

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第6176693号  
(P6176693)

(45) 発行日 平成29年8月9日(2017.8.9)

(24) 登録日 平成29年7月21日(2017.7.21)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/02 (2006.01)** A 6 1 B 5/02 6 3 4 F

請求項の数 2 (全 10 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2016-217336 (P2016-217336)</p> <p>(22) 出願日 平成28年11月7日 (2016.11.7)</p> <p>審査請求日 平成28年11月14日 (2016.11.14)</p> <p>早期審査対象出願</p>	<p>(73) 特許権者 395016349                  株式会社ケーアンドエス                  愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田93番地3</p> <p>(74) 代理人 110001036                  特許業務法人暁合同特許事務所</p> <p>(72) 発明者 近藤 針次                  愛知県刈谷市井ヶ谷町中前田93番地3                  株式会社ケーアンドエス内</p> <p>審査官 佐藤 高之</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者の血管を圧迫するカフと、  
 前記カフによって圧迫された部分から圧脈波を測定する圧脈波測定部と、  
 前記血管に照射された光の透過光もしくは反射光から容積脈波を測定する容積脈波測定部と、

制御部とを備え、

カフ圧の変化に伴う前記圧脈波の測定時に前記容積脈波を測定する予備測定の後、容積脈波を測定する本測定を行う血圧測定装置であって、

前記制御部は、前記予備測定において、複数拍の前記圧脈波からなる基準圧脈波を測定すると共に、前記基準圧脈波を測定する基準時に、各圧脈波に対応する複数の容積脈波を測定し、前記基準圧脈波における一拍毎の各圧脈波面積と前記基準圧脈波が最大振幅となったときの圧脈波面積との比率を、対応する前記容積脈波の面積に乗ずることで平均血圧値から最低血圧値までの変換血圧データを決定し、かつ、平均血圧値の測定時におけるカフ圧と、複数の前記容積脈波に対応する各カフ圧との比率を、平均血圧値の測定時における前記基準圧脈波の圧脈波面積に乗ずることで最高血圧値から平均血圧値までの変換血圧データを決定し、

前記変換血圧データと前記本測定において得られた前記容積脈波とに基づいて被験者の心拍毎の血圧値を算出する血圧測定装置。

【請求項2】

前記予備測定は、前記圧脈波が出現しないカフ圧にまで高めてから減圧させた期間における前記圧脈波および前記容積脈波を測定する請求項 1 に記載の血圧測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本明細書によって開示される技術は、血圧測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

例えば、血圧測定には、例えば、カフ（腕帯）によって動脈を圧迫し、徐々に減圧をする過程で血圧を検出するオシロメトリック法や、血管容積変化を赤外光の吸収減衰で検出する光電容積脈波法などがあり、オシロメトリック法と光電容積脈波法との比に基づいて血圧測定を行う血圧測定装置として、特開 2011-234876 号公報（下記特許文献 1）に記載のものが知られている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2011-234876 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

20

ところで、上記の血圧測定装置は、測定開始時にカフにより動脈を圧迫し、徐々に減圧する過程の脈圧と容積脈波との関係が直線的に変化する場合、血圧を連続して高精度に測定することができる。しかしながら、例えば、循環器系に異常などがある被験者の場合には、圧脈波が直線的に変化しない虞があり、その場合には、血圧を連続して高精度に測定することができなくなってしまう。

【0005】

本明細書では、血圧を連続して高精度に測定する技術を開示する。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本明細書によって開示される技術は、被験者の血管を圧迫するカフと、前記カフによって圧迫された部分から圧脈波を測定する圧脈波測定部と、前記血管に照射された光の透過光もしくは反射光から容積脈波を測定する容積脈波測定部と、制御部とを備え、カフ圧の変化に伴う前記圧脈波の測定時に前記容積脈波を測定する予備測定の後に、容積脈波を測定する本測定を行う血圧測定装置であって、前記制御部は、前記予備測定において得られた複数拍の前記圧脈波と、複数の前記容積脈波とに基づいて被験者の心拍毎の血圧値を算出する構成とした。

