



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2008151768/14, 09.05.2007**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
09.05.2007

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
26.05.2006 US 60/803,260(43) Дата публикации заявки: **10.07.2010** Бюл. № 19(45) Опубликовано: **10.02.2012** Бюл. № 4

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: HUDSON H M et al. ACCELERATED IMAGE RECONSTRUCTION USING ORDERED SUBSETS OF PROJECTION DATA' IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, v.13, no.4, 01.12.1994, p.601-609. NIELSEN T et al. Cardiac cone-beam CT volume reconstruction using ART". MEDICAL PHISICS, AIP, MELVILLE, NY, US, v.32, no.4, реферат. US (см. прод.)

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **26.12.2008**(86) Заявка РСТ:
US 2007/068539 (09.05.2007)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2007/140094 (06.12.2007)

Адрес для переписки:

**129090, Москва, ул.Б.Спасская, 25, стр.3,
ООО "Юридическая фирма Городисский и
Партнеры", пат.пов. Ю.Д.Кузнецову**

(72) Автор(ы):

**ШЕХТЕР Гилад (IL),
ГРИНГАУС Ашер (IL),
БАР Йоав (IL),
ЛАВИ Гай (IL)**

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС, Н.В. (NL)**

(54) ВИЗУАЛИЗАЦИЯ С ПОМОЩЬЮ ДИНАМИЧЕСКОЙ КОМПЬЮТЕРНОЙ ТОМОГРАФИИ

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к визуализации с помощью компьютерной томографии. Способ визуализации состоит в том, что используют проекционные данные, полученные во время томографического обследования периодически

движущегося объекта для реконструкции множества уровней изображения, причем уровни изображения генерируют из сегментов проекционных данных, имеющих угловые размеры, которые меньше размера, необходимого для обеспечения полного томографического набора данных.

Объединяют уровни изображения для генерации первых данных изображения, характерных для объекта в случайно выбранной первой фазе движения, и отображают удобное для восприятия человеком изображение, характерное для первых данных изображения. Во втором варианте дополнительно объединяют уровни изображения согласно второй взвешивающей функции для генерации вторых данных изображения, характерных для объекта на второй фазе движения, и генерируют удобное для восприятия человеком изображение, характерное для объекта на второй фазе движения. Уровни изображения смещают при помощи первого углового смещения, при этом первая и вторая фазы движения разделены

угловым расстоянием, которое меньше первого углового смещения. Устройство для осуществления способов включает средство использования проекционных данных для реконструкции множества уровней изображения, средство объединения уровней изображения и средство отображения удобного для восприятия человеком изображения, характерного для первых данных изображения. Также в устройство входит читаемый компьютером носитель данных, содержащий инструкции для реализации способов для визуализации. Использование изобретения позволяет ускорить визуализацию волюметрических данных для фазы сердечной деятельности. 4 н. и 23 з.п. ф-лы, 5 ил.

(56) (продолжение):

2004264626 A1, 30.12.2004. US 2006050842 A1, 09.03.2006. RU 2253952 C1, 10.05.2005.

RU 2 4 4 1 5 8 7 C 2

RU 2 4 4 1 5 8 7 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.

A61B 6/00 (2006.01)**G06T 11/00** (2006.01)**(12) ABSTRACT OF INVENTION**(21)(22) Application: **2008151768/14, 09.05.2007**(24) Effective date for property rights:
09.05.2007

Priority:

(30) Priority:
26.05.2006 US 60/803,260(43) Application published: **10.07.2010 Bull. 19**(45) Date of publication: **10.02.2012 Bull. 4**(85) Commencement of national phase: **26.12.2008**(86) PCT application:
US 2007/068539 (09.05.2007)(87) PCT publication:
WO 2007/140094 (06.12.2007)

Mail address:

**129090, Moskva, ul.B.Spaskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. Ju.D.Kuznetsovu**

(72) Inventor(s):

**ShEKhTER Gilad (IL),
GRINGAUS Asher (IL),
BAR Joav (IL),
LAVI Gaj (IL)**

(73) Proprietor(s):

**KONINKLEJKE FILIPS EeLEKTRONIKS, N.V.
(NL)****(54) VISUALIZATION USING DYNAMIC COMPUTED TOMOGRAPHY**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention is referred to the area of medical devices, namely to visualization using computed tomography. The method of visualization consists of using projection data receiving during tomographic examination of periodically moving object for reconstruction of multiple image layers, and the layers of the image are generated from segments of projection data having angular sizes that are less than size required for full tomographic data set. The image layers are merged for generation of first data of the image that are typical for the object in randomly chosen first movement faze and reflect the image convenient for human perception, typical for the first data of the image. In the second version additional merge of image layers is performed in accordance with the second window for generation of the second image data that are typical

for the object in the second movement phase and reflect the image convenient for human perception, typical for the object in the second phase of the movement. Image levels are shifted using first angular displacement, and first and second phases of the movement are separated by angular distance that is less than first angular displacement. The device for realization of methods includes the device for use of projection data for reconstruction of multiple image layers, device for image layers merging and device for displaying the image convenient for human perception, typical for the first data of the image. Also the device includes computer-readable data storage unit that contains the information on realization of visualization methods.

EFFECT: speeding up of volumetric data visualization for phase of cardiac cycle.

27 cl, 5 dwg

Настоящее изобретение относится к визуализации с помощью компьютерной томографии (КТ). Она находит применение в области кардиологии и в других областях, где существует необходимость в улучшении визуализации движущихся структур.

Недавние разработки в области компьютерной томографии (КТ), такие как увеличение скорости вращения гентри, и широкое распространение сканнеров с технологией множественного среза открыли новые возможности по применению визуализации с помощью компьютерной томографии. Одна из таких областей применения относится к визуализации сердечной деятельности, в частности к визуализации коронарных артерий.

Одним из наиболее сложных аспектов визуализации сердечной деятельности является обеспечение волнометрических данных с временным разрешением, необходимым для эффективной визуализации бьющегося сердца. См., например, Blobel, et al., Optimization of Temporal and Spatial Resolution for Cardiac CT Diagnostics (2004); Shoepf, et al., CT of Coronary Artery Disease, Radiology 2004: 232:18:32 (2004).

Одной из технологий получения синхронизированной (по ЭКГ) реконструкции сердечной деятельности является способ расширенной реконструкции сердечной деятельности (ERC-extended cardiac reconstruction). См. Grass, et al., Helical Cardiac Cone Beam Reconstruction Using Retrospective ECG Gating, Phys. Med. Biol. 48 (2003) 3069-3084. Способ расширенной реконструкции сердечной деятельности представляет собой способ приближенной реконструкции со спиральным сканированием конусным пучком, основанный на отфильтрованной 3D обратной проекции. Здесь, ретроспективная схема кардиосинхронизации ограничивает временную информацию конкретным, представляющим интерес, состоянием сердечной деятельности. Избыточность данных достигается путем использования режима реконструкции с более мелким шагом спирали.

