



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК

A61B 34/30 (2006.01); A61B 6/032 (2006.01); A61N 5/1031 (2006.01)

(21)(22) Заявка: 2015129082, 17.09.2013

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
17.09.2013

Дата регистрации:
22.03.2018

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
17.12.2012 US 61/737,880

(43) Дата публикации заявки: 23.01.2017 Бюл. № 3

(45) Опубликовано: 22.03.2018 Бюл. № 9

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 17.07.2015

(86) Заявка РСТ:
IB 2013/058588 (17.09.2013)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2014/096993 (26.06.2014)

Адрес для переписки:
129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, стр. 3, ООО
"Юридическая фирма Городисский и Партнеры"

(72) Автор(ы):

БХАРАТ Шиям (NL),
ПАРТАСАРАТИ Виджай (NL),
ДЖАИН Амит Кумар (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете
о поиске: US 2012035462 A1, 09.02.2012. US
2008002811 A1, 03.01.2008. EP 10207 B1,
30.06.2008. WO 2007002642 A2, 04.01.2007.

(54) ЛУЧЕВАЯ ТЕРАПИЯ С АДАПТИВНЫМ РАСЧЕТОМ ДОЗЫ В РЕАЛЬНОМ МАСШТАБЕ
ВРЕМЕНИ

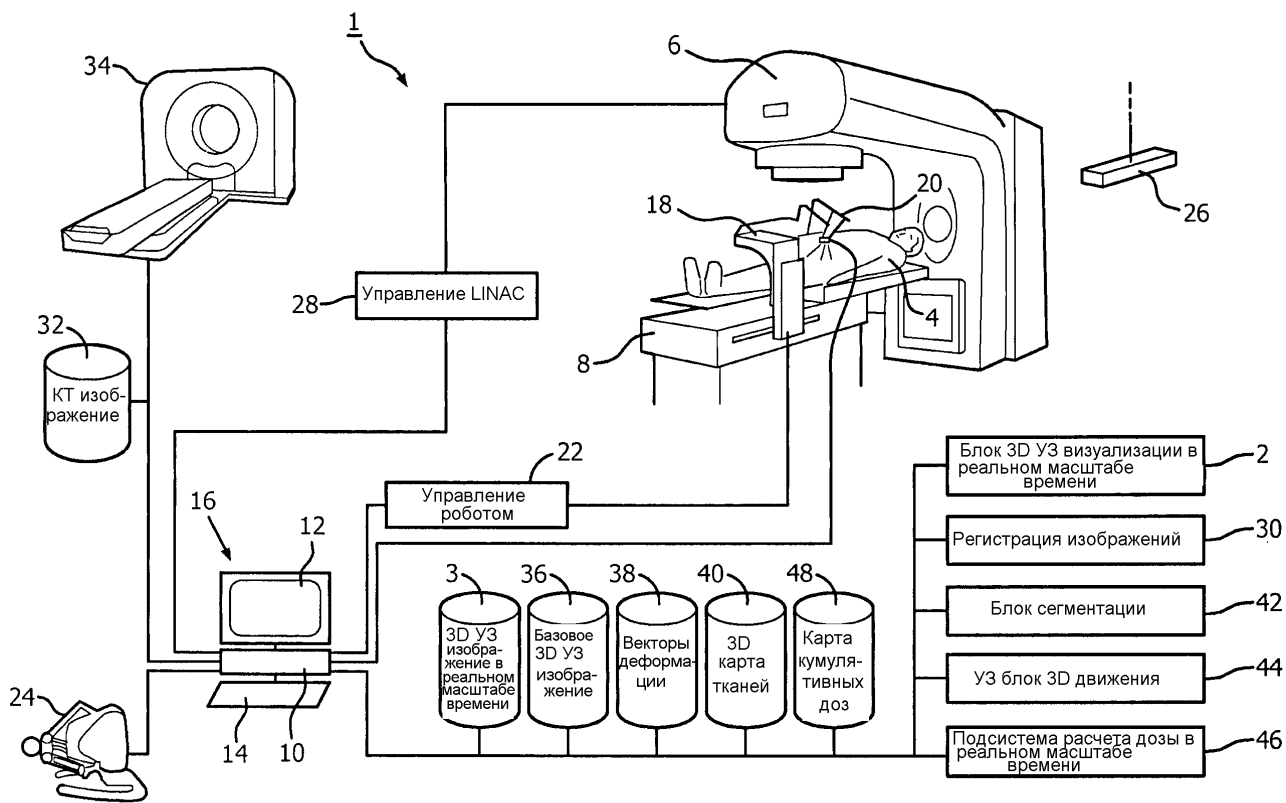
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике, а именно к средствам для лучевой терапии и медицинской визуализации. Система лучевой терапии содержит блок трехмерной визуализации в реальном масштабе времени, который генерирует базовое изображение и трехмерные изображения в режиме реального времени по меньшей мере участка области тела субъекта, включающей в себя целевой объект и один или более органов, подверженных риску (ОПР), блок регистрации, который деформируемо регистрирует плановое изображение области тела

субъекта и базовое изображение, а также наносит карту способностей ткани поглощать излучение в плановом изображении на базовое изображение, блок движения, который измеряет движение целевого объема и ОПР в процессе проведения лучевой терапии на основе изображений в реальном масштабе времени, и подсистему расчета дозы в реальном масштабе времени, которая вычисляет дозу облучения на основе способностей ткани поглощать излучение, нанесенных в виде карты с базового изображения или планового изображения на трехмерные

изображения в реальном масштабе времени, причем доза облучения в реальном масштабе времени основана на первоначальных интенсивностях пучков излучения, ведущих к каждому пересекаемому вокселу и пересекающих его, ослаблении вдоль траектории каждого из пучков излучения и времени, при котором каждый пучок пересекает каждый воксель. Способ лучевой терапии обеспечивается работой системы лучевой терапии при использовании невременного машиночитаемого носителя информации для проведения лучевой терапии и электронного устройства обработки данных для проведения лучевой терапии. Система лучевой терапии по второму варианту выполнения содержит линейный ускоритель (LINAC), выполненный с возможностью генерировать множество пучков излучения в по меньшей мере один целевой объем в теле субъекта, при этом каждый пучок имеет размер, форму, направление, интенсивность и продолжительность, заданные на основе плана лучевой терапии, управляемый роботом преобразователь ультразвуковой (УЗ) визуализации, выполненный с возможностью генерировать 3-мерные (3D) данные УЗ-изображения области тела субъекта, включающей в себя по меньшей мере один целевой объем и окружающие ткани, подверженные воздействию множества пучков излучения, по меньшей мере один процессор, спроектированный с возможностью повторно реконструировать во время доставки пучков излучения данные УЗ-изображения в трехмерные изображения тела субъекта, деформируемо регистрировать

рентгеновское плановое изображение компьютерной томографии (КТ) и базовое изображение из ультразвуковых (УЗ) изображений, сгенерированных до проведения терапии, и наносить карту плотностей тканей, основанную на плановом изображении КТ, на базовые трехмерные УЗ-изображения для создания трехмерной карты плотностей тканей, измерять движения целевого объема и окружающих тканей из трехмерных изображений, сгенерированных во время доставки пучков излучения, регистрировать трехмерную карту плотностей тканей на трехмерных УЗ-изображениях, сгенерированных во время доставки пучков излучения, и вычислять дозу облучения в реальном масштабе времени, причем УЗ-изображения в реальном масштабе времени сгенерированы во время доставки пучков излучения, доза облучения в реальном масштабе времени основана на первоначальных интенсивностях пучков излучения, ведущих к каждому пересекаемому вокселу и пересекающих его, ослаблении вдоль траектории каждого из пучков излучения и времени, при котором каждый пучок пересекает каждый воксель, и измеренном движении, и по меньшей мере одно из управления LINAC на основе вычисленной дозы в реальном масштабе времени и управления дисплеем для отображения планового изображения в комбинации с вычисленной дозой в реальном масштабе времени. Использование изобретений позволяет усовершенствовать адаптивный расчет доз в реальном времени при лучевой терапии. 5 н. и 15 з.п. ф-лы, 2 ил.



