

(19)日本国特許庁(JP)

## (12)特許公報(B2)

(11)特許番号

特許第7049895号

(P7049895)

(45)発行日 令和4年4月7日(2022.4.7)

(24)登録日 令和4年3月30日(2022.3.30)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 B 5/022(2006.01)

A 6 1 B 5/022 4 0 0 M

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/022 4 0 0 H

A 6 1 B 5/02 3 1 0 V

請求項の数 5 (全20頁)

(21)出願番号	特願2018-72870(P2018-72870)	(73)特許権者	503246015
(22)出願日	平成30年4月5日(2018.4.5)		オムロンヘルスケア株式会社
(65)公開番号	特開2019-180622(P2019-180622 A)	(73)特許権者	000002945
(43)公開日	令和1年10月24日(2019.10.24)		オムロン株式会社
審査請求日	令和3年3月5日(2021.3.5)		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
		(74)代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(74)代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74)代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹
		(74)代理人	100179062
			弁理士 井上 正

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 血圧測定装置

## (57)【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

カフ及び前記カフ内の圧力を検出する圧力センサを含み、前記カフ及び前記圧力センサを用いて被測定者の被測定部位において血圧を測定する血圧測定部と、  
前記被測定者の前記被測定部位において脈波伝播時間を測定する脈波伝播時間測定部と、  
前記脈波伝播時間の測定結果と、前記脈波伝播時間と前記血圧との間の相関関係を表す関係式と、に基づいて、血圧値を算出する血圧値算出部と、  
前記被測定者の心臓に対する前記被測定部位の高さ位置が異なる複数の姿勢をとるように前記被測定者に指示する姿勢指示部と、  
前記複数の姿勢のそれぞれにおいて、前記血圧測定部により測定された血圧と、前記脈波伝播時間測定部により測定された脈波伝播時間と、に基づいて、前記関係式の較正を行う較正部と、  
備える血圧測定装置。

## 【請求項 2】

前記姿勢指示部は、前記複数の姿勢として、前記被測定部位が前記被測定者の心臓よりも低い位置にある姿勢と前記被測定部位が前記心臓よりも高い位置にある姿勢とを指定する、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

## 【請求項 3】

前記姿勢指示部は、前記複数の姿勢として、前記被測定部位が前記被測定者の心臓と同じ高さにある姿勢を指定する、請求項 1 又は 2 に記載の血圧測定装置。

**【請求項 4】**

前記被測定者が前記姿勢指示部により指定された姿勢をとっているか否かを検出する姿勢検出部をさらに備え、

前記脈波伝播時間測定部及び前記血圧測定部は、前記被測定者が前記姿勢指示部により指定された姿勢をとっていることを前記姿勢検出部が検出している状態で、前記脈波伝播時間および前記血圧の測定をそれぞれ行う、請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

**【請求項 5】**

前記被測定部位は手首である、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の血圧測定装置。

**【発明の詳細な説明】**

10

**【技術分野】****【0001】**

本発明は、血圧を非侵襲的に測定する血圧測定装置に関する。

**【背景技術】****【0002】**

脈波が動脈上の 2 点間を伝播するのに要する時間である脈波伝播時間 (P T T : Pulse Transit Time) と血圧との間に相関関係があることが知られている。

**【0003】**

特許文献 1 には、上記の相関関係を利用して血圧を測定する血圧測定装置が開示されている。この血圧測定装置は、ユーザの胴体に装着された E C G (ElectroCardioGraphic) センサの出力とユーザの耳に装着された P P G (PhotoPlethysmoGraphic) センサの出力とに基づいて脈波伝播時間を算出し、算出した脈波伝播時間と上記の相関関係を表す関係式とを用いて血圧値を算出する。

20

**【先行技術文献】****【特許文献】****【0004】**

【文献】特許第 5 9 8 4 0 8 8 号公報

**【発明の概要】****【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

30

P T T と血圧との間の相関関係は個人ごとに異なるので、ユーザに関して関係式の較正を行う必要がある。引用文献 1 に開示された血圧測定装置では、関係式の較正を行うために、ユーザに運動負荷又はメンタル負荷などをかけることで血圧を変動させながら、P T T と血圧とを同時に測定する。このため、関係式の較正に関するユーザの負担が大きく、さらに、関係式の較正に時間がかかる。

**【0006】**

本発明は、上記の事情に着目してなされたものであり、その目的は、ユーザの負担を低減するとともに、短い時間で関係式の較正を行うことができる血圧測定装置を提供することである。

**【課題を解決するための手段】**

40

**【0007】**

本発明は、上記課題を解決するために、以下の態様を採用する。

**【0008】**

一態様に係る血圧測定装置は、被測定者の被測定部位において血圧を測定する血圧測定部と、前記被測定者の前記被測定部位において脈波伝播時間を測定する脈波伝播時間測定部と、前記脈波伝播時間の測定結果と、前記脈波伝播時間と前記血圧との間の相関関係を表す関係式と、に基づいて、血圧値を算出する血圧値算出部と、前記被測定者の心臓に対する前記被測定部位の高さ位置が異なる複数の姿勢をとるように前記被測定者に指示する姿勢指示部と、前記複数の姿勢のそれぞれにおいて、前記血圧測定部により測定された血圧と、前記脈波伝播時間測定部により測定された脈波伝播時間と、に基づいて、前記関係式

50

の較正を行う較正部と、備える。

【 0 0 0 9 】

上記の構成によれば、脈波伝播時間に基づく血圧測定に使用する関係式の較正を行う際には、ユーザはいくつかの姿勢をとるだけでよい。したがって、関係式の較正に関するユーザの負担を低減でき、さらに、短い時間で関係式の較正を行うことができる。

【 0 0 1 0 】

一態様では、前記姿勢指示部は、前記複数の姿勢として、前記被測定部位が前記被測定者の心臓よりも低い位置にある姿勢と前記被測定部位が前記心臓よりも高い位置にある姿勢とを指定してもよい。

【 0 0 1 1 】

上記の構成によれば、2つの異なる測定結果セット（各測定結果セットは脈波伝播時間の測定結果と血圧の測定結果とを有する）が取得される。その結果、関係式の較正をうまく行うことができるようになる。例えば、関係式に関するパラメータの数が2である場合には、関係式の較正を確実に行うことができる。

【 0 0 1 2 】

一態様では、前記姿勢指示部は、前記複数の姿勢として、前記被測定部位が前記被測定者の心臓と同じ高さにある姿勢を指定してもよい。被測定部位が心臓と同じ高さにある姿勢は、血圧測定に適した姿勢である。この姿勢で測定を行うことで得られた測定結果は信頼性が高い。このため、上記の構成によれば、信頼性の高い測定結果セットが関係式の較正に使用される。その結果、脈波伝播時間に基づく血圧測定により得られる血圧測定結果の信頼性が向上する。

【 0 0 1 3 】

一態様では、前記血圧測定装置は、前記被測定者が前記姿勢指示部により指定された姿勢をとっているか否かを検出する姿勢検出部をさらに備えてもよく、前記脈波伝播時間測定部及び前記血圧測定部は、前記被測定者が前記姿勢指示部により指定された姿勢をとっていることを前記姿勢検出部が検出している状態で、前記脈波伝播時間及び前記血圧の測定をそれぞれ行ってもよい。

【 0 0 1 4 】

上記の構成によれば、各測定結果セットが同じ姿勢で取得された脈波伝播時間の測定結果及び血圧の測定結果を有することが保証される。このため、関係式の較正を的確に行うことができるようになる。

【 0 0 1 5 】

一態様では、前記被測定部位は手首である。当該構成によれば、被測定者は心臓に対する被測定部位の高さ位置が異なる複数の姿勢を容易にとることができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 6 】

本発明によれば、ユーザの負担を低減するとともに、短い時間で関係式の較正を行うことができる血圧測定装置を提供することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 7 】

