



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2011148601/28, 23.04.2010

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
23.04.2010

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
30.04.2009 EP 09159257.6

(43) Дата публикации заявки: 10.06.2013 Бюл. № 16

(45) Опубликовано: 10.06.2014 Бюл. № 16

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: WO 2009008956A2, 15.01.2009. US
2003085703A1, 08.05.2003. EP 1811290A2,
25.07.2007. RU 2137501C1, 20.09.1999. RU
2102082C1, 20.01.1998

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 30.11.2011

(86) Заявка РСТ:
IB 2010/051790 (23.04.2010)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2010/125510 (04.11.2010)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б.Спасская, 25, стр.3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и
Партнеры", пат.пов. Ю.Д.Кузнецову, рег. N 595

(72) Автор(ы):

ГЛЯЙХ Бернхард (NL)

(73) Патентообладатель(и):

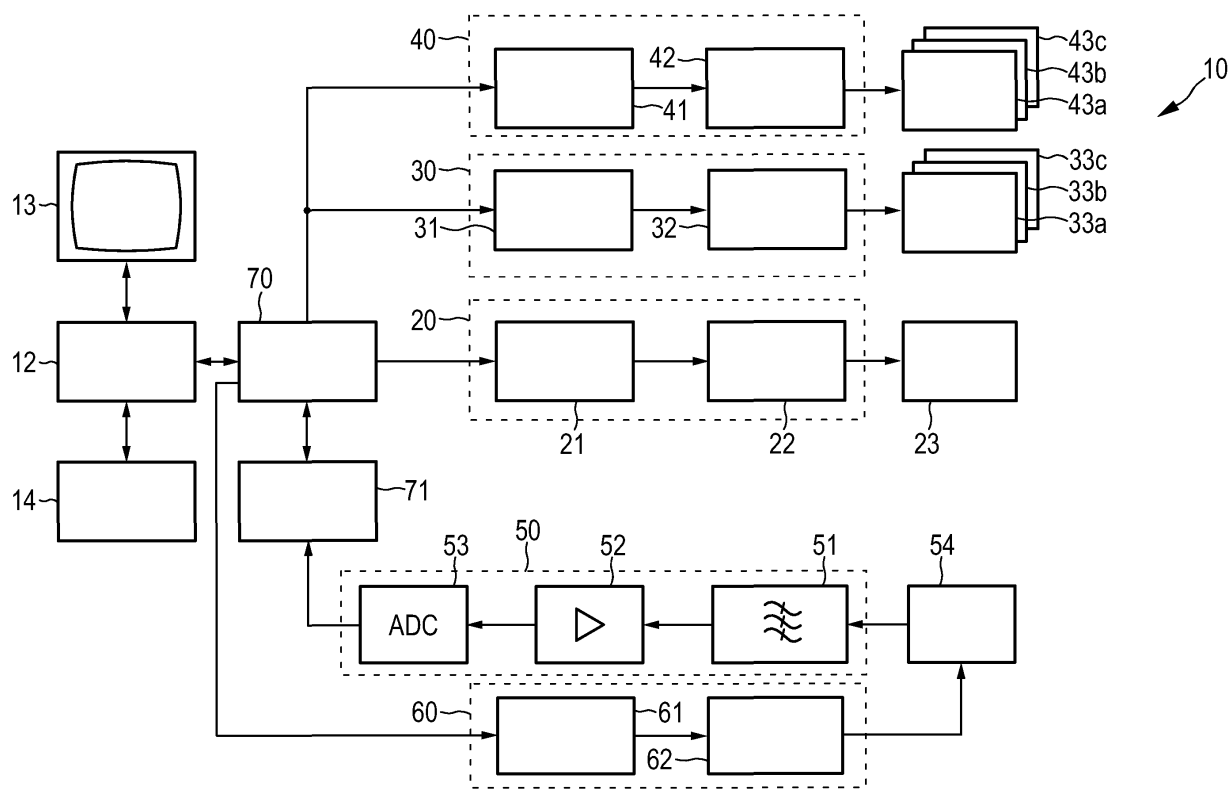
КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

(54) УСТРОЙСТВО И СПОСОБ ДЛЯ ВОЗДЕЙСТВИЯ И/ИЛИ ОБНАРУЖЕНИЯ МАГНИТНЫХ
ЧАСТИЦ И ДЛЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

(57) Реферат:

Использование: для формирования изображений с использованием магнитных частиц и/или с использованием магнитно-резонансной томографии. Сущность изобретения заключается в том, что настоящее изобретение основано на идее использования системы получения данных при формировании изображений с использованием магнитных частиц (MPI) в качестве предварительно поляризованной

системы формирования изображений с использованием магнитно-резонансной томографии (MRI). Технический результат: обеспечение возможности использования единой аппаратуры для получения данных при формировании изображений с использованием магнитных частиц и/или при формировании изображений с использованием магнитно-резонансной томографии. 2 н. и 8 з.п. ф-лы, 8 ил.





FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: 2011148601/28, 23.04.2010

(24) Effective date for property rights:
23.04.2010

Priority:

(30) Convention priority:
30.04.2009 EP 09159257.6

(43) Application published: 10.06.2013 Bull. № 16

(45) Date of publication: 10.06.2014 Bull. № 16

(85) Commencement of national phase: 30.11.2011

(86) PCT application:
IB 2010/051790 (23.04.2010)

(87) PCT publication:
WO 2010/125510 (04.11.2010)

Mail address:

129090, Moskva, ul. B.Spasskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. Ju.D.Kuznetsovu, reg.N 595

(72) Inventor(s):

GLJaKh Bernkhard (NL)

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EhLEKTRONIKS
N.V. (NL)**

(54) **APPARATUS AND METHOD FOR ACTING ON AND/OR DETECTING MAGNETIC PARTICLES AND FOR MAGNETIC RESONANCE IMAGING**

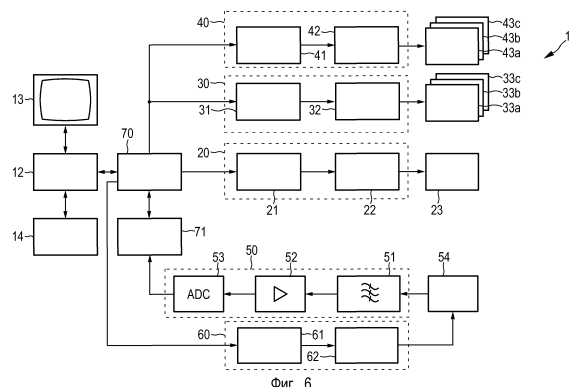
(57) Abstract:

FIELD: physics.

SUBSTANCE: invention can be used to form images using magnetic particles and/or using magnetic resonance imaging. The present invention is based on using a data acquisition system in magnetic particle imaging (MPI) as a pre-polarised imaging system using magnetic resonance imaging (MRI).

EFFECT: enabling use of a single apparatus to obtain data during magnetic particle imaging and/or magnetic resonance imaging.

10 cl, 8 dwg



ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Настоящее изобретение относится к устройству и способу для воздействия и/или обнаружения магнитных частиц в области действия и для магнитно-резонансной томографии объекта исследования в упомянутой области действия. Дополнительно,
5 настоящее изобретение относится к компьютерной программе для осуществления упомянутого способа на компьютере и к управлению таким устройством.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Устройство для воздействия и/или обнаружения магнитных частиц в области действия известно из немецкой патентной заявки DE 101 51 778 A1. В устройстве, описанном в
10 этой публикации, прежде всего, магнитное поле выбора, имеющее пространственное распределение напряженности магнитного поля, создается так, что в зоне исследования формируются первая субзона, имеющая относительно низкую напряженность магнитного поля, и вторая субзона, имеющая относительно высокую напряженность магнитного поля. Положение субзон в пространстве в зоне исследования затем
15 смещается так, чтобы намагничивание частиц в зоне исследования локально изменялось. Регистрируются сигналы, которые зависят от намагничивания в зоне исследования, причем на намагничивание оказывает воздействие изменение положения субзон в пространстве, и из этих сигналов извлекается информация в отношении пространственного распределения магнитных частиц в зоне исследования, чтобы могло
20 быть сформировано изображение зоны исследования. Такое устройство обладает тем преимуществом, что оно может использоваться для исследования произвольных объектов исследования, например, человеческого тела, неразрушающим способом, не нанося никакого ущерба и с высокой пространственной разрешающей способностью, как вблизи от поверхности, так и на удалении от поверхности объекта исследования.
25 Подобное устройство и способ известны из работы Gleich, B., Weizenecker, J. (2005), "Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles" in nature, том 435, стр. 1214-1217. Устройство и способ для формирования изображений с использованием магнитных частиц (MPI), описанные в этой публикации, используют преимущества, даваемые нелинейной кривой намагничивания для небольших магнитных частиц.

Устройства и способы магнитно-резонансной томографии (MRI) широко известны в техники. Магнитно-резонансная томография стала одним из способов формирования изображений, в частности, в медицинской области, и подробности общего построения системы магнитно-резонансной томографии и стандартные способы для формирования MR-изображений описываются во многих публикациях и выдержавших проверку
35 временем книгах.

Комбинация MPI и MRI была бы очень полезна для клинического принятия MPI. Сканирование MRI могло бы быть полезным для планирования исследования MPI или для идентификации параметров ткани, которые недоступны при исследовании только с помощью MPI. Для некоторых пациентов, если никакое исследование MPI не
40 планируется, сканер может использоваться в качестве исключительно сканера MRI.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Задача настоящего изобретения состоит в обеспечении устройства и способа для воздействия и/или обнаружения магнитных частиц в области действия и для магнитно-резонансной томографии объекта исследования в упомянутой области действия, то
45 есть, способа и устройства, которые позволяют использовать одно и то же аппаратное обеспечение выборочно для получения данных MPI или для получения данных MRI или, в объединенном режиме, для получения данных как для MPI, так и для MRI.

В первом аспекте настоящего изобретения представляется устройство для воздействия

и/или обнаружения магнитных частиц в области действия и для магнитно-резонансной томографии объекта исследования в упомянутой области действия, содержащее:

- средство управления для переключения упомянутого устройства между режимом формирования изображения с частиц и режимом магнитно-резонансной томографии,

- первый поднабор катушек для создания в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц

стационарного градиентного магнитного поля, имеющего такую пространственную структуру напряженности магнитного поля, чтобы в области действия формировались первая субзона, имеющая низкую напряженность магнитного поля, и вторая субзона,

- второй поднабор катушек для генерирования в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц изменяющегося во времени однородного магнитного поля для изменения положения в пространстве области действия и

- третий поднабор катушек для генерирования в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц изменяющегося во времени однородного магнитного поля для изменения положения в пространстве этих двух субзон в области действия так, чтобы намагничивание магнитного материала локально изменялось,

в котором упомянутый первый и/или второй поднабор катушек выполнен с возможностью генерирования в режиме магнитно-резонансной томографии, по существу, однородного основного магнитного поля в выбранном и изменяемом направлении, и

в котором упомянутый поднабор катушек выполнен с возможностью генерирования в режиме магнитно-резонансной томографии градиентного магнитного поля, по меньшей мере, в двух выбранных и изменяемых направлениях,

- средство возбуждения для возбуждения в режиме магнитно-резонансной томографии магнитных спинов в области действия для осуществления прецессирования, причем упомянутое средство возбуждения реализуется без отдельной высокочастотной передающей катушки для создания высокочастотных сигналов передачи в режиме магнитно-резонансной томографии,

- приемное средство для выборочного получения сигналов магнитного резонанса в режиме магнитно-резонансной томографии и сигналов обнаружения в зависимости от намагничивания в области действия в режиме магнитно-резонансной томографии, причем на намагничивание оказывает воздействие изменение пространственного положения первой и второй субзон,

- средство генерирования сигналов для генерирования и обеспечения подачи сигналов генерирования поля на упомянутый набор катушек, и

- средство обработки для обработки упомянутых сигналов обнаружения и упомянутых сигналов магнитного резонанса,

в котором упомянутое средство управления приспособлено для управления упомянутым средством (20, 30, 40) генерирования сигналов для генерирования и обеспечения подачи сигналов генерирования поля на упомянутый набор катушек, как требуется в соответствующем режиме, в том числе в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц и в режиме магнитно-резонансной томографии.

