

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6680155号
(P6680155)

(45) 発行日 令和2年4月15日 (2020.4.15)

(24) 登録日 令和2年3月24日 (2020.3.24)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O K

A 6 1 B 5/0245 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O P

A 6 1 B 5/0245 Z D M F

請求項の数 16 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2016-177704 (P2016-177704)
 (22) 出願日 平成28年9月12日 (2016.9.12)
 (65) 公開番号 特開2018-42606 (P2018-42606A)
 (43) 公開日 平成30年3月22日 (2018.3.22)
 審査請求日 令和1年8月6日 (2019.8.6)

(73) 特許権者 503246015
 オムロンヘルスケア株式会社
 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地
 (74) 代理人 100085006
 弁理士 世良 和信
 (74) 代理人 100100549
 弁理士 川口 嘉之
 (74) 代理人 100096873
 弁理士 金井 廣泰
 (74) 代理人 100123319
 弁理士 関根 武彦
 (74) 代理人 100125357
 弁理士 中村 剛
 (74) 代理人 100123098
 弁理士 今堀 克彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧測定装置、血圧測定装置の制御方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

トノメトリ方式で血圧を測定する血圧測定装置であって、
 複数の圧力センサを備え計測対象の一心拍ごとの血圧情報を計測する計測手段と、
 各々の圧力センサの一心拍分の出力波形から特徴量を抽出し、前記複数の圧力センサの間での前記特徴量の値の分布形状に基づいて、前記計測対象の動脈に対する前記計測手段の配置状態を推定する配置状態推定手段と
 前記推定された配置状態に基づいて、前記計測手段により計測された血圧情報の信頼度を算出する信頼度算出手段と、
 を有することを特徴とする、血圧測定装置。

10

【請求項 2】

前記配置状態推定手段は、各々の圧力センサの一心拍分の出力波形から、前記特徴量として、前記出力波形における最大値と最小値の差分値、および/または、最小値を抽出し、前記複数の圧力センサの間での前記差分値の分布形状、および/または、前記最小値の分布形状に基づいて、前記計測手段の配置状態を推定することを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

【請求項 3】

前記計測手段は、計測時に前記動脈と交差する方向に配列される複数の圧力センサから構成されるセンサアレイを少なくとも 1 つ有することを特徴とする、請求項 2 に記載の血圧測定装置。

20

【請求項 4】

前記配置状態は、前記センサレイが前記動脈を押圧する力の程度を示す、押圧程度を含み、

前記配置状態推定手段は、前記差分値の分布形状におけるピーク値とボトム値の差、および／または、前記差分値の分布形状におけるピーク値に基づいて、前記押圧程度を推定することを特徴とする、請求項 3 に記載の血压測定装置。

【請求項 5】

前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に垂直な方向の傾きを示す、幅方向傾きを含み、

前記配置状態推定手段は、前記最小値の分布形状の傾きに基づいて、前記幅方向傾きを推定することを特徴とする、請求項 3 または 4 に記載の血压測定装置。

10

【請求項 6】

前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に垂直な方向のずれを示す、幅方向ずれを含み、

前記配置状態推定手段は、前記差分値の分布形状におけるピークの位置に基づいて、前記幅方向ずれを推定することを特徴とする、請求項 3 ～ 5 のうちいずれか 1 項に記載の血压測定装置。

【請求項 7】

前記計測手段は、互いに平行に配置される第 1 のセンサレイと第 2 のセンサレイを備えており、

20

前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に平行な方向の傾きを示す、動脈方向傾きを含み、

前記配置状態推定手段は、前記第 1 のセンサレイと前記第 2 のセンサレイそれぞれの、前記差分値の分布形状におけるピーク値とボトム値の差、および、前記差分値の分布形状におけるピーク値に基づいて、前記動脈方向傾きを推定することを特徴とする、請求項 3 ～ 6 のうちいずれか 1 項に記載の血压測定装置。

【請求項 8】

前記計測手段は、互いに平行に配置される第 1 のセンサレイと第 2 のセンサレイを備えており、

前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に平行な方向のずれを示す、動脈方向ずれを含み、

30

前記配置状態推定手段は、前記第 1 のセンサレイと前記第 2 のセンサレイの間での、前記差分値の分布形状におけるピーク値の差に基づいて、前記動脈方向ずれを推定することを特徴とする、請求項 3 ～ 7 のうちいずれか 1 項に記載の血压測定装置。

【請求項 9】

前記計測手段は、互いに平行に配置される第 1 のセンサレイと第 2 のセンサレイを備えており、

前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記センサレイと前記計測対象の接触面内での回転を示す、回転ずれを含み

前記配置状態推定手段は、前記第 1 のセンサレイと前記第 2 のセンサレイの間での、前記差分値の分布形状におけるピークの位置の差に基づいて、前記回転ずれを推定することを特徴とする、請求項 3 ～ 8 のうちいずれか 1 項に記載の血压測定装置。

40

【請求項 10】

前記血压情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する出力手段を有することを特徴とする、請求項 1 ～ 9 のうちいずれか 1 項に記載の血压測定装置。

【請求項 11】

前記出力手段は、

文字および／または画像により、前記血压情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する画像表示手段、

50

音声により、前記血圧情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する音声出力手段、

有線または無線の通信により、他の装置に対して前記血圧情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する通信手段、

のうちの一つまたはこれらの組み合わせであることを特徴とする、請求項 10 に記載の血圧測定装置。

【請求項 12】

前記信頼度が所定の基準値以下の場合に、信頼度を低下させる原因となっている不適切な配置状態を示す情報を前記出力手段に出力する、警告手段を有することを特徴とする、請求項 10 または 11 に記載の血圧測定装置。

10

【請求項 13】

前記信頼度が所定の基準値以下の場合に、信頼度を低下させる原因となっている不適切な配置状態を、適切な配置状態に修正する方法を前記出力手段に出力する、修正指示手段を有することを特徴とする、請求項 10 ~ 12 のうちいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

【請求項 14】

前記血圧測定装置は、手首に装着するウェアラブル装置であることを特徴とする、請求項 1 ~ 13 のうちいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

【請求項 15】

トノメトリ方式で血圧を測定する血圧測定装置の制御方法であって、
複数の圧力センサを備える計測手段により、計測対象の一心拍ごとの血圧情報を計測するステップと、
各々の圧力センサの一心拍分の出力波形から特徴量を抽出するステップと、
前記複数の圧力センサの間での前記特徴量の値の分布形状に基づいて、前記計測対象の動脈に対する前記計測手段の配置状態を推定するステップと、
前記推定された配置状態に基づいて、前記計測手段により計測された血圧情報の信頼度を算出するステップと、
を有することを特徴とする、血圧測定装置の制御方法。

20

【請求項 16】

請求項 15 に記載の血圧測定装置の制御方法の各ステップを、該血圧測定装置に実行させるためのプログラム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は血圧測定のための装置およびその制御方法に関し、より具体的にはトノメトリ方式により血圧を測定する装置に関する。

【背景技術】

【0002】

橈骨動脈などの体表付近の動脈を扁平部ができる程度に押圧し、動脈内圧と外圧をバランスさせて、圧力センサにより非侵襲的に血圧を測定する、トノメトリ方式による血圧測定方法が知られている。当該方法によると、一心拍毎の血圧値を非侵襲的に得ることができる。

40

【0003】

トノメトリ方式により血圧の測定を行う場合には、圧力センサが正確に動脈上に置かれる必要がある。そこで、現実の装置では微小な圧力センサを複数設置し、センサ群から得られる複数出力のうち、最適の出力が血圧波形として選択され、これに基づき血圧値が測定される。例えば、特許文献 1 には最適の出力を選択するための方法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

