

(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
2021年5月14日(14.05.2021)



(10) 国際公開番号

WO 2021/090811 A1

(51) 国際特許分類:

A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2020/041106

(22) 国際出願日:

2020年11月2日(02.11.2020)

(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 2019-201632 2019年11月6日(06.11.2019) 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53番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 澤野井 幸哉 (SAWANOI, Yukiya); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番

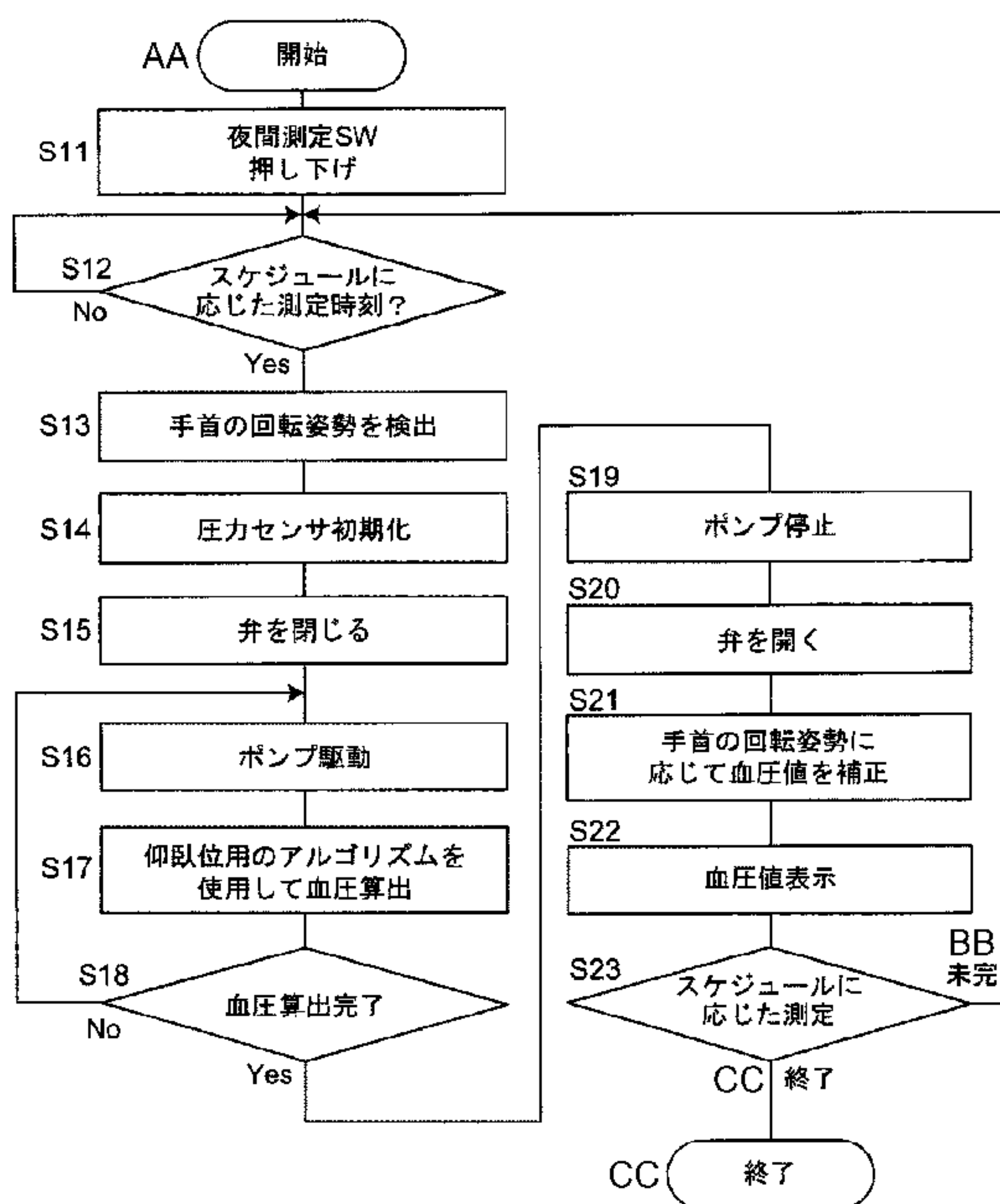
地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 山下 新吾 (YAMASHITA, Shingo); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 江副 美佳 (EZOE, Mika); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 山尾 憲人, 外 (YAMAO, Norihito et al.); 〒5300017 大阪府大阪市北区角田町8番1号梅田阪急ビルオフィスタワー 青山特許事務所 Osaka (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, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,

(54) Title: SPHYGMOMANOMETER, BLOOD PRESSURE CALCULATION METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称: 血圧計、血圧算出方法、およびプログラム



S11 Push down nocturnal measurement SW
S12 Measurement time corresponding to schedule?
S13 Detect rotational orientation of wrist
S14 Pressure sensor initialization
S15 Close valve
S16 Drive pump
S17 Calculate blood pressure using algorithm for supine position
S18 Completion of blood pressure calculation
S19 Stop pump
S20 Open valve
S21 Correct blood pressure value in accordance with rotational orientation of wrist
S22 Display blood pressure value
S23 Measurement corresponding to schedule
AA Start
BB Incomplete
CC End

(57) Abstract: A sphygmomanometer according to the present invention includes an acceleration sensor provided integrally with a blood pressure measurement cuff, and the rotational orientation of a wrist on which the blood pressure measurement cuff is worn is detected (S13) on the basis of the output of the acceleration sensor. When the blood pressure measurement cuff is in a pressurization process or a depressurization process while in a nocturnal blood pressure measurement mode, a blood pressure value is calculated (S17, S21) on the basis of the pressure of the blood pressure measurement cuff so as to suppress blood pressure measurement errors corresponding to the detected rotational orientation of the wrist.

[続葉有]

HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

(57) 要約: 本発明では、血圧測定用カフに一体に設けられた加速度センサを含み、加速度センサの出力に基づいて、血圧測定用カフが装着された手首の回転姿勢を検出する (S 1 3)。夜間血圧測定モードで、血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、血圧測定用カフの圧力に基づいて、検出された手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えるように血圧値を算出する (S 1 7, S 2 1)。

明 細 書

発明の名称： 血圧計、血圧算出方法、およびプログラム

技術分野

[0001] この発明は血圧計に関し、より詳しくは、夜間（睡眠時）血圧測定モードを有する血圧計に関する。また、この発明は、そのような血圧計によって血圧を算出する血圧算出方法に関する。また、この発明は、そのような血圧算出方法をコンピュータに実行させるためのプログラムに関する。

背景技術

[0002] 従来、夜間血圧を測定する血圧計として、例えば特許文献１（特開２０１８－０７５４４７号公報）には、被測定部位としての腕（上腕）に一体に装着される血圧計であって、被験者の姿勢を、床面上に寝ている被験者を身長方向に沿って見た方向視での上記床面に対する体幹の角度と、上記体幹の角度に応じた腕の位置とによって特定し、その特定された姿勢に応じて、算出された上記被験者の血圧値を補正するものが開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献１：特開２０１８－０７５４４７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、夜間血圧を測定する場合、特許文献１の血圧計のように上腕を圧迫するタイプでは、手首を圧迫するタイプに比して、被験者の睡眠を妨げる程度が大きいことが報告されている（Imai et al., “Development and evaluation of a home nocturnal blood pressure monitoring system using a wrist-cuff device”, Blood Pressure Monitoring 2018, 23, P318-326）。このため、夜間血圧を手首式血圧計（被測定部位としての手首を圧迫して、血圧を測定する血圧計）によって測定したいとのニーズがある。

[0005] ここで、図４（Ｂ）に示すように被験者８０が床面９９上で仰臥位にある

場合、手首（この例では、左手首）90は、手首90の長手方向の周りに回転の自由度を有し、大別して、図5（A）、図5（B）、図5（C）に示すように、掌側面（手の平側の面）90aが横向き（体幹に面する向き）、上向き、下向きになった3つの姿勢（以下、「手首の回転姿勢」と呼ぶ。）をとり得る。本発明者が解析したところ、これらの手首90の回転姿勢に応じて、図14に例示するように、オシロメトリック法によりカフ圧から得られた脈波振幅の列（図示せず）に対する包絡線ENV-h, ENV-u, ENV-dが、互いに横軸（カフ圧）方向にずれたものとなる（図14の例では、各包絡線ENV-h, ENV-u, ENV-dの最大振幅値は1に正規化されている。）。このため、単に公知のアルゴリズムによって血圧算出を行った場合（すなわち、図14中に示すように、包絡線ENV-h, ENV-u, ENV-dが或るスレッショレベルTHSを横切った時点のカフ圧を血圧値SBP-h, SBP-u, SBP-dとして算出した場合）、例えば図13（A）の箱ひげ図に示すように、手首90の回転姿勢に応じて血圧測定誤差が生ずる。詳しくは、この例では、この血圧測定誤差は、仰臥位にある被験者80の上腕を被測定部位として聴診により測定された血圧値に対する誤差として定義されている。図13（A）では、手首の回転姿勢が横向き（体幹に面する向き）、上向き、下向きの場合のSBP（Systolic Blood Pressure；収縮期血圧）、DBP（Diastolic Blood Pressure；拡張期血圧）についての血圧測定誤差（40名×3回分のデータ）が、それぞれ斜線が施された箱、白抜きの箱、縦線が施された箱と、各箱から上下に延びる「ひげ」とによって表されている。図13（A）では、図13（B）で説明するように、各箱の上辺が測定誤差ゼロのレベルに揃えられており、各箱の下辺が誤差平均（血圧測定誤差の平均値）を表している。各箱から上下に延びる「ひげ」は、誤差平均からの誤差の標準偏差（SD；Standard Deviation）を表している。図13（A）から分かるように、手首の回転姿勢に応じて、互いに異なる血圧測定誤差が生じている（この事実は、本発明者により発見された。）。特許文献1では、手首の回転姿勢に応じて生ずる血圧測定誤差につ

いては、何ら考慮されていない。

[0006] そこで、この発明の課題は、夜間血圧測定モードで、被測定部位としての手首の回転姿勢に応じて、血圧を精度良く算出できる血圧計を提供することにある。また、この発明の課題は、そのような血圧計によって、被測定部位としての手首の回転姿勢に応じて、血圧を精度良く算出できる血圧算出方法を提供することにある。また、この発明の課題は、そのような血圧算出方法をコンピュータに実行させるためのプログラムを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 上記課題を解決するため、この開示の血圧計は、
血圧測定用カフによって被験者の被測定部位としての手首を一時的に圧迫して、オシロメトリック法により血圧算出を行う血圧計であって、
予め定められたスケジュールに従って血圧測定を自動的に開始する夜間血圧測定モードを有し、
上記血圧測定用カフに一体に設けられた加速度センサを含み、上記加速度センサの出力に基づいて、上記血圧測定用カフが装着された上記手首の回転姿勢を検出する回転姿勢検出部と、
上記夜間血圧測定モードで、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えるように血圧値を算出する血圧取得部と
を備えたことを特徴とする。

[0008] 本明細書で、「血圧測定用カフに一体に設けられた加速度センサ」とは、加速度センサが血圧測定用カフに直接搭載されている場合に限られず、加速度センサが例えば後述の本体に搭載され、本体を介して血圧測定用カフに一体となっている場合を含む。

[0009] 「手首の回転姿勢」とは、例えば、手首の回転によって、手首の掌側面（手の平側の側面）が横向き（体幹に面する向き）、上向き、または下向きになった姿勢を指す。

[0010] 手首の回転姿勢に応じた「血压測定誤差」は、基準となる血压値（例えば、仰臥位にあるヒトの上腕を被測定部位として聴診により測定された血压値）に対する誤差として定義される。

[0011] この開示の血压計では、夜間血压測定モードで、回転姿勢検出部は、加速度センサの出力に基づいて、血压測定用カフが装着された手首の回転姿勢を検出する。血压取得部は、上記夜間血压測定モードで、上記血压測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血压測定用カフの圧力に基づいて、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血压測定誤差を抑えるように血压値を算出する。したがって、この血压計によれば、被測定部位としての手首の回転姿勢に応じて、血压を精度良く算出できる。

[0012] また、この血压計は、被測定部位としての手首を圧迫するタイプであるから、上腕を圧迫するタイプに比して、被験者の睡眠を妨げる程度が少ないことが期待される（Imai et al., “Development and evaluation of a home nocturnal blood pressure monitoring system using a wrist-cuff device”, Blood Pressure Monitoring 2018, 23, P318-326）。したがって、この血压計は、夜間（睡眠時）血压測定に適する。

[0013] 一実施形態の血压計では、

仰臥位にあるヒトの手首を上記血压測定用カフによって一時的に圧迫して、上記血压測定用カフの圧力に基づいて、オシロメトリック法によるアルゴリズムを使用して血压算出を行ったときの、上記ヒトの手首の回転姿勢に応じた血压測定誤差を、予め記憶している誤差記憶部を、さらに備え、

上記血压取得部は、

上記夜間血压測定モードで、上記血压測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血压測定用カフの圧力に基づいて、上記オシロメトリック法による上記アルゴリズムを使用して被験者の血压値を算出する第1 血压算出部と、

上記誤差記憶部を参照して、上記算出された血压値を、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血压測定誤差の分だけ補正する誤差補正部と

を含むことを特徴とする。

[0014] 「ヒト」は、一般的な人を指し、複数人であっても良い。その場合は「被験者」以外の者を含んでも良い。また、「ヒト」は、「被験者」と同一人であっても良い。

[0015] 「オシロメトリック法によるアルゴリズム」とは、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるときカフ圧から得られた脈波振幅の列に対して包絡線を設定するとともに、上記包絡線の最大値に対して予め定められた割合のスレッシュレベル（収縮期用のスレッシュレベルと拡張期用のスレッシュレベルを含む。）を設定し、上記包絡線がそれらのスレッシュレベルを横切った時点のカフ圧を、それぞれ最高血圧（収縮期血圧）、最低血圧（拡張期血圧）として算出するアルゴリズムを意味する。

[0016] 血圧測定誤差を、「予め記憶している」とは、血圧測定に先立って、典型的には、血圧計の販売前の段階で記憶していることを意味する。

[0017] この一実施形態の血圧計では、誤差記憶部は、仰臥位にあるヒトの手首を上記血圧測定用カフによって一時的に圧迫して、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、オシロメトリック法によるアルゴリズムを使用して血圧算出を行ったときの、上記ヒトの手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を、予め記憶している。上記血圧取得部の第1血圧算出部は、上記夜間血圧測定モードで、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、上記オシロメトリック法による上記アルゴリズムを使用して被験者の血圧値を算出する。誤差補正部は、上記誤差記憶部を参照して、上記算出された血圧値を、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差の分だけ補正する。すなわち、一旦算出された血圧値が、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差の分だけ補正される。この結果、上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えることができる。したがって、血圧値（最高血圧及び最低血圧）を精度良く算出できる。

[0018] 一実施形態の血圧計では、

上記アルゴリズムは、仰臥位にある上記ヒトの上記手首が特定の回転姿勢にあるとき上記血圧測定誤差を抑えるように規定された特定のアルゴリズムであり、

上記誤差記憶部は、オシロメトリック法により上記特定のアルゴリズムを使用して血圧算出を行ったときの、上記ヒトの手首の上記特定の回転姿勢とは異なる他の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を、予め記憶しており、

上記第1血圧算出部は、上記夜間血圧測定モードで、上記手首の回転姿勢にかかわらず上記特定のアルゴリズムを使用して上記被験者の血圧値を算出し、

上記誤差補正部は、上記被験者の上記手首が上記他の回転姿勢をとっているときに限り、上記誤差記憶部を参照して、上記算出された血圧値を、上記手首の上記他の回転姿勢に応じた上記血圧測定誤差の分だけ補正することを特徴とする。

[0019] 例えば、「特定の回転姿勢」が、掌側面（手の平側の面）が横向き（体幹に面する向き）になった回転姿勢であるとき、「他の回転姿勢」は、例えば、掌側面が上向きまたは下向きになった回転姿勢を指す。

