

(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
2013年7月25日(25.07.2013)



(10) 国際公開番号
WO 2013/108460 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/0225 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2012/077710
- (22) 国際出願日: 2012年10月26日(26.10.2012)
- (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 2012-006089 2012年1月16日(16.01.2012) 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: 山下 祐輝 (YAMASHITA, Yuki); 〒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). 小林 達矢 (KOBAYASHI, Tatsuya); 〒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). 小椋 敏彦 (OGURA, Toshihiko); 〒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). 佐野 佳彦 (SANO, Yoshihiko); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロン

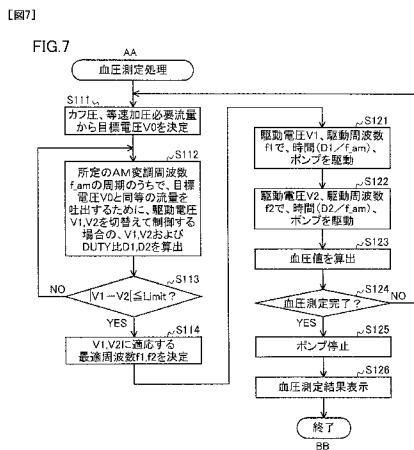
ヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 澤野井 幸哉 (SAWANOL, Yukiya); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

- (74) 代理人: 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, BN, 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, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, 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, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ

[続葉有]

(54) Title: BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE AND BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE CONTROL METHOD

(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



AA... BLOOD PRESSURE MEASUREMENT PROCESSING
 S111... DETERMINE TARGET VOLTAGE (V0) FROM CUFF PRESSURE AND FLOW NECESSARY FOR CONSTANT VELOCITY PRESSURIZATION
 S112... CALCULATE DRIVE VOLTAGES (V1) AND (V2) AND DUTY FACTORS (D1) AND (D2) WITHIN A CYCLE OF A SPECIFIED AM-MODULATED FREQUENCY (f_{am}) WHEN PERFORMING CONTROL BY SWITCHING BETWEEN (V1) AND (V2) TO DISCHARGE A FLOW EQUIVALENT TO TARGET VOLTAGE (V0)
 S114... DETERMINE OPTIMAL FREQUENCIES (f1) AND (f2) SUITABLE FOR (V1) AND (V2)
 S121... DRIVE PUMP FOR PERIOD (D1/f_{am}) AT DRIVE VOLTAGE (V1) AND DRIVE FREQUENCY (f1)
 S122... DRIVE PUMP FOR PERIOD (D2/f_{am}) AT DRIVE VOLTAGE (V2) AND DRIVE FREQUENCY (f2)
 S123... CALCULATE BLOOD PRESSURE
 S124... IS BLOOD PRESSURE MEASUREMENT COMPLETE?
 S125... STOP PUMP
 S126... DISPLAY BLOOD PRESSURE MEASUREMENT RESULT
 BB... END

(57) Abstract: The control amplitude and control frequency of the voltage to be applied on a piezoelectric pump are determined (steps S111-S114). Control is performed so that a voltage having the determined control amplitude and control frequency is applied to the piezoelectric pump (steps S121, S122). The blood pressure is calculated on the basis of the cuff pressure detected by a pressure-detecting unit during the pressurization process in which the cuff pressure is increased using the piezoelectric pump (step S123). The voltage amplitude can be controlled in prescribed stages. In order to obtain an outcome that is roughly equivalent to when the voltage having the determined control amplitude is applied, a voltage of at least one amplitude level above and a voltage of at least one amplitude level below the control amplitude are applied in a specified order (steps S111, S112, S121, S122). Controlling pressurization using the piezoelectric pump during the blood pressure measurement pressurization process makes it possible to limit the generation of noise and to improve the precision of blood pressure measurements by reducing the effects of the pulse and by the high precision pressurization control.

(57) 要約: 圧電ポンプに印加する電圧の制御振幅と制御周波数とが決定され (ステップS111~S114) 決定された制御振幅および制御周波数の電圧を圧電ポンプに印加するよう制御され (ステップS121, S122) 圧電ポンプによってカフ圧を加圧する加圧過程において圧力検出部によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値が算出される (ステップS123)。電圧の振幅は所定段階で制御可能であり、決定された制御振幅の電圧が印加された場合と略等価になるように、制御振幅の上の少なくとも1つの段階の値および下の

少なくとも1つの段階の値の振幅の電圧が、所定の順番で印加される (ステップS111, S112, S121, S122)。血圧測定のための加圧過程において圧電ポンプを用いて加圧制御する場合に、騒音の発生を抑制させること、脈動の影響の低減および精度の高い加圧制御により血圧測定精度を向上させることができる。

WO 2013/108460 A1

(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:

— 國際調查報告 (條約第 21 條(3))

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] この発明は、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、カフの加圧過程における血圧の測定に適した血圧測定装置、および、血圧測定装置の制御方法に関する。

背景技術

[0002] 一般的な電子血圧計としてオシロメトリック法を用いた電子血圧計が用いられている。オシロメトリック法を用いた電子血圧計では、空気袋を内蔵した腕帯を生体の一部に均等に巻き付け、その空気袋を空気により加減圧することにより、圧迫された動脈血管の容積変化を空気袋圧力（カフ圧）の変動の振幅変化として捕らえ、血圧を算出する。カフを加圧しながら精度よく血圧測定を行うためには、カフ内圧の加圧速度を適正に制御する必要がある。たとえば、等速加圧する必要がある。

[0003] 特開2009-74418号公報（以下「特許文献1」という）では、圧電素子を用いて駆動する圧電マイクロポンプが提案されており、電子血圧計への応用が考えられる。また、特開2010-255447号公報（以下「特許文献2」という）および特開2010-162487号公報（以下「特許文献3」という）などでは、駆動周波数は圧電素子とダイアフラムの材質で決定され、駆動周波数付近で制御することが提案されている。

[0004] 従来の血圧計のポンプでは、PWM (Pulse Width Modulation) 制御によってポンプ出力制御を行っているが、圧電ポンプ出力制御は駆動周波数にて駆動し、電圧制御によって出力制御するのが一般的と考えられる。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：特開2009-74418号公報
特許文献2：特開2010-255447号公報

特許文献3：特開2010-162487号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] しかしながら、このような圧電ポンプでは、(1) 電圧制御精度がポンプ出力の精度となるため、加圧速度の適正制御のためには電圧制御精度が高くなければならない、(2) 電圧制御精度を向上させようとする、分解能を設定させるための部品点数等が増えることで回路が高価になってしまう、(3) 更に電圧制御にAM変調を追加することで分解能を向上させることが考えられるが、血圧計搭載のときに脈動の影響や発音の影響を受けてしまうといった問題があった。

[0007] 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、血圧測定のための加圧過程において圧電ポンプを用いて加圧制御する場合に、騒音の発生を抑制させること、ならびに、脈動の影響の低減および精度の高い加圧制御により血圧測定精度を向上させ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

[0008] 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、血圧の測定部位に装着された場合に内部の流体の圧力で測定部位の動脈を圧迫するカフと、カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、制御部とを有する。

[0009] 制御部は、圧電ポンプに印加する電圧の制御振幅と制御周波数とを決定する決定部と、決定部によって決定された制御振幅および制御周波数の電圧を圧電ポンプに印加するよう制御する印加電圧制御部と、圧電ポンプによってカフ圧を加圧する加圧過程において圧力検出部によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値を算出する血圧測定部とを含む。印加電圧制御部は、電圧の振幅を所定段階で制御可能であり、決定部によって決定された制御振幅の電圧を印加した場合と圧電ポンプの出力が略等価になるように、制御振幅の上

の少なくとも1つの段階の値および下の少なくとも1つの段階の値の振幅の電圧を、所定の順番で印加する。

[0010] 好ましくは、印加電圧制御部は、2つの値の振幅の電圧を、交互に印加する。2つの値は、それぞれ、決定部によって決定された制御振幅に対して、所定段階、上の値、および、所定段階、下の値である。制御部は、さらに、決定部によって決定された制御振幅および2つの値に基づいて、制御振幅の電圧を印加した場合と圧電ポンプの出力が略等価になるように、2つの値の電圧を交互に印加する時間的割合を決定する印加割合決定部を含む。印加電圧制御部は、印加割合決定部によって決定された時間的割合で、2つの値の振幅の電圧を印加する。

[0011] さらに好ましくは、印加電圧制御部は、2つの値の差が最小となるように電圧を印加する。

[0012] 好ましくは、印加電圧制御部は、決定部によって決定された2つの値の振幅の電圧を、同じ時間的割合で交互に印加する。制御部は、さらに、決定部によって決定された制御振幅に基づいて、制御振幅の電圧を印加した場合と圧電ポンプの出力が略等価になるように、制御振幅の、上の段階の値および下の段階の値の2つの値を決定する印加電圧決定部を含む。印加電圧制御部は、印加電圧決定部によって決定された2つの値の振幅の電圧を交互に印加する。

