

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6197926号  
(P6197926)

(45) 発行日 平成29年9月20日(2017.9.20)

(24) 登録日 平成29年9月1日(2017.9.1)

(51) Int. Cl.	F 1
<b>A 6 1 B 5/0245 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02 7 1 0 B
<b>A 6 1 B 5/02 (2006.01)</b>	A 6 1 B 5/02 7 1 1 B
	A 6 1 B 5/02 7 1 2
	A 6 1 B 5/02 Z D M

請求項の数 18 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2016-151233 (P2016-151233)	(73) 特許権者	000001443
(22) 出願日	平成28年8月1日(2016.8.1)		カシオ計算機株式会社
(62) 分割の表示	特願2013-21247 (P2013-21247) の分割	(72) 発明者	長坂 知明
原出願日	平成25年2月6日(2013.2.6)		東京都羽村市栄町3丁目2番1号 カシオ 計算機株式会社羽村技術センター内
(65) 公開番号	特開2016-198554 (P2016-198554A)	審査官	湯本 照基
(43) 公開日	平成28年12月1日(2016.12.1)		
審査請求日	平成28年8月1日(2016.8.1)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報検出装置及び生体情報検出方法、生体情報検出プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

利用者の少なくとも1つの観測部位の脈波に基づいて検出される観測信号を出力する検出部と、

前記利用者の動作に伴って計測される、少なくとも一つの軸方向に対応した少なくとも一つの加速度信号を出力する加速度計測部と、

前記加速度信号を少なくとも一つのパラメータに基づいて合成した合成加速度信号と前記観測信号との比較に基づいて、前記観測信号における前記利用者の動作に応じた加速度成分に対応する、前記パラメータの特定の値を推定するパラメータ推定部と、

前記観測信号から前記パラメータの前記特定の値に対応する特定の合成加速度信号を除いた差分信号から、前記利用者の脈拍数を生体情報として算出する脈拍数算出部と、を備えることを特徴とする生体情報検出装置。

【請求項2】

前記パラメータ推定部は、前記パラメータの値を互いに異なる複数の値に設定したときの、互いに異なる複数の前記合成加速度信号と前記観測信号との相互相関係数の値に基づいて、前記パラメータの前記特定の値を推定することを特徴とする請求項1に記載の生体情報検出装置。

【請求項3】

前記パラメータ推定部は、前記複数の合成加速度信号の各々に対する前記相互相関係数の値を取得し、該相互相関係数の値が極大となる時の前記パラメータの値を前記特定の

10

20

値として推定することを特徴とする請求項 2 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 4】

前記パラメータは、前記利用者の動作発生時点から当該動作の影響が前記観測信号に生じるまでの時間差に対応する第 1 のパラメータと、前記各加速度信号の前記各軸方向と前記観測部位における主要な血流方向との角度差に対応する第 2 のパラメータと、を含み、

前記パラメータ推定部は、前記特定の値として、前記第 1 のパラメータの特定の値と、前記第 2 のパラメータの特定の値と、を推定することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の生体情報検出装置。

【請求項 5】

前記利用者が動作していない静止状態において、前記検出部により検出される前記観測信号の振幅の値を静止時振幅として記憶している記憶部を有し、

前記パラメータは、前記合成加速度信号の振幅を設定する比例係数としての第 3 のパラメータを含み、

前記パラメータ推定部は、前記静止時振幅と、前記観測信号と前記合成加速度信号との前記差分信号の振幅と、の比較に基づいて、前記特定の値として、前記第 3 のパラメータの特定の値を推定することを特徴とする請求項 4 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 6】

前記検出部は、前記利用者の互いに異なる複数の前記観測部位の各々の脈波に基づき、複数の前記観測信号を出力し、

前記生体情報検出装置は、前記複数の観測信号から、振幅が前記静止時振幅に最も近似する特定の観測信号を選択する観測信号選択部を備え、

前記パラメータ推定部は、前記特定の観測信号に基づいて、前記パラメータの前記特定の値を推定することを特徴とする請求項 5 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 7】

前記観測信号選択部は、前記加速度信号の振幅を所定の閾値と比較し、前記加速度信号の振幅が前記閾値より大きいときに、前記複数の観測信号から前記特定の観測信号の選択を行うことを特徴とする請求項 6 に記載の生体情報検出装置。

【請求項 8】

前記検出部は、前記利用者の複数の前記観測部位に対して光を照射する発光部と、該発光部から照射され前記観測部位で反射された光を受光して、前記観測信号を出力する受光部と、を有し、

前記発光部は、光を出射する 1 乃至複数の発光素子を備え、

前記受光部は、光を受光する 1 乃至複数の受光素子を備え、

該発光部及び該受光部は、少なくとも前記発光素子又は前記受光素子のいずれか一方を複数備えていることを特徴とする請求項 1 乃至 7 のいずれかに記載の生体情報検出装置。

【請求項 9】

前記脈拍数算出部により計算された前記脈拍数を表示する表示部を備えることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれかに記載の生体情報検出装置。

【請求項 10】

利用者の少なくとも 1 つの観測部位の脈波に基づく観測信号を取得するとともに、当該利用者の動作に伴う、少なくとも一つの軸方向に対応した少なくとも一つの加速度信号を取得し、

前記加速度信号を少なくとも一つのパラメータに基づいて合成した合成加速度信号と前記観測信号との比較に基づいて、前記観測信号における前記利用者の動作に応じた加速度成分に対応する、前記各パラメータの特定の値を推定し、

前記観測信号から前記パラメータの前記特定の値に対応する特定の合成加速度信号を除いた差分信号から、前記利用者の脈拍数を生体情報として計算することを特徴とする生体情報検出方法。

【請求項 11】

前記パラメータの前記特定の値の推定を、前記パラメータの値を互いに異なる複数の値

10

20

30

40

50

に設定したときの、互いに異なる複数の前記合成加速度信号と前記観測信号との相互相関係数の値に基づいて行うことを特徴とする請求項 10 に記載の生体情報検出方法。

【請求項 12】

前記パラメータの前記特定の値の推定において、前記複数の合成加速度信号の各々に対する前記相互相関係数の値を取得し、該相互相関係数の値が極大となる時の前記パラメータの値を、前記パラメータの前記特定の値として推定することを特徴とする請求項 11 に記載の生体情報検出方法。

【請求項 13】

前記パラメータは、前記利用者の動作発生時点から当該動作の影響が前記観測信号に生じるまでの時間差に対応する第 1 のパラメータと、前記各加速度信号の前記各軸方向と前記観測部位における主要な血流方向との角度差に対応する第 2 のパラメータと、を含み、

前記パラメータの特定の値として、前記第 1 のパラメータの特定の値と、前記第 2 のパラメータの特定の値と、を推定することを特徴とする請求項 10 乃至 12 の何れかに記載の生体情報検出方法。

【請求項 14】

前記パラメータは、前記合成加速度信号の振幅を設定する比例係数としての第 3 のパラメータを含み、

前記利用者が動作していない静止状態で検出した前記観測信号の振幅の値を静止時振幅として記憶し、

前記複数のパラメータの特定の値として、前記静止時振幅と、前記観測信号と前記合成加速度信号との前記差分信号の振幅と、の比較に基づいて、前記第 3 のパラメータの特定の値を推定することを特徴とする請求項 13 に記載の生体情報検出方法。

【請求項 15】

コンピュータに、

利用者の少なくとも一つの観測部位の脈波に基づく観測信号を出力する検出部より前記観測信号を取得させるとともに、当該利用者の動作に伴う、少なくとも一つの軸方向の各々に対応した少なくとも一つの加速度信号を出力する加速度計測部より前記加速度信号を取得させ、

前記加速度信号を少なくとも一つのパラメータに基づいて合成した合成加速度信号と前記観測信号との比較に基づいて、前記観測信号に含まれている、前記利用者の動作に基づく加速度成分に対応する、前記パラメータの特定の値を推定させ、

前記観測信号から前記パラメータの前記特定の値に対応する特定の合成加速度信号を除いた差分信号から、前記利用者の脈拍数を生体情報として計算させることを特徴とする生体情報検出プログラム。

【請求項 16】

前記パラメータの前記特定の値の推定を、前記パラメータの値を互いに異なる複数の値に設定したときの、互いに異なる複数の前記合成加速度信号と前記観測信号との相互相関係数の値に基づいて行わせることを特徴とする請求項 15 に記載の生体情報検出プログラム。

【請求項 17】

前記パラメータは、前記利用者の動作発生時点から当該動作の影響が前記観測信号に生じるまでの時間差に対応する第 1 のパラメータと、前記各加速度信号の前記各軸方向と前記観測部位における主要な血流方向との角度差に対応する第 2 のパラメータと、を含み、

前記コンピュータに、

前記パラメータの特定の値として、前記第 1 のパラメータの特定の値と、前記第 2 のパラメータの特定の値と、を推定させることを特徴とする請求項 15 又は 16 に記載の生体情報検出プログラム。

【請求項 18】

前記パラメータは、前記合成加速度信号の振幅を設定する比例係数としての第 3 のパラメータを含み、

10

20

30

40

50

前記コンピュータに、

前記利用者が動作していない静止状態で検出した前記観測信号の振幅の値を静止時振幅として記憶させ、

前記パラメータの特定の値として、前記静止時振幅と、前記観測信号と前記合成加速度信号との前記差分信号の振幅と、の比較に基づいて、前記第3のパラメータの特定の値を推定させることを特徴とする請求項17に記載の生体情報検出プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報検出装置及び生体情報検出方法、生体情報検出プログラムに関し、特に、運動時に人体に装着して脈拍を測定する脈拍測定機能を備えた生体情報検出装置及び生体情報検出方法、生体情報検出プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年、健康志向の高まりにより、日常的にランニングやウォーキング、サイクリング等の運動を行って健康状態を維持、増進する人々が増えている。このような人々の間では、自らの健康状態や運動状態の把握のために種々の生体情報を計測したり、記録したりすることが行われている。人体の状態を把握するための生体情報としては種々の生理指標があるが、その一つとして、例えば1分間の心臓の鼓動数である心拍数がよく知られている。心拍数の計測方法としては、一般に心電図方式が知られているが、この方式においては、胸部に複数の電極を取り付ける必要があるため、日常生活や運動時の行動を制約したり、電極の取り付けが煩雑であったりして、測定機器の使用者（ユーザ）に多くの負担を与える場合がある。そのため、今日においては、より簡便に計測を行うことができる生理指標として、心拍に替えて脈拍を計測する手法がよく利用されている。

【0003】

脈拍の計測手法としては、例えば光電脈波法（又は、光学式脈波検出法）が知られている。光電脈波法の原理は、概略、血液中のヘモグロビンの光吸収特性を利用して脈波に対応する観測信号を検出するというものである。すなわち、脈波は、心拍によって起きる動脈内の圧力変化が末梢動脈に波動として伝わったものであり、赤外線等の光を、皮膚を透過させて末梢動脈中の血液に照射し、その血液により散乱された光による反射光の強度の時間的な変化を観測信号として計測することによって、末梢動脈の血流の波動的な流量変化を示す脈波を検出することができる。このような光電脈波法によれば、指や耳朶、手首等から脈波を取得し、それに基づいて脈拍を簡易に求めることができる。