50

【特許文献１】特開２００４－２２２８４７号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００５】

特許文献１には、次のような最適出力の選択方法が記載されている。即ち、複数の圧力センサが搭載された押圧面を有するセンサアレイを生体表面に押圧し、脈波検出時には複数圧力センサから圧力情報を示す電圧信号を同時に入力する。ＣＰＵは、電圧信号から固形物に起因して生じる圧力成分を示す直流成分を抽出して、抽出された直流成分から固形物上に位置する圧力センサを特定する。そして複数圧力センサのうちから特定された固形物上に位置する圧力センサを除いたものは、動脈上に位置する圧力センサの候補として選択されて、選択された圧力センサの出力する圧力情報に基づいて動脈から発生する脈波が検出される。

10

【０００６】

このような手法によれば、動脈以外の固形物上に圧力センサが配置されているという、測定値に影響を及ぼすことが顕著なケースにおいては、不適切な配置状態にあるセンサを特定して、最適な出力値の選択候補から除外することができる。

【０００７】

しかしながら、上記の従来手法では、動脈を押圧する方向にずれがある（センサ群が押圧面に対して傾いて配置されている）等の、データ解析に悪影響を生ずる条件下で取得された出力であっても、センサ群が適切な配置状態にある場合と同等に扱ってしまうという問題があった。

20

【０００８】

上記のような状況に鑑みて、本発明は、トノメトリ方式による血圧測定方法において、計測された血圧情報の信頼度を算出する技術を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【０００９】

前記の目的を達成するために、本発明は以下の構成を採用する。

【００１０】

本発明に係る血圧測定装置は、トノメトリ方式で血圧を測定する血圧測定装置であって、複数の圧力センサを備え計測対象の一心拍ごとの血圧情報を計測する計測手段と、各々の圧力センサの一心拍分の出力波形から特徴量を抽出し、前記複数の圧力センサの間での前記特徴量の値の分布形状に基づいて、前記計測対象の動脈に対する前記計測手段の配置状態を推定する配置状態推定手段と、前記推定された配置状態に基づいて、前記計測手段により計測された血圧情報の信頼度を算出する信頼度算出手段と、を有することを特徴とする、血圧測定装置である。

30

【００１１】

このような構成にすることで、計測された血圧情報についての信頼度を得ることができ、不適切な配置状態で得られた血圧情報（即ち信頼度の低い計測値）を、適切な配置状態で得られた血圧情報（即ち信頼度の高い計測値）と同様に扱うことを防止することができる。

40

【００１２】

ここで、前記配置状態推定手段は、各々の圧力センサの一心拍分の出力波形から、前記特徴量として、前記出力波形における最大値と最小値の差分値、および／または、最小値を抽出し、前記複数の圧力センサの間での前記差分値の分布形状、および／または、前記最小値の分布形状に基づいて、前記計測手段の配置状態を推定するものであってもよい。

【００１３】

また、前記計測手段は、計測時に前記動脈と交差する方向に配列される複数の圧力センサから構成されるセンサアレイを少なくとも１つ有していてもよい。

【００１４】

このように、所定の配列を有する圧力センサ群がある構成により、前記特徴量の分布形

50

状を該所定の配列を含んで把握することが可能になり、前記配置状態の推定を効率的に行うことができる。

【0015】

また、前記配置状態は、前記センサレイが前記動脈を押圧する力の程度を示す、押圧程度を含み、前記配置状態推定手段は、前記差分値の分布形状におけるピーク値とボトム値の差、および／または、前記差分値の分布形状におけるピーク値に基づいて、前記押圧程度を推定するものであってもよい。

【0016】

このように、前記配置状態に押圧程度を含む構成であると、前記センサレイが前記動脈を押圧する力の程度が不適切である状態で血压情報が計測された場合に、当該状態を反映した血压情報の信頼度を得ることができる。

10

【0017】

さらに、前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に垂直な方向の傾きを示す、幅方向傾きを含み、前記配置状態推定手段は、前記最小値の分布形状の傾きに基づいて、前記幅方向傾きを推定するものであってもよい。

【0018】

このように、前記配置状態に幅方向傾きを含む構成であると、前記計測手段が適切な状態から前記動脈の延びる方向に垂直な方向に傾いている状態で血压情報が計測された場合に、当該状態を反映した血压情報の信頼度を得ることができる。

【0019】

20

さらに、前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に垂直な方向のずれを示す、幅方向ずれを含み、前記配置状態推定手段は、前記差分値の分布形状におけるピークの位置に基づいて、前記幅方向ずれを推定するものであってもよい。

【0020】

このように、前記配置状態に幅方向ずれを含む構成であると、前記計測手段が適切な状態から前記動脈の延びる方向に垂直な方向にずれている状態で血压情報が計測された場合に、当該状態を反映した血压情報の信頼度を得ることができる。

【0021】

さらに、前記計測手段は、互いに平行に配置される第1のセンサレイと第2のセンサレイを備えており、前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に平行な方向の傾きを示す、動脈方向傾きを含み、前記配置状態推定手段は、前記第1のセンサレイと前記第2のセンサレイそれぞれの、前記差分値の分布形状におけるピーク値とボトム値の差、および、前記差分値の分布形状におけるピーク値に基づいて、前記動脈方向傾きを推定するものであってもよい。

30

【0022】

このように、互いに平行に配置される所定の配列のセンサ群が2列あることによって、より多様な計測手段の配置状態の推定を効率的に行うことができる。また、前記配置状態に、前記計測手段の動脈方向傾きを含むことによって、前記計測手段が適切な状態から前記動脈の延びる方向に平行な方向に傾いている状態で血压情報が計測された場合に、当該状態を反映した血压情報の信頼度を得る事ができる。

40

【0023】

さらに、前記計測手段は、互いに平行に配置される第1のセンサレイと第2のセンサレイを備えており、前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記動脈の延びる方向に平行な方向のずれを示す、動脈方向ずれを含み、前記配置状態推定手段は、前記第1のセンサレイと前記第2のセンサレイの間での、前記差分値の分布形状におけるピーク値の差に基づいて、前記動脈方向ずれを推定するものであってもよい。

【0024】

このように、前記配置状態に動脈方向ずれを含む構成であると、前記計測手段が適切な状態から前記動脈の延びる方向に平行な方向にずれている状態で血压情報が計測された場

50

合に、当該状態を反映した血圧情報の信頼度を得ることができる。

【0025】

さらに、前記計測手段は、互いに平行に配置される第1のセンサアレイと第2のセンサアレイを備えており、前記配置状態は、計測に適した姿勢である基準状態からの、前記センサアレイと前記計測対象の接触面内での回転を示す、回転ずれを含み、前記配置状態推定手段は、前記第1のセンサアレイと前記第2のセンサアレイの間での、前記差分値の分布形状におけるピークの位置の差に基づいて、前記回転ずれを推定するものであってもよい。

【0026】

このように、前記配置状態に回転方向ずれを含む構成であると、前記センサアレイが前記計測対象との接触面内で回転方向にずれている状態で血圧情報が計測された場合に、当該状態を反映した血圧情報の信頼度を得ることができる。

10

【0027】

また、本発明に係る血圧測定装置は、前記血圧情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する出力手段を有していてもよい。

【0028】

このように出力手段を有する構成により、前記各情報を適宜出力して利用することが可能になる。

【0029】

さらに、前記出力手段は、文字および/または画像により、前記血圧情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する画像表示手段、音声により、前記血圧情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する音声出力手段、有線または無線の通信により、他の装置に対して前記血圧情報、前記配置状態、前記信頼度のうちの一つまたはこれらの組み合わせを出力する通信手段、
のうちの一つまたはこれらの組み合わせであってもよい。

20

【0030】

このような構成により、出力する情報と目的に応じて適切な出力方法を採用することができ、また、異なる複数の出力手段を有することで、より効果的な情報の出力が可能になる。

30

【0031】

また、本発明に係る血圧測定装置は、前記信頼度が所定の基準値以下の場合に、信頼度を低下させる原因となっている不適切な配置状態を示す情報を前記出力手段に出力する、警告手段を有していてもよい。

