

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号  
特許第7343055号  
(P7343055)

(45)発行日 令和5年9月12日(2023.9.12)

(24)登録日 令和5年9月4日(2023.9.4)

(51)国際特許分類 F I  
A 6 1 B 5/352(2021.01) A 6 1 B 5/352

請求項の数 7 (全13頁)

(21)出願番号	特願2022-531268(P2022-531268)	(73)特許権者	000004226 日本電信電話株式会社 東京都千代田区大手町一丁目5番1号
(86)(22)出願日	令和2年6月23日(2020.6.23)	(74)代理人	100098394 弁理士 山川 茂樹
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/024526	(74)代理人	100153006 弁理士 小池 勇三
(87)国際公開番号	WO2021/260782	(74)代理人	100064621 弁理士 山川 政樹
(87)国際公開日	令和3年12月30日(2021.12.30)	(74)代理人	100121669 弁理士 本山 泰
審査請求日	令和4年10月4日(2022.10.4)	(72)発明者	松浦 伸昭 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
		(72)発明者	桑原 啓

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 心拍数検知方法、装置およびプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

E C G 波形を測定するステップと、  
前記 E C G 波形から心拍数を算出するステップと、  
サンプリング時刻間での前記 E C G 波形の電位の差分値を算出するステップと、  
前記差分値を測定時刻と、測定前の任意の時刻との間で積算して積算値を算出するステップと、  
前記積算値を基準値と比較して前記測定時刻での前記心拍数を表示するか否かを判定するステップと  
を備える心拍数検知方法。

【請求項2】

前記基準値が 2 0 m V であることを特徴とする請求項 1 に記載の心拍数検知方法。

【請求項3】

前記積算値が基準値以下の場合に、測定時刻での前記心拍数を表示して、前記積算値が基準値より大きい場合に、ブランクを表示することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の心拍数検知方法。

【請求項4】

前記積算値が基準値以下の場合に、測定時刻での前記心拍数を表示して、前記積算値が基準値より大きい場合に、正確な心拍数が測定されなかったことを表示することを特徴とする請求項 1 から請求項 3 のいずれか一項に記載の心拍数検知方法。

## 【請求項 5】

前記積算値が基準値以下の場合に、測定時刻での前記心拍数を表示して、前記積算値が基準値より大きい場合に、前記測定時刻以前の直近の正確な心拍数を表示することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の心拍数検知方法。

## 【請求項 6】

E C G 波形を測定する測定部と、

前記 E C G 波形から心拍数を算出し、サンプリング時刻間での前記 E C G 波形の電位の差分値を算出し、前記差分値を測定時刻と、測定前の任意の時刻との間で積算して積算値を算出する算出部と、

前記積算値を基準値と比較して前記測定時刻での前記心拍数を表示するか否かを判定する判定部と

10

を備える心拍数検知装置。

## 【請求項 7】

E C G 波形を測定するステップと、

前記 E C G 波形から心拍数を算出するステップと、

サンプリング時刻間での前記 E C G 波形の電位の差分値を算出するステップと、

前記差分値を測定時刻と、測定前の任意の時刻との間で積算して積算値を算出するステップと、

前記積算値を基準値と比較して前記測定時刻での前記心拍数を表示するか否かを判定するステップとを備える処理を実行させることを特徴とする、心拍数検知装置を機能させるための心拍数検知プログラム。

20

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、正確な心拍数を提示する心拍数検知方法、装置およびプログラムに関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

心拍数あるいはその変動は E C G ( E l e c t r o c a r d i o g r a m、心電図) から得られる生体情報であり、日常生活や安静状態においては自律神経機能の評価、運動強度の指標などに活用される。

30

## 【0003】

とくに、ウェアラブル E C G 波形取得・心拍計測デバイスを用いて、日常生活等の比較的長い時間にわたって心拍数を計測することは、ユーザの体調管理等に有用である。

## 【0004】

特許文献 1 には、ウェアラブルデバイスによる計測のように、E C G 波形にノイズが重畳している場合に適切に心拍を検出できる方法が開示されている。

## 【0005】

しかしながら、この方法において、体動による E C G 波形のノイズが激しい場合には、心拍検出を誤ることがある。例えば、検出すべき R 波を取りこぼす場合、R 波でないものを R 波として検出してしまう場合などがある。

