(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3717990号
(P3717990)
(45)発行日　平成17年11月16日(2005.11.16)　(24)登録日　平成17年9月9日(2005.9.9)

(51)Int.Cl.[7]　F I
A61B 5/022　A61B 5/02　337A

請求項の数 3　(全 9 頁)

(21)出願番号　特願平8-14007
(22)出願日　平成8年1月30日(1996.1.30)
(65)公開番号　特開平9-201341
(43)公開日　平成9年8月5日(1997.8.5)
審査請求日　平成15年1月27日(2003.1.27)

(73)特許権者　000001960
シチズン時計株式会社
東京都西東京市田無町六丁目１番１２号
(72)発明者　岡本　誠
東京都田無市本町６丁目１番１２号　シチズン時計株式会社田無製造所内

審査官　本郷　徹

(56)参考文献　特開平０５－０３１０８４（ＪＰ，Ａ）
特開平０７－２５５６８４（ＪＰ，Ａ）
特開平０９－２０１３３９（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.[7]，ＤＢ名)
A61B 5/022

(54)【発明の名称】電子血圧計

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

被測定体の動脈を圧迫するカフと、該カフ内を加圧あるいは減圧するカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力を検出するカフ圧検出手段と、前記カフ圧制御手段により前記カフ圧を減圧する過程において、脈波振幅を検出する脈波振幅検出手段と、該脈波振幅検出手段により実測検出された実測最大脈波振幅値に基づいて真の最大脈波振幅値を決定する最大脈波決定手段と、該真の最大脈波振幅値に基づいて少なくとも最高血圧値又は最低血圧値を決定する血圧決定手段とを有する電子血圧計において、

該血圧決定手段が、前記実測最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第１の基準レベル決定手段と、脈波の上昇過程において検出された実測脈波振幅値の一つを前記所定の割合の脈波振幅値に基づいて特定し、該特定された実測脈波振幅値の前後において検出された脈波振幅値及びカフ圧に基づいて脈波の上昇を示す回帰直線を算出する回帰直線算出手段と、前記真の最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第２基準レベル決定手段と、当該所定の割合の脈波振幅値に対応する前記回帰直線上の脈波振幅値に基づいて最高血圧値を算出する血圧算出手段とから構成されていることを特徴とする電子血圧計。

【請求項２】

被測定体の動脈を圧迫するカフと、該カフ内を加圧あるいは減圧するカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力を検出するカフ圧検出手段と、前記カフ圧制御手段により前記カフ圧を減圧する過程において、脈波振幅を検出する脈波振幅検出手段と、該脈波振幅検出手段

により実測検出された実測最大脈波振幅値に基づいて真の最大脈波振幅値を決定する最大脈波決定手段と、該真の最大脈波振幅値に基づいて少なくとも最高血圧値又は最低血圧値を決定する血圧決定手段とを有する電子血圧計において、

該血圧決定手段が、前記実測最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第１の基準レベル決定手段と、脈波の下降過程において検出された実測脈波振幅値の一つを前記所定の割合の脈波振幅値に基づいて特定し、該特定された実測脈波振幅値の前後において検出された脈波振幅値及びカフ圧に基づいて脈波の下降を示す回帰直線を算出する回帰直線算出手段と、前記真の最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第２基準レベル決定手段と、当該所定の割合の脈波振幅値に対応する前記回帰直線上の脈波振幅値に基づいて最低血圧値を算出する血圧算出手段とから構成されていることを特徴とする電子血圧計。

【請求項３】

請求項１または請求項２の何れか１項に記載の電子血圧計において、該電子血圧計は、前記実測最大脈波振幅値と該実測最大脈波振幅値の前後で検出された脈波振幅値とに基づいて変化曲線を算出する変化曲線算出手段を有し、前記最大脈波決定手段は、該変化曲線算出手段により算出した変化曲線の極大値に対応する脈波振幅値を真の最大脈波振幅値として決定することを特徴とする電子血圧計。

【発明の詳細な説明】

【０００１】

【発明の属する技術分野】

本発明は電子血圧計に係わり、更に詳しくは動脈をカフで圧迫し、カフ圧を変化させる過程で脈波振幅値を検出し、この脈波振幅値を用いて血圧を決定するオシロメトリック式電子血圧計に関するものである。

