

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6642010号
(P6642010)

(45) 発行日 令和2年2月5日 (2020. 2. 5)

(24) 登録日 令和2年1月8日 (2020. 1. 8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/02 (2006. 01)

A 6 1 B 5/022 (2006. 01)

A 6 1 B 5/02 3 1 O P

A 6 1 B 5/02 3 1 O M

A 6 1 B 5/022 4 O O E

請求項の数 13 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2016-2445 (P2016-2445)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成28年1月8日 (2016. 1. 8)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2017-121405 (P2017-121405A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地
(43) 公開日	平成29年7月13日 (2017. 7. 13)	(74) 代理人	110002505
審査請求日	平成30年12月13日 (2018. 12. 13)		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
		(72) 発明者	近藤 勝宣
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧脈波測定装置及び生体情報測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

一方向に並ぶ複数の圧力検出素子を含む素子列が形成されたセンサ部と、
生体の体表面に対して前記センサ部を押圧する押圧部と、
前記押圧部の押圧方向に直交する 2 つの軸の各々の周りに前記センサ部を回転させる回
転制御部材と、を備え、
前記回転制御部材は、前記押圧方向を回転軸として相対的に回転する第一の部材及び第
二の部材を含み、
前記第一の部材と前記第二の部材は、それぞれ、前記第一の部材と前記第二の部材が相
対的に回転することによる回転運動を、前記センサ部の前記 2 つの軸の各々の周りの回転
運動に変換する運動変換機構を有する圧脈波測定装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の圧脈波測定装置であって、
前記押圧部は、前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向が前記体表面の下の方の動脈の延びる方
向と交差する状態で前記センサ部を前記体表面に押圧し、
前記 2 つの軸は、前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向に延びる第一の軸と、前記方向と
直交する方向に延びる第二の軸である圧脈波測定装置。

【請求項 3】

請求項 2 記載の圧脈波測定装置であって、
前記回転制御部材は、前記センサ部の前記第二の軸の周りの回転角度を複数の値の各々

20

に固定した各状態で、前記センサ部の前記第一の軸の周りの回転角度を、前記センサ部が前記第一の軸の周りで回転可能な角度の範囲の端から端まで変化させる圧脈波測定装置。

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 記載の圧脈波測定装置であって、

前記第二の部材には、前記押圧方向の端面に第一のカム面及び第二のカム面が形成され

、

前記第一のカム面及び前記第二のカム面は、それぞれ、前記回転軸を中心とする円の円周に沿って延びており、

前記第一のカム面は、前記第二のカム面よりも前記回転軸から遠い位置にあり、

前記第一の部材には、前記第一のカム面に当接する第一の当接部材と、前記第二のカム面に当接する第二の当接部材とが形成され、

10

前記第一のカム面、前記第二のカム面、前記第一の当接部材、及び、前記第二の当接部材により前記運動変換機構が構成され、

前記回転制御部材は、前記第一の部材と前記第二の部材が相対的に回転することによる前記第一のカム面と前記第一の当接部材の相対移動によって、前記センサ部を前記第一の軸の周りに回転させ、前記第一の部材と前記第二の部材が相対的に回転することによる前記第二のカム面と前記第二の当接部材の相対移動によって、前記センサ部を前記第二の軸の周りに回転させる圧脈波測定装置。

【請求項 5】

請求項 4 記載の圧脈波測定装置であって、

20

前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、

前記センサ部に含まれる前記素子列の前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向は、前記第一の部材の前記センサ部が固定された端面を当該端面に垂直な方向から見た状態における前記第一の当接部材及び前記回転軸を結ぶ方向と一致している圧脈波測定装置。

【請求項 6】

請求項 4 又は 5 記載の圧脈波測定装置であって、

前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、

前記第一の部材は、前記センサ部が固定された端面に垂直な方向が前記押圧方向と一致する状態で前記垂直な方向から見た平面視において、前記第一の当接部材のみが前記第一のカム面と重なっている圧脈波測定装置。

30

【請求項 7】

請求項 1 ～ 3 のいずれか 1 項記載の圧脈波測定装置であって、

前記第二の部材には、前記押圧方向の端面に第一のカム面及び第二のカム面が形成され

、

前記第一の部材には、前記第一のカム面に当接する第一の当接部材と、前記第二のカム面に当接する第二の当接部材とが形成され、

前記第一のカム面、前記第二のカム面、前記第一の当接部材、及び、前記第二の当接部材により前記運動変換機構が構成されている圧脈波測定装置。

【請求項 8】

請求項 7 記載の圧脈波測定装置であって、

40

前記第一のカム面と前記第二のカム面は、それぞれ、前記回転軸を中心とする円の円周に沿って延びており、

前記第一のカム面は、前記第二のカム面よりも前記回転軸から遠い位置にある圧脈波測定装置。

【請求項 9】

請求項 8 記載の圧脈波測定装置であって、

前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、

前記センサ部に含まれる前記素子列の前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向は、前記第一の部材の前記センサ部が固定された端面を当該端面に垂直な方向から見た状態における前記第一の当接部材及び前記回転軸を結ぶ方向と一致している圧脈波測定装置。

50

【請求項 10】

請求項 7 ~ 9 のいずれか 1 項記載の圧脈波測定装置であって、
前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、
前記第一の部材は、前記センサ部が固定された端面に垂直な方向が前記押圧方向と一致する状態で前記垂直な方向から見た平面視において、前記第一の当接部材のみが前記第一のカム面と重なっている圧脈波測定装置。

【請求項 11】

請求項 4 ~ 10 のいずれか 1 項記載の圧脈波測定装置であって、
前記第二の部材には、前記押圧方向の前記端面に第三のカム面が更に形成され、
前記第一の部材には、前記第三のカム面に当接する第三の当接部材が更に形成され、
前記第一のカム面、前記第二のカム面、前記第三のカム面、前記第一の当接部材、前記第二の当接部材、及び、前記第三の当接部材により前記運動変換機構が構成されている圧脈波測定装置。

10

【請求項 12】

請求項 1 ~ 11 のいずれか 1 項記載の圧脈波測定装置であって、
前記センサ部は、前記一方向に直交する方向に並ぶ複数の前記素子列を有する圧脈波測定装置。

【請求項 13】

請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項記載の圧脈波測定装置と、
前記センサ部の圧力検出素子により検出される圧脈波に基づいて生体情報を算出する生体情報算出部と、を備える生体情報測定装置。

20

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、圧脈波測定装置及び生体情報測定装置に関する。

【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。この生体情報測定装置では、圧力センサと動脈との位置関係が生体情報の測定精度に影響する。そこで、下記特許文献 1 ~ 6 に示すように、生体部位と圧力センサとの位置調整を行うための構成が提案されている。

30

【0003】

特許文献 1 に記載の生体情報測定装置は、生体部位に接触させる $6 \times 7 = 42$ 個のセンサ群を有し、センサ群の各センサの出力が良好になるように、センサ群の動脈方向の傾きを手動で調整できる機構を有するものとなっている。

【0004】

特許文献 2 に記載の生体情報測定装置は、生体部位に接触させる $6 \times 7 = 42$ 個のセンサ群を有している。この生体情報測定装置は、センサ群の接触を手の動きに追従させるべく、センサ群が 4 分割されており、各分割エリアの高さを調整可能な機構を有するものとなっている。

40

【0005】

特許文献 3 には、生体部位に接触させる圧力センサを有し、圧力センサを動脈と交差する方向に移動させる駆動部を有する生体情報測定装置が開示されている。

【0006】

特許文献 4 には、生体部位に接触させる圧力センサ列を有し、圧力センサ列を圧力センサ列の押圧方向と交差する面内で回転させる駆動部を有する生体情報測定装置が開示されている。

【0007】

特許文献 5 及び特許文献 6 には、生体部位に接触させる圧力センサ列が複数並べて形成

50

された押圧面を有し、この押圧面を、複数の圧力センサ列の配列方向と直交する方向に伸びる軸を中心に回転させる駆動部を有する生体情報測定装置が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2010-220948号公報

【特許文献2】特開2010-220949号公報

【特許文献3】特開平02-001220号公報

【特許文献4】特開2002-330932号公報

【特許文献5】特開平01-288228号公報

【特許文献6】特開平01-209045号公報

10

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0009】

特許文献1, 2に記載の装置は、センサ群の生体部位への接触状態を変えることはできるものの、利用者の手首の形に追従して接触状態が変化したり、手動で接触状態が変化させられたりするものである。このため、生体情報の測定精度を十分に考慮したセンサの位置決めを行うことはできない。

【0010】

特許文献3～6に記載の装置は、圧力センサの出力が良好となるように圧力センサの位置を制御するものであるため、生体情報の測定精度を考慮した圧力センサの位置決めが可能である。しかし、圧力センサを生体部位に対して押圧し、その状態で圧力センサから出力される圧脈波を用いて生体情報を算出する場合には、押圧力によって動脈の位置が変化することが想定される。特許文献3～6に記載の装置では、このような位置変化に十分に追従することは難しい。

20

【0011】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、生体部位に接触させて用いるセンサ部の生体部位との接触状態を柔軟に変更して圧脈波の測定精度を向上させることのできる圧脈波測定装置と、この圧脈波測定装置を有する生体情報測定装置を提供することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0012】

本発明の圧脈波測定装置は、一方向に並ぶ複数の圧力検出素子を含む素子列が形成されたセンサ部と、生体の体表面に対して前記センサ部を押圧する押圧部と、前記押圧部の押圧方向に直交する2つの軸の各々の周りに前記センサ部を回転させる回転制御部材と、を備え、前記回転制御部材は、前記押圧方向を回転軸として相対的に回転する第一の部材及び第二の部材を含み、前記第一の部材と前記第二の部材は、それぞれ、前記第一の部材と前記第二の部材が相対的に回転することによる回転運動を、前記センサ部の前記2つの軸の各々の周りの回転運動に変換する運動変換機構を有するものである。

40

【0013】

本発明の生体情報測定装置は、前記圧脈波測定装置と、前記センサ部の圧力検出素子により検出される圧脈波に基づいて生体情報を算出する生体情報算出部と、を備えるものである。

【発明の効果】

【0014】

本発明によれば、生体部位に接触させて用いるセンサ部の生体部位との接触状態を柔軟に変更して圧脈波の測定精度を向上させることのできる圧脈波測定装置と、この圧脈波測定装置を有する生体情報測定装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

