(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 2011/122117 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2011/052634

(22) 国際出願日: 2011 年 2 月 8 日(08.02.2011)

(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 2010-077939 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): 澤野井 幸哉 (SAWANOI, Yukiya) [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). 藤井 健司 (FUJII, Kenji) [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). 松村 直美 (MATSUMURA, Naomi) [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). 藤田 麗二 (FUJITA, Reiji) [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: 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).

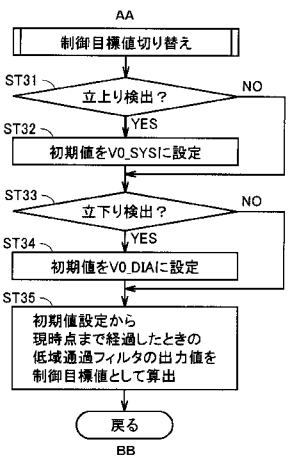
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, 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,

[続葉有]

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

(54) 発明の名称 : 血圧測定装置、および、血圧測定装置の制御方法

[図8]



ST31 RISING DETECTED?
ST32 SET INITIAL VALUE TO V0_SYS
ST33 FALLING DETECTED?
ST34 SET INITIAL VALUE TO V0_DIA
ST35 CALCULATE OUTPUT VALUE OF LOW-PASS FILTER FROM SETTING OF INITIAL VALUE UNTIL CURRENT TIME HAS ELAPSED, AS TARGET CONTROL VALUE
AA SWITCH TARGET CONTROL VALUE
BB RETURN

(57) **Abstract**: In the disclosed method, the values of arterial volume signals detected by a volume detection unit when the cuff pressure matches the diastolic pressure and the systolic pressure calculated by a predetermined method are respectively determined to be the value at diastole and the value at systole; the rise points where an increase begins and the fall points where a decrease begins of the volume represented by the arterial volume signal detected by the volume detection unit are detected; during the rising time from when a rise point is detected until a fall point is detected, a predetermined target control value is changed from the determined value at diastole to the vicinity of the value at systole; and on the other hand, during the falling time from when a fall point is detected until a rise point is detected, the predetermined target control value is changed from the determined value at systole to the vicinity of the value at diastole (steps ST31-ST35). As a result, it is possible to measure blood pressure using a target control value that includes the effect of deformation of bodily tissue by using a volume compensation method.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2011/122117 A1

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)）

カフ圧が所定の方法で算出された最低血圧および最高血圧と一致するときに容積検出部で検出される動脈容積信号の値がそれぞれ、最低血圧時の値および最高血圧時の値として決定され、容積検出部で検出される動脈容積信号で示される容積の、増加を開始する立上がり点と、減少を開始する立下がり点とが検出され、立上がり点が検出されてから立下がり点が検出されるまでの立上がり時は、決定された最低血圧時の値から最高血圧時の値の近傍まで所定の制御目標値が変化させられる一方、立下がり点が検出されてから立上がり点が検出されるまでの立下がり時は、決定された最高血圧時の値から最低血圧時の値の近傍まで所定の制御目標値が変化させられる（ステップＳＴ３１～ＳＴ３５）。これにより、容積補償法を用いて生体組織の変形の影響を含んだ制御目標値を適用して血圧を測定することができる。

明　細　書

発明の名称 ： 血圧測定装置、および、血圧測定装置の制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、血圧測定装置、および、血圧測定装置の制御方法に関し、特に、容積補償法を用いて血圧を測定する血圧測定装置、および、血圧測定装置の制御方法に関する。

背景技術

[0002] 従来の電子血圧計は、測定部位に腕帯（カフ）を巻き、カフ内の圧力（カフ圧）を最高血圧より高く加圧し、その後徐々に減圧していく過程において、動脈で発生する脈動をカフを介して圧力センサで検出し、カフ圧とその時の脈動の大きさ（脈波振幅）を利用して最高血圧と最低血圧を決定している（オシロメトリック法）。

[0003] それに対して、非侵襲で１心拍ごとに連続的に血圧を測定するようにした容積補償式の血圧計が開発されている（特開昭５４－５０１７５号公報（以下「特許文献１」という）参照）。容量補償法は、生体外からカフによって動脈を圧迫し、脈動する動脈の単位長あたりの容積を一に保つことで圧迫圧力（カフ圧）と動脈内圧すなわち血圧と平衡させ、この状態を維持したときのカフ圧を検出することにより連続血圧値を得る方式である。

[0004] 動脈内圧と動脈にかかるカフ圧を常時平衡に保つことにより、動脈壁が無負荷状態（すなわち圧力のかからない自然な状態）になる。そこで、動脈が無負荷状態にあるときの容積値（制御目標値）の検出、および、この状態を維持すること（サーボ制御）の２点が重要な課題となる。特に、制御目標値の精度は血圧測定精度に大きく影響するため、その決定は非常に重要である。

[0005] 制御目標値の決定方法として、カフにより動脈を徐々に圧迫しながら、光電容積脈波やインピーダンス脈波から得られる動脈容積変化信号（容積脈波の交流成分）の最大点を検出し、そのときの動脈容積値（容積脈波の直流成

分）を制御目標値とする方法が発明されている（特開昭５９－１５６３２５号公報（以下「特許文献２」という）参照）。特許文献２の容積補償法による電子血圧計では、制御カフ圧の全範囲を通じて固定の制御目標値を使用している。

[0006] しかしながら、実際には動脈を圧迫する過程において動脈周辺の生体組織が変形する影響を受けて、動脈容積の変化よりも容積脈波の直流成分値が大きく変化する。そのため、生体組織の変形が小さい指部でしか測定ができず、また実際の血圧値より最高血圧と最低血圧の差（脈圧）が小さく測定されるという問題点がある。

[0007] この問題点に関して、生体組織の変形の影響を含んだ制御目標値を決定する方法が発明されている（特開平８－５８１号公報（以下「特許文献３」という）参照）。この発明においては、動脈を徐々に圧迫していく過程において、オシロメトリック法によって最低血圧、最高血圧を算出し、これら２点における動脈容積値を検出する。この２点が最低血圧、最高血圧における制御目標値である。この２点を任意の曲線で補間することにより、１心拍内の任意の点における、生体組織の変形の影響を含んだ制御目標値を決定できる。このようにして決定した制御目標値を使用することで、固定された制御目標値を使用した場合に発生する測定誤差を取り除くことができる。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開昭５４－５０１７５号公報

特許文献2：特開昭５９－１５６３２５号公報

特許文献3：特開平８－５８１号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0009] しかしながら、特許文献３の発明においては、生体組織の変形の影響を含んだ制御目標値を決定する方法は示されているものの、この制御目標値を実

際に使用する方法は示されていない。このため、実際の容積補償式血圧計において生体組織の変形の影響を含んだ制御目標値を適用することができないといった問題があった。

[0010] この発明は、上述の問題を解決するためになされたものであり、その目的の１つは、容積補償法を用いて生体組織の変形の影響を含んだ制御目標値を適用して血圧を測定することが可能な血圧測定装置、および、血圧測定装置の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

[0011] 上述の目的を達成するために、この発明のある局面によれば、血圧測定装置は、容積補償法に従い血圧を測定するための装置であって、血圧の測定部位に装着された場合に前記測定部位の動脈を圧迫するカフと、前記カフの内部の圧力を加圧および減圧するための加減圧部と、前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出するための圧力検出部と、単位長当りの前記動脈の容積を示す動脈容積信号を検出するための容積検出部と、制御部とを有し、前記制御部は、前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される前記容積が所定の制御目標値と一致するように、前記加減圧部を制御して前記カフの圧力を調整する圧力制御手段と、前記圧力制御手段による調整の結果、前記容積が前記所定の制御目標値と一致すると判断するための所定の条件を満たしたときの前記圧力検出部で検出された前記カフ圧を、被測定者の血圧として抽出する抽出手段とを含む。

[0012] 前記制御部は、さらに、カフ圧が所定の方法で算出された最低血圧および最高血圧と一致するときに前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号の値をそれぞれ、最低血圧時の値および最高血圧時の値として決定する決定手段と、前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される容積が、増加を開始する立上がり点と、減少を開始する立下がり点とを検出する変化点検出手段と、前記変化点検出手段によって前記立上がり点が検出されてから前記立下がり点が検出されるまでの立上がり時は、前記決定手段によって決定された前記最低血圧時の値から前記最高血圧時の値の近傍まで前記所定の

制御目標値を変化させる一方、前記立下がり点が検出されてから前記立上がり点が検出されるまでの立下がり時は、前記決定手段によって決定された前記最高血圧時の値から前記最低血圧時の値の近傍まで前記所定の制御目標値を変化させる変化手段とを含む。

[0013] 好ましくは、前記変化手段は、前記立上がり時は、前記決定手段によって決定された前記最低血圧時の値から前記最高血圧時の値にステップ変化する波形を低域通過フィルタに入力したときに出力される値に従って前記所定の制御目標値を変化させる一方、前記立下がり時は、前記最高血圧時の値から前記最低血圧時の値にステップ変化する波形を低域通過フィルタに入力したときに出力される値に従って前記所定の制御目標値を変化させる。