【０００２】

【従来の技術】

従来よりコロトコフ音を生体信号として利用した血圧計は、血圧計の装置構成が複雑な上、コロトコフ音の音量が非常に微弱であるために、マイクを血管にうまく位置合わせしないと正確な測定ができない、またコロトコフ音の弱い被験者ではうまく測定がしにくい等で血圧測定を困難なものにしていた。近年、前記コロトコフ音によらないで、カフに加えた圧力を徐々に減少させる際に、該カフ内に発生し、消滅する脈波振幅を検出してこれを電気信号に変換し、該信号から脈波振幅値を抽出して血圧を決定する、所謂オシロメトリック式電子血圧計が出現している。

【０００３】

前記オシロメトリック式電子血圧計では、被測定体である被験者の上腕にカフを巻き、カフを加圧して動脈を圧迫して阻血し、減圧してゆく過程でカフ圧検出手段でカフ圧を検出するとともに、脈波振幅検出手段でカフ圧信号中に重畳される脈波成分を検出し、その脈波成分の脈波情報を脈波振幅列に変換し、更にその脈波振幅の最大値とカフ圧に基づき血圧を決定する。例えば脈波振幅の最大値に対応するカフ圧を平均血圧、脈波振幅の最大値の５０％に相当する高カフ圧側の脈波振幅に対応するカフ圧を最高血圧、また脈波振幅の最大値の７０％に相当する低カフ圧側の脈波振幅に対応するカフ圧を最低血圧と決定している。

【０００４】

前記オシロメトリック式電子血圧計において、一般に行われるように、上腕にカフを巻き被験者の動脈を圧迫し、１５０～２００ｍｍＨｇまでカフ圧を上昇させた後、カフ圧制御手段により徐々にその圧力を減じると、血管の脈圧変化と加えたカフ圧との関係からカフ内に発生し消滅する脈波振動は、被験者の最高血圧値付近でその脈波振幅が急に増大し、最低血圧値付近で脈波振幅の減少が急に緩やかになる性質がある。図６は、カフに加えたカフ圧と血圧との関係を示すグラフである。

【０００５】

図６において、縦軸のＳＹＳが最高血圧値、ＤＩＡが最低血圧値、ＭＥＡＮが平均血圧値

を示す。前述した如く１５０～２００ｍｍＨｇ程度に加圧したカフ圧を普通排気速度は３ｍｍＨｇ／ｓｅｃ程度で減圧すると、脈拍数６０ＢＰＭ（ＢｅａｔＰｅｒ　Ｍｉｎ）の人では、記憶されるカフ圧値は３ｍｍＨｇおきになる。図６で、例えば、前記排気速度が減圧Ａでは２ｍｍＨｇ／ｓｅｃの排気速度に、減圧Ｂでは５ｍｍＨｇ／ｓｅｃの排気速度にしたものである。図中で減圧Ａにおいて各脈波振幅を検出するカフ圧はＡ１、Ａ２・・・・Ａ１２で、また、同様に減圧Ｂにおいて各脈波振幅を検出するカフ圧はＢ１、Ｂ２・・・Ｂ６で示され、減圧Ｂでは減圧Ａに比して検出される脈波数は半減される。

【０００６】

図７と図８はともに、減圧Ａ及び減圧Ｂの場合の脈波振幅と圧力との関係を示すグラフで、図９は前記図８に図７を重ねたグラフである。先ず、図７に示すように、減圧Ａでは排気速度が２ｍｍＨｇ／ｓｅｃの場合で、カフ圧は２ｍｍＨｇおきに等間隔に検出される。図中最大脈波振幅値Ａｍａｘに対応するカフ圧Ａ６が平均血圧、前記最大脈波振幅値Ａｍａｘの５０％に相当する高カフ圧側の脈波振幅ＡＨに対応するカフ圧Ａ３が最高血圧とし、また脈波振幅の最大値の７０％に相当する低カフ圧側の脈波振幅ＡＬに対応するカフ圧Ａ８が最低血圧と決定される。