Более подробно, технология расширенной реконструкции сердечной деятельности (ECR) основана на клиновом методе реконструкции со спиральным сканированием конусным пучком, который использует пересчет распределения дозы в каждом бине даваемой веерообразным пучком к таковой для параллельного пучка перед взвешиванием с использованием косинуса в качестве весовой функции, фильтрованием и 3D обратной проекции данных, полученных с использованием конусного пучка. Дополнительно к геометрическим взвешивающим коэффициентам, свойственным геометрии реконструкции, ECR способ также включает в себя взвешивающую функцию, основанную на окне освещения, которая является результатом системы наблюдения. Способ также включает в себя взвешивающую функцию сердечной деятельности, используемую для определения части проекционных данных во временном домене, который используется для реконструкции изображения объемного изображения для требуемой фазы сердечной деятельности. Перед обратной проекцией взвешивающую функцию освещения и взвешивающую функцию сердечной деятельности объединяют для каждого вокселя, используя метод нормализации.

В технологии эффективной реконструкции сердечной деятельности (Effective Cardiac Reconstruction) для визуализации каждой фазы сердечной деятельности ECR способу требуется новая обратная проекция. Поскольку этап обратной проекции требует больших денежных затрат, ECR способ не является подходящим для использования в тех областях, где требуется относительно быстрая, интерактивная визуализация волнометрических данных множества фаз сердечной деятельности.

В другом способе, поток получаемых данных разделяют на сегменты данных, имеющие угловые размеры, которые меньше размера, требуемого для формирования полного томографического набора данных. В свою очередь, сегменты данных реконструируют для формирования потока сегментных изображений. Затем производится временная повторная сортировка данных по глубине, которые затем добавляют для формирования волюметрических данных. См. Bruder, et al., Dynamic Cardiac CT Imaging Using Detectors with Large Cone Angle, Fully 3D Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine (2005).

Несмотря на то, что в этом подходе не нужно производить перерасчет объема изображения для каждой выбранной пользователем фазы сердечной деятельности, фаза сердечной деятельности может быть скорректирована только в пределах дискретной временной сетки, которая представляет собой функцию углового размера сегментов изображения. Более того, добавляя сегменты изображения для получения полного волюметрического изображения сердца для заново выбранной фазы, требуется запись большого количества данных на жесткий диск компьютера. Следовательно, данная технология не обеспечивает возможность для быстрой, интерактивной визуализации волюметрических данных для случайно выбранной фазы сердечной деятельности.

Аспекты настоящего изобретения решают упомянутые выше и другие задачи.

Согласно первому аспекту настоящего изобретения, способ включает в себя использование проекционных данных, полученных во время томографического обследования объекта с периодическим движением для реконструкции множества уровней изображения путем объединения уровней изображения для генерации первых данных изображения, характерных для объекта на случайно выбранной первой фазе движения, и отображения воспринимаемого человеком изображения, характерного для первых данных изображения. Уровни изображения генерируются из сегментов проекционных данных, имеющих угловой размер, который меньше размера, требуемого для обеспечения полного набора томографических данных.

Согласно другому аспекту изобретения, устройство включает в себя средство использования проекционных данных, собранных во время томографического обследования объекта с периодическим движением для реконструкции множества уровней изображения; средство объединения уровней изображения для генерации первых данных изображения, характерных для объекта в случайно выбранной первой фазе движения; и средство отображения воспринимаемого человеком изображения, характерного для первых данных изображения. Уровни изображения генерируются из сегментов проекционных данных, имеющих угловой размер, который меньше размера, требуемого для обеспечения полного набора томографических данных.

Согласно другому аспекту изобретения, способ включает в себя использование проекционных данных, собранных во время томографического обследования объекта с периодическим движением для реконструкции множества уровней изображения; объединение уровней изображения согласно первой взвешивающей функции для генерации первых данных изображения, характерных для объекта в случайно выбранной первой фазе движения; отображение воспринимаемого человеком изображения, характерного для первых данных изображения; объединение уровней изображения согласно второй взвешивающей функции для генерации вторых данных изображения, характерных для объекта на второй фазе движения; и генерацию воспринимаемого человеком изображения, характерного для объекта на второй фазе движения. Уровни изображения генерируются из множества смещенных под углом

сегментов проекционных данных. Уровни изображения также смещены в результате первого углового смещения, при этом первая и вторая фазы движения разделены угловым расстоянием, которое меньше, чем первое угловое смещение.

5 Согласно другому аспекту, читаемые компьютером носители данных содержат инструкции, которые при их исполнении компьютером приводят к тому, что компьютер реализует способ, включающий в себя этапы, на которых используют проекционные данные, собранные во время томографического обследования объекта с периодическим движением для генерации множества уровней изображения, генерируют первую функцию взвешивания относительно углового смещения, 10 выполняют взвешивание уровней изображения таким образом, чтобы примененное к уровням изображения взвешивание аппроксимировало первую взвешивающую функцию, объединяют уровни изображения для генерации первых волюметрических данных, характерных для объекта, и генерируют воспринимаемое человеком 15 изображение, характерное для первых волюметрических данных.

Другие преимущества и выгоды будут очевидны специалистами в данной области техники после ознакомления с прилагаемым описанием.

На Фиг. 1 изображен КТ сканер.

20 На Фиг. 2 изображены этапы интерактивного способа визуализации.

На Фиг. 3А, 3В и 3С изображены аспекты способа генерации уровней изображения.

На Фиг. 4 изображены этапы генерации уровней изображения.

На Фиг. 5 изображены аспекты способа генерации взвешивающей функции для уровней изображения.

25 На Фиг. 6 изображены этапы генерации взвешивающей функции для уровней изображения.

Ссылаясь на Фиг. 1, КТ сканер (10) включает в себя вращающуюся гентри 18, которая вращается вокруг оси Z. Гентри 18 поддерживает источник 12 рентгеновского 30 излучения, такой как рентгеновская трубка, которая генерирует обычно конический пучок излучения. Гентри 18 также поддерживает чувствительный к рентгеновскому излучению детектор 20, который находится напротив угловой дуги на противоположной стороне области 14 осмотра. Детектор 20 предпочтительно представляет собой детектор технологии множественного среза, который включает в 35 себя множество рядов или слоев элементов детектора, расположенных вдоль оси Z, и множество колонок элементов детектора, расположенных в поперечном направлении. Детектор 20 генерирует выходные сигналы, свидетельствующие об излучении, получаемом от множества лучей. Также можно использовать плоский или другой 40 детектор 20, а также геометрию системы сбора данных четвертого поколения или другую геометрию системы сбора данных.

Блок 28 электрокардиограммы (ЭКГ) генерирует данные, показывающие фазу сердечной деятельности пациента, проходящего обследование.

Опора 16 для пациента, такая как кресло, удерживает пациента в области 14 45 обследования. Опора 16 для пациента предпочтительно изготовлена с возможностью перемещения по оси Z. Контроллер 28 координирует различные параметры сканирования, которые являются необходимыми для выполнения требуемого протокола сканирования, включая параметры источника 12 рентгеновского 50 излучения, такие как напряжение и ток в трубке. Перемещение опоры 16 для пациента предпочтительно координируется вращением гентри так, чтобы генерировать в основном путь сканирования по спирали.

Средство 30 реконструкции реконструирует поток проекционных данных для

генерации волюметрических данных, показывающих внутреннюю анатомию пациента. Как более подробно описано ниже, средство 30 реконструкции включает в себя средство 34 реконструкции уровня изображения, которое реконструирует множество сегментов или уровней изображения.

Процессор 42 интерактивного взвешивания обрабатывает волюметрические данные изображения, сгенерированные средством 30 реконструкции для отображения в воспринимаемом человеком виде.

