.5 Тл МР-томографе Tomikon S50 (Bruker). Обработка МР-изображений, расчеты T1-карт и гистограмм осуществлялись с помощью программных пакетов: фирменного ParaVision™ v.1.0 (IRIX 5.3) и свободно

распространяемого ImageJ v.1.34s (MS Windows XP). Подробнее об ImageJ – см. <http://rsb.info.nih.gov/ij/>.

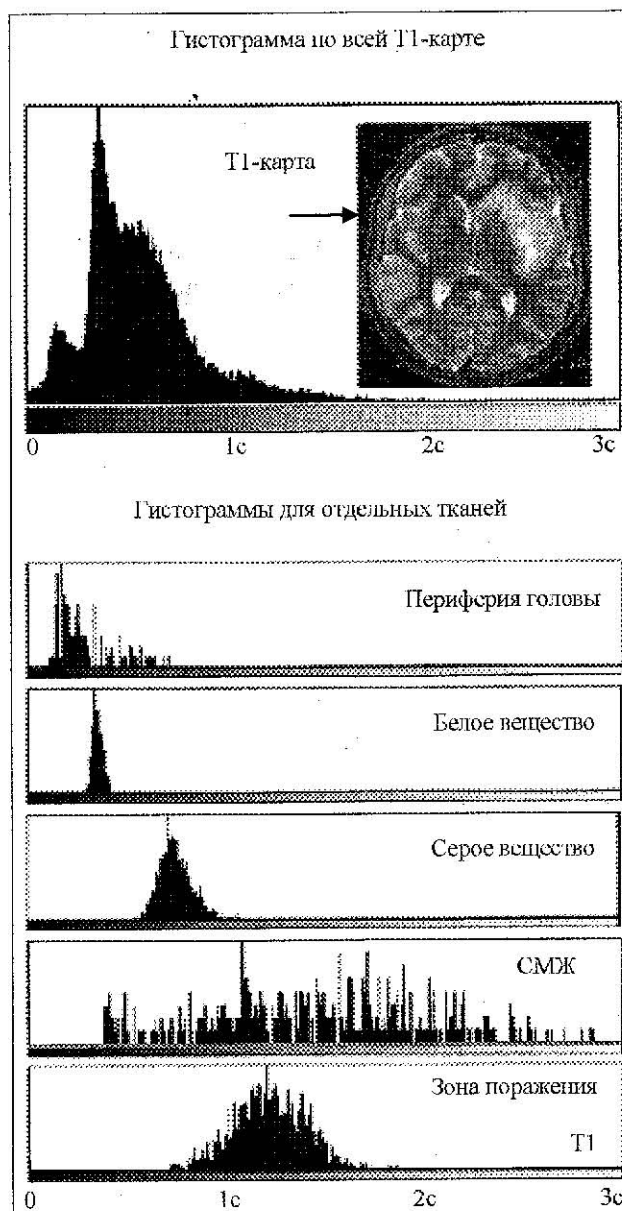


Рис. 1. Гистограммный анализ для T1-карты, построенной для среза, на котором отчетливо видна зона поражения при астроцитоме. Сложный состав гистограммы для периферии головы объясняется тем, что в данной зоне находятся ткани с различными временами релаксации: подкожно-жировая клетчатка, костный мозг, мышечная ткань и др.

Анализируя гистограммы, можно прийти к следующему выводу. Если целью исследования является именно зона поражения, то график $M_{zs}(T1)$ для проектируемой импульс-



ной последовательности должен иметь колоколообразную форму с центром в области 1,2 с и шириной

