

(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 9 月 29 日(29.09.2011)

PCT

(10) 国際公開番号
WO 2011/118269 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/JP2011/052509
- (22) 国際出願日: 2011 年 2 月 7 日(07.02.2011)
- (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 2010-070089 2010 年 3 月 25 日(25.03.2010) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): オムロンヘルスケア株式会社(OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者; および
- (75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 東狐 義秀 (TOKKO, Yoshihide) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 澤野井 幸哉 (SAWANOL, Yukiya) [JP/JP]; 〒6150084 京都府京都

市右京区山ノ内山ノ下町 2 4 番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

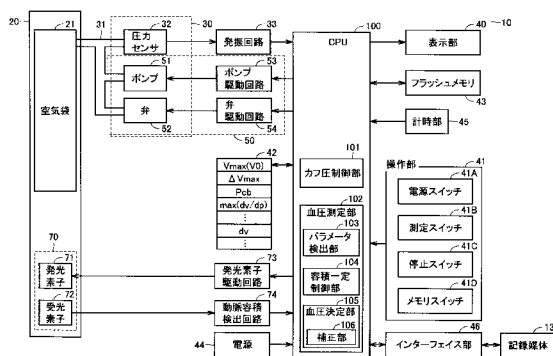
- (74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所 (Fukami Patent Office, p.c.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目 2 番 7 号 中之島セントラルタワー Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.
- (84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: ELECTRONIC SPHYGMOMANOMETER FOR MEASURING BLOOD PRESSURE ON THE BASIS OF ARTERIAL VOLUME CHANGE

(54) 発明の名称: 動脈の容積変化に基づき血圧を測定する電子血圧計

[図2]



- FIG. 2:
21 AIR BAG
71 LIGHT-EMITTING ELEMENT
72 LIGHT-RECEIVING ELEMENT
32 PRESSURE SENSOR
61 PUMP
52 VALVE
53 OSCILLATION CIRCUIT
54 PUMP DRIVE CIRCUIT
55 VALVE DRIVE CIRCUIT
73 LIGHT-EMITTING ELEMENT DRIVE CIRCUIT
74 ARTERIAL VOLUME DETECTION CIRCUIT
44 POWER SUPPLY
101 CUFF PRESSURE CONTROL UNIT
102 PRESSURE MEASUREMENT UNIT
103 PARAMETER DETECTION UNIT
104 VOLUME-FIXED CONTROL UNIT
105 BLOOD PRESSURE DETERMINATION UNIT
106 CORRECTION UNIT
40 DISPLAY UNIT
43 FLASH MEMORY
45 TIMER UNIT
41 OPERATION UNIT
41A POWER SUPPLY SWITCH
41B MEASUREMENT SWITCH
41C STOP SWITCH
41D MEMORY SWITCH
46 INTERFACE SECTION
132 RECORDING MEDIUM

(57) Abstract: A volume-fixed control unit (104) performs servo control for each beat of the pulse wave while updating servo gain in such a manner that the difference between the arterial volume indicated by the arterial volume signal detected by an arterial volume detection circuit (74), and the control target value of the servo control is less than control deviation in which the rate of arterial volume change relative to cuff pressure change can be regarded as being fixed. As the control deviation is the difference between the arterial volume indicated by the arterial volume signal and the control target value, a blood pressure determination unit (105) determines a cuff pressure that is sequentially detected in the period of performing the servo control as a blood pressure by correcting the cuff pressure using the control deviation and the rate of the change that can be regarded as being fixed.

(57) 要約: 脈波一拍毎に、容積一定制御部 (104) は、動脈容積検出回路 (74) が検出する動脈容積信号が指す動脈容積とサーボ制御の制御目標値との差分がカフ圧変化に対する動脈容積の変化率が一定と見なせる制御偏差未満となるようにサーボゲインを更新しながらサーボ制御する。制御偏差は、動脈容積信号が示す動脈容積と、制御目標値との差であるから、血圧決定部 (105) は、サーボ制御する期間において逐次検出されるカフ圧を、制御偏差および一定と見なせる変化率を用いて補正することにより、血圧として決定する。



(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))

明 細 書

発明の名称： 動脈の容積変化に基づき血圧を測定する電子血圧計 技術分野

[0001] この発明は、電子血圧計に関し、特に動脈の容積変化を検出しながら 1 心拍毎に連続的に血圧を測定する電子血圧計に関する。

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なるように加圧し、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）。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法式血圧計が開発されている（特許文献 1）。

[0003] 容積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定に保つことで圧迫圧力（カフ圧）を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的に血圧値を検出する方式である。容積補償法においては、動脈内圧と動脈にかかるカフ圧とが平衡した状態、すなわち、動脈壁が無負荷状態での動脈の容積（制御目標値“ V_0 ”）があらかじめ検出される。1 心拍ごとの脈動により変化する動脈容積を制御目標値 V_0 に一致させるよう、カフ圧が制御される（サーボ制御）。

[0004] 従来のサーボ制御では動脈容積信号（容積脈波の直流成分）と目標動脈容積信号の差をフィードバック信号として用いて、カフ圧を制御する P I D 制御が用いられる。この制御方式では、制御ゲインを、動脈容積変化信号（容積脈波の交流成分）が最大振幅時のゲインより -15 dB 以下となるまで大きくすることにより、血圧測定の誤差を約 5 % にすることが可能であると言われている（非特許文献 1）。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開昭54-50175号

非特許文献

[0006] 非特許文献1：Indirect Measurement of Instantaneous Arterial Blood Pressure in the Human Finger by the Vascular Unloading Technique ; KEN-ICHI YAMAKOSHI, HIDEAKI SHIMAZU, AND TATSUO TOGAWA (IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-27, NO.3, MARCH 1980)

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] サーボ制御の方法としてはフィードバック制御であるPID制御（比例制御（Proportional Control）、積分制御（Integral Control）、微分制御（Derivative Control）を組み合わせる制御目標値に収束させる制御を指す）が用いられる。すなわち、現在の動脈容積信号と予め求めた制御目標値との偏差、偏差の積分、偏差の微分に、それぞれある定数：constant value（以下、サーボゲインという）を掛けて足し合わせたものを制御量として出力するものである。高い精度で血圧測定を行うためにはサーボゲインの最適値を制御対象に合わせて調整する必要がある。

[0008] しかしながら、PID制御の性質として、サーボゲインを上げることによりカフ圧の制御系の応答に発振がおきるため、血圧測定の誤差を完全に消去することはできない。また被験者ごとに制御対象が変わるため発振が起こらないようなサーボゲインに調整することは困難である。さらに、血圧の波形に遅れなく制御系が応答するためには、大きな流量を制御できるポンプ・弁などが必要となり、電子血圧計は大型化する。

[0009] それゆえに本発明の目的は、装置の大型化を招来することなく、動脈の容積変化に基づき精度良く血圧を測定することができる電子血圧計を提供する

ことである。

課題を解決するための手段

- [0010] この発明のある局面に従う電子血圧計は、血圧の測定部位に装着されるカフと、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、カフに設けられ、且つカフ圧を変化させる過程で測定部位の動脈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、カフ圧を加圧および減圧により調整するためのカフ圧調整部と、血圧測定部と、を備える。
- [0011] 血圧測定部は、容積検出部が検出する動脈容積信号の振幅が最大を指示したときの当該動脈容積信号の値を、制御目標値として検出する制御目標値検出部と、容積検出部が検出する動脈容積信号に基づき、カフ圧を変化させる過程で動脈容積の変化率を逐次検出する変化率検出部と、動脈容積信号の値と、制御目標値との差を、制御偏差として検出する制御偏差検出部と、動脈容積信号の値が制御目標値と一致するように、カフ圧調整部を、サーボゲインを用いてサーボ制御するためのサーボ制御部と、サーボ制御する期間において圧力検出部が逐次検出するカフ圧を、制御偏差および一定と見なせる変化率を用いて補正することにより、血圧として決定する血圧決定部と、を含み、サーボ制御部は、脈波一拍毎に、容積検出部が検出する動脈容積信号の値と制御目標値との差分である制御偏差が、変化率検出部が逐次検出する変化率が一定と見なせる期間において、制御偏差検出部が検出する制御偏差である制御偏差目標値未満を指示するように、サーボゲインを更新する。
- [0012] 好ましくは、血圧決定部は、制御偏差を一定と見なせる変化率で除することにより、補正用値を算出し、カフ圧に補正用値を加えることにより、当該カフ圧を補正する。
- [0013] 好ましくは、変化率が一定と見なせる期間は、動脈容積信号の振幅が最大値が検出されたときに変化率検出部が検出した変化率に対して所定閾値以上の変化率が検出される期間を指す。
- [0014] 好ましくは、変化率が一定と見なせる期間は、動脈容積信号の値が制御目標値を指示するときに変化率検出部が検出した変化率に対して、変化率の差

が所定閾値以下となる期間を指す。

[0015] 好ましくは、血圧測定部は、容積検出部が検出する動脈容積信号の振幅が最大値であるときに検出されるカフ圧を、制御初期カフ圧として検出する検出部を含む。サーボ制御部は、カフ圧調整部によりカフ圧が制御初期カフ圧に設定された後に、動脈容積信号の値が制御目標値と一致するように、サーボ制御を開始する。

