

УДК 537.635: 539.14]: [681.325.3: 603.23

© Ю. И. Неронов, Нассар Муханнад, В. К. Иванов

ИСПОЛЬЗОВАНИЕ ИЗБИРАТЕЛЬНОГО ЧАСТОТНОГО ПОДАВЛЕНИЯ ЯМР-СИГНАЛОВ В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ ДЛЯ ВИЗУАЛИЗАЦИИ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ МАГНИТНОГО ПОЛЯ

Рассматриваются результаты исследования режима получения магнитно-резонансных томограмм с избирательным частотным подавлением. Показано, что данный метод применим для визуализации распределения магнитного поля и удобен как для регистрации искажений поля из-за краевых изменений диамагнетизма среды, так и для определения статических неоднородностей магнитов различного назначения.

ВВЕДЕНИЕ

Режим получения магнитно-резонансных (МР) томограмм с подавлением сигнала от тканей жира имеет диагностическое значение в медицине и применяется в клинической практике по ряду причин. Этот режим применяют, например, для обнаружения признаков метастатического поражения тел позвонков. На МР-томограммах позвоночника некоторых пациентов в телах позвонков наблюдаются белые пятна. Причиной их происхождения может быть как достаточно безобидная возрастная жировая деструкция [1], так и воспалительные явления с повышением содержания воды при метастатическом поражении из-за наличия в организме злокачественной опухоли. В этих случаях накапливают дополнительные томограммы с использованием режима подавления жира, при котором пятна от жировой деструкции должны исчезать.

Томограммы с подавлением жира получают с помощью импульсной последовательности, в которой перед включением основного возбуждающего широкополосного 90-градусного импульса (с шириной частот порядка 1000 Гц) подают на исследуемый объект импульс избирательного частотного подавления сигнала протонов CH_2 -групп липидных соединений (с шириной частот порядка 30 Гц).

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОРУДОВАНИЕ. ОПИСАНИЕ ЭКСПЕРИМЕНТА

Мы использовали томограф Magnetom Impact (ГМПБ №2, СПб.), который имеет сверхпроводящий магнит с полем 1 Тл. В этом поле резонансная частота липидных протонов примерно на 140 Гц ниже резонансной частоты основного для живого организма

сигнала — сигнала от протонов воды.

Анализ проявления избирательного подавления мы проводили с помощью поверочного устройства, собранного из 32 ампул (диаметр ампул 30 мм), поставленных вплотную друг с другом. Устройство содержит четыре ряда по пять ампул с водой и три ряда по четыре ампулы с растительным маслом (см. [2]).

Данное устройство использовано для получения изображений как с подавлением сигнала от CH_2 -групп (рис. 1, а), так и с переносом частоты подавления на центр сигнала воды (рис. 1, б).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Как видим, подавление проявляется на томограммах наличием темных областей и темных полос. Полосы показывают расположение эквипотенциалей — множества точек, для которых выполняются резонансные условия узкополосного подавления сигналов.

Характерно, что сигналы не подавлены равномерно по всему сечению ампул, как можно было ожидать. Тень от подавления внутри ампул имеет сложный контур: для многих ампул, расположенных в окружении других ампул, виден контур восьмиконечной звезды.

Заметны эффекты как взаимного влияния ампул, так и проявления неоднородности поля томографа. В первом случае удобно рассматривать изображение ампул, расположенных внутри поверочного устройства, во втором — крайних ампул.

Сопоставление с изображением, в котором одна из ампул была вынута, показало, что именно само высокооднородное магнитное поле испытывает искажение: если ампула вынимается, то исчезают и темные кольцевые полуокружности на изображениях соседних ампул. Искажение поля

