



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2013120967/14, 06.10.2011

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
06.10.2011

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
08.10.2010 US 61/391,137

(43) Дата публикации заявки: 20.11.2014 Бюл. № 32

(45) Опубликовано: 10.09.2016 Бюл. № 25

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 2010030063 A1, 04.02.2010. US 2010076455 A1, 25.03.2010. US 2010249507 A1, 30.09.2010. WO 2008053402 A1, 08.05.2008. US 4821727 A, 18.04.1989. RU 2391701 C2, 10.06.2010.

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: 08.05.2013

(86) Заявка РСТ:
IB 2011/054400 (06.10.2011)

(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2012/046202 (12.04.2012)

Адрес для переписки:

129090, Москва, ул. Б. Спасская, 25, строение 3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры"

(72) Автор(ы):

ДЕЖАРДЕН Адриен Эммануэль (NL),
Т ХОФТ Герт Вим (NL),
ЧАН Рэймонд (NL),
МАНЦКЕ Роберт (NL),
ШЕХТЕР Гай (NL),
ХОЛЛ Кристофер Стефен (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

**(54) ГИБКИЙ КАБЕЛЬ СО ВСТРОЕННЫМИ ДАТЧИКАМИ ДЛЯ ДИНАМИЧЕСКОГО
ОТСЛЕЖИВАНИЯ ИНСТРУМЕНТА**

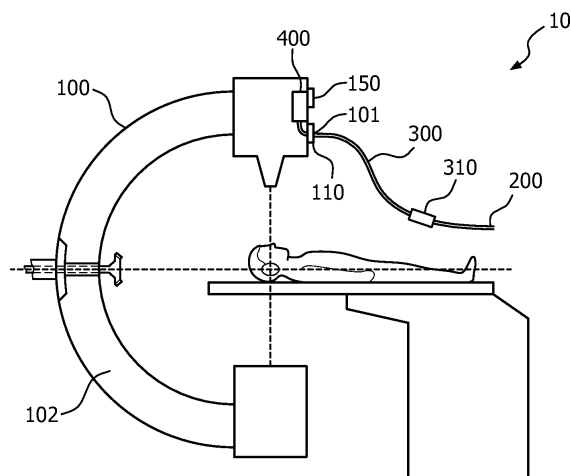
(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской технике, а именно к системам отслеживания функциональной части инструмента. Система содержит инструмент, систему для получения анатомических изображений, относящихся к направлению инструмента, кабель, соединенный с системой визуализации в известном местоположении относительно визуализирующего устройства и соединенный с инструментом, при этом кабель содержит оптические датчики формы. Также система содержит оптическую консоль и

процессор, выполненный с возможностью расчета локальной кривизны, определения трехмерной формы кабеля и определения местонахождения и ориентации инструмента относительно изображений. Способ включает этапы, на которых принимают данные изображения из визуализирующего устройства, строят объем изображения, определяют трехмерную форму гибкого кабеля, соединенного с визуализирующим устройством, зафиксированного относительно визуализирующего устройства и имеющего

соединитель для инструмента. Определяют местонахождение функциональной части инструмента, используя известное местоположение зафиксированного конца кабеля, трехмерную форму кабеля, размер и форму инструмента, и отображают динамическое изображение, соответствующее инструменту, и

показывают функциональную часть выбранного инструмента в объеме изображения. Использование изобретений позволяет повысить точность определения местонахождения инструментов относительно анатомических структур для снижения рисков при проведении операции. 2 н. и 22 з.п. ф-лы, 11 ил.



ФИГ.1



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2013120967/14, 06.10.2011**

(24) Effective date for property rights:
06.10.2011

Priority:

(30) Convention priority:
08.10.2010 US 61/391,137

(43) Application published: **20.11.2014** Bull. № **32**

(45) Date of publication: **10.09.2016** Bull. № **25**

(85) Commencement of national phase: **08.05.2013**

(86) PCT application:
IB 2011/054400 (06.10.2011)

(87) PCT publication:
WO 2012/046202 (12.04.2012)

Mail address:

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

(72) Inventor(s):

**DEZHARDEN Adrien Emmanuel (NL),
T KHOFT Gert Vim (NL),
CHAN Rejmond (NL),
MANTSKE Robert (NL),
SHEKHTER Gaj (NL),
KHOLL Kristofer Stefen (NL)**

(73) Proprietor(s):

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

(54) **FLEXIBLE TETHER WITH INTEGRATED SENSORS FOR DYNAMIC INSTRUMENT TRACKING**

(57) Abstract:

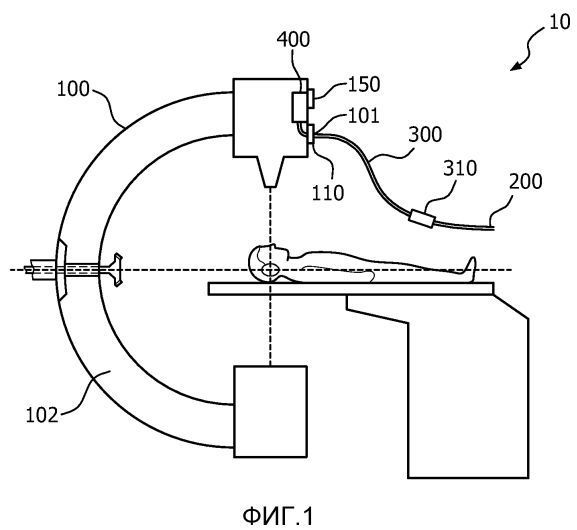
FIELD: medical equipment.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment, specifically to systems for tracking functional part of an instrument. System comprises an instrument, a system for acquiring anatomical images relevant to guiding instrument, a tether connected to imaging system at a known location relative imaging device and connected to instrument, wherein tether comprises optical shape sensors. System also comprises an optical console and a processor that calculates local curvature, determines three-dimensional shape of tether and determines location and orientation of images. Method includes steps of receiving imaging data from a corresponding imaging device; constructing an image volume; determining a three-dimensional shape of a flexible tether connected to imaging device, fixed relative to corresponding imaging device and having an instrument connector. Determining a location of functional part of instrument using known location of fixed end of tether, three-dimensional shape of tether,

shape and size of instrument, and displaying a dynamic image corresponding to instrument and showing functional part of selected instrument in image volume.

EFFECT: use of inventions enables more accurate determination of location of instruments relative to anatomical structures to reduce risks when performing operations.

24 cl, 11 dwg



Изобретение относится к области медицинской визуализации, а именно к отслеживанию функциональной части инструмента и обеспечению динамической визуализации, относящейся к функциональной части инструмента.

Системы визуализации все чаще используются для направления инструментов при хирургических вмешательствах. В современной практике объемная визуализация, выполняемая с использованием таких средств, как магнитно-резонансная визуализация (MRI), компьютерная томография (СТ) или XperCT (например, прямые флуороскопические изображения, совмещенные с СТ-изображениями, полученными плоским детектором), может использоваться для идентификации местонахождения целевых тканей до операции и для идентификации чувствительных тканей вокруг мишеней, чтобы свести к минимуму осложнения в результате побочных повреждений тканей. Эти объемы изображений могут быть получены с использованием иных средств, чем те, что используются для направления инструментов, применяемых при операции в режиме реального времени. Например, СТ может использоваться для предоперационной визуализации, а ультразвук может использоваться для контроля направления на основе изображений в реальном времени.

