



(51) МПК
A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01)
G01S 13/00 (2006.01)

**ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
 ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ**

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2010119668/14, 19.05.2010

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
 19.05.2010

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 19.05.2010

(43) Дата публикации заявки: 27.11.2011 Бюл. № 33

(45) Опубликовано: 10.10.2012 Бюл. № 28

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: RU 2008105888 А, 27.08.2009. RU 2327415 С1, 27.06.2008. RU 2342901 С1, 10.01.2009. RU 2258455 С2, 20.08.2005. US 200927877 А1, 10.09.2009. US 4085740 А, 25.04.1978. US 2005249037 А1, 10.11.2005. US 2008167535 А1, 10.07.2008. JP 10262936 А. 06.10.1996.

Адрес для переписки:

141021, Московская обл., г.Мытищи,
 ул.Юбилейная,40, к.1, кв.147, Э.Г.Зиганшину

(72) Автор(ы):

Зиганшин Эдуард Гусманович (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Зиганшин Эдуард Гусманович (RU)

(54) УСТРОЙСТВО ДЛЯ ДИСТАНЦИОННОГО БЕСКОНТАКТНОГО МОНИТОРИНГА ПАРАМЕТРОВ ЖИЗНЕДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике, а именно к приборам дистанционного мониторинга пациентов. Устройство содержит измерительный модуль с блоком обработки сигнала и родительский блок. Измерительный модуль выполнен в виде передающего канала и двух независимых приемных каналов, приемные антенны которых, пространственно разнесенные относительно друг друга, связаны соответственно с последовательно соединенными фазовым детектором, полосовым фильтром и усилителем, выходы которых подключены соответственно к входам аналого-цифрового преобразователя. Передающий канал реализован в виде последовательно соединенных формирователя коротких импульсов, СВЧ-генератора зондирующих сигналов и передающей антенны, а вторые входы фазовых детекторов

первого и второго приемных каналов связаны соответственно через направленные ответвители с выходами СВЧ-генератора зондирующих сигналов передающего канала. Блок обработки сигнала выполнен на микроконтроллере, входы и выходы которого подключены соответственно к выходу аналого-цифрового преобразователя и входу формирователя коротких импульсов, как и шинами связи соответственно с входами-выходами первого радио трансивера, первой энергонезависимой памятью и системой контроля заряда. Выход первого радио трансивера соединен с приемо-передающей антенной первого радио трансивера, а соответствующие входы-выходы системы контроля заряда связаны соответственно с перезаряжаемым аккумулятором и портом USB.

Родительский блок реализован на втором радио трансивере, входы-выходы которого

подключены соответственно к приемо-передающей антенне второго радио трансивера, второй энергонезависимой памяти, дисплею на органических светодиодах, кнопкам, зуммеру, вибратору и стабилизатору с малым падением напряжения,

соответствующий вход которого соединен с электрической батареей. Использование изобретения позволяет повысить надежность регистрации сигнала, вызванного движением тела человека. 5 ил.

RU 2 4 6 2 9 9 0 C 2

RU 2 4 6 2 9 9 0 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(51) Int. Cl.
A61B 5/08 (2006.01)
A61B 5/0205 (2006.01)
G01S 13/00 (2006.01)

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: **2010119668/14, 19.05.2010**

(24) Effective date for property rights:
19.05.2010

Priority:

(22) Date of filing: **19.05.2010**

(43) Application published: **27.11.2011 Bull. 33**

(45) Date of publication: **10.10.2012 Bull. 28**

Mail address:

**141021, Moskovskaja obl., g.Mytishchi,
ul.Jubilejnaja,40, k.1, kv.147, Eh.G.Ziganshinu**

(72) Inventor(s):

Ziganshin Ehdvard Gusmanovich (RU)

(73) Proprietor(s):

Ziganshin Ehdvard Gusmanovich (RU)

(54) DEVICE FOR REMOTE CONTACTLESS MONITORING OF HUMAN VITAL ACTIVITY PARAMETERS

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical equipment, namely to devices for remote monitoring of patients. Device contains measuring module with unit of signal processing and parent unit. Measuring module is made in form of transmitting channel and two independent receiving channels, whose receiving antennae, spatially separated with respect to each other, are connected with successively connected phase detector, bandpass filter and amplifier, whose outlets are connected respectively to inlets of analogue-digital converter. Transmitting channel is realised in form of successively connected generator of short-pulses, SHF generator of probing signal and transmitting antenna, second inlets of phase detectors of first and second receiving channels being connected respectively via directional couplers with outlets of SHF generator of probing signals of transmitting channel. Unit of signal processing is made on microcontroller, whose inlets and outlets are

connected respectively to outlet of analogue-digital converter and inlet of generator of short pulses, and communication buses, respectively with inlets-outlets of first radio transceiver, first energy-independent memory and system of charge control. Outlet of first radio transceiver is connected with combined antenna of first radio transceiver, and respective inlets-outlets of system of charge control are connected respectively with rechargeable accumulator and USB port. Parent unit is realised on second radio transceiver, whose inlets-outlets are connected respectively to combines antenna of second radio transceiver, second energy-independent memory, display on organic light diodes, buttons, buzzer, vibrator and stabiliser with small voltage drop, whose respective inlet is connected with electric battery.

EFFECT: application of invention makes it possible to increase reliability of registration of signal, induced by movement of human body.

5 dwg

RU 2 462 990 C2

RU 2 462 990 C2

Область применения.

Изобретение относится к медицинским диагностическим приборам для исследования физиологических параметров человека и может быть использовано главным образом для продолжительного дистанционного бесконтактного мониторинга параметров жизнедеятельности человека, таких как движение, дыхание и сердцебиение.

