

(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
2016 年 9 月 1 日(01.09.2016)



(10) 国際公開番号

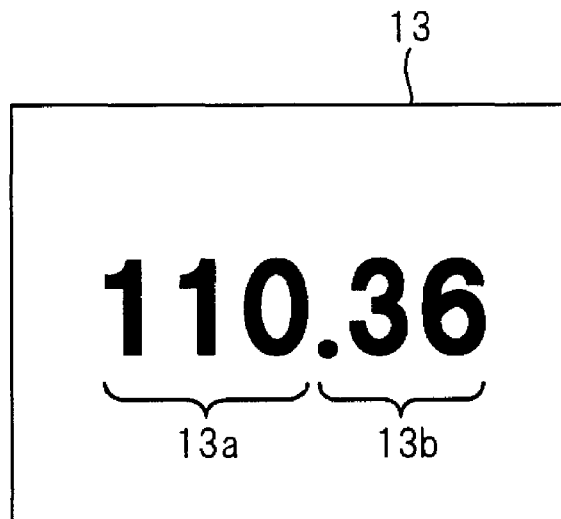
WO 2016/136865 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2016/055587
- (22) 国際出願日: 2016 年 2 月 25 日(25.02.2016)
- (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 2015-038727 2015 年 2 月 27 日(27.02.2015) 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).
- (74) 代理人: 高松 猛, 外 (TAKAMATSU Takeshi et al.); 〒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 航栄特許事務所 Tokyo (JP).
- (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, 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, KN, KP, KR, 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).

[続葉有]

(54) Title: BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE AND METHOD FOR CONTROLLING BLOOD PRESSURE DISPLAY

(54) 発明の名称: 血圧測定装置及び血圧表示制御方法



(57) Abstract: Provided are a blood pressure measurement device and a method for controlling blood pressure display, whereby a user can easily recognize whether a beat-per-beat blood pressure is actually being measured. Pressure sensors 6a, 7a are pressed against a radial artery T under the skin of a living body, and in this state, a control unit 12 calculates a beat-per-beat blood pressure value in the radial artery T to a numerical value after a decimal point on the basis of pressure pulse waves detected by the pressure sensors 6a, 7a. The control unit 12 causes a display unit 13 to display an image indicating the integer part of the calculated blood pressure value together with an image indicating the part after the decimal point of the blood pressure value.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2016/136865 A1

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

1 拍毎の血圧測定が実際に行われているかどうかを使用者が簡単に認識することのできる血圧測定装置及び血圧表示制御方法を提供する。制御部 1 2 は、圧力センサ 6 a, 7 a を生体の皮膚下の橈骨動脈 T に対し押圧し、この状態で圧力センサ 6 a, 7 a により検出される圧脈波に基づいて、1 拍毎の橈骨動脈 T 内の血圧値を小数点以下の数値まで算出する。制御部 1 2 は、算出した血圧値の整数部分を示す画像と、当該血圧値の小数点以下の部分を示す画像とを表示部 1 3 に併せて表示させる。

明 細 書

発明の名称： 血圧測定装置及び血圧表示制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、血圧測定装置及び血圧表示制御方法に関する。

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、このセンサにより検出される情報を用いて脈拍又は血圧等の生体情報を連続的（1拍毎）に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1～4参照）。

[0003] 特許文献1に記載の血圧測定装置は、圧力センサを接触させる生体部位とは別の部位において、カフを用いて血圧値を算出し、算出した血圧値から校正データを生成する。そして、圧力センサにより検出される圧脈波をこの校正データを用いて校正することで、1拍毎に血圧値を算出している。

[0004] 特許文献2，3，4には、カフを用いることなく、手首に接触させる圧力センサにより検出される情報のみで1拍毎に血圧を測定する血圧測定装置が記載されている。

[0005] 特許文献5には、脈波を検出して心拍数を表示する心拍計が記載されている。この心拍計は、小数点以下までの心拍数を検出し、検出した心拍数を表示するモードを有する。心臓ペースメーカーを使用する人が心拍数を測定する場合は、心拍数を小数点以下まで高精度に表示することで、表示される心拍数により、心臓ペースメーカーの電池寿命を判定することが可能になる。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：日本国特開2004-113368号公報

特許文献2：日本国特開平02-261421号公報

特許文献3：日本国特開平07-124130号公報

特許文献4：日本国特開平01-242031号公報

特許文献5：日本国特開昭58-203739号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 日本工業規格（JIS）にも定められるように、血圧値の表示は3桁整数表示が基本である。特許文献1～4に記載されているように、1拍毎に血圧値を更新して表示する血圧測定装置では、3桁整数表示で血圧値を表示すると、血圧値が安定している状態においては表示が全く変わらなくなる。表示される血圧値に変化がないと、1拍毎の血圧測定がきちんとなされているのかを判断することができない。

[0008] 特許文献5に記載された心拍計は、心臓ペースメーカを装着する人の心拍数を検出する際に、心拍数を小数点以下まで表示することで、心臓ペースメーカの電池寿命の判定を支援するものである。しかし、血圧値については、心臓ペースメーカの電池寿命判定の支援には利用できないため、特許文献5に記載された技術を血圧測定装置に適用することは考えられない。

[0009] 本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、1拍毎の血圧測定が実際に行われているかどうかを使用者が簡単に認識することのできる血圧測定装置及び血圧表示制御方法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

[0010] 本発明の血圧測定装置は、生体から検出される脈波に基づいて、単位をmmHgとして小数点以下の数値まで1拍毎に血圧値を算出する血圧算出部と、前記算出された血圧値の整数部分を示す画像と、当該血圧値の小数点以下の部分を示す画像とを表示部に併せて表示させる表示制御部と、を備えるものである。

[0011] 本発明の血圧表示制御方法は、生体から検出される脈波に基づいて、単位をmmHgとして小数点以下の数値まで1拍毎に血圧値を算出する血圧算出ステップと、前記算出された血圧値の整数部分を示す画像と、当該血圧値の小数点以下の部分を示す画像とを表示部に併せて表示させる表示制御ステップと、を備えるものである。

発明の効果

[0012] 本発明によれば、1拍毎の血圧測定が実際に行われているかどうかを使用者が簡単に認識することのできる血圧測定装置及び血圧表示制御方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1]本発明の一実施形態を説明するための血圧測定装置の圧脈波検出部100の構成を示す外観図である。

[図2]図1に示す圧脈波検出部100の拡大図である。

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

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

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

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

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

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

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

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

[図11]脈波包絡線データの一例を示す図である。

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

[図13]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表示部 1 3 の表示画面例を示す図である。

[図14]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表示部 1 3 の表示画面例の第一の変形例を示す図である。

[図15]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表示部 1 3 の表示画面例の第二の変形例を示す図である。

[図16]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表示部 1 3 の表示画面例の第三の変形例を示す図である。

[図17]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表示部 1 3 の表示画面例の第四の変形例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0014] 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。

[0015] 図 1 は、本発明の一実施形態を説明するための血圧測定装置の圧脈波検出部 1 0 0 の構成を示す外観図である。本実施形態の血圧測定装置は、図示しないベルトにより、血圧測定対象となる動脈（図 1 の例では橈骨動脈 T）が内部に存在する生体部位（図 1 の例では利用者の手首）に装着可能である。

[0016] 図 2 は、図 1 に示す圧脈波検出部 1 0 0 の拡大図である。図 3 は、図 1 に示す装着状態での圧脈波検出部 1 0 0 を利用者の指先側から見た図である。図 4 は、図 1 に示す装着状態での圧脈波検出部 1 0 0 を手首との接触部位側から見た図である。図 1 ～図 4 は、圧脈波検出部 1 0 0 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。

[0017] 圧脈波検出部 1 0 0 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。

[0018] 空気袋 2 は、図 1 に示すように、血圧測定装置が手首に装着された状態で、センサ部 6 の押圧面 6 b を生体部位（手首）の皮膚下の動脈に対して押圧する押圧部として機能する。押圧部は、センサ部 6 の押圧面 6 b 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。

[0019] 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。

[0020] 図 1 に示す装着状態では、圧脈波検出部 100 に含まれるセンサ部 6 の押圧面 6 b が利用者の手首の皮膚に接触する。この状態で空気袋 2 に注入される空気量が増えることで、空気袋 2 の内圧が増加し、センサ部 6 は手首下の橈骨動脈 T に向けて押圧される。以下、センサ部 6 による橈骨動脈 T への押圧力は、空気袋 2 の内圧と等価であるとして説明する。

[0021] 図 4 に示すように、押圧面 6 b には、図 1 に示す装着状態において、装着部位に存在する橈骨動脈 T の伸びる方向 A と交差（図 1 の例では直交）する方向 B（一方向）に並ぶ複数個の圧力検出素子としての圧力センサ 6 a が形成されている。また、押圧面 6 b には、方向 B に並ぶ複数個の圧力センサ 7 a が形成されている。各圧力センサ 6 a と、この圧力センサ 6 a と方向 B での位置が同じ圧力センサ 7 a とがペアを構成し、押圧面 6 b には、このペアが方向 B に複数配列された構成となっている。圧脈波検出部 100 に含まれる圧力センサ（複数個の圧力センサ 6 a と複数個の圧力センサ 7 a）は圧力検出部を構成する。

[0022] 押圧面 6 b は、単結晶シリコン等から成る半導体基板の表面であり、圧力センサ 6 a、7 a は、この半導体基板表面に形成された感圧ダイオード等で構成される。

[0023] 圧力センサ 6 a（7 a）は、その配列方向が橈骨動脈 T と交差（略直交）するように橈骨動脈 T に対して押圧されることにより、橈骨動脈 T から発生して皮膚に伝達される圧力振動波、すなわち圧脈波を検出する。

[0024] 各圧力センサ 6 a（7 a）の配列方向の間隔は、橈骨動脈 T 上に必要かつ十分な数が配置されるように充分小さくされている。各圧力センサ 6 a（7 a）の配列長さは、橈骨動脈 T の径寸法より必要かつ十分に大きくされてい

る。

[0025] 図4に示すように、2軸回転機構5a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。

[0026] 2軸回転機構5aは、平板部3の表面上に設定された互いに直交する2つの回転軸X、Yを有し、回転軸X、Yは、それぞれ、後述する回転駆動部10によって回転駆動される。

[0027] 回転軸Yは、押圧面6bに形成された複数の圧力センサ6a(7a)の配列方向に伸びる第一の軸である。回転軸Yは、図4の平面視において、複数の圧力センサ6aからなる素子列と、複数の圧力センサ7aからなる素子列との間(図4の例では中間)に設定されている。

[0028] 回転軸Xは、押圧面6bに形成された複数の圧力センサ6a(7a)の配列方向と直交する方向に伸びる第二の軸である。回転軸Xは、図4の例では、複数の圧力センサ6aからなる素子列と複数の圧力センサ7aからなる素子列をそれぞれ均等に2分割する直線上に設定されている。

[0029] 回動部5が回転軸Xを中心に回転することで、押圧面6b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6bは、回転軸Yの軸周りに回転する。

[0030] 図5は、血圧測定装置の圧脈波検出部100以外の部分のブロック構成を示す図である。

[0031] 血圧測定装置は、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。

[0032] 回転駆動部10は、圧脈波検出部100の2軸回転機構5a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6bを回転軸Xの軸周りに回転させたり、押圧面6bを回転軸Yの軸周りに回転させたりする。

[0033] 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。

[0034] 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。

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 制御部 1 2 は、メモリ 1 5 の ROM に記憶されたプログラムを実行することにより、押圧制御部、第一の血圧算出部、回転制御部、第二の血圧算出部、校正用データ生成部、及び表示制御部として機能する。

