(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 10 月 24 日(24.10.2013)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2013/157399 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/0225 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/060317

(22) 国際出願日: 2013 年 4 月 4 日(04.04.2013)

(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 2012-095787 2012 年 4 月 19 日(19.04.2012) 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). 株式会社村田製作所(MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6178555 京都府長岡京市東神足１丁目１０番１号 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 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). 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). 岡口 健二朗(OKAGUCHI, Kenjiro); 〒6178555 京都府長岡京市東神足１丁目１０番１号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP). 大崎 達也(OSAKI, Tatsuya); 〒6178555 京都府長岡京市東神足１丁目１０番１号 株式会社村田製作所内 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).

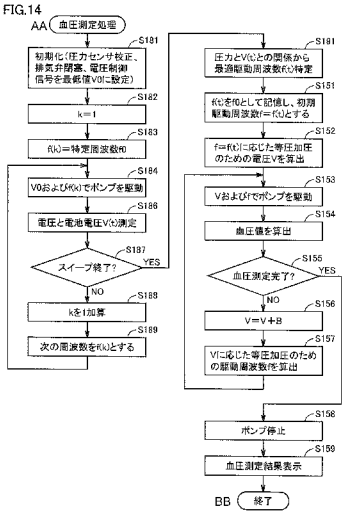
(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG,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

[続葉有]

(54) **Title**: BLOOD PRESSURE MEASURING DEVICE, CONTROL DEVICE IN BLOOD PRESSURE MEASURING DEVICE, AND CONTROL METHOD OF BLOOD PRESSURE MEASURING DEVICE

(54) 発明の名称 : 血圧測定装置、血圧測定装置における制御装置、および、血圧測定装置の制御方法

FIG.14



S151 Store f(t) as f0, set initial drive frequency f=f(t)
S152 Calculate voltage V for equal-pressure pressurization corresponding to f=f(t)
S153 Drive pump at V and f
S154 Calculate blood pressure value
S155 Blood pressure measurement complete?
S157 Calculate drive frequency f for equal-pressure pressurization corresponding to V
S158 Stop pump
S159 Display blood pressure measurement results
S181 Initialization (Calibrate pressure sensor, seal exhaust valve, set voltage control signal to minimum value V0)
S183 f(k)=specific frequency f0
S184 Drive pump at V0 and f(k)
S186 Measure voltage and cell voltage V(t)
S187 End sweep?
S188 Add 1 to k
S189 Set next frequency to f(k)
S191 Specify optimal drive frequency f(t) based on relation between pressure and V(t)
AA Blood pressure measuring processing
BB End

(57) **Abstract**: By means of this blood pressure measuring device, the amplitude and frequency of the voltage applied to a piezoelectric pump are determined (S181, S183, S189, S191, S151, S152, S156, S157), control is performed such that the determined amplitude and frequency are applied to the piezoelectric pump (S184, S153), a blood pressure value is calculated on the basis of the cuff pressure detected by a pressure detection unit (S154), the amplitude of a prescribed voltage and a determined control frequency are applied to the piezoelectric pump (S153), the relation during application of the prescribed voltage to the piezoelectric pump between the cell voltage and the cuff pressure is acquired, said cuff pressure being the cuff pressure detected by the pressure detection unit when the control frequency has been changed, and the control frequency of a portion in the graph showing the acquired relation that has a large distance relative to the graph showing the relation if the control frequency had not been changed is determined and set as the initial control frequency of the pressurizing process (S184-S191). In the cuff pressurizing process, the piezoelectric pump can be driven easily and efficiently.

(57) 要約:

[続葉有]

WO 2013/157399 A1

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 (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)）

血圧測定装置により、圧電ポンプへの印加電圧の振幅と周波数とが決定され（Ｓ１８１，Ｓ１８３，Ｓ１８９，Ｓ１９１，Ｓ１５１，Ｓ１５２，Ｓ１５６，Ｓ１５７）、決定された振幅および周波数を圧電ポンプに印加するよう制御され（Ｓ１８４，Ｓ１５３）、圧力検出部により検出されるカフ圧に基づき血圧値が算出され（Ｓ１５４）、所定電圧の振幅および決定された制御周波数が圧電ポンプに印加され（Ｓ１５３）、圧電ポンプへ所定電圧印加時の、制御周波数を変化させた場合の圧力検出部によって検出されるカフ圧と電池電圧との関係が取得され、取得された関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合の関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数が、加圧過程の初期制御周波数として決定される（Ｓ１８４～Ｓ１９１）。カフの加圧過程で簡便に効率よく圧電ポンプを駆動することができる。

明　細　書

発明の名称 ：

血圧測定装置、血圧測定装置における制御装置、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、血圧測定装置における制御装置、および、血圧測定装置の制御方法に関し、特に、血圧の測定に適した血圧測定装置、血圧測定装置における制御装置、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。

[0003] 通常、圧電ポンプを振動させるために、圧電素子の特性を用いて発振周波数を決定する自励振と、外部から信号を入れる他励振という方式がある。他励振の場合、圧電ポンプの圧電素子の特性に合わせた周波数を外部から印加する必要がある。

[0004] たとえば、特表２００７－５３２２８５号公報（以下、特許文献１という）においては、他励振の場合、一般的に圧電素子の特徴量を測定することで、駆動周波数が決定される。

[0005] また、特開２００６－３０４４９０号公報（以下、特許文献２という）においては、特定周波数から下限周波数の間でスイープし、消費電流が最も大きくなる（インピーダンスが低くなる）周波数が、駆動周波数とされる。

先行技術文献

特許文献

[0006] 特許文献1：特表２００７－５３２２８５号公報

特許文献2：特開２００６－３０４４９０号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0007] ここで、圧電素子の特徴量を正確に測定するためには、周波数に対するインピーダンス特性や流量特性を測定することが必要である。このため、容量成分を測定するためには、複雑な回路が必要であった。また、電子血圧計においては、カフの巻き方、巻付け箇所の腕または手首などの太さ、および、加圧過程での加圧の負荷などが変化するといった問題がある。

[0008] 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、測定部位を圧迫するカフの加圧過程において簡便に効率よく圧電ポンプを駆動することが可能な血圧測定装置、血圧測定装置における制御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

[0009] 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。

[0010] 制御部は、圧電ポンプに印加する電圧の振幅と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振幅および周波数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、所定電圧の振幅および決定部によって決定された制御周波数を印加する。

[0011] 決定部は、圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときの、制御周波数を変化させた場合の圧力検出部によって検出されるカフ圧と電池電圧との関係を取得し、取得したカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合のカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数を、カフの内部の圧力を加圧する加圧

過程の初期制御周波数として決定する。

[0012] または、決定部は、カフの内部の圧力を加圧する加圧過程において、必要な流量をカフに供給する場合に圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに圧電ポンプに流入する消費電流が最大となる制御周波数を決定する。

[0013] 好ましくは、決定部は、血圧測定部によって血圧値が算出される前に決定された制御周波数を、加圧過程の初期制御周波数として決定する。

[0014] または、決定部は、圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数を、カフの内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定する。

[0015] 好ましくは、印加電圧制御部は、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、圧電ポンプに印加する電圧を変化させる場合、電圧の変化量に応じて初期制御周波数から変化させた周波数を印加する。

[0016] 好ましくは、決定部は、今回の加圧過程の制御周波数を、次回の制御周波数の決定の開始時の制御周波数として決定する。

[0017] 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。

[0018] 制御方法は、制御部が、圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定するステップと、決定された振幅および周波数を圧電ポンプに印加するよう制御するステップと、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、所定電圧の振幅および決定された制御周波数を印加するステップを含む。

[0019] 決定するステップは、圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときの、制御周波数を変化させた場合の圧力検出部によって検出されるカフ圧と電池電圧との関係を取得し、取得したカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合のカフ圧と電池電圧との関係を示

すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数を、カフの内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定するステップを含む。

[0020] または、決定するステップは、カフの内部の圧力を加圧する加圧過程において、必要な流量をカフに供給する場合に圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに圧電ポンプに流入する消費電流が最大となる制御周波数を決定するステップを含む。

[0021] または、決定するステップは、圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数を、カフの内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定するステップを含む。

[0022] この発明のさらに他の局面によれば、血圧測定装置における制御装置は、圧電ポンプに印加する電圧の振幅と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振幅および周波数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、圧電ポンプの吐出圧力を検出する圧力検出部によって検出される圧電ポンプの吐出圧力に基づいて血圧値を算出する血圧測定部と、を備える制御装置である。

[0023] 血圧測定装置における制御装置において、印加電圧制御部は、圧電ポンプを用いて加圧を行う加圧過程において、所定電圧の振幅および決定部によって決定された制御周波数を印加する。決定部は、圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときの、制御周波数を変化させた場合の圧力検出部によって検出される圧電ポンプの吐出圧力と電池電圧との関係を取得し、取得した圧電ポンプの吐出圧力と電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合の圧電ポンプの吐出圧力と電池電圧との関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数を、加圧過程の初期制御周波数として決定する。

[0024] または、血圧測定装置における制御装置において、決定部は、圧電ポンプを用いて加圧を行う加圧過程において、必要な流量を圧電ポンプから吐出する場合に圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに圧電ポンプに流

入する消費電流が最大となる制御周波数を決定する。印加電圧制御部は、所定電圧の振幅および決定部によって決定された制御周波数を印加する。

[0025] または、血圧測定装置における制御装置において、印加電圧制御部は、圧電ポンプを用いて加圧を行う加圧過程において、所定電圧の振幅および決定部によって決定された制御周波数を印加する。決定部は、圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数を、加圧過程の初期制御周波数として決定する。

[0026] 好ましくは、決定部は、初期制御周波数から、周波数が低くなる方向へと周波数を掃引する。

[0027] 好ましくは、決定部は、加圧過程完了時の制御周波数を、次回の加圧過程の開始時の制御周波数として用いる。

[0028] 好ましくは、決定部は、電圧に応じて圧電ポンプの最適駆動周波数を求める駆動周波数決定部を有する。

発明の効果

[0029] この発明に従えば、測定部位を圧迫するカフの加圧過程において簡便に効率よく圧電ポンプを駆動することが可能な血圧測定装置、血圧測定装置における制御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

[0030] [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]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4]ＤＣ－ＤＣ昇圧回路から出力された電流の電圧値および電流値を示すグラフである。

[図5]圧電ポンプに印加される電流の電圧値および電流値を示すグラフである。

[図6]圧電ポンプのインピーダンス特性および吐出圧力特性を示すグラフである。

[図7]圧電ポンプのインピーダンス特性の比較結果を示すグラフである。

[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。

[図9]圧電ポンプの印加電圧と駆動周波数との関係を示すグラフである。

[図10]第３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11]ＬＰＦの前後の電池電圧を示すグラフである。

[図12]圧電ポンプの駆動周波数をスイープさせた場合の消費電力の変化を示すグラフである。

[図13]圧電ポンプの駆動周波数をスイープさせた場合のカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフである。

[図14]第４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

[0031] 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。

[0032] 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。しかし、これに限定されず、この発明は、圧電ポンプによる加圧過程がある血圧計であれば、他の方式の血圧計であっても適用可能であり、たとえば、減圧測定型の血圧計にも適用可能である。

[0033] ［第１の実施の形態］

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。

[0034] 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。

[0035] 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、ＬＰＦ（Low Pass Filter）２５と、Ａ／Ｄ変換器２６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、消費電流測定回路６４と、Ａ／Ｄ変換器６５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。

[0036] 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。

[0037] 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部分である。なお、制御部２０は、「制御装置」であってもよい。

[0038] 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部分である。

[0039] 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

に実行さ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部分である。

[0040] 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に入力するための部分である。

[0041] 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部分であり、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。

[0042] ＬＰＦ２５は、電源部２４からの電流の高周波成分を除去する。Ａ／Ｄ変換器２６は、ＬＰＦ２５によって高周波成分を除去された電源部２４からの電流の電圧値をデジタル信号に変換して、制御部２０に入力する。

[0043] 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。

[0044] 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、ＰＣ（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。

[0045] 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。

[0046] 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。

[0047] 消費電流測定回路６４は、電圧制御回路６２および駆動制御回路６３を介して圧電ポンプ３１で消費される電流の電流値を測定する。Ａ／Ｄ変換器６

５は、消費電流測定回路６４によって測定された電流値をデジタル信号に変換して、制御部２０に入力する。

[0048] 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。

[0049] 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ｆ0で所定の振幅Ｖ0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Ｖp-pの値を用いる場合がある。振幅は、Ｖp-pの値の半分である。Ｖp-pの場合、たとえば、電圧の値は、－Ｖp-p／２からＶp-p／２までの値で変化する。

[0050] 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。

[0051] 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。

[0052] 図３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３を参照して、まず、ステップＳ１０１で、制御部２０は、初期化を行なう。具体的には、圧力センサ３３の校正

、排気弁３２の閉塞、および、電圧制御回路６２に入力される電圧制御信号で示される電圧値を最低値Ｖ0に設定する。

[0053] 次に、制御部２０は、ステップＳ１０２で、変数ｋ＝１、変数ｔ＝０とし、ステップＳ１０３で、ｆ（ｋ）＝ｆ0、Ｉ（ｔ）＝０とする。なお、ｆ0は、特定周波数である。特定周波数は、たとえば、圧電ポンプ３１の上限周波数、または、前回の血圧測定完了時の駆動周波数である。

