ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ
(12)

РЕСПУБЛИКА БЕЛАРУСЬ

НАЦИОНАЛЬНЫЙ ЦЕНТР ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(19) **BY** (11) **24499**
(13) **C1**
(45) **2025.01.20**
(51) МПК
A 61B 5/024 (2006.01)

(54) СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ЧАСТОТЫ СЕРДЕЧНЫХ СОКРАЩЕНИЙ

(21) Номер заявки: a 20230081
(22) 2023.03.31
(43) 2024.11.05
(71) Заявитель: Учреждение образования "Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники" (BY)
(72) Авторы: Владымцев Вадим Денисович; Клюев Андрей Петрович; Мигалевич Сергей Александрович; Осипов Анатолий Николаевич; Ролич Олег Чеславович; Хазановский Игорь Олегович (BY)
(73) Патентообладатель: Учреждение образования "Белорусский государственный университет информатики и радиоэлектроники" (BY)
(56) ФЕДОТОВ А.А. и др. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. Москва: Радио и связь. 2013, с.109-112.
RU 2546103 C2, 2015.
RU 2318432 C2, 2008.
RU 2296501 C2, 2007.
RU 2195168 C2, 2002.
US 5109862 A, 1992.
CN 102988036 A, 2013.

(57)

Способ определения частоты сердечных сокращений (ЧСС), при котором присоединяют к телу человека электроды, воспринимающие электрические импульсы сердца, считывают с них электрокардиографический сигнал, преобразуют считанный сигнал в цифровой сигнал, частоту дискретизации $f_д$ которого определяют в соответствии с теоремой Котельникова, **отличающийся** тем, что разбивают преобразованный электрокардиографический сигнал на m сигналов длиной n отсчетов каждый, при этом количество отсчетов выбирают от $0{,}3c \cdot f_д$ до $3c \cdot f_д$, где c - скорость света в вакууме, умножают значение каждого из m сигналов на оконную функцию и выполняют скользящее оконное преобразование Фурье для каждого из m сигналов на каждой исследуемой частоте в диапазоне частот от f_l до f_K, где k - количество исследуемых частот, получая амплитудные спектры упомянутых сигналов, формируют первый числовой массив с количеством столбцов m и количеством строк k, числовые значения в столбцах которого являются вычисленными амплитудными спектрами, выполняют преобразование Фурье над значениями первого числового массива и формируют второй числовой массив, числовые значения в строках которого являются амплитудными спектрами, полученными в результате выполнения упомянутого преобразования Фурье, находят гармонику с максимальной амплитудой A_{max} в каждой строке второго числового массива, определяют интервалы, каждый из которых имеет ширину Δ и количество гармоник с номерами δ, в который попадает и соответствующая гармоника с максимальной амплитудой, при этом начало каждого упомянутого интервала соответствует номеру гармоники, от которой наблюдается непрерывный рост амплитуд следующих гармоник до гармоники с максимальной амплитудой, а окончание интервала соответствует номеру гармоники, от которой наблюдается непрерывный рост

BY 24499 C1 2025.01.20

амплитуд предыдущих гармоник до гармоники с максимальной амплитудой, вычисляют весовые коэффициенты w_δ, каждый из которых пропорционален амплитуде гармоник с номером δ, входящей в соответствующий интервал шириной Δ для каждой строки второго числового массива, причем сумма всех весовых коэффициентов, входящих в упомянутый интервал, равна 1, определяют частоты сердечных сокращений для каждой строки второго числового массива из выражения:

$$ЧСС = \frac{60f_Д}{n} \cdot \sum_{\delta \in \Delta} (w_\delta \cdot \delta),$$

и вычисляют среднюю частоту сердечных сокращений как среднеарифметическое определенных частот сердечных сокращений.

Изобретение относится к области медицинской техники, а именно к функциональной медицине, и может быть использовано для оперативного контроля частоты сердечных сокращений человека.

