

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

## Detection of Pathological Changes in Meninges by Simultaneous Water and Fat Signals Suppression in MRI

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

The problem of MRI investigation of meninges is studying. It is difficult enough because normal tissues, adjoining the zone of meninges, maintain fat and free water and give surplus bright signal at usual MRI images. Therefore it is difficult to reveal small variations of tissue contrast for adjoining meninges. Usual pulse sequences, including methods of only water signal suppression (FLAIR) or only fat signal suppression (STIR), are not effective enough. Therefore we suggest using the pulse sequence DIR for the best visualization of changed meninges when inversion-recovery effect is applied twice due to simultaneous water and fat signal suppression is provided. Suppression of a powerful signal from a normal tissue promotes adaptation of a receiver to a signal from pathologically changed tissue, thereby tissue contrast is simplified significantly, and as a result, favorable conditions are created for their reliable visualization.

\* \* \*

### Введение

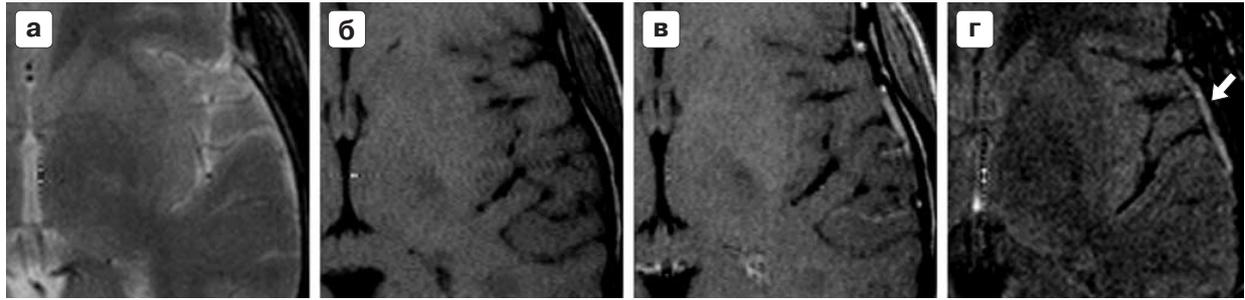
Выявление патологических изменений в оболочках мозга до сегодняшнего дня остается весьма сложной задачей в нейрорентгенологии [1]. Чаше состояние мозговых оболочек требуется оценить при развитии в них первичных или вторичных воспалительных изменений [2, 3], реже – при синдроме спонтанной внутричерепной гипотензии [4, 5] и опухолевых поражениях [6, 7]. Существенную помощь при этом могут оказать данные магнитно-резонансной томографии (МРТ) [1, 2].

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 T1-ВИ (рис. 1, а, б) [8–10]. Эти изменения при воспалительном процессе 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 являться скопление экссудата под оболочками при воспалительном процессе [1, 12]. При этом изменение характера МР-сигнала может быть переменным, но в целом наблюдается тенденция к повышению интенсивности сигнала на T2-ВИ. Нативная МРТ обладает малой чувствительностью при регистрации подобного рода изменений [1, 3, 8], поэтому для повышения диагностических возможностей МРТ было предложено использовать внутривенное введение гадолиний-содержащих контрастных препаратов [1, 2, 13]. Укорочение времени продольной релаксации в зоне поражения оболочек вследствие накопления контрастного вещества приводит к повышению МР-сигнала на T1-ВИ (рис. 1, в).

При МРТ-исследовании с введением контрастного вещества (по-прежнему достаточно дорогостоящего) увеличивается время обследования пациента и повышается его себестоимость. В настоящее время для России это соответствует удорожанию МРТ-исследования на 40–120% [14]. Кроме того, внутривенная инъекция является

Для корреспонденции: Анисимов Николай Викторович – 115191 Москва, ул. Татищева, д. 13, кв. 21. Тел.: 939-48-20 (раб.), факс: 939-48-20.



**Рис. 1.** Пациент К., 34 года, с отогенным лептоменингитом. а – T2-ВИ (TSE); б – T1-ВИ; в – T1-ВИ с введением контрастного вещества; г – одновременное подавление сигналов от воды и жира методом DIR; стрелка указывает на локализацию измененной оболочки мозга.

инвазивной процедурой и может иметь 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 спинномозговой жидкости (СМЖ) в непосредственной близости от оболочек скрывает изменение интенсивности МР-сигнала от самих оболочек на T2-ВИ. К тому же жировая клетчатка, несмотря на короткое время T1-ВИ, также дает сильный сигнал на T2-ВИ. Это связано с тем, что для достижения приемлемого времени сканирования T2-ВИ обычно применяется методика турбо-спин-эхо (TSE), при 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, с эффективным радиочастотным полем, создаваемым 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 T2-ВИ, получаемых по методике TSE [18].

