

# Выявление патологических изменений в оболочках мозга методом одновременного подавления сигналов воды и жира в МРТ

Н.В. Анисимов, Д.В. Буренчев, Ю.А. Пирогов

Учебно-научный межфакультетский и междисциплинарный центр магнитной томографии и спектроскопии  
МГУ им. М.В. Ломоносова

## A Detection of a Meningeal Pathology by Means of Simultaneous Water and Fat Signals Suppression in MRI

N.V. Anisimov, D.V. Burenchev, and Yu.A. Pirogov

A problem of MRI of brain meninx is complicated by the surrounding normal tissues, which are plenty of fat and water. These tissues have an extra bright signal at usual MRI sequences; therefore it is difficult to reveal small variations of tissue contrast for brain meninges next to them. Pulse sequences aimed to suppress only water signal (FLAIR) or only fat signal (STIR) are not effective enough. Therefore we suggest using the "DIR" pulse sequence for the best visualization of changed meninges when inversion-recovery effect is applied twice, due to, simultaneous water and fat signal suppression is provided. A suppression of extra bright signals from normal tissues promotes adaptation of the receiver to a signal from pathologically changed tissue. Hence tissue contrast is simplified significantly, and as a result, favorable conditions for visualization are created.

\* \* \*

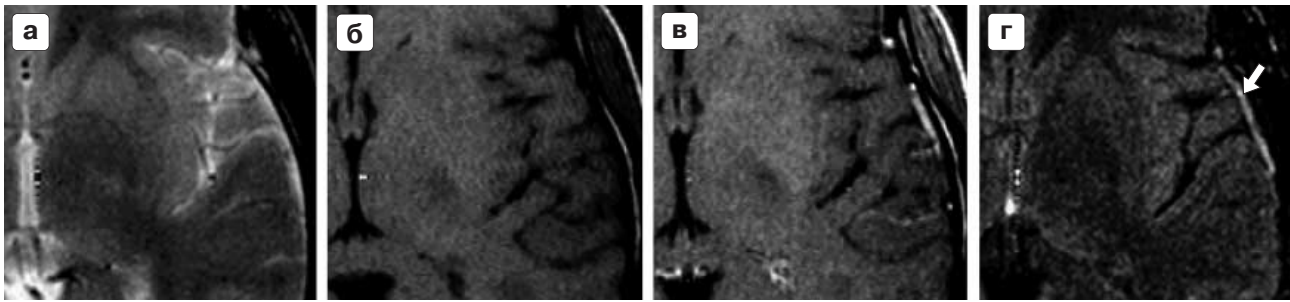
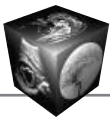
### Введение

Выявление патологических изменений в оболочках мозга до сегодняшнего дня остается весьма сложной задачей в нейрорентгенологии [1]. Наиболее часто оценка состояния мозговых оболочек требуется в случаях развития первичных или вторичных их воспалительных изменений [2, 3], реже при синдроме спонтанной внутричерепной гипотензии [4, 5] и опухолевых поражениях [6, 7]. Существенную помощь в проведении такой оценки могут оказать данные магнитно-резонансной томографии (МРТ) [1, 2].

**Для корреспонденции:** Анисимов Николай Викторович – тел.: (495) 939-48-20; факс: (495) 939-48-20.

Обычно патологические изменения в оболочках сопровождаются повышением доли свободной жидкости в их структуре, что приводит к повышению сигнала на T2-взвешенных изображениях (ВИ) и к снижению сигнала на T1ВИ (рис. 1а, б) [8, 9, 10]. Эти изменения в случаях воспалительного процесса и спонтанной внутричерепной гипотензии предположительно связаны с расширением просвета мелких сосудов, проходящих в оболочках, и развитием гиперемии и застойных явлений [4, 5, 11]. Дополнительным фактором, меняющим МР-сигнал, может выступать скопление экссудата под оболочками в случаях воспалительного процесса [1, 12]. В последнем случае изменение характера МР-сигнала может быть переменным, но в целом имеется тенденция к повышению интенсивности сигнала на T2ВИ. Нативная МРТ обладает малой чувствительностью для регистрации подобного рода изменений [1, 3, 8]. Для повышения диагностических возможностей МРТ было предложено использовать внутривенное введение гадолиний-содержащих контрастных средств [1, 2, 13]. Укорочение времени продольной релаксации в зоне поражения оболочек вследствие накопления контрастного вещества приводит к повышению МР-сигнала на T1ВИ (рис. 1в).

