



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2011118388/14, 07.10.2009

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
07.10.2009

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
10.10.2008 EP 08166304.9

(43) Дата публикации заявки: 20.11.2012 Бюл. № 32

(45) Опубликовано: 10.07.2014 Бюл. № 19

(56) Список документов, цитированных в отчете о
поиске: US 2004127789 A1, 01.07.2004. US
20080118023 A1, 22.05.2008. US 6480570 B1,
12.11.2002. US 6055295 A1, 25.04.2000. RU
2199951 C2, 10.03.2003(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на
национальной фазе: 10.05.2011(86) Заявка РСТ:
IB 2009/054381 (07.10.2009)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2010/041201 (15.04.2010)

Адрес для переписки:

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

(72) Автор(ы):

ГРАСС Михаэль (DE),
ШЕФЕР Дирк (NL),
СХОНЕНБЕРГ Герт А. Ф. (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС Н.В. (NL)

(54) СИСТЕМА И СПОСОБ ПОЛУЧЕНИЯ АНГИОГРАФИЧЕСКИХ ИЗОБРАЖЕНИЙ С
АВТОМАТИЧЕСКОЙ РЕГУЛИРОВКОЙ ЗАТВОРА ДЛЯ ПОЛУЧЕНИЯ УМЕНЬШЕННОГО ПОЛЯ
ОБЗОРА, ОХВАТЫВАЮЩЕГО СЕГМЕНТИРОВАННУЮ ЦЕЛЕВУЮ СТРУКТУРУ ИЛИ
ПАТОЛОГИЧЕСКОЕ ИЗМЕНЕНИЕ ДЛЯ УМЕНЬШЕНИЯ ДОЗЫ РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ
ПРИ МИНИМАЛЬНО ИНВАЗИВНЫХ ВМЕШАТЕЛЬСТВАХ С РЕНТГЕНОГРАФИЧЕСКИМ
КОНТРОЛЕМ

(57) Реферат:

Настоящее изобретение относится к системе
и способу получения ангиографических
изображений. Способ содержит этапы
выполнения алгоритма трехмерной сегментации
на наборе данных изображения трехмерного
представления, связанного с предварительно
вычисленным оптимальным углом наблюдения
для нахождения контуров целевой структуры или

патологического изменения, которые должны
исследоваться и хирургически лечиться в
интересующей области, и автоматической
регуливки положения клиньев коллиматора и/
или апертуры механизма затвора, используемой
для коллимирования рентгеновского пучка,
излучаемого источником рентгеновского
излучения трехмерного вращающегося

ангиографического устройства на основе С-образного кронштейна или системы получения томографических изображений на основе вращающейся портальной рамы, действию которого пациент подвергается во время рентгенографической процедуры исследования с визуальным контролем, основываясь на данных, полученных в результате упомянутой сегментации, указывающей контур и размер

упомянутой целевой структуры или патологического изменения. Использование изобретения обеспечивает уменьшение интересующей области до поля обзора, охватывающего упомянутую целевую структуру или патологическое изменение вместе с определяемым пользователем участком окружающей сосудистой сети. 4 н. и 10 з.п. ф-лы, 3 ил.

RU 2 5 2 1 6 9 2 C 2

RU 2 5 2 1 6 9 2 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**(21)(22) Application: **2011118388/14, 07.10.2009**(24) Effective date for property rights:
07.10.2009

Priority:

(30) Convention priority:
10.10.2008 EP 08166304.9(43) Application published: **20.11.2012** Bull. № 32(45) Date of publication: **10.07.2014** Bull. № 19(85) Commencement of national phase: **10.05.2011**(86) PCT application:
IB 2009/054381 (07.10.2009)(87) PCT publication:
WO 2010/041201 (15.04.2010)

Mail address:

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

(72) Inventor(s):

**GRASS Mikhaehl' (DE),
ShEFER Dirk (NL),
SKhONENBERG Gert A. F. (NL)**

(73) Proprietor(s):

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

(54) **SYSTEM AND METHOD OF OBTAINING ANGIOGRAPHIC IMAGES WITH AUTOMATIC REGULATION OF SHUTTER FOR OBTAINING REDUCED RANGE OF VISION, INCLUDING SEGMENTED TARGET STRUCTURE OR PATHOLOGICAL CHANGE FOR REDUCTION OF X-RAY DOSE IN MINIMALLY INVASIVE INTERVENTIONS WITH RADIOGRAPHIC CONTROL**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: claimed invention relates to a system and method of obtaining angiographic images. The method contains stages of performing an algorithm of a three-dimensional segmentation on a set of data of a three-dimensional representation image connected with a preliminarily calculated optimal angle of observation in order to determine contours of a target structure or a pathological change, which are to be examined and surgically treated in the area of interest, and an automatic regulation of position of wedges of a collimator and/or a shutter mechanism aperture, used for collimation of a X-ray beam, emitted by a source of X-ray radiation of a three-dimensional rotating angiographic device on

the basis of a C-shaped bracket or a system of obtaining tomographic images on the basis of a portal frame, to action of which a patient is subjected during the X-ray procedure of examination with visual control, basing on data obtained as a result of the said segmentation, identifying contour and dimensions of the said target structure or the pathological change.

EFFECT: application of invention ensures reduction of the area under interest to the vision range, including the said target structure or the pathological change with a section of surrounding vascular net determined by the user.

14 cl, 3 dwg

Настоящее изобретение относится к системе и способу получения ангиографических изображений, которые могут с пользой использоваться в рамках минимально инвазивных вмешательств с визуальным контролем, где данные изображения, показывающего хирургический инструмент в то время, как он перемещается через

5 сердечно-сосудистую и/или кардиальную анатомию пациента, получают в процессе операции, основываясь на получении трехмерных изображений, и набор данных изображения для трехмерной реконструкции этой анатомии получается перед

10 проведением операции посредством способов получения изображения с использованием магнитного резонанса (MR), компьютерной томографии (СТ), 3DRA на основе С-образного кронштейна или любого другого средства получения изображения. В частности, настоящее изобретение относится к системе и способу графической визуализации создаваемого перед операцией трехмерного представления сегментов

15 сосудов коронарного артериального дерева пациента в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна быть трехмерно реконструирована, в которых упомянутое получение изображений выполняется посредством традиционной системы получения изображений с использованием магнитного резонанса, трехмерного вращающегося ангиографического устройства на основе С-образного кронштейна, устройства компьютерной томографии с вращающейся портальной рамой или любого

20 другого способа получения трехмерных изображений. Создаваемое перед операцией трехмерное представление, таким образом, служит для планирования кардиального хирургического лечения и автоматически уменьшает поле обзора, что помогает уменьшить требуемую дозу рентгеновского излучения, которой пациент подвергается во время хирургической процедуры с визуальным контролем.

УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ

25 Сердечно-сосудистые заболевания (CVD), такие как, например, атеросклероз, артериальная гипертензия и ишемия, остаются главной причиной смерти в большинстве развитых стран, поскольку они наносят сердцу и кровеносным сосудам непоправимый ущерб, который может приводить к хронической сердечной недостаточности, стенокардии или инфаркту миокарда (сердечный приступ). Для пациента, обладающего

30 симптомами сердечно-сосудистого заболевания, основной диагноз и лечение обычно выполняются посредством хирургической кардиологии в лаборатории катетеризации сердца. Катетеризация сердца, таким образом, означает введение малых трубок (катетеров) через артерии и/или вены в миокард. Чтобы визуализировать коронарные артерии и сердечные полости, получая рентгеновские изображения в реальном времени,

35 через катетер вводится контрастное вещество. Контрастное вещество должно быть непрозрачным для рентгеновских лучей и обеспечивать хорошую контрастность изображения по мере того, как оно поступает в систему коронарной артерии или в сердечные полости. Эта процедура создает изображение, называемое ангиограммой, которое является стандартным для диагностики сердечно-сосудистого заболевания.

40 В последние тридцать лет минимально инвазивная рентгенохирургическая кардиология с рентгенографическим контролем значительно выросла, стимулируясь демографическими, технологическими и экономическими факторами. Новые хирургические инструменты на основе катетеров (такие, например, как баллонные катетеры и стенты) позволяют врачам лечить больше состояний и пациентов с более

45 сложными случаями. Поскольку эти новые, минимально инвазивные процедуры с визуальным контролем обладают положительными результатами для пациента и менее дороги, чем процедуры на открытом сердце, государственные и частные плательщики активно содействуют врачам в использовании этих процедур для лечения пациентов.