[0014] さらに好ましくは、前記低域通過フィルタの時定数は、前記立上がり時よりも前記立上がり時の方を長くする。

[0015] この発明の他の局面によれば、血圧測定装置を制御する制御方法は、容積補償法に従い血圧を測定するための血圧測定装置の制御方法である。血圧測定装置は、血圧の測定部位に装着された場合に内部の液体または気体の圧力で前記測定部位の動脈を圧迫するカフと、前記カフの内部の圧力を加圧および減圧するための加減圧部と、前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出するための圧力検出部と、単位長当りの前記動脈の容積を示す動脈容積信号を検出するための容積検出部と、制御部とを有する。

[0016] 血圧測定装置の制御方法は、前記制御部が、カフ圧が所定の方法で算出された最低血圧および最高血圧と一致するときに前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号の値をそれぞれ、最低血圧時の値および最高血圧時の値として決定するステップと、前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される容積が、増加を開始する立上がり点と、減少を開始する立下がり点とを検出するステップと、前記立上がり点が検出されてから前記立下がり点が検出されるまでの立上がり時は、決定された前記最低血圧時の値から前記最高血圧時の値の近傍まで所定の制御目標値を変化させる一方、前記立下がり点が検出されてから前記立上がり点が検出されるまでの立下がり時は、決

定された前記最高血圧時の値から前記最低血圧時の値の近傍まで前記所定の制御目標値を変化させるステップと、前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される前記容積が前記所定の制御目標値と一致するように、前記加減圧部を制御して前記カフの圧力を調整するステップと、前記カフの圧力の調整の結果、前記容積が前記所定の制御目標値と一致すると判断するための所定の条件を満たしたときの前記圧力検出部で検出された前記カフ圧を、被測定者の血圧として抽出するステップとを含む。

発明の効果

[0017] この発明に従えば、血圧測定装置によって、カフ圧が所定の方法で算出された最低血圧および最高血圧と一致するときに容積検出部で検出される動脈容積信号の値がそれぞれ、最低血圧時の値および最高血圧時の値として決定され、容積検出部で検出される動脈容積信号で示される容積の、増加を開始する立上がり点と、減少を開始する立下がり点とが検出され、立上がり点が検出されてから立下がり点が検出されるまでの立上がり時は、決定された最低血圧時の値から最高血圧時の値の近傍まで所定の制御目標値が変化させられる一方、立下がり点が検出されてから立上がり点が検出されるまでの立下がり時は、決定された最高血圧時の値から最低血圧時の値の近傍まで所定の制御目標値が変化させられる。

[0018] このため、血圧測定装置によって、制御目標値が各タイミングにおける血圧値に近い値に応じたものに変化させながら、被測定者の血圧を得ることができる。その結果、容積補償法を用いて生体組織の変形の影響を含んだ制御目標値を適用して血圧を測定することが可能な血圧測定装置、および、血圧測定装置の制御方法を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0019] [図1]本発明の実施の形態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に係る電子血圧計における血圧測定のためのカフ圧を制御する概念を表わした図である。

[図3]本発明の実施の形態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4]動脈の力学特性を示すグラフである。

[図5]本発明の実施の形態における血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。

[図6]本発明の実施の形態における制御目標値検出処理の流れを示すフローチャートである。

[図7]本発明の実施の形態において制御目標値を決定する方法を説明するためのグラフである。

[図8]本発明の実施の形態における制御目標値切替処理の流れを示すフローチャートである。

[図9]本発明の実施の形態における制御目標値を切替える方法を説明するためのグラフである。

発明を実施するための形態

[0020] 以下、この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、図中の同一または相当部分については、同一符号を付してその説明は繰返さない。

[0021] 本実施の形態に係る電子血圧計１は、容積補償法により連続的に血圧を測定する。電子血圧計１は、生体外からカフにより動脈に外圧を加え、生体外圧すなわちカフ圧と動脈内圧すなわち血圧とが常時平衡するように、決定した最適なサーボゲインを用いてサーボ制御する。つまり、電子血圧計１は、動脈壁が無負荷状態に維持されるようにカフ圧を微調整し、そのとき（無負荷状態）のカフ圧を測定することにより連続的に血圧を測定する。

[0022] 図１は、本発明の実施の形態に係る電子血圧計１の外観斜視図である。図１を参照して、電子血圧計１は、本体部１０と、被測定者の四肢に巻き付け可能なカフ２０とを備える。本体部１０はカフ２０に取り付けられている。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（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。操作部４１は、複数のスイッチを含む。

[0023] 本実施の形態において、「四肢」とは、上肢および下肢を表わす。つまり、四肢は、手首から腕の付け根までの部位と、足首から足の付け根までの部位とを含む。以下の説明においては、カフ２０は、被測定者の手首に装着されるものとする。

[0024] なお、本実施の形態における電子血圧計１は、図１に示されるように、本体部１０がカフ２０に取り付けられた形態を例に説明するが、上腕式の血圧計で採用されているような、本体部１０とカフ２０とがエアチューブ（後述の図３においてエアチューブ３１）によって接続される形態のものであってもよい。

[0025] 図２は、本発明の実施の形態に係る電子血圧計１における血圧測定のためのカフ圧を制御する概念を表わした図である。図２には、カフ２０が、被測定者の手首２００に装着された様子が示される。

[0026] 図２を参照して、本体部１０には、ポンプ５１および排気弁（以下、単に「弁」という）５２を含むカフ圧の調整機構が配置される。

[0027] ポンプ５１、弁５２、および、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を含むエア系３０は、エアチューブ３１を介して、カフ２０に内包される空気袋２１と接続される。

[0028] 空気袋２１の内側には発光素子７１と受光素子７２とが所定の間隔に配置される。本実施の形態では、カフ２０の装着状態における手首２００の周に沿って発光素子７１と受光素子７２とが並べられるが、このような配置例に限定されるものではない。

[0029] また、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。

[0030] 図３は、本発明の実施の形態に係る電子血圧計１のハードウェア構成を表わすブロック図である。図３を参照して、電子血圧計１のカフ２０は、空気袋２１と、動脈容積センサ７０とを含む。

[0031] 動脈容積センサ７０は、被測定者の血圧測定部位の動脈の容積を検出するためのセンサであり、上述した発光素子７１（たとえば、発光ダイオード）と、受光素子７２（たとえば、フォトトランジスタ）とを有する光電センサによって構成される。発光素子７１は、動脈に対して光を照射し、受光素子７２は、発光素子７１によって照射された光の動脈の透過光または反射光を受光する。

[0032] なお、動脈容積センサ７０は、動脈の容積が検出できるものであればよく、インピーダンスセンサ（インピーダンスプレスチモグラフ）により動脈の容積を検出するものであってもよい。その場合、発光素子７１および受光素子７２に代えて、動脈を含む部位のインピーダンスを検出するための複数の電極（電流印加用の電極対、および、電圧検知用の電極対）が含まれる。

[0033] 本体部１０は、上述の表示部４０および操作部４１に加え、各部を集中的に制御し、各種の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、測定された血圧データ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を介し各部に電力を供給するための電源４４、および現在時間を計時して計時データをＣＰＵ１００に出力するタイマ４５とを含む。

[0034] 操作部４１は、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、測定停止の指示を受付けるための停止スイッチ４１Ｃと、フラッシュメモリ４３に記録された血圧などの情報を読出す指示を受付けるためのメモリスイッチ４１Ｄと、被測定者を識別するためのＩＤ（Identification）情報を入力するために操作されるＩＤスイッチ４１Ｅを有する。

[0035] 本体部１０は、さらに、上述したエア系３０と、カフ圧の調整機構５０と、発振回路３３と、発光素子駆動回路７３と、動脈容積検出回路７４とを含む。

[0036] 調整機構５０は、ポンプ５１および弁５２の他、ポンプ駆動回路５３と弁

駆動回路５４とを有する。

[0037] ポンプ５１は、カフ圧を加圧するために、空気袋２１に空気を供給する。弁５２は、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。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。

[0038] 発光素子駆動回路７３は、ＣＰＵ１００からの指令信号に応じて、発光素子７１の発光量を制御する。

[0039] 動脈容積検出回路７４は、発光素子７１の発する光であって、血管を流れる血液（赤血球）に含まれるヘモグロビンの吸収帯の光の、受光素子７２に到達する透過光量または反射光量に基づく容積脈波信号（動脈容積信号PGdc）、および、容積脈波信号をＨＰＦ（High-pass filter）回路で処理することにより得られる容積脈波信号の交流成分の動脈容積変化信号PGacを、ＣＰＵ１００に出力する。たとえば、ＨＰＦ回路のフィルタ定数を0.6Hzとして、0.6Hzを超える信号は交流成分とする。

[0040] 圧力センサ３２は、静電容量型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。

[0041] 図４は、動脈の力学特性を示すグラフである。図４のグラフは、横軸に動脈内外圧差Ptr、縦軸に動脈容積Vをとり、動脈内外圧差Ptrと動脈容積Vとの関係を示している。動脈内外圧差Ptrは、動脈内圧Paと、生体の外部からカフによって印可されるカフ圧（生体外圧）Pcとの差を示す。