50

【図 1】本発明の一実施形態である血圧測定装置に搭載される圧脈波測定部 100 の手首への装着状態を示す図である。

【図 2】図 1 に示す圧脈波測定部 100 の拡大図である。

【図 3】図 1 に示す圧脈波測定部 100 のセンサテーブル 3 及びセンサ部 6 を押圧方向の反対方向から見た平面図である。

【図 4】図 2 に示す圧脈波測定部 100 における回転制御部材 5 の詳細構成を模式的に示す斜視図である。

【図 5】図 4 に示すリングカム 40 を模式的に示す斜視図である。

【図 6】図 5 に示すリングカム 40 を押圧方向の反対方向から見た平面図である。

【図 7】図 4 に示すセンサテーブル 3 をセンサ固定面 3c に垂直な方向から見た平面図と、センサ固定面 3c に平行な方向から見た側面図とを併せて示す図である。

【図 8】センサテーブル 3 のセンサ固定面 3c が押圧方向に垂直な状態において圧脈波測定部 100 を押圧方向の反対方向から見た平面図である。

【図 9】第一のカム面 40a、第二のカム面 40b、及び、第三のカム面 40c の各々の起伏パターンの一例を示す図である。

【図 10】図 4 に示した回転制御部材 5 の詳細構成を示す分解斜視図である。

【図 11】血圧測定装置のブロック構成を示す模式図である。

【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 13】2つの素子列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 14】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 の各圧力検出素子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 15】圧脈波測定部 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 16】手首への押圧力の変化と、最適圧力検出素子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 17】脈波包絡線データの一例を示す図である。

【図 18】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。

【発明を実施するための形態】

【0016】

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。

【0017】

図 1 は、本発明の一実施形態である血圧測定装置に搭載される圧脈波測定部 100 の手首への装着状態を示す図である。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）が体表面（皮膚）の下に存在する生体部位（図 1 の例では利用者の手首）に装着して用いられる。圧脈波測定部 100 は圧脈波測定装置を構成する。

【0018】

図 2 は、図 1 に示す圧脈波測定部 100 の拡大図である。

【0019】

圧脈波測定部 100 は、空気袋 2 を内蔵する筐体 1 と、空気袋 2 に固定された回転制御部材 5 と、回転制御部材 5 に固定されたセンサ部 6 と、を備える。

【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 に固定された回転制御部材 5 を図 2 中の上下方向に移動させる。

【0021】

空気袋 2 は、血圧測定装置が手首に装着された状態において、回転制御部材 5 を生体部位に近づく方向（図 2 中の下方向）に移動させることで、回転制御部材 5 に固定されたセンサ部 6 を生体部位の体表面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

10

20

30

40

50

部 6 を体表面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。

【 0 0 2 2 】

図 1 に示す装着状態では、圧脈波測定部 1 0 0 に含まれるセンサ部 6 のセンサ面 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、回転制御部材 5 及びセンサ部 6 は手首の橈骨動脈 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。空気袋 2 によって回転制御部材 5 及びセンサ部 6 が押圧される方向を押圧方向という。

【 0 0 2 3 】

回転制御部材 5 は、空気袋 2 に固定された固定部 4 と、固定部 4 に連結された第一の部材としてのセンサテーブル 3 と、を備える。

【 0 0 2 4 】

センサテーブル 3 は、センサ部 6 が固定されたセンサ固定面 3 c を有する板状の部材である。センサテーブル 3 の押圧方向における 2 つの端面のうち、図 1 の装着状態において手首に近い側にある端面がセンサ固定面 3 c となっている。

【 0 0 2 5 】

センサ部 6 は、接着剤等によってセンサ固定面 3 c に固定されている。

【 0 0 2 6 】

図 3 は、図 1 に示す圧脈波測定部 1 0 0 のセンサテーブル 3 及びセンサ部 6 を押圧方向の反対方向から見た平面図である。

【 0 0 2 7 】

図 3 に示すように、センサテーブル 3 のセンサ固定面 3 c に固定されたセンサ部 6 のセンサ面 6 b には、素子列 6 0 と素子列 7 0 とが形成されている。センサ部 6 のセンサ面 6 b とセンサ固定面 3 c は平行になっている。

【 0 0 2 8 】

素子列 6 0 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 3 の例では直交）する方向 B（一方向に相当）に並ぶ複数の圧力検出素子 6 a によって構成されている。素子列 7 0 は、方向 B に並ぶ複数の圧力検出素子 7 a によって構成されている。素子列 6 0 と素子列 7 0 は、方向 A に配列されている。センサ部 6 のセンサ面 6 b は、方向 B に長手の矩形状となっているが、これに限定されるものではない。

【 0 0 2 9 】

本明細書において 2 つの方向や 2 つの軸が直交する場合の、この 2 つの方向や 2 つの軸のなす角度（＝ 90° ）には公差が含まれていてもよい。

【 0 0 3 0 】

各圧力検出素子 6 a と、この圧力検出素子 6 a と方向 B での位置が同じ圧力検出素子 7 a とがペアを構成する。センサ部 6 のセンサ面 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。

【 0 0 3 1 】

センサ部 6 のセンサ面 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、圧力検出素子 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。圧力検出素子は、物体と接触して圧力に応じた信号を検出できるものであればよく、特に限定はされない。

【 0 0 3 2 】

圧力検出素子 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。

【 0 0 3 3 】

各圧力検出素子 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

10

20

30

40

50

配置されるように充分小さくされている。各圧力検出素子 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。

【 0 0 3 4 】

センサテーブル 3 は、押圧方向に伸びる回転軸 J 1 を通り、かつ、回転軸 J 1 に直交する 2 つの軸の各々の周りに回転可能に構成されている。

【 0 0 3 5 】

図 3 には、回転軸 J 1 を通る方向 B に延びた第一の軸 X と、回転軸 J 1 を通る方向 A に延びた第二の軸 Y とが示されている。センサテーブル 3 は、センサ固定面 3 c を第一の軸 X 及び第二の軸 Y の各々の周りに回転可能に、固定部 4 によって支持されている。

【 0 0 3 6 】

図 3 の例では、第一の軸 X の方向 A における位置は、素子列 6 0 と素子列 7 0 との間の任意の位置 (図 3 の例では中間) に設定されている。しかし、第一の軸 X の方向 A における位置は、これに限らず、例えば素子列 6 0 の左側や素子列 7 0 の右側等に設定されていてもよい。

【 0 0 3 7 】

また、図 3 の例では、第二の軸 Y の方向 B における位置は、素子列 6 0 と素子列 7 0 をそれぞれ均等に 2 分割する直線上に設定されている。しかし、第二の軸 Y の方向 B における位置は、これに限らず、各素子列 6 0 , 7 0 上の任意の位置にあればよい。また、第二の軸 Y の方向 B における位置は、各素子列 6 0 , 7 0 と交差しない位置 (各素子列の上側又は下側) に設定されていてもよい。

【 0 0 3 8 】

回転軸 J 1 とセンサテーブル 3 に設けられた後述する第一の当接部材 3 d を結ぶ方向は、素子列 6 0 及び素子列 7 0 の各々に含まれる圧力検出素子の並ぶ方向である方向 B と一致している。本明細書において 2 つの方向が一致する場合の 2 つの方向のなす角度 (= 0 °) には公差が含まれていてもよい。

【 0 0 3 9 】

図 4 は、図 2 に示す圧脈波測定部 1 0 0 における回転制御部材 5 の詳細構成を模式的に示す斜視図である。図 5 は、図 4 に示すリングカム 4 0 を模式的に示す斜視図である。図 6 は、図 5 に示すリングカム 4 0 を押圧方向の反対方向から見た平面図である。図 7 は、図 4 に示すセンサテーブル 3 をセンサ固定面 3 c に垂直な方向から見た平面図と、センサ固定面 3 c に平行な方向から見た側面図とを併せて示す図である。

【 0 0 4 0 】

回転制御部材 5 の固定部 4 は、回転軸 J 1 を中心に回転可能に構成された第二の部材としてのリングカム 4 0 と、リングカム 4 0 を回転駆動するための超音波モータ 4 6 と、センサ固定面 3 c を押圧方向に直交する 2 つの軸 (図 3 の第一の軸 X 及び第二の軸 Y) の各々の周りに回転可能にセンサテーブル 3 を支持し、かつ、超音波モータ 4 6 の一部が固定されるベース 4 8 と、を備える。センサテーブル 3 は、固定ネジ 3 a によってベース 4 8 に固定されている。

【 0 0 4 1 】

図 5 及び図 6 に示すように、リングカム 4 0 は押圧方向に厚みを持ち、押圧方向における平面視が略リング状の部材である。リングカム 4 0 の押圧方向における一方の端面 (センサテーブル 3 と対向する側の端面) は、第一のカム面 4 0 a と、第二のカム面 4 0 b と、第三のカム面 4 0 c と、底面 4 0 d と、により構成されている。

【 0 0 4 2 】

第一のカム面 4 0 a 、第二のカム面 4 0 b 、及び、第三のカム面 4 0 c は、それぞれ、リングカム 4 0 の回転軸 J 1 を中心とする円の円周に沿って延びて形成されている。

【 0 0 4 3 】

第一のカム面 4 0 a 、第二のカム面 4 0 b 、及び、第三のカム面 4 0 c は、それぞれ、回転軸 J 1 を中心とする円の円周方向に沿って予め決められたパターンの起伏が設けられた面である。この起伏のパターンについては後述する。

【 0 0 4 4 】

図 6 に示すように、第一のカム面 4 0 a は、回転軸 J 1 を中心とする半径 r_1 の円と、回転軸 J 1 を中心とする半径 r_2 ($< r_1$) の円とで囲まれる領域によって構成されている。

【 0 0 4 5 】

第二のカム面 4 0 b は、回転軸 J 1 を中心とする半径 r_2 の円と、回転軸 J 1 を中心とする半径 r_3 ($< r_2$) の円とで囲まれる領域によって構成されている。

【 0 0 4 6 】

第三のカム面 4 0 c は、回転軸 J 1 を中心とする半径 r_3 の円と、回転軸 J 1 を中心とする半径 r_4 ($< r_3$) の円とで囲まれる領域によって構成されている。

10

【 0 0 4 7 】

リングカム 4 0 の底面 4 0 d には、センサテーブル 3 とベース 4 8 とを連結するために、リングカム 4 0 の押圧方向における他方の端面まで到達する貫通孔 4 0 e が設けられている。

【 0 0 4 8 】

図 4 及び図 7 に示すように、センサテーブル 3 のセンサ部 6 が固定されるセンサ固定面 3 c の中央部分には、センサテーブル 3 をベース 4 8 に固定するためのネジ止め部 3 b が形成されている。

【 0 0 4 9 】

また、センサテーブル 3 のセンサ固定面 3 c の裏面 3 g には、リングカム 4 0 の第一のカム面 4 0 a と当接する第一の当接部材 3 d と、リングカム 4 0 の第二のカム面 4 0 b と当接する第二の当接部材 3 e と、リングカム 4 0 の第三のカム面 4 0 c と当接する第三の当接部材 3 f と、が形成されている。