40

## 【0006】

ウェアラブル心拍計測デバイスでは、このような心拍検出の誤りを回避するために、心拍数を一定の時間にわたって移動平均することや、I I R ( I n f i n i t e i m p u l s e r e s p o n s e ) フィルタを用いることなどにより、心拍検出の誤りに起因する瞬時心拍数 (以下、「IHR」( I n s t a n t a n e o u s H e a r t r a t e ) という。) の変動を抑えた、平均心拍数 (以下、「HR」( H e a r t r a t e ) という。) を算出・提示する手法が採られることがある (特許文献 2)。

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0007】

50

【文献】特許第 6 5 2 7 2 8 6 号公報  
特許第 6 6 4 5 9 2 6 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、特許文献 2 に開示された心拍の検出方法においては、どのような ECG 波形データに対しても、平均心拍数等の値が算出される。したがって、心拍検出に誤りが含まれ、正確な値として計測されていない状況にもかかわらず、異常な数値をユーザに正確な値として提示してしまうことがある。

【0009】

図 10 は、ウェアラブルデバイスを用いて計測された ECG 波形の一部である。図 10 には、R 波が検出されたタイミングに、心拍数に相当する R - R 間隔[m s]も併せて示す(図中、黒ひし形)。ここで、R - R 間隔の検出には、例えば、特許文献 1 に開示された方法を用いることができる。

【0010】

この特許文献 1 に開示された方法では、ECG 波形の乱れとともに、R - R 間隔の値のばらつきも観測され、正確な心拍数を提示できない。

【0011】

次に、特許文献 2 に開示された方法における R - R 間隔を基に算出する瞬時心拍数 IHR と平均心拍数 HR について説明する。

【0012】

図 11 に、瞬時心拍数 IHR と、それを基に算出された平均心拍数 HR を示す。図 11 において、黒ひし形は瞬時心拍数を示し、白丸は平均心拍数を示す。

【0013】

瞬時心拍数 IHR は、瞬時心拍数  $IHR[bpm] = 60,000 \div (R - R \text{間隔}[ms])$  より算出される。

【0014】

また、IIR フィルタを用いて、瞬時心拍数の時系列データ  $IHR[n]$  に対し、平均心拍数  $HR[n]$  は、以下の式で算出される。

【0015】

$$HR[n] = (1 - a) \times HR[n - 1] + a \times IHR[n]$$

【0016】

ここで、 $a = 0.1$  である。

【0017】

図 11 に示すように、この手法では、平均心拍数はほぼ一定の値で観測される。

【0018】

図 12 に、上述の ECG 波形の計測に用いたウェアラブルデバイスに内蔵された加速度計により同時に計測された 3 軸加速度の計測結果を示す。図 12 において、実線 51 が x 軸の加速度、破線 52 が y 軸の加速度、点線 53 が z 軸の加速度を示す。上述の測定時において、デバイスの y 軸と z 軸に大きな振動がかかっていることがわかる。

【0019】

このことは、図 10 に示す ECG 波形の乱れが、この加速度の影響を受けて電極と皮膚の接触抵抗が変化することに起因することを示す。このとき、R 波は正確に認識されず、加速の影響を受けた波形の変化を R 波と誤って検出している。

【0020】

このように、図 10 に示す ECG 波形が測定された環境では、振動により正確に R 波が検出されていない。したがって、図 11 において R - R 間隔を基に算出された瞬時心拍数および平均心拍数は正確な値ではない。しかしながら、図 11 において平均心拍数は安定した測定値を示している。

【0021】

10

20

30

40

50

この場合、利用者は、平均心拍数は安定した測定値を示しているがゆえ、平均心拍数は正確な値ではないにもかかわらず、正確な値として認識してしまうおそれがある。

【 0 0 2 2 】

このように、従来の心拍検出方法では、心拍検出に誤りが含まれ、正確な値として計測されていない状況にもかかわらず、異常な数値をユーザに正確な値として提示してしまうことがある。したがって、正確な心拍数を提示するためには、平均心拍数に代わる指標が必要である。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 2 3 】

上述したような課題を解決するために、本発明に係る心拍数検知方法は、E C G 波形を測定するステップと、前記 E C G 波形から心拍数を算出するステップと、サンプリング時刻間での前記 E C G 波形の電位の差分値を算出するステップと、前記差分値を測定時刻と、測定前の任意の時刻との間で積算して積算値を算出するステップと、前記積算値を基準値と比較して前記測定時刻での前記心拍数を表示するか否かを判定するステップとを備える。