【０００７】

前述のようにして、ゆるやかな速度で排気していく減圧Ａにおいては、最大脈波振幅値Ａｍａｘから最高血圧値及び最低血圧値が比較的正確に測定されるが、カフ圧の減圧が遅いため被験者の動脈を圧迫している時間が長く、被験者に不快感を与えると言う問題があった。

【０００８】

そこで、被験者の動脈を圧迫している時間を極力短縮するために、図８に示すように排気速度を減圧Ｂの如く速くすると、最大脈波振幅値Ｂｍａｘに対応するカフ圧Ｂ３は、図９に示すように前述の減圧Ａのカフ圧Ａ５とＡ６の間で、最大脈波振幅値ＢｍａｘはＡｍａｘ（カフ圧Ａ６における脈波振幅値）よりも小さくなる。

【０００９】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、前述した電子血圧計には次のような問題点がある。即ち、排気速度を速くして被験者の動脈を圧迫している時間を短縮し、速く不快感から解放することができても、図８及び図９のように、最大脈波振幅値Ｂｍａｘは減圧Ａにおける前記最大脈波振幅値Ａｍａｘより低いので、前記最大脈波振幅値Ｂｍａｘの５０％に相当する高カフ圧側の最初に越える脈波振幅ＢＨに対応するカフ圧Ｂ２を仮の最高血圧（減圧Ａの最高血圧値Ａ３は減圧Ｂでのカフ圧Ｂ１とＢ２の間）、また脈波振幅の最大値の７０％に相当する低カフ圧側の最初に下回る脈波振幅ＢＬに対応するカフ圧Ｂ５を仮の最低血圧（減圧Ａの最低血圧値Ａ８は減圧Ｂでのカフ圧Ｂ４とＢ５の間）として決定されてしまい、被験者を血圧測定から速く解放しようとする減圧Ｂでは、前述の減圧Ａに比して測定精度が極端に低下し、誤測定の原因となる致命的な欠点を有していた。また、前述のような被験者を血圧測定から速く解放すると同じような排気速度の違いによって、カフ圧制御手段における排気速度は、被験者の腕の太さの違いや、温度によっても測定誤差を生じる原因となっている。

【００１０】

本発明は上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、被験者を動脈を圧迫される不快感からいち早く解放するために、排気時間を早めても、正しい平均血圧に対応する真の最大脈波振幅値を算出することであり、更には真の最大脈波振幅値に基づいて最高血圧値又は最低血圧値に対応する脈波振幅値を演算で求めることによって、最高血圧値と最低血圧値を正しく決定することができる電子血圧計を提供するものである。

【００１１】

【課題を解決するための手段】

上記目的を達成するために、本発明における電子血圧計は、被測定体の動脈を圧迫するカフと、該カフ内を加圧あるいは減圧するカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力を検出するカフ圧検出手段と、前記カフ圧制御手段により前記カフ圧を減圧する過程において、脈

波振幅を検出する脈波振幅検出手段と、該脈波振幅検出手段により実測検出された実測最大脈波振幅値に基づいて真の最大脈波振幅値を決定する最大脈波決定手段と、該真の最大脈波振幅値に基づいて少なくとも最高血圧値又は最低血圧値を決定する血圧決定手段とを有する電子血圧計において、該血圧決定手段が、前記実測最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第１の基準レベル決定手段と、脈波の上昇過程において検出された実測脈波振幅値の一つを前記所定の割合の脈波振幅値に基づいて特定し、該特定された実測脈波振幅値の前後において検出された脈波振幅値及びカフ圧に基づいて脈波の上昇を示す回帰直線を算出する回帰直線算出手段と、前記真の最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第２基準レベル決定手段と、当該所定の割合の脈波振幅値に対応する前記回帰直線上の脈波振幅値に基づいて最高血圧値を算出する血圧算出手段とから構成されていることを特徴とするものである。