Отдельные категории людей, а также новорожденные дети требуют постоянного мониторинга признаков их жизнедеятельности в стационарах или на дому. Самая распространенная причина такого наблюдения - апноэ. Апноэ - состояние, сопровождающееся отсутствием дыхательных движений более 20 секунд. Вызывается различными факторами, такими как обеднение крови углекислотой, вызванное чрезмерной вентиляцией легких, болезнями, такими как бронхиальная астма, различными легочными заболеваниями, храпом. Особенно актуально такое наблюдение за новорожденными детьми. У новорожденных часто отмечается нарушение ритма дыхания, оно может быть неровным, поверхностным, ускоренным или замедленным, может происходить остановка дыхания. Склонность к апноэ отмечается у двух групп новорожденных. Первая группа - недоношенные младенцы, рожденные до 34 недель беременности. В течение нескольких первых дней жизни большинство недоношенных младенцев имеют склонность к нерегулярному дыханию.

Вероятность апноэ тем больше, чем меньше срок вынашивания ребенка и чем меньше зрелость центральной нервной системы. При сильной недоношенности (до 30 недель) вероятность эпизодов апноэ очень велика. Любые процедуры или состояния, вызывающие нарушение проходимости дыхательных путей младенца, могут явиться причиной апноэ.

Маленькие дети получают ограниченное количество кислорода. Вследствие этого длительные апноэтические промежутки, например до 30 секунд, могут оказать более выраженное влияние на маленького ребенка, чем на большого.

Апноэ иногда является следствием легочных заболеваний, таких как болезнь гиалиновых мембран (см. синдром респираторного дистресса). Наиболее часто апноэ впервые появляется на первый или второй день жизни недоношенного младенца и наблюдается до достижения им возраста доношенного ребенка. К этому сроку у нормальных недоношенных (при отсутствии других заболеваний) случаи апноэ обычно прекращаются.

Иногда у детей, рожденных в 34-42 недели беременности, отмечается постоянное апноэ, начиная с возраста 6 недель и старше. Это так называемое "позднее апноэ" иногда может являться следствием серьезных заболеваний, таких как инфекции, припадки, врожденная сердечная недостаточность, анемия, менингит или гастроэзофагальный рефлюкс (заброс желудочного содержимого в пищевод). При лечении этих заболеваний или, в крайнем случае, при лечении самого апноэ признаки апноэ пропадают в течение 1 года после его начала.

Повторные эпизоды апноэ в течение продолжительного времени могут привести к задержке умственного развития или даже представлять угрозу для жизни. Длительно наблюдающееся позднее апноэ может привести к состоянию, требующему реанимационных мероприятий и угрожающему развитием синдрома внезапной смерти ребенка (СВСР). По различным оценкам апноэ является непосредственной причиной смерти в 5-20% СВСР.

Для уменьшения вероятности летальных исходов необходимо вести постоянный мониторинг человека в режиме сна и в случае остановки дыхания оповещать

медицинский персонал или родителей ребенка.

Так же такие устройства могут быть использованы в сомнологии для наблюдения за физической активностью людей во время сна.

Для осуществления такого мониторинга существуют специальные устройства, которые можно разделить на два типа: контактные и дистанционные.

Контактные устройства обеспечивают наибольшую степень достоверности измерения. Наиболее распространены приборы, использующие сенсорные коврики, размещаемые под матрасом кровати. Примеры устройств контактного мониторинга детей: Angelcare AC401, датчик кладется под матрас, разработка "Angel Care", Канада (CA); BabySense, датчик кладется под матрас, разработка "Hisense Ltd.", Израиль (IL); Nanny, датчик кладется под матрас, разработка "Nanny Monitor UK", Чехия (CZ). Snuzo Halo, датчик крепится на ребенка, разработка "Snuzo H.O.", Южная Африка (ZA).

Контактные приборы требуют особых условий расположения сенсора (жесткая ровная поверхность под матрасом) и кровати (вблизи несущих конструкций дома для минимизации внешних вибраций). Такие приборы основаны на определении механического давления на сенсоры и поэтому обладают высокой чувствительностью. Это приводит к тому, что датчики прибора улавливают вибрации от источников, находящихся за пределами комнаты, таких как громкая музыка, посудомоечная машина, вентиляторы. Любое движение в комнате, передающее вибрацию через пол к кровати, может вызвать некорректную работу устройства. Зачастую такие приборы требуют настройки уровня чувствительности перед началом работы. Датчик, располагающийся под матрасом, требует обслуживания для предотвращения образования высокой влажности в месте его расположения.

Применение в качестве измерительного средства сверхширокополосного радара позволяет решить ряд задач, которые невозможно реализовать с помощью традиционных средств диагностики. Сверхширокополосные датчики обеспечивают неинвазивность измерений, вследствие чего исключается возможность инфицирования пациента во время измерений. Вместе с тем отпадает необходимость в использовании специально оборудованных лабораторий и высококвалифицированного персонала.

Известен импульсный сверхширокополосный датчик для контроля физиологических параметров дыхания и сердцебиения пациента (см., патент US №4085740, МПК А61В 05/02, публикация от 25.04.1978), содержащий модулятор, генератор СВЧ-сигнала, аттенюатор, шунтовый СВЧ-тройник, фазосдвигающую цепь, передающую и приемную антенны, приемник, включающий два канала, каждый из которых включает детектор, усилитель и фильтр, причем модулированный СВЧ-сигнал генератора с помощью линии передачи (волновода) непосредственно подводится к передающей антенне и излучается в сторону исследуемого объекта. Одновременно СВЧ-сигнал генератора, как опорный сигнал, через аттенюатор и шунтовый СВЧ-тройник поступает в смеситель синфазного канала приемника и через фазосдвигающую цепь, обеспечивающую сдвиг фазы опорного сигнала на 90°, поступает в смеситель квадратурного канала приемника. Отраженный от исследуемого объекта сигнал поступает в смесители каждого канала приемника. После детектирования или демодуляции в каждом канале суммарного выходного сигнала смесителя определяется амплитуда сигнала, которая является функцией относительной угловой скорости вращения фаз сигналов, поступающих на вход смесителя. При этом в зависимости от настройки усилителей и частотных фильтров на соответствующую амплитуду и частоту контролируемого физиологического параметра пациента, один канал приемника служит для выделения сигнала,

характеризующего дыхание, а второй - для выделения сигнала, характеризующего частоту сердцебиения пациента.

