



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

G01R 33/4816 (2019.02)

(21)(22) Заявка: 2017124584, 30.11.2015

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
30.11.2015Дата регистрации:
14.10.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
12.12.2014 EP 14197679.5

(43) Дата публикации заявки: 15.01.2019 Бюл. № 2

(45) Опубликовано: 14.10.2019 Бюл. № 29

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 12.07.2017(86) Заявка РСТ:
EP 2015/077994 (30.11.2015)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2016/091623 (16.06.2016)Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Большая Спасская, д. 25,
строение 3, ООО "Юридическая фирма
Городисский и Партнеры"

(72) Автор(ы):

ФЮДЕРЕР Миха (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 5570018 A, 29.10.1996. WO
2013165571 A1, 07.11.2013. US 5617026 A,
01.04.1997. SU 1732246 A1, 07.05.1992.

(54) ТИХАЯ MR-ВИЗУАЛИЗАЦИЯ

(57) Реферат:

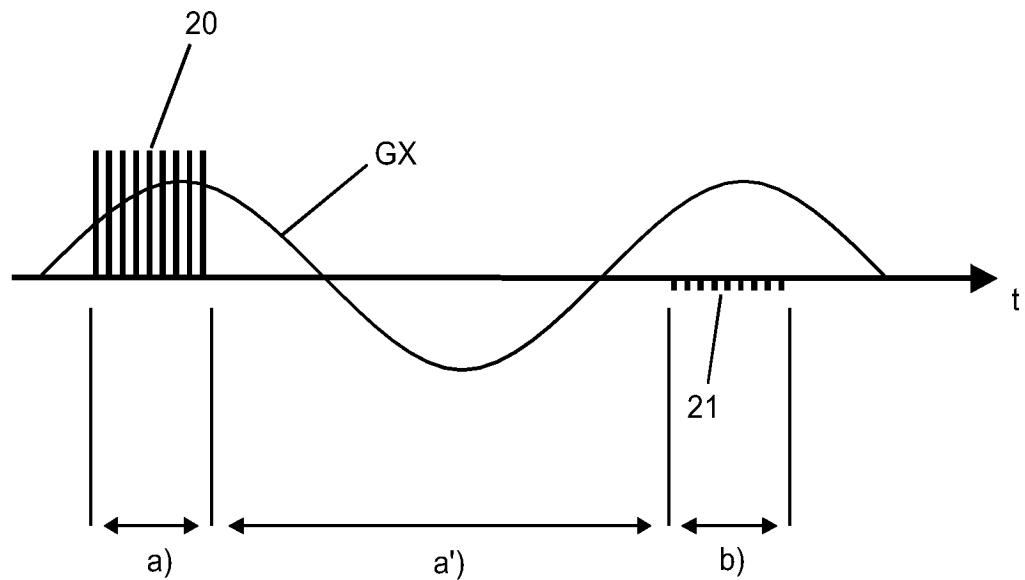
Группа изобретений относится к области техники магнитно-резонансной (MR) визуализации. Способ MR-визуализации объекта, позиционированного в объеме исследования MR-устройства (1), при этом способ содержит этапы, на которых: а) постепенно варьируют градиентный вектор магнитного поля от начальной позиции к конечной позиции по множеству промежуточных позиций, пока определенное число RF-импульсов излучается в присутствии градиента магнитного поля; б) постепенно варьируют градиентный вектор

магнитного поля снова от начальной позиции к конечной позиции по множеству промежуточных позиций, пока определенное число MR-эхо-сигналов получается в присутствии градиента магнитного поля; с) дискретизируют сферический объем в k-пространстве посредством повторения этапов а) и б) определенное число раз для различных начальных, промежуточных и/или конечных позиций; восстанавливают MR-изображение из полученных MR-эхо-сигналов. Технический результат – снижение акустического шума при осуществлении магнитно-резонансной

RU 2702911 C2

RU 2702911 C2

визуализации. 3 н. и 9 з.п. ф-лы, 4 ил.



ФИГ. 2

R U 2 7 0 2 9 1 1 C 2

R U 2 7 0 2 9 1 1 C 2

R U 2 7 0 2 9 1 1 C 2

RUSSIAN FEDERATION



(19)

RU (11)

2 702 911⁽¹³⁾ C2

(51) Int. Cl.
G01R 33/48 (2006.01)

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC
G01R 33/4816 (2019.02)

(21)(22) Application: 2017124584, 30.11.2015

(24) Effective date for property rights:
30.11.2015

Registration date:
14.10.2019

Priority:

(30) Convention priority:
12.12.2014 EP 14197679.5

(43) Application published: 15.01.2019 Bull. № 2

(45) Date of publication: 14.10.2019 Bull. № 29

(85) Commencement of national phase: 12.07.2017

(86) PCT application:
EP 2015/077994 (30.11.2015)

(87) PCT publication:
WO 2016/091623 (16.06.2016)

Mail address:
129090, Moskva, ul. Bolshaya Spasskaya, d. 25,
stroenie 3, OOO "Yuridicheskaya firma
Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):
FUDERER, Miha (NL)

(73) Proprietor(s):
Koninklijke Philips N.V. (NL)

(54) QUIET MR-VISUALIZATION

(57) Abstract:

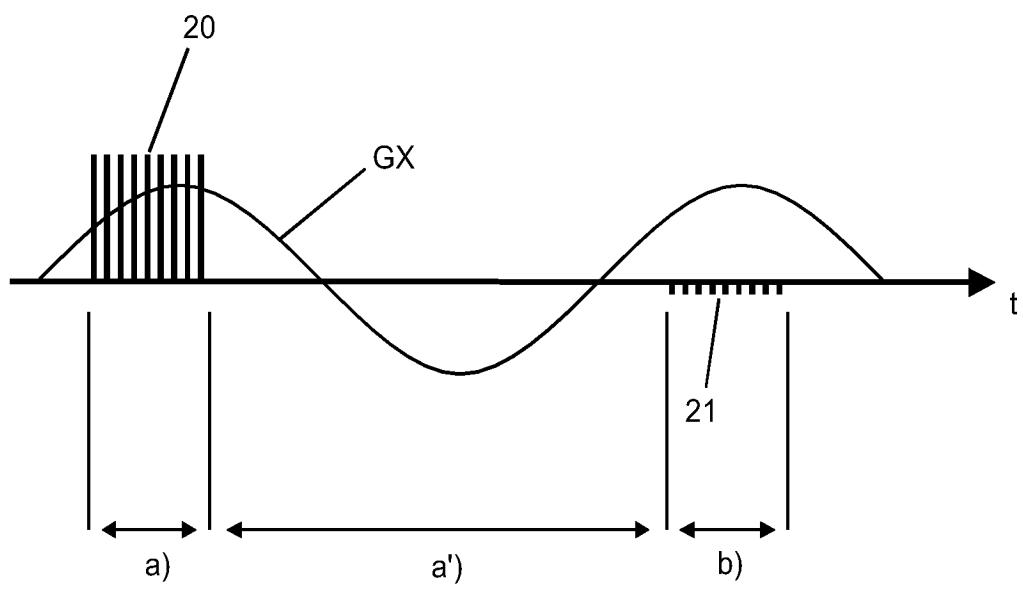
FIELD: physics.

SUBSTANCE: group of inventions relates to the field of magnetic resonance imaging (MR). Method of MR-visualization of object positioned in volume of MR-device (1) investigation, at that, method includes stages, at which: a) gradually varying the gradient vector of the magnetic field from the initial position to the final position over the plurality of intermediate positions, until a certain number of RF pulses is emitted in the presence of a magnetic field gradient; b) gradually varying the gradient vector of the magnetic field again

from the initial position to the final position over the plurality of intermediate positions until a certain number of MR-echo signals is obtained in the presence of a magnetic field gradient; c) sampling spherical volume in k-space by repeating steps a) and b) a certain number of times for different initial, intermediate and/or final positions; MR image is restored from obtained MR-echo signals.

EFFECT: technical result is reduction of acoustic noise when performing magnetic resonance imaging.

12 cl, 4 dwg



ФИГ. 2

R U 2 7 0 2 9 1 1 C 2

R U 2 7 0 2 9 1 1 C 2

Область техники, к которой относится изобретение

Изобретение относится к области техники магнитно-резонансной (MR) визуализации.

Оно связано со способом MR-визуализации. Изобретение также относится к MR-устройству и к компьютерной программе, которая должна выполняться на MR-устройстве.

Уровень техники

MR-способы для формирования изображений, которые используют взаимодействие между магнитными полями и ядерными спинами, чтобы формировать двумерные или трехмерные изображения, широко используются в настоящее время, а именно в области техники медицинской диагностики, поскольку для визуализации мягких тканей они превосходят другие способы формирования изображений во многих отношениях, не требуют ионизирующего излучения и обычно не инвазивны.

Согласно MR-способу, в общем, тело пациента, который должен исследоваться, помещается в сильное однородное магнитное поле (B_0 -поле), направление которого одновременно задает ось (обычно ось Z) системы координат, на которой основано измерение. Магнитное поле формирует различные энергетические уровни для отдельных ядерных спинов в зависимости от напряженности магнитного поля. Переходы между этими энергетическими уровнями могут возбуждаться (спиновой резонанс) посредством приложения электромагнитного переменного поля (RF-поля, также называемого "B₁-полем") заданной частоты (так называемой лармировской частоты или MR-частоты). С макроскопической точки зрения, распределение отдельных ядерных спинов формирует полное намагничивание, которое может отклоняться от состояния равновесия посредством приложения электромагнитного импульса надлежащей частоты (RF-импульса), так что намагничивание выполняет прецессионное движение вокруг оси Z. Прецессионное движение описывает поверхность конуса, угол апертуры которой упоминается как угол переворота. Абсолютная величина угла переворота зависит от интенсивности и длительности приложенного электромагнитного импульса.

После окончания RF-импульса, намагничивание возвращается в исходное состояние равновесия, в котором намагничивание в направлении по оси Z снова увеличивается с первой постоянной T1 времени (временем спин-решеточной или продольной релаксации), а намагничивание в перпендикулярном направлении к направлению по оси Z расслабляется со второй постоянной T2 времени (временем спин-спиновой или поперечной релаксации). Варьирование намагничивания может обнаруживаться посредством одной или более приемных RF-катушек, которые размещаются и ориентируются в объеме исследования MR-устройства таким образом, что варьирование намагничивания измеряется в перпендикулярном направлении к оси Z.

Чтобы реализовывать пространственное разрешение в теле, градиенты линейного магнитного поля, идущие вдоль трех главных осей, накладываются на однородное магнитное поле, приводя к линейной пространственной зависимости спиновой резонансной частоты. Сигнал, снимаемый в приемных катушках, в таком случае содержит компоненты различных частот, которые могут быть ассоциированы с различными местоположениями в теле. Сигнальные MR-данные, полученные через RF-катушки, соответствуют пространственной частотной области и называются данными k-пространства. Набор данных k-пространства преобразуется в MR-изображение посредством преобразования Фурье или других надлежащих алгоритмов восстановления.

В традиционных сеансах MR-визуализации возникает значительный уровень акустического шума, который вызывается посредством механических колебаний

магнитных полевых градиентных катушек, помещенных в статическое основное магнитное поле. Лоренцевы силы, вызываемые, когда электрический ток прикладывается к градиентным катушкам, заставляют их физически перемещаться. Это смещение зависит от напряженности статического магнитного поля, амплитуды приложенного 5 электрического тока и частоты и формы сигнала переключения градиента магнитного поля. Амплитуда акустического шума в объеме исследования устройства MR-визуализации обычно варьируется от 94 до 135 дБ в зависимости от различных параметров: аппаратных характеристик соответствующего устройства MR-визуализации, степени вибрации системы, типа и параметров (например, времени повторения) 10 применяемой последовательности MR-визуализации, числа полученных срезов и т.д. Высокий уровень акустического шума приводит к стрессу и дискомфорту исследуемых пациентов. Защита органов слуха требуется для того, чтобы предотвращать нарушение слуха.