[0042] このグラフに示されるように、動脈の力学特性は、一般的に強い非線形性を示している。動脈内外圧差Ptrが0（平衡状態）のとき、すなわち、動脈壁が無負荷状態のとき、動脈のコンプライアンス（脈動による容積の変化量）が最大となる。つまり、圧力変化に対する容積変化の追従性（進展性）が最大となる。

[0043] 一般的な容積補償法では、検出される動脈容積が常時、動脈内外圧差Ptrが0となる時点の容積値V0になるように、生体外圧（カフ圧）を逐次制御することで血圧を測定する。そのために、血圧測定の前に、内外圧差Ptrが0となる時点の容積値、すなわち、制御目標値V0を決定する必要がある。

[0044] 図５は、本発明の実施の形態における血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。図５を参照して、まず、ＣＰＵ１００は、電源スイッチ４１Ａが押下される操作の入力を待つ（ステップＳＴ１）。

[0045] 電源スイッチ４１Ａが押下されると、ＣＰＵ１００は、初期化処理を行なう（ステップＳＴ２）。具体的には、ＣＰＵ１００は、初期化処理として、メモリ部４２のこの処理に用いられるメモリ領域を初期化し、空気袋２１の空気を排気し、圧力センサ３２の0mmHg補正を行なう。

[0046] 次に、ＣＰＵ１００は、測定スイッチ４１Ｂが押下される操作の入力を待つ（ステップＳＴ３）。測定スイッチ４１Ｂが押下されると、ＣＰＵ１００は、制御目標値検出処理を実行する（ステップＳＴ４）。

[0047] 図６は、本発明の実施の形態における制御目標値検出処理の流れを示すフローチャートである。図６を参照して、まず、ＣＰＵ１００は、メモリ部４２に記憶される、動脈容積変化信号の最大値PGacmax’およびカフ圧値Pc0’を初期化する（ステップＳＴ１１）。なお、以下の処理において動脈容積変化信号の最大値PGacmax’およびカフ圧値Pc0’は、随時更新されるものであるので、最終的に確定するまでの値は仮の値である。

[0048] 次に、ＣＰＵ１００は、ポンプ駆動回路５３を駆動制御して、カフ圧を加圧する（ステップＳＴ１２）。カフ圧を加圧する段階において、ＣＰＵ１００は、動脈容積検出回路７４からの信号（動脈容積信号PGdc，動脈容積変化信号PGac）を検出する（ステップＳＴ１３）。

[0049] 図７は、本発明の実施の形態において制御目標値を決定する方法を説明するためのグラフである。図７を参照して、３段目のグラフのうち上下に細かく振動しながら押圧力（カフ圧）の増加に応じて増加しているグラフは、動脈容積信号PGdcを示す。また、２段目のグラフは、動脈容積変化信号PGacを

示す。

[0050] 図６に戻って、また、１心拍周期ごとに動脈容積信号PGdcの振幅の最大点を検出し、それらの最大点を任意の曲線（ここでは直線）により補間する。この曲線は、１心拍ごとの最低血圧の時点での動脈容積信号の値を結んだものである。この曲線をPGdc_DIAとする。また、１心拍周期ごとに動脈容積信号PGdcの振幅の最小点を検出し、それらの最小点を任意の曲線（ここでは直線）により補間する。この曲線は、１心拍ごとの最高血圧時点の動脈容積値を結んだものである。この曲線をPGdc_SYSとする。このように、ＣＰＵ１００は、曲線PGdc_DIA, PGdc_SYSを算出する（ステップＳＴ１４）。

[0051] 図７を再度参照して、３段目のグラフのうち動脈容積信号PGdcのグラフの、上のグラフが曲線PGdc_DIAを示し、下のグラフが曲線PGdc_SYSを示す。

[0052] なお、ここでは、直線補間した曲線PGdc_DIA, PGdc_SYSを算出するようにしたが、これに限定されず、スプライン曲線で補間した曲線PGdc_DIA, PGdc_SYSを算出するようにしてもよい。

[0053] 図６に戻って、ＣＰＵ１００は、ステップＳＴ１３で検出された動脈容積変化信号PGacの１心拍周期の振幅が、カフ圧の加圧を開始してからこれまでの動脈容積変化信号PGacの振幅の最大値PGacmax’より大きいか否かを判断する（ステップＳＴ１５）。大きいと判断した場合、ＣＰＵ１００は、そのときの振幅の値で最大値PGacmax’を更新し、そのときのカフ圧Pc0’も更新する（ステップＳＴ１６）。

[0054] 図７を再度参照して、１段目のグラフは、動脈容積変化信号PGacの振幅の値を繋いだ線、つまり、包絡線を示す。動脈容積変化信号の振幅の最大値PGacmax’が定まると、ＣＰＵ１００は、その最大値PGacmax’に、所定の定数（たとえば０．７および０．５）を乗じて、２つの閾値TH_DIAおよびTH_SYSを算出する。

[0055] そして、ＣＰＵ１００は、最大値PGacmax’が検出された時点のカフ圧ＭＥＡＮよりもカフ圧が低い側において、閾値TH_DIAと包絡線とが交わった点におけるカフ圧を最低血圧（Dia, Diastolic blood pressure、拡張期血圧）

として推定する。

[0056] また、ＣＰＵ１００は、カフ圧ＭＥＡＮよりもカフ圧が高い側において、閾値TH_SYSと包絡線とが交わった点におけるカフ圧を最高血圧（Sys, Systolic blood pressure、収縮期血圧）として推定する。このようにして、最高血圧および最低血圧を決定する方法を、容積振動法という。

[0057] 図６に戻って、ＣＰＵ１００は、容積振動法によって最低血圧を決定したか否かを判断する（ステップＳＴ１７）。最低血圧を決定したと判断した場合、ＣＰＵ１００は、ステップＳＴ１４で算出した曲線PGdc_DIAの最低血圧時の値を最低血圧時動脈容積値V0_DIAと決定する（ステップＳＴ１８）。

[0058] また、ＣＰＵ１００は、容積振動法によって最高血圧を決定したか否かを判断する（ステップＳＴ１９）。最高血圧を決定したと判断した場合、ＣＰＵ１００は、ステップＳＴ１４で算出した曲線PGdc_SYSの最高血圧時の値を最高血圧時動脈容積値V0_SYSと決定する（ステップＳＴ２０）。

[0059] 図７を再度参照して、最低血圧を示す線と曲線PGdc_DIAとが交差する点における動脈容積信号PGdcの値が、最低血圧時動脈容積値V0_DIAである。また、最高血圧を示す線と曲線PGdc_SYSとが交差する点における動脈容積信号PGdcの値が、最高血圧時動脈容積値V0_SYSである。

[0060] 図６に戻って、ＣＰＵ１００は、カフ圧が所定圧に達したか否かを判断する（ステップＳＴ２１）。所定圧は、被測定者の最高血圧より十分に高い圧力であって、たとえば、200mmHgである。所定圧に達していないと判断した場合、ＣＰＵ１００は、ステップＳＴ１２に処理を戻し、ステップＳＴ２０までの処理を繰返す。

[0061] カフ圧が所定圧に達したと判断した場合、ＣＰＵ１００は、動脈容積変化信号の振幅の最大値PGacmax’を確定し、最大値PGacmax’となったときの１心拍周期の動脈容積信号PGdcの平均値を制御目標値の初期値V0として算出し、そのときのカフ圧Pc0’を制御初期カフ圧Pc0として確定する（ステップＳＴ２２）。その後、ＣＰＵ１００は、実行する処理をこの処理の呼出元の処理に戻す。

[0062] 図５に戻って、ＣＰＵ１００は、カフ圧を図６のステップＳＴ２２で確定された制御初期カフ圧Pc0に設定する（ステップＳＴ５）。次に、ＣＰＵ１００は、制御目標値切替処理を実行する（ステップＳＴ６）。なお、初回の制御目標値切替処理においては、図６のステップＳＴ２２で決定された制御目標値の初期値V0が制御目標値として設定される。

[0063] 図８は、本発明の実施の形態における制御目標値切替処理の流れを示すフローチャートである。図８を参照して、まず、ＣＰＵ１００は、動脈容積信号PGdcの立上がり点を検出したか否かを判断する（ステップＳＴ３１）。

[0064] 図９は、本発明の実施の形態における制御目標値を切替える方法を説明するためのグラフである。図９を参照して、ＣＰＵ１００は、１段目のグラフで示される動脈容積信号PGdcから、２段目のグラフで示される微分波形を算出する。そして、ＣＰＵ１００は、２段目のグラフで示される微分波形の１心拍周期の最大点（極大点）を検出したときに、動脈容積信号PGdcの立上がり点を検出したと判断する。立上がり点は、動脈容積信号PGdcの１心拍周期の最小点（極小点）である。

[0065] 図８に戻って、動脈容積信号PGdcの立上がり点を検出したと判断した場合、ＣＰＵ１００は、初期値を図６のステップＳＴ２０で決定された最高血圧時動脈容積値V0_SYSに設定する（ステップＳＴ３２）。