[0038] 押圧制御部は、空気袋駆動部 1 1 を制御して空気袋 2 内の空気量を調整することで、押圧面 6 b による手首への押圧力を制御する。

[0039] 第一の血圧算出部は、押圧面 6 b を橈骨動脈 T に押圧した状態で、押圧面 6 b に形成された圧力センサ 6 a, 7 a により検出される圧脈波に基づいて、橈骨動脈 T 内の第一の血圧値を算出する。本明細書において算出される血圧値の単位は、mmHg（ミリメートル水銀柱）である。

[0040] 具体的には、第一の血圧算出部は、空気袋駆動部 1 1 によって橈骨動脈 T への押圧力が変化（増加又は減少）させられていく過程で圧力センサ 6 a, 7 a により検出される圧脈波に基づいて、橈骨動脈 T 内の第一の血圧値を算出する。

[0041] 校正データ生成部は、第一の血圧算出部により算出された第一の血圧値を用いて校正用データを生成する。

[0042] 回転制御部は、空気袋駆動部 1 1 によって橈骨動脈 T への押圧力が増加させられていく過程で圧力センサ 6 a, 7 a により検出された圧脈波に基づいて、回転駆動部 1 0 による押圧面 6 b の回転の要否を判定する。そして、回

転制御部は、回転が必要と判定したときに、回転駆動部 10 に押圧面 6 b を回転させる。

[0043] 第二の血压算出部は、橈骨動脈 T の一部を平坦に変形させるための最適押圧力で押圧面 6 b が橈骨動脈 T に押圧された状態で、圧力センサ 6 a, 7 a により 1 拍毎に検出される圧脈波を校正用データによって校正することで、1 拍毎に橈骨動脈 T 内の第二の血压値を算出する。第二の血压算出部は、第二の血压値を、小数点以下の小数部分まで算出する。本実施形態では、第二の血压算出部が、小数第二位まで第二の血压値を算出する。算出結果が、小数第三位までである場合、制御部 12 は、例えば小数第三位を四捨五入して小数第二位までの値を算出する。

[0044] 表示制御部は、第二の血压算出部により算出された第二の血压値を表示部 13 に表示させる制御を行う。具体的には、第二の血压値のうちの整数部分を示す画像と、第二の血压値のうちの小数部分を示す画像とを、それぞれ生成し、生成した 2 つの画像を表示部 13 に併せて表示させる制御を行う。

[0045] 以下、本実施形態の血压測定装置の動作について説明する。本実施形態の血压測定装置は、心臓の拍動の 1 拍毎に血压値 (SBP (Systolic Blood pressure)、いわゆる最高血压と、DBP (Diastolic Blood pressure)、いわゆる最低血压を測定して表示部 13 に表示する連続血压測定モードを有する。

[0046] 図 6 は、本実施形態の血压測定装置の連続血压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。

[0047] なお、圧脈波検出部 100 の回動部 5 は、血压測定指示がなされる前の初期状態では、回転量が例えばゼロに設定され、押圧面 6 b が平板部 3 と平行になっているものとする。

[0048] ここでは、回転量をゼロとした状態を初期状態とするが、これに限らない。例えば、血压測定装置が手首に装着された状態で、その手首の形状に応じて、押圧面 6 b が皮膚に均等に接触するように、回転駆動部 10 が押圧面 6 b を回転させた状態を初期状態としてもよい。

- [0049] 血圧測定指示があると、制御部 12 は、空気袋駆動部 11 を制御して空気袋 2 への空気の注入を開始し、押圧面 6 b による橈骨動脈 T への押圧力を増加させる（ステップ S 1）。
- [0050] 押圧力の増加過程において、制御部 12 は、橈骨動脈 T の閉塞が開始されるのに十分な時間が経過した後の任意のタイミング（例えば周期的なタイミング）で、それまでに各圧力センサ 6 a により検出されてメモリ 15 に記憶された圧脈波（圧脈波情報 11 とする）のうち、検出時刻が新しい順に複数の圧脈波情報 11 を取得する。また、制御部 12 は、上記任意のタイミングで、それまでに各圧力センサ 7 a により検出されてメモリ 15 に記憶された圧脈波（圧脈波情報 12 とする）のうち、検出時刻が新しい順に複数の圧脈波情報 12 を取得する（ステップ S 1 A）。
- [0051] 制御部 12 は、ステップ S 1 A で取得した複数の圧脈波情報 11 のうち、時刻 t_1 に検出された各圧力センサ 6 a の圧脈波の例えば振幅の平均値 Ave_1 を算出し、時刻 t_1 よりも後の時刻 t_2 に検出された各圧力センサ 6 a の圧脈波の振幅の平均値 Ave_2 を算出する。また、制御部 12 は、ステップ S 1 A で取得した複数の圧脈波情報 12 のうち、時刻 t_1 に検出された各圧力センサ 7 a の圧脈波の振幅の平均値 Ave_3 を算出し、時刻 t_2 に検出された各圧力センサ 7 a の圧脈波の振幅の平均値 Ave_4 を算出する。そして、制御部 12 は、同じ時刻に対して算出した平均値の比（ (Ave_1 / Ave_3) と (Ave_2 / Ave_4) ）を算出する。
- [0052] 制御部 12 は、複数のタイミングについて算出した比の変化に基づいて、回転駆動部 10 による回動部 5 の回転を行うべきか否かを判定する。つまり、制御部 12 は、押圧力の増加過程における複数タイミングで圧力センサ 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 1 B）。
- [0053] 例えば、複数のタイミングについて算出した比が単調増加している場合には、圧力センサ 7 a からなる素子列は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっていて、圧力センサ 6 a からなる素子列は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向か

っていないと判定できる。このため、制御部 12 は、回動部 5 の回転は必要と判定する。

[0054] また、複数のタイミングについて算出した比が単調減少している場合には、圧力センサ 6 a からなる素子列は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっているが、圧力センサ 7 a からなる素子列は橈骨動脈 T を閉塞する方向に向かっていないと判定できる。このため、制御部 12 は、回動部 5 の回転は必要と判定する。

[0055] また、複数のタイミングについて算出した比がほとんど変化していない場合には、2つの素子列が同じように橈骨動脈 T の圧脈波を検出していると判定できる。このため、制御部 12 は、回動部 5 の回転は不要と判定する。

[0056] また、複数のタイミングについて算出した比が増減を繰り返している場合には、2つの素子列が橈骨動脈 T を十分に押圧できているか、一方の素子列だけが橈骨動脈 T を十分に押圧できていない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。

[0057] 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 Ave_1 (Ave_2) と平均値 Ave_3 (Ave_4) の差分（符号を考慮した値）を用いてもよい。

[0058] 図 7 (a) は、圧力センサ 7 a からなる素子列によって橈骨動脈 T が閉塞されているが、圧力センサ 6 a からなる素子列によっては橈骨動脈 T が閉塞されていない状態の例を示す図である。図 7 (a) の状態では、圧力センサ 6 a からなる素子列と橈骨動脈 T の距離が、圧力センサ 7 a からなる素子列と橈骨動脈 T の距離よりも大きくなっている。

[0059] 各圧力センサ 6 a により検出された圧脈波の振幅平均値を $6A$ とし、各圧力センサ 7 a により検出された圧脈波の振幅平均値を $7A$ とすると、図 7 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、圧力センサ 6 a 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。

- [0060] そこで、制御部 12 は、ステップ S 1 B 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 (6 A / 7 A) 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 S 1 C)。
- [0061] 具体的には、制御部 12 は、(6 A / 7 A) 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、(6 A / 7 A) 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。
- [0062] また、制御部 12 は、平均値 6 A と平均値 7 A のどちらが大きいかを判定し、平均値 6 A が大きい場合には、圧力センサ 6 a からなる素子列と橈骨動脈 T との距離を縮めるべく、回転軸 Y 周りの回動部 5 の回転方向を図 7 において反時計回りに設定する。
- [0063] 制御部 12 は、平均値 7 A が大きい場合には、圧力センサ 7 a からなる素子列と橈骨動脈 T との距離を縮めるべく、回転軸 Y 周りの回動部 5 の回転方向を図 7 において時計回りに設定する。
- [0064] 制御部 12 は、このようにして設定した回転方向及び回転量によって回動部 5 を回転させる。これにより、図 7 (b) のように、押圧面 6 b と橈骨動脈 T とを平行にすることができ、2 つの素子列の各々によって橈骨動脈 T を閉塞した状態を得ることができる。
- [0065] 制御部 12 は、ステップ S 1 C の後と、ステップ S 1 B において回動部 5 の回転が不要と判定したときは、ステップ S 2 に処理を移行する。ステップ S 2 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 S 2 : Y E S) 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 S 3)。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 S 1 A に処理を戻す。
- [0066] ステップ S 3 の後、制御部 12 は、ステップ S 1 ~ ステップ S 3 の間において各圧力センサ 6 a により同時刻に検出された圧脈波の振幅と、その各圧

力センサ 6 a の押圧面 6 b 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 1 2 は、各圧力センサ 7 a により同時刻に検出された圧脈波の振幅と、その各圧力センサ 7 a の押圧面 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。

[0067] 制御部 1 2 は、圧力センサ 6 a からなる素子列に対して生成したトノグラムを、この素子列の識別情報、圧脈波の検出時刻、及びこの検出時刻における空気袋 2 による押圧方向への押圧力（空気袋 2 の内圧）と対応付けてメモリ 1 5 に記憶する。

[0068] 同様に、制御部 1 2 は、圧力センサ 7 a からなる素子列に対して生成したトノグラムを、この素子列の識別情報、圧脈波の検出時刻、及びこの検出時刻における空気袋 2 による押圧方向への押圧力と対応付けてメモリ 1 5 に記憶する。

[0069] 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、押圧面 6 b 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 S 6）。

[0070] 図 8（a），（b）は、センサ部 6 による手首への押圧力を変化させていったときに、センサ部 6 の各圧力センサ 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 8（a），（b）において、横軸は各圧力センサ 6 a の方向 B での位置を示し、縦軸は押圧力を示す。

[0071] 図 8（a），（b）では、各位置にある圧力センサ 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。

[0072] 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 $T H 1 > T H 2 > T H 3 > T H 4$ である。

[0073] 図 8（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センサ 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 8 (b) は、押圧力が増加していく過程で、閾値 TH1 以上の振幅の圧脈波を検出している圧力センサ 6 a の位置が左にずれていく例を示している。

[0074] 図 9 は、圧脈波検出部 100 を手首に当てて、空気袋 2 によりセンサ部 6 を手首に向けて押圧していく状態を示す図である。図 9 において、符号 TB は橈骨を示し、符号 K は腱を示す。

[0075] 図 9 (a) に示すようにセンサ部 6 を手首に押圧していくと、図 9 (b) に示すように、橈骨動脈 T が方向 B に移動してしまうことがある。

[0076] 図 9 (b) のように、押圧中に橈骨動脈 T が方向 B に移動してしまうと、押圧中の圧脈波の振幅値の分布は図 8 (b) のようになる。つまり、閾値 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センサ 6 a 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センサ 6 a の位置とには大きなずれが生じることになる。

[0077] 図 8 (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センサ 6 a 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センサ 6 a の位置とには大きなずれは生じていない。つまり、押圧力を増加させていく過程において、橈骨動脈 T が方向 B にほぼ移動することなく閉塞されていっていることが分かる。

