



**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ(21)(22) Заявка: **2009101913/14, 13.06.2007**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
13.06.2007

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:
22.06.2006 US 60/805,515(43) Дата публикации заявки: **27.07.2010** Бюл. № 21(45) Опубликовано: **27.08.2012** Бюл. № 24(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 2003128801 A1, 10.07.2003. US 2004114710 A1, 17.06.2004. RU 97106990 A, 10.05.1999. КАЛЕНДЕР В. Компьютерная томография. - М.: ТЕХНОСФЕРА, 2006, с.73-83.**(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на национальной фазе: **22.01.2009**(86) Заявка РСТ:
US 2007/071101 (13.06.2007)(87) Публикация заявки РСТ:
WO 2007/149751 (27.12.2007)

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):

**РИББИНГ Каролина (DE),
ФОГТМАЙЕР Гереон (DE),
ПРОКСА Роланд (DE)**

(73) Патентообладатель(и):

**КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС
ЭЛЕКТРОНИКС, Н.В. (NL)****(54) ПОЛУЧЕНИЕ ИЗОБРАЖЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ КОДИРОВАННОГО РЕНТГЕНОВСКОГО ИЗЛУЧЕНИЯ ОТ НЕСКОЛЬКИХ ИСТОЧНИКОВ**

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к устройствам и способам компьютерной томографии. Томографический аппарат включает в себя, по меньшей мере, два рентгеновских источника, которые одновременно приводятся в действие с помощью различных коммутационных шаблонов для формирования однозначно кодированного излучения, по меньшей мере

два детектора, каждый из которых обнаруживает первичное излучение, испускаемое соответствующим ему одним из рентгеновских источников, и излучение бокового рассеяния от остальных двух рентгеновских источников. Каждый из детекторов генерирует составной сигнал. Далее развязывающее устройство на основе различных коммутационных шаблонов распознает сигнал, соответствующий по

меньшей мере одному из рентгеновских источников, в рамках составного сигнала и соотносит идентифицированный сигнал с соответствующим ему рентгеновским источником. В способе реконструкции изображения используется томографический аппарат для формирования изображения объекта в пределах области визуализации. Во втором варианте выполнения томографический аппарат содержит средство для одновременного генерирования совокупности однозначно кодированных рентгеновских пучков, средство для обнаружения первичного излучения, испускаемого первого пучка кодированных рентгеновских пучков, средство для обнаружения излучения бокового

рассеяния из второго пучка кодированных рентгеновских пучков. Средство для обнаружения первичного излучения и средство для обнаружения излучения бокового рассеяния выполнены с возможностью генерирования составного сигнала, включающего компоненты, характерные для обнаруженного первичного излучения и излучения бокового рассеяния. Средство для идентификации источника первичного излучения основано на составном сигнале. Использование изобретения позволяет увеличить временное разрешение получаемых изображений и снизить ротационную скорость гентри. 3 н. и 26 з.п. ф-лы, 8 ил.

R U 2 4 5 9 5 8 1 C 2

R U 2 4 5 9 5 8 1 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
A61B 6/03 (2006.01)

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2009101913/14, 13.06.2007**

(24) Effective date for property rights:
13.06.2007

Priority:

(30) Convention priority:
22.06.2006 US 60/805,515

(43) Application published: **27.07.2010 Bull. 21**

(45) Date of publication: **27.08.2012 Bull. 24**

(85) Commencement of national phase: **22.01.2009**

(86) PCT application:
US 2007/071101 (13.06.2007)

(87) PCT publication:
WO 2007/149751 (27.12.2007)

Mail address:

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

(72) Inventor(s):

**RIBBING Karolina (DE),
FOGTMAJER Gereon (DE),
PROKSA Roland (DE)**

(73) Proprietor(s):

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

(54) **IMAGE OBTAINING BY MEANS OF CODED X-RAY IRRADIATION FROM SEVERAL SOURCES**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical equipment, namely to devices and methods of computer tomography. Tomographic apparatus includes, at least, two X-ray sources which are put in action simultaneously by means of different communication patterns for formation of unambiguously coded irradiation, at least, two detectors, each of which detects initial irradiation, emitted by corresponding to it one of X-ray sources, and irradiation of side dispersion from the remaining two X-ray sources. Each of detectors generates composite signal. After that, decoupler basing on different commutation patterns recognizes signal, corresponding to at least one of X-ray sources, within composite signal and correlates identified signal with corresponding to it X-ray source. In method of image reconstruction tomographic

apparatus for formation of object image within visualisation area is used. In the second version of implementation tomographic apparatus contains means for simultaneous generation of groups of unambiguously codes X-ray beams, means for detection of initial irradiation, emitted first beam of coded X-ray beams, means for detection of side dispersion from second beam of coded X-ray beams. Means for detecting initial irradiation and means for detecting irradiation of side dispersion are made with possibility of generation of composite signal, which includes components, characteristic of detected initial irradiation and irradiation of side dispersion. Means for identification of initial irradiation source is based on composite signal.

EFFECT: application of invention makes it possible to increase time resolution of obtained images and reduce rotation rate gantry.

29 cl, 8 dwg

RU 2 459 581 C 2

RU 2 459 581 C 2

Следующее относится к системам диагностической визуализации. Находит особенное применение в компьютерной томографии (КТ), более конкретно в обработке излучения, улавливаемого одновременно от разных рентгеновских источников.

5 В традиционных КТ-системах с одной рентгеновской трубкой, рентгеновская трубка ограничивает производительность системы. В частности, рассеивание тепла в аноде рентгеновской трубки - это один из факторов, ограничивающих мощность трубки. Трубка может эксплуатироваться с менее чем 100% коэффициентом
10 использования, чтобы способствовать рассеиванию тепла в аноде; однако это приводит к менее эффективному использованию трубки и снижению потока фотонов, а высокие потоки фотонов желательны для переходных процессов получения изображения (визуализации), таких как при КТ сердца.

15 В КТ-системах с двойной рентгеновской трубкой, поток фотонов может быть увеличен посредством использования обеих трубок. Эти системы работают таким образом, что либо обе трубки одновременно генерируют и испускают рентгеновские лучи, либо только одна из трубок генерирует и испускает рентгеновские лучи в
20 данный период времени, когда трубки активируются поочередно. При одновременной работе детекторы, соответствующие каждой трубке, также регистрируют первичное излучение и излучение от других трубок (боковое рассеяние). Таким образом, совокупное рассеяние, детектируемое любым комплектом детекторов, возрастает относительно использования одной трубки. Чередование трубок уменьшает боковое
25 рассеяние, но снижает эмиссию фотонов для каждой трубки на единицу времени на основании количества трубок. В результате, время исследования возрастает, и мощность трубки должна увеличиться до достижения подобного отношения сигнал/шум (ОСШ). Чередование трубок также неэффективно т.к. для каждой трубки предназначается только часть периода времени.

