



(19) RU (11) 2 677 007<sup>(13)</sup> C2  
(51) МПК  
A61B 5/00 (2006.01)

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
A61B 5/04017 (2018.08); A61B 5/0402 (2018.08); A61B 5/7214 (2018.08)

(21)(22) Заявка: 2015146506, 17.03.2014

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
17.03.2014

Дата регистрации:  
14.01.2019

Приоритет(ы):

(30) Конвенционный приоритет:  
29.03.2013 CN PCT/CN2013/073483

(43) Дата публикации заявки: 04.05.2017 Бюл. № 13

(45) Опубликовано: 14.01.2019 Бюл. № 2

(85) Дата начала рассмотрения заявки РСТ на  
национальной фазе: 29.10.2015

(86) Заявка РСТ:  
IB 2014/059876 (17.03.2014)

(87) Публикация заявки РСТ:  
WO 2014/155230 (02.10.2014)

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

(72) Автор(ы):

ВАН Цзинь (NL),  
ЧЖАО Дэн (NL),  
ШИ Чэн (NL),  
ЛИ Вэй (NL)

(73) Патентообладатель(и):

КОНИНКЛЕЙКЕ ФИЛИПС Н.В. (NL)

(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: US 2008183093 A1, 31.01.2008. US  
2011066041 A1, 17.03.2011. US 5704365 A,  
06.01.1998. WO 2012/103585 A1, 09.08.2012. RU  
2444988 C1, 20.03.2012.

(54) УСТРОЙСТВО И СПОСОБ ДЛЯ УСТРАНЕНИЯ АРТЕФАКТОВ ДВИЖЕНИЯ ПРИ  
ПРОВЕДЕНИИ ЭКГ

(57) Реферат:

Группа изобретений относится к медицинской  
технике. Устройство для сокращения артефактов  
движения в ЭКГ сигнале пациента содержит  
вычислительный блок, сконфигурированный для  
вычисления среднего значения сердечного ритма  
из ЭКГ сигнала. Первый приемный блок  
сконфигурирован для получения остаточного  
сигнала на основании ЭКГ сигнала и среднего  
значения сердечного ритма, вычисленного из ЭКГ  
сигнала. Блок фильтрации сконфигурирован для

выполнения фильтрации остаточного сигнала с  
одной или более предельными частотами. Одна  
или более предельных частот фильтрации  
содержит частоту сигнала для сигнала ускорения.  
Второй приемный блок сконфигурирован для  
получения модифицированного ЭКГ сигнала на  
основании отфильтрованного остаточного  
сигнала и среднего значения сердечного ритма.  
Блок определения сконфигурирован для  
определения одной или более предельных частот

R U 2 6 7 7 0 0 7 C 2

фильтрации на основании сигнала ускорения, представляющего состояние движения пациента. Блок фильтрации содержит полосовой режекторный фильтр, частота среза которого определяется с помощью блока определения, чтобы направленно блокировать частоту сигнала для сигнала ускорения. Раскрыт способ

сокращения артефактов движения в ЭКГ сигнале пациента с использованием устройства. Технический результат состоит в повышении качества ЭКГ сигнала за счет сокращения артефактов движения в нем. 2 н. и 9 з.п. ф-лы, 5 ил.

R U 2 6 7 7 0 0 7 C 2

R U 2 6 7 7 0 0 7 C 2

RUSSIAN FEDERATION



(19)

RU (11)

2 677 007<sup>(13)</sup> C2

(51) Int. Cl.  
*A61B 5/00* (2006.01)

FEDERAL SERVICE  
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) ABSTRACT OF INVENTION

(52) CPC

*A61B 5/04017* (2018.08); *A61B 5/0402* (2018.08); *A61B 5/7214* (2018.08)

(21)(22) Application: 2015146506, 17.03.2014

(24) Effective date for property rights:  
17.03.2014

Registration date:  
14.01.2019

Priority:

(30) Convention priority:  
29.03.2013 CN PCT/CN2013/073483

(43) Application published: 04.05.2017 Bull. № 13

(45) Date of publication: 14.01.2019 Bull. № 2

(85) Commencement of national phase: 29.10.2015

(86) PCT application:  
IB 2014/059876 (17.03.2014)

(87) PCT publication:  
WO 2014/155230 (02.10.2014)

Mail address:  
129090, Moskva, ul. B. Spasskaya, 25, str. 3, OOO  
"Yuridicheskaya firma Gorodisskij i Partnery"

(72) Inventor(s):

VAN Tzin (NL),  
CHZHAO Den (NL),  
SHI Chen (NL),  
LI Vej (NL)

(73) Proprietor(s):

KONINKLEJKE FILIPS N.V. (NL)

(54) APPARATUS AND METHOD FOR ECG MOTION ARTIFACT REMOVAL

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: group of inventions relates to medical equipment. An apparatus for reducing motion artifacts in an ECG signal of a patient comprises a calculating unit configured to calculate a mean value beat from the ECG signal. A first obtaining unit configured to obtain a residual signal based on the ECG signal and the mean value beat calculated from the ECG signal. A filtering unit configured to perform filtering of the residual signal with one or more cut off frequencies. One or more cut off frequencies of the filtering comprise a signal frequency of the acceleration signal. A second obtaining unit configured to obtain a

modified ECG signal based on the filtered residual signal and the mean value beat. A determining unit configured to determine the one or more cut off frequencies of the filtering based on an acceleration signal representative of motion status of the patient. Filtering unit comprises a band-rejection filter, cut-off frequency which is determined using a detection unit to block signal frequency for acceleration signal. A method for reducing motion artifact in an ECG signal of a patient is disclosed.

EFFECT: improving the quality of the ECG signal due to the reduction of motion artifacts in it.

11 cl, 5 dwg

## ОБЛАСТЬ ТЕХНИКИ, К КОТОРОЙ ОТНОСИТСЯ ИЗОБРЕТЕНИЕ

Изобретение относится к методике устранения артефактов движения для обработки физиологических сигналов, а в частности, к способу и устройству для сокращения артефактов движения ЭКГ сигналов, вызванных перемещением пациента или нагрузкой.