[0020] この一実施形態の血圧計では、上記アルゴリズムは、仰臥位にある上記ヒトの上記手首が特定の回転姿勢にあるとき上記血圧測定誤差を抑えるように規定された特定のアルゴリズムである。上記誤差記憶部は、オシロメトリック法により上記特定のアルゴリズムを使用して血圧算出を行ったときの、上記ヒトの手首の上記特定の回転姿勢とは異なる他の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を、予め記憶している。上記第1血圧算出部は、上記夜間血圧測定モードで、上記手首の回転姿勢にかかわらず上記特定のアルゴリズムを使用して上記被験者の血圧値を算出する。上記誤差補正部は、上記被験者の上記手首が上記他の回転姿勢をとっているときに限り、上記誤差記憶部を参照して、上記算出された血圧値を、上記手首の上記他の回転姿勢に応じた上記血圧測定誤差の分だけ補正する。すなわち、上記誤差補正部は、上記夜間血圧測定モードで、上記被験者の上記手首が上記特定の回転姿勢をとっているとき

は、上記特定のアルゴリズムを使用して算出された血圧値を、補正する必要がない。したがって、血圧算出の処理が簡単になる。

[0021] 一実施形態の血圧計では、

上記アルゴリズムとして、上記手首の回転姿勢に応じてそれぞれ上記血圧測定誤差を抑えるように規定された複数の候補となるアルゴリズムを、予め記憶している候補アルゴリズム記憶部を、さらに備え、

上記血圧取得部は、

上記夜間血圧測定モードで、上記複数の候補となるアルゴリズムのうち、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じたアルゴリズムを選択して設定するアルゴリズム切替部と、

上記夜間血圧測定モードで、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、現在設定されているアルゴリズムを使用して血圧値を算出する第2血圧算出部とを含むことを特徴とする。

[0022] 手首の回転姿勢に応じた「複数の候補となるアルゴリズム」とは、典型的には、上記包絡線の最大値に対して予め定められた割合のスレッシュレベルが、手首の回転姿勢に応じて互いに異なる値に規定されたアルゴリズムを指す。

[0023] 複数の候補となるアルゴリズムを、「予め記憶している」とは、血圧測定に先立って、典型的には、血圧計の販売前の段階で記憶していることを意味する。

[0024] この一実施形態の血圧計では、候補アルゴリズム記憶部は、上記アルゴリズムとして、上記手首の回転姿勢に応じてそれぞれ上記血圧測定誤差を抑えるように規定された複数の候補となるアルゴリズムを、予め記憶している。上記血圧取得部のアルゴリズム切替部は、上記夜間血圧測定モードで、上記複数の候補となるアルゴリズムのうち、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じたアルゴリズムを選択して設定する。第2血圧算出部は、上記夜間血圧測定モードで、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき

、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、現在設定されているアルゴリズム（すなわち、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じたアルゴリズム）を使用して血圧値を算出する。したがって、上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差の発生を抑えることができる。したがって、血圧値（最高血圧及び最低血圧）を精度良く算出できる。

[0025] 一実施形態の血圧計では、
上記血圧測定用カフと一体に設けられた本体を、さらに備え、
上記本体は、上記加速度センサを含む上記回転姿勢検出部と、上記血圧測定用カフの圧力を制御する圧力制御部と、上記血圧取得部とを搭載している、
ことを特徴とする。

[0026] ここで、「本体」は、典型的には、帯状の血圧測定用カフの長手方向に関して特定の部位、例えば、手首の掌側面（手の平側の面）に対応することが予定された部位に配置される。

[0027] 「圧力制御部」は、例えば、上記血圧測定用カフに加圧用の流体を供給するポンプ、上記血圧測定用カフから流体を排気させる弁、これらのポンプ・弁などを駆動・制御する要素を含む。

[0028] この一実施形態の血圧計は、手首式血圧計として一体かつコンパクトに構成され得る。したがって、ユーザによる取り扱いが便利になる。また、この一実施形態の血圧計では、上記回転姿勢検出部は、例えば上記本体に対する相対的な上記重力加速度ベクトルの向きに応じて、上記手首の回転姿勢を簡単に検出できる。

[0029] 別の局面では、この開示の血圧算出方法は、
血圧測定用カフによって被験者の被測定部位としての手首を一時的に圧迫して、オシロメトリック法により血圧算出を行う血圧計のための血圧算出方法であって、
上記血圧計は、
予め定められたスケジュールに従って血圧測定を自動的に開始する夜間血

圧測定モードを有し、

上記血圧測定用カフに一体に設けられた加速度センサを含み、

上記血圧算出方法は、

上記血圧計が上記夜間血圧測定モードにある場合に、

上記加速度センサの出力に基づいて、上記血圧測定用カフが装着された上記手首の回転姿勢を検出し、

上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、上記オシロメトリック法による血圧算出のためのアルゴリズムを使用するとともに、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えるように血圧値を算出することを特徴とする血圧算出方法。

[0030] この開示の血圧算出方法によれば、被測定部位としての手首の回転姿勢に応じて、血圧を精度良く算出できる。

[0031] さらに別の局面では、この開示のプログラムは、上記血圧算出方法をコンピュータに実行させるためのプログラムである。

[0032] この開示のプログラムをコンピュータに実行させることによって、上記血圧算出方法を実施することができる。

発明の効果

[0033] 以上より明らかなように、この開示の血圧計および血圧算出方法によれば、夜間（睡眠時）血圧測定モードで、被測定部位としての手首の回転姿勢に応じて、血圧を精度良く算出できる。また、この開示のプログラムによれば、そのような血圧算出方法をコンピュータに実行させることができる。

図面の簡単な説明

[0034] [図1]この発明の一実施形態の手首式血圧計の外観を示す図である。

[図2]血圧計のブロック構成を示す図である。

[図3]上記血圧計が被測定部位としての左手首に装着された態様を示す図である。

[図4A]測定姿勢としての座位を示す図である。

[図4B]測定姿勢としての仰臥位を示す図である。

[図5]図5（A）、図5（B）、図5（C）は、それぞれ、上記血圧計が装着された手首の回転姿勢として、掌側面（手の平側の面）が横向き（体幹に面する向き）、上向き、下向きになった状態を例示する図である。図5（D）、図5（E）、図5（F）は、それぞれ、図5（A）、図5（B）、図5（C）に示す状態の、手首の長手方向に垂直な断面を示す図である。

[図6]上記血圧計によって通常の血圧測定モードで血圧測定を行う際の動作フローを示す図である。

[図7]上記血圧計によって夜間血圧測定モードで血圧測定を行う際の第1の動作フローを示す図である。

[図8]図8（A）は、血圧測定に伴うカフ圧PCの時間経過を示す図である。図8（B）は、血圧測定に伴う脈波信号SMの時間経過を示す図である。図8（C）は、上記脈波信号SMがなす脈波振幅の列に対して設定された包絡線ENVを示す図である。

[図9]夜間血圧測定モードでの、上記第1の動作フローによる血圧算出の仕方を説明する図である。

[図10]ヒトの手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を記録した誤差テーブルを例示する図である。

[図11]上記血圧計によって夜間血圧測定モードで血圧測定を行う際の第2の動作フローを示す図である。

[図12]夜間血圧測定モードでの、上記第2の動作フローによる血圧算出の仕方を説明する図である。

[図13]図13（A）は、ヒトの手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を示す箱ひげ図である。図13（B）は、上記箱ひげ図が表す意味を説明する図である。

[図14]図13（A）に示す血圧測定誤差が生じるような、血圧算出の仕方を説明する図である。

発明を実施するための形態

[0035] 以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

[0036] (血压計の構成)

図1は、この発明の一実施形態の手首式血压計100の外観を示している。この血压計100は、大別して、被測定部位としての左手首90（後述の図3参照）に装着されるべき血压測定用カフ20と、このカフ20に一体に取り付けられた本体10とを備えている。

[0037] カフ20は、手首式血压計用の一般的なものであり、左手首90を周方向に沿って取り巻くように細長い帯状の形状を有している。このカフ20内には、左手首90を圧迫するための流体袋22（図2参照）が内包されている。なお、カフ20を常時環状に維持するために、カフ20内に、適度な可撓性を有するカーラが設けられてもよい。

[0038] 図3に示すように、本体10は、帯状のカフ20の長手方向に関して略中央の部位に、一体に取り付けられている。この例では、本体10が取り付けられた部位は、装着状態で左手首90の掌側面（手の平側の面）90aに対応することが予定されている。

[0039] 本体10は、カフ20の外周面に沿った偏平な略直方体状の形状を有している。この本体10は、ユーザ（この例では、被験者を指す。以下同様。）の睡眠の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。また、本体10のコーナ一部にはアールが施されている（角が丸くされている。）。

[0040] 図1に示すように、本体10の外面のうち左手首90から最も遠い側の面（頂面）には、表示画面をなす表示器50と、ユーザからの指示を入力するための操作部52とが設けられている。

[0041] 表示器50は、この例では、LCD（Liquid Crystal Display；液晶ディスプレイ）からなり、後述のCPU（Central Processing Unit；中央演算処理装置）110からの制御信号に従って所定の情報を表示する。この例では、最高血压（単位；mmHg）、最低血压（単位；mmHg）、脈拍数（単位；拍／分）を表示するようになっている。なお、表示器50は、有機EL（Electro Luminescence）ディスプレイからなってもよいし、LED（L

ight Emitting Diode ; 発光ダイオード) を含んでいてもよい。

[0042] 操作部 5 2 は、ユーザによる指示に応じた操作信号を後述の CPU 1 1 0 に入力する。この例では、操作部 5 2 は、ユーザによる血压測定指示を受け付けるための測定スイッチ 5 2 A と、通常の血压測定モードと夜間血压測定モードとの間でモードを切り替える指示を受け付けるための夜間測定スイッチ 5 2 B と、記憶された測定結果を表示器 5 0 に表示させる指示を受け付けるためのチェックスイッチ 5 2 C とを含んでいる。ここで、「通常の血压測定モード」とは、測定スイッチ 5 2 A によって血压測定指示が入力されると、その血压測定指示に応じて血压測定を行うモードを意味する。「夜間血压測定モード」とは、ユーザが睡眠中に血压値を測定することができるように、予め定められたスケジュールに従って血压測定が自動的に開始されるモードを意味する。予め定められたスケジュールとは、例えば深夜 1 時、2 時、3 時などの定刻に測定する計画や、夜間測定スイッチ 5 2 B が押されてから例えば 2 時間毎に 1 回測定する計画などを指す。

[0043] 具体的には、この例では、測定スイッチ 5 2 A、夜間測定スイッチ 5 2 B、チェックスイッチ 5 2 C は、いずれもモーメンタリタイプ（自己復帰タイプ）のスイッチであり、押し下げられている間だけオン状態になり、離されるとオフ状態に戻る。

[0044] 血压計 1 0 0 が通常の血压測定モードにある間に測定スイッチ 5 2 A が一旦押し下げられると、それは血压測定指示を意味し、カフ 2 0 によって被測定部位（左手首 9 0）が一時的に圧迫されて、オシロメトリック法により血压測定が実行される。血压測定中（例えば、カフ 2 0 の加圧中）に測定スイッチ 5 2 A が再び押し下げられると、それは血压測定停止の指示を意味し、直ちに血压測定が停止される。

[0045] 血压計 1 0 0 が通常の血压測定モードにある間に夜間測定スイッチ 5 2 B が一旦押し下げられると、それは夜間血压測定モードへの移行の指示を意味し、血压計 1 0 0 は通常の血压測定モードから夜間血压測定モードへ移行する。夜間血压測定モードでは、上述のように、予め定められたスケジュール

に従ってオシロメトリック法による血圧測定が自動的に開始される。血圧計 100 が夜間血圧測定モードにある間に夜間測定スイッチ 52B が再び押し下げられると、それは夜間血圧測定モード停止の指示を意味し、血圧計 100 は夜間血圧測定モードから通常血圧測定モードへ移行する。

[0046] なお、血圧計 100 が夜間血圧測定モードにある間であっても、上記予め定められたスケジュールとは別に、ユーザが、測定スイッチ 52A を押すことによって、割り込みで血圧測定を指示することがある。そのときは、その割り込みの血圧測定指示に応じて、カフ 20 によって被測定部位（左手首 90）が一時的に圧迫されて、オシロメトリック法により血圧測定が実行される。

[0047] 図 2 は、血圧計 100 のブロック構成を示している。

[0048] カフ 20 は、既述のように被測定部位としての左手首 90 を圧迫するための流体袋 22 を含んでいる。この流体袋 22 と本体 10 とは、エア配管 39 によって流体流通可能に接続されている。

[0049] 本体 10 は、既述の表示器 50 と操作部 52 とに加えて、制御部としての CPU 110 と、記憶部としてのメモリ 51 と、電源部 53 と、加速度センサ 34 と、圧力センサ 31 と、ポンプ 32 と、弁 33 とを搭載している。さらに、本体 10 は、圧力センサ 31 の出力をアナログ信号からデジタル信号へ変換する A/D 変換回路 310 と、ポンプ 32 を駆動するポンプ駆動回路 320 と、弁 33 を駆動する弁駆動回路 330 と、加速度センサ 34 の出力をアナログ信号からデジタル信号へ変換する A/D 変換回路 340 とを搭載している。圧力センサ 31、ポンプ 32、および弁 33 は、エア配管 39 を通して共通に、流体袋 22 に対して流体流通可能に接続されている。

[0050] メモリ 51 は、血圧計 100 を制御するためのプログラム、血圧計 100 を制御するために用いられるデータ、血圧計 100 の各種機能を設定するための設定データ、および血圧値の測定結果のデータ、脈拍数のデータなどを記憶する。また、メモリ 51 は、プログラムが実行されるときワークメモリなどとして用いられる。

[0051] 特に、この例では、メモリ 51 は、オシロメトリック法による血圧算出のためのアルゴリズムとして、座位用のアルゴリズムと、仰臥位用のアルゴリズムとを記憶している。ここで、「座位」とは、図 4 A に示すように、左手首 90 に血圧計 100 を装着したユーザ 80 が椅子 97 などに座り、左肘をテーブル 98 に着いて左手首 90 を体幹に対して前方で斜め（手が上、肘が下）に挙げることにより、左手首 90（および血圧計 100）を心臓 81 の高さレベルに維持した姿勢を意味する。この姿勢は、ユーザ 80 の左手首 90 と心臓 81 との間の高低差を無くせるので、血圧測定精度を高めるために推奨される。一方、「仰臥位」とは、図 4 B に示すように、左手首 90 に血圧計 100 を装着したユーザ 80 が、左肘を伸ばし体幹に沿わせた状態で、水平な床面 99 などに仰向けに横たわった姿勢を意味する。この姿勢では、ユーザ 80 の左手首 90（および血圧計 100）と心臓 81 との間の高低差 ΔH が生ずる（左手首 90 の高さよりも心臓 81 の高さが高い）ため、血圧測定値のずれが生ずる。また、座位（図 4 A）では左肘が曲げられているのに対して仰臥位（図 4 B）では左肘が伸ばされているため、左肘の屈伸のせいで血圧測定値のずれが生ずる可能性もある。このような座位での血圧測定値に対する仰臥位での血圧測定値のずれを解消するため、座位で血圧測定する場合の血圧算出アルゴリズムに対して、仰臥位で血圧測定する場合の血圧算出アルゴリズムを変更するのが望ましい。この理由から、この例では、メモリ 51 は、オシロメトリック法による血圧算出のためのアルゴリズムとして、座位用のアルゴリズム（後述の図 8（C）中に示す収縮期用のスレッシュレベル THS1 と拡張期用のスレッシュレベル THD1 とを用いる。）と、仰臥位用のアルゴリズム（後述の図 9 中に示す収縮期用のスレッシュレベル THS2 と拡張期用のスレッシュレベル THD2 とを用いる。）とを記憶している。それらのアルゴリズムを使用した具体的な血圧算出の仕方については、後述する。

