

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

(19) **RU** ⁽¹¹⁾ **2 843 801** ⁽¹³⁾ **C1**

(51) МПК

A61B 5/024 (2006.01)ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

Статус: действует (последнее изменение статуса: 20.07.2025)
 Пошлина: учтена за 5 год с 01.11.2028 по 31.10.2029. Установленный срок для уплаты пошлины за 6 год: с 01.11.2028 по 31.10.2029. При уплате пошлины за 6 год в дополнительный 6-месячный срок с 01.11.2029 по 30.04.2030 размер пошлины увеличивается на 50%.

(52) СПК

A61B 5/024 (2025.05)(21)(22) Заявка: **2024132737**, **31.10.2024**(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
31.10.2024Дата регистрации:
18.07.2025

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: **31.10.2024**(45) Опубликовано: **18.07.2025** Бюл. № **20**

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: US 8597196 B2, 03.12.2013. KR 101286402 B1, 15.07.2013. WO 2017178308 A1, 19.10.2017. RU 2759708 C1, 17.11.2021. RU 2677061 C1, 15.01.2019. RU 137456 U1, 20.02.2014.

Адрес для переписки:

190000, Санкт-Петербург, ул. Большая Морская, 67, лит. А, ФГАОУ ВО ГУАП, ЦКНИ, Козлов Михаил Дмитриевич

(72) Автор(ы):

**Лифанова Ольга Николаевна (RU),
 Лапин Степан Павлович (RU),
 Дворников Сергей Сергеевич (RU),
 Погорелов Андрей Анатольевич (RU),
 Дворников Сергей Викторович (RU)**

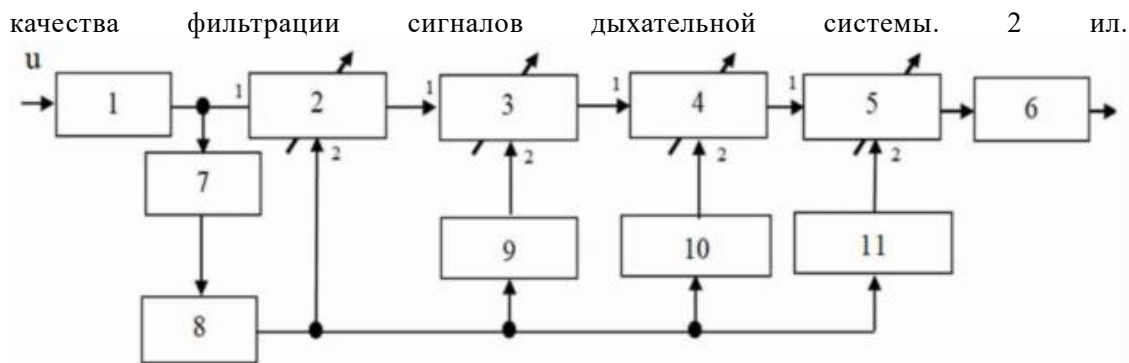
(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования "Санкт-Петербургский государственный университет аэрокосмического приборостроения" (RU)

(54) Устройство для обработки сигналов сердечного ритма

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинским устройствам и может быть использовано для обработки сигналов сердечного ритма, в частности для их выделения на фоне сигналов дыхательной системы. Устройство для обработки сигналов сердечного ритма содержит фильтр нижних частот (7), фильтр высоких частот (6) и аналого-цифровой преобразователь (1), вход которого является входом устройства, а выход соединен с входом фильтра нижних частот. Устройство дополнительно содержит блок обнаружения спектральных пиков (8), последовательно соединенные первый (2), второй (3), третий (4) и четвертый (5) перестраиваемые режекторные фильтры, а также умножители частоты на два (9), на три (10) и на четыре (11). Выход фильтра низких частот соединен с блоком обнаружения спектральных пиков, выход которого соединен со вторым входом первого перестраиваемого режекторного фильтра и с входами умножителей частоты на два, на три и на четыре, выходы которых соединены со вторыми входами второго, третьего и четвертого перестраиваемых режекторных фильтров соответственно. Выход аналого-цифрового преобразователя соединен с первым входом первого перестраиваемого режекторного фильтра, а выход четвертого перестраиваемого режекторного фильтра соединен со входом фильтра высоких частот, выход которого является выходом устройства. Достигается повышение



Фиг. 1

Изобретение относится к медицинским устройствам и может быть использовано для обработки сигналов сердечного ритма, в частности, для их выделения на фоне сигналов дыхательной системы.

