

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号  
特許第5987578号  
(P5987578)

(45) 発行日 平成28年9月7日 (2016.9.7)

(24) 登録日 平成28年8月19日 (2016.8.19)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/0245 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 O B
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 7 1 O P
	A 6 1 B 5/02 3 1 O B
	A 6 1 B 5/02 7 1 1 B
	A 6 1 B 5/02 Z D M

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2012-201910 (P2012-201910)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成24年9月13日 (2012.9.13)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2014-54447 (P2014-54447A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地
(43) 公開日	平成26年3月27日 (2014.3.27)	(74) 代理人	100101454
審査請求日	平成27年7月30日 (2015.7.30)		弁理士 山田 卓二
		(74) 代理人	100081422
			弁理士 田中 光雄
		(74) 代理人	100122286
			弁理士 仲倉 幸典
		(72) 発明者	藤井 健司
			京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内
		(72) 発明者	小林 達矢
			京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈拍測定装置、ならびに、脈拍測定方法および脈拍測定プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被測定者の脈波を脈波センサによって検知して脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得部と、

前記被測定者の動きを体動センサによって検知して前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得部と、

前記脈波信号を記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換部と、

前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定部と、

前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出部と、

抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出部と、を有し、

前記探索範囲設定部は、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更することを特徴とする、脈拍測定装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の脈拍測定装置において、

前記周波数変換部、前記運動強度取得部、前記探索範囲設定部、前記ピーク抽出部、お

よび、前記脈拍数算出部は、予め定められた周期で処理を繰り返し、

第 1 の周期において前記脈拍数算出部が前記被測定者の脈拍数として第 1 の値を算出した場合には、前記探索範囲設定部は、前記第 1 の値に対し予め定められた比率範囲に含まれる値を、前記第 1 の周期に続く第 2 の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする、脈拍測定装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の脈拍測定装置において、

前記運動強度取得部が第 3 の周期に続く第 4 の周期において取得した運動強度が前記第 3 の周期において取得した運動強度よりも大きい場合には、前記探索範囲設定部は、前記第 3 の周期のための前記探索周波数範囲よりも高周波数側にシフトされた周波数範囲を前記第 4 の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする、脈拍測定装置。

10

【請求項 4】

請求項 3 に記載の脈拍測定装置において、

前記探索範囲設定部は、前記第 3 の周期のための前記探索周波数範囲の周波数幅と同じ幅を有するように、前記第 4 の周期のための前記探索周波数範囲を設定することを特徴とする、脈拍測定装置。

【請求項 5】

脈拍測定装置がする被測定者の脈拍数の測定方法であって、

脈波センサによって、前記被測定者の脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得ステップと、

20

前記脈波信号を記憶部に記憶する記憶ステップと、

前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換ステップと、

体動センサによって、前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得ステップと、

前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定ステップと、

前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出ステップと、

抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出ステップと、を有し、

30

前記探索範囲設定ステップは、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更するステップを含むことを特徴とする、脈拍数の測定方法。

【請求項 6】

脈拍測定装置のコンピュータが実行可能な脈拍数測定用コンピュータ・プログラムであって、

前記コンピュータに、

脈波センサによって、被測定者の脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得ステップと、

、

前記脈波信号を記憶部に記憶する記憶ステップと、

40

前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換ステップと、

体動センサによって、前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得ステップと、

前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定ステップと、

前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出ステップと、

抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出ステップと、を実行させる脈拍測定プログラムであって、

50

前記探索範囲設定ステップは、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更するステップを含むことを特徴とする、脈拍数測定用コンピュータ・プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は脈拍測定装置に関し、より詳しくは、被測定者の血管の脈動を検知して脈拍数を測定する脈拍測定装置に関する。

【0002】

また、この発明は脈拍測定方法、および、脈拍測定プログラムに関し、より詳しくは、被測定者の血管の脈動を検知して脈拍数を測定するための脈拍測定方法、および、脈拍測定プログラムに関する。

10

【背景技術】

【0003】

従来、被測定者の脈拍を測定するための装置としては、心電センサが取り付けられたベルトを被測定者の胸部に巻き回して被測定者の心臓の拍動を心電的に測定することにより、被測定者の脈拍数（心拍数）を測定する装置がある。

【0004】

また、上述の装置が被測定者の心拍を心電的に検知するのに対し、被測定者の血管の脈動を非心電的に検知することにより脈拍数を測定する装置もある。

20

【0005】

後者の装置としては、たとえば、光電センサによって被測定者の皮下の血管の脈動を光電的に検知することにより、被測定者の脈拍数を測定する装置がある（たとえば、特許文献1（特開平10 - 234684号公報）を参照）。

【0006】

そのような後者の装置においては、被測定者の皮下の血管の脈動を表す信号（脈波信号）を取得し、該脈波信号の時間変動の周期性にもとづいて脈拍数を測定している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

30

【特許文献1】特開平10 - 234684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、非心電的に、たとえば光電的に、被測定者の皮下の血管の脈動を検知することにより被測定者の脈拍数を測定する手法を採る装置では、被測定者が例えば運動しているとき、被測定者の脈拍数を正しく測定することに困難が伴う。

【0009】

その理由は、測定時に被測定者が運動を行うと、運動により血管に加速度が生じ、それによって血流に乱れが生じるからである。乱れは、脈波信号に外乱成分として重畳される。そのために、脈波信号から脈動に起因した時間変動の周期を抽出することが困難になる。

40

【0010】

また、被測定者が運動を行うことにより、被測定者の身体部位に取り付けられたセンサ手段にも加速度が生じ、センサ手段が、身体部位に対して位置ずれを起こしたり、一時的にはあっても、センサ手段が身体部位から乖離したりするような事象が発生する。これら事象もまた、脈波信号に外乱成分として重畳されてしまう。そのような事象も、脈波信号から脈動に起因した時間変動の周期を抽出することを困難にする一因である。

【0011】

脈波信号において、血管の脈動に起因した信号強度の変動と、上述のような外乱成分に

50

起因した信号強度の変動とを正しく区別することは極めて困難である。そのため、非心電的に、たとえば光電的に被測定者の皮下の血管の脈動を検知することにより被測定者の脈拍数を測定する手法を採る場合、脈波信号に上述の外乱成分が重畳されることを避けるため、被測定者は、測定の間、安静状態を保つ必要があった。

【 0 0 1 2 】

このことは脈拍測定装置の利便性や、測定条件、測定環境の多様性を制限する要因であった。

【 0 0 1 3 】

そこで、この発明の課題は、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく測定可能な脈拍測定装置を提供することにある。

10

【 0 0 1 4 】

また、この発明の課題は、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく測定可能な脈拍測定方法を提供すること、および、そのような脈拍測定方法をコンピュータに実行させることができる脈拍測定プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

上記課題を解決するため、この発明の脈拍測定装置は、

被測定者の脈波を脈波センサによって検知して脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得部と、

前記被測定者の動きを体動センサによって検知して前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得部と、

20

前記脈波信号を記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換部と、

前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定部と、

前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出部と、

抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出部と、

30

を備え、

前記探索範囲設定部は、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更することを特徴とする。

【 0 0 1 6 】

なお、本明細書で、データ取得部は、脈波センサから脈波信号を直接取得してもよいし、それに代えて、脈波センサから脈波信号をサーバ（記憶部を有する）等に一旦記憶させ、そのサーバ等から取得（間接的取得）してもよい。また、運動強度取得部は、体動センサから運動強度信号を直接取得してもよいし、それに代えて、体動センサから運動強度信号をサーバ（記憶部を有する）等に一旦記憶させ、そのサーバ等から取得（間接的取得）してもよい。

