



(51) МПК
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 6/10 (2006.01)
G06K 9/52 (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
 ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) **СКОРРЕКТИРОВАННОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ**

Примечание: библиография отражает состояние при переиздании

(52) СПК

A61B 6/032 (2019.08); *A61B 6/10* (2019.08); *A61B 6/488* (2019.08); *A61B 6/5229* (2019.08); *A61B 6/542* (2019.08); *A61B 6/583* (2019.08); *G06K 9/52* (2019.08); *G06T 7/00* (2019.08); *G16H 50/50* (2019.08)

(21)(22) Заявка: 2016124149, 08.12.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
08.12.2011

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
08.12.2010 US 61/420,834

Номер и дата приоритета первоначальной заявки,
из которой данная заявка выделена:
2013127784 08.12.2010

(43) Дата публикации заявки: 03.12.2018 Бюл. № 34

(45) Опубликовано: 03.07.2020

(15) Информация о коррекции:
Версия коррекции №1 (W1 C2)

(48) Коррекция опубликована:
21.12.2020 Бюл. № 36

Адрес для переписки:
105064, Москва, а/я 88, "Патентные поверенные
Квашнин, Сапельников и партнеры"

(72) Автор(ы):

КОУЧ Грегори (СА),
КОУЧ Джеймс (СА)

(73) Патентообладатель(и):

БАЙЕР ХЕЛСКЕР ЛЛС_и (US)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2003233039 A1, 18.12.2003. RU
2171652 C2, 10.08.2001. EP 1393681 A1,
03.03.2004. US 2006018435 A1, 26.01.2006. US
2007041495 A1, 22.02.2007. JAYARAM K.
UDUPA. Three-dimensional Visualization and
Analysis Methodologies: A Current Perspective.
RadioGraphics 1999; 19: 783-806.

(54) **СОЗДАНИЕ ПОДХОДЯЩЕЙ МОДЕЛИ ДЛЯ ОЦЕНКИ ДОЗЫ ОБЛУЧЕНИЯ ПАЦИЕНТА В РЕЗУЛЬТАТЕ СКАНИРОВАНИЙ ДЛЯ МЕДИЦИНСКОЙ ВИЗУАЛИЗАЦИИ**

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицине. Раскрыты способы и системы оценки лучевой нагрузки на пациента при сканированиях методом компьютерной томографии (КТ). В частности, в соответствии с вариантами осуществления изобретения предлагаются эффективные способы создания подходящей модели пациента, используемой для выполнения этой оценки,

способы оценки дозы пациента путем интерполяции результатов нескольких имитационных моделирований и способы для провайдера услуги поддерживать услугу оценки дозы, сделанную доступной нескольким провайдерам КТ-сканов. 12 н. и 42 з.п. ф-лы, 11 ил.

RU 2 725 751 C9

RU 2 725 751 C9



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 6/10 (2006.01)
G06K 9/52 (2006.01)
G06T 7/00 (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

Note: Bibliography reflects the latest situation

(52) CPC

A61B 6/032 (2019.08); *A61B 6/10* (2019.08); *A61B 6/488* (2019.08); *A61B 6/5229* (2019.08); *A61B 6/542* (2019.08); *A61B 6/583* (2019.08); *G06K 9/52* (2019.08); *G06T 7/00* (2019.08); *G16H 50/50* (2019.08)

(21)(22) Application: **2016124149, 08.12.2011**

(24) Effective date for property rights:
08.12.2011

Priority:

(30) Convention priority:
08.12.2010 US 61/420,834

Number and date of priority of the initial application,
from which the given application is allocated:
2013127784 08.12.2010

(43) Application published: **03.12.2018 Bull. № 34**

(45) Date of publication: **03.07.2020**

(15) Correction information:
Corrected version no1 (W1 C2)

(48) Corrigendum issued on:
21.12.2020 Bull. № 36

Mail address:
**105064, Moskva, a/ya 88, "Patentnye poverennye
Kvashnin, Sapelnikov i partnery"**

(72) Inventor(s):
**KOUCH Gregori (CA),
KOUCH Dzhejms (CA)**

(73) Proprietor(s):
BAJER KHELKER LLSi (US)

(54) **DESIGNING A SUITABLE MODEL FOR ESTIMATING A RADIATION DOSE OF A PATIENT AS A RESULT OF SCANS FOR MEDICAL IMAGING**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: disclosed are methods and systems for evaluating a radial load on a patient in computer tomography (CT) scanning. In particular, according to embodiments of the invention, effective methods of creating a suitable patient model used to perform this assessment are provided, methods for assessing a patient's dose by interpolation of results of several

simulation simulations and methods for a service provider to support a dose estimation service made available to several providers of CT scans.

EFFECT: disclosed is creation of suitable model for assessment of radiation dose of patient as a result of scans for medical imaging.

54 cl, 11 dwg

RU 2 725 751 1 C9

RU 2 725 751 C9

ОБЛАСТЬ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

[0001] Варианты осуществления изобретения относятся, в общем, к способам оценки лучевой нагрузки пациента при сканировании методом компьютерной томографии (КТ).

5 ПРЕДПОСЫЛКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0002] Как известно, сканирующая система компьютерной томографии использует ионизирующее излучение (рентгеновское излучение) для формирования изображений тканей, органов и иных структур в теле человека. Рентгеновские данные, полученные с КТ-скана, могут преобразовываться в изображения на экране дисплея компьютера.
10 Например, КТ-скан дает набор данных, используемых для создания трехмерного (3D) объема, соответствующего сканированной части тела пациента. 3D объем затем послойно срезается для создания изображений ткани тела через небольшие промежутки по оси тела пациента. Эти срезы могут включать как боковые, так и поперечные срезы (равно как и другие срезы) в зависимости от визуализируемых тканей или структур.

15 [0003] За последнее десятилетие использование КТ-сканов и ионизирующего излучения для медицинской визуализации растет в геометрической прогрессии. И современные методы, такие, как КТ-сканирование, дают намного более детальную и ценную диагностическую информацию, чем обычные рентгеновские изображения. Однако вместе с этим пациенты получают значительно большие дозы облучения. Например,
20 при обычной КТ грудной клетки пациент получает дозу облучения, в 100-250 раз выше дозы при обычном рентгеновском исследовании грудной клетки в зависимости от напряжения и тока сканирующей системы КТ, протокола, соблюдаемого при выполнении процедуры и величины и формы сканируемого пациента.

[0004] Несмотря на растущее использование КТ-сканирования (и, как следствие,
25 растущую лучевую нагрузку), количество облучения, которому подвергается пациент во время процедуры, и, что важно, кумулятивная доза за несколько процедур, не являются параметрами, регулярно отслеживаемыми для пациента, равно как эти параметры не являются легко доступной частью истории болезни пациента. Это происходит частично потому, что у живых пациентов количество ионизирующего
30 излучения, поглощенное внутренними органами и тканями, нельзя измерить непосредственно как часть КТ-обследования, а результаты, полученные на трупах, хотя и более точные, не соответствуют поглощению дозы в живых тканях.

[0005] Аналогичным образом, методы оценки дозы, используемые в настоящее время, также дают неточные результаты. Например, в одном подходе для представления
35 данного пациента используют ограниченное число физических фантомов для представления данного пациента. Однако имеющиеся фантомы не представляют адекватно широкое разнообразие размера и массы людей в популяции индивидуумов, проходящих КТ-сканирование. Как результат, в большинстве случаев, если доза вообще оценивается, все, что продельвается в настоящее время, - это поверхностные измерения
40 в отдельных точках. Однако это приводит как к неточным, так и варьирующим в широких пределах результатам в зависимости от того, где измеряется доза в отдельной точке. В более широком отношении, поверхностные измерения воздействия излучения не дают точный показатель фактического поглощения для внутренних тканей, органов и структур.

45 КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[0006] В различных вариантах осуществления предлагаются способы оценки облучения пациента при компьютерной томографии (КТ). В соответствии с одним вариантом осуществления, предлагается реализуемый с помощью компьютерной

техники способ создания модели визуализации, соответствующей индивидууму. Этот способ может, как правило, включать стадию, на которой выбирают первоначальный томографический фантом для индивидуума, проходящего томографическое сканирование, причем томографический фантом имеет одно или несколько связанных изображений локализатора, и стадию, на которой получают одно или несколько предварительных изображений индивидуума. Кроме того, этот способ может включать стадию, на которой определяют преобразование по меньшей мере между одним из изображений локализатора, связанных с томографическим фантомом, и стадию, на которой первоначальный томографический фантом деформируют на основании этого преобразования.

[0007] В одном конкретном варианте осуществления томографическое сканирование представляет собой сканирование методом компьютерной томографии (КТ); в других случаях томографическое сканирование представляет собой рентгеноскопию, сканирование методом позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ), сканирование методом ангиографии и т.д. Кроме того, этот способ может включать стадию, на которой получают набор параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство компьютерной томографии, используемое для выполнения КТ-сканирования, стадию, на которой моделируют томографическое сканирование, используя деформированный томографический фантом и полученный набор параметров, и стадию, на которой оценивают на основании моделирования количества облучения, поглощенного индивидуумом в результате выполнения томографического сканирования. В одном конкретном варианте осуществления моделирование представляет собой моделирование по методу Монте-Карло.

[0008] В еще одном варианте осуществления предлагается способ создания модели визуализации, соответствующей индивидууму. Этот способ может, как правило, включать стадию, на которой выбирают первоначальный фантом для индивидуума, проходящего процедуру сканирования методом компьютерной томографии (КТ), и стадию, на которой осуществляют сегментирование эталонного КТ-скана, связанного с индивидуумом, для идентификации трехмерного (3D) объема нескольких анатомических ориентиров индивидуума, присутствующих на эталонном КТ-скане. Кроме того, этот способ может включать стадию, на которой один или несколько идентифицированных анатомических ориентиров в сегментированном эталонном КТ-скане сопоставляют с соответствующими анатомическими ориентирами у первоначального томографического фантома, и стадию, на которой первоначальный фантом деформируют на основании сопоставленных анатомических ориентиров.

[0009] В соответствии с дополнительными вариантами осуществления предлагается считываемая компьютером запоминающая среда, хранящая приложение, которое при выполнении в процессоре осуществляет вышеупомянутый способ, а также система, имеющая процессор и память, хранящую прикладную программу управления информацией о деятельности, которая при выполнении в процессоре осуществляет вышеупомянутый способ.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ГРАФИЧЕСКИХ МАТЕРИАЛОВ

[0010] Для того чтобы понять, как достигаются вышеупомянутые аспекты, ниже приводится более конкретное описание вариантов изобретения, вкратце описанных выше, со ссылками на прилагаемый графический материал. Следует, однако, отметить, что прилагаемые чертежи иллюстрируют лишь типичные варианты осуществления настоящего изобретения и, следовательно, не ограничивают его объем, поскольку изобретение может иметь другие равно эффективные варианты осуществления.

[0011] Фиг. 1 иллюстрирует пример сканирующей системы КТ и связанных вычислительных систем, предназначенных для обеспечения оценки дозы облучения пациента в соответствии с одним вариантом осуществления изобретения.

5 [0012] Фиг. 2 иллюстрирует пример системы визуализации, используемой для получения данных КТ-сканирования в соответствии с одним вариантом осуществления.

[0013] Фиг. 3 иллюстрирует пример системы оценки дозы, используемой для оценки и отслеживания кумулятивной дозы пациента в соответствии с одним вариантом осуществления.

10 [0014] Фиг. 4 иллюстрирует способ создания подходящей модели для оценки дозы облучения пациента в результате КТ-сканирования в соответствии с одним вариантом осуществления.

[0015] Фиг. 5А иллюстрирует примерное изображение, представляющее деформируемый фантом, в соответствии с одним вариантом осуществления.

15 [0016] Фиг. 5В иллюстрирует пример двухмерного (2D) эталонного изображения части человеческого тела, соответствующего фантому, показанному на фиг. 5А, в соответствии с одним вариантом осуществления.

[0017] Фиг. 6 иллюстрирует еще один способ создания подходящей модели для оценки дозы облучения в результате КТ-сканирования, в соответствии с одним вариантом осуществления.

20 [0018] Фиг. 7 иллюстрирует примерный срез фантома, наложенный поверх соответствующего КТ-среза пациента, в соответствии с одним вариантом осуществления.

[0019] Фиг. 8 иллюстрирует пример поперечного среза фантома, наложенного поверх соответствующего поперечного КТ-среза пациента, в соответствии с одним вариантом осуществления.

25 [0020] Фиг. 9 иллюстрирует пример сегментации изображений при компьютерной томографии и смещения объема органов для фантома в соответствии с одним вариантом осуществления.

[0021] Фиг. 10 иллюстрирует способ для услуги оценки дозы для предоставления оценок дозы пациента нескольким провайдерам КТ-сканов.

30 [0022] Фиг. 11 иллюстрирует примерную вычислительную инфраструктуру для системы услуги оценки дозы пациента, конфигурированную для поддержки нескольких провайдеров КТ-сканирования, в соответствии с одним вариантом осуществления.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

35 [0023] Варианты осуществления изобретения относятся, в общем, к способам оценки лучевой нагрузки на пациента при сканировании по методу компьютерной томографии (КТ). В частности, в соответствии с вариантами осуществления изобретения предлагаются эффективные способы создания подходящей модели пациента, используемой для выполнения этой оценки, способы оценки дозы пациента путем интерполяции результатов несколько имитационных моделирований, и способы для
40 провайдера услуги поддерживать услугу оценки дозы, сделанную доступной нескольким провайдерам КТ-сканов. Как подробно описывается ниже, система управления дозой представляет собой отдельную систему для отслеживания дозы облучения для разных модальностей и представления информации практикующим врачам в содержательной и легко понятной форме. Регулярный анализ кумулятивной дозы при заказе
45 диагностических томографических проверок может привести к более информированному процессу принятия решений и, в конечном итоге, обеспечению безопасности и здоровья пациента.

[0024] В одном варианте осуществления создают виртуальный фантом для

моделирования данного пациента, проходящего КТ-сканирование. Виртуальный фантом могут создавать путем деформирования существующего математического фантома, чтобы тот лучше соответствовал размеру, форме и/или положениям органов пациента, облучаемого при КТ-сканировании. Изначально математический фантом могут
5 выбирать, исходя, например, из возраста и пола пациента. Конкретной геометрии пациента могут достигать путем деформирования выбранного математического фантома, используя преобразования, полученные путем анализа локализаторов предварительного изображения этого пациента. В этом контексте, как понятно
10 специалисту, «локализатор» означает, в общем, 2D проекцию изображения пациента (обычно переднее/заднее рентгеновское изображение и/или боковое рентгеновское изображение). В этом способе выбранный математический фантом может иметь свой собственный эталонный набор изображений локализатора. Эталонные изображения для данного виртуального фантома выбирают соответствующими геометрии, размеру и положению этого фантома (например, руки вверх или в сторону) и могут выбирать
15 из визуализации, полученной от нескольких человек.

