(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
2024年3月21日(21.03.2024)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2024/057618 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/0225 (2006.01) *A61B 5/0245* (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2023/018718

(22) 国際出願日： 2023年5月19日(19.05.2023)

(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 2022-148239 2022年9月16日(16.09.2022) 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).

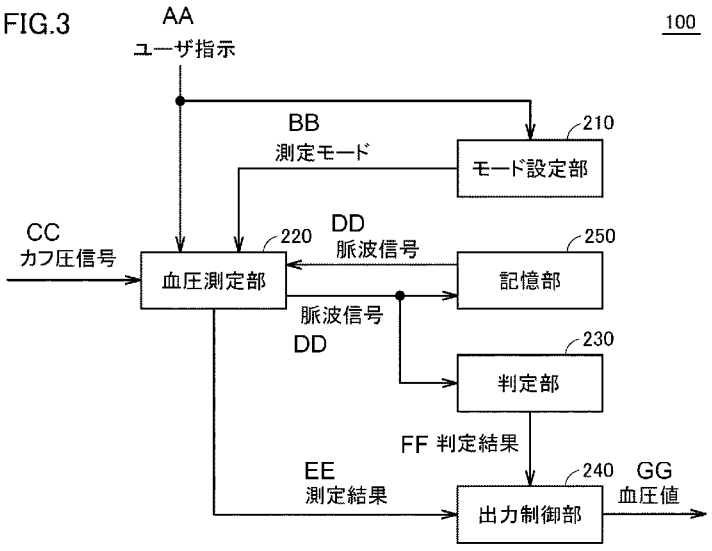
(74) 代理人: 弁理士法人深見特許事務所(**FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.**); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島三丁目２番４号 中之島フェスティバルタワー・ウエスト Osaka (JP).

(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, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, MW, MX, MY, MZ,

(54) **Title:** SPHYGMOMANOMETER AND METHOD FOR MEASURING BLOOD PRESSURE

(54) 発明の名称： 血圧計、および血圧測定方法

FIG.3



210... Mode setting unit
220... Blood pressure measurement unit
230... Assessment unit
240... Output control unit
250... Storage unit
AA ...User instruction
BB ...Measurement mode
CC ... Cuff pressure signal
DD ... Pulse wave signal
EE ...Measurement result
FF ... Assessment result
GG ...Blood pressure value

(57) **Abstract:** The sphygmomanometer (100) that presses on a measurement site of a user by a cuff (20) to measure the blood pressure comprises: a blood pressure measurement unit (220) that measures the blood pressure of the user based on a pulse wave signal in a depressurization process that depressurizes the cuff pressure after a pressurization process that pressurizes the cuff pressure indicating the internal pressure of the cuff (20) to a pressure greater than a specified pressure; an assessment unit (230) that assesses whether the user is experiencing arrhythmia based on the pulse wave signal in the depressurization process; and a mode setting unit (210) that sets either a first mode that performs an assessment of arrhythmia or a second mode that does not perform an assessment of arrhythmia. In the blood pressure measurement unit (220), the first depressurization rate of the cuff pressure when set to the first mode is slower than the

WO 2024/057618 A1

［続葉有］

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, CV, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SC, 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, ME, 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)）

second depressurization rate of the cuff pressure when set to the second mode.

(57) 要約：カフ（２０）によってユーザの被測定部位を圧迫して、血圧を測定する血圧計（１００）は、カフ（２０）の内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する血圧測定部（２２０）と、減圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザに不整脈が発生しているか否かを判定する判定部（２３０）と、不整脈の判定を実行する第１モード、および不整脈の判定を実行しない第２モードのいずれかを設定するモード設定部（２１０）とを備える。血圧測定部（２２０）は、第１モードが設定されている場合におけるカフ圧の第１減圧速度を、第２モードが設定されている場合におけるカフ圧の第２減圧速度よりも遅くする。

明　細　書

発明の名称 ： 血圧計、および血圧測定方法

技術分野

[0001]　本開示は、血圧計、および血圧測定方法に関する。

背景技術

[0002]　従来、血圧を測定する過程で取得される信号を用いて、心房細動を検出する技術が知られている。例えば、特許文献１（特開２０２０－１９２３２２号公報）に係る血圧計は、加圧段階測定データのパルス信号の間隔時間のデータ、および脱圧段階測定データのパルス信号の間隔時間のデータを通じ、心房細動を判断する。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開２０２０－１９２３２２号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004]　オシロメトリック法による血圧計を用いた不整脈の判定方式として、カフ圧の減圧過程において取得される脈波間隔のパターンにより心房細動等の不整脈を判定する方式が知られている。例えば、１拍毎の脈波信号の立ち上がり点または最大点が特徴点として検出され、現在の拍と１拍前の拍との間隔が脈波間隔として算出される。正確に脈波間隔を算出するためには、取得される脈波信号の振幅は大きい方がよい。そのため、脈波間隔のパターンに基づく不整脈判定の精度を高くするためには、脈波信号の振幅を大きくして、より正確な脈波間隔を取得する必要がある。

[0005]　本開示は、ある局面では、血圧測定の減圧過程において、大きい振幅の脈波信号を取得することにより、精度よく不整脈を判定することが可能な血圧計、および血圧測定方法を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本開示の一例では、カフによってユーザの被測定部位を圧迫して、血圧を測定する血圧計が提供される。血圧計は、カフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する血圧測定部と、減圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザに不整脈が発生しているか否かを判定する判定部と、不整脈の判定を実行する第１モード、および不整脈の判定を実行しない第２モードのいずれかを設定するモード設定部とを備える。血圧測定部は、第１モードが設定されている場合におけるカフ圧の第１減圧速度を、第２モードが設定されている場合におけるカフ圧の第２減圧速度よりも遅くする。

[0007] 上記構成によれば、血圧測定の減圧過程において、大きい振幅の脈波信号を取得することにより、精度よく不整脈を判定することが可能となる。

[0008] 本開示の他の例では、血圧測定部は、加圧過程における脈波信号の振幅を示す脈波振幅に基づいて、第１減圧速度を設定する。

[0009] 上記構成によれば、ユーザに対してより適切な減圧速度を設定することができる。

本開示の他の例では、血圧計は、血圧測定部によりユーザの血圧を測定した際の加圧過程または減圧過程における脈波信号を記憶する記憶部をさらに備える。血圧測定部は、記憶部に記憶された過去の脈波信号の振幅を示す脈波振幅に基づいて、第１減圧速度を設定する。

[0010] 上記構成によれば、ユーザに対してより適切な減圧速度を設定することができる。

本開示の他の例では、血圧測定部は、脈波振幅が小さいほど、第１減圧速度を遅く設定する。

[0011] 上記構成によれば、適切な測定時間で精度の高い不整脈判定を実現できる。

本開示の他の例では、血圧測定部は、加圧過程においてカフ圧が所定圧力に到達するまでの時間が長いほど、第１減圧速度を遅く設定する。

[0012] 上記構成によれば、適切な測定時間で精度の高い不整脈判定を実現できる。

本開示の他の例では、血圧測定部は、加圧過程においてカフ圧が所定圧力に到達するまでの時間に基づいてカフのサイズを推定し、推定されたカフのサイズが大きいほど、第１減圧速度を遅く設定する。

[0013] 上記構成によれば、適切な測定時間で精度の高い不整脈判定を実現できる。

本開示の他の例では、血圧計は、加圧過程におけるカフ圧およびカフの容積変化とに基づいて、被測定部位に対するカフの巻付け強度を検出する巻付け強度検出部をさらに備える。血圧測定部は、巻付け強度が小さいほど、第１減圧速度を遅く設定する。

[0014] 上記構成によれば、適切な測定時間で精度の高い不整脈判定を実現できる。

本開示の他の例では、血圧測定部は、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差である推定脈圧と、ユーザの血圧を測定する際に必要な所定脈拍数とに基づいて、第２減圧速度を設定する。

[0015] 上記構成によれば、不整脈判定を望まないユーザに対して迅速な血圧測定を実現することができる。

[0016] 本開示の他の例では、カフによってユーザの被測定部位を圧迫して、血圧を測定する血圧計による血圧測定方法が提供される。血圧測定方法は、カフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定するステップと、減圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザに不整脈が発生しているか否かを判定するステップと、不整脈の判定を実行する第１モード、および不整脈の判定を実行しない第２モードのいずれかを設定するステップとを含む。第１モードが設定されている場合におけるカフ圧の第１減圧速度は、第２モードが設定されている場合におけるカフ圧の第２減圧速度よりも遅い。

[0017] 上記構成によれば、血圧測定の減圧過程において、大きい振幅の脈波信号を取得することにより、精度よく不整脈を判定することが可能となる。

発明の効果

[0018] 本開示によると、血圧測定の減圧過程において、大きい振幅の脈波信号を取得することにより、精度よく不整脈を判定することができる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]本実施の形態に従う血圧計を示す図である。

[図2]実施の形態１に従う血圧計のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。

[図3]実施の形態１に従う血圧計の機能構成を示すブロック図である。

[図4]加圧過程における脈波振幅と減圧速度との関係を示す図である。

[図5]過去に得られた脈波振幅と減圧速度との関係を示す図である。

[図6]実施の形態１に従う血圧計の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図7]実施の形態１に従う血圧計の処理手順の他の例を示すフローチャートである。

[図8]実施の形態１に従う血圧計の処理手順のさらに他の例を示すフローチャートである。

[図9]所定圧力までの到達時間と減圧速度との関係を説明するための図である。

[図10]所定圧力に到達するまでの到達時間と減圧速度とカフサイズとの関係を説明するための図である。

[図11]実施の形態２に従う血圧計の処理手順の一例を示すフローチャートである。

[図12]実施の形態２に従う血圧計の処理手順の他の例を示すフローチャートである。

[図13]実施の形態３に従う血圧計の機能構成を示すブロック図である。

[図14]実施の形態３に従う血圧計の処理手順の一例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

[0020] 以下、図面を参照しつつ、本発明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。したがって、それらについての詳細な説明は繰り返さない。

[0021] ［適用例］

図１を参照して、本発明の適用例について説明する。図１は、本実施の形態に従う血圧計１００を示す図である。

[0022] 図１を参照して、血圧計１００は、カフによってユーザ（すなわち、被験者）の被測定部位を圧迫して、血圧を測定する上腕式血圧計である。血圧計１００は、オシロメトリック法による血圧測定を実行する。血圧計１００は、主要な構成部品として、本体およびカフ（腕帯）を有する。なお、血圧計１００は、本体とカフ（腕帯）とが一体となった手首式血圧計であってもよい。以下、図１を参照しながら処理内容について説明する。

[0023] 図１においては、ユーザが血圧計１００を用いて自身の血圧を測定する場面を想定する。血圧計１００は、ユーザの被測定部位（例えば、腕）に装着されたカフの内圧を示すカフ圧の減圧過程において血圧を測定する減圧測定方式によりユーザの血圧を測定する。

[0024] 血圧計１００は、ユーザの血圧測定指示に従ってカフの加圧を開始する（図１の（１）に対応）。

[0025] 血圧計１００は、カフ圧の加圧過程において、検出した脈波信号に基づいて収縮期血圧（最高血圧）および拡張期血圧（最低血圧）を推定する（図１の（２）に対応）。収縮期血圧および拡張期血圧の推定は、公知の手法により行われる。例えば、血圧計１００は、カフ圧を加圧させる過程で変化する脈波信号の振幅変化のパターンを示す脈波包絡線から収縮期血圧および拡張期血圧を推定する。以下、推定される収縮期血圧を「推定収縮期血圧」と称し、推定される拡張期血圧を「推定拡張期血圧」とも称する。

[0026] 血圧計１００は、通常測定モード（以下、単に「通常モード」とも称する。）または不整脈判定モードのいずれかを選択する（図１の（３）に対応）。不整脈判定モードは、加圧過程の後に続くカフ圧の減圧過程における脈波信号に基づいて、血圧測定とともに不整脈判定を実行するモードである。通常モードは、当該減圧過程における脈波信号に基づいて血圧測定のみを実行し、不整脈判定を実行しないモードである。ここでは、不整脈判定モードが選択されたものとする。

[0027] 血圧計１００は、不整脈判定モード時の減圧過程におけるカフ圧の減圧速度を設定する（図１の（４）に対応）。ここで、通常モード時においては、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差分である推定脈圧間において所定の脈拍数が得られるように減圧速度が設定される。不整脈判定モード時の減圧速度は、通常モード時の当該減圧速度よりも遅く設定される。減圧速度を遅くすると、減圧過程において得られる脈波信号の振幅（以下、「脈波振幅」）が大きくなることが知られている。そのため、不整脈判定モード時の減圧過程において得られる脈波振幅は、通常モード時の減圧過程において得られる脈波振幅よりも大きい。

[0028] 血圧計１００は、減圧過程で得られた脈波信号に基づいて、ユーザの血圧値を算出するとともに不整脈の発生の有無を判定する（図１の（５）に対応）。この場合、血圧計１００は、ユーザの血圧値および不整脈の判定結果をディスプレイに表示する。