[0016] 好ましくは、カフ圧を変化させる過程は、カフ圧を加圧する過程または減圧する過程を指す。

[0017] この発明の他の局面に従うと、血圧の測定部位に装着されるカフ内の圧力を表わすカフ圧を変化させる過程で測定部位の動脈容積を示す動脈容積信号を検出しながら、血圧を測定するための血圧測定プログラムであって、検出される動脈容積信号の振幅が最大を指示したときの当該動脈容積信号の値を、制御目標値として検出するステップと、検出される動脈容積信号に基づき、カフ圧を変化させる過程で動脈容積の変化率を逐次検出するステップと、動脈容積信号の値と、制御目標値との差を、制御偏差として検出するステップと、動脈容積信号の値が制御目標値と一致するように、カフ圧の調整ユニットを、サーボゲインを用いてサーボ制御するためのステップと、サーボ制御する期間において逐次検出されるカフ圧を、制御偏差および一定と見なせる変化率を用いて補正することにより、血圧として決定するステップとを、コンピュータに実行させる。サーボ制御するためのステップでは、脈波一拍毎に、検出される動脈容積信号の値と制御目標値との差分である制御偏差が、逐次検出される変化率が一定と見なせる期間において検出される制御偏差である制御偏差目標値未満を指示するように、サーボゲインを更新する。

発明の効果

[0018] 発明によれば、脈波一拍毎に、容積検出部により検出される動脈容積信号が指す動脈容積とサーボ制御の制御目標値との差分が制御偏差目標値未満となるようにサーボゲインを更新しながらサーボ制御する。制御偏差は、変化率検出部が検出する変化率が一定と見なせる期間において検出される動脈容

積信号が示す動脈容積と、制御目標値との差であるから、サーボ制御する期間において圧力検出部が逐次検出するカフ圧を、制御偏差および一定と見なせる変化率を用いて補正することにより、血圧として決定することができる。

[0019] したがって、サーボ制御は制御偏差を許容して行われるので、カフ圧調整部の大型化を招来することなく、動脈の容積変化に基づいて精度良く血圧を測定することができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本実施の形態に係る電子血圧計の外観斜視図である。

[図2]本実施の形態に係る電子血圧計の構成例を示すブロック図である。

[図3]動脈の力学特性を示すグラフである。

[図4]本実施の形態に係る動脈内外圧差の変化量に対する動脈容積変化量を示す図である。

[図5]本実施の形態に係る制御偏差目標値の決定方法を説明する図である。

[図6]本実施の形態に係る制御偏差目標値の他の決定方法を説明する図である。

[図7]本実施の形態に係る血圧測定処理のフローチャートである。

[図8]本実施の形態に係る制御パラメータ決定のフローチャートである。

[図9]補正前後の血圧波形を対比して示す図である。

[図10]サーボゲインを低くした場合の補正前後の血圧波形を対比して示す図である。

発明を実施するための形態

[0021] 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。

[0022] (外観について)

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。

[0023] 図1を参照して、電子血圧計1は、本体部10と、被測定者の所定の測定部位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（たとえば被測定者）からの指示を受付けるために操作される操作部 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。

[0024] 本実施の形態において、測定部位は、手首であるものとして説明する。しかしながら、測定部位は、手首に限定されるものではなく、たとえば、上腕であってもよい。本実施の形態において、測定部位は一つの部位のみである。

[0025] 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 に取り付けられている。しかしながら、上腕式の電子血圧計で採用されているように、分離された本体部 10 とカフ 20 とが、エアチューブ（図 2 においてエアチューブ 31）によって接続されている形態であってもよい。

[0026] （ハードウェア構成について）

図 2 は、本発明の実施の形態に係る電子血圧計 1 の構成例を示すブロック図である。

[0027] 図 2 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。動脈容積センサ 70 は、発光素子 71 と受光素子 72 とを有する。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。発光素子 71 および受光素子 72 は、たとえば、空気袋 21 の内側に所定の間隔に配置される。

[0028] 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テモグラフ）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。

[0029] 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。

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、CPU 100 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、測定結果など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、CPU 100 などの各部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、着脱可能な記録媒体 132 からプログラムやデータの読出しおよび書込みをするためのインターフェイス部 46 とを含む。CPU 100 内の各機能部については後述する。

[0030] 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 とを有する。

[0031] エア系 30 は、空気袋 21 内の圧力 (カフ圧 P_c) を検出するための圧力センサ 32 と、カフ圧 P_c 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。

[0032] 本体部 10 は、発光素子駆動回路 73 と、動脈容積検出回路 74 と、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。

[0033] 発光素子駆動回路 73 は、CPU 100 からの指令信号に応じて発光素子 71 を所定のタイミングで発光させる。動脈容積検出回路 74 は、受光素子 72 からの出力を電圧値に変換することで動脈容積を検知する。検知された動脈容積が動脈容積信号として CPU 100 に出力される。

[0034] 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 P_c 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 CPU 100 に出力する。CPU 100 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。

[0035] 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２０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を構成する。ポンプ５１は、ポンプ駆動回路５３から与えられる電圧信号に基づき回転数・回転方向が制御され、弁５２は弁駆動回路５４から与えられる電圧信号に基づき開閉の動作が制御される。なお、調整ユニット５０を構成する装置は、上記に限定されない。たとえば、調整ユニット５０は、上記に加えて、エアシリンダと、エアシリンダを駆動するためのアクチュエータとを含んでいてもよい。

[0036] 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。

[0037] 電子血圧計１は、動脈の容積をおおよそ一定に保つことにより連続的に血圧を測定する。

[0038] （一般的な容積補償法による血圧測定の原理について）

本実施の形態での血圧測定方法の説明に先立ち、一般的な容積補償法による血圧測定の原理について説明する。

[0039] 一般的な容積補償法に従って血圧を測定する場合、次のような動作が行なわれる。すなわち、生体外から動脈に外圧を加え、生体外圧と動脈内圧（血圧）とが常時平衡するように制御することで、動脈壁を無負荷状態に維持する。一般的な容積補償法では、そのとき（無負荷状態）の生体外圧を測定することにより血圧が測定される。

[0040] 実際には、生体外圧は、測定部位に巻き付けたカフ２０のカフ圧 P_c に相当する。また、測定時にカフ圧 P_c と血圧とが平衡したときの動脈容積“ V

0”を検出し、血压変動に伴い変化する動脈容積を V_0 と一致するようにカフ圧 P_c を制御（サーボ制御）する。

[0041] 図3は、動脈の力学特性を示すグラフである。図3のグラフは、横軸に動脈内外圧差 P_{tr} 、縦軸に動脈容積 V をとり、動脈内外圧差 P_{tr} と動脈容積 V との関係を示している。動脈内外圧差 P_{tr} は、動脈内圧 P_a と、カフ圧（生体外圧） P_c 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 P_{tr} 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が最大となる。

[0043] 一般的な容積補償法では、CPU100は、圧力センサ32により検出される動脈容積が常時、動脈内外圧差 P_{tr} が0となる時点の容積値 V_0 を指示するように、ポンプ51および弁52に与えられる電圧信号のレベルを可変に制御（PID制御）する。これにより、生体外圧（カフ圧）が逐次制御されながら血压が測定される。このように、カフ圧と動脈内圧（血压）とが平衡状態である場合の動脈容積 V_0 が、一般的な容積補償法における、サーボ制御の目標値であった。本実施の形態においては、動脈容積 V_0 を、「平衡制御目標値 V_0 」とも呼ぶ。

[0044] このような容積補償法の測定原理では、前述したように流量の大きいポンプ51を用いない場合には、カフ圧 P_c の制御系の応答に発振現象がおき、血压測定の誤差を完全に消去することはできない。

[0045] （本実施の形態による血压測定の原理）

血压は1心拍ごとに収縮期血压（SYS : Systolic Blood Pressure）から拡張期血压（Diastolic Blood Pressure）の間で変化している。カフ圧 P_c を所定圧力で固定した場合、血压の変化に伴い動脈容積が変化する（図3の動脈容積変化 ΔV ）。図3に示すように動脈の力学的特性は非線形の特徴を有しているため、動脈容積変化 ΔV はカフ圧 P_c に依存してその大きさ

は異なるが、その変化量は脈圧（＝収縮期血圧－拡張期血圧）と１対１であることには変わりはない。また、動脈容積が平衡制御目標値 V_0 に十分に近い場合には、カフ圧の変化に対する動脈容積変化率は一定と見なせて、この期間においては血圧測定が可能な振幅を有した脈波を検出することが可能である。

[0046] したがって、本実施の形態では、制御目標値を、カフ圧 P_c と動脈内圧とが平衡した点での動脈容積（平衡制御目標値） V_0 に固定するのではなく、制御偏差を所定値（後述の、制御偏差目標値）以下となるように許容しながら、サーボゲインを調整して血圧値を測定する。

[0047] ここで、制御偏差とは、平衡制御目標値 V_0 に十分に近い動脈容積であって、カフ圧 P_c の変化に対する動脈容積変化率が一定と見なせるような動脈容積と平衡制御目標値 V_0 との差分に相当する。

[0048] サーボ制御においては、制御偏差を許容すると、動脈容積変化 ΔV に対してカフ圧 P_c が追従しなくなり、そのことに起因して、測定血圧には誤差が含まれる。ここで、誤差は、動脈容積 V を平衡制御目標値 V_0 に一致させた状態（無負荷状態）で検出される血圧値と、制御偏差を許容して測定される血圧値との差分を指す。以降、これを「血圧誤差 E_r 」という。

[0049] 本実施の形態では、制御偏差を許容しながらサーボゲインを決定し、決定するサーボゲインを用いてカフ圧 P_c をサーボ制御する期間において測定される血圧値を、血圧誤差 E_r を用いて補正することで、正確な血圧値を測定する。また、制御偏差を許容しながらも正確な血圧値を測定できるから、圧力変化に対する容積変化の完全な追従性は要求されない、すなわちポンプ５１および弁５２のエア系の改良（大型化）も必要とされない。

[0050] （制御偏差目標値について）

図４は、電子血圧計１を用いた発明者らの実験に基づいたグラフである。カフ圧 P_c がゼロの状態のカフ２０を測定部位に装着して、加圧を開始し、たとえば 3 mmHg/sec の一定の低速度で加圧した場合の実験結果が示される。

