



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2013129986/28, 28.11.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
28.11.2011

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
02.12.2010 EP 10193467.7;
24.03.2011 EP 11159548.4

(43) Дата публикации заявки: 10.01.2015 Бюл. № 1

(45) Опубликовано: 20.07.2016 Бюл. № 20

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: Kellman P et al. Improved Cardiac Shim Using Field Map Estimate from Multi-echo Dixon Method. - Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. - vol. 17, 01.01.2006. - p. 4522. - "Methods". Hernando D et al. Joint Estimation of Water/Fat Images and Field Inhomogeneity Map. - Magnetic Resonance in Medicine. - Academic Press. - Duluth, MN, US. - vol. 59, No 3, (см. прод.)

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 02.07.2013

(86) Заявка РСТ:
IB 2011/055336 (28.11.2011)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2012/073181 (07.06.2012)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, строение 3,
ООО "Юридическая фирма Городиский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

СИМОНЕТТИ Арьян Виллем (NL),
ЭРИГО Гвенаэль Анри (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПП
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

(54) ФОРМИРОВАНИЕ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО ИЗОБРАЖЕНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ МНОГОТОЧЕЧНОГО СПОСОБА ДИКСОНА

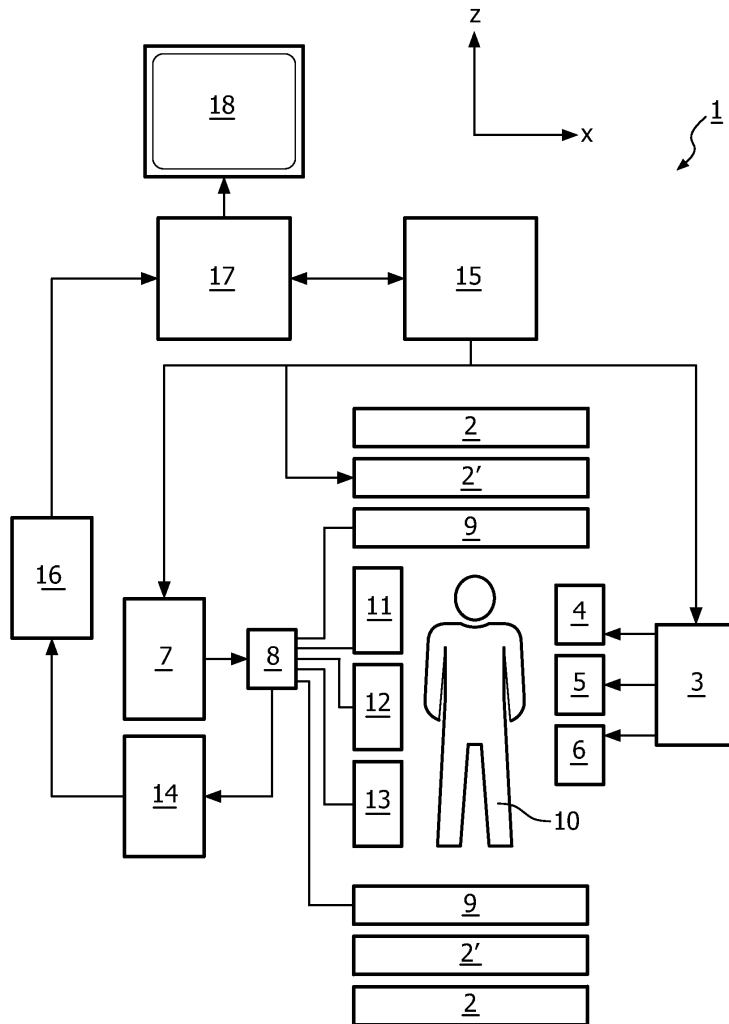
(57) Реферат:

Использование: для формирования магнитно-резонансного (МР) изображения. Сущность изобретения заключается в том, что способ изобретения содержит этапы, на которых: подвергают участок тела воздействию последовательности калибровки, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты

магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных калибровочного сигнала получают посредством многоточечного способа Диксона при первой разрешающей способности изображения; получают калибровочные параметры из набора данных калибровочного сигнала; подвергают участок тела воздействию

последовательности формирования изображения, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных диагностического сигнала получают при второй разрешающей способности изображения, которая выше, чем первая разрешающая способность изображения; и реконструируют диагностическое магнитно-резонансное изображение из набора данных

диагностического сигнала, при этом магнитно-резонансное устройство работает в соответствии с полученными калибровочными параметрами во время получения набора данных диагностического сигнала и/или во время реконструкции диагностического магнитно-резонансного изображения. Технический результат: повышение качества изображения. 3 н. и 7 з.п. ф-лы, 3 ил.



ФИГ.1

(56) (продолжение):

01.03.2008. - p. 571-580. Kullberg J et al. Automated Assessment of Whole-body Adipose Tissue Depots from Continuously Moving Bed MPI: A Feasibility study. - Journal of Magnetic Resonance Imaging. - Society for Magnetic Resonance Imaging. - Oak Brook, IL, US. - vol. 30, No 1, 01.07.2009. - p. 185-193. Huanzhou Yu et al. Single Acquisition Water-Fat Separation: Feasibility Study for Dynamic Imaging. - Magnetic Resonance in Medicine. - Academic Press. - Duluth, MN, US. - vol. 55, No 2, 01.02.2006. - p. 413-422.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2013129986/28, 28.11.2011**

(24) Effective date for property rights:
28.11.2011

Priority:

(30) Convention priority:
02.12.2010 EP 10193467.7;
24.03.2011 EP 11159548.4

(43) Application published: **10.01.2015** Bull. № 1

(45) Date of publication: **20.07.2016** Bull. № 20

(85) Commencement of national phase: **02.07.2013**

(86) PCT application:
IB 2011/055336 (28.11.2011)

(87) PCT publication:
WO 2012/073181 (07.06.2012)

Mail address:

129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, stroenie 3,
OOO "JURidicheskaja firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

SIMONETTI Aryan Villem (NL),
ERIGO Gvenael Anri (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS ELEKTRONIKS N.V.
(NL)

(54) **FORMATION OF MAGNETIC RESONANCE IMAGES USING MULTIPLE-POINT DIXON METHOD**

(57) Abstract:

FIELD: physics.