[0029] 上記の適用例によると、不整脈判定モード時に得られる脈波振幅は、通常モード時に得られる脈波振幅よりも大きくなるため、不整脈判定モード時においては、より精度の高い脈波間隔のパターンが得られる。したがって、血圧計１００は、より精度の高い不整脈判定を実行することができる。

[0030] なお、血圧計１００は、取得した脈波信号の振幅およびカフ圧に基づいて脈波包絡線を作成し、脈波包絡線に基づいて血圧を算出する。血圧計１００は、取得される脈波信号が小さく脈波として認識できなかった場合であっても血圧が算出可能なように、脈波包絡線の補正、平滑化等の処理を行なう。

したがって、減圧速度が速い通常モード時には、血圧計１００は、短い測定時間で血圧を算出できる。そのため、不整脈判定を望まないユーザに対しては迅速に血圧測定が行われる。

[0031] このように、本実施の形態に係る血圧計１００によると、血圧測定の減圧過程において、大きい振幅の脈波信号を取得することにより、精度よく不整脈を判定できる。

[0032] ［構成例］

＜実施の形態１＞

（ハードウェア構成）

図２は、実施の形態１に従う血圧計１００のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。図２を参照して、血圧計１００は、主たる構成要素として、本体１０と、カフ２０とを含む。カフ２０には、流体袋２２が内包されている。本体１０は、プロセッサ１１０と、血圧測定用のエア系コンポーネント３０と、Ａ／Ｄ変換回路３１０と、ポンプ駆動回路３２０と、弁駆動回路３３０と、ディスプレイ５０と、メモリ５１と、操作部５２と、通信インターフェイス５３と、電源部５４とを含む。

[0033] プロセッサ１１０は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）やＭＰＵ（Multi Processing Unit）といった演算処理部である。プロセッサ１１０は、メモリ５１に記憶されたプログラムを読み出して実行することで、後述する血圧計１００の処理（ステップ）の各々を実現する。例えば、プロセッサ１１０は、操作部５２からの操作信号に応じて、ポンプ３２および弁３３を駆動する制御を行なう。また、プロセッサ１１０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を使用して血圧値を算出し、ディスプレイ５０に表示する。

[0034] メモリ５１は、ＲＡＭ（Random Access Memory）、ＲＯＭ（Read-Only Memory）、フラッシュメモリなどによって実現される。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、脈波間隔等を記憶する。また、メモリ５１は、プログラムが実行されるときのワークメモリ等として用いられる。

[0035] エア系コンポーネント３０は、カフ２０に内包された流体袋２２にエア配管を通じて空気を供給または排出する。エア系コンポーネント３０は、流体袋２２内の圧力を検出するための圧力センサ３１と、流体袋２２を膨縮させるための膨縮機構部としてのポンプ３２および弁３３とを含む。

[0036] 圧力センサ３１は、流体袋２２内の圧力（カフ圧）を検出し、検出した圧力に応じた信号（カフ圧信号）をＡ／Ｄ変換回路３１０に出力する。圧力センサ３１は、例えば、ピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管を介して、ポンプ３２、弁３３およびカフ２０に内包されている流体袋２２に接続されている。ポンプ３２は、カフ圧を加圧するために、エア配管を通じて流体袋２２に流体としての空気を供給する。弁３３は、エア配管を通して流体袋２２内の空気を排出し、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。

[0037] Ａ／Ｄ変換回路３１０は、圧力センサ３１の出力値（例えば、ピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に応じた電圧値）をアナログ信号からデジタル信号へ変換してプロセッサ１１０に出力する。プロセッサ１１０は、Ａ／Ｄ変換回路３１０の出力値に応じて、カフ圧を表わす信号を取得する。ポンプ駆動回路３２０は、プロセッサ１１０から与えられる制御信号に基づいて、ポンプ３２の駆動を制御する。弁駆動回路３３０は、プロセッサ１１０から与えられる制御信号に基づいて、弁３３の開閉を制御する。

[0038] オシロメトリック法に従って血圧を測定する場合、概ね、次のような動作が行なわれる。具体的には、被検者の被測定部位（手首、腕等）に予めカフを巻き付けておき、測定時には、ポンプ３２および弁３３を制御して、カフ圧を推定収縮期血圧より高く加圧し、その後徐々に減圧していく。この減圧する過程において、カフ圧を圧力センサで検出し、被測定部位の動脈で発生する動脈容積の変動を脈波信号として取り出す。その時のカフ圧の変化に伴

う脈波信号の振幅の変化（主に立ち上がりと立ち下がり）に基づいて、収縮期血圧と拡張期血圧とを算出する。

[0039] 操作部５２は、ユーザによる指示に応じた操作信号をプロセッサに入力する。操作部５２は、ユーザによる血圧測定指示を受け付けるための測定スイッチ５２Ａと、測定モードを選択するためのモード選択スイッチ５２Ｂとを含む。

[0040] 測定スイッチ５２Ａが押されると、カフ２０によって被測定部位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。血圧測定中に測定スイッチ５２Ａが再び押されると、血圧測定が停止される。

[0041] また、モード選択スイッチ５２Ｂが押されると、測定モードの切り替えが行なわれる。例えば、現在の測定モードが通常モードに設定されている場合にモード選択スイッチ５２Ｂが押されると、測定モードが不整脈判定モードに切り替わる。

[0042] ディスプレイ５０は、プロセッサ１１０からの制御信号に基づいて、血圧測定結果等を含む各種情報を表示する。通信インターフェイス５３は、外部装置と各種情報をやり取りする。電源部５４は、プロセッサ１１０および各ハードウェアに電力を供給する。

[0043] （機能構成）

図３は、実施の形態１に従う血圧計１００の機能構成を示すブロック図である。図３を参照して、血圧計１００は、主な機能構成として、モード設定部２１０と、血圧測定部２２０と、判定部２３０と、出力制御部２４０とを含む。これらの各機能は、例えば、血圧計１００のプロセッサ１１０がメモリ５１に格納されたプログラムを実行することによって実現される。なお、これらの機能の一部または全部はハードウェアで実現されるように構成されていてもよい。血圧計１００は、記憶部２５０をさらに含む。記憶部２５０は、メモリ５１により実現される。

[0044] モード設定部２１０は、ユーザの不整脈の有無の判定を実行する不整脈判定モード、および不整脈の判定を実行しない通常モードのいずれかを設定す

る。典型的には、モード設定部２１０は、操作部５２（例えば、モード選択スイッチ５２Ｂ）を介したユーザからのモード選択指示に従って、不整脈判定モードおよび通常モードのいずれかを設定する。

[0045] なお、モード設定部２１０は、予め定められたスケジュールに従って自動的にいずれかのモードを設定するように構成されていてもよい。例えば、１日のうちの時間帯Ｈにおいて血圧測定を開始する（例えば、測定スイッチ５２Ａを押下することにより血圧測定が開始された）場合には、自動的に不整脈判定モードが設定される。一方、１日のうちの時間帯Ｈ以外の時間帯において血圧測定を実行する場合には、自動的に通常モードが設定される。

[0046] 血圧測定部２２０は、操作部５２（例えば、測定スイッチ５２Ａ）を介したユーザからの測定開始指示に従って、カフ圧を制御する。具体的には、血圧測定部２２０は、ポンプ駆動回路３２０を介してポンプ３２を駆動するとともに、弁駆動回路３３０を介して弁３３を駆動する制御を行なう。弁３３は、流体袋２２の空気を排出し、または封入してカフ圧を制御するために開閉される。

[0047] 血圧測定部２２０は、圧力センサ３１によって検出されたカフ圧信号を受けて、カフ圧信号に重畳された被測定部位の脈波を表す脈波信号を取り出す。すなわち、血圧測定部２２０は、カフ圧信号から、ユーザの心臓の拍動に同期してカフ圧信号に重畳される圧力成分である脈波を検出する。

[0048] 血圧測定部２２０は、カフ圧信号と、カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、ユーザの血圧情報を算出する。具体的には、血圧測定部２２０は、オシロメトリック法に従ってユーザの血圧を測定する。本実施の形態では、カフ圧を規定圧力（例えば、推定収縮期血圧）よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいてユーザの血圧を測定する減圧測定方式が採用される。典型的には、血圧測定部２２０は、収縮期血圧と、拡張期血圧と、脈拍数と、脈圧とを算出する。記憶部２５０には、血圧測定時に得られた情報（例えば、脈波信号、収縮期血圧、拡張期血圧、脈拍数、脈圧等）が記憶される。

[0049] 血圧測定部２２０は、モード設定部２１０により設定された測定モードに基づいて、減圧過程におけるカフ圧の減圧速度を設定する。具体的には、血圧測定部２２０は、不整脈判定モードが設定されている場合におけるカフ圧の減圧速度Ｇ１を、通常モードが設定されている場合におけるカフ圧の減圧速度Ｇ２よりも遅くする。

[0050] 典型的には、血圧測定部２２０は、加圧過程における脈波信号に基づいて推定収縮期血圧および推定拡張期血圧を求め、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差である推定脈圧と、ユーザの血圧を測定する際に必要な所定脈拍数（例えば、８拍）とに基づいて、減圧速度Ｇ２を設定する。例えば、血圧計１００は、推定脈圧間に発生する脈拍数が所定脈拍数以上となるように減圧速度Ｇ２を設定する。

[0051] 血圧測定部２２０による減圧速度Ｇ１の設定方式については、いくつかの方法が考えられる。ある局面では、血圧測定部２２０は、減圧速度Ｇ１を予め定められた速度（例えば、４ｍｍＨｇ／ｓ）に設定する。この速度（例えば、４ｍｍＨｇ／ｓ）は、上記方式により算出される減圧速度Ｇ２よりも十分に遅い速度である。

[0052] 他の局面では、血圧測定部２２０は、加圧過程における脈波振幅に基づいて減圧速度Ｇ１を設定する。血圧測定部２２０は、当該脈波振幅が小さいほど、減圧速度Ｇ１を遅く設定する。

[0053] 図４は、加圧過程における脈波振幅と減圧速度との関係を示す図である。図４のグラフの縦軸は減圧速度Ｇ１を示しており、横軸は加圧過程において得られた最大の脈波振幅を示している。加圧過程における最大の脈波振幅が小さいほど、減圧速度Ｇ１が遅くなっていることがわかる。これは、減圧過程において一定以上の大きさを有する脈波振幅を得ることにより、精度の高い不整脈判定を行なうためである。

[0054] 具体的には、加圧過程における脈波振幅が大きい場合には、減圧過程における脈波振幅も大きいという正の相関関係がある。したがって、加圧過程における脈波振幅が小さい場合には、減圧過程において得られる脈波振幅が大

きくなるように減圧速度を遅くする。一方、加圧過程における脈波振幅が十分に大きい場合には、減圧過程においても大きな脈波振幅が得られると考えられるため、減圧速度を速くする。この場合、測定時間が短くなる。このように、減圧速度Ｇ１は、一定以上の大きさの脈波振幅を得るために必要な減圧速度に設定される。これにより、ユーザに対してより適切な減圧速度が設定でき、適切な測定時間で精度の高い不整脈判定を実現できる。

[0055] 再び、図３を参照して、血圧測定部２２０は、記憶部２５０に記憶された過去の脈波信号の振幅（すなわち、脈波振幅）に基づいて、減圧速度Ｇ１を設定する。

[0056] 図５は、過去に得られた脈波振幅と減圧速度との関係を示す図である。図５のグラフの縦軸は減圧速度Ｇ１を示しており、横軸は、ユーザの過去の血圧測定時の加圧過程または減圧過程において得られた脈波振幅（以下、便宜上「脈波振幅Ａｍ」とも称する。）を示している。脈波振幅Ａｍが小さいほど、減圧速度Ｇ１が遅くなっていることがわかる。これは、減圧過程において一定以上の大きさを有する脈波振幅を得ることにより、精度の高い不整脈判定を行なうためである。

[0057] 具体的には、過去に得られた脈波振幅Ａｍが小さい場合には、今回の血圧測定時の減圧過程における脈波振幅も小さいと推定される。したがって、過去に得られた脈波振幅Ａｍが小さい場合には、今回の減圧過程において得られる脈波振幅が大きくなるように減圧速度を遅くする。一方、過去に得られた脈波振幅Ａｍが十分に大きい場合には、今回の減圧過程においても大きな脈波振幅が得られると考えられるため、減圧速度を速くする。この場合、測定時間が短くなる。このように、図４の場合と同様に、減圧速度Ｇ１は、一定以上の大きさの脈波振幅を得るために必要な減圧速度に設定される。この場合でも、ユーザに対してより適切な減圧速度が設定でき、適切な測定時間で精度の高い不整脈判定を実現できる。

[0058] 記憶部２５０には、過去の所定期間における脈波振幅が記憶されている。例えば、記憶部２５０には、ユーザの血圧を測定した際の加圧過程または減

圧過程における脈波信号が記憶される。一例として、血圧測定部２２０は、記憶部２５０に記憶されたデータに基づいて、直近の複数回（例えば、３回）の血圧測定時の加圧過程における最大の脈波振幅の平均値を算出し、当該平均値を脈波振幅Ａｍとして設定する。他の例として、血圧測定部２２０は、今回の血圧測定と同じ時間帯（例えば、朝、昼、夜等）の過去の血圧測定時のデータを抽出し、当該血圧測定時の加圧過程における最大の脈波振幅を脈波振幅Ａｍとして設定する。さらに他の例として、血圧測定部２２０は、所定期間（例えば、１日）のうちの複数回の血圧測定の加圧過程における最大の脈波振幅を脈波振幅Ａｍとして設定する。