30 На основании вышеизложенного, существует нерешенная необходимость в усовершенствованных системах и способах, которые смогут преодолеть упомянутые и/или другие недостатки традиционных систем.

Аспекты данного изобретения обращены к этим вопросам и другим.

Согласно одному аспекту, раскрывается томографический аппарат.

35 Томографический аппарат включает в себя по меньшей мере два рентгеновских источника, по меньшей мере два детектора и развязывающее устройство. По меньшей мере два рентгеновских источника могут одновременно активироваться по различным коммутационным шаблонам, чтобы генерировать однозначно кодируемое
40 (программируемое) излучение. Каждый детектор обнаруживает первичное излучение, испускаемое соответствующим одним из по меньшей мере двух рентгеновских источников, и излучение бокового рассеяния от по меньшей мере одного из остальных рентгеновских источников. При обнаружении излучения, каждый из по меньшей мере
45 двух детекторов производит составной сигнал, характеризующий сигнал регистрируемого первичного излучения и излучения бокового рассеяния. Развязывающее устройство, основанное на различных коммутационных шаблонах, распознает по меньшей мере один сигнал, соответствующий по меньшей мере одному из по меньшей мере двух рентгеновских источников в рамках составного сигнала и соотносит распознанный сигнал с соответствующим ему рентгеновским источником.
50

Фиг.1 иллюстрирует типичную систему диагностической визуализации со множеством одновременно приводимых в действие рентгеновских источников, которые генерируют кодируемые рентгеновские пучки.

Фиг.2 иллюстрирует типичные коммутационные шаблоны для однозначного кодирования излучения, испускаемого одновременно работающими рентгеновскими источниками, по частоте.

5 Фиг.3 иллюстрирует типичный комбинированный сигнал, включающий компоненты сигнала, кодируемого по частоте по различным коммутационным шаблонам.

Фиг.4 иллюстрирует первую типичную методику для выделения по меньшей мере одного сигнала из совокупного сигнала.

10 Фиг.5 иллюстрирует другую типичную методику для выделения по меньшей мере одного сигнала из совокупного сигнала.

Фиг.6 иллюстрирует типичные коммутационные шаблоны для однозначного кодирования излучения, испускаемого одновременно работающими рентгеновскими источниками, по фазе.

15 Фиг.7 иллюстрирует типичный комбинированный сигнал, включающий компоненты сигнала, кодируемого по фазе по различным коммутационным шаблонам.

Фиг.8 иллюстрирует типичный способ для соединения и разделения однозначно кодируемых сигналов, соответствующих различным одновременно работающим рентгеновским источникам.

20 Что касается Фиг.1, изображается томографический аппарат 10 или система 10 для получения изображений. Система 10 для получения изображений может быть медицинской системой для получения изображений, системой для получения изображений животных, промышленной системой для получения изображений, и т.п. Система 10 для получения изображений задействует многочисленные рентгеновские источники, активируемые одновременно, для облучения фрагмента объекта, подлежащего отображению. Излучение, испускаемое каждым источником, является
30 однозначно кодируемым (например, по частоте, коду, фазе, амплитуде и/или кодирование по рабочему циклу).

Детектор излучения регистрирует первичное излучение, испускаемое соответствующим источником, и излучение бокового рассеяния, испускаемое другими источниками, и генерирует составной (совокупный) сигнал, который включает
35 компоненты сигнала, характерные для регистрируемого первичного излучения и излучения бокового рассеяния. Уникальное кодирование излучения может быть использовано для разделения или другим образом извлечения одного или более индивидуальных компонентов сигнала из совокупного сигнала. С широкой точки зрения, это можно использовать для того, чтобы увеличить временное разрешение
40 полученных изображений, снизить ротационную скорость гентри (портала), упростить механическую конструкцию, обеспечить более быстрое получение изображений относительно традиционных методик, использующих чередующийся режим рентгеновской трубки, и/или снизить боковое рассеяние относительно традиционных
45 методик синхронного режима.

Система 10 для получения изображений включает в себя КТ-сканер 12, имеющий вращающуюся раму 14, которая поддерживает N рентгеновских источников 16r 16N (обобщенно обозначенных здесь как рентгеновские источники 16), где N - целое число,
50 равное или больше двух. Рентгеновские источники 16 размещаются вокруг рамы 14 с угловым смещением (например, для двух источников 90 градусов +.5* угол веерного пучка) друг от друга. Каждый из рентгеновских источников 16 может включать в себя рентгеновские решетки, запорные элементы, клапаны и/или подобное для создания

однозначно кодируемых коммутационных шаблонов. В одном варианте осуществления, рентгеновские источники 16 выполнены в виде рентгеновских трубок, контролируемых решеткой, в которых решетки служат для модуляции или иного контроля выходного сигнала соответствующей трубки, согласно желательному коммутационному шаблону. Например, решетки могут быть использованы для переключения каждого из рентгеновских источников 16 в положения «включено» и «выключено», согласно желательному шаблону кодирования. Использование других подходящих электрических контрольных цепей или иных механизмов, обеспечивающих желательное кодирование, также рассматривается. Пример подходящей альтернативы традиционным рентгеновским трубкам с термальными катодами (катодами прямого накала) - это рентгеновский источник, объединяющий создающие поле катоды, так называемые «холодные катоды», которые обычно делают возможной высокочастотную импульсную эмиссию, например, при 100 кГц, как описано в работе «Генерирование непрерывного и импульсного рентгеновского излучения для диагностической визуализации с использованием эмиссии катода на основе углеродной нанотрубки», G.Z. Yue и др., ., том 81, вып.2 от 8 июля 2002 г., которая включена здесь в качестве ссылки.

Блок 18 управления посылает управляющие сигналы или другие команды рентгеновским источникам 16, чтобы однозначно кодировать излучение, генерируемое несколькими рентгеновскими источниками 16. В одном варианте осуществления, кодирование по частоте используется так, что совокупность рентгеновских источников 16 приводятся в действие при различных частотах коммутации. В дополнение к кодированию по частоте, рассматриваются и другие способы кодирования, такие как по коду, фазе, амплитуде и кодирование по коэффициенту использования (один или в различных сочетаниях). Такое кодирование выполняется таким образом, что два или более рентгеновских источников 16 могут работать параллельно для одновременного испускания излучения. В одном из вариантов, различные коммутационные шаблоны генерируются общим осциллятором, который уменьшает относительную девиацию частоты между индивидуальными рентгеновскими источниками 16.

