

(19)



Евразийское
патентное
ведомство

(21) 202092215 (13) A1

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ЕВРАЗИЙСКОЙ ЗАЯВКЕ

(43) Дата публикации заявки
2021.02.19(51) Int. Cl. A61N 5/10 (2006.01)
A61B 8/00 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)(22) Дата подачи заявки
2019.03.27

(54) СПОСОБ И СИСТЕМА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ РАДИОТЕРАПИИ

(31) 102018000004199; 102018000004953;
102018000008048(72) Изобретатель:
Феличи Джузеппе, Ди Франческо
Массимо (IT)

(32) 2018.04.04; 2018.04.27; 2018.08.10

(33) IT

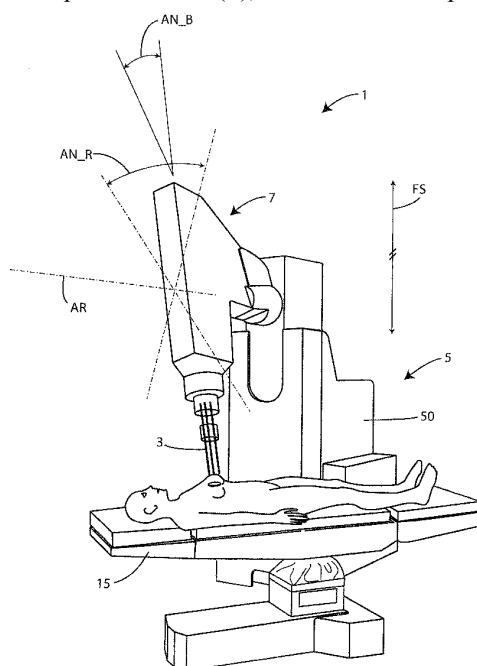
(86) PCT/IT2019/050067

(74) Представитель:
Поликарпов А.В., Соколова М.В.,
Путинцев А.И., Черкас Д.А., Игнатъев
А.В., Билык А.В., Дмитриев А.В.,
Бучака С.М., Бельтюкова М.В. (RU)

(87) WO 2019/193616 2019.10.10

(71) Заявитель:
С.И.Т.-СОРДИНА ИОРТ
ТЕКНОЛОДЖИС СПА (IT)

(57) Описан способ проведения радиотерапии, включающий S.1) обеспечение наличия радиотерапевтической системы (1), содержащей излучающую головку (3), систему (7) перемещения, диагностическую подсистему получения изображений, содержащую зонд (13) и подсистему (11) обнаружения положения; S.2) посредством по меньшей мере одного зонда (13), получение множества изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) внутренних сечений тела (P), подлежащего обработке; S.3) посредством подсистемы (11) обнаружения положения, обнаружение в пространстве положения зонда (13) в процессе получения зондом каждого из указанных изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N); S.4) на основе указанных изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) и посредством системы (7) перемещения, перемещение излучающей головки (3) и выполнение заранее заданной обработки тела (P), подлежащего обработке.



A1

202092215

202092215

A1

СПОСОБ И СИСТЕМА ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ РАДИОТЕРАПИИ

ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ

[1] Настоящее изобретение относится к системе и способу проведения радиотерапии.

Указанные система и способ применимы, в частности, для радиотерапии во время операции (IORT или IOeRT, Intraoperative Radio Therapy) онкологических пациентов.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

[2] Радиотерапия во время операции (IORT) заключается в облучении ложа опухоли или остатка опухоли после хирургического вмешательства.

[3] Эта технология позволяет минимизировать дозу облучения здоровой ткани и максимизировать дозу облучения мишени благодаря возможности вставки специальных экранов в хирургический разрез, то есть возможности сделать здоровую ткань подвижной и переместить ее и/или переместить органы, находящиеся под угрозой.

[4] Технология IORT стала развиваться в последние годы благодаря разработке передвижных ускорителей, выполненных с возможностью проведения лечения непосредственно в операционной; процедуру выполняют по существу описанным ниже образом.

[5] Мишень, подлежащую обработке, визуально идентифицирует команда хирургической радиотерапии без применения какой-либо диагностики в реальном времени с использованием специфических изображений.

[6] Стыковку, то есть размещение аппликатора излучения на мишени, выполняют вручную без уверенности в корректном размещении на мишени и без использования специализированной робототехнической системы.

[7] Авторы данного изобретения полагают, что такое размещение является очень неточным: фактически, необходимо учитывать, что на дозу радиации, которая попадает на мишень и на соседнюю ткань, в значительной степени оказывают влияние указанное размещение и, в частности, ориентация в пространстве аппликатора, длина которого обычно составляет несколько десятков сантиметров.

[8] Дозу радиации, полученную мишенью и органами, которые здоровы или в любом случае должны быть защищены, оценивают с использованием следующих предположений:

- ткань, подвергаемая облучению, а также соседняя здоровая ткань и/или органы, находящиеся под угрозой, являются гомогенными и изотропными; и
- ткань эквивалентна воде.

[9] Авторы изобретения считают, что производимые в настоящее время вычисления дозы радиации также относительно неточны, поскольку многие технологии диагностики, такие как магнитно-резонансная и компьютерная томография, не могут в текущий момент использоваться в процессе хирургического вмешательства: фактически, пациента с открытым хирургическим разрезом невозможно поместить в оборудование магнитно-резонансной или компьютерной томографии.

[10] Авторы заметили, что эти неточности в настоящее время усложняют выполнение IORT, очень часто ограничивая ее применение по существу только опухолями груди, несмотря на их неоспоримую клиническую эффективность при лечении опухолей в целом, что также подтверждается большинством последних рекомендаций ASTRO и NCCN.

[11] Авторы настоящего изобретения также считают, что существующие процедуры и оборудование для выполнения IORT ограничивают планирование любого послеоперационного лечения с выполнением IORT в качестве поддержки.

[12] Кроме того, авторы считают, что существующие технологии не позволяют полностью использовать потенциал технологий исследования, таких как магнитно-резонансная и компьютерная осевая томография, позитронно-эмиссионная томография или однофотонная эмиссионная томография, для химических или металлургических процессов на механических частях, компонентах или электрических или электронных устройствах относительно большого размера, в частности, когда желательно выполнять операции рядом с имеющим относительно большие размеры сканером для магнитно-резонансной томографии или указанных выше технологий исследования внутри указанной части.

[13] Целью настоящего изобретения является устранение указанных выше недостатков и, в частности, определение и применение дозы радиации при радиологическом лечении с большей точностью по сравнению с известными способами, более эффективное использование в сравнении с известными технологиями преимуществ

и точности таких технологий исследования внутренней структуры тел, как магнитно-резонансная, компьютерная осевая томография, радиологическая стратиграфия, позитронно-эмиссионная или однофотонная эмиссионная томография, ультразвуковое обследование, ультразвуковое доплеровское обследование, радиография, рентгеноскопия, ангиография, сцинтиграфия.

СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[14] В соответствии с первым аспектом изобретения указанная цель достигается с помощью способа проведения радиотерапии, охарактеризованного признаками, указанными в п. 1 формулы изобретения.

[15] Согласно конкретному варианту осуществления способа, подсистема (11) обнаружения положения определяет положение в пространстве множества изображений ($IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$) – предпочтительно ультразвуковых изображений – и/или, при необходимости, виртуальной модели внутренней части тела пациента (P) в соответствии с одной и той же системой линейных и/или угловых координат ($X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma; X', Y', Z'; \alpha', \beta', \gamma'$), в которой система (7) перемещения и/или подсистема (11) обнаружения положения определяет положение и/или перемещает в пространстве излучающую головку (3).

[16] Согласно конкретному варианту осуществления изобретения, способ включает выполняемую подходящим логическим блоком операцию преобразования положения в пространстве множества изображений ($IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$) – предпочтительно ультразвуковых изображений – из системы координат ($X, Y, Z, \alpha, \beta, \gamma$), изначально используемой подсистемой (11) обнаружения положения, в систему координат ($X', Y', Z', \alpha', \beta', \gamma'$), изначально используемую системой (7) перемещения.

[17] В соответствии с конкретным вариантом осуществления изобретения, способ включает выполняемую подходящим логическим блоком операцию преобразования положения в пространстве излучающей головки (3) из системы координат ($X', Y', Z', \alpha', \beta', \gamma'$), изначально используемой системой (7) перемещения, в систему координат ($X, Y, Z, \alpha, \beta, \gamma$), изначально используемую подсистемой (11) обнаружения положения.

[18] В соответствии с конкретным вариантом осуществления способа, виртуальная модель содержит одно или более из двумерных изображений или трехмерную модель внутренней части тела (P), подлежащего обработке, такую как численная виртуальная модель.

[19] В соответствии с конкретным вариантом осуществления способа на основе виртуальной модели (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) и посредством системы (7) перемещения, излучающую головку (3) перемещают для выполнения радиотерапевтической обработки или другой заранее заданной радиологической обработки указанного тела (P), подлежащего обработке.

[20] В соответствии с конкретным вариантом осуществления способа, тело (P), подлежащее обработке, обездвижено на опоре (15) для обработки, в то время как оно сканируется или иным образом обследуется диагностической подсистемой (22) получения изображений.

[21] В соответствии со вторым аспектом изобретения, цель достигается с помощью радиотерапевтической системы, охарактеризованной признаками, указанными в п. 9 формулы изобретения.

[22] В соответствии с конкретным вариантом осуществления системы (1), излучающая головка (3) выполнена с возможностью испускания излучения одного или более из следующих видов: фотоны, рентгеновские лучи, гамма-лучи, альфа-лучи, протоны, ионы, ионизирующие лучи.

[23] В соответствии с конкретным вариантом осуществления системы (1, 1', 1''), система (120) определения расстояния содержит одну или более из следующих систем для измерения расстояния и размеров: оптическая система, например стереоскопическая, локаторная система, например, использующая электромагнитные и/или акустические волны, лазерная локаторная система.

[24] В соответствии с третьим аспектом изобретения, цель достигается с помощью компьютерной программы, охарактеризованной признаками, указанными в п. 15 формулы изобретения.

[25] Четвертый и пятый аспекты изобретения относятся к получению виртуальной трехмерной модели внутренней части тела пациента (P) на основе множества по существу двумерных изображений внутренней части тела, например ультразвуковых изображений.

[26] Четвертый аспект относится к способу диагностики, не обязательно формирующему часть процедуры IORT или другой радиотерапевтической процедуры.

[27] Четвертый аспект относится к способу диагностики, включающему следующие операции:

S.1bis) обеспечение наличия системы (1''), содержащей:

- диагностическую подсистему получения изображений, содержащую, в свою очередь, по меньшей мере один зонд 13;

- подсистему (11) обнаружения положения;

S.2bis) посредством по меньшей мере одного зонда (13), получение множества изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) внутренних сечений тела (P), подлежащего обработке;

S.3bis) посредством подсистемы (11) обнаружения положения, обнаружение в пространстве положения зонда (13) в процессе получения зондом каждого из указанных изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N);

S.5bis) посредством диагностической подсистемы получения изображений, формирование на основе изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) трехмерной модели внутренней структуры по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке.

[28] Предпочтительно, зонд (13) представляет собой ультразвуковой зонд, предпочтительно линейного типа, предпочтительно выполненный так, чтобы оператор мог захватывать его руками, предпочтительно одной рукой.

[29] Пятый аспект относится к системе (1") диагностики, содержащей:

- диагностическую подсистему получения изображений, содержащую, в свою очередь, по меньшей мере один зонд 13;

- подсистему (11) обнаружения положения;

при этом

- по меньшей мере один зонд (13) выполнен с возможностью получения множества изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) внутренних сечений тела (P), подлежащего обработке;

- подсистема (11) обнаружения положения запрограммирована или, во всяком случае, выполнена с возможностью обнаружения в пространстве положения зонда (13) в процессе получения зондом каждого из указанных изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N);

- диагностическая система (1") запрограммирована или, во всяком случае, выполнена с возможностью формирования на основе изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) трехмерной модели внутренней структуры по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке.

[30] В соответствии с шестым аспектом, изобретение относится к способу проведения радиотерапии, включающему следующие операции:

S.1) обеспечение наличия радиотерапевтической системы (1), содержащей:

- излучающую головку (3);
- систему (7) перемещения;
- диагностическую подсистему, содержащую, в свою очередь, по меньшей мере один зонд 13;
- подсистему (11) обнаружения положения;

S.2) посредством по меньшей мере одного зонда (13), получение множества изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N) внутренних сечений тела (P), подлежащего обработке;

S.3) посредством подсистемы (11) обнаружения положения, обнаружение в пространстве положения зонда (13) в процессе получения зондом каждого из указанных изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N);

S.4) на основе изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N) и посредством системы (7) перемещения, перемещение излучающей головки (3) и выполнение заранее заданной обработки тела (P), подлежащего обработке.

[31] Согласно конкретному варианту осуществления способа, подсистема (11) обнаружения положения определяет положение в пространстве множества изображений (IM_1 , IM_2 ... IM_i ... IM_N) – предпочтительно ультразвуковых изображений – и/или, при необходимости, указанной выше виртуальной модели внутренней части тела пациента (P) в соответствии с одной и той же системой линейных и/или угловых координат (X , Y , Z ; α , β , γ ; X' , Y' , Z' ; α' , β' , γ'), согласно которой система (7) перемещения и/или подсистема (11) обнаружения положения определяет положение и/или перемещает в пространстве излучающую головку (3).

[32] Согласно конкретному варианту осуществления изобретения, способ включает выполняемую подходящим логическим блоком операцию преобразования положения в пространстве множества изображений (IM_1 , IM_2 ... IM_i ... IM_N) – предпочтительно ультразвуковых изображений – из системы координат (X , Y , Z , α , β , γ), изначально используемой подсистемой (11) обнаружения положения, в систему координат (X' , Y' , Z' , α' , β' , γ'), изначально используемую системой (7) перемещения.

[33] В соответствии с конкретным вариантом осуществления способа, подсистема (11) обнаружения положения содержит систему (120) определения расстояния и включает следующие операции:

– крепление по меньшей мере одного реального маркера (110) положения по меньшей мере к одному зонду (13);

– обнаружение, например в реальном времени, положения и ориентации в пространстве по меньшей мере одного реального маркера (110) положения системы (120) определения расстояния.

[34] Другие признаки изобретения указаны в зависимых пунктах формулы изобретения.

[35] Преимущества, которые могут быть получены специалистами в этой области техники, становятся более очевидными из последующего подробного описания не ограничивающих изобретение конкретных вариантов его осуществления, которые проиллюстрированы следующими чертежами.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

На фиг. 1 показан вид в перспективе ускорителя частиц для радиотерапевтической системы в соответствии с первым вариантом осуществления настоящего изобретения.

На фиг. 2 показан первый вид в перспективе диагностической подсистемы получения изображений и обнаружения положения в радиотерапевтической системе, показанной на фиг. 1.

На фиг. 3 показан второй вид в перспективе диагностической подсистемы получения изображений и обнаружения положения в радиотерапевтической системе, показанной на фиг. 1.

На фиг. 3А показан вид сбоку ручного зонда и соответствующего реального маркера положения для диагностической подсистемы, показанной на фиг. 3.

На фиг. 4 показан вид в перспективе деталей излучающей головки ускорителя частиц, показанного на фиг. 1.

На фиг. 5 показан вид сбоку цилиндрического аппликатора излучающей головки, показанной на фиг. 4.

На фиг. 6 показан вид сбоку второго цилиндрического аппликатора, который может устанавливаться на излучающей головке, показанной на фиг. 4.