[0054] ステップＳ１１１では、制御部２０は、ｔを１加算する。そして、ステップＳ１１２で、電圧値Ｖ0および駆動周波数ｆ（ｋ）で圧電ポンプ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。

[0055] 次に、ステップＳ１１３で、制御部２０は、圧力センサ３３で検出され、増幅器７１およびＡ／Ｄ変換器７２を介して制御部２０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。

[0056] 次いで、ステップＳ１１４で、制御部２０は、消費電流測定回路６４で測定され、Ａ／Ｄ変換器６５を介して制御部２０に入力されたデジタル信号に基づいて、電流値Ｉ（ｔ）を測定する。

[0057] 図４は、ＤＣ－ＤＣ昇圧回路６１から出力された電流の電圧値および電流値を示すグラフである。図４を参照して、ＤＣ－ＤＣ昇圧回路６１から出力される電流の電圧値は、電源部２４である電池の電圧が昇圧された一定の値を取る。一方、ＤＣ－ＤＣ昇圧回路６１から出力される電流の電流値は、この回路の後段に接続される圧電ポンプ３１での電力消費に応じて、グラフで示すように変動をする。

[0058] 図５は、圧電ポンプ３１に印加される電流の電圧値および電流値を示すグラフである。図５を参照して、ＤＣ－ＤＣ昇圧回路６１で昇圧された電流が、電圧制御回路６２および駆動制御回路６３で、所定の電圧値、および、所定の周波数に変換され、グラフで示すような、電圧および電流とされる。

[0059] 図３に戻って、ステップＳ１１４で測定される電流値Ｉ（ｔ）は、図４で

説明した電流のピーク値である。

[0060] ステップＳ１１５では、制御部２０は、前回の電流値Ｉ（ｔ－１）が今回の電流値Ｉ（ｔ）より小さいか否か、つまり、電流値が減少に転じていないか否かを判断する。小さいと判断した場合（ステップＳ１１５でＹＥＳと判断した場合）、つまり、電流値が減少に転じていないと判断した場合、ステップＳ１１６で、制御部２０は、今回の駆動周波数ｆ（ｋ）から所定値Ａを減算した値を、次回の駆動周波数ｆ（ｋ＋１）とする。所定値Ａは、制御部２０で制御可能な最小分解能の周波数であり、たとえば、５０Ｈｚである。

[0061] そして、ステップＳ１１７で、制御部２０は、ｋを１加算する。その後、制御部２０は、実行する処理をステップＳ１１１の処理に戻す。

[0062] 一方、前回の電流値Ｉ（ｔ－１）が今回の電流値Ｉ（ｔ）より小さくないと判断した場合（ステップＳ１１５でＮＯと判断した場合）、つまり、電流値が減少に転じてたと判断した場合、ステップＳ１１８で、制御部２０は、血圧の測定が完了したか否かを判断する。完了していないと判断した場合（ステップＳ１１８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Ｓ１１１の処理に戻す。

[0063] 一方、血圧の測定が完了したと判断した場合（ステップＳ１１８でＹＥＳと判断した場合）、ステップＳ１２１で、制御部２０は、圧電ポンプ３１の駆動を停止するよう、電圧制御回路６２および駆動制御回路６３を制御する。

[0064] 次に、ステップＳ１２２で、制御部２０は、血圧測定結果を表示するよう表示部２１を制御する。ステップＳ１１８の後、制御部２０は、血圧測定処理を終了させる。

[0065] 以下に、ステップＳ１１５について詳述する。図３に示すように、圧電ポンプの駆動周波数（制御周波数）は、消費電流が最大となる点（すなわち、圧電ポンプのインピーダンスが最小となる点）により求められるものである。

[0066] 図６は、圧電ポンプ３１のインピーダンス特性および吐出圧力特性を示す

グラフである。細線は圧電ポンプ３１のインピーダンス特性、太線は圧電ポンプ３１の吐出圧力特性を示す。また、圧電ポンプ３１に印加する電圧が、線種ごとに異なる。

[0067] このような判定方法を用いているのは、圧電ポンプに図６に示すような関係があるためである。インピーダンス特性は、圧電ポンプに対する電圧が高いほど、インピーダンスが下がりながら共振周波数が低くなる。圧力特性は、電圧が高くなるほど最適周波数が低くなりながら最大圧力が大きくなる。なお、各電圧での最大圧力となる周波数は共振周波数付近である。どのような電圧を印加したとしても、最大圧力の頂点はインピーダンスの共振点付近に存在することが明らかになっている。このため、圧電ポンプ３１の吐出圧力が最も高くなる駆動周波数（以下、圧力最適周波数）は、消費電流が最大となる点（すなわち、圧電ポンプ３１のインピーダンスが最小となる点）より求められるものである。

[0068] また、本実施形態では、決定部は、初期制御周波数から、周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引することが望ましい。

[0069] たとえば、本実施形態では、ステップＳ１１６にて、制御部２０は、現在の駆動周波数ｆ（ｋ）から所定値Ａを減算した値を、次回の駆動周波数ｆ（ｋ＋１）としている。すなわち、電流値が減少に転じたと判断した場合に、次回の駆動周波数を、現在の制御周波数から、周波数が低くなる方向へと掃引している。

[0070] ここで、本実施形態に係る圧電ポンプ３１の駆動周波数を、任意の周波数範囲で、該周波数範囲の上限周波数から下限周波数まで、周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引した場合と、該周波数範囲の下限周波数から上限周波数まで、周波数が高くなる方向へと駆動周波数を掃引した場合との圧電ポンプ３１のインピーダンス特性の比較を行った。

[0071] 図７にその結果を示す。図７は、圧電ポンプ３１のインピーダンス特性の比較結果を示すグラフである。太線は周波数が高くなる方向へと駆動周波数を掃引した場合、細線は周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引した場

合である。インピーダンス特性は左縦軸、位相は右縦軸にて示す。実線は、インピーダンス特性を示す。破線は、位相を示す。

[0072] また、図７のインピーダンス特性および周波数は、周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引した場合の圧電ポンプ３１の最も低いインピーダンス値が最低点となるよう規格化している。この結果から、駆動周波数の掃引方向によりインピーダンス特性及び位相が異なることが分かる。

[0073] ところで、図６に示すように、圧力最適周波数は、消費電流が最大となる点（すなわち、圧電ポンプ３１のインピーダンスが最小となる点）より求められるものである。

[0074] 圧力最適周波数では、圧電ポンプ３１の振幅が最大となる。周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引した場合は、掃引の途中で圧力最適周波数を通過するため、圧電ポンプ３１が自己発熱し、定常状態（圧電ポンプがある程度駆動され、特性が安定した状態）の周波数特性が得られる。

[0075] これに対して、周波数が高くなる方向へと駆動周波数を掃引した場合は、掃引の途中で圧力最適周波数を通過しないため、定常状態で駆動されることがない。また、このような周波数での駆動は、インピーダンスが最小となる点の付近で不整振動を起こす可能性があるため、望ましくない。

[0076] このような差異は、圧電ポンプに用いられている圧電体がヒステリシス特性を有しているために発生するものであり、高電圧で圧電ポンプを駆動した場合に顕著にあらわれる傾向である。

[0077] 上記の理由から、定常状態の周波数特性により圧力最適周波数を求めることができるため、決定部は、初期制御周波数から、周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引することが望ましいといえる。

[0078] このように、血圧測定処理を実行することによって、圧電ポンプ３１で消費される電流が最大となるような駆動周波数ｆ（ｋ）で血圧値の測定をすることができる。このため、血圧測定のためのカフ圧の加圧過程において圧電ポンプ３１を用いて加圧する場合に、簡便に効率よく圧電ポンプ３１を駆動することができる。

[0079] また、決定部は、加圧過程完了時の制御周波数を、次回の加圧過程の開始時の制御周波数（すなわち、特定周波数ｆ0）として用いることが望ましい。このようにすることで、血圧計１を複数回使用する際に、より血圧測定処理の時間を短縮することができる。

[0080] また、決定部は、電圧に応じて圧電ポンプの最適駆動周波数を求める駆動周波数決定部を有することが望ましい。このようにすることで、簡便に効率よく圧電ポンプを駆動することができる。

[0081] ［第２の実施の形態］

第１の実施の形態においては、血圧値の測定をしながら、圧電ポンプ３１で消費される電流が最大となるように駆動周波数を制御するようにした。第２の実施の形態においては、血圧の測定を開始する前に、圧電ポンプ３１で消費される電流が最大となる駆動周波数を特定するようにする。

[0082] 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Ｓ１３１からステップＳ１３３は、それぞれ、図３で説明したステップＳ１０１からステップＳ１０３と同様であるので、重複する説明は繰返さない。

[0083] ステップＳ１４１では、制御部２０は、ｔを１加算する。そして、ステップＳ１４２で、制御部２０は、電圧値Ｖ0および駆動周波数ｆ（ｋ）で圧電ポンプ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。

[0084] 次いで、ステップＳ１４４で、制御部２０は、消費電流測定回路６４で測定され、Ａ／Ｄ変換器６５を介して制御部２０に入力されたデジタル信号に基づいて、電流値Ｉ（ｔ）を測定する。図３のステップＳ１１４と同様、ステップＳ１４４で測定される電流値Ｉ（ｔ）は、図４で説明した電流のピーク値である。

[0085] ステップＳ１４５では、制御部２０は、前回の電流値Ｉ（ｔ－１）が今回の電流値Ｉ（ｔ）より小さいか否か、つまり、電流値が減少に転じていないか否かを判断する。小さいと判断した場合（ステップＳ１４５でＹＥＳと判

断した場合）、つまり、電流値が減少に転じていないと判断した場合、ステップＳ１４６で、図３のステップＳ１１６と同様、制御部２０は、今回の駆動周波数ｆ（ｋ）から所定値Ａを減算した値を、次回の駆動周波数ｆ（ｋ＋１）とする。所定値Ａは、制御部２０で制御可能な最小分解能の周波数であり、たとえば、５０Ｈｚである。

[0086] 次に、ステップＳ１４９で、制御部２０は、ｆ（ｋ＋１）が、圧電ポンプ３１の下限周波数に達したか否かを判断する。下限周波数に達していないと判断した場合（ステップＳ１４９でＮＯと判断した場合）、制御部２０は、ステップＳ１４７で、制御部２０は、ｋを１加算する。その後、制御部２０は、実行する処理をステップＳ１４１の処理に戻す。

[0087] 一方、前回の電流値Ｉ（ｔ－１）が今回の電流値Ｉ（ｔ）より小さくないと判断した場合（ステップＳ１４５でＮＯと判断した場合）、つまり、電流値が減少に転じたと判断した場合、制御部２０は、実行する処理をステップＳ１４１の処理に戻す。

[0088] また、周波数が圧電ポンプ３１の下限周波数に達したと判断した場合（ステップＳ１４９でＹＥＳと判断した場合）、ステップＳ１５１で、制御部２０は、ｆ（ｔ）を特定周波数ｆ0として記憶するとともに、これからの血圧測定における初期駆動周波数ｆをｆ（ｔ）とする。

[0089] そして、ステップＳ１５２で、制御部２０は、ｆ（ｔ）に応じたカフ４０の等圧加圧のための圧電ポンプ３１に印加する電圧Ｖを算出する。

[0090] 図９は、圧電ポンプ３１の印加電圧と駆動周波数との関係を示すグラフである。図９を参照して、ある圧力で最大流量を吐出しているときの圧電ポンプの印加電圧と駆動周波数との関係は、ほぼ線形である。

[0091] 図８に戻って、図９で説明した関係を利用して、ステップＳ１５２で、駆動周波数ｆ（ｔ）から電圧Ｖを算出する。

[0092] 次に、ステップＳ１５３で、制御部２０は、ステップＳ１５２で算出した電圧Ｖおよび駆動周波数ｆで、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。

[0093] 次に、ステップＳ１５４で、制御部２０は、圧力センサ３３で検出され、増幅器７１およびＡ／Ｄ変換器７２を介して制御部２０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。

[0094] そして、ステップＳ１５５で、制御部２０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Ｓ１５５でＮＯと判断した場合）、制御部２０は、ステップＳ１５６で、圧電ポンプ３１に印加する電圧Ｖに所定値Ｂを加算し、ステップＳ１５７で、上述の図９で説明した関係利用して、Ｂを加算した電圧Ｖに応じたカフ４０の等圧加圧のための圧電ポンプ３１の駆動周波数ｆを算出し、実行する処理をステップＳ１５３の処理に戻す。

[0095] 一方、血圧測定が完了したと判断した場合（ステップＳ１５５でＹＥＳと判断した場合）、ステップＳ１５８で、制御部２０は、圧電ポンプ３１の駆動を停止するよう、電圧制御回路６２および駆動制御回路６３を制御する。

[0096] 次に、ステップＳ１５９で、制御部２０は、血圧測定結果を表示するよう表示部２１を制御する。ステップＳ１５９の後、制御部２０は、血圧測定処理を終了させる。

