



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2011115056/08, 09.09.2009**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
09.09.2009

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
17.09.2008 US 61/097,555(43) Дата публикации заявки: **27.10.2012** Бюл. № 30(45) Опубликовано: **20.01.2014** Бюл. № 2(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 20080135769 A1, 12.06.2008. US 20070221850 A1, 27.09.2007. US 20060004274 A1, 05.01.2006. US 20060237652 A1, 26.10.2006. ZAIDI H. et al, "Determination of the attenuation map in emission tomography", The Journal of Nuclear Medicine, vol. 44, №2, 01.02.2003. RU 2007101297 A, 27.07.2008.**(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **18.04.2011**(86) Заявка РСТ:
IB 2009/053944 (09.09.2009)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2010/032167 (25.03.2010)

Адрес для переписки:

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

(72) Автор(ы):

**ГАНЬОН Даниель (US),
ХУ Чжицун (US)**

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС, Н.В. (NL)****(54) СЕГМЕНТАЦИЯ МАГНИТНОГО РЕЗОНАНСА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ДАННЫХ ПРОПУСКАНИЯ ПРИ ФОРМИРОВАНИИ ГИБРИДНЫХ ЯДЕРНЫХ/МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫХ ИЗОБРАЖЕНИЙ**

(57) Реферат:

Изобретение относится к области формирования анатомических изображений. Техническим результатом является обеспечение точности карты коррекции затухания, а также устранение неопределенности между воздушными элементами трехмерного изображения и костными элементами

объемного изображения в основанной на магнитного резонанса (MR) карте коррекции затухания. Система (10) коррекции анатомических изображений, включающая в себя: формирователь (12) изображений магнитного резонанса (MR), который получает данные (14) изображения MR субъекта (60) во время сканирования для сбора данных MR;



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: **2011115056/08, 09.09.2009**

(24) Effective date for property rights:
09.09.2009

Priority:

(30) Convention priority:
17.09.2008 US 61/097,555

(43) Application published: **27.10.2012 Bull. 30**

(45) Date of publication: **20.01.2014 Bull. 2**

(85) Commencement of national phase: **18.04.2011**

(86) PCT application:
IB 2009/053944 (09.09.2009)

(87) PCT publication:
WO 2010/032167 (25.03.2010)

Mail address:

**129090, Moskva, ul. B. Spasskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**GAN'ON Daniel' (US),
KhU Chzhitsujan (US)**

(73) Proprietor(s):

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

(54) SEGMENTATION OF MAGNETIC RESONANCE USING TRANSMISSION DATA WHEN FORMING HYBRID NUCLEAR/MAGNETIC RESONANCE IMAGES

(57) Abstract:

FIELD: physics.

SUBSTANCE: system (10) for correcting anatomical images includes: a magnetic resonance (MR) imager (12) which obtains MR image data (14) of a subject (60) during scanning to collect MR data; a nuclear scanner (20) which obtains nuclear image data (23) of a subject (60) during scanning to collect nuclear data, and simultaneously measures transmission data (22) from a radiation source (18) located in the investigation region of the nuclear scanner (20); and a processor which: generates an attenuation correction (AC) map (16) from the MR

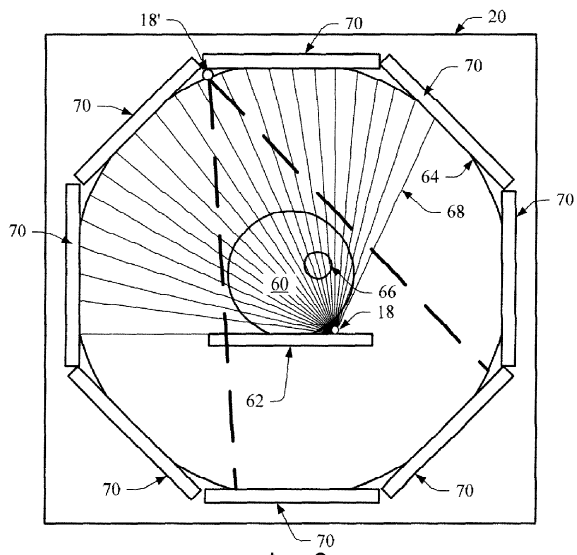
image data (14); iteratively adjusts the AC map (16) to form an improved AC map (32) using the measured transmission data (22); and makes corrections to image nuclear data (23) based on attenuation using the improved AC map (32).

EFFECT: ensuring accuracy of the attenuation correction map, eliminating the uncertainty between air elements of the three-dimensional image and bone elements of the three-dimensional image in a magnetic resonance-based attenuation correction map.

15 cl, 5 dwg

RU 2 504 841 C2

RU 2 504 841 C2



Фиг.2

RU 2504841 C2

RU 2504841 C2

Настоящее изобретение находит конкретное применение в системах формирования анатомических изображений, более точно, включающих в себя формирование комбинированных изображений PET-MR (позитрон-эмиссионной томографии - ядерного резонанса), но также может находить применение в других системах формирования ядерных изображений, и тому подобном. Однако следует отметить, что описанная технология также может применяться в других системах формирования изображений, других сценариях формирования изображений, других технологиях анализа изображений, и тому подобном.

При формировании изображений позитрон-эмиссионной томографии (PET), затухание в данных PET обычно корректируется с использованием карты затухания. При формировании комбинированных изображений PET - компьютерной томографии (СТ), данные СТ могут без труда создавать точную карту затухания для данных PET. Данные и изображения СТ основаны на свойствах затухания излучения у подвергнутых формированию изображений тканей. Однако, при формировании комбинированных изображений PET - магнитного резонанса (MR), изображения MR изображают характеристики резонанса, типично, гидратационных диполей (H^1), которые не являются функцией свойств затухания излучения у пациента.

Сканеры PET обычно комбинируются со сканером СТ, а в последнее время, со сканером MR. Изображение MR может давать карту, которая изображает анатомические органы или сегментированные области сходного типа ткани. Например, изображение MR обычно показывает кость в качестве темной области, что может вызывать проблемы при проведении различия кости от воздуха, который также показывается в качестве темной области. Воздух и кость имеют крайне разные свойства в отношении затухания излучения. Костная структура, как правило, включает в себя кортикальный слой кости или оболочку на поверхности, и пористую губчатую кость внутри. Знание анатомии типично необходимо для проведения различия между костными и воздушными областями. Отметим, что, если кортикальная оболочка примыкает к воздушному карману, изображение MR показывало бы и то и другое в качестве одиночной темной области. Поэтому кортикальному слою кости может быть присвоено неправильное значение (например, значение, совместимое с воздухом) на карте затухания, или наоборот. Технологии для сегментации областей кортикального слоя кости существуют, но не всегда надежны.