20

【 0 0 5 0 】

第一の当接部材 3 d、第二の当接部材 3 e、及び、第三の当接部材 3 f は、それぞれ、例えばカム面と当接する先端部分に、回転可能な球状体が設けられている。この球状体が回転することで、リングカム 4 0 が回転した場合でも、押圧方向にみたときの第一の当接部材 3 d、第二の当接部材 3 e、及び、第三の当接部材 3 f の各々の位置は固定のまま、センサ固定面 3 c のみが傾斜する。

【 0 0 5 1 】

30

図 8 は、センサテーブル 3 のセンサ固定面 3 c が押圧方向に垂直な状態において圧脈波測定部 1 0 0 を押圧方向の反対方向から見た平面図である。なお、図 8 においてベース 4 8、空気袋 2、及び、筐体 1 の図示は省略されている。

【 0 0 5 2 】

図 8 に示すように、第一の当接部材 3 d は第一のカム面 4 0 a と当接し、第二の当接部材 3 e は第二のカム面 4 0 b と当接し、第三の当接部材 3 f は第三のカム面 4 0 c と当接している。

【 0 0 5 3 】

図 8 において、第一の当接部材 3 d と第一のカム面 4 0 a との第一の接触点と、第二の当接部材 3 e と第二のカム面 4 0 b との第二の接触点と、第三の当接部材 3 f と第三のカム面 4 0 c との第三の接触点は、それぞれ、押圧方向に垂直な面上にある。

40

【 0 0 5 4 】

また、図 8 において、センサテーブル 3 は、第一の当接部材 3 d のみが第一のカム面 4 0 a と重なるように設計されている。

【 0 0 5 5 】

図 8 に示す状態からリングカム 4 0 が回転軸 J 1 の周りに回転すると、押圧方向におけるリングカム 4 0 のベース 4 8 と対向する側の端面の位置を基準位置としたときのこの基準位置からの上記の 3 つの接触点の各々の高さが変化する。この 3 つの接触点の高さ変化によって、センサテーブル 3 のセンサ固定面 3 c は、第一の軸 X と第二の軸 Y の各々の周りに回転する。

50

【 0 0 5 6 】

このように、第一のカム面 4 0 a、第二のカム面 4 0 b、第三のカム面 4 0 c、第一の当接部材 3 d、第二の当接部材 3 e、及び、第三の当接部材 3 f によって、リングカム 4 0 の回転運動を、センサテーブル 3 のセンサ固定面 3 c に固定されたセンサ部 6 の第一の軸 X 及び第二の軸 Y の各々の周りの回転運動に変換する運動変換機構が構成される。

【 0 0 5 7 】

第一のカム面 4 0 a の起伏のパターンは、リングカム 4 0 の回転運動による第一のカム面 4 0 a と第一の当接部材 3 d の相対移動によって、センサ固定面 3 c が第一の軸 X の周りに回転するようなパターンとなっている。

【 0 0 5 8 】

第二のカム面 4 0 b の起伏のパターンは、リングカム 4 0 の回転運動による第二のカム面 4 0 b と第二の当接部材 3 e の相対移動によって、センサ固定面 3 c が第二の軸 Y の周りに回転するようなパターンとなっている。

【 0 0 5 9 】

なお、センサテーブル 3 の第三の当接部材 3 f は、センサテーブル 3 の姿勢を安定させることを目的に設けられている。このため、第三のカム面 4 0 c の起伏のパターンは、センサ固定面 3 c が第一の軸 X の周りに所望の角度回転する動作と、センサ固定面 3 c が第二の軸 Y の周りに所望の角度回転する動作と、をそれぞれ妨げることのないような設計がなされている。

【 0 0 6 0 】

図 9 は、第一のカム面 4 0 a、第二のカム面 4 0 b、及び、第三のカム面 4 0 c の各々の起伏パターンの一例を示す図である。

【 0 0 6 1 】

図 9 に示す縦軸は、リングカム 4 0 のベース 4 8 側の端面の押圧方向における位置を基準位置としたときのこの基準位置からの上記の 3 つの接触点の各々の高さを示している。縦軸の高さは、3 つの接触点の高さが同じ値となる図 8 に示す状態におけるこの値を基準値 (= “ 0 ”) とし、この基準値に対する相対値として示されている。

【 0 0 6 2 】

図 9 に示す横軸は、リングカム 4 0 の回転位置を $0^{\circ} \sim 360^{\circ}$ までの角度で示している。図 9 の例では、リングカム 4 0 の回転位置が 135° のときに、リングカム 4 0 の各

【 0 0 6 3 】

図 9 に示すように、第一のカム面 4 0 a と第一の当接部材 3 d との第一の接触点の高さは、回転位置が $0^{\circ} \sim 60^{\circ}$ の第一の範囲では最小値から最大値まで変化し、回転位置が $60^{\circ} \sim 105^{\circ}$ の第二の範囲では最大値に固定されている。

【 0 0 6 4 】

また、第一の接触点の高さは、回転位置が $105^{\circ} \sim 165^{\circ}$ の第三の範囲では最大値から最小値まで変化し、回転位置が $165^{\circ} \sim 210^{\circ}$ の第四の範囲では最小値に固定されている。

【 0 0 6 5 】

さらに、第一の接触点の高さは、回転位置が $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ の第五の範囲では最小値から最大値まで変化し、回転位置が $270^{\circ} \sim 360^{\circ}$ の第六の範囲では最大値から最小値まで変化している。

【 0 0 6 6 】

第二のカム面 4 0 b と第二の当接部材 3 e との第二の接触点の高さは、回転位置が第一の範囲 ($0^{\circ} \sim 60^{\circ}$) では最大値に固定され、回転位置が第二の範囲 ($60^{\circ} \sim 105^{\circ}$) では最大値から “ 0 ” まで変化している。

【 0 0 6 7 】

また、第二の接触点の高さは、回転位置が第三の範囲 ($105^{\circ} \sim 165^{\circ}$) では “ 0 ” に固定され、回転位置が第四の範囲 ($165^{\circ} \sim 210^{\circ}$) では “ 0 ” から最小値まで

10

20

30

40

50

変化している。

【 0 0 6 8 】

さらに、第二の接触点の高さは、回転位置が第五の範囲（ $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ ）では最小値に固定され、回転位置が第六の範囲（ $270^{\circ} \sim 360^{\circ}$ ）では最小値から最大値まで変化している。

【 0 0 6 9 】

なお、実際には、各接触点の高さの変曲点付近では、高さの変化がなめらかとなるよう各カム面に傾斜が設けられている。

【 0 0 7 0 】

第一のカム面 40 a は、リングカム 40 の回転位置が $0^{\circ} \sim 60^{\circ}$ まで変化することで、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度が $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ まで変化するように設計されている。

10

【 0 0 7 1 】

第一のカム面 40 a は、リングカム 40 の回転位置が $60^{\circ} \sim 105^{\circ}$ の範囲で変化する間は、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度が $+5^{\circ}$ に固定されるように設計されている。

【 0 0 7 2 】

第一のカム面 40 a は、リングカム 40 の回転位置が $105^{\circ} \sim 165^{\circ}$ まで変化することで、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度が $+5^{\circ} \sim -5^{\circ}$ まで変化するように設計されている。

20

【 0 0 7 3 】

第一のカム面 40 a は、リングカム 40 の回転位置が $165^{\circ} \sim 210^{\circ}$ の範囲で変化する間は、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度が -5° に固定されるように設計されている。

【 0 0 7 4 】

第一のカム面 40 a は、リングカム 40 の回転位置が $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ まで変化することで、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度が $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ まで変化するように設計されている。

【 0 0 7 5 】

第二のカム面 40 b は、リングカム 40 の回転位置が $0^{\circ} \sim 60^{\circ}$ の範囲で変化する間は、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y の周りの回転角度が $+5^{\circ}$ に固定されるように設計されている。

30

【 0 0 7 6 】

第二のカム面 40 b は、リングカム 40 の回転位置が $60^{\circ} \sim 105^{\circ}$ まで変化することで、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y の周りの回転角度が $+5^{\circ} \sim 0^{\circ}$ まで変化するように設計されている。

【 0 0 7 7 】

第二のカム面 40 b は、リングカム 40 の回転位置が $105^{\circ} \sim 165^{\circ}$ の範囲で変化する間は、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y の周りの回転角度が 0° に固定されるように設計されている。

40

【 0 0 7 8 】

第二のカム面 40 b は、リングカム 40 の回転位置が $165^{\circ} \sim 210^{\circ}$ まで変化することで、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y の周りの回転角度が $0^{\circ} \sim -5^{\circ}$ まで変化するように設計されている。

【 0 0 7 9 】

第二のカム面 40 b は、リングカム 40 の回転位置が $210^{\circ} \sim 270^{\circ}$ の範囲で変化する間は、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y の周りの回転角度が -5° に固定されるように設計されている。

【 0 0 8 0 】

センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度は、センサ固定面 3 c が押圧方向に垂

50

直な状態を“0°”とし、この状態から第一の軸Xの周りに一方の方向に回転すると増加し、他方の方向に回転すると減少するものとしている。図9において、どの回転位置であっても、第一の接触点の高さが同じであれば、センサ固定面3cの第一の軸Xの周りの回転角度は同じになる。

【0081】

また、センサ固定面3cの第二の軸Yの周りの回転角度は、センサ固定面3cが押圧方向に垂直な状態を“0°”とし、この状態から第二の軸Yの周りに一方の方向に回転すると増加し、他方の方向に回転すると減少するものとしている。図9において、どの回転位置であっても、第二の接触点の高さが同じであれば、センサ固定面3cの第二の軸Yの周りの回転角度は同じになる。

10

【0082】

図9に示す起伏パターンによれば、リングカム40が第一の範囲(0°~60°)内で回転して各カム面と当接部材とが相対移動することにより、センサ固定面3cの第二の軸Yの周りの回転角度は+5°に固定されたまま、センサ固定面3cの第一の軸Xの周りの回転角度は+5°~-5°の範囲で変化する。

【0083】

また、リングカム40が第三の範囲(105°~165°)内で回転して各カム面と当接部材とが相対移動することにより、センサ固定面3cの第二の軸Yの周りの回転角度は0°に固定されたまま、センサ固定面3cの第一の軸Xの周りの回転角度は+5°~-5°の範囲で変化する。

20

【0084】

また、リングカム40が第五の範囲(210°~270°)内で回転して各カム面と当接部材とが相対移動することにより、センサ固定面3cの第二の軸Yの周りの回転角度は-5°に固定されたまま、センサ固定面3cの第一の軸Xの周りの回転角度は+5°~-5°の範囲に変化する。