10

【 0 0 2 4 】

また、本発明に係る心拍数検知装置は、E C G 波形を測定する測定部と、前記 E C G 波形から心拍数を算出し、サンプリング時刻間での前記 E C G 波形の電位の差分値を算出し、前記差分値を測定時刻と、測定前の任意の時刻との間で積算して積算値を算出する算出部と、前記積算値を基準値と比較して前記測定時刻での前記心拍数を表示するか否かを判定する判定部とを備える。

20

【 0 0 2 5 】

また、本発明に係る心拍数検知プログラムは、E C G 波形を測定するステップと、前記 E C G 波形から心拍数を算出するステップと、サンプリング時刻間での前記 E C G 波形の電位の差分値を算出するステップと、前記差分値を測定時刻と、測定前の任意の時刻との間で積算して積算値を算出するステップと、前記積算値を基準値と比較して前記測定時刻での前記心拍数を表示するか否かを判定するステップとを備える処理を実行させることを特徴とする、心拍数検知装置を機能させる。

【発明の効果】

【 0 0 2 6 】

本発明によれば、正確な心拍数を提示する心拍数検知方法、装置およびプログラムを提供できる。

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 7 】

【図 1】図 1 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る心拍数検知方法を説明するための E C G 波形を示す図である。

【図 2】図 2 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る心拍数検知方法における指標の経時変化を示す図である。

【図 3】図 3 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る心拍数検知方法を説明するための E C G 波形と R - R 間隔を示す図である。

40

【図 4】図 4 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る心拍数検知方法における指標の経時変化を示す図である。

【図 5】図 5 は、従来法における指標の経時変化を示す図である。

【図 6】図 6 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る心拍数検知装置のブロック図である。

【図 7】図 7 は、本発明の第 1 の実施の形態に係る心拍数検知方法を示すフローチャート図である。

【図 8】図 8 は、本発明の第 2 の実施の形態に係る心拍数検知方法を示すフローチャート図である。

【図 9】図 9 は、本発明の実施の形態におけるコンピュータの構成例を示す図である。

【図 10】図 10 は、従来の心拍数検知方法を説明するための E C G 波形と R - R 間隔を

50

示す図である。

【図 1 1】図 1 1 は、従来の心拍数検知方法を説明するための瞬時心拍数と平均心拍数を示す図である。

【図 1 2】図 1 2 は、従来の心拍数検知方法を説明するための、ウェアラブルデバイスにおける 3 軸加速度を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0028】

上述の通り、正確な心拍数を提示するためには、平均心拍数に代わる指標が必要である。本発明では、新たな指標として、ECG 波形の乱れを示す数値を用いる。

【0029】

上述の通り、図 1 0 の ECG 波形は、通常の ECG 波形の振幅 (3 mV 程度) を超えて、電位が大きく変動している。一方、図 1 1 に示すように、この波形から抽出された瞬時心拍数はばらつきが小さくても信頼性は低い。そこで、本発明では、ECG 波形の乱れ自体を数値化して指標に用いる。

【0030】

本発明では、指標として、ECG 波形の電位 (以下、「ECG 電位」という。) のサンプリング周期毎の変化量 (以下、「時間差分値」という。) について、一定の期間において積算したものをを用いる。ここで、サンプリング周期毎の変化量 (時間差分値) は、任意の時刻  $t[n]$  での ECG 電位を  $x[n]$  としたとき、 $|x[n] - x[n - 1]|$  とする。

【0031】

まず、上述の指標を、図 1 に示すノイズのない標準的な ECG 波形について算出する。この ECG 波形の測定におけるサンプリング周期 (間隔) は 5 ms である。

【0032】

この標準的な ECG 波形について、時間差分値を積算して、積算値を指標とする。積算時間は過去 1 秒間とした。

【0033】

図 2 に、上述の指標である積算値の経時変化を示す。指標である積算値は、10 mV 程度以下で、ほぼ一定である。

【0034】

次に、実際に測定される ECG 波形の例として、ノイズが抑制された ECG 波形を想定して、上述の指標を算出する。図 3 に、ノイズが抑制された ECG 波形の一例として、基線の揺動を含んだ ECG 波形を示す。サンプリング周期 (間隔) は 5 ms である。図 3 には、R 波が検出されたタイミングに、R - R 間隔 [ms] も併せて示す。

