(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
2010 年 3 月 11 日(11.03.2010)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2010/026862 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01) *A61B 5/0225* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2009/064339

(22) 国際出願日: 2009 年 8 月 14 日(14.08.2009)

(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 2008-225086 2008 年 9 月 2 日(02.09.2008) 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２４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): 山下 新吾 (YAMASHITA, Shingo) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町２４番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 下瀬 陽子 (SHIMOSE, Yoko) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町２４番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 深見 久郎, 外 (FUKAMI, Hisao et al.); 〒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２２階 深見特許事務所 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, 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, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

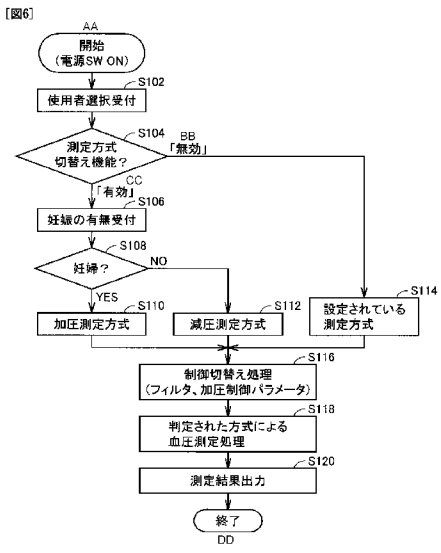
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) **Title**: ELECTRONIC SPHYGMOMANOMETER AND METHOD FOR CONTROLLING BLOOD PRESSURE MEASUREMENT

(54) 発明の名称 : 電子血圧計および血圧測定制御方法

[図6]



AA... START (POWER SWITCH ON)
BB... NOT IN OPERATION
CC... IN OPERATION
DD... END
S102... SELECTION AND RECEPTION OF USER
S104... IS MEASUREMENT METHOD SWITCHING FUNCTION IN OPERATION?
S106... CONFIRMATION OF PREGNANT OR NOT PREGNANT
S108... PREGNANT?
S110... PRESSURE-INCREASING MEASUREMENT METHOD
S112... PRESSURE-DECREASING MEASUREMENT METHOD
S114... SETTING MEASUREMENT METHOD
S116... CONTROL-SWITCHING TREATMENT
(FILTER, PRESSURIZATION CONTROLLING PARAMETER)
S118... BLOOD PRESSURE MEASUREMENT PROCEDURE BY SELECTED METHOD
S120... OUTPUT OF MEASUREMENT DATA

(57) **Abstract**: An electronic sphygmomanometer by which it is determined depending on a subject whether a pressure-decreasing measurement method or a pressure-increasing measurement method is to be used for measuring the blood pressure. In the case where a measurement method switching function is in operation and the subject is pregnant, for example, the pressure-increasing measurement method is selected as the measurement method to be used in the present procedure (S104, S108). In the case where the measurement method switching function is not in operation, a desired measurement method that has been set by the subject is selected as the measurement method to be used in the present procedure (S104, S114). Thus, the blood pressure measurement procedure is conducted by the selected measurement method (S118).

(57) 要約: 電子血圧計は、被測定者に応じて、減圧測定方式および加圧測定方式のいずれの測定方式で血圧を測定するかを判定する。たとえば、測定方式切替え機能が有効であれば、被測定者が妊娠中であれば加圧測定方式を今回の測定方式として決定し（Ｓ１０４，Ｓ１０８）、測定方式切替え機能が無効であれば、被測定者が予め設定した希望の測定方式を今回の測定方式として判定する（Ｓ１０４，Ｓ１１４）。これにより、判定された測定方式による血圧測定処理が実行される（Ｓ１１８）。

WO 2010/026862 A1

(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, 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)）

明　細　書

発明の名称 ： 電子血圧計および血圧測定制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、電子血圧計および血圧測定制御方法に関し、特に、オシロメトリック法に従い血圧を測定する電子血圧計および血圧測定制御方法に関する。

背景技術

[0002] 近年、血圧の測定は、医療機関での測定だけでなく、自宅での日常の管理が重要であることが認められている。また、時間帯による血圧変動を把握することで、早朝高血圧など、早朝に発生確率の高い心血管系の合併症などの診断にも用いられている。

[0003] オシロメトリック法に従い血圧を測定する血圧計としては、加圧中に血圧を測定するタイプ（以下「加圧測定方式」という）のものと、減圧中に血圧測定するタイプ（以下「減圧測定方式」という）のものと両方が存在する。一般的に、どちらの方式で測定したとしても、同じ測定値が得られるといわれており、血圧計にはいずれか１つの測定方式だけが搭載されている。

[0004] これに対し、特開２００１－３０９８９５号公報（特許文献１）では、２つの測定方式を切替えて測定可能であることが記載されている。具体的には、うっ血による血圧の誤測定を防止するために、腕帯による動脈止血での血圧測定時に、腕帯より末梢側で静脈相対圧を測定し、動脈圧値と静脈相対圧の差が所定値以下であれば、再測定を促す。そして、再測定の際には、測定方式を減圧測定方式から加圧測定方式に切替えることが記載されている。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開２００１－３０９８９５号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 上述のように、加圧測定方式と減圧測定方式とのどちらで測定したとしても大抵同様の測定結果が得られることから、従来の血圧計では、どちらかの測定方式しか搭載されていない。特開２００１－３０９８９５号公報（特許文献１）の発明のように、両方の測定方式が搭載されていたとしても、減圧測定方式で測定して測定値に信頼性がない場合にのみ加圧方式に切り替えることしか提案されていない。

[0007] したがって、従来の技術では、被測定者に応じて柔軟に測定方式を切替えることができない。

[0008] 本発明は、上記のような問題を解決するためになされたものであって、その目的は、被測定者ごとに適した測定方式で血圧を測定することができる電子血圧計および血圧測定制御方法を提供することである。

課題を解決するための手段

[0009] この発明のある局面に従う電子血圧計は、オシロメトリック法に従い血圧を測定するための電子血圧計であって、所定の測定部位に巻き付けるためのカフと、カフ内の圧力を加圧および減圧により調整するための調整ユニットと、カフ内の圧力を表わすカフ圧を検出するための圧力検出部と、血圧を測定する制御を行なうための制御部とを備える。制御部は、被測定者に応じて、減圧測定方式および加圧測定方式のいずれの測定方式で血圧を測定するかを判定するための判定部と、判定部により減圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、減圧過程で血圧の測定処理を行なうための第１の測定処理部と、判定部により加圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、加圧過程で血圧の測定処理を行なうための第２の測定処理部とを含む。

[0010] 好ましくは、ユーザからの入力情報を受け付けるための入力受付部をさらに備え、判定部は、入力情報に基づいて測定方式を判定する。

[0011] 好ましくは、入力受付部は、入力情報として被測定者が妊婦であるか否かの情報を受付け、判定部は、被測定者が妊婦である場合に、加圧測定方式と判定する。

[0012] 好ましくは、入力受付部は、入力情報として被測定者の腕が太いか否かの

情報を受付け、判定部は、被測定者の腕が太い場合に、加圧測定方式と判定する。

[0013] 好ましくは、第１の測定処理部および第２の測定処理部で測定された過去の血圧値を記憶するための記憶部をさらに備え、判定部は、記憶部に記憶された過去の血圧値に基づいて、減圧測定方式および加圧測定方式のうち測定時間が短くなると推定される方の測定方式を被測定者の測定方式として判定する。

[0014] 好ましくは、第１の測定処理部および第２の測定処理部で測定された過去の血圧値を記憶するための記憶部をさらに備え、判定部は、記憶部に記憶された過去の血圧値に基づいて、減圧測定方式および加圧測定方式のうち圧迫による苦痛が少なくなると推定される方の測定方式を被測定者の測定方式として判定する。

[0015] 好ましくは、判定部は、被測定者の最高血圧が所定値以上である場合に加圧測定方式と判定する。

[0016] 好ましくは、被測定者により測定方式の自動切替え機能が無効に設定されていた場合には、優先的に被測定者が予め設定した測定方式を被測定者の測定方式と判定する。

[0017] 好ましくは、血圧の測定結果を表示するための表示部をさらに備え、表示部は、減圧測定方式および加圧測定方式のうち測定に用いられた方の方式を特定するための情報をさらに表示する。

[0018] 好ましくは、判定部は、第１の測定処理部および第２の測定処理部の両方の測定結果を比較することにより、被測定者に応じた測定方式を判定する。

[0019] 好ましくは、第１の測定処理部は、減圧過程よりも速い速度での加圧過程で最高血圧が推定された場合に、徐速での減圧制御に移行する。

[0020] 好ましくは、第２の測定処理部は、徐速での加圧過程で最高血圧が検出された場合に、急速で減圧する。

[0021] この発明の他の局面に従う血圧測定制御方法は、オシロメトリック法に従い血圧の測定を制御する方法であって、被測定者に応じて、減圧測定方式お

よび加圧測定方式のいずれの測定方式で血圧を測定するかを判定するステップと、減圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、減圧過程で血圧の測定処理を行なうステップと、加圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、加圧過程で血圧の測定処理を行なうステップとを備える。

[0022] なお、上記電子血圧計において、判定部は、測定時間が短くなると推定される方の測定方式を被測定者の測定方式として判定するために、被測定者の最高血圧が所定値以上である場合に、減圧測定方式と判定することも望ましい。また／または、判定部は、被測定者の脈圧が所定値以上である場合に、加圧測定方式と判定することも望ましい。

発明の効果

[0023] 本発明によると、減圧測定方式および加圧測定方式のうち、被測定者ごとに適した測定方式で血圧を測定することができる。

図面の簡単な説明

[0024] [図1]本発明の実施の形態１に係る電子血圧計の外観斜視図である。

[図2]本発明の実施の形態１に係る電子血圧計のハードウェア構成を表わすブロック図である。

[図3]本発明の実施の形態１におけるフラッシュメモリのデータ構造の一例を示す図である。

[図4]本発明の実施の形態１のフラッシュメモリにおける測定方式管理テーブルのデータ構造の一例を示す図である。

[図5]本発明の実施の形態１における電子血圧計の機能構成を示す機能ブロック図である。

[図6]本発明の実施の形態１における血圧測定制御の流れを示すフローチャートである。

[図7]図６のステップＳ１０６で表示される画面の一例を示す図である。

[図8]本発明の実施の形態２における血圧測定制御の概念的な流れを示すフローチャートである。

[図9]（ａ），（ｂ）は、加圧測定方式および減圧測定方式それぞれによる最

大圧力値の違いを示す図である。

[図10]（ａ），（ｂ）は、最高血圧が高い場合の加圧測定方式および減圧測定方式それぞれの測定時間の違いを示す図である。

[図11]本発明の実施の形態２における血圧測定制御の具体例１の流れを示すフローチャートである。

[図12]（ａ），（ｂ）は、脈圧が高い場合の減圧測定方式および加圧測定方式それぞれの測定時間の違いを示す図である。

[図13]本発明の実施の形態２における血圧測定制御の具体例２の流れを示すフローチャートである。

[図14]（ａ），（ｂ）は、減圧測定方式の場合の腕周（測定部位の周囲長）の違いによる測定時間の影響を説明するための図である。

[図15]本発明の実施の形態２の変形例における血圧測定制御を示すフローチャートである。

[図16]図１５のステップＳ２３６で表示される画面の一例を示す図である。

[図17]本発明の実施の形態３における推奨測定方式の決定処理を示すフローチャートである。

発明を実施するための形態

[0025] 本発明の実施の形態について図面を参照しながら詳細に説明する。なお、図中同一または相当部分には同一符号を付してその説明は繰返さない。

[0026] ［実施の形態１］

＜外観および構成＞

はじめに、本発明の実施の形態１に係る電子血圧計（以下「血圧計」と略す）の外観および構成について説明する。

[0027] （外観について）

図１は、本発明の実施の形態１に係る血圧計１の外観斜視図である。血圧計１は、オシロメトリック法に従い血圧を測定する。

[0028] 図１を参照して、血圧計１は、本体部１０と、被測定者の所定の測定部位（たとえば上腕）に巻き付け可能なカフ２０と、本体部１０およびカフ２０

とを接続するエアチューブ３１とを備える。本体部１０の表面には、たとえば液晶等により構成される表示部４０と、ユーザ（代表的に被測定者）からの指示を受付けるための操作部４１とが配置されている。

[0029] 操作部４１は、たとえば、電源をＯＮまたはＯＦＦするための指示の入力を受付ける電源スイッチ４１Ａと、測定開始の指示を受付けるための測定スイッチ４１Ｂと、各種の設定処理や記憶値読出しの指示を受付けるための設定スイッチ４１Ｃと、カーソルスイッチ４１Ｄとを有する。

[0030] （ハードウェア構成について）

図２は、本発明の実施の形態１に係る血圧計１のハードウェア構成を表わすブロック図である。

[0031] 図２を参照して、血圧計１のカフ２０は、空気袋２１を含む。空気袋２１は、エアチューブ３１を介して、エア系３０に接続される。

[0032] 本体部１０は、上述の表示部４０および操作部４１に加え、エア系３０と、各部を集中的に制御し、各種演算処理を行なうためのＣＰＵ（Central Processing Unit）１００と、ＣＰＵ１００に所定の動作をさせるプログラムや各種データを記憶するためのメモリ部４２と、測定された血圧を記憶するための不揮発性メモリ（たとえばフラッシュメモリ）４３と、ＣＰＵ１００に電力を供給するための電源４４と、計時動作を行なう計時部４５と、外部よりデータの入力を受付けるためのデータ入出力部４６とを含む。