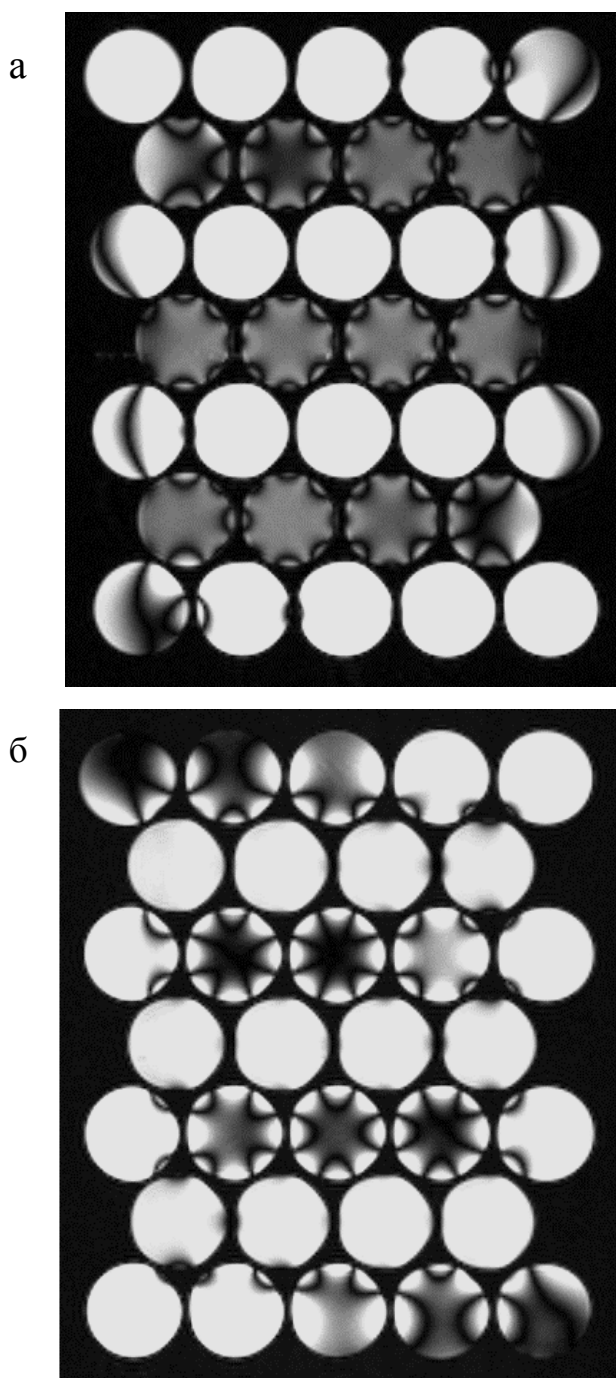


Рис. 1. МР-томограммы поверочного устройства, накопленные при настройке частоты подавления на центр сигнала CH_2 -групп (а) и на центр сигнала H_2O (б)

распространяется в ампуле на глубину до 10 мм с изменением интенсивности ЯМР-сигналов. Очевидно, здесь мы имеем редкий случай наглядной визуализации карты распределения магнитного поля.

ИНТЕРПРЕТАЦИЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНЫХ ДАННЫХ

Величина регистрируемых изменений поля имеет порядок миллионных долей $\Delta B/B=10^{-6}$. Ее можно оценить при изменении частоты подавления по динамике темных полуокружностей внутри ампул.

Если ампулы поверочного устройства разместить в общем сосуде, заполненном водой, то сложные тени внутри ампул исчезают, что имеет следующее объяснение.

Объемный диамагнетизм обусловлен прежде всего средней плотностью электронов, движение которых частично меняется внешним магнитным полем. Материал стекла, растительное масло и вода обладают относительно близкими диамагнитными свойствами, но на границе с воздухом имеет место резкое изменение диамагнитных свойств. Звездообразные тени возникают из-за влияния на распределение поля формы воздушных промежутков между ампулами. Соответствующие краевые эффекты (локальные искажения однородности магнитного поля) пропорциональны граничным изменениям диамагнитных свойств.

Совершенно очевидно, что подобные краевые эффекты должны иметь место и на томограммах с анатомическими структурами. На изображениях головы также видны внутренние полости (например, лобные пазухи), из-за которых тоже имеется резкое краевое изменение диамагнитной восприимчивости. Проявление подобных теней, не отражающих какие-то реальные анатомические структуры, усложняет медицинскую диагностику.

