



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2008146505/14, 09.05.2007**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
09.05.2007

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
26.05.2006 US 60/803,257(43) Дата публикации заявки: **27.05.2010** Бюл. № 15(45) Опубликовано: **10.01.2012** Бюл. № 1(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 2004114710 A1, 17.06.2004. US 5966422 A, 12.10.1999. US 6765983 B2, 20.07.2004. US 6219060 B1, 17.04.2001. Технические средства медицинской интроскопии. Под ред. Б.И.ЛЕОНОВА. - М.: МЕДИЦИНА, 1989, с.198-203.**(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **25.11.2008**(86) Заявка РСТ:
US 2007/068538 (09.05.2007)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2007/140093 (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,
рег.№ 595**

(72) Автор(ы):

ЦИГЛЕР Анди (DE)

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС, Н.В. (NL)****(54) РЕКОНСТРУКЦИЯ В СИСТЕМЕ С НЕСКОЛЬКИМИ ТРУБКАМИ**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинским системам визуализации, в частности в компьютерной томографии. Томографическое устройство в соответствии с первым вариантом содержит, по меньшей мере, два рентгеновских источника, которые поворачиваются вокруг области визуализации и поочередно испускают в нее излучение в первом наборе угловых позиций во время первого цикла сбора данных

и в другом наборе угловых позиций во время последующего цикла сбора данных. В процессе работы устройства при проведении способа реконструкции два набора детекторов детектируют первичное излучение и формируют данные. При этом устройство чередования выполняет селективное чередование данных, соответствующих первому и последующему циклам сбора данных для формирования набора данных

реконструкции. В соответствии со вторым вариантом томографическое устройство дополнительно содержит средство для поочередного испускания излучения из первого источника рентгеновского излучения и второго источника рентгеновского излучения в область визуализации во время, по меньшей мере, двух циклов сбора данных из разных наборов угловых положений для каждого из, по меньшей мере, двух циклов сбора данных. Причем в то время как первый источник рентгеновского излучения находится во включенном состоянии, второй источник рентгеновского излучения находится в выключенном состоянии, и наоборот. Также в

состав устройства входит средство для детектирования первичного излучения, пересекающего область визуализации, и формирования данных, характеризующих детектированное первичное излучение, средство для выбора данных, соответствующих каждому из, по меньшей мере, двух циклов сбора данных, и средство для объединения выбранных данных для формирования набора данных реконструкции с требуемым количеством выборок данных по углу. Использование изобретения позволяет улучшить пространственное разрешение при реконструкции изображения. 3 н. и 18 з.п. ф-лы, 5 ил.

RU 2 4 3 8 5 7 9 C 2

RU 2 4 3 8 5 7 9 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)
G06T 11/00 (2006.01)

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: **2008146505/14, 09.05.2007**

(24) Effective date for property rights:
09.05.2007

Priority:

(30) Priority:
26.05.2006 US 60/803,257

(43) Application published: **27.05.2010 Bull. 15**

(45) Date of publication: **10.01.2012 Bull. 1**

(85) Commencement of national phase: **25.11.2008**

(86) PCT application:
US 2007/068538 (09.05.2007)

(87) PCT publication:
WO 2007/140093 (06.12.2007)

Mail address:

**129090, Moskva, ul.B.Spaskaja, 25, str.3, OOO
"Juridicheskaja firma Gorodisskij i Partnery",
pat.pov. Ju.D.Kuznetsovu, reg.№ 595**

(72) Inventor(s):

TsIGLER Andi (DE)

(73) Proprietor(s):

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

(54) RECONSTRUCTION IN SYSTEM WITH SEVERAL TUBES

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention refers to medical imaging systems, particularly to computerised tomography. In the first version, tomography device includes at least two X-ray sources rotating around imaging area and emitting radiation in turns in the first set of angular positions during first data collection cycle and in another set of angular positions during the next data collection cycle. During device operation by the reconstruction method, two detector sets detect primary emission and generate data. Meanwhile, alternating device alternates data of the first and following data collection cycles selectively to form reconstruction data set. In the second version, tomography device

includes additionally a unit for alternating emission from the first and second X-ray sources onto the imaging area during at least two cycles of data collection. And while the first X-ray source is activated the second X-ray source is switched off, and vice versa. Also the device includes units of detection of primary emission crossing imaging area, generation of data characterising detected primary emission, unit of data selection corresponding to each of at least two data collection cycles, and unit combining selected data to form reconstruction data set with required number of data samples by angles.

EFFECT: improved spatial imaging in image reconstruction.

21 cl, 5 dwg

RU 2 438 579 C2

RU 2 438 579 C2

Настоящее изобретение относится к медицинским системам визуализации. Изобретение применимо, в частности, в компьютерной томографии (СТ) и, в особенности, к методам сбора и реконструкции данных.

5 Рентгеновские трубки в обычной СТ-системе визуализации с двумя рентгеновскими трубками обычно возбуждаются одновременно или поочередно во время сканирования объекта обследования. При одновременном возбуждении, обе трубки испускают излучение одновременно на протяжении, по меньшей мере, участка томограммы. Во время упомянутых периодов одновременного излучения, детектор, 10 детектирующий первичное излучение от одной из трубок, детектирует также встречно-рассеянное излучение, связанное с другой трубкой. Детектирование встречно-рассеянного излучения увеличивает суммарное количество рассеянного излучения, детектируемого каждым детектором. Увеличение доли рассеяния обычно приводит к артефактам и может ухудшить видимость половинного временного разрешения.