### УРОВЕНЬ ТЕХНИКИ ИЗОБРЕТЕНИЯ

Сигнал ЭКГ (электрокардиограммы) получают от тела пациента, используя электроды, подсоединенные к поверхности тела. Вследствие изменений поверхностного импеданса, вызванного движением пациента, в ЭКГ сигнал внедряются артефакты движения.

- 10 В публикации под названием «Motion Artifact Reduction in Electrocardiogram Using Adaptive Filter» («Сокращение артефактов движения при снятии электрокардиограммы с использованием адаптивного фильтра») предлагается портативный электрокардиограф, использующий трехосный акселерометр для обнаружения объекта движения, где сигналы трехосного ускорения используются как опорный сигнал для
- 15 адаптивного фильтра для погашения артефакта движения. Алгоритм остаточной фильтрации конечного импульсного отклика и алгоритм интеллектуального ведущего переключателя для обработки артефактов предложены в публикации “Artifact processing during exercise testing”, WILLI KAISER ET AL, JOURNAL OF ELECTROCARDIOLOGY, vol. 32, 1 January 1999 (1999-01-01), pages 212-219, XP055123927, ISSN: 0022-0736, DOI: 10.1016/S0022-0736 (99)90083-3 (Вилл Кайзер и соавторы: «Обработка артефактов при нагрузочном тестировании», «Журнал по электрокардиологии», том. 32, 1 января 1999 года (1999-01-01), стр. 212-219, XP055123927, с присвоением грифа ISSN: 0022-0736, ДОИ: 10.1016/S0022-0736 (99)90083-3).

- 20 Ультра малый нагрудный электрокардиограф с трехосным акселерометром для мониторинга активности предлагается в публикации “Optimized Adaptive Filter Set for Wearable Wireless ECG System”, Jin-Ho Kim ET AL, Computer Sciences and Convergence Information Technology (ICCIT), 2011 6<sup>th</sup> International Conference on, 1 December 2011(2011-12-01), pages 107-109, XP055123343 (Джин-Хо Ким и соавторы: «Комплект оптимизированного адаптивного фильтра для пригодных для носки беспроводных ЭКГ систем», Компьютерные Науки и Конвергенция Информационных Технологий (ICCIT), 2011, 6-я Международная конференция, 1 декабря 2011(2011-12-01), страницы 107-109, XP055123343). Он использует решение на основе адаптивного фильтра с оптимальным выбором коэффициентов фильтрации для удаления артефактов движения.

### СУЩНОСТЬ ИЗОБРЕТЕНИЯ

- 25 Задачей настоящего изобретения является улучшение качества ЭКГ сигнала, например, «отношения сигнал/шум» или «отношения сигнал/шум плюс помеха». Более конкретно, задачей является сокращение артефактов движения в ЭКГ сигнале.

- 30 В одном аспекте, одним из вариантов настоящего изобретения является устройство для сокращения артефакта движения в сигнале ЭКГ у пациента, которое содержит: вычислительный блок, сконфигурированный для вычисления среднего значения сердечного ритма от ЭКГ сигнала; первый блок получения, сконфигурированный для получения остаточного сигнала, основанного на ЭКГ сигнале и среднем значении сердечного ритма, вычисленного из ЭКГ сигнала; фильтрующий блок, сконфигурированный для выполнения фильтрации остаточного сигнала с одной или более частотами среза; второй блок получения, сконфигурированный для получения модифицированного ЭКГ сигнала, основанного на фильтрованном остаточном сигнале и среднем значении сердечного ритма; и блок определения, сконфигурированный для определения одной или более частот среза фильтрации на основании сигнала ускорения,

представляющего состояние движения пациента.

Артефакты движения, вызываемые двигательной активностью пациента, приводят к недопустимому искажению сигнала ЭКГ и могут даже привести к ошибкам в диагнозе.

Для удаления артефактов движения из сигнала ЭКГ помеха, введенная артефактом движения, устраняется посредством сигнала ускорения, представляющего состояние движения пациента. Выстраивается соответствие между частотами среза фильтрации и состоянием движения пациента.

Таким образом, обеспечивается возможность направленного блокирования частотных компонентов, возникающих вследствие движения пациента. Тем самым, артефакты движения в ЭКГ сигнале сокращаются и качество ЭКГ сигнала улучшается, что также способствует уменьшению диагностических ошибок.

В одном варианте осуществления одна или более частот среза фильтрации содержит частоту сигнала для сигнала ускорения.

В определенных обстоятельствах, например, когда пациент идет или бежит, сигнал ускорения можно рассматривать как периодический сигнал. Частота сигнала для сигнала ускорения считается соответствующей частотной компоненте, которая вводит жесткую помеху в ЭКГ сигнал. Таким образом, блокирование частоты сигнала для сигнала ускорения может сократить артефакты движения в ЭКГ сигнале.

В данном варианте осуществления частота сигнала для сигнала ускорения может быть легко определена в соответствии с временными интервалами между двумя последовательными пиковыми значениями сигнала ускорения.

Так как частота сигнала для сигнала ускорения может быть легко определена без значительного увеличения вычислительных затрат, экономия средств при реализации данного варианта осуществления достаточно предсказуема.

В другом варианте осуществления одна или более частот среза фильтрации включает  $N$  частот, соответствующих  $N$  наивысшим значениям энергии мощности в спектре мощности сигнала ускорения.

Так как полоса частот артефактов движения перекрывается с полосой частот ЭКГ сигнала, в частности при ходьбе и беге пациента, не представляется возможным убрать все частотные компоненты артефактов движения из ЭКГ сигнала. Тем не менее, специалисты в данной области техники должны осознать, что частотные компоненты, имеющие наибольшую энергию мощности в спектре мощности сигнала ускорения внедряют наиболее жесткие помехи в ЭКГ сигнал, и таким образом, будет более практическим и значимым удалить из ЭКГ сигнала лишь частотные компоненты, соответствующие  $N$  наивысшим значениям энергии мощности в спектре мощности сигнала ускорения.

