

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5998486号
(P5998486)

(45) 発行日 平成28年9月28日(2016.9.28)

(24) 登録日 平成28年9月9日(2016.9.9)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 5/0225 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 6 3 6 G

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 6 3 6 B

A 6 1 B 5/02 Z DM

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2012-6092(P2012-6092)

(22) 出願日

平成24年1月16日(2012.1.16)

(65) 公開番号

特開2013-144055(P2013-144055A)

(43) 公開日

平成25年7月25日(2013.7.25)

審査請求日

平成26年12月22日(2014.12.22)

(73) 特許権者 503246015

オムロンヘルスケア株式会社

京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地

(74) 代理人 110001195

特許業務法人深見特許事務所

(72) 発明者 山下 祐輝

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

(72) 発明者 小林 達矢

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

審査官 湯本 照基

最終頁に続く

(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

(57) 【特許請求の範囲】

【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とを含み、

前記決定手段は、前記圧電ポンプに印加する電圧の振幅を所定振幅とする第1の制御において印加する電圧の制御周波数として、前記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のポンプ効率を最大とする周波数を決定可能であるとともに、前記圧電ポンプに印加する電圧の周波数を所定周波数とする第2の制御において印加する電圧の制御振幅として、前記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ポンプ効率を最大とする振幅を決定可能であり、

10

20

前記印加電圧制御手段は、前記加圧過程の最初から途中の所定時までは、前記第1の制御を行なう一方、前記所定時から前記加圧過程の終了までは、前記第2の制御を行なう、、血压測定装置。

【請求項2】

血压測定装置の制御方法であつて、

前記血压測定装置は、

血压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压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、前記圧電ポンプに印加する電圧の振幅を所定振幅とする第1の制御において印加する電圧の制御周波数として、前記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のポンプ効率を最大とする周波数を決定するステップと、前記圧電ポンプに印加する電圧の周波数を所定周波数とする第2の制御において印加する電圧の制御振幅として、前記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ポンプ効率を最大とする振幅を決定するステップとを含み、

前記制御するステップは、前記加圧過程の最初から途中の所定時までは、前記第1の制御を行なうステップと、前記所定時から前記加圧過程の終了までは、前記第2の制御を行なうステップとを含む、前記血压測定装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、血压測定装置、および、血压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压の測定に適した血压測定装置、および、血压測定装置の制御方法に関する。

【背景技術】

【0002】

一般的な電子血压計としてオシロメトリック法を用いた電子血压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压計では、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、血压を算出する。カフを加圧しながら精度よく血压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。

【0003】

特許文献1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、電子血压計への応用が考えられる。また、特許文献2および特許文献3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】

しかしながら、このような高圧力でのポンプ駆動では圧電ポンプの消費電力が増大するため、電池交換なく血压測定できる回数が少なくなってしまう。このため、ポンプ本来の機械的効率改善が必要である。

10

20

30

40

50

【0005】

特許文献4では、ポンプ流量出力制御において、電流、電圧、Dutyなどで制御する方法が提案されている。

【先行技術文献】**【特許文献】****【0006】**

【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

【特許文献4】特開2006-129920号公報

10

【発明の概要】**【発明が解決しようとする課題】****【0007】**

しかしながら、特許文献4の技術では、ポンプ流量出力が同じでも、電圧および周波数によりポンプ電力効率が変化し、最大のポンプ電力効率にできない場合がある。

【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、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を用いて加圧する場合に、消費電力を減少させることができ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。

20

【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。決定部は、電圧を所定電圧として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のポンプ効率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の電圧を印加する第1の制御を行なう。

30

【0011】

好ましくは、決定部は、周波数を所定周波数として加圧過程において必要な流量をカフに供給する場合にポンプ効率が最大となる制御電圧を決定する。印加電圧制御部は、加圧過程の最初から途中の所定時までは、第1の制御を行ない、所定時から加圧過程の終了までは、所定周波数および決定部によって決定された制御電圧を印加する第2の制御を行なう。

40

【0012】

この発明の他の局面によれば、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。

【0013】

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。決定部は、周波数を所

50

定周波数として加圧過程において必要な流量をカフに供給する場合にポンプ効率が最大となる制御電圧を決定する。印加電圧制御部は、所定周波数および決定部によって決定された制御電圧を印加する第2の制御を行なう。