Для объединенного устройства (пригодного для получения данных для MRI и для MPI) как можно больше компонент MPI должно использоваться для MRI. Однако, хотя катушки поля выбора для MPI могут создавать достаточно сильные (0,4... 0,6 T) однородные поля, если в один из элементов катушек подается обратный ток, сравнимый с током в одном или более других элементах катушек, однородность поля недостаточна для работы MRI. При MPI обычно создаются радиочастотные поля, пригодные для

MRI только на частотах ниже 100 кГц, ограничивая напряженность основного поля несколькими мТ. Приемные катушки обычно работают на частоте ниже 2 МГц, что ограничивает напряженность основного поля до 50 мТ.

Настоящее изобретение, таким образом, основано на идее использования системы MRI в качестве предварительно поляризованной системы MRI. Это означает, что протоны поляризуются приложением сильного однородного поля в течение некоторого времени, например несколько сотен миллисекунд. Радиочастотные импульсы, пространственное кодирование и считывание MRI-сигналов при этом выполняются при более низкой напряженности поля.

Устройство, предложенное в соответствии с настоящим изобретением, в частности, содержит набор катушек, которые способны генерировать различные (однородные и градиентные) магнитные поля, в частности, по существу, однородное основное магнитное поле в выбранном и изменяемом направлении, а также градиентное магнитное поле, по меньшей мере, в двух, предпочтительно в трех, выбранных и изменяемых направлениях. По существу однородное основное магнитное поле и градиентное магнитное поле обычно являются почти стационарными, но медленно изменяющимися (то есть, медленно по сравнению с возбуждающим магнитным полем, как объясняется ниже). Эти магнитные поля могут иметь частотные составляющие приблизительно до 1 кГц.

Предпочтительно, набор катушек должен быть способен генерировать свободную от поля точку (FFP), то есть первую субзону, имеющую низкую напряженность магнитного поля, имеющую значение $40 \text{ T/s} < dB/dT < 0,2 \text{ T/s}$, и имеющую напряженность поля, по меньшей мере, 100 мТ. Дополнительно, он должен быть способен генерировать быстро колеблющееся однородное поле (также называемое возбуждающим полем), имеющее значение $dB/dT > 100 \text{ T/s}$, предпочтительно $> 1000 \text{ T/s}$.

В соответствии с настоящим изобретением, упомянутый набор катушек содержит несколько поднаборов, в частности три поднабора, в котором первый поднабор катушек обеспечивается для генерирования упомянутого градиентного магнитного поля, второй поднабор катушек обеспечивается для генерирования упомянутого изменяющегося во времени однородного магнитного поля для изменения положения области действия в пространстве, и третий поднабор катушек обеспечивается для создания упомянутого изменяющегося во времени однородного магнитного поля для изменения положения в пространстве этих двух субзон в области действия так, чтобы намагничивание магнитного материала изменялось локально. Этот вариант осуществления обеспечивает достаточную гибкость при генерировании требуемых магнитных полей в зависимости от режима применения. С этой целью, каждый поднабор может индивидуально адресоваться и управляться, например, для каждого поднабора обеспечивается отдельное средство генерирования для отдельного генерирования и обеспечения подачи сигналов генерирования поля на упомянутые поднаборы катушек.

Используя терминологию, традиционно применяемую в технике формирования изображений с использованием магнитных частиц, первый поднабор катушек содержит катушки поля выбора для генерирования магнитного поля выбора как упомянутого градиентного магнитного поля, упомянутый второй поднабор катушек содержит катушки фокусирующего поля для генерирования фокусированного магнитного поля как изменяющегося во времени однородного поля для изменения положения в пространстве области действия, и упомянутый третий поднабор катушек содержит катушки возбуждающего поля для генерирования возбуждающего магнитного поля как упомянутых изменяющихся во времени однородных магнитных полей для изменения

положения в пространстве двух субзон в области действия так, чтобы намагничивание магнитного материала изменялось локально. Другими словами, катушки, обычно обеспечиваемые в системе МРІ, предпочтительно используются для генерирования требуемых магнитных полей в режиме МРІ, чтобы получать сигналы магнитного резонанса. Таким образом, в целом, в устройстве, которое может использоваться в обоих режимах, не требуется никакое дополнительное аппаратное обеспечение.

Предпочтительно, упомянутое, по существу, однородное основное магнитное поле в выбранном и изменяемом направлении генерируется упомянутым первым и/или вторым поднабором катушек и упомянутое градиентное магнитное поле, по меньшей мере, в двух выбранных и изменяемых направлениях генерируется упомянутым вторым поднабором катушек. Это гарантирует эффективное использование доступных поднаборов катушек без необходимости добавлять дополнительные катушки для конкретного использования в режиме МРІ.

В предпочтительном варианте осуществления упомянутый первый поднабор катушек (например, катушек поля выбора) содержит несколько, по меньшей мере две, в частности пару элементов первых катушек, расположенных на противоположных сторонах области действия, и упомянутое средство генерирования сигналов выполнено с возможностью обеспечения каждого элемента первой катушки подачей отдельного первого сигнала генерирования поля. Другими словами, каждый из упомянутых элементов первых катушек может отдельно управляться и обеспечиваться подачей первого сигнала генерирования поля, в зависимости от которого будет создаваться тип магнитного поля. Например, в режиме МРІ упомянутый первый поднабор катушек управляется таким образом, что генерирования градиентное магнитное поле, имеющее такую пространственную структуру, что в области действия формируются первая субзона, имеющая низкую напряженность магнитного поля, и вторая субзона, имеющая более высокую напряженность магнитного поля, для чего, в случае противоположно расположенных двух элементов катушки, эти элементы катушки обеспечиваются противоположно ориентированными токами. В режиме МРІ, однако, оба элемента катушки обеспечиваются одинаково ориентированными токами, чтобы создавать упомянутое, по существу, однородное основное магнитное поле.

Второй поднабор катушек предпочтительно содержит несколько, по меньшей мере, шесть, в частности, три пары элементов вторых катушек, расположенных на противоположных сторонах области действия, в которой упомянутое средство генерирования сигналов выполнено с возможностью обеспечения каждого элемента катушки подачей отдельного второго сигнала генерирования поля. Катушки упомянутого второго поднабора, которые предпочтительно являются катушками фокусирующего поля для системы МРІ, могут использоваться для генерирования основного магнитного поля, а также градиентных полей в режиме МРІ, в зависимости от того, как на них подаются сигналы генерирования второго поля. В частности, если элементы катушек пары противоположно расположенных элементов катушек обеспечиваются противоположно ориентированными токами, то будет сгенерировано градиентное поле.

Как упомянуто выше, устройство, соответствующее настоящему изобретению, может использоваться в различных режимах, в частности, в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц и в режиме магнитно-резонансной томографии, а также в объединенном режиме, в котором, в частности, некоторое время ожидания, требующееся в режиме магнитно-резонансной томографии, используется для получения сигналов изображения с использованием магнитных частиц. Средство управления,

соответственно, выполнено с возможностью переключения между различными режимами и соответствующего управления средством генерирования сигналов, так чтобы катушки из набора катушек генерировали требуемые магнитные поля для соответствующего режима.

- 5 Чтобы обеспечить достаточную однородность основного магнитного поля в режиме MRI, в варианте осуществления обеспечиваются выравнивающие катушки, генерирующие в режиме MRI стационарное и, по существу, однородное основное магнитное поле. Эти выравнивающие катушки могут действовать отдельно или являться дополнением к первому и/или второму поднабору катушек, чтобы в режиме MRI
10 генерировать однородное основное поле, поскольку однородность, обеспечиваемая первым и/или вторым поднабором катушек, может быть слишком низкой для определенных применений.

Для возбуждения магнитных спинов в области действия для прецессирования в режиме MRI существуют различные варианты.

- 15 В соответствии с вариантом осуществления, средство управления приспособлено для управления упомянутым средством генерирования сигналов для генерирования и обеспечения подачи сигналов генерирования поля на упомянутый набор катушек, чтобы далее

- генерировать сильное градиентное магнитное поле посредством упомянутого
20 второго поднабора катушек,
 - уменьшить градиент упомянутого градиентного магнитного поля посредством второго поднабора катушек и добавить, по существу, основное однородное магнитное поле посредством упомянутого первого и/или второго поднабора катушек, и
 - уменьшить напряженность поля упомянутого градиентного магнитного поля
25 посредством упомянутого второго поднабора катушек, и
- в котором упомянутое средство управления приспособлено для управления упомянутым приемным средством, чтобы затем получить сигналы магнитного резонанса.

- В соответствии с другим альтернативным вариантом осуществления упомянутое
30 средство возбуждения содержит упомянутый третий поднабор катушек, приспособлен для генерирования высокочастотных сигналов передачи в режиме магнитно-резонансной томографии для возбуждения в режиме магнитно-резонансной томографии магнитных спинов в области действия для прецессирования. Третий поднабор катушек, в частности катушки возбуждающего поля, может, таким образом, использоваться в соответствии
35 с настоящим изобретением для генерирования поля B_1 в режиме магнитно-резонансной томографии, в частности, если основное магнитное поле (B_0) делается достаточно малым (например, 2,4 мТ для 100 кГц). Дополнительно, они могут использоваться, когда основное магнитное поле уменьшается до нуля и затем увеличивается снова с другим направлением намагничивания, как объяснялось выше. Между этими способами
40 использования существует плавный переход. Если интенсивность поля катушки возбуждающего поля достигает интенсивности поля B_0 , спины могут возбуждаться, даже если условие резонанса (то есть, частота возбуждающего поля равна ларморовской частоте поля B_0) не выполняется, поскольку поле B_0 непрерывно изменяется.

- 45 В соответствии с еще одним другим альтернативным вариантом осуществления, средство возбуждения выполняется с возможностью генерирования высокочастотного переключения в режиме магнитно-резонансной томографии, создавая и обеспечивая ток для подачи в тело пациента. Следовательно, пациент может быть снабжен

электродами, на которые подается соответствующее напряжение. Ток через пациента генерирует магнитное поле, вызывающее желаемое возбуждение MR. Как правило, ток не должен быть слишком большим, обычно от нескольких микроампер до нескольких миллиампер, и должен подаваться на конечности пациента только электродами большой площади. Преимущество этого варианта осуществления состоит в том, что переменный ток с упомянутой выше частотой выше 10 кГц может использоваться с устройством, соответствующим настоящему изобретению, которое не возбуждает сильно нервы и которое позволяет использовать повышенный ток (до 1 А), так чтобы отношение сигнал/шум (SNR) в таком устройстве могло быть значительно улучшено.