В настоящее время системы катетеризации сердца с использованием рентгеновского излучения представляют текущий стандарт здравоохранения и обеспечивают средства получения изображений как для диагностических, так и для терапевтических процедур в кардиологии. Они применяются для создания в реальном времени изображений

5 препятствий для кровотока в коронарных артериях. Когда препятствие идентифицировано, получение рентгеновских изображений в реальном времени используется для управления введением катетеров с баллоном на конце в точку препятствия для лечения посредством ангиопластики (которая означает расширение с помощью баллона ограниченной области прохождения потока в артерии) и установки

10 стентов (то есть посредством раскрытия опорной конструкции, чтобы поддерживать вновь расширенную артерию в открытом состоянии). Цель терапии для пациентов с заболеванием коронарной артерии состоит в облегчении симптомов стенокардии и уменьшении риска смерти или инфаркта миокарда, используя способы и устройства, позволяющие вновь открыть коронарные артерии.

15 Система катетеризации сердца, как упомянуто выше, фактически позволяет проведение всех минимально инвазивных процедур в лаборатории катетеризации. В настоящий момент все разработанные системы имеют одну и ту же основополагающую архитектуру и используют точечный источник рентгеновского излучения, который проецирует рентгеновский пучок через пациента на детектор большой площади, причем

20 последний используется для преобразования созданного флуороскопического изображения в электрические сигналы для отображения на мониторе. Таким образом, получается изображение рентгенограммы пациента.

Традиционно используемые системы катетеризации сердца обычно выполняют два различных типа получения рентгеновских изображений в реальном времени:

25 диагностическая ангиография и рентгенохирургическое получение изображений. Диагностическая ангиография выполняется с высокой экспозицией облучения, чтобы создать высококачественные изображения. Этот диагностический (кино-) режим создает изображения введенного контрастного вещества, протекающего через коронарные артерии, чтобы диагностировать начальное состояние коронарных артерий, определить

30 требуемое вмешательство и повторно оценить коронарные артерии после вмешательства. Рентгенохирургическое получение изображений выполняется с регулируемой экспозицией излучения, что создает более низкокачественные изображения. Этот рентгенохирургический (флуороскопический) режим, таким образом, обеспечивает получение изображений анатомии пациента в реальном времени, чтобы направлять

35 вмешательство, и используется при введении устройства в анатомию.

Рентгенохирургический режим используется в течение приблизительно 90% времени получения изображений процедуры.

На сегодня фактически все доступные в настоящее время стандартные рентгеновские системы кардиокатетеризации, такие как, например, те, которые разработаны и

40 предлагаются компаниями Philips Healthcare, Siemens Healthcare, GE Healthcare и Toshiba Medical Systems, используют одну и ту же основополагающую технологию получения изображений, которая последние 40 лет существенно не менялась. Постепенные усовершенствования индивидуальных компонент оптимизировали характеристики системы в течение десятилетий, приблизившись к теоретическим пределам. Однако

45 существующие системы все еще обладают высокой экспозицией облучения. Ключевые проблемы, таким образом, относятся к получению изображений, радиационным опасностям и хирургическим проблемам.

Одной из самых трудных задач получения изображений в лаборатории

кардиокатетеризации является получение изображений пациентов при крутых углах наблюдения. В традиционных системах детектор большой площади, находящийся вблизи пациента, заставляет использовать рассеянное излучение, достигающее детектора, большее, чем излучение, требуемое для получения изображения, которое, таким образом, может резко ухудшить качество получаемого изображения. Поэтому врачи во время вмешательств часто используют диагностический (кино-) режим с высоким излучением, чтобы получить изображения лучшего качества.

Другая серьезная проблема состоит в том факте, что перекрывающаяся анатомия может препятствовать просмотру и перемещению. Традиционные системы кардиокатетеризации создают изображение рентгенограммы, которое показывает объекты без информации о глубине. Распознавание трехмерной анатомии из этих плоских изображений является трудным. Кроме того, отражения изображения и заслонение сердца ребрами или позвоночным столбом часто ухудшают ясность изображения.

Дополнительной проблемой, с которой обычно сталкиваются традиционные рентгеновские системы кардиокатетеризации, является облучение пациента и врача значительной дозой излучения. Длительное облучение может вызвать радиационные ожоги кожи у пациентов и увеличивает риск рака для врачей и персонала лаборатории катетеризации. К профилактическим мерам для врачей относится использование тяжелых и громоздких обертывающих свинцовых фартуков, жилетов и экранов щитовидной железы.

Как кратко упомянуто выше, процедуры чрескожной транслюминальной коронарной ангиографии связаны со значительной величиной дозы рентгеновского излучения. Основная задача таких процедур состоит в том, чтобы поместить катетеры или сердечно-сосудистые стенты в заданное место внутри миокарда или в кардиальном кровеносном сосуде, соответственно. Это обычно делается с использованием рентгенохирургического получения изображений, чтобы визуализировать положение наконечника катетера. Рентгенохирургическое применение флуороскопических изображений часто необходимо, чтобы дать ответы на большое число вопросов. Это особенно справедливо, если, например, врачу, производящему вмешательство, необходимо визуализировать морфологию кардиальных кровеносных сосудов. Помимо применения в различных хирургических дисциплинах, чтобы помочь в размещении кардиостимуляторов, хирургических стентов и проволочных направителей, этот способ получения изображений также используется в ортопедической травматологии, чтобы давать возможность контролировать положение медицинских имплантатов, ортопедических протезов, а также хирургических винтов и гвоздей. В кардиальных рентгеновских изображениях, с другой стороны, специфические анатомические структуры высокой плотности (такие, например, как позвоночный столб, конкретные позвонки и т.д.) или посторонние объекты (такие, например, как провода кардиостимулятора и хирургические швы и т.д.) большую часть времени видны в рентгеновском изображении и могут, таким образом, по меньшей мере, частично перекрывать или затруднять видимость, обнаружение и/или прослеживание хирургических инструментов, потому что они либо создают схожие структуры, либо бросают тень на объекты, которые должны быть обнаружены. Классические способы вычитания изображений не помогают в случае медленно движущихся хирургических инструментов и могут потребовать новых получений эталонных последовательностей каждый раз, когда изменяется двумерное представление.

Для диагноза и прогноза коронарной болезни, а также для выполнения коронарных

вмешательств на основе катетера, предпочтительно количественное описание коронарного артериального дерева, в том числе его трехмерной геометрии (в настоящий момент большинству врачей-кардиологов доступны только двумерные изображения). Из предшествующего уровня техники известно много компьютеризованных способов реконструкции трехмерных представлений коронарного артериального дерева из 5 двумерных проекционных изображений или множественных одномерных проекционных изображений, получаемых в различных положениях портальной рамы системы с С-образным кронштейном. Однако из-за проблемы перекрытия сосудов и сокращения в перспективе необходимо множество проекций, чтобы с помощью ангиографии адекватно реконструировать коронарное артериальное дерево. Исключение или, по 10 меньшей мере, уменьшение сокращения в перспективе и перекрытия являются необходимой предпосылкой для точного количественного коронарного анализа (QCA), такого как определение межкоронарных длин на двумерном дисплее.

Соответствующая литература описывает, что при получении изображений с помощью компьютерной томографии могут применяться карты оптимальной видимости (OVM), 15 которые создаются для уменьшения сокращения в перспективе, чтобы помочь пользователю получить положения портальной рамы устройства для получения изображений, которые приводят в результате к оптимальному виду. Статья "Optimizing Coronary Angiographic Views" (Int. Journal Cardiac Imaging, Supplement 1, vol. 1, стр. 53-54, 20 1995) G. Finet и J. Lienard, например, концентрирует внимание только на минимизации сокращения в перспективе для сосудов относительно единого артериального сегмента. На соответствующем уровне состояния техники известно, что перед процессом реконструкции виртуального трехмерного представления в конкретной интересующей области объема тела пациента, которая может содержать, например, коронарное 25 артериальное дерево пациента или анатомию сердечных полостей, можно обеспечить вычисление карты оптимальной видимости, связанной с данными изображения упомянутого объема тела. Из этой OVM оптимальное направление просмотра с наименьшим сокращением в перспективе и минимальным перекрытием сосудов для отображения виртуального трехмерного представления упомянутой интересующей 30 области может затем быть получено, например, посредством цветового кодирования для различения оптимальных и менее оптимальных углов наблюдения. Помимо вычисления карт оптимальной видимости, основанных на полученных перед операцией данных изображения, из предшествующего уровня техники также известно, как автоматически направлять пользователя или систему на этот угол обзора для получения 35 проекций во время процедуры проведения операции. Иногда трехмерная информация используется в качестве плана действий, чтобы направлять С-образный кронштейн вручную в требуемое положение для просмотра патологического изменения, в то же время снижая количество контрастного вещества и дозу облучения, которой подвергается пациент.