40

【 0 0 1 7 】

また、「脈拍数」とは、単位時間当たりの脈拍の数（例えば、毎分当たりの脈拍の数であるビート・パー・ミニッツ（BPM））を指す。

【 0 0 1 8 】

この発明の脈拍測定装置では、データ取得部は、被測定者の脈波を脈波センサによって検知して脈拍を表す脈波信号を取得する。運動強度取得部は、被測定者の動きを体動センサによって検知して被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する。記憶部は、脈波信号を記憶する。周波数変換部は、記憶部に記憶された時間領域の脈波信号を周波数領域に変換して、脈波信号の周波数スペクトルを求める。探索範囲設定部は、上記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を

50

設定する。ピーク抽出部は、周波数スペクトルの設定された上記探索周波数範囲において強度ピークを抽出する。脈拍数算出部は、抽出された強度ピークの周波数に応じて被測定者の脈拍数を求める。そして、探索範囲設定部は、上記の運動強度信号が示す運動強度に応じて、探索周波数範囲を変更する。

#### 【 0 0 1 9 】

ここで、探索範囲設定部が、周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定することは、被測定者がする運動に由来する周波数成分、高調波成分を、ピーク抽出部による強度ピーク抽出の周波数範囲から除外する、という意味がある。また、被測定者がする運動により、自身の脈拍にも影響が及ぶ。たとえば、被測定者が強い運動を行えば、その脈拍数は増加する傾向を示す。また、被測定者の運動の強度が低下すれば、その脈拍数は減少する傾向を示す。よって、運動強度信号が示す運動強度に応じて脈拍数の変動の傾向を予測し探索周波数範囲を変更することによって、脈波信号のうち被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（の基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることが確保される。したがって、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるようになる。

10

#### 【 0 0 2 0 】

一実施形態の脈拍測定装置では、前記周波数変換部、前記運動強度取得部、前記探索範囲設定部、前記ピーク抽出部、および、前記脈拍数算出部は、予め定められた周期で処理を繰り返し、第1の周期において前記脈拍数算出部が前記被測定者の脈拍数として第1の値を算出した場合には、前記探索範囲設定部は、前記第1の値に対し予め定められた比率範囲に含まれる値を、前記第1の周期に続く第2の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする。

20

#### 【 0 0 2 1 】

この形態の脈拍測定装置では、第1の周期において被測定者の脈拍数として第1の値を算出した場合、第1の周期に続く第2の周期のための探索周波数範囲として、第1の値に対し予め定められた比率範囲に含まれる値を設定する。よって、第2の周期においても、探索周波数範囲に被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（の基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることがより確実になる。したがって、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるようになる。

#### 【 0 0 2 2 】

一実施形態の脈拍測定装置では、前記運動強度取得部が第3の周期に続く第4の周期において取得した運動強度が前記第3の周期において取得した運動強度よりも大きい場合には、前記探索範囲設定部は、前記第3の周期のための前記探索周波数範囲よりも高周波数側にシフトされた周波数範囲を前記第4の周期のための前記探索周波数範囲に設定することを特徴とする。

30

#### 【 0 0 2 3 】

この形態の脈拍測定装置では、第4の周期において取得した運動強度が第3の周期において取得した運動強度よりも大きい場合、第3の周期のための探索周波数範囲よりも高周波数側にシフトされた周波数範囲が第4の周期のための探索周波数範囲に設定される。そうすることで、第4の周期においても、探索周波数範囲に被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（の基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることがより確実になる。したがって、被測定者の運動強度が変化した場合にも、その脈拍数を正しく算出することができるようになる。

40

#### 【 0 0 2 4 】

一実施形態の脈拍測定装置では、前記探索範囲設定部は、前記第3の周期のための前記探索周波数範囲の周波数幅と同じ幅を有するように、前記第4の周期のための前記探索周波数範囲を設定することを特徴とする。

#### 【 0 0 2 5 】

なお、本明細書で「探索周波数範囲の周波数幅」とは、探索周波数範囲の上限にあたる周波数と、下限にあたる周波数との差の絶対値を指す。ここでの周波数の単位は、BPM

50

等でよい。

【0026】

この形態の脈拍測定装置では、装置がする処理の負荷が軽減される。

【0027】

この発明の脈拍数の測定方法は、

脈拍測定装置がする被測定者の脈拍数の測定方法であって、

脈波センサによって、前記被測定者の脈拍を表す脈波信号を取得するデータ取得ステップと、

前記脈波信号を記憶部に記憶する記憶ステップと、

前記記憶部に記憶された時間領域の前記脈波信号を周波数領域に変換し、前記脈波信号の周波数スペクトルを求める周波数変換ステップと、

体動センサによって、前記被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する運動強度取得ステップと、

前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定ステップと、

前記周波数スペクトルの前記設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出ステップと、

抽出された前記強度ピークの周波数に応じて前記被測定者の脈拍数を求める脈拍数算出ステップと、を有し、

前記探索範囲設定ステップは、前記運動強度信号が示す運動強度に応じて、前記探索周波数範囲を変更するステップを含むことを特徴とする。

【0028】

この発明の脈拍数の測定方法によれば、運動強度信号が示す運動強度に応じて探索周波数範囲を変更することによって、脈波信号のうち被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることが確保される。したがって、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるようになる。

【0029】

この発明の脈拍数測定用コンピュータ・プログラムは、上述の脈拍数の測定方法をコンピュータに実行させるためのプログラムである。

【0030】

この発明の脈拍数測定用コンピュータ・プログラムによれば、コンピュータに上述の脈拍測定方法を実行させることができる。

【発明の効果】

【0031】

以上より明らかなように、この発明の脈拍測定装置および脈拍数の測定方法によれば、運動強度信号が示す運動強度に応じて探索周波数範囲を変更することによって、脈波信号のうち被測定者の血管の脈動に由来する周波数成分（基本周波数成分）が探索周波数範囲に含まれることが確保される。したがって、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく算出することができるようになる。

【0032】

また、この発明の脈拍数測定用コンピュータ・プログラムによれば、コンピュータに上述の脈拍数の測定方法を実行させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0033】

【図1A】この発明の一実施形態の脈拍測定装置の外観の模式的な斜視図である。

【図1B】この発明の一実施形態の脈拍測定装置の模式的な断面図である。

【図2】前記脈拍測定装置の機能的な構成を示すブロック図である。

【図3】前記脈拍測定装置の、脈波信号を測定するための脈波センサ部の回路構成を例示する図である。

10

20

30

40

50

【図 4】前記脈拍測定装置の動作フローを示す図である。

【図 5 A】脈波信号（時間領域）の一例を示す図である。

【図 5 B】脈波信号（時間領域）の A C 成分の一例を示す図である。

【図 6】脈波信号 A C 成分（周波数領域）の一例を示す図である。

【図 7】（ a ）被測定者の運動強度の時間変化の例を示す図である。（ b ）脈拍数算出タイミングと、各タイミングにおいて脈拍数算出に用いられる脈波信号 A C 成分の時間範囲との関係を示す図である。

【図 8】運動強度に応じて変更される探索周波数範囲の例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 4 】