30

【0007】

例えば、血圧測定を行う被験者が替わる都度、測定開始時にカフにより動脈を圧迫し、徐々に減圧する過程の圧脈波と容積脈波との関係解析を行えば、幼児から高齢者までの血管年齢による圧脈波と容積脈波との関係が直線的な一次直線となり、減圧する過程の一次直線から心拍毎の最高血圧値および最低血圧値を高精度に推定することができる。しかしながら、循環器系に障害などがある場合、被験者の圧脈波が直線的に変化せず二次曲線的に変化する場合がある。

40

したがって、例えば、所定のカフ圧における圧脈波と、圧脈波を測定した際のカフ圧における容積脈波との直線的な関係に基づいて被験者の心拍毎の血圧値を算出すると、圧脈波が二次曲線的に変化した分だけ心拍毎の血圧値に誤差が生じてしまう。

【0008】

ところが、このような構成の血圧計測装置によると、複数拍の圧脈波と、これに対応する複数拍の容積脈波に基づいて被験者の心拍毎の血圧値を算出するから、被験者の圧脈波が二次曲線的に変化する場合であっても、血圧値の算出精度を高めることができる。

50

## 【 0 0 0 9 】

本明細書によって開示される血压測定装置は、以下の構成としてもよい。

前記制御部は、前記予備測定においてカフ圧の変化に伴う前記容積脈波に対応する変換血压データを決定し、前記複数の変換血压データと前記本測定において得られた前記容積脈波とに基づいて被験者の心拍毎の血压値を算出する構成としてもよい。

## 【 0 0 1 0 】

このような構成によると、容積脈波の変化に伴う複数の変換血压データに基づいて被験者の各心拍の血压値を算出し、被験者の圧脈波が二次曲線的に変化する場合にも追従できるようにしたから、血压値の算出精度をさらに高めることができる。

## 【 0 0 1 1 】

前記予備測定は、前記圧脈波が出現しないカフ圧にまで高めてから減圧させた期間における前記圧脈波および前記容積脈波を測定する構成としてもよい。

このような構成によると、予備測定において、カフ圧が最も高くなった状態からカフ圧が最も低くなった状態までの期間の圧脈波および容積脈波を測定しているから、本測定において被験者の多様な容積脈波の変化に併せて、血压値を求めることができる。これにより、血压値の算出精度をさらに高めることができる。

## 【 発明の効果 】

## 【 0 0 1 2 】

本明細書によって開示される技術によれば、血压を連続して高精度に測定することができる。

## 【 図面の簡単な説明 】

## 【 0 0 1 3 】

【 図 1 】 カフのカフ圧センサによる血压測定を示す図

【 図 2 】 光電センサによる血压測定を示す図

【 図 3 】 血压測定装置のブロック図

【 図 4 】 カフ圧に対応する圧脈波と容積脈波とを示した図

【 図 5 】 容積脈波に対応する変換圧を示した図

【 図 6 】 脈圧が最高状態における変換血压波形を示した図

【 図 7 】 脈圧が最高から最低状態まで変化する過程であって、基準圧脈波が最大振幅となったとき変換血压波形を示した図

【 図 8 】 脈圧が最低状態における変換血压波形を示した図

【 図 9 】 容積脈波の一心拍を示した図

【 図 1 0 】 血压値算出処理のフローチャート図

## 【 発明を実施するための形態 】

## 【 0 0 1 4 】

< 実施形態 >

本明細書に開示された技術における一実施形態について図 1 から図 1 0 を参照して説明する。

本実施形態は、被験者 M の血压測定を行う血压測定装置 1 0 であって、血压測定装置 1 0 は、図 1 から図 3 に示すように、被験者 M の上腕 M 1 に装着されるカフ 2 0 と、空気変動を測定するカフ圧センサ（「圧脈波測定部」の一例）2 1 と、血流量の変動に伴う吸光度の変化を測定する光電センサ（「容積脈波測定部」の一例）3 0 と、カフ圧センサ 2 1 および光電センサ 3 0 から得られたデータに基づいて演算処理を行うデータ処理装置（「制御部」の一例）4 0 とを備えて構成されている。

