



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2009127729/28, 13.12.2007

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
13.12.2007

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
19.12.2006 EP 06126443.8

(43) Дата публикации заявки: 27.01.2011 Бюл. № 3

(45) Опубликовано: 27.07.2012 Бюл. № 21

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: Lucas A.J., Hawkes R.C., Ansoerge R.E., Williams G.B., Nutt R.E., Clark J.C., Fryer T.A., Carpenter T.A. Development of a Combined microPET-MR System, TECHNOLOGY IN CANCER RESEARCH AND TREATMENT, 01.08.2006, ADENINE PRESS, SCHENECTADY, NY, US, часть 5, №4, стр.337-341. SCHWAIGER M. et al., MR-PET: Combining Function, Anatomy, and More, MEDICAL (см. прод.)

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 20.07.2009

(86) Заявка РСТ:
IB 2007/055080 (13.12.2007)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2008/075265 (26.06.2008)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б.Спасская, 25, стр.3,
ООО "Юридическая фирма Городиский и
Партнеры", пат.пов. Ю.Д.Кузнецову,
рег.№ 595

(72) Автор(ы):

ХАРВИ Пол Р. (NL)

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)****(54) КОРРЕКЦИЯ ДВИЖЕНИЯ В ГИБРИДНОЙ СИСТЕМЕ ВИЗУАЛИЗАЦИИ ПОЗИТРОННО-ЭМИССИОННОЙ/МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

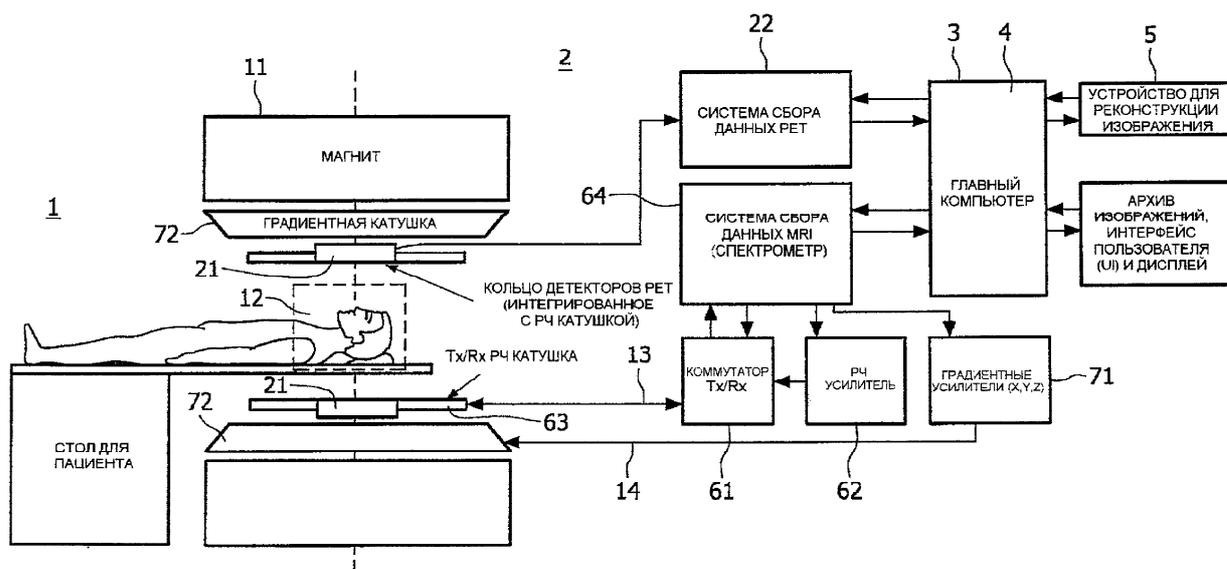
(57) Реферат:

Использование: для коррекции движения в гибридной системе визуализации позитронно-эмиссионной/магнитно-резонансной томографии. Сущность: заключается в том, что

устройство для диагностической визуализации содержит систему для исследований с использованием магнитного резонанса для сбора магнитно-резонансных сигналов, систему для эмиссионной томографии для

сбора сигналов ядерного распада, аналитический модуль для получения коррекции (коррекций) движения из магнитно-резонансных сигналов, а также модуль для реконструкции, предназначенный для реконструкции эмиссионного томографического изображения с коррекцией движения из сигналов ядерного распада на основе упомянутой коррекции (коррекций) движения, системный контроллер, связанный с системой для исследований с использованием магнитного резонанса и системой для эмиссионной томографии, причем системный контроллер выполняет функции по управлению сбором магнитно-резонансных сигналов, системой для исследований с использованием магнитного резонанса, а

также сбором сигналов ядерного распада, системой для эмиссионной томографии; системный контроллер дополнительно имеет функцию по регистрации времени сбора магнитно-резонансных сигналов и сигналов ядерного распада, при этом магнитно-резонансные сигналы для получения коррекции движения и сигналы ядерного распада для реконструкции эмиссионного томографического изображения имеют одинаковое время сбора. Технический результат: обеспечение позитронно-эмиссионной томографии, в которой лучше осуществляется коррекция артефактов движения без необходимости в больших вычислительных затратах. 2 н. и 5 з.п. ф-лы, 5 ил.



Фиг. 1

(56) (продолжение):

SOLUTIONS, SPECIAL EDITION, MOLECULAR IMAGING, 01.01.2005, Siemens medical, с.25-30. US 2006251312 A1, 09.11.2006. US 2003090267 A1, 15.05.2003. US 2005113667 A1, 26.05.2005. RU 2171630 C2, 10.08.2001.



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
G01R 33/565 (2006.01)
G01N 24/08 (2006.01)

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: **2009127729/28, 13.12.2007**

(24) Effective date for property rights:
13.12.2007

Priority:

(30) Convention priority:
19.12.2006 EP 06126443.8

(43) Application published: **27.01.2011 Bull. 3**

(45) Date of publication: **27.07.2012 Bull. 21**

(85) Commencement of national phase: **20.07.2009**

(86) PCT application:
IB 2007/055080 (13.12.2007)

(87) PCT publication:
WO 2008/075265 (26.06.2008)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B.Spaskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. Ju.D.Kuznetsovu, reg.№ 595**

(72) Inventor(s):

KhARVI Pol R. (NL)

(73) Proprietor(s):

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

(54) MOTION CORRECTION IN POSITRON EMISSION/MAGNETIC RESONANCE HYBRID IMAGING SYSTEM

(57) Abstract:

FIELD: physics.

