

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2006-271731  
(P2006-271731A)

(43) 公開日 平成18年10月12日(2006.10.12)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 0 J	4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	
	A 6 1 B 5/02 3 2 2	

審査請求 有 請求項の数 24 O L (全 25 頁)

(21) 出願番号	特願2005-96354 (P2005-96354)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年3月29日 (2005.3.29)	(74) 代理人	100089118 弁理士 酒井 宏明
		(72) 発明者	大内 一成 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
		(72) 発明者	鈴木 琢治 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
		(72) 発明者	森屋 彰久 神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

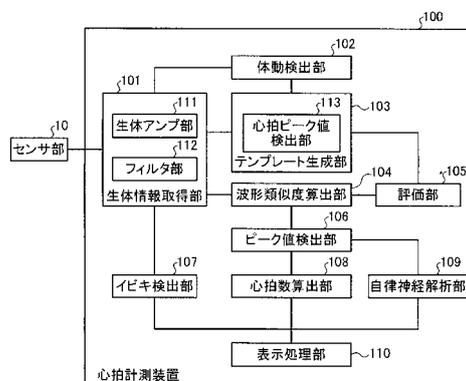
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍計測装置及び心拍計測方法

(57) 【要約】

【課題】姿勢変化が発生して計測している波形が変化した場合でも精度良く心拍数の算出あるいは自律神経を解析すること。

【解決手段】ユーザの心拍による生体情報を取得する生体情報取得部と、ユーザの体動を検出する体動検出部と、ユーザの体動が終了した後、生体情報に基づいてテンプレートを生成するテンプレート生成部と、テンプレートと、取得された生体情報の波形データの相関係数を算出する波形類似度算出部と、相関係数から心拍一拍分の時間毎のピークを特定して、ピークをとるピーク値時間を取得するピーク値検出部と、ピーク値時間の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出部と、を備える。



【選択図】 図1

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得手段と、  
前記ユーザの体動を検出する体動検出手段と、  
前記体動検出手段による体動の検出が終了した後、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報に基づいて、心拍あるいは脈拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成手段と、  
前記基準情報生成手段により生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得手段で取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出手段と、  
前記波形類似度算出手段により算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得手段と、  
前記極値取得手段により取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出手段と、  
を備えたことを特徴とする心拍計測装置。

10

**【請求項 2】**

ユーザの脈拍あるいは心拍などによる生体情報を取得する生体情報取得手段と、  
前記ユーザの体動を検出する体動検出手段と、  
前記体動検出手段により体動の検出が終了した後に、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報に基づいて、前記生体情報の基準となる波形情報を示す基準波形情報を生成する基準情報生成手段と、  
前記基準情報生成手段により生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得手段で取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出手段と、  
前記波形類似度算出手段により算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得手段と、  
前記極値取得手段により取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて自律神経の活動を解析する自律神経解析手段と、  
を備えたことを特徴とする心拍計測装置。

20

**【請求項 3】**

前記体動検出手段は、前記生体情報取得手段により取得した前記生体情報の前記波形情報が所定の振幅以上の場合に前記ユーザの体動を検出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の心拍計測装置。

30

**【請求項 4】**

前記体動検出手段は、予め定められた体動検出時間内で、前記極値取得手段により取得した前記極値が予め定められた体動判定値を超えない回数が予め定められた体動判定回数以上の場合に体動があったものとみなすことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

**【請求項 5】**

前記体動検出手段は、前記ユーザの生体に装着した加速度検出手段からの加速度信号により体動を検出することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の心拍計測装置。

40

**【請求項 6】**

ユーザの生体からの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得手段と、  
前記ユーザの体動を検出する体動検出手段と、  
前記体動検出手段による体動の検出が終了した後、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報に基づいて、脈拍あるいは心拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成手段と、  
前記基準情報生成手段により生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得手段で取得された前記生体情報の前記波形情報の波形類似度

50

を算出する波形類似度算出手段と、

前記波形類似度算出手段により算出された前記波形類似度に基づいて前記基準波形情報が適切か否か評価する評価手段と、

前記評価手段により前記基準波形情報が適切と評価された場合、前記波形類似度算出手段により算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得手段と、

前記極値取得手段により取得された前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出手段と、

を備えたことを特徴とする心拍計測装置。

【請求項 7】

前記基準情報生成手段は、前記評価手段により前記基準波形情報が適切と評価でないと場合、前記基準波形情報を生成する際に用いられた前記生体情報を取得した後に前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報に基づいて、心拍あるいは脈拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成することを特徴とする請求項 6 に記載の心拍計測装置。

【請求項 8】

前記生体情報取得手段は、センサ手段により前記ユーザの生体から得られた前記生体情報を増幅する生体増幅手段を、さらに備え、該生体増幅手段により増幅された前記生体情報を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

【請求項 9】

前記生体情報取得手段は、センサ手段により前記ユーザの生体から得られた前記生体情報から心拍又は脈拍を示す所定の帯域以外の前記生体情報を除去する除去手段を備え、該除去手段により心拍又は脈拍を示す該所定の帯域による前記生体情報を取得することを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

【請求項 10】

前記基準情報生成手段は、前記生体情報により取得された前記生体情報に基づいて、心拍又は脈拍一拍分の時間間隔を切り出して前記基準波形情報を生成することを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

【請求項 11】

前記基準情報生成手段は、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報の心拍又は脈拍の前記波形情報の振幅の極値を検出する心拍極値検出手段と、

前記心拍極値検出手段により検出された複数の前記波形情報の振幅の前記極値から任意の極値を選択し、選択した前記極値を検出した前記極値時刻を基準として、該基準より一つ前に検出された前記極値の前記極値時刻との中間の時刻から、該基準より一つ後に検出された前記極値の前記極値時刻との中間の時刻までを一拍分の時間間隔として切り出した前記生体情報の前記波形情報を、前記基準波形情報として生成することを特徴とする請求項 10 に記載の心拍計測装置。

【請求項 12】

前記基準情報生成手段は、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報の心拍又は脈拍の前記波形情報の振幅の極値を検出する心拍極値検出手段と、

前記心拍極値検出手段により検出された複数の前記心拍波形の振幅の極値から任意の極値を選択し、選択した前記極値を検出した前記極値時刻と、この一つ前あるいは一つ後に検出された前記極値の前記極値時刻までの極値時刻間隔を算出し、選択した前記極値の前記極値時刻を中心とした前後の時間帯に対して算出された該極値時刻間隔の半分以下を切り出した前記生体情報の前記波形情報を、前記基準波形情報として生成することを特徴とする請求項 10 に記載の心拍計測装置。

【請求項 13】

前記基準情報生成手段は、前記生体情報により取得された前記生体情報から、心拍一拍分の時間間隔の情報を切り出して、前記基準波形情報を生成することを特徴とする請求項 10 乃至 12 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

10

20

30

40

50

## 【請求項 14】

前記基準情報生成手段は、前記生体情報により取得された前記生体情報から、心拍一拍分の時間間隔の前記波形情報を複数切り出して、切り出された複数の前記波形情報から算出された平均の前記波形情報を前記基準波形情報として生成することを特徴とする請求項 10 乃至 12 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

## 【請求項 15】

前記基準情報生成手段は、前記生体情報により取得された前記生体情報から、心拍一拍分の時間間隔の前記波形情報を複数切り出して、切り出された複数の前記波形情報のうちの一個の前記波形情報と他の前記波形情報の波形類似度を算出し、該波形類似度が予め定められた波形類似値より低い前記波形情報を除いて算出された平均の前記波形情報を前記基準波形情報として生成することを特徴とする請求項 10 乃至 12 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

10

## 【請求項 16】

前記基準情報生成手段は、前記生体情報により取得された前記生体情報から、心拍一拍分の時間間隔の情報を複数切り出して、切り出された複数の全ての前記波形情報について他の全ての前記波形情報と比較して算出された波形類似度の和を求め、波形類似度の和が最も高い前記波形情報を前記基準波形情報として生成することを特徴とする請求項 10 乃至 12 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

## 【請求項 17】

前記評価手段は、心拍一拍分の時間間隔あたりで前記波形類似度算出手段により算出された前記波形類似度が最も高い極値が、予め定められた評価判断時間内において予め定められた評価判断値以下となる回数が予め定められた評価判断回数以上か否かにより、前記基準波形情報が適切であるか否か評価することを特徴とする請求項 6 に記載の心拍計測装置。

20

## 【請求項 18】

前記評価手段は、心拍一拍分の時間間隔毎に前記波形類似度算出手段により算出された前記波形類似度が最も高い極値の平均値が、前記波形類似度が 2 番目に高い極値の平均値の予め定められた評価判断倍数より大きい以上であるか否かにより、前記基準波形情報が適切であるか否か評価することを特徴とする請求項 6 に記載の心拍計測装置。

## 【請求項 19】

前記評価手段は、前記波形類似度算出手段により算出された前記波形類似度に基づいて前記基準波形情報が適切であると評価され、前記基準波形情報を用いた処理が行われている場合でも、心拍一拍分の時間間隔あたりで前記波形類似度算出手段により算出された前記波形類似度が最も高い極値が、予め定められた評価判断時間内において予め定められた評価判断値以下となる回数が予め定められた評価判断回数以上か否かにより、前記基準波形情報が適切であるか否か評価することを特徴とする請求項 6 に記載の心拍計測装置。

30

## 【請求項 20】

前記生体情報取得手段により取得した前記生体情報から予め定められた高周波帯域の周波数情報を抽出することで前記ユーザのイビキを検出するイビキ検出手段を、さらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 19 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

40

## 【請求項 21】

前記心拍算出手段で算出された心拍数を表示する処理を行う表示処理手段を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至 20 のいずれか一つに記載の心拍計測装置。

