

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6366463号
(P6366463)

(45) 発行日 平成30年8月1日(2018.8.1)

(24) 登録日 平成30年7月13日(2018.7.13)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/022 (2006.01)

A 6 1 B 5/022

B

請求項の数 6 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2014-223249 (P2014-223249)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成26年10月31日(2014.10.31)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2016-87003 (P2016-87003A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地
(43) 公開日	平成28年5月23日(2016.5.23)	(74) 代理人	110002505
審査請求日	平成29年9月19日(2017.9.19)		特許業務法人航栄特許事務所
		(74) 代理人	100115107
			弁理士 高松 猛
		(74) 代理人	100151194
			弁理士 尾澤 俊之
		(73) 特許権者	000002945
			オムロン株式会社
			京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不
			動堂町801番地
		(74) 代理人	110002505
			特許業務法人航栄特許事務所
			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】

一方向に配列された複数の圧力検出素子からなる少なくとも1つの素子列と、
前記一方向が動脈の伸びる方向と交差する状態で、生体の皮膚上から前記動脈に対し前記素子列を押圧する押圧部と、

前記押圧部による押圧力を制御する押圧制御部と、

前記押圧制御部の制御によって前記押圧力が増加又は減少する過程で前記素子列に含まれる各圧力検出素子により検出された圧脈波に基づいて前記動脈内の第一の血圧値を算出する第一の血圧算出部と、を備え、

前記第一の血圧算出部は、前記素子列に含まれる各圧力検出素子により前記押圧力が増加又は減少する過程での任意のタイミングで検出された圧脈波に基づき、当該素子列に含まれる圧力検出素子の中から少なくとも1つを選択する処理を、前記過程での複数タイミングの各々に対して行い、前記複数タイミングの各々に対して行った前記処理によって選択した前記圧力検出素子により当該タイミングで検出された第一の圧脈波に基づいて前記動脈内の第一の血圧値を算出する血圧測定装置。

【請求項 2】

請求項1記載の血圧測定装置であって、

前記第一の血圧算出部は、前記第一の圧脈波の振幅変化に基づいて前記動脈内の第一の血圧値を算出する血圧測定装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 1 又は 2 記載の血圧測定装置であって、

前記第一の血圧算出部によって算出された第一の血圧値を用いて校正用データを生成する校正用データ生成部と、

前記動脈の一部を平坦に変形させるための押圧力で前記素子列が前記動脈に押圧された状態で、前記素子列に含まれる圧力検出素子から選択された 1 つの圧力検出素子により検出される圧脈波を、前記校正用データを用いて校正して、前記動脈内の第二の血圧値を算出する第二の血圧算出部と、を更に備える血圧測定装置。

【請求項 4】

請求項 3 記載の血圧測定装置であって、

前記校正用データ生成部は、前記第一の圧脈波の中から選択した圧脈波と、前記第一の血圧値とを用いて校正用データを生成する血圧測定装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項記載の血圧測定装置であって、

前記第一の血圧算出部は、前記第一の圧脈波の振幅値と前記第一の圧脈波の検出時における前記押圧力とを対応付けた脈波包絡線データ、又は、前記第一の圧脈波の振幅値と前記第一の圧脈波の形状を特定する情報のうちの振幅値を除く情報とを対応付けた脈波包絡線データを生成し、前記脈波包絡線データから前記第一の血圧値を算出する血圧測定装置。

【請求項 6】

請求項 5 記載の血圧測定装置であって、

20

前記第一の圧脈波の形状を特定する情報のうちの振幅値を除く情報は、前記第一の圧脈波の最大値、前記第一の圧脈波の最小値、又は、前記最大値と前記最小値の平均値である血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血圧測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

手首の橈骨動脈等の動脈が通る生体部位に圧力センサを直接接触させた状態で、この圧力センサにより検出される情報を用いて脈拍や血圧等の生体情報を測定することのできる生体情報測定装置が知られている（例えば特許文献 1 ～ 4 参照）。

30

【0003】

特許文献 1 に記載の血圧測定装置は、圧力センサを接触させる生体部位とは別の部位において、カフを用いて血圧値を算出し、算出した血圧値から校正データを生成する。そして、圧力センサにより検出される圧脈波をこの校正データを用いて校正することで、1 拍毎に血圧値を算出している。

【0004】

特許文献 2, 3, 4 には、カフを用いることなく、手首に接触させる圧力センサにより検出される情報のみで 1 拍毎に血圧を測定する血圧測定装置が記載されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2004 - 113368 号公報

【特許文献 2】特開平 02 - 261421 号公報

【特許文献 3】特開平 07 - 124130 号公報

【特許文献 4】特開平 01 - 242031 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

50

特許文献 2, 3, 4 のように、生体に接触させる圧力センサにより検出される情報のみで血圧を測定できることで、装置の小型化が可能になる。特許文献 2, 3 に記載の装置は、圧力センサを最適押圧力で押圧した状態で、圧力センサにより検出される圧脈波を校正又は補正することで血圧を算出するものである。

【0007】

この最適押圧力を決めるためには、圧力センサの押圧力を連続的に変化させる工程が必要であるため、この工程が終了し、圧力センサの押圧力が最適押圧力に制御された状態で初めて血圧算出が可能になる。

【0008】

このため、装置は、圧力センサの生体部位への圧迫、圧迫の解除、圧力センサの押圧力が最適押圧力になるように圧力センサを圧迫、といった工程を行う必要があり、これらの工程の繰り返しは利用者にとっては煩わしい。

10

【0009】

一方、特許文献 4 に記載の装置は、圧力センサの押圧力を連続的に変化させる工程で検出される圧脈波振幅の変化に基づいて血圧値を算出することができる。このため、利用者に煩わしい思いをさせることなく、短時間で血圧を測定することが可能である。

【0010】

しかしながら、圧力センサの押圧力を連続的に変化させていく過程では、押圧されている動脈の位置が変動することが考えられる。このような変動があると、特許文献 4 に記載の方法では、血圧を精度よく測定できない可能性がある。

20

【0011】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、利用者に煩わしい思いをさせることなく、短時間で高精度に血圧を測定することのできる血圧測定装置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】

【0012】

本発明の血圧測定装置は、一方向に配列された複数の圧力検出素子からなる少なくとも 1 つの素子列と、前記一方向が動脈の伸びる方向と交差する状態で、生体の皮膚上から前記動脈に対し前記素子列を押圧する押圧部と、前記押圧部による押圧力を制御する押圧制御部と、前記押圧制御部の制御によって前記押圧力が増加又は減少する過程で前記素子列に含まれる各圧力検出素子により検出された圧脈波に基づいて前記動脈内の第一の血圧値を算出する第一の血圧算出部と、を備え、前記第一の血圧算出部は、前記素子列に含まれる各圧力検出素子により前記押圧力が増加又は減少する過程での任意のタイミングで検出された圧脈波に基づき、当該素子列に含まれる圧力検出素子の中から少なくとも 1 つを選択する処理を、前記過程での複数タイミングの各々に対して行い、前記複数タイミングの各々に対して行った前記処理によって選択した前記圧力検出素子により当該タイミングで検出された第一の圧脈波に基づいて前記動脈内の第一の血圧値を算出するものである。

30

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、利用者に煩わしい思いをさせることなく、短時間で高精度に血圧を測定することのできる血圧測定装置を提供することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図 1】本発明の一実施形態を説明するための血圧測定装置の圧脈波検出部 100 の構成を示す外観図である。

【図 2】図 1 に示す圧脈波検出部 100 の拡大図である。

【図 3】図 1 に示す装着状態での圧脈波検出部 100 を利用者の指先側から見た図である。

【図 4】図 1 に示す装着状態での圧脈波検出部 100 を手首との接触部位側から見た図である。

50

【図 5】 血圧測定装置の圧脈波検出部 100 以外の部分のブロック構成を示す図である。

【図 6】 本実施形態の血圧測定装置の連続血圧測定モードにおける校正用データ生成までの動作を説明するためのフローチャートである。

【図 7】 2つのセンサ部の一方が橈骨動脈を閉塞できていない状態の例を示す図である。

【図 8】 センサ部 6 による手首への押圧力を変化させていったときに、センサ部 6 の各圧力センサにより検出される圧脈波の振幅値の一例を示した図である。

【図 9】 圧脈波検出部 100 を手首に当てて、空気袋 2 によりセンサ部 6 を手首に向けて押圧していく状態を示す図である。

【図 10】 手首への押圧力の変化と、最適圧力センサにより検出される圧脈波の変化の一例を示した図である。

10

【図 11】 脈波包絡線データの一例を示す図である。

【図 12】 本実施形態の血圧測定装置の連続血圧測定モードにおける連続血圧測定動作を説明するためのフローチャートである。

【図 13】 圧脈波検出部 100 の変形例である圧脈波検出部 100A の構成を示す図である。

【図 14】 圧脈波検出部 100 を圧脈波検出部 100A に変更した血圧測定装置の校正用の血圧算出動作の一例を説明するためのフローチャートである。

【図 15】 図 5 に示した血圧測定装置のブロック構成の変形例を示す図である。

【図 16】 図 15 に示す血圧測定装置の連続血圧測定時の動作（校正用データ生成後の動作）を説明するためのフローチャートである。

20

【図 17】 図 15 に示した血圧測定装置の連続血圧測定時の動作の変形例を示すフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、本発明の実施形態について図面を参照して説明する。

【0016】

図 1 は、本発明の一実施形態を説明するための血圧測定装置の圧脈波検出部 100 の構成を示す外観図である。本実施形態の血圧測定装置は、図示しないベルトにより、血圧測定対象となる動脈（図 1 の例では橈骨動脈 T）が内部に存在する生体部位（図 1 の例では利用者 H の手首）に装着可能である。

30

【0017】

図 2 は、図 1 に示す圧脈波検出部 100 の拡大図である。図 3 は、図 1 に示す装着状態での圧脈波検出部 100 を利用者 H の指先側から見た図である。図 4 は、図 1 に示す装着状態での圧脈波検出部 100 を手首との接触部位側から見た図である。図 1 ~ 図 4 は、圧脈波検出部 100 を模式的に示したものであり、各部の寸法や配置等を限定するものではない。

【0018】

圧脈波検出部 100 は、空気袋 2 を内蔵する筐体 1 と、空気袋 2 に固定された平面状の部材である平板部 3 と、平板部 3 に対して 2 軸回転機構 5a により 2 つの軸の各々を中心に回転可能に支持された回動部 5 と、回動部 5 の平板部 3 側とは反対側の平面に設けられたセンサ部 6 とを備える。

40

【0019】

空気袋 2 は、図 1 に示すように、血圧測定装置が手首に装着された状態で、センサ部 6 の押圧面 6b を生体部位（手首）の皮膚下の動脈に対して押圧する押圧部として機能する。押圧部は、センサ部 6 の押圧面 6b を動脈に対して押圧できる機構であれば何でもよく、空気袋を用いたものには限定されない。

【0020】

空気袋 2 は、図示しないポンプにより、内部の空気量が制御されることで、空気袋 2 に固定された平板部 3 を平板部 3 の表面（回動部 5 側の平面）に垂直な方向に移動させる。

