

(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
2011 年 10 月 6 日(06.10.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/122293 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2011/055649
- (22) 国際出願日: 2011 年 3 月 10 日(10.03.2011)
- (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 2010-077952 2010 年 3 月 30 日(30.03.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 木下 広幸 (KINOSHITA, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所(Fukami Patent Office, p.c.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目 2 番 7 号 中之島セントラルタワー 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, 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, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, 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, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, 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, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

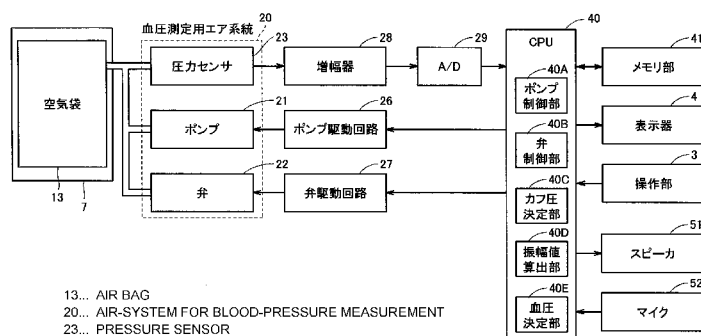
添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

(54) Title: BLOOD-PRESSURE MEASURING DEVICE, AND RECORDING MEDIUM

(54) 発明の名称: 血圧測定装置および記録媒体

[図3]



- 13... AIR BAG
20... AIR-SYSTEM FOR BLOOD-PRESSURE MEASUREMENT
23... PRESSURE SENSOR
21... PUMP
22... VALVE
28... AMPLIFIER
26... PUMP DRIVE CIRCUIT
27... VALVE DRIVE CIRCUIT
40A... PUMP CONTROL UNIT
40B... VALVE CONTROL UNIT
40C... CUFF-PRESSURE DETERMINING UNIT
40D... AMPLITUDE VALUE CALCULATION UNIT
40E... BLOOD-PRESSURE DETERMINING UNIT
41... MEMORY UNIT
4... DISPLAY DEVICE
3... OPERATION UNIT
51... SPEAKER
52... MICROPHONE

(57) Abstract: Disclosed is a blood-pressure measuring device (1) that determines the maximum blood pressure of a subject, based on a cuff pressure. An envelope curve is determined by arranging amplitude values of a pulse wave calculated during a period where cuffs (7, 13) are compressed, according to corresponding cuff pressures. Then, the maximum blood pressure value of the measured subject is determined based on the amplitude value until the envelope curve shows a local maximum value and the cuff pressure that corresponds to the amplitude value, or based on the cuff pressure that corresponds to the amplitude value.

(57) 要約: 血圧測定装置 (1) では、カフ圧に基づいて被測定者の最高血圧値を決定される。また、カフ (7, 13) が加圧される期間において算出された脈波の振幅値が、対応する前記カフ圧に従って配列されたときの、包絡線を求められる。そして、当該包絡線が極大値を示すまでの振幅値と当該振幅値に対応する前記カフ圧とに基づいて、または、当該振幅値に対応するカフ圧に基づいて、被測定者の最高血圧値が決定される。

明 細 書

発明の名称： 血圧測定装置および記録媒体

技術分野

[0001] 本発明は、血圧測定装置に関し、特に、血圧測定時の測定者のストレスを緩和できる血圧測定装置、および、そのような血圧測定装置を制御するためのプログラムを記憶した記憶媒体に関する。

背景技術

[0002] 従来から、電子血圧計において、まずカフ圧を所定の圧まで上昇させ、そして、カフ圧を徐々に下げながら、脈波振幅の変化を継続的に検出することにより、測定者の最高血圧と最低血圧が順に決定されて、平均血圧が算出されていた。

[0003] このような電子血圧計において、カフ圧の上昇により測定者がカフの装着部位において感じる圧迫感が上昇していくことや、測定ごとにカフ圧の上昇目標である上記「所定の圧」が異なるような場合には、カフ圧の上昇がいつまで続くのかなどの理由から、測定者はストレスを感じる場合があった。

[0004] このような電子血圧計に関し、従来から種々の技術が開示されている。たとえば、文献１（特開平０４－２６１６３９号公報）には、カフ圧の上昇目標を測定者の血圧に応じたものとする技術が開示されている。かかる技術では、カフ圧を上昇させている期間中に脈波振幅が算出され、当該脈波振幅の最大値が検出されると、当該最大値に基づいてしきい値が算出され、そして、カフ圧が当該しきい値に達した時点でカフの加圧が停止されて、カフ圧が下げられる。

[0005] また、文献２（特開２００９－２３３０１１号公報）には、カフ圧を上昇させている期間中の脈波振幅の極大値を検出し、当該極大値に対応するカフ圧から加圧目標値を算出して、報知する技術が開示されている。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特開平04-261639号公報

特許文献2：特開2009-233011号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] 血圧測定装置において、血圧測定時の測定者のストレスの緩和は、常に切望されることである。

[0008] 本発明は、係る実情に鑑み考え出されたものであり、血圧測定装置における、血圧測定時の測定者のストレスのさらなる緩和を目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0009] 本発明に従った血圧測定装置は、カフと、カフを加圧する加圧部と、カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する検出部と、カフに圧迫されて生じる動脈の容積変化から各脈波の振幅値を算出する算出部と、算出部が算出する振幅値と、算出部が算出する振幅値に対応したカフ圧とを、関連付けて記憶する記憶部とを備える。また、算出部は、カフ圧に基づいて被測定者の最高血圧値を決定し、加圧部がカフを加圧する期間において算出された脈波の振幅値が、対応するカフ圧に従って配列されたときの、包絡線を求め、当該包絡線が極大値を示すまでの振幅値と当該振幅値に対応するカフ圧とに基づいて、または、当該振幅値に対応するカフ圧に基づいて、被測定者の最高血圧値を決定する。

[0010] 本発明に従った記憶媒体は、血圧測定装置のカフの圧力を調整することにより血圧測定を行なうための血圧測定用プログラムを記憶する記憶媒体である。血圧測定用プログラムは、血圧測定装置が備えるコンピュータに、カフを加圧するステップと、カフの内部の圧力であるカフ圧を検出するステップと、カフに圧迫されて生じる動脈の容積変化から各脈波の振幅値を算出するステップと、算出した振幅値と、算出した振幅値に対応したカフ圧とを、関連付けて記憶するステップと、カフ圧に基づいて被測定者の最高血圧値を決定するステップとを実行させる。決定するステップは、カフを加圧する期間

における算出された脈波の振幅値が、対応するカフ圧に従って配列されたときの、包絡線を求めるステップと、当該包絡線が極大値を示すまでの振幅値と、当該極大値を示すまでの振幅値に対応するカフ圧とに基づいて、被測定者の最高血圧値を決定するステップとを実行させる。

発明の効果

[0011] 本発明によれば、測定者は従来よりも早期に自己の最高血圧値を認識でき、よって、血圧測定時の測定者のストレスを緩和できる。

図面の簡単な説明

[0012] [図1]本発明の血圧測定装置の一実施の形態である血圧計の外観の具体例を示す斜視図である。

[図2]図1の血圧計の血圧測定時の断面概略図である。

[図3]図1の血圧計の機能構成の具体例を示すブロック図である。

[図4]図1の血圧計の血圧測定時の、カフ圧の変化に対するコロトコフ音の音量および脈波振幅の変化を説明するための図である。

[図5]図3のCPU (Central Processing Unit) が実行する血圧測定処理のフローチャートである。

[図6]図3のCPUが実行する血圧測定処理のフローチャートである。

[図7]図6の血圧測定処理における予測最高血圧値の第1の算出態様を説明するための図である。

[図8]図6の血圧測定処理における予測最高血圧値の第1の算出態様を説明するための図である。

[図9]図6の血圧測定処理における予測最高血圧値の第1の算出態様を説明するための図である。

[図10]図6の血圧測定処理における予測最高血圧値の第2の算出態様を説明するための図である。

[図11A]図3の表示器における表示態様の一例を示す図である。

[図11B]図3の表示器における表示態様の他の一例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0013] 以下に、図面を参照しつつ、本発明の血圧測定装置の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品および構成要素には同一の符号を付してある。それらの名称および機能も同じである。

[0014] [1. 血圧測定装置の全体構成]

図 1 は、本発明の血圧測定装置の一実施の形態である血圧測定装置（以下、血圧計） 1 の外観の具体例を示す斜視図である。

[0015] 図 1 を参照して、本実施の形態にかかる血圧計 1 は、主に、机等に載置される本体 2 と、測定部位である上腕を差込むための測定部 5 とを備える。本体 2 の上部には、電源ボタンや測定ボタンなどが配置された操作部 3 と、表示器 4 と、肘置きとが備えられる。また、測定部 5 は、本体 2 に対して角度が可変に取付けられており、略円筒状の機枠であるハウジング 6 と、ハウジング 6 の内周部に収納された空気袋（後述する空気袋 13）とを備える。なお、図 1 に示されるように、通常の使用状態においてハウジング 6 の内周部に収納された空気袋 13 は露出しておらず、カバー 7 によって覆われている。