15 При поочередно возбуждаемых рентгеновских трубках каждая трубка включается и выключается так, что только одна из трубок испускает излучение в любой данный момент времени. Подобное переключение ослабляет сигнал детектирования встречно-рассеянного излучения детектором, детектирующим первичное излучение, поскольку 20 другая рентгеновская трубка не испускает излучение. Однако, поочередное переключение каждой трубки приводит также к тому, что каждая трубка испускает излучение в течение приблизительно половины времени непрерывного возбуждения (или без переключения) каждой трубки во время сбора данных. В результате, число отсчетов по углу каждой рентгеновской трубки уменьшается относительно числа 25 отсчетов по углу, получаемых с непрерывно возбуждаемыми рентгеновскими трубками. Это может ухудшить видимость половинного временного разрешения вследствие снижения пространственного разрешения реконструкции.

С учетом вышеизложенного существует потребность в системах и/или способах, 30 которые устраняют упомянутые и/или другие недостатки обычных систем с несколькими трубками.

Аспекты настоящего изобретения касаются упомянутых и других вопросов.

В соответствии с одним аспектом предлагается томографическое устройство. Томографическое устройство содержит, по меньшей мере, два рентгеновских 35 источника, которые поворачиваются вокруг области визуализации и поочередно испускают в нее излучение. По меньшей мере, два рентгеновских источника испускают излучение в позициях с угловыми координатами первой серии во время первого цикла сбора данных и в позициях с угловыми координатами другой серии во время 40 последующего цикла сбора данных. По меньшей мере, два набора детекторов детектируют первичное излучение, испускаемое соответствующим одним из, по меньшей мере, двух рентгеновских источников, и формируют данные, представляющие детектированное излучение. Перемежитель перемежает данные, соответствующие первому и последующим циклам сбора данных для каждого из, по 45 меньшей мере, двух рентгеновских источников.

Фиг.1 - изображение примерной медицинской системы визуализации с множеством рентгеновских источников.

Фиг.2 - примерные диаграммы коммутации для поочередного переключения 50 нескольких рентгеновских источников во время цикла сбора данных.

Фиг.3 - примерные смещенные диаграммы коммутации для поочередного переключения нескольких рентгеновских источников во время последующего цикла сбора данных.

Фиг.4 - поочередно переключаемые рентгеновские источники в течение нескольких циклов сбора данных.

Фиг.5 - примерный способ поочередного переключения нескольких рентгеновских источников.

5 На фиг.1 изображена медицинская система 10 визуализации. Медицинская система 10 визуализации содержит несколько рентгеновских источников, которые поочередно возбуждаются, и детекторы, которые детектируют первичное излучение во время, по меньшей мере, одного цикла сбора данных (например, полных оборотов или 10 частичных оборотов рентгеновских источников вокруг области визуализации). В одном случае, излучение, детектируемое в течение, по меньшей мере, двух циклов сбора данных, используют для формирования набора данных для реконструкции. Например, данные, соответствующие, по меньшей мере, двум циклам сбора данных 15 (полные наборы данных или их поднаборы) можно перемежать или иначе объединять для формирования набора данных. В рассматриваемом случае данные, собираемые в течение последующего(щих) цикла(ов) сбора данных, могут быть собраны в угловых положениях, отличающихся (например, сдвинутых на угловой шаг) от предыдущего цикла таким образом, что данные, детектируемые в течение последующего(щих) 20 цикла(ов), содержат угловые отсчеты сигнала, которые не собирались в течение последующего(щих) цикла(ов). Полученный набор данных может содержать большее число угловых отсчетов сигнала по сравнению с числом угловых отсчетов сигнала, соответствующих любому из отдельных циклов сбора данных.

Медицинская система 10 визуализации содержит сканер 12, содержащий N 25 рентгеновских источников $14_1, 14_N$ (в настоящем описании совместно именуемых рентгеновскими источниками 14), где N является целым числом, равным или большим чем единица. Рентгеновские источники 14 расположены со смещением по углу (например, на 90, 120 и т.п. градусов) друг относительно друга в осевой или 30 поперечной плоскости 16, которая ортогональна продольной или z-оси 18. В одном случае, рентгеновские источники 14 расположены вокруг поворотного портала 20. По существу, поворот портала 20 вокруг области 22 визуализации вызывает поворот рентгеновских источников 14 вокруг области 22 визуализации. В другом случае, рентгеновские источники 14 поворачивают вокруг области 22 визуализации другими 35 методами, например электронным отражением рентгеновского пучка. Во время сканирования рентгеновские источники 14 можно поочередно возбуждать так, что только один из рентгеновских источников 14 испускает излучение в область 22 визуализации в любой момент времени.