В связи с тем, что каналы приемника работают независимо друг от друга, датчику присущи те же недостатки: выходной сигнал датчика обладает малой информативностью вследствие возникновения "слепых" зон, в которых датчик не может одновременно измерять параметры дыхания и сердцебиения; применение датчика ограничивается фиксированным расстоянием между датчиком и пациентом; исключается применение датчика даже при незначительном перемещении исследуемого объекта.

Известен импульсный сверхширокополосный датчик дистанционного мониторинга дыхания и сердцебиения (см., заявка RU №2008.105888, МПК А61В 05/08, положительное решение от 2009.01.20), содержащий приемо-передающую антенну, соединенную с управляемым антенным переключателем; тракт формирования СВЧ-сигнала, включающий последовательно соединенные генератор СВЧ-сигнала, фильтр высокой частоты и буферный усилитель; управляемый электронный ключ формирования зондирующего и опорного сигналов; тракт зондирующего сигнала, включающий последовательно соединенные фильтр высокой частоты и усилитель мощности, выход которого соединен с входом антенного переключателя, а вход фильтра высокой частоты соединен с первым выходом электронного ключа; приемник отраженного сигнала, включающий малошумящий усилитель, синфазный и квадратурный каналы, каждый из которых включает последовательно соединенные смеситель, фильтр низкой частоты, низкочастотный усилитель, защитный фильтр низкой частоты и аналого-цифровой преобразователь, при этом вход малошумящего усилителя соединен с выходом антенного переключателя, а выход - с входами смесителей; тракт опорных сигналов, включающий последовательно соединенные фильтр высокой частоты, усилитель мощности и фазосдвигающую цепь, выход которой соединен со вторым входом смесителя квадратурного канала приемника, выход усилителя мощности соединен также с вторым входом смесителя синфазного канала приемника, а вход фильтра высокой частоты соединен с вторым выходом электронного ключа; последовательно соединенные блок отображения информации и блок обработки, соединенный с выходами аналого-цифровых преобразователей; блок управления и синхронизации, вход которого соединен с вторым выходом блока обработки, первый выход соединен с входом генератора СВЧ-сигнала, второй выход соединен с входом управления электронного ключа, а третий выход соединен с входом управления антенного переключателя.

Блок управления и синхронизации содержит формирователь управляющих сигналов, выход которого соединен с входом генератора СВЧ-сигнала, формирователь синхронизирующих сигналов, первый выход которого соединен с входом управления электронного ключа, а второй выход соединен с входом управления антенного переключателя, и задающий генератор, выход которого соединен с входами формирователя управляющих сигналов и формирователя синхронизирующих сигналов.

Формирователь управляющих сигналов содержит инвертор, управляемую линию задержки, управляющий вход которой соединен с выходом блока обработки, и логический элемент "И", первый вход которого через управляемую линию задержки соединен с выходом инвертора, второй вход и вход инвертора соединены с выходом задающего генератора, а выход логического элемента "И" соединен с входом генератора СВЧ-сигнала, причем формирователь синхронизирующих сигналов

содержит два канала формирования синхронизирующих сигналов, входы которых соединены с выходом задающего генератора, выход первого канала соединен с входом управления электронного ключа, а выход второго канала соединен с входом управления антенного переключателя.

Каждый канал формирования синхронизирующих сигналов содержит последовательно соединенные первую линию задержки, вход которой соединен с выходом задающего генератора, инвертор и вторую линию задержки, выход которой соединен с первым входом логического элемента "И", второй вход которого соединен с выходом первой линии задержки, а выход является выходом формирователя синхронизирующих сигналов, кроме того, усилитель мощности тракта зондирующего сигнала приемника выполнен с регулируемым коэффициентом усиления.

Однако недостатками известного технического решения являются сложность и дороговизна реализации, предусматривающие наличие дорогостоящих комплектующих, таких как СВЧ-переключатели, СВЧ-усилители мощности, малошумящие СВЧ-усилители и т.д., что приводит к значительному удорожанию конструкции, повышает требования к настройке их режимов работы, ужесточает требования к используемым подложкам при изготовлении печатных плат, повышает энергопотребление системы, делающее невозможным использование автономного питания, увеличивает массо-габаритные характеристики конструкции. Так же данное решение не имеет в своем составе родительский блок для оперативного оповещения о состоянии здоровья наблюдаемого. Все это отрицательно сказывается на потребительских свойствах при реализации предлагаемого решения.

Раскрытие изобретения.

Для более полного понимания сущности предлагаемого технического решения приводим уточняющие термины, употребляемые для его описания:

ФКИ - формирователь коротких импульсов;

СВГ - сверхвысокочастотный (СВЧ) генератор;

ФД - фазовый детектор;

ПФ - полосовой фильтр;

У - усилитель;

АЦП - аналого-цифровой преобразователь;

МК - микроконтроллер;

РТ - радио трансивер;

СКЗ - система контроля заряда;

АКБ - перезаряжаемая аккумуляторная батарея;

СР - соединительный разъем для подключения электрического кабеля;

УПШ - универсальная последовательная шина (Universal Serial Bus), предназначенная для подключения периферийных устройств согласно спецификациям компании "USB Implementers Forum, Inc.", разрабатывающий и поддерживающий данный стандарт;

ЭНП - энергонезависимая память;

ДСП - дисплей для отображения информации;

КНП - кнопки для взаимодействия с пользователем;

МД - микро динамик для звукового оповещения;

Вибро - вибровознок для тактильного оповещения;

СТБ - стабилизатор с малым падением напряжения;

ЭБ - электрическая батарея;

ИСМ - международный стандарт на использование частот радиосвязи (ISM-

industrial, scientific and medical) - разрешенный международный диапазон частот радиосвязи;

Апноэ - состояние, сопровождающееся отсутствием дыхательных движений более 20 секунд;

5 Дистресс - это состояние как физического, так и психоэмоционального перенапряжения, при котором заметно снижается жизненная активность человека, ухудшается здоровье, падает интерес к жизни, что в целом приводит к дезорганизации человека.