Известно «USB- устройство регистрации электрокардиограмм» (Патент РФ № 2690112, МПК А61В 5/0404 (1990.01), опубл.: 30.05.2019 Бюл. № 16.)

Известное USB-устройство регистрации электрокардиограмм содержит аналоговые цепи регистрации и первичной обработки сигнала электро- кардиограммы (ЭКГ- сигнала), блок формирования потенциала общего провода аналоговых цепей, блок согласования выхода аналоговых цепей с входом аналого-цифрового преобразователя (АЦП), микроконтроллер с USB-интерфейсом, имеющий по меньшей мере один встроенный или внешний АЦП с встроенным или внешним мультиплексором, блок формирования напряжения питания микроконтроллера. Питание аналоговых цепей устройства осуществляется от униполярного питания USB порта внешнего устройства, такого как компьютер, смартфон или планшет непосредственно или через разделительное устройство. Вход подачи отрицательного напряжения питания аналоговых цепей соединен с выводом ОБЩ (COM, GND), положительный вход питания аналоговых цепей - с выводом +ВШИНЫ, а общий провод аналоговых цепей - с выходом цепи формирования потенциала общего провода аналоговых цепей.

Недостатком известного устройства является невозможность фильтрации сопутствующих сигналов дыхательной системы.

Известно «Устройство для получения электрокардиограммы и фотоплетизмограммы» (Патент РФ № 178268 МПК А61В 5/1455 (2006.01), опубл.: 28.03.2018 Бюл. № 10).

В известном устройстве получения кардиограммы (ЭКГ) и фотоплетизмограммы (ФПГ) с участков человеческого тела, выполненное в виде корпуса-чехла для установки в нем мобильного устройства, снабженного микроконтроллером, связанным по цифровой шине с криптопроцессором, источником питания, АЦП, подключенным к дифференциальному усилителю, и интерфейсом для обмена данными, выполненным с возможностью связи с интерфейсом мобильного устройства, отличающееся тем, что к микроконтроллеру подключена схема выравнивания потенциалов, дифференциальный усилитель связан через параллельно установленные аппаратные фильтры выделения сигнала ЭКГ и выделения сигнала импульсов кардиостимулятора с интерфейсом связи, выполненным с возможностью сопряжения с датчиками-электродами ЭКГ и датчиком ФПГ.

Недостатком известного устройства является невозможность фильтрации сопутствующих сигналов дыхательной системы.

Известно «Устройство для регистрации электрокардиосигналов» (Патент РФ № 2269290, МПК А61В 5/0432 (2006.01), опубл.: 10.02.2006 Бюл. № 4).

В известном устройстве регистрации электрокардиосигналов, содержится последовательно соединенные усилитель, аналого-цифровой преобразователь с мультиплексором и арифметическое устройство, а также анализатор кодов приращения, блок переключения, цифровой модем, счетчик номеров кода приращения, блок памяти и блок управления, причем вход анализатора кодов приращения соединен с выходом арифметического устройства, первый выход анализатора кодов приращения соединен с первым входом блока переключения, второй - с первым входом блока памяти, а управляющий выход - с первым входом счетчика номера кода приращения, второй вход которого соединен с первым выходом блока управления, второй и третий выходы последнего соединены соответственно с управляющим входом блока переключения и вторым входом аналого-цифрового преобразователя, при этом выход счетчика номеров кода приращения соединен со

вторым входом блока памяти, выход которого соединен со вторым входом блока переключения, а выход блока переключения - с входом модема, отличающееся тем, что в него введены последовательно соединенные блок формирования проекций вектора ЭДС сердца и блок определения значения вектора ЭДС сердца в заданном направлении, при этом первый и второй входы блока формирования проекций вектора ЭДС сердца соединены соответственно с третьим выходом блока управления и с выходом аналого-цифрового преобразователя, четвертый выход блока управления соединен со вторым входом блока определения значения вектора ЭДС сердца в заданном направлении, выход которого соединен с третьим входом блока переключения.

