

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6662164号  
(P6662164)

(45) 発行日 令和2年3月11日 (2020.3.11)

(24) 登録日 令和2年2月17日 (2020.2.17)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02 3 1 O P
A 6 1 B 5/0225 (2006.01)	A 6 1 B 5/0225 G
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/022 4 O O E

請求項の数 2 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2016-81392 (P2016-81392)	(73) 特許権者	503246015
(22) 出願日	平成28年4月14日 (2016.4.14)		オムロンヘルスケア株式会社
(65) 公開番号	特開2017-189467 (P2017-189467A)		京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地
(43) 公開日	平成29年10月19日 (2017.10.19)	(74) 代理人	110002505
審査請求日	平成31年3月1日 (2019.3.1)		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	北川 毅
			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	山下 新吾
			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
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 圧脈波検出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からなる素子列が前記一方向と交差する方向に複数配列された押圧面を有する押圧部材と、

前記一方向が生体の体表面下の動脈の伸びる方向と交差する状態で、前記押圧面を前記体表面に対し押圧する押圧機構と、

前記押圧機構による前記押圧面の押圧方向に直交する2つの軸であって前記一方向に伸びる第一の軸と前記一方向と直交する第二の軸の各々の周りに前記押圧面を回転するための回転駆動機構と、

前記押圧機構、前記回転駆動機構、及び、前記押圧部材を支持する支持部材と、

前記支持部材を内蔵した状態で被測定者の手首に装着される筐体と、

前記筐体内で前記支持部材を前記一方向に手動操作で移動させるための移動機構と、を備え、

前記移動機構は、

前記筐体の前記一方向及び前記押圧方向と直交する方向の端面のうち、前記筐体を手首に装着された状態で被測定者の中枢側にある端面に設けられた、前記一方向に延びるスリットと、

前記スリットを貫通する凸部を介して前記支持部材に固定され、前記支持部材の前記一方向への移動操作を可能にする固定部材と、を備える圧脈波検出装置。

【請求項 2】

10

20

請求項 1 記載の圧脈波検出装置と、  
前記圧脈波検出装置に含まれる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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、圧脈波検出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血圧、脈拍数、又は、心拍数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圧脈波の検出精度に影響する。そこで、下記特許文献 1～5 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。

10

【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、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、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。

20

【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】

30

特許文献 5 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の周り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

40

【特許文献 5】特開平 01 - 288228 号公報

【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、手動で接触状態を変化させたりするものである。このため、脈波の検出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, 4, 5 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

50

の位置を駆動するものであるため、脈波の検出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情報を用いて生体情報を測定する場合には、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, 4, 5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。

#### 【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圧力検出素子の生体部位との接触状態を柔軟に変更して圧脈波検出精度を向上させることのできる圧脈波検出装置とこれを備える生体情報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】

本発明の圧脈波検出装置は、一方向に並ぶ複数の圧力検出素子からなる素子列が前記一方向と交差する方向に複数配列された押圧面を有する押圧部材と、前記一方向が生体の体表面下の動脈の伸びる方向と交差する状態で、前記押圧面を前記体表面に対し押圧する押圧機構と、前記押圧機構による前記押圧面の押圧方向に直交する2つの軸であって前記一方向に伸びる第一の軸と前記一方向と直交する第二の軸の各々の周りに前記押圧面を回転するための回転駆動機構と、前記押圧機構、前記回転駆動機構、及び、前記押圧部材を支持する支持部材と、前記支持部材を内蔵した状態で被測定者の手首に装着される筐体と、前記筐体内で前記支持部材を前記一方向に手動操作で移動させるための移動機構と、を備え、前記移動機構は、前記筐体の前記一方向及び前記押圧方向と直交する方向の端面のうち、前記筐体が手首に装着された状態で被測定者の中枢側にある端面に設けられた、前記一方向に延びるスリットと、前記スリットを貫通する凸部を介して前記支持部材に固定され、前記支持部材の前記一方向への移動操作を可能にする固定部材と、を備えるものである。

#### 【0013】

本発明の生体情報測定装置は、上記圧脈波検出装置と、上記圧脈波検出装置に含まれる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圧力検出素子の生体部位との接触状態を柔軟に変更して圧脈波検出精度を向上させることのできる圧脈波検出装置とこれを備え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】

【図1】本発明の一実施形態を説明するための生体情報測定装置200の概略構成を示す側面図である。

【図2】図1に示す生体情報測定装置200が手首に装着された状態を掌側から見た図である。

【図3】図1に示す生体情報測定装置200が手首に装着された状態を手の甲側から見た図である。

【図4】図1に示す生体情報測定装置200が手首に装着された状態における圧脈波検出部100の概略構成を示す断面模式図である。

【図5】図4に示す圧脈波検出部100の拡大図である。

【図6】図4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状態での断面模式図である。

【図7】図4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8】図1に示す筐体101の圧脈波検出部100が内蔵される部分付近の展開図を模式的に示した図である。

10

20

30

40

50

【図 9】図 8 に示した I X - I X 線の断面模式図である。

【図 10】図 1 に示す生体情報測定装置 200 のブロック構成を示す図である。

【図 11】図 1 に示す生体情報測定装置 200 の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 12】図 1 に示す生体情報測定装置 200 の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】図 1 に示す生体情報測定装置 200 において 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】図 1 に示す生体情報測定装置 200 のセンサ部 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。

10

【図 15】図 1 に示す生体情報測定装置 200 の圧脈波検出部 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 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】図 1 に示す生体情報測定装置 200 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 19】図 1 に示す生体情報測定装置 200 の変形例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

20

【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を説明するための生体情報測定装置 200 の概略構成を示す側面図である。図 1 に示す生体情報測定装置 200 は、橈骨動脈が存在する被測定者の手首に装着して用いられる手首装着型の生体情報測定装置である。生体情報測定装置 200 は、動脈が体表面下に存在する生体部位に装着して用いるものであればよく、手首装着型に限定されるものではない。

【0018】

生体情報測定装置 200 は、筐体 101 及び筐体 102 と、筐体 101 と筐体 102 を連結するヒンジ部 103 とから構成される本体部と、本体部を手首に固定するためのベルト 106 と、を備える。ヒンジ部 103 により、筐体 102 は筐体 101 に対して回動自在に連結されている。

30

【0019】

筐体 101, 102 の内周面は手首 H の外形に沿った形状となっている。筐体 101 のヒンジ部 103 側とは反対側の端部が、筐体 102 に最も近付けられた状態で、筐体 101 と筐体 102 の間には、被測定者の手首 H が挿入可能な空間 K a が形成される。