【0014】

好ましくは、決定部は、電圧を所定電圧として加圧過程において必要な流量をカフに供給する場合にポンプ効率が最大となる制御周波数を決定する。印加電圧制御部は、加圧過程の最初から途中の所定時までは、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の電圧を印加する第1の制御を行ない、所定時から加圧過程の終了までは、第2の制御を行なう。

【0015】

さらに好ましくは、所定時は、カフ圧が所定圧力になったときであり、所定圧力は、必要な流量ごとに予め定められ、必要な流量は、カフの大きさ、測定部位の大きさ、測定部位へのカフの装着状況に基づいて予め定められる。

【0016】

この発明のさらに他の局面によれば、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。

【0017】

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。決定するステップは、電圧を所定電圧として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のポンプ効率が最大となる制御周波数を決定するステップを含む。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の電圧を印加する第1の制御を行なうステップを含む。

【発明の効果】

【0018】

この発明に従えば、血圧測定装置によって、圧電ポンプ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の電圧が圧電ポンプに印加されるよう制御され、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。電圧を所定電圧として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のポンプ効率が最大となる制御周波数が決定される。所定電圧の振幅および決定された制御周波数の電圧を印加する第1の制御が行なわれる。

【0019】

このため、加圧過程において必要な流量をカフに供給する場合に電圧を所定電圧として圧電ポンプのポンプ効率が最大となる制御周波数と所定電圧とで圧電ポンプが駆動されるので、他の制御周波数および所定電圧で圧電ポンプを駆動する場合と比較して、消費電力を減少させることができる。その結果、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を用いて加圧する場合に、消費電力を減少させることができ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】圧電ポンプに印加する電圧を変化させたときのポンプ効率を示すグラフである。

【図4】電圧値に対して圧電ポンプが最大流量を出せる周波数を示すグラフである。

【図5】圧電ポンプに印加する電圧が35Vのときのポンプ効率を示すグラフである。

【図6】等速加圧制御において印加する電圧を制御する場合の圧電ポンプのポンプ効率の

10

20

30

40

50

変化を説明するための図である。

【図7】等速加圧制御において印加する電圧の駆動周波数を制御する場合の圧電ポンプのポンプ効率の変化を説明するための図である。

【図8】周波数制御および電圧制御の場合のポンプ効率ならびに印加する電圧および駆動周波数の比較を示す図である。

【図9】こ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。10

【0022】

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。

【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。20

【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、D C - D C 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。30

【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。40

【0027】

制御部20は、たとえばC P U (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L C D (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】

50

メモリ部 22 は、たとえば R O M (Read-Only Memory) や R A M (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手段である。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

10

【 0 0 3 2 】

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、この血圧情報取得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。

【 0 0 3 3 】

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。

20

【 0 0 3 4 】

D C - D C 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。

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

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。

30

【 0 0 3 7 】

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。

40

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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

50

タル信号を制御部 20 に入力する。

【0040】

図 3 は、圧電ポンプ 31 に印加する電圧を変化させたときのポンプ効率を示すグラフである。図 4 は、電圧値に対して圧電ポンプ 31 が最大流量を出せる周波数を示すグラフである。ポンプ効率は、ポンプへの入力に対する出力の比率を示し、ポンプ効率(%) = 圧力(ゲージ圧) × 流量 / 消費電力の式で算出される。

【0041】

図 3 を参照して、これらのグラフは、圧電ポンプ 31 に印加する電圧を、それぞれ、10V、25V、30V、35V、38Vとした場合の、カフ 40 を加圧するときのカフ圧の上昇に伴なうポンプ効率の変化を示す。

10

【0042】

また、図 4 を参照して、電圧を、それぞれ、10V、25V、30V、35V、38V とするときに、最大流量を出せる周波数が、それぞれ、23.30kHz、22.95kHz、22.85kHz、22.8kHz、22.65kHz 程度の値であることが示される。図 3 において、それぞれの電圧とするときに、図 4 で示される周波数で、圧電ポンプ 31 を駆動することとする。

【0043】

このように、いずれの電圧においても、カフ圧の上昇の途中で、ポンプ効率が、最大となり、その後、減少する。また、電圧が高いほど、ポンプ効率が最大となるときのカフ圧が高くなる。また、電圧が高いほど、ポンプ効率が最大となるときのポンプ効率が高くなる。