Настоящая заявка предоставляет новые и улучшенные системы и способы для уточнения основанной на MR карты коррекции затухания для внесения поправок с учетом затухания в ядерном изображении, которые преодолевают упомянутые выше и другие проблемы.

В соответствии с одним из аспектов, система коррекции анатомического изображения включает в себя формирователь изображения магнитного резонанса (MR), который получает данные изображения MR субъекта во время сканирования для сбора данных MR, и ядерный сканер, который получает ядерные данные изображения субъекта во время сканирования для сбора ядерных данных, и одновременно измеряет данные пропускания из источника излучения, расположенного в области исследования ядерного сканера. Система дополнительно включает в себя процессор, который формирует карту коррекции затухания (АС) из данных изображения MR, итерационно уточняет карту АС, чтобы сформировать уточненную карту АС, с использованием измеренных данных пропускания, и вносит поправку в ядерные данные изображения с учетом затухания с использованием уточненной карты АС.

В соответствии с еще одним аспектом, способ уточнения карты коррекции затухания (АС) магнитного резонанса (MR) включает в себя формирование карты коррекции затухания (АС) из изображения MR субъекта, пропускание излучения из источника излучения через субъект, источник излучения является расположенным вне субъекта, и измерение данных пропускания по излучению, пропущенному через субъект. Способ дополнительно включает в себя формирование оцененных данных пропускания из карты АС и формирование уточненной карты АС посредством настройки карты АС на основании сравнения измеренных данных пропускания и оцененных данных пропускания.

В соответствии с еще одним аспектом, сканер PET включает в себя кольцо детекторов излучения, источник излучения, неподвижно смонтированный в пределах кольца детекторов излучения, и процессор, запрограммированный для выполнения способа по пункту 1, чтобы формировать уточненную карту коррекции затухания (АС). Сканер дополнительно включает в себя алгоритм реконструкции, который корректирует данные PET из детекторов излучения уточненной картой АС и реконструирует скорректированные данные PET в подвергнутое коррекции затухания изображение PET.

В соответствии с еще одним аспектом, устройство для уточнения карты коррекции затухания для внесения поправок с учетом затухания в ядерном изображении включает в себя средство для формирования карты коррекции затухания (АС) из изображения MR субъекта, средство для пропускания излучения через объект, причем средство для пропускания излучения расположено вне субъекта, и средство для измерения данных пропускания по излучению, пропущенному через субъект. Устройство дополнительно включает в себя средство для формирования оцененных данных пропускания из карты АС и средство для формирования уточненной карты АС посредством настройки карты АС на основании сравнения измеренных данных пропускания и оцененных данных пропускания.

Одно из преимуществ состоит в том, что улучшается точность карты коррекции затухания.

Еще одно преимущество состоит в разрешении неопределенности между костными и воздушными элементами объемного изображения в основанной на MR карте коррекции затухания.

Кроме того, дополнительные преимущества настоящего изобретения будут очевидны специалистам в данной области техники по прочтению нижеследующего подробного описания.

Изобретение может быть осуществлено в форме различных компонентов и сочетаний компонентов, а также различных этапов и сочетаний этапов. Чертежи предназначены только для целей иллюстрации различных аспектов и не должны истолковываться в качестве ограничивающих изобретение.

Фиг.1 иллюстрирует систему, которая содействует использованию точечного или линейного источника(ов) для точной настройки карты затухания MR в соответствии с различными аспектами, описанными в материалах настоящей заявки.

Фиг.2 иллюстрирует положение точечного источника в устройстве формирования ядерных изображений в соответствии с одним или более аспектов, описанных в материалах настоящей заявки.

Фиг.3А иллюстрирует графическую зависимость между измеренными данными пропускания точечного источника и множеством столбцов гистограмм, в которые попадают соответственные данные.

Фиг.3В иллюстрирует графическую зависимость между смоделированными или оцененными данными пропускания точечного источника, сформированными процессором с использованием алгоритма(ов) трассировки лучей, и множеством столбцов гистограмм, в которые попадают соответственные сымитированные данные.

Фиг.3С иллюстрирует графическую зависимость разности между значениями измеренных данных пропускания точечного источника и значениями сымитированных данных пропускания и множеством столбцов гистограмм, в которые попадают соответственные данные разности.

Фиг.4 иллюстрирует способ формирования уточненной карты АС для внесения поправок на затухание в ядерном изображении в соответствии с различными аспектами, описанными в материалах настоящей заявки.

Фиг.5 иллюстрирует примерную систему стационарного лечебного учреждения, которая может включать в себя множество устройств формирования изображений, таких как устройство формирования изображений MR и ядерный сканер, которые формируют данные изображений, которые реконструируются индивидуальным или совместно используемым процессорами реконструкции для формирования трехмерных представлений изображений.

Фиг.1 иллюстрирует систему 10, в которой предусмотрено использование точечного или линейного источника(ов) для точной настройки карты затухания MR в соответствии с различными аспектами, описанными в материалах настоящей заявки. Устройство 12 формирования изображений или сканирования MR формирует основанное на MR изображение 14 анатомии субъекта или другого интересующего объема, из которого контур или контуры тела, легкое, мягкая ткань, костная структура, и т. д., может сегментироваться для формирования карты 16 коррекции затухания (АС) MR. Один или множество источников 18 излучения, например точечный источник излучения, размещены снаружи границы объекта (например, интересующего объема или пациента), но в пределах области исследования устройства 20 построения ядерных изображений. Данные 22 затухания или пропускания точечного источника измеряются с помощью устройства 20 построения ядерных изображений, такого как сканер PET или сканер однократной фотонной эмиссионной компьютерной томографии (SPECT). Отметим, что затухание и пропускание являются инверсией друг друга в том смысле, что подразумевается доля общего объема излучения, которая не поглощается (пропускается). Математически может использоваться любое из двух. В материалах настоящей заявки будут использоваться данные «пропускания», но должно быть понятно, что данные пропускания включают в себя информацию как о пропускании, так и о затухании. Из одиночного стационарного точечного источника может формироваться ядерное изображение 23 двухмерной проекции объекта или пациента. Между тем, оцененные данные 24 пропускания имитируются с использованием технологии или алгоритма 26 трассировки лучей, осуществляющих проецирование сквозь объем объекта с использованием карты 16 затухания MR. Измеренные данные 22 пропускания и сымитированные данные 24 пропускания точечного источника сравниваются программой 28 сравнения, а разность минимизируется алгоритмом 30 итерационной точной настройки, который выполняется над картой затухания. Подооптимальная карта 16 затухания MR, таким образом, может оптимизироваться с использованием измеренных данных пропускания точечного источника для формирования уточненной (например, оптимальной) карты 32 затухания MR.