Рама (гентри) 14 также несет комплекты рентгеночувствительных детекторов 20_i и 20_N (обобщенно обозначенных здесь как комплект рентгеночувствительных детекторов 20). Каждый комплект рентгеночувствительных детекторов 20 расположен у рамы 14 так, чтобы противолежать угловой дуге, противоположной соответствующему ему рентгеновскому источнику 16, с тем чтобы задать область визуализации между ними. Детекторы 20 могут основываться на различных детекторных методиках. Например, в одном из вариантов, по меньшей мере один детектор использует методику непрямого преобразования (например, включая в себя сцинтиллятор на сероокиси гадолиния (ССГ)). В другом из вариантов, по меньшей мере один детектор использует методику прямого преобразования (например, включая в себя кристаллический теллурид кадмия и цинка (ТКЦ)).

В другом варианте осуществления, несколько рентгеновских источников 16 в медицинской системе 10 получения изображения смонтированы на стационарной раме, окружающей часть объекта, изображение которого получают, например, как описано в работе «Системы компьютерной томографии для визуализации для людей и мелких животных», Zhou и др., US 2004/0213378 A1, или как описано в работе «Аппарат диагностической визуализации, использующий распределенные рентгеновские источники, и способ их использования», C.Ribbing и др., EP 06101175.5 (поданная 2

февраля 2006 г.), которые включены здесь в качестве ссылки. Такая система визуализации типично менее сложна по конструкции, но может требовать большего количества рентгеновских источников 16 и/или рентгеночувствительных детекторов 20 для получения изображений того же качества, что и в ротационных установках.

5 Опора 24 для объекта (или пациента) поддерживает объект, например человека, в пределах области 22 визуализации. Опора 24 может быть перемещаемой, для того чтобы позволить оператору направить объект в подходящее местоположение в рамках области 22 визуализации до, во время и/или после выполнения спирального, 10 аксиального и/или другого сканирования, например, путем перемещения опоры 24 вдоль z-оси 26. Наряду с тем, что система 10 описывается как КТ-система третьего поколения, другие конфигурации также имеются в виду. Например, системы четвертого поколения, имеющие одно или более стационарное детекторное кольцо, также рассматриваются. В таком варианте осуществления, детекторы детекторного 15 кольца, которые соответствуют конкретному рентгеновскому источнику, будут варьироваться как функция угловой позиции источника.

Когда два или более рентгеновских источников 16 работают одновременно, каждый комплект детекторов 20 соответственно обнаруживает излучение, 20 испускаемое соответствующим ему рентгеновским источником 16 и другими рентгеновскими источниками 16. Таким образом, для конкретного комплекта детекторов 20, например 20₁, регистрируемое излучение состоит из излучения, испускаемого его рентгеновским источником 16₁ (первичное излучение и прямое 25 рассеянное излучение), а также из излучения, испускаемого рентгеновским источником 16_N (боковое рассеяние). Каждый детектор генерирует совокупный сигнал, включающий компоненты сигнала и первичного излучения, и излучения бокового рассеяния.

Сигнал от различных детекторов 20 поступает в развязывающее устройство 30, 30 которое выделяет один или более индивидуальных сигналов из совокупного сигнала, формируемого каждым детектором 20. В одном варианте осуществления, подходящем для применения с сигналами, кодируемыми по частоте, синхронные усилители 32 используются для блокировки во включенном положении на одном или более 35 сигналах и соответствующей частоте эталонного шаблона/модуляции в рамках совокупного сигнала. При использовании синхронных усилителей 32 и совокупный сигнал, и шаблон коммутации через SYNC-соединение 31, что соответствует интересующему сигналу, поступают в синхронный усилитель 32. Синхронный 40 усилитель 32 умножает совокупный сигнал посредством одного из коммутационных шаблонов. Для данного примера, предположим, что совокупный сигнал, умноженный на коммутационный шаблон, соответствует сигналу, типичному для излучения от источника 16₁.

Произведение совокупного сигнала и коммутационного шаблона обрабатывается 45 фильтром нижних частот, полосовым фильтром, настроенным на среднюю частоту коммутационного шаблона, или тому подобное. Фильтр пропускает постоянные компоненты и гасит компоненты, переменные во времени. Поскольку сигнал кодируется коммутационным шаблоном, а коммутационный шаблон имеет ту же частоту, получается сигнал, соответствующий источнику 16₁. Поскольку другие 50 однозначно кодируемые сигналы соотносятся с частотой, отличной от частоты данного коммутационного шаблона, они подавляются. Сигнал, однозначно кодируемый коммутационным шаблоном, соответствующим источнику 16_N, аналогично может быть получен посредством умножения совокупного сигнала на

подходящий коммутационный шаблон.

При использовании синхронного усилителя 32 совокупный сигнал демультимплексируется (разделяется на составляющие), и можно определить и соотнести долю интенсивности одного или более сигналов в совокупном сигнале или точно указать на соответствующий ему один из источников 16. В случае, если стоит задача сосчитать излучение рассеяния при одновременной работе рентгеновских источников 16, каждый из детекторов 20 можно снабдить по меньшей мере одним из синхронных усилителей 32 и использовать для извлечения компонента сигнала, произведенного соответствующими детекторам рентгеновскими источниками 16. В других вариантах применения способность точно указать источник рассеиваемого излучения может дать возможность визуализировать рассеяние и/или использовать мультимодальные технологии, например трансмиссию или томографию рассеяния.

При визуализации рассеяния фотоны, рассеянные в обоих направлениях - вперед и назад, - могут быть использованы для реконструкции изображения. В обратном рассеянии (по направлению назад) преобладает рассеяние Комптона (некогерентное), которое чувствительно к количеству электронов на единицу объема. Прямое рассеяние в большой степени когерентно, оно является основой рентгеновской дифракции и дает специфичный признак молекулярной структуры. Его поперечное сечение изменяется с энергией и углом фотона применительно к конкретным материалам, также и для аморфных материалов. Зависимость рассеяния от атомного состава и молекулярной структуры делает его полезным для распознавания тканей в теле пациента. Следовательно, в медицинской визуализации рассеянное излучение может также служить дополнительным источником информации.

Для некоторых задач визуализации можно улучшить контраст и ОСШ при неизменной дозе излучения путем улавливания и анализа части рассеяния, см., например, работу «Медицинская рентгеновская визуализация с использованием рассеянных фотонов», P.C.Johns, R.C.Leclair, M.P.Wismayer, SPIE Региональная конференция по оптоэлектронике, фотонике и визуализации, SPIE TD01, стр.355-357 (2002), которая включена здесь в качестве ссылки. С применением настоящего изобретения однозначное кодирование излучения может использоваться для извлечения одного или более из нескольких индивидуальных компонентов сигнала из совокупного сигнала. Более конкретно, боковое рассеянное излучение может точно указывать на его источник происхождения и/или использоваться для получения дополнительной информации о визуализируемом объекте, например, вклад в более высокий контраст и/или ОСШ и/или обеспечение информации по атомному числу или химической структуре.