また、被測定体の動脈を圧迫するカフと、該カフ内を加圧あるいは減圧するカフ圧制御手段と、前記カフ内の圧力を検出するカフ圧検出手段と、前記カフ圧制御手段により前記カフ圧を減圧する過程において、脈波振幅を検出する脈波振幅検出手段と、該脈波振幅検出手段により実測検出された実測最大脈波振幅値に基づいて真の最大脈波振幅値を決定する最大脈波決定手段と、該真の最大脈波振幅値に基づいて少なくとも最高血圧値又は最低血圧値を決定する血圧決定手段とを有する電子血圧計において、該血圧決定手段が、前記実測最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第１の基準レベル決定手段と、脈波の下降過程において検出された実測脈波振幅値の一つを前記所定の割合の脈波振幅値に基づいて特定し、該特定された実測脈波振幅値の前後において検出された脈波振幅値及びカフ圧に基づいて脈波の下降を示す回帰直線を算出する回帰直線算出手段と、前記真の最大脈波振幅値に対する所定の割合の脈波振幅値を決定する第２基準レベル決定手段と、当該所定の割合の脈波振幅値に対応する前記回帰直線上の脈波振幅値に基づいて最低血圧値を算出する血圧算出手段とから構成されていることを特徴とするものである。

【００１２】

さらに、前記電子血圧計は、前記実測最大脈波振幅値と該実測最大脈波振幅値の前後で検出された脈波振幅値とに基づいて変化曲線を算出する変化曲線算出手段を有し、前記最大脈波決定手段は、該変化曲線算出手段により算出した変化曲線の極大値に対応する脈波振幅値を真の最大脈波振幅値として決定することを特徴とするものである。

【００１３】

従って、本発明により得られる電子血圧計において、前述したように、カフ圧制御手段で予測される最高血圧値より高い圧力まで加圧した後、徐々に一定の排気速度で減圧する際に生じる血管の脈動を脈波振幅検出手段で検出し、その実測した最大脈波振幅値と、該最大脈波振幅値の前後で検出した脈波振幅値に基づいて脈波振幅値の変化曲線を算出し、その脈波振幅値の極大値を真の最大脈波振幅値として、血圧決定手段により最高血圧値と最低血圧値を決定する。

【００１４】

また、前記血圧決定手段は、実測最大脈波振幅値に基づいて第１の基準レベルを決定し、それに基づいて検出された脈波振幅値とその前後において検出された脈波振幅値に基づいて脈波の上昇または下降を示す回帰直線を算出する。次に、真の最大脈波振幅値に基づいて第２の基準レベルを決定し、前記第２の基準レベルに対応する回帰直線上の脈波振幅値に基づいて上昇側のカフ圧を真の最高血圧値又は下降側のカフ圧を真の最低血圧値と決定する。

【００１５】

【発明の実施の形態】

以下図面に基づいて本発明における電子血圧計について説明する。図１、図２及び図３は本発明の好適な実施の形態で、図１は概略の構成を示すブロック図、図２は血圧決定手段のブロック図、図３は本発明が実施される電子血圧計のブロック図である。

【００１６】

図１において、本発明の構成を説明する。１は被験者の動脈を圧迫するカフであり、２は

該カフ１に連結され、カフ１内を所定の圧力に加圧あるいは減圧するカフ圧制御手段である。３は前記カフ１及びカフ圧制御手段２と連結され前記カフ内の圧力を検出するカフ圧検出手段で、４は前記カフ圧検出手段３により前記カフ圧を減圧する過程において、その出力中に含まれる脈波振幅値を検出する脈波振幅検出手段である。５は該脈波振幅検出手段４により実測検出された実測最大脈波振幅値と、該実測最大脈波振幅値の前後で検出された脈波振幅値に基づいて脈波振幅値の変化曲線を算出する変化曲線算出手段であり、該変化曲線算出手段５によって算出した変化曲線の極大値に対応する脈波振幅値を真の最大脈波振幅値として決定する最大脈波決定手段６を有し、７は後述する血圧決定手段である。

