

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5366537号  
(P5366537)

(45) 発行日 平成25年12月11日(2013.12.11)

(24) 登録日 平成25年9月20日(2013.9.20)

(51) Int.Cl.

F I

**A 6 1 B 5/022 (2006.01)**

A 6 1 B 5/02 3 3 8 C

請求項の数 6 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2008-334531 (P2008-334531)	(73) 特許権者	000112602 フクダ電子株式会社 東京都文京区本郷3-39-4
(22) 出願日	平成20年12月26日(2008.12.26)	(74) 代理人	100105050 弁理士 鷺田 公一
(65) 公開番号	特開2010-154936 (P2010-154936A)	(72) 発明者	山本 智幸 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内
(43) 公開日	平成22年7月15日(2010.7.15)	(72) 発明者	都志見 圭一 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内
審査請求日	平成23年12月19日(2011.12.19)	(72) 発明者	小川 康栄 東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧計

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

カフを用いてカフ圧のデータを測定する測定手段と、  
測定されたカフ圧のデータに基づいて、血圧成分と脈波成分とを抽出する抽出手段と、  
抽出された前記血圧成分と前記脈波成分とをそれぞれ分別して視認可能に、かつ前記血圧成分に前記脈波成分を繋げて表示する表示手段と、  
を備えることを特徴とする血圧計。

【請求項2】

前記表示手段は、前記血圧成分の表示倍率よりも前記脈波成分の表示倍率を高くすることを特徴とする請求項1記載の血圧計。

【請求項3】

前記表示手段は、前記血圧成分及び前記脈波成分を、バーグラフ形式で表示することを特徴とする請求項1記載の血圧計。

【請求項4】

前記抽出手段は、第1フィルタにより前記脈波成分を抽出する信号処理部であることを特徴とする請求項1記載の血圧計。

【請求項5】

前記抽出手段は、前記第1フィルタと並列に設けられた第2フィルタにより前記血圧成分を抽出する信号処理部であることを特徴とする請求項4記載の血圧計。

【請求項6】

測定されたカフ圧のデータを、前記抽出手段を経由させることなく記憶部に記憶する制御手段をさらに備えることを特徴とする請求項1記載の血圧計。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、カフを用いて血圧を計測する血圧計に関し、特に、オシロメトリック式の血圧測定が可能な血圧計に関する。

【背景技術】

【0002】

一般的な血圧計測法の一つにオシロメトリック法と呼ばれるものがある（例えば特許文献1参照）。オシロメトリック法では、上腕に巻回したカフに対する空気の給排気によりカフ圧の加減圧を行い、その際に検出される脈波において、振幅増大が相対的に顕著な時（或いは振幅が最大値に対する特定の割合を超えた時等）のカフ圧を収縮期血圧（最高血圧）として判定し、振幅減少が相対的に顕著な時（或いは振幅が最大値に対する特定の割合を下回った時等）のカフ圧を拡張期血圧（最低血圧）として判定する。

【0003】

また、主に民生用に血圧値をデジタル表示する自動血圧計が普及している。

【特許文献1】特開2007-44437号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上記従来血圧計にあつては、血圧値がデジタル表示されるだけであり、血圧計測途中の状態を直感的に知ることはできない。また、計測中に例えば不整脈や体動などがあつたとしても測定中に表示される血圧値を見ただけでは分からない。この場合、測定値の信頼性が低下する。

【0005】

本発明は、かかる点に鑑みてなされたもので、血圧値だけでなく、血圧計測途中の状態を直感的に提示することができる血圧計を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の血圧計は、カフを用いてカフ圧のデータを測定する測定手段と、測定されたカフ圧のデータに基づいて、血圧成分と脈波成分とを抽出する抽出手段と、抽出された前記血圧成分と前記脈波成分とをそれぞれ分別して視認可能に、かつ前記血圧成分に前記脈波成分を繋げて表示する表示手段と、を備える構成を採る。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、血圧値だけでなく、血圧計測途中の状態を直感的に提示することができる。計測途中の血圧を表示しつつ、計測途中の脈の微小な変化についても分かりやすく表示するので、計測中の不具合を未然に察知することができ、信頼性を向上させることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、本発明の実施の形態について、図面を用いて詳細に説明する。