【0020】

空間 K a に手首 H が挿入された状態で、筐体 101 の一端と筐体 102 の一端がベルト 106 によって固定されることにより、生体情報測定装置 200 は手首 H に固定（装着）される。なお、筐体 101 と筐体 102 はヒンジ部 103 を介さずに一体化されたものであってもよい。

40

【0021】

筐体 101 は、生体情報測定装置 200 が手首 H に装着された状態で手首 H と対向する位置に設けられる圧脈波検出部 100 と、該状態において外周面に設けられる表示部 13 と、を備える。筐体 101 と圧脈波検出部 100 とにより、圧脈波検出装置が構成される。

【0022】

図 2 は、生体情報測定装置 200 が被測定者の左手首に装着された状態を掌側から見た図である。図 2 に示すように、筐体 101 の外周面には表示部 13 が設けられており、掌

50

側から表示部 13 を視認可能である。図 3 は、生体情報測定装置 200 が被測定者の左手首に装着された状態を手の甲側から見た図である。

【0023】

図 4 は、図 2, 3 に示す生体情報測定装置 200 の手首装着状態における圧脈波検出部 100 の構成を示す断面模式図である。図 4 では、生体情報測定装置 200 のうち圧脈波検出部 100 のみを図示している。

【0024】

図 5 は、図 4 に示す圧脈波検出部 100 の拡大図である。図 6 は、図 4 に示す装着状態での圧脈波検出部 100 を被測定者の指先側から見た状態での断面模式図である。図 7 は、図 4 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 4 ~ 図 7 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。

10

【0025】

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 に固定された平板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 5 a 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、筐体 1、空気袋 2、平板部 3、2 軸回転機構 5 a、回動部 5、及び、センサ部 6 を収容する収容部 4 と、備える。

【0026】

筐体 1、空気袋 2、平板部 3、及び、回動部 5 は、生体情報測定装置 200 が手首に装着された状態で、センサ部 6 の押圧面 6 b を生体部位（手首）の体表面に対して押圧する押圧機構を構成する。押圧機構は、センサ部 6 の押圧面 6 b 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。

20

【0027】

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。

【0028】

図 4 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 が被測定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。

30

【0029】

図 7 に示すように、センサ部 6 は、図 4 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 7 の例では直交）する方向 B に並ぶ複数個の圧力検出素子 6 a からなる素子列 6 0 と、方向 B に並ぶ複数個の圧力検出素子 7 a からなる素子列 7 0 とを有する。素子列 6 0 と素子列 7 0 は方向 A に並べられている。

【0030】

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 とがペアを構成し、センサ部 6 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。圧力検出素子 6 a と圧力検出素子 7 a は、それぞれ、例えば、歪ゲージ抵抗式、半導体ピエゾ抵抗式、又は、静電容量式等の素子が用いられる。

40

【0031】

素子列 6 0 と素子列 7 0 に含まれる各圧力検出素子は同一平面上に形成されており、この平面が樹脂等の保護部材によって保護されている。各圧力検出素子が形成された平面と、この平面を保護する保護部材の表面とは平行になっており、この保護部材の表面が押圧面 6 b を構成する。

【0032】

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

50

力振動波、すなわち圧脈波を検出する。圧力検出素子 6 a ( 7 a ) から出力される圧力信号は、物との接触によって生じる直流成分と、圧力振動波によって生じる交流成分を含み、このうちの交流成分が圧脈波の信号となる。

【 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配置されるように充分小さくされている。各素子列 5 6 0 , 7 0 の長さは、橈骨動脈 T の径寸法より必要かつ充分に大きくされている。このように構成されたセンサ部 6 は、押圧部材を構成する。

【 0 0 3 4 】

図 7 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。2 軸回転機構 5 a 及び回動部 5 は、回転駆動機構を構成する。

10

【 0 0 3 5 】

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 1 0 によって回転駆動される。

【 0 0 3 6 】

回転軸 Y は、押圧面 6 b に形成された複数の圧力検出素子 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 7 の平面視において、素子列 6 0 と素子列 7 0 との間 ( 図 7 の例では中間 ) に設定されている。

20

【 0 0 3 7 】

回転軸 X は、押圧面 6 b に形成された複数の圧力検出素子 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 7 の例では、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。

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

圧脈波検出部 1 0 0 の収容部 4 は、筐体 1 0 1 に内蔵されており、筐体 1 0 1 によって方向 B に移動可能に支持されている。収容部 4 は、例えばコップ状の部材で構成され、この部材の中空部に、筐体 1、空気袋 2、平板部 3、2 軸回転機構 5 a、回動部 5、及び、センサ部 6 が収容される。具体的には、収容部 4 は、中空部において筐体 1 を支持している。これにより、収容部 4 の移動に伴って、筐体 1 とこれに固定された空気袋 2、平板部 3、2 軸回転機構 5 a、回動部 5、及び、センサ部 6 が移動する。

30

【 0 0 4 0 】

収容部 4 は、これが方向 B に移動することで、筐体 1、空気袋 2、平板部 3、及び、回動部 5 により構成される押圧機構と、2 軸回転機構 5 a 及び回動部 5 により構成される回転駆動機構と、センサ部 6 と、が一体となって方向 B に移動できるように、押圧機構、回転駆動機構、及び、センサ部 6 を支持する支持部材であればよい。例えば、収容部 4 は、筐体 1 を支持する平板状の部材によって、押圧機構、回転駆動機構、及び、センサ部 6 を一体的に支持する構成であってもよい。

40

【 0 0 4 1 】

図 8 は、図 1 に示す筐体 1 0 1 の収容部 4 が内蔵される部分の展開図を模式的に示した図である。

【 0 0 4 2 】

図 8 ( a ) は、生体情報測定装置 2 0 0 を手首に装着した状態で筐体 1 0 1 を被測定者の抹消側 ( 指先側 ) から見た側面図である。図 8 ( b ) は、生体情報測定装置 2 0 0 を手首に装着した状態で筐体 1 0 1 を押圧方向から見た上面図である。図 8 ( c ) は、生体情報測定装置 2 0 0 を手首に装着した状態で筐体 1 0 1 を被測定者の中枢側 ( 肘側 ) から見

50

た側面図である。図9は、図8に示すI X - I X線断面模式図である。

【0043】

図8に示すように、筐体101の方向Aにおける端面のうち、生体情報測定装置200を手首に装着した状態で被測定者の中枢側（肘側）にある端面（以下、中枢側端面という）には、収容部4に固定された固定部材101Aが設けられている。固定部材101Aの表面には、凸部101Bが設けられている。