[0078] このように、押圧力が変化する過程におけるトノグラムの変化をみることで、橈骨動脈 T について、方向 B での位置変化を検出することができる。図 9 (b) に示す状態のまま、押圧力を増加させて橈骨動脈 T を閉塞すると、腱 K 等の生体組織の影響を受けて、正確なトノグラムを取得できない可能性が生じる。

[0079] そこで、制御部 12 は、押圧力とトノグラムの関係を示す図 8 のデータから、閾値 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

を検出した圧力センサ 6 a 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センサ 6 a の位置との差（つまり橈骨動脈 T の方向 B への移動量）をステップ S 6 にて算出し、算出した差が閾値 THa 以上か否かを判定する（ステップ S 7）。

[0080] 2つの位置の差が閾値 THa 以上であれば（ステップ S 7：YES）、制御部 12 は、ステップ S 8 において図 8（b）の矢印で示したベクトルを求める。2つの位置の差が閾値 THa 未満であれば（ステップ S 7：NO）、ステップ S 9 の処理が行われる。

[0081] メモリ 15 には、図 8 に示したベクトルの向き及び大きさと、回動部 5 を回転軸 X 周りにどの方向にどの程度回転させるべきかを示す情報とを、予め実験的に求めて対応付けて記憶しておく。

[0082] 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 9（c）に示したように回動部 5 を回転させる（ステップ S 8）。

[0083] 以上のように、血圧測定指示があると、制御部 12 は、空気袋 2 による押圧力の増加過程における複数タイミングで各圧力センサ 6 a, 7 a により検出された圧脈波に基づいて、回動部 5 を回転させる必要があるか否かをステップ S 1 B 及びステップ S 7 にて判定する。そして、制御部 12 は、回動部 5 を回転させる必要がある場合（ステップ S 1 B：YES, ステップ S 7：YES）には、各圧力センサ 6 a, 7 a により検出された圧脈波に基づいて、回動部 5 を回転させる。

[0084] ステップ S 8 に続くステップ S 9 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。

[0085] 制御部 12 は、ステップ S 9 で押圧力の減少を開始し、押圧力を最小値まで減少させた後、全ての圧力センサ 6 a, 7 a の中から最適圧力センサを決定する。制御部 12 は、例えば、押圧力の減少過程において最大振幅の圧脈

波を検出した圧力センサを最適圧力センサとして決定する。

[0086] 橈骨動脈 T が平坦になった部分の真上に位置する圧力センサによって検出される圧脈波は、橈骨動脈 T の壁の張力の影響がなく、最も振幅が大きくなる。また、この圧脈波は橈骨動脈 T 内の血圧値との相関が最も高い。このような理由により、最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサを最適圧力センサとして決定する。

[0087] なお、最大振幅の圧脈波を検出した圧力センサが複数ある場合もあり、その場合には、この複数の圧力センサを最適圧力センサとして扱い、この複数の圧力センサの各々で検出された圧脈波の例えば平均を、この最適圧力センサにより検出される圧脈波として扱えばよい。

[0088] そして、制御部 12 は、押圧力の減少過程でその最適圧力センサにより検出された圧脈波から脈波包絡線データを生成する（ステップ S10）。

[0089] 脈波包絡線データとは、センサ部 6 による橈骨動脈 T への押圧力（空気袋 2 の内圧）と、その押圧力で最適圧力センサが橈骨動脈 T に押圧された状態で最適圧力センサにより検出される圧脈波の振幅とを対応付けたデータである。

[0090] 図 10 は、橈骨動脈 T への押圧力の変化と、最適圧力センサにより検出される圧脈波の変化の一例を示した図である。図 10 において、符号 P で示す直線が押圧力を示し、符号 M で示す波形が圧脈波を示している。図 10 の下段には、1 つの圧脈波の拡大図を図示している。

[0091] 図 10 に示したように、圧脈波において、立ち上がり点での圧力を最小値 M_{min} といい、立ち下がり点での圧力を最大値 M_{max} という。圧脈波の振幅は、最大値 M_{max} から最小値 M_{min} を引いた値を言う。最大値 M_{max} と最小値 M_{min} は、それぞれ、圧脈波の形状を特定する情報の 1 つである。

[0092] 図 10 に示したように、押圧力が減少を開始して橈骨動脈 T の閉塞状態が解除されると、最適圧力センサにより検出される圧脈波は振幅が急激に大きくなり、その後、押圧力の減少に伴って図に示したように変化していく。制

制御部 12 は、ステップ S 10 において、図 10 に示す押圧力と圧脈波の関係から、図 11 に示すような脈波包絡線データを生成する。

[0093] 制御部 12 は、図 11 に示す脈波包絡線データを生成すると、生成した脈波包絡線データから S B P と D B P を算出する（ステップ S 11）。

[0094] 例えば、制御部 12 は、図 11 に示す脈波包絡線において、押圧力が減少を開始してから圧脈波振幅が急激に上昇を開始したときの押圧力、すなわち、押圧力が減少を開始してから最適圧力センサにより検出される圧脈波振幅が動脈閉塞状態ではなくなったと判断できる閾値 THb 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 12 は、脈波包絡線データにおいて隣接する 2 つの振幅値の差分を算出し、この差分が閾値を超えた時点での押圧力を S B P として決定する。

[0095] 更に、制御部 12 は、図 11 に示す脈波包絡線において、圧脈波振幅の最大値を脈圧 (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。

[0096] ステップ S 11 の後、制御部 12 は、ステップ S 9 の減圧過程で決定した最適圧力センサにより検出された各圧脈波のいずれか（例えば、最大振幅となった圧脈波）の最大値 M_{max} 及び最小値 M_{min} と、ステップ S 11 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 15 に記憶する（ステップ S 12）。

[0097] 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。

[0098] 制御部 12 は、式 (1) と式 (2) に、ステップ S 11 で求めた S B P 及び D B P と、図 11 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 15 に記憶する。

- [0099] 図12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。
- [0100] 図6に示したフローで校正用データを生成した後、制御部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による橈骨動脈Tへの押圧力を増加させる（ステップS21）。
- [0101] 次に、制御部12は、各圧力センサ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センサを最適圧力センサとして決定する。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）。
- [0102] 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）。
- [0103] 次に、制御部12は、最適押圧力で押圧面6bが橈骨動脈Tに押圧された状態で、ステップS22で決定した最適圧力センサにより検出される圧脈波を取得する（ステップS25）。
- [0104] そして、制御部12は、取得した1つの圧脈波を、図6のステップS12で生成した校正用データを用いて校正して、SBPとDBPを算出する（ステップS26）。
- [0105] 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S12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圧力最小値 M_{min} と、ステップS12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、算出されたSBPとDBPを表示部13に表示させて利用者に通知する。
- [0106] 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。
- [0107] 図13は、ステップS26で算出されたSBPの表示例を示す図である。

- [0108] ステップS26で算出されたSBPの値が“110.36”である場合、制御部12は、SBPの整数部分“110”を示す数字画像13aと、該SBPの小数部分“.36”を示す数字画像13bと、を生成する。制御部12は、生成した2つの数字画像13a, 13bを図13に示したように、同一画面上に表示させる。数字画像とは、任意の数字そのものを示す画像である。
- [0109] 以上のように、制御部12は、押圧力の減少過程においてセンサ部6により検出される圧脈波に基づいて算出した第一の血圧値を用いて校正用データを生成する。つまり、制御部12は、最適押圧力でセンサ部6を押圧保持している状態で検出される圧脈波とは無関係に、押圧力を変化させる過程で得た圧脈波を主体にして血圧を算出することができる。このため、空気袋2の内圧増加、空気袋2の内圧解放、及び空気袋2の内圧を最適圧力まで増加、といった3つの工程を経ることなく血圧算出が可能である。
- [0110] また、本実施形態の血圧測定装置では、1拍毎に算出される血圧値が、図13に例示したように小数点以下の部分（小数部分）まで表示される。小数部分が表示されることで、血圧値に大きな変動が起きておらず、SBP又はDBPの整数部分の数値に変化がない場合でも、血圧値の表示は随時更新されることになる。
- [0111] このように、血圧値の表示が随時更新されることで、血圧測定がきちんとなされていることを利用者が簡単に認識することができる。したがって、装置が故障しているときにはすぐにこれに気付くことができる、血圧測定がなされているかどうか不安になることがない等の効果が期待できる。また、小数部分まで血圧値が表示されることで、細かい血圧変動を使用者が認識することができ、自身の体調管理に役立てることができる。
- [0112] 血圧測定が正常に行われていることを使用者に認識させるためだけであれば、例えば、目立つアイコンを測定タイミングに同期させて点滅させる等の対応も考えられる。しかし、これでは、血圧値の僅かな変動を認識することはできない。小数部分の表示によって、血圧値の僅かな変動を認識できるこ

とで、例えば、本実施形態の血圧測定装置を医療用として提供する場合には、医療従事者に有益な情報を与えることが可能になる。

[0113] 本実施形態の血圧測定装置は、任意のタイミングで血圧を測定して利用者に提示するモードを設けることもできる。このモードに設定されたときには、制御部12が図6のステップS1～ステップS11までの処理を行うことで、利用者に煩わしい思いをさせることなく、短時間で血圧を測定して提示することが可能となる。このモードにおいては、血圧測定が1回のみ行われるため、図13に示すように、血圧値を小数部分まで表示する必要はない。そこで、このモードのときには、制御部12は、算出された血圧値の整数部分だけを表示部13に表示させる制御を行うのが好ましい。

[0114] また、図13に示す画面例はSBPに関するものであるが、実際には、制御部12は、SBPとDBPを表示部13に併せて表示させる。SBPとDBPの各々について小数部分が表示されると、画面上で数字の更新が激しく行われることになり、使用者に不快感を与える可能性がある。そこで、制御部12は、SBPとDBPのうちのいずれか一方についてのみ、小数部分まで血圧値を表示させる制御を行ってもよい。このような制御を行うことで、使用者に不快感を与える可能性を減らすことができる。また、利用者にとって最も重要な情報である血圧値の整数部分の見やすさを向上させることができる。

[0115] 図14は、図12のステップS26で算出されたSBPの表示例の第一の変形例を示す図である。

[0116] 第一の変形例では、制御部12が、SBPの小数部分“0.36”を示す画像として、数字の文字サイズが数字画像13aよりも小さな数字画像13cを生成して表示させている。

[0117] 第一の変形例によれば、SBPのうちの小数点以下の部分が小さくなっていて目立たなくなる。このため、使用者に違和感を与えてしまうのを防ぐことができる。血圧測定装置では、SBPとDBPを併せて表示する必要があるため、第一の変形例の構成は、違和感の軽減に特に有効となる。

[0118] 図15は、図12のステップS26で算出されたSBPの表示例の第二の変形例を示す図である。

[0119] 第二の変形例では、制御部12が、SBPの小数部分“0.36”を示す画像として、表示濃度が数字画像13aよりも低い数字画像13dを生成して表示させている。

[0120] 第二の変形例によれば、SBPのうちの小数点以下の部分が低濃度になっていて目立たなくなる。このため、使用者に違和感を与えてしまうのを防ぐことができる。血圧測定装置では、SBPとDBPを併せて表示する必要があるため、第二の変形例の構成は、違和感の軽減に特に有効となる。

[0121] 図16は、図12のステップS26で算出されたSBPの表示例の第三の変形例を示す図である。

[0122] 第三の変形例では、制御部12が、SBPの小数部分“0.36”を示す画像として、数字画像ではなく、この小数部分の大きさに応じて変形する非数字画像13eを生成して表示させている。非数字画像とは、数値を直接的に示す画像ではなく、数値を間接的に示す画像（数値を図形で表したもの）である。