ФИГ.1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(52) CPC

A61B 34/30 (2006.01); **A61B 6/032** (2006.01); **A61N 5/1031** (2006.01)(21)(22) Application: **2015129082, 17.09.2013**(24) Effective date for property rights:
17.09.2013Registration date:
22.03.2018

Priority:

(30) Convention priority:
17.12.2012 US 61/737,880(43) Application published: **23.01.2017** Bull. № 3(45) Date of publication: **22.03.2018** Bull. № 9(85) Commencement of national phase: **17.07.2015**(86) PCT application:
IB 2013/058588 (17.09.2013)(87) PCT publication:
WO 2014/096993 (26.06.2014)Mail address:
**129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO
"Yuridicheskaya firma Gorodiskij i Partnery"**

(72) Inventor(s):

**BKHARAT Shiyam (NL),
PARTASARATI Vidzhaj (NL),
DZHAIN Amit Kumar (NL)**

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)(54) **RADIATION THERAPY WITH ADAPTIVE DOSE CALCULATION OF THE DOSE IN THE REAL TIME**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions refers to medical technology, namely to the means for radiotherapy and medical imaging. Radiotherapy system contains the block of three-dimensional visualization in real time, which generates the base image and three-dimensional real-time image of at least a portion of the body region of the subject including the target and one or more bodies at risk (ODA), the recording unit that deformably registers the plan image of the body region of the subject and the base image, and also maps the capability of the tissue to absorb radiation in the planned image onto the base image, the motion block that measures the movement of the target volume and ODA in the

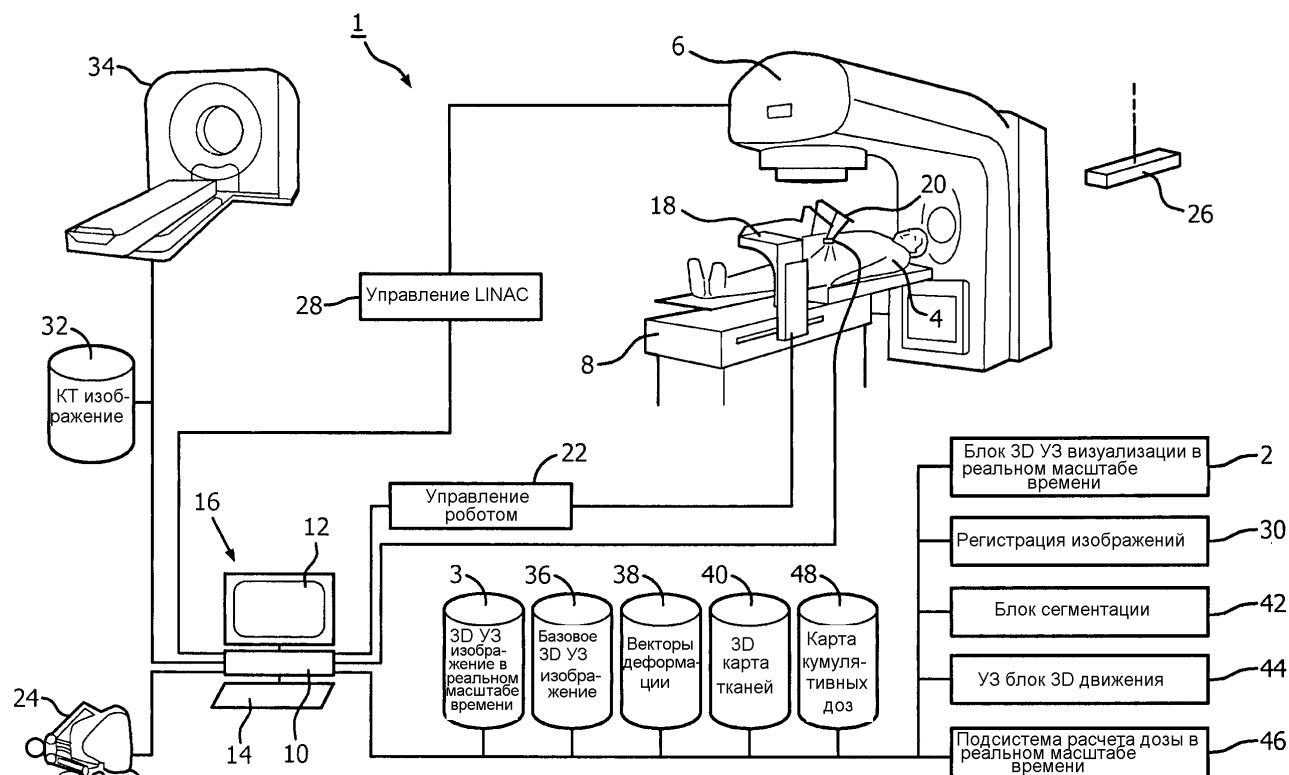
process of radiotherapy based on the real-time images, and the real-time dose calculation subsystem that calculates the irradiation dose based on the ability of the tissue to absorb radiation applied as the map from the base image or the plan image to three-dimensional images in real time, the dose of irradiation in real time is based on the initial intensities of the radiation beams leading to and crossing each voxel, weakening along the trajectory of each of the radiation beams and the time, at which each beam intersects each voxel. Method of radiation therapy is provided by means of the operation of the radiation therapy system using the non-timed machine-readable storage medium for radiotherapy and the electronic data processing device

for radiotherapy. Radiation therapy system according to the second option comprises the linear accelerator (LINAC), which is configured in order to generate the plurality of radiation beams into at least one target volume in the body of the subject, where each beam has the size, shape, direction, intensity and duration, which are given on the basis of the radiotherapy plan, the robot-controlled ultrasound transducer, which is designed in order to generate the 3-dimensional (3D) ultrasound images of the body region of the subject including at least one target volume and surrounding tissues, which are exposed to the plurality of radiation beams, at least one processor is configured in order to re-reconstruct the ultrasound images into three-dimensional images of the subject body during the delivery of radiation beams, deformably register the X-ray computer tomography (CT) image and basic image of ultrasound images that are generated before the therapy, and to apply the map of tissue densities based on the CT scan to basic three-dimensional US images to create three-dimensional maps of tissue densities, measure the movements of the target volume and

surrounding tissues from the three-dimensional images, which are generated during the delivery of radiation beams, register the three-dimensional map of tissue densities on the three-dimensional ultrasound images, which are generated during the delivery of radiation beams, and calculate the radiation dose in real time, and ultrasound images in real time are generated during the delivery of radiation beams, the real-time dose of irradiation is based on the initial intensities of the radiation beams leading to and crossing each voxel, weakening along the trajectory of each of the radiation beams and of the time, at which each beam intersects each voxel, and the measured motion, and at least one of the LINAC controls based on the calculated dose in real time and controlling the display to display the planned image in combination with the calculated dose in real time.