40 Сканер 12 дополнительно содержит N наборов детекторов $24_1, 24_N$ (в настоящем описании совместно именуемых детекторами 24). Каждый набор детекторов 24 расположен по угловой дуге, противоположной одному из рентгеновских источников 14, для определения границ области 22 визуализации между ними. В одном случае, каждый детектор в каждом наборе детекторов 24 поворачивается совместно с 45 конкретным одним из рентгеновских источников 14 и соответствует ему (например, в системе третьего поколения). В другом случае, детекторы в каждом наборе детекторов 24 находятся в фиксированных положениях и, в любой момент времени, определяются угловыми координатами рентгеновского источника 14 (например, в системе четвертого поколения). Каждый набор детекторов 24 детектирует первичное 50 излучение, когда соответствующий один из рентгеновских источников 14 испускает излучение.

Опорный стол 28 для объекта обследования (или пациента) служит опорой для

объекта обследования, например человека, внутри области 22 визуализации. Опорный стол 28 может быть подвижным, чтобы оператор мог направлять объект обследования в подходящее положение внутри области 22 визуализации перед, во время и/или после выполнения спирального, осевого и/или другого сканирования, например, посредством перемещения опорного стола 28 вдоль z-оси 18.

Управляющий компонент 26 управляет каждым из рентгеновских источников 14. В одном случае, упомянутое управление содержит поочередное включение и выключение каждого из рентгеновских источников 14 так, что рентгеновские источники 14 попеременно испускают излучение в область 22 визуализации. Упомянутое управление содержит возбуждение каждого из рентгеновских источников 14 с подходящим рабочим циклом и/или частотой переключения, которая определяет, который и когда каждый из рентгеновских источников 14 испускает излучение в течение каждого интервала взятия углового отсчета сигнала в каждом цикле сбора данных. Упомянутое управление может содержать определение угловой координаты рентгеновских источников 14, в которой снимаются отсчеты данных. В некоторых случаях, упомянутое управление содержит определение углового шага для каждого цикла сбора данных, на который сдвигаются угловые координаты рентгеновских источников 14 путем углового смещения, так что данные, детектируемые во время последующего цикла, содержат угловые отсчеты сигнала, которые не собирались в течение предыдущего цикла.

В неограничивающем примере, в течение первого цикла сбора данных управляющий компонент 26 может поочередно включать и выключать рентгеновские источники 14 так, что рентгеновский источник 14_1 испускает излучение во время первого участка периода коммутации, и рентгеновский источник 14_N испускает излучение во время второго участка периода коммутации. В настоящем примере рентгеновский источник 14_1 не испускает излучение во время второго участка периода коммутации, и рентгеновский источник 14_N не испускает излучение во время первого участка периода коммутации. В результате, первичное излучение можно детектировать при сборе данных детекторами, противоположащими активному рентгеновскому источнику 14. В течение последующего цикла сбора данных, угловые координаты рентгеновских источников 14 могут быть сдвинуты на угловой шаг для взятия отсчетов сигнала, которые не снимались в течение первого цикла сбора данных. После такого сдвига, рентгеновский источник 14_N испускает излучение во время первого участка периода коммутации, и рентгеновский источник 14_1 испускает излучение во время второго участка периода коммутации. В результате первичное излучение, детектируемое в течение последующего цикла сбора данных для каждого из рентгеновских источников 14, содержит отсчеты, которые не детектировались в течение предыдущего цикла сбора данных.

Каждый из детекторов 24 формирует сигнал, характеризующий детектируемое первичное излучение. Компонент 30 обработки обрабатывает, по меньшей мере, часть упомянутых сигналов. В одном случае компонент 30 обработки содержит перемежитель 32, который перемежает данные, собранные во время разных циклов сбора данных. Например, для каждого из источников 14 перемежитель 32 может объединять данные, собранные во время, по меньшей мере, одного цикла посредством перемежения данных из разных циклов. В одном случае полученный набор данных, сформированный посредством упомянутого перемежения, содержит большее число угловых отсчетов сигнала по сравнению с числом угловых отсчетов сигнала в любом отдельном цикле сбора данных. Для определения того, какие данные и из каких

циклов следует использовать для формирования набора данных для реконструкции, можно применять различные методы.

Например, при СТ, синхронизированной с фазами сердечного цикла, реконструкция может выполняться в режиме одного цикла, в котором реконструируются данные, собранные в течение, по меньшей мере, части одного поворота или полного оборота рентгеновских источников 14. При упомянутой реконструкции можно использовать также данные, собранные во время, по меньшей мере, одного другого цикла сбора данных. Подходящий способ определения того, какие данные и из каких циклов сбора данных следует использовать, содержит определение момента фазы в пределах сердечной фазы и окна в окрестности момента фазы. При использовании упомянутого способа, данные выбирают из разных циклов с учетом момента фазы и окна. Например, момент фазы может представлять спокойную фазу сердечного цикла в угловом диапазоне. Ширину окна в окрестности момента фазы можно настроить на сбор достаточного объема данных в окрестности установленного момента для формирования требуемого набора данных для реконструкции. Например, ширину можно настроить на сбор достаточного объема данных для ретроспективной реконструкции сердца в 180-градусном секторе. Такую ширину можно настроить на сбор минимального объема данных (180 градусов, плюс угол источник) для реконструкции. В другом случае, ширину окна настраивают на сбор дополнительных перекрывающихся данных, которые можно объединить для подавления артефакта, связанного с движением.