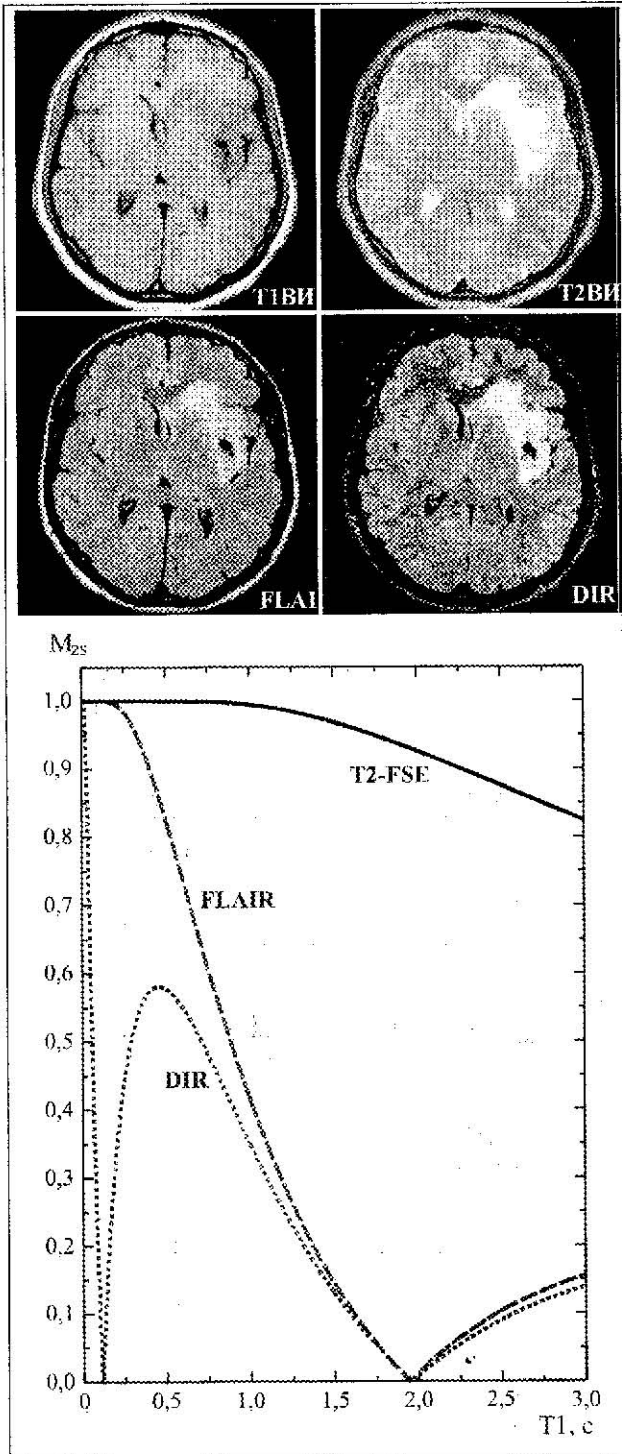


Рис. 2. МР-изображения одной и той же зоны интереса для пациента с астроцитомой (вверху); графики $M_z(T_1)$ для T2ВИ, FLAIR и DIR, рассчитанные по формулам (7 а-в) при значениях параметров $TR/TE/TI_A/TI_B=5600/24/1300/80$ мс и $ETL=8$ (внизу)

на полувысоте примерно 0,5 с, поскольку именно такую форму имеет T_1 -распределение для данной зоны поражения – нижний фрагмент рис. 1.

Импульсные последовательности, которые применяются в рутинных исследованиях, не нацелены на T_1 селективное возбуждение определенных тканей, и потому имеют медленно спадающий график $M_z(T_1)$, форма которого далека от колоколообразной (см., например, график для T2-FSE на рис.2).

В качестве импульсной последовательности, достаточно простой в реализации и имеющей график $M_z(T_1)$, наиболее близкий к колоколообразному, можно выбрать DIR. Для качественной оценки его формы можно рассмотреть простейший случай, когда $TI_A \gg TI_B$. В результате действие DIR можно представить как последовательное действие FLAIR и STIR. Тогда $M_z(T_1)$ для DIR можно получить перемножением соответствующих функций (4) для FLAIR и STIR. В простейшем случае, когда $TR \gg T_1$, для $M_z(T_1)$ получим

$$M_z(T_1) = |(1 - 2 \exp(-TI_A/T_1))(1 - 2 \exp(-TI_B/T_1))|. \quad (6)$$

Эта функция имеет горбообразную форму в интервале от $TI_A/\ln 2$ до $TI_B/\ln 2$ и имеет тенденцию к возрастанию от нуля к единице за пределами этого интервала. Однако при $T_1 > TR$ необходимо учитывать снижение МР-сигнала из-за неполного восстановления спиновой системы перед повторным сканированием. Учет этого фактора приводит к тому, что для функции $M_z(T_1)$ подъем на участке $T_1 > TI_A/\ln 2$ постепенно сменяется экспоненциальным затуханием до нуля (см. формулу (1)).

