

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3819877号

(P3819877)

(45) 発行日 平成18年9月13日(2006.9.13)

(24) 登録日 平成18年6月23日(2006.6.23)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/02 3 1 0 K

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2003-191260 (P2003-191260)	(73) 特許権者	000003078
(22) 出願日	平成15年7月3日(2003.7.3)		株式会社東芝
(65) 公開番号	特開2005-21452 (P2005-21452A)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(43) 公開日	平成17年1月27日(2005.1.27)	(74) 代理人	100058479
審査請求日	平成16年9月17日(2004.9.17)		弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351
			弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100084618
			弁理士 村松 貞男
		(74) 代理人	100092196
			弁理士 橋本 良郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脈波計測モジュール

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

人体に接触して該人体の脈波を計測する脈波計測モジュールにおいて、
 前記人体上の血管の位置及びそれ以外の位置を含む複数位置における接触による圧力を計測して複数の圧力測定値を得る圧力計測手段と、
 前記複数の圧力測定値に基づいて、血管の位置を決定する血管位置決定手段と、
 前記複数の圧力測定値から、前記決定した血管の位置で得られる少なくとも1つの第1圧力測定値を抽出する第1抽出手段と、
 前記第1圧力測定値から第1代表値を決定する第1代表値決定手段と、
 前記複数の圧力測定値から、前記決定した血管の位置以外で得られる少なくとも1つの第2圧力測定値を抽出する第2抽出手段と、
 前記第2圧力測定値から第2代表値を決定する第2代表値決定手段と、
 前記第1の代表値と前記第2の代表値との差分を算出する差分算出手段を具備することを特徴とする脈波計測モジュール。

【請求項2】

前記決定した血管の位置に基づいて、血管の延長方向を決定する血管方向決定手段をさらに具備し、
 前記第1代表値決定手段及び前記第2代表値決定手段は、前記決定した血管の延長方向に平行な方向以外の所定方向での位置における前記圧力測定値からそれぞれ、第1代表値及び第2代表値を決定することを特徴とする請求項1に記載の脈波計測モジュール。

20

【請求項 3】

前記所定の方向は、前記決定した血管の延長方向に直交する方向であることを特徴とする請求項 2 に記載の脈波計測モジュール。

【請求項 4】

前記第 1 代表値決定手段及び前記第 2 代表値決定手段は、前記圧力測定値から平均値を求め、該平均値を前記代表値として抽出することを特徴とする請求項 1 または請求項 2 のいずれかに記載の脈波計測モジュール。

【請求項 5】

人体に接触して該人体の脈波を計測する脈波計測モジュールにおいて、

前記人体上の血管の位置及びそれ以外の位置を含む複数位置における接触による圧力を計測して複数の圧力測定値を得る圧力計測手段と、 10

前記複数の圧力測定値に基づいて、血管の位置を決定する血管位置決定手段と、

前記決定した血管の位置以外で得られる前記圧力測定値に基づいて、位置と圧力測定値を関係づける回帰直線を決定する回帰直線決定手段と、

前記決定した血管の位置で得られる前記圧力測定値と、該圧力測定値を得た位置での前記回帰直線から決定される圧力測定値との差分を算出する差分算出手段を具備することを特徴とする脈波計測モジュール。

【請求項 6】

前記決定した血管の位置に基づいて、血管の延長方向を決定する血管方向決定手段をさらに具備し、 20

前記回帰直線決定手段は、前記決定した血管の延長方向に平行方向以外の所定方向にある前記圧力測定値に基づいて前記回帰直線を決定し、

前記差分算出手段は、該所定方向の位置でありかつ前記決定した血管の位置で得た前記圧力測定値と、該所定方向にある前記圧力測定値に基づいて決定した前記回帰直線から決定される圧力測定値との差分を算出することを特徴とする請求項 5 に記載の脈波計測モジュール。

【請求項 7】

前記所定の方向は、前記決定した血管の延長方向に直交する方向であることを特徴とする請求項 6 に記載の脈波計測モジュール。

【発明の詳細な説明】 30**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、睡眠状態計測、自律神経系状態計測、心的負荷計測などにより健康管理を目的とした脈波計測モジュールで、特に日常生活下での外乱による計測データの影響を低減する脈波計測モジュールに関する。

【0002】**【従来の技術】**

心拍は、人間の様々な状態を反映する指標で、医療目的に限らず、睡眠状態計測、自律神経系状態計測、心的負荷の計測など人間工学的な利用もなされており有用な指標である。心拍の上昇は、運動、緊張など心的負荷、姿勢変化などに伴う交感神経系の活性化により引き起こされる。また、心拍のゆらぎ成分も自律神経系の活動を反映しているといわれている。 40

【0003】

心拍の計測は、主に心電図の R 波の間隔から求めるものと、末梢の血流変化を脈波として捉えるものとの 2 種類の方法で行われる。心電図の計測は、最低でも心臓をはさむ 2 点の電極と不関電極の計 3 つを装着する必要があるが、一般の健康な方が日常生活で利用することは困難である。