Предпочтительно нахождение  $N$  в диапазоне [1, 10]. В одном варианте осуществления изобретения  $N$  равно 3.

В варианте осуществления, где  $N$  равно 3, предполагается, что большинство артефактов движения может быть удалено из ЭКГ сигнала, и таким образом достигнутое качество ЭКГ сигнала может удовлетворить требования оного в большинстве сценариев приложений.

Предпочтительно, чтобы устройство дополнительно содержало адаптивный фильтр, настроенный на выполнение адаптивной фильтрации ЭКГ сигнала с сигналом ускорения; вычислительный блок, сконфигурированный для вычисления среднего значения сердечного ритма, получаемого от адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала; первый блок получения, настроенный на получение остаточного сигнала, основанного на адаптивно отфильтрованном ЭКГ сигнале и среднем значении сердечного ритма,

получаемого от адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала.

Другими словами, адаптивный фильтр выполняет адаптивную фильтрацию ЭКГ сигнала, используя сигнал ускорения как опорный сигнал. Таким образом, часть артефактов движения может быть удалена из ЭКГ сигнала, поэтому в отфильтрованном ЭКГ сигнале артефактов движения должно быть меньше чем в исходном ЭКГ сигнале. Соответственно, дополнительное использование адаптивного фильтра может еще более улучшить качество ЭКГ сигнала.

Другой вариант осуществления настоящего изобретения предлагает устройство для получения ЭКГ сигнала от пациента, устройство содержит: первый чувствительный элемент для получения ЭКГ сигнала от пациента; второй чувствительный элемент для получения сигнала ускорения, представляющего состояние движения пациента и устройство для сокращения артефактов движения в ЭКГ сигнале пациента на основании первого варианта осуществления изобретения, связанного с первым и вторым чувствительными элементами.

Другой вариант осуществления настоящего изобретения предлагает способ сокращения артефактов движения в ЭКГ сигнале пациента, способ состоит из следующих этапов: вычисление среднего значения сердечного ритма, получаемого от ЭКГ сигнала; получение остаточного сигнала, основанного на ЭКГ сигнале и среднем значении сердечного ритма, вычисляемого из ЭКГ сигнала; выполнение фильтрации остаточного сигнала с одной или более предельными частотами; получение модифицированного ЭКГ, основанного на фильтрованном остаточном сигнале и среднем значении сердечного ритма; и определение одной или нескольких частот среза фильтрации, основанное на сигнале ускорения, представляющем состояние движения пациента.

В одном варианте осуществления этап определения содержит определение частоты сигнала для сигнала ускорения как предельной частоты фильтрации, в другом варианте осуществления этап определения включает определение  $N$  частот, соответствующих  $N$  наивысшим значениям энергии мощности спектра мощности сигнала ускорения, как частот среза фильтрации.

#### ОПИСАНИЕ ЧЕРТЕЖЕЙ

Вышеуказанные и другие объекты и детали настоящего изобретения станут более очевидными из нижеследующего подробного описания, рассматриваемого в совокупности с прилагаемыми чертежами, которые включают:

ФИГ. 1 отображает структурную схему устройства для сокращения артефактов движения в соответствии с существующим уровнем техники;

ФИГ. 2 отображает структурную схему устройства для сокращения артефактов движения в соответствии с одним вариантом осуществления настоящего изобретения;

ФИГ. 3 отображает структурную схему устройства для сокращения артефактов движения в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения;

ФИГ. 4 отображает структурную схему устройства для получения ЭКГ сигнала в соответствии с одним вариантом осуществления изобретения;

ФИГ. 5 отображает блок-схему способа сокращения артефактов движения в ЭКГ сигнале пациента в соответствии с одним вариантом осуществления настоящего изобретения;

На всех выше упомянутых чертежах одинаковые цифровые обозначения будут пониматься как относящиеся к сходным, подобным или соответствующим свойствам или функциям.

#### ДЕТАЛЬНОЕ ОПИСАНИЕ

Настоящим будут приведены ссылки на варианты изобретения, один или более

примеров которого изображены на чертежах. Представленные варианты дают описание изобретения, и их не следует рассматривать, как ограничения настоящего изобретения. Например, особенности, проиллюстрированные или описанные, как часть одного варианта осуществления, могут быть использованы в другом варианте осуществления 5 и в последующих реализациях. Предполагается, что изобретение охватывает эти и другие модификации и вариации, соответствующие области и сути изобретения.

ФИГ. 1 отображает структурную схему устройства для сокращения артефактов движения в соответствии с существующим уровнем техники;

Ссылаясь на ФИГ. 1, устройство 100 для сокращения артефактов движения содержит 10 вычислительный блок 110, первый блок получения 120, блок фильтрации 130 и второй блок получения 140.

Вычислительный блок 110 разработан для вычисления среднего значения сердечного ритма, получаемого от ЭКГ сигнала.

В частности, в вычислительном блоке 110 среднее значения сердечного ритма может 15 быть вычислено на основе усреднения последовательных циклов ЭКГ. Специалисты в данной области техники могут осознавать, что для вычислительного блока 110 могут использоваться и другие алгоритмы.

Первый блок получения 120 разработан для получения остаточного сигнала, основанного на ЭКГ сигнале и среднем значении сердечного ритма, получаемого от 20 ЭКГ сигнала. Таким образом, ЭКГ сигнал и вычисляемое из него среднее значение сердечного ритма предоставляются на вход первого блока получения 120.

Кроме того, первый блок получения 120 может содержать вычитающий блок для вычитания среднего значения сердечного ритма из ЭКГ сигнала для получения остаточного сигнала. Специалисты в данной области техники могут осознавать, что 25 первый блок получения 120 может быть адаптирован к другим алгоритмам для получения остаточного сигнала. Остаточный сигнал, полученный на выходе первого блока получения 120 попадает на вход блока фильтрации 130.