Точное определение местонахождения функциональных частей инструментов (например, лезвия скальпеля) относительно структур, идентифицированных на предоперационных изображениях, принципиально важно для врачей. Часто имеется лишь ограниченная информация для направления на основе изображений в реальном времени. Доступная информация может быть ограничена из-за того, что использование визуализирующих технологий сведено к минимуму (например, для снижения дозы ионизирующего облучения, которому подвергается пациент при проведении рентгеновской флуороскопии). Доступная информация может быть также ограничена вследствие ограничений, присущих визуализирующей технологии (например, отсутствие контраста для некоторых патологических изменений при проведении ультразвукового исследования). Следовательно, врачи часто испытывают неуверенность по поводу местонахождения инструментов относительно анатомических структур, выявленных в объемах изображений. Эта неопределенность может приводить к повышению рисков для пациентов, а также к увеличению расходов при проведении операций.

Предложен ряд подходов для отслеживания инструмента, основанных на использовании маркеров. Один из таких подходов на основе использования маркеров - оптическое отслеживание. При оптическом отслеживании маркеры располагают на инструменте так, что они визуальны доступны с помощью оптических детекторов. При применении этого способа объекты, которые блокируют, делают неразборчивым или как-то иначе ограничивают поле обзора и обзорный луч детекторов, могут сделать алгоритм непригодным или снизить его возможности по отслеживанию.

Другой подход на основе использования маркеров - электромагнитный (ЕМ) контроль направления. Этот способ требует расположения ЕМ-датчиков на инструменте. Хотя проблемы с линией прямой видимости, имеющие место при оптическом отслеживании, к этому способу не относятся, точность и тщательность отслеживания могут снижаться под действием внешних ЕМ-полей вследствие пространственно-временного изменения электромагнитного пространства.

В обоих вышеупомянутых подходах к отслеживанию на основе использования маркеров положение маркеров должно совмещаться с системой координат объемов изображений. Ошибки могут возникать в тех случаях, когда между этими координатными системами присутствует неточность совмещения. Неточность совмещения может возникать, например, когда ЕМ-система незначительно перемещается

в пределах помещения.

Еще один подход заключается в использовании оптического измерения формы для определения формы удлиненного гибкого инструмента, такого как катетер, в пределах анатомической структуры. Оптическое измерение формы в данном контексте
 5 предполагает подачу светового излучения в оптоволоконные сердцевинки, расположенные в инструменте, и сбор светового излучения из оптоволоконных сердцевин, расположенных в инструменте; сигналы, принадлежащие собранному световому излучению, обрабатываются, чтобы сделать заключение о форме или аспектах формы инструмента. Оптическое измерение формы, например, может включать обратное
 10 рассеяние от волоконных брэгговских решеток (FBG), а также рэлеевских рассеивателей в сердцевине или оболочке оптических волокон. Это измерение формы описывается в сочетании с подходом на основе использования маркеров. При данном подходе маркер помещают на инструмент для отслеживания местонахождения инструмента, при этом оптическое измерение формы используется для определения формы инструмента в
 15 пределах анатомической структуры.

Предложены система и способ для отслеживания функциональной части инструмента в процессе интервенционной процедуры путем определения трехмерной формы кабеля, соединяющего инструмент с системой визуализации, а также отображения динамической визуализации, соответствующей функциональной части инструмента.

Согласно одному варианту осуществления система содержит: по меньшей мере, один
 20 инструмент; систему для получения анатомических изображений, относящихся к направлению инструмента; кабель, соединенный с системой визуализации на зафиксированном конце, соединенный с инструментом на дистальном конце, и содержащий, по меньшей мере, одно продольное оптическое волокно с множеством
 25 оптических датчиков, содержащих оптоволоконные сердцевинки с источниками рассеяния, такими как волоконные брэгговские решетки или рэлеевские рассеиватели; оптическую консоль, выполненную с возможностью опроса датчиков и распознавания отраженного светового излучения, и процессор, выполненный с возможностью расчета локальной кривизны вдоль длины датчиков для определения трехмерной формы кабеля
 30 и определения местонахождения и ориентации инструмента относительно изображений, используя трехмерную форму кабеля и местонахождение зафиксированного конца кабеля. В одном варианте осуществления имеются четыре сердцевинки волокна, при этом одна сердцевина волокна располагается по оси, а другие расположены по спирали вокруг осевой сердцевинки волокна. Хотя в настоящем описании изобретение
 35 рассматривается применительно к FBG, следует понимать, что можно включить в состав волоконную оптику для измерения формы или определения местонахождения в широком плане, в том числе, например, будь то с FBG или другой оптикой или без них, измерения формы или определения местонахождения из распознавания изменения в одной или более секций волокна, используя обратное рассеяние, измерение силы оптического
 40 волокна, датчики местонахождения волокна или рэлеевское рассеяние.

Согласно одному варианту осуществления система визуализации выполнена с возможностью построения трехмерного пространства изображений и отображения соответствующего вида пространства изображений для инструмента, показывая функциональную часть инструмента в пространстве изображений.

В одном варианте осуществления инструмент выбирается из множества инструментов. В данном варианте осуществления система дополнительно содержит блок идентификации инструмента, идентифицирующий инструмент, выбранный из множества инструментов. Блок идентификации может представлять собой RFID-приемник, при этом RFDI-

передатчик, идентифицирующий инструмент, расположен на инструменте или на упаковке для инструмента. По альтернативному варианту блок идентификации может представлять собой устройство считывания штрихового кода, при этом штриховой код, идентифицирующий инструмент, расположен на инструменте или на упаковке для инструмента. Согласно следующему альтернативному варианту осуществления блок идентификации представляет собой электрический датчик, при этом электрический сигнал, идентифицирующий инструмент, подается инструментом или упаковкой для инструмента. В еще одном альтернативном варианте осуществления блок идентификации представляет собой клавишную панель для ввода идентификационного индикатора вручную.

Согласно одному варианту осуществления процессор представляет собой процессор обработки изображений в составе визуализирующей системы.

Согласно одному варианту осуществления инструмент съемно присоединен к дистальному концу кабеля с помощью механического соединения, такого как хомут или резьбовое зацепление. По альтернативному варианту инструмент может быть съемно присоединен к дистальному концу кабеля с помощью магнитного соединения или адгезива.

Система визуализации может представлять собой XperCT-систему, при этом кабель соединен с корпусом С-образной рамы XperCT-системы. По альтернативному варианту система визуализации может представлять собой комбинированную систему для проведения рентгеновской маммографии молочных желез и взятия биопсии, при этом кабель соединен с источником рентгеновского излучения, детектором рентгеновского излучения или системой для взятия биопсии.

Согласно одному варианту осуществления к системе визуализации присоединены, по меньшей мере, два кабеля. Это позволяет одновременно отслеживать два инструмента.

Согласно одному варианту осуществления на кабеле или на инструменте расположен, по меньшей мере, один маркер для обеспечения референсных точек в режиме реального времени для расчета формы кабеля. Маркер может представлять собой рентгеноконтрастный маркер. По альтернативному варианту маркер может представлять собой электромагнитный или оптический маркер. Оптоволоконные сердцевинки встроены в кабель. Предпочтительно имеются четыре оптоволоконные сердцевинки, при этом одна сердцевина волокна располагается по оси, а другие расположены по спирали вокруг осевой сердцевинки волокна. Следует отметить, что эти четыре сердцевинки могут содержаться в единственном волокне (тем самым имея общую оболочку) либо в отдельных волокнах, механически соединенных между собой (например, склеенных).