[0051] グラフでは、横軸に動脈内外圧差 P_{tr} 、縦軸に動脈容積 V をとり、動脈内外圧差 P_{tr} と動脈容積 V との関係は実線の曲線で示される。また、実線の曲線の傾き dv/dp は、破線の直線 L で近似される。直線 L は、動脈内外圧差 P_{tr} の変化量に対する動脈容積 V の変化量の関係を示す。

[0052] 図 4 に示すように、サーボ制御が十分に追従しておらず動脈容積変化 ΔV が大きい場合には、実線の曲線は直線 L で近似することはできないが、サーボ制御により十分に追従すると、動脈容積変化 ΔV が小さくなって動脈容積 V が平衡制御目標値 V_0 および平衡制御目標値 V_0 に極めて近い値を指示する場合には、実線の曲線を直線 L で近似することができる、すなわちカフ圧 P_c の変化に対する動脈容積 V の変化率はほぼ一定と見なせるとの知見を得た。また、直線 L で近似できる区間では、傾き dv/dp に基づけば、血圧誤差 E_r (図 4 の差圧 dp に相当) を推定することができるとの知見を得た。

[0053] これらの知見に基づき発明者らは、直線 L で近似できる期間においては、測定される血圧を血圧誤差 E_r を用いれば、正確な血圧となるように補正できる、すなわち動脈容積 V を平衡制御目標値 V_0 に一致させた状態 (無負荷状態) で測定される血圧に相当する血圧を算出できるとの知見を得た。

[0054] 図 4 において、平衡制御目標値 V_0 の検出は次のように行われる。つまり、空気袋 21 から空気が排気されてカフ圧 P_c がゼロの状態のカフ 20 が測定部位に巻付けられると、CPU 100 は、ポンプ駆動回路 53 を制御してポンプ 51 により空気袋 21 に徐々に空気を送り込む。つまり、カフ圧 P_c がたとえば 3 mmHg/sec 程度の一定の低速で加圧されるように、空気が送りこまれる。この加圧過程において、CPU 100 は、動脈容積検出回路 74 を介して検出される動脈容積信号の 1 拍毎の振幅の変化量 (動脈容積変化 ΔV) を検出し、その動脈容積変化 ΔV が最大となる時点を検出する。その時点で検出される動脈容積信号の平均値を算出し、算出した平均値を平衡制御目標値 V_0 として、メモリ部 42 の所定領域に格納する。

[0055] 動脈容積信号の平均値は、動脈容積信号の直流成分の値に相当し、CPU

100は動脈容積信号をフィルタ処理することにより検出する。

[0056] 動脈内外圧差 P_{tr} の変化量に対する動脈容積変化量を指す傾き dv/dp は、検出した動脈容積信号の平均値と、その時に検出されるカフ圧 P_c とに基づき算出される。本実施の形態では、血圧補正に用いる傾き dv/dp は、平衡制御目標値 V_0 検出時のカフ圧 P_c を用いて算出される。本実施の形態では、サーボ制御で検出される制御偏差を、傾き dv/dp で除することによって、補正に用いる値（血圧誤差 E_r ）を取得できる。実際の傾き dv/dp は非線形性を示すが、制御偏差が小さくなっていれば平衡制御目標値 V_0 付近での傾き dv/dp を直線 L に近似することができる（図4参照）ため、このような補正が可能となる。

[0057] 上記補正を行うには、平衡制御目標値 V_0 付近での傾き dv/dp を直線 L に近似できるように、制御偏差を所定値以下とするようにカフ圧 P_c をサーボ制御する必要がある。この所定値は、後述の制御偏差目標値を指す。

[0058] 制御偏差目標値の決定方法を図5を参照し説明する。図5の（A）には、図4のグラフが示されて、図5の（B）には、図5の（A）の動脈内外圧差 P_{tr} と動脈容積 V との関係を示すグラフ（実線の曲線）の傾き dv/dp の変化が示される。図5の（B）のグラフは、図5の（A）のグラフを、動脈内外圧差 P_{tr} で微分することにより算出される。

[0059] 加圧過程において上述した最大（100%）の変化率が検出される時と、最大（100%）の変化率に対して所定値以下（たとえば、10%以下）の大きさの変化率が検出される時との間の期間において検出される動脈容積の、カフ圧 P_c の変化に対する変化率は一定と見なせるであろう。ただし、100%の値を最適値として限定するものではない。

[0060] そこで、図5の（B）の平衡制御目標値 V_0 に対応する傾き dv/dp （傾き dv/dp の最大値）を100%とした場合の90%に相当する傾き dv/dp の値を算出し、100%の傾き dv/dp に対応の動脈容積（平衡制御目標値 V_0 ）と、90%の傾き dv/dp に対応の動脈容積値 V との差分を算出し、算出した差分を、制御偏差目標値と決定する。

- [0061] 制御偏差目標値の決定（検出）の方法は、たとえば図6に示すような他の方法であってもよい。図6の（A）には、図4のグラフが示されて、図6の（B）には、図6の（A）の動脈内外圧差 P_{tr} と動脈容積 V との関係を示すグラフ（実線の曲線）の傾き dv/dp の変化が示される。図6の（B）のグラフは、図6の（A）のグラフを、動脈内外圧差 P_{tr} で微分することにより算出される。
- [0062] この決定方法では、加圧過程の傾き dv/dp を直線に近似できる期間、すなわち検出される動脈容積の、カフ圧 P_c の変化に対する変化率は一定と見なせる期間において検出される動脈容積信号の値を制御目標値とする。動脈容積信号の値が当該制御目標値を指示するときに検出される傾き dv/dp を基準と設定する。そして、基準傾き dv/dp との差 DE_1 が所定閾値（たとえば、5%）以下となるような傾き dv/dp に対応の動脈容積値 V を検出する。そして、この検出した動脈容積値 V と基準傾き dv/dp に対応の動脈容積値 V との差分を算出し、算出した差分を、制御偏差目標値として決定する。なお、所定閾値は5%に限定されるものではない。
- [0063] 本実施の形態の血圧測定時においては、制御偏差が制御偏差目標値以下となるように、サーボゲインが更新されながら、サーボ制御が行われる。
- [0064] （機能構成について）
図2には、CPU100の機能構成も示されている。
- [0065] 図2を参照して、CPU100は、ポンプ駆動回路53および弁駆動回路54を制御することにより、カフ圧 P_c を可変に制御するカフ圧制御部101、血圧を測定するための血圧測定処理部102を備える。
- [0066] 血圧測定処理部102は、平衡制御目標値検出部および変化率（傾き dv/dp ）検出部に対応するパラメータ検出部103、サーボゲインを更新しながらサーボ制御をするサーボ制御部に相当する容積一定制御部104および、血圧決定部に相当する血圧決定部105を含む。血圧決定部105は、血圧誤差 E_r を算出して、血圧を補正する補正部106を有する。各部は、プログラムにより構成される。プログラムはメモリ部42に格納されており

、CPU 100がメモリ部42からプログラムを読み出し、読み出したプログラムの命令コードを実行することにより、各部の機能が実現される。

[0067] (制御パラメータの検出)

パラメータ検出部103は、カフ圧制御部101によってカフ圧が3 mmHg/sec程度の低速で徐々に加圧される期間において、動脈容積検出回路74を介して動脈容積信号を検出する。この加圧過程において、動脈容積信号の1拍毎の変化分(ΔV)、すなわち、動脈容積変化信号を検出し、その動脈容積変化信号が最大(動脈容積信号の振幅が最大)となる点MAXを検出する。最大点MAXが検出された時点の1拍分の動脈容積信号の平均値が平衡制御目標値V0と決定されて、メモリ部42の所定領域に格納される。また、この加圧過程において、カフ圧Pcが、発振回路33からの出力信号に基づき順次を検出されてメモリ部42に格納される。

[0068] なお、平衡制御目標値V0は、動脈の内圧とカフ圧とが平衡状態である場合の動脈容積信号に基づく値を示していれば、このような検出方法に限定されない。たとえば、上述のように加圧過程で検出する方法に限定されず、減圧過程で検出するようにしてもよい。

[0069] パラメータ検出部103は、加圧過程において検出される動脈容積信号の直流成分の値を時系列にメモリ部42に格納する。メモリ部42に格納されたデータに基づき、図5の(A)の曲線のグラフを検出する。検出したグラフを微分処理することにより傾き dv/dp のグラフ(図5の(B))を検出する。検出されるグラフのデータはいずれも、メモリ部42の所定領域に格納される。

[0070] パラメータ検出部103は、メモリ部42から図5の(B)のグラフのデータを読み出し、読み出したデータに基づき、傾き dv/dp の最大値を検出する。検出した最大値(平衡制御目標値V0に対応する傾き dv/dp)を100%とした場合に、その変化率(dv/dp)に対して、所定閾値(たとえば10%)以下の変化率に対応する動脈容積Vを検出し、検出した動脈容積Vと平衡制御目標値V0との差分を算出する。当該差分は、制御偏差目標値

d vとして、メモリ部42に格納する。これにより、サーボ制御のためのパラメータが検出される。

[0071] ここでは、制御偏差目標値 d vを図5の方法に従って決定しているが、図6の方法により決定したものであっても、以降の処理は同様に適用することができる。

[0072] (容積一定制御)

容積一定制御部104は、血圧測定時に順次に検出される動脈容積信号(容積脈波の直流成分)の値とメモリ部42から読出した平衡制御目標値V0との差分を算出する。そして、算出した差分が、メモリ部42から読出した制御偏差目標値 d v以下となるように、サーボゲインを更新しながら決定する。

[0073] 決定されたサーボゲインはカフ圧制御部101に与えられる。カフ圧制御部101は、与えられるサーボゲインに従う制御量(電圧信号)に基づきポンプ駆動回路53または弁駆動回路54を制御する。つまり、ポンプ駆動回路53または弁駆動回路54は、制御偏差が、制御偏差目標値 d v以下となるように、ポンプ51の動作または弁52の開閉を制御する。

