

# МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЕ СКАНИРОВАНИЕ С ПОДАВЛЕНИЕМ СИГНАЛОВ ОТ НОРМАЛЬНОЙ ТКАНИ

**Ю. А. Пирогов, Н. В. Анисимов, А. В. Губский**

Описаны эксперименты по магнитно-резонансной томографии (МРТ), в которых для лучшей визуализации патологических изменений применяется подавление сигналов от нормальной ткани. Рассмотрение проводится в рамках концепции, согласно которой наилучшая визуализация патологии возможна тогда, когда картина контраста от всех нормальных тканей представлена однородным фоном. Особое внимание уделено визуализации патологических тканей, дающих повышение сигнала относительно нормальных тканей. Описаны эксперименты, в которых за счет применения импульсной последовательности, действующей на основе эффекта «инверсия-восстановление», осуществляется одновременное подавление сигналов от свободной жидкости и жира. Показано, что за счет подавления сигналов от тканевых компонент, входящих в состав нормальных структур головного мозга, картина тканевого контраста упрощается и расширяется динамический диапазон приемника. Предложен метод получения максимально упрощенных по тканевому контрасту МРТ-изображений, на которых подавлены не только сигналы от жира и не связанной воды, но и от некоторых структур, содержащих частично связанную воду.

Experiments on magnetic resonance imaging (MRI) with suppression of free water and fat signals are described for the case of using the pulse sequences created on the base of "inversion-recovery" effect. The picture of tissue contrast is simplified and dynamical range of receiver is spread if a too bright signal from principal normal tissue of brain is suppressed. As a result, suitable conditions for visualization and 3-D reconstruction of some intracranial pathological forms (haematomas, tumor, etc.) are created. The method for the obtainment of MRI-images with maximally simplified tissue contrast is suggested. In the case, not only fat and free water signals are suppressed but the signals from other structures containing some bounded water as well.

## Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) в настоящее время – мощный метод медицинской диагностики благодаря высокой информативности и безопасности исследования [1]. Для повышения информативности исследования постоянно вводятся технические усовершенствования, разрабатываются импульсные программы и методы обработки данных, позволяющие обеспечить наилучшую визуализацию



**Юрий Андреевич  
Пирогов –**

докт. физ.-мат. наук, профессор,  
академик Российской экологической  
академии, директор Центра  
магнитной томографии  
и спектроскопии (ЦМТС)  
МГУ им. М. В. Ломоносова.

*Область научных интересов:*  
радиофизика,  
физическая электроника,  
экология, биомедицина, физика  
и применение микроволн



**Николай Викторович  
Анисимов –**

канд. физ.-мат. наук,  
ст. научн. сотрудник ЦМТС  
МГУ им. М. В. Ломоносова.

*Область научных интересов:*  
ЯМР-спектроскопия,  
МР-томография



**Леонид Васильевич  
Губский –**

канд. мед. наук, доцент  
каф. неврологии РГМУ,  
ст. науч. сотрудник ЦМТС  
МГУ им. М. В. Ломоносова.

*Область научных интересов:*  
магнитно-резонансная  
и компьютерная томография



изучаемых структур с учетом диагностических задач. Одним из путей улучшения визуализации является упрощение картины тканевого контраста за счет подавления сигналов от отдельных тканевых компонент.

### **Методы подавления сигналов воды и жира в МРТ-исследованиях**

Типовое диагностическое МРТ-исследование при неопределенном клиническом диагнозе обычно состоит из двух этапов. В ходе первого этапа получают стандартные  $T_1$ - и  $T_2$ -взвешенные изображения. Если на основе полученных изображений можно заподозрить наличие патологического образования – опухоли, кисты, зоны отека, кровоизлияния и т.п., то обычно проводится второй этап исследования, в ходе которого используются режимы сканирования, обеспечивающие наилучшую визуализацию предполагаемых патологических изменений. Одним из эффективных способов улучшения визуализации патологических тканевых изменений является применение методов сканирования, при которых происходит подавление сигналов от нормальных тканевых компонент. Это наиболее актуально для тканей, содержащих жир или несвязанную воду. Такие ткани дают избыточно яркое МРТ-изображение при стандартных режимах сканирования, из-за чего сложно выявить вариации контраста для патологических изменений, представляющих диагностический интерес.

Применительно к структурам головного мозга можно отметить, что жировая ткань содержится в подкожной области, кранио-вертебральном переходе, орбитах. Свободная (несвязанная) жидкость находится в желудочках мозга, глазных яблоках, заполняет субарахноидальные пространства и борозды.

Подавление сигналов воды или жира для лучшей визуализации и дифференциации патологических тканей широко применяется при МРТ-исследованиях [2]. Подавление сигналов воды или жира осуществляют либо частотно-селективными методами, либо методами, чувствительными к времени релаксации.

В первом случае используется тот факт, что ларморовы частоты воды и жира из-за разницы в химическом сдвиге отличаются на 3,5 м.д. (для поля 0,5 Тл – на 70 Гц). Поэтому с помощью радиочастотных (РЧ) импульсов с гладкой огибающей можно селективно пода-

вить соответствующий пик. Применяя этот прием при МРТ-сканировании, можно получить изображения, на которых отсутствуют сигналы от тканевых компонент, у которых ларморова частота близка к частоте заполнения указанных РЧ-импульсов. Частотно-селективное подавление сигналов можно реализовать также с помощью неселективных импульсов, используя эффект разной скорости поворота векторов намагниченности в поперечной плоскости для воды и жира из-за разницы в химических сдвигах.

Альтернативный способ подавления сигналов воды или жира строится на использовании эффекта «инверсия-восстановление». В начало сканирующей импульсной последовательности добавляется РЧ-импульс, переводящий спиновую систему из равновесного состояния в инверсное, после чего начинается ее обратное восстановление. Поскольку скорость восстановления определяется временем продольной релаксации  $T_1$ , которое различается для разных тканей, то перед считыванием сигнала добавляется пауза  $T$  так, чтобы считывание началось в момент перехода продольной намагниченности ткани с заранее определенным временем  $T_1$  через нуль. Поскольку релаксация протекает по экспоненциальному закону, то для перехода намагниченности от полной инверсии к нулю необходимо задать  $T = T_1 \ln 2$ . Для подавления сигналов воды или жира методом «инверсия-восстановление» учитывают тот факт, что их времена релаксации существенно различаются. Так, в поле 0,5 Тл время  $T_1$  для жира составляет порядка 0,1 с, а для воды – от одной до нескольких секунд. Соответствующие методики подавления сигналов жира и воды известны под аббревиатурами STIR (Short Time Inversion Recovery) и FLAIR (Fluid Attenuated Inversion Recovery). В настоящее время режим FLAIR все чаще включается в стандартное исследование.