SUBSTANCE: diagnostic imaging apparatus comprises a magnetic resonance examination system to acquire magnetic resonance signals, an emission tomography system to acquire nuclear decay signals, an analysis module to derive motion correction(s) from the magnetic resonance signals, as well as a reconstruction module which reconstructs a motion corrected emission tomographic image from the nuclear decay signals based on said motion correction(s), a system controller connected to the magnetic resonance examination system and the emission tomography system, wherein the system controller has the function of controlling

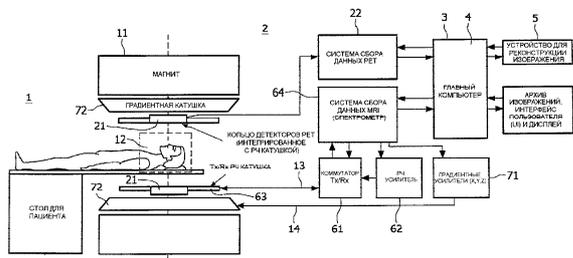
acquisition of magnetic resonance signals by the magnetic resonance examination system, as well as acquisition of nuclear decay signals by the emission tomography system; the system controller further has a function for recording the time for acquisition of magnetic resonance signals and nuclear decay signals, wherein the magnetic resonance signals for deriving motion correction and nuclear decay signals for reconstruction of the emission tomographic image have the same acquisition time.

EFFECT: providing positron emission tomography in which there is better correction of motion artefacts without the need for high computational expenses.

7 cl, 5 dwg

RU 2 4 5 7 5 0 3 C 2

RU 2 4 5 7 5 0 3 C 2



Фиг. 1

RU 2 4 5 7 5 0 3 C 2

RU 2 4 5 7 5 0 3 C 2

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Изобретение относится к устройству для диагностической визуализации, содержащему систему для исследований с использованием магнитного резонанса, а также систему для эмиссионной томографии.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

Устройство для диагностической визуализации, которое включает в себя позитронно-эмиссионную томографию (PET) и магнитно-резонансную томографию (MRI), известно из статьи «Frame misalignment-induced errors in PET studies: an investigation on strategies for correction», авторы S.Sechet и др., опубликована в Nuclear Science: A Symposium Conference Record November 2002, Vol.2, pp.1330-1334.

Приведенная ссылка касается проблемы артефактов движения, которые могут быть пагубны при анализе данных в PET-исследованиях. В известном подходе создается искусственное трансмиссионное изображение PET для трехмерного объекта из реконструированного магнитно-резонансного изображения. Искусственное трансмиссионное изображение PET, полученное из реконструированного магнитно-резонансного изображения, воспроизводит пространственный отклик PET-системы. Затем к PET-трансмиссионному изображению и PET-эмиссионному изображению применяется алгоритм выравнивания кадров для выравнивания трансмиссионного и эмиссионного изображений.

Данный известный подход имеет ограничение в том, что учитывается лишь несовпадение между трансмиссионными и эмиссионными данными. Кроме того, этот известный подход требует больших вычислительных затрат при реконструкции различных (промежуточных) изображений.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Задача изобретения заключается в обеспечении позитронно-эмиссионной томографии, в которой лучше осуществляется коррекция артефактов движения без необходимости в больших вычислительных затратах.

Эта задача решается устройством для диагностической визуализации по изобретению, которое содержит:

- систему для исследований с использованием магнитного резонанса для сбора магнитно-резонансных сигналов;
- систему для эмиссионной томографии для сбора сигналов ядерного распада, а также
- аналитический модуль для получения коррекции (коррекций) движения из магнитно-резонансных сигналов, а также
- модуль для реконструкции, предназначенный для реконструкции эмиссионного томографического изображения с коррекцией движения из сигналов ядерного распада на основе коррекции (коррекций) движения.

Система для эмиссионной томографии, как например система для позитронно-эмиссионной томографии (PET) или система для однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (SPECT), регистрирует эмиссию при радиоактивном распаде соединения в объекте для исследования. При регистрации радиоактивного распада генерируются сигналы ядерного распада, сбор которых осуществляет система для эмиссионной томографии. Сигналы ядерного распада представляют собой зарегистрированную радиоактивную эмиссию во множестве направлений. Система для исследований с использованием магнитного резонанса осуществляет сбор магнитно-резонансных сигналов, которые генерируются путем РЧ возбуждения спинов (ядра или электрона) в объекте. А именно, магнитно-резонансные сигналы

могут относиться к магнитному резонансу спина ядра, как например протона, ^{19}F , ^{31}P и пр., либо к резонансу спина электрона. С затуханием возбужденного спина путем сканирования k-пространства осуществляется сбор магнитно-резонансных сигналов.

А именно, осуществляется сбор магнитно-резонансных сигналов путем сканирования волнового вектора (k-вектора) магнитно-резонансных сигналов. Суть изобретения заключается в том, что магнитно-резонансные сигналы включают в себя информацию о движении, которое наблюдается в объекте для исследования, или движении самого объекта для исследования. Объектом может служить пациент, который должен пройти обследование, а движение может быть связано с движением всего тела пациента или части тела пациента, как например движением головы пациента при исследовании головного мозга. Движение также может представлять собой внутреннее движение в пределах тела пациента, как например движение, связанное с деятельностью органов дыхания или сердца. Коррекция движения может быть получена из магнитно-резонансных сигналов без необходимости в реконструкции магнитно-резонансного изображения из собранных магнитно-резонансных сигналов. На основе коррекции движения и сигналов ядерного распада реконструируется эмиссионное томографическое изображение с коррекцией движения. Это эмиссионное томографическое изображение с коррекцией движения имеет низкий уровень артефактов, либо даже вообще лишено артефактов движения, и, таким образом, достигается высокое качество диагностической визуализации. А именно, малые детали, обладающие низкой контрастностью, хорошо просматриваются при рендеринге, и артефакты движения не делают их в значительной степени неясными.

Сбор сигналов ядерного распада и магнитно-резонансных сигналов осуществляется под управлением системного контроллера, универсального как для системы для эмиссионной томографии, так и системы для исследований с использованием магнитного резонанса. Универсальный системный контроллер позволяет связать сигналы ядерного распада и магнитно-резонансные сигналы и установить определенное соотношение между сигналами ядерного распада и магнитно-резонансными сигналами. А именно, информация о движении, которая содержится в магнитно-резонансных сигналах, адекватна движению, которое оказывает влияние на сигналы ядерного распада. Это соотношение между магнитно-резонансными сигналами и сигналами ядерного распада позволяет использовать движение, полученное из магнитно-резонансных сигналов, для реконструкции эмиссионного томографического изображения с коррекцией движения. Коррекция движения может быть выполнена путем приложения коррекции движения к собранным сигналам ядерного распада с последующей реконструкцией эмиссионного томографического изображения с коррекцией движения из скорректированных сигналов ядерного распада. По альтернативному варианту первичное эмиссионное томографическое изображение может быть реконструировано из собранных сигналов ядерного распада, а затем приложена коррекция движения к первичному эмиссионному томографическому изображению для получения эмиссионного томографического изображения с коррекцией движения.