Известен способ определения частоты сердечных сокращений [1], заключающийся в измерении пульса с помощью микромеханического акселерометра, который производит преобразование ускорения механического воздействия, приложенного к нему, в напряжение постоянного тока. При расположении датчика на груди в области сердца фиксируются слабые колебания сердечной мышцы, возникающие в процессе сердцебиения, что позволяет определить частоту и ритмичность пульса после цифровой обработки сигнала акселерометра в режиме реального времени. Недостатками данного способа являются сложность реализации способа и чувствительность к различным механическим колебаниям.

Наиболее близким к предлагаемому решению является способ [2], заключающийся в наложении на тело человека электродов, воспринимающих электрические импульсы сердца, считывании с них электрокардиографического сигнала, выделении в нем определенного количества QRS-комплексов, определении длительности периодов следования QRS-комплексов, вычислении определенного количества частот сердечных сокращений посредством деления числа 60 на длительности периодов следования QRS-комплексов, выраженных в секундах, далее в вычислении среднего значения частоты сердечных сокращений. Недостатком данного способа является низкая точность измерения частоты сердечных сокращений при движении человека. Артефакты движения вносят искажения в сигнал измерения, и результат измерения получается неточным.

Задачей данного изобретения является повышение точности определения частоты сердечных сокращений (ЧСС) при движении человека.

Поставленная задача решается следующим образом. Предложенный способ заключается в наложении на тело человека электродов, воспринимающих электрические импульсы сердца, считывании с них анализируемого электрокардиографического сигнала, преобразовании считанного сигнала в цифрой код с частотой дискретизации $f_д$, определенной в соответствии с теоремой Котельникова, дополнительно выполняется разбиение электрокардиографического сигнала на m сигналов длиной n отсчетов, при этом длина n каждого сигнала выбирается не менее 0,3 с$\times f_д$ и не более 3 с$\times f_д$, умножении значений электрокардиограммы каждого из m сигналов на оконную функцию, вычислении скользящего оконного преобразования Фурье для каждого из m сигналов в диапазоне исследуемых частот от f_l до $f_к$, где k - количество исследуемых частот, получают амплитудные спектры упомянутых сигналов и формируют первый числовой массив с количеством столбцов m и количеством строк k, числовые значения в столбцах которого являются вычисленными амплитудными спектрами, далее выполняют преобразование Фурье над значениями первого числового массива и формируют второй числовой массив, числовые значения в строках которого являются амплитудными спектрами, полученными в результате выполнения упомянутого преобразования Фурье, находят гармонику с максимальной

амплитудой A_{max} в каждой строке второго числового массива, определяют интервалы, каждый из которых имеет ширину Δ и количество гармоник с номерами δ, в который попадает и соответствующая гармоника с максимальной амплитудой, при этом начало каждого упомянутого интервала соответствует номеру гармоники, от которой наблюдается непрерывный рост амплитуд следующих гармоник до гармоники с максимальной амплитудой, а окончание интервала соответствует номеру гармоники, от которой наблюдается непрерывный рост амплитуд предыдущих гармоник до гармоники с максимальной амплитудой, вычисляют весовые коэффициенты w_δ, каждый из которых пропорционален амплитуде гармоник с номером δ, входящей в соответствующий интервал шириной Δ для каждой строки второго числового массива, причем сумма всех весовых коэффициентов, входящих в упомянутый интервал, равна 1, определяют частоты сердечных сокращений для каждой строки второго числового массива из выражения:

$$ЧСС = \frac{60f_д}{n} \cdot \sum_{\delta \in \Delta} (w_\delta \cdot \delta), \quad (1)$$

и вычисляют среднюю частоту сердечных сокращений как среднеарифметическое определенных частот сердечных сокращений.

Сопоставительный анализ с известными способами показывает, что в заявленном изобретении для определения ЧСС используется частотновременное преобразование. Кардиосигнал является квазистационарным сигналом, а его регистрация при движении человека характеризуется снижением отношения сигнал/шум. Применение частотно-временного преобразования на основе оконного преобразования Фурье для обработки данного класса сигналов позволяет повысить точность измерения ЧСС при движении человека.