В статьях "A Viewpoint Determination System for Stenosis Diagnosis and Quantification in Coronary Angiographic Acquisition" (IEEE Trans. Med. Imag., vol. 17, no. 1, pp. 53-54, 1995), 40 авторы Y. Sato и др., и "3-D Coronary Angiography: Improving Visualization Strategy for Coronary Interventions" (в материале: Whats New In Cardiovascular Imaging, Kluwer Academic Publishers, pp. 61-67, 1998), авторы S.J. Chen и J.D. Carroll (далее упоминаются как Chen и Carroll I), обсуждается результат стратегии оптимального вида на основе минимизации перекрытия сосудов и сокращения в перспективе. Однако способ, разработанный Sato, требует хорошо калиброванной системы получения изображений и определения вручную соответствия в процессе трехмерной реконструкции. Помимо этого измерение

перекрытия ограничивается, потому что оно выполняется на основе одиночного стенозироваанного сегмента только для непосредственно соседствующих сосудов. Субоптимальные решения при определении оптимального вида неэффективны, когда сегмент более сложный и больше дистальных сосудов было перекрыто, причем оба эти

состояния распространены в клинических условиях.

Традиционные OVM обычно используются для онлайнной реконструкции трехмерного артериального дерева, основываясь на паре обычных ангиограмм, полученных с любых двух произвольных углов наблюдения, используя системы получения изображений с одной или двумя проекциями. Традиционный процесс реконструкции виртуального трехмерного представления объекта (такого как, например, целевая структура или патологическое изменение) в интересующей области сердечно-сосудистой системы или кардиальной анатомии пациента, который оптимизируется в отношении перекрытия и сокращения в перспективе, требует (а) получения двух стандартных последовательностей ангиограмм с помощью системы получения изображений с одной проекцией, (b) идентификации двумерных артериальных деревьев и выделения признаков, в том числе точек бифуркации, диаметров сосудов, направленных вершин сосудов, средних линий сосудов и построения иерархий сосудов в двух изображениях, (с) определения преобразования, определяющего пространственные отношения полученных двух видов с точки зрения матрицы вращения и вектора преобразования, и (d) вычисления артериальных структур трехмерного артериального (например, коронарного) дерева, основываясь на них.

Подход, обсуждавшийся в статье "3-D Reconstruction of Coronary Arterial Tree to Optimize Angiographic Visualization" (IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 19, no. 4, April 2000) S.J. Chen и J.D. Carroll (далее упоминаемой как Chen и Carroll II), с другой стороны, для получения коронарного дерева требует значительного ручного редактирования. Chen и Carroll II, таким образом, раскрывают использование двух типов карт оптимального представления, карты сокращения в перспективе и карты перекрытий, причем оба типа карт могут объединяться пользователем, чтобы сформировать общую карту, то есть карту "с двумя видами".

Chen и Carroll II также характеризуют, что онлайнный трехмерный способ реконструкции, который необходим для реконструкции всех коронарных артериальных деревьев, основываясь на двух ангиограммах, которые были получены с двух различных направлений проекции без потребности в калибровочном объекте, и использование системы обработки изображений с одной проекцией, а также нового алгоритма оптимизации, реализуемого посредством минимизации ошибок точек изображения и векторных углов в обоих видах, подвергается ограничениям, которые вытекают из внутренних параметров системы получения изображений с одной проекцией.

Учитывая трехмерный характер коронарного артериального дерева, Chen и Carroll II ожидают, что любая проекция будет сокращать в перспективе множество сегментов. Реконструированное трехмерное коронарное артериальное дерево может поворачиваться на любой выбранный угол наблюдения, дающий многочисленные создаваемые компьютером проекции, чтобы для каждого пациента определить, какие стандартные виды полезны, а какие не имеют никакой клинической ценности из-за чрезмерного перекрытия и сокращения в перспективе. В этой связи Chen и Carroll II предусматривают моделируемые компьютером проекции для отображения с информацией о вычисленном проценте сокращения в перспективе и перекрытия на экране, так чтобы пользователь мог выбрать любой вид посредством ввода с клавиатуры.

Как альтернатива, подлежащая реконструкции из полученных перед операцией наборов данных СТ или MR, которые должны быть зарегистрированы с помощью рентгенохирургически полученных флуороскопических изображений, трехмерные представления объектов могут быть получены посредством прямой трехмерной реконструкции или моделирования наборов данных, полученных из изображений на основе вращающегося С-образного кронштейна.

US 7340033 B2 описывает способ и блок для автоматической регулировки коллиматора. В этой связи интересующая область внутри тела определяется характерным для приложения способом из анализа первых рентгеновских снимков, и коллиматор затем регулируется в соответствии с ними. Интересующая область, в частности, может быть выбрана достаточно большой для поля облучения, чтобы покрыть все те позиции интересующего органа, которые возникают в результате сердечного сокращения и/или дыхания. Предпочтительно, блок обработки данных разрабатывается таким образом, чтобы оценить перемещение интересующей области исходя из анализа последовательно получаемых рентгеновских изображений во время текущего исследования, чтобы в случае необходимости иметь возможность изменить регулировку коллиматора. Если интересующая область не может быть локализована, коллиматор подвергается стандартной регулировке.

Способ автоматической настройки коллиматора системы получения рентгеновских изображений во время получения изображений, который содержит прием быстро получаемых изображений на рабочем месте получения изображений, раскрывается в US 6055295 A. Расположение областей тела в одном из упомянутых изображений затем автоматически обнаруживается и используется для создания настроек коллиматора. Настройки используются для автоматической регулировки коллиматора, чтобы, по существу, закрыть области, не имеющие отношения к телу, и подвергнуть облучению, в сущности, только области тела.

В US 5617462 A описываются автоматическая система управления экспозицией рентгеновского излучения и способ регулировки рентгеновской дозы/способ работы рентгеновского диагностического оборудования, чтобы гарантировать достаточные дозы/способы для соответствующего получения изображений, минимизируя уровни излучения, взаимодействующего с пациентом. Видеокамера на приборах с зарядовой связью (CCD) для анализа интенсивности полученного изображения располагается по соседству с приемником рентгеновского излучения и напротив источника рентгеновского излучения. Упомянутая видеокамера на CCD, таким образом, обеспечивает два выходных сигнала, один из которых является абсолютной яркостью, записываемой камерой. Полученный видеосигнал затем анализируется схемой управления окнами или подобным устройством, чтобы выбрать область изображения и ограничить дополнительную обработку изображения этой областью. Схемы анализируют оконную область, чтобы обнаружить пиковую яркость и среднюю яркость в пределах оконной области. Микропроцессор математически объединяет результаты считывания, чтобы получить единое значение, характеризующее плотность участка анатомии, отображаемого с помощью рентгеновского оборудования. Микропроцессор затем сравнивает это значение с одним или более заданными значениями из таблиц управления экспозицией, определяет идеальную дозу/способ получения изображения и регулирует источник рентгеновского излучения, чтобы достигнуть идеальной экспозиции. Автоматическая регулировка может затем выбрать заранее определенные способы, которые могут использоваться для минимизации дозы рентгеновского облучения.

РАСКРЫТИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Таким образом, задачей настоящего изобретения может быть описание устройства получения изображений и способа, помогающего уменьшить дозу облучения, требуемую в рамках минимально инвазивных вмешательств с визуальным контролем, которые выполняются на основе заранее реконструированного виртуального трехмерного представления интересующего анатомического объекта (такого как, например, сегмент 5 сосудов сердечно-сосудистой системы пациента, патологически измененная целевая структура (например, стеноз, аневризма и т.д.)), подлежащего лечению, или любого типа патологического изменения, к которому должно быть перемещено интервенционное устройство (такое как, например, катетер, введенный в сердечно-сосудистую систему 10 пациента) или имплантат (например, ангиопластический стент, который должен быть имплантирован во время интракоронарной процедуры имплантации стента).

