РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(19) **RU** (11) **2 555 111** (13) **C2**

(51) МПК
A61B 5/022 (2006.01)

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: **2012124117/14, 08.11.2010**

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
08.11.2010

Приоритет(ы):
(30) Конвенционный приоритет:
13.11.2009 JP 2009-259829

(43) Дата публикации заявки: **20.12.2013** Бюл. № **35**

(45) Опубликовано: **10.07.2015** Бюл. № **19**

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: **US 4971063 A, 20.11.1990. US 5680870 A, 28.10.1997. JP H021226 A, 05.01.1990. RU 2002113642 A, 10.02.2004. JP H0219133 A, 23.01.1990. WO 2009093515 A1, 30.07.2009**

(85) Дата начала рассмотрения заявки PCT на национальной фазе: **13.06.2012**

(86) Заявка PCT:
JP 2010/069799 (08.11.2010)

(87) Публикация заявки PCT:
WO 2011/058939 (19.05.2011)

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

(72) Автор(ы):
ДОИ Риосуке (JP),
НИСИОКА Таканори (JP),
ТАКЕОКА Кохеи (JP),
САВАНОЙ Юкия (JP),
ХОРИБАТА Кенити (JP),
ЯНАГАЗЕ Масатака (JP),
ХАТИМАРУ Идзуми (JP)

(73) Патентообладатель(и):
ОМРОН ХЭЛТКЭА КО., ЛТД. (JP)

(54) ЭЛЕКТРОННЫЙ СФИГМОМАНОМЕТР

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике. Электронный сфигмоманометр содержит манжету, блок накачивания и выпуска для регулировки давления в манжете, два датчика давления, две схемы генерации, которые выдают прямоугольный сигнал с частотой, основанной на давлениях, схему настройки схем генерации, которая позволяет пропускать выходной сигнал от одной из упомянутых схем генерации, и схему управления для получения на входе прямоугольного сигнала из схемы настройки схем генерации и вычисления кровяного давления по частоте прямоугольного сигнала. Датчики давления соединены с манжетой и обеспечены согласованно со схемами генерации. Схема настройки обеспечена как общая для упомянутых схем генерации. Схема управления переключает схемы генерации посредством выдачи сигнала подключения в одну из схем генерации. Схема управления выдает первый сигнал подключения в первую схему генерации и определяет первое манжетное давление на основании частоты первого прямоугольного сигнала. Схема управления выдает второй сигнал подключения во вторую схему генерации и определяет второе манжетное давление на основании частоты

RU 2555111 C2

RU 2555111 C2

второго прямоугольного сигнала. Схема управления определяет, возникла ли неисправность среди упомянутых датчиков давления по разности между первым манжетным давлением и вторым манжетным давлением. Применение изобретения позволит повысить надежность измеренных значений кровяного давления при применении нескольких датчиков. 3 з. п. ф-лы, 9 ил.

RU 2555111 C2

RU 2555111 C2

RUSSIAN FEDERATION

(19) **RU** (11) **2 555 111** (13) **C2**

(51) Int. Cl.
A61B 5/022 (2006.01)

FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(21)(22) Application: **2012124117/14, 08.11.2010**

(24) Effective date for property rights:
08.11.2010

Priority:
(30) Convention priority:
13.11.2009 JP 2009-259829

(43) Application published: **20.12.2013** Bull. № **35**

(45) Date of publication: **10.07.2015** Bull. № **19**

(85) Commencement of national phase: **13.06.2012**

(86) PCT application:
JP 2010/069799 (08.11.2010)

(87) PCT publication:
WO 2011/058939 (19.05.2011)

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

(72) Inventor(s):
DOI Riosuke (JP),
NISIOKA Takanori (JP),
TAKEOKA Kokhei (JP),
SAVANOJ Jukija (JP),
KhORIBATA Keniti (JP),
JaNAGAZE Masataka (JP),
KhATIMARU Idzumi (JP)

(73) Proprietor(s):
OMRON KhEhLTKEhA KO., LTD. (JP)

RU 2555111 C2

(54) ELECTRONIC SPHYGMOMANOMETER

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention refers to medical equipment. An electronic sphygmomanometer comprises a cuff, an inflation and pressure release unit for the cuff pressure adjustment, two pressure sensors, two generation circuits generating a rectangular signal at a pressure-dependent frequency, a generation circuit adjustment circuit ensuring passing an output signal from one of the above generation circuits, and a control circuit for generating an input rectangular signal from the circuit adjustment circuit and for calculating blood pressure at a rectangular signal frequency. The pressure sensors are connected to the cuff and matched with the generation circuits. The adjustment circuit is configured as a common one for the above generation circuits. The control circuit switches between the generation circuits by producing a signal of switching to one of the generation circuits. The control circuit generates the first signal of switching to the first generation circuit and determines the first cuff pressure dependent on the first rectangular signal frequency. The control circuit generates the second signal of switching to the second generation circuit and determines the second cuff pressure dependent on the second rectangular signal frequency. The control circuit detects if there is a failure of the above pressure sensors as shown by the first and second cuff pressure difference.

EFFECT: invention is expected to increase the measured blood pressure reliability when using more than one sensor.

4 cl, 9 dwg

RU 2555111 C2

Область техники, к которой относится изобретение

Настоящее изобретение относится к электронным сфигмоманометрам и, в частности, относится к электронным сфигмоманометрам, которые повышают надежность измеренных значений кровяного давления.

Уровень техники

Кровяное давление является одним из показателей анализа сердечно-сосудистого заболевания. Выполнение анализа степени риска сердечно-сосудистого заболевания на основе кровяного давления полезно для предотвращения таких состояний сердечно-сосудистой системы, как инсульт, сердечная недостаточность и инфаркт миокарда. В частности, утренняя гипертензия, при которой кровяное давление повышается ранним утром, связано с риском заболевания сердца, инсульта и т.п.

Кроме того, как оказалось, из симптомов утренней гипертензии симптом, называемый утренним всплеском, при котором кровяное давление быстро поднимается в течение от одного часа до полутора часов после пробуждения, имеет причинно-следственную связь с инсультом. Соответственно, понимание взаимосвязи между временем (образом жизни) и изменениями кровяного давления полезно при анализе степени риска в отношении состояний сердечно-сосудистой системы. Поэтому необходимо непрерывно измерять кровяное давление в течение длительного периода времени.

Кроме того, результаты последних исследований показали, что кровяное давление, измеренное дома, которое является кровяным давлением, измеряемым в домашних условиях, более полезно при предотвращении, диагностике, лечении и т.д. состояний сердечно-сосудистой системы, чем кровяное давление, измеряемое в больнице или во время медицинского освидетельствования (разовое кровяное давление). Соответственно, широкое распространение получили сфигмоманометры для домашнего использования, и при диагностике стали использовать значения кровяного давления, измеренного дома.

Для повышения точности измерения сфигмоманометров, изобретение, описанное в документе JP H7-51233A, предлагает выполнять коррекцию ошибки измеренного значения, которая зависит от характеристик датчика давления для измерения кровяного давления, на стадии изготовления электронного сфигмоманометра.

В документе JP H2-I9133 и патенте США № 7594892 предложен метод повышения надежности измеренных значений кровяного давления, с использованием двух датчиков давления.

В электронном сфигмоманометре, описанном в патентной литературе 1, коррекция, имеющая отношение к датчику давления, выполняется на основании различий между характеристиками отдельных электронных сфигмоманометров на стадии изготовления электронного сфигмоманометра; однако, в отличие от сфигмоманометра, применяемого в медицинском учреждении, например, больнице, сфигмоманометр для домашнего использования, обычно, не корректируют периодически после закупки, за исключением некоторых случаев, например, неисправности.

Например, даже если выходной сигнал датчика давления, который крайне важен при измерении кровяного давления, выходит за допустимый предел, не существует способа узнать, что упомянутое отклонение случилось, и, поэтому, не ясно, являются ли измеренные значения кровяного давления точными. По приведенной причине, даже если имеется большое различие между измеренным значением кровяного давления и нормальным измеренным значением кровяного давления или разовым измеренным значением кровяного давления, не ясно, различаются ли значения кровяного давления фактически, или значения кровяного давления различаются вследствие ошибки датчика давления сфигмоманометра, что вызывает обеспокоенность пользователя.

При этом некоторые сфигмоманометры для медицинских учреждений содержат два датчика давления, и давление контролируется по выходному сигналу упомянутых датчиков давления. Однако, функции упомянутых двух датчиков в данных сфигмоманометрах используют для разных целей. То есть, кровяное давление вычисляется с помощью информации, относящейся к манжетному давлению и получаемой одним из датчиков давления, и определение неисправности выполняется по выходному сигналу другого датчика давления.

В частности, неисправность обнаруживается, если значение давления, определенное датчиком давления, намного превышает, например, 300 мм рт. ст. В данном случае, безопасность обеспечивают остановом насоса и открыванием клапана. Соответственно, другой датчик давления применяется в качестве меры безопасности, предусмотренной медицинским стандартом IEC 60601-2-30, и не гарантирует точности одного датчика давления, применяемого для измерения кровяного давления.

В свете вышеизложенного необходимо, чтобы точность одного датчика давления, который применяют для определения кровяных давлений, гарантировалась самим датчиком давления. Таким образом, существует потребность в высокоточном датчике давления, который не поддается влиянию внешних возмущений, например, температурных изменений, и который мало изменяется со временем, и проблема заключалась в высокой стоимости данных датчиков давления. Кроме того, обеспечение двух датчиков давления, которые выполняют разные функции, означает, что частота отказов сфигмоманометра, обусловленных неисправностями датчиков давления, будет просто удвоенной частотой отказов сфигмоманометра, который содержит только один датчик давления.

Список литературы

Патентные документы

Патентный документ 1: JP-H7-51233A

Патентный документ 2: JP-H2-19133A

Патентный документ 3: Патент США № 7594892

Техническая проблема

При этом хотя применение, по меньшей мере, двух датчиков давления для повышения точности измерения электронного сфигмоманометра, измерение давлений с помощью соответствующих датчиков давления и, затем, сравнение или усреднение результатов можно рассматривать как один из способов повышения точности, при этом, необходимо обеспечить такое число аналоговых входов, которые функционируют как входы из датчика в CPU (центральный процессор), сколько имеется датчиков давления. Данное условие проблематично в связи с тем, что размеры схемы увеличиваются, и такой центральный процессор (CPU), который используют в обычных электронных сфигмоманометрах, применить невозможно.

Менее дорогой центральный процессор (CPU), который содержит только один аналоговый вход, который служит входом датчика, нуждается в схеме для переключения между выходными сигналами из нескольких датчиков давления, что требует применения сложной, дорогой релейной схемы или аналоговой переключающей схемы. Необходимо также учитывать, что данная схема должна иметь такие характеристики передачи, чтобы амплитуда, частота и т.п. выходного сигнала датчика давления не изменялись.