[0123] 図16(b)は、SBPの小数部分が図16(a)のときと比べて大きい状態を示している。非数字画像13eを構成する細長い長方形のバーは、例えば“0.2”に対応している。このバーの数がn個($n=1\sim5$)ある場合には、小数部分の数値が“ $0.2 \times (n-1)$ ”以上“ $0.2 \times n$ ”未満であることを示している。図16(a)の例では、SBPは、110.20以上～110.40未満である。図16(b)の例では、SBPは、110.80以上111.00未満である。

[0124] 第三の変形例によれば、SBPのうちの小数点以下の部分が非数字画像で表示されることになるため、整数部分と小数部分をより明確に識別することができ、使用者に違和感を与えてしまうのを防ぐことができる。また、小数部分の大きさを直感的に把握することができるため、例えば心拍揺らぎ等を簡単に知ることが可能となる。血圧測定装置では、SBPとDBPを併せて

表示する必要があるため、第三の変形例の構成は、違和感の軽減に特に有効となる。

[0125] 図17は、図12のステップS26で算出されたSBPの表示例の第四の変形例を示す図である。

[0126] 第四の変形例では、制御部12が、SBPの小数部分“0.36”を示す画像として、数字画像ではなく、この小数部分の大きさに応じて変形する非数字画像13fを生成して表示させている。

[0127] 図17に示す画面例において、非数字画像13fは、“0.00”、“0.50”、“0.99”をそれぞれ示す“00”、“50”、“99”の目盛りが記された半円状のメータMと、メータM上のいずれかの数値を指し示す矢印Hとにより構成されている。矢印Hの指し示す位置が、小数部分の大きさに応じて変化する。

[0128] 第四の変形例によれば、SBPのうちの小数点以下の部分が非数字画像で表示されることになるため、第三の変形例と同じ効果を得ることができる。

[0129] 図13、図14、及び図15に示す画面例において、制御部12は、整数部分と小数部分とで色を変えて表示させてもよい。例えば、小数部分については目立ちにくい色で表示させることで、違和感の軽減が可能となる。

[0130] 本実施形態の制御部12が行う図6、図12に示した各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムとして提供することもできる。このようなプログラムは、当該プログラムをコンピュータが読取可能な一時的でない(non-transitory)記録媒体に記録される。

[0131] このような「コンピュータ読取可能な記録媒体」は、たとえば、CD-ROM(Compact Disc-ROM)等の光学媒体又はメモリカード等の磁気記録媒体等を含む。また、このようなプログラムを、ネットワークを介したダウンロードによって提供することもできる。

[0132] 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。

[0133] 例えば、1拍毎のSBPとDBPの算出方法、及び、圧脈波検出部100の構成は、これまで説明したものに限らず、特許文献1～4に記載されているような周知のものを採用してもよい。

[0134] また、血圧測定装置では、圧脈波検出部100によって手首から検出した圧脈波に基づいて1拍毎に血圧値を測定するものとしたが、1拍毎の血圧値の測定方法はこれに限らない。

[0135] 例えば、容積脈波を検出し、この容積脈波に基づいて血圧値を算出してもよい。

[0136] 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。

[0137] 開示された血圧測定装置は、生体から検出される脈波に基づいて、単位をmmHgとして小数点以下の数値まで1拍毎に血圧値を算出する血圧算出部と、前記算出された血圧値の整数部分を示す画像と、当該血圧値の小数点以下の部分を示す画像とを表示部に併せて表示させる表示制御部と、を備えるものである。

[0138] 開示された血圧測定装置は、圧力検出部を生体の皮膚下の動脈に対し押圧する押圧部を更に備え、前記血圧算出部は、前記押圧部により前記圧力検出部が前記動脈に押圧された状態で前記圧力検出部により検出される圧脈波に基づいて、1拍毎の前記動脈内の血圧値を算出するものである。

[0139] 開示された血圧測定装置は、前記表示制御部は、前記整数部分を示す画像及び前記小数点以下の部分を示す画像の各々として数字画像を前記表示部に表示させ、前記整数部分を示す数字画像と前記小数点以下の部分を示す数字画像とを表示形態を変えて表示させるものである。

[0140] 開示された血圧測定装置は、前記表示制御部は、前記整数部分を示す数字画像と前記小数点以下の部分を示す数字画像とを、色を異ならせて表示させるものである。

[0141] 開示された血圧測定装置は、前記表示制御部は、前記小数点以下の部分を示す数字画像を、前記整数部分を示す数字画像よりも小さな文字サイズで表

示させるものである。

[0142] 開示された血圧測定装置は、前記表示制御部は、前記小数点以下の部分を示す数字画像を、前記整数部分を示す数字画像よりも低い濃度で表示させるものである。

[0143] 開示された血圧測定装置は、前記表示制御部は、前記整数部分を示す画像として数字画像を前記表示部に表示させ、前記小数点以下の部分を示す画像として当該小数点以下の部分の数値の大きさを表す図形を表示させるものである。

[0144] 開示された血圧表示制御方法は、生体から検出される脈波に基づいて、単位をmmHgとして小数点以下の数値まで1拍毎に血圧値を算出する血圧算出ステップと、前記算出された血圧値の整数部分を示す画像と、当該血圧値の小数点以下の部分を示す画像とを表示部に併せて表示させる表示制御ステップと、を備えるものである。

産業上の利用可能性

[0145] 本発明によれば、1拍毎の血圧測定が実際に行われているかどうかを使用者が簡単に認識することのできる血圧測定装置及び血圧表示制御方法を提供することができる。

[0146] 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、2015年2月27日出願の日本特許出願（特願2015-38727）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

[0147] 100 圧脈波検出部

T 橈骨動脈

H 手首

1 筐体

2 空気袋（押圧部）

3 平板部

5 回動部

5 a 2軸回転機構

6 センサ部

6 a, 7 a 圧力センサ（圧力検出部）

6 b 押圧面

X, Y 回転軸

1 0 回転駆動部

1 1 空気袋駆動部

1 2 制御部

1 3 表示部

1 4 操作部

1 5 メモリ

T B 橈骨

K 腱

P 押圧力

M 脈波

1 3 a, 1 3 b, 1 3 c, 1 3 d 数字画像

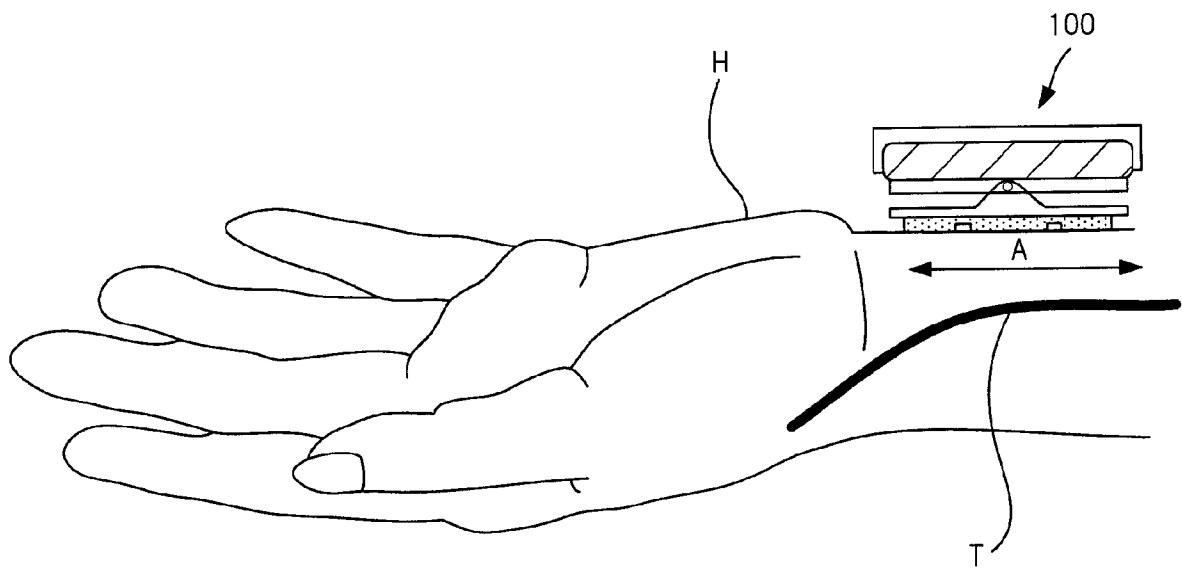
1 3 e, 1 3 f 非数字画像

請求の範囲

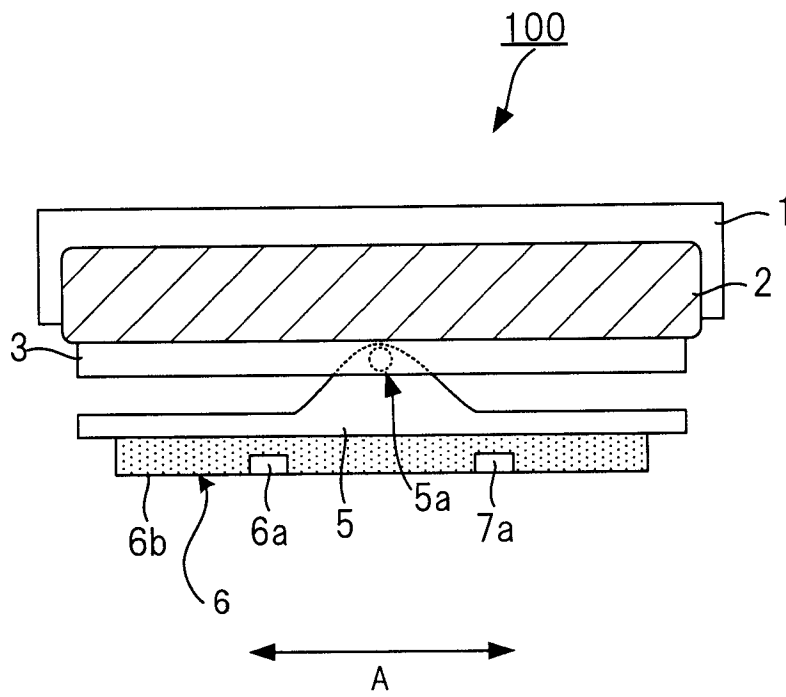
- [請求項1] 生体から検出される脈波に基づいて、単位をmmHgとして小数点以下の数値まで1拍毎に血圧値を算出する血圧算出部と、
前記算出された血圧値の整数部分を示す画像と、当該血圧値の小数点以下の部分を示す画像とを表示部に併せて表示させる表示制御部と、
を備える血圧測定装置。
- [請求項2] 請求項1記載の血圧測定装置であって、
圧力検出部を生体の皮膚下の動脈に対し押圧する押圧部を更に備え、
前記血圧算出部は、前記押圧部により前記圧力検出部が前記動脈に押圧された状態で前記圧力検出部により検出される圧脈波に基づいて、1拍毎の前記動脈内の血圧値を算出する血圧測定装置。
- [請求項3] 請求項1又は2記載の血圧測定装置であって、
前記表示制御部は、前記整数部分を示す画像及び前記小数点以下の部分を示す画像の各々として数字画像を前記表示部に表示させ、前記整数部分を示す数字画像と前記小数点以下の部分を示す数字画像とを表示形態を変えて表示させる血圧測定装置。
- [請求項4] 請求項3記載の血圧測定装置であって、
前記表示制御部は、前記整数部分を示す数字画像と前記小数点以下の部分を示す数字画像とを、色を異ならせて表示させる血圧測定装置。
- [請求項5] 請求項3又は4記載の血圧測定装置であって、
前記表示制御部は、前記小数点以下の部分を示す数字画像を、前記整数部分を示す数字画像よりも小さな文字サイズで表示させる血圧測定装置。
- [請求項6] 請求項3～5のいずれか1項記載の血圧測定装置であって、
前記表示制御部は、前記小数点以下の部分を示す数字画像を、前記整数部分を示す数字画像よりも低い濃度で表示させる血圧測定装置。