Обработанные данные подаются в реконструирующую систему 34, которая реконструирует данные для формирования объемных данных, характеризующих отсканированную область объекта обследования. Как изложено выше, упомянутые данные могут содержать данные, собранные из разных положений взятия угловых отсчетов во время разных циклов сбора данных, которые могут перемежаться. Процессор 36 изображений обрабатывает объемные данные изображения, сформированные реконструирующей системой 34. После этого, сформированные изображения можно отображать, записывать на пленку, архивировать, пересылать лечащему врачу (например, электронной почтой и т.д.), объединять с изображениями, полученными другими средствами визуализации, дополнительно обрабатывать (например, посредством измерения и/или программами визуализации, и/или специализированной системой визуализации), сохранять и т.п.

Компьютерная система (или пульт) 38 облегчает взаимодействие оператора со сканером 12 и/или управлением им. Прикладные программы, исполняемые компьютерной системой 38, позволяют оператору настраивать конфигурацию и/или управлять работой сканера 12. Например, оператор может взаимодействовать с компьютерной системой 38, чтобы выбирать протоколы сканирования, запускать, приостанавливать и завершать сканирование, просматривать изображения, манипулировать объемными данными изображения, измерять различные характеристики данных (например, число СТ, шумы и т.п.) и т.д. Компьютерная система 38 передает в управляющий компонент 26 различную информацию, включая, но без ограничений, команды и/или параметры, например напряжение, ток, диаграммы коммутации, рабочий цикл рентгеновских трубок, метод объединения данных и т.п. Управляющий компонент 26 использует упомянутую информацию, как описано выше для управления сканером 12.

На фиг.2 показаны примерные диаграммы коммутации для поочередного переключения рентгеновских источников 14. Для краткости и ясности показаны

только две упомянутые диаграммы 40_1 и 40_N коммутации (в настоящем описании совместно именуемые диаграммами 40 коммутации). Диаграмма 40_1 коммутации служит для коммутации одного из рентгеновских источников 14 (например, рентгеновского источника 14_1), и диаграмма 40_N коммутации служит для коммутации другого рентгеновского источника 14 (например, рентгеновского источника 14_N). Как показано, во время каждого периода 42, диаграммы 40 коммутации поочередно переключаются в состояние «включено» и «выключено», что поочередно включает и выключает источники 14 в пределах каждого периода 42. В приведенном примере, диаграммы 40 коммутации содержат прямоугольные импульсы с приблизительно равными рабочими циклами. Однако в другом примере, рабочие циклы, формы импульсов, амплитуды импульсов и т.п. могут отличаться.

На фиг.3 представлены примерные смещенные диаграммы коммутации для переключения рентгеновских источников 14 во время последующего цикла сбора данных. Как показано, первоначальные диаграммы 40_1 и 40_N коммутации сдвинуты на угловой шаг 44 для получения диаграмм 46_1 и 46_N коммутации. В приведенном примере, угловой шаг 44 соответствует угловому расстоянию, которое приведет к сбору в течение последующего цикла таких угловых отсчетов сигнала, которые не снимались в течение предыдущего цикла. В одном случае, угловой шаг 44 определяют как функцию

$$\frac{2\pi}{(K - 0,5)},$$

где K означает число угловых отсчетов. Данный способ можно применять для определения углового шага 44 при любом числе рентгеновских источников 14 и любом числе циклов. В настоящем изобретении предполагается также возможность других методов определения углового шага 44. Например, в альтернативном способе угловой шаг 44 можно устанавливать на обеспечение равномерных по углу отсчетов, при объединении данных из нескольких циклов.

На фиг.4 представлен пример, в котором источники 14_1 , 14_N , соответственно, переключаются согласно диаграммам 40_1 , 40_N коммутации во время первого цикла 48 сбора данных и согласно сдвинутым диаграммам 46_1 , 46_N коммутации (сдвинутым на шаг 44) во время второго цикла 50 сбора данных. Как показано, источник 14_1 переключается согласно схеме 40_1 коммутации таким образом, что во время первого цикла 48 излучение испускается, и данные собираются в течение первого участка 52 периода 42 взятия отсчетов. Во время второго цикла 50 источник 14_1 переключается согласно схеме 46_1 коммутации таким образом, что излучение испускается, и данные собираются в течение второго участка 54 периода 42 взятия отсчетов. Источник 14_N переключается согласно схеме 40_N коммутации во время первого цикла 48 таким образом, что излучение испускается, и данные собираются в течение второго участка 54 периода 42 взятия отсчетов, и согласно схеме 46_N коммутации таким образом, что излучение испускается, и данные собираются в течение первого участка 52 периода 42 взятия отсчетов.

В приведенном неограничивающем примере угловой шаг приблизительно составляет 0,5 градусов. Например, если каждый цикл 48, 50 представляет полный оборот портала, и первоначальный угол равен 0 (или 360) градусов, то угловые координаты для рентгеновского источника 14_1 в течение цикла 48 равны 0, 1, 2, ..., и 359 и в течение цикла 50 равны 0,5, 1,5, 2,5, ..., 359,5. Угловые координаты для рентгеновского источника 14_N в течение цикла 48 равны 0,5, 1,5, 2,5, ..., 359,5 и в

течение цикла 50 равны 0, 1, 2, ..., и 359. В приведенном примере, угловой шаг 44 соответствует угловому расстоянию, которое приведет к сбору в течение цикла 50 угловых отсчетов сигнала, которые не снимались в течение цикла 48 обоими рентгеновскими источниками 14. Следует понимать, что, хотя, вышеописанный пример касается 360-градусного сектора, в другом случае, данные можно собирать в секторе меньше чем 360 градусов. Например, при 180-градусной реконструкции, данные можно собирать в 180-градусном секторе плюс угол веерного пучка.