【0035】

ECG 波形の乱れは観測されるが、R 波はほぼ一定の値で安定して観測され、正確な値として検出されている。

【0036】

この ECG 波形について時間差分値を積算して、積算値を指標とした。積算時間は過去 1 秒間とした。

【0037】

図 4 に、指標である積算値の経時変化を示す。指標である積算値は、少なくとも 20 mV 程度以下で、ほぼ一定である。

【0038】

以上のことから、ECG 波形の乱れによって R 波が検出できるか否かの基準値は、20 mV とすれば適当であることがわかった。

【0039】

本発明は、ECG 電位のサンプリング周期毎の変化量 (時間差分値) を積算した指標が、基準値としての 20 mV 以下のときに、正確な心拍数を提示できるという知見に基づくものである。

【0040】

10

20

30

40

50

ここで、ECG波形の電位のサンプリング周期毎の変化量を、ウェアラブルデバイスのサイズが適当か否かの判定に用いる方法が開示されている（特開2018-183412号公報）。この方法では、判定における基準値として、5秒間の変化量の積算値に対して500mV（サンプリング間隔が5ms）、すなわち、1秒間あたりで100mVを用いている。

【0041】

しかし、ウェアラブルデバイスのサイズの判定の場合は、電極が外れることを対象とするので、ECG波形が振り切れるような大きな波形の乱れを想定した基準値が設定されている。図5に、ウェアラブルデバイスのサイズの判定に用いる指標の一例を示す。

【0042】

この図では、図10に示すECG波形について、電位の変化量の過去1秒間の積算値を指標としてプロットした。この指標によれば、ほとんど測定領域で基準値である100mV以下であり、ウェアラブルデバイスのサイズについては正確であると判定される。

【0043】

このように、この手法は、本発明の実施の形態に係る心拍数検知方法とは、検査（判定）する対象が異なり、それゆえに検査（判定）に用いる基準値も大きく異なる。

【0044】

<第1の実施の形態>

本発明の第1の実施の形態に係る心拍数検知装置および方法について図6～図8を参照して説明する。

【0045】

<心拍数検知装置の構成>

図6に、本実施の形態に係る心拍数検知装置1の構成の一例のブロック図を示す。心拍数検知装置1は測定部11と、記憶部12と、算出部13と、判定部14と、出力部15を備える。

【0046】

測定部11はECG波形を測定し、一例として、ウェアラブルデバイスにおける心電計を用いる。

【0047】

記憶部12は、心電計で測定した時刻とECG電位を記憶する。

【0048】

算出部13では、記憶部12から心電計で測定した時刻とECG電位を取得して、時間差分値を算出して、その積算値を計算する。また、心拍数（R-R間隔）を検知するためにECG波形に基づき計算を行う。

【0049】

判定部14は、算出されたECG電位の時間差分値の積算値と基準値を比較して、積算された時間で取得される心拍数が正確か否か（正当性）を判定する。

【0050】

出力部15では、計算された心拍数を出力する。また、心拍数が正確に測定されなかったことや、計測されたECG波形や時間差分値、積算値も出力できる。

【0051】

<心拍数検知方法>

図7に、本実施の形態に係る心拍数検知方法を説明するためのフローチャート図を示す。

【0052】

初めに、ECG波形を測定する（ステップ21）。

【0053】

次に、測定した時刻とECG波形（ECG電位）を記憶する（ステップ22）。

【0054】

次に、記憶されたECG波形（ECG電位）を用いて、時間差分値を計算する（ステップ23）。時間差分値は、任意の時刻 $t[n]$ に測定部11で測定されるECG電位 $x[$

10

20

30

40

50

$n$ ]と、記憶部12から取得される、上記測定前の直近の時刻 $t[n-1]$ で測定されたECG電位 $x[n-1]$ との差分 $|x[n]-x[n-1]|$ である。換言すれば、サンプリング時刻間でのECG波形(ECG電位)の差分値である。