[0097] このように、血圧測定処理を実行することによって、圧電ポンプ３１で消費される電流が最大となるような駆動周波数ｆ（ｋ）を初期駆動周波数として、血圧値の測定をすることができる。このため、簡便に効率よく圧電ポンプ３１を駆動することができる。

[0098] なお、本実施形態においても、決定部は、初期制御周波数から、周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引することが望ましい。このようにすると、第１の実施の形態と同様の効果が得られる。

[0099] なお、本実施形態においても、決定部は、加圧過程完了時の制御周波数を、次回の加圧過程の開始時の制御周波数（すなわち、特定周波数ｆ0）として用いることが望ましい。このようにすると、第１の実施の形態と同様の効果

が得られる。

[0100] なお、本実施形態においても、決定部は、電圧に応じて圧電ポンプの最適駆動周波数を求める駆動周波数決定部を有することが望ましい。このようにすると、第１の実施の形態と同様の効果が得られる。

[0101] ［第３の実施の形態］

第１の実施の形態および第２の実施の形態においては、圧電ポンプ３１で消費される電流が最大となる駆動周波数に基づいて圧電ポンプ３１を制御するようにした。第３の実施の形態においては、電池電圧のドロップ量が最大となる駆動周波数に基づいて圧電ポンプ３１を制御するようにする。

[0102] なお、電源部２４の電池の内部抵抗により、電池からの電流、つまり、圧電ポンプ３１で消費される電流が大きくなると、電池の電圧のドロップ量が大きくなる。このため、圧電ポンプ３１で消費される電流の値が最大となる状態、および、電池の電圧の値が最小となる状態は、等価な状態である。

[0103] 図１０は、第３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１０を参照して、ステップＳ１５１からステップＳ１５９までの処理は、図８の処理と同様である。また、ステップＳ１６１からステップＳ１６３、ならびに、ステップＳ１７１、ステップＳ１７２、ステップＳ１７６、ステップＳ１７９、および、ステップＳ１７７の処理は、それぞれ、図８のステップＳ１３１からステップＳ１３３、ならびに、ステップＳ１４１、ステップＳ１４２、ステップＳ１４６、ステップＳ１４９、および、ステップＳ１４７の処理と同様である。このため、重複する説明は繰返さない。

[0104] 図１０の処理が、図８の処理と異なるのは、ステップＳ１７４およびステップＳ１７５の処理である。これらの処理は、図８のステップＳ１４４およびステップＳ１４５の処理に対応する。

[0105] 図８においては、ステップＳ１４４で、制御部２０は、消費電流測定回路６４で測定され、Ａ／Ｄ変換器６５を介して制御部２０に入力されたデジタル信号に基づいて、電流値Ｉ（ｔ）を測定した。そして、ステップＳ１４５

で、制御部２０は、前回の電流値Ｉ（ｔ－１）が今回の電流値Ｉ（ｔ）より小さいか否かを判断した。

[0106] 図１０においては、ステップＳ１７４で、制御部２０は、電源部２４から供給され、ＬＰＦ２５で高周波成分であるリップルノイズが除去され、Ａ／Ｄ変換器２６で、デジタル信号に変換された電圧値に基づいて、電池電圧Ｖ（ｔ）を測定する。そして、ステップＳ１７５で、制御部２０は、前回の電池電圧Ｖ（ｔ－１）が今回の電池電圧Ｖ（ｔ）より大きいか否か、つまり、電池電圧が増加に転じていないか否かを判断する。

[0107] 図１１は、ＬＰＦ２５の前後の電池電圧を示すグラフである。図１１を参照して、ＬＰＦ２５を通す前の電源部２４である電池の電圧には、ＤＣ－ＤＣ昇圧回路６１、電圧制御回路６２、および駆動制御回路６３を介して圧電ポンプ３１に供給され消費される電流が一定ではないため、リップルノイズが混入する。このため、図１１のグラフの実線で示すように、圧電ポンプ３１の駆動周波数の周期で、電圧が降下する。

[0108] ＬＰＦ２５を通すことによって、このような比較的高い周波数の電圧変動が除去される。これにより、図１１のグラフの破線で示すように、ほぼ一定の電圧値となる。圧電ポンプ３１で消費される電流値が高くなるほど、この電圧値は低くなる。そして、前述したように、圧電ポンプ３１で消費される電流値が最大になると、この電圧値は最小となる。

[0109] 図１０に戻って、ステップＳ１７４で測定される電池電圧Ｖ（ｔ）は、図１１で説明したグラフの破線の電圧値である。

[0110] 前回の電池電圧Ｖ（ｔ－１）が今回の電池電圧Ｖ（ｔ）より大きいと判断した場合（ステップＳ１７５でＹＥＳと判断した場合）、つまり、電池電圧が増加に転じていないと判断した場合、ステップＳ１７６で、図８のステップＳ１４６と同様の処理を実行する。

[0111] 一方、前回の電池電圧Ｖ（ｔ－１）が今回の電池電圧Ｖ（ｔ）より大きくないと判断した場合（ステップＳ１７５でＮＯと判断した場合）、つまり、電池電圧が増加に転じたと判断した場合、制御部２０は、実行する処理をス

テップＳ１７１の処理に戻す。

[0112] このように、血圧測定処理を実行することによって、圧電ポンプ３１に供給される電源部２４からの電池電圧が最小となるような駆動周波数ｆ（ｋ）を初期駆動周波数として、血圧値の測定をすることができる。このため、簡便に効率よく圧電ポンプ３１を駆動することができる。

[0113] なお、本実施形態においても、決定部は、初期制御周波数から、周波数が低くなる方向へと駆動周波数を掃引することが望ましい。このようにすると、第１の実施の形態と同様の効果が得られる。

[0114] なお、本実施形態においても、決定部は、加圧過程完了時の制御周波数を、次回の加圧過程の開始時の制御周波数（すなわち、特定周波数ｆ0）として用いることが望ましい。このようにすると、第１の実施の形態と同様の効果が得られる。

[0115] なお、本実施形態においても、決定部は、電圧に応じて圧電ポンプの最適駆動周波数を求める駆動周波数決定部を有することが望ましい。このようにすると、第１の実施の形態と同様の効果が得られる。

[0116] ［第４の実施の形態］

第３の実施の形態においては、圧電ポンプ３１に供給される電池電圧のドロップ量が最大となる駆動周波数に基づいて圧電ポンプ３１を制御するようにした。第４の実施の形態においては、駆動周波数をスイープさせて電池電圧およびカフ圧を測定し、電池電圧およびカフ圧の関係から特定された駆動周波数に基づいて圧電ポンプ３１を制御するようにする。

[0117] 図１２は、圧電ポンプ３１の駆動周波数をスイープさせた場合の消費電力の変化を示すグラフである。図１２を参照して、図１２の上段のグラフで示すように、圧電ポンプ３１の駆動周波数を、２４ｋＨｚから段階的に下げて２３ｋＨｚに達したら段階的に上げることで、スイープさせる。たとえば、１００Ｈｚ単位で段階的に増減させる。このとき、カフ圧は、図１２の中段のグラフで示すように、０から３０ｍｍＨｇまでの指定範囲で、等速に加圧されるように、圧電ポンプ３１に印加する電圧を制御する。

[0118] 図１２の下段のグラフを参照して、駆動周波数をスイープさせずに同じ周波数で駆動した場合は、圧電ポンプ３１の消費電力は、線形的に上昇する。一方、駆動周波数をスイープさせて駆動した場合は、圧電ポンプ３１の消費電力は、徐々に下がった後、徐々に上昇する。

[0119] この同じ周波数で駆動した場合とスイープさせて駆動した場合との消費電力の差が最大となる時点での駆動周波数である最適駆動周波数で圧電ポンプ３１を駆動すれば、圧電ポンプ３１から吐出される流量を最大とすることができる。

[0120] 図１３は、圧電ポンプの駆動周波数をスイープさせた場合のカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフである。図１３を参照して、図１２のように駆動周波数をスイープさせて、駆動周波数ごとのカフ圧と電池電圧とをプロットすると、これらのプロットは、２４．０ｋＨｚのままスイープさせない場合の線形のグラフの左下に位置する。

[0121] このスイープさせない場合の直線との距離が最も離れているプロットの駆動周波数が、図１２で説明した最適周波数と等価になる。つまり、その駆動周波数で圧電ポンプ３１を駆動すれば、圧電ポンプ３１から吐出される流量を最大とすることができる。また、この状態は、前述した圧電ポンプ３１で消費される電流の値が最大となる状態、および、電池の電圧の値が最小となる状態と等価な状態である。

[0122] 図１４は、第４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１４を参照して、ステップＳ１５１からステップＳ１５９までの処理は、図８および図１０の処理と同様である。また、ステップＳ１８１の処理は、図８のステップＳ１３１および図１０のステップＳ１６１と同様である。このため、重複する説明は繰返さない。

[0123] ステップＳ１８２では、変数ｋ＝１とし、ステップＳ１８３で、ｆ（ｋ）＝ｆ0とする。なお、ｆ0は、特定周波数である。特定周波数は、たとえば、圧電ポンプ３１の上限周波数、または、前回の血圧測定完了時の駆動周波数である。

[0124] ステップＳ１８４では、制御部２０は、電圧値Ｖ0および駆動周波数ｆ（ｋ）で圧電ポンプ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。

[0125] 次に、ステップＳ１８６で、制御部２０は、電源部２４から供給され、ＬＰＦ２５で高周波成分であるリップルノイズが除去され、Ａ／Ｄ変換器２６で、デジタル信号に変換された電圧値に基づいて、電池電圧Ｖ（ｔ）を測定するとともに、圧力センサ３３から増幅器７１およびＡ／Ｄ変換器７２を介して制御部２０に入力されたカフ圧を示すデジタル信号に基づいて、カフ圧を測定する。そして、制御部２０は、そのときの駆動周波数、ならびに、測定されたカフ圧および電池電圧Ｖ（ｔ）を、対応付けてメモリ部２２に記憶させる。

[0126] そして、ステップＳ１８７で、制御部２０は、駆動周波数のスイープが終了したか否か、つまり、駆動周波数を２４ｋＨｚから２３ｋＨｚに段階的に減少させた後、段階的に増加させて２４ｋＨｚに達したか否かを判断する。

[0127] スイープが終了していないと判断した場合（ステップＳ１８７でＮＯと判断した場合）、制御部２０は、ステップＳ１８８で、ｋを１加算し、ステップＳ１８９で、スイープの次の周波数をｆ（ｋ）とし、実行する処理をステップＳ１８４の処理に戻す。

[0128] 一方、スイープが終了したと判断した場合（ステップＳ１８７でＹＥＳと判断した場合）、ステップＳ１９１で、制御部２０は、メモリ部２２に記憶された、駆動周波数、カフ圧および電池電圧Ｖ（ｔ）の関係に基づいて、図１３で説明したように、スイープさせない場合の直線から最も離れたカフ圧および電池電圧Ｖ（ｔ）のプロットの駆動周波数を、最適駆動周波数ｆ（ｔ）として特定する。

[0129] このように、血圧測定処理を実行することによって、圧電ポンプ３１に供給される電池電圧に基づいて特定される駆動周波数ｆ（ｋ）を初期駆動周波数として、血圧値の測定をすることができる。このため、簡便に効率よく圧電ポンプ３１を駆動することができる。

[0130] ［まとめ］

以上説明したように、第１の実施の形態から第４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。

[0131] （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４０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。

[0132] 図３のステップＳ１０１、ステップＳ１０３およびステップＳ１１６、ならびに、図８のステップＳ１３１、ステップＳ１３３およびステップＳ１４６、ならびに、図１０のステップＳ１６１、ステップＳ１６３およびステップＳ１７６、ならびに、図１４のステップＳ１８１、ステップＳ１８３、ステップＳ１８９およびステップＳ１９１、ならびに、図８、図１０および図１４のステップＳ１５１、ステップＳ１５２、ステップＳ１５６およびステップＳ１５７で示したように、制御部２０は、圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定する。

[0133] また、図３のステップＳ１１２、図８のステップＳ１４２、ならびに、図１０のステップＳ１７２、ならびに、図１４のステップＳ１８４、ならびに、図８、図１０および図１４のステップＳ１５３で示したように、制御部２０は、決定された振幅および周波数を圧電ポンプに印加するよう制御する。図３のステップＳ１１３、ならびに、図８、図１０および図１４のステップＳ１５４で示したように、制御部２０は、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。

[0134] また、図３のステップＳ１１２、ならびに、図８、図１０および図１４のステップＳ１５３で示したように、制御部２０は、所定電圧の振幅および決定された制御周波数を印加する。

[0135] （１－１） そして、図１２、図１３および図１４のステップＳ１８４からステップＳ１９１で示したように、制御部２０は、圧電ポンプ３１に印加

する電圧を所定電圧にしたときの、制御周波数を変化させた場合の圧力センサ３３によって検出されるカフ圧と電池電圧との関係を取得し、取得したカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合のカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数を、カフ４０の内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定する。

