

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2017 年 10 月 19 日(19.10.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/179561 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/014752
- (22) 国際出願日: 2017 年 4 月 11 日(11.04.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-081950 2016 年 4 月 15 日(15.04.2016) JP
- (71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪 5 3 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 北川 毅 (KITAGAWA Tsuyoshi); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 山下新吾 (YAMASHITA Shingo); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 小椋 敏彦 (OGURA Toshihiko); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪 5 3

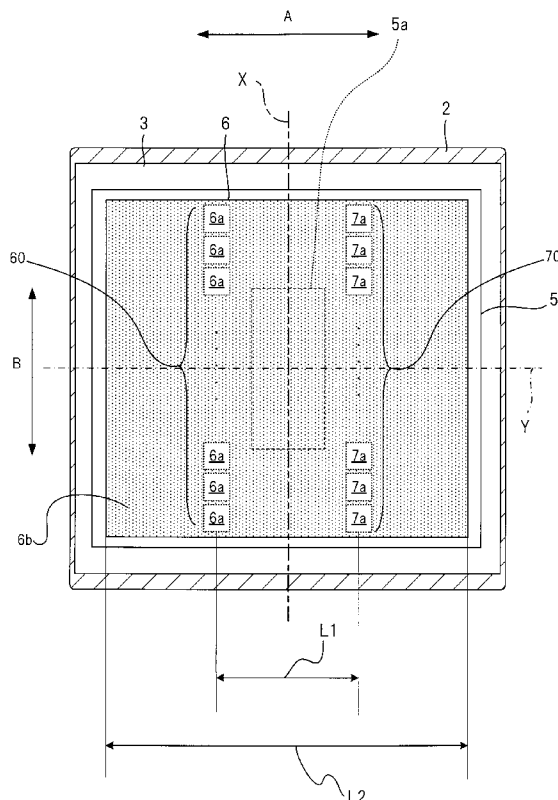
番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 福塚 正幸 (FUKUTSUKA Masayuki); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪 5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 岡大蔵 (OKA Daizo); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪 5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 松村 直美 (MATSUMURA Naomi); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪 5 3 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 森健太郎 (MORI Kentaro); 〒6170002 京都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 Kyoto (JP). 木下 広幸 (KINOSHITA Hiroyuki); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 若宮 祐之 (WAKAMIYA Masayuki); 〒6170002 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 Kyoto (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人航栄特許事務所 (KOH-EI PATENT FIRM, P.C.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目 7 番 1 3 号 虎ノ門イーストビルディング 9 階 Tokyo (JP).

[続葉有]

(54) Title: PULSE WAVE DETECTION DEVICE AND BIOMETRIC INFORMATION MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 脈波検出装置及び生体情報測定装置



(57) Abstract: Provided is a pulse wave detection device with which it is possible to improve the detection accuracy of pulse waves, and a biometric information measurement device equipped with same. This pulse wave detection unit 100 is equipped with: a sensor unit 6 having two element rows 60, 70, each comprising pressure detection elements arranged in direction B, arranged in a direction A perpendicular to direction B, and an air bag 2 that presses sensor unit 6 against the surface of the body with direction B intersecting with the direction in which an artery in the body extends beneath the skin. The arrangement interval (distance L1) of the two element rows 60, 70 in direction A is 5 mm to 15 mm.

(57) 要約: 脈波の検出精度を向上させることのできる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。脈波検出部 100 は、方向 B に並ぶ複数の圧力検出素子からなる 2 つの素子列 60、70 が方向 B に直交する方向 A に配列されたセンサ部 6 と、方向 B 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体表面にセンサ部 6 を押圧する空気袋 2 と、を備える。2 つの素子列 60、70 の方向 A の配列間隔 (距離 L1) は 5 mm 以上 15 mm 以下である。

WO 2017/179561 A1



(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW,

MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユー
ラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨー
ロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE,
ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV,
MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK,
SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ,
GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称： 脈波検出装置及び生体情報測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、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の体表面に圧力センサを接触させた状態で、この圧力センサにより検出される情報を用いて脈拍、心拍、又は、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（特許文献 1 参照）。

[0003] 特許文献 1 には、複数の圧力検出素子からなる複数の素子列を有する圧力センサを、この複数の素子列の配列方向と直交する方向（動脈と直交する方向）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。この生体情報測定装置は、複数の素子列の各々により検出された脈波のうちの最大振幅値同士を比較し、これらの振幅値が一致するように圧力センサを回転させている。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献 1：日本国特開平 0 1－2 8 8 2 2 8 号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 特許文献 1 に記載の生体情報測定装置は、複数の素子列を有するため、脈波の検出精度を向上させる効果が期待できる。しかし、特許文献 1 には、複数の素子列の間隔をどの程度に設定するかについて具体的に記載されていない。

[0006] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、脈波の検出精度を向上させることのできる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

[0007] 本発明の脈波検出装置は、一方向に並ぶ複数の圧力検出素子からなる２つの素子列が前記一方向に直交する方向に配列されたセンサ部と、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体表面に前記センサ部を押圧する押圧部と、を備え、前記２つの素子列の前記一方向に直交する方向の配列間隔は、５ｍｍ以上１５ｍｍ以下である。

[0008] 本発明の生体情報測定装置は、前記脈波検出装置と、前記圧力検出素子により検出された圧力信号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

[0009] 本発明によれば、脈波の検出精度を向上させることのできる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

[0010] [図１]本発明の一実施形態である生体情報測定装置の脈波検出部１００の外観構成を示す模式図である。

[図２]図１に示す脈波検出部１００の拡大図である。

[図３]図１に示す装着状態での脈波検出部１００を利用者の肘側から見た図である。

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

[図５]本実施形態の生体情報測定装置の脈波検出部１００以外の部分のブロック構成を示す図である。

[図６]本実施形態の生体情報測定装置の連続血圧測定モードの動作を説明するためのフローチャートである。

[図７]図６に示すステップＳ３の詳細を説明するためのフローチャートである。

[図８]図７のステップＳ３８で選択された選択素子列において橈骨動脈上に位置する注目素子により検出される圧力信号の変化を示す図である。

[図9]図6に示すステップS5の詳細を説明するためのフローチャートである。

[図10]図1に示す脈波検出部100のロール角を3つの値に制御した状態を示す図である。

[図11]図10に示すようにロール角が制御された状態で選択素子列の各圧力検出素子により検出される圧力信号のDCレベルと、この各圧力検出素子の位置との関係を示すグラフである。

[図12]図6に示すステップS8の詳細を説明するためのフローチャートである。

[図13]第一注目素子と第二注目素子により検出される圧力信号の一例を示す図である。

[図14]第一注目素子と第二注目素子により検出される圧力信号の一例を示す図である。

[図15]図6に示すステップS5の詳細処理の変形例を示すフローチャートである。

[図16]素子列の動脈方向の位置を変えながら脈波を検出した実験の結果を示す図である。

発明を実施するための形態

[0011] 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。

[0012] 図1は、本発明の一実施形態である生体情報測定装置の脈波検出部100の外観構成を示す模式図である。本実施形態の生体情報測定装置は、図示しないバンドにより、生体情報の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の例では利用者の左手の手首）に装着して用いられる。

[0013] 図2は、図1に示す脈波検出部100の拡大図である。図3は、図1に示す装着状態での脈波検出部100を利用者の肘側から見た図である。図4は、図1に示す装着状態での脈波検出部100を手首との接触部位側から見た図である。図1～図4は、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。

- [0014] 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 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 とを備える。
- [0015] 空気袋 2 は、図 1 に示すように、脈波検出部 100 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部として機能する。押圧部は、センサ部 6 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。
- [0016] 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。
- [0017] 図 1 に示す装着状態では、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 は体表面に向けて押圧される。以下、センサ部 6 による体表面への押圧力は、空気袋 2 の内圧と等価であるとして説明する。
- [0018] 図 4 に示すように、センサ部 6 は、一方向である方向 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 B と直交する方向 A に配列されている。脈波検出部 100 が手首に装着された状態では、素子列 6 0 が末梢側に配置され、素子列 7 0 が中枢側に配置される。
- [0019] 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、半導体圧電抵抗式、又は、静電容量式等の素子が用いられる。

- [0020] 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。
- [0021] 各圧力検出素子 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、すなわち脈波を検出することができる。
- [0022] 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。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。
- [0023] 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 つの軸である第一の軸 X 及び第二の軸 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。
- [0024] 2 軸回転機構 5 a は、後述する回転駆動部 1 0 によって回転駆動されて、平板部 3 の表面上に設定された互いに直交する第一の軸 X 及び第二の軸 Y の各々を中心に回動部 5 を回転させる。
- [0025] 第一の軸 X は、素子列 6 0 又は素子列 7 0 における圧力検出素子の配列方向（方向 B）に伸びる軸である。第一の軸 X は、図 4 の例では、素子列 6 0 と素子列 7 0 との間（図 4 の例では中間）に設定されている。第一の軸 X の方向 A における位置は任意である。
- [0026] 第二の軸 Y は、素子列 6 0 と素子列 7 0 の配列方向（方向 A）に伸びる軸である。第二の軸 Y は、図 4 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。第二の軸 Y の方向 B における位置は任意である。
- [0027] 回動部 5 が第一の軸 X を中心に回転することで、センサ部 6 は第一の軸 X の周りに回転する。また、回動部 5 が第二の軸 Y を中心に回転することで、

センサ部 6 は第二の軸 Y の周りに回転する。

[0028] 以下では、センサ部 6 の第一の軸 X の周りへの回転をピッチ回転という。また、センサ部 6 の第一の軸 X の周りの回転角度のことをピッチ角という。また、センサ部 6 の第二の軸 Y の周りへの回転をロール回転という。また、センサ部 6 の第二の軸 Y の周りの回転角度のことをロール角という。

[0029] ピッチ角は、押圧方向に対して垂直な面と押圧面 6 b とのなす角度で定義される。押圧面 6 b が押圧方向に対して垂直になっている状態はピッチ角 = 0 度である。この状態からセンサ部 6 を回転可能な方向の一方の方向（プラス方向）にピッチ回転させたときのピッチ角をプラスの値とし、センサ部 6 を該一方の方向の逆方向（マイナス方向）にピッチ回転させたときのピッチ角をマイナスの値とする。

[0030] 以下では、ピッチ角 = 0 度の状態から、素子列 6 0 が体表面に近づく方向にセンサ部 6 が回転する方向（図 1 において反時計回りの方向）をピッチ回転のプラス方向とし、素子列 6 0 が体表面から離れる方向にセンサ部 6 が回転する方向（図 1 において時計回りの方向）をピッチ回転のマイナス方向とする。

[0031] ロール角は、押圧方向に対して垂直な面と押圧面 6 b とのなす角度で定義される。押圧面 6 b が押圧方向に対して垂直になっている状態はロール角 = 0 度である。この状態からセンサ部 6 を回転可能な方向の一方の方向（プラス方向）にロール回転させたときのロール角をプラスの値とし、センサ部 6 を該一方の方向の逆方向（マイナス方向）にロール回転させたときのロール角をマイナスの値とする。

[0032] 以下では、図 3 において、ロール角 = 0 度の状態からセンサ部 6 が反時計回りに回転する方向をロール回転のプラス方向とし、ロール角 = 0 度の状態からセンサ部 6 が時計回りに回転する方向をロール回転のマイナス方向とする。

[0033] ピッチ角とロール角は、それぞれ複数の値に制御可能である。

[0034] 図 5 は、本実施形態の生体情報測定装置の脈波検出部 1 0 0 以外の部分の

ブロック構成を示す図である。

- [0035] 生体情報測定装置は、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。
- [0036] 脈波検出部 100 のセンサ部 6 には、温度検出部 7 が設けられている。温度検出部 7 は、圧力検出素子 6a, 7a 近傍の温度を検出し、検出した温度情報を制御部 12 に入力する。
- [0037] 回転駆動部 10 は、脈波検出部 100 の 2 軸回転機構 5a を駆動する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 2 軸回転機構 5a を駆動して、センサ部 6 を第一の軸 X の周りに回転させたり、センサ部 6 を第二の軸 Y の周りに回転させたりする。
- [0038] 空気袋駆動部 11 は、ポンプ等により構成され、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。
- [0039] 表示部 13 は、生体情報等の各種情報を表示するためのものであり、例えば液晶表示装置等により構成される。
- [0040] 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、生体情報の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。
- [0041] メモリ 15 は、センサ部 6 により検出されて生体情報の算出に利用される圧力信号及び算出された生体情報等の各種情報を記憶する記憶媒体であり、例えばフラッシュメモリ等により構成される。メモリ 15 は着脱可能なものであってもよい。
- [0042] 制御部 12 は、プロセッサを主体に構成されており、プロセッサの実行するプログラム等が記憶される ROM (Read Only Memory)、及び、ワークメモリとしての RAM (Random Access Memory) 等を含む。
- [0043] このプログラムは、制御プログラムを含む。ROM は、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) 記憶

媒体である。ROMに記憶されたプログラムは、ネットワークを介して別の機器からダウンロードされて記憶されたものであってもよい。

[0044] 制御部12は、プロセッサが制御プログラムを含むプログラムを実行することにより、以下の機能を有する。

[0045] 制御部12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、センサ部6による手首への押圧力を制御する。制御部12は、押圧力制御部として機能する。

[0046] 制御部12は、回転駆動部10を制御してセンサ部6を回転させて、センサ部6のピッチ角及びロール角を制御する。制御部12は、回転制御部として機能する。

[0047] 制御部12は、温度検出部7により検出された温度に基づいて、圧力検出素子6a、7aにより検出される圧力信号（出力信号）の基準レベルを設定する。この基準レベルの設定により、圧力検出素子6a、7aにより検出される圧力信号のレベルは、設定された基準レベルを基準にした値として処理される。制御部12は基準レベル設定部として機能する。

[0048] 制御部12は、センサ部6のピッチ角を第一の値に制御し、かつ、センサ部6のロール角を第二の値に制御し、かつ、空気袋2によってセンサ部6を体表面に押圧した状態（以下、脈波計測状態という）で、センサ部6の中から選択された圧力検出素子により検出される圧力信号をメモリ15に記憶する。制御部12は記憶制御部として機能する。

[0049] 制御部12は、脈波計測状態で検出されてメモリ15に記憶された圧力信号に基づいて生体情報を算出し、算出した生体情報をメモリ15に記憶する。制御部12は生体情報算出部として機能する。

[0050] 生体情報としては、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、制御部12は、生体情報として、SBP（Systolic Blood pressure）及びDBP（Diastolic Blood pressure）等の血圧情報、脈拍数等の脈拍情報、又は、心拍数等の心拍情報、等を算出する。