【0004】

脈波は、心拍に同期して変動するため、このピーク間隔から心拍を取得することができる。また、波形を 2 回微分して、その波形から動脈硬化の度合いを検出するなど幅広い利用 50

が可能である。脈波の計測方法には、主に光電式と圧力式の2つがある。光電式は、指腹部、手のひら、耳朶などに光の送受信デバイスを装着するだけで基本的には計測が可能であり簡便である（例えば、特許文献1、特許文献2、又は特許文献3参照）。また、もうひとつの方法である圧力式は微小の圧力センサで手首などの動脈上の皮膚の圧力変化を取得するものである（例えば、特許文献4参照）。

【0005】

【特許文献1】

特許第2770371号公報

【0006】

【特許文献2】

特許第3243970号公報

【0007】

【特許文献3】

特許第3208538号公報

【0008】

【特許文献4】

特許第3029912号公報

【0009】

【発明が解決しようとする課題】

脈波の場合、計測は簡便であるが、一方で末梢にて計測するため、腕の動きなどの影響を受けやすくアーチファクト対策が非常に重要となる。特許文献4では、複数の圧力センサを用いてアーチファクト対策を行っている。しかし、特許文献4では、処理を単純化したために十分な精度で脈波を得ることができない。また、特許文献4では、アーチファクトは各センサに同様であると仮定して、各センサにアーチファクトが同様でない場合は考慮されていない。

【0010】

本発明は、上述した従来の技術に鑑み、日常生活上発生する外乱の影響を低減し、多様な状況でも脈拍を計測することができる脈波計測モジュール及び脈派計測システムを提供することを目的とする。

【0011】

【課題を解決するための手段】

本発明の脈波計測モジュールは、人体に接触して人体の脈波を計測する脈波計測モジュールにおいて、人体上の血管の位置及びそれ以外の位置を含む複数位置における接触による圧力を計測して複数の圧力測定値を得る圧力計測手段と、複数の圧力測定値に基づいて、血管の位置を決定する血管位置決定手段と、複数の圧力測定値から、決定した血管の位置で得られる少なくとも1つの第1圧力測定値を抽出する第1抽出手段と、第1圧力測定値から第1代表値を決定する第1代表値決定手段と、複数の圧力測定値から、決定した血管の位置以外で得られる少なくとも1つの第2圧力測定値を抽出する第2抽出手段と、第2圧力測定値から第2代表値を決定する第2代表値決定手段と、第1の代表値と第2の代表値との差分を算出する差分算出手段を備えている。

【0013】

さらに、本発明の脈波計測モジュールは、人体に接触して人体の脈波を計測する脈波計測モジュールにおいて、人体上の血管の位置及びそれ以外の位置を含む複数位置における接触による圧力を計測して複数の圧力測定値を得る圧力計測手段と、複数の圧力測定値に基づいて、血管の位置を決定する血管位置決定手段と、決定した血管の位置以外で得られる圧力測定値に基づいて、位置と圧力測定値を関係づける回帰直線を決定する回帰直線決定手段と、決定した血管の位置で得られる圧力測定値と、圧力測定値を得た位置での回帰直線から決定される圧力測定値との差分を算出する差分算出手段を備えている。

【0019】

ここで、代表値とは、1以上の圧力測定値から抽出された1つの値のことであり、その抽

10

20

30

40

50

出方法は限定しない。例えば、1以上の圧力測定値の平均値が代表値になりうる。また、1以上の圧力測定値から任意に1つの値を抽出することも考えられる。さらに、ここで平均値とは、例えば、加算平均、相乗平均、メジアン、モードによる演算された値であり、1以上の圧力測定値（振幅対応値）から所定の演算によって得られる代表値を示すものである。またここで、圧力測定値が1つの場合の平均値は、その圧力測定値そのものである。

【0020】

以上のように、人体上の複数位置における圧力値に対応する圧力測定値を計測して、血管上とそれ以外の圧力測定値を得て血管上の外乱による圧力測定値を取得し、血管上の拍動による圧力測定値だけを抽出し、アーチファクトによる影響を低減することができる。また人体上の複数位置における圧力値に対応する圧力測定値の圧力波形の位相差を考慮し加算することでノイズの影響を低減することができる。

10

【0021】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の脈波計測モジュール及び脈派計測システムを図面を参照して説明する。

図1は、本発明の脈波計測システムを構成するセンサモジュール10とディスプレイ端末20の機能ブロック図である。脈波計測システムは、センサモジュール10とディスプレイ端末20とから構成される。

センサモジュール10は、圧力センサアレイ11及び信号処理データ蓄積通信部12からなる。圧力センサアレイ11は、複数の圧力センサ111、112、113から構成される。図1では、圧力センサ111、112、113は、3個しか描かれていないが、この数量は3個に限定されない。