[0136] （１－２） または、図３のステップＳ１１１からステップＳ１１７、ならびに、図８のステップＳ１４１からステップＳ１４７、ならびに、図１０のステップＳ１７１からステップＳ１７７、ならびに、図１４のステップＳ１８４からステップＳ１９１で示したように、制御部２０は、カフ４０の内部の圧力を加圧する加圧過程において必要な流量をカフ４０に供給する場合に圧電ポンプ３１に印加する電圧を所定電圧にしたときに圧電ポンプ３１に流入する消費電流が最大となる制御周波数を決定する。

[0137] （１－３） または、図１０のステップＳ１７１からステップＳ１７７で示したように、制御部２０は、圧電ポンプ３１に印加する電圧の電圧を所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数を、カフ４０の内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定する。

[0138] このように、血圧測定装置の一例である血圧計１によって、圧電ポンプ３１に印加する電圧の振幅と周波数とが決定され、決定された振幅および周波数を圧電ポンプ３１に印加するよう制御され、圧力検出部の一例である圧力センサ３３によって検出されるカフ圧に基づいて血圧値が算出される。所定電圧の振幅および決定された制御周波数が圧電ポンプ３１に印加される。

[0139] また、血圧計１によって、圧電ポンプ３１に印加する電圧を所定電圧にしたときの、制御周波数を変化させた場合の圧力センサ３３によって検出されるカフ圧と電池電圧との関係が取得され、取得されたカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合のカフ圧と電池電圧との関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数が、カフ

４０の内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定される。

[0140] または、血圧計１によって、印加する周波数の決定においては、カフ４０の内部の圧力を加圧する加圧過程において必要な流量をカフ４０に供給する場合に圧電ポンプ３１に印加する電圧を所定電圧にしたときに圧電ポンプ３１に流入する消費電流が最大となる制御周波数が決定される。

[0141] または、血圧計１によって、圧電ポンプ３１に印加する電圧を所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数が、カフ４０の内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定される。

[0142] このため、測定部位を圧迫するカフ４０の加圧過程において消費電流が最大となるように圧電ポンプ３１が駆動される。その結果、測定部位を圧迫するカフ４０の加圧過程において簡便に効率よく圧電ポンプ３１を駆動することができる。

[0143] （２） 上述の（１－２）において、図８のステップＳ１４１からステップＳ１４７、ならびに、図１０のステップＳ１７１からステップＳ１７７、ならびに、図１４のステップＳ１８４からステップＳ１８９で示したように、制御部２０は、ステップＳ１５４で血圧値が算出される前に決定された制御周波数を、加圧過程の初期制御周波数として決定する。

[0144] （３） 上述の（１－１）、（１－３）または（２）において、図８、図１０および図１４のステップＳ１５７およびステップＳ１５３で示したように、制御部２０は、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、圧電ポンプ３１に印加する電圧を変化させる場合、電圧の変化量に応じて初期制御周波数から変化させた周波数を印加する。

[0145] （４） 図８、図１０および図１４のステップＳ１５１で示したように、制御部２０は、今回の加圧過程の制御周波数ｆ（ｔ）を、次回の制御周波数の決定の開始時の特定周波数ｆ0として決定する。

[0146] これにより、最適駆動周波数の近辺から駆動周波数の決定を開始することができるので、駆動周波数の決定を効率よく行なうことができる。

[0147] （５） 図３のステップＳ１１６およびステップＳ１１７、ならびに、図８のステップＳ１４６およびステップＳ１４７、ならびに、図１０のステップＳ１７６およびステップＳ１７７で示したように、制御部２０は、初期制御周波数から、周波数が低くなる方向へと周波数を掃引する。

[0148] これにより、図６および図７で示したように、インピーダンスが最小となる点の付近で不整振動を起こす現象を生じ難くすることができる。

[0149] （６） 図８、図１０および図１４のステップＳ１５１で示したように、制御部２０は、加圧過程完了時の制御周波数を、次回の加圧過程の開始時の制御周波数として用いる。

[0150] これにより、最適駆動周波数の近辺から駆動周波数の決定を開始することができるので、駆動周波数の決定を効率よく行なうことができる。

[0151] （７） 図８、図１０および図１４のステップＳ１５７で示したように、制御部２０は、電圧に応じて圧電ポンプ３１の最適駆動周波数を求める。

[0152] なお、カフ４０の内部の圧力であるカフ圧は、圧電ポンプ３１の吐出圧力と等しい圧力となる。

[0153] ［変形例］

次に、上述した実施の形態の変形例を記載する。

[0154] （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、液体であってもよい。

[0155] （２） 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。

[0156] 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

[0157] 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、２５　ＬＰＦ、２６　Ａ／Ｄ変換器、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、６４　消費電流測定回路、６５　Ａ／Ｄ変換器、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と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、

制御部とを有し、

前記制御部は、

前記圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定する決定手段と、

前記決定手段によって決定された振幅および周波数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と、

前記圧力検出部によって検出される前記カフ圧に基づいて血圧値を算出する血圧測定手段とを含み、

前記印加電圧制御手段は、所定電圧の振幅および前記決定手段によって決定された制御周波数を印加し、

前記決定手段は、前記圧電ポンプに印加する電圧を前記所定電圧にしたときの、制御周波数を変化させた場合の前記圧力検出部によって検出される前記カフ圧と電池電圧との関係を取得し、取得した前記カフ圧と前記電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合の前記カフ圧と前記電池電圧との関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数を、前記カフの内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定する、血圧測定装置。

[請求項2] 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と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、

制御部とを有し、

前記制御部は、

前記圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定する決定手段と、

前記決定手段によって決定された振幅および周波数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と、

前記圧力検出部によって検出される前記カフ圧に基づいて血圧値を算出する血圧測定手段とを含み、

前記決定手段は、前記カフの内部の圧力を加圧する加圧過程において、必要な流量を前記カフに供給する場合に前記圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに前記圧電ポンプに流入する消費電流が最大となる制御周波数を決定し、

前記印加電圧制御手段は、前記所定電圧の振幅および前記決定手段によって決定された前記制御周波数を印加する、血圧測定装置。

[請求項3] 前記決定手段は、前記血圧測定手段によって前記血圧値が算出される前に決定された前記制御周波数を、前記加圧過程の初期制御周波数として決定する、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と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、

制御部とを有し、

前記制御部は、

前記圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定する決定手段と、

前記決定手段によって決定された振幅および周波数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と、

前記圧力検出部によって検出される前記カフ圧に基づいて血圧値を算出する血圧測定手段とを含み、

前記印加電圧制御手段は、所定電圧の振幅および前記決定手段によって決定された制御周波数を印加し、

前記決定手段は、前記圧電ポンプに印加する電圧を前記所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数を、前記カフの内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定する、血圧測定装置。

[請求項5] 前記印加電圧制御手段は、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、前記圧電ポンプに印加する電圧を変化させる場合、電圧の変化量に応じて前記初期制御周波数から変化させた周波数を印加する、請求項１、請求項３または請求項４に記載の血圧測定装置。

[請求項6] 前記決定手段は、今回の前記加圧過程の制御周波数を、次回の制御周波数の決定の開始時の制御周波数として決定する、請求項１から請求項４のいずれかに記載の血圧測定装置。

[請求項7] 血圧測定装置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と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、

制御部とを有し、

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振幅と周波数とを決定するステップと、

決定された振幅および周波数を前記圧電ポンプに印加するよう制

御するステップと、

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とを含み、

前記制御するステップは、所定電圧の振幅および決定された制御周波数を印加するステップを含み、

前記決定するステップは、前記圧電ポンプに印加する電圧を前記所定電圧にしたときの、制御周波数を変化させた場合の前記圧力検出部によって検出される前記カフ圧と電池電圧との関係を取得し、取得した前記カフ圧と前記電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合の前記カフ圧と前記電池電圧との関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数を、前記カフの内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定するステップを含む、前記血圧測定装置の制御方法。

[請求項8] 血圧測定装置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と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、

制御部とを有し、

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振幅と周波数とを決定するステップと、

決定された振幅および周波数を前記圧電ポンプに印加するよう制御するステップと、

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とを含み、

前記決定するステップは、前記カフの内部の圧力を加圧する加圧過程において、必要な流量を前記カフに供給する場合に前記圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに前記圧電ポンプに流入する消費電流が最大となる制御周波数を決定するステップを含み、

前記制御するステップは、前記所定電圧の振幅および決定された制御周波数を印加するステップを含む、前記血圧測定装置の制御方法。

[請求項9] 血圧測定装置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と、

前記カフの内部の圧力を加圧する圧電ポンプと、

前記カフの内部の圧力を減圧する減圧部と、

前記カフの内部の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、

制御部とを有し、

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振幅と周波数とを決定するステップと、

決定された振幅および周波数を前記圧電ポンプに印加するよう制御するステップと、

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とを含み、

前記制御するステップは、所定電圧の振幅および決定された制御周波数を印加するステップを含み、

前記決定するステップは、前記圧電ポンプに印加する電圧を前記所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数を、前記カフの内部の圧力を加圧する加圧過程の初期制御周波数として決定するステップを含む、前記血圧測定装置の制御方法。

[請求項10] 圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定する決定手段と、

前記決定手段によって決定された振幅および周波数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と、

前記圧電ポンプの吐出圧力を検出する圧力検出部によって検出される前記圧電ポンプの吐出圧力に基づいて血圧値を算出する血圧測定手段と、を備える制御装置であって、

前記印加電圧制御手段は、前記圧電ポンプを用いて加圧を行う加圧過程において、所定電圧の振幅および前記決定手段によって決定された制御周波数を印加し、

前記決定手段は、前記圧電ポンプに印加する電圧を前記所定電圧にしたときの、前記制御周波数を変化させた場合の前記圧力検出部によって検出される前記圧電ポンプの吐出圧力と電池電圧との関係を取得し、取得した前記圧電ポンプの吐出圧力と前記電池電圧との関係を示すグラフにおいて、制御周波数を変化させない場合の前記圧電ポンプの吐出圧力と前記電池電圧との関係を示すグラフに対して距離が大きい箇所の制御周波数を、前記加圧過程の初期制御周波数として決定する、血圧測定装置における制御装置。

[請求項11] 圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定する決定手段と、

前記決定手段によって決定された振幅および周波数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と、

前記圧電ポンプの吐出圧力を検出する圧力検出部によって検出される前記圧電ポンプの吐出圧力に基づいて血圧値を算出する血圧測定手段と、を備える制御装置であって、

前記決定手段は、前記圧電ポンプを用いて加圧を行う加圧過程において、必要な流量を前記圧電ポンプから吐出する場合に前記圧電ポンプに印加する電圧を所定電圧にしたときに前記圧電ポンプに流入する

消費電流が最大となる制御周波数を決定し、

前記印加電圧制御手段は、前記所定電圧の振幅および前記決定手段によって決定された前記制御周波数を印加する、血圧測定装置における制御装置。

[請求項12] 圧電ポンプに印加する電圧の振幅と周波数とを決定する決定手段と、

前記決定手段によって決定された振幅および周波数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と、

前記圧電ポンプの吐出圧力を検出する圧力検出部によって検出される前記圧電ポンプの吐出圧力に基づいて血圧値を算出する血圧測定手段と、を備える制御装置であって、

前記印加電圧制御手段は、前記圧電ポンプを用いて加圧を行う加圧過程において、所定電圧の振幅および前記決定手段によって決定された制御周波数を印加し、

前記決定手段は、前記圧電ポンプに印加する電圧を前記所定電圧にしたときに周波数を変化させながら電源電圧が最小となるときの制御周波数を、前記加圧過程の初期制御周波数として決定する、血圧測定装置における制御装置。

[請求項13] 前記決定手段は、前記初期制御周波数から、周波数が低くなる方向へと周波数を掃引する、請求項１０または請求項１２に記載の血圧測定装置における制御装置。

[請求項14] 前記決定手段は、前記加圧過程完了時の制御周波数を、次回の加圧過程の開始時の制御周波数として用いる、請求項１０から請求項１３のいずれかに記載の血圧測定装置における制御装置。

[請求項15] 前記決定手段は、電圧に応じて前記圧電ポンプの最適駆動周波数を求める駆動周波数決定手段を有する、請求項１０から請求項１４のいずれかに記載の血圧測定装置における制御装置。

[図1]