EFFECT: use of inventions makes it possible to improve the adaptive calculation of doses in real time for radiation therapy.

20 cl, 2 dwg



ФИГ.1

Следующее описание в общем относится к лучевой терапии и медицинской визуализации. В частности, оно находит применение при расчете дозы в реальном масштабе времени при проведении лучевой терапии и трехмерной ультразвуковой визуализации в реальном масштабе времени и будет изложено в конкретной привязке к ним. Однако следует понимать, что оно также находит применение в других областях и не сводится лишь к вышеупомянутой области применения.

Лучевая терапия (ЛТ) выявляет и доставляет излучение для уничтожения раковых клеток в целевой области, сохраняя при этом нормальные клетки, окружающие целевую область и включающие в себя органы, подверженные риску (ОПР). Процесс планирования ЛТ предполагает доставку излучения дробными (фракционированными) дозами или дозами, распределенными во времени. Фракционная терапия повышает степень разрушения раковых клеток и позволяет восстанавливаться нормальным клеткам. Процесс планирования представляет собой детальный процесс определения размера, формы, направления и продолжительности пучков излучения для точной доставки максимальной дозы в целевую область при минимизации воздействия на ОПР. Различные плотности тканей, таких как костная, мягкие ткани и ткани органов, на пути прохождения каждого пучка излучения принимаются во внимание при расчете планируемой дозы. Обычно рентгеновское изображение компьютерной томографии (КТ) используется для оценки различных плотностей тканей на пути прохождения пучков излучения и предоставления информации об их ослаблении. Изображения КТ могут обеспечивать высокое разрешение и создают контрастность, соответствующую плотностям тканей.

План, разработанный посредством планирования ЛТ, реализуется в процессе проведения ЛТ-лечения с использованием таких устройств, как линейный ускоритель (LINAC), для доставки с разных направлений пучков излучения выбранных форм и размеров в течение заданной по времени продолжительности. Недавние усовершенствования в доставке ЛТ включают идентификацию целевых областей в ходе доставки ЛТ с помощью ультразвука (УЗ). При ультразвуковой визуализации используются высокочастотные звуковые волны для создания изображений в реальном масштабе времени, при этом высокочастотные звуковые волны не создают помех для пучков одновременной лучевой терапии и, наоборот, пучки излучения не создают помех для УЗ-визуализации. УЗ-зонд или преобразователь, передающий и принимающий звук, удерживается на месте вплотную к телу пациента роботизированной рукой. УЗ повышает точность наведения на цель путем идентификации цели внутри тела пациента относительно проецируемой траектории любого пучка излучения. В число других способов входят использование имплантированных реперных меток, таких как источники излучения, видимые при УЗ-визуализации, флюороскопия или другая проводимая в реальном масштабе времени/автономная визуализация в предстательной железе (или другой целевой области) для повышения точности наведения на цель. Медицинский работник контролирует проецируемую траекторию, обычно накладываемую на УЗ-е или плановое изображение, и может прервать терапию или отрегулировать положение пациента, переместив опору для пациента или кушетку, удерживающую пациента. Изображения записываются и оцениваются с помощью программного обеспечения планирования ЛТ, и медицинский работник вносит поправки в последующую фракционную терапию.

Однако ткани пациента двигаются в процессе доставки терапии, например, в силу сердечной или дыхательной деятельности. Пациенты иногда кашляют, чихают или выпускают газы из кишечника, что может резко изменить положение целевого объекта,

окружающих тканей и/или ОНР, уводя целевой объект с траектории пучка излучения и вводя на нее ОНР и т.д. Современные технологии не контролируют и не вычисляют действительную дозу, доставляемую в процессе ЛТ-лечения в целевую область, окружающие ткани, ОНР, а это означает, что здоровые ткани могут получить

5 чрезмерную дозу, а целевая область может получить недостаточную дозу при фракционной терапии. В процессе доставки терапии не отслеживаются никакие объемные данные. Анализ, расчет доз или оценки выполняют в перерывах фракционной терапии.

Ниже раскрыт новый и усовершенствованный адаптивный расчет доз в реальном масштабе времени при ЛТ, который направлен на решение вышеуказанных и других

10 проблем.

В соответствии с одним аспектом система лучевой терапии включает в себя блок ультразвуковой (УЗ) визуализации, блок регистрации, УЗ-блок движения и подсистему расчета дозы в реальном масштабе времени. Блок ультразвуковой (УЗ) визуализации генерирует базовое изображение и УЗ-изображения в режиме реального времени области

15 тела субъекта, включающей в себя целевой объект и один или более органов, подверженных риску (ОНР). Блок регистрации деформируемо регистрирует плановое изображение и базовое ультразвуковое (УЗ) изображение, а также наносит карту способностей ткани поглощать излучение в плановом изображении на базовое УЗ-изображение. УЗ-блок движения измеряет движение целевого объема и ОНР в процессе

20 проведения лучевой терапии на основе УЗ-изображений в реальном масштабе времени. Подсистема расчета дозы в реальном масштабе времени вычисляет дозу облучения в реальном масштабе времени, доставляемую в ткани, на основе нанесенных в виде карты способностей ткани поглощать излучение и трехмерных УЗ-изображений в реальном масштабе времени.

В соответствии с другим аспектом способ лучевой терапии включает в себя генерирование базового и планового ультразвуковых (УЗ) изображений в реальном масштабе времени области тела субъекта, включающей в себя целевой объект и один

25 или более органов, подверженных риску (ОНР). Плановое изображение и базовое трехмерное УЗ-изображение регистрируют деформируемо (с возможностью изменения формы). Способности ткани поглощать излучение в плановом изображении наносят

30 в виде карты на базовое УЗ-изображение. Движение целевого объекта и подверженных риску органов в реальном масштабе времени измеряют в процессе проведения лучевой терапии на основе УЗ-изображений в реальном масштабе времени. Дозу облучения в реальном масштабе времени, доставляемую в ткани, вычисляют на основе нанесенных

35 в виде карты способностей ткани поглощать излучение и трехмерных УЗ-изображений в реальном масштабе времени.

В соответствии с еще одним аспектом система лучевой терапии включает в себя линейный ускоритель (LINAC), управляемый роботом блок ультразвуковой (УЗ) визуализации, блок регистрации, УЗ-блок движения и подсистему расчета дозы.

Ускоритель LINAC генерирует множество пучков излучения в по меньшей мере один

40 целевой объем в теле субъекта, при этом каждый пучок имеет размер, форму, направление, интенсивность и продолжительность, заданные на основе плана лучевой терапии. Управляемый роботом блок ультразвуковой (УЗ) визуализации генерирует трехмерные (3D) УЗ-изображения области тела субъекта, включающей в себя

45 упомянутый по меньшей мере один целевой объем и окружающие ткани, подверженные воздействию множества пучков излучения, доставляемых одновременно с и расположенных в соответствии с трехмерными УЗ-изображениями. Блок регистрации деформируемо регистрирует рентгеновское плановое изображение компьютерной

томографии (КТ) и базовые ультразвуковые (УЗ) изображения, сгенерированные УЗ-блоком до проведения терапии, а также наносит карту плотностей тканей, основанную на плановом изображении КТ, на базовые трехмерные УЗ-изображения для создания трехмерной карты плотностей тканей. УЗ-блок движения измеряет движение целевого объема и окружающих тканей и регистрирует трехмерную карту плотностей тканей на трехмерных УЗ-изображениях в реальном масштабе времени, сгенерированных блоком УЗ-визуализации. Подсистема расчета дозы вычисляет дозу облучения в реальном масштабе времени, доставленную в упомянутый по меньшей мере один целевой объем, подверженные риску органы и окружающие ткани, на основе трехмерной карты плотностей тканей, УЗ-изображений в реальном масштабе времени и измеренного движения.