[0052] また、この例では、メモリ 51 は誤差記憶部として働いて、図 10 の誤差テーブルに示すように、オシロメトリック法により上記仰臥位用のアルゴリ

ズム（後述の図9中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS2と拡張期用のスレッシュレベルTHD2とを用いる。）を使用して血圧算出を行ったときの、仰臥位にあるヒトの手首90の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を、予め記憶している。具体的には、図10の誤差テーブル中段の「誤差平均」欄には、図13（A）に示した、手首90の回転姿勢が横向き（体幹に面する向き）、上向き、下向きの場合のSBP（Systolic Blood Pressure；収縮期血圧）、DBP（Diastolic Blood Pressure；拡張期血圧）についての血圧測定誤差（40名×3回分のデータ）の平均値が格納されている。例えば、手首90の回転姿勢が「横向き」の場合のSBPについての血圧測定誤差の平均値として -0.75 mmHg 、DBPについての血圧測定誤差の平均値として -1.19 mmHg が、それぞれ格納されている。手首90の回転姿勢が「上向き」の場合のSBPについての血圧測定誤差の平均値として -3.30 mmHg 、DBPについての血圧測定誤差の平均値として -3.06 mmHg が、それぞれ格納されている。また、手首90の回転姿勢が「下向き」の場合のSBPについての血圧測定誤差の平均値として -3.55 mmHg 、DBPについての血圧測定誤差の平均値として -2.84 mmHg が、それぞれ格納されている。また、図10の誤差テーブル下段の「横向きとの差」欄には、手首90の回転姿勢が「横向き」の場合のSBP、DBPについての血圧測定誤差に対応する、手首90の回転姿勢が「上向き」、「下向き」の場合のSBP、DBPについての血圧測定誤差の差分が、それぞれ格納されている。例えば、手首90の回転姿勢が「横向き」の場合のSBPについての血圧測定誤差（ -0.75 mmHg ）に対応する、手首90の回転姿勢が「上向き」の場合のSBPについての血圧測定誤差（ -3.30 mmHg ）の差分として、 -2.55 mmHg が格納されている。また、手首90の回転姿勢が「横向き」の場合のSBPについての血圧測定誤差（ -0.75 mmHg ）に対応する、手首90の回転姿勢が「下向き」の場合のSBPについての血圧測定誤差（ -3.55 mmHg ）の差分として、 -2.80 mmHg が格納されている。DBPについても同様の差分が格納されて

いる。この誤差テーブルの使い方については、後述する。

[0053] 図2中に示すCPU110は、この血圧計100全体の動作を制御する。具体的には、CPU110は、メモリ51に記憶された血圧計100を制御するためのプログラムに従って圧力制御部として働いて、操作部52からの操作信号に応じて、ポンプ32や弁33を駆動する制御を行う。また、CPU110は、血圧算出部として働いて、オシロメトリック法による血圧算出のためのアルゴリズムを使用して血圧値を算出し、表示器50およびメモリ51を制御する。また、CPU110は、後述の回転姿勢検出部としても働く。

[0054] 電源部53は、この例では2次電池からなり、CPU110、圧力センサ31、ポンプ32、弁33、加速度センサ34、表示器50、メモリ51、A/D変換回路310、340、ポンプ駆動回路320、および弁駆動回路330の各部に電力を供給する。

[0055] 加速度センサ34は、この例では、本体10に一体に搭載された3軸加速度センサを含み、本体10に対する重力加速度ベクトルの向き（したがって、本体10を装着した被験者の手首90の回転姿勢）を表すデータを出力する。A/D変換回路340は、加速度センサ34の出力をアナログ信号からデジタル信号へ変換してCPU110に出力する。

[0056] この例では、CPU110は回転姿勢検出部として働いて、加速度センサ34の出力に基づいて、カフ20が装着された手首90の回転姿勢を検出する。具体的には、図5（D）中に示すように、この例では、本体10に、XYZ直交座標系が設定されている。Z軸は本体10の厚さ方向、X軸は本体10の短手方向（手首90の幅方向に相当）、図示しないY軸は本体10の長手方向（手首90の長手方向に相当）に、それぞれ設定されている。図5（D）に示すように、加速度センサ34が出力する重力加速度ベクトルGの向きが、ZX面内でX軸に対して -45° から 45° までの範囲内であれば、CPU110は、手首90の回転姿勢を、図5（A）に示すように「横向き」であるとして検出する。図5（E）中に示すように、加速度センサ34

が出力する重力加速度ベクトルGの向きが、Z X面内でX軸に対して -135° から -45° までの範囲内であれば、CPU110は、手首90の回転姿勢を、図5（B）に示すように「上向き」であるとして検出する。図5（F）に示すように、加速度センサ34が出力する重力加速度ベクトルGの向きが、Z X面内でX軸に対して 45° から 135° までの範囲内であれば、CPU110は、手首90の回転姿勢を、図5（C）に示すように「下向き」であるとして検出する。この手首90の回転姿勢の検出結果の使い方については、後述する。

[0057] ポンプ32は、カフ20に内包された流体袋22内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管39を通して流体袋22に流体としての空気を供給する。弁33は、エア配管39を通して流体袋22の空気を排出し、または流体袋22に空気を封入してカフ圧を制御するために開閉される。ポンプ駆動回路320は、ポンプ32をCPU110から与えられる制御信号に基づいて駆動する。弁駆動回路330は、弁33をCPU110から与えられる制御信号に基づいて開閉する。

[0058] 圧力センサ31とA/D変換回路310は、カフの圧力を検出する圧力検出部として働く。圧力センサ31は、この例ではピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管39を通して、カフ20に内包された流体袋22内の圧力（カフ圧）をピエゾ抵抗効果による電気抵抗として出力する。A/D変換回路310は、圧力センサ31の出力（電気抵抗）をアナログ信号からデジタル信号へ変換してCPU110に出力する。この例では、CPU110は、圧力センサ31からの電気抵抗に応じた周波数で発振する発振回路として働いて、その発振周波数に応じて、カフ圧を表す信号を取得する。

[0059] （血圧算出方法）

〔1〕 通常の血圧測定モードにおける動作フロー

図6は、ユーザが血圧計100によって通常の血圧測定モードで血圧測定を行う際の動作フローを示している。なお、この例では、電源オフ状態で測定スイッチ52Aが例えば3秒間以上連続して押されると、電源がオンして

、デフォルトで通常の血圧測定モードになる。

[0060] 図4 Aに示したように、左手首90に血圧計100を装着したユーザ80が、座位の姿勢をとっているものとする。

[0061] この状態で、図6のステップS1に示すように、ユーザが本体10に設けられた測定スイッチ52Aを押し下げて血圧測定指示を入力すると、CPU110は、圧力センサ31を初期化する（ステップS2）。具体的には、CPU110は、処理用メモリ領域を初期化するとともに、ポンプ32をオフ（停止）し、弁33を開いた状態で、圧力センサ31の0mmHg調整（大気圧を0mmHgに設定する。）を行う。

[0062] 次に、CPU110は、弁駆動回路330を介して弁33を閉じ（ステップS3）、続いて、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32をオン（起動）して、カフ20（流体袋22）の加圧を開始する（ステップS4）。このとき、CPU110は、ポンプ32からエア配管39を通して流体袋22に空気を供給しながら、圧力センサ31の出力に基づいて、図8（A）に示すように、流体袋22内の圧力であるカフ圧PCの加圧速度を制御する。

[0063] 次に、図6のステップS5で、CPU110は血圧算出部として働いて、この時点で取得されている脈波信号SM（圧力センサ31の出力に含まれた脈波による変動成分）（図8（B）参照）に基づいて、メモリ51に記憶されている座位用のアルゴリズムを使用して血圧値（最高血圧（収縮期血圧）と最低血圧（拡張期血圧））の算出を試みる。

[0064] この時点で、データ不足のために未だ血圧値を算出できない場合は（ステップS6でNo）、カフ圧PCが上限圧力（安全のために、例えば300mmHgというように予め定められている。）に達していない限り、ステップS4～S6の処理を繰り返す。

[0065] ここで、CPU110は、次のようにして血圧値を算出する。すなわち、カフ20が加圧過程にあるときカフ圧PCから得られた、図8（B）に示す脈波信号SMがなす脈波振幅（ピーク・トゥ・ピーク）の列に対して、図8（C）に示すような包絡線ENVを設定する。これとともに、包絡線ENV

の最大値 $AmpMax$ に対して、座位用に予め定められた割合 α_{dia} , α_{sys} の2つのスレッシュレベル $THD1$, $THS1$ を設定する。 $THD1$ は、拡張期血圧用のスレッシュレベルであり、 $THD1 = \alpha_{dia} \times AmpMax$ として設定される。また、 $THS1$ は、収縮期血圧用のスレッシュレベルであり、 $THS1 = \alpha_{sys} \times AmpMax$ として設定される。一例として、 $\alpha_{dia} = 0.75$ であり、また、 $\alpha_{sys} = 0.4$ である（すなわち、 $THD1 = 0.75 \times AmpMax$ として設定され、また、 $THS1 = 0.4 \times AmpMax$ として設定される。）。そして、包絡線 ENV がそれらのスレッシュレベル $THD1$, $THS1$ を横切った時点のカフ圧 PC を、図8（A）に示すように、それぞれ最低血圧（拡張期血圧） $BPdia1$ 、最高血圧（収縮期血圧） $BPsys1$ として算出する。

[0066] このようにして血圧値の算出ができたなら（ステップS6でYes）、CPU110は、ポンプ32をオフし（ステップS7）、弁33を開いて（ステップS8）、カフ20（流体袋22）内の空気を排気する制御を行う。

[0067] また、CPU110は、ステップS4～S6の処理を繰り返す間、カフ圧 PC から得られた脈波をカウントして、脈拍数（単位；拍／分）を算出する。

[0068] この後、CPU110は、算出した血圧値、脈拍数を表示器50へ表示し（ステップS9）、血圧値、脈拍数などのデータをメモリ51へ保存する制御を行う。

[0069] [II] 夜間血圧測定モードにおける第1の動作フロー

図7は、ユーザが血圧計100によって夜間血圧測定モードで血圧測定を行う際の第1の動作フローを示している。このフロー開始時に、血圧計100は、通常の高血圧測定モードにあるものとする。

[0070] 図4Bに示したように、左手首90に血圧計100を装着したユーザ80が、仰臥位の姿勢をとっているものとする。

[0071] 図7のステップS11に示すように、ユーザが本体10に設けられた夜間測定スイッチ52Bを押し下げると、血圧計100は通常の高血圧測定モード

から夜間血圧測定モードへ移行する。この例では、夜間血圧測定モードでは、夜間測定スイッチ52Bが押されてから、例えば午前7時まで、例えば1時間毎に1回測定するスケジュールが定められているものとする。なお、このスケジュールに限られるものではなく、夜間測定スイッチ52Bが押されてから、例えば午前7時まで、午前1時、2時、3時のように定刻に測定するスケジュールが定められていてもよい。

[0072] 次に、図7のステップS12に示すように、CPU110は、（夜間血圧測定モードの）スケジュールで定められた測定時刻であるか否かを判断する。スケジュールで定められた測定時刻でなければ（ステップS12でNo）、スケジュールで定められた測定時刻になるのを待つ。

[0073] 上記スケジュールで定められた測定時刻になると（ステップS12でYes）、ステップS13で、CPU110は回転姿勢検出部として働いて、加速度センサ34の出力に基づいて、カフ20が装着された手首90の回転姿勢を検出する。

[0074] この例では、既述のように、CPU110は、加速度センサ34が出力する重力加速度ベクトルGの向きに基づいて、カフ20が装着された手首90の回転姿勢が、図5（A）に示すような「横向き」、図5（B）に示すような「上向き」、または、図5（C）に示すような「下向き」のうち、いずれであるかを検出する。

[0075] 次に、図7のステップS14～S16に示すように、図6のステップS2～S4におけるのと同様に血圧測定を開始する。すなわち、CPU110は、まず、圧力センサ31を初期化する（ステップS14）。

[0076] 次に、CPU110は、弁駆動回路330を介して弁33を閉じ（ステップS15）、続いて、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32をオン（起動）して、カフ20（流体袋22）の加圧を開始する（ステップS16）。このとき、CPU110は、図8（A）に示したのと同様に、カフ圧PCの加圧速度を制御する。

[0077] 次に、図7のステップS17で、CPU110は第1血圧算出部として働

いて、この時点で取得されている脈波信号SM（圧力センサ31の出力に含まれた脈波による変動成分）（図8（B）に示したのと同様）に基づいて、仰臥位用のアルゴリズムを使用して血压値（最高血压（収縮期血压）と最低血压（拡張期血压））の算出を試みる。

[0078] この時点で、データ不足のために未だ血压値を算出できない場合は（ステップS18でNo）、カフ圧PCが上限圧力（安全のために、例えば300mmHgというように予め定められている。）に達していない限り、ステップS16～S18の処理を繰り返す。

[0079] ここで、CPU110は、次のようにして血压値を算出する。すなわち、カフ20が加圧過程にあるときカフ圧PCから得られた、脈波信号SMがなす脈波振幅（ピーク・トゥ・ピーク）の列に対して、図9に示すような包絡線ENV（図8（C）に示したのと同様）を設定する。仰臥位用のアルゴリズムでは、図9中に示すように、拡張期血压用のスレッシュレベルとして、 $THD1 = 0.75 \times AmpMax$ に代えて $THD2 = 0.6 \times AmpMax$ を用い、また、収縮期血压用のスレッシュレベルとして、 $THS1 = 0.4 \times AmpMax$ に代えて $THS2 = 0.5 \times AmpMax$ を用いる。これにより、座位（図4A）での血压測定値に対する仰臥位（図4B）での血压測定値のずれを解消する。そして、包絡線ENVが現在設定されている仰臥位用のスレッシュレベル $THD2 (= 0.6 \times AmpMax)$ 、 $THS2 (= 0.5 \times AmpMax)$ を横切った時点のカフ圧PCを、それぞれ最低血压（拡張期血压）BPdia2、最高血压（収縮期血压）BPsys2として算出する。

[0080] 夜間血压測定モードでは、通常、ユーザが仰臥位にあることが期待される。したがって、仰臥位用のアルゴリズムを使用することで、単に座位用のアルゴリズムを使用する場合に比して、血压値（最高血压及び最低血压）を精度良く算出できる。ただし、上記仰臥位用のアルゴリズム、特に、スレッシュレベル $THD2 (= 0.6 \times AmpMax)$ 、 $THS2 (= 0.5 \times AmpMax)$ 自体は、手首90の回転姿勢に応じて生ずる血压測定誤差に対し

て、特に対策されたものではない。このため、仮に後述の補正（ステップS 21）を施さなければ、血压計100が出力する血压値に、手首90の回転姿勢に応じて図10の誤差テーブルに掲げた血压測定誤差が含まれてしまう。

[0081] また、CPU110は、ステップS16～S18の処理を繰り返す間、カフ圧PCから得られた脈波をカウントして、脈拍数（単位；拍／分）を算出する。

[0082] このようにして血压値、脈拍数の算出ができたなら（ステップS18でYes）、CPU110は、ポンプ32をオフし（ステップS19）、弁33を開いて（ステップS20）、カフ20（流体袋22）内の空気を排気する制御を行う。

[0083] 次に、ステップS21で、CPU110は誤差補正部として働いて、算出した血压値を、ステップS13で検出された手首90の回転姿勢に応じた血压測定誤差の分だけ補正する。具体的には、CPU110は、メモリ51に格納された誤差テーブル（図10）の「誤差平均」欄を参照して、手首90の回転姿勢が図5（A）に示すような「横向き」であるとき、算出した最低血压（拡張期血压）BPdia2、最高血压（収縮期血压）BPsys2に、それぞれ1.19mmHg、0.75mmHgだけ加算する。また、手首90の回転姿勢が図5（B）に示すような「上向き」であるとき、算出した最低血压（拡張期血压）BPdia2、最高血压（収縮期血压）BPsys2に、それぞれ3.06mmHg、3.30mmHgだけ加算する。また、手首90の回転姿勢が図5（C）に示すような「下向き」であるとき、算出した最低血压（拡張期血压）BPdia2、最高血压（収縮期血压）BPsys2に、それぞれ2.84mmHg、3.55mmHgだけ加算する。すなわち、一旦算出された血压値が、検出された手首90の回転姿勢に応じた血压測定誤差の分だけ補正される。この結果、手首90の回転姿勢に応じた血压測定誤差を抑えることができる。したがって、血压値（最高血压及び最低血压）を精度良く算出できる。