[0066] 次に、ＣＰＵ１００は、動脈容積信号PGdcの立下がり点を検出したか否かを判断する（ステップＳＴ３３）。

[0067] 図９を再度参照して、ＣＰＵ１００は、２段目のグラフで示される微分波形の１心拍周期うち値がプラスからマイナスに変化する点、つまり0になる点（ゼロクロス点）を検出したときに、動脈容積信号PGdcの立下がり点を検出したと判断する。立下がり点は、動脈容積信号PGdcの１心拍周期の最大点である。

[0068] 図８に戻って、動脈容積信号PGdcの立下がり点を検出したと判断した場合、ＣＰＵ１００は、初期値を図６のステップＳＴ１８で決定された最低血圧時動脈容積値V0_DIAに設定する（ステップＳＴ３４）。

[0069] 次に、ＣＰＵ１００は、ステップＳＴ３２またはステップＳＴ３４での初期値の設定から現時点まで経過したときの低域通過フィルタ（ＬＰＦ、Low-pass filter）の出力値を、制御目標値として算出する（ステップＳＴ３５）。その後、ＣＰＵ１００は、実行する処理をこの処理の呼出元の処理に戻す。

[0070] 具体的には、動脈容積信号の立上がり点から立下がり点までの立下がり時は、ＣＰＵ１００は、最高血圧時動脈容積値VO_SYSを所定の低域通過フィルタに入力した場合の、立上がり点から時間ｔ経過したステップＳＴ３５の実行時点での所定の低域通過フィルタからの出力値を、制御目標値として算出する。動脈容積信号の立下がり点から次の立上がり点までの立上がり時は、ＣＰＵ１００は、最低血圧時動脈容積値VO_DIAを所定の低域通過フィルタに入力した場合の、立下がり点から時間ｔ経過したステップＳＴ３５の実行時点での所定の低域通過フィルタからの出力値を、制御目標値として算出する。

[0071] 図９を再度参照して、１段目のグラフで示される動脈容積信号の立下がり時は、３段目のグラフで示されるように、所定の低域通過フィルタに、入力値として、最低血圧時動脈容積値VO_DIAが入力される。これにより、４段目のグラフで示されるような、最高血圧時動脈容積値VO_SYSから最低血圧時動脈容積値VO_DIA近傍まで滑らかに変化する出力値が、所定の低域通過フィルタから出力される。

[0072] また、１段目のグラフで示される動脈容積信号の立上がり時は、３段目のグラフで示されるように、所定の低域通過フィルタに、入力値として、最高血圧時動脈容積値VO_SYSが入力される。これにより、４段目のグラフで示されるような、最低血圧時動脈容積値VO_DIAから最高血圧時動脈容積値VO_SYS近傍まで滑らかに変化する出力値が、所定の低域通過フィルタから出力される。

[0073] そして、立上がり点または立下がり点からステップＳＴ３５の実行時点までの経過時間ｔでの所定の低域通過フィルタの出力値が、制御目標値として

算出される。

[0074] なお、所定の低域通過フィルタのカットオフ周波数または時定数は、それぞれ、たとえば、立上がり時は、5Hzまたは0.03秒、立下がり時は、1Hzまたは0.16秒程度とすればよい。ここで、血圧の変動においては、立上がり時よりも立下がり時の方が時間が長いので、制御目標値を算出するための所定の低域通過フィルタの時定数も、動脈容積信号PGdcの立上がり時よりも立下がり時の方を長くする。

[0075] 図５に戻って、ＣＰＵ１００は、動脈容積一定制御として、動脈容積信号PGdcの値が制御目標値と一致するように、ポンプ駆動回路５３および弁駆動回路５４を制御してカフ圧Pcを変更させる（ステップＳＴ７）。

[0076] 動脈容積変化信号PGacの振幅が所定の閾値以下となったか否かを判断する（ステップＳＴ８）。所定の閾値以下となった場合、動脈容積一定制御が収束したということであるので、ＣＰＵ１００は、そのときのカフ圧Pcを、被測定者の血圧として決定して、決定した血圧値を表示部４０に表示させる（ステップＳＴ９）。決定した血圧値は、フラッシュメモリ４３に記憶されるようにしてもよい。

[0077] そして、ＣＰＵ１００は、停止スイッチ４１Ｃが操作されることによって停止信号が入力された（オン状態となった）か否かを判断する。停止信号が入力されていない（オフ状態である）と判断した場合、ＣＰＵ１００は、実行する処理をステップＳＴ６の処理に戻す。一方、停止信号が入力された（オン状態となった）と判断した場合、ＣＰＵ１００は、この血圧測定処理を終了し、電子血圧計１の電源をオフ状態にする。

[0078] 従来のような容積補償法を用いた血圧測定のように固定の制御目標値V0を用いる場合、図７を参照して、動脈容積変化信号PGacの振幅が最大となるときの１心拍周期の動脈容積信号PGdcの平均値が制御目標値V0として求められる。

[0079] そして、この固定の制御目標値V0を用いた場合、最低血圧の値は、動脈容器信号PGdcの値がV0の線と曲線PGdc_DIAとの交点の値Aとして算出され、最高

血圧の値は、動脈容積信号PGdcの値がV0の線と曲線PGdc_SYSとの交点の値Bとして算出される。

[0080] このため、固定の制御目標値V0を用いた場合は、真の血圧値との誤差が生じてしまう。 このように、動脈を圧迫する過程において動脈の力学的ヒステリシスおよび動脈周辺の生体組織の変形の影響を受けて、実際の動脈容積の変化よりも動脈容積信号PGdcの値が大きく変化してしまう。

[0081] 本実施の形態のように、最低血圧時動脈容積値V0_DIAおよび最高血圧時動脈容積値V0_SYSを切替えて動脈容積一定制御を行なった場合、被測定者の最低血圧として得られる値および最高血圧として得られる値が、真の血圧値に近い値となるので、最低血圧および最高血圧近辺での誤差を少なくすることができる。

[0082] さらに、最低血圧時動脈容積値V0_DIAおよび最高血圧時動脈容積値V0_SYSとを滑らかに補間した制御目標値を用いているため、１心拍内のすべての時点における制御目標値を擬似的に再現することができるので、最低血圧および最高血圧近辺だけでなく、連続血圧を誤差を少なく算出することができる。

[0083] 次に、上述した実施の形態の変形例について説明する。

（１） 前述した実施の形態においては、所定の低域通過フィルタへの入力値が、動脈容積信号の立上がり点から立下がり点までは最高血圧時動脈容積値V0_SYSであり、動脈容積信号の立下がり点から次の立上がり点までは最低血圧時動脈容積値V0_DIAであるパルス信号であることとした。

[0084] しかし、これに限定されず、立上がり点から立下がり点までの間に、最低血圧時動脈容積値V0_DIAから最高血圧時動脈容積値V0_SYS近傍まで滑らかに変化し、立下がり点から次の立上がり点までの間に、最高血圧時動脈容積値V0_SYSから最低血圧時動脈容積値V0_DIA近傍まで滑らかに変化するような所定の低域通過フィルタからの出力値が得られる入力値であれば、他の入力値であってもよい。

[0085] （２） 前述した実施の形態においては、低域通過フィルタのカットオフ

周波数および時定数が、動脈容積信号PGdcの立上がり時と立下がり時とでそれぞれ固定であることとした。

[0086] しかし、これに限定されず、電子血圧計１の起動時に、被測定者の心拍周期の概略を仮に測定して、その心拍周期の立上がりに要する時間および立下がりに要する時間から、それぞれ、立上がり時および立下がり時のカットオフ周波数または時定数を算出して、算出されたカットオフ周波数または時定数を用いるようにしてもよい。

[0087] これにより、被測定者ごとの心拍周期に応じて制御目標値を変化させることができるので、被測定者に応じて、より正確な血圧測定を行なうことができる。

[0088] （３） 前述した実施の形態においては、低域通過フィルタのカットオフ周波数および時定数が、動脈容積信号PGdcの立上がり時と立下がり時とでそれぞれ固定であることとした。心拍周期は、変化するが、急激な変化は発生しない。このため、カットオフ周波数および時定数が固定であったとしても、血圧測定において大きな誤差は発生しない。

[0089] しかし、これに限定されず、立上がり時と立下がり時とのカットオフ周波数または時定数を、１心拍周期ごと、または、複数心拍周期ごとに、切替えるようにしてもよい。

[0090] たとえば、１心拍周期前、または、複数心拍周期前の心拍周期における立上がりに要する時間と立下がりに要する時間に応じて、立上がり時と立下がり時とのカットオフ周波数または時定数を算出して、算出されたカットオフ周波数または時定数を、その心拍周期、または、その心拍周期から複数回の心拍周期の間に用いるようにしてもよい。

[0091] これにより、連続血圧測定中に、心拍周期に何らかの変化があった場合であっても、心拍周期に応じて制御目標値を変化させることができるので、心拍周期の変化に応じて、より正確な連続血圧測定を行なうことができる。

