



ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(21)(22) Заявка: 2013110181/14, 06.03.2013

(24) Дата начала отсчета срока действия патента:
06.03.2013

Приоритет(ы):

(22) Дата подачи заявки: 06.03.2013

(43) Дата публикации заявки: 20.09.2014 Бюл. № 26

(45) Опубликовано: 10.04.2015 Бюл. № 10

(56) Список документов, цитированных в отчете о поиске: RU 2091057 C1, 27.09.1997. RU 2326587 C1, 20.06.2008. EP 2319410 A1, 11.05.2011. US 20060287605 A1, 21.12.2006. МОНАХОВА О.А. Численный метод обработки электрокардиосигналов на основе вейвлетных преобразований. Автореф. дисс., Саратов, 2009, с. 14-18. ЕРОФЕЕВ Н.П. и др. Колебательные процессы в организме. Физические и физиологические основы. (см. прод.)

Адрес для переписки:

236029, г.Калининград, ул. Молодежная, 6,
Балтийская государственная академия РФ

(72) Автор(ы):

Ермоленко Игорь Анатольевич (RU)

(73) Патентообладатель(и):

Федеральное государственное бюджетное
образовательное учреждение высшего
профессионального образования
"Калининградский государственный
технический университет" (RU)

(54) СПОСОБ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ПАРАМЕТРОВ ВАРИАБЕЛЬНОСТИ СЕРДЕЧНОГО РИТМА

(57) Реферат:

Изобретение относится к медицинской технике. Осуществляют измерение, последовательно примыкающих друг к другу интервалов R-R. Формируют массив данных. Вычисляют среднее значение измеренных интервалов R-R как величину, обратную среднему значению измеренных интервалов, а также величину среднего квадратического отклонения этих интервалов R-R от среднего значения. Определяют максимальное и минимальное значения измеренных интервалов R-R и разницу между ними. Делят эту разницу на число каналов N_к, определяют таким образом ширину временного «окна» каждого канала, образованного таким образом N_к - канального временного дискриминатора. Подсчитывают

число элементов полученного массива измерений, попавших в каждый канал дискриминатора. Формируют функцию распределения числа элементов массива, попавших в каждый канал, в зависимости от номера канала и от соответствующей величины интервала R-R. Диаграмму полученной функции распределения измеренных интервалов R-R представляют на экране-дисплее вместе с другими параметрами сердечного ритма и его вариабельности. При этом поделив число элементов массива на максимальную ординату функции распределения, находят «эффективную ширину» функции распределения, значение которой также выводят на дисплей. Способ позволяет повысить достоверность определения параметров

вариабельности сердечного ритма, что достигается за счет получения функции распределения измеренных интервалов R-R,

огибающая которой содержит данные о распределении частотных составляющих в спектре электрокардиосигнала.

(56) (продолжение):

Найдено в Интернет [http://www.osteopathie.ru/science-magazine-archive 3 4 6 7 2009.19.html](http://www.osteopathie.ru/science-magazine-archive%203%204%206%207%202009.19.html)

опубликовано 17.08.2010, найдено 08.09.2014. Nasim Karim et al, HEART RATE VARIABILITY - A REVIEW, Journal of Basic and Applied Sciences Vol. 7, No. 1, 71-77, 2011

R U 2 5 4 6 1 0 3 C 2

R U 2 5 4 6 1 0 3 C 2



FEDERAL SERVICE
FOR INTELLECTUAL PROPERTY

(12) **ABSTRACT OF INVENTION**

(21)(22) Application: **2013110181/14, 06.03.2013**

(24) Effective date for property rights:
06.03.2013

Priority:

(22) Date of filing: **06.03.2013**

(43) Application published: **20.09.2014** Bull. № **26**

(45) Date of publication: **10.04.2015** Bull. № **10**

Mail address:

**236029, g. Kaliningrad, ul. Molodezhnaja, 6,
Baltijskaja gosudarstvennaja akademija RF**

(72) Inventor(s):

Ermolenko Igor' Anatol'evich (RU)

(73) Proprietor(s):

**Federal'noe gosudarstvennoe bjudzhetnoe
obrazovatel'noe uchrezhdenie vysshego
professional'nogo obrazovanija "Kaliningradskij
gosudarstvennyj tekhnicheskij universitet" (RU)**

(54) **METHOD OF DETERMINING PARAMETERS OF HEART RHYTHM VARIABILITY**

(57) Abstract:

FIELD: medicine.

