



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

G01N 24/08 (2024.01); G01R 33/32 (2024.01)

(21)(22) Заявка: 2023132328, 08.12.2023

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
08.12.2023

Дата регистрации:
24.06.2024

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 08.12.2023

(45) Опубликовано: 24.06.2024 Бюл. № 18

Адрес для переписки:

119234, Москва, ул. Ломоносовский проспект,
27, стр.1, Московский государственный
университет имени М.В. Ломоносова, Фонд
"Национальное интеллектуальное развитие"

(72) Автор(ы):

Анисимов Николай Викторович (RU),
Тарасова Арина Александровна (RU),
Пирогов Юрий Андреевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

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

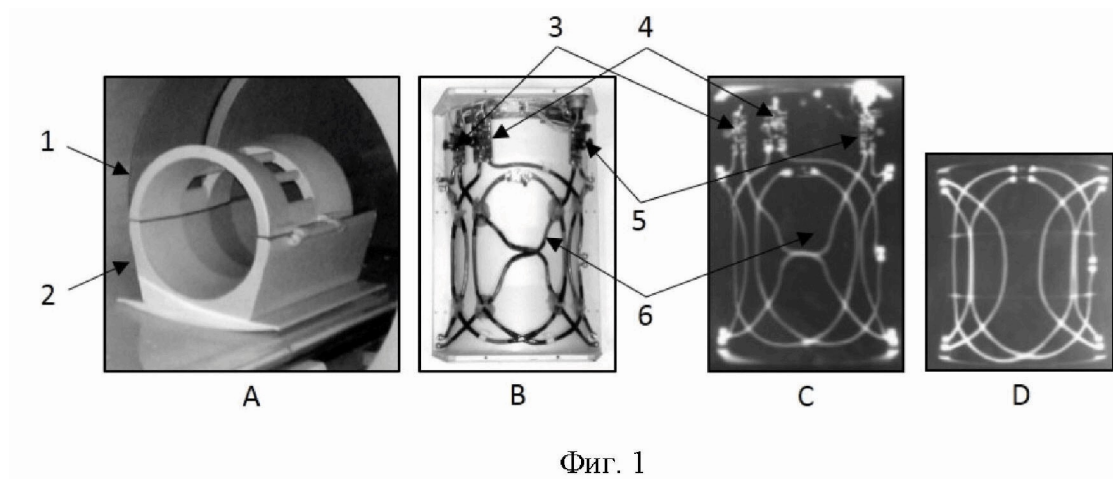
(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: N.V. Anisimov, A.A. Tarasova, I.A.
Usanov, O.S. Pavlova, M.V. Gulyaev, Yu.A.
Pirogov, Technological applications on a 0.5T
clinical MRI scanner, Magnetic Resonance and
its Applications. Spinus-2023. Proceedings, 51
(2023). RU 221688 U1, 17.11.2023. RU 183997 U1,
11.10.2018. WO 2023172862 A2, 14.09.2023.

(54) СПОСОБ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПРОВОДНИКОВ КАТУШКИ, ИСПОЛЬЗУЕМОЙ В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ (МРТ)

(57) Реферат:

Использование: для визуализации проводников катушки, используемой в МРТ. Сущность изобретения заключается в том, что осуществляют погружение катушки в емкость с визуализирующей средой, размещение емкости с катушкой в МР-томографе, подключение катушки к приемопередающему тракту МР-томографа, проведение МР-сканирования зоны, содержащей исследуемую катушку, с регистрацией МРТ-изображений, локализацию проводников катушки на МРТ-изображениях путем выявления на них участков гиперинтенсивного сигнала от

ядер, входящих в состав атомов, содержащихся в визуализирующей среде, на однородном фоне от умеренно выраженного сигнала в зоне чувствительности катушки, сегментацию участков гиперинтенсивного сигнала, характеризующих наличие проводников катушки и визуализацию проводников на основе реконструкций МР-изображений. Технический результат: обеспечение возможности получения объемного изображения, отображающего распределение проводников в катушке, используемой для МРТ. 6 з.п. ф-лы, 5 ил.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

G01N 24/08 (2024.01); G01R 33/32 (2024.01)

(21)(22) Application: 2023132328, 08.12.2023

(24) Effective date for property rights:
08.12.2023Registration date:
24.06.2024

Priority:

(22) Date of filing: 08.12.2023

(45) Date of publication: 24.06.2024 Bull. № 18

Mail address:

119234, Moskva, ul. Lomonosovskij prospekt, 27,
str.1, Moskovskij gosudarstvennyj universitet imeni
M.V. Lomonosova, Fond "Natsionalnoe
intellektualnoe razvitie"

(72) Inventor(s):

Anisimov Nikolaj Viktorovich (RU),
Tarasova Arina Aleksandrovna (RU),
Pirogov Yuriy Andreevich (RU)

(73) Proprietor(s):

Federalnoe gosudarstvennoe byudzhetnoe
obrazovatelnoe uchrezhdenie vysshego
obrazovaniya "Moskovskij gosudarstvennyj
universitet imeni M.V. Lomonosova" (MGU)
(RU)

(54) METHOD OF VISUALIZING COIL CONDUCTORS USED IN MAGNETIC RESONANCE IMAGING (MRI)

(57) Abstract:

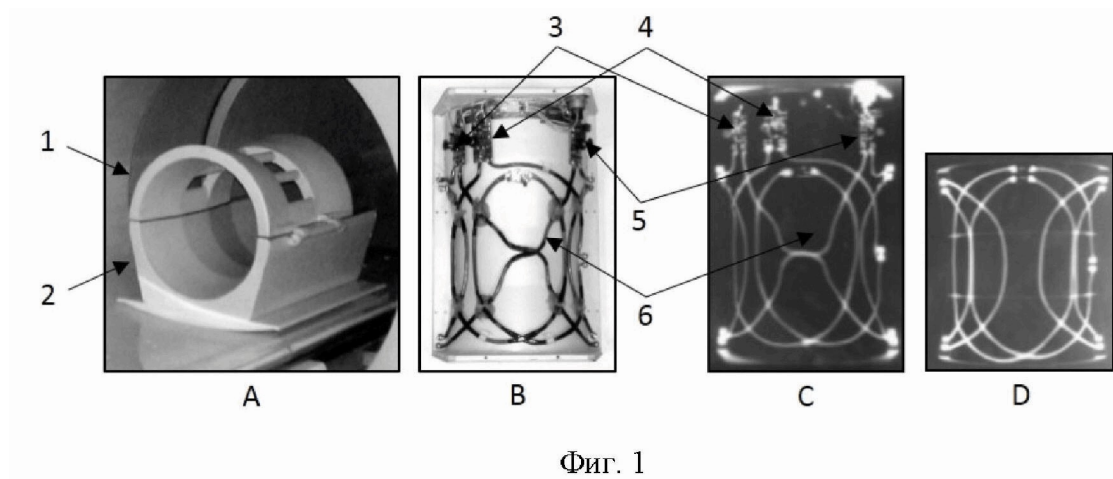
FIELD: physics.

SUBSTANCE: use for visualization of conductors of a coil used in MRI. Substance of the invention consists in the fact that the coil is immersed into the container with the imaging medium, the container with the coil is placed in the MR-tomograph, the coil is connected to the transceiving path of the MR-tomograph, conducting MR-scanning of the area containing the analysed coil, with the MRI images recording, localization of the coil conductors on the MRI images by detecting on them sections of the hyperintense signal from the nuclei included in the

atoms contained in the imaging medium, on a homogeneous background from a moderately pronounced signal in the sensitivity zone of the coil, segmentation of sections of the hyperintense signal, which characterize the presence of coil conductors and visualization of the conductors based on reconstructions of MR-images.

EFFECT: providing the possibility of obtaining a three-dimensional image displaying the distribution of conductors in a coil used for MRI.

7 cl, 5 dwg



Область техники

Заявляемое изобретение относится к радиотехнике, а именно, к проводным катушкам, применяемым в МРТ, в частности, к приёмным катушкам, используемым в качестве датчиков сигнала ЯМР, передающим - в качестве антенны для передачи радиочастотной (РЧ) мощности, а также приемопередающих, выполняющих обе функции с разделением во времени. Изобретение призвано обеспечить получение неинвазивным и неразрушающим способом информации о структуре проводников внутри катушки, корпус которой не допускает визуального просмотра содержимого внутри него.

Уровень техники

Типовая конструкция подобной катушки предусматривает наличие корпуса, обеспечивающего её механическую прочность, возможность комфортного размещения исследуемого объекта (органа), электрическую изоляцию объекта исследования от проводников и электронных компонентов, управляющих взаимодействием катушки с приемником или передатчиком [1].

Однако конструкция корпуса не всегда предусматривает возможность доступа к проводникам и вышеуказанным электронным компонентам, а во многих случаях не допускает даже визуального обзора содержимого внутри корпуса. Из-за этого сложно определить структуру проводников катушки, что, в свою очередь, затрудняет ее диагностику, не позволяет оценить, а, следовательно, реализовать её потенциальные возможности, в частности, построить карту чувствительности.

Из уровня техники известны технические решения, обеспечивающие выявление структуры объектов, закрытых для визуального просмотра. Это может быть реализовано методами обычной рентгеновской съемки, дающей интегральное изображение в заданных проекциях, либо средствами рентгеновской компьютерной томографии (КТ), позволяющей получать посрезовые и объемные изображения [2]. На рентгеновских изображениях отчетливо выявляются проводники, поскольку они лучше поглощают рентгеновское излучение по сравнению с облицовочным материалом.

Недостаток такого решения состоит в невысокой степени надежности дифференциации металла от другого материала, хорошо поглощающего рентгеновское излучение. Кроме того, метод КТ не отличает проводник, участвующий в передаче радиочастотного (РЧ) сигнала, от пассивного проводника - отключенного электронной схемой или вовсе используемого лишь как крепежный элемент. Наконец, метод КТ не позволяет получить информацию о функциональных особенностях катушки - построить карту чувствительности, распознать отдельные каналы для многоканальной катушки, выявить влияние одного канала на другой.

Наиболее близким аналогом к заявляемому техническому решению является выявление присутствия проводника методом протонной магнитно-резонансной томографии (МРТ). Для этого рядом с проводником располагают водородсодержащий материал - например, пластмасса, оргстекло, текстолит. Если рядом с этим материалом расположен проводник от приемной катушки, то отклик от этого материала возрастает. Такая ситуация возможна и для материала, из которого сделан корпус приемной катушки. И если проводить протонное МРТ сканирование катушки, используя саму её для приема сигнала, то проводники этой катушки отчетливо выявляются по вариациям сигнала на сравнительно однородном фоне от сигнала от материала, из которого изготовлен её корпус и, возможно, крепежные элементы [3].

Недостаток известного способа состоит в ограниченности количества водородсодержащих материалов, доступных для детектирования методом МРТ - при детектировании сигналов ЯМР от некоторых материалов имеет место быстрое затухание

сигнала индукции, вследствие короткого времени продольной релаксации T2. Чем слабее сигнал от катушки, тем меньше его вклад в изображения живых органов, что облегчает интерпретацию этих изображений и повышает их информативность в медико-диагностических исследованиях.

5 Другой недостаток метода протонного МРТ в том, что он хорошо работает лишь если элементы облицовки и крепежные элементы выполнены из одного и того же материала, а сами они расположены одинаково близко к проводнику, причем по всей его длине. В противном случае картина распределения проводников может оказаться фрагментарной, а общая картина тканевого контраста слишком сложной для
10 интерпретации.