[0013] さらに好ましくは、印加電圧決定部は、2つの値の差が最小となるように値を決定する。

[0014] 好ましくは、決定部は、印加電圧制御部によって印加される電圧の振幅の値に対して最適な周波数を制御周波数として決定する。

[0015] この発明の他の局面によれば、血圧測定装置の制御方法は、血圧の測定部位に装着された場合に内部の流体の圧力で測定部位の動脈を圧迫するカフと、カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、制御部とを有する血圧測定装置の制御方法である。

[0016] 制御方法は、制御部が、圧電ポンプに印加する電圧の制御振幅と制御周波数とを決定するステップと、決定された制御振幅および制御周波数の電圧を圧電ポンプに印加するよう制御するステップと、圧電ポンプによってカフ圧を加圧する加圧過程において圧力検出部によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値を算出するステップとを含む。制御するステップは、電圧の振幅を所定段階で制御可能であり、決定された制御振幅の電圧を印加した場合と略等価になるように、制御振幅の上の少なくとも1つの段階の値および下の少なくとも1つの段階の値の振幅の電圧を、所定の順番で印加するステップを含む。

発明の効果

[0017] この発明に従えば、圧電ポンプに印加する電圧の制御振幅と制御周波数とが決定され、決定された制御振幅および制御周波数の電圧を圧電ポンプに印加するよう制御され、圧電ポンプによってカフ圧を加圧する加圧過程において圧力検出部によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値が算出される。圧電ポンプの制御において、電圧の振幅は所定段階で制御可能であり、決定された制御振幅の電圧が印加された場合と略等価になるように、制御振幅の上の少なくとも1つの段階の値および下の少なくとも1つの段階の値の振幅の電圧が、所定の順番で印加される。

[0018] 印加する電圧を振幅変調することによって目標電圧が印加された場合と略等価になるように圧電ポンプを制御することもできる。しかし、この発明によれば、振幅変調により制御する場合と比較して、振幅変調の周波数の騒音の発生を抑制させることができる。また、振幅変調により制御する場合は、加圧されるカフ圧に脈動が発生するが、この発明によれば、脈動の影響を低減させることができる。さらに、この発明によれば、振幅変調により制御する場合と同等に精度の高い加圧制御をすることができる。

[0019] その結果、血圧測定のための加圧過程において圧電ポンプを用いて加圧制御する場合に、騒音の発生を抑制させること、ならびに、脈動の影響の低減および精度の高い加圧制御により血圧測定精度を向上させることが可能な血

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

- [0020] [図1]この発明の実施の形態における血圧計の外観を示す斜視図である。
- [図2]この実施の形態における血圧計の構成の概略を示すブロック図である。
- [図3]等速加圧に必要な流量を示すグラフである。
- [図4]圧電ポンプの制御電圧をAM変調した場合のカフ圧の変化を示すグラフである。
- [図5]この発明の圧電ポンプの電圧制御の概念を示す図である。
- [図6]この発明の実施の形態にしたがって圧電ポンプを電圧制御した場合の制御結果を説明するためのグラフである。
- [図7]第1の実施の形態における血圧計で実行される血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。
- [図8]第2の実施の形態における血圧計で実行される血圧測定処理の流れ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

- [0021] 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。

[0022] [第1の実施の形態]

この実施の形態においては、オシロメトリック方式の加圧測定型の血圧計において加圧測定しているときの圧電ポンプの駆動制御についての発明の実施の形態を説明する。

- [0023] まず、この実施の形態における血圧計1の構成について説明する。図1は、この発明の実施の形態における血圧計1の外観を示す斜視図である。図1を参照して、この実施の形態における血圧計1は、本体10と、カフ40と、エア管50とを備えている。本体10は、箱状の筐体を有しており、その上面に表示部21および操作部23を有している。本体10は、測定時においてテーブル等の載置面に載置されて使用される。

- [0024] カフ４０は、帯状でかつ袋状の外装カバー４１と、当該外装カバー４１に内包された圧迫用流体袋としての圧迫用空気袋４２とを主として有しており、全体として略環状の形態を有している。カフ４０は、測定時において被験者の上腕に巻き付けられて装着されることで使用される。エア管５０は、分離して構成された本体１０とカフ４０とを接続している。
- [0025] 図２は、この実施の形態における血圧計１の構成の概略を示すブロック図である。図２を参照して、本体１０は、上述した表示部２１および操作部２３に加え、制御部２０と、メモリ部２２と、電源部２４と、圧電ポンプ３１と、排気弁３２と、圧力センサ３３と、ＤＣ－ＤＣ昇圧回路６１と、電圧制御回路６２と、駆動制御回路６３と、増幅器７１と、Ａ／Ｄ変換器７２とを有している。圧電ポンプ３１および排気弁３２は、圧迫用空気袋４２の内圧を加減圧するための加減圧機構に相当する。
- [0026] 圧迫用空気袋４２は、装着状態において上腕を圧迫するためのものであり、その内部に内腔を有している。圧迫用空気袋４２は、上述したエア管５０を介して上述した圧電ポンプ３１、排気弁３２および圧力センサ３３のそれぞれに接続されている。これにより、圧迫用空気袋４２は、圧電ポンプ３１が駆動することで加圧されて膨張し、排出弁としての排気弁３２の駆動が制御されることでその内圧が維持されたり減圧されて収縮したりする。
- [0027] 制御部２０は、たとえばＣＰＵ（Central Processing Unit）で構成され、血圧計１の全体を制御するための手段である。
- [0028] 表示部２１は、たとえばＬＣＤ（Liquid Crystal Display）で構成され、測定結果等を表示するための手段である。
- [0029] メモリ部２２は、たとえばＲＯＭ（Read-Only Memory）やＲＡＭ（Random-Access Memory）で構成され、血圧値測定のための処理手順を制御部２０等に行わせるためのプログラムを記憶したり、測定結果等を記憶したりするための手段である。
- [0030] 操作部２３は、被験者等による操作を受付けて、この外部からの命令を制御部２０や電源部２４に入力するための手段である。

- [0031] 電源部 24 は、制御部 20 および圧電ポンプ 31 などの血圧計 1 の各部に電力を供給するための手段であり、この実施の形態においては、電池である。しかし、これに限定されず、電源部 24 は、商用電源などの外部電源から電力の供給を受けるようにしてもよい。
- [0032] 制御部 20 は、圧電ポンプ 31 および排気弁 32 を駆動するための制御信号を、電圧制御回路 62 および駆動制御回路 63 にそれぞれ入力したり、測定結果としての血圧値を表示部 21 やメモリ部 22 に入力したりする。また、制御部 20 は、圧力センサ 33 から増幅器 71 および A/D 変換器 72 を介して検出された圧力値に基づいて被験者の血圧値を取得する血圧情報取得部（不図示）を含んでおり、この血圧情報測定部によって取得された血圧値が、測定結果として上述した表示部 21 やメモリ部 22 に入力される。
- [0033] なお、血圧計 1 は、測定結果としての血圧値を外部の機器、たとえば、P C (Personal Computer) やプリンタ等に出力する出力部を別途有していてもよい。出力部としては、たとえば、シリアル通信回線や各種の記録媒体への書き込み装置等が利用可能である。
- [0034] DC-DC 昇圧回路 61 は、電源部 24 である電池の電圧を、圧電ポンプ 31 の駆動に適した電圧に昇圧する回路である。
- [0035] 電圧制御回路 62 は、制御部 20 から入力された制御信号で示される電圧値に基づいて圧電ポンプ 31 に供給する電圧を制御する。
- [0036] 駆動制御回路 63 は、制御部 20 から入力された制御信号に基づいて圧電ポンプ 31 および排気弁 32 を制御する。具体的には、駆動制御回路 63 は、制御部 20 から入力された制御信号で示される制御周波数に基づいて圧電ポンプ 31 に供給する電流の周波数を制御する。また、駆動制御回路 63 は、制御部 20 から入力された制御信号に基づいて排気弁 32 の開閉動作を制御する。
- [0037] 圧電ポンプ 31 は、圧迫用空気袋 42 の内腔に空気を供給することにより圧迫用空気袋 42 の内圧（以下、「カフ圧」とも称する）を加圧するためのものであり、その動作が上述した駆動制御回路 63 によって制御される。圧

電ポンプ31は、所定の駆動周波数 f_0 で所定の振幅 V_0 の交流の電流が印加されることによって、所定の流量の空気を吐出する。なお、交流としては、正弦波状の交流であってもよいし、矩形波状の交流であってもよい。以下において、圧電ポンプ31に印加する電圧の値を示す場合には、ピーク間電位差 V_{p-p} の値を用いる場合がある。振幅は、 V_{p-p} の値の半分である。 V_{p-p} の場合、たとえば、電圧の値は、 $-V_{p-p}/2$ から $V_{p-p}/2$ までの値で変化する。