SUBSTANCE: invention relates to medical equipment. Measurement of successively adjacent to each other R-R intervals is performed. Data array is formed. Average value of measured R-R intervals is calculated as value, reverse to average value of measured intervals, as well as value of standard deviation of said R-R intervals from the average value. Maximal and minimal values of measured R-R intervals and difference between them are calculated. Said difference is divided by number of channels Nc, with determination in this way of width of time "window" of each channel of formed in this way Nc-channelled time discriminator. Number of elements of obtained array of measurements, present in each channel of discriminator, is counted. Function of distribution of

number of array elements, present in each channel is formed depending on channel number and on respective value of R-R-interval. Diagram of obtained function of distribution of measured R-R intervals is presented on display-screen together with other parameters of heart rhythm and its variability. "Effective width" of distribution function, value of which is also presented on display, is found by division of number of array elements by maximal ordinate of distribution function.

EFFECT: method makes it possible to increase reliability of determining parameters of heart rhythm variability, which is reached due to obtaining function of distribution of measured R-R intervals, envelope of which contains data about distribution of frequency components in electrocardiosignal spectrum.

Область техники

Изобретение относится к медицинской технике и предназначено для определения параметров variability сердечного ритма человека при проведении измерений частоты сердечных сокращений (ЧСС) в различных условиях и для пульсовой

5 диагностики.

Уровень техники

Ритм сердечных сокращений оказался наиболее доступным физиологическим параметром для регистрации, который отражает процессы в сердечнососудистой системе (ССС) человека. Методика анализа variability сердечного ритма (вариационная

10

пульсометрия), которая начала разрабатываться в 60-х годах предыдущего столетия в связи с потребностями авиации и космонавтики, показала весьма значительные потенциальные возможности для распознавания предболезненных состояний организма человека, определения эффективности лечебных процедур и др. Она нашла к настоящему времени широкое распространение в кардиологической медицине [1, 2, 3...].

15

Для измерения ЧСС в пульсометрии сначала необходимо получить электрокардиосигналы (ЭКС) либо с помощью металлических пластинчатых электродов [1, 2, 3, 9, 10], как в классической электрокардиографии (ЭКГ), что не очень удобно для обследуемых, либо с помощью каких-либо других датчиков (более компактных и удобных, без электрических контактов) [6 и др.]. Так, большое распространение

20

получили оптоэлектронные датчики, в которых светодиод просвечивает палец (руки), а фотодиод (или фототранзистор) принимает прошедший через палец (или мочку уха), оптический сигнал, промодулированный потоком крови, имеющим импульсный характер при работе сердца [7 и др.]. Известны и другие бесконтактные датчики: компактные оптоволоконные [4], пьезоэлектрические [5] и др.

25

Получаемый с помощью датчиков электрокардиосигнал (ЭКС) имеет характер импульсов напряжения, лишь ненамного превышающих уровень шумов и помех, поэтому ЭКС нуждается в предварительном усилении, фильтрации, выделении и формировании четких импульсов, соответствующих остроконечным R-зубцам на ЭКГ. С помощью полученных из ЭКС импульсов затем измеряют ЧСС в различных

30

устройствах (в основном, цифровых) пульсомерах, большое количество которых представлено не только в специальной литературе, но и в популярной технической периодике.

Современное состояние измерительной и вычислительной техники позволяет создавать multifunctional измерительные системы, способные работать в

35

реальном масштабе времени [2, 4, 6...]. На рынке в настоящее время представлены разнообразные пульсомеры, встроенные в электронные наручные часы различных фирм (американской POLAR, финской SUUNTO, немецкой BEURER и др. в том числе разнообразные тонометры с функцией измерения ЧСС) с индикацией на матричном жидкокристаллическом индикаторе (ЖКИ). Имеются также уже сведения об

40

использовании для получения ЭКС мобильных аппаратов i-Phone и i-Pad. Однако эти простые пульсомеры измеряют, как правило, только ЧСС и не позволяют определить параметры variability сердечного ритма.

Поскольку ЭКС является низкочастотным квазипериодическим сигналом при нормальном пульсе 60 уд/мин ЧСС равна 1 Гц, ЧСС измеряют практически во всех

45

перечисленных устройствах по известным правилам измерения низких частот: измеряют временные интервалы между соседними импульсами ЖС (т.н. R-R интервалы) счетно-импульсным методом [8] (заводная измеряемые интервалы счетными импульсами от высокостабильного генератора опорной частоты, обычно кварцевого, с последующим

подсчетом числа этих счетных импульсов, заполнивших измеренный интервал электронным счетчиком импульсов). ЧСС находится как величина, обратная измеренному R-R интервалу (его среднему значению).