При МР-сканировании по многосрезовой методике применение методов «инверсия-восстановление» не приводит к существенному увеличению времени сканирования, поскольку во время паузы, отведенной на восстановление продольной намагниченности сканируемого среза, проводится сканирование соседних срезов. Это возможно, так как РЧ-импульсы, возбуждающие срезы, частотно-селективные. Дополнительные резервы в сокращении времени сканирования можно



найти в использовании для инверсии намагниченности не 180-градусных, а более коротких, например, 120-градусных импульсов – чем меньше угол отклонения, тем меньше время ее восстановления. Однако в этом случае потребуется принять меры к подавлению нежелательной поперечной намагниченности, например, с помощью дополнительного градиентного импульса.

При использовании метода FLAIR для исследования головного мозга происходит подавление сигналов от желудочков, глазных яблок, субарахноидальных пространств, включая корковые борозды, из-за чего на получаемых МРТ-изображениях преобладают участки значительного понижения сигнала. Это не всегда удобно для отслеживания слабых вариаций контраста у патологических тканей, расположенных в зоне резкого изменения контраста. В этой связи для лучшей визуализации патологических изменений можно рекомендовать не полное, а частичное подавление сигналов воды за счет применения увеличенной паузы  $T_1$  – «длинный FLAIR». Например, при  $T_1=1800$  мс (поле 0,5 Тл) продольная намагниченность воды, проходя через нуль при  $T_1=1300$  мс, частично восстанавливается к моменту считывания. При этом контраст желудочков мозга становится близок к контрасту серого вещества мозга, что облегчает исследование участков в стенках желудочков.

В практике МРТ применяется комбинированный метод подавления сигналов воды или жира, в котором инверсия намагниченности реализуется частотно-селективным способом – с помощью серии РЧ-импульсов – метод SPIR (Selective Partial Inversion Recovery). По сравнению с FLAIR данный метод дает меньшее ослабление сигнала для тканей с большими временами релаксации [3].

#### **Одновременное подавление сигналов воды и жира в МРТ-исследованиях**

Практика МРТ-исследований показала, что подавление только одной тканевой компоненты не всегда создает условия для надежного выявления патологических изменений, и во многих случаях необходимо обеспечивать одновременное подавление сигналов воды и жира. Это особенно актуально при исследовании областей, где близко соседствуют жировая ткань и ткань с большим содержанием свободной воды, например, области орбит, краниовертебрального перехода и др. Методы комбиниро-

ванного подавления сигналов воды и жира применяются для исследования орбит, а также в МР-спектроскопии [4].

Наша практика показала, что упрощение тканевого контраста, возникающее при одновременном подавлении сигналов воды и жира, полезно для визуализации не только орбит, но и оболочек мозга, височной кости, мягкотканых образований на основании черепа. Отсутствие на МР-изображениях интенсивных сигналов от воды и жира создает благоприятные условия для сегментации изображения и последующей оценки объема зоны патологических изменений. Упрощается задача построения трехмерной реконструкции патологических образований (опухоли, гематомы) методом проекции максимальной интенсивности – MIP (Maximum Intensity Projection) и объемной реконструкции с оттенением поверхностей – 3D-рендеринга [5–9].

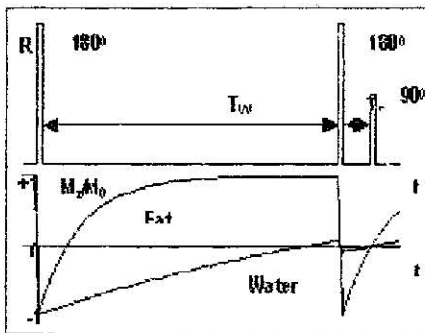
Для одновременного подавления сигналов воды и жира можно применить импульсную последовательность, настроенную на подавление сигналов воды методом «инверсия-восстановление», в которую добавлен селективный импульс, насыщающий жировую ткань. Одно из первых наших наблюдений по использованию данного подхода было связано с необходимостью устранения артефакта на МР-изображениях мозга, на которые накладывался сигнал от подкожного жира из-за нестандартной укладки полного пациента – его руки размещались вблизи головы и в режиме FLAIR создавали данный артефакт (рис. 1). Благодаря введению в импульсную последовательность FLAIR импульса, насыщающего жир, данную проблему удалось решить и получить качественные изображения.

К сожалению, автоматический алгоритм определения ларморовой частоты, применяемый в нашем томографе при рутинной съемке, не всегда давал правильный результат, особенно при исследовании органов с большим вкладом жировой ткани. В этом случае частота заполнения насыщающего импульса устанавливалась неоптимальным образом, в связи с чем применение данной методики оказывалось неэффективным. Поэтому для одновременного подавления сигналов воды и жира мы предпочли импульсную последовательность, основанную на двойном использовании эффекта «инверсия-восстановление», фактически объединяющую

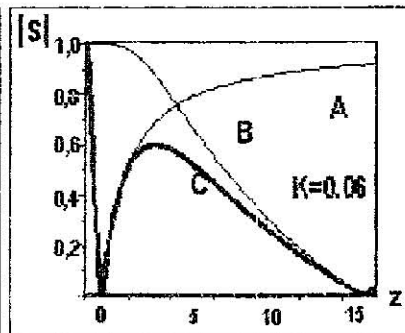


**Рис. 1.** Подавление артефакта от жировой клетчатки:

в связи с полным телосложением пациента С. (мужч., 43 года) его руки удалось разместить лишь рядом с головной катушкой, из-за чего на изображении возник артефакт в области затылка (слева); при одновременном подавлении сигналов воды и жира данный артефакт не проявляется (справа)



**Рис. 2.** Диаграмма импульсной последовательности (верхняя кривая) и эволюция продольной намагниченности жира и воды (нижние кривые) для последовательности  $180^\circ\text{-}T_W\text{-}180^\circ\text{-}T_F$



**Рис. 3.** Зависимость сигнала от времени  $T_1$  для методик, основанных на эффекте «инверсия – восстановление»: А – STIR, В – FLAIR, С – последовательность  $180^\circ\text{-}T_W\text{-}180^\circ\text{-}T_F$  [10]

