

(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2010-17602

(P2010-17602A)

(43) 公開日 平成22年1月28日(2010.1.28)

(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 2 O P	4 C O 1 7
	A 6 1 B 5/02 3 2 O B	
	A 6 1 B 5/02 3 1 O H	

審査請求 有 請求項の数 7 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2009-249978 (P2009-249978)	(71) 出願人	000002369
(22) 出願日	平成21年10月30日 (2009.10.30)		セイコーエプソン株式会社
(62) 分割の表示	特願2005-4116 (P2005-4116)		東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
	の分割	(74) 代理人	110001081
原出願日	平成15年9月2日 (2003.9.2)		特許業務法人クシブチ国際特許事務所
(31) 優先権主張番号	特願2003-75839 (P2003-75839)	(72) 発明者	小須田 司
(32) 優先日	平成15年3月19日 (2003.3.19)		長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	座光寺 誠
(31) 優先権主張番号	特願2003-75840 (P2003-75840)		長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
(32) 優先日	平成15年3月19日 (2003.3.19)	(72) 発明者	青島 一郎
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)		長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

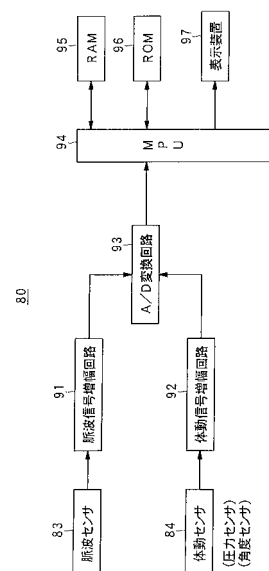
(54) 【発明の名称】 脈拍計、制御プログラムおよび記録媒体

(57) 【要約】

【課題】 体動成分が周期的な特性を有していない場合であっても、脈波成分から生体内部で発生する体動成分を確実に除去して正確に脈拍数算出を行う。

【解決手段】 脈波検出部は、脈波センサ83を有し、脈波検出信号をMPU94に出力する。MPU94は、装着者の心臓の位置と、当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて脈波検出信号に含まれる体動成分を除去し、体動成分除去後の脈波検出信号に基づいて脈拍数を検出する。

【選択図】 図4



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

人体に装着して脈拍を計測する脈拍計において、
脈波センサを有し、脈波検出信号を出力する脈波検出部と、
装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去部と、
前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、
を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 2】

請求項 1 記載の脈拍計において、
前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差の関数として表される体動成分を検出し、体動検出信号を出力する体動検出部を備えたことを特徴とする脈拍計。 10

【請求項 3】

請求項 2 記載の脈拍計において、
前記体動検出部は、前記体動成分を検出する圧力センサを備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 4】

請求項 3 記載の脈拍計において、
前記圧力センサは、前記脈波センサの近傍に配置されていることを特徴とする脈拍計。 20

【請求項 5】

請求項 3 または請求項 4 記載の脈拍計において、
前記圧力センサは、前記脈波センサに略積層状態で配置されていることを特徴とする脈拍計。

【請求項 6】

請求項 5 記載の脈拍計において、
前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差を検出する差検出部と、
前記差および前記脈波検出信号から前記体動成分を生成する体動成分生成部と、
を備えたことを特徴とする脈拍計。 30

【請求項 7】

請求項 6 記載の脈拍計において、
前記差検出部は、前記高さ方向の相対的な差として当該脈拍計の基準角度に対する実際の配置状態における角度差を検出する角度センサを備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 8】

請求項 7 記載の脈拍計において、
前記角度センサは、前記脈波センサの近傍に配置されていることを特徴とする脈拍計。

【請求項 9】

請求項 7 または請求項 8 記載の脈拍計において、
前記角度センサは、前記脈波センサに略積層状態で配置されていることを特徴とする脈拍計。 40

【請求項 10】

請求項 7 ないし請求項 9 のいずれかに記載の脈拍計において、
前記角度センサは、静止加速度に基づいて前記角度差を検出することを特徴とする脈拍計。

【請求項 11】

請求項 7 ないし請求項 9 のいずれかに記載の脈拍計において、
前記角度センサは、回転錘を有し、前記回転錘の回転状態に基づいて前記角度差を検出することを特徴とする脈拍計。

【請求項 12】

請求項 6 ないし請求項 1 1 のいずれかに記載の脈拍計において、

前記差検出部は、前記角度差が前記装着者の心臓の位置に対し、当該脈拍計の装着位置がより高い位置にあると見做される場合に、所定の前記体動成分の減衰曲線に応じて前記角度差を補正する角度差補正部を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 1 3】

請求項 1 ないし請求項 1 2 のいずれかに記載の脈拍計において、

前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号を前記脈波検出信号から減算する除去処理部を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 1 4】

請求項 1 ないし請求項 1 2 のいずれかに記載の脈拍計において、

前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号を周波数分析し第 1 周波数分析データを生成する第 1 周波数分析部と、

前記脈波検出信号を周波数分析し第 2 周波数分析データを生成する第 2 周波数分析部と

、
前記第 2 周波数分析データに対する前記第 1 周波数分析データの減算処理を行う除去処理部を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 1 5】

請求項 1 ないし請求項 1 2 のいずれかに記載の脈拍計において、

前記体動成分除去部は、前記脈波検出信号および前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号に基づいて適応フィルタ係数を生成するフィルタ係数生成部と、

前記脈波検出信号から前記適応フィルタ係数を適用した前記体動成分検出信号を減算する除去処理部と、

を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 1 6】

請求項 1 ないし請求項 1 5 のいずれかに記載の脈拍計において、

装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分からピッチあるいは歩数を検出する体動情報検出部を備えたことを特徴とする脈拍計。

【請求項 1 7】

脈波センサを有し、脈波信号を出力する脈波検出部を備えた脈拍計の制御方法において

、
装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去過程と、

前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出過程と

、
を備えたことを特徴とする脈拍計の制御方法。

【請求項 1 8】

身体の脈波検出位置に装着され、脈波センサを有し、脈波信号を出力する脈波検出部と、腕に装着される装置本体部と、を備えた腕時計型情報機器であって、

前記装置本体部は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去部と、

前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、

前記脈拍数を表示する表示部と、

を備えたことを特徴とする腕時計型情報機器。

【請求項 1 9】

脈波センサを有し脈波信号を出力する脈波検出部と、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差を検出し、差データとして出力する差検出部と、を

10

20

30

40

50

備えた脈拍計をコンピュータにより制御するための制御プログラムにおいて、
前記脈波検出信号に対応する脈波成分データおよび前記差データに対応する体動成分に
基づいて脈波成分から体動成分を除去させ、
前記体動成分除去後の前記脈波成分に基づいて脈拍数を算出させる、
ことを特徴とする制御プログラム。

【請求項 20】

請求項 19 記載の制御プログラムを記録したことを特徴とするコンピュータ読取可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、脈拍計、脈拍計の制御方法、腕時計型情報機器、制御プログラムおよび記録媒体に係り、特に人体の腕に装着して歩行中あるいは走行中の脈拍を測定するのに好適な脈拍計、脈拍計の制御方法、腕時計型情報機器、制御プログラムおよび記録媒体に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、特許文献 1 には、腕時計型の脈拍計が開示されている。

上記特許文献 1 に開示されている脈拍計は、加速度センサにより検出した体動信号の周波数分析結果に基づいて体動信号の高調波成分のすべてに相当する周波数成分を脈波信号の周波数分析結果から除去し、体動信号の高調波成分が除去された脈波信号の周波数分析結果のなかから最大のパワーを有する周波数成分を抽出し、当該抽出した周波数成分に基づいて脈拍数を算出するという構成を採っていた。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特許第 2 8 1 6 9 4 4 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

上記従来の脈拍計においては、体動成分の検出を加速度センサにより行っていたため、脈拍センサ信号に含まれる生体内部で発生する体動成分を全て把握できているわけではなく、体動成分の除去が不完全となるという恐れがあった。

従来は体動成分を完全に把握できないため、脈拍センサ信号に含まれる体動成分を除去するために周波数分析結果の高調波成分の特徴を利用して体動信号を特定し、特定した体動信号を除去して脈波信号を抽出しているため、体動が周期的な特性を有していない場合には、体動成分を除去することができず、ひいては、脈拍を正しく求める事ができないという問題点があった。