10 Задачей, на решение которой направлено данное изобретение, является создание устройства для бесконтактного дистанционного мониторинга жизнедеятельности человека с целью оповещения наблюдателей при наличии признаков угрозы жизни и здоровью наблюдаемого (например, новорожденных детей во время их сна либо нахождения в лежачем положении).

15 Техническим результатом изобретения является повышение надежности регистрации сигнала, вызванного движением тела человека.

Технический результат достигается тем, что в устройство для дистанционного бесконтактного мониторинга параметров жизнедеятельности человека, содержащее
20 измерительный модуль с блоком обработки сигнала и родительский блок (с отображением информации), причем измерительный модуль выполнен в виде передающего канала и двух независимых приемных каналов, приемные антенны которых, пространственно разнесенные относительно друг друга, связаны соответственно с последовательно соединенными фазовым детектором, полосовым
25 фильтром и усилителем, выходы которых подключены соответственно к входам аналого-цифрового преобразователя, передающий канал реализован в виде последовательно соединенных формирователя коротких импульсов, СВЧ-генератора зондирующих сигналов и передающей антенны, а вторые входы фазовых детекторов
30 первого и второго приемных каналов связаны соответственно через направленные ответвители с выходами СВЧ-генератора зондирующих сигналов передающего канала, кроме того, блок обработки сигнала выполнен на микроконтроллере, входы и выходы которого подключены соответственно к выходу аналого-цифрового преобразователя и входу формирователя коротких импульсов, как и шинами связи
35 соответственно с входами-выходами первого радио трансивера, первой энергонезависимой памятью и системой контроля заряда, причем выход первого радио трансивера соединен с приемо-передающей антенной первого радио трансивера, а соответствующие входы-выходы системы контроля заряда связаны
40 соответственно с перезаряжаемым аккумулятором и портом USB, в свою очередь родительский блок реализован на втором радио трансивере, входы-выходы которого подключены соответственно к приемо-передающей антенне второго радио трансивера, второй энергонезависимой памяти, дисплею на органических светодиодах, кнопкам, зуммеру, вибратору и стабилизатору с малым падением напряжения,
45 соответствующий вход которого соединен с электрической батареей.

Сущность изобретения.

Сущностью изобретения является то, что использование оригинальной конструкции измерительного модуля с блоком обработки сигнала с двумя независимыми
50 пространственно разнесенными приемными каналами с внутренней когерентностью относительно зондирующего короткого импульсного радиосигнала позволило повысить надежность регистрации сигнала, вызванного движением тела человека. Повышение надежности достигается: во-первых, значительным уменьшением

вероятности того, что одновременно в обоих приемных каналах фазы отраженного сигнала попадут в область низкой фазовой чувствительности фазовых детекторов; во-вторых, значительным уменьшением вероятности падения одновременно в обоих приемных каналах уровня отраженного сигнала из-за интерференции.

5 Функции измерительного модуля с блоком обработки сигнала:

1. Измерение параметров жизнедеятельности человека.

2. Передача результатов измерения на родительский блок (с отображением информации).

10 3. Постоянная запись результатов измерения во внутреннюю энергонезависимую память либо на вставляемую в специальный разъем карту памяти.

Функции родительского блока (с отображением информации):

1. Оповещение о результатах измерения параметров жизнедеятельности с помощью дисплея, зуммера и вибратора.

15 2. Настройка работы измерительного модуля с блоком обработки сигнала и родительского блока (с отображением информации) через пользовательское меню.

3. Контроль за состоянием работы устройства (уровень разряда батарей, уровень сигнала линии радиосвязи).

20 Обмен информации между модулями осуществляется с помощью линии цифровой радиосвязи в не лицензируемом диапазоне частот ISM.

Сравнение предлагаемого решения с известными техническими решениями показывает, что оно обладает новой совокупностью существенных признаков, которые совместно с известными позволяют успешно реализовать поставленную цель.

25 Сущность изобретения поясняется чертежами:

Структурная схема измерительного модуля с блоком обработки сигнала приведена на фиг.1. Структурная схема родительского блока (с отображением информации) приведена на фиг.2. Конструктивное исполнение измерительного модуля с блоком обработки сигнала приведено на фиг.3. Конструктивное исполнение родительского блока (с отображением информации) приведено на фиг.4.

Состав устройства:

1 - формирователь коротких импульсов;

2 - СВЧ-генератор;

35 3 - первый направленный ответвитель;

4 - второй направленный ответвитель;

5 - передающая антенна;

6 - первая приемная антенна;

40 7 - вторая приемная антенна;

8 - первый фазовый детектор;

9 - второй фазовый детектор;

10 - первый полосовой фильтр;

11 - второй полосовой фильтр.

45 12 - первый усилитель;

13 - второй усилитель.

14 - аналого-цифровой преобразователь (АЦП);

15 - микроконтроллер;

50 16 - первый радио трансивер;

17 - приемно-передающая антенна первого радио трансивера;

18 - система контроля заряда;

19 - перезаряжаемый аккумулятор;

- 20 - разъем USB;
- 21 - первая энергонезависимая память;
- 22 - приемо-передающая антенна второго радио трансивера;
- 23 - второй радио трансивер;
- 5 24 - вторая энергонезависимая память;
- 25 - стабилизатор с малым падением напряжения;
- 26 - электрическая батарея;
- 27 - дисплей на органических светодиодах;
- 10 28 - кнопки;
- 29 - зуммер;
- 30 - вибратор;
- 31 - подвижная часть измерительного модуля с блоком обработки сигнала;
- 32 - неподвижная часть измерительного модуля с блоком обработки сигнала;
- 15 33 - элемент крепления измерительного модуля с блоком обработки сигнала;
- 34 - крышка для доступа к аккумулятору 19;
- 35 - кнопка включения сенсорного блока;
- 36 - индикаторы работы сенсорного блока;
- 20 37 - родительский блок (с отображением информации);
- 38 - крышка отсека батареи 26.