Таким образом, техническая проблема, решаемая посредством заявляемого изобретения, заключается в необходимости преодоления недостатков, присущих вышеприведенным аналогам и прототипу за счет создания способа, обеспечивающего неинвазивным и неразрушающим методом выявление картины проводников в катушке,
15 используемой в МРТ.

Предполагается, что катушка учитывает специфику оборудования, применяемого в МРТ - отсутствие ферромагнитных материалов, которые могут вносить существенные искажения на МР-изображение; облегченная конструкция, позволяющая оператору легко перемещать катушку при подготовке к исследованию. Последний фактор может
20 отсутствовать, если все воздушные полости внутри катушки заполнены изолирующими компонентами, клеем, герметиком или другими наполнителями. Эти факторы надо учитывать, если заявляемый способ предполагается применить для катушек, предназначенных не для МРТ, а для использования в других сферах науки и техники. Там могут быть другие требования к катушкам - в частности, возможно использование
25 ферромагнитных материалов и/или заполнение пространства вблизи проводников каким-то материалом, из-за чего применение для таких катушек заявляемого способа окажется проблематичным.

Раскрытие изобретения

Техническим результатом изобретения является обеспечение возможности получения
30 объемного изображения, отображающего распределение проводников в катушке, используемой для МРТ.

Дополнительные технические преимущества изобретения заключаются в следующем:

- при использовании многоканальной катушки возможно получить отдельные
35 объемные изображения для соответствующих проводников;
- возможно получить для каждого канала карту чувствительности.

Заявленный технический результат достигается тем, что способ визуализации проводников катушки, используемой в МРТ, согласно техническому решению, включает

- погружение катушки в емкость с визуализирующей средой,
- размещение емкости с катушкой в МР-томографе,
- 40 - подключение катушки к приемопередающему тракту МР-томографа,
- проведение МР-сканирования зоны, содержащей исследуемую катушку, с регистрацией МРТ-изображений,
- локализацию проводников катушки на МРТ-изображениях путем выявления на них участков гиперинтенсивного сигнала от ядер, входящих в состав атомов,
45 содержащихся в визуализирующей среде, на однородном фоне от умеренно выраженного сигнала в зоне чувствительности катушки,
- сегментацию участков гиперинтенсивного сигнала, характеризующих наличие проводников катушки, и визуализацию проводников на основе реконструкций МР-

изображений.

В качестве визуализирующей среды может быть использован гиперполяризованный газ или фторсодержащий газ, или фторсодержащая жидкость, а в качестве катушки используют приемную, передающую или приемопередающую катушки. Изображения проводников визуализируют как плоские, так и объемные. Зарегистрированные МРТ изображения используют в качестве карт чувствительности катушки.

Краткое описание чертежей

Заявляемое изобретение поясняется следующими чертежами - фиг. 1-5, где на фиг. 1 представлены изображения исследуемой катушки, а именно на фиг. 1А представлена ее фотография на фоне зазора магнита магнитно-резонансного томографа, на фиг. 1В представлена фотография нижней части катушки при снятой с нее облицовочной панели. На фиг. 1С и 1D представлены рентгеновские изображения нижней и верхней частей катушки, соответственно.

На фиг. 2 приведена схема подключения катушки к приемному тракту томографа.

Позициями на фигурах отмечены:

1. Верхняя часть катушки.
2. Нижняя часть катушки.
3. Электронная плата для настройки канала С2 в резонанс.
4. Электронная плата для настройки канала С1 в резонанс.
5. Электронная плата для отключения обоих приемных каналов при работе РЧ передатчика.
6. Проводник, относящийся к каналу С1.
7. Предварительный усилитель канала С1.
8. Предварительный усилитель канала С2.
9. Коммутатор канала С1.
10. Коммутатор канала С2.
11. Сумматор сигналов от каналов С1 и С2.
12. Основной усилитель приемника.

На фиг. 3 представлены МРТ изображения катушки С1 в коронарной проекции - один из обычных срезов - фиг. 3А, и объемные (3D) реконструкции, полученные путем математической обработки пакета из отдельных срезовых изображений - МIP-реконструкция (Maximum Intensity Projection) - фиг. 3В и 3D-рендеринг - фиг. 3С.

На фиг. 4 реконструкции по методу 3D рендеринг представлены в разных ракурсах - аксиальная, сагиттальная и коронарная проекция для канала С1 - фиг. 4А, 4В, 4С и те же проекции для канала С2 - фиг. 4Е, 4F, 4G. Кроме того, представлены реконструкции с угловыми смещениями - фиг. 4D и 4Н, на которых седловидная форма витков выражена весьма отчетливо.

На фиг. 5 представлена карта чувствительности для участка катушки С1, отображенного на одном из центральных срезов - фиг. 5А. Карта построена по МРТ изображению, полученному по сигналу от визуализирующей жидкости. Карта представлена в виде 3D-образа в разных ракурсах - в виде сплошного рельефа - фиг. 5В, 5С, 5D и как набор изолиний - фиг. 5F, 5G, 5Н. Высота рельефа отражает интенсивность отклика спиновой системы на РЧ возбуждение. В центре катушки и вдали от проводников вариации рельефа намного меньше, чем вблизи проводников, поэтому исследуемые объекты обычно размещаются именно в этой зоне. На фиг. 5Е представлены графики чувствительности вдоль двух взаимно перпендикулярных осей, проходящих через центр катушки: верхний график - вдоль вертикальной оси, нижний - вдоль горизонтальной. На нижнем графике видны всплески (справа и слева), положение

которых соответствует локализации проводников.