Другие способы выделения сигнала, такие как субтракция 34, Фурье-преобразования 36 и разложение 38 элементарной волны, также рассматриваются.

Выделенные сигналы подаются в систему 40 реконструкции. Система 40 реконструкции реконструирует выделенные сигналы с целью сформировать волнометрические данные, характерные для сканируемой области исследуемого объекта. Процессор 42 изображений обрабатывает волнометрические данные изображения, сгенерированные системой 40 реконструкции. Сформированные изображения затем могут быть отображены на экране, сняты на пленку, заархивированы, переданы практикующему врачу (например, по электронной почте и т.д.), объединены с изображениями, полученными с помощью других способов получения изображений, в дальнейшем обработаны (например, с помощью средств измерения и/или визуализации и/или системы специализированной визуализации),

помещены на хранение и т.д.

Вычислительная система 44 дает возможность оператору взаимодействовать со сканером 12 и/или управлять сканером. Вычислительная система 44 может быть компьютером, таким как рабочая станция, настольная установка (ПК), напольная установка, ноутбук или подобные. Приложения программного обеспечения, выполняемые вычислительной системой 44, позволяют оператору настраивать и/или управлять работой сканера 12. Например, оператор может взаимодействовать с вычислительной системой 44, чтобы выбрать протокол сканирования, инициировать, прервать и завершить сканирование, просмотреть изображения, манипулируя волнометрическими данными изображения, измерить различные характеристики данных (например, число КТ, шум и т.д.) и т.п. Вычислительная система 44 сообщает разнообразную информацию блоку 18 управления. Такая информация может содержать инструкции, считываемые компьютером, для установки и/или управления работой сканера 12 для конкретного протокола сканирования. Например, такие инструкции могут включать в себя параметры, такие как потенциал рентгеновской трубки, сила тока, частота импульсов, фаза, амплитуда, коэффициент использования и т.д., выделение сигнала, алгоритм демультимплексирования и проч. Блок 18 управления использует эту информацию, как описано выше, для управления сканером 12.

Как обсуждалось ранее, различные коммутационные шаблоны могут использоваться для каждого из рентгеновских источников 16 для того, чтобы однозначно кодировать каждый источник 16.

Перейдя теперь к Фиг.2, будет описана примерная схема кодирования по частоте в отношении системы, имеющей два рентгеновских источника 16. Примерные коммутационные шаблоны 46_1 46_N (обобщенно обозначенные здесь как коммутационные шаблоны 46) для кодирования излучения, испускаемого рентгеновскими источниками 16_1 , 16_N , показаны как временная функция. В данном примере, который не является единственным возможным, коммутационные шаблоны 46, применяемые к рентгеновским источникам 16, имеют различные частоты. С широкой точки зрения, по меньшей мере, один из рентгеновских источников 16 коммутируется согласно однозначному шаблону, который повторяется с заданной частотой. Частота может зависеть от режима работы, максимальной скорости накопления данных и/или скорости вращения рамы. Типичная частота будет в пределах от сотни Гц до нескольких кГц, настроенная под максимальную частоту считывания показаний детекторной системы во избежание субдискретизации.

Фиг.3 иллюстрирует примерный комбинированный или совокупный сигнал 48, формируемый детектором, соотносящимся с рентгеновским источником 16_N . В данном примере, совокупный сигнал 48 включает доли сигнала 50_N первичного излучения и сигнала 50_1 излучения бокового рассеяния, соответственно относящихся к коммутационным шаблонам 46_N , 46_1 . Интенсивность сигнала 50_1 излучения бокового рассеяния меньше, чем сигнала 50_N первичного излучения, благодаря потере интенсивности при рассеянии. Совокупный сигнал 48 содержит в себе долю 52, включающую сигнал излучения бокового рассеяния, долю 54, включающую сигнал первичного излучения, и долю 56, включающую и сигнал бокового рассеяния, и сигнал первичного излучения. Неучтенная доля рассеяния может губительно воздействовать на качество реконструируемого изображения.

Фиг.4 иллюстрирует примерные выделенные сигналы. Такое выделение может быть осуществлено посредством различных способов. Например, синхронные усилители 32 могут использоваться, как описано ранее, для блокировки во включенном положении

на желательном сигнале для извлечения этого сигнала из совокупного сигнала 48. На этой фигуре индивидуальные сигналы 50 показаны как отдельные сигналы для пояснения и ясности. Необходимо понять, что физическое отделение каждого из сигналов 50 от совокупного сигнала 48 может или не может произойти. Например, в
 5 одном случае каждый из сигналов 50 отделяется от совокупного сигнала 48. В другом случае один или более сигналов 50 можно идентифицировать в рамках совокупного сигнала 48 и/или выделить его/их из этого совокупного сигнала. В этом же случае один или более желательных сигналов 50 можно идентифицировать, блокировать,
 10 пропустить, аккумулялировать, усилить и т.д. и/или один или более нежелательных сигналов 50 можно погасить, сбросить, проигнорировать и т.д. Извлеченный сигнал(-ы) затем может быть подан в систему 40 реконструкции и обработан, как описано выше.

Фиг.5 иллюстрирует способ выделения сигнала с применением способа 34
 15 субтракции. При использовании квадратно-волновых коммутационных шаблонов 46, результирующие сигналы 50 излучения соотносятся с периодом 58, в котором ни один из источников 16 не находится в положении «включено», периодами 60, 62, в которых только один из источников 16 находится в положении «включено», и периодом 64, в
 20 котором оба источника находятся в положении «включено». Периоды 58-64 отражены в совокупном сигнале 48 в участках 66, 68, 70 и 72 соответственно и могут быть использованы для извлечения одного или более индивидуальных сигналов 50 из совокупного сигнала 48. Например, из совокупного сигнала 48 участки 66 и 68 могут
 25 использоваться для идентификации сигналов 50_1 и 50_N . Уже идентифицированный, сигнал 50_1 может быть вычтен из совокупного сигнала 48, для получения сигнала 50_N , а сигнал 50_N может быть вычтен из совокупного сигнала 48, чтобы получить сигнал 50_1 . Извлеченный сигнал затем может подаваться в систему 40 реконструкции и обрабатываться, как описано выше.

