РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

ПАТЕНТ

НА ПОЛЕЗНУЮ МОДЕЛЬ

№ 200143

Катушка для магнитно-резонансной томографии на основе диэлектрических колец

Патентообладатель: ***федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Национальный исследовательский университет ИТМО" (Университет ИТМО) (RU)***

Авторы: ***Корешин Евгений Алексеевич (RU), Слобожанюк Алексей Петрович (RU)***

Заявка № **2019139935**
Приоритет полезной модели **05 декабря 2019 г.**
Дата государственной регистрации в Государственном реестре полезных моделей Российской Федерации **08 октября 2020 г.**
Срок действия исключительного права на полезную модель истекает **05 декабря 2029 г.**

Руководитель Федеральной службы по интеллектуальной собственности

Г.П. Ивлиев

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(19) **RU** (11) **200 143**(13) **U1**

(51) МПК
A61B 5/055 (2006.01)
G01R 33/387 (2006.01)
G01R 33/34 (2006.01)

(12) ОПИСАНИЕ ПОЛЕЗНОЙ МОДЕЛИ К ПАТЕНТУ

(52) СПК
A61B 5/055 (2020.05); G01R 33/387 (2020.05); G01R 33/34 (2020.05)

(21)(22) Заявка: **2019139935, 05.12.2019**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
05.12.2019

Дата регистрации:
08.10.2020

Приоритет(ы):
(22) Дата подачи заявки: **05.12.2019**

(45) Опубликовано: **08.10.2020** Бюл. № **28**

Адрес для переписки:
197101, Санкт-Петербург, Кронверкский пр., 49, лит.А, Университет ИТМО, ОИС и НТИ

(72) Автор(ы):
Корешин Евгений Алексеевич (RU),
Слобожанюк Алексей Петрович (RU)

(73) Патентообладатель(и):
федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Национальный исследовательский университет ИТМО" (Университет ИТМО) (RU)

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **RU 190567 U1, 03.07.2019. RU 2689285 C2, 24.05.2019. US 7715895 B1, 11.05.2010. US 5363845 A1, 15.11.1994. WO 2017020277 A1, 09.02.2017.**

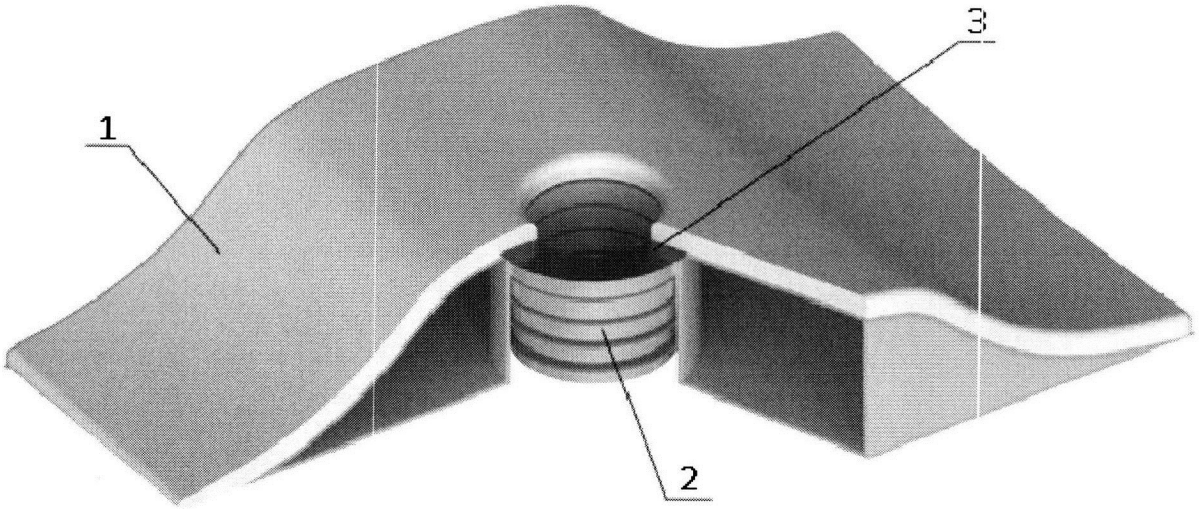
(54) **Катушка для магнитно-резонансной томографии на основе диэлектрических колец**