На фиг. 7 показан вид в перспективе расположения в пространстве ультразвуковых изображений, полученных радиотерапевтической системой, показанной на фиг. 1.

На фиг. 8 показан вид в перспективе ручного указателя радиотерапевтической системы, показанной на фиг. 1.

На фиг. 9 показан вид в перспективе диагностической подсистемы для получения изображений и обнаружения положения радиотерапевтической системы в соответствии со вторым вариантом осуществления настоящего изобретения.

На фиг. 10 показан вид в перспективе ускорителя частиц радиотерапевтической системы в соответствии с третьим вариантом осуществления настоящего изобретения.

На фиг. 11 показан вид в перспективе системы для выполнения радиологической обработки в соответствии с четвертым вариантом осуществления настоящего изобретения.

На фиг. 12 показан вид сбоку системы, показанной на фиг. 11.

На фиг. 13 показано изображение виртуальной модели подлежащего обработке тела, полученной посредством системы, показанной на фиг. 11.

На фиг. 14 показан вид в перспективе реального маркера положения второго типа, входящего в состав системы, показанной на фиг. 11.

На фиг. 15 в перспективе показана логическая схема для получения изображений тела пациента, подлежащего обследованию, в соответствии с сагиттальной, коронарной и поперечной плоскостями сечения или параллельными им плоскостями сечения.

ПОДРОБНОЕ ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

[36] Выражение «радиологическая обработка», используемое в этом описании, означает обработку тела пациента Р, подлежащего обработке, посредством ионизирующего излучения, такого, например, как электромагнитные волны с чрезвычайно малыми длинами волн, в частности, рентгеновские лучи и/или гамма-лучи, или в общем случае электромагнитное излучение с длиной волны, не большей 10 нанометров, электроны с энергией, не меньшей 10 эВ (электронвольт), или корпускулярное излучение, возникающее, например, в результате радиоактивного распада.

[37] Такая обработка может быть терапевтического типа или не терапевтического типа, например, исключительно косметической; она может быть хирургической и не хирургической, диагностической и не диагностической, может применяться для живого человека, животного или растения, мертвого тела человека, животного или растения, или другого неодушевленного объекта, такого, например, как механический, электрический или электронный компонент, минерал или полуфабрикат.

[38] Выражение «радиологическая обработка», используемое в этом описании, также, но не обязательно, означает терапевтические, хирургические или диагностические процедуры.

[39] Фиг. 1-8 относятся к системе и способу проведения радиотерапии во время операции в соответствии с первым вариантом осуществления настоящего изобретения.

[40] Система в целом обозначена цифровой ссылкой 1 и содержит:

- излучающую головку 3;
- систему (7) перемещения;
- диагностическую подсистему получения изображений, содержащую, в свою очередь, по меньшей мере один зонд 13;
- подсистему (11) обнаружения положения.

[41] Излучающая головка 3 представляет собой компонент, способный излучать радиационный пучок, который может использоваться в терапевтических применениях, например пучок электронов, фотонов, протонов или ионов.

[42] Система 1 предпочтительно содержит подходящий генератор 5 частиц, например линейный ускоритель (LINAC, LInear ACcelerator) или нелинейный ускоритель известного типа, который генерирует частицы и ускоряет их до достижения ими подходящей энергии для формирования пучка, излучаемого затем, после его коллимации или концентрации, если это необходимо, из излучающей головки 3.

[43] Ускоритель 5 может, например, ускорять электроны до достижения ими энергии в диапазоне 6–12 МэВ (мегаэлектронвольт).

[44] Излучающая головка 3 может содержать, например, аппликатор 30, 30', например, цилиндрической формы, изготовленный из подходящего пластика, например полиметилметакрилата (PMMA, polymethylmethacrylate), и предназначенный для придания подходящей формы радиационному пучку, излучаемому источником известного типа.

[45] Цилиндрический аппликатор 30, 30' может, например, иметь одну или более из следующих характеристик:

- средний внутренний диаметр (DT) находится в диапазоне 3-20 сантиметров или в диапазоне 3-12 сантиметров;
- максимальная длина (LT) находится в диапазоне 20-120 сантиметров или в диапазоне 40-60 сантиметров;

– свободный конец срезан по существу под углом 90° или скошен под углом, например, 15° , 30° или 45° .

[46] Свободный конец предпочтительно выполнен с возможностью вставки в хирургический разрез.

[47] Цилиндрический аппликатор 30, 30' предпочтительно содержит входной участок 300 и выходной участок 302, соединяемые друг с другом с возможностью их разъединения, например, посредством подходящей системы быстрого соединения.

[48] Система 7 перемещения выполнена с возможностью перемещения и позиционирования – предпочтительно в трехмерном пространстве – излучающей головки 3 и, в частности, соответствующего цилиндрического аппликатора 30, 30' и может содержать, например, прямоугольный механический манипулятор, то есть манипулятор в декартовой системе или антропоморфный манипулятор (см. фиг. 1, 10).

[49] В соответствии с вариантом осуществления изобретения, показанным на фиг. 1, например, система 7 перемещения может содержать механический манипулятор с тремя степенями свободы, который способен передвигать излучающую головку 3 следующим образом:

- поднимать и опускать вертикально, например, вдоль стрелок FS;
- поворачивать излучающую головку 3 вокруг оси AR, то есть наклонять ее на угол AN_R, например в диапазоне 40° - 80° , то есть выполнять повороты, условно называемые в этом описании «поворотами по крену»;
- поворачивать излучающую головку 3 на угол AN_B в идеальной плоскости, в которой лежит ось AR, условно называемая в этом описании «осью крена», и ось цилиндрического аппликатора 30, 30' излучающей головки или, в общем случае, ось головки 3, то есть выполнять повороты, условно называемые в этом описании «поворотами по тангажу».

[50] Линейный ускоритель 5, 5' предпочтительно содержит основание 50, 50', выполненное с возможностью установки на настиле или на полу.

[51] Основание 50 предпочтительно снабжено колесами (не показаны на чертеже), которые позволяют передвигать его по расположенному внизу настилу.

[52] При необходимости колеса могут приводиться в действие одним или более приводами и точно управляться, например, с помощью датчиков положения и/или скорости для образования по существу дополнительных управляемых осей робота и преобразования основания 50, 50', а также всего ускорителя 5, 5', в самоходную систему.

[53] Система 7 перемещения предпочтительно закреплена на основании 50 и выполнена с возможностью перемещения и позиционирования излучающей головки 3 относительно основания 50.

[54] Диагностическая подсистема получения изображений предпочтительно представляет собой ультразвуковую систему и содержит ультразвуковой зонд 13.

[55] Предпочтительно, размеры и форма ультразвукового зонда 13 выбираются таким образом, чтобы оператор мог захватить его одной рукой.

[56] Предпочтительно, ультразвуковой зонд 13 является линейным, то есть пьезоэлектрические кристаллы или другие электронные или механические компоненты, излучающие ультразвуковые сигналы, расположены вдоль по существу прямолинейного участка, длина которого может составлять, например, от 5 до 30 сантиметров, от 7 до 20 сантиметров, от 8 до 12 сантиметров или примерно 10 сантиметров.

[57] Преимущество линейного ультразвукового зонда 13 состоит в том, что он формирует изображения, которые не искажены и имеют по существу прямоугольную или квадратную форму.

[58] Предпочтительно, ультразвуковой зонд 13 снабжен датчиками давления, выполненными с возможностью измерения давления, с которым зонд давит на сканируемые ткани.

[59] Предпочтительно, ультразвуковой зонд 13 или в более общем случае диагностическая подсистема получения изображений выполнены с возможностью выдачи, например, визуального или акустического сигнала, информирующего оператора, захватившего или, во всяком случае, использующего зонд, о том, что давление зонда 13 на сканируемые ткани равно или превышает заранее заданное пороговое значение давления.

[60] Предпочтительно, заранее заданное пороговое значение давления является достаточно низким, что предотвращает существенную деформацию тканей, сканируемых зондом, и, как следствие, деформацию получаемых ультразвуковых изображений IM_1 , IM_2 ... IM_i ... IM_N , благодаря чему повышается точность ультразвуковых изображений и, следовательно, результирующей радиотерапевтической обработки.

[61] Подсистема 11 обнаружения положения выполнена с возможностью определения в пространстве положения зонда 13 и излучающей головки 3 в соответствии с совместно используемой системой координат $(X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma)$ или $(X', Y', Z'; \alpha', \beta', \gamma')$.

[62] Предпочтительно, подсистема 11 обнаружения положения выполнена с возможностью определения в пространстве положения в соответствии с тремя декартовыми осями XYZ или, во всяком случае, не копланарными осями и определения ориентации в пространстве с использованием трех углов – α [альфа], β [бета], γ [гамма], называемых угловыми координатами.

[63] Например, три угла α [альфа], β [бета], γ [гамма] могут указывать наклон зонда 13 и излучающей головки 3 по отношению к трем осям XYZ или к трем плоскостям XY, YZ, XZ.

[64] По этой причине подсистема 11 обнаружения положения может содержать один или более реальных маркеров 110 положения и дистанционную систему отслеживания, выполненную с возможностью дистанционного определения положения в пространстве.

[65] В соответствии с вариантами осуществления настоящего изобретения, показанными на фиг. 2 и 3, каждый реальный маркер положения может содержать одну или более сфер 1100, один или более шаров или других объектов, которые по существу являются точечными, или, во всяком случае, их размеры намного меньше размеров реального объекта, к которому они прикреплены и положение которого они должны определять, причем эти объекты обеспечивают распознавание, например, посредством оптической или дистанционной электромагнитной системы.

[66] В альтернативном варианте осуществления изобретения каждый реальный маркер 110 положения также может содержать один или более объектов, отличных от «точечных», таких, например, как стержни и бруски или полосы, или другие отметки, нарисованные, напечатанные или, во всяком случае, указанные на прозрачной или непрозрачной стенке.

[67] Предпочтительно, в соответствии с вариантами осуществления настоящего изобретения, показанными на фиг. 2 и 3, каждый реальный маркер 110 положения содержит множество тел, по существу точечных, шаровидных или округлых, например по меньшей мере шесть шаров 1100, не лежащих в одной плоскости, что позволяет им определять в пространстве все шесть степеней свободы твердого тела конечных размеров.

[68] В соответствии с предпочтительными вариантами осуществления изобретения, показанными на фиг. 3, 3А, 4 и 8, каждый из реальных маркеров 110, 110', 110" положения может содержать каркас, который, в свою очередь, содержит часть

каркаса 112, имеющую по существу форму “Y” или форму вилки, и множество штырей 114, 116, которые выступают из вилочного каркаса 112, и на свободных концах которых крепятся шары или другие сферические или округлые тела 1100.

[69] Более конкретно, вилочный каркас 112 имеет по существу плоскую форму, то есть по существу лежит в плоскости.

[70] Предпочтительно, множество штырей 114, 116 выступают из вилочного каркаса 112 в направлениях, по существу перпендикулярных или поперечных к плоскости, в которой лежит вилочный каркас 112.

[71] Предпочтительно, по меньшей мере два из по меньшей мере шести шаров или других сферических или округлых тел расположены на одной и той же большей грани вилочного каркаса 112.

[72] Предпочтительно, каркас реальных маркеров 110, 110', 110" положения содержит по меньшей мере два штыря 116 длиной LP2, которая больше длины LP1 других штырей 114; например, отношение LP2/PL1 предпочтительно равно или больше 4, более предпочтительно – равно или больше 6, и еще предпочтительнее – равно или больше 8.

[73] Предпочтительно, по меньшей мере один длинный штырь 116 выступает из каждой большей грани вилочного каркаса 112.

[74] Таким образом, шары или другие округлые тела 1100 легко видимы и распознаваемы оптической системой отслеживания, независимо от положения и ориентации в пространстве зонда 13, аппликатора 3 или указателя 17, к которому прикреплен соответствующий маркер 110, 110', 110", вследствие чего уменьшаются ошибки при определении положения, ориентации и расстояния до маркера.

[75] В соответствии с вариантом осуществления изобретения, не показанным на чертеже, реальный маркер положения может содержать, например, многогранник, в вершинах которого могут, при необходимости, располагаться шары, а также другие объекты, которые по существу являются точечными, шарообразными или округлыми.

[76] В соответствии с вариантом осуществления изобретения, показанным на фиг. 1, дистанционная система отслеживания предпочтительно содержит логический блок 118, запрограммированный или, во всяком случае, выполненный с возможностью определения расстояния до реальных маркеров 110 положения, их положения и ориентации в пространстве.

[77] Для этого логический блок 118 может быть запрограммирован или, во всяком случае, выполнен с возможностью получения образов реальных маркеров 110

положения или дистанционного определения положения путем обнаружения подходящих электрических или магнитных полей, например, в том случае, когда каждый шар 1100 или стержень излучает электромагнитные волны, которые не обязательно являются видимыми, или акустические волны.

[78] Логический блок 118 может быть запрограммирован или, во всяком случае, выполнен с возможностью получения образов реальных маркеров 110 положения, например, в диапазонах видимого света, инфракрасного или ультрафиолетового излучения.

[79] Для этого логический блок 118 может быть запрограммирован для запуска соответствующей программы распознавания образов и оптического или позиционного отслеживания.

[80] Кроме того, для этого дистанционная система отслеживания может содержать подходящую стереоскопическую камеру или видеокамеру 120, которая формирует и передает изображения – статические или видеоизображения – в логический блок 118.

[81] Стереоскопическая камера или видеокамера 120, в свою очередь, может быть снабжена двумя или более линзами 122, выполненными с возможностью формирования стереоскопических или трехмерных изображений.

[82] Как показано на фиг. 1-4, предпочтительно, на зонде 13 и на ускорителе 5 частиц, например на связанной с ними излучающей головке 3, закреплен и выполнен как единое целое по меньшей мере соответствующий реальный маркер 110, 110' положения, имеющий по меньшей мере шесть шаров - соответственно 1100, 1100' – или другие по существу шарообразные точечные тела, или шесть стержней или полосок, которые не являются копланарными по отношению друг к другу, для того чтобы логический блок 118 обнаруживал и дистанционно определял положение зонда 13 и излучающей головки 3, предпочтительно, соответствующего цилиндрического аппликатора 30 в трех линейных координатах (X , Y , Z) и в трех угловых координатах (α , β , γ), соответствующих трем наклонам в пространстве.

[83] При необходимости система 1 может содержать один или более указателей 17, выполненных с возможностью нанесения рисунка, отметки или просто точки на интересующие зоны рядом с хирургическим разрезом пациента P , а более конкретно – на зоны тела (фиг. 8).

[84] Каждый указатель 17 может содержать, например, карандаш, ручку или фломастер, выполненные с возможностью нанесения отметок на теле пациента, световое или лазерное перо или указатель 170 местоположения, выполненные с возможностью проецирования световой отметки на тело пациента.

[85] Каждый указатель 17 позволяет подсистеме 11 обнаружения положения обнаруживать положение в пространстве в линейных и угловых координатах.

[86] Для этого каждый указатель 17 может быть снабжен соответствующим реальным маркером 110" положения, например, одного из указанных выше типов.

[87] Маркер 110" предпочтительно прикреплен как единое целое к части указателя 17, в результате чего формируется карандаш, ручка, фломастер, перо или оптический указатель.

[88] В соответствии с вариантом осуществления изобретения, показанным на фиг. 8, реальный маркер 110" положения указателя 17 снабжен шестью шарами 1100, не копланарными по отношению друг к другу и выполненными с возможностью их обнаружения дистанционной системой отслеживания, описанной выше.