以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

【 0 0 3 5 】

図 1 A および図 1 B は、一実施形態の脈拍測定装置の構成を模式的に示している。図 1 A は、一実施形態の脈拍測定装置の外観の模式的な斜視図であり、図 1 B は、同脈拍測定装置の模式的な断面図である。なお、説明の都合上、図示しない被測定部位の側を本体 10 の「下面側」、被測定部位の反対側を本体 10 の「上面側」としている。

【 0 0 3 6 】

この脈拍測定装置 1 は、本体 10 と、バンド 20 と、を含む。図 1 A および図 1 B に示すように、脈拍測定装置 1 は、腕時計のように、バンド 20 を被測定者の測定部位 3（たとえば、手首）に巻き回すことにより、本体を被測定者の手首に固定することができる。

【 0 0 3 7 】

脈拍測定装置 1 の本体 10 は、被測定者の被測定部位 3 に対して密着して配置されて被測定部位との接触面を形成する下面 13 と、当該下面 13 の反対側に位置する上面 11 と、を有する。本体 10 は、下面 13 に沿った面方向に関して、そのサイズが小さく構成されたくびれ形状 w を有する（図 1 B）。

【 0 0 3 8 】

脈拍測定装置 1 の本体 10 は、下面 13 の側に配置されて被測定者の脈拍を測定する脈波センサとしての測定部 15 と、上面 11 の側に配置されて測定部 15 によって測定された脈拍に関する情報を表示する表示部 14 と、を備える。下面 13 の側に配置された測定部 15 は、測定光（例えば赤外光又は近赤外光）を発光する発光ダイオードのような発光素子 16 と、フォトダイオード又はフォトトランジスタのような受光素子 17 と、を備える光学式センサである。発光素子 16 は、被測定部位に向けて或る発光強度で光を照射する発光部として働く。また、受光素子 17 は、被測定部位からの反射光又は透過光を受光する受光部として働く。

【 0 0 3 9 】

本体 10 が被測定部位 3 に密着して配置された状態で、発光素子 16 から発せられた測定光（例えば赤外光又は近赤外光）を被測定部位の皮下にある血管（たとえば、動脈）に照射すると、動脈を流れる赤血球によって照射光が反射され、この反射光が受光素子 17 で受光される。受光素子 17 で受光される反射光の光量は、動脈の脈動に応じて変化する。したがって、当該測定部 15 により、脈波情報を検出して脈拍数を計測することができる。なお、図 1 B では、測定部 15 が下面 13 に接するように配置されているが、測定部 15 が本体 10 の内部に配置されるとともに、本体 10 の内部に配置された測定部 15 と本体 10 の下面 13 と連通する空間部を備える構成であってもよい。また、図 1 A および図 1 B に示した脈拍測定装置 1 は、測定部 15 が発光素子 16 と発光素子 16 の近傍に配置された受光素子 17 とから構成されて、被測定部位 3 からの反射光を検出するタイプのものを例示しているが、測定部 15 が発光素子 16 と発光素子 16 に対して対向配置された受光素子 17 とから構成されて、被測定部位 3 を透過した透過光を検出するタイプとすることもできる。

【 0 0 4 0 】

この脈拍測定装置 1 では、脈波センサとして光電式センサからなる測定部 15 を備えて

10

20

30

40

50

いるので、簡単な構成で、脈拍を含む脈波情報を精度よく検知することができる。

【0041】

表示部14が、本体10の上面11の側すなわち頭部に配置されている。表示部14は、表示画面（例えば、LCD（Liquid Crystal Display）またはEL（Electroluminescence）ディスプレイなど）を含む。表示部14は、被測定者の脈拍に関する情報（例えば、脈拍数）等を表示画面に表示する。当該表示画面の制御は、表示制御部として機能する制御部31（CPU）（後述）によって行われる。

【0042】

本体10を被測定者の被測定部位3に取り付けるためのバンド20は、本体10を密着保持するための本体保持部21と、被測定部位を取り巻くための取り巻き部25と、を有する。

10

【0043】

本体保持部21には、本体10のくびれ形状wの外形サイズと略一致するように開口部が形成され、これにより、くびれ形状wの部分にて、本体10とバンド20とが係合している。

【0044】

本体保持部21の一端部には、略矩形形状に屈折されたバックル部材22が取り付けられている。バックル部材22の穴23を通して、取り巻き部25の端部24が被測定部位3から外向きに挿通され、折り返されている。

【0045】

20

取り巻き部25のうち端部24以外の部分には、外側面（被測定部位3に接する内側面と反対の面）に長手方向に延びる長めの雌側面ファスナーが設けられており、雌側面ファスナーは、端部24に取り付けられた雄側面ファスナー26と着脱自在に係合している。

【0046】

このようにして、バンド20によって、本体10が被測定部位3に対して密着して保持されている。

【0047】

図2は、脈拍測定装置1の機能的なブロック構成を示している。この脈拍測定装置1の本体10は、制御部（CPU）31と、記憶部32と、表示部14と、操作部34と、脈波センサ部15と、体動センサ部33と、を含む。脈拍測定装置1は、さらに、図示しない通信部を含んでもよい。その場合、脈拍測定装置1は、図示しない外部の装置との間で、データ通信を行うことができる。

30

【0048】

制御部31は、CPU（Central Processing Unit；中央演算処理装置）およびその補助回路を含み、脈拍測定装置1を構成する各部を制御し、記憶部32に記憶されたプログラムおよびデータに従って各種の処理を実行する。すなわち、制御部（CPU）31は、操作部34、脈波センサ部15、体動センサ部33、および、図示しない通信部から入力されたデータを処理し、処理したデータを、記憶部32に記憶させたり、表示部14で表示させたり、通信部から出力させたりする。

【0049】

40

記憶部32は、制御部（CPU）31でプログラムを実行するために必要な作業領域として用いられるRAM（Random Access Memory）と、制御部（CPU）31で実行するための基本的なプログラムを記憶するためのROM（Read Only Memory）と、を含む。また、記憶部32の記憶領域を補助するための補助記憶装置の記憶媒体として、半導体メモリ（メモ리카ード、SSD（Solid State Drive））などを用いることができる。この記憶部32は、被測定者毎に、脈波センサ部15によって検知された被測定者の脈拍を表す脈波信号（特にそのAC成分）を時系列で格納することができる。

【0050】

操作部34は、例えば、脈拍測定装置1の電源をON又はOFFするために操作される電源スイッチと、被測定者毎の測定結果を記憶部32に保存するためにいずれの被測定者

50



であるか、あるいは、どのような測定を行うか、を選択するために操作される操作スイッチと、を備える。なお、操作部 34 は、本体 10 の上面 11 ( 図 1 A ) の側あるいは側面 12 ( 図 1 A ) に設置することができる。

【 0051 】

このように、脈拍測定装置 1 は、単独の装置として構成することが可能である。だが、図示しない通信部を備えることによって、ネットワーク上でも使用可能である。

【 0052 】

その通信部は、有線又は無線のネットワークを介して、制御部 ( CPU ) 31 によって生成されたデータや記憶部 32 に格納されていたデータをサーバへ送信したり、サーバの制御部 ( 図示しない ) によって生成されたデータやサーバの記憶部 ( 図示しない ) に格納されていたデータを受信したりするために用いられる。ここで、サーバとあるのは、通常のサーバに加えて、例えば、パーソナルコンピュータのような据え置き型端末、あるいは、携帯電話やスマートフォンや PDA ( パーソナル・デジタル・アシスタント ) やタブレット ( tablet ) 、および、テレビ等の AV 機器のリモートコントローラのような携帯型端末、ならびに、テレビ等の AV 機器に内蔵されたコンピュータを含む広い概念を意味している。