[0025] Затем используют методы регистрации изображений для отображения точек на изображении локализатора пациента в точках на эталонном изображении (или изображениях), связанном с виртуальным фантомом. В результате этих действий получают набор преобразований, который могут использовать для деформирования
20 виртуального фантома, чтобы тот лучше соответствовал геометрии пациента. Подобный подход включает использование эталонного набора 3D-данных (выбранных КТ-сканов) для фантома и использование методов регистрации 3D-изображений для отображения точек на КТ-скане данного пациента в точках на эталонных КТ-сканах, связанных с данным фантомом.

[0026] Аналогичным образом, для идентификации 3D-объема в КТ-скане, соответствующего интересующим органам, тканям или структурам в КТ-скане пациента, могут использовать сегментацию изображений. 3D-объем может быть окном или более
25 точным 3D-объемом, считающимся как представляющий орган, и т.д. После идентификации могут определять смещение между положением органа в фантоме и соответствующим положением в КТ-скане пациента. Вместо использования отдельных точек изображения (как в методах регистрации 2D/3D изображений) метод сегментации изображений основывается на использовании больших 3D-объемов из КТ-изображения как точек данных для определения преобразования из виртуального фантома и данного
30 пациента.

[0027] В каждом из этих случаев результирующий гибридный фантом обеспечивает намного более точное математическое представление конкретного пациента для использования в моделировании дозы, чем одни неизменные фантомы. После того как преобразования определены, гибридный виртуальный фантом могут использовать для имитационного моделирования данной КТ-процедуры для пациента. Например,
40 для оценки поглощенной органом дозы для виртуального фантома разработаны хорошо известные методы моделирования Монте-Карло. В этих методах моделирования используют виртуальный фантом (преобразованный относительно к данному пациенту) вместе с рядом настроек, связанных с моделью КТ-сканера и процедурой компьютерной томографии, которую необходимо выполнить, чтобы рассчитать точные оценки
45 поглощенной органом дозы. Например, КТ-сканер могут моделировать, используя кВп, т.е., пиковое анодное напряжение, угол мишени генератора рентгеновского излучения, угол веерного пучка, коллимация, толщина среза, расстояние от фокуса до оси, плоские фильтры (материал и толщина) и фильтры формирования луча (материал

и геометрия). Естественно, эти (и другие параметры) могут выбирать при доступности или при необходимости, чтобы отвечать потребностям каждого конкретного случая.

[0028] Следует, однако, отметить, что оценка поглощенной органом дозы с использованием моделирования по методу Монте-Карло может потребовать много времени на расчеты - намного дольше, чем требуется для выполнения фактического КТ-сканирования. Учитывая высокий коэффициент использования сканирующих систем КТ во многих центрах визуализации, в случаях, если оценка суммарной кумулятивной дозы не должна превышать предписанный максимум, эта задержка просто недопустима. Даже у случаях, если до выполнения данной процедуры эта оценка не используется, если только оценки дозы пациента нельзя определить за время относительно такого же порядка, что и требуется для выполнения процедуры, то ведение учета оценки дозы для данной сканирующей системы становится весьма затруднительным, поскольку моделирования будут просто длиться все дольше и дольше выполняемых операций сканирования. Эта проблема нарастает в геометрической прогрессии для поставщика программного обеспечения как услуги (SaaS), поддерживающего услугу оценки дозы в «облаке» для нескольких центров визуализации.

[0029] Соответственно, в одном варианте осуществления оценки дозы пациента, определенные для данной процедуры, могут создаваться путем интерполяции между двумя (или более) ранее выполненными моделированиями. Если «близких» моделирований нет, то в очередь на выполнение полных моделирований по методу Монте-Карло могут быть добавлены данные гибридного виртуального фантома, КТ-сканнера и процедуры. Со временем большая библиотека моделирований позволяет выдавать оценки дозы в реальном времени при планировании и выполнении процедур. Это позволяет собирать данные о количествах кумулятивной дозы для данного пациента, а также соблюдать пределы кумулятивной дозы.

[0030] Кроме того, в одном варианте осуществления для выполнения оценок дозы, ведения библиотеки рассчитанных моделирований, а также для выполнения моделирований по методу Монте-Карло, может использоваться модель провайдера программного обеспечения как услуги (SaaS) или ресурсов для облачных вычислений. В этом случае провайдер КТ-скана может поставить провайдера SaaS с параметрами данной процедуры КТ. Например, для поставки провайдера SaaS с выбранным виртуальным фантомом вместе с преобразованиями, используемыми для создания гибридного фантома, моделирующего конкретного пациента и оборудование и протокол, которые должны использоваться при выполнении процедуры КТ, может использоваться клиентское программное обеспечение (или даже защищенный веб-портал) в центре визуализации. После получения провайдера услуги может выбирать из библиотеки соответствующие моделирования для интерполяции и возвращать оценку поглощенной органом пациента дозы в центр визуализации.

[0031] Важно отметить, что провайдеру SaaS не нужно получать какую-либо фактическую идентифицирующую информацию о данном индивидууме или пациенте, проходящем КТ-сканирование. Вместо этого провайдер SaaS получает лишь информацию, касающуюся виртуального фантома и системы/процедуры КТ. Как результат, операции провайдера услуг могут не требовать соблюдения требований различных законов и/или нормативно-правовых актов, связанных с конфиденциальностью персональной медицинской информации. Кроме того, предоставляя оценки дозы для нескольких центров визуализации, результирующая библиотека моделирований становится более разнообразной, в которой намного вероятней найти кандидатов для интерполяции, по сравнению с библиотекой

моделирований, созданной исключительно по результатам процедур сканирования, выполненных одним центром визуализации. Кроме того, централизация библиотеки моделирований и моделирований по методу Монте-Карло позволяет всем центрам визуализации, пользующимся услугой облачных вычислений, совместно использовать усовершенствования фантомов, механизм моделирования по методу Монте-Карло и методы интерполяции. Наконец, этот подход оставляет центру визуализации ведение информации, привязывающей кумулятивную дозу к конкретным пациентам. Позволяя фактическим данным пациента оставаться у каждого отдельного провайдера. В то же время провайдер SaaS может, естественно, связываться с центрами визуализации, используя целый ряд стандартизированных протоколов для обмена изображениями и данными, включая, например, стандарт формирования, передачи и хранения медицинских изображений (DICOM), стандарт систем хранения и передачи изображений (PACS), стандарт добровольческой организации Health Level Seven International (HL7), кода диагностики и процедур ICD-9, ICD-10 и т.д.

[0032] Дополнительно, последующее описание ведется со ссылками на варианты осуществления изобретения. Следует, однако, понимать, что конкретными описанными вариантами осуществления настоящее изобретение не ограничивается. Напротив, в пределах объема изобретения любое сочетание описанных ниже отличительных признаков и элементов, независимо от того, связаны они с разными вариантами осуществления или нет. Кроме того, хотя варианты осуществления изобретения могут достигать преимуществ над другими возможными решениями и/или над известным уровнем техники, факт достижения или недостижения конкретного преимущества данным вариантом осуществления не является ограничивающим для объема настоящего изобретения. Таким образом, описанные ниже аспекты, отличительные признаки, варианты осуществления и преимущества являются чисто иллюстративными и не рассматриваются как элементы или ограничения прилагаемой формулы изобретения за исключением четко указанного в пункте (пунктах) формулы. Подобным образом, ссылка на «изобретение» не должна истолковываться как обобщение любого патентоспособного предмета, раскрытого в настоящем описании, и не должна рассматриваться как элемент или ограничение прилагаемой формулы изобретения за исключением четко указанного в пункте (пунктах) формулы.

[0033] Как будет ясно специалисту, аспекты настоящего изобретения могут быть воплощены как система, способ или компьютерный программный продукт. Соответственно, аспекты настоящего изобретения могут принимать вид варианта осуществления, полностью представляющего собой аппаратные средства, варианта осуществления, полностью представляющего собой программное обеспечение (включая программно-аппаратные средства, резидентное программное обеспечение, микрокод и т.д.) или варианта осуществления, сочетающего аспекты аппаратных средств и программного обеспечения, все из которых далее по тексту могут, в общем, именоваться как «схема», «модуль» или «система». Кроме того, аспекты настоящего изобретения могут принимать вид компьютерного программного продукта, реализованного на одном или несколько считываемых компьютером носителях, имеющих реализованную на них считываемую компьютером управляющую программу.

[0034] Может использоваться любое сочетание одного или нескольких считываемых компьютером носителей. Считываемым компьютером носителем может быть считываемая компьютером сигнальная среда или считываемая компьютером запоминающая среда. Считываемой компьютером запоминающей средой может быть, например, среди прочих электронная, магнитная, оптическая, электромагнитная,

инфракрасная или полупроводниковая система, аппарат или устройство или любое подходящее сочетание их. Более конкретные примеры (не исчерпывающий перечень) считываемой компьютером запоминающей среды включали бы следующее:

5 электрическое соединение, имеющее один или несколько проводов, компьютерная дискета, жесткий диск, оперативное запоминающее устройство (ОЗУ), постоянное
10 запоминающее устройство (ПЗУ), стираемое программируемое постоянное запоминающее устройство (СППЗУ или флэш-память), оптоволокну, компакт-диск, предназначенный только для чтения (CD-ROM), оптическое запоминающее устройство, магнитное запоминающее устройство или любое подходящее сочетание их. В контексте
15 этого документа считываемой компьютером запоминающей средой может быть любая осязаемая среда, которая может содержать или хранить программу для использования системой, аппаратом или устройством исполнения команд или в связи с ними.

[0035] Схемы последовательности операций и блок-схемы на фигурах иллюстрируют архитектуру, функциональность и работу возможных реализаций систем, способов и
15 компьютерных программных продуктов в соответствии с различными вариантами настоящего изобретения. В этом отношении каждый блок на схеме последовательности операции или блок-схемах может представлять модуль, сегмент или часть кода, который или которая содержит одну или несколько исполняемых команд для реализации
20 оговоренной логической функции (функций). В некоторых альтернативных реализациях функции, отмеченные в блоке, могут выполняться не в том порядке, в каком они показаны на фигурах. Например, два блока, показанные последовательно, могут на самом деле исполняться практически одновременно, или эти блоки могут иногда
25 исполняться в обратном порядке в зависимости от вовлеченной функциональности. Каждый блок блок-схем и/или иллюстраций схем последовательности операций и сочетания блоков на блок-схемах и/или иллюстрациях схем последовательности операций могут реализовываться специализированными системами на основе аппаратных средств, выполняющими оговоренные функции или действия, или сочетаниями
специализированных аппаратных средств и компьютерных команд.

[0036] Варианты осуществления изобретения могут предоставляться конечным
30 пользователям через инфраструктуру для облачных вычислений. Облачные вычисления обычно относятся к предоставлению масштабируемых вычислительных ресурсов как услуги по сети. Более формально, облачные вычисления можно определить как вычислительную способность, которая обеспечивает абстракцию между вычислительным
35 ресурсом и лежащей в его основе технической архитектурой (например, серверы, запоминающие устройства, сети), обеспечивая удобный сетевой доступ по требованию к общему пулу конфигурируемых вычислительных ресурсов, которые могут быть оперативно предоставлены и освобождены с минимальными эксплуатационными затратами или обращениями к провайдеру услуг. Таким образом, облачные вычисления
40 дают пользователю доступ к виртуальным вычислительным ресурсам (например, к устройствам хранения данных, данным, приложениям и даже полным виртуализированным вычислительным системам) в «облаке», какими бы ни были лежащие в их основе физические системы (или местонахождения этих систем), используемые для предоставления этих вычислительных ресурсов.

[0037] Обычно ресурсы облачных вычислений предоставляются пользователю по
45 принципу оплаты по факту, по которому платежи начисляются пользователям только за вычислительные ресурсы, фактически используемые (например, объем памяти, потребленный пользователем, или число виртуализированных систем, реализованных пользователем). Пользователь может иметь доступ к любым ресурсам, находящимся

в облаке в любое время, и из любого места в сети Интернет. В контексте настоящего изобретения провайдер услуг может предоставлять центрам визуализации оценки дозы пациента как в прогнозном, так и отчетном ракурсах. Например, для предоставления виртуального фантома и КТ-данных провайдеру ресурсов для облачных вычислений

5 может использоваться интерфейс оценок дозы.

[0038] Схемы последовательности операций и блок-схемы на фигурах иллюстрируют архитектуру, функциональность и работу возможных реализаций систем, способов и компьютерных программных продуктов в соответствии с различными вариантами настоящего изобретения. В этом отношении каждый блок на схеме последовательности

10 операции или блок-схемах может представлять модуль, сегмент или часть кода, который или которая содержит одну или несколько исполняемых команд для реализации оговоренной логической функции (функций). Следует также отметить, что в некоторых альтернативных реализациях функции, отмеченные в блоке, могут выполняться не в том порядке, в каком они показаны на фигурах. Например, два блока, показанные

15 последовательно, могут на самом деле исполняться практически одновременно, или эти блоки могут иногда исполняться в обратном порядке в зависимости от вовлеченной функциональности. Следует также отметить, что каждый блок блок-схем и/или иллюстраций схем последовательности операций и сочетания блоков на блок-схемах и/или иллюстрациях схем последовательности операций могут реализовываться

20 специализированными системами на основе аппаратных средств, выполняющими оговоренные функции или действия, или сочетаниями специализированных аппаратных средств и компьютерных команд.

[0039] Кроме того, конкретные варианты осуществления изобретения, описанные ниже, основаны на конкретном примере сканирующей системы компьютерной

25 томографии (КТ), использующей архитектуру клиент-сервер для предоставления оценки дозы в установку визуализации. Следует, однако, понимать, что способы, описанные в настоящем документе, можно адаптировать для использования с другой технологией медицинской визуализации, основанной на воздействии на индивидуумов облучением в ограниченных дозах как части процедуры визуализации (например, сканирования

30 методом позитронной эмиссионной томографии (ПЭТ), получение обычных рентгеновских изображений, и флуороскопия и ангиография и т.д.).

[0040] Фиг. 1 иллюстрирует пример среды сканирования 100 методом компьютерной томографии и связанных вычислительных систем, предназначенных для предоставления

оценок дозы облучения пациента в соответствии с одним вариантом осуществления

35 изобретения. Как показано, среда 100 КТ-сканирования включает систему 105 КТ-сканирования, систему 125 визуализации и систему 130 оценки дозы. Кроме того, система 130 оценки дозы включает базу данных фантомов 132 и библиотеку 134 моделирований.