[0092] （４） 前述した実施の形態においては、立上がり点と立下がり点における制御目標値の切替えがスムーズになるために、最低血圧時動脈容積値VO_DI

Aと最高血圧時動脈容積値VO_SYSとの間を滑らかに補間する所定の低域通過フィルタの出力値を、制御目標値として用いるようにした。しかし、これに限定されず、最低血圧時動脈容積値VO_DIAと最高血圧時動脈容積値VO_SYSとの間を滑らかに補間するものであれば、他の方法であってもよく、正弦波のような、低域通過フィルタの出力曲線とは異なる曲線で補間するものであってもよいし、三角波、のこぎり波のように直線的に補間するものであってもよい。

[0093] （５） 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

[0094] 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 停止スイッチ、４１Ｄ メモリスイッチ、４１Ｅ ＩＤスイッチ、４２ メモリ部、４３ フラッシュメモリ、４４ 電源、４５ タイマ、５０ 調整機構、５１ ポンプ、５２ 弁、５３ ポンプ駆動回路、５４ 弁駆動回路、７０ 動脈容積センサ、７１ 発光素子、７２ 受光素子、７３ 発光素子駆動回路、７４ 動脈容積検出回路、１００ ＣＰＵ。

請求の範囲

[請求項1] 血圧の測定部位に装着された場合に前記測定部位の動脈を圧迫するカフ（２０）と、前記カフの内部の圧力を加圧および減圧するための加減圧部（２１，３０，３１，５１～５４）と、前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出するための圧力検出部（３２）と、単位長当りの前記動脈の容積を示す動脈容積信号を検出するための容積検出部（７０～７２）と、制御部（１００）とを有し、前記制御部は、前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される前記容積が所定の制御目標値と一致するように、前記加減圧部を制御して前記カフの圧力を調整する圧力制御手段（ステップＳＴ７）と、前記圧力制御手段による調整の結果、前記容積が前記所定の制御目標値と一致すると判断するための所定の条件を満たしたときの前記圧力検出部で検出された前記カフ圧を、被測定者の血圧として抽出する抽出手段（ステップＳＴ８，ＳＴ９）とを含む、容積補償法に従い血圧を測定するための血圧測定装置（１）であって、

前記制御部は、さらに、

前記カフ圧が所定の方法で算出された最低血圧および最高血圧と一致するときに前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号の値をそれぞれ、最低血圧時の値および最高血圧時の値として決定する決定手段（ステップＳＴ１７～ＳＴ２０）と、

前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される容積が、増加を開始する立上がり点と、減少を開始する立下がり点とを検出する変化点検出手段（ステップＳＴ３１，ＳＴ３３）と、

前記変化点検出手段によって前記立上がり点が検出されてから前記立下がり点が検出されるまでの立上がり時は、前記決定手段によって決定された前記最低血圧時の値から前記最高血圧時の値の近傍まで前記所定の制御目標値を変化させる一方、前記立下がり点が検出されてから前記立上がり点が検出されるまでの立下がり時は、前記決定手

段によって決定された前記最高血圧時の値から前記最低血圧時の値の近傍まで前記所定の制御目標値を変化させる変化手段（ステップＳＴ３１～ＳＴ３５）とを含む、血圧測定装置。

[請求項2] 前記変化手段は、前記立上がり時は、前記決定手段によって決定された前記最低血圧時の値から前記最高血圧時の値にステップ変化する波形を低域通過フィルタに入力したときに出力される値に従って前記所定の制御目標値を変化させる一方、前記立下がり時は、前記最高血圧時の値から前記最低血圧時の値にステップ変化する波形を低域通過フィルタに入力したときに出力される値に従って前記所定の制御目標値を変化させる（ステップＳＴ３５）、請求項１に記載の血圧測定装置。

[請求項3] 前記低域通過フィルタの時定数は、前記立上がり時よりも前記立下がり時の方を長くする、請求項２に記載の血圧測定装置。

[請求項4] 血圧の測定部位に装着された場合に前記測定部位の動脈を圧迫するカフ（２０）と、前記カフの内部の圧力を加圧および減圧するための加減圧部（２１，３０，３１，５１～５４）と、前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出するための圧力検出部（３２）と、単位長当りの前記動脈の容積を示す動脈容積信号を検出するための容積検出部（７０～７２）と、制御部（１００）とを有し、容積補償法に従い血圧を測定するための血圧測定装置を制御する制御方法であって、

前記制御部が、

前記カフ圧が所定の方法で算出された最低血圧および最高血圧と一致するときに前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号の値をそれぞれ、最低血圧時の値および最高血圧時の値として決定するステップ（ステップＳＴ１７～ＳＴ２０）と、

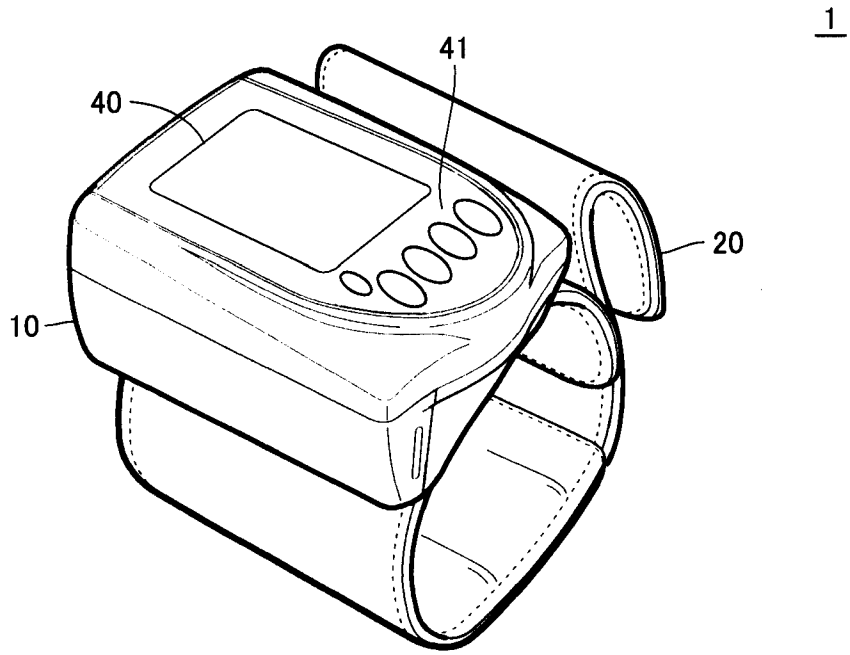
前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される容積が、増加を開始する立上がり点と、減少を開始する立下がり点とを検出するステップ（ステップＳＴ３１，ＳＴ３３）と、

前記立上がり点が検出されてから前記立下がり点が検出されるまでの立上がり時は、決定された前記最低血圧時の値から前記最高血圧時の値の近傍まで所定の制御目標値を変化させる一方、前記立下がり点が検出されてから前記立上がり点が検出されるまでの立下がり時は、決定された前記最高血圧時の値から前記最低血圧時の値の近傍まで前記所定の制御目標値を変化させるステップ（ステップＳＴ３１～ＳＴ３５）と、

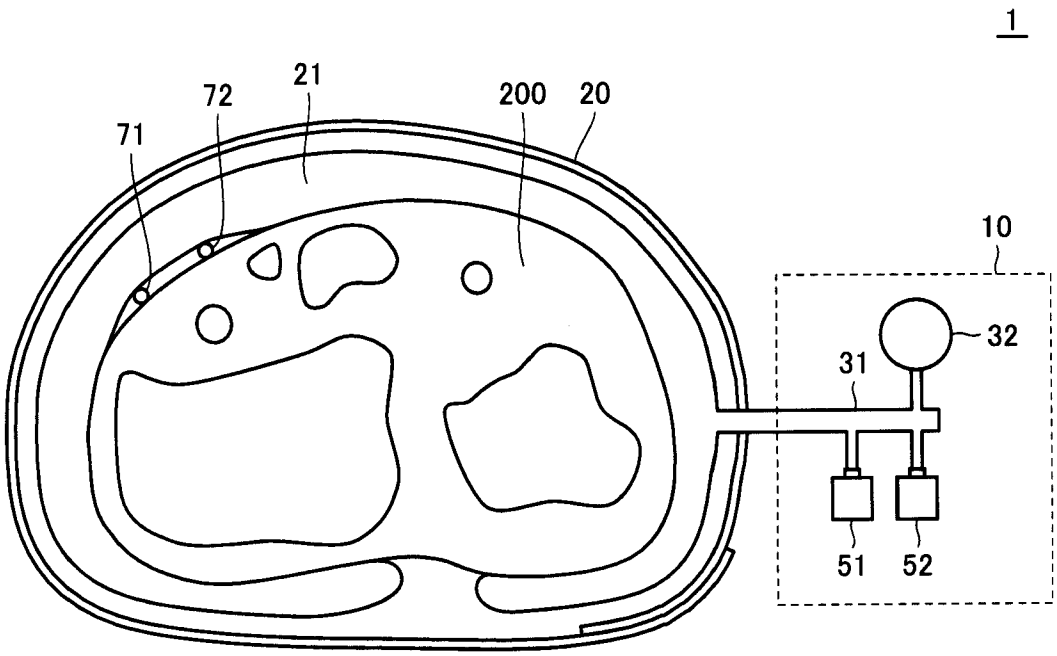
前記容積検出部で検出される前記動脈容積信号で示される前記容積が前記所定の制御目標値と一致するように、前記加減圧部を制御して前記カフの圧力を調整するステップ（ステップＳＴ７）と、