Одно из преимуществ заключается в том, что вычисляется доза облучения в реальном масштабе времени в процессе доставки излучения.

Другое преимущество заключается в действиях, которые могут быть предприняты в процессе доставки ЛТ на основе доставленной дозы.

Еще одно преимущество заключается в повоксельном измерении дозы облучения целевой области, окружающих тканей и ОНР в реальном масштабе времени.

Еще одно преимущество заключается в измерении дозы облучения в реальном масштабе времени для различных тканей.

Еще одно преимущество заключается в корректировке плана ЛТ в реальном масштабе времени.

Дополнительные преимущества станут понятны средним специалистам в данной области техники после прочтения и уяснения нижеследующего подробного описания.

Изобретение может принимать вид различных компонентов и компоновок компонентов, а также различных этапов и компоновок этапов. Чертежи приведены исключительно в целях иллюстрации предпочтительных вариантов осуществления и не должны рассматриваться как ограничивающие изобретение.

На ФИГУРЕ 1 схематично показан вариант осуществления системы ЛТ с адаптивным расчетом доз в реальном масштабе времени.

На ФИГУРЕ 2 показана блок-схема способа лучевой терапии с адаптивным расчетом доз в реальном масштабе времени.

Обращаясь к ФИГУРЕ 1, там схематично показан вариант осуществления системы 1 ЛТ с адаптивным расчетом доз в реальном масштабе времени. Система включает в себя блок 2 трехмерной (3D) визуализации в реальном масштабе времени, такой как блок ультразвуковой (УЗ) визуализации, устройство рентгеновской визуализации (флюороскопии) и т.п. Блок 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени генерирует трехмерные УЗ-изображения 3 в реальном масштабе времени области тела 4 субъекта. УЗ-изображения 3 области тела субъекта включают в себя ткани, в которые одновременно доставляется излучение от источника излучения, такого как линейный ускоритель (LINAC) 6. УЗ-изображения 3 хранятся в запоминающем устройстве, которое может включать в себя память процессора, память компьютера или энергонезависимую память, такую как дисковый накопитель. Ткани, подверженные воздействию излучения, проходят измерения по отношению к спроецированным пучкам излучения в то время, как субъект расположен на опоре 8 для субъекта, такой как кушетка или кровать.

Блок 2 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени включает в себя один или более процессоров 10, устройство 12 отображения и по меньшей мере одно устройство 14 ввода. Процессор 10, устройство 12 отображения и устройство 14 ввода могут быть реализованы в рабочей станции 16, такой как консоль, интерфейс оператора и т.п.

Рабочая станция может представлять собой единственный настольный компьютер, множество настольных компьютеров, соединенных посредством сети, компьютер-сервер, портативный компьютер, планшетный компьютер, их сочетание и т.п. Процессор может представлять собой одиночный процессор или мультипроцессор. Каждый процессор может представлять собой одноядерный или многоядерный процессор. Устройство ввода может включать в себя клавиатуру, манипулятор типа «мышь», микрофон и т.п. Устройство отображения может включать в себя монитор компьютера, телевизионный экран, сенсорный экран, тактильный электронный дисплей, катодно-лучевую трубку (КЛТ), запоминающую трубку, векторный дисплей, плоскостной дисплей, вакуумный флюоресцентный дисплей (VF), дисплеи на светоизлучающих диодах (LED), электролюминесцентный дисплей (ELD), плазменные панели отображения (PDP), жидкокристаллический дисплей (LCD), дисплеи на органических светоизлучающих диодах (OLED), проектор, шлем-дисплей и т.п.

Блок 2 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени включает в себя роботизированный манипулятор 18, управляющий УЗ-зондом 20, или преобразователь, которым управляет управляемое компьютером средство 22 управления роботом. Блок 2 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени может включать в себя гаптический интерфейс 24 для позиционирования УЗ-зонда 20 средством 22 управления роботом. Блок 2 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени включает в себя одно или более оптических устройств 26 слежения, отслеживающих положение роботизированного манипулятора, LINAC и тела субъекта. Устройство слежения может включать в себя устройство лазерного, видео-, радиочастотного отслеживания или устройства с электромеханической обратной связью на гентри ускорителя LINAC, роботизированной руке, опоре для субъекта и т.п. Средством 22 управления роботом управляет роботизированным манипулятором 18 или роботизированной рукой, чтобы избежать столкновений с ускорителем LINAC 6 и пучком ускорителя LINAC в процессе доставки излучения. Средство управления роботом позиционирует УЗ-зонд для получения трехмерных УЗ-изображений в реальном масштабе времени областей тела субъекта, получающих дозы облучения одновременно с доставкой излучения.

Ускоритель LINAC 6 направляет пучки излучения в по меньшей мере один целевой объем, расположенный в теле 4 субъекта, на основе плана проведения лучевой терапии. Каждый пучок излучения имеет заранее заданные размер, форму, направление или ориентацию, интенсивность и продолжительность и контролируется средством 28 управления ускорителем LINAC. Ускоритель LINAC 6 перемещается вокруг тела субъекта, которое удерживается на опоре 8 для субъекта. Опора для субъекта может перемещаться для совмещения с ускорителем LINAC. Средство управления ускорителем LINAC может быть реализовано в рабочей станции 16 или отдельной рабочей станции, а также функционировать как консоль для LINAC. Средство 28 управления ускорителем LINAC предоставляет данные о траектории, форме, размере и прочую информацию в отношении пучков излучения в блок 2 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени.

Система включает в себя блок 30 регистрации изображения, принимающий плановое изображение 32, такое как изображение КТ, МРТ, ПЭТ или ОФЭКТ или их комбинацию, из запоминающего устройства, такого как система управления памятью, система архивации и передачи изображений (PACS), рентгенологическая информационная система (RIS) и т.п., либо непосредственно со сканера 34. Система включает в себя блок 35 сегментации, разбивающий на сегменты целевые объемы и любые ОПР. Например, опухоль в предстательной железе сегментируется в качестве целевого объема, а

предстательная железа, мочевого пузыря и прямая кишка субъекта сегментируются в качестве ОПР. Блок сегментации может идентифицировать сегментированные структуры, наложенные на отображение устройством 12 отображения УЗ-изображений 3 в реальном масштабе времени или планового изображения. Например, изображение с целевым

5 объемом и ОПР может включать в себя цветовой контраст границ целевого объема и/или отличный цветовой контраст границ ОПР.

Блок 30 регистрации изображения деформируемо регистрирует сегментированное плановое изображение 32 и трехмерное УЗ-базовое изображение 36. Базовое изображение 36 получают перед доставкой первой фракции, и его можно повторно

10 получать и перерегистрировать между фракциями. В процессе регистрации осуществляется построение векторов 38 деформации, которые используются для переноса плотностей тканей с планового изображения, например на основе единиц по шкале Хаунсфилда, и нанесения карты плотностей тканей на базовые трехмерные УЗ-изображения, хранящиеся в запоминающем устройстве, в виде трехмерной карты 40

15 тканей. Разбивка на сегменты также отображается на трехмерной карте тканей. В одном варианте осуществления сегментированные границы переносятся с планового изображения на трехмерное УЗ-базовое изображение. Различным сегментированным областям может присваиваться номинальная плотность или иной коэффициент ослабления излучения для ткани в каждой области.