Работа устройства осуществляется следующим образом.

При работе измерительного модуля с блоком обработки сигнала 31, 32 формирует коротких импульсов 1 генерирует импульсы заданной длительности. Длительность генерируемых импульсов определяет максимальную дальность измерения. Частота генерации определяется микроконтроллером 15. Сформированные импульсы запускают генерацию СВЧ-импульсов тождественной длительности в СВЧ-генераторе 2. СВЧ-импульсы поступают на передающую антенну 5, а также через первый направленный ответвитель 3 на опорный вход первого фазового детектора 8 и через второй направленный ответвитель 4 на опорный вход второго фазового детектора 9. Зондирующие сигналы, излученные передающей антенной 5, направленной на пациента - новорожденного, достигают поверхности его тела и отражаются. Часть отраженной энергии попадает на пространственно разнесенные приемные антенны 6 и 7. В измерительном модуле с блоком обработки сигнала 31, 32 реализованы два независимых приемных канала. Первый приемный канал состоит из первой антенны 6, первого направленного ответвителя 3, первого фазового детектора 8, первого полосового фильтра 10 и первого усилителя 12. Второй приемный канал состоит из второй антенны 7, второго направленного ответвителя 4, второго фазового детектора 9, второго полосового фильтра 11 и второго усилителя 13. Движения тела наблюдаемого, вызываемые двигательной активностью, дыханием и сердцебиением, приводят к пропорциональному изменению начальной фазы отраженных СВЧ-импульсов относительно зондирующих. Фазовые детекторы 8 и 9 на основе изменения начальной фазы отраженных СВЧ-импульсов выделяют сигнал, пропорциональный закону движения тела наблюдаемого. Полосовые фильтры 10 и 11 ограничивают спектр сигнала диапазоном его возможных значений. Усилители 12 и 13 поднимают уровень сигнала для обеспечения заданного динамического диапазона АЦП. Сигналы с выхода первого и второго усилителей поступают на входы АЦП 14, где они преобразуются в цифровой вид и передаются для обработки в микроконтроллер 15. Результат обработки сигнала посредством первого радио трансивера 16 и антенны 17 передаются на родительский блок (с

отображением информации) 37. При необходимости результаты обработки сигнала записываются в энергонезависимую память 21 для их последующей передачи на персональный компьютер посредством контроллера 15 через разъем USB 20 для анализа с помощью специального программного обеспечения. Измерительный модуль с блоком обработки сигнала 31, 32 получает электропитание от перезаряжаемого аккумулятора 19, который может быть заряжен с помощью системы контроля заряда 18 от напряжения, поданного на разъем USB 20. Так же измерительный модуль с блоком обработки сигнала 31, 32 может функционировать во время заряда аккумулятора 19 или без установленного аккумулятора 19 при наличии напряжения, поданного на разъем USB 20.

Конструктивно измерительный модуль с блоком обработки сигнала 31, 32 выполнен в виде двух частей: подвижной части 31 и неподвижной части 32, с расположенными на ней разъемом USB 20 и крышкой 34 для доступа к перезаряжаемому аккумулятору 19. Для удобства крепления измерительного модуля с блоком обработки сигнала 31, 32 к вертикальной конструкции (например, стена) предусмотрен элемент крепления 33. Такое конструктивное исполнение позволяет удобно установить модуль для измерения пациента. Для включения сенсорного блока предусмотрена кнопка 35. Для отображения режимов работы сенсорного блока предусмотрены индикаторы 36.

При работе родительского блока (с отображением информации) 35 поступающие данные с измерительного модуля с блоком обработки сигнала 31, 32 через антенну 22 поступают во второй радиотрансивер 23. Встроенный во второй радиотрансивер 23 контроллер анализирует данные и в зависимости от заданных параметров производит оповещение наблюдателя с помощью дисплея 27, зуммера 29 и вибратора 30. С помощью кнопок 28 и дисплея 27 наблюдатель может установить параметры анализа принимаемых с сенсора данных. Необходимые для работы дисплея и второго радиотрансивера данные размещаются во второй энергонезависимой памяти 24. Электропитание пейджера осуществляется от батареи 26 посредством стабилизатора 25.

Конструктивно родительский блок (с отображением информации) 37 размещен в моноблочном корпусе с выведенными наружу дисплеем 27, кнопками 28 и крышкой 38 отсека батареи 26.

Алгоритм обработки сигнала

Обработка сигнала происходит в цифровом виде с помощью контроллера 15. Алгоритм обработки сигнала показан на фиг.5.

Сигнал первого приемного канала анализируется функцией "Контроль исправности первого канала". Эта функция осуществляет диагностику состояния первого канала приемника. Сигнал второго приемного канала анализируется функцией "Контроль исправности второго канала". Эта функция осуществляет диагностику состояния второго канала приемника.

Сигналы с каждого из приемных каналов поступают на вход функции "Объединение каналов", результатом работы которой является объединение двух потоков сигнала в один для его дальнейшей обработки. Объединенный сигнал поступает на вход функций фильтрации "Фильтр на дыхание", "Фильтр на сердцебиение" и "Фильтр на движение".

Функция "Фильтр на дыхание" осуществляет фильтрацию части спектра сигнала, соответствующей дыхательной активности наблюдаемого.

После "Фильтра на дыхание" сигнал поступает на обработку в функцию

"Вычисление частоты дыхания". Результат работы этой функции - значение частоты вдохов в минуту F_R , а также признак "Достоверность дыхания", устанавливаемый для индикации достоверности результата вычисления частоты F_R .

5 Так же, после "Фильтра на дыхание" сигнал поступает на пороговую обработку сигнала. Эта часть обработки может работать в двух режимах.