В объединенном режиме MPI/MRI средство управления приспособлено для управления упомянутым средством генерирования сигналов для генерирования и обеспечения подачи сигналов генерирования поля на упомянутый первый и/или третий поднаборы катушек и дополнительные выравнивающие катушки для предварительной поляризации протонов на участках области действия для последовательного получения сигнала магнитного резонанса от упомянутых участков, в то время как сигналы обнаружения получают от других участков упомянутой области действия. При таком способе некоторое время ожидания, которое требуется для предварительной поляризации магнитных частиц в определенной области, может использоваться для получения сигналов для формирования изображения с использованием магнитных частиц в другой области.

В соответствии с другим вариантом осуществления, представляется устройство для оказания воздействия и/или обнаружения магнитных частиц в области действия и для магнитно-резонансной томографии объекта исследования в упомянутой области действия,

в котором упомянутое средство управления выполняется с возможностью управления упомянутым средством генерирования сигналов в упомянутом магнитно-резонансном режиме для генерирования и обеспечения подачи сигналов генерирования поля на упомянутый поднабор катушек, чтобы далее создать в области действия

- градиентное магнитное поле посредством упомянутого второго поднабора катушек,
- первое, по существу, однородное магнитное поле в первом направлении намагничивания посредством первого и/или второго поднабора катушек,
- после уменьшения интенсивности поля первого, по существу, однородного магнитного поля, в частности, по существу, до нуля, по существу, однородное магнитное поле во втором направлении намагничивания, которое существенно отличается от первого направления намагничивания, посредством первого и/или второго поднабора катушек.

Это предоставляет другую возможность возбуждения магнитных спинов в области действия для прецессирования без необходимости любых дополнительных элементов аппаратного обеспечения, как объяснено выше для других вариантов осуществления.

В соответствии с дополнительным вариантом настоящего изобретения, представлен способ для оказания воздействия и/или обнаружения магнитных частиц в области действия и для магнитно-резонансной томографии объекта исследования в упомянутой области действия, причем упомянутый способ содержит этапы, на которых

- переключают упомянутое устройство между режимом формирования изображения с использованием магнитных частиц и режимом магнитно-резонансной томографии,
- генерируют в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц

i) стационарное градиентное магнитное поле, имеющее такую пространственную

структуру напряженности магнитного поля, что в области действия формируются первая субзона, имеющая низкую напряженность магнитного поля, и вторая субзона, имеющая более высокую напряженность магнитного поля,

ii) изменяющееся во времени однородное магнитное поле для изменения положения области действия в пространстве и

iii) изменяющееся во времени однородное магнитное поле для изменения положения в пространстве двух субзон в области действия так, чтобы намагничивание магнитного материала локально изменялось,

- генерируют в режиме магнитно-резонансной томографии,

iv) по существу, однородное основное магнитное поле в выбранном и изменяемом направлении,

v) градиентное магнитное поле, по меньшей мере, в двух выбранных и изменяемых направлениях,

vi) возбуждают магнитные спины в области действия для прецессирования внутри, используя отдельную высокочастотную передающую катушку и генератор высокочастотного сигнала для генерирования высокочастотных сигналов передачи в режиме магнитно-резонансной томографии,

- выборочно получают сигналы магнитного резонанса в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц и сигналы обнаружения, в зависимости от намагничивания в области действия в режиме магнитно-резонансной томографии, причем на намагничивание оказывает воздействие изменение положения в пространстве первой и второй субзон (301, 302), и

- обрабатывают упомянутые сигналы обнаружения и упомянутые сигналы магнитного резонанса.

В варианте осуществления описанный способ дополнительно содержит этапы, на которых далее создают в области действия

- градиентное магнитное поле,

- первое, по существу, однородное магнитное поле в первом направлении намагничивания,

- после уменьшения интенсивности поля первого, по существу, однородного магнитного поля, в частности, по существу, до нуля, по существу, однородное магнитное поле во втором направлении намагничивания, которое существенно отличается от первого направления намагничивания.

Наконец, настоящее изобретение относится к компьютерной программе, содержащей средство управляющей программы, чтобы заставить компьютер так управлять устройством, соответствующим настоящему изобретению, чтобы оно выполняло этапы способа в соответствии с настоящим изобретением, когда упомянутая программа выполняется на компьютере.

Следует понимать, что все заявленные способы и устройства, а также заявленная компьютерная программа, могут быть подобны и/или идентичны предпочтительным вариантам осуществления, как определено в зависимых пунктах формулы изобретения.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Эти и другие варианты изобретения станут очевидны и будут объяснены со ссылкой на вариант(-ы) осуществления, описанные далее. В последующих чертежах

Фиг. 1 показывает схематический вид принципиальной компоновки устройства формирования изображения с использованием магнитных частиц (МРІ),

Фиг. 2 показывает пример структуры силовых линий поля, создаваемых устройством, показанным на фиг. 1,

Фиг. 3 показывает увеличенный вид магнитной частицы, присутствующей в области действия,

Фиг. 4a и 4b показывают кривые намагничивания таких частиц,

Фиг. 5 показывает блок-схему традиционного устройства MR,

5 Фиг. 6 показывает блок-схему примера варианта осуществления устройства, соответствующего настоящему изобретению, и

Фиг. 7 показывает блок-схему примера другого варианта осуществления устройства, соответствующего настоящему изобретению.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

10 Прежде чем будут объяснены подробности настоящего изобретения, со ссылкой на фиг. 1-4 будут объяснены основы формирования изображения с использованием магнитных частиц.

На фиг. 1 показан произвольный объект, который должен исследоваться посредством устройства 10 MRI. Ссылочная позиция 1 на фиг. 1 обозначает объект, в данном случае
15 - человека или животного - пациента, который располагается на столе 2 для пациента, причем показана только верхняя его часть. Перед применением способа формирования изображения, магнитные частицы 100 (не показаны на фиг. 1) располагаются в области действия 300 устройства 10, относящегося к изобретению. В частности, перед терапевтическим лечением и/или диагностикой, например, опухоли, магнитные частицы
20 100 помещаются в область действия 300, например, посредством жидкости (не показана), содержащей магнитные частицы 100, которая вводится в тело пациента 1.

В качестве примера, на фиг. 2 показано устройство катушек, содержащее множество катушек, образующих средство 210 выбора, диапазон действия которых определяет область действия 300, которая также называется областью лечения 300. Например,
25 средство 210 выбора располагается выше и ниже пациента 1 или выше и ниже поверхности стола. Например, средство 210 выбора содержат первую пару катушек 210', 210'', каждая из которых содержит две идентично сконструированные обмотки 210' и 210'', располагающиеся коаксиально выше и ниже пациента 1 и через которые пропускаются равные токи, что важно, в противоположных направлениях. Первая
30 пара катушек 210', 210'' вместе далее называется средством 210 выбора.

Предпочтительно, в этом случае используются постоянные токи. Средство 210 выбора создает магнитное поле 211 выбора, которое, в общем, является градиентным магнитным полем, представленным на фиг. 2 силовыми линиями. Оно имеет, по существу, постоянный градиент в направлении (например, вертикальной) оси пары катушек
35 средства 210 выбора и достигает нулевого значения в точке на этой оси. Начиная с этой свободной от поля точки (не показана отдельно на фиг. 2), напряженность поля магнитного поля 211 выбора увеличивается во всех трех пространственных направлениях по мере увеличения расстояния от свободной от поля точки. В первой субзоне 301 или области 301, которая обозначается пунктирной линией вокруг свободной
40 от поля точки, напряженность поля настолько мала, что намагничивание частиц 100, присутствующих в этой первой субзоне 301, не достигает насыщения, тогда как намагничивание частиц 100, присутствующих во второй субзоне 302 (за пределами области 301), соответствует состоянию насыщения. Свободная от поля точка или первая субзона 301 области действия 300 предпочтительно является пространственно
45 когерентной областью; она может также быть точечной областью или, еще также линейной или плоской областью. Во второй субзоне 302 (то есть, в остаточной части области действия 300 за пределами первой субзоны 301) напряженность магнитного поля достаточно велика, чтобы поддерживать частицы 100 в состоянии насыщения.

Изменяя положение этих двух субзон 301, 302 в области действия 300, (общее) намагничивание в области действия 300 изменяется. Изменяя намагничивание в области действия 300 или физические параметры, подвергаемые воздействию намагничивания, можно получить информацию о пространственном распределении магнитных частиц в области действия. Чтобы изменить относительное пространственное положение этих двух субзон 301, 302 в области действия 300, дополнительное магнитное поле, так называемое возбуждающее магнитное поле 221, накладывается на область 211 выбора в области действия 300 или, по меньшей мере, в части области действия 300.

На фиг. 3 представлен пример магнитной частицы 100 такого вида, которая используется вместе с устройством 10, как показано выше, но также соответствующая настоящему изобретению. Она содержит, например, сферический субстрат 101, например, стекло, который покрывается слоем 102 мягкого магнитного материала, имеющего толщину, например, 5 нм и состоящего, например, из железо-никелевого сплава (например, пермаллой). Этот слой может быть закрыт, например, посредством защитного слоя 103, который защищает частицу 100 от химически и/или физически агрессивных сред, например от кислот. Напряженность магнитного поля для магнитного поля 211 выбора, требующаяся для насыщения при намагничивании таких частиц 100, зависит от различных параметров, например, диаметра частиц 100, используемого магнитного материала для магнитного слоя 102 и других параметров.

В случае, например, диаметра 10 мкм требуется магнитное поле приблизительно 800 А/м (приблизительно соответствующее магнитной индукции 1 мТ), тогда как в случае диаметра 100 мкм достаточно магнитное поле 80 А/м. Еще меньшие значения получаются, когда выбирается покрытие 102 материалом, имеющим более низкое намагничивание насыщения или когда уменьшается толщина слоя 102.

Для получения дополнительных подробностей по предпочтительным магнитным частицам 100, соответствующие части документа DE 10151778 включены сюда посредством ссылки, в частности, абзацы 16-20 и абзацы 57-61 документа EP 1304542 A2, заявляющего приоритет DE 10151778.

Размер первой субзоны 301 зависит, с одной стороны, от градиента напряженности магнитного поля 211 выбора и, с другой стороны, от напряженности магнитного поля, требуемой для насыщения. Для достаточного насыщения магнитных частиц 100 при напряженности магнитного поля 80 А/м и градиенте (в данном пространственном направлении) напряженности поля магнитного поля 211 выбора, достигающем 160×10^3 А/м², первая субзона 301, в которой намагничивание частиц 100 не доходит до насыщения, имеет размеры приблизительно 1 мм (в заданном пространственном направлении).