- [0051] なお、生体情報算出部は、生体情報測定装置とは別の電子機器が有するものであってもよい。この場合は、生体情報測定装置のメモリ 15 に記憶された圧力信号が電子機器に転送され、この電子機器において生体情報が算出され記憶される。
- [0052] 制御部 12 は、空気袋 2 によってセンサ部 6 を体表面に押圧した状態で、センサ部 6 の圧力検出素子により検出される圧力信号に基づいて設定可能な複数のロール角の中から上記の第二の値を決定し、ロール角をこの決定した第二の値に制御する。
- [0053] そして、制御部 12 は、ロール角を第二の値に制御した状態でセンサ部 6 の 1 つ又は複数の圧力検出素子により検出される圧力信号に基づいて、設定可能な複数のピッチ角の中から上記の第一の値を決定する。制御部 12 は回転角決定部として機能する。
- [0054] 脈波検出部 100、回転駆動部 10、及び、空気袋駆動部 11 と、制御部 12 の機能ブロック（押圧力制御部、回転制御部、基準レベル設定部、記憶制御部、回転角決定部）とにより脈波検出装置が構成される。
- [0055] 以下、本実施形態の生体情報測定装置の動作について説明する。本実施形態の生体情報測定装置は、1 拍毎に S B P 及び D B P を算出して表示部 13 に表示する連続血圧測定モードを有する。
- [0056] 図 6 は、本実施形態の生体情報測定装置の連続血圧測定モードの動作を説明するためのフローチャートである。
- [0057] なお、脈波検出部 100 は、血圧測定指示がなされる前の初期状態では、ピッチ角とロール角が共に例えば 0 度に設定され、押圧面 6 b が押圧方向に垂直になっているものとする。
- [0058] ここでは、ピッチ角とロール角をそれぞれ 0 度とした状態を初期状態とするが、これに限らない。例えば、脈波検出部 100 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 6 b が皮膚に均等に接触するように、回転駆動部 10 がセンサ部 6 をロール回転又はピッチ回転させた状態を初期状態としてもよい。

- [0059] 血圧測定指示があると、制御部 12 は、温度検出部 7 により検出された温度情報を取得し、この温度情報に基づいて、センサ部 6 の各圧力検出素子 6 a, 7 a により検出される圧力信号の基準レベルの設定を行う（ステップ S 1）。
- [0060] 本実施形態では、センサ部 6 に含まれる各圧力検出素子 6 a, 7 a として、押圧面 6 b が物体に接触していない状態で検出される圧力信号（オフセットレベル）が温度によって変化するものを用いている。
- [0061] そこで、制御部 12 は、温度検出部 7 により検出された温度に基づいて、圧力検出素子 6 a, 7 a により検出される圧力信号の基準レベルを設定する。この基準レベルの設定により、圧力検出素子 6 a, 7 a により検出される圧力信号のレベルは、設定された基準レベルを基準にした値として処理される。
- [0062] 圧力検出素子 6 a, 7 a により検出される圧力信号には、拍動に依存しない直流成分と、拍動によって変動する交流成分とが含まれる。拍動によって変動した圧力信号の波形の立ち上がり点のレベルが直流成分のレベル（DC レベル）である。拍動によって変動した圧力信号の波形の立ち上がり点とピークとの差分値が交流成分のレベル（AC レベル）である。
- [0063] ステップ S 1 の後、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、センサ部 6 による体表面への押圧力を増加させる（ステップ S 2）。
- [0064] 制御部 12 は、ステップ S 2 で開始した押圧力の増加過程において素子列 60 及び素子列 70 の各々の圧力検出素子により検出される圧力信号に基づいて、素子列 60 と素子列 70 のいずれか一方を選択する（ステップ S 3）。
- [0065] ここでは、制御部 12 は、素子列 60 と素子列 70 のうち、増加過程においてより速く橈骨動脈 T を閉塞できたものを選択する。以下、ステップ S 3 の処理について、図 7 を参照して詳述する。
- [0066] 図 7 は、図 6 に示すステップ S 3 の詳細を説明するためのフローチャート

である。

[0067] 制御部 12 は、ステップ S2 で開始した押圧力の増加過程において、素子列 60 の各圧力検出素子 6a により検出される圧力信号に基づいて、素子列 60 を構成する全ての圧力検出素子 6a の中から、橈骨動脈 T 上に位置する 1 つの圧力検出素子である注目素子（以下、第一注目素子という）を決定する（ステップ S30）。

[0068] 例えば、制御部 12 は、任意のタイミングで各圧力検出素子 6a により検出された圧力信号を交流成分と直流成分に分け、AC レベルが交流閾値以上となりかつ DC レベルが直流閾値以下となる圧力検出素子 6a を第一注目素子として決定する。

[0069] また、制御部 12 は、AC レベルが交流閾値以上となりかつ DC レベルが直流閾値以下となる圧力検出素子 6a が複数ある場合には、この複数の圧力検出素子 6a のうち、AC レベルが最大かつ DC レベルが最小となるものを第一注目素子として決定する。

[0070] 制御部 12 は、素子列 60 の ID と、ステップ S30 で決定した第一注目素子の ID と、この第一注目素子により検出された圧力信号と、この圧力信号の検出時刻と、この検出時刻での空気袋 2 による押圧力と、を対応付けて RAM に記憶する（ステップ S31）。

[0071] ステップ S31 の後、制御部 12 は、RAM に記憶された検出時刻毎の第一注目素子の圧力信号に基づいて、ステップ S30 で決定した第一注目素子により検出された圧力信号の AC レベルがピークを過ぎたか否かを判定する（ステップ S32）。

[0072] 具体的には、制御部 12 は、ステップ S30 で決定した第一注目素子の圧力信号の検出時刻の直前の検出時刻に対応する圧力信号の第一の AC レベルと、ステップ S30 で決定した第一注目素子の圧力信号の第二の AC レベルとを比較する。

[0073] そして、制御部 12 は、第二の AC レベルが第一の AC レベルに対して閾値以上小さくなっている場合に、ステップ S30 で決定した第一注目素子に

より検出された圧力信号のＡＣレベルがピークを過ぎたと判定する。

[0074] 制御部１２は、第二のＡＣレベルが第一のＡＣレベルに対して閾値以上小さくなっていない場合、又は、第一注目素子の圧力信号のＡＣレベルがＲＡＭに１つしか記憶されていない場合には、ステップＳ３０で決定した第一注目素子により検出された圧力信号のＡＣレベルがピークを過ぎていないと判定する。

[0075] ステップＳ３２の判定がＮＯの場合、制御部１２はステップＳ３０に処理を戻す。

[0076] ステップＳ３２の判定がＹＥＳの場合、制御部１２は、ステップＳ３０で決定した第一注目素子により検出された圧力信号のＡＣレベルが、ＲＡＭに記憶されている第一注目素子の圧力信号のＡＣレベルの最大値よりも小さい閉塞完了判定閾値（以下、第一の閉塞完了判定閾値という）に達しているか否かを判定する（ステップＳ３３）。

[0077] 第一の閉塞完了判定閾値は、ＲＡＭに記憶された第一注目素子の圧力信号のＡＣレベルの最大値に対し、０より大きく１よりも小さい係数 α を乗じた値が設定される。

[0078] 第一の閉塞完了判定閾値は、素子列６０によって橈骨動脈Ｔが閉塞されたか否かを判定するための値である。係数 α は、この目的に沿って判定精度が確保できる程度の値が設定される。係数 α は、一例として０．５とされる。

[0079] ステップＳ３３の判定がＮＯの場合、制御部１２はステップＳ３０に処理を戻す。

[0080] ステップＳ３３の判定がＹＥＳの場合、制御部１２はステップＳ３８の処理を行う。

[0081] ステップＳ３０～ステップＳ３３の処理と並行して、制御部１２は、ステップＳ３４～ステップＳ３７の処理を行う。

[0082] ステップＳ３４において、制御部１２は、ステップＳ２で開始した押圧力の増加過程において、素子列７０の各圧力検出素子７ａにより検出される圧力信号に基づいて、素子列７０を構成する全ての圧力検出素子７ａの中から

、橈骨動脈T上に位置する1つの圧力検出素子である注目素子（以下、第二注目素子という）を決定する。

[0083] 第二注目素子の決定方法は第一注目素子の決定方法と同様である。なお、ステップS34の処理は、ステップS30の処理と同時刻に行われる。

[0084] ステップS34の次のステップS35において、制御部12は、素子列70のIDと、ステップS34で決定した第二注目素子のIDと、この第二注目素子により検出された圧力信号と、この圧力信号の検出時刻と、この検出時刻での空気袋2による押圧力と、を対応付けてRAMに記憶する。

[0085] ステップS35の次のステップS36において、制御部12は、RAMに記憶された検出時刻毎の第二注目素子の圧力信号に基づいて、ステップS34で決定した第二注目素子により検出された圧力信号のACレベルがピークを過ぎたか否かを判定する。この判定方法は、ステップS32と同様である。

[0086] ステップS36の判定がNOの場合、制御部12はステップS34に処理を戻す。

[0087] ステップS36の判定がYESの場合、制御部12は、ステップS34で決定した第二注目素子により検出された圧力信号のACレベルが、RAMに記憶されている第二注目素子の圧力信号のACレベルの最大値よりも小さい閉塞完了判定閾値（以下、第二の閉塞完了判定閾値という）に達しているか否かを判定する（ステップS37）。

[0088] 第二の閉塞完了判定閾値は、RAMに記憶されている第二注目素子の圧力信号のACレベルの最大値に対し上記の係数 α を乗じた値が設定される。

[0089] ステップS37の判定がNOの場合、制御部12はステップS34に処理を戻す。ステップS37の判定がYESの場合、制御部12はステップS38の処理を行う。

[0090] ステップS38において、制御部12は、素子列60と素子列70のうち、ACレベルが先に閉塞完了判定閾値に達した注目素子を含む素子列を選択する。

- [0091] つまり、圧力信号のACレベルが第一の閉塞完了判定閾値に達した第一注目素子の当該圧力信号の検出時刻が、圧力信号のACレベルが第二の閉塞完了判定閾値に達した第二注目素子の当該圧力信号の検出時刻よりも早い場合、つまり、ステップS33の判定がYESになるタイミングが、ステップS37の判定がYESになるタイミングよりも早い場合には、ステップS38において、素子列60が選択される。
- [0092] 逆に、圧力信号のACレベルが第一の閉塞完了判定閾値に達した第一注目素子の当該圧力信号の検出時刻が、圧力信号のACレベルが第二の閉塞完了判定閾値に達した第二注目素子の当該圧力信号の検出時刻よりも遅い場合、つまり、ステップS37の判定がYESになるタイミングが、ステップS33の判定がYESになるタイミングよりも早い場合には、ステップS38において、素子列70が選択される。
- [0093] 制御部12は、ステップS38において素子列を選択した時点で、ステップS30～ステップS37の処理を停止する。ステップS38において選択した素子列を以下では選択素子列という。
- [0094] 次に、制御部12は、RAMに記憶されている、上記の選択素子列について決定した注目素子のACレベルが閉塞完了判定閾値に達した時点での空気袋2の押圧力(HDP_{max})を第一の押圧値に設定する(ステップS39)。選択素子列について決定された注目素子のうち、ACレベルが閉塞完了判定閾値に達した注目素子を閉塞完了時注目素子ともいう。
- [0095] 次に、制御部12は、RAMに記憶されている、上記の選択素子列について決定した注目素子のACレベルが最大値に達した時点での空気袋2の押圧力(HDP_{ACmax})を第二の押圧値に設定する(ステップS40)。
- [0096] ここでは、圧力検出素子6a, 7aにより検出される圧力信号に基づいて素子列60と素子列70のいずれか一方が選択素子列として選択されるが、センサ部6に含まれる素子列60と素子列70のどちらを選択素子列とすべきかが予め設定されていてもよい。
- [0097] 例えば素子列60が選択素子列として予め設定されている場合には、ステ

ップS 3 4～ステップS 3 7の処理とステップS 3 8の処理は省略することができる。この場合は、ステップS 3 3の判定がY E Sになった場合にステップS 3 9以降の処理が行われる。

[0098] 図8は、図7のステップS 3 8で選択された選択素子列において決定された注目素子により検出される圧力信号の変化を示す図である。横軸は時刻であり、縦軸は圧力値である。各時刻における圧力値は、各時刻において決定された注目素子により検出された圧力信号のレベルである。

[0099] 血圧測定指示があると、時刻 t_0 の前に、センサ部6の基準レベルが設定される（図6のステップS 1）。そして、時刻 t_0 において押圧力の増加が開始される（図6のステップS 2）。

[0100] 押圧力が増加しはじめると、注目素子により検出される圧力信号のA Cレベルは、時刻 t_1 においてピーク（ $A C_{max}$ ）に達し、時刻 t_2 において、 $A C_{max}$ に係数 α （ここでは0.5）を乗じた値に達する。そして、時刻 t_2 において、選択素子列が決定される。

[0101] なお、時刻 t_0 ～時刻 t_2 の間は、図7に示したように、素子列60, 70の各々に対して、時刻毎に橈骨動脈T上に位置する注目素子が決定される。

[0102] 時刻 t_2 では、時刻 t_2 での押圧力（ HDP_{max} ）が第一の押圧値として設定される（図7のステップS 3 9）。また、時刻 t_2 では、時刻 t_1 での押圧力（ $HDP_{AC_{max}}$ ）が第二の押圧値として設定される（図7のステップS 4 0）。

[0103] 図6の説明に戻り、ステップS 3の処理によって選択素子列が決まると、制御部12は、空気袋2による押圧力を図7のステップS 3 9で設定した第一の押圧値に制御し、この状態で押圧力を保持する（ステップS 4）。

[0104] 押圧力が第一の押圧値に保持された状態で、制御部12は、選択素子列に含まれる複数の圧力検出素子により検出されるD Cレベルを取得し、取得したD Cレベルに基づいて、ステップS 1 4以降の校正用データ生成時及び連続血圧測定時に制御すべきロール角（以下、最適ロール角という）を決定す

る（ステップS5）。

[0105] 図9は、図6に示すステップS5の詳細を説明するためのフローチャートである。

[0106] まず、制御部12は、回転駆動部10を制御して、ロール角を任意の値に制御する（ステップS51）。

[0107] 次に、制御部12は、選択素子列の各圧力検出素子のうちの閉塞完了時注目素子である第一の圧力検出素子（図8の時刻t2の時点で決定された注目素子）と、この第一の圧力検出素子の橈骨側の隣にある第二の圧力検出素子と、この第一の圧力検出素子の尺骨側の隣にある第三の圧力検出素子とによりそれぞれ検出された圧力信号のDCレベルを取得する（ステップS52）。

[0108] 次に、制御部12は、取得した3つのDCレベルと、第一の圧力検出素子～第三の圧力検出素子の位置との関係を示すグラフの平坦度を算出し、算出した平坦度を、現在制御しているロール角の値と対応付けてRAMに記憶する（ステップS53）。

[0109] 例えば、制御部12は、この3つのDCレベルの分散又は標準偏差を求め、求めた分散又は標準偏差の逆数を平坦度として扱う。平坦度は、この3つのDCレベルのバラツキの小ささを示す数値となる。

[0110] 次に、制御部12は、制御可能な全てのロール角の各々について平坦度を算出したか否かを判定する（ステップS54）。

[0111] 全てのロール角について平坦度を算出していない場合（ステップS54：NO）には、制御部12は、回転駆動部10を制御して、平坦度をまだ算出していないロール角に変更し（ステップS55）、その後、ステップS52以降の処理を行う。

[0112] 全てのロール角について平坦度を算出した場合（ステップS54：YES）には、制御部12は、ステップS53の処理でRAMに記憶されたロール角のうち、対応付けられている平坦度が最大（DCレベルのバラツキが最小と同義）となるロール角を最適ロール角として決定する（ステップS56）

。なお、制御部 12 は、ステップ S51 においてロール角を任意の値に制御した後、予め決められた時間待機し、この時間経過後のタイミングで選択素子列の第一～第三の圧力検出素子により検出された圧力信号の DC レベルを取得するのが好ましい。ロール角がある値から他の値に変更された直後には、センサ部 6 による体表面の押圧姿勢が変化するため、血流が大きく変動している可能性がある。そこで、ロール角を任意の値に制御してから少し待った後に検出される圧力信号の DC レベルを取得することで、血流変化の影響を低減することができる。