## 【請求項 22】

ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得ステップと、前記ユーザの体動を検出する体動検出ステップと、前記体動検出ステップによる体動の検出が終了した後、前記生体情報取得ステップにより取得された前記生体情報に基づいて、心拍あるいは脈拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成ステップと、

前記基準情報生成ステップにより生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が

50

生成された後に前記生体情報取得ステップで取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出ステップと、

前記波形類似度算出ステップにより算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得ステップと、

前記極値取得ステップにより取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出ステップと、

を備えたことを特徴とする心拍計測方法。

#### 【請求項 2 3】

ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得ステップと、

前記ユーザの体動を検出する体動検出ステップと、

前記体動検出ステップにより体動の検出が終了した後に、前記生体情報取得ステップにより取得された前記生体情報に基づいて、前記生体情報の基準となる波形情報を示す基準波形情報を生成する基準情報生成ステップと、

前記基準情報生成ステップにより生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得ステップで取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出ステップと、

前記波形類似度算出ステップにより算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得ステップと、

前記極値取得ステップにより取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて自律神経の活動を解析する自律神経解析ステップと、

を備えたことを特徴とする心拍計測方法。

#### 【請求項 2 4】

ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得ステップと、

前記ユーザの体動を検出する体動検出ステップと、

前記体動検出ステップによる体動の検出が終了した後、前記生体情報取得ステップにより取得された前記生体情報に基づいて、心拍あるいは脈拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成ステップと、

前記基準情報生成ステップにより生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得ステップで取得された前記生体情報の波形類似度を算出する波形類似度算出ステップと、

前記波形類似度算出ステップにより算出された前記波形類似度に基づいて前記基準波形情報が適切か否か評価する評価ステップと、

前記評価ステップにより前記基準波形情報が適切と評価された場合、前記波形類似度算出ステップにより算出された複数の前記波形類似度から、予め設定された心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得ステップと、

前記極値取得ステップにより取得された前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出ステップと、

を備えたことを特徴とする心拍計測方法。

#### 【発明の詳細な説明】

#### 【技術分野】

#### 【0001】

本発明は、心拍計測装置及び心拍計測方法に関するものであり、睡眠中にユーザの身体から心拍あるいは脈拍などの生体情報を計測して、心拍数の算出や自律神経解析を行う技術に関するものである。

#### 【背景技術】

#### 【0002】

従来、睡眠状態を計測する方法としては、終夜ポリグラフ検査が一般的である。これは、脳波、心電、筋電、呼吸センサ、血中酸素飽和濃度(SpO<sub>2</sub>)センサなど複数のセンサを装着して睡眠の状態を把握するというもので、病院など専門の施設で2泊3日の検査となり、取り付けられるセンサによる不快感、検査に係る時間そして検査に係る費用など

10

20

30

40

50

により患者に大きな負担を伴のみならず、検査のための場所の確保や検査のための手間等により医者にも大きな負担を伴うこととなる。

【0003】

一方、マット型のセンサなどで簡便に睡眠状態を推定しようという取り組みも行われている（例えば非特許文献1）。これらは呼吸、心拍および体動に伴う圧力変化を圧力センサなどで捉え、睡眠状態推定に利用するというものである。心拍数の変動から睡眠状態を推定するものや、心拍変動からわかる自律神経系の活動から睡眠状態を推定するものなどがある。

【0004】

この圧力センサなどで捉えたデータに基づいて睡眠状態の推定する技術について精度を向上させる技術がいくつか提案されている（例えば、特許文献1）。この特許文献1に記載された発明は、圧力センサなどで捉えた圧力変化から心拍数の変動を推定するために、予め心拍信号に基づいた心電図波形データによるテンプレートデータを格納し、格納されたテンプレートデータを圧力センサで捉えたデータと比較することで心拍数を算出している。

10

【0005】

【特許文献1】特開2004-89314号公報

【非特許文献1】田中正吾、“歪みゲージを用いた呼吸及び心拍の無拘束無侵襲自動計測”、計測自動制御学会論文集、第36巻、第3号、p227 233

【発明の開示】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

しかしながら、この特許文献1に記載された発明では、上述したセンサで心拍を計測しようとする場合、ユーザの姿勢により計測する波形の特徴（形状、振幅など）が変化するため、常に同一のテンプレートデータを用いることとなると、心拍検出方法が一意に定められない、あるいは定めたとしても姿勢により精度に差異が生じるため終夜を通して安定して計測を行うことが困難になるという問題がある。

【0007】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、ユーザの身体に接触して心拍あるいは脈拍を検出する心拍計測装置において、姿勢変化が発生して計測している波形が変化した場合でも精度良く心拍数の算出あるいは自律神経を解析することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0008】

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明は、ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得手段と、前記ユーザの体動を検出する体動検出手段と、前記体動検出手段による体動の検出が終了した後、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報に基づいて、心拍あるいは脈拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成手段と、前記基準情報生成手段により生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得手段で取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出手段と、前記波形類似度算出手段により算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得手段と、前記極値取得手段により取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出手段と、を備えたことを特徴とする。

40

【0009】

また、本発明は、ユーザの脈拍あるいは心拍などによる生体情報を取得する生体情報取得手段と、前記ユーザの体動を検出する体動検出手段と、前記体動検出手段により体動の検出が終了した後に、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報に基づいて、前記生体情報の基準となる波形情報を示す基準波形情報を生成する基準情報生成手段と、前記基準情報生成手段により生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成さ

50

れた後に前記生体情報取得手段で取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出手段と、前記波形類似度算出手段により算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得手段と、前記極値取得手段により取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて自律神経の活動を解析する自律神経解析手段と、を備えたことを特徴とする。

【0010】

また、本発明は、ユーザの生体からの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得手段と、前記ユーザの体動を検出する体動検出手段と、前記体動検出手段による体動の検出が終了した後、前記生体情報取得手段により取得された前記生体情報に基づいて、脈拍あるいは心拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成手段と、前記基準情報生成手段により生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得手段で取得された前記生体情報の前記波形情報の波形類似度を算出する波形類似度算出手段と、前記波形類似度算出手段により算出された前記波形類似度に基づいて前記基準波形情報が適切か否か評価する評価手段と、前記評価手段により前記基準波形情報が適切と評価された場合、前記波形類似度算出手段により算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得手段と、前記極値取得手段により取得された前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出手段と、を備えたことを特徴とする。

10

【0011】

また、本発明は、ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得ステップと、前記ユーザの体動を検出する体動検出ステップと、前記体動検出ステップによる体動の検出が終了した後、前記生体情報取得ステップにより取得された前記生体情報に基づいて、心拍あるいは脈拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成ステップと、前記基準情報生成ステップにより生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得ステップで取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出ステップと、前記波形類似度算出ステップにより算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得ステップと、前記極値取得ステップにより取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出ステップと、を備えたことを特徴とする。

20

30

【0012】

また、本発明は、ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得ステップと、前記ユーザの体動を検出する体動検出ステップと、前記体動検出ステップにより体動の検出が終了した後、前記生体情報取得ステップにより取得された前記生体情報に基づいて、前記生体情報の基準となる波形情報を示す基準波形情報を生成する基準情報生成ステップと、前記基準情報生成ステップにより生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得ステップで取得された前記生体情報との波形類似度を算出する波形類似度算出ステップと、前記波形類似度算出ステップにより算出された複数の前記波形類似度から、心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得ステップと、前記極値取得ステップにより取得される前記極値時刻の時間間隔に基づいて自律神経の活動を解析する自律神経解析ステップと、を備えたことを特徴とする。

40

【0013】

また、本発明は、ユーザの心拍あるいは脈拍などによる生体情報を取得する生体情報取得ステップと、前記ユーザの体動を検出する体動検出ステップと、前記体動検出ステップによる体動の検出が終了した後、前記生体情報取得ステップにより取得された前記生体情報に基づいて、心拍あるいは脈拍を示す波形情報として比較する基準となる基準波形情報を生成する基準情報生成ステップと、前記基準情報生成ステップにより生成された前記基準波形情報と、前記基準波形情報が生成された後に前記生体情報取得ステップで取得され

50

た前記生体情報の波形類似度を算出する波形類似度算出ステップと、前記波形類似度算出ステップにより算出された前記波形類似度に基づいて前記基準波形情報が適切か否か評価する評価ステップと、前記評価ステップにより前記基準波形情報が適切と評価された場合、前記波形類似度算出ステップにより算出された複数の前記波形類似度から、予め設定された心拍又は脈拍の極値を特定して、該極値をとる極値時刻を取得する極値取得ステップと、前記極値取得ステップにより取得された前記極値時刻の時間間隔に基づいて心拍数を算出する心拍数算出ステップと、を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、体動後のユーザの状態に適した基準波形情報を生成し、この生成された基準波形情報を用いて算出される相関係数の極値の時間間隔に基づいて心拍数を算出するため、体動後に波形が変化した場合でも精度良く心拍数を計測することが可能という効果を奏する。

10

【0015】

本発明によれば、体動後のユーザの状態に適した基準波形情報を生成し、この生成された基準波形情報を用いて算出される相関係数の極値の時間間隔に基づいて自律神経解析を行うため、体動後に波形が変化した場合でも精度良く自律神経の解析を行うことが可能という効果を奏する。

【0016】

本発明によれば、生成された基準波形情報を適しているか否か評価して、適していると評価された場合に、この生成された基準波形情報を用いて算出される波形類似度の極値時刻の間隔に基づいて心拍数を算出するため、精度良く心拍数を計測することが可能という効果を奏する。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

以下に添付図面を参照して、この発明にかかる心拍計測装置及び心拍計測方法の最良な実施の形態を詳細に説明する。

【0018】

(第1の実施の形態)