- [0084] この後、CPU 110は、算出した血圧値、脈拍数を表示器50へ表示し（ステップS22）、血圧値、脈拍数、および、手首90の回転姿勢を表すデータを、メモリ51へ保存する制御を行う。
- [0085] このようにして上記スケジュールで定められた1回の血圧測定が完了すると、ステップS23で、CPU 110は、上記スケジュールで定められた全ての血圧測定が完了したか否かを判断する。ここで、上記スケジュールによって血圧測定が未だ予定されている限り（ステップS23で「未完」）、ステップS12に戻る。そして、上記スケジュールで定められた次回の測定時刻になるのを待つ（ステップS12でNo）。
- [0086] 上記スケジュールで定められた次回の測定時刻になると（ステップS12でYes）、CPU 110は、ステップS13～S22の処理を繰り返す。このようにして、CPU 110は、上記スケジュールによって血圧測定が未だ予定されている限り（ステップS23で「未完」）、測定を繰り返し、上記スケジュールで定められた全ての血圧測定が完了すると（ステップS23で「終了」）、上記夜間血圧測定モードを終了する。
- [0087] このように、この血圧計100の夜間血圧測定モードにおける第1の動作フローでは、CPU 110は血圧取得部（第1血圧算出部、誤差補正部を含む）として働いて、カフ20が加圧過程または減圧過程にあるとき、カフ圧に基づいて、オシロメトリック法による血圧算出のためのアルゴリズムを使用して血圧を算出し、算出された血圧値を、検出された手首90の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えるように補正する。したがって、この血圧計100によれば、被測定部位としての手首90の回転姿勢に応じて、血圧を精度良く算出できる。
- [0088] なお、上記第1の動作フローでは、手首90の回転姿勢を、図5（D）～図5（F）に示したようにZX面内で3つの角度範囲に区分して検出したが、これに限られるものではない。図7のステップS13で、CPU 110は、手首90の回転姿勢を、4つ以上の角度範囲に区分して検出してもよい。その場合、図10の誤差テーブルには、それらの4つ以上の角度範囲ごとに

、各角度範囲に応じた血压測定誤差を、予め記憶させておく。そして、ステップS 2 1で、CPU 1 1 0は、算出した血压値を、ステップS 1 3で検出された手首9 0の角度範囲に応じた血压測定誤差の分だけ補正する。このようにした場合、血压値（最高血压及び最低血压）をさらに精度良く算出できる。

[0089] [III] 夜間血压測定モードにおける第2の動作フロー

図1 1は、ユーザが血压計1 0 0によって夜間血压測定モードで血压測定を行う際の第2の動作フローを示している。このフロー開始時に、血压計1 0 0は、通常の血压測定モードにあるものとする。

[0090] 図4 Bに示したように、左手首9 0に血压計1 0 0を装着したユーザ8 0が、仰臥位の姿勢をとっているものとする。

[0091] この例では、メモリ5 1は候補アルゴリズム記憶部として働いて、上記仰臥位用のアルゴリズム（図9中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS 2と拡張期用のスレッシュレベルTHD 2とを用いる。）に代えて、図5（A）、図5（B）、図5（C）に示す手首9 0の回転姿勢に応じてそれぞれ血压測定誤差を抑えるように規定された複数の候補となるアルゴリズム（後述の図1 2中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS 2-h, THS 2-u, THS 2-dと、対応する拡張期用のスレッシュレベルTHD 2-h, THD 2-u, THD 2-dとを、それぞれ組み合わせて用いる。）を、予め記憶している。

[0092] 図1 1のステップS 4 1に示すように、ユーザが本体1 0に設けられた夜間測定スイッチ5 2 Bを押し下げると、第1の動作フローにおけるのと同様に、血压計1 0 0は通常の血压測定モードから夜間血压測定モードへ移行する。この例では、夜間血压測定モードでは、夜間測定スイッチ5 2 Bが押されてから、例えば午前7時まで、例えば1時間毎に1回測定するスケジュールが定められているものとする。なお、このスケジュールに限られるものではなく、夜間測定スイッチ5 2 Bが押されてから、例えば午前7時まで、午前1時、2時、3時のように定刻に測定するスケジュールが定められていて

もよい。

[0093] 次に、図11のステップS42に示すように、CPU110は、（夜間血圧測定モードの）スケジュールで定められた測定時刻であるか否かを判断する。スケジュールで定められた測定時刻でなければ（ステップS42でNo）、スケジュールで定められた測定時刻になるのを待つ。

[0094] 上記スケジュールで定められた測定時刻になると（ステップS42でYes）、ステップS43で、第1の動作フローにおけるのと同様に、CPU110は回転姿勢検出部として働いて、加速度センサ34の出力に基づいて、カフ20が装着された手首90の回転姿勢を検出する。

[0095] この例では、第1の動作フローにおけるのと同様に、CPU110は、加速度センサ34が出力する重力加速度ベクトルGの向きに基づいて、カフ20が装着された手首90の回転姿勢が、図5（A）に示すような「横向き」、図5（B）に示すような「上向き」、または、図5（C）に示すような「下向き」のうち、いずれであるかを検出する。

[0096] 次に、図11のステップS44に示すように、CPU110はアルゴリズム切替部として働いて、上記複数の候補となるアルゴリズムのうち、ステップS43で検出された手首90の回転姿勢に応じたアルゴリズムを選択して設定する。具体的には、CPU110は、メモリ51を参照して、手首90の回転姿勢が図5（A）に示すような「横向き」であるとき、図12中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS2-hと、対応する拡張期用のスレッシュレベルTHD2-hとの組み合わせを、選択して設定する。一例として、 $THS2-h=0.48$ であり、また、 $THD2-h=0.62$ である。また、手首90の回転姿勢が図5（B）に示すような「上向き」であるとき、図12中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS2-uと、対応する拡張期用のスレッシュレベルTHD2-uとの組み合わせを、選択して設定する。一例として、 $THS2-u=0.45$ であり、また、 $THD2-u=0.69$ である。また、手首90の回転姿勢が図5（C）に示すような「下向き」であるとき、図12中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS2-d

と、対応する拡張期用のスレッシュレベル $THD2-d$ との組み合わせを、選択して設定する。一例として、 $THS2-d=0.4$ であり、また、 $THD2-d=0.7$ である。

[0097] 次に、図11のステップS45～S47に示すように、図6のステップS2～S4におけるのと同様に血圧測定を開始する。すなわち、CPU110は、まず、圧力センサ31を初期化する（ステップS45）。

[0098] 次に、CPU110は、弁駆動回路330を介して弁33を閉じ（ステップS46）、続いて、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32をオン（起動）して、カフ20（流体袋22）の加圧を開始する（ステップS47）。このとき、CPU110は、図8（A）に示したのと同様に、カフ圧PCの加圧速度を制御する。

[0099] 次に、図11のステップS48で、CPU110は第2血圧算出部として働いて、この時点で取得されている脈波信号SM（圧力センサ31の出力に含まれた脈波による変動成分）（図8（B）に示したのと同様）に基づいて、現在設定されているアルゴリズムを使用して血圧値（最高血圧（収縮期血圧）と最低血圧（拡張期血圧））の算出を試みる。

[0100] この時点で、データ不足のために未だ血圧値を算出できない場合は（ステップS49でNo）、カフ圧PCが上限圧力（安全のために、例えば300mmHgというように予め定められている。）に達していない限り、ステップS47～S49の処理を繰り返す。

[0101] ここで、CPU110は、次のようにして血圧値を算出する。すなわち、カフ20が加圧過程にあるときカフ圧PCから得られた、脈波信号SMがなす脈波振幅（ピーク・トゥ・ピーク）の列に対して、図12に示すような包絡線ENV-h，ENV-u，ENV-dを設定する。包絡線ENV-hは、手首90の回転姿勢が図5（A）に示すような「横向き」であるときの包絡線を例示している。包絡線ENV-uは、手首90の回転姿勢が図5（B）に示すような「上向き」であるときの包絡線を例示している。また、包絡線ENV-dは、手首90の回転姿勢が図5（C）に示すような「下向き」

であるときの包絡線を例示している。図12の例では、包絡線 $ENV-h$ 、 $ENV-u$ 、 $ENV-d$ が、互いに横軸（カフ圧）方向にずれたものとなっている（図12の例では、各包絡線 $ENV-h$ 、 $ENV-u$ 、 $ENV-d$ の最大振幅値 $AmpMax$ は1に正規化されている。）。

[0102] この状況下で、手首90の回転姿勢が図5（A）に示すような「横向き」であるとき、CPU110は、図12中に示す包絡線 $ENV-h$ がスレッショレベル $THS2-u$ 、 $THD2-u$ を横切った時点のカフ圧 PC を、それぞれ最高血圧（収縮期血圧）、最低血圧（拡張期血圧）として算出する。また、手首90の回転姿勢が図5（B）に示すような「上向き」であるとき、CPU110は、図12中に示す包絡線 $ENV-u$ がスレッショレベル $THS2-u$ 、 $THD2-u$ を横切った時点のカフ圧 PC を、それぞれ最高血圧（収縮期血圧）、最低血圧（拡張期血圧）として算出する。また、手首90の回転姿勢が図5（C）に示すような「下向き」であるとき、CPU110は、図12中に示す包絡線 $ENV-d$ がスレッショレベル $THS2-d$ 、 $THD2-d$ を横切った時点のカフ圧 PC を、それぞれ最高血圧（収縮期血圧）、最低血圧（拡張期血圧）として算出する。このようにした場合、手首90の回転姿勢が図5（A）に示すような「横向き」、図5（B）に示すような「上向き」、図5（C）に示すような「下向き」のいずれの場合も、図12中に示すように、血圧測定誤差の発生を抑えた、実質的に互いに同じ最高血圧（収縮期血圧） $BPsys2-s$ 、実質的に互いに同じ最低血圧（拡張期血圧） $BPdia2-s$ を算出することができる。したがって、血圧値（最高血圧及び最低血圧）を精度良く算出できる。この理由は、メモリ51に記憶された複数の候補となるアルゴリズムは、図5（A）、図5（B）、図5（C）に示す手首90の回転姿勢に応じてそれぞれ血圧測定誤差を抑えるように規定されているからである。

[0103] また、CPU110は、ステップS47～S49の処理を繰り返す間、カフ圧 PC から得られた脈波をカウントして、脈拍数（単位；拍／分）を算出する。

- [0104] このようにして血圧値、脈拍数の算出ができたなら（ステップS 4 9でY e s）、C P U 1 1 0は、ポンプ3 2をオフし（ステップS 5 0）、弁3 3を開いて（ステップS 5 1）、カフ2 0（流体袋2 2）内の空気を排気する制御を行う。
- [0105] この後、C P U 1 1 0は、算出した血圧値、脈拍数を表示器5 0へ表示し（ステップS 5 2）、血圧値、脈拍数、および、手首9 0の回転姿勢を表すデータを、メモリ5 1へ保存する制御を行う。
- [0106] このようにして上記スケジュールで定められた1回の血圧測定が完了すると、ステップS 5 3で、C P U 1 1 0は、上記スケジュールで定められた全ての血圧測定が完了したか否かを判断する。ここで、上記スケジュールによって血圧測定が未だ予定されている限り（ステップS 5 3で「未完」）、ステップS 4 2に戻る。そして、上記スケジュールで定められた次の測定時刻になるのを待つ（ステップS 4 2でN o）。
- [0107] 上記スケジュールで定められた次の測定時刻になると（ステップS 4 2でY e s）、C P U 1 1 0は、ステップS 4 3～S 5 2の処理を繰り返す。このようにして、C P U 1 1 0は、上記スケジュールによって血圧測定が未だ予定されている限り（ステップS 5 3で「未完」）、測定を繰り返し、上記スケジュールで定められた全ての血圧測定が完了すると（ステップS 5 3で「終了」）、上記夜間血圧測定モードを終了する。
- [0108] このように、この血圧計1 0 0の夜間血圧測定モードの第2の動作フローでは、C P U 1 1 0は血圧取得部（アルゴリズム切替部、第2血圧算出部を含む）として働いて、検出された手首9 0の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えるようなアルゴリズムを選択して設定し、カフ2 0が加圧過程または減圧過程にあるとき、カフ圧に基づいて、オシロメトリック法により上記アルゴリズムを使用して血圧値を算出する。したがって、この血圧計1 0 0によれば、被測定部位としての手首9 0の回転姿勢に応じて、血圧を精度良く算出できる。
- [0109] なお、上記第2の動作フローでは、手首9 0の回転姿勢を、図5（D）～

図5（F）に示したようにZ X面内で3つの角度範囲に区分して検出したが、これに限られるものではない。図11のステップS43で、CPU110は、手首90の回転姿勢を、4つ以上の角度範囲に区分して検出してもよい。その場合、メモリ51には、それらの4つ以上の角度範囲ごとに、各角度範囲に応じてそれぞれ血压測定誤差を抑えるように規定された複数の候補となるアルゴリズムを、予め記憶させておく。そして、ステップS44で、CPU110は、複数の候補となるアルゴリズムのうち、検出された手首90の角度範囲に応じたアルゴリズムを選択して設定する。このようにした場合、血压値（最高血压及び最低血压）をさらに精度良く算出できる。

[0110] [IV] 夜間血压測定モードにおける第1の動作フローの変形例

上記夜間血压測定モードにおける第1の動作フローでは、図7のステップS17で、CPU110は、上記仰臥位用のアルゴリズム（図9中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS2と拡張期用のスレッシュレベルTHD2とを用いる。）を使用して血压値を算出したが、これに限られるものではない。上記仰臥位用のアルゴリズムのスレッシュレベルTHS2，THD2自体は、手首90の回転姿勢に応じて生ずる血压測定誤差に対して、特に対策されたものではないからである。

[0111] そこで、図7のステップS17で、CPU110は、上記仰臥位用のアルゴリズム（スレッシュレベルTHS2，THD2）に代えて、ステップS13で検出された手首90の回転姿勢にかかわらず、例えば、手首90の特定の回転姿勢（この例では、図5（A）に示すような「横向き」）に応じて血压測定誤差を抑えるように規定された特定のアルゴリズム（例えば、図12中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS2-hと、対応する拡張期用のスレッシュレベルTHD2-hとを、組み合わせて用いる。）を使用して血压値を算出してもよい。

[0112] その場合、ステップS13で検出された手首90の回転姿勢が図5（A）に示すような「横向き」であるとき、図7のステップS21で、CPU110は、ステップS17で算出された血压値を、補正する必要がない。一方、

ステップS 1 3で検出された手首9 0の回転姿勢が図5 (B) に示すような「上向き」であるとき、図7のステップS 2 1で、CPU 1 1 0は、図1 0の誤差テーブルの「横向きとの差」欄を参照して、ステップS 1 7で算出された算出した最低血圧（拡張期血圧）BP dia 2 - s、最高血圧（収縮期血圧）BP sys 2 - sに、それぞれ1. 8 7 mmHg、2. 5 5 mmHgだけ加算する。また、ステップS 1 3で検出された手首9 0の回転姿勢が図5 (C) に示すような「下向き」であるとき、図7のステップS 2 1で、CPU 1 1 0は、図1 0の誤差テーブルの「横向きとの差」欄を参照して、ステップS 1 7で算出された最低血圧（拡張期血圧）BP dia 2 - s、最高血圧（収縮期血圧）BP sys 2 - sに、それぞれ1. 6 5 mmHg、2. 8 0 mmHgだけ加算する。この理由は、図1 0の誤差テーブルの「横向きとの差」欄に記憶されている差分は、オシロメトリック法により上記特定のアルゴリズム（図1 2中に示す収縮期用のスレッシュレベルTHS 2 - hと、対応する拡張期用のスレッシュレベルTHD 2 - hとを、組み合わせて用いる。）を使用して血圧算出を行ったときの、ヒトの手首の上記特定の回転姿勢（この例では、図5 (A) に示す「横向き」）とは異なる他の回転姿勢（この例では、図5 (B) に示すような「上向き」、図5 (C) に示すような「下向き」）に応じた血圧測定誤差に相当するからである。

[0113] このようにした場合、血圧値（最高血圧及び最低血圧）を精度良く算出できる。しかも、CPU 1 1 0は、ユーザの手首9 0が上記他の回転姿勢をとっているときに限り、算出された血圧値を補正するので、血圧算出の処理が簡単になる。

[0114] なお、手首9 0の特定の回転姿勢を図5 (A) に示すような「横向き」とした理由は、仰臥位では手首9 0の回転姿勢として「横向き」が最も自然な状態であると考えられるからである。ただし、手首9 0の特定の回転姿勢として、図5 (A) に示すような「横向き」に代えて、図5 (B) に示すような「上向き」、または、図5 (C) に示すような「下向き」を採用してもよい。