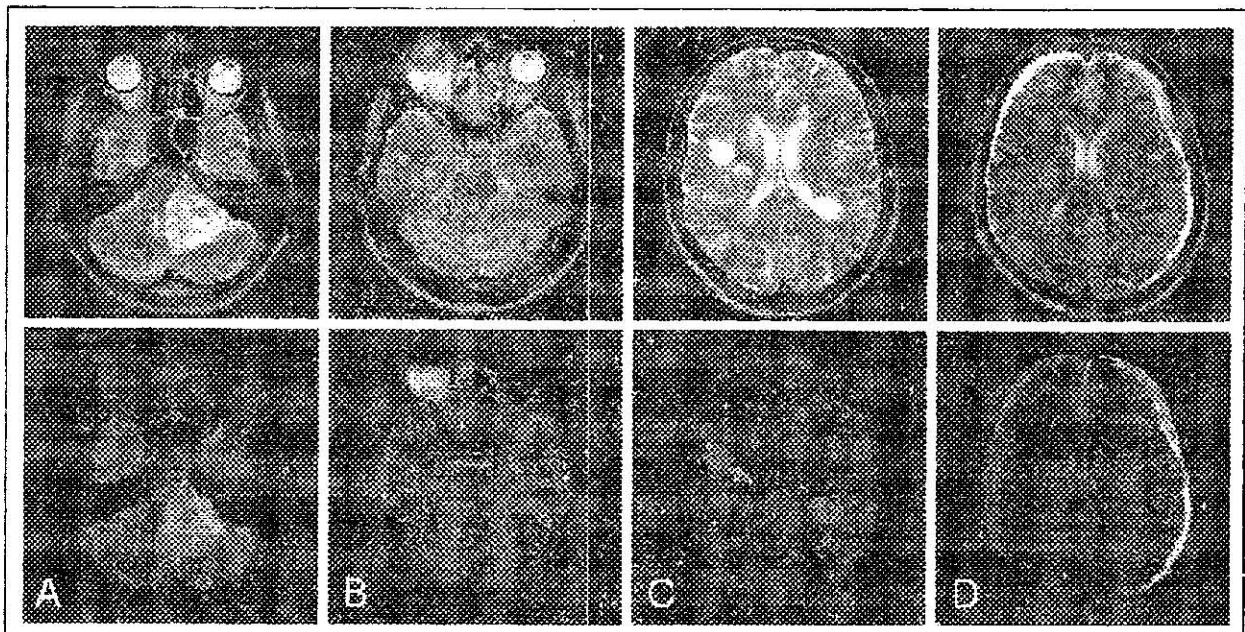
методики FLAIR и STIR. Такая последовательность проще в реализации, поскольку не требует точных частотных настроек.

Мы реализовали последовательность  $180^\circ\text{-}T_W\text{-}180^\circ\text{-}T_F$  (считывание сигнала), где задержки  $T_W$  и  $T_F$  подобраны таким образом, чтобы продольные намагниченности как воды, так и жира проходили в процессе релаксации через нуль одновременно (рис. 2). В этом случае отличаться от нуля будет только сигнал от ткани, имеющей время релаксации  $T_1$  отличное от  $T_{1F}, T_{1W}$ . Кривая зависимости сигнала от  $T_1$  приведена на рис. 3.

Расчет данной кривой дан в работе [11], где показано, что для  $T_{1F}/T_{1W} \ll 1$  имеем

$$S_c(z) = 1 - 2(1 - \exp(-(\ln 2/z) \times (1/k + 1))) \exp(-\ln 2/z),$$

где  $k = T_{1F}/T_{1W}$ ,  $z = T_1/T_{1F}$ . Диапазон значений  $T_1$ , в пределах которого кривая спадает не более чем в 2 раза, достаточно широк – для поля 0,5 Тл он занимает область 0,2..1,1 с. Именно в этом диапазоне лежат величины  $T_1$ , принадлежащие ряду патологических изменений: очаги демиелинизации, зоны отека, кровоизлияния, кавернозные ангиомы, некоторые опухоли и др. Поэтому при одновременном подавлении сигналов



**Рис. 4.** Визуализация патологических изменений на T2-ВИ (верхний ряд) и при одновременном подавлении сигналов воды и жира (нижний ряд): А – невринома, В – кровоизлияние в орбите, С – рассеянный склероз, D – двусторонняя субдуральная гематома

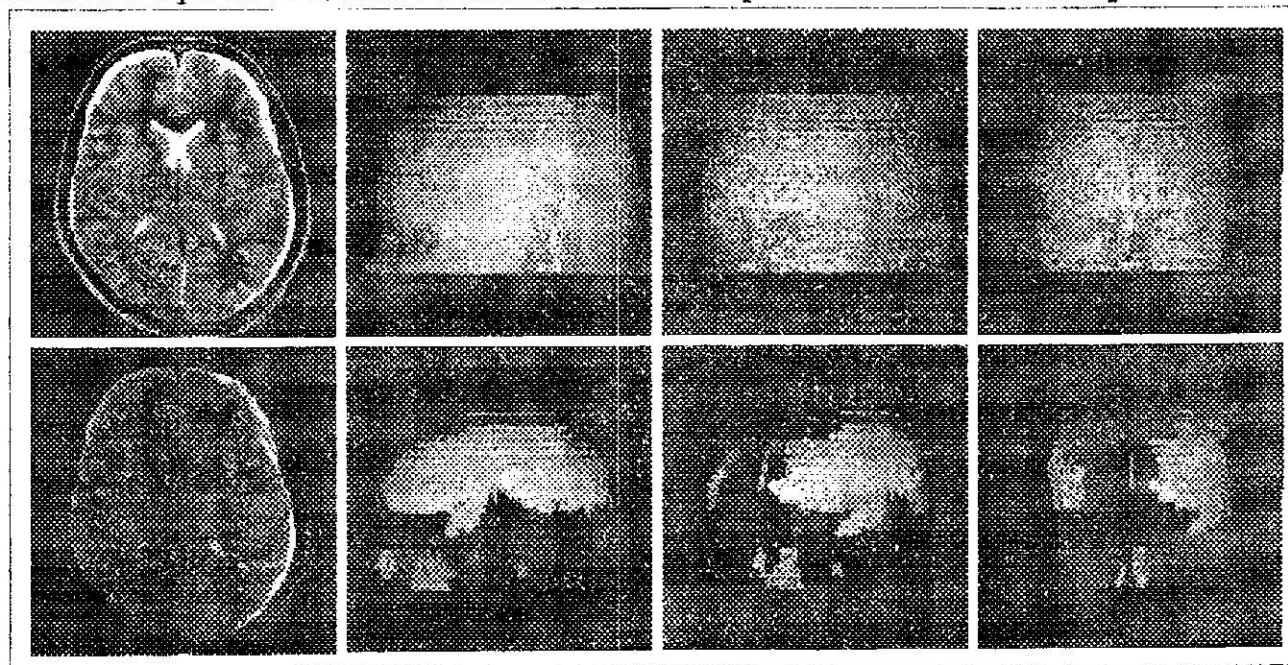
воды и жира эти патологические образования выглядят наиболее отчетливо на фоне подавленных сигналов от нормальных структур, в частности, спинно-мозговой жидкости и подкожного жира (рис. 4).

