



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
G01R 33/24 (2018.08)

(21)(22) Заявка: 2017135454, 28.04.2016

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
28.04.2016

Дата регистрации:
29.03.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
13.05.2015 EP 15167607.9

(45) Опубликовано: 29.03.2019 Бюл. № 10

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 05.10.2017

(86) Заявка РСТ:
EP 2016/059454 (28.04.2016)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2016/180640 (17.11.2016)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городиский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):
БЕРНЕРТ Петер (NL),
НЕРКЕ Кай (NL)

(73) Патентообладатель(и):
КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: WO 2013105006 A1, 18.07.2013. WO
2014053927 A1, 10.04.2014. US 4983921 A,
08.01.1991. US 20100315084 A1, 16.12.2010. RU
2009128239 A, 27.01.2011. RU 2411528 C1,
10.02.2011.

(54) ПАРАЛЛЕЛЬНАЯ МР-ТОМОГРАФИЯ С КАРТИРОВАНИЕМ ЧУВСТВИТЕЛЬНОСТИ С ПОМОЩЬЮ РЧ-КАТУШКИ

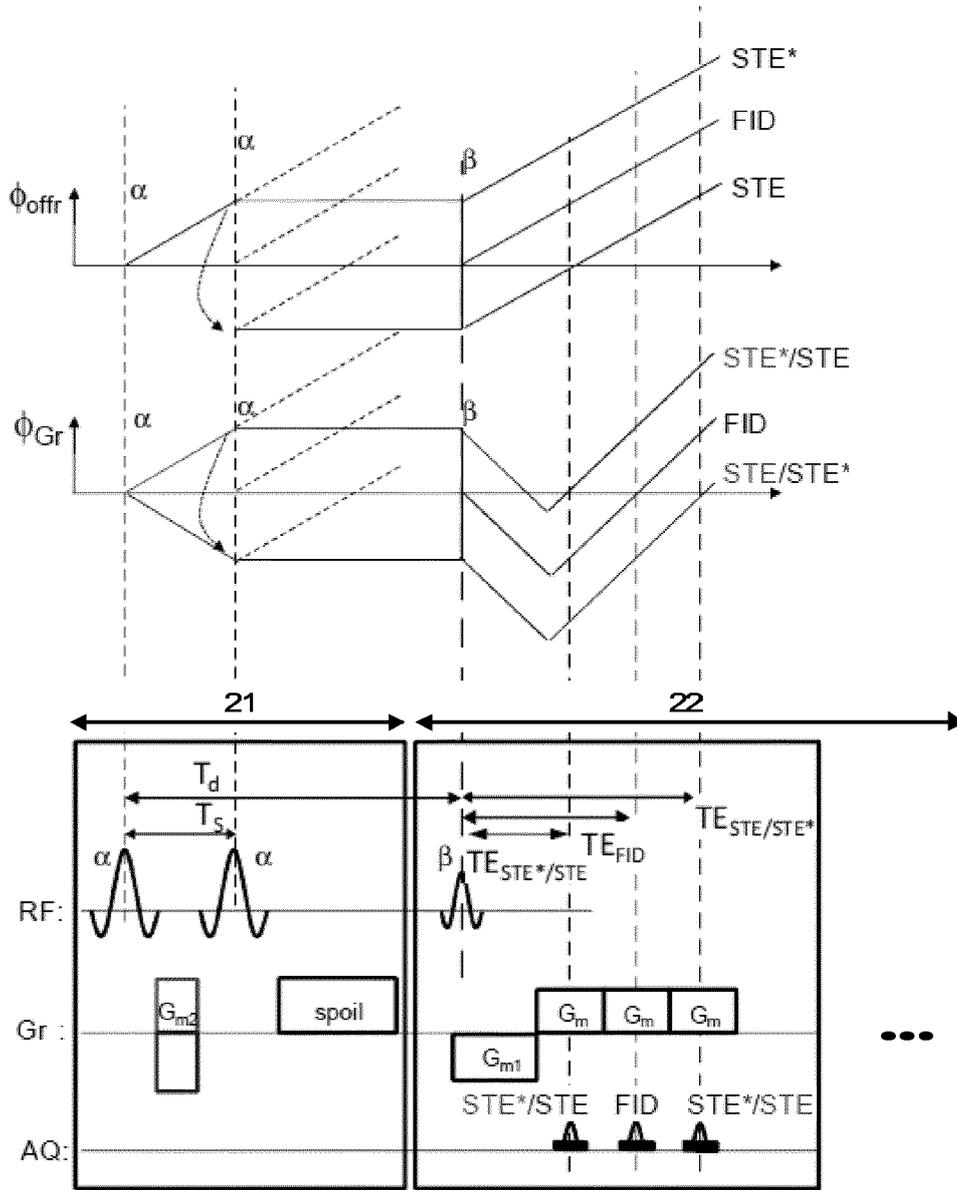
(57) Реферат:

Использование: для магнитно-резонансной томографии (МР-томографии) объекта. Сущность изобретения заключается в том, что подвергают объект воздействию последовательности стимулированных эхо-сигналов. Принимают два или более стимулированных эхо-сигнала (STE, STE*), а именно прямой стимулированный эхо-сигнал (STE) и сопряженный стимулированный эхо-сигнал (STE*), причем по меньшей мере один из стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) принимают параллельно через матрицу из двух или более РЧ-приемных антенн, обладающих различными профилями пространственной

чувствительности, и при этом по меньшей мере другой из упомянутых стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) принимают через РЧ-катушку для всего тела, обладающую практически однородным профилем пространственной чувствительности. Карты чувствительности, указывающие профили пространственной чувствительности отдельных РЧ-приемных антенн матрицы, выводят путем сравнения стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*), принимаемых через матрицу РЧ-приемных антенн, со стимулированными эхо-сигналами (STE, STE*), принимаемыми через РЧ-катушку

для всего тела. Технический результат: обеспечение возможности создания усовершенствованной технологии МР-томографии, которая позволяет осуществлять

быстрое и надежное определение профилей пространственной чувствительности РЧ-приемных антенн, используемых в параллельной томографии. 3 н. и 6 з.п. ф-лы, 2 ил.