【0004】

しかしながら、血流は日常生活時や運動時の動作（体動）に伴って変化するため、光電脈波法ではこの血流変化（体動ノイズ）の影響を大きく受け、観測信号にこの体動ノイズが混入するという問題を有している。これに対し、従来、脈波信号と体動ノイズが混合した観測信号から体動ノイズの信号成分を除去し、脈波信号を得る方法の一つとして、例えば特許文献1に記載されているように、体動ノイズを加速度計で取得される加速度信号とみなし、観測信号と加速度信号との差分信号を脈波信号とする手法が知られている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2003-102694号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

上述したような脈波信号を取得する手法においては、加速度信号が体動ノイズに等しいとみなして信号処理しているため、比較的簡易な信号処理により脈波信号を取得すること

10

20

30

40

50

ができる。しかしながら、本願発明者の検証によれば、人体の動作中に取得される加速度信号と体動ノイズとは必ずしも同じではなく、例えば、加速度信号と体動ノイズとは振幅が違っていたり、加速度が生じた時点からその影響が観測信号に現れるまでに時間差（タイムラグ）があったりすることが分かったが、上述した手法ではこのような点について全く考慮されていなかった。そのため、上記のような手法では観測信号に含まれる体動によるノイズ成分を適切に除去することができておらず、人体の動作中の脈拍数を正確に計測することができていなかった。

【0007】

そこで、本発明は、上述した問題点に鑑み、観測信号におけるユーザの動作に伴う体動ノイズ成分を適切に推定して、正確な脈波を検出することができる生体情報検出装置及び生体情報検出方法、生体情報検出プログラムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る生体情報検出装置は、

利用者の少なくとも1つの観測部位の脈波に基づいて検出される観測信号を出力する検出部と、

前記利用者の動作に伴って計測される、少なくとも一つの軸方向に対応した少なくとも一つの加速度信号を出力する加速度計測部と、

前記加速度信号を少なくとも一つのパラメータに基づいて合成した合成加速度信号と前記観測信号との比較に基づいて、前記観測信号における前記利用者の動作に応じた加速度成分に対応する、前記パラメータの特定の値を推定するパラメータ推定部と、

20

前記観測信号から前記パラメータの前記特定の値に対応する特定の合成加速度信号を除いた差分信号から、前記利用者の脈拍数を生体情報として算出する脈拍数算出部と、を備えることを特徴とする。

【0009】

本発明に係る生体情報検出方法は、

利用者の少なくとも1つの観測部位の脈波に基づく観測信号を取得するとともに、当該利用者の動作に伴う、少なくとも一つの軸方向に対応した少なくとも一つの加速度信号を取得し、

前記加速度信号を少なくとも一つのパラメータに基づいて合成した合成加速度信号と前記観測信号との比較に基づいて、前記観測信号における前記利用者の動作に応じた加速度成分に対応する、前記パラメータの特定の値を推定し、

30

前記観測信号から前記パラメータの前記特定の値に対応する特定の合成加速度信号を除いた差分信号から、前記利用者の脈拍数を生体情報として計算することを特徴とする。

【0010】

本発明に係る生体情報検出プログラムは、

コンピュータに、

利用者の少なくとも一つの観測部位の脈波に基づく観測信号を出力する検出部より前記観測信号を取得させるとともに、当該利用者の動作に伴う、少なくとも一つの軸方向に対応した少なくとも一つの加速度信号を出力する加速度計測部より前記加速度信号を取得させ、

40

前記加速度信号を少なくとも一つのパラメータに基づいて合成した合成加速度信号と前記観測信号との比較に基づいて、前記観測信号に含まれている、前記利用者の動作に基づく加速度成分に対応する、前記パラメータの特定の値を推定させ、

前記観測信号から前記パラメータの前記特定の値に対応する特定の合成加速度信号を除いた差分信号から、前記利用者の脈拍数を生体情報として計算させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、ユーザの動作に伴う体動ノイズ成分を適切に推定して、正確な脈波（特に、瞬時脈波）を検出することができる。

50

## 【図面の簡単な説明】

## 【0012】

【図1】本発明に係る生体情報検出装置の装着例及び外観構成例を示す概略図である。

【図2】本発明に係る生体情報検出装置の計測面の構成例を示す概略図である。

【図3】第1の実施形態に係る生体情報検出装置の一構成例を示すブロック図である。

【図4】第1の実施形態に係る生体情報検出装置の生体情報検出方法において実行される静止時脈波計測動作を示すフローチャートである。

【図5】第1の実施形態に係る静止時脈波計測動作において実行される脈波の多点観測の一例を示す概念図である。

【図6】第1の実施形態に係る静止時脈波計測動作により取得される脈波信号の一例を示す波形図である。

10

【図7】第1の実施形態に係る生体情報検出装置の生体情報検出方法において実行される動作時脈波計測動作を示すフローチャートである。

【図8】第1の実施形態に係る動作時脈波計測動作において算出される極値間隔を説明するための概念図である。

【図9】第1の実施形態に係る動作時脈波計測動作により取得される各信号の一例を示す波形図である。

【図10】第1の実施形態に係る動作時脈波計測動作において実行されるタイムラグ・回転角度推定処理を示すフローチャートである。

【図11】第1の実施形態に係る動作時脈波計測動作において定義される3軸方向を説明するための概念図である。

20

【図12】第1の実施形態に係るタイムラグ・回転角度推定処理により算出される正規化相互相関係数の一例を示す図である。

【図13】第1の実施形態に係るタイムラグ・回転角度推定処理により取得される回転角度と極大値の推移の一例を示す図である。

【図14】第1の実施形態に係る動作時脈波計測動作において実行される振幅推定処理を示すフローチャートである。

【図15】第2の実施形態に係る生体情報検出装置の計測面の構成例を示す概略図である。

【図16】第2の実施形態に係る生体情報検出方法において実行される動作時脈波計測動作を示すフローチャートである。

30

## 【発明を実施するための形態】

## 【0013】

以下、本発明に係る生体情報検出装置及び生体情報検出方法、生体情報検出プログラムについて、実施形態を示して詳しく説明する。

<第1の実施形態>

(生体情報検出装置)

図1は、本発明に係る生体情報検出装置の装着例及び外観構成例を示す概略図である。ここで、図1(a)は、本発明に係る生体情報検出装置を人体に装着した状態を示す概略図であり、図1(b)は、本発明に係る生体情報検出装置の正面及び側面を示す概略構成図である。また、図2は、本発明に係る生体情報検出装置の計測面の構成例を示す概略図である。

40

## 【0014】

本発明に係る生体情報検出装置100は、例えば図1(a)に示すように、ユーザ(利用者)USの手首等に装着する腕時計型(又は、リストバンド型)の外観形状を有している。生体情報検出装置100は、例えば図1(b)に示すように、大別して、ユーザUSの脈拍を計測するとともに、ユーザUSに所定の情報を提供する機能を備えた機器本体101と、ユーザUSの手首UShに巻き付けることにより、上記機器本体101を手首UShに装着して密着させるためのベルト部102と、を有している。

## 【0015】

50

機器本体 101 の手首 U S h に接触する面側 ( 図 1 ( b ) 右図の、右面側 ) には計測面が設けられ、例えば図 2 ( a ) ~ ( c ) に示すように、計測面の所定の領域 ( 以下、便宜的に「計測領域」と記す ) M S に、1 乃至複数個の発光素子 E 1 ~ E 9 と、1 乃至複数個の受光素子 R 1 ~ R 4 と、が所定のパターンで二次元配列されている。

#### 【 0 0 1 6 】

ここで、計測領域 M S には、例えば図 2 ( a ) に示すように、1 個の発光素子 E 1 の周囲に、複数個 ( 4 個 ) の受光素子 R 1 ~ R 4 が取り囲むように配置されている。すなわち、発光素子と受光素子が 1 対複数の関係で配列されている。また、計測領域 M S には、例えば図 2 ( b ) に示すように、1 個の受光素子 R 1 の周囲に、複数個 ( 4 個 ) の発光素子 E 1 ~ E 4 が取り囲むように配置されているものであってもよい。すなわち、発光素子と受光素子が複数対 1 の関係で配列されている。さらに、計測領域 M S には、図 2 ( c ) に示すように、複数個 ( 4 個 ) の受光素子 R 1 ~ R 4 の各々の周囲に、複数個の発光素子 E 1 ~ E 9 が取り囲むように配置されているものであってもよい。すなわち、発光素子と受光素子が複数対複数の関係で配列されている。このように、本実施形態においては、1 乃至複数個の発光素子及び 1 乃至複数個の受光素子のうちの、少なくともいずれか一方が複数個配置された構成を有している。

10

#### 【 0 0 1 7 】

なお、計測領域 M S に配列される発光素子と受光素子の個数や配置は、図 2 ( a ) ~ ( c ) に示したパターンに限定されるものではなく、任意の個数の発光素子や受光素子を、千鳥状や格子状、円弧状等、任意のパターンで交互に配列したものであってもよい。

20

#### 【 0 0 1 8 】

図 3 は、本実施形態に係る生体情報検出装置の一構成例を示すブロック図である。

生体情報検出装置 100 は、具体的には、例えば図 3 に示すように、大別して、発光部 ( 検出部 ) 10 と、発光制御部 15 と、受光部 ( 検出部 ) 20 と、加速度計測部 30 と、信号増幅部 40 と、フィルタ部 50 と、メモリ部 60 と、静止時脈波振幅記録部 ( 記憶部 ) 65 と、信号処理部 ( 観測信号選択部、パラメータ推定部、脈拍数算出部 ) 70 と、表示部 80 と、操作部 90 と、を備えている。

#### 【 0 0 1 9 】

発光部 10 は、上述した 1 乃至複数個の発光素子 E 1 ~ E 9 を有し、図 2 ( a ) ~ ( c ) に示したように、機器本体 101 の手首 U S h に接触する面側の計測領域 M S に、所定のパターンで配列されている。発光素子 E 1 ~ E 9 は、例えば発光ダイオード ( L E D ; Light Emitting Diode ) 等を適用することができ、後述する発光制御部 15 による駆動制御に従って、所定の発光強度 ( 又は、発光量 ) で可視光を発光し、手首 U S h の皮膚面 ( 体表面 ) S F に照射する。ここで、可視光を用いる反射式の脈波検出法においては、可視光の体内における透過性が低いため、体内深部に存在する静脈や動脈の血流からの反射光の影響を受けにくく、それぞれの血管において発生する血流路長による拍動の伝搬タイムラグの影響を受けにくいという特長を有している。なお、発光素子から発光される可視光としては、例えば波長 5 2 5 n m 前後の緑色可視光を良好に適用することができる。

30

#### 【 0 0 2 0 】

発光制御部 15 は、後述する信号処理部 70 からの制御に従って、発光部 10 を構成する 1 乃至複数個の発光素子 E 1 ~ E 9 を、所定の点灯パターン ( すなわち、所定の順序、かつ、所定の発光強度 ) で個別に発光させる。

40

#### 【 0 0 2 1 】

受光部 20 は、上述した 1 乃至複数個の受光素子 R 1 ~ R 4 を有し、図 2 ( a ) ~ ( c ) に示したように、機器本体 101 の計測領域 M S に、所定のパターンで配列されている。受光素子 R 1 ~ R 4 は、例えばフォトトランジスタや照度センサ等を適用することができ、上記の 1 乃至複数個の発光素子 E 1 ~ E 9 から個別に発光され、皮膚面 S F の、脈波を観測する観測部位 P m に照射されて、観測部位 P m の近傍の血管中の血液により散乱された光を反射光として受光することにより、受光量に応じた出力信号 ( 観測信号 ) を出力する。