В процессе проведения лучевой терапии УЗ-блок 42 3D движения регистрирует каждое

20 трехмерное УЗ-изображение в реальном масштабе времени на трехмерной карте тканей, используя информацию от системы 26 слежения, а также сравнение изображений непосредственно либо с трехмерным УЗ-базовым изображением, либо плановым изображением. Иными словами, трехмерная карта тканей преобразуется в текущую

25 форму и текущее положение целевой области и ОПР. Измеренное движение может быть вызвано дыхательной деятельностью, деятельностью сердца, перемещением пациента, а также одиночными случайными событиями, такими как кашель, чихание, выпуск газа из кишечника и т.д.

Подсистема 46 расчета дозы в реальном масштабе времени вычисляет дозу облучения

30 в реальном масштабе времени, доставляемую в ткани, на основе трехмерной плотности тканей, нанесенной в виде карты на УЗ-изображения 3 в реальном масштабе времени. Подсистема расчета дозы в реальном масштабе времени включает в вычисление нанесенную в виде карты плотность тканей, через которые проходит каждый пучок излучения. В частности, подсистема расчета дозы интегрирует количество излучения,

35 поглощенного каждым вокселем зарегистрированной трехмерной карты тканей. Преобразование целевых объемов и ОПР карты тканей в текущие положение и форму на основе движения, выявленного блоком 44 3D движения, позволяет определить воксели, расположенные вдоль траектории пучка излучения. Расчет дозы облучения в реальном масштабе времени, накопленной в каждом вокселе трехмерных УЗ-

40 изображений в реальном масштабе времени, основан на первоначальной интенсивности пучка излучения, ослаблении вдоль траектории, ведущей к каждому вокселу и пересекающей его, а также количестве внесенного излучения во времени в том вокселе, для которого траектория пересекает воксел. Внесенная доза интегрируется или суммируется по всем траекториям, пересекающим каждый воксел в процессе терапии,

45 по мере того как терапевтические пучки, целевая область и ОПР перемещаются относительно своего нормального положения в плановом изображении. Необязательно, карта кумулятивных доз может включать в себя прогнозируемую карту кумулятивных доз, составленную на основе дозы в реальном масштабе времени, вычисленной и

накопленной для каждого вокселя, а также прогнозируемого значения, основанного на оставшейся части фракционной терапии, запланированной исходя из плана проведения ЛТ-лечения. Кумулятивная доза может наноситься и/или накладываться на план-карту.

5 Карта 48 кумулятивных доз может быть использована системой для изменения процесса лечения. Процесс лечения может быть изменен, например, путем остановки процесса в ходе проведения фракции, когда достигнута планируемая доза в целевом объеме и/или в ОПР получена максимальная разрешенная пороговая доза. В качестве альтернативы, процесс лечения может быть изменен путем модифицирования одного
10 или более запланированных пучков излучения, оставшихся для проведения фракционной терапии. Один или более пучков излучения могут быть изменены по размеру, форме, направлению, интенсивности и/или продолжительности. Например, положение опухоли аорты сдвигается в соответствии с частотой дыхательных движений и сердечных сокращений, при этом пучок, направляемый под определенным углом, может сужаться
15 и/или подвергаться стробированию в ходе определенной ритмической последовательности, чтобы свести к минимуму воздействие на ткани сердца. В другом примере пациент кашляет, при этом пучок излучения временно прерывается, пока целевой объем не вернется в свое положение. В обоих примерах осуществляется расчет дозы в реальном масштабе времени на протяжении всего процесса для учета малейших
20 движений, которые оставляют целевой объем в центре пучка, но могут переместить окружающие ткани. Кумулятивная доза может также использоваться для изменения или перерасчета будущих фракций.

Карта 48 кумулятивных доз может отображаться на устройстве 12 отображения, будучи наложенной на трехмерные УЗ-изображения 3 в реальном масштабе времени,
25 базовые изображения 36 и/или плановое КТ-изображение 32. Карта кумулятивных доз может отображаться в виде кумулятивной дозы или прогнозируемой кумулятивной дозы. Карта кумулятивных доз может быть отображена в виде разности между картой кумулятивных доз или прогнозируемой картой кумулятивных доз и картой запланированных доз по плану ЛТ-лечения.

30 Различные блоки или средства управления 2, 22, 28, 30, 42, 44, 46 надлежащим образом реализованы электронным устройством обработки данных, таким как электронный процессор или электронное устройство 10 обработки рабочей станции 16, или сетевым компьютером-сервером, функционально связанным с рабочей станцией 16 сетью, и т.д. Кроме того, раскрытые методы визуализации, регистрации, сегментации, нанесения
35 карты, управления и расчета доз надлежащим образом реализуются с использованием невременного носителя информации, хранящего инструкции (например, программное обеспечение), которые могут считываться электронным устройством обработки данных и исполняться этим электронным устройством обработки данных для осуществления раскрытых методов визуализации, регистрации, сегментации, нанесения карты,
40 управления и расчета доз.

Обращаясь к ФИГУРЕ 2, там показана блок-схема способа адаптивного расчета доз ЛТ в реальном масштабе времени. Этапы могут быть концептуально разделены на предварительные этапы, представленные в виде части планирования ЛТ и/или выполняемые до доставки излучения субъекту, и этапы, выполняемые в ходе или в
45 качестве части ЛТ-лечения. Разработка ЛТ-плана начинается с получения одного или более трехмерных плановых изображений 32 со сканера 34 на этапе 54. Плановое изображение включает в себя один или более целевых объемов для проведения лучевой терапии и обычно включает в себя ОПР. На этапе 56 плановое изображение

сегментируют и анализируют, при этом вырабатывают план ЛТ, включающий в себя фракционные терапии. Каждая фракционная терапия включает в себя ряд запланированных воздействий пучками излучения от ускорителя LINAC 6. Для каждого пучка излучения планируют размер, форму, траекторию, интенсивность,

продолжительность и т.п. План ЛТ-лечения проверяют и записывают на этапе 58.

Проверка может включать в себя моделирование перемещения ускорителя LINAC 6 и манипулятора или роботизированной руки 18 блока 2 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени. План включает в себя данные управления, используемые средством 28 управления ускорителем LINAC 6 и средством 22 управления роботом УЗ-блока 2.

На этапе 60 с помощью блока 2 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени получают базовое трехмерное УЗ-изображение 36. Базовое изображение получают до проведения первой фракции. Базовое изображение 36 хранится в запоминающем устройстве. Базовое изображение можно получать повторно перед проведением каждой фракционной терапии. На этапе 62 полученное трехмерное УЗ-базовое изображение 36 деформируемо регистрируют вместе с сегментированным плановым изображением 32 с помощью блока 30 регистрации деформируемого изображения. В процессе деформируемой регистрации осуществляется построение векторов 38 деформации. Если базовые изображения получают повторно в перерывах между фракционными терапиями, то полученные повторно базовые изображения могут регистрироваться на первом полученном трехмерном УЗ-базовом изображении, друг на друге и/или на трехмерном плановом изображении КТ. Базовое изображение включает в себя ткани, в которые должны доставляться пучки излучения.

На этапе 64 плотности тканей переносят, например, в единицах по шкале Хаунсфилда, с планового изображения в зарегистрированное УЗ-базовое изображение. На этапе 66 плотности тканей наносят в виде карты на зарегистрированное трехмерное УЗ-базовое изображение на основе векторов деформации. Трехмерная карта 40 тканей и векторы 38 деформации хранятся в запоминающем устройстве. Трехмерная карта 40 тканей предоставляет информацию по ослаблению пучков излучения.