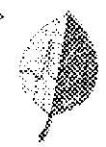
Более точный расчет $M_z(T_1)$, который также учитывает механизм FSE, приведен в работе [27]. Там для T2-FSE, FLAIR-FSE и DIR-FSE при произвольных TI_A , TI_B , TR , TE , $ETL=N$ с учетом некоторых упрощающих предположений получено:

$$M_z(T_1) = |1 - \exp(-(TR - 2NTE)/T_1)|; \quad (7a)$$

$$M_z(T_1) = |1 - 2\exp(-TI/T_1) + \exp(-(TR - 2NTE)/T_1)|; \quad (7b)$$

$$M_z(T_1) = |1 - 2\exp(-TI_B/T_1) + 2\exp(-(TI_A + TI_B)/T_1) - \exp(-(TR - 2NTE)/T_1)| \quad (7b).$$

На рис. 2 продемонстрированы графики этих функций для параметров $TR/TE/TI_A/TI_B = 5600/24/1300/80$ мс и $ETL=8$. Заметим, что приведенные графики дают представление лишь о максимально возможной величине



регистрируемого МР-сигнала. Применительно к методике FSE величина этого сигнала также будет зависеть от степени распада поперечной намагниченности к моменту формирования каждого из N сигналов спинного эха. Поскольку начальная величина поперечной намагниченности определяется параметром $M_{zs}(T1)$, для оценки величины регистрируемого сигнала спинного эха параметр $M_{zs}(T1)$ надо домножить на $\exp(-2TE/T2)$. Учет этого обстоятельства приводит к тому, что в небольшой зоне значений $T1 < TE$ различия в тканевом контрасте для T2-FSE, FLAIR-FSE и DIR-FSE мало заметны.

Тот факт, что $M_{zs}(T1)$ для DIR близок к форме T1-распределения для исследуемой зоны поражения (нижний фрагмент на рис. 1) означает, что при МР-сканировании основной вклад в регистрируемый сигнал дадут лишь те ткани, у которых времена релаксации T1 распределены в заданном диапазоне. Остальные ткани, как не представляющие интереса, дадут малый вклад в МР-изображение, поскольку сигналы от них будут подавлены. По сути дела, с помощью DIR фильтруется информационный балласт. Именно этим объясняется то, что на МР-изображениях, «отфильтрованных» с помощью методики DIR, упрощается картина тканевого контраста, повышается эффективность работы приемника и АЦП, и в конечном итоге, улучшается визуализация зоны поражения. На рис. 2 приведено МР-изображение, полученное методом DIR-FSE. Параметры сканирования были подобраны таким образом, чтобы получить T2ВИ с подавлением сигналов как от СМЖ, так и жировой ткани, для чего было задано: $TR/TE/T1_A/T1_B =$

$= 5600/24/1300/80$ мс. Изображение можно сравнить с обычным T2-FSE при тех же значениях TR и TE и ETL=8. В обоих случаях проводилось многосрезовое сканирование – всего 22 аксиальных среза толщиной 6 мм и разрешением в плоскости сканирования – 1×1 мм.

Заметим, что параметры $M_{zs}(T1)$ для DIR могут быть скорректированы применительно к любой другой ткани, представляющей интерес, если ее T1-распределение имеет форму одногорбой кривой. Такую форму имеет значительное количество тканей – как нормальных, так и патологически измененных. На рис. 3 приведены гистограммы от выделенных на T1-картах областей для ряда патологических структур, выявляемых при исследовании головного мозга. Можно отметить, что значения T1 для многих патологически измененных структур лежат внутри диапа-