ПОСТРОЕНИЕ ТЕОРЕТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ НАБЛЮДАЕМЫХ ЭФФЕКТОВ

При рассмотрении интенсивности сигналов от протонов крайних ампул можно обнаружить следующее. Наибольшее подавление с максимальным потемнением от сигнала жира наблюдается для верхнего ряда у ампул с правой стороны, а для нижнего ряда у ампул с левой стороны. Для томограммы с подавлением сигнала воды наоборот — максимальное потемнение наблюдается для левых ампул верхнего ряда и правых ампул нижнего ряда.

Это указывает на то, что если исключить краевые эффекты из-за диамагнетизма, то магнитное поле данного томографа в плоскости XZ можно описать поверхностью, известной из геометрии как гиперболический параболоид: $P(x,z) = -xz$ (рис. 2). Распределение магнитного поля в центре исследуемого томографа будет в первом приближении описываться выражением:

$$B(x,z) = B_0 + [(d^2B/dx^2)zx]/2.$$

Для оценки производной $d^2B/dxdz$ мы использовали поверочное устройство со сплошным заполнением исследуемого пространства томографа: шар диаметром 238 мм, наполненный водой. Шаровая форма не искажает магнитное поле, и тени, связанные с граничным скачком диамагнетизма, отсутствуют.

Если частота резонансного подавления подобрана оператором так, что в центре шара располагается область подавления, то темные полосы от центральной области пересекали шар по двум линиям. Эти линии примерно соответствуют направлениям **X** и **Z** на рис. 2.

Было установлено, что при увеличении частоты подавления на 30 Гц темные полосы на томограмме шара смещаются от центра шара и образуют две гиперболы, а при уменьшении частоты на 30 Гц полосы также образуют две гиперболы, но которые являются сопряженными для первого варианта. То есть при переходе от частоты подавления $(\nu_0 + 30)$ Гц к частоте $(\nu_0 - 30)$ Гц ось гиперболы изменяется на 90 градусов. При этом наблюдается сдвиг зоны подавления от центра на $\Delta L = 66$ мм. Следовательно, можно оценить величину градиента:

$$\begin{aligned} [d^2B/dxdz]/2 &= \Delta\nu/(\gamma \Delta x \Delta z) = \\ &= (30 \text{ Гц})/[(42.57 \text{ МГц/Тл})(0.047 \text{ м}) \times \\ &\times (0.047 \text{ м})] = 0.32 \text{ мТл/м}^2, \end{aligned}$$

где γ — гиромагнитное отношение протона и использована оценка: $\Delta x = \Delta z = \Delta L/2^{1/2} = 0.047$ м.

Таким образом, магнитное поле исследованного томографа в плоскости **XZ** будет описываться следующим выражением:

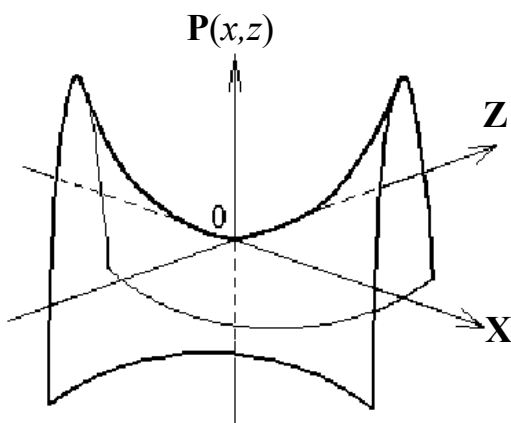


Рис. 2. Поверхность гиперболического параболоида

$$B(x,z) = B_0 + [0.32 \text{ мТл/м}^2] xz.$$

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ПРОВЕРКА МОДЕЛИ

Наличие такой неоднородности магнитного поля может сказываться на точности передачи пространственных координат томографа. Для выявления таких погрешностей мы использовали поверочное устройство, которое было составлено из 81 ампулы с водой, расположенных в виде матрицы по 9 ампул в ряд в 9 рядов. Диаметр ампул равен 30 мм, расстояния между центрами соседних ампул по двум направлениям по рядам равны по (50 ± 0.3) мм.

Это устройство позволяет проконтролировать за одно накопление томограммы площадь размером 430 мм на 430 мм, что соответствует исследуемому пространству современного томографа, предназначенного для обследования тела пациента.