Во многих случаях полезно провести объемную обработку – MIP-реконструкцию или 3D-рендеринг, чтобы нагляднее представить пространственную конфигурацию патологического образования и измерить ее объем [12]. На рис. 5 дан пример такой объемной обработки.

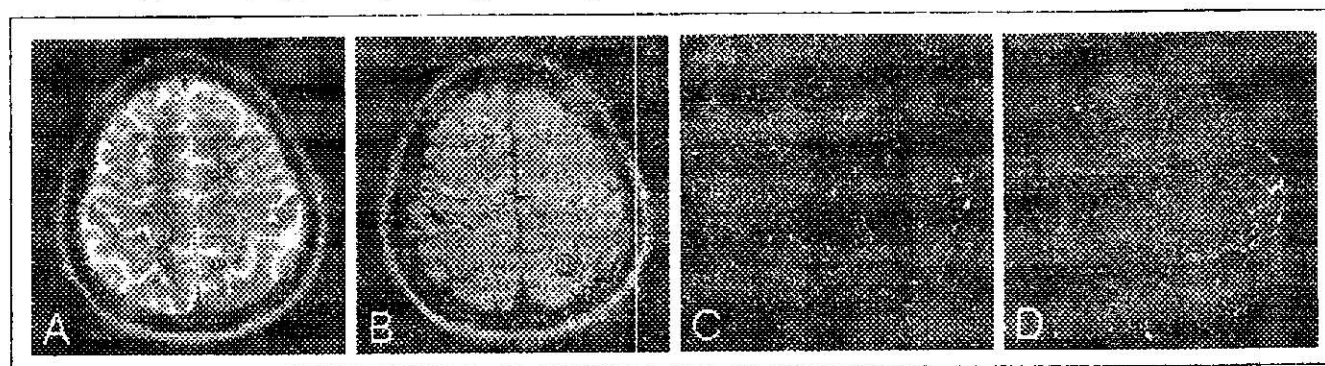
Изображения, полученные с подавлением сигналов воды и жира, в ряде случаев оказываются полезными для визуализации движущейся жидкости – спинно-мозговой жидкости или крови. В одном из исследова-

ний после подавления сигналов воды и жира с последующей MIP-реконструкцией удалось выявить небольшую артерио-венозную мальформацию вблизи оболочек мозга (рис. 6). Данный тип патологии сложен для выявления обычными MR-ангиографическими методиками, например, 2D-TOF (Time Of Flight) из-за слабого кровотока.

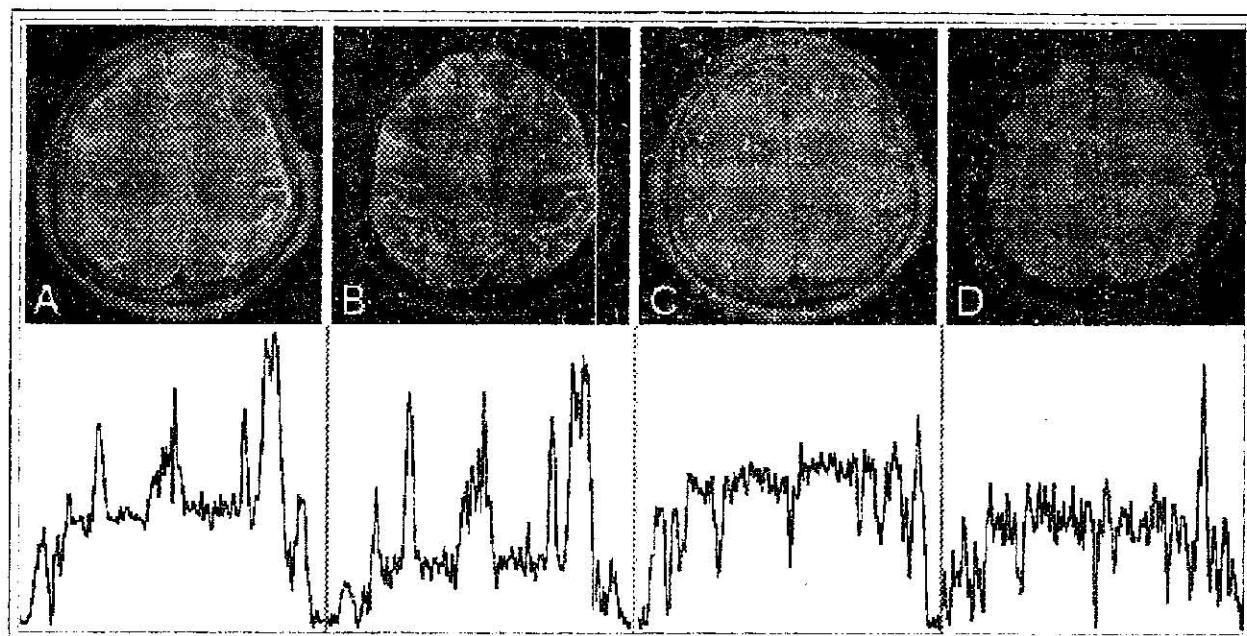
При использовании дважды инвертирующей последовательности возникает общее ослабление сигнала – согласно графику на рис. 3, оно составляет примерно 1,6 раза по сравнению с методами FLAIR и STIR. Поэтому для получения приемлемого отношения сигнал/шум необходимо увеличивать число накоплений по сравнению с обычными режимами – в на-