Погрешность измерения счетно-импульсного измерителя включает в себя погрешность и нестабильность частоты генератора счетных импульсов (обычно пренебрежимо малую, если генератор кварцевый) и дополнительно специфическую погрешность таких цифровых измерителей, равную $\pm$ периоду этого генератора счетных импульсов (она соответствует ± 1 ед.счета).

Из конкретных разработок можно отметить недорогой микроконтроллерный монитор [7] с оптоэлектронным датчиком (со светодиодом и фотодиодом), надевающимся на палец руки, и с ЖКН. Микроконтроллер с преобразованием Фурье позволяет на ЖК-дисплее подучить, кроме ЧСС, еще и спектральную диаграмму ЭКС, на которой видны 1-я (72 bps) и 2-я (144 bps) гармоники спектра. Погрешность измерения ЧСС составила единицы %.

Устройство для измерения ЧСС (по патенту РФ от 1995 г. [9]) содержит двухэлектродный датчик ЭКС, дифференциальный усилитель, фильтр, блок определения ЧСС, исполнительный блок и дополнительный источник питания, резистор и ключ. ЧСС определяется по времени между двумя соседними ударами (пульса). В случае нарушения контакта (в электродах) в исполнительном блоке вырабатывается сигнал, который блокирует анализ временных интервалов, и на индицирующем устройстве остается предыдущая информация о ЧСС. Таким образом, повышается надежность работы устройства. Его недостатком является невозможность определения параметров variability сердечного ритма.

В [10] запатентован носимый монитор для длительного мониторингирования ЭКГ. Он содержит блок снятия ЭКГ с двумя матрицами электродов, АЦП, сменную карту памяти, связанные с микроконтроллером (МК), средства формирования SMS-сообщений через GSM-модем телефона, трехкоординатный акселерометр, часы реального времени, USB-порт, блок подавления синфазной помехи, связанные с МК и оперативным запоминающим устройством (ОЗУ). МК выполнен с возможностью занесения в ОЗУ индивидуальных параметров ЭКГ пациента и сопоставления с ними параметров ЭКГ текущего мониторинга. При отличии параметров больше критической формируется SMS-сообщение с диагнозом через GSM-модем телефона. Недостатком этого устройства является его изрядная сложность, а также непригодность для определения параметров variability сердечного ритма.

Устройство для контроля аритмии (патент РФ №2077863 [11]) позволяет автоматически регистрировать момент увеличения аритмичности сердечной деятельности пациента. Оно содержит генератор тактовых импульсов, блок измерения разности между соседними интервалами R-R, блок сравнения, блок контрольной установки и блок управления. При увеличении аритмичности в ЭКС пациента на выходе устройства появляется соответствующий сигнал. Недостатком этого устройства являются его ограниченные функциональные возможности - оно выполняет только функции сигнализатора. В нем не предусмотрены возможности для определения параметров variability сердечного ритма.

Способ определения функционального состояния сердечно-сосудистой системы (ССС), запатентованный в [12], заключается в регистрации ЭКС и определении параметров пульса и их координированных изменений при различных нагрузках. При этом регистрируют 10 интервалов R-BL, измеряют их длительность и определяют количество KR-R одинаковых по длительности. Делают это до нагрузки и после

нагрузки. При изменении длительностей после нагрузки более чем на 30%, диагностируют перенапряжение адаптационных реакций ССС. При одновременном сокращении длительностей интервалов до 300 мс определяют фибрилляторную готовность сердца и проводят своевременные профилактические мероприятия для предотвращения внезапной смерти пациента. Этот способ не ориентирован на определение параметров variability сердечного ритма.

Наиболее близким к предлагаемому по назначению является «Способ исследования variability сердечного ритма» (патент РФ №2326587 [13] - прототип). Этот способ включает в себя регистрацию R-R-интервалограммы и проведения ее анализа в частотной области методом непрерывного вейвлет-преобразования, в котором определяют мощность частоты кардиоинтервалограммы по формуле, приведенной в формуле изобретения. На основе вейвлетных коэффициентов строятся скейлограммы, на которых выделяются физиологически значимые частотные диапазоны и определяются затем изменения вейвлетной плотности мощности. Недостатком этого способа является недостаточность видимой связи получаемых параметров с общепринятыми параметрами variability при частотном анализе ЭКС, а также в избыточной сложности в реализации.