## 【 0 0 1 5 】

カフ 2 0 は、図 1 に示すように、被験者 M の上腕 M 1 に装着可能とされており、内部にゴム袋が内蔵されている。ゴム袋はエア供給用のポンプ 2 2 と接続されており、ゴム袋に対するエアの供給と排気により、上腕 M 1 における血管を圧迫する。

## 【 0 0 1 6 】

カフ圧センサ 2 1 は、カフ 2 0 内の空気の振動を、例えばゴムホースなどを經由して検

10

20

30

40

50

知することで、カフ20によって圧迫された上腕M1から血管の圧力変動である圧脈波を測定する。そして、カフ圧センサ21において測定された圧脈波の測定信号は、図3に示すように、カフ圧センサ21に接続された増幅器25およびフィルタ回路26を介すことで、所定周波数成分(ノイズ成分)がカットされた状態でデータ処理装置40に入力される。

#### 【0017】

光電センサ30は、図2に示すように、透過光を照射する投光器30Aと、投光器からの透過光を受光する受光器30Bとを備えて構成されており、例えば、被験者Mの指M2を投光器30Aと受光器30Bとで両側から挟み込むように取り付けられる。また、光電センサ30は、投光器30Aから指M2に透過光を照射し、血管M3を透過した透過光を受光器30Bによって受光するものであって、血管M3の拍動変動に伴う吸光度の変化を血流量の相対変化である容積脈波として測定する。光電センサ30において測定された容積脈波の測定信号は、圧脈波の測定信号と同様に、光電センサ30に接続された増幅器35およびフィルタ回路36を介すことで、所定周波数成分(ノイズ成分)がカットされた状態でデータ処理装置40に入力される。

10

#### 【0018】

データ処理装置40は、カフ圧センサ21および光電センサ30にフィルタ回路26、36を介して接続される演算処理部(「制御部」の一例)41と、記憶部42とを備えて構成されており、記憶部42には、例えば、圧脈波とカフ圧から公知のオシロメトリックス法にしたがって基準となる血圧値を算出するための基準血圧算出プログラムや、カフ圧と圧脈波および容積脈波との関係から血圧値を算出するため血圧値算出プログラムなどの各種プログラムが記憶されている。

20

#### 【0019】

演算処理部41は、図2および図3に示すように、タッチパネルなどの操作部14および液晶ディスプレイなどの表示部15と接続されており、操作部14を通じて演算処理部41への情報の入力や操作が行われ、表示部15を通じて演算処理結果が表示される。

#### 【0020】

また、演算処理部41は、カフ圧センサ21から入力される圧脈波、光電センサ30から入力される容積脈波および記憶部42に記憶された血圧値算出プログラムに基づいて血圧値算出処理を実行し、血圧値を算出する。

30

#### 【0021】

以下に、血圧値算出処理について、図10に示すフローチャートを参照しつつ、説明する。

血圧値算出処理では、まず、血圧値の測定に際して、予備測定を実施する。

#### 【0022】

予備測定では、まず、カフ20を被験者Mの上腕M1に装着し、カフ圧センサ21において圧脈波が検出されなくなるまでカフ20のゴム袋へエアを供給する。そして、図4の上段に示すように、圧脈波が出現しなくなる時点(カフ圧Pが最も高くなった状態)から再び圧脈波が出現しなくなる時点(カフ圧Pが最も低くなった状態)までカフ20を減圧し、図4の中段に示すように、カフ圧センサ21によって測定された圧脈波を基準圧脈波Pwとして演算処理部41に入力する(S11)。なお、図4における上段のグラフは、カフ圧の時間推移を示すものであって、縦軸が圧力[mmHg]、横軸が時間を示しており、中段のグラフは、カフ圧に対応する圧脈波の時間的推移を示すものであって、縦軸が圧脈波の強度[V0]、横軸が時間を示している。