【0055】

次に、この時間差分値を測定時刻 $t[n]$ と、測定前の任意の時刻 $t[n-m]$ との間(以下、「積算時間」)で積算して積算値を算出する(ステップ24)。

【0056】

次に、この積算値を基準値と比較して、以下の通り判定する(ステップ25)。

【0057】

積算値が基準値以下の場合には、測定時刻 $t[n]$ を含む積算時間において、ECG波形から算出される心拍数は正確ではあると判定される。

10

【0058】

この場合には、ECG波形より、測定時刻 $t[n]$ での心拍数を算出する(ステップ26)。ここで、心拍数(R-R間隔)は、例えば、ECG波形を時間差分した値の変化を基に所定の閾値と比較して算出することができる。また、例えば、複数のECG波形を時間差分した値の変化を用いて所定の閾値と比較することにより測定精度を向上させることができる(特許文献1参照)。

【0059】

最後に、算出された心拍数を出力(提示)する(ステップ27)。

【0060】

一方、積算値が基準値を上回る場合には、積算時間において、ECG波形から算出される心拍数は正確ではないと判定される。

20

【0061】

この場合は、心拍数を計算せず、正確な心拍数が測定されないことが出力(提示)される(ステップ28)。または、測定時刻 $t[n]$ 以前の直近の正確な心拍数を提示してもよいし、ブランク(何も表示されない状態)を提示してもよい。

【0062】

次に、本実施の形態に係る心拍数検知方法および装置における動作(出力)の一例を説明する。ここで、基準値は20mVである。

【0063】

図1に示すECG波形が計測される場合には、図2に示す指標が算出される。次に、算出される指標が20mV以下なので、ECG波形から算出される心拍数は正確ではあると判定される。そこで、図1に示すECG波形より算出された心拍数が出力(提示)される。

30

【0064】

同様に、図3に示すECG波形が計測される場合には、図4に示す指標が算出される。次に、算出される指標が20mV以下なので、ECG波形から算出される心拍数は正確ではあると判定される。そこで、図3に示すECG波形より算出された心拍数が出力(提示)される。

【0065】

一方、図10に示すECG波形が計測される場合には、図5に示す指標が算出される。次に、算出される指標が20mV以上なので、ECG波形から算出される心拍数は正確ではないと判定される。そこで、正確な心拍数が測定されないことが出力(提示)される。または、測定時刻以前の直近の正確な心拍数を提示される。または、ブランク(何も表示されない状態)が提示される。

40

【0066】

以上のように、本実施の形態によれば、心拍数が正確な値として計測されていない状況にもかかわらず、異常な数値をユーザに提示してしまうことを回避することができ、正確な心拍数の数値のみをユーザに提示することができる。

【0067】

<第2の実施の形態>

50

本発明の第 2 の実施の形態に係る心拍数検知装置および方法について図 8 を参照して説明する。第 2 の実施の形態に係る心拍数検知装置の構成は、第 1 の実施の形態と同様である。第 1 の実施の形態では、測定される心拍数が正確であることを判定した後に心拍数を算出する例を示したが、第 2 の実施の形態では、判定をする前に心拍数を算出する。

【 0 0 6 8 】

< 心拍数検知方法 >

図 8 に、本実施の形態に係る心拍数検知方法を説明するためのフローチャート図を示す。

【 0 0 6 9 】

初めに、ECG 波形を測定する（ステップ 3 1）。

【 0 0 7 0 】

次に、測定した時刻と ECG 波形（ECG 電位）を記憶する（ステップ 3 2）。

【 0 0 7 1 】

次に、ECG 波形より心拍数を算出して記憶する（ステップ 3 3）。ここで、心拍数（R - R 間隔）は、例えば、ECG 波形を時間差分した値の変化を基に所定の閾値と比較して算出することができる。また、例えば、複数の ECG 波形を時間差分した値の変化を用いて所定の閾値と比較することにより測定精度を向上させることができる（特許文献 1 参照）。

【 0 0 7 2 】

次に、記憶された ECG 波形（ECG 電位）を用いて、時間差分値を計算する（ステップ 3 4）。時間差分値は、任意の時刻  $t[n]$  に測定部 1 1 で測定される ECG 電位  $x[n]$  と、記憶部 1 2 から取得される、上記測定前の直近の時刻  $t[n-1]$  で測定された ECG 電位  $x[n-1]$  との差分  $|x[n] - x[n-1]|$  である。

【 0 0 7 3 】

次に、この時間差分値を測定時刻  $t[n]$  と、測定前の任意の時刻  $t[n-m]$  との間（以下、「積算時間」）で積算して積算値を算出する（ステップ 3 5）。