[0113] 図 10 は、図 1 に示す脈波検出部 100 のロール角を 3 つの値に制御した状態を示す図である。図 10 (a) はロール角が $+\theta a$ 度に制御された状態を示す。図 10 (b) はロール角が 0 度に制御された状態を示す。図 10 (c) はロール角が $-\theta a$ 度に制御された状態を示す。 θa は任意の値である。

[0114] 図 11 は、図 10 に示すようにロール角が制御された状態で選択素子列の各圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルと、この各圧力検出素子の位置との関係を示すグラフである。

[0115] 図 11 に示す曲線 110 は、図 10 (a) に示す状態で各圧力検出素子により検出された圧力信号の DC レベルの一例を示している。図 10 (a) に示す状態では、選択素子列において橈骨 TB 側の端部が橈骨 TB と近い位置にある。このため、曲線 110 の形状は、橈骨 TB 側の端部において DC レベルが高くなる形状となっている。

[0116] 図 11 に示す曲線 111 は、図 10 (b) に示す状態で各圧力検出素子により検出された圧力信号の DC レベルの一例を示している。図 10 (b) に示す状態では、図 10 (a) に示す状態と比べると、橈骨 TB からの圧力が弱くなる。このため、曲線 111 の傾斜は、曲線 110 の傾斜よりも緩やかになっている。

[0117] 図 11 に示す曲線 112 は、図 10 (c) に示す状態で各圧力検出素子により検出された圧力信号の DC レベルの一例を示している。図 10 (c) に

示す状態では、図 10 (b) に示す状態と比べると、橈骨 T B からの圧力が弱くなる。このため、曲線 112 の傾斜は、曲線 111 の傾斜よりも緩やかになり、3つの曲線 110, 111, 112 の中で最も平坦度が高くなっている。

[0118] このように、素子列の各圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルを見ることで、骨又は腱等の硬い組織からの圧力の分布を把握することができる。

[0119] なお、最適ロール角決定時の押圧力は、ロール角を変更することで曲線 110 ~ 112 のように曲線に変化が生じる程度に大きすぎない値であることが好ましい。また、最適ロール角決定時の押圧力は、硬い組織からの圧力信号が検出される程度（橈骨動脈 T が十分に閉塞する程度）の値とすることが好ましい。

[0120] つまり、上記係数 α の値を適度な大きさにすることで、最適ロール角決定時の押圧力を適度な大きさにすることができ、硬い組織からの圧力分布を正確に把握することができる。

[0121] 図 11 に示した曲線は、選択素子列に含まれる全ての圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルによって形成されたものである。この選択素子列の下方には、橈骨、橈骨動脈、腱がこの順に並んで存在する。

[0122] このため、図 11 に示す曲線の形状は、橈骨からの圧力が強く検出されていて、選択素子列に含まれる圧力検出素子のうちの最も橈骨に近い位置（橈骨側端部）にある圧力検出素子の DC レベルが、選択素子列に含まれる圧力検出素子のうちの最も尺骨に近い位置（尺骨側端部）にある圧力検出素子の DC レベルよりも高くなる形状と、腱からの圧力が強く検出されていて、橈骨側端部の圧力検出素子の DC レベルが、尺骨側端部の圧力検出素子の DC レベルよりも低くなる形状と、平坦な形状と、の主に 3つのパターンをとる。

[0123] したがって、制御部 12 は、図 9 のステップ S53 において、選択素子列に含まれる圧力検出素子のうちの橈骨側端部の圧力検出素子を上述した第二

の圧力検出素子とし、選択素子列に含まれる圧力検出素子のうちの尺骨側端部の圧力検出素子を上記の第三の圧力検出素子として、図 11 に示した曲線の平坦度を算出してもよい。

[0124] また、制御部 12 は、図 9 のステップ S 52 において、選択素子列の橈骨側端部と尺骨側端部の各々にある 2 つの圧力検出素子により検出された圧力信号の DC レベルを取得し、図 9 のステップ S 53 において、この 2 つの DC レベルの差の逆数を、図 11 に示した曲線の平坦度として扱ってもよい。

[0125] 選択素子列に含まれる複数の圧力検出素子の位置とこれらにより検出された DC レベルとの関係を示すグラフが平坦であるほど、硬い組織からの圧力の影響が少なく、硬い組織に邪魔されずに橈骨動脈 T を押圧できていることを意味する。

[0126] 硬い組織に邪魔されずに橈骨動脈 T を押圧できる状態を得るために、制御部 12 は、制御可能な全てのロール角について平坦度を算出し、算出した平坦度が最大となったロール角を最適ロール角として決定している。

[0127] なお、制御部 12 は、選択素子列に含まれる全ての圧力検出素子により検出された圧力信号の DC レベルのバラツキから平坦度を算出し、算出した平坦度が最大となるロール角を最適ロール角として決定してもよい。

[0128] 上述したように、平坦度の算出に用いる DC レベルの数を 2 つ又は 3 つに限定することで演算量を削減することができる。この結果、消費電力の低減、最適ロール角の決定の高速化を実現することができる。

[0129] また、図 6 のステップ S 5 では、制御部 12 が、素子列 60 と素子列 70 のいずれか一方の素子列の複数の圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルに基づいて最適ロール角を決定するものとしたが、これに限らない。制御部 12 は、素子列 60 と素子列 70 の各々の圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルに基づいて最適ロール角を決定してもよい。

[0130] 例えば、制御部 12 は、図 9 のステップ S 52 において、素子列 60 と素子列 70 のそれぞれについて、複数の圧力検出素子により検出された圧力信号の DC レベルを取得する。

- [0131] そして、制御部 12 は、図 9 のステップ S 53 において、素子列 60 について取得した複数の DC レベルに基づいて平坦度を算出して、現時点で制御中のロール角と対応付けて記憶し、素子列 70 について取得した複数の DC レベルに基づいて平坦度を算出して、現時点で制御中のロール角と対応付けて記憶する。
- [0132] 制御部 12 は、全てのロール角について素子列毎に平坦度を算出した後、図 9 のステップ S 56 において、最大の平坦度が対応付けられているロール角を最適ロール角として決定すればよい。
- [0133] 図 6 の説明に戻り、ステップ S 5 の後、制御部 12 は、センサ部 6 のロール角をステップ S 5 で決定した最適ロール角に制御する（ステップ S 6）。また、制御部 12 は、空気袋 2 による押圧力を図 7 のステップ S 40 で設定した第二の押圧値に制御し、この状態で押圧力を保持する（ステップ S 7）。
- [0134] ステップ S 5 ～ステップ S 7 の処理を、図 8 を参照して説明する。なお、図 8 は、ロール角が 0 度、 $+\theta 1$ 度、 $-\theta 1$ 度の 3 つに制御可能な場合の動作例を示している。 $\theta 1$ は任意の値である。
- [0135] 図 8 に示すように、時刻 $t 2$ ～時刻 $t 3$ の期間でロール角が 0 度に制御され、この状態で平坦度が算出される。続いて、時刻 $t 3$ ～時刻 $t 4$ の期間でロール角が $+\theta 1$ 度に制御され、この状態で平坦度が算出される。続いて、時刻 $t 4$ ～時刻 $t 5$ の期間でロール角が $-\theta 1$ 度に制御され、この状態で平坦度が算出される。
- [0136] 図 8 の例では、ロール角が 0 度に制御された状態で算出された平坦度が最大となる（最適ロール角 = 0 度）。このため、制御部 12 は、時刻 $t 5$ ～時刻 $t 6$ の期間で、センサ部 6 のロール角を 0 度に制御する。また、制御部 12 は、時刻 $t 5$ ～時刻 $t 6$ の期間で、押圧力を第二の押圧値 (HDP_{ACmax}) に保持する。
- [0137] なお、図 8 の例では、平坦度が最大となったロール角 = 0 度とされているため、時刻 $t 5$ ～時刻 $t 6$ の期間において、ロール角が $-\theta 1$ 度から 0 度に

変化する。しかし、時刻 t_4 ～時刻 t_5 の期間において平坦度が最大となった場合には、時刻 t_5 ～時刻 t_6 の期間でのロール角の変更は不要である。すなわち、最適ロール角の決定と、最適ロール角への制御とが同時に行われてもよい。

[0138] 図6の説明に戻り、ステップS7の後、制御部12は、素子列60と素子列70の各々に含まれる複数の圧力検出素子により検出される圧力信号のDCレベルに基づいて、ステップS14以降の校正用データ生成時及び連続血圧測定時に制御すべきピッチ角（以下、最適ピッチ角という）を決定する（ステップS8）。図8の例では、時刻 t_6 ～時刻 t_7 の期間においてステップS8の処理が行われる。

[0139] 図12は、図6に示すステップS8の詳細を説明するためのフローチャートである。

[0140] 制御部12は、図7のステップS30～ステップS37の過程でRAMに記憶した第一注目素子のうち、押圧力として第二の値（ HDP_{ACmax} ）が対応付けられている第一注目素子を選択する（ステップS81）。

[0141] また、制御部12は、図7のステップS30～ステップS37の過程でRAMに記憶した第二注目素子のうち、押圧力として第二の値（ HDP_{ACmax} ）が対応付けられている第二注目素子を選択する（ステップS82）。

[0142] なお、制御部12は、ステップS81及びステップS82の代わりに、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に基づいて橈骨動脈T上に位置する1つの第一注目素子を選択し、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に基づいて橈骨動脈T上に位置する1つの第二注目素子を選択してもよい。

[0143] 第一注目素子と第二注目素子を選択した後、制御部12は、選択した第一注目素子により検出される圧力信号のDCレベル（以下、末梢側DCレベルという）と、選択した第二注目素子により検出される圧力信号のDCレベル（以下、中枢側DCレベルという）とを比較し、この比較結果と現在のピッチ角とに基づいて、センサ部6のピッチ回転の回転方向及び回転量を設定す

る（ステップS 8 3）。

[0144] 具体的には、制御部 1 2 は、末梢側 D C レベルが中枢側 D C レベルよりも小さい場合には、回転方向をプラス方向（図 1 において反時計回り）に設定する。また、制御部 1 2 は、中枢側 D C レベルが末梢側 D C レベルよりも小さい場合には、回転方向をマイナス方向（図 1 において時計回り）に設定する。

[0145] また、制御部 1 2 は、現在のセンサ部 6 のピッチ角の絶対値と、現在のピッチ角から上記の方法で設定した回転方向にセンサ部 6 を回転させた場合に取り得るピッチ角の絶対値の最大値又は最小値との差の半分の値を回転量として設定する。

[0146] 例えば、ピッチ角が、0 度を基準にしてプラス方向とマイナス方向にそれぞれ最大 5 度まで取り得るものとする。現在のピッチ角が 0 度であり、設定された回転方向がプラス方向である場合には、現在のピッチ角からプラス方向に回転させた場合に取り得るピッチ角の絶対値の最大値 = 5 度と現在のピッチ角 = 0 度との差の半分である 2. 5 度が回転量として設定される。

[0147] また、現在のピッチ角が + 2. 5 度の状態で、設定された回転方向がマイナス方向である場合には、現在のピッチ角からマイナス方向に回転させた場合に取り得るピッチ角の絶対値の最小値 = 0 度と現在のピッチ角 = 2. 5 度との差の半分である 1. 2 5 度が回転量として設定される。

[0148] また、現在のピッチ角が + 2. 5 度の状態で、設定された回転方向がプラス方向である場合には、現在のピッチ角からプラス方向に回転させた場合に取り得るピッチ角の絶対値の最大値 = 5 度と現在のピッチ角 = 2. 5 度との差の半分である 1. 2 5 度が回転量として設定される。

[0149] そして、制御部 1 2 は、設定した回転方向に、設定した回転量分、センサ部 6 をピッチ回転させる（ステップ S 8 4）。

[0150] ステップ S 8 4 の後、制御部 1 2 は、ステップ S 8 4 の処理を予め決められた所定回数行ったか否かを判定する（ステップ S 8 5）。この所定回数は 2 以上の値が設定される。所定回数は、最適ピッチ角の決定に要する時間の

短縮と最適ピッチ角の決定精度とを考慮して、３回とされるのが好ましい。

[0151] ステップＳ８５の判定がＮＯの場合にはステップＳ８３及びステップＳ８４の処理が再び行われる。ステップＳ８５の判定がＹＥＳの場合には、制御部１２は、現時点でのピッチ角を最適ピッチ角として決定する（ステップＳ８６）。

[0152] 図１３及び図１４は、第一注目素子と第二注目素子により検出される圧力信号の一例を示す図である。図１３に示すように、第二注目素子により検出される圧力信号のＤＣレベルが、第一注目素子により検出される圧力信号のＤＣレベルよりも小さい場合には、素子列７０が体表面に近づく方向（マイナス方向）にピッチ回転が行われる。ピッチ回転が繰り返されることで、図１４に示したように、２つのＤＣレベルが近い状態を得ることができる。

[0153] 以上のステップＳ８の処理により、素子列６０において橈骨動脈Ｔ上に位置する第一注目素子と、素子列７０において橈骨動脈Ｔ上に位置する第二注目素子との各々により検出される圧力信号のＤＣレベルが近くなって、素子列６０と素子列７０とでそれぞれ同じように橈骨動脈Ｔを押圧できる状態を実現する最適ピッチ角を決定することができる。

[0154] なお、制御部１２は、ステップＳ８１において、素子列６０の各圧力検出素子６ａにより検出される圧力信号のＤＣレベルの第一の平均値を算出し、ステップＳ８２において、素子列７０の各圧力検出素子７ａにより検出される圧力信号のＤＣレベルの第二の平均値を算出し、ステップＳ８３では、末梢側ＤＣレベルの代わりにこの第一の平均値を用い、中枢側ＤＣレベルの代わりにこの第二の平均値を用いてピッチ回転方向を決定してもよい。このようにすることでも最適ピッチ角を決定することは可能である。

[0155] また、制御部１２は、ステップＳ８において、次のように最適ピッチ角を決定してもよい。

[0156] 制御部１２は、図１２に示したステップＳ８１とステップＳ８２の処理を行った後に、ピッチ角を、設定可能な全ての値に順次制御し、ピッチ角が各値に制御された状態において得られる末梢側ＤＣレベルと中枢側ＤＣレベル

の差を算出し、算出した差を制御中のピッチ角と対応付けてRAMに記憶する。

[0157] そして、制御部12は、RAMに記憶されているピッチ角のうち、対応付けて記憶されている差の値が最小となるピッチ角を最適ピッチ角として決定する。

[0158] この変形例によれば、第一注目素子と第二注目素子の各々により検出される圧力信号のDCレベルが最も近くなる状態のピッチ角を最適ピッチ角として決定することができる。

[0159] この変形例では、制御部12が、ステップS81において、素子列60の各圧力検出素子6aにより検出される圧力信号のDCレベルの平均値を算出し、ステップS82において、素子列70の各圧力検出素子7aにより検出される圧力信号のDCレベルの平均値を算出し、末梢側DCレベルと中枢側DCレベルの差の代わりに、この2つの平均値の差を算出して記憶してもよい。

[0160] また、制御部12は、ステップS8において、特許文献1に記載されている方法により、素子列60と素子列70の各々に含まれる圧力検出素子により検出される圧力信号のACレベルに基づいて最適ピッチ角を決定してもよい。