[0016] 本実施の形態では、カバー 7 および空気袋 13 により、カフが構成される。そして、血圧計 1 では、カフの内圧（カフ圧）が調整されることにより、測定者の血圧が測定される。

[0017] 図 2 は、血圧測定時の血圧計 1 の断面概略図である。図 2 を参照して、血圧測定の際には、測定者は、ハウジング 6 の内部に上腕 A を差込んで上記肘置きに肘を載置して、測定開始を指示する。カバー 7（図 2 では、図示略）に内包される空気袋 13 に適宜空気が送り込まれる。これにより、上腕 A は、当該空気袋 13 によって圧迫される。カバー 7 は、たとえば布製であり、空気袋 13 が空気を送り込まれて膨張することにより、空気袋 13 とともに測定者の腕を圧迫するように構成されている。

[0018] 図 3 は、血圧計 1 の機能構成の具体例を示すブロック図である。

図 3 を参照して、血圧計 1 は上記のように空気袋 13 を含み、測定用エア系統 20 に接続されている。測定用エア系統 20 には、空気袋 13 の内圧を

測定する圧力センサ 23、空気袋 13 に対する給気を行なうポンプ 21、および排気を行なう弁 22 が含まれる。本実施の形態では、ポンプ 21 により、カフを加圧する加圧部が構成されている。なお、カフを加圧することができれば、加圧部は、ポンプ以外の装置から構成されても良い。また、圧力センサ 23 により、カフ圧を検出する検出部が構成されている。

[0019] また、血圧計 1 には、当該血圧計 1 の動作を全体的に制御する CPU 40、測定用エア系統 20 に接続される増幅器 28、ポンプ駆動回路 26、ならびに弁駆動回路 27、増幅器 28 に接続される A/D (Analog to Digital) 変換器 29、CPU 40 で実行されるプログラムや測定結果を記憶するメモリ部 41、測定結果等を表示する表示器 4、測定開始ボタンや電源ボタンなどを含む操作部 3、音声を出力するスピーカ 51、および、カバー 7 内に設置され測定者のコロトコフ音を検出するためのマイク 52 が含まれる。

[0020] CPU 40 は、操作部 3 から入力される操作信号に基づいてメモリ部 41 に記憶されている所定のプログラムを実行し、ポンプ駆動回路 26 に制御信号を出力するポンプ制御部 40A と、弁駆動回路 27 に制御信号を出力する弁制御部 40B を含む。ポンプ駆動回路 26 および弁駆動回路 27 は、当該制御信号に従ってポンプ 21 および弁 22 を駆動させ、血圧測定動作を実行させる。

[0021] CPU 40 は、メモリ部 41 に記録されたプログラムを実行することにより、または、血圧計 1 本体に対して着脱可能な記録媒体に記録されたプログラムを実行することにより、本明細書に記載の処理を実行する。記憶媒体としては、CD-ROM (Compact Disc - Read Only Memory)、DVD-ROM (Digital Versatile Disk - Read Only Memory)、USB (Universal Serial Bus) メモリ、メモ리카ード、FD (Flexible Disk)、ハードディスク、磁気テープ、カセットテープ、MO (Magnetic Optical Disc)、MD (Mini Disc)、IC (Integrated Circuit) カード (メモ리카ードを除く)、光カード、マスク ROM、EPROM、EEPROM (Electrically Erasable Programmable Read-Only Memory) などの、不

揮発的にプログラムを格納する媒体が挙げられる。

[0022] 圧力センサ 23 は空気袋 13 の内圧を検出し、検出した圧力信号を増幅器 28 に入力する。入力された圧力信号は、増幅器 28 において所定の振幅まで増幅され、A/D 変換器 29 においてデジタル信号に変換された後に、CPU 40 に入力される。

[0023] CPU 40 には、圧力センサ 23 において検出される測定者の脈波（の振幅）に基づいて、測定者の血圧値を決定する。具体的には、CPU 40 は、空気袋 13 の内圧を測定者の最高血圧よりも高い所定の圧力（後述する、加圧目標である圧 PM）まで上昇させた後、弁駆動回路 27 を適宜制御することにより、当該内圧を一定の速度で減少（下降）させていく。CPU 40 には、後述する血圧測定処理に従ってカフ圧の加圧目標値を決定するカフ圧決定部 40C が含まれる。

[0024] また、CPU 40 には、測定者の体の一部において、カフに圧迫されて生じる動脈の容積変化から各脈波の振幅値を算出する振幅値算出部 40D が含まれる。本実施の形態では、CPU 40 により、算出部が構成される。

[0025] さらに、CPU 40 には、空気袋 13 の内圧を低下させる工程において、脈波振幅値の変化の度合いに基づき血圧値（最高血圧値、最低血圧値）を決定する、血圧決定部 40E が含まれる。なお、血圧決定部 40E は、後述するように、脈波振幅の包絡線を求め、当該包絡線に基づいて、後述する予測最低血圧および予測最高血圧を決定する。

[0026] また、血圧計 1 では、上記のように最高血圧および最低血圧の決定の準備工程としてカフ圧を上昇させているが、この準備工程においても脈波の振幅を検出し、検出した振幅に基づいて最低血圧と最高血圧の予測値（以下、「予測最低血圧」「予測最高血圧」と呼ぶ）を決定する。これらの予測値の決定方法について、図 4 を参照して説明する。

[0027] なお、本実施の形態では上記準備工程の後に実行される、カフ圧を下降させていく工程において、最終的な最高血圧および最低血圧の測定がなされ、このように決定される最終的な最高血圧および最低血圧と、準備工程におい

て暫定的に決定される最高血圧および最低血圧とを区別するために、ここでは準備工程において決定される各血圧に「予測」と付すこととする。

[0028] ただし、本発明は、本実施の形態の血圧計 1 のように、加圧後の減圧工程において最終的な最高血圧および最低血圧を決定するタイプの血圧計に限定されず、最初に実行する加圧工程において（暫定的ではなく）最終的な最高血圧および最低血圧を決定するタイプの血圧計にも適用できる。

[0029] 図 4 には、血圧計 1 の血圧測定時のカフ圧変化に対するコロトコフ音の音量および脈波振幅の変化を説明するために（A）～（C）のグラフが示されている。まず、図 4 の（A）では、実線で、カフ圧の変化が示されている。

[0030] 図 4 の（A）では、カフ圧が、加圧目標値である圧 PM まで、一定の速度で（単位時間あたりの上昇する圧が一定となるように）上昇させた後、一定の速度で減少するように制御される状態が示されている。縦軸はコロトコフ音の音量を示し、横軸は時間の経過を示す。カフ圧を圧 PM まで上昇させる工程は、上記した準備工程に対応している。

[0031] なお、図 4 の（A）では、参考として、点線で、加圧されていないと仮定したときの通常の脈波の波形が示されている。

[0032] 図 4 の（B）は、（A）に示されたカフ圧の変化に対応した、マイク 5 2 を介して検出されるコロトコフ音の音量の変化を示している。カフ圧が徐々に上昇した場合、コロトコフ音は、カフ圧が測定者の最低血圧に対応する圧 P 1 となったときに検出され始め、その音量は徐々に大きくなり、極大値を示した後、カフ圧が測定者の最高血圧に対応する値 P 2 を超えると検出されなくなる。

[0033] 図 4 の（C）は、脈波振幅に関する情報を示している。具体的には、図 4 の（C）には、（A）に示されたカフ圧の変化に対応した、脈波振幅の変化が示されている。脈波振幅は、カフ圧が測定者の最低血圧 P 1 よりも低い領域では、カフ圧の上昇とともに徐々に上昇し、カフ圧が最低血圧 P 1 となると、その上昇率（単位時間当たりの振幅が増加する割合）が大きく変化する（高くなる）。その後、カフ圧の上昇とともに脈波振幅は上昇し、極大値を

示した後減少し、カフ圧が最高血圧 P_2 を越えると、減少率が低くなり、その後も脈波振幅は徐々に減少していく。

[0034] [2. 血圧測定処理]

次に、血圧計1において測定者の最高血圧値と最低血圧値が測定される際に、CPU40が実行する処理（血圧測定処理）の内容について説明する。図5および図6は、CPU40が実行する血圧測定処理のフローチャートである。

[0035] まず図5を参照して、血圧測定処理では、CPU40は、まずステップS10で、血圧測定用のカフ（空気袋13）の加圧を開始して、ステップS20へ処理を進める。

[0036] ステップS20では、CPU40は、圧力センサ23により検出される信号に重畳する脈圧信号に基づいて脈波を計測することによる脈波振幅の算出を開始して、ステップS30へ処理を進める。なお、CPU40は、算出した脈波振幅を、当該脈波振幅に対応するカフ圧と関連付けて、メモリ部41に記憶させる。