[89] Ниже описывается конкретный пример работы и использования описанной выше системы 1.

[90] Последующее описание относится к человеку, то есть к пациенту Р, однако оно может очевидным образом адаптироваться для животного, неодушевленного объекта, такого, например, как промышленное изделие, или для другого тела, подлежащего обработке.

[91] Пациент Р лежит, например, на спине и, если необходимо, под общей анестезией, на операционной кровати 15 после удаления опухоли в кишечнике, прямой кишке или поджелудочной железе; пациент все еще может находиться в операционной на той же операционной кровати 15, на которой была удалена опухоль.

[92] Предпочтительно, перемещениям конечностей пациента Р препятствуют подходящие обездвиживающие средства с достаточной степенью жесткости, что позволяет, например, успешно выполнять магнитно-резонансную томографию или компьютерную осевую томографию.

[93] Другими словами, пациент Р может быть заблокирован подходящими обездвиживающими средствами, прикрепленными к операционной кровати 15.

[94] Предпочтительно, на операционной кровати 15 размещается четвертый реальный маркер 110А положения.

[95] Зона тканей, смежная с опухолью и в наибольшей степени находящаяся под угрозой рецидива, то есть ложе опухоли, теперь должна подвергнуться локализованной радиотерапии.

[96] Хирургический разрез, посредством которого была удалена опухоль, например, все еще открыт.

[97] Предпочтительно, радиолог, другой доктор или оператор захватывает указатель 17 и с помощью него рисует или просто указывает области, представляющие медицинский интерес, например, обводит их или, во всяком случае, окружает их одной или более реальными или просто виртуальными граничными отметками, помечающими пространство тела пациента Р, подлежащее обработке ультразвуковым зондом 13, или с помощью реальных или просто виртуальных отметок помечает зону удаления опухоли или любых временных швов.

[98] Подсистема 11 обнаружения положения обнаруживает и получает положения, ориентации и траектории указателя 17 в пространстве.

[99] Радиолог или другой врач, взявший ультразвуковой зонд 13, выполняет ручное сканирование зоны хирургического разреза и получает, в частности, один, а предпочтительно несколько ультразвуковых изображений IM_1, IM_2... IM_i... IM_N разреза и смежных органических тканей, подлежащих облучению.

[100] Эти изображения могут, например, представлять собой цифровые изображения.

[101] Как показано на фиг. 2, радиолог предпочтительно захватывает ультразвуковой зонд 13 таким образом, чтобы каждое ультразвуковое изображение IM_1, IM_2... IM_i... IM_N было получено в сечении вдоль идеальной плоскости, которая проходит внутри тела пациента, например в соответствии с плоскостью, приблизительно совпадающей с коронарной, поперечной или сагиттальной плоскостью пациента Р или параллельной одной из этих плоскостей.

[102] Указанные выше датчики давления зонда указывают оператору, не приложено ли слишком большое давление к сканируемой ткани, что предотвращает ее деформацию и, следовательно, деформацию ультразвуковых изображений.

[103] При использовании системы 1 и соответствующего способа, хотя и предпочтительно, но не абсолютно обязательно, чтобы плоскости различных ультразвуковых изображений были в точности параллельными или равноудаленными друг от друга; как более ясно объясняется ниже, плоскости различных ультразвуковых

изображений могут быть наклонены даже на несколько десятков градусов по отношению к смежным плоскостям.

[104] Однако оператор может, например, получить множество ультразвуковых изображений $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$, которые лежат в плоскостях, более или менее близких и приблизительно параллельных друг другу, как, например, показано на фиг. 7.

[105] Предпочтительно, каждый раз при получении ультразвукового изображения $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$ дистанционная система отслеживания, например камера или видеокамера 120, делает снимки шести шаров 1100 реального маркера положения и определяет положение шаров в пространстве в линейных координатах в соответствии с относительной системой координат (X, Y, Z).

[106] Система координат (X, Y, Z) может, например, быть собственной системой для подсистемы 11 обнаружения положения, то есть системой координат, в которой система 11 изначально определяет положение реальных маркеров 110, 110', 110'' положения или других объектов в целом.

[107] На основе положений шести шаров 1100 дистанционная система отслеживания определяет положение в пространстве, в линейных и угловых координатах трехмерного пространства, реального маркера 110 положения, прикрепленного к зонду 13, и на основе этого может затем определить положение в пространстве каждого ультразвукового изображения $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$ по мере их постепенного получения.

[108] Более конкретно, дистанционная система отслеживания предпочтительно определяет положение в пространстве в линейных и угловых координатах пространства каждого ультразвукового изображения $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$.

[109] Дистанционная система отслеживания предпочтительно определяет и связывает три линейные координаты (x_i, y_i, Z_i) и три угловые координаты ($\alpha_i, \beta_i, \gamma_i$) с каждым ультразвуковым изображением IM_i и, тем самым, уникально идентифицирует их положения в трехмерном пространстве.

[110] После получения, виртуальным образом, различных ультразвуковых изображений $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$ в трехмерном пространстве логический блок 118 или другой логический блок системы 1 может восстанавливать, например, виртуальную трехмерную модель внутренней части зоны тела пациента P, подвергшейся ультразвуковому обследованию; положение в пространстве этой виртуальной модели

становится известным по мере того, как становятся известными положения различных ультразвуковых изображений $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$.

[111] Предпочтительно подсистема 11 обнаружения положения обнаруживает, например, посредством логического блока 118 или другого логического блока, положение в пространстве различных ультразвуковых изображений $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$ и указанной выше виртуальной модели внутренней части тела пациента P в соответствии с одной и той же системой координат (X, Y, Z) или (X', Y', Z') , используемой ускорителем 5 частиц, для управления положением излучающей головки 3 и перемещениями системы 7 перемещения.

[112] Для этого дистанционная система отслеживания может обнаруживать, например, с помощью камеры или видеокамеры 120 или другой камеры или видеокамеры положение в трехмерном пространстве реального маркера 110' положения, прикрепленного как единое целое к излучающей головке 3, цилиндрического аппликатора 30; в этом случае, предпочтительно, дистанционная система отслеживания обнаруживает или, во всяком случае, определяет положение маркера 110' с использованием трех линейных координат X, Y, Z и трех угловых координат α, β, γ .

[113] Угловые координаты указывают три наклона реального маркера 110' положения по отношению к координатным осям или плоскостям в пространстве.

[114] В альтернативном варианте осуществления изобретения, дистанционная система отслеживания может обнаруживать, например, с помощью камеры или видеокамеры 120 или другой камеры или видеокамеры положение в трехмерном пространстве реального маркера 110' положения, прикрепленного как единое целое к основанию 50 ускорителя 5 частиц, и на основе положения основания 50 получать положение излучающей головки 3 посредством внутренней информации системы 7 перемещения. Фактически для перемещения и точного позиционирования излучающей головки 3 система 7 перемещения знает положение в пространстве по отношению к основанию 50 или другой опорной зоне ускорителя 5.

[115] В последнем случае подсистема 11 обнаружения положения посредством подходящего логического блока, такого, например, как блок 118, преобразует положение излучающей головки 3 в соответствии с исходной системой координат $(X', Y', Z'; \alpha', \beta', \gamma')$ в систему координат $(X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma)$, подсистема 11 обнаружения положения которой обнаруживает, например первоначально, положение реального маркера 110 положения, или, наоборот, подсистема может преобразовать положение реального маркера 110

положения в соответствии с относительной собственной системой координат $(X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma)$ в собственную систему координат $(X', Y', Z'; \alpha', \beta', \gamma')$ системы 7 перемещения.

[116] Таким образом, благодаря четвертым реальным маркерам 110, 110' и 110А положения система 1 может определить, например в реальном времени, положение в пространстве каждого ультразвукового изображения $IM_1, IM_2... IM_i... IM_N$ и, таким образом, пациента Р и излучающей головки в одной и той же пространственной системе координат $(X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma)$ или $(X', Y', Z'; \alpha', \beta', \gamma')$.

[117] Другими словами, при условии, что на операционной кровати 15 расположен указанный выше четвертый реальный маркер 110А положения, или при условии, что пациент Р не перемещается в операционной, в которой он находится, или, в общем случае, не перемещается по отношению к ускорителю частиц или к другому генератору 5 излучения, система 1 и, в частности, логический блок 118 или другой логический блок, например, тот, что управляет системой 7 перемещения, способен обнаружить или, во всяком случае, в любой момент знает относительное положение в пространстве пациента Р по отношению к излучающей головке 3 и, таким образом, способен управлять перемещениями последней и позиционировать ее на теле пациента с гораздо большей точностью по сравнению с тем, что обеспечивается в настоящее время известными системами и способами IORT, по существу, с точностью устройства с числовым программным управлением.

[118] Ультразвуковое изображение $IM_1, IM_2... IM_i... IM_N$ по существу представляет собой ряд пикселей, которые лежат в плоскости трехмерного пространства, но определяются на основе производимого зондом 13 исследования области трехмерного пространства, приблизительно имеющей форму относительно плоского параллелепипеда; например, изображение, формируемое ультразвуковым зондом 13 линейного типа с рядом 10-сантиметровых ультразвуковых излучателей, приблизительно имеет форму параллелепипеда с прямоугольным основанием, с шириной примерно 10 сантиметров (соответствующей глубине проникновения ультразвука в тело пациента) или в диапазоне 7–15 сантиметров, или 7–10 сантиметров, и толщиной приблизительно 2–3 сантиметра.

[119] По этой причине, чтобы получить особенно точную трехмерную модель внутренней части тела пациента, можно исследовать с помощью зонда 13 все пространство, лежащее под поверхностью тела пациента Р и окруженное или обведенное указанными выше одной или более граничными отметками.

[120] Для этого можно предусмотреть исследование каждой точки пространства, подлежащего анализу, с использованием по меньшей мере одного ультразвукового изображения.

[121] Источник 1 может быть запрограммирован или, во всяком случае, выполнен с возможностью отображения на экране двумерной или трехмерной карты частей пространства, уже исследованных или подлежащих исследованию с помощью ультразвукового зонда.

[122] Система 1 также может быть запрограммирована или, во всяком случае, выполнена с возможностью передачи оператору предупреждения с помощью акустических и/или визуальных аварийных сигналов, если ультразвуковой сбор данных для формирования трехмерной модели пациента Р завершен без полного исследования подлежащего анализу пространства.

[123] На основе трехмерной модели, полученной посредством ультразвуковых изображений, собранных предпочтительно в операционной, радиолог или другой доктор, или оператор может очень точно планировать радиотерапевтическую обработку, например, посредством численного моделирования.

[124] Фактически, трехмерная ультразвуковая модель внутренней части тела пациента Р позволяет, например:

- обладать более точной информацией о структуре, форме, размерах и положении мишени, подлежащей воздействию излучения, и о смежных здоровых тканях и органах, степень облучения которых должна быть минимальной, насколько это возможно;
- позиционировать виртуальным образом различные аппликаторы 30, 30' на полученных изображениях, выбирая их более взвешенно на основе тщательного анализа;
- вычислять с большей точностью по отношению к известным системам фактическую дозу необходимого облучения; в частности, вычислять фактическую дозу облучения в виде функции от выбранной энергии в каждой точке полученного изображения или изображений IM_1, IM_2... IM_i... IM_N;
- моделировать и выполнять обработку также с использованием двух или более различных аппликаторов 30 и/или двух или более различных уровней энергии;
- получать и рассчитывать, то есть моделировать, распределение доз в присутствии модификаторов луча, таких, например, как болус и формователи.

[125] При необходимости реальные или даже только виртуальные отметки, ранее вычерченные указателем 17 на теле пациента Р, могут дополняться или

просматриваться в виртуальной трехмерной модели, например, на экране рабочей станции или на другом компьютере.

[126] Предпочтительно, трехмерная модель пациента, полученная на основе ультразвуковых изображений $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$ может разделяться, посредством подходящего логического блока 21, на небольшие элементарные пространства, например воксели (voxel), имеющие, например, одинаковые форму и размеры, что позволяет выполнять вычисления необходимой дозы облучения с большей точностью.

[127] После выбора аппликатора и дозы облучения система 7 перемещения позиционирует излучающую головку 3 на мишени или на теле, или в теле пациента P, например, путем вставки конца цилиндрического аппликатора 30, 30' в хирургический разрез, при этом осуществляется контроль необходимой дозы облучения.

[128] Для этого система 7 перемещения может предпочтительно управляться автоматически с большой точностью из подходящего логического блока, например, находящегося внутри ускорителя частиц или другого генератора 5 излучения, или из логического блока 118.

[129] Таким образом, обеспечивается большая вероятность позиционирования излучающей головки 3 на корректной мишени, благодаря чему уменьшаются, если не устраняются, риски неточного позиционирования, в особенности в отношении ориентации в пространстве аппликатора 30, 30', который, как уже упоминалось выше, значительно влияет на дозу облучения, полученную пациентом, и, таким образом, на эффективность обработки.

[130] Если система 7 перемещения автоматически позиционирует излучающую головку 3 на мишени, она предпочтительно перемещает уже установленный аппликатор 30, 30', оснащенный, например, входным участком 300 и выходным участком 302.

[131] В альтернативном варианте осуществления изобретения выходной участок 302 аппликатора может позиционироваться вручную на хирургическом разрезе или, во всяком случае, на мишени и точно размещаться в положение, определенное посредством численного моделирования в виртуальной трехмерной модели пациента P, полученной на основе ультразвуковых изображений $IM_1, IM_2 \dots IM_i \dots IM_N$.

[132] Для этого выходной участок 302 может точно позиционироваться на хирургическом разрезе или, во всяком случае, на мишени, при фиксации реального маркера 110' положения на выходном участке 302, а затем в реальном времени с помощью подсистемы 11 обнаружения положения определяется, находится ли выходной участок

302 в оптимальном положении, определенном ранее посредством трехмерной модели и численного моделирования.

[133] После размещения в оптимальном положении выходной участок 302 может фиксироваться и оставаться в этом положении в результате блокировки, например, с помощью специального каркаса, который может быть расположен на полу операционной или прикреплен к операционной кровати 15.

[134] Если подсистема 11 обнаружения положения оснащена вторым механическим манипулятором 19, то последний может разместить выходной участок 302 на хирургическом разрезе или на другой мишени в оптимальном положении и ориентации в пространстве, которые определены заранее посредством трехмерной модели и численного моделирования.

[135] После этого система 7 перемещения, управляемая оператором, например, посредством подходящего блока дистанционного управления или управляемая подходящим логическим блоком, перемещает излучающую головку таким образом, чтобы соединить входной участок 300 и выходной участок 302 аппликатора 30.

[136] Большое преимущество системы 1 и способа ее использования, описанных выше, состоит в возможности выполнения моделирования радиотерапевтической обработки пациента, находящегося на операционном столе во время хирургической операции, получения трехмерной модели внутренней части пациента и относительного положения в пространстве очень быстрым и удобным способом, при этом модель может фактически формироваться с использованием ручного зонда 13, без необходимости перемещения или сдвига пациента для того, чтобы, например, ввести его в устройство магнитно-резонансной томографии или осевой томографии.

[137] В частности, система 1 позволяет сохранять совершенно неподвижное состояние пациента Р от начала хирургической операции и/или радиотерапии, например, для удаления опухоли до завершения радиотерапевтической обработки, в частности, без необходимости удаления и повторного применения любых обездвиживающих средств, которые удерживают пациента в требуемом положении, в отличие от того, когда это, с другой стороны, требуется для помещения пациента в устройство магнитно-резонансной томографии или осевой томографии.