Недостатки акустического шума могут преодолеваться посредством недавно 15 разработанных технологий фактически бесшумной MR-визуализации, в которых RF-возбуждение, а также получение MR-сигналов выполняется в присутствии градиента магнитного поля. Градиент магнитного поля применяется исключительно для кодирования в радиальном внецентровом k-пространстве после частотного кодирования. В этих известных подходах, пространственно неизбирательное возбуждение должно 20 однородно покрывать полную полосу пропускания частот, охватываемую посредством считываемого градиента магнитного поля, что обычно достигается посредством излучения коротких твердых RF-импульсов. Получение сигнала затухания свободной индукции (FID) начинается сразу после излучения RF-импульса. После FID-считывания, только минимальное время требуется для задания следующего считываемого градиента 25 магнитного поля до того, как может прикладываться следующий RF-импульс, за счет этого обеспечивая очень небольшие времена повторения (TR). Градиентный вектор магнитного поля, определяющий направление считывания, инкрементно варьируется в зависимости от повторения до тех пор, пока сферический объем в k-пространстве не будет дискретизирован до требуемой степени. Такие технологии сканирования в 30 радиальном внецентровом k-пространстве иногда упоминаются в качестве сканирования по принципу "резинового мяча", при котором "лучи" в радиальном k-пространстве и их компоновка в k-пространстве напоминает нити (веревки) известной конструкции игрушечного мяча. Без необходимости для отключения считываемого градиента магнитного поля в ходе всего сканирования, MR-визуализация может выполняться 35 фактически бесшумно (см., например, работу авторов Weiger и др. "Magnetic Resonance in Medicine", издание 70, стр. 328-332, 2013 год). Дополнительно, патент (США) US5570018 упоминает пространственное кодирование магнитного резонансного сигнала посредством синусоидального варьирования магнитных градиентных полей в двух ортогональных направлениях (по оси у и z) и с использованием периодов, которые 40 отличаются на коэффициент «два».

В действительности, известные технологии бесшумного кодирования в радиальном внецентровом k-пространстве обеспечивают только взвешенную по протонной плотности контрастность восстановленного MR-изображения.

Сущность изобретения.

Из вышеприведенного следует легко принимать во внимание, что существует потребность в усовершенствованном способе MR-визуализации. Цель изобретения заключается в том, чтобы предоставлять бесшумную/тихую MR-визуализацию с T2- (или T2*)-взвешенной или диффузно-взвешенной контрастностью.

В соответствии с изобретением, раскрыт способ MR-визуализации объекта, позиционированного в объеме исследования MR-устройства. Способ настоящего изобретения содержит этапы:

- возбуждения намагничивания, с использованием последовательности RF-импульсов,
- 5 в присутствии постепенно изменяющегося градиента магнитного поля;
- модификации значения градиента таким образом, что в последующий момент времени последовательность эха формируется согласно вышеуказанным RF-импульсам.

В одном варианте осуществления изобретения (варианте осуществления на основе "полевого эха"), способ содержит следующие этапы:

- 10 - подвергание объекта последовательности визуализации, содержащее:
 - а) постепенное варьирование градиентного вектора магнитного поля от начальной позиции к конечной позиции по множеству промежуточных позиций пока определенное число RF-импульсов излучается в присутствии градиента магнитного поля;
 - b) постепенное варьирование градиентного вектора магнитного поля снова от начальной позиции к конечной позиции по множеству промежуточных позиций пока определенное число MR-эхо-сигналов получается в присутствии градиента магнитного поля;
 - c) дискретизация сферического объема в k-пространстве посредством повторения этапов а) и b) определенное число раз для различных начальных, промежуточных и конечных позиций;
- восстановление магнитно-резонансного изображения из полученных MR-эхо-сигналов.

Согласно этому варианту осуществления, градиент магнитного поля постепенно изменяет направление (и необязательно также интенсивность) на этапе а). Вектор градиента магнитного поля начинается в начальной позиции (определенной посредством начальных значений интенсивности и направления градиента магнитного поля) и заканчивается в конечной позиции (определенной посредством конечных значений интенсивности и направления градиента магнитного поля) в ходе каждого повторения этапа а). Каждая позиция на траектории, соединяющей промежуточные позиции градиентного вектора магнитного поля, проходится дважды, согласно способу изобретения, первый раз на этапе а), во второй раз на этапе б). Градиент магнитного поля остается включенным на каждом из этапов а) и б). Между этапами а) и б) градиентный вектор магнитного поля должен варьироваться обратно (без отключения) от конечной позиции к начальной позиции таким образом, что временной интеграл градиента магнитного поля (момента нулевого порядка) по траектории этапов а) и б), т.е. от соответствующей начальной позиции к соответствующей конечной позиции и обратно к начальной позиции равен (точно) нулю.

Временной интервал между этапами а) и б) (эхо-время) может выбираться в диапазоне между 10 мс и 500 мс. Во время первого прохода (этапа а) твердые RF-импульсы излучаются обычно каждые 1-2 мс. Во время второго прохода (этапа б) MR-эхо-сигналы получаются в качестве выборок в радиальном k-пространстве (без излучения RF-импульсов) согласно мгновенной интенсивности и направлению градиента магнитного поля. Полный сферический объем k-пространства дискретизирован посредством повторения этапов а)-б), при этом начальная и конечная позиции и/или траектории градиентного вектора магнитного поля варьируются в зависимости от повторения. MR-изображение, в итоге восстановленное из полученных MR-эхо-сигналов, внутренне обеспечивает T2*-контрастность. В возможном варианте осуществления изобретения начальная и конечная позиции градиентного вектора магнитного поля могут быть

идентичными в одном или более повторений этапов а) и б).

Градиент магнитного поля предпочтительно варьируется вдоль плавной траектории. Частоты градиента магнитного поля, требуемые посредством способа изобретения, обычно находятся в диапазоне от 10 Гц до 100 Гц, который ограничивает акустический шум, а также потребности по скорости слежения в аппаратных средствах используемого MR-устройства.

Диффузно-контрастное MR-изображение может получаться посредством использования различных траекторий вектора градиентного магнитного поля (что приводит к различным моментам первого порядка, наблюдаемым посредством полученных MR-эхо-сигналов) и посредством вычисления соответствующих характеристик диффузии из них.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения, градиентный вектор магнитного поля варьируется вдоль идентичных траекторий на этапах а) и б) таким образом, что четко определенные позиции в k-пространстве могут быть приписаны каждому из полученных MR-эхо-сигналов.