10

【 0053 】

なお、脈拍測定装置 1 の各部へ、図示しない電源から、操作部 34 の電源スイッチに対するユーザの操作に応じて電力が供給される。

【 0054 】

20

図 3 は、この脈拍測定装置 1 の脈波センサ部 15 の回路構成を例示している。この脈波センサ部 15 は、CPU 31 の制御の下で動作することにより脈波センサ部 15 の動作を制御する脈波センサコントローラ 41 を備える。

【 0055 】

脈波センサコントローラ 41 は、パルス駆動回路 42 を制御して発光素子 16 をパルス駆動させる。つまり、パルス駆動回路 42 は、脈波センサコントローラ 41 から供給された駆動パルスに応じて npn 形のトランジスタがスイッチングされることにより、発光素子 16 の発光状態 ( 周波数とデューティ ) を制御する。

【 0056 】

また、脈波センサコントローラ 41 は、発光強度制御回路 43 を制御して発光素子 16 の発光強度 ( すなわち駆動電流 ) を制御する。つまり、発光強度制御回路 43 は、CPU 31 に制御された脈波センサコントローラ 41 からの発光強度制御信号に応じて可変抵抗の抵抗値が変更されることにより該抵抗値によって規定される駆動電流で発光素子 16 を駆動して、発光素子 16 の発光強度を制御する。すなわち、発光素子 16 を流れる駆動電流が大きくなるほど、発光素子 16 の発光強度 ( すなわち発光光量 ) が大きくなる。

30

【 0057 】

受光素子 17 は、受光した光の強さに応じた光電出力を出力する。脈波センサコントローラ 41 は上述のようにして発光素子 16 を制御するとともに、受光感度調整回路 44 を制御して受光素子 17 の受光感度 ( すなわち光電出力のゲイン ) を制御する。受光感度調整回路 44 は、CPU 31 に制御された脈波センサコントローラ 41 からの光電出力制御信号に応じて、その可変抵抗の抵抗値を増減させることで、受光素子 17 からの光電出力 ( 図 5 A における脈波 DC 成分  $P_{DC}$  ) の大きさを調整する。

40

【 0058 】

なお、ここでは、受光素子 17 からの光電出力を、脈波 DC 成分  $P_{DC}$  と呼んでいる。実際には、受光素子 17 から出力される光電出力は一定レベル ( DC 成分 ) に AC 成分が重畳された脈流であるが、その脈動の大きさは光電出力の大きさに較べて極めて小さいため、ここでは、受光素子 17 からの光電出力を、脈波 DC 成分  $P_{DC}$  と呼ぶこととする。

【 0059 】

受光素子 17 からの光電出力 ( 図 5 A における脈波 DC 成分  $P_{DC}$  ) は、二手に分岐さ

50

れて、一方がバンドパスフィルタ（ＢＰＦ）４５に入力され、他方がＡ／Ｄ変換回路（ＤＣ成分用ＡＤＣ）４７Ｄに入力される。

【００６０】

ＢＰＦ４５は、受光素子１７からの光電出力 $P_{DC}$ からＡＣ成分を取り出す作用を有し、増幅器４６は、ＢＰＦ４５からの出力を増幅する作用を有する。ＢＰＦ４５の通過帯域は、ヒトの一般的な脈拍数の範囲（３０ＢＰＭ～３００ＢＰＭ）に対応した周波数帯域（０．５Ｈｚ～５Ｈｚ）を含めばよい。増幅器４６からは、光電出力 $P_{DC}$ のＡＣ成分（図５Ｂにおける脈波ＡＣ成分 $PS(t)$ ）が出力され、該出力は、Ａ／Ｄ変換回路（ＡＣ成分用ＡＤＣ）４７Ａに入力される。

【００６１】

受光素子１７から出力された光電信号 $P_{DC}$ は、Ａ／Ｄ変換器４７Ｄを経て、アナログ信号からデジタル信号に変換され、ＡＤＣ４７Ａの出力からは脈波ＡＣ成分 $PS(t)$ のデジタル信号がＣＰＵ３１に入力される。脈波ＡＣ成分 $PS(t)$ のデジタル信号は、後述するように、被測定者の脈拍数の算出に用いられる。ＡＤＣ４７Ｄの出力からは、光電信号（脈波ＤＣ成分 $P_{DC}$ ）がＣＰＵ３１に入力されて、発光強度を制御するためのパラメータ等の演算処理に用いられる。

【００６２】

なお、本例では、ＡＤＣ４７Ａ（ＡＣ成分用ＡＤＣ）およびＡＤＣ変換回路４７Ｄ（ＤＣ成分用ＡＤＣ）から出力されるデジタル信号がＣＰＵ３１へ入力されるが、ＡＤＣ４７Ａ、４７Ｄは、ＣＰＵ３１に内蔵された態様であってもよい。

【００６３】

体動センサ部３３は、加速度センサ４８を備える。加速度センサ４８は、被測定部位に作用する加速度の大きさを測定し、測定結果を増幅器４９へ出力する。増幅器４９の出力は、Ａ／Ｄ変換回路（ＡＤＣ）５０へ入力され、ＡＤＣ５０からは、加速度の情報を含んだデジタル信号がＣＰＵ３１へ入力される。ここでは、加速度センサ４８に作用する加速度の大きさは、被測定者が行う運動の強度とよく対応していると考え、加速度センサ４８の出力を、被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号として利用する。

【００６４】

この脈拍測定装置１は、全体として、図４に示す脈拍測定方法のフローに従って動作する。

【００６５】

概略的には、脈拍測定装置１は、まず、測定開始時に、安静状態にある被測定者の脈拍数（安静時脈拍数）を算出する。そして、脈拍測定装置１は、次の測定周期においては、安静時脈拍数にもとづいて、周波数領域で表された脈波信号（より具体的には、脈波ＡＣ成分）におけるスペクトル強度のピークを探索すべき周波数範囲（探索周波数範囲）を決定し、探索周波数範囲に存在するスペクトル強度のピークを抽出し、抽出された強度ピークの周波数にもとづいて被測定者の脈拍数を算出する。それ以降の測定周期では、脈拍測定装置１は、体動センサ部３３から出力される被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号に応じて探索周波数範囲を前回の測定で用いた探索周波数範囲からずらして当該範囲内でスペクトル強度のピークを抽出することにより、前回の測定周期において算出された脈拍数からの脈拍数の変化を追跡するようにして今回の測定周期における脈拍数を算出する。

【００６６】

i) まず、ステップＳ１に示すように、安静状態での脈拍数を測定するため、ＣＰＵ３１は、体動センサ部３３から出力される運動強度信号に基づいて被測定者が安静状態にあるか否か、を判断する。ＣＰＵ３１が、被測定者が安静状態にあると判断した場合（ステップＳ１における「ＹＥＳ」）、処理は、ステップＳ２に進む。そうでない場合、ＣＰＵ３１は、ステップＳ１を予め設定された周期で繰り返す。なお、ステップＳ１においては、ＣＰＵ３１は、脈波センサ部から取得した脈波信号（脈波ＡＣ成分 $PS(t)$ ）の周波数スペクトルを求め、スペクトル強度分布の形状から被測定者が安静状態にあるか否か