Согласно одному варианту осуществления предложен способ отслеживания функциональной части инструмента и отображения динамической визуализации, соответствующей функциональной части инструмента. Способ содержит этапы, на которых: принимают данные изображения из визуализирующего устройства; строят объем изображения; определяют трехмерную форму гибкого кабеля, имеющего один конец, зафиксированный в известном местоположении относительно визуализирующего устройства, и имеющего соединитель для инструмента, расположенный на противоположном конце; определяют местонахождение функциональной части инструмента, используя известное местоположение зафиксированного конца кабеля, трехмерную форму кабеля и заданные размер и форму инструмента; и отображают динамическое изображение, соответствующее инструменту, и показывают

функциональную часть выбранного инструмента в объеме изображения.

Согласно одному варианту осуществления гибкий кабель содержит оптоволоконные сердцевины, расположенные продольно в кабеле. В оптоволоконных сердцевинах или оболочках расположено множество оптических рассеивателей (например, волоконные брэгговские решетки или рэлеевские рассеиватели). Измеряется отражательная способность в различных местоположениях вдоль кабеля. На основе этих измерений разложенной по длине отражающей способности рассчитываются разложенные по длине деформация и кривизна. На основе последних рассчитывается трехмерная форма кабеля.

Согласно одному варианту осуществления инструмент выбирается из множества инструментов. Способ по данному варианту осуществления дополнительно содержит этапы, на которых принимают идентифицирующую информацию о выбранном инструменте, прикрепленном к соединителю для инструмента, выбранном из множества инструментов. В одном варианте осуществления инструмент снимают, к кабелю прикрепляют новый инструмент, при этом новый инструмент идентифицируют блоком идентификации инструмента.

Согласно одному варианту осуществления способ дополнительно содержит уточнение результатов расчета формы кабеля с использованием визуализации в режиме реального времени.

Признаки и преимущества изобретения станут понятнее из последующего подробного описания предпочтительных вариантов осуществления и прилагаемых чертежей, где:
на Фиг. 1 показан вид сбоку безмаркерной системы отслеживания согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения;

на Фиг. 2 показан вид в разрезе соединителя для крепления инструмента к кабелю безмаркерной системы отслеживания согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения;

на Фиг. 3 показан вид в разрезе кабеля безмаркерной системы отслеживания согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения;

на Фиг. 4 показан вид в разрезе оптического волокна, где представлены четыре оптические сердцевины согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения;

на Фиг. 5А-5С показаны графики спектрального отклика для волоконной брэгговской решетки согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения;

на Фиг. 6 показан изометрический вид секции кабеля, где представлены датчики для измерения кривизны согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения;

на Фиг. 7 показана блок-схема безмаркерной системы отслеживания согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения;

на Фиг. 8 показана блок-схема алгоритма способа отслеживания инструмента в пространстве изображений при отсутствии маркеров согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения; и

на Фиг. 9 показан вид с боку безмаркерной системы отслеживания согласно альтернативному варианту осуществления настоящего изобретения.

В настоящем изобретении предложены способ и система для безмаркерного отслеживания инструмента в процессе интервенционной процедуры, и для отображения пространства изображений, соответствующего выбранному инструменту, при этом в пространстве изображений показана функциональная часть выбранного инструмента.

Согласно одному варианту осуществления настоящего изобретения система 10 отслеживания инструмента содержит систему 100 визуализации, используемую для

получения и отображения пространства изображений, представляющего анатомические структуры перед проведением интервенционной процедуры. Система 100 визуализации может представлять собой СТ-визуализирующую систему с плоским детектором на С-образном штативе, показанную на Фиг. 1. По альтернативному варианту система

5 визуализации может представлять собой визуализирующую систему MRI, СУ, рентгеновского, ультразвукового или любого другого типа, пригодную для получения изображений анатомических структур с целью использования при направлении инструмента в процессе проведения интервенционной процедуры. Согласно одному варианту осуществления система 100 визуализации представляет собой

10 визуализирующую систему, способную обеспечить трехмерный объем изображений.

Система 10 отслеживания инструмента также содержит инструмент 200 для использования в интервенционной процедуре. Инструмент может представлять собой любой инструмент, используемый при хирургическом вмешательстве, в том числе, но не только: механический скальпель (ланцет), лазерный скальпель, эндоскоп,

15 микроскопические визуализирующие зонды, хирургические шовители, ретрактор, устройство для прижигания (электрическое или оптическое), катетер, медицинское долото, зажим, троакар, ножницы и т.п. Врач манипулирует инструментом 200 для выполнения интервенционной процедуры. Во многих интервенционных процедурах врач использует более одного инструмента. Следовательно, согласно одному варианту

20 осуществления система отслеживания инструмента содержит более чем один инструмент.

Инструмент 200 (или один из инструментов) соединен с точкой 101 соединения на системе 100 визуализации с помощью кабеля 300. Точка 101 соединения представляет собой точку, которая может быть зафиксирована в системе координат пространства изображений системы 100 визуализации. Согласно одному варианту осуществления

25 точка соединения представляет собой оптический соединитель 110. В представленном варианте осуществления оптический соединитель 110 зафиксирован на корпусе С-образной рамы СТ-визуализирующей системы.

Инструмент 200 соединен с кабелем 300 с помощью соединителя 310. Согласно одному варианту осуществления в соединителе 310 используется захватное усилие для

30 прочного удерживания инструмента на месте. Соединитель 310 содержит цилиндр 311, жестко соединенный с кабелем 300 путем обжатия, с помощью клеящего вещества или любого иного пригодного способа крепления. Цилиндр может быть выполнен из пластика или любого другого подходящего рентгенопрозрачного конструкционного материала. Цилиндр 311 имеет наружную резьбу, входящую в зацепление с внутренней

35 резьбой на хомуте 312. Хомут также может быть выполнен из пластика или любого другого подходящего рентгенопрозрачного конструкционного материала. Выполненная на конус гибкая оболочка 313 проходит в хомут противоположно кабелю 300 и крепится к цилиндру 311 с помощью клеящего вещества, путем обжатия или любого другого пригодного способа крепления. Гибкая оболочка может быть выполнена из резины

40 или любого другого рентгенопрозрачного гибкого материала, пригодного для деформирования и зажатия инструмента. Инструмент 200 помещен в открытую выполненную на конус гибкую оболочку 313 и может упираться во фланец цилиндра 311 для точного позиционирования инструмента 200 относительно кабеля 300. Хомут 312 совершает поворот вокруг цилиндра 311, что продвигает хомут 312 вдоль его оси

45 в направлении от кабеля 300, обжимая выполненную на конус гибкую оболочку 313, чтобы надежно удерживать инструмент 200 на месте.

Соединитель 310 позволяет врачу прикрепить к кабелю 300 любой из множества инструментов 200. Кроме того, соединитель 310 позволяет врачу заменять инструменты

в процессе интервенционной процедуры, как будет описано ниже.

Согласно альтернативным вариантам осуществления инструмент 200 может быть присоединен к кабелю 300 с помощью клеящего вещества, магнитного соединения, резьбового зацепления инструмента непосредственно с кабелем 300 или резьбовым звеном, прикрепленным к кабелю, либо любого другого пригодного способа соединения.