ФИГ. 2

RU 2683605 C1

RU 2683605 C1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC
G01R 33/24 (2018.08)

(21)(22) Application: **2017135454, 28.04.2016**

(24) Effective date for property rights:
28.04.2016

Registration date:
29.03.2019

Priority:

(30) Convention priority:
13.05.2015 EP 15167607.9

(45) Date of publication: **29.03.2019** Bull. № 10

(85) Commencement of national phase: **05.10.2017**

(86) PCT application:
EP 2016/059454 (28.04.2016)

(87) PCT publication:
WO 2016/180640 (17.11.2016)

Mail address:
**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**BOERNERT, Peter (NL),
NEHRKE, Kay (NL)**

(73) Proprietor(s):

Koninklijke Philips N.V. (NL)

(54) **PARALLEL MRI WITH SENSITIVITY MAPPING USING RF COIL**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: using: for magnetic resonance imaging (MRI) of an object. Gist of the invention is that the object is exposed to a sequence of stimulated echo signals. Two or more stimulated echo signals (STE, STE*) are received, namely, a direct stimulated echo signal (STE) and coupled stimulated echo signal (STE*), moreover, at least one of the stimulated echo signals (STE, STE*) are received in parallel through a matrix of two or more RF receiving antennas with different spatial sensitivity profiles, and at the same time at least another of the mentioned stimulated echo signals (STE, STE*) is received through the RF coil

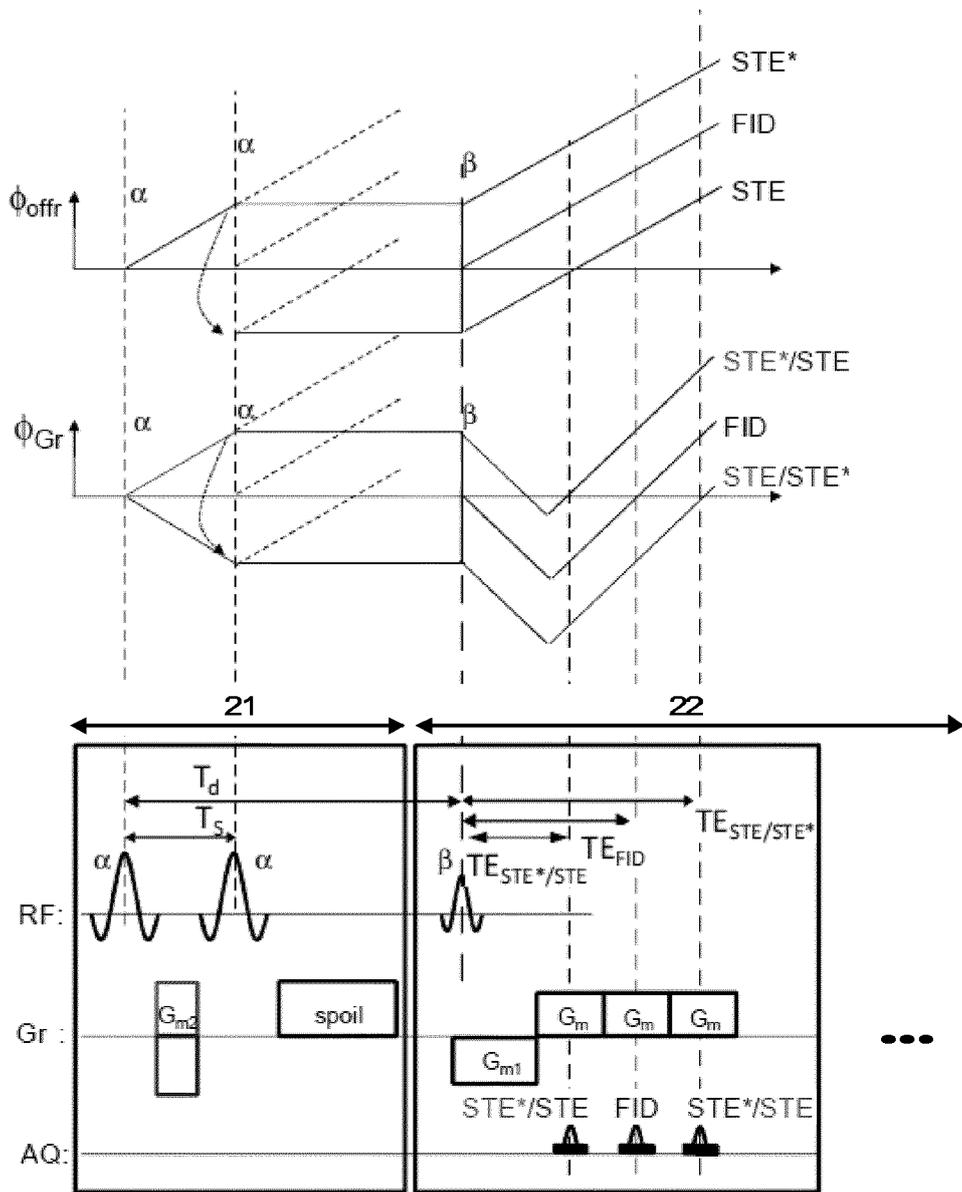
for the whole body, which has an almost uniform spatial sensitivity profile. Sensitivity maps indicating the spatial sensitivity profiles of individual RF receiving antennas of the array are derived by comparing stimulated echo signals (STE, STE*) received through the RF receiving antenna with stimulated echo signals (STE, STE*) received through the RF coil for the whole body.

EFFECT: technical result: the provision of the possibility of creating an improved MRI technology, which allows for rapid and reliable determination of the spatial sensitivity profiles of RF receiving antennas used in parallel tomography.

9 cl, 2 dwg

RU 2 683 605 C1

RU 2 683 605 C1



ФИГ. 2

ОБЛАСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Изобретение относится к области магниторезонансной (МР) томографии. Оно относится к способу МР-томографии по меньшей мере части тела. Изобретение также относится к МР-устройству и к компьютерной программе, запускаемой на МР-

5 устройстве.

ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

МР-способы формирования изображений, в которых использовано взаимодействие между магнитными полями и ядерными спинами для образования двумерных или трехмерных изображений, широко используются в настоящее время, особенно в области

10 медицинской диагностики, поскольку для визуализации мягких тканей они превосходят другие способы формирования изображений во многих отношениях, не требуя ионизирующего излучения, и обычно не являются инвазивными.

Согласно способу МР, как правило, тело обследуемого пациента располагают в сильном равномерном магнитном поле (поле B_0), направление которого одновременно

15 задает ось (обычно z-ось) системы координат, на основе которой проводят измерения. Магнитное поле порождает различные энергетические уровни для отдельных ядерных спинов, в зависимости от напряженности магнитного поля. Эти энергетические уровни могут быть возбуждены (спиновый резонанс) путем приложения переменного электромагнитного поля (РЧ-поля, также называемого B_1 -полем) заданной частоты

20 (так называемой ларморовской частоты, или МР-частоты). С макроскопической точки зрения, распределение отдельных ядерных спинов вызывает общую намагниченность, которую можно сместить от состояния равновесия путем приложения электромагнитного импульса подходящей частоты (РЧ-импульса), когда магнитное

25 поле простирается перпендикулярно к оси z, так что вектор намагниченности выполняет прецессионное движение вокруг оси z. Прецессионное движение описывает коническую поверхность, у которой угол апертуры называется углом наклона вектора. Величина угла наклона вектора зависит от напряженности и продолжительности приложенного электромагнитного импульса. В случае так называемого импульса 90° , спины

30 отклоняются от оси z к поперечной плоскости (угол наклона вектора 90°).

После завершения РЧ-импульса, намагниченность возвращается назад в исходное состояние равновесия, в котором намагниченность в направлении z снова возрастает с первой константой времени T_1 (времени спин-решеточной или продольной релаксации), а намагниченность в направлении, перпендикулярном к направлению z, ослабевает со

35 второй константой времени T_2 (времени спин-спиновой или поперечной релаксации).