[0059] 再び、図３を参照して、判定部２３０は、不整脈判定モードが設定されている場合に、減圧過程における脈波信号に基づいて、ユーザの不整脈が発生したか否かを判定する。不整脈の判定方式については公知の手法が用いられる。例えば、判定部２３０は、脈波信号から取得される複数の脈波の発生間隔（すなわち、脈波間隔）に基づいて不整脈の発生の有無を判定する。

[0060] 出力制御部２４０は、血圧測定部２２０の測定結果および判定部２３０の判定結果等をディスプレイ５０に表示する。なお、出力制御部２４０は、通信インターフェイス５３を介して、測定結果および判定結果を外部装置に送信してもよいし、スピーカ（図示しない）を介して音声出力する構成であってもよい。

[0061] （処理手順）

図６は、実施の形態１に従う血圧計１００の処理手順の一例を示すフローチャートである。処理のスタート時点において、ユーザは血圧計１００のカフ２０を装着した状態であるとする。図６では、測定モードとして、通常モードまたは不整脈判定モードが設定されるものとする。

[0062] 図６を参照して、血圧計１００のプロセッサ１１０は、操作部５２の測定スイッチ５２Ａを介して、ユーザから血圧測定の開始指示を受け付ける（ステップＳ１０）。プロセッサ１１０は、圧力センサ３１を初期化する（ステップＳ１２）。具体的には、プロセッサ１１０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）を行なう。

[0063] プロセッサ１１０は、弁駆動回路３３０を介して弁３３を閉じ（ステップＳ１４）、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）。典型的には、プロセッサ１１０は、加圧のためにポンプ駆動回路３２０を制御することにより、カフ圧の加圧速度が一定となるようにポンプ３２を駆動する。

[0064] プロセッサ１１０は、圧力センサ３１によって検出されたカフ圧信号から脈波信号を抽出し、加圧過程において得られる脈波信号に基づいて、推定収縮期血圧、推定拡張期血圧および脈拍数を算出する（ステップＳ１８）。プロセッサ１１０は、カフ圧が閾値Ｔｈ以上に到達したか否かを判断する（ステップＳ２０）。典型的には、閾値Ｔｈは、推定収縮期血圧よりも固定値（例えば、４０ｍｍＨｇ）だけ高い値に設定される。

[0065] カフ圧が閾値Ｔｈ未満である場合（ステップＳ２０においてＮＯ）、プロセッサ１１０はステップＳ１６に戻る。カフ圧が閾値Ｔｈ以上である場合（ステップＳ２０においてＹＥＳ）、プロセッサ１１０は、ポンプ３２を停止して（ステップＳ２２）、現在設定されている測定モードが通常モードであるか否かを判断する（ステップＳ２４）。

[0066] まず、測定モードが通常モードである場合（ステップＳ２４においてＹＥＳ）について説明する。プロセッサ１１０は、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差である推定脈圧と脈拍数とに基づいて、減圧速度Ｇ２を算出する（ステップＳ２６）。プロセッサ１１０は、減圧速度Ｇ２に従って、弁３３を徐々に開放するように制御する（ステップＳ２８）。これにより、加圧過程から減圧過程に移行し、カフ圧は減圧速度Ｇ２に従って徐々に減圧していく。

[0067] この減圧過程において、プロセッサ１１０は、圧力センサ３１によって検出されたカフ圧信号から脈波信号を抽出し、当該脈波信号に基づいて、収縮期血圧および拡張期血圧の算出を試みて、血圧算出が完了したか否かを判断

する（ステップＳ３０）。データ不足のために未だ血圧算出を完了できない場合（ステップＳ３０においてＮＯ）、プロセッサ１１０は、ステップＳ２８に戻る。血圧算出が完了した場合（ステップＳ３０においてＹＥＳ）、プロセッサ１１０は、弁３３を全開にして（ステップＳ３２）、カフ２０内の空気を急速排気する制御を行なう。プロセッサ１１０は、ステップＳ３０において測定された血圧値（測定結果）をディスプレイ５０に表示する（ステップＳ３４）。

[0068] 次に、測定モードが不整脈判定モードである場合（ステップＳ２４においてＮＯ）について説明する。プロセッサ１１０は、減圧速度Ｇ１を所定速度（例えば、４ｍｍＨｇ／ｓ）に設定する（ステップＳ４０）。所定速度は、減圧速度Ｇ２よりも十分に遅い速度であるものとする。プロセッサ１１０は、減圧速度Ｇ１に従って、弁３３を徐々に開放するように制御する（ステップＳ４２）。これにより、加圧過程から減圧過程に移行し、カフ圧は減圧速度Ｇ１に従って徐々に減圧していく。

[0069] プロセッサ１１０は、減圧過程において、カフ圧信号から脈波信号を抽出し、当該脈波信号に基づいて、収縮期血圧および拡張期血圧の算出を試みて、血圧算出が完了したか否かを判断する（ステップＳ４４）。血圧算出を完了できない場合（ステップＳ４４においてＮＯ）、プロセッサ１１０は、ステップＳ４２に戻る。血圧算出が完了した場合（ステップＳ４４においてＹＥＳ）、プロセッサ１１０は、不整脈判定処理を実行する（ステップＳ４６）。具体的には、プロセッサ１１０は、減圧過程における脈波信号から取得される脈波間隔に基づいて不整脈の発生の有無を判定する。

[0070] 続いて、プロセッサ１１０は、上述したステップＳ３２，Ｓ３４を実行する。なお、ステップＳ３４では、測定結果として血圧測定結果および不整脈判定結果が表示される。

[0071] 図７は、実施の形態１に従う血圧計１００の処理手順の他の例を示すフローチャートである。図７のフローチャートは、図６のフローチャートにおけるステップＳ４０が、ステップＳ５０に置き換わったものに相当する。した

がって、ステップＳ５０以外の処理についてはその詳細な説明は繰り返さない。

[0072] 図７を参照して、ステップＳ５０において、プロセッサ１１０は、加圧過程における脈波信号の振幅（すなわち、脈波振幅）に基づいて、減圧速度Ｇ１を算出する。例えば、プロセッサ１１０は、図４のグラフに従って減圧速度Ｇ１を算出する。

[0073] 図８は、実施の形態１に従う血圧計１００の処理手順のさらに他の例を示すフローチャートである。図８のフローチャートは、図６のフローチャートにおけるステップＳ４０が、ステップＳ６０に置き換わったものに相当する。したがって、ステップＳ６０以外の処理についてはその詳細な説明は繰り返さない。

[0074] 図８を参照して、ステップＳ６０において、プロセッサ１１０は、過去に得られた脈波振幅に基づいて、減圧速度Ｇ１を算出する。例えば、プロセッサ１１０は、図５のグラフに従って減圧速度Ｇ１を算出する。

[0075] ＜実施の形態２＞

実施の形態２では、カフのサイズ（例えば、流体袋の容量）に着目して減圧速度Ｇ１を設定する方式について説明する。

[0076] 血圧測定を正確に行なうためには、カフ圧による被測定部位の動脈を適切に圧閉する必要がある。そのため、カフのサイズは被測定部位の周囲長に応じて定められており、被測定部位の周囲長が長くなるほど、カフのサイズは大きくなる。カフのサイズが大きくなると流体袋の容量が大きくなるため、動脈の容積変化に対する流体袋の容量変化の割合が小さくなる。その結果、カフ圧の変化、すなわち、脈波信号の振幅（すなわち、脈波振幅）が小さくなる。以下、実施の形態２に従う減圧速度Ｇ１の設定方式について説明する。

[0077] （機能構成）

図３のブロック図を用いて、実施の形態２に従う血圧計１００の機能構成を説明する。実施の形態２に従う血圧測定部２２０は、図３で説明した機能

に加えて以下の機能をさらに有する。

[0078] 血圧測定部２２０は、加圧過程において、ポンプ３２を単位時間当たり一定の吐出流量となるように駆動してカフを加圧する。血圧測定部２２０は、圧力センサ３１によって検出されたカフ圧信号に基づいて、加圧過程においてカフ圧が所定圧力に到達するまでの到達時間Ｔを計測する。到達時間Ｔは、カフの容量（サイズ）に応じて変化する。例えば、血圧測定部２２０は、カフ圧が“０ｍｍＨｇ”から“３０ｍｍＨｇ”に到達するまでの到達時間Ｔを計測する。血圧測定部２２０は、到達時間Ｔが長いほど減圧速度Ｇ１を遅く設定する。

[0079] 図９は、所定圧力までの到達時間と減圧速度との関係を説明するための図である。図９のグラフの縦軸は減圧速度Ｇ１を示しており、横軸は、カフ圧が“０ｍｍＨｇ”から“３０ｍｍＨｇ”に到達するまでの到達時間Ｔを示している。

[0080] 図９のグラフに示すように、到達時間Ｔが長いほど減圧速度Ｇ１が遅くなっていることがわかる。これは、減圧過程において一定以上の大きさを有する脈波振幅を得ることにより、精度の高い不整脈判定を行なうためである。

[0081] 具体的には、ポンプ３２を単位時間当たり一定の吐出流量となるように駆動してカフ圧を加圧するため、到達時間Ｔが長いほどカフの容量（すなわち、カフのサイズ）が大きいことを意味する。また、上述したように、カフのサイズが大きいほど脈波振幅は小さくなる。したがって、到達時間Ｔが長いほど（すなわち、カフのサイズが大きいほど）減圧速度Ｇ１を遅く設定することにより、減圧過程において得られる脈波振幅を大きくすることができる。これにより、精度の高い不整脈判定が実現される。

[0082] なお、血圧測定部２２０は、到達時間Ｔに基づいて、カフのサイズを推定するように構成されていてもよい。図１０は、所定圧力に到達するまでの到達時間と減圧速度とカフサイズとの関係を説明するための図である。図１０のグラフの縦軸は減圧速度Ｇ１であり、横軸は到達時間Ｔである。

[0083] 血圧測定部２２０は、到達時間Ｔが３秒未満である場合には、カフサイズ

を“Ｓｍａｌｌ”と推定し、到達時間Ｔが３秒以上６秒未満である場合には、カフサイズを“Ｍｅｄｉｕｍ”と推定し、到達時間Ｔが６秒以上である場合には、カフサイズを“Ｌａｒｇｅ”と推定する。すなわち、血圧測定部２２０は、到達時間Ｔが長いほどカフサイズが大きいと推定する。

[0084] そして、血圧測定部２２０は、カフサイズを“Ｓｍａｌｌ”と推定した場合には、減圧速度Ｇ１を６ｍｍＨｇ／ｓに設定し、カフサイズを“Ｍｅｄｉｕｍ”と推定した場合には、減圧速度Ｇ１を５．５ｍｍＨｇ／ｓに設定し、カフサイズを“Ｌａｒｇｅ”と推定した場合には、減圧速度Ｇ１を４ｍｍＨｇ／ｓに設定する。すなわち、血圧測定部２２０は、カフサイズが大きいほど減圧速度Ｇ１を遅く設定する。

[0085] （処理手順）

図１１は、実施の形態２に従う血圧計１００の処理手順の一例を示すフローチャートである。図１１のフローチャートは、図６のフローチャートにおけるステップＳ４０が、ステップＳ７０に置き換わったものに相当する。したがって、ステップＳ７０以外の処理についてはその詳細な説明は繰り返さない。ただし、ステップＳ１６においては、プロセッサ１１０は、加圧のためにポンプ駆動回路３２０を制御することにより、ポンプ３２を単位時間当たり一定の吐出流量となるように駆動する。

[0086] 図１１を参照して、ステップＳ７０において、プロセッサ１１０は、加圧過程においてカフ圧が所定圧力に到達するまでの到達時間Ｔに基づいて、減圧速度Ｇ１を算出する。例えば、プロセッサ１１０は、図９のグラフに従って減圧速度Ｇ１を算出する。

[0087] 図１２は、実施の形態２に従う血圧計１００の処理手順の他の例を示すフローチャートである。図１２のフローチャートは、図６のフローチャートにおけるステップＳ４０が、ステップＳ８０，Ｓ８２に置き換わったものに相当する。したがって、ステップＳ８０，Ｓ８２以外の処理についてはその詳細な説明は繰り返さない。ただし、ステップＳ１６においては、プロセッサ１１０は、加圧のためにポンプ駆動回路３２０を制御することにより、ポン

プ３２を単位時間当たり一定の吐出流量となるように駆動する。

[0088] 図１２を参照して、プロセッサ１１０は、到達時間Ｔに基づいてカフサイズを推定し（ステップＳ８０）、推定されたカフサイズに基づいて減圧速度Ｇ１を算出する（ステップＳ８２）。具体的には、プロセッサ１１０は、図１０のグラフに従って、カフサイズを推定し、減圧速度Ｇ１を算出する。