【0032】

このような構成によると、前記血圧測定装置の利用者は、前記血圧情報の信頼度が所定の基準値以下である場合には、その旨とその原因を把握することができる。

【0033】

さらに、本発明に係る血圧測定装置は、前記信頼度が所定の基準値以下の場合に、信頼度を低下させる原因となっている不適切な配置状態を、適切な配置状態に修正する方法を前記出力手段に出力する、修正指示手段を有していてもよい。

40

【0034】

このような構成によると、前記血圧情報の信頼度が所定の基準値以下である場合に、前記血圧測定装置の利用者は、前記修正指示に従って前記計測手段を適切な配置状態に修正することができる。

【0035】

また、本発明に係る血圧測定装置は、手首に装着するウェアラブル装置であってもよい。

【0036】

このような構成によると、前記血圧測定装置の利用者は身体を拘束されることな

50

く、血圧を測定することができる。

【0037】

本発明に係る血圧測定装置の制御方法は、トノメトリ方式で血圧を測定する血圧測定装置の制御方法であって、複数の圧力センサを備える計測手段により、計測対象の一心拍ごとの血圧情報を計測するステップと、各々の圧力センサの一心拍分の出力波形から特徴量を抽出するステップと、前記複数の圧力センサの間での前記特徴量の値の分布形状に基づいて、前記計測対象の動脈に対する前記計測手段の配置状態を推定するステップと、前記推定された配置状態に基づいて、前記計測手段により計測された血圧情報の信頼度を算出するステップと、を有することを特徴とする。

【0038】

本発明に係るプログラムは、前記血圧測定装置の制御方法の各ステップを、該血圧測定装置に実行させるプログラムである。

【0039】

なお、本発明は、上記構成ないし機能の少なくとも一部を有する血圧測定装置として捉えることができる。また、本発明は、上記処理の少なくとも一部を含む血圧測定装置の制御方法、又は、かかる方法をコンピュータ（プロセッサ）に実行させるためのプログラム、又は、そのようなプログラムを非一時的に記録したコンピュータ読取可能な記録媒体として捉えることもできる。上記構成及び処理の各々は技術的な矛盾が生じない限り互いに組み合わせて本発明を構成することができる。

【発明の効果】

【0040】

本発明によれば、トノメトリ方式による血圧測定方法において、計測された血圧情報の信頼度を算出する技術を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0041】

【図1】本発明に係る実施例1の血圧測定装置の全体構成を示すブロック図である。

【図2】実施例1の血圧測定装置の計測部が、図示しないベルトによって被測定者の左手首に装着された状態を示す図である。

【図3】実施例1の血圧測定装置の計測部の構造と計測時の状態を模式的に示す断面図である。

【図4】実施例1の血圧測定装置のセンサ部の体表面と接する側の面を表す図である。

【図5】実施例1の血圧測定装置の制御部の機能構成の概略を示すブロック図である。

【図6】実施例1の血圧測定装置が行う処理の流れの一例を示す全体フローチャートである。

【図7】圧力センサにより計測される脈圧波形を示す図である。

【図8】トノグラムの一例を示す図である。

【図9】実施例1の血圧測定装置のセンサ部が橈骨動脈に対して適切に配置されている状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

【図10】実施例1の血圧測定装置のセンサ部が押圧不足である配置状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

【図11】実施例1の血圧測定装置のセンサ部が過押圧である配置状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

【図12】実施例1の血圧測定装置のセンサ部が動脈方向に傾いて配置されている状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

【図13】実施例1の血圧測定装置のセンサ部が幅方向に傾いて配置されている状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

【図14】実施例1の血圧測定装置のセンサ部が幅方向にずれて配置されている状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

【図15】実施例1の血圧測定装置のセンサ部が動脈方向にずれて配置されている状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 1 6】実施例 1 の血圧測定装置のセンサ部が回転方向にずれて配置されている状態と、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。

【図 1 7】実施例 1 の血圧測定装置の配置状態推定部がセンサ部の配置状態を推定する際の処理の一例を示したフローチャートである。

【図 1 8】図 1 7 の「押圧程度・動脈方向傾き判定」段階の処理の一例を示すフローチャートである。

【図 1 9】本発明に係る実施例 2 である血圧測定装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2 0】実施例 2 の血圧測定装置の制御部の機能構成の概略を示すブロック図である。

【図 2 1】実施例 2 の血圧測定装置が行う処理の流れの一例を示す全体フローチャートである。

【図 2 2】実施例 2 の血圧測定装置の出力部に表示される画像の一例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0042】

以下、本発明の具体的な実施例について図面に基づいて説明する。以下の実施例に記載されている構成要素の寸法、材質、形状、その相対配置等は、特に記載がない限りは発明の技術的範囲をそれらのみに限定する趣旨のものではない。

【0043】

< 実施例 1 >

まず、図 1 ~ 図 1 8 に従って、本発明の実施例 1 について説明する。本実施例に係る血圧測定装置は、トノメトリ法により橈骨動脈の圧脈波を測定する装置である。ここで、トノメトリ法とは、皮膚の上から動脈を適切な圧力で押圧して動脈に扁平部を形成し、動脈内圧と外圧をバランスさせて、圧力センサにより非侵襲的に圧脈波を計測する方法をいう。

【0044】

(血圧測定装置の構成)

図 1 は、本実施例の血圧測定装置 1 の全体構成を示すブロック図である。血圧測定装置 1 は、概略、計測部 1 0、制御部 2 0、入力部 3 0、記憶部 4 0 を有する。

【0045】

なお、血圧測定装置 1 は、測定時に被測定者の上腕を固定台に載置して用いられるような据え置き型の装置であってもよいし、測定時の被測定者の動きを拘束しない状態で装着されるウェアラブル装置としてもよい。ここで、血圧測定装置 1 をウェアラブル装置とすると、被測定者の動きが拘束されない反面、血圧測定装置 1 が血圧の測定に適した状態から逸脱しやすくなる。この点、計測された血圧情報の信頼度を得ることができる本実施例に係る装置であれば、不適切な状態で計測された血圧情報を、適切な状態で計測された血圧情報と同様に扱うことを防止できるため、好適である。

【0046】

計測部 1 0 は、センサ部 1 1 により被測定者の圧脈波を計測する。図 2 は計測部 1 0 が、図示しないベルトによって被測定者の左手首に装着された状態を示す図、図 3 は計測部 1 0 の構造と計測時の状態を模式的に示す断面図である。図 2、図 3 に示すように計測部 1 0 は、センサ部 1 1 と、センサ部 1 1 を手首に対して押圧するための押圧機構 1 2 とを備え、血圧測定対象となる橈骨動脈 T D が内部に存在する部位の体表面に接するように配置される。

【0047】

図 4 はセンサ部 1 1 の体表面と接する側の面を表す図である。図 4 に示すように、センサ部 1 1 は、計測部 1 0 が装着された状態において、装着部位に存在する橈骨動脈 T D の伸びる方向 A と交差する方向 B に並ぶ複数 (例えば 4 6 個) の圧力センサ 1 1 0 により形成される第 1 のセンサアレイ 1 1 1 と、それと平行に配置される第 2 のセンサアレイ 1 1 2 を有している。

【0048】

10

20

30

40

50

第 1、第 2 それぞれのセンサアレイ 111、112 を構成する各圧力センサ 110 は、橈骨動脈 T D 上に必要かつ十分な数が配置されるような間隔で、かつ、他方のセンサアレイを構成する圧力センサ 110 と対になるように配置されている。ここで、圧力センサ 110 は、圧力を計測して電気信号に変換する圧電素子や、圧電抵抗効果を利用した素子などを好ましく用いることができる。

【0049】

押圧機構 12 は、例えば、空気袋とこの空気袋の内圧を調整するポンプとにより構成される。制御部 20 がポンプを制御し空気袋の内圧を高めると、空気袋の膨張により圧力センサ 110 が体表面に押し当てられる。なお、押圧機構 12 は、圧力センサ 110 の体表面に対する押圧力を調整可能であれば何でもよく、空気袋を用いたものに限定されない。