При этом, существует возможность, что сигналы, выдаваемые несколькими датчиками давления, будут создавать взаимные электромагнитные помехи в схеме, что будет приводить к ошибкам функционирования, и, следовательно, необходимо обеспечить достаточную степень электромагнитной изоляции схемной платы, чтобы получать

точное измерение.

Кроме того, одновременное применение нескольких датчиков давления приводит к увеличению величины потребляемой энергии пропорционально числу датчиков давления; данное увеличение уменьшает число раз возможного применения сфигмоманометра, в частности, в случае изделий с батарейным питанием. Центральные процессоры (CPU), которые содержат схему большой интеграции, также потребляют более высокую мощность.

В свете приведенной проблемы, целью настоящего изобретения является обеспечение электронного сфигмоманометра, который может, с использованием простой системы, повысить надежность значений кровяного давления, при применении нескольких датчиков давления.

Решение проблемы

Электронный сфигмоманометр в соответствии с одним аспектом настоящего изобретения содержит: манжету, надеваемую на место измерения; блок накачивания и выпуска, выполненный с возможностью регулировки давления, подаваемого в манжету; множество датчиков давления, соединенных с манжетой; множество схем генерации, обеспеченных согласованно с соответствующим множеством датчиков давления, которые выдают прямоугольный сигнал с частотой, основанной на давлении; схему настройки схем генерации, обеспеченную как общую схему для множества схем генерации, которая позволяет пропускать выходной сигнал от одной из множества схем генерации; и схему управления, выполненную с возможностью получения на входе прямоугольного сигнала из схемы настройки схем генерации и вычисления кровяного давления по частоте прямоугольного сигнала.

В предпочтительном варианте, схема настройки схем генерации содержит логическую схему, содержащую множество входных мест соединения, которые получают входные сигналы из соответствующего множества схем генерации, которая выдает один сигнал на основе результата логической процедуры, выполняемой по сигналам, подаваемым на множество входных мест соединения.

В частности, каждая из схем генерации выдает прямоугольный сигнал с частотой, основанной на давлении, когда схема генерации подключена в соответствии с командой, и выдает сигнал неизменного напряжения в случае, когда схема генерации не подключена.

В предпочтительном варианте, схема управления переключает схему генерации из множества схем генерации, которая подключена, посредством выдачи сигнала подключения во множество схем генерации.

В частности, схема управления выдает первый сигнал подключения в первую схему генерации из множества схем генерации и определяет первое манжетное давление на основании частоты первого прямоугольного сигнала, выданного из первой схемы генерации. Схема управления выдает второй сигнал подключения во вторую схему генерации из множества схем генерации и определяет второе манжетное давление на основании частоты второго прямоугольного сигнала, выданного из второй схемы генерации. Схема управления определяет, возникла ли неисправность среди множества датчиков давления по разности между первым манжетным давлением и вторым манжетным давлением.

В частности, схема управления выдает третий сигнал подключения в первую схему генерации из множества схем генерации, после выдачи первого сигнала подключения и второго сигнала подключения, и определяет третье манжетное давление на основании частоты первого прямоугольного сигнала, выданного из первой схемы генерации; и

схема управления определяет, возникла ли неисправность среди множества датчиков давления по разности между средним значением первого и третьего манжетных давлений и вторым манжетным давлением.

Технические результаты изобретения

В соответствии с настоящим изобретением обеспечена схема настройки схем генерации, которая позволяет пропускать один из выходных сигналов из множества схем генерации, схема управления получает на входе прямоугольный сигнал из схемы настройки схем генерации, и кровяное давление вычисляется по частоте прямоугольного сигнала; и, следовательно, создается возможность с использованием простой системы повысить надежность измеренных значений кровяного давления при применении множества датчиков давления.

Краткое описание чертежей

Фиг. 1 - схематичный внешний вид электронного сфигмоманометра 1 в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 2 - блок-схема, представляющая аппаратную конфигурацию электронного сфигмоманометра в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 3 - вид в перспективе, представляющий внутреннюю конструкцию электронного сфигмоманометра 1 в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения, при этом передняя крышка 11 снята с основного блока 10.

Фиг. 4 - блок-схема, представляющая функциональную конфигурацию электронного сфигмоманометра 1 в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 5A - принципиальная схема схемы 335 настройки в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 5B - другая принципиальная схема схемы 335 настройки в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 5C - еще одна принципиальная схема схемы 335 настройки в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 6 - блок-схема последовательности этапов процедуры, выполняемой в процессе измерения кровяного давления в соответствии с вариантом осуществления.

Фиг. 7 - схема, поясняющая принципиальную основу способа вычисления кровяного давления, который использует осциллометрический способ в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 8 - блок-схема последовательности операций, поясняющая процедуру обнаружения неисправного датчика в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Фиг. 9 - схема, поясняющая измерение манжетного давления, выполняемое в процессе обнаружения неисправного датчика в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Описание вариантов осуществления

В дальнейшем электронный сфигмоманометр в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения описан со ссылкой на чертежи. Когда в последующем описании варианта осуществления упоминаются числа, количества и т.д., следует помнить, что, если прямо не указано иначе, объем настоящего изобретения не обязательно ограничивается упомянутыми числами, количествами и т.д.

Кроме того, в случае когда в дальнейшем предлагается несколько вариантов осуществления, то с самого начала предполагается, что конфигурации соответствующих вариантов осуществления можно объединять подходящим способом, если прямо не указано иначе. На чертежах одинаковые позиции относятся к одинаковым или

соответствующим элементам; при этом существуют также случаи, когда дублирующие описания не приводят.

Настоящий вариант осуществления относится к электронному сфигмоманометру, который вычисляет кровяные давления осциллометрическим способом, с использованием плеча в качестве места измерения, и содержит, например, два датчика давления. Следует отметить, что способ, применяемый для вычисления кровяного давления, не ограничен осциллометрическим способом.

Внешний вид электронного сфигмоманометра 1

На фиг. 1 схематично показан внешний вид электронного сфигмоманометра 1 в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

На фиг. 2 приведена блок-схема, поясняющая аппаратную конфигурацию электронного сфигмоманометра в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Как показано на фиг. 1 и 2, электронный сфигмоманометр 1 содержит основной блок 10, переднюю крышку 11 и манжету 20, которую можно накладывать обертыванием на плечо объекта измерения. Манжета 20 содержит пневматическую камеру 21. Дисплейный блок 40, выполненный на основе жидкокристаллического дисплея или подобного устройства, и операционный блок 41, выполненный посредством нескольких переключателей, для получения команд от пользователя (объекта измерения) расположены на передней крышке 11.

Кроме вышеупомянутого дисплейного блока 40 и операционного блока 41, основной блок 10 содержит: CPU (центральный процессор) 100 для осуществления централизованного управления соответствующими элементами и выполнения вычислительных процедур различного типа; процессорную память 42, которая хранит программы, данные и т.д., для организации выполнения центральным процессором (CPU) 100 предварительно заданных заданий; память 43 данных для хранения данных измеренного кровяного давления и т.д.; блок 44 питания для подачи питания в различные элементы основного блока 10; и таймер 45, который измеряет текущее время и выдает данные измеренного времени в центральный процессор (CPU) 100.

Операционный блок 41 содержит: переключатель 41A измерения/останова, который получает на входе команду для включения или выключения питания и получает команду для запуска или останова измерения; переключатель 41B установки таймера, допускающий манипуляции для установки таймера 45; переключатель 41C памяти для получения команды на считывание информации, хранимой в памяти 43, например, данных кровяного давления, из памяти 43 и отображения данной информации на дисплейном блоке 40; и переключатели 41D и 41E со стрелками для получения команд на увеличение/уменьшение чисел, при установке таймера и номеров памяти, при вызове из памяти.

Основной блок 10 дополнительно содержит механизм регулировки манжетного давления, содержащий насос 51 и выпускной клапан (называемый в дальнейшем просто «клапаном») 52. Пневматическая система, выполненная с использованием насоса 51, клапана 52 и первого датчика 321 давления и второго датчика 322 давления для определения давлений внутри пневматической камеры 21 (манжетных давлений) соединена воздушной трубкой 31 манжеты с пневматической камерой 21, заключенной в манжету 20.

Основной блок 10 дополнительно содержит вышеупомянутую пневматическую систему, механизм регулировки манжетного давления, первую схему 331 генерации и вторую схему 332 генерации, и схему 335 настройки. Механизм регулировки манжетного

давления, кроме насоса 51 и клапана 52, содержит схему 53 управления насосом и схему 54 управления клапаном.

Насос 51 накачивает воздух в пневматическую камеру 21 для повышения манжетного давления. Клапан 52 открывается/закрывается для выпуска воздуха или его накачивания в пневматическую камеру 21. Схема 53 управления насосом управляет приведением в движение насоса 51 по сигналу управления, подаваемому из центрального процессора (CPU) 100. Схема управления 54 клапаном управляет открытием/закрытием клапана 52 по сигналу управления, подаваемому из центрального процессора (CPU).

В качестве первого датчика 321 давления и второго датчика 322 давления применяют, например, электростатические емкостные датчики давления. При применении электростатического емкостного датчика давления, величина емкости изменяется в соответствии с определенным манжетным давлением. Первая схема 331 генерации и вторая схема 332 генерации подсоединены к соответствующим датчикам давления и генерируют колебания на основании величин емкости соответствующих датчиков давления. В приведенном примере, первая схема 331 генерации и вторая схема 332 генерации действуют в ответ на команды из центрального процессора (CPU) 100; при этом, CPU 100 выдает сигнал подключения в одну из первой схемы 331 генерации и второй схемы 332 генерации.

Одна из первой схемы 331 генерации и второй схемы 332 генерации, которая получает сигнал подключения из центрального процессора (CPU) 100, выдает сигнал, имеющий частоту, которая соответствует величине емкости соответствующего датчика давления, (упомянутый сигнал называется в дальнейшем «частотно-кодированным сигналом»). Выданный частотно-кодированный сигнал подается в центральный процессор (CPU) 100 через схему 335 настройки.

Схема 335 настройки соединена с первой схемой 331 генерации и второй схемой 332 генерации, и, хотя упомянутое соединение подробно поясняется в дальнейшем, допускает прохождение одного из частотно-кодированных сигналов и, тем самым, выдает сигнал в центральный процессор (CPU) 100.

Центральный процессор (CPU) 100 определяет давление посредством преобразования частотно-кодированного сигнала, поданного на вход из первой схемы 331 генерации или второй схемы 332 генерации через схему 335 настройки, в давление.

На фиг. 3 представлен вид в перспективе, поясняющий внутреннюю конструкцию электронного сфигмоманометра 1 в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения, при этом, передняя крышка 11 снята с основного блока 10. Электронный сфигмоманометр 1 в соответствии с данным вариантом осуществления имеет конструкцию, при которой, когда электронный сфигмоманометр 1 устанавливают на монтажную поверхность B, передняя крышка 11 оказывается наклонной.