Для решения этой задачи первый пример варианта осуществления настоящего изобретения направлен на способ получения ангиографического изображения для получения и записи набора данных изображения, используемых для трехмерной 15 реконструкции целевой структуры или патологического изменения в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна быть графически визуализирована, тем самым создавая в результате виртуальное трехмерное представление сегментов сосудов артериального дерева, расположенных в упомянутой интересующей области, с помощью упомянутого трехмерного представления, 20 вычисляемого и реконструируемого таким образом, что упомянутые сегменты сосудов показываются с точки обзора оптимального угла наблюдения, дающего в результате минимальное сокращение в перспективе и минимальное перекрытие сосудов. В соответствии с настоящим изобретением, упомянутый способ содержит этапы обработки набора данных изображения трехмерного представления, связанного с заранее 25 вычисленным оптимальным углом наблюдения, с помощью алгоритма трехмерной сегментации, чтобы найти контуры целевой структуры или патологического изменения, которые должны исследоваться и хирургически лечиться, в упомянутой интересующей области, и автоматического регулирования положения клиньев коллиматора и/или апертуры механизма затвора, используемых для коллимирования рентгеновского пучка, 30 излучаемого источником рентгеновского излучения (таким как, например, источник рентгеновского излучения рентгенохирургической системы с рентгенографическим контролем, основанной, например, на С-образном кронштейне), которому упомянутый пациент подвергается во время рентгенографической процедуры исследования с визуальным контролем, основываясь на данных, полученных в результате упомянутой 35 сегментации, которые указывают контур и размер упомянутой целевой структуры или патологического изменения. Целью является уменьшение интересующей области до поля обзора, которое охватывает упомянутую целевую структуру или патологическое изменение вместе с определяемым пользователем участком окружающей сосудистой сети.

В этой связи может обеспечиваться, что автоматическая регулировка положения клиньев коллиматора и/или апертура упомянутого механизма затвора дополнительно 40 зависят от известных геометрических настроечных параметров вращающегося трехмерного ангиографического устройства на основе С-образного кронштейна или системы получения томографических изображений на основе вращающейся портальной рамы, используемой для получения данных изображения виртуального трехмерного 45 представления.

В соответствии с примером варианта осуществления способа получения изображений, размер поля обзора, полученный автоматической регулировкой положения клиньев

коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора, может регулироваться посредством ручной регулировки пользователем.

В соответствии с примером варианта осуществления способа получения изображений, участок окружающей сосудистой сети, который должен отображаться вместе с
 5 упомянутой целевой структурой или патологическим изменением, может быть заранее определен пользователем вручную, определяя ширину рамки, окружающей сегментированные контуры упомянутой целевой структуры или патологического изменения.

Размер поля обзора, полученного путем автоматической регулировки положения
 10 клиньев коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора, может регулироваться для ручной регулировки пользователем, и участок окружающей сосудистой сети, который должен отображаться вместе с упомянутой целевой структурой или патологическим изменением, может быть заранее определен пользователем вручную, определяя ширину рамки, охватывающей сегментированные контуры упомянутой
 15 целевой структуры или патологического изменения.

В предпочтительном сценарии применения этого варианта осуществления данные изображения, используемые для реконструкции упомянутого трехмерного представления, получаются до операции, перед минимально инвазивной хирургической процедурой с визуальным контролем, выполняемой на сердечно-сосудистой системе
 20 пациента для хирургического лечения упомянутой целевой структуры или патологического изменения, и в этом случае упомянутый способ дополнительно содержит этап регистрации виртуального трехмерного представления с данными изображения рентгенохирургической системы получения рентгеновских изображений, таких как, например, данные изображения выбранного двумерного флуороскопического
 25 прямого изображения, которое получается в процессе операции во время минимально инвазивной хирургической процедуры с визуальным контролем. Как дополнительный вариант, предложенный способ получения ангиографических изображений, как описано выше, может содержать этап отображения зарегистрированной, объединенной версии трехмерного представления и полученных в процессе операции данных изображения, такого как, например, двумерное флуороскопическое прямое изображение на экране
 30 монитора или на дисплее ангиографического рабочего места. Данные изображения для трехмерной реконструкции упомянутой интересующей области могут, таким образом, быть получены посредством получения изображений с помощью MR, получения изображений с помощью СТ, получения изображений с помощью 3DRA с использованием С-образного кронштейна или любого другого способа или техники
 35 получения изображений.

Второй пример варианта осуществления настоящего изобретения посвящен способу получения ангиографического изображения для определения на основе
 последовательности виртуальных трехмерных представлений для слежения за
 40 сегментированной целевой структурой или патологической областью в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна графически визуализироваться во времени, направления проекции этой целевой структуры или патологического изменения, оптимального в отношении перекрытия и сокращения в перспективе для каждого из этих трехмерных представлений. Таким образом, может
 45 обеспечиваться, что каждое трехмерное представление создается прямой трехмерной реконструкцией набора данных изображения, которое получается в сеансе получения изображения на основе 3DRA, выполняемом во время минимально инвазивной хирургической процедуры с визуальным контролем для хирургического лечения

упомянутой целевой структуры или патологического изменения. В соответствии с этим вариантом осуществления, упомянутый способ, таким образом, содержит этап автоматической регулировки положения клина коллиматора и/или апертуры механизма затвора, используемого для коллимирования рентгеновского пучка, излучаемого источником рентгеновского излучения, действию которого упомянутый пациент 5 подвергается во время процедуры рентгенографического исследования с визуальным контролем, основываясь на данных, полученных в результате динамически обновляемой сегментации, которая указывает контур и размер целевой структуры или патологического изменения, чтобы уменьшить интересующую область до поля обзора, охватывающего целевую структуру или патологическое изменение вместе с 10 определяемым пользователем участком окружающей сосудистой сети, в котором упомянутое поле обзора непрерывно изменяет размер в зависимости от динамически обновляемой сегментации.

Третий пример варианта осуществления настоящего изобретения относится к блоку 15 управления коллиматором устройства получения ангиографических изображений для получения и регистрации набора данных изображения, используемого для трехмерной реконструкции целевой структуры или патологического изменения в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна графически визуализироваться, причем упомянутая реконструкция дает в результате виртуальное 20 трехмерное представление сегментов сосудов артериального дерева, расположенных в упомянутой интересующей области, и упомянутое трехмерное представление вычисляется и реконструируется так, что упомянутые сегменты сосудов показываются с оптимального угла наблюдения с минимальным сокращением в перспективе и минимальным перекрытием сосудов. В соответствии с настоящим изобретением, 25 упомянутое устройство получения ангиографических изображений программируется, чтобы подвергнуть набор данных изображения трехмерного представления, связанного с заранее вычисленным оптимальным углом наблюдения, действию трехмерного алгоритма сегментации для нахождения контуров целевой структуры или патологического изменения, подлежащих исследованию и хирургическому лечению в 30 упомянутой интересующей области. Блок управления коллиматора, с другой стороны, выполнен с возможностью автоматического регулирования положения клиньев коллиматора и/или апертуры механизма затвора, используемых для коллимирования рентгеновского пучка, излучаемого источником рентгеновского излучения (таким как, например, рентгенохирургическая система получения рентгеновских изображений, 35 которая может быть, например, на основе С-образного кронштейна), которому упомянутый пациент подвергается во время процедуры рентгенографического исследования с визуальным контролем, основываясь на данных, полученных в результате упомянутой сегментации, которые указывают контур и размер упомянутой целевой структуры или патологического изменения. Цель состоит в уменьшении 40 интересующей области до поля обзора, которое охватывает упомянутую целевую структуру или патологическое изменение вместе с определяемым пользователем участком окружающей сосудистой сети.

В этой связи можно обеспечить, что блок управления коллиматором может быть выполнен с возможностью автоматического регулирования положения клиньев 45 коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора, дополнительно основываясь на известных геометрических параметрах настройки трехмерного вращающегося ангиографического устройства на основе С-образного кронштейна или системы получения изображений компьютерной томографии на основе вращающейся

портальной рамы, которая используется для получения данных изображения виртуального трехмерного представления.

Дополнительно, упомянутый блок управления коллиматором может быть выполнен с возможностью ручной регулировки размера поля обзора, полученного автоматическим регулированием положения клиньев коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора, и он может дополнительно быть выполнен с возможностью ручного предварительного определения участка окружающей сосудистой сети, которая должна отображаться вместе с упомянутой целевой структурой или патологическим изменением, определяя ширину рамки, окружающей сегментированные контуры упомянутой целевой структуры или патологического изменения.