【 0 0 7 4 】

次に、この積算値を基準値と比較して、以下の通り判定する（ステップ 3 6）。

【 0 0 7 5 】

積算値が基準値以下の場合には、積算時間において、ECG 波形から算出される心拍数は正確ではあると判定される。

【 0 0 7 6 】

この場合には、記憶部 1 2 より、積算時間に測定された ECG 波形より算出された心拍数を取得して、出力（提示）する（ステップ 3 7）。

【 0 0 7 7 】

積算値が基準値を上回る場合には、積算時間において、ECG 波形から算出される心拍数は正確ではないと判定される。

【 0 0 7 8 】

この場合は、正確な心拍数が測定されないことが出力（表示）される（ステップ 3 8）。または、直近の正確な心拍数を表示してもよいし、何も表示しなくてもよい。

【 0 0 7 9 】

本実施の形態に係る心拍数検知方法においても、第 1 の実施の形態に係る心拍数検知方法と同様の効果を奏し、心拍数が正確な値として計測されていない状況にもかかわらず、異常な数値をユーザに提示してしまうことを回避することができ、正確な心拍数の数値のみをユーザに提示することができる。

【 0 0 8 0 】

本実施の形態に係る心拍数検知装置は、ウェアラブルデバイス一体としてユーザの身体に装着してもよい。

【 0 0 8 1 】

または、本実施の形態に係る心拍数検知装置は、測定部をウェアラブルデバイスとしてユーザの身体に装着して、ウェアラブルデバイス外部のスマートフォンやサーバ等に記憶

10

20

30

40

50

部、算出部、判定部を備えてもよい。この場合、心拍数検知装置はウェアラブルデバイスと外部のサーバ等それぞれに送受信部を備え、ウェアラブルデバイスで測定されるECG波形をサーバ等に送信し、サーバ等で記憶、算出、判定などを行う。最後に、心拍数等（心拍数は測定されないことの表示等を含む）はサーバ等に出力されてもよいし、ウェアラブルデバイス等に送信されて出力されてもよい。

【0082】

本発明に係る実施の形態では、測定されるタイミングで、順次記憶部より直近のECG波形（ECG電位）を取得して心拍数が正確であるか否かの正当性を判定する例を示したが、ECG波形をまとめて記憶してから、記憶部よりECG波形を取得して心拍数の正当性を判定してもよい。

10

【0083】

図9に、本発明の実施の形態に係る心拍数検知装置におけるコンピュータ40の構成例を示す。心拍数検知装置は、CPU（Central Processing Unit）43、記憶装置（記憶部）42およびインタフェース装置41を備えたコンピュータ40と、これらのハードウェア資源を制御するプログラムによって実現することができる。ここで、インタフェース装置41に、本発明の実施の形態に係る心拍数検知装置における測定部と、出力部が接続される。CPU43は、記憶装置42に格納された心拍数検知プログラムに従って本発明の実施の形態における処理を実行する。このように、心拍数検知プログラムは心拍数検知装置を機能させる。

【0084】

20

本発明の実施の形態に係る心拍数検知装置では、コンピュータを装置内部に備えてもよいし、コンピュータの機能の少なくとも1部を外部コンピュータを用いて実現してもよい。また、記憶部も装置外部の記憶媒体を用いてもよく、記憶媒体に格納された心拍数検知プログラムを読み出して実行してもよい。記憶媒体には、各種磁気記録媒体、光磁気記録媒体、CD-ROM、CD-R、各種メモリを含む。また、心拍数検知プログラムはインターネットなどの通信回線を介してコンピュータに供給されてもよい。

【0085】

本発明の実施の形態では、心拍数検知装置の構成、心拍数検知方法などにおいて、各構成部の構造、寸法、材料等の一例を示したが、これに限らない。心拍数検知装置および方法の機能を発揮し効果を奏するものであればよい。

30

【産業上の利用可能性】

【0086】

本発明は、ECG波形波形から得られる生体信号を分析する技術に適用することができる。

【符号の説明】

【0087】

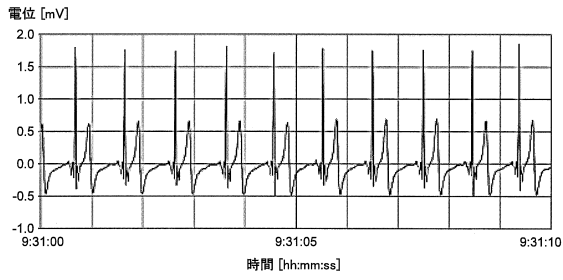
- 1 心拍数検知装置
- 11 測定部
- 12 記憶部
- 13 算出部
- 14 判定部
- 15 出力部