【0044】

筐体101の中枢側端面には、方向Bに伸びるスリット101Cが形成されている。固定部材101Aの裏面には、図8（b）に示すように、スリット101Cを貫通する凸部101Dが形成されており、この凸部101Dが収容部4に固定されている。これにより、固定部材101Aは、スリット101Cを介して、方向Bに移動自在となっている。

【0045】

図9に示すように、収容部4の方向Aにおける端面のうち、生体情報測定装置200が手首に装着された状態で被測定者の末梢側にある端面には、板バネ100bが固定されている。板バネ100bにはスライド部材100aが固定されている。スライド部材100aは、押圧方向（方向A及び方向Bに直交する方向）に長手の三角柱状の凸部を有する部材である。

【0046】

筐体101には、スライド部材100aの凸部が係合可能な凹部を図9の例では7つ有するスライドレール101aが形成されている。スライド部材100aは、板バネ100bによってスライドレール101aに向けて付勢されている。なお、図9（a）では、説明のために、スライド部材100aとスライドレール101aの間に隙間がある状態を図示している。

【0047】

図9（a）に示す状態から、被測定者が凸部101Bに指をかけ、固定部材101Aに対して図9中の右方向に力を加えると、スライド部材100aの凸部は、スライドレール101aの凹部の斜面に沿って右方向に移動し、隣の凹部と係合する。この状態では、スライド部材100aの凸部は、板バネ100bによってスライドレール101aの凹部に付勢されて、図9（b）に示す状態となる。

【0048】

スライドレール101aの隣接する2つの凹部の間隔（凹部の底部同士の距離）は例えば1mm程度に設計される。これにより、収容部4は、図9（a）に示す位置を基準位置として、この基準位置から方向Bの一方の方向に1mmずつ計3mm動かすことができ、この基準位置から方向Bの他方の方向に1mmずつ計3mm動かすことができる。

【0049】

なお、収容部4を移動させる際の最小単位として1mmは一例であり、これに限定されるものではない。また、収容部4を移動させることのできる距離は上記の例では6mmであるが、この数値も一例であり、これに限定されるものではない。

【0050】

このように、スライドレール101a、スライド部材100a、板バネ100b、固定部材101A、及び、凸部101Bによって、収容部4を筐体101内で方向Bに移動するための移動機構が構成される。なお、筐体101内で収容部4を方向Bに移動させる機構としては、図8及び図9に示したものに限らず、周知の機構を採用することができる。

【0051】

図10は、図1に示す生体情報測定装置200のブロック構成を示す図である。

【0052】

生体情報測定装置200は、圧脈波検出部100と、回転駆動部10と、空気袋駆動部11と、装置全体を統括制御する制御部12と、表示部13と、操作部14と、メモリ15と、を備える。

【0053】

回転駆動部 10 は、圧脈波検出部 100 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 10 は、制御部 12 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。

【0054】

空気袋駆動部 11 は、制御部 12 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。

【0055】

表示部 13 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、例えば液晶表示素子、有機電界発光表示素子、又は、電子ペーパー等により構成される。

10

【0056】

操作部 14 は、制御部 12 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。

【0057】

メモリ 15 は、制御部 12 に所定の動作をさせるためのプログラム及び各種データを記憶する 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。

【0058】

制御部 12 は、メモリ 15 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、生体情報算出部、回転制御部、校正用データ生成部、及び、表示制御部として機能する。

20

【0059】

押圧制御部は、空気袋駆動部 11 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。

【0060】

生体情報算出部は、押圧面 6 b を橈骨動脈 T に押圧した状態で、押圧面 6 b に形成された圧力検出素子 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。

【0061】

30

具体的には、生体情報算出部は、空気袋駆動部 11 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検出素子 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。

【0062】

校正データ生成部は、生体情報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。

【0063】

回転制御部は、空気袋駆動部 11 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検出素子 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 10 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 10 を制御して押圧面 6 b を回転させる。

40

【0064】

生体情報算出部は、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、圧力検出素子 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、1 拍毎に橈骨動脈 T 内の第二の血圧値を算出する。

【0065】

表示制御部は、表示部 13 の表示制御を行う。

【0066】

以下、本実施形態の生体情報測定装置 200 の動作について説明する。本実施形態の生

50



体情報測定装置 200 は、心臓の拍動の 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フラッシュメモリに記憶し、測定した血圧を表示部 13 に表示する連続血圧測定モードを有する。

【0067】

図 11 及び図 12 は、生体情報測定装置 200 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。

【0068】

なお、圧脈波検出部 100 の回動部 5 は、血圧測定の開始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。

10

【0069】

操作部 14 に含まれる測定開始ボタンが押されて、血圧測定の開始指示がなされると (ステップ S1: YES)、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 による手首への押圧力を増加させる (ステップ S2)。血圧測定の開始指示がなされていない場合には、制御部 12 は、血圧測定の開始指示がなされるのを待機する。

【0070】

ステップ S2 の処理の後、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すると、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する。制御部 12 は、この状態で素子列 60 の各圧力検出素子 6a により検出された圧力信号と、素子列 70 の各圧力検出素子 7a により検出された圧力信号とに基づいて、素子列 60 と素子列 70 のいずれか一方に対する橈骨動脈 T の位置が最適であるか否かを判定する (ステップ S3)。

20

【0071】

任意の素子列に対する橈骨動脈 T の位置が最適であるとは、この素子列の方向 B の中央付近の下方に橈骨動脈 T が存在することを言う。

【0072】

例えば、圧力検出素子が方向 B に 46 個配列された素子列を考える。この場合は、46 個の圧力検出素子のうち、両端から数えてそれぞれ 9 番目の 2 つの圧力検出素子の間にあ

30

【0073】

具体的には、制御部 12 は、圧力信号のうちの交流成分の振幅値が閾値以上となる圧力検出素子を、橈骨動脈 T 上方に位置する圧力検出素子として判定する。そして、制御部 12 は、素子列 60 に含まれる圧力検出素子 6a のうち、橈骨動脈 T 上方に位置すると判定した圧力検出素子 6a の位置が、素子列 60 に対して予め設定されている中央付近の範囲内に全て入る場合に、素子列 60 に対する橈骨動脈 T の位置が最適であると判定する。同様に、制御部 12 は、素子列 70 に含まれる圧力検出素子 7a のうち、橈骨動脈 T 上方に位置すると判定した圧力検出素子 7a の位置が、素子列 70 に対して予め設定されている