[0041] Как известно, КТ-сканнер 105 представляет собой устройство, используемое для бомбардировки субъекта 120 рентгеновским излучением из рентгеновского

40 источника 110. Рентгеновское излучение, излучаемое из рентгеновского источника 110, проходит через ткани, органы и структуры субъекта 120 с разным ослаблением (часть его поглощается этими тканями, органами и структурами) в зависимости от плотности и типа вещества, через которое проходит рентгеновское излучение. Датчики, расположенные в кольце 115, обнаруживают количество излучения, проходящего через

45 субъекта 120. Результирующая информация датчиков проходит в систему 125 визуализации. Система 125 визуализации представляет собой вычислительное устройство, предназначенное принимать, хранить и создавать изображения по данным датчиков, полученным из КТ-сканнера.

[0042] Система 125 визуализации позволяет оператору выполнять данную КТ-процедуру, а также принимать данные, полученные при выполнении КТ-сканирования. Например, система 125 визуализации может быть конфигурирована для «размещения по окнам» различных структур организма в зависимости от их способности блокировать рентгеновское излучение, излучаемой из рентгеновского источника 110. Изображения КТ-сканирования (часто именуемые «срезами») типично выполняются относительно аксиальной или поперечной плоскости, перпендикулярной большой оси тела. Однако КТ-сканнер 105 может позволять переформатировать данные визуализации в различных плоскостях или как объемные (3D) представления структур. После выполнения КТ-сканирования данные визуализации, сформированные КТ-сканнером 105, могут храниться, что позволяет пересматривать или оценивать результирующие изображения сканирования другими путями. В одном варианте осуществления данные визуализации могут форматироваться с использованием хорошо известного стандарта DICOM и храниться в репозитории PACS.

[0043] В одном варианте осуществления система 130 оценки дозы представляет собой вычислительную систему и программные приложения, предназначенные для оценки количества поглощенной пациентом дозы для данного пациента, проходящего данное КТ-сканирование. Следует отметить, что эта оценка может выполняться в прогнозном смысле (т.е., перед выполнением сканирования), но может выполняться и после факта.

[0044] В прогнозном случае система 130 оценки дозы может предоставлять оценку дозы пациента до выполнения КТ-сканирования. Кроме того, в одном варианте осуществления система 130 оценки дозы может быть конфигурирована для автоматического формирования и выдачи предупреждений на основании конфигурируемых пороговых значений. Критерии для формирования и выдачи предупреждения могут использовать процессор правил, который может учитывать возраст, пол, кодирование ICD9/ICD10 и другую информацию о данном пациенте или процедуре (например, оговоренный предел кумулятивной дозы). В более широком отношении пороговые величины доз могут быть достаточно гибкими для отражения любых законодательных, институциональных или медицинских требований к контролю дозы. В одном варианте осуществления результирующие оценки дозы могут храниться как часть истории болезни пациента, которая ведется центром визуализации, госпиталем или иным провайдером.

[0045] Кроме того, пороговые величины доз могут факультативно использоваться для создания отчетов о событии, направляемых соответствующим практикующим врачам. Отчеты о событии могут включать описание процедуры и любые оценки дозы, превышающие правило или пороговое значение, вместе с любой дополнительной информацией, обеспечивающей контекст для вмешательства практикующего врача или принятия решения. В одном варианте осуществления этот отчет может распечатываться/отправляться электронной почтой с использованием кастомизируемого шаблона XML.

[0046] Фантомы 132 могут представлять собой принятые математические модели частей человеческой ткани, органов, структур и т.д. Например, фантомы 132 могут представлять собой рациональную совокупность неоднородных сложнопрофильных кривых (NURBS), используемую для создания трехмерной (3D) модели человеческого тела (или его части). Альтернативно, фантомы могут быть представлены с использованием конструктивной блочной геометрии (CSG) или иного математического представления. Разные фантомы 132 могут использоваться для моделирования индивидуумов на основании возраста и пола. Однако, как уже отмечалось, виртуальная геометрия и форма тела фантома, выбранного на основании лишь возраста и/или пола

может (или может не) соответствовать размеру, форме и положениям органов реального пациента, проходящего процедуру компьютерной томографии. Соответственно, в одном варианте осуществления система 130 оценки дозы может конфигурироваться для деформирования виртуального фантома с целью лучшего моделирования конкретного пациента. Примерные варианты осуществления для деформирования виртуального фантома 122 более подробно рассмотрены ниже.

[0047] После того как фантом деформирован для моделирования конкретного индивидуума, система 130 оценки дозы может выполнять моделирование для оценки количества первого отложения прошедшей дозы в результате данной процедуры КТ-сканирования. Например, в одном варианте осуществления может выполняться моделирование по методу Монте-Карло с использованием параметров КТ-сканирования, параметров процедуры компьютерной томографии и деформированного фантома, чтобы получить оценку дозы. Однако могли бы использоваться и другие методы моделирования. Результаты данного моделирования для оценки дозы могут сохраняться в библиотеке 134 моделирований.

[0048] Например, КТ-сканнер может параметризоваться для моделирования на основании тока и напряжения рентгеновской трубки, режима КТ-сканнера, пикового анодного напряжения (кВп), угла мишени генератора рентгеновского излучения, угла веерного пучка, коллимации, толщины среза, расстояния от фокуса до оси, плоских фильтров (материал и толщина) и фильтров формирования луча (материал и геометрия). Хотя при моделировании процесса может использоваться целый ряд подходов, в одном варианте осуществления для моделирования рентгеновского спектра используются кВп, угол мишени и фильтрация, как описано в "Computation of bremsstrahlung X-ray spectra over an energy range 15 KeV to 300 KeV," W. J. Iles, Regne Unit. National Radiological Protection Board, NRPB, 1987.

[0049] Кроме того, расстояние от фокуса до оси определяет расстояние от рентгеновского источника для оси вращения, а угол веерного пучка определяет, как широко расходится луч на плоскости среза. Естественно, эти (и другие параметры) могут выбирать при доступности или при необходимости, чтобы отвечать потребностям каждого конкретного случая. Однако обычно энергетическое воздействие хранится по срезам для каждой анатомической области, определенной в фантоме. Для каждой КТ-модели может выполняться моделирование нормализации фантома CTDIvol. Эта информация о послыном энергетическом воздействии в сочетании с массами для каждой анатомической области достаточна для расчета поглощенной дозы в каждой области для данной области сканирования (используя подмножество нашего моделирования всего тела).

[0050] Следует, однако, отметить, что выполнение моделирования по методу Монте-Карло обычно требует много времени на обработку - намного дольше, чем требуется для выполнения самого КТ-сканирования. Соответственно, в одном варианте осуществления система 130 оценки дозы оценивает дозу путем интерполяции между двумя (или более) моделированиями в библиотеке 134 моделирований. Например, первую прошедшую дозу пациента можно рассчитать, используя многомерную интерполяцию по рассеянным данным существующих данных моделирования. Информация о дозе пациента уточняется по мере добавления применимых моделирований. Аналогичным образом, в библиотеку 134 моделирований могут добавляться новые модели сканнеров по мере получения измерений калибровки и спецификаций этих сканнеров.

[0051] Библиотека 134 моделирований представляет собой баз данных результатов

моделирования по методу Монте-Карло. В одном варианте осуществления библиотека 134 моделирований хранит информацию о дозе/энергетическом воздействии в набор фантомов, как поставленных, так и деформированных для отдельных пациентов, для коллекции поддерживаемых сканнеров медицинской визуализации, например, среди
 5 прочих модальности визуализации СТ, RF, ХА. В одном варианте осуществления библиотека 134 моделирований используется для просмотра и/или расчетов распределений дозы в реальном времени, учитывая параметры приобретения, описание пациента и область сканирования.

[0052] Как уже отмечалось, со временем по мере выполнения дополнительных
 10 моделирований по методу Монте-Карло библиотека 134 моделирований автоматически наращивается. Например, моделирования для выполнения могут добавляться в очередь по мере выполнения исследований с помощью КТ-сканирования. Приоритет может отдаваться моделированиям в области с редкими существующими точками данных. При этом повышается вероятность идентификации моделирований для интерполяции, т.е., улучшается «пространство» моделирований, охватываемое библиотекой 134
 15 моделирований. Аналогичным образом, большее число моделирований, имеющихся в библиотеке 134 моделирований, позволяет получить более жесткие пороговые значения для выбора моделирований для интерполяции в данном случае, что ведет к большей точности оценок доз.

[0053] Следует отметить, что хотя на фиг. 1 показана как часть среды 100 КТ-сканирования, система 130 оценки дозы (равно как и фантомы 132 и библиотека 134) может предоставляться как аутсорсинговая услуга, доступная для/из среды 100 КТ-сканирования. Например, центр визуализации может использовать клиентский интерфейс в системе 125 визуализации (например, защищенный веб-портал или выделенное
 25 клиентское приложение) для взаимодействия с внешним провайдером оценки дозы. Пример такого варианта осуществления подробнее рассмотрен ниже со ссылками на фиг. 11 и 12.

[0054] Фиг. 2 иллюстрирует пример системы 125 визуализации, используемой для получения данных КТ-сканирования и управления оценками дозы пациента в
 30 соответствии с одним вариантом осуществления. Как показано, система 125 визуализации включает без ограничения центральный процессор (ЦП) 205, сетевой интерфейс 215 интерфейса 214 системы компьютерной томографии, межсоединение 217, память 225 и хранилище 230. Кроме того, система 125 визуализации может включать интерфейс 210 устройств ввода/вывода, соединяющий устройства 212 ввода/вывода (например,
 35 клавиатуру, дисплей и мышь) с системой 125 визуализации.

[0055] ЦП 205 отыскивает, извлекает и выполняет команды программирования, хранящиеся в памяти 225. Аналогичным образом, ЦП 205 сохраняет и отыскивает и извлекает данные приложений, находящиеся в памяти 225. Межсоединение 217 обеспечивает передачу команд программирования и данных приложений между ЦП
 40 205, интерфейсом 210 устройств ввода/вывода, хранилищем 230, сетевым интерфейсом 215 и 225. ЦП 205 включен представляющим одиночный ЦП, несколько ЦП, одиночный многоядерный ЦП и т.п. Память 225 включена представляющей оперативное запоминающее устройство. Хранилище 230 может быть запоминающим устройством на диске. Хотя показано как одиночный блок, хранилище 230 может представлять собой сочетание постоянных и/или извлекаемых запоминающих устройств, таких, как
 45 дисководы, твердотельные (полупроводниковые) запоминающие устройства, сетевая система хранения данных (сетевое хранилище) (NAS) или сеть хранения данных (SAN). Кроме того, хранилище 230 (или соединения с репозиториями для хранения) может

отвечать целому ряду стандартов на хранение данных, относящихся к здравоохранению (например, репозиторий PACS).

[0056] Как показано, память 220 включает компонент 222 управления визуализацией, компонент 224 хранения изображений и интерфейс оценки дозы 226, а хранилище 235 - протоколы 232 визуализации и предупредительные пороги 234. Компонент 222 управления визуализацией соответствует программным приложениям, используемым для выполнения данной процедуры КТ-сканирования, как оговорено одним из протоколов 232 визуализации. Протоколы 232 визуализации обычно указывают положение, время и продолжительность для выполнения конкретной процедуры КТ-сканирования с использованием конкретной модальности сканирования. Компонент 224 хранения изображений представляет собой программное обеспечение, конфигурированное для хранения изображений и КТ-данных, полученных при выполнении данной процедуры компьютерной томографии, или взаимодействующее с соответствующим репозиторием для хранения этих изображений и данных. Например, данные КТ-сканирования посылаются по соединению TCP/IP (через сетевой интерфейс) в репозиторий PACS и из него.

[0057] Интерфейс 226 оценки дозы представляет собой программные компоненты, конфигурированные для сопряжения с системой 130 оценки дозы для получения оценки дозы пациента, которая может стать результатом конкретной процедуры КТ-сканирования. Как отмечалось, в одном варианте осуществления интерфейс 226 оценки дозы может взаимодействовать с системами, локальными по отношению к среде сканирования методом компьютерной томографии. Однако в одном альтернативном варианте осуществления интерфейс 226 оценки дозы может взаимодействовать с провайдером услуги в сети. В этом случае интерфейс 226 оценки дозы может посылать запросы на оценки дозы пациента провайдеру услуги в сети. Кроме того, в этом запросе могут указываться фантом, преобразования этого фантом и сканирующее оборудование КТ и протоколы, соблюдаемые для данного сканирования для визуализации. В любом случае при использовании в прогнозном смысле (т.е., до выполнения процедуры), оценка дозы пациента может сопоставляться с предупредительными порогами и правилами для определения, следует ли давать какие-либо предупреждения до выполнения данной процедуры (например, предупреждение, указывающее, что данная процедура приведет (или вероятно приведет) к превышению предела кумулятивной дозы для данного пациента, органа или части тела и т.д.

[0058] Фиг. 3 иллюстрирует пример системы 130 оценки дозы, используемой для оценки и отслеживания кумулятивной дозы пациента в соответствии с одним вариантом осуществления. Как показано, система 130 оценки дозы включает без ограничения центральный процессор (ЦП) 305, сетевой интерфейс 315, межсоединение 320, память 325 и хранилище 330. Кроме того, система 130 оценки дозы может включать интерфейс 310 устройств ввода/вывода, соединяющий устройства 312 ввода/вывода (например, клавиатуру, дисплей и мышь) с системой 130 оценки дозы.

[0059] Подобно ЦП 205, ЦП 305 включен представляющим одиночный ЦП, несколько ЦП, одиночный многоядерный ЦП и т.п., а память 325 включена представляющей оперативное запоминающее устройство. Межсоединение 317 используется для передачи команд программирования и данных приложений между ЦП 305, интерфейсом 310 устройств ввода/вывода, хранилищем 330, сетевым интерфейсом 315 и памятью 325. Сетевой интерфейс 315 конфигурирован для передачи данных по сети связи, например, для приема запросов из системы визуализации на оценку дозы. Хранилище 330, такое, как жесткий диск или твердотельное (полупроводниковое) запоминающее устройство,

может хранить нестираемые данные.

[0060] Как показано, память 320 включает инструмент 321 оценки дозы, который представляет собой набор компонентов программного обеспечения. Иллюстративно, инструмент 321 оценки дозы включает компонент 322 моделирования по методу Монте-Карло, компонент 324 выбора моделирования, компонент 326 регистрации/сегментации изображений и компонент 328 интерполяции дозы. Хранилище 330 содержит данные 332 фантомов, протоколы 334 КТ-визуализации и библиотеку 336 моделирований.

[0061] Компонент 322 моделирования по методу Монте-Карло конфигурирован для оценки дозы облучения пациента на основании моделирования с использованием данных 332 фантомов и конкретного комплекта оборудования КТ-визуализации и оговоренного протокола 334 визуализации. Как отмечалось, в одном варианте осуществления данные 332 фантомов могут быть деформированы или иным образом преобразованы, чтобы лучше соответствовать физическим характеристикам данного пациента.