[0089] ＜実施の形態３＞

実施の形態３では、カフの締め付け具合に着目して減圧速度Ｇ１を設定する方式について説明する。

[0090] カフがゆるく巻かれると、生体とカフの隙間が埋まるまで流体袋が余計に膨らむ必要がある。そのため、カフがゆるく巻かれた場合には、カフをぴったり巻いた場合よりも流体袋の容量が大きくなり、その結果、得られる脈波信号の振幅が小さくなる。以下、実施の形態３に従う減圧速度Ｇ１の設定方式について説明する。

[0091] （機能構成）

図１３は、実施の形態３に従う血圧計１００の機能構成を示すブロック図である。図１３を参照して、血圧計１００は、モード設定部２１０と、血圧測定部２２０と、判定部２３０と、出力制御部２４０と、巻付け強度検出部２６０とを含む。これらの各機能は、例えば、血圧計１００のプロセッサ１１０がメモリ５１に格納されたプログラムを実行することによって実現される。モード設定部２１０、判定部２３０および出力制御部２４０の機能は、図３で説明した当該機能と同様である。

[0092] 巻付け強度検出部２６０は、加圧過程におけるカフ圧とカフ２０の容積変化とに基づいて、被測定部位に対するカフ２０の巻付け強度を検出する。巻付け強度検出方法は、公知の方法によって実現される。典型的には、巻付け強度検出部２６０は、特許５４０８１４２号で示される巻付け強度検出部と同様の機能を有する。

[0093] 一例として、巻付け強度検出部２６０は、一定の吐出流量となるようにポンプ３２を駆動してカフを加圧する加圧過程において、カフ圧が圧力Ｐ１か

ら圧力Ｐ２への変化に伴って検出されるカフ２０の容積変化と、カフ圧が圧力Ｐ２から圧力Ｐ３への変化に伴って検出されるカフ２０の容積変化とが示す圧力－容積変化関係に基づいて、カフ圧が圧力Ｐ１から圧力Ｐ２への変化に伴って検出されるカフ２０の容積変化の値と、カフ圧が圧力Ｐ２から圧力Ｐ３への変化に伴って検出されるカフ２０の容積変化の値とを比較し、比較した結果からカフ２０の巻付け強度を検出する。

[0094] 圧力Ｐ１、Ｐ２、Ｐ３は予め実験等で決定されたカフの巻付け強度の検出に適したカフ圧である。カフ圧が圧力Ｐ１～Ｐ３になった時間を、それぞれ時間Ｖ１～Ｖ３とする。

[0095] この場合、巻付け強度検出部２６０は、圧力Ｐ１から圧力Ｐ２までの差分である変化ΔＰ１２と、ΔＰ１２だけカフ圧が変化するのに要した時間（すなわち、時間Ｖ２－Ｖ１）を示す時間ΔＶ１２を算出する。時間ΔＶ１２は、圧力Ｐ１から圧力Ｐ２まで変化したときのカフ内の流体容積の変化に比例する。巻付け強度検出部２６０は、圧力Ｐ２から圧力Ｐ３までの差分である変化ΔＰ２３と、ΔＰ２３だけカフ圧が変化するのに要した時間（すなわち、時間Ｖ３－Ｖ２）を示す時間ΔＶ２３を算出する。時間ΔＶ２３は、圧力Ｐ２から圧力Ｐ３まで変化したときのカフ内の流体容積の変化に比例する。

[0096] 巻付け強度検出部２６０は、圧力容積変化指数ΔＰ１２／ΔＶ１２，ΔＰ２３／ΔＶ２３を算出し、算出した両者の値を比較する。この比較結果に基づき、巻付け強度検出部２６０は、巻付け強度を検出する。

[0097] 比較結果が（ΔＰ１２／ΔＶ１２）＜（ΔＰ２３／ΔＶ２３）の場合、巻付け強度検出部２６０は、カフ２０の巻付け強度が「ユル巻」と検出する。比較結果が（ΔＰ１２／ΔＶ１２）＞（ΔＰ２３／ΔＶ２３）の場合、巻付け強度検出部２６０は、カフ２０の巻付け強度が「キツ巻」と検出する。比較結果が（ΔＰ１２／ΔＶ１２）＝（ΔＰ２３／ΔＶ２３）の場合、巻付け強度検出部２６０は、カフ２０の巻付け強度が「ピッタリ巻」と検出する。

[0098] 「ユル巻」は、カフ２０が被測定部位にゆるく巻かれて被測定部位に対する与圧が適性レベルよりも低い巻付け状態である。「ピッタリ巻」は、カフ

２０が被測定部位に適度に巻かれて被測定部位に対する与圧が適性レベルである巻付け状態である。「キツ巻」は、カフ２０が被測定部位にきつめに巻かれて被測定部位に対する与圧が適性レベルよりも高めである巻付け状態である。

[0099] 血圧測定部２２０は、巻付け強度検出部２６０によって検出された巻付け強度が小さいほど、減圧速度Ｇ１を遅く設定する。例えば、便宜上、巻付け強度が「ユル巻」の場合の減圧速度Ｇ１を“Ｇ１ａ”とし、巻付け強度が「ピッタリ巻」の場合の減圧速度Ｇ１を“Ｇ１ｂ”とし、巻付け強度が「キツ巻」の場合の減圧速度Ｇ１を“Ｇ１ｃ”とする。この場合、減圧速度Ｇ１ａが最も遅く、減圧速度Ｇ１ｃが最も速く、減圧速度Ｇ１ｂはその中間である（すなわち、Ｇ１ａ＜Ｇ１ｂ＜Ｇ１ｃ）。

[0100] （処理手順）

図１４は、実施の形態３に従う血圧計１００の処理手順の一例を示すフローチャートである。図１４のフローチャートは、図６のフローチャートにおけるステップＳ４０が、ステップＳ９０，Ｓ９２，Ｓ９４，Ｓ９６に置き換わったものに相当する。したがって、ステップＳ９０，Ｓ９２，Ｓ９４，Ｓ９６以外の処理についてはその詳細な説明は繰り返さない。ただし、ステップＳ１６においては、プロセッサ１１０は、加圧のためにポンプ駆動回路３２０を制御することにより、ポンプ３２を単位時間当たり一定の吐出流量となるように駆動する。

[0101] 図１４を参照して、プロセッサ１１０は、被測定部位に対するカフ２０の巻付け強度を検出する（ステップＳ９０）。プロセッサ１１０は、検出された巻付け強度が“ピッタリ巻”以上（すなわち、“ピッタリ巻”または“キツ巻”）であるか否かを判断する（ステップＳ９２）。巻付け強度が“ピッタリ巻”以上である場合（ステップＳ９２においてＹＥＳ）、プロセッサ１１０は、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差である推定脈圧と、脈拍数とに基づいて、減圧速度Ｇ１を算出する（ステップＳ９６）。巻付け強度が“ユル巻”である場合（ステップＳ９２においてＮＯ）、プロセッサ１１０

は、減圧速度Ｇ１を所定速度（例えば、４ｍｍＨｇ／ｓ）に設定する（ステップＳ９４）。

[0102] 図１４のフローチャートでは、巻付け強度が“ピッタリ巻”以上である場合に、通常モードと同様の算出方式により、推定脈圧と脈拍数とに基づいて、減圧速度Ｇ１を算出する構成について説明したが、当該構成に限られない。例えば、巻付け強度（“ユル巻”、“ピッタリ巻”または“キツ巻”）に合わせて、減圧速度Ｇ１を、上述した減圧速度Ｇ１ａ～Ｇ１ｃに設定する構成であってもよい。

[0103] ＜その他の実施の形態＞

（１）上述した実施の形態において、コンピュータを機能させて、上述のフローチャートで説明したような制御を実行させるプログラムを提供することもできる。このようなプログラムは、コンピュータに付属するフレキシブルディスク、ＣＤ－ＲＯＭ（Compact Disc Read Only Memory）、二次記憶装置、主記憶装置およびメモリカードなどの一時的でない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。あるいは、コンピュータに内蔵するハードディスクなどの記録媒体にて記録させて、プログラムを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。

[0104] （２）上述の実施の形態として例示した構成は、本発明の構成の一例であり、別の公知の技術と組み合わせることも可能であるし、本発明の要旨を逸脱しない範囲で、一部を省略する等、変更して構成することも可能である。また、上述した実施の形態において、その他の実施の形態で説明した処理や構成を適宜採用して実施する場合であってもよい。

[0105] ［付記］

以上のように、本実施形態は以下のような開示を含む。

[0106] ［構成１］

カフ（２０）によってユーザの被測定部位を圧迫して、血圧を測定する血圧計（１００）であって、前記カフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大

きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定する血圧測定部（２２０）と、前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザに不整脈が発生しているか否かを判定する判定部（２３０）と、前記不整脈の判定を実行する第１モード、および前記不整脈の判定を実行しない第２モードのいずれかを設定するモード設定部（２１０）とを備え、前記血圧測定部は、前記第１モードが設定されている場合における前記カフ圧の第１減圧速度を、前記第２モードが設定されている場合における前記カフ圧の第２減圧速度よりも遅くする、血圧計。

[0107] ［構成２］

前記血圧測定部は、前記加圧過程における脈波信号の振幅を示す脈波振幅に基づいて、前記第１減圧速度を設定する、構成１に記載の血圧計。

[0108] ［構成３］

前記血圧測定部により前記ユーザの血圧を測定した際の前記加圧過程または前記減圧過程における脈波信号を記憶する記憶部（２５０）をさらに備え、前記血圧測定部は、前記記憶部に記憶された過去の前記脈波信号の振幅を示す脈波振幅に基づいて、前記第１減圧速度を設定する、構成１に記載の血圧計。

[0109] ［構成４］

前記血圧測定部は、前記脈波振幅が小さいほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、構成２または３に記載の血圧計。

[0110] ［構成５］

前記血圧測定部は、前記加圧過程において前記カフ圧が所定圧力に到達するまでの時間が長いほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、構成１に記載の血圧計。

[0111] ［構成６］

前記血圧測定部は、前記加圧過程において前記カフ圧が所定圧力に到達するまでの時間に基づいて前記カフのサイズを推定し、推定された前記カフの

サイズが大きいほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、構成１に記載の血圧計。

[0112] ［構成７］

前記加圧過程における前記カフ圧および前記カフの容積変化とに基づいて、前記被測定部位に対する前記カフの巻付け強度を検出する巻付け強度検出部（２６０）をさらに備え、前記血圧測定部は、前記巻付け強度が小さいほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、構成１に記載の血圧計。

[0113] ［構成８］

前記血圧測定部は、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差である推定脈圧と、前記ユーザの血圧を測定する際に必要な所定脈拍数とに基づいて、前記第２減圧速度を設定する、構成１～７のいずれかに記載の血圧計。

[0114] ［構成９］

カフ（２０）によってユーザの被測定部位を圧迫して、血圧を測定する血圧計（１００）による血圧測定方法であって、前記カフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定するステップと、前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザに不整脈が発生しているか否かを判定するステップと、前記不整脈の判定を実行する第１モード、および前記不整脈の判定を実行しない第２モードのいずれかを設定するステップとを含み、前記第１モードが設定されている場合における前記カフ圧の第１減圧速度は、前記第２モードが設定されている場合における前記カフ圧の第２減圧速度よりも遅い、血圧測定方法。

[0115] 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、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

[0116] １０　本体、２０　カフ、２２　流体袋、３０　エア系コンポーネント、

３１　圧力センサ、３２　ポンプ、３３　弁、５０　ディスプレイ、５１　メモリ、５２　操作部、５２Ａ　測定スイッチ、５２Ｂ　モード選択スイッチ、５３　通信インターフェイス、５４　電源部、１００　血圧計、１１０　プロセッサ、２１０　モード設定部、２２０　血圧測定部、２３０　判定部、２４０　出力制御部、２５０　記憶部、２６０　巻付け強度検出部、３１０　Ａ／Ｄ変換回路、３２０　ポンプ駆動回路、３３０　弁駆動回路。

請求の範囲

[請求項1] カフによってユーザの被測定部位を圧迫して、血圧を測定する血圧計であって、

前記カフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定する血圧測定部と、

前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザに不整脈が発生しているか否かを判定する判定部と、

前記不整脈の判定を実行する第１モード、および前記不整脈の判定を実行しない第２モードのいずれかを設定するモード設定部とを備え、

前記血圧測定部は、前記第１モードが設定されている場合における前記カフ圧の第１減圧速度を、前記第２モードが設定されている場合における前記カフ圧の第２減圧速度よりも遅くする、血圧計。

[請求項2] 前記血圧測定部は、前記加圧過程における脈波信号の振幅を示す脈波振幅に基づいて、前記第１減圧速度を設定する、請求項１に記載の血圧計。

[請求項3] 前記血圧測定部により前記ユーザの血圧を測定した際の前記加圧過程または前記減圧過程における脈波信号を記憶する記憶部をさらに備え、

前記血圧測定部は、前記記憶部に記憶された過去の前記脈波信号の振幅を示す脈波振幅に基づいて、前記第１減圧速度を設定する、請求項１に記載の血圧計。

[請求項4] 前記血圧測定部は、前記脈波振幅が小さいほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、請求項２または３に記載の血圧計。