【0085】

このように、回転制御部材5は、センサ固定面3cに固定されたセンサ部6の第二の軸Yの周りの回転角度を複数の値(図9の例では-5°、0°、+5°の3つの値)の各々に固定した各状態で、センサ固定面3cに固定されたセンサ部6の第一の軸Xの周りの回転角度を、センサ固定面3cに固定されたセンサ部6が第一の軸Xの周りで回転可能な角度の範囲(+5°~-5°)の端から端まで変化させる。これにより、第二の軸Yの周りの3つの回転角度の各々と、第一の軸Xの周りの回転角度の全ての取り得る値との組み合わせ分、センサ部6を二次元状に回転させることができるようになっている。

30

【0086】

なお、図9の例では、リングカム40が回転軸Jを中心にして360°回転することで、リングカム40の回転位置が初期位置に戻るようにするため、第六の範囲(270°~360°)においても各接触点の高さに差が設けられている。しかし、リングカム40を回転位置0°から270°の範囲でのみ回転させるよう制限するのであれば、第六の範囲(270°~360°)における各接触点の高さは任意のパターンであればよい。第六の範囲(270°~360°)における各接触点の高さは、例えば回転位置270°における高さと同じにしておいてもよい。

40

【0087】

また、リングカム40が回転軸Jを中心にして360°回転することで、第二の軸Yの周りの3つの回転角度(-5°、0°、+5°)の各々と、第一の軸Xの周りの回転角度の全ての取り得る値(-5°~+5°)との組み合わせが実現されるよう、各カム面の傾斜を設計することも可能である。

【0088】

図10は、図4に示した回転制御部材5の詳細構成を示す分解斜視図である。

【0089】

図4に示したベース48は、円板状の底部48aと、底部48aに設けられ押圧方向に

50

突出した円柱状の軸部 4 8 b と、軸部 4 8 b の中空部に挿通されるユニバーサルジョイント 4 9 と、センサテーブル 3 を与圧するためのスプリング 4 9 a と、を備える。

【 0 0 9 0 】

ユニバーサルジョイント 4 9 の先端部は、ネジ止め部 3 b に挿入された固定ネジ 3 a によってセンサテーブル 3 と固定される。センサテーブル 3 はスプリング 4 9 a によって与圧される。軸部 4 8 b の中心を通り押圧方向に延びる直線が、回転軸 J 1 を構成する。

【 0 0 9 1 】

図 4 に示した超音波モータ 4 6 は、ベース 4 8 の軸部 4 8 b が挿通されるリング状の回転子 4 2 と、回転子 4 2 の中空部と軸部 4 8 b の間に設けられる軸受部材 4 1 と、回転子 4 2 を収容し、回転子 4 2 を回転させるリング状のステータ 4 6 a と、回転子 4 2 に固定された摺動板 4 3 と、回転子 4 2 に固定され、スリットが形成されたスリット板 4 4 と、ベース 4 8 の底部 4 8 a に固定され、スリット板 4 4 のスリットを検出して回転子 4 2 の回転位置を検出するエンコーダ 4 5 a が形成されたエンコーダ板 4 5 と、ベース 4 8 の底部 4 8 a に設けられた凹部 4 8 c に収容されてステータ 4 6 a を与圧する与圧スプリング 4 7 と、を備える。回転子 4 2 は、ボルト 4 2 a によってリングカム 4 0 に固定される。ステータ 4 6 a はベース 4 8 の底部 4 8 a に固定される。

【 0 0 9 2 】

図 1 1 は、血圧測定装置のブロック構成を示す模式図である。

【 0 0 9 3 】

血圧測定装置は、圧脈波測定部 1 0 0 と、リングカム駆動部 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 9 4 】

リングカム駆動部 1 0 は、制御部 1 2 の指示のもと、圧脈波測定部 1 0 0 の回転制御部材 5 を構成するステータ 4 6 a を駆動して、リングカム 4 0 を、回転軸 J 1 を中心にして回転させる。

【 0 0 9 5 】

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。

【 0 0 9 6 】

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 9 7 】

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 9 8 】

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 (Read Only Memory)、ワークメモリとしての RAM (Random Access Memory)、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。

【 0 0 9 9 】

制御部 1 2 は、センサ部 6 の圧力検出素子により検出される圧脈波に基づいて生体情報としての血圧情報を算出する生体情報算出部として機能する。ここでは生体情報としての血圧情報を例にしているが、生体情報としては、圧脈波に基づいて算出できるものであれば何でもよい。例えば、生体情報として脈拍数や心拍数等を算出してもよい。

【 0 1 0 0 】

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 1 3 に表示する連続血圧測定モードを有する。

10

20

30

40

50

【 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。

【 0 1 0 2 】

なお、圧脈波測定部 1 0 0 のセンサテーブル 3 は、血圧測定指示がなされる前の初期状態では、第一の軸 X まわりの回転角度と、第二の軸 Y まわりの回転角度とがそれぞれ 0 ° になっており、センサ固定面 3 c 及びセンサ面 6 b が押圧方向に垂直になっているものとする。

【 0 1 0 3 】

血圧測定指示があると、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し、回転制御部材 5 による橈骨動脈 T への押圧力を増加させる（ステップ S 1 ）。

10

【 0 1 0 4 】

押圧力の増加過程において、制御部 1 2 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、それまでに各圧力検出素子 6 a により検出されてメモリ 1 5 に記憶された圧脈波（圧脈波情報 I 1 とする）のうち、検出時刻が新しい順に複数（以下では 2 つ）の圧脈波情報 I 1 を取得する。また、制御部 1 2 は、上記任意のタイミングで、それまでに各圧力検出素子 7 a により検出されてメモリ 1 5 に記憶された圧脈波（圧脈波情報 I 2 とする）のうち、検出時刻が新しい順に複数（以下では 2 つ）の圧脈波情報 I 2 を取得する（ステップ S 1 A ）。

20

【 0 1 0 5 】

制御部 1 2 は、ステップ S 1 A で取得した 2 つの圧脈波情報 I 1 のうち、時刻 t 1 に検出された圧脈波情報 I 1 を構成する圧脈波の例えば振幅の平均値 $Ave1$ を算出し、時刻 t 1 よりも後の時刻 t 2 に検出された圧脈波情報 I 1 を構成する圧脈波の振幅の平均値 $Ave2$ を算出する。また、制御部 1 2 は、ステップ S 1 A で取得した 2 つの圧脈波情報 I 2 のうち、時刻 t 1 に検出された圧脈波情報 I 2 を構成する圧脈波の振幅の平均値 $Ave3$ を算出し、時刻 t 2 に検出された圧脈波情報 I 2 を構成する圧脈波の振幅の平均値 $Ave4$ を算出する。そして、制御部 1 2 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。

【 0 1 0 6 】

30

次に、制御部 1 2 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、センサ固定面 3 c を第一の軸 X の周りに回転させるべきか否かを判定する。つまり、制御部 1 2 は、押圧力の増加過程における複数タイミングで圧力検出素子 6 a , 7 a により検出された圧脈波に基づいて、センサ固定面 3 c を第一の軸 X の周りに回転させるか否かを判定する（ステップ S 1 B ）。

【 0 1 0 7 】

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、素子列 7 0 は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっているが、素子列 6 0 は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっていないと判定できる。このため、制御部 1 2 は、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転は必要と判定する。

40

【 0 1 0 8 】

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、素子列 6 0 は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっているが、素子列 7 0 は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっていないと判定できる。このため、制御部 1 2 は、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転は必要と判定する。

【 0 1 0 9 】

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、素子列 6 0 , 7 0 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 1 2 は、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転は不要と判定する。

【 0 1 1 0 】

50

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、素子列 60, 70 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のかの判定ができない。このため、制御部 12 は、センサ固定面 3c の第一の軸 X の周りの回転は不要と判定する。

【0111】

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、センサ固定面 3c の第一の軸 X の周りの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。ここでのセンサ固定面 3c の回転の要否の判定方法は一例であり、限定されるものではない。

10

【0112】

図 13 (a) は、素子列 70 によって橈骨動脈 T が閉塞されているが、素子列 60 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 13 (a) の状態では、素子列 60 と橈骨動脈 T の距離が、素子列 70 と橈骨動脈 T の距離よりも大きくなっている。

【0113】

各圧力検出素子 6a により検出された圧脈波の振幅平均値を 6A とし、各圧力検出素子 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 13 (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。この状態では、圧力検出素子 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。

20

【0114】

そこで、制御部 12 は、ステップ S1B においてセンサ固定面 3c の第一の軸 X 周りの回転が必要と判定したときは、最新時刻における ($6A / 7A$) の値に応じてセンサ固定面 3c の第一の軸 X 周りの回転制御を行う (ステップ S1C)。

【0115】

具体的には、制御部 12 は、($6A / 7A$) の値とセンサ固定面 3c の回転角度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角度を読みだして、読みだした回転角度を設定する。メモリ 15 に記憶されるセンサ固定面 3c の第一の軸 X 周りの回転角度は、 -5° ~ $+5^{\circ}$ の間の値 (分解能が 1° であれば、 -5° 、 -4° 、 \dots 、 0° 、 1° 、 2° 、 \dots 、 5° の計 11 個) となっている。回転角度の分解能は、エンコーダ 45a の位置検出分解能等によって決まる。

30

【0116】

制御部 12 は、このようにして設定した回転角度にしたがってセンサ固定面 3c を第一の軸 X の周りに回転させる。これにより、図 13 (b) のように、センサ固定面 3c と橈骨動脈 T とを平行にすることができ、素子列 60, 70 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。

【0117】

制御部 12 は、ステップ S1C の後と、ステップ S1B においてセンサ固定面 3c の第一の軸 X 周り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。

40

【0118】

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検出素子 6a により同時刻に検出された圧脈波の振幅と、その各圧力検出素子 6a のセンサ面 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、各圧力検出素子 7a により同時刻に検出された圧脈波の振幅と、その各

50

圧力検出素子 7 a のセンサ面 6 b 上における位置との関係を示すトノグラムを求める。

【 0 1 1 9 】

制御部 1 2 は、素子列 6 0 に対して生成したトノグラムを、この素子列 6 0 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 1 5 に記憶する。

【 0 1 2 0 】

同様に、制御部 1 2 は、素子列 7 0 に対して生成したトノグラムを、この素子列 7 0 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 1 5 に記憶する。

【 0 1 2 1 】

そして、制御部 1 2 は、メモリ 1 5 に記憶したトノグラムのデータを用いて、回転制御部材 5 の手首への押圧中における橈骨動脈 T の方向 B（橈骨動脈 T の延びる方向に交差する方向）への移動量を算出する（ステップ S 6）。