Когда изображение MR сегментируется на разные типы ткани, может оцениваться

каждый тип ткани и соответствующее свойство затухания излучения. Из изображения MR и оцененного значения пропускания для каждого сегмента можно рассчитывать оцененное пропускание по любому лучу через объект. Рассчитывается оцененное пропускание по каждому лучу фактически собранных данных пропускания точечного источника. 5
Посредством сравнения оцененного и фактически измеренного пропускания по соответствующим лучам, могут определяться отклонения в оцененных значениях пропускания. Следует отметить, что множество лучей проходят через разные сегментированные области, а также через общие сегментированные 10
области, но с разной длиной траекторий в каждой области. Области, оцененные как являющиеся воздухом или костью, могут легко верифицироваться. Более того, значение затухания/пропускания для каждой сегментированной области может уточняться итерационной точной настройкой коэффициентов затухания до тех пор, пока не будет оптимизировано соответствие между оцененным и фактически 15
измеренным пропусканием по лучам из точечного источника.

Аналогично, неспособность оптимизировать данные, которые не могут быть в пределах предварительного выбранного порогового значения, может указывать на движение пациента. Итерационная настройка положения контура тела и внутренних 20
областей как единого целого, или положений внутренних областей в пределах контура тела может быть выполнена, чтобы оптимизировать соответствие и/или детектировать движение пациента.

Необходимо отметить, что устройство 12 формирования изображений MR и устройство 20 формирования ядерных изображений или сканирования могут быть 25
отдельными устройствами формирования изображений или могут быть комбинацией или устройством формирования изображений двойного действия, в соответствии с различными вариантами осуществления. Например, случай формирователя изображений двойного действия, субъект сканируется с использованием способа формирования изображений MR, а затем, повторно сканируется с использованием 30
способа формирования ядерных изображений (например, PET или SPECT) после того, как точечный источник был расположен в устройстве формирования изображений. Этим способом, движение субъекта может быть минимизировано между сканированиями. Дополнительно, в этом и других вариантах осуществления, 35
положение точечного источника может сохраняться постоянным и/или может быть predetermined, так что оно является согласованным между сканированиями формирования ядерных изображений, для того чтобы содействовать детектированию данных пропускания из них.

Система 10 включает в себя память 34, которая хранит данные 14 изображения MR подоптимальную карту 16 AC, измеренные данные 22 точечного источника, 40
сымитированные или оцененные данные 24 пропускания точечного источника и уточненную карту 32 AC. Память дополнительно хранит алгоритм(ы) 26 трассировки лучей, используемый для формирования сымитированных данных 24 пропускания, 45
программу 28 сравнения (например, машинно-исполняемые команды для сравнения сымитированных данных с измеренными данными точечного источника) и алгоритм(ы) 30 итерационной точной настройки, используемый для уточнения карты 16 AC при формировании уточненной карты 32 AC.

Дополнительно, система 10 включает в себя процессор 36, который анализирует 50
данные, хранимые в памяти 34, и выполняет алгоритмы, хранимые в памяти, для формирования новых данных для сохранения в памяти 34. Например, процессор выполняет один или более алгоритмов 38 реконструкции MR для реконструкции

изображения 14 MR из необработанных данных 40 MR, собранных во время сканирования MR субъекта. Подобным образом, процессор выполняет один или более алгоритмов 39 реконструкции ядерного изображения для реконструкции ядерного изображения 23 проекции из необработанных данных 41 ядерного сканирования, собранных во время ядерного сканирования субъекта. Дополнительно, процессор выполняет алгоритмы трассировки лучей для формирования оцененных данных 24 пропускания, приводит в исполнение программу 28 сравнения для определения разности между оцененными данными 24 и измеренными данными 22 пропускания точечного источника, и выполняет алгоритм(ы) 30 итерационной точной настройки для формирования уточненной карты 32 АС из исходной карты 16 АС. Следует отметить, что «алгоритм», в качестве используемого в материалах настоящей заявки, может интерпретироваться означаящим одну или более машинно-исполняемых команд, которые постоянно хранятся в памяти 34 и выполняются процессором 36.

Таким образом, система 10 применяется для помещения точечного источника (или линейного источника) в области исследования формированием ядерных изображений с субъектом. В одном из примеров, точечный или линейный источник излучения является радиоизотопом с энергией, иной, чем у изотопа PET, используемого для формирования изображения PET субъекта, чтобы облегчать разграничение между изотопом формирования изображений и точечным или линейным источником. Излучение из точечного или линейного источника детектируется детекторами PET, отдельно от данных PET с использованием алгоритмов 42 разграничения энергии (например, хранимых в памяти 34 и выполняемых процессором 36), и используется для формирования данных излучения пропускания, более точно, проекции через субъект. Посредством использования двух или более источников излучения, либо посредством поворачивания источника излучения относительно пациента, без труда формируется трехмерная карта затухания излучения. Точечный или линейный источник может быть временно вставлен в портал или устройство 20 формирования ядерных изображений, либо конструкцию опоры пациента, или может быть постоянно смонтированным. Например, приемная конструкция может быть определена в предварительно выбранном известном местоположении на опоре пациента или конструкции, которая определяет диаметр в свету. Известное местоположение источника облегчает анализ данных проекции. В качестве альтернативы, местоположение источника может определяться посредством анализа данных проекции.

Согласно еще одному варианту осуществления, карта затухания выводится из способа формирования анатомических изображений, такого как сканер 12 MR.

Множество точечных источников 18, в частности, могут применяться для получения лучших рабочих характеристик. В последующем примере, однако, описана комбинация PET/MR с одиночным точечным источником. Согласно примеру, изображение MR объекта или пациента формируется с использованием сканера 12 MR. Устанавливается контур тела и другие границы внутренних органов. Области, известные по существу или полностью являющимися мягкой тканью, идентифицируются и помечаются. Нехарактеризуемая область(и), такая как легочная ткань, которая включает в себя воздух, и костная ткань, остается непомеченной.