Изменение намагниченности может быть выявлено посредством одной или более приемных РЧ-катушек, которые расположены и ориентированы в исследуемом объеме МР-устройства так, чтобы изменение намагниченности измерялось в направлении, перпендикулярном к оси z. Затухание поперечной намагниченности сопровождается

40 после применения, например, импульса 90° , переходом ядерных спинов (индуцированных локальными неоднородностями магнитного поля) из заданного состояния с одной и той же фазой в состояние, при котором все фазовые углы распределены равномерно (дефазирование). Дефазирование может быть скомпенсировано путем перефокусирующего импульса (например, импульса 180°). Это приводит к

45 генерированию эхо-сигнала (спинового эха) в принимающих катушках.

Для реализации пространственного разрешения в теле линейные градиенты магнитного поля, простирающиеся вдоль трех основных осей, подавляют при однородном магнитном поле, что приводит к линейной пространственной зависимости

от частоты спинового резонанса. Сигнал, захваченный в принимающие катушки, таким образом, содержит компоненты различных частот, которые могут быть связаны с различными местоположениями в теле. Данные МР-сигнала, полученные через РЧ-катушки, соответствуют области пространственной частоты и называются данными k-пространства. Данные k-пространства обычно включают в себя несколько линий, полученных с различным фазовым кодированием. Каждую линию оцифровывают путем отбора нескольких образцов. Набор данных k-пространства преобразуют в МР-изображение посредством преобразование Фурье.

Известные технологии параллельного сбора данных широко используются в МР-томографии для ускорения сбора данных МР-сигнала. Способ в данной категории представляет собой SENSE (Sensitivity Encoding, кодирование чувствительности). В SENSE и других технологиях параллельного сбора данных используют сбор данных k-пространства с грубым шагом дискретизации, собранных параллельно от множества РЧ-приемных антенн, причем РЧ-приемные антенны обладают различными профилями пространственной чувствительности. В этих способах данные сигнала (комплексного), полученные от множества РЧ-приемных антенн, комбинируют с комплексными весовыми коэффициентами так, чтобы подавить артефакты грубого шага дискретизации (искажения контуров) в конечных реконструированных МР-изображениях. Этот тип сложного комбинирования сигналов матричных РЧ-катушек иногда называется пространственной фильтрацией, и включает в себя комбинирование в области k-пространства или в области изображения (в SENSE), а также способы, которые являются смешанными.

В томографии SENSE, профили чувствительности катушки обычно оценивают, исходя из контрольных данных низкого разрешения, полученных из опорного сканирования SENS. Эту информацию о чувствительности катушки затем используют во время реконструкции изображения для «развертывания» искаженных пикселей в пространстве изображения с использованием алгоритма непосредственного обращения.

Как правило, МР-устройство, используемое для данной задачи диагностической томографии, автоматически выявляет, когда необходимо опорное сканирование SENSE, в зависимости от типа и параметров выбранной визуализирующей последовательности. Опорное сканирование SENSE автоматически вводят в перечень выполняемых последовательностей, обычно непосредственно перед выполнением диагностической визуализирующей последовательности.

Опорное сканирование SENSE обычно включает в себя два сканирования, поскольку данные МР-сигнала должны бы приняты (i) через упомянутое множество РЧ-приемных антенн, у которых необходимо определить профили пространственной чувствительности, и (ii) через РЧ-катушку для всего тела, обладающую практически однородным профилем пространственной чувствительности в качестве опорного. Эти два сканирования необходимо выполнять по отдельности по причине отсоединения матрицы РЧ-приемных антенн от РЧ-катушки для всего тела.

Более того, точное измерение пространственного распределения передаваемого РЧ-поля часто бывает важно для многих применений МР-томографии (в частности, при высокой напряженности основного магнитного поля, составляющей 3 Тесла или более), для поддержания подходящей предстоящей (если она применима) и ретроспективной коррекции/компенсации. Для этого требуется надежная и быстрая технология В₁-картирования. Однако, большинство технологий В₁-картирования достаточно медленные, что затрудняет их интеграцию в последовательность клинических операций. В международной заявке WO2013/05006 упомянуто формирование карты В₁,

указывающей пространственное распределение РЧ-поля РЧ-импульсов в части тела (10), исходя из полученных FID-сигналов и сигналов стимулированного эхо.

Иногда перед фактическим диагностическим сканированием также необходимо определять распределение основного магнитного поля B_0 при подготовительном сканировании. Это позволяет осуществлять шиммирование магнитного поля B_0 и/или компенсацию неоднородностей B_0 во время МР-реконструкции изображения.

Все эти различные подготовительные развертки значительно повышают общее время считывания.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Из вышесказанного можно легко понять, что существует необходимость в усовершенствованной технологии МР-томографии, которая позволяет осуществлять быстрое и надежное определение профилей чувствительности используемых РЧ-приемных антенн, а также B_1 - и/или B_0 -картирование.

В соответствии с изобретением раскрыт способ МР-томографии объекта, помещенного в исследуемый объем МР-устройства. Способ содержит этапы:

- подвергания объекта воздействию визуализирующей последовательности РЧ-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля, причем визуализирующая последовательность представляет собой последовательность стимулированных эхо-сигналов, включающую в себя:

i) по меньшей мере два подготовительных РЧ-импульса, излучаемых к объекту во время подготовительного периода намагничивания, и

ii) один или более считывающих РЧ-импульсов, излучаемых к объекту во время периода сбора данных, следующего по времени за подготовительным периодом намагничивания;

- получения двух или более стимулированных эхо-сигналов после каждого считывающего РЧ-импульса во время периода приема, а именно, прямого стимулированного эхо-сигнала и сопряженного стимулированного эхо-сигнала, причем по меньшей мере один из стимулированных эхо-сигналов принимают параллельно через матрицу из двух или более РЧ-приемных антенн, обладающих различными профилями пространственной чувствительности, и при этом по меньшей мере другой из упомянутых стимулированных эхо-сигналов принимают через РЧ-катушку для всего тела, обладающую практически однородным профилем пространственной чувствительности; и

- выведения карт чувствительности, указывающих профили пространственной чувствительности отдельных РЧ-приемных антенн матрицы, путем сравнения стимулированных эхо-сигналов, принимаемых через матрицу РЧ-приемных антенн, с стимулированными эхо-сигналами, принимаемыми через РЧ-катушку для всего тела.