[0037] ステップS30では、CPU40は、ステップS20において算出した脈波振幅をプロットして包絡線を求め、そして、当該包絡線において立ち上がり点が抽出できるか否かを判断し、抽出できると判断すると、ステップS40へ処理を進める。CPU40は、たとえば、図4の（C）に示したように、ステップS20において算出した脈波振幅をプロットして包絡線を求め、当該包絡線について、2次差分値を算出し、当該2次差分値が予め定められた基準値を超えた場合に、立ち上がり点が抽出できると判断する。

[0038] ステップS40では、ステップS30で抽出できると判断した立ち上がり点について、当該立ち上がり点に対応する脈波振幅をメモリ部41に記憶させて、ステップS50へ処理を進める。

[0039] ステップS50では、CPU40は、さらに継続して算出している脈波振幅について、変曲点が出現したか否かを判断する。ステップS50の判断は、たとえば、図4の（C）に破線で示したような包絡線についての既存の変

曲点の有無の判断に従って、実現される。そして、CPU 40は、変曲点が出現したと判断するとステップS 60へ処理を進める。

[0040] ステップS 60では、CPU 40は、ステップS 50で取得した変曲点のカフ圧等に基づいて予測最高血圧値を算出して、ステップS 70へ処理を進める。なお、予測最高血圧値の算出の内容は、後述する。

[0041] ステップS 70では、CPU 40は、ステップS 60で算出した予測最高血圧値に、予め定められた余裕値を加算することにより、加圧目標値PMを算出して、ステップS 80へ処理を進める。

[0042] 図6を参照して、ステップS 80では、CPU 40は、ステップS 70で算出した加圧目標値PMと、現在のカフ圧と、（ステップS 10から継続しているカフの）加圧速度とを用いて、加圧目標値までカフ圧を上昇させるまでの残り時間（加圧残り時間）を算出して、ステップS 90へ処理を進める。なお、ここでは、具体的には、加圧目標値と現時点のカフ圧との差が算出され、そして、当該差を加圧速度で除して得られる値が加圧残り時間とされる。

[0043] ステップS 90では、CPU 40は、ステップS 80で算出した加圧残り時間を報知して、ステップS 100へ処理を進める。

[0044] ステップS 100では、CPU 40は、現時点のカフ圧Pが加圧目標値PMに達したか否かを判断し、まだ達していないと判断するとステップS 80へ処理を戻し、達したと判断するとカフの加圧を停止し、ステップS 110へ処理を進める。ここまでが、上記した準備工程に相当する。

[0045] ステップS 110では、CPU 40は、弁駆動回路27を適宜制御することにより、血圧測定用カフ（空気袋13）を一定の速度で減圧する処理を行ない、ステップS 120へ処理を進める。なお、ステップS 110における処理は、少なくとも、後述するステップS 130の処理が実行されるまで継続される。

[0046] ステップS 120では、CPU 40は、測定者の最高血圧値を決定し、ステップS 130へ処理を進める。

[0047] ステップS 130では、CPU 40は、測定者の最低血圧値を決定する。

そして、最低血圧値の決定が終了すると、CPU 40は、血圧測定処理を終了させる。なお、ステップS 120における最高血圧値の決定、および、ステップS 130における最低血圧値の決定については、周知の技術を採用することができるため、ここでは詳細な説明は繰返さない。

[0048] [3. 予測最高血圧値の算出]

次に、ステップS 60における予測最高血圧値 P_{SBP} の算出の具体例を説明する。

[0049] 上記したように、予測最高血圧値の算出には、ステップS 50で取得した変曲点のカフ圧が利用される。以下、変曲点のカフ圧を P_{INF} という。

[0050] なお、本実施の形態では、脈波振幅の包絡線を作成しつつカフ圧を上昇させた場合に、当該包絡線における極大値が検出されるまでに得られたデータに基づいて、予測最高血圧値が算出される。

[0051] [3-1. 第1の算出態様]

第1の算出態様では、まず、図7に示した脈波振幅の包絡線ECが、極大値を境に左右対称であると仮定する。なお、図7の包絡線ECは、図4の(C)に示した包絡線に相当する。

[0052] 図7において、 P_{MAX} は包絡線ECが極大値を取ると予測されるときにの血圧値を示す。

また、図7では、 ΔA_1 は、包絡線の変曲点から極大点と予測される点までの脈波振幅の差を示し、 ΔA_2 は、当該極大点と予測される点から最高血圧と予測される点までの脈波振幅の差を示す。 ΔP_1 は、変曲点から極大点と予測される点までのカフ圧の差を示し、 ΔP_2 は、極大点の血圧値と予測される点から予測最高血圧値の差を示す。

[0053] 上記したように、包絡線ECが P_{MAX} を境に左右対称であると仮定しているため、 ΔP_2 は、 ΔP_1 に ΔA_1 と ΔA_2 の比を積算したものとすることができる。つまり、 P_{SBP} は、式(1)のように、 P_{MAX} と ΔP_1 と ΔA_1 と ΔA_2 によって表わすことができる。

[0054] [数1]

$$\begin{aligned} P_{SBP} &= P_{MAX} + \Delta P_2 \\ &= P_{MAX} + \frac{\Delta A_2}{\Delta A_1} \times \Delta P_1 \end{aligned} \quad \dots (1)$$

[0055] 以下、 P_{SBP} を算出するために必要な P_{MAX} と ΔP_1 と ΔA_1 と ΔA_2 のそれぞれを算出する方法について説明する。

[0056] 1) P_{MAX}

まず、本願発明者は、血圧測定においてカフ圧を上昇させる期間中の、脈波振幅の変曲点と極大点に対応する血圧値は一次の関係にあることを発見した。このことを図8を参照して説明する。

[0057] 図8は、複数回の血圧測定における各測定についての、脈波振幅の変曲点のカフ圧の実測値(RP_{INF})に対する脈波振幅の極大点の血圧値の実測値(RP_{MAX})のプロット図である。ここで、複数回の血圧測定とは、同一人または複数人についての複数の血圧測定を意味する。また、実測値とは、(準備工程における暫定的な測定ではなく)最終的な血圧値の決定に利用される、カフ圧の変化に伴う脈波振幅の変化を示す包絡線に基づいて得られた値であることを意味する。本実施の形態では、最終的な血圧値の決定の際には、カフ圧は、上記した加圧目標値である圧 PM から一定の速度で減少するように制御される。

[0058] そして、図8から理解されるように、 RP_{INF} と RP_{MAX} は、一次の関係にあると考えられる。本明細書では、これらの関係を次の式(2)で表わす。なお、式(2)において、 α_1 と β_1 は、実験的に得られる定数である。 α_1 および β_1 は、予めメモリ部41(または、血圧計1の本体に対して着脱可能な記録媒体)に記録されているものとする。

[0059] [数2]

$$RP_{MAX} = \alpha_1 \cdot RP_{INF} + \beta_1 \quad \dots (2)$$

[0060] 一方、図5および図6を参照して説明した血圧測定処理では、CPU40は、ステップS50において、 P_{INF} を取得することができる。

[0061] したがって、 P_{INF} と P_{MAX} の間に RP_{INF} と RP_{MAX} と同様に次の式(2)'の関係があると考えられる。

[0062] [数3]

$$P_{MAX} = \alpha_1' \cdot P_{INF} + \beta_1' \quad \dots (2)'$$

[0063] そして、式(2)'中の α_1' と β_1' が式(2)中の α_1 と β_1 に近似すると推定すれば、 P_{INF} を RP_{INF} として式(2)に代入することにより RP_{MAX} を取得できる。そして、 RP_{MAX} を P_{MAX} とみなすことにより、 P_{MAX} を取得できる。つまり、 α_1 および β_1 と、準備工程において脈波振幅の極大値が検出されるまでに得られるデータ(P_{INF})とを用いて、 P_{MAX} を取得(算出)することができる。

[0064] 2) ΔP_1

式(1)の ΔP_1 は、上記した定義から、式(3)に従って、 P_{INF} と P_{MAX} から算出することができる。

[0065] [数4]

$$\Delta P_1 = P_{MAX} - P_{INF} \quad \dots (3)$$

[0066] したがって、CPU40は、式(2)と式(3)とに基づき、 P_{INF} を用いて ΔP_1 を算出することができる。

[0067] 3) ΔA_1 と ΔA_2

また、本願発明者は、 ΔA_1 が、 A_{INF} と A_{MIN} の差に対して一次の関係にあることを発見している。なお、 A_{INF} は、ステップS50で取得した包絡線の変曲点に対応する脈波振幅である。また、 A_{MIN} は、ステップS30で取得した包絡線の立ち上がりに対応する脈波振幅である。

[0068] また、本願発明者は、 ΔA_2 が、 A_{MAX} に対して一次の関係にあることを発見している。なお、 A_{MAX} は、極大点に対応する脈波振幅である。

[0069] そして、これらのことを数式で表わすと、次の式(4)と式(5)となる

。なお、式（４）中の α_2 および β_2 ならびに式（５）中の α_3 および β_3 は、実験的に得られる定数であり、これらの値は、予めメモリ部４１（または、血圧計１の本体に対して着脱可能な記録媒体）に記録されているものとする。