- [0038] 排気弁32は、圧迫用空気袋42の内圧を維持したり、圧迫用空気袋42の内腔を外部に開放してカフ圧を減圧したりするためのものであり、その動作が上述した駆動制御回路63によって制御される。
- [0039] 圧力センサ33は、圧迫用空気袋42の内圧を検知してこれに応じた出力信号を増幅器71に入力する。増幅器71は、圧力センサ33から入力された信号のレベルを増幅する。A/D変換器72は、増幅器71で増幅された信号をデジタル信号化し、生成したデジタル信号を制御部20に入力する。
- [0040] 図3は、等速加圧に必要な流量を示すグラフである。図3を参照して、圧電ポンプ31を一定電圧で制御する場合、電圧のピーク間電位差が $15 V_{p-p}$ のときは、カフ圧が約 0 mmHg のときは、圧電ポンプ31から吐出される流量が約 50 ml/min で、 50 mmHg のときは、約 25 ml/min で、 110 mmHg のときは、約 0 ml/min である。
- [0041] 同様に、電圧のピーク間電位差が $20 V_{p-p}$ のときは、カフ圧が約 0 mmHg 、 50 mmHg 、 100 mmHg 、 150 mmHg 、 170 mmHg と上昇するに従って、圧電ポンプ31の吐出流量は、約 100 ml/min 、約 70 ml/min 、約 30 ml/min 、約 10 ml/min 、約 0 ml/min と減少する。
- [0042] さらに、圧電ポンプ31に印加する電圧のピーク間電位差が $25 V_{p-p}$ 、 $30 V_{p-p}$ 、 $35 V_{p-p}$ 、 $40 V_{p-p}$ である場合も、カフ圧の上昇に伴って、圧電ポンプ31の吐出流量は、減少する。
- [0043] また、圧電ポンプ31でカフ40を等速加圧するときに必要な流量は、カ

フ40の装着部位である手首周がカフ40で対応可能な最小の長さである場合、カフ圧が30mmHgから250mmHgまで上昇する間に、約30ml/minから約35ml/minまで上昇する。

[0044] 一方、手首周がカフ40で対応可能な最大の長さである場合、カフ圧が30mmHgのときは、等圧加圧に必要な流量は、約145ml/minであるが、カフ圧の上昇とともに減少し、カフ圧が100mmHgのときは、約80ml/min、150mmHgのときは、約75ml/min、250mmHgのときは、約75ml/minである。

[0045] 手首周がカフ40で対応可能な最小の長さから最大の長さまでの間である場合は、図3のグラフの斜線でハッチングしている等圧加圧制御範囲でカフ圧に対する流量を制御することによってカフ40を等圧加圧することができる。

[0046] このため、手首周が最小である場合に、カフ圧の上昇に従って上述したように流量が変化するように制御して、カフ40を等圧加圧する場合は、圧電ポンプ31に印加する電圧のピーク間電位差を、約14V_{p-p}からカフ圧の上昇に従って増加させ、カフ圧が250mmHgに達したときには、約33V_{p-p}に制御する必要がある。

[0047] また、手首周が最大である場合に、カフ圧の上昇に従って上述したように流量が変化するように制御して、カフ40を等圧加圧する場合は、圧電ポンプ31に印加する電圧のピーク間電位差を、約26V_{p-p}からカフ圧が約60mmHgに達するぐらいまでに約23V_{p-p}に減少させ、その後増加させて、カフ圧が250mmHgに達したときには、約37V_{p-p}に制御する必要がある。

[0048] このように、カフ40を等圧加圧するためには、ある電圧の振幅の範囲（ここでは、ピーク間電圧が凡そ12V_{p-p}~40V_{p-p}の範囲、つまり、振幅の範囲が6V~20V）で、圧電ポンプ31を電圧制御する必要がある。また、デジタル制御であるため、加圧速度の制御の制度を向上させるためには、制御電圧の分解能を向上させる必要がある。しかし、このためには、高価

な制御回路を用いる必要があるので、血圧計 1 の製造コストの上昇につながってしまう。

[0049] 図 4 は、圧電ポンプ 3 1 の制御電圧を AM (Amplitude Modulation) 変調した場合のカフ圧の変化を示すグラフである。図 4 を参照して、制御電圧の分解能を向上させるために、制御電圧を AM 変調することが考えられる。

[0050] しかし、このようにするとグラフで示すように増加するカフ圧に脈動が発生してしまう。このような脈動は、血圧計 1 による血圧測定に悪い影響（たとえば、測定精度の悪化）を与えてしまう。また、脈動が可聴範囲の周波数であれば、騒音が発生してしまう。そして、脈動の振幅が大きくなる程、騒音の音量も大きくなってしまう。

[0051] 図 5 は、この発明の圧電ポンプ 3 1 の電圧制御の概念を示す図である。図 5 を参照して、この実施の形態における血圧計 1 は、圧電ポンプ 3 1 に印加する電圧等をデジタル制御するために、制御可能な電圧の振幅の値が段階的になる。たとえば、制御ステップが 1 V である場合、目標電圧の振幅 V_0 が、たとえば、20.3 V である場合、20 V や 21 V を圧電ポンプ 3 1 に印加することはできるが、20.3 V を圧電ポンプに印加することができない。

[0052] なお、10 V から 40 V までを、制御分解能 10 ビットで制御する場合、約 30 mV の制御ステップで制御することができ、5 ビットで制御する場合、約 1 V の制御ステップで制御することができる。

[0053] この発明においては、このような場合に、ある周期 $1 / f_{am}$ のうちの割合 D_1 の期間を、振幅 V_1 の駆動電圧およびその振幅 V_1 の駆動電圧に対する最適周波数 f_1 で駆動し、割合 D_2 の期間を、振幅 V_2 の駆動電圧およびその振幅 V_2 の駆動電圧に対する最適周波数 f_2 で駆動することによって、振幅 V_0 の目標電圧で駆動した場合と略等価な流量を吐出するよう、圧電ポンプ 3 1 を制御する。

[0054] この実施の形態においては、 $V_0 = V_1 \times D_1 + V_2 \times D_2$ ($V_2 \leq V_0 \leq V_1$)
、 $D_1 + D_2 = 1$ となるように、駆動電圧の振幅 V_1 、 V_2 および DUTY 比 D_1 、 D_2 が定められる。

- [0055] なお、 f_{am} は、図4で説明したようなAM変調（振幅変調）の周波数と同程度の周波数であり、たとえば、30Hz程度から200Hz程度の値であるが、血圧の脈波成分が30Hz以下の周波数に含まれるため、30Hzよりも大きい周波数である必要があるが、圧電ポンプの駆動周波数（たとえば、20kHz前後の値）よりも小さい周波数であれば、他の周波数であってもよい。
- [0056] f_{am} の値が高くなれば、制御の応答性が良くなるが、制御部20の処理負荷が高くなるため、 f_{am} の値は、制御部20の処理速度に基づいて定められる。
- [0057] また、 $V1$ と $V2$ との差は、できるだけ小さいほうが、脈動による騒音を抑えることができたり、騒音の音量を小さくすることができたりする。
- [0058] たとえば、目標電圧の振幅 $V0=20.3V$ であり、 $V1=21V$ 、 $V2=20V$ とした場合、 $V0=V1 \times D1 + V2 \times D2$ 、 $D1 + D2 = 1$ の関係より、DUTY比 $D1=0.3$ 、 $D2=0.7$ と算出することができる。
- [0059] また、目標電圧の振幅 $V0=20.5V$ であり、DUTY比 $D1=D2=0.5$ で固定とした場合、 $V0=V1 \times D1 + V2 \times D2$ 、 $D1 + D2 = 1$ の関係より、 $V1 + V2 = 41$ と算出することができる。この場合、 $V1$ 、 $V2$ は、さまざまな組合せとすることができ、たとえば、 $V1=29V$ 、 $V2=12V$ としてもよいし、 $V1=22V$ 、 $V2=19V$ としてもよい。ただし、上述したように、 $V1$ と $V2$ との差はできるだけ小さい方がよいので、後者の方が望ましい。
- [0060] 図6は、この発明の実施の形態にしたがって圧電ポンプ31を電圧制御した場合の制御結果を説明するためのグラフである。図6を参照して、一点鎖線で示したグラフ、および、破線で示したグラフは、それぞれ、20Vおよび21Vで圧電ポンプ31を駆動した場合の加圧過程における圧電ポンプ31の吐出流量の変化を示す。
- [0061] また、実線で示したグラフは、目標電圧が20.5Vである場合に、20Vと21VとをDUTY比50%で切替えて圧電ポンプ31を駆動した場合の加圧過程における圧電ポンプ31の吐出流量の変化を示す。このように、

目標電圧20.5Vで20Vと21Vとを切替えて制御した場合、20Vで駆動した場合と、21Vで駆動した場合とのちょうど中間あたりの吐出流量となることが示されている。

[0062] 図7は、第1の実施の形態における血圧計1で実行される血圧測定処理の流れを示すフローチャートである。図7を参照して、ステップS111で、制御部20は、カフ40の巻付け状態（手首周、きつく巻いているか緩く巻いているか）、現在のカフ圧、および、等速加圧に必要な流量から、メモリ部22に予め記憶されてる図3で示したグラフで示されるようなデータに基づいて、圧電ポンプ31の目標電圧の振幅Vを決定する。