【 図 1 】 一実施形態に係る血圧測定装置を例示する概略図。

【 図 2 】 図 1 に示した血圧測定装置の外観を例示する斜視図。

【 図 3 】 図 1 に示した血圧測定装置を例示する断面図。

【 図 4 】 装着状態での図 2 に示した電極群と橈骨動脈との位置関係を例示する図。

【 図 5 】 図 1 に示した血圧測定装置の制御系のハードウェア構成を例示するブロック図。

【 図 6 】 図 1 に示した血圧測定装置において脈波伝播時間を測定する方法を説明する図。

【 図 7 】 図 1 に示した血圧測定装置のソフトウェア構成を例示するブロック図。

【 図 8 】 図 7 に示した姿勢指示部が指定する姿勢の一例を示す図。

【 図 9 】 図 7 に示した姿勢指示部が指定する姿勢の他の例を示す図。

【 図 1 0 】 図 7 に示した姿勢指示部が指定する姿勢のさらなる例を示す図。

10

20

30

40

50

【図 1 1】一実施形態に係るオシロメトリック法による血圧測定の手順を例示するフローチャート。

【図 1 2】オシロメトリック法による血圧測定におけるカフ圧及び脈波信号の変化を例示する図。

【図 1 3】一実施形態に係る脈波伝播時間に基づく血圧測定の手順を例示するフローチャート。

【図 1 4】一実施形態に係る関係式校正の手順を例示するフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態を説明する。

10

【0019】

[適用例]

図 1 を参照して、本発明が適用される場面の一例について説明する。図 1 は、一実施形態に係る血圧測定装置 10 を概略的に示している。血圧測定装置 10 は、ウェアラブルデバイスであり、ユーザの被測定部位としての手首に装着される。血圧測定装置 10 は、ベルト部 20、第 1 の血圧測定部 30、第 2 の血圧測定部 40、姿勢指示部 50、及び較正部 60 を備える。

【0020】

ベルト部 20 は、ユーザの手首に巻き付けられる部材である。第 1 の血圧測定部 30、第 2 の血圧測定部 40、姿勢指示部 50、及び較正部 60 は、ベルト部 20 に搭載されている。

20

【0021】

第 1 の血圧測定部 30 は、脈波伝播時間に基づく血圧測定を行う。具体的には、第 1 の血圧測定部 30 は、ユーザの手首において脈波伝播時間を測定し、脈波伝播時間の測定結果に基づいて血圧値を算出する。第 1 の血圧測定部 30 は、一心拍ごとの血圧値を得る連続血圧測定を行うことができる。第 2 の血圧測定部 40 は、第 1 の血圧測定部 30 とは異なる方式で血圧測定を行う。第 2 の血圧測定部 40 は、例えばオシロメトリック法又はコロトコフ法に基づいており、特定のタイミングで、例えばユーザによる操作に応答して、血圧測定を行う。第 2 の血圧測定部 40 は、連続血圧測定を行うことはできないが、第 1 の血圧測定部 30 よりも正確に血圧を測定することができる。

30

【0022】

第 1 の血圧測定部 30 は、脈波伝播時間測定部 31 及び血圧値算出部 32 を備える。脈波伝播時間測定部 31 は、ベルト部 20 に設けられた 2 つの脈波センサを備え、これらの脈波センサを用いて脈波伝播時間を非侵襲的に測定する。本実施形態では、脈波伝播時間は、脈波が手首において脈波センサ間の距離を伝播するのに要した時間に相当する。

【0023】

血圧値算出部 32 は、脈波伝播時間測定部 31 により測定された脈波伝播時間と、脈波伝播時間と血圧との間の相関関係を表す関係式と、に基づいて、血圧値を算出する。関係式の一例を下記に示す。

$$SBP = A_1 / PTT^2 + A_2 \quad \dots (1)$$

40

ここで、SBP は収縮期血圧を表し、PTT は脈波伝播時間を表し、 $A_1$ 、 $A_2$  はパラメータである。パラメータ  $A_1$ 、 $A_2$  は、較正部 60 によって決定される。

【0024】

脈波伝播時間測定部 31 は一心拍ごとの脈波伝播時間を得ることができ、したがって、血圧値算出部 32 は一心拍ごとの血圧値を得ることができる。

【0025】

姿勢指示部 50 は、心臓に対する手首の高さ位置が異なる複数の姿勢をとるようにユーザに指示する。関係式に含まれるパラメータの数を  $N$  とすると、測定結果セット（脈波伝播時間の測定結果と血圧の測定結果との組み）が少なくとも 2 つ必要である。例えば、関係式 (1) を使用する場合、少なくとも 2 つの測定結果セットが必要となる。ただし、2 つ

50

の測定結果セットそれぞれに含まれる２つの血圧の測定値が同じである場合には、パラメータ  $A_1$ 、 $A_2$  を一意に決定することができない。

【 0 0 2 6 】

一般に、心臓と被測定部位（この例では手首）との高度差に応じて、血圧の測定値が本来の値（心臓と被測定部とが同じ高さレベルにある場合に得られる測定値）からずれることが知られている。これは重力に起因する。例えば、心臓と被測定部位との高度差が 10 cm である場合には、約 8 mmHg の血圧差が発生する。同様に、心臓と被測定部位との高度差に応じて脈波伝播時間の測定値が本来の値からずれる。

【 0 0 2 7 】

本実施形態では、心臓に対する手首の高さ位置が異なる複数の姿勢それぞれで血圧を測定するので、異なる血圧測定値が取得される。一例として、姿勢指示部 50 は、最初に、血圧測定装置 10 を装着している手を下げた姿勢をとるようユーザに指示する。そして、ユーザが手を下げた状態で脈波伝播時間測定部 31 による測定と第 2 の血圧測定部 40 による測定とが実行され、それにより、脈波伝播時間の測定結果と血圧の測定結果との組みが取得される。次に、姿勢指示部 50 は、血圧測定装置 10 を装着している手を上げた姿勢をとるようユーザに指示する。そして、ユーザが手を上げた状態で脈波伝播時間測定部 31 による測定と第 2 の血圧測定部 40 による測定とが実行され、それにより、脈波伝播時間の測定結果と血圧の測定結果との組みが取得される。ユーザが手を下げた状態では手首が心臓よりも低い位置にあり、本来の値よりも高い血圧の測定値が得られる。一方、ユーザが手を上げた状態では手首が心臓よりも高い位置にあり、本来の値よりも低い血圧の測定値が得られる。このため、ユーザが手を下げた状態とユーザが手を上げた状態とで血圧測定を行う場合、異なる２つの血圧測定値を確実に取得することができる。

【 0 0 2 8 】

較正部 60 は、複数の姿勢それぞれで取得された複数の測定結果セットに基づいて、上記の関係式（１）の較正を行う。例えば、較正部 60 は、最小二乗法などのフィッティング法を適用することで、複数の測定結果セットに基づいてパラメータ  $A_1$ 、 $A_2$  を決定する。

【 0 0 2 9 】

較正部 60 による関係式（１）の較正が完了した後に、第 1 の血圧測定部 30 は、連続血圧測定を実行することができるようになる。

【 0 0 3 0 】

以上のように、血圧測定装置 10 は、心臓に対する手首の高さ位置が異なる複数の姿勢を順次にとるようユーザに指示し、複数の姿勢それぞれで脈波伝播時間及び血圧を測定し、脈波伝播時間及び血圧の測定結果に基づいて関係式の較正を行う。これにより、関係式の較正を行う際には、ユーザはその場で姿勢を変更すればよい。したがって、関係式の較正に関するユーザの負担が低く、さらに、短い時間で関係式の較正を行うことができる。

【 0 0 3 1 】

さらに、上記の姿勢は、血圧測定装置 10 を装着した手を下げた姿勢と、その手を上げた姿勢と、を含む。これにより、異なる２つの血圧測定値を確実に取得することができ、関係式の較正をうまく行うことができるようになる。

【 0 0 3 2 】

以下において、血圧測定装置 10 をより具体的に説明する。

〔構成例〕

（ハードウェア構成）

図 2 から図 6 を参照して、本実施形態に係る血圧測定装置 10 のハードウェア構成の一例を説明する。

図 2 は、血圧測定装置 10 の外観を斜めから見たところ示し、図 3 は、血圧測定装置 10 が左手首 90 に装着された状態で、左手首 90 の長手方向に対して垂直な断面を模式的に示している。