40

【0074】

制御部 12 は、素子列 60 と素子列 70 の各々に対する橈骨動脈 T の位置が最適ではないと判定した場合 (ステップ S4: NO) には、空気袋駆動部 11 を制御して空気袋 2 内の空気を排出させ、初期状態に戻す (ステップ S5)。そして、制御部 12 は、収容部 4 を方向 B に移動させることを指示する情報を表示部 13 に表示させて、収容部 4 の移動を被測定者に対して指示する (ステップ S6)。制御部 12 は、ステップ S6 の後はステップ S1 に処理を戻す。

【0075】

50

ステップS 6 の処理により、例えば「動脈を正確に検出できません。センサユニットを移動させてから、再度、測定開始ボタンを押してください」といったメッセージが表示部 1 3 に表示される。この表示を見た被測定者は、図 8 ( c ) に示した凸部 1 0 1 B 及び固定部材 1 0 1 A を左右のどちらかに最小単位 ( 上記の例では 1 mm ) 分、移動させる。

【 0 0 7 6 】

その後、被測定者が測定開始ボタンを押してステップ S 1 の判定が Y E S になると、ステップ S 2 ~ ステップ S 4 の処理が再び行われる。制御部 1 2 は、ステップ S 4 において、素子列 6 0 と素子列 7 0 のいずれか一方に対する橈骨動脈 T の位置が最適であると判定した場合 ( ステップ S 4 : Y E S ) には、空気袋駆動部 1 1 を制御して空気袋 2 の空気を排気した後、再び空気袋 2 への空気の注入を開始し、押圧面 6 b による手首への押圧力を増加させる ( ステップ S 7 ) 。

10

【 0 0 7 7 】

ステップ S 7 で開始された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群 ( 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群 ( 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の圧脈波情報 I 2 を取得する ( ステップ S 8 ) 。

【 0 0 7 8 】

20

制御部 1 2 は、ステップ S 8 で取得した複数の圧脈波情報 I 1 のうち、時刻 t 1 に検出された圧脈波情報 I 1 に含まれ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 に含まれ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 8 で取得した複数の圧脈波情報 I 2 のうち、時刻 t 1 に検出された圧脈波情報 I 2 に含まれ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 に含まれ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 0 7 9 】

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、回転駆動部 1 0 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 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、回動部 5 を回転させるか否かを判定する ( ステップ S 9 ) 。

30

【 0 0 8 0 】

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、回動部 5 の回転は必要と判定する。

【 0 0 8 1 】

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、回動部 5 の回転は必要と判定する。

40

【 0 0 8 2 】

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 から高精度に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、回動部 5 の回転は不要と判定する。

【 0 0 8 3 】

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 6 0 , 7 0 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

50

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、回動部 5 の回転は不要と判定する。

【0084】

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。

【0085】

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。

10

【0086】

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 の状態では、 $6A$  と  $7A$  の比である ( $6A/7A$ ) は “1” よりも大きくなる。この状態では、素子列 60 を橈骨動脈 T に近づければ、( $6A/7A$ ) は 1 に近づく。

【0087】

そこで、制御部 12 は、ステップ S9 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 S10)。

20

【0088】

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。

【0089】

また、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、素子列 60 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 13 において反時計回りに設定する。

【0090】

制御部 12 は、平均値  $7A$  が大きい場合には、素子列 70 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 13 において時計回りに設定する。

30

【0091】

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 13 (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でき、橈骨動脈 T を広い範囲にわたって均等に圧縮した状態を得ることができる。

【0092】

制御部 12 は、ステップ S10 の後と、ステップ S9 において回動部 5 の回転が不要と判定した場合には、ステップ S11 に処理を移行する。ステップ S11 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 S11: 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 S12)。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 S8 に処理を戻す。

40

【0093】

ステップ S12 の後、制御部 12 は、ステップ S7 ~ ステップ S12 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、その各圧力検出素子 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。

【0094】

50

制御部 12 は、素子列 60 に対して生成したトノグラムを、この素子列 60 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。

【0095】

同様に、制御部 12 は、素子列 70 に対して生成したトノグラムを、この素子列 70 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。

【0096】

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 S13）。

10

【0097】

図 14 (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 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 14 (a), (b) において、横軸は各圧力検出素子 6a の方向 B での位置を示し、縦軸は押圧力を示す。

【0098】

図 14 (a), (b) では、各位置にある圧力検出素子 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。

【0099】

20

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。

【0100】

図 14 (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検出素子 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 14 (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検出素子 6a の位置が左にずれていく例を示している。

30

【0101】

図 15 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 15 において、符号 TB は橈骨を示し、符号 K は腱を示す。

【0102】

図 15 (a) に示すようにセンサ部 6 を手首に押圧していくと、図 15 (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。

【0103】

図 15 (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 14 (b) のようになる。つまり、閾値 TH1 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 6a の位置と、閾値 TH1 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 6a の位置とには大きなずれが生じることになる。

40

【0104】

図 14 (a) の例では、閾値 TH1 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 6a の位置と、閾値 TH1 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 6a 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。

【0105】

50

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 15 (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。

【0106】

そこで、制御部 12 は、押圧力とトノグラムの関係を示す図 14 のデータから、閾値 TH1 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 6a の位置と、閾値 TH1 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 6a 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 S13 にて算出し、算出した差が閾値 THa 以上か否かを判定する（ステップ S14

10

【0107】

なお、制御部 12 は、素子列 70 に対して生成したトノグラムと押圧力の関係を示すデータに基づいて、橈骨動脈 T の方向 B への移動量を算出し、算出した移動量を閾値 THa と比較してもよい。

【0108】

上記の移動量が閾値 THa 以上であれば（ステップ S14：YES）、制御部 12 は、ステップ S15 において図 14 (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 THa 未満であれば（ステップ S14：NO）、ステップ S16 の処理が行われる。

20

【0109】

メモリ 15 には、図 14 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。

【0110】

そして、制御部 12 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 15 から取得し、取得した情報を回転駆動部 10 に送信する。そして、回転駆動部 10 は、受信した情報にしたがって、図 15 (c) に示したように回動部 5 を回転させる（ステップ S15）。

【0111】

ステップ S15 に続くステップ S16 では、制御部 12 が、空気袋駆動部 11 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。

30

【0112】

制御部 12 は、ステップ S16 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、全ての圧力検出素子 6a, 7a の中から最適圧力検出素子を決定する。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検出素子を最適圧力検出素子として決定する。

【0113】

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。

40

【0114】

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。

【0115】

そして、制御部 12 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 S17）。

50

## 【 0 1 1 6 】

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 1 7 】

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図示している。

## 【 0 1 1 8 】

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 1 9 】

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 7 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 2 0 】