Создается ядерное изображение (например, PET или SPECT) того же самого объекта или пациента (например, собираются ядерные данные изображения). Одновременно, открывается другое энергетическое окно для приема импульсов счета из радиоактивного точечного источника 18, надлежащим образом расположенного вне границ пациента или объекта, но в пределах области исследования в портале

формирователя ядерных изображений. Например, стандартное энергетическое окно используется для формирования изображений СПЕКТ, а энергетическое окно и «черепичный» режим используется для формирования изображений ПЕТ. Точечный источник имеет более высокую энергию, чем данные испускания, сформированные по радиоактивному изотопу, используемому для формирования изображения пациента или объекта (например, ^{137}Cs на 662 килоэлектронвольтах при формировании изображения данных ПЕТ на 511 килоэлектронвольтах). Контур или очертание тела дополнительно содействует проведению различия излучения точечного источника от рассеяния. Дополнительно, использование точечного источника с энергией, более высокой, чем излучение ПЕТ, облегчает проведение различий излучения точечного источника от рассеяния излучения ПЕТ, поскольку излучение точечного источника не перекрывается с рассеянием излучения ПЕТ более низкой энергии. Данные из источника(ов) собираются и накапливаются в гистограмму или проекцию, которая сохраняется в памяти 34. Коэффициенты затухания назначаются (например, процессором при формировании карты 16 АС) известным областям сегментированного изображения MR. Математическая модель строится с использованием алгоритма трассировки лучей для формирования оцененных данных 24 проекции посредством основанной на MR карты 16 затухания с такой же геометрией, как у внешнего точечного источника (смотрите фиг.2). Неизвестным областям присваиваются значения воздуха или кости, альтернативно, до тех пор, пока оцененные или симитированные математические данные 24 проекции посредством карты 16 затухания не соответствуют близко измеренным данным 22 пропускания точечного источника. Уточненная карта 32 АС, надлежащим образом сегментированная и с надлежащим образом присвоенными значениями для различных неопределенных областей воздуха или костной ткани, может использоваться для выполнения коррекции затухания ядерного изображения 23. Как только определены воздушные или костные области, по выбору оптимизируются коэффициенты затухания для различных областей мягких тканей.

Фиг.2 иллюстрирует точечный источник 18, расположенный в устройстве 20 формирования ядерного изображения, в соответствии с одним или более аспектов, описанных в материалах настоящей заявки. Интересующий объем 60 (например, объект, пациент) помещается на стол или опору 62 пациента в области формирования изображений, определенной порталом 64 устройства 20 формирования ядерных изображений. Интересующий объем имеет неопределенную область 66, которая может быть костной тканью или воздухом (например, легочной тканью, воздушным или газовым карманом, и т. д.), которые не могут быть без труда подвергнуты устранению неоднозначности с использованием изображения MR интересующего объема. Соответственно, точечный источник 18 расположен близко на столе 62 возле интересующего объема и испускает радиоактивные линии 68 пропускания, которые детектируются ядерными детекторами 70, установленными на портал 64. В одном из вариантов осуществления, портал 64 является поворачиваемым порталом, и ядерные детекторы 70 поворачиваются вокруг области исследования для детектирования линий 68 пропускания, а также для сбора ядерных данных сканирования от радиоактивного изотопа, введенного в интересующий объем, для того чтобы сформировать его ядерное изображение.

В еще одном варианте осуществления, два или более точечных источника 18, 18', имеющих разные энергии энергий пропускания, разнесены вокруг области исследования, чтобы создавать полное поле зрения. Этим способом, два или более

линейных интегралов формируются для содействия разрешению неопределенностью между костными и воздушными элементами объемного изображения в данных изображения MR.

В еще одном варианте осуществления, ядерные детекторы 70 являются детекторами PET, а затухание в собранных данных PET корректируется с использованием описанной в материалах настоящей заявки уточненной карты AC при реконструкции изображения PET.

В еще одном варианте осуществления, ядерные детекторы 70 являются одиночными детекторами однофотонной позитрон-эмиссионной компьютерной томографии (SPECT), а затухание в собранных данных SPECT корректируется с использованием описанной в материалах настоящей заявки уточненной карты AC при реконструкции изображения SPECT.

Фиг.3А иллюстрирует графическую зависимость 71 между измеренными данными 22 пропускания точечного источника и множеством столбцов гистограмм, в которые попадают соответственные данные. Измеренные данные 22 пропускания точечного источника измеряются в соединении с оцененными данными 24 пропускания точечного источника (фиг.3В), чтобы итерационно уточнять карту AC до тех пор, пока она не готова, чтобы использоваться для коррекции затухания PET.

Фиг.3В иллюстрирует графическую зависимость 72 между смоделированными или оцененными данными 24 пропускания точечного источника, сформированными процессором с использованием алгоритма(ов) 26 (фиг.1) трассировки лучей, и множеством столбцов гистограмм, в которые попадают соответственные симитированные данные. Оцененные данные 24 пропускания точечного источника сравниваются с измеренными данными 22 точечного источника, и должны определять, готова ли карта AC для использования при внесении поправок на затухание в данные сканирования PET при реконструкции изображения PET.

Фиг.3С иллюстрирует графическую зависимость 71 разности между значениями измеренных данных пропускания точечного источника и значениями симитированных данных пропускания и множеством столбцов гистограмм, в которые попадают соответственные данные разности. Значения разности определяются, когда процессор 36 приводит в исполнение программу 28 сравнения по фиг.1. С каждой итерационной настройкой в отношении карты AC, значения разности уменьшаются. Как только значения разности между оцененными и измеренными данными пропускания достаточно малы (например, ниже предопределенного порогового значения), уточненная карта AC сохраняется для использования при коррекции затухания PET.

Фиг.4 иллюстрирует способ формирования уточненной карты AC для внесения поправок на затухание в ядерном изображении в соответствии с различными аспектами, описанными в материалах настоящей заявки. На 78 формируется изображение MR субъекта. На 80 карта AC формируется из сегментированного изображения MR субъекта. На 82 субъект помещается в области исследования ядерного сканера (например, PET или SPECT) с точечным источником, расположенным вне субъекта и в пределах области исследования. Точечный источник испускает гамма-лучи с энергией, более высокой, чем у радиоактивного изотопа (например, 511 килоэлектронвольт), введенного в субъект, такого как ^{137}Cs (например, приблизительно 662 килоэлектронвольта). В качестве альтернативы, более низкая энергия (например, более низкая чем 511 килоэлектронвольт) используется для точечного источника, такого как ^{133}Ba (например, приблизительно 360

килоэлектронвольт).