Блок фильтрации 130 разработан для выполнения фильтрации остаточного сигнала с фиксированными частотами среза. Например, блок фильтрации 130 может содержать 30 фильтр низких частот для уменьшения мышечных шумов и фильтр высоких частот для сокращения отклонений базовой линии. Специалисты в данной области техники могут осознавать, что блок фильтрации 130 также можно рассматривать как полосовой фильтр. Например, полосовой фильтр может иметь диапазон полосы пропускания от 0,05 Гц до 250 Гц. Другие частоты среза могут быть адаптированы для полосового 35 фильтра для ограничения полосы частот остаточного сигнала.

Отфильтрованный остаточный сигнал, полученный на выходе блока фильтрации 130, подается на вход второго блока получения 140. Второй блок получения 140 разработан для получения модифицированного ЭКГ сигнала, основанного на 40 отфильтрованном остаточном сигнале и среднем значении сердечного ритма, таким образом, среднее значение сердечного ритма, вычисляемое из ЭКГ сигнала, также предоставляется на вход второго блока получения 140.

В частности, второй блок получения 140 может содержать блок сложения, сконфигурированный для сложения отфильтрованного остаточного сигнала обратно со средним значением сердечного ритма для получения модифицированного ЭКГ 45 сигнала. Специалисты в данной области техники могут осознавать, что второй блок получения 140 может выбирать другие алгоритмы для получения модифицированного ЭКГ сигнала.

В существующих решениях проект вычисления среднего значения сердечного ритма,

также как и проект фильтра низких/высоких частот имеют значительное влияние на конечный отфильтрованный сигнал. Однако, в существующих решениях еще остаются некоторые помехи, особенно в случае нагрузки с высокой скоростью.

ФИГ. 2 отображает структурную схему устройства для сокращения артефакта

5 движения в соответствии с вариантом осуществления настоящего изобретения;

Ссылаясь на ФИГ. 2, устройство 200 содержит вычислительный блок 210, первый блок получения 220, блок фильтрации 230, второй блок получения 240 и блок определения 250.

Вычислительный блок 210, первый блок получения 220 и второй блок получения 240

10 аналогичны описанным в отношении ФИГ. 1, таким образом их повторное описание опускается.

В варианте осуществления настоящего изобретения одна или более частот среза блока фильтрации 230 определяются с помощью блока определения 250 на основании сигнала ускорения, представляющего состояние движения пациента.

15 Сигнал ускорения может быть получен с использованием датчика акселерометра, помещаемого на электрод, который подсоединяется к поверхности тела пациента. Для преобразования аналогового сигнала ускорения датчика акселерометра в цифровой сигнал может использоваться аналого-цифровой преобразователь. Специалисты в данной области техники могут осознавать, что дискретизированный сигнал по-прежнему 20 представляет движение электрода и, следовательно, состояние движения пациента.

В одном варианте осуществления изобретения одна или более частот среза, определяемая с помощью блока определения 250, содержит частоту сигнала для сигнала ускорения.

25 Так как сигнал ускорения представляет состояние движения пациента, частота сигнала для сигнала ускорения рассматривается в соответствии с частотной компонентой, которая внедряет грубую помеху в ЭКГ сигнал. Использование частоты сигнала для сигнала ускорения как частоты среза блока фильтрации 230 направленно сокращает внедренный артефакт движения.

30 В одном варианте осуществления изобретения, в блоке определения 250, частота сигнала для сигнала ускорения может быть легко определена в соответствии с временными интервалами между двумя последовательными пиковыми значениями сигнала ускорения. В частности, записываются моменты времени появления пиковых значений сигнала ускорения, и частота сигнала для сигнала ускорения может быть определена на основании моментов времени, записанных в последовательности.

35 Специалисты в данной области техники могут осознавать, что могут применяться и другие способы определения частоты сигнала для сигнала ускорения.

Специалисты в данной области техники должны понимать, что часть частотных компонентов сигнала ускорения может не перекрываться частотным спектром ЭКГ сигнала, и что часть частотных компонентов может быть удалена из ЭКГ сигнала с 40 использованием различных методик данной области техники. В последующем описании вариантов изобретения предлагаемая аппаратура сосредоточена на устраниении частотных компонентов сигнала ускорения, которые перекрываются спектром ЭКГ сигнала.

45 Предпочтительно, чтобы блок определения 250 определял частоту сигнала для сигнала ускорения как частоту среза фильтрации, лишь при условии нахождения определяемой частоты сигнала для сигнала ускорения в пределах заданного диапазона. Например, заданный диапазон может быть 0,5 Гц - 5 Гц, что соответствует сердечному ритму 30-300 ударов в минуту. Так как частотные компоненты сигнала ускорения в

пределах данного диапазона полностью перекрывается спектром ЭКГ сигнала, их трудно удалить, используя достижения в данном уровне техники. С другой стороны, ввиду того, что частота среза фильтрации определяется на нелинейной основе, предложенная аппаратура демонстрирует преимущество в сокращении артефактов

5 движения, вызванных движением пациента.

Блок фильтрации 230 может содержать полосовой режекторный фильтр, частота среза которого определяется с помощью блока определения 250, чтобы направленно блокировать частоту сигнала для сигнала ускорения. Фильтр может быть фильтром с

конечным импульсным откликом (КИО) с тем преимуществом, что задержка

10 отфильтрованного остаточного сигнала является постоянной и не зависит от сигнала.

Ниже будет описано функционирование аппаратуры согласно настоящему изобретению в отношении определенного примера, который нельзя рассматривать как ограничение в области применения изобретения.

Дается прикладной сценарий: пациент идет пешком с длиной этапа 0,6 м и скоростью

15 ходьбы 2,16 км/час, то есть, частота этапа равна 1 Гц.

В блоке определения 250 частота сигнала для сигнала ускорения может быть определена как 1 Гц, что соответствует частоте этапа. Блок определения 250 определяет частоту среза блока фильтрации 230 как 1 Гц, так как она находится в пределах заданного диапазона.