そこで、本発明の目的は、脈拍センサ信号に含まれる体動成分をより正確に把握することにより、体動成分が周期的な特性を有していない場合であっても、脈波成分から生体内部で発生する体動成分を確実に除去して正確に脈拍数算出を行うことができる脈拍計、脈拍計の制御方法、腕時計型情報機器、制御プログラム、記録媒体、血管模擬センサおよび生体情報計測装置を提供することにある。

40

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するため、人体に装着して脈拍を計測する脈拍計は、脈波センサを有し、脈波検出信号を出力する脈波検出部と、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去部と、前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、を備えたことを特徴としている。

50

上記構成によれば、脈波検出部は、脈波センサを有し、脈波検出信号を出力する。

体動成分除去部は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する。

これにより脈拍数算出部は、体動成分除去後の脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する。

この場合において、前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差の関数として表される体動成分を検出し、体動検出信号を出力する体動検出部を備えるようにしてもよい。

また、前記体動検出部は、前記体動成分を検出する圧力センサを備えてもよい。

さらに、前記圧力センサは、前記脈波センサの近傍に配置されているようにしてもよい

10

また、前記圧力センサは、前記脈波センサに略積層状態で配置されているようにしてもよい。

【0006】

さらにまた、前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差を検出する差検出部と、前記差および前記脈波検出信号から前記体動成分を生成する体動成分生成部と、を備えるようにしてもよい。

また、前記差検出部は、前記高さ方向の相対的な差として当該脈拍計の基準角度に対する実際の配置状態における角度差を検出する角度センサを備えるようにしてもよい。

さらに、前記角度センサは、前記脈波センサの近傍に配置されているようにしてもよい

20

また、前記角度センサは、前記脈波センサに略積層状態で配置されているようにしてもよい。

さらにまた、前記角度センサは、静止加速度に基づいて前記角度差を検出するようにしてもよい。

また、前記角度センサは、回転錘を有し、前記回転錘の回転状態に基づいて前記角度差を検出するようにしてもよい。

【0007】

さらに、前記差検出部は、前記角度差が前記装着者の心臓の位置に対し、当該脈拍計の装着位置がより高い位置にあると見做される場合に、所定の前記体動成分の減衰曲線に応じて前記角度差を補正する角度差補正部を備えるようにしてもよい。

30

さらにまた、前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号を前記脈波検出信号から減算する除去処理部を備えるようにしてもよい。

また、前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号を周波数分析し第1周波数分析データを生成する第1周波数分析部と、前記脈波検出信号を周波数分析し第2周波数分析データを生成する第2周波数分析部と、前記第2周波数分析データに対する前記第1周波数分析データの減算処理を行う除去処理部を備えるようにしてもよい。

さらに、前記体動成分除去部は、前記脈波検出信号および前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号に基づいて適応フィルタ係数を生成するフィルタ係数生成部と、前記脈波検出信号から前記適応フィルタ係数を適用した前記体動成分検出信号を減算する除去処理部と、を備えるようにしてもよい。

40

【0008】

さらにまた、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分からピッチあるいは歩数を検出する体動情報検出部を備えるようにしてもよい。

また、脈波センサを有し、脈波信号を出力する脈波検出部を備えた脈拍計の制御方法は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記

50

脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去過程と、前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出過程と、を備えたことを特徴としている。

【0009】

また、身体の脈波検出位置に装着され、脈波センサを有し、脈波信号を出力する脈波検出部と、腕に装着される装置本体部と、を備えた腕時計型情報機器は、前記装置本体部は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去部と、前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、前記脈拍数を表示する表示部と、を備えたことを特徴としている。

10

上記構成によれば、装置本体部の体動成分除去部は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する。これにより脈拍算出部は、体動成分除去後の脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出し、表示部は、脈拍数を表示する。

【0010】

脈波センサを有し脈波信号を出力する脈波検出部と、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差を検出する差検出部と、を備えた脈拍計をコンピュータにより制御するための制御プログラムは、前記脈波検出信号に対応する脈波成分データおよび前記差データに対応する体動成分に基づいて脈波成分から体動成分を除去させ、前記体動成分除去後の前記脈波成分に基づいて脈拍数を算出させることを特徴としている。

20

さらに上記制御プログラムをコンピュータ読取可能な記録媒体に記録するようにしてもよい。

【発明の効果】

【0011】

本発明によれば、脈波検出信号に含まれる体動成分を確実に検出し、体動成分除去後の脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出するので、生体内部で発生する体動成分、特に静脈血に起因する体動成分を確実に除去し、脈波成分に対応するスペクトルを容易に特定して、脈拍検出精度を向上させることができる。

【図面の簡単な説明】

30

【0012】

【図1】圧力変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。

【図2】第1実施形態の脈拍測定システムの概要構成図である。

【図3】センサモジュールにおける各センサの配置例の説明図である。

【図4】脈拍測定装置の概要構成ブロック図である。

【図5】脈波検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図6】図5の脈波検出データに対応する圧力検出データを同一の時間軸で時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図7】図5の脈波検出データおよび図6の圧力検出データから算出した差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

40

【図8】図7の差データにFFTを施して得られた周波数分析結果である。

【図9】脈波検出データの周波数分析結果の説明図である。

【図10】圧力検出データの周波数分析結果の説明図である。

【図11】周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の圧力検出データとの差である差データの説明図である。

【図12】第1実施形態の適応フィルタの一例の概要構成ブロック図を示す。

【図13】脈波検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図14】図13の脈波検出データに対応する圧力検出データを同一の時間軸で時系列順に並べてグラフ化したものである。

50

【図 15】図 13 の脈波検出データおよび図 14 の圧力検出データに対して適応フィルタを適用して得られた残差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図 16】図 15 の残差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

【図 17】第 1 実施形態の第 3 変形例の脈拍測定システムの概要構成図である。

【図 18】センサモジュール 1 1 1 A におけるセンサの配置例の説明図である。

【図 19】センサモジュール 1 1 1 B におけるセンサの配置例の説明図である。

【図 20】腕の高さ変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。

【図 21】腕の角度と方向との関係の説明図である。

【図 22】初期状態における腕の位置（腕の方向）において腕の位置の高さ変化量と角度センサの出力としての体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。 10

【図 23】高さ変化量を固定とした場合における腕の位置による角度センサの出力としての体動成分量（ストローク成分量）の変化の説明図である。

【図 24】初期状態における腕の位置（腕の方向）において腕の位置の高さ変化量と補正後の角度センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。

【図 25】第 2 実施形態の脈拍計を時計ケースに組み込んだ場合の断面図である。

【図 26】角度センサである差動キャパシタ型センサのセンサ構造概略図である。

【図 27】差動キャパシタ型センサの一部拡大図である。

【図 28】差動キャパシタ型センサの動作説明図である。 20

【図 29】角度センサとして用いる回転錘型角度センサの正面図である。

【図 30】図 29 の回転錘型角度センサの側面図である。

【図 31】脈波検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図 32】図 31 の脈波検出データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

【図 33】角度検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図 34】図 33 の角度検出データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

【図 35】図 31 の脈波検出データおよび図 33 の角度検出データに対して適応フィルタを適用して得られた残差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図 36】図 35 の残差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

【図 37】補正後の角度検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。 30

【図 38】補正後の角度検出データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

【図 39】図 31 の脈波検出データおよび図 37 の補正後の角度検出データに対して適応フィルタを適用し得られた残差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

【図 40】図 39 の残差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

【発明を実施するための形態】

【0013】

次に本発明の好適な実施の形態について図面を参照して説明する。

[1] 第 1 実施形態

[1 . 1] 原理

まず、第 1 実施形態の具体的説明に先立ち、第 1 実施形態の動作原理を説明する。 40

脈波を検出するための脈波センサの出力には、脈波成分に加えて様々な体動成分が含まれている。この体動成分は、脈拍被測定者であるユーザの運動（歩行・走行動作、腕の振りなど）に起因する、生体内部の変化により発生するものであることが知られている。

従って、体動成分を検出するセンサとして加速度センサを用いた場合には、ユーザの運動を検出することができるが、脈波センサの出力に含まれる体動成分は、その運動に起因する生体内部の変化により発生するものであり、脈波センサの出力に含まれる真の体動成分については、正確に検出することは困難である。