10

【0050】

制御部 20 は、血圧測定装置 1 の各部の制御、測定したデータの記録・分析、データの入出力などの各種処理を行う。制御部 20 は、プロセッサ、ROM (Read Only Memory)、RAM (Random Access Memory)、などを含む。後述する制御部 20 の機能は、プロセッサが ROM 又は記憶部 40 に記憶されているプログラムを読み込み実行することにより実現される。RAM は、制御部 20 が各種処理を行う際のワークメモリとして機能する。

【0051】

入力部 30 は、ユーザに対し操作インターフェースを提供する。例えば、操作ボタン、スイッチ、タッチパネルなどを用いることができる。

【0052】

20

記憶部 40 は、データの記憶及び読み出しが可能な記憶媒体であり、制御部 20 で実行されるプログラム、計測部 10 から得られた計測データ、計測データを処理することで得られた各種のデータなどを記憶する。記憶部 40 は例えばフラッシュメモリが用いられる。記憶部 40 は、メモリカード等の可搬型のものであってもよいし、血圧測定装置 1 に内蔵されていてもよい。

【0053】

(制御部の機能)

図 5 は制御部 20 の機能構成の概略を示すブロック図である。図 5 に示すように、制御部 20 は、基本的な機能として、特徴量抽出部 21、トノグラム作成部 22、配置状態推定部 23、信頼度算出部 24、血圧指標特定部 25、を有している。本実施例では、制御部 20 が必要なプログラムを実行することによって、これら各部の機能を発揮する。

30

【0054】

特徴量抽出部 21 は、一心拍毎に血圧測定部により計測される脈圧波形の特徴量を抽出する機能である。本実施例において抽出される特徴量は、例えば、1 心拍毎の最大圧力値、最低圧力値、及び最大圧力値と最低圧力値の差分値である。

【0055】

トノグラム作成部 22 は、トノグラムを作成する機能である。ここで、トノグラムとは、複数の圧力センサの間での特徴量の値の分布形状をいう。本実施例におけるトノグラムは、特徴量抽出部 21 によって抽出された、一心拍単位の最大圧力値と最低圧力値の差分値 (以下「a c 成分」という)、及び最低圧力値 (以下、「d c 成分」という) に基づいて、センサアレイ毎に作成される。

40

【0056】

配置状態推定部 23 は、トノグラムの形状に基づき、センサ部 11 の橈骨動脈 T D に対する配置状態を推定する機能である。本実施例では、64 パターンの配置状態のいずれに該当するかを最終的に推定する。

【0057】

信頼度算出部 24 は、推定されたセンサ部 11 の配置状態に基づき、計測部 10 が計測した血圧情報の信頼度を算出する機能である。

【0058】

血圧指標特定部 25 は、複数の圧力センサ 110 で計測された血圧情報から、最終的な

50

測定値となる血圧指標を特定する機能である。本実施例において特定される血圧指標は、収縮期血圧（ＳＢＰ）、拡張期血圧（ＤＢＰ）、脈拍数（ＰＲ）である。

【００５９】

（血圧測定装置の機能）

以下、本実施例における血圧測定装置１の機能について説明する。図６は、本実施例に係る血圧測定装置１が行う処理の流れの一例を示す全体フローチャートである。図６が示すように、血圧測定装置１は、一心拍毎に、血圧情報を計測し（ステップＳ２）、計測された情報から特徴量を抽出してトノグラムを作成し（ステップＳ３）、該トノグラムに基づいてセンサ部１１の橈骨動脈ＴＤに対する配置状態を推定し（ステップＳ４）、該推定配置状態に基づいて信頼度を算出し（ステップＳ５）、該信頼度と計測された血圧情報を記憶部４０に記録する（ステップＳ６）。

10

【００６０】

（血圧情報の計測）

計測部１０を手首に装着して血圧測定装置１起動すると、制御部２０が計測部１０の押圧機構１２を制御し、センサ部１１の押圧力を適切な状態に維持する。そして、各圧力センサ１１０により計測された血圧情報が制御部２０に順次取り込まれる。

【００６１】

図７は、圧力センサ１１０により計測される脈圧波形（トノメトリセンサ圧）を示す。横軸が時間、縦軸が血圧である。本実施例ではサンプリング周波数を１２５Ｈｚとしたが、１心拍の波形の形状的な特徴を再現可能な限り、任意に設定できる。

20

【００６２】

（特徴量の抽出とトノグラムについて）

特徴量抽出部２１は、各圧力センサ１１０により計測された脈圧波形からａｃ成分とｄｃ成分を抽出する。また、トノグラム作成部２２は、一つのセンサアレイを構成する各圧力センサ１１０のセンサアレイ上の位置を横軸に取り、同一心拍における圧力センサ１１０毎のａｃ成分とｄｃ成分を縦軸に取ったグラフ、即ちトノグラムを作成する。図８はトノグラムの一例を示す図である。各圧力センサ１１０には、配置された位置に応じてチャンネル番号が割り振られている。

【００６３】

本実施例では、センサアレイ毎に最も大きいａｃ成分の値（ピーク値）を示す圧力センサ１１０をピークチャンネルとし、最も小さいａｃ成分の値（ボトム値）を示す圧力センサ１１０をボトムチャンネルとする。また、第１センサアレイ１１１についてのトノグラムを第１トノグラムとして、第１トノグラムのピーク値を第１ピーク値、ボトム値を第１ボトム値という。さらに、第２のセンサアレイ１１２についてのトノグラムを第２トノグラムとして、第２トノグラムのピーク値を第２ピーク値、ボトム値を第２ボトム値という。

30

【００６４】

血圧指標特定部２５は、第１センサアレイ１１１のピークチャンネルと第２センサアレイ１１２のピークチャンネルのうち、より大きいａｃ成分の値を示す方のピークチャンネルをアクティブチャンネルとして選定し、当該アクティブチャンネルにおいて計測された血圧情報から、各種の血圧指標を特定する。

40

【００６５】

<トノグラムとセンサ部の配置状態の関係>

図９は、センサ部１１が橈骨動脈ＴＤに対して適切に配置されている状態とその配置状態におけるトノグラムの形状を示す図、図１０、図１１、図１２、図１３、図１４、図１５、図１６はセンサ部１１が橈骨動脈ＴＤに対して不適切に配置されている７つのパターンと、その配置状態におけるトノグラムの形状を示す図である。なお、本明細書においては、２つのセンサアレイのうち、第１のセンサアレイ１１１が最も脈圧波の計測に適した場所に配置されている状態を、適切な配置状態とする。

【００６６】

50

図 9 に示すように、第 1 トノグラムの a c 成分が略中央にピークチャンネルが位置する山形となり、かつ、第 2 トノグラムの a c 成分が第 1 のセンサレイ 1 1 1 のトノグラムよりもやや平坦な山形となり、かつ、第 1 のセンサレイ 1 1 1 及び第 2 のセンサレイ 1 1 2 の d c 成分が略平坦な形状を示す場合には、センサ部 1 1 が橈骨動脈 T D に対して適切に配置されている状態であると定義する。

【 0 0 6 7 】

そうすると、図 1 0 に示すように、第 1 トノグラム及び第 2 トノグラムのいずれもが、a c 成分及び d c 成分ともに低いレベルで平坦な形状を示している（ピーク値が低く、ピーク値とボトム値の差が小さい）場合には、センサ部 1 1 が橈骨動脈 T D に対して押圧される力の程度が弱い、即ち押圧不足の状態であると推定できる。

10

【 0 0 6 8 】

また、図 1 1 に示すように、第 1 トノグラム及び第 2 トノグラムのいずれもが、a c 成分及び d c 成分ともに高いレベルで平坦な形状を示している（ピーク値の値が高く、ピーク値とボトム値の差が小さい）場合には、センサ部 1 1 が橈骨動脈 T D に対して押圧される力の程度が過剰、即ち過押圧の状態であると推定できる。