[0070] [数5]

$$\Delta A_1 = \alpha_2 \times (A_{INF} - A_{MIN}) + \beta_2 \quad \dots (4)$$

$$\Delta A_2 = \alpha_3 \times A_{MAX} + \beta_3 \quad \dots (5)$$

[0071] CPU４０は、上記したステップＳ４０で、包絡線の立ち上がり点を取得できるため、これに対応する脈波振幅として、 A_{MIN} を取得することができる。

[0072] また、CPU４０は、上記したステップＳ５０において、包絡線ＥＣの変曲点のカフ圧を取得する。したがって、CPU４０は、これに対応した脈波振幅として、 A_{INF} を取得できる。

[0073] 以上より、CPU４０は、 ΔA_1 を取得できる。

また、本願発明者は、血圧測定においてカフ圧を上昇させる期間中の、脈波振幅の包絡線において、変曲点と極大点の脈波振幅が一次の関係にあることを発見した。このことを図９を参照して説明する。

[0074] 図９は、複数回の血圧測定における各測定についての、上記包絡線の変曲点の脈波振幅の実測値（ RA_{INF} ）に対する極大点の脈波振幅の実測値（ RA_{MAX} ）のプロット図である。ここで、複数回の血圧測定とは、図８に関して説明したのと同様に、同一人または複数人についての複数の血圧測定を意味する。

[0075] 図９から理解されるように、 RA_{INF} と RA_{MAX} は、一次の関係にあると考えられる。本明細書では、これらの関係を次の式（６）で表わす。式（６）において、 α_4 と β_4 は、実験的に得られる定数であり、予めメモリ部４１（または、血圧計１の本体に対して着脱可能な記録媒体）に記録されているものとする。

[0076]

[数6]

$$RA_{MAX} = \alpha_4 \cdot RA_{INF} + \beta_4 \quad \dots (6)$$

[0077] ここで、 A_{INF} と A_{MAX} の間に RA_{INF} と RA_{MAX} と同様に次の式(6)'に示される関係があると推定する。

[0078] [数7]

$$A_{MAX} = \alpha_4' \cdot RA_{INF} + \beta_4' \quad \dots (6)'$$

[0079] そして、式(6)'中の α_4' と β_4' が式(6)中の α_4 と β_4 に近似すると推定すれば、CPU40は、 α_4 と β_4 を用いた式(6)において、 A_{INF} を RA_{INF} の代わりに用いることにより RA_{MAX} を算出できる。そして、算出した RA_{MAX} を A_{MAX} とみなすことにより、 A_{MAX} を取得できる。つまり、式(6)に従って、 A_{INF} と α_4 と β_4 とを用いて A_{MAX} を取得(算出)できる。

[0080] CPU40は、このように算出した A_{MAX} と α_3 と β_3 とを用い、式(5)に従って、 ΔA_2 を取得できる。

[0081] 4) まとめ

CPU40は、以上のように算出された P_{MAX} と ΔP_1 と ΔA_1 と ΔA_2 を用い、式(1)に従って、 P_{SBP} を算出することができる。

[0082] [3-2. 第2の算出態様]

本願発明者は、実験的に、血圧測定においてカフ圧を上昇させる期間中の脈波振幅の極大点に対応する血圧値と、最終的に決定される最高血圧値とは一次の関係にあることを発見した。このことを図10を参照して説明する。

[0083] 図10は、複数回の血圧測定における各測定についての、上記包絡線の極大点の血圧値の実測値(RP_{MAX})に対する最高血圧値の実測値(RP_{SBP})のプロット図である。ここで、複数回の血圧測定とは、図8に関して説明したのと同様に、同一人または複数人についての複数の血圧測定を意味する。

[0084] 図10から理解されるように、 RP_{MAX} と RP_{SBP} は、一次の関係にあると考えられる。本明細書では、これらの関係を次の式(7)で表わす。式(7)に

において、 α_5 と β_5 は、実験的に得られる定数であり、予めメモリ部41（または、血圧計1の本体に対して着脱可能な記録媒体）に記録されているものとする。

[0085] [数8]

$$RP_{SBP} = \alpha_5 \cdot RP_{MAX} + \beta_5 \quad \dots (7)$$

[0086] ここで、 P_{MAX} と P_{SBP} の間に RP_{MAX} と RP_{SBP} と同様に次の式(7)'の関係があると推定する。

[0087] [数9]

$$P_{SBP} = \alpha_5' \cdot P_{MAX} + \beta_5' \quad \dots (7)'$$

[0088] そして、式(7)'中の α_5' と β_5' が式(7)中の α_5 と β_5 に近似すると、CPU40は、 P_{MAX} を得られれば、当該 P_{MAX} を式(7)に代入して導かれる RP_{SBP} を P_{SBP} とみなすことにより P_{SBP} を取得できる。そして、 P_{MAX} は、上記したように、式(2)'中の α_1' と β_1' が式(2)中の α_1 と β_1 に近似する推定に基づき、上記の式(2)に従って P_{INF} を RP_{INF} として用いて RP_{MAX} を算出し、 RP_{MAX} を P_{MAX} をとみなすことにより取得することができる。

[0089] 以上より、CPU40は、式(2)と式(7)に従って、 P_{SBP} を算出できる。

つまり、第2の算出態様によれば、上記した推定に基づき、準備工程において得られる P_{INF} という単一の測定値のみを用いて、 P_{SBP} を算出できる。

[0090] 以上説明した第2の算出態様では、式(2)に従うことにより、脈波振幅の包絡線が極大値を示すまでの振幅値に対応するカフ圧(P_{INF})に基づいて、包絡線の極大値に対応する血圧値を予測する。そして、式(7)に従うことにより、上記包絡線の極大値に対応する血圧値(P_{MAX})と最高血圧値(P_{SBP})との間の一次の関係を表す情報に基づいて、被測定者の最高血圧値を決定する。

[0091] [4. 加圧残り時間の報知態様の例示]

以上、図5および図6を参照して説明した血圧測定処理では、ステップS90において加圧残り時間が報知される。ここで、報知の態様としては、音声であってもよいし、表示であってもよい。また、血圧計1にバイブレータを組込ませることにより、振動によって報知が行なわれてもよい。

[0092] 音声によって報知が行なわれる場合、たとえば、「あと、2秒で加圧終了します」のようなメッセージがスピーカ51から出力されてもよいし、カフ圧を上昇させながらスピーカ51から音楽を出力し、そして、加圧残り時間の減少に応じて出力させている音楽の音量を減少させることも考えられる。このように、加圧残り時間が報知されることにより、測定者は自らの腕への空気袋13による圧迫の強さが増す「加圧」という工程の残り時間を認識することができる。

[0093] また、同様の効果を奏する制御内容としては、ステップS80で加圧残り時間を算出しステップS90でそれを報知する代わりに、ステップS70で算出した加圧目標値をそのまま報知してもよい。この場合、たとえば、スピーカ51から「〇〇〇mmHgまで加圧します」などのメッセージを出力される。

[0094] このような音声による報知は、カフ圧Pが加圧目標値PMに達するまで継続的に行なわれてもよいし、ステップS70における加圧目標値の算出が行なわれた後一度だけなされてもよいし、また、一度だけなされた後にカフ圧Pが加圧目標値PMに達するまでの間に操作部3が操作されることに応じて報知されるようにすることもできる。

[0095] 図11Aおよび図11Bは、表示によって上記報知が行なわれる場合の、上記表示器4の表示態様の例を示す図である。

[0096] まず、図11Aを参照して、表示器4には、LCD (Liquid Crystal Display) などからなる表示装置401が設けられている。また、表示器4には、操作部3を構成する、電源キー31、測定キー32、左キー33、および右キー34が設けられている。電源キー31は、血圧計1における電源のオ

ン／オフを切換えるためなどの場合に操作され、測定キー 32 は血圧測定処理の開始を指示する際などに操作され、また、左キー 33 および右キー 34 は表示装置 401 に表示された内容の選択の際などに操作される。

[0097] 図 11A では、表示装置 401 において、表示欄 410 には現時点のカフ圧が表示され、表示欄 420 には加圧残り時間を報知するためのメッセージが表示されている。

[0098] 図 11B では、図 11A とは別の表示器 4 の表示態様を示す。表示装置 401 において、上記メッセージを表示する表示欄 420 の代わりに、縦方向に並べられた 9 個のインジケータを含む第 1 表示部 431 と、第 1 表示部 431 に含まれる複数のインジケータの中の加圧終了時に対応するインジケータを指示するために表示される第 2 表示部 432 とが表示されている。