20

【0044】

図 5 は、圧電ポンプ 31 に印加する電圧が 35V のときのポンプ効率を示すグラフである。図 5 を参照して、圧電ポンプ 31 に印加する電圧を 35V としたときに、カフ 40 を加圧するときのカフ圧の上昇に伴なうポンプ効率は、最大流量を出せる最適周波数である 22.8kHz のときよりも、23.8kHz のときの方が、20% 以上向上する。カフ圧が 150mmHg に達するまでは、この周波数 $f_0 = 23.8\text{ kHz}$ がポンプ効率を最適にする周波数となる。

【0045】

このように、カフ圧の範囲によって、ポンプ効率が最適となる電圧および駆動周波数が異なる。このため、カフ圧の範囲に応じて、ポンプに印加する電圧および駆動周波数を制御することが考えられる。

30

【0046】

図 6 は、等速加圧制御において印加する電圧を制御する場合の圧電ポンプ 31 のポンプ効率の変化を説明するための図である。図 6 を参照して、血圧計 1 において血圧を測定するためには、カフを等速加圧する必要がある。このため、図 6(A) で示すように、カフ圧 P (mmHg) を 200mmHg まで等速で加圧する場合についてのポンプ効率の変化を説明する。

【0047】

図 6(B) で示すように、カフの巻き具合および腕周が定まるとき、図 6(A) で示すようにカフ圧 P を等速加圧させるために必要な流量 Q_t (mL/min) を定めることができる。このように、なだらかに流量 Q_t を減少させることによって、カフ圧 P を等速加圧させることができる。

40

【0048】

次に、図 6(C) で示すように、図 6(B) で示した流量 Q_t を圧電ポンプ 31 から吐出させるためには、電圧を制御する場合は、電圧 V_{o2} をポンプの電圧 - 流量特性を元に増加させればよい。なお、駆動周波数 f_{o2} は、電圧 V_{o2} の値に対して圧電ポンプ 31 が最大流量を吐出することができる周波数であり、図 4 で示したグラフに基づき求めることができる。

【0049】

50

図6(D)で示すように、図6(C)で示した電圧 V_{o2} および駆動周波数 f_{o2} で圧電ポンプ31を駆動することによるポンプ効率 η_2 (%)は、加圧の時間の経過とともに上昇した後、下降する。

【0050】

図7は、等速加圧制御において印加する電圧の駆動周波数を制御する場合の圧電ポンプ31のポンプ効率の変化を説明するための図である。図7を参照して、図7(A)および図7(B)は、それぞれ、図6(A)および図6(B)と同一である。

【0051】

図7(C)で示すように、図7(B)で示した流量 Q_t を圧電ポンプ31から吐出させるためには、駆動周波数を制御し、一定の電圧 V_{o1} を印加する場合は、駆動周波数 f_{o1} をポンプの電圧・流量特性を元に減少させればよい。なお、本実施の形態においては、印加する電圧 V_{o1} は、一定値とするが、これに限定されず、一定の変化をさせててもよい。

10

【0052】

図7(D)で示すように、図7(C)で示した電圧 V_{o1} および駆動周波数 f_{o1} で圧電ポンプ31を駆動することによるポンプ効率 η_1 (%)は、印加する電圧を制御する図6(D)の場合と同様、加圧の時間の経過とともに上昇した後、下降する。

【0053】

図8は、周波数制御および電圧制御の場合のポンプ効率ならびに印加する電圧および駆動周波数の比較を示す図である。図8(A)を参照して、周波数制御および電圧制御の場合のそれぞれのポンプ効率 η_1 , η_2 は、カフ圧 $P = P_1 (= 150 \text{ mmHg})$ のときに交差する。つまり、カフ圧が P_1 より小さいときは、周波数制御の場合の方がポンプ効率の値が高い。一方、カフ圧が P_1 より大きいときは、電圧制御の場合の方がポンプ効率の値が高い。

20

【0054】

このため、図8(B)で示すように、カフ圧が P_1 より小さいときは、一定の電圧 V_{o1} を印加して駆動周波数 f_{o1} を制御し、カフ圧が P_1 より大きいときは、印加する電圧 V_{o2} を制御して、電圧 V_{o2} に応じて最大流量を吐出可能な駆動周波数 f_{o2} とする。