Как правило, последовательность стимулированных эхо-сигналов содержит три (например, 60° или 90°) РЧ-импульса, причем первые два РЧ-импульса представляют собой импульсы подготовительного намагничивания. Первый подготовительный РЧ-импульс возбуждает магнитный резонанс и преобразует продольную ядерную намагниченность в поперечную ядерную намагниченность. Вторым подготовительным РЧ-импульс «сохраняет» долю дефазированной поперечной ядерной намагниченности вдоль продольной оси. В случае 90° РЧ-импульсов эта доля составляет почти половину от дефазированной поперечной намагниченности. Третий РЧ-импульс прикладывается во время периода сбора данных, который является следующим по времени за подготовительным периодом. Третий РЧ-импульс («считывающий РЧ-импульс»)

преобразует сохраненную продольную ядерную намагниченность снова в поперечную ядерную намагниченность с генерированием, таким образом, так называемого стимулированного эхо. МР-томография на основе стимулированного эхо может быть ускорена за счет замены третьего РЧ-импульса серией РЧ- считывающих импульсов с низким углом наклона вектора, причем каждый считывающий РЧ-импульс перефокусирует лишь небольшую часть продольной ядерной намагниченности, сохраненной после подготовительного периода.

Способ по изобретению перенимает недавно введенный способ B_1 - картирования DREAM («Magnetic resonance in Medicine, 68, 1517-1526, 2012»; «Magnetic resonance in Medicine, 71, 246-256, 2014»), который делает возможным сбор данных B_1 -карты за короткий период времени. Способ DREAM включает в себя стадию типа стимулированного эхо, при которой локально эффективные углы наклона векторов РЧ-импульсов стадии кодируют, с получением продольной намагниченности. Эту информацию об угле наклона вектора получают на последующей стадии сбора данных, при которой сигнал свободной индукции (FID-сигнал) и стимулированный эхо-сигнал получают в квазиодновременном режиме, при единичной доле градиента считывания. Карту B_1 , указывающую пространственное распределение локального угла наклона вектора (т.е., локальной амплитуды РЧ-импульсов подготовительной стадии) затем выводят из амплитуд FID-сигналов и стимулированных эхо-сигналов, полученных при одиночной серии получения данных.

Согласно изобретению два стимулированных эхо-сигнала, а именно, прямой стимулированных эхо-сигнал и виртуальный «сопряженный» стимулированный эхо-сигнал (который представляет собой комплексный сопряженный эквивалент стимулированного эхо) получают после каждого считывающего РЧ-импульса во время периода сбора данных. Является предпочтительным, чтобы прямой стимулированный эхо-сигнал и сопряженный стимулированный эхо-сигнал были получены в виде градиент-восстановленных эхо-сигналов. Это позволяет получать стимулированные эхо-сигналы, из которых выводят карты пространственной чувствительности, в квазиодновременном режиме, со снижением, таким образом, нежелательного свертывания фазы и T_2 -эффектов.

В соответствии с изобретением, как и в известном способе DREAM, во время периода сбора данных последовательности стимулированных эхо-сигналов применяют один или более считывающих РЧ-импульсов, причем два или более стимулированных эхо-сигналов получают в квазиодновременном режиме после каждого считывающего РЧ-импульса. Два (прямой и сопряженный) стимулированных эхо-сигнала последовательности DREAM являются почти идентичными, поскольку они развиваются из одной и той же продольной намагниченности, закодированной по стимулированному эхо-сигналу. Эффекты химического сдвига могут быть нейтрализованы за счет надлежащей синхронизации последовательности. Поэтому, опорные данные SENSE могут быть получены в виде одиночной развертки при сборе данных МР-сигнала, как через матрицу РЧ-приемных антенн, так и через РЧ-катушку для всего тела, исходя из стимулированных эхо-сигналов. Два или более стимулированных эхо-сигнала разделены коротким временным интервалом, приблизительно 1-2 мс, который является достаточно длительным для переключения приема сигнала между РЧ-катушкой для всего тела и матрицей РЧ-приемных антенн.

Одно МР-изображение может быть реконструировано для данной RF-приемной антенны, исходя из стимулированных эхо-сигналов, принимаемых через эту РЧ-приемную антенну. Другое МР-изображение может быть реконструировано, исходя

из стимулированных эхо-сигналов, полученных через РЧ-катушку для всего тела. После МР-реконструкции изображения карта пространственной чувствительности соответствующей РЧ-приемной антенны может быть выведена из отношений повоксельных интенсивностей двух МР-изображений. Это может быть выполнено для каждой отдельной РЧ-приемной антенны матрицы.

Способ по изобретению, таким образом, позволяет осуществлять быстрое картирование чувствительности для параллельной томографии путем применения одиночной подготовительной последовательности DREAM-типа.

В предпочтительном варианте осуществления изобретения также во время периода сбора данных принимают один или более FID-сигналов. Как и в обычном способе DREAM, карта V_1 затем может быть выведена из отношений повоксельных интенсивностей FID-сигналов и стимулированных эхо-сигналов. FID-сигналы и стимулированные эхо-сигналы принимают в квазиодновременном режиме. МР-изображение может быть реконструировано из FID-сигналов, а другое МР-изображение может быть реконструировано из стимулированных эхо-сигналов. После МР-реконструкции изображения карта V_1 может быть выведена из отношения повоксельных интенсивности этих двух МР-изображений, реконструированных, соответственно, из FID-сигналов и стимулированных эхо-сигналов.

Таким образом, способ по изобретению позволяет получать не только карты пространственной чувствительности РЧ-приемных антенн, но также и карты V_1 в одиночном предварительном сканировании.

Для генерирования полных карт пространственной чувствительности и/или полной карты V_1 необходимо принять множество FID-сигналов и стимулированных эхо-сигналов с подходящим фазовым кодированием. Для этой цели в сочетании с изобретением могут быть успешно применены эффективные схемы выборочного контроля, такие как, например, EPI.

В соответствии с предпочтительным вариантом осуществления изобретения FID-сигналы и стимулированные эхо-сигналы получают после каждого считывающего РЧ-импульса в виде градиент-восстановленных эхо-сигналов. Как было упомянуто выше, синхронизация последовательности (время появления эхо-сигналов) может быть отрегулирована так, чтобы эффекты, вызванные восприимчивостью и химическим сдвигом, были практически равны для двух - прямого и сопряженного стимулированного эхо-сигналов и/или FID-сигналов. Иными словами, это означает, что параметры визуализирующей последовательности (время появления эхо-сигналов, величина градиента) согласно изобретению выбраны так, чтобы вклады от спинов воды и от спинов жира в стимулированные эхо-сигналы, из которых выводят профили пространственной чувствительности, и/или в FID-сигнал, были практически идентичными. Например, вклады сигналов от спинов воды и вклады сигналов от спинов жира могут быть практически синфазными во всех стимулированных эхо-сигналах. Это придает технологии надежность против эффектов химического сдвига.

Согласно другому предпочтительному варианту осуществления изобретения карту V_0 , указывающую на пространственное распределение основного магнитного поля в исследуемом объеме, выводят из полученных FID-сигналов и стимулированных эхо-сигналов. Не только карта V_1 , но также и карта V_0 может быть выведена из повоксельных комплексных сигналов FID и стимулированных эхо-сигналов, путем использования подходящих параметров визуализирующей последовательности. Таким образом, карты пространственной чувствительности РЧ-приемных антенн, карта V_1 и

карта B_0 могут быть получены одновременно в одиночном предварительном сканировании, без дополнительных этапов измерения.