[0115] 以上より明らかなように、血圧計１００は、検出された手首９０の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えるように血圧値を算出するので、被測定部位としての手首９０の回転姿勢に応じて、血圧を精度良く算出できる。

[0116] また、血圧計１００は、被測定部位としての手首９０（上の例では左手首としたが、右手首でもよい。）を圧迫するタイプであるから、上腕を圧迫するタイプに比して、ユーザ（被験者）の睡眠を妨げる程度が少ないことが期待される（Imai et al., “Development and evaluation of a home nocturnal blood pressure monitoring system using a wrist-cuff device”, Blood Pressure Monitoring 2018, 23, P318-326）。したがって、この血圧計１００は、夜間血圧測定に適する。

[0117] また、この血圧計１００は、手首式血圧計として一体かつコンパクトに構成されているので、ユーザによる取り扱いが便利になる。また、この血圧計１００では、加速度センサ３４を含む回転姿勢検出部が本体１０（およびカフ２０）に一体に搭載されているので、本体１０に対する相対的な重力加速度ベクトル G の向きに応じて、手首９０の回転姿勢を簡単に検出できる。

[0118] （他の変形例）

なお、上述の実施形態では、カフ２０（流体袋２２）の加圧過程で血圧を算出したが、これに限られるものではない。カフ２０の減圧過程で血圧を算出してもよい。

[0119] また、上述の実施形態では、本体１０に設けられた操作部としての測定スイッチ５２Ａ、夜間測定スイッチ５２Ｂによって、血圧測定指示、夜間血圧測定モードへの移行指示を入力したが、これに限られるものではない。例えば、本体１０に無線通信が可能な通信部を搭載して、この通信部を介して、血圧計１００の外部に存在するスマートフォン等から血圧測定指示、夜間血圧測定モードへの移行指示を入力してもよい。

[0120] また、上述の実施形態では、本体１０がカフ２０と一体に設けられているものとしたが、これに限られるものではない。本体１０は、カフ２０と別体として構成され、可撓性のエアチューブを介してカフ２０（流体袋２２）と

流体流通可能に接続されているものとしてもよい。

[0121] 上述の血圧算出方法（特に、図6、図7、図11の動作フロー）を、ソフトウェア（コンピュータプログラム）として、CD（コンパクトディスク）、DVD（デジタル万能ディスク）、フラッシュメモリなどの非一時的（non-transitory）にデータを記憶可能な記録媒体に記録してもよい。このような記録媒体に記録されたソフトウェアを、パーソナルコンピュータ、PDA（パーソナル・デジタル・アシスタント）、スマートフォンなどの実質的なコンピュータ装置にインストールすることによって、それらのコンピュータ装置に、上述の血圧算出方法を実行させることができる。

[0122] 以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。上述した複数の実施の形態は、それぞれ単独で成立し得るものであるが、実施の形態同士の組みあわせも可能である。また、異なる実施の形態の中の種々の特徴も、それぞれ単独で成立し得るものであるが、異なる実施の形態の中の特徴同士の組みあわせも可能である。

符号の説明

[0123] 10 本体
 20 血圧測定用カフ
 31 圧力センサ
 34 加速度センサ
 50 表示器
 51 メモリ
 52 操作部
 52A 測定スイッチ
 52B 夜間測定スイッチ
 52C チェックスイッチ
 110 CPU

請求の範囲

[請求項1] 血圧測定用カフによって被験者の被測定部位としての手首を一時的に圧迫して、オシロメトリック法により血圧算出を行う血圧計であって、

予め定められたスケジュールに従って血圧測定を自動的に開始する夜間血圧測定モードを有し、

上記血圧測定用カフに一体に設けられた加速度センサを含み、上記加速度センサの出力に基づいて、上記血圧測定用カフが装着された上記手首の回転姿勢を検出する回転姿勢検出部と、

上記夜間血圧測定モードで、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を抑えるように血圧値を算出する血圧取得部と

を備えたことを特徴とする血圧計。

[請求項2] 請求項1に記載の血圧計において、

仰臥位にあるヒトの手首を上記血圧測定用カフによって一時的に圧迫して、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、オシロメトリック法によるアルゴリズムを使用して血圧算出を行ったときの、上記ヒトの手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を、予め記憶している誤差記憶部を、さらに備え、

上記血圧取得部は、

上記夜間血圧測定モードで、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、上記オシロメトリック法による上記アルゴリズムを使用して被験者の血圧値を算出する第1血圧算出部と、

上記誤差記憶部を参照して、上記算出された血圧値を、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じた血圧測定誤差の分だけ補正する誤差補正部と

を含むことを特徴とする血圧計。

[請求項3]

請求項2に記載の血圧計において、

上記アルゴリズムは、仰臥位にある上記ヒトの上記手首が特定の回転姿勢にあるとき上記血圧測定誤差を抑えるように規定された特定のアルゴリズムであり、

上記誤差記憶部は、オシロメトリック法により上記特定のアルゴリズムを使用して血圧算出を行ったときの、上記ヒトの手首の上記特定の回転姿勢とは異なる他の回転姿勢に応じた血圧測定誤差を、予め記憶しており、

上記第1血圧算出部は、上記夜間血圧測定モードで、上記手首の回転姿勢にかかわらず上記特定のアルゴリズムを使用して上記被験者の血圧値を算出し、

上記誤差補正部は、上記被験者の上記手首が上記他の回転姿勢をとっているときに限り、上記誤差記憶部を参照して、上記算出された血圧値を、上記手首の上記他の回転姿勢に応じた上記血圧測定誤差の分だけ補正する

ことを特徴とする血圧計。

[請求項4]

請求項1に記載の血圧計において、

上記アルゴリズムとして、上記手首の回転姿勢に応じてそれぞれ上記血圧測定誤差を抑えるように規定された複数の候補となるアルゴリズムを、予め記憶している候補アルゴリズム記憶部を、さらに備え、

上記血圧取得部は、

上記夜間血圧測定モードで、上記複数の候補となるアルゴリズムのうち、上記検出された上記手首の回転姿勢に応じたアルゴリズムを選択して設定するアルゴリズム切替部と、

上記夜間血圧測定モードで、上記血圧測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血圧測定用カフの圧力に基づいて、現在設定されているアルゴリズムを使用して血圧値を算出する第2血圧算出

部と

を含むことを特徴とする血压計。

[請求項5]

請求項1に記載の血压計において、

上記血压測定用カフと一体に設けられた本体を、さらに備え、

上記本体は、上記加速度センサを含む上記回転姿勢検出部と、上記
血压測定用カフの圧力を制御する圧力制御部と、上記血压取得部とを
搭載している

ことを特徴とする血压計。

[請求項6]

血压測定用カフによって被験者の被測定部位としての手首を一時的
に圧迫して、オシロメトリック法により血压算出を行う血压計のため
の血压算出方法であって、

上記血压計は、

予め定められたスケジュールに従って血压測定を自動的に開始する
夜間血压測定モードを有し、

上記血压測定用カフに一体に設けられた加速度センサを含み、

上記血压算出方法は、

上記血压計が上記夜間血压測定モードにある場合に、

上記加速度センサの出力に基づいて、上記血压測定用カフが装着さ
れた上記手首の回転姿勢を検出し、

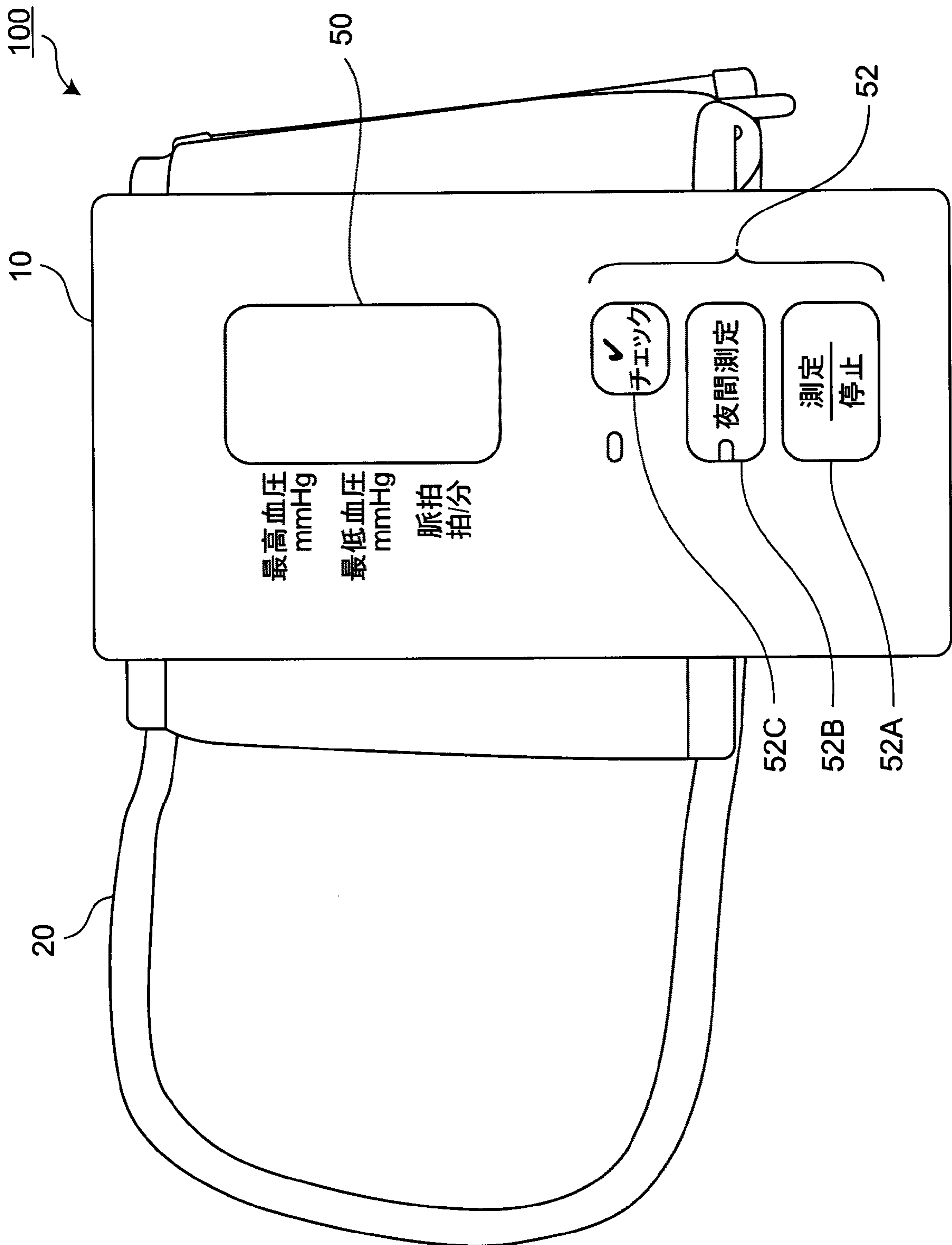
上記血压測定用カフが加圧過程または減圧過程にあるとき、上記血
圧測定用カフの圧力に基づいて、上記検出された上記手首の回転姿勢
に応じた血压測定誤差を抑えるように血压値を算出する

ことを特徴とする血压算出方法。

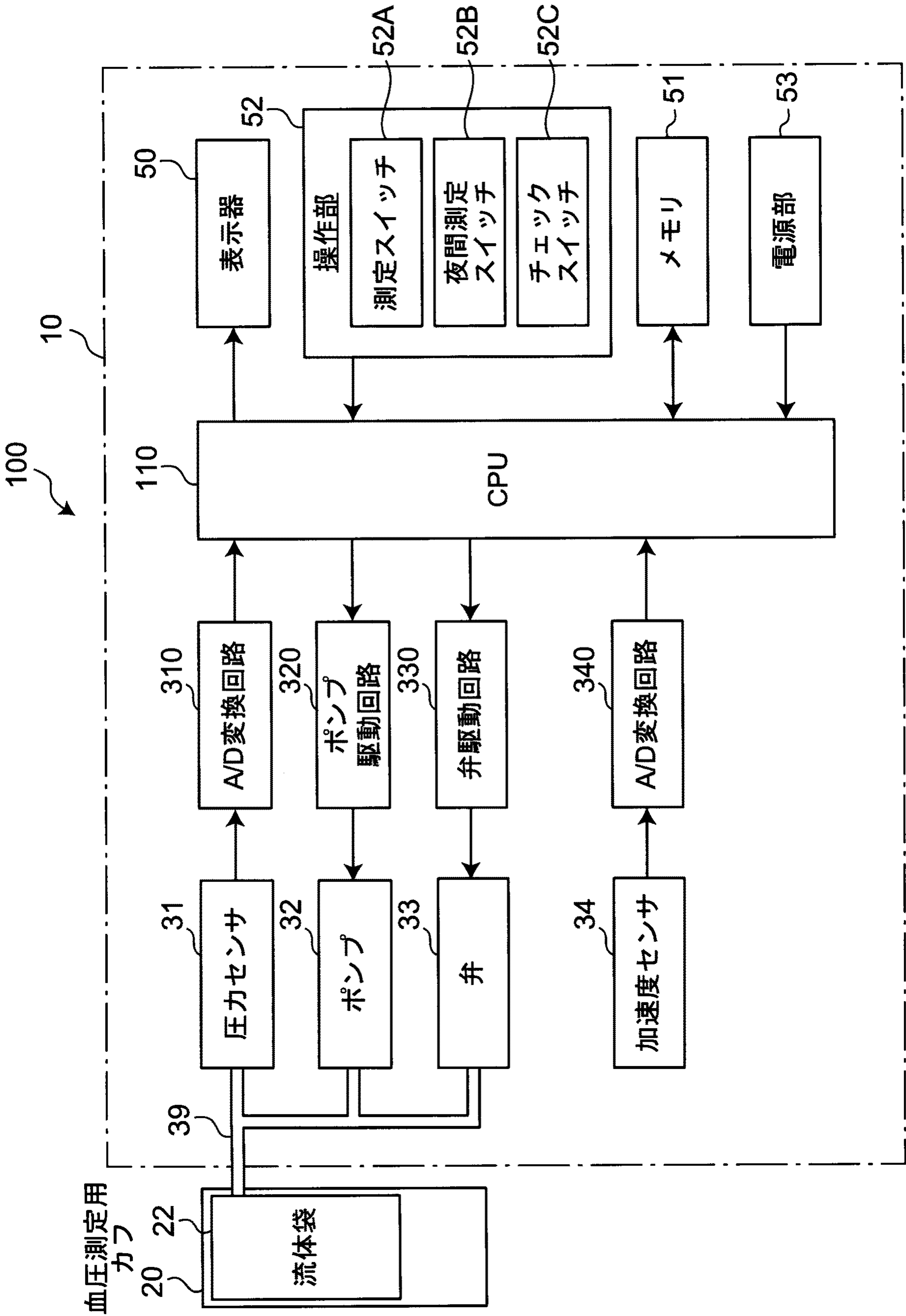
[請求項7]