50

## 【 0 0 2 2 】

加速度計測部 30 は、3 軸加速度センサを有し、ユーザ U S の動作中に生体情報検出装置 100 に加わる移動速度の変化の割合（加速度）を、加速度信号として出力する。この加速度計測部 30 から出力される加速度信号は、後述するように x 軸、y 軸、z 軸からなる、相互に直交する 3 軸方向の各々に対応する 3 つの加速度信号として出力される。

## 【 0 0 2 3 】

信号増幅部 40 は、受光部 20 により取得された観測信号、及び、加速度計測部 30 により計測された加速度信号を、後述する信号処理部 70 における信号処理に適した所定の信号レベルに増幅する。フィルタ部 50 は、信号増幅部 40 により増幅された上記観測信号及び加速度信号のうち、所定の周波数帯域の信号成分を通過させて、信号処理部 70 に供給する。

10

## 【 0 0 2 4 】

メモリ部 60 は、例えばデータ保存用メモリ（以下、「データメモリ」と記す）やプログラム保存用メモリ（以下、「プログラムメモリ」と記す）、作業データ保存用メモリ（以下、「作業用メモリ」と記す）を有している。

## 【 0 0 2 5 】

データメモリは、フラッシュメモリ等の不揮発性メモリを有し、ユーザ U S の動作時や運動時に、上述した受光部 20 により取得された観測信号や、加速度計測部 30 により計測された加速度信号が時間データに関連付けられて、所定の記憶領域に保存（記録）される。プログラムメモリは、ROM（読み出し専用メモリ）を有し、生体情報検出装置 100 の各構成（発光部 10 や受光部 20、加速度計測部 30、後述する表示部 80 や操作部 90 等）における所定の機能を実現するための制御プログラムや、上述した観測信号や加速度信号に基づいて、脈拍数を算出する機能を実現するためのアルゴリズムプログラムを保存する。作業用メモリは、RAM（ランダムアクセスメモリ）を有し、上記の制御プログラム及びアルゴリズムプログラムを実行する際に使用、又は、生成される各種データを一時的に保存する。なお、データメモリは、その一部又は全部が、例えばメモリカード等のリムーバブル記憶媒体としての形態を有し、生体情報検出装置 100 の機器本体 101 に対して着脱可能に構成されているものであってもよい。

20

## 【 0 0 2 6 】

静止時脈波振幅記録部 65 は、ユーザ U S が動作していない静止時や安静時に、上述した受光部 20 により取得された観測信号の信号波（脈波）の振幅が、時間データに関連付けられて、所定の記憶領域に保存（記録）される。

30

## 【 0 0 2 7 】

信号処理部 70 は、CPU（中央演算装置）や MPU（マイクロプロセッサユニット）であり、上記のメモリ部 60 に保存された制御プログラムに従って処理を行うことにより、メモリ部 60 における各種データの保存や読出し動作、表示部 80 における各種の情報の表示動作、操作部 90 における入力操作の検出動作等を制御する。また、信号処理部 70 は、上記のメモリ部 60 に保存されたアルゴリズムプログラムに従って処理を行うことにより、後述する生体情報検出方法に示すように、受光部 20 により取得された観測信号や、加速度計測部 30 により計測された加速度信号に基づいて、脈拍数を算出する動作等を実行する。なお、信号処理部 70 において実行される制御プログラムやアルゴリズムプログラムは、予め信号処理部 70 の内部に組み込まれているものであってもよい。

40

## 【 0 0 2 8 】

表示部 80 は、例えばカラーやモノクロ表示が可能な液晶表示パネルや有機 EL 表示パネル等の表示装置を有し、少なくとも信号処理部 70 により算出された脈拍数を表示する。なお、表示部 80 は、脈拍数に加え、又は、脈拍数に替えて、脈波（脈の波形データ）や移動速度、歩数、現在時刻等を文字や数字情報、画像情報等で表示するものであってもよい。ここで、例えば、脈拍の波形データ（脈波データ）には、血流に関連する種々の情報が含まれている。すなわち、脈拍データを、例えば、健康や体調（血管の詰まりや血管年齢、緊張状態の判定等）、運動状態等を判定するための重要なパラメータとして適用し

50



て、これらに対する判定結果を特定の文字や数字情報、画像情報、発光パターン等で、表示部 80 に表示するものであってもよい。なお、本実施形態においては、ユーザ US に各種情報を提供又は通知する出力インターフェースとして、表示部 80 のみを示したが、これに限定されるものではなく、表示部 80 に加えて、例えば特定の音色や音声メッセージを発生するブザーやスピーカ等の音響部や、特定の振動パターンで振動する振動部等の、他のインターフェースを備えているものであってもよい。

#### 【0029】

操作部 90 は、ボタンスイッチやスライドスイッチ、キーボード、表示部 80 の前面に配置又は一体的に形成されたタッチパネル等を有し、生体情報検出装置 100 における電源のオン、オフ動作や、脈波や加速度の計測動作、表示部 80 における表示動作等、各種動作の選択や実行、設定値等の入力操作に用いられる。

#### 【0030】

(生体情報検出方法)

次に、上述した生体情報検出装置における生体情報検出方法について説明する。

上述したような構成を有する生体情報検出装置における生体情報検出方法は、概略、静止時の脈波の観測信号を取得するための静止時脈波計測動作と、動作時に取得した脈波の観測信号と加速度信号に基づいて、脈拍数を算出する動作時脈波計測動作と、が実行される。

#### 【0031】

(静止時脈波計測動作)

図 4 は、本実施形態に係る生体情報検出装置の生体情報検出方法において実行される静止時脈波計測動作を示すフローチャートである。図 5 は、本実施形態に係る静止時脈波計測動作において実行される脈波の多点観測の一例を示す概念図である。図 6 は、本実施形態に係る静止時脈波計測動作により取得される脈波信号の一例を示す波形図である。

#### 【0032】

静止時脈波計測動作においては、図 4 に示すように、まず、ユーザ US が運動等の動作を行っていない静止状態又は安静状態における脈波の観測信号と加速度信号が一定時間取得される(ステップ S101)。具体的には、信号処理部 70 は、表示部 80 に静止時の脈波を計測する旨の文字情報や画像情報等を表示して、ユーザ US に静止状態又は安静状態を保持するように促す。次いで、信号処理部 70 は、発光部 10 の特定の発光素子と受光部 20 の特定の受光素子との組み合わせを指定して、発光制御部 15 により指定された発光素子を所定の発光強度で発光させ、ユーザ US の皮膚面 SF の脈波を観測する領域(観測部位 Pm)に光を照射する。照射された光の一部は観測部位 Pm の近傍の血管の血液により散乱され、皮膚面 SF から反射光として出射される。この反射光は、上記指定された受光素子により受光されて、その受光量に応じた出力信号が信号増幅部 40 及びフィルタ部 50 を介して信号処理部 70 に観測信号として出力される。

#### 【0033】

ここで、特定の発光素子と特定の受光素子との組み合わせによる観測信号の取得動作について、図 2(c) に示した発光素子 E1 ~ E9 と受光素子 R1 ~ R4 の配列パターンを例にして詳しく説明する。まず、信号処理部 70 は、例えば図 5(a) に示すように、発光素子 E1 と受光素子 R1、発光素子 E3 と受光素子 R2、発光素子 E7 と受光素子 R3、発光素子 E9 と受光素子 R4 の各組み合わせを指定する。次いで、発光制御部 15 により各発光素子 E1、E3、E7、E9 を所定の発光強度で発光させて、皮膚面 SF の各観測部位 Pm11、Pm32、Pm73、Pm94 に光を照射させ、その反射光を各受光素子 R1、R2、R3、R4 により受光する。これにより、皮膚面 SF の各観測部位 Pm11、Pm32、Pm73、Pm94 における静止時の脈波の観測信号が取得される。ここで、各観測部位 Pm11、Pm32、Pm73、Pm94 における観測信号の取得動作は、例えば観測部位 Pm11、Pm32、Pm73、Pm94 の順に、時系列的に実行される。なお、観測信号の取得動作は、各観測部位 Pm11、Pm32、Pm73、Pm94 で、同時並行して実行されるものであってもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 4 】

次いで、信号処理部 7 0 は、例えば図 5 ( b ) に示すように、発光素子 E 5 と各受光素子 R 1 ~ R 4 との組み合わせを指定する。次いで、発光制御部 1 5 により発光素子 E 5 を所定の発光強度で発光させて、皮膚面 S F の各観測部位 P m51、P m52、P m53、P m54 に光を照射させ、その反射光を各受光素子 R 1 ~ R 4 により受光する。これにより、皮膚面 S F の各観測部位 P m51 ~ P m54 における静止時の脈波の観測信号が取得される。ここで、各観測部位 P m51 ~ P m54 における観測信号の取得動作は、図 5 ( a ) に示した場合と同様に、観測部位 P m51 ~ P m54 ごとに時系列的に実行される。なお、各観測部位 P m51 ~ P m54 で同時並行して実行されるものであってもよい。

## 【 0 0 3 5 】

以下、同様に、信号処理部 7 0 により、例えば図 5 ( c )、( d ) に示すように、発光素子 E 2 と各受光素子 R 1、R 2 との組み合わせ、発光素子 E 8 と各受光素子 R 3、R 4 との組み合わせ、及び、発光素子 E 4 と各受光素子 R 1、R 3 との組み合わせ、発光素子 E 6 と各受光素子 R 2、R 4 との組み合わせをそれぞれ指定して、各観測部位 P m21、P m22、P m83、P m84、及び、P m41、P m62、P m43、P m64 における静止時の脈波の観測信号が取得される。

## 【 0 0 3 6 】

このような一連の動作 ( 多点観測 ) により、計測領域 M S 内に配列された、隣接する発光素子と受光素子との間の各観測部位における脈波の観測信号が取得される。また、このような脈波の観測信号の取得動作は、脈波を示す波形が数個乃至十数個程度含まれる任意の時間、例えば数秒乃至 1 0 秒程度の時間、継続して実行される。

## 【 0 0 3 7 】

一方、脈波の観測信号の取得動作と並行して、信号処理部 7 0 は、加速度計測部 3 0 を制御して、ユーザ U S の 3 軸方向の加速度を計測する。ここで、3 軸加速度の計測動作は、上述した脈波の観測信号の取得動作の期間中、継続して実行される。加速度計測部 3 0 により計測された 3 軸加速度は、信号増幅部 4 0 及びフィルタ部 5 0 を介して信号処理部 7 0 に加速度信号として出力される。このようにして取得された脈波の観測信号と加速度信号は、時間データに基づいて相互に関連付けられて、メモリ部 6 0 の所定の記憶領域に保存される。

## 【 0 0 3 8 】

次いで、上記ステップ S 1 0 1 において取得された 3 軸方向の各加速度信号の振幅が所定の閾値以下であるか否かが判定される ( ステップ S 1 0 2 )。具体的には、信号処理部 7 0 は、メモリ部 6 0 から脈波の観測信号の取得動作中に取得した加速度信号を読み出し、当該 3 軸方向の各加速度信号について、信号波形の極大値と極小値の差分である振幅の最大値 ( 最大振幅 ) が、ユーザ U S が運動等の動作を行っていない静止状態を判定するための所定の閾値以下であるか否かを判定する。ここで、ユーザ U S の静止状態を判定するための閾値は、ランニング等の動作時の振幅の例えば 5 % に設定することができる。この閾値は、例えば過去のユーザ U S の動作中の加速度信号に基づいて設定されるものであってもよいし、不特定多数のサンプルから取得される一般的な動作中の加速度信号に基づいて設定されるものであってもよいし、ユーザ U S が静止状態や安静状態にあるときに、任意に設定するものであってもよい。なお、後述するように、本願発明者により z 軸方向の加速度信号は脈波信号にほとんど影響を与えないことが見出されているため、上記の各加速度信号の振幅が所定の閾値以下であるか否かの判定において、z 軸方向の加速度信号の振幅については判定しないこととしてもよい。