[0063] 次に、ステップS112で、制御部20は、図5で説明した方法にしたがって、所定のAM変調周波数 f_{am} の周期 $1/f_{am}$ のうちで、目標電圧 V_0 と同様の流量を吐出するために、駆動電圧 V_1 、 V_2 を切替えて制御する場合の V_1 、 V_2 およびDUTY比 D_1 、 D_2 を算出する。

[0064] ステップS113では、制御部20は、ステップS112で算出した V_1 、 V_2 が $|V_1 - V_2| \leq Limit$ の関係を満たすか否か、つまり、 V_1 と V_2 との差が $Limit$ 以下であるか否かを判断する。 $Limit$ 以下でないと判断した場合（ステップS113でNOと判断した場合）、制御部20は、実行する処理をステップS112の処理に戻す。

[0065] 一方、 $|V_1 - V_2| \leq Limit$ の関係を満たすと判断した場合（ステップS113でYESと判断した場合）、ステップS114で、制御部20は、メモリ部22に予め記憶された圧電ポンプ31の特性データに基づいて、ステップS112で算出した V_1 、 V_2 に適応する最適周波数 f_1 、 f_2 を決定する。ここでは、最適周波数は、最大流量を吐出することができる周波数であることとするが、ポンプ効率を最大とする周波数であってもよい。

[0066] 次に、ステップS121で、ステップS112で算出した駆動電圧 V_1 、および、ステップS114で算出した駆動周波数 f_1 で、時間 D_1/f_{am} の間、圧電ポンプ31を駆動するよう、電圧制御回路62に電圧値を示す信号を送信するとともに駆動制御回路63に駆動周波数を示す信号を送信する。

- [0067] 次いで、ステップS 1 2 2で、ステップS 1 1 2で算出した駆動電圧V2、および、ステップS 1 1 4で算出した駆動周波数f2で、時間D2 / f_{am}の間、圧電ポンプ3 1を駆動するよう、電圧制御回路6 2に電圧値を示す信号を送信するとともに駆動制御回路6 3に駆動周波数を示す信号を送信する。
- [0068] 次に、ステップS 1 2 3で、制御部2 0は、圧力センサ3 3で検出され、増幅器7 1およびA / D変換器7 2を介して制御部2 0に入力された信号によって示されるカフ圧の変化に基づいて、従来の方法で、血圧値を算出する。
- [0069] そして、ステップS 1 2 4で、制御部2 0は、血圧測定が完了したか否かを判断する。血圧測定が完了していないと判断した場合（ステップS 1 2 4でNOと判断した場合）、制御部2 0は、実行する処理をステップS 1 1 1の処理に戻す。
- [0070] 一方、血圧測定が完了したと判断した場合（ステップS 1 2 4でYESと判断した場合）、ステップS 1 2 5で、制御部2 0は、圧電ポンプ3 1の駆動を停止するよう、電圧制御回路6 2および駆動制御回路6 3を制御する。
- [0071] 次に、ステップS 1 2 6で、制御部2 0は、血圧測定結果を表示するよう表示部2 1を制御する。ステップS 1 2 6の後、制御部2 0は、血圧測定処理を終了させる。
- [0072] [第2の実施の形態]
- 図8は、第2の実施の形態における血圧計1で実行される血圧測定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、ステップS 1 3 1は、第1の実施の形態の図7で説明したステップS 1 1 1の処理と同様であるので、重複する説明は繰返さない。
- [0073] 次に、ステップS 1 3 2で、制御部2 0は、ステップS 1 3 1で算出した目標電圧V0に対して制御可能分解能の1つ上の電圧V1および1つ下の電圧V2を決定する。たとえば、制御可能分解能が1 V単位で目標電圧V0 = 2 0 . 3 Vである場合、V1 = 2 1 V、V2 = 2 0 Vと決定する。
- [0074] 次いで、ステップS 1 3 3で、制御部2 0は、図5で説明した方法にした

がって、所定のAM変調周波数 f_{am} の周期 $1/f_{am}$ のうちで、目標電圧 V_0 と同様の流量を吐出するために、ステップS132で決定した駆動電圧 V_1 、 V_2 を切替えて制御する場合のDUTY比 D_1 、 D_2 を算出する。

[0075] そして、ステップS134で、制御部20は、メモリ部22に予め記憶された圧電ポンプ31の特性データに基づいて、ステップS132で算出した V_1 、 V_2 に適応する最適周波数 f_1 、 f_2 を決定する。

[0076] ステップS121からステップS126までの処理は、図7で説明した処理と同様であるので、重複する説明は繰返さない。

[0077] 以上説明したように、この実施の形態における血圧計1は、以下に示すような効果を発揮する。

[0078] (1) 血圧計1は、血圧の測定部位に装着された場合に内部の流体の圧力で測定部位の動脈を圧迫するカフ40と、カフ40の内部の圧力を加圧する圧電ポンプ31と、カフの内部の圧力を減圧する排気弁32と、カフ40の内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力センサ33と、制御部20とを有する。

[0079] 制御部20は、図7のステップS111からステップS114、図8のステップS131からステップS134で示したように、圧電ポンプ31に印加する電圧の制御振幅と制御周波数とを決定し、図7、図8のステップS121、ステップS122で示したように、決定された制御振幅 V_1 、 V_2 および制御周波数 f_1 、 f_2 の電圧を圧電ポンプ31に印加するよう制御し、図7、図8のステップS123で示したように、圧電ポンプ31によってカフ圧を加圧する加圧過程において圧力センサ33によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値を算出する。また、図7のステップS111、ステップS112、図8のステップS131からステップS133、図7、図8のステップS121、ステップS122で示したように、制御部20は、電圧の振幅を所定段階で制御可能であり、決定された制御振幅 V_0 の電圧を印加した場合と圧電ポンプ31の出力が略等価になるように、制御振幅の上の少なくとも1つの段階の値 V_1 および下の少なくとも1つの段階の値 V_2 の振幅の電圧を、

所定の順番で印加する。

[0080] 印加する電圧をAM変調することによって目標電圧が印加された場合と吐出流量が略等価になるように圧電ポンプ31を制御することもできる。しかし、この実施の形態の血圧計1によれば、AM変調により制御する場合と比較して、AM変調の周波数の騒音の発生を抑制させることができる。また、AM変調により制御する場合は、加圧されるカフ圧に脈動が発生するが、この実施の形態の血圧計1によれば、脈動の影響を低減させることができる。さらに、この実施の形態の血圧計1によれば、AM変調により制御する場合と同様に精度の高い加圧制御をすることができる。

[0081] その結果、血圧測定のための加圧過程において圧電ポンプ31を用いて加圧制御する場合に、騒音の発生を抑制させること、ならびに、脈動の影響の低減および精度の高い加圧制御により血圧測定精度を向上させることができる。

[0082] (2) 第2の実施の形態において、図8のステップS121、ステップS122で示したように、制御部20は、2つの値の振幅の電圧を、交互に印加する。2つの値は、決定された制御振幅 V_0 の、所定段階（第2の実施の形態では「1」段階）、上の値 V_1 、および、所定段階、下の値 V_2 である。また、制御部20は、図8のステップS133で示したように、決定された制御振幅 V_0 および2つの値 V_1 、 V_2 に基づいて、制御振幅 V_0 の電圧を印加した場合と圧電ポンプ31の出力が略等価になるように、2つの値 V_1 、 V_2 の電圧を交互に印加する時間的割合 D_1 、 D_2 を決定する。そして、制御部20は、図8のステップS121、ステップS122で示したように、決定された時間的割合 D_1 、 D_2 で、2つの値 V_1 、 V_2 の振幅の電圧を印加する。

[0083] このようにすれば、同じ所定数上下の段階の値 V_1 、 V_2 を決定するので、異なる上下の段階の値を決定する場合と比較して、印加する電圧の振幅を決定し易くすることができる。

[0084] (3) さらに、図8のステップS132、ステップS121、ステップS122で示したように、制御部20は、2つの値 V_1 、 V_2 の差が最小とな

るように電圧を印加する。

[0085] これにより、脈動による騒音を抑えることができたり、騒音の音量を小さくすることができたりする。

[0086] (4) 第1の実施の形態の図5において示したように、制御部20は、決定された2つの値V1、V2の振幅の電圧を、同じ時間的割合 $D1=D2=0.5$ で交互に印加するようにしてもよい。図7のステップS112で示したように、制御部20は、決定された制御振幅V0に基づいて、制御振幅V0の電圧を印加した場合と圧電ポンプ31の出力が略等価になるように、制御振幅V0の、上の段階の値V1および下の段階の値V2の2つの値を決定する。図7のステップS121、ステップS122で示したように、制御部20は、決定された2つの値V1、V2の振幅の電圧を交互に印加する。