40

#### 【0023】

そして、演算処理部41は、基準圧脈波Pwをもとに血圧算出プログラムに従って、最高血圧値Psおよび最低血圧値Pdを算出する。また、演算処理部41は、基準圧脈波Pwが最大振幅となったときのカフ圧Pを平均血圧値Pmとして決定する(S12)。

#### 【0024】

一方、被験者Mの指M2において、基準圧脈波Pwの測定時期と同時期、すなわち、基

50

準時において、図4の下段に示すように、光電センサ30によって測定された容積脈波Vwとして演算処理部41に入力する(S13)。なお、下段のグラフは、カフ圧に対応する基準容積脈波の時間的推移を示すものであって、縦軸が容積脈波の強度[V0]、横軸が時間を示している。

【0025】

そして、基準圧脈波Pwと容積脈波Vwとが入力された演算処理部41は、平均血圧値Pmと最低血圧値Pdとの間における各圧脈波面積(Pw5からPw9の一拍毎の面積)と、基準圧脈波Pwが最大振幅となったとき(平均血圧値Pmが測定された時)の圧脈波面積(Pw4における面積)との比率(Pw5/Pw4, Pw6/Pw4, …, Pw9/Pw4)を算出する。そして、各比率(Pw5/Pw4, Pw6/Pw4, …, Pw9/Pw4)を、対応する容積脈波Vwの面積に乘ずることで、図4の下段のグラフの一点鎖線で示すように、平均血圧から最低血圧まで(M4からM9)の変換容積脈波Mwを算出する(S14)。

10

【0026】

また、最高血圧値Psから平均血圧値Pmまで(M1からM3)の変換容積脈波Mwは、平均血圧値Pmが測定された時のカフ圧P4と、容積脈波Vwに対応する各カフ圧Pnとの比率(P1/P4, P2/P4, P3/P4)を算出し、平均血圧値Pmにおける圧脈波面積Pw4に各カフ圧Pnの比率(P1/P4, P2/P4, P3/P4)を乘ずることで算出する(S15)。

【0027】

20

次に、図4に示す最高血圧値Psから最低血圧値Pdまでの変換容積脈波Mw(M1からM9)について、図5に示すように、対応する脈圧(PP1からPP9)を変換圧PPとして算出する(S16)。ここで、図5は、例えば、循環器系に障害などにより、被験者Mの圧脈波が直線的に変化せず凹状となるように二次曲線的に変化している。

【0028】

そして、この各脈圧PP(PP1からPP9)および図4の各カフ圧(P1からP9)を元に各変換容積脈波Mw(M1からM9)における血圧値(最高血圧値、最低血圧値、平均血圧値)を算出する。そして、これらを変換血圧波形、変換血圧テーブルもしくは変換血圧方程式から算出した変換血圧算出値として記憶部42に記憶する(S17)。なお、変換血圧波形、変換血圧テーブルおよび変換血圧算出値が変換血圧データに相当する。

30

【0029】

具体的には、血圧値の算出は、まず、各変換容積脈波(M1からM9)を求め、基準圧脈波Pwによる脈圧(Ps-Pd)を変換容積脈波M1の脈圧(PP1)として基準比率を算出する。そして、基準比率を各変換容積脈波(M2~M9)に乘ずることで、対応する脈圧(PP1からPP9)を算出する。

【0030】

そして、基準圧脈波Pwの測定時における各カフ圧Pnを、図5に示すPs1からPs9とし、以下の式(1)および(2)より、変換容積脈波Mw(M1からM9)に対応する最高血圧値(Ps1からPs9)から最低血圧値(Pd1からPd9)を算出する。ここで、Pmnは毎拍の容積脈波Mwのn番目における平均血圧値、Psnは毎拍の容積脈波Mwのn番目における最高血圧値、Pdnは毎拍の容積脈波Mwのn番目における最低血圧値、PPnは毎拍の容積脈波Mwのn番目における脈圧とする。