Альтернативой кодированию по частоте, описанному выше, является кодирование по фазе. Фиг.6 иллюстрирует примерные шаблоны 74_1 и 74_N кодирования по фазе (обобщенно обозначенные здесь как шаблоны 74 кодирования по фазе). Фиг.7
 30 иллюстрирует примерные сигналы 76_1 , 76_N , кодированные по фазе излучения бокового рассеяния и первичного излучения (обобщенно обозначенные здесь как кодированные по фазе сигналы излучения 76), получающихся, соответственно, от кодированных по фазе шаблонов 74_1 и 74_N . Совокупный сигнал 78 включает в себя компоненты кодированных по фазе сигналов 76 излучения бокового рассеяния и первичного
 35 излучения. При мультиплексировании фазы, разнообразные способы выделения сигнала, такие как Фурье- и основанные на элементарной волне преобразования и/или другие подходы, могут использоваться для идентификации и/или извлечения сигнала. В дополнение при использовании мультиплексирования фазы рентгеновские источники 16 могут работать с разницей фаз, неограниченной до полупериода при коэффициенте использования более чем 50%.

В описанных выше примерах коммутационные шаблоны 50 и 76 включают в себя пачки или последовательности прямоугольных импульсов, получаемых при
 40 различных частотах (коммутационные шаблоны 50) и различных фазах (коммутационные шаблоны 76) с рабочим циклом(коэффициентом использования) около 50%. Необходимо понимать, что в других случаях могут использоваться многообразные импульсы других форм (например, синусоидальные, треугольные, синхронные и т.д.), частот, амплитуд, фаз и/или коэффициентов использования (больших или меньших). Использование коэффициента использования больше 50%

обеспечивает большую эффективность, поскольку каждый рентгеновский источник 16 генерирует и испускает излучение в течение более половины всего периода времени.

При дискретизации совокупного сигнала 48 считываемая частота (или частота дискретизации) по меньшей мере вдвое ($2x$) выше максимальной частоты $\max(f_{\text{коммут.}})$ в совокупном сигнале 48 (теорема Найквиста). Однако в одном случае, поскольку многократно наложенные друг на друга сигналы раскладываются на составляющие во время процесса выделения сигнала, считываемая частота также является функцией минимальной разницы $\min(\Delta f)$ между частотами коммутации. Как пример, время интеграции 100 мсек соответствует 10 кГц, что можно использовать для разложения двух мультиплексированных рентгеновских сигналов, коммутируемых при 3 и 3,5 кГц. В традиционном КТ-получении изображений используется такое короткое время интеграции сигнала, как 100 мсек, из-за относительно быстрого вращения рамы и относительно большого числа проекций. В одном случае меньший $\min(\Delta f)$ или больший $\max(f_{\text{коммут.}})$ приводят к более высокой частоте дискретизации (или более короткой длительности цикла). Это может позволить раме (гентри) вращаться с большими скоростями.

Фиг.8 иллюстрирует один из способов сканирования объекта с помощью системы 10 для получения изображений. Позицией 80 обозначен этап, при котором иницируются параметры сканирования. Это включает взаимодействие с приложениями программного обеспечения сканера, выполняемыми вычислительной системой 44, с целью установки и/или управления работой сканера 12 для сканирования объекта в области 22 визуализации. На этапе 82 вычислительная система 44 сообщается с контроллером 18 (блок управления), который последовательно передает команды управления рентгеновским источникам 16, включая схемы кодирования излучения, коммутационные шаблоны, коэффициент использования, алгоритмы выделения сигнала и т.д. Такие схемы кодирования могут быть основаны на частоте, фазе, амплитуде, коэффициенте использования и т.д. Подходящие коммутационные шаблоны описываются здесь. Как обсуждалось выше, коэффициент использования для каждого источника 16 может быть меньше, равным или больше 50%, и алгоритм выделения сигнала может быть основан на использовании синхронного усилителя 32, субтракции 34, методов Фурье 36, элементарной волны 38 и/или других (например, частота, фаза и т.д.) способах.

На этапе 84 каждый из рентгеновских источников 16 генерирует и испускает пучок излучения, однозначно кодированный с помощью его коммутационного шаблона. На этапе 86 каждый детектор регистрирует первичное излучение, испускаемое соответствующим ему рентгеновским источником 16, и излучение бокового рассеяния, испускаемое другими рентгеновскими источниками 16, и генерирует совокупный сигнал, характерный для однозначно кодированного излучения, как здесь обсуждалось. На этапе 88 совокупный сигнал 48 для каждого из разных детекторов измеряется и дискретизируется (например, разложение на множители в теореме Найквиста и минимальная разница между частотами коммутации), а развязывающее устройство 30 идентифицирует и/или извлекает один или более индивидуальных сигналов из совокупного сигнала 48. С помощью способов, описанных здесь, извлеченный(-е) сигнал(-ы) соотносится с одним из рентгеновских источников 16.

На этапе 90 система 40 реконструкции воссоздает первичный сигнал, а процессор 42 изображений обрабатывает реконструированные данные, чтобы сформировать соответствующие изображения. Изображения могут храниться или передаваться в вычислительное устройство 44 для визуального наблюдения оператора, а также сняты

на пленку, далее обработаны и т.д.

Системы и/или способы, описанные здесь, и/или их производные могут применяться в областях медицинской диагностической визуализации, таких как (но и не только) КТ сердца, рентгеновская визуализация для животных, защитные сканирующие системы, анализ или выявление дефектов безопасных материалов, машинное зрение, системы, объединяющие распределенные источники, промышленная визуализация, системы оптической визуализации и т.д.

Данное изобретение описано со ссылкой на предпочтительные варианты осуществления. Конечно, будут происходить их модификации и периодические изменения, если исходить из прочтения и понимания предыдущего описания. Предполагается, что данное изобретение будет интерпретировано как включающее в себя все такие модификации и периодические изменения в такой мере, в какой они подпадают под рамки прилагаемой формулы изобретения.

Формула изобретения

1. Томографический аппарат (10) содержащий:

по меньшей мере два рентгеновских источника (16), которые приводятся в действие одновременно по разным коммутационным шаблонам для того, чтобы генерировать однозначно кодируемое излучение; по меньшей мере два детектора (20), где каждый из по меньшей мере двух детекторов (20) обнаруживает первичное излучение, испускаемое соответствующим одним из по меньшей мере двух рентгеновских источников (16), и излучение бокового рассеяния от по меньшей мере одного из остальных по меньшей мере двух рентгеновских источников (16) и производит генерирование составного сигнала, включающего компоненты, характерные для обнаруженного первичного излучения и излучения бокового рассеяния; и развязывающее устройство (30), которое, основываясь на различных коммутационных шаблонах, идентифицирует по меньшей мере один сигнал, соответствующий по меньшей мере одному из по меньшей мере двух рентгеновских источников (16) в рамках совокупного сигнала и соотносит идентифицированный сигнал с соответствующим ему рентгеновским источником (16).

2. Аппарат (10) по п.1, в котором идентифицированный сигнал является характерным для первичного излучения.