## 【 0 0 3 9 】

上記ステップ S 1 0 2 において、取得された 3 軸方向の各加速度信号の振幅が閾値以下であると判定された場合には、そのときの各観測部位における脈波の観測信号の振幅の平均値が静止時の観測信号の振幅として記録される ( ステップ S 1 0 3 )。具体的には、信号処理部 7 0 は、取得された 3 軸方向の各加速度信号の振幅が、いずれも上記の閾値以下であると判定した場合には、時間データに基づいて当該加速度信号に関連付けられてメモ

10

20

30

40

50

リ部60に保存されている、各観測部位における脈波の観測信号を読み出し、それらの信号波形の極大値と極小値の差分である振幅の平均値を算出する。そして、信号処理部70は、算出された平均値を、静止時の観測信号の振幅として、静止時脈波振幅記録部65に保存(記録)して、静止時脈波計測動作を終了する。

#### 【0040】

一方、上記ステップS102において、取得された3軸方向の各加速度信号の振幅が閾値よりも大きい場合には、ユーザUSに静止を促すエラー表示を行う(ステップS104)。具体的には、信号処理部70は、取得された3軸方向の各加速度信号の振幅のいずれかが、上記の閾値よりも大きいと判定した場合には、ユーザUSが静止状態又は安静状態になっていないと判断し、表示部80に運動等の動作を停止して、静止を求める旨の文字情報や画像情報等を表示して、ユーザUSに静止状態又は安静状態を保持するように促す。次いで、上記ステップS101において取得し、メモリ部60に保存した脈波の観測信号及び加速度信号を消去又は破棄するリセット動作を行い(ステップS105)、ステップS101に戻って、上述した一連の処理(ステップS101~S105)を再度実行する。

10

#### 【0041】

このような静止時脈波計測動作により取得される静止時の観測信号、すなわち、各観測部位における脈波の観測信号の振幅の平均値からなる信号波形は、実質的にユーザUSの動作に起因する体動ノイズが含まれていない、又は、体動ノイズを略無視できる状態の脈波信号であると規定することができ、例えば図6に示すような波形となる。なお、図6においては、静止時の脈波を10秒間観測した場合の信号波形の一例を示した。また、図6において縦軸は受光部20(受光素子)により取得された観測信号をA/D変換したデジタル値である。

20

#### 【0042】

(動作時脈波計測動作)

図7は、本実施形態に係る生体情報検出装置の生体情報検出方法において実行される動作時脈波計測動作を示すフローチャートである。図8は、本実施形態に係る動作時脈波計測動作において算出される極値間隔を説明するための概念図であり、図9は、本実施形態に係る動作時脈波計測動作により取得される各信号の一例を示す波形図である。

#### 【0043】

動作時脈波計測動作においては、図7に示すように、まず、ユーザUSが運動等の動作を行っている動作状態における脈波の観測信号と加速度信号が一定時間取得される(ステップS201)。具体的には、上述した静止時脈波計測動作と同様に、ユーザUSが運動等の動作を行っている動作中に、信号処理部70は、計測領域MS内に配列された、隣接する発光素子と受光素子との間の各観測部位における脈波の観測信号を一定時間取得する。ここで、脈波の観測信号の取得動作は、上述した静止時脈波計測動作のステップS101と同様に、脈波を示す波形が数個乃至十数個程度含まれる任意の時間実行されるものであればよく、静止時脈波計測動作と同一の時間(例えば数秒乃至10秒程度)に設定されるものであってもよいし、これとは異なる時間に設定されるものであってもよい。一方、脈波の観測信号の取得動作の期間中、信号処理部70は、ユーザUSの動作に起因する3軸方向の加速度信号を継続して取得する。取得された脈波の観測信号と加速度信号は、時間データに基づいて相互に関連付けられて、メモリ部60の所定の記憶領域に保存される。

30

40

#### 【0044】

次いで、上述した静止時脈波計測動作と同様に、上記ステップS201において取得された3軸方向の各加速度信号の振幅の最大値(最大振幅)が、静止状態を判定するための所定の閾値以下であるか否かが判定される(ステップS202)。信号処理部70は、上記の加速度信号の振幅が閾値以下であると判定した場合には、上記ステップS201において取得された各観測部位における脈波の観測信号の中から、最も振幅の大きい観測信号を、最も良好に脈波が計測できている脈波信号であるとみなして(判定して)、当該観測

50

信号を選択する（ステップS203）。ここで、このステップS203において選択される観測信号は、体動ノイズ（加速度成分）の影響をほとんど受けていないと判断され、上述した静止時脈波計測動作において静止時脈波振幅記録部65に保存された観測信号（図6参照）と同等又は近似する信号波形を有しているとみなすことができる。次いで、信号処理部70は、選択した観測信号から一波形ごとに極値を探索し、その極値間隔を算出する（ステップS204）。具体的には、ステップS203において選択された観測信号が、例えば図8に示すような信号波形を有している場合、信号処理部70は、上記の極値間隔として、観測信号に含まれる各波形における振幅が、例えば極小値 $P_{min}$ となる時間 $T_a$ 、 $T_b$ 相互の差分となる時間を算出する。なお、ステップS204における極値間隔の算出動作は、選択された観測信号に含まれる波形のうち、任意の時間の波形（すなわち、代表波形）に対して実行されるものであってもよいし、観測信号の一定時間内に含まれる複数の波形について算出された複数の極値間隔を平均化したもの（平均値）や、複数の極値間隔の分布の中から中央値を抽出するものであってもよい。

10

#### 【0045】

次いで、上記ステップS204において算出された極値間隔に基づいて、単位時間当たり（例えば1分間）の脈拍数が計算される（ステップS205）。具体的には、信号処理部70は、選択した観測信号から算出された極値間隔の時間単位が秒である場合は、60を極値間隔で割る（除する）ことにより1分間の脈拍数に換算する。次いで、信号処理部70は、計算された脈拍数を、表示部80に数値情報や画像情報等により表示してユーザUSに提供又は通知する（ステップS206）。次いで、引き続き脈拍数の計測を継続する場合には、ステップS201に戻り、一方、計測を継続しない場合（終了する場合）には、動作時脈波計測動作を終了する（ステップS207）。

20

#### 【0046】

なお、上記ステップS203においては、各観測部位において取得された複数の脈波の観測信号の中から、最も振幅の大きい観測信号を一つ選択する手法を示したが、本発明はこれに限定されるものではない。本発明に係る生体情報検出方法においては、例えば、複数の観測信号のそれぞれについて極値間隔を算出して脈拍数に換算し、最終的にそれらの複数の脈拍数について平均値や中央値等を取り、ユーザUSに提供するものであってもよい。

#### 【0047】

一方、上記ステップS202において、取得された3軸方向の各加速度信号の振幅が閾値よりも大きいと判定された場合には、この観測信号は体動ノイズ（加速度）の影響を受けていると判断され、次に示すような体動ノイズの影響を低減する処理が実行される。具体的には、まず、信号処理部70は、上記ステップS201において取得された複数の脈波の観測信号の中から、静止時の観測信号の振幅に最も近似する観測信号を、体動ノイズの影響が最も少ない脈波信号であるとみなして（判定して）、当該観測信号を選択する（ステップS208）。このような観測信号の選択処理により、脈波信号が体動ノイズによってほぼ消えてしまっているというリスクを軽減することができる。これは換言すると、脈波信号が体動ノイズによってかき消されてしまい、判別できなくなっている状態を回避することができる。ここで、このステップS208において選択された観測信号は、例えば図9(a)に実線で示され、脈波成分と体動ノイズ成分が混合した信号波形を有している。また、図9(a)において点線は、体動ノイズが含まれていない、又は、体動ノイズを略無視できる状態の脈波信号（例えば、上述した静止時脈波計測動作により取得された観測信号；以下、「参照脈波信号」と記す）である。ここで、図9(a)に示した観測信号（実線）の場合は、体動ノイズの影響により、その位相が参照脈波信号の位相からずれている。

30

40

#### 【0048】

次いで、信号処理部70は、上記ステップS208において、ユーザUSの動作が生じた時点から選択された加速度信号の合成波形及び脈波の観測信号に当該動作に起因する加速度の影響が現れるまでの時間差（タイムラグ）と、観測部位の主要な血流方向と加速度

50

信号の軸方向との角度差に対応する回転角度と、を推定するタイムラグ・回転角度推定処理を実行する（ステップS300）。

【0049】

図10は、本実施形態に係る動作時脈波計測動作において実行されるタイムラグ・回転角度推定処理を示すフローチャートである。図11は、本実施形態に係る動作時脈波計測動作において定義される3軸方向を説明するための概念図であり、図12は、本実施形態に係るタイムラグ・回転角度推定処理により算出される正規化相互相関係数の一例を示す図であり、図13は、本実施形態に係るタイムラグ・回転角度推定処理により取得される回転角度と極大値の推移の一例を示す図である。

まず、加速度信号の合成について説明する。上記のタイムラグを考慮した合成加速度信号は、次の数式(1)を用いて算出することができる。

【0050】

【数1】

$$A(t) = c1 \times A_x(t-d1) + c2 \times A_y(t-d2) + c3 \times A_z(t-d3) \dots (1)$$

【0051】

ここで、 $A(t)$ は合成加速度信号であり、 $A_x$ 、 $A_y$ 、 $A_z$ はそれぞれx軸方向、y軸方向、z軸方向の加速度信号であり、 $t$ は時刻を表す。また、 $c1$ 、 $c2$ 、 $c3$ はそれぞれ加速度信号 $A_x$ 、 $A_y$ 、 $A_z$ に掛る比例係数であり、合成加速度信号 $A(t)$ の振幅を設定する係数である。また、 $d1$ 、 $d2$ 、 $d3$ はそれぞれ、脈波の観測信号に加速度信号 $A_x$ 、 $A_y$ 、 $A_z$ の影響が現れるまでの時間差（タイムラグ）を表す。ここで、x軸、y軸、z軸は、例えば図11に示すように、手首UShの長軸方向（腕の延伸方向；図面左右方向）をx軸方向とし、当該x軸方向に直交する手首UShの短軸方向（腕の幅方向；図面左上右下方向）をy軸方向とし、x、y軸方向に直交する手首UShの表裏方向（図面上下方向）をz軸方向と定義する。すなわち、x軸とy軸は手首UShの皮膚面SFに沿った方向に規定される。