[138] Очевидно, что указанная выше виртуальная модель внутренней части тела пациента или по меньшей мере зоны тела, которая должна подвергнуться

радиотерапии, может совершенствоваться и улучшаться с использованием необходимой денситометрической информации, в зависимости от клинических случаев.

[139] В общем, вследствие специфической природы обработки IORT, целевая ткань при облучении никогда значительно не отличается от водного/тканевого эквивалента (например, кости, сухожилия и легкие обычно не облучаются); таким образом, разумно предположить, что плотность полученного изображения совпадает с плотностью воды.

[140] При необходимости можно объединять изображения предоперационного ультразвукового сканирования и предоперационной компьютерной томографии (КТ); таким образом, соответствующее число Хаунсфилда из компьютерной томографии связывается с каждым «вокселом» ультразвуковой модели, и эта информация сохраняется для повторного использования в послеоперационном сканировании.

[141] При необходимости также возможно выполнять послеоперационное сканирование путем ввода материалов с известной геометрической формой и химическим составом, например лист PMMA толщиной 1 мм или другой болус с известной плотностью и толщиной, которые размещаются над тканью, например противолучевой диск в случае лечения карциномы молочной железы.

[142] Система 1, описанная выше, и, в частности, соответствующий ультразвуковой зонд 13 отличаются очень низкой стоимостью и низкими затратами на обслуживание, очень просты в использовании и позволяют выполнять радиотерапию во время операции даже не столь высококвалифицированному медицинскому персоналу на анатомических участках, которые в настоящий момент считаются сложными, и в больницах, не являющихся центрами передовых технологий; система также позволяет использовать средства формирования изображений в процессе радиотерапии во время операции.

[143] Подготовка системы в операционной, сбор ультразвуковых изображений и формирование трехмерной модели внутренней части тела пациента выполняется очень быстро и может занимать менее 5 минут.

[144] Фиг. 11-14 относятся к системе и способу выполнения радиологической обработки, например проведения радиотерапии во время операции, в соответствии с четвертым вариантом осуществления настоящего изобретения.

[145] Система, в целом обозначенная цифровой ссылкой 1", содержит систему радиологической обработки, которая, в свою очередь, содержит упомянутую выше

излучающую головку 3, упомянутую выше систему 7 перемещения, диагностическую подсистему 22 получения изображений и подсистему 11 обнаружения положения.

[146] Диагностическая подсистема 22 получения изображений выполнена с возможностью получения или формирования виртуальной модели внутренней части указанного выше тела пациента Р, подлежащего обработке.

[147] Модель может содержать, например, одно или более двумерных изображений $IM_1 \dots IM_n$ или непосредственно трехмерную модель, например численную, внутренней части тела пациента Р, подлежащего обработке.

[148] Виртуальная модель может быть аналоговой или цифровой; она может иметь форму электронного документа, например файла данных, или может являться твердой копией документа либо двумерным или трехмерным объектом.

[149] Для этого диагностическая подсистема 22 получения изображений может содержать, например, одну или более следующих систем: сканер для предоставления изображений магнитно-резонансной, компьютерной осевой томографии, радиологической стратиграфии, позитронно-эмиссионной или однофотонной эмиссионной компьютерной томографии, ультразвукового обследования, ультразвукового доплеровского обследования, радиографии, рентгеноскопии, ангиографии, сцинтиграфии.

[150] Более конкретно, диагностическая подсистема 22 получения изображений может, например, содержать сканер 220 для получения изображений или виртуальных моделей путем магнитно-резонансной, компьютерной осевой томографии, радиологической стратиграфии, позитронно-эмиссионной или однофотонной эмиссионной компьютерной томографии, ультразвукового обследования, ультразвукового доплеровского обследования, радиографии, рентгеноскопии, ангиографии, сцинтиграфии.

[151] Подсистема 11 обнаружения положения может быть, например, типов, описанных ранее со ссылкой на фиг. 1-10.

[152] Предпочтительно, система 1" также содержит логический блок 118, запрограммированный или, во всяком случае, выполненный с возможностью определения положения в пространстве указанной виртуальной модели (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N) и излучающей головки 3 в соответствии с одной и той же системой линейных и/или угловых координат (X , Y , Z ; α , β , γ ; X' , Y' , Z' ; α' , β' , γ' ; X'' , Y'' , Z'' ; α'' , β'' , γ'').

[153] Предпочтительно, система 1" запрограммирована или, во всяком случае, выполнена с возможностью перемещения излучающей головки 3 на основе виртуальной модели $IM_1 \dots IM_n$ и посредством системы 7 перемещения.

[154] Например, на основе виртуальной модели IM_1...IM_n и посредством системы 7 перемещения система 1" может быть запрограммирована или, во всяком случае, выполнена с возможностью размещения излучающей головки 3 в зоне или рядом с зоной тела Р, которая образует мишень, подлежащую облучению, например, хирургический разрез, сделанный в теле пациента Р, подлежащего обработке, при этом тело пациента Р может представлять собой тело человека, животного или растение, из которого предварительно удалена опухоль.

[155] Сканер 220 диагностической системы получения изображений может иметь внутренний туннель 2200, выполненный с возможностью размещения, частично или полностью, тела пациента Р или другого тела, подлежащего обработке.

[156] Предпочтительно, система 1" содержит операционную кровать 15, предпочтительно снабженную колесами или направляющими для скольжения по полу, например, операционной.

[157] Операционная кровать 15 может заменяться более общей опорой 15 для обработки, выполненной с возможностью поддержки и позиционирования пациента Р или другого тела, например, человека или животного, обездвиженного и закрепленного на опоре 15 для обработки.

[158] Предпочтительно, операционная кровать или другая опора 15 для обработки снабжена по меньшей мере одним реальным маркером 110 положения первого типа и по меньшей мере одним реальным маркером 110А положения второго типа, при этом реальный маркер 110 положения первого типа выполнен так, чтобы его могла обнаружить по меньшей мере подсистема 11 обнаружения положения, например дистанционная система отслеживания, содержащая стереоскопическую камеру или видеокамеру 120, чувствительную к видимому свету, в то время как реальный маркер 110А положения второго типа выполнен так, чтобы его могла обнаружить по меньшей мере и предпочтительно также диагностическая подсистема получения изображений, например магнитно-резонансный сканер или система компьютерной осевой томографии, с использованием рентгеновских лучей, позитронного излучения или однофотонного излучения, ультразвукового сканера, при необходимости, для ультразвукового доплеровского обследования; по этой причине реальный маркер 110А положения второго типа может быть изготовлен из подходящего полимерного материала.

[159] Если диагностическая система получения изображений содержит приемник рентгеновских лучей, реальный маркер 110А положения второго типа изготавливается из подходящего рентгеноконтрастного материала.

[160] Если диагностическая система получения изображений содержит магнитно-резонансный сканер, реальный маркер 110А положения второго типа может изготавливаться, например, из алюминия или другого подходящего неферромагнитного материала.

[161] Например, согласно вариантам осуществления настоящего изобретения, показанным на фиг. 11, 12, реальные маркеры 110 положения первого типа и реальные маркеры 110А положения второго типа могут прикрепляться к операционной кровати или к другой опоре 15 для обработки.

[162] Каждый из реальных маркеров 110, 110А положения может иметь форму маркеров 110, 110', 110'', описанных выше, и содержать, например, одну или более сфер 1100, шаров или других объектов, которые по существу являются точечными, или, во всяком случае, их размеры намного меньше размеров реального объекта, к которому они прикреплены и положение которого они должны определять, благодаря чему эти объекты упрощают распознавание, например, посредством оптической или дистанционной электромагнитной системы.

[163] В альтернативном варианте осуществления изобретения каждый реальный маркер 110 110А положения также может содержать один или более отличных от «точечных» объектов, таких, например, как стержни и бруски или полосы, или другие отметки, нарисованные, напечатанные или, во всяком случае, указанные на прозрачной или непрозрачной стенке.

[164] Предпочтительно, согласно вариантам осуществления настоящего изобретения, показанным на фиг. 11, 12, каждый реальный маркер положения первого типа 110 и второго типа 110А содержит множество по существу точечных шарообразных или округлых тел, таких, например, как по меньшей мере шесть шаров 1100, 1100А, которые не являются копланарными по отношению друг к другу, чтобы обеспечить возможность определить в пространстве все шесть степеней свободы твердого тела конечных размеров, при этом тела 110 могут, например, быть видимыми для стереоскопической камеры или видеокамеры 120, работающей в диапазоне видимого света, в то время как тела 110А могут, например, быть видимыми посредством магнитно-

резонансного сканера 220 или с помощью других указанных выше способов получения изображений для диагностики.

[165] В соответствии с предпочтительными вариантами осуществления изобретения, показанными на фиг. 3, 3А, 4 и 8, каждый из реальных маркеров 110, 110А положения может содержать каркас, который, в свою очередь, содержит часть каркаса 112, имеющую по существу форму “Y” или форму вилки, и множество штырей 114, 116, которые выступают из вилочного каркаса 112, и на свободных концах которых крепятся шары или другие шарообразные или округлые тела 1100, 1100А.

[166] Более конкретно, вилочный каркас 112 предпочтительно имеет по существу плоскую форму, то есть по существу лежит в плоскости.

[167] Ниже описывается конкретный пример работы и использования системы 1", описанной выше.

[168] В одной операционной находятся сканер 220 диагностической системы 22 получения изображений, дистанционная оптическая система отслеживания, то есть система, работающая по меньшей мере в диапазоне видимого света, и соответствующая стереоскопическая камера или видеокамера 120, операционная кровать 15 и ускоритель 5 частиц, который должен выполнять радиотерапевтическую обработку пациента Р или радиологическую обработку тела Р другого типа, например механического компонента или протеза.

[169] К операционной кровати 15 прикреплены, например, реальный маркер 110 положения первого типа и другой маркер 110А второго типа, при этом форма каждого из них, например, подобна той, что показана на фиг. 8.

[170] Сканер 220 диагностической подсистемы 22 получения изображений может, например, представлять собой магнитно-резонансный сканер.

[171] На операционной кровати 15 размещается пациент Р, предпочтительно обездвиженный, например, с использованием подходящих обездвиживающих средств, что позволяет успешно выполнять магнитно-резонансную или компьютерную осевую томографию, или, во всяком случае, предварительно выбранное сканирование.

[172] Для этого относительное положение пациента или другого тела Р, подлежащего обработке, не должно изменяться во время сканирования по отношению к маркерам 110, 110А.

[173] Операционная кровать 15 перемещается в операционной, например, движется на колесах 150, и, таким образом, тело Р, подлежащее обработке, например,

вводится в туннель 2200 сканера для получения результатов сканирования, в процессе которого формируется одно или более изображений, например, таких как показано на фиг. 13. Совместно с сечением тела Р – например, согласно сагиттальной плоскости PSGT сечения тела Р, подлежащего обработке, или согласно параллельной ей плоскости – изображение также показывает сечение реального маркера 110А положения второго типа в его точном линейном и угловом положении в пространстве по отношению к телу Р, подлежащему обработке; в параллельном направлении диагностическая система 22 получения изображений может одновременно получать или формировать виртуальную модель – например, численную – как для части тела Р, подлежащего обработке, так и для реального маркера 110А положения второго типа, а также относительного положения последнего в трехмерном пространстве по отношению к телу Р, подлежащему обработке и находящемуся на кровати 15; для этого диагностическая система 22 получения изображений может, например, получать несколько изображений IM_crn.i, IM_trs.i, которые подобны тем, что показаны на фиг. 13, но показывают сечения, соответствующие идеальным плоскостям, параллельным не только сагиттальной плоскости PSGT, но также коронарной плоскости PCRN и поперечной плоскости PTRS тела Р, подлежащего обработке, и на основе этих изображений сечения в трех различных плоскостях в пространстве получать виртуальную модель тела Р, подлежащего обработке, и реального маркера 110А положения второго типа (см. фиг. 15).

[174] На основе этой виртуальной модели, предпочтительно в численном или, во всяком случае, в электронном формате, логический блок 118 определяет свое положение в трехмерном пространстве и положение реального маркера 110А положения второго типа в соответствии с совместно используемой системой линейных и/или угловых координат (X'' , Y'' , Z'' ; α'' , β'' , γ'') относительно сканера 220.

[175] Во-первых, в процессе или после получения сканером 220 виртуальной модели тела Р, подлежащего обработке, подсистема 11 обнаружения положения обнаруживает линейное и угловое положение в пространстве реального маркера 110 положения первого типа, прикрепленного к операционной кровати 15, во второй системе линейных и угловых координат (X , Y , Z ; α , β , γ) относительно подсистемы 11 обнаружения положения.

[176] Две системы координат – (X'' , Y'' , Z'' ; α'' , β'' , γ'') диагностической подсистемы 22 получения изображений и (X , Y , Z ; α , β , γ) подсистемы 11 обнаружения положения – могут, таким образом, коррелироваться, например, посредством логического

блока 118 или другого блока, получающего положение одной системы относительно другой, например, зная линейное и угловое положение каждого из двух реальных маркеров 110, 110А положения по отношению друг к другу.

[177] После проведения магнитно-резонансной, компьютерной осевой томографии или другой процедуры обнаружения, выполняемой диагностической подсистемой получения изображений, пациент или другое тело Р, подлежащее обработке, может быть извлечено из сканера 220 и перемещено, например, в направлении к излучающей головке 3 или, более конкретно, к ускорителю 5 частиц.

[178] Как описано выше со ссылкой на фиг. 1-10, подсистема 11 обнаружения положения также определяет, например, с помощью стереоскопической камеры или видеокамеры 120 и соответствующего программного обеспечения оптического отслеживания, положения в пространстве излучающей головки 3 в соответствии с относительной (третьей) системой линейных и угловых координат ($X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma$), например, обнаруживает положение закрепленного на ней реального маркера 110' положения первого типа (фиг. 4); это позволяет, как описано выше, выполнить корреляцию двух систем линейных и угловых координат: ($X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma$) подсистемы 11 обнаружения положения и ($X', Y', Z'; \alpha', \beta', \gamma'$) излучающей головки 3 и соответствующей системы 7 перемещения.

[179] Следовательно, логический блок 118 или другой блок может теперь коррелировать, устанавливая положение в пространстве одной системы по отношению к другим, три системы линейных и угловых координат сканера 220 подсистемы 11 обнаружения положения и излучающей головки 3 (с соответствующей системой 7 перемещения).

[180] Логический блок 118 может также определять линейное и угловое положение в пространстве виртуальной модели ($IM_1...IM_n$) внутренней части тела Р в соответствии с любой из трех указанных выше систем координат.

[181] Система 7 перемещения теперь может автоматически с высокой степенью точности перемещать излучающую головку 3 в пространстве, располагать ее в требуемом положении, например, рядом с хирургическим разрезом, в котором находится ложе опухоли, подлежащей облучению, или внутри него или, проще говоря, рядом с механической частью, подлежащей обработке Р, или внутри нее.

[182] Вследствие более точного позиционирования в пространстве, излучающая головка 3 может излучать дозу радиации на мишень с большей точностью,

после того как система 1" вычислила ее с большей точностью на основе виртуальной модели (IM_1...IM_n) внутренней части тела Р и его положения в пространстве; это положение определяется (также) в соответствии с относительной системой линейных и угловых координат.

[183] Предпочтительно, реальный маркер или реальные маркеры 110А положения второго типа реализованы и выполнены из таких материалов, которые могут быть обнаружены как сканером 220 диагностической подсистемы 22 получения изображений, так и оптической системой отслеживания или другой подсистемой 11 обнаружения положения.