В дополнительном предпочтительном варианте осуществления, градиентный вектор магнитного поля варьируется вдоль замкнутой круговой траектории, центрированной на начале системы координат градиента магнитного поля. Это приводит к простой и прямой реализации способа изобретения. Временной интеграл градиента магнитного поля по полной круговой траектории автоматически равен нулю (при условии, что скорость варьирования градиентного вектора магнитного поля вдоль круговой траектории является постоянной). Полный объем в k-пространстве может быть дискретизирован посредством выбора меридианов сферических объемов в k-пространстве в качестве круговых траекторий градиентного вектора магнитного поля, при этом азимутальный угол меридiana постепенно увеличивается в зависимости от повторения этапов а) и б).

В альтернативном варианте осуществления (варианте осуществления на основе "спинового эха"), способ содержит следующие этапы:

- подвергание объекта последовательности визуализации, содержащее:

- 30 а) постепенное варьирование градиентного вектора магнитного поля от начальной позиции к конечной позиции по множеству промежуточных позиций пока определенное число RF-импульсов излучается в присутствии градиента магнитного поля;
- б) варьирование вектора магнитного поля по направлению к нулю;
- с) приложение перефокусирующего RF-импульса;
- 35 д) варьирование вектора магнитного поля к вышеуказанной конечной позиции;
- е) постепенное варьирование градиентного вектора магнитного поля от конечной позиции к начальной позиции, в обратном порядке по множеству промежуточных позиций пока определенное число MR-эхо-сигналов получается в присутствии градиента магнитного поля;
- 40 ф) дискретизация сферического объема в k-пространстве посредством повторения этапов а)-е) определенное число раз для различных начальных, промежуточных и конечных позиций;
- восстановление магнитно-резонансного изображения из полученных MR-эхо-сигналов.

Согласно этому варианту осуществления, градиент магнитного поля постепенно изменяет направление (и необязательно также интенсивность) на этапе а). Вектор градиента магнитного поля начинается в начальной позиции (определенной посредством начальных значений интенсивности и направления градиента магнитного поля) и

заканчивается в конечной позиции (определенной посредством конечных значений интенсивности и направления градиента магнитного поля) в ходе каждого повторения этапа а). Каждая позиция на траектории, соединяющей промежуточные позиции градиентного вектора магнитного поля, проходится дважды, согласно способу изобретения, первый раз на этапе а), и второй раз, но в обратном порядке, на этапе е). Градиент магнитного поля остается включенным на каждом из этапов а) и е).

Временной интервал между этапами а) и е) (эхо-время) может выбираться в диапазоне между 10 мс и 500 мс. Во время первого прохода (этапа а) твердые RF-импульсы излучаются, обычно каждые 1-2 мс. Во время второго прохода (этапа е) MR-эхо-сигналы получаются в качестве выборок в радиальном k-пространстве (без излучения RF-импульсов) согласно мгновенной интенсивности и направлению градиента магнитного поля. Полный сферический объем k-пространства дискретизирован посредством повторения этапов а)-е), при этом начальная и конечная позиции и/или траектории градиентного вектора магнитного поля варьируются в зависимости от повторения.

MR-изображение, в итоге восстановленное из полученных MR-эхо-сигналов, внутренне обеспечивает T2-контрастность. В возможном варианте осуществления изобретения начальная и конечная позиции градиентного вектора магнитного поля могут быть идентичными в одном или более повторений этапов а)-е).

Градиент магнитного поля предпочтительно варьируется вдоль плавной траектории.

Частоты градиента магнитного поля, требуемые посредством способа изобретения, обычно находятся в диапазоне от 10 Гц до 200 Гц, который ограничивает акустический шум, а также потребности по скорости слежения в аппаратных средствах используемого MR-устройства.

В альтернативном варианте осуществления, градиентный вектор магнитного поля варьируется вдоль замкнутой траектории теннисного мяча. Траектория теннисного мяча (напоминающая кривую типичного шва теннисного мяча) понимается как кривая, которая задается посредством пересечения сферы и гиперболического параболоида. С другой стороны, с учетом "варианта осуществления на основе полевого эха", временной интеграл градиента магнитного поля по полной траектории теннисного мяча автоматически равен нулю (при условии, что скорость варьирования градиентного вектора магнитного поля вдоль траектории является постоянной, и что траектория теннисного мяча центрируется на начале системы координат градиента магнитного поля). Тем не менее, длина траектории и в силу этого эффективное эхо-время полученных MR-эхо-сигналов может варьироваться целевым способом посредством надлежащего выбора параметров кривой теннисного мяча. Таким образом, появляется возможность, например, получать диффузно-контрастное MR-изображение. Вариант осуществления на основе SE включает в себя дополнительное отклонение в позицию $G_{x,y}=0$.

Согласно еще одному предпочтительному варианту осуществления изобретения, FID-сигналы могут получаться на этапе i) после каждого излучения RF-импульсов в присутствии градиента магнитного поля, при этом дополнительное MR-изображение восстанавливается из FID-сигналов. Таким образом, два MR-изображения могут получаться без необходимости дополнительного времени сканирования, например, T2*-контрастное изображение (восстановленное из MR-эхо-сигналов) и контрастное изображение по протонной плотности (восстановленное из FID-сигналов).

Способ изобретения, описанный выше, может осуществляться посредством MR-устройства, включающего в себя, по меньшей мере, одну основную магнитную катушку для формирования однородного установившегося магнитного поля в объеме исследования, определенное число градиентных катушек для формирования

переключаемых градиентов магнитного поля в различных пространственных направлениях в объеме исследования, по меньшей мере, одну RF-катушку для формирования RF-импульсов в объеме исследования и/или для приема MR-сигналов из тела пациента, позиционированного в объеме исследования, блок управления для

управления временной последовательностью RF-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля и блок восстановления. Способ изобретения предпочтительно реализуется посредством соответствующего программирования блока восстановления и/или блок управления MR-устройства.

Способ изобретения в настоящее время преимущественно может осуществляться в

большинстве MR-устройств при клиническом использовании. С этой целью, необходимо просто использовать компьютерную программу, посредством которой MR-устройство управляется таким образом, что оно выполняет вышеописанные этапы способа изобретения. Компьютерная программа может присутствовать либо на носителе данных, либо в сети передачи данных, так что она загружается для установки в блоке управления MR-устройства.