【0052】

図11において定義したx、y、zの3軸方向の加速度信号を合成した合成加速度信号 $A(t)$ は、原理的には上記の数式(1)を用いて算出することができる。しかしながら、本願発明者は、各種検証の結果、z軸方向の加速度信号 $A_z$ は脈波信号にほとんど影響を与えないこと、タイムラグ $d1$ 、 $d2$ 、 $d3$ は軸方向にほとんど依存することなく概ね同等の値が得られること、また、合成加速度信号 $A(t)$ はx軸方向の加速度信号 $A_x$ とy軸方向の加速度信号 $A_y$ を回転させて算出することにより真（本来）の合成加速度信号と概ね同等の値が得られることを見出した。ここで、x軸方向とy軸方向の加速度信号の係数の比を軸の回転により規定できる理由は、観測部位の皮下（皮膚面SFの下層）に存在する複数の動脈や毛細血管のうちの主要な血流方向（すなわち、図11に示す血管VSの延在方向）が観測部位ごとに異なることによるものであると考えられる。すなわち、図11に示す回転角度は、観測部位の主要な血流方向と加速度信号の軸方向（図11ではx軸方向）との角度差に対応している。このような検証の結果に基づいて、上記の数式(1)に示した3軸方向の合成加速度信号 $A(t)$ は、次の数式(2)を用いて算出することができる。

【0053】

10

20

30

40

【数 2】

$$A(t) = c \times \cos\theta \times A_x(t-d) - c \times \sin\theta \times A_y(t-d) \quad \dots \quad (2)$$

【0054】

そして、ステップ S 3 0 0 において実行されるタイムラグ・回転角度推定処理は、上記の数式 (2) において、加速度信号  $A_x$ 、 $A_y$  に掛る比例係数  $c$  を、 $c = 1$  に固定した状態で、タイムラグ  $d$  の値、及び、加速度信号  $A_x$ 、 $A_y$  の回転角度 の値を推定する。

10

【0055】

タイムラグ・回転角度推定処理においては、図 10 に示すように、まず、信号処理部 70 は、 $x$  軸方向 ( $x$  軸) と  $y$  軸方向 ( $y$  軸) に対する加速度信号の回転角度 を設定する (ステップ S 3 0 1)。この回転角度 は、後述する一連の処理 (ステップ S 3 0 1 ~ S 3 0 5) を繰り返すたびに  $-90^\circ (= -\pi/2)$  ~  $+90^\circ (= \pi/2)$  の範囲内で所定の角度ずつ順次更新 (増加又は減少) されて、最適な回転角度 が探索される。ここでは、説明を簡単にするために、初期値の一例として、回転角度 を  $0^\circ$  に設定し、 $0^\circ$  から  $+90^\circ$  まで、所定の間隔で角度を順次増加させる場合について示す。また、信号処理部 70 は、タイムラグが生じていない状態 (すなわち、タイムラグ  $d = 0$ ) を初期状態として設定する。

20

【0056】

次いで、信号処理部 70 は、初期値として設定した回転角度 ( $= 0^\circ$ ) と比例係数  $c = 1$ 、タイムラグ  $d = 0$  に基づいて、上記の数式 (2) を用いて  $x$  軸方向の加速度信号  $A_x(t)$  と  $y$  軸方向の加速度信号  $A_y(t)$  とを合成する (ステップ S 3 0 2)。ここで、このステップ S 3 0 2 において生成される合成加速度信号  $A(t)$  は、例えば図 9 (b) に実線で示すような信号波形となる。また、図 9 (b) において点線は上記参照脈波信号である。

【0057】

次いで、信号処理部 70 は、上記ステップ S 2 0 8 において選択された観測信号と、ステップ S 3 0 2 において生成された合成加速度信号  $A(t)$  に基づいて、タイムラグ  $d$  に対する正規化相互相関係数を算出する (ステップ S 3 0 3)。このステップ S 3 0 3 において算出された正規化相互相関係数は、例えば図 12 のように示される。ここで、ユーザ U S の動作中にある加速度が生じた結果、それが脈波の観測信号に影響するという因果関係に基づいて、信号処理部 70 は、図 12 に示された正規化相互相関係数において、その因果関係が成り立つ方向 (図 12 の場合はタイムラグが 0 から正の方向) にタイムラグを所定の間隔で順次更新して、相関係数が最初に極大値  $D_{max}$  となる位置を探索し、その位置のタイムラグ  $d$  を抽出してメモリ部 60 の所定の記憶領域に保存する (ステップ S 3 0 4)。なお、図 12 においては、極大値  $D_{max}$  となる位置を太線で示した。ここで、図 12 に示された正規化相互相関係数において、タイムラグ  $d$  を抽出する範囲は、例えばタイムラグ  $d$  の値を順次増加させていって、相関係数が極大値  $D_{max}$  となった時点で処理を終了するものであってもよいし、タイムラグ  $d$  の値が特定の時間、例えば 1 秒以上になることはないとして規定して、その時間まで正規化相互相関係数を算出し、その後、相関係数の極大値  $D_{max}$  を求めるものであってもよい。

30

40

【0058】

次いで、上記ステップ S 3 0 4 において算出された今回の相関係数の極大値が、前回算出された極大値よりも小さいか否かが判定される (ステップ S 3 0 5)。具体的には、信号処理部 70 は、メモリ部 60 から今回と前回の相関係数の極大値を読み出し、今回の極大値が前回の極大値より小さい (又は、前回の極大値が今回の極大値より大きい) と判断した場合には、前回の極大値の位置のタイムラグ  $d$  と、前回の回転角度 を、メモリ部 6

50

0の所定の記憶領域に保存(記録)して(ステップS306)、タイムラグ・回転角度推定処理を終了する。

【0059】

一方、上記ステップS305において、信号処理部70は、今回の相関係数の極大値が前回の極大値以上であると判断した場合には、今回の極大値の位置のタイムラグdと今回の回転角度を、メモリ部60の所定の記憶領域に保存した後、ステップS301に戻って、回転角度を再設定した後、上述した一連の探索処理(ステップS301~S305)を再度実行する。なお、上記ステップS305において、初回の判定処理の場合には、前回の極大値が存在しないので、この場合は、無条件にステップS301に戻って、回転角度を再設定した後、上述した一連の探索処理(ステップS301~S305)を再度

10

【0060】

なお、本願発明者の検証により、相関係数の極大値は回転角度の変化に対して単峰性を示す結果が得られたことから、上述したタイムラグ・回転角度推定処理においてステップS305に示したような判定処理を適用することとしたが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、 $-90^{\circ} \sim +90^{\circ}$ の範囲内の全ての回転角度について、正規化相互相関係数を算出し、それらの中から相関係数の極大値が最大となる位置(図中、Pmax)のタイムラグdと、そのときの回転角度を選択してメモリ部60に保存する手法を適用するものであってもよい。このような手法を適用した場合の回転角度と相関係数の極大値の関係(推移)は、例えば図13に示すような形となる。

20

【0061】

また、本実施形態においては、回転角度の設定範囲として、 $-90^{\circ} \sim +90^{\circ}$ の $180^{\circ}$ の範囲内で更新する場合について説明したが、本発明はこれに限定されるものではなく、少なくとも $180^{\circ}$ の範囲を有していればよく、例えば $360^{\circ}$ (全周)を設定範囲とするものであってもよい。

【0062】

次いで、信号処理部70は、上述したタイムラグ・回転角度推定処理において推定されたタイムラグd及び回転角度に基づいて、合成加速度信号の振幅を設定する比例係数を推定して、ユーザUSの動作に起因する体動ノイズの影響が除去された真の脈波信号に近似する差分信号を生成する振幅推定処理を実行する(ステップS400)。すなわち、振幅推定処理においては、上記の数式(2)において、合成加速度信号A(t)の振幅を設定する係数として、x、y各方向の加速度信号Ax、Ayに掛る比例係数cを推定する処理を実行する。

30

【0063】

図14は、本実施形態に係る動作時脈波計測動作において実行される振幅推定処理を示すフローチャートである。

振幅推定処理においては、図14に示すように、まず、信号処理部70は、上記の数式(2)において、x、y各方向の加速度信号Ax、Ayに掛る比例係数cを設定する(ステップS401)。ここでは、まず、上記の数式(2)において、上述したタイムラグ・回転角度推定処理において推定したタイムラグd、加速度信号の回転角度の値を適用し、比例係数cを1に設定したときの合成加速度信号A(t)の振幅を算出する。そして、この合成加速度信号A(t)の振幅と、上記ステップS208において選択された脈波の観測信号の振幅とを比較し、合成加速度信号A(t)の振幅が観測信号の振幅と等しくなる比例係数cの値を比例係数cの初期値として算出し、比例係数cをこの初期値に設定する。

40

【0064】

次いで、信号処理部70は、設定した比例係数cと、上述したタイムラグ・回転角度推定処理において推定したタイムラグd、加速度信号の回転角度の値に基づいて、上記の数式(2)を用いて合成加速度信号A(t)を生成する(ステップS402)。次いで、信号処理部70は、上記ステップS208において選択された脈波の観測信号と、上記ステップS402において生成された合成加速度信号A(t)の差をとり、差分信号を生成する

50

(ステップS403)。

【0065】

次いで、信号処理部70は、生成した差分信号の振幅を算出し(ステップS404)、上述した静止時脈波計測動作において取得した静止時の脈波の観測信号の振幅と、上記差分信号の振幅の差の絶対値が、所定の閾値よりも小さいか否かを判定する(ステップS405)。信号処理部70は、上記絶対値が閾値よりも小さいと判断した場合には、この時の比例係数cの値をメモリ部60の所定の記憶領域に保存(記録)して(ステップS406)、振幅推定処理を終了する。

【0066】

一方、上記ステップS405において、信号処理部70は、上記絶対値が閾値以上であると判断した場合には、比例係数cの値を別の値に再設定して更新した後(ステップS407)、ステップS402に戻って、上述した一連の処理(ステップS402~S405)を再度実行する。ここで、再設定される比例係数cの値は、所定の間隔で順次増加又は減少される。

【0067】

ここで、差分信号を生成する処理(ステップS403)において生成される差分信号は、例えば図9(c)に実線で示すような信号波形を有している。また、図9(c)において点線は上記参照脈波信号である。ここで、図9(c)は、上述したタイムラグ・回転角度推定処理及び振幅推定処理の一連の処理を実行することにより、上記差分信号として、参照脈波信号の位相と略一致する信号波形が得られた場合を示している。

【0068】

なお、上述した振幅推定処理においては、静止時の観測信号の振幅を基準として、一連の処理を繰り返すか否かを判定する手法を適用したが、本発明はこれに限定されるものではない。例えば、脈波信号の振幅よりも体動ノイズの振幅の方が十分に大きいと考えられるような場合には、比例係数cの値を順次更新して差分信号の振幅の最小値を探索し、それに基づいて、一連の処理を繰り返すか否かを判定する手法を適用するものであってもよい。

【0069】

次いで、上述したタイムラグ・回転角度推定処理(ステップS300)及び振幅推定処理(ステップS400)の終了後、図7に示すように、信号処理部70は、生成された差分信号を脈波信号とみなし、極値間隔を計算する(ステップS209)。なお、ステップS209における極値間隔の算出動作は、上述したステップS204と同様に、生成された差分信号に含まれる波形のうち、任意の時間の波形に対して実行されるものであってもよいし、複数の波形について算出された複数の極値間隔を平均化したもの(平均値)や、複数の極値間隔の分布の中から中央値を抽出するものであってもよい。次いで、上記ステップS209において算出された極値間隔に基づいて、1分間の脈拍数が計算されて(ステップS205)、表示部80に表示されることにより、ユーザUSに提供又は通知される(ステップS206)。