【0021】

50

図 1 に示す装着状態では、圧脈波検出部 100 に含まれるセンサ部 6 の押圧面 6 b が利用者の手首の皮膚に接触する。この状態で空気袋 2 に注入される空気量が増えることで、空気袋 2 の内圧が増加し、センサ部 6 は手首下の橈骨動脈 T に向けて押圧される。以下、センサ部 6 による橈骨動脈 T への押圧力は、空気袋 2 の内圧と等価であるとして説明する。

【0022】

図 4 に示すように、押圧面 6 b には、図 1 に示す装着状態において、装着部位に存在する橈骨動脈 T の伸びる方向 A と交差（図 1 の例では直交）する方向 B（一方向）に並ぶ複数の圧力検出素子としての圧力センサ 6 a が形成されている。また、押圧面 6 b には、方向 B に並ぶ複数の圧力センサ 7 a が形成されている。各圧力センサ 6 a と、この圧力センサ 6 a と方向 B での位置が同じ圧力センサ 7 a とがペアを構成し、押圧面 6 b には、このペアが方向 B に複数配列された構成となっている。圧脈波検出部 100 に含まれる圧力センサ（複数の圧力センサ 6 a と複数の圧力センサ 7 a）は圧力検出部を構成する。

10

【0023】

押圧面 6 b は、単結晶シリコン等から成る半導体基板の表面であり、圧力センサ 6 a, 7 a は、この半導体基板表面に形成された感圧ダイオード等で構成される。

【0024】

圧力センサ 6 a（7 a）は、その配列方向が橈骨動脈 T と交差（略直交）するように橈骨動脈 T に対して押圧されることにより、橈骨動脈 T から発生して皮膚に伝達される圧力振動波、すなわち圧脈波を検出する。

20

【0025】

各圧力センサ 6 a（7 a）の配列方向の間隔は、橈骨動脈 T 上に必要かつ十分な数が配置されるように充分小さくされている。各圧力センサ 6 a（7 a）の配列長さは、橈骨動脈 T の径寸法より必要かつ十分に大きくされている。

【0026】

図 4 に示すように、2 軸回転機構 5 a は、空気袋 2 による平板部 3 の押圧方向に直交する 2 つの回転軸 X, Y の各々を中心に回動部 5 を回転させるための機構である。

【0027】

2 軸回転機構 5 a は、平板部 3 の表面上に設定された互いに直交する 2 つの回転軸 X, Y を有し、回転軸 X, Y は、それぞれ、後述する回転駆動部 10 によって回転駆動される。

30

【0028】

回転軸 Y は、押圧面 6 b に形成された複数の圧力センサ 6 a（7 a）の配列方向に伸びる第一の軸である。回転軸 Y は、図 4 の平面視において、複数の圧力センサ 6 a からなる素子列と、複数の圧力センサ 7 a からなる素子列との間（図 4 の例では中間）に設定されている。

【0029】

回転軸 X は、押圧面 6 b に形成された複数の圧力センサ 6 a（7 a）の配列方向と直交する方向に伸びる第二の軸である。回転軸 X は、図 4 の例では、複数の圧力センサ 6 a からなる素子列と複数の圧力センサ 7 a からなる素子列をそれぞれ均等に 2 分割する直線上に設定されている。

40

【0030】

回動部 5 が回転軸 X を中心に回転することで、押圧面 6 b は、回転軸 X の軸周りに回転する。また、回動部 5 が回転軸 Y を中心に回転することで、押圧面 6 b は、回転軸 Y の軸周りに回転する。

【0031】

図 5 は、血圧測定装置の圧脈波検出部 100 以外の部分のブロック構成を示す図である。

【0032】

50

血圧測定装置は、圧脈波検出部 1 0 0 と、回転駆動部 1 0 と、空気袋駆動部 1 1 と、装置全体を統括制御する制御部 1 2 と、表示部 1 3 と、操作部 1 4 と、メモリ 1 5 と、を備える。

【 0 0 3 3 】

回転駆動部 1 0 は、圧脈波検出部 1 0 0 の 2 軸回転機構 5 a の各回転軸 X , Y に接続されたアクチュエータである。回転駆動部 1 0 は、制御部 1 2 の指示にしたがい各回転軸 X , Y を回転駆動して、押圧面 6 b を回転軸 X の軸周りに回転させたり、押圧面 6 b を回転軸 Y の軸周りに回転させたりする。

【 0 0 3 4 】

空気袋駆動部 1 1 は、制御部 1 2 の指示のもと、空気袋 2 に注入する空気量（空気袋 2 の内圧）を制御する。

10

【 0 0 3 5 】

表示部 1 3 は、測定された血圧値等の各種情報を表示するためのものであり、例えば液晶等により構成される。

【 0 0 3 6 】

操作部 1 4 は、制御部 1 2 に対する指示信号を入力するためのインターフェースであり、血圧測定を含む各種動作の開始を指示するためのボタン等により構成される。

【 0 0 3 7 】

メモリ 1 5 は、制御部 1 2 に所定の動作をさせるためのプログラムやデータを記憶する ROM (R e a d O n l y M e m o r y)、ワークメモリとしての RAM (R a n d a m A c c e s s M e m o r y)、及び、測定した血圧データ等の各種情報を記憶するフラッシュメモリ等を含む。

20

【 0 0 3 8 】

制御部 1 2 は、メモリ 1 5 の ROM に記憶されたプログラムを実行することにより、押圧制御部、第一の血圧算出部、回転制御部、第二の血圧算出部、校正用データ生成部、判定部、及び処理部として機能する。

【 0 0 3 9 】

押圧制御部は、空気袋駆動部 1 1 を制御して空気袋 2 内の空気量を調整することで、押圧面 6 b による手首への押圧力を制御する。

【 0 0 4 0 】

30

第一の血圧算出部は、押圧面 6 b を橈骨動脈 T に押圧した状態で、押圧面 6 b に形成された圧力センサ 6 a , 7 a により検出される圧脈波に基づいて、橈骨動脈 T 内の第一の血圧値を算出する。

【 0 0 4 1 】

具体的には、第一の血圧算出部は、空気袋駆動部 1 1 によって橈骨動脈 T への押圧力が変化（増加又は減少）させられていく過程で圧力センサ 6 a , 7 a により検出される圧脈波に基づいて、橈骨動脈 T 内の第一の血圧値を算出する。

【 0 0 4 2 】

校正データ生成部は、第一の血圧算出部により算出された第一の血圧値を用いて校正用データを生成する。

40

【 0 0 4 3 】

回転制御部は、空気袋駆動部 1 1 によって橈骨動脈 T への押圧力が増加させられていく過程で圧力センサ 6 a , 7 a により検出された圧脈波に基づいて、回転駆動部 1 0 による押圧面 6 b の回転の要否を判定する。そして、回転制御部は、回転が必要と判定したときに、回転駆動部 1 0 に押圧面 6 b を回転させる。

【 0 0 4 4 】

第二の血圧算出部は、橈骨動脈 T の一部を平坦に変形させるための最適押圧力で押圧面 6 b が橈骨動脈 T に押圧された状態で、圧力センサ 6 a , 7 a により 1 拍毎に検出される圧脈波を校正用データによって校正することで、橈骨動脈 T 内の第二の血圧値を算出する。

50

【0045】

判定部は、校正用データによる校正対象となる圧脈波の検出条件と、校正用データの生成に用いた圧脈波の検出条件とが一致するか否かを判定する。

【0046】

処理部は、判定部による判定結果に応じた処理を行う。

【0047】

以下、本実施形態の血圧測定装置の動作について説明する。本実施形態の血圧測定装置は、1拍毎に血圧値（SBP（Systolic Blood pressure）、いわゆる最高血圧と、DBP（Diastolic Blood pressure）、いわゆる最低血圧）を測定して表示部13に表示する連続血圧測定モードを有する。

10

【0048】

図6は、本実施形態の血圧測定装置の連続血圧測定モードにおける校正用データ生成までの動作を説明するためのフローチャートである。

【0049】

なお、圧脈波検出部100の回動部5は、血圧測定指示がなされる前の初期状態では、回転量が例えばゼロに設定され、押圧面6bが平板部3と平行になっているものとする。

【0050】

ここでは、回転量をゼロとした状態を初期状態とするが、これに限らない。例えば、血圧測定装置が手首に装着された状態で、その手首の形状に応じて、押圧面6bが皮膚に均等に接触するように、回転駆動部10が押圧面6bを回転させた状態を初期状態としてもよい。

20

【0051】

血圧測定指示があると、制御部12は、空気袋駆動部11を制御して空気袋2への空気の注入を開始し、押圧面6bによる橈骨動脈Tへの押圧力を増加させる（ステップS1）。

【0052】

押圧力の増加過程において、制御部12は、橈骨動脈Tの閉塞が開始されるのに十分な時間が経過した後の任意のタイミング（例えば周期的なタイミング）で、それまでに各圧力センサ6aにより検出されてメモリ15に記憶された圧脈波（圧脈波情報I1とする）のうち、検出時刻が新しい順に複数の圧脈波情報I1を取得する。また、制御部12は、上記任意のタイミングで、それまでに各圧力センサ7aにより検出されてメモリ15に記憶された圧脈波（圧脈波情報I2とする）のうち、検出時刻が新しい順に複数の圧脈波情報I2を取得する（ステップS1A）。

30

【0053】

制御部12は、ステップS1Aで取得した複数の圧脈波情報I1のうち、時刻t1に検出された各圧力センサ6aの圧脈波の例えば振幅の平均値Ave1を算出し、時刻t1よりも後の時刻t2に検出された各圧力センサ6aの圧脈波の振幅の平均値Ave2を算出する。また、制御部12は、ステップS1Aで取得した複数の圧脈波情報I2のうち、時刻t1に検出された各圧力センサ7aの圧脈波の振幅の平均値Ave3を算出し、時刻t2に検出された各圧力センサ7aの圧脈波の振幅の平均値Ave4を算出する。そして、制御部12は、同じ時刻に対して算出した平均値の比（ $(Ave1 / Ave3)$ と $(Ave2 / Ave4)$ ）を算出する。

40

【0054】

制御部12は、複数のタイミングについて算出した比の変化に基づいて、回転駆動部10による回動部5の回転を行うべきか否かを判定する。つまり、制御部12は、押圧力の増加過程における複数タイミングで圧力センサ6a、7aにより検出された圧脈波に基づいて、回動部5を回転させるか否かを判定する（ステップS1B）。

【0055】

例えば、複数のタイミングについて算出した比が単調増加している場合には、圧力センサ7aからなる素子列は橈骨動脈Tを閉塞する方向に向かっているが、圧力センサ6aか

50

らなる素子列は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっているかいないと判定できる。このため、制御部 12 は、回動部 5 の回転は必要と判定する。

【0056】

また、複数のタイミングについて算出した比が単調減少している場合には、圧力センサ 6a からなる素子列は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっているが、圧力センサ 7a からなる素子列は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっているかいないと判定できる。このため、制御部 12 は、回動部 5 の回転は必要と判定する。

【0057】

また、複数のタイミングについて算出した比がほとんど変化していない場合には、2つの素子列が同じように橈骨動脈 T の圧脈波を検出していると判定できる。このため、制御部 12 は、回動部 5 の回転は不要と判定する。

10

【0058】

また、複数のタイミングについて算出した比が増減を繰り返している場合には、2つの素子列が橈骨動脈 T を十分に押圧できているか、一方の素子列だけが橈骨動脈 T を十分に押圧できていないかの判定ができない。このため、制御部 12 は、回動部 5 の回転は不要と判定する。