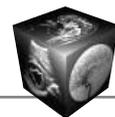
T1-ВИ обладает значительно меньшей чувствительностью при выявлении патологических изменений, в том числе в оболочках мозга. При этом яркий сигнал на T1-ВИ от подкожно-жировой клетчатки, а у некоторых субъектов и от диплоэтического слоя в связи с явлениями его жировой дистрофии уменьшает динамический диапазон приемника, дополнительно ухудшая чувствительность T1-ВИ.

Попытки устранить эти трудности предпринимаются давно. Сегодня стандартный набор про-

граммного обеспечения современного томографа обычно содержит сканирующие импульсные последовательности (ИП), приспособленные для подавления сигналов от 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 ИП  $180^\circ - T1 - 90^\circ$ . 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 нулевую отметку в ходе релаксационного процесса и, следовательно, МР-сигнал от ткани с временем релаксации T1 равен нулю. 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 от свободной жидкости, которая имеет большее время продольной релаксации T1 – около секунд, а STIR – для подавления сигналов от жировой ткани с коротким временем T1 – около 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 T1 позволяет получить T2-ВИ 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 уже было сказано, обнаружить эффект снижения сигнала на T1-ВИ, как правило, невозможно в силу малой чувствительности этих изображений. Кроме того, снижение сигнала может быть связано не только с патологическими изменениями, но и с аппаратными артефактами, в частности cross-talk-эффектом.

Таким образом, можно констатировать, что для хорошей визуализации изменений в оболочках мозга лучше использовать T2-ВИ, причем желательно, чтобы в ходе МРТ-сканирования произошло подавление сигналов как от СМЖ, так и от подково-жировой клетчатки.

Эта задача, на первый взгляд, может решаться путем использования режима FLAIR с добавлением в эту ИП импульс для частотно-селективного (химсдвигового) подавления сигналов от жира. Аналогичные возможности имеются на МР-томографах фирмы "Филипс" и др. Однако частотно-селективные методы сильно зависят от однородности магнитных полей, из-за чего, как показала практика, качество подавления сигнала жира далеко не всегда оказывается удовлетворительным. Это особенно актуально в тех случаях, когда в зоне сканирования оказываются участки с металлическими включениями различного происхождения, например обусловленные операционным вмешательством. Такие участки часто располагаются в костях черепа, т.е. 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

Работу проводили на МР-томографе Томикон С50 (Брукер) 0,5 Тл. Задача одновременного подавления сигналов от свободной жидкости и жировой ткани с существенно различающимися временами продольной релаксации была решена путем создания импульсной последовательности DIR (Double Inversion Recovery):  $180^\circ - T_{1w} - 180^\circ - T_{1f} - 90^\circ$ , которая как бы объединя-

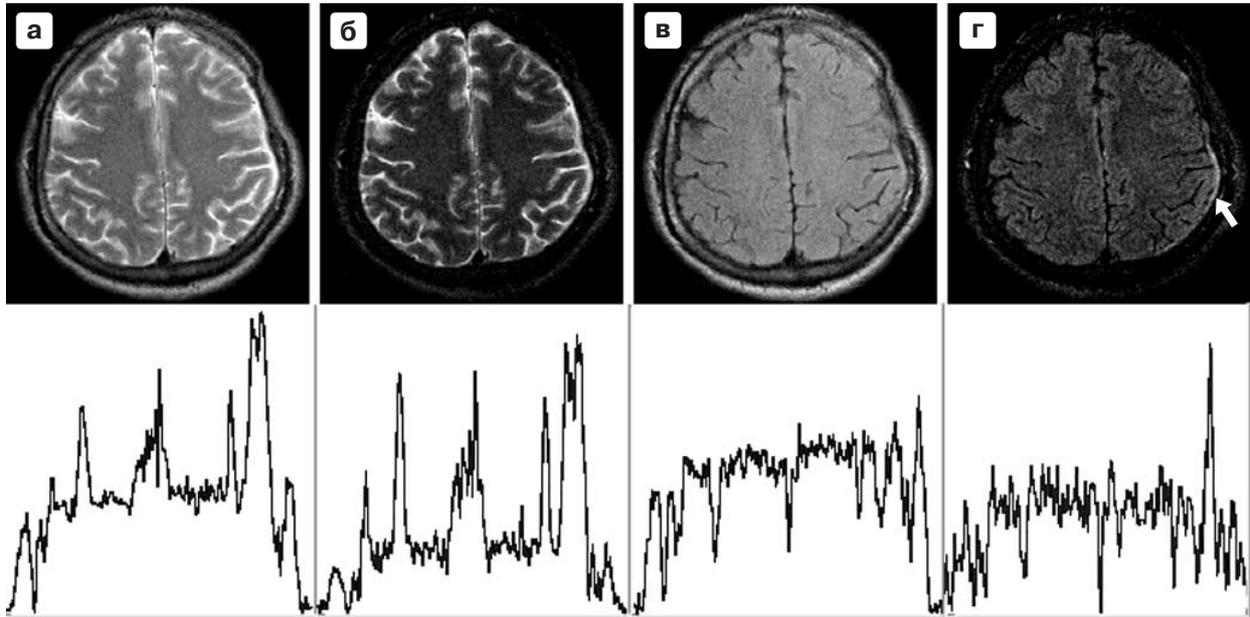
ет последовательности FLAIR и STIR [21]. В этой последовательности перед считыванием МР-сигнала дважды используется эффект инверсия-восстановление. За счет этого синхронизируется процесс релаксационного перехода через нулевую отметку продольных намагниченностей с разными временами релаксации, в данном 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, ИП DIR применяется для исследования артериальных стенок в условиях, когда необходимо подавить сигнал от 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.