【0070】

以上のように、本実施形態においては、光電脈波法によりユーザUSの運動時に取得した脈波の観測信号から、当該運動に起因する体動ノイズ成分を除去して脈拍数を算出する手法において、運動時に取得した3軸方向の加速度信号の振幅が所定の閾値を超えた場合には、脈波の観測信号から体表に沿った特定の方向(x軸及びy軸を含むx-y平面における回転角度)の加速度成分を除いた信号(差分信号)を用いて脈拍数を計算する。ここで、本実施形態においては、脈波の観測信号から除く加速度成分を求める際に、脈波の観測信号との時間差(タイムラグd)、振幅の大きさを決める係数(比例係数c)、各方向の加速度の回転角度の3つのパラメータを推定する手法を適用する。

【0071】

また、本実施形態においては、計測領域に複数の発光素子及び受光素子が配列された構成を有し、計測領域内の異なる複数の観測部位で脈波を計測する多点観測を行って、運動

10

20

30

40

50



時に取得した3軸方向の加速度信号の振幅が所定の閾値を超えた場合には、体動ノイズの影響の少ない観測部位における脈波の観測信号を選択し直して脈拍数を計算する。ここで、観測信号の選択は、静止時に各観測部位において取得された観測信号の振幅に基づいて、体動ノイズの影響が最も小さい観測信号を選択する手法を適用する。

【0072】

このように、本実施形態においては、運動中の脈波の観測信号から、新たに推定したパラメータに基づいて算出された加速度信号を除くことにより、真(本来)の脈波信号と同位相の信号(差分信号)を取得することができるので、運動時の瞬時脈拍を正確に計測することができる。

【0073】

<第2の実施形態>

次に、本発明に係る生体情報検出装置の第2の実施形態について説明する。ここで、第1の実施形態と同等の構成や動作については、上述した図面を適宜参照して説明する。

【0074】

上述した第1の実施形態においては、図2に示したように、生体情報検出装置100の計測領域MSに配置される発光素子及び受光素子のうちの、少なくともいずれか一方が複数個配置された構成を有し、多点観測により取得された複数の脈波の観測信号から、最適な観測信号を選択する場合について説明した。第2の実施形態においては、計測領域MSに発光素子及び受光素子がそれぞれ1個のみ配置された構成を有し、一箇所の観測部位から一の脈波の観測信号のみを取得する手法(一点観測)を有している。

【0075】

図15は、第2の実施形態に係る生体情報検出装置の計測面の構成例を示す概略図である。図15(a)は、発光素子と受光素子の配置例を示す概略図であり、図15(b)は、脈波の観測部位を示す概念図である。

【0076】

第2の実施形態に係る生体情報検出装置は、上述した第1の実施形態に示した構成(図1参照)において、図15(a)に示すように、機器本体101の計測領域MSに、それぞれ1個の発光素子E1及び受光素子R1が配置された構成を有している。すなわち、本実施形態においては、発光素子と受光素子が1対1の関係で配列されている。そして、図3に示した生体情報検出装置の構成において、発光制御部15により例えば図15(b)に示すように、発光素子E1を所定の発光強度で発光させて、皮膚面SFの観測部位Pm11に光を照射させ、皮膚面SF近傍の血管中の血液により散乱された光を反射光として受光素子R1により受光する。これにより、皮膚面SFの観測部位Pm11における脈波の観測信号が取得される。

【0077】

次に、本実施形態に係る生体情報検出方法について説明する。ここで、第1の実施形態と同等の動作や処理については、上述した図面を適宜参照して説明する。

本実施形態に係る生体情報検出方法は、上述した第1の実施形態と同様に、静止時脈波計測動作と、動作時脈波計測動作と、が実行される。

【0078】

まず、本実施形態に係る静止時脈波計測動作においては、第1の実施形態で示した図4のフローチャートにおいて、ユーザUSに静止を促した後、発光素子E1を発光させて、その反射光を受光素子R1により受光することにより、静止状態における脈波の観測信号と加速度信号が一定時間取得される(ステップS101)。ここで、本実施形態においては、発光素子と受光素子が1対1の関係で配列された構成を有しているため、このステップS101により一箇所の観測部位Pm11から一の脈波の観測信号のみが取得される(一点観測)。そして、この観測信号の取得時に計測された加速度信号の振幅が所定の閾値以下であって、ユーザUSが静止状態又は安静状態にあると判定された場合(ステップS102)には、ステップS101において取得された脈波の観測信号の振幅の平均値が静止時の観測信号の振幅として、静止時脈波振幅記録部65に保存される(ステップS103

10

20

30

40

50

)。なお、観測信号の取得時に計測された加速度信号の振幅が所定の閾値よりも大きい場合には、ユーザUSが静止状態又は安静状態にないと判定されて、上述した第1の実施形態と同様に、ステップS104、S105の動作を行った後、再度上述した一連の処理(ステップS101~S105)が実行される。

#### 【0079】

図16は、本実施形態に係る生体情報検出方法において実行される動作時脈波計測動作を示すフローチャートである。

本実施形態に係る動作時脈波計測動作においては、第1の実施形態で示した図7のフローチャートにおいて、ステップS203及びS208の観測信号の選択処理が省かれている。すなわち、本実施形態に係る動作時脈波計測動作においては、図16のフローチャートに示すように、ユーザUSの運動状態における脈波の観測信号と加速度信号が一定時間取得される(ステップS211)。このステップS211においても、一点観測により一の脈波の観測信号のみが取得される。そして、この観測信号の取得時に計測された加速度信号の振幅が所定の閾値以下であると判定された場合(ステップS212)には、ステップS211において取得された脈波の観測信号を良好に脈波が計測できている脈波信号であるとみなして、当該観測信号の極値間隔を算出する(ステップS213)。次いで、上記ステップS213において算出された極値間隔に基づいて、1分間の脈拍数を計算し(ステップS214)、表示部80に表示することによりユーザUSに提供又は通知する(ステップS215)。

#### 【0080】

一方、上記ステップS212において、取得された加速度信号の振幅が閾値よりも大きいと判定された場合には、上述した第1の実施形態と同様に、合成加速度信号 $A(t)$ 及び脈波の観測信号に、加速度の影響が現れるまでのタイムラグと、観測部位の主要な血流方向と加速度信号の軸方向との角度差に対応する回転角度と、を推定するタイムラグ・回転角度推定処理(ステップS300)、及び、体動ノイズの影響が除去された真の脈波信号に近似する差分信号を生成する振幅推定処理(ステップS400)が実行される。そして、上記ステップS300及びS400の一連の処理により生成された差分信号を脈波信号とみなし、極値間隔を計算する(ステップS217)。次いで、上記ステップS217において算出された極値間隔に基づいて、1分間の脈拍数を計算し(ステップS214)、表示部80に表示することによりユーザUSに提供又は通知する(ステップS215)。そして、引き続き脈拍数の計測を継続する場合には、再度上述した一連の処理(ステップS211~S217)が実行される。

#### 【0081】

このように、本実施形態においても、上述した第1の実施形態と同様に、運動中の脈波の観測信号から、新たに推定した、脈波の観測信号との時間差(タイムラグ $d$ )、振幅の大きさを決める係数(比例係数 $c$ )、各軸方向の加速度信号の回転角度の3つのパラメータに基づいて算出された加速度信号を除くことにより、真(本来)の脈波信号と同位相の信号(差分信号)を取得することができ、これに基づいて運動時の瞬時脈拍を比較的正確に計測することができる。ここで、本実施形態においては、計測領域に発光素子及び受光素子がそれぞれ1個配列された構成を有し、一箇所の観測部位で脈波を計測する一点観測を適用しているため、単一の脈波の観測信号に基づいて、簡易な処理で運動時の瞬時脈拍を計測することができる。

#### 【0082】

なお、上述した各実施形態においては、生体情報検出装置100が腕時計型の形状を有し、計測領域MSを備えた機器本体101をユーザUSの手首US<sub>h</sub>の手の甲側に密着するように装着する場合について説明したが、手の平側に密着するように装着するものであってもよい。ここで、上述した実施形態に示したように、手首の手の甲側に装着した場合には、手の平側に装着した場合に比較して、手首の筋の浮き上がり等による装着状態(計測領域の皮膚面への密着状態)の変化の影響を受けにくく、良好に脈波の観測信号を取得することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 3 】

また、上述した各実施形態においては、生体情報検出装置 1 0 0 が腕時計型の形状を有し、ユーザ U S の手首 U S h に装着する場合について説明したが、本発明は、これに限定されるものではない。すなわち、本発明は、計測領域 M S に所定のパターンで発光素子及び受光素子が配列された生体情報検出装置が、人体の動作中の脈波を観測できる部位に密着して装着されているものであればよく、例えば上述した手首や上腕等の腕部、指先を除く指部、耳朶、足首等の観測部位に、ベルト等により巻き付けたり、挟み込んだりして装着する形状を有するものであってもよい。

## 【 0 0 8 4 】

以上、本発明のいくつかの実施形態について説明したが、本発明は、上述した実施形態に限定されるものではなく、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲を含むものである。

以下に、本願出願の当初の特許請求の範囲に記載された発明を付記する。

## 【 0 0 8 5 】

( 付記 )

[ 1 ]

利用者の観測部位の脈波に基づいて検出される観測信号を出力する検出部と、  
前記利用者の動作に伴って計測される、予め設定された複数の軸方向の各々に対応した複数の加速度信号を出力する加速度計測部と、

前記複数の加速度信号を複数のパラメータに基づいて合成し、前記各パラメータの値を互いに異なる複数の値に設定したときの互いに異なる複数の合成加速度信号から、前記利用者の動作に基づいて前記観測信号に含まれている加速度成分に対応する特定の合成加速度信号を推定するパラメータ推定部と、

前記観測信号から前記特定の合成加速度信号を除いた差分信号から前記利用者の脈拍数を計算する脈拍数算出部と、

を有し、前記パラメータ推定部は、前記複数の合成加速度信号と前記観測信号との相互相関係数の値に基づいて前記特定の合成加速度信号に対応する前記各パラメータの特定の値を推定することにより、前記特定の合成加速度信号を推定することを特徴とする生体情報検出装置である。

## 【 0 0 8 6 】

[ 2 ]

前記パラメータ推定部は、前記複数の合成加速度信号の各々に対する前記相互相関係数の値を取得し、該相互相関係数の値が極大となる時の前記各パラメータの値を前記特定の値として推定することを特徴とする [ 1 ] に記載の生体情報検出装置である。

## 【 0 0 8 7 】

[ 3 ]

前記複数のパラメータは、前記利用者の動作発生時点から当該動作の影響が前記観測信号に生じるまでの時間差に対応する第 1 のパラメータと、前記各加速度信号の前記各軸方向と前記観測部位における主要な血流方向との角度差に対応する第 2 のパラメータと、を含み、

前記パラメータ推定部は、前記特定の値として、前記第 1 のパラメータの特定の値と、前記第 2 のパラメータの特定の値と、を推定することを特徴とする [ 1 ] または [ 2 ] に記載の生体情報検出装置である。

## 【 0 0 8 8 】

[ 4 ]

前記利用者が動作していない静止状態において、前記検出部により検出される前記観測信号の振幅の値を静止時振幅として記憶している記憶部を有し、

前記複数のパラメータは、前記合成加速度信号の振幅を設定する比例係数としての第 3 のパラメータを含み、

前記パラメータ推定部は、前記静止時振幅と、前記観測信号と前記合成加速度信号との

10

20

30

40

50

差分信号の振幅と、の比較に基づいて、前記特定の値として、前記第3のパラメータの特定の値を推定することを特徴とする[3]に記載の生体情報検出装置である。

【0089】

[5]