【 0 0 6 9 】

また、図 1 2 に示すように、第 1、第 2 どちらかのトノグラムが a c 成分及び d c 成分ともに低いレベルで平坦な形状を示しており、かつ、他方のトノグラムが a c 成分及び d c 成分ともに高いレベルで平坦な形状を示している場合には、センサ部 1 1 が橈骨動脈 T D の延びる方向に対して平行な方向（以下「動脈方向」という）に傾いている、即ち動脈方向傾き状態であると推定できる。

20

【 0 0 7 0 】

また、図 1 3 に示すように、第 1 トノグラムの d c 成分が平坦ではなく、一方向への斜線を描くような形状となっていれば、センサ部 1 1 が橈骨動脈 T D の延びる方向に対して垂直な方向（以下「幅方向」という）に傾いている、即ち幅方向傾き状態であると推定できる。

【 0 0 7 1 】

また、図 1 4 に示すように、第 1 トノグラムのピークチャンネルの位置が、中央から左右に大きく離れた位置にある場合には、センサ部 1 1 が幅方向にずれている、即ち幅方向ずれ状態であると推定できる。

30

【 0 0 7 2 】

また、図 1 5 に示すように、第 1 トノグラムと第 2 トノグラムのピーク値の高さにあまり差がない（それぞれのピークチャンネルの出力値差が少ない）場合には、センサ部 1 1 が動脈方向にずれている、即ち動脈方向ずれ状態であると推定できる。

【 0 0 7 3 】

また、図 1 6 に示すように、第 1 トノグラムと第 2 トノグラムのピークチャンネルの位置が大きくずれている場合には、センサ部 1 1 が体表面との接触面内における回転方向にずれている、即ち回転ずれ状態であると推定できる。

【 0 0 7 4 】

（配置状態の推定および信頼度の算出）

40

配置状態推定部 2 3 は、特徴量および/またはトノグラムの形状からセンサ部 1 1 の橈骨動脈 T D に対する配置状態の推定を行い、信頼度算出部 2 4 は該配置状態に応じて信頼度を算出する。図 1 7 は配置状態推定部 2 3 がセンサ部 1 1 の配置状態を推定する際の処理の一例を示したフローチャート、図 1 8 は図 1 7 の「押圧程度・動脈方向傾き判定」段階の処理の一例を示すフローチャートである。以下、図 1 7、図 1 8 に従い、配置状態推定部が配置状態の推定を行う方法を説明する。

【 0 0 7 5 】

配置状態推定部 2 3、信頼度算出部 2 4 は、それぞれ初期値として「配置状態フラグ = なし（適正配置）」、「信頼度 = 1 0 0」を設定する（ステップ S 1 0 0）。

【 0 0 7 6 】

50

配置状態推定部 23 は、まず「押圧程度・動脈方向傾き」の判定を行う（ステップ S 101）。図 18 に示すように、配置状態推定部 23 は第 1 センサレイ 111 の押圧程度を推定した後に、第 2 センサレイ 112 の押圧程度を推定し、その後に第 1 センサレイ 111 と第 2 のセンサレイ 112 の押圧程度の組み合わせで、センサ部 11 の「押圧程度・動脈方向傾き」を推定する。

【0077】

具体的には、まず第 1 センサレイ 111 について、第 1 ピーク値と第 1 ボトム値の差が所定の出力値差閾値を下回るか否かを判定する（ステップ S 111）。ここで、第 1 ピーク値と第 1 ボトム値の差が所定の出力値差閾値を下回らなければ、第 1 センサレイ 111 への押圧程度は適切と推定する（ステップ S 112）。 10

【0078】

ステップ S 111 で、第 1 ピーク値と第 1 ボトム値の差が所定の出力値差閾値を下回れば、さらに第 1 ピーク値が所定の過押圧レベル閾値を超えるか否かを判定する（S 113）。ここで、第 1 ピーク値が該過押圧レベル閾値を超えるのであれば、第 1 センサレイ 111 への押圧程度は過押圧状態であると推定する（ステップ S 114）。 10

【0079】

ステップ S 113 で、第 1 ピーク値が該過押圧レベル閾値を超えなければ、さらに第 1 ボトム値が所定の押圧不足レベル閾値を下回るか否かを判定する（S 115）。ここで、第 1 ボトム値が所定の押圧不足レベル閾値を下回れば、第 1 センサレイ 111 の押圧程度は、押圧不足状態であると推定し（S 116）、下回らなければ、第 1 センサレイ 111 の押圧程度は適切であると推定する。 20

【0080】

続けて、第 2 センサレイ 112 についても、第 1 センサレイ 111 の場合と同様に押圧程度の推定を行う（ステップ S 117 ~ S 122）。

【0081】

さらに続けて、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれもが過押圧か否かを判定する（ステップ S 123）。ここで、いずれもが過押圧状態である場合には、センサ部 11 は橈骨動脈 TD に対して「過押圧状態」とであると推定し、配置状態フラグに「過押圧状態」を追加する（S 124）。 30

【0082】

ステップ S 123 で、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれもが過押圧ではないと判定した場合には、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれもが押圧不足であるか否かを判定する（ステップ S 125）。ここで、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれもが押圧不足状態である場合には、センサ部 11 は橈骨動脈 TD に対して「押圧不足状態」とであると推定し、配置状態フラグに「押圧不足状態」を追加する（ステップ S 126）。 30

【0083】

ステップ S 125 で、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれもが押圧不足状態ではないと判定した場合には、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれかが過押圧状態、かつ、他方が押圧不足状態であるか否かを判定する（ステップ S 127）。ここで、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれかが過押圧状態、かつ、他方が押圧不足状態である場合には、センサ部 11 は橈骨動脈 TD に対して、「動脈方向傾き状態」とであると推定し、配置状態フラグに「動脈方向傾き状態」を追加する（ステップ S 128）。 40

【0084】

ステップ S 127 で、第 1 センサレイ 111 と第 2 センサレイ 112 のいずれかが過押圧状態、かつ、他方が押圧不足状態でない判定した場合には、センサ部 11 は橈骨動脈 TD に対して「適正配置状態」とであると推定する（ステップ S 129）。 40

【0085】

また、配置状態推定部 23 が推定した配置状態が、「過押圧状態」、「押圧不足状態」 50

または「動脈方向傾き状態」である場合には、信頼度算出部24は、信頼度の値を30マイナスする。

【0086】

図17に示すように、配置状態推定部23は、次にセンサ部11の幅方向傾きの有無について判定する(ステップS102)。具体的には、第1センサアレイ111のピークチャンネルからプラス10チャンネルに位置する圧力センサ110が示すdc成分の値と、第1センサアレイ111のピークチャンネルからマイナス10チャンネルに位置する圧力センサ110が示すdc成分の値の差により「dc成分傾き」を求める。

【0087】

そして、上記dc成分傾きの値が、所定のdc成分傾き閾値以上の値であった場合には、配置状態推定部23は、センサ部11が橈骨動脈TDに対して「幅方向傾き状態」であると推定し、配置状態フラグに「幅方向傾き状態」を追加する(ステップS103)。また、信頼度算出部24は信頼度の値から、70/4の値をマイナスする。

10

【0088】

なお、dc成分傾きは、トノグラムの2点以上の値を用いて求めればよく、必ずしも上記のチャンネルの圧力センサ110の位置のものに限定されないし、全てのチャンネルの値を用いて線形回帰により求めてもよい。

【0089】

配置状態推定部23は続けて、センサ部11の幅方向ずれの有無について判定する(ステップS104)。具体的には、第1センサアレイ111のピークチャンネル番号が、ピークチャンネル位置許容範囲内になれば、センサ部11が橈骨動脈TDに対して「幅方向ずれ状態」であると推定し、配置状態フラグに「幅方向ずれ状態」を追加する(ステップS105)。また、信頼度算出部24は信頼度の値から、70/4の値をマイナスする。