На фиг.5 показан неограничивающий способ сканирования объекта обследования медицинской системой 10 визуализации. На этапе, обозначенном позицией 56, включаются параметры сканирования. Данный этап содержит выбор протокола сканирования и настройку конфигурации сканера 12 для сканирования объекта обследования в области 22 визуализации. Данный этап содержит также обеспечение информации, например метода объединения данных, момента фазы и ширины окна (при исследовании сердца), числа циклов для объединения и т.п. На этапе, обозначенном позицией 58, поочередно возбуждаются рентгеновские источники 14, и выполняется сбор данных во время, по меньшей мере, одного цикла сбора данных. Когда каждый рентгеновский источник 14 включен, соответствующий набор детекторов 24 детектирует первичное излучение, испускаемое таким источником 14. В одном случае, угловой шаг 44 применяют для смещения углов взятия отсчетов для каждого рентгеновского источника 14 в каждом цикле. Угловой шаг 44 можно устанавливать таким, чтобы отсчеты, собранные в последующем цикле, представляли собой отсчеты, которые не собирались в предыдущем цикле.

На этапе 60 выбирают данные из каждого из циклов для формирования набора данных для реконструкции. Как изложено выше, данные можно выбирать с учетом момента фазы и ширины окна, чтобы получить подходящий объем данных, например, для ретроспективной реконструкции, синхронизированной с фазами сердечного цикла, в 180-градусном секторе. На этапе 62 выбранные данные объединяют для формирования набора данных реконструкции. В одном случае этот этап содержит перемежение данных, соответствующих каждому из источников, из разных циклов сбора данных для формирования одного набора данных. Путем сбора отсчетов в течение каждого цикла с разными угловыми координатами, можно повысить временное разрешение полученного набора данных. На этапе 64 реконструирующая система 34 реконструирует данные для формирования соответствующих изображений.

Системы и/или способы, описанные в настоящей заявке, и/или производные от них можно применять в задачах медицинской визуализации, например, но без ограничения, в СТ, синхронизированной с фазами сердечного цикла, рентгенографии мелких животных, сканирующих системах безопасности, при неразрушающем анализе или обнаружении дефектов материалов, системах технического зрения, системах, содержащих распределенные источники и т.п.

Выше настоящее изобретение описано на примере предпочтительных вариантов осуществления. Разумеется, после прочтения и изучения приведенного описания, специалистами будут обнаружены модификации и изменения. Предполагается, что изобретение следует интерпретировать как включающее в себя все такого рода модификации и изменения в той мере, в которой они находятся в пределах объема притязаний прилагаемой формулы изобретения.

Формула изобретения

1. Томографическое устройство (10), содержащее:

по меньшей мере, два рентгеновских источника (14), которые поворачиваются вокруг области (22) визуализации и поочередно испускают в нее излучение, при этом упомянутые, по меньшей мере, два рентгеновских источника (14) испускают излучение в первом наборе угловых позиций во время первого цикла сбора данных и в другом наборе угловых позиций во время последующего цикла сбора данных;

по меньшей мере, два набора детекторов (24), которые, каждый, детектируют первичное излучение, испускаемое соответствующим одним из, по меньшей мере, двух рентгеновских источников (14) и формируют данные, представляющие

детектированное излучение; и

устройство (32) чередования, которое выполняет селективное чередование данных, соответствующих первому и последующему циклам сбора данных для формирования набора данных реконструкции.

2. Устройство (10) по п.1, в котором выборки данных, выбранные в течение первого и последующего циклов сбора данных, содержат разные выборки данных.

3. Устройство (10) по п.1, в котором набор угловых позиций, соответствующих последующему циклу сбора данных, содержит набор угловых позиций, соответствующих первому циклу сбора данных, смещенных на угловой шаг (44).

4. Устройство (10) по п.3, в котором угловой шаг (44) является функцией $\frac{2\pi}{(K - 0,5)}$,

где K означает количество выборок данных по углу.

5. Устройство (10) по п.3, в котором угловой шаг (44) устанавливается с тем, чтобы обеспечить равномерную по углу выборку данных при объединении данных из нескольких циклов сбора данных.

6. Устройство (10) по п.1, в котором набор подвергнутых чередованию данных содержит большее количество выборок данных по углу по сравнению с количеством выборок данных по углу, соответствующих первому или последующим циклам сбора данных.

7. Устройство (10) по п.1, в котором первичное излучение принимается во время кардиосканирования.

8. Устройство (10) по п.1, в котором данные, соответствующие, по меньшей мере, одному дополнительному циклу сбора данных и другому отличающемуся набору угловых позиций, чередуются с данными из первого и последующих циклов сбора данных для формирования набора данных реконструкции.