10

20

30

40

50

を判断してもよい。

【0067】

i i) 次に、ステップS2に示すように、CPU31は、脈波センサ部15から被測定者の脈拍を表す安静時の脈波信号（脈波AC成分PS(t)）を取得するデータ取得部として動作する。より具体的には、データ取得部として動作するCPU31は、光電信号P<sub>DC</sub>に含まれるAC成分PS(t)を取得する。（図5Aおよび図5B参照。）

【0068】

図5Aは、受光素子17から出力される光電信号（脈波DC成分P<sub>DC</sub>）の一例を示す図である。図5Aでは、横軸が時間（秒）を表し、縦軸が脈波DC成分P<sub>DC</sub>の強度（単位は任意）を表す。光電信号（脈波DC成分P<sub>DC</sub>）は、上述のように、微小なAC成分を含んだ脈流である。すなわち、脈波DC成分P<sub>DC</sub>は、組織や滞留している血液などに吸収及び散乱された光に起因する、周期的に変動しない一定レベルの成分（直流成分）に、生体の脈動（すなわち血液の脈波）を反映して周期的に変動する成分（交流成分）PS(t)が重畳された脈流として出力される。なお、通常は、一定レベルの成分（直流成分）の大きさに比して、周期的に変動する脈波AC成分PS(t)の大きさ（振幅）は2桁程度小さい。このため、光電信号（脈波DC成分P<sub>DC</sub>）から脈波AC成分PS(t)を取り出して、データとして取り扱えるように増幅するのが望ましい。本例では、増幅器46はオペアンプを含み、CPU31の制御の下、入力抵抗と帰還抵抗との抵抗比を調整することによって、脈波AC成分の増幅ゲインを制御する。増幅器46から出力された脈波AC成分PS(t)は、ADC47Aを経て、デジタル信号の脈波AC成分PS(t)となってCPU31に入力される。

【0069】

図5Bは、CPU31に入力される脈波AC成分PS(t)の波形を例示している。なお、図5Bでは、横軸が時間（秒）を表し、縦軸が脈波AC成分PS(t)の強度（単位は任意）を表す。脈波AC成分PS(t)は、生体の脈動（すなわち血液の脈波）に応じて周期的に変化している。つまり、脈波AC成分PS(t)は、被測定者の脈拍を表す脈波信号である。この脈波AC成分PS(t)は、図2中に示した記憶部32に、時系列で記憶される。

【0070】

i i i) 次に、図4のステップS3に示すように、CPU31は、記憶部32に記憶された時間領域の安静時の脈波信号（脈波AC成分PS(t)）を周波数領域に変換し、脈波信号（脈波AC成分PS(t)）の周波数スペクトル（PS(f)）を求める周波数変換部として動作する。より具体的には、周波数変換部として動作するCPU31は、記憶部32に記憶された時間領域の安静時の脈波信号（脈波AC成分PS(t)）を周波数領域に変換して、安静時の脈波AC成分の周波数スペクトルPS(f)を求める。この例では、CPU31は、周波数変換部として動作することにより、安静時の脈波信号（脈波AC成分PS(t)）について高速フーリエ変換（FFT）を行う。CPU31は、図7(b)に例示するように、時系列で記憶部32に記憶された安静時の脈波AC成分PS(t)の予め定められた或る長さの期間Td（たとえば、16秒間、8秒間、4秒間等）に含まれる安静時のAC成分PS(t)の周波数スペクトルPS(f)を求める。

【0071】

図6は、周波数領域に変換された安静時の脈波AC成分PS(f)の一例を示す図である。図6では、横軸が脈拍数（単位は、BPM（30BPMが、0.5Hzに相当する。））を表し、縦軸がスペクトル強度（単位は任意）を表す。この例では、周波数領域に変換された安静時のAC成分PS(f)には、およそ60BPMに大きなピークが見られる。およそ120BPM、およそ180BPMには、その高調波成分が現れている。

【0072】

i v) 次に、図4のステップS4に示すように、CPU31は、周波数スペクトルの設定された探索周波数範囲において強度ピークを抽出するピーク抽出部として動作する。測定開始時には（安静状態にある被測定者の脈拍数（安静時脈拍数）を求める場合には）

、探索周波数範囲は、全周波数範囲（たとえば、30BPM～300BPM、すなわち、0.5Hz～5Hz）としてよい。図6の例では、CPU31は、およそ60BPMにおいて周波数スペクトルPS(f)の強度ピークを抽出する。CPU31は、およそ120BPM、およそ180BPMにおける比較的小さな強度ピークについては、およそ60BPMに現れた強度ピークの高調波成分であるとみなして捨てる。次に、CPU31は、抽出された強度ピークの周波数に応じて被測定者の安静時の脈拍数を求める脈拍数算出部として動作することにより、抽出された強度ピークの周波数（図6の場合は、1Hz）に応じて被測定者の安静時脈拍数はおよそ60BPMであると判断する。

【0073】

v) 次に、図4のステップS5に示すように、CPU31は、前記周波数スペクトルの周波数軸において、強度ピークを探索するための探索周波数範囲を設定する探索範囲設定部として動作する。具体的には、探索範囲設定部として動作するCPU31は、前回の測定において算出された脈拍数（ここでは、安静時の脈拍数（およそ60BPM））に対し予め定められた比率範囲（たとえば、プラスマイナス20%以内）に含まれる値を、次の測定周期のための前記探索周波数範囲に設定する。たとえば、CPU31は、前回の測定周期において算出された脈拍数（安静時脈拍数）に対してプラスマイナス20%以内にある値の範囲を次の測定周期のための探索周波数範囲に設定する。図6のように前回の測定周期において算出された脈拍数が60BPMであれば、48BPM～72BPMの範囲が次の測定周期のための探索周波数範囲として設定される。

【0074】

以降、図4のステップS6～ステップS13にわたる処理ループは、測定開始時から数えて2回目以降の脈拍数測定にかかる処理フローである。ステップS6からステップS13に至る一連の処理が、1回の脈拍数測定で実施される。この一連の処理は、測定終了まで、所定の測定周期で（たとえば、5秒間隔（図7における時間間隔Ts））で実施される。脈拍測定装置1は、測定開始時から数えて2回目以降の脈拍数測定においては、体動センサ部33から出力される運動強度信号にもとづいて、必要に応じて探索周波数範囲を前回の探索周波数範囲からずらすように変化させ、当該探索周波数範囲においてスペクトル強度のピークを抽出し、脈拍数を算出する。

【0075】

vi) 図4のステップS6に示すように、CPU31は、運動強度取得部として動作し、体動センサ部33から被測定者が行っている運動の強度を表す運動強度信号を取得する。

【0076】

vii) 次に、ステップS7に示すように、探索範囲設定部として動作するCPU31は、前回の測定周期における被測定者の運動強度と今回の測定周期における被測定者の運動強度とを、運動強度信号に基づいて比較し、今回の測定周期における運動強度が前回の測定周期における運動強度よりも増大したか、変化しなかったか、または、低減したか、を判断する。