20 Блок фильтрации 230 разработан для блокирования частотной компоненты в 1 Гц, чтобы направленно блокировать частотную компоненту, соответствующую частоте этапа.

В другом варианте осуществления данного изобретения блок фильтрации 230 дополнительно содержит фильтр низких частот для сокращения мышечных шумов и

25 фильтр высоких частот для сокращения дрейфа среднего уровня сигнала, описанного выше в отношении ФИГ. 1. В качестве альтернативы, комбинация фильтра низких частот и фильтра высоких частот может быть заменена одним полосовым фильтром для сокращения как мышечных шумов, так и других артефактов. Например, может быть приемлем полосовой фильтр, имеющий диапазон полосы пропускания от 0,05 Гц

30 до 250 Гц. Специалисты в данной области техники должны осознавать, что конкретная полоса пропускания полосового фильтра описана здесь только с демонстрационной целью, и что может использоваться другой диапазон полосы пропускания, который должен рассматриваться в рамках области действия изобретения, определенной в формуле изобретения.

35 В другом варианте осуществления изобретения, в блоке фильтрации 230, полосовой режекторный фильтр может быть совмещен с фильтром (фильтрами) для сокращения мышечных шумов и других артефактов. Специалисты в данной области техники могут осознавать, что в описанном выше прикладном сценарии блок фильтрации 230 может рассматриваться, как два полосовых фильтра. В конкретном случае блок фильтрации

40 230 может быть выражен как:

$$\text{Фильтр} = \begin{cases} \text{КИО1}, 0,05 \text{ Гц} < \text{полоса пропускания} < 1 \text{ Гц} \\ \text{КИО2}, 1 \text{ Гц} < \text{полоса пропускания} < 250 \text{ Гц} \end{cases}.$$

45 В другом варианте осуществления изобретения, одна или более частот среза, определенных блоком определения 250 содержит N частот, соответствующих N наибольшим значениям энергии мощности спектра мощности сигнала ускорения.

Так как ширина пропускания артефактов движения перекрывается с полосой пропускания ЭКГ сигнала, когда пациент идет или бежит, не представляется возможным

убрать все частотные компоненты артефактов движения из ЭКГ сигнала. Однако, специалисты в данной области техники должны осознавать, что частотный компонент, имеющий наивысшую энергию мощности в спектре мощности сигнала ускорения внедряет наиболее грубую помеху в ЭКГ сигнал, таким образом наиболее практическим и целесообразным является удаление из ЭКГ сигнала лишь частотных компонентов, соответствующих наибольшим  $N$  значениям энергии мощности спектра мощности сигнала ускорения.

Предпочтительно, чтобы  $N$  находилось в диапазоне [1, 10]. В одном варианте осуществления изобретения  $N$  равно 3. Далее, настоящее изобретение будет описано в 10 отношении варианта осуществления, в котором  $N$  равно 3.

Спектр мощности сигнала ускорения может быть получен с применением быстрого преобразования Фурье к дискретизированному сигналу ускорения. Специалисты в данной области техники должны осознавать, что для получения спектра мощности сигнала ускорения могут применяться и другие способы. Конкретный расчет спектра мощности далее здесь описываться не будет.

Блок определения 250 может определять 3 частоты, соответствующие частотным компонентам, имеющим 3 наивысших значений амплитуды быстрого преобразования Фурье сигнала ускорения. Например,  $f_0$  - частота, имеющая наибольшую энергию мощности,  $f_1$  - частота, имеющая вторую наибольшую энергию мощности, и  $f_2$  - частота имеющая третью наибольшую энергию мощности спектра мощности сигнала ускорения. Подстрочный индекс используется для определения рейтинга энергии мощности частотного компонента спектра мощности, но не определяет рейтинг значения частоты. Например, в одном варианте осуществления изобретения, отношение между 25  $f_0$ ,  $f_1$  и  $f_2$  может читаться как:  $f_1 < f_0 < f_2$ .

Блок фильтрации 230 разработан для блокирования данных частот, то есть  $f_0$ ,  $f_1$  и  $f_2$ . Специалисты в данной области техники могут осознавать, что блок фильтрации 230 может рассматриваться состоящим из трех полосовых фильтров. В данном варианте 30 осуществления изобретения фильтры являются КИО фильтрами. В конкретном случае блок фильтрации 230 может быть выражен как:

$$35 \quad \text{Фильтр} = \left\{ \begin{array}{l} \text{КИО1, } 0 \text{ Гц} < \text{полоса пропускания} < f_1 \\ \text{КИО2, } f_1 < \text{полоса пропускания} < f_0 \\ \text{КИО3, } f_0 < \text{полоса пропускания} < f_2 \end{array} \right\}$$

В другом варианте осуществления изобретения блок фильтрации 230 может совмещаться с фильтром (фильтрами), имеющими полосу пропускания для сокращения мышечных шумов и дрейфа среднего уровня сигнала, что описано выше в отношении 40 ФИГ.1. Принимая, что  $0,05 \text{ Гц} < f_1 < f_0 < f_2 < 250 \text{ Гц}$ , блок фильтрации 230 может рассматриваться состоящим из четырех полосовых фильтров, определенных как указано ниже:

$$45 \quad \text{Фильтр} = \left\{ \begin{array}{l} \text{КИО1, } 0,05 \text{ Гц} < \text{полоса пропускания} < f_1 \\ \text{КИО2, } f_1 < \text{полоса пропускания} < f_0 \\ \text{КИО3, } f_0 < \text{полоса пропускания} < f_2 \\ \text{КИО4, } f_2 < \text{полоса пропускания} < 250 \text{ Гц} \end{array} \right\}.$$

ФИГ. 3 отображает структурную схему аппаратуры для сокращения артефактов

движения в соответствии с другим вариантом осуществления настоящего изобретения.

Как показано в Фиг. 3, устройство 300 содержит вычислительный блок 210, первый блок получения 220, блок фильтрации 230, второй блок получения 240, блок определения 250 и адаптивный фильтр 260.