【0009】

図1は、本発明の一実施の形態に係る血圧計の構成を示すブロック図である。本実施の形態の血圧計は、オシロメトリック式の血圧測定を実施する自動血圧計に適用した例である。

【0010】

図1において、血圧計1は、カフ10、ホース11、管12、圧力センサ13、ポンプ14、排気弁15、信号処理部16、ポンプ駆動部17、弁駆動部18、表示部19、C

10

20

30

40

50

P U (Central Processing Unit) 2 0、操作部 2 1 及び記憶部 2 2 を有する。

【 0 0 1 1 】

カフ 1 0 は、被検者の血圧測定部位、例えば上腕部に巻回可能な帯状体であり、内部に、ホース 1 1 及び管 1 2 を介してポンプ 1 4 と連通する空気袋 ( 図示せず ) を有する。空気袋は、内部空間への空気導入及び排気により膨縮可能である。空気袋は、カフ 1 0 の幅方向 ( 巻回時の幅方向 ) の中央部に位置合わせされて設けられている。したがって、給気により膨張すると中央部の厚さは端部の厚さよりも大となるため、カフ 1 0 は、血圧測定時に一定幅をもって測定部位を圧迫するが、その圧迫力は、中央部の方が端部に比べて強力となる。

【 0 0 1 2 】

圧力センサ 1 3 は、例えば半導体圧力センサを用いる圧力 - 電気変換器であり、管 1 2 に設けられている。圧力センサ 1 3 は、カフ 1 0 の空気袋の空気圧 ( カフ圧 ) を電気信号に変換しこれをカフ圧信号として信号処理部 1 6 に出力することにより、カフ圧の測定を行う。

【 0 0 1 3 】

ポンプ 1 4 は、管 1 2 及びホース 1 1 を介してカフ 1 0 の空気袋に給気することにより、カフ圧を加圧する。ポンプ駆動部 1 7 は、C P U 2 0 からの指示信号に従ってポンプ 1 4 の駆動信号をポンプに出力してポンプ 1 4 を駆動する制御回路を有し、ポンプ 1 4 からカフ 1 0 への給気の開始及び停止を行う。

【 0 0 1 4 】

排気弁 1 5 は、例えば電磁式の弁であり、管 1 2 に設けられている。排気弁 1 5 は、閉弁時はカフ 1 0 の空気袋からの排気を防止し、開弁時はカフ 1 0 の空気袋内の空気をホース 1 1 及び管 1 2 を介して排気する。弁駆動部 1 8 は、C P U 2 0 からの指示信号に従って排気弁 1 5 の駆動信号を出力して排気弁 1 5 を駆動する制御回路を有し、排気弁 1 5 の開度を調節する。

【 0 0 1 5 】

信号処理部 1 6 は、増幅器 3 0、脈波フィルタ 3 1、圧力フィルタ 3 2、5 倍増幅器 3 3、及びアナログデジタル ( A / D ) 変換器 3 4 から構成される。

【 0 0 1 6 】

増幅器 3 0 は、圧力センサ 1 3 により測定されたカフ圧信号を増幅し、増幅したカフ圧信号を、脈波フィルタ 3 1、圧力フィルタ 3 2、及び A / D 変換器 3 4 にそれぞれ出力する。

【 0 0 1 7 】

脈波フィルタ 3 1 は、増幅後のカフ圧信号から、脈波を抽出する周波数成分のみを通過させるバンドパスフィルタ ( B P F ) からなる。脈波の周波数成分は、カフ圧信号に対して比較的低いので B P F の次数は低次 ( 一次 ) でよい。

【 0 0 1 8 】

圧力フィルタ 3 2 は、カフ圧信号を平均化又は平滑化し、血圧値を得る平均フィルタ ( 平滑フィルタ ) である。具体的には、圧力フィルタ 3 2 は、増幅後のカフ圧信号から高帯域雑音を除去する濾波を行うローパスフィルタ ( L P F ) からなる。