[0062] Компонент 326 регистрации/сегментации изображений может быть конфигурированным для определения набора преобразований для деформирования данных 332 фантомов до выполнения моделирования по методу Монте-Карло с использованием этого фантома. Например, компонент 326 регистрации/сегментации изображений может оценивать эталонное изображение или изображение локализатора, связанное с фантомом, вместе с предварительным изображением локализатора пациента с использованием методов регистрации изображений. Регистрация изображений - это процесс выставления двух изображений в общую систему координат. Алгоритм регистрации изображений определяет набор преобразований для установления соответствия между этими двумя изображениями. После того как преобразования между предварительным изображением пациента и эталонным изображением фантома определены, те же преобразования могут использоваться и для деформирования фантома. Эти деформации могут масштабировать, переносить и поворачивать геометрию виртуального фантома для соответствия пациенту.

[0063] В другом варианте осуществления для идентификации размера и относительного положения органов, тканей и анатомических структур пациента используется сегментация изображений. В этом случае имеющиеся данные КТ-сканирования для пациента могут сегментироваться для идентификации геометрических объемов, которые считаются соответствующими органу (или иной интересующей структуре). Например, в одном варианте осуществления сегментация изображений может использоваться для идентификации органа, которое считается содержащим конкретный орган или структуру. Для предоставления более определенной 3D-объемной области, соответствующей органу или структуре, могут использоваться и другие методы сегментации. После идентификации эта информация используется для смещения геометрии соответствующего органа (или интересующей структуры) в виртуальном фантоме.

[0064] Следует отметить, что хотя показан в одном варианте осуществления как часть системы 130 оценки дозы, компонент 326 регистрации/сегментации изображений является частью системы 125 визуализации или иначе частью вычислительной инфраструктуры в центре визуализации. Это позволяет провайдеру, предоставляющему услугу оценки дозы, получать преобразования для деформации данного виртуального фантома без получения при этом и какой-либо информации, которую можно было бы использовать для идентификации пациента, проходящего КТ-сканирование в центре визуализации. Этот подход может упростить (или исключить) некоторые правовые или регулятивные требования, связанные с субъектами, обрабатывающими защищенную

медицинскую информацию или медицинскую документацию.

[0065] После завершения моделирования по методу Монте-Карло полученные в результате оценки дозы пациента вместе с параметрами, переданными в компонент 322 моделирования, хранятся в библиотеке 335 моделирований. В свою очередь компонент 328 интерполяции дозы используется для определения оценки дозы пациента по моделированиям в библиотеке 335 моделирований без выполнения полного моделирования по методу Монте-Карло. С этой целью компонент 324 выбора моделирования может сравнивать параметры КТ-сканирования, оборудование, использованное для выполнения КТ-сканирования, и фантом, деформированный для представления конкретного индивидуума. Эта информация используется для идентификации набора из двух или более моделирований для интерполяции. Хотя может использоваться целый ряд подходов, в одном варианте осуществления для сравнения деформированного фантома, процедуры КТ-сканирования и оборудования КТ с таковыми в библиотеке 335 моделирований компонент 324 выбора моделирования может показывать расстояние. В одном варианте осуществления для интерполяции выбираются лучшие 2 (или лучшие N) выбора. Альтернативно, для интерполяции выбираются любые моделирования с показателем общего подобия в пределах оговоренного порога. В этом случае путем настройки порогов более или менее моделирования используются для интерполяции.

[0066] С учетом набора параметров, описывающих сканнер и пациента для исследования (пиковое анодное напряжение, угол мишени, наклон, высота, масса гентри и т.д.), система позволяет устанавливать кастомизируемые допуски для каждой переменной (например, фактическое пиковое анодное напряжение находится в пределах 10 кВ моделирования). При поиске моделирований в расчет будут включаться только моделирования в пределах допуска для всех данных параметров. В одном варианте осуществления результаты моделирования могут интерполироваться с помощью известного метода Шепарда. Стандартное отклонение во множестве результатов моделирования используется как показатель неопределенности (например, для множества из 5 использованных моделирований поглощенная доза в молочных железах имеет стандартное отклонение 0,2 мЗв, а поглощенная доза в печени имеет стандартное отклонение 0,15 мЗв).

[0067] Фиг. 4 иллюстрирует способ 400 создания подходящей модели для оценки дозы облучения пациента в результате КТ-сканирования в соответствии с одним вариантом осуществления. В частности, способ 400 иллюстрирует примерный вариант осуществления, в котором для деформации виртуального фантома используют методы регистрации изображений. Как показано, способ 400 начинается на стадии 405, на которой инструментом оценки дозы выбирают виртуальный фантом с предварительно отображенными изображениями локализатора. Как отмечалось, виртуальный фантом могут выбирать по возрасту и полу индивидуума, проходящего данную процедуру КТ-сканирования. На стадии 410 инструментом оценки дозы получают предварительное изображение индивидуума, для которого выполняют оценку дозы. Предварительное изображение представляет собой 2D проекцию изображения индивидуума, такую, как переднее/заднее и/или боковое предварительное изображение, снятое сканирующей системой компьютерной томографии до выполнения полной процедуры КТ-сканирования. Альтернативно, предварительным изображением мог бы быть 3D-объем индивидуума, полученный как часть предыдущей процедуры КТ-сканирования. На стадии 415, получают предварительно отображенные изображения локализатора, соответствующие использованию для деформации выбранного виртуального фантома.

Предварительно отображенные изображения могут выбирать, исходя из соответствующих областей, подлежащих сканированию. Например, для пациента, который будет проходить (или который прошел) КТ-сканирование грудной клетки, выбранное эталонное изображение может показывать эту область индивидуума с геометрией тела, близко соответствующей виртуальному фантому.

[0068] Фиг. 5А иллюстрирует пример изображение, представляющее деформируемый фантом в соответствии с одним вариантом осуществления. Как показано, изображение 500 представляет собой передний/задний вид 501 и боковой вид 502 виртуального фантома. Как показано на видах 501 и 502, геометрия этого фантома включает костную структуру, представляющую ребра 505, позвоночник 515 и ноги 522. Кроме того, виды 501 и 502 включают геометрию, представляющую органы, включая брюшной отдел 510 и почку 515. Виртуальный фантом (показанный на видах 501 и 502), обеспечивает грубую аппроксимацию размера, формы и положения человеческих органов, тканей и структур.

[0069] Хотя и несомненно являющиеся грубой аппроксимацией действительной анатомии человека, виртуальные фантомы общеприняты как обеспечивающие достаточно точные оценки поглощения дозы. Фиг. 5В иллюстрирует пример 2D-эталонное изображение части человеческого тела, соответствующее фантому, показанному на фиг. 5А, в соответствии с одним вариантом осуществления. Как показано, относительные положения, размер, форма костей, тканей, органов на эталонном изображении хорошо согласуется с соответствующими положениями у виртуального фантома.

[0070] Вернемся снова к способу 400. На стадии 420 инструментом оценки дозы выполняют процесс регистрации изображений для определения преобразования между предварительными изображениями пациента и эталонными изображениями, используемыми для представления виртуального фантома. Результатом регистрации изображений является отображение из точек на 2D предварительном локализаторе в точки на эталонном изображении (или наоборот). Аналогичным образом, в случаях 3D предварительного изображения пациента (т.е., текущий или прежний КТ-скан), по методам регистрации 3D-изображений могут отображать точки между 3D предварительным изображением пациента и точками на эталонном изображении, соответствующем фантому, в 3D-координатном пространстве.

[0071] На стадии 425 то же преобразование используют для деформации геометрии, представляющей виртуальный фантом. При деформации виртуального фантома с использованием преобразований, полученных из процесса регистрации изображений, размер, форма и положения органов, представленные геометрией виртуального фантома, точнее соответствуют геометрии действительного пациента. Например, выполнение процесса регистрации изображений, используя эталонное изображение, показанное на фиг. 5В, и предварительный локализатор пациента, предоставляют преобразование, которое можно использовать для деформации виртуального фантома, показанного на фиг. 5А. Деформированный виртуальный фантом можно использовать для оценки поглощенной органом дозы в результате данной процедуры КТ-сканирования (либо до выполнения этой процедуры, либо после). То есть, оценки дозы, полученные путем моделирования по методу Монте-Карло, привязаны к пациенту, а также более точны и более состоятельны при использовании для оценки дозы пациента по нескольким сканам.

[0072] Фиг. 6 иллюстрирует еще один способ создания подходящей модели для оценки дозы облучения пациента в результате КТ-сканирования в соответствии с одним

вариантом осуществления. В частности, способ 600 иллюстрирует примерный вариант осуществления, в котором для деформации виртуального фантома используют методы сегментации изображений. Подобно способу 400, способ 600 начинается со стадии, на которой инструментом оценки дозы выбирают фантом для деформации, например, по 5 возрасту и полу пациента (стадия 605). Однако вместо извлечения локализаторов 2D изображения пациента, инструментом оценки дозы принимают 3D-объем сканирования некоторой части пациента (на стадии 610), например, КТ-скан из предыдущей компьютерной томографии грудной клетки и брюшного отдела. После получения 10 используют сегментацию изображений для идентификации тканей, органов, структур или иных опознавательных точек в объеме изображения (стадия 615). Хотя можно использовать целый ряд имеющихся методов сегментации, в одном варианте осуществления сегментация изображений представляет собой минимальное окно, окружающее каждый идентифицированный орган или структуру.

[0073] На стадии 620 инструментом оценки дозы подгоняют органы и другие 15 анатомические ориентиры (например, положение кости), идентифицированные при сегментации КТ-сканов, под соответствующие ориентиры в виртуальном фантоме. Например, фиг. 7 иллюстрирует примерный срез, полученный КТ-сканированием, наложенный на соответствующий срез виртуального фантома, в соответствии с одним 20 вариантом осуществления. В этом примере срез 700 виртуального фантома включает линию 702, представляющую объем, ограниченный фантомом, вместе с частями среза, соответствующими сердцу 701, легкому 703, позвоночнику 704 и плечевой кости 705. Однако местонахождение и положение органов сердца и легких у виртуального фантома не точно соответствует положению этих органов, как показано на КТ-скане. Например, 25 область открытого пространства легких (в 706) не соответствует размеру или положению легких 702 у фантома. Аналогичным образом, ограничивающая линия 702 фантома точно не соответствует пациенту. Следовательно, использование этого фантома для оценки дозы дает в результате намного большее поглощение дозы, чем на самом деле, поскольку фантом не учитывает большие количества жировых тканей у этого пациента.

[0074] В то же время другие ориентиры фантома хорошо подходят пациенту. 30 Например, позвоночник и руки у фантома (позвоночник 704 и плечевая кость 705) и на КТ-скане в целом соответствуют. Соответственно, на стадии 625 системой оценки дозы определяют 3D-карту смещения, основанную на совпадающих анатомических или структурных ориентирах.

[0075] Например, на фиг. 7 срез 700 фантома показывает неизменный или 35 недеформированный фантом, а срез 710 фантома - срез того же фантома после смещения по способу на фиг. 6 (или после деформации по методу регистрации изображений в соответствии со способом на фиг. 4).

[0076] Как показано на срезе 710 фантома, после деформации с использованием идентифицированных объемов органов и смещения конкретного пациента 40 ограничительная линия 702' теперь точнее соответствует контурам на КТ-скане пациента, а легкие 703' и сердце 701' фантома смещены, чтобы лучше отражать положение этих органов на скане. В то же время другие анатомические ориентиры, такие, как позвоночник и плечевая кость, остаются в том же общем положении. Фантом, показанный на срезе 700, на срезе 720 показан наложенным на соответствующий срез 45 КТ-скана пациента. Аналогичным образом, на срезе 730 деформированный фантом, показанный на срезе 710, показан наложенным на соответствующий срез КТ-скана пациента.

[0077] Обращаясь снова к фиг. 6, на стадии 630 инструментом оценки дозы создают

растеризированное 3D-представление смещенных органов, тканей и структур виртуального фантома. Как уже отмечалось, виртуальный фантом может описываться рациональной совокупностью последовательных неоднородных сложнопрофильных кривых (NURBS), а данные КТ-сканирования обычно представлены как ряд значений элементов раstra в 3D пространстве, именуемых как «вокселями» (voxel - сокращенно от «volume element» - объемный элемент). Воксели являются аналогами пикселей для трехмерного пространства. Существует целый ряд известных методов «вокселизации» набора данных NURBS или конструктивной блочной геометрии (CSG). С их помощью геометрическое или математическое представление данных NURBS или CSG преобразуют в 3D-матрицу воксельных значений. В одном варианте осуществления выполняют стадию 630 (стадию вокселизации) во избежание прерывностей, которые часто являются проблемой при моделированиях по методу Монте-Карло у математических фантомом (на основании NURB или CSG). Кроме того, воксельные модели хорошо подходят к вычислительным методам на основании графического процессора, тем самым повышая скорость вычислений.

[0078] После того как растеризованный фантом создан, его можно использовать для оценки поглощенной органом дозы вследствие данной процедуры компьютерной томографии (до выполнения этой процедуры или после этого). Подобно методам сегментации изображений, оценки дозы, проведенные с использованием фантома, деформированного по методу сегментации, привязывают к пациенту, получая в результате более точные и более состоятельные оценки доз как для отдельных, так и нескольких сканирований.

[0079] Фиг. 8 иллюстрирует пример поперечного среза фантома, наложенного на соответствующий поперечный срез КТ пациента, в соответствии с одним вариантом осуществления. В этом примере поперечный вид 800 соответствует виду 710 на фиг. 7, а поперечный вид 850 соответствует виду 730 на фиг. 7. Поперечный вид создан путем объединения (наложения) линейного сечения отдельных срезов для создания продольного изображения. Как показано, поперечные виды 800 и 805 представляют собой вид в полную длину, включая компоненты, не присутствующие в наложенном КТ-изображении пациента, например, головной мозг 801 и почка 802. Как показано на виде 800, граница 810 виртуального фантома точно не соответствует контуру пациента (т.е., размеру тела, ограниченному кожей пациента). Однако на виде 850 граница 815 фантома смещена, чтобы лучше соответствовать данным эталонного КТ-скана этого пациента. Аналогичным образом, могут быть смещены и внутренние органы, структуры и другие ткани.

[0080] Важно отметить, что этот пример иллюстрирует, что смещение может происходить для элементов виртуального фантома, не являющихся частью данных КТ-скана пациента. Например, почка 802 могла быть смещенной перемещением других органов, для которых данные КТ-скана имеются, как показано смещенным положением почки 802' на виде 850. Кроме того, этот пример иллюстрирует, что для оценки дозы пациента виртуальный фантом необходим, даже если имеются данные КТ-скана, поскольку, хотя КТ-сканирование в этом примере ограничивалось грудной клеткой и брюшным отделом, рассеяние рентгеновского излучения приведет к некоторому поглощению головным мозгом, почками и другими органами и тканями этого пациента. Иными словами, виртуальный фантом необходим для оценки поглощения дозы для органов, не отображаемых как часть данного КТ-скана или процедуры.