5 Вычислительный блок 210, первый блок получения 220, блок фильтрации 230, второй блок получения 240 и блок определения 250 аналогичны описанным в отношении ФИГ. 2. Разница между вариантами, показанными на ФИГ. 2 и ФИГ. 3 заключается в том, что в ФИГ. 3 вместо исходного ЭКГ сигнала используется адаптивно отфильтрованный ЭКГ сигнал, как входной сигнал для вычислительного блока 210 и для первого блока 10 получения 220.

Адаптивный фильтр 260 разработан для выполнения адаптивной фильтрации ЭКГ сигнала с сигналом ускорения. Адаптивный фильтр 260 может быть фильтром на основе рекурсивного метода наименьших квадратов, фильтром на основе метода наименьших квадратов или другими фильтрами, предложенными специалистами в данной области 15 техники.

Используя сигнал ускорения как опорный сигнал, адаптивный фильтр 260 выполняет адаптивную фильтрацию ЭКГ сигнала. Таким образом, часть артефактов движения может быть удалена из ЭКГ сигнала.

В варианте осуществления изобретения, показанном на ФИГ. 3, вычислительный 20 блок 210 разработан для вычисления среднего значения сердечного ритма из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала, также первый блок получения 220 разработан для получения остаточного сигнала на основании адаптивно отфильтрованном ЭКГ сигнала и среднего значения сердечного ритма, вычисленного из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала.

25 Использование отфильтрованного ЭКГ сигнала вместо исходного ЭКГ сигнала в данном варианте осуществления изобретения поможет дополнительно сократить артефакты движения ЭКГ сигнала и улучшить качество ЭКГ сигнала.

Специалисты в данной области техники могут осознавать, что аппаратура для 30 сокращения артефактов движения согласно настоящему изобретению может быть реализована на основе процессоров FPGA, CPU, DSP или любых других средств.

В другом аспекте, одним из вариантов настоящего изобретения является устройство для получения ЭКГ сигнала пациента. ФИГ. 4 отображает структурную схему устройства для получения ЭКГ сигнала согласно одному варианту изобретения.

Как показано в ФИГ. 4, устройство 400 для получения ЭКГ сигнала содержит первый 35 чувствительный элемент 410, второй чувствительный элемент 420 и устройство 430.

Первый чувствительный элемент 410 разработан для получения ЭКГ сигнала пациента. В одном варианте осуществления изобретения первый чувствительный элемент 410 реализован в виде нескольких электродов. При эксплуатации данные электроды крепятся к поверхности тела пациента. Для улучшения качества принимаемого ЭКГ 40 сигнала между электродами и поверхностью тела может использоваться специальный агент.

Специалисты в данной области техники могут осознавать, что первый чувствительный элемент 410 дополнительно содержит схему преобразования сигнала чтобы подготовить сигнал кардиограммы к последующей обработке. Аналого-цифровой преобразователь 45 и фильтр могут быть включены в схему преобразования сигнала. Специалисты в данной области техники могут осознавать, что и другие исполнения первого чувствительного элемента 410 также возможны.

Второй чувствительный элемент 420 разработан для получения сигнала ускорения.

В одном варианте осуществления изобретения второй чувствительный элемент 420 выполнен в виде датчика акселерометра, расположенного на первом чувствительном элементе или отдельно прикрепленного к поверхности тела пациента.

Специалисты в данной области техники могут осознавать, что второй чувствительный элемент 420 может также содержать схему преобразования сигнала для работы с полученным сигналом ускорения. Схема преобразования сигнала для второго чувствительного элемента 420 аналогична схеме для первого чувствительного элемента 410. Могут быть приемлемы другие реализации второго чувствительного элемента 420.

Устройство 430 соединено с первым чувствительным элементом 410 и вторым чувствительным элементом 420 для получения ЭКГ сигнала и сигнала ускорения в качестве входных данных. Устройство 430 разработано в соответствии с первым аспектом изобретения, освещенным выше, для сокращения артефактов движения ЭКГ сигнала пациента.

Специалисты в данной области техники могут осознавать, что устройство 400 может быть портативным регистратором ЭКГ.

В другом аспекте, один вариант осуществления изобретения далее представляет способ сокращения артефактов движения ЭКГ сигнала пациента. ФИГ. 4 отображает блок-схему способа сокращения артефакта движения.

Как показано в ФИГ. 5, способ включает этапы: S510, S520, S530, S540 и S550.

На этапе S510 вычисляется среднее значение сердечного ритма из ЭКГ сигнала.

На этапе S520 идет получение остаточного сигнала на основе ЭКГ сигнала и среднего значения сердечного ритма из ЭКГ сигнала.

На этапе S520 выполняется фильтрация остаточного сигнала с одной или более частот среза.

На этапе S540 идет получение модифицированного ЭКГ сигнала, основанного на отфильтрованном остаточном сигнале и среднем значении сердечного ритма.

На этапе S550 определяются одна или более частот среза фильтрации на основе сигнала ускорения, представляющего состояние движения пациента.

Используя предлагаемый способ возможно направленное блокирование частотных компонентов, соответствующих артефактам движения, возникающим из-за движения пациента. Таким образом, артефакты движения в ЭКГ сигнале сокращаются, и качество ЭКГ сигнала улучшается, что также способствует уменьшению диагностических ошибок.

В одном варианте осуществления изобретения этап S550 может дополнительно содержать определение частоты сигнала для сигнала ускорения как частоты среза фильтрации.

В одном варианте осуществления изобретения этап S550 может дополнительно содержать определение частоты сигнала для сигнала ускорения в соответствии с временным интервалом между двумя последовательными пиковыми значениями сигнала ускорения.

В другом варианте осуществления изобретения этап S550 дополнительно содержит определение N частот, соответствующих N наивысшим значениям энергии мощности спектра мощности сигнала ускорения, как частот среза фильтрации.

Предпочтительно, чтобы до этапа S510 способ дополнительно содержал этап выполнения адаптивной фильтрации ЭКГ сигнала с сигналом ускорения. Затем, на этапе S510 вычисляется среднее значение сердечного ритма из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала, и на этапе S520 идет получение остаточного сигнала на основании адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала и среднего значения сердечного ритма, вычисленного из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала.