【0059】

このように、制御部 12 は、複数のタイミングについて算出した比の変動に基づいて回転の要否を判定する。なお、この比の代わりに、平均値 Ave1 (Ave2) と平均値 Ave3 (Ave4) の差分 (符号を考慮した値) を用いてもよい。

20

【0060】

図 7(a) は、圧力センサ 7a からなる素子列によって橈骨動脈 T が閉塞されているが、圧力センサ 6a からなる素子列によっては橈骨動脈 T が閉塞されていない状態の例を示す図である。図 7(a) の状態では、圧力センサ 6a からなる素子列と橈骨動脈 T の距離が、圧力センサ 7a からなる素子列と橈骨動脈 T の距離よりも大きくなっている。

【0061】

各圧力センサ 6a により検出された圧脈波の振幅平均値を 6A とし、各圧力センサ 7a により検出された圧脈波の振幅平均値を 7A とすると、図 7(a) の状態では、6A と 7A の比である $(6A / 7A)$ は 1 よりも十分に大きくなる。この状態で、圧力センサ 6a からなる素子列を橈骨動脈 T に近づければ、 $(6A / 7A)$ は 1 に近づく (図 7(b) 参照)。

30

【0062】

そこで、制御部 12 は、ステップ S1B において回動部 5 の回転軸 Y 周りの回転が必要と判定したときは、最新時刻における $(6A / 7A)$ の値に応じて回動部 5 の回転軸 Y 周りの回転制御を行う (ステップ S1C)。

【0063】

具体的には、制御部 12 は、 $(6A / 7A)$ の値と回動部 5 の回転量との関係を示すデータテーブル (製品出荷前に実験的に求めてメモリ 15 に記憶しておく) を参照し、 $(6A / 7A)$ の値に対応する回転量を読みだして、読みだした回転量を設定する。

【0064】

40

そして、制御部 12 は、平均値 6A と平均値 7A のどちらが大きいかを判定し、平均値 6A が大きい場合には、圧力センサ 6a からなる素子列と橈骨動脈 T との距離を縮めるべく、回転軸 Y 周りの回動部 5 の回転方向を図 7 において反時計回りに設定する。

【0065】

制御部 12 は、平均値 7A が大きい場合には、圧力センサ 7a からなる素子列と橈骨動脈 T との距離を縮めるべく、回転軸 Y 周りの回動部 5 の回転方向を図 7 において時計回りに設定する。

【0066】

制御部 12 は、このようにして設定した回転方向及び回転量によって回動部 5 を回転させる。これにより、図 7(b) のように、押圧面 6b と橈骨動脈 T とを平行にすることが

50

でき、２つの素子列の各々によって橈骨動脈Ｔを閉塞した状態を得ることができる。

【００６７】

制御部１２は、ステップＳ１Ｃの後と、ステップＳ１Ｂにおいて回転部５の回転が不要と判定したときは、ステップＳ２に処理を移行する。ステップＳ２において、制御部１２は、橈骨動脈Ｔが閉塞されるのに十分な圧力（必要押圧力）に押圧力が到達したか否かを判定する。制御部１２は、押圧力が必要押圧力に到達した場合（ステップＳ２：ＹＥＳ）に、空気袋駆動部１１を制御して空気袋２への空気の注入を停止させる（ステップＳ３）。制御部１２は、押圧力が必要押圧力に達していない場合はステップＳ１Ａに処理を戻す。

【００６８】

ステップＳ３の後、制御部１２は、ステップＳ１～ステップＳ３の間において各圧力センサ６ａにより同時刻に検出された圧脈波の振幅と、その各圧力センサ６ａの押圧面６ｂ上における位置との関係を示す振幅分布曲線、いわゆるトノグラムを求める。また、制御部１２は、各圧力センサ７ａにより同時刻に検出された圧脈波の振幅と、その各圧力センサ７ａの押圧面６ｂ上における位置との関係を示すトノグラムを求める。

【００６９】

制御部１２は、圧力センサ６ａからなる素子列に対して生成したトノグラムを、この素子列の識別情報、圧脈波の検出時刻、及びこの検出時刻における空気袋２による押圧方向への押圧力（空気袋２の内圧）と対応付けてメモリ１５に記憶する。

【００７０】

同様に、制御部１２は、圧力センサ７ａからなる素子列に対して生成したトノグラムを、この素子列の識別情報、圧脈波の検出時刻、及びこの検出時刻における空気袋２による押圧方向への押圧力と対応付けてメモリ１５に記憶する。

【００７１】

そして、制御部１２は、メモリ１５に記憶したトノグラムのデータを用いて、押圧面６ｂの手首への押圧中における橈骨動脈Ｔの方向Ｂへの移動量を算出する（ステップＳ６）。

【００７２】

図８（ａ）、（ｂ）は、センサ部６による手首への押圧力を変化させていったときに、センサ部６の各圧力センサ６ａにより検出される圧脈波の振幅値の一例を示した図である。図８（ａ）、（ｂ）において、横軸は各圧力センサ６ａの方向Ｂでの位置を示し、縦軸は押圧力を示す。

【００７３】

図８（ａ）、（ｂ）では、各位置にある圧力センサ６ａにより検出された圧脈波の振幅を、その大きさによって色分けしている。

【００７４】

符号Ａ１は、振幅が閾値ＴＨ１以上となっている部分である。符号Ａ２は、振幅が閾値ＴＨ２以上閾値ＴＨ１未満となっている部分である。符号Ａ３は、振幅が閾値ＴＨ３以上閾値ＴＨ２未満となっている部分である。符号Ａ４は、振幅が閾値ＴＨ４以上閾値ＴＨ３未満となっている部分である。符号Ａ５は、振幅が閾値ＴＨ４未満となっている部分である。なお、閾値ＴＨ１＞閾値ＴＨ２＞閾値ＴＨ３＞閾値ＴＨ４である。

【００７５】

図８（ａ）は、押圧力が増加していく過程で、閾値ＴＨ１以上の振幅の圧脈波を検出している圧力センサ６ａの位置がほぼ変化しない例を示している。これに対し、図８（ｂ）は、押圧力が増加していく過程で、閾値ＴＨ１以上の振幅の圧脈波を検出している圧力センサ６ａの位置が左にずれていく例を示している。

【００７６】

図９は、圧脈波検出部１００を手首に当てて、空気袋２によりセンサ部６を手首に向けて押圧していく状態を示す図である。図９において、符号ＴＢは橈骨を示し、符号Ｋは腱を示す。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 7 】

図 9 (a) に示すようにセンサ部 6 を手首に押圧していくと、図 9 (b) に示すように、橈骨動脈 T が方向 B に移動してしまうことがある。

【 0 0 7 8 】

図 9 (b) のように、押圧中に橈骨動脈 T が方向 B に移動してしまうと、押圧中の圧脈波の振幅値の分布は図 8 (b) のようになる。つまり、閾値 T H 1 以上の振幅値が初めて検出された押圧力における当該振幅値を検出した圧力センサ 6 a の位置と、閾値 T H 1 以上の振幅値が最後に検出された押圧力における当該振幅値を検出した圧力センサ 6 a の位置とには大きなずれが生じることになる。

【 0 0 7 9 】

図 8 (a) の例では、閾値 T H 1 以上の振幅値が初めて検出された押圧力における当該振幅値を検出した圧力センサ 6 a の位置と、閾値 T H 1 以上の振幅値が最後に検出された押圧力における当該振幅値を検出した圧力センサ 6 a の位置とには大きなずれは生じていない。つまり、押圧力を増加させていく過程において、橈骨動脈 T が方向 B にほぼ移動することなく閉塞されていっていることが分かる。

【 0 0 8 0 】

このように、押圧力が変化する過程におけるトノグラムの変化をみることで、橈骨動脈 T について、方向 B での位置変化を検出することができる。図 9 (b) に示す状態のまま、押圧力を増加させて橈骨動脈 T を閉塞すると、腱 K 等の生体組織の影響を受けて、正確なトノグラムを取得できない可能性が生じる。

【 0 0 8 1 】

そこで、制御部 1 2 は、押圧力とトノグラムの関係を示す図 8 のデータから、閾値 T H 1 以上の振幅値が初めて検出された押圧力における当該振幅値を検出した圧力センサ 6 a の位置と、閾値 T H 1 以上の振幅値が最後に検出された押圧力における当該振幅値を検出した圧力センサ 6 a の位置との差（つまり橈骨動脈 T の方向 B への移動量）をステップ S 6 にて算出し、算出した差が閾値 T H a 以上か否かを判定する（ステップ S 7 ）。

【 0 0 8 2 】

2 つの位置の差が閾値 T H a 以上であれば（ステップ S 7 : Y E S ）、制御部 1 2 は、ステップ S 8 において図 8 (b) の矢印で示したベクトルを求める。2 つの位置の差が閾値 T H a 未満であれば（ステップ S 7 : N O ）、ステップ S 9 の処理が行われる。

【 0 0 8 3 】

メモリ 1 5 には、図 8 に示したベクトルの向き及び大きさと、回動部 5 を回転軸 X 周りにどの方向にどの程度回転させるべきかを示す情報とを、予め実験的に求めて対応付けて記憶しておく。

【 0 0 8 4 】

そして、制御部 1 2 は、求めたベクトルの大きさ及び向きに対応する回転方向及び回転量の情報をメモリ 1 5 から取得し、取得した情報を回転駆動部 1 0 に送信する。そして、回転駆動部 1 0 は、受信した情報にしたがって、図 9 (c) に示したように回動部 5 を回転させる（ステップ S 8 ）。

【 0 0 8 5 】

以上のように、血圧測定指示があると、制御部 1 2 は、空気袋 2 による押圧力の増加過程における複数タイミングで各圧力センサ 6 a , 7 a により検出された圧脈波に基づいて、回動部 5 を回転させる必要があるか否かをステップ S 1 B 及びステップ S 7 にて判定する。そして、制御部 1 2 は、回動部 5 を回転させる必要がある場合（ステップ S 1 B : Y E S , ステップ S 7 : Y E S ）には、各圧力センサ 6 a , 7 a により検出された圧脈波に基づいて、回動部 5 を回転させる。

【 0 0 8 6 】

ステップ S 8 に続くステップ S 9 では、制御部 1 2 が、空気袋駆動部 1 1 を制御して、空気袋 2 内の空気を排出させ、橈骨動脈 T への押圧力の減少を開始する。

【 0 0 8 7 】

制御部 12 は、ステップ S 9 で押圧力の減少を開始し、押圧力を最小値まで減少させた後、全ての圧力センサ 6 a , 7 a の中から最適圧力センサを決定する。制御部 12 は、例えば、押圧力の減少過程において最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサを最適圧力センサとして決定する。

【 0 0 8 8 】

橈骨動脈 T が平坦になった部分の真上に位置する圧力センサによって検出される圧脈波は、橈骨動脈 T の壁の張力の影響がなく、最も振幅が大きくなる。また、この圧脈波は橈骨動脈 T 内の血圧値との相関が最も高い。このような理由により、最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサを最適圧力センサとして決定する。

【 0 0 8 9 】

なお、最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサが複数ある場合もあり、その場合には、この複数の圧力センサを最適圧力センサとして扱い、この複数の圧力センサの各々で検出された圧脈波の例えば平均を、この最適圧力センサにより検出される圧脈波として扱えばよい。