Эти и другие аспекты изобретения будут далее представлены в подробностях со ссылкой на варианты осуществления, определенные в зависимых пунктах формулы изобретения.

По одному из аспектов изобретения фиксируется время сбора, т.е. момент времени или текущий отрезок времени, в который, или в течение которого, осуществляется сбор соответственно сигналов ядерного распада и магнитно-резонансных сигналов.

Это фиксирование времени сбора сигналов ядерного распада и магнитно-резонансных сигналов может быть достигнуто, например, путем одновременного осуществления сбора соответствующих сигналов ядерного распада и магнитно-резонансных сигналов, либо путем использования временной метки как к сигналам ядерного распада, так и к магнитно-резонансным сигналам. Таким образом, коррекция движения, полученная из магнитно-резонансных сигналов, может быть применена для сигналов ядерного распада, которые были собраны в тот же момент времени. Соответственно коррекция движения, полученная из магнитно-резонансных сигналов, имеет отношение к тому же движению, которое оказывает влияние на сигналы ядерного распада, и достигается точная коррекция движения для эмиссионного томографического изображения с коррекцией движения. Представляется удобным осуществить функцию фиксирования времени в системном контроллере.

Сигналы ядерного распада часто генерируются при введении радиофармпрепарата пациенту, который должен пройти обследование. После введения радиофармпрепарата происходит его радиоактивный распад в теле пациента, что приводит к радиоактивному излучению (обычно гамма-излучению), испускаемому телом пациента, который должен пройти обследование. Поскольку сбор сигналов ядерного распада может осуществляться с момента введения радиофармпрепарата, запуск сбора сигналов ядерного распада и магнитно-резонансных сигналов обеспечивает эффективный по времени сбор сигналов ядерного распада с относительно высоким уровнем сигнала.

По другому аспекту изобретения коррекция движения также используется для реконструкции магнитно-резонансного изображения с коррекцией движения на основе собранных магнитно-резонансных сигналов. Затем эмиссионное томографическое изображение с коррекцией движения и магнитно-резонансное изображение с коррекцией движения могут быть рассмотрены совместно. Часто эмиссионное томографическое изображение с коррекцией движения и магнитно-резонансное изображение с коррекцией движения представляют дополняющую друг друга физиологическую и/или анатомическую информацию о морфологии. Эмиссионное томографическое изображение с коррекцией движения и магнитно-резонансное изображение с коррекцией движения могут быть доступны отдельно друг от друга и, например, могут быть представлены просто расположенными рядом. Дополнительная информация также может быть объединена в одном объединенном изображении таким образом, чтобы пользователю требовалось рассмотреть лишь единственное изображение для получения визуальной информации от соответствующих источников происхождения, обусловленных ядерным распадом и магнитным резонансом.

Коррекция движения выполняется точно и не требует высоких вычислительных затрат на основе избыточности MR-данных в центральной области k-пространства. А именно, наиболее релевантное движение наблюдается по пространственной шкале грубого отсчета, т.е. с привлечением величин, значительно более крупных, чем мелкие детали анатомии пациента. Соответственно более масштабные структуры и их движение представлены магнитно-резонансными сигналами в центральной области k-пространства. С другой стороны, мелкие детали структуры представлены магнитно-резонансными сигналами из периферической области k-пространства. Размер центральной области, в которой образуется избыточность, может быть выбрана пользователем на основе требуемой точности коррекции движения и приемлемой продолжительности времени сбора магнитно-резонансных сигналов. Весьма хорошие результаты достигаются с использованием т.н. последовательности сбора PROPELLER

(PROPELLER acquisition sequence). Сама по себе последовательность обнаружения PROPELLER подробно обсуждается в публикации «Motion correction with PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-breathing Cardiac Imaging» в MRM42 (1999) 963-969, автор James G.Pipe. В этой статье обсуждается коррекция движения магнитно-резонансного изображения, которое само по себе реконструировано из собранных магнитно-резонансных сигналов.

Способ PROPELLER предполагает сканирование k-пространства вдоль прямоугольных планарных (т.е. лежащих в плоскости или тонкой пластине (thin slab в k-пространстве) полос (strips), которые последовательно вращаются вокруг нулевой точки k-пространства. Этот двумерный сбор данных может повторяться для последовательных плоскостей в k-пространстве. Такой подход требует относительно короткого времени сбора данных. По альтернативному варианту может быть выполнен подлинно трехмерный сбор данных в k-пространстве путем применения фазового кодирования в направлении k-пространства, перпендикулярном вращающейся плоскости или тонкой пластине. Следующий подлинно трехмерный сбор данных в k-пространстве предполагает вращение имеющего форму колонны или бруска объема, содержащего нулевую точку k-пространства, вокруг двух, например ортогональных, осей в k-пространстве одновременно. Соответственно центральная область k-пространства отобрана для последовательных индивидуальных полос. Центральная область в этом исполнении образована перекрытием последовательных индивидуальных полос, а размер центральной области определяется шириной полос или объемом в форме колонны или бруска в k-пространстве, а также различиями в ориентации полос в k-пространстве. Избыточность магнитно-резонансных сигналов, отобранных из контрольной области k-пространства, позволяет в значительной мере скорректировать пространственное несоответствие в положении, вращении и фазе. Избыточность также позволяет отказаться от данных, на которые оказало воздействие движение «сквозь плоскость». Кроме того, избыточность позволяет производить усреднение, которое снижает артефакты для низких пространственных частот в магнитно-резонансных изображениях с коррекцией движения. Поскольку последовательность сбора PROPELLER циклична по своему характеру, существует возможность непрерывного сбора магнитно-резонансных сигналов путем осуществления многократных вращений полосы (полос) в k-пространстве. Непрерывный сбор магнитно-резонансных сигналов позволяет увеличить отношение сигнал-шум в окончательно реконструированном магнитно-резонансном изображении. Непрерывный сбор сигналов ядерного распада обеспечивает улучшение как отношения сигнал-шум, так и пространственного разрешения реконструированного эмиссионного томографического изображения.