(57) Реферат:

Предлагаемая полезная модель относится к медицинской технике, а именно является частью приемо-передающего тракта магнитно-резонансного (МР) томографа и может применяться в урологических, андрологических и маммологических исследованиях. Катушка для магнитно-резонансной томографии состоит из корпуса, резонансных структур, выполненных в виде колец из сегнетоэлектрических материалов, разделенных прокладками из немагнитных диэлектрических материалов, и металлического экрана, расположенного над резонансными структурами, при этом внешний радиус ближайшего к экрану кольца на 3-5% больше внешнего радиуса самого дальнего кольца, и внешние радиусы остальных колец находятся в том же интервале и уменьшаются по направлению от экрана. Технический результат заключается в повышении однородности радиочастотного магнитного поля вблизи металлического экрана. 2 ил.

RU 200143 U1

RU 200143 U1



Фиг. 1

RU 200143 U1

RU 200143 U1

Предлагаемая полезная модель относится к медицинской технике, а именно является частью приемо-передающего тракта магнитно-резонансного (МР) томографа и может применяться в урологических, андрологических и маммологических исследованиях. Устройство предназначено для передачи радиочастотного (РЧ) магнитного поля между приемо-передающей катушкой и ядерной намагниченностью объекта исследования, находящегося во внутренних нишах резонансных структур.

Из существующего уровня техники известен клинический магнитно-резонансный томограф закрытого типа, который содержит сверхпроводящий магнит для создания постоянного магнитного поля, градиентные катушки для создания низкочастотного магнитного поля в трех независимых направлениях, а также основную приемо-передающую радиочастотную катушку типа «птичья клетка», предназначенную для отклонения ядерной намагниченности посредствам РЧ магнитного поля на рабочей (Ларморовской) частоте томографа, а также для регистрации вращения неравновесной компоненты этой намагниченности. Дополнительно используются локальные приемные катушки для повышения точности регистрации сигнала и, как следствие, увеличения разрешения получаемых изображений. Одной из таких катушек является многоканальная приемная МР катушка для груди ("Multi-channel breast mri radio frequency receiver coil" патент US 20110241683 A1 МПК A61B 5/055, дата приоритета 01.04.2010, дата публикации 06.10.2011). Основным недостатком данного устройства является наличие соединительных кабелей, разъемов, симметрирующих устройств, схем согласования и предусилителей. При использовании данного устройства отклонение ядерной намагниченности обеспечивается магнитным

полем основной РЧ катушки томографа. При этом создается электрическое поле, которое поглощается во всех тканях пациента и ведет к их нагреву. Более того, вблизи таких металлических объектов, как имплантаты и кардиостимуляторы интенсивность электрического поля может значительно увеличиваться, что является серьезной опасностью для пациента.

Наиболее близким к заявленному техническому решению является катушка для магнитно-резонансной томографии молочных желез (патент на полезную модель RU 190567 U1 МПК A61B 5/055, дата приоритета 28.12.2018, дата публикации 03.07.2019), состоящая из корпуса, включающего резонансные структуры, форма которого адаптирована под молочные железы пациента. Резонансные структуры выполнены в виде колец из сегнетоэлектрических материалов с высоким значением диэлектрической проницаемости, разделенных прокладками из немагнитных диэлектрических материалов, при этом над резонансными структурами расположен металлический экран. Данная реализация позволяет локализовать радиочастотное поле приемо-передающей катушки типа «птичья клетка» во внутренних нишах резонансных структур, где располагаются молочные железы пациента, проходящего обследование. При этом снижается радиочастотная нагрузка, которая представляет опасность для людей с имплантатами, кардиостимуляторами и лиц пожилого возраста. Недостатком данного технического решения является убывающее в направление металлического экрана РЧ магнитное поле, созданное диэлектрическими кольцами с одинаковыми геометрическими параметрами. Это приводит к тому, что разные области исследуемого объекта получают разное количество электромагнитной энергии по средствам РЧ магнитного поля, а ядерная намагниченность в таких областях отклоняется на разный угол. При регистрации вращения неравновесной компоненты ядерной намагниченности, сигнал, получаемый от одинаковых тканей, расположенных в разных областях пространства, будет различным, по