40

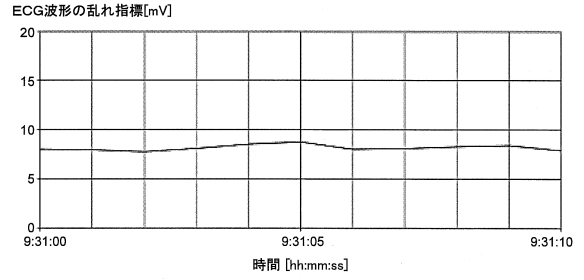
50

【 図面 】

【 図 1 】

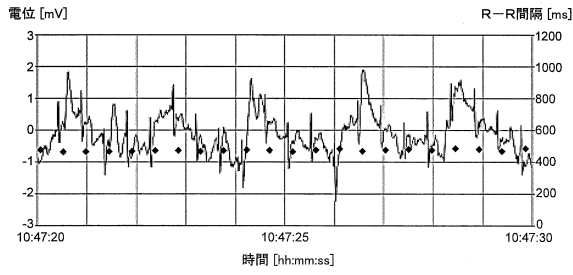


【 図 2 】

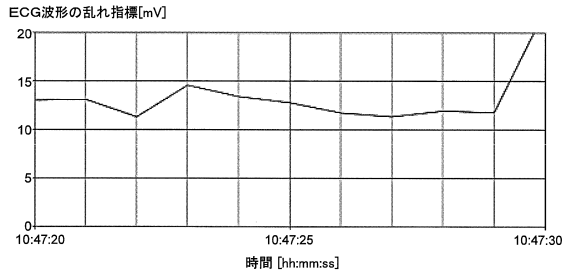


10

【 図 3 】



【 図 4 】



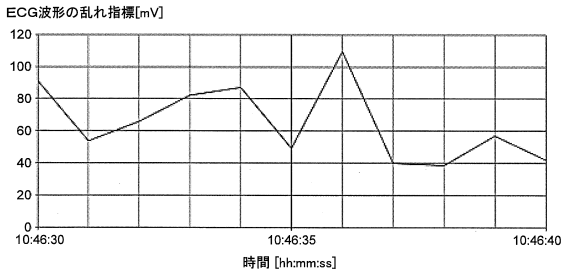
20

30

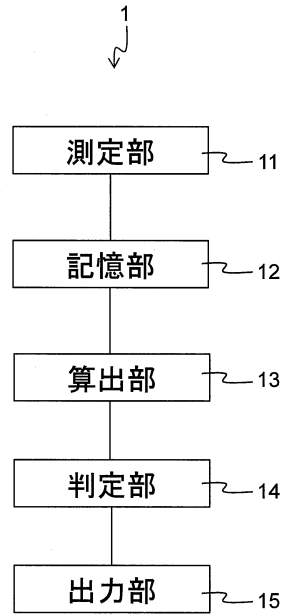
40

50

【図 5】



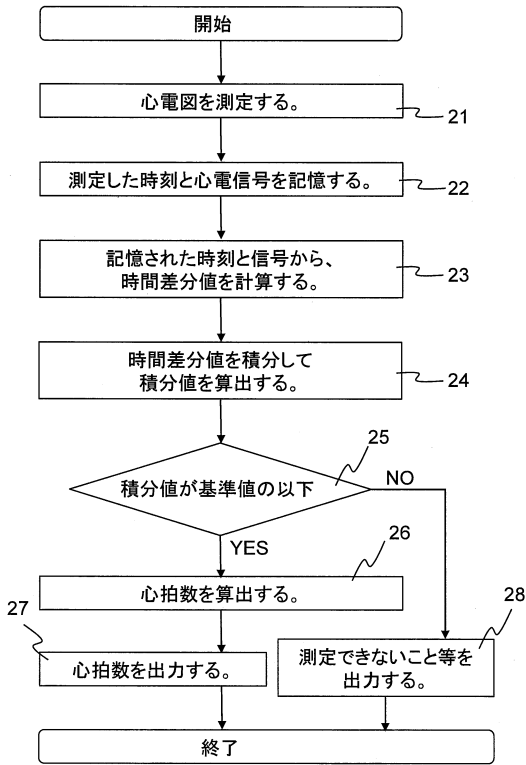
【図 6】



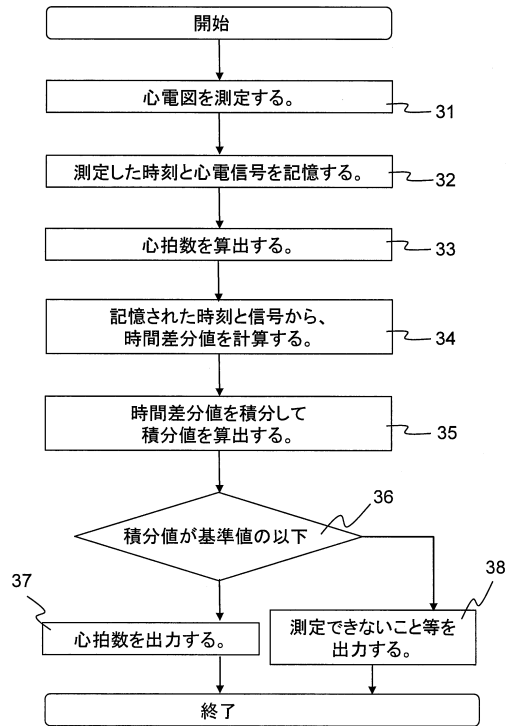
10

20

【図 7】



【図 8】

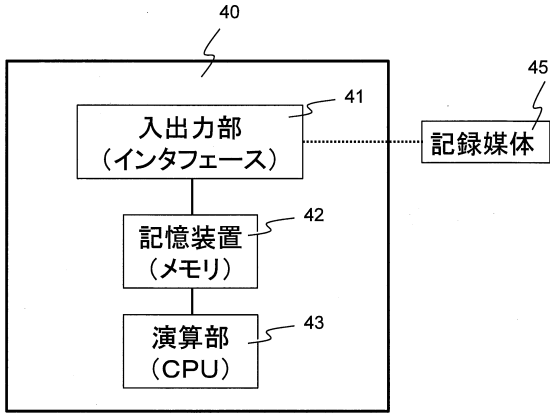


30

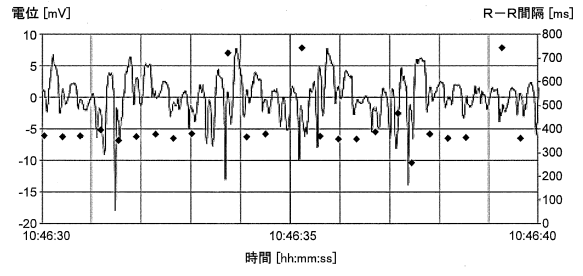
