

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 664 169** ⁽¹³⁾ **C1**

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ
(51) МПК
[A61B 5/055 \(2006.01\)](#)

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

Статус: действует (последнее изменение статуса: 15.08.2018)

(21)(22) Заявка: [2017124198](#), 07.07.2017(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
07.07.2017Дата регистрации:
15.08.2018Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: 07.07.2017(45) Опубликовано: [15.08.2018](#) Бюл. № [23](#)

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **Edelman R.R. et al. FRODO pulse sequences a new means of eliminating motion flow and wraparound artifacts. // Radiology. 1988 Jan; 166(1 Pt 1):231-6. US 2005234320 A1, 20.10.2005. JP H09251516 A, 22.09.1997. Марусина М.Я. и др. Современные виды томографии. Учебное пособие. СПб: СПбГУ ИТМО, 2006. С.132. Аганов А.В. Введение в медицинскую ядерную магнитно-резонансную томографию. Учеб. пос. для бакалавров и магистрантов. Казань. 2012. С.60. Блинк Э. Основы МРТ: Физика. 2010. С.76. Петер А. Ринк. Магнитный резонанс в медицине. Основной учебник Европейского форума по магнитному резонансу (+CD-ROM). М.: ГЭОТАР-Медиа. 2003. С.256. Garroway A.N. et al. Image formation in NMR by a selective irradiative process. // J Phys C: Solid State Phys 1974; 7: L457-462.**

Адрес для переписки:
119991, Москва, ГСП-1, Ленинские горы, 1,
Московский государственный университет
имени М.В. Ломоносова, Фонд
"Национальное интеллектуальное
развитие"

(72) Автор(ы):

**Анисимов Николай Викторович (RU),
Павлова Ольга Сергеевна (RU)**

(73) Патентообладатель(и):

**Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
образования "Московский
государственный университет имени М.В.
Ломоносова" (МГУ) (RU)**

(54) СПОСОБ НАНЕСЕНИЯ МАРКЕРНОЙ ИНФОРМАЦИИ НА МРТ ИЗОБРАЖЕНИЕ

(57) Реферат:

Изобретение относится к компьютерным технологиям, предназначенным для применения преимущественно в медицине, а именно к технологиям, используемым в магнитно-резонансной томографии (МРТ), и может быть использовано для нанесения маркерной информации на МРТ изображение. Маркерная информация представляет собой набор линий, которые могут отличаться толщиной, ориентацией, положением, интенсивностью. Данная информация, по своей сути, является аналогом текстового сообщения, зашифрованного частично или полностью. Осуществляют нанесение маркерной информации на МРТ изображение посредством введения в сканирующую импульсную последовательность предварительного радиочастотного (РЧ) возбуждения несканируемых срезов, расположенных перпендикулярно по меньшей мере одного сканируемого среза. Это приводит к тому, что на МРТ изображении возникают зоны пониженного сигнала, используемые для размещения информации, в зонах пересечения плоскостей сканируемого и несканируемых срезов. Зоны представляют собой полосы, толщина которых равна толщине предварительно возбужденных несканируемых срезов. Способ обеспечивает введение маркерной информации непосредственно на МРТ изображение в процессе МРТ сканирования с получением МРТ изображения, содержащего как диагностическую информацию, так и маркерную информацию за счет такой импульсной последовательности, которая осуществляет возбуждение перпендикулярно расположенных друг к другу сканируемых и несканируемых срезов. 15 з.п. ф-лы, 7 ил.

Область техники

Настоящее изобретение относится к компьютерным технологиям, предназначенным для применения в медицине, а именно к технологиям, используемым в магнитно-резонансной томографии (МРТ), и может быть использовано для введения маркерной информации на МРТ изображение, которая, по своей сути, является аналогом текстового сообщения, зашифрованного частично или полностью. Эта информация может быть совмещена с диагностической, т.е. наложена на то же МРТ изображение, где представлены анатомические структуры - внутренние органы и т.п. Благодаря этому информация об МРТ исследовании (например, персональные данные, дата и место исследования и др.) становится неотъемлемой частью диагностического материала.

Уровень техники

Из уровня техники известны технические решения, обеспечивающие ввод и сохранение информации, сопряженной с МРТ исследованием. Это может быть текст, выводимый на пленку или бумагу при распечатке диагностических МРТ изображений. Сама информация для печати - как текстовая, так и диагностическая, поступает от специализированной ЭВМ, где она хранится в электронной форме - в виде цифровых данных, размещенных в ее оперативной памяти или на носителе - компакт диске, флэш-памяти, жестком диске и т.п. В этом случае данные МРТ хранятся в двух форматах. Один из них - двоичный. Это набор чисел, характеризующих яркость пикселей на МРТ изображении. А второй - текстовый - информация о персональных данных пациента, характеристики оборудования, параметры сканирования и обработки и т.п. При хранении данных МРТ в электронной форме текстовая информация лежит либо в отдельном текстовом файле - формат фирмы Брукер (<http://imaging.mrc-cbu.cam.ac.uk/imaging/> FormatBruker), либо в обособленном разделе файла, несущего информацию об изображении (т.н. header'e) - формат DICOM - (<http://dicom.nema.org>).

Проблемой раздельного хранения диагностической (графической) и текстовой информации является доступность для корректировки последней, из-за чего возможны ее искажения и даже потери.

Данную проблему решает заявляемое изобретение, которое предполагает использование технологии предварительного насыщения срезов (presaturation) в процессе МРТ сканирования, обеспечивающей формирование маркерной информации на МРТ изображении за счет введения в сканирующую импульсную последовательность дополнительных импульсов, обеспечивающих возбуждение информационных срезов.

Из уровня техники известно использование технологии преднасыщения срезов для подавления сигналов от зон, расположенных вне зоны интереса, но способных привести к артефактам в данной зоне (Edelman R.R., Atkinson D.J., Silver M.S., Loaiza F.L., Warren W.S. FRODO pulse sequences a new means of eliminating motion flow and wraparound artifacts // Radiology, 1988, 166 (1): 231-236). Имеются в виду побочные сигналы от пульсаций кровотока, ликворотока, а также движений, связанных с

дыханием и сердечным ритмом. Помимо этого, преднасыщение применяется для подавления сигналов от втекающей в срез жидкости, чтобы дифференцировать сигналы от артерий и вен. Преднасыщение срезов реализуется путем их возбуждения с последующим приложением спойлингового градиента, обеспечивающего расфазировку прецессирующих спинов, в результате чего их суммарная намагниченность в возбужденном слое обращается в нуль, и при возбуждении сканируемого среза они не дают отклика.

Из уровня техники известны решения, использующие следующие формы представления информации:

1) графическая форма обозначения насыщаемых срезов, наложенных на изображение одного из отсканированных срезов. Для обозначения положения насыщаемых срезов производится выведение на экран монитора символических линий или полос, обозначающих направление и толщину соответствующих срезов. Эти возможности имеются в программном обеспечении типового МРТ оборудования, см., например, <https://www.bruker.com/products/mr/preclinical-mri/software/service-support.html>, как при планировании геометрии сканирования, так и для взаимного отнесения срезов от уже полученных изображений.

2) получаемый на МРТ изображении результат взаимного наложения сигналов от сканируемых срезов, проведенных под разными углами, если зона пересечения этих срезов (полоса) попадает в зону сканирования, и аналогичный результат от наложения сканируемых и преднасыщаемых срезов. Информационное содержание для этих вариантов состоит в наборе маркеров - полос различной толщины, проведенных под разными углами. Далее в тексте для их обозначения применяется термин «линия».