40

【0031】

$$P_{mn} = P_{sn} - ((PPn / 3) \times 2) \dots (1)$$

$$P_{dn} = P_{mn} - (PPn / 3) \dots (2)$$

そして、例えば、図5から図8に示すように、脈圧が最高状態(H1)における変換血圧波形(図6参照)、脈圧が最低状態(H9)における変換血圧波形(図8参照)、脈圧が最高から最低状態まで変化する過程において基準圧脈波Pwが最大振幅となったとき(H4)の変換血圧波形(図7参照)など、各脈圧の変換血圧波形を記憶部42に記憶する。

50

以上のように予備測定による毎拍の容積脈波  $M_w$  に対応する血圧値が決定されたところで、本測定を行う。

【0032】

本測定では、被験者  $M$  に光電センサ 30 のみを取り付け、光電センサ 30 によって測定された容積脈波を演算処理部 41 に入力する (S18)。

演算処理部 41 は、図 9 に示すように、入力された容積脈波から 1 心拍  $T$  毎の脈波面積  $V_n$  を容積脈波の積分値より算出する (S19)。

【0033】

そして、各脈波面積  $V_n$  に対応する血圧値 (最高血圧値、最低血圧値、平均血圧値) を予備測定によって求めた変換血圧波形もしくは変換血圧テーブルから決定し (S20)、連続した血圧値の推移を表示部 15 に表示する (S21)。

10

【0034】

以上のように、本実施形態によると、予備測定において得られた基準圧脈波  $P_w$  と、基準圧脈波  $P_w$  の測定期間における複数拍の容積脈波  $V_w$  に基づいて、各カフ圧  $P_n$  の変化に対応する脈圧  $P_n$  を算出する。そして、これらの脈圧  $P_n$  を元に変換血圧波形もしくは変換血圧テーブルを決定し、この変換血圧テーブルを参照することで、容積脈波の心拍毎の血圧値 (最高血圧値、最低血圧値、平均血圧値) を決定することができる。

【0035】

つまり、例えば、被験者  $M$  に循環器系に障害などがあることで、被験者  $M$  の圧脈波が直線的に変化せず二次曲線的に変化する場合であっても、平均血圧における圧脈波と平均血圧における容積脈波との比率 (図 5 の一点鎖線) などに基づいて被験者の心拍毎の血圧値を算出するものに比べて、血圧値の算出精度を高めることができる。

20

【0036】

また、本実施形態によると、予備測定において、圧脈波が出現しなくなるまでカフ圧  $P$  が高められた状態から減圧してカフ圧  $P$  が最も低くなった状態までの期間において基準圧脈波  $P_w$  と容積脈波  $V_w$  を測定し、変換血圧テーブルを算出しているから、本測定において被験者  $M$  の容積脈波の変化に併せて血圧値を求めることができる。これにより、血圧値の算出精度をさらに高めることができる。

【0037】

<他の実施形態>

30

本明細書で開示される技術は上記記述及び図面によって説明した実施形態に限定されるものではなく、例えば次のような種々の態様も含まれる。

(1) 上記実施形態では、光電センサ 30 によって容積脈波を測定する構成にした。しかしながら、これに限らず、被験者に圧力センサを取り付けて拍動の変化を検出してもよく、また、超音波センサによる超音波の受信により拍動の変化を検出してもよい。さらには、圧電シート、静電シートまたは赤外線カメラ等から拍動の変化を検出してもよい。つまり、センサによって被験者の拍動の変化を検出できればよい。

【0038】

(2) 上記実施形態では、循環器系に障害などにより、被験者  $M$  の基準圧脈波  $P_w$  が直線的に変化せず凹状となるように二次曲線的に変化するものを一例として示した。しかしながら、これに限らず、被験者の体調によって圧脈波が直線的に変化せずに凸状となるように二次曲線的に変化する場合にも、本明細書で開示した技術を適用できる。