9. Устройство (10) по п.1, в котором подвергнутые чередованию данные содержат данные для 180° ретроспективной реконструкции, синхронизированной с фазами сердечного цикла.

10. Устройство (10) по п.1, в котором подвергнутые чередованию данные соответствуют данным в пределах окна в окрестности момента фазы в спокойной фазе сердечного цикла.

11. Устройство (10) по п.1, дополнительно содержащее реконструирующую систему (34), которая реконструирует подвергнутые чередованию данные для формирования изображения объекта обследования внутри области (22) визуализации.

12. Устройство (10) по п.1, в котором каждый из, по меньшей мере, двух рентгеновских источников (14) переключается в зависимости от диаграммы коммутации.

13. Устройство (10) по п.12, в котором каждая диаграмма коммутации поочередно «включает» и «выключает» соответствующий один из, по меньшей мере, двух рентгеновских источников (14) в течение разных частей периода получения выборок

данных.

14. Компьютерный томографический способ реконструкции, содержащий следующие этапы:

поочередно возбуждают, по меньшей мере, два рентгеновских источника (14) для поочередного испускания излучения в область (22) визуализации в первом наборе угловых позиций во время первого цикла сбора данных и в других наборах угловых позиций во время последующего цикла сбора данных, причем в каждой угловой позиции только один рентгеновский источник испускает излучение;

детектируют первичное излучение, испускаемое, по меньшей мере, двумя рентгеновскими источниками (14) с каждой из угловых позиций для каждого из циклов сбора данных; и

объединяют данные, характеризующие детектированное первичное излучение, из циклов сбора данных для формирования набора данных реконструкции.

15. Способ по п.14, дополнительно содержащий этап, заключающийся в том, что сдвигают угловые позиции для каждого последующего цикла сбора данных на угловой шаг (44) для получения отличающегося набора выборок данных в каждом последующем цикле сбора данных.

16. Способ по п.15, в котором угловой шаг (44) определяют из формулы $\frac{2\pi}{(K - 0,5)}$,

где K означает количество выборок данных по углу.

17. Способ по п.15, в котором угловой шаг (44) устанавливают с тем, чтобы обеспечить равномерную по углу выборку данных при объединении данных из нескольких циклов сбора данных.

18. Способ по п.14, дополнительно содержащий этап, заключающийся в том, что выполняют чередование данных для формирования набора данных с большим количеством выборок данных по углу по сравнению с количеством выборок данных по углу, соответствующих любому одному циклу сбора данных.

19. Способ по п.14, в котором первичное излучение детектируют во время кардиосканирования, синхронизированного с фазами сердечного цикла.

20. Способ по п.14, дополнительно содержащий этап, заключающийся в том, что выбирают данные для формирования набора данных для 180° ретроспективной реконструкции.

21. Томографическое устройство (10), содержащее:

средство для поочередного испускания излучения из первого источника рентгеновского излучения и второго источника рентгеновского излучения в область (22) визуализации во время, по меньшей мере, двух циклов сбора данных из разных наборов угловых положений для каждого из упомянутых, по меньшей мере, двух циклов сбора данных, причем в то время как первый источник рентгеновского излучения находится во включенном состоянии, второй источник рентгеновского излучения находится в выключенном состоянии, и в то время как второй источник рентгеновского излучения находится во включенном состоянии, первый источник рентгеновского излучения находится в выключенном состоянии;

средство для детектирования первичного излучения, пересекающего область (22) визуализации, и формирования данных, характеризующих детектированное первичное излучение;

средство для выбора данных, соответствующих каждому из, по меньшей мере, двух циклов сбора данных; и

средство для объединения выбранных данных для формирования набора данных

реконструкции с требуемым количеством выборок данных по углу.