Первый режим: режим оценки шума, при процедуре калибровки устройства. Процедура калибровки запускается пользователем в оговоренных инструкцией условиях перед началом измерения, когда поблизости от измерительного модуля с блоком обработки сигнала 31, 32 нет никаких движущихся объектов. В течение непродолжительного времени алгоритм обработки сигнала измеряет шум на заданном интервале с помощью процедуры "Измерение шума" и рассчитывает порог L .

15 Второй режим: режим измерения, который работает всегда, когда нет режима калибровки. В этом режиме функция "Измерение сигнала" производит вычисление действующей амплитуды сигнала A на заданном интервале. Далее производится сравнение вычисленной действующей амплитуды сигнала с порогом L . Если сигнал ниже уровня порога L , то запускается таймер на время T . Если сигнал превысит порог L , то производится сброс таймера и в следующий раз таймер запустится сначала. Если за время T , после запуска таймера не произошло его сброса, устанавливается признак "ТРЕВОГА", сигнализирующая об остановке дыхания.

20 Так же после измерения действующей амплитуды сигнала производится обработка сигнала в функции "Вычисление вероятности обнаружения P ". Далее рассчитанная вероятность P сравнивается с заданной минимальной вероятностью обнаружения $P_{мин}$, и в случае если P оказывается меньше $P_{мин}$, устанавливается признак "Малый сигнал", сигнализирующий о недостаточной для корректных измерений амплитуде сигнала на выходе приемника.

25 Так же после измерения действующей амплитуды сигнала производится обработка сигнала в функции "Вычисление вероятности обнаружения P ". Далее рассчитанная вероятность P сравнивается с заданной минимальной вероятностью обнаружения $P_{мин}$, и в случае если P оказывается меньше $P_{мин}$, устанавливается признак "Малый сигнал", сигнализирующий о недостаточной для корректных измерений амплитуде сигнала на выходе приемника.

30 Функция "Фильтр на сердцебиение" осуществляет фильтрацию части спектра сигнала, соответствующей сердечной активности наблюдаемого. При этом по результатам вычисления частоты дыхания F_R частотный диапазон фильтра сердцебиения может сдвигаться для улучшения качества работы функции "Вычисление частоты сердцебиения".

35 После "Фильтра на сердцебиение" сигнал поступает на обработку в функцию "Вычисление частоты сердцебиения". Результат работы этой функции - значение частоты ударов в минуту F_H , а также признак "Достоверность сердца", устанавливаемый для индикации достоверности результата вычисления частоты F_H .

40 Функция "Фильтр на движение" осуществляет фильтрацию части спектра сигнала, соответствующей двигательной активности наблюдаемого.

После "Фильтра на движение" сигнал поступает на обработку в функцию "Обнаружение движения", которая выставляет признак "Движение" при превышении сигналом определенного амплитудного порога.

45 Так же результат работы функции "Обнаружение движения" поступает на вход функции "Анализ статистики частот и амплитуд движения", по результатам работы которой вычисляется наличие или отсутствие признака "Проснулся" или "Повернулся".

50 По результатам работы алгоритма обработки сигнала ведется запись журнала во внутреннюю энергонезависимую память 21 сенсорного блока. Этот журнал может быть считан на персональный компьютер через разъем 20 для последующего анализа медицинским специалистом состояния наблюдаемого во время сна с помощью специального программного обеспечения.

Технико-экономическим эффектом изобретения является возможность дистанционного бесконтактного мониторинга таких параметров жизнедеятельности человека, как движение, дыхание и сердцебиение.

5

Формула изобретения

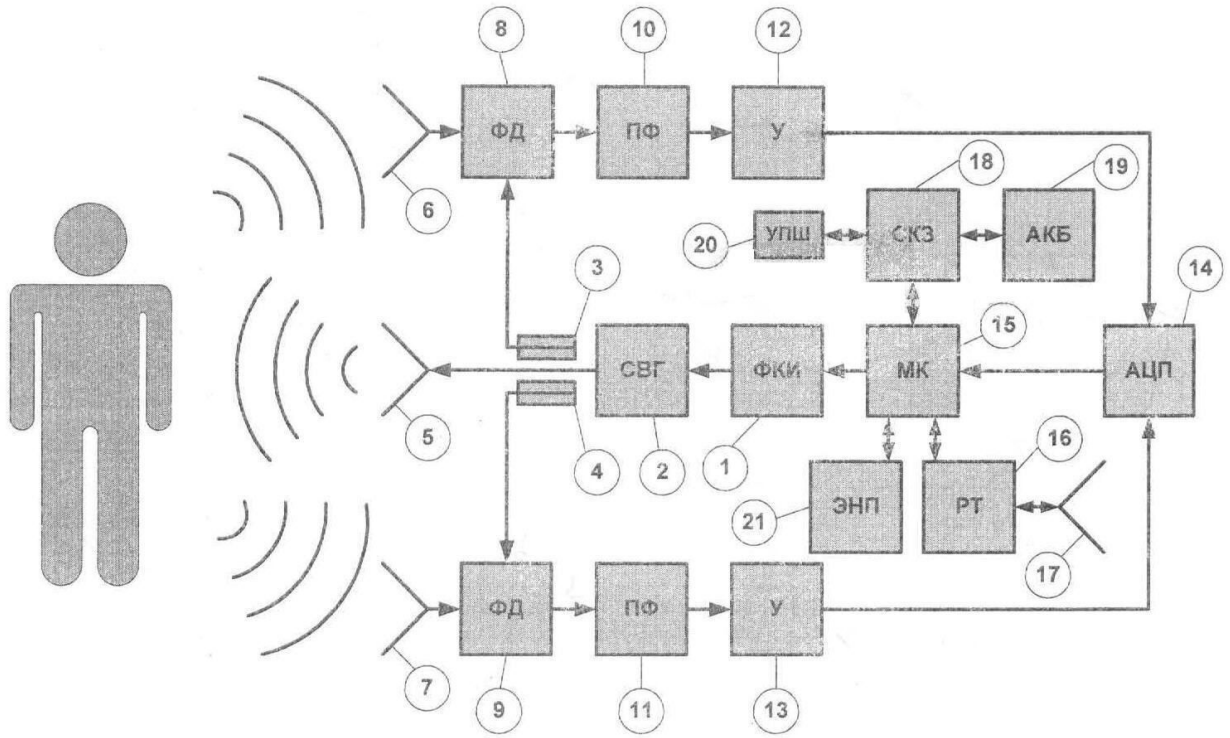
Устройство для дистанционного бесконтактного мониторинга параметров жизнедеятельности человека, содержащее измерительный модуль с блоком обработки сигнала и родительский блок, причем измерительный модуль выполнен в виде передающего канала и двух независимых приемных каналов, приемные антенны которых, пространственно разнесены относительно друг друга, связаны соответственно с последовательно соединенными фазовым детектором, полосовым фильтром и усилителем, выходы которых подключены соответственно к входам аналого-цифрового преобразователя, передающий канал реализован в виде последовательно соединенных формирователя коротких импульсов, СВЧ-генератора зондирующих сигналов и передающей антенны, а вторые входы фазовых детекторов первого и второго приемных каналов связаны соответственно через направленные ответвители с выходами СВЧ-генератора зондирующих сигналов передающего канала, кроме того, блок обработки сигнала выполнен на микроконтроллере, входы и выходы которого подключены соответственно к выходу аналого-цифрового преобразователя и входу формирователя коротких импульсов, как и шинами связи соответственно с входами-выходами первого радиотрансивера, первой энергонезависимой памятью и системой контроля заряда, причем выход первого радиотрансивера соединен с приемопередающей антенной первого радиотрансивера, а соответствующие входы-выходы системы контроля заряда связаны соответственно с перезаряжаемым аккумулятором и портом USB, в свою очередь родительский блок, реализован на втором радиотрансивере, входы-выходы которого подключены соответственно к приемопередающей антенне второго радиотрансивера, второй энергонезависимой памяти, дисплею на органических светодиодах, кнопкам, зуммеру, вибратору и стабилизатору с малым падением напряжения, соответствующий вход которого соединен с электрической батареей.