Недостатком такого представления маркерной информации для обоих вариантов является ее привязка к решению конкретных диагностических задач, что существенно ограничивает возможности ее использования для других целей. По сути дела, информационное содержание сводится лишь к данным о геометрии сканируемых и/или преднасыщаемых срезов. А для первого варианта, помимо этого, возникает необходимость сохранения информации о геометрии сканируемых или преднасыщаемых срезов в текстовом формате, что, в свою очередь, допускает возможность ее корректировки и потери.

Раскрытие изобретения

Задачей настоящего изобретения является создание способа, обеспечивающего введение маркерной информации непосредственно на МРТ изображение в процессе МРТ сканирования.

Техническим результатом изобретения является то, что в результате МРТ сканирования полученное изображение содержит не только диагностическую информацию, но и маркерную, содержание которой определяется оператором, задающим режимы сканирования. Маркерная информация представляет собой набор линий разной толщины, проведенных под разными углами и расставленных относительно друг друга на различные расстояния. Помимо этого, может варьироваться яркость линий в целом и функция распределения яркости по толщине - профиль линии. Перечисленные геометрические и яркостные соотношения определяют содержание маркерной информации. Поскольку информация получается в результате МРТ сканирования, то ее корректировка после формирования МРТ изображения становится практически невозможной.

Поставленная задача решается тем, что способ формирования в процессе проведения МРТ исследования, по меньшей мере, на одном срезе исследуемого объекта, маркерной информации в виде набора линий, включает:

- получение, по меньшей мере, одного опорного МРТ изображения исследуемого объекта, на основании которого определяют геометрию зоны сканирования, представляющей интерес для диагностики, а внутри этой зоны - участок для размещения маркерной информации, исходя из условия наличия на нем элементов, способных давать сигнал при МРТ;

- выбор необходимой для диагностики базовой сканирующей импульсной последовательности для сканирования в определенной выше зоне,

- после чего в базовую сканирующую импульсную последовательность вводят, по меньшей мере, одну, дополнительную импульсную последовательность для возбуждения несканируемых срезов в количестве, соответствующем количеству линий маркерной информации, возникающих на МРТ изображении при пересечении сканируемых и несканируемых срезов в зоне выбранного участка для размещения информации, при этом параметры дополнительной импульсной последовательности задают в соответствии с расположением несканируемых срезов по отношению к

плоскости сканируемых срезов в соответствии с выбранными параметрами линий маркерной информации,

- после чего полученной импульсной последовательностью осуществляют возбуждение сканируемых и несканируемых срезов с последующим получением МРТ изображения с маркерной информацией.

Для получения максимально возможно тонких линий на МРТ изображении (с учетом технических возможностей используемого МРТ оборудования) несканируемые срезы располагают перпендикулярно к плоскости сканируемых срезов.

В качестве параметров линий маркерной информации задают один или несколько из перечисленных параметров: толщину линий, угловую ориентацию на сканируемой плоскости, удаленность линии от центра сканируемой плоскости, общую яркость линии, распределение яркости по толщине линии. При этом толщину линий задают посредством размещения несканируемых срезов по отношению к плоскости сканируемых срезов под углом, отличным от 90° . Угловую ориентацию маркерной линии на МРТ изображении и удаленность линии от центра МРТ изображения задают посредством соответствующего позиционирования плоскости несканируемого среза относительно плоскости сканируемого среза. Общую яркость маркерной линии задают посредством установки амплитуды и длительности радиочастотного импульса в дополнительной импульсной последовательности. Распределение яркости по толщине маркерной линии задают посредством задания формы огибающей радиочастотного импульса в дополнительной импульсной последовательности. Заданную толщину линии обеспечивают посредством задания в дополнительной импульсной последовательности параметров радиочастотного импульса - формы огибающей импульса и длительности импульса, а также величины срезокодирующего градиента, прикладываемого синхронно с этим импульсом.

Позиционирование линии, включая положение линии на участке для размещения маркерной информации, наклон и расстояние между линиями, определяют заданием в дополнительной импульсной последовательности частоты заполнения радиочастотного импульса, а также величины срезокодирующего градиента и распределения его составляющих по каждой координате.

В качестве участка для размещения информации в зоне сканирования используют участок, не содержащий значимой диагностической информации.

Для усиления контрастности маркерных линий в зону сканирования помещают предмет, содержащий однородный материал, способный давать сигнал МРТ, при этом предмет размещают в области выбранного участка для размещения маркерной информации.

Для усиления контрастности маркерных линий после возбуждения несканируемых срезов прикладывают спойлинговый градиентный импульс.

Маркерную информацию из набора линий можно размещать на одном срезе или на разных срезах.

Дополнительная импульсная последовательность может состоять из одного или нескольких импульсов.

При использовании базовой сканирующей импульсной последовательности с накоплением сигнала на отдельных этапах или на каждом этапе накопления можно вводить разные дополнительные импульсные последовательности, каждая из которых определяет свой набор маркерной информации.

При МРТ сканировании на отдельных этапах или на каждом этапе фазового кодирования можно вводить разные дополнительные импульсные последовательности, каждая из которых определяет свой набор маркерной информации.

Таким образом, поставленная задача решается тем, что в сканирующую импульсную последовательность вводят дополнительную импульсную последовательность, обеспечивающую предварительное РЧ возбуждение несканируемого среза, расположенного перпендикулярно сканируемому, т.е. когда зенитный угол между плоскостями срезов равен 90° . Поэтому на МРТ изображении в зоне пересечения плоскостей сканируемого и несканируемого срезов возникает зона пониженного сигнала. Зона представляет собой полосу, толщина которой равна толщине возбуждаемого среза, и, соответственно, толщине маркерной линии. Если указанный зенитный угол отличен от 90° , то данная полоса будет определяться не только толщиной несканируемого среза, но и величиной зенитного угла, а также толщиной сканируемого среза. В любом случае минимальная ширина полосы будет достигнута только для 90° зенитного угла.

Эта полоса, даже если она имеет частично прерывный характер из-за наличия зон снижения МРТ сигнала внутри исследуемого живого объекта (локальных пустот,

наличия воздуха, костных структур и др.), хорошо выявляется на фоне других анатомических структур, поскольку в живой природе неизвестны объекты, чьи внутренние анатомические структуры имеют правильные геометрические формы, в частности, прямые линии.

В рамках дополнительной импульсной последовательности можно возбуждать сразу несколько срезов, причем, различной толщины, пространственной локализации и угловой ориентации. Поэтому на МРТ изображении, получаемом в результате сканирования, можно получить соответствующий набор полос, из которых можно скомпоновать элементы, выполняющие информационную функцию, в частности, текстовые сообщения, если набору полос поставить в соответствие соответствующий алфавит. Возможны разные подходы к реализации указанного алфавита - помимо варианта, в котором используются все вышеперечисленные возможности управления геометрией срезов, это может быть аналог штрих-кода, где информация представлена в виде набора полос разной толщины и дистанциями между ними. Если имеются проблемы с различением линий по толщине и/или дистанции, зато можно надежно фиксировать угол наклона линий и наличие промежутка между символами, то можно предложить и альтернативный вариант - алфавит, основанный на линиях одинаковых по толщине, но с разными углами наклона.

Еще одним вариантом управления информационным содержанием может быть задание профиля возбуждения для среза, т.е. закона изменения яркости вдоль направления, перпендикулярного информационной линии (или распределения яркости по толщине линии). Этот способ реализуется путем подбора огибающей для РЧ импульса, используемого для возбуждения информационного среза, при условии, что его возбуждение производится по традиционной технологии - с использованием РЧ импульса, прикладываемого синхронно со срезокодирующим градиентным импульсом (Garroway AN, Grannell PK, Mansfield P. Image formation in NMR by a selective irradiative process. J Phys C: Solid State Phys 1974; 7: L457-462).

Вводимую на МРТ информацию можно совместить с диагностической. Наиболее приемлемым представляется размещение этой информации на периферийных участках изображения, которые не представляют существенного интереса для диагностики.