前記加速度計測部は、前記利用者の前記観測部位の体表面に沿った、互いに直交する方向のx軸及びy軸と、前記x軸及びy軸に直交する方向のz軸と、の3軸を前記複数の軸方向とし、前記複数の加速度信号として、前記x軸方向の第1加速度信号と、前記y軸方向の第2加速度信号と、前記z軸方向の第3加速度信号と、を取得し、

前記パラメータ推定部は、少なくとも前記第1加速度信号と前記第2加速度信号に対して、前記各パラメータの特定の値を推定することを特徴とする[4]に記載の生体情報検出装置である。

10

【0090】

[6]

前記検出部は、前記利用者の前記観測部位に対して光を照射する発光部と、該発光部から照射され前記観測部位で反射された光を受光して、前記観測信号を出力する受光部と、を有し、前記利用者の少なくとも一つの前記観測部位に対して前記観測信号を検出することを特徴とする[1]乃至[5]のいずれかに記載の生体情報検出装置である。

【0091】

[7]

前記発光部は、光を出射する1乃至複数の発光素子を備え、前記受光部は、光を受光する1乃至複数の受光素子を備え、該発光部及び該受光部は、少なくとも前記発光素子又は前記受光素子のいずれか一方を複数備え、

20

前記検出部は、前記発光部から照射され前記利用者の互いに異なる複数の観測部位で反射された光を前記受光部で受光して、該複数の観測部位の各々に対応する複数の前記観測信号を出力し、前記複数の観測信号から、振幅が前記静止時振幅に最も近似する特定の観測信号を選択する観測信号選択部を備え、

前記パラメータ推定部は、前記特定の観測信号に基づいて、前記複数のパラメータの特定の値を推定することを特徴とする[6]に記載の生体情報検出装置である。

【0092】

[8]

前記観測信号選択部は、前記各加速度信号の振幅を所定の閾値と比較し、前記各加速度信号の振幅が前記閾値より大きいときに、前記複数の観測信号から前記特定の観測信号の選択を行うことを特徴とする[7]に記載の生体情報検出装置である。

30

【0093】

[9]

前記脈拍数算出部により計算された前記脈拍数を表示する表示部を備えることを特徴とする[1]乃至[8]のいずれかに記載の生体情報検出装置である。

【0094】

[10]

利用者の観測部位の脈波に基づく観測信号を取得するとともに、当該利用者の動作に伴う、予め設定された複数の軸方向の各々に対応した複数の加速度信号を取得し、

40

前記複数の加速度信号を複数のパラメータに基づいて合成し、前記各パラメータの値を互いに異なる複数の値に設定したときの互いに異なる複数の合成加速度信号から、前記利用者の動作に基づいて前記観測信号に含まれている加速度成分に対応する特定の合成加速度信号を推定し、

前記観測信号から前記特定の合成加速度信号を除いた差分信号から前記利用者の脈拍数を計算し、

前記特定の合成加速度信号の推定を、前記複数の合成加速度信号と前記観測信号との相互相関係数の値に基づいて前記特定の合成加速度信号に対応する前記各パラメータの特定の値を推定することにより行うことを特徴とする生体情報検出方法である。

50

## 【 0 0 9 5 】

## [ 1 1 ]

前記複数のパラメータは、前記利用者の動作発生時点から当該動作の影響が前記観測信号に生じるまでの時間差に対応する第1のパラメータと、前記各加速度信号の前記各軸方向と前記観測部位における主要な血流方向との角度差に対応する第2のパラメータと、を含み、

前記複数のパラメータの特定の値として、前記第1のパラメータの特定の値と、前記第2のパラメータの特定の値と、を推定することを特徴とする [ 1 0 ] に記載の生体情報検出方法である。

## 【 0 0 9 6 】

## [ 1 2 ]

前記複数のパラメータは、前記合成加速度信号の振幅を設定する比例係数としての第3のパラメータを含み、

前記利用者が動作していない静止状態で検出した前記観測信号の振幅の値を静止時振幅として記憶し、

前記複数のパラメータの特定の値として、前記静止時振幅と、前記観測信号と前記合成加速度信号との差分信号の振幅と、の比較に基づいて、前記第3のパラメータの特定の値を推定することを特徴とする [ 1 1 ] に記載の生体情報検出方法である。

## 【 0 0 9 7 】

## [ 1 3 ]

コンピュータに、

利用者の観測部位の脈波に基づく観測信号を取得させるとともに、当該利用者の動作に伴う、予め設定された複数の軸方向の各々に対応した複数の加速度信号を取得させ、

前記複数の加速度信号を複数のパラメータに基づいて合成し、前記各パラメータの値を互いに異なる複数の値に設定したときの互いに異なる複数の合成加速度信号から、前記利用者の動作に基づいて前記観測信号に含まれている加速度成分に対応する特定の合成加速度信号を推定させ、

前記観測信号から前記特定の合成加速度信号を除いた差分信号から前記利用者の脈拍数を計算させ、

前記特定の合成加速度信号の推定を、前記複数の合成加速度信号と前記観測信号との相互相関係数の値に基づいて前記特定の合成加速度信号に対応する前記各パラメータの特定の値を推定することにより行わせることを特徴とする生体情報検出プログラムである。

## 【 0 0 9 8 】

## [ 1 4 ]

前記複数のパラメータは、前記利用者の動作発生時点から当該動作の影響が前記観測信号に生じるまでの時間差に対応する第1のパラメータと、前記各加速度信号の前記各軸方向と前記観測部位における主要な血流方向との角度差に対応する第2のパラメータと、を含み、

前記コンピュータに、

前記複数のパラメータの特定の値として、前記第1のパラメータの特定の値と、前記第2のパラメータの特定の値と、を推定させることを特徴とする [ 1 3 ] に記載の生体情報検出プログラムである。

## 【 0 0 9 9 】

## [ 1 5 ]

前記複数のパラメータは、前記合成加速度信号の振幅を設定する比例係数としての第3のパラメータを含み、

前記コンピュータに、

前記利用者が動作していない静止状態で検出した前記観測信号の振幅の値を静止時振幅として記憶させ、

前記複数のパラメータの特定の値として、前記静止時振幅と、前記観測信号と前記合成

10

20

30

40

50

加速度信号との差分信号の振幅と、の比較に基づいて、前記第3のパラメータの特定の値を推定させることを特徴とする[14]に記載の生体情報検出プログラムである。

【符号の説明】

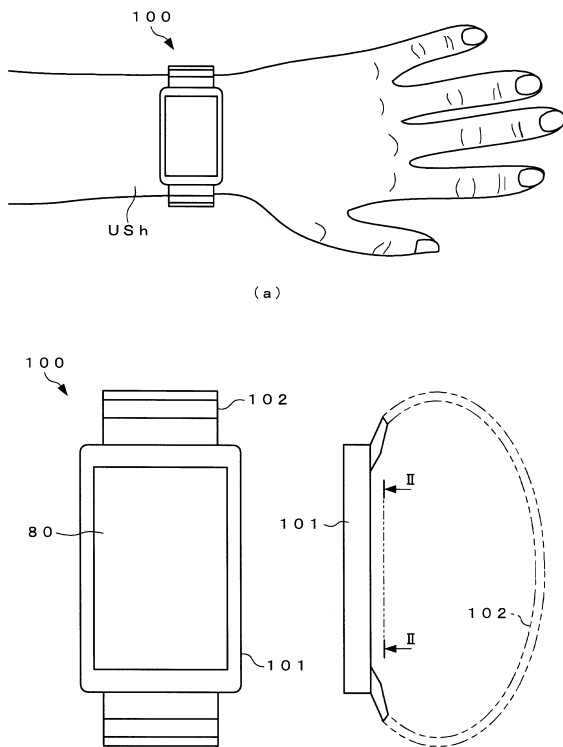
【0100】

- 10 発光部（検出部）
- 15 発光制御部
- 20 受光部（検出部）
- 30 加速度計測部
- 40 信号増幅部
- 60 メモリ部
- 65 静止時脈波振幅記録部（記憶部）
- 70 信号処理部（観測信号選択部、パラメータ推定部、脈拍数算出部）
- 80 表示部
- 100 生体情報検出装置
- 101 機器本体
- US ユーザ
- US h 手首
- SF 皮膚面
- MS 計測領域
- E1 ~ E9 発光素子
- R1 ~ R4 受光素子
- P m 観測部位