Компьютер общего назначения служит в качестве консоли 44 оператора.

Консоль 44 включает в себя устройство вывода воспринимаемой человеком информации, такое как монитор или дисплей, и устройство ввода информации, такое как клавиатура и мышь. Консоль 44 также включает в себя программную память и память для хранения данных, включая дисковую память, относительно большую по объему, но имеющую более низкую скорость, и сравнительно меньшую по объему, но более быстродействующую оперативную память (RAM). Резидентное программное обеспечение на консоли позволяет оператору управлять работой сканера 10 путем установки требуемого протокола сканирования, запуская и завершая сканирование, наблюдая и манипулируя иным образом волюметрическими данными изображения и взаимодействуя, иным образом, со сканером 10. Следует отметить, что процессор 42 интерактивного взвешивания и консоль оператора могут быть реализованы на том же компьютере общего назначения.

На Фиг. 2 изображены этапы способа визуализации, который можно выполнять при помощи сканера 10 и который хорошо подходит для интерактивной визуализации объектов с периодическим движением, таких как коронарные артерии сердца.

На этапе 202 выполняют КТ сканирование пациента. Данные электрокардиограммы (ЭКГ) пациента записывают вместе с проекционными данными.

На этапе 204 устройство 30 реконструкции реконструирует проекционные данные для генерации волюметрических данных, показывающих представляющий интерес объем или область пациента, например область, которая включает в себя сердце. Данные ЭКГ преимущественно используются для выполнения ретроспективной синхронизированной по ЭКГ реконструкции требуемой фазы сердечной деятельности пациента. Поскольку волюметрические данные будут использованы на следующем этапе для определения представляющей интерес подобласти, параметры реконструкции могут быть установлены для относительно быстрой генерации изображений, хотя и относительно более низкого качества. В качестве альтернативы, параметры реконструкции могут быть установлены для генерации диагностических данных с более высоким качеством. В одном из вариантов осуществления реконструкцию выполняют при помощи ECR способа, хотя можно использовать другие подходящие способы реконструкции.

На этапе 206 на консоли 44 оператора отображается еще одно воспринимаемое человеком изображение, характерное для волюметрических данных. В одном из вариантов осуществления область, которая включает в себя сердце, представлена в виде одного или нескольких 3D изображений.

На этапе 208 пользователь выбирает представляющую интерес подобласть. В примере с сердцем, пользователь обычно выбирает представляющую интерес подобласть, которая содержит одну или несколько коронарных артерий. Как более подробно описано ниже, максимальный размер выбираемой пользователем подобласти предпочтительно является ограниченным.

На этапе 210 устройство 34 реконструкции уровней изображения выполняет

несинхронизованную реконструкцию проекционных данных во множество сегментов или уровней изображения. Более конкретно, проекционные данные, получаемые во время каждого поворота вдоль пути по спирали, разделены на множество проекционных сегментов, имеющих угловое смещение $\Delta\theta$:

Уравнение 1

$$\Delta\theta = \frac{2\pi}{N_{seg}},$$

где N_{seg} представляет собой число сегментов на единицу вращения. Следует отметить, что N_{seg} также может подбираться пользователем. Как будет описано ниже, каждый сегмент подвергается свертке и обратной проекции в предоставляющей интерес области или подобласти для формирования сегмента или уровня изображения.

Необходимое число уровней изображения, NS , может быть оценено следующим образом.

Уравнение 2

$$NS \approx \frac{ST}{TS},$$

где ST представляет собой время сканирования, а TS представляет собой время сдвига между проекционными сегментами, которые используются для генерации последовательных уровней изображения.

Размер подобласти и число уровней изображения предпочтительно устанавливают согласно следующему отношению.

Уравнение 3

$$NS \cdot N_{voxels} \cdot S_{voxels} < S_{mem},$$

где N_{voxels} представляет собой количество вокселей в подобласти, S_{voxels} представляет собой количество байт, используемых для представления объема каждого вокселя в подобласти, а S_{mem} представляет собой размер оперативной памяти консоли. Такая конфигурация позволяет загрузить в оперативную память консоли 44 представляющую интерес подобласть для каждого уровня изображения. По сравнению со случаями, когда на дисковой памяти консоли 44 хранятся некоторые или все уровни изображения, такая конфигурация обычно позволяет значительно более быструю обработку уровней изображения, если по существу не мгновенную с точки зрения пользователя-человека.

В качестве примера, устанавливая TS меньше примерно 20 миллисекунд (мс), можно ожидать получение изображений с приемлемым качеством для применения в кардиологии. За обычное время сканирования, равное примерно 8 секундам (с), можно получить примерно 400 уровней изображения. Если значения вокселей хранятся в виде чисел с плавающей запятой, S_{voxel} обычно равно 4. Следовательно, ограничение размера подобласти до 10^6 вокселей (т.е. в диапазоне вокселей, равном $64*64*64$), что является обоснованным для получения изображения коронарных артерий, потребует оперативной памяти, равной примерно 1,6 Гбайт. Очевидно, что эти требования к памяти существенно ниже, чем те, которые потребовались бы для представляющей интерес области, включающей уровень полного изображения, который обычно составляет порядок, равный 10^8 вокселям (т.е. $512*512*512$ вокселей), и находится в пределах оперативной памяти, доступной для обычного компьютера.

На этапе 212, также описанном ниже, вычисляют веса для уровней изображения для требуемой фазы сердечной деятельности.

На этапе 214 уровни изображения объединяют или суммируют согласно вычисленному взвешиванию для генерации волюметрических данных изображения, характерных для представляющей интерес подобласти, в требуемой фазе сердечной деятельности. Если представляющая интерес подобласть для каждого из требуемых

уровней изображения не была загружена в оперативную память перед вычислением весов 212 для изображения, информация загружается в оперативную память перед обработкой уровней изображения.

На этапе 216 волюметрические данные изображения, характерные для представляющей интерес подобласти, в требуемой фазе, отображаются в воспринимаемой человеком форме на консоли 44 для просмотра и/или дальнейшей обработки, производимой пользователем.

При необходимости, на этапе 218 пользователь может выбрать другую фазу для просмотра, и обработка вернется на этап 212. Особое преимущество приведенной ниже конфигурации заключается в сохранении в оперативной памяти только представляющих интерес подобластей различных уровней изображения и в отсутствии необходимости в проведении последующей обратной проекции объема при каждом изменении фазы сердечной деятельности, обработка уровней изображения обычно может выполняться практически мгновенно, с точки зрения пользователя-человека. Следовательно, выбор фазы и ополчаемая в результате визуализация могут выполняться интерактивно.

Один из способов генерации и взвешивания уровней изображения согласно клиновому способу описан со ссылкой на Фиг.3 и 4. Ссылаясь на Фиг.3А, проекционные данные включают в себя проекционные данные $302_1...302_n$, получаемые в каждом из множества позиций траектории 304 сканирования, проводимого обычно по спирали.

На этапе 402 и со ссылкой на Фиг.3В к данным проекции 302 применяется повторная сортировка веерообразного пучка в параллельный пучок по глубине таким образом, чтобы сгенерировать множество наборов сегментов проекционных данных $306_1...306_m$, содержащих равноудаленные параллельные проекции. Каждый сегмент 306 проекционных данных характеризуется начальным угловым положением θ_m^{start} и угловой длиной $\Delta\theta$, выбираемой так, как описано выше. Следует отметить, что смежные сегменты данных 306 частично перекрываются, чтобы облегчить переходное взвешивание между последовательными уровнями изображения.