20

【0090】

ここで、ピークチャンネル位置許容範囲は、例えばセンサアレイが46個の圧力センサ110で構成されている場合、ピークチャンネル下限閾値を20とし、ピークチャンネル上限閾値を26として、20から26の数値範囲とすることができる。

【0091】

なお、幅方向ずれの有無の判定方法は、上記のものに限られず、例えばトノグラムのac成分が複数の山を有するような形状である場合、即ちac成分に極大値が2つ以上ある場合には、幅方向ずれ状態であると推定することも可能である。

30

【0092】

配置状態推定部23は続けて、センサ部11の動脈方向ずれの有無について判定する(ステップS106)。具体的には、第1センサアレイ111のピーク値と第2センサアレイ112のピーク値の差が、所定のピーク値差閾値を下回れば、センサ部11が橈骨動脈TDに対して「動脈方向ずれ状態」であると推定し、配置状態フラグに「動脈方向ずれ状態」を追加する(ステップS107)。また、信頼度算出部24は、信頼度の値から、70/4の値をマイナスする。

【0093】

40

配置状態推定部23は続けて、センサ部11の回転ずれの有無について判定する(ステップS108)。具体的には、第1センサアレイ111のピークチャンネル番号と第2センサアレイ112のピークチャンネル番号の差が所定のピークチャンネル差閾値を超える場合には、センサ部11が橈骨動脈TDに対して「回転ずれ状態」であると推定し、配置状態フラグに「回転ずれ状態」を追加する(ステップS109)。また、信頼度算出部24は、信頼度の値から、70/4の値をマイナスする。

【0094】

以上のようにして、センサ部11の橈骨動脈TDに対する最終的な配置状態が64パターンのうちの一つに推定され、これに応じて計測値の信頼度が算出され、算出された信頼度と共に、計測された血圧情報、及び特定された各血圧指標が記憶部40に記録される。

50

【0095】

(本実施例に係る血圧測定装置の効果)

本実施例に係る血圧測定装置1は、上述の構成により、押圧程度、動脈方向傾き、幅方向傾き、動脈方向ずれ、幅方向ずれ、回転ずれといった観点から、センサ部11の配置状態を効率的に推定することができる。また、このようにして推定されたセンサ部11の配置状態から、センサ部11によって計測された血圧情報についての信頼度を100点法により得ることができる。このため、センサ部11が不適切な配置状態にあるときに得られた血圧情報(即ち信頼度の低い計測値)を、適切な配置状態にあるときに得られた血圧情報(即ち信頼度の高い計測値)と同様に扱うことを防止することができる。

【0096】

<変形例>

なお、本実施例では、配置状態推定のための5つのステップの各段階で、信頼度の値の算出を行っているが、必ずしもこのような方法を取る必要はなく、最終的に推定された配置状態に基づいて信頼度を算出するようにしても良い。

【0097】

また、本実施例では、「押圧程度・動脈方向傾き」の状態が、他の不適切な配置状態よりも、大きく信頼度に影響を及ぼすように値を設定した(それぞれ30と70/4とした)が、必ずしもこのような振り分けである必要はない。

【0098】

さらに、本実施例では、信頼度を100点法で算出しているが、必ずしもこのような連続値である必要はなく、「信頼できる」、「やや信頼できる」、「あまり信頼できない」、「ほとんど信頼できない」、「全く信頼できない」等の段階評価によって信頼度を表すようにしても良い。

【0099】

また、本実施例では、最終的な配置状態が64通りのうちの一つに推定されるようにしたが、これに限られるわけではなく、より多くのパターンから配置状態を推定してもよい。例えば、本実施例ではずれや傾きが「有るか否か」のみを推定しているものについて、ずれや傾きがある場合は「どちらの方向に」の要素を加えて、729パターンの配置状態から最終的な配置状態を推定してもよい。さらに、「どの程度」の要素を加えて、より細かく配置状態を推定するものであってもかまわない。

【0100】

また、これとは逆に、より少ない判定要素から配置状態の推定を行うようにしてもよい。例えば、「押圧程度」、「幅方向ずれの有無」、「幅方向傾きの有無」のみから最終的な配置状態を推定してもよい。このようにすれば、センサアレイを1つ用いるだけで配置状態の推定を行うことが可能である。

【0101】

また、記憶部40に記録される情報は、本実施例のものだけに限られず、トノグラム作成部22により作成されたトノグラムのデータ、配置状態推定部23により推定された配置状態の情報も併せて記録するようにしてもよい。

【0102】

<実施例2>

以下、本発明に係る実施例2について、図19～図22に基づいて説明する。なお、本実施例は実施例1と比べて、ハードウェア構成が出力部50を有する以外は略同じであるため、そのような部分については実施例1と同じ符号を付し、詳細な説明を省略する。また、血圧測定装置の行う処理、制御部20の機能についても実施例1と共通する部分が多くあるため、そのような部分については詳細な説明を省略する。

【0103】

(血圧測定装置の構成)

図19は、本実施例の血圧測定装置2の全体構成を示すブロック図である。血圧測定装置2は概略、計測部10、制御部20、入力部30、記憶部40、出力部50を有する。

10

20

30

40

50

前述の通り、出力部 50 以外は実施例 1 と同様の構成及び機能である。

【0104】

出力部 50 は、ユーザに対し情報出力を行うインターフェースを提供する。本実施例においては、出力部 50 として液晶ディスプレイ及びスピーカを有することを前提とするが、必ずしもこれに限定されない。例えば、液晶ディスプレイ以外の表示装置、スピーカ以外の音声出力装置、他のデバイスとの間でデータ通信を行う通信装置などを用いる事もできる。通信装置におけるデータ通信方式は、有線であってもよいし無線によるものであってもよい。また、これらを組み合わせて用いる事も可能である。

【0105】

(制御部の機能)

10

図 20 は制御部 20 の機能構成の概略を示すブロック図である。図 20 に示すように、制御部 20 は、基本的な機能として、特徴量抽出部 21、トノグラム作成部 22、配置状態推定部 23、信頼度算出部 24、血圧指標特定部 25、配置状態出力処理部 26、を有している。本実施例では、制御部 20 が必要なプログラムを実行することによって、これら各部の機能を発揮する。配置状態出力処理部 26 以外の構成は実施例 1 と同様である。

【0106】

配置状態出力処理部 26 は、後述する出力部 50 が推定されたセンサ部 11 の配置状態に応じた出力をするための処理を行う機能である。

【0107】

(血圧測定装置の機能)

20

図 21 は、本実施例に係る血圧測定装置 2 が行う処理の流れの一例を示す全体フローチャートである。図 21 が示すように、血圧測定装置 2 は、一心拍毎に、血圧情報を計測し(ステップ S22)、計測された情報から特徴量を抽出してトノグラムを作成し(ステップ S23)、該トノグラムに基づいてセンサ部 11 の橈骨動脈 TD に対する配置状態を推定し(ステップ S24)、該推定配置状態に基づいて信頼度を算出する(ステップ S25)。ここまでの流れは実施例 1 と同様である。

【0108】

血圧測定装置 2 は、さらに、推定されたセンサ部 11 の配置状態が「適切」であるか否かを判定し(ステップ S26)、「適切」でない場合には警告信号を出力部 50 から出力する(ステップ S27)。

30

【0109】

その後、血圧測定装置は、血圧指標特定部 25 により特定された各血圧指標、センサ部 11 の推定配置状態イメージ、算出された信頼度、推定された配置状態に対応するコメントを、表示部に表示する(ステップ S28)。

【0110】

血圧情報の計測、特徴量の抽出、配置状態の推定、信頼度の算出については、実施例 1 と同様に行うため説明は省略し、以下では推定された配置状態に基づいて、配置状態出力処理部 26 が行う処理について説明する。