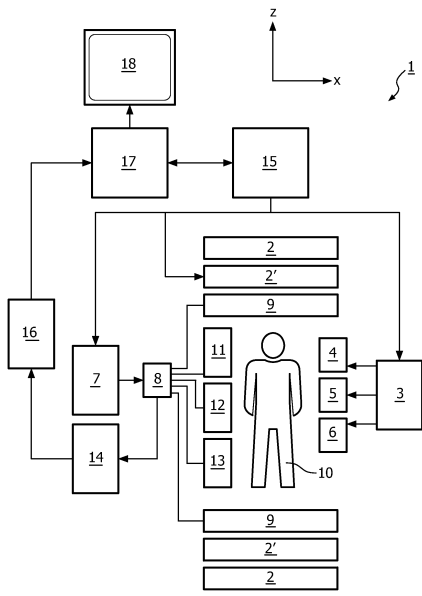
SUBSTANCE: invention can be used for generation of magnetic resonance (MR) image. Method comprises steps of: subjecting a portion of body to a calibration sequence comprising radio-frequency pulses and switched magnetic field gradients controlled in such a manner that a calibration signal data set is acquired by means of a multi-point Dixon technique at a first image resolution; deriving calibration parameters from calibration signal data set; subjecting portion of body to an imaging sequence comprising radio-frequency pulses and switched magnetic field gradients controlled in such a manner that a diagnostic signal data set is acquired at a second image resolution which is higher than the first image resolution; and reconstructing a diagnostic MR image from diagnostic signal data set, wherein MR device is operated according to derived calibration parameters during acquisition of diagnostic signal data set and/or during reconstruction of diagnostic

MR image.

EFFECT: high image quality.
10 cl, 3 dwg

C 2
C 2
6 3 0 2 6 5 2
R U

R U
2 5 9 2 0 3 9
C 2



ФИГ.1

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Изобретение относится к области формирования магнитно-резонансного (МР) изображения. Оно касается способа формирования МР-изображения, по меньшей мере, участка тела пациента, помещенного в объем исследования МР-устройства. Изобретение также относится к МР-устройству и к компьютерной программе, которая должна работать на МР-устройстве.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Магнитно-резонансные способы формирования изображения, которые используют взаимодействие между магнитными полями и ядерными спинами для формирования двумерных или трехмерных изображений, широко применяются в настоящее время, особенно в области медицинской диагностики, поскольку для формирования изображения мягкой ткани они во многих отношениях превосходят другие способы формирования изображения, не требуя ионизирующего излучения и обычно не инвазивны.

Согласно способу формирования МР-изображения, в целом, тело пациента, подлежащего исследованию, располагается в сильном однородном магнитном поле B_0 , направление которого одновременно определяет ось системы координат (обычно ось Z), на которой основано измерение. Магнитное поле B_0 создает различные уровни энергии для индивидуальных ядерных спинов, которые, в зависимости от напряженности магнитного поля, могут возбуждаться (спиновой резонанс) при приложении переменного электромагнитного поля (РЧ-поля) определенной частоты (так называемой частоты Лармора или частоты магнитного резонанса). С макроскопической точки зрения, распределение индивидуальных ядерных спинов создает общее намагничивание, которое может отклоняться от состояния равновесия при приложении электромагнитного импульса соответствующей частоты (РЧ-импульс), в то время как магнитное поле B_0 проходит перпендикулярно оси Z, так что намагничивание вызывает прецессионное движение вокруг оси Z. Прецессионное движение описывает поверхность конуса, угол апертуры которого упоминается как угол переворота. Величина угла переворота зависит от мощности и продолжительности приложенного электромагнитного импульса. В случае так называемого 90-градусного импульса, спины отклоняются от оси Z в направлении поперечной плоскости (угол переворота 90°).

После окончания РЧ-импульса намагничивание ослабляется, возвращаясь обратно к исходному состоянию равновесия, в котором намагничивание в направлении Z создается снова с первой постоянной времени T_1 (спин-решеточное или продольное время релаксации), и намагничивание в направлении, перпендикулярном к направлению Z, ослабляется со второй постоянной времени T_2 (время спин-спиновой или поперечной релаксации). Изменение намагничивания может быть обнаружено посредством приемных высокочастотных (РЧ) катушек, которые располагаются и ориентируются внутри объема исследования МР-устройства таким образом, что изменение намагничивания измеряется в направлении, перпендикулярном оси Z. Затухание поперечного намагничивания сопровождается, после применения, например, 90-градусного импульса, переходом ядерных спинов (наведенных локальной неоднородностью магнитного поля) из заданного состояния с одной и той же фазой в состояние, в котором все углы сдвига фаз распределяются равномерно (дефазирование). Дефазирование может компенсироваться посредством импульса перефокусировки (например, 180-градусного импульса). Это создает отраженный сигнал (спиновое эхо) в приемных катушках.

Чтобы реализовать пространственную разрешающую способность в теле, градиенты линейного магнитного поля, проходящие вдоль трех главных осей, накладываются на однородное магнитное поле B_0 , приводя к линейной пространственной зависимости частоты спинового резонанса. Сигнал, полученный в приемных катушках, затем
5 содержит компоненты с различными частотами, которые могут быть связаны с различными местами в теле. Данные сигнала, полученные посредством приемных катушек, соответствуют пространственной частотной области и называются данными k-пространства. Данные k-пространства обычно содержат многочисленные линии, полученные с помощью различного фазового кодирования. Каждая линия
10 оцифровывается, собирая множество выборок. Набор пространственных k-данных преобразуется в МР-изображение посредством преобразования Фурье.