Сущность изобретения

Предлагаемый способ определения параметров variability сердечного ритма основан на аналогии variability и нестабильности частоты квазипериодических колебаний в радиотехнике и на применении к низкочастотным ЭКС методов анализа во временной области [14, 15]. Способ включает в себя преобразование сердечного пульса в ЭКС с помощью известных датчиков, его предварительное усиление частотную фильтрацию (при необходимости), выделение из усиленного и отфильтрованного ЭКС импульсов, соответствующих R-импульсам ЭКГ.

Далее производят ряд измерений последовательных (следующих друг за другом) временных интервалов R-R цифровым измерителем счетно-импульсного типа, имеющем в своем составе программно-вычислительный блок с запоминающим устройством (ЗУ) и жидкокристаллический матричный индикатор (ЖКИ)-дисплей, результаты этих измерений запоминают в ЗУ и формируют массив результатов множества измерений определенного объема (число элементов этого массива задается предварительно). По этому массиву вычисляют известным образом среднее значение измеренных интервалов и ЧСС, как величину, обратную этому среднему значению измеренных интервалов R-R, а также величину среднего квадратического отклонения (СКО - стандартного отклонения [3]) этих интервалов R-R и ЧСС от среднего значения.

Далее по полученному массиву определяют максимальное и минимальное значения измеренных интервалов R-R и разницу между ними, делят эту разницу на определенное число одинаковых (по длительности) каналов (это число каналов N_k может быть определено (задано) заранее), определяя таким образом ширину временного «окна» каждого канала полученного в итоге многоканального временного дискриминатора, подсчитывают число элементов массива результатов измерений, попавших в каждый канал полученного N_k - канального временного дискриминатора, и формируют функцию плотности распределения числа элементов массива, попавших в каждый канал, в зависимости от номера канала (и от соответствующей величины интервала R-R).

Диаграмму полученной функции распределения измеренных интервалов R-R представляют на дисплее вместе с другими параметрами ЧСС и ее variability. Наконец, поделив число элементов массива на максимальную ординату функции распределения, находят «эффективную ширину» функции распределения (в [14] она

названа эффективной шириной «спектральной линии» квазигармонических колебаний). Этот параметр также выводится на экран дисплея.

Форма огибающей функции распределения измеренных интервалов R-R (величин периодов сердечного ритма) должна представлять собой для здорового человека в нормальных условиях, неизменных за время проведения измерений набора массива результатов измерений (тогда ЭКС можно считать стационарным), одnogорбую кривую с одним максимумом (похожую на кривую нормального (гауссова) распределения). Наличие в этом распределении побочного максимума будет свидетельствовать о наличии аритмии сердечного ритма у такого пациента.

Форма огибающей функции распределения периода квазигармонического (квазипериодического) колебания с хаотической (шумовой) модуляцией частоты (периода), как показано в авторитетных источниках, указанных в [14], повторяет в линейно измененном масштабе форму огибающей спектра мощности этого квазигармонического колебания. Учитывая обратную пропорциональность периода и частоты для таких колебаний будет:

$$T(t) = T_0(1 + \delta T) = 1/f(t) = 1/f_0(1 + \delta t), \quad (1)$$

где $\delta T = \Delta T/T_0$ и $\delta f = \Delta f/f_0$ - малые относительные флуктуации периода и частоты колебаний соответственно. Разлагая правую часть (1) в биномиальный ряд и ограничиваясь первым приближением, получим:

$$\delta T = -\delta f, \quad (2)$$

соответственно. Из этого следует, что форма огибающей функции распределения периодов квазипериодического колебания может рассматриваться и как форма огибающей спектра мощности этого колебания, в которой ось частот (абсцисса) проходит параллельно оси времени (оси периодов) только справа налево (в сторону, обратную оси времени).

Для минимизации суммарного времени измерений и набора вышеупомянутого массива результатов измерений интервалов R-R очень важно, чтобы измерялся каждый из последовательных интервалов (без исключений). Тогда за время измерений 5 минут (принятого в клинической практике [1, 2]) можно получить для нормального пульса (69 уд. в мин) массив из 300 измеренных значений (это не так уж много для формирования функции распределения). Для 20-минутного времени измерения (это также практикуется в некоторых случаях [1, 2, 6]) можно получить массив из 1200 результатов измерений (этого уже достаточно для формирования функции распределения) при числе каналов временного дискриминатора около 20-30.