[0087] (5) 図7のステップS113では、制御部20は、2つの値V1、V2の差が所定の値Limit以下であるか否かを判断し、以下でない場合は、2つの値V1、V2を再決定し、2つの値V1、V2の差がLimit以下となるようにした。さらに、制御部20は、2つの値の差が最小となるように値を決定するようにしてもよい。

[0088] 2つの値V1、V2の差をLimit以下とする場合および最小とする場合のいずれであっても、脈動による騒音を抑えることができたり、騒音の音量を小さくすることができたりする。

[0089] (6) 図7のステップS114、図8のステップS134で示したように、制御部20は、印加される電圧の振幅の値V1、V2に対して最適な周波数 $f1$ 、 $f2$ を制御周波数として決定する。

[0090] これにより、複数の振幅の電圧を切替えて印加する場合であっても、それぞれの電圧の場合に最適な周波数を印加することができる。このため、いずれのタイミングでも圧電ポンプ31を最適に制御することができる。

[0091] 次に、上述した実施の形態の変形例を記載する。

(1) 前述した実施の形態においては、圧電ポンプ31からカフ40に供給される流体は、空気であることとした。しかし、これに限定されず、圧

電ポンプ31からカフ40に供給される流体は、他の流体、たとえば、液体または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。

[0092] (2) 前述した実施の形態においては、測定部位の大きさが手首周であることとしたが、これに限定されず、測定部位が異なれば、異なる大きさとなる。たとえば、測定部位が腕である場合は、腕周となる。

[0093] (3) 前述した実施の形態においては、図7および図8で示したように、制御目標 V_0 を決定して V_1 , V_2 , f_1 , f_2 などの制御パラメータを更新する周期、および、血压値を算出する周期が、 $D_1/f_{am} + D_2/f_{am} = 1/f_{am}$ の周期ごと、つまり、DUTY制御の1周期ごとであることとした。しかし、これに限定されず、制御パラメータの更新、および、血压値の算出の周期が、DUTY制御の複数周期ごとであることとしてもよい。

[0094] (4) 前述した第1の実施の形態においては、図7のステップS112で、電圧の振幅 V_1 , V_2 を先に決定して、それに対して、DUTY比 D_1 , D_2 を算出するようにしてもよいし、DUTY比 D_1 , D_2 を先に決定して、それに対して、電圧の振幅 V_1 , V_2 を算出するようにしてもよい。

[0095] (5) 前述した実施の形態においては、2つの電圧の振幅 V_1 , V_2 を切替えて制御する場合について説明した。しかし、これに限定されず、3つ以上の電圧の振幅を切替えながら制御してもよい。たとえば、20.5Vの振幅の目標電圧と等価な流量を吐出できるよう、19V、20V、21V、22Vの4つの電圧の振幅を、それぞれ、0.25のDUTY比で順番に切替えて、制御してもよい。

[0096] (6) 前述した第2の実施の形態においては、図8のステップS132で説明したように、目標電圧 V_0 に対して制御可能分解能の1つ上の電圧 V_1 および1つ下の電圧 V_2 を決定するようにした。これにより、 V_1 と V_2 との差が最小となるように電圧を印加することができる。しかし、これに限定されず、目標電圧 V_0 に対して制御分解能の2つ以上、上および下の電圧を決定するようにしてもよい。たとえば、目標電圧 $V_0 = 20.3V$ に対して、制御可

能分解能の5つ上の電圧 $V1=25V$ 、5つ下の電圧 $V2=16V$ を決定する。V1とV2との差が前述したLimit以下であれば、脈動による騒音を悪化させることはない。

[0097] (7) 前述した実施の形態においては、血圧計1の装置として発明を説明した。しかし、これに限定されず、血圧計1の制御方法として発明を捉えることができる。また、血圧計1の制御プログラムとして発明を捉えることができる。

[0098] 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

[0099] 1 血圧計、10 本体、20 制御部、21 表示部、22 メモリ部、23 操作部、24 電源部、31 圧電ポンプ、32 排気弁、33 圧力センサ、40 カフ、41 外装カバー、42 圧迫用空気袋、50 エア管、61 DC-DC昇圧回路、62 電圧制御回路、63 駆動制御回路、71 増幅器、72 変換器。

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内部の流体の圧力で前記測定部位の動脈を圧迫するカフ（40）と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプ（31）と、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部（32）と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部（33）

と、

制御部（20）とを有し、

前記制御部は、

前記圧電ポンプに印加する電圧の制御振幅と制御周波数とを決定する決定手段（ステップS111～ステップS114、ステップS131～ステップS134）と、

前記決定手段によって決定された前記制御振幅および前記制御周波数の電圧を前記圧電ポンプに印加するよう制御する印加電圧制御手段（ステップS121、ステップS122）と、

前記圧電ポンプによって前記カフ圧を加圧する加圧過程において前記圧力検出部によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値を算出する血圧測定手段（ステップS123）とを含み、

前記印加電圧制御手段は、電圧の振幅を所定段階で制御可能であり、前記決定手段によって決定された前記制御振幅の電圧を印加した場合と前記圧電ポンプの出力が略等価になるように、前記制御振幅の上の少なくとも1つの段階の値および下の少なくとも1つの段階の値の振幅の電圧を、所定の順番で印加する（ステップS111、ステップS112、ステップS121、ステップS122、ステップS131～ステップS133）、血圧測定装置（1）。

[請求項2]

前記印加電圧制御手段は、2つの値の振幅の電圧を、交互に印加し（ステップS121、ステップS122）、

前記2つの値は、それぞれ、前記決定手段によって決定された前記

制御振幅に対して、所定段階、上の値、および、前記所定段階、下の値であり、

前記制御部は、さらに、

前記決定手段によって決定された前記制御振幅および前記2つの値に基づいて、前記制御振幅の電圧を印加した場合と前記圧電ポンプの出力が略等価になるように、前記2つの値の電圧を交互に印加する時間的割合を決定する印加割合決定手段（ステップS133）を含み、

前記印加電圧制御手段は、前記印加割合決定手段によって決定された前記時間的割合で、前記2つの値の振幅の電圧を印加する（ステップS121、ステップS122）、請求項1に記載の血压測定装置。

[請求項3] 前記印加電圧制御手段は、前記2つの値の差が最小となるように電圧を印加する（ステップS132、ステップS121、ステップS122）、請求項2に記載の血压測定装置。

[請求項4] 前記印加電圧制御手段は、前記決定手段によって決定された2つの値の振幅の電圧を、同じ時間的割合で交互に印加し、

前記制御部は、さらに、

前記決定手段によって決定された前記制御振幅に基づいて、前記制御振幅の電圧を印加した場合と前記圧電ポンプの出力が略等価になるように、前記制御振幅の、上の段階の値および下の段階の値の前記2つの値を決定する印加電圧決定手段（ステップS112）を含み、

前記印加電圧制御手段は、前記印加電圧決定手段によって決定された前記2つの値の振幅の電圧を交互に印加する（ステップS121、ステップS122）、請求項1に記載の血压測定装置。

[請求項5] 前記印加電圧決定手段は、前記2つの値の差が最小となるように値を決定する、請求項4に記載の血压測定装置。

[請求項6] 前記決定手段は、前記印加電圧制御手段によって印加される電圧の振幅の値に対して最適な周波数を前記制御周波数として決定する（ス

トップS 1 1 4, ステップS 1 3 4)、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

[請求項7]

血圧測定装置 (1) の制御方法であって、

前記血圧測定装置は、

血圧の測定部位に装着された場合に内部の流体の圧力で前記測定部位の動脈を圧迫するカフ (4 0) と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプ (3 1) と、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部 (3 2) と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部 (3 3) と、

制御部 (2 0) とを有し、

前記制御方法は、前記制御部が、

前記圧電ポンプに印加する電圧の制御振幅と制御周波数とを決定するステップ (ステップS 1 1 1～ステップS 1 1 4、ステップS 1 3 1～ステップS 1 3 4) と、

決定された前記制御振幅および前記制御周波数の電圧を前記圧電ポンプに印加するよう制御するステップ (ステップS 1 2 1, ステップS 1 2 2) と、

前記圧電ポンプによって前記カフ圧を加圧する加圧過程において前記圧力検出部によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値を算出するステップ (ステップS 1 2 3) とを含み、

前記制御するステップは、電圧の振幅を所定段階で制御可能であり、決定された前記制御振幅の電圧を印加した場合と略等価になるように、前記制御振幅の上の少なくとも1つの段階の値および下の少なくとも1つの段階の値の振幅の電圧を、所定の順番で印加するステップ (ステップS 1 1 1, ステップS 1 1 2, ステップS 1 2 1, ステップS 1 2 2, ステップS 1 3 1～ステップS 1 3 3) を含む、前記血圧測定装置の制御方法。

[図1]