В данном способе определение ЧСС основывается на пиковом анализе амплитудных спектров числовых массивов, построенных на основе данных вычисления преобразования столбцов спектрограммы с номерами столбцов, соответствующих частотам исследуемого диапазона $[f_l, f_к]$.

Для этого выполняются следующие последовательные действия.

1. Проводится регистрация электрокардиограммы и преобразование ее в цифровой вид в соответствии с теоремой Котельникова.

При этом изоэлектрическая линия электрокардиограммы колеблется вместе с ее элементами. Это усложняет процесс детектирования и распознавания кардиограммы. Движения человека дополнительно заметно искажают сигнал. На фиг. 1 изображена кардиограмма, измеренная в режиме движения человека (U - амплитуда кардиограммы, N - номера отсчетов, пропорциональные текущему времени электрокардиографического сигнала).

2. Осуществляется разбиение исследуемой последовательности кардиосигнала на m сигналов длиной n отсчетов. Количество отсчетов определяется исходя из условия, что его длительность не может быть меньше минимальной длительности QRS-комплекса и не должна быть больше 1 максимального периода между QRS-комплексами: $0{,}3cf_д \le n \le 3cf_д$.

На фиг. 2 представлено изображение одного из m сигналов (n - номера отсчетов, пропорциональные текущему времени m сигнала).

3. Для каждого m сигнала выполняется скользящее оконное быстрое преобразование Фурье (БПФ) [3] с использованием весовой функции в диапазоне частот от f_l до $f_к$, где k - количество исследуемых частот. Вычисленные амплитудные спектры сигналов формируют первый числовой массив с количеством столбцов m и количеством строк k. На фиг. 3 изображено графическое представление первого массива - спектрограмма. Ярко-красный цвет спектрограммы свидетельствует о максимальном значении амплитуды спектральных компонентов, а темно-синий - минимальном.

На фиг. 4 приведено изображение последовательности, записанной в одной из строк первого массива (спектрограммы). При этом j - является частотным срезом спектрограм-

мы на исследуемом участке [f_1, $f_к$]. A - амплитуда частотного среза.

4. Производится вычисление второго преобразования Фурье числовых последовательностей, записанных в строках первого числового массива. Формируется второй числовой массив, строками которого являются амплитудные спектры, полученные в результате вычисления второго преобразования Фурье.

5. В каждой строке второго массива (амплитудном спектре, полученном в результате второго преобразования Фурье) выполняется поиск гармоники с максимальной амплитудой A_{max}.

На фиг. 5 приведен один из амплитудных спектров (последовательность значений строк второго числового массива), где L-номер гармоники спектра, пропорциональный частоте.

6. Выполняется определение ЧСС для каждого амплитудного спектра второго числового массива.

Для получения более точного значения ЧСС (фиг. 5) в вычислениях учитываются гармоники, соседние к максимальной A_{max}, с учетом убывающего характера околомаксимального фрагмента амплитудного спектра до первых подъемов. Данный интервал обозначен шириной Δ. Вклад этих гармоник в ЧСС на Δ-интервале учитывается посредством весовых коэффициентов w_δ, пропорциональных амплитудам A_δ гармоник с номерами δ, входящих в Δ-интервал амплитудного спектра сигнала частотного среза спектрограммы, причем $\Sigma_{\delta\in\Delta} w_\delta = 1$.

Таким образом, в соответствии с (1) определяется частота сердечных сокращений для каждой строки второго числового массива. Приведенная формула рассчитана на определение ЧСС в ударах в минуту.

7. Производится усреднение множества значений ЧСС, вычисленных на предыдущем этапе.