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 S B P と D B P を算出する（ステップ S 1 8）。

## 【 0 1 2 1 】

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  $T_{Hb}$  を初めて超えた時点での押圧力を S B P 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 S B P として決定する。

## 【 0 1 2 2 】

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（P P）とし、求めた S B P 及び P P と、 $S B P - D B P = P P$  の関係式により、D B P を算出する。

## 【 0 1 2 3 】

ステップ S 1 8 の後、制御部 1 2 は、ステップ S 1 6 以降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 8 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 9）。

## 【 0 1 2 4 】

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 2 5 】

制御部 1 2 は、式（1）と式（2）に、ステップ S 1 8 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。

## 【0126】

図18は、本実施形態の生体情報測定装置200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。

## 【0127】

連続血圧測定モードが設定され、血圧測定の開始指示がされると、まず、図11及び図12に示したステップS1～ステップS16と同じ処理が行われる(ステップS20)。その後、押圧力が最小値に達すると、制御部12は、空気袋駆動部11を制御し、空気袋2の内圧を上昇させて、押圧面6bによる手首への押圧力を増加させる(ステップS21)。

## 【0128】

次に、制御部12は、各圧力検出素子6a, 7a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12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S22)。

## 【0129】

次に、制御部12は、空気袋2の内圧を解放して初期状態に戻し(ステップS23)、その後、空気袋2の内圧をステップS22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S24)。

## 【0130】

次に、制御部12は、最適押圧力で押圧面6bが手首に押圧された状態で、ステップS22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S25)。

## 【0131】

そして、制御部12は、取得した1つの圧脈波を、図12のステップS19で生成した校正用データを用いて校正して、第二の血圧値であるSBP及びDBPを算出し、算出したSBP及びDBPを表示部13に表示させる(ステップS26)。

## 【0132】

具体的には、制御部12は、ステップS25で取得した圧脈波の最大値 $M_{max}$ と、ステップS19で算出した係数 $a, b$ を上述した式(1)に代入してSBPを算出し、ステップS25で取得した圧脈波の最小値 $M_{min}$ と、ステップS19で算出した係数 $a, b$ を上述した式(2)に代入してDBPを算出する。制御部12は、連続血圧測定の終了指示があれば(ステップS27: YES)処理を終了し、終了指示がなければ(ステップS27: NO)、ステップS25に処理を戻す。

## 【0133】

以上のように、生体情報測定装置200によれば、押圧面6bが、回転軸Xと回転軸Yの各々周りに回転可能に構成されているため、センサ部6の生体部位との接触状態を柔軟に変更して圧脈波の検出精度を向上させることができる。

## 【0134】

また、生体情報測定装置200によれば、素子列60又は素子列70に対する橈骨動脈Tの位置が最適な状態で、図11のステップS7以降の処理を行うことができる。このため、多くの圧力検出素子によって橈骨動脈Tから圧脈波を検出することができる状態でステップS8以降の処理を行うことができ、図11のステップS9における回転の要否判定、図11のステップS10における回動部5の回転軸Y周りの回転制御、図12のステップS13における動脈移動量の算出、及び、図12のステップS15における回動部5の回転軸X周りの回転制御の各処理を高い精度で行うことができる。この結果、正確な校正用データ及び血圧情報の算出が可能となる。

## 【0135】

また、生体情報測定装置200によれば、生体情報測定装置200を手首に装着した状態で、筐体101の被測定者の中枢側端面に固定部材101Aが配置される。このため、被測定者は、生体情報測定装置200を装着していない右手によって筐体101の方向A

10

20

30

40

50

の両端面を把持しながら、親指によって、この固定部材 101A に容易に力を加えることができ、収容部 4 を移動させる際の操作性が向上する。

【0136】

なお、図 8 (c) に示したスリット 101C が筐体 101 の上面 (図 8 (b) に示した面) に形成され、このスリット 101C を貫通して収容部 4 と固定される固定部材が該上面に設けられた構成であってもよい。この構成によれば、固定部材の目視が容易となり、収容部 4 を移動させる際の操作性が向上する。

【0137】

なお、生体情報測定装置 200 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 SBP 及び DBP を含む血圧情報を算出するものとしたが、この血圧情報の代わり、脈拍数又は心拍数等の生体情報を算出し、記憶してもよい。

10

【0138】

また、収容部 4 を移動させる移動機構は、固定部材 101A を手で移動させる手動操作によって収容部 4 を方向 B に移動させるもの (収容部 4 を、駆動源を用いることなく移動させる機構) であるが、これに限らない。

【0139】

例えば、筐体 101 内部に収容部 4 を駆動するアクチュエータを追加して、制御部 12 がこのアクチュエータを介して、収容部 4 を方向 B に移動させる構成であってもよい。収容部 4 を手動で移動させる構成によれば、生体情報測定装置 200 の機構を簡素化することができ、生体情報測定装置 200 の製造コストを削減することができる。

20

【0140】

圧脈波検出部 100 は、1 つの押圧面に素子列 60 と素子列 70 が形成される構成としたが、押圧面を分割し、各分割面に素子列が形成された構成であってもよい。

【0141】

押圧面を分割する構成によれば、圧脈波検出部 100 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 7 の構成では、押圧力を均等に動脈に伝えやすくなり、圧脈波の測定精度向上が期待できる。

【0142】

図 7 の例では、回転軸 Y が、素子列 60 と素子列 70 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、素子列 60 と素子列 70 よりも外側に設定されていてもよい。

30

【0143】

具体的には、図 7 において、素子列 60 よりも左側に回転軸 Y があってもよい。または、図 7 において、素子列 70 よりも右側に回転軸 Y があってもよい。

【0144】

同様に、図 7 の例では、回転軸 X が、2 つの素子列の各々を半分に分ける位置にあるが、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。

【0145】

以上の説明では、押圧面 6b に形成される素子列が 2 つであるものとしたが、押圧面 6b に形成される素子列は 3 つ以上であってもよい。3 つ以上の素子列を用いることで、押圧面 6b の回転軸 X 及び回転軸 Y の各々の周りの回転の要否と、その回転量の決定をより高精度に行うことができ、生体情報を高精度に算出することができる。

40

【0146】

図 11 及び図 12 で説明した押圧面 6b の回転軸 X 及び回転軸 Y の各々の周りの回転の要否の判定方法と、回転させる際の回転量及び回転方向の決定方法は一例であり、上述した方法以外の方法を採用してもよい。