Кабель 300 содержит оптоволоконные сердцевинки 324 (Фиг. 3), которые совместно с оптической консолью 400 (Фиг. 1) образуют систему 320 измерения формы, предоставляющую информацию о деформациях. Данная информация может использоваться для определения точного местонахождения инструмента 200 и представления местонахождения инструмента на изображении, получаемом от системы 100 визуализации.

В кабеле 300 вдоль оси 325 кабеля проходят, по меньшей мере, одно, но предпочтительно четыре оптических волокна 324, как показано на Фиг. 3. Предпочтительно одна сердцевина волокна расположена по оси, а другие расположены по спирали вокруг осевой сердцевинки волокна. Следует отметить, что эти четыре сердцевинки могут содержаться в единственном волокне (тем самым имея общую оболочку) либо в отдельных волокнах, механически соединенных между собой (например, склеенных). Согласно одному варианту осуществления оптические волокна 324 расположены симметрично вокруг оси 325 кабеля. В оптоволоконных сердцевинках или оболочках создано множество оптических рассеивателей во множестве местоположений вдоль длины кабеля 300 (единственная волоконная брэгговская решетка показана на Фиг. 4).

Волоконная брэгговская решетка представляет собой сегмент оптического волокна, отражающий световое излучение с определенными длинами волн и пропускающий световое излучение со всеми остальными длинами волн. Это достигается путем периодического изменения показателя преломления в сердцевине волокна, что создает диэлектрическое зеркало, избирательное по длине волны. Волоконная брэгговская решетка, таким образом, может использоваться в качестве встроенного оптического фильтра, предназначенного для блокирования определенных длин волн, или в качестве отражателя, избирательного по длине волны.

Как показано на Фиг. 4, сердцевина оптического волокна 324 имеет показатель преломления вдоль большей части своей длины, равный n_2 . Однако показатель преломления периодически изменяется, принимая значение n_3 на расстоянии $\lambda_B/2n_{eff}$ (где n_{eff} - эффективный показатель преломления оптической моды). На Фиг. 5A-5C показан спектральный отклик широкополосного светового сигнала, поступившего на брэгговскую решетку. Как показано на Фиг. 5A, световой сигнал широкого спектра является входным для оптического волокна 324. Световое излучение расщепляется на световое излучение, длина волны которого не равна λ_B , пропускаемое через брэгговскую решетку (показано на Фиг. 5B), и световое излучение с длиной волны λ_B , которое отражается брэгговской решеткой (показано на Фиг. 5C).

Волоконная брэгговская решетка создает френелевское отражение на каждой границе раздела, где изменяется показатель преломления. Для некоторых длин волн отраженное световое излучение различных периодов совпадает по фазе, так что для отражения имеет место усиливающая интерференция, а значит, для пропускания - ослабляющая интерференция.

Брэгговская длина волны чувствительна к деформации и температуре. Это означает, что брэгговские решетки могут быть использованы в качестве сенсорных элементов в

волоконно-оптических датчиках. В FBG-датчике измеряемая величина вызывает сдвиг в брэгговской длине волны λ_B . Относительный сдвиг в брэгговской длине волны, $\delta\lambda_B/\lambda_B$, вследствие приложенной деформации (ϵ) и изменения температуры (δT) приближенно выражается следующим соотношением:

$$\delta\lambda_B/\lambda_B = C_s\epsilon + C_T\delta T. (1)$$

Коэффициент C_s называют коэффициентом деформации и его величина обычно составляет около $0,8 \times 10^{-6}/\mu\epsilon$ (или в абсолютных величинах около $1 \text{ пм}/\mu\epsilon$). Коэффициент C_T описывает чувствительность датчика к температуре; он получен из коэффициента термического расширения с учетом термооптического эффекта. Его значение составляет около $7 \times 10^{-6}/\text{K}$ (или в абсолютных величинах $13 \text{ пм}/\text{K}$).

Множество оптических рассеивателей 330 (например, волоконных брэгговских решеток или рэлеевских рассеивателей) могут быть распределены по длине оптического волокна в сердцевине или оболочке для образования датчиков или измерителей для измерения деформации. Введение, по меньшей мере, четырех оптоволоконных сердцевин, имеющих различные датчики (измерители) по длине волокна, встроенного в конструкцию, позволяет точно определить трехмерную форму конструкции. Как показано на Фиг. 6, рассеиватели 330 расположены в каждой из множества точек вдоль длины кабеля 300. Локальную кривизну кабеля 300 можно определить из результатов измерений разложенной по длине деформации и кривизны, полученных на кабеле 300. Общая трехмерная форма кабеля 300 определяется из множества результатов измерений деформации и кривизны.

Согласно одному варианту осуществления может использоваться множество кабелей для одновременного отслеживания множества инструментов в координатах объема изображений, полученных системой 100 визуализации.

Как опять же показано на Фиг. 1, оптическая консоль 400 соединена с оптоволоконными сердцевинами 324 кабеля 300 в точке 101 соединения. В представленном варианте осуществления оптическая консоль установлена в пределах корпуса С-образной рамы системы 100 визуализации. Оптическая консоль 400 подает световое излучение в оптические волокна и/или оптоволоконные сердцевины и принимает световое излучение из них. В случае использования волоконных брэгговских решеток оптическая консоль 400 может определять брэгговскую длину волны λ_B для различных положений каждой волоконной брэгговской решетки 322.

Согласно одному варианту осуществления на С-образной раме системы 100 визуализации расположено крепежное средство 150 для закрепления свободного конца кабеля 300 в ходе ротационного сканирования. Крепежное средство может представлять собой любое механическое соединительное устройство, пригодное для закрепления кабеля 300.

На Фиг. 7 показана блок-схема системы 10 для направления инструмента, представленной на Фиг. 1. Процессорный блок 500 содержит процессор 510, функционально связанный с запоминающим устройством 520. Согласно одному варианту осуществления они соединены посредством шины 530. Процессор 510 может представлять собой любое устройство, способное выполнять команды программ, например один или несколько микропроцессоров. Запоминающее устройство может представлять собой любое энергозависимое или энергонезависимое запоминающее устройство, например сменный диск, накопитель на жестких дисках, компакт-диск, оперативное запоминающее устройство (RAM), постоянное запоминающее устройство (ROM) и т.п.

С процессором 510 также функционально связан дисплей 540. Дисплей может представлять собой любой монитор, экран и т.п., пригодный для создания графического интерфейса пользователя (GUI), способного представлять медицинские изображения.

Блок 120 визуализации, такой как С-образная рама 102 (на Фиг. 1), функционально связан с процессором 510. Блок визуализации обеспечивает поступление данных изображения в процессор 510 для обработки с целью создания объема изображений анатомических объектов. Объем изображений далее выводится на дисплей 540. Процессорный блок 500 и блок 120 визуализации совместно образуют систему 100 визуализации.

Блок 550 определения формы обеспечивает подачу данных деформации и кривизны от кабеля 300 в процессор 510. Блок определения формы содержит оптический датчик формы (в том числе оптоволоконные сердцевины 324, расположенные в кабеле 300 вдоль продольной оси 325). Блок 550 определения формы дополнительно содержит оптическую консоль 400, которая опрашивает оптоволоконные сердцевины, посылая широкополосный световой сигнал вдоль каждой оптоволоконной сердцевины и измеряя длины волн отраженных сигналов для определения разложенных по длине деформации и кривизны в каждой оптоволоконной сердцевине. По альтернативному варианту спектр отражения можно получить с использованием узкополосного светового источника с изменением длин волн во времени. Локализованная кривизна используется для определения формы кабеля 300 в пространстве изображений.