【００１７】

図２において、前記血圧決定手段７の構成は、前記脈波振幅検出手段４により実測検出された実測最大脈波振幅値に基づいて第１の基準レベルを決定する第１の基準レベル決定手段７ａと、該第１の基準レベルに基づいて検出された脈波振幅値の前後において検出された脈波振幅値に基づいて脈波の上昇又は下降を示す回帰直線を算出する回帰直線算出手段７ｂと、前記最大脈波決定手段６により決定される真の最大脈波振幅値に基づいて第２の基準レベルを決定する第２の基準レベル決定手段７ｃと、前記第２の基準レベルに対応する前記回帰直線上の脈波振幅値に基づいて最高血圧値又は最低血圧値を算出する血圧算出手段７ｄとから構成され、前記血圧算出手段７ｄにより算出された血圧値は後述する液晶表示装置１２に表示される。

【００１８】

図３により電子血圧計の使用及び動作機能について説明する。先ず血圧測定開始前の電源オフ状態からオン状態にして液晶表示器１２の全てのセグメントを表示させ、更にブザー１３の鳴り、電池１４のチエックを行い、カフ内の圧力測定及び測定システムをチエックする。また加圧設定システムにより加圧する圧力を設定してから測定スイッチを押して測定を開始する。

【００１９】

先ず、被験者の上腕部にはく帯であるカフ１を巻き、後述する操作スイッチ１１の電源スイッチをオンにした後、測定スインチの操作で送気機構を作動させて前記カフ圧制御手段２を構成する送気・減圧部８のポンプ８ａにて空気を送り加圧を開始し、加圧設定スイッチの操作でカフ１の圧力を、例えば１５０～２００ｍｍＨｇまで上昇させた後、自動排気弁８ｃで排気速度を比較的速く、例えば５ｍｍＨｇ／ｓｅｃ程度で徐々に減圧させる。電磁弁８ｂは測定終了後に開放して大気圧に戻すものである。

【００２０】

次に、前記カフ圧検出手段３である圧力検出部９は、圧力センサにより検出された圧力信号をＡ／Ｄ変換回路により周波数に変換されマイクロコンピュータ１０に入力される。該マイクロコンピュータ１０はシステム全体の動作制御を行うと共に前記圧力検出部９により検出された圧力信号からオシロメトリック法に基づくプログラムにより最高血圧値ＳＹＳと最低血圧値ＤＩＡを演算する。

【００２１】

ここで、オシロメトリック法は前述のように、カフ１の圧力を徐々に降下させたとき、心臓の拍動によりカフ圧に振動波形を生じ、この振動波形は最高血圧値近辺で増大し、平均血圧時に最大となった後、最低血圧値近辺以降はほぼ一定の振幅となる。従って、オシロメトリック法は、圧力信号のアナログ信号をデジタル信号に変換し、振動波形の抽出後に最高血圧値と最低血圧値を決定する。測定結果を液晶表示器１２に表示すると同時に、ブザー１３で被験者に血圧測定が終了したことを知らせる。電池１４は単三乾電池複数、例えば４本からなる。

【００２２】

次に、操作スイッチ１１はシステムを動作あるいは停止状態にされる電源スイッチと、カフ１の加圧する送気機構を作動させる測定スイッチと、前回の測定値（最高血圧値、最低血圧値）を呼び出すメモリスイッチ及び送気機構により加圧される圧力を設定する加圧設

定スイッチより構成される。

【００２３】

次に、図４は、前述した図６における減圧Ｂ、即ち５ｍｍＨｇ／ｓｅｃ程度で徐々に減圧させた状態における本実施の形態の場合の脈波振幅と圧力との関係を示すグラフで、脈波数が少なくても脈波振幅と圧力とを最小自乗法を用いた前記変化曲線算出手段５により算出した変化曲線Ｃで、その変化曲線Ｃの極大値Ｃｍａｘを求めるため、前記最大脈波決定手段６にてそれに対応する脈波振幅値を真の最大脈波振幅値Ｃｍａｘとして決定する。真の最大脈波振幅値Ｃｍａｘに相当するカフ圧ＰＭが平均血圧値である。