Если в сканируемой зоне имеется пустое пространство, то оно также может быть использовано для размещения маркерной информации, при условии, что имеется возможность размещения в этом пространстве дополнительного предмета, содержащего однородный материал, способный дать сильный сигнал МРТ. Это особенно актуально в связи с тем, в рамках заявляемого метода может быть задействован способ управления информационным содержанием путем регулировки яркости информационных полос, что возможно путем варьирования амплитуды РЧ поля, возбуждающего информационные срезы. При размещении маркерных линий в зоне, где присутствуют ткани с разными физическими характеристиками, возможны сложности с интерпретацией информационных линий из-за того, что некоторые физические характеристики тканей могут сами по себе влиять на интенсивность МРТ сигнала. Для предмета из однородного материала это исключено. Однако размещать этот предмет необходимо настолько возможно ближе к зоне интереса, чтобы при сканировании этой зоны данный предмет также оказался на изображении. В противном случае придется увеличивать зону сканирования, что может привести к увеличению времени сканирования.

Таким образом, предлагаемый метод позволяет ввести информацию самого произвольного назначения, позволяет разместить ее в зоне, не представляющей интереса для диагностики, для предельно компактного ее размещения ориентировать информационные и сканируемые срезы взаимно перпендикулярно.

Краткое описание чертежей

Изобретение поясняется фиг. 1-7.

На фиг. 1 представлен вариант алфавита, предназначенного для обозначения информационных маркеров, он основан на использовании трех базовых элементов - прямой линии (поз. 1) и наклонных линий, отличающихся знаком угла наклона (поз. 2 и 3); на фиг. 2, 3 и 4 приведены примеры реализации МРТ сканирования, в результате которого получают МРТ изображения с информационными маркерами; на фиг. 5 обозначены фирменные программные средства, применяемые в типовом медицинском томографе, для задания геометрии планируемых информационных линий и параметров информационных импульсов; на фиг. 6 и 7 приведены соответственно расчетные и экспериментально получаемые формы профилей возбуждения для импульсов с разной огибающей при одноимпульсном воздействии на спиновую систему.

Позициями на фигурах обозначены следующие элементы.

Для фиг. 1 - позиции 1-43 - элементы алфавита, предназначенного для обозначения информационных маркеров, образованные из сочетаний от 1 до 3 базовых элементов, примыкающих друг к другу сверху и/или снизу и/или пересекающихся в одной точке, расположенной на полувысоте базового элемента.

Для фиг. 2 - поз. А - МРТ изображение от типовой базовой импульсной последовательности, поз. В - МРТ изображение от той же зоны сканирования, но с информационными маркерами, полученными согласно заявляемому способу, поз. С - результат вычитания изображений А и В, D - участок изображения для поз. В, содержащий информационные линии (там он обозначен пунктиром) в увеличенном масштабе.

Для фиг. 3 - левый фрагмент - поз. А, В, С, D - информационные линии, полученные на МРТ изображении куба с водой с помощью информационных импульсов разной формы - sine, эрмитовой, гауссовой, прямоугольной; центральный фрагмент - поз. А, В, С, D - графики поперечных сечений для этих же информационных линий (профили возбуждения); правый фрагмент - поз. Е, F, G, H, I, J варианты управления информационным содержанием маркерных линий - поз. Е - наклон линии против часовой стрелки, поз. F - наклон линии по часовой стрелке, поз. G - отсутствие наклона, поз. H - утолщенная линия, поз. I - линия с менее выраженным снижением МРТ сигнала, поз. J - линия с отличным от остальных (поз. Е, F, G, H, I) профилем возбуждения.

Для фиг. 4 - поз. А - изображение сагиттального среза позвоночника пациента, лежащего на грелке, наполненной водой. Последняя используется в качестве участка для нанесения маркерной информации. Поз. В - то же изображение в увеличенном масштабе, где этот участок обозначен пунктиром. Поз. С - изображение только данного участка.

Для фиг. 5 - поз. А - диаграмма сканирующей импульсной последовательности с использованием преднасыщающих импульсов, задействованных в качестве информационных, на которой ее базовая часть выделена пунктиром; поз. В - интерфейс геометрического редактора, позволяющего выставить геометрию информационных срезов (толщину, положение и угловую ориентацию), ориентируясь на ранее полученное опорное изображение; поз. С - интерфейс для ввода режима преднасыщения, задания количества преднасыщающих импульсов, их формы и эффективной ширины спектра; поз. D - интерфейс для ввода параметров базовой импульсной последовательности и длительности преднасыщающих импульсов.

Для фиг. 6 - поз. А, В, С, D - расчетные профили возбуждения для одноимпульсного возбуждения спиновой системы при использовании импульсов разной формы - гауссовой, эрмитовой, sinc и прямоугольной, соответственно.

Для фиг. 7 - поз. А, В, С, D - экспериментально полученные профили возбуждения спиновой системы при использовании импульсов разной формы - гауссовой, эрмитовой, sinc и прямоугольной, соответственно. Профили получены от преднасыщенных срезов, ориентированных перпендикулярно сканируемому, а сканирование проведено методом градиентного эхо с малым углом отклонения $\theta=5^\circ$.

Осуществление изобретения

Заявляемый способ формирования маркерной информации непосредственно на МРТ изображении в процессе МРТ сканирования реализуют посредством введения в сканирующую импульсную последовательность дополнительных импульсов, обеспечивающих возбуждение информационных срезов. В рамках описания настоящего изобретения под информационным срезом понимают возбуждаемый, но несканируемый срез, под информационным импульсом - импульс, возбуждающий информационный срез.

Дополнительные импульсы технически можно реализовать аналогично тому, как это практикуется для преднасыщающих импульсов ((Edelman R.R., Atkinson D.J., Silver M.S., Loaiza F.L., Warren W.S. FRODO pulse sequences a new means of eliminating motion flow and wraparound artifacts // Radiology, 1988, 166 (1): 231-236). При этом с целью минимизации вклада этих импульсов в общую длительность сканирующей импульсной последовательности и снижения аппаратных требований в заявляемом способе предусмотрена возможность не только полного, но и неполного, преднасыщения информационных срезов, благодаря чему информационные линии на МРТ изображении могут выделяться не только в виде предельно темных - как в случае использования традиционного режима преднасыщения, но и в виде умеренного сниженного сигнала на фоне визуализируемых тканей. Неполное преднасыщение реализуется посредством либо снижения мощности РЧ импульсов, либо сокращения их длительности, но возможно и сочетание обоих этих приемов. При этом для подготовки информации (задания ориентации и других параметров) информационных импульсов можно использовать те же инструменты - программные

средства, мониторы и т.п., которые применяются на типовом МРТ оборудовании при планировании МРТ исследования, в котором предусмотрено сканирование и преднасыщение нескольких срезов с различной геометрией.

Предлагаемый метод ввода символов на МРТ изображение позволяет получать данные, защищенные от фальсификации. В частности, получаемые с его помощью результаты нельзя воспроизвести типовыми графическими приемами, наложив на обычное диагностическое изображение полосы с помощью графического редактора, например, путем попиксельного сложения двух изображений - диагностического и информационного - содержащего лишь умеренно светлые полосы, введенные на черный фон методами графического редактора. Признаки фальсификации распознаются следующим образом - из подозрительного изображения вычитаются выявленные полосы, и при правильном подборе их яркости можно получить чисто диагностическое изображение, не содержащее следов от прямых линий.