При увеличении напряженности поля нерезонансные эффекты, вызванные неоднородностями B_0 , становятся более серьезными и влияющими на все МР-
15 применения. Традиционные способы шиммирования B_0 сосредотачиваются либо на локальном объеме, либо на общем объеме неоднородностей B_0 . Однако, существуют МР-применения, которые требуют глобально ограниченных смещений B_0 , например, для частотно-зависимого подавления жировой ткани по всему полю зрения (FOV), но они также требуют и локально оптимальной однородности B_0 в интересующей области
20 (ROI). Оптимальное решение для шиммирования при конкретном МР-применении может быть достигнуто, используя катушки шиммирования более высокого порядка, доступные в МР-системах с высокой напряженностью поля. J. C. Siero и др. (ISMRM
16th Scientific Meeting 2010 Proceedings, p. 2589) предложили подход с шиммированием,
25 направляемым функцией стоимости, который используется при напряженности поля B_0 3 Тесла для эффективного подавления жировой ткани в печени и простате. В соответствии с этим подходом, ищется компромиссное решение между общей и локальной однородностью поля с целью обнаружить равновесие между эффективным подавлением жировой ткани и локальными геометрическими искажениями. Недостаток
30 этого известного подхода состоит в том, что не выполняется никакой анализ целевой анатомии в отношении распределения жировой ткани. Известный подход делает различие только между локальной интересующей областью и остальным общим полем зрения. Поэтому в областях, содержащих жировую ткань, во всех случаях никакая оптимальная однородность не достигается.

В статье "Single acquisition water-fat separation: feasibility study for dynamic imaging", автор Н. Yu и др., в MRM 55(2006)413-422 упоминается трехточечное разделение "вода-жир", при котором сканирование с калибровкой чувствительности катушки интегрируется с
35 субдискретизируемым динамическим получением данных. Сканирование с калибровкой чувствительности катушки получается при использовании полного FOV, что позволяет развертывание динамически получаемых данных.
40

РАСКРЫТИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Из сказанного выше должно быть понятно, что существует необходимость в усовершенствованном способе формирования МР-изображения. Следовательно, задача изобретения состоит в обеспечении способа, позволяющего повысить качество
45 изображения, особенно, путем достижения лучшего подавления жировой ткани.

В соответствии с изобретением, раскрывается способ формирования МР-изображения, по меньшей мере, участка тела пациента, помещенного в объем исследования МР-устройства. Способ содержит этапы, на которых:

- подвергают участок тела воздействию последовательности калибровки, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных калибровочного сигнала получают посредством

5 - многоточечного способа Диксона при первой разрешающей способности изображения;

- выводят калибровочные параметры для водного сегмента и для жирового сегмента;

10 - подвергают участок тела действию последовательности формирования изображения, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных диагностического сигнала получают при второй разрешающей способности изображения, которая выше, чем первая разрешающая способность изображения; и

15 - реконструируют диагностическое МР-изображение из набора данных диагностического сигнала, в котором МР-устройство (1) работает в соответствии с выведенными калибровочными параметрами во время получения набора данных диагностического сигнала и/или во время реконструкции диагностического МР-изображения.

В соответствии с известным, по сути, многоточечным способом Диксона, спектральные различия между спинами жировой ткани и воды используются для цели
20 разделения МР-сигналов, даваемых тканью, содержащей воду, и МР-сигналов, даваемых жировой тканью. В многоточечном способе Диксона многочисленные получения данных k -пространства повторяются с различными временами эха. В простейшем способе Диксона, 2-точечном способе Диксона, получают два полных набора данных k -пространства, в котором намагничивание жировой ткани при втором получении
25 данных не совпадает по фазе с первым получением в соответствующие времена эха. Раздельные и различающиеся изображения воды и жировой ткани получают простым сложением или вычитанием сложных наборов данных МР-сигнала. Однако, первоначальный 2-точечный способ Диксона терпит неудачу, когда неоднородности поля B_0 становятся большими. Это имеет место для многих клинических применений
30 с высокой напряженностью поля B_0 , где общие алгоритмы шиммирования не могут полностью компенсировать изменения локального поля. Способы Диксона более высокого порядка, такие как 3-точечный способ Диксона или 4-точечный способ Диксон была разработаны, чтобы корректировать эти неоднородности поля. В целом, карта поля B_0 , изображение воды и изображение жировой ткани получают посредством
35 многоточечной последовательности Диксона.

В соответствии с изобретением, многоточечная последовательность Диксона применяется во время сканирования с калибровкой с низкой разрешающей способностью перед сбором данных фактического диагностического изображения. Преимущество
40 состоит в том, что отображение B_0 , использующее многоточечный способ Диксона, является очень быстрым и обеспечивает полезную информацию в отношении распределения воды и жира внутри поля зрения в дополнение к карте B_0 , которая может использоваться, например, для получения установок шиммирования в качестве калибровочных параметров. В частности, калибровочные параметры оптимизируются
45 независимо для каждого из водного сегмента и жировой ткани в наборе данных калибровочного сигнала.

МР-изображение с низкой разрешающей способностью, то есть изображение, которое получено при первой разрешающей способности изображения в пределах смысла

изобретения, является изображением, которое, из-за большого объема воксела $10\text{-}1000\text{ мм}^3$, непригодно для диагностических целей. МР-изображение с высокой разрешающей способностью, то есть МР-изображение, которое получается при второй разрешающей способности изображения в пределах смысла настоящего изобретения, используется, чтобы ответить на соответствующий диагностический вопрос. Объем воксела диагностического МР-изображения составляет 10 мм^3 или меньше. Из-за разности в объеме воксела, набор данных калибровочного сигнала может быть получен намного быстрее, чем набор данных диагностического сигнала.

В соответствии с предпочтительным вариантом осуществления изобретения, последовательность формирования изображения содержит один или более РЧ-импульсов подавления жировой ткани, осуществляющих спектрально выборочное подавление сигналов жировой ткани в наборе данных диагностического сигнала. Так как карта V_0 получается из данных калибровочного сигнала, полученных посредством многоточечного способа Диксона в соответствии с изобретением, правильная частота и/или ширина полосы одного или более РЧ-импульсов спектрально выборочного подавления жировой ткани может быть оценена как калибровочные параметры прямым способом. В случае изображения, основанного на шиммировании, моделированное отображение V_0 (то есть, карта V_0 , полученная из данных калибровочного сигнала, скорректированных согласно установок пользователем для выполнения шиммирования) предпочтительно может быть основой для оценки частоты и/или ширины полосы одного или более РЧ-импульсов подавления жировой ткани. Частота и/или ширина полосы подавления жировой ткани могут определяться таким образом, что количество пикселей или вокселей внутри заданной интересующей области, имеющей V_0 вне области спектральной избирательности одного или более РЧ-импульсов подавления жировой ткани, минимизируется. Таким образом, могут быть достигнуты оптимальная частота и ширина полосы подавления жировой ткани.