前記カフの圧力の調整の結果、前記容積が前記所定の制御目標値と一致すると判断するための所定の条件を満たしたときの前記圧力検出部で検出された前記カフ圧を、被測定者の血圧として抽出するステップ（ステップＳＴ８，ＳＴ９）とを含む、血圧測定装置の制御方法。

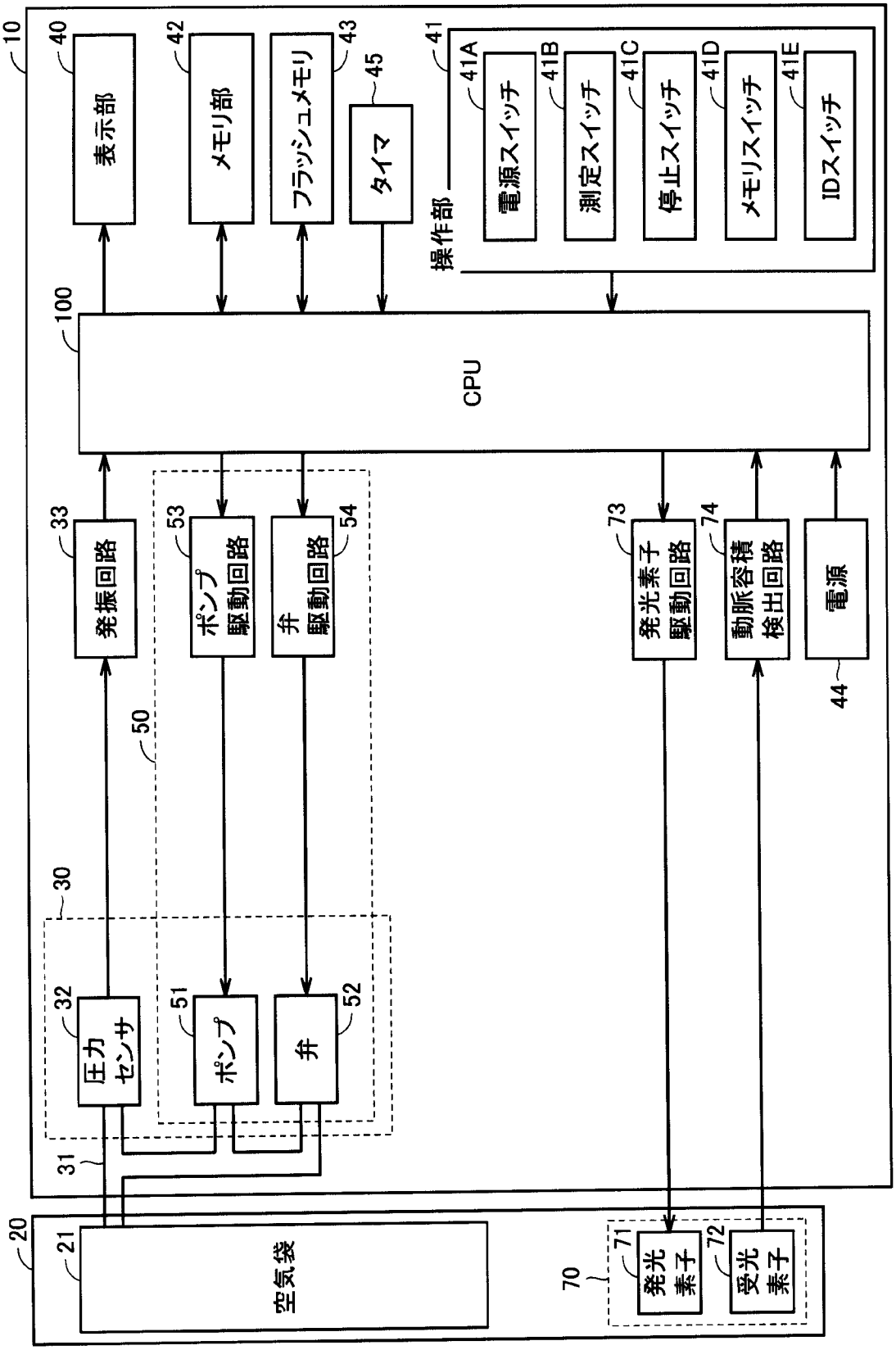
[図1]



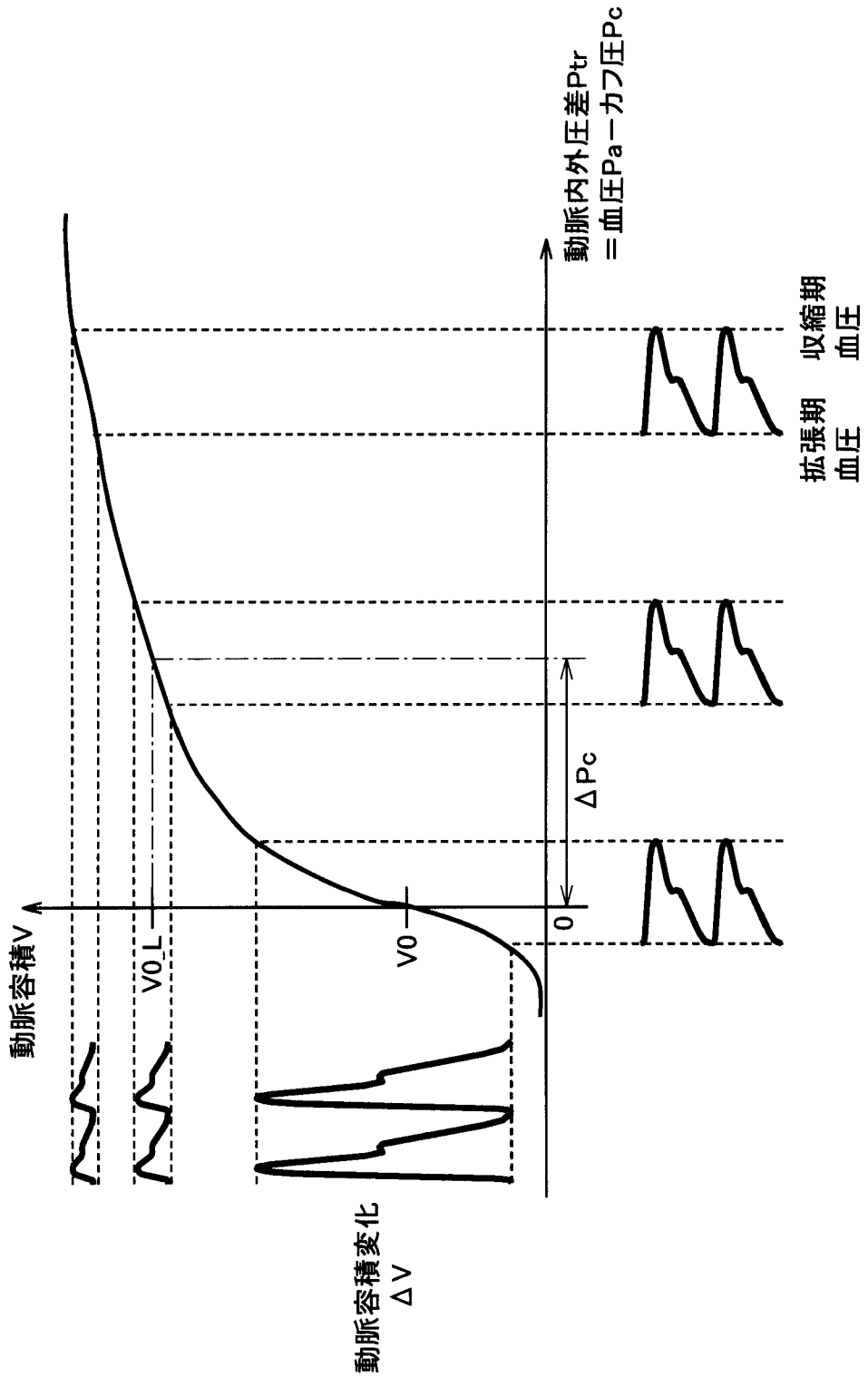
[図2]