40

【0039】

(3) 上記実施形態では、カフ圧  $P$  を圧脈波が出現しなくなるまで高めてから減圧する期間に基準圧脈波  $P_w$  と容積脈波  $V_w$  とを測定する構成とした。しかしながら、これに限らず、カフ圧を加圧して圧脈波が出現して再び出現しなくなるまでの期間に圧脈波と容積脈波とを測定する構成にしてもよい。

(4) 上記実施形態では、光電センサ 30 に指  $M_2$  を光電センサ 30 上に載置する構成とした。しかしながら、光電センサはカフ内に組み込まれる構成にしてもよい。

(5) 上記実施形態では、投光器 30A からの透過光を受光器 30B によって受光する

50

構成にした。しかしながら、投光器などから照射した光の反射光を受光器によって受光する構成にしてもよい。

【符号の説明】

【 0 0 4 0 】

1 0 : 血圧測定装置

2 0 : カフ

2 1 : カフ圧センサ ( 「 圧脈波測定部 」 の一例 )

3 0 : 光電センサ ( 「 容積脈波測定部 」 の一例 )

4 0 : データ処理装置 ( 「 制御部 」 の一例 )

4 1 : 演算処理部 ( 「 制御部 」 の一例 )

M : 被験者

M 3 : 血管

【要約】 ( 修正有 )

【課題】 血圧を連続して高精度に測定することのできる血圧測定装置を提供する。

【解決手段】 血圧測定装置 1 0 は、被験者の血管を圧迫するカフ 2 0 と、カフによって圧迫された部分から圧脈波を測定するカフ圧センサと、血管に照射された光の反射光から容積脈波を測定する光電センサ 3 0 と、データ処理装置 4 0 とを備え、カフ圧の変化に伴う基準圧脈波の測定時に基準容積脈波を測定する予備測定の後、容積脈波を測定する本測定を行う血圧測定装置であって、データ処理装置は、予備測定において得られた複数拍の基準圧脈波と、複数の基準容積脈波とに基づいて被験者の心拍毎の血圧値を算出する。

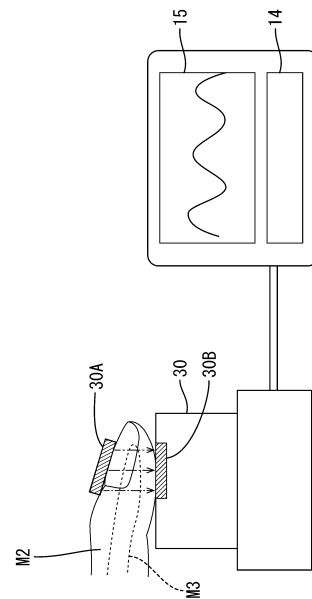
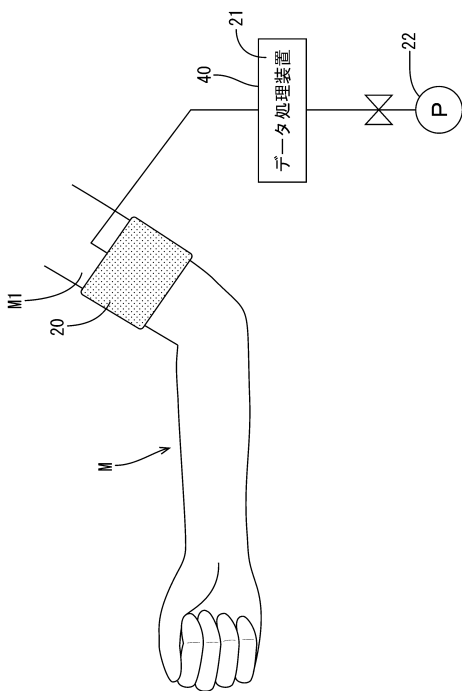
【選択図】 図 3