3. Аппарат (10) по п.2, далее включающий в себя систему (40) реконструкции, которая воссоздает сигнал первичного излучения для формирования изображения объекта в пределах области (22) визуализации.

4. Аппарат (10) по п.1, в котором каждый из различных коммутационных шаблонов приводится в действие при разных частотах по отношению друг к другу для того, чтобы однозначно кодировать по частоте рентгеновское излучение.

5. Аппарат (10) по п.1, в котором различные коммутационные шаблоны модулируются по коду для того, чтобы однозначно кодировать рентгеновское излучение.

6. Аппарат (10) по п.1, в котором различные коммутационные шаблоны смещаются по фазе по отношению друг к другу для того, чтобы однозначно кодировать по фазе рентгеновское излучение.

7. Аппарат (10) по п.1, в котором по меньшей мере один из различных коммутационных шаблонов имеет рабочий цикл более чем 50%.

8. Аппарат (10) по п.1, в котором различные коммутационные шаблоны приводятся в действие при различных рабочих циклах относительно друг друга для однозначного

кодирования рентгеновского излучения.

9. Аппарат (10) по п.1, в котором различные коммутационные шаблоны соотносятся с двумя или более из различных частот, фаз, рабочих циклов и амплитуд относительно друг друга для однозначного кодирования рентгеновского излучения.

10. Аппарат (10) по п.1, в котором развязывающее устройство (30) определяет долю интенсивности от каждого из по меньшей мере двух рентгеновских источников (16) в составном сигнале.

11. Аппарат (10) по п.1, дополнительно включающий в себя осциллятор и/или генератор изображений, который формирует различные коммутационные шаблоны.

12. Аппарат (10) по п.1, в котором один или более из по меньшей мере двух рентгеновских источников (16) включает в себя решетку управления, которая способствует генерированию ее коммутационного шаблона.

13. Аппарат (10) по п.1, в котором развязывающее устройство (30) применяет по меньшей мере один из способа субтракции (34), Фурье-преобразования (36), разложения элементарной волны (38) и синхронный усилитель (32), для выделения по меньшей мере одного сигнала из составного сигнала.

14. Аппарат (10) по п.1, в котором по меньшей мере два детектора (20) включают в себя один из детекторов непрямого преобразования и детектор прямого преобразования.

15. Аппарат (10) по п.1, в котором по меньшей мере один из различных коммутационных шаблонов включает в себя последовательность импульсов одного из видов - главным образом прямоугольные, синусоидальные, треугольные и синхронные.

16. Аппарат (10) по п.1, в котором составной сигнал дискретизируется как функция максимальной коммутационной частоты трубки и минимальной разницы между частотами коммутации.

17. Аппарат (10) по п.1, в котором первичное излучение и излучение бокового рассеяния определяются во время КТ-сканирования сердца.

18. Аппарат (10) по п.1, в котором по меньшей мере два рентгеновских источника (16) вращаются вокруг области (22) визуализации.

19. Аппарат (10) по п.1, в котором по меньшей мере два рентгеновских источника (16) стационарно расположены рядом с областью (22) визуализации.

20. Аппарат (10) по п.1, в котором аппарат (10) является одним из томографических аппаратов для медицинской диагностической визуализации, визуализации для животных, неразрушающей визуализации и промышленной визуализации.

21. Аппарат (10) по п.1, дополнительно включающий КТ-сканер (12), который содержит по меньшей мере два рентгеновских источника (16).

22. Способ реконструкции с помощью компьютерной томографии (КТ) включает: кодирование, по различным коммутационным шаблонам, с индивидуальными выходными сигналами по меньшей мере двух рентгеновских источников (16), приводимых в действие одновременно, которые испускают излучение в область (22) визуализации; излучение, испускаемое по меньшей мере двумя рентгеновскими источниками (16), одновременно обнаруживаемое по меньшей мере одним детектором (20), который обнаруживает излучение, включая однозначно кодированное первичное излучение от соответствующего одного из по меньшей мере двух рентгеновских источников (16) и однозначно кодированное излучение бокового рассеяния от другого из остальных по меньшей мере двух рентгеновских источников (16);

генерирование составного сигнала, включающего в себя компоненты, характерные для обнаруживаемых первичного излучения и излучения бокового рассеяния;

нахождение сигнала первичного излучения в составном сигнале и соотнесение сигнала первичного излучения с соответствующей ему одной из по меньшей мере двух рентгеновских источников (16), основанных на коммутационных шаблонах; и реконструирование сигнала первичного излучения для формирования изображения объекта в пределах области (22) визуализации.

23. Способ по п.22, далее содержащий:

нахождение сигнала излучения бокового рассеяния в составном сигнале; соотнесение сигнала излучения бокового рассеяния с соответствующим ему одним из по меньшей мере двух рентгеновских источников (16), основываясь на коммутационных шаблонах; и реконструирование сигнала излучения бокового рассеяния.

24. Способ по п.22, далее включающий формирование каждого из различных коммутационных шаблонов с различными коммутационными частотами для кодирования по частоте рентгеновского излучения.

25. Способ по п.22, далее включающий формирование каждого из различных коммутационных шаблонов с различными фазами для кодирования по фазе рентгеновского излучения.

26. Способ по п.22, далее включающий кодирование рентгеновского излучения с использованием различных шаблонов кодирования.

27. Способ по п.22, далее включающий формирование по меньшей мере одного из различных коммутационных шаблонов с рабочим циклом более 50%.

28. Способ по п.22, далее включающий использование по меньшей мере одной из методик - субтракция (34), Фурье-преобразование (36), синхронный усилитель (32) и разложение элементарной волны (38) для выделения сигнала первичного излучения из составного сигнала.