Недостатком известного устройства является невозможность фильтрации сопутствующих сигналов дыхательной системы.

Наиболее близким по технической сущности к заявляемой полезной модели является «Устройство обработки сердечных сигналов» (Патенте США № US8597196B2 A61B 5/024 (2006.1), опубл.: 01.08.2013)

Устройство-прототип содержит аналого-цифровой преобразователь, вход которого является входом устройства, а выход аналого-цифрового преобразователя соединен через первый фильтр высоких частот, блок задержки, с первым входом адаптивного фильтра, и через фильтр низких частот, высокочастотный фильтр частотной экстраполяции, второй фильтр высоких частот со вторым входом адаптивного фильтра, выход которого является выходом устройства.

Недостатком прототипа является то, что при учащенном сердцебиении возможно подавление первой гармоники сигнала сердечного ритма при фильтрации четвертой гармоники сигналов дыхательной системы.

Задачей изобретения является исключение подавления первой гармоники сигнала сердечного ритма.

Техническим результатом является повышение качества фильтрации сигналов дыхательной системы.

Технический результат достигается тем, что устройство для обработки сигналов сердечного ритма содержащее фильтр нижних частот, фильтр высоких частот и аналого-цифровой преобразователь, вход которого является входом устройства, а выход соединен с входом фильтра нижних частот, при этом дополнительно содержит блок обнаружения спектральных пиков, последовательно соединенные первый, второй, третий и четвертый перестраиваемые режекторные фильтры, а также умножители частоты на два, на три и на четыре, причем выход фильтра низких частот соединен с блоком обнаружения спектральных пиков, выход которого соединен со вторым входом первого перестраиваемого режекторного фильтра и с входами умножителей частоты на два, на три и на четыре, выходы которых соединены со вторыми входами второго, третьего и четвертого перестраиваемых режекторных фильтров соответственно, при этом выход аналого-цифрового преобразователя соединен с первым входом первого перестраиваемого режекторного фильтра, а в выход четвертого перестраиваемого режекторного фильтра соединен со входом фильтра высоких частот, выход которого является выходом устройства.

Заявляемое устройство поясняется чертежами, где на фиг. 1 структурная схема заявляемого устройств и введены следующие обозначения:

- 1 - аналого-цифровой преобразователь
- 2 - первый перестраиваемый режекторный фильтр
- 3 - второй перестраиваемый режекторный фильтр
- 4 - третий перестраиваемый режекторный фильтр
- 5 - четвертый перестраиваемый режекторный фильтр
- 6 - фильтр высоких частот
- 7 - фильтр низких частот
- 8 - блок обнаружения спектрального пика
- 9 - умножитель частоты на два
- 10 - умножитель частоты на три
- 11 - умножитель частоты на четыре

А на фиг. 2 приведен принцип работы устройства в частотной области.

Устройство для обработки сигналов сердечного ритма содержит последовательно соединенные аналого-цифровой преобразователь 1, первый 2, второй 3, третий 4, четвертый 5 перестраиваемые режекторные фильтры и фильтр высоких частот 6, а также последовательно соединенные фильтр низких частот 7 и блок обнаружения спектрального пика 8, при этом вход фильтра низких частот 7 соединен с выходом аналого-цифрового преобразователя 1, а выход блока обнаружения спектрального пика 8 одновременно соединен со вторым входом первого перестраиваемого

режекторного фильтра 2 и входами умножителей частоты на два 9, на три 10 и на четыре 11, а выходы умножителей частоты на два 9, на три 10 и на четыре 11 соединены со вторыми входами второго 3, третьего 4 и четвертого 5 перестраиваемых режекторных фильтров, при этом вход аналого-цифрового преобразователя 1 является входом устройства, а фильтра высоких частот 6 является выходом устройства.