Краткое описание чертежей

Прилагаемые чертежи раскрывают предпочтительные варианты осуществления настоящего изобретения. Тем не менее, следует понимать, что чертежи служат только для иллюстрации, а не для задания ограничений изобретения. На чертежах:

Фиг. 1 схематично показывает MR-устройство для осуществления способа изобретения;

Фиг. 2 показывает диаграмму, иллюстрирующую последовательность визуализации, применяемую согласно изобретению;

Фиг. 3 показывает диаграмму, схематично иллюстрирующую возможную траекторию градиентного вектора магнитного поля согласно изобретению;

Фиг. 4 показывает диаграмму, иллюстрирующую возможные траектории градиентного вектора магнитного поля, чтобы дискретизировать трехмерный сферический объем согласно изобретению.

Подробное описание вариантов осуществления

Со ссылкой на фиг. 1, показано MR-устройство 1, которое может использоваться для осуществления способа изобретения. Устройство содержит сверхпроводящие или резистивные основные магнитные катушки 2, так что практически однородное постоянное во времени основное магнитное поле B_0 создается вдоль оси Z через объем исследования. Устройство дополнительно содержит набор шиммирующих катушек 2' (первого, второго и, если применимо, третьего порядка), при этом электрический ток через отдельные шиммирующие катушки набора 2' является управляемым в целях минимизации отклонений B_0 в объеме исследования.

Система формирования и обработки магнитного резонанса прикладывает последовательность RF-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля, чтобы инвертировать или возбуждать ядерные магнитные спины, наводить магнитный резонанс, перефокусировать магнитный резонанс, обрабатывать магнитный резонанс, пространственно и иным способом кодировать магнитный резонанс, насыщать спины и т.п., чтобы выполнять MR-визуализацию.

Более конкретно, усилитель 3 градиентных импульсов прикладывает импульсы тока к выбранным из градиентных катушек 4, 5 и 6 по всему телу вдоль осей X, Y и Z объема исследования. Цифровое RF-частотное передающее устройство 7 передает RF-импульсы или импульсные пакеты, через переключатель 8 режима отправки/приема, в RF-катушку 9 для тела, чтобы передавать RF-импульсы в объем исследования. Типичная

последовательность MR-визуализации состоит из пакета сегментов RF-импульсов небольшой длительности, который совместно друг с другом и со всеми применяемыми градиентами магнитного поля позволяют достигать выбранной обработки ядерного магнитного резонанса. RF-импульсы используются для того, чтобы насыщать,

- 5 возбуждать резонанс, инвертировать намагничивание, перефокусировать резонанс или обрабатывать резонанс и выбирать часть тела 10, позиционированную в объеме исследования. MR-сигналы также снимаются посредством RF-катушки 9 для тела.

Для формирования MR-изображений ограниченных областей тела 10 посредством параллельной визуализации, набор локальных матричных RF-катушек 11, 12, 13

- 10 помещается рядом с областью, выбранной для визуализации. Матричные катушки 11, 12, 13 могут использоваться для того, чтобы принимать MR-сигналы, обусловленные посредством RF-передач из катушек для тела.

Результирующие MR-сигналы снимаются посредством RF-катушки 9 для тела и/или посредством матричных RF-катушек 11, 12, 13 и демодулируются посредством

- 15 приемного устройства 14, предпочтительно включающего в себя предустановка (не показан). Приемное устройство 14 соединяется с RF-катушками 9, 11, 12 и 13 через переключатель 8 режима отправки/приема.

Хост-компьютер 15 управляет электрическим током через шиммирующие катушки 2', а также усилитель 3 градиентных импульсов и передающее устройство 7, чтобы

- 20 формировать последовательность MR-визуализации согласно изобретению. Приемное устройство 14 принимает множество линий передачи MR-данных в быстрой последовательности после каждого RF-импульса возбуждения. Система 16 получения данных выполняет аналого-цифровое преобразование принимаемых сигналов и преобразует каждую линию передачи MR-данных в цифровой формат, подходящий 25 для последующей обработки. В современных MR-устройствах, система 16 получения данных представляет собой отдельный компьютер, который специализирован на получении данных необработанных изображений.

В конечном счете, данные цифровых необработанных изображений

- 30 восстанавливаются в представление в форме изображений посредством процессора 17 восстановления, который применяет надлежащий алгоритм восстановления. MR-изображение представляет трехмерный объем. Изображение затем сохраняется в запоминающем устройстве изображений, в котором к нему может осуществляться доступ для преобразования проекций или других частей представления в форме изображений в надлежащий формат для визуализации, например, через видеомонитор 35 18, который предоставляет воспринимаемое человеком отображение результирующего MR-изображения.

Фиг. 2 показывает схему, иллюстрирующую последовательность MR-визуализации, применяемую согласно изобретению. Сущность технологии бесшумного сканирования по принципу "резинового мяча", приспособляемой посредством изобретения,

- 40 заключается в том, что RF-импульсы 20 возбуждения передаются одновременно с включением частотно кодированных считываемых градиентов GX, GY, GZ магнитного поля (из которых только GX показан на фиг. 2). Считываемый градиент GX магнитного поля не предназначен в качестве градиента выбора среза, что подразумевает то, что RF-импульсы 20 должны быть короткими (обычно 1-10 мкс), чтобы достигать 45 достаточной полосы пропускания возбуждения.

Градиент GX магнитного поля варьируется постепенно, т.е. непрерывно (например, синусоидально) в ходе этапа а), от начального значения до конечного значения, в то время как RF-импульсы 20 излучаются в присутствии градиента магнитного поля. В

ходе этапа а'), постепенное варьирование градиента Gx магнитного поля продолжается, в то время как градиент GX магнитного поля варьируется от конечного значения обратно до начального значения таким образом, что временной интеграл градиента GX магнитного поля для этапов а) и а') равен нулю (что соответствует одному полному

5 периоду колебаний синусоидального варьирования GX). На этапе б), постепенное варьирование GX продолжается, при этом GX варьируется снова от начального значения до конечного значения пока определенное число получений 21 MR-эхо-сигналов выполняется в присутствии градиента GX магнитного поля.