Оптическая консоль 400 может иметь процессор (не показан), отдельный от процессора 510 в процессорном блоке 500. Кроме того, оптический модуль 400 может выполнять некоторые или все расчеты по сдвигу длины волны, деформации и кривизне, а также передачу данных по результатам измерений длины волны, вычислений сдвига, вычислений деформации или кривизны в процессор 510. Процессор 510 обрабатывает данные изображений для образования пространства изображений, выводимого на дисплей 540. Данные, полученные из блока 550 определения формы, подвергаются необходимой обработке для расчета величин кривизны по длине кабеля 300. Эти данные в отношении формы используются процессором 510 совместно с известной реперной точкой 101 на зафиксированном конце кабеля 300 (Фиг. 1) для определения местоположения и ориентации кабеля 300 в соединении 310, а значит, местоположения и ориентации инструмента 200 в пространстве изображений.

Блок 560 идентификации инструмента (IU) функционально связан с процессором 510 в процессорном блоке 500. Блок 560 IU содержит средство для идентификации одного из множества инструментов 200, используемых врачом в процессе интервенционной процедуры. Средство идентификации может содержать приемник для радиочастотной идентификации (RFID), при этом каждый инструмент 200 или его упаковка имеет прикрепленный к ним RFID-передатчик. По альтернативному варианту средство идентификации может представлять собой устройство считывания штрихового кода, при этом каждый инструмент 200 или его упаковка имеет отпечатанный на них штриховой код. Согласно другому варианту осуществления в каждый инструмент 200 может быть встроен код сопротивления или микросхема, либо прикреплены к нему. Согласно еще одному варианту осуществления средство идентификации может представлять собой клавиатуру или клавишную панель, при этом врач вручную вводит идентификационный индикатор, такой как код, или осуществляет выбор из меню и т.д. Средство идентификации может быть выполнено заодно с соединителем 310, так что идентификационная информация передается по кабелю 300. По альтернативному варианту средство идентификации может быть расположено в другом местоположении,

так что процессорный блок с инструментом 200 переносятся к средству идентификации для проведения идентификации.

Обратимся теперь к Фиг. 8, на которой показана блок-схема алгоритма для способа динамического отслеживания инструмента в пространстве изображений. Пациент располагается на системе 100 визуализации (этап 810). Размещение пациента выполняется согласно процедурам, известным в данной области техники.

Согласно одному варианту осуществления пациент располагается на XperCT-системе визуализации в пределах корпуса С-образной рамы, как показано на Фиг. 1.

Пациенту проводится трехмерное ротационное XperCT-сканирование (этап 820).

Сканирование выполняется согласно процедурам, известным в данной области техники. Следует понимать, что возможны альтернативные варианты осуществления с использованием других видов визуализации, отличных от трехмерного ротационного XperCT-сканирования. Кроме того, сканирование может выполняться до хирургического вмешательства, в процессе хирургического вмешательства или то и другое.

Процессор 510 конструирует объем изображений по данным сканирования (этап 830). Конструирование объема изображений выполняется согласно процедурам, известным в данной области техники, для показа анатомических структур.

Врач подсоединяет кабель 300 к блоку визуализации системы 100 визуализации в точке 101 соединения (этап 840). Точка 101 соединения представляет собой местоположение, которое может быть совмещено с объемом изображений. Это означает, что местоположение точки соединения относительно объема изображений известно. В точке 101 соединения предусмотрен оптический соединитель 110. Согласно одному варианту осуществления точка 101 соединения расположена на корпусе С-образной рамы XperCT-системы визуализации. Согласно другому варианту осуществления точка соединения может располагаться на источнике или детекторе для любой системы визуализации.

Врач подсоединяет кабель 300 к системе 100 визуализации (этап 850). Кабель установлен в оптическом соединителе 110, который соединен оптическими волокнами с оптической консолью 400. Согласно одному варианту осуществления кабель 300 подсоединяется после того как сканирование выполнено. Согласно другому варианту осуществления кабель 300 подсоединяется до проведения сканирования и крепится к системе 100 визуализации на своем дистальном конце с использованием крепежного средства 150.

Блок 560 идентификации инструмента идентифицирует выбранный инструмент 200 (этап 860). Как говорилось выше, блок 560 идентификации инструмента может представлять собой RFID-приемник, устройство считывания штрихового кода, клавиатуру или клавишную панель, электрический датчик или любое другое средство, пригодное для обеспечения кода или сигнала для указания инструмента, выбранного из множества инструментов 200. RFID-передатчик, штриховой код и т.п. могут обеспечиваться на выбранном инструменте 200 или на его упаковке. В примере с RFID врач берет инструмент 200 или упаковку с RFID-передатчиком и располагает вблизи RFID-приемника блока 560 идентификации инструмента. RFID-приемник блока 560 идентификации инструмента принимает RFID-сигнал и передает RFID-код в процессор 510. По альтернативному варианту идентификационный код может принимать процессор, отдельный от процессора 510 визуализации. В альтернативном варианте осуществления врач вводит код идентификации инструмента 200, используя клавиатуру или клавишную панель и т.п.

Процессор 510 определяет форму кабеля 300 (этап 870). Используя известные схемы

расчета, известную точку 101 соединения и данные по кривизне, полученные от каждой тройки датчиков 330 вдоль длины кабеля 300, процессор 510 визуализации рассчитывает полную трехмерную форму кабеля и совмещает ее с объемом изображений. Согласно альтернативным вариантам осуществления форму кабеля 300 определяет процессор, отдельный от процессора 510 визуализации. Кроме того, согласно различным вариантам осуществления расчеты деформаций и расчеты кривизны могут выполняться процессором 510 визуализации, другим процессором или комбинацией таковых. По альтернативному варианту процессор может выполнять расчет полной трехмерной формы участка клинически пригодного кабеля; положение данного участка кабеля может быть определено относительно системы визуализации или иной структуры с помощью одного или более маркеров, расположенных на кабеле и отслеживаемых с помощью известных способов, не включающих в себя оптические волокна или оптоволоконные сердцевинки, описанные в данном изобретении (например, ЕМ-отслеживание).

Процессор 510 определяет местоположение и ориентацию функциональной части выбранного инструмента 200 (этап 880). Когда трехмерная форма кабеля, точка 101 соединения и идентификация выбранного инструмента 200 известны, процессор 510 визуализации определяет местоположение функциональной части выбранного инструмента 200 и ориентацию выбранного инструмента 200 в пространстве изображений. Определение осуществляется с использованием запрограммированной формы и размера для выбранного инструмента 200.

Процессор 510 выводит на экран объем изображений пациента, соответствующий выбранному инструменту, показывая инструмент в объеме изображений (этап 890). Для различных инструментов 200 могут оказаться более целесообразными разные виды объема изображений. Например, для вмешательства, предполагающего введение иглы, более подходящим может стать объем изображений, в котором сегментированы и выделены критичные структуры, такие как кровеносные сосуды. В качестве другого примера, при вмешательстве, предполагающем удаление опухолевой ткани головного мозга с помощью скальпеля или аспирационного устройства, более подходящим может оказаться объем изображений, в котором сегментирована и выделена опухолевая ткань. Процессор 510 выводит на экран изображение, в соответствии с которым выбирается инструмент 200 и для которого он является наиболее рациональным. Процессор 510 показывает выбранный инструмент 200 на изображении.