【0111】

配置状態出力処理部 26 は、まず推定された配置状態が、「適切」であるか否かの判定を行い、「適切」でない場合には、警告信号として、警告音声をスピーカから発するように処理を行う。なお、配置状態が適切でない場合とは、即ち計測された血圧情報の信頼度が所定の値以下ということであるため、警告信号を発するか否かの判定は、信頼度の値が該所定の値を超えるか否かにより行うようにしてもよい。

40

【0112】

ここで、音声は 1 種類の警告音であってもよいし、配置状態に応じた複数の種類の警告音であってもよい。また、言語による音声メッセージで、配置状態に応じた警告を発しても良い。この場合、音声データは記憶部 40 の音声データベースから該当する音声データを選択するようにしてもよい。

【0113】

50

また、配置状態出力処理部 26 は、推定された配置状態に応じた、「配置状態イメージ画像」を、表示部に表示するように処理を行う。ここで、配置状態イメージ画像は、記憶部 40 の配置状態イメージ画像データベースから、該当する配置状態イメージ画像データを選択することにより取得するようにしてもよい。

【0114】

さらに、配置状態出力処理部 26 は、推定された配置状態に応じた、「配置状態コメント」を表示部に表示するように処理を行う。また、配置状態が「適切」でない場合の配置状態コメントには、どのようにすれば適切な配置状態に修正することができるかを指示する、「修正指示コメント」を併せて表示してもよい。ここで、配置状態コメント及び修正指示コメントは、記憶部 40 のデータベースからデータを選択することにより取得してもよい。この場合には、配置状態コメントに修正コメントを含めたコメントデータを用意するのであってもよいし、配置状態コメントと、修正コメントはそれぞれのデータベースに格納されていてもよい。

10

【0115】

(表示装置への情報の表示)

制御部 20 は、以上のように配置状態出力処理部 26 によって処理された情報と併せて、トノグラム作成部 22 により作成された第 1 トノグラム、信頼度算出部 24 により算出された信頼度、血圧指標特定部 25 により特定された各血圧指標、を液晶ディスプレイに表示する。図 22A、図 22B に、その表示画面の一例を示す。図 22A は、センサ部 11 が橈骨動脈 TD に対して適切な配置状態にある場合の例、図 22B は幅方向にずれと傾きがある場合の例である。

20

【0116】

(本実施例に係る血圧測定装置の効果)

上述の構成により、本実施例に係る血圧測定装置 2 の利用者は、測定された血圧指標 (SBP、DBP、PR)、および該血圧指標の信頼度を液晶ディスプレイの表示により適時に知ることができる。また、計測対象の橈骨動脈 TD に対してセンサ部 11 がどのような配置状態にあるのかを、イメージ画像及び文字情報の表示により適時に知ることができる。

【0117】

また、本実施例に係る血圧測定装置 2 の利用者は、前記血圧指標を含む血圧情報の信頼度が所定の基準値以下である場合には、音声および/またはディスプレイ画面により、その旨を即時に知ることができる。さらに、信頼度を低下させている原因となっている不適切な配置状態を、イメージ画像及び文字情報により適時に知ることができ、センサ部 11 を適切な配置状態にするための方法を文字情報の表示により知ることができる。このため、利用者自らが、センサ部 11 の配置状態を、血圧を測定するのに適した状態に修正することが可能になる。

30

【0118】

<変形例>

上記ディスプレイに表示された各種情報は、表示されるだけでなく随時記憶部 40 に記録されるようにしてもよい。また、表示される情報に限らず、計測された全ての血圧情報、第 2 トノグラムのデータ、等も併せて記録されるようにしても構わない。

40

【0119】

また、本実施例では血圧測定装置と一体の液晶ディスプレイに、情報が表示されるようにしたが、通信装置により血圧測定装置とは別体のモニタ、プロジェクタ、スマートフォンなどの携帯情報端末、により情報を表示させても構わない。

【0120】

また、本実施例では警告信号として音声が出力されるようにしたが、これに限らず、例えば光の明滅などで警告を発するようにしても良い。その場合には、液晶ディスプレイの画面でこれを表現しても良いし、ディスプレイとは別に LED 等を用いてもよい。

【符号の説明】

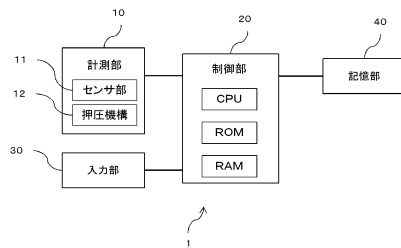
50

【 0 1 2 1 】

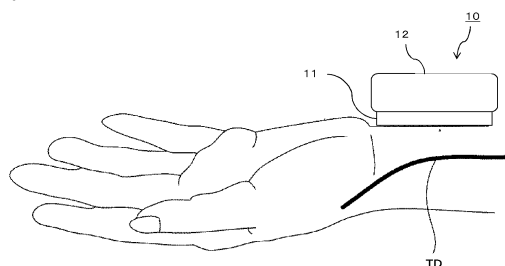
- 1、2・・・ 血圧測定装置
- 10・・・ 計測部
- 11・・・ センサ部
- 12・・・ 押圧機構
- 110・・・ 圧力センサ
- 111・・・ 第1センサアレイ
- 112・・・ 第2センサアレイ
- 20・・・ 制御部
- 21・・・ 特徴量抽出部
- 22・・・ トノグラム作成部
- 23・・・ 配置状態推定部
- 24・・・ 信頼度算出部
- 25・・・ 血圧指標特定部
- 26・・・ 配置状態出力処理部
- 30・・・ 入力部
- 40・・・ 記憶部
- TD・・・ 橈骨動脈