Кроме того, моделированная карта V_0 может также использоваться для минимизации объема нежелательного подавления воды, осуществляемого РЧ-импульсами подавления жировой ткани за счет неоднородности V_0 из-за соответствующего выбора частоты и/или ширины полосы РЧ-импульсов подавления жировой ткани. Например, весовая функция стоимости, вычисленная, исходя из количества пикселей или вокселей жировой ткани и из количества пикселей или вокселей воды, вызванных РЧ-импульсами для подавления жировой ткани, может быть оптимизирована, чтобы максимизировать качество изображения. В случае, когда сегменты воды и жировой ткани получают из данных калибровочного сигнала, знание о пространственном распределении может учитываться также для определения параметров РЧ-импульсов подавления жировой ткани. Например, пикселям или вокселям, которые располагаются внутри сегмента жировой ткани, может назначаться вес, отличный от пикселей или вокселей, которые располагаются внутри водного сегмента, чтобы достигнуть оптимального результата.

В изображении с множеством срезов описанная процедура калибровки должна повторяться для каждого среза.

Во многих применениях подавление жировой ткани, как оказывается, является трудным, особенно при формировании больших изображений. Это приводит в результате к областям в реконструированных МР-изображениях, которые имеют высокую интенсивность изображения за счет неудачи при подавлении жировой ткани. Подавление жировой ткани часто не получается осуществить из-за того, что поле V_0 недостаточно

однородно, чтобы влиять на все спины жира посредством РЧ-импульсов выборочного подавления жировой ткани на соответствующих частотах. Поскольку отображение B_0 , отображение воды и отображение жировой ткани могут быть получены из данных калибровочного сигнала, полученных посредством многоточечного способа Диксона в соответствии с изобретением, может быть получено прогнозирование пикселей или вокселей диагностического МР-изображения, в котором спектрально выборочное подавление сигналов жировой ткани является неполным или отсутствует. Это может быть достигнуто простым сравнением частоты и ширины полосы РЧ-импульсов подавления жировой ткани при B_0 в месте расположения данного пикселя или вокселя.

Поскольку вклад жировой ткани и воды в индивидуальные пиксели или воксели диагностического МР-изображения известен из карт жировой ткани и воды, пиксели или воксели, для которых предсказывается неполный или полный отказ подавления жировой ткани, могут корректироваться на этапе последующей обработки, чтобы исключить вклад в сигнал от жировой ткани. Нежелательное подавление сигналов воды может обрабатываться и корректироваться аналогичным образом. Значительное повышение качества изображения может быть достигнуто, таким образом, простой последующей обработкой реконструированного диагностического МР-изображения.

В соответствии с еще одним дополнительным предпочтительным вариантом осуществления, способ изобретения содержит этапы, на которых:

- реконструируют по меньшей мере одно изображение воды и по меньшей мере одно изображение жировой ткани из набора данных калибровочного сигнала;

- идентифицируют водную область и область жировой ткани на основе по меньшей мере одного изображения воды и по меньшей мере одного изображения жировой ткани;

и

- определяют установки шиммирования, которые максимизируют однородность B_0 в водной области и/или в области жировой ткани.

Так как набор данных калибровочного сигнала получают в соответствии с изобретением посредством многоточечного способа Диксона, карта воды, карта жировой ткани и карта B_0 могут быть реконструированы из калибровочных данных, как уже упоминалось выше. Эти отображения затем используются для (предпочтительно автоматизированной) сегментации изображения воды и изображения жировой ткани, чтобы получить водную область и область жировой ткани. Водная область и область жировой ткани являются областями в пределах поля зрения, которые содержат, главным образом, воду и жировую ткань, соответственно. На этой основе можно определить установки шиммирования, которые максимизируют однородность B_0 (то есть, минимизируют отклонения B_0), в водной области или в области жировой ткани. Также возможно определить установки шиммирования таким образом, чтобы был найден компромисс, обеспечивающий подходящую однородность B_0 как в водной области, так и в области жировой ткани.

В соответствии с еще одним другим предпочтительным вариантом осуществления способа изобретения, установки шиммирования вычисляются путем оптимизации функции стоимости в зависимости от девиации B_0 в водной области и в области жировой ткани. Алгоритм минимизации может использоваться для минимизации соответственно устанавливаемой функции стоимости. Здесь алгоритм минимизирует девиацию B_0 в водной области, одновременно минимизируя количество вокселей в области жировой ткани, которое отклоняется больше, чем на заданное значение отклонения, например,

на 160 Гц, от частоты магнитного резонанса. Коэффициент взвешивания можно применять для взвешиваемых по-разному водной области и области жировой ткани для функции стоимости. Коэффициент взвешивания может быть выбран так, что жировой сигнал в жировой области достаточно хорошо подавляется в конечном диагностическом изображении (который получается, используя избирательное по частоте насыщение жиров), тогда как однородность B_0 в водной области достаточно однородна для формирования диагностического изображения хорошего качества. Параметры, следующие из алгоритма минимизации, могут затем напрямую быть преобразованы в установки шиммирования для возбуждения катушек шиммирования МР-устройства.

Способ, соответствующий изобретению, описанный таким образом, может выполняться посредством МР-устройства, содержащего по меньшей мере один основной соленоид для формирования однородного, стационарного магнитного поля B_0 внутри объема исследования, множество градиентных катушек для формирования переключаемых градиентов магнитного поля в различных пространственных направлениях внутри объема исследования, по меньшей мере одну РЧ-катушку тела для формирования РЧ-импульсов внутри объема исследования и/или для приема МР-сигналов от тела пациента, расположенного в объеме исследования, блок управления для управления временной последовательностью РЧ-импульсов и переключаемыми градиентами магнитного поля, блок реконструкции и блок визуализации. Способ изобретения осуществляется посредством соответствующего программирования блока реконструкции, блока визуализации и/или блока управления МР-устройства.