[0033] エア系３０は、空気袋２１内の圧力（カフ圧）を検出するための圧力センサ３２と、カフ圧を加圧するために、空気袋２１に空気を供給するためのポンプ５１と、空気袋２１の空気を排出しまたは封入するために開閉される弁５２とを含む。

[0034] 本体部１０は、上記エア系３０に関連して、発振回路３３と、ポンプ駆動回路５３と、弁駆動回路５４とをさらに含む。

[0035] 圧力センサ３２は、たとえば静電容量形の圧力センサであり、カフ圧により容量値が変化する。発振回路３３は、圧力センサ３２の容量値に応じた発振周波数の信号をＣＰＵ１００に出力する。ＣＰＵ１００は、発振回路３３

から得られる信号を圧力に変換し圧力を検知する。ポンプ駆動回路５３は、ポンプ５１の駆動をＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいて制御する。弁駆動回路５４は弁５２の開閉制御をＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいて行なう。

[0036] ポンプ５１、弁５２、ポンプ駆動回路５３および弁駆動回路５４は、カフ圧を調整するための調整ユニット５０を構成する。なお、カフ圧を調整するためのデバイスは、これらに限定されるものではない。

[0037] データ入出力部４６は、たとえば、着脱可能な記録媒体１３２からプログラムやデータの読み出しおよび書き込みをする。また／あるいは、データ入出力部４６は、外部の図示しないコンピュータから通信回線を介してプログラムやデータの送受信ができてもよい。

[0038] なお、カフ２０には空気袋２１が含まれることとしたが、カフ２０に供給される流体は空気に限定されるものではなく、たとえば液体やゲルであってもよい。あるいは、流体に限定されるものではなく、マイクロビーズなどの均一な微粒子であってもよい。

[0039] （機能の概要および機能構成について）

本実施の形態における血圧計１の具体的な機能構成の説明に先立ち、血圧計１の機能の概要を説明する。

[0040] 従来の腕用の電子血圧計では、歴史的背景等より減圧測定方式が一般的である。これに対し、手首用の電子血圧計では、ポンプの流量の制限（コンポーネントを小さくすることが望まれている）などにより加圧測定方式が一般的である。通常、どちらの測定方式で測ったとしてもその結果に差はないといわれているため、どちらか一方の測定方式しか搭載されていない。

[0041] しかし、先般、妊婦では加圧測定方式の方が精度良く血圧が測定できるとの研究結果が公表された（"Inflationary oscillometry provides accurate measurement of blood pressure in pre-eclampsia" Moneli Golara, Amanda Benedict, Clare Jones, Manjit Randhawa, Lucilla Poston, Andrew H.Shennan, BJOG: an international Journal of Obs

tetrics and Gynaecology, October 2002, Vol. 109, pp.1143-1147）。

[0042] したがって、妊婦でも血圧を正確に測ろうとすれば加圧方式がよいということになる。しかし、減圧測定方式がスタンダードであることなどから、減圧測定方式を好むユーザもいる。

[0043] そこで、本実施の形態における血圧計１は、減圧測定アルゴリズムと加圧測定アルゴリズムの両方を搭載する。そして、ユーザ（代表的に被測定者）の入力情報に基づいて、被測定者に適した測定方式での血圧測定を可能とする。以下の説明において、便宜上、血圧計１のユーザ（被測定者）は複数存在することと仮定するが、血圧計１のユーザは１人であってもよい。

[0044] 図３は、本発明の実施の形態１におけるフラッシュメモリ４３のデータ構造の一例を示す図である。

[0045] 図３を参照して、フラッシュメモリ４３は、使用者情報記憶部４３Ａと、測定結果記憶部４３Ｂとを含む。使用者情報記憶部４３Ａには、測定方式管理テーブル４３１が格納されている。

[0046] 図４は、測定方式管理テーブル４３１のデータ構造の一例を示す図である。

図４を参照して、測定方式管理テーブル４３１は、たとえば、３つの項目すなわち、「ユーザＩＤ」の項目７１と、「測定方式切替え機能」の項目７２と、「希望測定方式」の項目７３とで構成される。ユーザＩＤの項目７１には、被測定者の識別情報が格納される。測定方式切替え機能の項目７２には、「有効」または「無効」が格納される。希望測定方式の項目７３には、「加圧測定方式」と「減圧測定方式」とのうちいずれか一方の方式が格納される。なお、項目７３には、測定方式切替え機能の項目７２が無効の場合にのみいずれかの測定方式の情報が格納されてもよい。

[0047] このような被測定者ごとの設定情報は、予めユーザにより入力されているものとする。

再び図３を参照して、測定結果記憶部４３Ｂには、複数の測定結果データ

Ｍｉ（ｉ＝１，２，…，ｎ）が格納される。測定結果データＭｉは、測定日時を表わす日時データＤＴｉと、最高血圧を表わす最高血圧データＳＹＳｉと、最低血圧を表わす最低血圧データＤＩＡｉと、脈拍数を表わす脈拍数データＰＬＳｉと、ユーザ識別情報を表わすユーザＩＤデータＵＩｉとを含む。このように、測定ごとに、測定値（最高血圧、最低血圧、脈波数）とユーザ識別情報とが対応付けられて記憶される。なお、測定値とユーザ識別情報とが対応付けられていれば、このような格納形式に限定されない。

[0048] 図５は、本発明の実施の形態１における血圧計１の機能構成を示す機能ブロック図である。

[0049] 図５を参照して、ＣＰＵ１００は、選択受付部１０２と、判定処理部１０４と、減圧測定処理部１０６と、加圧測定処理部１０８とを含む。なお、図５には、説明を簡単にするために、ＣＰＵ１００の有する各部との間で直接的に信号を授受する周辺のハードウェアのみ示されている。

[0050] 選択受付部１０２は、操作部４１を介してユーザの選択を受け付ける。より具体的には、操作部４１からの信号に基づいて、予め設定された複数のユーザ識別情報のうち今回の被測定者のユーザ識別情報の選択を受付ける。これにより、今回の被測定者が特定される。

[0051] 判定処理部１０４は、特定された被測定者に応じて、減圧測定方式および加圧測定方式のうちいずれの測定方式で血圧を測定するかを判定する。具体的には、測定方式管理テーブル４３１の内容および操作部４１からの入力情報に基づいて、被測定者ごとに測定方式を判定する。本実施の形態において、入力情報は、被測定者の生体的条件に関する情報であり、より特定的には妊娠の有無の情報である。

[0052] 本実施の形態では、ユーザが測定方式切替え機能を無効に設定している場合には、ユーザ所望の測定方式を今回の測定方式として判定する。また、ユーザが測定方式切替え機能を有効に設定している場合には、被測定者が妊娠中であれば測定精度を高度に保つことのできる加圧測定方式を今回の測定方式として判定する。これにより、被測定者に適した（また、被測定者の生体

的条件に適した）測定方式を測定毎に設定することができる。

[0053] 減圧測定処理部１０６は、発振回路３３および調整ユニット５０と接続され、減圧過程で血圧の測定処理を行なう。減圧測定処理部１０６は、判定処理部１０４により減圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、処理を開始する。なお、減圧測定処理部１０６による処理は、公知の手法により実現されてよい。本実施の形態においては、たとえば、所定値（たとえば２００mmHg）まで高速に加圧し、所定値に達すると、加圧を停止して減圧制御に移行する。そして、徐速での減圧過程において、発振回路３３からの出力信号に基づいて、カフ圧に重畳した脈波振幅に所定のアルゴリズムを適用することにより、最高血圧および最低血圧を測定（算出）する。なお、加圧時の速度は、少なくとも減圧時の速度よりも速い。

[0054] 加圧測定処理部１０８は、発振回路３３および調整ユニット５０と接続され、加圧過程で血圧の測定処理を行なう。加圧測定処理部１０８は、判定処理部１０４により加圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、処理を開始する。なお、加圧測定処理部１０８による処理も、公知の手法により実現されてよい。本実施の形態においては、たとえば、徐速での加圧過程において、発振回路３３からの出力信号に基づいて、カフ圧に重畳した脈波振幅に所定のアルゴリズムを適用することにより、最高血圧および最低血圧を測定（算出）する。そして、最高血圧および最低血圧が算出されると、加圧を停止して急速排気する。

[0055] 減圧測定処理部１０６および加圧測定処理部１０８により測定された血圧値は、測定結果記憶部４３Ｂおよび表示部４０に出力される。

[0056] なお、各機能ブロックの動作は、メモリ部４２中に格納されたソフトウェアを実行することで実現されてもよいし、少なくとも１つについては、ハードウェアで実現されてもよい。

[0057] ＜動作について＞

次に、本実施の形態における血圧計１の動作について説明する。

[0058] 図６は、本発明の実施の形態１における血圧測定制御の流れを示すフロー

チャートである。図６のフローチャートに示す処理は、予めプログラムとしてメモリ部４２に格納されており、ＣＰＵ１００がこのプログラムを読み出して実行することにより、血圧測定制御の機能が実現される。

[0059] 図６を参照して、ユーザにより電源スイッチ４１Ａが押下されると、選択受付部１０２は、ユーザ選択を受付ける（ステップＳ１０２）。具体的には、たとえば、選択受付部１０２は、表示部４０に、複数のユーザ識別情報（たとえばユーザＡ，Ｂ，・・・）を表示し、ユーザにいずれか１つを選択させる。

[0060] 次に、判定処理部１０４は、測定方式管理テーブル４３１を参照し、今回の被測定者すなわち、選択されたユーザ識別情報により特定される被測定者が、測定方式切替え機能を有効に設定していたか否かを判断する（ステップＳ１０４）。つまり、選択されたユーザ識別情報に対応する測定方式切替え機能の項目７２に「有効」との情報が格納されているか否かを判断する。

[0061] 有効が設定されていると判断された場合（ステップＳ１０４において「有効」）、ステップＳ１０６に進む。一方、無効が設定されていると判断された場合（ステップＳ１０４において「無効」）、ステップＳ１１４に進む。

[0062] ステップＳ１０６において、判定処理部１０４は、ユーザから、妊娠の有無の入力を受付ける。

[0063] 図７は、図６のステップＳ１０６で表示される画面の一例を示す図である。

図７を参照して、表示部４０には、たとえば、「あなたは妊娠中ですか？」というメッセージが表示され、「ＹＥＳ」を示すボタン４０１と「ＮＯ」を示すボタン４０２とが表示される。

[0064] 判定処理部１０４は、被測定者が妊婦である、すなわち、ＹＥＳボタン４０１が押下されたと判断した場合（ステップＳ１０８においてＹＥＳ）、被測定者に応じた測定方式は、加圧測定方式であると判定する（ステップＳ１１０）。これは、上述のように、妊婦の場合、加圧測定方式の方が精度良く血圧を測定できるからである。

[0065] 一方、被測定者が妊婦ではない、すなわち、ＮＯボタン４０２が押下されたと判断された場合（ステップＳ１０８においてＮＯ）、測定方式を減圧測定方式と判定する（ステップＳ１１２）。ここで減圧測定方式と判定したのは、本実施の形態における血圧計１のデフォルト（初期設定）の測定方式が減圧測定方式であるからである。

[0066] なお、妊婦でない場合には、基本的にいずれの測定方式でも測定結果に差異はないため、必ずしも減圧測定方式でなくてもよい。したがって、妊婦でない場合には、ユーザにいずれの測定方式を希望するかを選択させてもよい。

[0067] あるいは、たとえば、測定方式管理テーブル４３１において、測定方式切替え機能が有効である場合にも、希望測定方式の項目７３に、いずれか一方の測定方式の情報が格納されているとする。その場合には、希望測定方式に従った方式が、今回の測定方式と判定されてもよい。

[0068] ステップＳ１１４において、判定処理部１０４は、予め設定されている測定方式、すなわち、測定方式管理テーブル４３１の希望測定方式の項目７３に格納されている測定方式を、被測定者に適した測定方式として判定する。

[0069] ステップＳ１１０、Ｓ１１２、またはＳ１１４の処理が終わると、制御切替え処理を実行し（ステップＳ１１６）、判定された方式による血圧測定処理を実行する（ステップＳ１１８）。

[0070] 上記ステップＳ１１６では、たとえば、加圧過程におけるフィルタ処理の挿入／削除や、制御パラメータの変更が行なわれる。減圧測定方式の場合、加圧過程では発振回路３３からの信号に対するフィルタ処理（ポンプ５１の駆動音のノイズ除去）は必要ではないが、加圧測定方式の場合には必要である。また、加圧測定方式の場合は徐速で加圧するが、減圧測定方式の場合は加圧測定方式の場合よりも高速で加圧する必要があるため、制御パラメータが変更される。

[0071] 上記ステップＳ１１８では、判定された方式が減圧測定方式であれば、減圧測定処理部１０６による処理が実行される。判定された方式が加圧測定方

式であれば、加圧測定処理部１０８による処理が実行される。

[0072] なお、ステップＳ１１６で制御切替え処理が実行されるのは、（被測定者にかかわらず）前回測定の際の制御パラメータ等がフラッシュメモリ４３の所定の領域に記憶されていることを前提にしているからであり、この処理は必須ではない。つまり、測定の度に、判定された測定方式に対応するプログラムをメモリ部４２から読出して、各処理を実行することとしてもよい。

[0073] いずれかの測定方式にて血圧が測定されると、その測定結果がフラッシュメモリ４３および表示部４０に出力される（ステップＳ１２０）。

[0074] 以上で、本実施の形態における血圧測定制御は終了される。

このように、本実施の形態によると、測定方式切替え機能が有効とされていれば、被測定者が妊婦である場合には、加圧測定方式にて血圧が測定される。したがって、被測定者が妊婦であってもそうでなくても、精度良く血圧を測定することができる。