【 0 0 3 3 】

図 2 に示されるように、血圧測定装置 10 は、ベルト 21、本体 22、及びインピーダン

10

20

30

40

50

ス測定部 3 1 0 を備える。ベルト 2 1 及び本体 2 2 は、図 1 に示したベルト部 2 0 を形成する。

【 0 0 3 4 】

ベルト 2 1 は、左手首 9 0 を取り巻いて装着される帯状の部材を指し、バンド又はカフなどの別の名称で呼ばれることもある。ベルト 2 1 は、内周面 2 1 A 及び外周面 2 1 B を有する。内周面 2 1 A は、ユーザが血圧測定装置 1 0 を装着した状態（以下、単に「装着状態」と称する）でユーザの左手首 9 0 に接する表面であり、外周面 2 1 B は、内周面 2 1 A の反対側の表面である。ベルト 2 1 の幅は、この例では約 3 0 m m に設定されている。幅は、ベルト 2 1 の幅方向における寸法を指す。ベルト 2 1 の幅方向は、矢印 Y で示される左手首 9 0 の長手方向に対応する。

10

【 0 0 3 5 】

本体 2 2 は、ベルト 2 1 の周方向における端部 2 1 E に一体成形により設けられている。なお、ベルト 2 1 と本体 2 2 とを別々に形成し、係合部材（例えばヒンジなど）で本体 2 2 をベルト 2 1 に取り付けられるようにしてもよい。この例では、図 3 に示されるように、本体 2 2 が配置されたベルト 2 1 の部位は、装着状態で左手首 9 0 の手の甲側の面 9 0 B に位置することが予定されている。図 3 には、左手首 9 0 の掌側の面 9 0 A 近傍を通る橈骨動脈 9 1 が示されている。

【 0 0 3 6 】

本体 2 2 は、ユーザの日常活動の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。この例では、本体 2 2 は、ベルト 2 1 から外向きに突起した四角錐台状の輪郭を有している。

20

【 0 0 3 7 】

図 2 に示されるように、本体 2 2 の頂面 2 2 A には、表示部 5 0 6 が設けられている。また、本体 2 2 の側面 2 2 F に沿って操作部 5 0 7 が設けられている。

【 0 0 3 8 】

本体 2 2 の底面（内周側の面）2 2 B は、三つ折れバックル 2 4 によってベルト 2 1 の周方向における他方の端部 2 1 F に接続される。バックル 2 4 は、外周側に配置された第 1 の板状部材 2 5 と、内周側に配置された第 2 の板状部材 2 6 と、を含む。第 1 の板状部材 2 5 の一方の端部 2 5 E は、ベルト 2 1 の幅方向に沿って延びる連結棒 2 7 を介して本体 2 2 に対して回動自在に取り付けられている。第 1 の板状部材 2 5 の他方の端部 2 5 F は、ベルト 2 1 の幅方向に沿って延びる連結棒 2 8 を介して第 2 の板状部材 2 6 の一方の端部 2 6 F に対して回動自在に取り付けられている。第 2 の板状部材 2 6 の他方の端部 2 6 E は、固定部 2 9 によってベルト 2 1 の端部 2 1 F に固定されている。なお、ベルト 2 1 の周方向に関して固定部 2 9 の取り付け位置は、ユーザの左手首 9 0 の周囲長に合わせて予め可変して設定されている。これにより、ベルト 2 1 は、全体として略環状に構成されるとともに、本体 2 2 の底面 2 2 B とベルト 2 1 の端部 2 1 F とが、バックル 2 4 によって矢印 B で示される方向に開閉可能になっている。

30

【 0 0 3 9 】

インピーダンス測定部 3 1 0 は、ベルト 2 1 の端部 2 1 E と端部 2 1 F との間の部位に設けられている。インピーダンス測定部 3 1 0 は、電極群 3 1 7 と通電及び電圧検出回路 3 1 8（図 5 に示される）とを備える。電極群 3 1 7 は、ベルト 2 1 の内周面 2 1 A に配置されている。電極群 3 1 7 は、ベルト 2 1 の幅方向に関して互いに離間した 6 個の板状又はシート状の電極 3 1 1 ~ 3 1 6 を含む。図 3 に示されるように、電極群 3 1 7 が配置されたベルト 2 1 の部位は、装着状態で左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1 に対向する。

40

【 0 0 4 0 】

血圧測定装置 1 0 を左手首 9 0 に装着する際には、バックル 2 4 を開いてベルト 2 1 の環の径を大きくした状態で、図 2 の矢印 A により示される向きに、ユーザがベルト 2 1 に左手を通す。そして、図 3 に示されるように、ユーザは、左手首 9 0 に対してベルト 2 1 の角度位置を調節して、左手首 9 0 を通っている橈骨動脈 9 1 上にベルト 2 1 のインピーダンス測定部 3 1 0 を位置させる。これにより、インピーダンス測定部 3 1 0 の電極群 3 1

50

7が橈骨動脈91に対応する左手首90の部分90Cに当接する状態になる。この状態で、ユーザが、バックル24を閉じて固定する。このようにして、ユーザは血圧測定装置10を左手首90に装着する。

#### 【0041】

図3に示されるように、ベルト21は、外周面21Bをなす帯状体23と、この帯状体23の内周面に沿って取り付けられた押圧部材としての押圧カフ41と、を含む。この例では、帯状体23は、プラスチック材料で形成されており、厚さ方向に関して可撓性を有し、かつ、周方向に関して実質的に非伸縮性を有する。この例では、押圧カフ41は、伸縮可能な2枚のポリウレタンシートを厚さ方向に対向させ、それらの周縁部を溶着して、流体袋として構成されている。左手首90の橈骨動脈91に対応する、ベルト21の内周面21A(押圧カフ41の内周面)の部位には、上述したようにインピーダンス測定部310の電極群317が配置されている。

10

#### 【0042】

図4に示されるように、装着状態では、インピーダンス測定部310の電極群317は、左手首90の橈骨動脈91に対応して、左手首90の長手方向(ベルト21の幅方向に相当)に沿って並んだ状態になる。電極群317は、ベルト21の幅方向に関して両側に配置された通電用の電極対311、316と、電極対311、316の間に配置された電圧検出用の第1の検出電極対312、313及び第2の検出電極対314、315と、を含む。第1の検出電極対312、313は、第1の脈波センサ310-1を形成する。第2の検出電極対314、315は、第2の脈波センサ310-2を形成する。第1の検出電極対312、313に対して橈骨動脈91の血流のより下流側に第2の検出電極対314、315が配置されている。ベルト21の幅方向に関して、第1の検出電極対312、313の中央と第2の検出電極対314、315の中央との間の距離D(図6を参照)は、この例では20mmに設定されている。この距離Dは、第1の脈波センサ310-1と第2の脈波センサ310-2との間の実質的な間隔に相当する。また、ベルト21の幅方向に関して、第1の検出電極対312、313間の間隔及び第2の検出電極対314、315間の間隔は、この例ではいずれも2mmに設定されている。

20

#### 【0043】

このような電極群317は、偏平に構成され得る。したがって、この血圧測定装置10では、ベルト21を全体として薄肉に構成できる。

30

#### 【0044】

図5は、血圧測定装置10の制御系のハードウェア構成を示している。血圧測定装置10の本体22には、上述した操作部507及び表示部506に加えて、制御部501、記憶部505、加速度センサ508、スピーカ509、通信部510、電池511、圧力センサ42、ポンプ43、弁44、発振回路45、及びポンプ駆動回路46が搭載されている。

#### 【0045】

制御部501は、CPU(Central Processing Unit)502、RAM(Random Access Memory)503、ROM(Read Only Memory)504などを含み、各構成要素を制御する。記憶部505は、例えば、半導体メモリ(例えばフラッシュメモリ)などの補助記憶装置であり、制御部501で実行されるプログラム(例えば、脈波伝播時間測定プログラム、血圧値算出プログラム、血圧測定プログラム、及び関係式校正プログラムを含む)や、プログラムを実行するために必要な設定データ、血圧測定結果のデータなどを非一時的に記憶する。記憶部505が備える記憶媒体は、コンピュータその他装置、機械等が記録されたプログラムなどの情報を読み取り可能なように、当該プログラムなどの情報を、電氣的、磁氣的、光学的、機械的又は化学的作用によって蓄積する媒体である。なお、脈波伝播時間測定プログラム、血圧値算出プログラム、血圧測定プログラム、及び/又は関係式校正プログラムは、ROM504に記憶されていてもよい。