Способ изобретения предпочтительно может быть выполнен в большинстве МР-устройств, используемых в настоящее время клинически. С этой целью необходимо просто использовать компьютерную программу, посредством которой управляется МР-устройство, так чтобы оно выполняло вышеупомянутое объясняемые выше этапы способа изобретения. Компьютерная программа может быть представлена на носителе данных или присутствовать в сети передачи данных, чтобы загружаться для установки в блок управления МР-устройства.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Приложенные чертежи раскрывают предпочтительные варианты осуществления настоящего изобретения. Следует понимать, однако, что чертежи предназначены только для целей иллюстрации и не определяют пределов изобретения. На чертежах:

Фиг. 1 обозначено МР-устройство для выполнения способа изобретения;

Фиг. 2 - МР-изображения с низкой разрешающей способностью, реконструированное из данных калибровочного сигнала в соответствии с изобретением;

Фиг. 3 - области воды и жировой области в МР-изображении, реконструированном из данных калибровочного сигнала в соответствии с изобретением.

ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

На Фиг. 1 показано МР-устройство 1. Устройство содержит сверхпроводящие или резистивные основные соленоиды 2, чтобы создавать, по существу, однородное, постоянное во времени основное магнитное поле B_0 вдоль оси Z, проходящее через объем исследования. Устройство дополнительно содержит набор ($1^{орго}$, $2^{орго}$, и, если применимо, $3^{орго}$ порядка) катушек 2' шиммирования, где ток через индивидуальные катушки шиммирования набора 2' управляется с целью уменьшения девиации B_0 внутри объема исследования.

Система магнитно-резонансной генерации и манипулирования применяет серию РЧ-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля, чтобы инвертировать или

возбуждать ядерные магнитные спины, вызывать магнитный резонанс, перефокусировать магнитный резонанс, манипулировать магнитным резонансом, пространственно и как-либо иначе кодировать магнитный резонанс, насыщать спины и т.п., чтобы выполнять формирование МР-изображений.

5 Наиболее конкретно, градиентный импульсный усилитель 3 подает импульсы тока к выбранной одной из градиентных катушек 4, 5 и 6 всего тела вдоль осей x, y и z объема исследования. Цифровой высокочастотный передатчик 7 передает РЧ-импульсы или импульсные пакеты, через переключатели приема/передачи к РЧ-катушке тела, чтобы передавать РЧ-импульсы в объем исследования. Типичная последовательность для
10 формирования МР-изображения состоит из пакета сегментов РЧ-импульсов короткой длительности, которые вместе друг с другом и любыми применяемыми градиентами магнитного поля достигают выбранного манипулирования ядерного магнитного резонанса. РЧ-импульсы используются для насыщения, возбуждения резонанса, инверсного намагничивания, перефокусировки резонанса или манипулирования
15 резонансом и выбора участка тела 10, расположенного в объеме исследования. МР-сигналы также получают РЧ-катушкой 9 тела.

Для формирования МР-изображений ограниченных областей тела 10 посредством параллельного формирования изображения, набор РЧ-катушек 11, 12, 13 локальной матрицы располагается рядом с областью, выбранной для формирования изображения.
20 Катушки 11, 12, 13 набора могут использоваться для приема МР-сигналов, созданных РЧ-передачами катушек тела.

Результирующие МР-сигналы принимаются РЧ-катушкой 9 тела и/или катушками 11, 12, 13 набора и демодулируются приемником 14, предпочтительно содержащим предварительный усилитель (не показан). Приемник 14 соединяется с РЧ-катушками
25 9, 11, 12 и 13 через переключатель 8 передачи/приема.

Главный компьютер 15 управляет катушками 2' шиммирования, а также импульсным усилителем 3 градиента и передатчиком 7, чтобы формировать любую из множества последовательностей формирования МР-изображений, таких как эховое планарное формирование изображения (EPI), эховое объемное формирование изображения, градиентное и спиновое эховое формирование изображения, быстрое спиновое эховое формирование изображения и т.п. Для выбранной последовательности приемник 14
30 принимает одиночную или множество строк передачи МР-данных в быстрой последовательности после каждого импульса РЧ-возбуждения. Система 16 сбора данных выполняет аналого-цифровое преобразование принятых сигналов и преобразует каждую строку передачи МР-данных в цифровой формат, пригодный для дальнейшей обработки.
35 В современных МР-устройствах система 16 сбора данных является отдельным компьютером, специализированным для сбора необработанных данных изображения.

В конечном счете, цифровые необработанные данные изображения реконструируются в представление изображения посредством процессора 17 реконструкции, который
40 применяет преобразование Фурье или другие соответствующие алгоритмы реконструкции, такие как SENSE или SMASH. МР-изображение может представлять планарный срез через пациента, матрицу параллельных планарных срезов, трехмерный объем и т.п. Изображение затем сохраняется в видеопамати, где к нему можно получить доступ для преобразования срезов, проекций или других участков представления
45 изображения в соответствующий формат для визуализации, например, через видеомонитор 18, который обеспечивает считываемое человеком изображение для результирующего МР-изображения.

Первый практический вариант осуществления способа изобретения описывается

следующим образом.

После расположения пациента 10 в изоцентре основного соленоида 2, последовательность калибровки запускается как трехмерное эталонное сканирование SENSE. Калибровочное сканирование использует усреднения нескольких сигналов, выполняемые последовательно во времени, и выполняется традиционным способом с чередованием формирования сигнала через РЧ-катушку 9 тела и РЧ-катушки 11, 12, 13 набора, используя последовательность Fast Field Echo (FFE). Эта последовательность преобразуется в мультиэховую градиентную эхо-последовательность, формирующую два или три градиентных эхо-сигналов после одного импульса РЧ-возбуждения, облегчая, таким образом, кодирование химического изменения. Последовательность калибровки применяется при низкой разрешающей способности изображения, так что все калибровочное сканирование может быть выполнено в течение нескольких секунд.