На этапе 68 излучение доставляют в ткани пациента на основе плана ЛТ-лечения, который включает в себя пучки излучения некоторого размера, формы, интенсивности, продолжительности и ориентации относительно пациента 4, поддерживаемого опорой 8 для пациента. Пучками излучения от LINAC 6 управляют с помощью средства 28 управления ускорителем. Одновременно на этапе 70 блок 3D УЗ-визуализации в реальном масштабе времени, управляемый средством 22 управления роботом, получает трехмерные УЗ-изображения 3 в реальном масштабе времени тканей, расположенных на траектории пучка излучения. На этапе 68 оценивают движение тканей. Движение сегментированных целевых объемов и ОПР измеряют блоком 44 3D движения. На этапе 74 каждый воксел трехмерной карты 40 тканей наносят на карту для преобразования в его текущее положение на основе движения, измеренного в реальном масштабе времени.

На этапе 72 подсистема 46 расчета дозы в реальном масштабе времени вычисляет дозу облучения в реальном масштабе времени, доставляемую в ткани, на основе трехмерных УЗ-изображений 3 в реальном масштабе времени и трехмерной карты 40 плотностей тканей, откорректированной с учетом движения. Пучки излучения от LINAC 6 отслеживают и измеряют относительно трехмерных УЗ-изображений 3 в реальном масштабе времени. Дозу облучения в реальном масштабе времени рассчитывают для каждого вокселя трехмерного УЗ-изображения в реальном масштабе времени. Доза облучения в реальном масштабе времени накапливается на карте 48 доз для этой

фракционной терапии. Кумулятивная доза 48 облучения в реальном масштабе времени может включать в себя прогнозируемую дозу для оставшейся части фракционной терапии. Кумулятивная доза 48 облучения в реальном масштабе времени может быть отображена устройством отображения, будучи наложенной либо на трехмерные УЗ-изображения 3 в реальном масштабе времени, либо на зарегистрированное плановое изображение 32 КТ. Вычисленная в реальном масштабе времени кумулятивная доза 48 может быть отображена в виде разности между вычисленной в реальном масштабе времени кумулятивной дозой 48 и запланированной дозой, полученной из плана проведения лучевой терапии, наложенной либо на плановое изображение КТ, либо трехмерные УЗ-изображения в реальном масштабе времени.

Доставка ЛТ может быть изменена в процессе фракционной терапии на основе карты 48 кумулятивных доз в реальном масштабе времени. Доставка ЛТ может быть изменена на основе измеренного движения. Доставка ЛТ может быть изменена с использованием средства 28 управления ускорителем LINAC для изменения в реальном масштабе времени размера, формы, траектории, интенсивности, продолжительности и т.д. Например, параметры пучка излучения могут изменяться на основе повторяющегося движения, например, вызванного сердечной и/или дыхательной деятельностью. Например, параметры пучка излучения могут меняться для согласования с повторяющимися движениями путем изменения параметров пучка излучения для перемещения вместе с целевым объектом, временного включения/выключения пучка, когда целевой объект входит в пределы или выходит за пределы заданного диапазона, изменения размера и/или формы пучка по мере того, как ОПР в меньшей степени загромождает целевой объем, и т.д. Параметры пучка могут быть изменены при движении, вызванном такими событиями, как кашель, чихание или выпуск газа из кишечника. Например, пучки излучения могут временно задерживаться, пока целевой объем и/или ОПР не вернется в свое положение, зауживаться и/или перемещаться вместе с перемещением целевой области. Изменение параметров пучков излучения может включать в себя отклик(и) на полученную позиционную и дозиметрическую информацию о целевом объекте и/или ОПР, такую как скорости перепозиционирования ускорителя LINAC, и/или перемещения пациента, например регулируемого движения опоры для пациента с целью обеспечения должной ориентации пучка излучения. Доставка ЛТ может изменяться, прерываясь, когда достигается пороговый уровень дозы в одном или более целевых объемах и/или каких-либо ОПР.

Карта 48 кумулятивных доз в реальном масштабе времени может быть нанесена на исходное плановое изображение для введения в следующую фракционную терапию, запланированную с использованием этапа 56, т.е. этапа адаптивного планирования лучевой терапии.

Следует понимать, что применительно к конкретным иллюстративным вариантам осуществления, представленным здесь, определенные конструкционные и/или функциональные признаки описаны как входящие в состав охарактеризованных элементов и/или компонентов. Однако предполагается, что эти признаки с той же или схожей пользой могут при необходимости входить в состав других элементов и/или компонентов. Следует также понимать, что различные аспекты примерных вариантов осуществления могут избирательно использоваться по необходимости для создания других альтернативных вариантов осуществления, пригодных для желательных областей применения, причем эти другие альтернативные варианты осуществления тем самым реализуют соответствующие преимущества включенных сюда аспектов.

Следует также понимать, что описанные здесь конкретные элементы или компоненты

функционально могут быть соответствующим образом реализованы посредством аппаратного обеспечения, программного обеспечения, аппаратно-программного обеспечения или их комбинации. Кроме того, следует понимать, что определенные элементы, описанные здесь объединенными между собой, могут при подходящих обстоятельствах быть обособленными элементами или быть разделенными иным образом. Точно также, множество конкретных функций, описанных как осуществляемые одним конкретным элементом, могут быть осуществлены множеством отдельных элементов, действующих независимо для осуществления индивидуальных функций, либо определенные индивидуальные функции могут быть разделены и осуществлены множеством отдельных элементов, работающих согласованно. В качестве альтернативы, некоторые элементы или компоненты, иначе описанные и/или показанные здесь отличными друг от друга, могут быть физически или функционально объединены при необходимости.

Коротко говоря, настоящее описание изложено со ссылкой на предпочтительные варианты осуществления. Несомненно, после прочтения и уяснения настоящего описания могут быть предложены модификации и изменения. Предполагается, что данное изобретение следует истолковывать как включающее все подобные модификации и изменения в той степени, в которой они подпадают под объем притязаний прилагаемой формулы изобретения или ее эквивалентов. Иными словами, следует понимать, что многие из вышеописанных и других признаков и функций либо их альтернатив могут быть по желанию объединены во множество других различных систем или приложений, при этом различные непредусмотренные и непредвиденные в настоящее время альтернативы, модификации, варианты или усовершенствования могут быть проделаны позднее специалистами в данной области техники, при этом их также следует считать охваченными нижеследующей формулой изобретения.

(57) Формула изобретения

1. Система лучевой терапии, содержащая:

блок трехмерной визуализации в реальном масштабе времени, который генерирует базовое изображение и трехмерные изображения в режиме реального времени по меньшей мере участка области тела субъекта, включающей в себя целевой объект и один или более органов, подверженных риску (ОПР);

блок регистрации, который деформируемо регистрирует плановое изображение области тела субъекта и базовое изображение, а также наносит карту способностей ткани поглощать излучение в плановом изображении на базовое изображение;

блок движения, который измеряет движение целевого объема и ОПР в процессе проведения лучевой терапии на основе изображений в реальном масштабе времени; и

подсистему расчета дозы в реальном масштабе времени, которая вычисляет дозу облучения в реальном масштабе времени, доставленную в целевой объект и ОПР, на основе способностей ткани поглощать излучение, нанесенных в виде карты с базового изображения или планового изображения на трехмерные изображения в реальном масштабе времени;

причем доза облучения в реальном масштабе времени основана на первоначальных интенсивностях пучков излучения, ведущих к каждому пересекаемому вокселу и пересекающих его, ослаблении вдоль траектории каждого из пучков излучения и времени, при котором каждый пучок пересекает каждый воксель.