20

信号処理データ蓄積通信部12は、圧力センサ111、112、113、アンプ121、122、123、フィルタ124、125、126、マルチプレクサ127、A/Dコンバータ128、DSP129、CPU130、メモリ131、Bluetooth（登録商標）モジュール132、バッテリー133から構成される。

ディスプレイ端末20は、Bluetoothモジュール201、処理部202、及び表示部203から構成される。また、図1の例では、ディスプレイ端末20は腕ベルト21を備えて、この腕ベルト21がディスプレイ端末20を腕に固定する。ディスプレイ端末20は時計としての機能を有していてもよい。

30

【0022】

圧力センサ111、112、113は、皮膚に接触して接触面にかかる圧力を検出する。圧力センサ111、112、113は、検出した圧力を電気信号に変換しアナログ信号として出力する。

アンプ121、122、123は、図1に示したようにそれぞれ対応する圧力センサ111、112、113に接続している。各アンプ121、122、123は、対応する圧力センサ111、112、113の出力信号を入力し、その出力信号を増幅する。

フィルタ124、125、126は、図1に示したようにそれぞれ対応するアンプ121、122、123に接続している。各フィルタ124、125、126は、対応するアンプ121、122、123の出力信号をフィルタリングして、拍動の周期成分を十分に含む帯域以外の不要な周波数帯域成分を取り除く。マルチプレクサ127は、フィルタ124、125、126からの信号を入力し、それらの入力信号を組み合わせる多重信号をつくる。A/Dコンバータ128は、多重信号をデジタル信号に変換する。DSP129は、A/Dコンバータ128からの信号に基づいて、後述するデータ処理を行い、脈拍データを取得する。

40

CPU130は、得られた脈拍データに関する制御を行う。例えば、CPU130は、脈拍データをメモリ131に記憶させる。メモリ131は、脈拍データを記憶し蓄積する。また、CPU130は、脈拍データを所定のタイミングでディスプレイ端末20に送信するようにBluetoothモジュール132に指示する。Bluetoothモジュール132は、近距離無線通信方式の1つであるBluetoothによる通信を実現するものである。Bluetoothモジュ

50

ール132は、ディスプレイ端末20に含まれているBluetoothモジュール201との間で近距離無線通信を実現する。

【0023】

Bluetoothモジュール201は、上述したBluetoothモジュール132に同様であり、センサモジュール10に含まれるBluetoothモジュール132との間で近距離無線通信を実現する。

処理部202は、Bluetoothモジュール201が受信した脈拍データを表示部203に表示されるように処理する。表示部203は、処理部202に処理されたデータを入力して、脈拍データに関する事項を表示する。

【0024】

図2は、図1のセンサモジュール10の斜視図である。

センサモジュール10は、2次元アレイ状に圧力センサ111、112、113が配置されている圧力センサアレイ11の層と、信号処理データ蓄積通信部12の層からなる。圧力センサアレイ11は、ピエゾ抵抗式又は静電容量式により圧力を検出する。また、MEMS (Micro-Electro-Mechanical Systems) 技術を用いて、センサモジュール10に圧力センサアレイ11及び信号処理データ蓄積通信部12を実装する。

【0025】

図3は、図2のセンサモジュール10が皮膚上に装着されている模式図である。センサモジュール10は、パッチタイプに形成されており、手首の動脈血管上に配置されるように装着される。

【0026】

図4は、図2のセンサモジュール10と動脈との位置関係を示す図である。圧力センサアレイ11の圧力センサの行方向又は列方向が可能な限り血管と平行になるようにセンサモジュール10を手首に装着する。

【0027】

図5は、図2のセンサモジュールで計測される、アーチファクトがない場合の圧力波形の一例を示すグラフである。図4の位置y軸上の圧力センサによって得られる圧力値に対応する圧力測定値である振幅の時間変化を示したものである。アーチファクトとは、身体に起因する外乱であり、不要な信号成分の原因になるものである。

図4のようにセンサモジュール10が手首に装着されて圧力センサアレイ11に計測される波形データは、アーチファクトがない場合、図5のように動脈上に位置している圧力センサでは拍動に同期して大きな振幅が得られる。一方、図5から解るように、動脈上以外に位置している圧力センサでは、拍動には同期しているようだが非常に小さい振幅が得られるに過ぎない。

【0028】

このように、アーチファクトがない場合は、拍動を正確に得ることができ、これを基に脈拍を正確に計測することができる。次に、このようなアーチファクトを除去し、かつ身体に起因しない外乱であるノイズを低減する方法を説明する。

【0029】

図6は、図2のセンサモジュールを構成する圧力センサアレイの各圧力センサのうち動脈上にある圧力センサを示す図である。図6において、動脈上にある圧力センサは斜線を付してある。

図6に示すように、圧力センサは、動脈に直交する方向を行、動脈に平行な方向を列として行列状に配置されている。例えば、1行目では、 $A(1, 1)$ 、 $A(2, 1)$ ・・・ $A(8, 1)$ のように各圧力センサが検出する圧力値に対応する振幅値が得られる。図6の圧力センサアレイ11は、 $8 \times 8 = 64$ 個の圧力アレイから構成されるので、8行目まであり最後の圧力センサが検出する振幅値は $A(8, 8)$ と示される。