Способ по изобретению является возможным кандидатом для общего подготовительного сканирования в МР-томографии, поскольку он может быть использован для получения информации о чувствительности для параллельной томографии, а также карт B_1/B_0 . Технология картирования чувствительных зон на основе стимулированных эхо-сигналов согласно изобретению позволяет получать карты чувствительности в виде одиночного снимка стимулированных эхо-сигналов длительностью примерно 100 мс, что делает этот способ в принципе пригодным для применения в режиме реального времени.

Способ по изобретению, описанный до сих пор, может быть осуществлен посредством МР-устройства, включающего в себя по меньшей мере одну основную магнитную катушку для генерирования однородного постоянного магнитного поля в исследуемом объеме, множество градиентных катушек для генерирования переключаемых градиентов магнитного поля в различных пространственных направлениях в исследуемом объеме, по меньшей мере одну РЧ-катушку для генерирования РЧ-импульсов в исследуемом объеме для приема МР-сигналов от тела пациента, расположенного в исследуемом объеме, блок управления для управления временной последовательностью РЧ-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля и блок реконструкции для реконструирования МР-изображений из принятых МР-сигналов. Является предпочтительным, чтобы способ по изобретению был осуществлен путем соответствующего программирования блока реконструкции и/или блока управления МР-устройства.

Способы согласно изобретению в настоящее время могут быть успешно осуществлены в большинстве МР-устройств при клиническом применении. Для этой цели необходимо лишь использовать компьютерную программу, с помощью которой МР-устройством можно управлять так, чтобы оно выполняло разъясненные выше этапы способа согласно изобретению. Компьютерная программа может присутствовать либо в носителе данных, либо в сети данных, с тем, чтобы ее можно было загрузить для инсталляции в блоке управления МР-устройства.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Прилагаемые чертежи раскрывают предпочтительные варианты осуществления настоящего изобретения. Однако следует понимать, что чертежи разработаны лишь в целях иллюстрации, а не в качестве определения пределов изобретения. На чертежах:

Фигура 1 схематически показывает МР-устройство для осуществления способов согласно изобретению;

Фигура 2 показывает принципиальную схему, иллюстрирующую визуализирующую последовательность согласно изобретению.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

Что касается Фигуры 1, на ней показано МР-устройство 1. Устройство содержит сверхпроводящие или резистивные основные магнитные катушки 2, установленные так, чтобы вдоль оси z , проходящей через исследуемый объем, создавалось практически однородное, постоянное во времени основное магнитное поле B_0 . Устройство

дополнительно содержит набор шиммирующих катушек $2'$ ($1^{Г0}$, $2^{Г0}$, а где применимо, и $3^{Г0}$ порядка), в которых прохождением тока через отдельные шиммирующие катушки набора $2'$ можно управлять в целях минимизации отклонений B_0 в исследуемом объеме.

Система для создания магнитного резонанса и управления им прикладывает серии

РЧ-импульсов и переключаемые градиенты магнитного поля для инвертирования или возбуждения ядерно-магнитных спинов, индуцирования магнитного резонанса, перефокусирования магнитного резонанса, управления магнитным резонансом, пространственного и иного кодирования магнитного резонанса, насыщения спинов, и т.д., для выполнения МР-томографии.

Точнее говоря, усилитель 3 градиентных импульсов прикладывает импульсы тока к выбранным из градиентным катушкам 4, 5 и 6 для всего тела вдоль оси x , y и z исследуемого объема. Цифровой передатчик 7 РЧ-частот передает РЧ-импульсы или пакеты импульсов через переключатель 8 приема-передачи на РЧ-катушку 9 для всего тела для передачи РЧ-импульсов в исследуемый объем. Обычная МР визуализирующая последовательность состоит из пакета сегментов РЧ-импульсов малой продолжительности, которые взятые вместе друг с другом и с любыми приложенными градиентами магнитного поля приводят к достижению выбранного режима обработки ядерного магнитного резонанса. РЧ-импульсы используют для насыщения, возбуждения резонанса, инвертирования намагниченности, перефокусировки резонанса или управления резонансом и выбора участка тела 10, расположенного в исследуемом объеме. МР-сигналы также отбираются РЧ-катушкой 9 для всего тела, которая обладает практически однородной пространственной чувствительностью.

Для генерирования МР-изображений ограниченных областей тела 10 посредством параллельной томографии, набор локальных матричных РЧ-катушек 11, 12, 13, обладающих различными профилями пространственной чувствительности, помещают рядом с областью, выбранной для томографии. Матричные катушки 11, 12, 13 могут использоваться для приема МР-сигналов, индуцированных РЧ-передачами тело-катушка. При применениях с параллельной передачей для РЧ-передачи, например, в целях РЧ-шиммирования, также могут быть использованы матричные РЧ-катушки 11, 12, 13.

Результирующие МР-сигналы снимаются РЧ-катушкой 9 для всего тела и/или матричными РЧ-катушками 11, 12, 13 и демодулируются приемником 14, предпочтительно включающим в себя предварительный усилитель (не показан). Приемник 14 подключен к РЧ-катушкам 9, 11, 12 и 13 через переключатель 8 приема-передачи.

Главный компьютер 15 управляет прохождением тока через шиммирующие катушки 2', а также усилитель 3 градиентных импульсов и передатчик 7 для генерирования любой из множества МР визуализирующих последовательностей, таких как эхо-планарная томография (EPI), объемная эхо-визуализация, визуализации с использованием градиентного и спинового эха, визуализации с использованием быстрого спин-эха и т.п. Для выбранной последовательности приемник 14 принимает одну или множество линий МР-данных в быстрой последовательности вслед за каждым РЧ-импульсом возбуждения. Система 16 сбора данных выполняет аналого-цифровое преобразование принятых сигналов и преобразует каждую линию МР-данных в цифровой формат, пригодный для дальнейшей обработки. В современных МР-устройствах система 16 сбора данных представляет собой отдельный компьютер, который специализируется на сборе исходных данных изображения.

Наконец, цифровые данные исходного изображения реконструируют в представление изображения с помощью процессора 17 реконструкции, который применяет распределение Фурье или другие подходящие алгоритмы реконструкции, такие как SENSE или SMASH. МР-изображение может представлять собой плоскостной срез, проведенный через пациента, систему параллельных плоскостных срезов, трехмерный

объем и т.п. Изображение затем сохраняют в памяти для хранения изображений, где оно может быть доступно для преобразования разрезов, проекций или других частей представления изображения в подходящий формат для визуализации, например, через видеомонитор 18, который подает на считываемый человеком дисплей результирующее МР-изображение.

Фигура 2 показывает диаграмму, иллюстрирующую визуализирующую последовательность согласно изобретению.