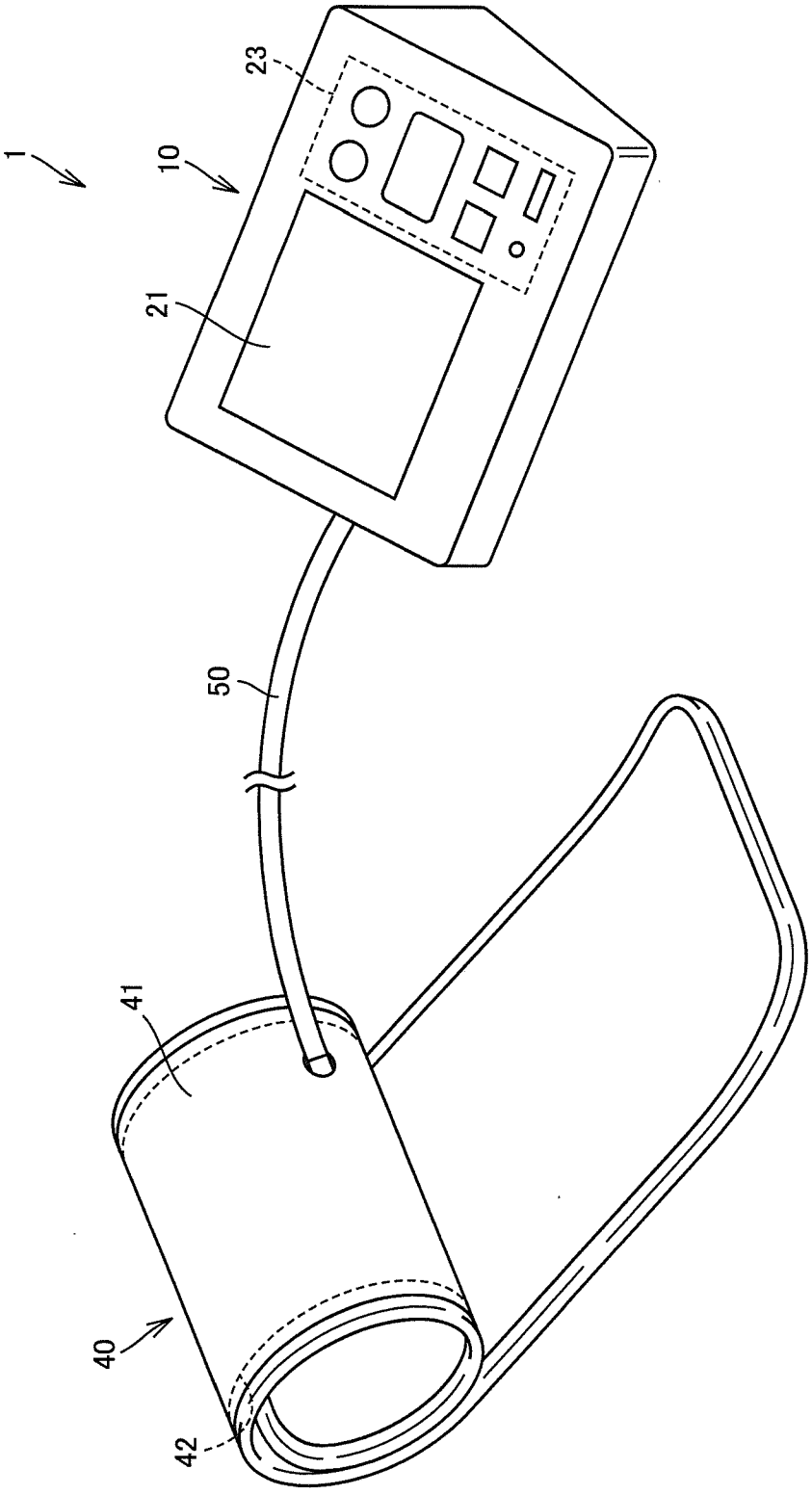


FIG.1

[図2]

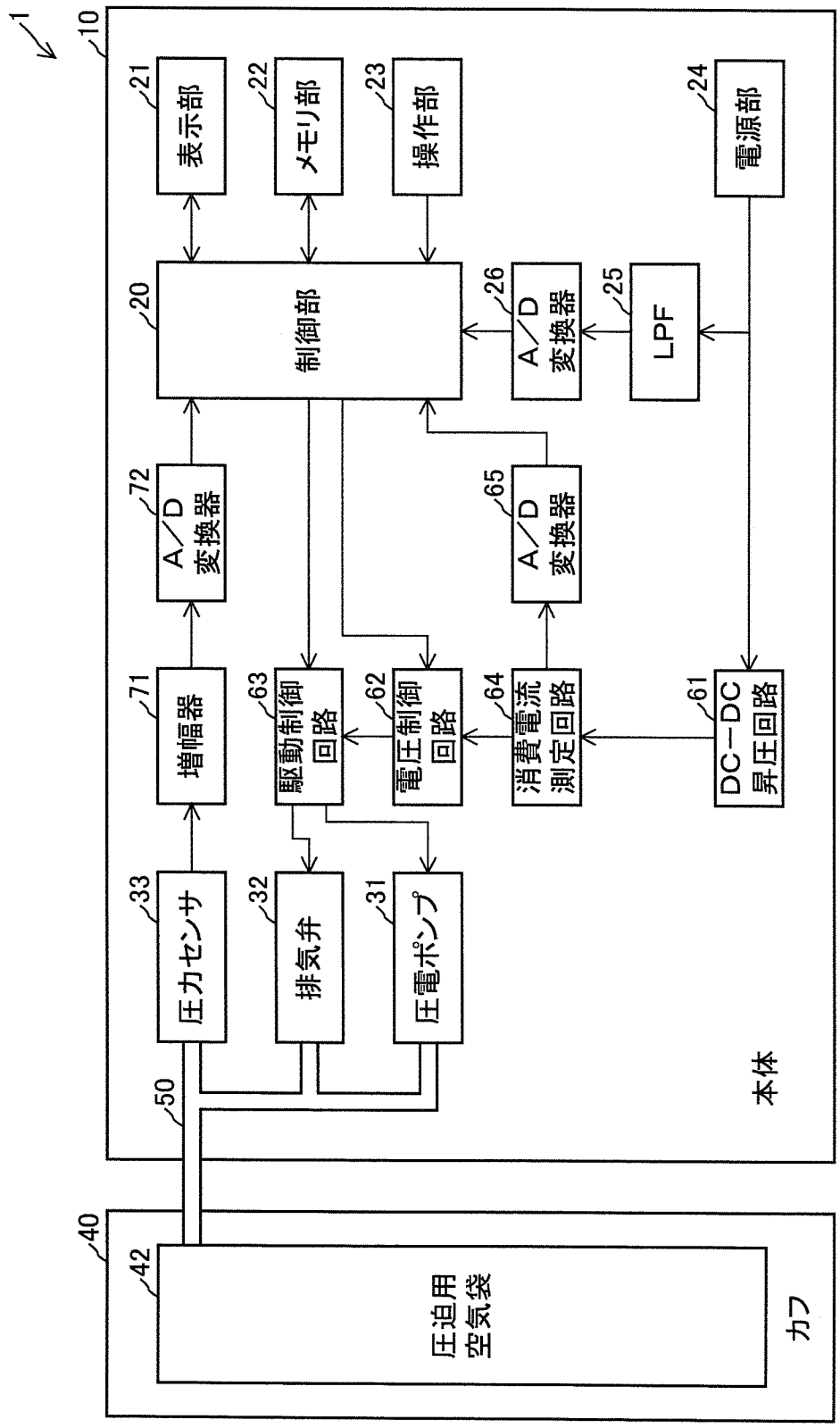
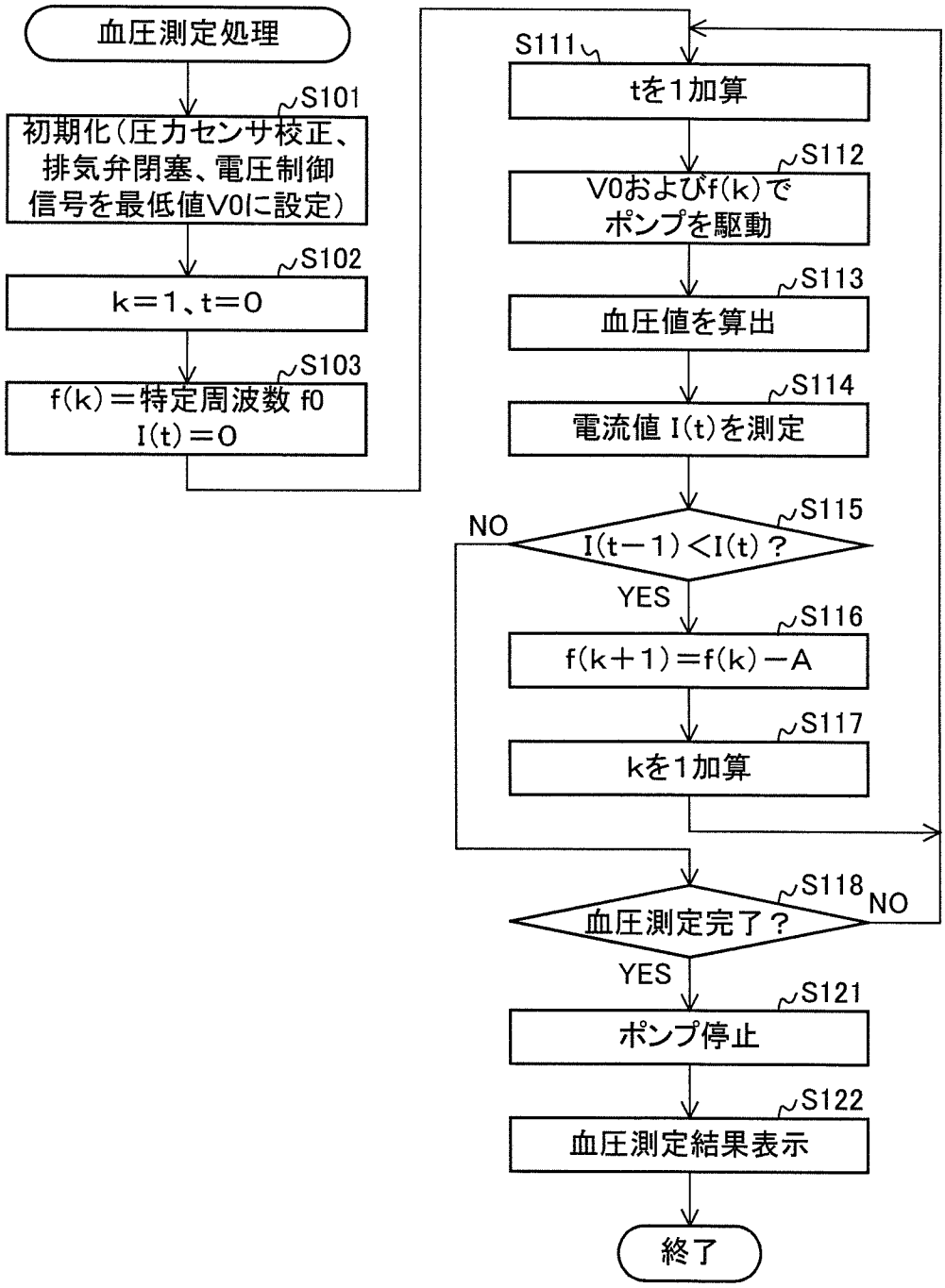

1
10
21
表示部
22
メモリ部
23
操作部
24
電源部
20
制御部
26
A／D
変換器
25
LPF
72
A／D
変換器
65
A／D
変換器
71
増幅器
63
駆動制御
回路
62
電圧制御
回路
64
消費電流
測定回路
61
DC－DC
昇圧回路
33
圧力センサ
32
排気弁
31
圧電ポンプ
50
本体
40
42
圧迫用
空気袋
カフ

FIG.2

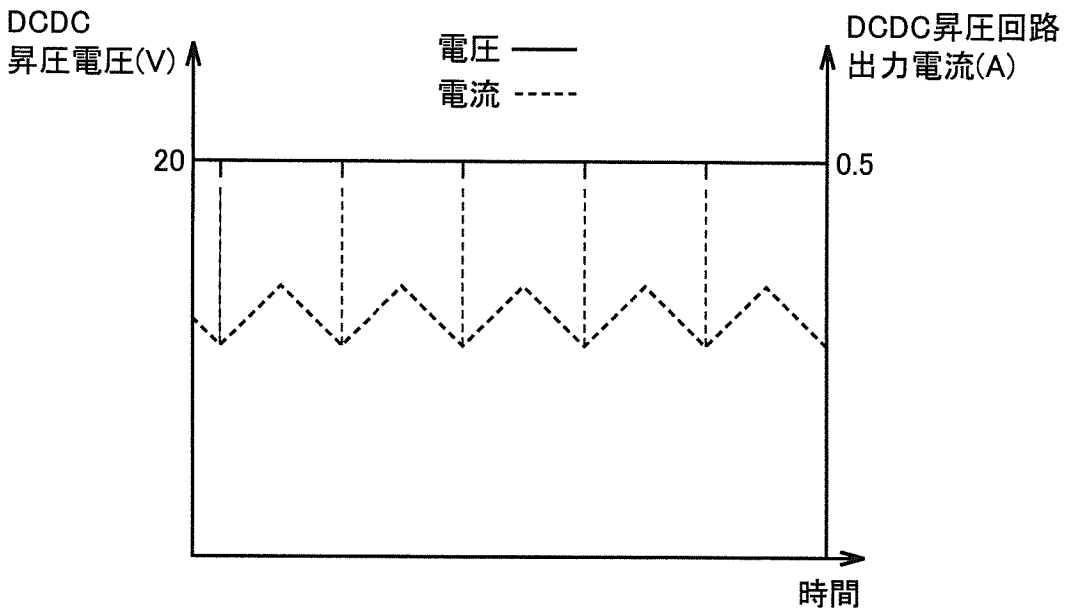
[図3]