【0147】

図 8 及び図 9 に示した移動機構は、固定部材 101A を方向 B にスライドさせることで

50



、収容部 4 が方向 B に移動する構成である。

【 0 1 4 8 】

この移動機構の変形例として、筐体 1 0 1 の外周面に回転自在の部材を有し、この部材を回転させることで、収容部 4 を方向 B に移動させる機構を採用してもよい。

【 0 1 4 9 】

例えば、図 1 9 に示すように、筐体 1 0 1 の方向 B の端面のうちの尺骨側の端面 1 0 1 T (被測定者の生体情報測定装置が装着された手とは反対側の手に近い端面)に、方向 B を回転軸として回転自在のダイヤル D Y が設けられる。そして、ダイヤル D Y が回転されると、この回転量に応じて、収容部 4 が方向 B に移動する。

【 0 1 5 0 】

このように、ダイヤル操作によって収容部 4 を移動させられることで、操作性を向上させることができる。また、図 1 9 に示す構成のように、被測定者の生体情報測定装置が装着された手とは反対側の右手で操作がしやすい端面 1 0 1 T にダイヤル D Y があることで、操作性を向上させることができる。

【 0 1 5 1 】

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。

【 0 1 5 2 】

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 5 3 】

開示された圧脈波検出装置は、一方向に並ぶ複数の圧力検出素子からなる素子列が上記一方向と交差する方向に複数配列された押圧面を有する押圧部材と、上記一方向が生体の体表面下の動脈の伸びる方向と交差する状態で、上記押圧面を上記体表面に対し押圧する押圧機構と、上記押圧機構による上記押圧面の押圧方向に直交する 2 つの軸であって上記一方向に伸びる第一の軸と上記一方向と直交する第二の軸の各々の周りに上記押圧面を回転するための回転駆動機構と、上記押圧機構、上記回転駆動機構、及び、上記押圧部材を支持する支持部材と、上記支持部材を内蔵する筐体と、上記筐体内で上記支持部材を上記一方向に移動させるための移動機構と、を備えるものである。

【 0 1 5 4 】

開示された圧脈波検出装置は、上記移動機構は、手動操作によって上記支持部材を上記一方向に移動させるものである。

【 0 1 5 5 】

開示された圧脈波検出装置は、被測定者の手首に上記筐体が装着されて用いられるものであり、上記移動機構は、上記支持部材に固定された固定部材を備え、上記固定部材は、上記筐体の上記一方向及び上記押圧方向と直交する方向の端面のうち、上記筐体が手首に装着された状態で被測定者の中枢側にある端面に、上記一方向に移動自在に設けられているものである。

【 0 1 5 6 】

開示された圧脈波検出装置は、前記移動機構は、回転自在の部材を含み、前記部材の回転に伴って前記支持部材を前記一方向に移動させるものである。

【 0 1 5 7 】

開示された圧脈波検出装置は、被測定者の手首に前記筐体が装着されて用いられるものであり、前記回転自在の部材は、前記一方向を回転軸として回転自在であり、前記筐体の前記一方向の端面のうちの前記筐体が装着されている手の反対側の手に近い端面に設けられているものである。

【 0 1 5 8 】

開示された生体情報測定装置は、上記圧脈波検出装置と、上記圧脈波検出装置に含まれる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。