Выведенное на экран изображение может быть получено из предоперационного сканирования или сканирования, выполненного в процессе вмешательства. Например, предоперационное изображение может быть получено с использованием СТ или MRI. Вслед за визуализирующим обследованием пациента перемещают на операционный стол, где получают XperCT-изображение (при ротационном сканировании с использованием С-образной рамы). XperCT-изображение регистрируется совместно с СТ- и/или MRI-изображениями. Двумерные флуороскопические изображения могут быть получены в режиме реального времени и совмещены с предоперационными изображениями и XperCT-изображениями, например, для отслеживания (или уточнения) глубины проникновения скальпеля.

В другом примере сбор предоперационных изображений не выполняется. Пациента помещают на операционный стол, где получают XperCT-изображение до начала проведения операции (при ротационном сканировании с использованием С-образной рамы) и возможно в различные моменты времени в процессе операции. В качестве опции флуороскопические изображения могут быть получены в режиме реального

времени и совмещены с XperCT-изображениями.

В другом примере сбор предоперационных изображений не выполняется. Пациента помещают на операционный стол с MRI-аппаратом открытого типа. Получают MRI-изображение до начала проведения операции и возможно в различные моменты времени

5 в процессе операции.

В каждой из вышеописанных процедур функциональная часть инструмента 200 может совмещаться с любым из полученных изображений, поскольку кабель 300 зафиксирован в местоположении, которое определено относительно изображений (занимая фиксированное положение на визуализирующем оборудовании), при этом

10 трехмерную форму кабеля 300 можно рассчитать, зная местонахождения инструмента 200. Выбранный инструмент 200 идентифицирован, так что форму и размер можно извлечь из запоминающего устройства и использовать для определения точного местонахождения функциональной части инструмента. Помимо этого, выбранный инструмент 200 может быть заменен в ходе операции. Например, врач может заменить

15 скальпель на сшиватель. Поскольку новый выбранный инструмент 200 идентифицирован, как описано выше, местонахождение функциональной части нового инструмента 200 можно определить относительно пространства изображений и можно представить соответствующее изображение, показывающее новый выбранный инструмент 200.

20 Согласно альтернативному варианту осуществления, на кабеле 300 или на выбранном инструменте 200 расположен, по меньшей мере, один рентгеноконтрастный маркер. Рентгеноконтрастный маркер зрительно доступен при проведении двумерной флуороскопии. Когда в процессе хирургического вмешательства используется 2D-флуороскопия, положение маркеров в плоскости, перпендикулярной оси «рентгеновский

25 детектор-эмиттер», может быть определено в режиме реального времени. Определение может выполняться путем цифрового анализа флуороскопических изображений с использованием алгоритма распознавания паттернов изображений, хорошо известных в научных кругах. Положения маркеров могут использоваться в качестве референсных точек для повышения точности, с которой рассчитаны 3D-форма кабеля 300 и

30 местоположение инструмента 200.

Согласно другому альтернативному варианту осуществления на кабеле 300 или на выбранном инструменте 200 расположен, по меньшей мере, один электромагнитный (ЕМ) или оптический маркер. Положения маркеров, определенные ЕМ- или оптическим датчиками, используются в качестве референсных точек для повышения точности, с

35 которой рассчитана 3D-форма кабеля 300 и/или инструмента 200.

На Фиг. 9 кабель 300 для измерения формы жестко крепится к комбинированной системе 900 рентгеновской маммографии молочных желез/взятия биопсии. Кабель соединен либо с источником 910 рентгеновского излучения, либо детектором 920, либо системой для взятия биопсии, либо любой другой жесткой переходной точкой.

40 Системы маммографии молочных желез способны получать информацию о глубинном расположении опухолевых узлов путем выполнения визуализации с томосинтезом, которая включает в себя перемещение камеры и детектора вокруг объекта (в данном случае молочной железы). На основе изображений, созданных с использованием данной процедуры, получают информацию о глубинном расположении

45 опухоли, которая далее используется для направленной или автоматизированной биопсии молочных желез.

Используя кабель 300 для измерения формы, традиционную безмаркерную биопсийную иглу отслеживают и размещают с превосходной точностью на основе

ранее полученных изображений, созданных с использованием томосинтеза. Поскольку кабель 300 механически соединен с комбинированной системой 900 визуализации/взятия биопсии, положение соединителя 310 инструмента, а значит, и биопсийной иглы, рассчитанное с применением алгоритма определения формы, автоматически совмещается с системой координат рентгеновских изображений, полученных с использованием томосинтеза.

Использование оптической системы измерения формы в данном конкретном случае практического применения имеет существенное преимущество в том, что она не чувствительна к ЕМ-искажениям, возникающим при ЕМ-отслеживании. ЕМ-искажения возникают благодаря металлу, присутствующему повсеместно в современных системах рентгеновской маммографии/взятия биопсии.

Предшествующее описание и прилагаемые чертежи направлены на иллюстрацию, но не ограничение изобретения. Объем изобретения в полной мере охватывает эквивалентные варианты и конфигурации по нижеследующей формуле изобретения.

Формула изобретения

1. Система для отслеживания функциональной части инструмента в процессе интервенционной процедуры и отображения динамической визуализации, соответствующей функциональной части инструмента, содержащая:

по меньшей мере один инструмент;

систему для получения анатомических изображений, относящихся к направлению инструмента;

кабель, соединенный с системой визуализации на зафиксированном конце в известном местоположении относительно визуализирующего устройства и соединенный с инструментом на дистальном конце, при этом кабель содержит оптические датчики формы;

оптическую консоль, выполненную с возможностью опроса оптических датчиков формы; и

процессор, выполненный с возможностью расчета локальной кривизны в различных положениях вдоль кабеля, определения трехмерной формы кабеля, используя определенные величины локальной кривизны, и определения местонахождения и ориентации инструмента относительно изображений, используя определенную форму кабеля и местонахождение зафиксированного конца кабеля.

2. Система по п. 1, в которой система визуализации выполнена с возможностью построения трехмерного пространства изображений и отображения соответствующего вида пространства изображений для инструмента, показывая функциональную часть инструмента в пространстве изображений.

3. Система по п. 1, в которой инструмент выбран из множества инструментов, причем система дополнительно содержит блок идентификации инструмента, идентифицирующий инструмент, выбранный из множества инструментов.

4. Система по п. 1, в которой блок идентификации представляет собой RFID-приемник, при этом RFID-передатчик, идентифицирующий инструмент, расположен на инструменте или на упаковке для инструмента.

5. Система по п. 3, в которой блок идентификации представляет собой устройство считывания штрихового кода, при этом штриховой код, идентифицирующий инструмент, расположен на инструменте или на упаковке для инструмента.

6. Система по п. 3, в которой блок идентификации представляет собой электрический датчик, при этом электрический сигнал, идентифицирующий инструмент,

предоставляется инструментом или упаковкой для инструмента.

7. Система по п. 3, в которой блок идентификации представляет собой клавишную панель для ввода идентификационного индикатора вручную.

8. Система по п. 1, в которой процессор представляет собой процессор обработки изображений визуализирующей системы.

9. Система по п. 1, в которой инструмент съемно присоединен к дистальному концу кабеля с помощью механического соединения.

10. Система по п. 1, в которой инструмент съемно присоединен к дистальному концу кабеля с помощью магнитного соединения.

11. Система по п. 1, в которой система визуализации представляет собой XperCT-систему, при этом кабель соединен с корпусом С-образной рамы XperCT-системы.