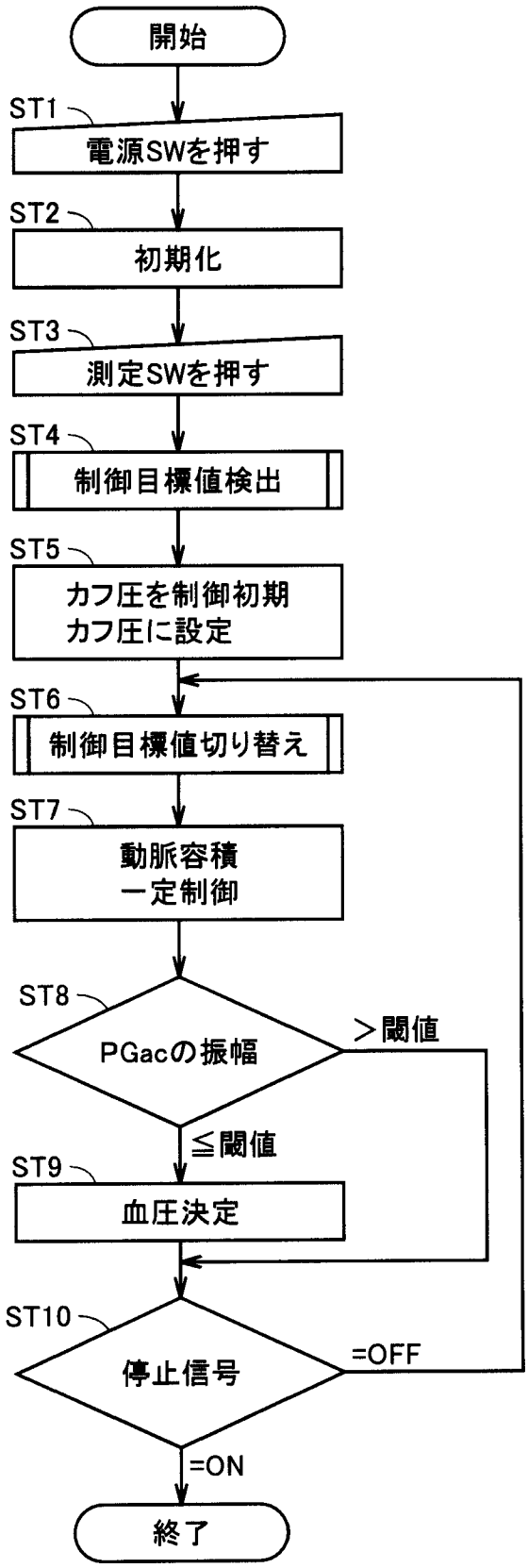
[図3]


10
40
表示部
42
メモリ部
43
フラッシュメモリ
45
タイマ
41
操作部
41A
電源スイッチ
41B
測定スイッチ
41C
停止スイッチ
41D
メモリスイッチ
41E
IDスイッチ
100
CPU
33
発振回路
53
ポンプ駆動回路
54
弁駆動回路
73
発光素子駆動回路
74
動脈容積検出回路
電源
44
50
30
32
圧力センサ
51
ポンプ
52
弁
31
20
21
空気袋
70
71
発光素子
72
受光素子

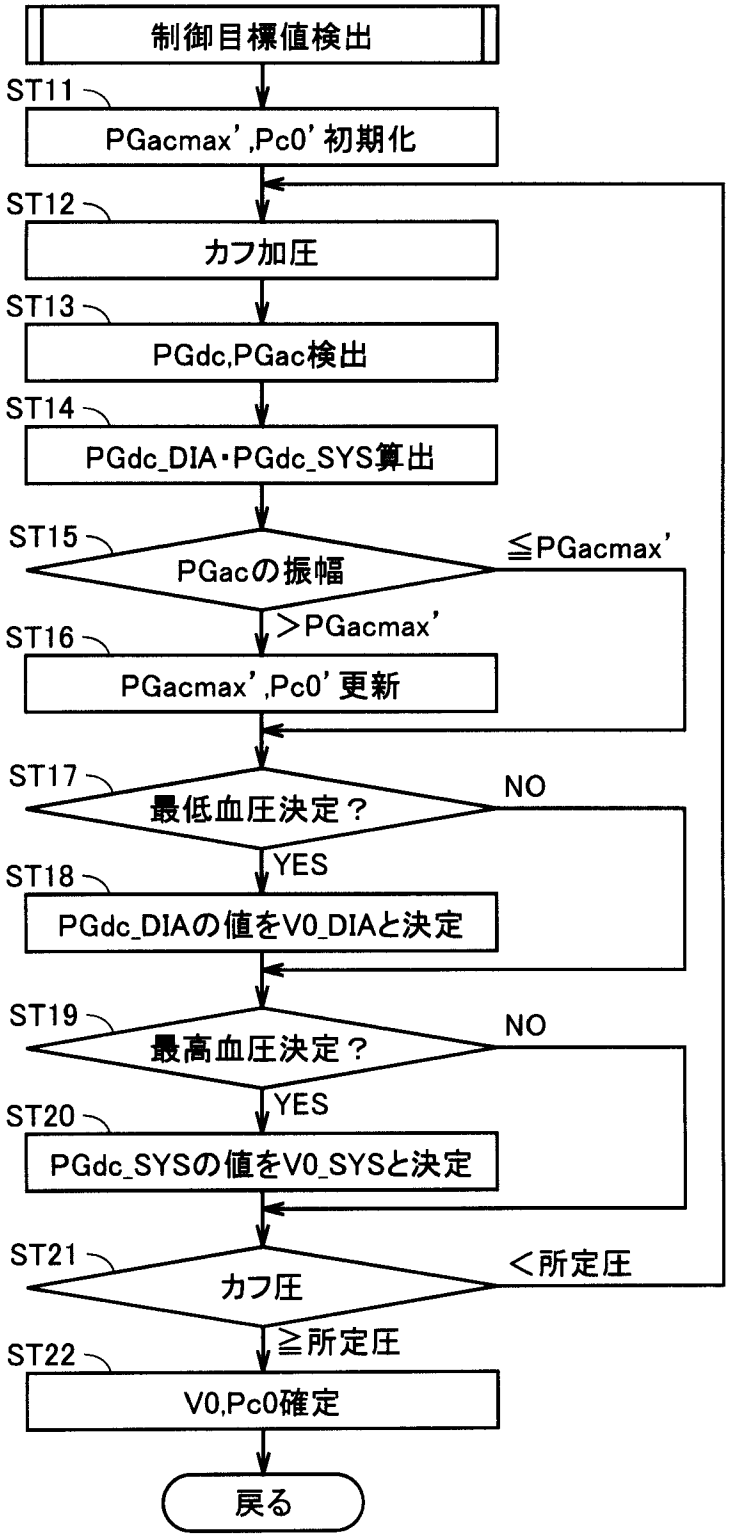
[図4]


動脈内外圧差Ptr
＝血圧Pa－カフ圧Pc
収縮期
血圧
拡張期
血圧
ΔPc
0
V0
V0_L
動脈容積V
動脈容積変化
ΔV

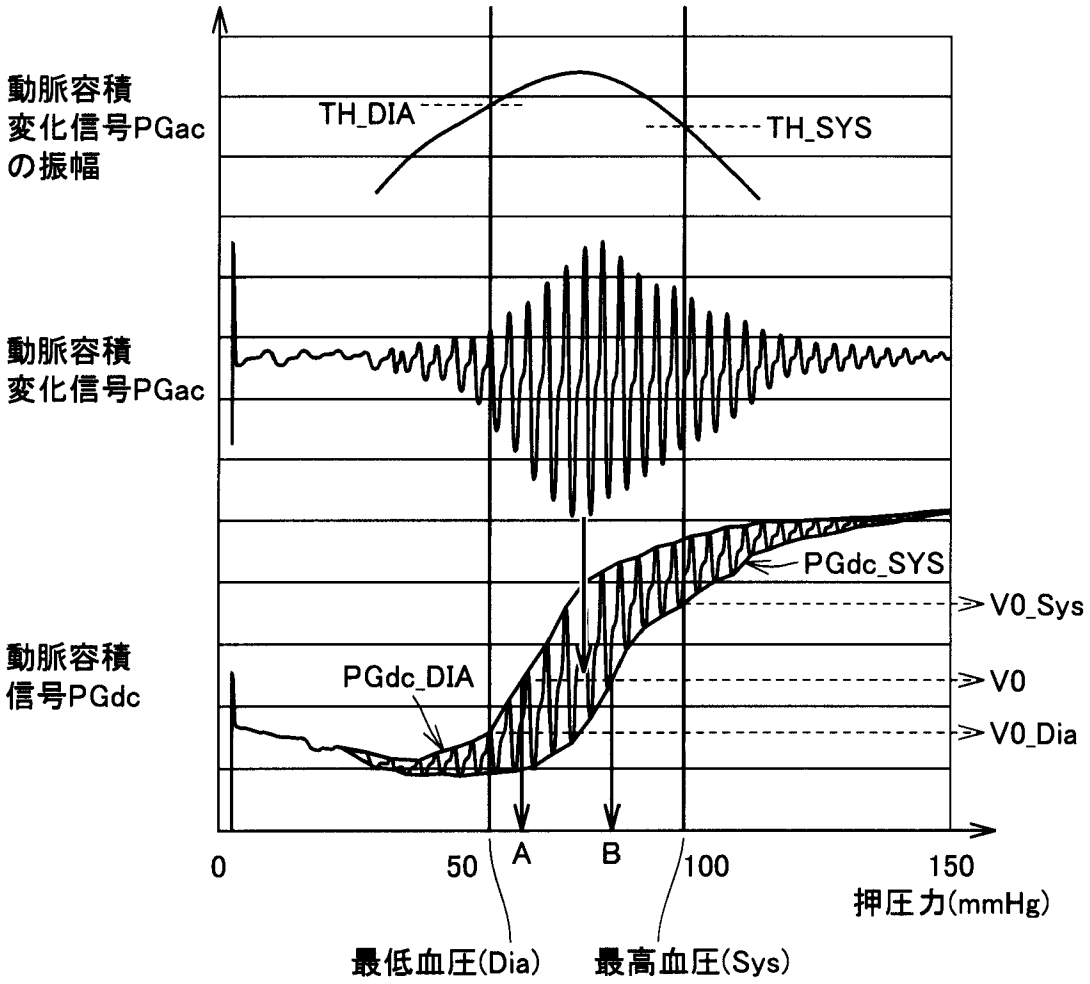
[図5]