10

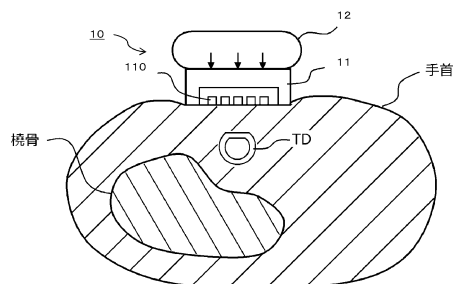
【 図 1 】



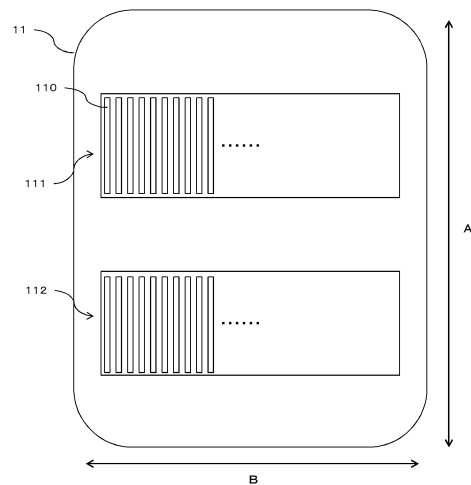
【 図 2 】



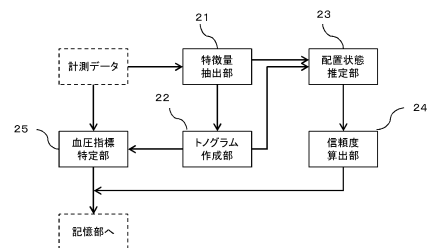
【 図 3 】



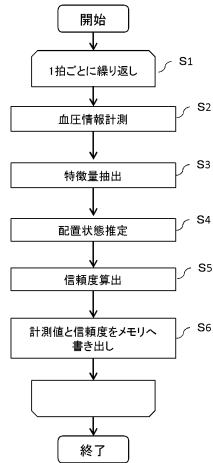
【 図 4 】



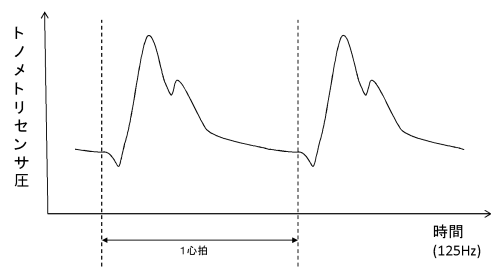
【 図 5 】



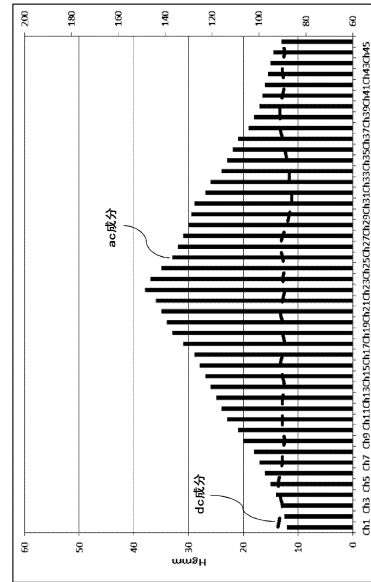
【図 6】



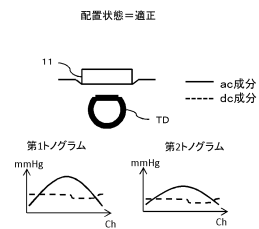
【図 7】



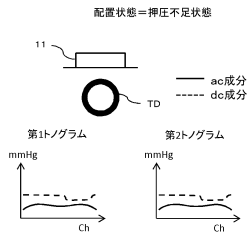
【図 8】



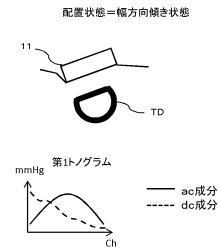
【図 9】



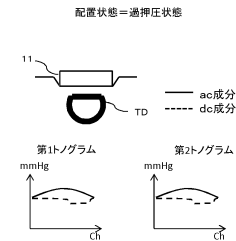
【図 10】



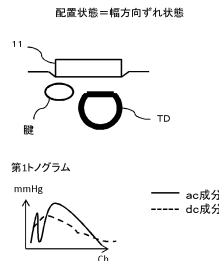
【図 13】



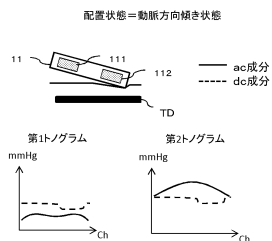
【図 11】



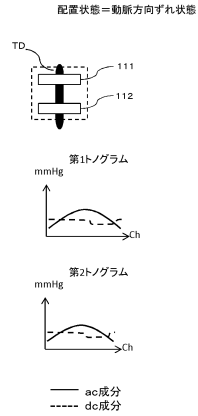
【図 14】



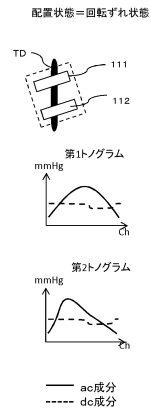
【図 12】



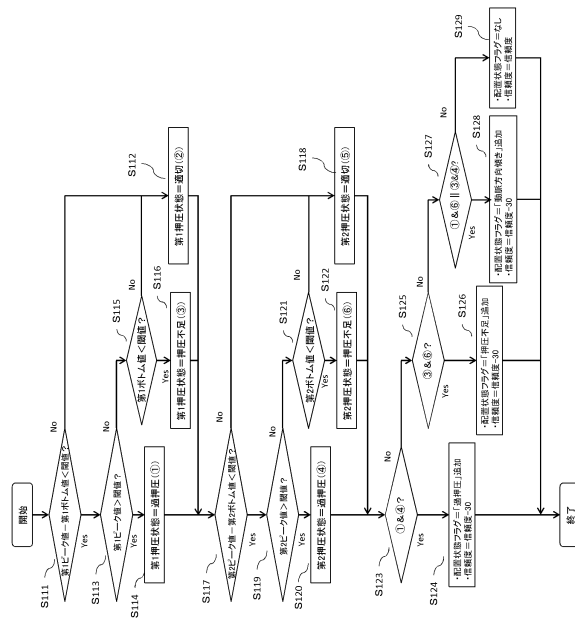
【図 15】



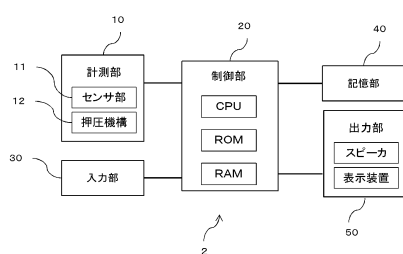
【図 16】



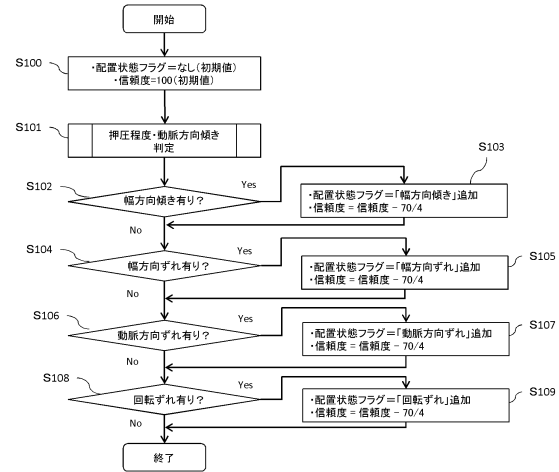
【図 18】



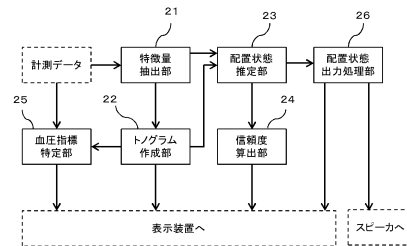
【図 19】



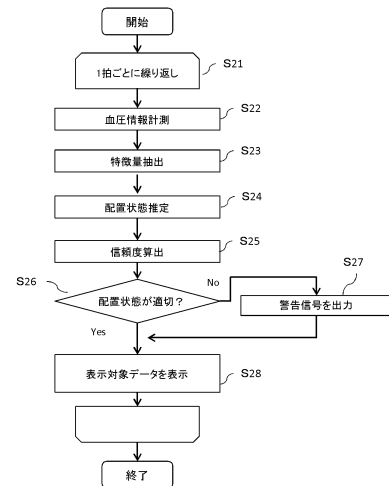
【図 17】



【図 20】

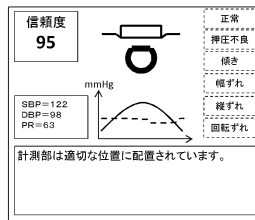


【図 21】

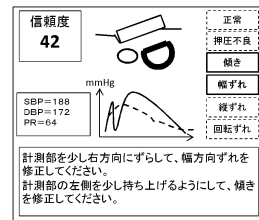


【図 22】

(A) 配置状態が適正な状態の例



(B) 幅方向傾きと幅方向ずれがある場合の例



フロントページの続き

- (74)代理人 100138357
弁理士 矢澤 広伸
- (72)発明者 小久保 綾子
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 和田 洋貴
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 閑 絵里子
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 尾林 慶一
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内
- (72)発明者 笠井 誠朗
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不動堂町 8 0 1 番地 オムロン株式会社内

審査官 伊藤 幸仙

- (56)参考文献 特開 2 0 0 8 - 2 4 5 9 4 3 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 1 3 8 1 1 (J P , A)
特開 2 0 1 2 - 2 2 3 2 6 7 (J P , A)
特開 2 0 1 4 - 1 9 5 5 0 0 (J P , A)
特開昭 6 2 - 3 4 5 3 1 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 8 / 4 7 7 8 8 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 9 / 2 0 9 0 9 6 (U S , A 1)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 3