【００２４】

図５は図４で示すＰＭより高圧側の部分拡大図であり、最高血圧値ＳＹＳの算出について説明する。先ず最高血圧値ＳＹＳについて、前記実測最大脈波振幅値Ｂｍａｘに基づいて第１基準レベル決定手段７ａにて決定したＢｍａｘの５０％レベルを最初に超える脈波振幅値に対応するカフ圧Ｂ１を仮の最高血圧値とし、そのカフ圧Ｂ１の前後の脈波振幅値に対応するＢ０及びＢ２に基づいて脈波の上昇を示すカフ圧と脈波振幅値の回帰直線Ｄを前記回帰直線算出手段７ｂにて算出する。次に前記真の最大脈波振幅値Ｃｍａｘに基づいて前記第２基準レベル決定手段７ｃにて決定したＣｍａｘの５０％レベルに対応する前記回帰直線Ｄ上の脈波振幅値ＤＨに対応するカフ圧ＰＨを前記血圧算出手段７ｄにより最高血圧値ＳＹＳとして決定する。最低血圧値ＤＩＡについても全く同様である。

【００２５】

上述の如く、本実施の形態の特徴とするところは、カフによる上腕送気機構を有し、予測される最高血圧値よりも高い圧力まで加圧し、自動排気機能により所定の排気速度でカフ圧を徐々に低下する際に生じる実測最大脈波振幅値とその前後で検出された脈波振幅値とに基づいて変化曲線を算出し、その変化曲線のピークに対応する脈波振幅値を真の最大脈波振幅値として算出する。次に血圧決定手段により、実測最大脈波振幅値に基づき第１の基準レベルに基づいて検出された脈波振幅値の前後において検出された脈波振幅値の脈波の上昇又は下降を示す回帰直線を算出し、前記真の最大脈波振幅値に基づいて第２の基準レベルに対応する回帰直線上の脈波振幅値に基づいて最高血圧値又は最低血圧値を算出してその測定結果を液晶表示装置に表示するものである。

【００２６】

【発明の効果】

以上説明したように、被験者は動脈を圧迫されている不快感から速く解放され、かつ精度の高い電子血圧計の要求を満たすものであり、本発明によれば、排気速度を速くすることにより検出される脈波数が少なくても、最高血圧値と最低血圧値が決定され、排気速度の変化や脈波数の大小に対応して、高精度の血圧測定が可能であり、信頼性の高い電子血圧計を提供することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【図１】本発明の実施の形態に係わる電子血圧計の構成を示すブロック図である。