Изобретение дополнительно имеет отношение к терапевтическому устройству, в котором терапевтическая система функционально объединена с диагностическим устройством по изобретению, как в значительной мере определено любым из пунктов 1-8 формулы изобретения. Система для исследований с использованием магнитного резонанса обеспечивает информацию по анатомии и морфологии или локальному распределению температуры у пациента, который должен пройти обследование. Система для эмиссионной томографии обеспечивает информацию о функционировании применительно к локальному метаболизму. Кроме того, по изобретению коррекция движения применяется к информации о функционировании применительно к локальному метаболизму и/или к морфолого-анатомической информации. На основе этой информации с учетом коррекции движения

осуществляется управление терапевтической системой. А именно, осуществляется управление приложением терапевтического воздействия, в особенности выбором места терапевтического воздействия и/или интенсивности или продолжительности терапевтического воздействия, на основе информации с учетом коррекции движения, полученной от системы для исследований с использованием магнитного резонанса и системы для эмиссионной томографии. Терапевтическая система может быть реализована, например, как система с применением ультразвука высокой интенсивности (HIFU). HIFU-система генерирует ультразвуковые колебания высокой интенсивности в локальной (фокусной) области, которые локально изменяют или разрушают ткань. Устройство для диагностической визуализации способно локализовать очаг поражения, в частности злокачественную опухоль, на основе сочетания анатомической информации и локального метаболизма. Затем осуществляется управление терапевтической системой по приложению терапевтического воздействия, такого как сфокусированное ультразвуковое излучение высокой интенсивности, точно к очагу поражения. Кроме того, устройство для диагностической визуализации способно контролировать эффект от терапевтического воздействия, например, посредством магнитно-резонансной термографии. Магнитно-резонансная термография сама по себе известна из публикации J. De Poorter «Noninvasive MRI Thermometry with the proton resonance frequency (PRF) method: In Vivo results in human muscle», Magnetic Resonance Imaging 33 (1995), p. 74-81.

В другом примере устройства для диагностической визуализации по изобретению система для эмиссионной томографии включает в себя детектор излучения высокой энергии для приема сигналов ядерного распада. Система для исследований с использованием магнитного резонанса включает в себя также градиентные катушки для создания кодирующего градиента магнитного поля. Система для исследований с использованием магнитного резонанса включает в себя также РЧ антенны для передачи и/или приема магнитно-резонансных сигналов. И РЧ антенны, и детектор излучения высокой энергии расположены вокруг зоны для проведения исследования, в которую может быть помещен пациент, который должен быть обследован. РЧ антенны и детектор излучения высокой энергии могут быть интегрированы таким образом, чтобы и РЧ антенны, и детектор излучения высокой энергии располагались сравнительно близко к пациенту, который должен пройти обследование, без ущерба для размера, в особенности ширины, зоны для проведения исследования. Поскольку РЧ антенны находятся близко к пациенту, который должен пройти обследование, можно успешно контролировать пространственное распределение поля РЧ возбуждения в пациенте, который должен пройти обследование, таким образом, чтобы адекватное возбуждение спинов достигалось без излишней РЧ (SAR) нагрузки на организм пациента, который должен пройти обследование. Магнитно-резонансные сигналы также лучше регистрируются РЧ антеннами вблизи пациента, который должен быть обследован. Кроме того, сигналы ядерного распада лучше регистрируются детектором излучения высокой энергии рядом с пациентом, который должен пройти обследование.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Эти и другие аспекты изобретения будут разъяснены со ссылкой на варианты осуществления, описанные ниже, а также со ссылкой на сопровождающие чертежи, где на фиг.1 показано схематичное представление варианта осуществления устройства для диагностической визуализации по изобретению, на фиг.2 в виде блок-схемы алгоритма показаны поток команд управления и поток

данных, а также обработка информации, выполняемая устройством для диагностической визуализации по изобретению, и

на фиг.3 в виде блок-схемы алгоритма показана обработка данных для коррекции движения данных распада при ядерном излучении (данные PET) с использованием собранных одновременно магнитно-резонансных сигналов (данных MRI) по изобретению.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ВАРИАНТОВ ОСУЩЕСТВЛЕНИЯ

На фиг.1 показано схематичное представление варианта осуществления устройства для диагностической визуализации по изобретению. Устройство для диагностической визуализации содержит систему 1 для исследований с использованием магнитного резонанса и систему 2 для эмиссионной томографии, которая по существу является PET-сканером 2. Система для исследований с использованием магнитного резонанса содержит основной магнит 11, который создает постоянное однородное основное магнитное поле в зоне 12 для исследования. Это основное магнитное поле приводит к частичной ориентации спинов в пациенте, который должен пройти обследование, вдоль силовых линий поля основного магнитного поля. Обеспечивается РЧ система 13 с одной или несколькими РЧ антеннами 63 для излучения электромагнитного поля РЧ возбуждения в зону для исследования для возбуждения спинов в теле пациента, который должен пройти обследование. Релаксирующие спины излучают магнитно-резонансные сигналы в РЧ диапазоне, которые улавливаются РЧ антеннами, выполненными, в частности, в виде приемных РЧ катушек. РЧ система выполняет функцию передачи (Tx) поля РЧ возбуждения, а также приема магнитно-резонансных сигналов. То же самое аппаратное обеспечение может быть использовано для передачи и приема. Обеспечивается Tx/Rx коммутатор 61 для переключения режимов РЧ возбуждения и приема сигнала. Кроме того, отдельные поверхностные катушки могут использоваться как локальные РЧ приемные антенны. Для передачи также могут быть использованы локальные катушки. В частности, локальная поверхностная катушка или локальная объемная катушка (т.е. T/R катушка типа «птичьей клетки», охватывающей голову (birdcage head coil)) могут быть использованы для генерирования и приема магнитно-резонансных сигналов от соответствующего участка анатомической структуры пациента. То есть система для исследований с использованием магнитного резонанса по настоящему изобретению не требует в обязательном порядке фиксированной MR катушки, охватывающей тело (fixed MR body coil), при условии, что имеется другая катушка для возбуждения спинов и приема магнитно-резонансных сигналов. Система 62 РЧ усилителя сопряжена с Tx/Rx коммутатором 61 и выполняет функцию подачи РЧ колебаний на РЧ антенну 63. Кроме того, обеспечены градиентные катушки 14 для генерирования временных градиентных магнитных полей, в частности градиентных импульсов считывания и градиентов фазового кодирования. Обычно эти градиентные поля ориентированы во взаимно ортогональных направлениях и осуществляют пространственное кодирование магнитно-резонансных сигналов. Обеспечены градиентные усилители 71 для активации градиентных катушек 72 для генерации магнитных полей с градиентным кодированием. Градиентные усилители 71 совместно с градиентными катушками 72 образуют градиентную систему 14. Магнитно-резонансные сигналы, принятые РЧ приемными антеннами, передаются в систему сбора данных MRI (MRI-DAS), которая включает в себя спектрометр.