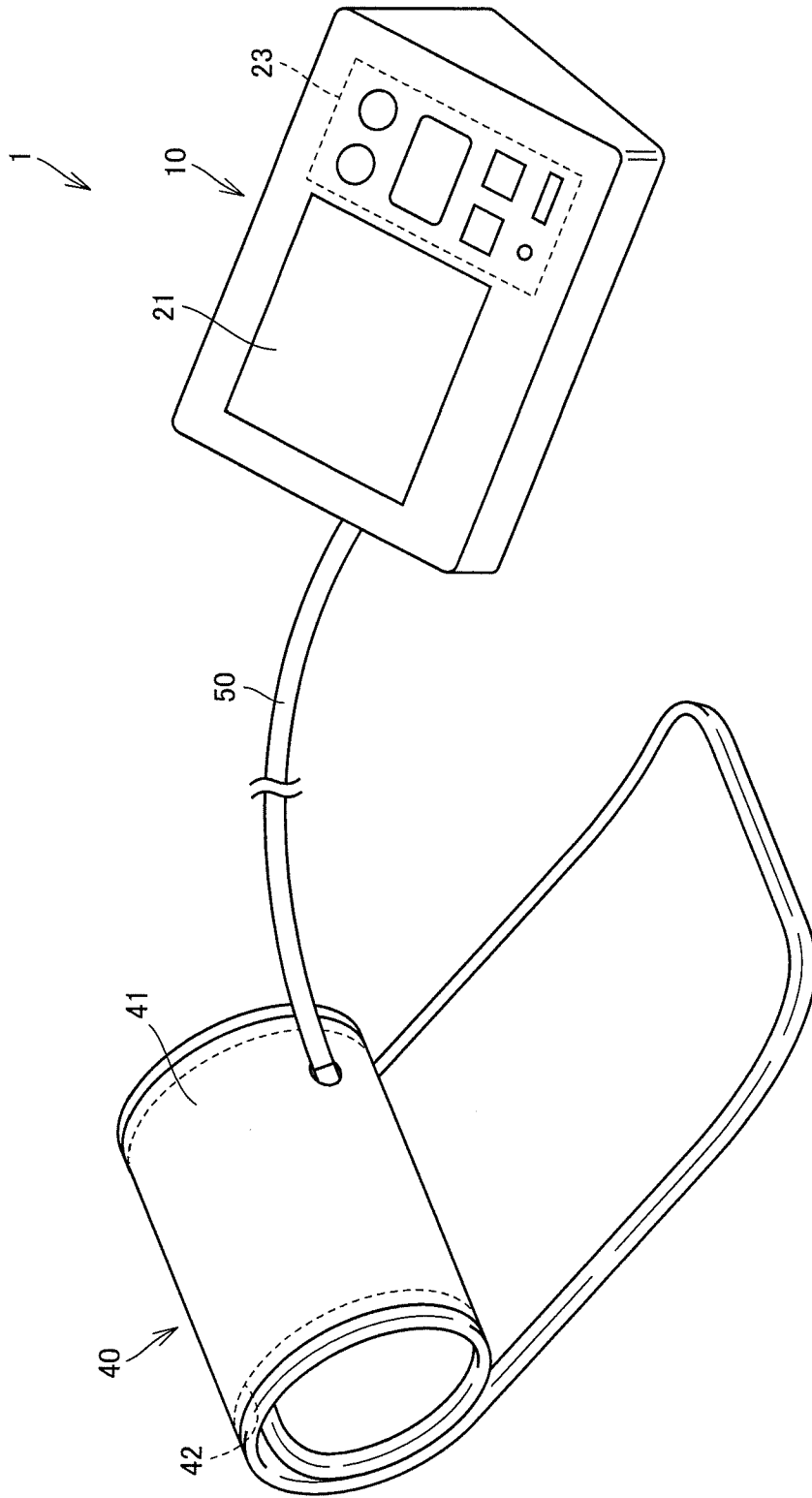


FIG.1

[図2]

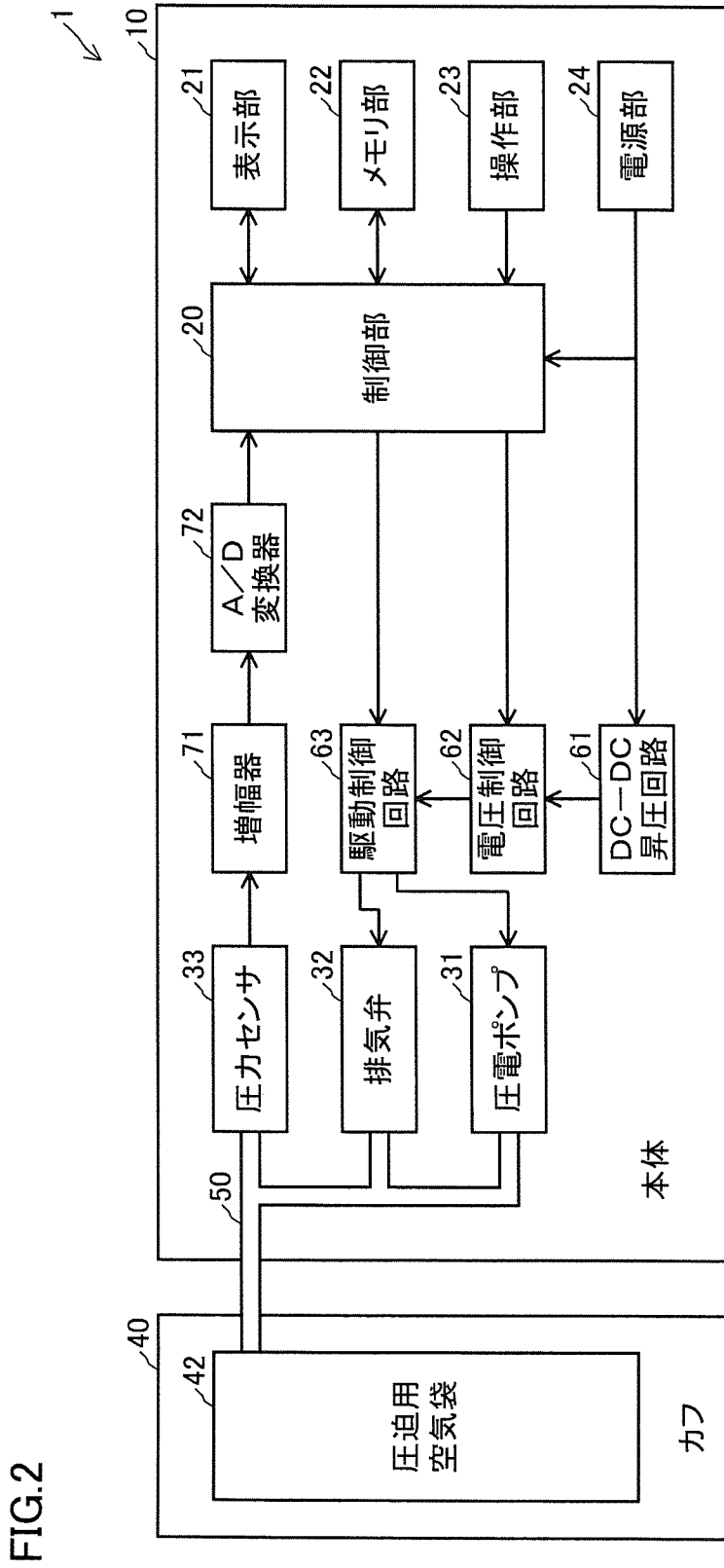


FIG.2

[図3]