【0030】

動脈上に配置している圧力センサは、動脈上以外に配置している圧力センサに比較して、次図の図7に示すように、検出する振幅値は大きくなる。したがって、圧力センサが検出

10

20

30

40

50

した振幅値を参照すれば、センサモジュール10が動脈の位置を決定することが可能になる。例えば、所定の閾値を設定して、圧力センサが検出した振幅値がその閾値以上であればその圧力センサは動脈上にあり、閾値未満であればその圧力センサは動脈上にないと判定すればよい。

【0031】

また、すべての圧力センサが検出した振幅値のうち上位の振幅値を検出した圧力センサが血管上にあると判定してもよい。上位の振幅値は、例えば、全ての圧力センサが検出した振幅値の平均値よりも大きいものがそれに該当する。

【0032】

実際的には、センサモジュール10を装着後、しばらくの間(例えば10秒間)、安静状態の下で信号処理データ蓄積通信部12がすべての圧力センサから圧力データ(振幅値)を取得する。信号処理データ蓄積通信部12はそこで得られた圧力波形の振幅値に基づいて各圧力センサが血管上にあるか否かを決定する。

【0033】

図7は、図6の圧力センサの1行目の、アーチファクトが一様である場合の圧力波形の一例を示すグラフである。このグラフは、所定の期間中の振幅値の平均をとって、その平均値を増幅したものに对应する。図7は、図6の8行目に配置している圧力センサにより得られる振幅値を示す。図7に示される振幅分布を参照すれば、血管の位置を把握することが可能になる。

【0034】

図8は、図1の脈波計測システムによるアーチファクト除去及びノイズ低減のフロー図である。ここでは、アーチファクトが一様であるとする。各圧力センサは微小であるので、身体に起因するアーチファクトは各圧力センサに一様にかかるのはよい近似である。この図8のフロー図に関する処理は、DSP129で実行される。

まず、図3に示したようにセンサモジュール10を手首の動脈血管上に装着し、血管位置の計測を行う(S11)。この血管位置の計測は、上記に図6を参照して説明した方法で血管位置を決定する。

【0035】

血管にほぼ直交する方向で、かつステップS11で決定された血管位置以外に配置している各圧力センサから得られる振幅値の平均値を計算する(S12)。例えば、圧力センサアレイ11の圧力センサが配置している各行ごとで各圧力センサから得られる振幅値を平均化する。具体的には、図6に示した1行目に配列している圧力センサでは、 $A(1, 1)$ 、 $A(2, 1)$ 、 $A(3, 1)$ 、 $A(7, 1)$ 、及び $A(8, 1)$ の平均値 A_{a1} を算出する。同様に、2行目以下も各行ごとに平均値を算出する。

変形例として、ステップS12では、血管にほぼ直交する方向で、かつステップS11で決定された血管位置及び血管位置以外に配置している各圧力センサから得られる振幅値の平均値を計算してもよい。具体的には、図6に示した1行目に配列している圧力センサでは、 $A(1, 1)$ 、 $A(2, 1)$ 、 $A(3, 1)$ 、 $A(4, 1)$ 、 $A(5, 1)$ 、 $A(6, 1)$ 、 $A(7, 1)$ 、及び $A(8, 1)$ の平均値 A_{a1}' を算出する。同様に、2行目以下も各行ごとに平均値を算出する。

【0036】

血管にほぼ直交する方向で、かつステップS11で決定された血管位置に配置している圧力センサから得られる振幅値を平均値を計算する(S13)。例えば、ステップS12と同様に圧力センサアレイ11の圧力センサが配置している各行ごとで各圧力センサから得られる振幅値を平均化する。具体的には、図6に示した1行目に配列している圧力センサでは、 $A(4, 1)$ 、 $A(5, 1)$ 、及び $A(6, 1)$ の平均値 A_{b1} を算出する。同様に、2行目以下も各行ごとに平均値を算出する。

【0037】

ステップS12で得られた平均値とステップS13で得られた平均値との差分を計算する(S14)。例えば、上記のように各行ごとに血管位置での振幅値の平均値と血管位置以

10

20

30

40

50

外での振幅値の平均値との差分を計算する。具体的には、 $A_{b1} - A_{a1}$ を計算する。
 以上のステップS 1 1 からステップS 1 4 までの計算により、アーチファクトを除去し血管の圧力変動のみを反映した圧力データを取得することができる。また、上記のステップS 1 2 及びステップS 1 3 では、各圧力センサの振幅値の平均値を算出しているが、これは様々な変形が可能である。例えば、各圧力センサのうちある1つの圧力センサの振幅値を代表値として、平均値の代わりに用いてステップS 1 2 及びステップS 1 3 を実行する場合もありうる。また、各行の全ての圧力センサではなく、いくつかの圧力センサの振幅値の平均値を代表値としてステップS 1 2 及びステップS 1 3 を実行する場合もありうる。さらに、平均値とは、例えば、加算平均、相乗平均、メジアン、モードによる演算された値であり、1以上の圧力センサの振幅値から所定の演算によって得られる代表値を示すものである。またここで、ある圧力センサの振幅値が1つの場合の平均値は、その振幅値そのものである。本明細書においては、平均値は上記の意味で使用されている。