Чтобы облегчить пользователю (объекту измерения) просмотр дисплейного блока 40 и облегчить управление операционным блоком 41, обеспеченным в передней крышке 11, передняя крышка 11 наклонена (в направлении Y, показанном на фиг. 3) так, что сторона, обращенная к пользователю (объекту измерения) (передняя сторона; сторона, указанная как H1 на фиг. 3), находится ниже и задняя сторона (сторона, указанная как H2 на фиг. 3) находится выше. По упомянутой причине, внутренняя монтажная плата 12, размещенная с внутренней стороны, также расположена параллельно передней крышке 11 и, следовательно, наклонена так, что передняя сторона (сторона, указанная как H1 на фиг. 3) находится ниже и задняя сторона (сторона, указанная как H2 на фиг. 3) находится выше.

Как показано на фиг. 3, первый датчик 321 давления и второй датчик 322 давления

расположены со стороны 12a передней поверхности внутренней монтажной платы 12, которая соответствует первой основной поверхности, в горизонтальном направлении (направлении X на фиг. 3), которое ортогонально направлению, в котором наклонена передняя крышка 11 электронного сфигмоманометра 1.

На фиг. 4 представлена блок-схема, поясняющая функциональную конфигурацию электронного сфигмоманометра 1 в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Как показано на фиг. 4, центральный процессор (CPU) 100 содержит блок 111 регулировки давления, блок 112 вычисления кровяного давления, блок 113 переключения, блок 114 записи и дисплейный процессор 115.

Блок 111 регулировки давления регулирует манжетное давление посредством управления насосом 51 и клапаном 52 с помощью схемы 53 управления насосом и схемы 54 управления клапаном, чтобы накачивать/выпускать воздух в/из пневматическую/ой камеру/ы 21 по воздушной трубке 31 манжеты.

Блок 112 вычисления кровяного давления получает амплитудную информацию пульсовой волны на основании частотно-кодированного сигнала, поданного на вход из первой схемы 331 генерации или второй схемы 332 генерации, вычисляет систолическое кровяное давление и диастолическое кровяное давление на основании полученной амплитудной информации пульсовой волны, с использованием осциллометрического способа, а также вычисляет число ударов пульса в течение предварительно заданного времени на основании полученной амплитудной информации пульсовой волны. Более подробные сведения приведены в дальнейшем, однако, можно указать, что блок 1122 обнаружения неисправности датчиков обнаруживает неисправности датчиков давления.

В частности, по мере того, как манжетное давление постепенно повышается (или снижается) блоком 111 регулировки давления до предварительно заданного значения, на основе частотно-кодированного сигнала, поданного на вход из первой схемы 331 генерации или второй схемы 332 генерации, определяется амплитудная информация пульсовой волны, и на основе полученной амплитудной информации пульсовой волны вычисляются систолическое кровяное давление и диастолическое кровяное давление. При вычислении кровяного давления и вычислении пульса блоком 112 вычисления кровяного давления посредством осциллометрического способа можно применить известный традиционный способ.

Блок 113 переключения переключает управление между первой схемой 331 генерации и второй схемой 332 генерации.

Блок 114 записи выполняет функцию считывания данных из памяти 43 или записи данных в память 43. В частности, блок 114 записи вводит данные, выданные из блока 112 вычисления кровяного давления, и сохраняет полученные на входе данные (данные измерения кровяного давления) в предварительно заданной области хранения данных памяти 43. Кроме того, блок 114 записи считывает данные измерения из предварительно заданной области хранения данных памяти 43 на основании операции, выполненной переключателем 41C памяти операционного блока 41, и выводит данные измерений в дисплейный процессор 115.

Дисплейный процессор 115 получает входные данные, преобразует данные в визуализируемый формат и отображает преобразованные данные на дисплейном блоке 40.

На фиг. 5A-5C представлены принципиальные схемы, поясняющие схемные построения схемы 335 настройки в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Как показано на фиг. 5A, схема 335 настройки в соответствии с данным вариантом осуществления настоящего изобретения содержит интегральную схему 336 логического элемента «И» (логического умножения) и гасящие резисторы R1-R3 для коррекции характеристик передачи и т.д. сигнала.

Интегральная схема 336 логического элемента «И» содержит входы IP1 и IP2, входы VP и GP питания и выход OP. Вход IP1 подсоединен к первой схеме 331 генерации через гасящий резистор R1. Вход IP2 подсоединен ко второй схеме 332 генерации через гасящий резистор R2. Вход VP питания подсоединен к напряжению Vcc питания, а вход GP питания подсоединен к напряжению GND заземления. Следует отметить, что на стороне входа VP питания обеспечен также конденсатор C0 питания.

В данном случае, например, предполагается, что подключена первая схема 331 генерации, и на вход IP1 интегральной схемы 336 логического элемента «И» подается прямоугольный частотно-кодированный сигнал из логической схемы «ИЛИ НЕ» NR1 в оконечном каскаде первой схемы 331 генерации.

При этом вторая схема 332 генерации не подключена, и, следовательно, предполагается, что выходной сигнал из логической схемы «ИЛИ НЕ» NR2 в оконечном каскаде второй схемы 332 генерации имеет уровень H (высокий). Соответственно, предполагается, что на вход IP2 интегральной схемы 336 логического элемента «И» подается сигнал неизменного напряжения (в приведенном примере, сигнал уровня H). В данном случае, поскольку на вход IP1 интегральной схемы 336 логического элемента «И» подается прямоугольный частотно-кодированный сигнал, и на вход IP2 подается сигнал неизменного напряжения уровня H, то, в результате логической операции «И», с выхода OP выдается прямоугольный частотно-кодированный сигнал, зависящий от входа IP1.

Центральный процессор (CPU) 100 получает выходной сигнал.

Хотя в приведенном примере описан случай, в котором первая схема 331 генерации подключена, и вторая схема 332 генерации не подключена, следует отметить, что, при обратном сценарии, выполняются эквивалентные операции.

Кроме того, хотя в приведенном примере описана интегральная схема логического элемента «И», в которой применен логический элемент «И», вместо логического элемента «И» можно применить, например, логический элемент «ИЛИ». В таком случае, предполагается, например, что, когда схема генерации не подключена, ее выходной сигнал имеет уровень L (низкий). Кроме того, логический элемент не ограничен элементом «И» или элементом «ИЛИ»; и, разумеется, можно применить другой логический элемент в соответствии с логическим построением.

На фиг. 5B представлено схемное построение схемы 335a настройки.

Как показано на фиг. 5B, схема 335a настройки содержит диоды Шотки SD1 и SD2, гасящие резисторы R1 - R3 для коррекции характеристик передачи и т.д. сигналов и нагрузочный резистор R4. Нагрузочный резистор R4 включен между напряжением Vcc питания и местом соединения N0.

Диод SD1 Шотки подсоединен своей анодной стороной к месту соединения N0 и подсоединен своей катодной стороной к схеме «ИЛИ НЕ» NR1 в оконечном каскаде первой схемы 331 генерации через гасящий резистор R1. Диод SD2 Шотки подсоединен своей анодной стороной к месту соединения N0 и подсоединен своей катодной стороной к схеме «ИЛИ НЕ» NR2 в оконечном каскаде второй схемы 332 генерации через гасящий резистор R2.

В данном случае, например, предполагается, что первая схема 331 генерации подключена, и на вход подается прямоугольный частотно-кодированный сигнал из

схемы «ИЛИ НЕ» NR1 в оконечном каскаде первой схемы 331 генерации. При этом, вторая схема 332 генерации не подключена, и, следовательно, предполагается, что выходной сигнал из логической схемы «ИЛИ НЕ» NR2 в оконечном каскаде второй схемы 332 генерации имеет уровень H. В данном случае, в месте соединения N0, в его исходном состоянии, установлен уровень H в соответствии с нагрузочным резистором R4, но снижается к напряжению GND заземления, когда прямоугольный частотно-кодированный сигнал из схемы «ИЛИ НЕ» NR1 в оконечном каскаде первой схемы 331 генерации переходит на уровень L; в результате, выводится прямоугольный частотно-кодированный сигнал, зависящий от сигнала, выдаваемого из первой схемы 331 генерации.

Центральный процессор (CPU) 100 получает выходной сигнал.

Хотя в приведенном примере описан случай, в котором первая схема 331 генерации подключена, и вторая схема 332 генерации не подключена, следует отметить, что, при обратном сценарии, выполняются эквивалентные операции.

На фиг. 5C представлено схемное построение схемы 335b настройки.

Как показано на фиг. 5C, схема 335b настройки содержит биполярные транзисторы Tr1 и Tr2, гасящие резисторы R1 - R3 для коррекции характеристик передачи и т.д. сигналов, нагрузочный резистор R4 и резисторы R5 и R6 смещения. Нагрузочный резистор R4 включен между напряжением Vcc питания и местом соединения N0.

Биполярный транзистор Tr1 pnp-типа подсоединен своим эмиттером к месту соединения N0, коллектором к напряжению GND заземления и базой, через гасящий резистор R1, к схеме «ИЛИ НЕ» NR1 в оконечном каскаде первой схемы 331 генерации. Резистор R5 смещения включен между базой и эмиттером.

Биполярный транзистор Tr2 pnp-типа подсоединен своим эмиттером к месту соединения N0, коллектором к напряжению GND заземления и базой, через гасящий резистор R2, к схеме «ИЛИ НЕ» NR2 в оконечном каскаде второй схемы 332 генерации. Резистор R6 смещения включен между базой и эмиттером.

В данном случае, например, предполагается, что подключена первая схема 331 генерации, и на вход подается прямоугольный частотно-кодированный сигнал из логической схемы «ИЛИ НЕ» NR1 в оконечном каскаде первой схемы 331 генерации. При этом, вторая схема 332 генерации не подключена, и, следовательно, предполагается, что выходной сигнал из схемы «ИЛИ НЕ» NR2 в оконечном каскаде второй схемы 332 генерации имеет уровень H. В данном случае, в месте соединения N0, в его исходном состоянии, установлен уровень H в соответствии с нагрузочным резистором R4, но снижается к напряжению GND заземления, когда биполярный транзистор Tr1 pnp-типа включается в соответствии с переходом на уровень L прямоугольного частотно-кодированного сигнала из схемы «ИЛИ НЕ» NR1 в оконечном каскаде первой схемы 331 генерации; в результате, выводится прямоугольный частотно-кодированный сигнал, зависящий от сигнала, выдаваемого из первой схемы 331 генерации.

Центральный процессор (CPU) 100 получает выходной сигнал.

Хотя в приведенном примере описан случай, в котором первая схема 331 генерации подключена, и вторая схема 332 генерации не подключена, следует отметить, что, при обратном сценарии, выполняются эквивалентные операции.