Осуществление изобретения

При реализации изобретения в качестве объекта исследования используют катушку квадратную, которая содержит две обмотки, оси которых ориентированы взаимно перпендикулярно - C1 - по оси X, а C2 - по оси Y (согласно томографическому стандарту при горизонтальной ориентации поляризующего поля вдоль оси Z [4]). Каждая обмотка содержит по две пары витков, разнесенных симметрично относительно центра. Для простоты отображения на фиг. 2 витки изображены округлой формы, хотя в действительности имеют седловидную форму. Конструкция катушки разъемная - корпус состоит из верхней и нижней частей - на фиг. 1 и 2 они обозначены метками 1 и 2, соответственно. Из-за этого витки катушки C1 и соединительные провода катушки C2 разделены между верхней и нижней частями и их электрическое соединение производится через разъемы, расположенные на боковых частях корпуса катушки.

На фиг. 2 видно, что катушки C1 и C2 подключаются каждая к своему предварительному усилителю 7 и 8, соответственно. Их выходы через коммутаторы 9 и 10 подключены к сумматору 11, выход которого подключен ко входу основного приемника 12. В самой катушке установлены электронные платы 3 и 4 для электронной настройки катушек с помощью варикапов, а также плата 5 для отключения катушек при воздействии РЧ импульса от внешней катушки. На фиг. 1В и 1С данные платы помечены стрелками с теми же номерами. Управляя коммутаторами 9 и 10, можно детектировать сигналы либо от обеих катушек C1 и C2 одновременно, либо только от одной из них.

Способ визуализации проводников для такой катушки реализуют следующим образом.

Пространство катушки заполняют визуализирующей субстанцией, причем, в первую очередь, вблизи проводников.

Вещество, используемое в качестве визуализирующей среды, помимо того, что дает сигнал ЯМР, обладает следующими свойствами:

1) проникающей способностью - заполняет воздушные полости и щели исследуемого объекта;

2) химически инертно по отношению к исследуемому объекту - не вступает с ним во взаимодействие, не изменяет структуру его поверхности, не проникает через нее внутрь объекта с необратимыми для него последствиями;

3) электрически нейтрально - не проводит ток, не мешает работе электроники.

В качестве такого вещества может быть использован газ или жидкость. Среди газов можно выделить фторсодержащие, например, C_4F_8 [5], или гиперполяризованные инертные [6]. Они обладают вышеперечисленными свойствами, при этом еще и нетоксичны, в связи с чем используются для исследований легких человека.

Гиперполяризованные газы дают наиболее сильный сигнал, но в настоящее время мало доступны, дороги в изготовлении и сложны в использовании. Фторсодержащие газы дешевле, более доступны и проще в использовании, нетоксичны, но дают сигнал более слабый не только по сравнению с гиперполяризованными газами, но и протонным сигналом от обычной воды. Последнее связано с более низкой плотностью газов по сравнению с жидкостями - разница составляет примерно два порядка с соответствующей разницей в чувствительности.

Сложность работы с газами связана с необходимостью герметизации объекта исследования. Такой проблемы нет при использовании в качестве визуализирующей среды жидкостей.

В настоящее время одной из наиболее предпочтительных для реализации способа визуализации проводников катушки, используемой в МРТ, является фторсодержащая жидкость $C_6F_{12}O$. Она известна под названием «сухая вода» и как коммерческий продукт предлагается производителями (например, фирмой «3М») для пожаротушения и

5 охлаждения работающей электроники [7, 8]. Она обладает вышеперечисленными свойствами, при этом нетоксична. Она не только не портит исследуемый объект, но и сама не претерпевает изменений после контакта с ним, а потому после измерений может быть легко утилизирована (слита в емкость) для повторного (неоднократного) использования. Безвозвратные потери этой жидкости из-за испарения незначительны.

10 Такая жидкость способна давать сигнал ЯМР от ядер фтора ^{19}F , сопоставимый с протонным сигналом от обычной воды, поскольку спиновая плотность обычной воды лишь в 2 раза больше, чем у «сухой». Аналогичными свойствами обладает и ряд других фторсодержащих жидкостей, в частности, продукт фирмы «3М» под названием «Novec 774» - $C_7F_{14}O$. У этих веществ сопоставимые времена релаксации ~ порядка секунды

15 [9]. Однако при детектировании фторных сигналов от «сухой» воды полоса пропускания приемника должна быть шире, чем при детектировании протонных сигналов воды, с соответствующим возрастанием уровня теплового шума и снижением чувствительности. Это связано с тем, что спектр ЯМР воды представлен одиночной линией, в то время как фторный спектр «сухой» воды содержит 4 группы линий, отличающихся

20 химическими сдвигами, в интервале до 120 м.д. [9]. В результате МРТ сканирования каждая группа дает свой образ на изображении - артефакт химического сдвига, для нивелирования которого необходимо правильно задать соотношения между абсолютными значениями химических сдвигов и скоростью оцифровки, а также числом

25 оцифровываемых точек и [4]. Последние два параметра, в свою очередь, влияют на информативность изображения - отношение сигнала к шуму на изображении и его детализацию. Подбором параметров сканирования можно получить приемлемое качество изображения за разумное время. Соответствующие рекомендации можно найти, например, в [4].

30 Емкость с катушкой и визуализирующей средой помещают в магнитно-резонансный томограф для МРТ сканирования. Исследуемую катушку подключают к приемопередающему тракту через переключатель «прием-передача». Это позволяет использовать катушку, не только для приема сигнала, но, при наличии технических

35 возможностей, а именно, в отсутствии в ее электронных блоках (элементы 3, 4, 5 на фиг. 2) компонентов, препятствующих подаче на нее РЧ мощности от передатчика, использовать и как передающую или приемопередающую, чтобы обойтись без отдельной передающей катушки.

Затем производят сканирование по зоне, охватывающей объем исследуемой катушки. Параметры сканирования выбирают таким образом, чтобы получить максимально

40 интенсивный сигнал от визуализирующей среды.