[請求項5] 前記血圧測定部は、前記加圧過程において前記カフ圧が所定圧力に到達するまでの時間が長いほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、請求項１に記載の血圧計。

[請求項6] 前記血圧測定部は、

前記加圧過程において前記カフ圧が所定圧力に到達するまでの時間に基づいて前記カフのサイズを推定し、

推定された前記カフのサイズが大きいほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、請求項１に記載の血圧計。

[請求項7] 前記加圧過程における前記カフ圧および前記カフの容積変化とに基づいて、前記被測定部位に対する前記カフの巻付け強度を検出する巻付け強度検出部をさらに備え、

前記血圧測定部は、前記巻付け強度が小さいほど、前記第１減圧速度を遅く設定する、請求項１に記載の血圧計。

[請求項8] 前記血圧測定部は、推定収縮期血圧と推定拡張期血圧との差である推定脈圧と、前記ユーザの血圧を測定する際に必要な所定脈拍数とに基づいて、前記第２減圧速度を設定する、請求項１～３および５～７のいずれか１項に記載の血圧計。

[請求項9] カフによってユーザの被測定部位を圧迫して、血圧を測定する血圧計による血圧測定方法であって、

前記カフの内圧を示すカフ圧を規定圧力よりも大きい圧力まで加圧する加圧過程の後、前記カフ圧を減圧する減圧過程における脈波信号に基づいて前記ユーザの血圧を測定するステップと、

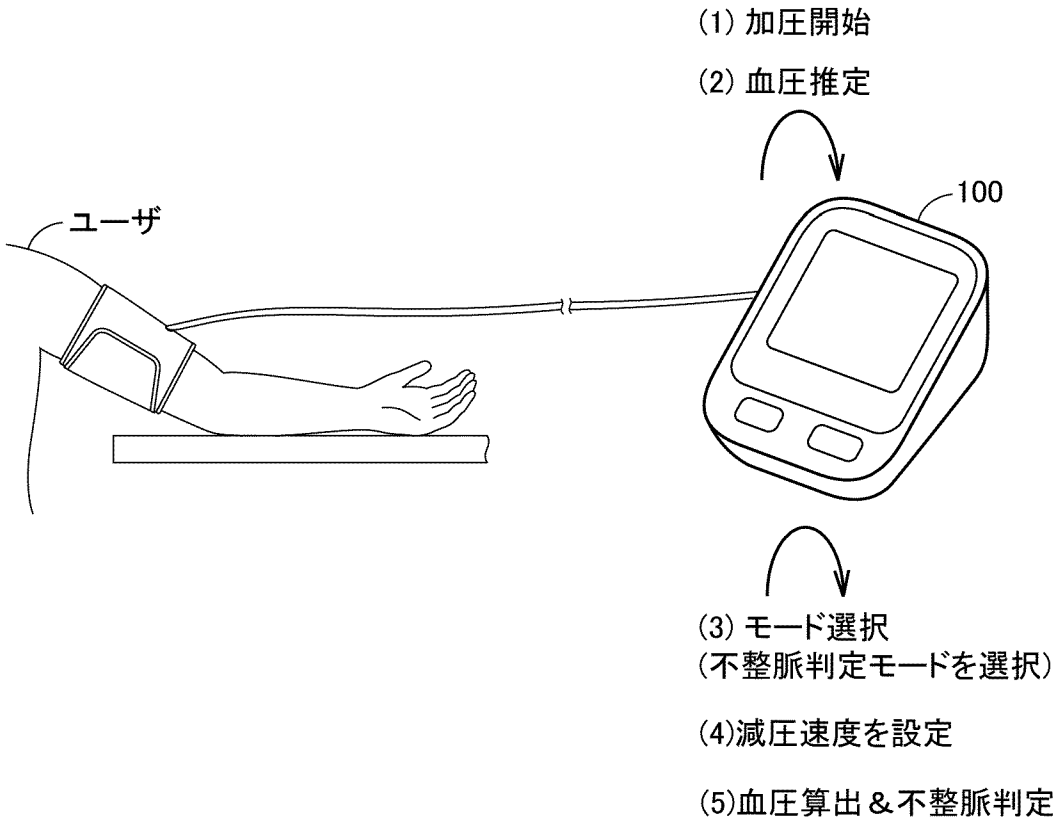
前記減圧過程における脈波信号に基づいて、前記ユーザに不整脈が発生しているか否かを判定するステップと、

前記不整脈の判定を実行する第１モード、および前記不整脈の判定を実行しない第２モードのいずれかを設定するステップとを含み、

前記第１モードが設定されている場合における前記カフ圧の第１減圧速度は、前記第２モードが設定されている場合における前記カフ圧の第２減圧速度よりも遅い、血圧測定方法。

[図1]

FIG.1


(1) 加圧開始
(2) 血圧推定
100
ユーザ
(3) モード選択
(不整脈判定モードを選択)
(4)減圧速度を設定
(5)血圧算出＆不整脈判定

[図2]

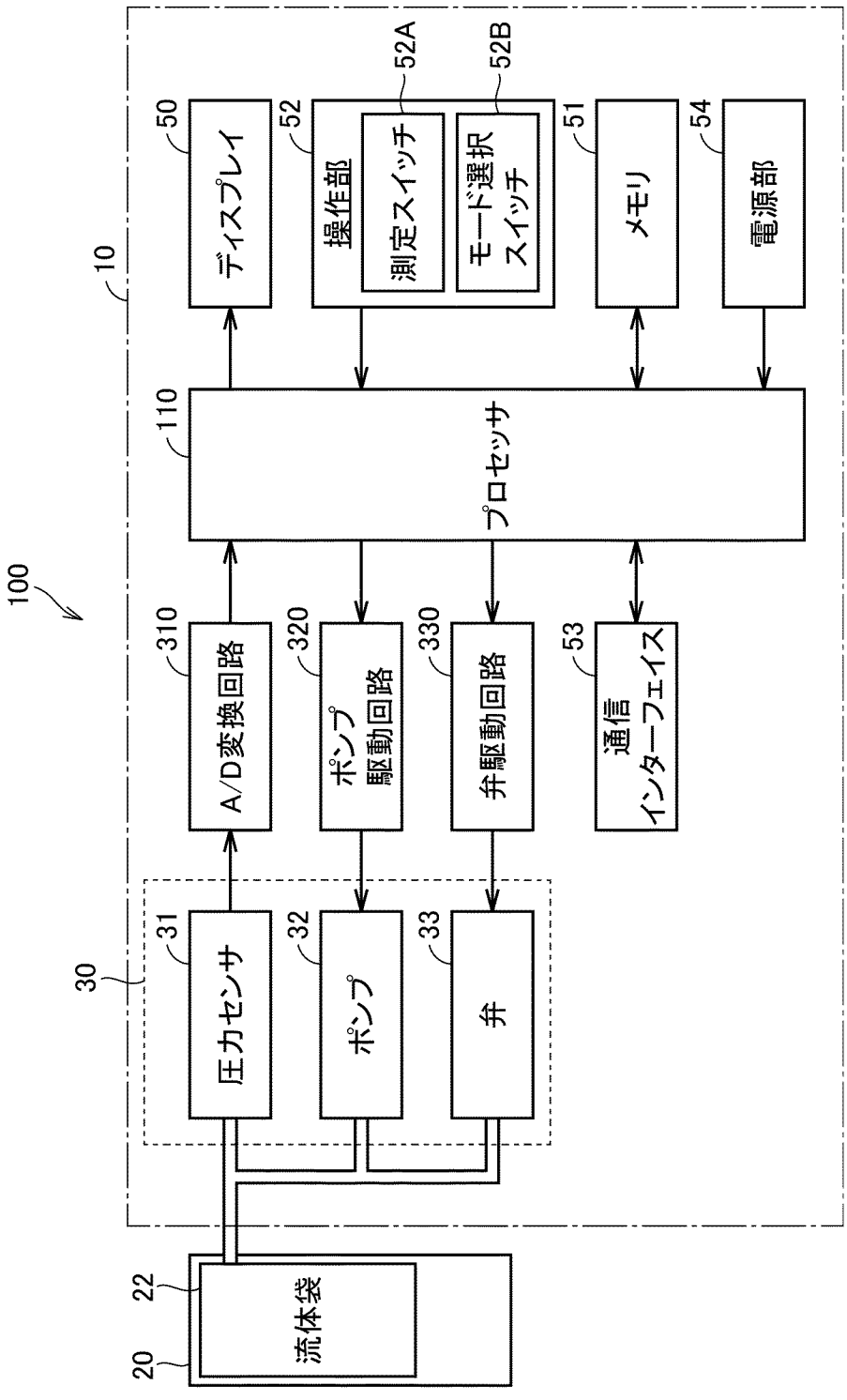
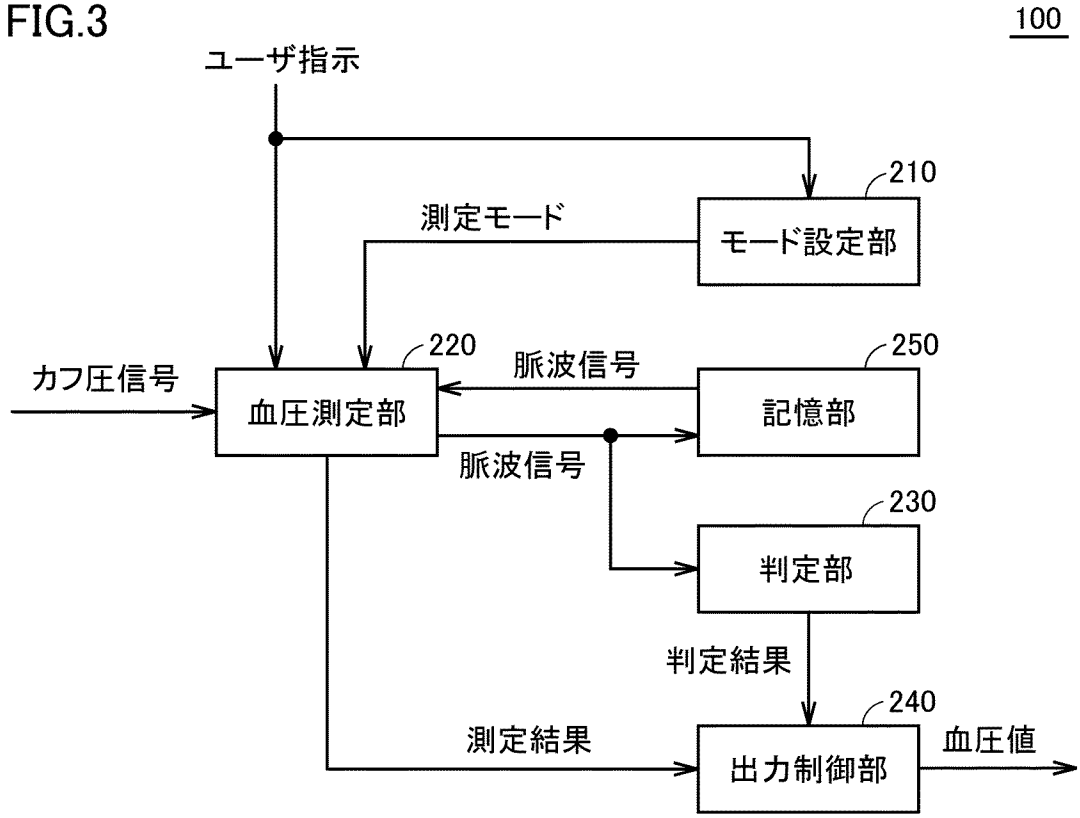

100
10
50
ディスプレイ
52
操作部
52A
測定スイッチ
52B
モード選択スイッチ
51
メモリ
54
電源部
110
プロセッサ
310
A/D変換回路
320
ポンプ駆動回路
330
弁駆動回路
53
通信インターフェイス
30
31
圧力センサ
32
ポンプ
33
弁
20
22
流体袋

FIG.2

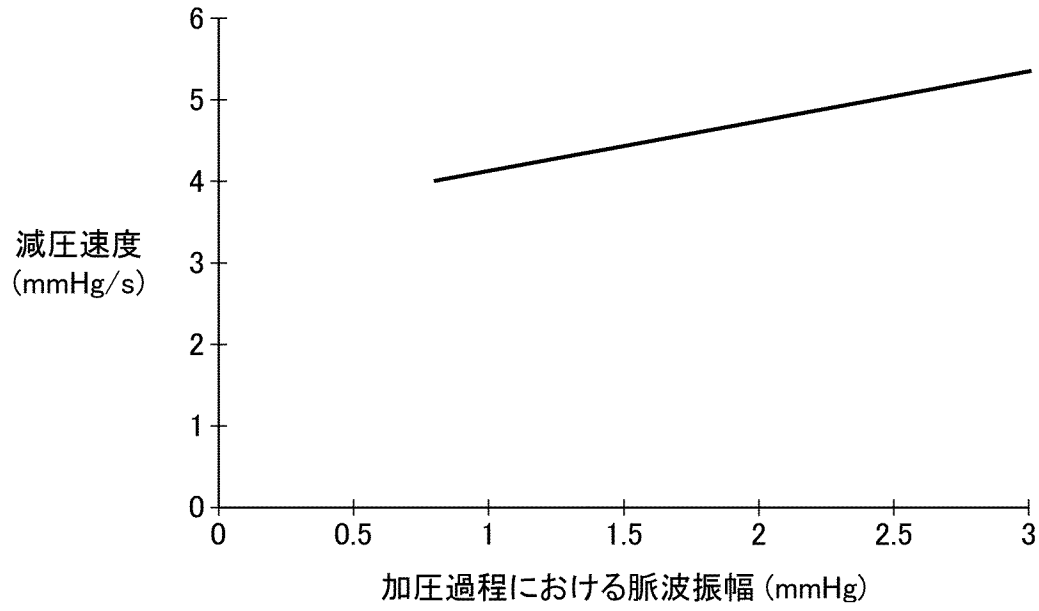
[図3]