При обеспечении вышеописанной схемы 335 настройки, на вход центрального процессора (CPU) 100 подается частотно-кодированный сигнал из одной из первой схемы 331 генерации и второй схемы 332 генерации, и, следовательно, достаточно одного аналогового входа. Поэтому, можно уменьшить степень интеграции схемы, применяемой для центрального процессора (CPU) 100, и можно воспользоваться таким

же CPU, который используют в традиционном электронном сфигмоманометре, даже в случае, когда обеспечены два датчика давления.

Кроме того, схема 335 выполнена с помощью, например, логического элемента «И», вместо сложной и дорогой релейной или подобной схемы и, следовательно, может быть выполнена без больших затрат.

Кроме того, вместо получения на входах частотно-кодированных сигналов из соответствующих схем генерации двух датчиков давления, предложенная схема 335 генерации получает входной сигнал только из одной из схем генерации и получает входной сигнал неизменного напряжения из другой схемы генерации; тем самым, можно устранить проблему ошибок функционирования, происходящих в результате электромагнитных помех в схеме, и не обязательно дополнительно применять дорогостоящий технологический процесс обеспечения достаточной электромагнитной изоляции на монтажной плате. Кроме того, так как управление выполняется с использованием только одной из схем генерации, то величина потребляемой энергии уменьшается, что позволяет продлить срок службы любых батарей, которые применяются. Кроме того, можно предотвратить повышение степени интеграции схемы, применяемой для центрального процессора (CPU), что также дает возможность уменьшить величину потребляемой энергии.

На фиг. 6 представлена блок-схема последовательности этапов процедуры, выполняемой в процессе измерения кровяного давления в соответствии с вариантом осуществления.

Блок-схему последовательности этапов процедуры, представленную на фиг. 6 и поясняющую заявленную процедуру, заранее сохраняют в памяти 42 в виде программы, и способ измерения кровяного давления, показанный на фиг. 6, реализуется центральным процессором (CPU) 100, считывающим программу из памяти 42 и выполняющим команды.

Во-первых, когда объект измерения манипулирует (нажимает) переключателем 41A измерения/останова (этап ST1), центральный процессор (CPU) 100 перезагружает рабочую память (не показанную) (этап ST2).

Затем первый датчик 321 давления и второй датчик 322 давления настраиваются на 0 мм рт. ст. (этап ST3).

Затем объект измерения накладывает обертыванием манжету 20 на место измерения и носит манжету 20, как показано на фиг. 1. Когда объект измерения манипулирует (нажимает) переключателем 41A измерения/останова после наложения обертыванием манжеты 20 на место измерения (этап ST4), блок 111 регулировки давления выдает сигналы управления в схему 53 управления насосом и схему 54 управления клапаном. Кроме того, блок 113 переключения выдает сигнал подключения в первую схему 331 генерации. Однако сигнал подключения не выдается во вторую схему 332 генерации. По сигналам управления схема 54 управления клапаном закрывает клапан 52, и схема 53 управления насосом приводит в действие насос 51. В результате манжетное давление постепенно повышается до предварительно заданного давления (этапы ST5, ST6). При этом в ответ на сигнал подключения, первая схема 331 генерации выдает сигнал, частотно-кодированный на основе изменения величины емкости первого датчика давления соответственно манжетному давлению. С другой стороны, вторая схема 332 генерации не подключена, и, следовательно, ее выходной сигнал, как упоминалось выше, является неизменным предварительно заданным сигналом напряжения (например, уровня H). Соответственно частотно-кодированный сигнал из первой схемы 331 генерации подается на вход блока 112 вычисления кровяного давления, как изложено

выше.

Затем, после того как манжета 20 накачана до предварительно заданного давления («≥ предварительно заданного значения накачки» на этапе ST6), блок 111 регулировки давления выдает сигналы управления в схему 53 управления насосом и схему 54 управления клапаном. По сигналам управления, схема 53 управления насосом останавливает насос 51, после чего схема 54 управления клапаном управляет постепенным открыванием клапана 52. В результате манжетное давление постепенно снижается (этап ST7).

В настоящем примере, процедура обнаружения неисправного датчика, например, выполняется в начале упомянутого процесса снижения давления (этап ST7#). Упомянутая процедура обнаружения неисправного датчика описана в дальнейшем.

Кроме того, в процессе снижения давления, блок 112 вычисления кровяного давления получает сигнал манжетного давления, определенный первым датчиком 321 давления, в форме частотно-кодированного сигнала, выдаваемого из первой схемы 331 генерации, и амплитудная информация пульсовой волны определяется на основании упомянутого сигнала манжетного давления; после этого, выполняется предварительно заданное вычисление с использованием полученной амплитудной информации пульсовой волны. В процессе упомянутого вычисления вычисляется систолическое кровяное давление и диастолическое кровяное давление (этапы ST8, ST9). Амплитудная информация пульсовой волны отражает составляющую изменения объема артерии в месте измерения и содержится в определенном сигнале манжетного давления. Следует отметить, что измерение кровяного давления не ограничено выполнением в процессе снижения давления и, вместо того, может выполняться в процессе повышения давления (этап ST5).

После того как систолическое кровяное давление и диастолическое кровяное давление вычислены и определены (ДА на этапе ST9), блок 111 регулировки давления полностью открывает клапан 52 посредством схемы 54 управления приводом клапана и быстро выпускает воздух из манжеты 20 (этап ST10).

Данные кровяного давления, вычисленные блоком 112 вычисления кровяного давления, выводятся в дисплейный процессор 115 и блок 114 записи. Дисплейный процессор 115 получает данные кровяного давления как входные данные и отображает упомянутые данные на дисплейном блоке 40 (этап ST11). При этом блок 114 записи получает данные кровяного давления как входные данные и сохраняет упомянутые данные в предварительно заданной области хранения данных памяти 43 в связи с данными времени, подаваемыми на вход из таймера 45 (этап ST12).

Следует отметить, что блок 112 вычисления кровяного давления может также вычислять число ударов пульса на основании полученной амплитудной информации пульсовой волны. Вычисленное число ударов пульса отображается на дисплейном блоке 40 дисплейным процессором 115 и сохраняется в памяти 43 в связи с данными кровяного давления блоком 114 записи.

На фиг. 7 представлена схема, поясняющая принципиальную основу способа вычисления кровяного давления, который использует осциллометрический способ в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

На фиг. 7 (a) показано постепенное снижение манжетного давления по оси времени, которое измеряется таймером 45. При этом на фиг. 7 (b) показана огибающая линия 600, показывающая амплитуду пульсовой волны, соответствующую установленной амплитудной информации пульсовой волны, по той же самой временной оси. Огибающая линия 600, показывающая амплитуду пульсовой волны, определяется выделением, в

форме временного ряда, сигнала амплитуды пульсовой волны, который совмещается с сигналом из датчика давления (то есть манжетного давления).

Как показано на фиг. 7 (a) и (b), когда на огибающей линии 600, показывающей амплитуду пульсовой волны, определяется максимальное значение MAX амплитуды, блок 112 вычисления кровяного давления вычисляет два пороговых значения TH_DBP и TH_SBP умножением максимального значения на предварительно заданные постоянные величины (например, 0,7 и 0,5). Манжетное давление в точке, в которой пороговое значение TH_DBP и огибающая линия 600 пересекаются на стороне огибающей линии 600, где манжетное давление ниже, чем манжетное давление MAP (среднее кровяное давление), соответствующее моменту времени T0, в который определено максимальное значение MAX, принимается как диастолическое кровяное давление. Аналогично манжетное давление в точке, в которой пороговое значение TH_SBP и огибающая линия 600 пересекаются на стороне огибающей линии 600, где манжетное давление выше, чем манжетное давление MAP, принимается как систолическое кровяное давление.

Хотя в настоящем примере описан осциллометрический способ, способ не ограничивается данным способом, и возможно применение другого способа, при условии, что способ вычисляет систолическое кровяное давление SBP и диастолическое кровяное давление DBP посредством выделения амплитудной информации пульсовой волны.

Определение неисправностей датчиков

В случае с традиционными электронными сфигмоманометрами пользователи не могли определить, нормально ли работают или неисправны датчики давления, которые крайне важны при вычислении кровяных давлений. Таким образом, например, в случае, когда измеренное значение кровяного давления значительно отличалось (например, более чем на 10 мм рт. ст.) от нормального значения (например, измеренного значения, полученного днем раньше, измеренного значения, полученного в больнице, или подобного значения), было неизвестно, получено ли значение на основании фактической биологической информации об объекте измерения, или датчик давления просто неисправно сработал; данная особенность создавала проблему для пользователя.

Соответственно, электронный сфигмоманометр 1 в соответствии с настоящим вариантом осуществления снабжен двумя датчиками 321 и 322 давления, и определение того, отказал ли датчик, выполняется на основании значений манжетного давления, определенных упомянутыми датчиками давления. В результате даже в случае когда один из датчиков давления отказал по причине изменений со временем, с использованием другого датчика давления можно определить, возникла ли неисправность, что, в свою очередь, дает возможность повысить надежность измеренных значений кровяного давления.

На фиг. 8 представлена блок-схема последовательности операций, поясняющая процедуру определения неисправного датчика в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения.

Блок-схему последовательности операций процедуры, приведенную на фиг. 8, поясняющую заявленную процедуру, заранее сохраняют в памяти 42 в виде программы, и процедура определения неисправного датчика, показанная на фиг. 8, реализуется блоком 1122 определения неисправности датчика в результате считывания центральным процессором (CPU) программы из памяти 42 и выполнения команд.

На фиг. 9 представлена схема, поясняющая измерение манжетного давления, выполняемое в процессе определения неисправного датчика в соответствии с вариантом

осуществления настоящего изобретения.

Как показано на фиг. 8 и 9, во-первых, центральный процессор (CPU) 100 определяет, начат ли выпуск воздуха (этап ST20). Состояние на этапе ST20 сохраняется, пока не будет начат выпуск воздуха.

Затем в случае когда выпуск воздуха начат (ДА на этапе ST20), измеряют манжетное давление первого датчика 321 давления (этап ST22). В частности, манжетное давление измеряют по частотно-кодированному сигналу, вводимому из первой схемы 331 генерации, которая уже подключена (первое измерение манжетного давления). На фиг. 9, время T1 указывает на первое измерение манжетного давления первого датчика 321 давления.

Затем измеряют манжетное давление второго датчика 322 давления (этап ST24). В частности, блок 113 переключения центрального процессора (CPU) 100 выдает, во вторую схему 332 генерации, сигнал подключения, который выдавался в первую схему 331 генерации. В результате, в ответ на сигнал подключения, вторая схема 332 генерации выдает сигнал, частотно-кодированный на основе изменения величины емкости второго датчика 322 давления соответственно манжетному давлению. С другой стороны, первая схема 331 генерации не подключена, и, следовательно, ее выходной сигнал является, как упоминалось выше, неизменным предварительно заданным сигналом напряжения (например, уровня H). Соответственно, в данном случае, схема 335 настройки позволяет проходить частотно-кодированному сигналу из второй схемы 332 генерации. Частотно-кодированный сигнал из второй схемы 332 генерации вводится в центральный процессор (CPU) 100, и манжетное давление измеряют по введенному частотно-кодированному сигналу. На фиг. 9, время T2 указывает на первое измерение манжетного давления второго датчика 322 давления.