【図２】図２は図１の血圧決定手段のブロック図である。

【図３】本発明が実施される電子血圧計のブロック図である。

【図４】本発明の脈波振幅と圧力との関係を示すグラフである。

【図５】図４の高圧側の部分拡大図である。

【図６】従来技術と本発明を説明するカフ圧と血圧との関係を示すグラフである。

【図７】図６における減圧Ａの脈波振幅と圧力との関係を示すグラフである。

【図８】図６における減圧Ｂの脈波振幅と圧力との関係を示すグラフである。

【図９】図７と図８を重ねた状態の脈波振幅と圧力との関係を示すグラフである。

【符号の説明】

１　カフ

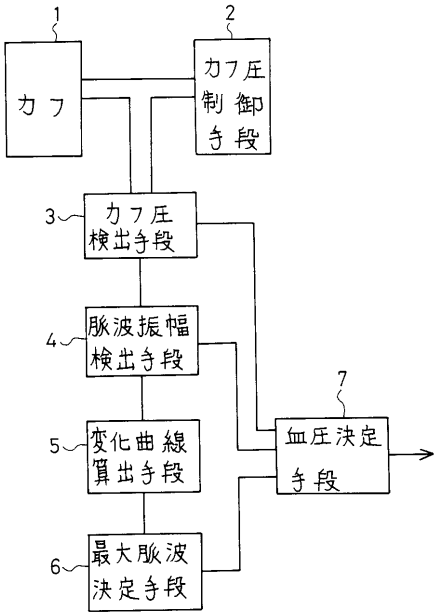
２　カフ圧制御手段

３　カフ圧検出手段

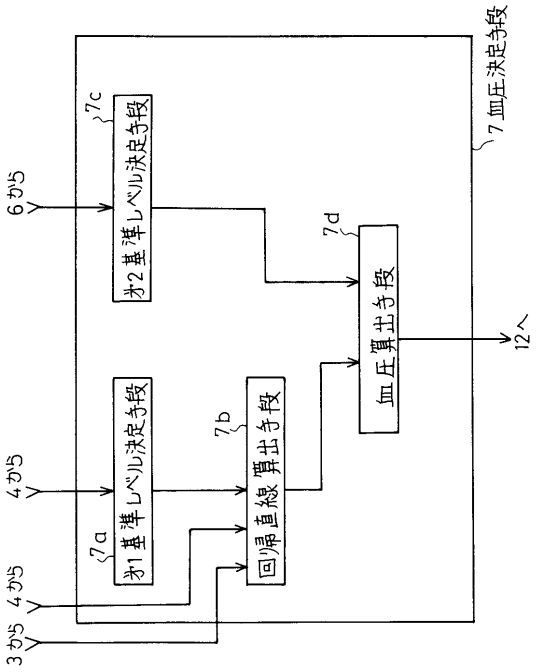
４　脈波振幅検出手段

５　変化曲線算出手段
６　最大脈波決定手段
７　血圧決定手段
７ａ　第１基準レベル決定手段
７ｂ　回帰直線算出手段
７ｃ　第２基準レベル決定手段
７ｄ　血圧算出手段
８　送気・減圧部
９　圧力検出部
１０　マイクロコンピュータ
１１　操作スイッチ
１２　液晶表示器
１３　ブザー
Ｃ　変化曲線
Ｄ　回帰直線
Ｃｍａｘ　真の最大脈波振幅値
Ｂｍａｘ　実測最大脈波振幅値
ＳＹＳ　最高血圧値
ＤＩＡ　最低血圧値

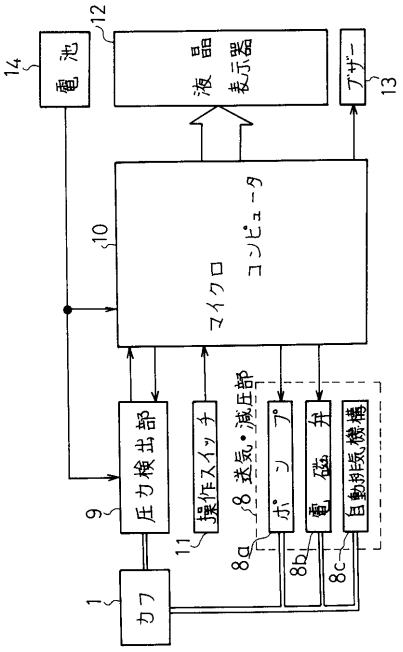
【図１】



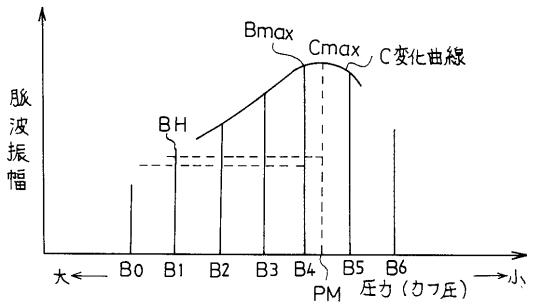
【図２】



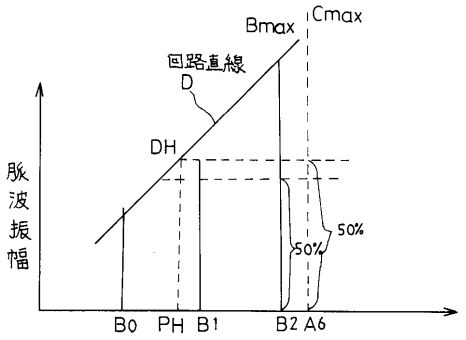
【図３】


14
電池
12
液晶表示器
ブザー
13
10
マイクロコンピュータ
9
圧力検出部
11
操作スイッチ
8 送気・減圧部
8a
ポンプ
8b
電磁弁
8c
自動排気機構
1
カフ