[0161] 図6の説明に戻り、ステップS8で最適ピッチ角を決定した後、制御部12は、センサ部6のピッチ角を、ステップS8で決定した最適ピッチ角に制御する（ステップS9）。

[0162] なお、図12に示したステップS8の処理例では、ステップS86における最適ピッチ角の決定とステップS9の処理とは同時に行われる。

[0163] 次に、制御部12は、空気袋20による押圧力を、ステップS7において保持した第二の押圧値よりも小さくゼロよりも大きいリセット値（図8に示す HDP_{RESET} ）まで減少させて、押圧力をこのリセット値に保持する（ステップS10）。

[0164] 制御部12は、この状態で、温度検出部7により検出された温度情報を取

得し、取得した温度情報と、ステップS 1において取得した温度情報との差を算出し、この差が温度閾値以上であるか否かを判定する（ステップS 1 1）。

[0165] この差が温度閾値未満である、すなわち、ステップS 1の処理時と現在とでセンサ部6の温度に大きな変化がない判定した場合（ステップS 1 1：N O）、制御部1 2はステップS 1 4の処理を行う。

[0166] この差が温度閾値以上である、すなわち、ステップS 1の処理時と現在とでセンサ部6の温度に大きな変化があると判定した場合（ステップS 1 1：Y E S）、制御部1 2は、押圧力をゼロに制御し（ステップS 1 2）、その後、現在の温度情報に基づいて、センサ部6の各圧力検出素子により検出される圧力信号の基準レベルの再設定を行う（ステップS 1 3）。ステップS 1 3の後はステップS 1 4以降の処理が開始される。

[0167] ステップS 1 4において、制御部1 2は、押圧力を現在の値から橈骨動脈Tを閉塞できる程度の予め決められた値まで増加させる（図8の時刻t 8～時刻t 9）。

[0168] 制御部1 2は、ステップS 1 4において押圧力を増加させる速度を、ステップS 2において押圧力を増加させるときの速度よりも遅い速度に制御するが、これに限定されるものではない。

[0169] なお、図6のステップS 1 1～ステップS 1 3の処理は必須ではなく、省略することも可能である。この場合は、ステップS 1 0の後にステップS 1 4の処理が行われる。

[0170] 制御部1 2は、ステップS 1 4で開始した押圧力の増加過程においてセンサ部6の各圧力検出素子により検出される圧力信号をメモリ1 5に記憶し、記憶した圧力信号に基づいて、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。

[0171] 制御部1 2は、例えば、押圧力の増加過程においてA Cレベルが最大となる圧力信号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、この圧力信号が検出されたときの押圧力を最適押圧力として決定する（

ステップS 1 5)。

[0172] ステップS 1 5の後、制御部1 2は、メモリ1 5に記憶されている、押圧力の増加過程で上記最適圧力検出素子により検出された圧力信号に基づいて脈波包絡線データを生成する。

[0173] 脈波包絡線データとは、センサ部6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体表面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力信号のACレベルとを対応付けたデータである。

[0174] そして、制御部1 2は、生成した脈波包絡線データに基づいてSBPとDBPを算出し、ステップS 1 4で開始された押圧力の増加過程で上記最適圧力検出素子により検出された圧力信号と、算出したSBP及びDBPとに基づいて、ステップS 1 8の連続血圧測定時に用いる校正用データを生成し、校正用データをメモリ1 5に記憶する（ステップS 1 6）。

[0175] その後、制御部1 2は、押圧力をステップS 1 5で決定した最適押圧力に保持する（ステップS 1 7、図8の時刻t 1 0）。

[0176] そして、制御部1 2は、ステップS 1 5で決定した最適圧力検出素子により検出される圧力信号をメモリ1 5に順次記憶していき、記憶した各圧力信号のACレベルと、ステップS 1 6で生成した校正用データとに基づいて、1拍毎にSBP及びDBPを算出してメモリ1 5に記憶する（ステップS 1 8）。制御部1 2は、算出したSBPとDBPを例えば表示部1 3に表示させて利用者に通知する。

[0177] 制御部1 2は、血圧測定の終了指示がなされるまでステップS 1 8の処理を繰り返し行い、終了指示がなされると、血圧測定処理を終了する。

[0178] 以上のように、本実施形態の生体情報測定装置は、ステップS 5において最適ロール角を決定し、センサ部6のロール角をこの最適ロール角に制御した状態で、ステップS 8において最適ピッチ角を決定する。

[0179] このように、最適ロール角を決定し、決定した最適ロール角に制御した状態で最適ピッチ角を決定する手順を踏むことで、骨又は腱等の硬い組織からの圧力が脈波の検出精度に与える影響を少なくした状態で、最適ピッチ角を

決定することができる。

[0180] 校正用データ生成に必要な圧力信号の取得時及び連続血圧測定時には、脈波の検出精度を高めるために、素子列60による橈骨動脈Tの押圧状態と、素子列70による橈骨動脈Tの押圧状態とがほぼ同じになっている理想押圧状態とすることが好ましい。ステップS8の処理は、この理想押圧状態を実現するための最適ピッチ角を決定する処理である。

[0181] 本実施形態の生体情報測定装置によれば、骨又は腱等の硬い組織からの圧力による信号レベルが低くなる最適ロール角に制御された状態で、理想押圧状態を実現するための最適ピッチ角を決定することができる。

[0182] このため、理想押圧状態となる最適ピッチ角の決定を高精度に行うことができる。この結果、ステップS14以降の処理で検出される脈波の検出精度を向上させて、生体情報の測定精度を向上させることができる。

[0183] また、本実施形態の生体情報測定装置では、ステップS8で最適ピッチ角を決定するときの押圧力（第二の押圧値）を、ステップS5で最適ロール角を決定するときの押圧力（第一の押圧値）よりも小さくしている。

[0184] このように、第一の押圧値よりも第二の押圧値を小さくすることで、橈骨動脈Tが適度に押圧された状態で最適ピッチ角の決定を行うことが可能となり、最適ピッチ角の決定精度を向上させることができる。

[0185] 橈骨動脈Tが適度に押圧された状態とは、橈骨動脈Tが閉塞されておらず、かつ、橈骨動脈Tの押圧されている表面が平坦になって張力の影響が無視できる状態、いわゆるトノメトリ状態のことをいう。

[0186] 図6に示す動作例では、ステップS7において、押圧力が、選択素子列の注目素子のACレベルが最大値（ AC_{max} ）となる押圧力（ HDP_{ACmax} ）に保持される。押圧力が HDP_{ACmax} に保持された状態は、トノメトリ状態に最も近いと考えられる。このため、第二の押圧値＝ HDP_{ACmax} とすることで、最適ピッチ角の決定精度を向上させることができる。

[0187] なお、図6に示す動作例では、第二の押圧値＝ HDP_{ACmax} としたが、これに限らない。第二の押圧値は、選択素子列について時刻毎に決定された注目

素子のDCレベルの変化量が変化閾値以下となる状態の押圧力の範囲の任意の値であればよい。この注目素子のDCレベルの変化量が最も小さくなる時の押圧力は、この注目素子のACレベルが最大となる時の押圧力とほぼ一致する。

[0188] つまり、第二の押圧値は、選択素子列について時刻毎に決定された注目素子のACレベルが最大となる押圧力付近の値が設定されていればよい。

[0189] 具体的には、第二の押圧値は、選択素子列について時刻毎に決定された注目素子のACレベルが、最大値（図8に示す AC_{max} ）の0.9倍以上となる時の押圧力の範囲の任意の数値に設定されるのが好ましく、この最大値の0.95倍以上となる時の押圧力の範囲の任意の数値に設定されるのがより好ましい。

[0190] 押圧力 $=HDP_{AC_{max}}$ に保持された状態はトノメトリ状態に最も近いと考えられる。このため、図6の動作例のように、第二の押圧値は $HDP_{AC_{max}}$ に設定されるのが最も好ましい。

[0191] また、本実施形態の生体情報測定装置によれば、ステップS3において素子列60と素子列70のうちのいずれか一方が選択素子列として選択される。そして、この1つの選択素子列の複数の圧力検出素子により検出される圧力信号に基づいて最適ロール角が決定される。

[0192] 具体的には、制御部12は、ステップS3において、橈骨動脈Tを先に閉塞した素子列を選択素子列として選択し、この選択素子列が橈骨動脈Tを閉塞した時点での押圧力に保持した状態で最適ロール角を決定している。

[0193] この構成によれば、橈骨動脈Tが閉塞されたことによる血流変化等の影響を受けていない素子列から出力される圧力信号に基づいて最適ロール角を決定することができる。つまり、選択素子列から出力される圧力信号の信頼性を高めることができ、最適ロール角の決定精度を向上させることができる。

[0194] また、より短い時間で橈骨動脈Tを閉塞することができた素子列が選択素子列とされることで、最適ロール角の決定にかかる時間を短縮して、血圧測定開始までの時間を短縮することができる。

- [0195] また、本実施形態の生体情報測定装置では、素子列60, 70のいずれか一方の素子列の圧力検出素子により検出される圧力信号のDCレベルに基づいて最適ロール角を決定している。このように、圧力信号のDCレベルに基づいて最適ロール角を決定することで、骨又は腱等の硬い組織からの圧力の影響を受けにくいロール角を高精度に決定することができる。
- [0196] なお、制御部12は、ステップS5において、選択素子列の圧力検出素子により検出される圧力信号のDCレベルの代わりに、選択素子列の圧力検出素子により検出される圧力信号の絶対値に基づいて最適ロール角を決定してもよい。
- [0197] ステップS4において押圧力が第一の押圧値に保持された状態は、選択素子列によって橈骨動脈Tが閉塞されている状態である。つまり、この状態では、選択素子列の圧力検出素子により検出される圧力信号のACレベルは十分に小さくなっている。
- [0198] このため、選択素子列の複数の圧力検出素子により検出される圧力信号の絶対値に基づいて最適ロール角を決定しても、ある程度の精度で、骨又は腱等の硬い組織からの圧力による影響を低減させることは可能である。上述してきたようにDCレベルを用いる場合には、骨又は腱等の硬い組織からの圧力の分布をより正確に検出することができるため、最適ロール角の決定精度を向上させることができる。
- [0199] また、本実施形態の生体情報測定装置では、素子列60, 70の各々に含まれる複数の圧力検出素子により検出される圧力信号のDCレベルに基づいて最適ピッチ角を決定している。このように、圧力信号のDCレベルに基づいて最適ピッチ角を決定することで、理想押圧状態を実現可能な最適ピッチ角を高精度に決定することができる。この理由を以下に述べる。
- [0200] 本実施形態の生体情報測定装置では、素子列60と素子列70とが、生体の異なる部分を押圧している。また、橈骨動脈Tは、抵抗の高い末梢側が中枢側よりも先に閉塞され始めると、これに伴って反射波が発生する。この反射波は、素子列70の橈骨動脈T上に位置する圧力検出素子により検出され

る圧力信号に重畳される。

[0201] このように、押圧している生体部位の皮下組織の組成の違い及び反射波の発生等によって、理想押圧状態であっても、素子列 60 の橈骨動脈 T 上に位置する圧力検出素子により検出される圧力信号の AC レベルと、素子列 70 の橈骨動脈 T 上に位置する圧力検出素子により検出される圧力信号の AC レベルとは同じにならない場合がある。

[0202] 一方、素子列 60 の橈骨動脈 T 上に位置する圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルと、素子列 70 の橈骨動脈 T 上に位置する圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルは、押圧している生体部位の皮下組織の組成の違い及び反射波の発生等によって影響を受けない。

[0203] このため、素子列 60, 70 の各々に含まれる複数の圧力検出素子により検出される圧力信号の DC レベルに基づいて最適ピッチ角を決定することで、最適ピッチ角を高精度に決定することができる。

[0204] なお、素子列 60, 70 の各々に含まれる複数の圧力検出素子により検出される圧力信号の AC レベルに基づいて最適ピッチ角を決定することでも、ある程度の精度で最適ピッチ角を決定することは可能である。

[0205] また、本実施形態の生体情報測定装置によれば、素子列 60 から選択した 1 つの圧力検出素子と、素子列 70 から選択した 1 つの圧力検出素子との 2 つの圧力検出素子により検出される圧力信号に基づいて最適ピッチ角を決定することができる。

[0206] このように 2 つの圧力検出素子の圧力信号に基づいて最適ピッチ角を決定することで、最適ピッチ角を決定するために必要な演算量を減らすことができ、消費電力低減と血圧測定開始までの時間短縮が可能となる。

[0207] なお、図 12 の処理例では、ステップ S 81 とステップ S 82 において、図 7 のステップ S 30 ～ステップ S 37 の過程で決定した注目素子の中から 1 つを選択している。このように、既に決定済みの注目素子の中から最適ピッチ角の決定に利用するものを選択することで、最適ピッチ角を決定するために必要な演算量を減らすことができる。この結果、消費電力低減と血圧測

定開始までの時間短縮が可能となる。

[0208] また、本実施形態の生体情報測定装置は、最適ピッチ角を決定した後に、押圧力を第二の押圧値よりも小さくゼロよりも大きいリセット値まで低下させ、その後、ステップS 1 4以降の処理を行っている。このように、押圧力をゼロまでは下げずにステップS 1 4以降の処理を行うことで、血压測定開始までの時間を短縮することができる。

[0209] また、押圧力を一旦下げてからステップS 1 4以降の処理を行うことで、センサ部6が最適ロール角及び最適ピッチ角に制御された状態で、最適押圧力及び最適圧力検出素子を決定することができ、脈波の検出精度を高めることができる。

[0210] また、本実施形態の生体情報測定装置は、最適ピッチ角を決定した後に、初期状態における温度情報と、現在の温度情報とに大きな差が生じていた場合には、押圧力をゼロにした上で、センサ部6の各圧力検出素子の基準レベルを再設定する。このように、基準レベルの再設定を行うことで、ステップS 1 4以降の処理における脈波の検出精度を向上させることができる。

[0211] また、本実施形態の生体情報測定装置では、ステップS 2において押圧力が増加するときの増加速度が、ステップS 1 4において押圧力が増加するときの増加速度よりも速くなっている。

[0212] この構成によれば、最適ロール角及び最適ピッチ角の決定のために必要な押圧力の増加を高速に行うことができ、血压測定開始までの時間を短縮することができる。一方、校正用データ生成のために必要な押圧力の増加については相対的に遅くなっていることで、校正用データを高精度に求めることが可能となる。

[0213] 本実施形態の生体情報測定装置において、制御部12は、ステップS 5で最適ロール角を決定するよりも前に、素子列60と素子列70の各々による圧力信号の検出状態が良好となるように、センサ部6をピッチ回転させてもよい。

[0214] 例えば、制御部12は、ステップS 2で押圧力の増加を開始してから、図

7のステップS38の処理が行われるまでの間の定期的なタイミングで、RAMに記憶された最新の第一注目素子の圧力信号のACレベルと、最新の第二注目素子の圧力信号のACレベルとを比較し、この比較結果に基づいて、ピッチ回転が必要か否かを判定する。

[0215] 制御部12は、この2つのACレベルの差が閾値以上である場合には、ACレベルが相対的に小さい注目素子を含む素子列が橈骨動脈Tを良好に潰せていない状況であると判断し、ピッチ回転が必要であると判定する。そして、この素子列が体表面に近づく方向にセンサ部6をピッチ回転させる。このときの回転量は任意であるが、例えば制御可能な最小値とすればよい。