Система для эмиссионной томографии, в нашем примере система 2 PET-сканирования, содержит кольцо детекторов PET, которое расположено вокруг зоны

для исследования для приема сигналов ядерного распада от пациента, который должен пройти обследование. В частности, кольцо детекторов PET и РЧ антенны выполнены с возможностью быть «чувствительными» к одному и тому же представляющему интерес объему для исследования и, например, располагаются
5 вокруг одного и того же представляющего интерес объема для исследования. В частности, центр кольца детекторов PET совпадает с центром зоны 12 для исследования. Кольцо детекторов PET в значительной мере интегрировано с РЧ катушкой 63. Например, PET-детектор имеет детекторные элементы, чувствительные к
10 гамма-излучению, которые вложены между проводящими стержнями (rods) РЧ катушки. Например, РЧ катушка 63 выполнена из тонких пластин, которые размещены между детекторными элементами PET-детектора. Детекторные элементы образованы отдельными детекторными кристаллами. Таким образом, проводящие
15 стержни РЧ катушки обеспечивают механическую опору для детекторных элементов PET. С другой стороны, PET-детекторы вряд ли препятствуют работе РЧ катушки и наоборот. Кольцо 21 детекторов PET, интегрированное с РЧ катушкой, располагается перед градиентными катушками, если смотреть из зоны для исследования. То есть PET-детектор с РЧ катушкой располагается ближе к пациенту,
20 который должен пройти обследование, чем градиентные катушки. Этим достигается то, что соответствующие пространственные области, в которых кольцо 21 детекторов PET и РЧ антенны (катушка) обладают высокой чувствительностью, находятся в зоне 12 для исследования. Поскольку детекторные кристаллы не обладают
25 существенной электрической проводимостью, они могут работать в пределах градиентной катушки при отрицательном влиянии градиентного поля. Кроме того, детекторная электроника, выполненная на полупроводниковых компонентах, смонтирована так, чтобы минимизировать вихревые токи, индуцируемые работой градиентной катушки. Сигналы ядерного распада, полученные кольцом
30 детекторов PET, преобразуются в электронные сигналы распада (данные PET), которые направляются в систему 22 сбора данных PET. Система сбора данных PET собирает данные PET непосредственно в так называемые синограммы.

Отдельные пары детекторов имеют отношение к соответствующей «линии ответа» (line-of-response), которая соединяет отдельные детекторы рассматриваемой
35 пары. Линия ответа определяется своим углом ориентации и кратчайшим расстоянием между линией ответа и центром кольца детекторов PET. Для отдельного события совпадения образуется множество линий ответа и происходит сбор информации об их углах и ориентации, которая, будучи представленной в графическом виде, приводит к
40 синусоидальной кривой для рассматриваемого совпадения (отсюда термин «синограмма»). Из угла ориентации и кратчайшего расстояния (между линией ответа и центром кольца детекторов PET) синограммы события совпадения можно определить его местоположение. Для нескольких событий совпадения осуществляется сбор
45 информации об углах и ориентациях соответствующих линий ответа в виде пикселей в синограмме таким образом, чтобы в итоге отдельный пиксель в синограмме представлял число событий совпадения, связанных с их линией ответа, или, что то же самое, направлений пары (противоположных) детекторов. Из конечной синограммы
50 может быть реконструировано изображение, например, с использованием фильтрованных обратных проекций. Для реконструкции PET-изображений из данных PET, в особенности синограммы, а также для реконструкции магнитно-резонансного изображения из магнитно-резонансных сигналов обеспечено устройство 5 для реконструкции изображения. Обычно устройство 5 для

реконструкции изображения реализуется в программном обеспечении.

Система для исследований с использованием магнитного резонанса возбуждает спины в объекте, который должен быть обследован и помещен в зону для исследования, путем приложения поля РЧ возбуждения с использованием РЧ антенны, в частности РЧ катушки 63. РЧ катушка активируется РЧ усилителем 62 при работе Тх/Рх коммутатора в режиме передачи. Благодаря РЧ возбуждению релаксация возбужденных спинов приводит к появлению магнитно-резонансных сигналов от объекта. Магнитно-резонансные сигналы принимаются РЧ катушкой и подаются в магнитно-резонансный томограф для сканирования k-пространства для сбора данных по магнитно-резонансным сигналам. Путем приложения кодирующих градиентов происходит сканирование k-пространства, а полученные данные MRI подаются в MRI-DAS 64 и, в конечном счете, в устройство 5 для реконструкции изображения. Главный компьютер 3 управляет РЧ системой 13 и градиентной системой 14 так, чтобы осуществить приемлемую последовательность сбора данных для сканирования k-пространства для сбора магнитно-резонансных сигналов. В частности, система для исследований с использованием магнитного резонанса выполняет последовательность сбора данных типа PROPELLER, при которой осуществляется сканирование центральной области k-пространства с резервированием. Такое избыточное сканирование предполагает, что одна и та же центральная область k-пространства просматривается последовательно несколько раз. Если движение не происходит, то последовательные наблюдения дадут по существу одинаковый результат. Соответственно изменения в результатах наблюдения центральной области k-пространства представляют изменения, вызванные, например, движением, которое имело место в процессе последовательных просмотров. В частности, для каждой полосы, отсканированной в k-пространстве, оцениваются параметры коррекции движения. Эти параметры главным образом касаются использования весовых коэффициентов для вращения, параллельного переноса и перемещения «сквозь» плоскость. Могут также быть использованы другие последовательности сбора данных, при которых осуществляется просмотр с резервированием центральной области k-пространства. Частными примерами последовательностей сбора данных, которые удовлетворительно работают для достижения избыточности в центральной области k-пространства, являются 3D-TRICKS, которые предполагают периодическое повторное сканирование центральной области k-пространства; хорошие результаты также достигнуты с использованием 4D-TRACKS, где предполагается начинать сканирования из положения вне центральной области k-пространства для сбора сигналов с максимальным контрастным усилением из центральной области k-пространства, и где используются неодинаковые подходы к сбору данных в центральной области и периферийной области k-пространства соответственно. Кроме того, эти последовательности сбора данных могут быть объединены с аналогичными технологиями визуализации.