МРТ-исследование с введением контрастного вещества (по-прежнему достаточно дорогостоящего) увеличивает время обследования пациента и повышает себестоимость исследования. В на-



**Рис. 1.** Пациент К., 34 г., с отогенным лептоменингитом. а – T2ВИ (TSE); б – T1ВИ; в – T1ВИ с введением контрастного вещества; г – одновременное подавление сигналов воды и жира методом DIR (описание метода DIR – далее в тексте). Стрелка указывает на локализацию измененной оболочки мозга.

стоящее время для России это соответствует удорожанию МРТ-исследования на 40–120% [14]. Кроме того, внутривенная инъекция является инвазивной процедурой и может нести собственные неблагоприятные последствия. Вместе с тем чувствительность МРТ с внутривенным контрастированием остается не всегда достаточной, чтобы фиксировать небольшие по степени выраженности изменения [15, 16].

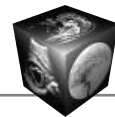
Сложность выявления минимально выраженных патологических изменений оболочек мозга в немалой степени связана с их анатомо-топографическими особенностями. Нахождение в непосредственной близости от оболочек спинно-мозговой жидкости (СМЖ) скрывает изменение интенсивности МР-сигнала от самих оболочек на T2ВИ. К тому же подкожно-жировая клетчатка, несмотря на короткое время T1, также дает сильный сигнал на T2ВИ. Это связано с тем, что для достижения приемлемого времени сканирования T2ВИ обычно применяется методика Турбо спин-эхо (TSE), в которой производится многократная стимуляция сигналов спинного эха, за счет чего ускоряется заполнение матрицы МРТ-данных (k-пространства) [17]. Возникает особый механизм взаимодействия связанных спинов, входящих в структуру липидов, и эффективного радиочастотного (РЧ) поля, создаваемого импульсами, используемыми для стимуляции спинного эха в методике TSE. Это взаимодействие обуславливает перенос поляризации ядерных спинов и, как следствие, аномально сильный сигнал от жировой ткани на T2ВИ, получаемых по методике TSE [18].

T1ВИ обладает значительно меньшей чувствительностью к патологическим изменениям, в том числе в оболочках мозга. При этом наличие яркого сигнала на T1ВИ от подкожно-жировой клетчатки, а у некоторых субъектов, и от диплоетического слоя в связи с явлениями его жировой дистрофии, уменьшает динамический диапазон приемника, дополнительно ухудшая чувствительность T1ВИ.

Попытки обойти эти трудности предпринимаются давно. Сегодня стандартный набор программного обеспечения современного томографа обычно содержит сканирующие импульсные последовательности (ИП), приспособленные для подавления сигналов свободной жидкости или жира. Наиболее просты в реализации и потому особенно востребованы методики, основанные на эффекте “инверсия–восстановление”. В этих ИП считыванию МР-сигнала предшествует импульсная последовательность  $180^\circ$ -T1- $90^\circ$ . Первый импульс инвертирует продольную намагниченность, после чего выдерживается пауза длительностью T1. Во время паузы продольная намагниченность возвращается к равновесному значению  $M_0$  по закону  $M(t) = M_0(1 - 2\exp(-t/T1))$ . По окончании паузы следует  $90^\circ$  импульс, который преобразует продольную намагниченность в поперечную. В результате этого в приемной катушке возникает сигнал свободной индукции. Если  $T1 = T1\ln 2$ , то продольная намагниченность в момент действия  $90^\circ$  импульса проходит через ноль в ходе релаксационного процесса, и следовательно, равен нулю МР-сигнал от ткани с временем релаксации T1. Таким образом, для подавления сигнала от ткани с временем релаксации T1 необходимо задать параметр  $T1 = 0,69T1$ .

Хорошо известны две методики подавления МР-сигналов, основанные на ИП “инверсия–восстановление” и отличающиеся лишь параметром T1 – FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery) и STIR (Short Time Inversion Recovery) [19, 20]. FLAIR применяется для подавления сигналов свободной жидкости, которая обладает большим временем продольной релаксации T1 – порядка секунд, а STIR – для подавления сигналов от жировой ткани, имеющей короткое время T1 – порядка сотен миллисекунд.