[0216] 制御部12は、この2つのACレベルの差が閾値未満である場合には、2つの素子列がそれぞれ橈骨動脈Tを良好に潰せている状況であると判断し、ピッチ回転は不要であると判定する。

[0217] 例えば、上記のタイミングで、最新の第一注目素子のACレベルが、最新の第二注目素子の圧力信号のACレベルよりも閾値以上大きい場合には、制御部12は、センサ部6をマイナス方向にピッチ回転させる。

[0218] これにより、第二注目素子のACレベルを高くすることが可能となる。この結果、ピッチ回転を行わない場合よりも、素子列70が選択素子列となることのできる可能性を高めることができ、最適ピッチ角の決定に利用できる素子列の選択肢を増やすことができる。

[0219] 図15は、図6に示すステップS5の詳細処理の変形例を示すフローチャートである。

[0220] まず、制御部12は、回転駆動部10を制御して、ロール角を任意の値に制御する（ステップS91）。

[0221] 次に、制御部12は、選択素子列の各圧力検出素子のうちの上述した第一の圧力検出素子～第三の圧力検出素子によりそれぞれ検出された圧力信号のDCレベルを取得し、取得した3つのDCレベルに基づいて、ステップS53の処理と同様に平坦度を算出し、現在制御中のロール角と対応付けてRAMに記憶する（ステップS92）

- [0222] 次に、制御部 12 は、第二の圧力検出素子より検出された圧力信号の DC レベル（以下、橈骨側 DC レベルという）と、第三の圧力検出素子より検出された圧力信号の DC レベル（以下、尺骨側 DC レベルという）の差が閾値以上か否かを判定する（ステップ S 93）。
- [0223] 制御部 12 は、橈骨側 DC レベルと尺骨側 DC レベルの差が閾値未満であった場合（ステップ S 93：NO）には、回転駆動部 10 を制御し、センサ部 6 を、プラス方向又はマイナス方向に最小角度でロール回転させ（ステップ S 94）、その後、ステップ S 92 に処理を戻す。
- [0224] 制御部 12 は、橈骨側 DC レベルと尺骨側 DC レベルの差が閾値以上であった場合（ステップ S 93：YES）には、橈骨側 DC レベルが尺骨側 DC レベルよりも大きいかな否かを判定する（ステップ S 95）。
- [0225] 制御部 12 は、橈骨側 DC レベルが尺骨側 DC レベルよりも小さい場合（ステップ S 95：NO）には、ロール回転の方向をプラス方向（左肘側から見て反時計回り）に制限する（ステップ S 96）。つまり、制御部 12 は、平坦度を算出済みのロール角を除くロール角のうち、現在のロール角よりもマイナス方向のロール角を、最適ロール角の候補からは除外する
- [0226] 制御部 12 は、橈骨側 DC レベルが尺骨側 DC レベルよりも大きい場合（ステップ S 95：YES）には、ロール回転の方向をマイナス方向（左肘側から見て時計回り）に制限する（ステップ S 97）。つまり、制御部 12 は、平坦度を算出済みのロール角を除くロール角のうち、現在のロール角よりもプラス方向のロール角を、最適ロール角の候補からは除外する
- [0227] ステップ S 96 及びステップ S 97 の後、制御部 12 は、設定可能な全てのロール角のうちの現在のロール角を基準とする上記制限した回転方向における角度の全てについて平坦度を算出したかな否かを判定する（ステップ S 98）。
- [0228] ステップ S 98 の判定が NO の場合、制御部 12 は、回転駆動部 10 を制御し、センサ部 6 を、制限されている回転方向における設定可能なロール角のうち、平坦度をまだ算出していないロール角に制御する（ステップ S 99

）。

[0229] そして、制御部 12 は、第一の圧力検出素子～第三の圧力検出素子によりそれぞれ検出された圧力信号の DC レベルを取得し、取得した 3 つの DC レベルに基づいて、ステップ S 52 の処理と同様に平坦度を算出し、現在制御中のロール角と対応付けて RAM に記憶する（ステップ S 100）。ステップ S 100 の後はステップ S 98 に処理が戻る。

[0230] ステップ S 98 の判定が YES の場合、制御部 12 は、ステップ S 92 及びステップ S 100 の処理で RAM に記憶されたロール角のうち、対応づけられている平坦度が最大となるロール角を最適ロール角として決定する（ステップ S 101）。

[0231] 以上のように、図 15 に示す変形例によれば、図 9 に示す処理例と比較して、平坦度を算出するロール角の数を少なくすることができる。このため、最適ロール角を決定するための演算量の削減及びロール回転に伴う消費電力の低減が可能となる。

[0232] なお、ロール角として設定可能な角度が 0 度、 $+\theta 1$ 度、 $-\theta 1$ 度（ $\theta 1$ は任意の値）の 3 つであり、ステップ S 91 における任意の値が 0 度である場合を考える。

[0233] この場合は、最初のステップ S 93 の処理の判定が YES かつステップ S 95 の判定が NO の場合には、制御部 12 は $+\theta 1$ 度を最適ロール角として決定する。また、最初のステップ S 93 の処理の判定が YES かつステップ S 95 の判定が YES の場合には、制御部 12 は $-\theta 1$ 度を最適ロール角として決定する。

[0234] このように、この変形例によれば、ロール回転をさせることなく最適ロール角を決定することもできる。

[0235] 本実施形態の生体情報測定装置では、回動部 5 が第一の軸 X と第二の軸 Y の各々を中心に回転可能な構成としたが、回動部 5 は、第一の軸 X と第二の軸 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。

[0236] 回動部 5 が第一の軸 X のみを中心に回転可能な構成（ピッチ回転のみ可能

な構成)である場合、制御部12は、図6のフローチャートにおいて、ステップS5及びステップS6の処理を省略し、ステップS4の処理の後にステップS7以降の処理を行えばよい。

[0237] また、回動部5が第一の軸Xのみを中心に回転可能な構成である場合には、センサ部6の素子列60と素子列70は、それぞれ複数の圧力検出素子を含んでいる必要はなく、それぞれ1つの圧力検出素子を含む構成であってもよい。つまり、センサ部6は、方向Aに並ぶ圧力検出素子6aと圧力検出素子7aとの2つの圧力検出素子のみを有する構成であってもよい。

[0238] この構成の場合には、図7において説明した第一注目素子は常に同じ圧力検出素子6aとなり、第二注目素子は常に同じ圧力検出素子7aとなる。また、ステップS38では、ACレベルが先に閉塞完了判定閾値に到達した圧力検出素子が選択される。

[0239] また、ステップS39では、この選択された圧力検出素子のACレベルが閉塞完了判定閾値に達した時点の押圧力が第一の押圧値に設定される。また、ステップS40では、この選択された圧力検出素子のACレベルがピークに達した時点の押圧力が第二の押圧値に設定される。

[0240] また、制御部12は、ステップS8においては、図12のステップS81とステップS82を省略し、ステップS83において、圧力検出素子6aと圧力検出素子7aの各々により検出される圧力信号のDCレベルを比較し、この比較結果と現在のピッチ角とに基づいてセンサ部6のピッチ回転の回転方向及び回転量を設定する。

[0241] 回動部5が第二の軸Yのみを中心に回転可能な構成(ロール回転のみ可能な構成)である場合、制御部12は、図6のフローチャートにおいて、ステップS7～ステップS9の処理を省略し、ステップS6の処理の後にステップS10以降の処理を行えばよい。

[0242] また、回動部5が第二の軸Yのみを中心に回転可能な構成である場合には、センサ部6において素子列60と素子列70のいずれか一方を削除した構成としてもよい。

[0243] 例えばセンサ部6が素子列60のみを有する構成の場合には、図7においてステップS34～ステップS38が削除され、ステップS33の判定がYESの場合に、ステップS39以降の処理が行われる動作となる。また、ステップS39以降における選択素子列は素子列60となる。

[0244] 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。

[0245] 例えば、ここまでは、手首の橈骨動脈から脈波を検出する手首装着型の生体情報測定装置について説明されているが、頸動脈又は足背動脈から脈波を検出する装置に対して本発明を適用してもよい。

[0246] また、センサ部6は、3つ以上の素子列が方向Aに配列された構成であってもよい。

[0247] この構成の場合には、制御部12は、図6のステップS3において、3つ以上の素子列の中から、橈骨動脈Tを最も早く閉塞した素子列を選択素子列として選択する。または、制御部12は、3つ以上の素子列のいずれか1つを予め選択素子列として選択する。

[0248] また、制御部12は、図6のステップS8において、3つ以上の素子列の各々から選択した1つの圧力検出素子により検出された圧力信号のDCレベル又はACレベルの値が近くなる最適ピッチ角を決定する。

[0249] 次に、図1に示すセンサ部6の好ましい設計例について説明する。

[0250] 図4には、素子列60と素子列70の間の距離L1（素子列60と素子列70の方向Aの配列間隔）と、体表面に接触する押圧面6bの方向Aの幅L2とが示されている。

[0251] 発明者は、鋭意検討した結果、距離L1を5mm以上15mm以下の範囲の任意の値とすることで、脈波の検出精度を向上させられることを見出した。

[0252] 素子列60と素子列70の間の距離L1は、医師又は看護師が2本の指を

手首に押し当てて脈波を確認する触診の形態を模擬できることが好ましい。
触診を行う際の２本の指の中心同士の動脈方向の距離を多数の医師を対象に調査したところ、この距離は５ｍｍ以上１５ｍｍ以下の範囲に入ることが分かった。

[0253] また、発明者は、素子列７０を削除した構成のセンサ部６を有する脈波検出部１００を使用し、素子列６０の動脈方向における位置を順次変えながらトノメトリ法によって脈波を検出する実験を複数人に対して行った。

[0254] 図１６は、素子列の位置を変えながら脈波を検出した実験の結果の傾向を示す図である。

[0255] 図１６に示す横軸は、素子列の方向Ａの中心と手首の皮線との間の距離を示す。図１６に示す縦軸は、トノメトリ状態が得られたときの素子列の体表面に対する押圧力を複数人で平均した値を示す。図１６に示すように、素子列は、皮線から５ｍｍ以上２０ｍｍ以下の範囲にある場合に、低い押圧力でトノメトリ状態を実現することができる。

[0256] 低い押圧力でトノメトリ状態を実現できると、素子列によって検出される圧力信号には、骨又は腱等の硬い組織からの圧力に応じた成分が含まれにくくなる。つまり、ノイズを低減することができるため、脈波の検出精度を高めることができる。

[0257] 図１６に示す結果から、２つの素子列６０、７０を有するセンサ部６においては、素子列６０と素子列７０がそれぞれ、皮線から５ｍｍ以上２０ｍｍ以下の範囲に配置されることが好ましい。

[0258] 末梢側に配置される素子列６０の方向Ａの中心が皮線から５ｍｍの位置に配置される場合を考えると、図４に示す距離Ｌ１が１５ｍｍ以下である場合に、素子列６０と素子列７０がそれぞれ、皮線から５ｍｍ以上２０ｍｍ以下の範囲に位置することになる。したがって、図１６に示す実験結果からも、距離Ｌ１は１５ｍｍ以下とするのが好ましいことが分かった。

[0259] なお、本実施形態の脈波検出部１００は、押圧面６ｂがピッチ回転する構成である。上記距離Ｌ１が小さすぎると、ピッチ回転させた場合でも、素子

列 60, 70 の各々により検出される圧力信号群に差が生じにくくなる。距離 L_1 が 5 mm 以上あれば、ピッチ回転させることによる脈波検出精度の向上効果を十分に得ることが可能である。

[0260] また、距離 L_1 が大きすぎると、中枢側に配置される素子列 70 と動脈との距離が大きくなりすぎてしまう。この結果、ピッチ角の最大値を大きくする必要がある。距離 L_1 が 15 mm 以下であれば、ピッチ角を大きくすることなく、2つの素子列によって動脈からの脈波を十分に捉えることができる。

[0261] 図 4 において、押圧面 6b の方向 A の一方の端縁から素子列 60 の中心までの距離と、押圧面 6b の方向 A の他方の端縁から素子列 70 の中心までの距離と、距離 L_1 とがそれぞれ同じとなることで、素子列 60 と素子列 70 を体表面に同じ押圧力で押圧することができる。このため、図 4 に示した幅 L_2 は、15 mm 以上 45 mm 以下の範囲の任意の値とすることが好ましい。

[0262] 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。

[0263] 開示された脈波検出装置は、一方向に並ぶ複数の圧力検出素子からなる 2つの素子列が前記一方向に直交する方向に配列されたセンサ部と、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体表面に前記センサ部を押圧する押圧部と、を備え、前記 2つの素子列の前記一方向に直交する方向の配列間隔は、5 mm 以上 15 mm 以下である。

[0264] 開示された脈波検出装置は、前記一方向に伸びる軸と前記一方向に直交する方向に伸びる軸の各々の周りに前記センサ部を回転させる回転機構を更に備えるものである。

[0265] 開示された生体情報測定装置は、前記脈波検出装置と、前記圧力検出素子により検出された圧力信号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

[0266] 本発明は、特に血圧計等に適用して利便性が高く、有効である。

[0267] 以上、本発明を特定の実施形態によって説明したが、本発明はこの実施形態に限定されるものではなく、開示された発明の技術思想を逸脱しない範囲で種々の変更が可能である。