Сферический объем в k-пространстве дискретизирован посредством повторения

10 этапов а), а') и б) определенное число раз, при этом траектория градиентного вектора варьируется, соответственно, в зависимости от повторения. В завершение, T2*-контрастное MR-изображение восстанавливается из полученных MR-эхо-сигналов. Эхо-время соответствует длительности одного периода колебаний синусоидального варьирования GX в проиллюстрированном варианте осуществления, которая, например, 15 может составлять в диапазоне между 10 и 500 мс.

Базовая идея касательно изобретения поясняется ниже в двух измерениях со ссылкой на фиг. 3, показывающий координаты GX и GY градиента магнитного поля.

Градиентный вектор магнитного поля (определенный посредством направления и интенсивности градиента магнитного поля) варьируется непрерывно от начальной 20 позиции А к конечной позиции В в ходе этапа а) по множеству промежуточных позиций, в то время как RF-импульсы 20 прикладываются, как пояснено выше со ссылкой на фиг. 2. Сплошная стрелка от позиции А к позиции В представляет траекторию градиентного вектора магнитного поля в ходе этапа а). Промежуточные позиции расположены на этой траектории. На этапе а') градиентный вектор магнитного поля 25 варьируется дополнительно вдоль круговой траектории 30. Поскольку траектория от позиции А к позиции В и дальше от позиции В обратно к позиции А центрируется на начале координат, временной интеграл вектора (GX, GY) магнитного поля по всей траектории равен нулю. Градиентный вектор магнитного поля придерживается 30 совершенно идентичной траектории от позиции А к позиции В во второй раз на этапе б) (указываемой посредством пунктирной стрелки на фиг. 3) таким образом, что появляется последовательность MR-эхо, причем каждое MR-эхо соответствует одному из RF-импульсов 20. Эти MR-эхо-сигналы получаются вдоль "лучей" в радиальном k-пространстве (с очень небольшой кривизной) на этапе б), и MR-изображение 35 восстанавливается из них. Лучи в радиальном k-пространстве проиллюстрированы в качестве пунктирных радиальных линий на схеме по фиг. 3. Градиент магнитного поля остается включенным при постоянной интенсивности при варьировании непрерывно относительно своего направления на всех этапах а) и б) в проиллюстрированном варианте осуществления.

Траектория градиентного вектора магнитного поля на этапе а') может выбираться

40 по-другому, например, для получения конкретного эхо-времени, которое определяется посредством длительности этапа а') при условии, что временной интеграл градиента для этапов а) и а') равен нулю.

Обычно, варьирование градиента магнитного поля по полной круговой траектории, как показано на фиг. 3, может отнимать 100 мс, для времени повторения RF-импульсов 45 в 1 мс. Это означает то, что должны получаться 100 лучей в k-пространстве. Каждый из этих лучей в k-пространстве получается через 100 мс после соответствующего RF-импульса, так что намагничивание подвергнуто T2*-затуханию. Это приводит к соответствующему T2*-контрастному MR-изображению.

Фиг. 4 иллюстрирует расширение принципов изобретения до трех измерений.

Круговые траектории вектора (GX, GY, GZ) градиентного магнитного поля могут выбираться в качестве меридианов 40 показанного сферического объема. После каждого кругового двойного обхода, согласно изобретению, азимутальный угол немного изменяется таким образом, что следующая круговая траектория формирует другой меридиан до тех пор, пока полный сферический объем не будет покрыт посредством соответствующих лучей в k-пространстве.

Тем не менее, как уже упомянуто, может выбираться другая форма траекторий градиента магнитного поля. Другая возможная траектория представляет собой

траекторию 41 теннисного мяча, также показанную на фиг. 4. Центр траектории 41 теннисного мяча также совпадает с началом системы координат градиента, так что временной интеграл градиентного вектора магнитного поля по полной траектории 41 равен нулю. Сферический объем может покрываться посредством последовательности различных траекторий теннисного мяча. Преимущество траектории 41 теннисного мяча состоит в том, что после одной полной траектории временной интеграл градиента магнитного поля (момента нулевого порядка) равен нулю, но момент первого порядка отличается между траекторией 41 теннисного мяча и траекторией вдоль меридиана 40. Это приводит к различной чувствительности к движению и диффузии. Чтобы получать диффузно-контрастное MR-изображение, например, MR-эхо-сигналы в силу этого могут получаться вдоль обеих траекторий 40 и 41, т.е. при двух различных значениях момента первого порядка траектории градиента магнитного поля.

С использованием траектории 41 теннисного мяча, макроскопическое движение исследуемого объекта 10 вызывает фазовые эффекты в полученных MR-эхо-сигналах, варьирующихся в зависимости от траектории (при этом траектории обычно разнесены на 100 мс во времени). После дискретизации k-пространства вдоль одной траектории 41 теннисного мяча, центр k-пространства уже достаточно плотно дискретизирован, чтобы обеспечивать возможность восстановления трехмерной фазовой карты низкого разрешения. Эта фазовая карта может использоваться в качестве внутреннего навигатора, который обеспечивает коррекцию обусловленных движением разностей между последовательными траекториями теннисного мяча. В силу этого могут исключаться артефакты движения.

(57) Формула изобретения

1. Способ MR-визуализации объекта, позиционированного в объеме исследования

35 MR-устройства (1), при этом способ содержит этапы, на которых:

- подвергают объект (10) последовательности визуализации, содержащей этапы, на которых:

40 а) постепенно варьируют градиентный вектор (GX, GY, GZ) магнитного поля от начальной позиции (A) к конечной позиции (B) по множеству промежуточных позиций, пока определенное число RF-импульсов (20) излучается в присутствии градиента магнитного поля;

45 б) постепенно варьируют градиентный вектор (GX, GY, GZ) магнитного поля снова от начальной позиции (A) к конечной позиции (B) по множеству промежуточных позиций, пока определенное число MR-эхо-сигналов получается в присутствии градиента магнитного поля;

50 в) дискретизируют сферический объем в k-пространстве посредством повторения этапов а) и б) определенное число раз для различных начальных, промежуточных и/или конечных позиций;

- восстанавливают MR-изображение из полученных MR-эхо-сигналов.