【 0 0 9 0 】

そして、制御部 12 は、押圧力の減少過程でその最適圧力センサにより検出された圧脈波から脈波包絡線データを生成する（ステップ S 10）。

【 0 0 9 1 】

脈波包絡線データとは、センサ部 6 による橈骨動脈 T への押圧力（空気袋 2 の内圧）と、その押圧力で最適圧力センサが橈骨動脈 T に押圧された状態で最適圧力センサにより検出される圧脈波の振幅とを対応付けたデータである。

【 0 0 9 2 】

図 10 は、橈骨動脈 T への押圧力の変化と、最適圧力センサにより検出される圧脈波の変化の一例を示した図である。図 10 において、符号 P で示す直線が押圧力を示し、符号 M で示す波形が圧脈波を示している。図 10 の下段には、1 つの圧脈波の拡大図を図示している。

【 0 0 9 3 】

図 10 に示したように、圧脈波において、立ち上がり点での圧力を最小値 M_{min} といい、立ち下がり点での圧力を最大値 M_{max} という。圧脈波の振幅は、最大値 M_{max} から最小値 M_{min} を引いた値を言う。最大値 M_{max} と最小値 M_{min} は、それぞれ、圧脈波の形状を特定する情報の 1 つである。

【 0 0 9 4 】

図 10 に示したように、押圧力が減少を開始して橈骨動脈 T の閉塞状態が解除されると、最適圧力センサにより検出される圧脈波は振幅が急激に大きくなり、その後、押圧力の減少に伴って図に示したように変化していく。制御部 12 は、ステップ S 10 において、図 10 に示す押圧力と圧脈波の関係から、図 11 に示すような脈波包絡線データを生成する。

【 0 0 9 5 】

制御部 12 は、図 11 に示す脈波包絡線データを生成すると、生成した脈波包絡線データから SBP と DBP を算出する（ステップ S 11）。

【 0 0 9 6 】

例えば、制御部 12 は、図 11 に示す脈波包絡線において、押圧力が減少を開始してから圧脈波振幅が急激に上昇を開始したときの押圧力、すなわち、押圧力が減少を開始してから最適圧力センサにより検出される圧脈波振幅が動脈閉塞状態ではなくなったと判断できる閾値 TH_b を初めて超えた時点での押圧力を SBP として決定する。または、制御部 12 は、脈波包絡線データにおいて隣接する 2 つの振幅値の差分を算出し、この差分が閾値を超えた時点での押圧力を SBP として決定する。

【 0 0 9 7 】

更に、制御部 12 は、図 11 に示す脈波包絡線において、圧脈波振幅の最大値を脈圧 (PP) とし、求めた SBP 及び PP と、 $SBP - DBP = PP$ の関係式により、DBP を

10

20

30

40

50

算出する。

【 0 0 9 8 】

ステップ S 1 1 の後、制御部 1 2 は、ステップ S 9 の減圧過程で決定した最適圧力センサにより検出された各圧脈波のいずれか（例えば、最大振幅となった圧脈波）の最大値 M_{max} 及び最小値 M_{min} と、ステップ S 1 1 で算出した S B P 及び D B P と、を用いて、後述する連続血圧測定時に用いる校正用データを生成してメモリ 1 5 に記憶する（ステップ S 1 2 ）。

【 0 0 9 9 】

a を一次関数の傾き、b を一次関数の切片とすると、

$$S B P = a \times M_{max} + b \quad \cdots (1)$$

$$D B P = a \times M_{min} + b \quad \cdots (2)$$

の関係が成り立つ。

【 0 1 0 0 】

制御部 1 2 は、式 (1) と式 (2) に、ステップ S 1 1 で求めた S B P 及び D B P と、図 1 1 の脈波包絡線における振幅が最大となった圧脈波の最大値 M_{max} 及び最小値 M_{min} とを代入して、傾き a と切片 b を算出する。そして、算出した係数 a , b と、式 (1) , (2) とを校正用データとしてメモリ 1 5 に記憶する。

【 0 1 0 1 】

図 1 2 は、本実施形態の血圧測定装置の連続血圧測定モードにおける連続血圧測定動作を説明するためのフローチャートである。

【 0 1 0 2 】

図 6 に示したフローで校正用データを生成した後、制御部 1 2 は、空気袋駆動部 1 1 を制御し、空気袋 2 の内圧を上昇させて、押圧面 6 b による橈骨動脈 T への押圧力を増加させる（ステップ S 2 1 ）。

【 0 1 0 3 】

次に、制御部 1 2 は、各圧力センサ 6 a , 7 a のうち、押圧力の増加過程において最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサを最適圧力センサとして決定する。また、制御部 1 2 は、この最大振幅の圧脈波が検出された時点での空気袋 2 の内圧を最適押圧力として決定する（ステップ S 2 2 ）。

【 0 1 0 4 】

次に、制御部 1 2 は、空気袋 2 の内圧を解放して初期状態に戻し（ステップ S 2 3 ）、その後、空気袋 2 の内圧をステップ S 2 2 で決定した最適押圧力まで上昇させて、この最適押圧力を保持する（ステップ S 2 4 ）。

【 0 1 0 5 】

次に、制御部 1 2 は、最適押圧力で押圧面 6 b が橈骨動脈 T に押圧された状態で、ステップ S 2 2 で決定した最適圧力センサにより検出される圧脈波を取得する（ステップ S 2 5 ）。

【 0 1 0 6 】

そして、制御部 1 2 は、取得した 1 つの圧脈波を、図 6 のステップ S 1 2 で生成した校正用データを用いて校正して、S B P と D B P を算出する（ステップ S 2 6 ）。

【 0 1 0 7 】

具体的には、制御部 1 2 は、ステップ S 2 5 で取得した圧脈波の最大値 M_{max} と、ステップ S 1 2 で算出した係数 a , b を上述した式 (1) に代入して S B P を算出し、ステップ S 2 5 で取得した圧脈波の圧力最小値 M_{min} と、ステップ S 1 2 で算出した係数 a , b を上述した式 (2) に代入して D B P を算出する。制御部 1 2 は、算出された S B P と D B P を例えば表示部 1 3 に表示させて利用者に通知する。

【 0 1 0 8 】

制御部 1 2 は、連続血圧測定の終了指示があれば（ステップ S 2 7 : Y E S ）処理を終了し、終了指示がなければ（ステップ S 2 7 : N O ）、ステップ S 2 5 に処理を戻す。

【 0 1 0 9 】

10

20

30

40

50

以上のように、制御部 12 は、押圧力の減少過程においてセンサ部 6 により検出される圧脈波に基づいて算出した第一の血圧値を用いて校正用データを生成する。つまり、制御部 12 は、最適押圧力でセンサ部 6 を押圧保持している状態で検出される圧脈波とは無関係に、押圧力を変化させる過程で得た圧脈波を主体にして血圧を算出することができる。このため、空気袋 2 の内圧増加、空気袋 2 の内圧解放、及び空気袋 2 の内圧を最適圧力まで増加、といった 3 つの工程を経ることなく血圧算出が可能である。

【0110】

本実施形態の血圧測定装置は、任意のタイミングで血圧を測定して利用者に提示するモードを設けることもできる。このモードに設定されたときには、制御部 12 が図 6 のステップ S1 ~ ステップ S11 までの処理を行うことで、利用者に煩わしい思いをさせることなく、短時間で血圧を測定して提示することが可能となる。

10

【0111】

また、本実施形態の血圧測定装置によれば、圧力センサにより検出される圧脈波を校正するためのデータ生成を、手首に装着可能なほどに小型化された装置だけで行うことができる。このため、複数の利用者が血圧測定装置を共用する場合でも、利用者毎の校正用データの生成が容易となる。したがって、複数の利用者が装置を共用する場合でも各利用者が簡単に装置の利用を開始することができる。

【0112】

なお、図 6 のフローチャートにおいてステップ S1B の判定が一度も YES にならず、かつ、ステップ S7 の判定が NO になったとき、すなわち、押圧力の増加過程及びこの増加過程の終了後に、回転部 5 の回転が行われなかった場合には、制御部 12 が以下の動作を行う構成としてもよい。

20

【0113】

制御部 12 は、ステップ S1 ~ ステップ S3 の押圧力の増加過程で各圧力センサ 6a, 7a により検出された圧脈波に基づき、圧力センサ 6a, 7a の中から最適圧力センサ（例えば最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサ）を決定する。そして、制御部 12 は、押圧力の増加過程でその最適圧力センサにより検出された圧脈波から脈波包絡線データを生成する。制御部 12 は、この生成した脈波包絡線データから SBP と DBP を算出する。

【0114】

例えば、制御部 12 は、脈波包絡線において、押圧力が増加を開始してから圧脈波振幅が急激に減少を開始したときの押圧力、すなわち、押圧力が増加を開始してから最適圧力センサにより検出される圧脈波振幅が閾値 THb 以下になった時点での押圧力を SBP として決定する。DBP の算出方法はステップ S11 と同様である。

30

【0115】

DBP 算出後、制御部 12 は、ステップ S12 と同様の方法で、連続血圧測定時に用いる校正用データを生成すればよい。すなわち、押圧力の増加過程で決定した最適圧力センサにより検出された圧脈波のうち、例えば振幅が最大となった圧脈波の最大値 Mmax 及び最小値 Mmin と、算出した SBP 及び DBP と、関係式 (1), (2) とを用いて、校正用データを生成し、メモリ 15 に記憶する。

【0116】

この場合、制御部 12 は、図 6 のステップ S1 ~ ステップ S3 における押圧力の増加過程で、最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサを最適圧力センサとして決定している。このため、制御部 12 は、校正用データを生成した後は、ステップ S21 ~ ステップ S23 の処理は行わずに、この最大振幅の圧脈波が検出された時点での空気袋 2 の内圧を最適押圧力として決定し、ステップ S24 において空気袋 2 の内圧を最適押圧力に制御し、その後は、図 12 のステップ S25 以降の処理を行う。

40

【0117】

このように、橈骨動脈 T の押圧力を増加させていく過程で検出された圧脈波から脈波包絡線データを生成し、この脈波包絡線データから SBP と DBP を算出することも可能である。

50

【0118】

ステップS1Bの判定が一度もYESにならず、かつ、ステップS7の判定がNOになるのは、橈骨動脈Tの押圧が理想に近い形で行われている場合に相当する。このため、この場合には、押圧力の増加過程で取得済みの圧脈波を用いてSBPとDBPを算出することで、血圧算出に要する時間を短縮することができる。

【0119】

また、押圧力の増加過程で得た圧脈波から校正用の血圧を算出した場合には、連続血圧測定を行う場合に改めて最適圧力センサと最適押圧力を決める必要がない。このため、1拍目の血圧測定完了までの時間を短縮することができる。また、消費電力を削減することもできる。

10

【0120】

また、上述したように、任意のタイミングで血圧測定を行うモードを装置に設ける場合、橈骨動脈Tの位置に大きな変化がなく、回動部5の回転が不要と制御部12が判定した場合（ステップS1Bの判定が一度もNOにならず、かつ、ステップS7：NOの場合）には、圧力センサの生体部位への押圧力の増加工程と、押圧力の解放工程との2つの工程だけで血圧測定を終了させることができる。このため、利用者に煩わしい思いをさせることなく、短時間で血圧を測定して提示することが可能になる。