На 84 данные пропускания из точечного источника измеряются с использованием ядерного сканера и формируются ядерные данные изображения субъекта. Например, сканер PET, работающий в черепичном режиме, может измерять данные пропускания точечного источника в тот же самый момент, что и данные испускания ядерного изотопа, такие как показанные на фиг. 3А. На 86 данные пропускания выводятся или оцениваются с использованием технологии трассировки лучей на карте АС, такие как показанные на фиг.3В.

На 88 определяется разница между данными пропускания из 84 и данными проекции из 86, как показано на фиг.3С.

На 90 вычисляется коэффициент отклонения, представляющий разность, определенную на 88, такую как среднеквадратическое (rms) отклонение, или тому подобное.

На 92 карта затухания модифицируется с использованием коэффициента, определенного на 90, и способ возвращается на этап 86 для формирования следующего элемента данных проекции, сравнения с измеренными данными пропускания, определения разницы и формирования среднеквадратического коэффициента. Как только получены два значения среднеквадратического отклонения, они сравниваются на 94. На 96 производится определение касательно того, было ли найдено минимальное среднеквадратическое отклонение. Если нет, способ возвращается на этап 92. В случае положительного ответа, уточненная карта затухания сохраняется, на 97, для использования при внесении поправок на затухание в ядерном изображении субъекта, сформированном на 84. На 98 ядерные данные изображения, сформированные на 84, реконструируются с использованием карты АС, сохраненной на 97, для формирования скорректированного затуханием ядерного изображения (например, PET или SPECT).

Как показано на фиг.5, примерная система 100 стационарного лечебного учреждения может включать в себя множество устройств формирования изображений, таких как устройство 12 формирования изображений MR, ядерный сканер 20 (например, PET или SPECT), или тому подобное, которые формируют данные изображений, которые реконструируются индивидуальным или совместно используемым процессорами 102 реконструкции для формирования трехмерных представлений изображений. Представления изображений передаются через сеть 104 в центральную память 106 или локальную память 108.

На станции 110, соединенной с сетью, оператор использует пользовательский интерфейс 124 для перемещения выбранной трехмерной карты затухания MR пациента в или между центральной памятью 106 и локальной памятью 108. Видеопроцессор 116 отображает выбранную карту затухания (или изображение MR) в первом окне 118₁ просмотра устройства 122 отображения. Ядерное изображение отображается во втором окне 118₂ просмотра. Третье окно 118₃ просмотра может отображать наложение карты затухания и ядерного изображения. Например, пользователю может быть дана возможность совмещать ориентиры в карте затухания MR с соответствующими структурами или ориентирами в ядерном изображении. Например, оператор, через интерфейс 124, выбирает ориентиры ядерного изображения (например, с использованием мыши, пера или другого пригодного устройства пользовательского ввода), которые соответствуют ориентирам в изображении карты затухания. В качестве альтернативы, карта затухания может выравниваться автоматически, программой в процессоре 116. Процессор 36 (фиг.1) в

пользовательском интерфейсе 124 затем выполняет алгоритмы коррекции и делает вывод о надлежащем типе ткани (например, кости или воздухе) для применения при заполнении неоднозначных зон в карте затухания.

5 Уточненная карта затухания затем может использоваться для реконструкции скорректированного затуханием ядерного изображения, которое может использоваться в других применениях. Например, станция 130 планирования лечения может использовать скорректированное затуханием изображение PET для планирования сеанса лечения. Как только удовлетворяющая оператора терапия
10 запланирована, она в тех случаях, когда такая терапия соответствует автоматической процедуре, может передаваться на терапевтическое устройство 132, которое реализует запланированный сеанс. Другие станции могут использовать скорректированное затуханием изображение PET в различных других процессах планирования.

15 В еще одном варианте осуществления, наложение, отображенное в окне 118₃ просмотра, является настраиваемым для взвешивания изображения MR относительно ядерного изображения, или наоборот. Например, линейка или кнопка ползунка (не показаны), которые могут быть механическими или представляться на устройстве 122 отображения и подвергаться манипуляциям устройством ввода, могут настраиваться,
20 чтобы изменять вес изображения MR или ядерного изображения. В одном из примеров, оператор может настраивать изображение в окне 118₃ просмотра от данных изображения чисто MR (показанных в окне 118₁ просмотра), через многочисленные и непрерывные комбинации данных изображения MR и ядерного изображения, до чисто ядерных данных изображения (показанного в окне 118₂
25 просмотра). Например, отношение данных изображения MR к ядерным данным изображения может дискретно или непрерывно настраиваться от 0:1 до 1:0. В качестве еще одного варианта выбора, изображение MR может отображаться в шкале уровней серого, а ядерное изображение может быть цветным. Анатомические ориентиры в
30 изображении MR помогают соотносить ядерное изображение с субъектом.

Изобретение было описано со ссылкой на несколько вариантов осуществления. После прочтения и осмысления специалисту будут очевидны модификации и изменения предшествующего подробного описания. Предполагается, что изобретение будет
35 истолковываться в качестве включающего в себя все такие модификации и изменения, насколько они подпадают под объем прилагаемой формулы изобретения или ее эквивалентов.

Формула изобретения

40 1. Система (10) коррекции анатомических изображений, включающая в себя: формирователь (12) изображений магнитного резонанса (MR), который получает данные (14) изображения MR субъекта (60) во время сканирования для сбора данных MR;
45 ядерный сканер (20), который получает ядерные данные (23) изображения субъекта (60) в течение сканирования для сбора ядерных данных, и одновременно измеряет данные (22) пропускания из источника (18) излучения, расположенного в области исследования ядерного сканера (20); и
50 процессор, который:
формирует карту (16) коррекции затухания (AC) из данных (14) изображения MR;
итерационно уточняет карту (16) AC, чтобы сформировать уточненную карту (32) AC с использованием измеренных данных пропускания (22); и
корректирует в ядерные данные (23) изображения с учетом затухания с

использованием уточненной карты (32) АС.