Дополнительное использование адаптивного фильтра может улучшить качество ЭКГ сигнала.

Для осуществления способов, описанных выше, дополнительно предлагается набор выполняемых компьютером инструкций. Инструкции могут быть включены в 5 вычислительный блок 210, в первый блок получения 220, в блок фильтрации 230, во второй блок получения 240, в блок определения 250 и в адаптивный фильтр 260 для выполнения любого этапа из представленных выше способов.

Хотя настоящее изобретение будет описано со ссылкой на вариант осуществления, 10 представленный на чертежах, необходимо понимать, что настоящее изобретение может быть осуществлено во многих альтернативных формах, включающих различные сочетания аппаратного и программного обеспечения. Дополнительно могут быть использованы любые подходящие размеры, формы или типы материалов, элементов, 15 элементы компьютерных программ, компьютерные программные коды либо компьютерные программные модули.

15 В контексте обсуждения компьютерного программного кода следует понимать, что модули могут быть реализованы в аппаратной схемотехнике, компьютерном программном коде или в любом сочетании аппаратной схемотехники и программного кода.

Следует отметить, что приведенные выше варианты даны для описания, а не для 20 ограничения изобретения, также следует понимать, что модификации и вариации могут применяться без отхода от сущности и объема изобретения, что должно легко пониматься специалистами в данной области техники. Объем изобретения определен 25 прилагаемой формулой изобретения. Кроме того, любые цифровые обозначения в формуле изобретения не должны интерпретироваться как ограничение для формулы изобретения. Использование глагола «содержать» и его спряжений не исключает присутствия элементов и этапов, отличающихся от указанных в формуле изобретения. Указание на единственность элемента или этапа не исключает наличия множества таких 30 элементов или этапов.

### (57) Формула изобретения

1. Устройство для сокращения артефактов движения в ЭКГ сигнале пациента, причем устройство содержит:

- вычислительный блок (210), сконфигурированный для вычисления среднего значения сердечного ритма из ЭКГ сигнала;

35 - первый приемный блок (220), сконфигурированный для получения остаточного сигнала на основании ЭКГ сигнала и среднего значения сердечного ритма, вычисленного из ЭКГ сигнала;

- блок фильтрации (230), сконфигурированный для выполнения фильтрации остаточного сигнала с одной или более предельными частотами, причем одна или более 40 предельных частот фильтрации содержит частоту сигнала для сигнала ускорения;

- второй приемный блок (240), сконфигурированный для получения модифицированного ЭКГ сигнала на основании отфильтрованного остаточного сигнала и среднего значения сердечного ритма; и

45 - блок определения (250), сконфигурированный для определения одной или более предельных частот фильтрации на основании сигнала ускорения, представляющего состояние движения пациента;

причем блок фильтрации (230) содержит полосовой режекторный фильтр, частота среза которого определяется с помощью блока определения (250), чтобы направленно

блокировать частоту сигнала для сигнала ускорения.

2. Устройство по п. 1, в котором одна или более частот фильтрации содержит N частот, соответствующих N наивысшим значениям мощности спектра мощности сигнала ускорения.

5 3. Устройство по п. 2, в котором N находится в диапазоне [1...10].

4. Устройство по п. 3, в котором N равно 3.

5. Устройство по п. 1, причем устройство дополнительно содержит:

- адаптивный фильтр (260), сконфигурированный для выполнения адаптивной фильтрации ЭКГ сигнала с сигналом ускорения; и

10 - вычислительный блок (210), сконфигурированный для вычисления среднего значения сердечного ритма из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала;

- первый приемный блок (220), сконфигурированный для получения остаточного сигнала, на основании адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала и среднего значения сердечного ритма, вычисляемого из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала;

15 6. Устройство по п. 1, в котором первый приемный блок (220) содержит:

- вычитающий блок, сконфигурированный для вычитания среднего значения сердечного ритма из ЭКГ сигнала для получения остаточного сигнала.

7. Устройство по п. 1, в котором второй приемный блок (240) содержит:

- блок сложения, сконфигурированный для сложения значения отфильтрованного

20 остаточного сигнала со средним значением сердечного ритма для получения модифицированного ЭКГ сигнала.

8. Способ сокращения артефактов движения в ЭКГ сигнале пациента с использованием устройства по п. 1, причем способ состоит из этапов:

- вычисления (S510) среднего значения сердечного ритма из ЭКГ сигнала;

25 - получения (S520) остаточного сигнала на основании ЭКГ сигнала и среднего значения сердечного ритма, вычисленного из ЭКГ сигнала;

- выполнения фильтрации (S530) остаточного сигнала с одной или более предельными частотами с использованием блока (230) фильтрации; и

- получения (S540) модифицированного ЭКГ сигнала на основании отфильтрованного

30 остаточного сигнала и среднего значения сердечного ритма;

при этом способ дополнительно содержит:

- определение (S550) одной или более предельных частот фильтрации на основании сигнала ускорения, представляющего состояние движения пациента с использованием блока (250) определения,

35 причем этап определения содержит:

- определение частоты сигнала для сигнала ускорения как предельной частоты фильтрации;

причем этап выполнения фильтрации (S530) включает в себя блокирование частоты сигнала для сигнала ускорения.

40 9. Способ по п. 8, в котором этап определения содержит:

- определение частоты сигнала для сигнала ускорения в соответствии с интервалом времени между двумя последовательными наивысшими значениями сигнала ускорения.

10. Способ по п. 8, в котором этап определения содержит:

- определение N частот, соответствующих N наивысшим значениям мощности для

45 спектра мощности сигнала ускорения, как предельных частот фильтрации.