Томограмма этого устройства (рис. 3) показывает достаточно высокую точность передачи координат в центральной зоне магнита томографа. Но заметны искажения для крайних ампул на диагонали матрицы, где статические градиенты магнита оказываются соизмеримыми с импульсными линейными градиентами частотного и фазового кодирования исследуемого пространства.

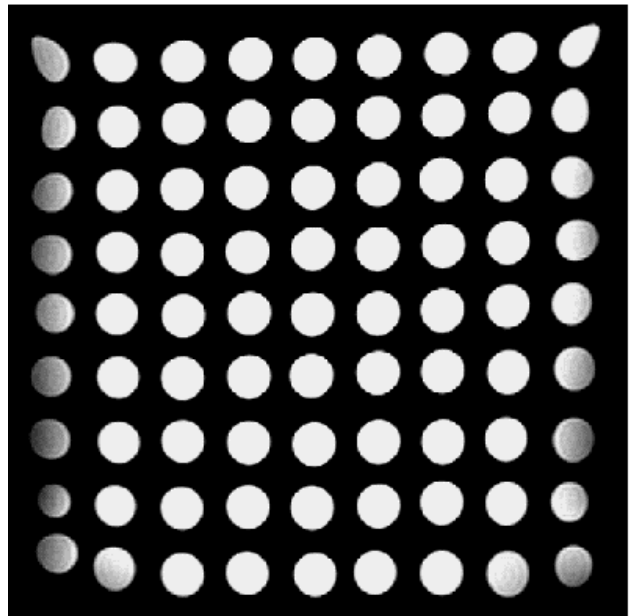


Рис. 3. Томограмма второго поверочного устройства, накопленная в режиме без подавления

ВЫВОДЫ

Очевидно, что для улучшения характеристик данного томографа и особенно для надежного применения режима с подавлением сигналов жира требуется выполнить коррекцию однородности магнита. Устранить обнаруженную неоднородность поля можно с помощью небольших ферромагнитных пластин-вкладышей, установленных в полости сверхпроводящего магнита.

Получение томограмм с подавлением жира связано с необходимостью длительного поддержания высокой однородности поля магнита ($\Delta B/B < 10^{-6}$). Однако на практике при смене пациента неизбежны случаи затягивания в магнит мелких ферромагнитных предметов (например, канцелярских скрепок) и появление соответствующих искажений на томограммах.

Данный метод визуализации неоднородностей магнитного поля может иметь применение при юстировке магнитов различного назначения, если использовать передвижной датчик ЯМР-сигналов с проводниками, формирующими линейные градиенты для накопления томограмм. Диапазон регистрируемых вариаций поля может быть расширен, если формировать большие по амплитуде кодирующие градиенты и применять широкополосные импульсы возбуждения ЯМР-сигналов. Под-

бор частот заполнения импульса подавления позволяет получать подробные карты с эквипотенциальными кривыми, указывающими распределение статических магнитных полей.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Тютин Л.А., Неронов Ю.И., Рохлин Г.Д. Прижизненная неинвазивная оценка плотности губчатого вещества кости с помощью МР-томографии // Морфология. 1995. Т. 108. С. 79–81.
2. Неронов Ю.И., Иванов В.А., Парамонов Н.Н., Цели Р., Шнак Р. Исследование погрешностей передачи линейного размера в магнитно-резонансной томографии // Научное приборостроение. 2000. Т. 10, № 2. С. 68–71.

Санкт-Петербургский Государственный институт точной механики и оптики (Технический Университет)

Материал поступил в редакцию 23.11.2000.

USING SELECTIVE FREQUENCY REJECTION OF NMR SIGNALS IN MRT FOR VISUALIZATION OF MAGNETIC FIELD INHOMOGENEITIES

Yu. I. Neronov, N. Mukhannad, V. K. Ivanov

Saint-Petersburg State Institute of Fine Mechanics and Optics (Technical University)

The paper presents the results of studying the selective frequency rejection mode of magnetic resonance tomography. It is shown that the method offered is applicable for visualization of the magnetic field distribution and is useful both for recording field distortions due to edge diamagnetic changes of a medium and for determination of static inhomogeneities in magnets of various purposes.