[0099] 本実施の形態の血圧計 1 では、図 11B に示されるような第 1 表示部 431 を用いて加圧残り時間の報知が行なわれる場合、縦方向に並べられた 9 個のインジケータの中の、最も上部にある 1 個のインジケータを除いた 8 個のインジケータについて、加圧残り時間の長さに応じて下から順に表示色を変化させることにより、加圧残り時間の報知が行なわれる。第 2 表示部 432 は、常に、第 1 表示部 431 に含まれるインジケータの中の、加圧残り時間の報知には実質的に利用されないものを除いた中での上部に位置するインジケータ（図 11B に示された例では 2 個目のインジケータ）を指示するように表示される。つまり、本実施の形態では、第 1 表示部 431 において、加圧残り時間の報知に利用されないインジケータ（図 11B に示された例では最も上に位置する 1 個のインジケータ）を除いたインジケータ（図 11B では 8 個のインジケータ）の表示色を、下から順に変更していくことにより、加圧残り時間の報知がなされる。具体的には、ステップ S70 で加圧目標値が算出されてから、初めて、ステップ S90 で算出された加圧残り時間を 8 等分し、そして、8 等分された時間が経過するたびに上記 8 個のインジケータを下から順に 1 つずつ表示色を変更される。図 11B では、第 1 表示部 431 の 9 個のインジケータの中で実質的に報知に利用される 8 個のインジケ

一タの中の、下から4個のインジケータの表示色が初期の表示色から変更されている状態が示されている。

[0100] 以上、図11Aおよび図11Bを参照して説明したように、本実施の形態では、表示によっても、加圧残り時間を報知することができる。なお、このような報知としては、図11Aを参照して説明したように、メッセージ42として直接的に加圧残り時間が報知されてもよいし、図11Bを参照して説明したように、複数のインジケータを用いるなどして、間接的に報知がなされてもよい。

[0101] 第1表示部431では、最も上部にある一部のインジケータは、加圧残り時間の報知には使用されないにもかかわらず、表示されている。これにより、カフ圧が加圧目標値に到達した場合でも、第1表示部431において表示色が変わるのは、実質的に報知に利用されるすべてのインジケータではあるが、第1表示部431のすべてのインジケータではない。つまり、血圧計1においてカフ圧が加圧目標値まで上げられた場合であっても、第1表示部431の一部のインジケータの表示色が変わらないことにより、測定者に対して、当該測定者の血圧測定がカフ圧の上昇について余裕を残した状態で行なわれている、換言すれば、当該測定者の血圧測定における加圧目標値は一般的な血圧測定においてと同程度またはそこまでは達していない、ということを経験者に感じさせることができる。

[0102] 以上説明した本実施の形態では、血圧測定処理において、カフ圧を上昇させる期間中であって、脈波振幅が極大値を呈する前に得られるデータを用いて、つまり、脈波振幅の極大値が検出される前に、脈波情報に基づいてカフ圧の加圧目標値が決定される。そして、加圧目標値が決定されると、当該加圧目標値またはそれに関連した情報（当該加圧目標値までの加圧が終了するまでの残り時間等）が報知される。

[0103] なお、血圧計1では、脈波振幅が極大値を呈する前に得られるデータを用いての加圧目標値の決定に失敗した場合には、脈波振幅の極大値およびそれに対応するカフ圧に基づいて加圧目標値を算出することもできる。

[0104] この場合、たとえば、最低血圧値と脈波振幅の極大値に対応する血圧値の差が、当該極大値に対応する血圧値と最高血圧値との差の2倍であるという関係が利用されて、予測最高血圧値が算出される。つまり、予測最低血圧値と上記極大値に対応するカフ圧を用い、当該関係に従って、予測最高血圧値が算出される。

[0105] 以上説明した本実施の形態によれば、脈波振幅についての包絡線において極大値を示すまでの振幅値に基づいて、測定者の最高血圧値が決定される。

[0106] 今回開示された各実施の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請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味およ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。

産業上の利用可能性

[0107] 本発明によれば、測定者は従来よりも早期に自己の最高血圧値を認識できる。これにより、血圧測定装置を用いた血圧測定時の測定者のストレスを緩和できる。

符号の説明

[0108] 1 血圧計、2 本体、3 操作部、4 表示部、5 測定部、6ハウジング、7 カバー、13 空気袋、20 測定用エア系統、21 ポンプ、22 弁、23 圧力センサ、26 ポンプ駆動回路、27 弁駆動回路、28 増幅器、29 A/D、31 電源キー、32 測定キー、33 左キー、34 右キー、40 CPU、40A ポンプ制御部、40B 弁制御部、40C カフ圧決定部、40D 振幅値算出部、40E 血圧決定部、41 メモリ部、51 スピーカ、52 マイク、401 表示装置、410、420 表示欄、431 第1表示部、432 第2表示部。

請求の範囲

[請求項1]

カフ（７，１３）と、
前記カフ（７，１３）を加圧する加圧部（２１）と、
前記カフ（７，１３）の内部の圧力であるカフ圧を検出する検出部（２３）と、
前記カフ（７，１３）に圧迫されて生じる動脈の容積変化から各脈波の振幅値を算出する算出部（４０）と、
前記算出部が算出する振幅値と、前記算出部が算出する振幅値に対応した前記カフ圧とを、関連付けて記憶する記憶部（４１）とを備え、
前記算出部（４０）は、
前記カフ圧に基づいて被測定者の最高血圧値を決定し、
前記加圧部（２１）が前記カフ（７，１３）を加圧する期間において算出された脈波の振幅値が、対応する前記カフ圧に従って配列されたときの、包絡線を求め、
当該包絡線が極大値を示すまでの振幅値と当該振幅値に対応する前記カフ圧とに基づいて、または、当該振幅値に対応する前記カフ圧に基づいて、被測定者の最高血圧値を決定する、血圧測定装置（１）。

[請求項2]

前記算出部（４０）は、前記包絡線の変曲点の脈波の振幅値に基づいて、最高血圧値を決定する、請求項１に記載の血圧測定装置（１）。

[請求項3]

前記算出部（４０）は、前記包絡線の変曲点の脈波の振幅値に対応する前記カフ（７，１３）の圧力に基づいて、前記カフ（７，１３）の圧力の加圧目標値を決定する、請求項２に記載の血圧測定装置（１）。

[請求項4]

前記算出部（４０）は、
前記包絡線が極大値を示すまでの振幅値に対応する前記カフ圧に

基づいて、前記包絡線の極大値に対応する血圧値を予測し、

前記包絡線の極大値に対応する血圧値と最高血圧値との間の一次の関係を表す情報に基づいて、被測定者の最高血圧値を決定する、請求項 1 ～ 請求項 3 のいずれかに記載の血圧測定装置（1）。

[請求項5]