В случае изображений, получаемых от заявляемого метода, такой результат получить намного сложнее. Особенно, если информационная линия проходит через ткани с разными физическими характеристиками, например, временами релаксации, влияющими на интенсивность МРТ сигнала. В этом случае возникают вариации интенсивности сигнала для соответствующих участков изображения - фиг. 2. Это не мешает распознаванию линии визуально или пороговым устройством. Однако воспроизвести подобную вариацию на линиях, предназначенных для наложения на диагностическое изображение при попытках фальсификации, практически невозможно, поскольку суррогатные линии имеют одинаковую интенсивность по всей своей длине. В итоге при вычитании из изображения, полученного предлагаемым методом, суррогатного изображения, состоящего из распознанных символов, останутся следы от линий, если линия проходит через участки изображения, отображающих сигналы от тканей с разными физическими характеристиками.

Объем информации, вводимой на МРТ изображение, определяется количеством информационных линий, которые можно разместить на этом изображении, а, следовательно, - размером матрицы изображения. При этом информация должна занимать лишь относительно небольшую часть на диагностическом изображении. Например, можно ограничиться до 20-30% от его площади. Тогда для изображения размером 500×500 будет возможным воспроизвести не более 100-150 информационных линий. Для технической реализации этих линий необходимы импульсы (далее по тексту информационные импульсы), возбуждающие спиновую систему перед началом базовой части сканирующей импульсной последовательности, параметры которых выбираются исходя из той информации (маркерной информации), которую необходимо отобразить на МРТ изображении. Маркерная информация характеризуется определенным набором линий с определенными параметрами по их толщине, распределению яркости в поперечном направлении, взаиморасположению (угловой ориентации на сканируемой плоскости, удаленности линии от центра сканируемой плоскости) и интенсивности (общей яркости линии).

Поскольку информационные импульсы имеют конечную длительность, то увеличение объема вводимой информации (количество импульсов) приводит к соответствующему увеличению длительности этой импульсной последовательности. Сокращение длительности этих импульсов при неизменной их амплитуде приводит к снижению степени преднасыщения информационных срезов. Из-за этого может ухудшиться надежность распознавания информационной линии на МРТ изображении. Тот же эффект получается в результате снижения их амплитуды при неизменной длительности. Поэтому при минимизации длительности информационных импульсов желательно увеличить их амплитуду за счет увеличения мощности РЧ передатчика. С другой стороны, объем информации зависит от толщины линий - чем тоньше линии, тем большее их количество можно отобразить на МРТ изображении. При использовании традиционной технологии возбуждения срезов толщина линии Δz определяется формулой $\Delta z = k / (\tau \gamma G)$, где τ - длительность РЧ импульса, γ - гиромагнитное отношение (для протонов $\gamma = 42.6$ МГц/Тл), G - амплитуда срезокодирующего градиентного импульса, $k \sim 1-6$ - коэффициент, зависящий от огибающей РЧ импульса. Исходя из данной формулы, для минимизации времени сканирования из-за ввода информационных импульсов, формируемых с использованием традиционной технологии возбуждения срезов, необходимо задавать для них минимальные длительности, и при этом использовать максимально возможные градиенты G .

Аппаратурные возможности по увеличению мощности РЧ передатчика и градиентной системы обычно ограничены, поэтому целесообразно предусмотреть возможность сокращения их количества в сканирующей импульсной последовательности.

Сократить количество информационных импульсов, прилагаемых перед началом базовой части сканирующей импульсной последовательности, можно, если распределить информационные символы между разными сканируемыми срезами. Обычно их количество в типовой базовой импульсной последовательности варьируется в пределах 20-30.

Дополнительные возможности сокращения количества информационных импульсов, запускаемых перед началом базовой части сканирующей импульсной последовательности, возникают при такой организации сканирования, при которой каждому значению фазового кодирования соответствует свой информационный импульс (своя ориентация возбуждаемого среза). Однако это приводит к размыванию информационных линий - одна линия уширяется на количество пикселей, пропорциональное количеству вариантов ориентации возбуждаемого среза. Такой прием можно применять, если уширение маркерных линий не приводит к их слиянию и другим эффектам, затрудняющих их распознавание и дифференциацию.

Помимо этого, можно распределить информацию общую для всех режимов сканирования (персональные данные, дата исследования и т.д.) между изображениями от разных базовых режимов. При типовом МРТ исследовании обычно применяют не менее 4 таких режимов, чтобы получить изображения в трех проекциях, в одной из которых оно представлено хотя бы двумя вариантами тканевого контраста.

Дополнительные возможности оптимизации распределения информационных импульсов связаны с использованием режимов, требующих накопления МРТ сигнала с целью повышения отношения сигнала к шуму. Для каждого очередного цикла накопления можно вводить информационные импульсы, параметры которых отличны от тех, что задавались на предыдущем цикле, и за счет этого сократить количество информационных импульсов, задаваемых в начале модифицированной сканирующей импульсной последовательности.

Если в дополнительных импульсных последовательностях применять максимальное количество насыщающих импульсов, которое предусмотрено в современных моделях МР томографов - 6, то для типового МРТ исследования, содержащего 4 режима со сканированием по 20 срезов с 2-кратным накоплением сигнала, то среди всех изображений, полученных в результате такого исследования, можно разместить до 960 маркерных символов. При вводе разной маркерной информации на разных этапах фазового кодирования это число можно увеличить еще в 2 и более раз.

Формирование на МРТ изображении объекта живой природы маркерной информации в виде набора линий в процессе проведения МРТ исследования осуществляют следующим образом:

- получают одно или более опорных МРТ изображений исследуемого объекта в одной или более проекциях, на основании которых определяют геометрию зоны сканирования, представляющей интерес для диагностики, а внутри этой зоны - участок для размещения маркерной информации, исходя из условия наличия на нем элементов, способных давать сигнал при МРТ;
- выбирают необходимую для диагностики базовую сканирующую импульсную последовательность для сканирования в определенной зоне,
- в базовую сканирующую импульсную последовательность вводят дополнительную импульсную последовательность для предварительного возбуждения одного или нескольких несканируемых срезов, при этом ориентацию несканируемых срезов задают преимущественно перпендикулярно сканируемому, а другие параметры их позиционирования - расстояние от центра задаваемой зоны сканирования и угловую ориентацию задают так, чтобы линии пересечений сканируемых и несканируемых срезов оказались в зоне участка, выбранного для размещения информации,
- количество, позиционирование и режимы возбуждения несканируемых срезов задают в соответствии с содержанием маркерной информации, вводимой на МРТ изображение, возбуждение как сканируемых, так и несканируемых срезов, осуществляют полученной импульсной последовательностью.

Для возбуждения срезов заданной толщины (обеспечивающих формирование полос на МРТ изображении заданной толщины) и ориентации (обеспечивающих заданный наклон линий на МРТ изображении) удобно использовать традиционную технологию, основанную на синхронном воздействии РЧ и градиентных импульсов, при которой необходимые параметры возбуждения определяются путем задания частоты РЧ импульса, его амплитуды, формы и длительности, а также амплитуд градиентных импульсов в ортогональных направлениях. В качестве участка для размещения информации в зоне сканирования используют участок, не содержащий значимой диагностической информации. Информационное содержание маркерных линий

определяется их толщиной, позиционированием, а также профилем возбуждения и яркостью - степенью снижения сигнала от линии на фоне визуализируемых тканей. Для наиболее значительного снижения указанного сигнала рекомендуется использовать спойлинговый градиент, который следует прикладывать сразу после воздействия информационных импульсов. Для надежной дифференциации маркерных линий по яркости можно ввести в зону сканирования вспомогательный объект, на МРТ изображении которого можно разместить маркерную информацию. Объект должен быть изготовлен из однородного материала, способного давать сигнал ЯМР. В качестве такого объекта может выступать, например, емкость с водой, оболочка которого сделана из пластичного материала - резина, полиэтилен и т.п., благодаря чему емкость может принимать необходимую форму и размещаться так, чтобы не создавать дискомфорт для исследуемого. В качестве конкретного изделия можно рекомендовать обычную резиновую грелку, заполненную водой, поскольку вода способна давать весьма сильный МРТ сигнал.