[0074] (血圧測定時の動作)

血圧測定装置1の動作について説明する。

[0075] 図7は、血圧測定処理のメインフローチャートであり、図8は、制御パラメータ検出のフローチャートである。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、血圧測定処理の機能が実現される。

[0076] 図7を参照して、CPU100は、ユーザにより電源スイッチ41Aが押下されたことを検出すると(ステップST1)、初期化処理を行なう(ステップST2)。具体的には、メモリ部42の所定の領域(以下「メモリ領域」という)を初期化し、空気袋21の空気を排気し、圧力センサ32の0 mmHg補正を行なう。このとき、カフ20は測定部位に装着されている。

[0077] 次に、CPU100が測定スイッチ41Bが押下されたことを検出すると

(ステップS T 3)、カフ圧制御部 1 0 1 が起動されて、測定部位が加圧開始される。

[0078] 続いて、パラメータ検出部 1 0 3 は、上述した平衡制御目標値 V_0 および制御偏差目標値 d_v などを検出する(ステップS T 4)。この処理の詳細は図 8 を参照して後述する。

[0079] カフ圧制御部 1 0 1 は、動脈容積 V を平衡制御目標値 V_0 と一致させるようにカフ圧を制御する。このときカフ圧は、後述の制御初期カフ圧 P_{cb} に設定されるように制御される(ステップS T 5)。カフ圧を、制御初期カフ圧 P_{cb} に設定後、容積一定制御部 1 0 4 によりサーボ制御が行われる(ステップS T 6)。

[0080] このようにサーボ制御では、制御開始時のカフ圧 P_c を、動脈容積 V を平衡制御目標値 V_0 と一致させるような制御初期カフ圧と一致させているので、サーボゲインの調整時間を短縮できて、血圧決定に要する時間の短縮が可能となり、また、サーボゲインを高くせずとも、すなわち低いサーボゲインで血圧測定できるので、大きな流量を制御できるエア系は必要とされず、装置の小型化は阻害されない。

[0081] ステップS T 7 ~ S T 9 のサーボ制御期間において、容積一定制御部 1 0 4 は、動脈容積検出回路 7 4 から検出される脈波一拍毎の動脈容積信号の平均値とメモリ部 4 2 から読出した平衡制御目標値 V_0 との差分を算出し、算出した差分が、メモリ部 4 2 から読出した制御偏差目標値 d_v 未満となるようなサーボゲインを決定する。カフ圧制御部 1 0 1 は、決定されたサーボゲインに従う制御量に基づきポンプ駆動回路 5 3 または弁駆動回路 5 4 を制御する。このようにして、順次検出される動脈容積信号に基づきカフ圧 P_c のフィードバック制御が繰返される。

[0082] 具体的には、容積一定制御部 1 0 4 は、動脈容積検出回路 7 4 から検出される動脈容積信号の値と平衡制御目標値 V_0 との差分(制御偏差)と、制御偏差目標値 d_v とを比較する(ステップS T 7)。比較結果に基づき制御偏差 $\geq d_v$ が成立すると判定すると、血圧測定はされずに処理は後述のステッ

プ S T 1 0 に移行する。

[0083] 比較結果に基づき制御偏差 $< d v$ が成立すると判定すると、処理はステップ S T 8 の血圧測定に移行する。

[0084] ステップ S T 8 において、血圧決定部 1 0 5 は、制御偏差 $<$ 制御偏差目標値 $d v$ が成立すると判定された時に検出されているカフ圧 $P c$ を、暫定血圧値として決定する（ステップ S T 8）。

[0085] なお、ステップ S T 5 ~ S T 1 0 の期間においては、血圧測定部 1 0 2 は、発振回路 3 3 から入力する信号に基づきカフ圧 $P c$ を順次検出してメモリ部 4 2 の所定領域に時系列に格納するので、メモリ部 4 2 のカフ圧 $P c$ を検索して、制御偏差 $<$ 制御偏差目標値 $d v$ が成立すると判定された時に検出されているカフ圧 $P c$ を読出すことができる。

[0086] 補正部 1 0 6 は、暫定血圧値を補正して、正確な血圧を取得する。具体的には、制御偏差と、メモリ部 4 2 から読出した傾き $\max (d v / d p)$ （後述する）とを用いて、（血圧誤差 $E r = \text{制御偏差} / \max (d v / d p)$ ）に従って、補正用値である血圧誤差 $E r$ を算出する。制御偏差は、動脈容積 V と平衡制御目標値 $V 0$ との偏差、すなわち、動脈容積 V が平衡制御目標値 $V 0$ であるときには検出されない動脈容積に相当するので、傾き $\max (d v / d p)$ で除することにより、暫定血圧値に含まれない“偏差成分に相当する圧力”が検出される。これにより、血圧誤差 $E r$ が検出される。

[0087] そして、（血圧値 $=$ 暫定血圧値 $+ 誤差 E r$ ）に従って補正後の血圧値を算出する。これにより、最終的な血圧値が算出（測定）される。

[0088] 補正後の血圧は、フラッシュメモリ 4 3 に時系列に記録される。これにより、連続的な血圧値が得られ、結果として、血圧波形が得られる。

[0089] 測定処理部 1 0 6 は、測定期間中、決定された血圧値に関する情報を表示部 4 0 に表示してもよい。たとえば、一心拍ごとのカフ圧 $P c$ の極小値および極大値を、それぞれ拡張期血圧および収縮期血圧として表示部 4 0 に表示してもよい。あるいは、時間軸に沿った血圧波形が表示されてもよい。

[0090] 血圧測定処理部 1 0 2 による測定処理は、停止スイッチ 4 1 C の押下また

は所定の時間経過などによる停止信号がONされるまで継続される（ステップST10）。

[0091] 停止信号がONされると、血圧測定処理部102は、メモリ領域に時系列に記録された血圧値（カフ圧）を、測定結果としてフラッシュメモリ43または記録媒体132に記録する。

[0092] （制御パラメータ検出処理）

図8を参照して、図7のステップST4の処理の詳細を説明する。

[0093] 図8の処理フローは、ステップST101～ST110からなる。そのうちステップST102～ST108は、図5の（A）の動脈内外圧差 P_{tr} が“ P_{tr3} ”→“ P_{tr0} ”に変化するカフ圧 P_c の加圧過程に相当する。加圧過程におけるステップST102とST103は、図5の（A）の実線の曲線で示す動脈容積 V の変化を検出する処理に相当する。ステップST104は、図5の（B）の傾き dv/dp を検出するための処理に相当する。ステップST105～ST107は、図5の（B）の最大の傾き dv/dp を検出するための処理に相当する。

[0094] 動作において、まず、パラメータ検出部103は、動脈容積変化の最大値（以下、最大値 ΔV_{max} という）、ならび最大値 ΔV_{max} が検出されるときに検出される動脈容積 V_{max} 、最大値 ΔV_{max} が検出されるときに検出されるカフ圧 P_{cb} 、最大値 V_{max} が検出されるときに検出される傾き dv/dp （以下、傾き $max(dv/dp)$ という）を格納するためのメモリ部42のメモリ領域を初期化する（ST101）。初期化により、メモリ領域の最大値 ΔV_{max} 、動脈容積 V_{max} 、カフ圧 P_{cb} および傾き $max(dv/dp)$ には、それぞれ、たとえば値0が設定される。平衡制御目標値 V_0 を検出するために、動脈容積 V_{max} は検出される。

[0095] 次に、パラメータ検出部103は、カフ圧制御部101を介してカフ圧を 3 mmHg/sec の一定速度で加圧していく（ST102）。加圧過程においては、パラメータ検出部103は、脈波一拍毎の動脈容積変化 ΔV を検出する（ST103）。また、このとき所定のカフ圧ごとに（例えば 3 mmHg

ごとに)、傾き dv/dp を算出し、メモリ部 42 に時系列に格納する (ST 104)。このとき算出された傾き dv/dp と、メモリ部 42 から読出した傾き $\max (dv/dp)$ とを比較し、比較結果に基づき、算出された傾き dv/dp が最大であるか否かを判定する (ST 105)。

[0096] 比較結果に基づき、 $(dv/dp > \max (dv/dp))$ の条件が成立すると判定すると (ステップ S 105 で YES)、メモリ部 42 の動脈容積 $V_{\max}$ 、最大値 $\Delta V_{\max}$ 、カフ圧 P_{cb} 、および傾き $\max (dv/dp)$ を、今回検出された動脈容積 V 、動脈容積変化 ΔV 、カフ圧 P_c および傾き dv/dp を上書きすることにより更新し (ST 106、ST 107)、ステップ ST 108 の処理に移行する。比較結果に基づき、 $(dv/dp \leq \max (dv/dp))$ の条件が成立すると判定すると (ステップ S 5105 で NO)、ステップ ST 108 の処理に移行する。

[0097] ステップ ST 108 では、パラメータ検出部 103 は、カフ圧 P_c と所定圧とを比較する。比較結果、 $(\text{カフ圧 } P_c < \text{所定圧})$ の条件が成立すると判定すると (ステップ ST 108 で YES)、処理はステップ ST 102 に戻り、以降の処理が同様に繰返される。比較結果、 $(\text{カフ圧 } P_c \geq \text{所定圧})$ の条件が成立すると判定すると (ステップ ST 108 で NO)、処理はステップ ST 109 に移行する。ステップ ST 108 での所定圧は、加圧されること