【 0 1 2 2 】

図 1 4（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 の各圧力検出素子 6 a 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 1 4（a）、（b）において、横軸は各圧力検出素子 6 a の方向 B での位置を示し、縦軸は押圧力を示す。

【 0 1 2 3 】

図 1 4（a）、（b）では、各位置にある圧力検出素子 6 a 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。

【 0 1 2 4 】

符号 A 1 は、振幅が閾値 T H 1 以上となっている部分である。符号 A 2 は、振幅が閾値 T H 2 以上閾値 T H 1 未満となっている部分である。符号 A 3 は、振幅が閾値 T H 3 以上閾値 T H 2 未満となっている部分である。符号 A 4 は、振幅が閾値 T H 4 以上閾値 T H 3 未満となっている部分である。符号 A 5 は、振幅が閾値 T H 4 未満となっている部分である。なお、閾値 T H 1 > 閾値 T H 2 > 閾値 T H 3 > 閾値 T H 4 である。

【 0 1 2 5 】

図 1 4（a）は、押圧力が増加していく過程で、閾値 T H 1 以上の振幅の圧脈波を検出している圧力検出素子 6 a の位置がほぼ変化しない例を示している。これに対し、図 1 4（b）は、押圧力が増加していく過程で、閾値 T H 1 以上の振幅の圧脈波を検出している圧力検出素子 6 a の位置が左にずれていく例を示している。

【 0 1 2 6 】

図 1 5 は、圧脈波測定部 1 0 0 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 1 5 において、符号 T B は橈骨を示し、符号 K は腱を示す。

【 0 1 2 7 】

図 1 5（a）の状態からセンサ部 6 を手首に押圧していくと、図 1 5（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 1 2 8 】

図 1 5（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 1 4（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検出素子 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検出素子 6 a の位置とには大きなずれが生じることになる。

【 0 1 2 9 】

図 1 4（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検出素子 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検出素子 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

10

20

30

40

50

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 1 3 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 1 5 (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 1 3 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 1 4 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検出素子 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検出素子 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）。

10

【 0 1 3 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 1 4 (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 1 3 3 】

メモリ 1 5 には、図 1 4 に示したベクトルの向き及び大きさと、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転角度を示す情報とを、予め実験的に求めて対応付けて記憶しておく。メモリ 1 5 に記憶されるセンサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転角度は、 $- 5^{\circ}$ 、 0° 、及び、 $+ 5^{\circ}$ の 3 つの値となっている。

20

【 0 1 3 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角度の情報をメモリ 1 5 から取得し、取得した情報をリングカム駆動部 1 0 に送信する。そして、リングカム駆動部 1 0 は、受信した情報と、ステップ S 1 C で設定されたセンサ固定面 3 c の第一の軸 X 周りの回転角度と、に基づいて、第一の軸 X 周りの回転角度は維持された状態で、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転角度が所望の値となるよう、リングカム 4 0 を回転させる。これにより、図 1 5 (c) に示したようにセンサ固定面 3 c が回転される（ステップ S 8）。

【 0 1 3 5 】

30

例えば、ステップ S 1 C の処理によってリングカム 4 0 の回転位置が 118° （第一の軸 X 周りの回転角度は $+ 3^{\circ}$ とする）に制御されている場合を考える。そして、ステップ S 8 では、第二の軸 Y 周りの回転角度を $+ 5^{\circ}$ にする必要があるとする。この場合は、ステップ S 8 において、リングカム 4 0 の回転位置が 42° に変更されることで、第一の軸 X 周りの回転角度は $+ 3^{\circ}$ に維持された状態で、第二の軸 Y 周りの回転角度が $+ 5^{\circ}$ となる。また、ステップ S 8 において第二の軸 Y 周りの回転角度を $- 5^{\circ}$ にする必要がある場合には、リングカム 4 0 の回転位置が 252° に変更されることで、第一の軸 X 周りの回転角度は $+ 3^{\circ}$ に維持された状態で、第二の軸 Y 周りの回転角度が $- 5^{\circ}$ となる。

【 0 1 3 6 】

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検出素子 6 a , 7 a により検出された圧脈波に基づいて、センサ固定面 3 c 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、センサ固定面 3 c 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、各圧力検出素子 6 a , 7 a により検出された圧脈波に基づいて、センサ固定面 3 c を回転させる。

40

【 0 1 3 7 】

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 1 3 8 】

制御部 1 2 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

50

後、全ての圧力検出素子 6 a , 7 a の中から最適圧力検出素子を決定する。制御部 1 2 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検出素子を最適圧力検出素子として決定する。

【 0 1 3 9 】

橈骨動脈 T が平坦になった部分の真上に位置する圧力検出素子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検出素子を最適圧力検出素子として決定する。

【 0 1 4 0 】

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

【 0 1 4 1 】

そして、制御部 1 2 は、押圧力の減少過程でその最適圧力検出素子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 1 0 ）。

【 0 1 4 2 】

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検出素子が橈骨動脈 T に押圧された状態で最適圧力検出素子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 1 4 3 】

図 1 6 は、橈骨動脈 T への押圧力の変化と、最適圧力検出素子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 1 6 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 1 6 の下段には、1 つの圧脈波の拡大図を图示している。

【 0 1 4 4 】

図 1 6 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 1 4 5 】

図 1 6 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、最適圧力検出素子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 1 2 は、ステップ S 1 0 において、図 1 6 に示す押圧力と圧脈波の関係から、図 1 7 に示すような脈波包絡線データを生成する。

【 0 1 4 6 】

制御部 1 2 は、図 1 7 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 1 1 ）。

【 0 1 4 7 】

例えば、制御部 1 2 は、図 1 7 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検出素子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 1 2 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 1 4 8 】

更に、制御部 1 2 は、図 1 7 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 を算出する。

10

20

30

40

50

【 0 1 4 9 】

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検出素子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、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 1 5 0 】

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 5 1 】

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 7 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 5 2 】

図 1 8 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 5 3 】

図 1 2 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、回転制御部材 5 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 5 4 】

次に、制御部 1 2 は、各圧力検出素子 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検出素子を最適圧力検出素子として決定する。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 5 5 】

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 5 6 】

次に、制御部 1 2 は、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 S 2 2 で決定した最適圧力検出素子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 5 7 】

そして、制御部 1 2 は、取得した 1 つの圧脈波を、図 1 2 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 5 8 】

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 5 9 】

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 6 0 】

以上のように、本実施形態の血圧測定装置によれば、センサ部 6 が固定されたセンサ固定

10

20

30

40

50

面 3 c が、センサ部 6 の押圧方向に直交する 2 つの軸（第一の軸 X 及び第二の軸 Y）の各々の周りに回転することができる。このため、図 12 に例示した動作によって、圧脈波の検出精度を向上させることができ、この圧脈波に基づいて算出される生体情報としての血圧情報の算出精度を向上させることができる。

【0161】

センサ固定面 3 c の回転は、リングカム 40 が 1 つの超音波モータ 46 によって回転されることで行われる。このため、センサ固定面 3 c を回転させる機構をシンプルかつコンパクトにすることができ、圧脈波測定部 100 の小型化や低コスト化が可能となる。

【0162】

また、センサ固定面 3 c の回転は、リングカム 40 のカム面とセンサテーブル 3 の当接部材との相対移動によって行われる。このため、歯車等を用いてセンサ固定面 3 c の回転を回転させる場合と比較して、センサ固定面 3 c の回転時の動作音を少なくすることができる。

10

【0163】

また、リングカム 40 の回転動作によってセンサ固定面 3 c を回転させるため、リングカム 40 を回転させるのに必要な回転トルクを小さくすることができる。したがって、センサ固定面 3 c を回転させる際の消費電力を下げることができ、血圧測定装置の電池持ちをよくすることができる。また、リングカム 40 を用いることで、リングカム 40 を回転させるためのアクチュエータの小型化が可能となるため、圧脈波測定部 100 の小型化が可能となる。

20

【0164】

センサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転については、橈骨動脈 T が方向 B に移動したことによる圧脈波の検出精度の低下を防ぐために行われている。このため、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転については、橈骨動脈 T の位置を変えられる程度にセンサ固定面 3 c を回転させることができればよく、回転角度を細かく制御する必要はない。

【0165】

一方、センサ固定面 3 c の第一の軸 X 周りの回転については、センサ固定面 3 c が橈骨動脈 T と平行になるように行われている。橈骨動脈 T の走行方向における生体内への沈み込み量等は人によって様々であり、また、センサ部 6 の押圧によって橈骨動脈 T が沈み込んでいくこともある。このため、センサ固定面 3 c と橈骨動脈 T を平行にするためには、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転角度を細かく制御できるのがよい。

30

【0166】

これらの理由から、本実施形態の血圧測定装置では、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転角度については -5° 、 0° 、 $+5^\circ$ の 3 つの値のいずれかに制御し、センサ固定面 3 c の第一の軸 X 周りの回転角度については $-5^\circ \sim +5^\circ$ の範囲の任意の値に制御している。こういった制御を実現するためのリングカム 40 のカム面の起伏のパターンは、図 9 に示すように複雑なものではない。このため、圧脈波測定部 100 の設計コストを低減して、製造コストを下げるのが可能である。

【0167】

なお、第二の軸 Y の周りの 3 つの回転角度（ -5° 、 0° 、 $+5^\circ$ ）の各々と、第一の軸 X の周りの回転角度の全ての取り得る値（ $-5^\circ \sim +5^\circ$ ）の具体的な数値については一例であり、この数値に限定されるものではない。例えば、第二の軸 Y の周りの 3 つの回転角度（ -10° 、 0° 、 $+10^\circ$ ）の各々と、第一の軸 X の周りの回転角度の全ての取り得る値（ $-10^\circ \sim +10^\circ$ ）との組み合わせが実現されるよう、各カム面の傾斜を設計してもよい。

40

【0168】

なお、リングカム 40 のカム面の起伏のパターンを工夫すれば、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y 周りの回転角度を $-5^\circ \sim +5^\circ$ の範囲の任意の値に制御できるようにすることも可能である。

【0169】

50

以上の説明では、回転制御部材 5 が、センサ固定面 3 c の第二の軸 Y の周りの回転角度を 3 つの値の各々に固定した各状態で、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度を $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ の範囲で変化させるものとした。しかし、第二の軸 Y の周りの回転角度として必要な数は、圧脈波の検出精度を考慮して 2 つ以上とすればよい。