【0055】

これにより、カフ圧が P_1 より小さいときは、電圧制御の場合のポンプ効率 η_2 よりも高いポンプ効率 η_1 の周波数制御で圧電ポンプ31を駆動することができるとともに、カフ圧が P_1 より大きいときは、周波数制御の場合のポンプ効率 η_1 よりも高いポンプ効率 η_2 の電圧制御で圧電ポンプ31を駆動することができる。

30

【0056】

図9は、こ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9を参照して、まず、ステップS101で、血圧計1の制御部20は、カフ40の巻き具合および腕周を測定する。具体的には、カフ40に圧力が掛かっていない状態から、所定の流量をカフに流すよう圧電ポンプ31を制御して初期加圧を行ない、そのときの加圧速度を測定し、その測定された加圧速度に応じて巻き具合および腕周を推定する。この方法としては、たとえば、国際公開第2010/089917号に開示されている方法を用いることができる。

40

【0057】

次に、ステップS102で、制御部20は、ステップS101で測定したカフ40の巻き具合および腕周に基づいて、カフ40の等速加圧に必要な流量 Q_t を算出する。具体的には、図6(B)および図7(B)で示したグラフを示すデータが、複数のカフ40の巻き具合および腕周の組合せごとに、予め、血圧計1のメモリ部22に記憶されており、測定された巻き具合および腕周の組合せに対応する必要な流量 Q_t のグラフを示すデータがメモリ部22から読み出される。

【0058】

ステップS111では、制御部20は、圧力センサ33で検出され、增幅器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が、図8

50

で説明した P1未満であるか否かを判断する。

【0059】

カフ圧が P1未満であると判断した場合(ステップ S111 で YES と判断した場合)、ステップ S112 で、制御部 20 は、図 7 で説明したように、一定の電圧値 V_{o1} に対して、必要流量 Q_t および現在のカフ圧より、周波数制御のための駆動周波数 f_{o1} を算出する。

【0060】

一方、カフ圧が P1未満でないと判断した場合(ステップ S111 で NO と判断した場合)、ステップ S113 で、制御部 20 は、図 6 で説明したように、所定の駆動周波数 f_{o2} に対して、必要流量 Q_t および現在のカフ圧より、電圧制御のための電圧 V_{o2} を算出する。10

【0061】

そして、ステップ S114 で、制御部 20 は、ステップ S112 またはステップ S113 で求められた電圧および駆動周波数で圧電ポンプ 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。

【0062】

次に、ステップ S115 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。20

【0063】

そして、ステップ S116 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 S116 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。

【0064】

一方、血圧測定が完了したと判断した場合(ステップ S116 で YES と判断した場合)、ステップ S117 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。

【0065】

次に、ステップ S118 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。30

【0066】

このように血圧測定処理を実行することによって、図 8 で示したように、等速加圧ができるように圧電ポンプ 31 を制御できるとともに、等速加圧の全加圧過程においてポンプ効率がよくなるように圧電ポンプ 31 を制御することができる。

【0067】

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。

【0068】

(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空気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。40

【0069】

制御部 20 は、図 9 のステップ S112 およびステップ S113 で示したように、圧電ポンプ 31 に印加する電圧の振幅と周波数とを決定し、ステップ S114 で示したように、決定された振幅および周波数の電圧を圧電ポンプ 31 に印加するよう制御し、ステップ S115 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、ステップ S112 およびステップ S114 で示したように、電圧を所定電圧 V_{o1} として加圧過程にお50

いて必要な流量 Q_t をカフ 40 に供給する場合に圧電ポンプ 31 のポンプ効率が最大となる制御周波数 f_{o1} を決定し、所定電圧の振幅 V_{o1} および決定された制御周波数 f_{o1} の電圧を印加する第 1 の制御を行なう。

【0070】

このため、加圧過程において必要な流量 Q_t をカフ 40 に供給する場合に電圧を所定電圧 V_{o1} として圧電ポンプ 31 のポンプ効率が最大となる制御周波数 f_{o1} と所定電圧 V_{o1} とで圧電ポンプ 31 が駆動されるので、他の制御周波数および所定電圧で圧電ポンプを駆動する場合と比較して、消費電力を減少させることができる。その結果、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、消費電力を減少させることができる。