請求項6に記載の血压算出方法をコンピュータに実行させるための
プログラム。

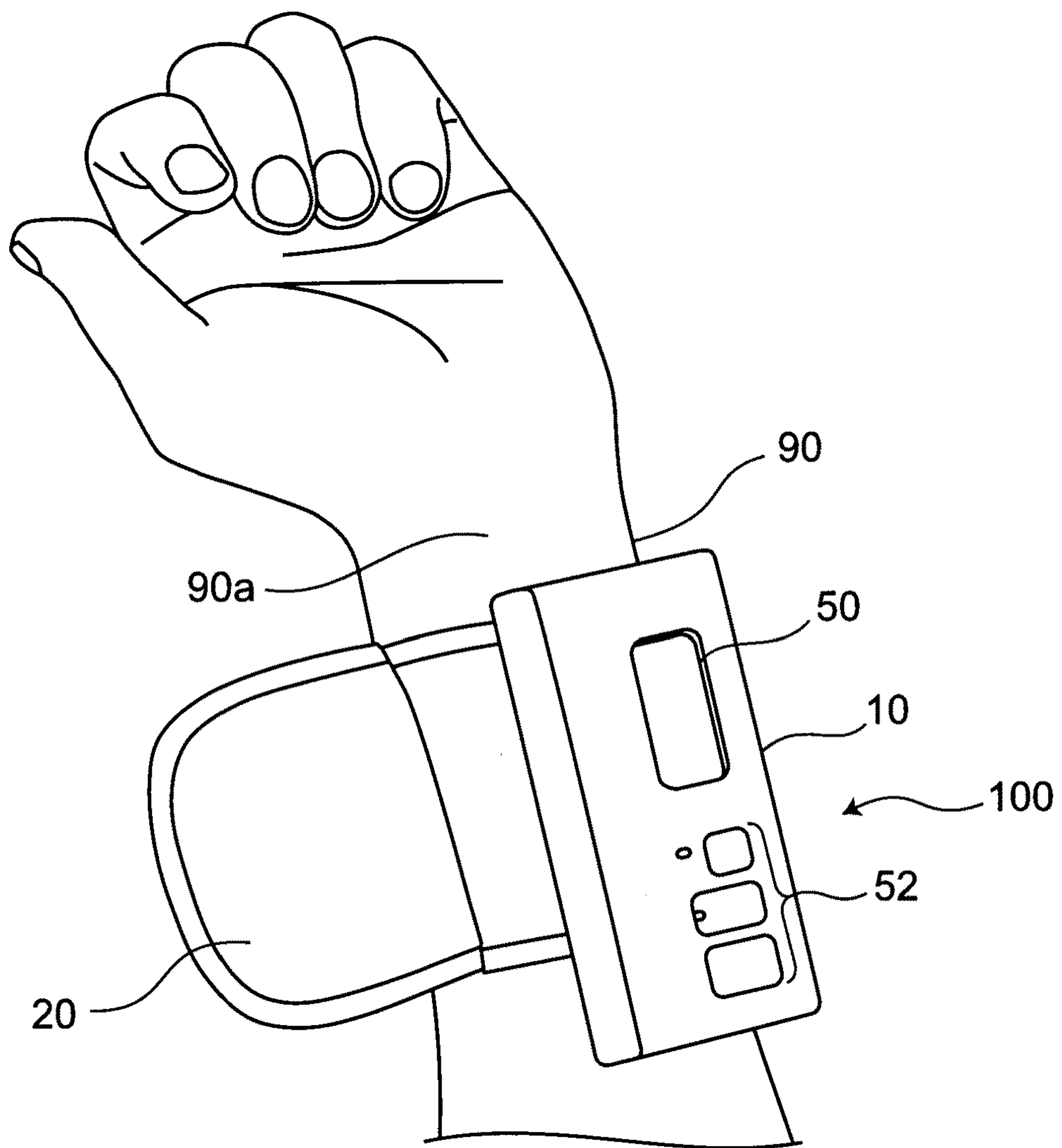
[図1]



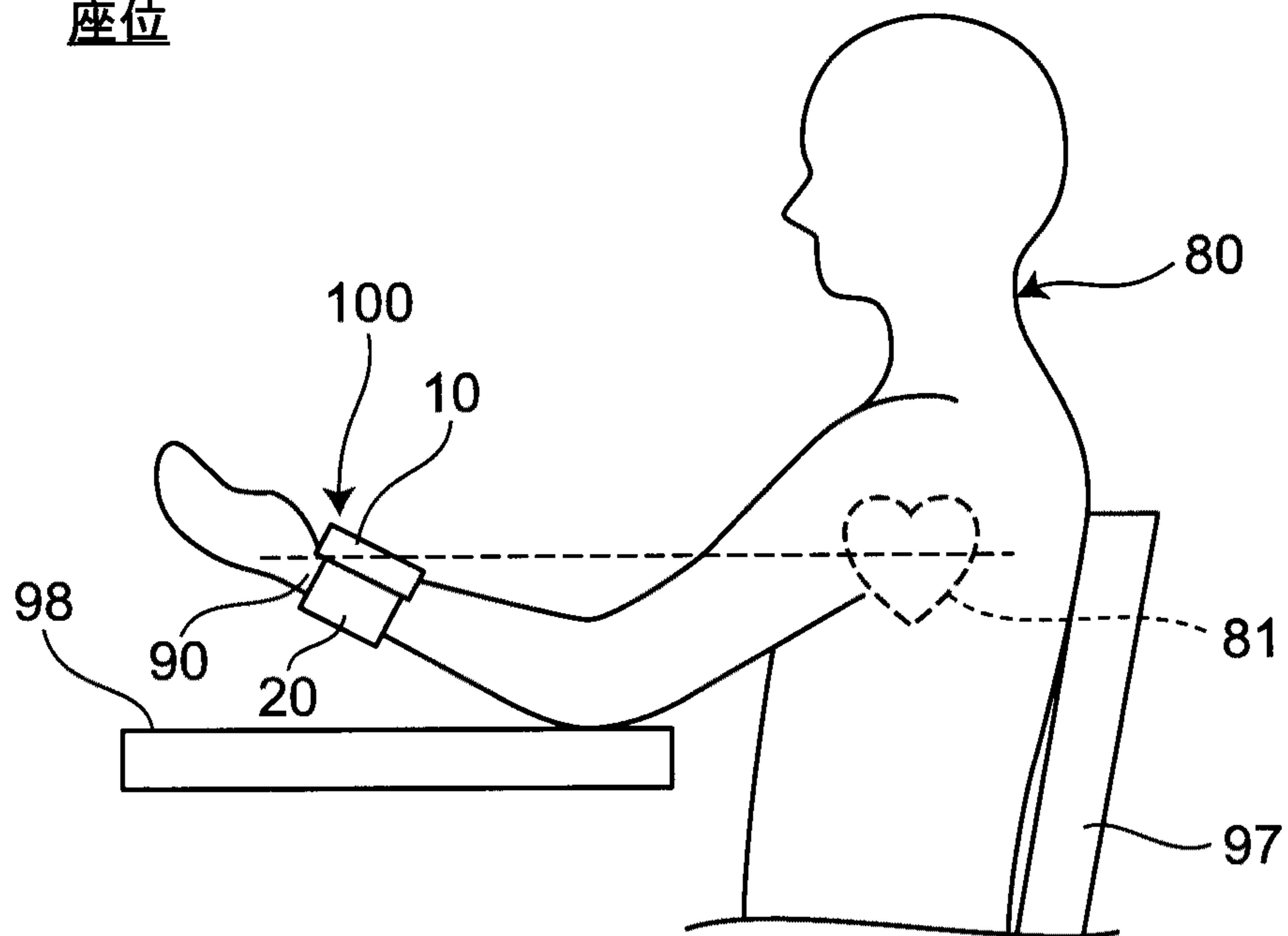
[図2]



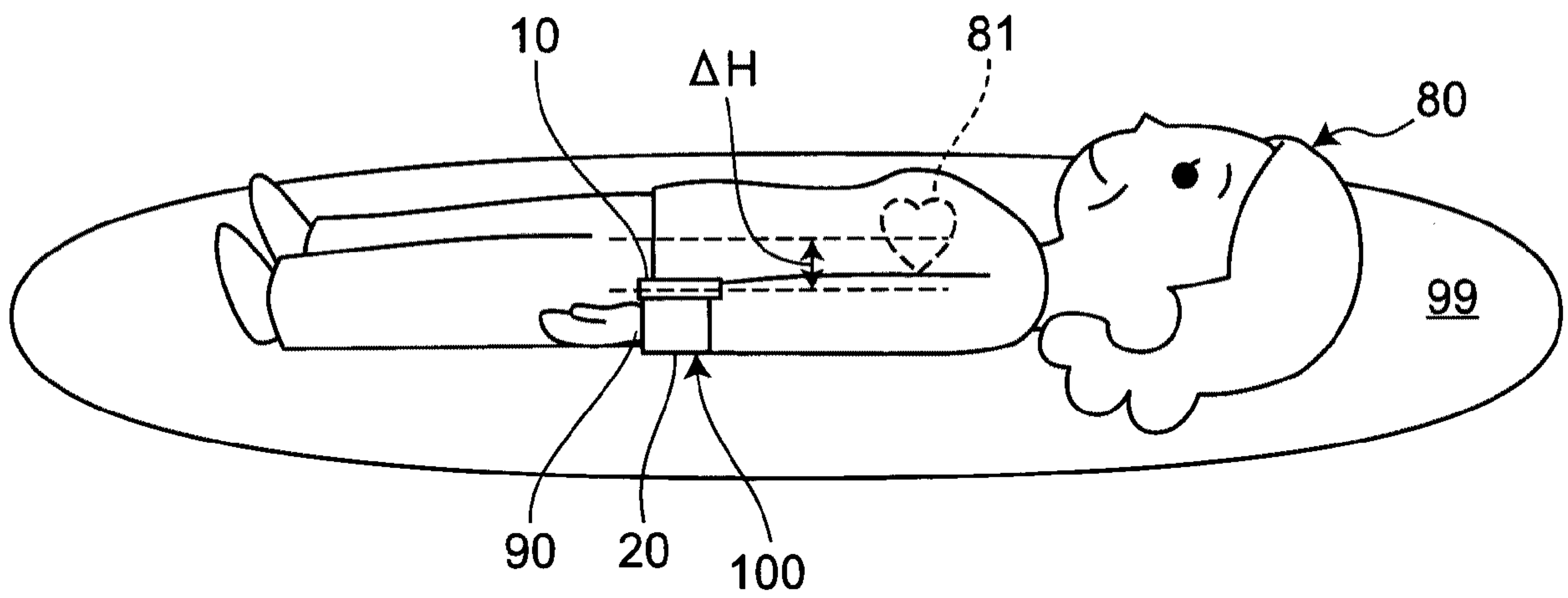
[図3]



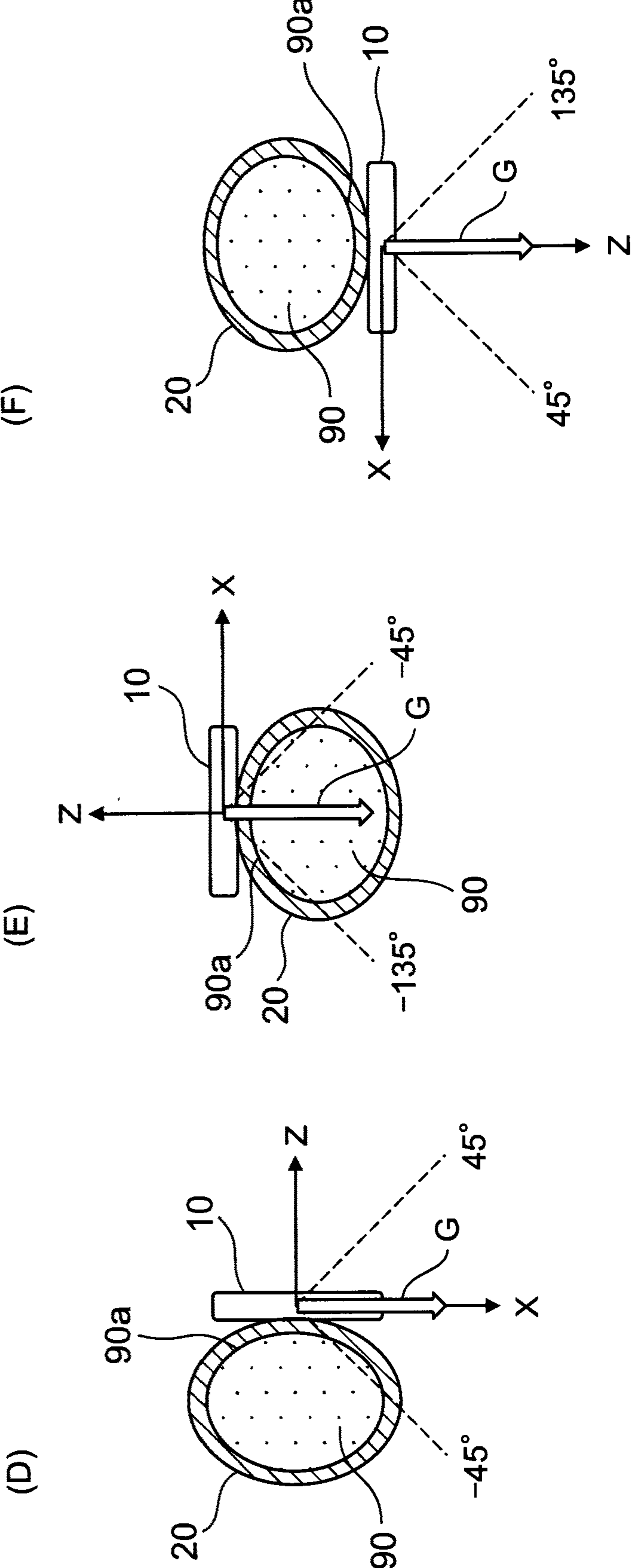
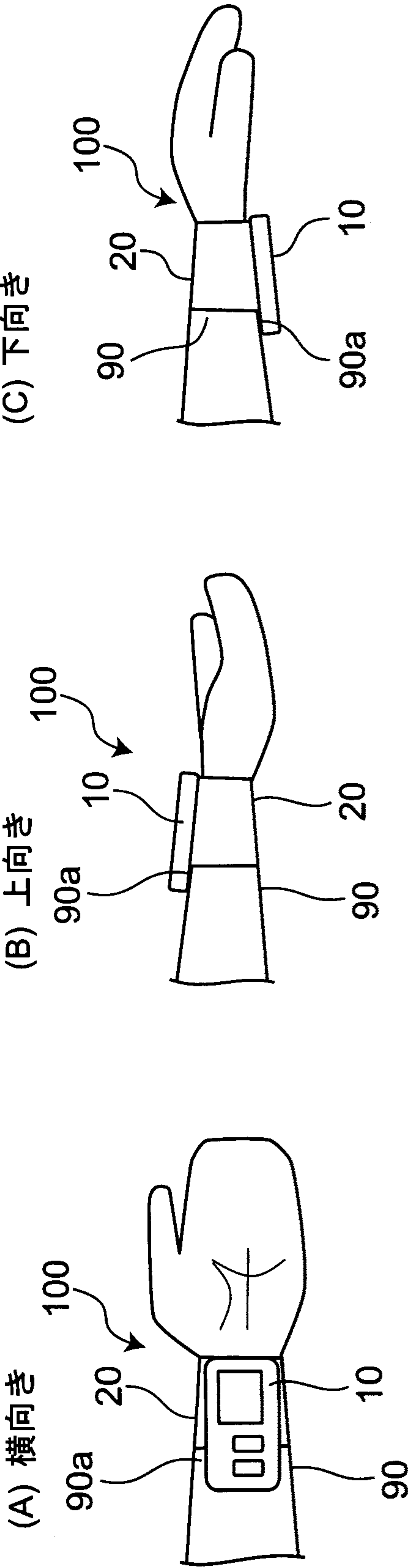
[図4A]