[0075] また、妊婦であっても、加圧測定方式では不快に感じる被測定者もいる。本実施の形態では、測定方式切替え機能の有効／無効をユーザに予め設定させ、無効の場合には、妊娠の有無にかかわらず希望の測定方式が採用できる。したがって、被測定者ごとに柔軟に測定方式を決定することができる。

[0076] なお、本実施の形態では、測定方式切替え機能の有効／無効を予め設定させることとしたが、限定的ではない。たとえば、はじめに、妊娠の有無を判断し、妊娠中でないと判断された場合に、測定方式管理テーブル４３１に記憶された希望測定方式を今回の測定方式として判断してもよい。

[0077] または、測定方式管理テーブル４３１自体も必須ではなく、妊娠中でないと判断された場合に、毎回、どちらが希望か選択させてもよい。

[0078] また、本実施の形態では、毎回、妊娠中か否かをユーザに選択させることとしたが、測定方式管理テーブル４３１に、このような情報をさらに記憶させておいてもよい。その場合、測定が開始されると、上記ステップＳ１０６において、ユーザに対応する妊娠の有無の情報を読出し、その情報に基づいて、ユーザが妊婦であるか否かの判定（Ｓ１０８）を行なってもよい。

[0079] ［実施の形態２］

次に、本発明の実施の形態２について説明する。

[0080] 上記実施の形態１では、測定精度の観点から測定方式を判定した。これに対し、本実施の形態では、測定時間の観点から測定方式を判定する。「測定時間」とは、カフの加圧が開始されてからカフの減圧が終了するまでの時間をいう。

[0081] 本実施の形態における血圧計の構成および基本的な動作は、上記実施の形態１と同様である。したがって、ここでも、実施の形態１で用いた符号を用いて説明する。

[0082] 以下に、実施の形態１と異なる部分のみ説明する。

図８は、本発明の実施の形態２における血圧測定制御の概念的な流れを示すフローチャートである。なお、図６のフローチャートと同様の処理については同じステップ番号を付してある。したがって、それらについての説明は繰返さない。

[0083] 図８を参照して、図６のステップＳ１０６およびＳ１０８の処理に代えて、それぞれ、ステップＳ２０６およびＳ２０８の処理が実行される。また、ステップＳ１１６の処理に代えてステップＳ１１６Ａの処理が実行される。

[0084] ステップＳ１０４において「有効」と判断されると、判定処理部１０４は、たとえば、測定結果記憶部４３Ｂに記憶された、ユーザの過去の測定値に基づいて、測定時間のシミュレーションを実行する（ステップＳ２０６）。そして、測定時間が短い方の方式が加圧測定方式であればステップＳ１１０に進み、測定時間が短い方の方式が減圧測定方式であればステップＳ１１２に進む。

[0085] 本実施の形態において、減圧測定処理部１０６は、加圧過程で最高血圧を推定し、最高血圧が推定された場合に、徐速での減圧制御に移行するものとする。また、加圧測定処理部１０８は、徐速での加圧過程で最高血圧が検出された場合に、急速で減圧、すなわち、排気するものとする。これらのことについて図９を参照してより詳細に説明する。

[0086] 図９は、加圧測定方式および減圧測定方式それぞれによる最大圧力値の違いを示す図である。図９（ａ）には、加圧測定方式での制御圧力値が時間軸に沿って示されている。図９（ｂ）は、減圧測定方式での制御圧力値が時間軸に沿って示されている。

[0087] 図９（ａ）を参照して、加圧測定方式では、加圧過程において血圧を測定するため、徐速でかつ、所定時間当りの圧力変化量を一定にして加圧制御される。加圧制御に並行して、リアルタイムで血圧値すなわち、最低血圧および最高血圧が測定（算出）される。そして、最高血圧が算出されると加圧制御を停止し、急速での減圧に移行する。加圧過程で算出された最高血圧を圧力値ＳＹＳと表わすと、最大圧力値ＭＡＸａは圧力値ＳＹＳとほとんど変わらない値となる。

[0088] 図９（ｂ）を参照して、減圧測定方式では、減圧過程において血圧を測定するため、減圧過程での速度（所定時間当りの圧力変化量）よりも加圧過程での速度の方が速くなるように制御される。加圧制御に並行して、最高血圧が推定される。最高血圧が推定されると、推定最高血圧＋所定値（たとえば４０ｍｍＨｇ）となった時点で加圧制御を停止し、徐速での減圧に移行する。加圧過程で推定された最高血圧を圧力値Ｅ＿ＳＹＳと表わすと、圧力値Ｅ＿ＳＹＳより所定値だけ高い圧力値ＭＡＸｂにて停止する。

[0089] したがって、ステップＳ１１６Ａでは、いずれの測定方式でも加圧過程において血圧の検出処理を実行するため、加圧過程でのフィルタの切替えは行なわなくてもよい。

[0090] 以下に、本実施の形態における血圧測定制御の具体例について説明する。

（具体例１）

図１０は、最高血圧が高い場合の加圧測定方式および減圧測定方式それぞれの測定時間の違いを示す図である。図１０（ａ）には、加圧測定方式で測定した場合の制御圧力値が時間軸に沿って示されている。図１０（ｂ）には、減圧測定方式で測定した場合の制御圧力値が時間軸に沿って示されている。

[0091] 最高血圧が高い被測定者に対し、加圧測定方式を適用すると、最高血圧が検出されるまで等速で（かつ徐速で）加圧されるため、一気に最高血圧付近まで加圧する減圧測定方式に比べて測定時間が長くなる。したがって、最高血圧が所定値以上である被測定者に対しては、加圧測定方式がデフォルトの測定方式であったとしても、減圧測定方式に切替えることで、測定時間を短縮することができる。

[0092] 本実施の形態の具体例１では、このような視点にて測定方式が判定される。

図１１は、本発明の実施の形態２における血圧測定制御の具体例１の流れを示すフローチャートである。図１１では、図８のステップＳ２０６およびＳ２０８に代えて、それぞれ、ステップＳ２１６およびＳ２１８が実行される。

[0093] 図１１を参照して、ステップＳ２１６では、測定結果記憶部４３Ｂよりたとえば前回の最高血圧を読出す。より詳細には、ステップＳ１０２で選択されたユーザ識別情報に対応付けられて記憶された測定結果データのうち最新の日時の測定結果データに含まれた最高血圧データを読出す。

[0094] そして、ステップＳ２１８では、読出した最高血圧が所定値たとえば１７０ｍｍＨｇ未満であるか否かを判断する。最高血圧が１７０ｍｍＨｇ未満であれば、ステップＳ１１０に進み、最高血圧が１７０ｍｍＨｇ以上であればステップＳ１１２に進む。つまり、最高血圧が１７０ｍｍＨｇ以上であれば、減圧測定方式の方が測定時間が短くなると判断されて、今回の測定方式を減圧測定方式に設定する。

[0095] なお、最高血圧が１７０ｍｍＨｇ未満であれば、加圧測定方式としたのは、本実施の形態の具体例１において血圧計１のデフォルトの測定方式が加圧測定方式であるからであることとする。なお、この場合も実施の形態１の妊婦でない場合と同様に基本的にいずれの測定方式でも測定結果に差異はないし、測定時間が過度に長くなることもないため、必ずしも加圧測定方式でなくてもよい。

[0096] （具体例２）

図１２は、脈圧（最高血圧と最低血圧との差分値）が大きい場合の減圧測定方式および加圧測定方式それぞれの測定時間の違いを示す図である。図１２（ａ）には、減圧測定方式で測定した場合の制御圧力値が時間軸に沿って示されている。図１２（ｂ）には、加圧測定方式で測定した場合の制御圧力値が時間軸に沿って示されている。

[0097] 脈圧が大きい被測定者に対し、減圧測定方式を適用すると、減圧過程で最低血圧が検出されるまで等速で減圧され続けるため、減圧過程における拘束時間が脈圧が高くない人と比べて測定時間が長くなる。また、これに伴ない、うっ血による影響が測定値に反映されてしまう可能性もある。具体的には、最低血圧が過大に評価される恐れがある。

[0098] したがって、脈圧が所定値以上である被測定者に対しては、減圧測定方式がデフォルトの測定方式であったとしても、加圧測定方式に切替えることで、測定時間の短縮を図る。さらに、これにより、測定精度の向上も図ることができる。

[0099] 本実施の形態の具体例２では、このような視点にて測定方式が判定される。

図１３は、本発明の実施の形態２における血圧測定制御の具体例２の流れを示すフローチャートである。図１３では、図８のステップＳ２０６およびＳ２０８に代えて、それぞれ、ステップＳ２２６およびＳ２２８が実行される。

[0100] 図１１を参照して、ステップＳ２２６では、測定結果記憶部４３Ｂのたとえば前回の測定結果データに基づいて、前回の脈圧を算出する。より詳細には、ステップＳ１０２で選択されたユーザ識別情報に対応付けられて記憶された測定結果データのうち最新の日時の測定結果データに含まれた最高血圧データおよび最低血圧データを読出す。そして、読出した最高血圧と最低血圧との差を前回の脈圧とする。

[0101] そして、ステップＳ２２８では、算出された脈圧が所定値たとえば１００

ｍｍＨｇ以上であるか否かを判断する。脈圧が１００ｍｍＨｇ以上であれば、ステップＳ１１０に進み、脈圧が１００ｍｍＨｇ未満であればステップＳ１１２に進む。つまり、脈圧が１００ｍｍＨｇ以上であれば、加圧測定方式の方が測定時間が短くなると判断されて、今回の測定方式を加圧測定方式に設定する。

[0102] なお、脈圧が１００ｍｍＨｇ未満であれば、減圧測定方式としたのは、本実施の形態の具体例２において血圧計１のデフォルトの測定方式が減圧測定方式であるからであることとする。なお、この場合も実施の形態１の妊婦でない場合と同様に基本的にいずれの測定方式でも測定結果に差異はないし、測定時間が過度に長くなることもないため、必ずしも減圧測定方式でなくてもよい。

[0103] （変形例）

上記実施の形態では、被測定者の過去の測定結果に基づいて、測定時間が短くなるような測定方式を判定するものであった。しかしながら、過去の測定結果に限定されず、被測定者の生体的条件に関する情報に基づいて測定時間が短くなるように測定方式を判定してもよい。

[0104] 図１４は、減圧測定方式の場合の腕周の違いによる測定時間の影響を説明するための図である。図１４（ａ）には、標準の太さの腕の場合の制御圧力値が時間軸に沿って示されている。図１４（ｂ）には、太腕の場合の制御圧力値が時間軸に沿って示されている。

[0105] ポンプ５１の流量に制限があるため、腕が太い（すなわち測定部位の周囲長が長い）と、初期の加圧時間が長くなる。その結果、全体の測定時間が長くなる。ポンプ５１の流量を大きくするとそのような問題は起こらないが、そうするとコンポーネントが大きくなるためコストアップにつながる。そのため、ポンプ５１の流量に制限がある場合には、太い腕の被測定者に対しては、徐速で加圧する加圧測定方式とした方が、測定時間を短くすることができる。

[0106] したがって、腕が太い被測定者に対しては、減圧測定方式がデフォルトの

測定方式であったとしても、加圧測定方式に切替えることで、測定時間の短縮を図る。

[0107] 本実施の形態の変形例では、このような視点にて測定方式が判定される。なお、腕が太いか否かは、たとえば、腕周が所定値（たとえば３２ｃｍ）以上であるか否かで判断できる。あるいは、図１に示したカフ２０の代わりに太腕用のカフ（図示せず）が取り付け可能である場合には、太腕用のカフが取り付けられたことを検知した場合に、被測定者の腕は太いと判断することもできる。後者の場合、たとえば、太腕用のカフと太腕用のエアチューブとを含む別ユニット（図示せず）が存在していると仮定する。その場合、太腕用のエアチューブのプラグの長さと、標準のエアチューブ３１のプラグの長さを変えておくことで、太腕用のカフが取り付けられたか否かを検知することができる。

[0108] 図１５は、本発明の実施の形態２の変形例における血圧測定制御を示すフローチャートである。図１５では、図８のステップＳ２０６およびＳ２０８に代えて、それぞれ、ステップＳ２３６およびＳ２３８が実行される。

[0109] 図１５を参照して、ステップＳ２３６では、判定処理部１０４は、ユーザから、被測定者の生体的条件を示す情報として腕周情報の入力を受付ける。

[0110] 図１６は、図１５のステップＳ２３６で表示される画面の一例を示す図である。

図１６を参照して、表示部４０には、たとえば、「あなたの腕周は３２ｃｍ以上ですか？」というメッセージが表示され、「ＹＥＳ」を示すボタン４１１と「ＮＯ」を示すボタン４１２とが表示される。

[0111] 腕周は３２ｃｍ以上である、すなわち、ＹＥＳボタン４１１が押下されたと判断した場合（ステップＳ２３８においてＹＥＳ）、ステップＳ１１０に進む。一方、腕周は３２ｃｍ未満である、すなわち、ＮＯボタン４１２が押下されたと判断した場合（ステップＳ２３８においてＮＯ）、ステップＳ１１２に進む。つまり、腕周が３２ｃｍ以上との情報が入力されると、加圧測定方式の方が測定時間が短くなると判断されて、今回の測定方式を加圧測定