血圧測定装置のカフの圧力を調整することにより血圧測定を行なうための血圧測定用プログラムを記憶する記憶媒体であって、

前記血圧測定用プログラムは、血圧測定装置が備えるコンピュータに、

前記カフを加圧するステップと、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出するステップと、

前記カフに圧迫されて生じる動脈の容積変化から各脈波の振幅値を算出するステップと、

前記算出した振幅値と、前記算出した振幅値に対応した前記カフ圧とを、関連付けて記憶するステップと、

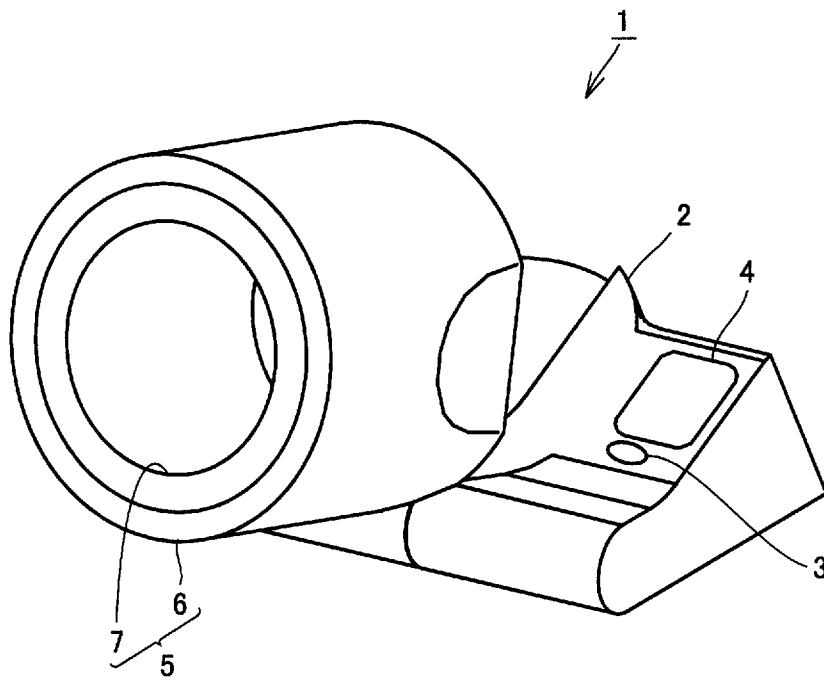
前記カフ圧に基づいて被測定者の最高血圧値を決定するステップとを実行させ、

前記決定するステップは、

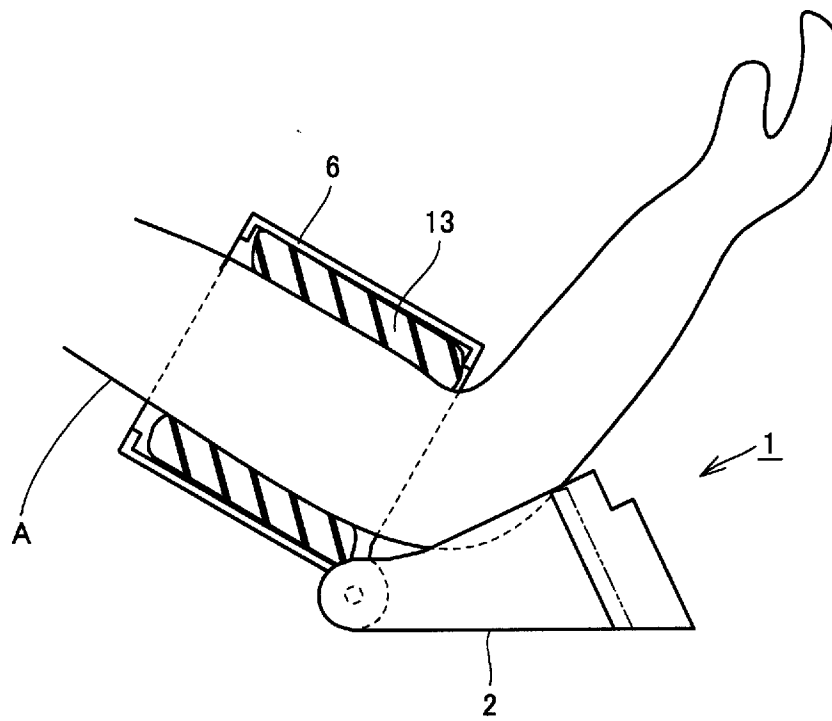
前記カフを加圧する期間における前記算出された脈波の振幅値が、対応する前記カフ圧に従って配列されたときの、包絡線を求めるステップと、

当該包絡線が極大値を示すまでの振幅値と、当該極大値を示すまでの振幅値に対応する前記カフ圧とに基づいて、被測定者の最高血圧値を決定するステップとを実行させる、記憶媒体。

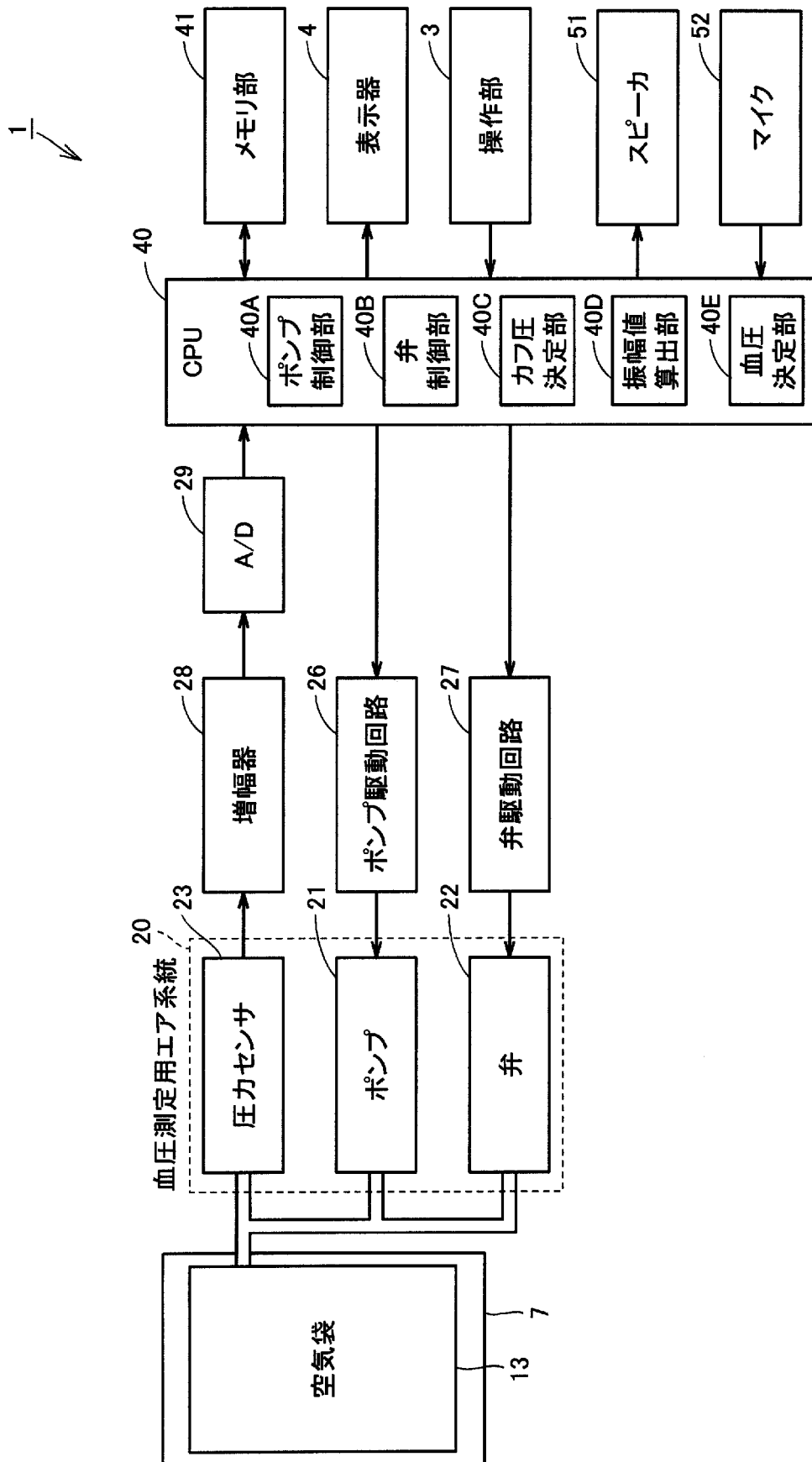
[図1]



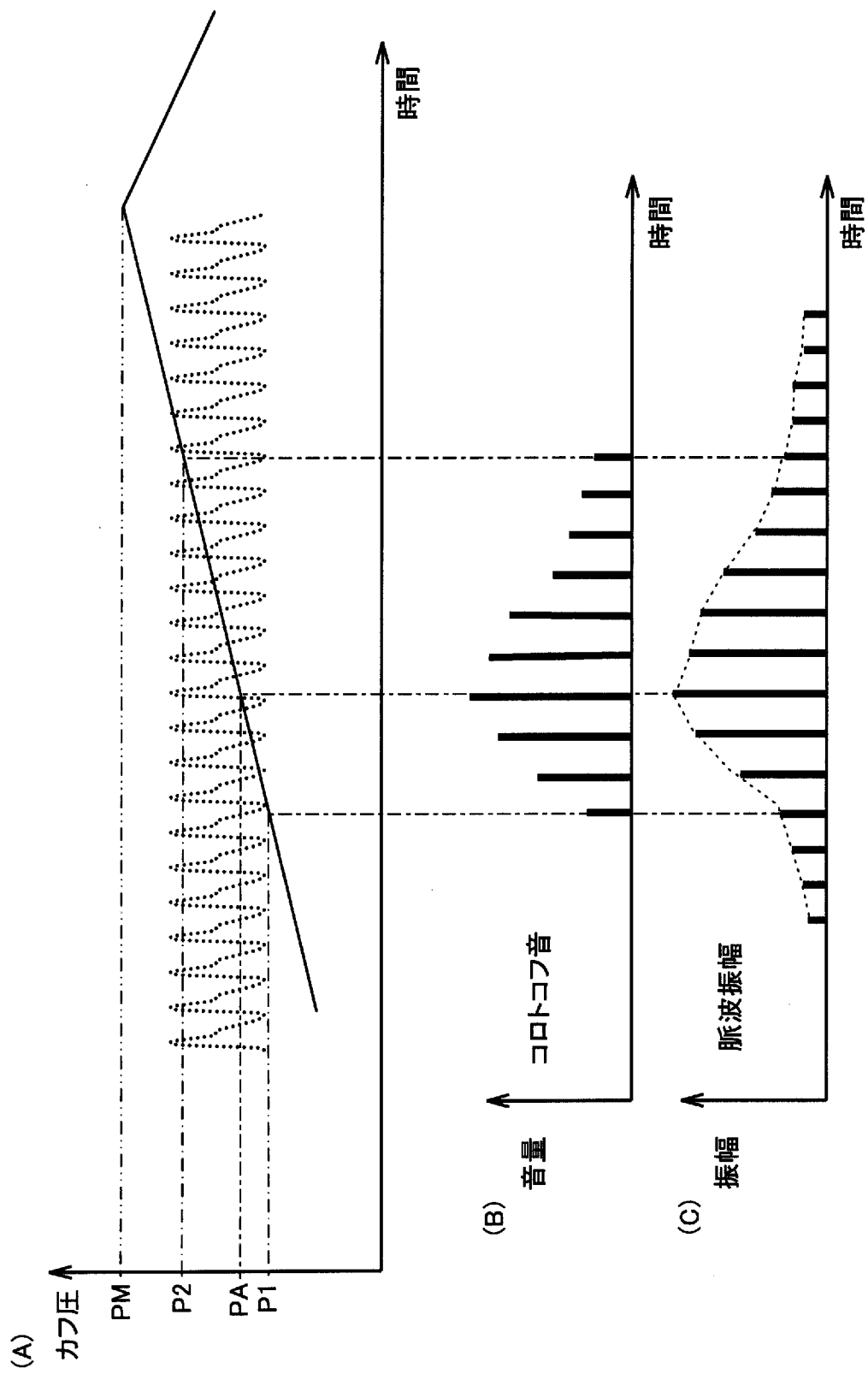
[図2]