- [請求項7] 請求項1又は2記載の血圧測定装置であって、
前記表示制御部は、前記整数部分を示す画像として数字画像を前記表示部に表示させ、前記小数点以下の部分を示す画像として当該小数点以下の部分の数値の大きさを表す図形を表示させる血圧測定装置。
- [請求項8] 生体から検出される脈波に基づいて、単位をmmHgとして小数点以下の数値まで1拍毎に血圧値を算出する血圧算出ステップと、
前記算出された血圧値の整数部分を示す画像と、当該血圧値の小数点以下の部分を示す画像とを表示部に併せて表示させる表示制御ステップと、を備える血圧表示制御方法。

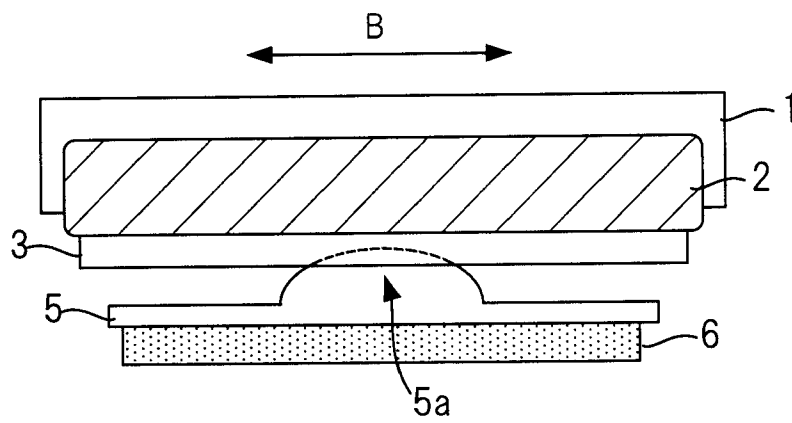
[図1]



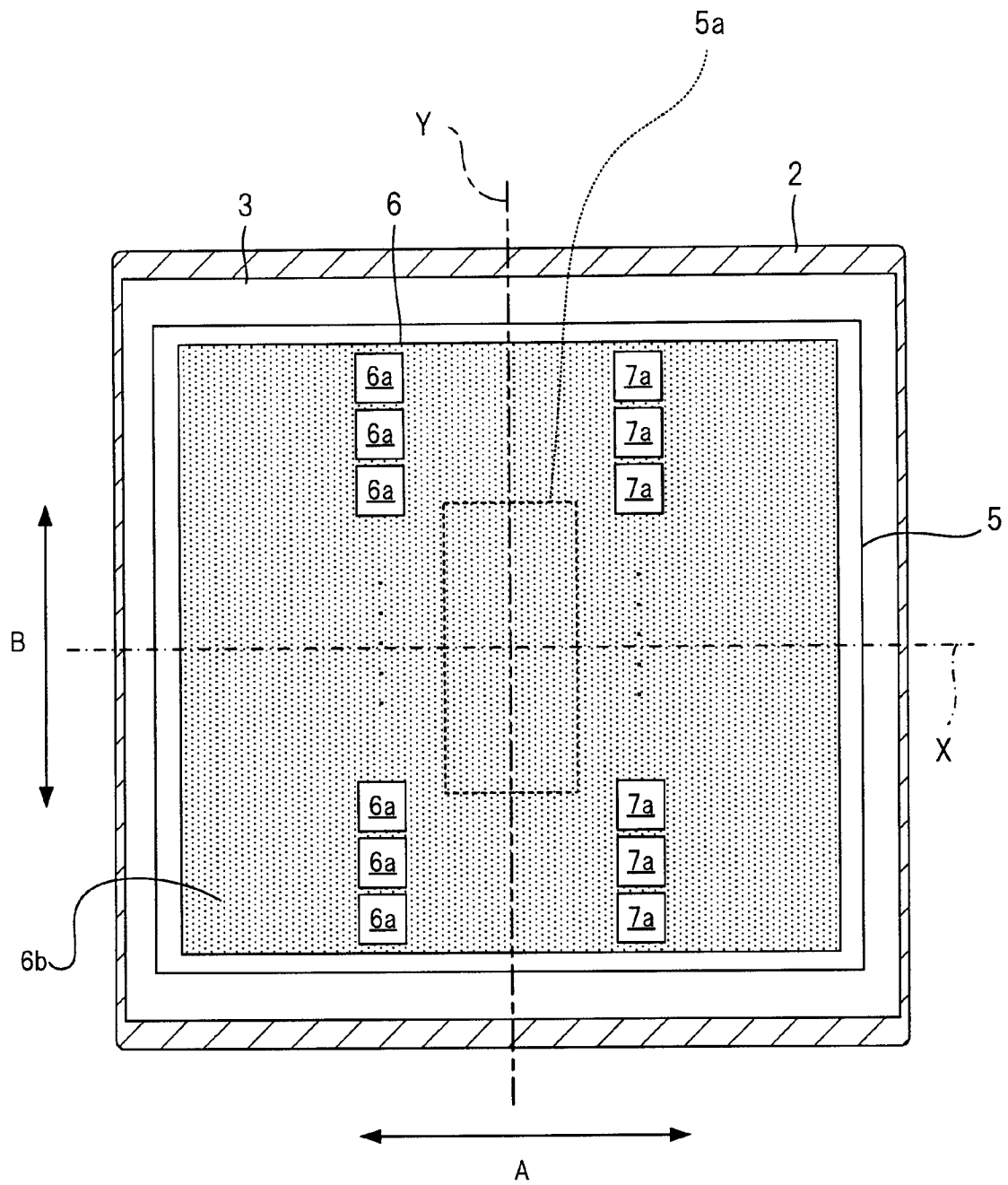
[図2]



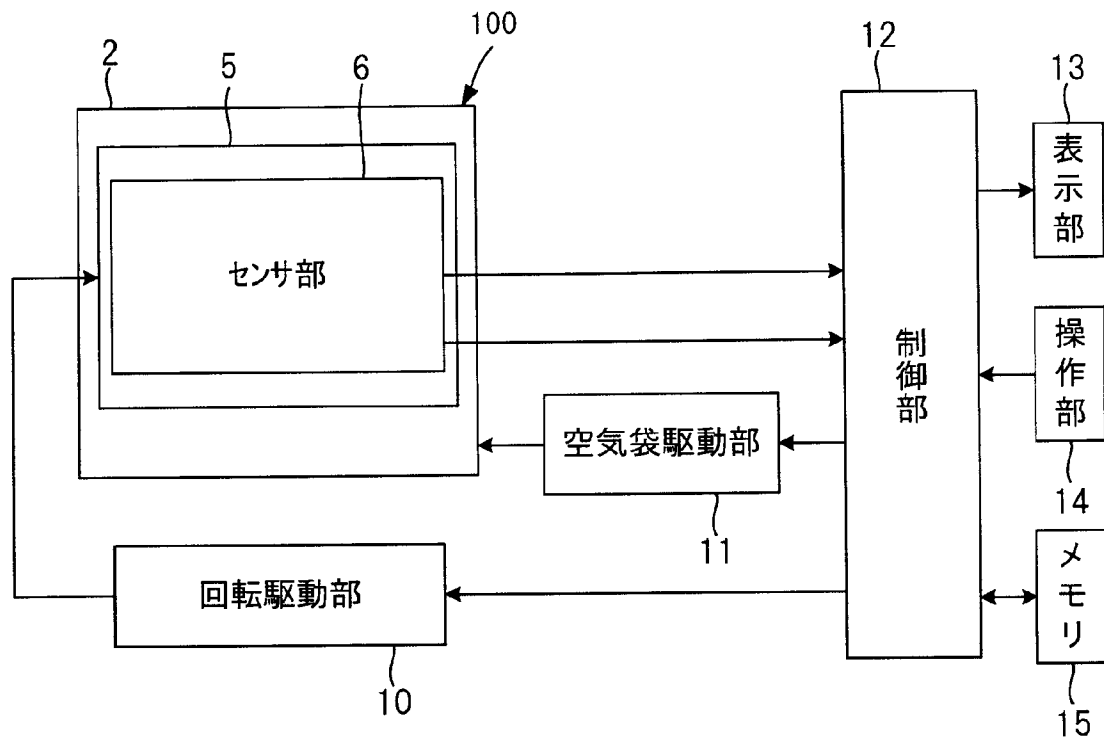
[図3]



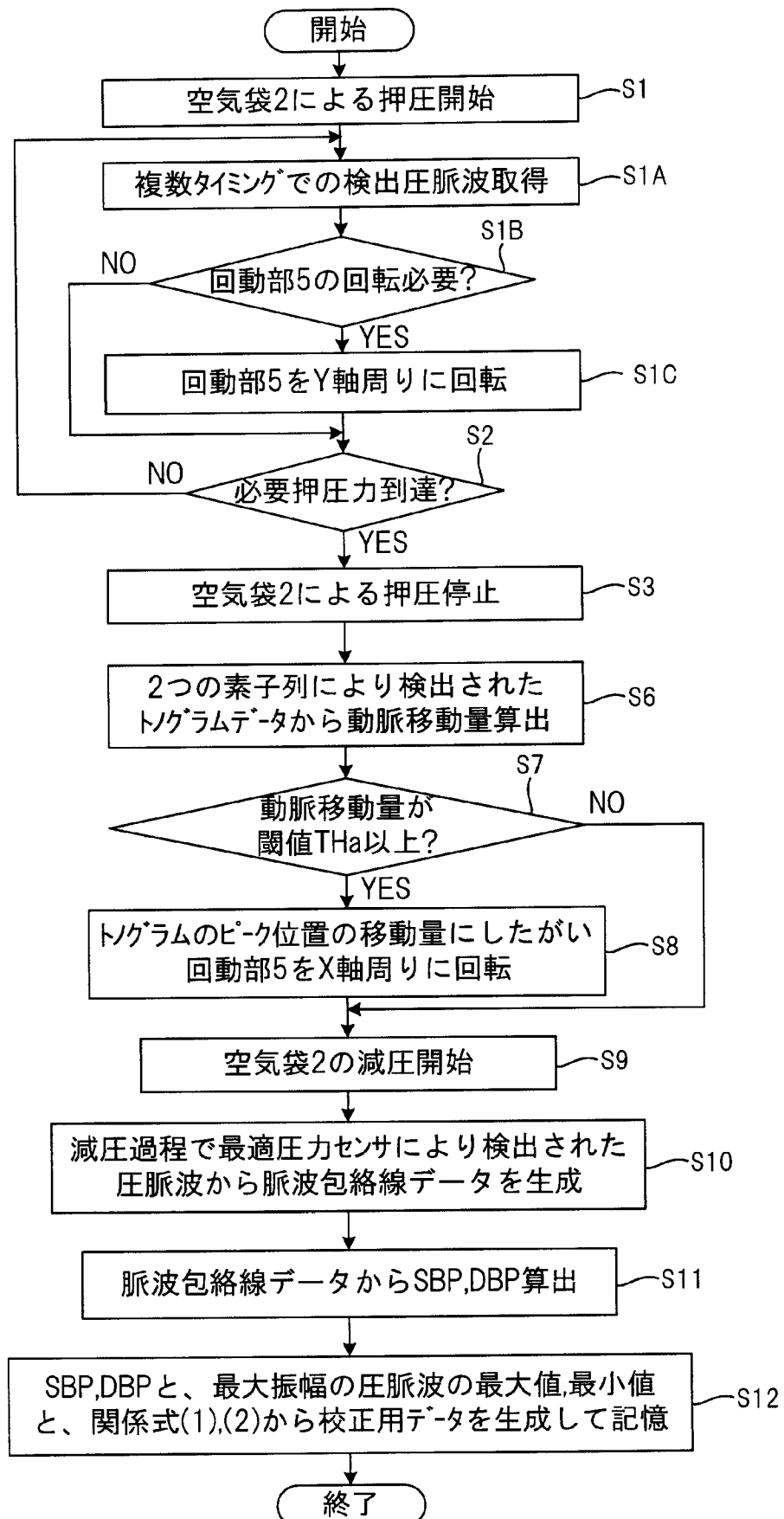
[図4]