【0077】

図7(a)は、運動強度の時間変化例(3例)と、測定周期との関係を示す図である。横軸は、時刻であり、縦軸は、運動強度信号に基づいて決定された、被測定者の運動の強度である。なお、ここでの運動強度は、体動センサ部33(加速度センサ48)の出力する加速度の各時刻における値でよい。あるいは、運動強度は、加速度センサ48の出力を予め定めた時間間隔にわたって積分することによって得られる値であってもよいし、その他の予め定める計算方法によって体動センサ部33が出力する運動強度信号を処理して得られる値でもよい。たとえば、体動センサ部33(加速度センサ48)の出力から被測定者の歩行ピッチ(走行ピッチ)を求め、該ピッチを運動強度としてもよい。

【0078】

第1の運動強度時間変化例WLaは、前回の測定周期における運動強度よりも今回の測定周期の運動強度が増大した場合を示す例である。第1の運動強度時間変化例WLaでは

10

20

30

40

50

、前回の測定周期（時刻  $t_1$ ）において運動強度は  $l_{a1}$  であったのに対し、今回の測定周期（時刻  $t_2$ ）において運動強度は  $l_{a2}$ （ $l_{a2} : l_{a2} > l_{a1}$ ）である。このような場合、CPU 31は、図4のステップS7において、今周期の運動強度は直前周期の運動強度から増大するように変化した、と判断する（ステップS7における「YES」）。したがって、処理は、ステップS8へ進む。

【0079】

第2の運動強度時間変化例WLbは、前回の測定周期における運動強度と今回の測定周期の運動強度との間で変化がなかった場合を示す例である。第2の運動強度時間変化例WLbでは、前回の測定周期（時刻  $t_1$ ）において運動強度は  $l_{b1}$  であり、今回の測定周期（時刻  $t_2$ ）においても運動強度は  $l_{b2}$ （ $l_{b2} : l_{b2} = l_{b1}$ ）である。このよう

10

【0080】

第3の運動強度時間変化例WLcは、前回の測定周期における運動強度よりも今回の測定周期の運動強度が低減した場合を示す例である。第3の運動強度時間変化例WLcでは、前回の測定周期（時刻  $t_1$ ）において運動強度は  $l_{c1}$  であったのに対し、今回の測定周期（時刻  $t_2$ ）において運動強度は  $l_{c2}$ （ $l_{c2} : l_{c2} < l_{c1}$ ）である。このような場合、CPU 31は、図4のステップS7において、今周期の運動強度は直前周期の運動強度から低減するように変化した、と判断する（ステップS7における「YES」）

20

【0081】

viii) 図4のステップS8に示すように、CPU 31は、探索範囲設定部として動作して、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも大きい場合（図7(a)の運動強度WL aのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲よりも高周波数側（高BPM側）にずらす（シフトさせる）。

【0082】

逆に、CPU 31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも小さい場合（図7(a)の運動強度WL cのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲よりも低周波数側（低BPM側）にずらす（シフトさせる）。

30

【0083】

ステップS9に示すように、CPU 31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度から変化していない場合（図7(a)の運動強度WL bのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲から変化させない。

【0084】

図8は、図4のステップS8およびステップS9による探索周波数範囲の変更（維持）の様子を表す図である。横軸は、脈拍数（BPM）を表し、縦軸は、スペクトル強度（単位は任意）を表す。図7(b)に示す時間領域の脈波信号（脈波AC成分PS(t)）のうち、 $t = t_2 - T_d$  から  $t = t_2$  までの脈波信号PS(t)を周波数領域に変換したものが、図8における周波数スペクトルPS(f)である。

40

【0085】

図8の例では、前回の測定周期の探索周波数範囲は、周波数範囲SR1である。周波数範囲SR1は、下限周波数 $f_{L1}$ および上限周波数 $f_{H1}$ で規定される周波数幅（ $f_{H1} - f_{L1}$ ）の周波数範囲であって、前回の脈拍測定では当該範囲において強度ピークの抽出が行われたものとする。

【0086】

図4のステップS8において、CPU 31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも大きい場合（図7(a)の運動強度WL aのような場合）、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲SR1よりも高周波数側（高BPM側）の周波数範囲SR2 aにずらす（シフトさせる）。これにより、今回の測定周期にお

50

る探索周波数範囲は、下限周波数  $f_{L2a}$  ( $f_{L2a} = f_{L1} + dPb$ ) および上限周波数  $f_{H2a}$  ( $f_{H2a} = f_{H1} + dPt$ ) で規定される周波数幅 ( $f_{H2a} - f_{L2a}$ ) の周波数範囲となる。ここで、 $dPb = dPt$  としてよく、その場合、今回の探索周波数範囲の周波数幅は、前回の探索周波数範囲の周波数幅と同一となる。また、CPU31は、今回の測定周期における運動強度と前回の測定周期における運動強度との差 (図7(a)における運動強度の差 ( $l_{a2} - l_{a1}$ )) が大きければ大きいほどに、探索周波数範囲のシフト量 (図8における  $dPt$  および  $dPb$ ) を大きくしてもよい。そうすることで、運動負荷の増大に伴って増加であろう脈拍数をより確実に追跡することが可能となる。

【0087】

逆に、CPU31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度よりも小さい場合 (図7(a)の運動強度  $W_{Lc}$  のような場合)、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲  $SR1$  よりも低周波数側 (低BPM側) の周波数範囲  $SR2c$  にずらす (シフトさせる)。これにより、今回の測定周期における探索周波数範囲は、下限周波数  $f_{L2c}$  ( $f_{L2c} = f_{L1} - dMb$ ) および上限周波数  $f_{H2c}$  ( $f_{H2c} = f_{H1} - dMt$ ) で規定される周波数幅 ( $f_{H2c} - f_{L2c}$ ) の周波数範囲となる。ここでも、 $dMb = dMt$  としてよく、その場合、今回の探索周波数範囲の周波数幅は、前回の探索周波数範囲の周波数幅と同一となる。また、CPU31は、今回の測定周期における運動強度と前回の測定周期における運動強度との差 (図7(a)における運動強度の差 ( $l_{c1} - l_{c2}$ )) が大きければ大きいほどに、探索周波数範囲のシフト量 (図8における  $dMt$  および  $dMb$ ) を大きくしてもよい。そうすることで、運動負荷の減少に伴って低下するであろう脈拍数をより確実に追跡することが可能となる。

【0088】

図4のステップS9においては、CPU31は、今回の測定周期における運動強度が、前回の測定周期における運動強度から変化していない場合 (図7(a)の運動強度  $W_{Lb}$  のような場合)、探索周波数範囲を、前回の探索周波数範囲  $SR1$  から変化させない。

【0089】

i x) 図4のステップS10に示すように、CPU31は、データ取得部として動作することにより、今回の測定周期のための脈波信号 (脈波AC成分  $PS(t)$ ) の時系列データを記憶部32から取得する。たとえば、CPU31は、図7(b)のような脈波信号 (脈波AC成分  $PS(t)$ ) の時系列データが記憶部32に記憶されている場合、時刻  $t_2 - Td$  から今回の測定周期の時刻  $t_2$  までの脈波信号 (脈波AC成分  $PS(t)$ ) の時系列データを記憶部32から取得する。

【0090】

x) 次に、図4のステップS11に示すように、CPU31は、周波数変換部として動作することにより、記憶部32に記憶された時間領域の脈波信号 (脈波AC成分  $PS(t)$ ) を周波数領域に変換し、脈波信号 (脈波AC成分  $PS(t)$ ) の周波数スペクトル ( $PS(f)$ ) を求める。たとえば、CPU31は、ステップS10で取得した予め定められた期間  $Td$  の脈波信号 (脈波AC成分  $PS(t)$ ) の時系列データについて高速フーリエ変換 (FFT) を行い、図8に示すような脈波信号の周波数スペクトル  $PS(f)$  を導出する。