40

50

【図 9】

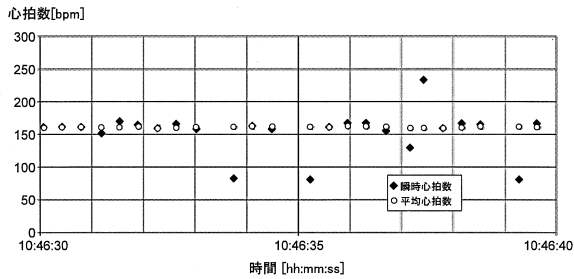


【図 10】

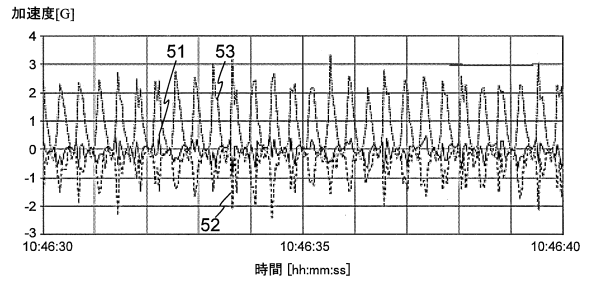


10

【図 11】



【図 12】



20

30

40

50

## フロントページの続き

- 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 樋口 雄一
- 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 石原 隆子
- 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
- 審査官 右 高 孝幸
- (56)参考文献 実公昭56-40402(JP, Y2)
- 特開2016-10651(JP, A)
- 特開2018-183412(JP, A)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
- A61B 5/352