Практика клинического использования этих ИП показала, что применение FLAIR не всегда дает удовлетворительный результат, если исследуемая



структура примыкает к зонам с большим содержанием как свободной жидкости, так и жировой ткани. Последняя дает яркий МР-сигнал в ИП FLAIR, из-за чего диагностические возможности этого метода снижаются. Именно такое взаимоотношение анатомических образований, как уже было сказано выше, и соответствует оболочкам мозга. Методика STIR с коротким временем TI позволяет получить T2ВИ с подавленным сигналом от жира, но существующим сигналом от СМЖ. Избавиться от сигнала СМЖ можно за счет укорочения в сканирующей ИП времени повторения TR, поскольку при этом достигается эффект насыщения для тканей с большими значениями T1, или, другими словами, повышается T1-взвешенность. Но, как было сказано выше, обнаружить эффект снижения сигнала на T1ВИ, как правило, невозможно в силу малой чувствительности этих изображений. Кроме того, снижение сигнала может быть связано не только с патологическими изменениями, но и аппаратными артефактами, в частности cross-talk-эффектом.

Подводя итог, можно констатировать, что для хорошей визуализации изменений в оболочках лучше использовать T2ВИ, причем желательно, чтобы в ходе МРТ-сканирования произошло подавление сигналов как от спинно-мозговой жидкости, так и от подкожно-жировой клетчатки.

Эта задача, на первый взгляд, может решаться путем использования режима FLAIR, добавив в эту ИП импульс для частотно-селективного (химсдвигового) подавления сигналов жира. В частности, на МР-томографе Томикон С50 “Брукер” для этой цели предусмотрена опция Fat suppression. Аналогичные возможности имеются на МР-томографах фирмы “Филипс” и др. Однако частотно-селективные методы сильно зависят от однородностей магнитных полей, из-за чего, как показала практика, качество подавления жира далеко не всегда оказывается удовлетворительным. Это особенно актуально для случая, когда в зоне сканирования оказываются участки с металлическими включениями различного происхождения, например, обусловленные операционным вмешательством. Такие участки часто располагаются в костях черепа, то есть именно там, где близко расположены мозговые оболочки. Поэтому желательно выбрать ту методику МРТ-исследования, которая меньше всего зависит от неоднородностей магнитных полей.

## Материал и методы

Работа проводилась на 0,5 Тл МР-томографе Томикон С50 “Брукер”. Решение задачи одновременного подавления сигналов свободной жидкости и жировой ткани, обладающих существенно

различающимися временами продольной релаксации, было реализовано созданием импульсной последовательности DIR (Double Inversion Recovery):  $180^\circ\text{-}T_{1w}\text{-}180^\circ\text{-}T_{1f}\text{-}90^\circ$ , которая как бы объединяет последовательности FLAIR и STIR [21]. В этой последовательности перед считыванием МР-сигнала дважды используется эффект “инверсия–восстановление”. За счет этого синхронизируется процесс релаксационного перехода через ноль продольных намагниченностей с разными временами релаксации, в данном случае – для намагниченностей воды и жира.