40

#### 【0046】

表示部506は、この例ではOLED(Organic Light Emitting Diode)ディスプレイであり、制御部501からの制御信号に従って、血圧測定結果などの血圧測定に関する情

50

報やその他の情報を表示する。なお、表示部 506 は、例えば、液晶表示装置 (LCD) であってもよい。操作部 507 は、この例ではプッシュ式ボタンを含み、ユーザによる血圧測定開始又は停止の指示に応じた操作信号を制御部 501 に入力する。

【0047】

加速度センサ 508 は、例えば、3 軸加速度センサであり、互いに直交する 3 方向の加速度を表す加速度信号を出力する。スピーカ 509 は、制御部 501 からの音響信号に基づいて音を発する。

【0048】

通信部 510 は、外部の装置と通信するための通信インタフェースである。通信部 510 は、制御部 501 から情報を受け取り、ネットワークを介して外部装置にその情報を送信する。さらに、通信部 510 は、ネットワークを介して外部装置から情報を受信し、その情報を制御部 501 に渡す。ネットワークを介した通信は、無線、有線のいずれでもよい。ネットワークは、インターネットであるが、これに限定されない。ネットワークは、例えば病院内 LAN (Local Area Network) のような他の種類のネットワークであってもよい。また、通信部 510 は、外部装置 (例えばユーザが所有するスマートフォン) と直接に無線通信してもよい。無線方式として、例えば、Bluetooth (登録商標)、BLE (Bluetooth Low Energy) などを採用することができる。通信部 510 は、マイクロ USB (Universal Serial Bus) コネクタなどの端子を含み、USB ケーブルなどのケーブルで外部装置に接続し、この外部装置と通信を行ってもよい。

【0049】

ポンプ 43 および弁 44 は配管 48 を介して押圧カフ 41 に接続され、圧力センサ 42 は配管 47 を介して押圧カフ 41 に接続されている。なお、配管 47、48 は、共通の 1 本の配管であってもよい。ポンプ 43 は、この例では圧電ポンプであり、押圧カフ 41 内の圧力を増大させるために、配管 517 を通して押圧カフ 41 に流体としての空気を供給する。弁 44 は、ポンプ 43 に搭載され、ポンプ 43 のオン/オフに伴って開閉が制御される構成になっている。具体的には、弁 44 は、ポンプ 43 がオンされると閉じ、ポンプ 43 がオフされると開く。弁 44 が開いた状態では、押圧カフ 41 は大気と連通する。弁 44 は、逆止弁の機能を有し、空気が逆流することはない。ポンプ駆動回路 46 は、制御部 501 から与えられる制御信号に基づいてポンプ 43 を駆動する。

【0050】

圧力センサ 42 は、この例ではピエゾ抵抗式圧力センサであり、押圧カフ 41 内の圧力 (以下、カフ圧ともいう) を検出し、カフ圧を表す電気信号を出力する。カフ圧は、例えば、大気圧を基準とした圧力である。発振回路 45 は、圧力センサ 42 からの電気信号に基づいて発振して、電気信号に応じた周波数を有する周波数信号を制御部 501 に出力する。この例では、圧力センサ 42 の出力は、押圧カフ 41 の圧力を制御するために、及び、オシロメトリック法によって血圧値 (収縮期血圧 (SBP) と拡張期血圧 (DBP) とを含む。) を算出するために用いられる。

【0051】

電池 511 は、本体 22 に搭載された構成要素へ電力を供給する。この例では、電池 511 は、制御部 501、記憶部 505、加速度センサ 508、通信部 510、表示部 506、圧力センサ 42、ポンプ 43、弁 44、発振回路 45、ポンプ駆動回路 46 へ電力を供給する。さらに、電池 511 は、配線 521 を通して、インピーダンス測定部 310 の通電及び電圧検出回路 318 へ電力を供給する。この配線 521 は、信号用の配線 522 とともに、ベルト 21 の帯状体 23 と押圧カフ 41 との間に挟まれた状態で、ベルト 21 の周方向に沿って本体 22 とインピーダンス測定部 310 との間に延在して設けられている。

【0052】

通電及び電圧検出回路 318 は、制御部 501 によって制御される。通電及び電圧検出回路 318 は、図 6 の上部に示されるように、その動作時に電極対 311、316 間に高周波定電流 I を流す。この例では、電流 I の周波数は 50 kHz であり、電流値は 1 mA である。この状態で、通電及び電圧検出回路 318 は、第 1 の脈波センサ 310 - 1 を形成

10

20

30

40

50



する第1の検出電極対312、313間の電圧信号V1と、第2の脈波センサ310-2を形成する第2の検出電極対314、315間の電圧信号V2と、を検出する。これらの電圧信号V1、V2は、第1の脈波センサ310-1、第2の脈波センサ310-2が対向する左手首90の掌側の面90Aの部分における、橈骨動脈91の血流の脈波による電気インピーダンスの変化を表す。通電及び電圧検出回路318は、これらの電圧信号V1、V2を整流、増幅及び濾波して、図6の下部に示されるような山状の波形をもつ第1の脈波信号PS1、第2の脈波信号PS2を時系列で出力する。この例では、電圧信号V1、V2は、約1mV程度になっている。また、第1の脈波信号PS1、第2の脈波信号PS2のそれぞれのピークA1、A2は、この例では約1ボルトになっている。

【0053】

橈骨動脈91の血流の脈波伝播速度(Pulse Wave Velocity; PWV)が1000cm/s~2000cm/sの範囲であるとする、第1の脈波センサ310-1と第2の脈波センサ310-2との間の実質的な間隔Dが20mmであることから、第1の脈波信号PS1と第2の脈波信号PS2との間の時間差tは1.0ms~2.0msの範囲となる。

【0054】

図1に示した第1の血圧測定部30は、ハードウェアとして、インピーダンス測定部310(電極群317と通電及び電圧検出回路318)を含む。また、図1に示した第2の血圧測定部40は、ハードウェアとして、図5に示した押圧カフ41、圧力センサ42、ポンプ43、弁44、発振回路45、及びポンプ駆動回路46を含む。

【0055】

なお、血圧測定装置10の具体的なハードウェア構成に関して、実施形態に応じて、適宜、構成要素の省略、置換及び追加が可能である。例えば、制御部501は、複数のプロセッサを含んでいてもよい。加速度センサ508に代えて又は加速度センサ508に追加して、血圧測定装置10は、ジャイロセンサを備えていてもよい。

【0056】

(ソフトウェア構成)

図7を参照して、本実施形態に係る血圧測定装置10のソフトウェア構成の一例を説明する。

図7は、血圧測定装置10のソフトウェア構成を示している。血圧測定装置10は、脈波伝播時間測定制御部701、血圧値算出部702、血圧測定制御部703、姿勢指示部704、姿勢検出部705、較正部706、脈波伝播時間情報記憶部711、第1の血圧値記憶部712、及び第2の血圧値記憶部713を備える。脈波伝播時間測定制御部701、血圧値算出部702、血圧測定制御部703、姿勢指示部704、姿勢検出部705、及び較正部706は、血圧測定装置10の制御部501が記憶部505に記憶されたプログラムを実行することによって下記の処理を実行する。制御部501がプログラムを実行する際は、制御部501は、プログラムをRAM503に展開する。そして、制御部501は、RAM503に展開されたプログラムをCPU502により解釈及び実行して、構成要素を制御する。脈波伝播時間情報記憶部711、第1の血圧値記憶部712、及び第2の血圧値記憶部713は、記憶部505により実現される。

【0057】

脈波伝播時間測定制御部701は、脈波伝播時間を測定するために、通電及び電圧検出回路318を制御する。具体的には、脈波伝播時間測定制御部701は、電極対311、316間に電流を流すための指示信号を通電及び電圧検出回路318に与え、通電及び電圧検出回路318から、電極対311、316間に電流を流した状態で検出された第1の検出電極対312、313間の電圧信号V1及び第2の検出電極対314、315間の電圧信号V2を取得する。そして、脈波伝播時間測定制御部701は、電圧信号V1に基づいて第1の脈波信号PS1を生成し、電圧信号V2に基づいて第2の脈波信号PS2を生成し、第1の脈波信号PS1及び第2の脈波信号PS2に基づいて脈波伝播時間を算出する。例えば、脈波伝播時間測定制御部701は、第1の脈波信号PS1のピークA1と第2の脈波信号PS2のピークA2との間の時間差tを脈波伝播時間として算出する。脈波