図1は、本発明の第1の実施の形態にかかる心拍計測装置100の構成を示すブロック図である。本図に示すように心拍計測装置は、生体情報取得部101と、体動検出部102と、テンプレート生成部103と、波形類似度算出部104と、評価部105と、ピーク値検出部106と、イビキ検出部107と、心拍数算出部108と、自律神経解析部109と9、表示処理部110とから構成されている。このような構成を備えることで心拍計測装置100は、ユーザからセンサ部10が検出した波形データに基づいて作成したテンプレートを利用して心拍数あるいは自律神経解析等を測定することを可能とする。また、ユーザが寝返り等による体動の後に、心拍計測装置100が体動後の状態に適したテンプレートを生成して、このテンプレートを用いて心拍数あるいは自律神経解析等を算出することで精度の向上を図ることができる。

30

【0019】

テンプレートとは、本発明の基準波形情報に相当し、生体情報取得部101で取得した脈拍あるいは心拍による生体情報に基づいて生成する波形データであり、センサから検出された波形データと比較する基準として用いられる。

40

【0020】

生体情報取得部101は、生体アンプ部111とフィルタ部112とを備え、ユーザの身体に接触したセンサ部10から入力された心拍及び脈拍等を含む生体信号から、心拍の周波数帯域による生体情報を取得する。また、生体情報取得部101に接続されたセンサ部10は、ユーザの身体から心拍等を含む生体信号を検出することができるものであればどのようなセンサを用いても良く、本実施の形態ではマット型のセンサを用いることとする。

50

## 【0021】

図2は、本実施の形態にかかる心拍計測装置100に接続されたセンサ部10であり、ユーザの身体に接触して心拍あるいは脈拍を含む生体情報を検出するマット型センサを示した図である。本図に示したマット型のセンサ部10は、エアマット内に空気を充填しておき、生体の活動（心臓の拍動、呼吸、体動など）に応じて変化するエアマット内の圧力変化を捉え、生体の活動を把握する。なお、マット型のセンサをエア式に制限するものではなく、例えば歪ゲージ式や、圧力による光の拡散変化を利用してよい。

## 【0022】

また、本実施の形態とは異なるが生体情報取得部101に接続するセンサとして、例えば枕型のセンサあるいは光電脈波計測方式のセンサであっても良い。

10

## 【0023】

図3は、本実施の形態とは異なる実施の形態の心拍計測装置に接続されたセンサ部であり、生体情報を検出する枕型のセンサ部11を示した図である。本図に示した枕型のセンサ部11は、上述したマット型のセンサ部10と同様に、ユーザの生体の活動に伴う圧力変化を捉えるものである。そして枕型のセンサ部11に内蔵されたセンサは枕の下側もしくは上側に主にユーザの首から肩にかけて配置され、ユーザの生体の活動を計測する。

## 【0024】

図4は、本実施の形態とは異なる実施形態の心拍計測装置に接続されたセンサ部であり、生体情報を検出する光電脈波計測方式のセンサ部12を示した図である。本図に示したセンサ部12はユーザの指に装着し、近赤外線もしくは赤色もしくは青色の光を発光素子14から皮膚に照射し、ヘモグロビンにそれらの光が吸収されることによる反射光あるいは透過光の血流変化に応じた強度変化を受光素子15で捉えて、脈波を含む生体情報を検出する。上述したように脈波を含む生体情報を検出可能なセンサであればどのようなセンサを用いても良く、他の例としてはセンサ部として動脈付近の拍動を圧力で捉える圧脈波計測方式等を用いてもよい。

20

## 【0025】

生体アンプ部111は、センサ部10で検出された生体情報を増幅する。具体的にはセンサ部10が検出した生体情報を示す電圧値を、生体アンプ部111が増幅する。なお、生体アンプ部111が電圧値を増幅する手法としてどのような手法を用いても良い。生体アンプ部111で電圧値を増幅させることで、センサ部10で検出された生体情報が微弱な場合でも検出することができる。

30

## 【0026】

図5は、センサ部10で検出された生体情報を生体アンプ部111で増幅した波形データの一例を示した図である。本図に示すように、ユーザの心拍、脈拍、呼吸、体動を含み、かつ生体アンプ部111で増幅された生体情報の振幅は、時間の経過に伴い変動する。

## 【0027】

フィルタ部112は、本実施の形態に係るマット型のセンサ部10で検出された生体情報では、心拍以外の波形データ（例えば呼吸の波形データ等）も計測されているので、これら波形データを除去する。具体的にはフィルタ部112は、心拍を示す周波数帯域以外の周波数帯域を除去するバンドパスフィルタ(Band pass filter)とし、心拍波形よりも低周波数である呼吸波形データの除去、及び心拍波形よりも高周波成分であるイビキの波形データの除去を可能とする。例えばフィルタ部112は、0.5Hz以下の除去することで呼吸の波形データを除去し、5Hz以上を除去することでイビキの波形データを除去する。なお、フィルタ部112として用いたバンドパスフィルタは、除去する周波数帯域の値を上述した値に制限するものではなく、心拍波形を計測できる周波数帯域以外を除去するものであればよい。さらに本実施の形態ではフィルタ部112にバンドパスフィルタを用いることとしたが、呼吸波形等の低周波数帯域の成分のみを除去することを目的としてハイパスフィルタを用いても良い。次に具体的な波形データによる説明を行う。

40

## 【0028】

図6は、生体アンプ部111で増幅された波形データに含まれている呼吸を示す周波数

50

帯域の波形データの一例を示した図である。そして図7は、生体アンプ部111で増幅された波形データに含まれている心拍を示す周波数帯域の波形データの一例を示した図である。図5で示した生体アンプ部111で増幅された波形データは、図6で示した呼吸を示す周波数帯域の波形データ、図7で示した心拍を示す周波数帯域の波形データ及びイビキを示す高周波数帯域の波形データが重畳されて計測されたものである。したがって、図5で示した生体アンプ部111で増幅された波形データから、図6で示した呼吸を示す周波数帯域の波形データ及びイビキを示す高周波数帯域の波形データをフィルタ部112のバンドパスフィルタで除去することで、図7で示した心拍を示す周波数帯域の波形データを取得することができる。

【0029】

フィルタ部112で余分な周波数帯域の波形データを除去することで、心拍を示す周波数帯域の波形データを容易に取得することが出来る。

【0030】

体動検出部102は、生体情報取得部101が取得し、フィルタ部112により余分な波形データが除去された心拍の波形データより、体動が発生しているか否か検出を行う。

【0031】

図8は、体動発生時において生体情報取得部101で取得した生体情報による心拍を示す周波数帯域の波形データの一例を示した図である。本図で示したように、体動が発生してから終了するまでの間で心拍の波形データが大きく乱れていることが確認できる。そこで体動検出部102は、所定の振幅より大きい振幅を検出した場合にユーザの体動を検出したとみなす。この所定の振幅は、生体アンプ部111で増幅され、フィルタ部112で余分な波形データが除去された心拍の波形データの振幅に基づいて設定される。例えば心拍波形の平均振幅の1.5倍の振幅を所定の振幅とし、体動検出部102はこの所定の振幅以上の振幅を検出した場合に体動を検出したとみなす。

【0032】

また、体動検出部102は、生体情報の波形データにおいて所定の振幅を超える振幅を検出しなくなってから一定時間経過した後に体動が終了したとみなす。この一定時間とは実測に基づいて体動が終了したと判断するために適切な時間を設定することとし、例えば5秒と設定することが考えられる。このように体動を検出するために一定時間等を詳細に設定することで体動を検出する精度が向上する。

【0033】

体動検出部102で、上述した処理で体動を検出するため、別途体動を検出するセンサを備えずとも体動を検出することが可能となる。また、生体情報の波形データから心拍及び体動の両方が検出できるため他のセンサで体動を検出した場合より、処理が少なくて済む。

【0034】

また、体動検出部102は、心拍波形の振幅からの体動の検出に制限するものではなく、例えば後述する波形類似度算出部104で算出された波形類似度が著しく低下した場合に体動が発生したとみなし、波形類似度の著しい低下が一定時間以上発生しなくなった場合に体動が終了したと判断しても良い。

【0035】

テンプレート生成部103は、心拍ピーク値検出部113を備え、測定開始時又は体動検出部102により検出された体動の終了後に、心拍ピーク値検出部113により検出された心拍のピークを示した時間を基準として拍動一拍分の時間間隔の心拍波形データを切り出してテンプレートを生成する。また、テンプレート生成部103は、体動後に必ずテンプレートを生成する必要があるわけではなく、以前に生成されたテンプレートで精度良く心拍等を計測できる場合、以前に生成されたテンプレートをそのまま使用しても良い。

【0036】

図9は、心拍を示す周波数帯域の波形データで体動の終了後に切り出した一拍分の心拍の波形データをテンプレートとして、後の波形データに対して類似関係の評価を行うこと

10

20

30

40

50

を示した説明図である。本図に示すように、テンプレート生成部 103 が体動の終了後の波形データから一拍分の心拍波形を示す波形データをテンプレートとして切り出すことで、後に生体情報取得部 101 が取得する心拍の波形データに対してテンプレートとの波形の類似性、例えば、相関関係を相関係数として算出することが可能となる。なお、波形の類似性を示した数値である波形類似度の具体的な算出方法は後述する。

#### 【0037】

心拍ピーク値検出部 113 は、測定の開始時または体動の終了後の心拍波形の波形データからピーク値を検出する。心拍ピーク値検出部 113 が検出した心拍のピーク値より、テンプレート生成部 103 は一拍分の心拍の波形データを切り出すことが可能となる。

#### 【0038】

また、心拍ピーク値検出部 113 は、波形データの上方のピーク値及び下方のピーク値として複数発生したピーク値の絶対値を比較し、同じ方向で一番大きなピーク値と二番目に大きいピーク値の差を算出し、差が大きい方向を選択し、選択した方向の一番大きなピーク値を検出する。これにより、比較の対象となるピーク値が明確となり、より精度が高いピーク値の検出が可能となる。ただし、上方または下方のどちらかに固定してピーク検出を行っても良い。