【0170】

つまり、回転制御部材 5 は、センサ固定面 3 c に固定されたセンサ部 6 の第二の軸 Y の周りの回転角度を 2 つの値又は 4 つ以上の値の各々に固定した各状態で、センサ部 6 の第一の軸 X の周りの回転角度を $-5^{\circ} \sim +5^{\circ}$ の範囲で変化させるものとしてもよい。ただし、第二の軸 Y の周りの回転角度の数をあまり増やすと、リングカム 40 の設計が複雑となるため、第二の軸 Y の周りの回転角度の数は 3 つ又は 5 つとしておくのが好ましい。

10

【0171】

上述したように、センサ固定面 3 c の第一の軸 X の周りの回転角度は細かく制御する必要があるため、回転角度の誤差は小さいことが好ましい。

【0172】

回転制御部材 5 では、第一のカム面 40 a が回転軸 J 1 から最も遠い位置にあるため、第一のカム面 40 a 上で第一の当接部材 3 d が移動する距離は、他のカム面と比べて大きくなる。このため、第一のカム面 40 a と第一の当接部材 3 d の接触位置が所望の位置からずれたときの第一の軸 X 周りのセンサ固定面 3 c の回転角度のずれ量は、第二のカム面 40 b と第二の当接部材 3 e の接触位置が所望の位置からずれたときの第二の軸 Y 周りのセンサ固定面 3 c の回転角度のずれ量よりも小さくなる。したがって、第一のカム面 40 a が回転軸 J 1 から最も遠い位置にあることで、センサ固定面 3 c の第一の軸 X 周りの回転角度の誤差を小さくすることができ、センサテーブル 3 の回転制御を高精度に行うことができる。

20

【0173】

また、圧脈波測定部 100 では、図 8 に示すように、第一の当接部材 3 d のみが第一のカム面 40 a と重なるようにセンサテーブル 3 が設計されている。この構成によれば、センサテーブル 3 の第一の当接部材 3 d 以外の部分と第一のカム面 40 a とが接触する心配がない。このため、図 8 に示す状態におけるセンサテーブル 3 のセンサ固定面 3 c の反対側の端面と、リングカム 40 のセンサテーブル 3 側の端面との距離を小さくすることができる。したがって、圧脈波測定部 100 の小型化が可能となる。

30

【0174】

また、圧脈波測定部 100 では、図 3 に示すように、センサ固定面 3 c に配置されるセンサ部 6 に含まれる素子列 60, 70 の圧力検出素子の並ぶ方向（方向 B）が、センサ固定面 3 c をセンサ固定面 3 c に垂直な方向から見た状態における第一の当接部材 3 d 及び回転軸 J 1 を結ぶ方向と実質的に一致している。

【0175】

ここで、第一の当接部材 3 d は、センサテーブル 3 の支持点である回転軸 J 1 から最も離れた位置にある作用点となる。このため、この支持点と作用点を結ぶ方向をセンサ部 6 の長手方向と一致させることで、センサテーブル 3 の姿勢を安定させることができ、センサテーブル 3 の回転制御を高精度に行うことができる。

40

【0176】

また、圧脈波測定部 100 は、リングカム 40 のカム面が回転軸 J を中心とする円の円周に沿って延びる構成である。この構成によれば、リングカム 40 の設計が容易となり、圧脈波測定部 100 の製造コストを低減することができる。

【0177】

また、圧脈波測定部 100 は、リングカム 40 に第三のカム面 40 c が設けられ、センサテーブル 3 に第三の当接部材 3 f が設けられた構成である。この構成によれば、3 つの当接部材とベース 48 とによってセンサテーブル 3 が支えられることとなる。このため、センサテーブル 3 の姿勢を安定させることができ、センサテーブル 3 の回転制御を高精度に行うことができる。

50

【 0 1 7 8 】

なお、リングカム 4 0 の第三のカム面 4 0 c とセンサテーブル 3 の第三の当接部材 3 f は省略可能である。これらを省略した場合でも、センサテーブル 3 は、2 つの当接部材とベース 4 8 によって支えられるため、センサテーブル 3 の姿勢を安定させることができる。

【 0 1 7 9 】

以下、圧脈波測定部 1 0 0 の変形例について説明する。

【 0 1 8 0 】

回転制御部材 5 は、リングカム 4 0 を回転させずに、センサテーブル 3 を回転させることで、センサ部 6 を第一の軸 X 及び第二の軸 Y の各々の周りに回転させる構成であってもよい。この構成にする場合は、センサテーブル 3 のセンサ固定面 3 c にセンサ部 6 は固定せずに、センサ部 6 の素子列 6 0 , 7 0 の伸びる方向が固定された状態で、センサ固定面 3 c の傾斜に追従してセンサ部 6 のセンサ面 6 b が傾斜するような機構を採用すればよい。

10

【 0 1 8 1 】

回転制御部材 5 は、リングカム 4 0 のセンサテーブル 3 側の反対側の端面を平面としてリングカム 4 0 を回転不能なものとし、この平面にセンサ部 6 が固定され、かつ、センサテーブル 3 がモータによって回転軸 J 1 を中心に回転可能にされた構成であってもよい。この構成にすることでも、センサテーブル 3 の回転によって、センサ部 6 を第一の軸 X 及び第二の軸 Y の各々の周りに回転させることができる。

20

【 0 1 8 2 】

回転制御部材 5 では、リングカム 4 0 を回転するためのモータとしては超音波モータ以外のものを用いてもよい。リングカム 4 0 はリング状であるため、リング型モータを用いることで、回転制御部材 5 の設計を容易にすることができる。

【 0 1 8 3 】

回転制御部材 5 は、第一のカム面 4 0 a と第一の当接部材 3 d との相対移動によって、センサ固定面 3 c が第二の軸 Y の周りに回転し、第二のカム面 4 0 b と第二の当接部材 3 e との相対移動によって、センサ固定面 3 c が第一の軸 X の周りに回転するよう、カム面が形成された構成であってもよい。また、リングカム 4 0 のカム面の形状は、円周方向に沿って延びる形状に限らず、センサ固定面 3 c の回転角度を所望の値に設定できるようなものであれば、どのような形状であってもよい。

30

【 0 1 8 4 】

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。

【 0 1 8 5 】

開示された圧脈波測定装置は、一方向に並ぶ複数の圧力検出素子を含む素子列が形成されたセンサ部と、生体の体表面に対して前記センサ部を押圧する押圧部と、前記押圧部の押圧方向に直交する 2 つの軸の各々の周りに前記センサ部を回転させる回転制御部材と、を備え、前記回転制御部材は、前記押圧方向を回転軸として相対的に回転する第一の部材及び第二の部材を含み、前記第一の部材と前記第二の部材は、それぞれ、前記第一の部材と前記第二の部材が相対的に回転することによる回転運動を、前記センサ部の前記 2 つの軸の各々の周りの回転運動に変換する運動変換機構を有するものである。

40

【 0 1 8 6 】

開示された圧脈波測定装置は、前記押圧部は、前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向が前記体表面の下の方脈の延びる方向と交差する状態で前記センサ部を前記体表面に押圧し、前記 2 つの軸は、前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向に延びる第一の軸と、前記方向と直交する方向に延びる第二の軸であるものを含む。

【 0 1 8 7 】

開示された圧脈波測定装置は、前記回転制御部材は、前記センサ部の前記第二の軸の周りの回転角度を複数の値の各々に固定した各状態で、前記センサ部の前記第一の軸の周りの回転角度を、前記センサ部が前記第一の軸の周りで回転可能な角度の範囲の端から端ま

50

で変化させるものである。

【0188】

開示された圧脈波測定装置は、前記第二の部材には、前記押圧方向の端面に第一のカム面及び第二のカム面が形成され、前記第一のカム面及び前記第二のカム面は、それぞれ、前記回転軸を中心とする円の円周に沿って延びており、前記第一のカム面は、前記第二のカム面よりも前記回転軸から遠い位置にあり、前記第一の部材には、前記第一のカム面に当接する第一の当接部材と、前記第二のカム面に当接する第二の当接部材とが形成され、前記第一のカム面、前記第二のカム面、前記第一の当接部材、及び、前記第二の当接部材により前記運動変換機構が構成され、前記回転制御部材は、前記第一の部材と前記第二の部材が相対的に回転することによる前記第一のカム面と前記第一の当接部材の相対移動によって、前記センサ部を前記第一の軸の周りに回転させ、前記第一の部材と前記第二の部材が相対的に回転することによる前記第二のカム面と前記第二の当接部材の相対移動によって、前記センサ部を前記第二の軸の周りに回転させるものである。

10

【0189】

開示された圧脈波測定装置は、前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、前記センサ部に含まれる前記素子列の前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向は、前記第一の部材の前記センサ部が固定された端面を当該端面に垂直な方向から見た状態における前記第一の当接部材及び前記回転軸を結ぶ方向と一致しているものである。

【0190】

開示された圧脈波測定装置は、前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、前記第一の部材は、前記センサ部が固定された端面に垂直な方向が前記押圧方向と一致する状態で前記垂直な方向から見た平面視において、前記第一の当接部材のみが前記第一のカム面と重なっているものである。

20

【0191】

開示された圧脈波測定装置は、前記第二の部材には、前記押圧方向の端面に第一のカム面及び第二のカム面が形成され、前記第一の部材には、前記第一のカム面に当接する第一の当接部材と、前記第二のカム面に当接する第二の当接部材とが形成され、前記第一のカム面、前記第二のカム面、前記第一の当接部材、及び、前記第二の当接部材により前記運動変換機構が構成されているものである。

【0192】

30

開示された圧脈波測定装置は、前記第一のカム面と前記第二のカム面は、それぞれ、前記回転軸を中心とする円の円周に沿って延びており、前記第一のカム面は、前記第二のカム面よりも前記回転軸から遠い位置にあるものである。

【0193】

開示された圧脈波測定装置は、前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、前記センサ部に含まれる前記素子列の前記複数の圧力検出素子の並ぶ方向は、前記第一の部材の前記センサ部が固定された端面を当該端面に垂直な方向から見た状態における前記第一の当接部材及び前記回転軸を結ぶ方向と一致しているものである。

【0194】

開示された圧脈波測定装置は、前記第一の部材の前記押圧方向の端面には前記センサ部が固定され、前記第一の部材は、前記センサ部が固定された端面に垂直な方向が前記押圧方向と一致する状態で前記垂直な方向から見た平面視において、前記第一の当接部材のみが前記第一のカム面と重なっているものである。

40

【0195】

開示された圧脈波測定装置は、前記第二の部材には、前記押圧方向の前記端面に第三のカム面が更に形成され、前記第一の部材には、前記第三のカム面に当接する第三の当接部材が更に形成され、前記第一のカム面、前記第二のカム面、前記第三のカム面、前記第一の当接部材、前記第二の当接部材、及び、前記第三の当接部材により前記運動変換機構が構成されているものである。