10

20

30

40

50

伝播時間測定制御部 701 は、算出した脈波伝播時間を表す脈波伝播時間情報を時間情報に関連付けて脈波伝播時間情報記憶部 711 に記憶させる。

【0058】

血压値算出部 702 は、図 1 に示した血压値算出部 32 に相当するものである。血压値算出部 702 は、脈波伝播時間情報記憶部 711 から脈波伝播時間測定制御部 701 によって算出された脈波伝播時間を読み出し、読み出した脈波伝播時間と関係式（例えば上記の関係式（1））とに基づいて血压値を算出する。血压値算出部 702 は、算出した血压値を表す血压値情報を時間情報に関連付けて第 1 の血压値記憶部 712 に記憶させる。

【0059】

血压測定制御部 703 は、オシロメトリック法による血压測定を実行するためにポンプ駆動回路 46 を制御する。具体的には、血压測定制御部 703 は、ポンプ駆動回路 46 を介してポンプ 43 を駆動する。これにより、押圧カフ 41 への空気の供給が開始される。押圧カフ 41 が膨張し、それによりユーザの左手首 90 が圧迫される。血压測定制御部 703 は、圧力センサ 42 を用いてカフ圧をモニタする。血压測定制御部 703 は、押圧カフ 41 に空気を供給する加圧過程において、圧力センサ 42 から出力される圧力信号に基づいて、オシロメトリック法により血压値を算出する。血压値は、収縮期血压（SBP）及び拡張期血压（DBP）を含むが、これに限定されない。血压測定制御部 703 は、算出した血压値を時間情報に関連付けて第 2 の血压値記憶部 713 に記憶させる。血压測定制御部 703 は、血压値と同時に脈拍数を算出することができる。血压測定制御部 703 は、血压値の算出が完了すると、ポンプ駆動回路 46 を介してポンプ 43 を停止する。それにより、押圧カフ 41 から弁 44 を通じて空気が排気される。

【0060】

姿勢指示部 704 は、図 1 に示した姿勢指示部 50 に相当するものである。姿勢指示部 704 は、心臓に対する被測定部位の高さ位置が異なる複数の姿勢それぞれで脈波伝播時間の測定結果及び血压の測定結果を取得するために、複数の姿勢を順次にとるようにユーザに指示する。指示は、表示、音、振動などにより行われる。

【0061】

本実施形態では、姿勢指示部 704 は、とるべき姿勢を指定する。とるべき姿勢の例は、左手首がユーザの心臓よりも低い位置にある姿勢と、左手首が心臓よりも高い位置にある姿勢と、左手首が心臓と同じ高さにある姿勢と、を含む。左手首がユーザの心臓よりも低い位置にある姿勢は、例えば、図 8 に示されるような左腕を下げた姿勢である。左手首が心臓よりも高い位置にある姿勢は、例えば、図 9 に示されるような左腕を上げた姿勢である。左手首が心臓と同じ高さにある姿勢は、例えば、図 10 に示されるような左手を胸に当てる姿勢である。なお、ユーザが立った状態で各姿勢をとる例が図 8 から図 10 に示されるが、ユーザは座った状態で各姿勢をとってもよい。姿勢指示部 704 が立位又は座位のいずれかを指定するようにしてもよい。

【0062】

姿勢検出部 705 は、血压測定装置 10 内に設けられたセンサ（この例では加速度センサ 508）の出力に基づいて、ユーザの姿勢を検出する。具体的には、姿勢検出部 705 は、ユーザが姿勢指示部 704 により指定された姿勢をとっているか否かを判定する。

【0063】

較正部 706 は、図 1 に示した較正部 60 に相当するものである。較正部 706 は、脈波伝播時間情報記憶部 711 から複数の姿勢それぞれで取得された脈波伝播時間の測定結果を読み出し、第 2 の血压値記憶部 713 から複数の姿勢それぞれで取得された血压の測定結果を読み出し、複数の測定結果セットを生成する。各測定結果セットは、1 つの対応する姿勢で取得された脈波伝播時間の測定結果及び血压の測定結果を含む。較正部 706 は、生成した測定結果セットに基づいて、上記の関係式（1）の較正を行う。パラメータの数と同じ数の測定結果セットを取得する場合、関係式が測定結果セットを満たすようにパラメータが決定される。パラメータの数より多い数の測定結果セットを取得する場合、較正部 706 は、例えば最小二乗法を適用することで、パラメータ  $A_1$ 、 $A_2$  を決定する。

## 【 0 0 6 4 】

なお、本実施形態では、血圧測定装置 1 0 の機能がいずれも汎用のプロセッサによって実現される例について説明している。しかしながら、機能の一部又は全部が 1 又は複数の専用のプロセッサにより実現されてもよい。

## 【 0 0 6 5 】

[ 動作例 ]

( オシロメトリック法による血圧測定 )

図 1 1 は、血圧測定装置 1 0 がオシロメトリック法による血圧測定を行う際の動作フローを示している。図 1 1 に示される各処理では、制御部 5 0 1 は、血圧測定制御部 7 0 3 として動作する。

10

## 【 0 0 6 6 】

図 1 1 のステップ S 1 1 では、制御部 5 0 1 は、オシロメトリック法による血圧測定を開始する。例えば、制御部 5 0 1 は、操作部 5 0 7 からユーザがオシロメトリック法による血圧測定の実行を指示したことを表す操作信号を受け取り、それに応答して血圧測定を開始する。

## 【 0 0 6 7 】

ステップ S 1 2 では、制御部 5 0 1 は、血圧測定のための初期化を行う。例えば、制御部 5 0 1 は、処理用メモリ領域を初期化する。さらに、制御部 5 0 1 は、ポンプ駆動回路 4 6 を介してポンプ 4 3 を停止する。これに伴い弁 4 4 が開き、押圧カフ 4 1 内の空気が排気される。続いて、制御部 5 0 1 は、圧力センサ 4 2 の現時点の出力値をカフ圧に関する基準値として設定する。

20

## 【 0 0 6 8 】

ステップ S 1 3 では、制御部 5 0 1 は、押圧カフ 4 1 に加圧する制御を行う。例えば、制御部 5 0 1 は、ポンプ駆動回路 4 6 を介してポンプ 4 3 を駆動する。これに伴い弁 4 4 が閉じ、空気が押圧カフ 4 1 に供給される。それにより、押圧カフ 4 1 が膨張するとともに、図 1 2 に示すようにカフ圧 P c が徐々に高まる。制御部 5 0 1 は、圧力センサ 4 2 によりカフ圧 P c をモニタし、動脈容積の変動成分を表す脈波信号 P m を取得する。

## 【 0 0 6 9 】

図 1 1 のステップ S 1 4 では、制御部 5 0 1 は、この時点で取得されている脈波信号 P m に基づいて血圧値 ( 収縮期血圧及び拡張期血圧 ) の算出を試みる。この時点でデータ不足のために未だ血圧値を算出できない場合は ( ステップ S 1 5 で N o )、カフ圧 P c が上限圧力に達していない限り、ステップ S 1 3 ~ S 1 5 の処理が繰り返される。上限圧力は、安全性の観点から予め定められる。上限圧力は例えば 3 0 0 m m H g と定められる。

30

## 【 0 0 7 0 】

血圧値の算出ができたなら ( ステップ S 1 5 で Y e s )、ステップ S 1 6 では、制御部 5 0 1 は、ポンプ駆動回路 4 6 を介してポンプ 4 3 を停止する。これに伴い弁 4 4 が開き、押圧カフ 4 1 内の空気が排気される。ステップ S 1 7 では、制御部 5 0 1 は、血圧の測定結果を表示部 5 0 6 に表示するとともに、記憶部 5 0 5 に記録する。

## 【 0 0 7 1 】

なお、血圧値の算出は、加圧過程に限らず、押圧カフ 4 1 内の空気が排気される減圧過程において行われてもよい。

40

## 【 0 0 7 2 】

( 脈波伝播時間に基づく血圧測定 )