Мы использовали параметры  $TR/TE_{eff}/T_{1w}/T_{1f} = 5600/100/1300/80$  мс и RARE-фактор, равный 8–10. При этих параметрах получаются МР-изображения с контрастом, характерным для T2-ВИ. 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, подково-жировой клетчатки, т.е. нормальных структур, обычно дающих мощные сигналы на T2-ВИ (рис. 1, г).

Для оценки возможностей ИП DIR были проведены МРТ-исследования у 23 пациентов с клинической картиной первичного или вторичного лептоменингита. В 4 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.

T2-ВИ ( $TR/TE = 5000/100$  мс), T1-ВИ ( $TR/TE = 490/15$  мс), изображения в ИП FLAIR ( $TR/TE/TI = 5100/100/1300$  мс) и ИП DIR ( $TR/TE/T_{1w}/T_{1f} = 5600/100/1300/80$  мс) оценивали два рентгенолога независимо друг от друга. Фиксировали 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.



**Рис. 2.** Пациент Т., 28 лет, с посттравматическим лептоменингитом. Вверху – МР-изображения для одной и той же “зоны интереса” от режимов: а – T2-TSE; б – STIR; в – FLAIR; г – DIR. Внизу – графики зависимости МР-сигнала от координаты вдоль горизонтальной линии, проведенной через зону поражения. Стрелка указывает на локализацию измененной оболочки мозга.

## Результаты

В обследуемой группе изменения в мозговых оболочках наиболее часто выявляли на изображениях в ИП DIR (22 из 23). При этом их всегда оценивали как умеренно или хорошо заметные. В то же время на обычных T2- и T1-ВИ изменения обнаружены соответственно лишь в 1 и 2 случаях из 23 и классифицированы как плохо заметные. В ИП FLAIR изменения выявлены в 8 случаях как плохо заметные и в 3 случаях как умеренно заметные. У 11 пациентов изменения были только на изображениях в ИП DIR. В контрольной группе подобного рода изменений не наблюдали.