座位

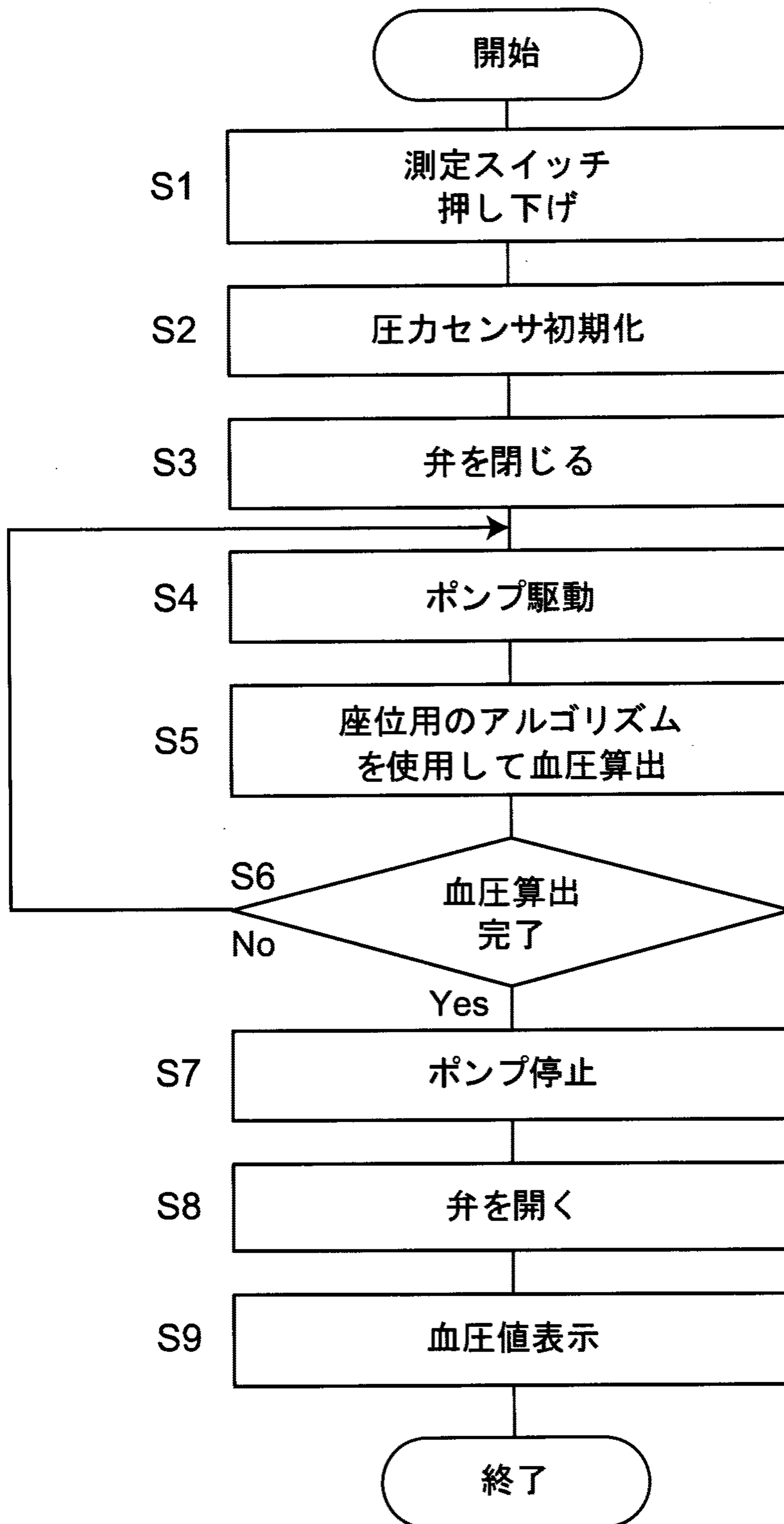
[図4B]

仰臥位

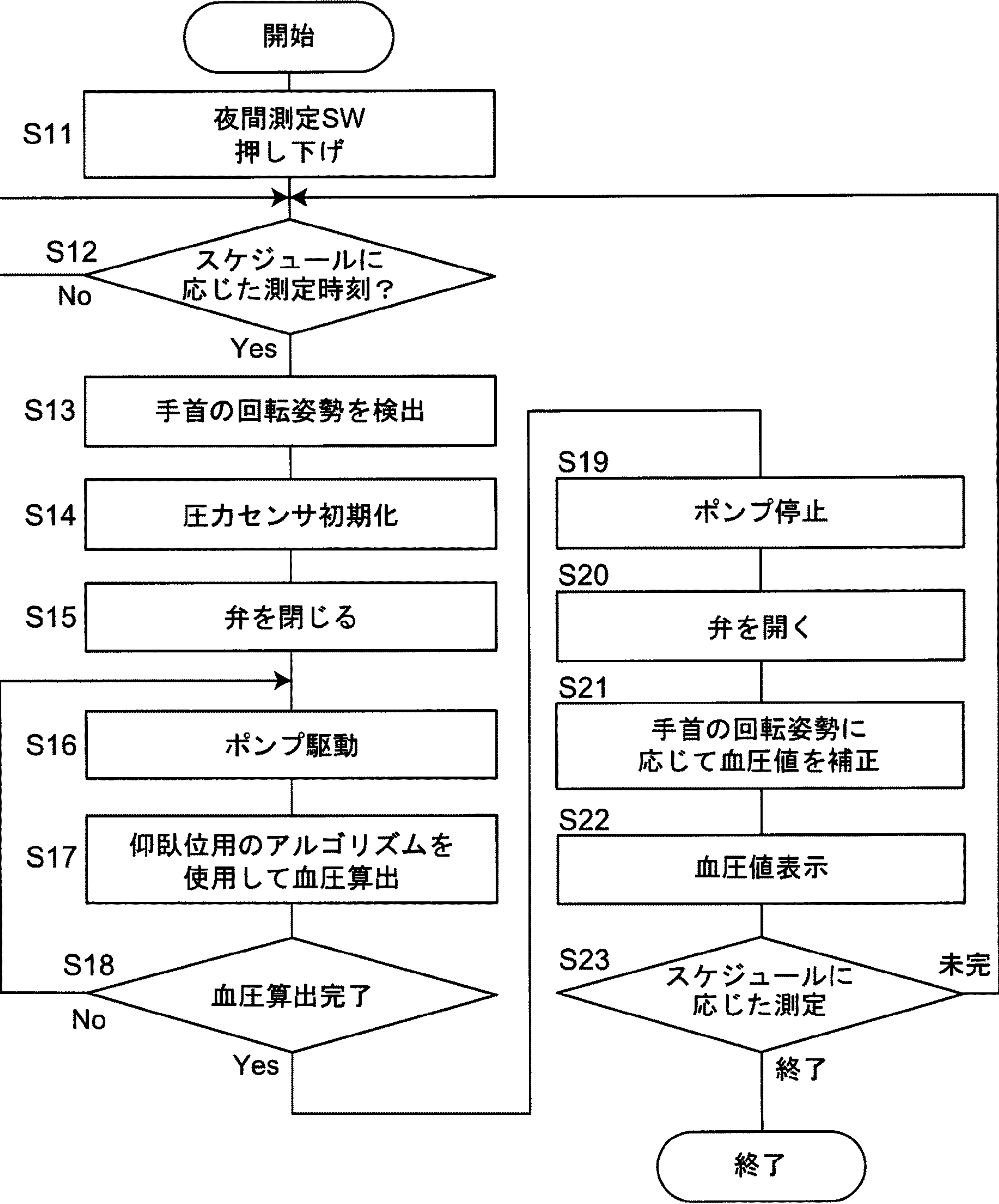
[図5]



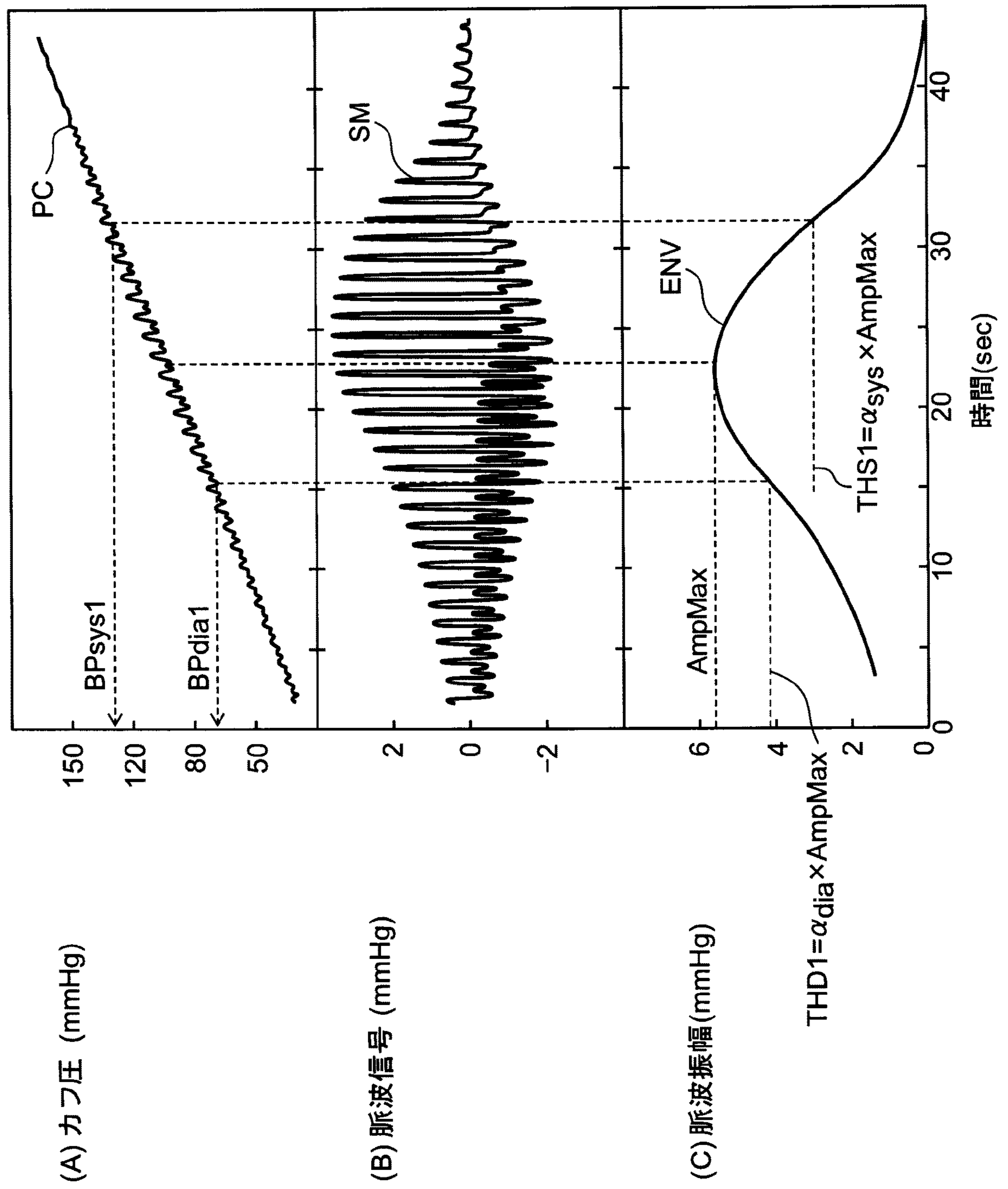
[図6]



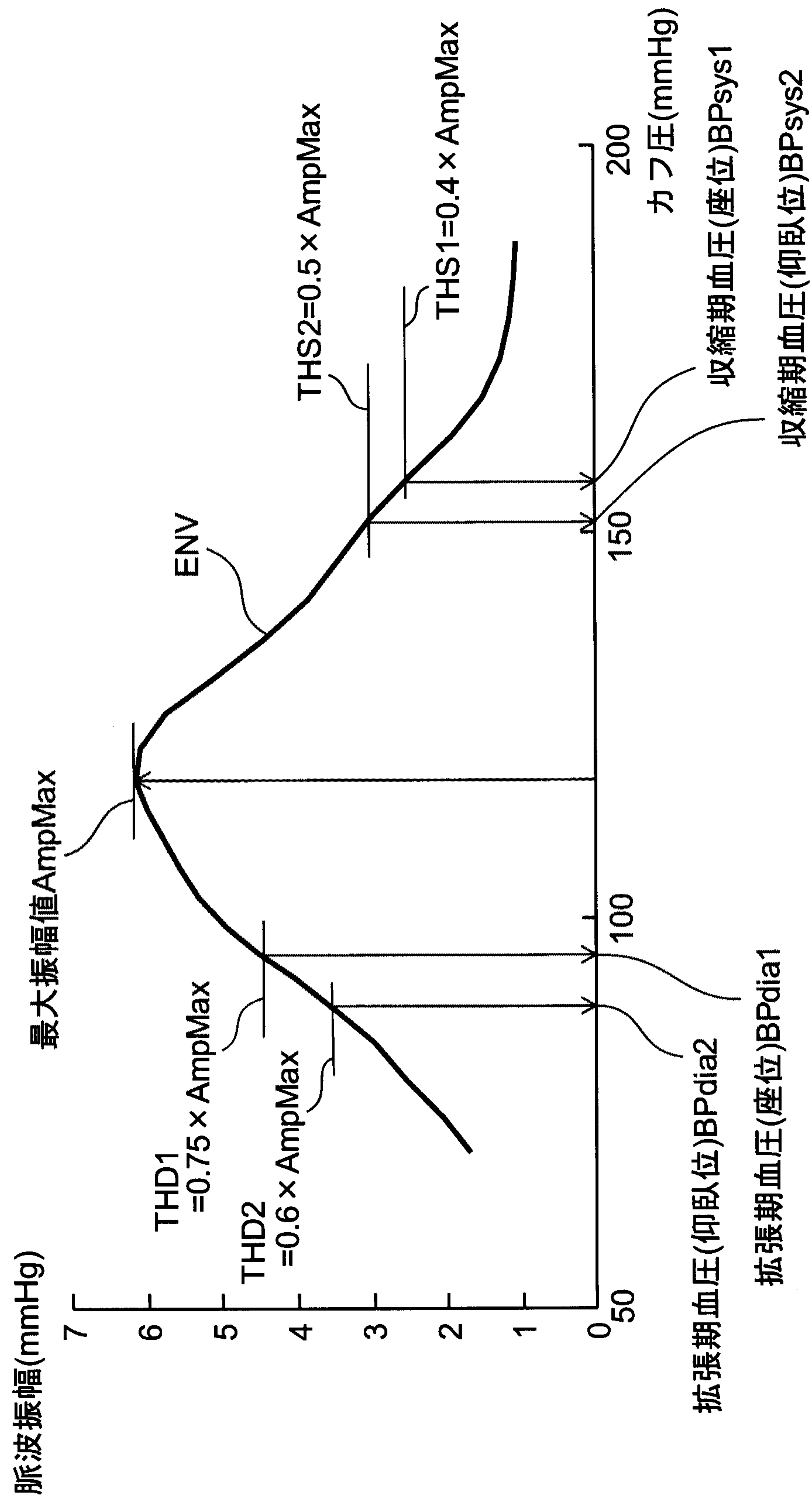
[図7]



[図8]



[図9]

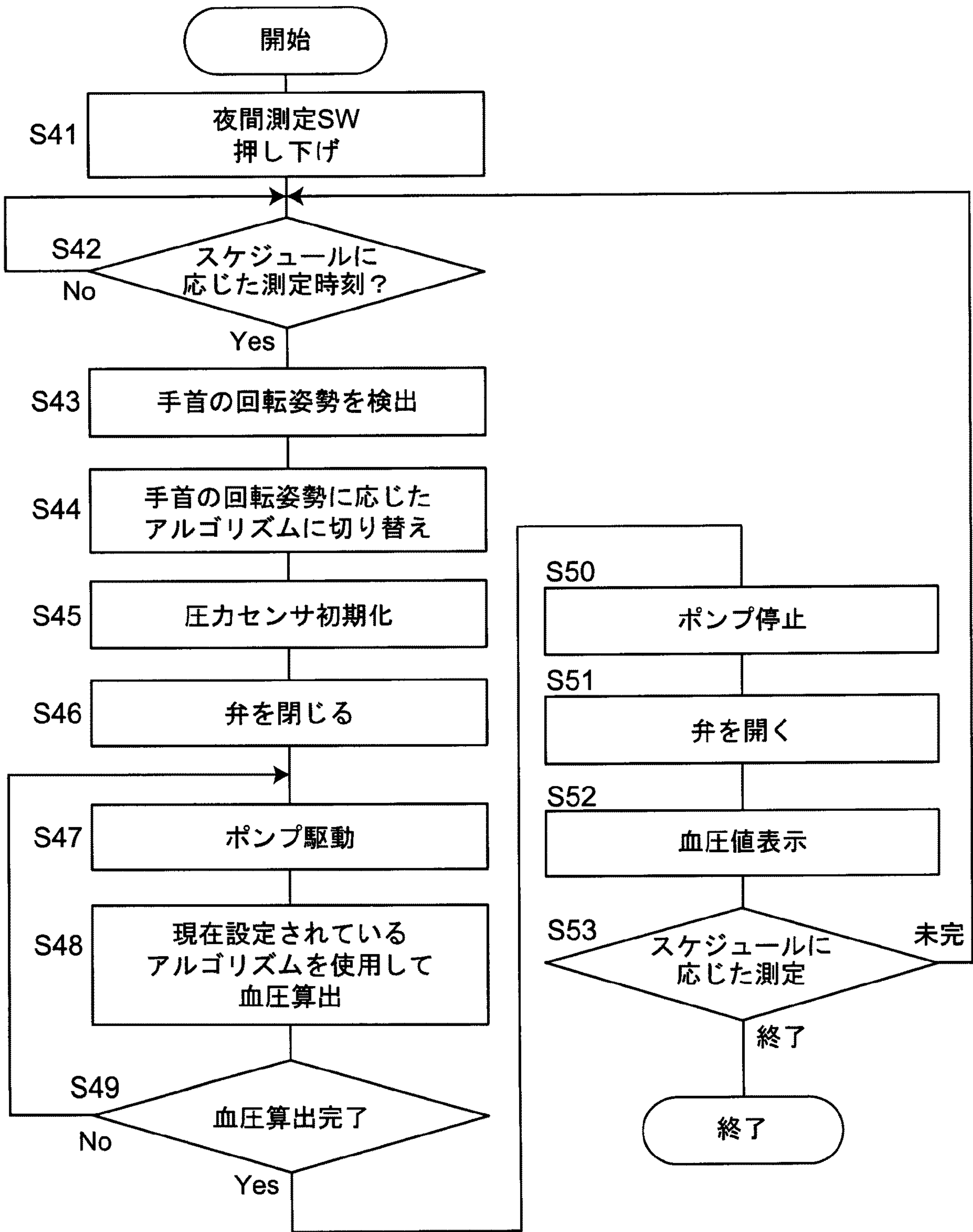


[図10]