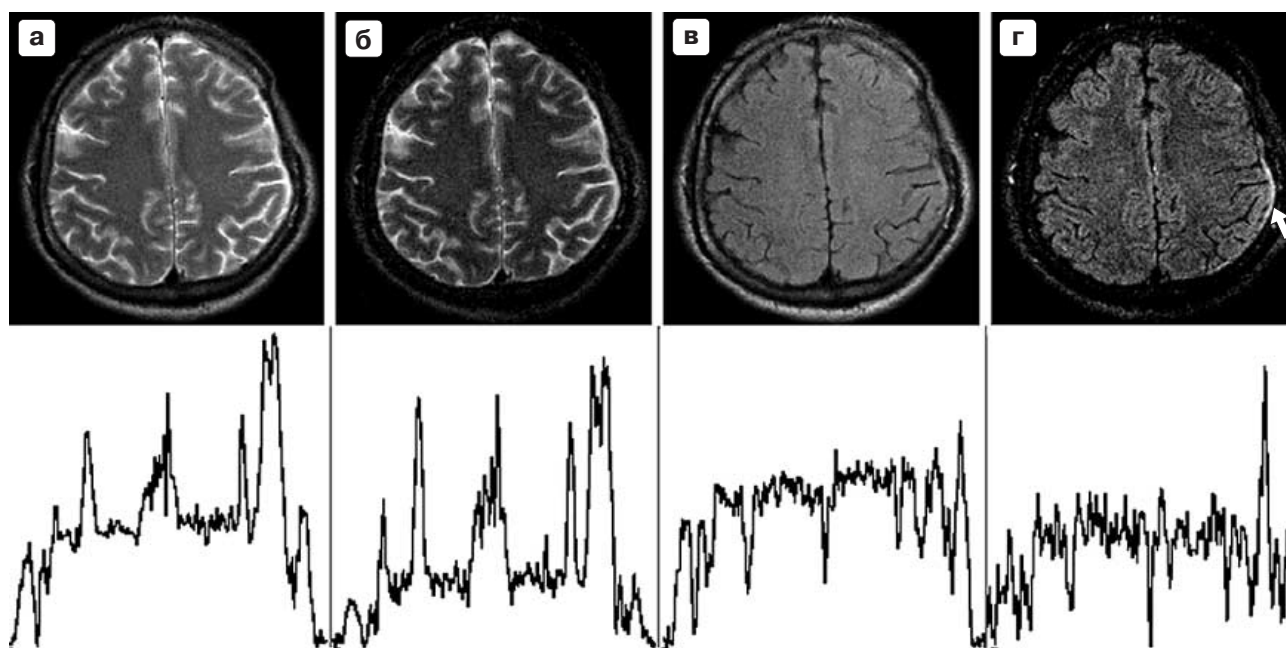
Заметим, что последовательность DIR известна в МРТ. Для решения задач о сегментации вещества мозга, а также для исследования зон демиелинизации применяется МРТ-сканирование с одновременным подавлением вещества мозга (серого или белого) и СМЖ [22]. Кроме того, она применяется для исследования артериальных стенок в условиях, когда необходимо подавить сигнал крови вне зависимости от того, содержит или не содержит она контрастирующий агент [23]. Применительно к исследованию оболочек мозга важно, что ИП DIR, в отличие от ИП с применением химсдвигового метода подавления нежелательных для визуализации тканей, мало зависит от неоднородностей магнитных полей и не требует точных частотных настроек.

ИП DIR была реализована путем модификации фирменной программы msme.ppg, входящей в состав пакета ParaVision™ v.1.0, работающей в среде IRIX 5.3 на платформе SiliconGraphics INDY.

Мы использовали параметры  $TR/TE_{\text{eff}}/T_{1w}/T_{1f} = 5600/100/1300/80$  мс и RARE-фактор = 8–10. При этих параметрах получаются МР-изображения с контрастом, характерным для T2ВИ. Одновременно с этим подавляются сигналы от свободной жидкости и жировой ткани. В результате, при сканировании головного мозга были получены МРТ-изображения, на которых подавлены сигналы от СМЖ, орбит, глазных яблок, подкожно-жировой клетчатки, то есть нормальных структур, обычно дающих мощные сигналы на T2ВИ (рис. 1г).

Для оценки возможностей ИП DIR были проведены МРТ-исследования 23 пациентам с клинической картиной первичного или вторичного лептоменингита. В четырех случаях были выполнены повторные контрольные исследования для оценки динамики изменений. В качестве контрольной группы было обследовано 34 пациента с различными клиническими диагнозами, включая острое и хроническое сосудистое поражение мозга, эпилептический синдром и др.

Оценка изображений проводилась двумя рентгенологами независимо друг от друга. При этом



**Рис. 2.** Пациент Т., 28 лет. Посттравматический лептоменингит. Верхний ряд – МР-изображения для одной и той же зоны интереса от режимов. а – T2-TSE; б – STIR; в – FLAIR; г – DIR. Нижний ряд – графики зависимости МР-сигнала от координаты вдоль горизонтальной линии, проведенной через зону поражения. Стрелка указывает на локализацию измененной оболочки мозга.

проводилась оценка T2ВИ ( $TR/TE = 5000/100$  мс), T1ВИ ( $TR/TE = 490/15$  мс), изображений в ИП FLAIR ( $TR/TE/TI = 5100/100/1300$  мс) и ИП DIR ( $TR/TE/TI_w/TI_f = 5600/100/1300/80$  мс). Фиксировалось наличие или отсутствие видимых патологических изменений оболочек мозга в каждой из этих ИП, а также характер выявляемых изменений по качественным признакам: плохо заметные изменения, умеренно заметные и хорошо заметные.