Устройство для обработки сигналов сердечного ритма работает следующим образом.

Входной сигнал, содержащий составляющую сигнала дыхательной системы (частота дыхания составляет примерно от 10 до 20 вдохов в минуту, то есть примерно от 0,15 до 0,3 Гц, см. устройство-прототип) и составляющую сигнала сердечного ритма (нормальная частота сердечных сокращений от 60 до 180 ударов в минуту, то есть примерно от 1 до 3 Гц, см. устройство-прототип), поступает на вход аналого-цифрового преобразователя 1, где он преобразуется к цифровому виду.

С выхода аналого-цифрового преобразователя 1 цифровой сигнал одновременно поступает на первый вход первого перестраиваемого режекторного фильтра 2 и на вход фильтра низких частот 7, полоса среза которого настроена на пропуск первую гармонику сигналы дыхательной системы в полосе его допустимых изменений.

С выхода фильтра низких частот 7 низкочастотный сигнал поступает на вход блок обнаружения спектрального пика 8, где определяются значение частоты, соответствующее спектральному пику первой гармоники сигнала дыхательной системы.

Затем значение частоты с блока обнаружения спектрального пика 8 поступает на второй вход первого перестраиваемого режекторного фильтра 2 и настраивает его точно на частоту первой гармоники сигнала дыхательной системы.

Одновременно с блок обнаружения спектрального пика 8 значение частоты поступает на входы умножителей частоты на два 9, на три 10 и на четыре 11.

С выхода умножителя частоты на два 9 сигнал с удвоенной частотой относительно значения частоты первой гармоники сигнала дыхательной системы поступает на вход второго перестраиваемого режекторного фильтра 3 для настройки его на вторую гармонику сигнала дыхательной системы.

С выхода умножителя частоты на три 10 сигнал с утроенной частотой относительно значения частоты первой гармоники сигнала дыхательной системы поступает на вход третьего перестраиваемого режекторного фильтра 4 для настройки его на третью гармонику сигнала дыхательной системы.

С выхода умножителя частоты на четыре 11 сигнал с учетверенной частотой относительно значения частоты первой гармоники сигнала дыхательной системы поступает на вход четвертого перестраиваемого режекторного фильтра 5 для настройки его на четвертую гармонику сигнала дыхательной системы.

Одновременно сигнал с выхода аналого-цифрового преобразователя 1 поступает через ПРФ-1 4, ПРФ-2 8, ПРФ-3 9 и ПРФ-4 10 на вход ФВЧ 11.

В результате прохождения оцифрованного сигнала через первый 2, второй 3, третий 4 и четвертый 5 перестраиваемые режекторные фильтры происходит подавление первой, второй, третьей и четвертой гармоник сигнала дыхательной системы и отфильтрованный цифровой сигнал поступает на вход фильтр высоких частот 6, частота среза которого настроена на пропуск сигнала сердечного ритма.

Принцип работы заявляемого устройства показан на фиг. 2. Здесь на оси частот показаны гармоники сигнала дыхательной системы на частотах 0,3; 0,6; 0,9 и 1,2 Гц (гармоники указаны толстым пунктиром и соответствуют 20 дыханиям в минуту).

Здесь же показаны $A_{\max}$ - значение спектрального пика гармоники, которое обнаружит блок обнаружения спектрального пика 7 и определит значение частоты полосы настройки F_0 , $2F_0$, $3F_0$ и $4F_0$, на которые настраивают первый 2, второй 3, третий 4 и четвертый 5 перестраиваемые режекторные фильтры. Точная настройка позволяет вырезать первую, вторую, третью и четвертую гармоники сигнала дыхательной системы. А после прохождения фильтр высоких частот 6 в оцифрованном сигнале останется только сигнал сердечного ритма.