一方、生体内部で発生する体動成分として、脈波センサとして用いる光センサに最も影響を与えるものとしては、静脈血の影響を無視することはできない。

【0014】

ところで、静脈壁は伸展性が大きいため、血圧が上昇した場合には静脈壁が引き延ばされ、当該部分に大量の血液をためこむこととなり、静脈の膨張に伴う体表面の圧力増加を伴うことがわかる。

これに伴い、発明者らは同一の体動成分を発生させた場合の体表面の圧力変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係を調べた。

図１は圧力変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。

図１に示すように、圧力変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）とは、略比例関係を有していることがわかった。

これは、換言すれば、体表面の圧力変化量を検出できれば、脈波センサの出力に含まれている静脈血の影響量を推し量ることができるということである。

そこで、本第１実施形態においては、静脈の膨張、すなわち、静脈起因の体動成分を外部の圧力センサにより検出するとともに、これを脈波センサの出力から所定割合で差し引くことにより、静脈血の影響を除去した信号に基づいて正確に脈拍数を検出するようにしている。

【００１５】

[１．２] 詳細説明

次に第１実施形態について詳細に説明する。

図２は、第１実施形態の脈拍測定システムの概要構成図である。

脈拍測定装置８０は、大別すると、ユーザの指に装着されるセンサモジュール８１と、センサモジュール８１と配線Ｌを介して接続され、ユーザの腕に装着される装置本体８２と、を備えている。

図３はセンサモジュールにおける各センサの配置例の説明図である。

センサモジュールは、大別すると、主として脈波成分を検出する脈波センサ８３と、主として体動成分を検出する圧力センサとして構成された体動センサ８４と、を備えて構成されている。

ここで、脈波センサ８３は、検出用光を射出するＬＥＤ８３Ａと、人体により反射された検出用光を受光するＰＤ（Photo Detector）８３Ｂと、を備えている。

図４は、脈拍測定装置の概要構成ブロック図である。

脈拍測定装置８０は、大別すると、前述した脈波センサ８３および体動センサ８４に加えて、脈波信号増幅回路９１と、体動信号増幅回路９２と、Ａ／Ｄ変換回路９３と、ＭＰＵ９４と、ＲＡＭ９５と、ＲＯＭ９６と、液晶表示装置などの表示装置９７と、を備えている。

【００１６】

本第１実施形態において、体動センサ８４としては、圧力センサを用いている。

脈波信号増幅回路９１は、脈波センサ８３から出力される脈波検出信号を所定増幅率で増幅して増幅脈波検出信号としてＡ／Ｄ変換回路９３に出力する。

体動信号増幅回路９２は、体動センサ８４から出力される圧力検出信号を所定増幅率で増幅して増幅圧力検出信号としてＡ／Ｄ変換回路９３に出力する。

Ａ／Ｄ変換回路９３は、入力された増幅脈波検出信号および増幅圧力検出信号をそれぞれ別個にアナログ／ディジタル変換して脈波検出データおよび圧力検出データとしてＭＰＵ９４へ出力する。

ＭＰＵ９４は、脈波検出データおよび圧力検出データ（体動検出データ）をＲＡＭ９５に格納するとともに、ＲＯＭ９６に格納された制御プログラムに基づいて脈拍数を算出し、表示装置９７に表示することとなる。

より詳細には、ＭＰＵ２４は、ＲＡＭ２５に格納した脈波検出データおよび圧力検出データ（体動検出データ）を時系列順に並べ、対応するサンプリングタイミング毎に脈波検出データと圧力検出データとの両者の差である差データを求める。

そして残差データの周波数分析（ＦＦＴ：Fast Fourier Transformation）を行って、脈波の高調波成分を抽出し、その周波数から脈拍数を算出することとなる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

次により具体的な脈拍数算出処理について説明する。

図 5 は、脈波検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。

また、図 6 は図 5 の脈波検出データに対応する圧力検出データを同一の時間軸で時系列順に並べてグラフ化したものである。

まず、M P U 9 4 は、R A M 9 5 に格納した脈波検出データおよび圧力検出データを順次読み出し、あるサンプリングタイミングにおける脈波検出データから同一サンプリングタイミングの圧力検出データを差し引くことにより差データを算出する。

図 7 は、図 5 の脈波検出データおよび図 6 の圧力検出データから算出した差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

10

次に M P U 9 4 は、差データに対し F F T を施す。

図 8 は、図 7 の差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

これにより、得られた周波数分析結果は、実質的に脈波センサの出力信号（脈波成分 + 体動成分）から、静脈起因の体動成分を除去したものの、すなわち、主として脈波成分に対応する脈波データとなる。

さらに M P U 9 4 は、得られた脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトルとして、その周波数から脈拍数を算出する。

そして M P U 9 4 は、表示装置 2 7 に脈拍数を表示することとなる。

以上の説明のように、本第 1 実施形態によれば、生体内部で発生する体動成分の主要因である静脈の変動を圧力センサを用いて確実に検出して把握できる。このため、体動成分を確実に除去でき、正確な脈波成分検出、ひいては、正確な脈拍数の測定が行える。

20

【 0 0 1 8 】

[1 . 3] 第 1 変形例

次に第 1 実施形態の第 1 変形例について説明する。

以上の説明においては、脈波検出データから圧力検出データを周波数分析（F F T）を行う前に差し引いて差データを算出する構成としていたが、本第 1 変形例は、脈波検出データおよび圧力検出データを周波数分析を行ってから、差データを算出する場合の変形例である。以下、第 1 変形例について説明する。

本第 1 変形例においては、M P U 9 4 は、R A M 9 5 に格納した脈波検出データおよび圧力検出データ（体動検出データ）のそれぞれについて周波数分析（F F T）を行う。

30

次に M P U 9 4 は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の圧力検出データとの差である差データを求める。

そして得られた差データから脈波の高調波成分を抽出し、その周波数から脈拍数を算出することとなる。

【 0 0 1 9 】

次により具体的な脈拍数算出処理について説明する。

図 9 は、脈波検出データの周波数分析結果の説明図である。

また、図 1 0 は圧力検出データの周波数分析結果の説明図である。

まず、M P U 9 4 は、R A M 9 5 に格納した脈波検出データおよび圧力検出データをそれぞれ順次読み出し、F F T を施して周波数分析を行う。

40

図 1 1 は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の圧力検出データとの差である差データの説明図である。

次に M P U 9 4 は、周波数分析後の脈波検出データと周波数分析後の圧力検出データとを比較し、同一の周波数成分の差を求めて差データを生成する。

これにより、得られた差データとしての周波数分析結果は、実質的に脈波センサの出力信号（脈波成分 + 体動成分）から、静脈起因の体動成分を除去したものの、すなわち、主として脈波成分に対応する脈波データとなる。

さらに M P U 9 4 は、得られた脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトルとして、その周波数から脈拍数を算出する。

そして M P U 9 4 は、表示装置 9 7 に脈拍数を表示することとなる。

50

以上の説明のように、本第 1 実施形態の第 1 変形例によっても、生体内部で発生する体動成分の主要因である静脈の変動を確実に検出して把握できる。このため、体動成分を確実に除去でき、正確な脈波成分検出、ひいては、正確な脈拍数の測定が行える。

【 0 0 2 0 】

[1 . 4] 第 2 変形例

次に第 1 実施形態の第 2 変形例について説明する。

以上の説明においては、脈波検出データから圧力検出データを周波数分析 (F F T) を行う前あるいは行った後に差し引いて差データを算出する構成としていたが、本第 2 変形例は、適応フィルタを用いて脈波検出データから体動成分を除去する場合の変形例である。

10

図 1 2 に適応フィルタの一例の概要構成ブロック図を示す。

適応フィルタ 1 0 0 は、大別するとフィルタ係数生成部 1 0 1 と、合成部 1 0 2 と、を備えている。

フィルタ係数生成部 1 0 1 は、体動成分除去部として機能しており、合成部 1 0 2 が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数 h を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する圧力検出データ ($= k (n)$) に適応フィルタ係数 h を適用して体動除去データ ($= h \cdot k (n)$) を生成して合成部 1 0 2 に出力する。

合成部 1 0 2 は、除去処理部として機能しており、前回抽出した脈波検出データ ($=$ 脈波成分 + 体動成分) と体動除去データを合成し、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去 (減算) して、脈波成分を抽出する。