12. Система по п. 1, в которой система визуализации представляет собой комбинированную систему для проведения рентгеновской маммографии молочных желез и взятия биопсии, при этом кабель соединен с источником рентгеновского излучения детектором рентгеновского излучения или системой для взятия биопсии.

13. Система по п. 1, в которой к системе визуализации присоединены по меньшей мере два кабеля.

14. Система по п. 1, в которой на кабеле или на инструменте расположен по меньшей мере один маркер для обеспечения референсных точек в режиме реального времени для расчета формы кабеля.

15. Система по п. 14, в которой маркер представляет собой рентгеноконтрастный маркер.

16. Система по п. 1, в которой оптический датчик формы состоит по меньшей мере из одного оптического волокна, имеющего по меньшей мере одну оптоволоконную сердцевину, в которую встроены оптические рассеиватели.

17. Система по п. 16, в которой оптический датчик формы содержит одну оптоволоконную сердцевину на продольной оси кабеля, при этом три оптоволоконные сердцевинки расположены по спирали вокруг продольной оси, причем каждая волоконная сердцевина имеет встроенные оптические рассеиватели.

18. Система по п. 16, в которой оптические рассеиватели представляют собой рэлеевские рассеиватели в сердцевинах или оболочках сердцевин.

19. Система по п. 16, в которой оптические рассеиватели представляют собой волоконные брэгговские решетки.

20. Способ отслеживания функциональной части инструмента и отображения динамической визуализации, соответствующей функциональной части инструмента, содержащий этапы, на которых:

принимают данные изображения из визуализирующего устройства;

строят объем изображения;

определяют трехмерную форму гибкого кабеля, имеющего один конец, соединенный с визуализирующим устройством, зафиксированный в известном местоположении относительно визуализирующего устройства, и имеющего соединитель для инструмента, расположенный на противоположном конце;

определяют местонахождение функциональной части инструмента, используя известное местоположение зафиксированного конца кабеля, трехмерную форму кабеля и заданные размер и форму инструмента; и

отображают динамическое изображение, соответствующее инструменту, и показывают функциональную часть выбранного инструмента в объеме изображения.

21. Способ по п. 20, в котором гибкий кабель содержит оптоволоконные сердцевинки,

расположенные продольно в кабеле, при этом в оптоволоконных сердцевинах расположено множество рассеивателей, причем трехмерная форма кабеля определяется путем расчета разложенной по длине кривизны с использованием измерений деформаций.

22. Способ по п. 20, в котором инструмент выбирают из множества инструментов, причем способ дополнительно содержит этапы, на которых:

принимают идентифицирующую информацию о выбранном инструменте, прикрепленном к соединителю для инструмента, выбранном из множества инструментов.

23. Способ по п. 22, дополнительно содержащий этапы, на которых:

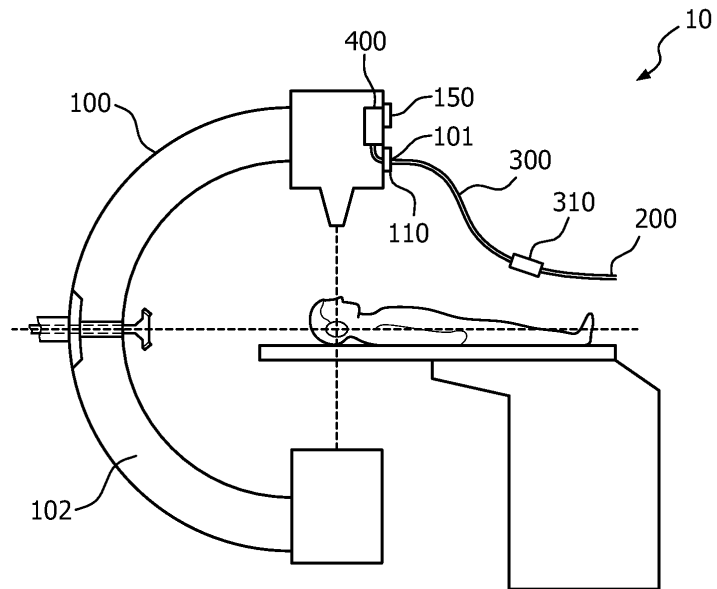
снимают инструмент;

прикрепляют к кабелю новый инструмент; и

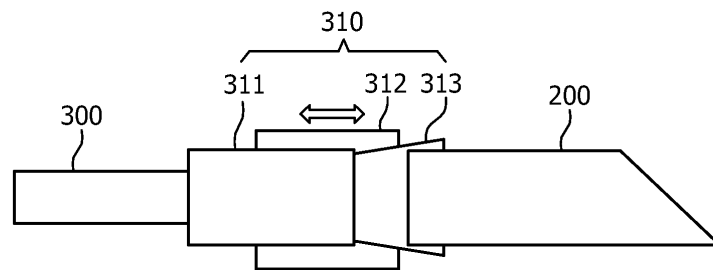
принимают идентификацию нового инструмента.

24. Способ по п. 20, дополнительно содержащий уточнение результатов расчета формы кабеля с использованием визуализации в режиме реального времени.