図 1 3 は、血圧測定装置 1 0 が脈波伝播時間に基づく血圧測定を行う際の動作フローを示している。

## 【 0 0 7 3 】

図 1 3 のステップ S 2 1 では、制御部 5 0 1 は、脈波伝播時間に基づく血圧測定を開始する。例えば、制御部 5 0 1 は、操作部 5 0 7 からユーザが脈波伝播時間に基づく血圧測定の開始を指示したことを表す操作信号を受け取り、それに応答して血圧測定を開始する。

## 【 0 0 7 4 】

50

ステップS 2 2では、制御部5 0 1は、脈波伝播時間測定制御部7 0 1として動作し、脈波伝播時間を測定する。具体的には、制御部5 0 1は、電極対3 1 1、3 1 6間に高周波定電流を流すために通電及び電圧検出回路3 1 8を制御し、第1の脈波センサ3 1 0 - 1を用いて取得された第1の脈波信号P S 1と第2の脈波センサ3 1 0 - 2を用いて取得された第2の脈波信号P S 2とに基づいて脈波伝播時間を算出する。例えば、制御部5 0 1は、第1の脈波信号P S 1のピークA 1と第2の脈波信号P S 2のピークA 2との間の時間差  $t$  を脈波伝播時間として得る（図6を参照）。

【0 0 7 5】

ステップS 2 3では、制御部5 0 1は、血压値算出部7 0 2として動作し、脈波伝播時間と血压との間の相関関係を表す関係式を用いて、ステップS 2 2で取得された脈波伝播時間に基づいて、血压値を算出する。制御部5 0 1は、血压値の測定結果を記憶部5 0 5に記録する。例えば、上述した関係式（1）が使用される。

10

【0 0 7 6】

ステップS 2 4において、制御部5 0 1は、操作部5 0 7からユーザが脈波伝播時間に基づく血压測定の終了を指示したことを表す操作信号を受け取ったか否かを判定する。制御部5 0 1が操作信号を受け取るまで、ステップS 2 2、S 2 3の処理が繰り返される。それにより、一心拍ごとの血压値が記録される。制御部5 0 1が操作信号を受け取ると、制御部5 0 1は、脈波伝播時間に基づく血压測定を終了する。

【0 0 7 7】

脈波伝播時間に基づく血压測定は、オシロメトリック法による血压測定と比べてユーザの身体的負担が軽く、さらに、血压を長期間にわたって連続的に測定することができる。

20

【0 0 7 8】

また、この血压測定装置1 0によれば、脈波伝播時間に基づく血压測定（推定）と、オシロメトリック法による血压測定とを一体の装置で行うことができる。したがって、ユーザの利便性を高めることができる。

【0 0 7 9】

（脈波伝播時間に基づく血压測定において使用される関係式の較正）

図1 4は、血压測定装置1 0が関係式の較正を行う際の動作フローを示している。ここでは、上記の関係式（1）のように2つのパラメータを有する関係式が脈波伝播時間に基づく血压測定において使用されるものとする。

30

【0 0 8 0】

図1 4のステップS 3 1では、制御部5 0 1は、関係式の較正を開始する。例えば、関係式の較正は、ユーザが血压測定装置1 0を使い始めるときに行われる。また、関係式の較正は、ユーザが血压測定装置1 0を装着するたびに行われてもよく、あるいは、定期的に行われてもよい。

【0 0 8 1】

ステップS 3 2では、制御部5 0 1は、姿勢指示部7 0 4として動作し、第1の姿勢をとることをユーザに指示する。例えば、制御部5 0 1は、スピーカ5 0 9を介して「装置を装着した腕を下げた姿勢をとってください」という音声案内を出力する。

【0 0 8 2】

40

ステップS 3 3では、制御部5 0 1は、姿勢検出部7 0 5として動作し、加速度センサ5 0 8の出力に基づいて、ユーザが第1の姿勢をとったか否かを判断する。制御部5 0 1は、ステップS 3 2の指示を出力してから所定時間経過するまでにユーザが第1の姿勢をとったことを検出できなかった場合（ステップS 3 3でN o）、ステップS 3 4において姿勢指示部7 0 4として動作し、第1の姿勢をとることをユーザに促す。例えば、制御部5 0 1は、スピーカ5 0 9を介して「装置を装着した腕を下げた姿勢をとってください」という音声を再び出力する。また、制御部5 0 1は、スピーカ5 0 9を介して警告音を出力してもよい。

【0 0 8 3】

制御部5 0 1は、ユーザが第1の姿勢をとったことを検出した場合（ステップS 3 3でY

50

e s)、ステップS 3 5において血圧測定制御部7 0 3として動作し、オシロメトリック法による血圧測定を実行する。オシロメトリック法による血圧測定については図1 1に関連して説明したので、具体的な説明は省略する。

【0 0 8 4】

ステップS 3 6では、制御部5 0 1は、脈波伝播時間測定制御部7 0 1として動作し、脈波伝播時間を測定する。脈波伝播時間の測定については、図1 3のステップS 2 2に関連して説明したものと同様であるので、具体的な説明は省略する。制御部5 0 1は一心拍分の脈波伝播時間を測定し、それを、較正に用いる脈波伝播時間として取得してもよい。また、制御部5 0 1は、複数心拍分の脈波伝播時間を測定し、それらの平均値を、較正に用いる脈波伝播時間として取得してもよい。

10

【0 0 8 5】

ステップS 3 7では、制御部5 0 1は、姿勢指示部7 0 4として動作し、第2の姿勢をとることをユーザに指示する。例えば、制御部5 0 1は、スピーカ5 0 9を介して「装置を装着した腕を上げた姿勢をとってください」という音声案内を出力する。

【0 0 8 6】

ステップS 3 8では、制御部5 0 1は、姿勢検出部7 0 5として動作し、ユーザが第2の姿勢をとったか否かを判断する。制御部5 0 1は、ステップS 3 7の指示を出力してから所定時間経過するまでにユーザが第2の姿勢をとったことを検出できなかった場合(ステップS 3 8でN o)、ステップS 3 9において姿勢指示部7 0 4として動作し、第2の姿勢をとることをユーザに促す。制御部5 0 1は、ユーザが第2の姿勢をとったことを検出した場合(ステップS 3 8でY e s)、ステップS 4 0において血圧測定制御部7 0 3として動作し、オシロメトリック法による血圧測定を実行し、ステップS 4 1において脈波伝播時間測定制御部7 0 1として動作し、脈波伝播時間を測定する。ステップS 3 8~4 1の処理はそれぞれ、ステップS 3 3~3 6の処理と同様のものであるので、具体的な説明は省略する。

20

【0 0 8 7】

ステップS 4 2では、制御部5 0 1は、較正部7 0 6として動作し、ステップS 3 5で取得された血圧の測定結果とステップS 3 6で取得された脈波伝播時間の測定結果との組と、ステップS 4 0で取得された血圧の測定結果とステップS 4 1で取得された脈波伝播時間の測定結果との組と、に基づいて、関係式の較正を行う。この例では、2つのパラメータに対して2組の測定結果が得られているので、関係式が2組の測定結果を満たすようにパラメータが決定される。

30

【0 0 8 8】

なお、図1 1、図1 3、又は図1 4に示した処理手順は一例に過ぎず、処理手順又は各処理の内容を適宜変更することが可能である。例えば、図1 4において、オシロメトリック法による血圧測定の前に脈波伝播時間の測定を行うようにしてもよい。ステップS 3 3とステップS 3 5との間に「その姿勢を維持してください」という音声案内を出力する処理を追加してもよい。3つ又はそれ以上の姿勢で測定を行うようにしてもよい。

【0 0 8 9】

[効果]

40

以上のように、本実施形態に係る血圧測定装置1 0は、心臓に対する左手首の高さ位置が異なる複数の姿勢を順次にとるようユーザに指示し、複数の姿勢それぞれで脈波伝播時間及び血圧を測定し、脈波伝播時間及び血圧の測定結果に基づいて、脈波伝播時間に基づいて血圧値を算出するために使用する関係式の較正を行う。これにより、関係式の較正を行う際には、ユーザはその場で姿勢を変更しさえすればよい。このように、関係式の較正を行うために、ユーザに運動負荷又はメンタル負荷を適用する必要がない。したがって、関係式の較正に関するユーザの負担が低く、さらに、短い時間で関係式の較正を行うことができる。