【 0 0 1 9 】

5 倍増幅器 3 3 は、脈波フィルタ 3 1 からの脈波成分を、強調表示のために所定倍 ( ここでは 5 倍 ) 増幅する。

【 0 0 2 0 】

A / D 変換器 3 4 は、5 倍増幅器 3 3 により 5 倍増幅された脈波成分、圧力フィルタ 3 2 からの濾過後のカフ圧信号、及び増幅器 3 0 からの増幅後のカフ圧信号 ( 測定生データ ) をそれぞれ A / D 変換する。A / D 変換器 3 4 は、A / D 変換後の 3 種の信号をカフ圧データとして C P U 2 0 に出力する。カフ圧データは、カフ圧の波形を示すものであり、血圧測定時には、カフ圧の波形には、被検者の脈波を表す信号成分である脈波成分等が重畳されている。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 2 1 】

本実施の形態の信号処理部 1 6 は、( 1 ) 従来、増幅後のカフ圧信号から高帯域雑音を除去する濾波を行う目的で設けられていた L P F を、カフ圧信号を平均化又は平滑化のための圧力フィルタ 3 2 として用いる。このため、L P F の特性は、高帯域雑音除去に加えて、カフ圧の波形の平均をとるような平均フィルタ特性とすることが好ましい。したがって、圧力フィルタ 3 2 出力には、脈波成分等は重畳されず、血圧そのものの血圧成分( 図 4 により後述する ) となる。この圧力フィルタ 3 2 は、脈波成分と同様にカフ圧の波形に重畳され得る呼吸波の成分を、脈波成分に混入しないようフィルタリングにより除去又は分離することが好ましい。

## 【 0 0 2 2 】

( 2 ) 一方、圧力フィルタ 3 2 と並列に脈波フィルタ 3 1 を設け、その後段に 5 倍増幅器 3 3 を設置する。脈波フィルタ 3 1 は、圧力フィルタ 3 2 が脈波成分を濾過するのとは逆に、被検者の脈波を表す信号成分である脈波成分のみを通過させるフィルタである。C P U 2 0 による測定結果表示処理で、血圧に重畳する脈波を強調表示するため、圧力フィルタ 3 2 からのフィルタ出力は、5 倍増幅器 3 3 により 5 倍に増幅される。なお、5 倍は例示であり、他の倍数であってもよく、倍数を可変可能であってもよい。

## 【 0 0 2 3 】

( 3 ) 上記( 1 ) , ( 2 ) は、測定結果表示のためのフィルタ処理系である。計測データの分析、数値表示、記憶のためには、フィルタ処理を施さない計測データ( 測定生データ ) が必要である。このため、フィルタ処理系に分岐する前の圧力センサ 1 3 により測定されたカフ圧信号を直接 A / D 変換器 3 4 に入力する経路を設けている。

## 【 0 0 2 4 】

このように、圧力センサ 1 3 により測定されたカフ圧信号は、増幅器 3 0 による増幅後、脈波フィルタ 3 1 及び 5 倍増幅器 3 3 により脈波を抽出する経路と、圧力フィルタ 3 2 により血圧を抽出する経路と、フィルタ処理系を通らず直接 A / D 変換器 3 4 に入力する経路とに分岐して A / D 変換器 3 4 に入力され、A / D 変換器 3 4 は、各経路の信号の A / D 変換を行い、A / D 変換後の信号をカフ圧データとして C P U 2 0 に出力する。

## 【 0 0 2 5 】

ポンプ 1 4、ポンプ駆動部 1 7、排気弁 1 5 及び弁駆動部 1 8 は、カフ 1 0 の空気袋に対し給排気を行うことによりカフ圧の加減圧を行う加減圧部を構成する。

## 【 0 0 2 6 】

表示部 1 9 は、例えば L C D ( Liquid Crystal Display ) 及び各ドライバ等で構成され、C P U 1 9 からの指示信号に従って画面に情報を表示する。

## 【 0 0 2 7 】

C P U 2 0 は、記憶部 2 2 に記憶されたプログラムを実行することで、血圧計 1 内の各部の動作を制御し、血圧計 1 において、取得手段や検出手段、判定手段等としての様々な機能を実現する。

## 【 0 0 2 8 】

操作部 2 1 は、血圧計 1 の筐体( 図示せず ) 上に設けられた押しボタン( 図示せず ) を有し、押しボタンが押下されたときにその旨を示す操作信号を生成して C P U 2 0 に出力する。操作部 2 1 は、例えば電源投入ボタンや血圧測定開始ボタン、血圧測定停止ボタンを有する。