方式に設定する。

[0112] なお、腕周が３２ｃｍ未満であれば、減圧測定方式としたのは、本実施の形態の変形例における血圧計１のデフォルトの測定方式が減圧測定方式であるからであることとする。なお、この場合も実施の形態１の妊婦でない場合と同様に基本的にいずれの測定方式でも測定結果に差異はないし、測定時間が過度に長くなることもないため、必ずしも減圧測定方式でなくてもよい。

[0113] また、本実施の形態においてカフ２０を巻き付ける部位すなわち測定部位が腕であったため、腕の太さで判断していたが、測定部位の周囲長が所定値以上であるかが判断されればよい。つまり、測定部位が手首であれば手首の周囲長（太さ）で判断することになる。

[0114] 上述のように、本実施の形態によると、被測定者の過去の測定値または被測定者の生体条件（太腕か否か）に基づいて、測定時間が長くならないように測定方式を決定することができる。したがって、被測定者の拘束時間を短縮することができ、その結果、被測定者の血圧測定へのモチベーションの低下を防止することができる。

[0115] また、上記実施の形態１と同様に、被測定者の希望を優先させた上で測定方式を決定する。したがって、被測定者ごとに柔軟に、適した測定方式を決定することができる。

[0116] なお、本実施の形態で示した具体例１，２，および変形例の処理は、それぞれ組合わせてもよい。また、本実施の形態の各例の処理と実施の形態１の処理とを組合わせてもよい。たとえば、妊娠中および太腕のうちいずれかの条件を満たしていれば、加圧測定方式と判定してもよい。また、妊娠中でない場合に、最高血圧の高さや脈圧の大きさなどを判断して、その判断結果に応じて測定方式を判定してもよい。

[0117] また、本実施の形態では、測定時間短縮の観点から測定方式を決定したため、最高血圧が高い被測定者に対して減圧測定方式を設定したが、圧迫による苦痛軽減の観点からは、加圧測定方式の方が望ましい。このことについて、再び図９を参照して説明する。

[0118] 図９を参照して、加圧測定方式での圧力値ＳＹＳと最大圧力値ＭＡＸａとの差を「ΔＰａ」、減圧測定方式での圧力値Ｅ＿ＳＹＳと最大圧力値ＭＡＸｂとの差を「ΔＰｂ」と表わす。ΔＰａは誤差程度であり、ΔＰａは所定値（１０～４０ｍｍＨｇの間）である。そのため、最大圧力値ＭＡＸｂの方が最大圧力値ＭＡＸａよりも大きな値となる。したがって、最高血圧が高い被測定者に対して減圧測定方式を採用すると、過剰な圧迫が必要となり苦痛を与えることになる。

[0119] よって、圧迫による苦痛軽減の観点では、加圧測定方式の方が望ましいということになる。

[0120] 被測定者によって、または、同じ被測定者でも測定ごとに、測定時間を短くしたいか、測定精度を向上させたいか、圧迫による苦痛を軽減させたいかが異なると考えられる。したがって、測定方式管理テーブル４３１に、これらのうち、希望の判定基準を記憶させておき、測定の際に、ユーザ希望の判定基準により測定方式を判定することとしてもよい。あるいは、測定ごとに、どの観点（判定基準）から測定方式の自動切替え（判定）を行なうかをユーザに選択させてもよい。

[0121] なお、上記実施の形態１および２において、測定に用いられた方の測定方式を表示部４０に表示してもよい。具体的には、たとえば、各フローチャートのステップＳ１２０において、ＣＰＵ１００によって、加圧測定方式および減圧測定方式のうち測定に用いられた方の測定方式（すなわち測定方式の判定結果）を特定するための情報が表示部４０に表示されてもよい。これにより、たとえば院内で医師立会いのもとで測定された場合であれば、医師は、表示中の血圧値がどちらの測定方式で測定された結果であるかを確認することができる。

[0122] また、同様に、各フローチャートのステップＳ１２０において、測定方式の判定結果をを識別するための情報が測定値と関連付けられてフラッシュメモリ４３に記憶されてもよい。これにより、被測定者が院外で測定した場合でも、測定結果を後に医師が確認する際に、どちらの測定方式で測定された

血圧値かを把握することができる。この場合、具体的には、図３に示した測定結果データＭｉに、さらに、測定方式を表わすデータＭＭｉが含まれることとしてよい。

[0123] 上記のように測定に用いられた方式を表示および／または記録することで、医師は、測定値の信頼性等を推定することができる。たとえば、被測定者が妊婦であるにもかかわらず減圧測定方式で測定されたとすると、測定値の信頼性はあまり高くないと推定することもできる。

[0124] ［実施の形態３］

上記実施の形態１および２では、被測定者の生体的条件（妊婦、腕が太い）または過去の測定値に基づいて、測定方式を自動判定したが、実際に両測定方式で測定した結果を比較して、被測定者ごとに適した測定方式（以下「推奨測定方式」という）を決定してもよい。このような形態を実施の形態３として説明する。

[0125] 本実施の形態における血圧計の構成は実施の形態１と同様である。したがって、ここでも実施の形態１で用いた符号を用いて説明する。

[0126] 以下に、実施の形態１と異なる部分のみ説明する。

図１７は、本発明の実施の形態３における推奨測定方式の決定処理を示すフローチャートである。図１７のフローチャートに示す処理は、予めプログラムとしてメモリ部４２に格納されており、ＣＰＵ１００がこのプログラムを読み出して実行することにより推奨測定方式の決定処理の機能が実現される。なお、この決定処理は、測定の度に行なわれるものではなく、ユーザが電源スイッチ４１ＡをＯＮして、決定処理の機能の遂行をユーザが指示した場合にのみ実行される。

[0127] 図１７を参照して、初めに、減圧測定処理部１０６が減圧測定方式にて血圧を測定する（ステップＳ３０２）。測定された血圧値は減圧測定方式での測定値として内部メモリに記録される（ステップＳ３０４）。減圧測定方式での測定が終了すると（ステップＳ３０６）、加圧測定処理部１０８が加圧測定方式にて血圧を測定する（ステップＳ３０８）。測定された血圧値は加

圧測定方式での測定値として内部メモリに記録される（ステップＳ３１０）。加圧測定方式での測定が終了すると（ステップＳ３１２）、ステップＳ３１４に進む。

[0128] ステップＳ３１４において、減圧測定方式での測定と加圧測定方式での測定が３セット終了したか否かを判断する。３セット終了していなければ（ステップＳ３１４においてＮＯ）、ステップＳ３０２に戻り上記処理を繰返す。一方、３セット繰返されたと判断した場合（ステップＳ３１４においてＹＥＳ）、ステップＳ３１６に進む。

[0129] ステップＳ３１６において、ＣＰＵ１００は、ステップＳ３０４およびＳ３１０で記録された測定値を比較する。具体的には３回測定した値のばらつきを比較し、測定値が安定している方の方式を推奨測定方式として決定する（ステップＳ３１８）。または、代表的に医師などの医療従事者により聴診法によって測定された血圧値と比較し、その血圧値に近い方の測定方式を推奨測定方式として決定する。後者の場合、聴診法によって測定された血圧値がフラッシュメモリ４３のたとえば所定の領域（図示せず）に記録されているものとする。なお、聴診法によって測定された血圧値と、両測定方式で測定された血圧値とを医療従事者が比較して、手動により、推奨測定方式を決定してもよい。

[0130] このようにして決定された推奨測定方式は、測定方式管理テーブル４３１に新たに追加されてよい。その場合、判定処理部１０４は、たとえば、測定方式切替え機能が有効の場合に（図６のステップＳ１０４にて「有効」）、測定方式管理テーブル４３１に記録されている推奨測定方式をユーザに適した測定方式として判定する。

[0131] 上述のように、妊婦以外であればどちらの測定方式で測定してもその結果にあまり差異はないといわれているが、稀ではあっても両者に差異があるケースも考えられる。本実施の形態によると、実際の測定結果を比較して推奨測定方式を定めるため、確実に測定精度の高い方の測定方式を推奨測定方式とすることができる。その結果、被測定者に適した測定方式にて血圧を測定

することができる。

[0132] なお、本発明の血圧計が行なう、血圧測定制御方法を、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、ＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disc-ROM）などの光学媒体や、メモリカードなどのコンピュータ読取り可能な記録媒体にて記録させて、プログラム製品として提供することもできる。また、ネットワークを介したダウンロードによって、プログラムを提供することもできる。

[0133] 今回開示された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。

符号の説明

[0134] １　電子血圧計、１０　本体部、２０　カフ、２１　空気袋、３０　エア系、３１　エアチューブ、３２　圧力センサ、３３　発振回路、４０　表示部、４１　操作部、４１Ａ　電源スイッチ、４１Ｂ　測定スイッチ、４１Ｃ　設定スイッチ、４１Ｄ　カーソルスイッチ、４２　メモリ部、４３　フラッシュメモリ、４３Ａ　使用者情報記憶部、４３Ｂ　測定結果記憶部、４４　電源、４５　計時部、４６　データ入出力部、５０　調整ユニット、５１　ポンプ、５２　弁、５３　ポンプ駆動回路、５４　弁駆動回路、１００　ＣＰＵ、１０２　選択受付部、１０４　判定処理部、１０６　減圧測定処理部、１０８　加圧測定処理部、１３２　記録媒体、４３１　測定方式管理テーブル。

請求の範囲

[請求項1] オシロメトリック法に従い血圧を測定するための電子血圧計（１）であって、

所定の測定部位に巻き付けるためのカフ（２０）と、

前記カフ内の圧力を加圧および減圧により調整するための調整ユニット（５０）と、

前記カフ内の圧力を表わすカフ圧を検出するための圧力検出部（３２）と、

血圧を測定する制御を行なうための制御部（１００）とを備え、

前記制御部は、

被測定者に応じて、減圧測定方式および加圧測定方式のいずれの測定方式で血圧を測定するかを判定するための判定部（１０４）と、

前記判定部により前記減圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、減圧過程で血圧の測定処理を行なうための第１の測定処理部（１０６）と、

前記判定部により前記加圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、加圧過程で血圧の測定処理を行なうための第２の測定処理部（１０８）とを含む、電子血圧計。

[請求項2] ユーザからの入力情報を受け付けるための入力受付部（４１）をさらに備え、

前記判定部は、前記入力情報に基づいて測定方式を判定する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項3] 前記入力受付部は、前記入力情報として前記被測定者が妊婦であるか否かの情報を受付け、

前記判定部は、前記被測定者が妊婦である場合に、前記加圧測定方式と判定する、請求の範囲第２項に記載の電子血圧計。

[請求項4] 前記入力受付部は、前記入力情報として前記被測定者の腕が太いか否かの情報を受付け、

前記判定部は、前記被測定者の腕が太い場合に、前記加圧測定方式と判定する、請求の範囲第２項に記載の電子血圧計。

[請求項5] 前記第１の測定処理部および前記第２の測定処理部で測定された過去の血圧値を記憶するための記憶部（４３）をさらに備え、

前記判定部は、前記記憶部に記憶された前記過去の血圧値に基づいて、前記減圧測定方式および前記加圧測定方式のうち測定時間が短くなると推定される方の測定方式を前記被測定者の測定方式として判定する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項6] 前記第１の測定処理部および前記第２の測定処理部で測定された過去の血圧値を記憶するための記憶部（４３）をさらに備え、

前記判定部は、前記記憶部に記憶された前記過去の血圧値に基づいて、前記減圧測定方式および前記加圧測定方式のうち圧迫による苦痛が少なくなると推定される方の測定方式を前記被測定者の測定方式として判定する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項7] 前記判定部は、前記被測定者の最高血圧が所定値以上である場合に前記加圧測定方式と判定する、請求の範囲第６項に記載の電子血圧計。

[請求項8] 前記被測定者により測定方式の自動切替え機能が無効に設定されていた場合には、優先的に前記被測定者が予め設定した測定方式を前記被測定者の測定方式と判定する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項9] 血圧の測定結果を表示するための表示部（４０）をさらに備え、

前記表示部は、前記減圧測定方式および前記加圧測定方式のうち測定に用いられた方の方式を特定するための情報をさらに表示する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項10] 前記判定部は、前記第１の測定処理部および前記第２の測定処理部の両方の測定結果を比較することにより、前記被測定者に応じた測定方式を判定する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項11] 前記第１の測定処理部は、減圧過程よりも速い速度での加圧過程で最高血圧が推定された場合に、徐速での減圧制御に移行する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項12] 前記第２の測定処理部は、徐速での加圧過程で最高血圧が検出された場合に、急速で減圧する、請求の範囲第１項に記載の電子血圧計。