[0081] Фиг. 9 иллюстрирует еще один пример сегментации изображений при компьютерной томографии и смещения объема органов для фантома в соответствии

с одним вариантом осуществления. В этом примере КТ-объем 900, соответствующий визуализации, включает набор окон, представляющих сегментированное положение изображения для целого ряда органов, например, печени 905, желчного пузыря 910 и правого надпочечника 915. Кроме того, в объеме 900 показаны стрелки, представляющие
5 смещение этих органов на основании сегментации изображений данных КТ-сканирования. В этом конкретном примере печень 905 смещена вниз и вправо, желчный пузырь 910 смещен вверх в положение перед печенью 905, а правый надпочечник 915 перемещен вверх и влево в пространство, которое прежде занимала печень 905. Кроме того, в этом примере органы представлены окнами и смещены на основании
10 геометрического центра. Однако в одном альтернативном варианте осуществления сегментация изображений (для фантома или данных КТ-визуализации пациента) может обеспечить более точный геометрический объем, представляющий элемент органа, ткани или структуры тела. В этом случае смещение могло бы основываться на центре масс органа, например, если центр масс печени локализован в одну сторону на основании
15 массы или по другому методу, учитывающему топологию объема данного органа.

[0082] Как проиллюстрировано в этом примере, смещение одного органа (например, печени 905) у фантома, исходя из его соответствующего положения на эталонном КТ-скане, может потребовать в результате смещения других органов (например, желчного пузыря 910 и правого надпочечника 915). Это связано с тем, что два органа просто не
20 должны занимать один и тот же физический объем, если для выполнения анализа оценки дозы используется фантом. Соответственно, в одном варианте осуществления инструментом оценки дозы могут смещать органы, ткани или структуры до достижения «установившегося состояния».

[0083] Следует отметить, что для деформации виртуального фантома примерные
25 варианты осуществления, проиллюстрированные на фиг. 4 и 6, могут использоваться отдельно или в сочетании друг с другом. Конкретный выбранный подход или сочетание подходов могут подстраиваться с таким расчетом, чтобы отвечать потребностям в каждом конкретном случае, исходя из имеющихся фантомов, отображенных 2D и/или 3D эталонных изображений, а также из наличия и типа предварительных изображений
30 локализатора и/или предыдущих данных КТ-сканирования для данного пациента.

[0084] В одном варианте осуществления провайдер ресурсов для облачных вычислений моделирует централизованные системы, используемые для выполнения оценок доз, ведет библиотеку вычисленных моделирований, а также выполняет
35 моделирования по методу Монте-Карло для наращивания библиотеки моделирований новыми случаями. Например, фиг. 10 иллюстрирует способ 1000 для услуги оценки дозы для предоставления оценок дозы пациента нескольким провайдерам КТ-сканов.

[0001] [0085] Как показано, способ 1000 начинается на стадии 1005, на которой услугой оценки дозы получают фантом (или ссылку на фантом) вместе с преобразованиями регистрации 2D или 3D-изображений или полем 3D-объемного
40 смещения и вокселизацией фантома. В одном альтернативном варианте осуществления услугой оценки дозы могут принимать данные, описывающие деформированный фантом, такой, как преобразованная NURBS в результате процесса регистрации 2D или 3D-изображений или методов смещения поля КТ, описанных выше.

[0086] На стадии 1010 услугой оценки дозы получают параметры сканирующей
45 системы компьютерной томографии и план визуализации для выполненного (или подлежащего выполнению) КТ-сканирования на пациенте. После того как параметры пациента, сканирующее оборудование и провайдер КТ-скана приняты, услугой оценки дозы в библиотеке могут идентифицировать два (или более) моделирования,

соответствующие преобразованному фантому, параметрам сканирующей системы компьютерной томографии и плану визуализации (стадия 1015). Провайдер может устанавливать кастомизируемые допуски, устанавливаемые для каждой переменной (например, фактическое пиковое анодное напряжение находится в пределах 10 кВ моделирования). При дальнейшей оценке моделирований в расчет будут включаться только моделирования в пределах допуска для всех (или оговоренного множества) данных параметров. В одном варианте осуществления результаты моделирования могут интерполироваться с помощью известного метода Шепарда. Стандартное отклонение во множестве результатов моделирования используется как показатель неопределенности (например, для множества из 5 использованных моделирований поглощенная доза в молочных железах имеет стандартное отклонение 0,2 мЗв, а поглощенная доза в печени имеет стандартное отклонение 0,15 мЗв).

[0087] На стадии 1020 услугой оценки дозы определяют, находятся ли соответствующие моделирования, идентифицированные на стадии 1015, в пределах параметра допуска (или отвечают другим порогам или критериям). Если нет, фантом (и/или деформации/преобразования) и принятые параметры добавляют в очередь сценариев пациента/сканнера/плана изображения на моделирование (стадия 1025). Как отмечалось, при моделировании могут использовать методы моделирование Монте-Карло для определения оценок поглощенной органом дозы, привязанных как к отдельному пациенту (на основании деформированного фантома), так и конкретному центру визуализации (на основании данных о КТ-сканнере и данных калибровки/настройки).

[0088] Однако по мере того, как библиотека моделирований провайдера SaaS растет, большинство запросов должны идентифицировать набор моделирований для интерполяции. На стадии 1030, услугой оценки дозы выполняют многомерную интерполяцию по рассеянным данным, используя соответствующие моделирования, идентифицированные на стадии 1015, для оценки поглощенной органом дозы для конкретного пациента и соответствующей процедуры КТ-сканирования. Следует отметить, что этот анализ может выполняться намного быстрее, чем полное моделирование по методу Монте-Карло, позволяя оценкам дозы не отставать от последовательности процедур, выполняемых в данном центре (или центрах) визуализации, а также представляться одновременно с данной процедурой (например, для обеспечения, что пределы кумулятивной дозы не превышены). В одном варианте осуществления метод многомерной интерполяции по рассеянным данным, используемый в настоящее время, называется «методом Шепарда». Примеры этого метода описаны в Shepard, Donald (1968). "A two-dimensional interpolation function for irregularly-spaced data". Proceedings of 1968 ACM National Conference, pp. 517-524.

[0089] На стадии 1035, после того как процесс интерполяции завершен, оценки дозы возвращают в запрашивающую систему (например, клиентская программа оценки дозы, выполняемая в вычислительной системе в центре визуализации). У клиента система управления дозами отслеживает эквивалентную дозу органа пациента, эффективную дозу, индекс дозы при компьютерной томографии (CTDI), произведение дозы на длительность (DLP), произведение дозы на площадь (DAP) до уровня исследования. Кроме того, эту информацию подытоживают для кумулятивного отслеживания эквивалентной дозы органа, эффективной дозы, CTDI, DLP, DAP для истории данного пациента. Дальнейшее агрегирование этой информации используют для учрежденческого представления эквивалентной дозы органа на душу, эффективной дозы пациента, CTDI, DLP и DAP. Таким образом, услуга оценки дозы может предоставлять центру

визуализации целый ряд. [incomplete sentence] Эта же информация доступна центру визуализации, использующему локальный вариант системы оценки дозы.

5 [0090] Фиг. 11 иллюстрирует примерную вычислительную инфраструктуру 1100 для системы услуги оценки дозы пациента, конфигурированную для поддержки нескольких провайдеров КТ-сканирования, в соответствии с одним вариантом осуществления. Как
показано, провайдер ресурсов для облачных вычислений 1125, содержащий услугу
оценки дозы 1130, принимает запросы на оценки дозы посетителю 1120 от центров
визуализации 1105₁₋₂. В каждом центре визуализации 1105 для оказания услуг по
визуализации для пациентов используется система компьютерной томографии 1110.
10 Клиент визуализации/дозы 1115 сообщается с услугой оценки дозы 1130, чтобы
запрашивать и получать оценки дозы пациента, причем оценки дозы основываются на
процедуре и пациенте. Как уже отмечалось, запрос может включать параметры
процедуры компьютерной томографии, сканирующего оборудования и модальности
и деформированного фантома (или преобразования, использованные для деформации
15 фантома), исходя из морфологии тела конкретного пациента.

[0091] В услуге оценки дозы 1130 библиотека моделирований 1135 используется,
чтобы выбрать моделирования для интерполяции величины дозы пациента, используя
данные в запросе и модулей КТ-сканнера и процедур (показанные на фиг. 1 как данные
фантома/системы компьютерной томографии 1140). Если подходящих кандидатов-
20 моделирований для интерполяции нет, услуга 1130 может добавить запрос в очередь
моделирований на выполнение. Затем в ответ на запрос выполняется моделирование
по методу Монте-Карло, предоставляющее как оценку дозы пациента для данного
пациента и процедуры визуализации, так и новую точку данных моделирования для
добавления в библиотеку 1125.

25 [0092] Преимущественно, варианты осуществления изобретения обеспечивают целый
ряд методик оценки доз облучения, основанных на методах КТ-визуализации (и иной)
рентгеновской визуализации. Как уже описывалось, методы регистрации изображений
и/или методы сегментации изображений могут использоваться для создания гибридного
фантома, которые точнее соответствует размеру и форме тела индивидуума. При этом
30 повышается точность оценок дозы, определенных путем моделирования. То есть,
результатирующий гибридный фантом обеспечивает намного более точное математическое
представление конкретного пациента для использования при моделировании дозы, чем
одни неизменные фантомы.

[0093] После того преобразования определены, гибридный виртуальный фантом
35 может использоваться для моделирования данной процедуры компьютерной томографии
для пациента. Например, для оценки поглощенной органом дозы для виртуального
фантома могут использоваться методы моделирование Монте-Карло. В этих методах
моделирования для того чтобы рассчитать точные оценки поглощенной органом дозы,
используют виртуальный фантом (преобразованный относительно с данным
40 пациентом) вместе с рядом параметров, связанных с моделью КТ-сканнера и
выполняемой процедурой. Следует, однако, отметить, что оценка поглощенной органом
дозы с использованием моделирования по методу Монте-Карло может потребовать
много времени на расчеты - намного дольше, чем требуется для выполнения
фактического КТ-сканирования. Соответственно, в одном варианте осуществления
45 оценки дозы пациента, определенные для данной процедуры, могут получать путем
интерполяции между двумя (или более) ранее выполненными моделированиями. Если
«близких» моделирований нет, то в очередь на выполнение полных моделирований по
методу Монте-Карло могут быть добавлены данные гибридного виртуального фантома,

КТ-сканнера и процедуры. Со временем большая библиотека моделирований позволяет выдавать оценки дозы в реальном времени при планировании и выполнении процедур. Это позволяет собирать данные о количествах кумулятивной дозы для данного пациента, а также соблюдать пределы кумулятивной дозы. Кроме того, в одном варианте осуществления услуга оценки дозы на сервере провайдера SaaS предоставляется несколькими центрами визуализации. В этом случае провайдер услуги может иметь устойчивую библиотеку моделирований для использования при интерпретации оценок доз для провайдеров визуализации.

[0094] Выше описаны некоторые варианты осуществления настоящего изобретения, но возможны и другие варианты осуществления изобретения в пределах объема изобретения, определенного прилагаемой формулой изобретения.

(57) Формула изобретения

1. Реализуемый с помощью компьютерной техники способ создания модели визуализации, соответствующей первому индивидууму, причем способ включает: выбор первоначального математического фантома для первого индивидуума, проходящего томографическое сканирование, причем выбор основывается на возрасте и поле первого индивидуума;

выбор эталонного набора изображений локализатора из изображений, полученных от нескольких индивидуумов, причем выбор основан на подобии геометрии тела, размера и положения в отношении первоначального математического фантома;

получение одного или нескольких предварительных изображений первого индивидуума;

определение преобразования по меньшей мере между одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума; и

деформирование первоначального математического фантома на основании преобразования, причем деформированный математический фантом, полученный преобразованием, обладает лучшим подобием с размером, формой и положениями органов первого индивидуума, чем первоначальный математический фантом.

2. Способ по п. 1, в котором томографическое сканирование представляет собой сканирование методом компьютерной томографии (КТ), проводимое с помощью сканирующего устройства компьютерной томографии.

3. Способ по п. 1, который дополнительно включает выбор по меньшей мере одного из изображений локализатора, основанный на его подобии с первоначальным математическим фантомом в регионе, показанном в томографическом сканировании, полученном от первого индивидуума,

причем преобразование определяют между выбранным(и) изображением(ями) локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений индивидуума.

4. Способ по п. 2, в котором получение одного или нескольких предварительных изображений индивидуума включает:

сбор данных, используя сканирующее устройство компьютерной томографии и до проведения КТ-сканирования, двухмерной (2D) проекции первого индивидуума.

5. Способ по п. 2, который дополнительно включает:

получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство компьютерной томографии, используемое для выполнения КТ-сканирования первого индивидуума;

обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных

моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

5 просмотр, на основании оценки, одного из множества ранее выполненных моделирований в библиотеке моделирований, имеющей набор параметров, который соответствует деформированному математическому фантому и полученному набору параметров в пределах оговоренного показателя допуска; и

10 определение оценки дозы облучения, связанной с одним из множества ранее выполненных моделирований, просмотренной в библиотеке моделирований, в качестве дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом.

6. Способ по п. 5, в котором оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

15 7. Способ по п. 1, в котором определение преобразования между по меньшей мере одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума включает выполнение процесса регистрации изображений, отображая множество точек на одном из изображений локализатора на соответствующем множестве точек одного из предварительных изображений первого
20 индивидуума.

8. Способ по п. 5, который дополнительно включает хранение набора параметров и оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, в библиотеке моделирования.

9. Способ по п. 1, в котором первоначальный математический фантом включает
25 рациональную совокупность неоднородных сложнопрофильных кривых (NURBS).

10. Реализуемый с помощью компьютерной техники способ создания модели визуализации, соответствующей индивидууму, причем способ включает:

30 выбор первоначального математического фантома для индивидуума, проходящего процедуру сканирования методом компьютерной томографии (КТ) с помощью сканирующего устройства компьютерной томографии;

осуществление сегментирования эталонного КТ-скана, связанного с индивидуумом, для идентификации трехмерного (3D) объема множества анатомических ориентиров индивидуума, присутствующих на эталонном КТ-скане;

35 определение по меньшей мере для одного из множества анатомических ориентиров центроида соответствующего 3D-объема;

сопоставление одного или нескольких идентифицированных анатомических ориентиров в сегментированном эталонном КТ-скане с соответствующими анатомическими ориентирами у первоначального математического фантома; и

40 деформацию первоначального математического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров, причем деформация первоначального математического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров включает:

45 определение трехмерной (3D) карты смещения представляющей собой смещение от по меньшей мере одного центроида идентифицированных анатомических ориентиров до центроидов соответствующих анатомических ориентиров первоначального математического фантома;

вокселизацию первоначального математического фантома; и

преобразовывание вокселизированного первичного математического фантома для

соответствия 3D-полю смещения.