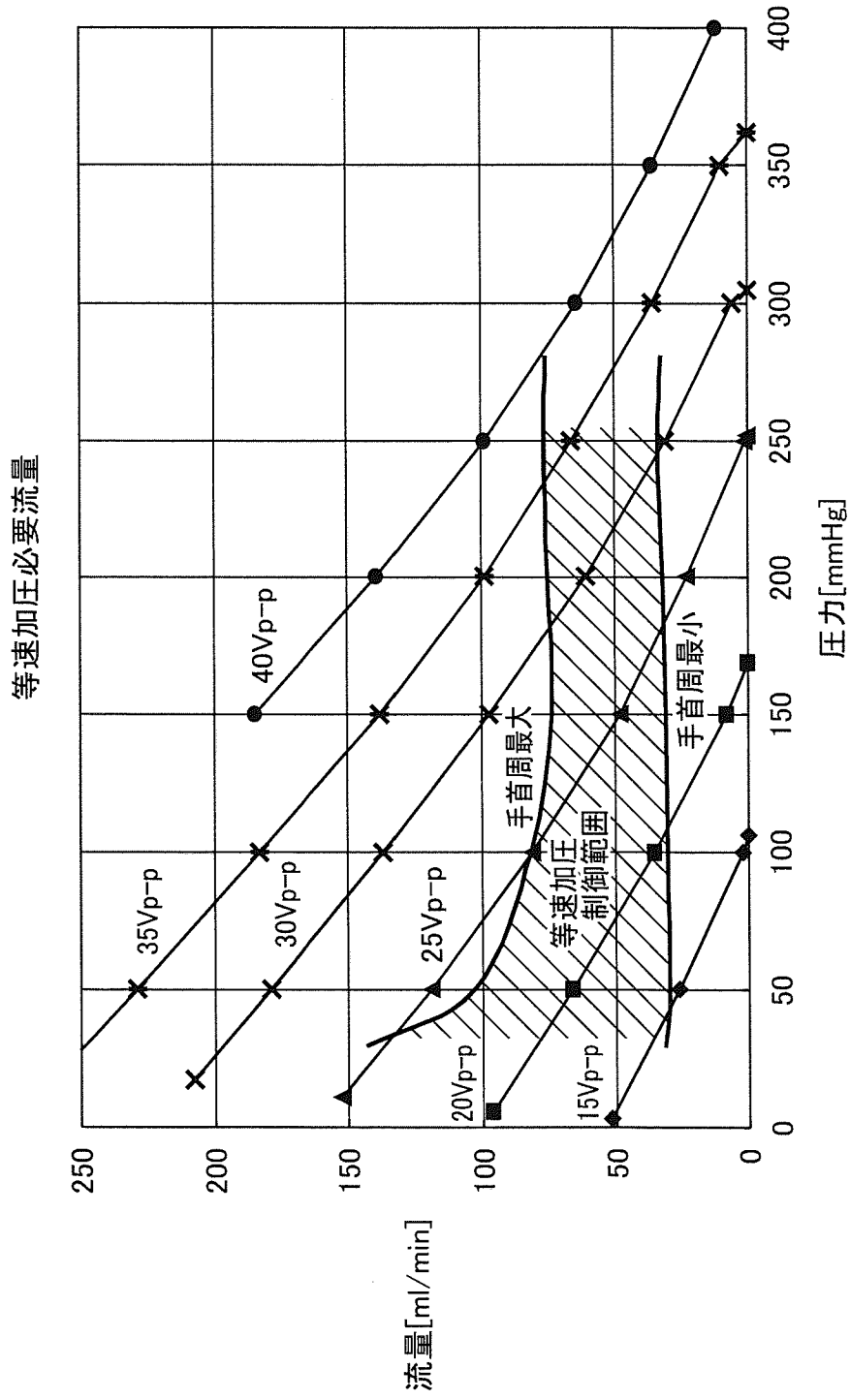
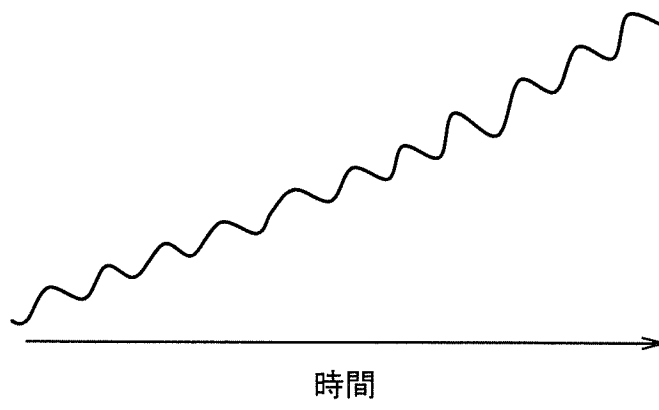


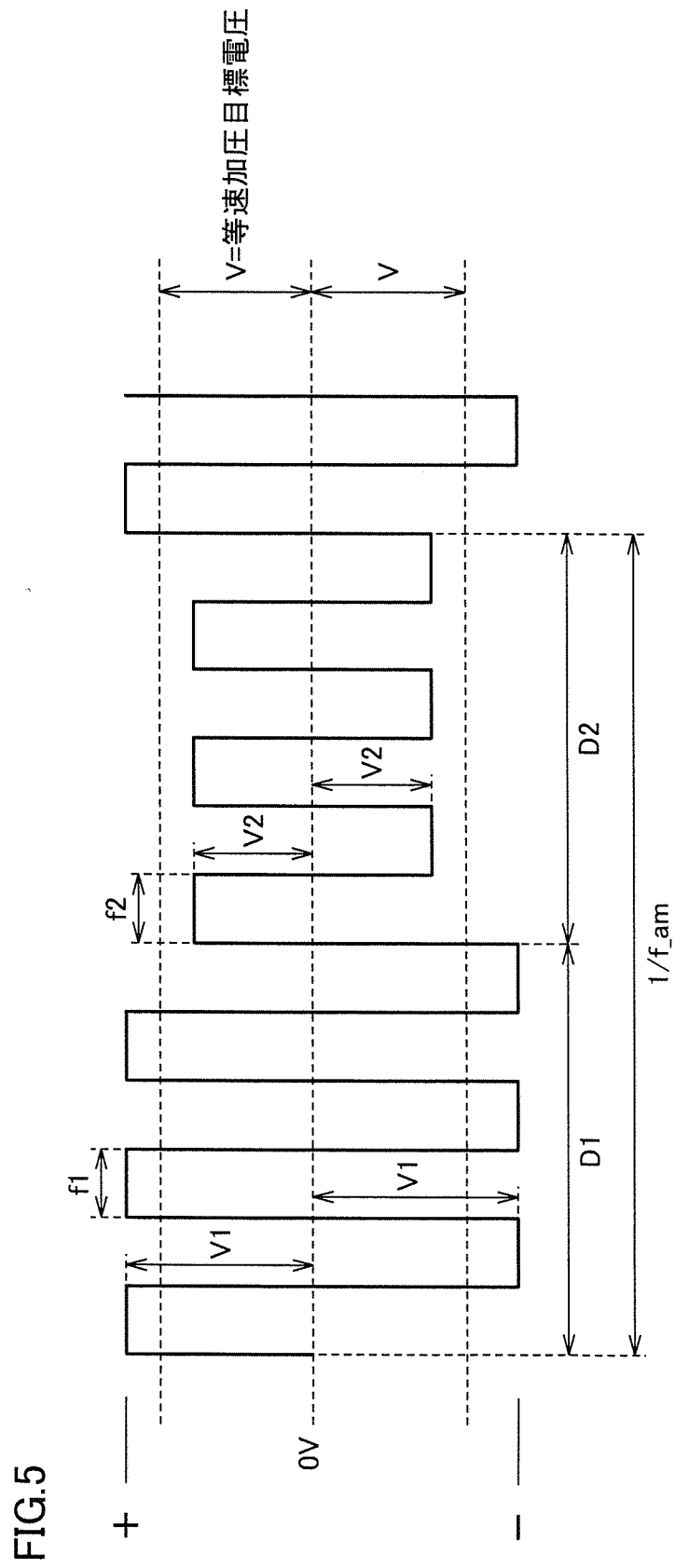
FIG.3

[図4]

FIG.4

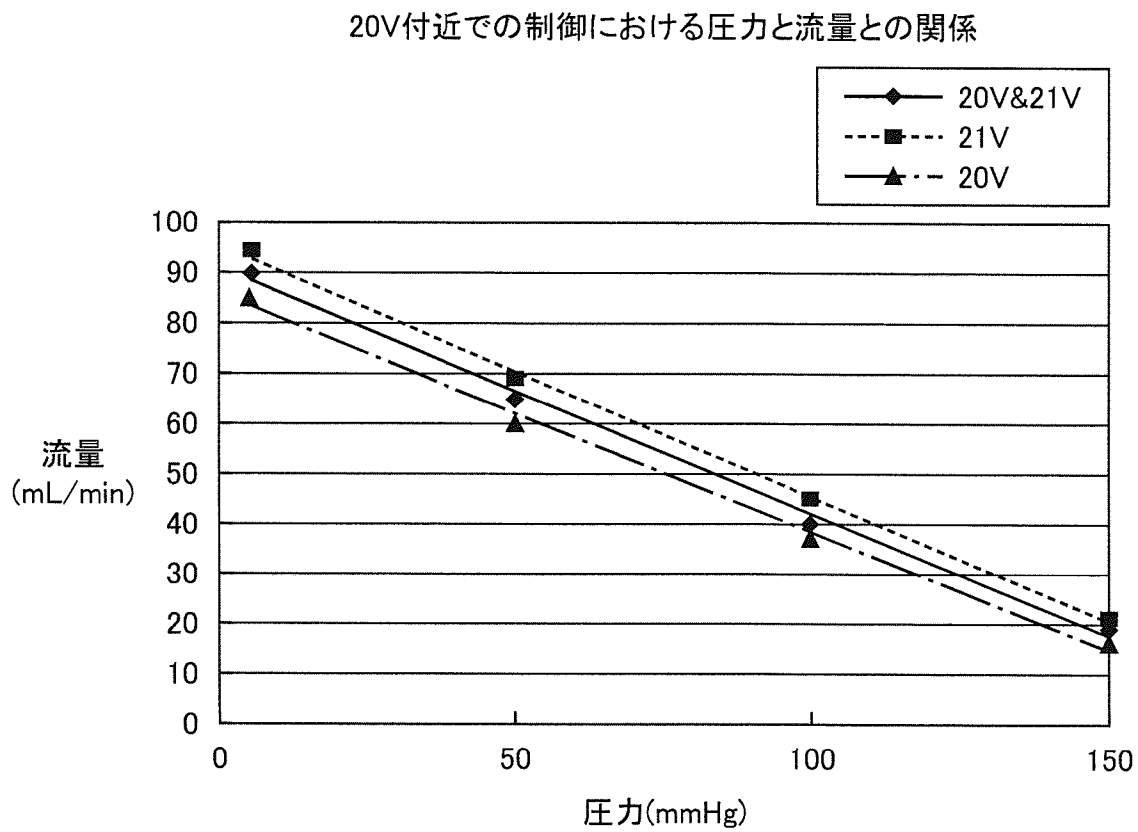


[図5]