[請求項13] オシロメトリック法に従い血圧の測定を制御する方法であって、

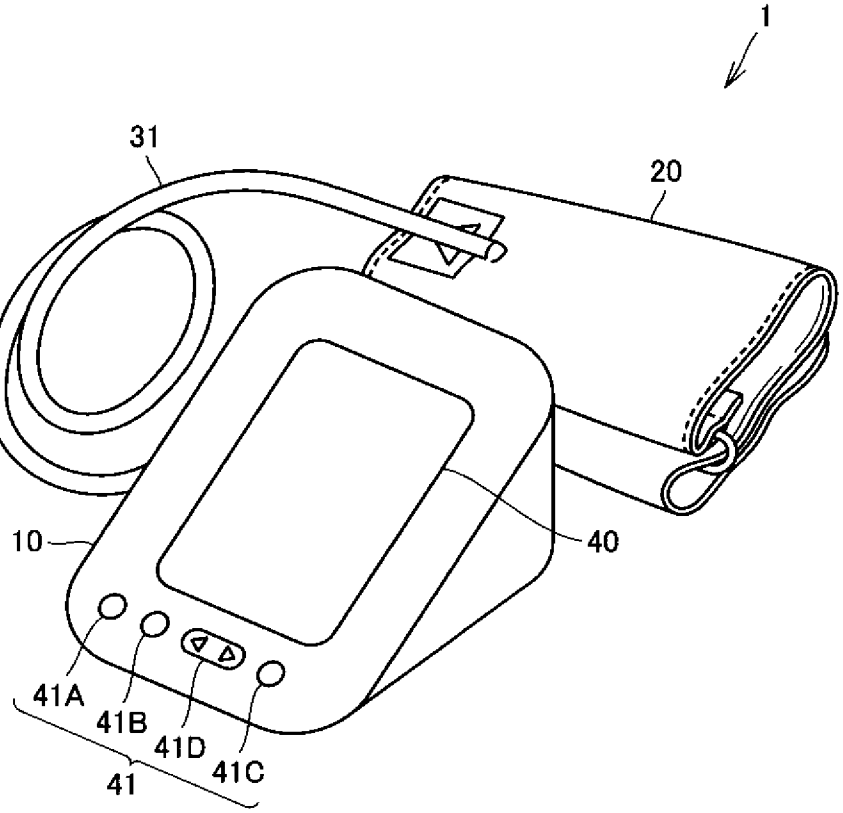
被測定者に応じて、減圧測定方式および加圧測定方式のいずれの測定方式で血圧を測定するかを判定するステップ（１０４，Ｓ１０８，Ｓ２０８，Ｓ２１８，Ｓ２２８，Ｓ２３８）と、

前記減圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、減圧過程で血圧の測定処理を行なうステップ（１０６，Ｓ１１８）と、

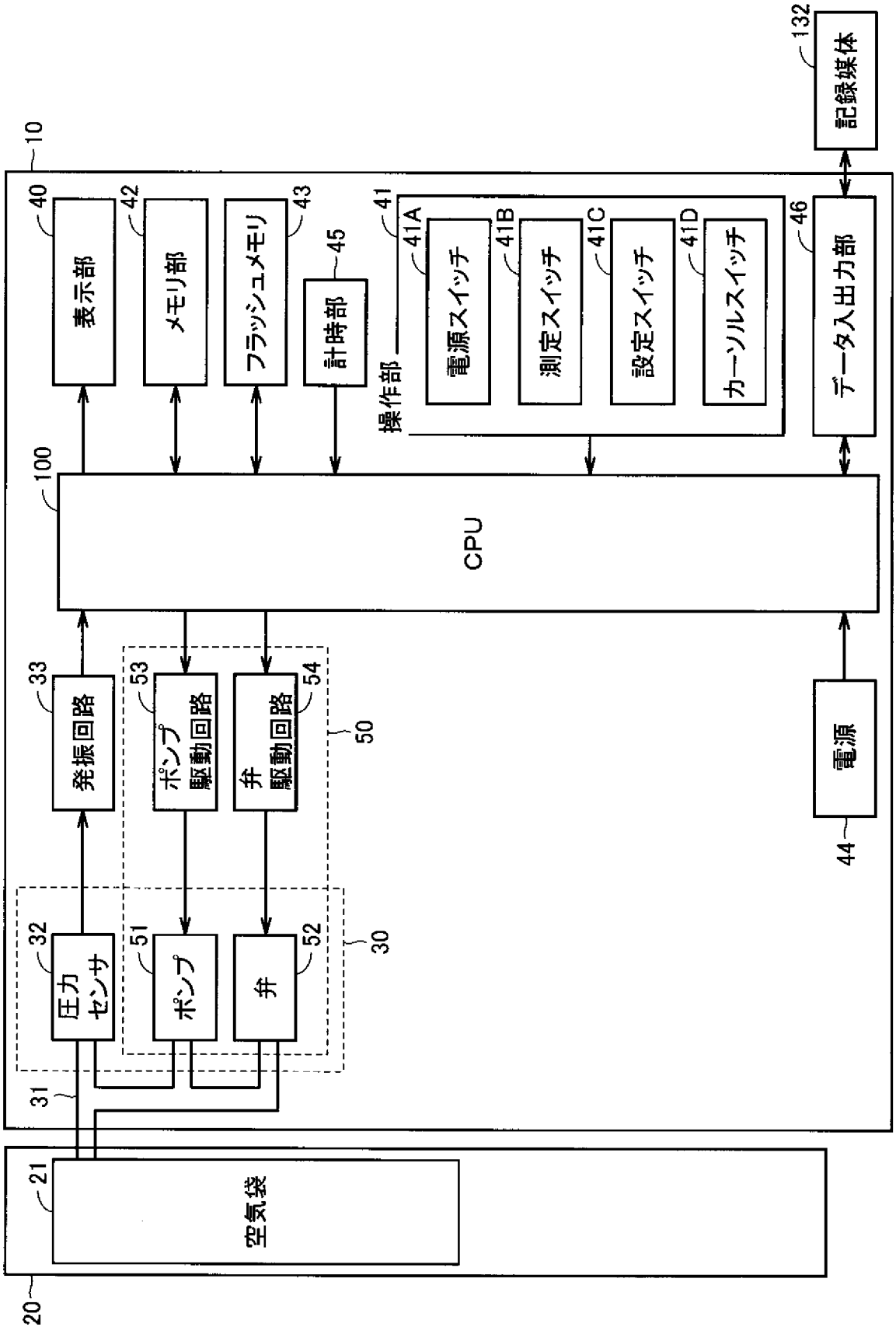
前記加圧測定方式で血圧を測定すると判定された場合に、加圧過程で血圧の測定処理を行なうステップ（１０８，Ｓ１１８）と、

測定された血圧値を出力するステップ（Ｓ１２０）とを備える、血圧測定制御方法。

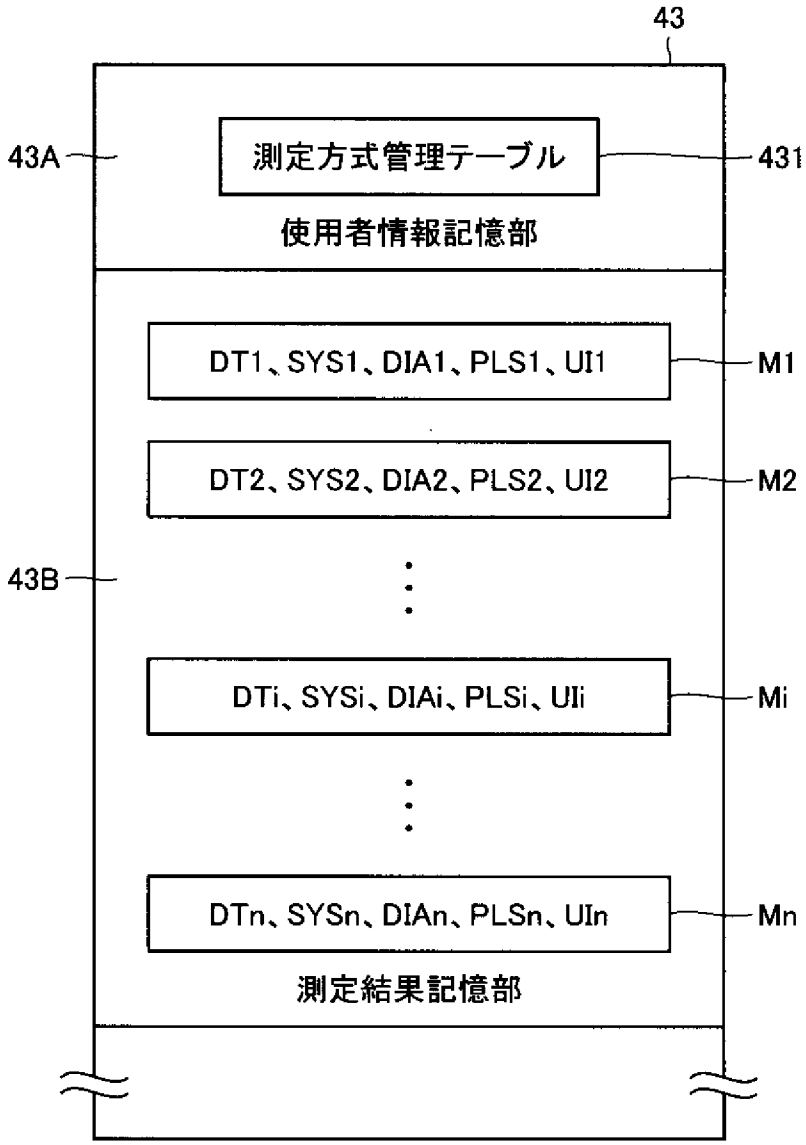
[図1]



[図2]


10
20
21
空気袋
30
31
32
圧力センサ
33
発振回路
40
表示部
41
操作部
41A
電源スイッチ
41B
測定スイッチ
41C
設定スイッチ
41D
カーソルスイッチ
42
メモリ部
43
フラッシュメモリ
44
電源
45
計時部
46
データ入出力部
50
51
ポンプ
52
弁
53
ポンプ駆動回路
54
弁駆動回路
100
CPU
132
記録媒体

[図3]

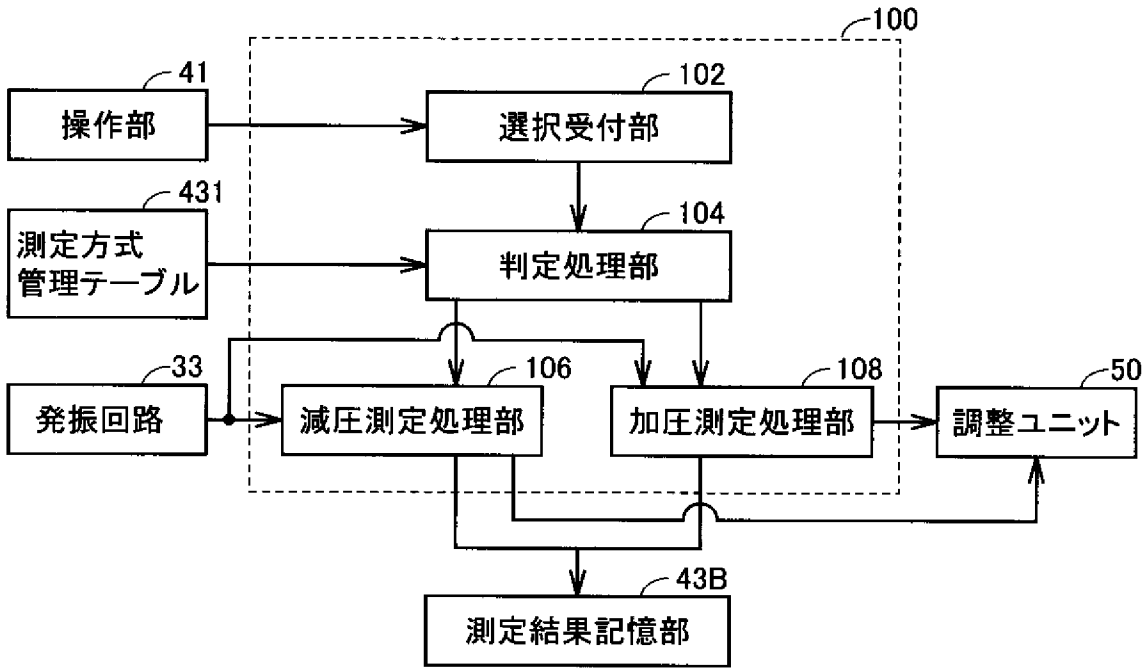


[図4]