Когда дополнительное магнитное поле, здесь далее называемое возбуждающим магнитным полем 221, накладывается на магнитное поле 210 выбора (или градиентное магнитное поле 210) в области действия 300, первая субзона 301 смещается относительно второй субзоны 302 в направлении этого возбуждающего магнитного поля 221; степень этого смещения увеличивается с увеличением напряженности возбуждающего магнитного поля 221. Когда наложенное возбуждающее магнитное поле 221 является переменным во времени, положение первой субзоны 301 соответственно изменяется во времени и в пространстве. Предпочтительно принимать или обнаруживать сигналы от магнитных частиц 100, расположенных в первой субзоне 301 в полосе частот (смещенной в область более высоких частот), отличной от полосы частот изменений возбуждающего магнитного поля 221. Это возможно, потому что из-за изменения намагничивания магнитных частиц 100 в области действия 300 в результате нелинейности

характеристик намагничивания возникают частотные составляющие высших гармоник частоты возбуждающего магнитного поля 221.

Чтобы сгенерировать эти возбуждающие магнитные поля 221 для любого заданного направления в пространстве, обеспечиваются три дополнительных пары катушек, а именно вторая пара 220' катушек, третья пара 220" катушек и четвертая пара 220''' катушек, которые здесь в дальнейшем вместе называются средством 220 возбуждения. Например, вторая пара 220' катушек создает компонент возбуждающего магнитного поля 221, который простирается в направлении оси катушек 210', 210" первой пары или средства 210 выбора, то есть, например, вертикально. С этой целью через обмотки второй пары 220' катушек пропускаются равные токи в одном и том же направлении. Эффект, который может быть достигнут посредством второй пары 220' катушек, может в принципе также быть достигнут наложением токов, протекающих в одном и том же направлении, на противоположные равные токи в первой паре катушек 210', 210", так чтобы ток уменьшался в одной катушке и увеличивался в другой катушке. Однако, и специально для цели интерпретации сигналов с более высоким отношением сигнал/шум, может быть предпочтительным, когда временное постоянное (или квазипостоянное) поле 211 выбора (также называемое градиентным магнитным полем) и переменное во времени вертикальное возбуждающее магнитное поле создаются отдельными парами катушек средства 210 выбора и средства 220 возбуждения.

Две дополнительные пары катушек 220", 220''' обеспечиваются для генерирования компонентов возбуждающего магнитного поля 221, которые распространяются в другом направлении в пространстве, например, горизонтально в продольном направлении области действия 300 (или пациента 1) и в перпендикулярном направлении к нему. Если для этой цели использовались третья и четвертая пара катушек 220", 220''' типа катушек Гельмгольца (подобных парам катушек для средства 210 выбора и средства 220 возбуждения), эти пары катушек должны устанавливаться с левой стороны и с правой стороны области лечения или перед и позади этой области, соответственно. Это должно влиять на доступность области действия 300 или области лечения 300. Поэтому, третья и/или четвертая пары магнитных катушек или катушки 220", 220''' также располагаются выше и ниже области действия 300 и поэтому конфигурации их обмоток должны отличаться от конфигурации второй пары катушек 220'. Катушки этого вида, однако, известны для устройства с полем магнитного резонанса с открытыми магнитами (открытая MRI), в котором высокочастотная (RF) пара катушек располагается выше и ниже области лечения, причем упомянутая пара высокочастотных катушек способна создавать горизонтальное, изменяющееся во времени магнитное поле. Поэтому здесь нет необходимости дополнительно разъяснять конструкцию таких катушек.

Устройство 10 дополнительно содержит приемное средство 230, которое показано на фиг. 1 только схематично. Приемное средство 230 обычно содержит катушки, способные обнаруживать сигналы, индуцированные структурой намагничивания магнитных частиц 100 в области действия 300. Катушки этого вида, однако, известны из области устройств с магнитным резонансом, в которых, например, пара высокочастотных катушек располагается вокруг области действия 300, чтобы иметь как можно более высокое отношение сигнал/шум. Поэтому конструкция таких катушек не требует здесь дополнительного разъяснения.

В альтернативном варианте осуществления для средства 210 выбора, показанного на фиг. 1, постоянные магниты (не показаны) могут использоваться для создания градиентного магнитного поля 211 выбора. В пространстве между двумя полюсами

таких (противоположных) постоянных магнитов (не показаны) формируется магнитное поле, подобное показанному на фиг. 2, то есть, в котором противоположные полюса имеют одну и ту же полярность. В другом альтернативном варианте осуществления устройства, соответствующем настоящему изобретению, средство 210 выбора содержит как, по меньшей мере, один постоянный магнит, так и, по меньшей мере, одну катушку 210', 210", как показано на фиг. 2.

Диапазоны частот, обычно используемые для различных компонент или в различных компонентах средства 210 выбора, средство 220 возбуждения и приемное средство 230, примерно являются следующими: магнитное поле, создаваемое средством 210 выбора, либо не изменяется во времени вообще, либо изменяется сравнительно медленно, предпочтительно приблизительно с частотой между приблизительно 1 Гц и приблизительно 100 Гц. Магнитное поле, генерируемое средством 220 возбуждения, изменяется предпочтительно между приблизительно 25 кГц и приблизительно 100 кГц. Изменения магнитного поля, к которым, как предполагается, чувствительно приемное средство, находятся предпочтительно в диапазоне частот от приблизительно 50 кГц до приблизительно 10 МГц.

На фиг. 4а и 4b показаны кривые намагничивания, то есть изменение намагничивания M частицы 100 (не показана на фиг. 4а и 4b) как функция напряженности поля H в месте расположения этой частицы 100, в дисперсии с такими частицами. Как представляется, намагничивание M при напряженности поля выше напряженности поля $+H_c$ и ниже напряженности поля $-H_c$ больше не изменяется, что означает, что намагничивание насыщения достигнуто. Намагничивание M не входит в насыщение между значениями $+H_c$ и $-H_c$.

Фиг. 4а иллюстрирует действие синусоидального магнитного поля $H(t)$ в месте нахождения частицы 100, где абсолютные значения результирующего синусоидального магнитного поля $H(t)$ (то есть, "ощущаемого частицей 100") ниже, чем напряженность магнитного поля, требующаяся, чтобы магнитным полем ввести частицу 100 в насыщение, то есть, в состояние, в котором никакое дополнительное магнитное поле не действует. Намагничивание частицы 100 или частиц 100 в этом состоянии переключается между значениями их насыщения в ритме частоты магнитного поля $H(t)$. Результирующее изменение во время намагничивания обозначается ссылкой $M(t)$ на правой стороне фиг. 4а. Как представляется, намагничивание также периодически изменяется и намагничивание такой частицы периодически полностью изменяется.

Штриховая часть линии в центре кривой обозначает приблизительное среднее изменение намагничивания $M(t)$ как функцию напряженности поля для синусоидального магнитного поля $H(t)$. По мере отклонения от этой центральной линии намагничивание заходит немного вправо, когда магнитное поле H увеличивается от $-H_c$ до $+H_c$, и немного влево, когда магнитное поле H уменьшается от $+H_c$ до $-H_c$. Этот известный эффект называется гистерезисным эффектом, который лежит в основе механизма теплообразования. Гистерезисная площадь поверхности, которая сформирована между путями кривой и форма и размер которой зависят от материала, является мерой теплообразования при изменении намагничивания.

На фиг. 4b показывается действие синусоидального магнитного поля $H(t)$, на которое наложено статическое магнитное поле H_1 . Поскольку намагничивание находится в состоянии насыщения, синусоидальное магнитное поле $H(t)$ на него фактически не влияет. Намагничивание $M(t)$ в этой области остается постоянным во времени. Следовательно, магнитное поле $H(t)$ не вызывает изменение состояния намагничивания.

На фиг. 5 в виде блок-схемы показано общее построение устройства отображения

MR, со ссылкой на случай, описанный в документе WO 2006/033047 A. Устройство 100 содержит набор основных магнитных катушек 102 для генерирования стационарного и однородного основного магнитного поля и три набора градиентных катушек 103, 104 и 105 для наложения дополнительного магнитного поля с управляемой
 5 напряженностью и градиентом в выбранном направлении. Традиционно, направление основного магнитного поля обозначается как направление по оси Z, два направления, перпендикулярных к нему, обозначаются как x- и y-направления. Градиентные катушки 103, 104 и 105 запитываются источником 111 электропитания. Устройство 100 дополнительно содержит высокочастотную передающую антенну 106, например,
 10 традиционную квадратурную катушку для тела, чтобы излучать высокочастотные импульсы в тело 107. Будучи квадратурной катушкой, антенна 106 имеет два резонансных режима, которые традиционно возбуждаются высокочастотными сигналами, имеющими одни и те же амплитуды и разность фаз 90°. В соответствии с изобретением, антенна 106 соединяется с приемным/передающим блоком 108, чтобы
 15 управлять фазами и амплитудами двух различных резонансных режимов антенны 6. Приемный/передающий блок 108 дополнительно соединяется с модулятором 109 создания и модуляции высокочастотных импульсов.

Как показано на фиг. 5, высокочастотная передающая антенна и приемная антенна являются физически являются одной и той же антенной 106. Поэтому блок 109 передачи/
 20 приема выполнен с возможностью отделения принимаемых сигналов от высокочастотных импульсных сигналов, которые будут излучаться. Принятые сигналы MR вводятся в демодулятор 110. Блок 108 приема/передачи, модулятор 109 и источник 111 электропитания для градиентных катушек 103, 104 и 105 управляются системой 112 управления. Система 112 управления управляет фазами и амплитудами высокочастотных
 25 сигналов, подаваемых в антенну, на основе соотношения размеров тела 300. Система 112 управления обычно является микрокомпьютером с памятью и программным управлением. Демодулятор 110 соединяется с блоком 114 обработки данных, например компьютером, для передачи принятых эхо-сигналов(также называемых сигналами магнитного резонанса) в изображение так, чтобы они могли стать видимыми, на блоке
 30 115 визуального дисплея.

На фиг. 6 представлена блок-схема варианта осуществления устройства 10, соответствующего настоящему изобретению. Общие принципы формирования изображения с использованием магнитных частиц и магнитно-резонансной томографии, объясненные выше, остаются также верными и применимы здесь, если не указано что-
 35 либо другое.

Вариант осуществления устройства 10, показанный на фиг. 5, содержит набор различных катушек для генерирования желаемых магнитных полей, требующихся для режима работы устройства 10. Во-первых, должны быть объяснены катушки и их функции в режиме MRI.

Для генерирования магнитного поля выбора обеспечиваются объясненные выше средства выбора, содержащие поднабор катушек 23 поля выбора (SF), предпочтительно содержащий пару элементов катушки, чтобы генерировать упомянутое градиентное магнитное поле. Средство выбора дополнительно содержит блок 20 генератора сигнала поля выбора. Предпочтительно, отдельный субблок генератора обеспечивается для
 40 каждого элемента катушки поднабора 23 катушек поля выбора. Упомянутый блок 20 генератора сигнала поля выбора содержит управляемый источник 21 тока поля выбора (обычно содержащий усилитель) и блок 22 фильтра, которые обеспечивают подачу в соответствующий элемент катушки поля выбора тока поля выбора, чтобы

индивидуально установить градиентную напряженность поля выбора в желаемом направлении. Предпочтительно, обеспечивается подача постоянного тока. Если элементы катушки поля выбора установлены как противоположно установленные катушки, например, на противоположных сторонах области действия, токи поля выбора

противоположных катушек предпочтительно ориентированы противоположно. Блок 20 генератора сигнала поля выбора управляется блоком 70 управления, который предпочтительно управляет генерированием тока поля выбора так, что сумма напряженности полей и сумма градиентной напряженности всех трех пространственных составляющих поля выбора поддерживаются на заданном уровне.