На этапе 404 со ссылкой на Фиг.3С выполняют операцию взвешивания для соответствующих сегментов проекционных данных $306_1...306_m$, свертку с гаусс-фильтром и обратную проекцию для генерации уровней изображения $308_1...308_m$. Каждый слой характеризуется начальным угловым положением θ_m^{start} и угловым смещением $\Delta\theta$, которые соответствуют начальному угловому положению и угловому смещению соответствующего сегмента 306 проекционных данных.

Как показано, для каждого уровня 308 изображения выполняют взвешивание согласно функции трапецеидального взвешивания. Угловое перекрытие и переходное взвешивание преимущественно выбирают таким образом, чтобы в перекрывающихся областях 312 сумма взвешиваний, примененных к смежным уровням изображения, оставалась постоянной.

На этапе 406 взвешенные уровни изображения затем суммируются таким образом, чтобы можно было сгенерировать волюметрические данные изображения, характерные для представляющей интерес подобласти. Следует отметить, что для получения максимального временного разрешения в сгенерированном изображении

суммирование предпочтительно ограничивают теми сегментами 308 изображения, которые обеспечивают полный набор КТ данных (например, при объединении угловая длина равна примерно π). Суммирование может выполняться для сегментов 308 изображения, получаемых примерно в одной и той же точке в повторяющемся цикле сердечной деятельности. Особым преимуществом этого способа является то, что изменение требуемой фазы требует смещения по сегментам 308 изображения, которые объединены для формирования волюметрических данных. По сравнению с временной повторной сортировкой проекционных данных по глубине, в этом способе отсутствует необходимость в выполнении на компьютере дорогостоящей операции обратной проекции для каждой фазы сердечной деятельности, выбираемой пользователем. Более того, ограничение уровней изображения в подобластях до размера, который может быть загружен в относительно более быстродействующую оперативную память консоли 44, облегчает интерактивную визуализацию различных фаз сердечной деятельности.

Одним из недостатков вышеприведенного способа технологии является то, что фаза сердечной деятельности может сдвигаться только с угловыми приращениями $\Delta\theta$ (или устанавливаться другим способом согласно приращению по времени). Способ, который обеспечивает дополнительную гибкость при выборе фазы, описан ниже со ссылкой на Фиг.5 и 6. Задачей является присвоение веса уровням изображения таким образом, чтобы весовые профили, зависящие от проекции, для каждого вокселя в представляющей интерес подобласти, полученного с учетом веса каждого уровня изображения и весов проекций, используемых для конструирования каждого уровня изображения, аппроксимировали их по взвешивающей функции, которая может быть легко вычислена для произвольной точки фазы. Как описано ниже, это может выполнить путем взвешивания уровней изображения, таким образом, чтобы аппроксимировать взвешивание, которое может быть получено при помощи ECR способа.

ЭКГ пациента схематически показана под ссылочной позицией 502 для примерно трех (3) циклов сердечных сокращений; представляющая интерес 504 случайно выбранная точка фазы в каждом из циклов обозначена как 504₁, 504₂ и 504₃.

На этапе 602 генерируют взвешивающую функцию 506 сердечной деятельности. Взвешивающая функция 506 сердечной деятельности выбирает проекционные данные, которые соответствуют относительно времени желаемой точке 504 фазы. В одном из вариантов осуществления генерируют взвешивающую функцию $\cos^2$. Такая взвешивающая функция назначает относительно большие веса к лучам, которые относительно времени находятся рядом с точкой фазы и обращаются в ноль на границах окна синхронизации.

На этапе 604 генерируют взвешивание 508 освещения. Окно освещения для данных вокселей 510 представляет собой функцию геометрии системы наблюдения и характеризуется угловыми положениями θ_f и θ_l , которые определяют соответствующие первый и последний проекционные углы, под которыми освещаются воксели. Окно освещения может быть численно определено для каждого вокселя объема реконструкции. В одном из вариантов осуществления генерируют трапецидальное взвешивание. Угловой диапазон, определяемый окном освещения, определяет количество избыточных данных, доступных для каждого вокселя в объеме реконструкции. Полученное множественное покрытие в пределах окна освещения используется при взвешивании сердечной деятельности.

На этапе 606 взвешивающие функции сердечной деятельности 506 и освещения 508

перемножают для генерации объединенной взвешивающей функции 510.

На этапе 608 объединенную взвешивающую функцию 510 нормализуют для генерации нормализованной взвешивающей функции 512 для каждого вокселя или для блоков или групп вокселей. Более конкретно, взвешивающие функции нормализуют относительно всех различных π партнеров. В контексте ECR способа, нормализованная взвешивающая функция 512 обычно применяется во время обратной проекции. Однако, как описано ниже, нормализованная взвешивающая функция служит в качестве референсной функции, которая используется при вычислении взвешивания уровней изображения.

На этапе 610 определяют уровни 308 изображения, сгенерированные только из проекций, которые освещают воксели.

На этапе 612 вычисляют взвешивание для определенных уровней изображения. Более конкретно, вычисляют веса уровней изображения для минимизации разницы между зависящим от проекции весовым профилем каждого вокселя и нормализованной взвешивающей функцией 512 для этого вокселя. Это может быть выполнено при помощи неитеративной замкнутой формулы для вычисления разницы, например, путем минимизации I_2 нормы гильбертового пространства, зависящей от проекции разницы.

На этапе 614 отрицательные значения весов обрезаются до нуля.

На этапе 616 веса уровней изображения нормализуют. Более конкретно, веса изображения нормализуют таким образом, чтобы сумма весов для уровней, сдвинутых в потоке получения данных путем умножений на π , была равна единичному значению или, иными словами, общему значению. Выполнение этой нормализации и выбора углового смещения между последовательными уровнями изображения, которое хорошо разделяется по времени, равное половине поворота гентри, гарантирует, что сумма весов, полученных для всех проекций, используемых для реконструкции вокселя в конечном изображении и принадлежащая одному и тому же углу между 0 и π , также будет равна единичному значению. Как известно из ECR способа, вычисление весов изображения может быть выполнено быстрее путем вычисления весов для областей или блоков вокселей, чем при вычислении отдельных весов для каждого вокселя.

Также возможны и другие варианты. Как изображено на Фиг.4, точки 504 фазы показаны как представляющие собой одну и ту же точку в цикле 502 сердечных сокращений. Однако качество реконструированного изображения может быть чувствительным к изменениям сердечного ритма. Следовательно, точные местоположения точек 504₁, 504₂ и 504₃ фазы в соответствующих циклах сердечных сокращений могут быть модифицированы индивидуально перед вычислением временной взвешивающей функции 506.

Таким образом, пользователь получает возможность подгонять одну или несколько точек 504₁, 504₂ и 504₃ фазы относительно цикла сердечных сокращений до требуемой величины. Взвешивающие функции обновляют соответствующим образом и генерируют и интерактивно отображают обновленные изображения. Поскольку взвешивающая функция по существу может корректироваться непрерывно, пользователь получает дополнительную возможность уменьшения эффектов пертурбаций в цикле сердечных сокращений, что к тому же облегчается интерактивной природой процесса. Очевидно, что такая конструкция облегчает интерактивную оптимизацию качества изображения, позволяя пользователю просматривать результаты модификации в интерактивном режиме и по желанию

применять дальнейшие модификации.