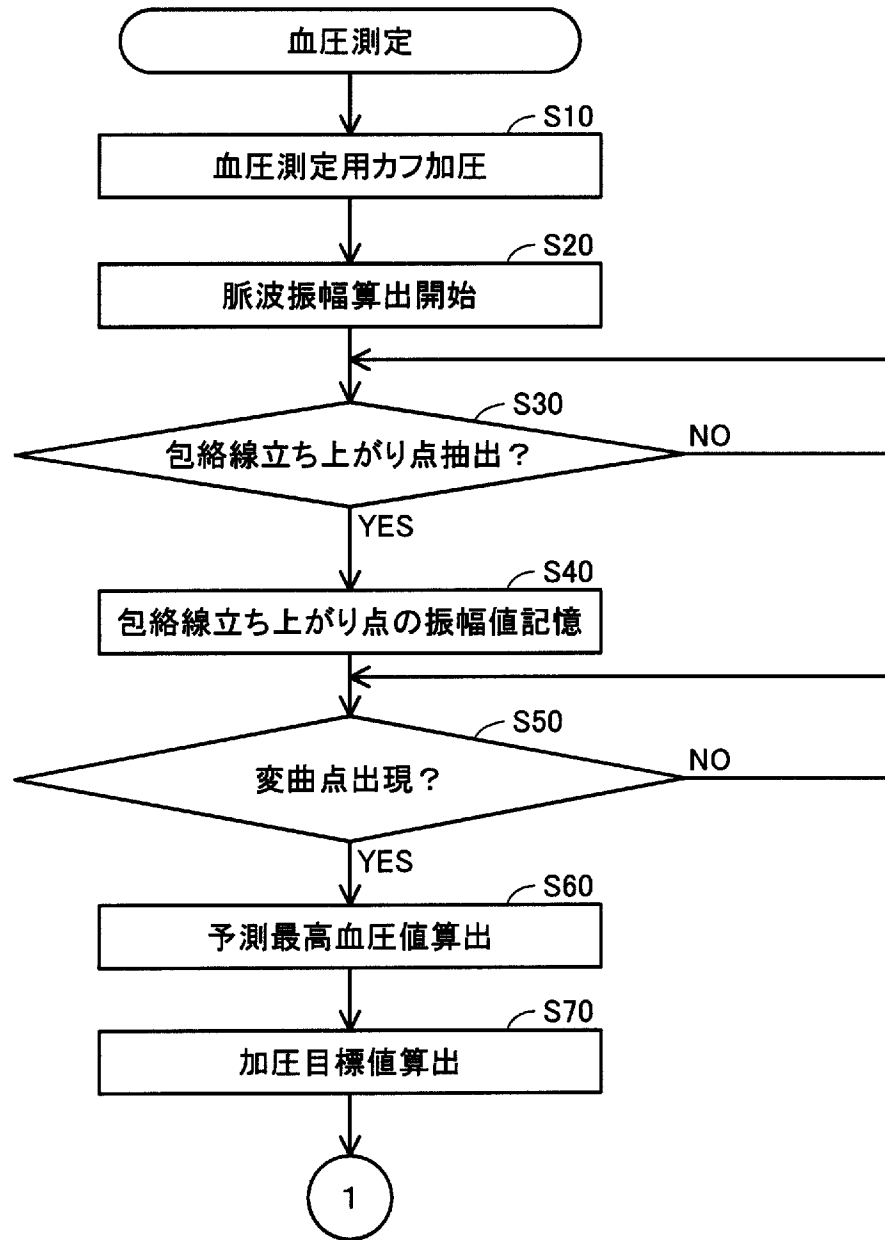
[図3]



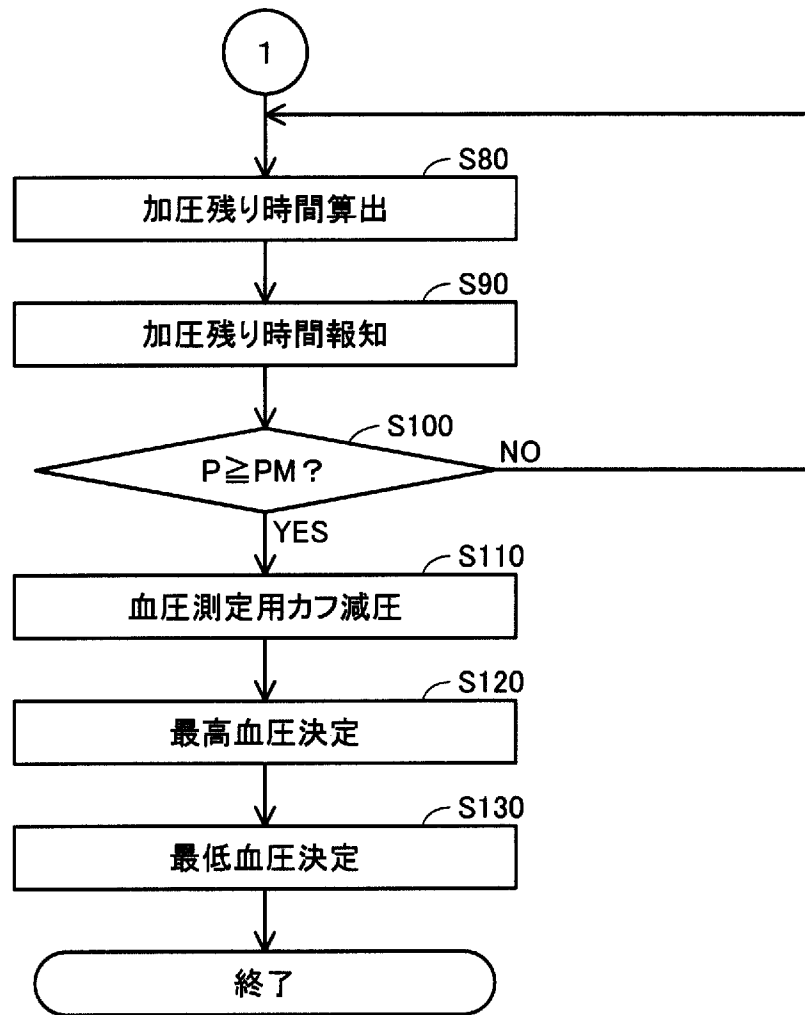
[図4]



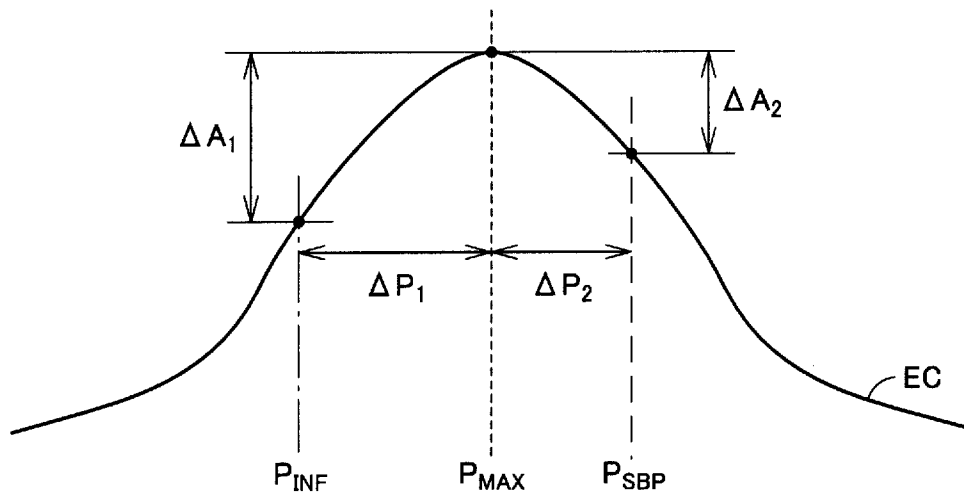
[図5]