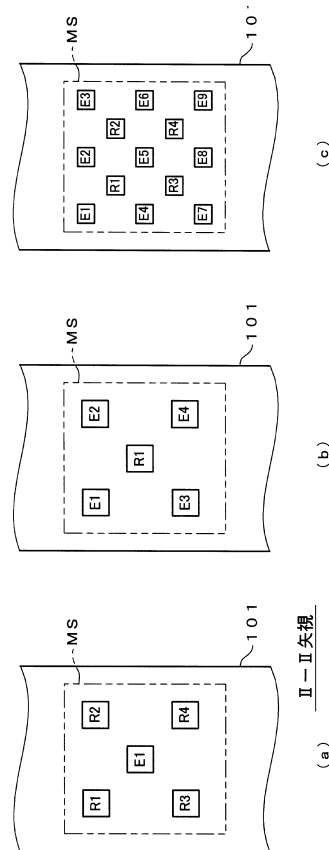
10

20

【図1】

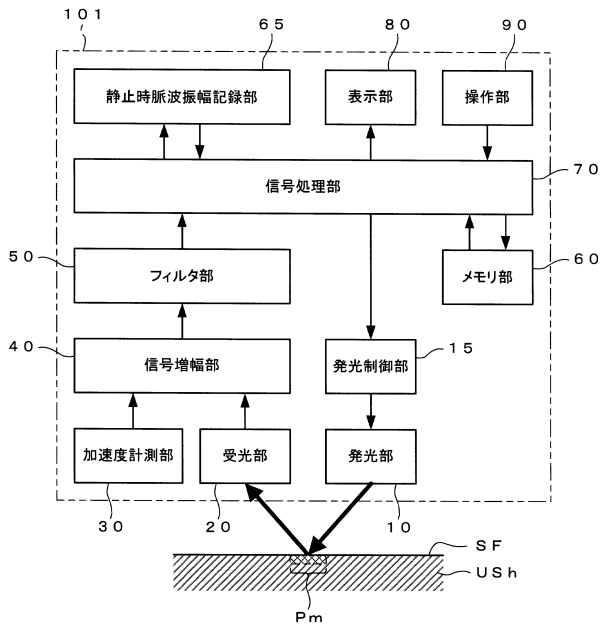


【図2】

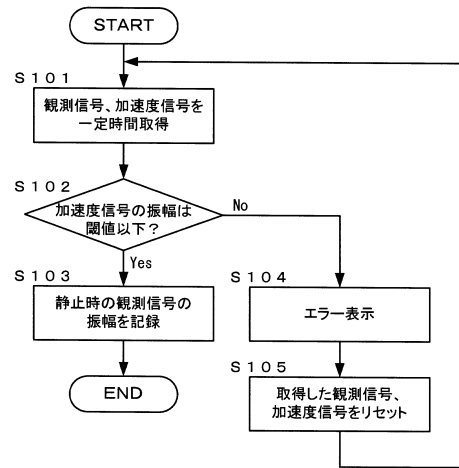


II-II矢視

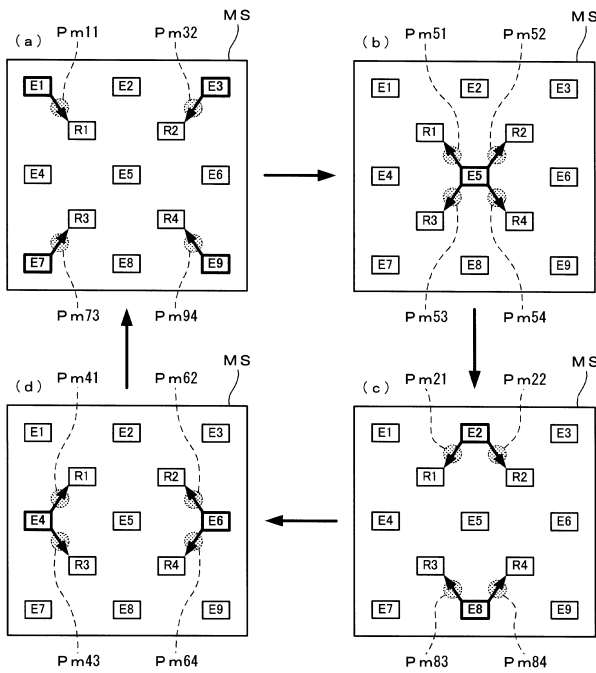
【図3】



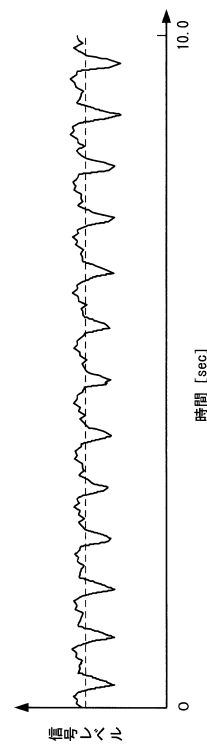
【図4】



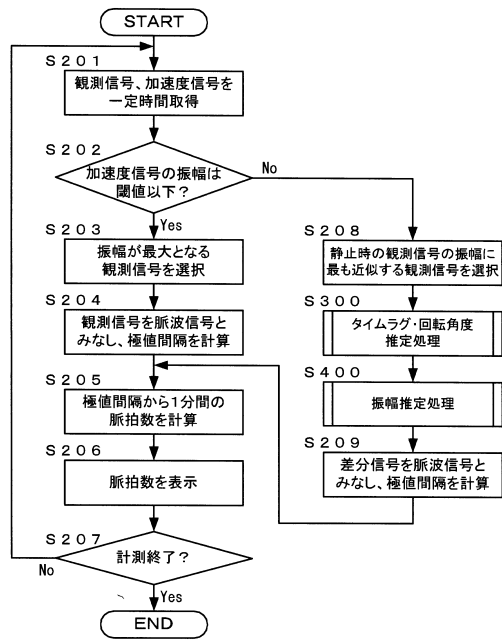
【図5】



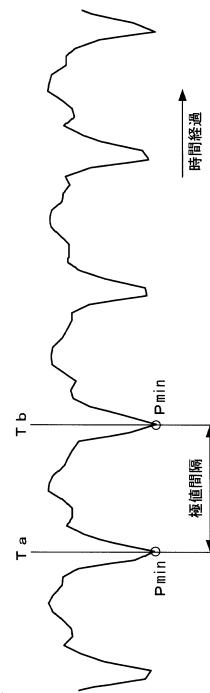
【図6】



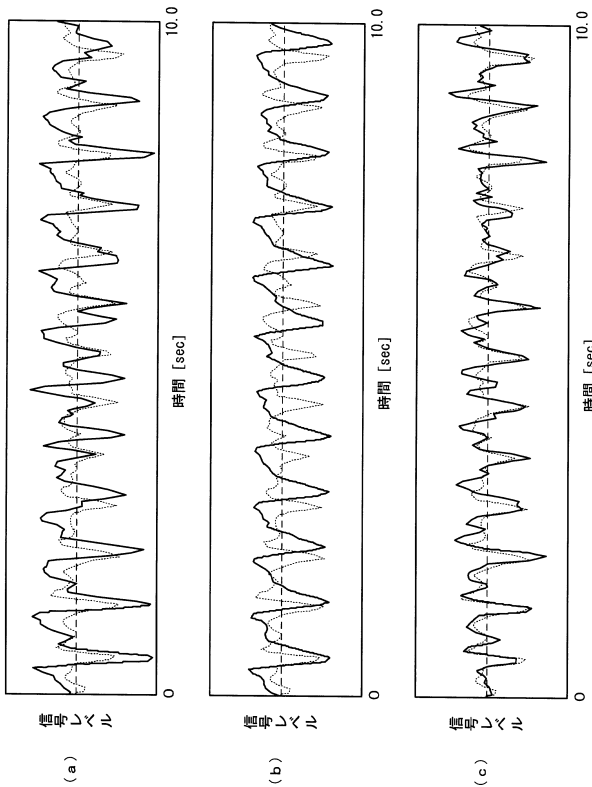
【図7】



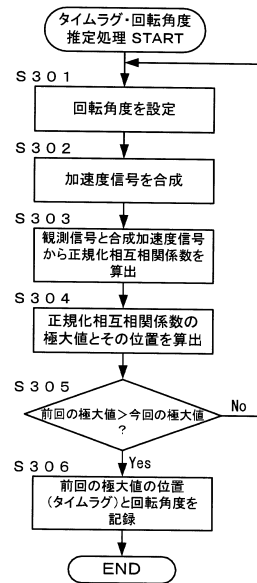
【図8】



【図9】

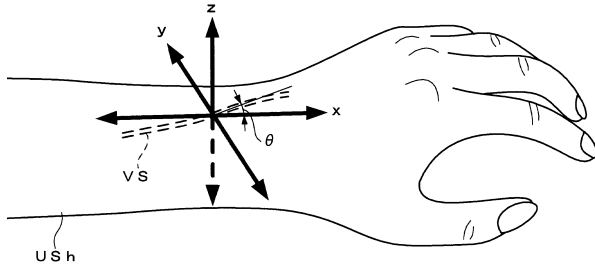


【図10】

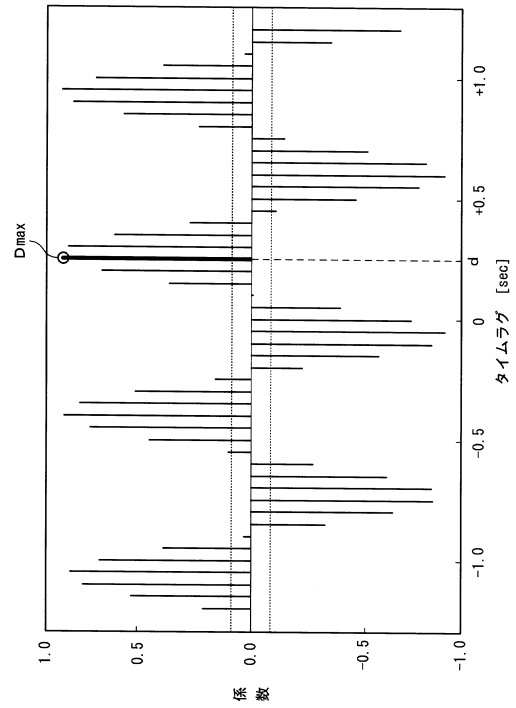




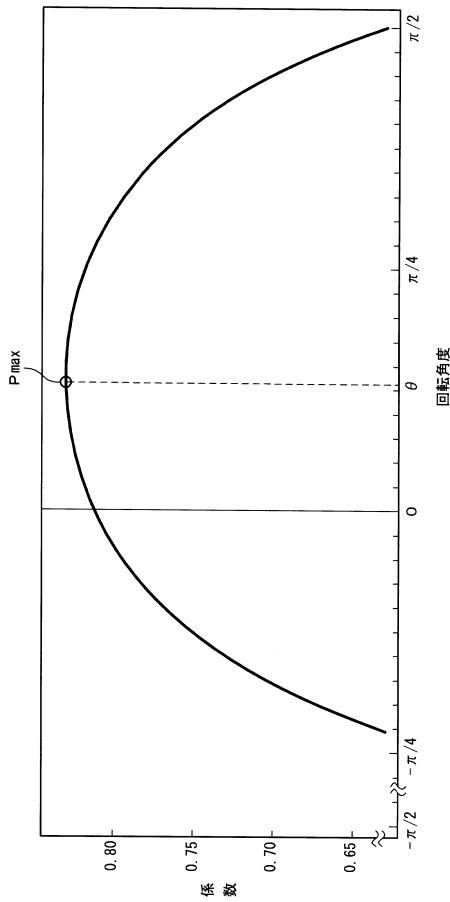
【図11】



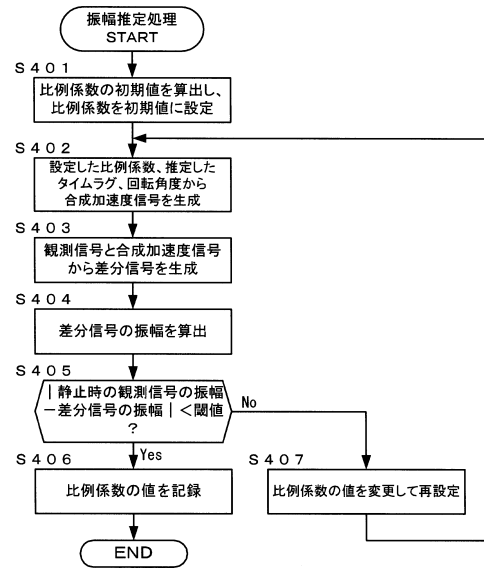
【図12】



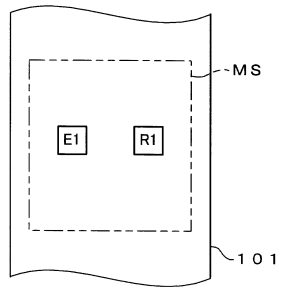
【図13】



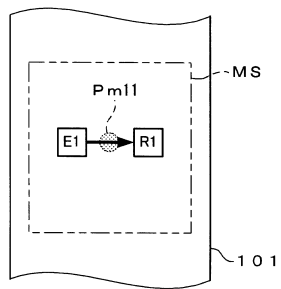
【図14】



【図15】

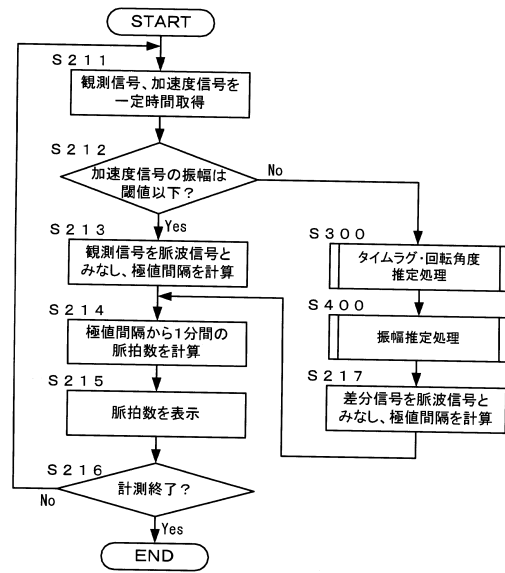


(a)



(b)

【図16】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2001-008908(JP,A)  
特開2009-011585(JP,A)  
特開2004-298606(JP,A)  
特表平05-506802(JP,A)  
特開2005-160640(JP,A)  
特開2003-102694(JP,A)  
特開昭63-084517(JP,A)  
米国特許出願公開第2010/0145167(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0245