[184] Это позволяет закрепить единый реальный маркер 110А положения, либо первого, либо второго типа, на операционной кровати 15; сканер 220 и оптическая система отслеживания или другая подсистема 11 обнаружения положения обнаруживают положение в пространстве одного и того же реального маркера 110А положения для определения положения в пространстве виртуальной модели (IM_1...IM_n) внутренней части тела Р, поскольку не нужно получать положение реального маркера 110А положения второго типа исходя из положения реального маркера 110 положения первого типа, что уменьшает количество ошибок при определении положений.

[185] Варианты осуществления настоящего изобретения, описанные выше, могут модифицироваться и адаптироваться различными способами в пределах сущности изобретения.

[186] Например, реальный маркер или реальные маркеры 110' положения могут быть прикреплены не только к излучающей головке 3, но также, например, к основанию 50 линейного ускорителя или другого генератора 5 частиц или излучения; в этом случае подсистема обнаружения положения, например стереоскопическая, оптическая или дистанционная система, может определять, например в реальном времени, положение излучающей головки 3 и, в частности, свободного конца цилиндрического аппликатора 30, 30', а также положение маркера 110' на основе перемещений управляемых осей системы 7 перемещения, например, на основе показаний кодеров или других датчиков положения кинематических механизмов системы 7 перемещения.

[187] Подсистема обнаружения положения может также содержать системы определения расстояния, использующие локаторную систему, применяющую электромагнитные и/или акустические волны, и/или лазерный импульсный локатор (LIDAR, laser pulse radar).

[188] Подсистема обнаружения положения может также не основываться на стереоскопической или оптической, или дистанционной системе, такой как подсистема 11, и может содержать, например, второй механический манипулятор 19, который, например, может представлять собой антропоморфный манипулятор (см. фиг. 9).

[189] Ультразвуковой зонд 13 может быть прикреплен к механическому манипулятору 19, например к его запястью, который позиционирует зонд 13 и перемещает его в процессе сканирования пациента и получения ультразвуковых изображений IM_1 , IM_2 ... IM_i ... IM_N .

[190] Каждый раз при получении ультразвукового изображения IM_i второй механический манипулятор 19 обнаруживает положение в пространстве, например, как уже отмечалось, в линейных и угловых координатах в соответствии с декартовой системой координат $(X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma)$ или собственной полярной системой координат манипулятора 19.

[191] Например, положения в пространстве ультразвуковых изображений могут быть получены кодерами или другими датчиками положения, расположенными в сочленениях механического манипулятора 19.

[192] После получения трехмерной модели сканируемой анатомической зоны пациента Р, второй механический манипулятор 19 используется для перемещения излучающей головки 3, например, прикрепленной к запястью манипулятора 19, и позиционирования ее в соответствии с требованиями запланированной радиотерапии.

[193] Очевидно, что для перемещения излучающей головки 3 механический манипулятор обращается предпочтительно к соответствующей системе декартовых координат $(X, Y, Z; \alpha, \beta, \gamma)$ или к собственной полярной системе координат, то есть к той, что используется для управления зондом 13 и определения положений в пространстве ультразвуковых изображений IM_1 , IM_2 ... IM_i ... IM_N .

[194] Механический манипулятор 19, таким образом, способен перемещать и позиционировать излучающую головку 3 с высокой точностью, например, такой, которая обеспечивается устройством с числовым программным управлением.

[195] В соответствии с вариантом осуществления изобретения, показанным на фиг. 10, система 7' перемещения может содержать, например, антропоморфный механический манипулятор с четырьмя степенями свободы, предоставляющий, например:

- возможность поворота излучающей головки 3' вокруг оси R поворота (так называемой «оси крена»);

- возможность поворота излучающей головки 3' по отношению к первому сечению манипулятора («звена») 23 вокруг первой оси АВ1 тангажа;
- возможность поворота первого сечения 23 и второго сечения 25 манипулятора по отношению друг к другу вокруг второй оси АВ2 тангажа;
- возможность поворота первого сечения 23 и второго сечения 25 манипулятора и излучающей головки 3' по отношению к основанию 50' вокруг по существу вертикальной оси АІ.

[196] В соответствии с вариантами осуществления изобретения, не показанными на чертежах, система перемещения может содержать антропоморфный механический манипулятор с числом степеней свободы, то есть управляемых осей, как меньше трех, так и больше трех.

[197] В соответствии с вариантами осуществления изобретения, не показанными на чертежах, по существу точечные, шарообразные или округлые тела 1100, или другие реальные маркеры положения, такие, например, как отдельные стержни, бруски и полосы, могут быть прикреплены непосредственно к зонду 13, излучающей головке 3 или указателю 17 без использования вилочного каркаса 112.

[198] В соответствии с вариантами осуществления изобретения, не показанными на чертежах, каждый реальный маркер 110, 110', 110" положения может содержать пять или более по существу точечных, шаровидных или округлых тел, таких, например, как упомянутые выше шары 1100.

[199] В соответствии с вариантами осуществления настоящего изобретения, не показанными на чертежах, система 1 и способы диагностики, описанные выше, для получения трехмерной модели, например виртуальной или цифровой, внутренней части тела пациента Р могут также использоваться для применений, отличных от радиотерапии во время операции.

[200] Кроме того, каждая ссылка в этом описании на «вариант осуществления настоящего изобретения» или «пример осуществления настоящего изобретения» означает, что конкретная характеристика или структура, описанная в отношении этого варианта осуществления изобретения включена по меньшей мере в один вариант осуществления изобретения и, в частности, в конкретный вариант осуществления изобретения, охарактеризованный в главном пункте формулы изобретения.

[201] Тот факт, что эти выражения появляются в различных местах описания, не подразумевает, что они обязательно ссылаются на один и тот же вариант осуществления изобретения.

[202] Кроме того, если характеристика, элемент или структура описывается в отношении конкретного варианта осуществления настоящего изобретения, следует отметить, что применение этой характеристики, элемента или структуры к другим вариантам осуществления изобретения находится в пределах компетенции типичного специалиста в этой области техники.

[203] Числовые ссылки, которые отличаются только различными верхними индексами, например 21', 21", 21"', указывают, если не отмечено иное, на различные варианты элемента, называемые одинаковым образом.

[204] Кроме того, все подробности, касающиеся изобретения, могут заменяться технически эквивалентными элементами.

[205] Например, в зависимости от технических требований, могут использоваться любые материалы и размеры.

[206] Следует принимать во внимание, что выражение типа «А содержит В, С, D» или «А сформировано из В, С, D» также включает и описывает конкретный случай, в котором «А состоит из В, С, D».

[207] Выражение «А содержит элемент В» должно пониматься как «А содержит один или более элементов В», если не указано иное.

[208] Приведенные примеры и перечни возможных вариантов осуществления настоящего изобретения не являются исчерпывающими.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Способ проведения радиотерапии, включающий следующие операции:

S1) обеспечение наличия радиотерапевтической системы (1), содержащей:

– излучающую головку (3);

– систему (7) перемещения;

– диагностическую подсистему получения изображений, содержащую, в свою очередь, по меньшей мере один зонд (13) и сканер (220) для выполнения магнитно-резонансной, компьютерной осевой томографии, радиологической стратиграфии, позитронно-эмиссионной или однофотонной эмиссионной компьютерной томографии, ультразвукового обследования, ультразвукового доплеровского обследования, радиографии, рентгеноскопии, ангиографии, сцинтиграфии;

– подсистему (11) обнаружения положения;

S2) посредством по меньшей мере одного зонда (13), получение множества изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) внутренних сечений тела (P), подлежащего обработке;

S3) посредством подсистемы (11) обнаружения положения, обнаружение положения в пространстве зонда (13) в процессе получения зондом каждого из указанных изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N);

S4) на основе указанных изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) и посредством системы (7) перемещения, перемещение излучающей головки (3) в заранее заданное положение в пространстве и выполнение заранее заданной обработки указанного тела (P), подлежащего обработке.

2. Способ по п.1, также включающий следующие операции:

S5) посредством диагностической подсистемы получения изображений, получение на основе указанных изображений (IM_1, IM_2, IM_i, IM_N) виртуальной трехмерной модели внутренней структуры указанного тела (P), подлежащего обработке;

S6) посредством логического блока (118), определение положения в пространстве указанной виртуальной трехмерной модели и указанной излучающей головки (3) в соответствии с одной и той же системой линейных и/или угловых координат (X, Y, Z; α , β , γ ; X', Y', Z'; α' , β' , γ'), при этом указанные изображения (IM_1, IM_2 ... IM_i... IM_N) предпочтительно являются ультразвуковыми;

S7) на основе указанной виртуальной трехмерной модели и посредством системы (7) перемещения, перемещение излучающей головки (3) в заранее заданное положение в пространстве и выполнение заранее заданной обработки указанного тела (Р), подлежащего обработке.

3. Способ по любому из предшествующих пунктов, отличающийся тем, что подсистема (11) обнаружения положения содержит систему (120) определения расстояния, при этом способ включает следующие операции:

- крепление по меньшей мере одного реального маркера (110) положения по меньшей мере к одному зонду (13);
- обнаружение, например в реальном времени, положения и ориентации в пространстве по меньшей мере одного реального маркера (110) положения посредством системы (120) определения расстояния.

4. Способ по любому из предшествующих пунктов, в котором

- указанный по меньшей мере один реальный маркер (110, 110', 110'') положения содержит один или более из следующих элементов, выполненных таким образом, чтобы их могла распознать система (120) определения расстояния: по меньшей мере один шар (1100), по меньшей мере три шара (1100), по меньшей мере шесть шаров (1100), одно или более шаровидных или уплощенных тел, по меньшей мере один стержень, по меньшей мере три стержня, по меньшей мере шесть стержней, тело по существу многогранной формы, при необходимости, по меньшей мере с тремя или по меньшей мере с шестью вершинами;

- указанная система (120) определения расстояния содержит оптическую стереоскопическую подсистему для измерения расстояний и размеров, выполненную с возможностью измерения положения реального маркера (110, 110', 110'') положения, расстояния до него и его ориентации по отношению к оптической измерительной системе;

- зонд (13) представляет собой ультразвуковой зонд;

- изображения (IM_1, IM_2... IM_i... IM_N), сформированные в ходе выполнения операции S.2), представляют собой ультразвуковые изображения;

- система (7) перемещения содержит один или более из следующих элементов, выполненных с возможностью перемещения и позиционирования излучающей головки (3): механический манипулятор, механическая рука, при необходимости антропоморфная;

- излучающая головка (3) выполнена с возможностью испускания излучения одного или более из следующих видов: фотоны, рентгеновские лучи, гамма-лучи, альфа-лучи, протоны, ионы, ионизирующие лучи;

- в ходе выполнения операции S4) система (7) перемещения автоматически, посредством логического блока и без вмешательства оператора, позиционирует по меньшей мере часть излучающей головки (3) в хирургическом разрезе, сделанном в теле (P), подлежащем обработке.

5. Способ по любому из предшествующих пунктов, включающий следующие операции:

S.3.1) обеспечение наличия опоры (15) для обработки и крепление к ней по меньшей мере одного реального маркера (110) положения первого типа и по меньшей мере одного реального маркера (110A) положения второго типа;

S.3.2) крепление тела (P), подлежащего обработке, к опоре (15) для обработки;

S.3.3) измерение положения в пространстве по меньшей мере одного реального маркера (110) положения первого типа посредством подсистемы (11) обнаружения положения в соответствии с первой системой линейных и/или угловых координат (X , Y , Z ; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения;

S.3.4) обнаружение по меньшей мере одного реального маркера (110A) положения второго типа и по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, посредством указанного сканера (220) и определение положения в пространстве указанного по меньшей мере одного реального маркера (110A) положения по отношению к указанной по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, в соответствии со второй системой линейных и/или угловых координат (X'' , Y'' , Z'' ; α'' , β'' , γ'') сканера (220) и/или диагностической подсистемы (22) получения изображений;

S.3.5) на основе результатов измерения положения, полученных в ходе выполнения операции S.3.4), определение положения в пространстве указанной по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, в первой системе линейных и/или угловых координат (X , Y , Z ; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения.

6. Способ по п.5, отличающийся тем, что в ходе выполнения операции S.4.5) две системы координат – (X'' , Y'' , Z'' ; α'' , β'' , γ'') диагностической подсистемы получения изображений и (X , Y , Z ; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения – коррелируют посредством логического блока (118), получающего положение одной системы

относительно другой на основе положения в пространстве одного из реальных маркеров (110, 110А) положения первого или второго типа по отношению к другому маркеру.

7. Способ по п.5 или 6, отличающийся тем, что по меньшей мере один реальный маркер положения первого типа (110) и второго типа (110А) совпадает с единым реальным маркером положения и представляет собой единый реальный маркер положения, который может быть обнаружен как подсистемой (11) обнаружения положения, так и сканером (220) диагностической подсистемы (22) получения изображений.

8. Способ по п.5, отличающийся тем, что в ходе выполнения операции S.3.5) две системы координат – (X'' , Y'' , Z'' ; α'' , β'' , γ'') диагностической подсистемы (22) получения изображений и (X , Y , Z ; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения – коррелируют на основе положения указанного по меньшей мере одного реального маркера положения первого типа (110) и второго типа (110А), обнаруживаемого как подсистемой (11) обнаружения положения, так и сканером (220) диагностической подсистемы (22) получения изображений.

9. Радиотерапевтическая система (1), содержащая:

- излучающую головку (3);
- систему (7) перемещения;
- диагностическую подсистему (22) получения изображений, содержащую, в свою очередь, по меньшей мере один зонд (13);
- подсистему (11) обнаружения положения;

при этом

- по меньшей мере один зонд (13) выполнен с возможностью получения множества изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N) внутренних сечений тела (Р), подлежащего обработке;
- подсистема (11) обнаружения положения запрограммирована для обнаружения в пространстве положения зонда (13) в процессе получения зондом каждого из указанных изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N);
- система (7) перемещения запрограммирована для перемещения излучающей головки (3) и выполнения заранее заданной обработки указанного тела (Р), подлежащего обработке, на основе указанных изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N).

10. Система (1) по п.9, отличающаяся тем, что по меньшей мере один зонд (13) снабжен датчиком давления для обнаружения того, что давление, с которым оператор прижимает зонд (13) к телу (P), подлежащему обработке, при получении одного или более указанных изображений (IM_1, IM_2... IM_i... IM_N), равно или больше заранее заданного порогового значения давления, при этом указанные изображения (IM_1, IM_2... IM_i... IM_N) предпочтительно являются ультразвуковыми.

11. Система (1) по п.9, содержащая опору (15) для обработки, на которой закреплен по меньшей мере один реальный маркер (110) положения первого типа и по меньшей мере один реальный маркер (110A) положения второго типа, при этом:

- тело (P), подлежащее обработке, закреплено на опоре (15) для обработки;
- подсистема (11) обнаружения положения запрограммирована для измерения положения в пространстве по меньшей мере одного реального маркера (110) положения первого типа в соответствии с первой системой линейных и/или угловых координат (X, Y, Z; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения;
- диагностическая подсистема (22) получения изображений выполнена с возможностью обнаружения по меньшей мере одного реального маркера (110A) положения второго типа и по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, и определения положения в пространстве указанного по меньшей мере одного реального маркера (110A) по отношению к указанной по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, в соответствии со второй системой линейных и/или угловых координат (X", Y", Z"; α ", β ", γ ") диагностической подсистемы (22) получения изображений;
- система (1) запрограммирована для определения, на основе результатов измерения подсистемы (11) обнаружения положения и диагностической подсистемы (22) получения изображений, положения в пространстве указанной по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, в первой системе линейных и/или угловых координат (X, Y, Z; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения.