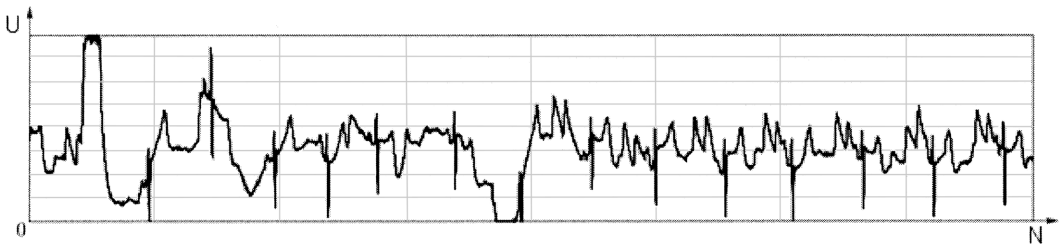
Таким образом, в заявленном изобретении для определения частоты сердечных сокращений используется анализ массива амплитудных спектров, полученных на основе обработки значений спектрограммы. Кардиосигнал является квазистационарным сигналом, а его регистрация при движении человека характеризуется снижением отношения сигнал/шум. Применение частотно-временного преобразования на основе оконного преобразования Фурье для обработки данного класса сигналов позволяет повысить точность определения частоты сердечных сокращений при движении человека.

Источники информации:

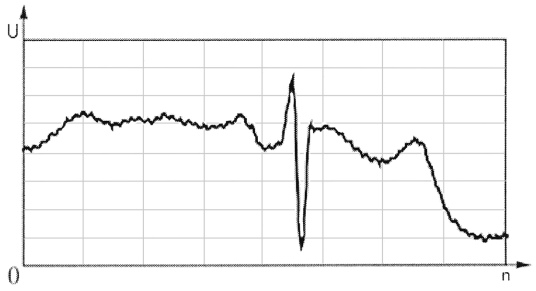
1. RU 2318432 C2, 2008.

2. ФЕДОТОВ А.А. и др. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. Москва: Радио и связь, 2013, 248 с.

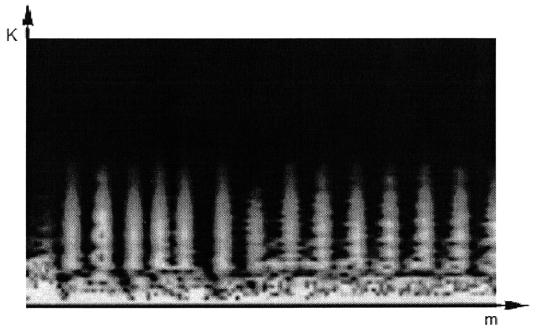
3. СЕРГИЕНКО А.Б. Цифровая обработка сигналов: учеб. пособие для студ. вузов, 2-е изд. Санкт-Петербург: Питер, 2006, 751 с.



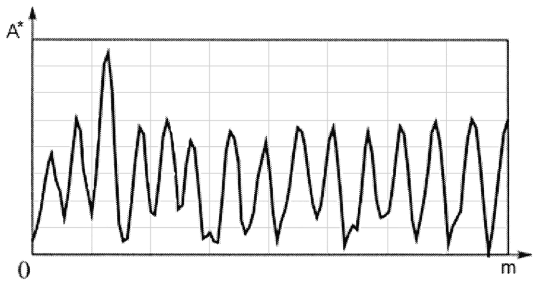
Фиг. 1



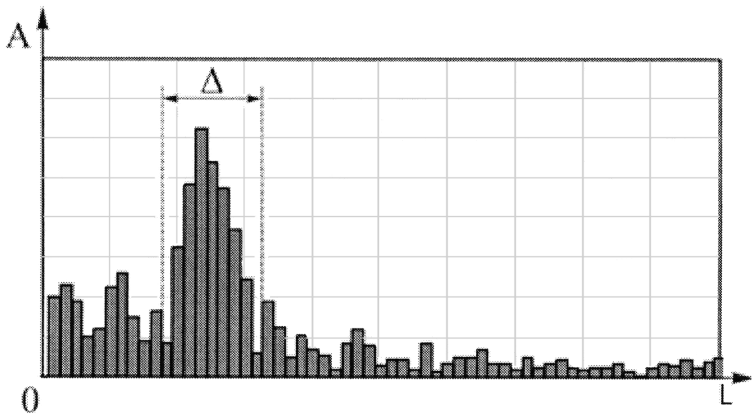
Фиг. 2



Фиг. 3



Фиг. 4



Фиг. 5

Национальный центр интеллектуальной собственности.
220034, г. Минск, ул. Козлова, 20.