Помимо этого, четвертый пример варианта осуществления настоящего изобретения относится к устройству получения ангиографических изображений для получения и регистрации набора данных изображения, используемого для трехмерной реконструкции целевой структуры или патологического изменения в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна быть графически визуализирована с помощью упомянутой реконструкции, давая в результате виртуальное трехмерное представление сегментов сосудов артериального дерева, расположенных в упомянутой интересующей области, причем упомянутое трехмерное представление вычисляется и реконструируется так, что упомянутые сегменты сосудов показываются с оптимального угла наблюдения с минимальным сокращением в перспективе и минимальным перекрытием сосудов. В соответствии с настоящим изобретением, упомянутое устройство получения ангиографических изображений, таким образом, содержит блок управления коллиматором, как описано выше со ссылкой на упомянутый второй пример варианта осуществления.

В предпочтительном сценарии применения этого варианта осуществления упомянутые данные изображения, используемые для создания упомянутого трехмерного представления, могут быть получены до операции, перед минимально инвазивной хирургической процедурой с визуальным контролем, выполняемой на сердечно-сосудистой системе пациента для хирургического лечения упомянутой целевой структуры или патологического изменения, и в этом случае упомянутое устройство получения ангиографических изображений дополнительно может быть выполнено с возможностью регистрации виртуального трехмерного представления с данными изображения выбранного двумерного флюороскопического прямого изображения, полученного в процессе операции во время минимально инвазивной хирургической процедуры с визуальным контролем.

Как дополнительный вариант, предложенное устройство получения ангиографических изображений, как описано выше, может дополнительно быть выполнено с возможностью отображения зарегистрированной, объединенной версии виртуального трехмерного представления и полученного в процессе операции двумерного флюороскопического прямого изображения на экране монитора ангиографического рабочего места или на дисплее.

Наконец, в соответствии с пятым примером варианта осуществления настоящего изобретения, обеспечивается компьютерный программный продукт, выполненный с возможностью реализации способа, как описано выше со ссылкой на упомянутый первый пример варианта осуществления, когда он работает на средстве обработки данных устройства получения ангиографических изображений, как описано выше со ссылкой на упомянутый четвертый пример варианта осуществления.

КРАТКОЕ ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Эти и другие предпочтительные варианты изобретения будут объяснены посредством примера со ссылкой на описанные здесь далее варианты осуществления и со ссылкой на сопровождающие чертежи.

Фиг.1 - блок-схема последовательности выполнения операций предложенного способа получения изображения в соответствии с упомянутым первым примером варианта осуществления настоящего изобретения.

Фиг.2a - объем в перспективе, визуализирующий набор полученных до операции данных изображения левого коронарного артериального дерева пациента, видимого с оптимального угла наблюдения, дающего в результате минимальное сокращение в перспективе и минимальное перекрытие сосудов.

Фиг.2b - уменьшенное поле обзора объема в перспективе при визуализации, показанной на фиг.2a, с не интересующими частями упомянутого изображения, закрытыми цветной рамкой, и

Фиг.3 - схематическая блок-схема системы обработки изображений в соответствии с упомянутым четвертым примером варианта осуществления настоящего изобретения.

ОСУЩЕСТВЛЕНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Далее предложенные устройство и способ получения изображений, соответствующие настоящему изобретению, будут объяснены более подробно в отношении специальных усовершенствований и со ссылкой на сопроводительные чертежи.

На блок-схеме последовательности выполнения операций, представленной на фиг.1, показан предложенный способ получения изображений в соответствии с описанным выше первым примером варианта осуществления, соответствующего настоящему изобретению. Предложенный способ начинается с этапа предшествующего вмешательству получения, реконструкции и записи (S1) набора данных изображения во время сеанса получения ангиографического изображения с помощью СТ, основанной на вращающейся портальной раме, MR- или 3DRA на основе С-образного кронштейна, причем упомянутые данные изображения показывают анатомические структуры и/или патологические аномалии в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна исследоваться и лечиться, выполняя минимально инвазивное вмешательство с визуальным контролем. Эти данные изображения затем подвергаются действию трехмерного алгоритма сегментации (S2), чтобы найти контуры и, как вариант, вычислить размер целевой структуры или интересующего патологического изменения. Дополнительно, по желанию этот этап может сопровождаться процессом улучшения контрастности, который применяется к сегментированному изображению (не показан). Затем вычисляется оптимальный угол наблюдения с минимальным сокращением в перспективе и минимальным перекрытием сосудов артериального дерева, которые должны быть отображены, (S3), так чтобы трехмерное представление, которое должно быть реконструировано, могло отображаться на экране монитора или на дисплее ангиографического рабочего места. После этого этапа получения до операции изображений из полученных до операции и сегментированных данных изображения создается (S4) объемно представляемое трехмерное представление, видимое в перспективе под заданным оптимальным углом наблюдения. Основываясь на известных геометрических настройках параметров соответственно применяемого устройства получения изображений и основываясь на данных контура (и/или данных размера), полученных с помощью упомянутого выше трехмерного алгоритма сегментации, положение клиньев коллиматора и/или апертура механизма затвора, используемых для коллимирования рентгеновского пучка, излучаемого источником рентгеновского излучения устройства трехмерной вращательной ангиографии на основе С-образного

кронштейна или системы получения изображений компьютерной томографии на основе вращающейся портальной рамы, действию которого подвергается упомянутый пациент во время процедуры рентгенографического исследования с визуальным контролем, (такого как, например, коллиматор, вмонтированный в рентгеновский источник системы ангиографии с использованием компьютерной томографии, которая используется для получения изображений), автоматически регулируется (S5), чтобы уменьшить интересующую область до поля обзора, которое охватывает упомянутую целевую структуру или интересующее патологическое изменение вместе с определяемым пользователем участком окружающей сосудистой сети. Полученные и записанные до операции данные изображения сегментированной целевой структуры или патологического изменения, расположенного в автоматически коллимированном поле обзора, могут затем, например, быть записаны (S7) вместе с выбранным изображением из полученной (S6) в процессе операции последовательности флуороскопических двумерных проекционных изображений, показывающих хирургический инструмент, передвигающийся к упомянутой целевой структуре или патологическому изменению. Процедура записи, таким образом, дает в результате наилучшее совпадение между виртуальным трехмерным представлением и выбранным флуороскопическим изображением. Наконец, записанная, объединенная версия обоих изображений может отображаться (S8) на экране монитора или на дисплее.

Вместо выполнения этапов S6-S8, по желанию может быть обеспечено отображение упомянутого трехмерного представления из проекции с угла наблюдения, который оптимален в отношении перекрытия и сокращения в перспективе вместе с виртуальными затворами, необходимыми для постепенного исчезновения границ рамки за пределами автоматически выбранного поля обзора, в котором ширина упомянутой границы рамки должна интерактивно приниматься или отвергаться пользователем. При условии, что ширина упомянутой границы рамки была принята пользователем, хирургическая процедура с визуальным контролем может быть выполнена.

На фиг.2а представлен вид в перспективе объема, показывающий набор заранее полученных перед операцией данных изображения коронарного артериального дерева левой стороны пациента, видимого в проекции, задаваемой оптимальным углом наблюдения, который был определен из пространства параметров карты оптимального вида с упомянутого угла наблюдения, дающего в результате минимальное сокращение в перспективе и минимальное перекрытие сосудов. Вместо применения способа объемной визуализации трехмерный отпечаток может быть также получен, применяя к набору заранее полученных данных изображения процедуру преобразования многочисленных проекций или алгоритм теневого отображения поверхности.

Выбранное поле обзора объемной визуализации в перспективе, показанное на фиг.2а, с не интересующими частями упомянутого изображения, постепенно закрываемыми цветной рамкой, показано на фиг.2b. Длина, ширина и центральное положение изображенного поля обзора, таким образом, зависят от положения клиньев коллиматора и/или апертуры механизма затвора, используемых для коллимирования рентгеновского пучка, излучаемого рентгеновским источником трехмерного вращающегося ангиографического устройства на основе С-образного кронштейна или системы получения изображений компьютерной томографии на основе вращающейся портальной рамы, действию которого упомянутый пациент подвергается во время процедуры рентгенографического исследования с визуальным контролем, выполняемой для получения упомянутого изображения. Чтобы быть более точным, упомянутые длина, ширина и центральное положение определяются, основываясь на контуре и размере

идентифицированной целевой структуры или патологического изменения и, дополнительно, основываясь на известных геометрических настроечных параметрах применяемого устройства получения изображений.