#### 【0039】

具体的にはテンプレート生成部 103 は、心拍ピーク値検出部 113 が検出した複数の心拍のピークのうち、一つのピークをテンプレートに含まれるピークとして中心に定め、このテンプレートに含まれるピークと一つ前のピークとの中間点から、テンプレートに含まれるピークと一つ後のピークとの中間点までを一拍として切り出す。また、中間点から中間点までに制限するものではなく、ピークが含まれるのであれば、例えば中間点から中間点より短い間隔をテンプレートとして切り取っても良い。

#### 【0040】

図 10 は、心拍を示す周波数領域の波形データから心拍ピーク値検出部 113 により検出されたピーク値に基づいて一拍分を切り出す例を示した説明図である。本図で示したピーク間の中間点から中間点まで一拍分とし、テンプレート生成部 103 は、この一拍分の範囲内から切り出した波形データをテンプレートとして生成する。テンプレート生成部 103 がこのような手法でテンプレートを生成する場合、体動後にすぐにテンプレートが生成されるため、体動後すぐに心拍の算出及び自律神経系活動解析を可能とする。

#### 【0041】

波形類似度算出部 104 は、テンプレート生成部 103 で生成された波形データによるテンプレートを用いて、生体情報取得部 101 で取得した生体情報の波形データとの類似関係を波形類似度（例えば相関係数）として算出する。算出された波形類似度は、後述する評価部 105 によりテンプレートを評価する際に用いられる他、評価部 105 によりテンプレートが適切だと判定された後に心拍数及び自律神経解析を行う際にも用いられる。

#### 【0042】

図 11 は、波形類似度算出部 104 がテンプレートを用いて波形類似度を算出していく手順を示した説明図である。尚、ここでは波形類似度として自己相関による相関係数を用いた場合の説明を行う。本図に示すように、テンプレートの時間間隔を  $T_t$  とした場合に、生体情報取得部 101 で取得した生体情報の波形データの所定の開始時間からの時間間隔  $T_t$  の波形データとテンプレートを比較して波形の類似関係を数値で示した波形類似度として相関係数を算出する。そして相関係数を算出した後、生体情報取得部 101 で取得した生体情報の波形データに対して所定の開始時間から所定のサンプリング間隔分ずらした時間からの時間間隔  $T_t$  の波形データとテンプレートを比較して相関係数を算出する。後の手順についても同様の手順を行うことで、相関係数を算出する。なお、相関係数は  $-1 \sim 1$  の間の値を取り、相関係数が 1 の値を取るときにテンプレートの形状と生体情報の波形データの形状が一致するものとし、 $-1$  の値を取るときにテンプレートの形状と生体情報の波形データの形状が正反対となる。なお、波形類似度を算出する方法は、上述した相関係数を用いる方法に制限するものではなく、テンプレートの形状と生体情報の波形デ

10

20

30

40

50

ータの形状の類似関係を値として算出できる方法であれば、どのような方法を用いても良い。

#### 【0043】

評価部105は、テンプレート生成部103によりテンプレートが生成された後に、生成されたテンプレートを用いて心拍数の算出等を行うことが適切か否か評価を行う。本実施の形態において評価部105は、波形類似度算出部104で算出された波形類似度で、テンプレートが適切か否か評価を行うこととする。なお、本実施の形態は、テンプレートが適切か否かの評価を波形類似度により判断することに制限するものではない。

#### 【0044】

具体的には評価部105は、予め定められた評価判断時間内で波形類似度算出部104が波形類似度として算出した相関係数の一拍ごとのピーク値が予め定められた評価判断値（本実施の形態では0.7とする）以下となる波形の数が予め定められた評価判断回数（本実施の形態では1とする）以下の場合に、テンプレートとして適切だと評価し、生成されたテンプレートを正式なテンプレートとして採用する。なお、評価判断時間は、テンプレートを評価するために十分な時間を設定し、本実施の形態では心拍4拍分の時間間隔を評価判断時間として設定する。

#### 【0045】

図12-1は、評価部105によりテンプレートが適切だと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。本図で示すように、評価判断時間内において相関係数のピーク値が全て評価判断値を超えていることが確認できる。

#### 【0046】

図12-2は、評価部105によりテンプレートが不適切だと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。本図で示すように、評価部105は、評価判断時間内において相関係数のピーク値が評価判断値0.7以下となる回数が評価判断回数1以上であるためテンプレートとして不適切と評価する。

#### 【0047】

また、評価部105でテンプレートが不適切だと評価された場合は、再度テンプレート生成部103が新たにテンプレートを生成する。また、評価部105でテンプレートが適切だと評価された場合は、適切だと評価されたテンプレートを用いて後述する構成で処理が行われる。このような評価を行うことで、本実施の形態の心拍計測装置100で計測される心拍数等の精度が向上する。

#### 【0048】

ピーク値検出部106は、評価部105でテンプレートが適切だと評価された後に、波形類似度算出部104が波形類似度として算出した相関係数から、予め設定された拍推定時間毎、すなわち1心拍分と推定される時間毎にピーク値の検出及びピーク値を示したピーク値時間を取得する。ピーク値検出部106で用いられる検出方法は、どのような検出方法を用いても良く、例えば、単純に閾値を超えた波形データのピーク値を検出するという方法でもよい。そして、ピーク値検出部106が検出したピークが、一回の心拍に相当する。

#### 【0049】

図13は、波形類似度算出部104で波形類似度として算出された相関係数の一例を示し、且つピーク値検出部106が検出したピーク値となる値を丸で囲んだ図である。本図で示すようにピーク値検出部は定期的にピーク値を検出する。

#### 【0050】

また、ピーク値検出部106が検出したピーク値が、所定の体動検出時間（例えば10秒）内で設定したピーク閾値（例えば0.7）を超えた回数が所定の体動判定回数（例えば8回）以下の場合、ピーク値検出部106からその旨が入力された体動検出部102は、大きな体動が起こってはいないが、姿勢の変化等により、センサ部10で検出される生体情報の波形データの特徴が変化していると判断する。そして、波形データの特徴が変化していると判断した場合、体動があったものとみなして、テンプレート生成部103によ

るテンプレートの生成からやり直す。

【0051】

イビキ検出部107は、フィルタ部112で除去したイビキに起因すると思われる周波数成分からイビキを検出する。なお、イビキを検出する方法は、イビキに起因すると思われる高周波成分からイビキを検出する方法であればどのような方法を用いても良い。

【0052】

心拍数算出部108は、ピーク値検出部106が取得したピーク値時間から得られたピークの時間間隔より、瞬時心拍数を算出する。つまり、1分をピークの時間間隔で除することで、一分あたりの瞬間心拍数を算出することが可能となる。また、心拍数算出部108が算出した心拍数をそのまま後述する表示処理部110に出力しても良いが、表示処理部110に表示される提示心拍数を安定化させるために、移動平均処理を施す若しくは前回の瞬時心拍数と一定数値以上大きくかけ離れた値は無視する等の処理を行っても良い。

10

【0053】

自律神経解析部109は、ピーク値検出部106が取得したピーク値時間から得られたピークの時間間隔を周波数解析し、0.03Hz~0.1Hz付近に出現するピーク(LF)と0.1Hz~0.5Hz付近に出現するピーク(HF)から自律神経系の活動を解析する。

【0054】

また、HFが自律神経系の副交感神経の活動状態を反映し、LFは副交感神経の修飾を受けるが主に自律神経系の交感神経の活動状態を反映した値となる。また、自律神経系の活動から睡眠状態をある程度推定することもできる。例えば、HFが第1の所定値より大きいか否かにより、NREM睡眠かREM睡眠かを特定し、NREM睡眠と特定した場合にはさらに、第2の所定値より大きいか否かにより、深い睡眠状態か浅い睡眠状態かを特定することが考えられる。なお、この第1の所定値及び第2の所定値はユーザにより異なるため実測に基づいて設定する。

20

【0055】

表示処理部110は、心拍数算出部108で算出された心拍数や、自律神経解析部109の解結果を適切な形態で表示する処理を行う。また、表示処理部110の表示先としてどのような装置でも良く、図1には図示しないが、例えばマット型若しくは枕に備え付けられた液晶パネル、加速度センサ等を備えた腕時計型の表示部又はモニタ等が考えられる。また、表示処理部110は、イビキ検出部107で検出されたイビキを睡眠状態の情報提示と併せて表示する。これによりユーザは睡眠中のイビキの状況を客観的に確認することが可能となる。

30

【0056】

図14は、表示処理部110により処理された結果をモニタ40に表示した画面例を示した図である。本図に示すように、モニタ40には、心拍数算出部108で算出された心拍数、生体情報取得部101で取得した心拍を示す波形データ、自律神経解析部109で解析された相関係数のピーク間の間隔を周波数解析した結果、周波数解析した結果として得られたHF及びLF、そしてHF及びLFにより得られる睡眠状態等が表示される。また、この睡眠状態上に、イビキ検出部107で検出されたイビキを表示する。これにより、より詳細に睡眠状態を診断することができる。

40

【0057】

また、本実施の形態では、心拍数算出部108及び自律神経解析部109の両方を備えることとしたが、両方とも必ず備える必要は無く、目的に応じてどちらか一方のみ備えることにしても良い。

【0058】

次に、以上により構成された本実施の形態に係る心拍計測装置100においてセンサ部10で検出された生体情報から心拍数算出及びLF, HF値等を算出してモニタ40に表示するまでの処理を説明する。図15は本実施の形態にかかる心拍計測装置100において上述した処理の手順を示すフローチャートである。