**Рис. 5.** 3D-визуализация двусторонней субдуральной гематомы пациента О. (мужч., 36 лет): верхний ряд: слева – изображение одного из аксиальных срезов T2-ВИ, используемых для построения опорного 3D-образа; справа – 3D-реконструкция, опорное изображение представлено в нескольких ракурсах; нижний ряд – для аналогичных построений использованы данные от сканирования с одновременным подавлением сигналов воды и жира (для 3D-реконструкции представлены те же ракурсы, что и для опорного изображения)



**Рис. 6.** Выявление артерио-венозной мальформации у пациента Б. (мужч., 32 года) при использовании режима с одновременным подавлением сигналов воды и жира – С; с последующей MIP-реконструкцией – D; слева приведены MR-изображения для той же зоны сканирования, полученные в режимах: А – T2-ВИ и В – FLAIR



**Рис. 7.** Визуализация изменений в оболочке мозга, связанных с операцией удаления субдуральной гематомы у пациента К. (мужчина, 38 лет)

шей практике с 2 до 3 с соответствующим увеличением времени сканирования с 4 до 6 мин. Возможно, что с увеличением рабочей частоты томографа указанное снижение сигнала может оказаться несущественным и увеличивать число накоплений не потребуется.

Некоторое повышение общего уровня сигнала можно получить за счет использования в импульсной последовательности увеличенного времени  $T_{1w}$  так, как это происходит при использовании режима «длинный FLAIR», в котором продольная намагниченность воды частично восстанавливается к моменту считывания, что в результате приводит к неполному подавлению сигналов воды на МР-изображениях.

Следует отметить, что благодаря подавлению мощных сигналов воды и жира расширяется динамический диапазон приемного тракта, происходит повышение его чувствительности; по сути, происходит адаптация приемника к сигналу именно от патологического образования [13, 14].

Пример подобной адаптации представлен на рис. 7. Для одной и той же области сканирования получены: А – T2-ВИ, В – STIR, С – FLAIR и D – режим с одновременным подавлением сигналов воды и жира – верхний ряд. В нижнем ряду дан график яркости вдоль координаты, проходящей слева направо через участок, где имеются изменения в оболочках, связанные с ранее перенесенной операцией по поводу субдуральной гематомы. Только при

одновременном подавлении сигналов воды и жира пик, соответствующий данным изменениям, виден отчетливо. На остальных режимах этот пик маскируется сигналами от ликвора и подкожного жира, что препятствует визуализации патологических изменений.

Методику двухкомпонентного подавления нормальной ткани можно использовать не только для подавления сигналов жира и свободной воды, но и для подавления жира и частично связанной жидкости, содержащейся в слизистой носа, что полезно при исследовании воспалительных изменений в области пазух и зрительного нерва (рис. 8). Время релаксации  $T_1$  для жидкости в слизистой равно 0,7 с, поэтому для ее подавления методом «инверсия-восстановление» время  $T_{1w}$  задавалось равным 0,5 с.

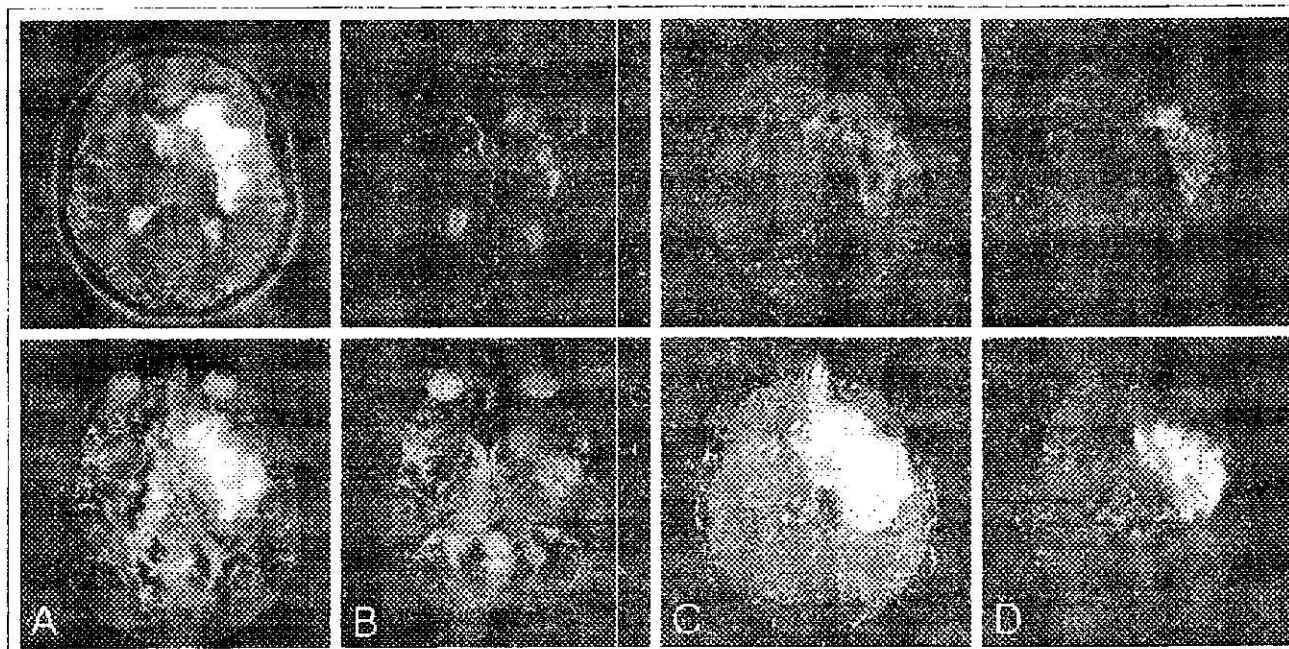


**Рис. 8.** Визуализация зрительного нерва: слева – T2-ВИ, справа – примененные режимы с одновременным подавлением сигналов жира и жидкости в слизистой носа