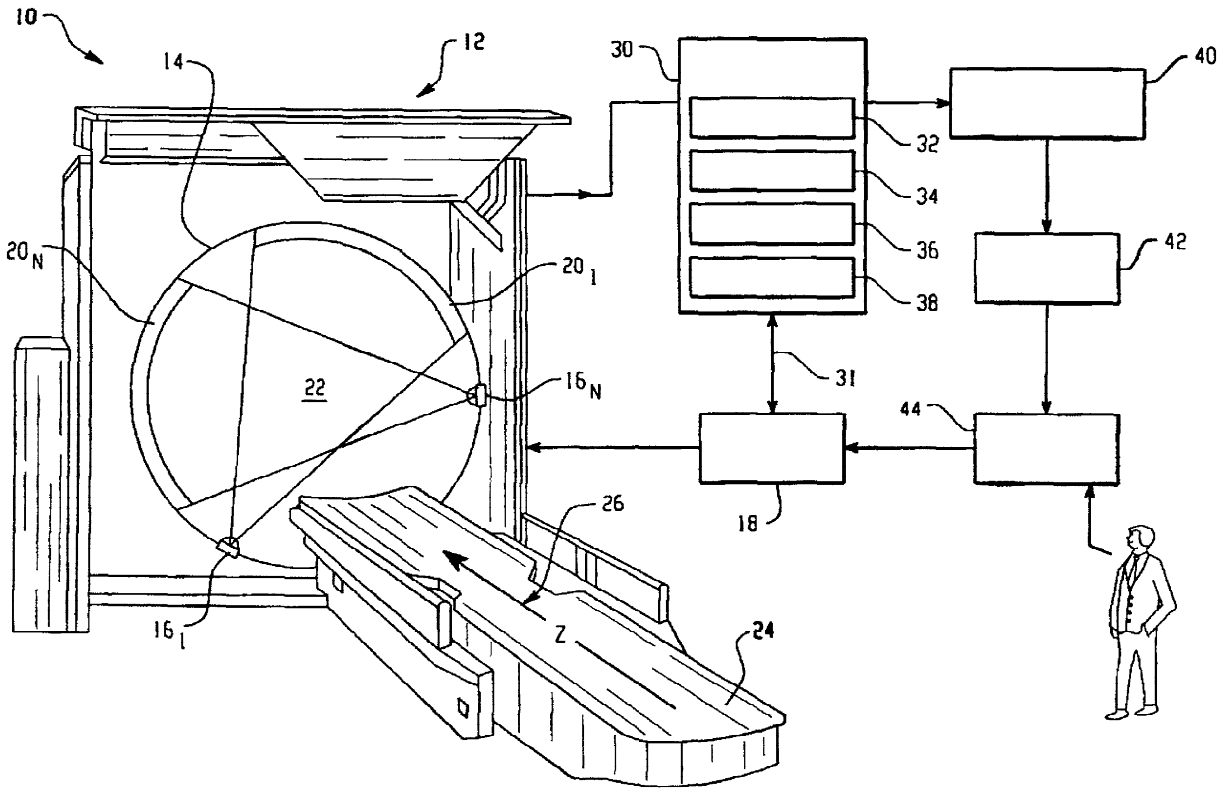
29. Томографический аппарат (10), содержащий:

средство для одновременного генерирования совокупности однозначно кодированных рентгеновских пучков;

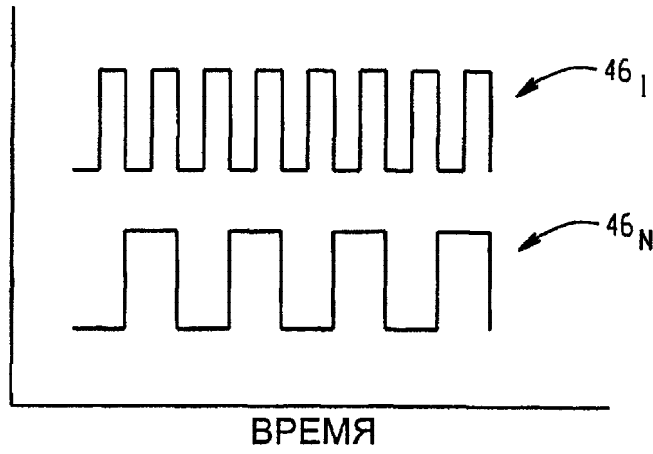
средство для обнаружения первичного излучения, испускаемого первого пучка кодированных рентгеновских пучков;

средство для обнаружения излучения бокового рассеяния из второго пучка кодированных рентгеновских пучков; при этом средство для обнаружения первичного излучения и средство для обнаружения излучения бокового рассеяния выполнены с возможностью генерирования составного сигнала, включающего компоненты, характерные для обнаруженного первичного излучения и излучения бокового рассеяния; и

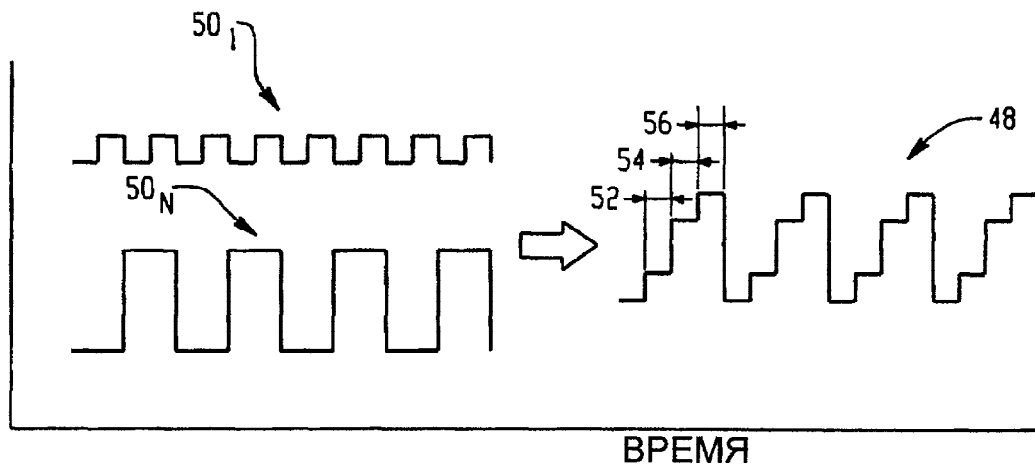
средство для идентификации источника первичного излучения, основанного, по меньшей мере, частично на составном сигнале.