Изобретение поясняется чертежами, где на фиг. 1 представлен вариант алфавита, основанного на использовании трех базовых элементов - прямой линии (поз. 1 фиг. 1) и наклонных линий, отличающихся знаком угла наклона (поз. 2 и 3 фиг. 1), который может быть востребован при реализации предлагаемого способа. Из этих элементов можно образовать символьные пары, тройки, т.е. компоновать их не только по отдельности (поз. 1-3), но и с примыканием их снизу (поз. 4) или сверху (поз. 5), а также пересечением в центре одной из линий (поз. 10, 11). Если даже ограничиться тройками, то можно скомпоновать до 43 различных информационных символов - фиг. 1. Этого достаточно, чтобы отобразить и цифры, и буквы русского или другого европейского алфавита.

На фрагменте В фиг. 2 представлен пример применения такого алфавита. Маркерные символы, соответствующие поз. 9, 1, 10 и 2 фиг. 1, размещены на участке, не представляющем интереса для диагностики - в зоне голени, в то время как объектом МРТ исследования был коленный сустав. На фрагменте А фиг. 2 представлено МРТ изображение той же зоны, но полученное обычным способом - без маркерных меток. На фрагменте С представлено разностное изображение, полученное попиксельным вычитанием изображений А и В. Отчетливо видно, что интенсивность маркерной линии меняется при ее прохождении через разные ткани - жировую и мышечную. Сигнал от мышечной ткани для маркерной линии оказывается более интенсивным по сравнению с жировой из-за того, что время продольной релаксации у мышечной ткани более короткое, чем у жировой. Поэтому после воздействия возбуждающих импульсов намагниченность этой ткани восстанавливается быстрее, что и обуславливает более высокий сигнал в зоне маркерной линии.

Можно отметить, что выпадение МРТ сигнала, обусловленное наличием костной ткани, не мешает распознаванию маркерных линий, благодаря априорной информации обо всех их структурных вариантах. В общем случае, если информационные линии представлены на МРТ изображении фрагментарно (лишь частично заходят в зону достаточно высокого сигнала на МРТ изображении), то по имеющемуся фрагменту легко определить тип символа, поскольку по участкам прерванной линии можно определить вектор, по которому можно спрогнозировать продолжение этой линии. В случае необходимости данная задача может быть решена программным путем с помощью известных из уровня техники средств.

Особо следует отметить, что размеры участка, на котором размещена маркерная информация, существенно меньше размеров изображения (зоны сканирования) - на фрагменте В фиг. 2 этот участок отмечен пунктиром. За его пределами на МРТ изображении находятся продолжения линий, задействованных в формировании информационных символов. Выявить предельные границы символов можно по верхним и нижним пересечениям символов типа 5 или 7 (фиг. 1). Тогда при интерпретации информационных символов указанные продолжения линий можно игнорировать и получить на выходе информацию, представленную на фрагменте D, причем символы повернуты на 90° против часовой стрелки и расположены последовательно в направлении сверху вниз.

На левом фрагменте фиг. 3 показаны информационные линии (А, В, С, D), полученные при сканировании среза от куба с водой, для случая, когда для возбуждения каждого информационного среза применялась своя огибающая РЧ импульса $f(t)$: А - гауссова функция - $f(t)=\exp(-t^2/a^2)$, В - эрмитов импульс - $f(t)=(1-b^2t^2)\times\exp(-t^2/a^2)$, С - sinc-импульс - $f(t)=\sin(at)/(at)$, D - прямоугольный импульс, где а и b - размерные коэффициенты. А на центральном фрагменте фиг. 3 соответствующие им графики профилей возбуждения - зависимость сигнала МРТ от координаты,

проходящей перпендикулярно плоскости среза. Видно, что для каждой огибающей он различный. Отметим, что длительность указанных функций ограничивалась на уровне не более 0.01 от максимальной амплитуды. Значения k , связывающие длительность импульса τ и ширину профиля возбуждения на полувысоте ΔF определяются в соответствии с формулой: $\Delta F \times \tau = k$. Согласно результатам расчетов, приведенных в фирменной документации компании Bruker BioSpin ("Shaped RF Pulses" // PV3.0.1 Online Manual) значения k составляли: для А - 2.74, для В - 5.4, для С - 6.21, для D - 1.28.

На правом фрагменте фиг. 3 проиллюстрированы результаты возможных вариантов управления информационным содержанием - варьирование угла наклона (он различен для позиций Е, F и G), варьирование толщины линий (G и H), варьирование яркости (H и I), варьирование формы профиля (у J она отличается не только от I, но и от остальных).

На фрагменте А фиг. 4 представлен вариант ввода маркерной информации на МРТ изображение с использованием вспомогательного объекта, в качестве которого использована резиновая грелка, наполненная водой и подложенная под шею пациента. В данном случае исследовался грудной отдел позвоночника, поэтому маркерная информация не накладывается на зону интереса для диагноста. Вода дает сильный МРТ сигнал, и информационные маркерные линии хорошо выявляются на однородном фоне, в отличие от фрагментов тех же линий, проходящих через шею - зону, со сложным тканевым составом. При этом грелка не только не мешает пациенту, но наоборот - служит подушкой и создает комфортные условия для его головы и шеи. Как и в ситуации с фиг. 2, здесь основная информация заключена в маленькой по площади зоне - на фрагменте В фиг. 4 она обозначена пунктиром. На фрагменте С эта зона представлена в увеличенном масштабе, что позволяет отчетливо выявить размещенные сверху вниз и повернутые против часовой стрелки символы, соответствующие поз. 8, 1, 9, 2 фиг. 1. В данном случае в качестве базовой импульсной последовательности применялся режим сканирования типа спинного эхо с параметрами TR/TE=1000/15 мс. Сканировались 9 срезов в зоне размером 18×30 см с разрешением 1 мм. В качестве дополнительной импульсной последовательности - серия преднасыщающих импульсов (всего их 6) эрмитовой формы длительностью 2.5 мс с пиковой мощностью ~0.5 кВт.

На фиг. 5 представлены фирменные программные инструменты для реализации заявляемого изобретения - интерфейс с возможностью просмотра диаграммы импульсной последовательности - фрагмент А, геометрический редактор для установки геометрии срезов с использованием опорного изображения - фрагмент В, меню для ввода режима преднасыщения - фрагмент С, меню для задания импульсных параметров - фрагменты С и D. На фрагменте А фиг. 5 представлена диаграмма сканирующей импульсной последовательности с применением режима преднасыщения, где базовая часть обозначена пунктиром.

На фиг. 6 представлены графики, отображающие профили возбуждения для РЧ импульсов с разной огибающей. Графики получены путем расчета уравнений Блоха для одноимпульсного воздействия на спинную систему и воспроизведены из фирменной документации всемирно известной компании Брукер, хорошо известной пользователям МР томографов.

На фиг. 7 приведены профили возбуждения, соответствующие тем же огибающим, но измеренные экспериментально - путем регистрации МРТ изображений среза от куба с водой с преднасыщением среза, расположенного перпендикулярно сканируемому. Задавалась толщина насыщаемого среза, равная 10 мм, для всех огибающих длительность импульса $\tau=2.5$ мс, а градиент рассчитывался по формуле $\Delta z = k / (\tau \gamma G)$. Постановка эксперимента та же, что и для получения изображений, представленных на фиг. 3. Однако в данном случае при сканировании применялось возбуждение спинов методом градиентного эхо с малым углом отклонения - $\theta=5^\circ$, чтобы, по возможности, нивелировать эффект РЧ воздействия на спинную систему двух импульсов - сначала при преднасыщении, а затем в ходе самого сканирования, и свести его к одноимпульсному. В результате получились графики, близкие к расчетным (фиг. 6). Если бы сканирование проводилось с $\theta=90^\circ$, как для фиг. 3, то указанный эффект дал бы другой профиль возбуждения, отличный от того, который получается от одноимпульсного РЧ воздействия. Этим объясняется специфичность профилей, наблюдаемых на фиг. 3. Можно заметить, что отмеченный эффект мало влияет на ширину профиля. Поэтому нет оснований считать, что отмеченная специфика может создать проблемы для реализации заявляемого способа.