2. Способ по п. 1, в котором градиентный вектор (GX, GY, GZ) магнитного поля варьируется вдоль идентичных траекторий на этапах а) и б).

3. Способ по п. 1 или 2, в котором градиент магнитного поля остается включенным в течение повторений этапов а) и б).

4. Способ по любому из пп. 1-3, в котором градиентный вектор магнитного поля варьируется вдоль замкнутой круговой траектории (40).

5. Способ по любому из пп. 1-3, в котором градиентный вектор магнитного поля варьируется вдоль замкнутой траектории (41) теннисного мяча.

10. Способ по любому из пп. 1-5, в котором восстановленное MR-изображение представляет собой T2*-контрастное или диффузно-контрастное изображение в зависимости от различных градиентных моментов первого порядка, наблюдаемых посредством полученных MR-эхо-сигналов.

15. Способ по любому из пп. 1-6, в котором временной интервал между началом этапа а) и началом этапа б) находится в диапазоне между 10 мс и 500 мс.

8. Способ по любому из пп. 1-5, в котором последовательность визуализации дополнительно содержит этап, на котором:

- постепенно варьируют градиентный вектор (GX, GY, GZ) магнитного поля от конечной позиции (B) обратно к начальной позиции (A) после этапа а) и до этапа б),
20 так что временной интеграл градиента магнитного поля по траектории от начальной позиции (A) к конечной позиции (B) и обратно к начальной позиции (A) равен нулю.

9. Способ по любому из пп. 1-5, содержащий следующие этапы, на которых:

a) варьируют вектор магнитного поля по направлению к нулю;

b) прикладывают перефокусирующий RF-импульс;

25 c) варьируют вектор магнитного поля к вышеуказанной конечной позиции;

d) при этом выполняют постепенное варьирование градиентного вектора магнитного поля от конечной позиции к начальной позиции в обратном порядке по множеству промежуточных позиций, пока определенное число MR-эхо-сигналов получается в присутствии градиента магнитного поля;

30 e) дискретизируют сферический объем в k-пространстве посредством повторения этапов а)-е) определенное число раз для различных начальных, промежуточных и конечных позиций;

- восстанавливают магнитно-резонансное изображение из полученных MR-эхо-сигналов.

35. 10. Способ по любому из пп. 1-6, в котором FID-сигналы получаются на этапе i) после каждого излучения (20) RF-импульсов в присутствии градиента магнитного поля, при этом дополнительное MR-изображение восстанавливается из FID-сигналов.

11. MR-устройство, содержащее, по меньшей мере, одну основную магнитную катушку (2) для формирования однородного установившегося магнитного поля в объеме

40 исследования, определенное число градиентных катушек (4, 5, 6) для формирования переключаемых градиентов магнитного поля в различных пространственных направлениях в объеме исследования, по меньшей мере, одну RF-катушку (9) для формирования RF-импульсов в объеме исследования и/или для приема MR-сигналов из объекта (10), позиционированного в объеме исследования, блок (15) управления для

45 управления временной последовательностью RF-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля и блок (17) восстановления, при этом MR-устройство (1) выполнено с возможностью осуществлять следующие этапы:

- подвергание объекта (10) последовательности визуализации, содержащей:

a) постепенное варьирование градиентного вектора (GX, GY, GZ) магнитного поля от начальной позиции (A) к конечной позиции (B) по множеству промежуточных позиций, пока определенное число RF-импульсов (20) излучается в присутствии градиента магнитного поля;

5 b) постепенное варьирование градиентного вектора (GX, GY, GZ) магнитного поля снова от начальной позиции (A) к конечной позиции (B) по множеству промежуточных позиций, пока определенное число MR-эхо-сигналов получается в присутствии градиента магнитного поля;

c) дискретизация сферического объема в k-пространстве посредством повторения

10 этапов a) и b) определенное число раз для различных начальных, промежуточных и/или конечных позиций;

- восстановление MR-изображения из полученных MR-эхо-сигналов.

12. Машиночитаемый носитель, содержащий компьютерную программу со средствами программного кода, сконфигурированный для выполнения этапов:

15 - формирования последовательности визуализации, содержащего:

a) постепенное варьирование градиентного вектора (GX, GY, GZ) магнитного поля от начальной позиции (A) к конечной позиции (B) по множеству промежуточных позиций, пока определенное число RF-импульсов (20) излучается в присутствии градиента магнитного поля;

20 b) постепенное варьирование градиентного вектора (GX, GY, GZ) магнитного поля снова от начальной позиции (A) к конечной позиции (B) по множеству промежуточных позиций, пока определенное число MR-эхо-сигналов получается в присутствии градиента магнитного поля;

c) дискретизацию сферического объема в k-пространстве посредством повторения

25 этапов a) и b) определенное число раз для различных начальных, промежуточных и/или конечных позиций;

- восстановления MR-изображения из полученных MR-эхо-сигналов;