【0121】

図12のフローチャートでは、ステップS22において改めて最適圧力センサと最適押圧力の決定を行っている。しかし、図6のステップS9で開始される押圧力の減少過程で各圧力センサ6a, 7aにより検出される圧脈波に基づいて、制御部12が最適圧力センサと最適押圧力を決定しておき、ここで決定した内容を連続血圧測定時の圧脈波検出条件として設定してもよい。

20

【0122】

つまり、図12のステップS21～ステップS23を省略し、制御部12は、ステップS24において、ステップS9以降の押圧力の減少過程で決定しておいた最適押圧力を設定する。制御部12は、この最適押圧力でセンサ部6が橈骨動脈Tに押圧された状態で、ステップS9以降の押圧力の減少過程で決定しておいた最適圧力センサから検出される圧脈波をステップS25において取得する。

【0123】

このようにすることでも、1拍目の血圧測定完了までの時間を短縮することができる。また、消費電力を削減することができる。

30

【0124】

図6及び図12で説明した動作では、ステップS12の処理が終了した後に、回動部5の回転状態を維持したまま、ステップS21に移行するものとしている。この変形例として、ステップS12の後に回動部5を初期状態に戻し、その後、ステップS21の代わりに、図6のステップS1～ステップS8の処理を行い、その後、ステップS22の処理を行うようにしてもよい。

【0125】

以上の説明では、脈波包絡線データを、センサ部6による橈骨動脈Tへの押圧力と、その押圧力でセンサ部6が橈骨動脈Tに押圧された状態で最適圧力センサにより検出される圧脈波の振幅とを対応付けたデータとしたが、これに限らない。

40

【0126】

例えば、最適圧力センサにより検出される圧脈波の振幅と、その圧脈波の圧力最大値（図10のMmax）とを対応付けたデータを脈波包絡線データとしてもよい。または、最適圧力センサにより検出される圧脈波の振幅と、その圧脈波の圧力最小値（図10のMmin）とを対応付けたデータを脈波包絡線データとしてもよい。或いは、最適圧力センサにより検出される圧脈波の振幅と、その圧脈波の圧力最大値及び圧力最小値の平均値とを対応付けたデータを脈波包絡線データとしてもよい。圧脈波の圧力最大値及び圧力最小値の平均値は、この圧脈波の形状を特定する情報の1つである。

50

【 0 1 2 7 】

つまり、脈波包絡線データは、押圧面 6 b による橈骨動脈 T への押圧力を変化させていく過程で最適圧力センサにより検出される圧脈波の振幅値と、当該圧脈波の形状を特定する情報のうち振幅値を除く情報（例えば、M m a x、M m i n、又はこれらの平均）とを対応付けたデータであってもよい。

【 0 1 2 8 】

なお、脈波包絡線データの横軸の情報が上述したいずれの場合であっても、図 6 のステップ S 1 2 において校正用データ生成に用いる圧脈波の情報（式（ 1 ）,（ 2 ）に代入する M m a x と M m i n ）は、振幅が最大となっている圧脈波の情報には限定されない。

【 0 1 2 9 】

例えば、脈波包絡線における振幅がある程度の大きさ以上の部分のうち略平坦になっている部分を検出し、この部分に対応する圧脈波の情報を、校正用データ生成のために用いてもよい。

【 0 1 3 0 】

また、本実施形態では、回動部 5 が回転軸 X と回転軸 Y の各々を中心に回転可能な構成としたが、回動部 5 は、回転軸 X と回転軸 Y のいずれか一方を中心に回転可能な構成であってもよい。

【 0 1 3 1 】

回動部 5 が回転軸 X のみを中心に回転可能な構成である場合、制御部 1 2 は、図 6 のフローチャートにおいてステップ S 1 A ~ ステップ S 1 C の処理は省略し、ステップ S 1 の後にステップ S 2 の処理を行えばよい。このような構成及び動作としても、ステップ S 6 ~ ステップ S 8 の処理があることで、精度の高い血圧算出が可能となる。

【 0 1 3 2 】

なお、回動部 5 が回転軸 X のみを中心に回転可能な構成の場合は、圧力センサ 6 a からなる素子列と圧力センサ 7 a からなる素子列のいずれかを省略した構成としてもよい。2 つの素子列があると、動脈を閉塞できる確率が上がるため好ましいが、1 つの素子列だけであっても、橈骨動脈 T の動きに追従した回転軸 X 周りでの回転制御を行うことで血圧算出精度を向上させることが可能である。

【 0 1 3 3 】

回動部 5 が回転軸 Y のみを中心に回転可能な構成である場合、制御部 1 2 は、図 6 のフローチャートにおいてステップ S 6 ~ S 8 の処理は省略し、ステップ S 3 の後にステップ S 9 の処理を行えばよい。このような構成及び動作としても、ステップ S 1 A ~ ステップ S 1 C の処理があることで、例えば、その後の押圧力の減少過程において最適圧力センサの決定に必要な情報量を増やすことができ、最適圧力センサをより精度よく決定することができる。

【 0 1 3 4 】

圧脈波検出部 1 0 0 は、1 つの押圧面に、複数の圧力センサ 6 a からなる素子列と、複数の圧力センサ 7 a からなる素子列を形成する構成としたが、押圧面を分割し、各分割面に素子列を形成した構成であってもよい。

【 0 1 3 5 】

押圧面を分割する構成によれば、圧脈波検出部 1 0 0 の設計自由度が上がるため、押圧面の皮膚への接触状態を良好にするための構造設計等が容易となり、装着性向上等が期待できる。一方で、図 2 の構成では、押圧力を均等に動脈に伝えやすくなり、血圧測定精度向上が期待できる。

【 0 1 3 6 】

図 4 の例では、回転軸 Y が、複数の圧力センサ 6 a からなる素子列と、複数の圧力センサ 7 a からなる素子列との間に設定されているものとしたが、これに限らない。例えば、回転軸 Y が、複数の圧力センサ 6 a からなる素子列と、複数の圧力センサ 7 a からなる素子列よりも外側に設定されていてもよい。

【 0 1 3 7 】

具体的には、図 4 において、複数の圧力センサ 6 a からなる素子列よりも左側に回転軸 Y があってもよい。または、図 4 において、複数の圧力センサ 7 a からなる素子列よりも右側に回転軸 Y があってもよい。

【 0 1 3 8 】

同様に、図 4 の例では、回転軸 X が、2 つの素子列の各々を半分に分割する位置にあるが、これに限らない。例えば、回転軸 X は、各素子列上の任意の位置にあればよい。また、各素子列と交差しない位置（センサ部 6 の上側又は下側）に設定されていてもよい。

【 0 1 3 9 】

圧脈波検出部 1 0 0 は、押圧面 6 b が回転軸 X , Y 周りに回転可能となっているが、図 1 3 の圧脈波検出部 1 0 0 A に示すように、センサ部 6 が平板部 3 に直接固定された構成としてもよい。

10

【 0 1 4 0 】

図 1 4 は、圧脈波検出部 1 0 0 を圧脈波検出部 1 0 0 A に変更した血压測定装置の校正用データ生成までの動作の一例を説明するためのフローチャートである。

【 0 1 4 1 】

血压測定指示があると、制御部 1 2 は、空気袋駆動部 1 1 を制御して空気袋 2 への空気の注入を開始させて、押圧面 6 b による橈骨動脈 T への押圧力を増加させる（ステップ S 3 1 ）。

【 0 1 4 2 】

次に、制御部 1 2 は、各圧力センサ 6 a , 7 a により検出された n 拍目（n は 1 以上の自然数。初期値は 1 ）の圧脈波を取得する（ステップ S 3 2 ）。

20

【 0 1 4 3 】

次に、制御部 1 2 は、取得した n 拍目の圧脈波に基づいて全ての圧力センサ 6 a , 7 a の中から最適圧力センサを決定する（ステップ S 3 3 ）。例えば、ステップ S 3 2 で取得した圧脈波のうちの最大振幅となる圧脈波を検出した圧力センサを最適圧力センサとして決定する。

【 0 1 4 4 】

ここでも、最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサが複数ある場合があり、その場合には、この複数の圧力センサを最適圧力センサとして扱えばよい。そして、この複数の圧力センサの各々で検出された圧脈波の例えば平均を、この最適圧力センサにより検出される圧脈波として扱えばよい。

30

【 0 1 4 5 】

また、ステップ S 3 2 で取得した圧脈波のうちの最大振幅となる圧脈波を検出した圧力センサが 1 つであっても、この圧力センサと、この圧力センサの近傍（例えば両隣）にある圧力センサを含めて最適圧力センサとして扱ってもよい。この場合も、複数の圧力センサの各々で検出された圧脈波の例えば平均を、この最適圧力センサにより検出される圧脈波として扱えばよい。

【 0 1 4 6 】

次に、制御部 1 2 は、n の値と、決定した最適圧力センサの識別 ID と、この最適圧力センサにより検出された n 拍目の圧脈波と、この圧脈波が検出された時点での押圧力（空気袋 2 の内圧）と、を対応付けてメモリ 1 5 に記憶する（ステップ S 3 4 ）。圧力センサの識別 ID は、その圧力センサの属する素子列と、その素子列におけるどの位置にある圧力センサであるかとを特定する情報である。

40

【 0 1 4 7 】

次に、制御部 1 2 は、橈骨動脈 T の閉塞に必要な必要押圧力に押圧力が達したかを判定し、押圧力が必要押圧力に達していなければ（ステップ S 3 5 : NO ）、n を（n + 1 ）に更新して（ステップ S 3 6 ）、ステップ S 3 2 に処理を戻す。

【 0 1 4 8 】

制御部 1 2 は、押圧力が必要押圧力に達していれば（ステップ S 3 5 : YES ）、メモリ 1 5 に記憶した情報に基づいて、n 拍の各々に対応する最適圧力センサにより検出され

50

た圧脈波の振幅と、この圧脈波の検出時における空気袋 2 の内圧との関係を示す脈波包絡線データを生成する（ステップ S 3 7）。

【 0 1 4 9 】

次に、制御部 1 2 は、生成した脈波包絡線データからステップ S 1 1 と同様の方法で S B P , D B P を算出する（ステップ S 3 8）。

【 0 1 5 0 】

次に、制御部 1 2 は、算出した S B P , D B P と、ステップ S 3 7 で生成した脈波包絡線データにおいて最大振幅となっている圧脈波の最大値 M m a x と最小値 M m i n と式（ 1 ）, （ 2 ）とから、係数 a , b を算出し、式（ 1 ）, （ 2 ）と係数 a , b を校正用データとして生成してメモリ 1 5 に記憶する（ステップ S 3 9）。

10

【 0 1 5 1 】

制御部 1 2 は、ステップ S 3 9 の後、空気袋 2 の内圧を解放したのち、図 1 2 のステップ S 2 1 以降の処理を行って、1 拍毎に第二の血压値を算出する。

【 0 1 5 2 】

または、制御部 1 2 は、ステップ S 3 9 の後、メモリ 1 5 に記憶した n 拍分の最適圧力センサの識別 I D のうち、最大振幅の圧脈波を検出した最適圧力センサを、連続血压測定用の最適圧力センサとして決定し、この連続血压測定用の最適圧力センサにより検出された圧脈波の検出時の押圧力を連続血压測定用の最適押圧力として決定する。