Для генерирования фокусирующего магнитного поля устройство 10 дополнительно содержит фокусирующее средство, содержащее поднабор катушек 33a, 33b, 33c фокусирующего поля (FF), предпочтительно содержащий три пары 33a, 33b, 33c противоположно расположенных элементов катушек фокусирующего поля. Упомянутое фокусирующее магнитное поле обычно используется для изменения положения в пространстве области действия, как это хорошо известно в технике МРІ. Устройство 10 дополнительно содержит блок 30 генератора сигнала фокусирующего поля, содержащий источник 31 тока фокусирующего поля (предпочтительно содержащий усилитель тока) и блок 32 фильтра для подачи тока фокусирующего поля в соответствующую катушку упомянутого поднабора катушек 33a, 33b, 33c, которые должны использоваться для создания фокусирующего магнитного поля. Источник 31 тока фокусирующего поля также управляется блоком 70 управления.

Для генерирования фокусирующего магнитного поля устройство 10 дополнительно содержит средство возбуждения, содержащее поднабор катушек 43a, 33b, 33c возбуждающего поля (DF), предпочтительно содержащий три пары 43a, 33b, 33c противоположно расположенных элементов катушек возбуждающего поля. Упомянутое возбуждающее магнитное поле обычно используется как упомянутое изменяющееся во времени однородное магнитное поле для изменения пространственного положения этих двух субзон в области действия, так чтобы намагничивание магнитного материала локально изменялось. Устройство 10 дополнительно содержит блок 40 генератора сигнала возбуждающего поля, предпочтительно, отдельный блок генерирования сигнала возбуждающего поля для каждого элемента катушки упомянутого поднабора катушек 43a, 43b, 43c возбуждающего поля. Упомянутый блок 40 генератора сигнала возбуждающего поля содержит источник 41 тока возбуждающего поля (предпочтительно, содержащий усилитель тока) и блок 42 фильтра для обеспечения подачи тока возбуждающего поля в соответствующую катушку возбуждающего поля. Источник 41 тока возбуждающего поля выполнен с возможностью создания переменного тока и также управляется блоком 70 управления.

Для обнаружения сигнала обеспечиваются приемное средство 54, в частности, приемная катушка, и блок 50 приема сигнала, который принимает сигналы, обнаруженные упомянутым приемным средством 54. Упомянутый блок 50 приема сигнала содержит блок 51 фильтра для фильтрации принятых сигналов обнаружения. Цель этой фильтрации состоит в том, чтобы отделить измеренные значения, которые вызваны намагничиванием в области исследования, на которые влияют изменения в положении этих двух частей-областей (301, 302), от других, помеховых сигналов. С этой целью, блок 51 фильтра может быть разработан, например, так, чтобы сигналы, имеющие временные частоты, которые меньше, чем временные частоты, с которыми работает приемная катушка 54, или меньшие, чем удвоенные эти временные частоты, не проходили через блок 51 фильтра. Сигналы затем проходят через блок 52 усилителя

на аналогово-цифровой преобразователь 53 (ADC). Оцифрованные сигналы, созданные аналогово-цифровым преобразователем 53, подаются на блок 71 обработки изображений (также называемый средством реконструкции), который реконструирует

пространственное распределение магнитных частиц из этих сигналов и соответствующего положения, которые первая часть-область 301 первого магнитного поля в области исследования принимала во время приема соответствующего сигнала и которые блок 71 обработки изображений получает от блока 70 управления.

Реконструированное пространственное распределение магнитных частиц передается через средство 70 управления на компьютер 12, который отображает его на мониторе 13. Таким образом, изображение может отображаться, показывая распределение магнитных частиц в области исследования.

Дополнительно обеспечивается блок 14 ввода, например, клавиатура. Пользователь поэтому имеет возможность установить требуемое направление с самой высокой разрешающей способностью и, в свою очередь, принимает соответствующее

изображение области действия на мониторе 13. Если критическое направление, в котором необходима самая высокая разрешающая способность, отклоняется от направления, установленного сначала пользователем, пользователь все еще может изменять направление вручную, чтобы создать дополнительное изображение с повышенной разрешающей способностью при получении изображения. Этот процесс повышения разрешающей способности может также работать автоматически с помощью блока 70 управления и компьютера 12. Блок 70 управления в этом варианте осуществления устанавливает градиентное поле в первом направлении, которое автоматически оценивается или устанавливается пользователем в качестве начального значения. Направление градиентного поля затем ступенчатое изменяется, пока разрешающая

способность полученных таким образом изображений, которые сравниваются компьютером 12, не станет максимальной, соответственно, больше не улучшаясь. Самое критическое направление может поэтому быть найдено автоматически посредством соответствующей адаптации, чтобы получить максимально возможную разрешающую способность.

В соответствии с настоящим изобретением, устройство, показанное на фиг. 5, которое обычно предназначено для формирования изображения с использованием магнитных частиц, выполняется с возможностью его пригодности для магнитно-резонансной томографии. В частности, набор катушек, обеспечиваемый в устройстве МРІ, управляется и обеспечивается подачей токов создания поля, так чтобы могли быть созданы магнитные поля, требующиеся для МРІ, как будет объяснено ниже. Набор катушек, в частности, способен генерировать, по существу, однородное основное магнитное поле в выбранном и изменяемом направлении, для чего предпочтительно используются катушки 23 поля выбора и/или одна или более катушек 33а, 33b, 33с фокусирующего поля. Набор катушек дополнительно способен создавать градиентное магнитное поле, по меньшей мере, в двух, предпочтительно, трех ортогональных, выбранных и изменяемых направлениях, для чего предпочтительно используются катушки 33а, 33b, 33с фокусирующего поля. Дополнительно, обеспечивается средство возбуждения для возбуждения магнитных спинов в области действия для прецессирования, для которого существуют различные варианты осуществления, как будет подробно объяснено ниже.

Следует заметить, что поднаборы катушек предпочтительно содержат пары противоположно установленных элементов катушек. Но также возможно, что вместо пар, содержащих больше двух элементов катушек, для генерирования требуемых магнитных полей используются, например, три или четыре элемента катушек.

Дополнительно, в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения, все элементы катушек для катушек 23 поля выбора и катушек 33a, 33b, 33c фокусирующего поля обеспечиваются отдельным субблоком генератора (который может быть частью общего блока генератора), чтобы индивидуально управлять каждым элементом катушки для генерирования требуемого магнитного поля. Катушки 43a, 43b, 43c возбуждения поля могут объединяться с приемными катушками, а катушки 33a, 33b, 33c фокусирующего поля могут также служить катушками 23 поля выбора.

Блок 70 управления приспособлен для управления различными блоками генератора, чтобы работать в режиме MPI, режиме MRI или в объединенном режиме MPI/MRI, то есть, переключения между упомянутыми режимами (в частности, в ответ на команду пользователя) и создания соответствующих управляющих сигналов для соответствующих катушек.

В соответствии с вариантом настоящего изобретения, предлагается использовать систему MPI в качестве предварительно поляризованной системы MRI. Это означает, что протоны поляризуются, применяя сильное однородное магнитное поле в течение нескольких сотен миллисекунд. Высокочастотные импульсы, пространственно кодированные и считываемые, создаются при более низкой напряженности поля. Такие предварительно поляризованные системы MRI описываются в работе Macovski A, Conolly S, "Novel approaches to low-cost MRI", Magn. Reson. Med. 1993 Aug. 30, (2):221-30. В предварительно поляризованной системе MRI (PMRI) с импульсными электромагнитами основное магнитное поле циклически переключается между полем с высокой напряженностью (B_p) для поляризации пробы и однородным полем с низкой напряженностью (B_0) для получения данных. Такая архитектура объединяет высокий SNR поляризуемого поля с преимуществами поля с низкой напряженностью для формирования изображений. Однако PMRI может достигать высокой эффективности по SNR только при получении объемных изображений с трехмерными технологиями быстрого формирования изображений, такими как быстрое получение с использованием релаксационного улучшения (RARE) (FSE, TSE), поскольку обе технологии получения перемежающихся срезов и хранения продольного намагничивания неэффективны при PMRI.

Существуют несколько путей использования системы MPI в качестве системы MRI. В первом варианте осуществления, как показано на фиг. 7, добавляются выравнивающие катушки 83 (и соответствующий блок 80 генератора сигнала выравнивающих катушек, содержащий источник 81 тока и фильтр 82), чтобы генерировать магнитное поле с низкой напряженностью поля с достаточной однородностью для работы MRI. Дополнительно, добавляется высокочастотный передатчик 63, в частности высокочастотная передающая катушка 63, соединенный с блоком 60 генератора сигнала передачи (содержащим передающий усилитель 61 и фильтр 62), чтобы генерировать необходимое высокочастотное поле для возбуждения. Система может работать при приблизительно 50 мТ.

Во втором варианте осуществления, как показано на фиг. 6, блок 60 генератора сигнала передачи соединяется с приемным средством 54, то есть приемной катушкой, чтобы генерировать необходимое высокочастотное поле.

В третьем варианте осуществления добавляются только выравнивающие катушки 83 и блок 80 генератора сигнала выравнивающих катушек (но не добавляются блок 60 генератора сигнала передачи и высокочастотный передатчик 63). Следовательно, нет никакого высокочастотного поля B_1 на доступной частоте приема. Высокочастотный

импульс сгенерирован посредством циклического переключения основного поля вниз до уровня, при котором частота возбуждающего поля является ларморовской частотой. Прием производится после подъема, например, до 50 мТ. Альтернативно, высокочастотный импульс сгенерирован, уменьшая основное магнитное поле вниз до нулевого поля и увеличивая основное поле после использования другого направления намагничивания. В частности, основное магнитное поле создается снова в направлении, которое не соответствует текущему направлению намагничивания, которое обычно соответствует направлению основного магнитного поля, которое существовало незадолго до достижения нулевого значения при уменьшении основного магнитного поля.

В четвертом варианте осуществления не добавляются ни выравнивающие катушки 83 (и блок 80 генератора сигнала выравнивающих катушек), ни какой-либо блок 60 генератора сигнала передачи и высокочастотный передатчик 63. Тривиальным решением однородного поля является нулевое поле. При нулевом поле спины сохраняют свою начальную ориентацию. Если теперь добавляется однородное поле, указывающее в другом направлении, будет начинаться намагничивание, чтобы выполнить движение прецессии. Следовательно, высокочастотный импульс подается. Для выполнения регистрации основное поле постепенно нарастает до значения, при котором действует система записи MPI.

Этот тип MPI нуждается в некоторого рода адаптации последовательностей. Например, спиновое эхо является только лишь реверсированием направления магнитного поля. Для выбора объема свободная от поля точка (FFP) перемещается из бесконечности в центр желаемого поля зрения, сохраняя при этом сильный градиент. Затем этот градиент снижается до нуля и применяется высокочастотная последовательность.

Существуют признаки предложенной комбинации MPI/MRI, которые невозможны при классической MRI. Например, направление намагничивания может поворачиваться в направлении, в котором система регистрации наиболее эффективна. Также возможно во время записи изогнуть поле B_0 . Это дает больше свободы при параллельном получении изображений, поскольку предлагаются три доступных направления намагничивания, в частности, для кодирования чувствительности (также упоминается как SENSE в традиционном MRI, описанном например, в K. P. Pruessmann, et al., Sensitivity encoding for fast MRI: SENSE, MAGMA 6(1):87, 1998).