10

20

30

40

50

## 【符号の説明】

## 【 0 1 5 9 】

2 0 0 生体情報測定装置

1 0 0 圧脈波検出部

1、1 0 1、1 0 2 筐体

1 0 3 ヒンジ部

1 3 表示部

1 0 6 ベルト

K a 空間

H 手首

T 橈骨動脈

2 空気袋

3 平板部

4 収容部

5 回動部

5 a 2軸回転機構

6 センサ部

6 a , 7 a 圧力検出素子

6 b 押圧面

6 0 , 7 0 素子列

X、Y 回転軸

1 0 1 A 固定部材

1 0 1 B、1 0 1 D 凸部

1 0 1 C スリット

1 0 0 a スライド部材

1 0 0 b 板バネ

1 0 1 a スライドレール

1 0 回転駆動部

1 1 空気袋駆動部

1 2 制御部

1 4 操作部

1 5 メモリ

T B 橈骨

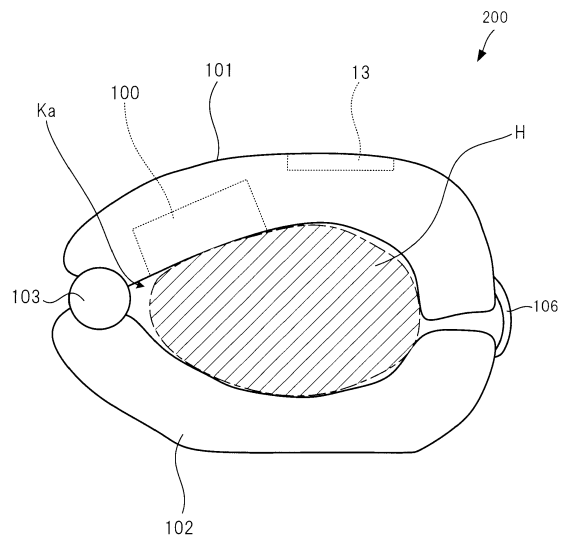
K 腱

10

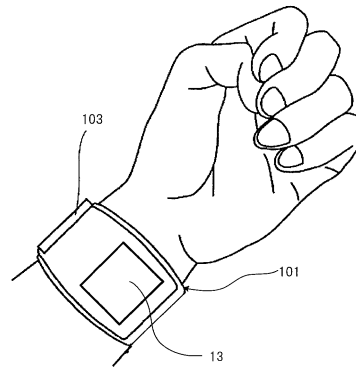
20

30

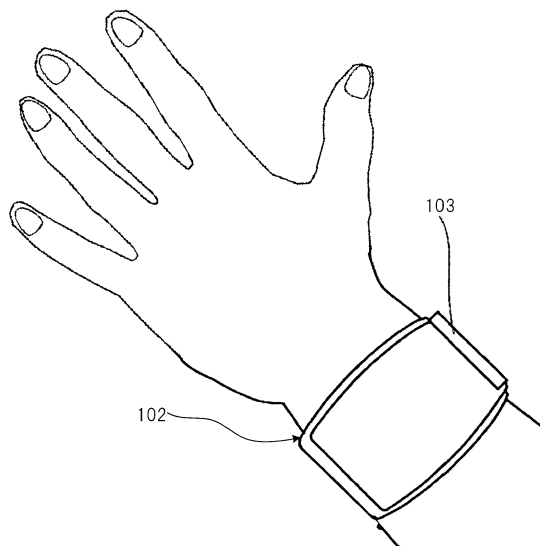
【図 1】



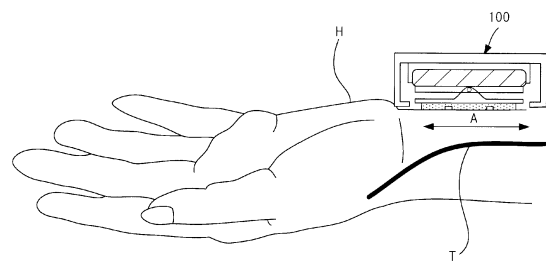
【図 2】



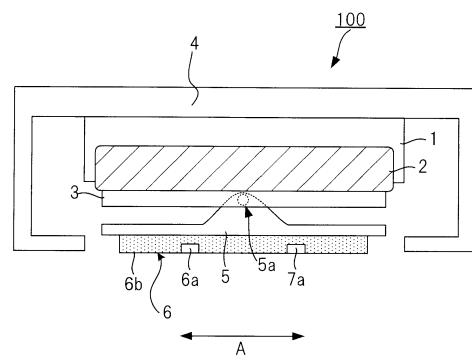
【図 3】



【図 4】

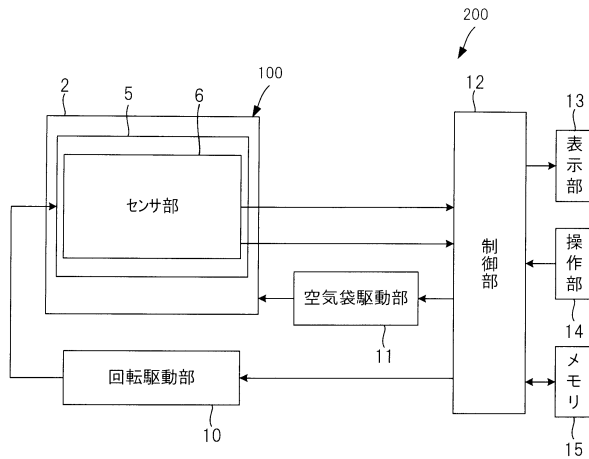


【図 5】

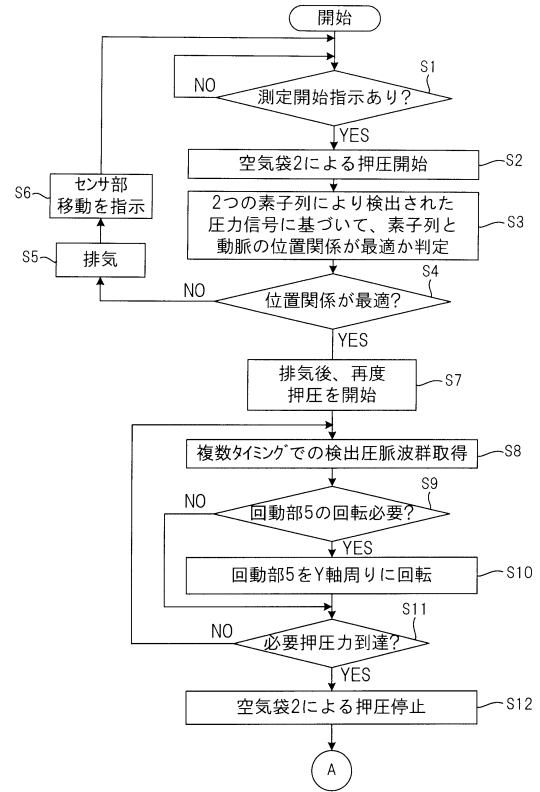