10

【0038】

次に、圧力センサで検出された振幅値を加算することによって、身体に起因しない外乱であるノイズの影響を低減するための以下のプロセスを実行する。

まず血管方向に隣接した圧力センサ間の相互相関を計算し(S 1 5)、その相互相関関数のピークのずれから圧力センサ間の振幅の位相差を取得する(S 1 6)。例えば、上記のように行ごとに圧力センサが検出した振幅値の平均を求めている場合は、隣接した行間で相互相関を計算し、相互相関のピークのずれから位相差を求める。具体的には上記の場合は、 A_{c1} と A_{c2} の位相差 $t_{A_{c1}2}$ を求める。

20

【0039】

ステップS 1 6 で求めた位相差を補正した上で圧力波形(振幅分布)の加算を行う。すなわち、隣接した圧力センサ間で求められた位相差だけ隣接した圧力センサで検出した圧力波形のどちらかの位相をずらして、互いに位相差が無いようにした上でそれぞれの圧力センサでの振幅値を加算する。例えば、上記のように行ごとに圧力センサが検出した振幅値の平均を求めている場合は、隣接した行間ごとに得られた振幅値の位相差をなくすようにどちらかの行での圧力波形をずらし、加算する。具体的には、上記の場合は、 A_{c2} の波形を位相差 $t_{A_{c1}2}$ だけ進めた上で A_{c1} に加算する。

【0040】

この加算を圧力センサ間又は圧力センサアレイ11の行間で繰り返して、圧力センサアレイ11から1つの時間に依存した圧力波形を得る。この得られた圧力波形が脈波波形であるとみなして、この脈波波形のピーク検出を行う。このピーク間の時間間隔から脈拍の算出を行う(S 1 7)。

30

【0041】

図8では、アーチファクト除去(S 1 2、S 1 3、S 1 4)後にノイズ除去(S 1 5、S 1 6)を行っているが、ノイズ除去後にアーチファクト除去を行ってもよい。例えば、列ごとに圧力センサの振幅値の平均をとり、それら隣接する列間で相互相関を計算し、列間の振幅の位相差を計算し、位相差が無くなるように圧力センサによる列の平均で得られた圧力波形の位相をずらす。その後、圧力センサ列のうちほぼ血管上にある列とそれ以外の列とに分けて、血管上にある列から得られる振幅の平均値と血管上以外にある列から得られる振幅の平均値との間で差分を計算する。そして、この得られた差分の時間に依存した圧力波形に基づいて、この脈波波形のピーク検出を行い、このピーク間の時間間隔から脈拍の算出を行う。

40

【0042】

以下に、具体例として、ステップS 1 5 での相互相関関数を計算して、行間の圧力波形の位相差を求める方法を説明する。

図9は、行間の圧力波形の相互相関関数に基づいて位相差を決定する様子を示すグラフである。

ステップS 1 4 で得られたアーチファクト除去後の圧力センサアレイ11の行ごとの圧力平均値の時間 t を変数とした振幅値に基づいて行間の相互相関を計算する。ここでは、具

50

体例として圧力センサアレイ 1 1 の 1 行目と 2 行目の間での相互相関を計算する。1 行目の圧力平均値を $A_{c1}(t)$ 、2 行目の圧力平均値を $A_{c2}(t)$ として、それぞれ図 9 に示したような分布を呈しているとする。図 9 に示した $A_{c1}(t)$ と $A_{c2}(t)$ は、圧力センサが異なる位置で圧力を検出したことによる位相差以外は同様な波形である。通常このような位相差がある複数の波形がステップ S 1 4 で得られる。

【 0 0 4 3 】

$A_{c1}(t)$ と $A_{c2}(t)$ の 2 つの相互相関関数を $A_{c1}A_{c2}(t)$ とすると、

$$A_{c1}A_{c2}(t) = A_{c1}(t) * A_{c2}(t)$$

(* はコンボリューション (畳み込み積分) の演算子)

と表される。図 9 の $A_{c1}(t)$ と $A_{c2}(t)$ を上記の方程式に代入して計算すると相互相関関数 $A_{c1}A_{c2}(t)$ は図 9 に示した波形になる。 $A_{c1}A_{c2}(t)$ は、図 9 のように $t = 0$ の位置から $A_{c1}(t)$ と $A_{c2}(t)$ の位相差 t_{Ac12} 分だけずれた位置にピークをもつような関数となる。したがって、 $A_{c1}A_{c2}(t)$ のピークを検出すると位相差 t_{Ac12} を取得することができる (S 1 5)。