10

【0071】

(2) また、制御部 20 は、図 9 のステップ S 113 およびステップ S 114 で示したように、周波数を所定周波数 f_{o2} として加圧過程において必要な流量 Q_t をカフ 40 に供給する場合にポンプ効率が最大となる制御電圧 V_{o2} を決定し、加圧過程の最初から途中の所定時までは、前述の第 1 の制御を行ない、所定時から加圧過程の終了までは、所定周波数 f_{o2} および決定された制御電圧 V_{o2} を印加する第 2 の制御を行なう。

【0072】

このため、加圧過程において必要な流量 Q_t をカフ 40 に供給する場合に周波数を所定周波数 f_{o2} として圧電ポンプ 31 のポンプ効率が最大となる制御電圧 V_{o2} と所定周波数 f_{o2} とで圧電ポンプ 31 が駆動されるので、他の制御周波数および所定電圧で圧電ポンプを駆動する場合と比較して、消費電力を減少させることができる。その結果、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、消費電力を減少させることができる。

20

【0073】

(3) 前述の第 1 の制御を行なわずに、前述の第 2 の制御を行なうようにしてもよい。このようにしても、前述の(2)で示した効果と同様の効果が奏される。

【0074】

(4) さらに、所定時は、カフ圧が、図 8 で示した所定圧力 P_1 になったときであり、所定圧力 P_1 は、必要な流量 Q_t ごとに予め定められ、必要な流量 Q_t は、カフ 40 の大きさ、測定部位である腕周の大きさ、測定部位へのカフ 40 の装着状況に基づいて予め定められる。

30

【0075】

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。

【0076】

(2) 前述した実施の形態においては、測定部位の大きさが腕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、測定部位が手首である場合は、手首周となる。

40

【0077】

(3) 前述した実施の形態においては、図 9 のステップ S 111、ステップ S 112 およびステップ S 114 ならびに図 8 で説明したように、カフ圧が P_1 未満の場合は、一定の電圧値 V_{o1} に対して駆動周波数 f_{o1} を変化させて周波数制御を行なうようにした。

【0078】

しかし、これに限定されず、カフ圧が P_1 未満の場合は、所定の変化をする（たとえば、増加または減少する変化をする）電圧値 V_{o1} に対して駆動周波数 f_{o1} を変化させて周波数制御を行なうようにしてもよい。

【0079】

50

(4) 前述した実施の形態においては、図9のステップS111、ステップS113およびステップS114ならびに図8で説明したように、カフ圧がP1以上である場合は、所定の変化をする（たとえば、減少する変化をする）駆動周波数f_{o2}に対して電圧値V_{o2}を変化させて電圧制御を行なうようにした。

【0080】

しかし、これに限定されず、カフ圧がP1以上の場合は、一定値の駆動周波数f_{o1}、または、所定の変化をする（たとえば、増加する変化をする）駆動周波数f_{o1}に対して電圧値V_{o1}を変化させて電圧制御を行なうようにしてもよい。

【0081】

(5) 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。

【0082】

(6) 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、特許請求の範囲によって示され、特許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】