20

【 0 0 2 1 】

次に本第 2 変形例におけるより具体的な脈拍数算出処理について説明する。

図 1 3 は、脈波検出データの一部を時系列順に並べてグラフ化したものである。

また、図 1 4 は図 1 3 の脈波検出データに対応する圧力検出データを同一の時間軸で時系列順に並べてグラフ化したものである。

まず、M P U 9 4 は、R A M 9 5 に格納した脈波検出データおよび圧力検出データを順次読み出し、一つのサンプリングタイミングにおける脈波検出データを合成部 1 0 2 に出力する。

また、M P U 9 4 は、合成部 1 0 2 に出力した脈波検出データに対応する圧力検出データをフィルタ係数生成部 1 0 1 に出力する。

30

これによりフィルタ係数生成部 1 0 1 は、合成部 1 0 2 が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数 h を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する圧力検出データ ($= k (n)$) に適応フィルタ係数 h を適用して体動除去データ ($= h \cdot k (n)$) を合成部 1 0 2 に出力する。

これにより合成部 1 0 2 は、今回の脈波データと体動除去データとを合成して、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去 (減算) して、脈波成分を抽出して残差データ ($=$ フィルタ適用後のデータ) を出力する。

図 1 5 は、図 1 3 の脈波検出データおよび図 1 4 の圧力検出データに対して適応フィルタを適用して得られた残差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

40

【 0 0 2 2 】

次に M P U 9 4 は、残差データに対し F F T を施す。

図 1 6 は、図 1 5 の残差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

これにより、得られた周波数分析結果は、実質的に脈波センサの出力信号 (脈波成分 + 体動成分) から、静脈起因の体動成分を除去したもの、すなわち、主として脈波成分に対応する脈波データとなる。

さらに M P U 9 4 は、主として脈波成分を含む、得られた脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトルとして、その周波数から脈拍数を算出する。

そして M P U 9 4 は、表示装置 9 7 に脈拍数を表示することとなる。

以上の説明のように、本第 1 実施形態の第 2 変形例によっても、生体内部で発生する体

50

動成分の主要因である静脈の変動を確実に検出して把握できる。このため、体動成分を確実に除去でき、正確な脈波成分検出、ひいては、正確な脈拍数の測定が行える。

【 0 0 2 3 】

[1 . 5] 第 3 変形例

次に本第 1 実施形態の第 3 変形例について説明する。

以上の説明においては、センサモジュールが脈波センサおよび圧力センサの双方を備えている場合であったが、本第 3 変形例は、センサモジュールを二つに分けて脈波センサと圧力センサとを別個の指に装着する場合の変形例である。

図 1 7 は、第 1 実施形態の第 3 変形例の脈拍測定システムの概要構成図である。

脈拍測定装置 1 1 0 は、大別すると、ユーザの第 1 の指に装着されるセンサモジュール 1 1 1 A と、ユーザの第 2 の指に装着されるセンサモジュール 1 1 1 B と、センサモジュール 1 1 1 A と配線 L 1 を介して接続され、センサモジュール 1 1 1 B と配線 L 2 を介して接続され、ユーザの腕に装着される装置本体 1 1 2 と、を備えている。

10

【 0 0 2 4 】

図 1 8 はセンサモジュール 1 1 1 A におけるセンサの配置例の説明図である。

センサモジュール 1 1 A は、主として体動成分を検出する圧力センサ 8 4 を備えている。

図 1 9 は、センサモジュール 1 1 1 B におけるセンサの配置例の説明図である。

センサモジュール 1 1 1 B は、主として脈波成分を検出する脈波センサ 1 3 を備えており、脈波センサ 8 3 は、検出用光を射出する L E D 8 3 A と、人体により反射された検出用光を受光する P D (Photo Detector) 8 3 B と、を備えている。

20

実際の検出動作については、上述した第 1 実施形態の場合と同様であるので、その詳細な説明は省略する。

本第 3 変形例によれば、主として体動成分を検出する圧力センサ 8 4 と主として脈波成分を検出する脈波センサ 8 3 とをそれぞれ別個の指に装着して計測を行うので、他方のセンサの機械的配置の影響や他方のセンサの出力信号に起因する出力信号へのノイズの影響などを低減することが可能となる。

【 0 0 2 5 】

[2] 第 2 実施形態

[2 . 1] 原理

30

まず、第 2 実施形態の具体的説明に先立ち、第 2 実施形態の動作原理を説明する。

上記第 1 実施形態は、静脈血に起因する体動成分を検出するために、静脈血の圧力を圧力センサにより検出する構成としていた。しかしながら、本第 2 実施形態は、ユーザの心臓の位置と脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差が静脈計の圧力と比例関係にあることに着目した実施形態である。すなわち、本第 2 実施形態は、ユーザの心臓の位置と脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差を脈拍計を装着した腕の肩関節を中心とする角度（例えば、腕を真下に下げた場合を 0° 、腕を水平にした場合を 90° とする。）として検出する場合の実施形態である。

これに伴い、発明者らは同一の体動成分を発生させた場合の（腕の）高さ変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係を調べた。

40

【 0 0 2 6 】

図 2 0 は、腕の高さ変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。

図 2 0 に示すように、高さ変化量と脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）とは、略比例関係を有していることがわかった。

これは、換言すれば、腕の高さ変化量を検出できれば、脈波センサの出力に含まれている静脈血の影響量を推し量ることができるということである。

図 2 1 は腕の角度と方向との関係の説明図である。

本第 1 実施形態においては、腕を真下に下げた場合を腕の角度 = 0° 、方向 = 下、腕を水平にした場合を腕の角度 = 90° 、方向 = 中、腕を真上に上げた場合を腕の角度 = 180° とする。

50

0°、方向 = 上と定める。

【0027】

また、腕を真下に下げた場合と腕を水平にした場合との中間に腕を向けた場合の方向を斜め下とし、腕を水平にした場合と腕を真上に上げた場合との中間に腕を向けた場合の方向を斜め上とする。

図22は、初期状態における腕の位置（腕の方向）において腕の位置の高さ変化量と角度センサの出力としての体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。

図22に示すように、初期状態における腕の高さ方向の位置がユーザの心臓の位置以下の場合、すなわち、腕の方向が下から中である場合には、腕の位置の高さを変化させたとしても、いずれの腕の方向であっても、角度センサの出力である体動成分量（ストローク成分量）の変化は同一の傾向を示すことがわかった。

一方、初期状態における腕の高さ方向の位置がユーザの心臓の位置よりも高い場合、すなわち、腕の方向が斜め上から上である場合には、静脈血の圧力低下に伴って、角度センサの出力としての体動成分量（ストローク成分量）が全体的に低下する傾向にあることがわかる。

【0028】

図23は、高さ変化量を固定とした場合における腕の位置による角度センサの出力としての体動成分量（ストローク成分量）の変化の説明図である。

図23に示すように、腕の角度が90°より高い場合には、角度センサの出力としての体動成分量が小さく検出されることがわかる。

これらの結果より、腕の角度が90°より高い場合には、角度センサの出力を補正することとした。

図24は、初期状態における腕の位置（腕の方向）において腕の位置の高さ変化量と補正後の角度センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）との関係説明図である。

この場合において、図22の例の場合には、腕の角度が90°より大きい場合に次式により角度センサの出力に対応する体動成分量（ストローク成分量）Yを腕の角度Xにより補正した。

【0029】

$$Y = y \cdot (X - 90) / 22.2$$

ここで、y：高さ変化量（mV）

X：角度（度）

Y：補正後の高さ変化量（mV）

である。

【0030】

この結果、図24に示すように、腕位置の影響を受けることなく脈波センサの出力に含まれる体動成分量（ストローク成分量）を検出することが可能となった。

そこで、本第2実施形態においては、ユーザの心臓の位置と脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差を外部の角度センサにより検出し、静脈起因の体動成分を脈波センサの出力から所定割合で差し引くことにより、静脈血の影響を除去した信号に基づいて正確に脈拍数を検出するようにしている。

【0031】

[2.2] 詳細説明

次に第2実施形態について詳細に説明する。

図25は、第2実施形態の脈拍計を時計ケースに組み込んだ場合の断面図である。

脈拍測定装置120の時計ケース121の裏面に脈波センサ83および角度センサ122を設けた場合の例である。

図25に示すように、上述した脈波センサ83が、時計ケース121の裏面側に本体と一体になって形成されている。時計ケース121には、これを腕に装着するためのリストバンド123が設けられており、リストバンド123を手首に巻きつけて装着すると、時