Возможность изменять напряженность основного поля позволяет использование контрастов в зависимости от B_0 , зависимой от T1, например, для формирования изображения с использованием азота. Сканер, по сути, является мультиядерной системой, позволяющей получать изображение с использованием гиперполяризованных благородных газов. Парамагнитные имплантаты имеют незначительное влияние на качество изображения и сканирование делается при минимальном нагревании имплантатов. Таким образом, с помощью этого сканера могут сканироваться некоторые пациенты, для которых не разрешается использовать традиционные системы MRI. Особенно важно, что существует возможность смотреть внутрь стентов.

Произвольная ориентация поля B_0 позволяет получить другие контрасты, подобные четкому определению электропроводности ткани. Поскольку B_0 может быть низкой, удельная проводимость может отображаться для частот ниже 1 МГц, где изменение ткани наилучшим образом отражает патологии. Кроме того, могут регистрироваться частотнозависимые удельные проводимости.

Прежде, чем обсудить дополнительные конкретные применения, должны быть обсуждены сценарии условия "анатомической ссылки". МРІ отображает распределение магнитных частиц. Чтобы интерпретировать эти данные, полезно обратиться к изображению лежащей в основе анатомии. Существует множество способов получить эту информацию. Самым простым должна быть регистрация изображений по другим методикам в изображениях МРІ, используя маркеры, которые могут быть идентифицированы в обеих методиках. Также возможно разместить систему компьютерной томографии рядом со сканером МРІ. При использовании одной и той же поддержки для пациента для обеих методик (называемых "совместно используемый стол"), регистрация изображений становится простой. Тем не менее, своего рода слияние все еще остается необходимым, возможно, приводя к неопределенностям в объединенных изображениях. Кроме того, дополнительная система формирования изображения подразумевает более высокую стоимость и больше усилий при обращении с пациентом.

Поэтому внутреннее объединение МРІ с анатомическим опорным изображением представляется полезным. Одним из таких объединений должно быть объединение с магнитно-резонансной томографией, что представляется технически выполнимым. Как МРІ, так и МRІ используют сильные магнитные поля и регистрируют слабые колебательные поля. Геометрии полей и частоты не одинаковы, но при умеренных технических усилиях могут быть разработаны компоненты, служащие как для МРІ, так и для МRІ. Например, если поле выбора в МРІ сгенерировано электромагнитами, обратный ток в одной катушке создает однородное поле, пригодное для поляризации протонов. Напряженность поля для МRІ может достигать 0,5 Т для резистивных катушек и 1Т или больше для сверхпроводящих катушек.

Существует множество эффектов, которые делают внутреннее объединение МРІ/МRІ проблематичным. Для МRІ необходимые поля должны быть очень однородными, но простое изменение направления тока в одной катушке обычно не обеспечивает поле с достаточной однородностью, потому что такой узел катушки может не быть очень эффективен для генерирования поля выбора. Система МРІ не содержит передатчика для высокочастотного поля B_i и не содержит системы регистрации таких высоких частот, как несколько десятков МГц. Кроме того, катушки возбуждения и регистрации МРІ имеют собственные резонансы в низком мегагерцовом диапазоне, затрудняющие добавление катушек B_i МRІ.

Одним из решений этих технических проблем может быть система циклического изменения поля или предварительно поляризованная система МRІ, описанные в работе Macovski A, Conolly S, "Novel approaches to low-cost MRI", Magn. Reson. Med. 1993 Aug. 30, (2):221-30. В такой системе сильное, но необязательно очень однородное поле прикладывается на несколько сотен миллисекунд, чтобы поляризовать протоны. После поляризационного импульса поле уменьшается до гораздо меньшего значения, при котором применяются высокочастотные импульсы. В МRІ однородность поля должна быть $10 \text{ мкТ} \mu_0^{-1}$, что составляет 10 частиц/миллион для сканера 1Т, но 1% для сканера 1 мТ. Такое значение может достигаться изменением направления тока в катушках поля выбора.

Переходя к полю с такой низкой напряженностью, высокочастотный импульс может применяться, используя поля возбуждения. Ларморовская частота протонов при 0,6 мТ составляет 25 кГц, то есть она равна используемой в настоящее время частоте возбуждающего поля МРІ. Амплитуды возбуждающего поля в сканере МРІ безусловно

превышают амплитуды, необходимые для MRI. Альтернативой возбуждающему полю для высокочастотного импульса является фокусирующее поле. Оно содержит частотные составляющие до частоты приблизительно 1 кГц. Поэтому, когда применяется высокочастотный импульс, напряженность поля B_0 должна быть еще ниже. Амплитуда фокусирующего поля настолько высока, что высокочастотный импульс может быть описан следующим образом:

i) Поляризация протонов, используя сильное поле B_0 (используя катушки поля выбора и, в конечном счете, часть фокусирующего поля и/или, если доступно, дополнительные выравнивающие катушки).

ii) Снижение напряженности поля до нуля.

iii) Увеличение значения напряженности поля, используя направление, которое не идентично поляризации протонов (это "высокочастотный импульс RF", то есть причина прецессии). Направление намагничивания предпочтительно поворачивается, например, на 90° .

iv) Постепенное повышение напряженности поля, чтобы достигнуть традиционной ларморовской частоты для записи сигнала (например, 1 МГц).

Спиновое эхо, использующее этот способ, должно быть простым реверсированием этого поля.

Предварительно поляризованная MRI должна, конечно, быть достаточной для анатомической ссылки в MPI. Для некоторых выборочных применений это может даже превосходить традиционный способ MRI. Для пациентов с имплантатами предварительно поляризованное MRI должно позволить получать изображение вблизи имплантата, если имплантат не является ферромагнетиком. Объединение MPI/MRI может быть способным работать при еще более низких частотах; поэтому должно быть возможным получать изображение внутри металлических стендов с возможной оценкой рестеноза. Циклическое изменение поля позволяет получить контрасты, недоступные при традиционном MRI. Например, используя зависимые от поля времена релаксации T_1 , может быть получено содержание белка ткани.

Предпочтительно, получение сигналов MPI и MRI может делаться в объединенном режиме MPI/MRI. В частности, получая сигналы обнаружения MPI в одном месте в области действия, протоны могут поляризоваться в других местах (например, при интенсивности поля до 0,2 Т). Этап поляризации является критичным ко времени этапом предварительно поляризованной MRI. Следовательно, например, приблизительно 10% времени измерения при MPI могут использоваться для MRI, но, тем не менее, может быть получено изображение MR, имеющее то же самое качество, что и изображение MR, полученное с данными, полученными в течение 100% времени, обычно требуемого для сбора информации при MRI. Также может быть полезным измерить MR-сигнал в том же самом месте, где получают сигналы MPI, так как поляризация протонов будет переноситься в это место кровотоком, что позволяет получить изображение перфузии.

Поскольку фокусирующее поле системы MPI может указывать в любом направлении, предварительно поляризованная комбинация MPI обладает способностью направлять B_0 произвольно. Это позволяет эффективно использовать катушки регистрации. Кроме того, это могло бы решить проблему картографирования токов, используя MRI для электрического измерения импеданса в анизотропной ткани. В традиционной MRI может быть измерен только один компонент поля для случая формирования низкочастотного изображения плотности тока. Здесь сдвиг фаз создается, применяя низкочастотный ток, проходящий через пациента. Он чувствителен только к компоненте

поля по направлению B_0 . Поэтому невозможно реконструировать полные плотности тока. С помощью формирования высокочастотного изображения плотности тока могут быть обнаружены два компонента поля. При этом способе поля за счет токов действуют как высокочастотные поля MRI. Обычно используются вихревые токи пациента за счет поля B_i . Однако полная реконструкция плотности тока невозможна.

С помощью предложенной предварительно поляризованной комбинации MPI/MRI могут быть измерены все компоненты поля. Это позволяет реконструировать анизотропию удельной проводимости ткани. Кроме того, способность выбрать ларморовскую частоту позволяет использовать частоты инъекции тока, при которых ожидается минимальное воздействие на пациента, но все еще ожидается сильная удельная контрастность ткани, то есть, на частоте приблизительно 100 кГц. Такая система MPI/MRI обладает способностью быстро изменять напряженность поля и поскольку она оборудуется очень широкополосной приемной системой, она может также хорошо подойти для мультиядерной MRI. Поскольку другие ядра, отличные от протонов, создают относительно слабый сигнал, предположительно низкая напряженность поля в системы MPI/MRI не идеальна. С другой стороны, существуют гиперполяризованные способы в MRI, использующей ксенон ^{129}Xe и гелий ^3He для формирования изображения легкого и углерода ^{13}C для метаболического отображения. Наконец, могут ожидать протонные изображения легкого с улучшенным качеством, поскольку артефакты чувствительности гораздо менее сказываются при низкой напряженности считываемого поля.

Суммируя вышесказанное, получение изображений с использованием магнитных частиц позволяет получать изображения с быстрой динамикой трассера, но не существует никакой врожденной контрастности ткани. Объединение с MRI решает эту проблему. Однако, конфигурации катушек в MPI и MRI значительно различаются, делая прямое использование непрактичным. В соответствии с одним вариантом настоящего изобретения, чтобы преодолеть эти трудности, предлагается использовать предварительно поляризованное MRI. Дополнительно, предлагаются способы и устройства, чтобы добиться формирования изображений с помощью MRI при минимальном дополнительном аппаратном обеспечении.

Хотя изобретение было представлено и подробно описано на чертежах и в предшествующем описании, такое представление и описание следует считать иллюстративными или примерами, не создающими ограничений; изобретение не ограничивается раскрытыми вариантами осуществления. При осуществлении заявленного изобретения, исходя из изучения чертежей, раскрытия и приложенной формулы изобретения, специалистами в данной области техники в дополнение к раскрытым вариантам осуществления могут быть поняты и осуществлены другие варианты.

В формуле изобретения слово "содержащее" не исключает другие элементы или этапы, и единственное число не исключает множественное число. Одиночный элемент или другой блок могут выполнять функции нескольких позиций, упомянутых в формуле изобретения. Простой факт, что определенные критерии повторяются во взаимно зависимых разных пунктах формулы изобретения, не указывает, что комбинация этих критериев не может использоваться для достижения преимущества.

Любая ссылочная позиция в пунктах формулы изобретения не должна рассматриваться как ограничение объема.