11. Способ по п. 10, который дополнительно включает:

получение набора параметров, описывающих КТ-сканирование и сканирующее устройство компьютерной томографии, используемое для выполнения КТ-сканирования;

5 моделирование КТ-сканирования, используя деформированный математический фантом и полученный набор параметров; и

оценку, на основании моделирования, количества облучения, поглощенного индивидуумом в результате выполнения томографического сканирования.

12. Способ по п. 10, в котором два или несколько соответствующих анатомических ориентиров первоначального математического фантома определены как 10 перекрывающиеся на один и тот же физический объем в преобразованном, вокселизованном первичном математическом фантоме, причем способ дополнительно включает:

итерационно замещают по меньшей мере один или несколько анатомических

15 ориентиров, которые перекрываются на один и тот же физический объем, до того пока два или несколько анатомических ориентиров больше не перекрываются в одном и том же физическом объеме.

13. Способ по п. 10, в котором деформация первоначального математического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров дополнительно

20 включает:

смещение одного или нескольких различных анатомических ориентиров первоначального математического фантома так, что они не показаны на сегментированном эталонном КТ-скане.

14. Способ по п. 10, в котором множество анатомических ориентиров представлено 25 с помощью ограничивающих объемов и в котором каждый определенный центроид представляет собой геометрический центроид соответствующего ограничивающего объема.

15. Способ по п. 10, в котором каждый определенный центроид представляет собой центроид массы соответствующего анатомического ориентира.

30 16. Способ по п. 11, в котором оцененные количества облучения обеспечивают оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов индивидуума.

17. Способ по п. 11, который дополнительно включает хранение набора параметров и оцененных количеств облучения, поглощенных индивидуумом, в библиотеке моделирования, хранящей множество моделирований оцененного поглощения дозы.

35 18. Энергонезависимая, считывающая компьютером запоминающая среда, хранящая одну или несколько прикладных программ, которые при выполнении в процессоре осуществляют операцию для создания модели визуализации, соответствующей первому индивидууму, причем операция включает:

выбор первоначального математического фантома для первого индивидуума,

40 проходящего томографическое сканирование, причем выбор основывается на возрасте и поле первого индивидуума;

выбор эталонного набора изображений локализатора из изображений, полученных от нескольких индивидуумов, причем выбор основан на подобии геометрии тела, размера и положения в отношении первоначального математического фантома;

45 получение одного или нескольких предварительных изображений первого индивидуума;

определение преобразования по меньшей мере между одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого

индивидуума; и

деформирование первоначального математического фантома на основании преобразования, причем деформированный математический фантом, полученный преобразованием, обладает лучшим подобием с размером, формой и положениями

5 органов первого индивидуума, чем первоначальный математический фантом.

19. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 18, в которой томографическое сканирование представляет собой сканирование методом компьютерной томографии (КТ), проводимое с помощью сканирующего устройства компьютерной томографии.

10 20. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 19, в которой операция дополнительно включает:

получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство компьютерной томографии, используемое для выполнения КТ-сканирования первого индивидуума;

15 обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

20 просмотр, на основании оценки, одной из множества ранее выполненных моделирований в библиотеке моделирований, имеющей набор параметров, который соответствует деформированному математическому фантому и полученному набору параметров в пределах оговоренного показателя допуска; и

25 определение оценки дозы облучения, связанной с одним из множества ранее выполненных моделирований, просмотренной в библиотеке моделирований, в качестве дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом.

21. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 20, в которой оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

30 22. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 18, в которой определение преобразования между по меньшей мере одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума включает выполнение процесса регистрации изображений, отображая множество точек на одном из изображений локализатора на соответствующем множестве точек одного из

35 предварительных изображений индивидуума.
23. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 20, в которой операция дополнительно включает хранение набора параметров и оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, в библиотеке моделирования.

40 24. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 18, в которой первоначальный математический фантом включает рациональную совокупность неоднородных сложнопрофильных кривых (NURBS).

25. Энергонезависимая, считывающая компьютером запоминающая среда, хранящая одну или несколько прикладных программ, которые при выполнении в процессоре осуществляют операцию для создания модели визуализации, соответствующей

45 индивидууму, причем операция включает:
выбор первоначального математического фантома для индивидуума, проходящего процедуру сканирования методом компьютерной томографии (КТ) с помощью сканирующего устройства компьютерной томографии;

осуществление сегментирования эталонного КТ-скана, связанного с индивидуумом, для идентификации трехмерного (3D) объема множества анатомических ориентиров индивидуума, присутствующих на эталонном КТ-скане;

5 определение по меньшей мере для одного из множества анатомических ориентиров центроида соответствующего 3D-объема;

сопоставление одного или нескольких идентифицированных анатомических ориентиров в сегментированном эталонном КТ-скане с соответствующими анатомическими ориентирами у первоначального математического фантома; и

10 деформацию первоначального математического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров, причем деформация первоначального математического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров включает:

определение трехмерной (3D) карты смещения представляющей собой смещение от по меньшей мере одного центроида идентифицированных анатомических ориентиров 15 до центроидов соответствующих анатомических ориентиров первоначального математического фантома;

вокселизацию первоначального математического фантома; и

преобразовывание вокселизированного первичного математического фантома для соответствия 3D-полю смещения.

20 26. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 25, которая дополнительно включает:

получение набора параметров, описывающих КТ-сканирование и сканирующее устройство компьютерной томографии, используемое для выполнения КТ-сканирования;

25 моделирование КТ-сканирования, используя деформированный математический фантом и полученный набор параметров; и

оценку, на основании моделирования, количества облучения, поглощенного индивидуумом в результате выполнения томографического сканирования.

30 27. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 26, в которой оцененные количества облучения обеспечивают оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов индивидуума.

28. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 26, которая дополнительно включает хранение набора параметров и оцененных количеств облучения, поглощенных индивидуумом, в библиотеке моделирования, хранящей множество моделирований оцененного поглощения дозы.

35 29. Система создания модели визуализации, соответствующей первому индивидууму, причем система содержит:

процессор; и

память, хранящую прикладную программу, конфигурированную для выполнения операции создания модели визуализации, соответствующей первому индивидууму,

40 причем операция включает:

выбор первоначального математического фантома для первого индивидуума, проходящего томографическое сканирование, причем выбор основывается на возрасте и поле первого индивидуума;

45 выбор эталонного набора изображений локализатора из изображений, полученных от нескольких индивидуумов, причем выбор основан на подобии геометрии тела, размера и положения в отношении первоначального математического фантома;

получение одного или нескольких предварительных изображений первого индивидуума;

определение преобразования по меньшей мере между одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума; и

5 деформацию первоначального математического фантома на основании преобразования, причем деформированный математический фантом, полученный преобразованием, обладает лучшим подобием с размером, формой и положениями органов первого индивидуума, чем первоначальный математический фантом.

30. Система создания модели визуализации, соответствующей первому индивидууму, причем система содержит:

10 процессор; и

память, хранящую прикладную программу, конфигурированную для выполнения операции создания модели визуализации, соответствующей индивидууму, причем операция включает:

15 выбор первоначального математического фантома для индивидуума, проходящего процедуру сканирования методом компьютерной томографии (КТ);

осуществление сегментирования эталонного КТ-скана, связанного с индивидуумом, для идентификации трехмерного (3D) объема множества анатомических ориентиров индивидуума, присутствующих на эталонном КТ-скане;

20 определение по меньшей мере для одного из множества анатомических ориентиров центроида соответствующего 3D-объема;

сопоставление одного или нескольких идентифицированных анатомических ориентиров на сегментированном эталонном КТ-скане с соответствующими анатомическими ориентирами у первоначального математического фантома; и

25 деформацию первоначального математического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров, причем деформация первоначального томографического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров включает:

30 определение трехмерной (3D) карты смещения, представляющей собой смещение от по меньшей мере одного центроида идентифицированных анатомических ориентиров до центроидов соответствующих анатомических ориентиров первоначального математического фантома;

вокселизацию первоначального математического фантома; и

преобразовывание вокселизированного первичного математического фантома для соответствия 3D-полю смещения.

31. Реализуемый с помощью компьютерной техники способ определения оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем способ включает:

40 получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, используемое для выполнения томографического сканирования первого индивидуума;

получение деформированного математического фантома, соответствующего первому индивидууму;

45 обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

просмотр, на основании оценки, одного из множества ранее выполненных

моделирований в библиотеке моделирований, имеющей набор параметров, который соответствует полученному набору параметров и полученному деформированному математическому фантому в пределах оговоренного показателя допуска; и

5 определение оценки дозы облучения, связанной с одним из множества ранее выполненных моделирований, просмотренной в библиотеке моделирований, в качестве дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом.

32. Способ по п. 31, в котором оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

10 33. Способ по п. 31, в котором томографическое сканирование представляет собой сканирование методом компьютерной томографии (КТ).

34. Способ по п. 31, в котором полученный деформированный математический фантом создан путем:

15 выбора первоначального математического фантома для первого индивидуума, причем выбор основывается на по меньшей мере одном из возраста, пола, массы и высоты первого индивидуума;

получения одного или нескольких предварительных изображений первого индивидуума;

20 выбора эталонного набора изображений локализатора из изображений, полученных от нескольких индивидуумов, причем выбор основан на подобии геометрии тела, размера и положения в отношении первоначального математического фантома;

определение преобразования по меньшей мере между одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума; и

25 деформирование первоначального математического фантома на основании преобразования, причем деформированный математический фантом, полученный преобразованием, обладает лучшим подобием с размером, формой и положениями органов первого индивидуума, чем первоначальный математический фантом.

30 35. Способ по п. 31, в котором полученный деформированный математический фантом создан путем:

выбора первоначального математического фантома для первого индивидуума, причем выбор основывается на по меньшей мере одном из возраста, пола, массы и высоты первого индивидуума;

35 осуществления сегментирования эталонного КТ-скана, связанного с первым индивидуумом, для идентификации трехмерного (3D) объема множества анатомических ориентиров первого индивидуума, присутствующих на эталонном КТ-скане;

определения по меньшей мере для одного из множества анатомических ориентиров центра центра соответствующего 3D-объема;

40 сопоставления одного или нескольких идентифицированных анатомических ориентиров в сегментированном эталонном КТ-скане с соответствующими анатомическими ориентирами у первоначального математического фантома; и

45 деформации первоначального математического фантома на основании сопоставленных анатомических ориентиров, причем полученный таким образом деформированный математический фантом обладает лучшим подобием с размером, формой и положениями органов первого индивидуума, причем деформация первоначального математического фантома включает:

определение трехмерной (3D) карты смещения представляющей собой смещение от по меньшей мере одного центра идентифицированных анатомических ориентиров

до центроидов соответствующих анатомических ориентиров первоначального математического фантома;

вокселизацию первоначального математического фантома; и

5 преобразовывание вокселизованного первичного математического фантома для соответствия 3D-полю смещения.

36. Способ по п. 31, в котором полученный деформированный математический фантом выбирают по меньшей мере по одному из возраста, пола, массы и высоты первого индивидуума.

10 37. Способ по п. 31, в котором полученный деформированный математический фантом деформируют путем определения, через процесс регистрации изображений, преобразования по меньшей мере между одним из изображений локализатора, связанного с первоначальным математическим фантомом, и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума.

15 38. Система определения оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем система содержит:

процессор; и

20 память, хранящую прикладную программу, конфигурированную для выполнения операции для оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем операция включает:

получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, используемое для выполнения томографического сканирования первого индивидуума;

25 получение деформированного математического фантома, соответствующего первому индивидууму;

обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

30 оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

просмотр, на основании оценки, одного из множества ранее выполненных моделирований в библиотеке моделирований, имеющей набор параметров, который соответствует полученному набору параметров и полученному деформированному математическому фантому в пределах оговоренного показателя допуска; и

35 определение оценки дозы облучения, связанной с одним из множества ранее выполненных моделирований, просмотренной в библиотеке моделирований, в качестве дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом.

40 39. Система по п. 38, в которой оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

40. Система по п. 38, в которой томографическое сканирование представляет собой сканирование методом компьютерной томографии (КТ).

41. Система по п. 38, в которой полученный деформированный математический фантом создан путем:

45 выбора первоначального математического фантома для первого индивидуума, причем выбор основывается на по меньшей мере одном из возраста, пола, массы и высоты первого индивидуума;

получения одного или нескольких предварительных изображений первого

индивидуума;

выбора эталонного набора изображений локализатора из изображений, полученных от нескольких индивидуумов, причем выбор основан на подобии геометрии тела, размера и положения в отношении первоначального математического фантома;

5 определения преобразования по меньшей мере между одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума; и

10 деформирования первоначального математического фантома на основании преобразования, причем деформированный математический фантом, полученный преобразованием, обладает лучшим подобием с размером, формой и положениями органов первого индивидуума, чем первоначальный математический фантом.

15 42. Энергонезависимая, считывающая компьютером запоминающая среда, хранящая одну или несколько прикладных программ, которые при выполнении в процессоре осуществляют операцию для определения оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем операция включает:

получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, используемое для выполнения томографического сканирования первого индивидуума;

20 получение деформированного математического фантома, соответствующего первому индивидууму;

обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

25 оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

просмотр, на основании оценки, одного из множества ранее выполненных моделирований в библиотеке моделирований, имеющей набор параметров, который соответствует полученному набору параметров и полученному деформированному математическому фантому в пределах оговоренного показателя допуска; и

30 определение оценки дозы облучения, связанной с одной из множества ранее выполненных моделирований, просмотренной в библиотеке моделирований, в качестве дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом.

35 43. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 42, в которой оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

44. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 42, в которой томографическое сканирование представляет собой сканирование методом компьютерной томографии (КТ).

40 45. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 42, в которой полученный деформированный математический фантом создан путем:

выбора первоначального математического фантома для первого индивидуума, причем выбор основывается на по меньшей мере одном из возраста, пола, массы и высоты первого индивидуума;

45 получения одного или нескольких предварительных изображений первого индивидуума;

выбора эталонного набора изображений локализатора из изображений, полученных от нескольких индивидуумов, причем выбор основан на подобии геометрии тела,

размера и положения в отношении первоначального математического фантома; определения преобразования по меньшей мере между одним из изображений локализатора и по меньшей мере одним из предварительных изображений первого индивидуума; и

5 деформирования первоначального математического фантома на основании преобразования, причем деформированный математический фантом, полученный преобразованием, обладает лучшим подобием с размером, формой и положениями органов первого индивидуума, чем первоначальный математический фантом.