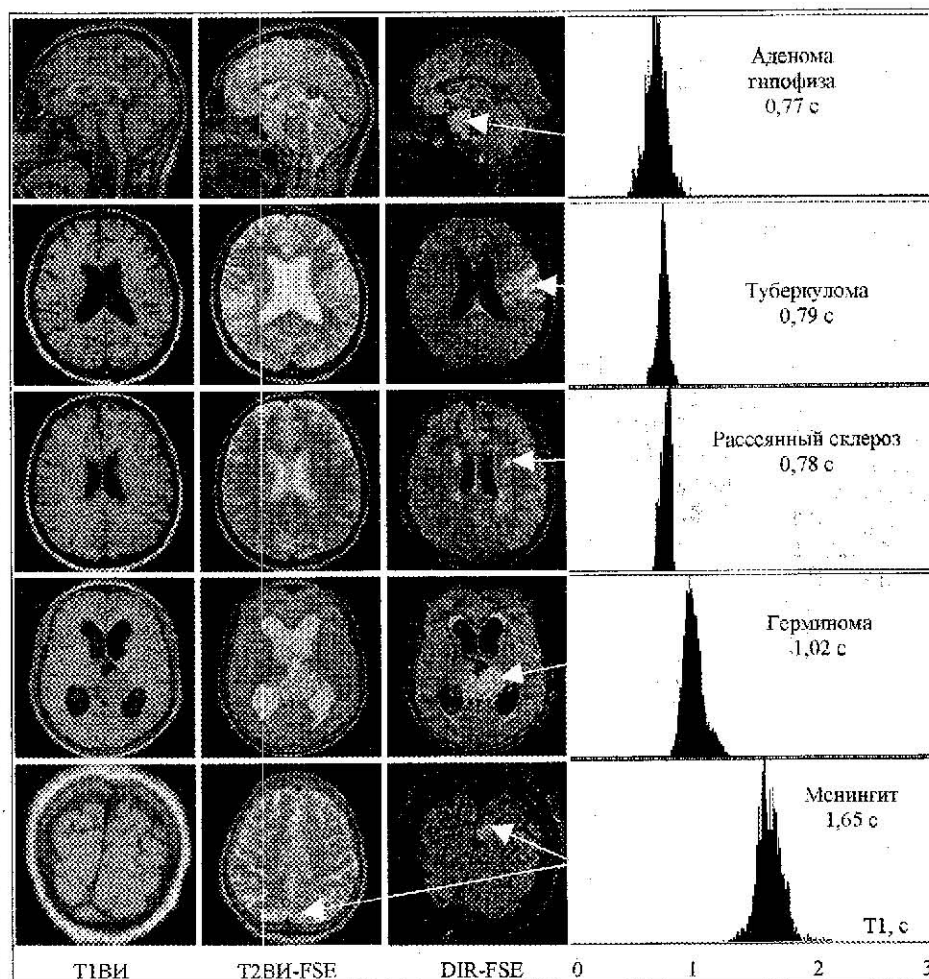


Рис. 3. Распределения T1 для некоторых патологических образований головного мозга, полученные путем гистограммного анализа зон поражения на T1-картах (зоны отмечены стрелками)



зона 0,1...2,0 с. Поэтому при параметрах DIR, нацеленных на подавление сигналов воды и жира, создаются наиболее благоприятные условия для визуализации этих структур.

Итак, полезные свойства импульсной последовательности DIR основаны на T1-избирательности. Дополнительные возможности по T1-селекции тканей возникают при перемножении двух МР-изображений, каждое из которых получено по методике DIR со своим набором параметров $T1_A$, $T1_B$ [29]. Изображение, получаемое при таком перемножении, можно рассматривать как эмуляцию данных, полученных от некоего режима сканирования с подавлением до четырех типов тканей с разными T1. Для такого режима $M_z(T1)$ имел бы трехгорбую кривую. Отметим, что и сам режим DIR может быть эмулирован с помощью алгебраических операций с изображениями, полученных от двух стандартных режимов, например, путем перемножения изображений от FLAIR и STIR [30, 31].

Заключение

Импульсная последовательность DIR, основанная на двойном использовании эффекта

«инверсия-восстановление», весьма полезна при исследовании специально избранных тканей, для которых априорно известно время продольной релаксации T1. В качестве априорных данных можно использовать материалы предыдущих исследований, что особенно желательно, если текущее исследование проводится в рамках динамического наблюдения. Естественный разброс значений T1 не является препятствием для исследования. Это возможно потому, что T1-распределение для большинства тканей близко к нормальному (гауссову), а график $M_z(T1)$ для DIR имеет горбообразную форму в пределах интервала, который может быть задан с учетом ширины нормального распределения.