【0196】

50

開示された圧脈波測定装置は、前記センサ部は、前記一方向に直交する方向に並ぶ複数の前記素子列を有するものである。

【 0 1 9 7 】

開示された生体情報測定装置は、前記圧脈波測定装置と、前記センサ部の圧力検出素子により検出される圧脈波に基づいて生体情報を算出する生体情報算出部と、を備えるものである。

【産業上の利用可能性】

【 0 1 9 8 】

本発明によれば、生体部位に接触させて用いるセンサ部の生体部位との接触状態を柔軟に変更して圧脈波の測定精度を向上させることのできる圧脈波測定装置を提供することができる。

10

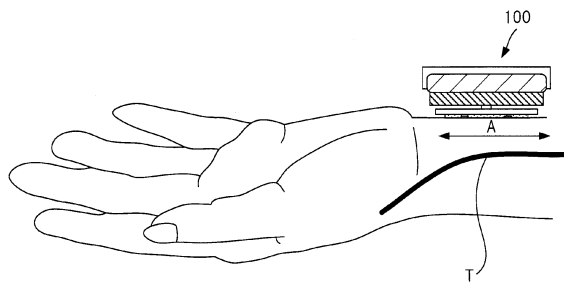
【符号の説明】

【 0 1 9 9 】

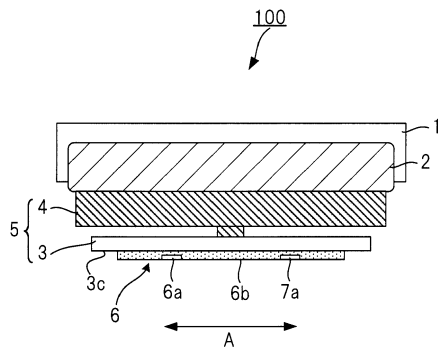
- 1 0 0 圧脈波測定部
- 5 回転制御部材
- 6 センサ部
- 6 0 , 7 0 素子列
- 3 センサテーブル
- 3 c センサ固定面
- 3 d 第一の当接部材
- 3 e 第二の当接部材
- 4 0 リングカム
- 4 0 a 第一のカム面
- 4 0 b 第二のカム面
- 4 6 超音波モータ
- 4 8 ベース