Полученные данные калибровочного сигнала затем реконструируются в соответствующие изображения с низкой разрешающей способностью, содержащие этап разделения воды/жира, по сути, согласно известному многоточечному способу Диксона. Результирующие изображения показаны на Фиг. 2. На Фиг. 2 показаны изображения, реконструированные после калибровочного сканирования SENSE воды/жировой ткани с низкой разрешающей способностью в соответствии с изобретением. Реконструированные калибровочные изображения содержат изображения 20 воды, изображения 21 жировой ткани и карты 23 B_0 . На Фиг. 2 показан только поднабор полных калибровочных данных. В практическом варианте осуществления 64 среза получают с объемом вокселя $8 \times 8 \times 12 \text{ мм}^3$. Применяется 3-точечный способ Диксона. Период повторения составляет 3,5 мс. Изображения с низкой разрешающей способностью, реконструированные из набора данных калибровочного сигнала, передаются на обработку изображений, в то время как происходит получение следующего трехмерного блока набора данных калибровочного сигнала, чтобы улучшить отношение "сигнал-шум" или получить другое состояние движения.

Установки шиммирования получают из карт 23 B_0 , которые используются для управления токами через катушки 2' шиммирования МР-устройства 1, чтобы оптимизировать однородность B_0 .

После последовательности калибровки последовательность формирования изображения применяется при более высокой разрешающей способности, в которой данные диагностического сигнала получают параллельно через набор РЧ-катушек 11, 12, 13. Последовательность формирования изображения содержит один или более РЧ-импульсов подавления жировой ткани, осуществляющих спектрально выборочное подавление сигналов жировой ткани в наборе данных диагностического сигнала. Например, для подавления жировой ткани используется по сути известный способ SPAIR (восстановление со спектрально адиабатической инверсией). Карты 23 B_0 используют для определения правильной частоты и/или ширины полосы РЧ-импульса подавления жировой ткани. С этой целью моделированные карты B_0 (то есть, карты B_0 23, исправленные в соответствии с используемыми установками шиммирования), отражающие "истинное" B_0 внутри объема исследования, вычисляются как основа оценки частоты и ширины полосы РЧ-импульса подавления жировой ткани. Частота и ширина полосы РЧ-импульсов подавления жировой ткани определяются таким образом, что количество вокселей, имеющих B_0 вне диапазона спектральной избирательности РЧ-импульса подавления жировой ткани, минимизируется.

Наконец, диагностическое МР-изображение (не показано) реконструируют из полученного набора данных диагностического сигнала процессором 17 реконструкции, который применяет по сути известный алгоритм реконструкции SENSE.

В соответствии с еще одним практическим вариантом осуществления изобретения, снова карта B_0 , изображение воды и изображение жировой ткани получают посредством последовательности калибровки при низкой разрешающей способности изображения. Затем выполняют автоматизированную сегментацию, чтобы идентифицировать области, содержащие воду, области, содержащие жировую ткань, и области, содержащие вместе воду и жировую ткань, на основе карты B_0 , карты воды и карты жировой ткани, как они представлены многоточечным способом Диксона. На Фиг. 3 показан результат сегментации. Водная область воды определяется ссылкой позицией 31. Сегмент 32 представляет подкожный жир. Область 33 представляет область, содержащую комбинацию воды и внутренней жировой ткани. На основе этой сегментации установки шиммирования для катушек 2' шиммирования используемого МР-устройства 1, вычисляются, оптимизируя функцию стоимости в зависимости от девиации B_0 в областях 31 и 32. Постулируется, что для "жирового сегмента" 32, чтобы быть оптимально подавленным посредством частотно-избирательного насыщения, количество вокселей в сегменте 32 со смещением частоты более 160 Гц, необходимо минимизировать. Следует заметить, что это асимметричный критерий, так как большие отрицательные смещения частоты не релевантны. Для "водного сегмента" 31 предполагается, что шиммирование достаточно, если количество пикселей за пределами интервала смещения частоты ± 120 Гц минимизируется. Оба критерия суммируются, чтобы сформировать функцию стоимости. Функция стоимости минимизируется с помощью соответствующего алгоритма. Окончательные параметры затем используются для соответствующего получения установок шиммирования.

Поскольку карта B_0 , карта воды и карта жировой ткани получаются из данных калибровочного сигнала, прогнозирование вокселей диагностического МР-изображения, в котором подавление жировой ткани в сигналах жировой ткани будет неполным или даже полностью отсутствовать, получается в соответствии с вариантом осуществления изобретения. Это достигается, сравнивая частоту и ширину полосы РЧ-импульсов подавления жировой ткани с B_0 в месте расположения заданного вокселя. Если локальная область B_0 будет ниже или выше, чем спектральное покрытие РЧ-импульса подавления жировой ткани, то подавление жировой ткани перестанет работать для соответствующего вокселя. Поскольку вклад жира и воды в индивидуальные воксели известны из карт жира и воды, воксели, для которых прогнозируется неполное подавление жировой ткани или полный отказ подавления жировой ткани, корректируются в конечном диагностическом МР-изображении на этапе последующей обработки, чтобы исключить вклад сигнала от жировой ткани. С этой целью вклад сигнала от жировой ткани в соответствующем вокселе получают из карты жировой ткани, и интенсивность изображения вокселя пропорционально уменьшается. Спектральный профиль РЧ-импульсов подавления жировой ткани может быть учтен, чтобы оценить аналогичное значение, отражающее то, насколько подавление жировой ткани не будет работать для соответствующего вокселя. Это значение может затем использоваться в качестве поправочного коэффициента, чтобы, насколько возможно, исключить вклад жировой ткани. Нежелательное подавление сигнала воды может быть обработано и скорректировано в аналогичном виде. Значительное увеличение качества изображения достигается, таким образом, посредством простой последующей обработки

реконструированного диагностического МР-изображения.