【 0 1 5 3 】

そして、制御部 1 2 は、空気袋 2 の内圧を上記連続血压測定用の最適押圧力となるよう設定した状態で、上記連続血压測定用の最適圧力センサにより検出される圧脈波を、ステップ S 3 9 で生成した校正用データを用いて校正して、1 拍毎に血压を測定する。

20

【 0 1 5 4 】

なお、図 1 4 の動作例では、押圧力を増加させる過程で圧力センサにより検出される圧脈波に基づいて校正用データ生成のための血压値を算出するものとした。しかし、前述しているように、橈骨動脈 T が十分に閉塞されるまで押圧力を増加させた後、押圧力を減少させる過程で圧力センサにより検出される圧脈波に基づいて脈波包絡線データを生成し、この脈波包絡線データから校正用データ生成のための血压値を算出することも可能である。

【 0 1 5 5 】

30

このように、圧脈波検出部 1 0 0 を圧脈波検出部 1 0 0 A に変更した血压測定装置によれば、押圧力を増加又は減少させる過程で圧力センサにより検出される圧脈波に基づいて血压を算出することができ、利用者の負担を減らしつつ、短時間での血压測定を行うことができる。

【 0 1 5 6 】

また、図 1 4 の動作によれば、押圧力の増加又は減少過程において、異なるタイミング毎に、全ての圧力センサ 6 a , 7 a の中から脈波振幅が最大となる圧力センサが最適圧力センサとして決定される。このため、押圧力の増加又は減少過程において橈骨動脈 T が方向 B に移動しても、この移動に追従して最適圧力センサが変化する。したがって、橈骨動脈 T の動きに追従した精度の高い血压算出を行うことができる。このような効果を、圧脈波検出部 1 0 0 A では、回動部 5 及び 2 軸回転機構 5 a を用いることなく実現できる。このため、血压測定装置をより小型にすることができる。

40

【 0 1 5 7 】

圧脈波検出部 1 0 0 A は、圧脈波検出部 1 0 0 と同様に、2 つの素子列の一方を削除した構成としてもよい。また、2 つの素子列を別々の押圧面に形成した構成としてもよい。

【 0 1 5 8 】

図 1 5 は、図 5 に示した血压測定装置のブロック構成の変形例を示す図である。図 1 5 に示す血压測定装置は、高さ検出部 1 6 と体動検出部 1 7 を追加した点を除いては、図 5 と同じ構成である。

【 0 1 5 9 】

50

高さ検出部 16 は、血圧測定装置が装着される生体部位の基準位置に対する高さを検出する。高さ検出部 16 は例えば加速度センサや気圧センサにより構成され、基準位置は例えば高度 0 m の位置となっている。

【0160】

体動検出部 17 は、血圧測定装置が装着される生体部位の動きを検出する。体動検出部 17 は、例えば、3 軸加速度センサ、3 軸角速度センサ、及び 3 軸地磁気センサを組み合わせることで生体部位の動きを詳細に検出する。体動検出部 17 は、動きの検出精度に応じて適当なセンサを用いればよい。

【0161】

図 15 に示す血圧測定装置の校正用データ生成までの動作は、図 6 に示したのとほぼ同じである。図 6 と異なるのは、制御部 12 が、ステップ S 11 において S B P , D B P を算出した後、以下の 3 つの情報をメモリ 15 に記憶する点である。

【0162】

3 つの情報は、ステップ S 10 で生成された脈波包絡線データの生成に用いた圧脈波が検出された期間において高さ検出部 16 により検出された高さ（校正用データ生成に用いた圧脈波の検出時における装置装着部位の高さ）の情報と、ステップ S 10 で生成された脈波包絡線データの生成に用いた圧脈波が検出された期間において体動検出部 17 により検出された動き（校正用データ生成に用いた圧脈波の検出時における装置装着部位の動き）の情報と、ステップ S 10 で生成された脈波包絡線データの生成に用いた圧脈波を検出した最適圧力センサ（校正用データ生成に用いた圧脈波の出力元の圧力センサ）の識別 ID である。

【0163】

図 16 は、図 15 に示す血圧測定装置の連続血圧測定時の動作（校正用データ生成後の動作）を説明するためのフローチャートである。

【0164】

制御部 12 は、図 6 のステップ S 9 以降に決定した最適押圧力となるように空気袋駆動部 11 を制御し、空気袋 2 の内圧を最適押圧力まで増加させて保持する（ステップ S 41）。

【0165】

次に、制御部 12 は、各圧力センサ 6 a , 7 a のうち、最大振幅の圧脈波を検出している圧力センサを最適圧力センサとして決定する。（ステップ S 42）。

【0166】

次に、制御部 12 は、図 6 のステップ S 11 において記憶した最適圧力センサの識別 ID と、ステップ S 42 で決定した最適圧力センサの識別 ID とを比較し、両者が一致すれば（ステップ S 44 : Y E S）、ステップ S 46 の処理を行い、両者が一致しなければ（ステップ S 44 : N O）、ステップ S 42 に処理を戻す。

【0167】

ステップ S 46 において、最適圧力センサにより圧脈波が検出されると、制御部 12 はこれを取得する。次に、制御部 12 は、図 6 のステップ S 11 において記憶した高さと、ステップ S 46 で取得した圧脈波の検出時点で高さ検出部 16 により検出された高さとを比較する。制御部 12 は、両者が一致する場合（ステップ S 47 : Y E S）には、ステップ S 48 の処理を行い、両者が一致しない場合（ステップ S 47 : N O）には、ステップ S 50 の処理を行う。

【0168】

ステップ S 48 において、制御部 12 は、図 6 のステップ S 11 において記憶した動きの情報と、ステップ S 46 で取得した圧脈波の検出時点で体動検出部 17 により検出された動きの情報とを比較する。制御部 12 は、両者が一致する場合（ステップ S 48 : Y E S）には、ステップ S 49 の処理を行い、両者が一致しない場合（ステップ S 48 : N O）には、ステップ S 50 の処理を行う。

【0169】

10

20

30

40

50

なお、2つの高さが一致するとは、2つの高さが実質的に同じであることを意味し、この高さの差が閾値THc以下である場合をいう。また、2つの動きが一致するとは、2つの動き量が実質的に同じことを意味し、この動き量の差が閾値THd以下である場合をいう。閾値THcと閾値THdは、ステップS49において算出する血圧値に求められる測定精度に応じて適宜設定すればよい。

【0170】

ステップS49において、制御部12は、ステップS46で取得した1つの圧脈波を、図6のステップS12で生成した校正用データを用いて校正して、SBPとDBPを算出する。

【0171】

続くステップS50において、制御部12は、連続血圧測定の終了指示があれば処理を終了し、終了指示がなければ、ステップS42に処理を戻す。

【0172】

以上のように、図15の血圧測定装置は、校正対象となる圧脈波の検出条件と、校正用データ生成に用いた圧脈波の検出条件とが一致する場合にのみ、校正対象となる圧脈波を校正してSBP、DBPの算出を行う。

【0173】

ここで、校正用データ生成に用いた圧脈波の検出条件とは、上記の3つの情報を含む。また、校正対象となる圧脈波の検出条件とは、校正対象となる圧脈波を検出する最適圧力センサの識別IDと、校正対象となる圧脈波を検出した時点での装置装着部位の高さと、校正対象となる圧脈波を検出した時点での装置装着部位の動きと、を含む。

【0174】

このように、校正用データ生成に用いた圧脈波の検出条件と、連続血圧測定時の圧脈波の検出条件が一致するときのみ、校正対象となる圧脈波の校正を行って血圧算出を行うことで、校正精度を高めることができ、血圧測定精度を向上させることができる。

【0175】

なお、ここでは、比較する検出条件として3つの条件（圧力センサ識別ID、高さ、動き）を挙げたが、検出条件としては、この3つの条件のうちの少なくとも1つを含んでいればよい。

【0176】

また、上記条件の1つである校正用データ生成に用いた圧脈波の検出時における装置装着部位の高さの情報は、校正用データ生成に用いた各圧脈波の検出時において高さ検出部16により検出された高さの代表値（例えば平均値）とする。

【0177】

同様に、校正用データ生成に用いた圧脈波の検出時における装置装着部位の動きの情報は、校正用データ生成に用いた各圧脈波の検出時において体動検出部17により検出された動きの代表値（例えば平均値）とする。

【0178】

また、図15に示す血圧測定装置の圧脈波検出部100を図13の圧脈波検出部100Aに変更してもよい。この場合の校正用データ生成までの動作は、図14に示したものとほぼ同じである。この場合は、制御部12が、ステップS38においてSBP、DBPを算出した後、ステップS37で生成した脈波包絡線データにおける各圧脈波の検出時点において高さ検出部16により検出された高さの情報（高さの平均）と、ステップS37で生成した脈波包絡線データにおける各圧脈波の検出時点において体動検出部17により検出された動きの情報（動きの平均）と、ステップS37で生成した脈波包絡線データにおける各圧脈波のうち最大振幅となっている圧脈波を検出した最適圧力センサの識別IDと、この最大振幅の圧脈波が検出されたときの押圧力とを、校正用データ生成に用いた圧脈波の検出条件としてメモリ15に記憶しておけばよい。

【0179】

そして、図16のステップS41において、制御部12は、空気袋2の内圧を、ステッ

10

20

30

40

50

プ S 3 8 において記憶した押圧力に保持すればよい。

【 0 1 8 0 】

図 1 7 は、図 1 5 に示した血压測定装置の連続血压測定時の動作の変形例を示すフローチャートである。図 1 7 において図 1 6 と同じ処理には同一符号を付して説明を省略する。

【 0 1 8 1 】

ステップ S 4 7 の判定が N O のとき、制御部 1 2 は、ステップ S 4 2 で決定した最適圧力センサにより検出された圧脈波を校正用データによって校正して、S B P , D B P を算出する (ステップ S 5 1) 。

【 0 1 8 2 】

次に、制御部 1 2 は、図 6 のステップ S 1 1 又は図 1 4 のステップ S 3 8 において記憶した高さ、ステップ S 4 6 で取得した圧脈波の検出時点で高さ検出部 1 6 により検出される高さとの差に応じて、ステップ S 5 1 で算出した S B P , D B P を補正し (ステップ S 5 2) 、その後、ステップ S 5 0 の処理を行う。

【 0 1 8 3 】

連続血压測定時には、最適圧力センサにより検出される圧脈波が校正されて血压が算出される。このため、校正用データを生成したときとステップ S 4 6 で取得した圧脈波の検出時とで、装置装着部位の高さが異なる場合は、高さの差によって校正後の血压に誤差が含まれる可能性がある。

【 0 1 8 4 】

図 1 5 に示す血压測定装置では、校正用データを生成するときの手首の高さを心臓の高さに合わせた状態で行うものとする。2つの動脈間に高さの差 H (c m) があると、単位長さあたりの水頭圧 ($= 0.8 \text{ mmHg} / \text{cm}$) に H を乗じて得られる圧力差が2つの動脈間に現れる。

【 0 1 8 5 】

このため、ステップ S 5 2 において、制御部 1 2 は、校正用データを生成したときの装置装着部位の高さと、連続血压測定時に最適圧力センサにより圧脈波が検出されたときの装置装着部位の高さとの差 H に水頭圧を乗じた値を、ステップ S 5 1 で算出された S B P , D B P に加算又は減算することで、血压補正を行う。