50

## 【0059】

まず、生体情報取得部101がセンサ部10から入力された信号を生体情報として取得する(ステップS1501)。次に、生体アンプ部111は、取得した生体情報を増幅する(ステップS1502)。そして、フィルタ部112は、増幅された生体情報から、心拍を示す周波数帯域の波形データを抽出する(ステップS1503)。

## 【0060】

そして、体動検出部102は、抽出された心拍の波形データより、体動が発生しているか否か検出を行う(ステップS1504)。また、体動検出部102は心拍の振幅が所定の振幅より大きいか否かにより体動の検出を行う。

## 【0061】

次に、体動検出部102が体動を検出した場合(ステップS1504: Yes)、体動が終了したと判断した後にテンプレート生成部103は、テンプレートの生成を行う(ステップS1510)。また、テンプレート生成部103は、心拍ピーク値検出部113により検出された心拍のピークを示した時間を基準として拍動一拍分の時間間隔の波形データを切り出してテンプレートを生成する。なお、本実施の形態においては体動を検出していなくとも心拍の測定開始時にはテンプレートを生成する。

## 【0062】

そして、生体情報取得部101は、テンプレートが生成された後に、センサ部10から入力された信号を生体情報として取得する(ステップS1511)。次にステップS1502~ステップS1503の処理手順と同様に生体アンプ部111が取得した生体情報を増幅して、フィルタ部112が増幅された生体情報から心拍を示す周波数帯域の波形データを抽出する(ステップS1512~ステップS1513)。

## 【0063】

次に波形類似度算出部104は、ステップS1510によりテンプレート生成部103が生成したテンプレートと、ステップS1513で抽出された心拍を示す周波数帯域の波形データの類似関係を示す波形類似度(例えば相関係数)として算出していく(ステップS1514)。

## 【0064】

そして、評価部105は、波形類似度として算出された相関係数に基づいて、生成されたテンプレートが心拍数等を測定するために適切か否か評価する(ステップS1515)。本実施の形態では、評価部105は、予め定められた評価判断時間内で波形類似度算出部104で算出された相関係数の一拍ごとのピーク値が評価判断値0.7以下となる波形の数が評価判断回数1以下の場合に、テンプレートとして適切だと評価する。

## 【0065】

そして、評価部105でテンプレートとして適切ではないと評価された場合(ステップS1515: No)、テンプレート生成部103は、ステップS1511~ステップS1513で取得した心拍を示す周波数帯域の波形データに基づいて再度テンプレートを生成して(ステップS1510)、テンプレートとして適切か否かの評価するまで処理が行われる(ステップS1511~ステップS1515)。

## 【0066】

また、評価部105でテンプレートとして適切であると評価された場合(ステップS1515: Yes)、ユーザがセンサ部10から離れていない限り終了せずに(ステップS1516: No)、生体情報取得部101による生体情報の取得から開始される(ステップS1501)。なお、センサ部10から離れた場合は後述する。

## 【0067】

次に、体動検出部102が体動を検出しなかった場合(ステップS1504: No)、波形類似度算出部104は、ステップS1510で生成されたテンプレートと、ステップS1503で抽出された波形データの類似関係を示す波形類似度(例えば相関係数)を算出していく(ステップS1505)。

## 【0068】

10

20

30

40

50

そして、ピーク値検出部 106 は、波形類似度算出部 104 が算出した相関係数からピーク値の検出及びピーク値を示したピーク値時間を取得する（ステップ S 1506）。

【0069】

そして、心拍数算出部 108 は、ピーク値検出部 106 が取得したピーク値時間から得られたピークの時間間隔より、瞬時心拍数を算出する（ステップ S 1507）。次に、自律神経解析部 109 は、同様にピーク値検出部 106 が取得したピーク値時間から得られたピークの時間間隔を周波数解析することで、自律神経の解析を行うこととし、具体的には LF 及び HF の値の算出や、睡眠状態の推定を行う（ステップ S 1508）。

【0070】

そして、表示処理部 110 は、算出された心拍数や、算出された LF 及び HF の値及び推定された睡眠状態等をモニタ 40 に表示する処理を行う（ステップ S 1509）。 10

【0071】

そして、ユーザが起床してセンサ部 10 から離れた場合、心拍計測装置 100 は、計測できないと判断して、処理を終了する（ステップ S 1516：Yes）。また、ユーザがセンサ部 10 から離れていない場合、心拍計測装置 100 は、継続して計測すると判断して（ステップ S 1516：No）、ステップ S 1501 から処理を開始する。

【0072】

上述した処理手順により、取得した生体情報からテンプレートを生成し、生成したテンプレートを用いて心拍数及び自律神経の解析が可能となる。なお、上述した処理手順は、本実施の形態による生体情報を取得してから算出された心拍数等を表示するまでの処理手順の例を示したものであり、本発明をこの処理手順に制限するものではない。 20

【0073】

また、上述した処理手順では心拍計測装置 100 では検出された生体情報から心拍数算出及び LF、HF 等の算出の両方とも算出したが、両方算出する必要があるものではなく、どちらか一方のみ行うことにしても良い。さらに、上述したフローチャートでは説明を省略したが、本実施の形態の心拍計測装置 100 ではステップ S 1503 のフィルタ部 112 で除去された高周波成分に基づいて、イビキ検出部 107 がイビキの検出を行うこととする。

【0074】

上述した実施の形態においては心拍に基づいて心拍数及び自律神経解析を行ったが、心拍に制限するものではなく、計測された脈拍に基づいて上述した処理を行い、心拍数及び自律神経解析を行うこととしても良い。 30

【0075】

また、本実施の形態において相関係数は -1 ~ 1 の間の値を取ることとしたが、相関係数がとる値を上述した値に制限するものではなく、取得した生体情報の波形データとテンプレートの波形データの類似関係が認識できればよい。

【0076】

また、本実施の形態では評価判断時間を心拍 4 拍分以上の時間間隔とし、評価判断値を相関値を 0.7 とし、評価判断回数を 1 としたが、これらの値に制限するものではなく、テンプレートが適切か否か判断するために適切な値を設定すればよい。 40

【0077】

また、本実施の形態の心拍計測装置においては、体動後のユーザの状態に適したテンプレートを生成し、この生成されたテンプレートを用いて算出される相関係数のピークの時間の間隔に基づいて心拍数の算出及び自律神経解析を行うため、体動後に波形が変化した場合でも精度良く心拍数の算出及び自律神経の解析を行うことができる。また、評価部 105 で適切だと評価されたテンプレートを用いて心拍数の算出及び自律神経解析を行うため、精度良く心拍数の算出及び自律神経解析を行うことができる。

【0078】

（第 2 の実施の形態）

第 1 の実施の形態では心拍を示す周波数帯域の振幅から体動検出部 102 が体動の検出 50

を行ったが、本発明をこのような体動検出手段に制限するものではない。そこで第2の実施の形態では、生体信号を取得するセンサ部10とは別にセンサで体動を検出する場合を示したものとする。

【0079】

図16は、第2の実施の形態にかかる心拍計測装置1600の構成を示すブロック図である。上述した第1の実施の形態にかかる心拍計測装置100とは、体動検出部102とは処理が異なる体動検出部1601に変更された構成を有している点で異なる。以下の説明では、上述した実施の形態1と同一の構成要素には同一の符号を付してその説明を省略している。

【0080】

体動検出部1601は、ユーザに装着された体動センサ部50から入力された信号に基づいて体動が発生しているか否か検出を行う。体動センサ部50は、本実施の形態では加速度センサとし、ユーザの身体に装着して体動を直接検出する。装着部位は特に指定するものではないが、本実施の形態では腕に装着して、この装着された体動センサ部50から無線等の通信部を介して心拍計測装置1600に入力された信号から、体動検出部1601が体動を検出する。なお、図16では通信部を省略した。

【0081】

図17は、ユーザに装着された体動センサ部50の一例を示した図である。本図に示した腕時計型の本体の中に体動センサ部50が組み込まれており、体動を検出することを可能とする。また、体動センサ部50から入力された信号の出力レベルが大きい場合には、アンプを用いて増幅を行う必要はなく、基本的にフィルタにより所定の周波数帯域を除去する必要もない。

【0082】

図18は、体動センサ部50として3軸加速度センサを使用した際に出力される信号の一例を示した図である。本図において横軸は秒、縦軸は重力加速度(G)とする。3軸加速度センサの各軸ともに加速度が瞬間的に大きく変化した時に、体動検出部1601は体動を検出する。例えば所定の時間内(例えば1秒内)に一定値以上(例えば $\pm 0.2G$ )各軸の加速度が変化していれば、体動検出部1601は体動を検出したと判断する。

【0083】

また、本実施の形態とは異なるが、マット型のセンサ部10の代わりに、心拍あるいは脈拍を計測する装着型の脈波センサを用いることとし、この装着型の脈波センサに体動センサ部を組み込んで良い。例えば、図17で示したような腕時計型の本体で手首部あるいは手掌部で脈波を計測した信号を、生体情報取得部101が生体情報として取得して、第1の実施の形態と同様の処理を行うことで心拍数を算出や自律神経の解析を可能とする。さらには、この装着型の脈波センサに体動センサ部を組み込むことで体動の検出を可能とする。そして、脈波センサ及び体動センサ部が同じユーザの同じ部位から信号を取得することとなるため、精度が向上する。

【0084】

また、以上のように構成された本実施の形態にかかる心拍計測装置1600で行われる処理手順は、体動検出部1601の体動を検出する処理が体動検出部102と異なる処理に変更された点を除けば第1の実施の形態で示した処理手順と同様であるため説明を省略する。