FIG.3



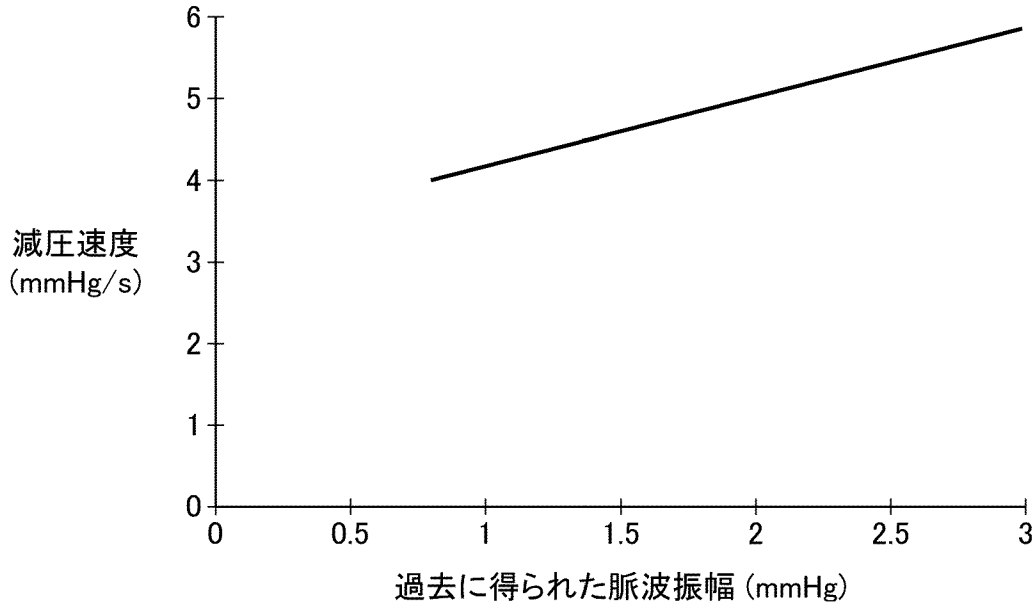
[図4]

FIG.4



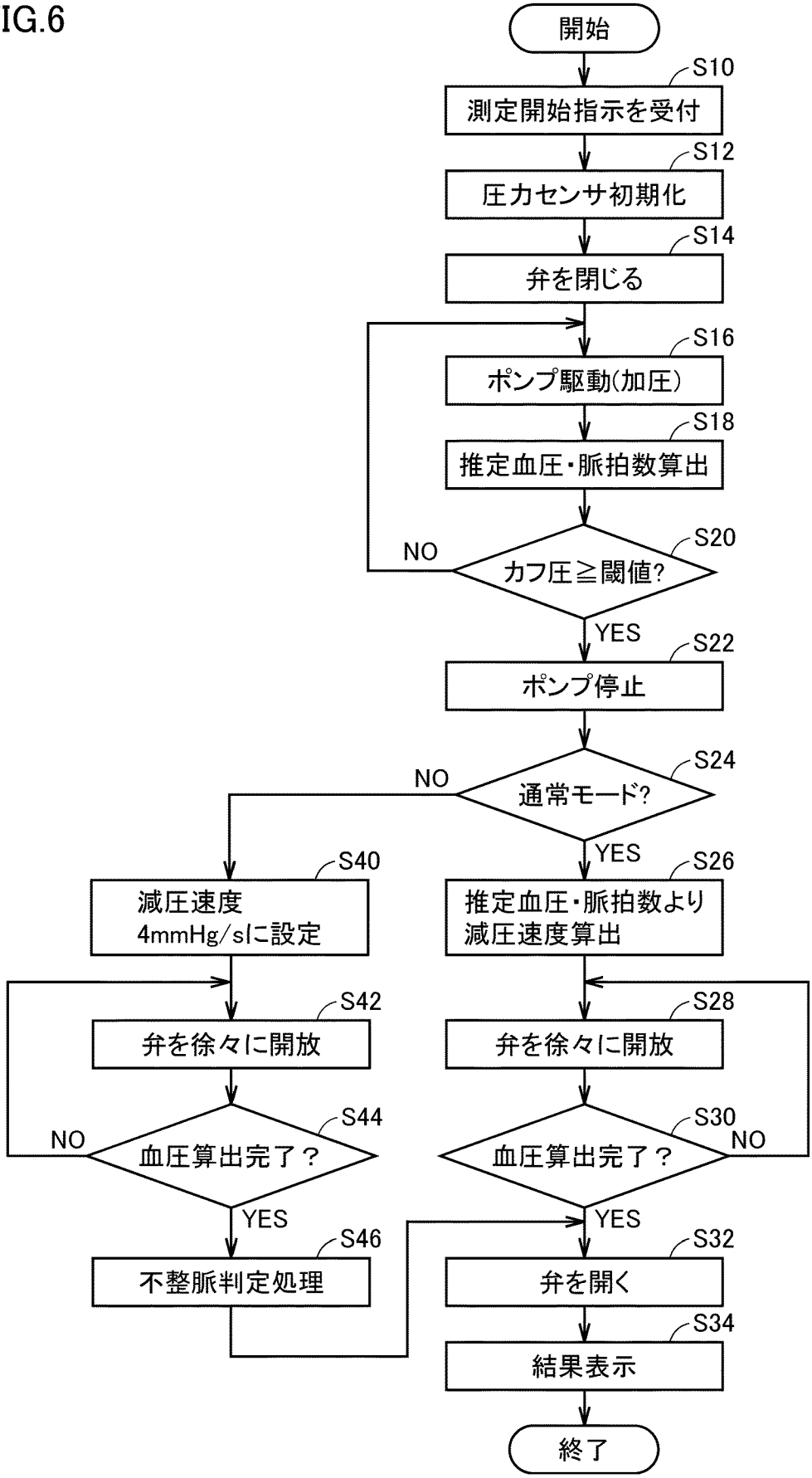
[図5]

FIG.5



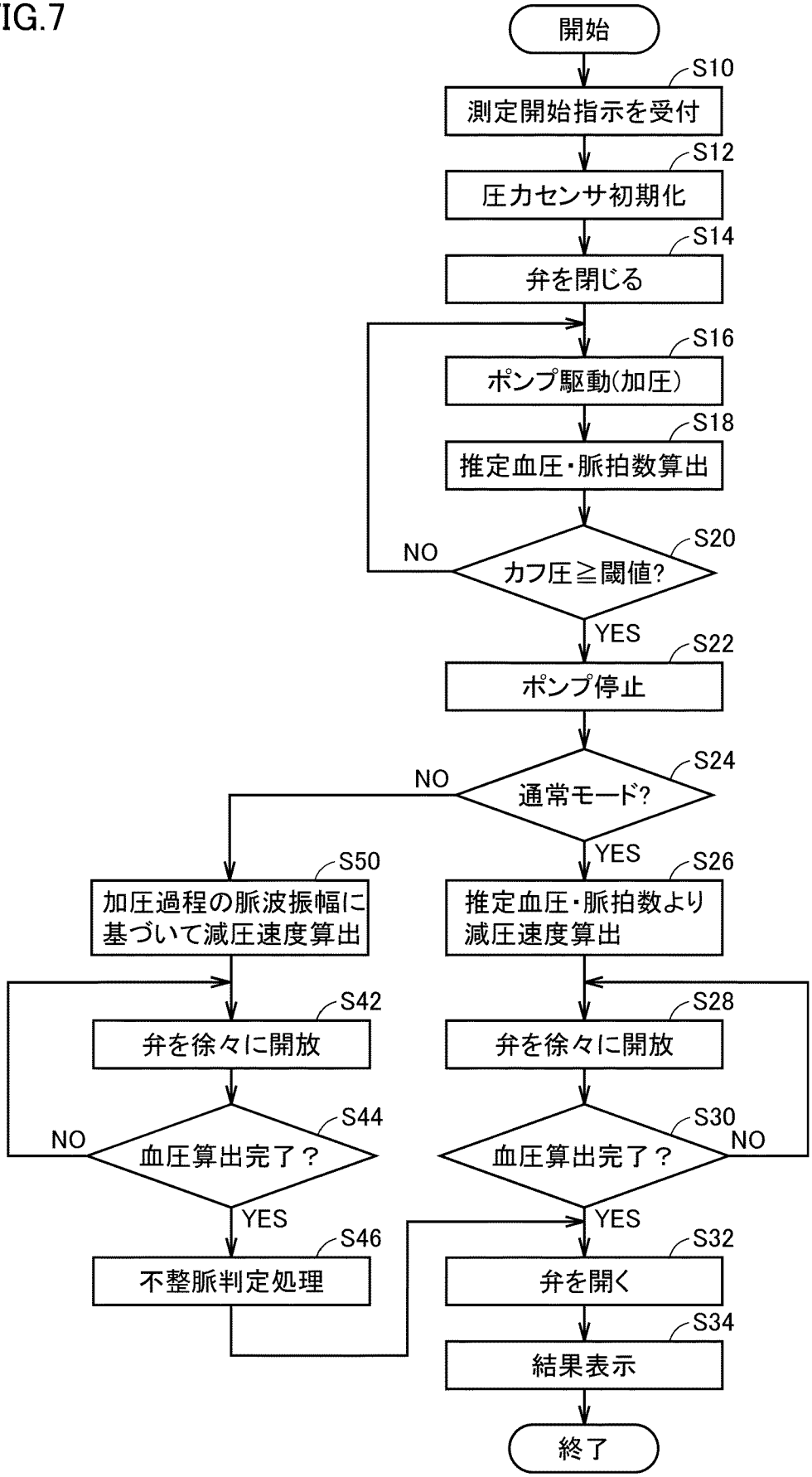
[図6]

FIG.6


開始
S10
測定開始指示を受付
S12
圧力センサ初期化
S14
弁を閉じる
S16
ポンプ駆動(加圧)
S18
推定血圧・脈拍数算出
S20
NO
カフ圧≧閾値?
YES
S22
ポンプ停止
S24
NO
通常モード?
YES
S40
減圧速度
4mmHg/sに設定
S26
推定血圧・脈拍数より
減圧速度算出
S42
弁を徐々に開放
S28
弁を徐々に開放
S44
NO
血圧算出完了?
S30
血圧算出完了?
NO
YES
YES
S46
不整脈判定処理
S32
弁を開く
S34
結果表示
終了