【 0 1 8 6 】

以上のように、連続血压測定時に、校正データ生成時と異なる高さで圧脈波が検出された場合には、この圧脈波を校正して得た血压値を、校正データ生成時の手首高さと当該圧脈波検出時の手首高さの差に応じて補正することで、精度の高い血压測定が可能となる。

【 0 1 8 7 】

なお、図 1 5 ~ 図 1 7 で説明した変形例においても、圧脈波検出部 1 0 0 に設ける素子列を1つとしてもよい。また、2つの押圧面にそれぞれ素子列が形成された構成であってもよい。

【 0 1 8 8 】

図 1 6 , 1 7 のフローチャートでは、ステップ S 4 4 の判定が N O のときには血压測定を行わないものとした。この変形例として、ステップ S 4 4 の判定が N O のとき、又は、ステップ S 4 4 の判定が N O になることが所定回数繰り返された場合には、図 6 のステップ S 1 に処理を戻す、つまり、校正データ生成 (ステップ S 1 ~ ステップ S 1 2 の処理) をやり直す構成としてもよい。本実施形態の血压測定装置は、校正用データの生成を簡単に行うことができるため、校正用データ生成をやり直すことで、精度の高い連続血压測定が可能になる。

【 0 1 8 9 】

また、同様に、図 1 6 のフローチャートにおいて、ステップ S 4 7 の判定が N O のとき又は、ステップ S 4 7 の判定が N O になることが所定回数繰り返された場合には、図 6 のステップ S 1 に処理を戻してもよい。また、図 1 6 , 1 7 のフローチャートにおいて、ステップ S 4 8 の判定が N O のとき、又は、ステップ S 4 8 の判定が N O になることが所定

10

20

30

40

50

回数繰り返された場合には、図 6 のステップ S 1 に処理を戻してもよい。

【0190】

本実施形態の制御部 12 が行う図 6 , 図 12 , 図 14 , 図 16 , 図 17 に示した各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供することもできる。このようなプログラムは、当該プログラムをコンピュータが読取可能な一時的でない (non-transitory) 記録媒体に記録される。

【0191】

このような「コンピュータ読取可能な記録媒体」は、たとえば、CD-ROM (Compact Disc-ROM) 等の光学媒体や、メモリカード等の磁気記録媒体等を含む。また、このようなプログラムを、ネットワークを介したダウンロードによって提供することもできる。

10

【0192】

今回開示された実施形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味及び範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

【0193】

以上説明してきたように、本明細書には以下の事項が開示されている。

【0194】

開示された血压測定装置は、一方向に配列された複数の圧力検出素子からなる少なくとも 1 つの素子列と、前記一方向が動脈の伸びる方向と交差する状態で、生体の皮膚上から前記動脈に対し前記少なくとも 1 つの素子列を押圧する押圧部と、前記押圧部による押圧力を制御する押圧制御部と、前記押圧制御部の制御によって前記押圧力が増加又は減少する過程で前記少なくとも 1 つの素子列に含まれる各圧力検出素子により検出された圧脈波に基づいて前記動脈内の第一の血压値を算出する第一の血压算出部と、を備えるものである。

20

【0195】

開示された血压測定装置は、前記第一の血压算出部は、前記押圧力が増加又は減少する過程での複数タイミングの各々について、当該タイミングで前記少なくとも 1 つの素子列に含まれる各圧力検出素子により検出された圧脈波に基づき当該素子列に含まれる圧力検出素子の中から少なくとも 1 つを選択し、前記複数のタイミングの各々について選択した圧力検出素子により当該タイミングにおいて検出された圧脈波の振幅変化に基づいて前記動脈内の第一の血压値を算出するものである。

30

【0196】

開示された血压測定装置は、前記第一の血压算出部によって算出された第一の血压値を用いて校正用データを生成する校正用データ生成部と、前記動脈の一部を平坦に変形させるための押圧力で前記少なくとも 1 つの素子列が前記動脈に押圧された状態で、前記少なくとも 1 つの素子列に含まれる圧力検出素子から選択された 1 つの圧力検出素子により検出される圧脈波を、前記校正用データを用いて校正して、前記動脈内の第二の血压値を算出する第二の血压算出部と、を更に備えるものである。

【0197】

開示された血压測定装置は、前記校正用データ生成部は、前記複数のタイミングの各々について選択された圧力検出素子により当該タイミングにおいて検出された圧脈波の中から選択した圧脈波と、前記第一の血压値とを用いて校正用データを生成するものである。

40

【0198】

開示された血压測定装置は、前記第一の血压算出部は、前記複数のタイミングの各々について選択した圧力検出素子により当該タイミングにおいて検出された圧脈波の振幅値と、当該圧脈波の検出時における前記押圧力、又は、当該圧脈波の形状を特定する情報のうちの振幅値を除く情報とを対応付けた脈波包絡線データを生成し、前記脈波包絡線データから前記第一の血压値を算出するものである。

【0199】

50

開示された血圧測定装置は、前記圧脈波の形状を特定する情報のうちの振幅値を除く情報は、当該圧脈波の最大値、当該圧脈波の最小値、又は、前記最大値と前記最小値の平均値であるものを含む。

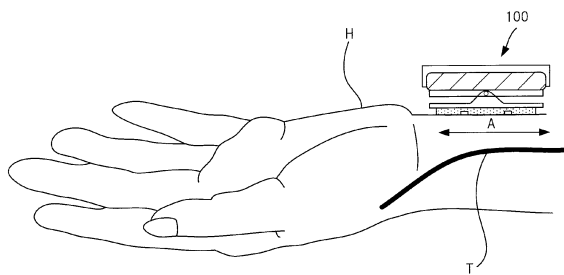
【符号の説明】

【 0 2 0 0 】

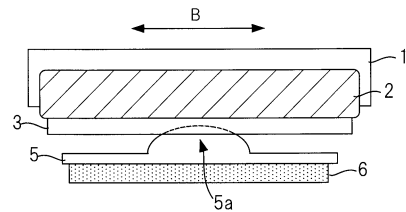
- 1 0 0 圧脈波検出部
- 2 空気袋（押圧部）
- 3 平板部
- 5 回動部
- 5 a 2 軸回転機構
- 6 , 7 センサ部
- 6 a , 7 a 圧力センサ（圧力検出素子）
- 6 b , 7 b 押圧面
- 1 0 回転駆動部
- 1 1 空気袋駆動部
- 1 2 制御部
- 1 6 高さ検出部
- 1 7 体動検出部