【0085】

本実施の形態の心拍計測装置1600で示したように複数のセンサを備えた場合でも、心拍数及び自律神経解析を行うことも出来る。また、体動センサ部50から入力された信号で体動検出部102が体動を検出することとしたため、体動を検出するために適した部位に体動センサ部50を装着することでより精度良く体動を検出することが可能となる。

【0086】

(変形例)

また、上述した各実施の形態に限定されるものではなく、以下に例示するような種々の

10

20

30

40

50

変形が可能である。

【0087】

(変形例1)

上述した実施の形態では、テンプレート生成部103は、テンプレートを生成するために心拍データの波形データを一拍分切り出すためにピークとピークの間の中間点を特定し、中間点から一つ後の中間点までの波形データを一拍として切り出していた。本発明はこのような波形データの切り出しに制限するものではない。そこで本変形例のテンプレート生成部では2つのピークの時間間隔Rを計測し、心拍ピーク値検出部で検出された心拍のピークを基準として、 $\pm R/2$ もしくはそれ以下の範囲を一拍として切り出した場合の例とする。

10

【0088】

図19は、本変形例において心拍を示す周波数領域の波形データから心拍ピーク値検出部113により検出されたピーク値に基づいて一拍分を切り出す例を示した説明図である。本図に示したように2つのピークの間隔Rを2つのピークから特定した後、本変形例のテンプレート生成部は、心拍ピーク値検出部で検出された一つのピークを基準として $\pm R/2$ の範囲を一拍分の波形データとして切り出してテンプレートを生成する。

【0089】

本変形例で示した一拍分の切り出し処理により、2つのピークを検出しただけで一拍分の時間間隔を特定できるため、迅速に一拍分の波形データを切り出せると共に切り出すための処理が低減されることになる。なお、この一つ前のピークとの間隔と一つ後のピークの間隔を複数求め、これらの平均をRとしても良い。

20

【0090】

(変形例2)

上述した実施の形態では、テンプレートを生成する方法として、体動の終了後に最初に切り取られた一拍分の波形データをテンプレートとして生成した。しかしながら、本発明は体動の検出後に心拍の波形データのテンプレートが生成するのであればどのような方法を用いても良い。そこで、本変形例ではテンプレート生成部が複数の心拍一拍分の波形データを取得した後、これらの平均値となる波形データを算出してテンプレートを生成するものである。

【0091】

図20は、テンプレート生成部が取得した心拍一拍分の複数の波形データからテンプレートとして用いる波形データを算出するまでを示した説明図である。本図で示すように生体情報取得部が取得した生体情報から、テンプレート生成部は上述した実施の形態と同様の処理手順により一拍分の波形データを複数切り出す。そして、テンプレート生成部は、切り出した複数の心拍一拍分の波形データについて、これらの波形データのピークを基準として加算し、その平均を取った波形データをテンプレートとする。

30

【0092】

本変形例で示した処理は上述した実施の形態の処理と比較して、複数の波形データを切り出し、さらに所定の処理を行うことでテンプレートが生成されるため、上述した実施の形態のテンプレートを生成するまでの処理と比べて時間が掛かるが、より多くの波形データに基づいてテンプレートを生成するため、テンプレートの妥当性が向上する。

40

【0093】

(変形例3)

上述したように体動の検出後に心拍の波形データのテンプレートを生成するのであれば、どのような方法を用いても良い。そこで本変形例は、テンプレート生成部がテンプレートを生成する際に、複数の心拍一拍分の波形データを取得した後、一つの波形データを比較対象として選択し、この選択された波形データと他の波形データの波形類似度を算出し、所定の波形類似度(例えば0.7)以下の波形データを除いた上で、複数の波形データの平均値となる波形データを算出してテンプレートを生成するものである。なお、類似度を算出する方法はどのような手法を用いても良い。

50

## 【0094】

図21は、テンプレート生成部が取得した心拍一拍分の複数の波形データからテンプレートとして用いる波形データを取得するまでの手順を示した説明図である。本図で示すように生体情報取得部が取得した生体情報から、テンプレート生成部は上述した実施の形態と同様の処理手順により一拍分の波形データを複数切り出す。そしてテンプレート生成部は、切り出した複数の心拍一拍分の波形データのうち最初の波形データ(a)を比較対象として選択して、他の波形データ(b)~(e)に対して波形類似度を算出する。そして算出された波形類似度で0.7以下の波形データ(d)を除去し、波形データ(a)、(b)、(c)、(e)について、これらの波形データのピークを基準として加算し、その平均を取った波形データをテンプレートとする。

10

## 【0095】

本変形例のテンプレート生成部で生成した波形データは、波形類似度が低い波形データを除去してから、平均となる波形データを算出するため、変形例2で生成されたテンプレートより、さらに妥当性が向上する。また、比較対象となる波形データを最初の波形データに制限するものではなく、切り出された心拍一拍分の波形データであればどの波形データを用いても良い。

## 【0096】

## (変形例4)

上述したように体動の検出後に心拍の波形データのテンプレートを生成するのであれば、どのような方法を用いても良い。そこで本変形例は、テンプレート生成部がテンプレートを生成する際に、複数の心拍一拍分の波形データを取得した後、取得した各波形データについて、他の全ての波形データの波形類似度を算出した和を求め、この波形類似度の和が最も高かった波形データを選択して、テンプレートを生成するものである。

20

## 【0097】

図22は、テンプレート生成部が取得した心拍一拍分の複数の波形データからテンプレートとして用いる波形データを選択するまでの手順を示した説明図である。本図で示すように生体情報取得部が取得した生体情報から、テンプレート生成部は上述した実施の形態と同様の処理手順により一拍分の波形データを複数切り出す。そして、テンプレート生成部は、切り出した各々の波形データを他の全ての波形データと比較して波形類似度を算出する。例えば、最初の波形データ(a)の場合は、波形データ(a)を他の波形データ(b)~(e)と比較して、それぞれの波形類似度を算出する。そして、これら波形類似度の和を求める。本図で示した例では波形データ(a)の波形類似度の和は3.55となる。そして、波形データ(b)~(e)についても同様の手順で波形類似度の和を求める。そして波形類似度の和が最も高い波形データをテンプレートとして選択する。本図で示した例では波形データ(e)の波形類似度の和が最も高いため、テンプレート生成部は波形データ(e)をテンプレートとして選択する。

30

## 【0098】

本変形例は、変形例2及び3と同様、テンプレートが生成されるまでの時間が掛かるが、候補となる波形データから最も適した波形データを選択するため、本変形例のテンプレート生成部で生成されたテンプレートの妥当性が向上する。

40

## 【0099】

## (変形例5)

また、生成されたテンプレートが適しているか否か評価する処理を、上述した実施の形態の評価部105が行う評価する処理に制限するものではない。そこで、本変形例は、評価部が、テンプレートが適しているか否か評価を行う際に、心拍一拍分の時間間隔内に波形類似度算出部で波形類似度として算出された相関係数について最も高いピーク値の次に大きいピーク値に対する倍率を複数算出して、これらの平均倍率が所定倍数以上(例えば2倍)であるか否かによりテンプレートが適しているか否か評価する。つまり、評価部は算出された平均倍率が2倍以上であればテンプレートが適していると判断する。

## 【0100】

50

図 23 - 1 は、本変形例の評価部によりテンプレートが適切だと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。本図で示すように、一拍分の時間間隔において 2 番目に高いピーク値を 'h' とした場合、最も高いピーク値が '2h' 以上となるため、テンプレートとして適していると評価される。

【0101】

図 23 - 2 は、本変形例の評価部によりテンプレートが適切していないと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。本図に示すように、一拍分の時間間隔において 2 番目に高いピーク値を 'h' とした場合、最も高いピーク値が '2h' 以下となるため、テンプレートとして適していないと評価される。

【0102】

本変形例の評価部は、最も高いピーク値が 2 番目に高いピーク値の 2 倍以上となるため、一拍の時間間隔内で複数のピークを複数の心拍として検出することを防止するため、信頼性が向上する。また、本変形例に限らずテンプレートを評価する処理として、どの様な処理を用いても良い。

【産業上の利用可能性】

【0103】

以上のように、本発明にかかる心拍計測装置及び心拍計測方法は、ユーザの心拍数の計測に有用であり、特に、ユーザが体動した後についても正確に心拍数を計測する技術に適している。

【図面の簡単な説明】

【0104】

【図 1】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置に接続されたセンサ部であり、ユーザの身体に接触して心拍あるいは脈拍を含む生体情報を検出するマット型センサを示した図である。

【図 3】第 1 の実施の形態とは異なる実施の形態の心拍計測装置に接続されたセンサ部であり、生体情報を検出する枕型のセンサ部を示した図である。

【図 4】第 1 の実施の形態とは異なる実施形態の心拍計測装置に接続されたセンサ部であり、生体情報を検出する光電脈波計測方式のセンサ部を示した図である。

【図 5】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置のセンサ部で検出された生体情報を生体アンプ部で増幅して波形データとした一例を示した図である。

【図 6】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の生体アンプ部で増幅された波形データに含まれている呼吸を示す周波数帯域の波形データの一例を示した図である。

【図 7】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の生体アンプ部で増幅された波形データに含まれている心拍を示す周波数帯域の波形データの一例を示した図である。

【図 8】体動発生時において生体情報取得部で取得した生体情報による心拍を示す周波数帯域の波形データの一例を示した図である。

【図 9】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置による心拍を示す周波数帯域の波形データで体動の終了後に切り出した一拍分の心拍の波形データをテンプレートとして、後の波形データに対して類似関係の評価を行うことを示した説明図である。

【図 10】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置のテンプレート生成部が心拍を示す周波数領域の波形データから心拍ピーク値検出部により検出されたピーク値に基づいて一拍分を切り出す例を示した説明図である。

【図 11】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の波形類似度算出部がテンプレートを用い、波形類似度として相関係数を算出していく手順を示した説明図である。