Хотя приведенное выше описание было изложено относительно референсных функций, относящихся к аппроксимации, которые могут быть получены при помощи ECR способа, также могут использоваться другие необходимые референсные взвешивающие функции.

Изобретение было раскрыто в отношении предпочтительных вариантов осуществления. Конечно, приведенное выше описание может подсказать специалисту другие модификации и изменения. Следует иметь в виду то, что настоящее изобретение следует трактовать как включающее в себя все такие модификации и изменения в той мере, в какой они предусмотрены объемом прилагаемой формулы изобретения.

Формула изобретения

1. Способ для визуализации динамической компьютерной томографии, содержащий этапы, на которых:

используют проекционные данные, полученные во время томографического обследования периодически движущегося объекта для реконструкции множества уровней изображения, причем уровни изображения генерируют из сегментов проекционных данных, имеющих угловые размеры, которые меньше размера, необходимого для обеспечения полного томографического набора данных;

объединяют уровни изображения для генерации первых данных изображения, характерных для объекта в случайно выбранной первой фазе движения;

отображают удобное для восприятия человеком изображение, характерное для первых данных изображения.

2. Способ по п.1, включающий в себя этапы, на которых:

получают входные данные, характерные для второй фазы движения, от пользователя-человека;

объединяют уровни изображения для генерации вторых данных изображения, характерных для объекта на второй фазе движения генерируют удобное для восприятия человеком изображение, характерное для объекта на второй фазе движения.

3. Способ по п.2, в котором уровни изображения смещают путем первого углового смещения, и первую, и вторую фазы движения разделяют при помощи углового расстояния, которое меньше первого углового смещения.

4. Способ по п.1, в котором объединение включает в себя объединение уровней изображения, сгенерированных из проекционных данных, имеющих общую итоговую угловую длину, равную примерно π .

5. Способ по п.1, в котором объект представляет собой бьющееся сердце.

6. Способ по п.1 включает в себя этапы, на которых:

генерируют первую референсную взвешивающую функцию, которая соответствует первой фазе движения;

выполняют взвешивание уровней изображения таким образом, чтобы взвешивание, примененное к уровням изображения, аппроксимировало первую референсную взвешивающую функцию.

7. Способ по п.6, в котором генерация первой взвешивающей функции включает в себя этапы, на которых:

генерируют изменяющуюся по времени взвешивающую функцию;

генерируют окно освещения.

8. Способ по п.6, включающий в себя вычисление весов уровней изображения,

которое минимизирует разницу между зависящим от проекции весовым профилем и первой референсной взвешивающей функцией для каждой из множества областей в объеме изображения.

9. Способ по п.1, включающий в себя этапы, на которых:

5 реконструируют проекционные данные для генерации третьих данных изображения представляющей интерес области;

выбирают представляющую интерес подобласть в третьих волюметрических данных;

10 причем уровни изображения соответствуют представляющей интерес подобласти.

10. Способ по п.1, в котором первая фаза движения устанавливается во множестве циклов движения объекта и который включает в себя этапы, на которых:

независимо регулируют точку фазы в, по меньшей мере, одном из циклов;

15 объединяют уровни изображения для генерации четвертых данных изображения, характерных для объекта.

11. Устройство для визуализации динамической компьютерной томографии, включающее в себя:

20 средство использования проекционных данных, получаемых во время томографического обследования периодически движущегося объекта для реконструкции множества уровней изображения, причем уровни изображения генерируют из сегментов проекционных данных, имеющих угловой размер, который меньше размера, необходимого для обеспечения полного томографического набора данных;

25 средство объединения уровней изображения для генерации первых данных изображения, характерных для объекта в случайно выбранной первой фазе движения;

средство отображения удобного для восприятия человеком изображения, характерного для первых данных изображения.

30 12. Способ для визуализации динамической компьютерной томографии, содержащий этапы, на которых:

используют проекционные данные, получаемые во время томографического обследования периодически движущегося объекта для реконструкции множества уровней изображения, причем уровни изображения генерируют из множества 35 смещенных под углом сегментов проекционных данных;

объединяют уровни изображения согласно первой взвешивающей функции генерации первых данных изображения, характерных для объекта на первой фазе движения;

40 отображают удобное для восприятия человеком изображение, характерное для первой фазы движения;

объединяют уровни изображения согласно второй взвешивающей функции для генерации вторых данных изображения, характерных для объекта на второй фазе движения;

45 генерируют удобное для восприятия человеком изображение, характерное для объекта на второй фазе движения;

причем уровни изображения смещают при помощи первого углового смещения, и при этом первая и вторая фазы движения разделены угловым расстоянием, которое 50 меньше первого углового смещения.

13. Способ по п.12, включающий в себя этапы, на которых:

генерируют взвешивающую функцию сердечной деятельности для первой фазы движения;

генерируют взвешивающую функцию освещения;
 объединяют взвешивающие функции сердечной деятельности и освещения для
 генерации объединенной взвешивающей функции;
 нормализуют объединенную взвешивающую функцию для генерации
 5 нормализованной взвешивающей функции.

14. Способ по п.12, в котором при помощи первой взвешивающей функции
 взвешивают уровни изображения таким образом, чтобы зависящие от проекции
 весовые профили множества областей, находящихся в области изображения,
 10 аппроксимировали их относительно референсной взвешивающей функции.

15. Способ по п.14, в котором области представляют собой воксели.

16. Способ по п.14, в котором проекционные данные представляют собой
 рентгеновские томографические данные, получаемые при движении по спирали, и
 который включает в себя разделение проекционных данных, получаемых во время
 15 каждого оборота при движении по спирали, на множество проекционных сегментов.

17. Способ по п.12, включающий в себя этапы, на которых:

реконструируют проекционные данные для генерации данных изображения,
 характерных для области представляющего интерес объекта;

20 отображают данные изображения в удобной для восприятия человеком форме;

получают входные данные, характерные для подобласти представляющего интерес
 объекта, от пользователя-человека;

причем этап использования проекционных данных выполняется относительно
 времени параллельно с этапом получения входных данных.

25 18. Читаемый компьютером носитель данных, содержащий инструкции, которые
 при исполнении их компьютером, приводят к тому, что компьютер реализует способ
 для визуализации динамической компьютерной томографии, содержащий этапы, на
 которых:

30 используют проекционные данные, получаемые во время томографического
 обследования периодически движущегося объекта для генерации множества уровней
 изображения;

генерируют первую изменяющуюся по углу референсную взвешивающую функцию;

35 выполняют взвешивание уровней изображения таким образом, чтобы взвешивание,
 примененное к уровням изображения, аппроксимировало первую взвешивающую
 функцию;

объединяют взвешенные уровни изображения для генерации первых
 волюметрических данных, характерных для объекта;

40 генерируют удобное для восприятия человеком изображение, характерное для
 первых волюметрических данных.