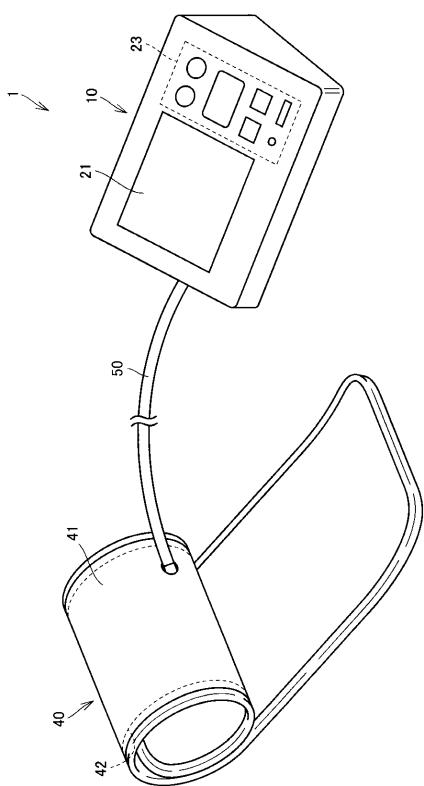
【0083】

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 A/D変換器。

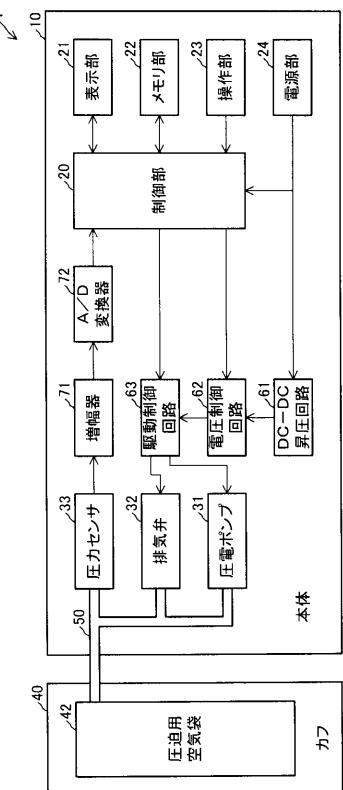
10

20

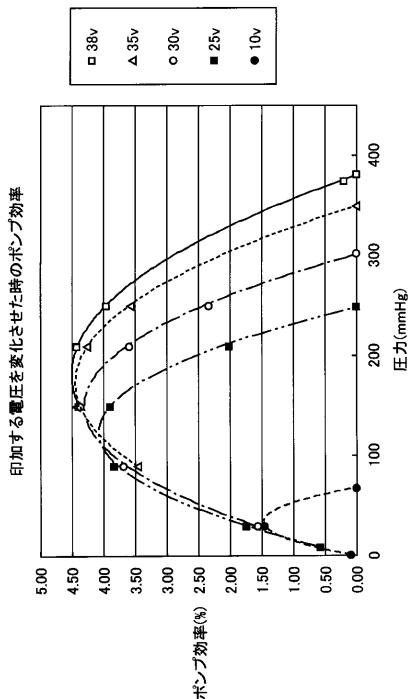
【図1】



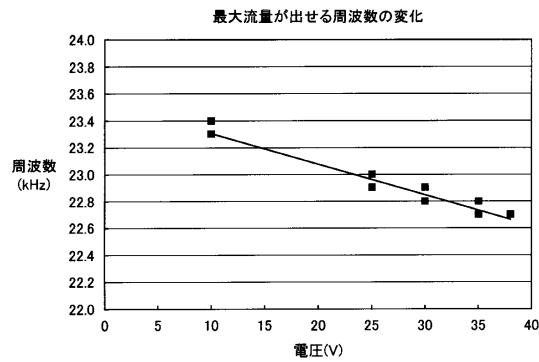
【図2】



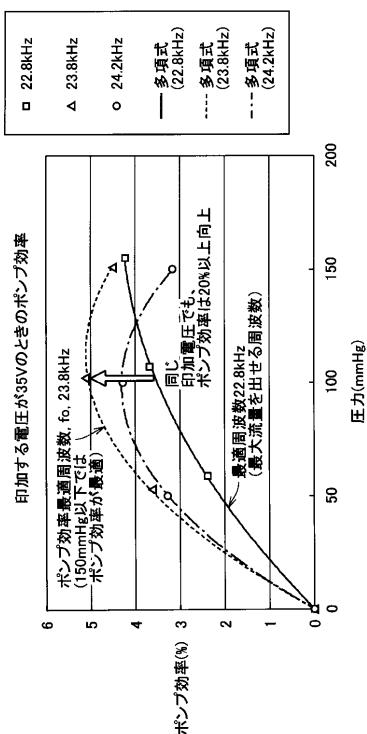
【図3】



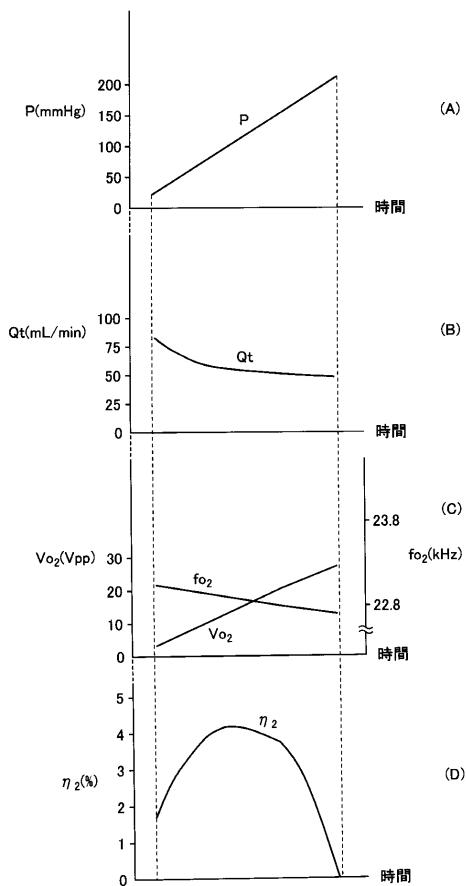