2. Система по п.1, в которой процессор (36) выполняет:

алгоритм (26) трассировки лучей с учетом карты (16) АС для формирования оцененных данных пропускания (24);

5 сравнение (28), которое определяет разность между оцененными данными (24) пропускания и измеренными данными (22) пропускания; и

настройку значений затухания в карте АС для уменьшения разности между оцененными и измеренными данными пропускания.

10 3. Система по п.2, в которой процессор (36) рассчитывает значения среднеквадратического (rms) отклонения для минимизации разности между оцененными данными (24) пропускания и измеренными данными (22) пропускания.

4. Система по п.2, в которой процессор (36) сохраняет уточненную карту (32) АС в память (34), если определено, что разность минимизирована.

15 5. Система по п.1, в которой ядерный сканер (20) является сканером позитрон-эмиссионной томографии (РЕТ), который получает данные из излучения, испускаемого из радиоактивного изотопа, введенного в субъект (60) и имеющего энергетический уровень приблизительно 511 килоэлектронвольт, и при этом источник (18) излучения является радиоактивным материалом, имеющим энергетический уровень, отличный от приблизительно 511 килоэлектронвольт.

6. Система по п.1, в которой источник (18) излучения установлен в фиксированном месте на или в по меньшей мере одном из следующего:

25 опоре (62) пациента, на которой расположен субъект (60), в области исследования портала (64) ядерного сканера (20); и

портале (64).

7. Способ уточнения карты коррекции затухания (АС) магнитного резонанса (MR), заключающийся в том, что:

30 формируют карту (16) коррекции затухания (АС) из данных (14) изображения MR субъекта (60);

пропускают излучение из источника (18) излучения через субъект (60), источник излучения является расположенным вне субъекта;

35 измеряют данные (22) пропускания, основываясь на излучении, пропущенном через субъект;

формируют оцененные данные (24) пропускания из карты (16) АС; и

40 формируют уточненную карту (32) АС посредством настройки карты (16) АС на основании сравнения измеренных данных (22) пропускания и оцененных данных (24) пропускания.

8. Способ по п.7, дополнительно заключающийся в том, что:

формируют данные позитрон-эмиссионной томографии (РЕТ);

корректируют данные РЕТ с помощью уточненной карты АС; и

45 реконструируют скорректированные данные РЕТ в изображение РЕТ.

9. Способ по п.7, дополнительно заключающийся в том, что:

определяют первое расхождение между измеренными данными пропускания и оцененными данными пропускания;

настраивают карту (16) АС для уменьшения расхождения;

50 определяют вторые оцененные данные пропускания с использованием настроенной карты АС;

определяют второе расхождение между измеренными данными пропускания и вторыми оцененными данными пропускания; и

дополнительно настраивают карту (16) АС для дальнейшего уменьшения расхождения.

10. Способ по п.9, в котором определение расхождения заключается в том, что:
итерационно определяют среднеквадратические (rms) значения и настраивают
5 карту (16) АС до тех пор, пока определенные среднеквадратические значения не оптимизированы.

11. Машиночитаемый носитель (34), имеющий хранимое на нем программное обеспечение для управления одним или более компьютерами, чтобы выполнять
10 способ по п.10.

12. Способ по п.7, в котором сканер PET получает данные из излучения, испускаемого из радиоактивного изотопа, введенного в субъект (60) и имеющего энергетический уровень приблизительно 511 килоэлектронвольт, и при этом,
15 источник (18) излучения является радиоактивным материалом, имеющим энергетический уровень, отличный от приблизительно 511 килоэлектронвольт.

13. Сканер позитрон-эмиссионной томографии (PET), включающий в себя:
кольцо детекторов (70) излучения;
источник (18) излучения, стационарно установленный в пределах кольца детекторов
20 излучения;

процессор (36), запрограммированный для выполнения способа по п.7, чтобы формировать уточненную карту (32) коррекции затухания (АС).

алгоритм (39) реконструкции, который корректирует данные PET из детекторов (70) излучения с помощью уточненной карты (32) АС и реконструирует
25 скорректированные данные PET в подвергнутое коррекции затухания изображение PET.

14. Сканер однофотонной эмиссионной компьютерной томографии (SPECT), включающий в себя:

30 множество детекторов (70) излучения;

источник (18) излучения, стационарно установленный в пределах области исследования детекторов излучения;

процессор (36), запрограммированный для выполнения способа по п.7, чтобы формировать уточненную карту (32) коррекции затухания (АС).

35 алгоритм (39) реконструкции, который корректирует данные SPECT из детекторов (70) излучения с помощью уточненной карты (32) АС и реконструирует скорректированные данные PET в подвергнутое коррекции затухания изображение SPECT.

40 15. Способ уточнения карты (16) коррекции затухания (АС), заключающийся в том, что:

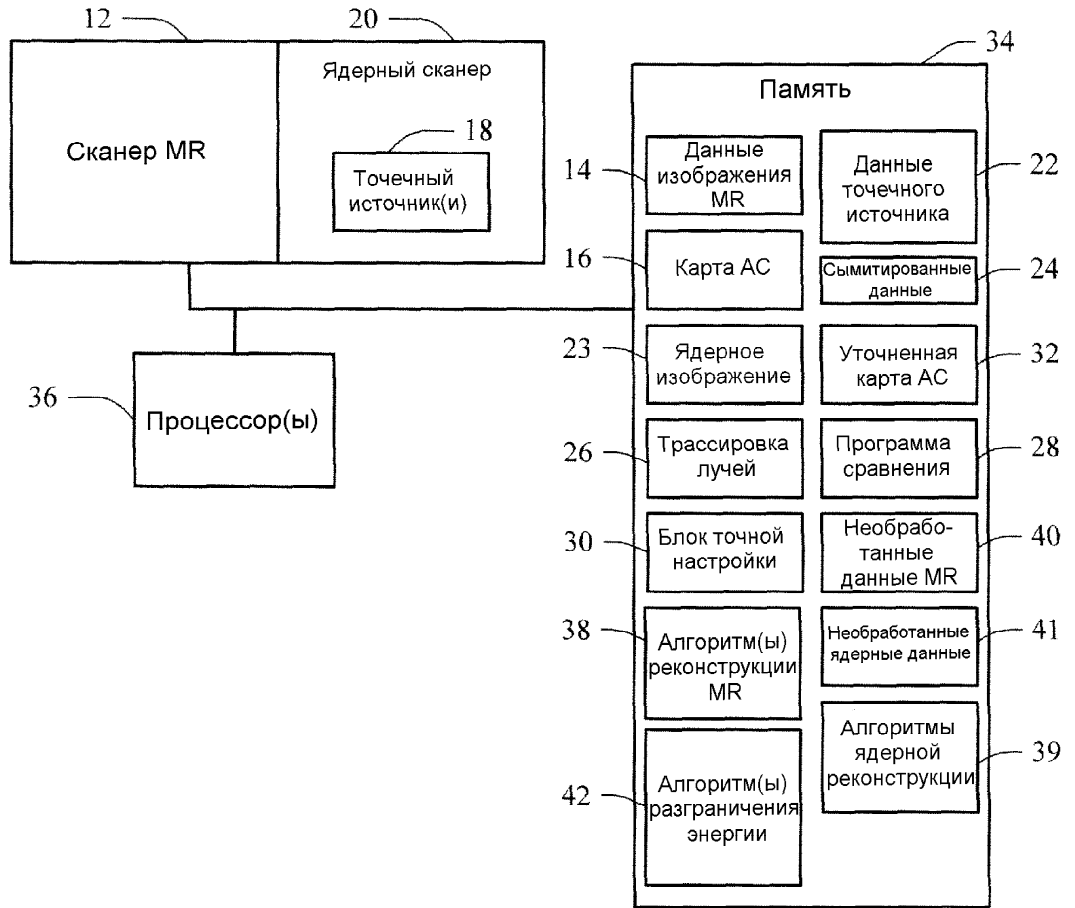
формируют карту (16) АС из собранных данных (14) изображения магнитного резонанса (MR);