により動脈が圧迫されて脈波が検出できなくなるような圧力であればよく、本実施の形態では、たとえば 280 mmHg を指す。

[0098] このような処理が、加圧過程において繰返されることにより、カフ圧 P_c が所定圧以上を指示した時には、メモリ部 42 の動脈容積 $V_{\max}$ 、カフ圧 P_{cb} および傾き $\max (dv/dp)$ はそれぞれ、図 5 の (A) の平衡制御目標値 V_0 、動脈容積を平衡制御目標値 V_0 に一致させるためのカフ圧 P_{cb} および図 5 の (B) の傾き dv/dp の最大値を指す。

[0099] ステップ ST 109 においては、メモリ部 42 の動脈容積 $V_{\max}$ 、カフ圧 P_{cb} および傾き $\max (dv/dp)$ それぞれは、平衡制御目標値 V_0

、制御初期カフ圧 P_{cb} および血圧補正演算用の係数として決定される。

[0100] ステップ S_{T110} では、メモリ部 42 から読出した傾き dv/dp に基づき、制御偏差目標値 dv が算出されて、メモリ部 42 に格納される。

[0101] 以上により、容積一定制御（サーボ制御）および測定血圧を補正するために用いるパラメータが検出される。

[0102] 上記の血圧測定処理によれば、制御偏差を許容するがゆえにサーボ制御においてカフ圧の変化が動脈容積変化に追従しきれないことに起因して測定血圧には、血圧誤差 E_r が含まれることになるが、測定血圧を血圧誤差 E_r を用いて補正することにより、正確な血圧値を算出することができる。

[0103] また、カフ圧の変化が動脈容積変化に追従しきれなくとも正確な血圧を算出することが可能となるため、大きな流量を制御できるポンプ 51 および弁 52 は必要とされない。その結果、電子血圧実施の形態 1 の小型化が可能となる。

[0104] （補正前後の血圧の比較）

図 9 と図 10 には、発明者らが電子血圧計 1 を用いて実験により上腕部の血圧を測定した場合に検出された補正後の血圧波形と、補正前の血圧波形の比較結果がグラフで示される。ここでは、補正前の血圧波形は、カフ圧 P_c の波形を指す。

[0105] 図 9 と図 10 のグラフでは、横軸に血圧測定の経過時間（sec）がとられ、縦軸に血圧（mmHg）がとられている。太い線は、補正前の血圧波形を指し、細い線は補正後の血圧波形を指す。グラフでは、説明のために真の収縮期血圧 SYS と真の拡張期血圧 DIA の値も指示されている。

[0106] 図 9 では、補正により、真の血圧値（収縮期血圧 SYS 、拡張期血圧 DIA ）に近い血圧値を測定できることがわかる。

[0107] 図 10 には、図 9 のケースに比べてサーボゲインを低くして実験した場合の実験結果が示される。実験の他の要件、パラメータは図 9 のそれと同じである。図 10 を参照すると、サーボゲインを低くした場合であっても、補正後の血圧は、補正前の血圧よりも真の血圧値（収縮期血圧 SYS 、拡張期血

圧D I A)に近いことがわかる。したがって、制御できる流量が少ない小型のポンプ51を用いた場合であっても、本実施の形態の測定方法によれば、真の血圧値に近い血圧値を測定することができる。

[0108] (血圧測定プログラム)

本実施の形態の電子血圧計1が行なう血圧測定方法を、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리카ードなどのコンピュータ読取り可能な一時的でない(non-transitory)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。

[0109] なお、本発明にかかるプログラムは、コンピュータのオペレーティングシステム(OS)の一部として提供されるプログラムモジュールのうち、必要なモジュールを所定の配列で所定のタイミングで呼出して処理を実行させるものであってもよい。その場合、プログラム自体には上記モジュールが含まれずOSと協働して処理が実行される。このようなモジュールを含まないプログラムも、本発明にかかるプログラムに含まれ得る。

[0110] また、本発明にかかるプログラムは他のプログラムの一部に組込まれて提供されるものであってもよい。その場合にも、プログラム自体には上記他のプログラムに含まれるモジュールが含まれず、他のプログラムと協働して処理が実行される。このような他のプログラムに組込まれたプログラムも、本発明にかかるプログラムに含まれ得る。

[0111] 提供されるプログラム製品は、ハードディスクなどのプログラム格納部にインストールされて実行される。なお、プログラム製品は、プログラム自体と、プログラムが記憶された記憶媒体とを含む。

[0112] このように、今回開示した上記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。本発明の技術的範囲は請求の範囲によって画定され、また請求の範囲の記載と均等の意味および範囲内でのすべての変更を含むものである。

符号の説明

[0113] 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、42 メモリ部、43 フラッシュメモリ、44 電源、45 計時部、46 インターフェイス部、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、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、101 カフ圧制御部、102 血圧測定処理部、103 パラメータ検出部、104 容積一定制御部、105 血圧決定部、106 補正部、132 記録媒体。

請求の範囲

[請求項1]

血圧の測定部位に装着されるカフ（２０）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、
前記カフに設けられ、且つ前記カフ圧を変化させる過程で前記測定部位の動脈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）と、
カフ圧を加圧および減圧により調整するためのカフ圧調整部（５０）と、
血圧測定部（１０２）と、を備え、
前記血圧測定部（１０２）は、
前記容積検出部が検出する前記動脈容積信号の振幅が最大を指示したときの当該動脈容積信号の値を、制御目標値として検出する制御目標値検出部と、
前記容積検出部が検出する前記動脈容積信号に基づき、前記カフ圧を変化させる過程で前記動脈容積の変化率を逐次検出する変化率検出部と、
前記動脈容積信号の値と、前記制御目標値との差を、制御偏差として検出する制御偏差検出部と、
前記動脈容積信号の値が前記制御目標値と一致するように、前記カフ圧調整部を、サーボゲインを用いてサーボ制御するためのサーボ制御部（１０４）と、
前記サーボ制御する期間において前記圧力検出部が逐次検出する前記カフ圧を、前記制御偏差および一定と見なせる前記変化率を用いて補正することにより、血圧として決定する血圧決定部（１０５）と、
を含み、
前記サーボ制御部は、
脈波一拍毎に、前記容積検出部が検出する前記動脈容積信号の値と

前記制御目標値との差分である制御偏差が、前記変化率検出部が逐次検出する前記変化率が一定と見なせる期間において、前記制御偏差検出部が検出する前記制御偏差である制御偏差目標値未満を指示するように、前記サーボゲインを更新する、電子血圧計。

[請求項2]

前記血圧決定部は、

前記制御偏差を前記一定と見なせる変化率で除することにより、補正用値を算出し、

前記カフ圧に前記補正用値を加えることにより、当該カフ圧を補正する、請求項1に記載の電子血圧計。

[請求項3]

前記変化率が一定と見なせる期間は、前記動脈容積信号の振幅が最大値が検出されたときに前記変化率検出部が検出した変化率に対して所定閾値以上の変化率が検出される期間を指す、請求項1に記載の電子血圧計。

[請求項4]

前記変化率が一定と見なせる期間は、前記動脈容積信号の値が前記制御目標値を指示するときに前記変化率検出部が検出した変化率に対して、変化率の差が所定閾値以下となる期間を指す、請求項1に記載の電子血圧計。

[請求項5]

前記血圧測定部は、

前記容積検出部が検出する前記動脈容積信号の振幅が最大値であるときに検出される前記カフ圧を、制御初期カフ圧として検出する検出部を、含み、

前記サーボ制御部は、

前記カフ圧調整部によりカフ圧が前記制御初期カフ圧に設定された後に、前記動脈容積信号の値が前記制御目標値と一致するように、前記サーボ制御を開始する、請求項1に記載の電子血圧計。

[請求項6]

前記カフ圧を変化させる過程は、カフ圧を加圧する過程または減圧する過程を指す、請求項1に記載の電子血圧計。

[請求項7]

血圧の測定部位に装着されるカフ内の圧力を表わすカフ圧を変化さ

せる過程で前記測定部位の動脈容積を示す動脈容積信号を検出しながら、血圧を測定するための血圧測定プログラムであって、

検出される前記動脈容積信号の振幅が最大を指示したときの当該動脈容積信号の値を、制御目標値として検出するステップと、

検出される前記動脈容積信号に基づき、前記カフ圧を変化させる過程で前記動脈容積の変化率を逐次検出するステップと、

前記動脈容積信号の値と、前記制御目標値との差を、制御偏差として検出するステップと、

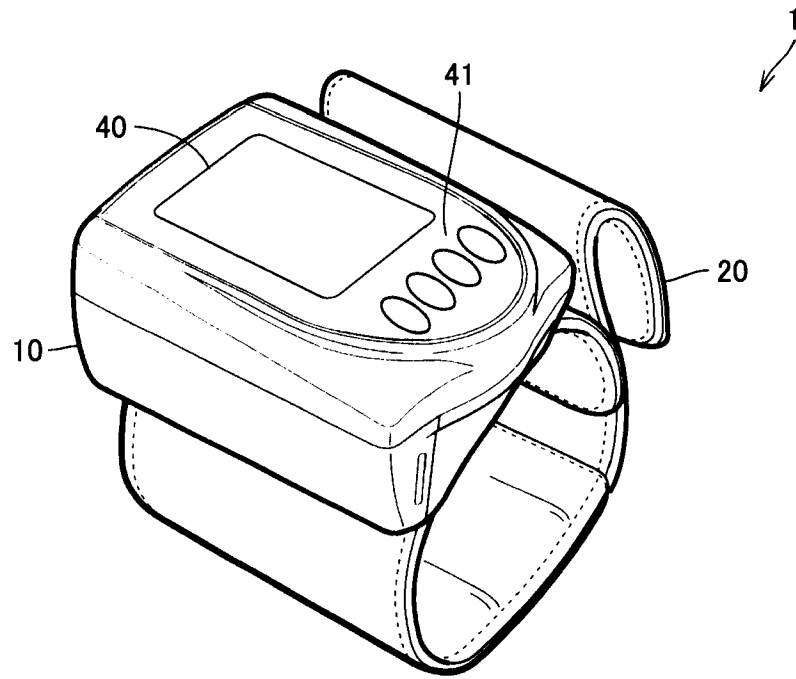
前記動脈容積信号の値が前記制御目標値と一致するように、前記カフ圧の調整ユニットを、サーボゲインを用いてサーボ制御するためのステップと、