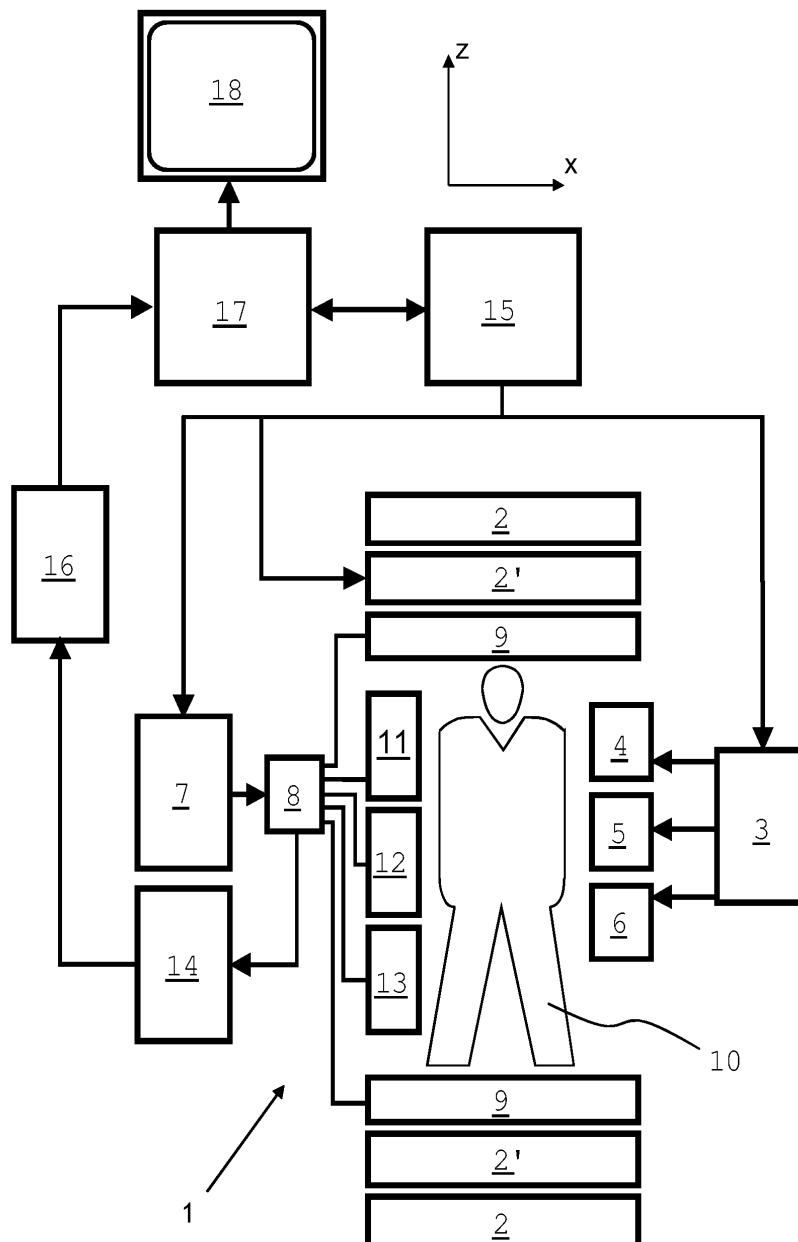
при выполнении указанной компьютерной программы на MR-устройстве.

30

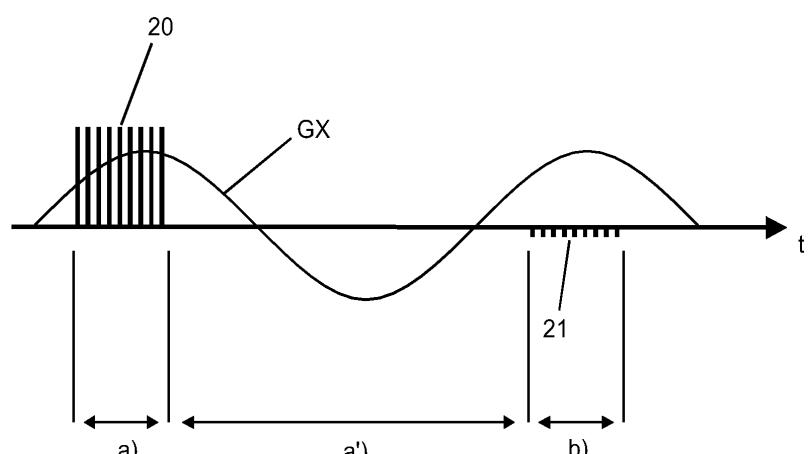
35

40

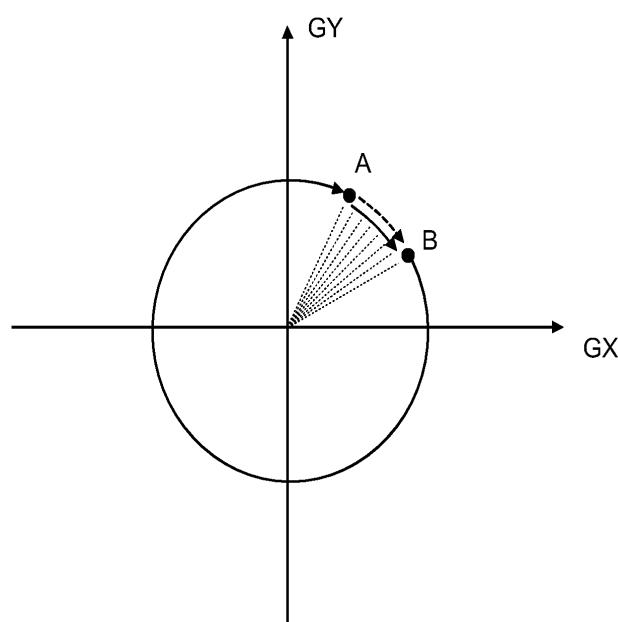
45



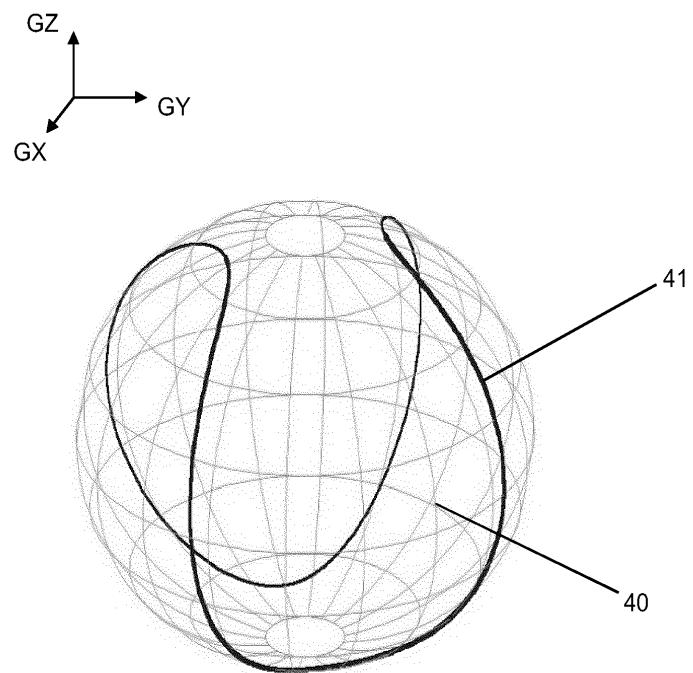
ФИГ. 1



ФИГ. 2



ФИГ. 3



ФИГ. 4