45 проводят различие между костными и воздушными элементами объемного изображения в данных (14) изображения MR с использованием данных пропускания, детектированных из радиоактивного точечного источника (18); и

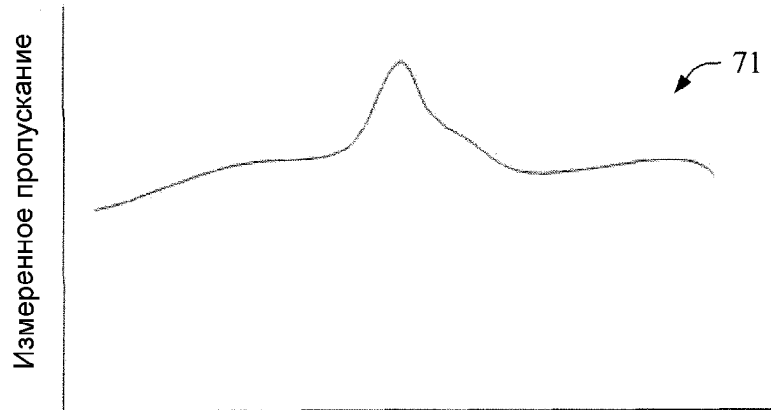
обновляют карту (16) АС на основании детектированных данных пропускания точечного источника.