【図 12 - 1】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の評価部によりテンプレートが適切だと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。

【図 12 - 2】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の評価部によりテンプレートが不適切だと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。

【図 13】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の波形類似度算出部で算出された相関

10

20

30

40

50

係数の一例を示し、且つピーク値検出部が検出したピーク値となる値を丸で囲んだ図である。

【図 1 4】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置の表示処理部により処理された結果をモニタに表示した画面例を示した図である。

【図 1 5】第 1 の実施の形態にかかる心拍計測装置においてセンサ部で検出された生体情報から心拍数算出及び LF, HF 値等を算出してモニタに表示するまでの処理の手順を示すフローチャートである。

【図 1 6】第 2 の実施の形態にかかる心拍計測装置の構成を示すブロック図である。

【図 1 7】第 2 の実施の形態にかかる心拍計測装置に接続された体動センサ部であり、ユーザに装着された場合の例を示した図である。

【図 1 8】第 2 の実施の形態にかかる心拍計測装置に接続された体動センサ部として 3 軸加速度センサを使用した際に出力される信号の一例を示した図である。

【図 1 9】変形例 1 にかかる心拍計測装置のテンプレート生成部が心拍を示す周波数領域の波形データから心拍ピーク値検出部により検出されたピーク値に基づいて一拍分を切り出す例を示した説明図である。

【図 2 0】変形例 2 にかかる心拍計測装置のテンプレート生成部が取得した心拍一拍分の複数の波形データからテンプレートとして用いる波形データを算出するまでを示した説明図である。

【図 2 1】変形例 3 にかかる心拍計測装置のテンプレート生成部が取得した心拍一拍分の複数の波形データからテンプレートとして用いる波形データを取得するまでの手順を示した説明図である。

【図 2 2】変形例 3 にかかる心拍計測装置のテンプレート生成部が取得した心拍一拍分の複数の波形データからテンプレートとして用いる波形データを選択するまでの手順を示した説明図である。

【図 2 3 - 1】変形例 4 にかかる心拍計測装置の評価部によりテンプレートが適切だと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。

【図 2 3 - 2】変形例 4 にかかる心拍計測装置の評価部によりテンプレートが不適切だと評価された場合の相関係数の変化を示した図である。

【符号の説明】

【 0 1 0 5 】

1 0、1 1、1 2 センサ部

1 3 接続ケーブル

1 4 発光素子

1 5 受光素子

5 0 体動センサ部

1 0 0、1 6 0 0 心拍計測装置

1 0 1 生体情報取得部

1 0 2、1 6 0 1 体動検出部

1 0 3 テンプレート生成部

1 0 4 波形類似度算出部

1 0 5 評価部

1 0 6 ピーク値検出部

1 0 7 イビキ検出部

1 0 8 心拍数算出部

1 0 9 自律神経解析部

1 1 0 表示処理部

1 1 1 生体アンプ部

1 1 2 フィルタ部

1 1 3 心拍ピーク値検出部

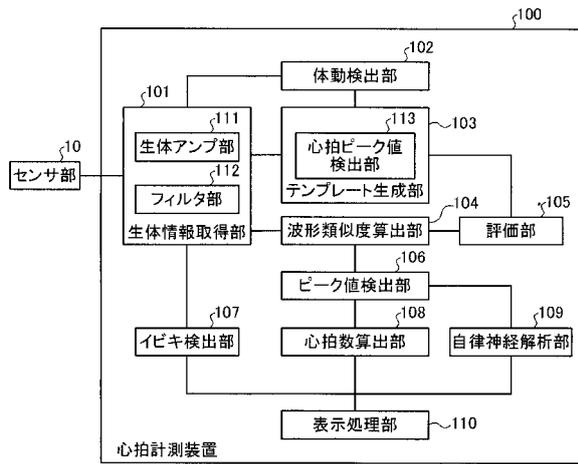
10

20

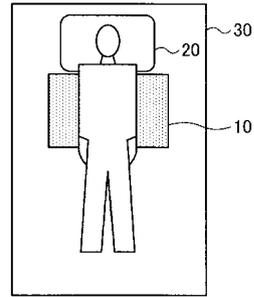
30

40

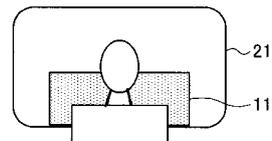
【 図 1 】



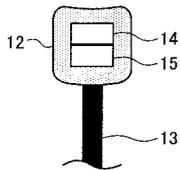
【 図 2 】



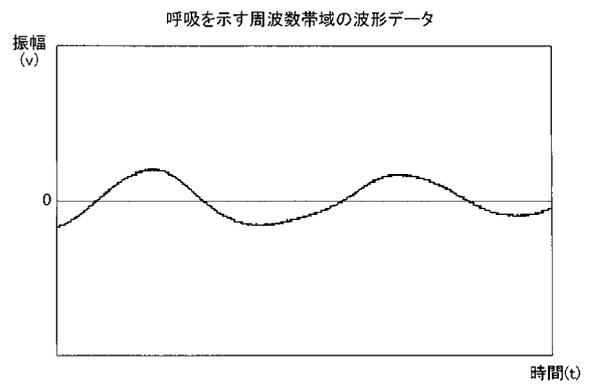
【 図 3 】



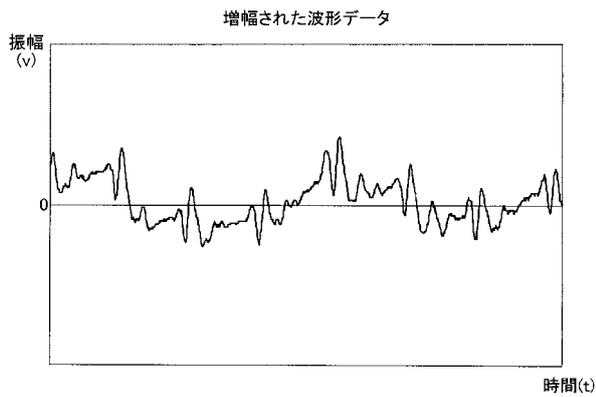
【 図 4 】



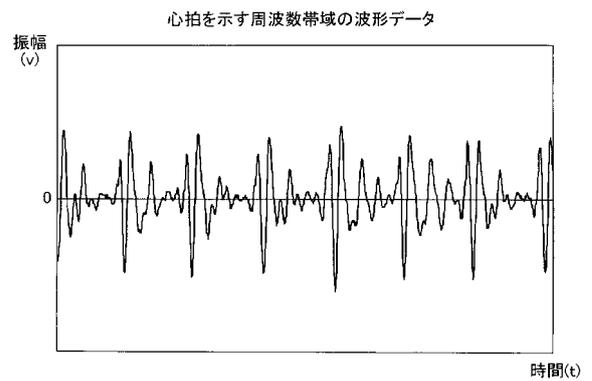
【 図 6 】



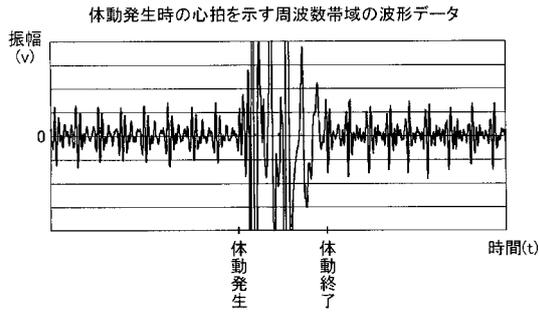
【 図 5 】



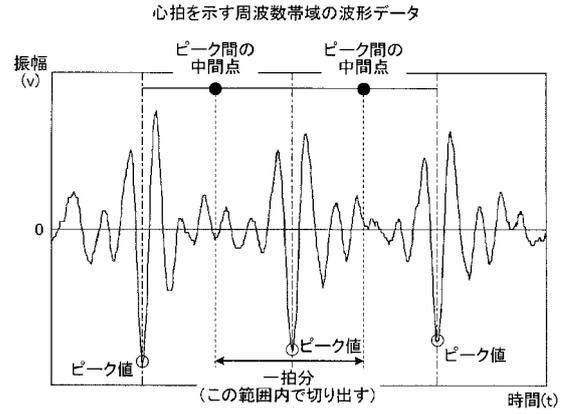
【 図 7 】



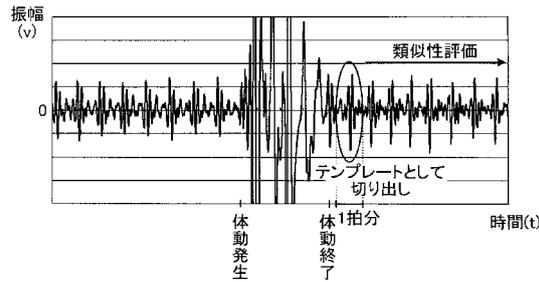
【 図 8 】



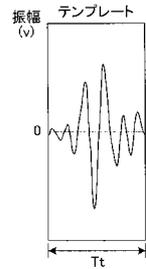
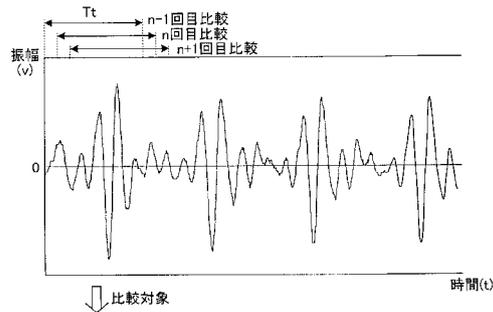
【 図 10 】