10

20

30

40

50

計ケース 1 2 1 の裏面側が手首の甲に密着する。

時計ケース 1 2 1 の裏面側には、脈波センサ 8 3 を構成する透明ガラス 8 3 C が設けられている。この透明ガラス 8 3 C は、裏蓋 1 2 4 で時計ケース 1 2 1 に固定されている。透明ガラス 8 3 C は、脈波センサ 8 3 を構成する L E D 8 3 A および P D 8 3 B を保護するとともに、L E D 1 3 A の照射光、生体を介して得られる反射光を透過して P D 8 3 B に入射させる。

【 0 0 3 2 】

時計ケース 1 2 1 の表面側には、現在時刻や日付に加えて、脈波センサ 8 3 の検出結果に基づく脈拍数 H R などの生体情報も表示する液晶表示装置などの表示装置 9 7 が設けられている。

また、時計ケース 1 2 1 の内部には、メイン基板 1 2 6 の上側に C P U 等の各種 I C 回路が設けられており、これによってデータ処理回路 1 2 7 が構成される。

また、メイン基板 1 2 6 の裏面側には電池 1 2 8 が設けられており、電池 1 2 8 から表示装置 9 7、メイン基板 1 2 6 および脈波センサ 8 3 に電源が供給されるようになっている。

メイン基板 1 2 6 と脈波センサ 8 3 とは、ヒートシール 1 2 9 によって接続されており、ヒートシール 1 2 9 により形成される配線によって、メイン基板 1 2 6 から電源が脈波センサ 8 3 および角度センサ 1 2 2 に供給され、メイン基板 1 2 6 に脈波センサ 8 3 から脈波検出信号が供給され、角度センサ 1 2 2 から角度検出信号が供給されるようになっている。

データ処理回路 1 2 7 は、脈波信号に F F T 処理を施し、その処理結果を解析することにより、脈拍数 H R を算出している。なお、時計ケース 1 2 1 の外側面には、時刻合わせや表示モードの切換などを行うための図示しないボタンスイッチが設けられている。

そして、リストバンド 1 2 3 を手首に巻きつけて装着すると、時計ケース 1 2 1 の裏面側が手首の甲に向けられる。このため、L E D 8 3 A からの光が透明ガラス 8 3 C 5 を介して手首の甲に照射され、その反射光が P D 8 3 B に入射し、受光されるようになっている。

【 0 0 3 3 】

図 2 6 は、角度センサとして用いる差動キャパシタ型センサのセンサ構造概略図である。図 2 7 は、加速度の加わっていない状態における差動キャパシタ型センサの一部拡大図である。

差動キャパシタ型センサ 1 2 2 A は、2 軸の角度センサであり、第 1 の感度軸 L X 1 と、第 2 の感度軸 L X 2 を有している。

差動キャパシタ型センサ 1 2 2 A は、一对の固定軸 1 3 1 に可撓性を有する各テザー 1 3 2 が支持されている。そして一对のテザー 1 3 2 は、両側からビーム（梁）1 3 3 を支持している。

各ビーム 1 3 3 には、側方に突設された電極 1 3 3 A が設けられており、一对の固定外側電極 1 3 4 A、1 3 4 B に各固定外側電極 1 3 4 A、1 3 4 B から略同一の距離を有する位置に各固定外側電極 1 3 4 に対向するように保持されている。

【 0 0 3 4 】

これにより、電極 1 3 3 A と各固定外側電極 1 3 4 A、1 3 4 B とはそれぞれ、略同一の容量を有するコンデンサとして機能している。

図 2 8 は、加速度の加わった状態における差動キャパシタ型センサの一部拡大図である。

図 2 7 で示した状態において、差動キャパシタ型センサ 1 2 2 A が傾けられると、テザー 1 3 2 が重力加速度によりたわみ、図 2 8 に示したような状態となる。

この結果、例えば、図 2 8 に示すような場合には、電極 1 3 3 A と固定外側電極 1 3 4 A との距離 G 1 は、電極 1 3 3 A と固定外側電極 1 3 4 B との距離 G 2 よりも大きくなる。すなわち、電極 1 3 3 A と固定外側電極 1 3 4 B とで構成されるコンデンサの容量の方が大きくなる。

10

20

30

40

50

従って、この容量差は、重力加速度の大きさ、すなわち、傾けた角度に比例することとなるので、容量差を計測することにより角度を検出することが可能となるのである。

【 0 0 3 5 】

図 2 9 は、角度センサとして用いる回転錘型角度センサの正面図である。

また、図 3 0 は、図 2 9 の回転錘型角度センサの側面図である。

回転錘型角度センサ 1 2 2 B は、大別すると、支持軸 1 4 1 と、支持軸 1 4 1 に回転可能に支持された回転錘 1 4 2 と、回転錘 1 4 2 と一体に回転されるとともに位相の異なる 2 種類のスリット群が形成されたスリット板 1 4 3 と、支持軸 1 4 1 を保持する固定板 1 4 4 と、固定板 1 4 4 上のスリット板 1 4 3 に対向する位置に配置された光学式センサユニット 1 4 5 と、を備えている。

10

上記構成により、回転錘 1 4 2 が角度変化により回転すると、光学式センサユニット 1 4 5 は、スリット群毎にスリット板 1 4 3 の回転量に相当するパルス数を有する角度検出信号を出力する。このとき、スリット群毎に角度検出信号の位相関係は、回転錘の回転方向で異なるため、角度の変化方向も検出することが可能となる。

【 0 0 3 6 】

次に第 2 実施形態における具体的な脈拍数算出処理について説明する。

図 3 1 は、脈波検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。また、図 3 2 は図 3 1 の脈波検出データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。図 3 3 は、角度検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。また、図 3 4 は図 3 3 の角度検出データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

20

脈拍測定装置としての構成は、第 1 実施形態と同様であるので、図 4 の概要構成ブロック図を参照して説明する。この場合において、体動センサ 8 4 は、角度センサである。また、M P U 9 4 は、図 1 2 に示した適応フィルタの機能を実現するものとする。

まず、M P U 9 4 は、R A M 9 5 に格納した脈波検出データおよび角度検出データを順次読み出し、あるサンプリングタイミングにおける脈波検出データを合成部 1 0 2 に出力する。

【 0 0 3 7 】

また、M P U 9 4 は、各脈波検出データに対応する角度検出データをフィルタ係数生成部 1 0 1 に出力する。

これによりフィルタ係数生成部 1 0 1 は、合成部 1 0 2 が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数 h を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する角度検出データ ($= k(n)$) に適応フィルタ係数 h を適用して体動除去データ ($= h \cdot k(n)$) を合成部 1 0 2 に出力する。

30

これにより合成部 1 0 2 は、今回の脈波データと体動除去データとを合成して、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去 (減算) して、脈波成分を抽出して残差データ ($=$ フィルタ適用後のデータ) を出力する。

図 3 5 は、図 3 1 の脈波検出データおよび図 3 3 の角度検出データに対して適応フィルタを適用して得られた残差データを時系列順に並べてグラフ化したものである。

次に M P U 9 4 は、図 3 5 の残差データに対し F F T を施す。

【 0 0 3 8 】

40

図 3 6 は、図 3 5 の残差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

これにより、得られた周波数分析結果は、実質的に脈波センサの出力信号 (脈波成分 + 体動成分) から、静脈起因の体動成分を除去したもの、すなわち、主として脈波成分に対応する脈波データとなる。

さらに M P U 9 4 は、主として脈波成分を含む得られた脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトル S P 1 として、その周波数から脈拍数を算出する。

そして M P U 9 4 は、表示装置 9 7 に脈拍数を表示することとなる。

ところで、以上の説明は、角度センサの出力を補正しない場合のものであったが、上述したように、腕の角度が 90° より高い場合には、角度センサの出力としての体動成分量が小さく検出される。このため、腕の角度が 90° より高い場合には、脈波センサの出力

50

を補正することとする。図 3 7 は、補正後の角度検出データの一例を時系列順に並べてグラフ化したものである。また、図 3 8 は図 3 7 の補正後の角度検出データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