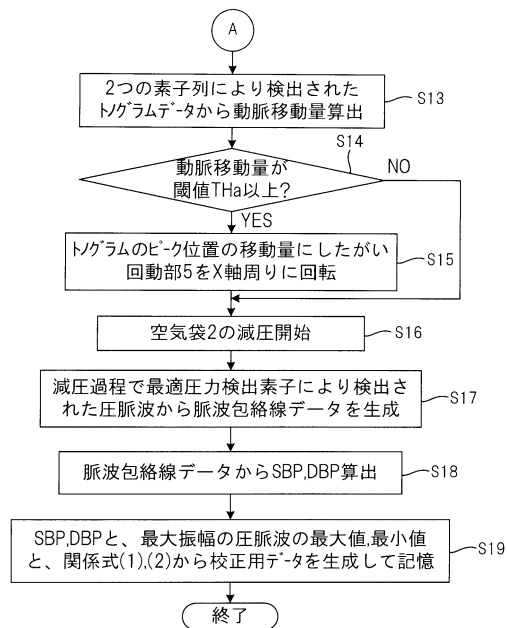
【図10】



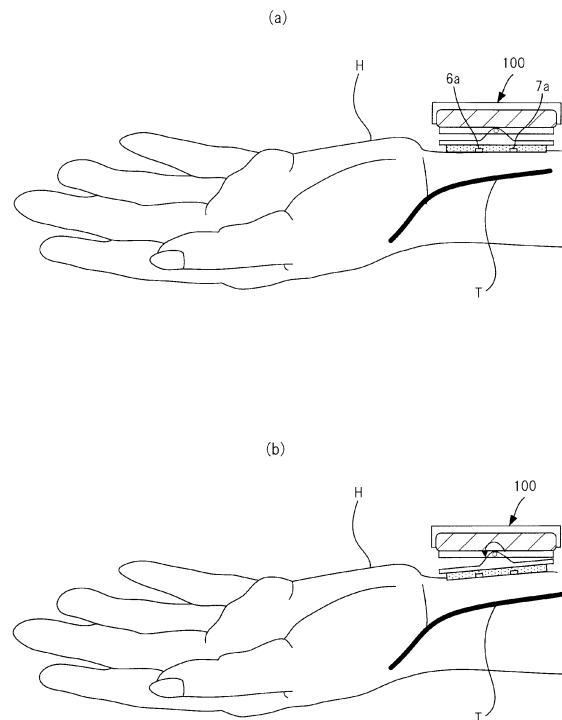
【図11】



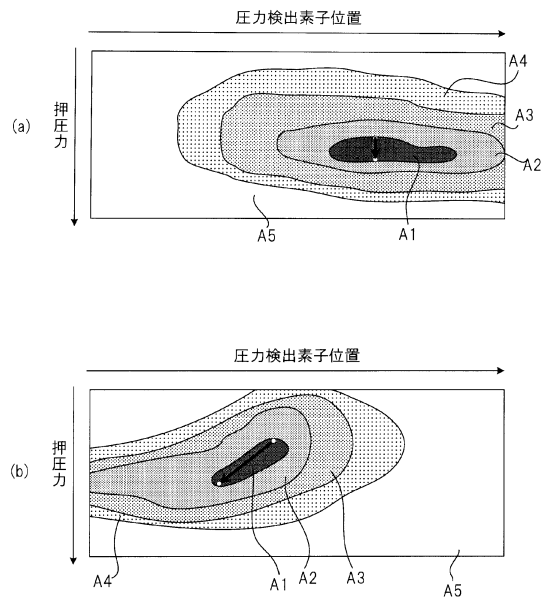
【図12】



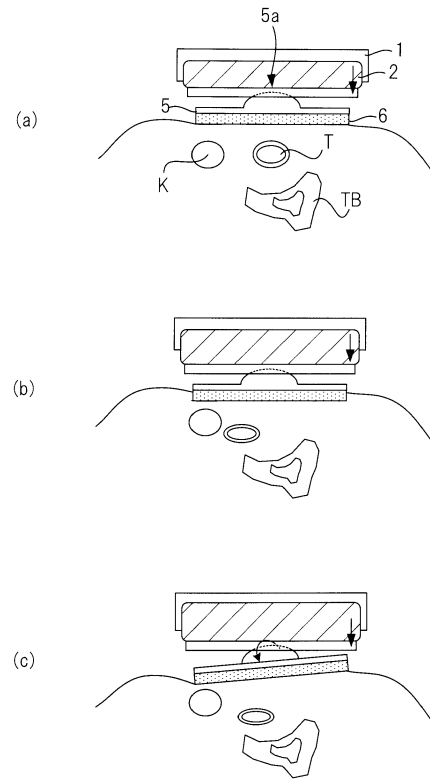
【図13】



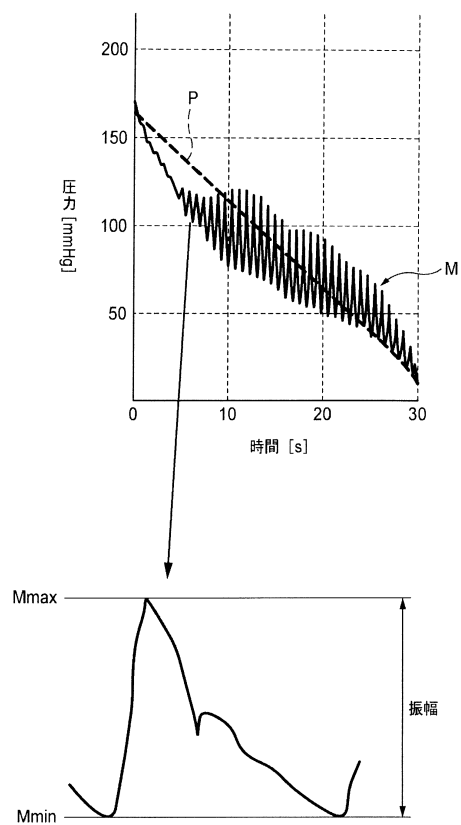
【図 14】



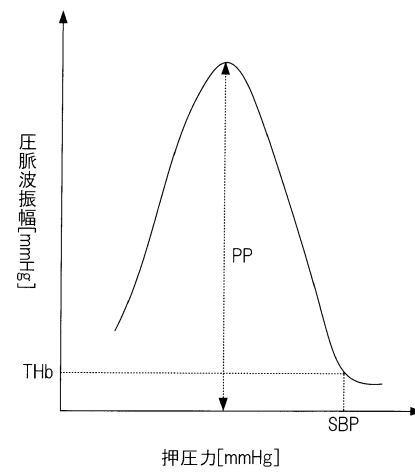
【図 15】



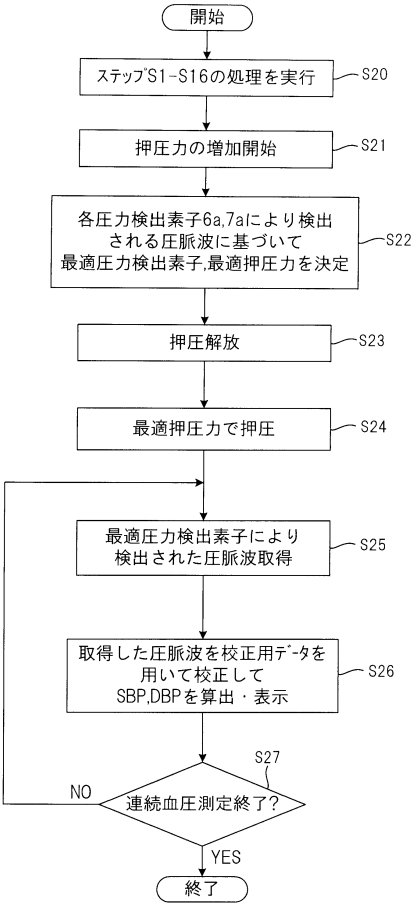
【図 16】



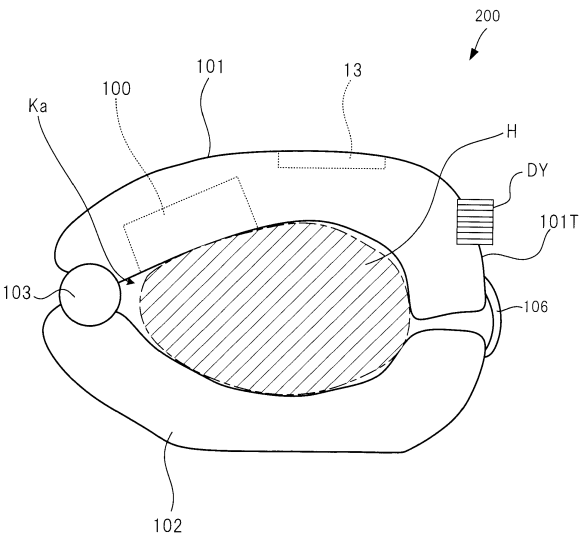
【図 17】



【図 18】



【図 19】



---

フロントページの続き

(72)発明者 木下 広幸

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 特開2008-012161(JP,A)

特開2004-305268(JP,A)

特開2004-215752(JP,A)

米国特許出願公開第2010/0185104(US,A1)

特開平05-184548(JP,A)

実開平05-020709(JP,U)

特開平01-288228(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03