本出願は、2016年4月15日出願の日本特許出願（特願2016-081950）に基づくものであり、その内容はここに取り込まれる。

符号の説明

[0268] 100 脈波検出部

1 筐体

2 空気袋

3 平板部

5 回動部

5a 2軸回転機構

6 センサ部

6a, 7a 圧力検出素子

6b 押圧面

60, 70 素子列

7 温度検出部

X 第一の軸

Y 第二の軸

10 回転駆動部

11 空気袋駆動部

12 制御部

13 表示部

14 操作部

15 メモリ

TB 橈骨

T 橈骨動脈

110、111、112 曲線

A, B 方向

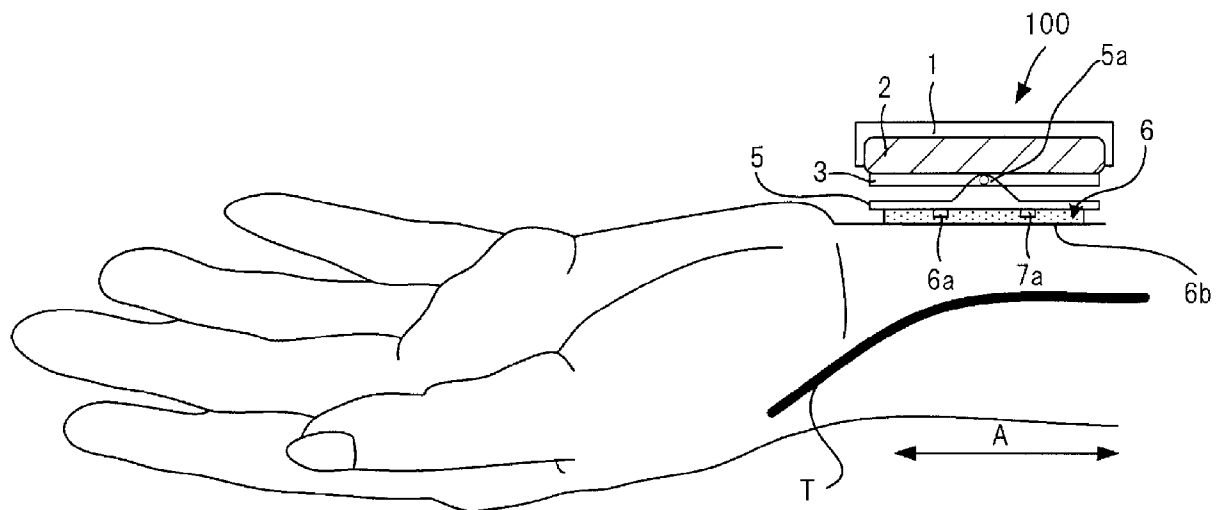
L 1 距離

L 2 幅

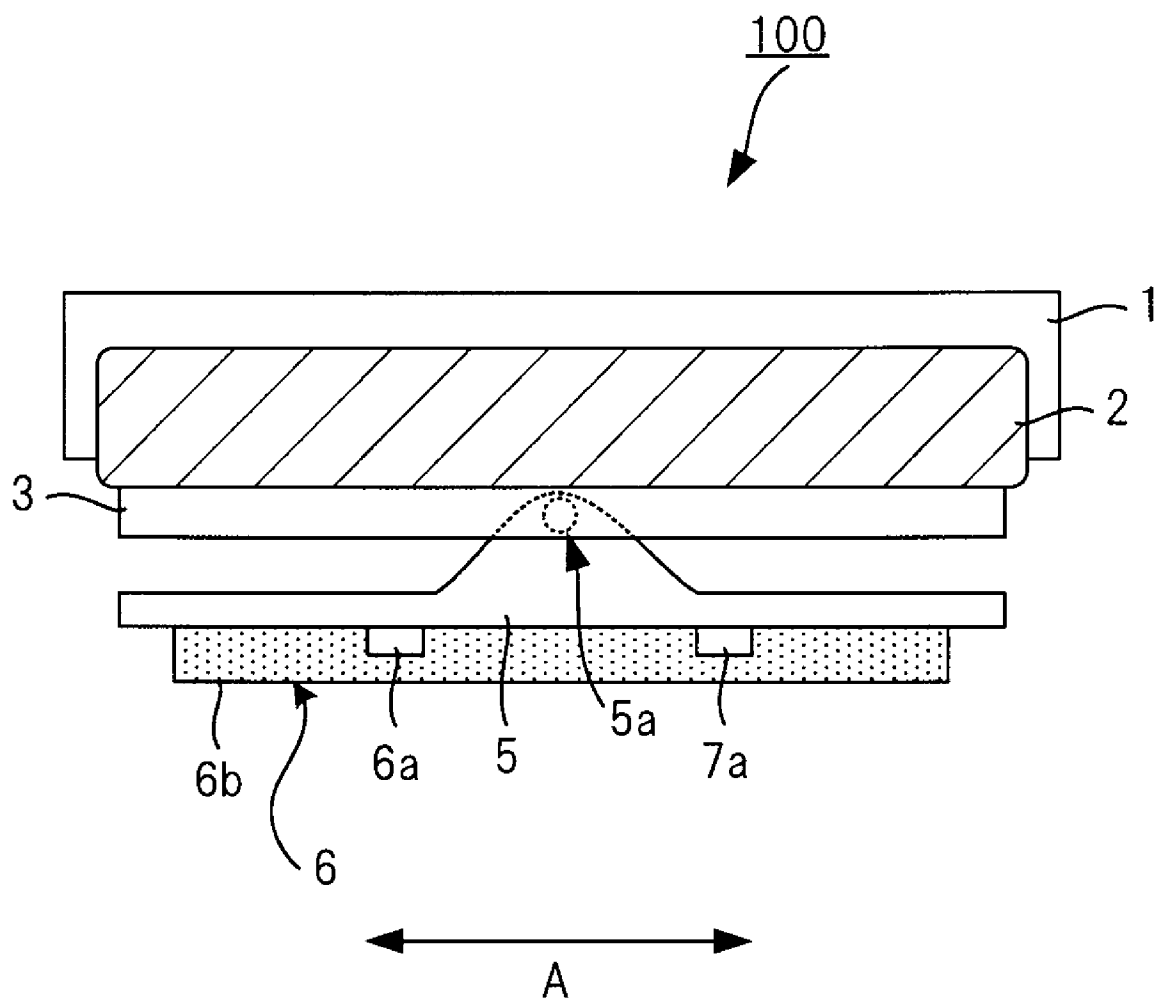
請求の範囲

- [請求項1] 一方向に並ぶ複数の圧力検出素子からなる2つの素子列が前記一方向に直交する方向に配列されたセンサ部と、
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体表面に前記センサ部を押圧する押圧部と、を備え、
前記2つの素子列の前記一方向に直交する方向の配列間隔は、5 mm以上15 mm以下である脈波検出装置。
- [請求項2] 請求項1記載の脈波検出装置であって、
前記一方向に伸びる軸と前記一方向に直交する方向に伸びる軸の各々の周りに前記センサ部を回転させる回転機構を更に備える脈波検出装置。
- [請求項3] 請求項1又は2記載の脈波検出装置と、
前記圧力検出素子により検出された圧力信号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。

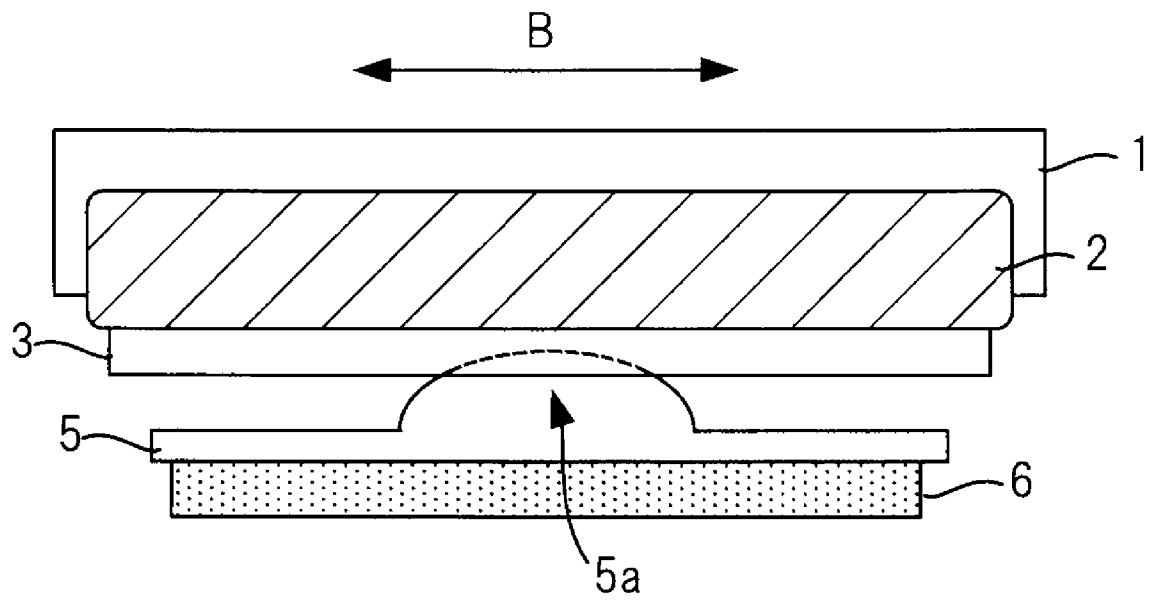
[図1]

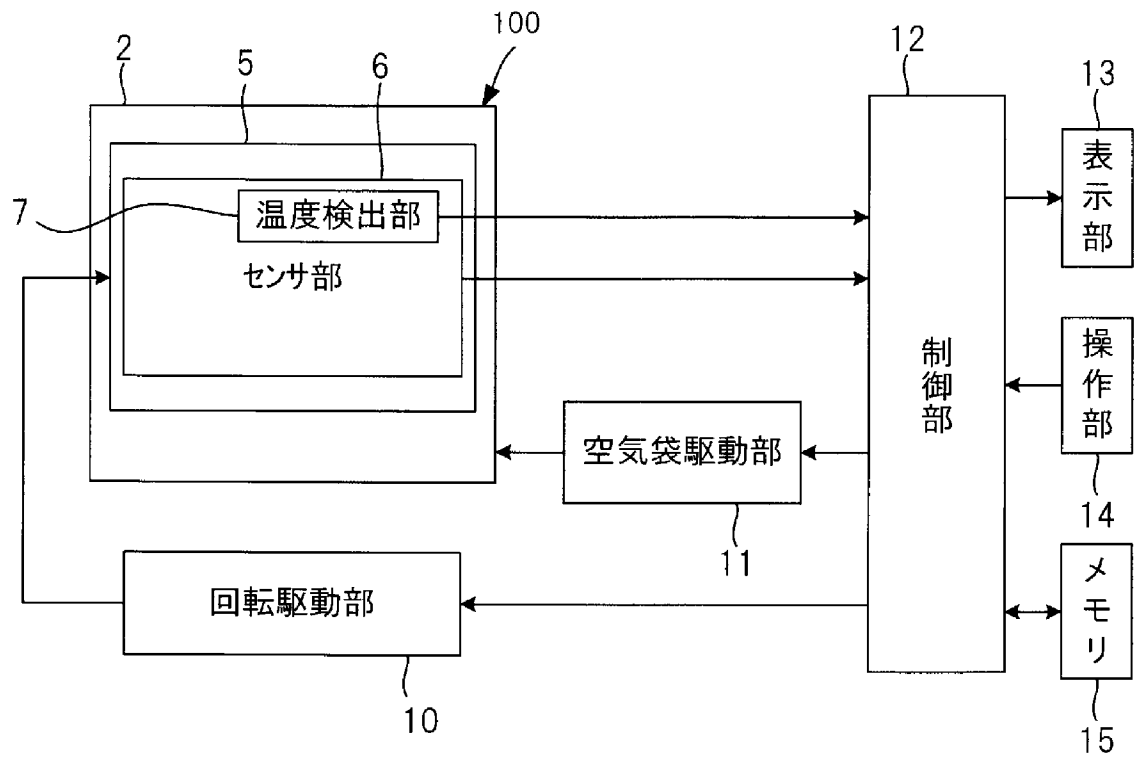


[図2]

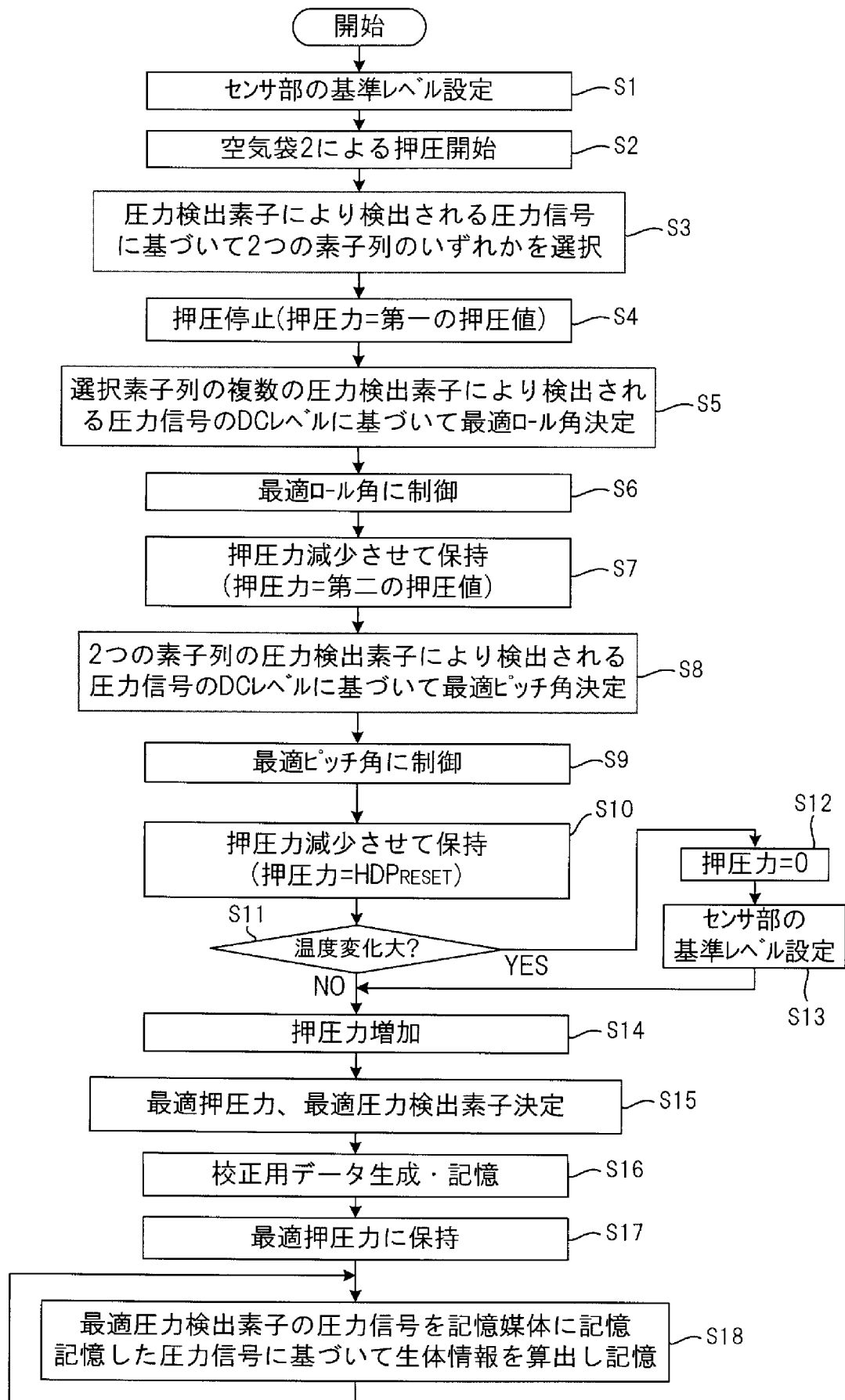


[図3]