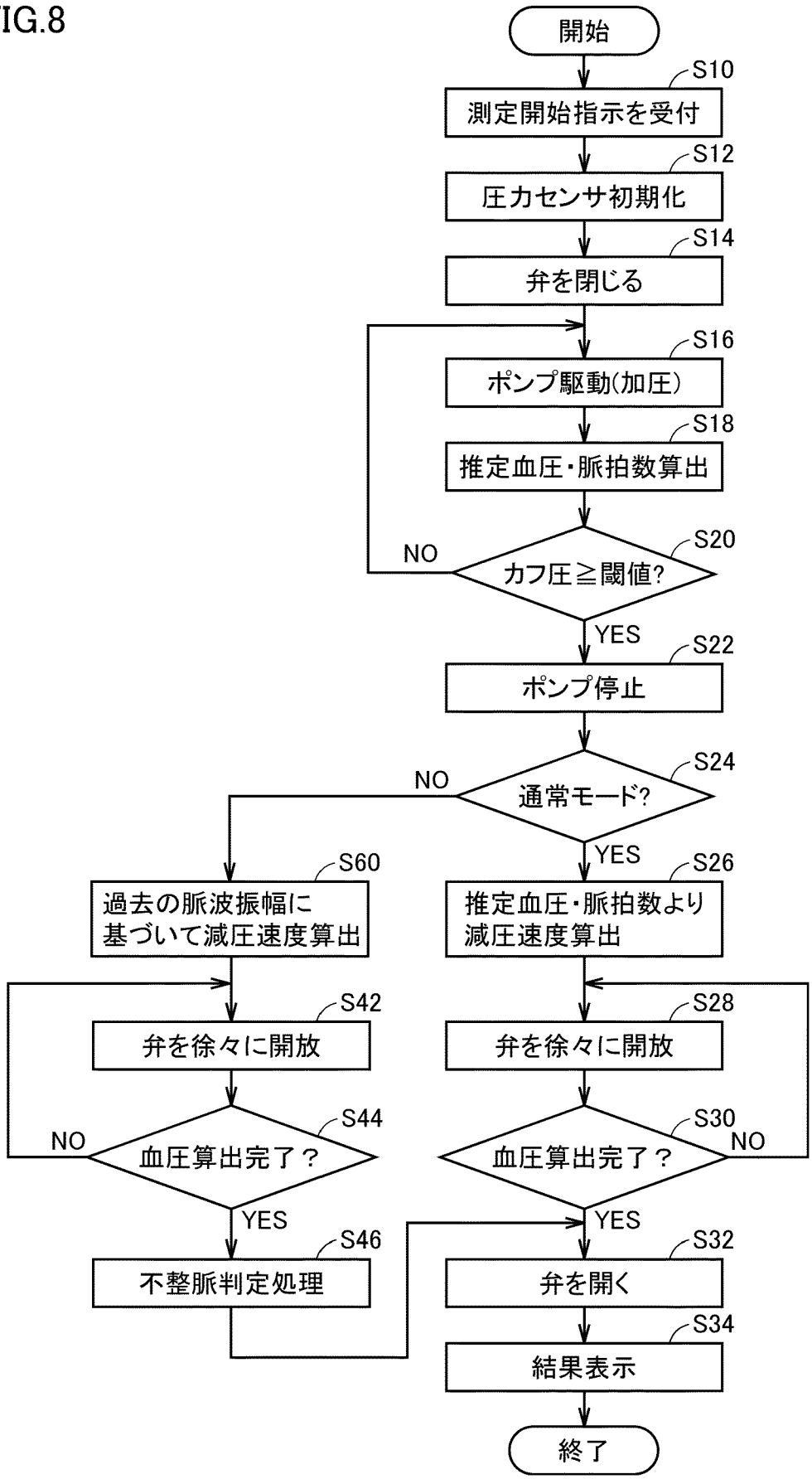
[図7]

FIG.7


開始
S10
測定開始指示を受付
S12
圧力センサ初期化
S14
弁を閉じる
S16
ポンプ駆動(加圧)
S18
推定血圧・脈拍数算出
S20
カフ圧≧閾値?
NO
YES
S22
ポンプ停止
S24
通常モード?
NO
YES
S50
加圧過程の脈波振幅に基づいて減圧速度算出
S26
推定血圧・脈拍数より減圧速度算出
S42
弁を徐々に開放
S28
弁を徐々に開放
S44
血圧算出完了?
NO
YES
S30
血圧算出完了?
NO
YES
S46
不整脈判定処理
S32
弁を開く
S34
結果表示
終了

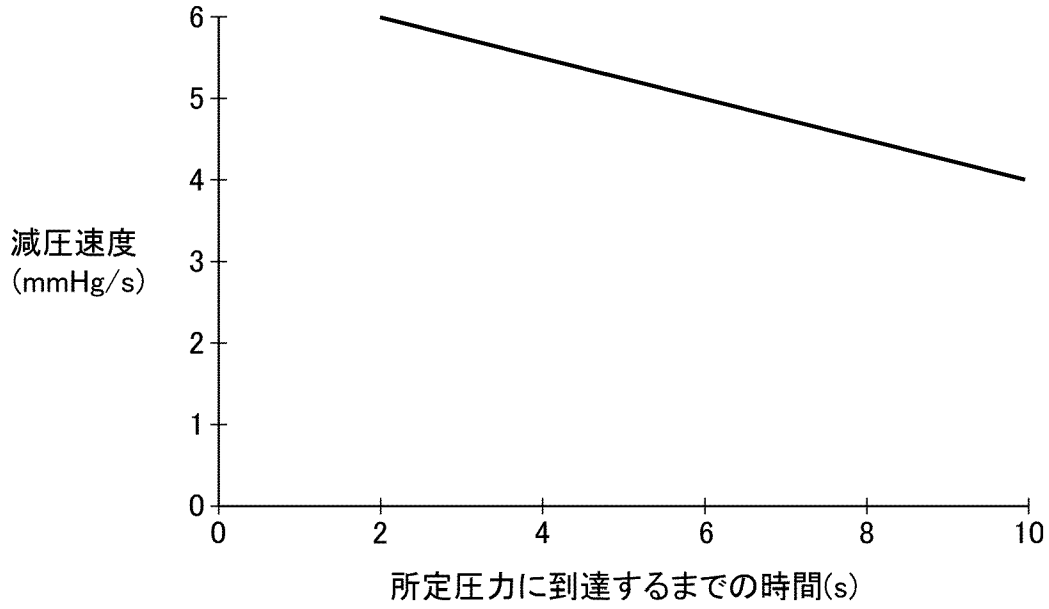
[図8]

FIG.8


開始
S10
測定開始指示を受付
S12
圧力センサ初期化
S14
弁を閉じる
S16
ポンプ駆動(加圧)
S18
推定血圧・脈拍数算出
S20
カフ圧≧閾値?
NO
YES
S22
ポンプ停止
S24
通常モード?
NO
YES
S60
過去の脈波振幅に
基づいて減圧速度算出
S26
推定血圧・脈拍数より
減圧速度算出
S42
弁を徐々に開放
S28
弁を徐々に開放
S44
血圧算出完了?
NO
YES
S30
血圧算出完了?
NO
YES
S46
不整脈判定処理
S32
弁を開く
S34
結果表示
終了

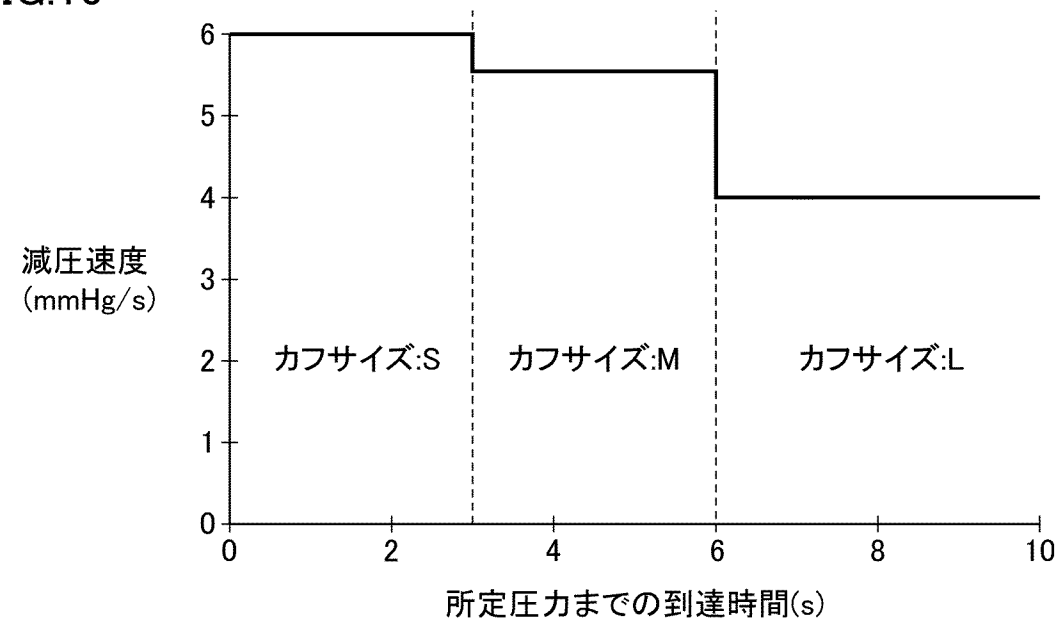
[図9]

FIG.9



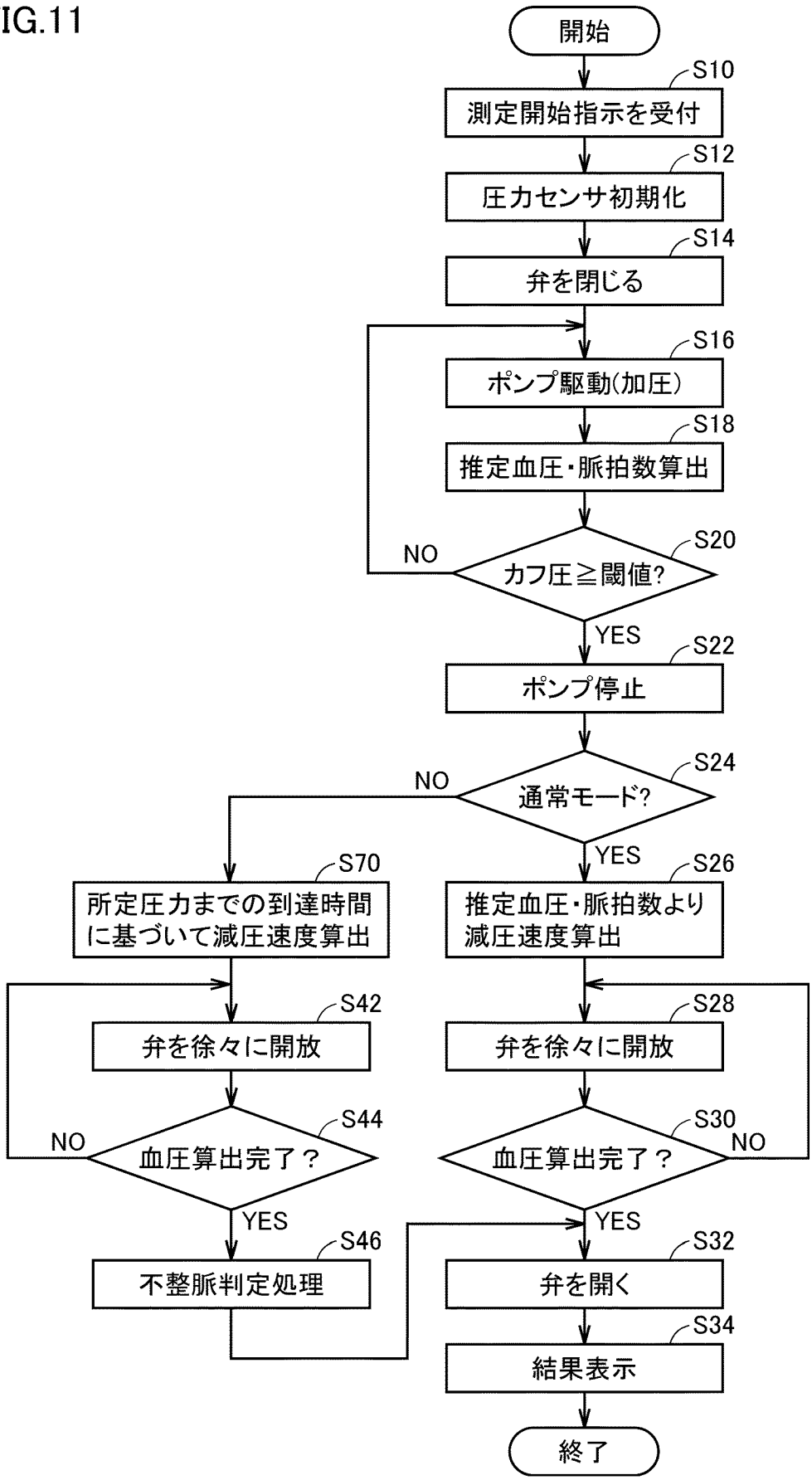
[図10]