Затем измеряют манжетное давление первого датчика 321 давления (этап ST26). В частности, блок 113 переключения центрального процессора (CPU) 100 снова выдает в первую схему 331 генерации сигнал подключения, который выдавался во вторую схему 332 генерации. В результате в ответ на сигнал подключения первая схема 331 генерации выдает сигнал, частотно-кодированный на основе изменения величины емкости первого датчика 321 давления соответственно манжетному давлению. С другой стороны, вторая схема 332 генерации не подключена, и, следовательно, ее выходной сигнал, как упоминалось выше, является неизменным предварительно заданным сигналом напряжения (например, уровня H). Соответственно, в данном случае схема 335 настройки позволяет проходить частотно-кодированному сигналу из первой схемы 331 генерации. Частотно-кодированный сигнал из первой схемы 331 генерации вводится в центральный процессор (CPU) 100, и манжетное давление измеряют по введенному частотно-кодированному сигналу (второе измерение манжетного давления. На фиг. 9 время T3 указывает на второе измерение манжетного давления первого датчика 321 давления.

Затем манжетные давления сравнивают (этап ST28).

В частности, два манжетных давления, определенных первым датчиком 321 давления, усредняются. В таком случае, среднее значение манжетных давлений, определенных первым датчиком 321 давления, сравнивается с манжетным давлением, определенным вторым датчиком 322 давления.

Как показано на фиг. 9, манжетное давление изменяется и поэтому манжетные давления во время определения, выполняемого первым датчиком 321 давления, отличаются от манжетного давления во время определения, выполняемого вторым датчиком 322 давления. Другими словами, поскольку манжетное давление невозможно

измерять двумя датчиками давления одновременно, два манжетных давления, определенных первым датчиком 321 давления, усредняются; затем данное значение принимается равным значению, которое было бы определено первым датчиком 321 давления в момент времени T2, и сравнивается с манжетным давлением, определенным вторым датчиком 322 давления. Следует отметить, что желательно, чтобы период времени, в течение которого исполняется процедура обнаружения неисправного датчика, был периодом времени, в течение которого манжетное давление линейно изменяется.

Следует отметить, что выше приведен всего один пример; то есть, первый датчик 321 давления и второй датчик 322 давления можно переключать, например, так, чтобы манжетное давление второго датчика 322 давления определялось дважды, манжетное давление первого датчика 321 давления определялось однократно, и, затем, манжетные давления сравниваются с использованием такого же способа, который описан выше.

В альтернативном варианте манжетное давление может определяться однократно, каждое для первого датчика 321 давления и второго датчика 322 давления, с умножением, по меньшей мере, одного из манжетных давлений на предварительно заданный коэффициент, основанный на разности моментов времени определения, и, затем, манжетные давления сравниваются; при этом, на способ сравнения не налагается никаких ограничений.

Затем на основании сравнения, определяется, возникла ли неисправность (этап ST30).

В частности, выполняется определение, превысила ли разность между средним значением манжетных давлений, определенных первым датчиком 321 давления, и манжетным давлением, определенным вторым датчиком давления 322, предварительно заданное значение (например, 5 мм рт. ст.). В случае если предварительно заданное значение превышено, выполняется определение, что возникла неисправность. С другой стороны, в случае, если предварительно заданное значение не превышено, ситуация определяется как нормальная.

В случае если на этапе ST30 выполнено определение, что возникла неисправность (ДА на этапе ST30), определяется, что произошла ошибка (этап ST32).

С другой стороны, в случае, если на этапе ST30 выполнено определение, что неисправность не возникала (НЕТ на этапе ST30), определяется, что ситуация является нормальной (этап ST34).

Затем процедура завершается (возврат). После этого исполняется вышеописанный способ вычисления кровяного давления на этапе ST8, показанном на фиг. 6.

В случае если блок 1122 обнаружения неисправности датчиков определил, что любой из двух датчиков давления оказался неисправным, то блок 112 вычисления кровяного давления не использует вычисленные данные измерения кровяного давления при отображении/записи, или, другими словами, отбрасывает данные, основанные на результате такого определения; вышеописанная особенность дает возможность повысить надежность измеренного значения кровяного давления. Однако вместо отбрасывания данных, вместе с данными измерения кровяного давления, на дисплейный блок 40 может быть выведена информация (сообщение), указывающая, что в датчике давления возникла неисправность. Кроме того, к данным измерения кровяного давления может быть присоединен признак, указывающий, что в датчике давления возникла неисправность, и тогда такие данные измерения кровяного давления могут быть сохранены в памяти 43. После подтверждения упомянутого отображения на дисплее, объект измерения может быть осведомлен о том, возникла или нет неисправность в датчике давления, что позволяет объекту измерения испытывать, по меньшей мере, временное облегчение, даже если результат измерения кровяного давления отклоняется

от нормального значения. Данная возможность позволяет исключить сомнения в точности измеренного значения кровяного давления.

Хотя выше приведено описание примера исполнения процедуры обнаружения неисправного датчика по этапу ST7# сразу после того, как манжетное давление снижается, что соответствует периоду, который не перекрывается с процедурами на этапах ST8 и ST9, показанными на фиг. 6, которые исполняют вычисление кровяного давления, однако, следует отметить, что процедура обнаружения неисправности может исполняться в течение любого периода, который не перекрывается с этапами ST8 и ST9, например, в течение периода с момента, когда закончено определение кровяного давления, до момента, когда из манжеты выпускают воздух. В альтернативном варианте, приведенная процедура может исполняться в течение накачивания манжеты.

Вышеописанным образом, при применении двух датчиков давления надежность измеренных значений кровяного давления можно повысить с использованием простой системы.

Хотя вышеописанный пример относится к случаю, когда применяют два датчика давления, Следует отметить, что изобретение можно также применить таким же способом в случае, когда применено, по меньшей мере, три датчика давления.

Выше приведено описание примерного варианта осуществления настоящего изобретения, однако, следует заметить, что вышеописанный вариант осуществления следует толковать как примерный во всех отношениях и, ни в коем случае, не ограничительный. Объем настоящего изобретения определяется объемом притязаний прилагаемой формулы изобретения, и необходимо понимать, что все изменения, которые не выходят за пределы сущности объема притязания формулы изобретения, также могут содержаться в упомянутом объеме.

Перечень номеров позиций

1 электронный сфигмоманометр
10 основной блок
11 передняя крышка
12 внутренняя монтажная плата
12a сторона передней поверхности
20 манжета
21 пневматическая камера
31 приводной механизм манжеты
40 дисплейный блок
41 операционный блок
41A переключатель измерения/останова
41B переключатель установки таймера
41C переключатель памяти
41D, 41E переключатель со стрелкой
42, 43 память
44 блок питания
45 таймер
51 насос
52 клапан
53 схема управления насосом
54 схема управления клапаном
100 центральный процессор (CPU)
111 блок регулировки давления

112 блок вычисления кровяного давления
113 блок переключения
114 блок записи
115 дисплейный процессор
321 первый датчик давления
322 второй датчик давления
331 первая схема генерации
332 вторая схема генерации
335 схема настройки
1122 блок обнаружения неисправности датчиков

Формула изобретения

1. Электронный сфигмоманометр, содержащий:

манжету (20), выполненную с возможностью надевания на место измерения;

блок (51-54) накачивания и выпуска, выполненный с возможностью регулировки давления, подаваемого в манжету;

по меньшей мере два датчика (321, 322) давления, соединенных с манжетой;

по меньшей мере две схемы (331, 332) генерации, обеспеченных согласованно с соответствующими упомянутыми датчиками давления, которые выдают прямоугольный сигнал с частотой, основанной на давлениях;

схему (335) настройки схем генерации, обеспеченную как общую для упомянутых схем генерации, которая позволяет пропускать выходной сигнал от одной из упомянутых схем генерации; и

схему (100) управления, выполненную с возможностью получения на входе прямоугольного сигнала из схемы настройки схем генерации и вычисления кровяного давления по частоте прямоугольного сигнала;

причем схема управления переключает схему генерации из по меньшей мере двух схем генерации для подключения, посредством выдачи сигнала подключения в одну из по меньшей мере двух схем генерации;

причем схема управления выдает первый сигнал подключения в первую схему генерации из по меньше мере двух схем генерации и определяет первое манжетное давление на основании частоты первого прямоугольного сигнала, выданного из первой схемы генерации;

схема управления выдает второй сигнал подключения во вторую схему генерации из по меньшей мере двух схем генерации и определяет второе манжетное давление на основании частоты второго прямоугольного сигнала, выданного из второй схемы генерации; и

схема управления определяет, возникла ли неисправность среди упомянутых датчиков давления по разности между первым манжетным давлением и вторым манжетным давлением.

2. Электронный сфигмоманометр по п. 1,

в котором схема настройки схем генерации содержит логическую схему, содержащую по меньшей мере два входных места соединения, которые получают входные сигналы из соответствующих схем генерации, которые выдают один сигнал на основе результата логической процедуры, выполняемой по сигналам, подаваемым на по меньшей мере два входных места соединения.