Отображенная визуализирующая последовательность представляет собой последовательность стимулированных эхо-сигналов, которые подразделяются на подготовительный период 21 намагничивания и период 22 сбора данных. Во время подготовительного периода 21 намагничивания применяют два подготовительных РЧ-импульса, имеющих угол наклона вектора α . Два подготовительных РЧ-импульса разделены интервалом времени T_S . Между двумя подготовительными РЧ-импульсами применяют дефазированный градиент магнитного поля G_{m2} . Последовательность считывающих РЧ-импульсов, имеющих угол наклона вектора β , генерируют во время периода 22 сбора данных, который является следующим по времени за подготовительным периодом 21. Каждый считывающий РЧ-импульс β порождает FID-сигнал, стимулированный эхо-сигнал STE и сопряженный стимулированный эхо-сигнал STE*, которые принимают в виде отдельных градиент-восстановительных эхо-сигналов в квазиодновременном режиме при одиночной градиентной доле считывания. Порядок приема сигналов определяется полярностью дефазированного градиента G_{m2} .

Синхронизацией трех градиентных эхо-сигналов управляют с помощью переключаемых градиентов G_{m1} , G_m (проиллюстрированных на нижней части графика как Φ_{Gr}).

Непосредственно после подготовительного периода 21 стимулированных эхо-сигналов продольная ядерная намагниченность задается уравнениями:

$$M_{z,FID} = \cos^2(\alpha) \cdot M_0$$

$$M_{z,STE} = \frac{1}{2} \sin^2(\alpha) \cdot M_0$$

$$M_{z,STE^*} = \frac{1}{2} \sin^2(\alpha) \cdot M_0$$

где $M_{z,FID}$ означает неподготовленную (т.е., совпадающую по фазе) продольную намагниченность, а $M_{z,STE}$ и M_{z,STE^*} означают две зеркальных составляющих стимулированных эхо-сигнала в подготовленную (т.е. дефазированную) продольную намагниченность. Компоненты поперечной намагниченности (т.е., FID из первого РЧ-импульса α , FID и спиновое эхо из второго РЧ-импульса α) отбраковываются сильным градиентным импульсом и в дальнейшем не рассматриваются.

Согласно изобретению стимулированные эхо-сигналы STE принимают параллельно через матричные РЧ-катушки 11, 12, 13, обладающие различными профилями пространственной чувствительности. Сопряженный стимулированный эхо-сигнал STE* принимают через РЧ-катушку 9 для всего тела, которая обладает практически однородной пространственной чувствительностью. Два стимулированных эхо-сигнала STE, STE* отделены интервалом времени, составляющим приблизительно 1-2 мс, достаточно длительными для переключения приема сигнала между матричными РЧ-

катушками 11, 12, 13 и РЧ-катушкой 9 для всего тела посредством переключателя 8 приема-передачи. FID-сигнал может быть принят, например, также параллельно через матричные РЧ-катушки 11, 12, 13.

Таким образом, считывающий РЧ-импульс β визуализирующей последовательности генерирует три взаимно перпендикулярных составляющих сигнала:

$$I_{FID} = S_A \cdot C(t) \sin(\beta) M_{z,FID}$$

$$I_{STE} = S_A \cdot C(t - T_S) \sin(\beta) M_{z,STE}$$

$$I_{STE^*} = S_{BC} \cdot C(t + T_S) \sin(\beta) M_{z,STE^*}$$

Здесь каждый из S_A и S_{BC} представляет константу комплексной системы, которая содержит приемную чувствительность катушки для соответствующей матричной РЧ-катушки (S_A) и для РЧ-катушки для всего тела (S_{BC}) для данного вокселя, а β представляет собой номинальный угол наклона вектора считывающего РЧ-импульса. Кроме того, как было упомянуто выше, T_S представляет собой интервал времени, разделяющий два РЧ-импульса на подготовительной стадии, а C описывает дефазирование статического сигнала для данного вокселя из-за магнитной восприимчивости и эффектов химического сдвига:

$$C(t) = \int_V \rho(\mathbf{r}) e^{-i\omega(\mathbf{r})t} d\mathbf{r}$$

Причем $\rho(\mathbf{r})$ и $\omega(\mathbf{r})$ означают плотность протонов и нерезонансный сдвиг частоты, а интеграл описывает суммирование по данному вокселу. Тогда как STE-сигнал I_{STE} перефокусируют в виде стимулированного эхо-сигнала, STE*-сигнал I_{STE^*} подвергается дополнительному дефазированию, и, следовательно, поэтому в стандартном эксперименте со стимулированным эхо-сигналом его обычно не учитывают. Однако, в визуализирующей последовательности, показанной на Фигуре 2, использованы адаптированные переключаемые градиенты магнитного поля для приема всех трех составляющими сигнала в виде отдельных повторно вызываемых градиентных эхо-сигналов при заранее выбранных временах появления эхо-сигналов. Соотношения для областей градиента у измерения градиента G_m , дефазировующего градиента G_{m1} и дефазировующего градиента стимулированного эхо-сигнала G_{m2} составляют:

$$A(G_{m1}) = -1.5 A(G_m)$$

$$A(G_{m2}) = \mp A(G_m)$$

Первое уравнение обеспечивает, что градиентный эхо-сигнал FID будет перефокусироваться в центре второго градиента G_m считывания. Второе уравнение обеспечивает, что прямой стимулированный эхо-сигнал STE и сопряженный стимулированный эхо-сигнал STE* будут перефокусироваться, соответственно, в центре первого и третьего градиента G_m считывания. Порядок приема (STE-FID-STE* или STE*-FID-STE) определяется полярностью дефазировующего градиента стимулированного эхо-сигнала G_{m2} относительно градиента G_m считывания.

В пределах общей последовательности временные ограничения, возникающие, например, из полосы сбора данных или РЧ или по величине градиента, времена градиентных эхо-сигналов (т.е., время верхнего предела градиентного эхо) могут быть выбраны независимо друг от друга для получения требуемого спектрального

кодирования для различных эхо-сигналов. Например, может быть применена схема эквидистантного регулирования по времени для трех градиентных эхо-сигналов путем конкатенирования трех градиентов G_m считывания с единичной, постоянной градиентной долей. Если, дополнительно, интервал времени между STE/STE*- и FID-сигналами, ΔT ,
 5 выбран равным T_S , то сигналы STE и STE* будут иметь одинаковый период спектрального кодирования, а именно, TE_{FID} , и будут различаться только по периоду развертывания T_2 , который составляет $TE_{FID}+2T_S$ для стимулированного эхо-сигнала STE и TE_{FID} для сопряженного эхо-сигнала STE*. Следовательно, МР-изображения,
 10 реконструированные из сигналов STE и STE*, идентичны и отличаются лишь на период релаксации T_2 и их соответствующие константы S_A и S_{BC} системы. Как было упомянуто выше, регулирование по времени может быть выбрано так, чтобы два стимулированных эхо-сигнала STE, STE* были разделены интервалом времени лишь 1-2 мс, вследствие чего периодом релаксации T_2 можно пренебречь. Карты пространственной
 15 чувствительности матричных РЧ-катушек 11, 12, 13 могут быть, таким образом, выведены непосредственно из повоксельного отношения стимулированных эхо-сигналов STE и STE* (I_{STE}/I_{STE^*} , см. выше), которое может быть рассчитано для каждой отдельной принимающей РЧ-катушки 11, 12, 13 матрицы.