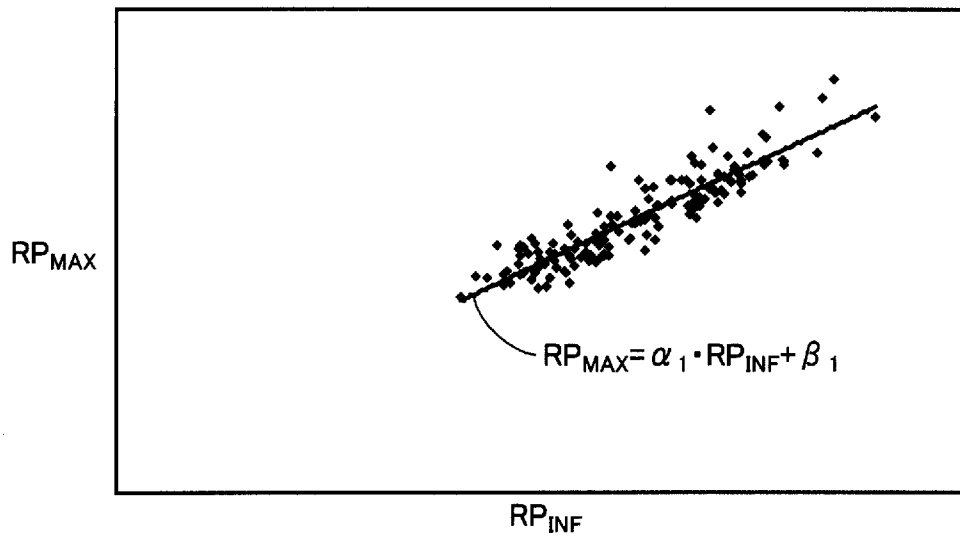
[図6]



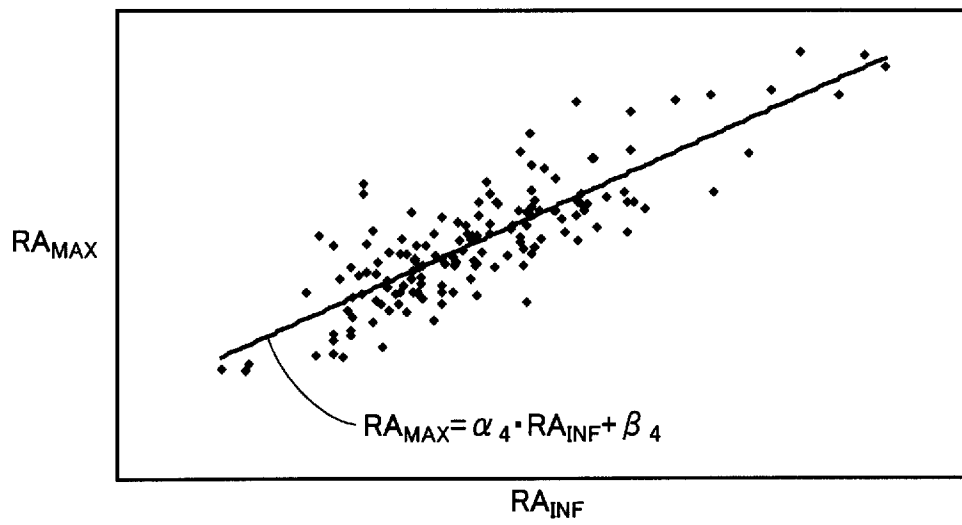
[図7]



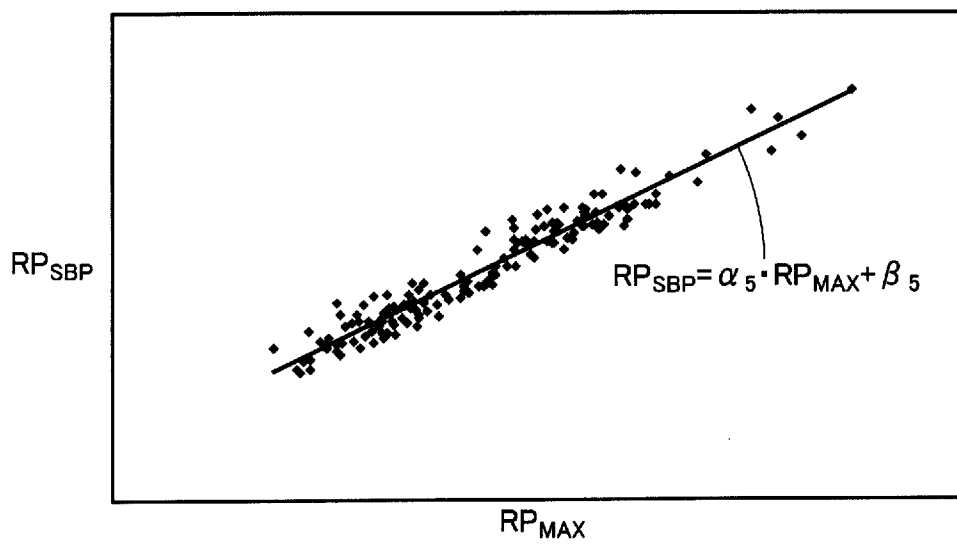
[図8]



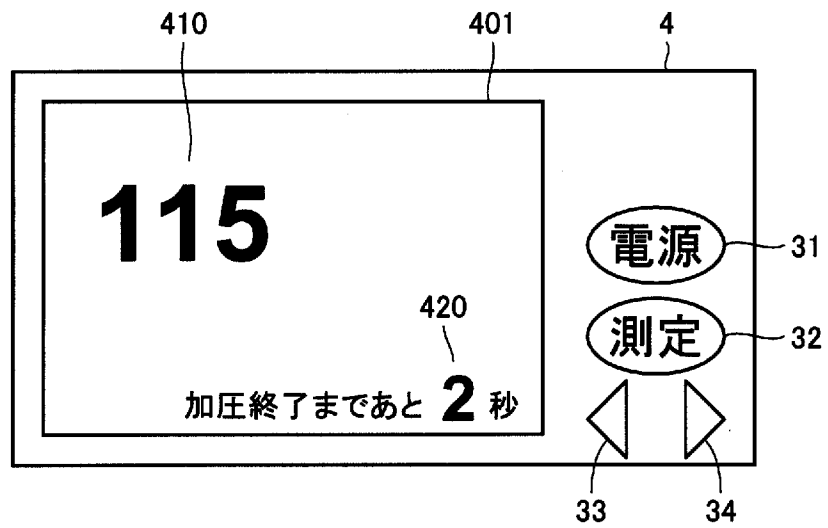
[図9]



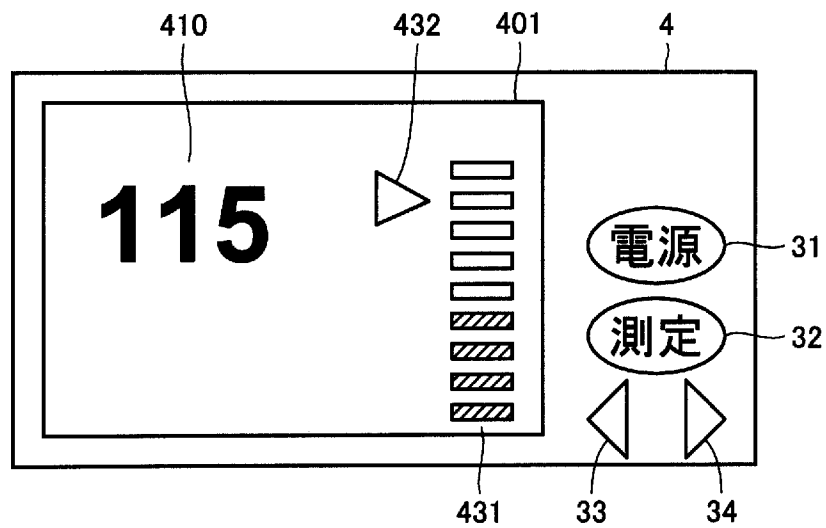
[図10]



[図11A]



[図11B]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/055649

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)

A61B5/022

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	1996-2011
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2011	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2011

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.
X	JP 2009-233011 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 15 October 2009 (15.10.2009), paragraphs [0047] to [0078]; fig. 4, 6 to 8 (Family: none)	1-5
A	JP 2009-233012 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 15 October 2009 (15.10.2009), paragraphs [0052] to [0058]; fig. 4, 6 (Family: none)	1-5
A	JP 9-201341 A (Citizen Watch Co., Ltd.), 05 August 1997 (05.08.1997), entire text; all drawings & EP 787463 A3 & DE 69725196 D & DE 69725196 T	1-5

☐ 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
28 March, 2011 (28.03.11)

Date of mailing of the international search report
12 April, 2011 (12.04.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

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（I P C））

Int.Cl. 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 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 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
X	JP 2009-233011 A（オムロンヘルスケア株式会社）2009.10.15, 段落[0047]-[0078], 第4, 6-8 図（ファミリーなし）	1-5
A	JP 2009-233012 A（オムロンヘルスケア株式会社）2009.10.15, 段落[0052]-[0058], 第4, 6 図（ファミリーなし）	1-5
A	JP 9-201341 A（シチズン時計株式会社）1997.08.05, 全文, 全図 & EP 787463 A3 & DE 69725196 D & DE 69725196 T	1-5

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

2 8 . 0 3 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

1 2 . 0 4 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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）

宮川 哲伸

2 Q

9 2 0 8

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 2 9 2