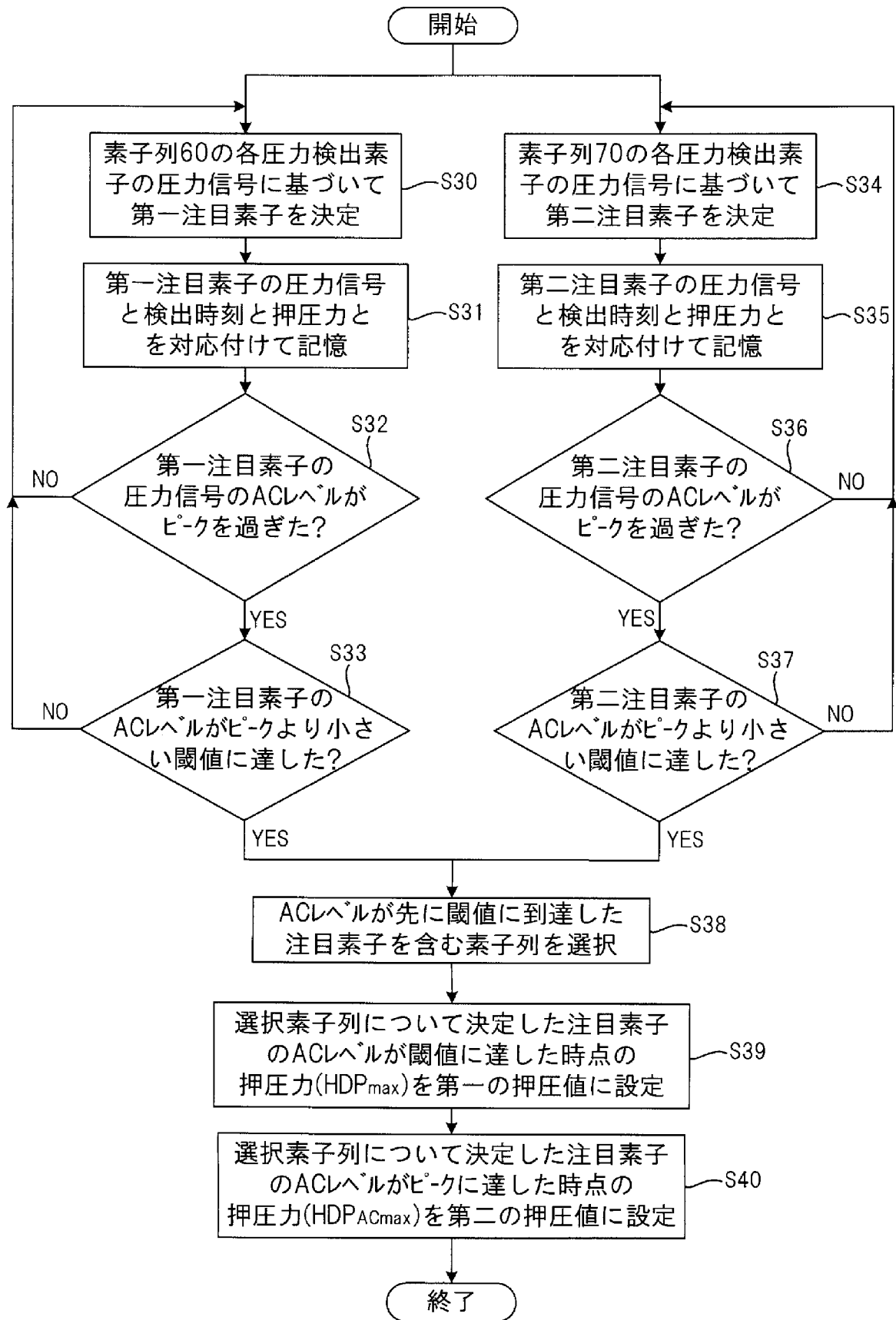




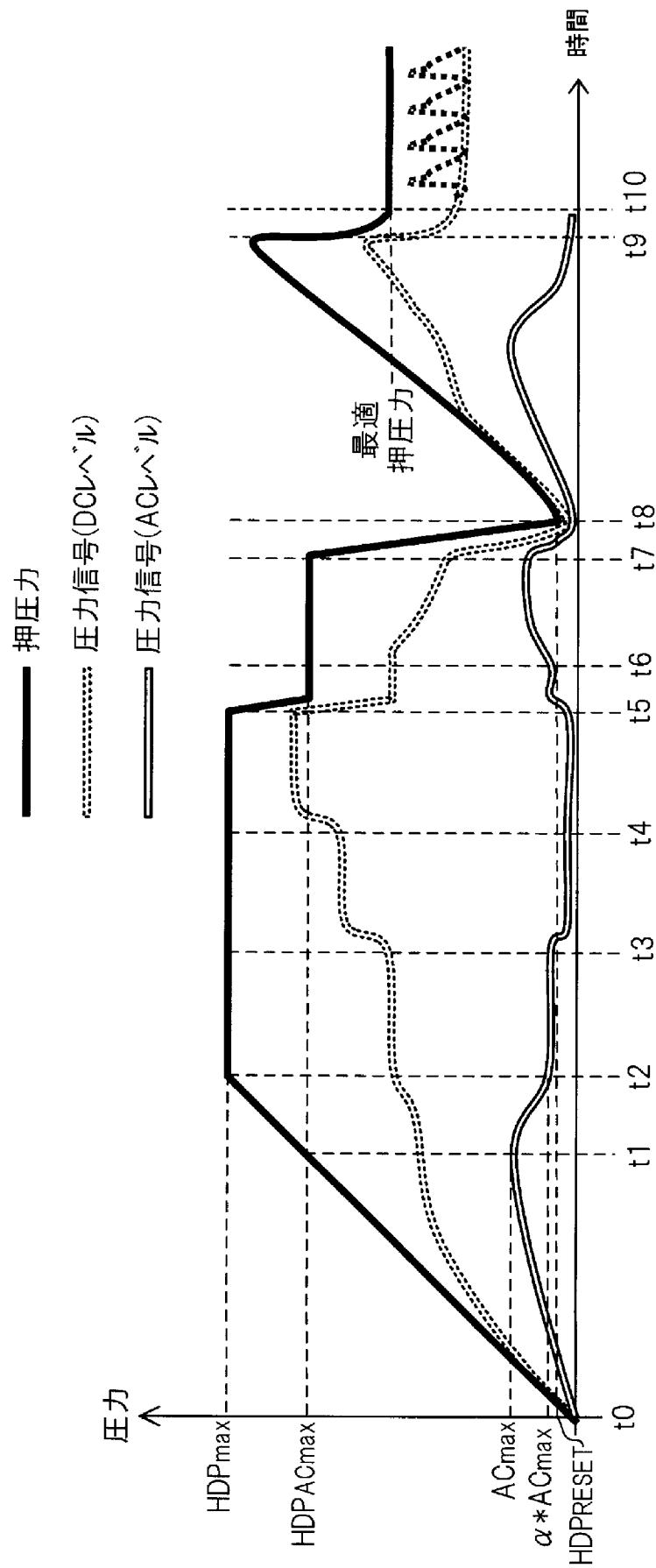
[図6]



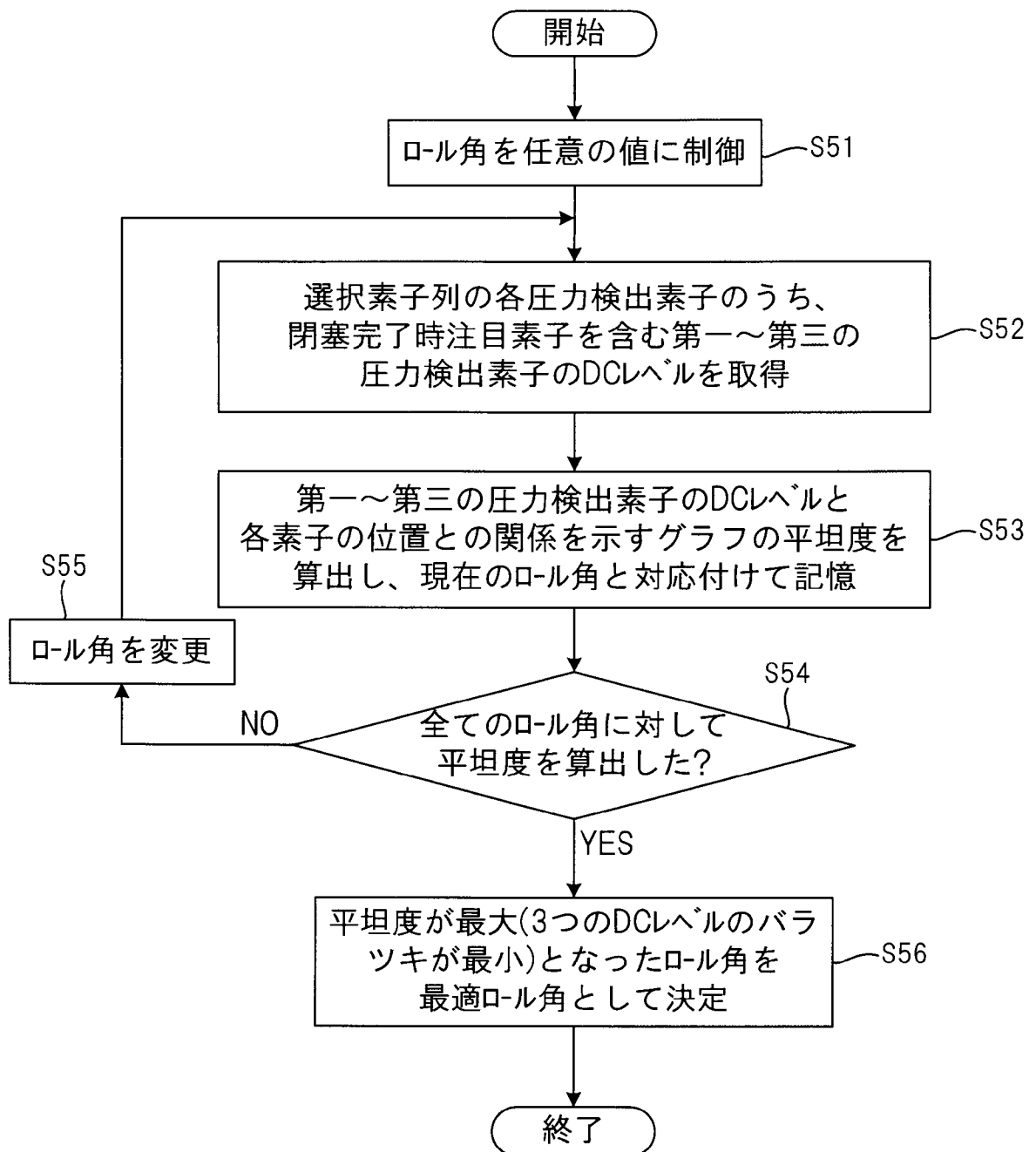
[図7]



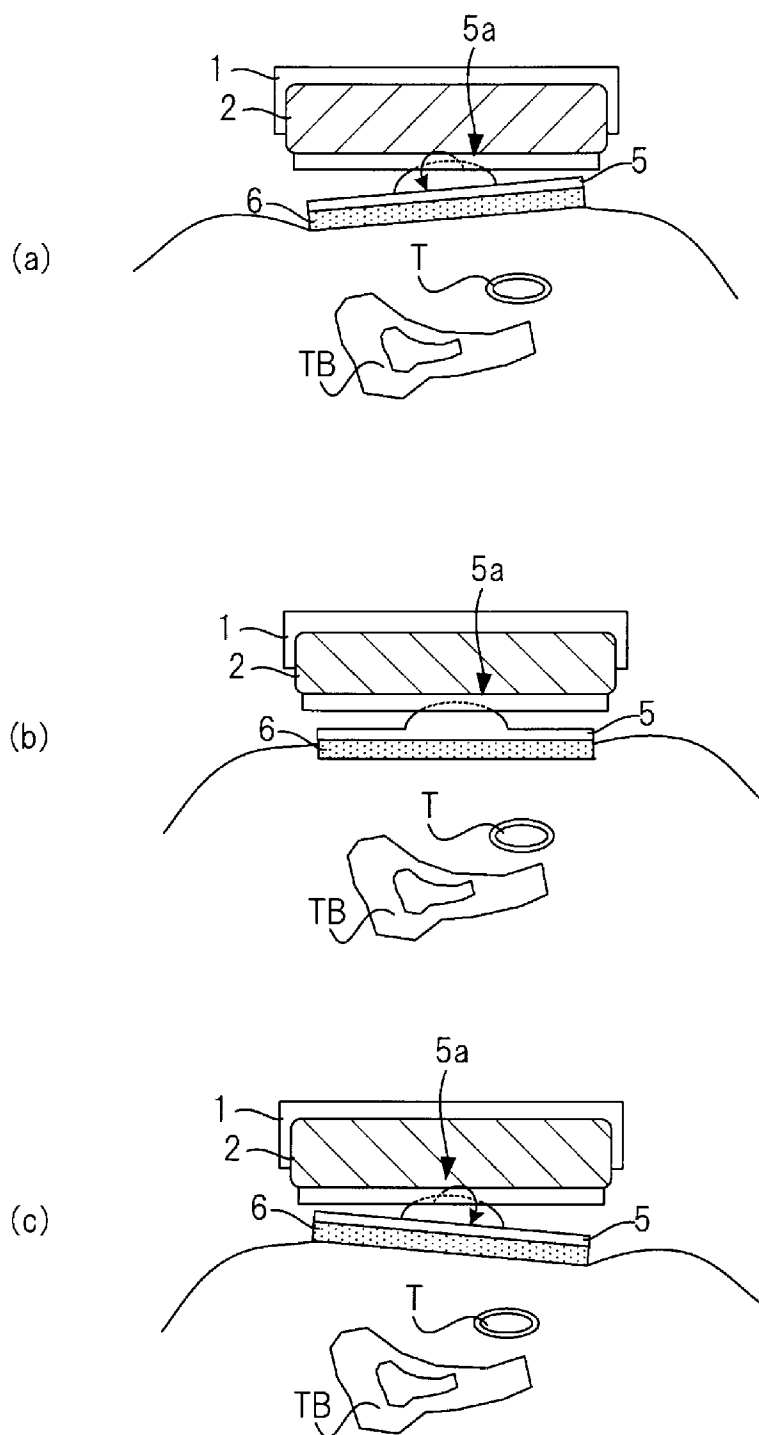
[図8]



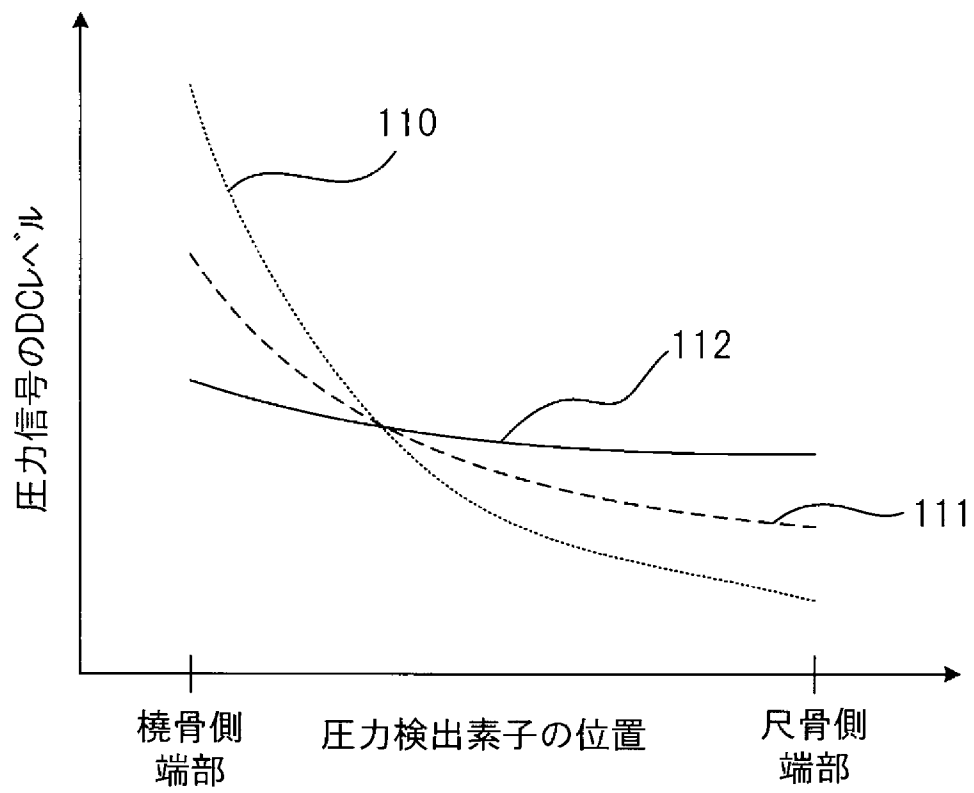
[図9]