3. Электронный сфигмоманометр по п. 2,

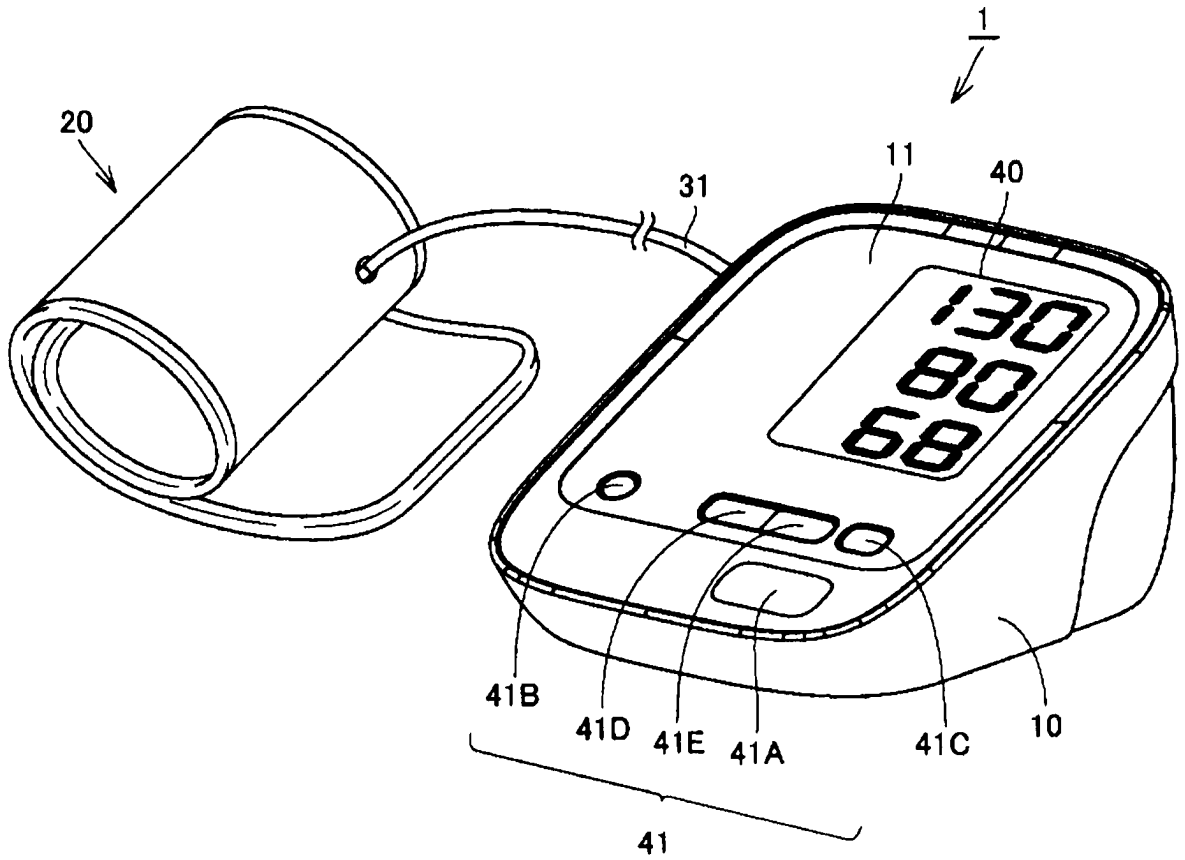
в котором каждая из схем генерации выдает прямоугольный сигнал с частотой,

основанной на давлении, когда схема генерации подключена в соответствии с командой, и выдает сигнал неизменного напряжения в случае, когда схема генерации не подключена.

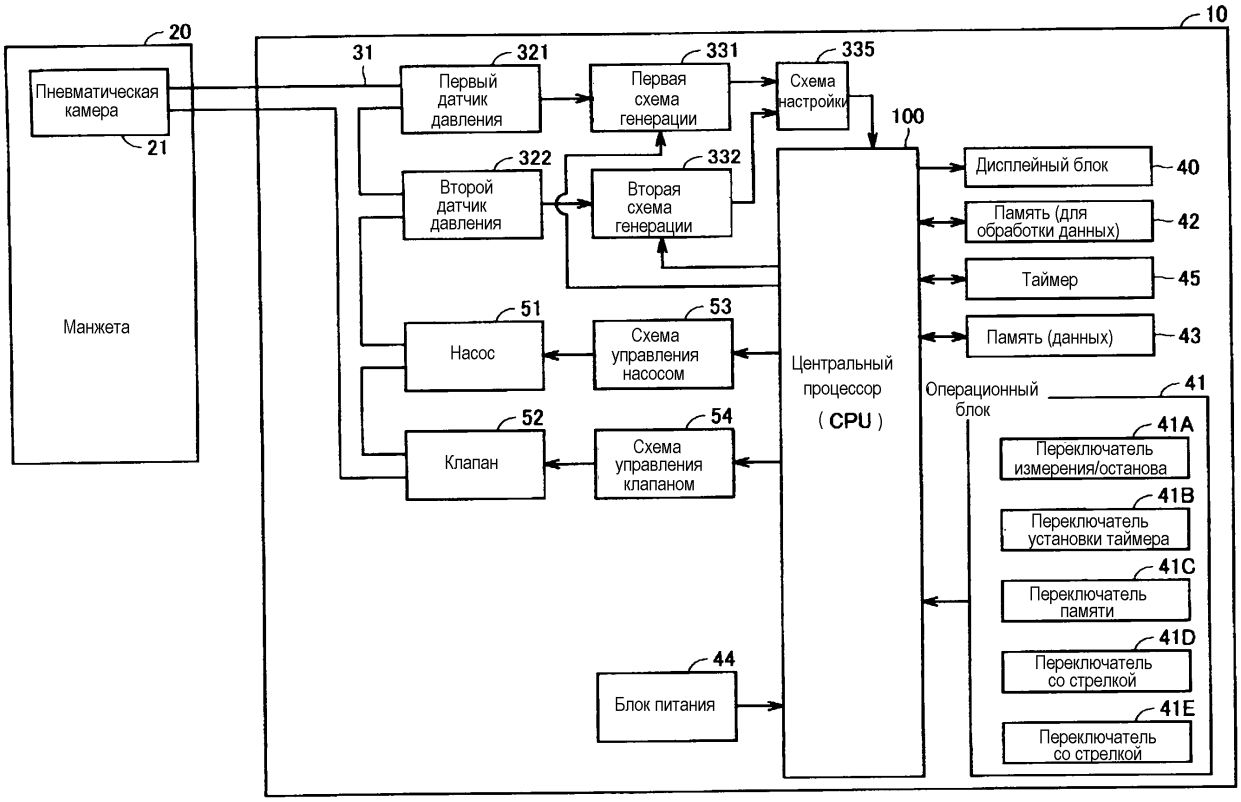
4. Электронный сфигмоманометр по п. 1,

в котором схема управления выдает третий сигнал подключения в первую схему генерации из по меньшей мере двух схем генерации, после выдачи первого сигнала подключения и второго сигнала подключения, и определяет третье манжетное давление на основании частоты первого прямоугольного сигнала, выданного из первой схемы генерации; и

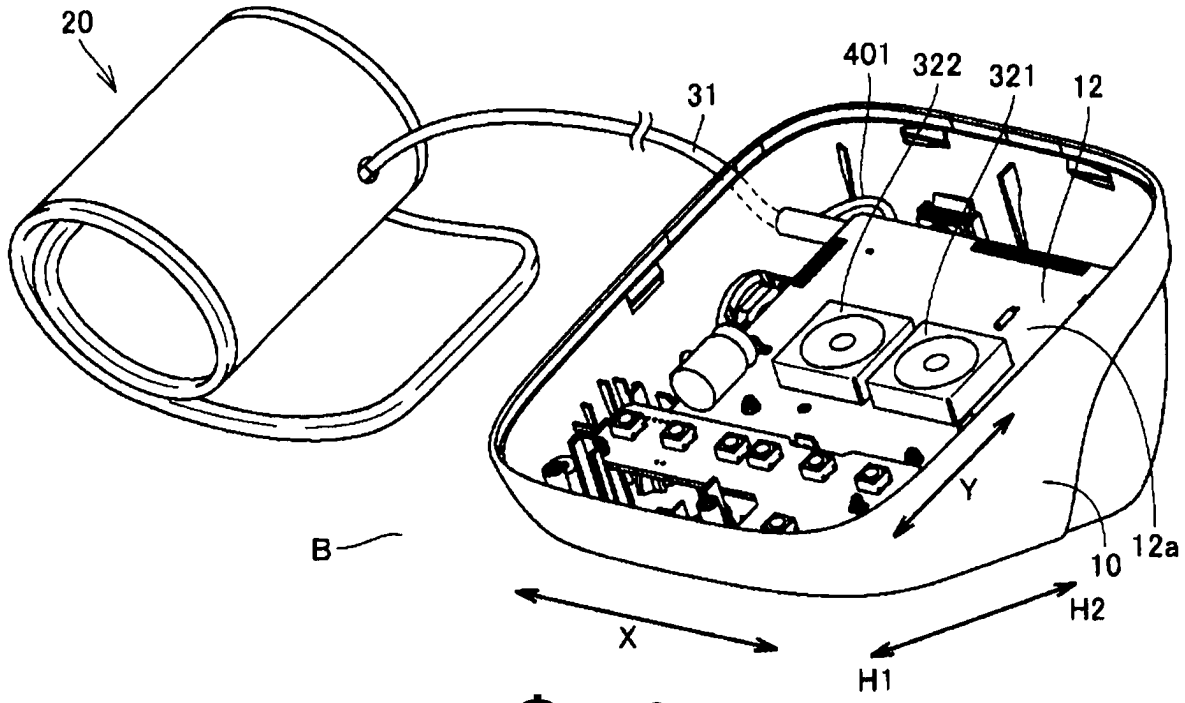
схема управления определяет, возникла ли неисправность среди по меньшей мере двух датчиков давления по разности между средним значением первого и третьего манжетных давлений и вторым манжетным давлением.