причине неоднородного начального отклонения ядерной намагниченности. Из полученных РЧ сигналов формируется МР изображение, при этом уровень сигнала, полученного из определенной области, определяет яркость этой области. По причинам, описанным выше, одинаковые ткани в разных областях внутренних ниш резонансных структур имеют разную яркость, что является ухудшением однородности контраста изображения, а также затрудняет диагностику патологий.

Задачей, на решение которой направлена предлагаемая полезная модель, является увеличение однородности контраста магнитно-резонансных изображений, полученных при помощи катушки на основе диэлектрических колец.

Поставленная задача решается за счет достижения технического результата, заключающегося в повышение однородности радиочастотного магнитного поля вблизи металлического экрана.

Данный технический результат достигается благодаря тому, что катушка для магнитно-резонансной томографии на основе диэлектрических колец, состоит из корпуса, резонансных структур, выполненных в виде колец из сегнетоэлектрических материалов, разделенных прокладками из немагнитных диэлектрических материалов, и металлического экрана, расположенного над резонансными структурами, при этом внешний радиус ближайшего к экрану кольца на 3-5% больше самого дальнего, в то время как радиусы остальных колец находятся в том же интервале и уменьшаются по направлению от экрана.

Сущность конструкции предлагаемой полезной модели поясняется фигурами, где: на фиг. 1 - общий вид катушки для магнитно-резонансной томографии; на фиг. 2 - резонансные структуры, выполненные в виде колец из сегнетоэлектрических материалов, разделенных прокладками из

немагнитных диэлектрических материалов, при этом внешний радиус колец меняется.

Катушка для магнитно-резонансной томографии (фиг. 1) состоит корпуса 1, в котором находятся резонансные структуры 2 виде колец из сегнетоэлектрических материалов, разделенных прокладками из немагнитных диэлектрических материалов и металлического экрана 3, расположенного над резонансными структурами 2.

Резонансная структура 2 (фиг. 2) выполнена в виде колец из сегнетоэлектрических материалов 4, 5, 6, 7 и 8, разделенных прокладками из немагнитных диэлектрических материалов 9, при этом внешний радиус ближайшего к экрану 3 кольца 4 на 3-5% больше внешнего радиуса самого дальнего кольца 8, а внешние радиусы остальных колец 5, 6 и 7 находятся в том же интервале и уменьшаются по направлению от экрана 3.

Корпус устройства 1 изготовлен с учетом анатомических особенностей исследуемой области и комфортного положения пациента, имеет нишу для резонансных структур 2, которые состоят из диэлектрических колец, разделенных прокладками 9. Металлический экран 3 размещен внутри корпуса 1, в верхней части резонансных структур 2 и отделен от них диэлектрической прокладкой 9.

Устройство работает следующим образом.

Катушку помещают на стол магнитно-резонансного томографа. Пациента располагают таким образом, чтобы исследуемая часть тела находилась внутри резонансных структур 2. Затем резонансные структуры 2 вместе с пациентом помещают в изоцентр магнита томографа, и происходит процедура сканирования. Во время сканирования основная приемопередающая катушка типа «птичья клетка» работает в режимах передачи и приема. В режиме передачи катушка типа «птичья клетка» создает РЧ магнитное поле на рабочей (Ларморовской) частоте, обеспечивая работу

резонансных структур 2, «возбуждая» их основную моду (устойчивое в пространстве

распределение электромагнитного поля), которая характеризуется наиболее однородным распределением магнитного поля во внутренних нишах резонансных структур 2. Созданное резонансной структурой 2 РЧ магнитное поле отклоняет ядерную намагниченность, делая ее неравновесной. В режиме приема, вращение неравновесной ядреной намагниченности во внутренних нишах резонансных структур 2 служит источником возбуждения собственной моды этих структур. Энергия собственной моды резонансных структур 2 передается приемо-передающей катушке типа «птичья клетка», в которой индуцируются токи проводимости, которые и являются регистрируемым сигналом. Основную моду резонансных структур 2 называют «магнитной дипольной модой» ($TE_{01\delta}$), а соответствующее ей распределение поля таково, что поток электрического поля однородно циркулирует внутри сегнетоэлектрического материала резонансных структур 2, в то время как магнитное поле линейно поляризовано во внутренних нишах, а его поток ортогонален плоскости кольца.