FIG.3


血圧測定処理
S101
初期化(圧力センサ校正、排気弁閉塞、電圧制御信号を最低値V0に設定)
S102
k=1、t=0
S103
f(k)=特定周波数 f0
I(t)=0
S111
tを1加算
S112
V0およびf(k)でポンプを駆動
S113
血圧値を算出
S114
電流値 I(t)を測定
S115
I(t−1)<I(t)?
NO
YES
S116
f(k+1)=f(k)−A
S117
kを1加算
S118
血圧測定完了?
NO
YES
S121
ポンプ停止
S122
血圧測定結果表示
終了

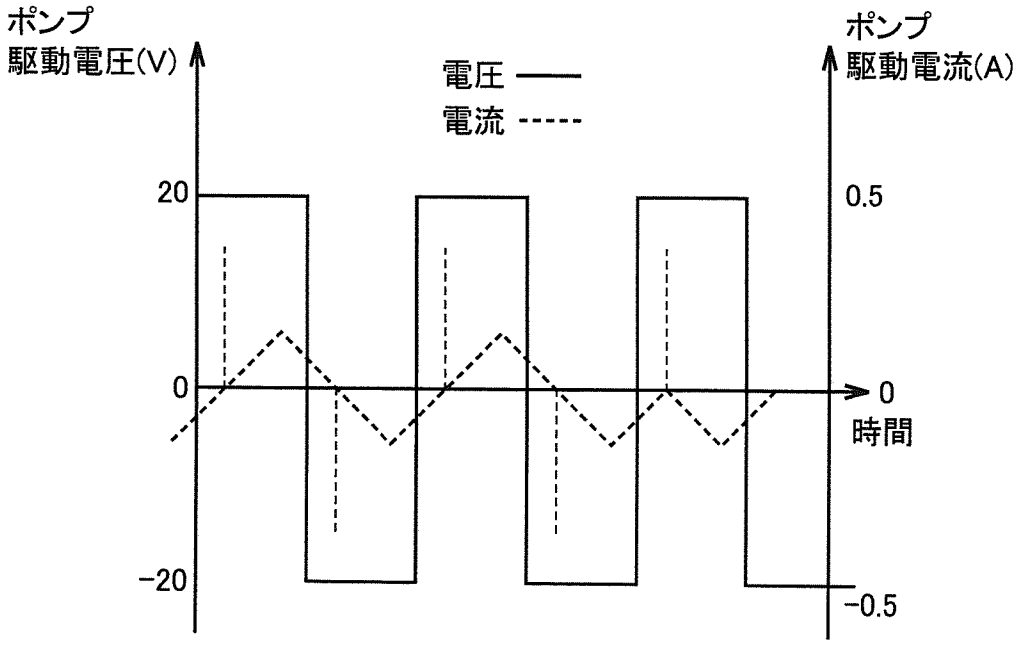
[図4]

FIG.4



[図5]

FIG.5



[図6]

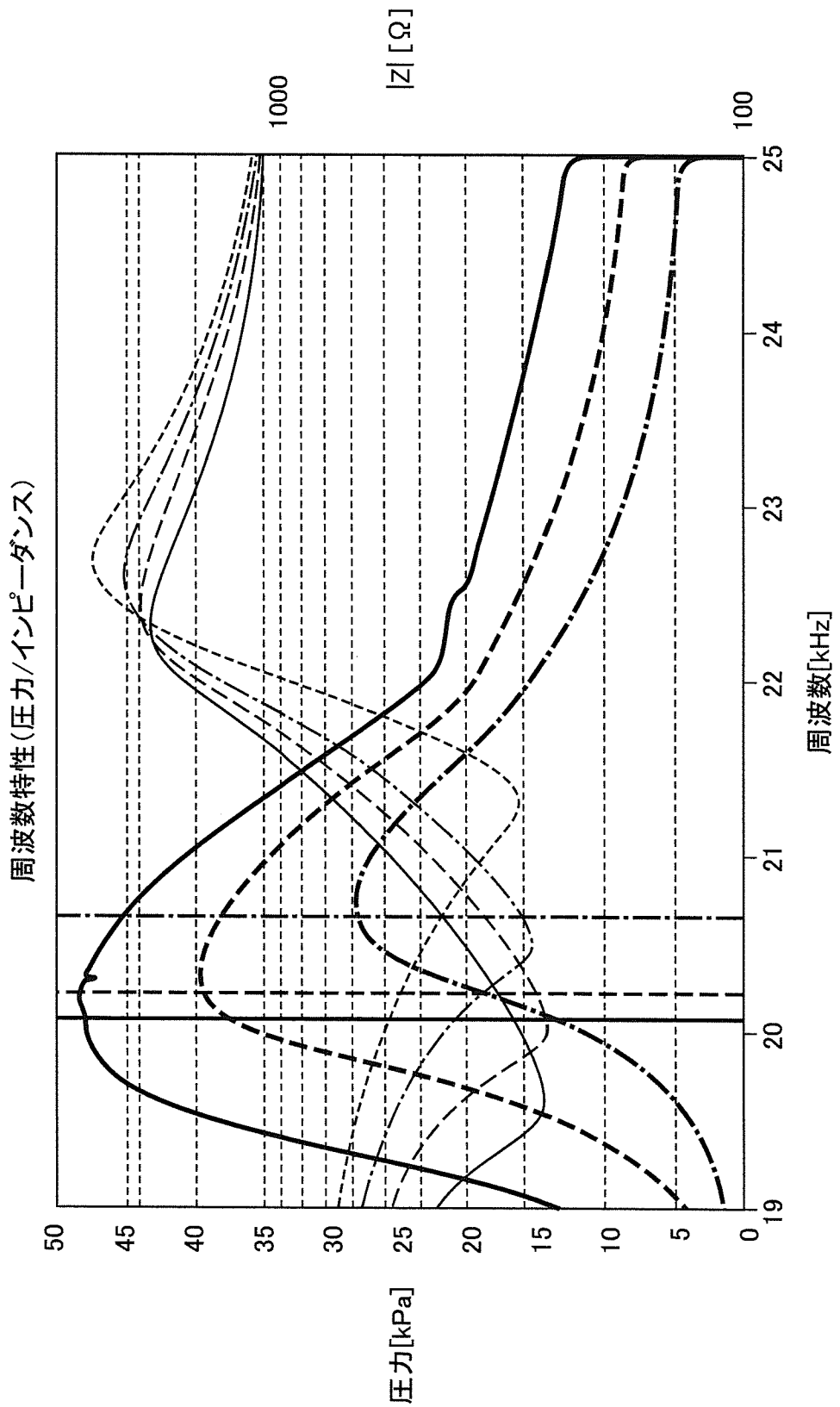

周波数特性(圧力/インピーダンス)
|Z| [Ω]
1000
100
周波数[kHz]
25
24
23
22
21
20
19
圧力[kPa]
50
45
40
35
30
25
20
15
10
5
0

FIG.6

[図7]

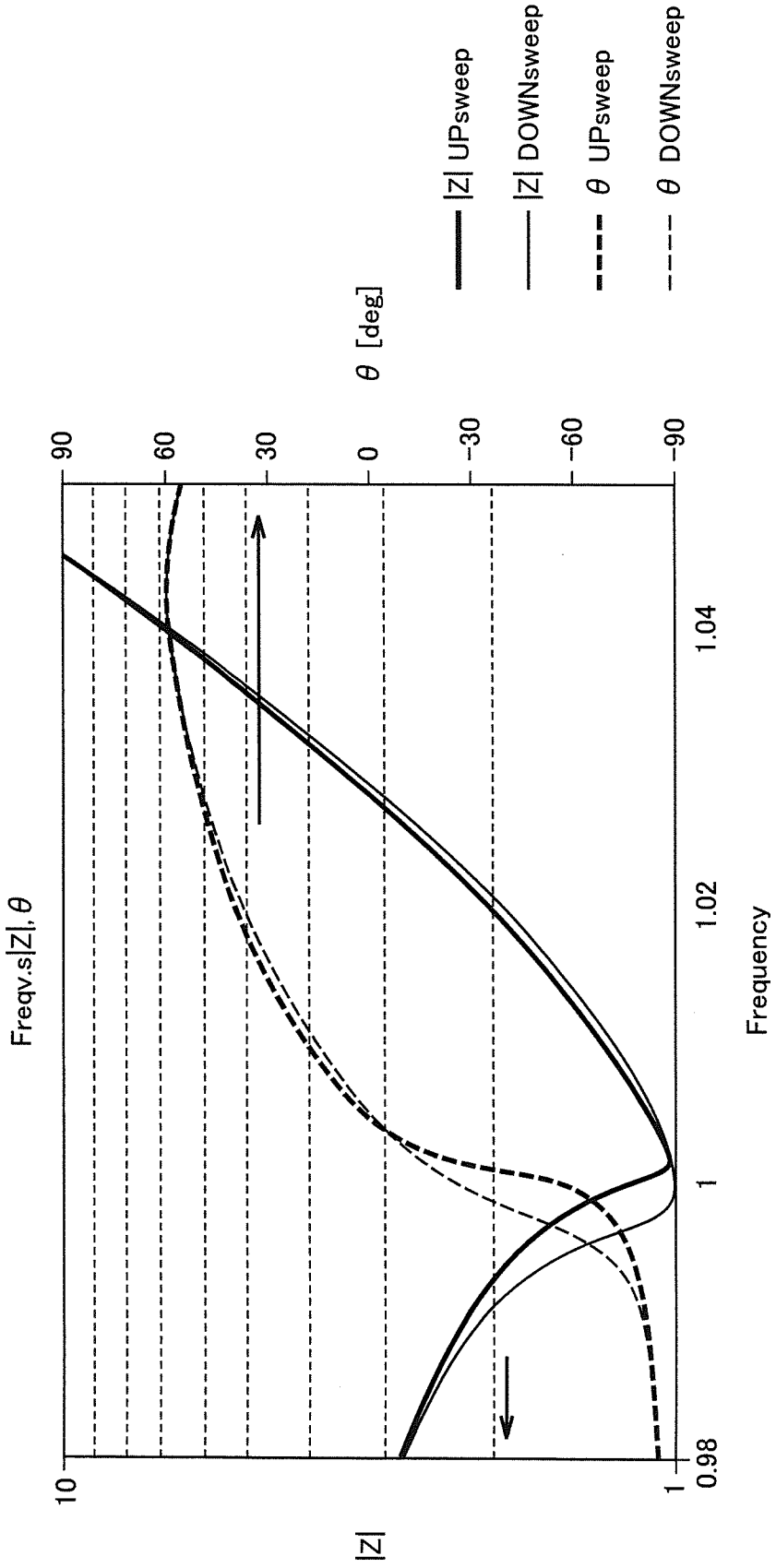
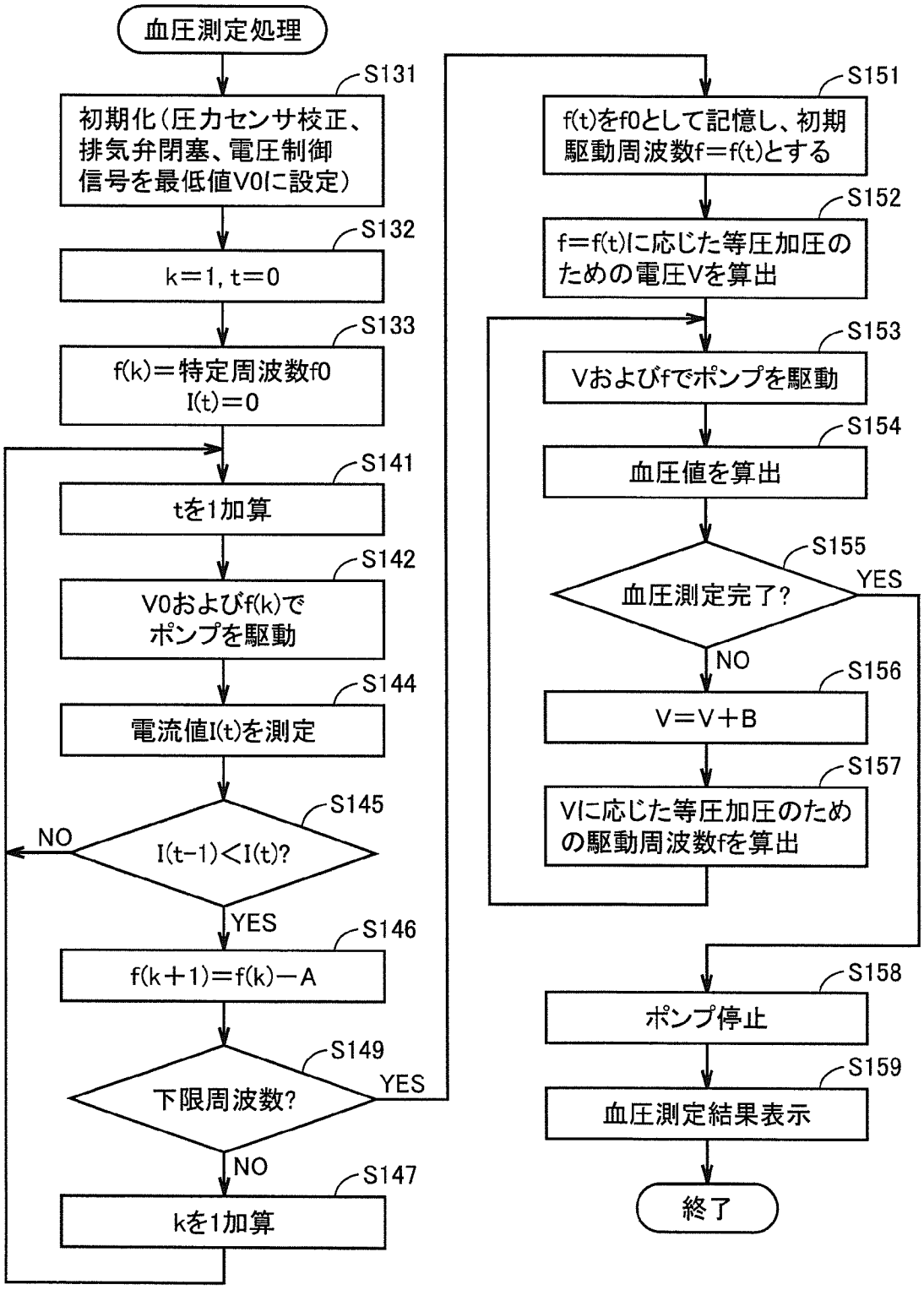