Собранные данные PET и MRI имеют «временную метку» («time-stamped») и содержатся в кадрах, соответствующих времени, необходимому для сбора магнитно-резонансных сигналов от индивидуальной полосы в k-пространстве. Магнитно-резонансные сигналы могут быть собраны одновременно со сбором данных PET. Затем для индивидуальных синограмм PET осуществляют сбор соответствующих полос в k-пространстве. Когда осуществляют сбор данных о следующей полосе, вращающейся в k-пространстве магнитно-резонансных сигналов, одновременно собранные данные PET сохраняют в виде нового кадра, связанного с только что

вращавшейся полосой в k-пространстве.

В состав главного компьютера входит аналитический блок 4, в частности в виде модуля программного обеспечения. Аналитический блок 4 рассчитывает требуемую коррекцию движения из отобранных данных из избыточно отсканированной центральной области k-пространства. Коррекция движения, полученная из магнитно-резонансных сигналов, прилагается к одновременно собранным данным PET. В частности, проходят обработку индивидуальные синограммы PET, т.е. реконструируются в индивидуальные кадры изображения PET, которые затем корректируются с учетом движения. Коррекции движения могут применяться для индивидуальных синограмм перед проекционной реконструкцией. Требуемые коррекции транслируются из пространственной области в пространство синограммы. Далее кадры изображения PET с коррекцией движения реконструируются (например, взвешенным суммированием) в изображения PET с коррекцией движения. По альтернативному варианту, коррекция движения может применяться к индивидуальным кадрам изображения PET, которые включают в себя вращения и искажения геометрии кадра изображения. Кроме того, коррекции движения «сквозь» плоскость могут также включать в себя взвешивание индивидуального кадра изображения PET на основе попиксельной схемы.

На фиг.2 показана блок-схема алгоритма одновременного сбора и предварительной обработки магнитно-резонансных сигналов (данных MRI) и сигналов ядерного распада (данных PET). Данные MRI собраны в таком виде, который делает их адекватными для коррекции движения как данных MRI, так и данных PET, а также изображений, реконструированных из этих собранных данных.

На фиг.3 показана блок-схема алгоритма реконструкции, которая следует за окончанием сбора всех данных (MRI и PET), которые используются для реконструкции магнитно-резонансного изображения с компенсацией движения, а также эмиссионного томографического изображения (изображения PET) с компенсацией движения.

Формула изобретения

1. Устройство для диагностической визуализации, содержащее
 - систему (1) для исследований с использованием магнитного резонанса для сбора магнитно-резонансных сигналов
 - систему (2) для эмиссионной томографии для сбора сигналов ядерного распада, а также
 - аналитический модуль (4) для получения коррекции (коррекций) движения из магнитно-резонансных сигналов, а также
 - модуль (5) для реконструкции, предназначенный для реконструкции эмиссионного томографического изображения с коррекцией движения из сигналов ядерного распада на основе упомянутой коррекции (коррекций) движения;
 - системный контроллер 3, связанный с системой для исследований с использованием магнитного резонанса и системой для эмиссионной томографии, причем системный контроллер выполняет функции по управлению
 - сбором магнитно-резонансных сигналов, системой для исследований с использованием магнитного резонанса, а также
 - сбором сигналов ядерного распада, системой для эмиссионной томографии;
 - системный контроллер дополнительно имеет функцию регистрации времени сбора магнитно-резонансных сигналов и сигналов ядерного распада, при этом
 - магнитно-резонансные сигналы для получения коррекции движения и сигналы

ядерного распада для реконструкции эмиссионного томографического изображения имеют одинаковое время сбора.

5 2. Устройство для диагностической визуализации по п.1, в котором регистрация времени системным контроллером реализуется посредством управления системой для исследований с использованием магнитного резонанса и системой для эмиссионной томографии для одновременного сбора магнитно-резонансных сигналов и сигналов ядерного распада соответственно.

10 3. Устройство для диагностической визуализации по п.1, в котором регистрация времени системным контроллером реализуется путем приписывания временной метки магнитно-резонансным сигналам и сигналам ядерного распада.

15 4. Устройство для диагностической визуализации по п.1, в котором регистрация времени системным контроллером включает в себя запуск сбора сигналов посредством магнитно-резонансных сигналов и/или системы для эмиссионной томографии на основе момента введения радиофармпрепарата объекту для исследования.

20 5. Устройство для диагностической визуализации по п.1 с модулем для реконструкции, предназначенным для дальнейшей реконструкции магнитно-резонансного изображения с коррекцией движения из магнитно-резонансных сигналов на основе коррекции движения.

25 6. Устройство для диагностической визуализации по п.1, в котором система для исследований с использованием магнитного резонанса выполнена с возможностью сканирования k-пространства при сборе магнитно-резонансных сигналов так, чтобы сформировать избыточность данных в центральной области k-пространства.

30 7. Терапевтическое устройство, содержащее устройство для диагностической визуализации, как определено в п.1, и модуль для терапии, причем системный контроллер дополнительно связан с модулем для терапии и выполняет функцию управления модулем для терапии на основе визуальной информации, выданной системой для диагностической визуализации.