5

10

15

20

25

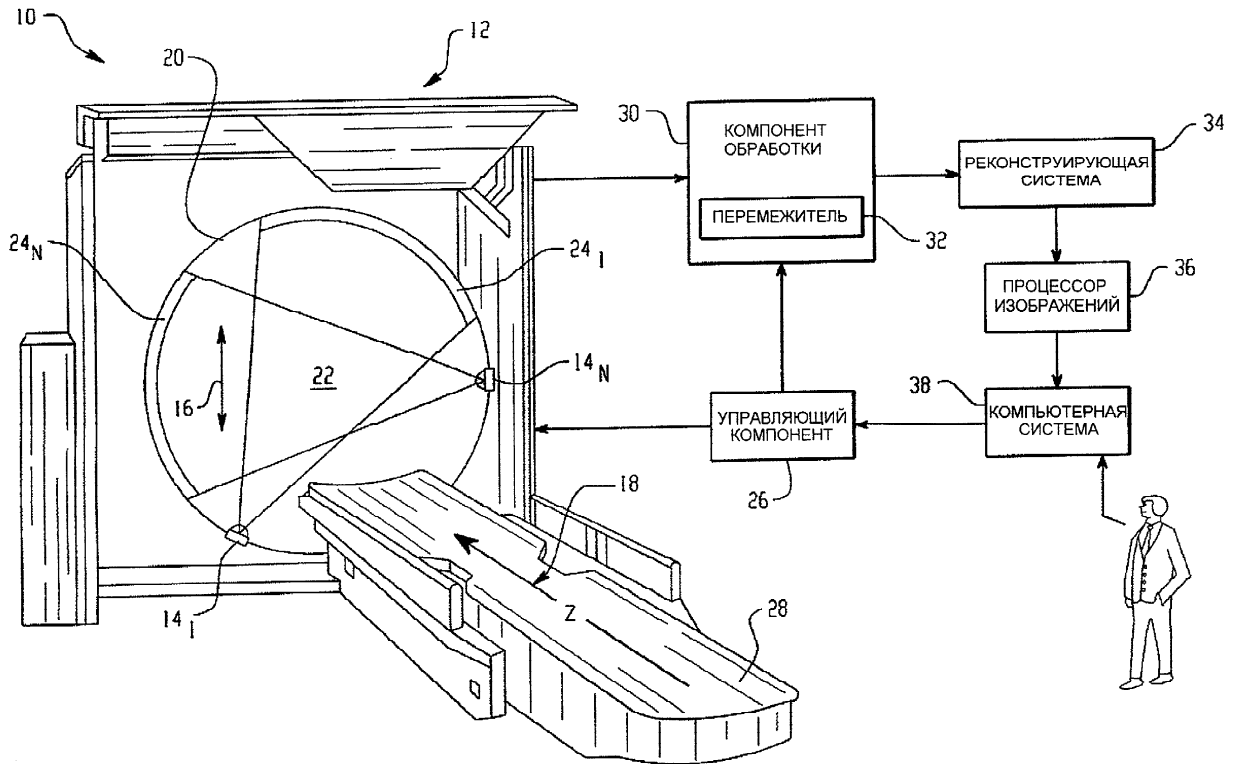
30

35

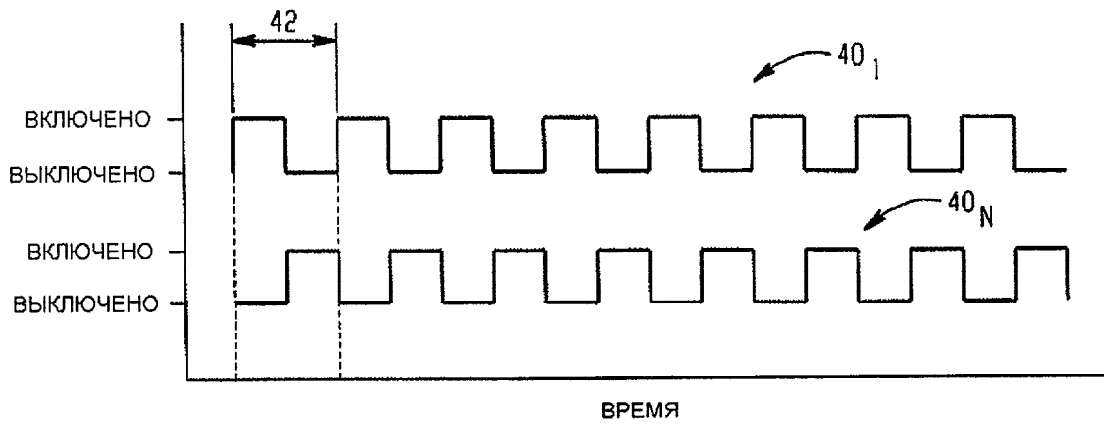
40

45

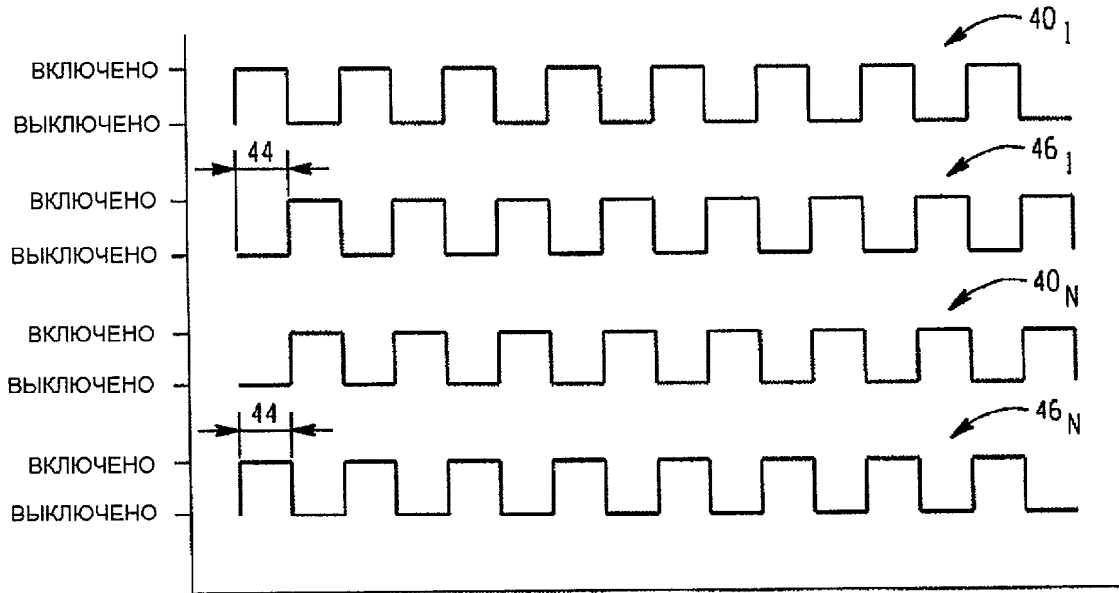
50