Таким образом, информационные символы, получаемые при реализации заявляемого способа, представляют набор тонких полос - вертикальных, и/или «прочерченных» под фиксированным углом. Характеристики этих полос (степень

искривления, распределение яркости в поперечном направлении, толщина) отображают также технические характеристики МРТ оборудования - однородность магнитного поля, качество систем, формирующих РЧ импульсы, точность посрезовой калибровки. Поэтому по представленным информационным полосам на МРТ изображении можно также оценивать качество МРТ оборудования и его идентифицировать, что может быть востребовано при проведении различного рода экспертиз оборудования и МРТ изображения.

Ниже более детально представлено описание реализации заявляемого способа с использованием традиционной технологии селективного возбуждения срезов - с использованием РЧ импульса, прикладываемого синхронно со срезокодирующим градиентным импульсом. Принцип селективного возбуждения как сканируемых, так и несканируемых (информационных) срезов одинаков. Поэтому далее представлено описание осуществления изобретения на примере одного среза, отстоящего от изоцентра магнита на расстоянии Z , и имеющего толщину Δz .

В процессе настройки томографа определяется частота прецессии спинов, соответствующая изоцентру магнита F_0 , т.е. $\gamma B_0 = F_0$, где B_0 - величина поля магнита, а γ - гиромагнитное отношение.

Оператор выбирает тип сканирующей импульсной последовательности, в которой задает интервалы между РЧ импульсами, определяющие контраст МРТ изображения, а также длительности этих импульсов, чтобы задать степень РЧ возбуждения среза. Степень возбуждения определяется углом отклонения вектора намагниченности θ от равновесного состояния - при $\theta = 90^\circ$ она максимальная, и в этом случае возможно получение максимального отклика от среза. Величины θ и τ для прямоугольного импульса связаны формулой: $\theta = \gamma B_1 \tau$, где B_1 - амплитуда РЧ магнитного поля.

Применение предельно коротких импульсов ограничено техническими возможностями - мощностью РЧ передатчика, нагруженного на передающую катушку, внутри которой формируется поле B_1 .

Оператор задает толщину сканируемого среза - Δz и его положение - смещение относительно изоцентра Z . На основании этих данных процессор задает частоту заполнения РЧ импульса F_1 , возбуждающего спиновую систему, и величину градиентного поля G вдоль направления смещения возбуждаемого среза относительно изоцентра. Величина G определяется геометрией градиентной катушки - диаметром катушки, расположением ее составных частей относительно изоцентра магнита, а также количеством витков и током, протекающим через них.

Расчет G производится исходя из того, что благодаря приложенному градиенту G произойдет кодирование ларморовых частот вдоль указанного направления (z) по закону - $F(z) = F_0 + \gamma Gz$. Поэтому, чтобы произошло возбуждение (насыщение) спинов расположенных в плоскости, отстоящей от изоцентра магнита на расстоянии Z , необходимо задать частоту РЧ импульса согласно формуле: $F = F_0 + \gamma GZ$.

Величина G , входящая в эту формулу, определяется толщиной среза Δz , и рассчитывается следующим образом. Спектр импульса, ограниченного по длительности τ , содержит эффективную полосу частот ΔF , ширина которой обратно пропорциональна длительности импульса - $\Delta F = k/\tau$, где k определяется формой импульса и углом θ и обычно лежит в пределах от 1 до 6. Поэтому при одновременном приложении градиента G и импульса, спектр которого распределен в пределах ΔF , возбуждение (насыщение) спинов происходит в пределах $[Z - \Delta z/2, Z + \Delta z/2]$, где $\Delta z = \Delta F/\gamma G$.

Если мощность РЧ передатчика такова, что позволяет задать в передающей катушке поле не более B_1 то для отклонения спинов на угол θ в срезе, толщиной Δz , расположенном на расстоянии Z от изоцентра магнита, должны быть заданы: длительность импульса $\tau = \theta/\gamma B_1$, градиент $G = k/(\gamma \tau z)$, частота заполнения импульса - $F = F_0 + (k/\tau)(Z/\Delta z)$.

Таким образом, чем больше G , тем более тонкие срезы можно задать на томографе, а чем шире частотный диапазон передающего тракта, тем большее удаление плоскости возбуждаемого (насыщаемого) среза от изоцентра можно обеспечить. Снизить аппаратные требования можно, если увеличить длительность РЧ импульса τ , соответственно уменьшив B_1 . Однако при этом возможно увеличение задержек в сканирующей импульсной последовательности, что не всегда приемлемо.

Таким образом, задавая значения F и G при фиксированном τ , можно смещать положение возбуждаемого (насыщаемого) среза и устанавливать его толщину, а варьируя B_1 или τ - управлять интенсивностью сигналов от спинов возбуждаемого среза. В вышеприведенных рассуждениях рассматривалось лишь одно направление

приложения градиента - z, дающее смещение возбуждаемого среза в том же направлении. Но если прикладывать градиенты и в двух других ортогональных направлениях, то для сканируемого или информационного среза можно задать произвольную ориентацию. А если на основе выбранной для диагностики базовой сканирующей импульсной последовательности сформировать новую, которая отличается от базовой тем, что сканирование начинается с запуска импульсов, возбуждающих информационные срезы в соответствии с вышеприведенными расчетами и ориентированными перпендикулярно сканируемому, то в результате сканирования получится МРТ изображение, содержащее информационные маркерные полосы в зонах пересечения сканируемых и информационных срезов.

На фиг. 2, 3 и 4 приведены примеры реализации МРТ сканирования, в результате которого получают МРТ изображения с информационными маркерами. Сканирования проведены на 0.5 Тл медицинском МР томографе Bruker Tomikon S50. Для задания информационных срезов были задействованы готовые фирменные инструменты, обозначенные на фиг. 5 - интерфейс с возможностью просмотра диаграммы импульсной последовательности - фрагмент А, геометрический редактор для установки геометрии срезов с использованием опорного изображения - фрагмент В, меню для ввода режима преднасыщения - фрагмент С, меню для задания импульсных параметров - фрагменты С и D.