【 0 0 4 4 】

次に、 $A_{c1}(t)$ と $A_{c2}(t)$ の位相差をなくすように $A_{c2}(t)$ の位相をずらし、加算する。加算波形を $A_c(t)$ とすると

$$A_c(t) = A_{c1}(t) + A_{c2}(t + t_{Ac12})$$

と求められる。以降同様に、 $A_{c2}(t)$ と $A_{c3}(t)$ 、 $A_{c3}(t)$ と $A_{c4}(t)$ 等を加算してゆく。あるいは、 $A_{c1}(t)$ と $A_{c3}(t)$ 、 $A_{c1}(t)$ と $A_{c4}(t)$ というように $A_{c1}(t)$ を基準にして以降の行の圧力波形の加算を行っても良い。

【 0 0 4 5 】

図 1 0 は、図 1 の脈波計測システムによる回帰直線によるアーチファクト除去及びノイズ低減のフロー図である。なお、図 8 と同様なステップには同一符号を付して説明を省略する。

アーチファクトが一様でない場合のアーチファクト除去及びノイズ低減の処理を説明する。ここでは、アーチファクトが位置に関して 1 次関数 (線形) であるとする。各圧力センサは剛体で構成されているので、アーチファクトが一様でない場合は身体の動き等による外部からの圧力によるアーチファクトは線形でかかると考えられる。したがって、アーチファクトが一様でない場合、各圧力センサの縦横の方向にそれぞれ 1 次関数としてアーチファクトがかかっているとみなすのはよい近似である。また、この図 1 0 のフロー図に関する処理は、図 8 と同様であり、DSP 1 2 9 で実行される。

まず、図 8 を参照して説明したように血管位置の計測を行い (S 1 1) 血管位置を決定する。

血管にほぼ直交する方向で、かつステップ S 1 1 で決定された血管位置以外に配置している各圧力センサから得られる振幅値に基づき、位置を変数として位置と振幅値を関係づける回帰直線を決定する (S 2 2)。例えば、圧力センサアレイ 1 1 の圧力センサが配置している各行ごとで各圧力センサから得られる振幅値に基づいて回帰直線を決定する。具体的には、図 6 に示した 1 行目に配列している圧力センサでは、 $A(1, 1)$ 、 $A(2, 1)$ 、 $A(3, 1)$ 、 $A(7, 1)$ 、及び $A(8, 1)$ に基づいて、横方向の位置 y と振幅値により回帰直線 $A_1(y)$ を求める。回帰直線 $A_1(y)$ は、

$$A_1(y) = p \times y + c \quad (p, c \text{ は定数})$$

のように表される。 $A_1(y)$ は、一行目の横方向 y に対するアーチファクトによる振幅値の推定値である。同様に、2 行目以下も各行ごとに回帰直線を算出する。

【 0 0 4 6 】

血管位置にある圧力センサの振幅値と、その位置に対応した回帰直線によりその位置に対応したアーチファクト値の差分を計算する (S 2 3)。その後、例えば、差分データについて各行ごとに平均を取得する。この差分計算後の値は、アーチファクトが除去された値である。

以上のステップ S 1 1 からステップ S 2 3 までの計算により、一次関数的なアーチファク

トを除去し血管の圧力変動のみを反映した圧力データを取得することができる。

以後の身体に起因しない外乱であるノイズの影響を低減するためのステップは、図8を参照して説明したステップS15、S16、及びS17と同様であり、一次関数的なアーチファクトがある場合でも、ノイズの影響を低減することができる。

【0047】

以上により、微小な複数の圧力センサをアレイ状に配置したセンサモジュール10により動脈下以外のセンサからの信号を元に外乱による信号を推定し、脈波信号と外乱による信号を分離して外乱にロバストな脈波計測が可能になる。

【0048】

図11は、図6の圧力センサの1行目の、アーチファクトが一様でない場合の圧力波形の一例を示すグラフである。図11の点線で示した直線が図10のステップS22で計算された回帰直線である。実線で示した曲線は、各圧力センサが検出した振幅値である。

10

【0049】

図12は、図1の圧力センサが圧力センサアレイ31上に円形に配置しているセンサモジュール10の変形例を示す図である。

図2に示したセンサモジュール10では、圧力センサが行列状に配置していたので、圧力センサの配置方向と手首の動脈血管の血管方向の位置関係を設定したい場合に、センサモジュール10を手首に取り付ける際にセンサモジュール10の圧力センサの配置方向を考慮する必要がある。

【0050】

20

図12に示したように圧力センサアレイ31上に圧力センサ311、312、313を円形状に配置すれば、圧力センサの配置方向を考慮してセンサモジュール30を配置する必要がなくなるという効果がある。ユーザがセンサモジュール30を手首に装着する際に、圧力センサの配置方向を気にせずセンサモジュール30を取り付けることが可能になる。なお、その他のセンサモジュール30の構成及び動作は上述したセンサモジュール10と同様である。その他、ディスプレイ端末20も同様である。また、センサモジュール30を備えた脈波計測システムによるアーチファクト除去及びノイズ低減は、図8、図10及びそれらに関連する図で説明した手順で達成される。