同様に M P U 9 4 は、R A M 9 5 に格納した脈波検出データおよび角度検出データを順次読み出し、あるサンプリングタイミングにおける脈波検出データを合成部 1 0 2 に出力し、各脈波検出データに対応する補正後の角度検出データをフィルタ係数生成部 1 0 1 に出力する。

【 0 0 3 9 】

これによりフィルタ係数生成部 1 0 1 は、合成部 1 0 2 が前回出力したフィルタ適用後のデータに基づいて適応フィルタ係数 h を生成する。そして入力された体動成分検出信号として機能する角度検出データに適応フィルタ係数 h を適用して体動除去データ ($= h \cdot k(n)$) を合成部 3 2 に出力し、合成部 3 2 は、今回の脈波データと体動除去データとを合成して、今回の脈波検出データに含まれる体動成分を実質的に除去 (減算) して、脈波成分を抽出して残差データ ($=$ フィルタ適用後のデータ) を出力する。

図 3 9 は、図 3 1 の脈波検出データおよび図 3 7 の補正後の角度検出データに対して適応フィルタを適用して得られた残差データを時系列順に並べてグラフ化したものであり、M P U 9 4 は、この残差データに対し F F T を施す。

図 4 0 は、図 3 9 の残差データに F F T を施して得られた周波数分析結果である。

図 4 0 に示すように、得られた周波数分析結果は、図 3 6 に示した周波数分析結果と脈拍スペクトル S P 1 のピークの高さは変わらないものの、他のスペクトルのピークの高さが抑制され、M P U 9 4 は、より確実に脈波データから最大の周波数成分を脈拍スペクトル S P 1 として、その周波数から脈拍数を算出することができることがわかる。

以上の説明のように、本第 2 実施形態によれば、特に角度補正を行った場合に生体内部で発生する体動成分の主要因である静脈の変動をより一層確実に検出して把握できる。このため、体動成分を確実に除去でき、正確な脈波成分検出、ひいては、正確な脈拍数の測定が行える。

【 0 0 4 0 】

[4] 第 1 実施形態および第 2 実施形態の変形例

[4 . 1] 第 1 変形例

以上の説明においては、体動センサ (圧センサあるいは角度センサ) を脈波センサの近傍あるいは別個に設けていたが、体動センサを人体から離間する方向に脈波センサに略積層状態で配置するように構成することも可能である。

[4 . 2] 第 2 変形例

以上の説明においては、制御用プログラムが R O M 9 6 内にあらかじめ記憶されている場合について説明したが、各種磁気ディスク、光ディスク、メモリカードなどの記録媒体に制御用プログラムをあらかじめ記録し、これらの記録媒体から読み込み、インストールするように構成することも可能である。また、通信インターフェースを設け、インターネット、L A N などのネットワークを介して制御用プログラムをダウンロードし、インストールして実行するように構成することも可能である。

【 符号の説明 】

【 0 0 4 1 】

8 0、1 1 0 ... 脈拍測定装置、8 1 ... センサモジュール、8 2、1 1 2 ... 装置本体 (時計ケース)、8 3 ... 脈波センサ、8 3 A ... L E D、8 3 B ... P D、8 3 C ... 透明ガラス、9 7 ... 液晶表示装置、9 1 ... 脈波信号増幅回路、9 2 ... 体動信号増幅回路、9 3 ... A / D 変換回路、9 4 ... M P U、9 5 ... R A M、9 6 ... R O M、9 7 ... 表示装置、1 0 0 ... 適応フィルタ、1 0 1 ... 適応フィルタ係数生成部、1 0 2 ... 合成部、1 2 2 ... 角度センサ、1 2 2 A ... 差動キャパシタがセンサ、1 2 2 B ... 回転錘型角度センサ。