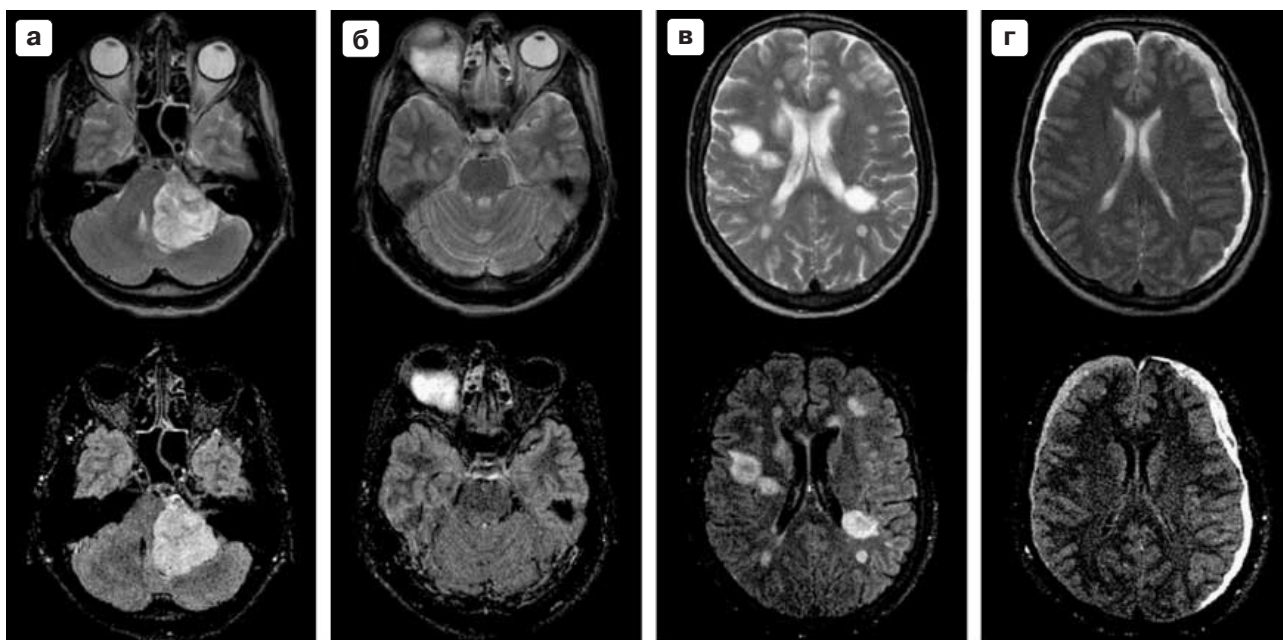
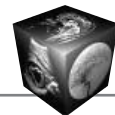
## Результаты

В обследуемой группе изменения в мозговых оболочках наиболее часто выявлялись на изображениях в ИП DIR (22 из 23). При этом они всегда оценивались как умеренно или хорошо заметные изменения. Тогда как на обычных T2- и T1-взвешенных изображениях изменения были выявлены лишь, соответственно, в 1 и 2 случаях из 23 и были классифицированы как плохо заметные. Для ИП FLAIR изменения были выявлены в 8 случаях как плохо заметные и в 3 случаях как умеренно заметные. У 11 пациентов изменения выявлялись только на изображениях в ИП DIR. В контрольной группе подобного рода изменений выявлено не было.

Таким образом, было показано, что благодаря последовательности DIR улучшается визуализация патологических изменений в оболочках мозга. Замечено, что благодаря подавлению мощных фоновых сигналов от тканей, граничащих с обо-

лочками, происходит изменение шкалы яркости на MPT-изображении.

На рис. 2 приведены в качестве примера результаты MPT-исследования головного мозга пациента Т. после операции по удалению субдуральной гематомы и развития посттравматического лептоменингита. На обычных MPT-изображениях, полученных методами T2-TSE и STIR (рис. 2а, б) выявить изменения в оболочках мозга не удастся из-за сильного сигнала от СМЖ. Недостаточно отчетливо (даже при наличии априорной информации о возможной локализации) выявляется зона поражения на MPT-изображениях, полученных в режиме FLAIR (рис. 2в) и близких по контрасту T1ВИ, из-за сильного сигнала от жировой ткани. Лишь при одновременном подавлении сигналов воды и жира с помощью ИП DIR зона поражения надежно выявляется (рис. 2г). На рис. 2 под MPT-изображениями приведены графики зависимости МР-сигнала от координаты вдоль горизонтальной линии, проведенной через зону поражения. Для разных режимов сканирования представлена одна и та же зона интереса. В режиме DIR получается наиболее простая картина распределения тканевого контраста для нормальных тканей, благодаря чему сигнал от измененной ткани хорошо выявляется. Если соотношение интенсивностей пиков сигналов от измененной зоны и нормальных тканей принять за объективный критерий диагнос-



**Рис. 3.** Визуализация патологических изменений на T2ВИ для ИП TSE (верхний ряд) и при использовании ИП DIR (нижний ряд). а – невринома левого вестибулокохлеарного нерва; б – ретробульбарная гематома; в – рассеянный склероз; г – субдуральные гематомы по конвексу больших полушарий мозга.