На фиг.3 схематично представлена блок-схема системы 2 получения изображений, соответствующей примеру варианта осуществления настоящего изобретения, которая позволяет сохранять, обрабатывать и визуализировать полученные данные изображения, показывающие анатомическое строение или конкретную интересующую область, патологические аномалии, хирургические инструменты, кардиостимуляторы, ангиопластические стенты или другие имплантаты в сегменте кровеносного сосуда сосудистой системы пациента на экране монитора ангиографического рабочего места, соединенного с упомянутой системой 2 получения изображений. Данные изображения могут быть выданы, например, в форме получаемых в процессе операции двумерных флуороскопических изображений, данных представляемого на экране объема изображения или записанных перед операцией данных изображения, которые создаются и предоставляются устройством 1 получения изображений, таким как, например, традиционная рентгеновская система, система компьютерной томографии (СТ) с вращающейся портальной рамой или трехмерное устройство вращательной ангиографии на основе С-образного кронштейна (3DRA). Полученные двумерные и реконструированные трехмерные данные изображения могут визуализироваться либо в разных окнах, либо в общем окне, показывая объединенный вид реконструированной в цифровой форме рентгенограммы, которая была создана из запомненных перед операцией данных изображения и полученного в процессе операции двумерного флуороскопического изображения, которое было записано совместно с упомянутой реконструированной в цифровой форме рентгенограммой.

Как показано на фиг.3, данные изображения, созданные упомянутым устройством 1 получения изображений, подаются в систему 2 получения изображений через входной интерфейс 6. Кроме блока 3 управления, который управляет обменом данными с устройством 1 получения изображений, упомянутая система 2 получения изображений может иметь в своем составе модуль 4 предварительной обработки, который, в частности, может быть снабжен цифровым фильтром для подавления шумов и улучшения контрастности. Инструмент 5 обработки изображений, интегрированный в упомянутую систему получения изображений, может служить для создания трехмерных видов, представляющих на экране объем, изображений с теневой визуализацией поверхности (SSD), переформатированных изображений с множеством проекций и/или реконструированных в цифровой форме рентгенограмм, которые представляются на экране, основываясь на созданных данных изображения анатомической структуры или патологической аномалии в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна исследоваться и хирургически лечиться.

Как показано для примера на блок-схеме, приведенной на фиг.3, упомянутый инструмент 5 получения изображений может быть снабжен инструментом 7 сегментации для определения контуров целевой структуры или патологического изменения, расположенных в упомянутой интересующей области, а также инструментом 8 регистрации для определения параметров двумерного/трехмерного преобразования при регистрации, используемого для регистрации реконструированного до операции трехмерного представления в двумерное флуороскопическое изображение, получаемое в процессе операции. Упомянутый выше блок управления коллиматором указывается ссылкой позицией 7а. Инструмент 9 объединения и визуализации, который также может быть интегрирован в упомянутый инструмент 5 получения изображений, может

служить для создания и отображения объединенного изображения виртуального трехмерного представления и двумерного флуороскопического изображения после того, как оно предоставлено для упомянутой двумерной/трехмерной регистрации.

Как показано на фиг.3, данные изображения, которые были созданы устройством 1 получения изображений и предоставлены системе 2 получения изображений через упомянутый входной интерфейс 6, могут временно или постоянно храниться в архиве данных изображения внешнего блока 10 запоминающего устройства, передаваясь через интерфейс вывода данных DATA_OUT. Для визуализации хранящиеся данные изображения могут загружаться через входной интерфейс данных, на фиг.3 обозначенный как "DATA_IN", в локальное временное запоминающее устройство системы 2 получения изображений (не показана), используя, таким образом, стандартизированный формат данных (такой как, например, формат DICOM).

ПРИМЕНЕНИЯ НАСТОЯЩЕГО ИЗОБРЕТЕНИЯ

Настоящее изобретение предпочтительно может применяться в рамках минимально инвазивных вмешательств с визуальным контролем, где оно полезно для уменьшения поля обзора, которое должно отображаться на экране монитора или на дисплее, чтобы уменьшить дозу рентгеновского излучения, которой пациент, подлежащий исследованию и лечению, подвергается во время рентгенографической процедуры с визуальным контролем. В частности, изобретение может быть с пользой применено на медицинском рабочем месте или консоли рентгенохирургической системы получения рентгеновских изображений.

Хотя настоящее изобретение было показано и описано подробно на чертежах и в предшествующем описании, такие показ и описание должны считаться иллюстративными или примерами, не создающими ограничений, что означает, что изобретение не ограничивается раскрытыми вариантами осуществления. Специалистами в данной области техники могут быть поняты и произведены другие изменения в раскрытых вариантах осуществления, вытекающие из изучения чертежей, описания и прилагаемой формулы изобретения. В формуле изобретения слово "содержащий" не исключает другие элементы или этапы и единственное число не исключает множественное. Единный процессор или другой блок могут выполнять функции нескольких позиций, упомянутых в формуле изобретения. Простой факт, что определенные меры упоминаются во взаимно различных зависимых пунктах формулы изобретения, не указывает, что комбинация этих мер не может использоваться для достижения преимущества. Компьютерная программа может храниться/распространяться на соответствующем носителе, например, таком, как оптический носитель данных или твердотельный носитель данных, предоставляемый вместе или как часть другого аппаратного обеспечения, но может также распространяться в других формах, таких как, например, через Интернет или другие проводные или беспроводные системы связи. Дополнительно, любые ссылочные знаки в пунктах формулы изобретения не должны рассматриваться как ограничение контекста настоящего изобретения.

Формула изобретения

1. Способ получения ангиографических изображений, содержащий этапы, при которых

применяют (S2) трехмерный алгоритм сегментации к полученному набору данных изображения, необходимому для реконструкции упомянутого трехмерного представления, чтобы найти контуры целевой структуры, содержащей сегменты сосудов, или патологического изменения, находящиеся в интересующей области;

реконструируют виртуальное трехмерное представление целевой структуры с интересующей областью в сердечно-сосудистой системе пациента, которая должна быть графически визуализирована;

определяют (S3), основываясь на указанном виртуальном трехмерном представлении, оптимальное направление проекции указанной целевой структуры в отношении перекрытия и сокращения в перспективе, при этом указанное оптимальное направление проекции определяется из пространства параметров карты оптимального вида с упомянутого угла наблюдения, дающего в результате минимальное сокращение в перспективе и минимальное перекрытие сосудов, причем упомянутый способ дополнительно содержит этап, на котором

автоматически регулируют (S5) положение клиньев коллиматора и/или апертуру механизма затвора, используемых для коллимирования рентгеновского пучка, излучаемого источником рентгеновского излучения, воздействию которого подвергается упомянутый пациент во время рентгенографической процедуры исследования с визуальным контролем, основываясь на данных, полученных в результате упомянутой сегментации, которые указывают контур и размер упомянутой целевой структуры или патологического изменения, чтобы уменьшить интересующую область до поля обзора, которое охватывает упомянутую целевую структуру или патологическое изменение вместе с определяемым пользователем участком окружающей сосудистой сети.

2. Способ получения ангиографических изображений по п.1, в котором автоматическая регулировка положения клиньев коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора дополнительно зависит от известных геометрических параметров настройки трехмерного вращающегося ангиографического устройства на основе С-образного кронштейна или вращающейся системы получения томографических изображений на основе портальной рамы, используемой для получения данных изображения виртуального трехмерного представления.

3. Способ получения ангиографических изображений по п.2, в котором данные изображения, используемые для создания упомянутого трехмерного представления, получают до операции и перед минимально инвазивной хирургической процедурой с визуальным контролем, выполняемой на сердечно-сосудистой системе пациента для хирургического лечения упомянутой целевой структуры или патологического изменения, причем упомянутый способ дополнительно содержит этап (S7) регистрации виртуального трехмерного представления с данными изображения выбранного двумерного флюороскопического прямого изображения, полученного (S6) в процессе операции во время минимально инвазивной хирургической процедуры с визуальным контролем.

4. Способ получения ангиографических изображений по п.3, дополнительно содержащий этап (S8) отображения зарегистрированной, объединенной версии виртуального трехмерного представления и полученного во время операции двумерного флюороскопического прямого изображения на экране монитора ангиографического рабочего места или на дисплее.

5. Способ получения ангиографических изображений по п.4, в котором данные изображения для трехмерной реконструкции упомянутой интересующей области получают до операции посредством получения изображений с использованием MR, с использованием CT, 3DRA на основе С-образного кронштейна или любого другого типа способа и/или средств получения изображений.

6. Способ получения ангиографических изображений по п.1, при этом указанный способ основывается на последовательности виртуальных трехмерных представлений для слежения за целевой структурой, содержащей сегменты сосудов, или патологическим

изменением во времени, и который применяется к каждому из указанных виртуальных трехмерных представлений, и в котором сегментация обновляется динамически.