2. Система по п. 1, причем подсистема расчета дозы в реальном масштабе времени дополнительно накапливает количество излучения, поглощенного каждым вокселем

планового изображения, для расчета карты кумулятивных доз.

3. Система по п. 1, дополнительно включающая в себя:

источник излучения, который доставляет пучки излучения в область тела субъекта для пересечения целевого объекта, при этом каждый пучок имеет размер, форму, направление, интенсивность и продолжительность, заданные на основе плана лучевой терапии, и

причем подсистема расчета дозы управляет доставкой излучения для изменения пучков излучения на основании карты кумулятивных доз.

4. Система по п. 1, причем подсистема расчета дозы в реальном масштабе времени спроектирована с возможностью:

вычисления дозы облучения в реальном масштабе времени, поглощенной каждым вокселем в области тела субъекта, включающей в себя вычисленную кумулятивную дозу;

интегрирования во время лучевой терапии величины дозы облучения, поглощенной каждым вокселем базового трехмерного изображения, деформируемо регистрируемого по трехмерным ультразвуковым изображениям в реальном масштабе времени; и вычисления накопленной дозы для по меньшей мере каждого вокселя планового изображения целевого объекта и ОНР во время лучевой терапии.

5. Система по п. 1, причем подсистема расчета дозы в реальном масштабе времени спроектирована с возможностью вычисления прогнозируемой кумулятивной дозы для оставшейся части текущей фракции лучевой терапии.

6. Система по п. 1, причем доставка излучения управляется так, чтобы изменять доставляемую дозу излучения на основе вычисленной кумулятивной дозы в реальном масштабе времени.

7. Система по п. 6, причем блок трехмерной визуализации в реальном масштабе времени включает в себя ультразвук (УЗ), который генерирует трехмерные УЗ-изображения в реальном масштабе времени, а также дополнительно включает в себя робот, который управляет положением и/или ориентацией УЗ зонда, излучающего и принимающего УЗ-волны для генерирования упомянутых УЗ-изображений в реальном масштабе времени.

8. Система по п. 1, дополнительно включающая в себя дисплей, выполненный с возможностью отображения по меньшей мере одного из:

планового изображения,

изображения накопленной лучевой дозы и

изображения наложения планового изображения и накопленной лучевой дозы.

9. Система по п. 1, дополнительно включающая в себя устройство отображения, которое отображает вычисленную кумулятивную дозу облучения в реальном масштабе времени, наложенную на плановое изображение.

10. Система по п. 1, дополнительно включающая в себя устройство отображения, которое отображает разность между вычисленной кумулятивной дозой облучения и запланированной дозой облучения, наложенной на плановое изображение.

11. Способ лучевой терапии, содержащий:

генерирование базового изображения и планового трехмерного изображения области тела субъекта, включающей в себя целевой объект и один или более органов, подверженных риску (ОНР);

деформируемое регистрирование планового изображения и базового трехмерного изображения;

нанесение карты способностей ткани поглощать излучение в области тела субъекта

с планового изображения на базовое изображение;

доставку пучков излучения в ткань в область тела субъекта, причем каждый пучок имеет размер, форму, направление, интенсивность и продолжительность на основании плана лучевой терапии;

5 измерение движения целевого объекта и органов, подверженных риску, в реальном масштабе времени в процессе проведения лучевой терапии на основе серии изображений в реальном масштабе времени;

вычисление дозы облучения в реальном масштабе времени, доставленной в ткани, на основе способностей ткани поглощать излучение, нанесенных в виде карты с базового
10 или планового изображения на трехмерные изображения в реальном масштабе времени, и

управление системой лучевой терапии для корректировки по меньшей мере одного из размера, формы, направления, интенсивности и продолжительности пучков излучения, чтобы изменять доставку излучения на основе вычисленной накопленной дозы.

15 12. Способ по п. 11, дополнительно включающий в себя регистрирование базового изображения с нанесенными в виде карты способностями поглощать излучение на каждом из изображений в реальном масштабе времени.

13. Способ по п. 11, дополнительно включающий в себя доставку пучков излучения в ткань области тела субъекта, при этом каждый пучок имеет размер, форму,
20 направление, интенсивность и продолжительность, заданные на основе плана лучевой терапии.

14. Способ по п. 11, причем вычисление дозы облучения в реальном масштабе времени дополнительно включает в себя вычисление кумулятивной дозы для каждого вокселя планового изображения.

25 15. Способ по п. 11, причем план лучевой терапии включает в себя множество фракций и дополнительно включает в себя вычисление прогнозируемой кумулятивной дозы облучения для оставшейся части текущей фракции.

16. Способ по п. 11, причем пучки излучения доставляют системой лучевой терапии, дополнительно включающий в себя управление системой лучевой терапии для
30 корректировки по меньшей мере одного из размера, формы, направления, интенсивности и продолжительности пучков излучения для изменения доставки излучения на основе вычисленной накопленной дозы.

17. Способ по п. 11, дополнительно включающий в себя управление устройством отображения для отображения кумулятивной дозы облучения для каждого вокселя,
35 наложенной на плановое изображение и/или изображения в реальном масштабе времени.

18. Невременный машиночитаемый носитель информации для проведения лучевой терапии, содержащий программное обеспечение, которое управляет одним или более электронными устройствами обработки данных для осуществления способа по п. 11.

19. Электронное устройство обработки данных для проведения лучевой терапии,
40 выполненное с возможностью осуществления способа по п. 11.

20. Система лучевой терапии, содержащая:

линейный ускоритель (LINAC), выполненный с возможностью генерировать множество пучков излучения в по меньшей мере один целевой объем в теле субъекта, при этом каждый пучок имеет размер, форму, направление, интенсивность и
45 продолжительность, заданные на основе плана лучевой терапии;

управляемый роботом преобразователь ультразвуковой (УЗ) визуализации, выполненный с возможностью генерировать 3-мерные (3D) данные УЗ-изображения области тела субъекта, включающей в себя упомянутый по меньшей мере один целевой

объем и окружающие ткани, подверженные воздействию упомянутого множества пучков излучения;

по меньшей мере один процессор, спроектированный с возможностью:

повторно реконструировать во время доставки пучков излучения данные УЗ-изображения в трехмерные изображения тела субъекта, которые включают в себя упомянутый по меньшей мере один целевой объем и окружающие ткани, подверженные воздействию упомянутого множества пучков излучения;

деформируемо регистрировать рентгеновское плановое изображение компьютерной томографии (КТ) и базовое изображение из ультразвуковых (УЗ) изображений,

сгенерированных до проведения терапии, и

наносить карту плотностей тканей, основанную на плановом изображении КТ, на базовые трехмерные УЗ-изображения для создания трехмерной карты плотностей тканей;

измерять движение целевого объема и окружающих тканей из трехмерных

изображений, сгенерированных во время доставки пучков излучения;

регистрировать трехмерную карту плотностей тканей на трехмерных УЗ-изображениях, сгенерированных во время доставки пучков излучения; и

вычислять дозу облучения в реальном масштабе времени, доставленную в упомянутый по меньшей мере один целевой объем, подверженные риску органы и окружающие