Результатом сканирования является МР-изображение, на котором можно выявить локализацию проводников катушки по наличию зон гиперинтенсивного сигнала от визуализирующей субстанции на однородном фоне от умеренно выраженного сигнала в зоне чувствительности катушки, но вдали от проводников - например, в центре катушки. Зоны такого усиленного сигнала структурированы на изображении в виде

45 сравнительно узких линий, имеющих характерные для проволочной намотки изгибы и другие признаки, выделяющие их среди других элементов изображения. На некоторых участках этих линий определяются зоны выпадения сигнала. Они могут быть связаны с расположением в этих зонах крепежных элементов, а также электронных компонентов

- разделительных конденсаторов или небольших электронных плат. Эти элементы не только сами не дают МР-сигнал, но и препятствуют его появлению от визуализирующего вещества вблизи проводников, поскольку заполняют собой данное пространство.

Наличие структурированных участков повышенного сигнала позволяет провести их сегментацию и выполнить объемную реконструкцию проводников. Это можно сделать с помощью специализированных программ, в том числе и программ с открытым доступом - например, ImageJ [10]. В программах данного типа выделение таких участков производится путем сравнения их яркости с пороговым значением. Это значение может определяться автоматически, может использоваться значение, определенное на основании ранее приобретенного опыта (возможно, с привлечением технологий искусственного интеллекта), но возможно и задание его пользователем. Таким образом, в результате обработки МР-изображений с использованием известных программных средств получают объемное воспроизведение объектов интереса - проводников.

Получаемые МР-изображения интересны также тем, что несут информацию о пространственном распределении сигнала не только вблизи проводников, но и в произвольной точке пространства, охватывающей зону чувствительности катушки. Причем не только внутри, но и в некоторой зоне вне её - везде, где распределена визуализирующая среда. Поскольку ее концентрация и химический состав во всем пространстве, где она распределена, одинаковы, то сигнал от нее в каждой точке пространства определяется ее удаленностью от проводников катушки с учетом координаты точки относительно изоцентра магнита, конкретной конфигурации проводников катушки и их положений внутри магнита. Поэтому МРТ изображения пространства, которое заполнено визуализирующей средой, отображают карты чувствительности катушки. Такие карты (в зависимости от режима сканирования и соответствующей обработки изображений они могут быть объемными или посрезовыми) могут быть использованы для прогнозирования и, при необходимости, коррекции картины распределения контраста для изображений, получаемых от органов, которые в рамках медико-диагностических исследований исследуются с помощью данной катушки.

Обычно карты чувствительности получают либо расчетным путем, либо используют изображения от расположенных внутри катушки одного или нескольких тестовых образцов - фантомов - флаконов, заполненных жидкостью, например, водой. Однако расчетный метод не учитывает все аппаратурные факторы. При использовании фантомов карта чувствительности получается фрагментарной и искаженной вблизи стенок флаконов, а сами флаконы не всегда можно разместить в произвольных позициях внутри катушки. Использование визуализирующей среды, которая в виде однородной массы равномерно распределяется во всем объеме катушки, включая труднодоступные для размещения флаконов места, позволяет преодолеть вышеуказанные ограничения и получить изображения, отображающие карты чувствительности катушки, высокого качества.

Процедура сканирования (подбор параметров сканирующей импульсной последовательности) при реализации заявляемого способа значительно проще относительно сканирования органов человека - отсутствуют ограничения по времени исследования, по РЧ нагрузке. Нет также необходимости проводить несколько сканирований с разными параметрами (задержками) сканирующей импульсной последовательности для получения изображений с разным тканевым контрастом, чтобы, сравнивая полученные изображения, дифференцировать ткани с разными временами релаксации. Поскольку для реализации заявляемого способа интерес

представляет только одна ткань - визуализирующее вещество, то параметры сканирования выбираются таким образом, чтобы получить максимально возможный сигнал только от визуализирующей среды. Оптимизация этих параметров производится с учетом информации о ее релаксационных параметрах, концентрации и аппаратных возможностях конкретного оборудования. Соответствующие методики и рекомендации хорошо известны из технического уровня [4].

Спецификой сканирования является то, что регистрация сигналов проводится за минимально возможное время - вблизи металла имеют место значительные вариации магнитной восприимчивости, обуславливающие быстрое (порядка нескольких миллисекунд) затухание детектируемого сигнала, из-за чего возможны геометрические искажения на изображении. Сокращение времени детектирования сигнала индукции позволяет их минимизировать.

Исходя из известного технического уровня [4], повышение сигнала ЯМР вблизи проводника, относящегося к катушке, погруженной в визуализирующую среду, обуславливается следующим. Ядерные спины, помещенные в поляризующее поле B_0 , в равновесном состоянии ориентированы вдоль направления этого поля и формируют вектор намагниченности M . Импульс РЧ магнитного поля амплитудой B_1 , приложенный перпендикулярно полю B_0 , вызывает поворот намагниченности M на угол $\theta = \gamma B_1 \tau$, где γ - гиромагнитное отношение, а τ - длительность импульса. Спины вовлекаются в синхронную прецессию с ларморовой частотой $\omega = \gamma B_0$ вокруг силовых линий поля B_0 . Когда поляризующее поле направлено по оси Z , то движение вектора M можно представить как вращение его поперечной компоненты вектора намагниченности $M_T = M \sin \theta$ вокруг этой оси с частотой Лармора под углом прецессии θ . Движение этого вектора в лабораторной системе координат (XYZ) можно описать, введя две взаимно перпендикулярные компоненты M_x и M_y , осциллирующие с частотой Лармора и отличающиеся 90° фазовым сдвигом - $M_x = M_T \cos \omega t$, $M_y = M_T \sin \omega t$.