Наиболее эффективно применение DIR для подавления сигналов, дающих избыточно яркий сигнал на обычных МР-изображениях. В этом случае упрощение картины тканевого контраста сочетается не только с информационной фильтрацией, но и с повышением чувствительности приемника. Все эти факторы обеспечивают хорошие условия для визуализации выбранной ткани, ее сегментации и объемной обработки.

Литература

1. Hashemi R.H. MRI: The Basics / Ed. R.H. Hashemi, W.G. Bradley, C. J. Lisanti. 2nd ed. - Lippincott Williams & Wilkins Ed., 2004.
2. Rosen B.R., Wedee V.J., Brady T.J. Selective saturation NMR imaging. - J. Comput. Assist. Tomogr., 1984, vol. 8, pp. 813 - 818.
3. Wolf S.D., Balaban R.S. Magnetization transfer contrast (MTC) and tissue water relaxation in vivo. - Magn. Reson. Med., 1989, vol. 10, pp. 135 - 144.
4. Bydder G.M., Young I.R. MR Imaging: clinical use of the inversion recovery sequence. - J. Comput. Assist. Tomogr., 1985, vol. 9, pp. 659 - 675.
5. Fleckenstein J.L., Archer B.T., Barker B.A. et al. Fast short-tau inversion-recovery MR imaging. - Radiology, 1991, vol. 179, pp. 499 - 504.
6. Hajnal J., Bryant D., Kasuboski L. et al. Use of fluid-attenuated inversion recovery (FLAIR) pulse sequence in MRI of the brain. - J. Comput. Assist. Tomogr., 1992, vol. 16, pp. 841 - 844.
7. Jackson A., Sheppard S., Johnson A.C. et al. Combined Fat- and Water-Suppressed MR Imaging of Orbital Tumors. - Am. J. Neuroradiol., 1999, vol. 20, pp. 1963-1969.
8. Henning J., Nauert H., Frieburg H. RARE Imaging - A Fast Imaging Method for Clinical MR. - Magn. Reson. Med., 1986, vol. 3, pp. 823 - 833.
9. Henkelman R.M., Hardy P.A., Dishop J.T. et al. Why fat is bright in RARE and fast spin-echo imaging. - J. Magn. Reson. Imaging, 1992, Sep-Oct; vol. 2, no. 2, pp. 533 - 540.
10. Dixon W.T., Sardashti M., Castillo M., Stomp G.P. Multiple inversion recovery reduces static tissue signal in angiograms. - Magn. Reson. Med., 1991, vol. 18 (2), pp. 257 - 268.
11. Redpath T., Smith F. Use of a double inversion recovery pulse sequence to image selectively gray or white matter. - Br. J. Radiol., 1994, vol. 67, pp. 1258 - 1263.
12. Bedell B.J., Narayana P.A. Volumetric analysis of white matter, gray matter, and CSF using fractional volume analysis. - Magn. Reson. Med., 1998, vol. 39, pp. 961 - 969.
13. Turetschek K., Wunderbaldinger P., Bankier A.A. et al. Double inversion recovery imaging of the brain: initial experience and comparison with fluid attenuated inversion recovery imaging. - Magn. Reson. Imaging, 1998, vol. 16, no. 2, pp. 127 - 135.
14. Mai V.M., Knight-Scott J., Berr S.S. Improved visualization of the human lung in 1H MRI using