【0091】

x i) そして、図4のステップS12に示すように、CPU31は、ピーク抽出部として動作することにより、ステップS8またはステップS9で設定された今回の測定周期の探索周波数範囲 ( $SR2a$ 、 $SR2b$ 、または、 $SR2c$ ) において、周波数スペクトルの強度ピーク (極大点) を抽出する。次に、CPU31は、脈拍数算出部として動作することにより、抽出された強度ピークの周波数に応じて被測定者の安静時脈拍数を算出する。

【0092】

x i i) ステップS13において、CPU31は、脈拍測定を終了するか否かを判断し、脈拍測定を継続すると判断した場合には、ステップS6に戻って次の測定周期のた

10

20

30

40

50

めの処理を行う。

【0093】

以上のように、一実施形態における脈拍測定装置1は、被測定者が行っている運動の強度に基づいて脈拍の変動の傾向を予測し、予測した脈拍変動の方向性を考慮して、前回の探索周波数範囲を高周波数側あるいは低周波数側にずらしたり、前回の探索周波数範囲をそのまま維持したりして、脈拍に起因したスペクトル強度のピークを周波数領域の脈波信号から抽出する。そうすることで、たとえ被測定者が運動を行うことにより外乱成分が脈波信号に重畳されるような場合であっても、外乱成分に起因したスペクトル強度のピークを脈拍に起因したスペクトル強度のピークであると誤認識することがなくなり（少なくとも、誤認識する頻度が低減され）、被測定者が安静状態になくても、その被測定者の脈拍数を正しく測定することが可能となっている。

10

【0094】

一実施形態における脈拍測定装置1は、非心電的に取得された脈波信号の周波数スペクトル強度分布に基づいて被測定者の脈拍数を算出する脈拍測定装置である。非心電的とは、たとえば、光電方式を指すが、これに限定されない。非心電的な方法には、光電方式のほか、圧電方式等が含まれる。

【0095】

一実施形態における脈拍測定装置1は、脈波信号として、光電出力 $P_{DC}$ のうち被測定者の脈拍数として想定する範囲（30BPM～300BPM）の周期で変動する成分を取りだして利用している。しかしながら、光電出力 $P_{DC}$ をそのまま脈波信号として利用してもよい。

20

【0096】

また、上述の脈拍測定の方法をコンピュータに実行させるためのプログラムとして構築してもよい。

【0097】

また、そのようなプログラム（脈拍測定プログラム）をCD-ROMなどのコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して配布できるようにしても良い。上記脈拍測定プログラムを汎用コンピュータにインストールすることで、汎用コンピュータによって上記脈拍測定方法を実行することが可能である。

【0098】

また、記憶部32に記憶されているプログラムを、メモリその他の非一時的なコンピュータ読み取り可能な記録媒体（メモリ、ハードディスクドライブ、光ディスクなど）にエンコードしておき、汎用コンピュータに上述の脈拍測定方法を実行させてもよい。また、プログラムは、インターネット等を通じて配信されてもよい。

30

【0099】

また、上の例では、CPU31は、周波数領域への変換として高速フーリエ変換（FFT）を行ったが、これに限られるものではない。時間領域の光電信号 $P_{DC}$ を周波数領域に変換できるものであれば、他の変換方式を採用してもよい。

【0100】

また、CPU31として、上記脈拍測定の方法を実行する専用のハードウェアロジック回路を用いてもよい。つまり、データ取得部、運動強度取得部、探索範囲設定部、ピーク抽出部、脈拍数算出部の少なくともいずれか1つは、専用のハードウェア回路によって実現されてもよい。

40

【0101】

また、上の例では、図4のステップS1において被測定者が安静状態にあると判断されたとき、図4のステップS4において、脈波信号の周波数スペクトルに含まれた最大の強度ピークが示す周波数を、被測定者の安静状態の脈拍数として求めた。しかしながら、これに限られるものではない。脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）のピークまたは谷の数をカウントして、脈波信号（脈波AC成分 $PS(t)$ ）の変動の繰り返し数から1分あたりの変動回数を求め、それに基づいて被測定者の安静状態の脈拍数を求めてもよい。

50

## 【 0 1 0 2 】

以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。

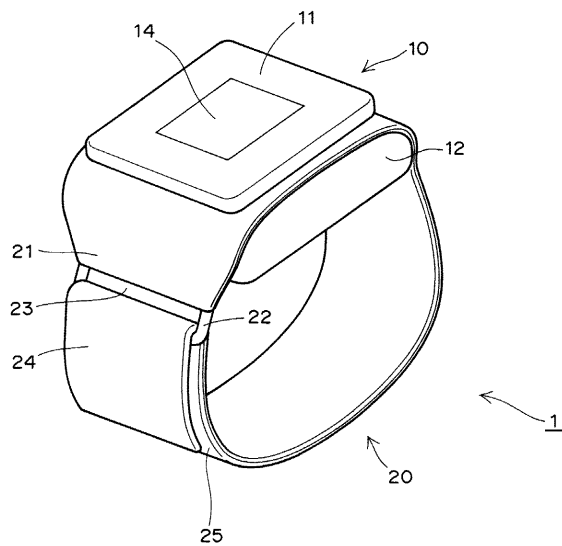
## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 0 3 】

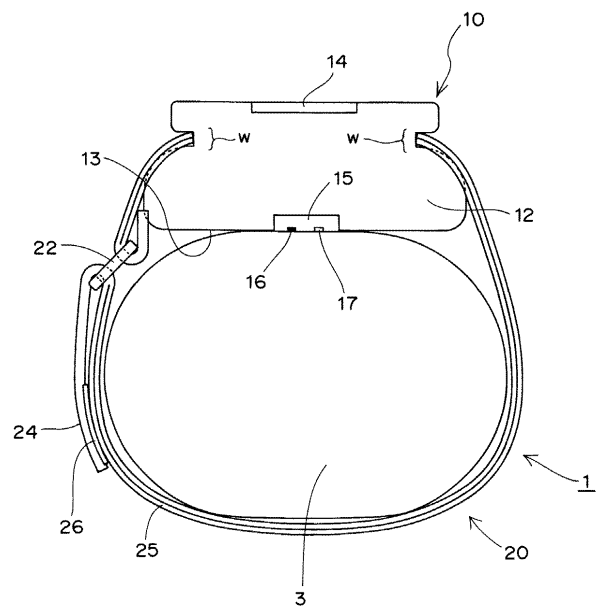
- 1 脈拍測定装置
- 10 本体
- 15 脈波センサ部
- 16 発光素子
- 17 受光素子
- 31 CPU
- 32 記憶部
- 33 体動センサ部
- 54 発光素子
- 56 受光素子