開始
ST1
電源SWを押す
ST2
初期化
ST3
測定SWを押す
ST4
制御目標値検出
ST5
カフ圧を制御初期
カフ圧に設定
ST6
制御目標値切り替え
ST7
動脈容積
一定制御
ST8
PGacの振幅
＞閾値
≦閾値
ST9
血圧決定
ST10
停止信号
=OFF
=ON
終了

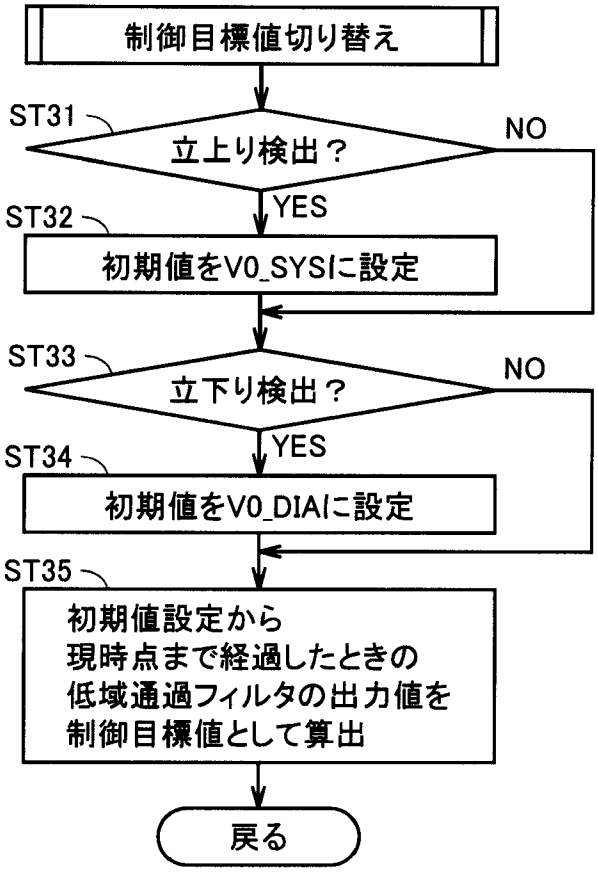
[図6]


制御目標値検出
ST11
PGacmax',Pc0'初期化
ST12
カフ加圧
ST13
PGdc,PGac検出
ST14
PGdc_DIA・PGdc_SYS算出
ST15
PGacの振幅
≦PGacmax'
>PGacmax'
ST16
PGacmax',Pc0'更新
ST17
最低血圧決定？
NO
YES
ST18
PGdc_DIAの値をV0_DIAと決定
ST19
最高血圧決定？
NO
YES
ST20
PGdc_SYSの値をV0_SYSと決定
ST21
カフ圧
<所定圧
≧所定圧
ST22
V0,Pc0確定
戻る

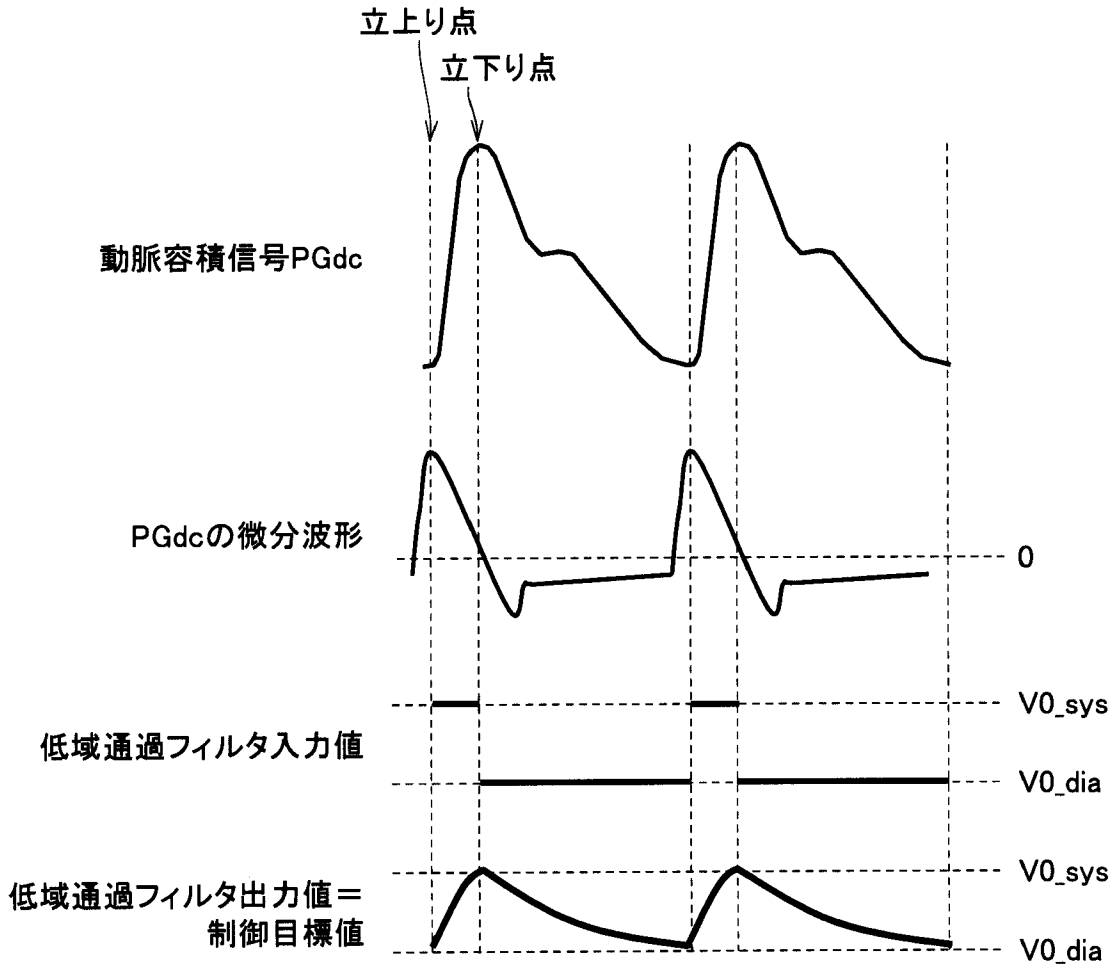
[図7]


動脈容積
変化信号PGac
の振幅
TH_DIA
TH_SYS
動脈容積
変化信号PGac
動脈容積
信号PGdc
PGdc_SYS
V0_Sys
PGdc_DIA
V0
V0_Dia
0
50
A
B
100
150
押圧力(mmHg)
最低血圧(Dia)
最高血圧(Sys)

[図8]


制御目標値切り替え
ST31
立上り検出？
NO
YES
ST32
初期値をV0_SYSに設定
ST33
立下り検出？
NO
YES
ST34
初期値をV0_DIAに設定
ST35
初期値設定から
現時点まで経過したときの
低域通過フィルタの出力値を
制御目標値として算出
戻る

[図9]


立上り点
立下り点
動脈容積信号PGdc
PGdcの微分波形
0
低域通過フィルタ入力値
V0_sys
V0_dia
低域通過フィルタ出力値＝
制御目標値
V0_sys
V0_dia

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/052634

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.
A	JP 2010-51659 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 11 March 2010 (11.03.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 2009-285029 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 10 December 2009 (10.12.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-4
A	JP 2009-285028 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 10 December 2009 (10.12.2009), entire text; all drawings (Family: none)	1-4

☒ 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
07 March, 2011 (07.03.11)	15 March, 2011 (15.03.11)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2011/052634

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2008/015921 A1 (Omron Healthcare Co., Ltd.), 07 February 2008 (07.02.2008), entire text; all drawings & JP 2008-36004 A & US 2009/0312652 A1 & EP 2047795 A1 & CN 101505656 A & RU 2009107519 A	1-4
A	JP 8-581 A (Omron Corp.), 09 January 1996 (09.01.1996), entire text; all drawings (Family: none)	1-4

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１１／０５２６３４

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/022(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B5/022

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	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１１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 2010-51659 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2010.03.11, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2009-285029 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2009.12.10, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4
A	JP 2009-285028 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2009.12.10, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-4
A	WO 2008/015921 A1 (オムロンヘルスケア株式会社) 2008.02.07, 全文, 全図 & JP 2008-36004 A & US 2009/0312652 A1 & EP 2047795 A1 & CN 101505656 A & RU 2009107519 A	1-4

☑　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 ０７．０３．２０１１	国際調査報告の発送日 １５．０３．２０１１
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　９２０８ 宮川　哲伸 電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

Ｃ（続き）．　関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー＊	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
A	JP 8-581 A（オムロン株式会社）1996.01.09, 全文,全図（ファミリーなし）	1-4