Формула изобретения

1. Устройство (10) для воздействия и/или обнаружения магнитных частиц в области действия (300) и для магнитно-резонансной томографии объекта исследования в

упомянутой области действия (300), причем упомянутое устройство содержит:

- средство (70) управления для переключения упомянутого устройства между режимом формирования изображения с использованием магнитных частиц и режимом магнитно-резонансной томографии,

- первый поднабор катушек (23) для генерирования в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц стационарного градиентного магнитного поля (211), имеющего такую пространственную структуру напряженности магнитного поля, чтобы в области действия (300) формировались первая субзона (301), имеющая низкую напряженность магнитного поля, и вторая субзона (302), имеющая более высокую напряженность магнитного поля,

- второй поднабор катушек (33) для генерирования в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц изменяющегося во времени однородного магнитного поля для изменения положения в пространстве области действия (300), и

- третий поднабор катушек (43) для создания в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц изменяющегося во времени однородного магнитного поля для изменения положения в пространстве этих двух субзон в области действия так, чтобы намагничивание магнитного материала локально изменялось,

в котором упомянутый первый и/или второй поднабор катушек (23, 33) выполнены с возможностью создания в режиме магнитно-резонансной томографии по существу однородного основного магнитного поля в выбранном и изменяемом направлении, и

в котором упомянутый второй поднабор катушек (33) выполнен с возможностью генерировать в режиме магнитно-резонансной томографии градиентное магнитное поле в по меньшей мере двух выбранных и изменяемых направлениях,

- средство возбуждения для возбуждения в режиме магнитно-резонансной томографии магнитных спинов в области действия для осуществления прецессирования, причем упомянутое средство возбуждения реализуется без отдельной высокочастотной передающей катушки для генерирования высокочастотных сигналов передачи в режиме магнитно-резонансной томографии,

- приемное средство (54) для выборочного получения сигналов магнитного резонанса в режиме формирования изображения с использованием магнитных частиц и сигналов обнаружения в зависимости от намагничивания в области действия (300) в режиме магнитно-резонансной томографии, причем на намагничивание оказывает воздействие изменение пространственного положения первой и второй субзон (301, 302),

- средства (20, 30, 40) генерирования сигналов для генерирования и обеспечения подачи сигналов создания поля на упомянутый набор катушек, и

- средство (71) обработки для обработки упомянутых сигналов обнаружения и упомянутых сигналов магнитного резонанса,

в котором упомянутое средство (70) управления выполнено с возможностью управления упомянутыми средствами (20, 30, 40) генерирования сигналов для генерирования и доставки сигналов генерирования поля на упомянутый набор катушек, как требуется в соответствующем режиме, включающим в себя режим формирования изображения с использованием магнитных частиц и режим магнитно-резонансной томографии.

2. Устройство (10) по п.1, в котором

упомянутый первый поднабор катушек (23) содержит ряд из по меньшей мере двух, в частности пару, первых элементов катушек, расположенных на противоположных сторонах области действия (300), и

5 в котором упомянутое средство (20) генерирования сигналов приспособлено для обеспечения каждого первого элемента катушки отдельным первым сигналом генерирования поля.

3. Устройство (10) по п.1,

10 в котором упомянутый второй поднабор катушек (33) содержит ряд из по меньшей мере шести, в частности три пары (33a, 33b, 33c), вторых элементов катушек, расположенных на противоположных сторонах области действия, и

в котором упомянутое средство (20) генерирования сигналов приспособлено для обеспечения каждого элемента катушки отдельным вторым сигналом генерирования поля.

15 4. Устройство (10) по п.1,

дополнительно содержащее выравнивающие катушки (83) для генерирования, по существу, однородного основного магнитного поля в режиме магнитно-резонансной томографии.

5. Устройство (10) по п.1,

20 в котором упомянутое средство возбуждения включает в себя упомянутый третий поднабор катушек (43), приспособленный для генерирования высокочастотных сигналов передачи в режиме магнитно-резонансной томографии для возбуждения в режиме магнитно-резонансной томографии магнитных спинов в области действия для прецессирования.

25 6. Устройство (10) по п.1,

в котором упомянутое средство (70) управления выполнено для управления упомянутым средством генерирования сигналов в упомянутом режиме магнитного резонанса для генерирования и подачи сигналов генерирования на упомянутый поднабор катушек для последующего генерирования в области действия

30 - градиентного магнитного поля упомянутым вторым поднабором катушек (33),

- первого по существу однородного магнитного поля в первом направлении намагничивания упомянутым первым и/или вторым поднабором катушек (23, 33),

- после уменьшения интенсивности поля первого по существу однородного магнитного поля, в частности по существу до нуля, по существу однородного

35 магнитного поля во втором направлении намагничивания, которое существенно отличается от первого направления намагничивания, упомянутым первым и/или вторым поднабором катушек (23, 33).

7. Устройство (10) по п.1,

40 в котором упомянутое средство (70) управления приспособлено для управления упомянутым средством генерирования сигналов в упомянутом режиме магнитного резонанса для генерирования и подачи сигналов создания поля на упомянутый поднабор катушек, чтобы далее

- генерировать сильное градиентное магнитное поле упомянутым вторым поднабором катушек (33),

45 - уменьшить градиент упомянутого градиентного магнитного поля упомянутым вторым поднабором катушек (33) и добавить, по существу, основное однородное магнитное поле упомянутым первым и/или вторым поднабором катушек (23, 33), и

- уменьшить напряженность поля упомянутого градиентного магнитного поля

упомянутым вторым поднабором катушек (33), и

в котором упомянутое средство (70) управления приспособлено для управления упомянутым приемным средством (54), чтобы затем получить сигналы магнитного резонанса.

5 8. Устройство (10) по п.6 или 7,

в котором упомянутое средство (70) управления приспособлено для управления упомянутым средством генерирования сигналов для генерирования и подачи сигналов генерирования поля на упомянутый первый и/или третий поднаборы катушек и/или на
10 дополнительные выравнивающие катушки (83) для предварительной поляризации протонов на участках области действия для последующего получения сигналов магнитного резонанса от упомянутых участков, в то время как сигналы обнаружения получаются от других участков упомянутой области действия.

9. Способ воздействия и/или обнаружения магнитных частиц в области действия (300) и для магнитно-резонансной томографии объекта исследования в упомянутой
15 области действия (300), причем упомянутый способ содержит этапы, на которых

- переключают упомянутое устройство по п. 1 между режимом формирования изображения с использованием магнитных частиц и режимом магнитно-резонансной томографии,

- генерируют в режиме формирования изображения с использованием магнитных
20 частиц

i) стационарное градиентное магнитное поле (211), имеющее такую пространственную структуру напряженности магнитного поля, что в области действия (300) формируются первая субзона (301), имеющая низкую напряженность магнитного поля, и вторая субзона (302), имеющая более высокую напряженность магнитного
25 поля,

ii) изменяющееся во времени однородное магнитное поле для изменения положения области действия (300) в пространстве, и

iii) изменяющееся во времени однородное магнитное поле для изменения положения в пространстве двух субзон (301, 302) в области действия (300) так, чтобы
30 намагничивание магнитного материала локально изменялось,

- генерируют в режиме магнитно-резонансной томографии

iv) по существу однородное основное магнитное поле в выбранном и изменяемом направлении,

v) градиентное магнитное поле в по меньшей мере двух выбранных и изменяемых
35 направлениях,

vi) возбуждают магнитные спины в области действия для прецессирования без использования отдельной высокочастотной передающей катушки для генерирования высокочастотных сигналов передачи в режиме магнитно-резонансной томографии,

- выборочно получают сигналы магнитного резонанса в режиме формирования
40 изображения с использованием магнитных частиц и сигналы обнаружения, в зависимости от намагничивания в области действия (300) в режиме магнитно-резонансной томографии, причем на намагничивание воздействует изменение положения в пространстве первой и второй субзон (301, 302), и

- обрабатывают упомянутые сигналы обнаружения и упомянутые сигналы
45 магнитного резонанса.

10. Способ по п.9, дополнительно содержащий этап последовательного создания в области действия

- градиентного магнитного поля,

- первого по существу однородного магнитного поля в первом направлении намагничивания,

5 - после уменьшения интенсивности поля первого по существу однородного магнитного поля, в частности, по существу до нуля, по существу однородного магнитного поля во втором направлении намагничивания, которое существенно отличается от первого направления намагничивания.