10

【 図 1 A 】

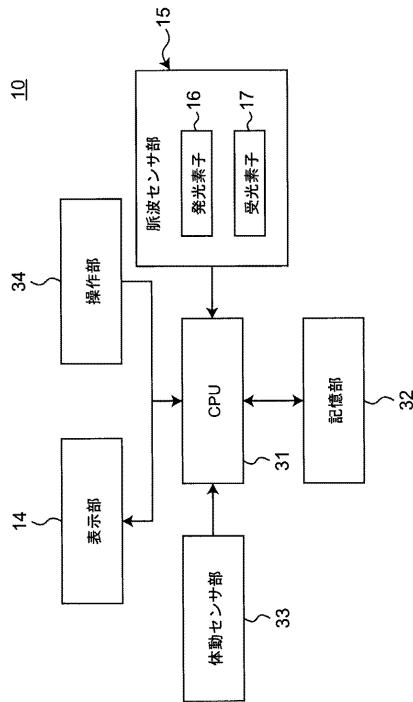


【 図 1 B 】

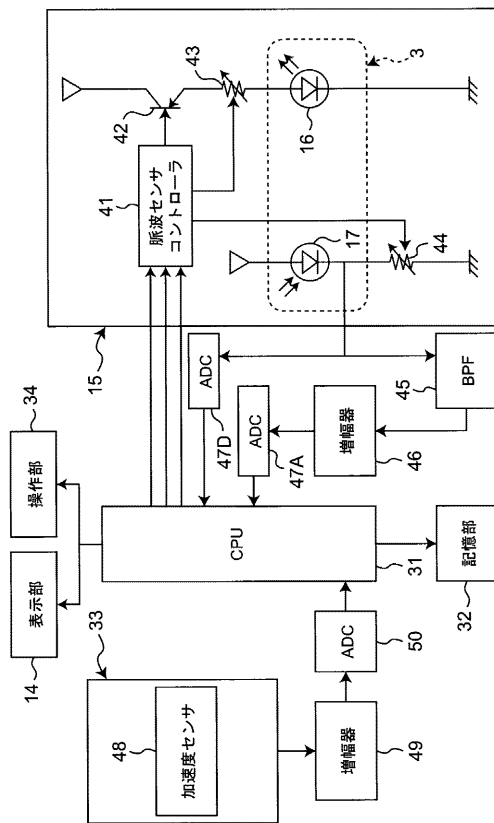




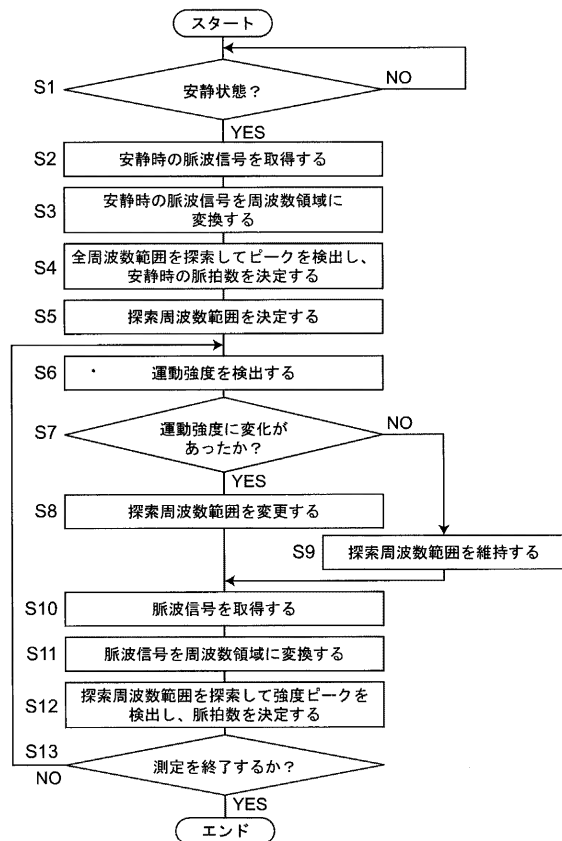
【図 2】



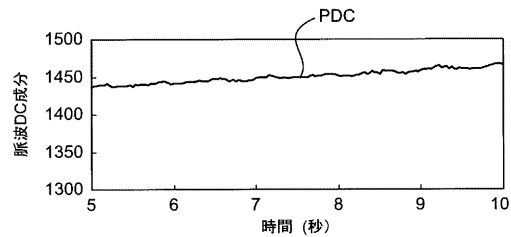
【図 3】



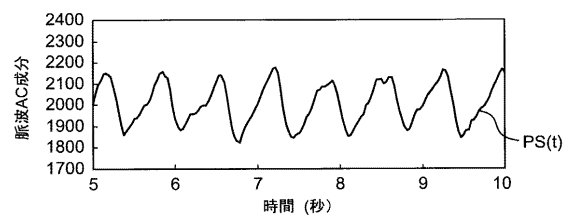
【図 4】



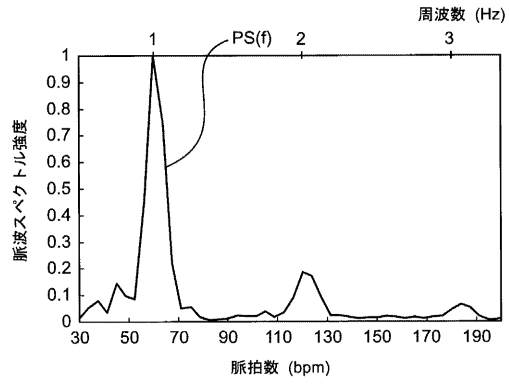
【図 5 A】



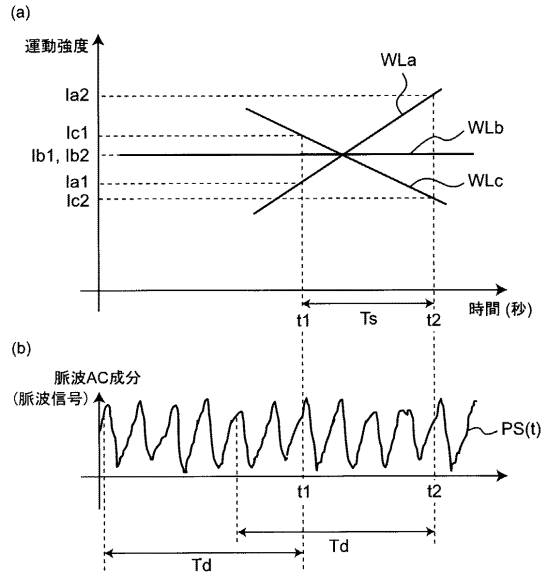
【図 5 B】



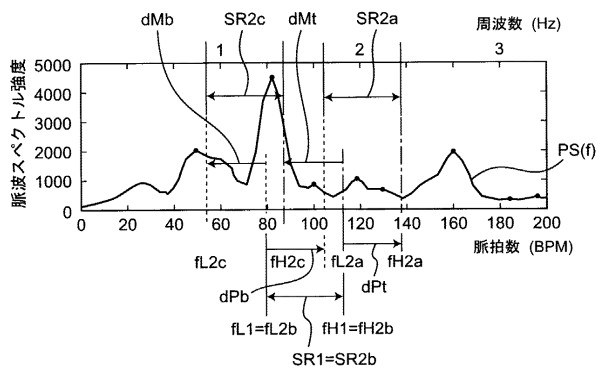
【図 6】



【図 7】



【図 8】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 小椋 敏彦  
京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 澤野井 幸哉  
京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 田邊 英治

- (56)参考文献 特開2005-160640(JP,A)  
特開平8-289876(JP,A)  
特開2007-330431(JP,A)  
特開2012-170701(JP,A)  
特開平10-258038(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- |        |             |
|--------|-------------|
| A 61 B | 5 / 0 2 4 5 |
| A 61 B | 5 / 0 2     |