20 В дополнение, как и в известном способе DREAM (см. выше), угол наклона вектора α подготовительных РЧ-импульсов стимулированных эхо-сигналов (и таким образом, карта B_1) может быть выведен из отношения полученного стимулированного эхо-сигнала и FID-сигнала согласно:

$$25 \quad \alpha = \arctan \sqrt{2 I_{STE} / I_{FID}}$$

Если T_S задан как $T_S = \Delta T + TE_{FID}$, то фазовая карта B_0 может быть выведена из фазы двух сигналов:

$$30 \quad \phi_{B_0} = \arg(I_{STE} \cdot I_{FID}^*)$$

Это применимо при условии, что FID принимают во время появления синфазного эхо-сигнала жир/вода (например, 2,3 мс при 3 Тесла). В этом случае, FID и стимулированные эхо-сигналы принимают в различные периоды спектрального кодирования эхо-сигналов вода/жир (например, 4,6 мс для STE*, 2,3 мс для FID и 0 мс
 35 для STE при 3 Тесла). Таким образом, сигналы STE и STE* также могут различаться на T_2^* релаксации, но эффекты T_2^* и T_2 по меньшей мере частично уравниваются, поскольку STE стимулированные эхо-сигналы имеют более высокий T_2 - и более низкий T_2^* -весовой коэффициент, чем стимулированных эхо-сигнал STE*.

40

(57) Формула изобретения

1. Способ МР-томографии объекта (10), помещенного в исследуемый объем МР-устройства (1), содержащий этапы:

45 - подвергания объекта (10) воздействию визуализирующей последовательности РЧ-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля, причем визуализирующая последовательность представляет собой последовательность стимулированных эхо-сигналов, включающую в себя:

i) по меньшей мере два подготовительных РЧ-импульса (α), излучаемых к объекту

(10) во время подготовительного периода намагничивания (21), и

ii) один или более считывающих РЧ-импульсов (β), излучаемых к объекту (10) во время периода (22) сбора данных, следующего по времени за подготовительным периодом (21) намагничивания;

5 - получения двух или более стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) после каждого считывающего РЧ-импульса (β) во время периода (22) сбора данных, а именно прямого стимулированного эхо-сигнала (STE) и сопряженного стимулированного эхо-сигнала (STE*), причем по меньшей мере один из стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) принимают параллельно через матрицу из двух или более РЧ-приемных антенн (11, 12, 10 13), обладающих различными профилями пространственной чувствительности, и при этом по меньшей мере другой из упомянутых стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) принимают через РЧ-катушку (9) для всего тела, обладающую практически однородным профилем пространственной чувствительности; и

- выведения карт чувствительности, указывающих профили пространственной чувствительности отдельных РЧ-приемных антенн (11, 12, 13) матрицы, путем сравнения стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*), принимаемых через матрицу РЧ-приемных антенн (11, 12, 13), со стимулированными эхо-сигналами (STE, STE*), принимаемыми через РЧ-катушку (9) для всего тела.

2. Способ по п. 1, причем во время периода (22) сбора данных принимают один или 20 более FID-сигналов.

3. Способ по п. 2, причем из отношений повоксельных интенсивностей FID-сигналов и стимулированных эхо-сигналов выводят карту B_1 .

4. Способ по любому из пп. 1-3, причем генерируют множество FID и МР стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) посредством множества последовательных считывающих РЧ-импульсов (β). 25

5. Способ по любому из пп. 1-4, причем FID-сигналы и/или два или более стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) получают в виде градиент-восстановительных эхо-сигналов.

6. Способ по любому из пп. 1-5, причем из полученных FID и стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) выводят карту B_0 , указывающую пространственное распределение 30 основного магнитного поля в исследуемом объеме.

7. Способ по любому из пп. 1-6, причем параметры визуализирующей последовательности выбирают так, чтобы вклады от спинов воды и от спинов жира в стимулированные эхо-сигналы (STE, STE*), из которых выводят профили 35 пространственной чувствительности, были практически идентичными.

8. МР-устройство, содержащее по меньшей мере одну основную магнитную катушку (2) для генерирования однородного постоянного магнитного поля в исследуемом объеме, множество градиентных катушек (4, 5, 6) для генерирования переключаемых градиентов магнитного поля в различных пространственных направлениях в исследуемом объеме, по меньшей мере одну РЧ-катушку (9) для генерирования РЧ-импульсов в исследуемом объеме и/или для приема МР-сигналов от объекта (10), помещаемого в исследуемый объем, блок (15) управления для управления временной последовательностью РЧ-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля и блок (17) реконструкции для реконструкции МР-изображений из принятых МР-сигналов, причем МР-устройство (1) выполнено с возможностью осуществления 40 следующих этапов:

- подвергание объекта (10) воздействию визуализирующей последовательности РЧ-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля, причем визуализирующая

последовательность представляет собой последовательность стимулированных эхо-сигналов, включающую в себя:

i) по меньшей мере два подготовительных РЧ-импульса (α), излучаемых к объекту (10) во время подготовительного периода намагничивания (21), и

5 ii) один или более считывающих РЧ-импульсов (β), излучаемых к объекту (10) во время периода (22) сбора данных, следующего по времени за подготовительным периодом (21) намагничивания;

- получение двух или более стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) после каждого считывающего РЧ-импульса (β) во время периода (22) сбора данных, а именно прямого стимулированного эхо-сигнала (STE) и сопряженного стимулированного эхо-сигнала (STE*), причем по меньшей мере один из стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) принимается параллельно через матрицу из двух или более РЧ-приемных антенн (11, 12, 13), обладающих различными профилями пространственной чувствительности, и при этом по меньшей мере другой из упомянутых стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*)
10 принимается через РЧ-катушку (9) для всего тела, обладающую практически однородным профилем пространственной чувствительности; и

- выведение карт чувствительности, указывающих профили пространственной чувствительности отдельных РЧ-приемных антенн (11, 12, 13) матрицы, путем сравнения стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*), принимаемых через матрицу РЧ-приемных
15 антенн (11, 12, 13), со стимулированными эхо-сигналами (STE, STE*), принимаемыми через РЧ-катушку (9) для всего тела.