FIG.10



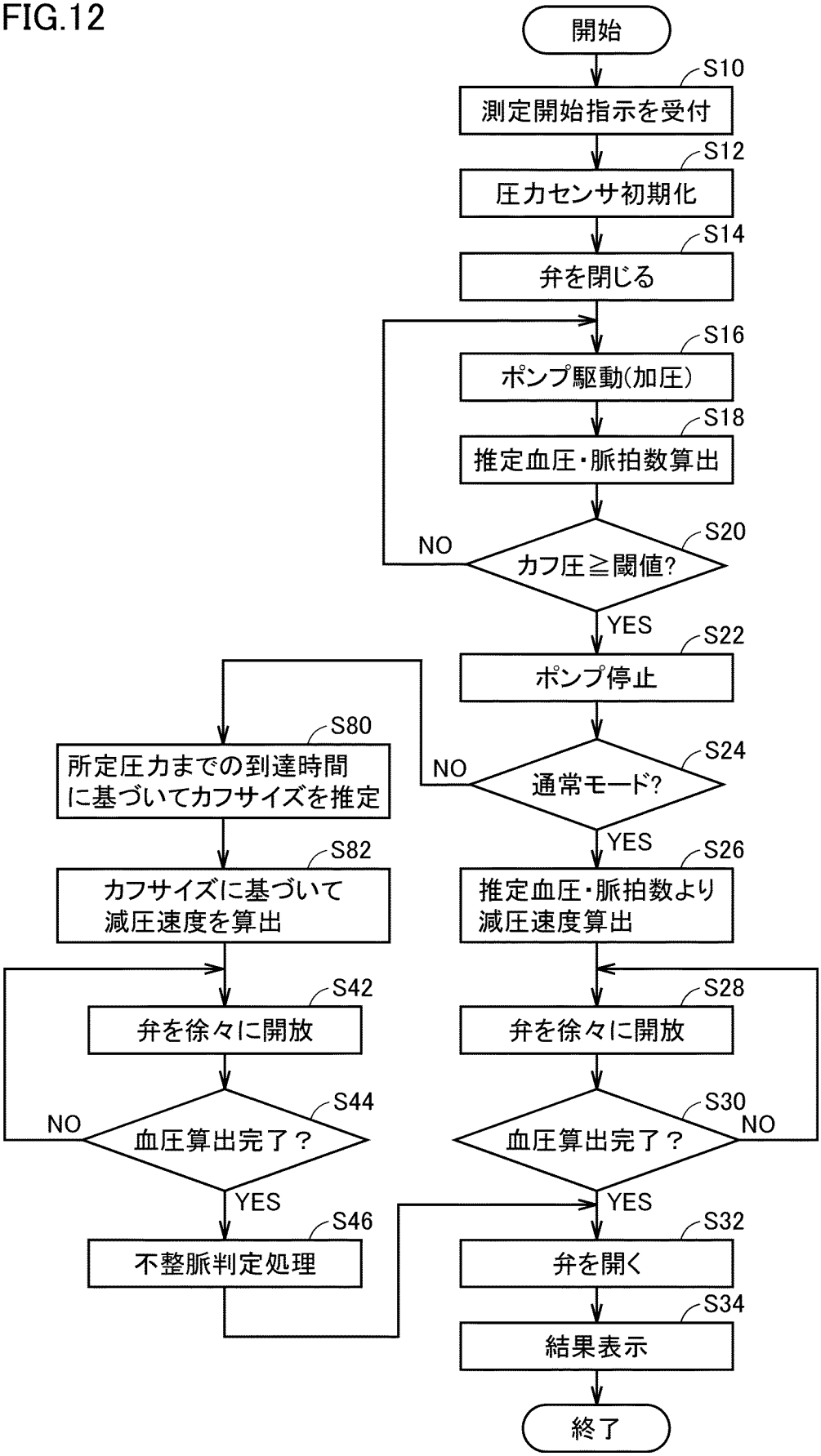
[図11]

FIG.11


開始
S10
測定開始指示を受付
S12
圧力センサ初期化
S14
弁を閉じる
S16
ポンプ駆動(加圧)
S18
推定血圧・脈拍数算出
S20
カフ圧≧閾値?
NO
YES
S22
ポンプ停止
S24
通常モード?
NO
YES
S70
所定圧力までの到達時間に基づいて減圧速度算出
S26
推定血圧・脈拍数より減圧速度算出
S42
弁を徐々に開放
S28
弁を徐々に開放
S44
血圧算出完了?
NO
S30
血圧算出完了?
NO
YES
YES
S46
不整脈判定処理
S32
弁を開く
S34
結果表示
終了

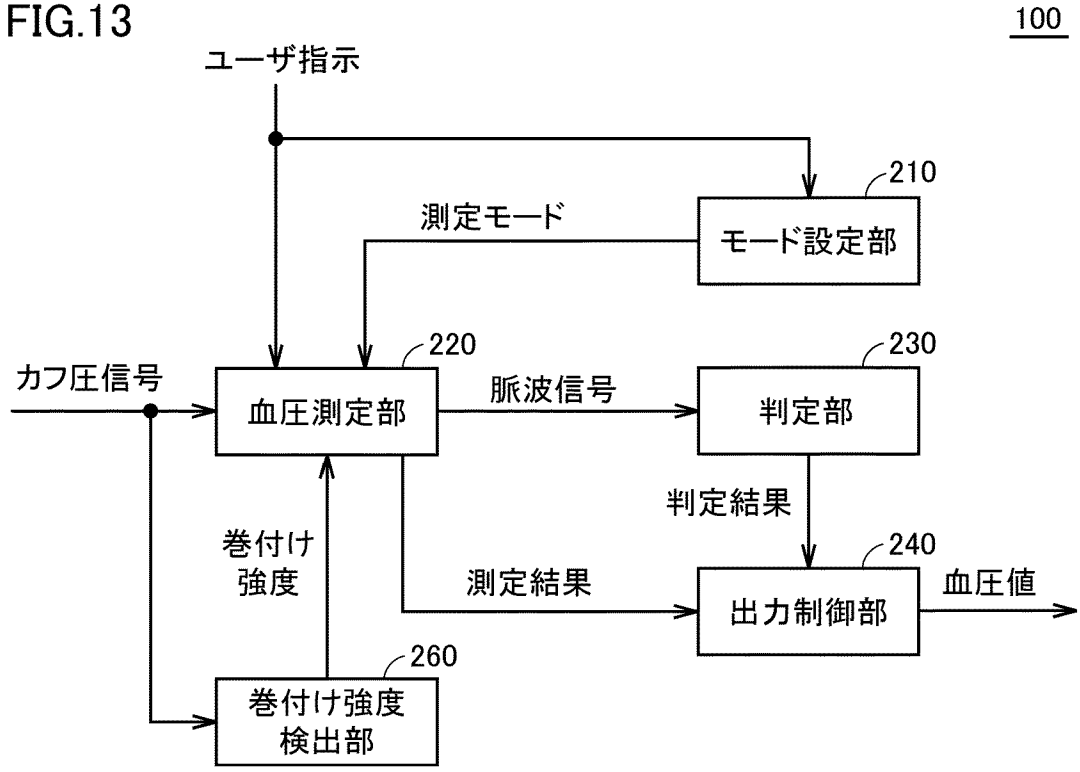
[図12]

FIG.12


開始
S10
測定開始指示を受付
S12
圧力センサ初期化
S14
弁を閉じる
S16
ポンプ駆動(加圧)
S18
推定血圧・脈拍数算出
S20
カフ圧≧閾値?
NO
YES
S22
ポンプ停止
S24
通常モード?
NO
YES
S80
所定圧力までの到達時間
に基づいてカフサイズを推定
S82
カフサイズに基づいて
減圧速度を算出
S42
弁を徐々に開放
S44
血圧算出完了？
NO
YES
S46
不整脈判定処理
S26
推定血圧・脈拍数より
減圧速度算出
S28
弁を徐々に開放
S30
血圧算出完了？
NO
YES
S32
弁を開く
S34
結果表示
終了

[図13]

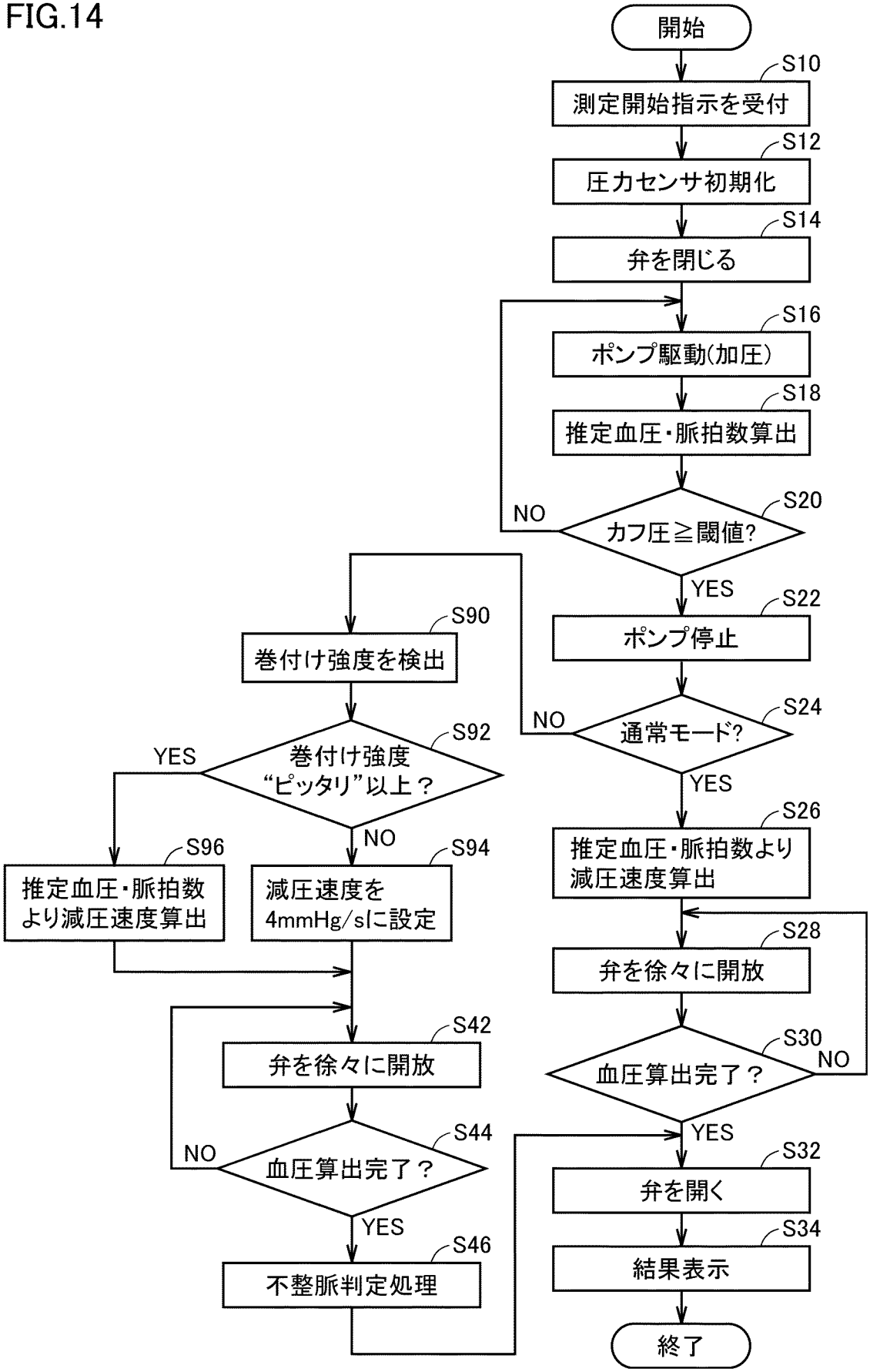
FIG.13


100
ユーザ指示
210
測定モード
モード設定部
220
230
カフ圧信号
血圧測定部
脈波信号
判定部
判定結果
240
巻付け
強度
測定結果
出力制御部
血圧値
260
巻付け強度
検出部

WO 2024/057618 PCT/JP2023/018718

[図14]

FIG.14



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2023/018718

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/0225(2006.01)i; ***A61B 5/0245***(2006.01)i
FI: A61B5/0225 H; A61B5/0245 200; A61B5/0245 100C

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B5/02-5/03;

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

Published examined utility model applications of Japan 1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan 1971-2023
Registered utility model specifications of Japan 1996-2023
Published registered utility model applications of Japan 1994-2023

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2022-99105 A (OMRON HEALTHCARE CO LTD) 04 July 2022 (2022-07-04) paragraphs [0034]-[0070], [0082]-[0099], fig. 1	1-4, 8-9
A		5-7
Y	JP 5-200005 A (OMRON CORP) 10 August 1993 (1993-08-10) paragraphs [0007], [0025], fig. 10	1-4, 8-9
Y	JP 2001-70263 A (OMRON CORP) 21 March 2001 (2001-03-21) paragraphs [0018]-[0023]	1-4, 8-9
A	JP 2015-70969 A (CITIZEN HOLDINGS CO LTD) 16 April 2015 (2015-04-16) entire text, all drawings	1-9

☐ 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
21 July 2023	**01 August 2023**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **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/JP2023/018718

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2022-99105 A	04 July 2022	WO 2022/138169 A1	
JP 5-200005 A	10 August 1993	(Family: none)	
JP 2001-70263 A	21 March 2001	US 6602200 B1 column 5, line 15 to column 6, line 26 WO 2001/017427 A1 EP 1127539 A1	
JP 2015-70969 A	16 April 2015	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2023/018718

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/0225(2006.01)i; A61B 5/0245(2006.01)i
FI: A61B5/0225 H; A61B5/0245 200; A61B5/0245 100C

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））

A61B5/02-5/03;

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２３年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
Y	JP 2022-99105 A (オムロンヘルスケア株式会社) 04.07.2022 (2022-07-04) [0034]-[0070],[0082]-[0099],図1	1-4,8-9
A		5-7
Y	JP 5-200005 A (オムロン株式会社) 10.08.1993 (1993-08-10) [0007],[0025],図10	1-4,8-9
Y	JP 2001-70263 A (オムロン株式会社) 21.03.2001 (2001-03-21) [0018]-[0023]	1-4,8-9
A	JP 2015-70969 A (シチズンホールディングス株式会社) 16.04.2015 (2015-04-16) 全文全図	1-9

☐ 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	国際調査報告の発送日
21.07.2023	01.08.2023

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）
小野　健二 2Q 5061

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2023/018718

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2022-99105 A	04.07.2022	WO 2022/138169 A1	
JP 5-200005 A	10.08.1993	（ファミリーなし）	
JP 2001-70263 A	21.03.2001	US 6602200 B1 第５カラム第１５行目ー第６カラム第２６行目 WO 2001/017427 A1 EP 1127539 A1	
JP 2015-70969 A	16.04.2015	（ファミリーなし）	