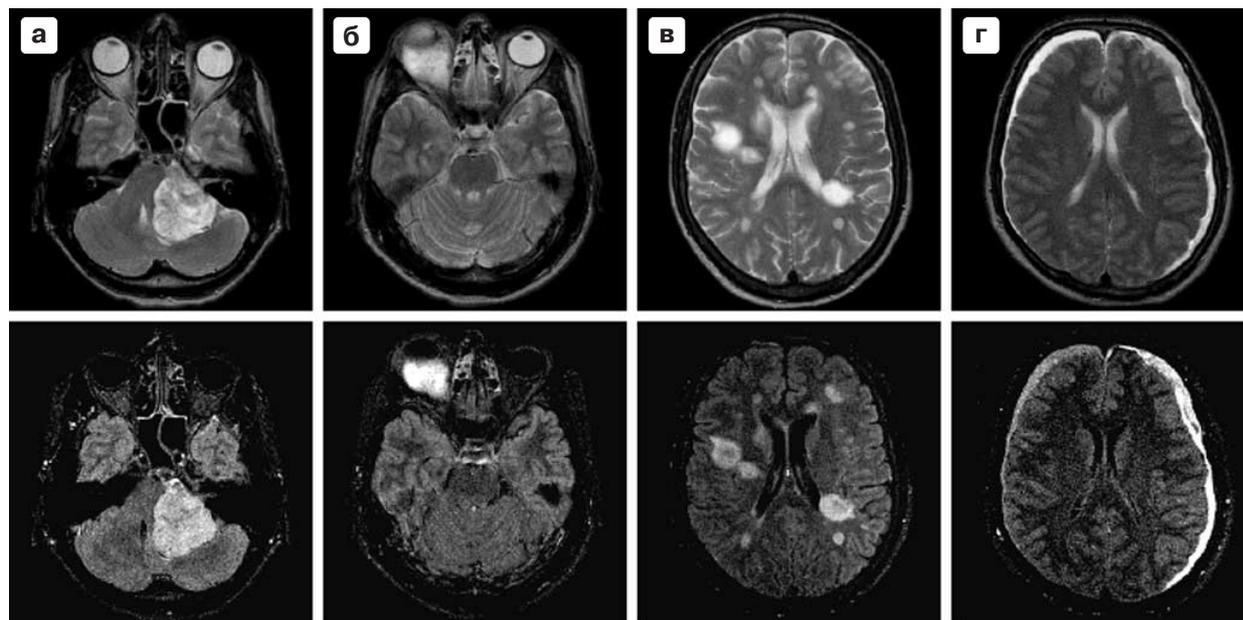
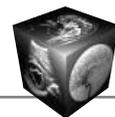
Таким образом, было показано, что благодаря ИП DIR улучшается визуализация патологических изменений в оболочках мозга. Замечено, что благодаря подавлению мощных фоновых сигналов от тканей, граничащих с оболочками, происходит изменение шкалы яркости на МРТ-изображении.

На рис. 2 в качестве примера приведены результаты МРТ-исследования головного мозга пациента Т. после операции по удалению субдуральной гематомы и развития посттравматического лептоменингита. На обычных МРТ-изображениях, полученных методами T2-TSE и STIR (см. рис. 2, а, б), выявить изменения в оболочках мозга не удастся из-за сильного сигнала от СМЖ. Недостаточно отчетливо (даже при наличии априорной информации о возможной локализации)

видна зона поражения на МРТ-изображениях, полученных в режиме FLAIR (см. рис. 2, в) и близких по контрасту T1-ВИ, из-за сильного сигнала от жировой ткани. Лишь при одновременном подавлении сигналов от воды и жира с помощью ИП DIR зона поражения визуализируется верно (см. рис. 2, г). На рис. 2 под МРТ-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 картина распределения тканевого контраста для нормальных тканей наиболее простая, благодаря чему сигнал от измененной ткани хорошо выявляется. Если соотношение интенсивностей пиков сигналов от измененной зоны и нормальных тканей принять за объективный критерий диагностической ценности разных режимов сканирования, то можно считать, что режим DIR в наибольшей степени удовлетворяет этому критерию. Как видно на 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 МРТ-изображении.

## Обсуждение

Высокая эффективность методики сканирования DIR для исследования патологически изме-



**Рис. 3.** Визуализация патологических изменений на T2-ВИ 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.

ненных 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 раза по сравнению с методиками FLAIR или STIR.

Добавление дополнительного  $180^\circ$  импульса в сканирующую ИП для реализации методики DIR лишь незначительно повышает радиочастотную нагрузку на пациента по сравнению с обычными методиками FLAIR или STIR. Это объясняется тем, что при DIR, FLAIR, STIR, а также других методиках для получения T2-ВИ обычно методика считывания TSE, при которой, как правило, используется порядка 10 перефокусирующих  $180^\circ$  импульсов.

Замечено также, 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 направлено на 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 низкопольной МРТ, при проведении которой проблема тканевого контраста стоит особенно остро. При невозможности реализовать режим DIR на конкретном томографе можно использовать для диагностики эмулирующие этот режим МРТ-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 будут получены только при идентичных для обоих режимов параметрах сканирования и локализации исследуемого объекта.

### Выводы

1. Использование ИП DIR повышает возможности нативной МРТ при исследовании патологичес-



ких изменений в оболочках мозга. Это позволяет сократить количество исследований с внутривенным контрастным усилением при данной группе патологий.

2. 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. Е.И. Гусева. М.: Гэотар-Медиа, 2005. С. 24–69.
3. 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. Psychiat*. 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. А.Н. Коновалова, Л.Б. Лихтермана, А.А. Потапова. 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. дис. ... д-ра. мед. наук. М.: РМАПО, 2006.
15. Kilani B., Ammari L., Tiouiri H. et al. Neuroradiologic manifestations of central nervous system tuberculosis in 122 adults // *Rev. Med. Intern*. 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. V. 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 // *Proc. 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 (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 // *Proc. 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.