19. Читаемый компьютером носитель данных по п.18, в котором способ включает в
 себя этапы, на которых:

генерируют вторую изменяющуюся по углу референсную взвешивающую функцию;

45 выполняют взвешивание уровней изображения таким образом, чтобы взвешивание,
 примененное к уровням изображения, аппроксимировало вторую референсную
 взвешивающую функцию;

объединяют взвешенные уровни изображения для генерации вторых
 волюметрических данных, характерных для объекта.

50 20. Читаемый компьютером носитель данных по п.19, в котором первая
 референсная функция соответствует первой фазе периодического движения, а вторая
 референсная функция соответствует второй фазе периодического движения.

21. Читаемый компьютером носитель данных по п.20, в котором объект представляет собой бьющееся сердце, а фазы представляют собой фазы сердечных сокращений.

22. Читаемый компьютером носитель данных по п.18, в котором объединение включает в себя объединение уровней изображения, имеющих полную угловую длину, равную примерно π .

23. Читаемый компьютером носитель данных по п.18, в котором генерация первой взвешивающей функции включает в себя:

генерацию временной взвешивающей функции;
генерацию окна освещения для каждой из множества областей в объеме реконструкции.

24. Читаемый компьютером носитель данных по п.18, причем способ включает в себя этапы, на которых:

вычисляют веса уровней изображения, который минимизируют разницу между зависящими от проекции весовыми профилями и первой референсной взвешивающей функцией для множества областей в объеме изображения;

причем взвешивание уровней изображения включает в себя взвешивание уровня изображения согласно вычисленному весу.

25. Читаемый компьютером носитель данных по п.24, в котором способ включает в себя использование неитеративной замкнутой формулы для вычисления весов уровней изображения.

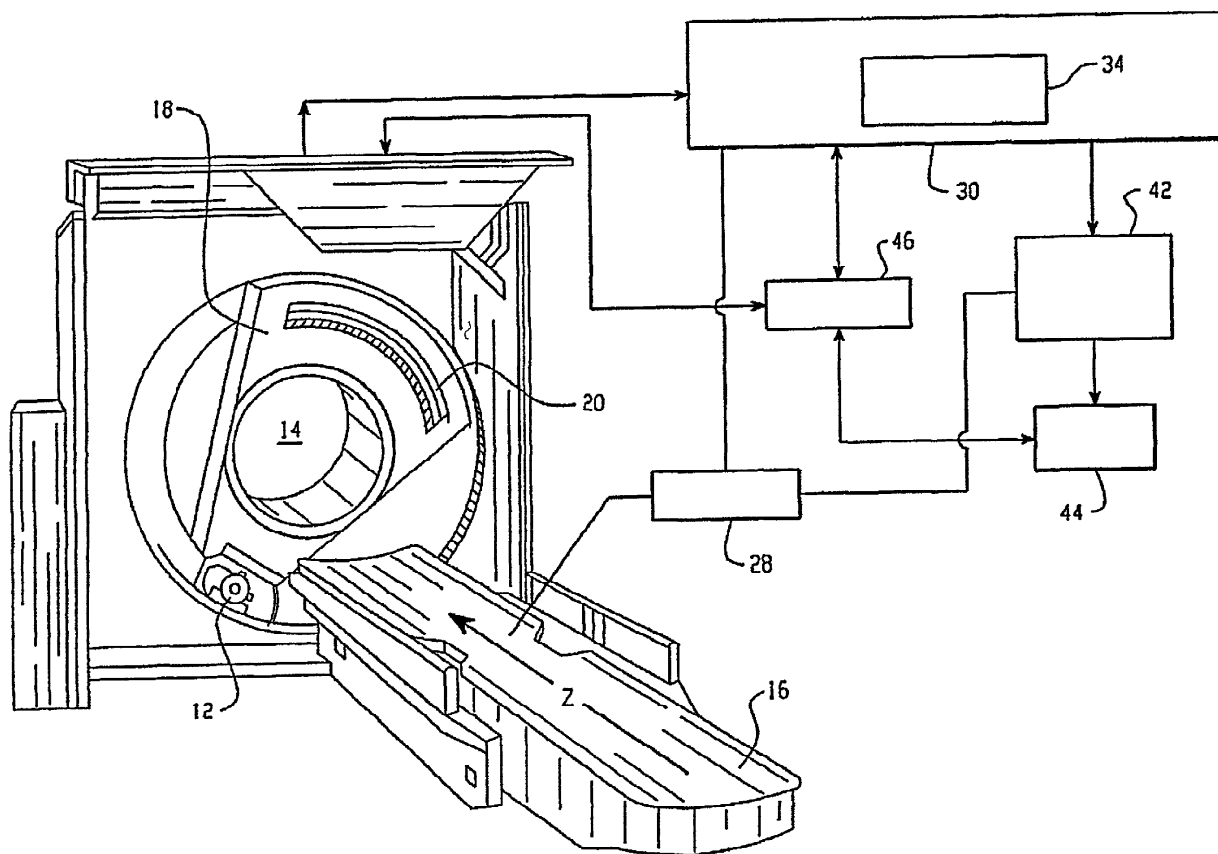
26. Читаемый компьютером носитель данных по п.23, в котором области представляют собой воксели.

27. Читаемый компьютером носитель данных по п.18, в котором способ включает в себя этапы, на которых:

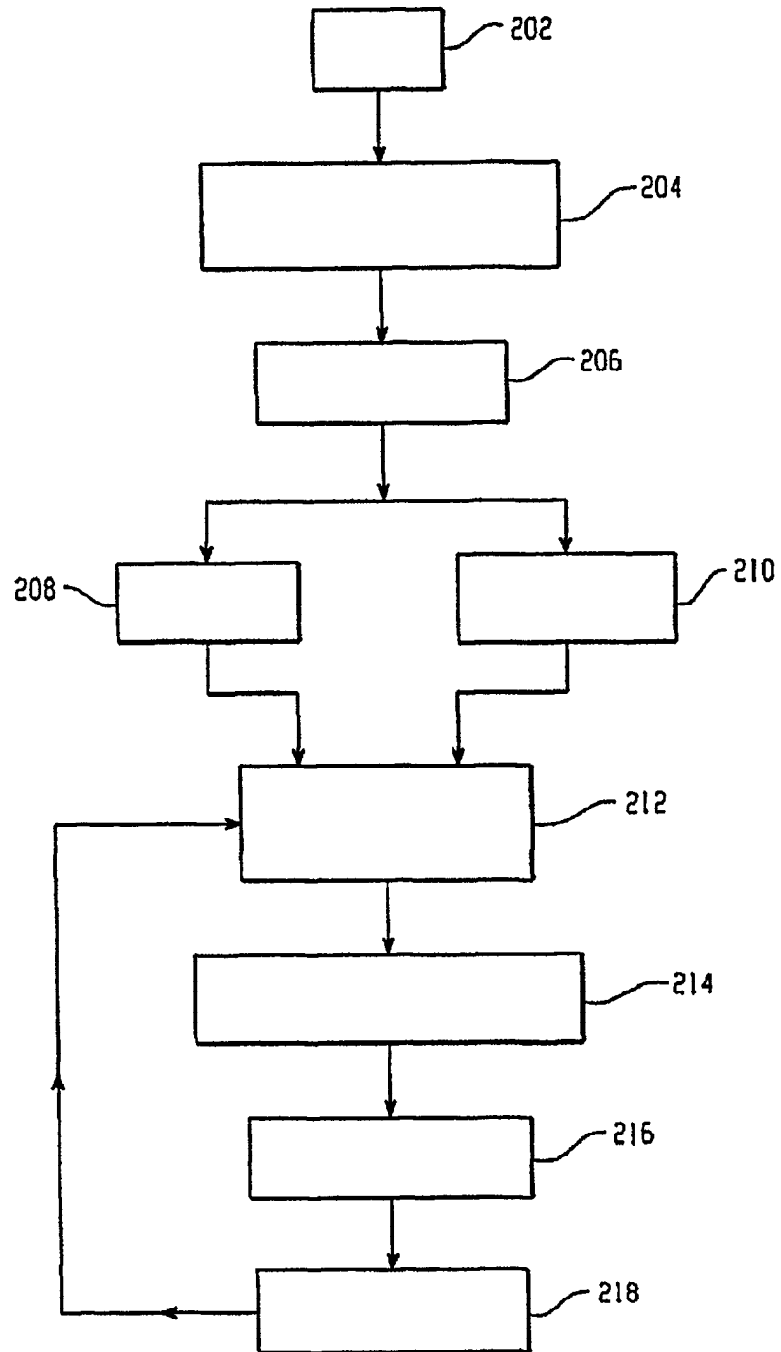
реконструируют проекционные данные для генерации третьих волюметрических данных представляющей интерес области;