前記サーボ制御する期間において逐次検出される前記カフ圧を、前記制御偏差および一定と見なせる前記変化率を用いて補正することにより、血圧として決定するステップとを、コンピュータに実行させ、

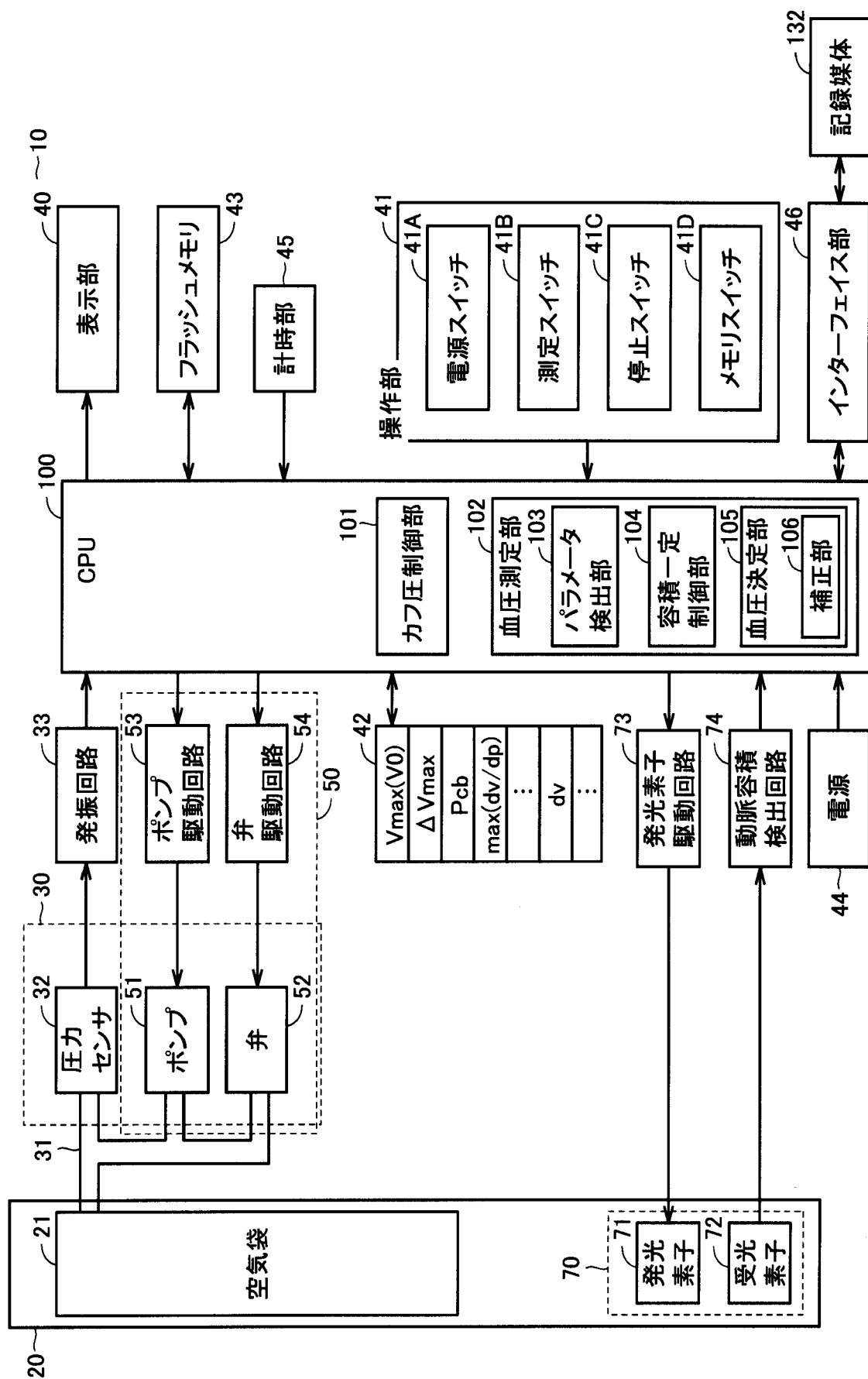
前記サーボ制御するためのステップでは、

脈波一拍毎に、検出される前記動脈容積信号の値と前記制御目標値との差分である制御偏差が、逐次検出される前記変化率が一定と見なせる期間において検出される前記制御偏差である制御偏差目標値未満を指示するように、前記サーボゲインを更新する、血圧測定プログラム。

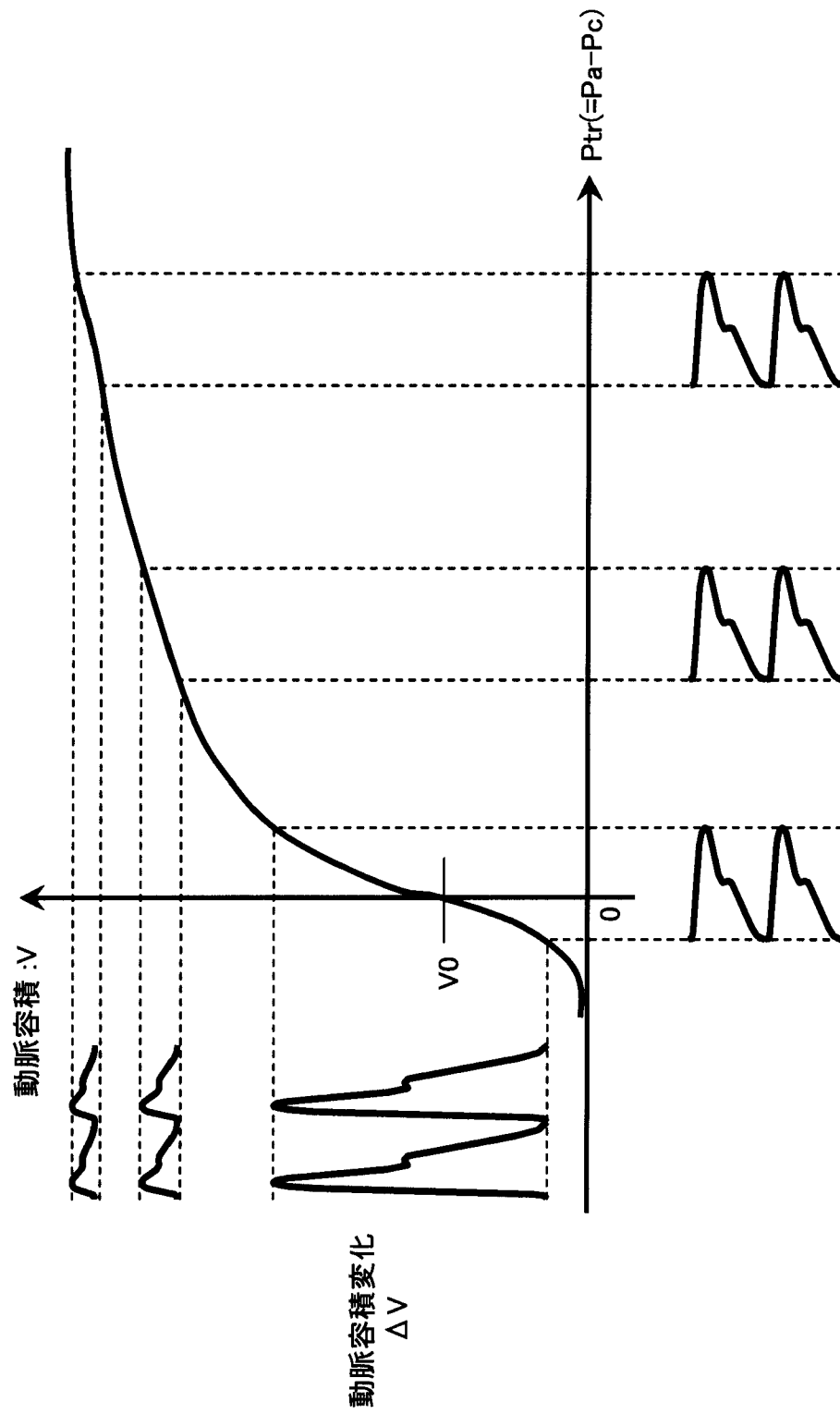
[図1]