12. Система (1) по п.10 или 11, отличающаяся тем, что подсистема (11) обнаружения положения содержит одну или более из следующих подсистем для измерения расстояния и размеров: стереоскопическая оптическая система, локаторная система, использующая электромагнитные волны вне диапазона видимого света, локаторная система, использующая электромагнитные и/или акустические волны,

локаторная система, использующая лазерное излучение, механический манипулятор (19), механический манипулятор в системе декартовых и/или полярных координат.

13. Система (1) по любому из п.п.10–12, отличающаяся тем, что подсистема (11) обнаружения положения содержит по меньшей мере один реальный маркер (110, 110A) положения первого и/или второго типа, который, в свою очередь, содержит один или более из следующих элементов, выполненных таким образом, чтобы они могли быть обнаружены соответственно подсистемой (11) обнаружения положения и/или диагностической подсистемой (22) получения изображений: по меньшей мере один шар (1100, 1100A), по меньшей мере три шара (1100, 1100A), по меньшей мере шесть шаров (1100, 1100A), одно или более шаровидных или уплощенных тел, по меньшей мере один стержень, по меньшей мере три стержня, по меньшей мере шесть стержней, тело по существу многогранной формы, при необходимости, по меньшей мере с тремя или по меньшей мере с шестью вершинами, один или более излучателей электромагнитных сигналов, не обязательно в диапазоне видимого света, один или более излучателей акустических сигналов.

14. Система (1) по любому из п.п.9–13, содержащая один или более указателей (17), каждый из которых выполнен с возможностью нанесения рисунка, отметки или указания интересующих зон вокруг хирургического разреза, сделанного на теле (P), подлежащем обработке, при этом:

- по меньшей мере один реальный маркер (110) положения закреплен на каждом указателе (17);

- каждый указатель (17) содержит один или более из следующих элементов: карандаш, ручку или фломастер, выполненные с возможностью нанесения отметок на теле пациента, световое или лазерное перо или указатель (170) местоположения, выполненные с возможностью проецирования световой отметки на тело пациента.

15. Компьютерная программа, при исполнении которой в логическом блоке (21, 118) системы, охарактеризованной признаками, указанными в одном или более из п.п.9–14, обеспечивается выполнение способа по любому из п.п.1–8.

ФОРМУЛА ИЗОБРЕТЕНИЯ

1. Радиотерапевтическая система (1), содержащая:
 - излучающую головку (3);
 - систему (7) перемещения;
 - диагностическую подсистему (22) получения изображений, содержащую, в свою очередь, по меньшей мере один зонд (13);
 - подсистему (11) обнаружения положения;при этом
 - по меньшей мере один зонд (13) выполнен с возможностью получения множества изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N) внутренних сечений тела (P), подлежащего обработке;
 - подсистема (11) обнаружения положения запрограммирована для обнаружения в пространстве положения зонда (13) в процессе получения зондом каждого из указанных изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N);
 - система (7) перемещения запрограммирована для перемещения излучающей головки (3) и выполнения заранее заданной обработки указанного тела (P), подлежащего обработке, на основе указанных изображений (IM_1 , IM_2 , IM_i , IM_N), отличающаяся тем, что по меньшей мере один зонд (13) снабжен датчиком давления для обнаружения того, что давление, с которым оператор прижимает зонд (13) к телу (P), подлежащему обработке, при получении одного или более указанных изображений (IM_1 , IM_2 ... IM_i ... IM_N), равно или больше заранее заданного порогового значения давления, при этом указанные изображения (IM_1 , IM_2 ... IM_i ... IM_N) предпочтительно являются ультразвуковыми.
2. Система (1) по п.1, содержащая опору (15) для обработки, на которой закреплен по меньшей мере один реальный маркер (110) положения первого типа и по меньшей мере один реальный маркер (110A) положения второго типа, при этом:
 - тело (P), подлежащее обработке, закреплено на опоре (15) для обработки;
 - подсистема (11) обнаружения положения запрограммирована для измерения положения в пространстве по меньшей мере одного реального маркера (110) положения первого типа в соответствии с первой системой линейных и/или угловых координат (X, Y, Z; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения;

– диагностическая подсистема (22) получения изображений выполнена с возможностью обнаружения по меньшей мере одного реального маркера (110A) положения второго типа и по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, и определения положения в пространстве указанного по меньшей мере одного реального маркера (110A) по отношению к указанной по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, в соответствии со второй системой линейных и/или угловых координат (X'' , Y'' , Z'' ; α'' , β'' , γ'') диагностической подсистемы (22) получения изображений;

– система (1) запрограммирована для определения, на основе результатов измерения подсистемы (11) обнаружения положения и диагностической подсистемы (22) получения изображений, положения в пространстве указанной по меньшей мере части тела (P), подлежащего обработке, в первой системе линейных и/или угловых координат (X , Y , Z ; α , β , γ) подсистемы (11) обнаружения положения.

3. Система (1) по п.1 или 2, отличающаяся тем, что подсистема (11) обнаружения положения содержит одну или более из следующих подсистем для измерения расстояния и размеров: стереоскопическая оптическая система, локаторная система, использующая электромагнитные волны вне диапазона видимого света, локаторная система, использующая электромагнитные и/или акустические волны, локаторная система, использующая лазерное излучение, механический манипулятор (19), механический манипулятор в системе декартовых и/или полярных координат.

4. Система (1) по любому из п.п.1–3, отличающаяся тем, что подсистема (11) обнаружения положения содержит по меньшей мере один реальный маркер (110, 110A) положения первого и/или второго типа, который, в свою очередь, содержит один или более из следующих элементов, выполненных таким образом, чтобы они могли быть обнаружены соответственно подсистемой (11) обнаружения положения и/или диагностической подсистемой (22) получения изображений: по меньшей мере один шар (1100, 1100A), по меньшей мере три шара (1100, 1100A), по меньшей мере шесть шаров (1100, 1100A), одно или более шаровидных или уплощенных тел, по меньшей мере один стержень, по меньшей мере три стержня, по меньшей мере шесть стержней, тело по существу многогранной формы, при необходимости, по меньшей мере с тремя или по меньшей мере с шестью вершинами, один или более излучателей электромагнитных

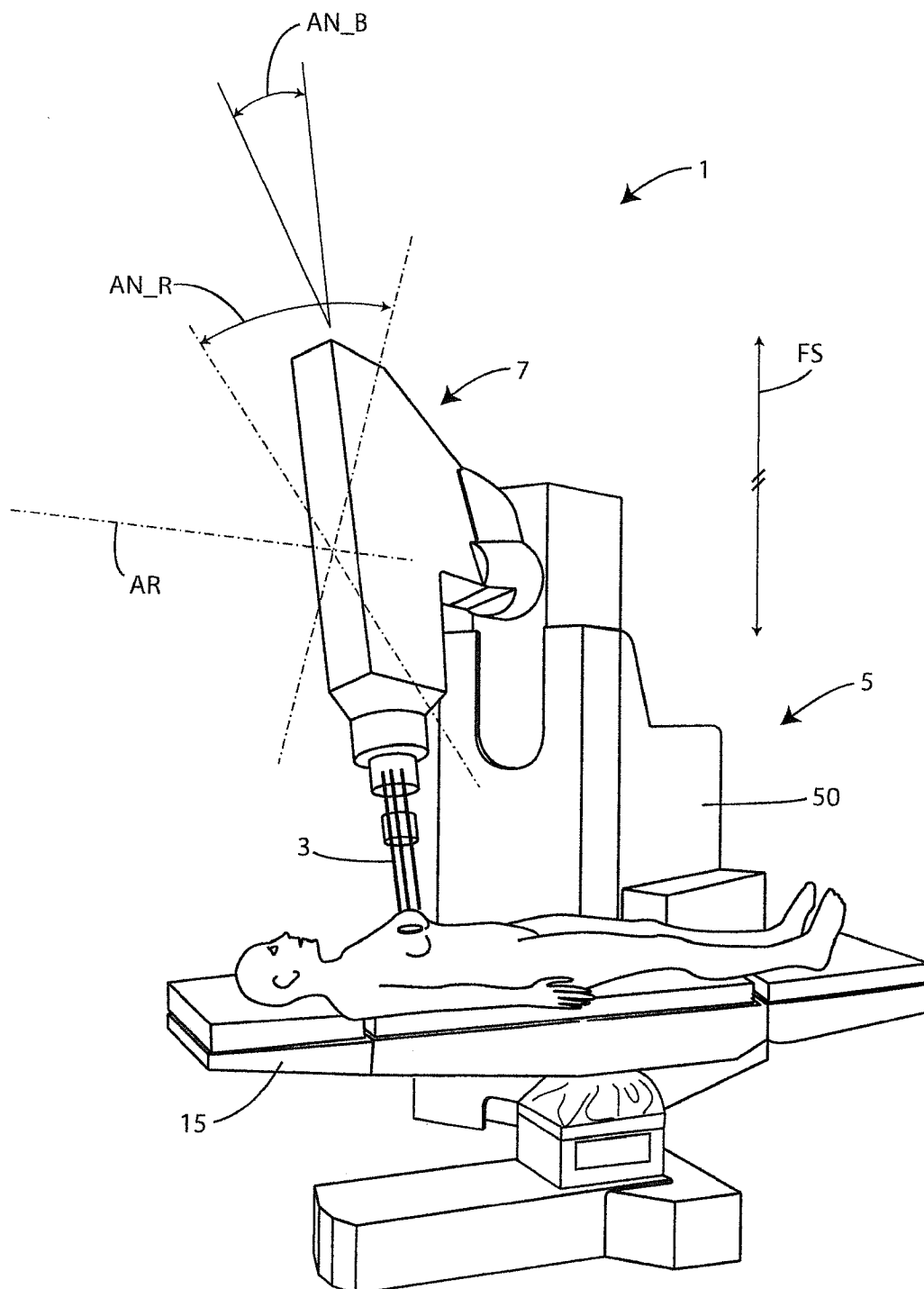
сигналов, не обязательно в диапазоне видимого света, один или более излучателей акустических сигналов.

5. Система (1) по любому из п.п. 1–4, содержащая один или более указателей (17), каждый из которых выполнен с возможностью нанесения рисунка, отметки или указания интересующих зон вокруг хирургического разреза, сделанного на теле (Р), подлежащем обработке, при этом:

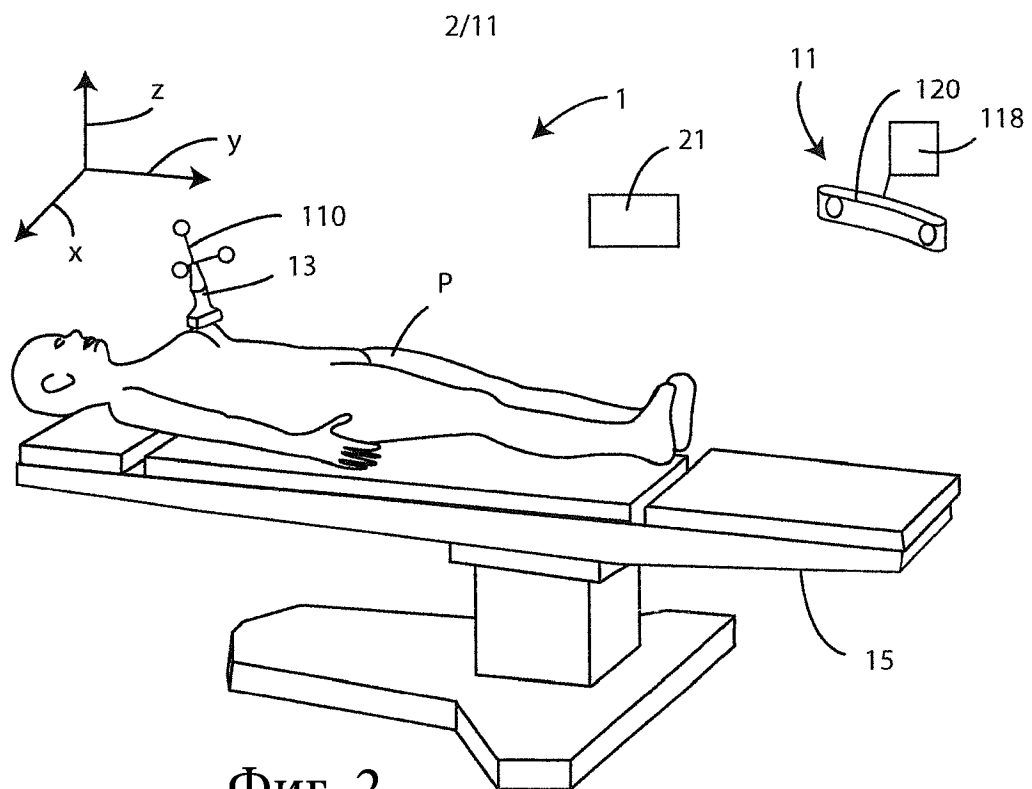
- по меньшей мере один реальный маркер (110) положения закреплен на каждом указателе (17);

- каждый указатель (17) содержит один или более из следующих элементов: карандаш, ручку или фломастер, выполненные с возможностью нанесения отметок на теле пациента, световое или лазерное перо или указатель (170) местоположения, выполненные с возможностью проецирования световой отметки на тело пациента.

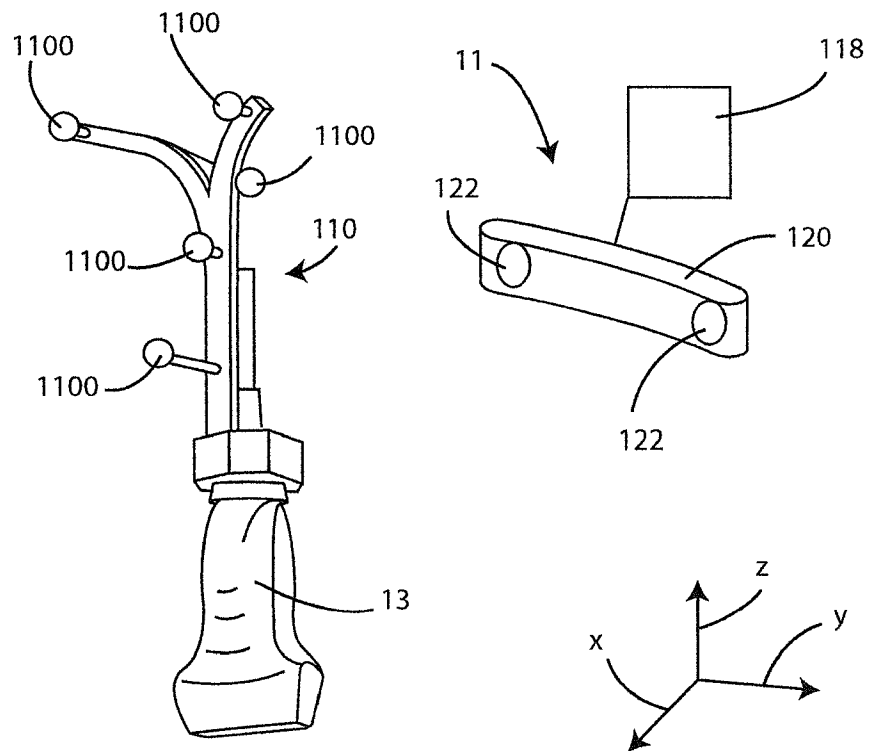
6. Компьютерная программа, которая при исполнении в логическом блоке (21, 118) связана с системой по одному или более из п.п. 1–5.