10

15

20

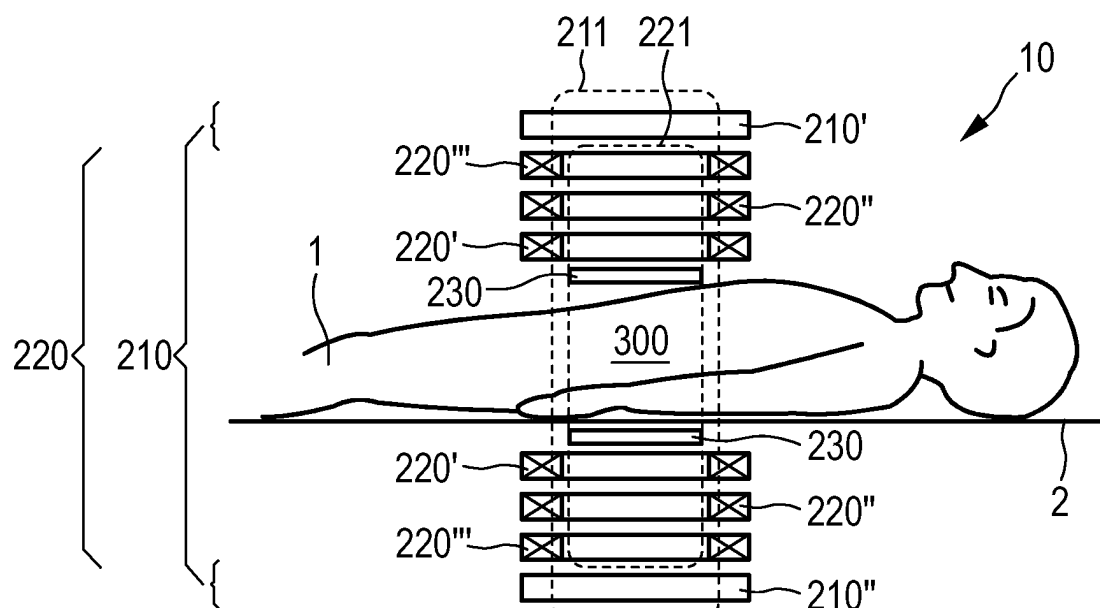
25

30

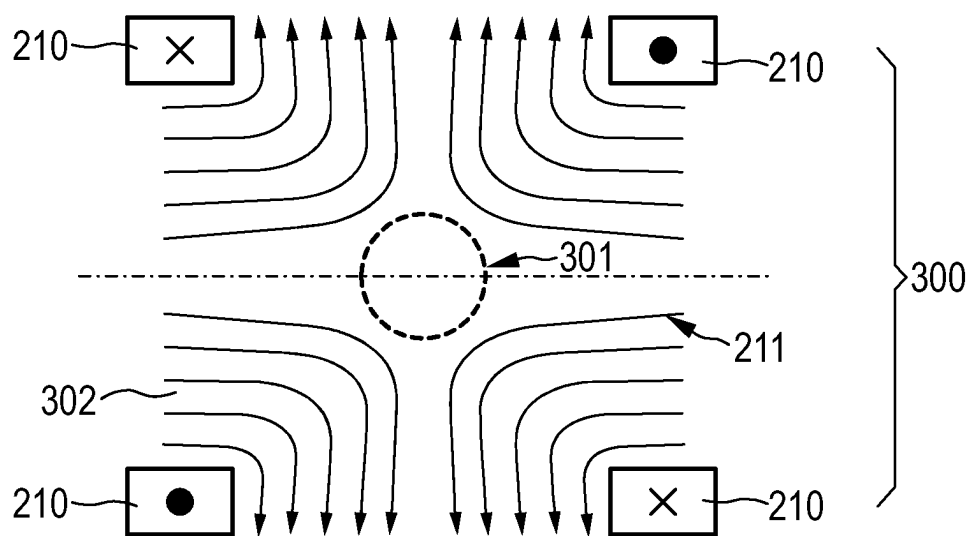
35

40

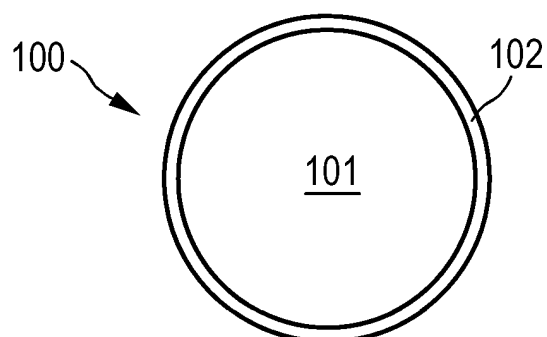
45



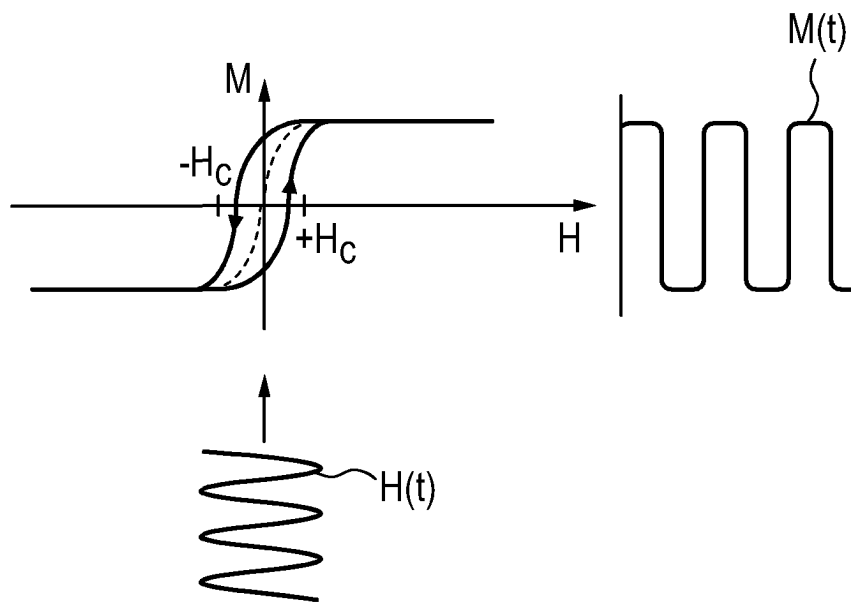
Фиг. 1



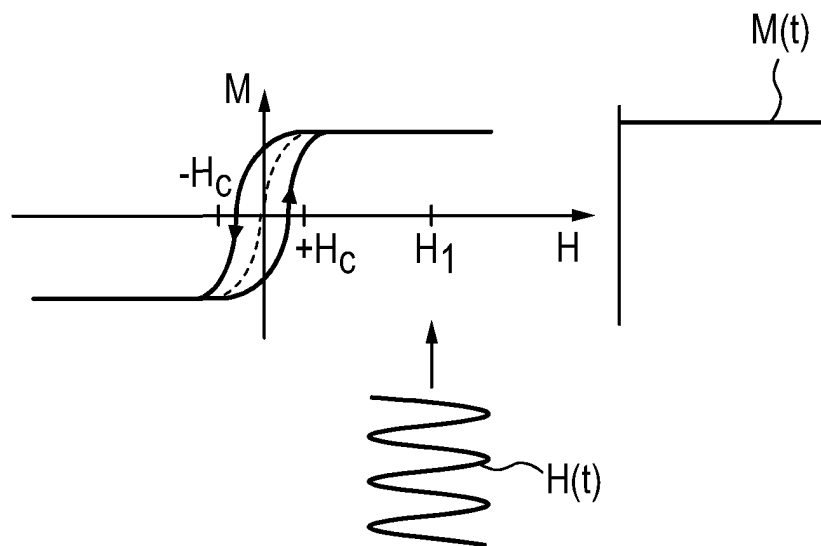
Фиг. 2



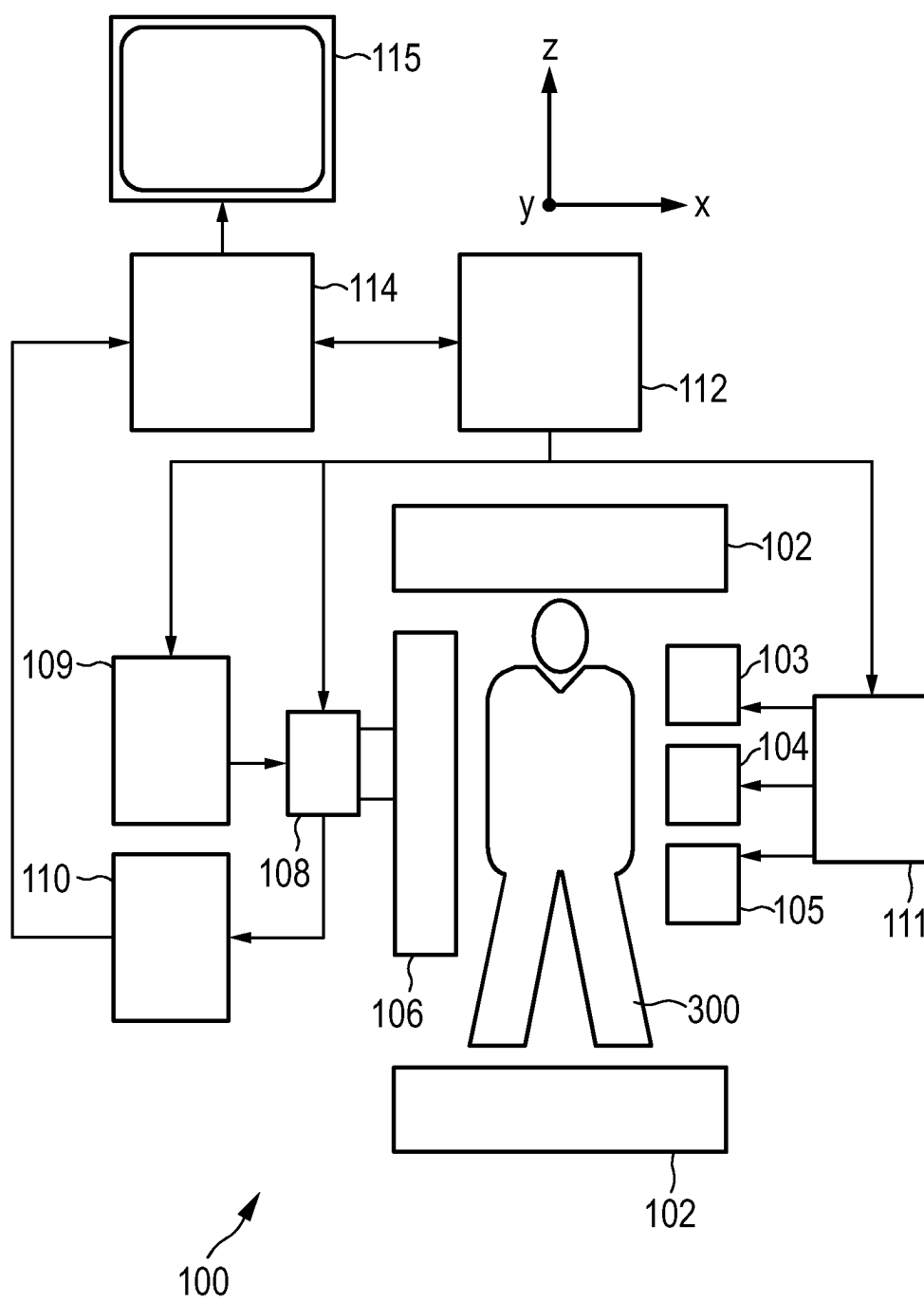
Фиг. 3



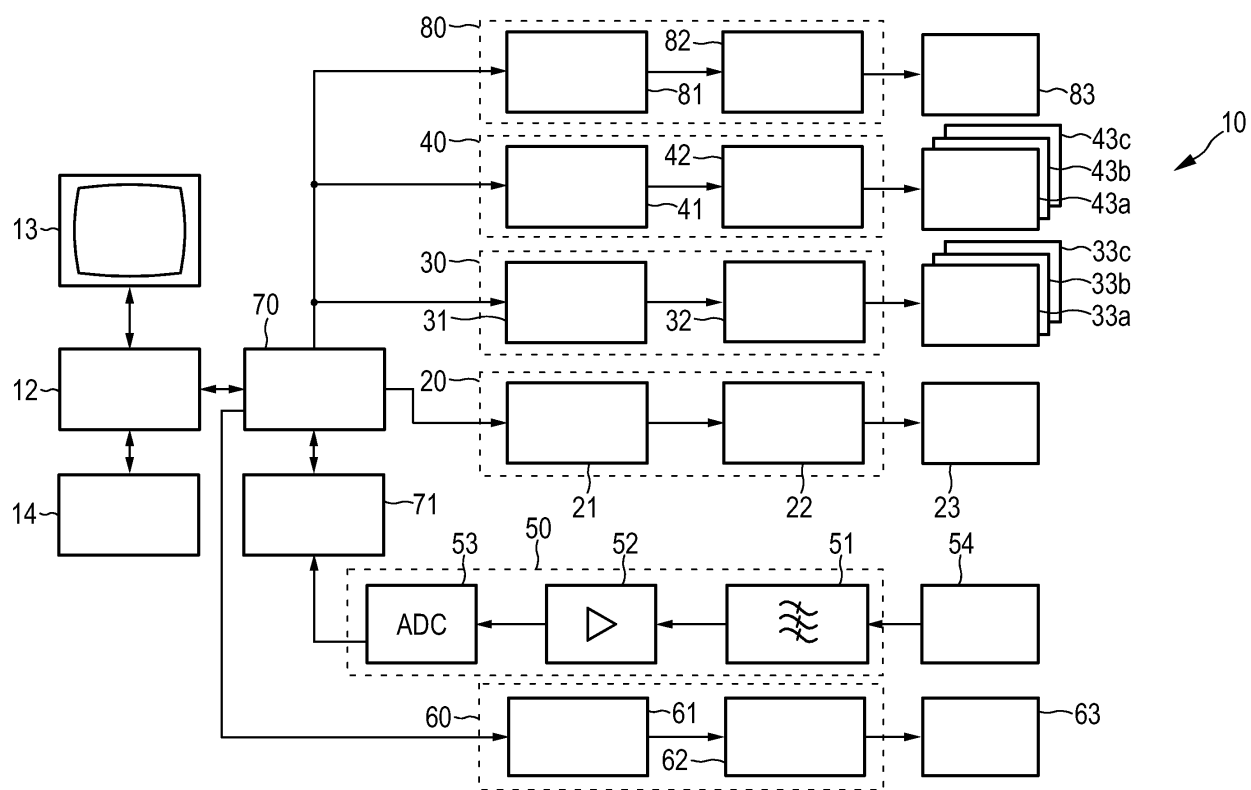
Фиг. 4а



Фиг. 4b



Фиг. 5



Фиг. 7