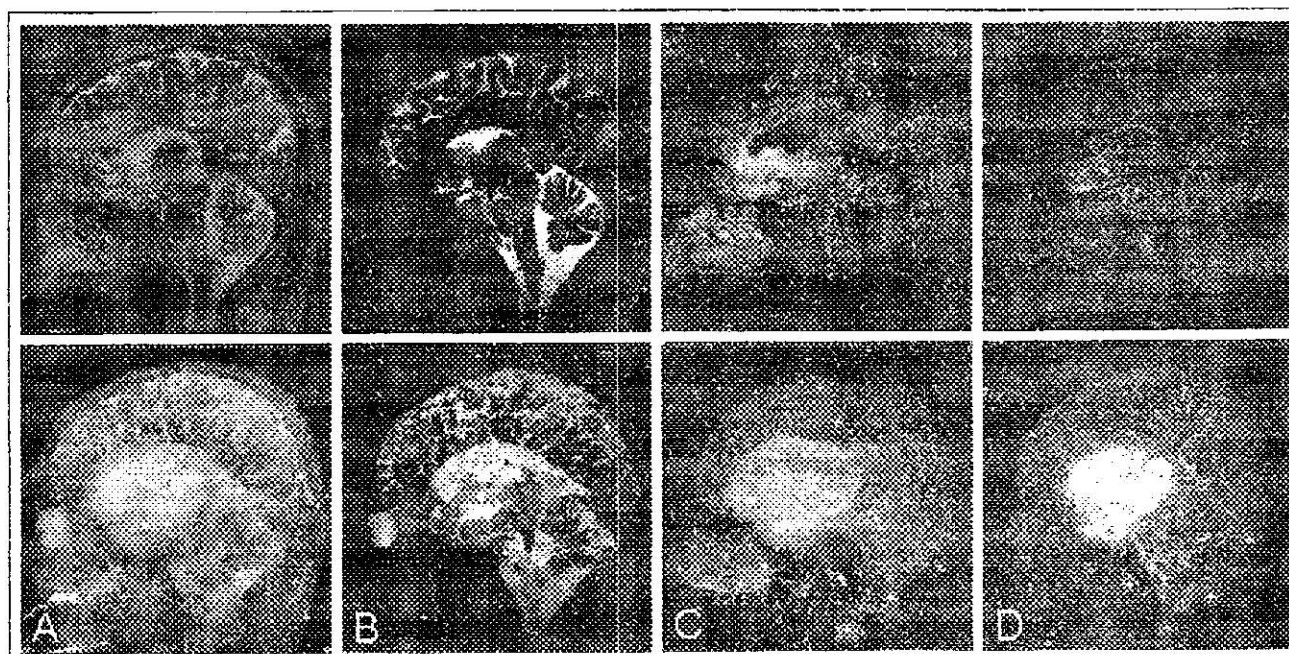
## Получение МРТ-изображений с подавлением трех тканевых компонент

Для выявления патологических изменений было бы полезным удаление из МРТ-изображения всех тканей, которые не представляют интереса. Для продвижения к этой цели мы разработали методику получения максимально упрощенных по тканевому контрасту МРТ-изображений, на которых подав-

лены не только тканевые компоненты, содержащие жир и свободную воду, но также и ткани сложного состава, в частности слизистая носа. Потребность в такой методике возникает, например, при решении задачи о построении 3D-реконструкции опухоли, распространяющейся в область носа и его придаточных пазух. В этом случае подавление только сигналов воды и жира уже недостаточ-



**Рис. 9.** Верхний ряд: аксиальные срезы, полученные в режимах: А - T2-ВИ; В - T2-ВИ с одновременным подавлением сигналов жира и слизистой; С - T2-ВИ с одновременным подавлением сигналов жира и воды; D - результат перемножения изображений В и С; нижний ряд: соответствующие MIP-реконструкции



**Рис. 10.** Верхний ряд: сагиттальные срезы, полученные в режимах: А - T2-ВИ; В - T2-ВИ с одновременным подавлением сигналов жира и слизистой; С - T2-ВИ с одновременным подавлением сигналов жира и воды; D - результат перемножения изображений В и С; нижний ряд: соответствующие MIP-реконструкции



но (рис. 9). Для одновременного трехкомпонентного подавления сигналов с временами релаксации  $T_{1A}$ ,  $T_{1B}$  и  $T_{1C}$ , где  $T_{1A} > T_{1B} > T_{1C}$ , можно использовать трижды инвертирующую последовательность  $180^\circ$ - $T_{1A}$ - $180^\circ$ - $T_{1B}$ - $180^\circ$ - $T_{1C}$ . [15]. Однако значительное снижение сигнала от исследуемых тканей затрудняет постановку такого эксперимента.

Апробированная нами альтернативная методика многокомпонентного подавления сигналов от нормальной ткани базируется на использовании результатов двух экспериментов с одновременным подавлением двух сигналов. Сначала проводится МР-сканирование с одновременным подавлением сигналов воды и жира, затем сканируется та же зона интереса с одновременным подавлением сигналов жира и тканей слизистой. Имея два набора данных, описывающих интенсивность МР-сигнала (яркость) для каждой точки МР-изображения, необходимо поточечно их перемножить, чтобы получить новое изображение. Перемножаемые изображения состоят из ярких и темных точек, причем часть темных точек возникает из-за подавления сигналов от тканевых компонент в ходе сканирования. В результате перемножения получаются изображения, на которых подавлены те тканевые компоненты, которые подавлялись хотя бы в одном из циклов сканирования.

На рис. 9 и 10 в верхних рядах приведены МР-изображения головного мозга пациен-

та В. (мужчина, 40 лет), в аксиальной и сагитальной проекциях, полученные от одних и тех же зон сканирования. Исследование проводилось в рамках динамического наблюдения с целью оценки размеров зоны поражения при опухоли (астроцитоме). Исследование проводилось с параметрами сканирования, соответствующими получению фрагментов А – Т2-ВИ, В – Т2-ВИ с одновременным подавлением сигналов жира и слизистой, С – Т2-ВИ с одновременным подавлением сигналов жира и воды. На фрагменте D – результат перемножения изображений В и С. В нижних рядах представлены соответствующие МР-реконструкции. На рис. 11 отдельно изображены МР-реконструкция и 3D-рендеринг от наиболее простых по тканевому контрасту изображений С и D.