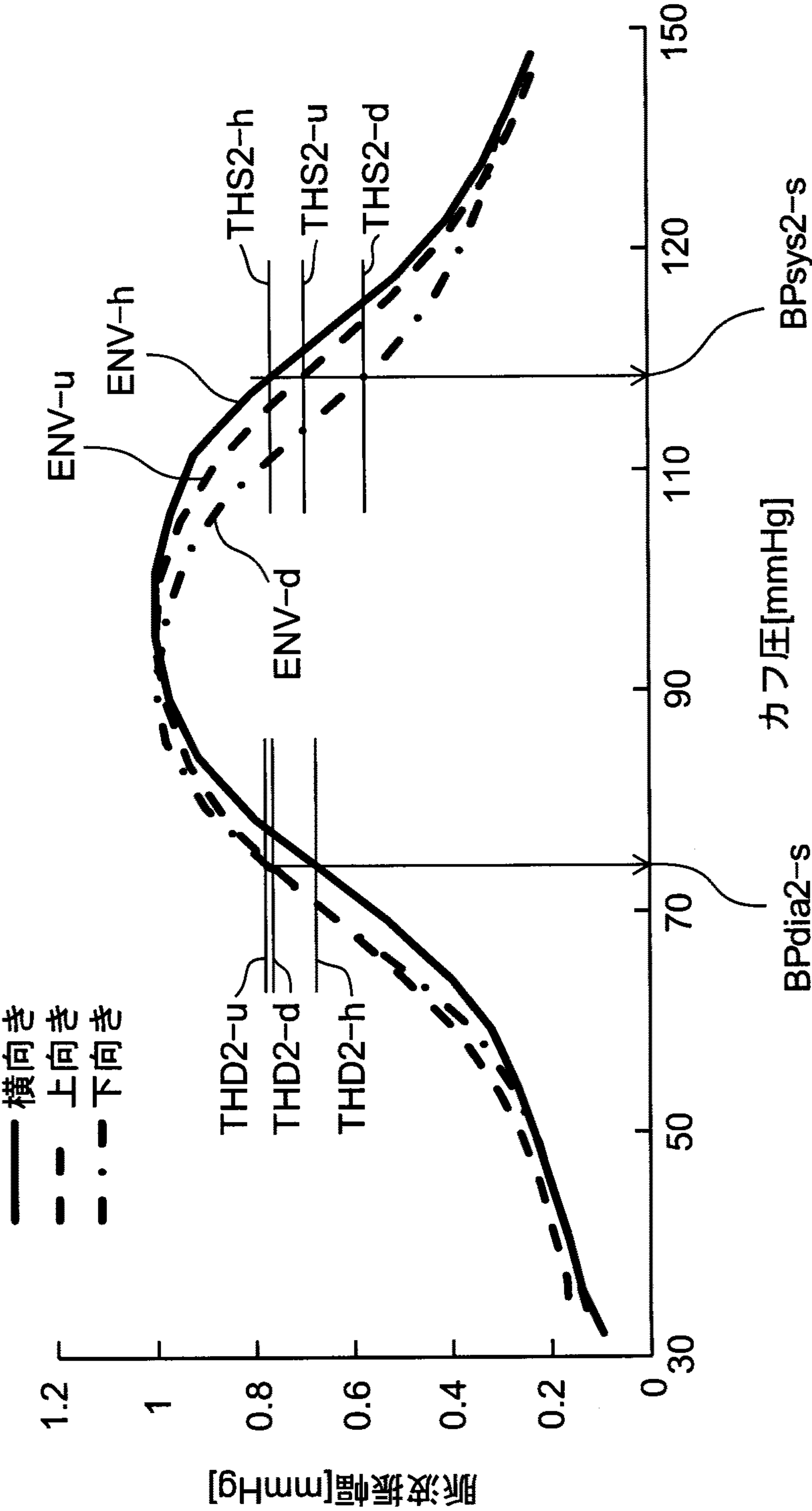
誤差テーブル

	横向き (mmHg)		上向き (mmHg)		下向き (mmHg)	
	SBP	DBP	SBP	DBP	SBP	DBP
誤差平均	-0.75	-1.19	-3.30	-3.06	-3.55	-2.84
横向き との差	—	—	-2.55	-1.87	-2.80	-1.65

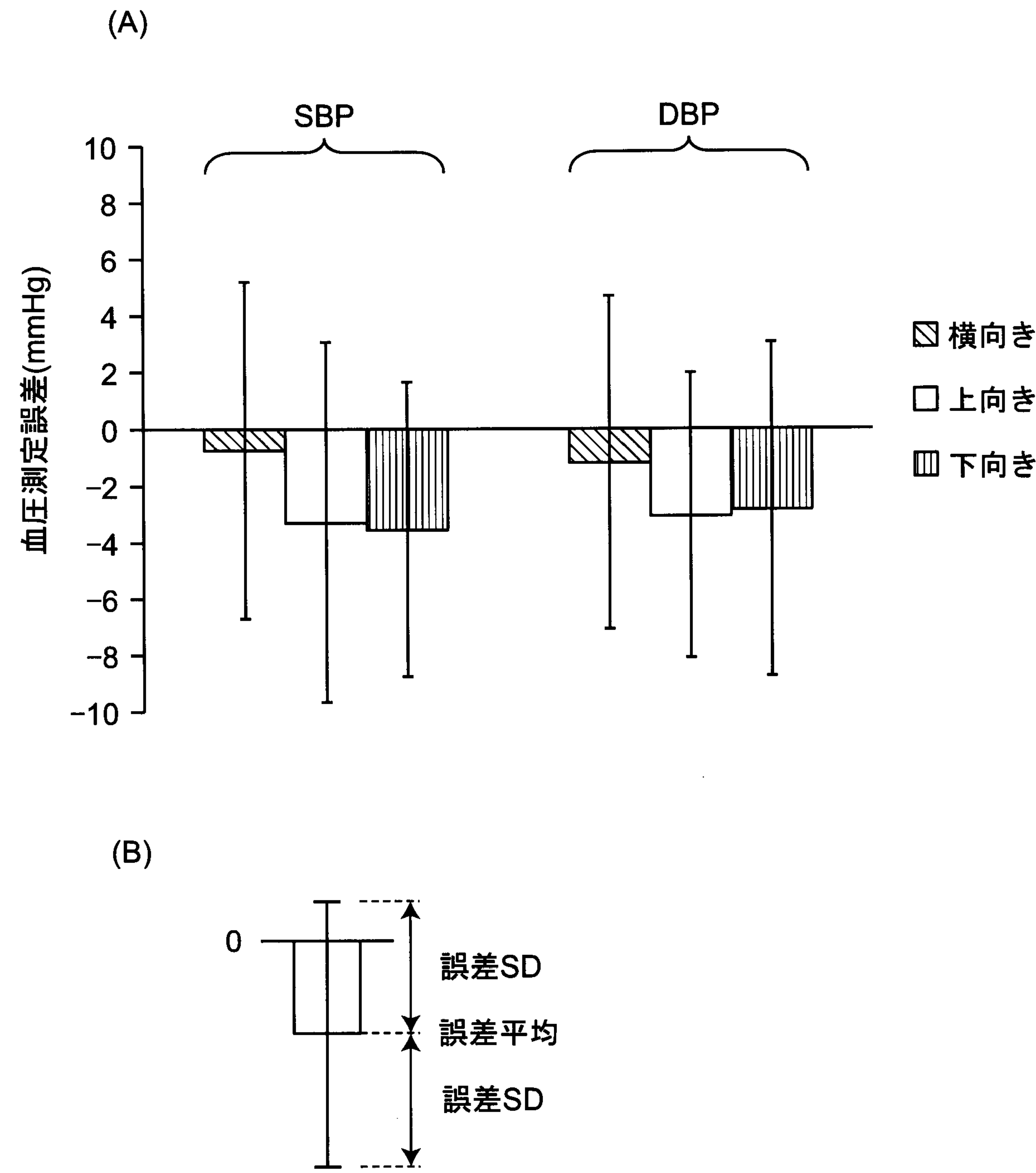
[図11]



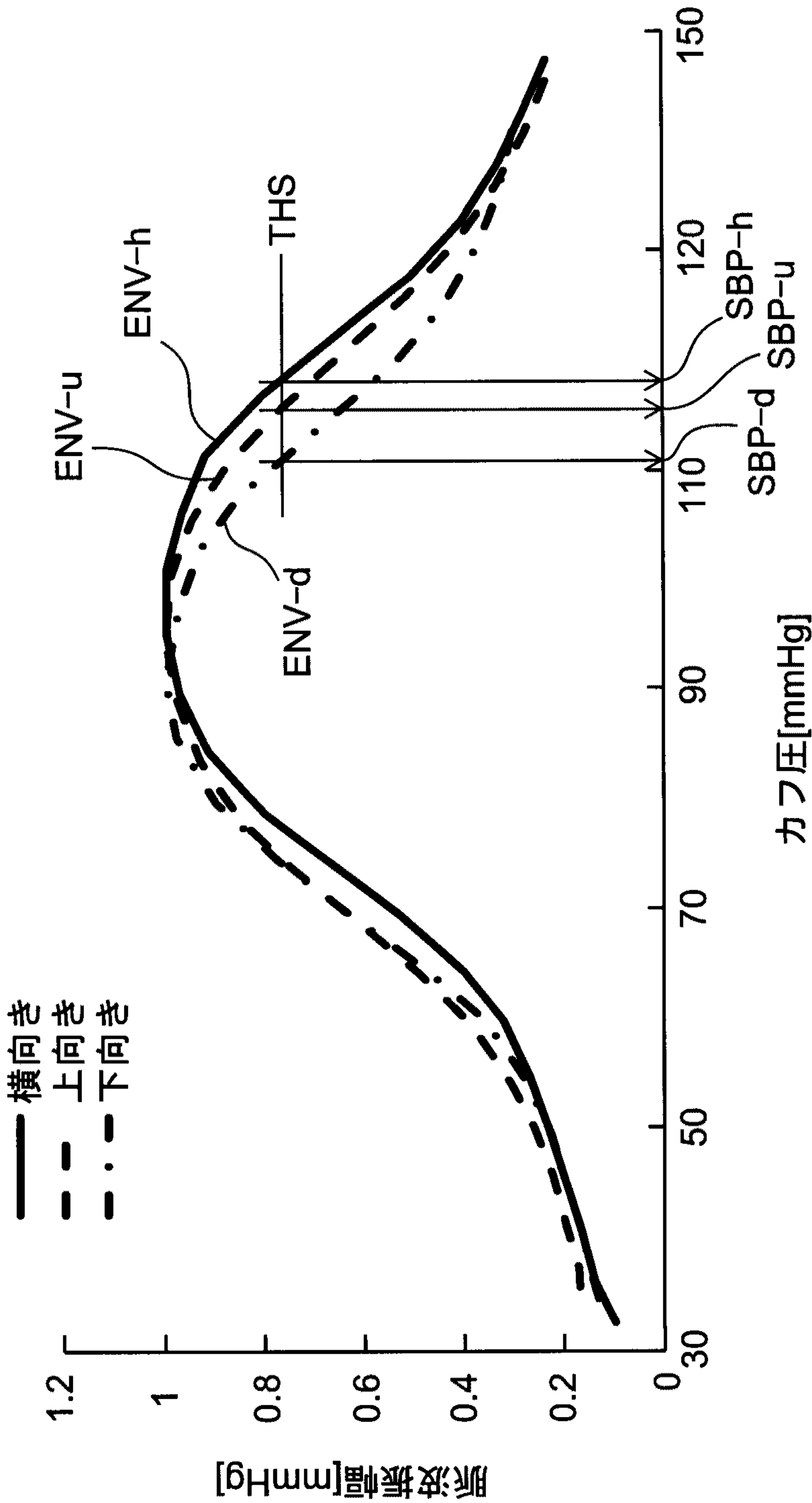
[図12]



[図13]



[図14]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2020/041106

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/022 (2006.01) i

FI: A61B5/022 400M; A61B5/022 300F

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)

A61B5/022

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996

Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2021

Registered utility model specifications of Japan 1996-2021

Published registered utility model applications of Japan 1994-2021

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 A	JP 2018-75447 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 17 May 2018 (2018-05-17) paragraphs [0061], [0069], [0071]-[0074], [0108], [0111]-[0112]	1-3, 5-7 4
Y	JP 2014-64666 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 17 April 2014 (2014-04-17) paragraphs [0020]-[0021], [0034], [0043], [0053]-[0055], [0079], [0094]	1-3, 5-7
A	WO 2018/168797 A1 (OMRON CORP.) 20 September 2018 (2018-09-20) entire text, all drawings	1-7
A	JP 2002-541894 A (KAN, Jie) 10 December 2002 (2002-12-10) entire text, all drawings	1-7

☐ 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
06 January 2021 (06.01.2021)Date of mailing of the international search report
19 January 2021 (19.01.2021)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
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2020/041106

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2018-75447 A	17 May 2018	(Family: none)	
JP 2014-64666 A	17 Apr. 2014	US 2015/0182147 A1 paragraphs [0033]- [0034], [0047], [0056], [0066]- [0067], [0089], [0104]	
WO 2018/168797 A1	20 Sep. 2018	CN 104602593 A US 2019/0380624 A1 whole document	
JP 2002-541894 A	10 Dec. 2002	CN 110381822 A US 2002/0026121 A1 whole document WO 2000/062666 A1 EP 1177762 A1	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2020/041106
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C）） A61B 5/022(2006.01)i FI: A61B5/022 400M; A61B5/022 300F		
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（I P C）） A61B5/022		
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 1 9 2 2 - 1 9 9 6 年 日本国公開実用新案公報 1 9 7 1 - 2 0 2 1 年 日本国実用新案登録公報 1 9 9 6 - 2 0 2 1 年 日本国登録実用新案公報 1 9 9 4 - 2 0 2 1 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 A	JP 2018-75447 A（オムロンヘルスケア株式会社）17.05.2018（2018 - 05 - 17） 段落[0061], [0069], [0071]-[0074], [0108], [0111]-[0112]	1-3, 5-7 4
Y	JP 2014-64666 A（オムロンヘルスケア株式会社）17.04.2014（2014 - 04 - 17） 段落[0020]-[0021], [0034], [0043], [0053]-[0055], [0079], [0094]	1-3, 5-7
A	WO 2018/168797 A1（オムロン株式会社）20.09.2018（2018 - 09 - 20） 全文, 全図	1-7
A	JP 2002-541894 A（▲かん▼ 捷）10.12.2002（2002 - 12 - 10） 全文, 全図	1-7
☐ 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抵触するものではなく、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 06.01.2021	国際調査報告の発送日 19.01.2021	
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 清水 裕勝 2Q 1569 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

引用文献			公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP	2018-75447	A	17.05.2018	(ファミリーなし)	
JP	2014-64666	A	17.04.2014	US 2015/0182147 A1	
				[0033]-[0034], [0047],	
				[0056], [0066]-[0067], [00	
				89], [0104]	
				CN 104602593 A	
WO	2018/168797	A1	20.09.2018	US 2019/0380624 A1	
				whole document	
				CN 110381822 A	
JP	2002-541894	A	10.12.2002	US 2002/0026121 A1	
				whole document	
				WO 2000/062666 A1	
				EP 1177762 A1	