【0 0 9 0】

血圧測定装置1 0は、左手首がユーザの心臓よりも低い位置にある姿勢と、左手首がユー

50

ザの心臓よりも高い位置にある姿勢と、を指定してもよい。これにより、2つの異なる測定結果セットを確実に取得することができる。その結果、関係式の較正を確実に行うことができるようになる。

【0091】

血压測定装置10は、左手首が心臓と同じ高さにある姿勢を指定してもよい。左手首が心臓と同じ高さにある姿勢は、血压測定に適した姿勢である。左手首が心臓と同じ高さにある姿勢で測定を行うことで得られた測定結果は信頼性が高い。信頼性の高い測定結果に基づいて関係式の較正を行うことにより、脈波伝播時間に基づく血压測定により得られる血压測定結果の信頼性が向上する。

【0092】

血压測定装置10は、ユーザが指定の姿勢をとっているか否かを検出する。これにより、同じ姿勢で脈波伝播時間及び血压の測定を行うことで取得された測定結果セットを生成できるようになる。

【0093】

血压測定装置10が手首に装着される。それにより、ユーザは心臓に対する被測定部位の高さ位置が異なる複数の姿勢を容易にとることができる。

【0094】

[変形例]

本発明は、上記実施形態に限定されるものではない。

【0095】

例えば、姿勢検出部705は必ずしも必要というわけではない。この場合、特定の姿勢をとることを指示してから所定時間（例えば3秒）経過した後はユーザが特定の姿勢をとっているものとみなし、制御部501は、指示から所定時間経過したことに応答して、脈波伝播時間の測定と血压の測定とを実行するようにしてもよい。

【0096】

姿勢指示部704は、とるべき姿勢を指定しなくてもよい。例えば、姿勢指示部704は、通知音が鳴るごとに心臓に対する被測定部位の高さ位置が異なる姿勢をとるようにユーザに最初に通知しておき、スピーカ509を介して通知音を適切なタイミングで出力するようにしてもよい。とるべき姿勢の例が取扱説明書に記載されてもよい。

【0097】

脈波伝播時間から血压値を算出するための血压算出式は上記の式(1)に限らない。血压算出式は、例えば、下記の式であってもよい。

$$SBP = B_1 / PTT^2 + B_2 / PTT + B_3 \times PTT + B_4$$

ここで、 $B_1$ 、 $B_2$ 、 $B_3$ 、 $B_4$ はパラメータである。

【0098】

上述した実施形態では、脈波センサは、動脈の容積変化に伴うインピーダンスの変化を検出するインピーダンス法を採用している。なお、脈波センサは、光電法、圧電法又は電波法などの他の測定法を採用してもよい。光電法を採用する実施形態では、脈波センサは、被測定部位を通る動脈に向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光又は透過光を検出する光検出器と、を備え、動脈の容積変化に伴う光強度の変化を検出する。圧電法を採用する実施形態では、脈波センサは、被測定部位に接するようにベルトに設けられた圧電素子を備え、動脈の容積変化に伴う圧力の変化を検出する。電波法を採用する実施形態では、脈波センサは、被測定部位を通る動脈に向けて電波を送信する送信素子と、その電波の反射波を受信する受信素子と、を備え、動脈の容積変化に伴う送信波と反射波との間の位相ずれを検出する。

【0099】

上述した実施形態では、2つの脈波センサを用いて脈波伝播時間を取得している。他の実施形態では、血压測定装置は、1つの脈波センサと1つの心電図センサとを備えてもよく、脈波センサにより取得された脈波信号と、心電図センサにより取得された、ユーザの心臓の電氣的活動を表す心電図と、に基づいて脈波伝播時間を取得してもよい。

10

20

30

40

50

## 【 0 1 0 0 】

被測定部位は、上腕に限らず、手首、大腿、足首などの他の部位であってもよい。

## 【 0 1 0 1 】

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み合わ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幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態に亘る構成要素を適宜組み合わせてもよい。

## 【 符号の説明 】

## 【 0 1 0 2 】

1 0 ... 血圧測定装置、  
 2 0 ... ベルト部、 2 1 ... ベルト、 2 2 ... 本体、 2 3 ... 帯状体、  
 2 4 ... 三つ折れバックル、 2 5 , 2 6 ... 板状部材、  
 2 7 , 2 8 ... 連結棒、 2 9 ... 固定部、  
 3 0 ... 第 1 の血圧測定部、 3 1 ... 脈波伝播時間測定部、 3 2 ... 血圧値算出部、  
 3 1 0 ... インピーダンス測定部、 3 1 0 - 1 , 3 1 0 - 2 ... 脈波センサ、  
 3 1 1 ~ 3 1 6 ... 電極、 3 1 7 ... 電極群、 3 1 8 ... 通電及び電圧検出回路、  
 4 0 ... 第 2 の血圧測定部、 4 1 ... 押圧カフ、 4 2 ... 圧力センサ、 4 3 ... ポンプ、  
 4 4 ... 弁、 4 5 ... 発振回路、 4 6 ... ポンプ駆動回路、  
 5 0 ... 姿勢指示部、 6 0 ... 較正部、  
 5 0 1 ... 制御部、 5 0 2 ... CPU、 5 0 3 ... RAM、 5 0 4 ... ROM、  
 5 0 5 ... 記憶部、 5 0 6 ... 表示部、 5 0 7 ... 操作部、 5 0 8 ... 加速度センサ、  
 5 0 9 ... スピーカ、 5 1 0 ... 通信部、 5 1 1 ... 電池、  
 7 0 1 ... 脈波伝播時間測定制御部、 7 0 2 ... 血圧値算出部、 7 0 3 ... 血圧測定制御部、  
 7 0 4 ... 姿勢指示部、 7 0 5 ... 姿勢検出部、 7 0 6 ... 較正部、  
 7 1 1 ... 脈波伝播時間情報記憶部、 7 1 2 ... 第 1 の血圧値記憶部、  
 7 1 3 ... 第 2 の血圧値記憶部。