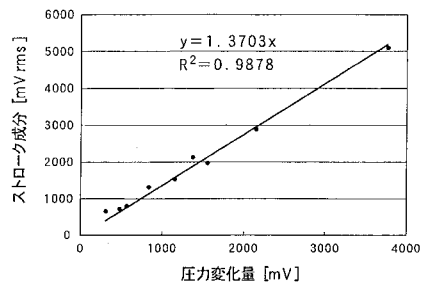
10

20

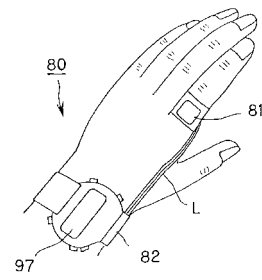
30

40

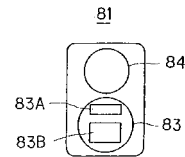
【図 1】



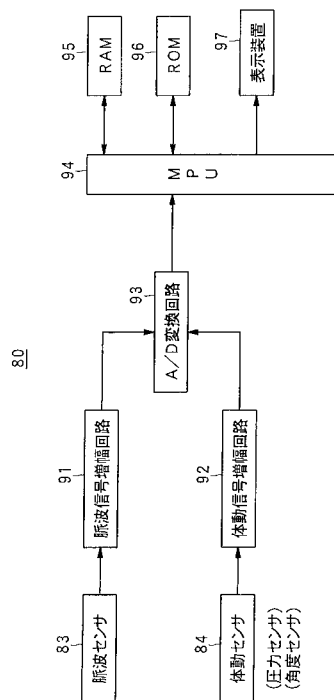
【図 2】



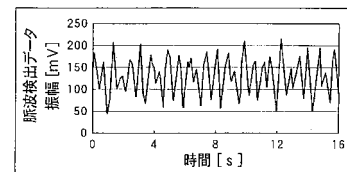
【図 3】



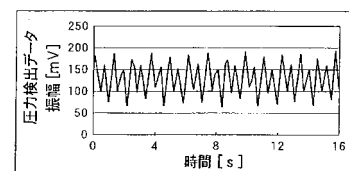
【図 4】



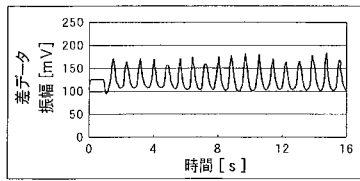
【図 5】



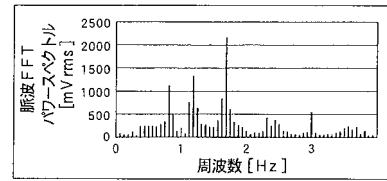
【図 6】



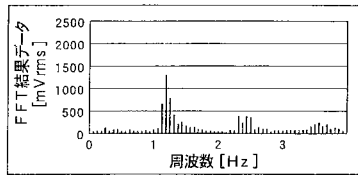
【図 7】



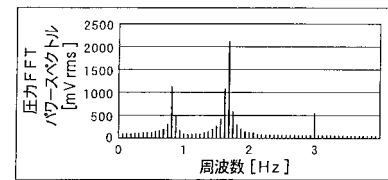
【図 9】



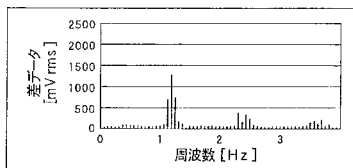
【図 8】



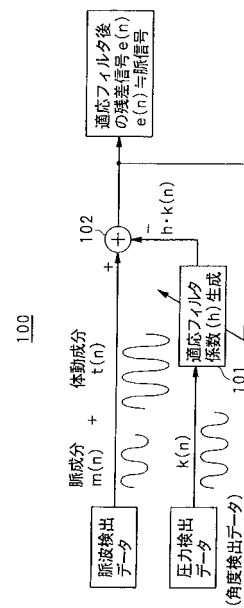
【図 10】



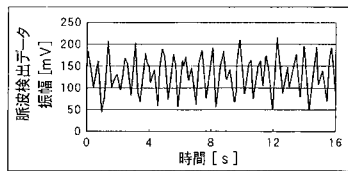
【図 11】



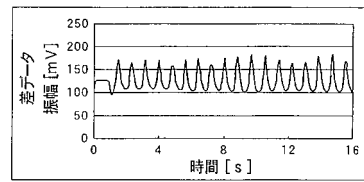
【図 12】



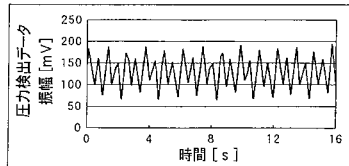
【図 13】



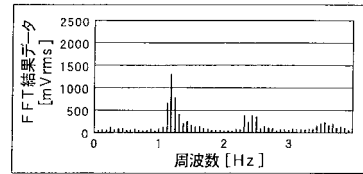
【図 15】



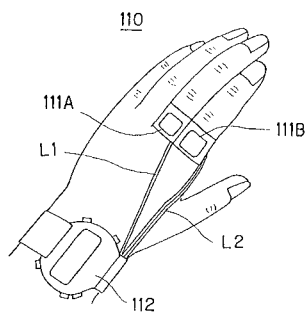
【図 14】



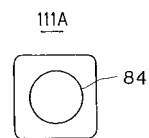
【図 16】



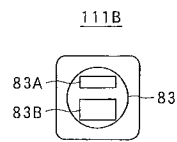
【図 17】



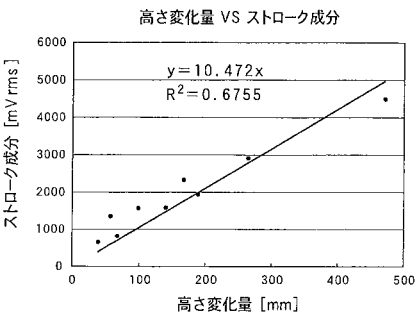
【図 18】



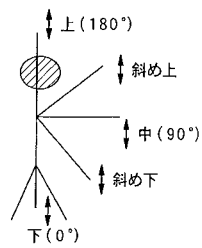
【 図 1 9 】



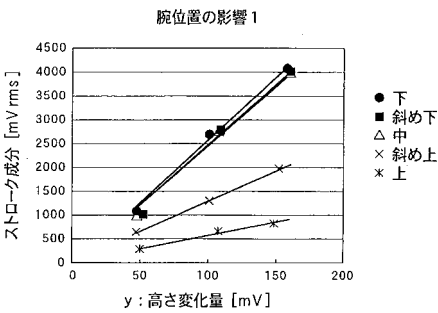
【 図 2 0 】



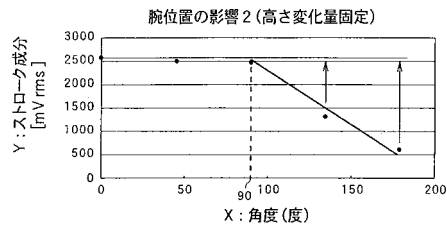
【 図 2 1 】



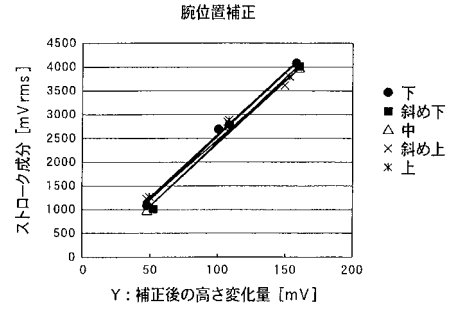
【 図 2 2 】



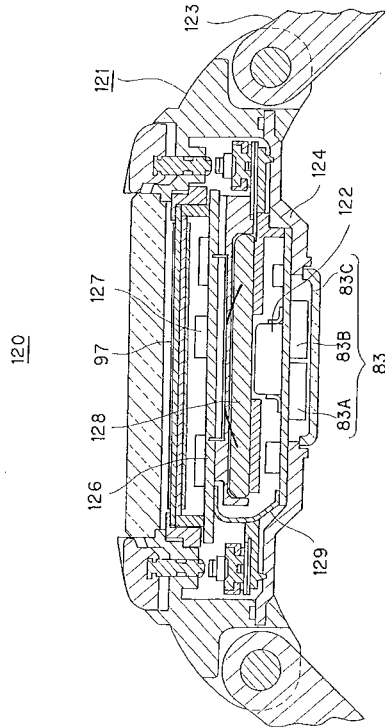
【図 2 3】



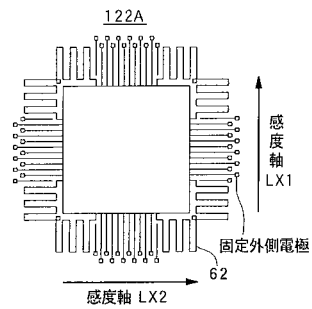
【図 2 4】



【図 2 5】

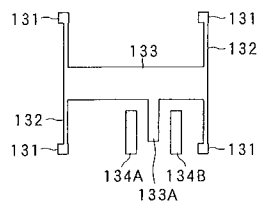


【図 2 6】



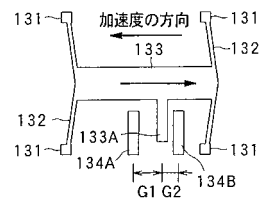
【図 27】

加速度の加わっていない状態（重力）

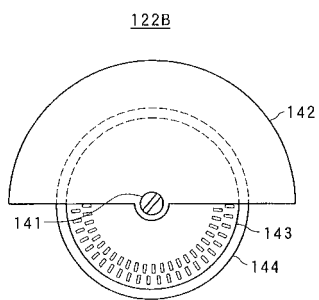


【図 28】

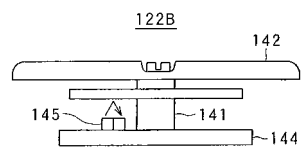
加速度の加わった状態（重力）



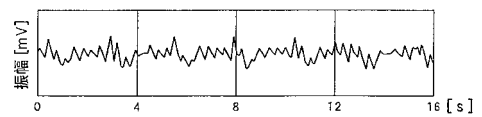
【図 29】



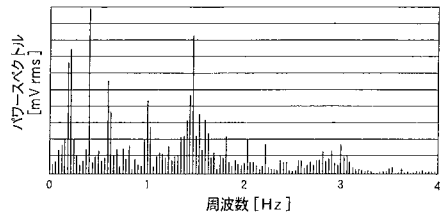
【図 30】



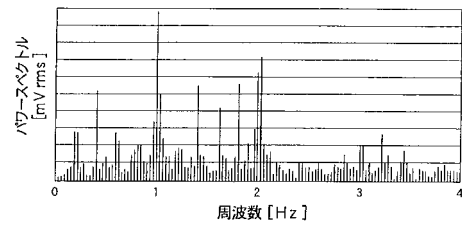
【図 31】



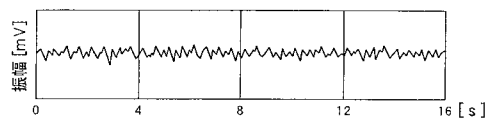
【図 3 2】



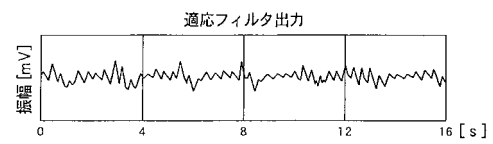
【図 3 4】



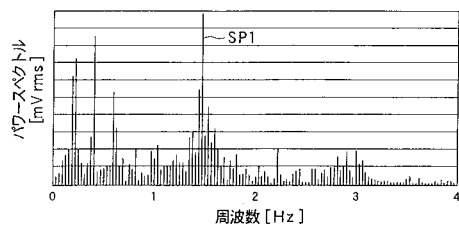
【図 3 3】



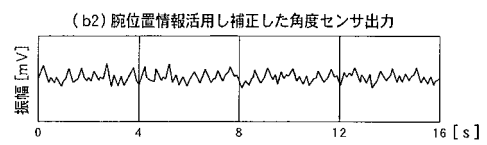
【図 3 5】



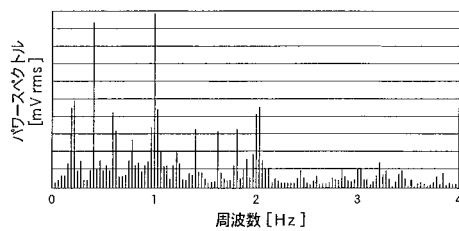
【図 3 6】



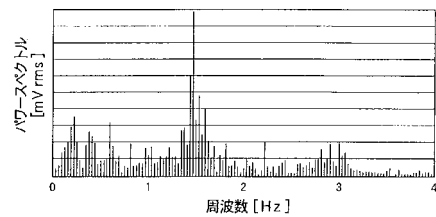
【図 3 7】



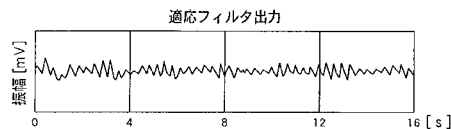
【図 38】



【図 40】



【図 39】



【手続補正書】

【提出日】平成21年11月27日(2009.11.27)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