【0051】

図13は、図1のセンサモジュール10及びディスプレイ端末20が腕ベルト21によって一体化されている脈波計測システムの一例を示す図である。

30

図1では、センサモジュール10のBluetoothモジュール132とディスプレイ端末20のBluetoothモジュール201との間でデータの交換が可能となる構成であるが、この構成に限定されない。例えば、図13に示したように、腕時計の腕ベルト21のリスト部分にセンサモジュール10を装着し、ディスプレイ端末20と一体化してもよい。この場合、センサモジュール10とディスプレイ端末20の間は有線で接続し、有線を介してデータ交換が行われてもよい。

【0052】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組合せにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素からいくつかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

40

【0053】

【発明の効果】

本発明の脈波計測モジュール及び脈波計測システムによれば、日常生活上発生する外乱の影響を低減し、多様な状況でも脈拍を計測することが可能になる。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の脈波計測システムを構成するセンサモジュールとディスプレイ端末の機能ブロック図。

50

【図 2】 図 1 のセンサモジュールの斜視図。

【図 3】 図 2 のセンサモジュールが皮膚上に装着されている模式図。

【図 4】 図 2 のセンサモジュールと動脈との位置関係を示す図。

【図 5】 図 2 のセンサモジュールで計測される、アーチファクトがない場合の圧力波形の一例を示すグラフ。

【図 6】 図 2 のセンサモジュールを構成する圧力センサアレイの各圧力センサのうち動脈上にある圧力センサを示す図。

【図 7】 図 6 の圧力センサの 1 行目の、アーチファクトが一様である場合の圧力波形の一例を示すグラフ。

【図 8】 図 1 の脈波計測システムによるアーチファクト除去及びノイズ低減のフロー図

10

。 【図 9】 行間の圧力波形の相互相関関数に基づいて位相差を決定する様子を示すグラフ

。 【図 10】 図 1 の脈波計測システムによる回帰直線によるアーチファクト除去及びノイズ低減のフロー図。

【図 11】 図 6 の圧力センサの 1 行目の、アーチファクトが一様でない場合の圧力波形の一例を示すグラフ。

【図 12】 図 1 の圧力センサが圧力センサアレイ上に円形に配置しているセンサモジュールの変形例を示す図。

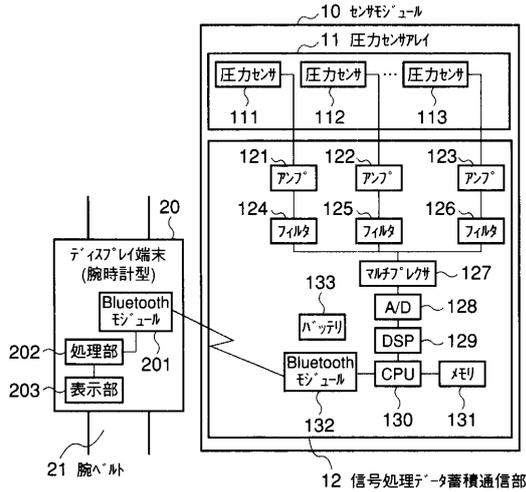
【図 13】 図 1 のセンサモジュール及びディスプレイ端末が腕ベルトによって一体化さ

20

【符号の説明】

10・・・センサモジュール、11・・・圧力センサアレイ、12・・・信号処理データ蓄積通信部、20・・・ディスプレイ端末、21・・・腕ベルト、30・・・センサモジュール、31・・・圧力センサアレイ、111、112、113、311、312、313・・・圧力センサ、121、122、123・・・アンプ、124、125、126・・・フィルタ、127・・・マルチプレクサ、128・・・A/Dコンバータ、129・・・DSP、130・・・CPU、131・・・メモリ、132、201・・・Bluetoothモジュール、133・・・バッテリー、202・・・処理部、203・・・表示部