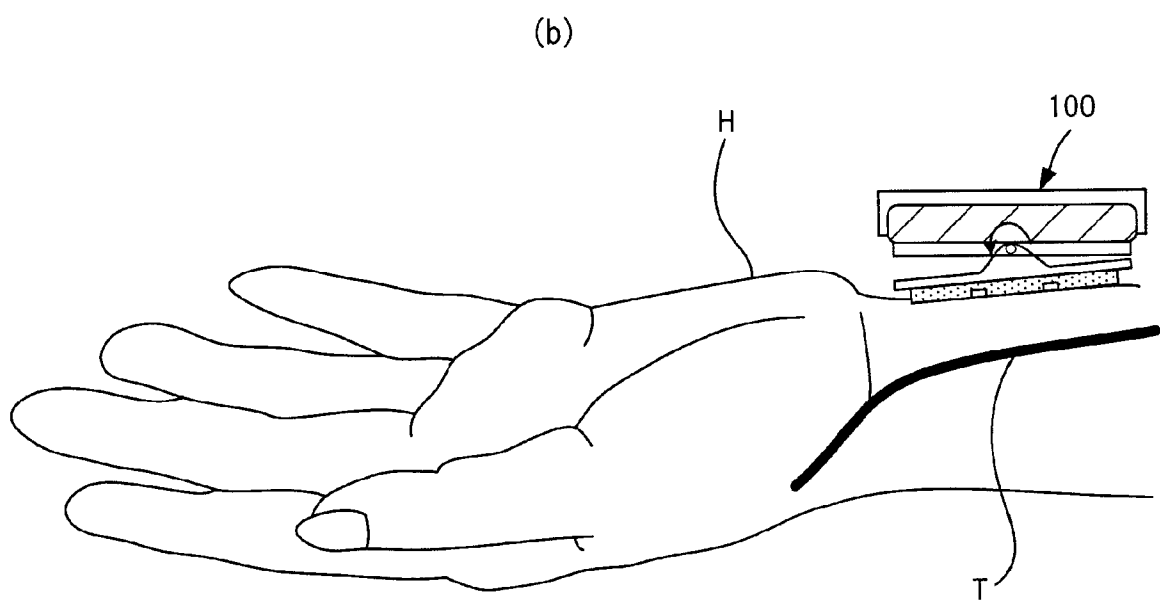
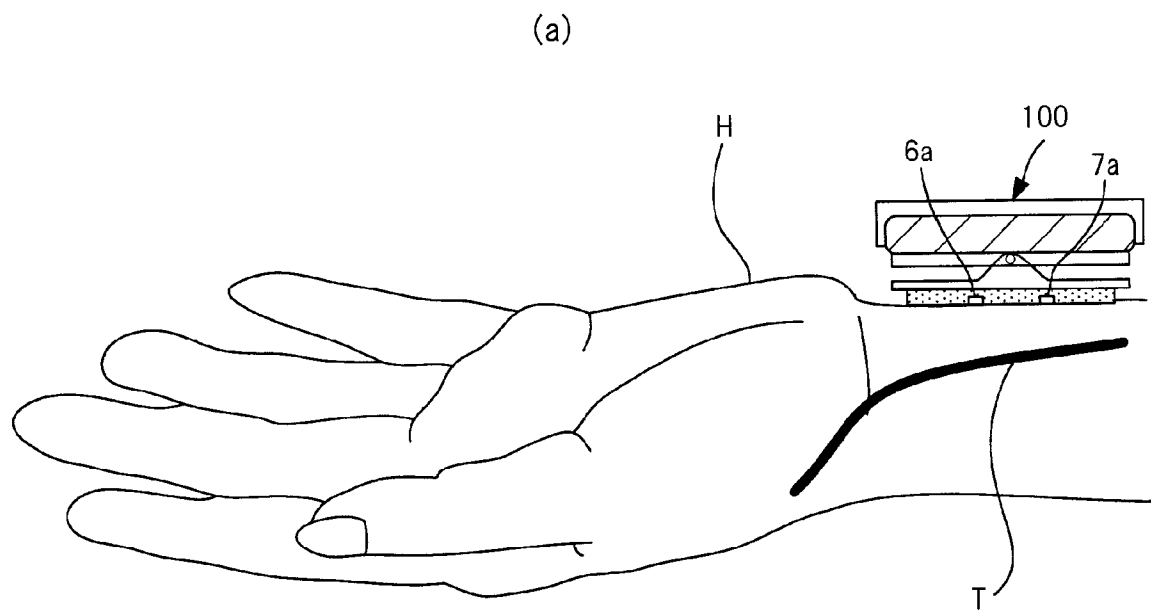
[図5]



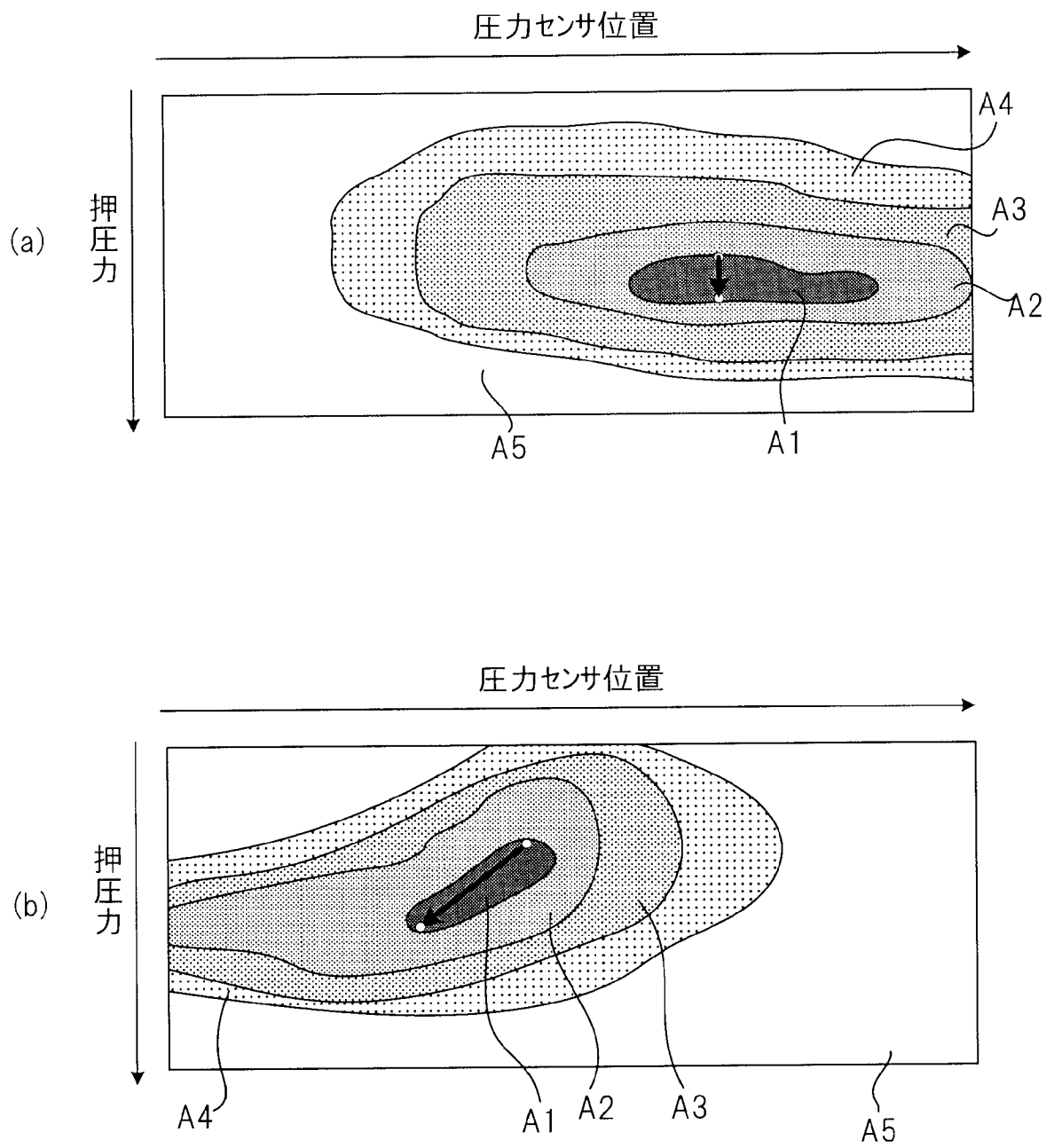
[図6]



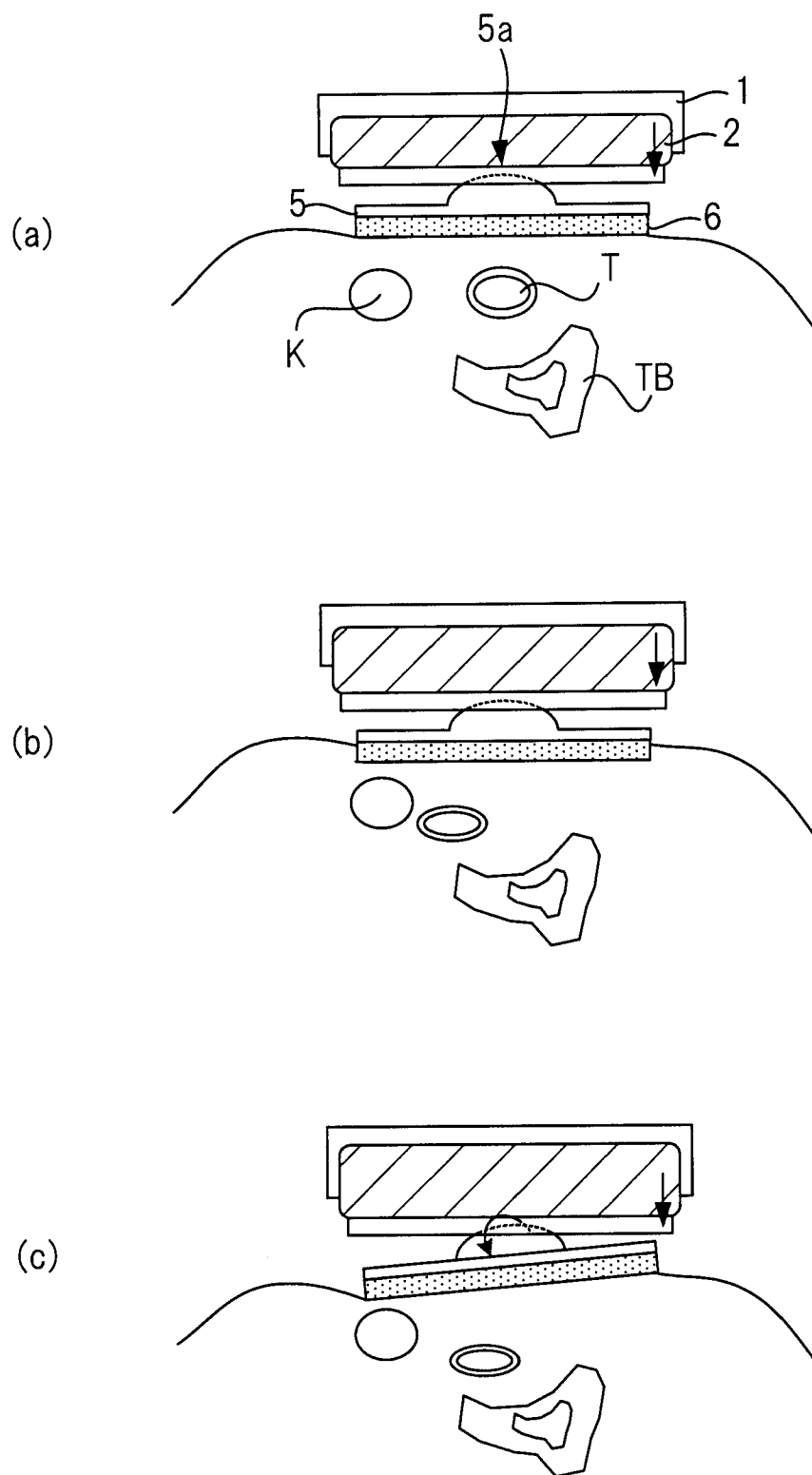
[図7]