С помощью геометрического редактора оператор задает позиционирование как сканируемых, так и несканируемых срезов, относительно изображения, выбранного в качестве опорного. Оператор для каждого среза задает его смещение относительно изоцентра магнита, угловую ориентацию и толщину. Когда оператор начинает позиционировать несканируемый срез, то первым делом задает его ориентацию перпендикулярно сканируемому срезу. В этом случае при просмотре геометрии выставляемых несканируемых срезов с использованием в качестве опорного одного из ранее полученных изображений пользователь увидит на его фоне опорного образа полосы - линии пересечения сканируемого и несканируемого срезов. Используя указанные инструменты, в базовую импульсную последовательность был введен режим преднасыщения одного или более срезов, каждый из которых позиционировался отдельно, но все они ориентировались перпендикулярно сканируемому. На фрагменте А фиг. 5 представлена диаграмма сканирующей импульсной последовательности с применением режима преднасыщения, где базовая часть обозначена пунктиром. В данном случае в качестве базовой импульсной последовательности применялся режим сканирования типа спинового эхо с параметрами $TR/TE=1000/15$ мс. Сканировались 9 срезов в зоне размером 18×30 см с разрешением 1 мм. В качестве дополнительной импульсной последовательности - серия преднасыщающих импульсов (всего их 6) эрмитовой формы длительностью 2.5 мс с пиковой мощностью ~ 0.5 кВт. Режим преднасыщения (presaturation) отличается от обычного возбуждения срезов тем, что ставится задача полного подавления сигналов от насыщаемого среза. Поэтому для преднасыщения применяется 90° импульс, превращающий равновесную (продольную) намагниченность ядерных спинов в чисто поперечную, с последующим приложением спойлингового градиента длительностью порядка нескольких миллисекунд, обеспечивающего форсированную расфазировку прецессирующих спинов. В результате чего не только продольная, но и суммарная поперечная намагниченность в возбужденном слое обращается в нуль. Поэтому при возбуждении сканируемого среза в рамках базовой сканирующей импульсной последовательности преднасыщенные зоны (линии пересечений сканируемых и насыщаемых срезов) не дают отклика. Это обуславливает наличие темных полос (выпадение сигнала) на МРТ изображении в зоне пересечения сканируемого и насыщаемого срезов. Преднасыщающий импульс вводится перед началом базовой сканирующей импульсной последовательности - на фрагменте А фиг. 1 он виден слева от пунктирного прямоугольника, обозначающего ее базовую часть.

Для формирования маркерных линий нет необходимости полного подавления сигналов от насыщаемых срезов. Более того, возможность варьирования степени подавления этих сигналов (яркости маркерных линий) создает дополнительные возможности управления информационным содержанием - см. фиг. 3. Для реализации этих возможностей в структуру фирменного программного обеспечения через специальное меню, аналогичное тому, что изображено на фрагментах С и D фиг. 5, вносились изменения, позволяющие произвольно задавать мощность РЧ импульсов, а, следовательно, угол поворота намагниченности θ . Для случая, отображенного на фрагменте I фиг. 3 этот угол составил не 90° , как на остальных фрагментах, а 45° , что и обусловило его более бледную структуру. Поскольку для формирования маркерных линий нет необходимости полного подавления сигналов от насыщаемых срезов, то

требования к амплитуде и длительности спойлингового импульса, всегда прикладываемому после воздействия преднасыщающих импульсов, могут быть снижены.

На фиг. 2 информационное содержание определялось позиционированием маркерных линий (толщиной ~2 мм), включая их угловую ориентацию. На левом фрагменте фиг. 3 приведен пример, когда информационное содержание определяется формой профиля возбуждения. А на правом фрагменте фиг. 3 проиллюстрированы различные варианты управления информационным содержанием - варьирование угла наклона (E, F и G), варьирование толщины линий (G и H), варьирование яркости (H и I), варьирование формы профиля (I и J). В качестве объекта сканирования, представленного на фиг. 3, использован 10 см куб, наполненный водой.

При варьировании форм профилей I и J применялись, соответственно, эрмитов и гауссов импульсы. Их длительность τ задавалась одинаковой - 2.5 мс - в этом случае обеспечивается облегченный режим работы 2 кВт РЧ передатчика. Планировалось получить одинаковую толщину срезов - $\Delta z=10$ мм. Задание столь большой толщины срезов обусловлено исключительно демонстрационными соображениями, поскольку нет проблемы задать ее ~1 мм. Фирменная программа рассчитывает градиент G согласно формуле: $\Delta z=\Delta F/\gamma G$, где $\gamma=42.6$ МГц/Тл, однако предлагает оператору либо использовать некое значение по умолчанию, либо самому задать ΔF . Оператор должен ориентироваться на соотношения между длительностью импульса τ и шириной профиля возбуждения на полувысоте ΔF согласно формуле: $\Delta F \times \tau = k$. Величина k рассчитывается из уравнений Блоха или берется из литературных данных, из которых следует, что для эрмитова импульса $k=5.4$, а для гауссова - $k=2.74$. В более современных моделях томографов эти данные уже заложены в расчет величины ΔF . В итоге для 2.5 мс импульсов с разными огибающими (имеющими разную форму профиля возбуждения), но применяемых для возбуждения срезов одинаковой толщины, оператор должен задать значения ΔF , на основании которых программа рассчитывает величины срезокодирующих градиентов G . Тогда имеем для указанных импульсов: $\Delta F=2160$ и 1096 Гц, а также $G=0.51$ и 0.26 мТл/м, соответственно. Учитывая, что максимально возможное значение G для данной модели составляет $G=16.68$ мТл/м, то для гауссова импульса при данной его длительности можно получить толщину маркерной линии ~0.15 мм.

Если же ставится задача минимизации вклада информационных импульсов в общую длительность сканирующей импульсной последовательности, то можно сократить длительность РЧ импульсов, что приводит к увеличению ΔF , а, следовательно, и Δz - толщины информационного среза (толщины маркерной линии). Но для данной модели даже при 10 кратном сокращении их длительности толщина маркерной линии не превысит 1.5 мм.

Формула изобретения

1. Способ формирования в процессе проведения МРТ исследования по меньшей мере на одном срезе исследуемого объекта маркерной информации в виде набора линий, включающий:

- получение по меньшей мере одного опорного МРТ изображения исследуемого объекта, на основании которого определяют геометрию зоны сканирования, представляющей интерес для диагностики, а внутри этой зоны - участок для размещения маркерной информации, исходя из условия наличия на нем элементов, способных давать сигнал при МРТ;
- выбор необходимой для диагностики базовой сканирующей импульсной последовательности для сканирования в определенной выше зоне,
- после чего в базовую сканирующую импульсную последовательность вводят по меньшей мере одну дополнительную импульсную последовательность для возбуждения несканируемых срезов в количестве, соответствующем количеству линий маркерной информации, возникающих на МРТ изображении при пересечении сканируемых и несканируемых срезов в зоне выбранного участка для размещения информации, при этом параметры дополнительной импульсной последовательности задают в соответствии с расположением несканируемых срезов по отношению к плоскости сканируемых срезов в соответствии с выбранными параметрами линий маркерной информации,
- после чего полученной импульсной последовательностью осуществляют возбуждение сканируемых и несканируемых срезов с последующим получением МРТ изображения с маркерной информацией.

2. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что несканируемые срезы располагают перпендикулярно к плоскости сканируемых срезов.

3. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что в качестве параметров линий маркерной информации задают один или несколько из перечисленных параметров: толщину линий, угловую ориентацию на сканируемой плоскости, удаленность линии от центра сканируемой плоскости, общую яркость линии, распределение яркости по толщине линии.

4. Способ по п. 3, характеризующийся тем, что толщину линий задают посредством размещения несканируемых срезов по отношению к плоскости сканируемых срезов под углом, отличным от 90° .

5. Способ по п. 3, характеризующийся тем, что угловую ориентацию маркерной линии на МРТ изображении и удаленность линии от центра МРТ изображения задают посредством соответствующего позиционирования плоскости несканируемого среза относительно плоскости сканируемого среза.

6. Способ по п. 3, характеризующийся тем, что общую яркость маркерной линии задают посредством установки амплитуды и длительности радиочастотного импульса в дополнительной импульсной последовательности.

7. Способ по п. 3, характеризующийся тем, что распределение яркости по толщине маркерной линии задают посредством задания формы огибающей радиочастотного импульса в дополнительной импульсной последовательности.

8. Способ по п. 3, характеризующийся тем, что заданную толщину линии обеспечивают посредством задания в дополнительной импульсной последовательности параметров радиочастотного импульса - формы огибающей импульса и длительности импульса, а также величины срезокодирующего градиента, прикладываемого синхронно с этим импульсом.

9. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что позиционирование линии, включая положение линии на участке для размещения маркерной информации, наклон и расстояние между линиями, определяют заданием в дополнительной импульсной последовательности частоты заполнения радиочастотного импульса, а также величины срезокодирующего градиента и распределения его составляющих по каждой координате.

10. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что в качестве участка для размещения информации в зоне сканирования используют участок, не содержащий значимой диагностической информации.

11. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что для усиления контрастности маркерных линий в зону сканирования помещают предмет, содержащий однородный материал, способный давать сигнал МРТ, при этом предмет размещают в области выбранного участка для размещения маркерной информации.

12. Способ по п. 1, отличающийся тем, что для усиления контрастности маркерных линий после возбуждения несканируемых срезов прикладывают спойлинговый градиентный импульс.

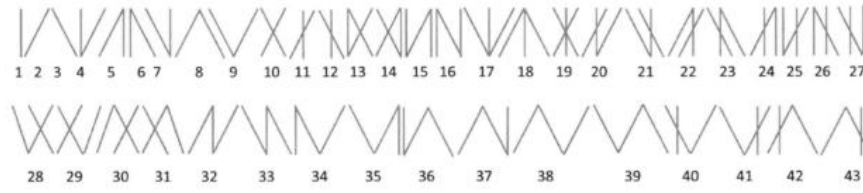
13. Способ по п. 1, отличающийся тем, что маркерную информацию из набора линий размещают на одном срезе или на разных срезах.

14. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что дополнительная импульсная последовательность включает по меньшей мере один импульс.

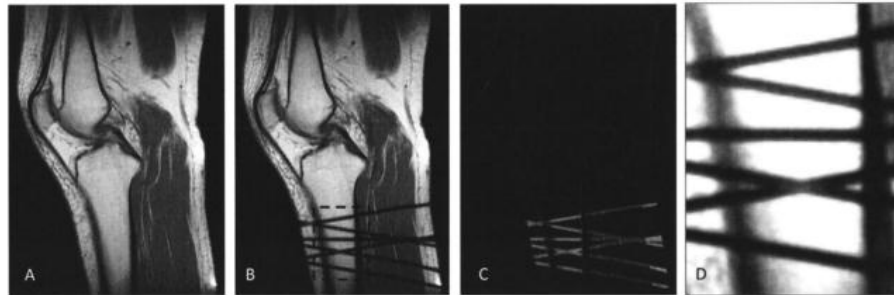
15. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что при использовании базовой сканирующей импульсной последовательности с накоплением сигнала на отдельных этапах или на каждом этапе накопления вводят разные дополнительные импульсные последовательности, каждая из которых определяет свой набор маркерной информации.

16. Способ по п. 1, характеризующийся тем, что при МРТ сканировании на отдельных этапах или на каждом этапе фазового кодирования вводят разные дополнительные импульсные последовательности, каждая из которых определяет свой набор маркерной информации.

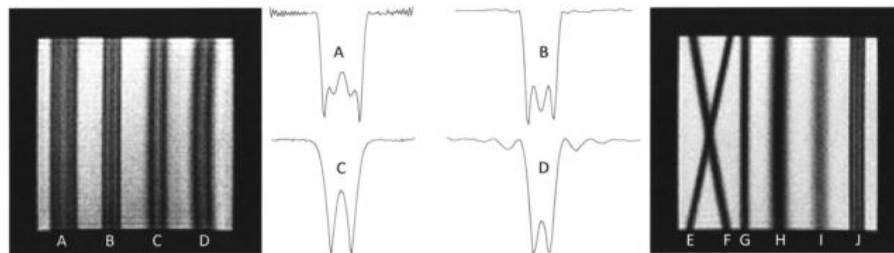
**СПОСОБ НАНЕСЕНИЯ МАРКЕРНОЙ ИНФОРМАЦИИ НА МРТ
ИЗОБРАЖЕНИЕ**



Фиг. 1



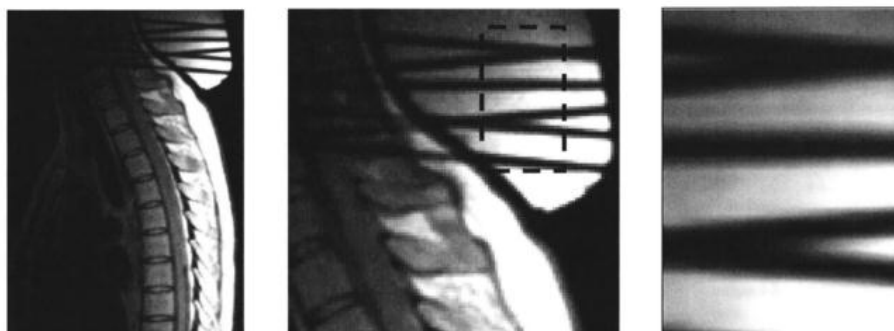
Фиг. 2



Фиг. 3

1

**СПОСОБ НАНЕСЕНИЯ МАРКЕРНОЙ ИНФОРМАЦИИ НА МРТ
ИЗОБРАЖЕНИЕ**



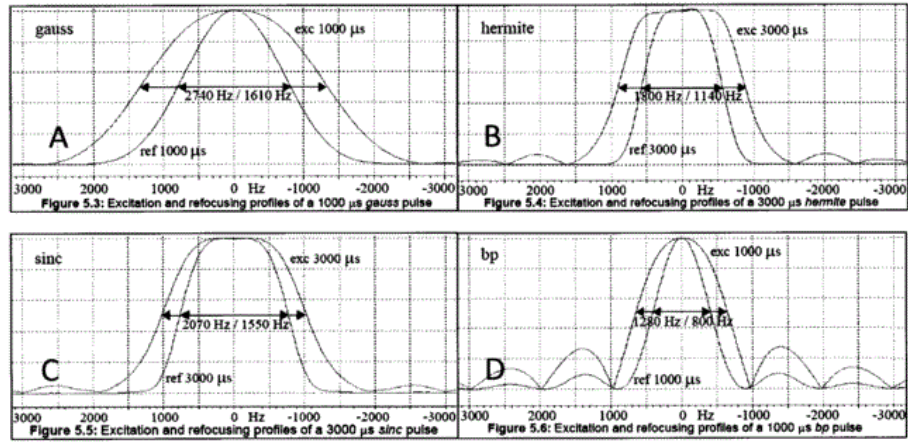


Фиг. 4

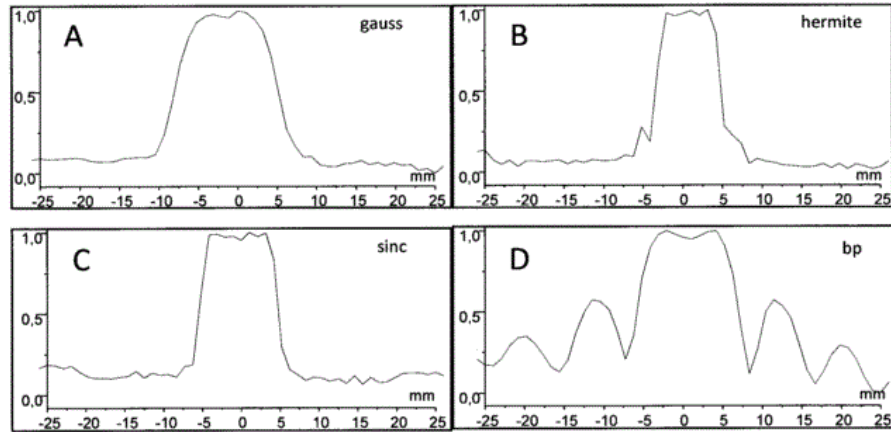


Фиг. 5

**СПОСОБ НАНЕСЕНИЯ МАРКЕРНОЙ ИНФОРМАЦИИ НА МРТ
ИЗОБРАЖЕНИЕ**



Фиг. 6



Фиг. 7