10 46. Реализуемый с помощью компьютерной техники способ определения оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем способ включает:

получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, используемое для выполнения томографического сканирования первого индивидуума;

15 получение деформированного математического фантома, соответствующего первому индивидууму;

обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

20 оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам; и

после определения на основании оценки, что два или несколько из ранее выполненных моделирований имеют набор параметров, который соответствует в пределах оговоренного показателя допуска набору параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, и деформированному математическому фантому, соответствующему первому индивидууму, интерполяцию оценки дозы облучения в двух или нескольких ранее выполненных моделированиях для определения оценки дозы облучения, поглощенной первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования.

30 47. Способ по п. 46, дополнительно включающий, после определения того, что библиотека моделирований не включает по меньшей мере два ранее выполненных моделирования, соответствующих в пределах оговоренного показателя допуска набору параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, и деформированному математическому фантому, соответствующему
35 первому индивидууму:

выполнение моделирования томографического сканирования, используя деформированный математический фантом, соответствующий первому индивидууму, и указанный набор параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии;

40 оценку, на основании моделирования, количества облучения, поглощенного первым индивидуумом в результате прохождения томографического сканирования; и

добавление выполненного моделирования к множеству ранее выполненных моделирований в библиотеку моделирований.

45 48. Способ по п. 46, в котором оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

49. Система определения оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем система

включает:

процессор; и

память, хранящую прикладную программу, конфигурированную для выполнения операции для определения оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем операция включает:

получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, используемое для выполнения томографического сканирования первого индивидуума;

получение деформированного математического фантома, соответствующего первому индивидууму;

обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам; и

после определения на основании оценки, что два или несколько из ранее выполненных моделирований имеют набор параметров, который соответствует в пределах оговоренного показателя допуска набору параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, и деформированному математическому фантому, соответствующему первому индивидууму, интерполяцию оценки дозы облучения в двух или нескольких ранее выполненных моделированиях для определения оценки дозы облучения, поглощенной первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования.

50. Система по п. 49, в которой операция дополнительно включает:

после определения того, что библиотека моделирований не включает по меньшей мере два ранее выполненных моделирования, соответствующих в пределах оговоренного показателя допуска набору параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, и деформированному математическому фантому, соответствующему первому индивидууму:

выполнение моделирования томографического сканирования, используя деформированный математический фантом, соответствующий первому индивидууму, и указанный набор параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии;

оценку, на основании моделирования, количества облучения, поглощенного первым индивидуумом в результате прохождения томографического сканирования; и

добавление выполненного моделирования к множеству ранее выполненных моделирований в библиотеку моделирований.

51. Система по п. 49, в которой оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

52. Энергонезависимая, считывающая компьютером запоминающая среда, хранящая одну или несколько прикладных программ, которые при выполнении в процессоре осуществляют операцию определения оценки дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом при прохождении томографического сканирования, причем операция включает:

получение набора параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, используемое для выполнения томографического сканирования первого индивидуума;

получение деформированного математического фантома, соответствующего первому индивидууму;

5 обращение к библиотеке моделирований, включающей множество ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам;

оценку множества ранее выполненных моделирований, оценивающих поглощение дозы облучения, соответствующего одному или более вторым индивидуумам; и

10 после определения на основании оценки, что два или несколько из ранее выполненных моделирований имеют набор параметров, который соответствует в пределах оговоренного показателя допуска набору параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, и деформированному математическому фантому, соответствующему первому индивидууму, интерполяцию оценки дозы облучения в двух или нескольких ранее выполненных моделированиях для определения оценки дозы облучения, поглощенной первым индивидуумом при
15 прохождении томографического сканирования.

53. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 52, в которой операция дополнительно включает:

после определения того, что библиотека моделирований не включает по меньшей мере два ранее выполненных моделирования, соответствующих в пределах оговоренного
20 показателя допуска набору параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии, и деформированному математическому фантому, соответствующему первому индивидууму:

выполнение моделирования томографического сканирования, используя деформированный математический фантом, соответствующий первому индивидууму,
25 и указанный набор параметров, описывающих томографическое сканирование и сканирующее устройство томографии;

оценку, на основании моделирования, количества облучения, поглощенного первым индивидуумом в результате прохождения томографического сканирования; и

30 добавление выполненного моделирования к множеству ранее выполненных моделирований в библиотеку моделирований.

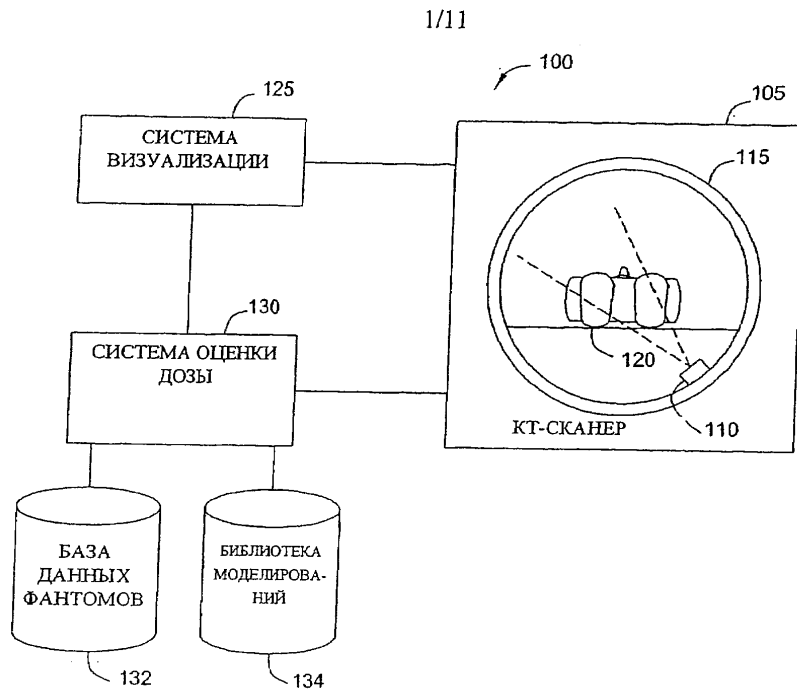
54. Считывающая компьютером запоминающая среда по п. 52, в которой оценка дозы облучения, поглощенного первым индивидуумом, обеспечивает оценки поглощенной органом дозы для одного или нескольких органов первого индивидуума.