Резонансная частота одного диэлектрического кольца определена его геометрическими параметрами (внешним и внутренним радиусами, а также толщиной) и диэлектрической проницаемостью. Как показано в книге «Диэлектрические резонаторы» (D. Kajfez, 1998) резонансная частота ($f_{TE01\delta}$) диэлектрического диска обратно пропорциональна корню из его диэлектрической проницаемости (ε) и имеет сложную обратно пропорциональную зависимость от радиуса (a) и высоты (h).

$$f_{TE_{01\delta}} = 2.921\ \frac{c\varepsilon^{-0.495}}{2\pi a}\left[0.691 + 0.319\frac{a}{h} - 0.035\left(\frac{a}{h}\right)^2\right]$$

На основе численного моделирования и экспериментальных измерений было установлено, что добавление центрального выреза (переход от диска к кольцу) приводит к росту резонансной частоты при увеличении внутреннего

радиуса. Использование нескольких одинаковых диэлектрических колец в составе резонансной структуры 2 эквивалентно увеличению высоты единого диэлектрического кольца и приводит к уменьшению его резонансной частоты. Добавление диэлектрических прокладок из немагнитного материала 9 соответствует уменьшению эффективной диэлектрической проницаемости единого кольца и увеличивает рабочую частоту резонансной структуры 2. Рабочая частота резонансной структуры 2, состоящей из диэлектрических колец с неодинаковыми геометрическими параметрами, определяется усредненными значениями этих параметров.

Металлический экран 3 значительно уменьшает прохождение электромагнитной энергии из области резонансных структур 2 в расположенное выше тело пациента, которое не является объектом исследования. Такой экран 3 снижает радиочастотную нагрузку, но вносит неоднородности в РЧ магнитное поле приема-передачи.

Наибольшего значения РЧ магнитного поля во внутренней нише кольца можно добиться, если его резонансная частота совпадает с рабочей частотой МР томографа. С другой стороны, при сближении потока циркулирующего электрического поля (находящегося внутри материала кольца) и металлического экрана 3, амплитуда этого поля будет уменьшаться (в силу равенства нулю тангенсальной компоненты электрического поля на поверхности проводника). Вместе с тем, вблизи металлического экрана 3 будет, уменьшается РЧ магнитное поле, так как оно создается циркулирующим электрическим полем. Суммируя эти два эффекта можно добиться наиболее равномерного распределения РЧ магнитного поля во всей области внутренних ниш резонансных структур 2, если внешние радиусы колец 4, 5, 6, 7 и 8 будут увеличиваться

по направлению к экрану, а рабочая частота резонансной структуры 2 и МР сканера будут совпадать. В случае одинаковых параметров для каждого кольца задача увеличения однородности РЧ магнитного поля и, как следствие, увеличения однородности контраста магнитно-резонансных изображений не решается. На основе результатов моделирований и экспериментов было установлено, что при небольшой разнице радиусов колец (порядка 3-5%) резонансная структура увеличивает однородность РЧ магнитного поля. В случае слишком большой разницы (более 10%) между самым большим и самым малым внешним радиусом колец эффективность (в смысле добротности) резонансных структур, состоящих из этих колец, сильно уменьшается. Это приводит к необходимости увеличивать мощность, подаваемую на основную приемо-передающую катушку типа «птичья клетка», и, как следствие, к увеличению радиочастотной нагрузки на пациента. Увеличение расстояния между экраном и резонансными структурами более чем на несколько миллиметров, приводит к сильному убыванию РЧ магнитного поля вблизи этого экрана.