【図4】



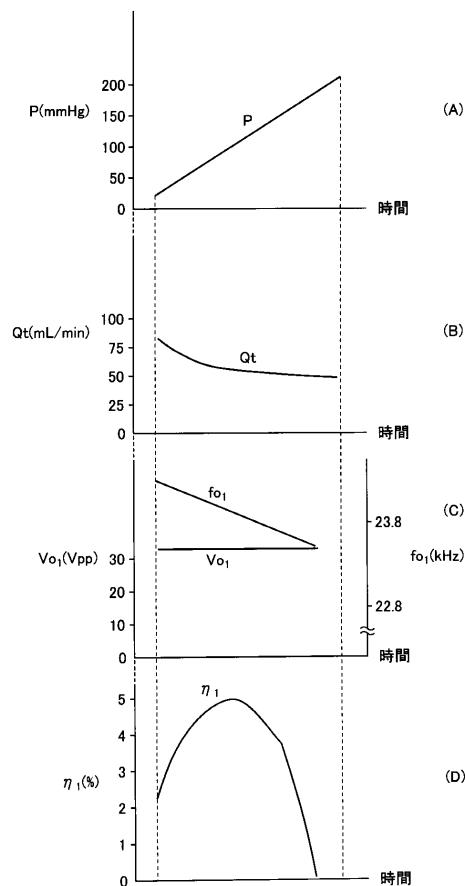
【図5】



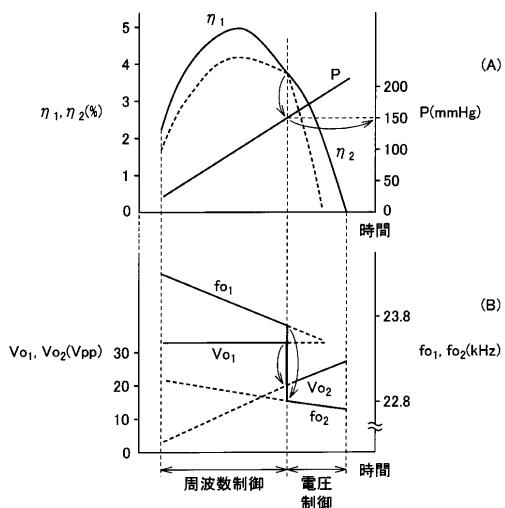
【図6】



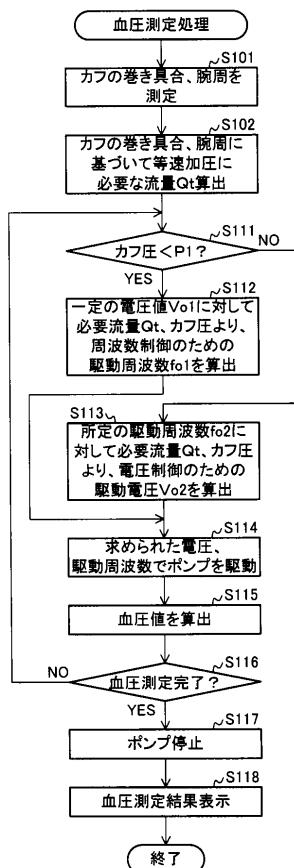
【図7】



【図8】



【図9】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2006-129920(JP,A)
特開昭62-058097(JP,A)
特開平07-167085(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 2 2 5