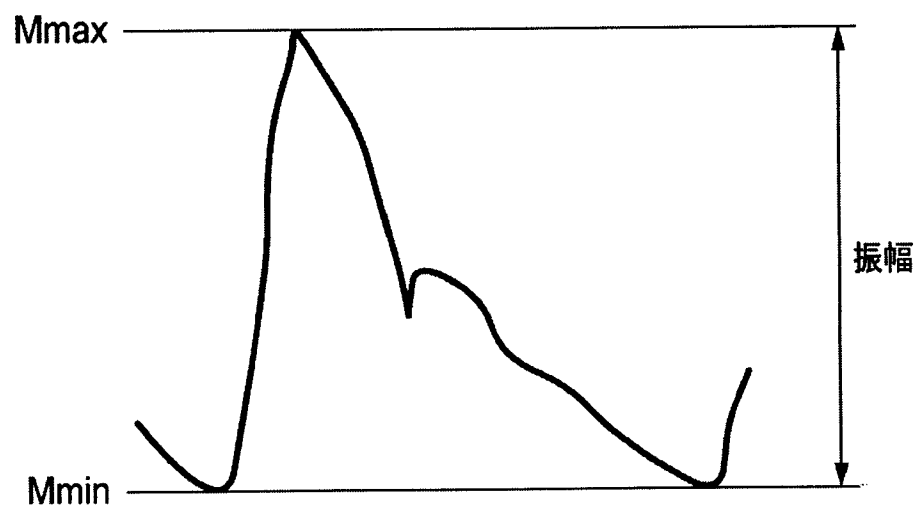
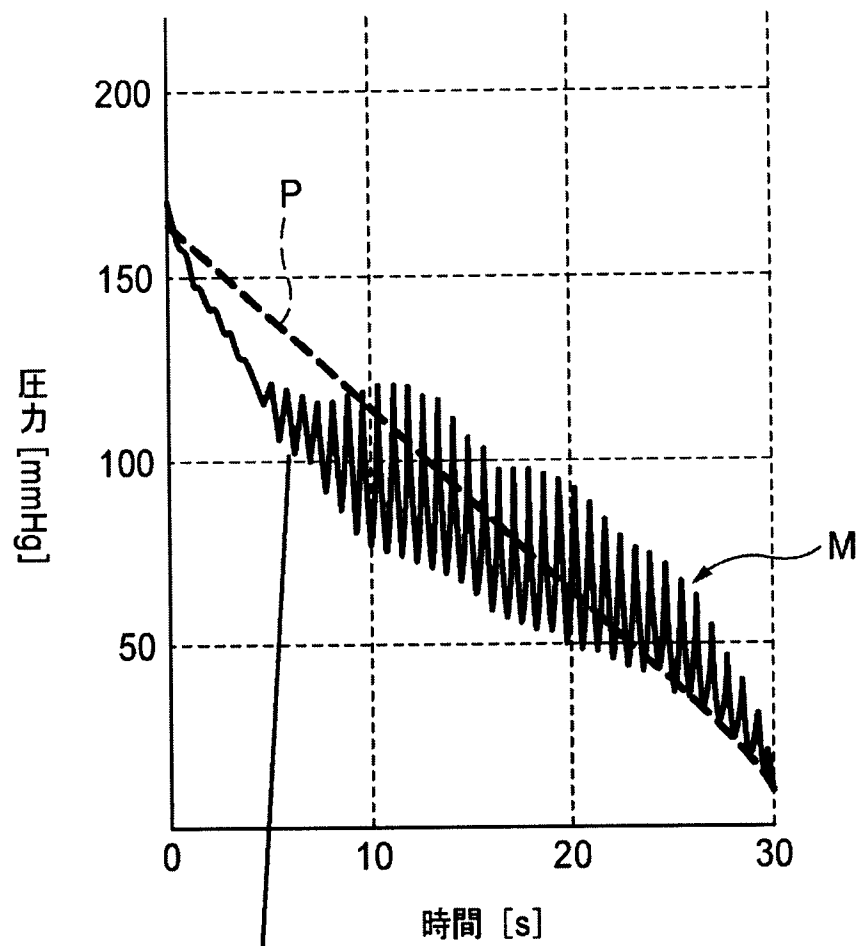
[図8]



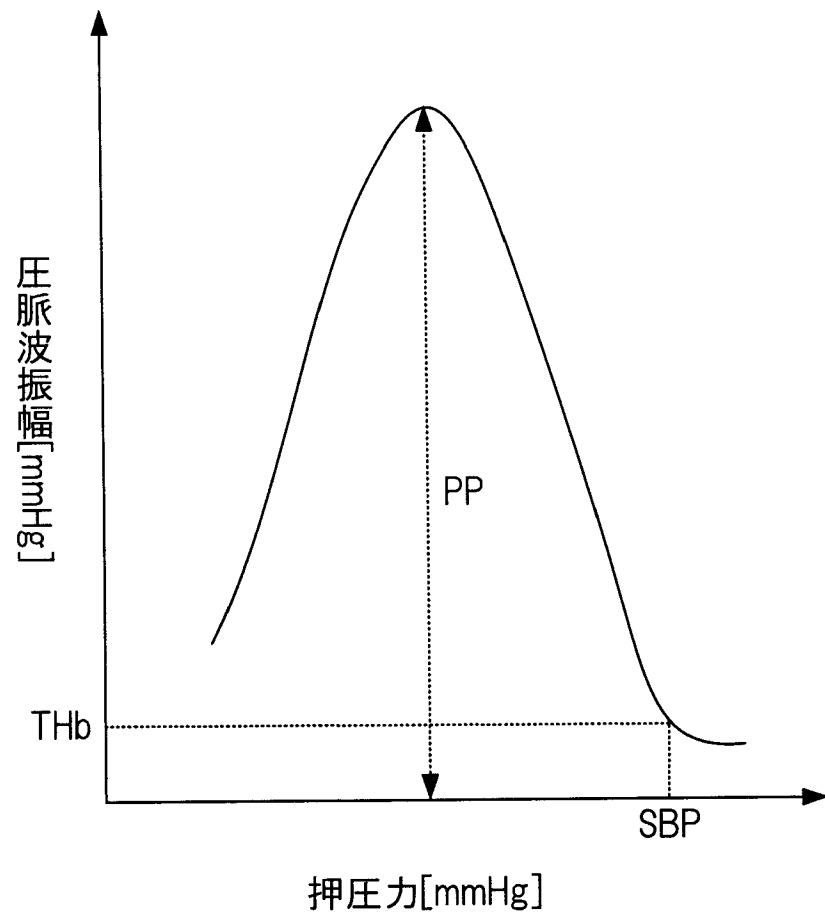
[図9]



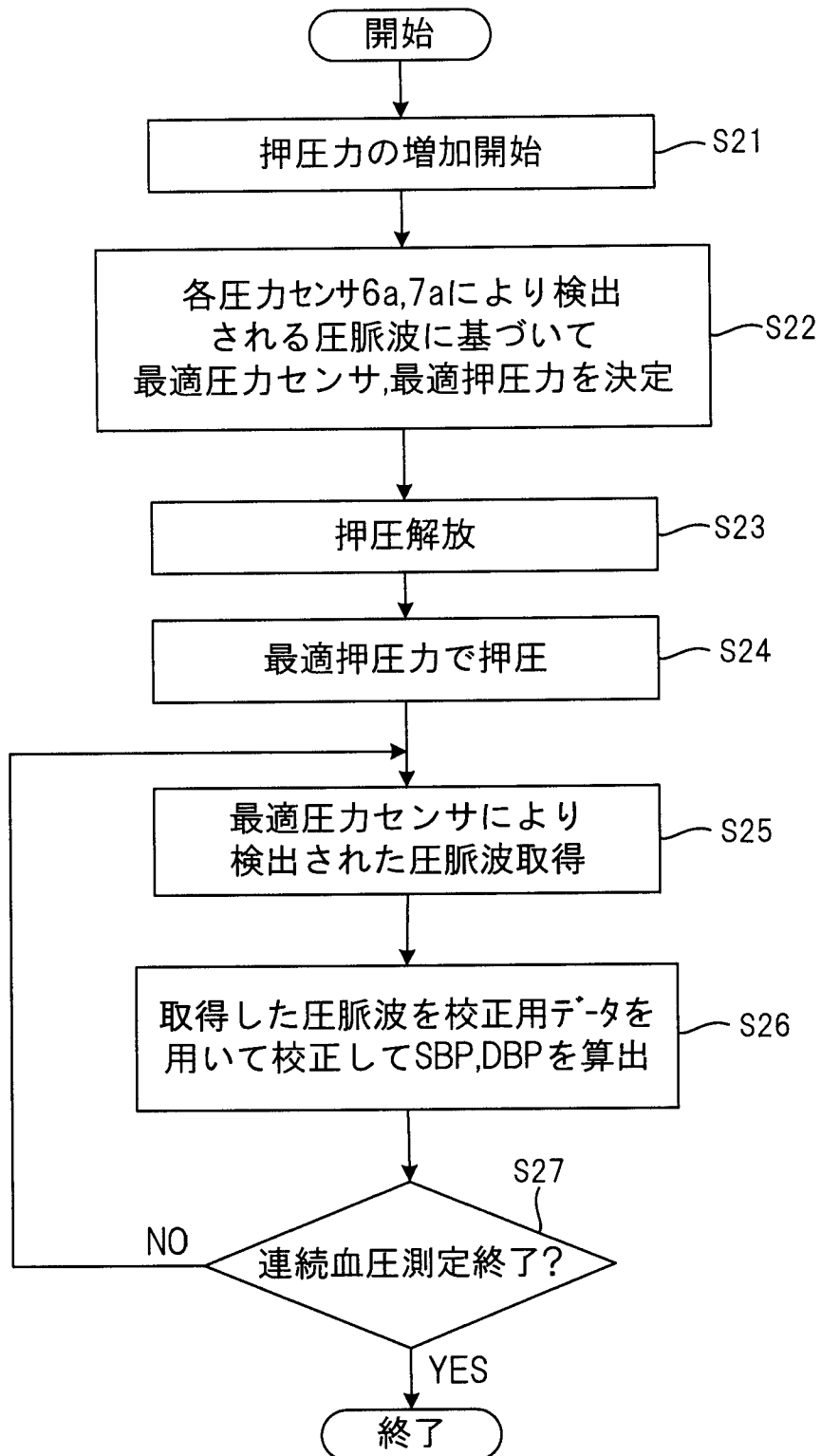
[図10]