В качестве примера практической реализации предлагаемого технического решения далее приводятся параметры беспроводной РЧ катушки для МР томографии в урологии и андрологии в томографах с напряженностью основного магнитного поля 3 Тл и соответствующей Ларморовской частотой 127.6 МГц. Резонансная структура 2 включает в себя пять диэлектрических колец.

Внешний радиус колец 4, 5, 6, 7 и 8 (в порядке следования от экрана): 59, 58.1, 57.3, 56.4 и 55.5 мм.

Внутренний радиус всех колец: 46 мм.

Толщина всех колец: 20 мм.

Диэлектрическая проницаемость 1025.

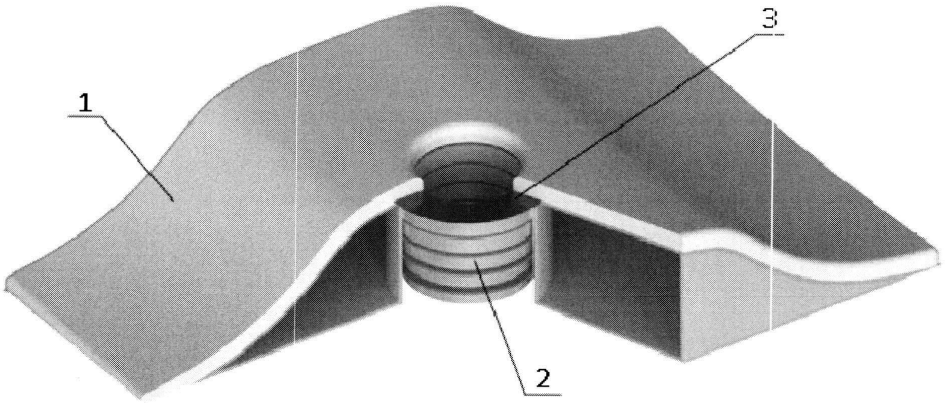
Точная настройка устройств происходит за счет подбора толщины диэлектрических прокладок из немагнитного материала 9, представленных текстолитом FR-4, в диапазоне 1-3 мм.

Таким образом, предлагаемая полезная модель позволяет повысить однородность создаваемого радиочастотного магнитного поля во внутренней области резонансных структур.

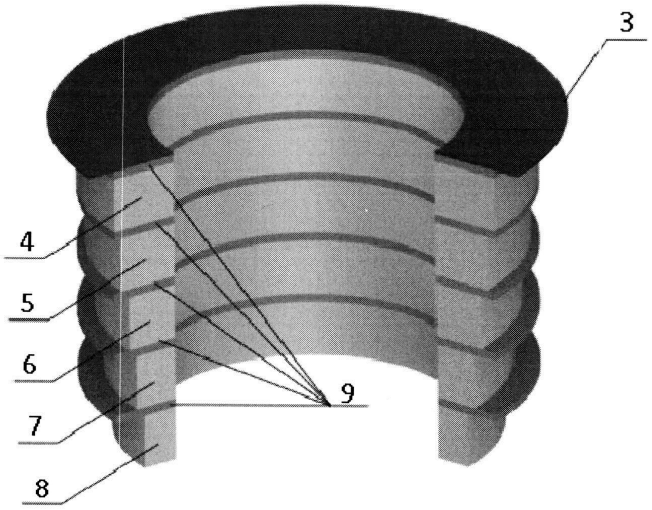
(57) Формула полезной модели

Катушка для магнитно-резонансной томографии на основе диэлектрических колец, состоящая из корпуса, резонансных структур, выполненных в виде колец из сегнетоэлектрических материалов, разделенных прокладками из немагнитных диэлектрических материалов, и металлического экрана, расположенного над резонансными структурами, отличающаяся тем, что внешний радиус ближайшего к экрану кольца на 3-5% больше внешнего радиуса самого дальнего, и внешние радиусы остальных колец находятся в том же интервале и уменьшаются по направлению от экрана.

1



Фиг. 1



Фиг. 2