10

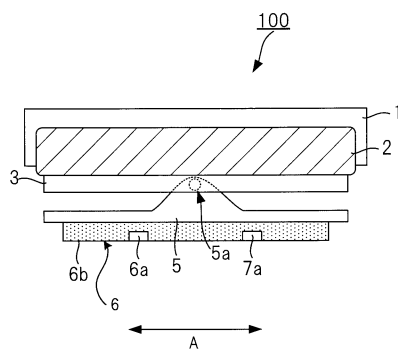
【 図 1 】



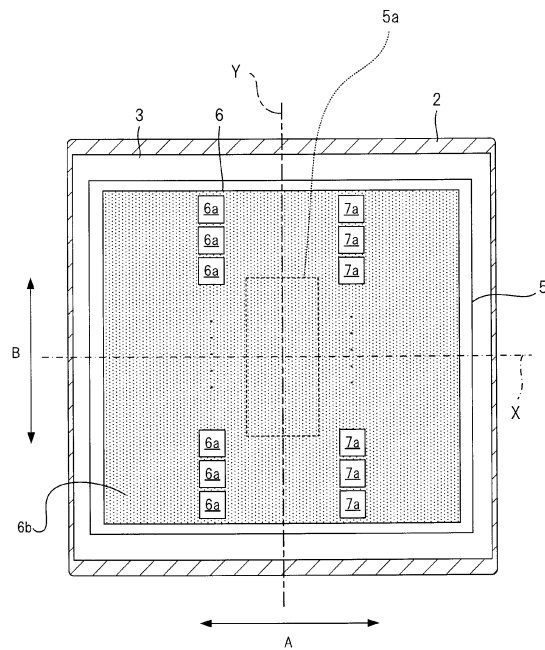
【 図 3 】



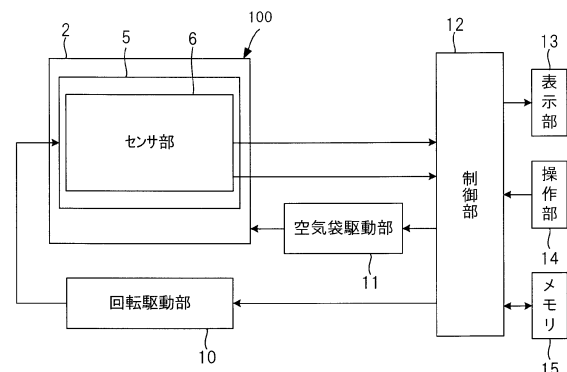
【 図 2 】



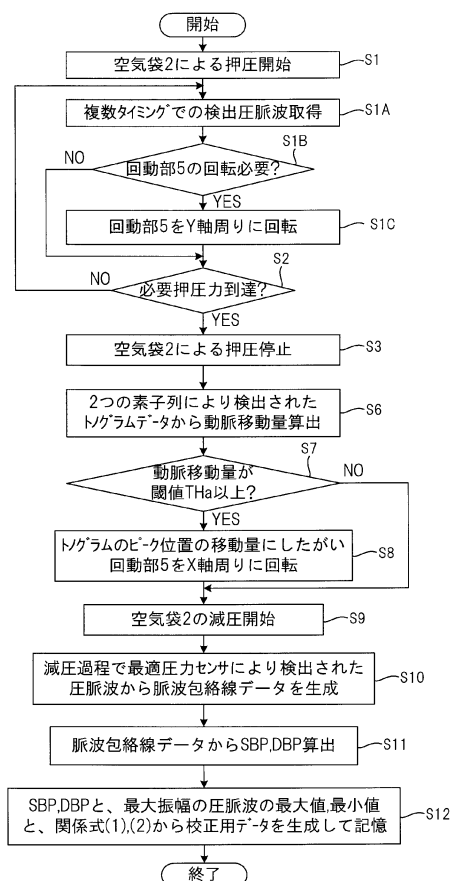
【図4】



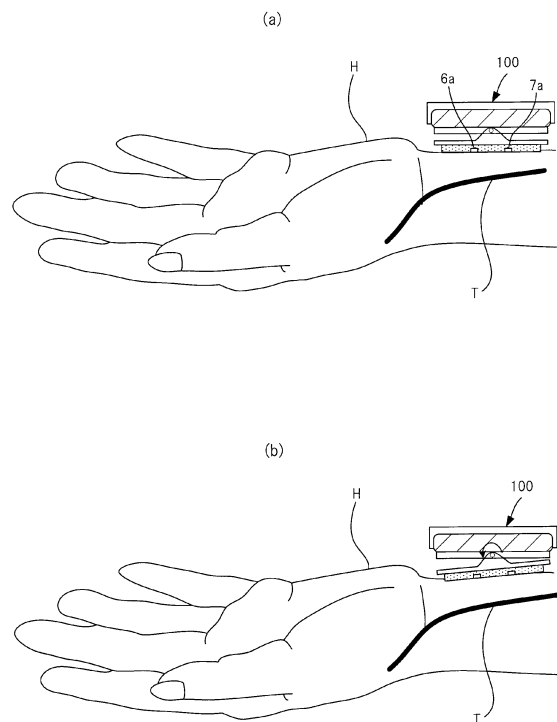
【図5】



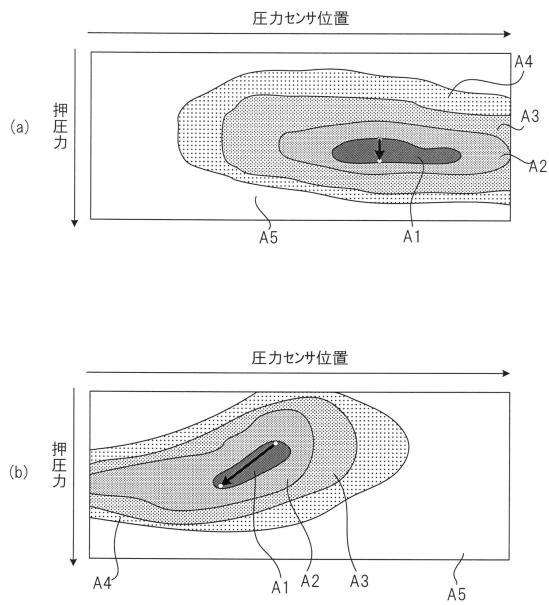
【図6】



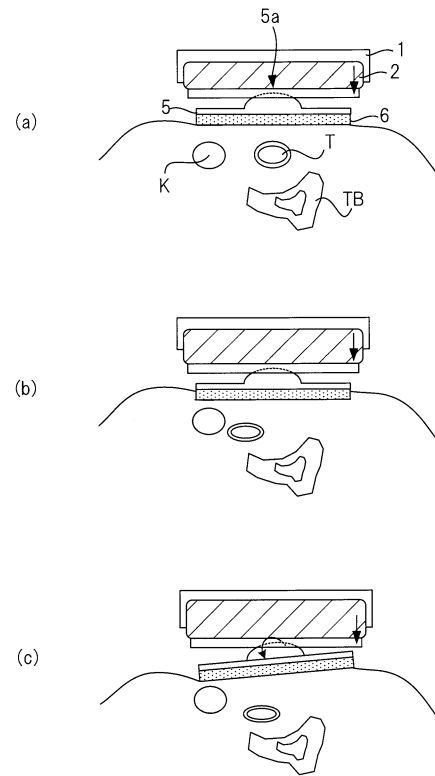
【図7】



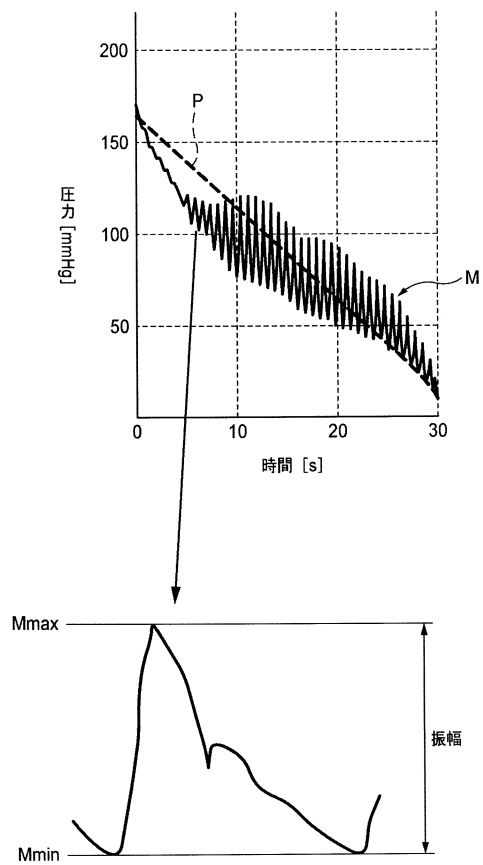
【図 8】



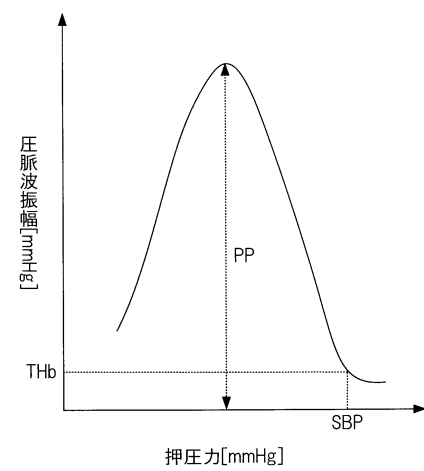
【図 9】



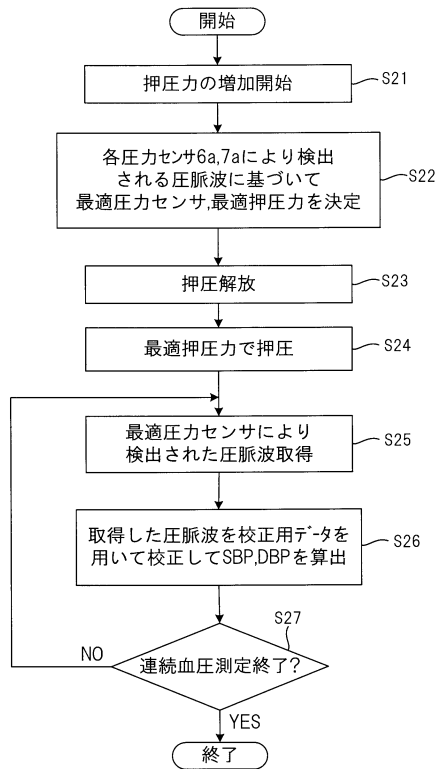
【図 10】



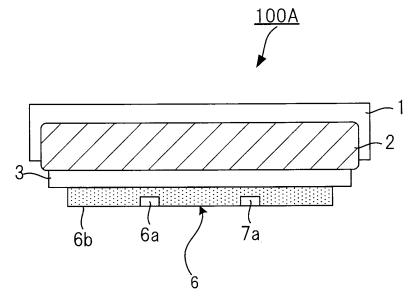
【図 11】



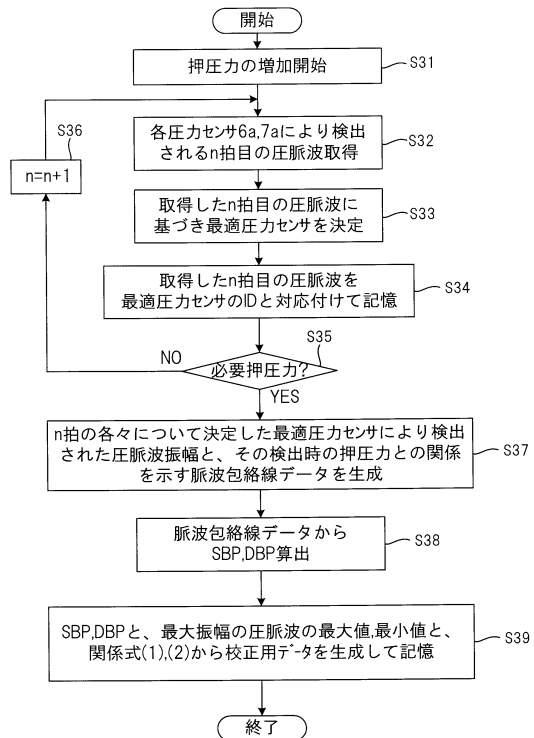
【図 1 2】



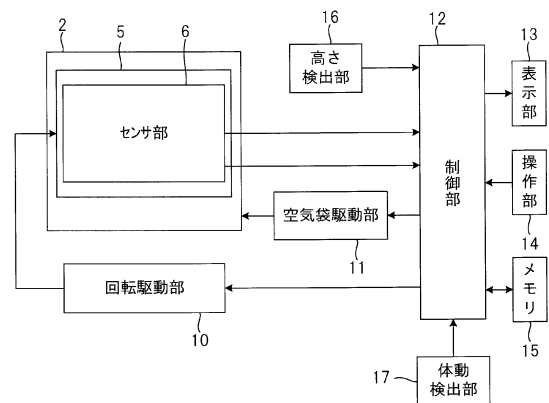
【図 1 3】



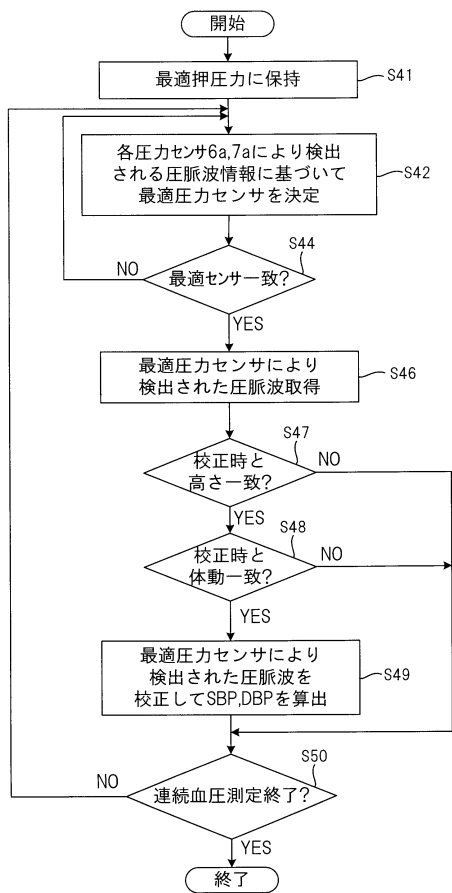
【図 1 4】



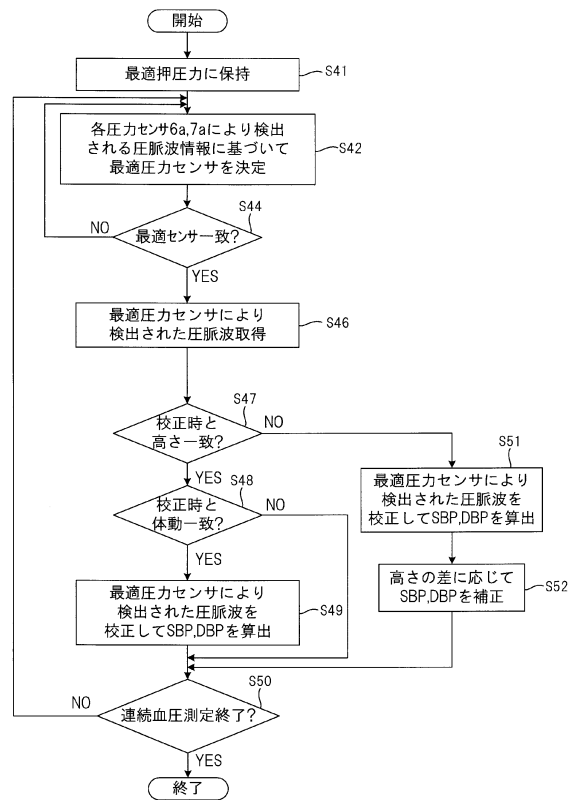
【図 1 5】



【図 16】



【図 17】



フロントページの続き

- (72)発明者 北川 毅
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 山下 新吾
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 小椋 敏彦
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 福塚 正幸
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 岡 大蔵
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 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5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 森 健太郎
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 木下 広幸
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 若宮 祐之
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 遠藤 直恵

- (56)参考文献 特開平7 - 1 2 4 1 3 0 (J P , A)
特開平1 1 - 9 5 6 2 (J P , A)

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