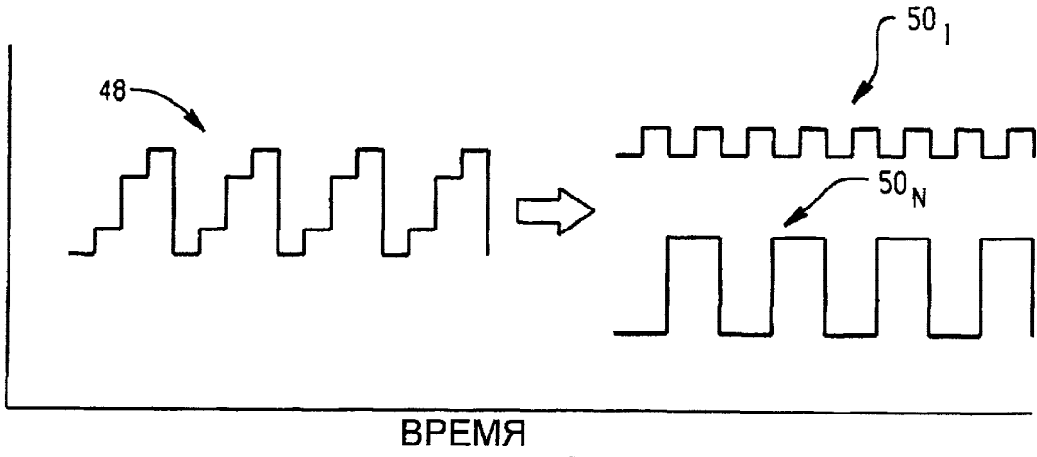
ФИГ.1



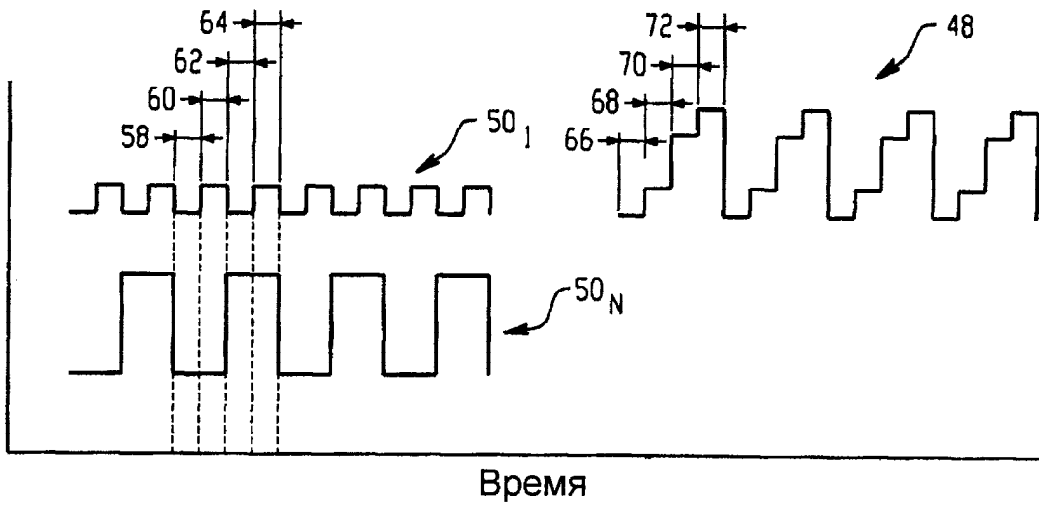
ФИГ.2



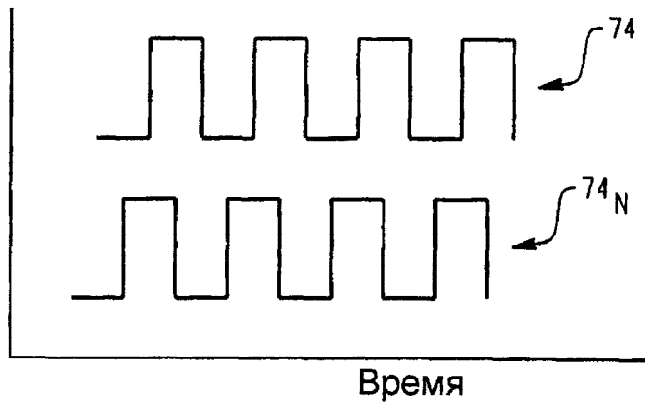
ФИГ.3



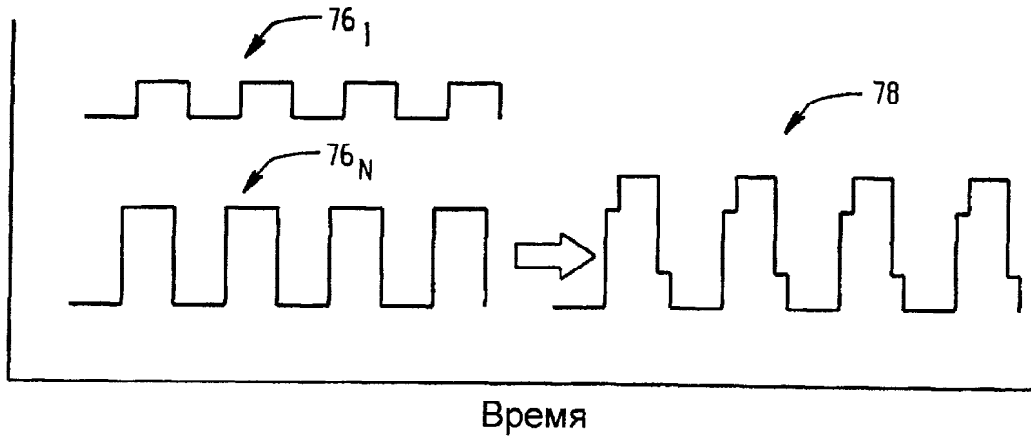
ФИГ.4



ФИГ.5

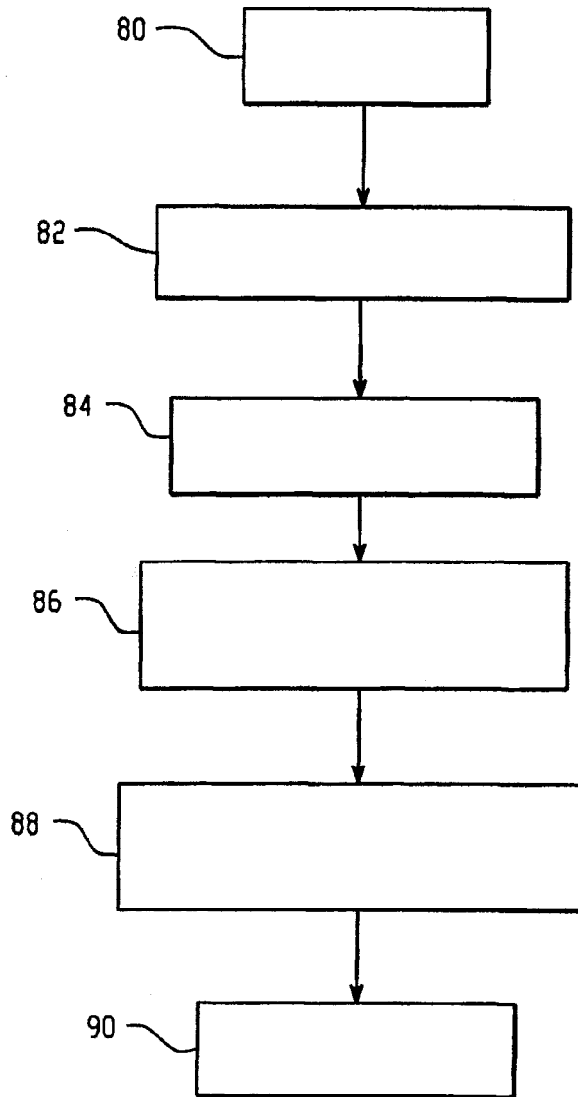


ФИГ.6



Время

ФИГ.7



ФИГ.8