35

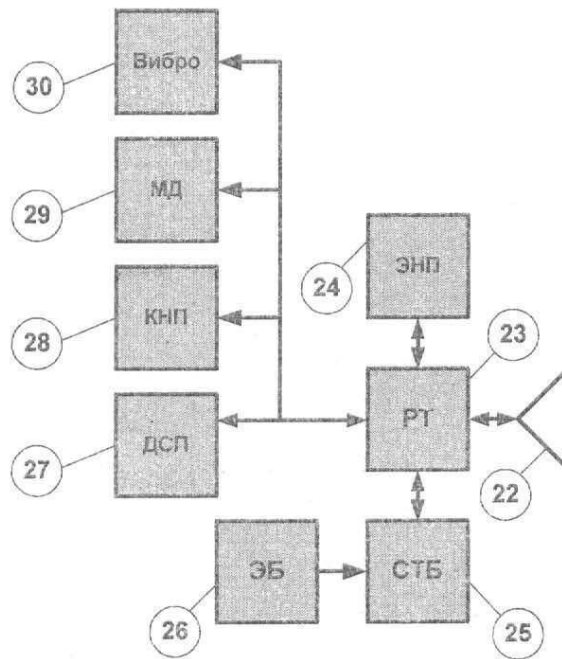
40

45

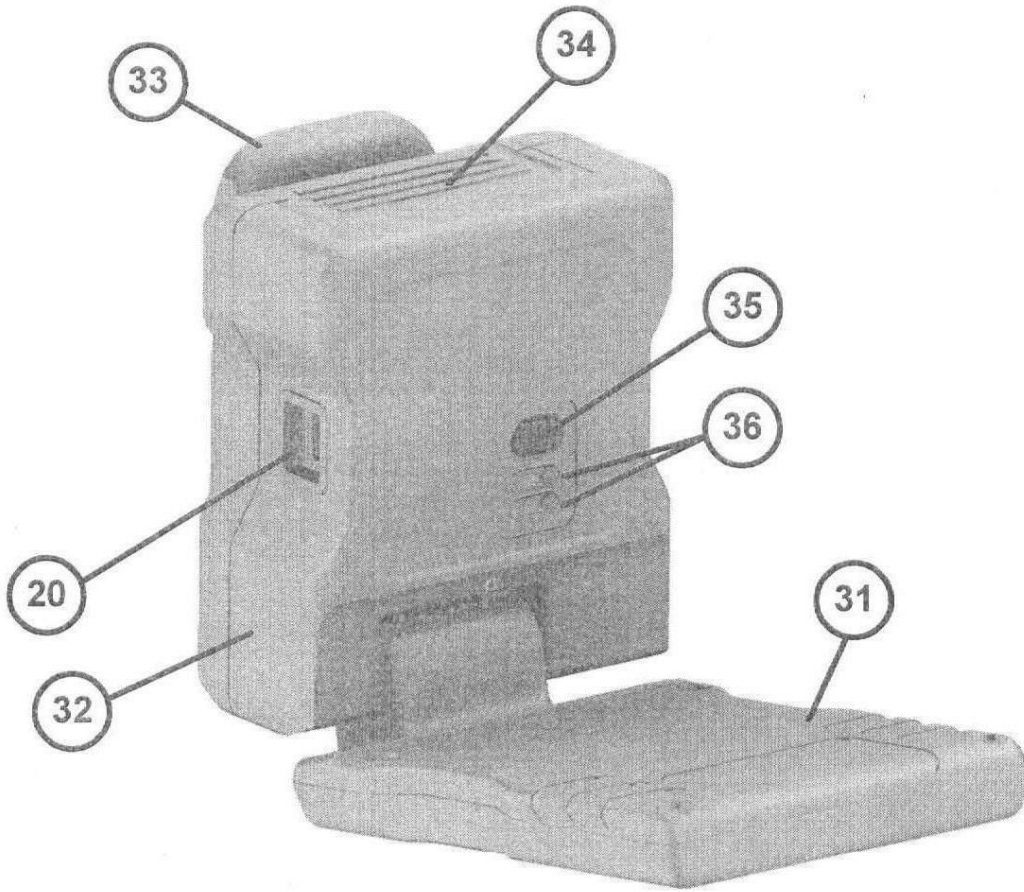
50