10

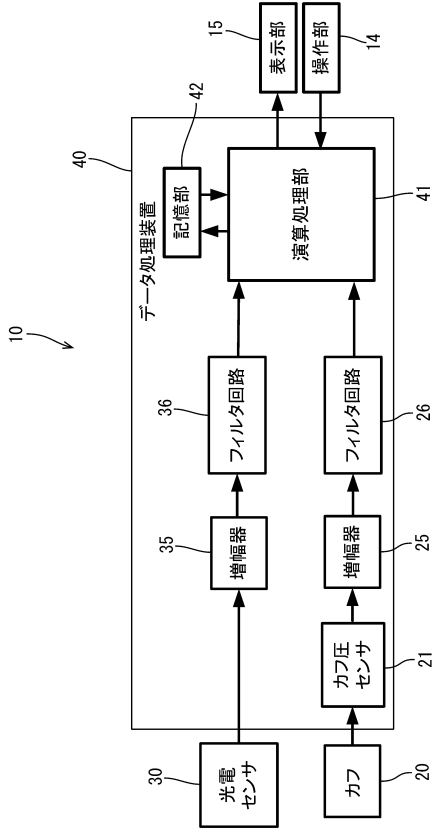
20

【 図 1 】

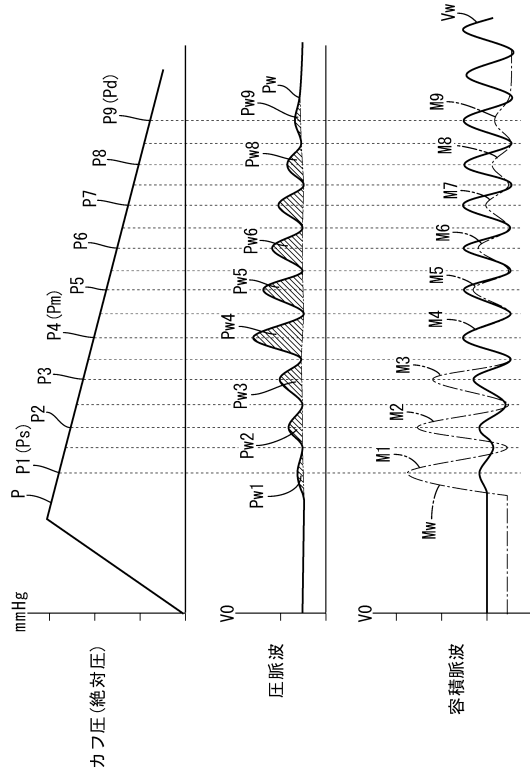
【 図 2 】



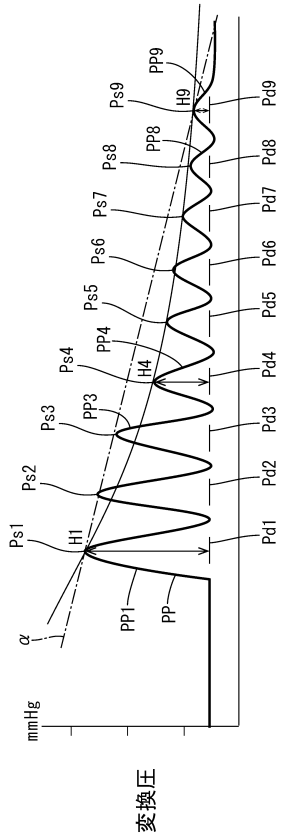
【 図 3 】



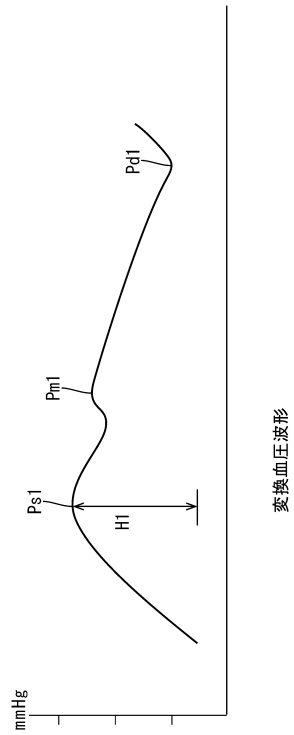
【 図 4 】



【 図 5 】

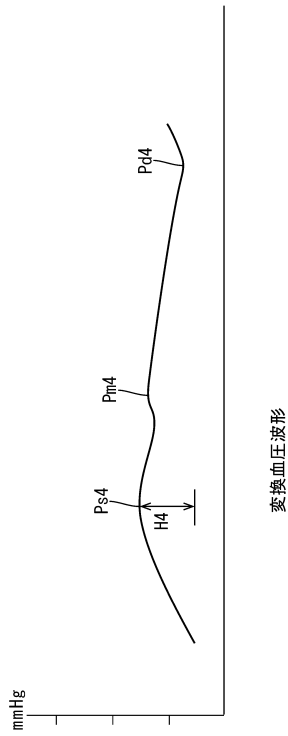


【 図 6 】

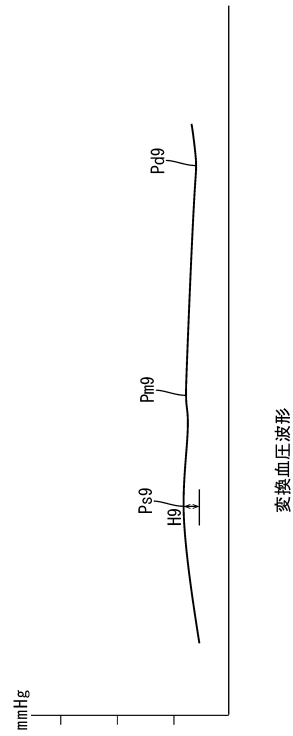




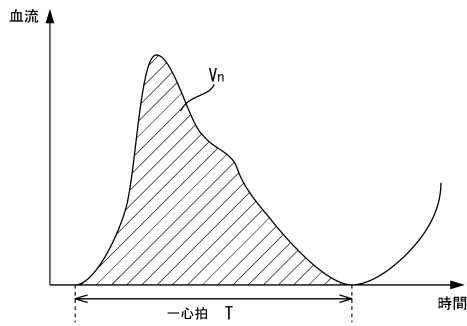