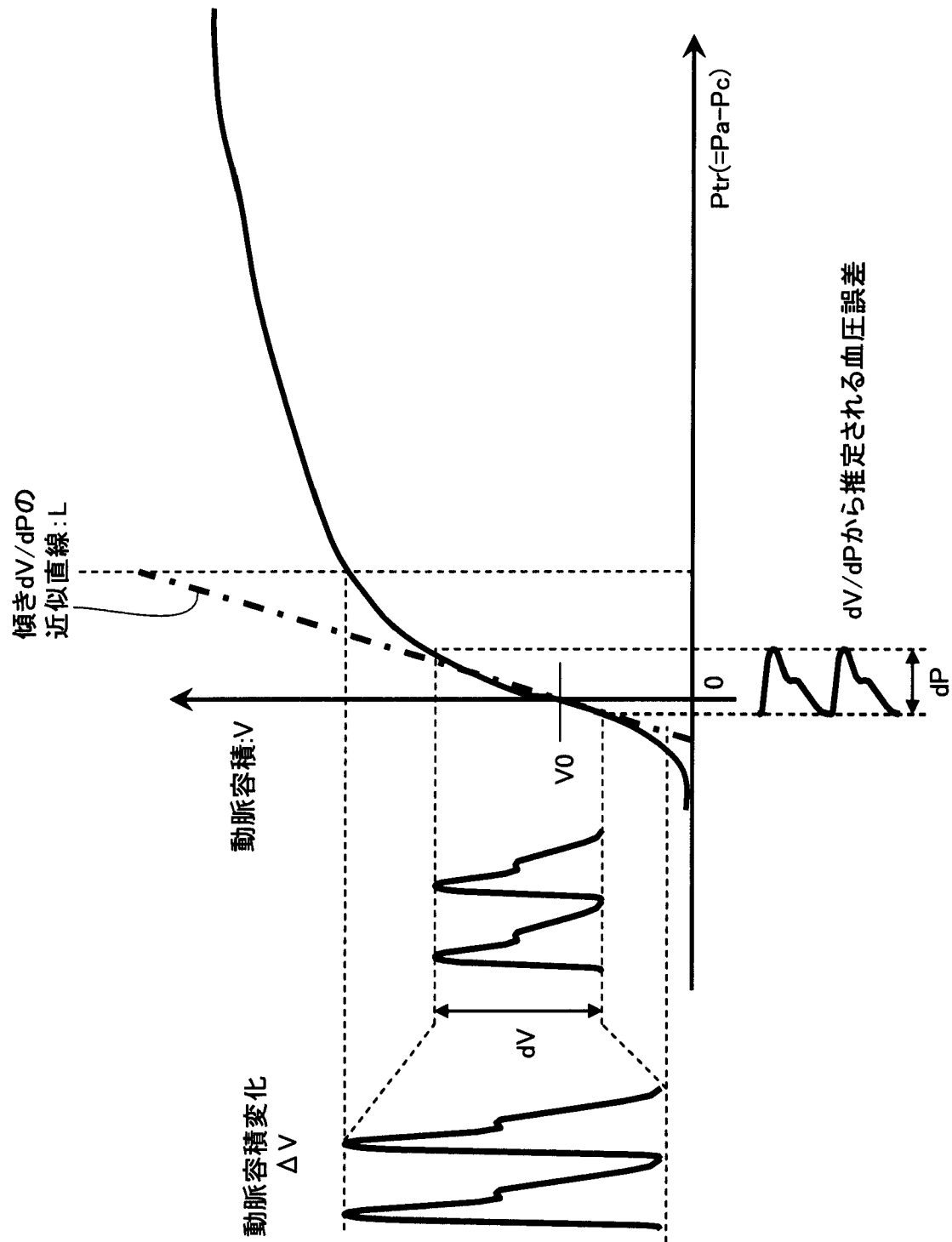
[図2]



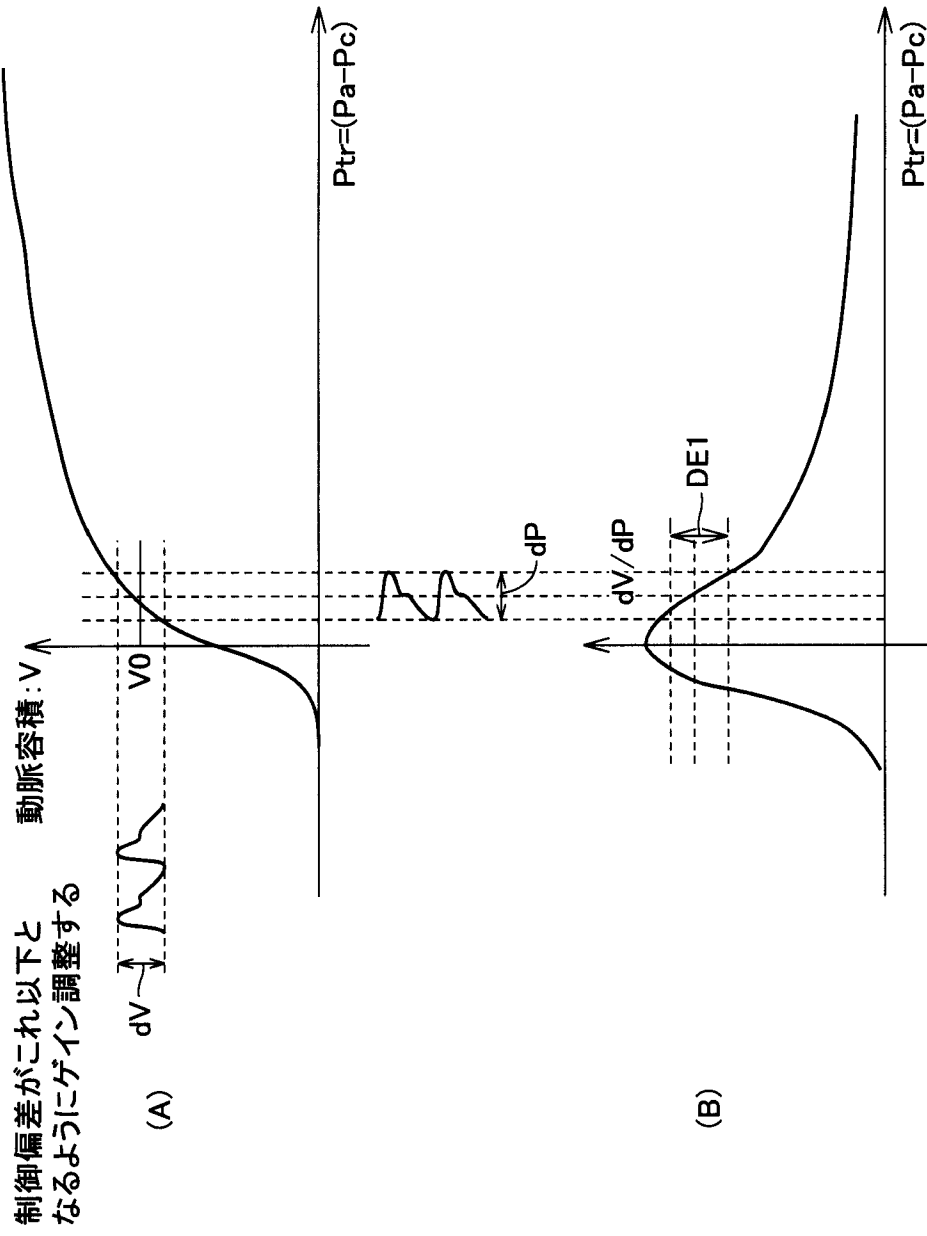
[図3]



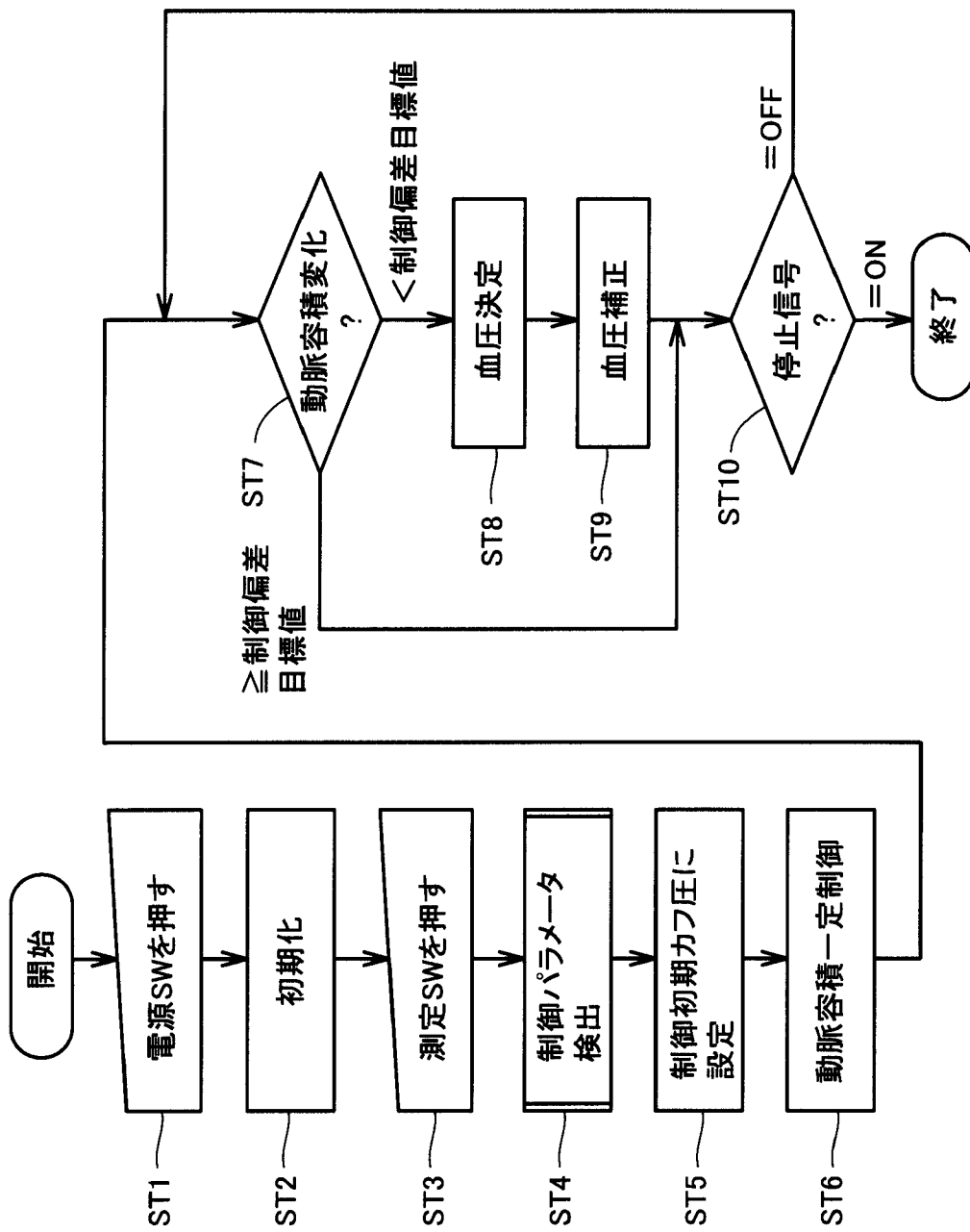
[図4]