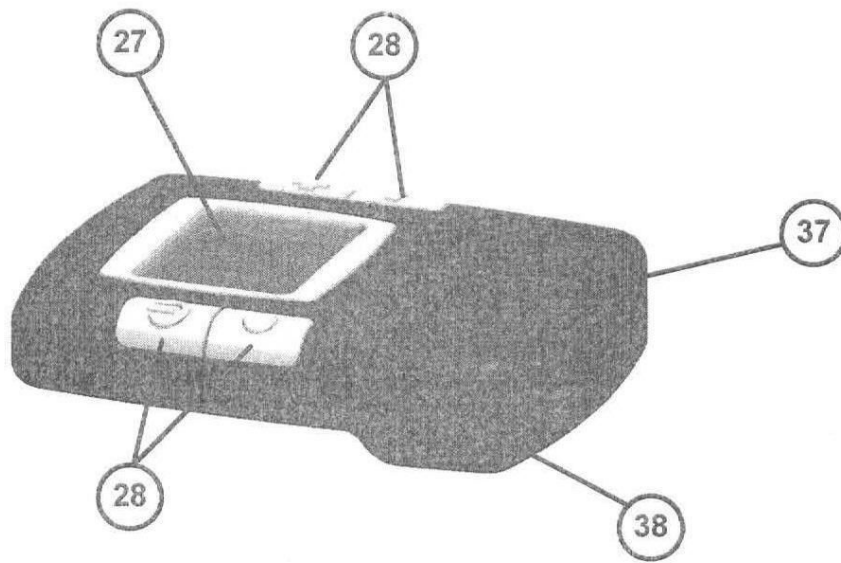
Фиг.1



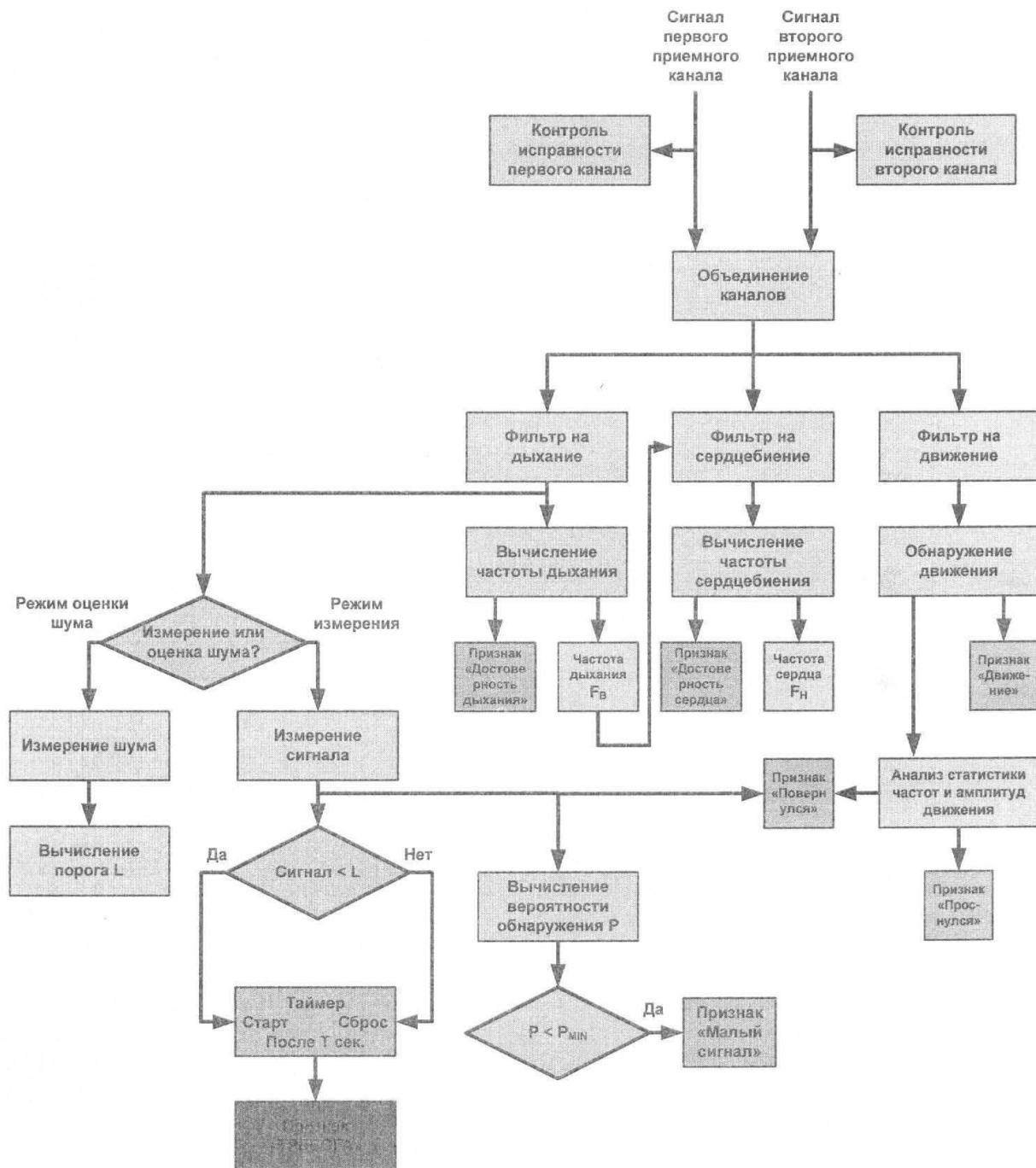
Фиг.2



Фиг.3



Фиг.4



Фиг.5