В устройстве для измерений интервалов R-R ЭКС могут быть использованы, в принципе, и промышленные цифровые частотомеры-периодомеры. Уже существуют модели таких приборов, в которых предусмотрена математическая обработка результатов измерений и построение на ЖКИ некоторых зависимостей (это, например, частотомеры фирмы PENDULUM, модели CNT-90XL и CNT-91 стоимостью от 150 до 650 тыс. руб. или частотомеры АКТАКОМ, модели АСН-8322, 8324, 8326 стоимостью от 20 до 40 тыс. руб.). Однако промышленные частотомеры измеряют только каждый второй период входного сигнала, поскольку используемый в них одноканальный счетчик импульсов с селектором на входе, измерив один период, в течение следующего периода приводится в исходное состояние и бывает готов к следующему измерению еще через один период после измеренного. Для обеспечения возможности измерений каждого периода входного сигнала в цифровом измерителе интервалов R-R го предложенному способу следует использовать, как предложено, например, в [15],

двухканальную схему измерения с двумя счетчиками импульсов (по одному в каждом канале), один из которых считает «нечетные», а другой - «четные» интервалы R-R, а результаты их измерений запоминаются в ЗУ так, что образуют единый массив результатов измерений.

- 5 Предложенный способ может быть немного видоизменен для облегчения процедуры нахождения «ширины» подученного распределения. Для этого процесс подсчета числа попаданий элементов массива результатов измерений в каждый канал (т.е. набор ординат функции распределения) нужно совместить с процессом набора самого массива и закончить эти процессы одновременно при достижении в каком-либо канале числа
10 элементов, равного 10 или лучше 100. Тогда для определения «ширины» распределения полученное в итоге число элементов массива (оно должно быть подсчитано специальным счетчиком) нужно будет поделить на 10 или 100, для чего достаточно передвинуть запятую в числе элементов массива на один или два десятичных разряда влево. При этом разница между максимальным и минимальным значениями измеренных интервалов
15 R-R и ширина временного «окна» каждого канала должны быть определены заранее (например, в результате предварительных измерений за более короткое время).

- Для реализации предложенного способа не требуется оцифровки ЭКС в АЦП (как в [10] и др.) и выполнения сложных вычислительных процедур (цифрового перемножения и др.), требующих сложных вычислительных устройств с большим объемом памяти.
20 Поэтому представляется возможным реализовать этот способ в достаточно простых и компактных устройствах типа наручных электронных часов с ЖКИ, мобильных телефонов, i-Phone и пр.

- Технический результат заключается в получении функции распределения измеренных интервалов R-R (и ЧСС), огибающая которой содержит информацию и о распределении
25 частотных составляющих в спектре электрокардиосигнала (ЭКС). Для реализации предложенного способа не требуется оцифровки ЭКС в АЦП (как в [10] и др.) и выполнения сложных вычислительных процедур (цифрового перемножения и др.), требующих сложных вычислительных устройств с большим объемом памяти. Поэтому представляется возможным реализовать этот способ в достаточно простых и
30 компактных устройствах типа наручных электронных часов с ЖКИ, мобильных телефонов, i-Phone и пр.

Источники информации

1. Новые методы электрокардиографии / Под редакцией Г.Г. Иванова, С.В. Грачева, А.П. Сыркина. - М.: Техносфера, 2007 - 552 с.
- 35 2. Кузнецов А.А. Методы анализа и обработки электрокардиографических сигналов: Новые подходы к выделению информации: монография. - Владимир: Изд-во Владимирского гос. ун-та, 2008. - 140 с.
3. Кузнецов А.А. Применение метода оценки вариабельности сердечного ритма в донозологической диагностике функционального состояния организма. - Измерительная
40 техника. - 2010. - №6. - С. 50-55.
4. Явелов С.С., Колпаков Е.В. Компьютерный анализатор пульсовой волны и электрической активности сердца «ПУЛЬС». - Медицинская техника. - 2003. - С. 11-16.
5. Рамазанов М.А., Панахова З.Г. Пьезокерамический датчик для регистрации артериальных пульсовых волн. - Приборы и техника эксперимента. - 1997. - №5. - С.
45 132-133.
6. Система сбора и обработки данных о функциях и состоянии человека / Е.И. Шкелев, В.Г. Кузьмин, И.Я. Орлов и др. - Вестник Нижегородского государственного университета. Серия Радиофизика. - 2004. - Вып. 2. - С. 47-54.