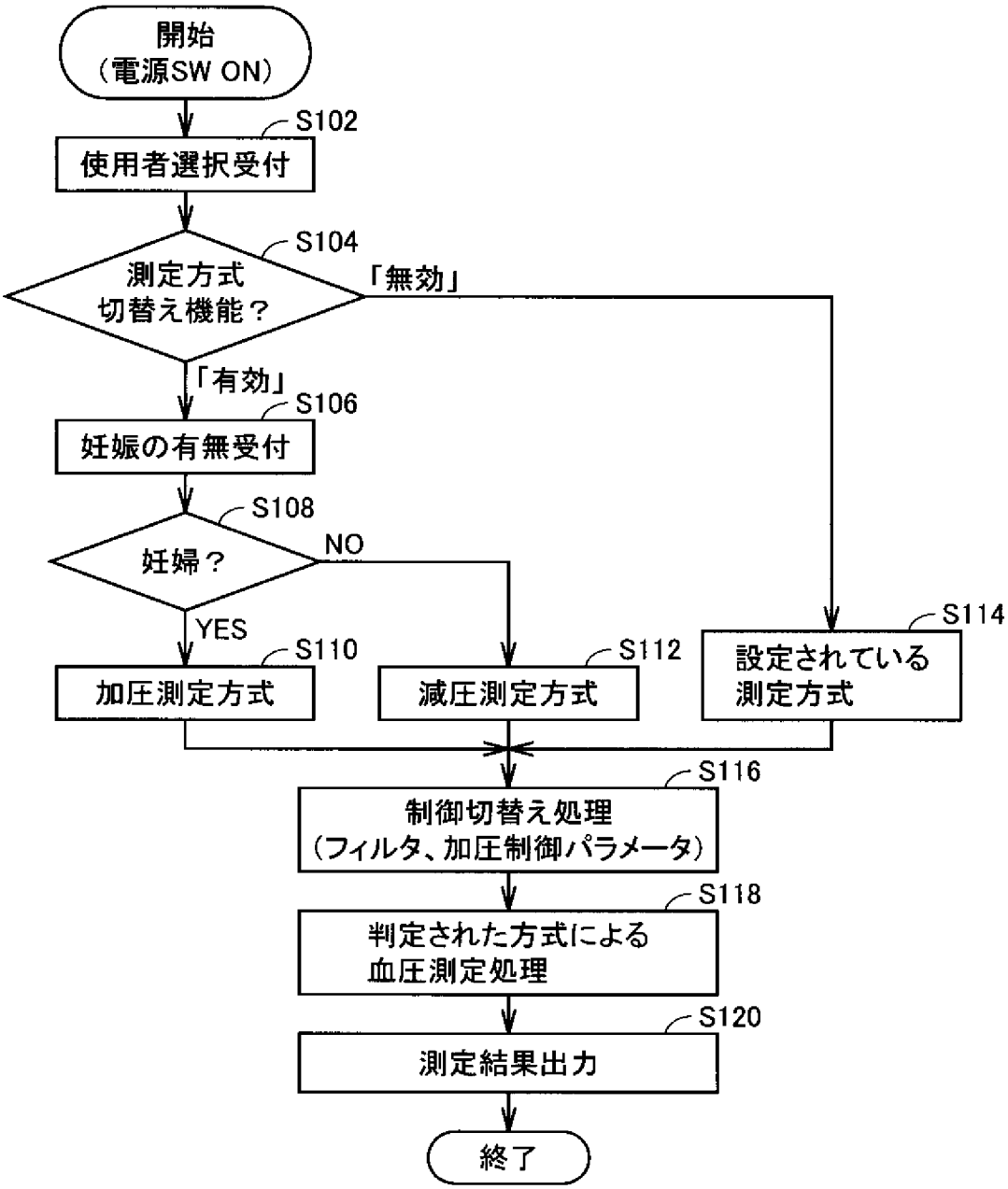
431

71 ユーザID	72 測定方式切替機能	73 希望測定方式
A	有効	—
B	無効	減圧測定方式
⋮	⋮	⋮

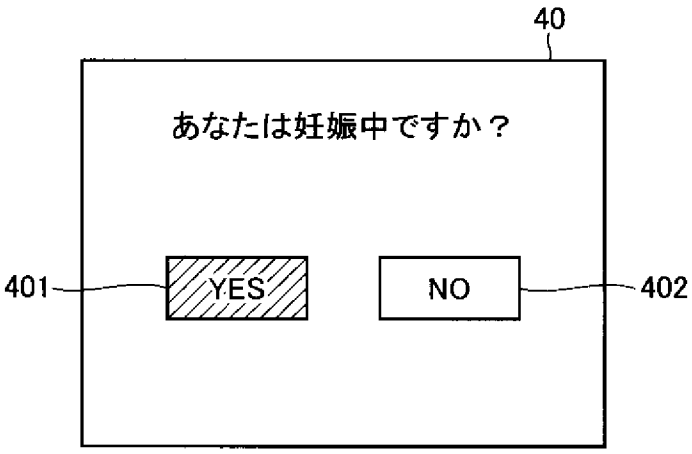
[図5]


100
41
操作部
102
選択受付部
431
測定方式
管理テーブル
104
判定処理部
33
発振回路
106
減圧測定処理部
108
加圧測定処理部
50
調整ユニット
43B
測定結果記憶部

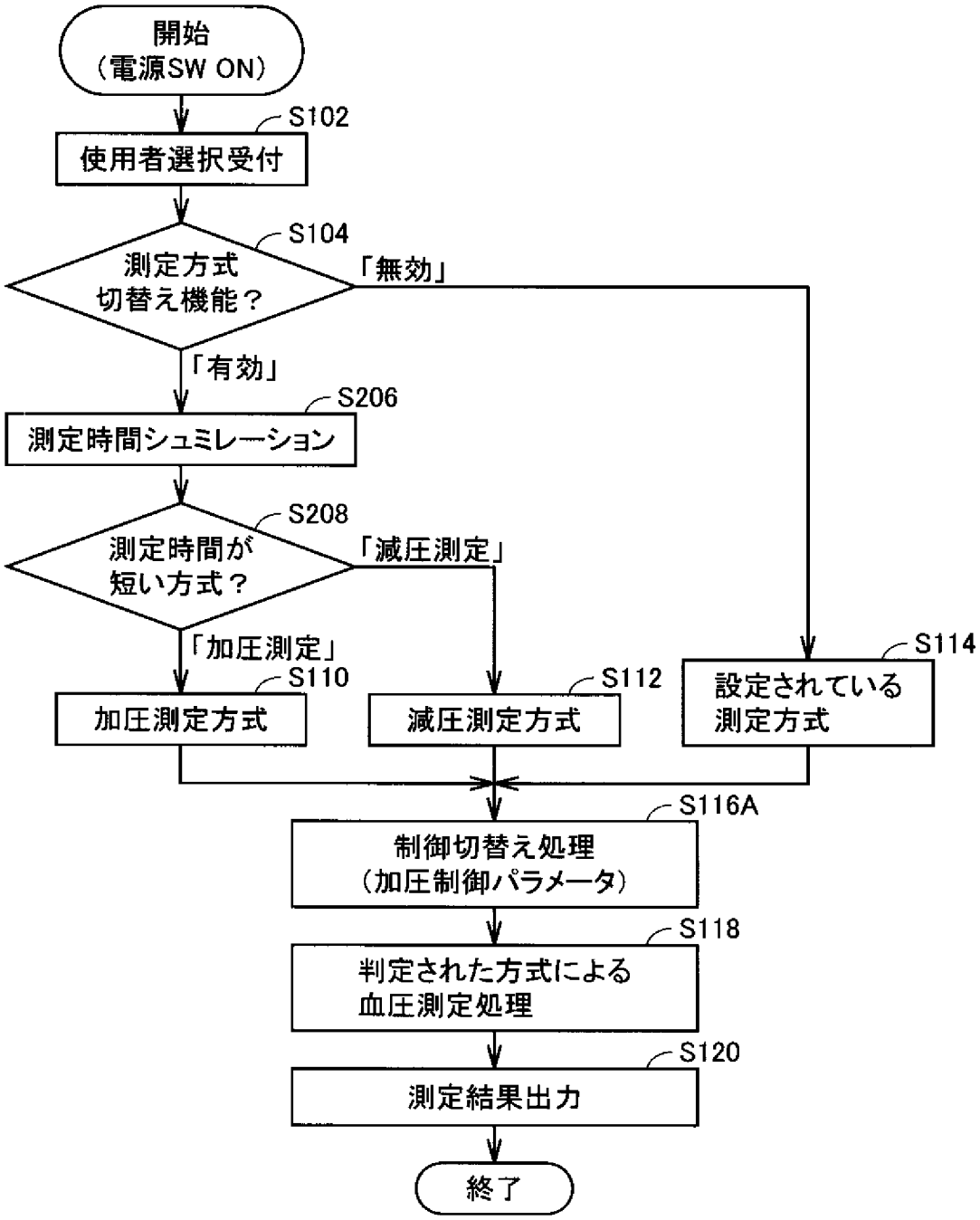
[図6]


開始
（電源SW ON）
S102
使用者選択受付
S104
測定方式
切替え機能？
「無効」
「有効」
S106
妊娠の有無受付
S108
妊婦？
NO
YES
S110
加圧測定方式
S112
減圧測定方式
S114
設定されている
測定方式
S116
制御切替え処理
（フィルタ、加圧制御パラメータ）
S118
判定された方式による
血圧測定処理
S120
測定結果出力
終了

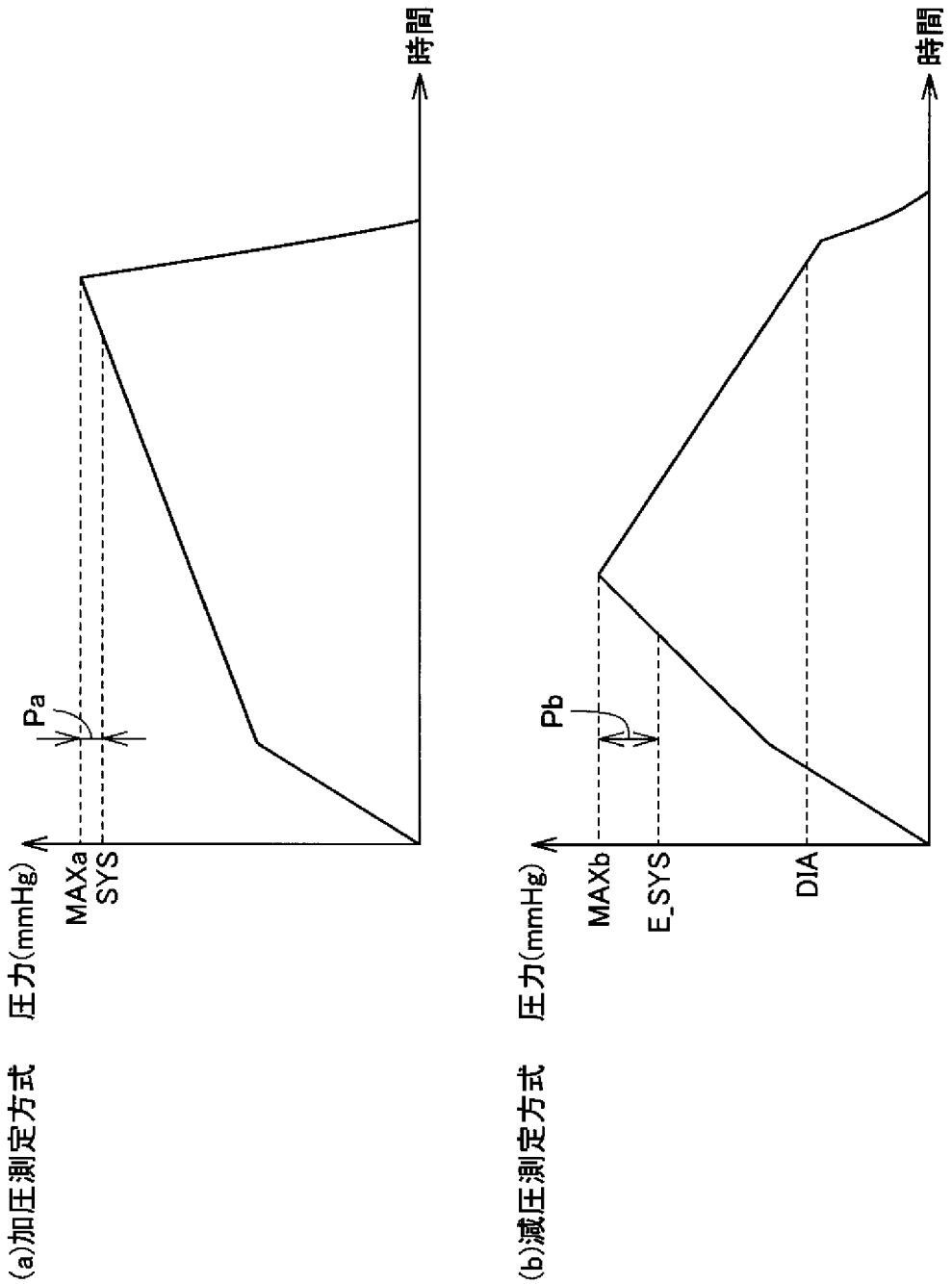
[図7]


40
あなたは妊娠中ですか？
401
YES
NO
402

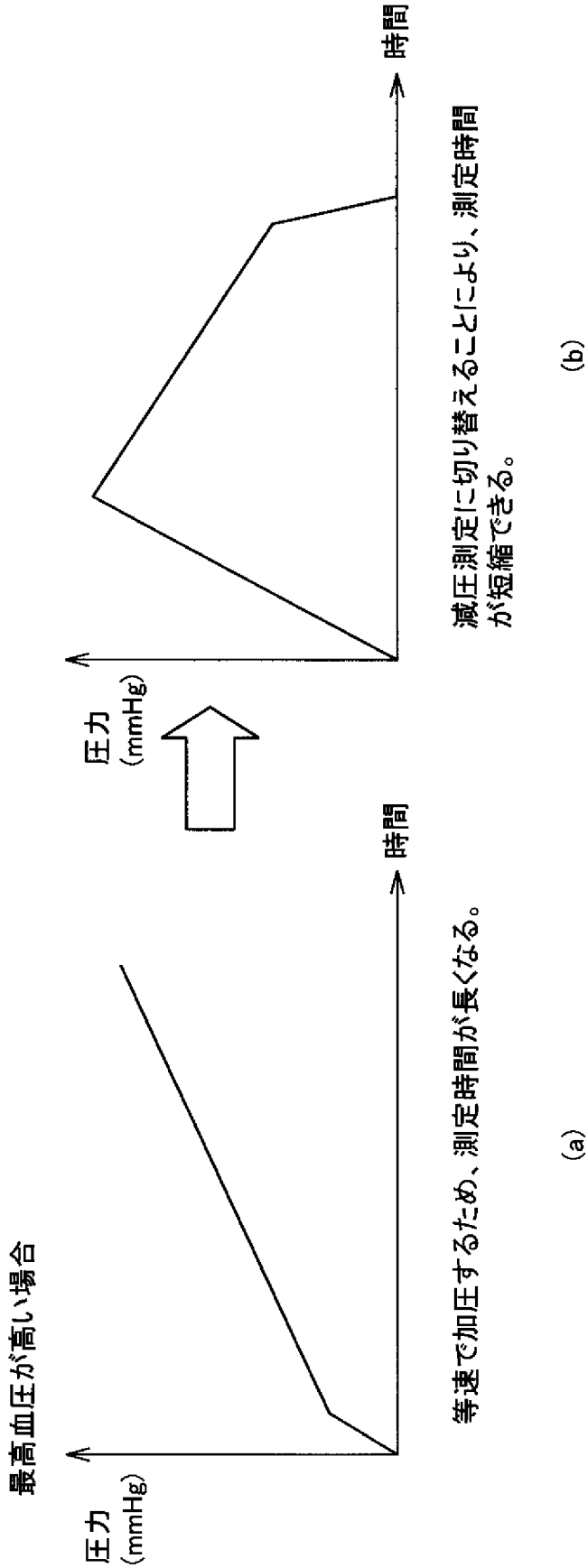
[図8]