На расположенный вблизи прецессирующей спина малый элемент проводника наводится ток, пропорциональный величине компоненты намагниченности, ориентированной перпендикулярно элементу проводника, и обратно пропорциональный расстоянию между проводником и ядерным спином. Поэтому, чем ближе прецессирующая намагниченность к проводнику, тем больше наводимый в нем ток. При этом максимальный ток наводится на проводник, расположенный параллельно поляризующему полю, поскольку у прецессирующего магнитного момента имеются две векторные компоненты (M_x и M_y), ориентированные перпендикулярно оси Z . На проводник, ориентированный перпендикулярно поляризующему полю (по X , или Y), ток в нем может наводиться только от одной из компонент поперечной намагниченности.

Токовая цепь, составленная из элементов проводника, замкнута на входное сопротивление приемника. Ток создает на нем э.д.с., которая усиливается, оцифровывается и обрабатывается в качестве сигнала, несущего информацию о ядерных спинах. Пространственное кодирование ларморовых частот с помощью градиентных полей и последующее декодирование путем фурье-обработки данных в K -пространстве даёт образ, отображающий пространственное распределение ядерных спинов, разницу в их концентрации и релаксационных свойствах. Но помимо этого, будут отображены и различия в сигналах, который спины индуцируют в приемную катушку в зависимости от их близости к её проводникам.

В диагностическом исследовании последний фактор не только не представляет

интереса, но и является помехой, т.к. может усложнить интерпретацию изображения. Поэтому предпочтительно не размещать исследуемые органы в непосредственной близости от проводников, особенно, при использовании передающей катушки - из-за возможного нежелательного нагрева живых тканей. При этом заполнение пространства

вблизи живых тканей визуализирующей средой не реализуется.

В заявляемом решении, нацеленном на визуализацию проводников катушки, последний фактор наиболее значим, поэтому заполнение пространства вблизи проводников визуализирующей субстанцией необходимо.

Пример конкретного выполнения

Реализация способа визуализации проводников для катушки, используемой в МРТ, проводилась на клиническом 0.5Тл МРТ Tomikon S50 Bruker. Решалась задача - получить МРТ изображение, отображающее структуру проводников для приемной фирменной катушки, предназначенной для МРТ исследования коленного сустава человека - фиг. 1А. Она разъемная - состоит из верхней и нижней частей. В обеих частях - проводники, входящие в состав приемного контура. При подготовке к МРТ исследованию верхняя часть отсоединяется, чтобы не препятствовать укладке ноги человека в нижнюю часть, а затем присоединяется к нижней части так, чтобы был надежный электрический контакт между проводниками нижней и верхней частей.

Согласно технической документации катушка является квадратурной - состоит из двух седловидных катушек, оси которых ориентированы взаимно перпендикулярно. На фиг. 2 приведена ее упрощенная электрическая схема - две 4-витковые (две пары симметрично расставленных витков) катушки, обозначенные как С1 и С2. На схеме обозначены электронные блоки для отключения и/или подключения катушек - 3 и 4. Витки катушек для простоты восприятия изображены не седловидной, а округлой формы. При этом витки катушки С1 (боковые витки) и провода, соединяющие обмотки катушки С2, представлены цельными, хотя в действительности, они разъемные - их верхние и нижние части размещены в отдельных корпусах. Верхний корпус неразборный, зато конструкция нижнего корпуса допускает доступ к внутренним отделам нижней катушки, благодаря чему для них можно получить фотоизображение - фиг. 1В. Для нижней и верхней частей катушки были получены рентгеновские изображения - фиг 1С и фиг. 1D соответственно.

Катушка, подключенная кабелем к предварительному усилителю приемника, помещалась в пластмассовый контейнер, в который заливалась «сухая вода». Контейнер помещался в магнит томографа для сканирования. В качестве передающей катушки использована фирменная катушка диаметром 60 см, встроенная в зазор магнита. Предварительный усилитель является двухканальным - каждый канал принимает сигнал только от одной из квадратурных катушек - С1 и С2. При сканировании задается режим работы каналов - какой из них принимает сигнал, а какой - отключен. Соответствующая коммутация производится на выходе предварительного усилителя. Сигналы с двух выходов предварительного усилителя поступают на коммутаторы и далее на сумматор сигналов. При одноканальном детектировании работает только один из коммутаторов, который пропускает на сумматор сигнал только с выхода от одного из каналов предусилителя. Схема подключения описанных узлов приведена на фиг. 2.

Электрическое питание и управляющие сигналы для коммутации приемных каналов подводятся к электронным узлам внутри катушки с помощью того же многожильного (многофункционального) кабеля, через который осуществляется подача РЧ сигнала от катушки на предварительный усилитель. «Сухая» вода обладает хорошей проникающей способностью, поэтому заполняет пространство внутри катушки, в том

числе и вблизи проводников, что создает благоприятные условия для их МРТ визуализации. Поскольку она не проводит ток, то не мешает работать электронике внутри катушки. У нее малая диэлектрическая проницаемость ($\epsilon=2.3$) [7, 8], поэтому она очень слабо влияет на реактивную нагрузку катушки, а, следовательно, и ее резонансную частоту.

Сканирование проводилось отдельно для каждого канала методом градиентного эхо [4] с параметрами: $TR/TE=47/3.5$ мс, $FA=14^\circ$, матрица $80 \times 80 \times 80$, разрешение $5 \times 5 \times 5$ мм³, время сканирования - 5 минут.