Freqv.s|Z|, θ
|Z|
θ [deg]
Frequency
|Z| UPsweep
|Z| DOWNsweep
θ UPsweep
θ DOWNsweep
10
1
90
60
30
0
-30
-60
-90
0.98
1
1.02
1.04

FIG.7

[図8]

FIG.8


血圧測定処理
S131
初期化（圧力センサ校正、排気弁閉塞、電圧制御信号を最低値V0に設定）
S132
k＝1, t＝0
S133
f(k)＝特定周波数f0
I(t)＝0
S141
tを1加算
S142
V0およびf(k)でポンプを駆動
S144
電流値I(t)を測定
S145
I(t-1)＜I(t)?
NO
YES
S146
f(k＋1)＝f(k)－A
S149
下限周波数?
YES
NO
S147
kを1加算
S151
f(t)をf0として記憶し、初期駆動周波数f＝f(t)とする
S152
f＝f(t)に応じた等圧加圧のための電圧Vを算出
S153
VおよびfでポンプをS駆動
S154
血圧値を算出
S155
血圧測定完了?
YES
NO
S156
V＝V＋B
S157
Vに応じた等圧加圧のための駆動周波数fを算出
S158
ポンプ停止
S159
血圧測定結果表示
終了

[図9]

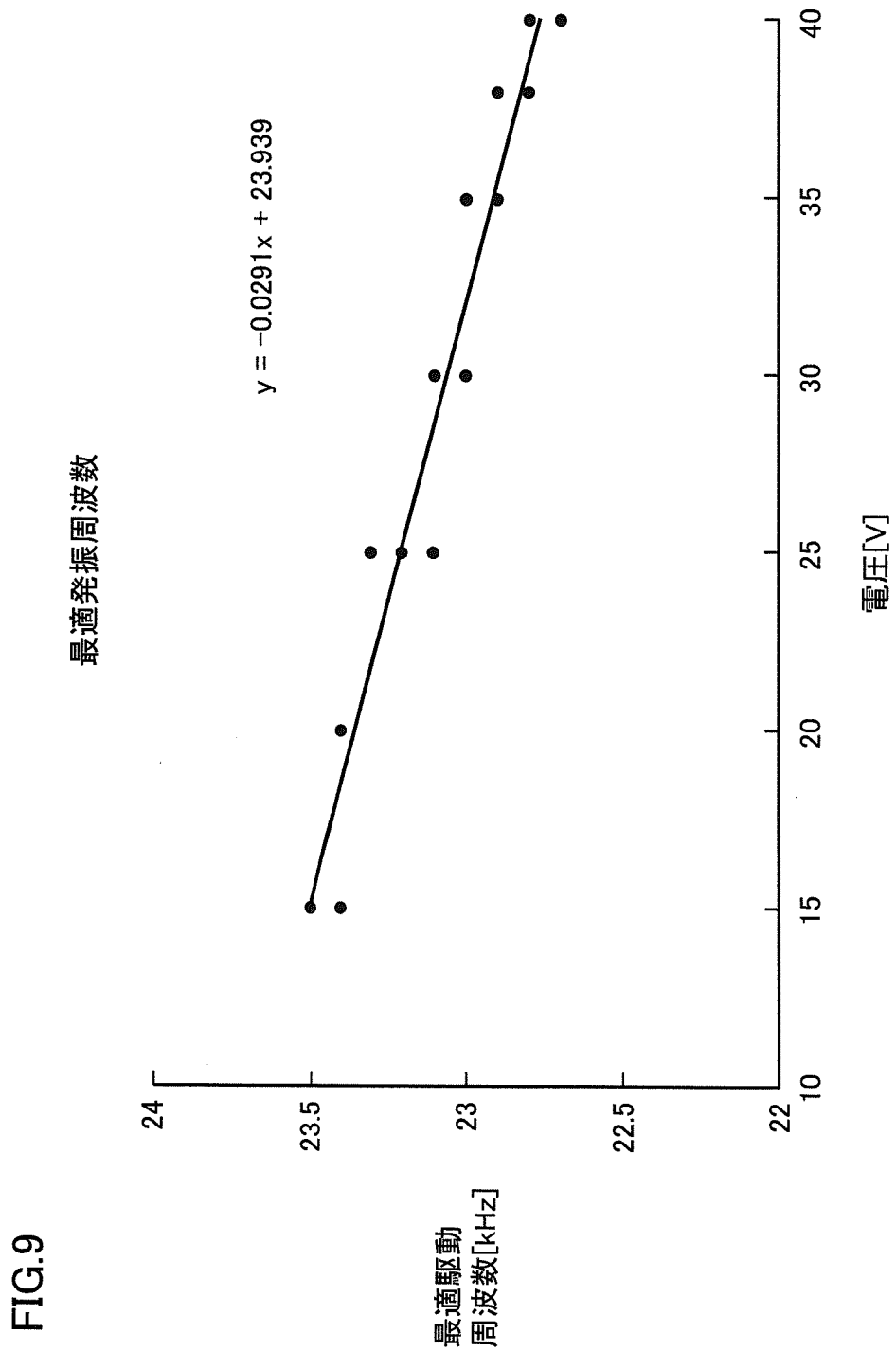
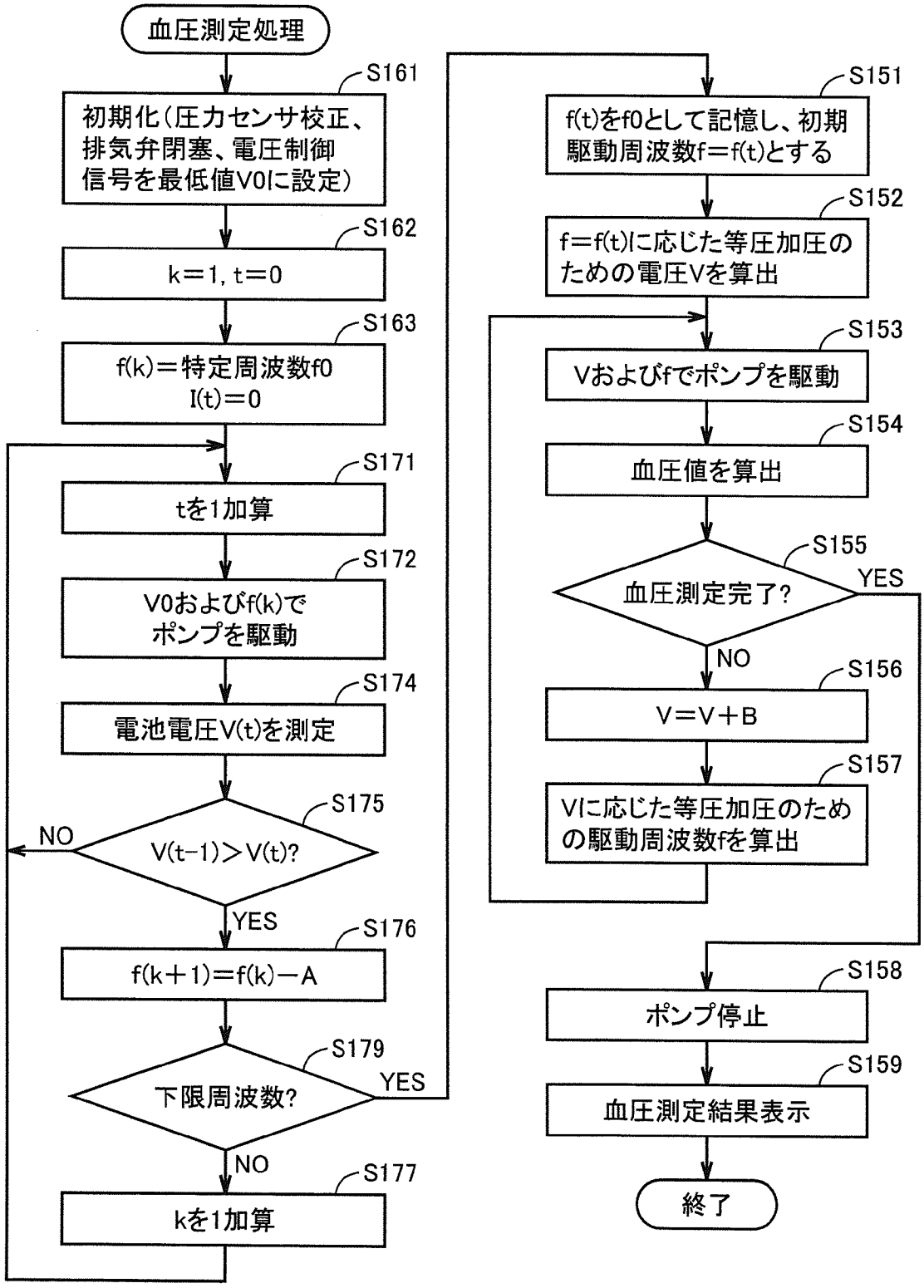

最適発振周波数
y = −0.0291x + 23.939
最適駆動
周波数[kHz]
24
23.5
23
22.5
22
10
15
20
25
30
35
40
電圧[V]

FIG.9

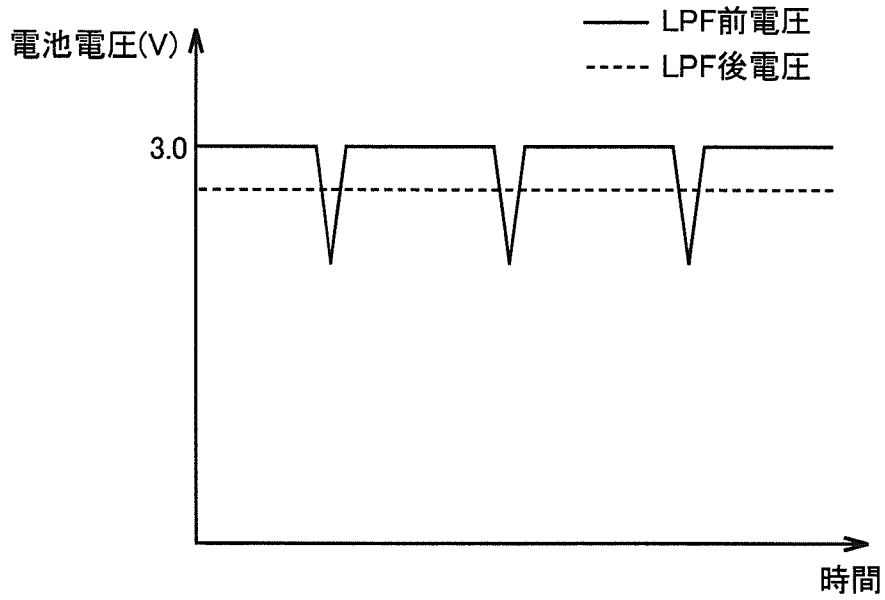
[図10]

FIG.10


血圧測定処理
S161
初期化（圧力センサ校正、排気弁閉塞、電圧制御信号を最低値V0に設定）
S162
k＝1, t＝0
S163
f(k)＝特定周波数f0
I(t)＝0
S171
tを1加算
S172
V0およびf(k)でポンプを駆動
S174
電池電圧V(t)を測定
S175
V(t-1)＞V(t)?
NO
YES
S176
f(k＋1)＝f(k)－A
S179
下限周波数?
YES
NO
S177
kを1加算
S151
f(t)をf0として記憶し、初期駆動周波数f＝f(t)とする
S152
f＝f(t)に応じた等圧加圧のための電圧Vを算出
S153
VおよびfでポンプをS駆動
S154
血圧値を算出
S155
血圧測定完了?
YES
NO
S156
V＝V＋B
S157
Vに応じた等圧加圧のための駆動周波数fを算出
S158
ポンプ停止
S159
血圧測定結果表示
終了