開始
（電源SW ON）
S102
使用者選択受付
S104
測定方式
切替え機能？
「無効」
「有効」
S206
測定時間シュミレーション
S208
測定時間が
短い方式？
「減圧測定」
「加圧測定」
S110
加圧測定方式
S112
減圧測定方式
S114
設定されている
測定方式
S116A
制御切替え処理
（加圧制御パラメータ）
S118
判定された方式による
血圧測定処理
S120
測定結果出力
終了

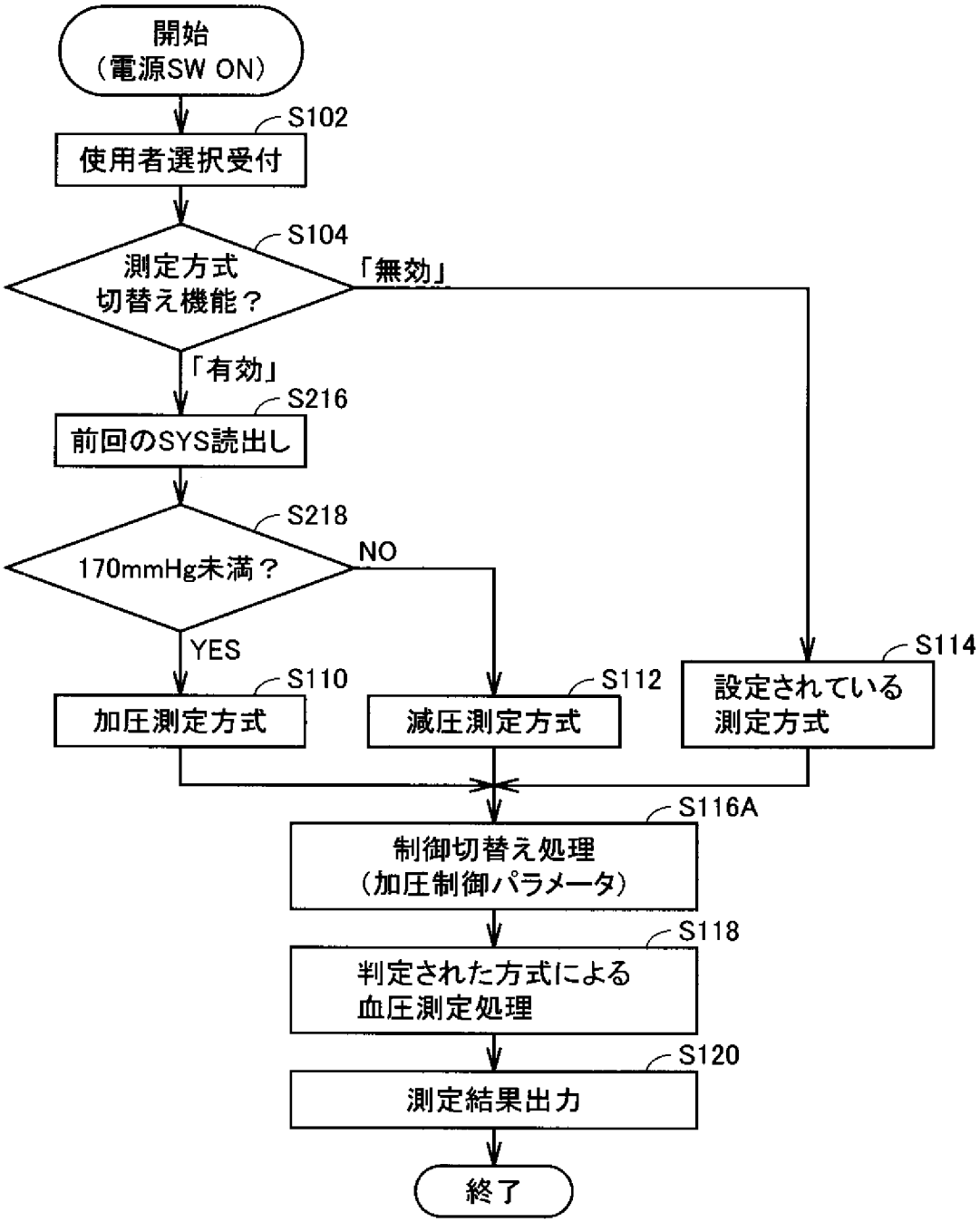
[図9]


(a)加圧測定方式
圧力(mmHg)
時間
Pa
MAXa
SYS
(b)減圧測定方式
圧力(mmHg)
時間
Pb
MAXb
E_SYS
DIA

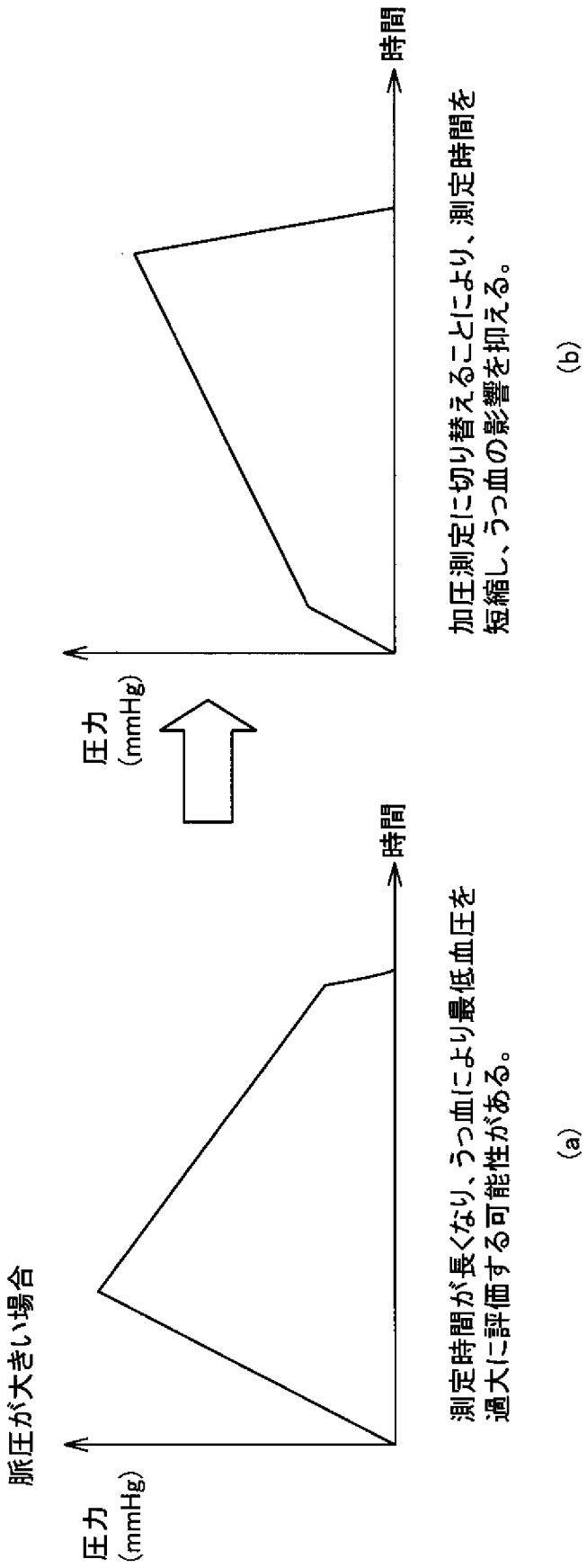
[図10]


最高血圧が高い場合
圧力
(mmHg)
時間
等速で加圧するため、測定時間が長くなる。
(a)
圧力
(mmHg)
時間
減圧測定に切り替えることにより、測定時間
が短縮できる。
(b)

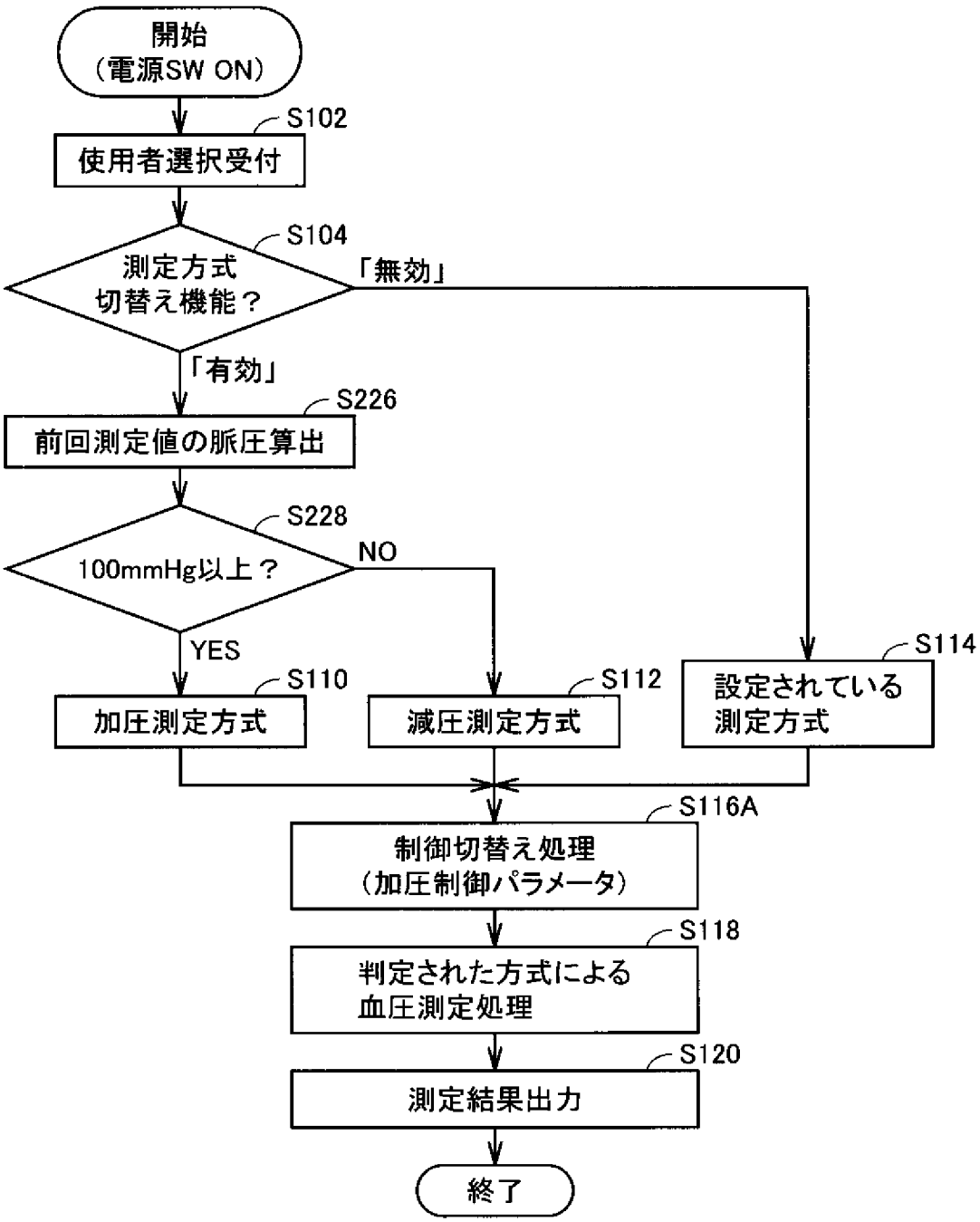
[図11]


開始
（電源SW ON）
S102
使用者選択受付
S104
測定方式
切替え機能？
「無効」
「有効」
S216
前回のSYS読出し
S218
170mmHg未満？
NO
YES
S110
加圧測定方式
S112
減圧測定方式
S114
設定されている
測定方式
S116A
制御切替え処理
（加圧制御パラメータ）
S118
判定された方式による
血圧測定処理
S120
測定結果出力
終了