1
20
31
11
40
130
80
68
41B
41D
41E
41A
41C
10
41

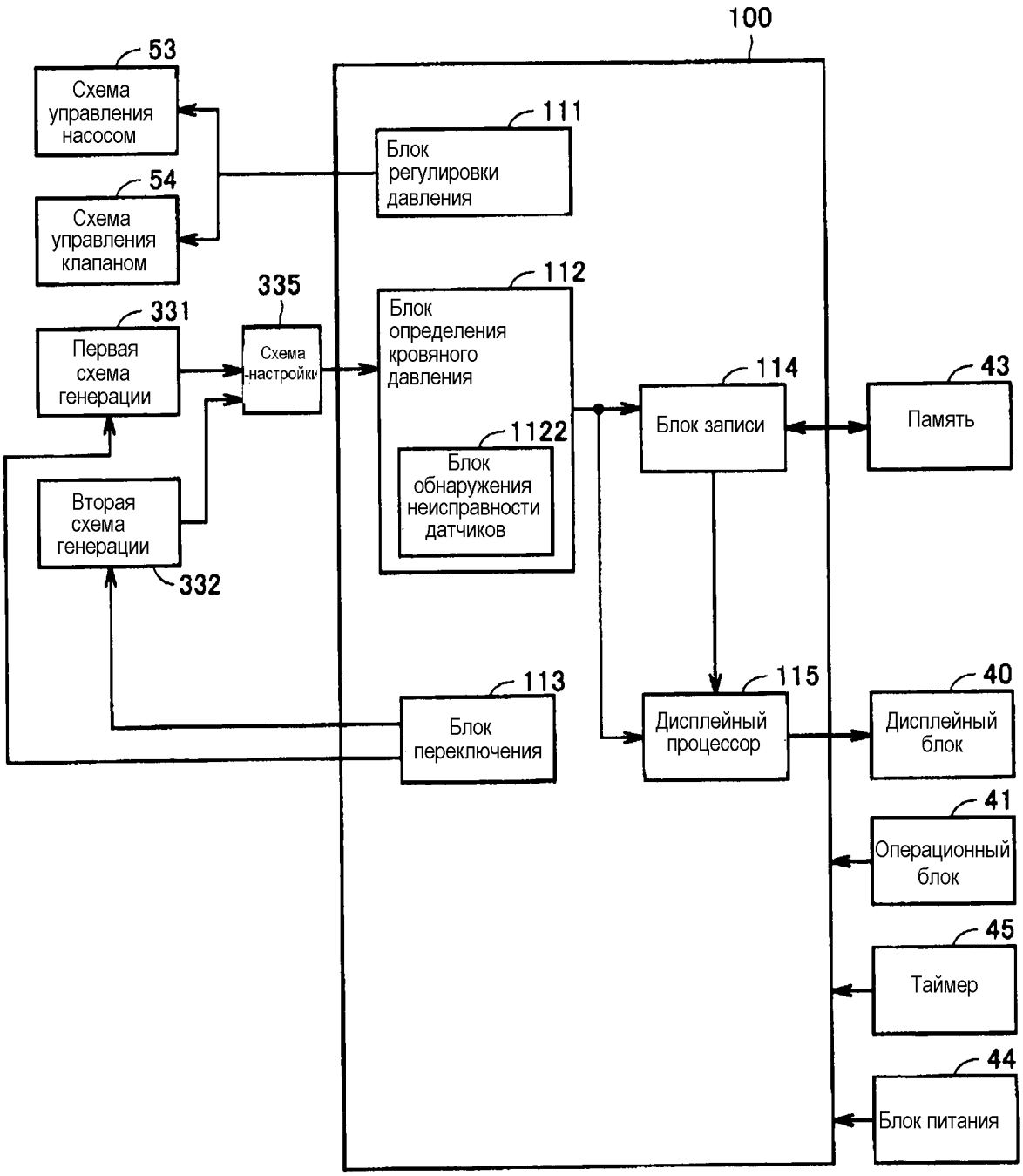
Фиг. 1


10
20
Пневматическая камера
21
Манжета
31
321
Первый датчик давления
331
Первая схема генерации
335
Схема настройки
100
322
Второй датчик давления
332
Вторая схема генерации
Дисплейный блок
40
Память (для обработки данных)
42
Таймер
45
Память (данных)
43
51
Насос
53
Схема управления насосом
Центральный процессор (CPU)
52
Клапан
54
Схема управления клапаном
Операционный блок
41
41A
Переключатель измерения/останова
41B
Переключатель установки таймера
41C
Переключатель памяти
41D
Переключатель со стрелкой
41E
Переключатель со стрелкой
44
Блок питания

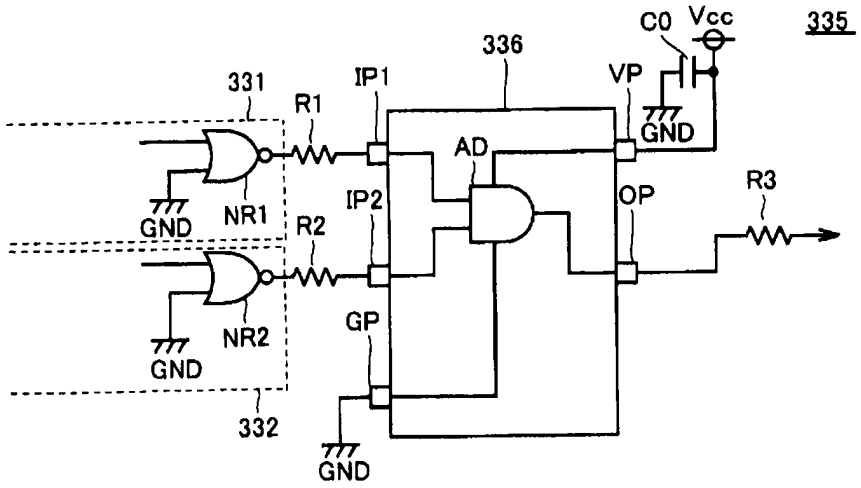
Фиг. 2



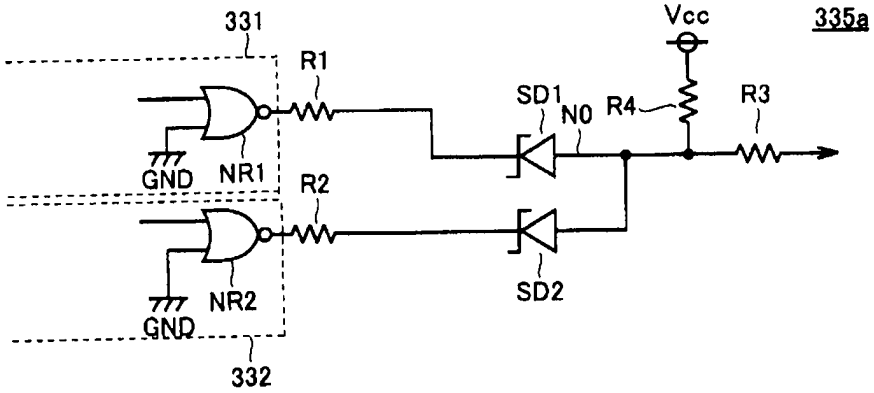
Фиг.3


100
53
Схема управления насосом
54
Схема управления клапаном
111
Блок регулировки давления
112
Блок определения кровяного давления
1122
Блок обнаружения неисправности датчиков
335
Схема настройки
331
Первая схема генерации
332
Вторая схема генерации
113
Блок переключения
114
Блок записи
43
Память
115
Дисплейный процессор
40
Дисплейный блок
41
Операционный блок
45
Таймер
44
Блок питания