10

20

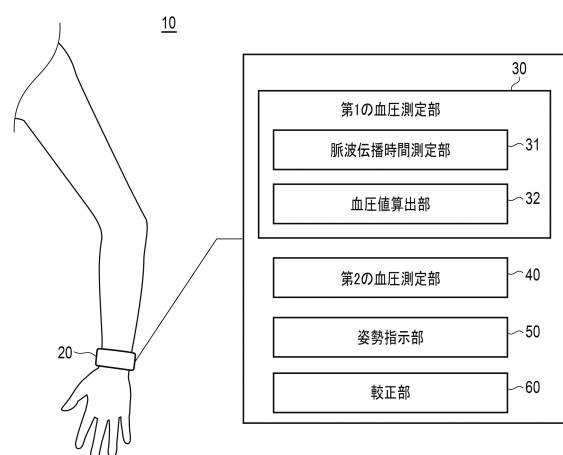
30

40

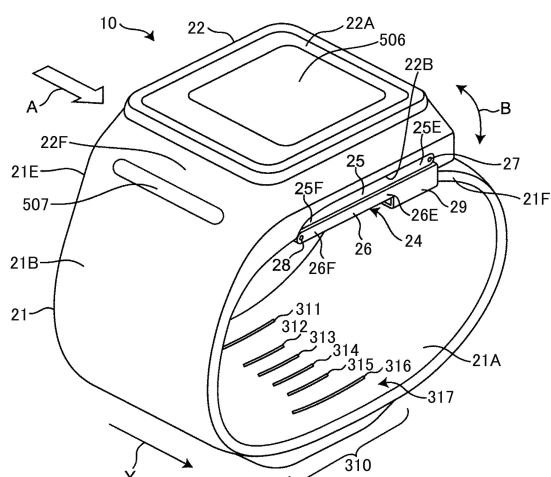
50

【図面】

【 図 1 】



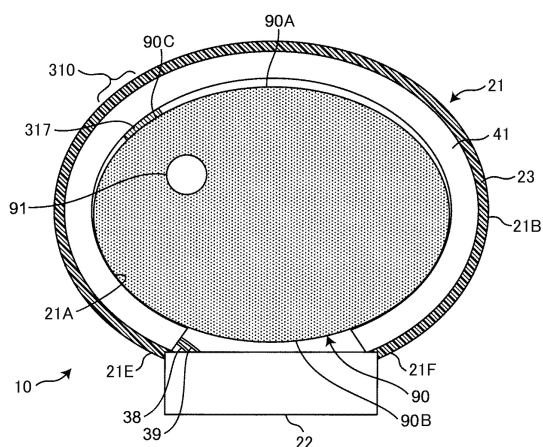
【 図 2 】



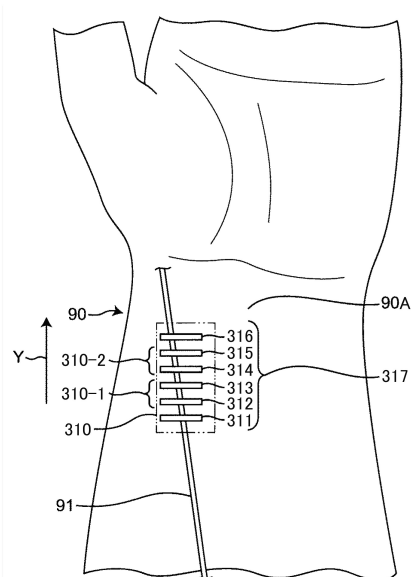
10

20

【 図 3 】



【圖 4】



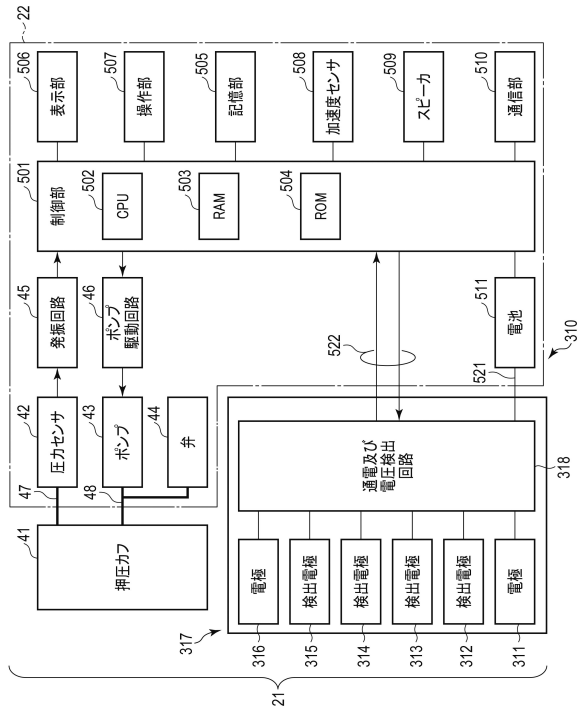
30

40

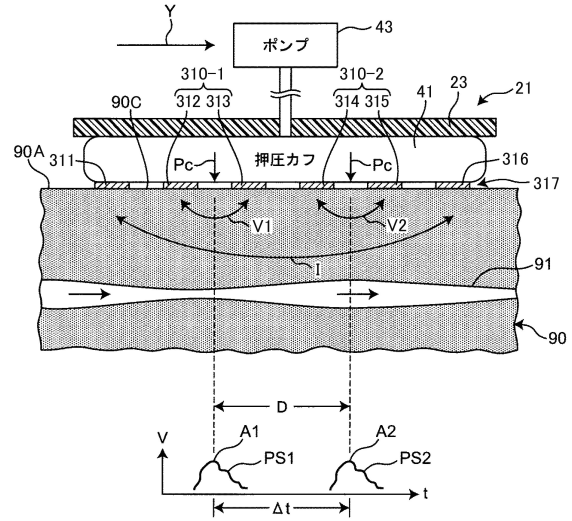
50



【 図 5 】



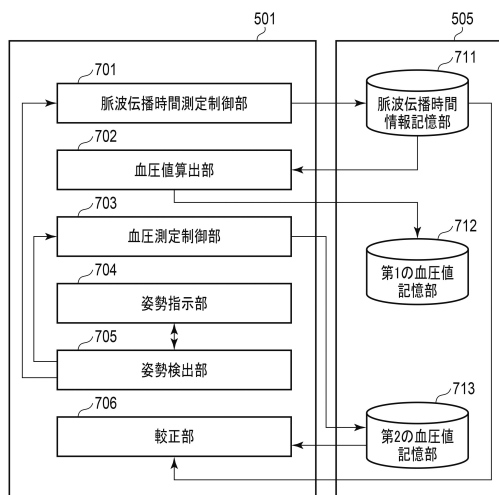
【 図 6 】



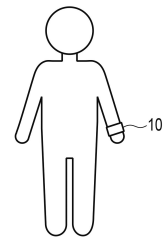
10

20

【圖 7】



【 図 8 】



30

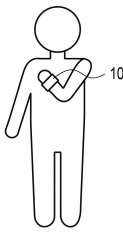
40

50

【図 9】



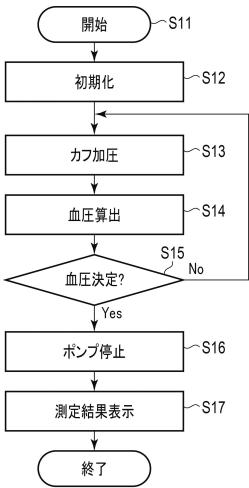
【図 10】



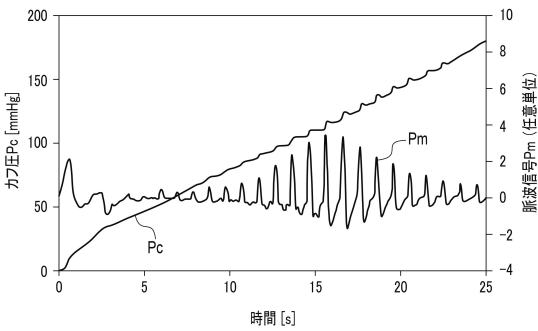
10

20

【図 11】



【図 12】

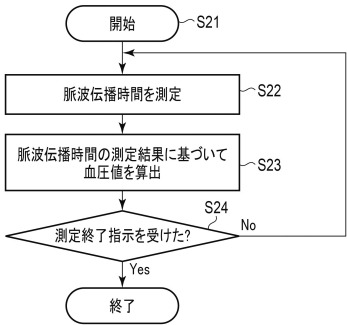


30

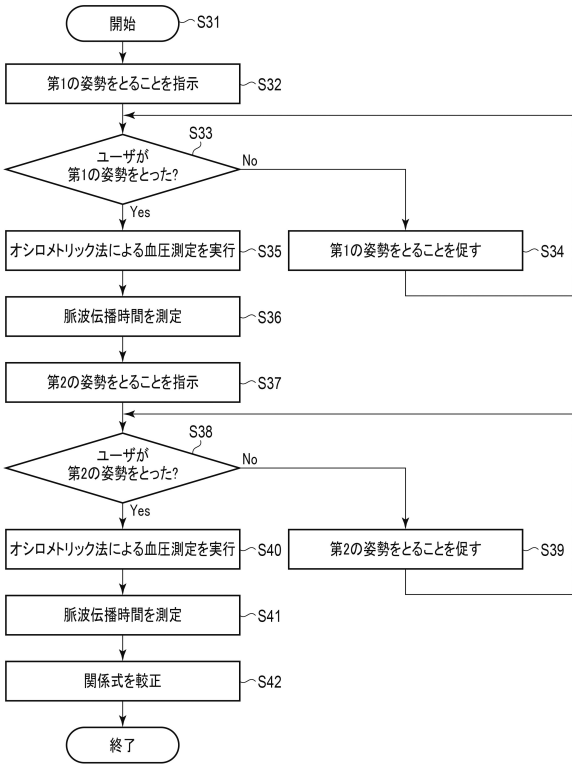
40

50

【図 13】



【図 14】



10

20

30

40

50

## フロントページの続き

- (74)代理人 100189913  
鵜飼 健
- (74)代理人 100199565  
弁理士 飯野 茂
- (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 川端 康大  
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 松村 直美  
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 藤田 麗二  
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 伊藤 晃人  
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 亀澤 智博
- (56)参考文献 特表2011-509733(JP,A)  
特開平7-327940(JP,A)  
特開2017-209486(JP,A)  
特表2017-521115(JP,A)  
国際公開第2017/086071(WO,A1)  
国際公開第2011/122253(WO,A1)  
国際公開第2007/024777(WO,A2)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)  
A61B 5/02 - 5/113