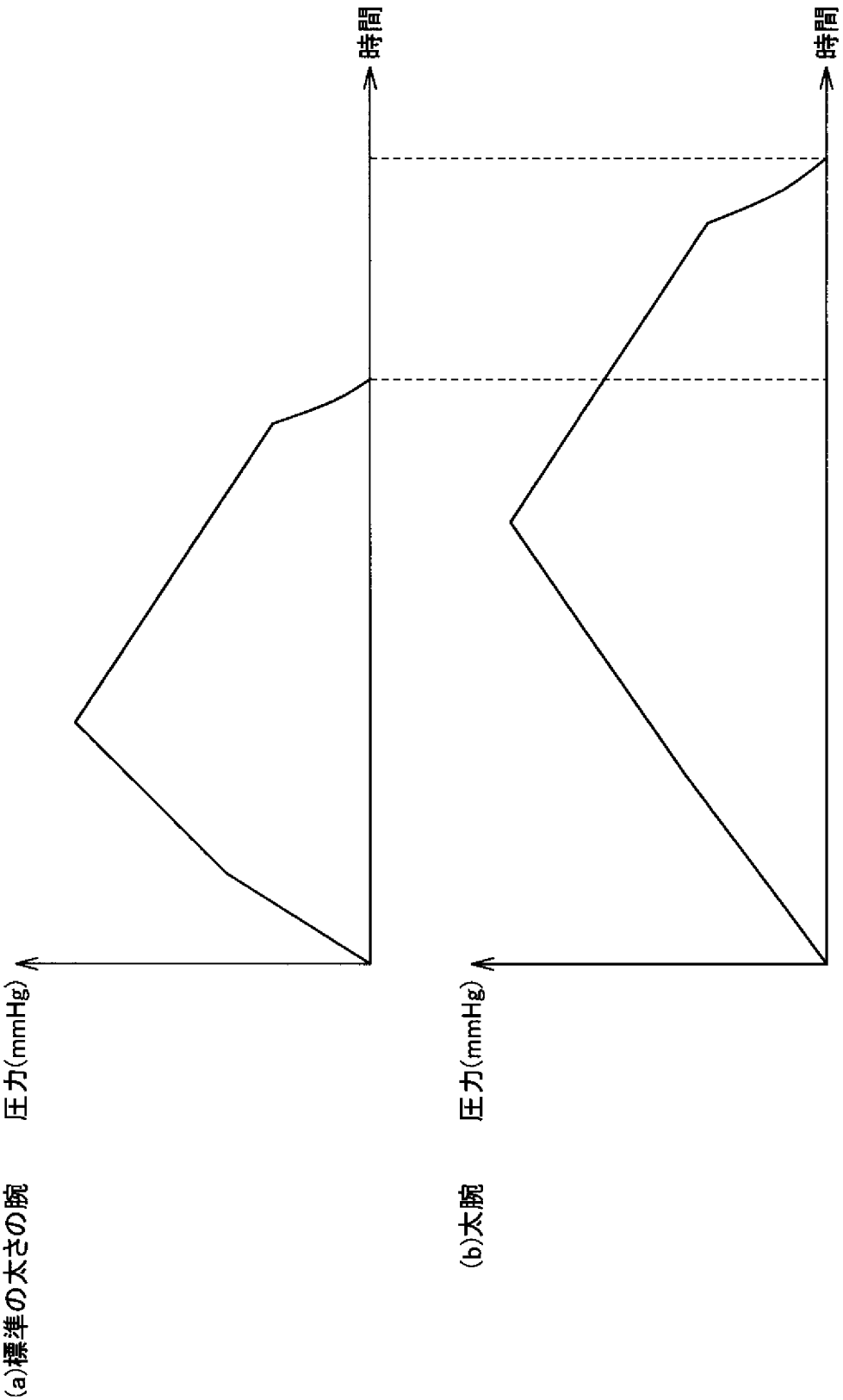
[図12]


脈圧が大きい場合
圧力
(mmHg)
時間
測定時間が長くなり、うっ血により最低血圧を
過大に評価する可能性がある。
(a)
圧力
(mmHg)
時間
加圧測定に切り替えることにより、測定時間を
短縮し、うっ血の影響を抑える。
(b)

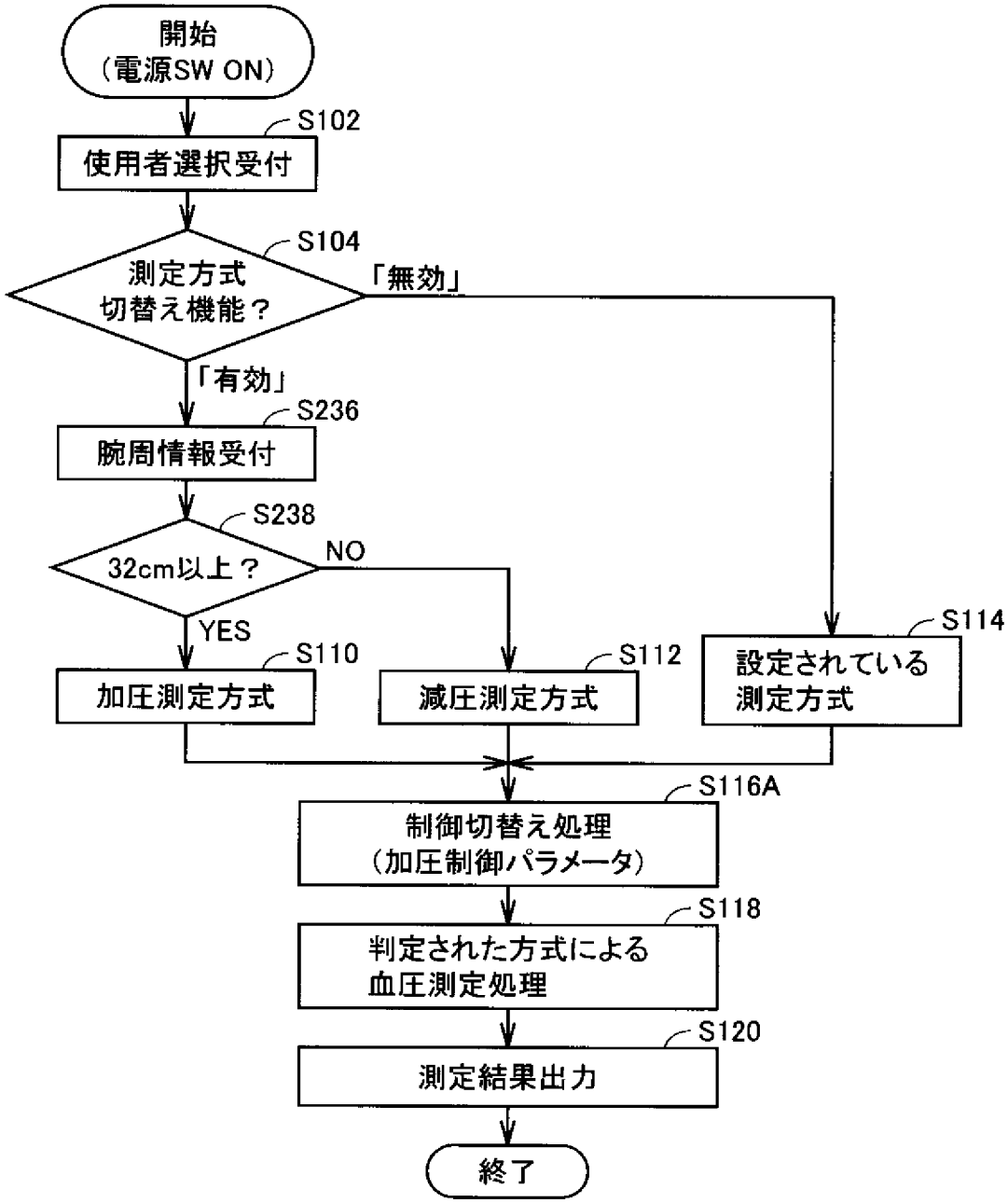
[図13]


開始
（電源SW ON）
S102
使用者選択受付
S104
測定方式
切替え機能？
「無効」
「有効」
S226
前回測定値の脈圧算出
S228
100mmHg以上？
NO
YES
S110
加圧測定方式
S112
減圧測定方式
S114
設定されている
測定方式
S116A
制御切替え処理
（加圧制御パラメータ）
S118
判定された方式による
血圧測定処理
S120
測定結果出力
終了

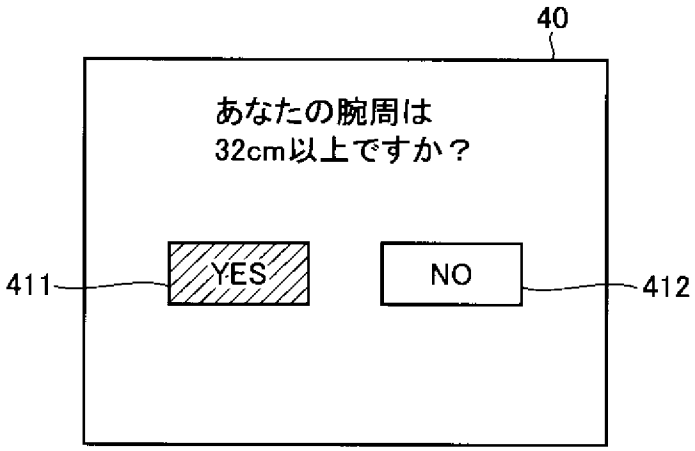
[図14]



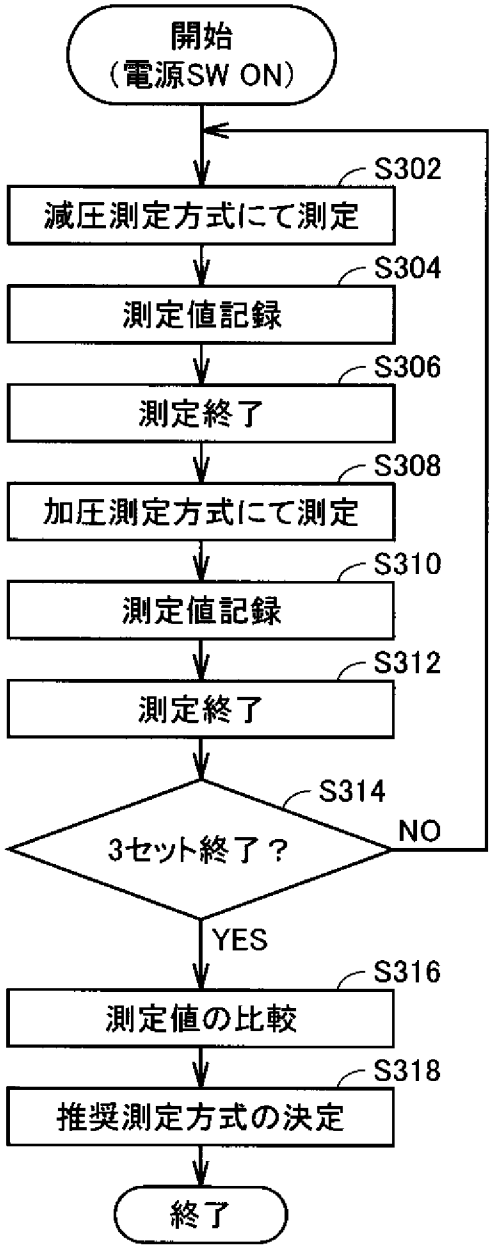
[図15]


開始
（電源SW ON）
S102
使用者選択受付
S104
測定方式
切替え機能？
「無効」
「有効」
S236
腕周情報受付
S238
32cm以上？
NO
YES
S110
加圧測定方式
S112
減圧測定方式
S114
設定されている
測定方式
S116A
制御切替え処理
（加圧制御パラメータ）
S118
判定された方式による
血圧測定処理
S120
測定結果出力
終了

[図16]


40
あなたの腕周は
32cm以上ですか？
411
YES
NO
412

[図17]


開始
（電源SW ON）
S302
減圧測定方式にて測定
S304
測定値記録
S306
測定終了
S308
加圧測定方式にて測定
S310
測定値記録
S312
測定終了
S314
3セット終了？
NO
YES
S316
測定値の比較
S318
推奨測定方式の決定
終了

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/064339

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B5/022(2006.01)i, A61B5/0225(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, A61B5/0225

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 1996-2009
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2009 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2009

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.
A	JP 2007-130319 A (Terumo Corp.), 31 May, 2007 (31.05.07), Full text; all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2001-309895 A (Omron Corp.), 06 November, 2001 (06.11.01), Full text; all drawings (Family: none)	1-12
A	JP 2005-185681 A (Japan Precision Instruments Inc.), 14 July, 2005 (14.07.05), Full text; all drawings (Family: none)	1-12

☐ 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	Date of mailing of the international search report
26 August, 2009 (26.08.09)	08 September, 2009 (08.09.09)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office	Authorized officer
Facsimile No.	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2009/064339

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☒ Claims Nos.: 13
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
Claim 13 relates to a method for controlling blood pressure measurement which comprises a step of conducting a blood pressure measurement procedure. Since this method does not pertain to a method for the operation of a medical device, it pertains to a diagnostic method and, (continued to extra sheet)

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☐ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

the

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, payment of a protest fee.

☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

therefore, relates to a subject matter which this International Searching Authority is not required, under the provisions of Article 17(2)(a)(i) of the PCT and Rule 39.1(iv) of the Regulations under the PCT, to search.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／０６４３３９

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, A61B5/0225(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.　A61B5/022, A61B5/0225

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	１９７１－２００９年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２００９年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２００９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
A	JP 2007-130319 A (テルモ株式会社) 2007.05.31, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2001-309895 A (オムロン株式会社) 2001.11.06, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-12
A	JP 2005-185681 A (日本精密測器株式会社) 2005.07.14, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-12

☐　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	国際調査報告の発送日
２６．０８．２００９	０８．０９．２００９

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）

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）　２Ｑ　９６０４

伊藤　幸仙

電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２００９／０６４３３９

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第8条第3項（ＰＣＴ17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

１．☑ 請求項　１３　は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項１３は、血圧の測定処理を行うステップを有する血圧測定制御方法であり、医療機器の作動方法に該当する方法ではないので、診断方法に該当し、PCT第17条(2)(a)(i)及びPCT規則39.1(iv)の規定により、この国際調査機関が国際調査をすることを要しない対象に係るものである。

２．☐ 請求項　　は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

３．☐ 請求項　　は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

１．☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。

２．☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

３．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。

４．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。

☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。