ткани, на основе трехмерной карты плотностей тканей,

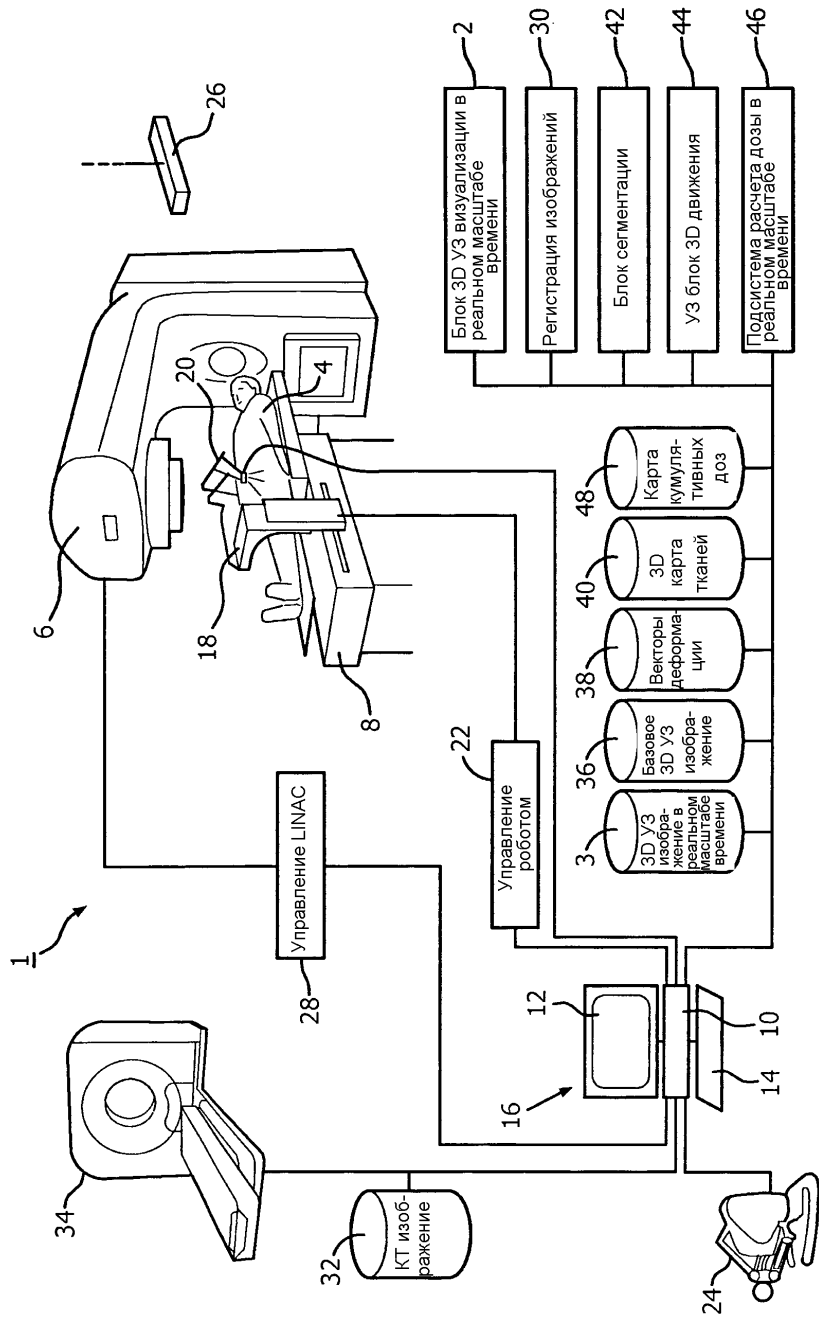
причем УЗ-изображения в реальном масштабе времени сгенерированы во время доставки пучков излучения, причем доза облучения в реальном масштабе времени основана на первоначальных интенсивностях пучков излучения, ведущих к каждому пересекаемому вокселу и пересекающих его, ослаблении вдоль траектории каждого из пучков излучения и времени, при котором каждый пучок пересекает каждый воксель, и измеренном движении; и

по меньшей мере одно из управления LINAC на основе вычисленной дозы в реальном масштабе времени и управления дисплеем для отображения планового изображения в комбинации с вычисленной дозой в реальном масштабе времени.

1

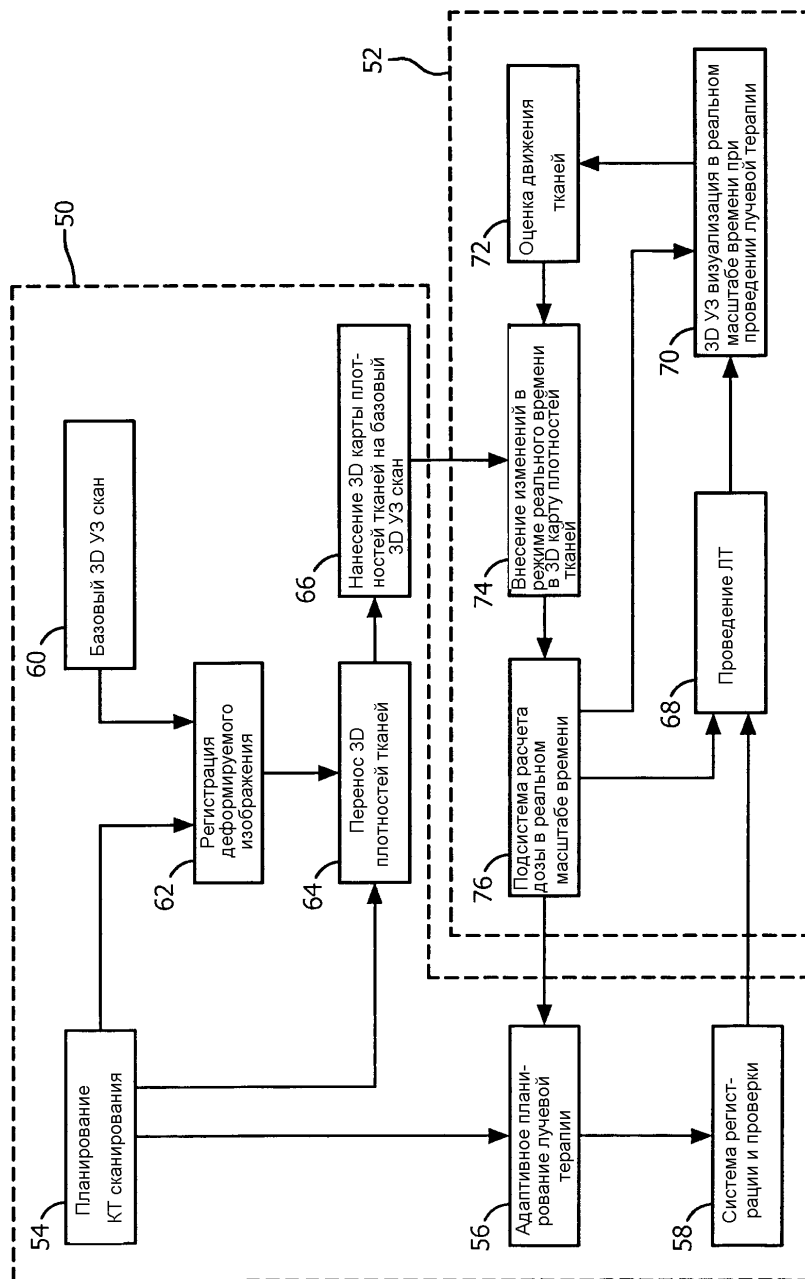
1/2

526161



ФИГ.1

2



ФИГ.2