【 図 7 】



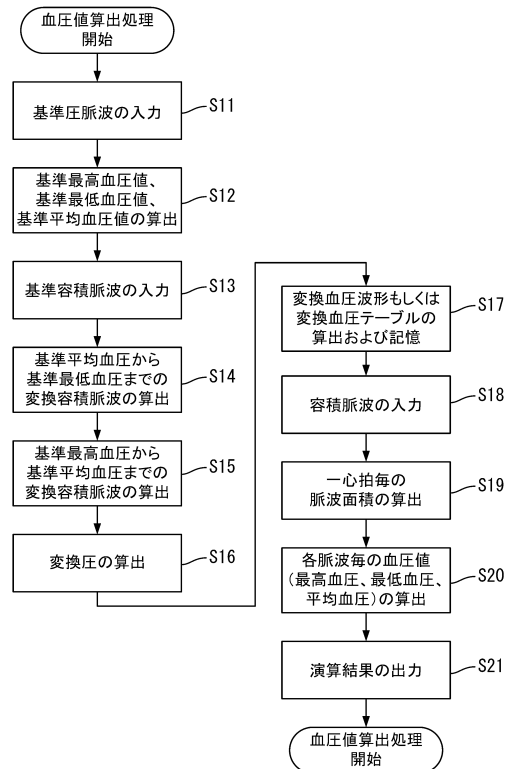
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2011-234876(JP,A)  
特開2006-311951(JP,A)  
特開2002-369805(JP,A)  
特開平06-154175(JP,A)  
特開平07-284479(JP,A)  
特開平09-294728(JP,A)  
特開平05-023309(JP,A)  
特開昭61-247431(JP,A)  
特開2003-199719(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/22