Формула изобретения

1. Способ формирования магнитно-резонансного изображения, по меньшей мере, участка тела (10) пациента, помещенного в объем исследования магнитно-резонансного устройства (1), при этом способ содержит этапы, на которых:

- подвергают участок тела (10) воздействию последовательности калибровки, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных калибровочного сигнала получают посредством многоточечного способа Диксона при первой разрешающей способности изображения;

- сегментируют водный сегмент и сегмент жировой ткани из набора данных калибровочного сигнала;

- получают калибровочные параметры для водного сегмента и для сегмента жировой ткани из набора данных калибровочного сигнала, при этом установки шиммирования получают в качестве калибровочных параметров из набора данных калибровочного сигнала независимо для каждого из водного сегмента и сегмента жировой ткани в наборе данных калибровочного сигнала, причем установки шиммирования используются для управления токами через катушки (2') шиммирования магнитно-резонансного устройства (1);

- подвергают участок тела (10) воздействию последовательности формирования изображения, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных диагностического сигнала получают при второй разрешающей способности изображения, которая выше, чем первая разрешающая способность изображения; и

- реконструируют диагностическое магнитно-резонансное изображение из набора данных диагностического сигнала;

при этом магнитно-резонансное устройство (1) работает в соответствии с полученными калибровочными параметрами во время получения набора данных диагностического сигнала и/или во время реконструкции диагностического магнитно-резонансного изображения.

2. Способ по п. 1, в котором последовательность формирования изображения содержит один или более РЧ-импульсов подавления жировой ткани, производящих спектрально выборочное подавление сигналов жировой ткани в наборе данных диагностического сигнала.

3. Способ по п. 2, в котором частоту и/или ширину полосы одного или более спектрально выборочных РЧ-импульсов подавления жировой ткани получают из набора данных калибровочного сигнала.

4. Способ по п. 2 или 3, в котором моделированную карту B_0 получают из набора данных калибровочного сигнала и из установок шиммирования, при этом частота и/или ширина полосы одного или более РЧ-импульсов подавления жировой ткани определяется из моделированной карты B_0 таким образом, что минимизируется количество пикселей или вокселей в заданной интересующей области, имеющей B_0 вне диапазона спектральной избирательности одного или более РЧ-импульсов подавления жировой ткани.

5. Способ по п. 2, в котором прогнозирование пикселей или вокселей диагностического магнитно-резонансного изображения, в котором спектрально выборочное подавление сигналов жировой ткани является неполным или отсутствует, получают из набора данных калибровочного сигнала.

6. Способ по п. 5, в котором диагностическое магнитно-резонансное изображение корректируют на этапе последующей обработки в соответствии с результатами прогнозирования.

7. Способ по любому из пп. 1-3, 5-6, дополнительно содержащий этапы, на которых:

- реконструируют по меньшей мере одно изображение (21) воды и по меньшей мере одно изображение (22) жировой ткани из набора данных калибровочного сигнала;

- идентифицируют водную область (31) и область (32) жировой ткани на основе по меньшей мере одного изображения (21) воды и по меньшей мере одного изображения (22) жировой ткани; и

- определяют установки шиммирования, которые максимизируют однородность B_0 в водной области (31) и/или в области (32) жировой ткани.

8. Способ по п. 7, в котором установки шиммирования вычисляют, оптимизируя функцию стоимости в зависимости от девиации B_0 в водной области (31) и в области (32) жировой ткани.

9. Магнитно-резонансное устройство для выполнения способа по любому из пп. 1-8, причем магнитно-резонансное устройство (1) содержит по меньшей мере один основной соленоид (2) для формирования однородного постоянного магнитного поля B_0 внутри объема исследования, набор градиентных катушек (4, 5, 6) для формирования

переключаемых градиентов магнитного поля в различных пространственных направлениях внутри объема исследования, по меньшей мере одну РЧ-катушку (9) для тела, чтобы формировать РЧ-импульсы внутри объема исследования и/или для приема сигналов магнитного резонанса от тела (10) пациента, помещенного в объем исследования, дополнительно содержащее набор катушек (21) шиммирования для оптимизации однородности магнитного поля B_0 , блок (15) управления для управления временной последовательностью РЧ-импульсов и переключаемых градиентов магнитного поля, блок (17) реконструкции и блок (18) визуализации, при этом магнитно-резонансное устройство (1) выполнено с возможностью осуществлять следующие этапы, на которых:

- получают установки шиммирования в качестве калибровочных параметров из набора данных калибровочного сигнала независимо для каждого из водного сегмента и сегмента жировой ткани в наборе данных калибровочного сигнала и для управления прохождением электрического тока через катушки (2') шиммирования магнитно-резонансного устройства (1) в соответствии с полученными установками шиммирования,

- подвергают участок тела (10) воздействию последовательности калибровки, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных калибровочного сигнала получают посредством многоточечного способа Диксона при первой разрешающей способности изображения;

- сегментируют водный сегмент и сегмент жировой ткани из набора данных калибровочного сигнала;

- получают калибровочные параметры для каждого из водного сегмента и сегмента жировой ткани;

- подвергают участок тела (10) воздействию последовательности формирования изображения, содержащей РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, управляемые таким образом, что набор данных диагностического сигнала получают при второй разрешающей способности изображения, которая выше, чем первая разрешающая способность изображения; и

- реконструируют диагностическое магнитно-резонансное изображение из набора

данных диагностического сигнала;

при этом магнитно-резонансное устройство (1) работает в соответствии с полученными калибровочными параметрами во время получения набора данных диагностического сигнала и/или во время реконструкции диагностического магнитно-резонансного изображения.

10. Носитель данных, на котором хранится компьютерная программа, которая должна работать на магнитно-резонансном устройстве, причем компьютерная программа содержит команды, согласно которым:

- формируют последовательность калибровки, содержащую РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, таким образом, что набор данных калибровочного сигнала получают посредством многоточечного способа Диксона при первой разрешающей способности изображения;

- сегментируют водный сегмент и сегмент жировой ткани из набора данных калибровочного сигнала;

- получают калибровочные параметры для каждого из водного сегмента и сегмента жировой ткани;

- получают установки шиммирования в качестве калибровочных параметров из набора данных калибровочного сигнала независимо для каждого из водного сегмента и сегмента жировой ткани в наборе данных калибровочного сигнала, причем установки шиммирования используются для управления токами через катушки (2') шиммирования магнитно-резонансного устройства (1);

- формируют последовательность формирования изображения, содержащую РЧ-импульсы и переключаемые градиенты магнитного поля, таким образом, что набор данных диагностического сигнала получают при второй разрешающей способности изображения, которая выше, чем первая разрешающая способность изображения; и