20

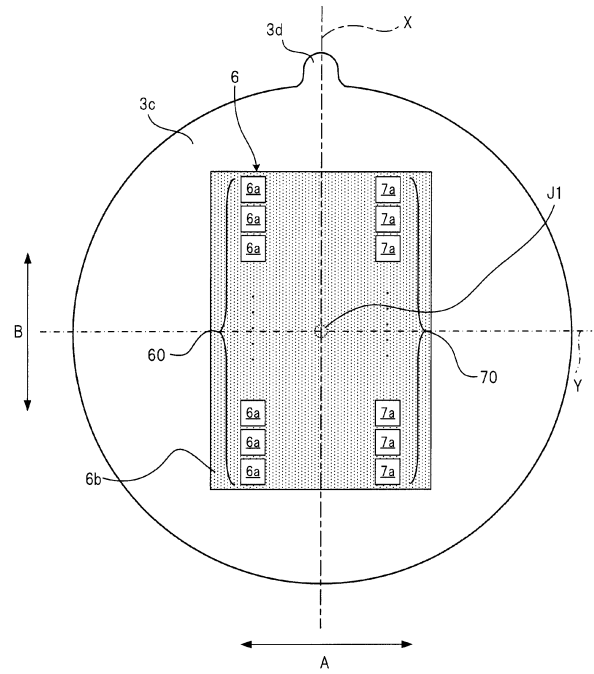
【図 1】



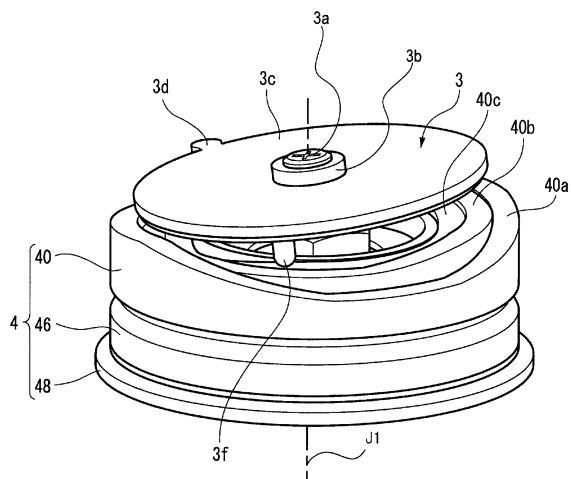
【図 2】



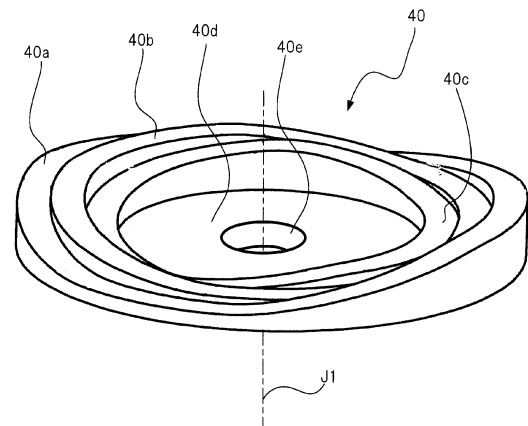
【図 3】



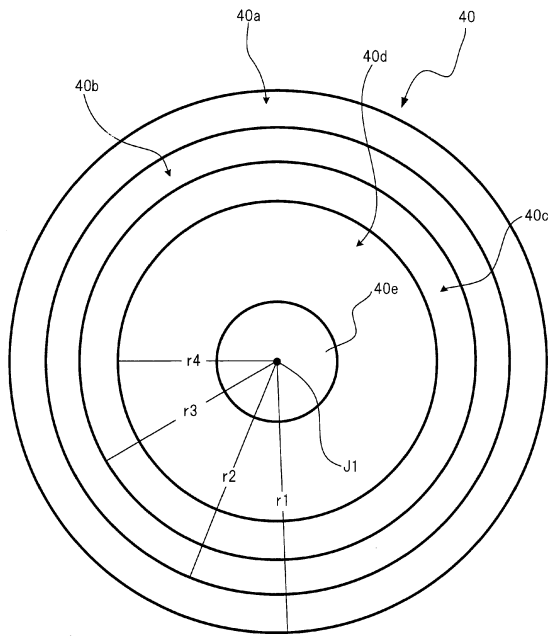
【図 4】



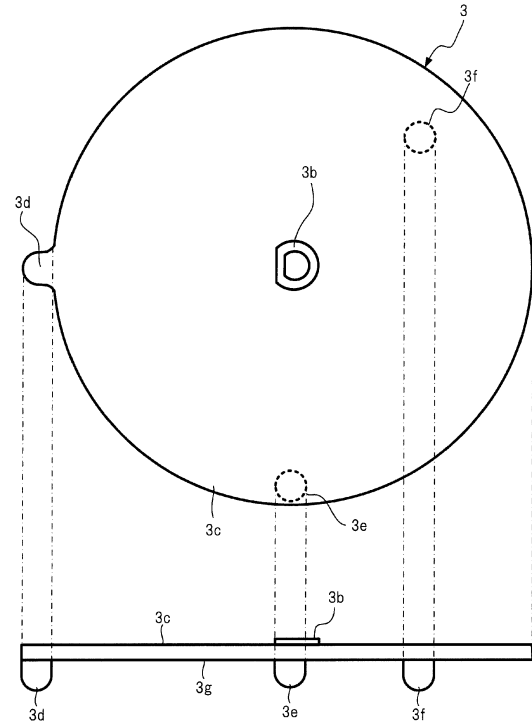
【図 5】



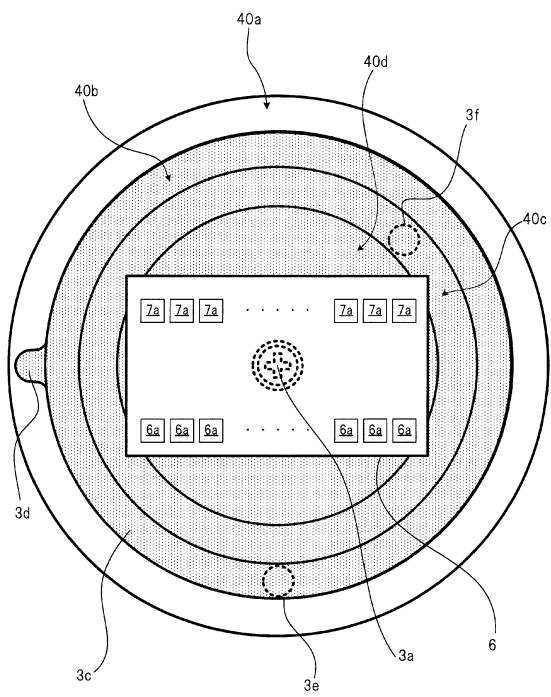
【図 6】



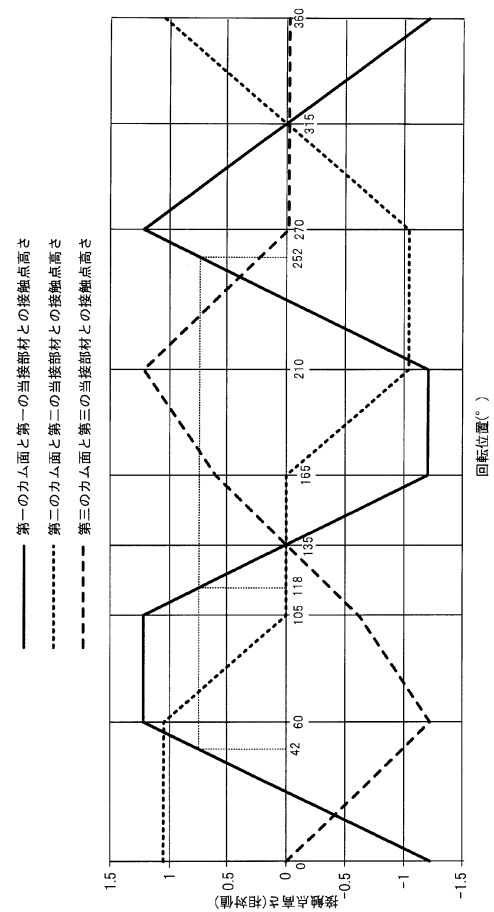
【図 7】



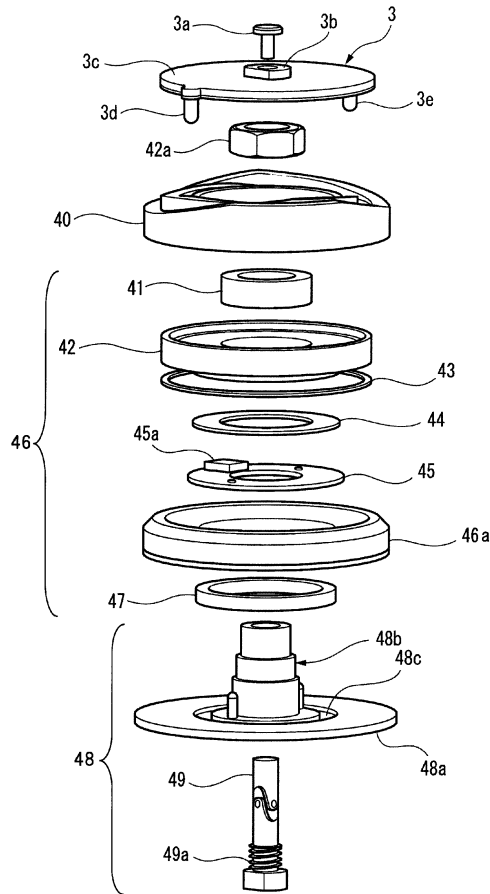
【図 8】



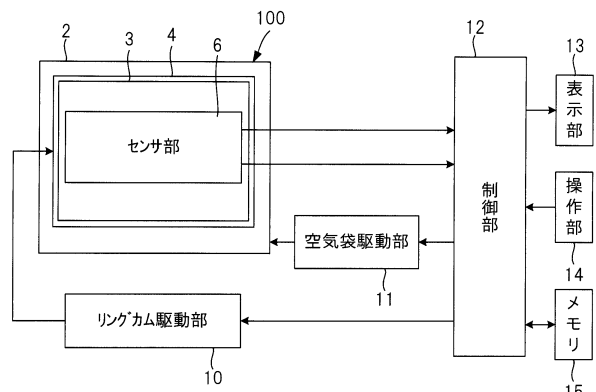
【図 9】



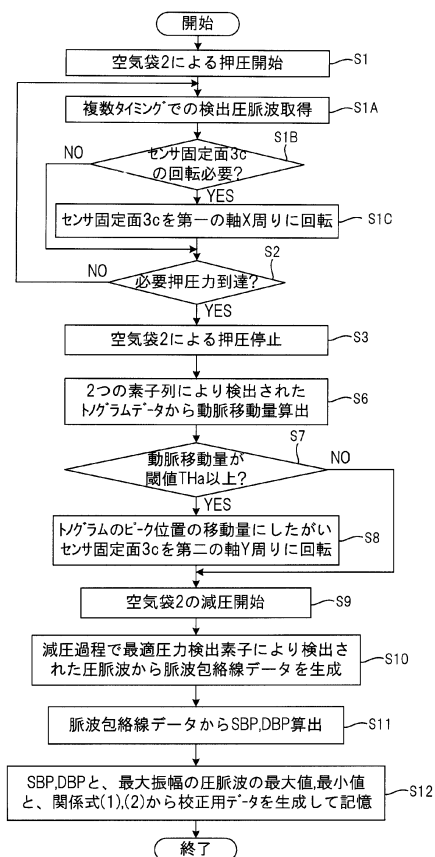
【図10】



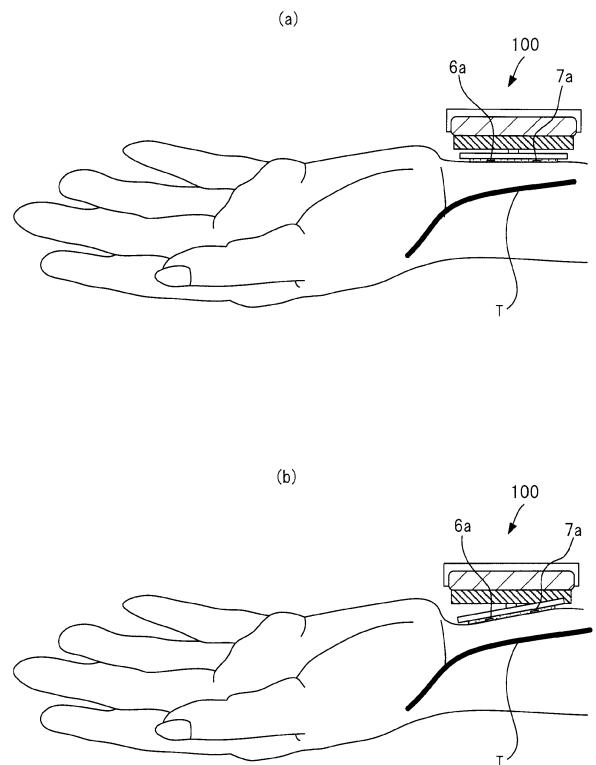
【図11】



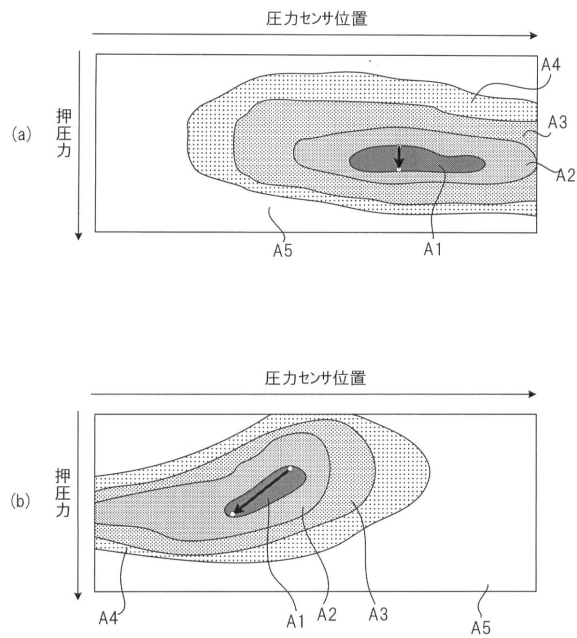
【図12】



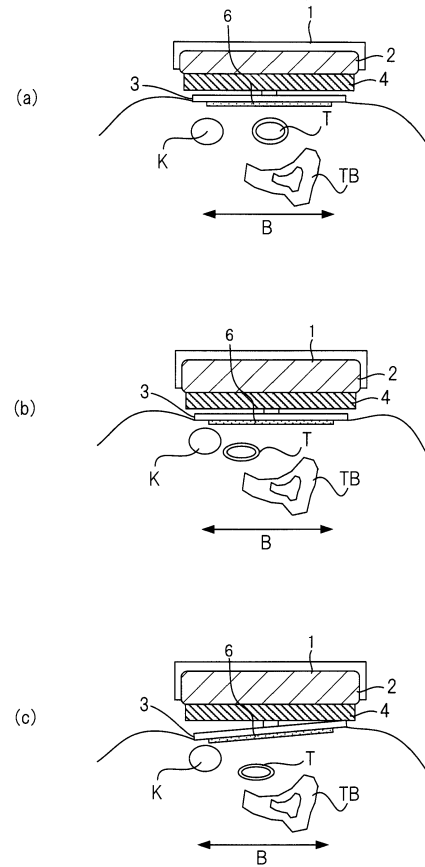
【図13】



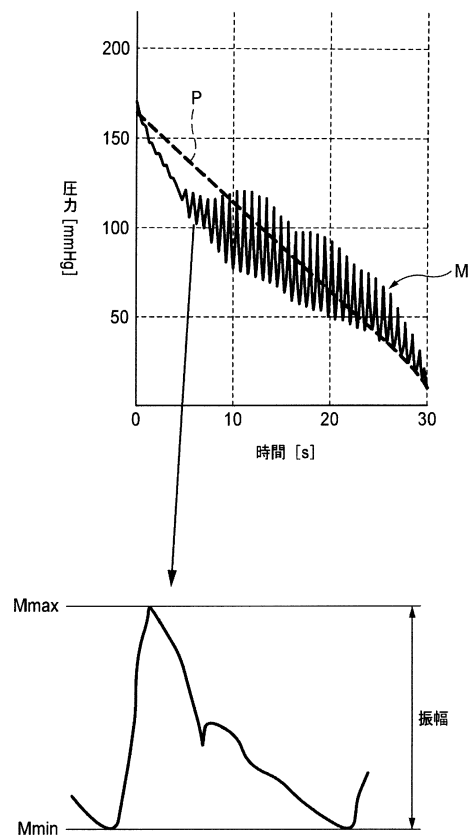
【図 14】



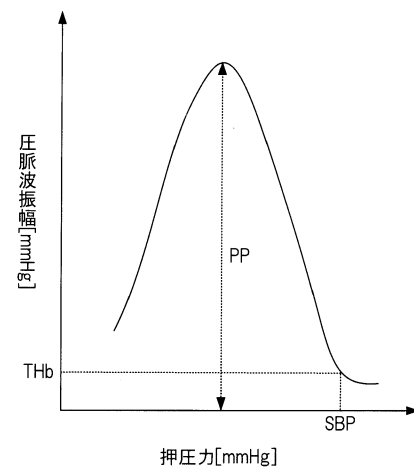
【図 15】



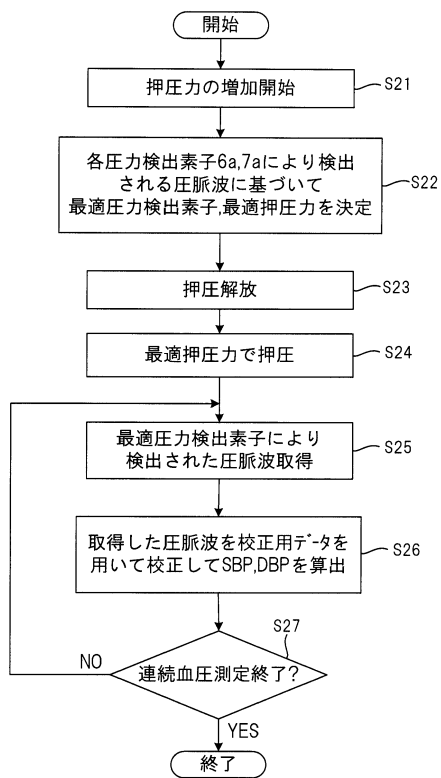
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

審査官 伊知地 和之

(56)参考文献 特開平 5 - 1 8 4 5 4 8 (J P , A)

実開平 5 - 2 0 7 0 9 (J P , U)

特開平 4 - 3 0 9 7 7 2 (J P , A)

特開平 1 - 2 8 8 2 2 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 2 - 5 / 0 3