- multiple inversion recovery for simultaneous suppression of signal contributions from fat and muscle. – *Magn. Reson. Med.*, 1999, vol. 41, pp. 866–870.
15. Song H.K., Wright A.C., Wolf R.L., Wehrli F.W. Multislice double inversion pulse sequence for efficient black-blood MRI. – *Magn Reson Med.*, 2002, vol. 47, pp. 616–620.
 16. Yarnykh V.L., Yuan C. T1-insensitive flow suppression using quadruple inversion-recovery. – *Magn Reson Med.*, 2002, vol. 48, pp. 899–905.
 17. Pirogov Yu.A., Anisimov N.V., Gubskii L.V. Simultaneous suppression of water and fat signals in magnetic resonance imaging. – *Proceedings of SPIE*, 2002, vol. 4681, pp. 612–616.
 18. Mahmutyazicioglu K., Ozdemir H., Savranlar A. et al. Double inversion recovery sequence in temporal lobe epilepsy: preliminary results. – *Tani Girisim Radyol.*, 2004, Sep; vol. 10, no. 3, pp. 182–188 (in turkish).
 19. Pirogov Yu.A., Anisimov N.V., Gubskii L.V. 3D visualization of pathological forms from MRI data obtained with simultaneous water and fat signals suppression. – *Proceedings of SPIE*, 2003, vol. 5030, pp. 939–942.
 20. Pirogov Yu.A., Anisimov N.V., Gubskii L.V., Babich P.V. MRI visualization of pathological forms by suppression of normal tissue signals. – *Proceedings of SPIE*, 2005, vol. 5744, pp. 471–480.
 21. Anisimov N.V., Pirogov Yu.A., Gubskii L.V., Eichhoff U. New method of fat and water signals suppression in MRI diagnostics of brain pathologies. – *Proceedings of ISMRM*, 2004, vol. 11, p. 54.
 22. Анисимов Н.В., Буренцев Д.В., Пирогов Ю.А. Выявление патологических изменений в оболочках мозга методом одновременного подавления сигналов воды и жира в МРТ. – *Медицинская визуализация*, 2006, № 3, с. 9–14.
 23. Boulby P.A., Symms M.R., Barker G.J. Optimized interleaved whole-brain 3D double inversion recovery (DIR) sequence for imaging the neocortex. – *Magn. Reson. Med.*, 2004, vol. 51, no. 6, pp. 1181–1186.
 24. Geurts J.J., Pouwels P.J., Uitdehaag B.M. et al. Intracortical lesions in multiple sclerosis: improved detection with 3D double inversion-recovery MR imaging. – *Radiology*, 2005, vol. 236, no. 1, pp. 254–260.
 25. Does M.D. Relaxation-selective magnetization preparation based on T1 and T2. – *J. Magn. Resonance*, 2005, vol. 172, pp. 306–311.
 26. Yarnykh V.L. and Yuan Ch. Simultaneous Outer Volume and Blood Suppression by Quadruple Inversion-Recovery. – *Magn. Reson. Med.*, 2006, vol. 55, pp. 1083–1092.
 27. Simon J. P. Meara and Gareth J. Barker Evolution of the Longitudinal Magnetization for Pulse Sequences Using a Fast Spin-Echo Readout: Application to Fluid-Attenuated Inversion-Recovery and Double Inversion-Recovery Sequences. – *Magn. Reson. Med.*, 2005, vol. 54, pp. 241–245.
 28. Anisimov N.V., Gubskii L.V., Pirogov Yu.A., Babich P.V. T1-selective imaging for best visualization of pathological changes of brain. – *European Radiology Supplements*, 2006, vol. 16, suppl.1, ECR 2006 -Book of Abstracts, C-717, p. 472.
 29. Anisimov N.V., Babich P.V., Gubskii L.V., Pirogov Yu.A. Visualization of pathological formations of brain with application of nonlinear processing of MR images obtained with suppression of signals from normal tissues. – *ESMRMB 2005: 22nd Annual Scientific Meeting*, Basle, Switzerland, September 15–18, Book of abstracts, p. 435.
 30. Анисимов Н.В., Пирогов Ю.А., Губский Л.В., Гладун В.В. Управление контрастом и информационные технологии в магнитно-резонансной томографии. / Под ред. Ю.А. Пирогова. – М.: Физический факультет МГУ, 2005.
 31. Анисимов Н.В., Бабич П.В., Губский Л.В., Пирогов Ю.А. Применение алгебраических операций с МРТ-изображениями для повышения информативности визуализации патологических изменений головного мозга. – *Материалы конф. «Новая технологическая платформа биомедицинских исследований (биология, здравоохранение, фармация)»*. – Ростов-на-Дону, 2006, 16–17 октября, с. 37–38.

Поступила 11 октября 2006 г.