Результаты сканирования представлены на фиг. 3 и фиг. 4. На фиг. 3А приведено одно из срезовых изображений. Из набора подобных срезов получены объемные реконструкции - 3D MIP (Maximum Intensity Projection - проекция максимальной интенсивности) и 3D рендеринг - фиг. 3В и 3С, соответственно [4]. На фиг. 3 срезное изображение и 3D-реконструкции представлены в коронарной проекции. На фиг. 4 3D рендеринг представлен в разных ракурсах - аксиальная, сагиттальная и коронарная проекция для канала C1 - фиг. 4А, 4В, 4С и те же проекции 3D рендеринг для канала C2 - фиг. 4Е, 4F, 4G. Кроме того, представлены 3D реконструкции с угловыми смещениями фиг. 4D и фиг. 4H. На последних отчетливо определяется седловидная форма витков катушек, относящихся к разным квадратурным каналам.

Объемные изображения в коронарной проекции фиг. 4С и 4G можно сравнить с рентгеновскими изображениями, полученными для верхней и нижней частей катушки отдельно - фиг. 1С и 1D.

На рентгеновском изображении нельзя распознать - какие проводники относятся к тому или другому каналу. Нельзя также определить - в рабочем ли они состоянии, поскольку это зависит от состояния электронных блоков, обеспечивающих коммутацию катушек. Это вопросы можно разрешить по МРТ изображениям - поскольку можно получить изображения при работе каждого канала по отдельности, то проясняется отнесение проводников для них. Одновременно проясняется вопрос об исправности электронных узлов - в случае их неисправности изображения просто не удалось бы получить. Из рентгеновских изображений также невозможно получить информацию о картах чувствительности, о которых изложено ниже.

Объемные реконструкции были получены из посрезовых изображений с толщиной срезов 5 мм. Один из них представлен на фиг. 3А и 5А. Посрезовые изображения несут информацию о распределении сигнала не только вблизи проводников, но и во всей зоне чувствительности катушки. Фактически - это её карта чувствительности, по которой можно прогнозировать отклик не только от визуализирующей среды, но и от любого интересного для МРТ исследования объекта, включая органы человека. Карту чувствительности можно представить в виде 3D-образа в разных ракурсах - в виде сплошного рельефа - фиг. 5В, 5С, 5D или как набор изолиний - фиг. 5F, 5G, 5H. Для выделенных направлений можно построить графики. На фиг. 5Е представлены графики чувствительности вдоль двух взаимно перпендикулярных осей, проходящих через центр катушки. Вблизи проводников имеет место значительное увеличение сигнала на обычных изображениях, на объемных образах видна существенная деформация рельефа, резко возрастает количество изолиний. На графиках проводники выявляются по мощным всплескам - как на нижнем фрагменте фиг. 5Е. Поэтому для размещения обычных для МРТ исследуемых объектов наиболее интересна зона вдали от проводников. Но и там пространственные вариации чувствительности катушки имеют место, их необходимо учитывать при анализе картины распределения тканевого контраста. Изображения визуализирующей среды, отображающие карту чувствительности катушки, дают

необходимый для этого экспериментальный материал.

Карты чувствительности можно использовать для настройки и диагностики катушек, подбора оптимальной геометрической конфигурации.

В том случае, если в качестве катушки используется передающая, то в соответствии с принципом взаимности (Reciprocity principle) [4], согласно которому имеется пропорциональность между величиной магнитного поля, генерируемого токовой катушкой, и отклика катушки на воздействие внешнего поля, по этим картам чувствительности можно прогнозировать распределение РЧ магнитного поля (В1-карта) при подведении к катушке РЧ тока.

Объемные реконструкции (фиг. 3 и фиг. 4), а также карты чувствительности (фиг. 5) при реализации примера конкретного выполнения построены с помощью программы ImageJ [10].

Литература

1. Basic Principles of and Practical Guide to Clinical MRI Radiofrequency Coils // RadioGraphics 2022; 42:898-918. <https://doi.org/10.1148/rg.210110>.
2. G. van Kaick, S. Delorme, Computed tomography in various fields outside medicine // Eur. Radiol. Suppl. 15(Suppl 4), d74-d81 (2005).
3. N.V. Anisimov, A.A. Tarasova, I.A. Usanov, O.S. Pavlova, M.V. Gulyaev, Yu.A. Pirogov Technological applications on a 0.5T clinical MRI scanner // Magnetic Resonance and its Applications. Spinus-2023. Proceedings, 51 (2023).
4. E.M. Haacke, Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design (Wiley, New York, 1999), p. 944.
5. O.S. Pavlova, N.V. Anisimov, L.L. Gervits, M.V. Gulyaev, V.N. Semenova, Yu.A. Pirogov, V.Y. Panchenko, 19F MRI of human lungs at 0.5 Tesla using octafluorocyclo-butane // Magn. Reson. Med. 84(4), 2111-2123 (2020).
6. V.Z. Miloushev, K.R. Keshari, A. Holodny, Hyperpolarization MRI. Preclinical Models and Potential Applications in Neuroradiology //Top Magn Reson Imaging. 25(1), 31-37 (2016).
7. Perfluoro(2-methyl-3-pentanone) [https://en.wikipedia.org/wiki/Perfluoro\(2-methyl-3-pentanone\)](https://en.wikipedia.org/wiki/Perfluoro(2-methyl-3-pentanone)).
8. Fire suppression - 3M™ Novec™ 1230 Fire Protection Fluid https://www.3m.co.uk/3M/en_GB/novec-uk/applications/fire-suppression/.
9. J.T. Gerig, Fluorine NMR, 1-35 <https://www.biophysics.org/Portals/0/BPSAssets/Articles/gerig>.
10. C.A. Schneider, W.S. Rasband, K.W. Eliceiri, Nat. Methods 9(7), 671-675 (2012).