9. Носитель данных, на котором хранится компьютерная программа, запускаемая на МР-устройстве (1), содержащая команды для:

- генерирования визуализирующей последовательности РЧ-импульсов и
25 переключаемых градиентов магнитного поля, причем визуализирующая последовательность представляет собой последовательность стимулированных эхо-сигналов, включающую в себя:

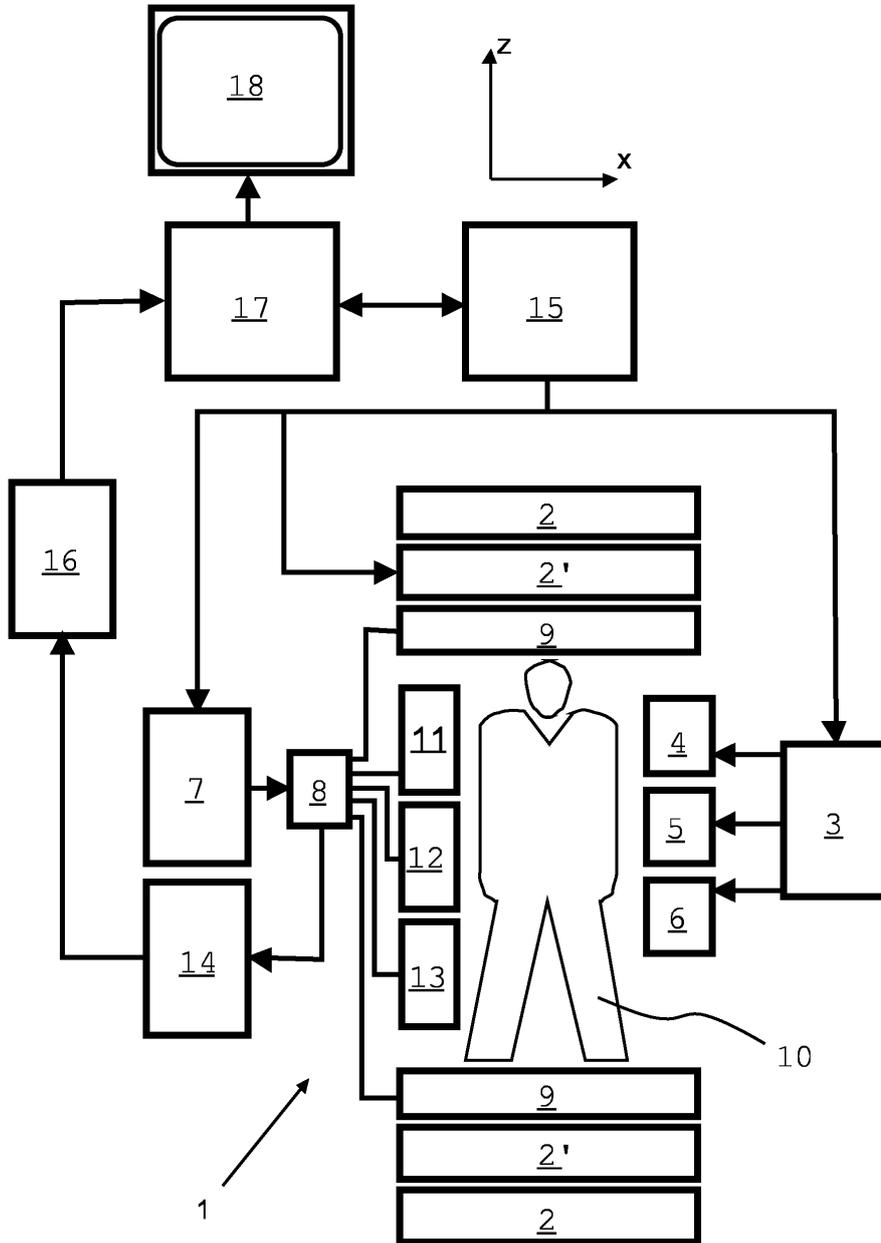
i) по меньшей мере два подготовительных РЧ-импульса (α), излучаемых во время подготовительного периода намагничивания (21), и

30 ii) один или более считывающих РЧ-импульсов (β), излучаемых во время периода (22) сбора данных, следующего по времени за подготовительным периодом (21) намагничивания;

- получения двух или более стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*) после каждого считывающего РЧ-импульса (β) во время периода (22) сбора данных, а именно прямого стимулированного эхо-сигнала (STE) и сопряженного стимулированного эхо-сигнала (STE*), причем по меньшей мере один из стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*)
35 принимается параллельно через матрицу из двух или более РЧ-приемных антенн (11, 12, 13), обладающих различными профилями пространственной чувствительности, и при этом по меньшей мере другой из упомянутых стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*)
40 принимается через РЧ-катушку (9) для всего тела, обладающую практически однородным профилем пространственной чувствительности; и

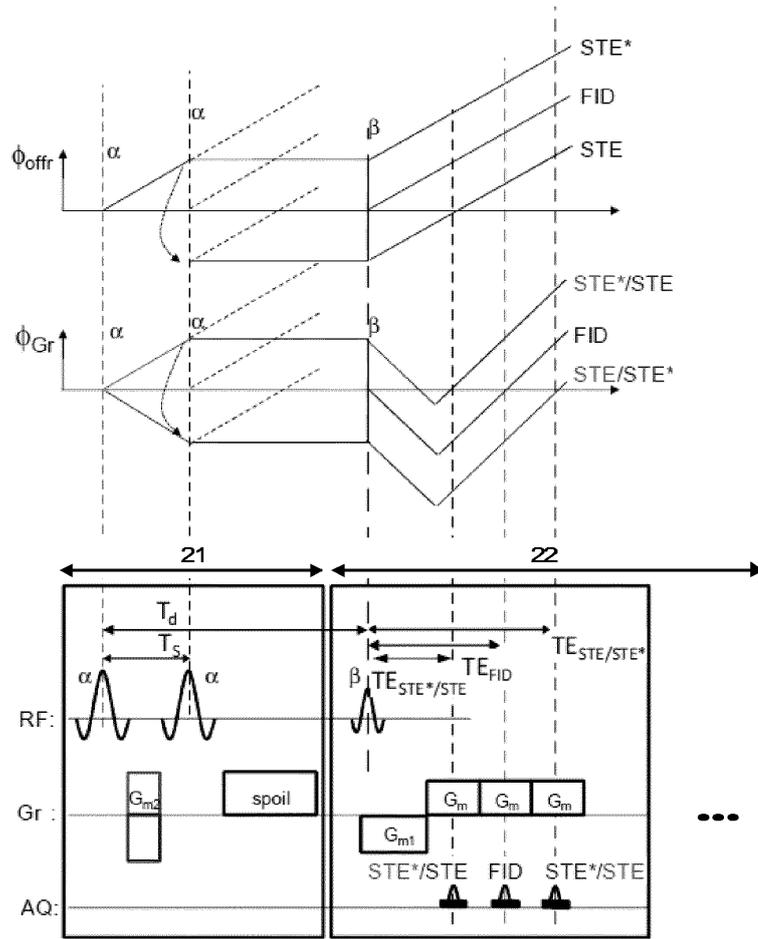
- выведения карт чувствительности, указывающих профили пространственной чувствительности отдельных РЧ-приемных антенн (11, 12, 13) матрицы, путем сравнения стимулированных эхо-сигналов (STE, STE*), принимаемых через матрицу РЧ-приемных
45 антенн (11, 12, 13), со стимулированными эхо-сигналами (STE, STE*), принимаемыми через РЧ-катушку (9) для всего тела.

1/2



ФИГ. 1

2/2



ФИГ. 2