50

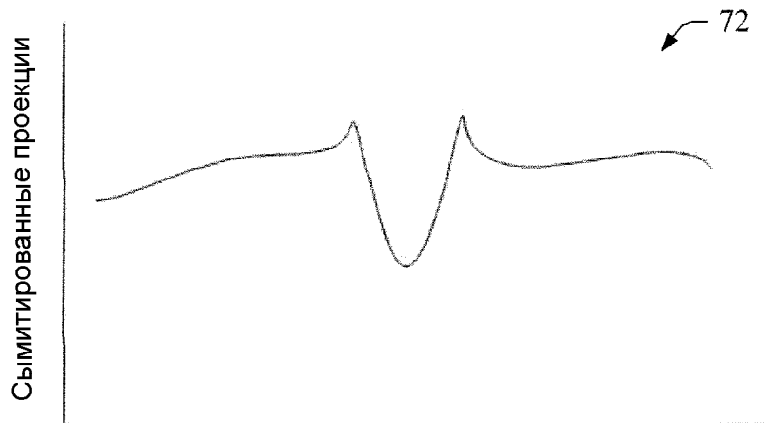
10



Фиг.1

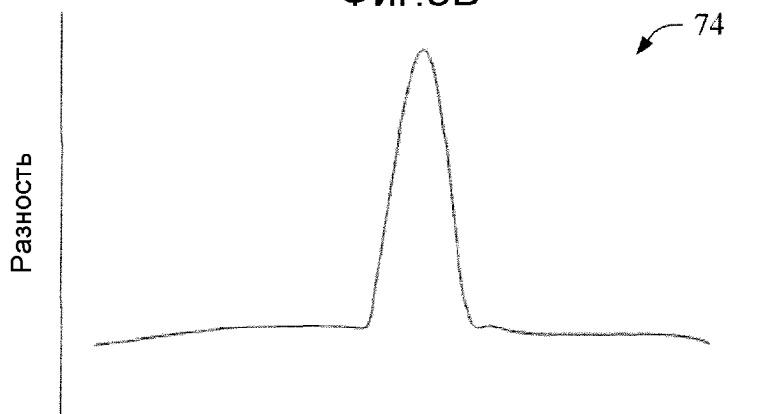


Столбцы гистограммы
Фиг.3А



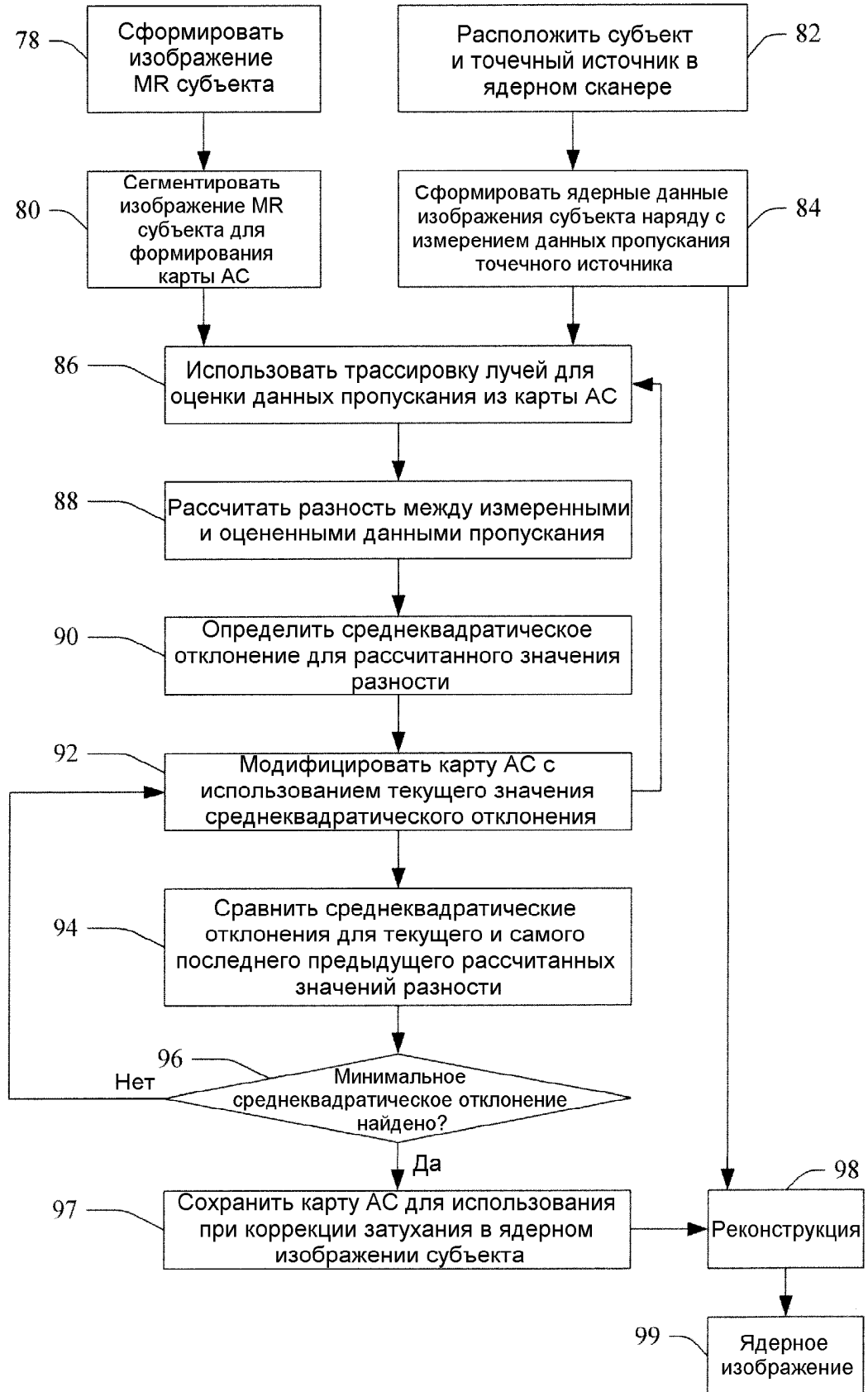
Столбцы гистограммы

Фиг.3В

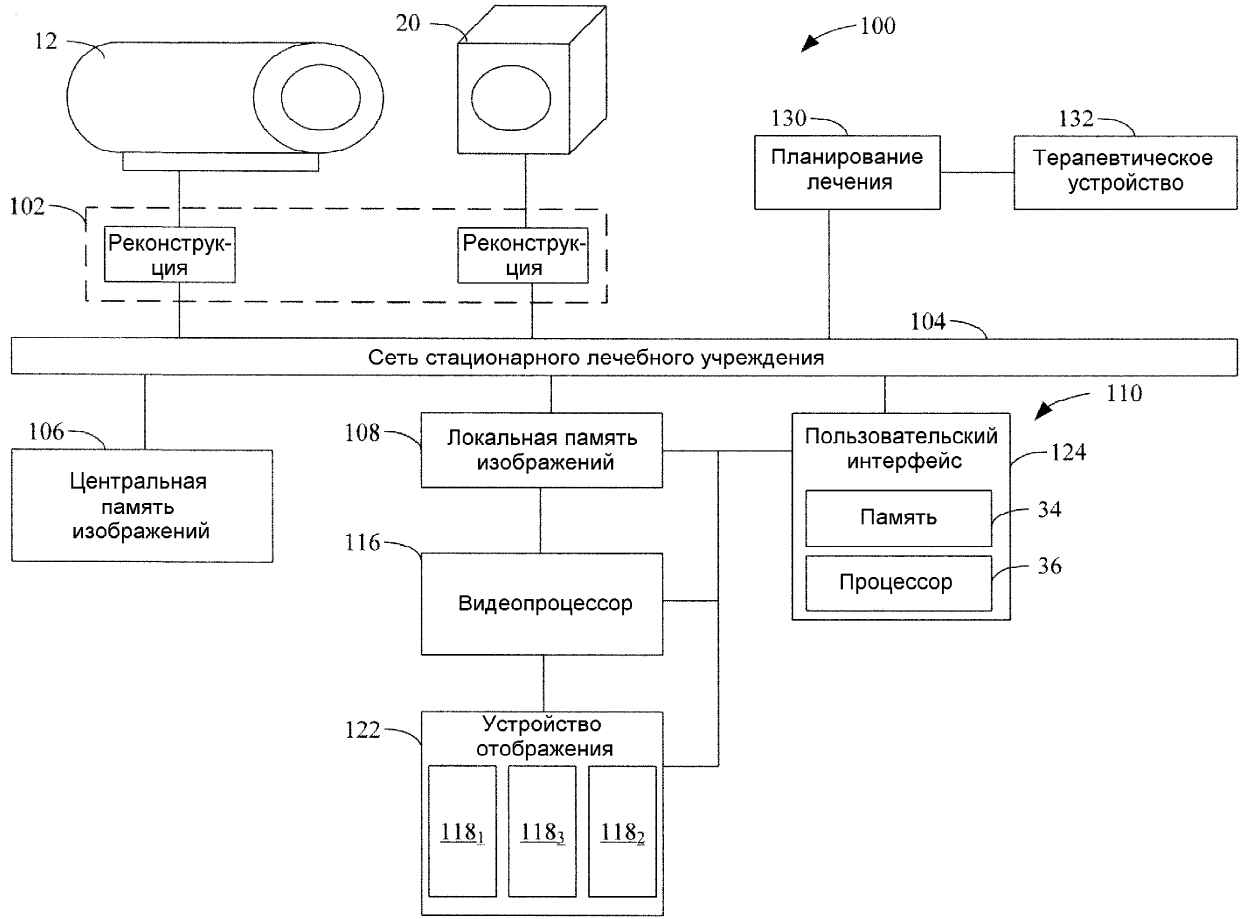


Столбцы гистограммы

Фиг.3С



ФИГ.4



Фиг. 5