выбирают представляющую интерес подобласть в третьих волюметрических данных;

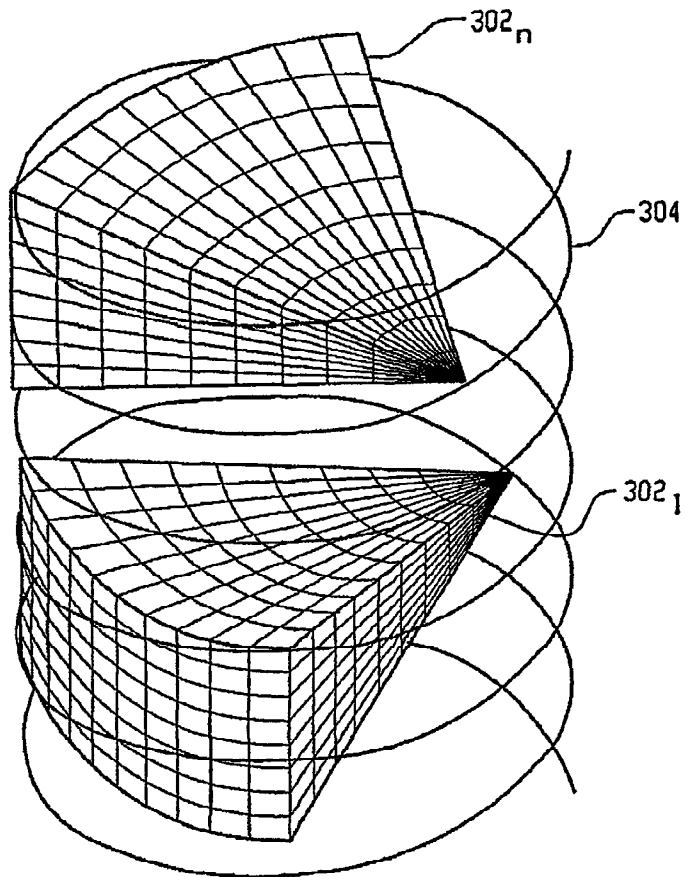
причем частичные уровни изображения соответствуют представляющей интерес подобласти.