1/6

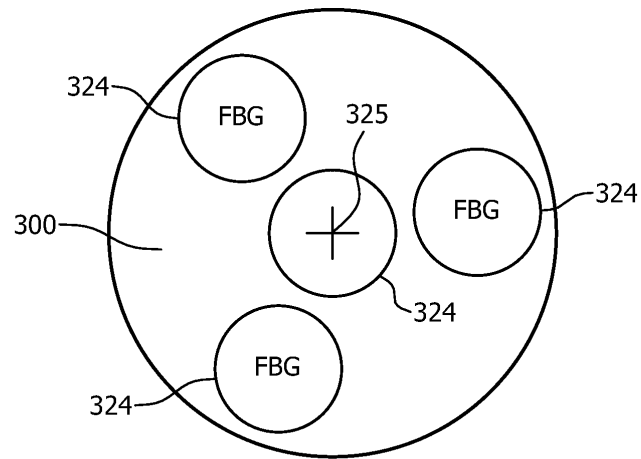


ФИГ.1

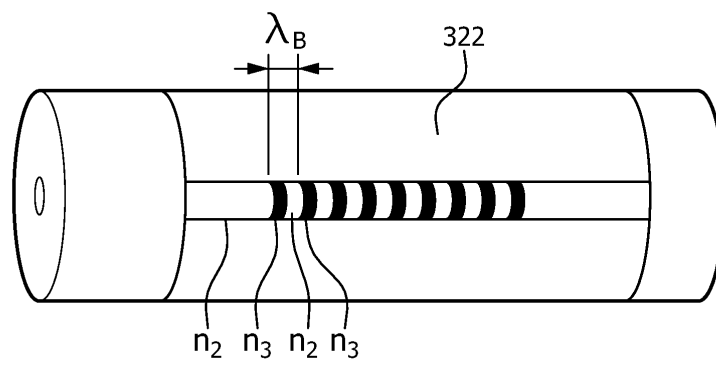


ФИГ.2

2/6

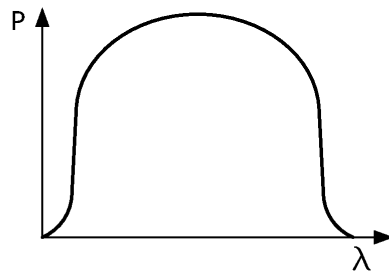


ФИГ.3

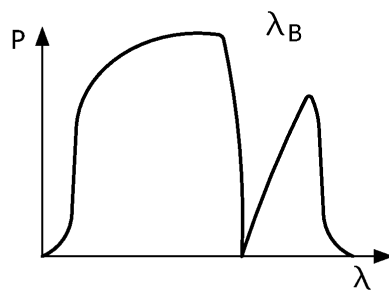


ФИГ.4

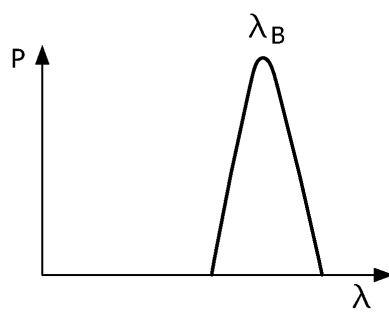
3/6



ФИГ.5А

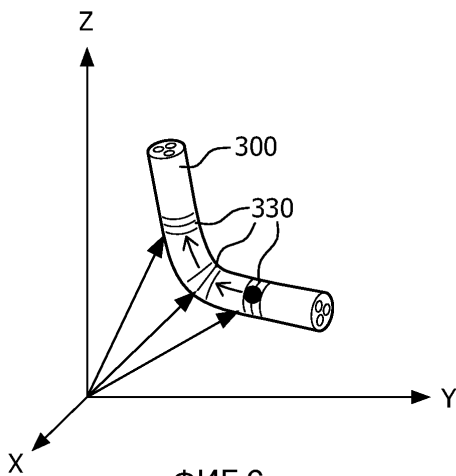


ФИГ.5В

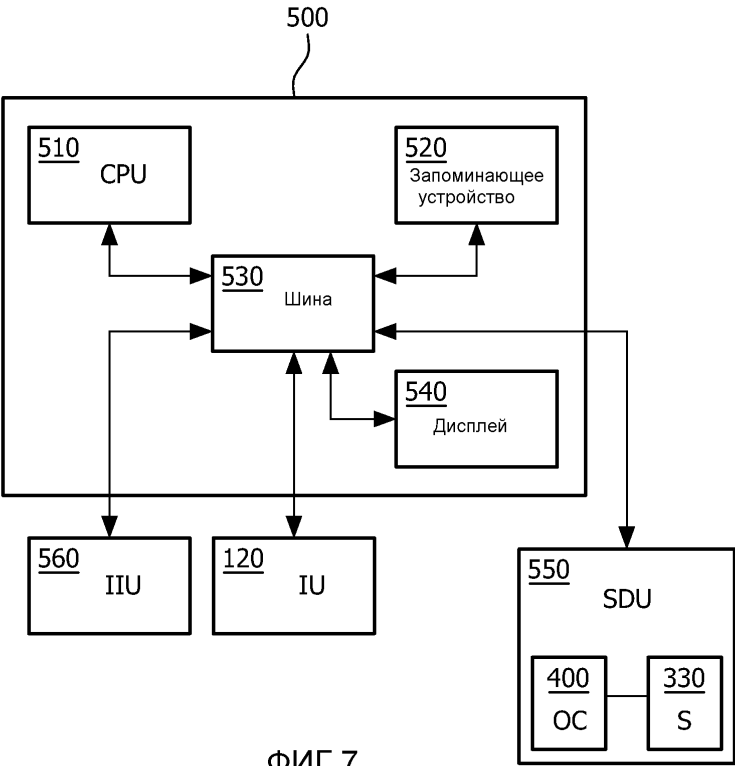


ФИГ.5С

4/6

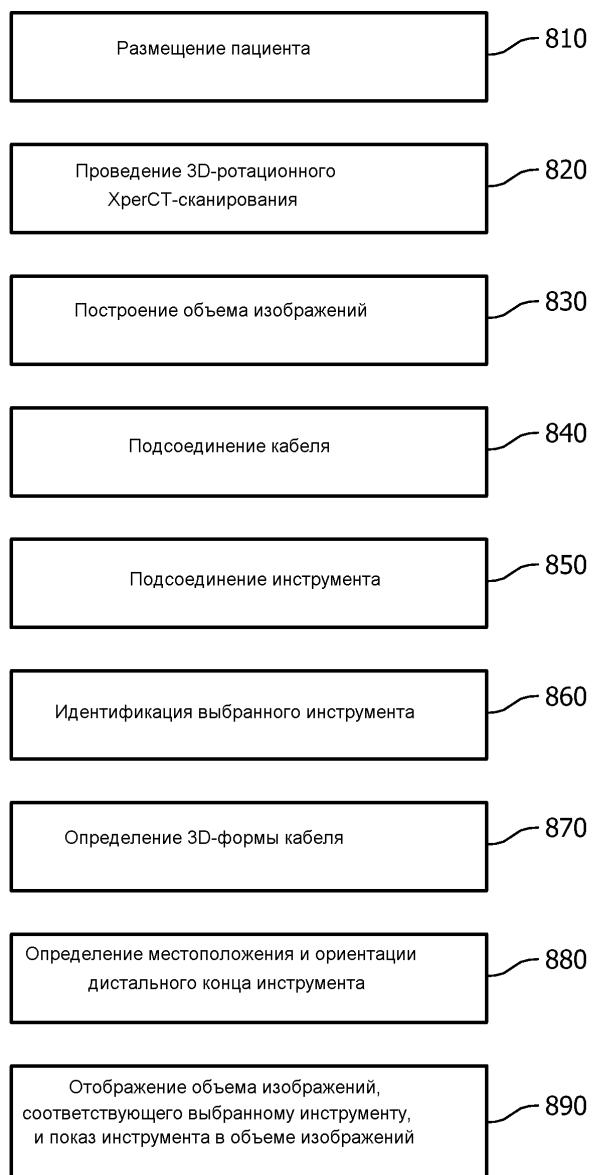


ФИГ.6



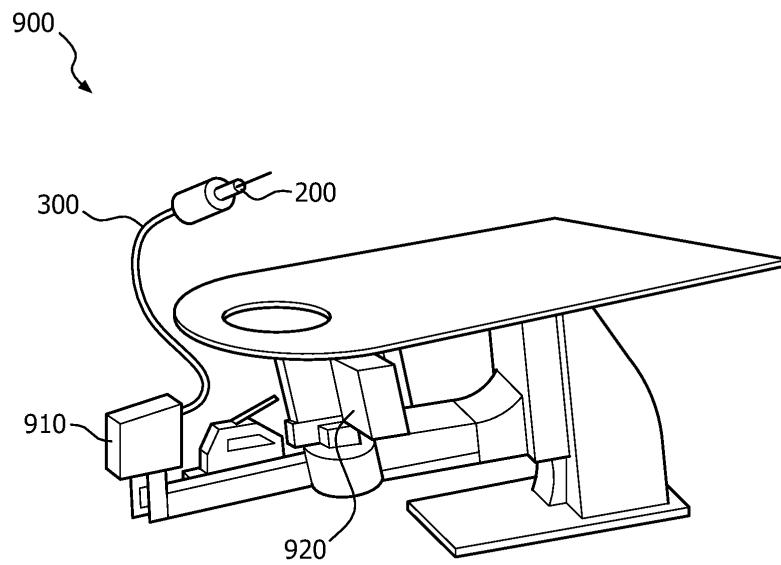
ФИГ.7

5/6



ФИГ.8

6/6



ФИГ.9