(57) Формула изобретения

1. Способ визуализации проводников катушки, используемой в МРТ, включающий:
 - погружение катушки в емкость с визуализирующей средой,
 - размещение емкости с катушкой в МР-томографе,
 - подключение катушки к приемопередающему тракту МР-томографа,
 - проведение МР-сканирования зоны, содержащей исследуемую катушку, с регистрацией МРТ-изображений,
 - локализацию проводников катушки на МРТ-изображениях путем выявления на них участков гиперинтенсивного сигнала от ядер, входящих в состав атомов, содержащихся в визуализирующей среде, на однородном фоне от умеренно выраженного сигнала в зоне чувствительности катушки,
 - сегментацию участков гиперинтенсивного сигнала, характеризующих наличие проводников катушки, и визуализацию проводников на основе реконструкций МР-

изображений.

2. Способ по п.1, отличающийся тем, что в качестве визуализирующей среды используют гиперполяризованный газ.

5 3. Способ по п.1, отличающийся тем, что в качестве визуализирующей среды используют фторсодержащий газ.

4. Способ по п.1, отличающийся тем, что в качестве визуализирующей среды используют фторсодержащую жидкость.

5. Способ по п.1, отличающийся тем, что изображения проводников визуализируют как плоские, так и объемные.

10 6. Способ по п.1, отличающийся тем, что зарегистрированные МРТ изображения используют в качестве карт чувствительности катушки.

7. Способ по п.1, отличающийся тем, что в качестве катушки используют приемную, передающую или приемопередающую катушки.

15

20

25

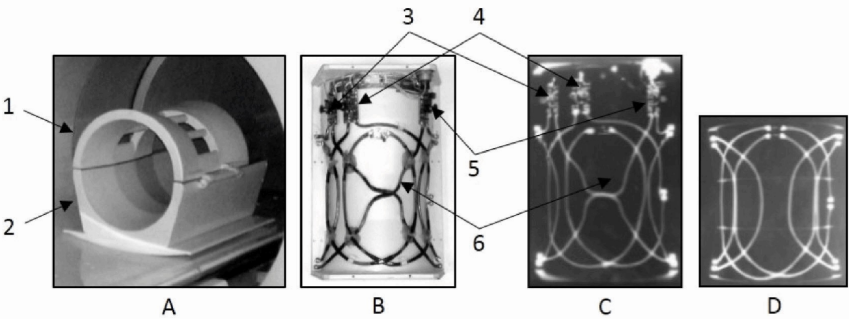
30

35

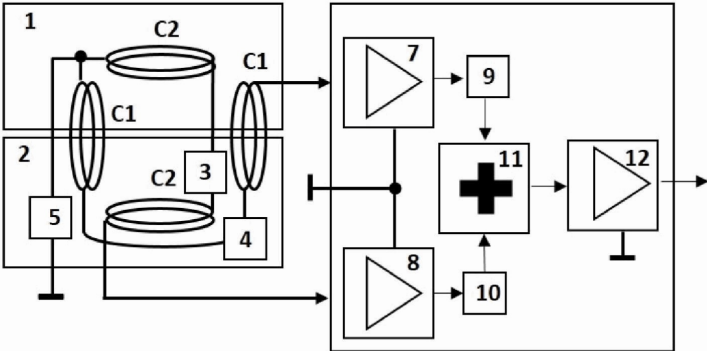
40

45

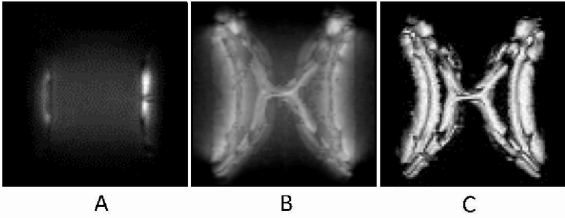
1



Фиг. 1

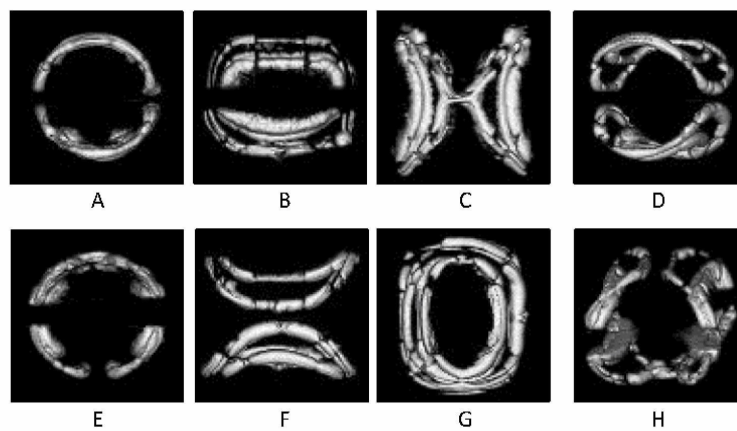


Фиг. 2

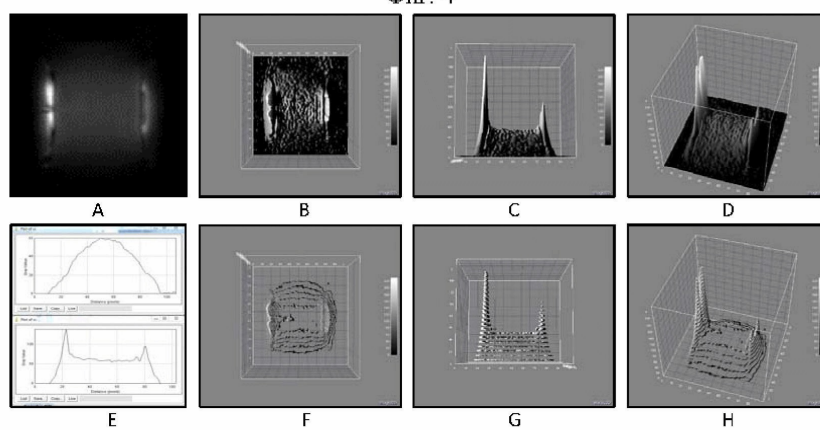


Фиг. 3

2



Фиг. 4



Фиг. 5