7. Sharief F. Babiker, Liena Elrayah Abdel - Khair, Samah M. Elbasheer. Microcontroller Based Heart Rate Monitor using Fingertip Sensor. - University of Khartum Endgineering Journal (UofKEJ) Vol. 1 Issue 2 pp. 47-51 (October 2011).

8. Устройство для измерения частоты сердечных сокращений. Патент РФ RU 2042333 C1, МПК A61B 5/024, заявл. 36.06.1988, опубл. 27.08.1995 / Институт кибернетики им. В.М. Глушкова АН Украины, авторы: Мамаев В.М., Онищенко П.М.

9. Носимый монитор с автоматической передачей диагноза по каналу связи при возникновении критической ситуации. Патент РФ RU 2444986 C1, МПК A61B 5/0402, A61B 5/0205, A61B 5/024, заявл. 27.07.2010 / ООО ПО «Нейрокомэлектронтранс», авторы: Бонч-Бруевич В.В., Кадин И.Л., Филатов А.Л., Шершуков А.С.

10. Устройство для контроля аритмии. Патент РФ RU 2077863 C1, МПК A61B 5/0245, A61B 5/0402, заявл. 23.11.1993, опубл. 27.04.1997 / Казанский государственный технический университет им А.Н. Туполева, авторы: Михайлов А.Л., Седов С.С., Щербакова Т.Ф.

11. Способ определения функционального состояния сердечно-сосудистой системы (ССС). Патент РФ RU 2313279 C1, МПК A61B 5/0425, заявл. 05.07.2806 / Институт физиологии им. И.П. Павлова РАН, авторы: Кузнецов Д.В., Кузнецова Т.Г., Корнюшина Н.М.

12. Способ исследования вариабельности сердечного ритма человека. Патент РФ RU 233657 C1, МПК A61B 5/0452 / Воронежский государственный университет, автор Туровский Я.А.

13. Ермоленко И.А. Измерение кратковременной нестабильности, реальной ширины и формы спектральной линии колебаний полупроводниковых генераторов. - Сб. науч. трудов «Полупроводниковые автоколебательные системы и усилительные устройства». - Л.: ЛПИ, 1984. - С.55-62.

14. Способ приема сигналов с угловой модуляцией. Патент РФ RU 2040860 C1, МПК H04L 27/22, заявл. 09.06.1990, опубл. 27.07.1995 / Балтийская государственная академия рыбопромыслового флота, авторы: Ермоленко И.А., Павлов К.П.

Формула изобретения

Способ определения параметров вариабельности сердечного ритма, включающий в себя преобразование сердечного ритма человека в электрокардиосигнал с помощью известных датчиков, предварительное усиление и необходимую частотную фильтрацию этого сигнала, выделение из усиленного и отфильтрованного кардиосигнала импульсов, соответствующих R-импульсам электрокардиограммы, проведение затем множества измерений последовательных, примыкающих друг к другу интервалов R-R цифровым счетно-импульсным измерителем, имеющим в своем составе программно-вычислительный блок с запоминающим устройством и жидкокристаллический матричный индикатор-дисплей, результаты этих измерений запоминают в запоминающем устройстве измерителя и формируют массив результатов множества измерений, число элементов этого массива задается предварительно, затем по этому массиву вычисляют среднее значение измеренных интервалов R-R и частоту пульса, как величину, обратную полученному среднему значению измеренных интервалов R-R, а также величину среднего квадратического отклонения этих интервалов R-R и частоты пульса от среднего значения, отличающийся тем, что далее определяют максимальное и минимальное значения измеренных интервалов R-R и разницу между ними, делят эту разницу на выбранное число каналов N_k , которое выбирают заранее, определяют таким образом ширину временного «окна» каждого канала образованного

таким образом N_k - канального временного дискриминатора и подсчитывают затем число элементов полученного массива результатов измерений, попавших в каждый канал этого дискриминатора и формируют функцию распределения числа элементов массива, попавших в каждый канал, в зависимости от номера канала и от

5 соответствующей величины интервала R-R, диаграмму полученной функции распределения измеренных интервалов R-R представляют на экране-дисплее вместе с другими параметрами сердечного ритма и его variability, наконец, поделив число элементов массива на максимальную ординату функции распределения, находят

10 «эффективную ширину» функции распределения, значение которой также выводят на дисплей.

15

20

25

30

35

40

45