тической ценности разных режимов сканирования, то можно считать, что режим DIR в наибольшей степени удовлетворяет этому критерию. Как видно из рис. 2, только в режиме DIR интенсивность пиков от нормальных тканей существенно меньше, чем от измененной ткани. В результате сигнал от измененной ткани не только надежно выявляется, но и определяет шкалу яркости по всему срезу на MPT-изображении.

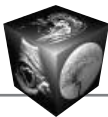
### Обсуждение

Высокая эффективность методики сканирования DIR для исследования патологически измененных оболочек мозга определяется тем, что благодаря подавлению сильных фоновых сигналов от нормальных тканей упрощается картина тканевого контраста и оптимизируется усиление приемного тракта. К издержкам можно отнести снижение уровня МР-сигнала примерно в 1,6 раз по сравнению с методиками FLAIR или STIR.

Добавление дополнительного  $180^\circ$  импульса в сканирующую импульсную последовательность для реализации методики DIR лишь незначительно повышает РЧ нагрузку на пациента по сравнению с обычными методиками FLAIR или STIR. Это объясняется тем, что DIR, FLAIR, STIR, а также другие методики, нацеленные на получение T2ВИ, обычно используют методику считывания TSE, где, как правило, используется порядка десяти перефокусирующих  $180^\circ$  импульсов.

Дополнительно было замечено, что ИП DIR улучшает визуализацию и других патологических изменений мозга, например опухолей, очагов сосудистого поражения, зон демиелинизации и др. [21, 24, 25]. Этому способствует то, что их времена релаксации занимают промежуточные значения между коротким временем T1 для жира и большим временем T1 для свободной жидкости. Сигналы от указанных патологических образований выглядят более отчетливо на фоне подавленных сигналов от СМЖ и жировой ткани (рис. 3), так как подавление мощных фоновых сигналов от нормальных тканей создает благоприятные условия для работы приемного тракта. Упрощение тканевого контраста создает благоприятные условия для сегментации и объемной реконструкции патологических образований, что полезно для динамического наблюдения [24].

Настоящее исследование является предварительным и имеет своей целью отработку методики использования ИП DIR. Мы планируем продолжить работу в этом направлении для получения более точных оценок возможностей ИП DIR при выявлении патологических изменений оболочек мозга различной этиологии. Для решения этой задачи, в частности, предполагается реализовать этот режим сканирования на МР-томографе 0.15 Тл. Это позволит оценить возможности предлагаемого метода применительно к низкочастотной МР-томографии, где проблема тканевого контраста стоит



особенно остро. При невозможности реализовать режим DIR на конкретном томографе, можно использовать для диагностики эмулирующие этот режим MPT-изображения, полученные в результате перемножения изображений от режимов FLAIR и STIR [25]. Однако этот прием требует не одного, а двух режимов сканирования, а следовательно, большего времени на исследование. При этом надежные данные получатся только при идентичных для обоих режимов параметрах сканирования и локализации исследуемого объекта.

## Выводы

Использование ИП DIR повышает возможности нативной MPT при исследовании патологических изменений в оболочках мозга. Это позволяет сократить количество исследований с внутривенным контрастным усилением при данной группе патологий.

Методику DIR можно рассматривать как относительно несложную модификацию метода FLAIR, который уже давно реализован на большинстве томографов. Поэтому можно предполагать, что ИП DIR также может быть легко адаптирована для применения на различных типах МР-томографов.