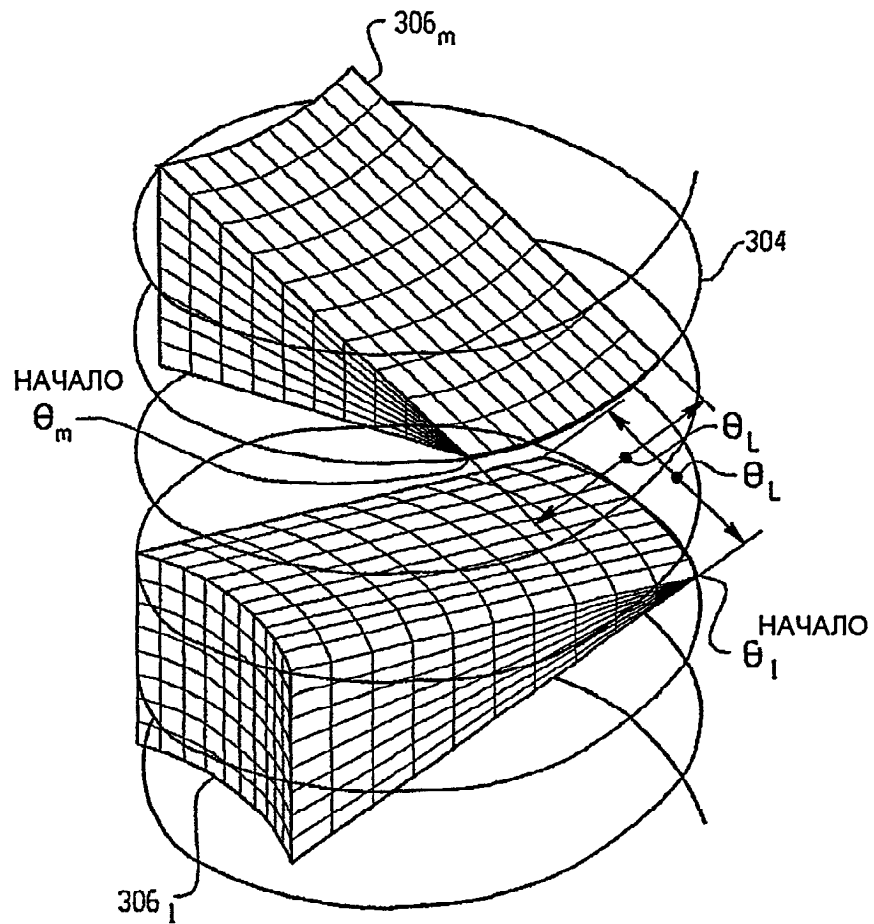
ФИГ.1



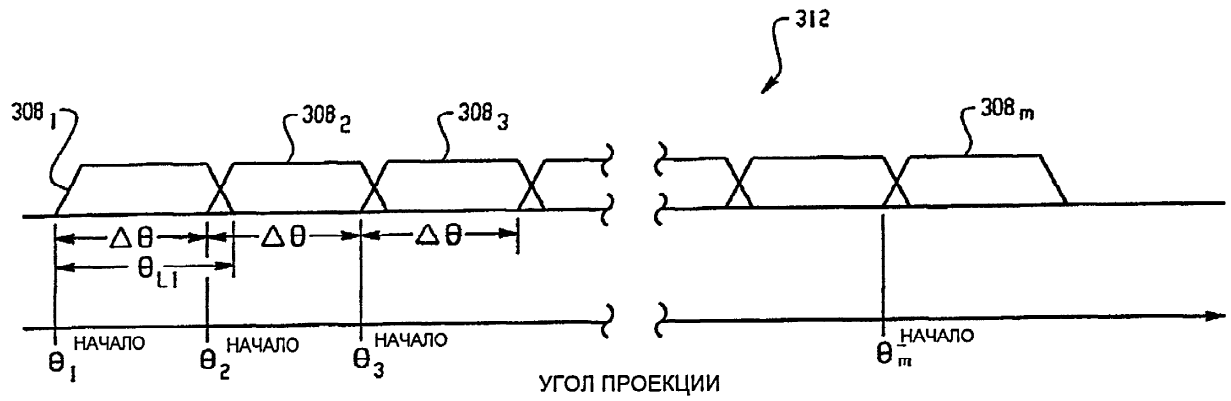
ФИГ.2



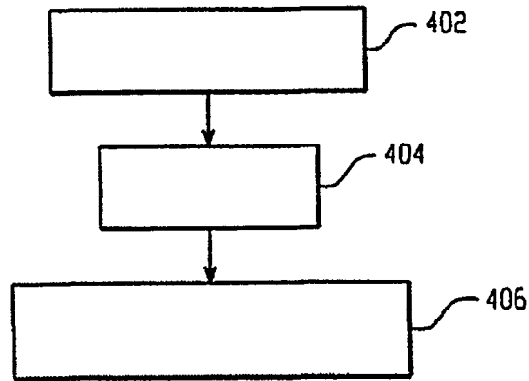
ФИГ.3А



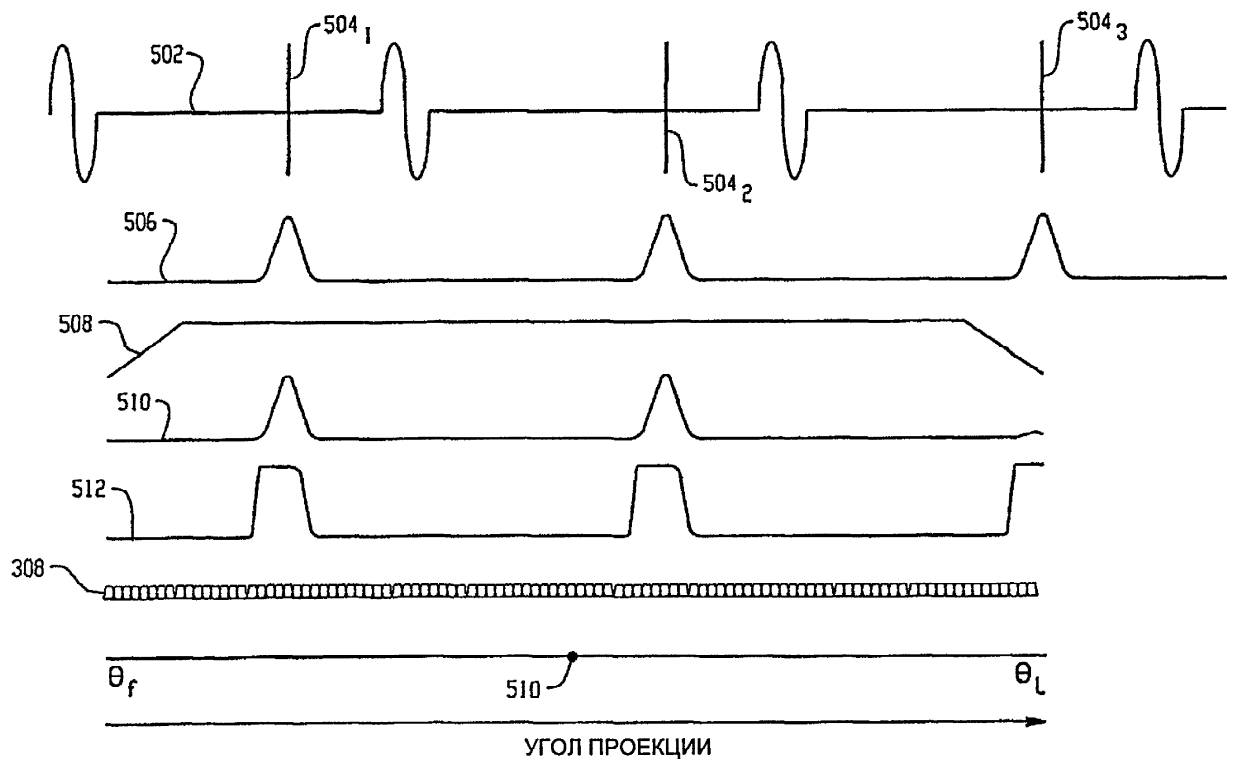
ФИГ.3В



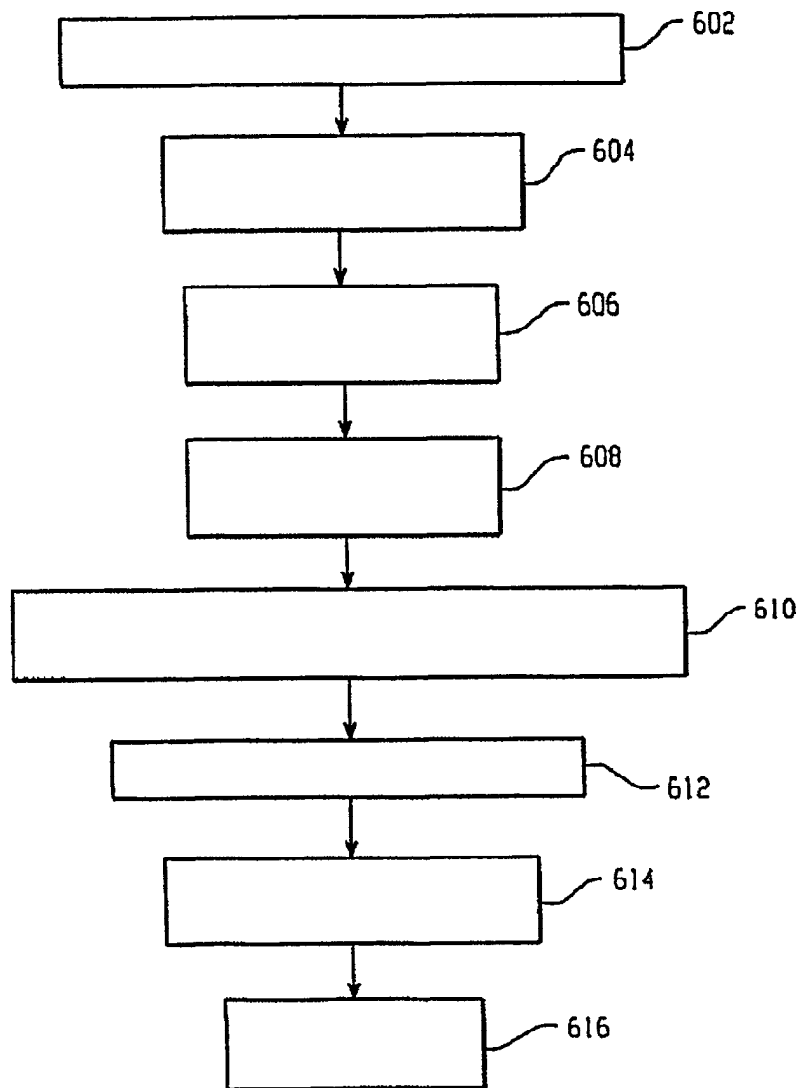
ФИГ.3С



ФИГ.4



ФИГ.5



ФИГ.6