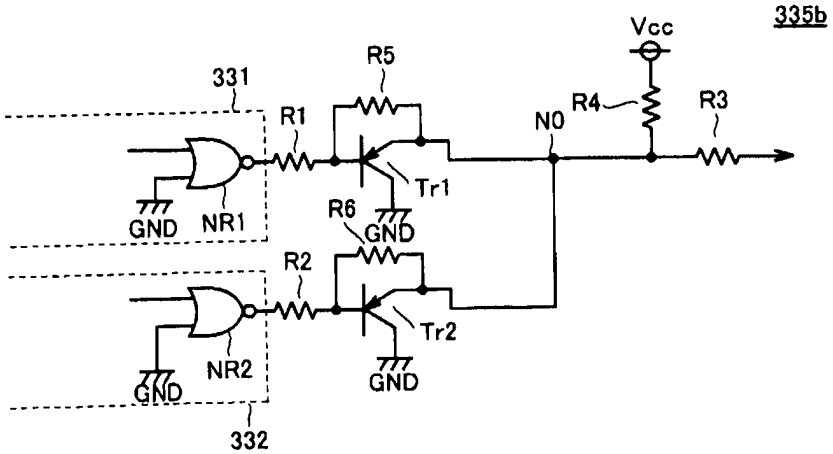
Фиг. 4



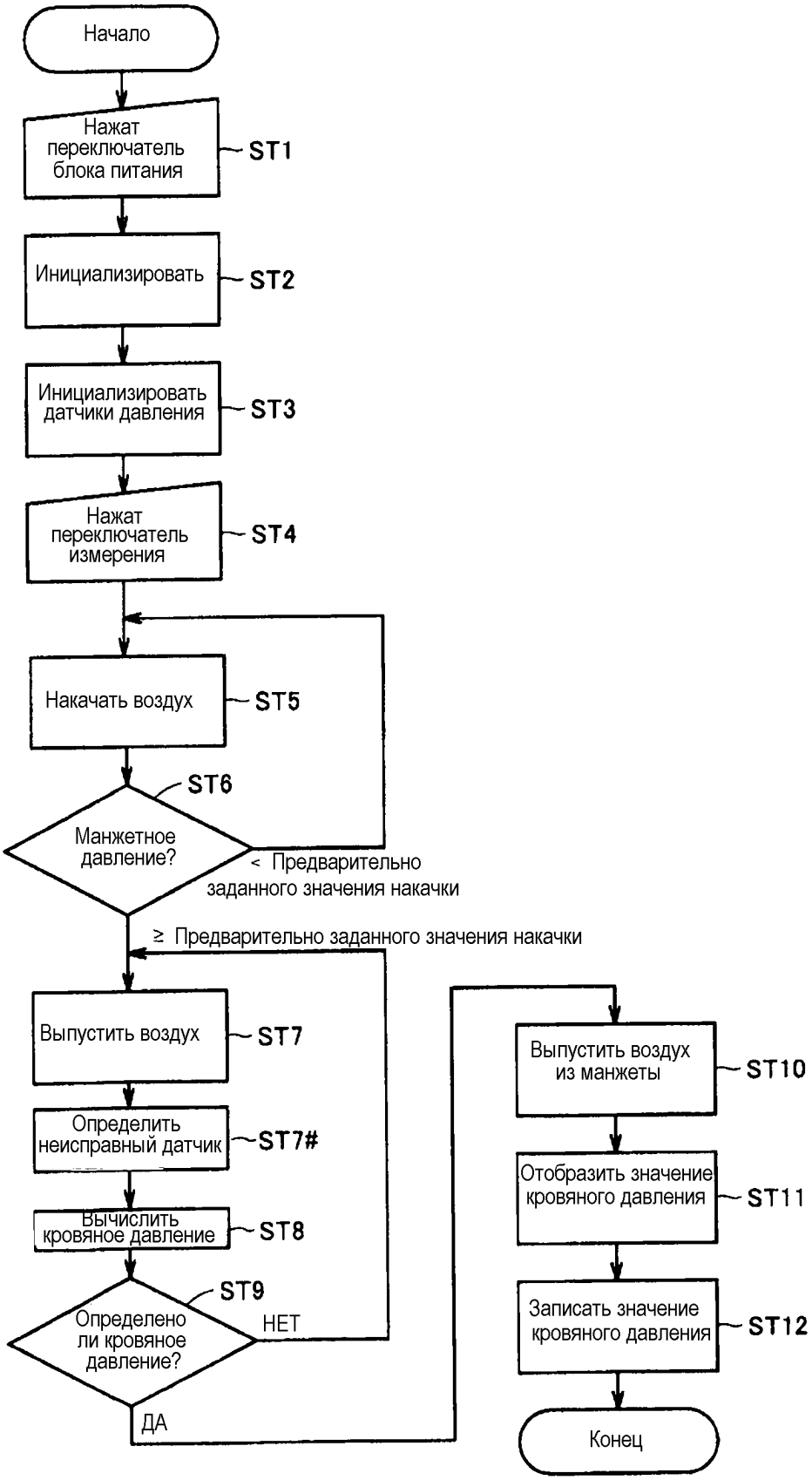
Фиг. 5A



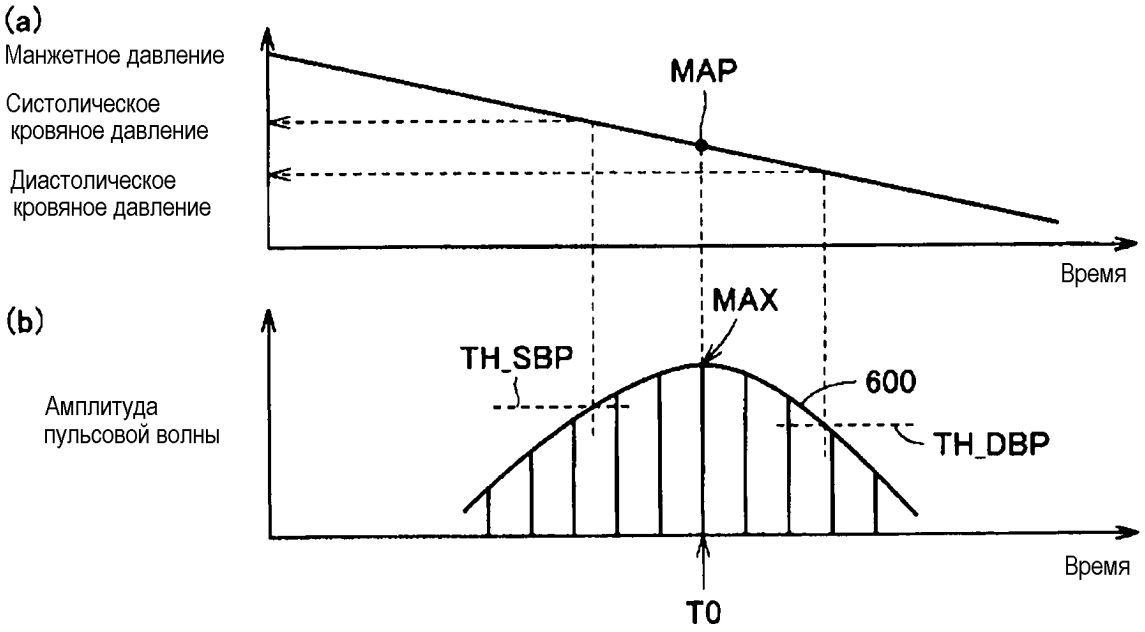
Фиг. 5B



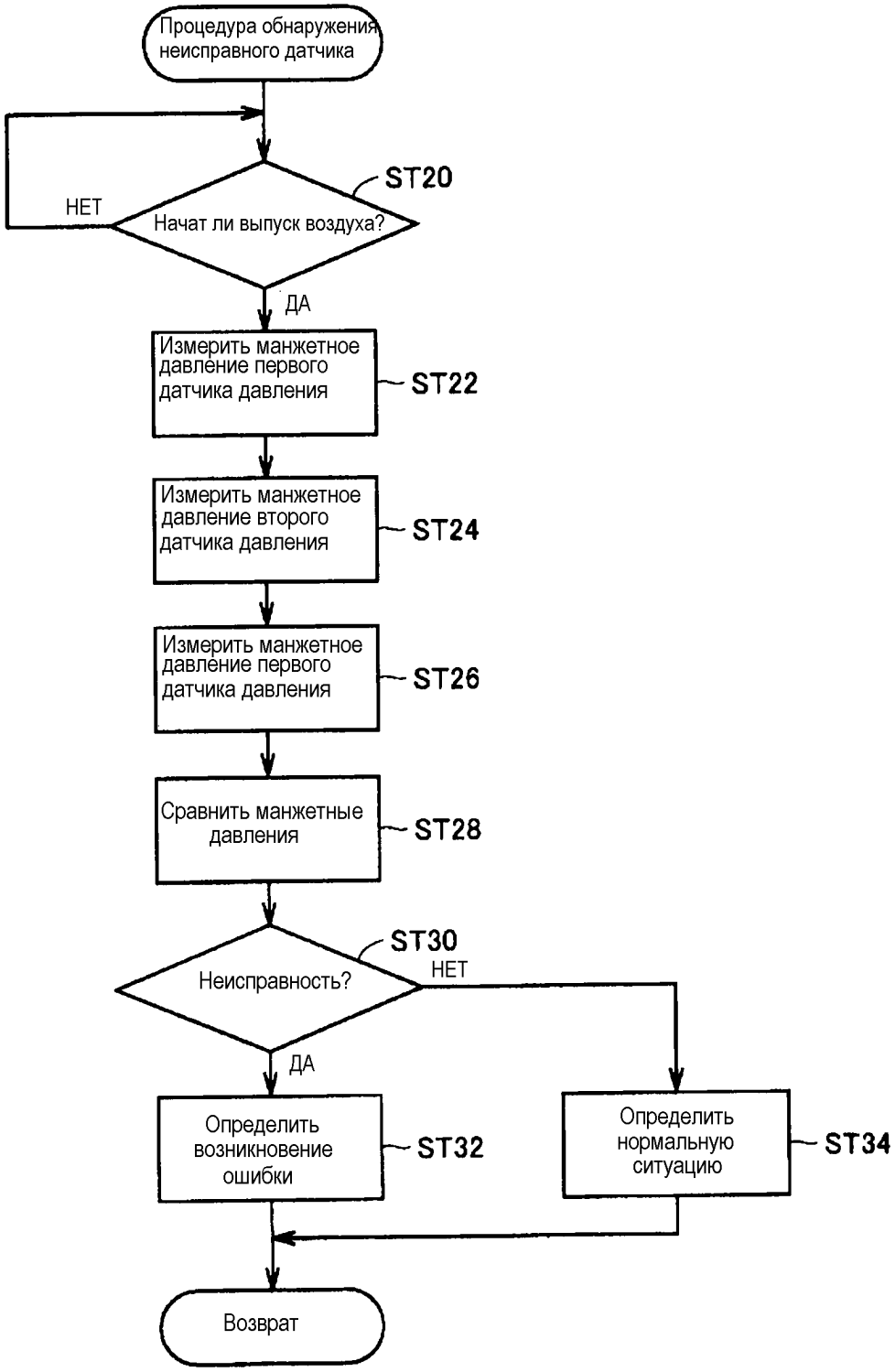
Фиг. 5C


Начало
Нажат переключатель блока питания
ST1
Инициализировать
ST2
Инициализировать датчики давления
ST3
Нажат переключатель измерения
ST4
Накачать воздух
ST5
ST6
Манжетное давление?
< Предварительно заданного значения накачки
≥ Предварительно заданного значения накачки
Выпустить воздух
ST7
Определить неисправный датчик
ST7#
Вычислить кровяное давление
ST8
ST9
Определено ли кровяное давление?
НЕТ
ДА
Выпустить воздух из манжеты
ST10
Отобразить значение кровяного давления
ST11
Записать значение кровяного давления
ST12
Конец

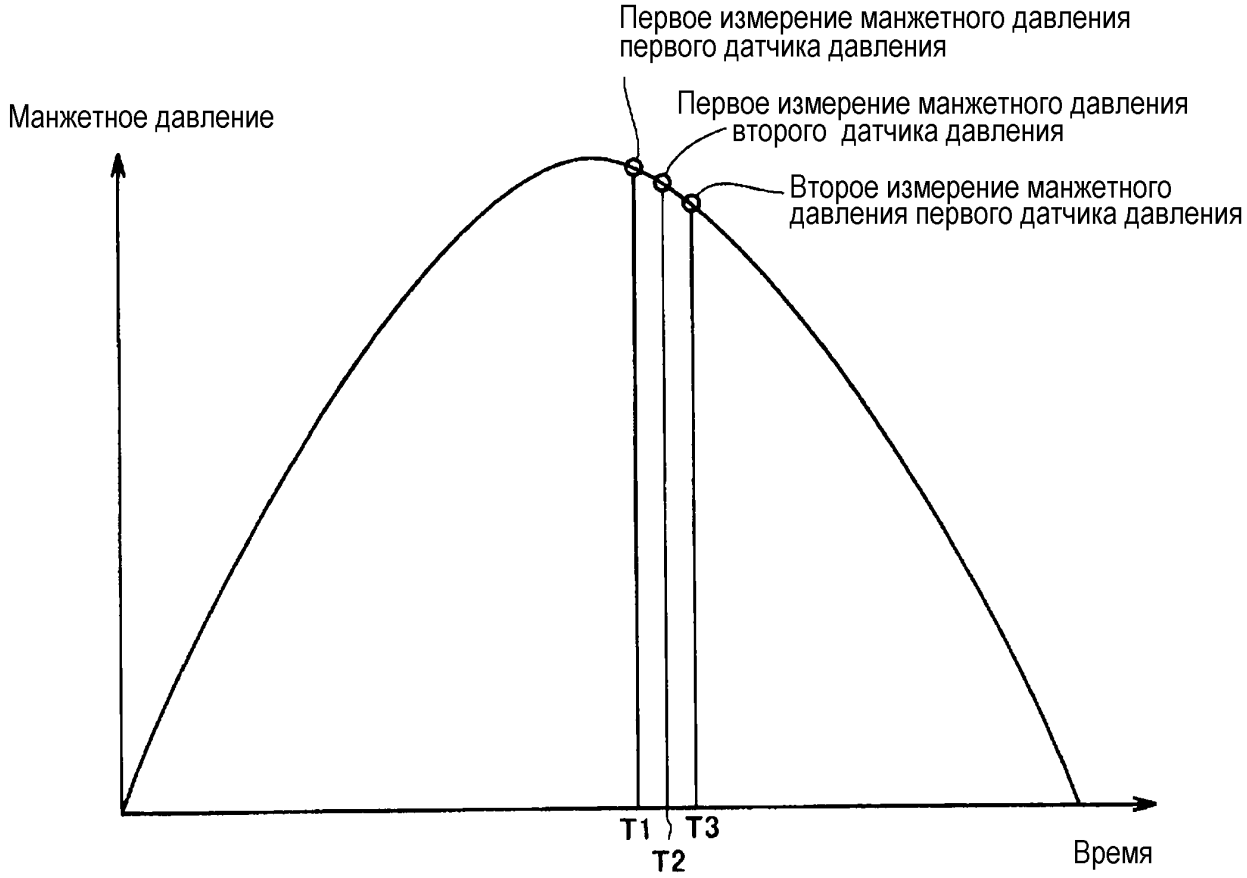
Фиг.6


(a)
Манжетное давление
Систолическое кровяное давление
Диастолическое кровяное давление
MAP
Время
(b)
Амплитуда пульсовой волны
MAX
TH_SBP
600
TH_DBP
Время
T0

Фиг.7


Процедура обнаружения неисправного датчика
ST20
НЕТ
Начат ли выпуск воздуха?
ДА
Измерить манжетное давление первого датчика давления
ST22
Измерить манжетное давление второго датчика давления
ST24
Измерить манжетное давление первого датчика давления
ST26
Сравнить манжетные давления
ST28
ST30
Неисправность?
НЕТ
ДА
Определить возникновение ошибки
ST32
Определить нормальную ситуацию
ST34
Возврат

Фиг. 8


Первое измерение манжетного давления первого датчика давления
Манжетное давление
Первое измерение манжетного давления второго датчика давления
Второе измерение манжетного давления первого датчика давления
T1
T3
T2
Время

Фиг. 9