35

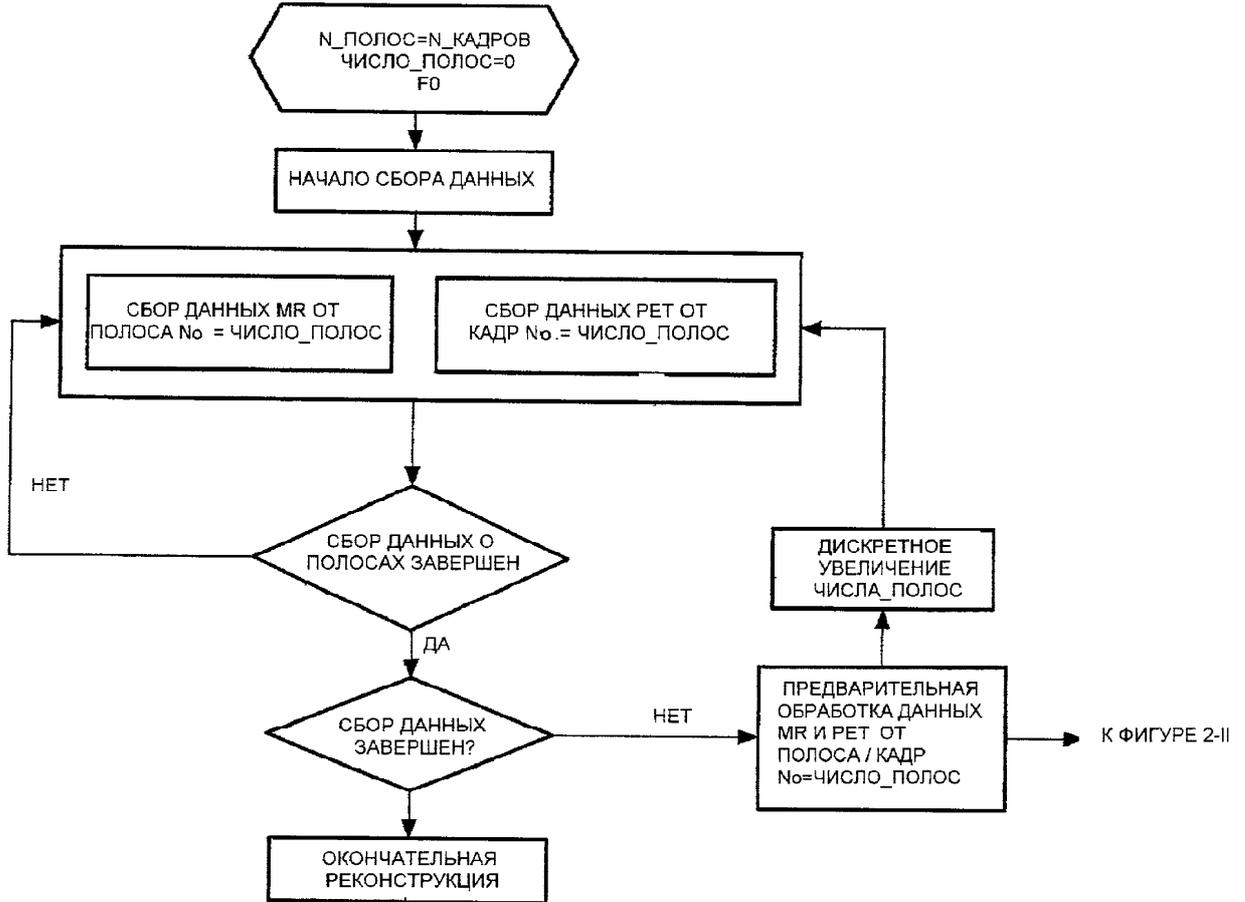
40

45

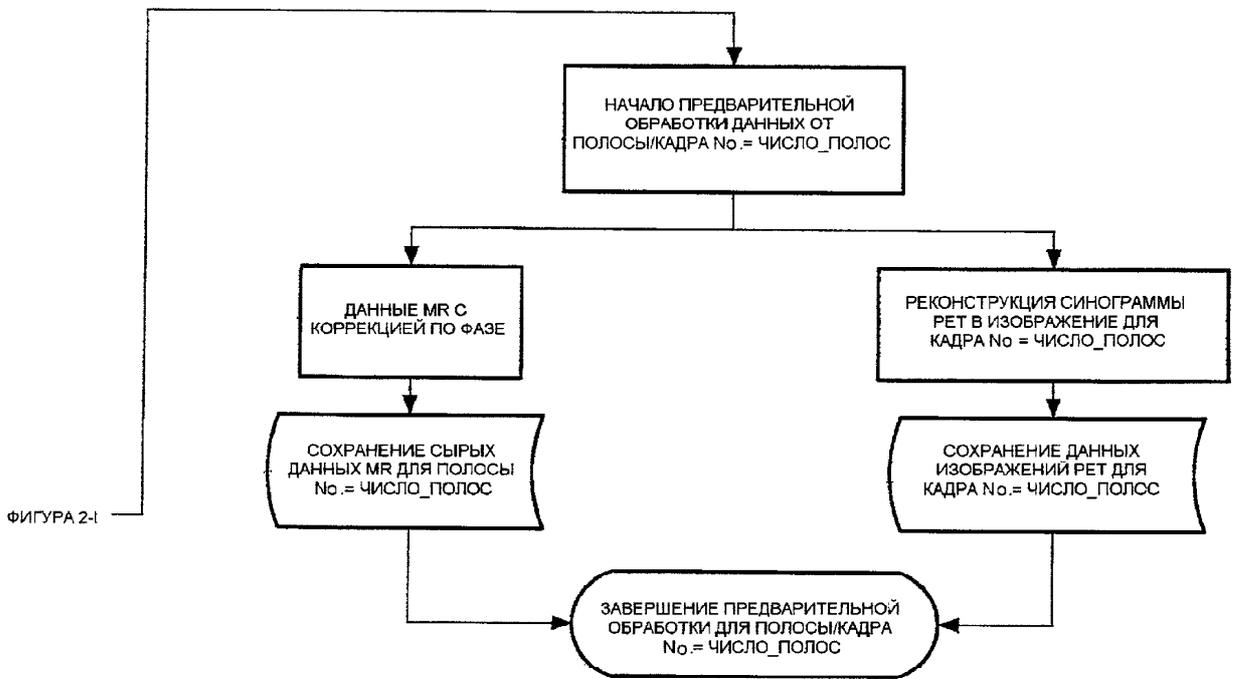
50

Фиг. 2-I | Фиг. 2-II

Фиг. 2



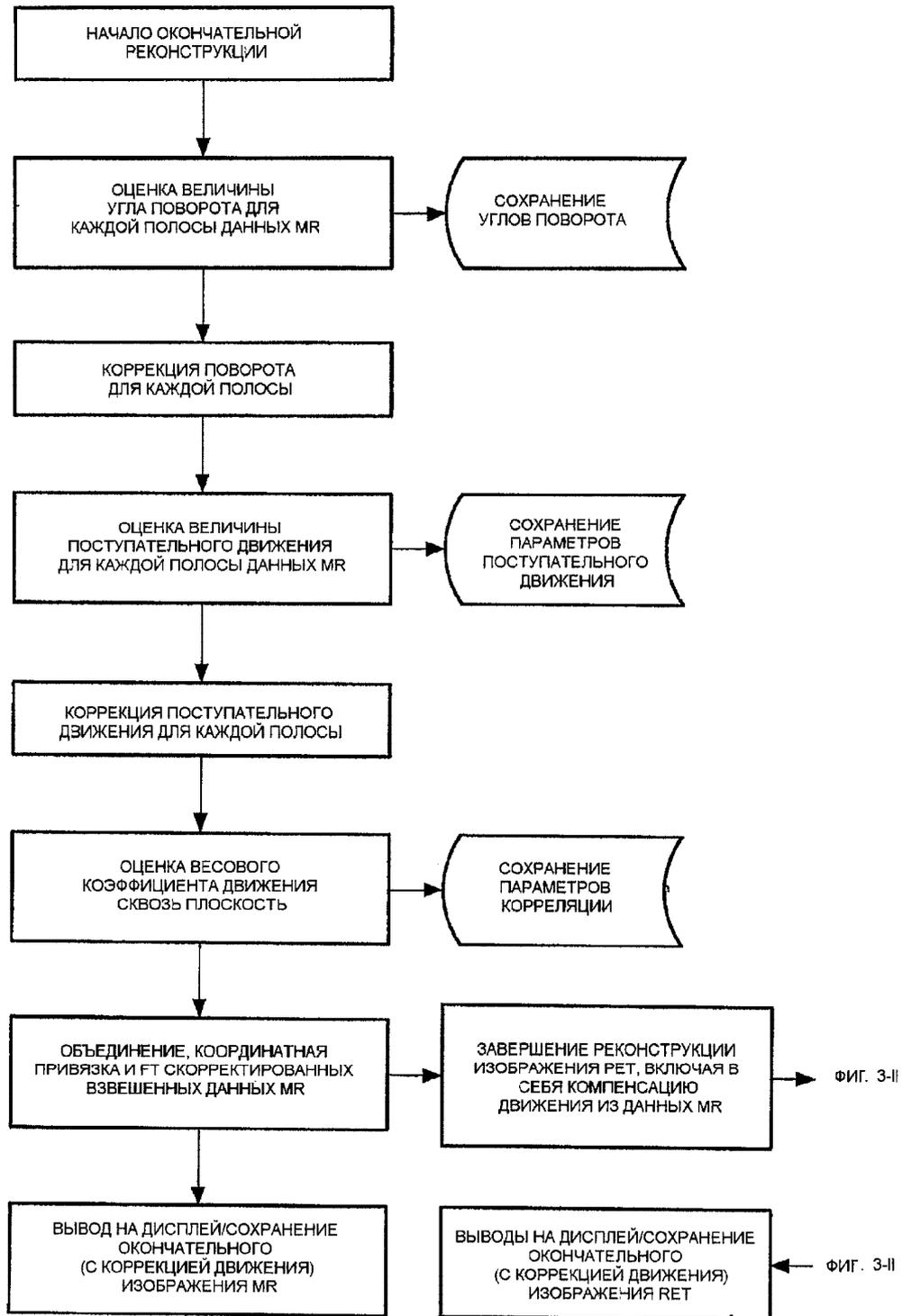