Фиг. 1

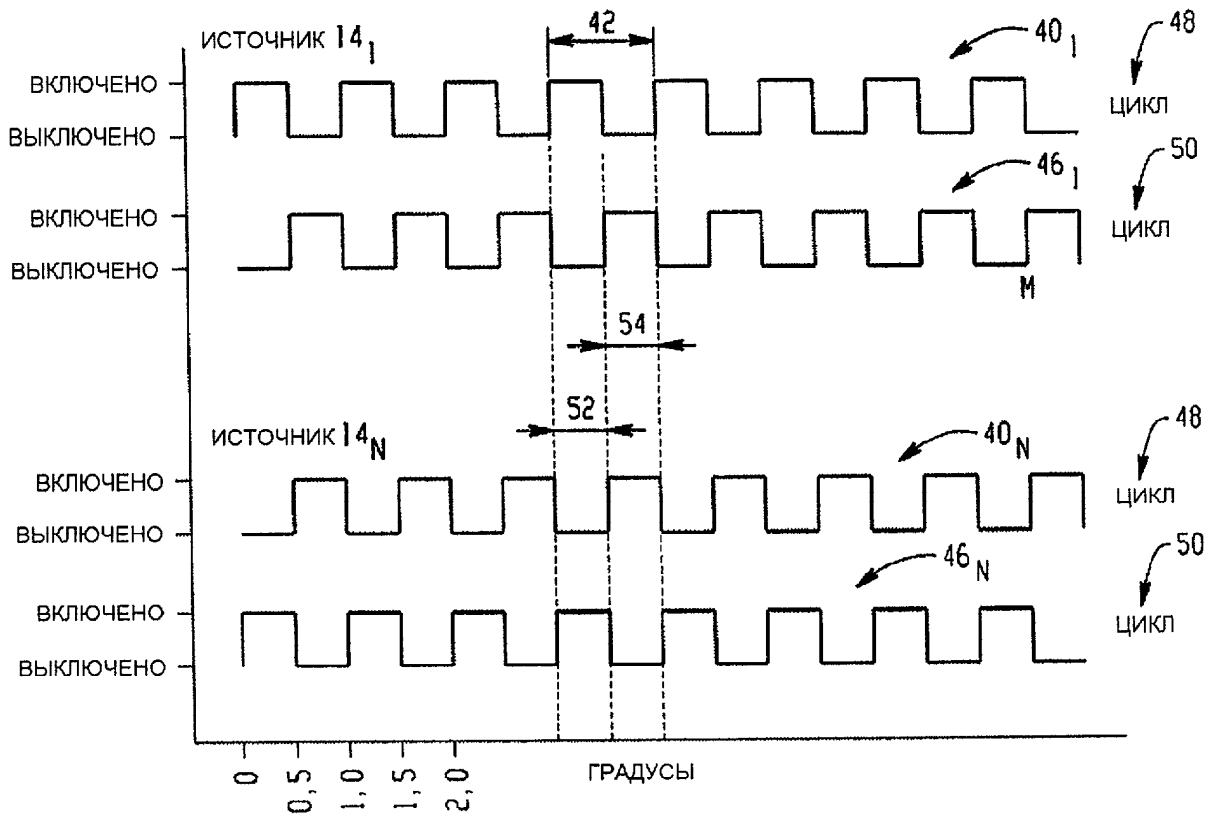


Фиг. 2

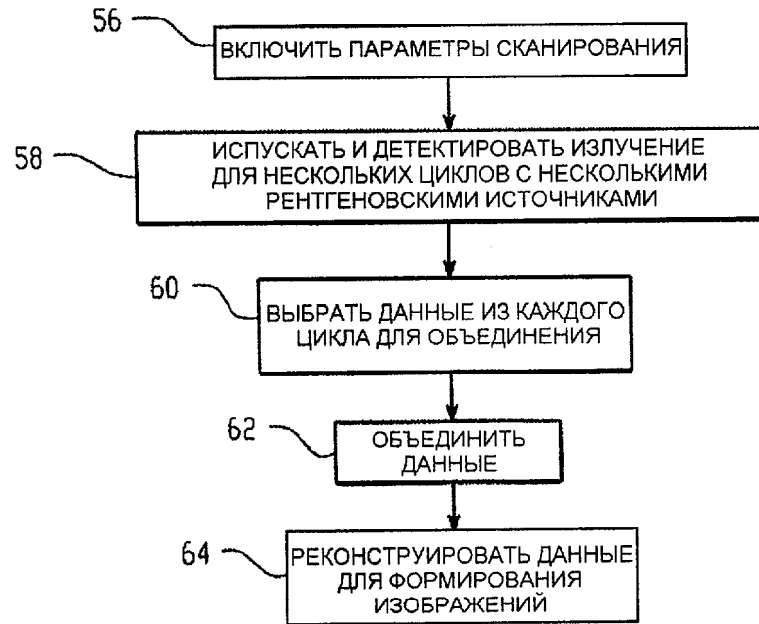


ГРАДУСЫ

Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5