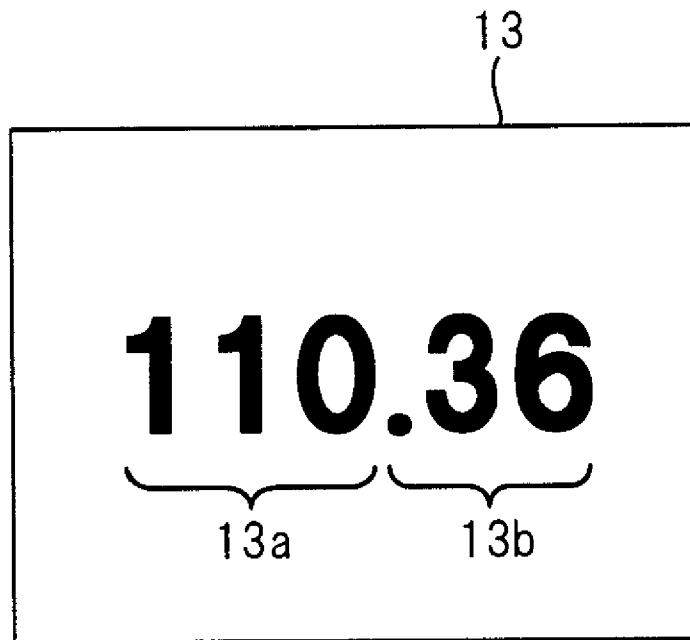
[図11]



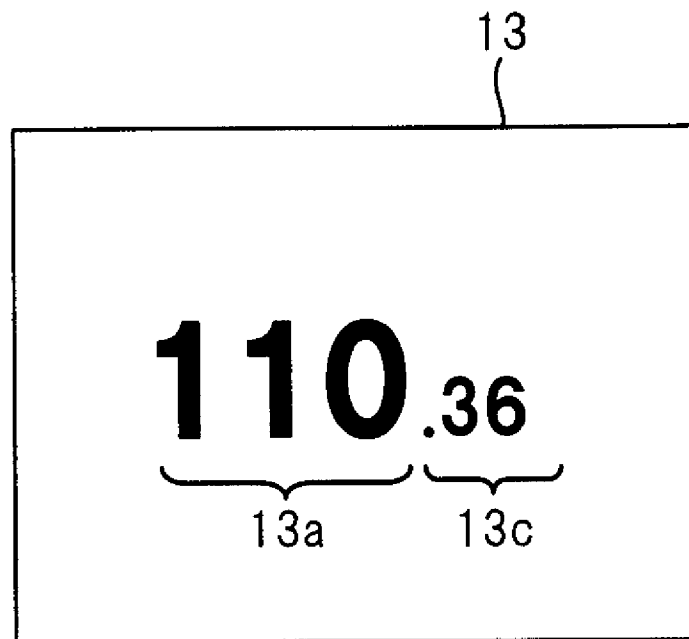
[図12]



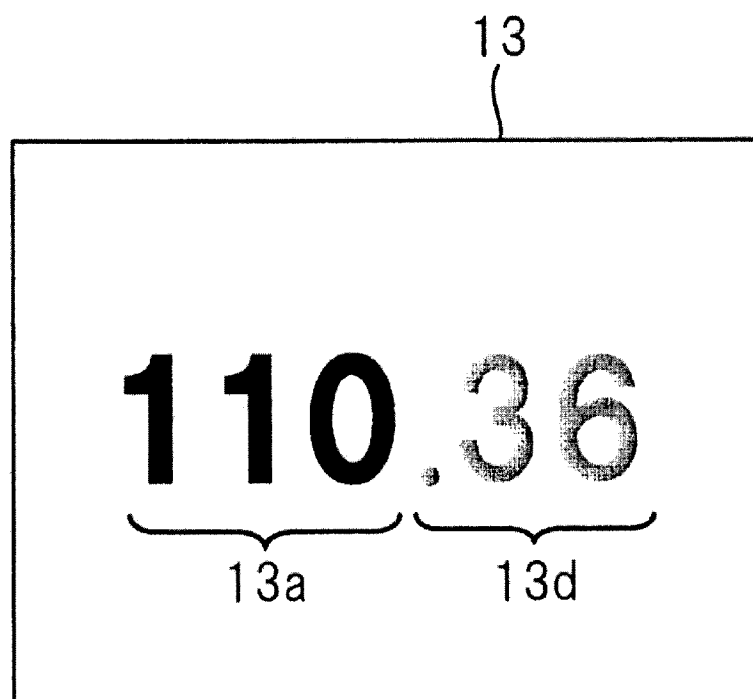
[図13]



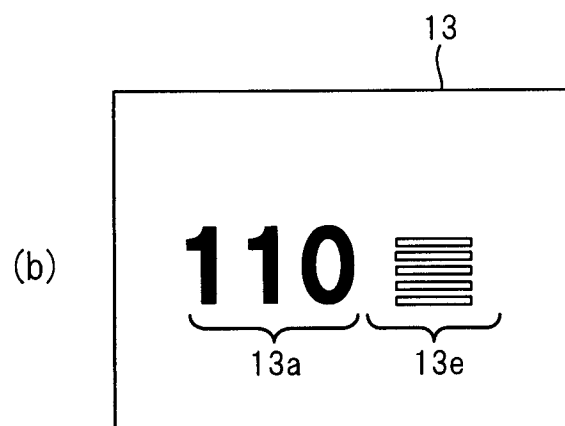
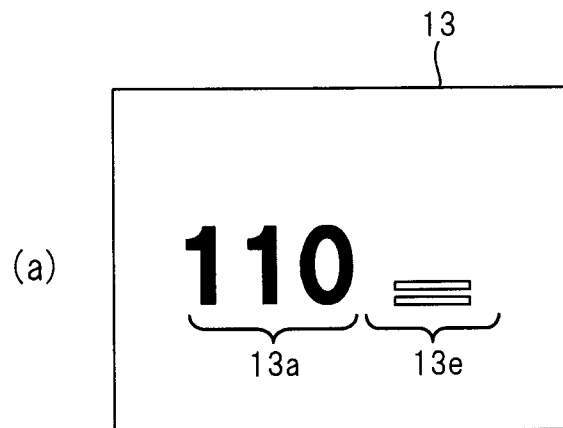
[図14]



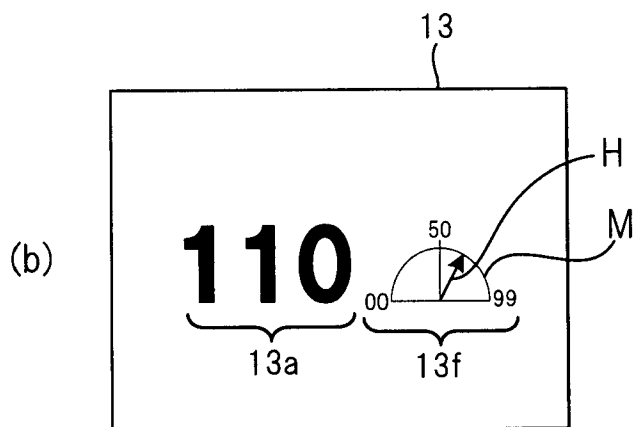
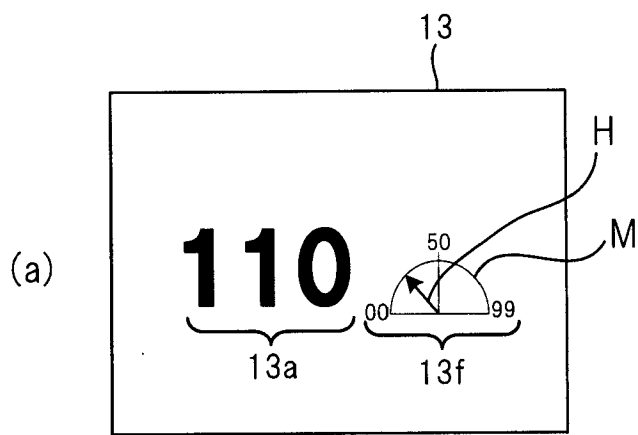
[図15]



[図16]



[図17]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2016/055587

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/022(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)

A61B5/00-5/22

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	1996-2016
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2016	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2016

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

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2-261421 A (Colin Electronics Co., Ltd.), 24 October 1990 (24.10.1990), entire text; all drawings (Family: none)	1-8
Y	WO 2014/116679 A1 (THE CHARLOTTE-MECKLENBURG HOSPITAL AUTHORITY D/B/A CAROLINAS HEALTHCARE SYSTEM), 31 July 2014 (31.07.2014), description, page 8, lines 29 to 37; fig. 3 & JP 2016-507297 A & US 2015/0366474 A1 & EP 2948051 A & CA 2898886 A & CN 105072985 A	1-8

☒ 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
13 May 2016 (13.05.16)

Date of mailing of the international search report
24 May 2016 (24.05.16)

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/JP2016/055587

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 21280/1982 (Laid-open No. 123482/1983) (Mitsubishi Electric Corp.), 22 August 1983 (22.08.1983), entire text; all drawings (Family: none)	3-7
Y	JP 59-77380 A (Kabushiki Kaisha Suwa Seikosha), 02 May 1984 (02.05.1984), page 3, upper left column, lines 9 to 13; fig. 2 (Family: none)	3-7
Y	JP 48-39489 B1 (Sony Corp.), 24 November 1973 (24.11.1973), claim 1 (Family: none)	3-7
Y	JP 57-169980 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 19 October 1982 (19.10.1982), page 4, upper left column, lines 8 to 9 (Family: none)	3-7

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/022 (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. A61B5/00-5/22

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	1971-2016年
日本国実用新案登録公報	1996-2016年
日本国登録実用新案公報	1994-2016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)

JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)

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 2-261421 A (コーリン電子株式会社) 1990. 10. 24, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-8
Y	WO 2014/116679 A1 (THE CHARLOTTE-MECKLENBURG HOSPITAL AUTHORITY D/B/A CAROLINAS HEALTHCARE SYSTEM) 2014. 07. 31, 明細書第8頁第29-37行、図3 & JP 2016-507297 A & US 2015/0366474 A1 & EP 2948051 A & CA 2898886 A & CN 105072985 A	1-8

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

13. 05. 2016

国際調査報告の発送日

24. 05. 2016

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)

野田 洋平

2 Q

3 2 1 0

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	日本国実用新案登録出願 57-21280 号(日本国実用新案登録出願公開 58-123482 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム (三菱電機株式会社) 1983.08.22, 全文、全図 (ファミリーなし)	3-7
Y	JP 59-77380 A (株式会社諏訪精工舎) 1984.05.02, 第3頁左上欄第9-13行、第2図 (ファミリーなし)	3-7
Y	JP 48-39489 B1 (ソニー株式会社) 1973.11.24, 請求項1 (ファミリーなし)	3-7
Y	JP 57-169980 A (松下電器産業株式会社) 1982.10.19, 第4頁左上欄第8-9行 (ファミリーなし)	3-7