11. Способ по п. 8, в котором, до этапа вычисления (S510) способ дополнительно содержит:

- выполнение адаптивной фильтрации ЭКГ сигнала с сигналом ускорения; и

- на этапе вычисления (S510) среднее значение сердечного ритма вычисляется из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала;
- на этапе получения (S520) остаточного сигнала остаточный сигнал получается на основании адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала и среднего значения сердечного ритма, вычисленного из адаптивно отфильтрованного ЭКГ сигнала.

10

15

20

25

30

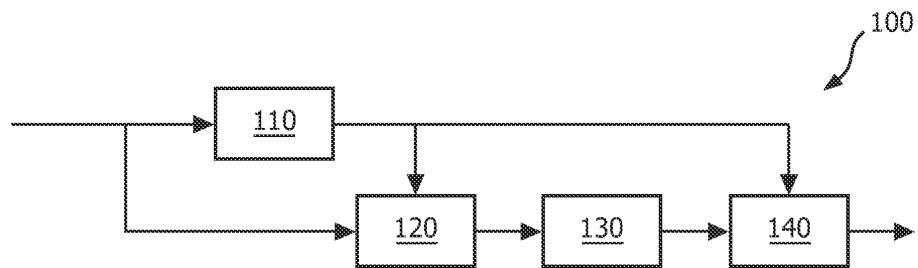
35

40

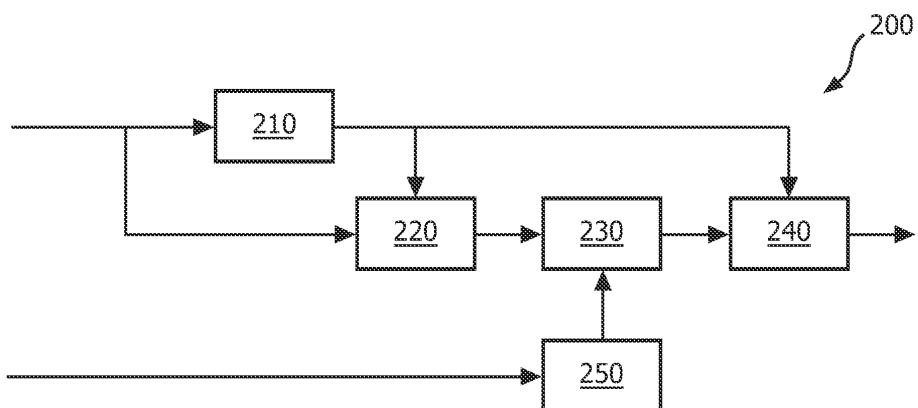
45

527870

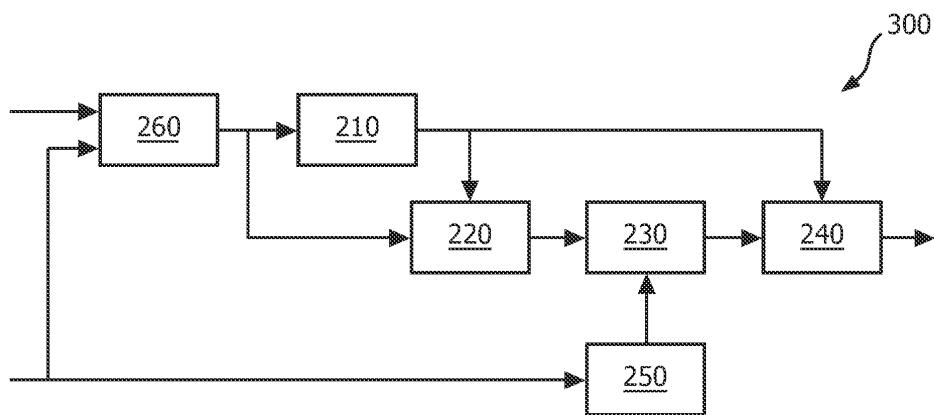
1/2



Фиг. 1

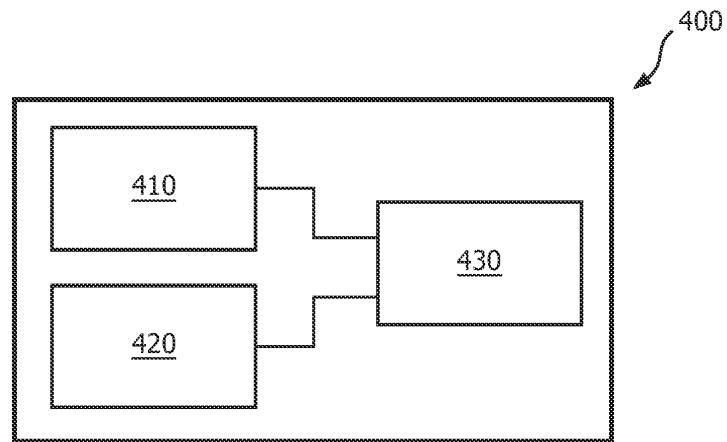


Фиг. 2

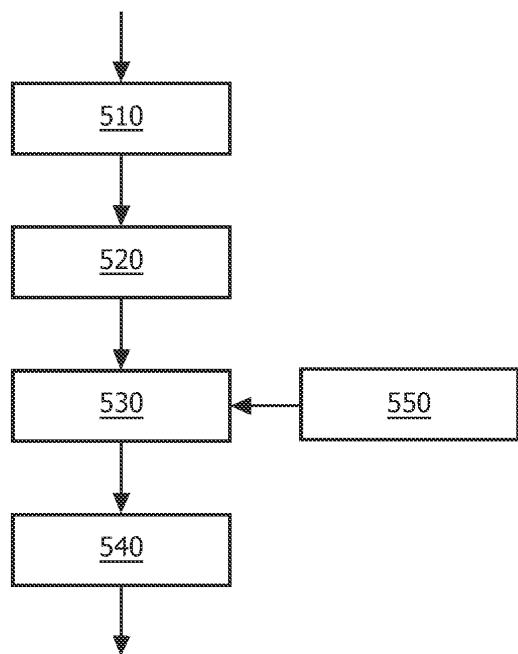


Фиг. 3

2/2



Фиг. 4



Фиг. 5