Фиг. 1

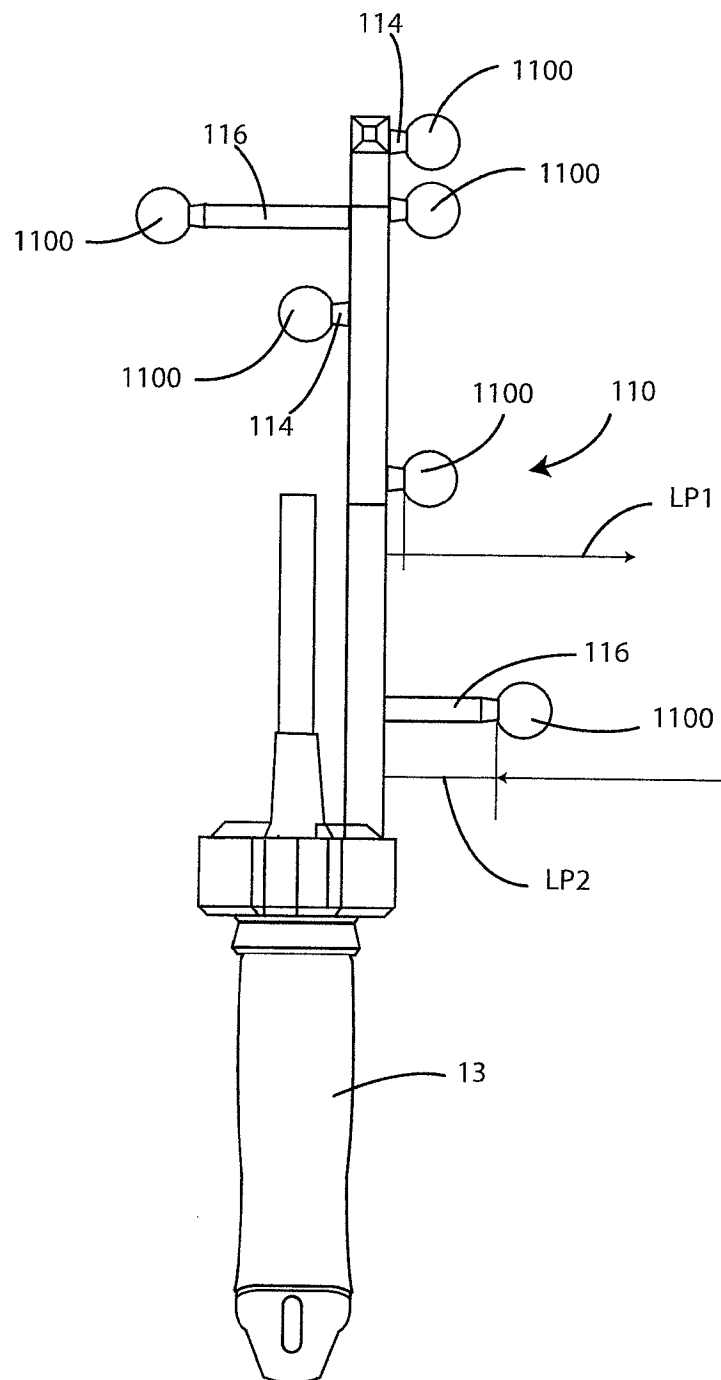


Фиг. 2



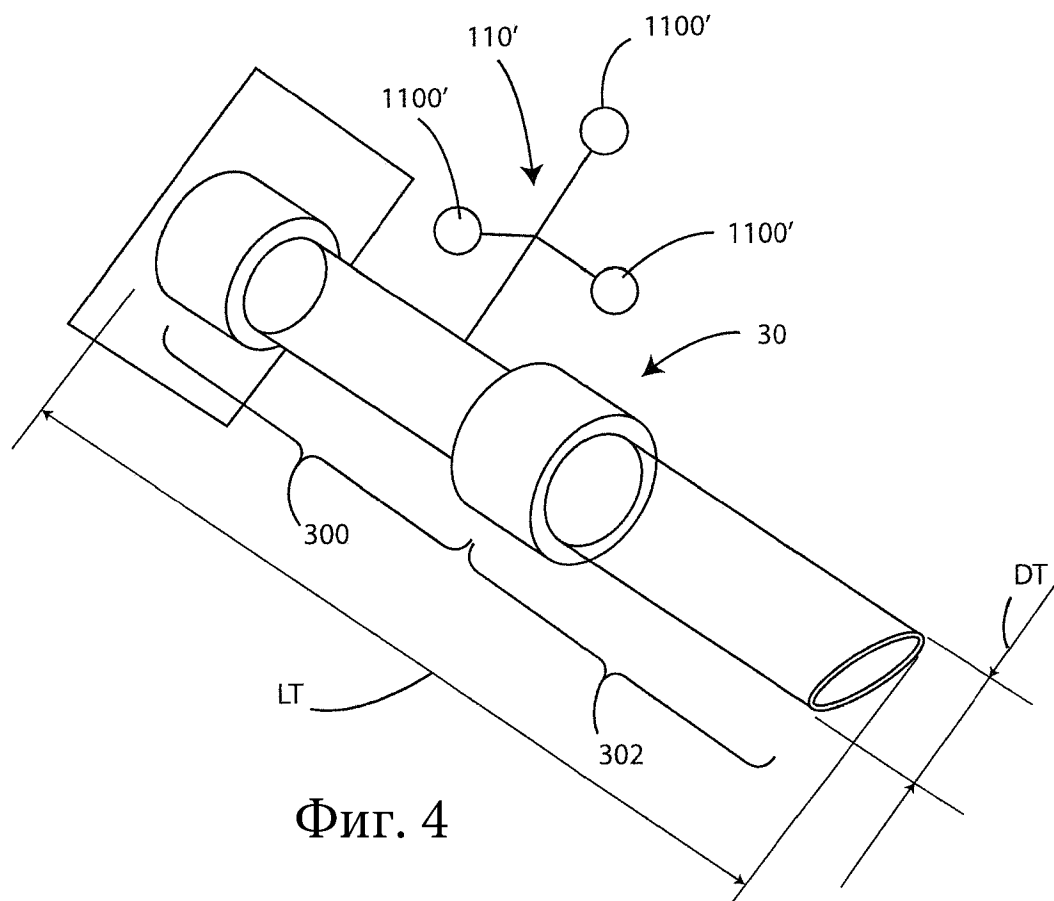
Фиг. 3

3/11

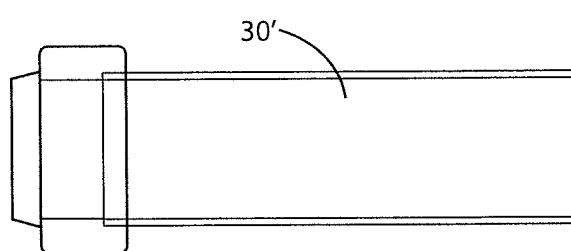


Фиг. 3А

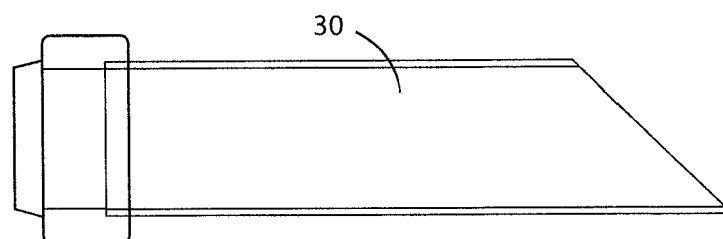
4/11



Фиг. 4

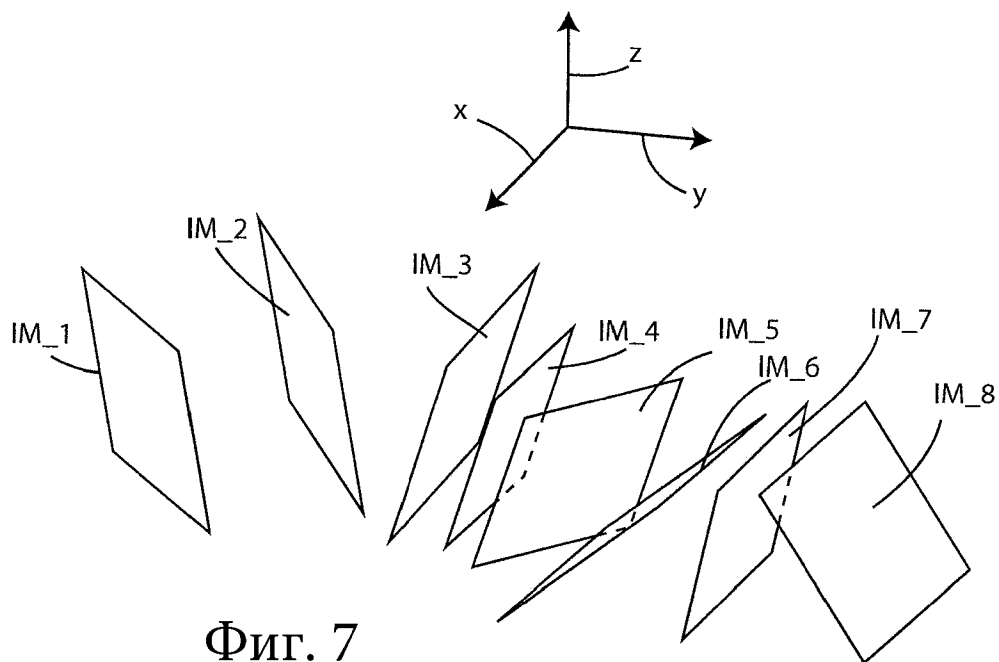


Фиг. 5

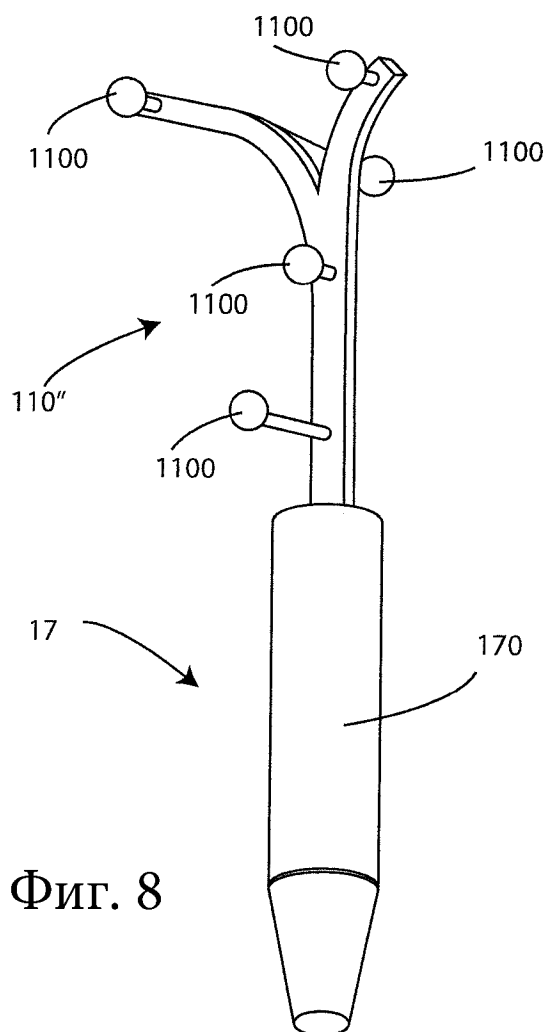


Фиг. 6

5/11

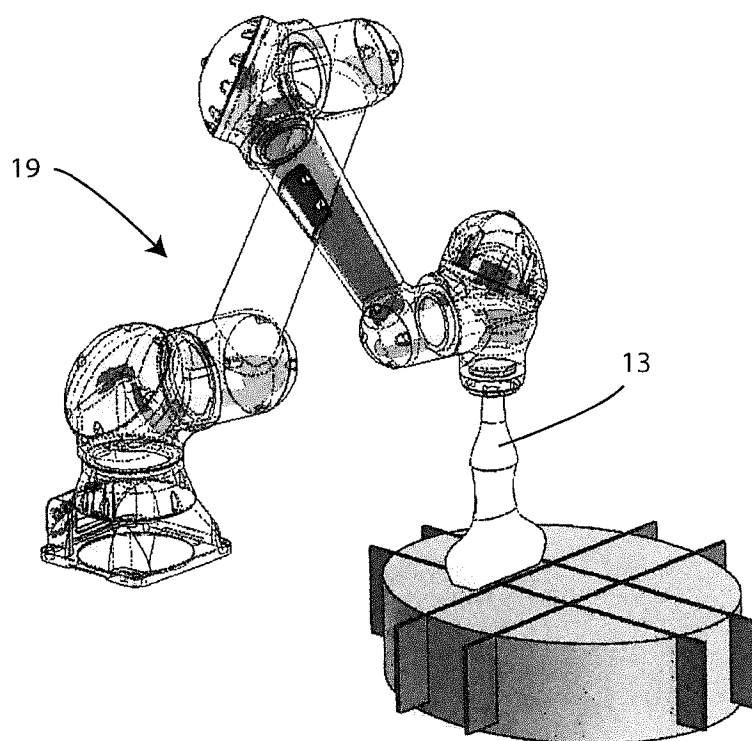