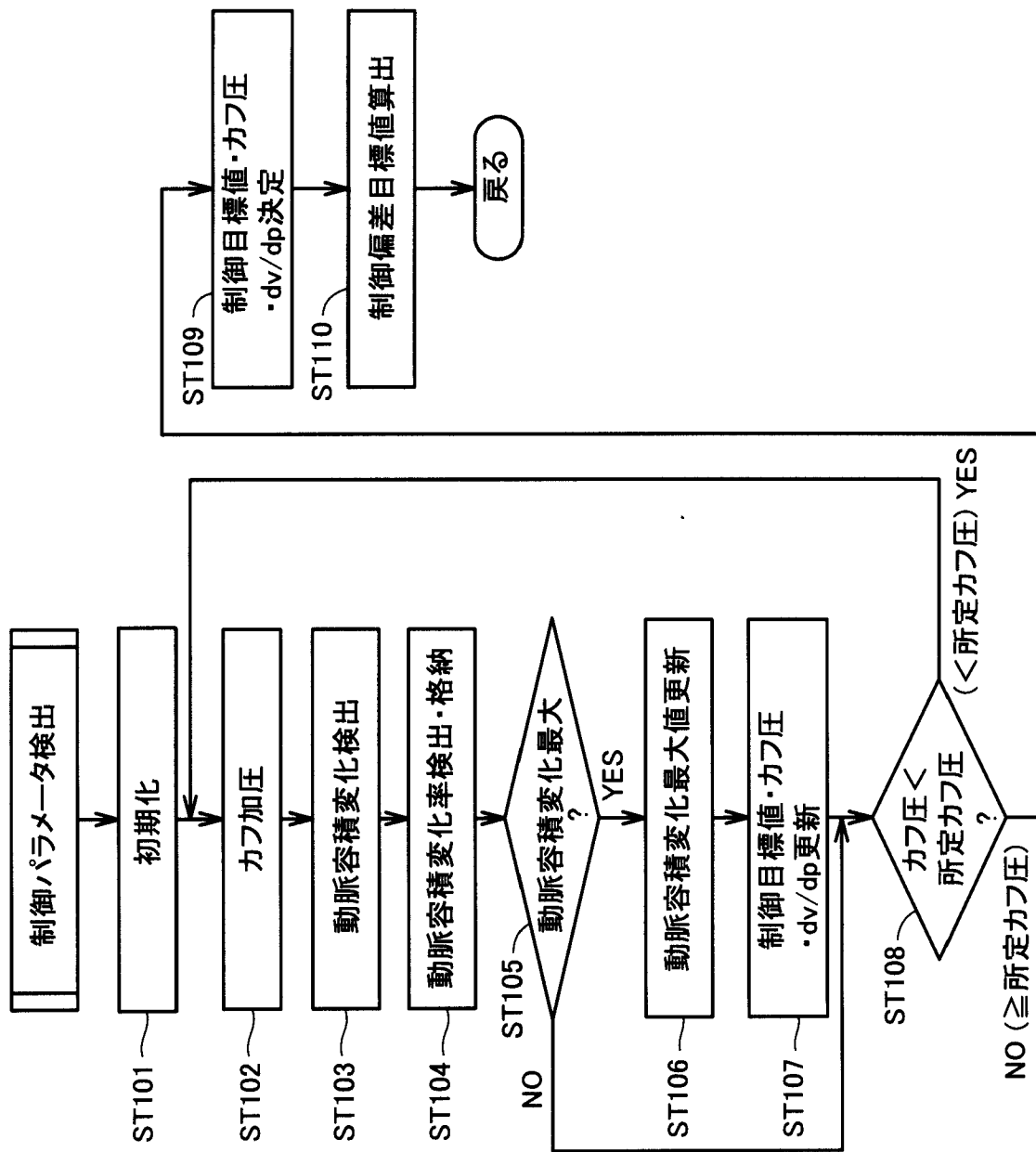
[図6]



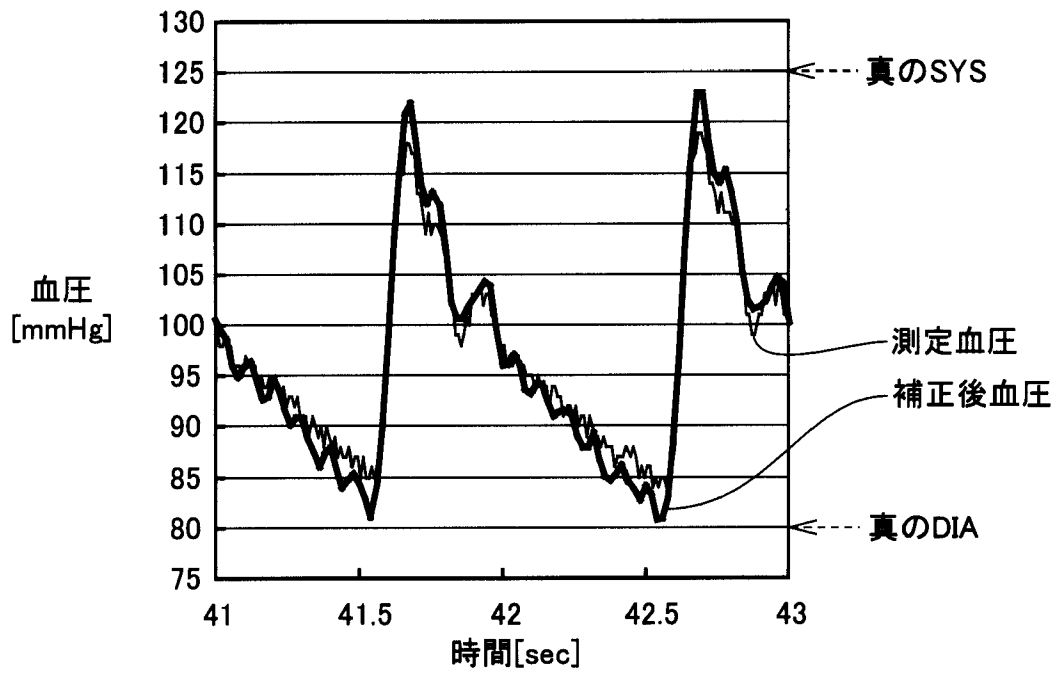
[図7]



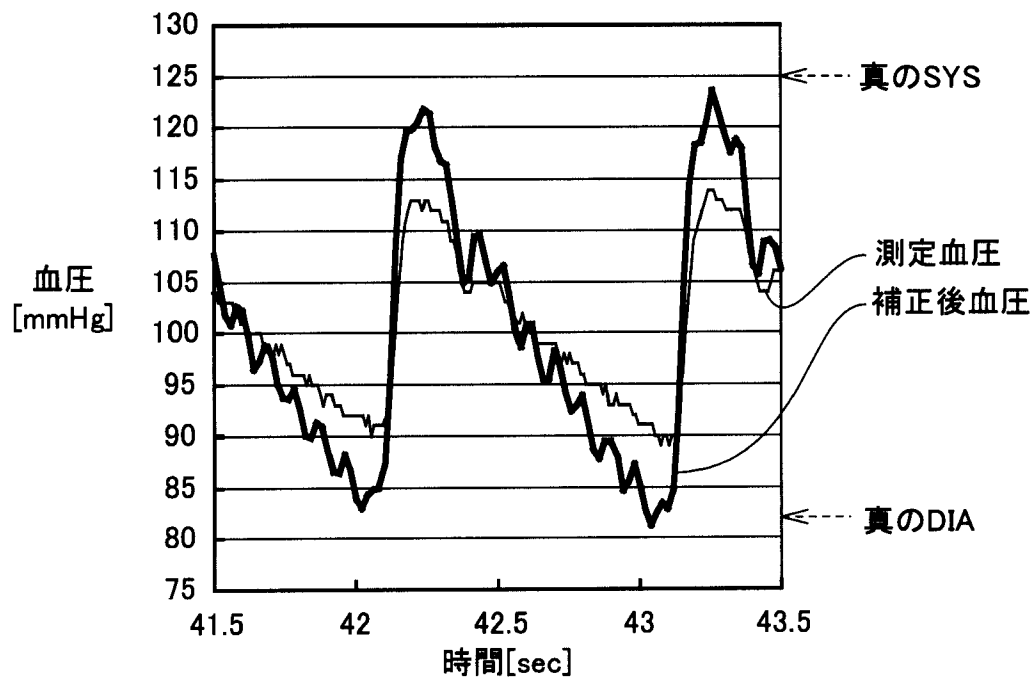
[図8]



[図9]



[図10]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2011/052509

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 1996-2011

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	WO 2010/024129 A1 (Omron Healthcare Co., Ltd.), 04 March 2010 (04.03.2010), claims & JP 2010-51658 A	1-7

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
11 April, 2011 (11.04.11)

Date of mailing of the international search report
19 April, 2011 (19.04.11)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））
Int.Cl. A61B5/022 (2006.01)i, 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（I P C））

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 1 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 1 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 1 年

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

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	WO 2010/024129 A1（オムロンヘルスケア株式会社）2010.03.04, 請求の範囲 & JP 2010-51658 A	1-7

☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と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

1 1 . 0 4 . 2 0 1 1

国際調査報告の発送日

1 9 . 0 4 . 2 0 1 1

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A / J P）
郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

門 田 宏

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

2 Q

9 2 2 4