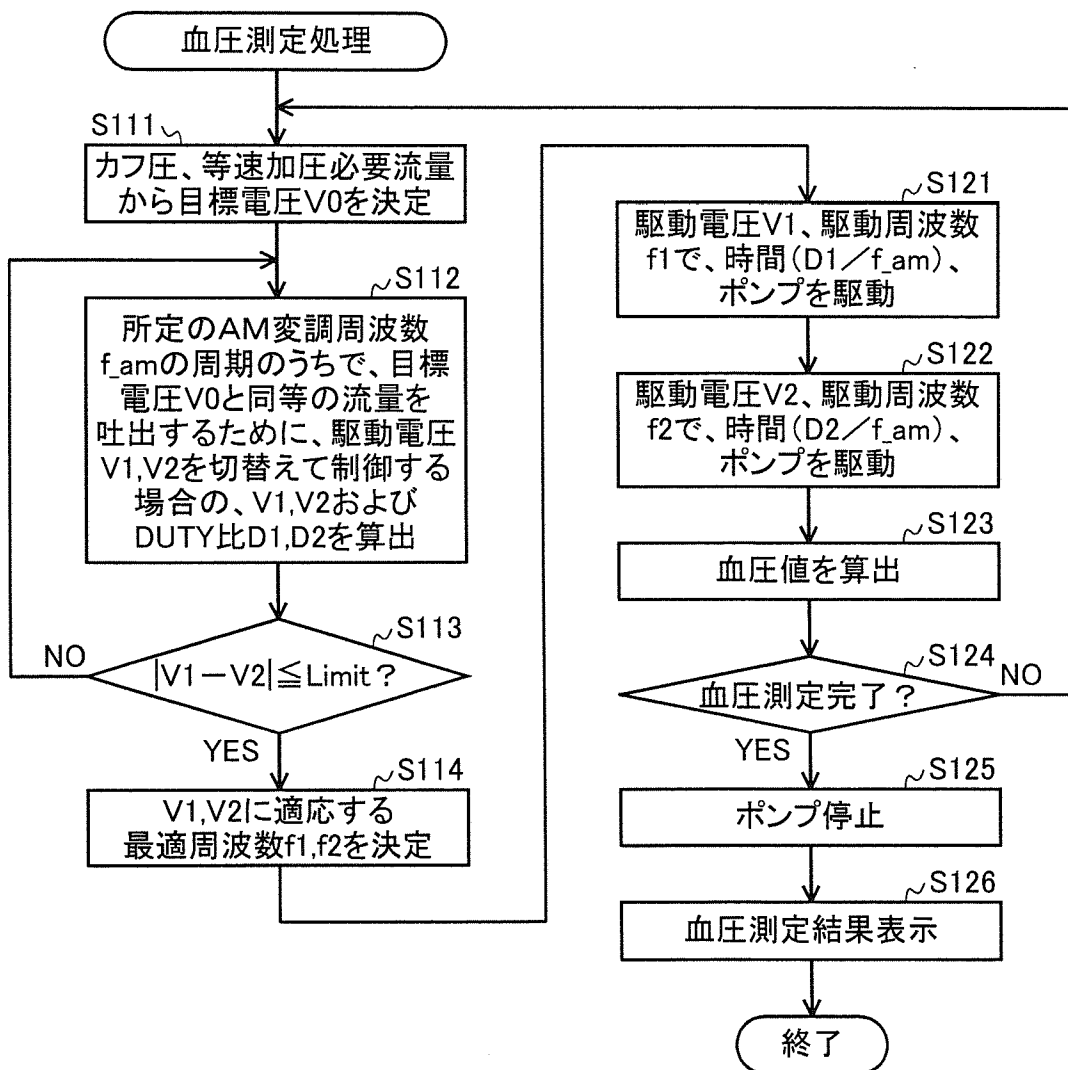
[図6]

FIG.6



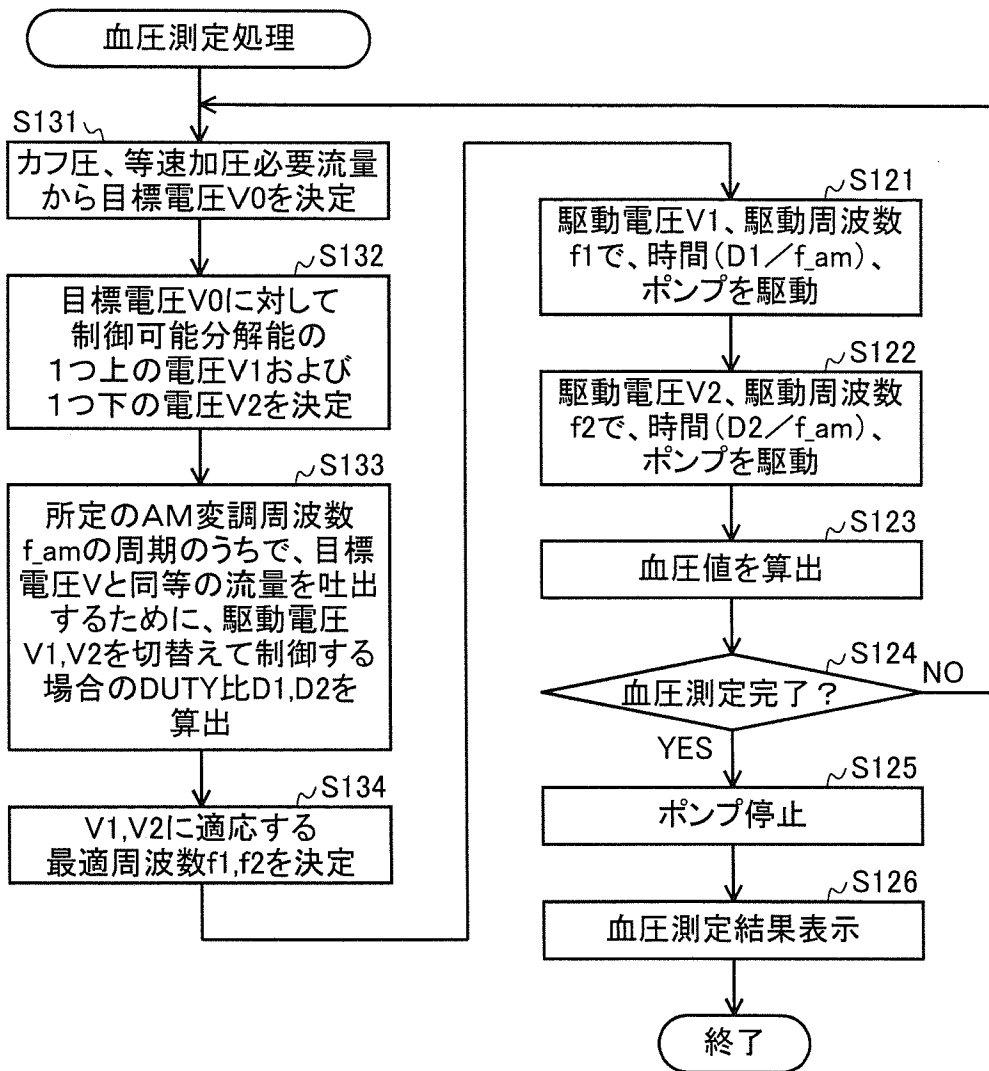
[図7]

FIG. 7



[図8]

FIG.8



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/077710

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B5/0225

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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 5-146414 A (Sharp Corp.), 15 June 1993 (15.06.1993), entire text; all drawings (Family: none)	1-7
A	JP 5-100630 A (Semiconductor Energy Laboratory Co., Ltd.), 23 April 1993 (23.04.1993), entire text; all drawings & US 6215466 B1 & US 6778159 B1 & KR 10-1996-0003961 B & CN 1072271 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
22 January, 2013 (22.01.13)

Date of mailing of the international search report
29 January, 2013 (29.01.13)

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 (IPC))

Int.Cl. A61B5/0225 (2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/0225

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2013年
日本国実用新案登録公報	1996-2013年
日本国登録実用新案公報	1994-2013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 5-146414 A (シャープ株式会社) 1993.06.15, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 5-100630 A (株式会社半導体エネルギー研究所) 1993.04.23, 全文、全図 & US 6215466 B1 & US 6778159 B1 & KR 10-1996-0003961 B & CN 1072271 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

22.01.2013

国際調査報告の発送日

29.01.2013

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)
 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)

湯本 照基

2Q

9404

電話番号 03-3581-1101 内線 3292