7. Блок управления коллиматором устройства получения ангиографических изображений для определения, основываясь на виртуальном трехмерном представлении интересующей области в сердечно-сосудистой системе пациента, которая должна быть графически визуализирована, оптимального направления проекции целевой структуры, содержащей сегменты сосудов или патологического изменения в отношении перекрытия и сокращения в перспективе, при этом указанное оптимальное направление проекции определяется из пространства параметров карты оптимального вида с упомянутого угла наблюдения, дающего в результате минимальное сокращение в перспективе и минимальное перекрытие сосудов; и при этом блок управления коллиматором выполнен с возможностью применения трехмерного алгоритма сегментации к полученному набору данных изображения, необходимому для реконструкции упомянутого трехмерного представления, чтобы найти контуры упомянутой целевой структуры, или патологического изменения, находящиеся в интересующей области; и для реконструирования виртуального трехмерного представления интересующей области в сердечно-сосудистой системе пациента, которая должна быть графически визуализирована;

причем блок управления коллиматором выполнен с возможностью автоматического регулирования положения клиньев коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора, используемых для коллимирования рентгеновского пучка, излучаемого источником рентгеновского излучения, действию которого упомянутый пациент подвергается во время рентгенографической процедуры исследования с визуальным контролем, основываясь на данных, полученных в результате упомянутой сегментации, которые указывают контур и размер упомянутой целевой структуры или патологического изменения, чтобы уменьшить интересующую область до поля обзора, охватывающего упомянутую целевую структуру или патологическое изменение вместе с определяемым пользователем участком окружающей сосудистой сети.

8. Блок управления коллиматором по п.7, выполненный с возможностью автоматической регулировки положения клиньев коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора, дополнительно основанной на известных геометрических параметрах настройки трехмерного вращающегося ангиографического устройства на основе С-образного кронштейна или системы получения томографических изображений, основанной на вращающейся портальной раме, используемых для получения изображения виртуального трехмерного представления.

9. Блок управления коллиматором по любому из пп.7 или 8, выполненный с возможностью ручной повторной регулировки размера поля обзора, полученного автоматической регулировкой положения клиньев коллиматора и/или апертуры упомянутого механизма затвора.

10. Блок управления коллиматором по п.9, выполненный с возможностью предварительного ручного определения участка окружающей сосудистой сети, который должен отображаться вместе с упомянутой целевой структурой или патологическим изменением, определяя ширину рамки, охватывающей сегментированные контуры упомянутой целевой структуры или патологического изменения.

11. Устройство получения ангиографических изображений для получения и записи набора данных изображения, используемого для трехмерной реконструкции целевой структуры или патологического изменения в интересующей области сердечно-сосудистой системы пациента, которая должна графически визуализироваться, обеспечивая таким

образом в результате виртуальное трехмерное представление сегментов сосудов артериального дерева, расположенных в упомянутой интересующей области, вместе с упомянутым трехмерным представлением, вычисляемым и реконструируемым так, что упомянутые сегменты сосудов показываются, как видно из перспективы, с оптимального
5 угла наблюдения с минимальным сокращением в перспективе и минимальным перекрытием сосудов, при этом указанное оптимальное направление проекции определяется из пространства параметров карты оптимального вида с упомянутого угла наблюдения, дающего в результате минимальное сокращение в перспективе и минимальное перекрытие сосудов; в котором упомянутое устройство получения
10 ангиографических изображений содержит блок управления коллиматором по любому из пп.7-10.

12. Устройство получения ангиографических изображений по п.11, в котором упомянутые данные изображения, используемые для создания упомянутого трехмерного представления, получают до операции перед минимально инвазивной хирургической
15 процедурой с визуальным контролем, выполняемой на сердечно-сосудистой системе пациента для хирургического лечения упомянутой целевой структуры или патологического изменения,

причем упомянутое устройство получения ангиографических изображений дополнительно выполнено с возможностью регистрации виртуального трехмерного
20 представления с помощью данных изображения выбранного двумерного флюороскопического прямого изображения, получаемого в процессе операции во время минимально инвазивной хирургической процедуры с визуальным контролем.

13. Устройство получения ангиографических изображений по п.12, дополнительно выполненное с возможностью отображения зарегистрированной, объединенной версии
25 виртуального трехмерного представления и полученного в процессе операции двумерного флюороскопического прямого изображения на экране монитора ангиографического рабочего места или на дисплее.

14. Носитель данных, имеющий, сохраненный на нем, компьютерный программный продукт, который при реализации на компьютере побуждает компьютер осуществлять
30 способ по любому одному из пп.1-6.