Эксперименты проводились на МР-томографе TOMIKON S50 («Bruker») с полем 0,5 Тл (резонансная частота протонов – 21 МГц). Одновременное подавление пары сигналов осуществлялось с использованием дважды инвертирующей импульсной последовательности с  $TE_{av}=0,1$  с,  $TR=5,5$  с и задержками  $T_1$ , равными 1300 мс – для воды, 500 мс – для слизистой, 80 мс – жира. В качестве  $180^\circ$ -градусных импульсов использованы срезоселективные импульсы эрмитовой формы длительностью 3,6 мс от передатчика мощностью 2 кВт при использовании аттенюатора с ослаблением порядка 4 дБ. Считывание осуществлялось по методике RARE – с 8-кратным

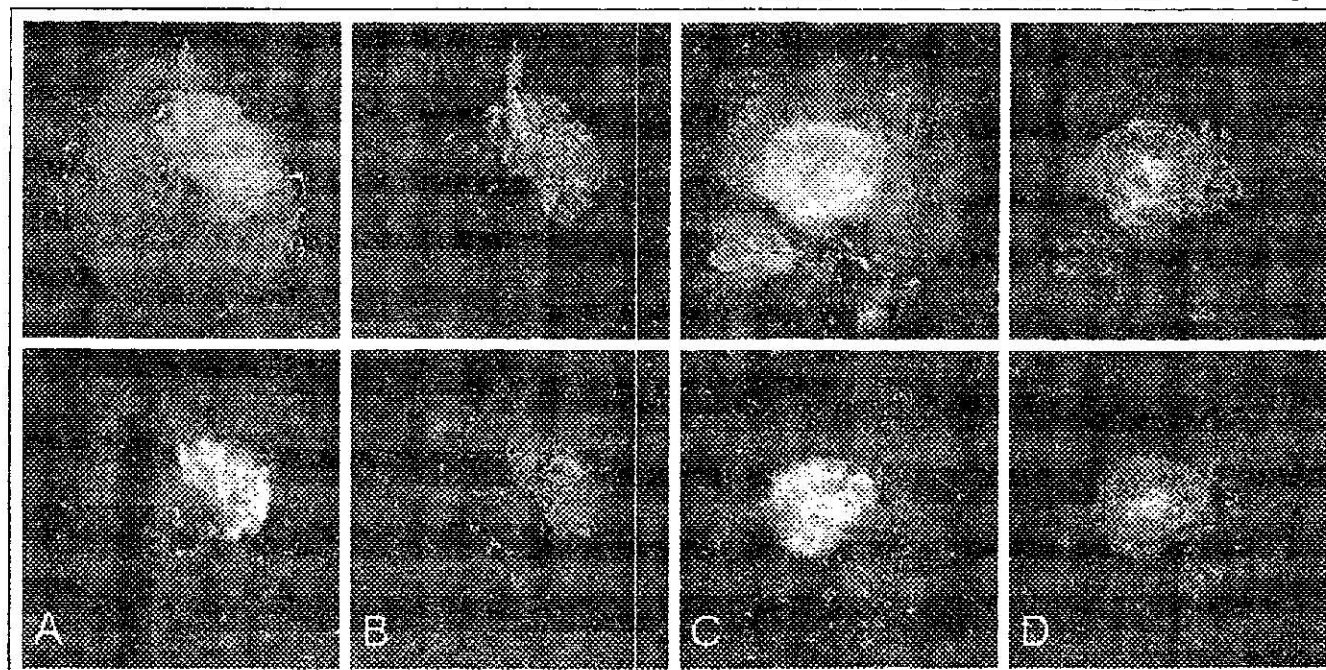
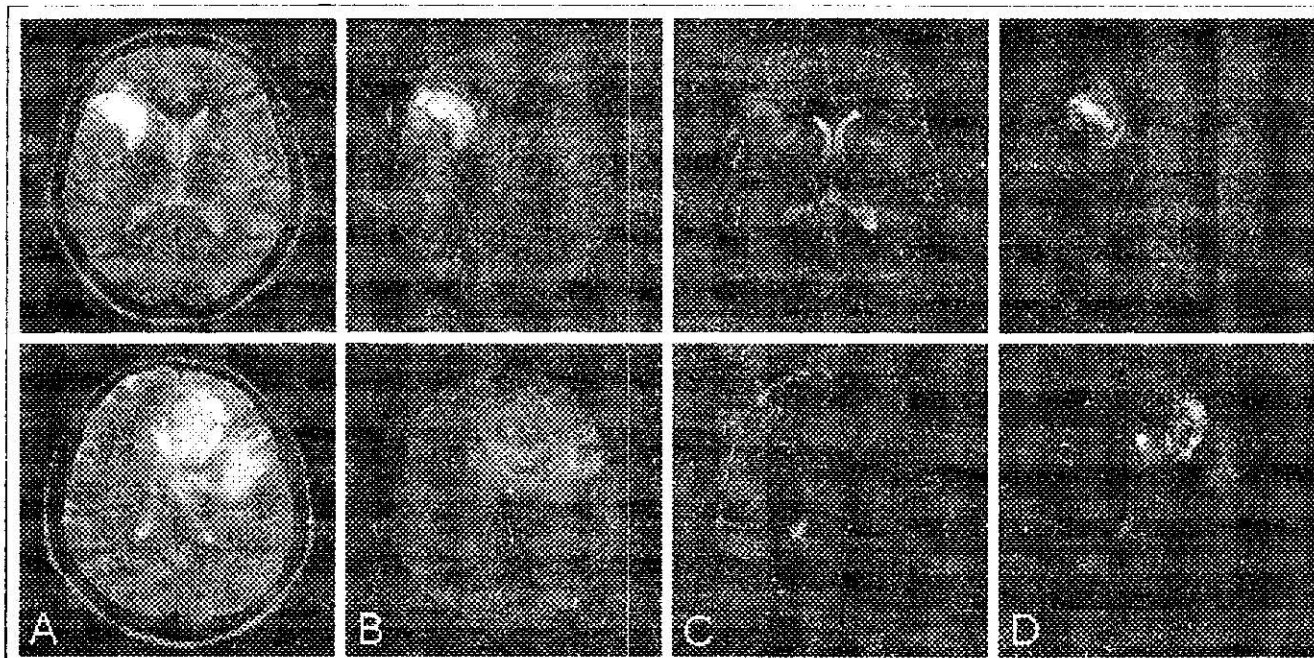


Рис. 11. Сравнение МР-реконструкций (А,С) и 3D-рендеринга (В,Д) для режимов с двухтканевым (сверху) и трехтканевым (снизу) подавлением



**Рис. 12.** Выявление структуры зоны патологии с помощью трехкомпонентного подавления: верхний ряд – очаг кровоизлияния пациента С. (женщина, 23 года); нижний ряд – опухоль глиального типа пациента П. (мужчина, 52 года). Для одной и той же зоны сканирования представлены: А- T2-ВИ, В- T2-ВИ с одновременным подавлением сигналов воды и жира, С- T2-ВИ с одновременным подавлением сигналов жира и слизи, D- результат перемножения изображений В и С

использованием 180-градусных перефокусирующих импульсов в сочетании с использованием алгоритма многосрезового сканирования - до 22 аксиальных срезов размером порядка 17×20 см и толщиной 6 мм. Цифровое разрешение при использовании матрицы с максимальным размером 256×256 составляло 1×1 мм в плоскости сканирования. Время сканирования для каждого цикла съемки - порядка 5 мин. Обработка изображений проведена в рамках программы ParaVision (TM) 1.0, входящей в состав программного обеспечения томографа.