腕装着型の脈波計であって、前記装着部位の脈波を検出し脈波検出信号を出力する脈波検出部と、前記装着部位の静脈血の影響による体動成分を前記脈波検出信号から除去する体動成分除去部と、前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、
を備え、前記体動成分除去部は、前記装着部位の動きを検出する角度センサを有し、装着者の心臓の位置と前記装着部位との高さ方向の相対的な差の変化量を当該角度センサにより検出し、前記差の変化量に対応する前記体動成分を前記脈波検出信号から除去することを特徴とする脈波計。

【請求項2】

請求項1記載の脈拍計において、前記体動成分除去部は、前記装着部位が心臓より高い位置のときには小さく検出される前記体動成分を補正して前記脈波検出信号から除去する

ことを特徴とする脈波計。

【請求項 3】

請求項 1 または請求項 2 記載の脈波計において、
裏面側が透明ガラスで覆われ、装着者の腕に保持されるケース体を備え、
前記脈波検出部は、前記透明ガラスを介して前記装着部位に光を照射し前記脈波を検出
することを特徴とする脈波計。

【請求項 4】

請求項 3 記載の脈波計において、
前記ケース体を、裏面に裏蓋を有する時計ケースで構成し、前記裏蓋に設けた開口に前
記透明ガラスを固定したことを特徴とする脈波計。

【請求項 5】

請求項 3 又は請求項 4 に記載の脈波計において、
前記ケース体の表面側に、前記脈拍数算出部によって算出された脈拍数を表示する表示
部を備え、前記表示部に現在時刻を表示したことを特徴とする脈波計。

【請求項 6】

装着部位の脈波を示す脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出するコンピュータを内蔵し
、前記装着部位の動きを検出する角度センサを有する脈波計の前記コンピュータを、
装着者の心臓の位置と前記装着部位との高さ方向の相対的な差の変化量を当該角度セン
サにより検出し、前記差の変化量に対応した、前記装着部位の静脈血の影響による体動成
分を前記脈波検出信号から除去する手段、
前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する手段
として機能させることを特徴とする制御プログラム。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の制御プログラムを記録したことを特徴とするコンピュータ読取可能な
記録媒体。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0004

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0004】

上記従来の脈波計においては、体動成分の検出を加速度センサにより行っていたため、脈拍センサ信号に含まれる生体内部で発生する体動成分を全て把握できているわけではなく、体動成分の除去が不完全となるという恐れがあった。

従来は体動成分を完全に把握できないため、脈拍センサ信号に含まれる体動成分を除去するために周波数分析結果の高調波成分の特徴を利用して体動信号を特定し、特定した体動信号を除去して脈波信号を抽出しているため、体動が周期的な特性を有していない場合には、体動成分を除去することができず、ひいては、脈拍を正しく求める事ができないという問題点があった。

そこで、本発明の目的は、脈拍センサ信号に含まれる体動成分をより正確に把握することにより、体動成分が周期的な特性を有していない場合であっても、脈波成分から生体内部で発生する体動成分を確実に除去して正確に脈拍数算出を行うことができる脈波計、制御プログラム、記録媒体を提供することにある。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0005

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0005】

上記課題を解決するため、腕装着型の脈波計であって、前記装着部位の脈波を検出し脈

波検出信号を出力する脈波検出部と、前記装着部位の静脈血の影響による体動成分を前記脈波検出信号から除去する体動成分除去部と、前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、を備え、前記体動成分除去部は、前記装着部位の動きを検出する角度センサを有し、装着者の心臓の位置と前記装着部位との高さ方向の相対的な差の変化量を当該角度センサにより検出し、前記差の変化量に対応する前記体動成分を前記脈波検出信号から除去することを特徴とする。

上記構成によれば、脈波検出部は、脈波センサを有し、脈波検出信号を出力する。

体動成分除去部は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に応じて、脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する。

これにより脈拍数算出部は、体動成分除去後の脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する。

なお、前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差の関数として表される体動成分を検出し、体動検出信号を出力する体動検出部を備えるようにしてもよい。

【手続補正 5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0007

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0007】

さらに、前記差検出部は、前記角度差が前記装着者の心臓の位置に対し、当該脈拍計の装着位置がより高い位置にあると見做される場合に、所定の前記体動成分の減衰曲線に応じて前記角度差を補正する角度差補正部を備えるようにしてもよい。

さらにまた、前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号を前記脈波検出信号から減算する除去処理部を備えるようにしてもよい。

また、前記体動成分除去部は、前記装着部位が心臓より高い位置のときには小さく検出される前記体動成分を補正して前記脈波検出信号から除去する構成としてもよい。

また、前記体動成分除去部は、前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号を周波数分析し第1周波数分析データを生成する第1周波数分析部と、前記脈波検出信号を周波数分析し第2周波数分析データを生成する第2周波数分析部と、前記第2周波数分析データに対する前記第1周波数分析データの減算処理を行う除去処理部を備えるようにしてもよい。

さらに、前記体動成分除去部は、前記脈波検出信号および前記装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づく前記体動成分に対応する体動成分検出信号に基づいて適応フィルタ係数を生成するフィルタ係数生成部と、前記脈波検出信号から前記適応フィルタ係数を適用した前記体動成分検出信号を減算する除去処理部と、を備えるようにしてもよい。

【手続補正 6】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0008

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0008】

さらにまた、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分からピッチあるいは歩数を検出する体動情報検出部を備えるようにしてもよい。

なお、脈波センサを有し、脈波信号を出力する脈波検出部を備えた脈拍計の制御方法は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去過程と、前記体動成分除去後の

前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出過程と、を備えてもよい。

【手続補正 7】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0009

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0009】

また、裏面側が透明ガラスで覆われ、装着者の腕に保持されるケース体を備え、前記脈波検出部は、前記透明ガラスを介して前記装着部位に光を照射し前記脈波を検出する構成としてもよい。

また、前記ケース体を、裏面に裏蓋を有する時計ケースで構成し、前記裏蓋に設けた開口に前記透明ガラスを固定してもよい。

また、前記ケース体の表面側に、前記脈拍数算出部によって算出された脈拍数を表示する表示部を備え、前記表示部に現在時刻を表示してもよい。

なお、身体の脈波検出位置に装着され、脈波センサを有し、脈波信号を出力する脈波検出部と、腕に装着される装置本体部と、を備えた腕時計型情報機器は、前記装置本体部は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて前記脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する体動成分除去部と、前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する脈拍数算出部と、前記脈拍数を表示する表示部と、を備えてもよい。

上記構成によれば、装置本体部の体動成分除去部は、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差に基づいて脈波検出信号に含まれる体動成分を除去する。これにより脈拍算出部は、体動成分除去後の脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出し、表示部は、脈拍数を表示する。

【手続補正 8】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0010

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0010】

また本発明は、装着部位の脈波を示す脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出するコンピュータを内蔵し、前記装着部位の動きを検出する角度センサを有する脈波計の前記コンピュータを、装着者の心臓の位置と前記装着部位との高さ方向の相対的な差の変化量を当該角度センサにより検出し、前記差の変化量に対応した、前記装着部位の静脈血の影響による体動成分を前記脈波検出信号から除去する手段、前記体動成分除去後の前記脈波検出信号に基づいて脈拍数を算出する手段として機能させることを特徴とする制御プログラムを提供する。

なお、脈波センサを有し脈波信号を出力する脈波検出部と、装着者の心臓の位置と当該脈拍計の装着位置との高さ方向の相対的な差を検出する差検出部と、を備えた脈拍計をコンピュータにより制御するための制御プログラムは、前記脈波検出信号に対応する脈波成分データおよび前記差データに対応する体動成分に基づいて脈波成分から体動成分を除去させ、前記体動成分除去後の前記脈波成分に基づいて脈拍数を算出させるようにしてもよい。

さらに上記制御プログラムをコンピュータ読取可能な記録媒体に記録するようにしてもよい。

フロントページの続き

(72)発明者 川船 豊

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

(72)発明者 馬場 教充

長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA10 AA20 AB02 AC01 AC28 BC07 BC16 CC03 EE01 FF15