35

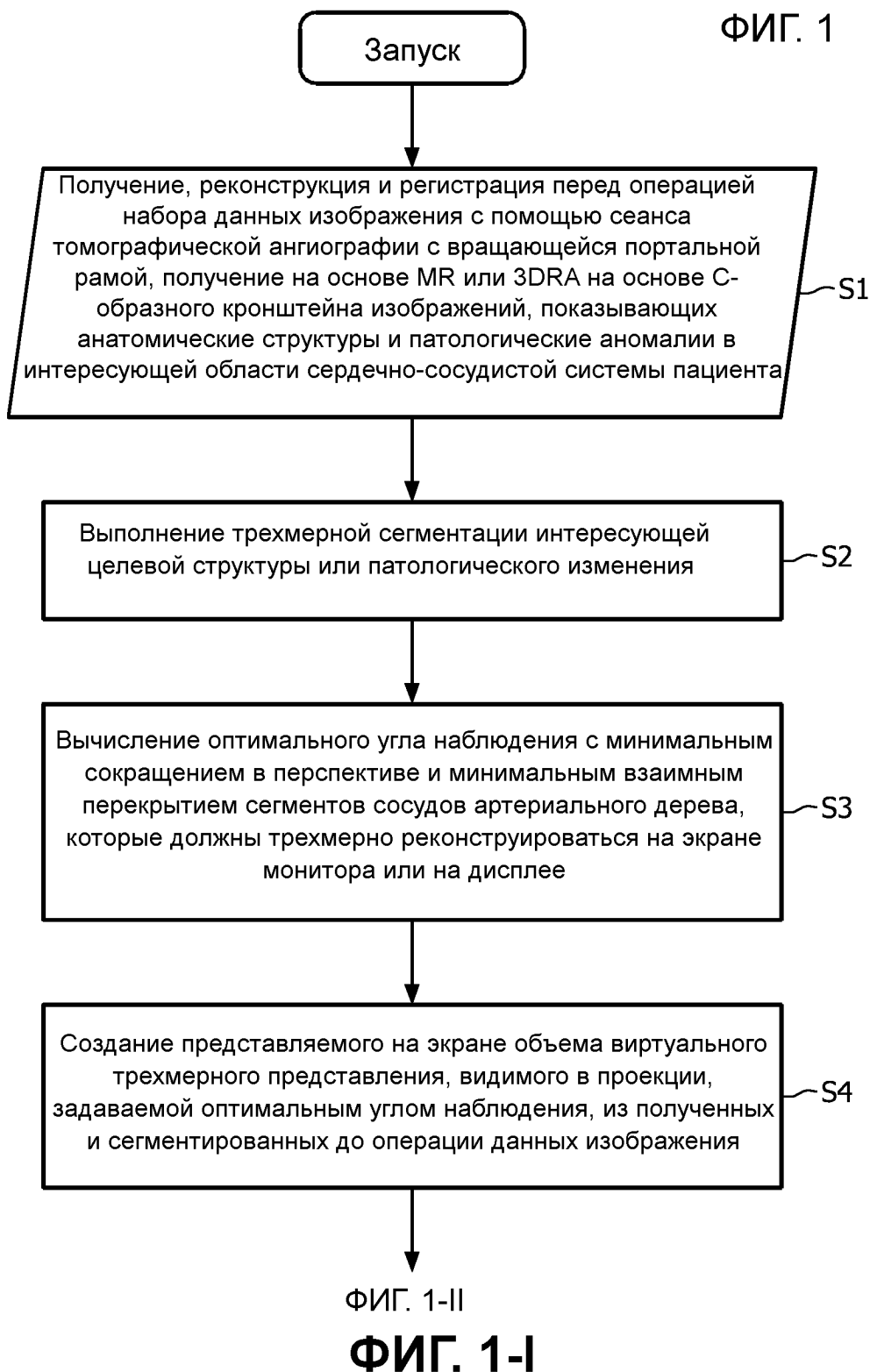
40

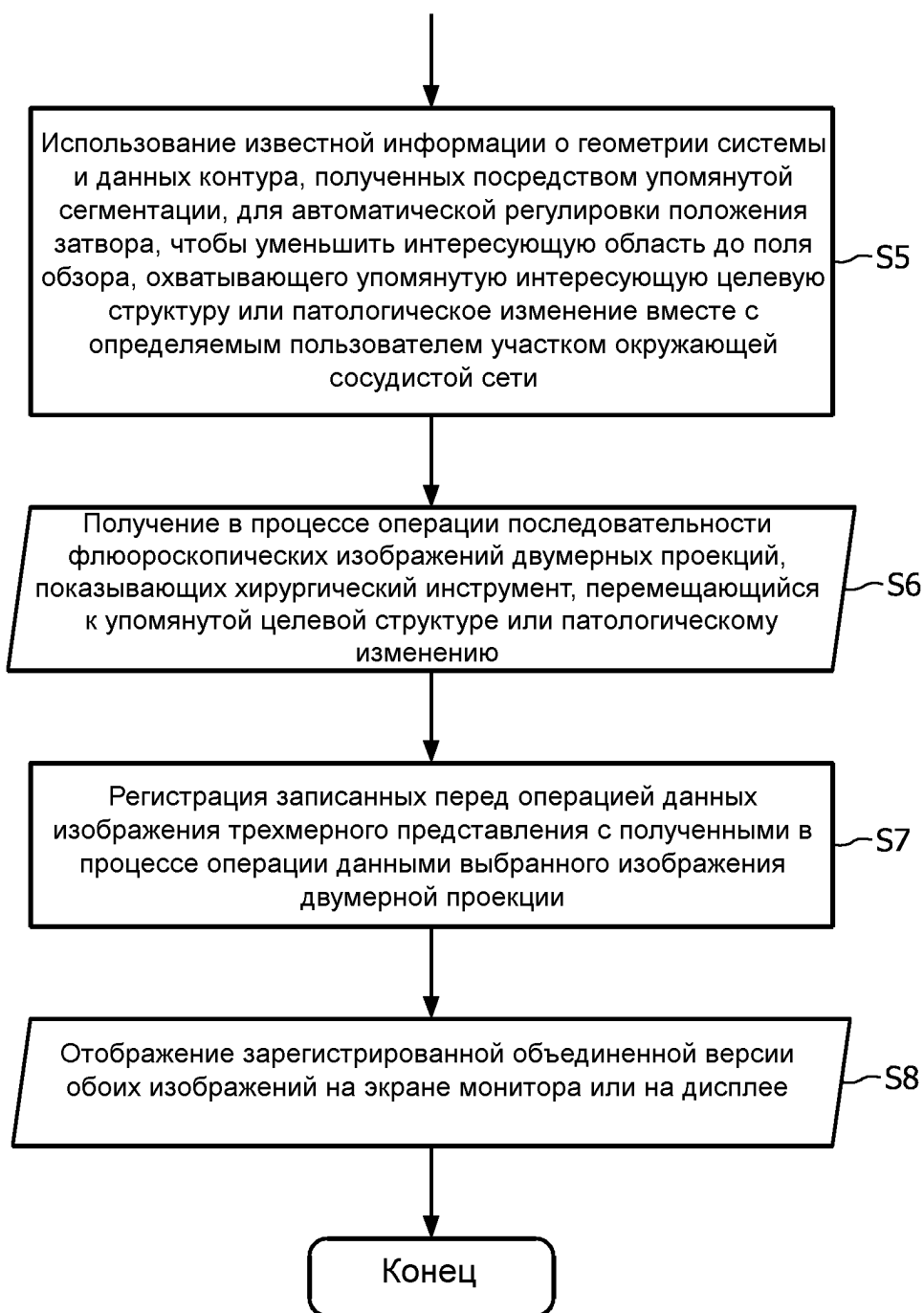
45

ФИГ. 1-I

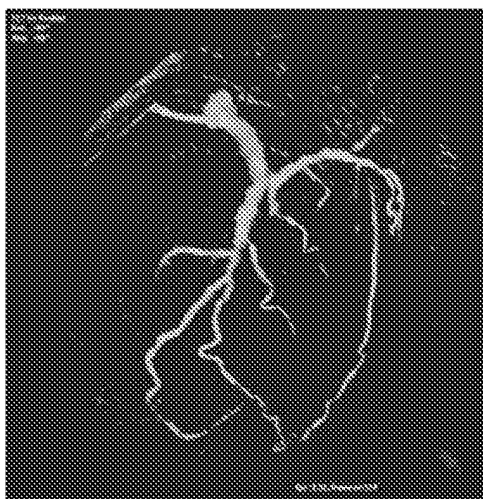
ФИГ. 1-II

ФИГ. 1

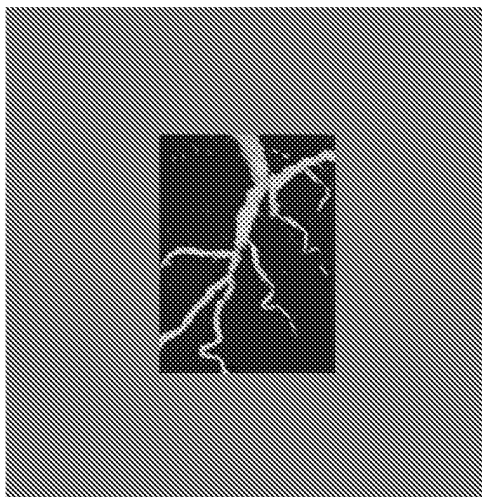




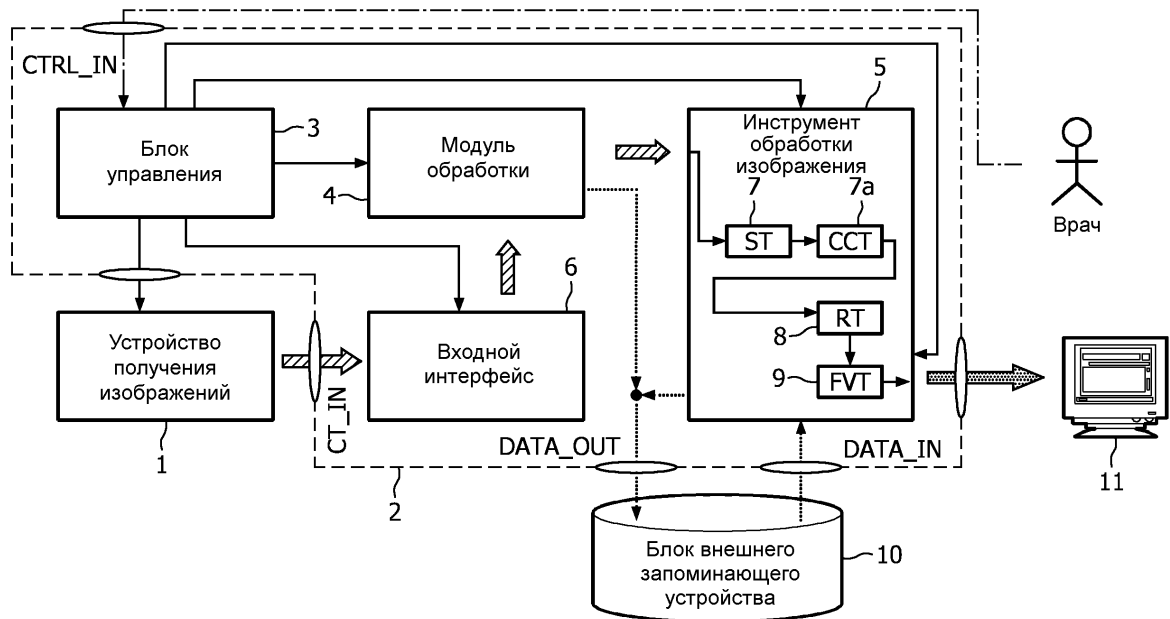
ФИГ. 1-II



ФИГ. 2а



ФИГ. 2b



Используемые значки и символы

- Созданные данные рентгеновского, томографического или 3DRA-изображения
- Зарегистрированные данные изображения, которые должны быть визуализированы в форме объединенного вида
- Сигнал управления
- Поток данных изображения, которые должны быть сохранены или загружены из внешнего блока запоминающего устройства
- Параметры СТ или 3DRA, установленные рентгенологом
- Интерфейсы данных (CTRL_IN, CT_IN, DATA_OUT и DATA_IN)

ФИГ. 3