## Список литературы

1. Трофимова Т.Н., Ананьева Н.И., Назинкина Ю.В. и др. Нейрорадиология. СПб.: Издательский дом СПбМАПО, 2005. С. 251–253.
2. Лебедев В.В., Крылов В.В., Тиссен Т.П., Халчевский В.М. Компьютерная томография в неотложной нейрохирургии. М.: Медицина, 2005. С. 325–337.
3. Цементис С.А. Дифференциальная диагностика в неврологии и нейрохирургии / Под ред. Гусева Е.И. М.: Гэотар-Медиа, 2005. С. 24–69.
4. Mokri B. The Monro-Kellie hypothesis: applications in CSF volume depletion // *Neurology*. 2001. V. 56. P. 1746–1748.
5. Tosaka M., Sato N., Fujimaki H., Saito N. Wave-like appearance of diffuse pachymeningeal enhancement associated with intracranial hypotension // *Neurorad*. 2005. V. 47. N 5. P. 362–367.
6. Fukui M.B., Meltzer C.C., Kanal E., Smirniotopoulos J.G. MR imaging of the meninges. Part II. Neoplastic disease // *Radiology*. 1996. V. 201. P. 605–612.
7. Malheiros S.M., Franco C.M., Stavale J.N. et al. Medulloblastoma in adults: a series from Brazil // *J. Neurooncol*. 2002. V. 60. N 3. P. 247–253.
8. Холин А.В. Магнитно-резонансная томография при заболеваниях центральной нервной системы. СПб.: Гиппократ, 1999. С. 116–128.
9. Kawano Y., Kira J. Chronic hypertrophic cranial pachymeningitis associated with HTLV-I infection // *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry*. 1995. V. 59. P. 435–437.
10. River Y., Schwartz A., Gomori J.M. et al. Clinical significance of diffuse dural enhancement detected by magnetic resonance imaging // *J. Neurosurg*. 1996. V. 85. P. 777–783.
11. Bang O.Y., Kim D.I., Yoom S.R., Choi I.S. Idiopathic hypertrophic pachymeningeal lesions: correlation between clinical patterns and neuroimaging characteristics // *Eur. Neurol*. 1998. V. 39. P. 49–56.
12. Li J.Y., Lai P.H., Lam H.C. et al. Hypertrophic cranial pachymeningitis and lymphocytic hypophysitis in Sjorgaen's syndrome // *Neurology*. 1999. V. 52. P. 420–423.
13. Клиническое руководство. Черепно-мозговая травма / Под ред. Коновалова А.Н., Лихтермана Л.Б., Потопова А.А. М.: Антидор, 2002. Т. 3. С. 418–423.
14. Мартынова Н.В. Оптимизация диагностического процесса на догоспитальном этапе у пациентов с заболеваниями органов брюшной полости (печени и поджелудочной железы): Автореф. дисс. ... докт. мед. наук. М.: РМАПО, 2006. 34 с.
15. Kilani B., Ammari L., Tiouiri H. et al. Neuroradiologic manifestations of central nervous system tuberculosis in 122 adults // *Rev. Med. Interne*. 2003. V. 24. N 2. P. 86–96.
16. Hunter J.V., Morriss M.C. Neuroimaging of central nervous system infections // *Semin. Pediatr. Infect. Dis*. 2003. V. 14. N 2. P. 140–164.
17. Henning J., Nauerth A., Frieberg H. RARE Imaging – A Fast Imaging Method for Clinical MR // *Magn. Reson. Med.*, 1986. V. 3. P. 823–833.
18. 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. V. 2. N 2. P. 533–540.
19. Fleckenstein J.L., Archer B.T., Barker B.A. et al. Fast short-tau inversion-recovery MR imaging // *Radiology*. 1991. 179. P. 499–504.
20. Bydder G.M., Young I.R. MR Imaging: clinical use of the inversion-recovery sequence // *J. Comput. Assist. Tomogr*. 1985. V. 9. P. 659–675.
21. Pirogov Yu.A., Anisimov N.V., Gubskii L.V. Simultaneous suppression of water and fat signals in magnetic resonance imaging // *Proceedings of SPIE*. 2002. V. 4681. P. 612–616.
22. Redpath T.W., Smith F.W. Technical note: use of a double inversion recovery pulse sequence to image selectively grey or white brain matter // *Br. J. Radiol*. 1994. V. 67 N 804. P. 1258–1263.
23. Yarnykh V.L., Yuan C. Quadruple Inversion-Recovery (QIR): a method for contrast-enhanced black-blood imaging // *Magn. Reson. Med*. 2002. V. 48. P. 899–905.
24. 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. V. 5030. P. 939–942.
25. 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 фак-т МГУ им. М.В. Ломоносова, 2005. С. 141.