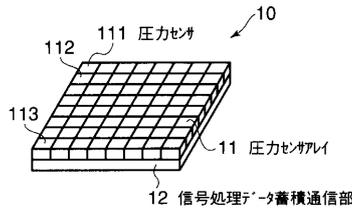
【 図 1 】



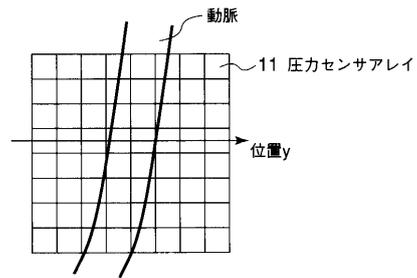
【 図 3 】



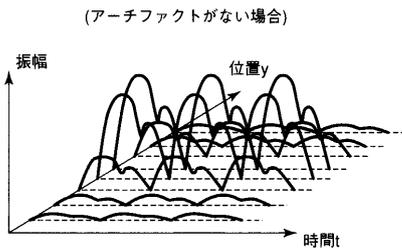
【 図 2 】



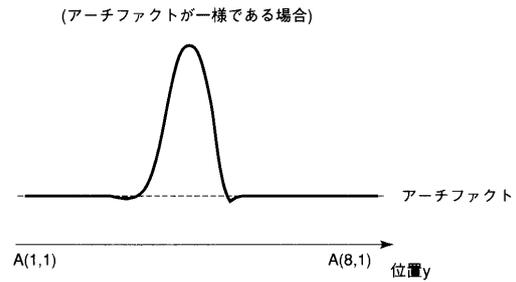
【 図 4 】



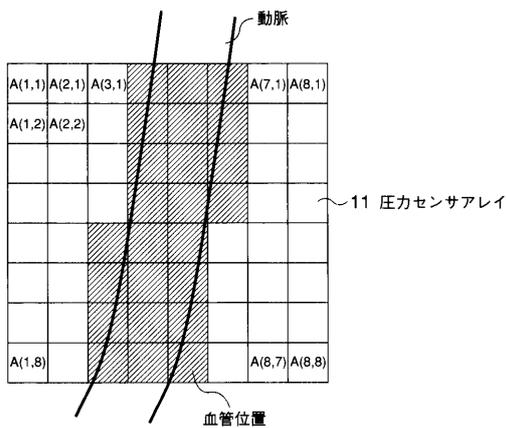
【 図 5 】



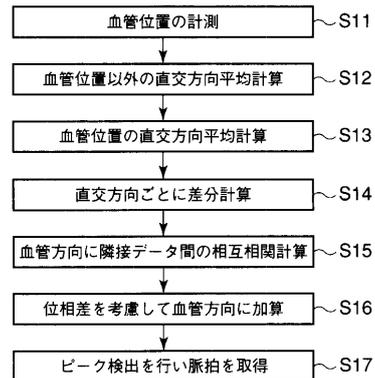
【 図 7 】



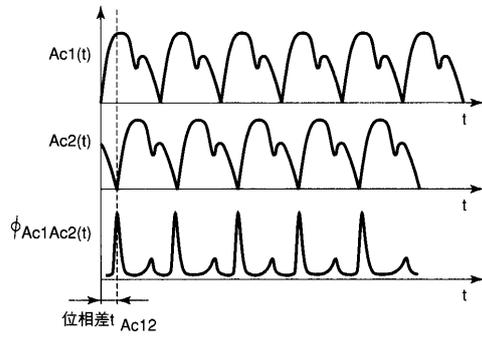
【 図 6 】



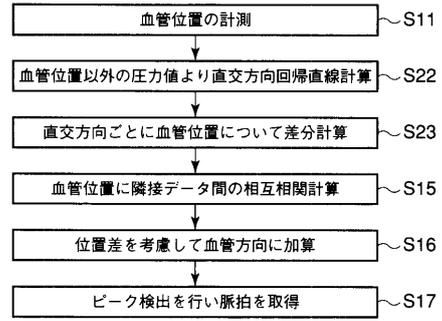
【 図 8 】



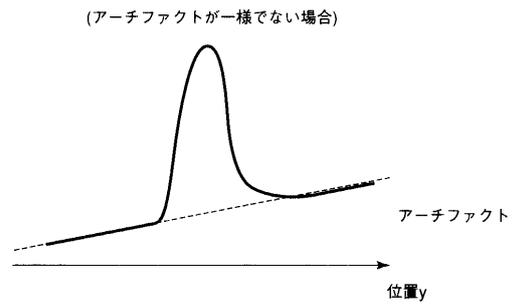
【 図 9 】



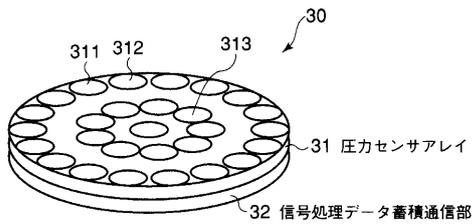
【 図 1 0 】



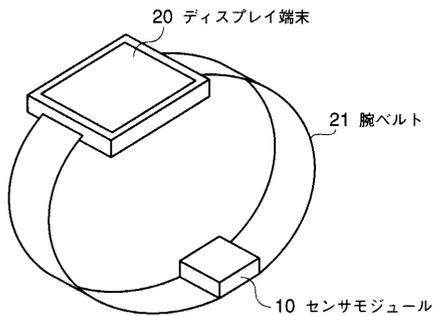
【 図 1 1 】



【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



フロントページの続き

- (72)発明者 鈴木 琢治
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 大内 一成
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内
- (72)発明者 亀山 研一
神奈川県川崎市幸区小向東芝町1番地 株式会社東芝研究開発センター内

審査官 本郷 徹

- (56)参考文献 特開平02-001224(JP,A)
特開平11-089832(JP,A)
特開平07-222723(JP,A)
特開2000-051164(JP,A)
特開2001-161649(JP,A)
特開2001-037742(JP,A)
特許第3029912(JP,B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/0245