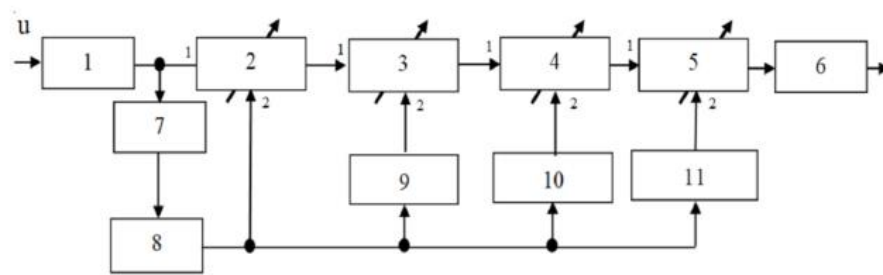
На фиг. 2 первая гармоника сигнала сердечного ритма показана буквой А и соответствует 60 ударам в минуту. Вместе с тем если сердечный ритм будет равен 90 ударам в минуту, на фиг. 2 первая гармоника такого сигнала показана буквой В, то первая гармоника будет расположена за четвертой гармоникой сигнала дыхательной системы. Устройство-прототип такой сигнал подавит, а заявляемое устройство - отфильтрует, что указывает на достижение заявляемого технического результата.

Работа блока обнаружения спектральных пиков известна, см. Патент РФ № 2658892 «Устройство и способ для расширения диапазона частот для акустических сигналов» опублик. 25.06.2018 Бюл. № 18

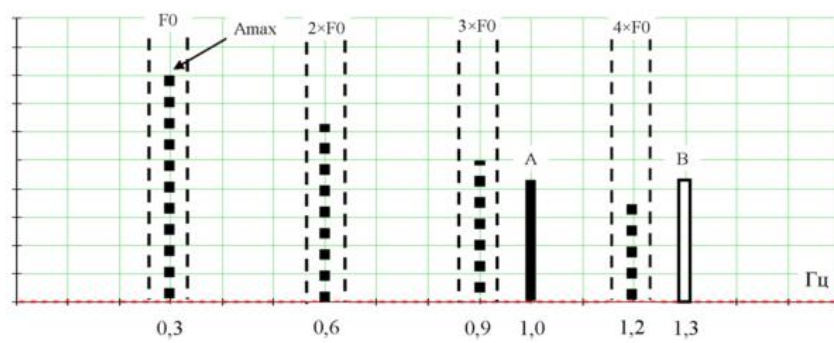
Работа управляемого режекторного фильтра известна, см. Патент РФ № 2031539 «Режекторный фильтр с управляемой полосой режекции А.А.Михопаркина», опубл. 20.03.1995.

Формула изобретения

Устройство для обработки сигналов сердечного ритма, содержащее фильтр нижних частот, фильтр высоких частот и аналого-цифровой преобразователь, вход которого является входом устройства, а выход соединен с входом фильтра нижних частот, отличающееся тем, что устройство дополнительно содержит блок обнаружения спектральных пиков, последовательно соединенные первый, второй, третий и четвертый перестраиваемые режекторные фильтры, а также умножители частоты на два, на три и на четыре, причем выход фильтра низких частот соединен с блоком обнаружения спектральных пиков, выход которого соединен со вторым входом первого перестраиваемого режекторного фильтра и с входами умножителей частоты на два, на три и на четыре, выходы которых соединены со вторыми входами второго, третьего и четвертого перестраиваемых режекторных фильтров соответственно, при этом выход аналого-цифрового преобразователя соединен с первым входом первого перестраиваемого режекторного фильтра, а в выход четвертого перестраиваемого режекторного фильтра соединен со входом фильтра высоких частот, выход которого является выходом устройства.



Фиг. 1



Фиг. 2