- реконструируют диагностическое магнитно-резонансное изображение из набора данных диагностического сигнала;

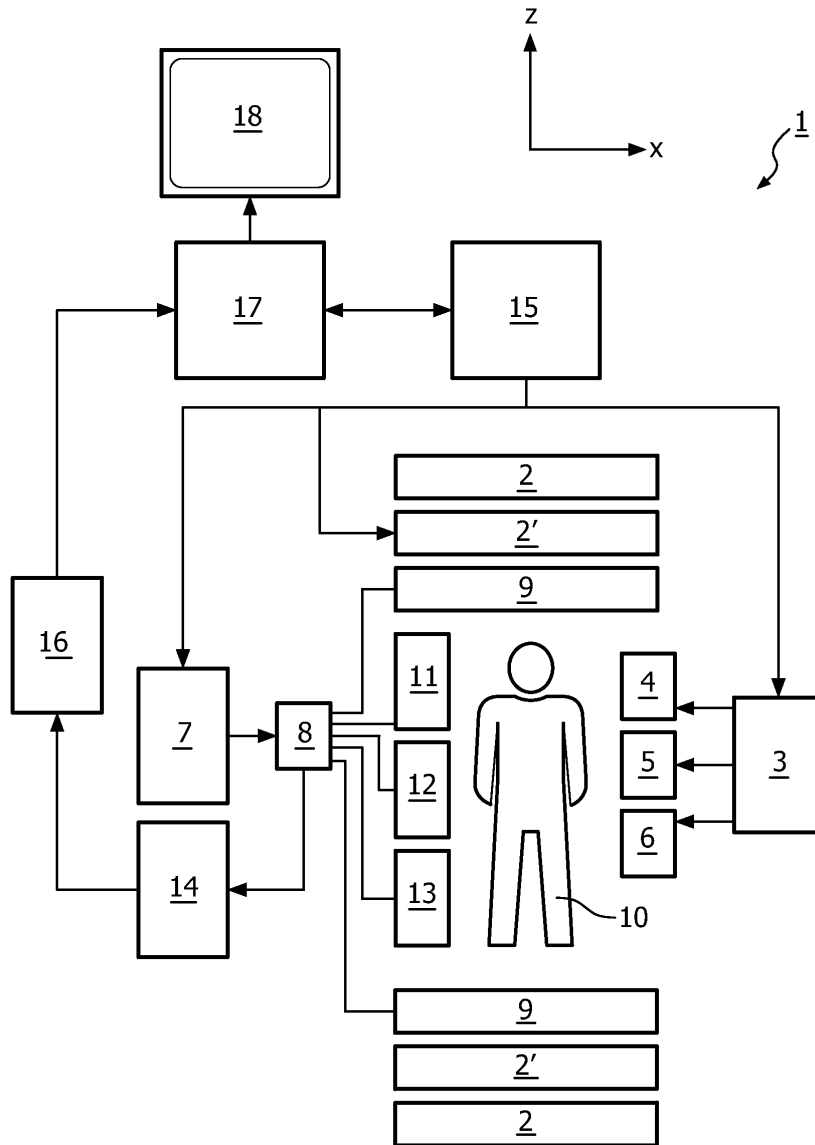
при этом получение набора данных диагностического сигнала и/или реконструкция диагностического магнитно-резонансного изображения выполняются в соответствии с полученными калибровочными параметрами.

35

40

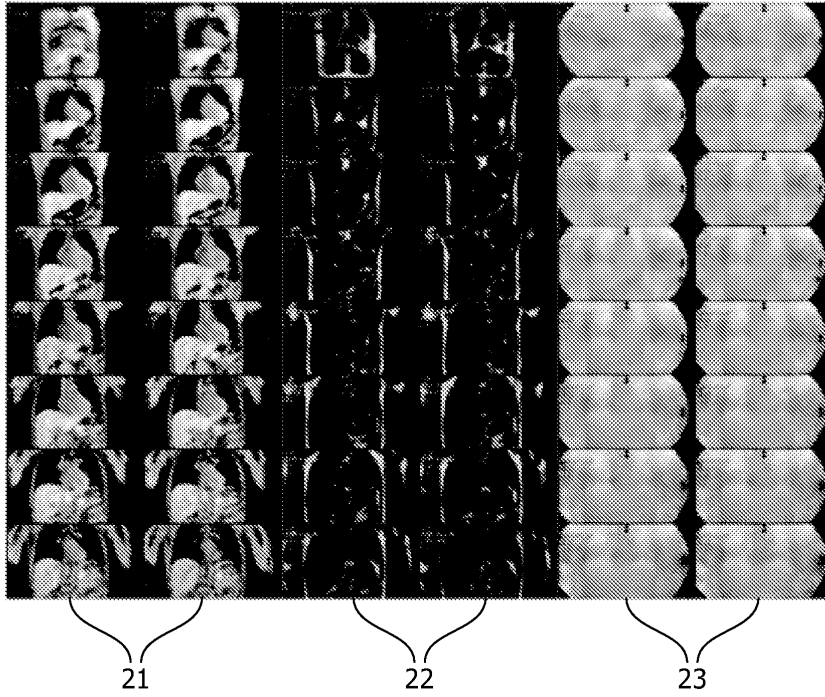
45

1/2

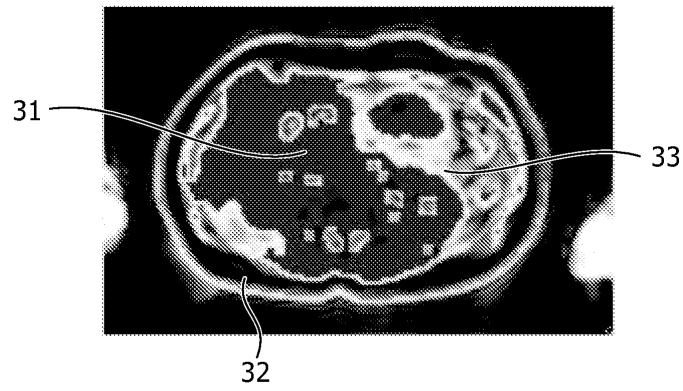


ФИГ.1

2/2



ФИГ.2



ФИГ.3