Фиг. 7

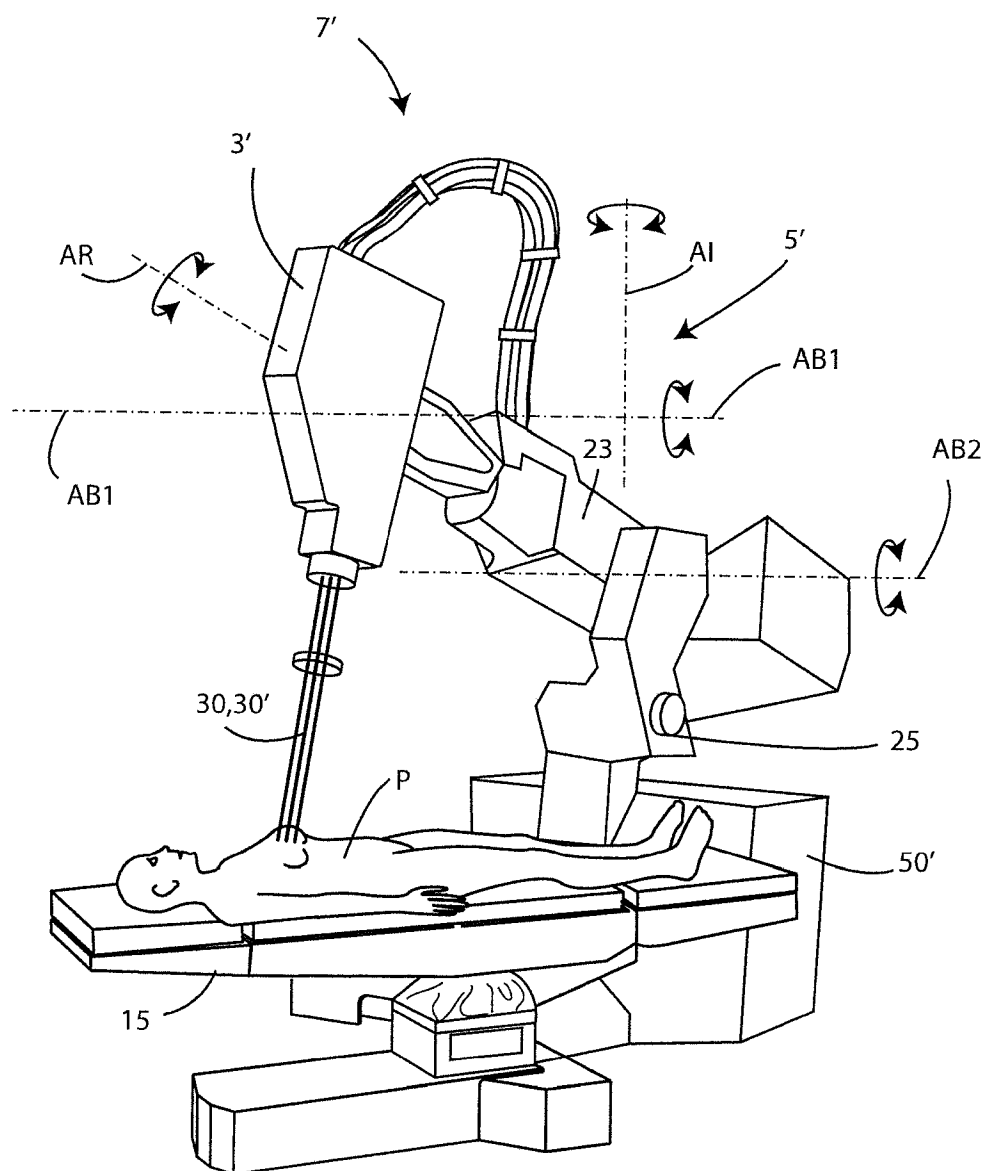


Фиг. 8

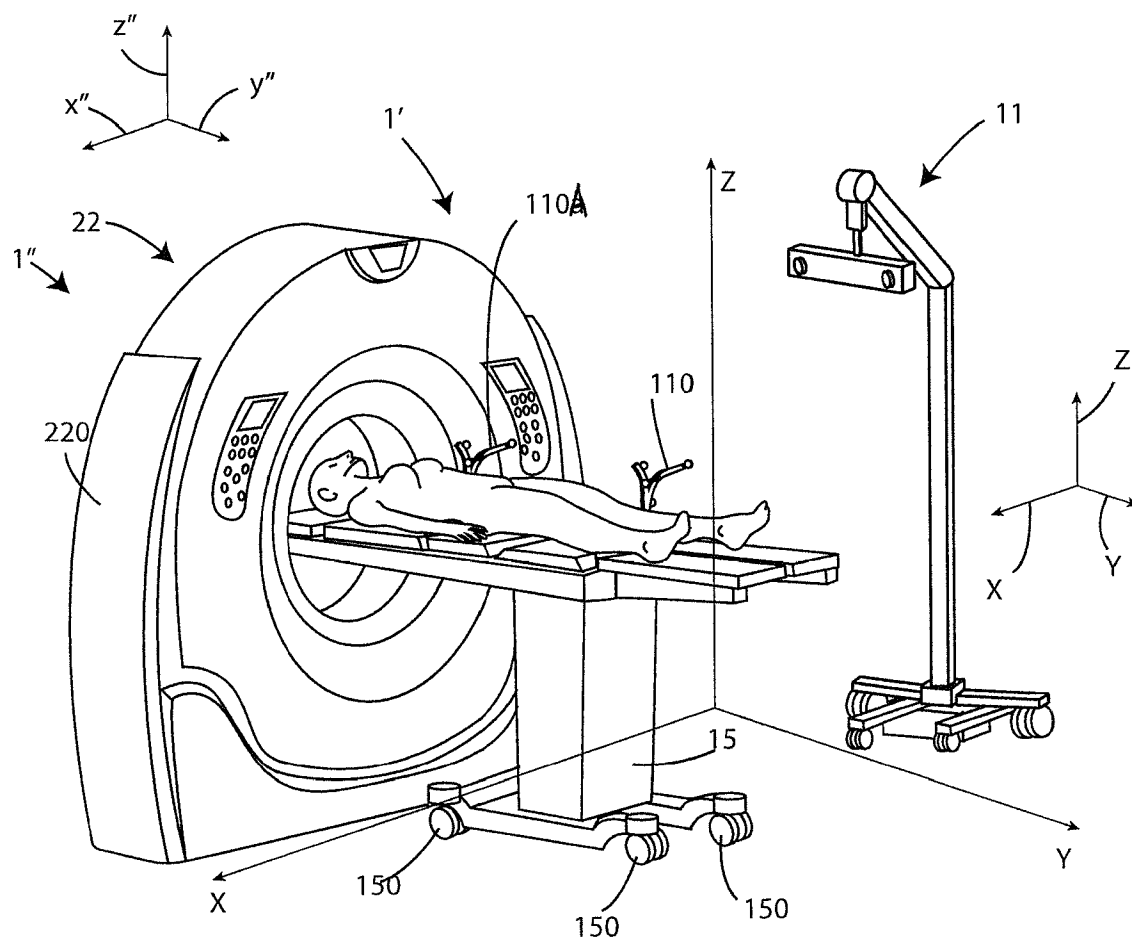
6/11



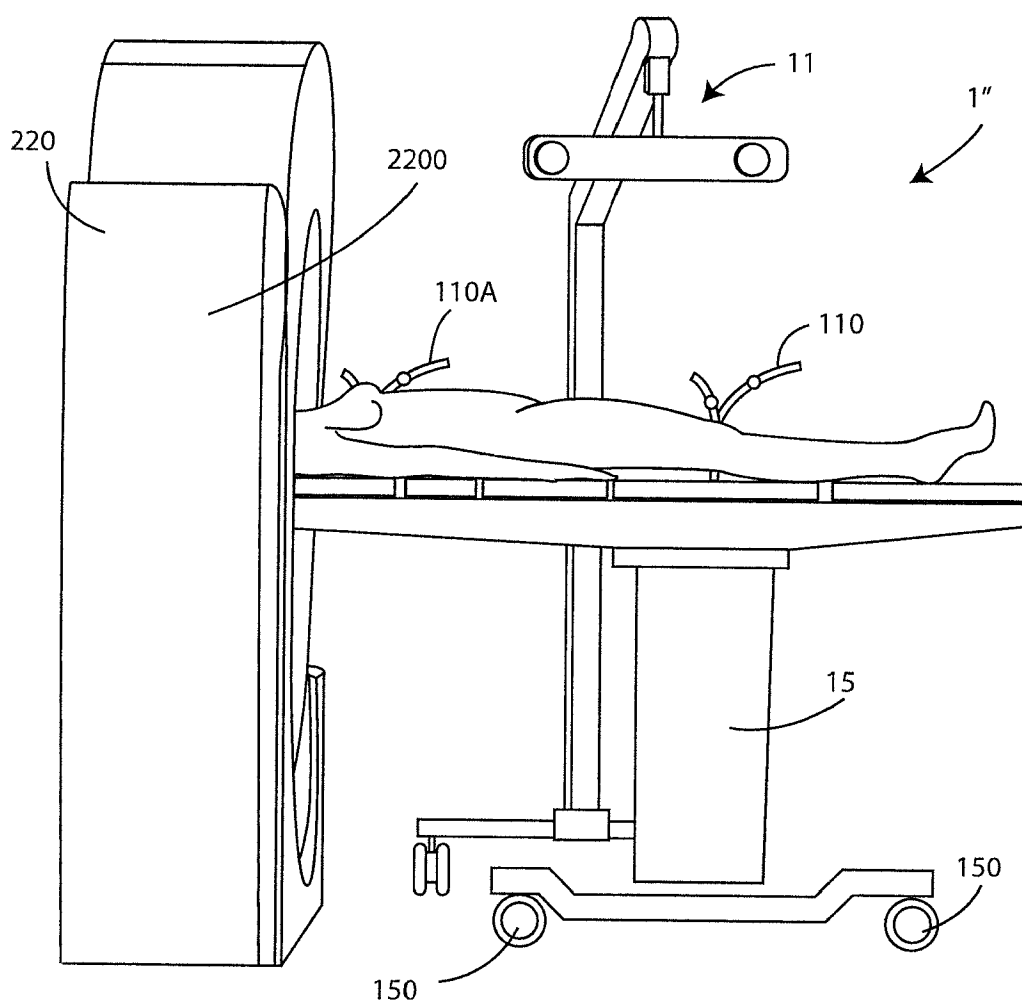
Фиг. 9



Фиг. 10

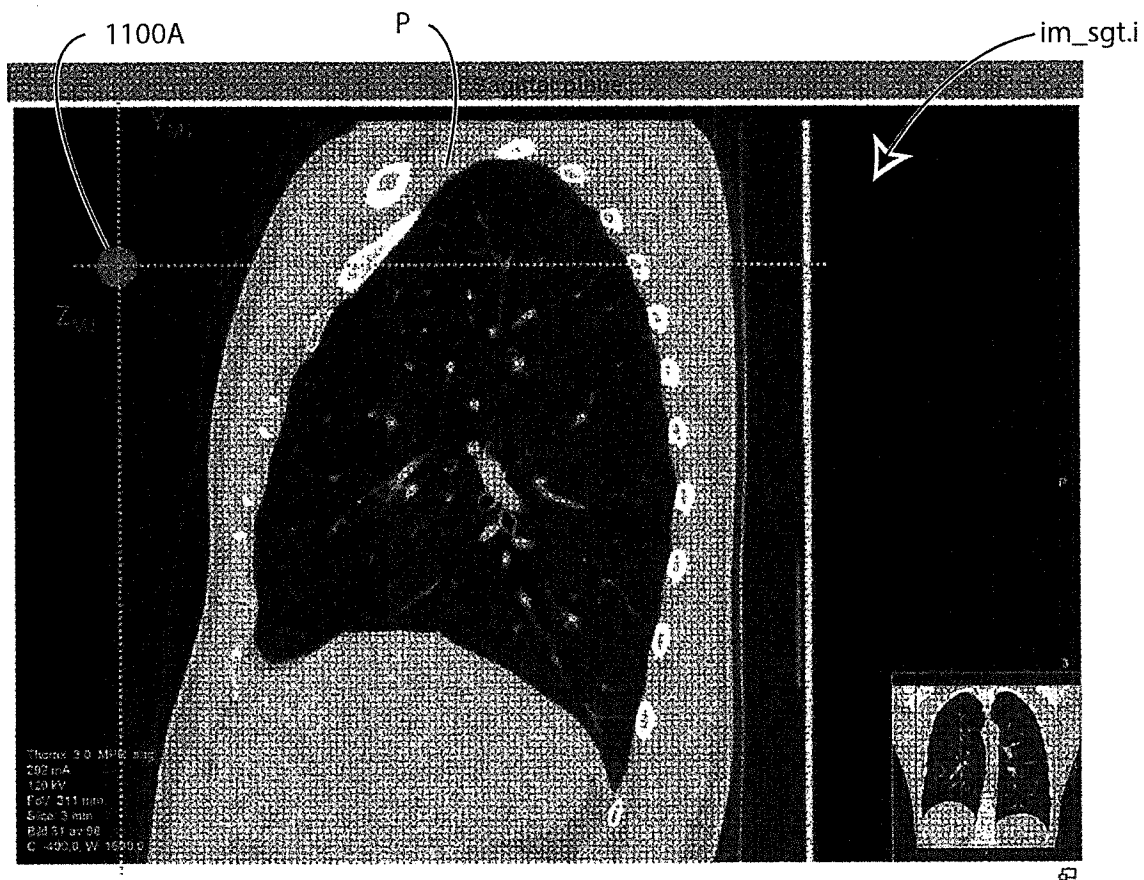


Фиг. 11

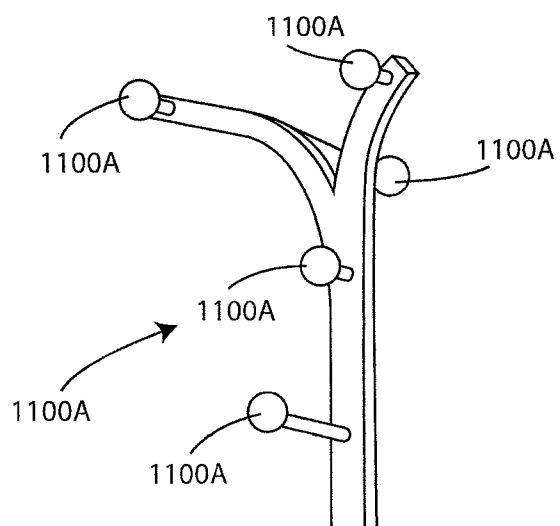


Фиг. 12

10/11

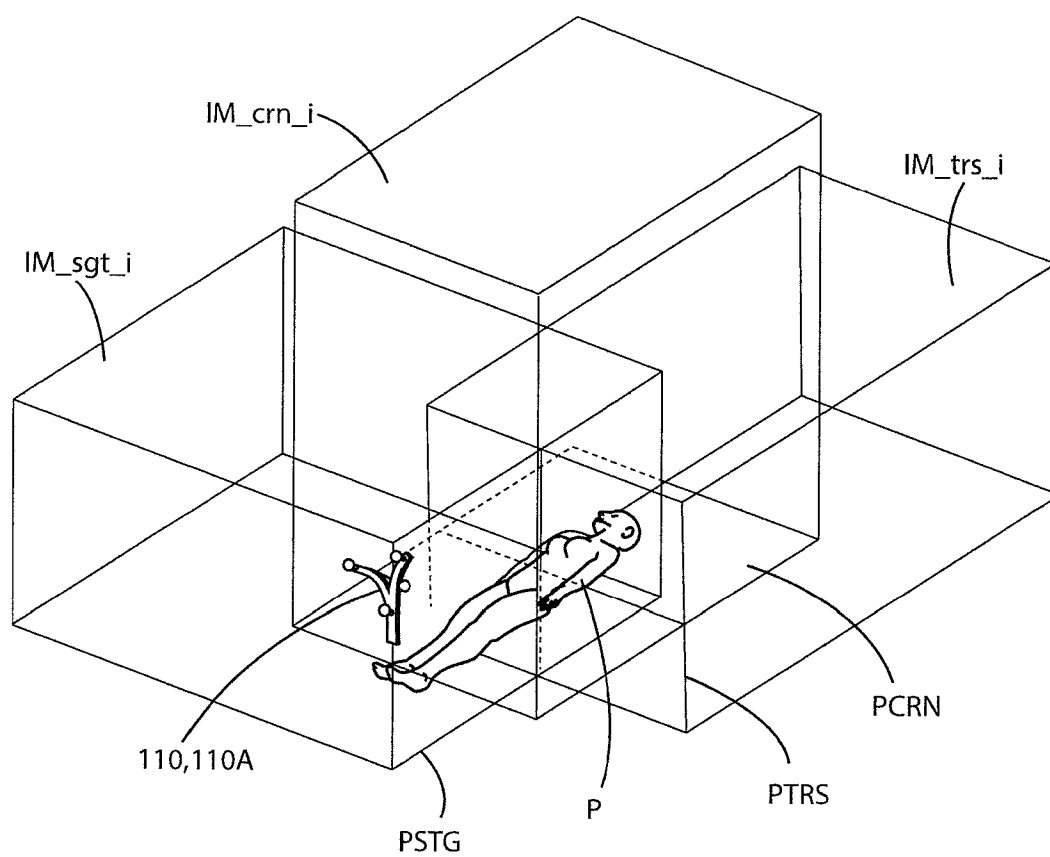


Фиг. 13



Фиг. 14

11/11



Фиг. 15