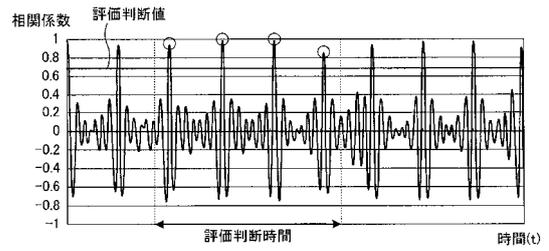
【 図 9 】



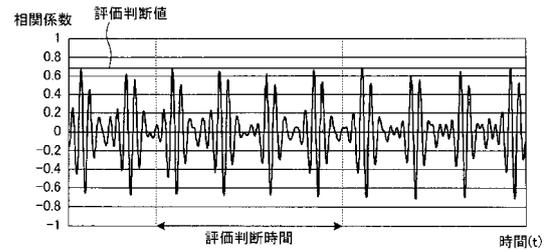
【 図 11 】



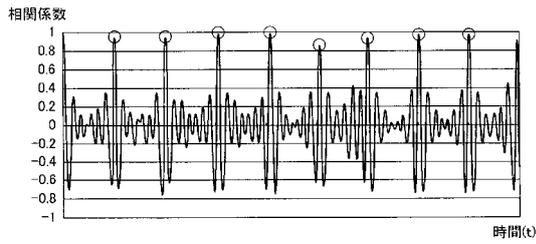
【 図 12 - 1 】



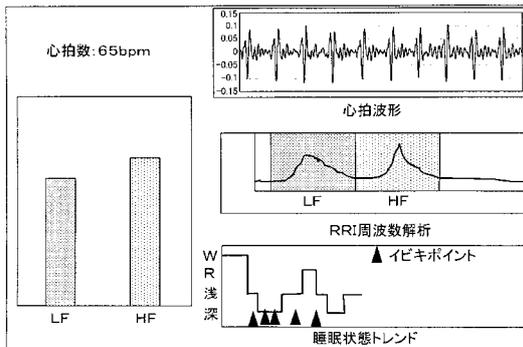
【 図 12 - 2 】



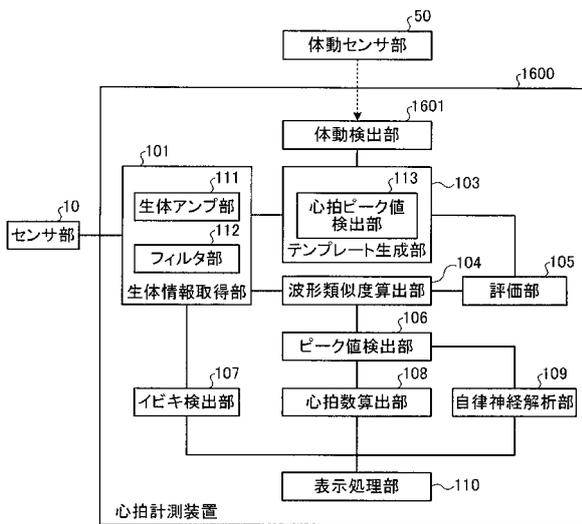
【 図 1 3 】



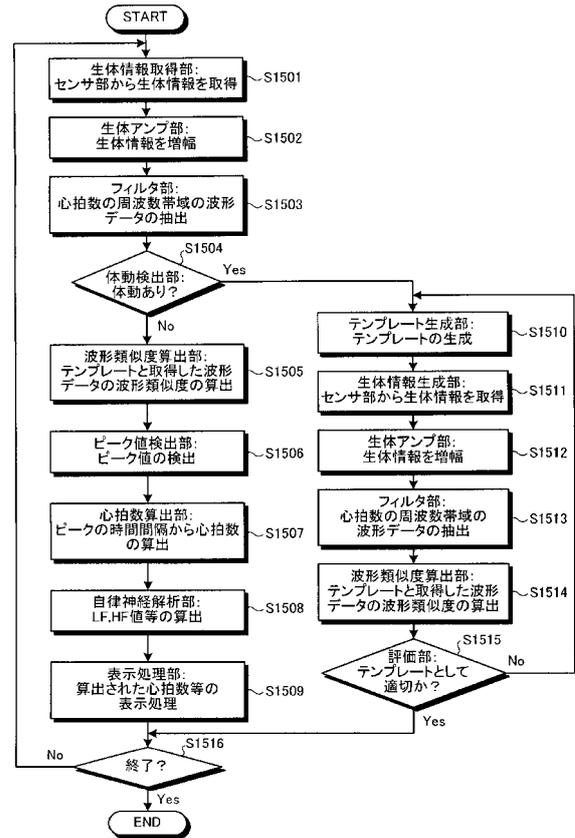
【 図 1 4 】



【 図 1 6 】



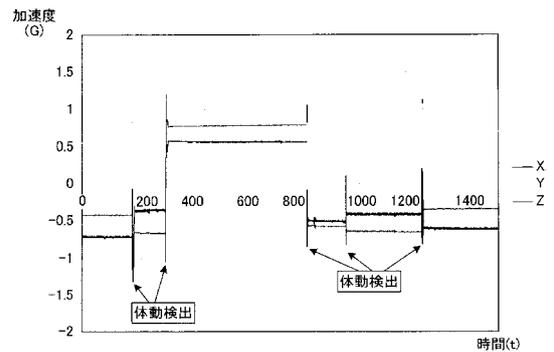
【 図 1 5 】



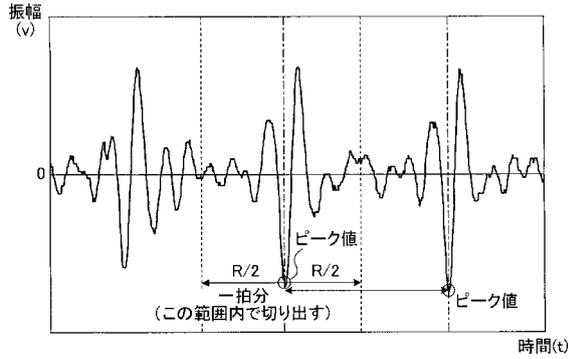
【 図 1 7 】



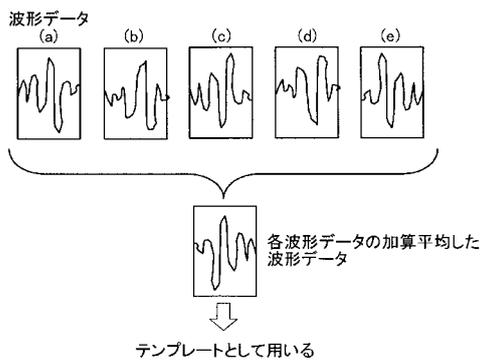
【 図 1 8 】



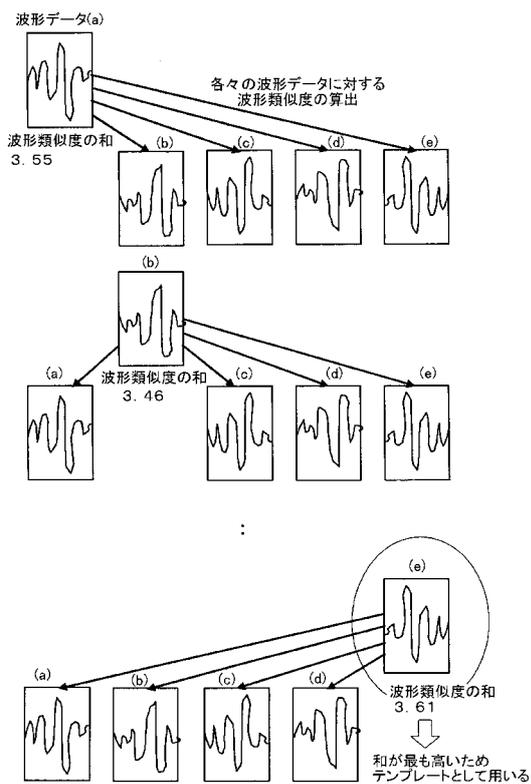
【 図 1 9 】



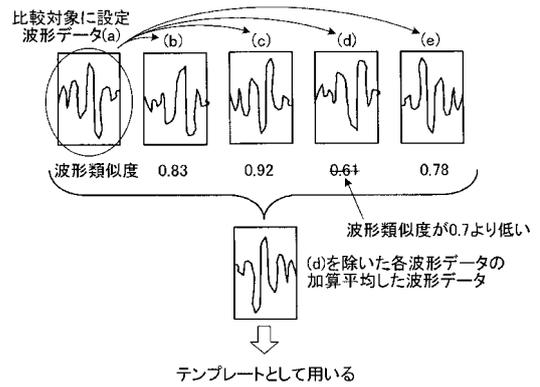
【 図 2 0 】



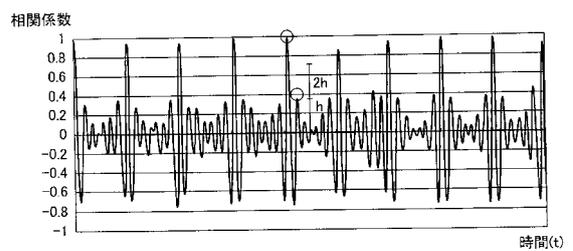
【 図 2 2 】



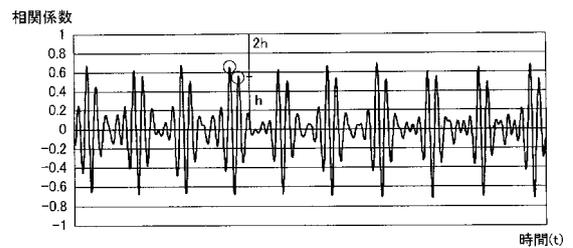
【 図 2 1 】



【 図 2 3 - 1 】



【 図 2 3 - 2 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C017 AA02 AB10 AC20 BC07 BC14 BC17 BC20 BC21 BD01  
4C038 VA04 VB31 VB32 VC20