35

40

45

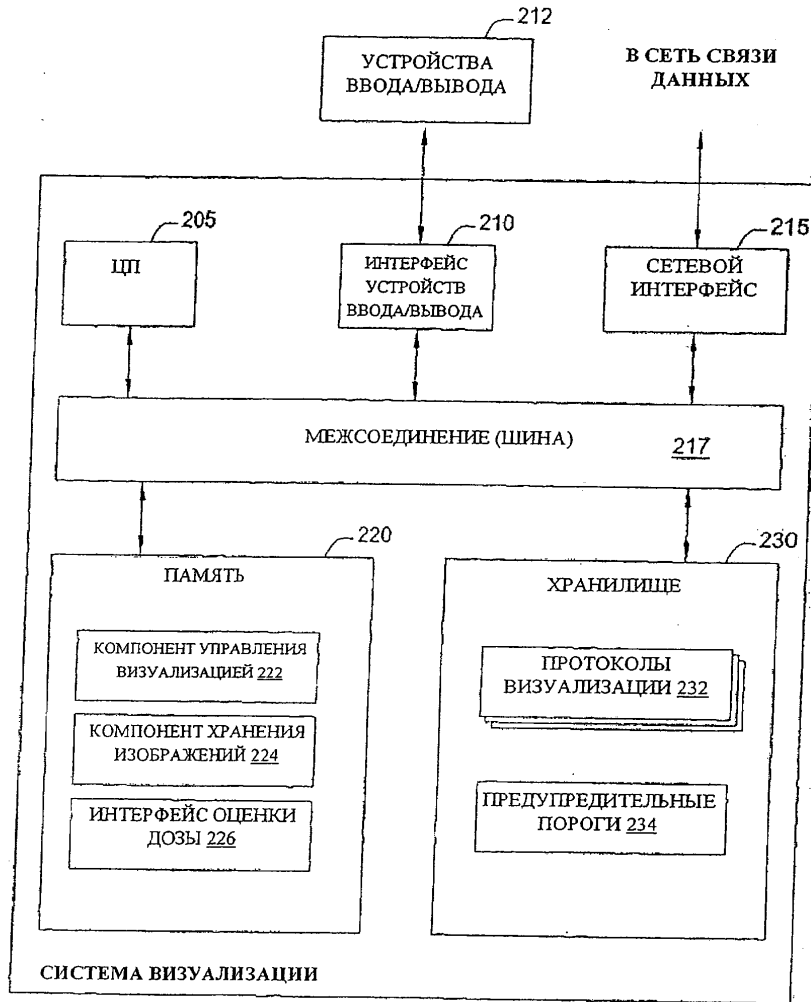
1



ФИГ. 1

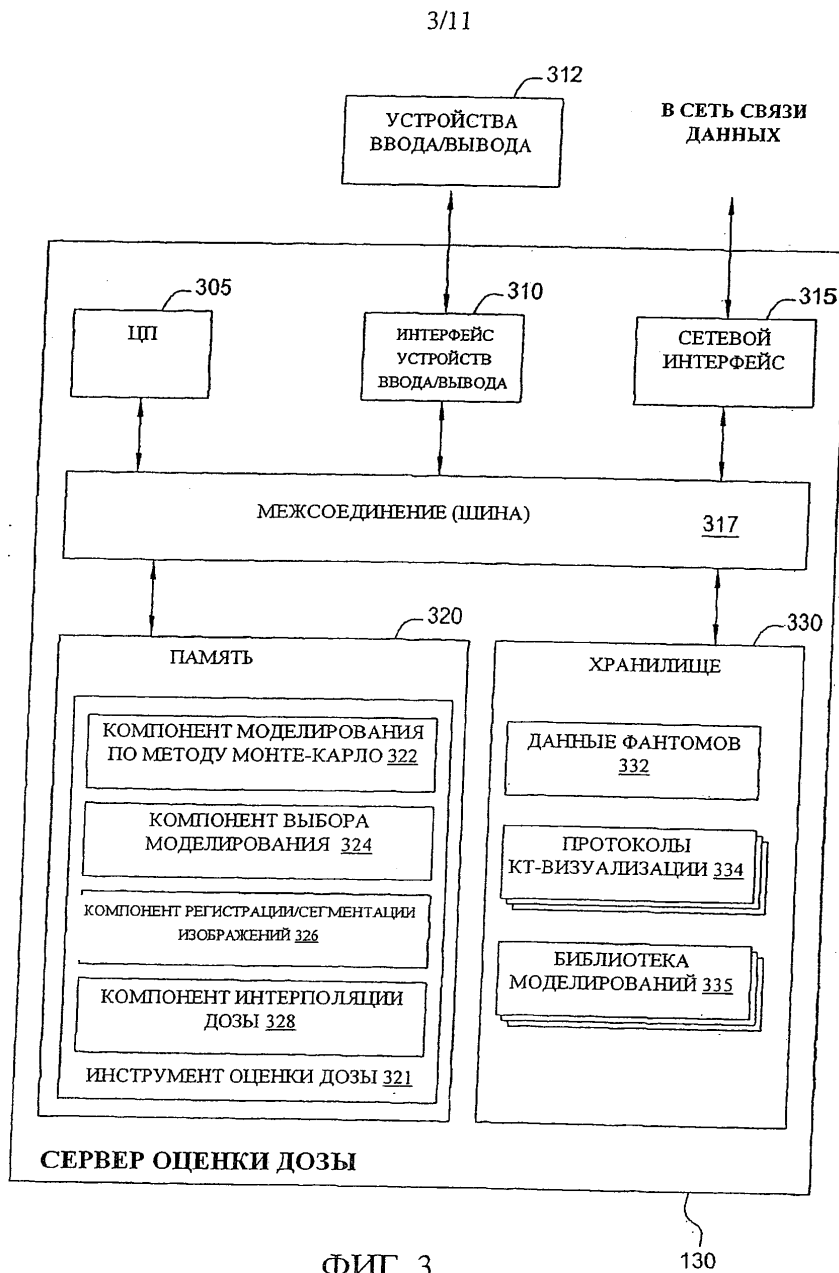
2

2/11



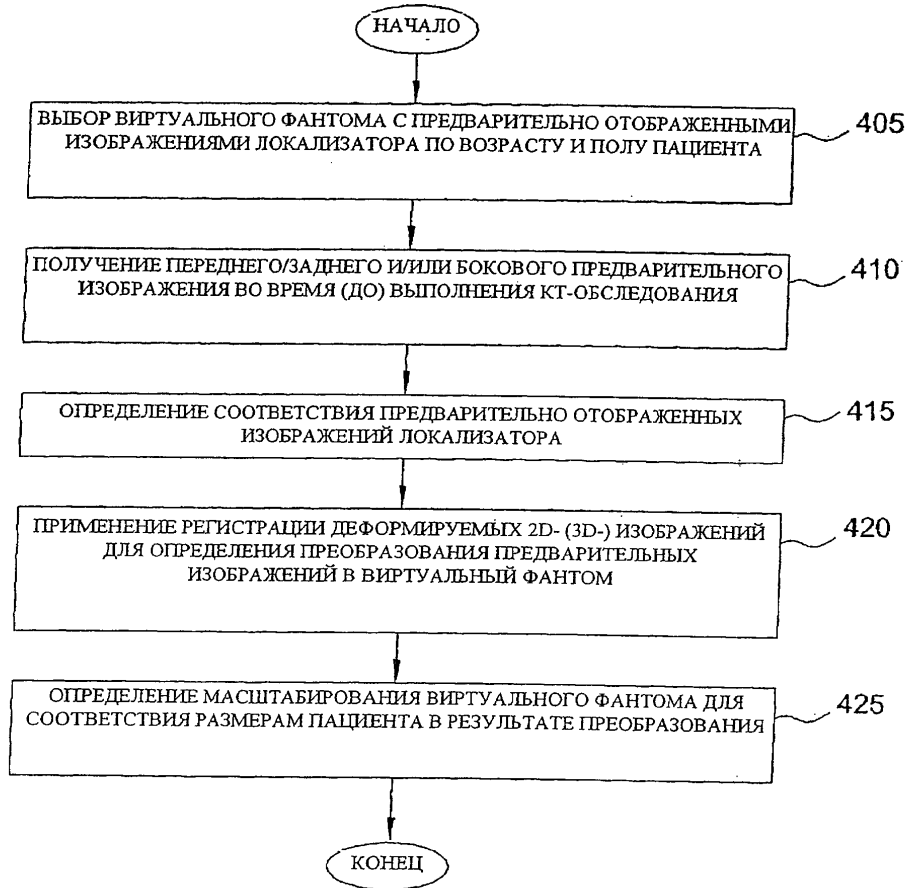
ФИГ. 2

125



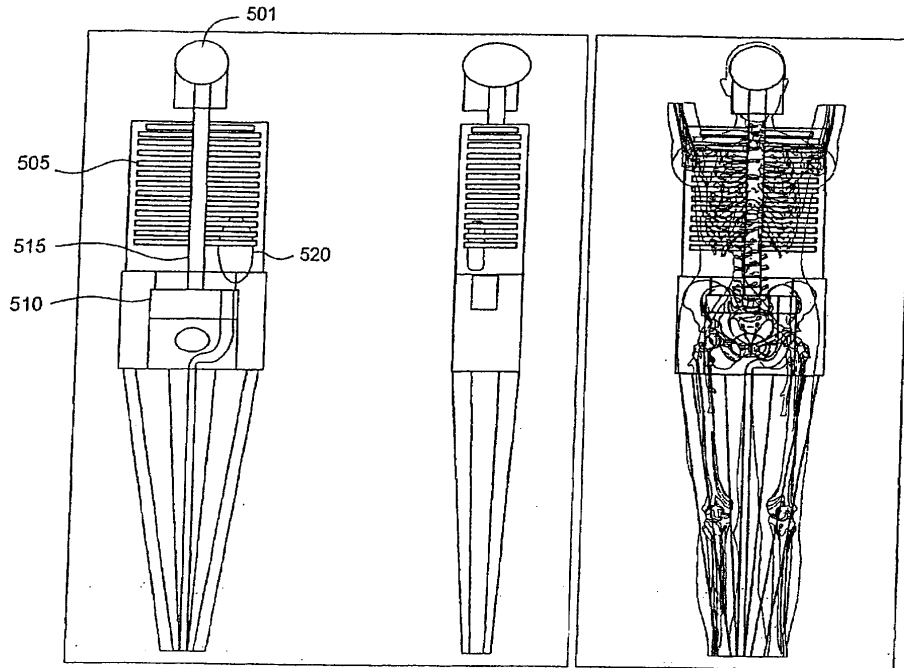
4/11

400



ФИГ. 4

5/11

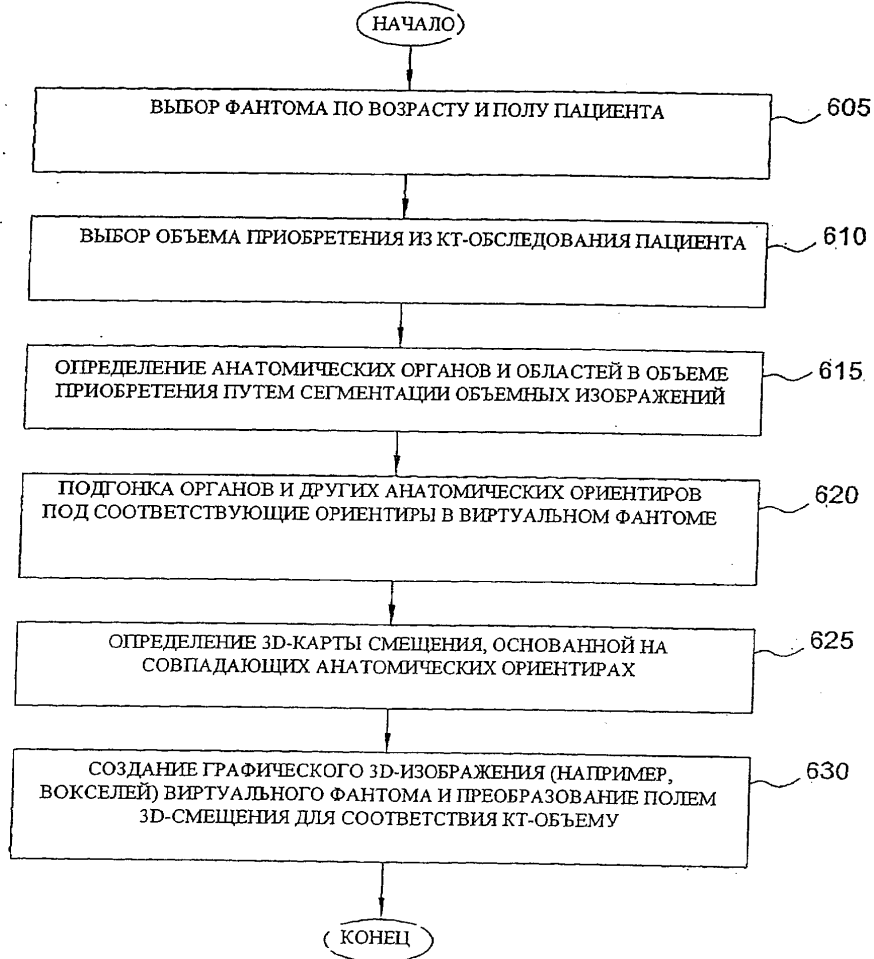


ФИГ. 5А

ФИГ. 5В

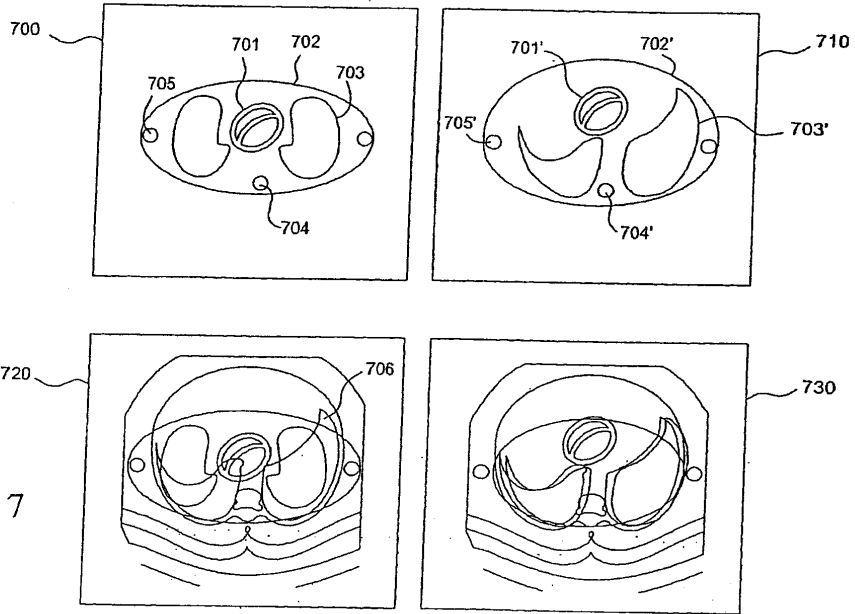
6/11

600



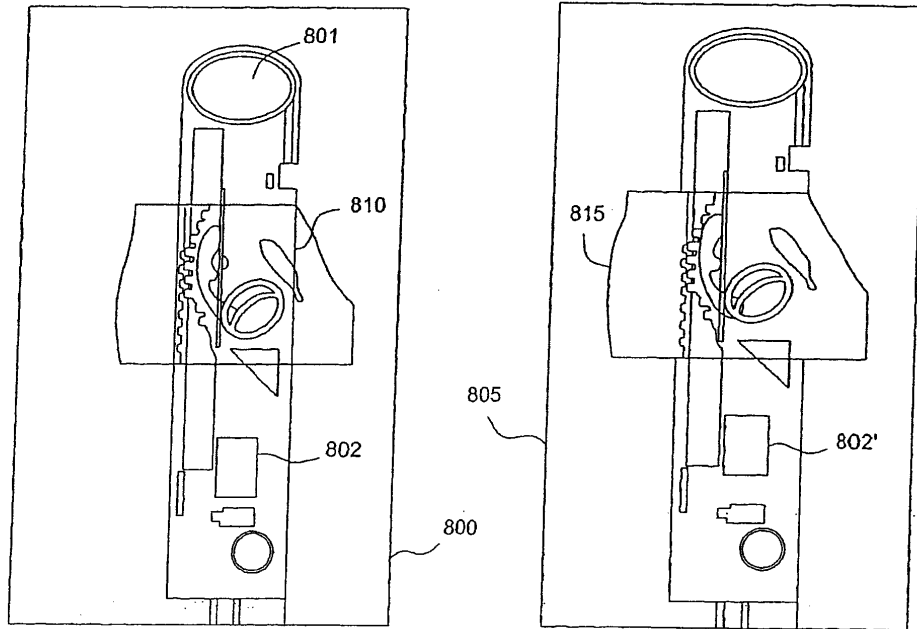
ФИГ. 6

7/11



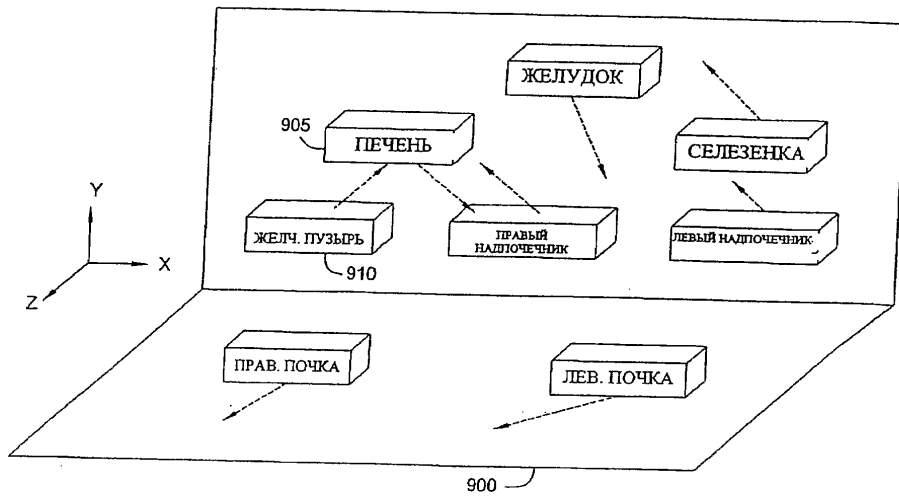
ФИГ. 7

8/11

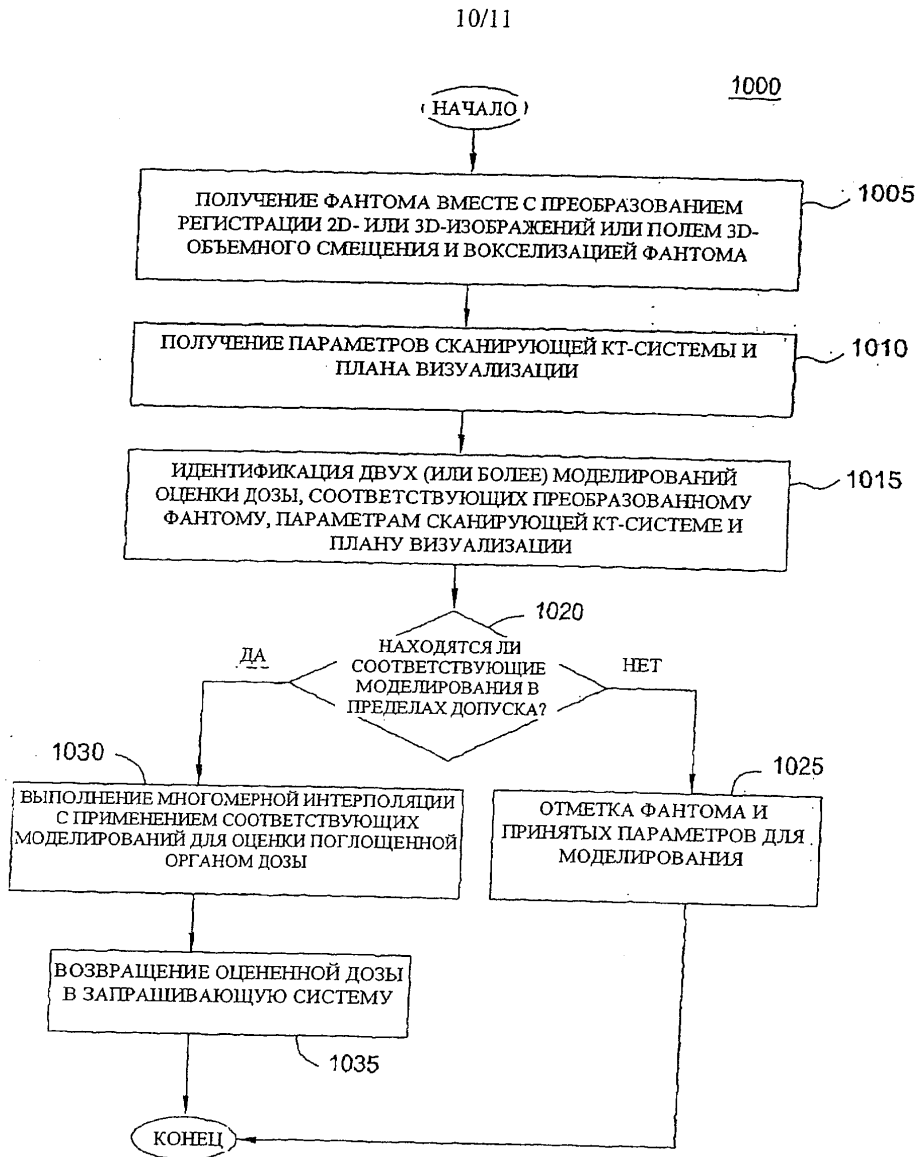


ФИГ. 8

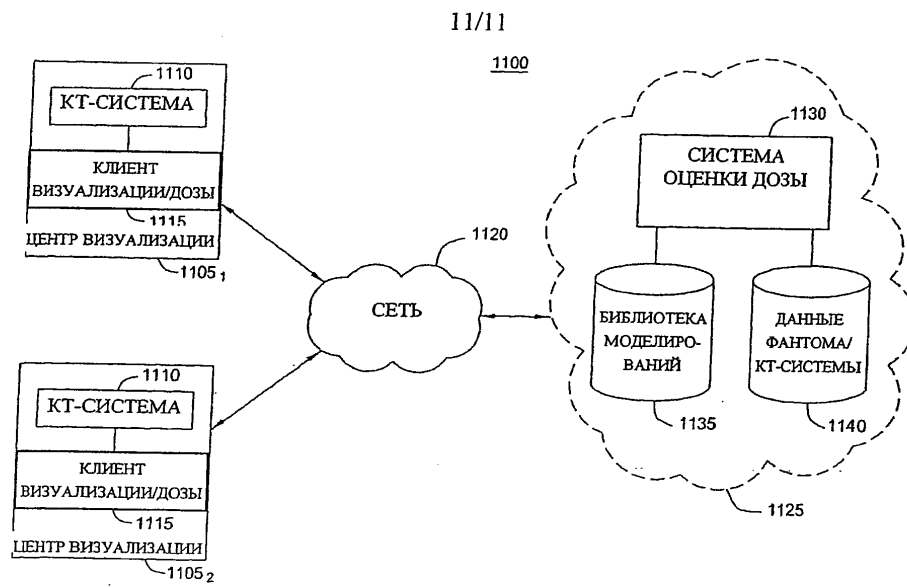
9/11



ФИГ. 9



ФИГ. 10



ФИГ. 11