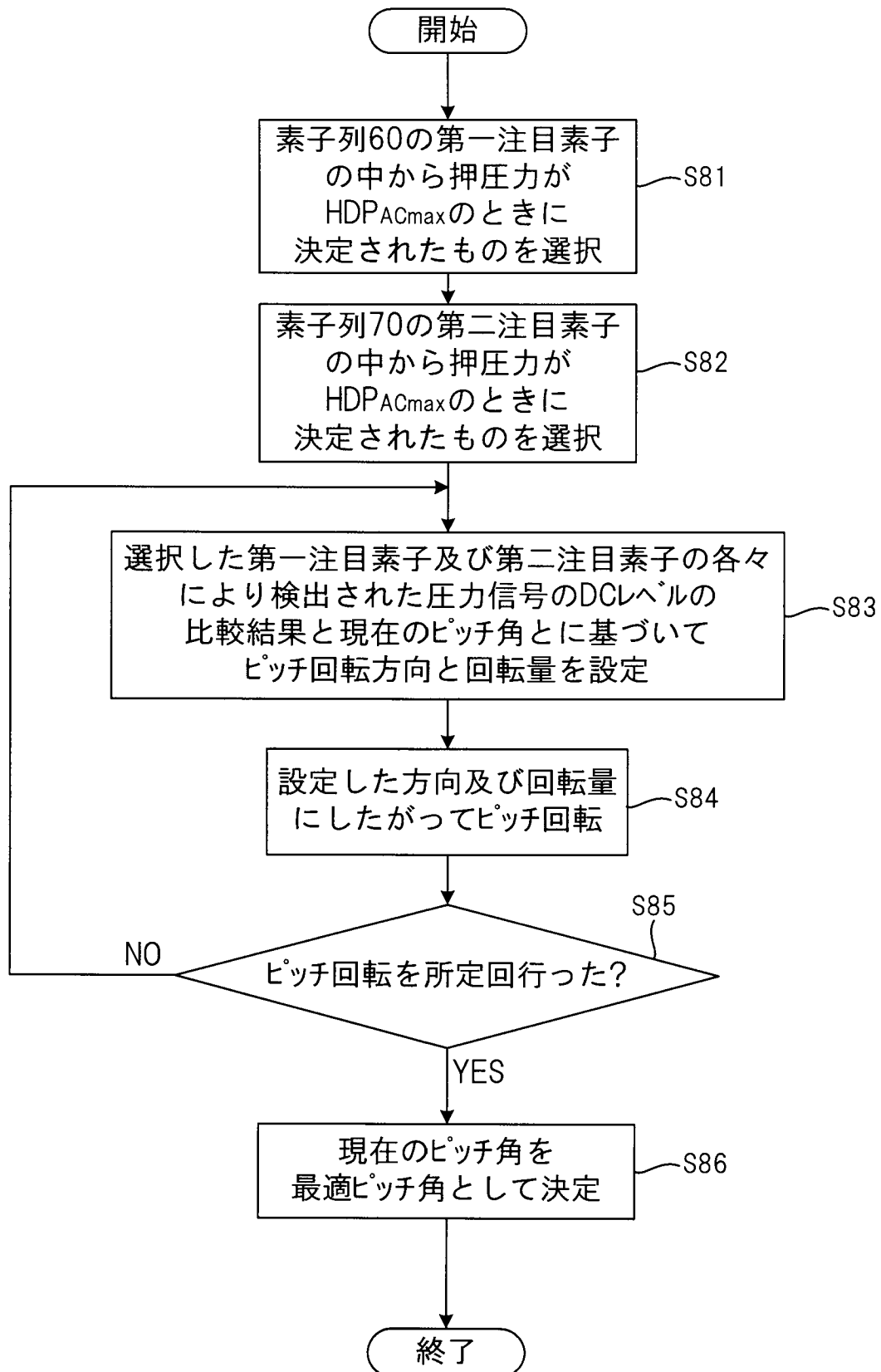
[図10]



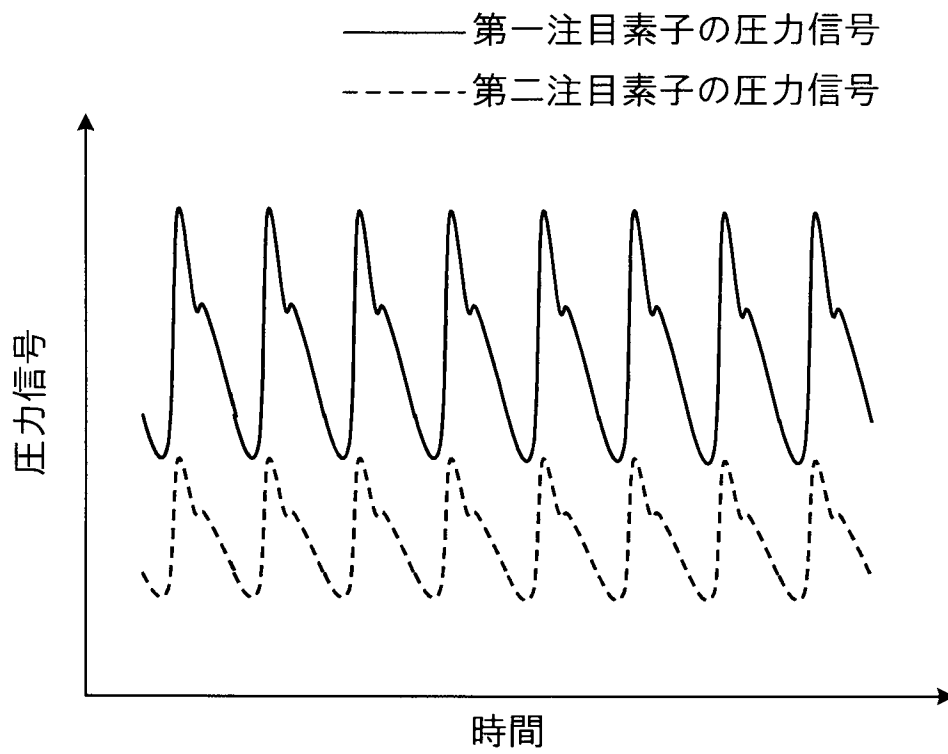
[図11]



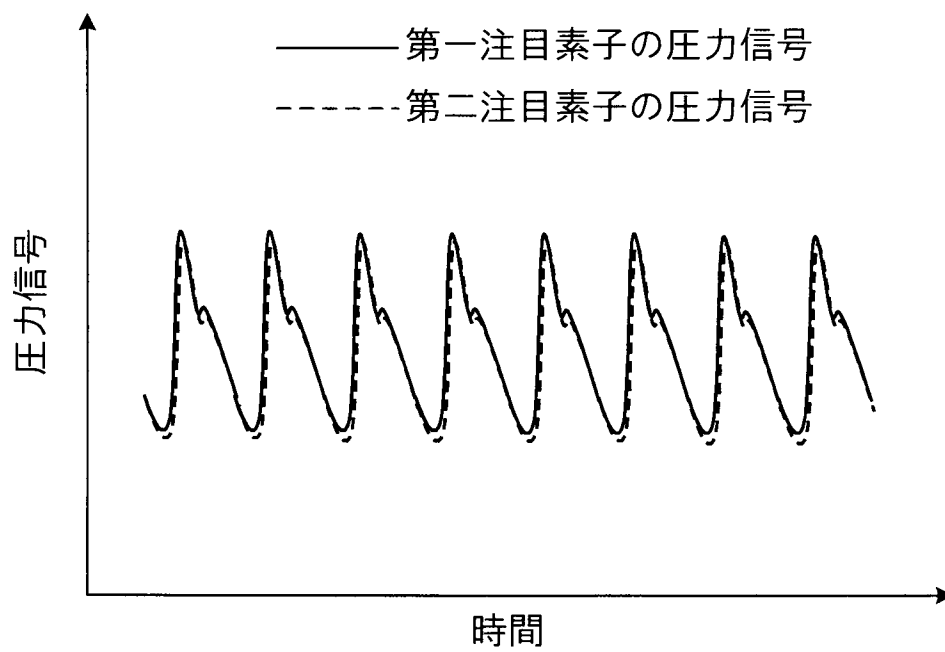
[図12]



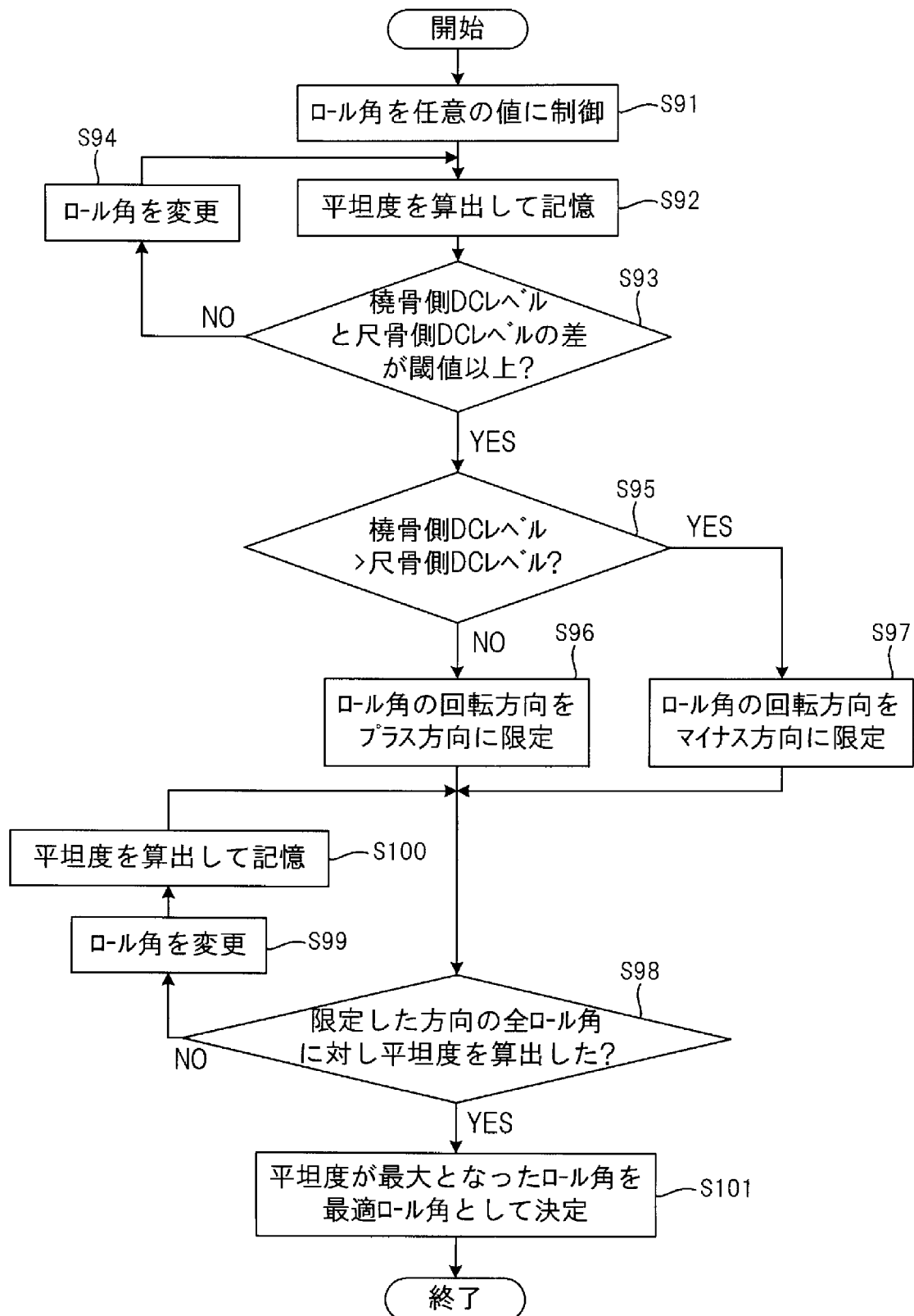
[図13]



[図14]

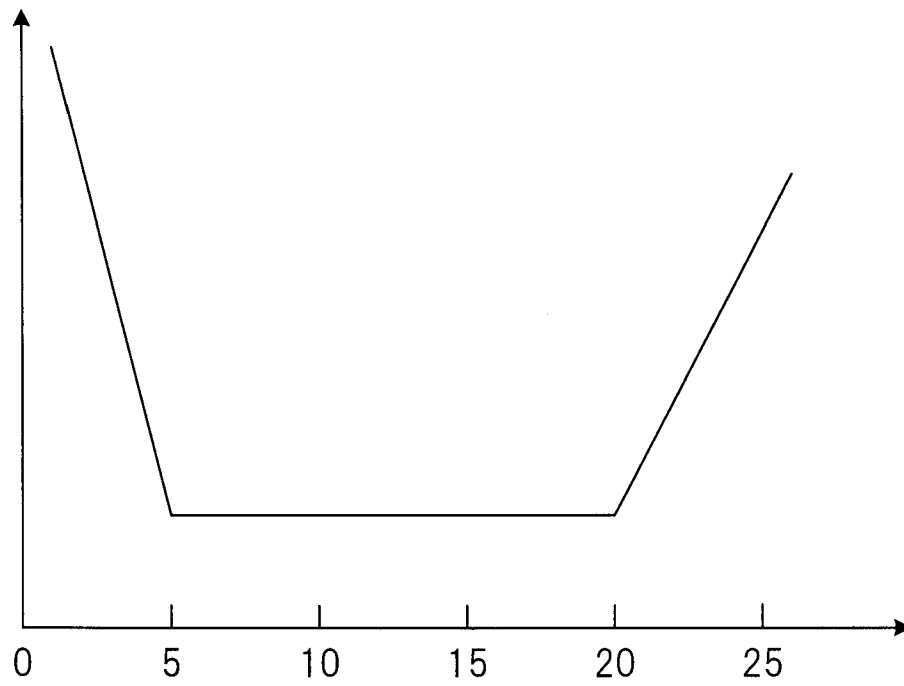


[図15]



[図16]

トノリ状態の押圧力



皮線からの距離

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/014752

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/02 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/02-5/03

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 1-288228 A (Colin Electronics Co., Ltd.), 20 November 1989 (20.11.1989), page 2, lower left column, line 12 to lower right column, line 7; page 2, lower right column, line 8 to page 3, upper left column, line 9; fig. 2, 3 (Family: none)	1-3
Y	JP 2001-161650 A (Colin Corp.), 19 June 2001 (19.06.2001), paragraphs [0012] to [0014], [0016], [0017], [0049]; fig. 2 to 5 (Family: none)	1-3

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
 "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
 "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
 "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
 "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
 "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
 "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
 "&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
05 June 2017 (05.06.17)

Date of mailing of the international search report
13 June 2017 (13.06.17)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/014752

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 5-184548 A (Colin Corp.), 27 July 1993 (27.07.1993), paragraphs [0021] to [0023]; fig. 1, 2 (Family: none)	2

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/02(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/02-5/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 1-288228 A（コーリン電子株式会社）1989.11.20, 第2頁左下欄第12行～右下欄第7行, 第2頁右下欄第8行～第3頁左上欄第9行, 第2,3図 (ファミリーなし)	1-3
Y	JP 2001-161650 A（日本コーリン株式会社）2001.06.19, 段落[0012]～[0014], [0016], [0017], [0049], 図2～5 (ファミリーなし)	1-3

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）

「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

05.06.2017

国際調査報告の発送日

13.06.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

伊知地 和之

2Q

9291

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 5-184548 A (日本コーリン株式会社) 1993. 07. 27, 段落[0021]～[0023], 図 1, 2 (ファミリーなし)	2