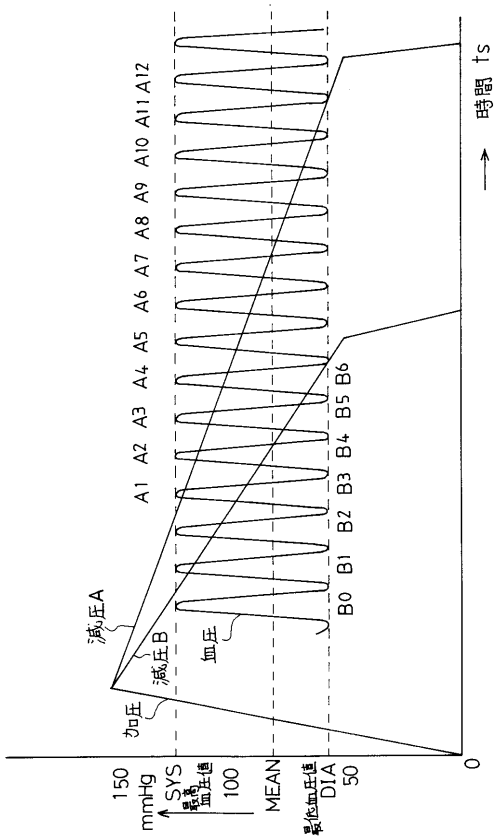
【図４】


脈波振幅
Bmax
Cmax
C変化曲線
BH
大
B0 B1 B2 B3 B4 B5 B6
小
PM
圧力（カフ圧）

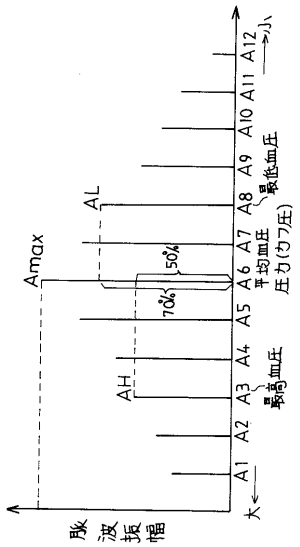
【図５】


Bmax
Cmax
回路直線
D
DH
脈波振幅
50%
50%
B0 PH B1 B2 A6

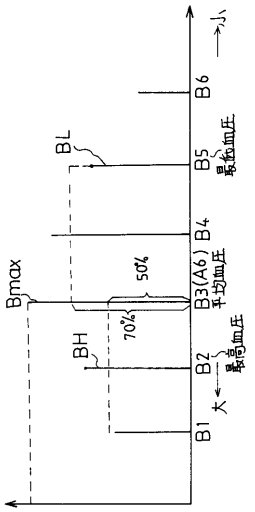
【図６】


A1 A2 A3 A4 A5 A6 A7 A8 A9 A10 A11 A12
B0 B1 B2 B3 B4 B5 B6
減圧A
減圧B
加圧
血圧
時間 ts
150
mmHg
SYS
最高血圧値
100
MEAN
最低血圧値
DIA
50
0

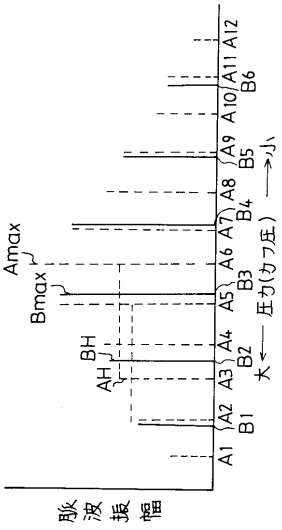
【図７】


A1 A2 A3 A4 A5 A6 A7 A8 A9 A10 A11 A12
小
AL
Amax
AH
50%
70%
最低血圧
平均血圧
最高血圧
大
脈波振幅
圧力(カフ圧)

【図８】


Bmax
BH
BL
70%
50%
B1
B2
B3(A6)
B4
B5
B6
大
小
最高血圧
平均血圧
最低血圧

【図９】


Amax
Bmax
BH
AH
A1
A2
A3
A4
A5
A6
A7
A8
A9
A10
A11
A12
B1
B2
B3
B4
B5
B6
大
小
圧力(カフ圧)
脈波振幅