Фиг. 2-I



Фиг. 2-II

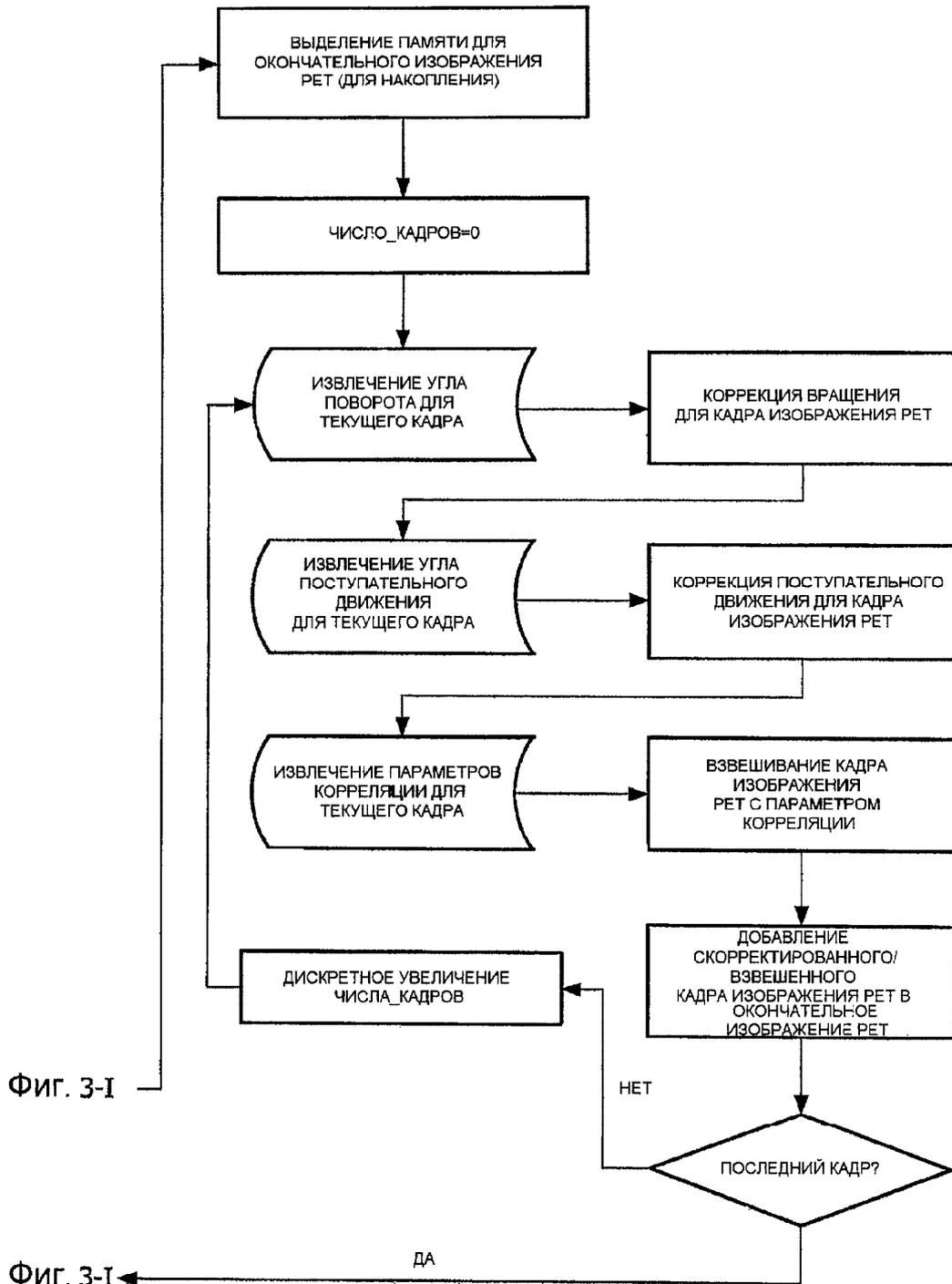
Фиг. 3-I	Фиг. 3-II
-------------	--------------

Фиг. 3



Фиг. 3-I

14



Фиг. 3-ИИ