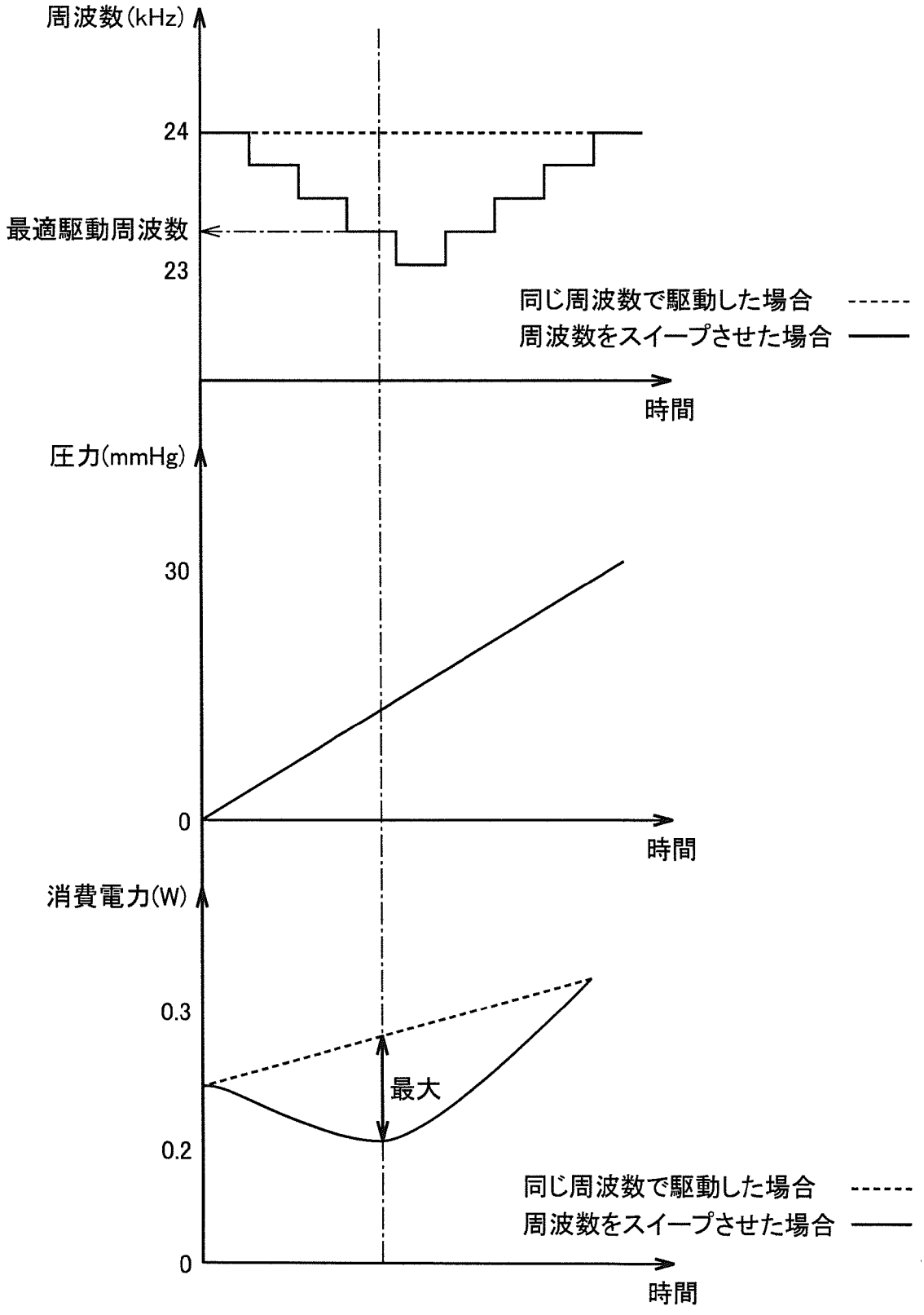
[図11]

FIG.11



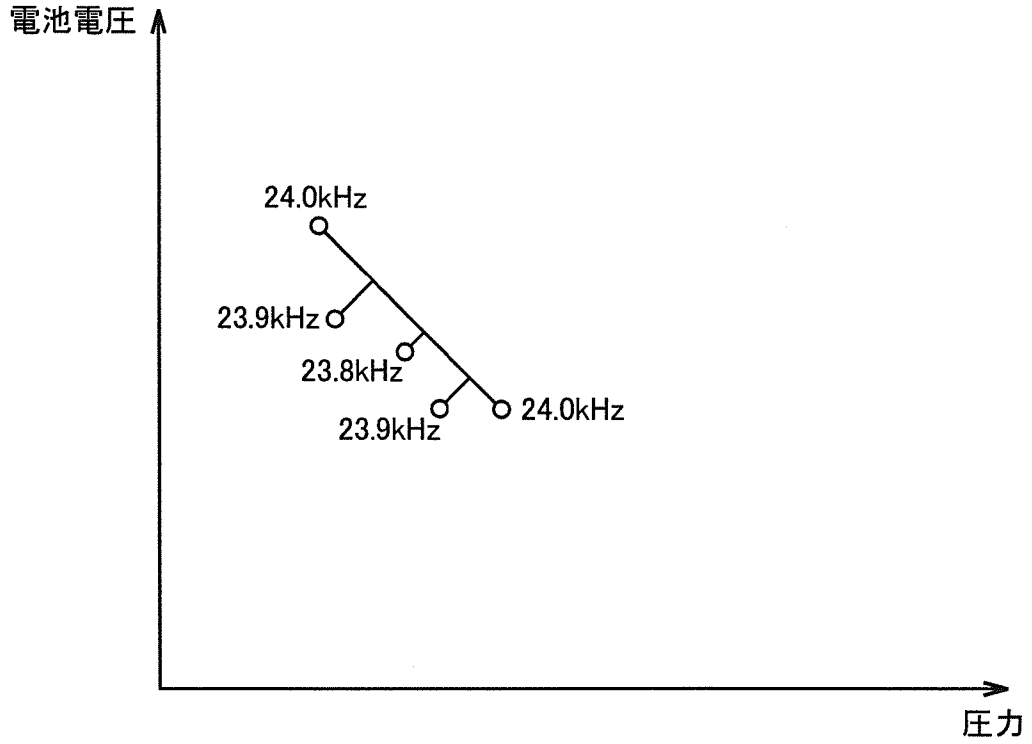
[図12]

FIG.12


周波数(kHz)
24
最適駆動周波数
23
同じ周波数で駆動した場合
周波数をスイープさせた場合
時間
圧力(mmHg)
30
0
時間
消費電力(W)
0.3
最大
0.2
同じ周波数で駆動した場合
周波数をスイープさせた場合
0
時間

[図13]

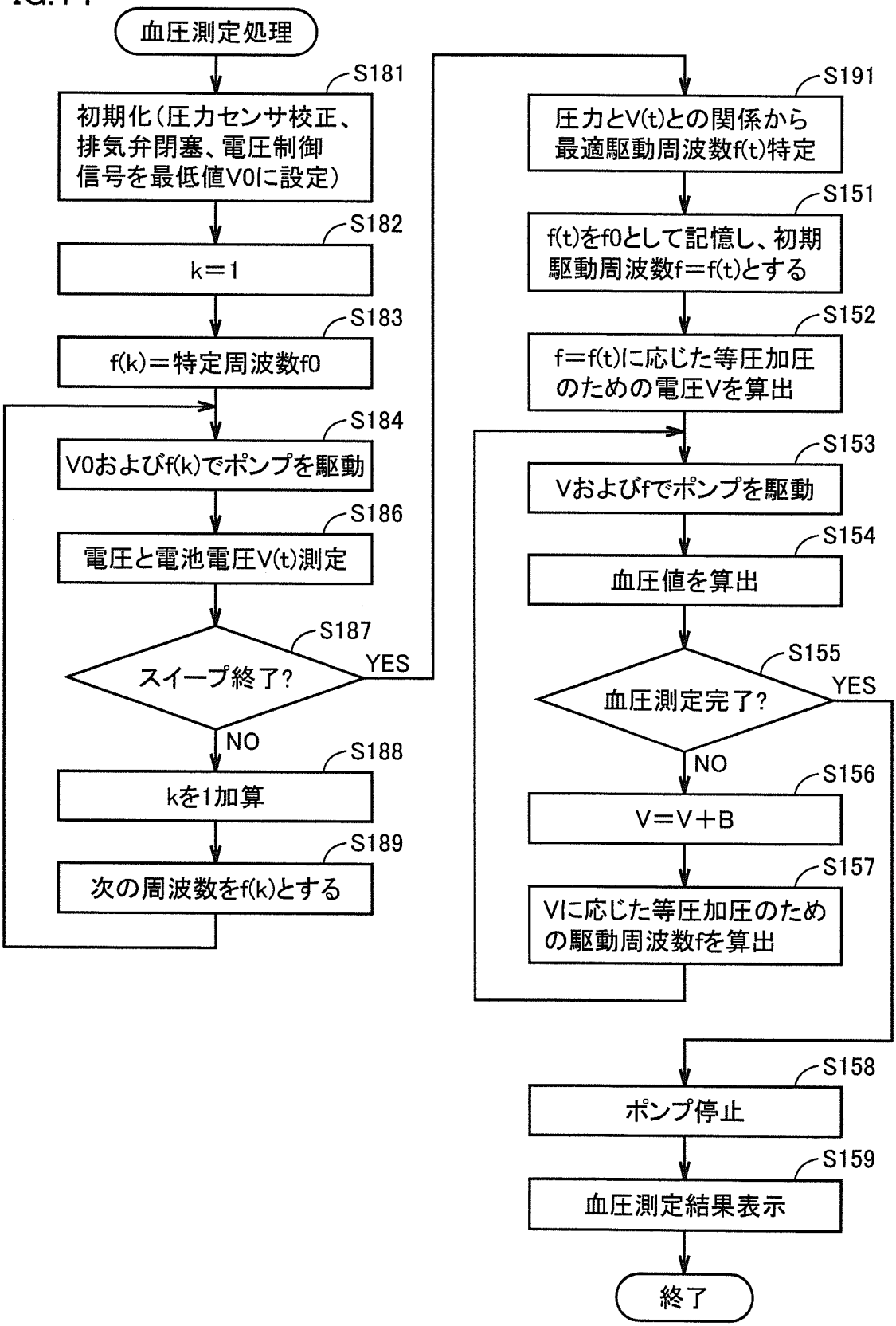
FIG.13



直線からのズレが一番大きい周波数を最適周波数とする

[図14]

FIG.14


血圧測定処理
S181
初期化（圧力センサ校正、排気弁閉塞、電圧制御信号を最低値V0に設定）
S182
k＝1
S183
f(k)＝特定周波数f0
S184
V0およびf(k)でポンプを駆動
S186
電圧と電池電圧V(t)測定
S187
スイープ終了?
YES
NO
S188
kを1加算
S189
次の周波数をf(k)とする
S191
圧力とV(t)との関係から最適駆動周波数f(t)特定
S151
f(t)をf0として記憶し、初期駆動周波数f＝f(t)とする
S152
f＝f(t)に応じた等圧加圧のための電圧Vを算出
S153
VおよびfでポンプをS駆動
S154
血圧値を算出
S155
血圧測定完了?
YES
NO
S156
V＝V＋B
S157
Vに応じた等圧加圧のための駆動周波数fを算出
S158
ポンプ停止
S159
血圧測定結果表示
終了

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/060317

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)
A61B5/02-5/03

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)
WPI

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2000-171320 A (Matsushita Electric Works, Ltd.), 23 June 2000 (23.06.2000), paragraphs [0001] to [0005], [0045]; fig. 23 & US 6164933 A & DE 19918694 A1	2-6,8,9, 11-15 1,7,10
Y A	JP 2009-89504 A (Murata Mfg. Co., Ltd.), 23 April 2009 (23.04.2009), abstract; paragraph [0028] (Family: none)	2-6,8,9, 11-15 1,7,10
A	JP 2007-49890 A (Samsung Electro-Mechanics Co., Ltd.), 22 February 2007 (22.02.2007), entire text; all drawings & US 2007/0029896 A1 & DE 102006030789 A & KR 10-2007-0017709 A & CN 1913323 A	1-15

☐ 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
02 July, 2013 (02.07.13)	09 July, 2013 (09.07.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／０６０３１７

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.　A61B5/02 - 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	１９７１－２０１３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）

WPI

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 2000-171320 A（松下電工株式会社）2000.06.23, 【０００１】～【０００５】、【００４５】、図２３	2-6,8,9,11-15
A	& US 6164933 A & DE 19918694 A1	1,7,10
Y	JP 2009-89504 A（株式会社村田製作所）2009.04.23, 【要約】、【００２８】	2-6,8,9,11-15
A	（ファミリーなし）	1,7,10

☑　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 ０２．０７．２０１３	国際調査報告の発送日 ０９．０７．２０１３
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　３６０６ 渡▲辺▼　純也 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 2007-49890 A (三星電機株式会社) 2007.02.22, 全文全図 & US 2007/0029896 A1 & DE 102006030789 A & KR 10-2007-0017709 A & CN 1913323 A	1-15