Расширение динамического диапазона приемника можно оценить по коэффициенту усиления, определяемому в рамках автоматической процедуры, подбирающей оптимальное усиление приемника по результатам пробных запусков, предшествующих основному циклу сканирования. Результат удобно сопоставить с величиной усиления для режима, используемого для получения T2-ВИ, где применены аналогичные параметры сканирования, но в стандартном режиме - без подавления каких-либо сигналов. Тогда для режима с одновременным подавлением сигналов воды и жира расширение динамического диапазона приемника составляет примерно 2, а для одновременного подавления сигналов жира и слизи - 20.

На вышеприведенных изображениях с трехкомпонентным подавлением опухолевый узел как бы уменьшен в размерах из-за подавления содержащейся на его периферии ткани, имеющей то же время релаксации T1, что и слизистая. При исследовании некоторых патологических образований трехкомпонентным методом подавление ткани на их периферии оказывается неполным. Благодаря этому свойству можно выявить дополнительные структурные детали этих образований, недоступные при использовании обычных методов (рис. 12).

Таким образом, МРТ-сканирование с трехкомпонентным подавлением позволяет не только получить максимально упрощенные по тканевому контрасту изображения, на которых некоторые патологические изменения визуализируются наиболее отчетливо, но и уточнить тканевую структуру данных изменений.

### Заключение

При МРТ-исследовании патологических изменений полезно использовать подавление сигналов от некоторых тканевых компонент - жира, свободной жидкости, слизи. Это позволяет существенно упростить картину тканевого контраста, улучшить визуализацию патологических изменений, уточнить их струк-



туру. При подавлении нормальных тканевых компонент создаются благоприятные условия для сегментации и объемной реконструкции патологических очагов. При определенных условиях возможно выявление сосудистой патологии. Подавление мощных сигналов от нормальных тканей позволяет расширить динамический диапазон приемника и оптимизировать уровень усиления для приема сигналов только от патологических структур.

Для реализации данного подхода удобно использовать методики, основанные на эффекте «инверсия-восстановление», поскольку они не требуют точных частотных настроек. В то же время желательно иметь в арсенале ме-

тодики, основанные также на химическом сдвиговом подавлении, поскольку релаксационные свойства нормальной и патологической тканей могут оказаться неразличимыми.

Если аппаратные возможности допускают регистрацию с достаточно высоким отношением сигнал/шум, можно использовать режим с одновременным подавлением сигналов воды и жира вместо рутинного FLAIR.

Трехкомпонентное, а при несущественной доработке алгоритма – многокомпонентное подавление сигналов обеспечивает максимально упрощенное по тканевому контрасту МРТ-изображение. Это полезно при объемной реконструкции патологических очагов и уточнении их структуры.

### Литература

1. Hashemi, Ray H. MRI: the basics / Ed. Ray H. Hashemi, William G. Bradley, Christopher J. Lisanti. - 2nd ed. - Lippincott Williams & Wilkins Ed., 2004.
2. Kerviler E.D., Willig A.L., Clement O., Frija J. Fat suppression techniques in MRI: an update. - J. Biomed. and Pharmacother, 1998, vol. 52, pp. 69-75.
3. Oh C.H., Hilal S.K., Cho Z.H. - Proceedings of the Society for Magnetic Resonance in Medicine Annual Meeting, 1988, vol. 17, p. 1042.
4. Jackson A., et al. Combined Fat- and Water-Suppressed MR Imaging of Orbital Tumors. - Am. J. Neuroradiol, 1999, vol. 20, pp. 1963-1969.
5. Анисимов Н.В., Губский Л.В., Пирогов Ю.А. Одновременное подавление сигналов воды и жира в магнитно-резонансной томографии. - Научн. сессия МИФИ - 2002. Сб. научн. тр. Т.5. Мед. физика, биофизика. - М.: МИФИ, 2002, с. 71-72.
6. 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.
7. 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.
8. Анисимов Н.В., Губский Л.В., Пирогов Ю.А., Гладун В.В. 3D-визуализация патологических структур головного мозга при одновременном подавлении сигналов воды и жира. - Научн. сессия МИФИ - 2003. Сб. научн. тр. Т.5. Мед. физика, биофизика. - М.: МИФИ, 2003, с.20-21.
9. 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.
10. Anisimov N.V., Pirogov Yu.A., Gubskii L.V. MRI visualization of intracranial pathological forms revealed due to simultaneous water and fat signal suppression. - Craiova Medical Journal, 2003, vol. 5, Sup. 3, pp. 152-155.
11. Анисимов Н.В. Одновременное подавление сигналов воды и жира в экспериментах по магнитно-резонансной томографии. - Вестник МГУ. Сер. физика, астрономия, 2004, №2, с. 35-38.
12. Anisimov N.V., Gubskii L.V., Pirogov Yu.A. Application of Simultaneous Fat and Water Signal Suppression for 3D Visualization of Intracranial Pathological Forms. - Proceedings of ESMRMB, 2003, Suppl. 1, vol. 6, p.234.
13. Anisimov N.V., Gubskii L.V., Pirogov Yu.A. The use of simultaneous suppression of water and fat signals (SSWF) for improvement of MRI visualization. - European Radiology. Proceedings of ECR, 2004, Suppl. 2, vol. 14, pp. 299-300.
14. Anisimov N.V., Pirogov Yu.A., Gubskii L.V., Eichhoff U. New method of fat and water suppression in MRI diagnostics of brain pathologies. - Proceedings of ISMRM, 2004, vol. 11, pp. 54..
15. Патент РФ №32910. Устройство для формирования и записи на носитель информации изображения объекта с подавлением нежелательных для регистрации тканевых компонентов/ Н.В. Анисимов, Л.В. Губский, Ю.А. Пирогов

Поступила 25 ноября 2004 г.