## 【 0 0 2 9 】

記憶部 2 2 は、R O M、R A M 及び電氣的に書換可能な不揮発性メモリである E E P R O M ( electrically erasable programmable ROM ) などの半導体記憶装置である。R O M は、C P U 2 0 により実行されるソフトウェアプログラムや固定データを格納する。R A M は、血圧測定に関するデータ、演算に使用するデータ及び演算結果等を一時的に記憶するいわゆるワーキングメモリとして使用される。R A M の一部は、電源バックアップされるか、E E P R O M からなり、本体電源 O F F も血圧測定によって得られたデータを記憶する。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 0 】

以下、上述のように構成された血圧計 1 の動作について説明する。なお、ここでは、加圧時・減圧時の双方において血圧測定を行う場合を例として説明する。

## 【 0 0 3 1 】

図 2 は、血圧計 1 の血圧測定動作を示すフローチャートであり、本フローは CPU 2 0 により所定タイミングで実行される。図中、S はフローの各ステップである。

## 【 0 0 3 2 】

まず、ステップ S 1 では、CPU 2 0 は、血圧測定開始ボタンの押下時に操作部 2 1 で生成された操作信号を受信する。

## 【 0 0 3 3 】

ステップ S 2 では、CPU 2 0 は、この操作信号に従って、排気弁 1 5 を完全に閉止し全閉状態にさせる指示信号を弁駆動部 1 8 に出力する。

## 【 0 0 3 4 】

ステップ S 3 では、CPU 2 0 は、ポンプ 1 4 の駆動を開始させる指示信号をポンプ駆動部 1 7 に出力し、ポンプ 1 4 を始動させ、カフ 1 0 への給気を開始させる。

## 【 0 0 3 5 】

ステップ S 4 では、CPU 2 0 は、圧力センサ 1 3 を始動させ、被検者の例えば上腕に巻回されたカフ 1 0 内の空気圧（つまりカフ圧）の検出を開始させる。

## 【 0 0 3 6 】

ステップ S 5 では、CPU 2 0 は、リアルタイムで一次血圧測定（加圧時）の測定結果表示処理を行い、測定結果を画面に表示させる指示信号を表示部 1 9 に出力し、血圧測定の結果をリアルタイムでユーザ又は被検者に通知する。この測定結果表示処理については、図 3 により後述する。

## 【 0 0 3 7 】

ステップ S 6 では、CPU 2 0 は、信号処理部 1 6 から入力されるカフ圧データに示されたカフ圧が所定値に達したか否かを判別する。

## 【 0 0 3 8 】

カフ圧が所定値に達した場合、ステップ S 7 で、CPU 2 0 は、ポンプ 1 4 の駆動を停止させる指示信号をポンプ駆動部 1 7 に出力し、ポンプ 1 4 を停止させ、カフ 1 0 への給気を停止させる。カフ圧が所定値に達していない場合、上記ステップ S 5 に戻る。

## 【 0 0 3 9 】

なお、本実施の形態では、カフ圧が所定値に到達したことを条件に二次血圧測定（減圧時）に移行しているが、カフ加圧の停止は、最高血圧の測定値の取得をトリガとして実行されてもよい。

## 【 0 0 4 0 】

一次血圧測定終了後、CPU 2 0 は、二次血圧測定を実行する。

## 【 0 0 4 1 】

ステップ S 8 では、CPU 2 0 は、排気弁 1 5 の開度を所定の低減圧速度に対応する値に調節し排気弁 1 5 を半開状態にさせる指示信号を弁駆動部 1 8 に出力し、カフ 1 0 からの排気を開始させる。

## 【 0 0 4 2 】

ステップ S 9 では、CPU 2 0 は、リアルタイムで二次血圧測定（減圧時）の測定結果表示処理を行い、測定結果を表示部 1 9 の画面に表示させる。この測定結果表示処理は、上記ステップ S 5 と同一であり図 3 により後述する。

## 【 0 0 4 3 】

ステップ S 1 0 では、CPU 2 0 は、測定結果表示処理終了後、排気弁 1 5 の開度を所定の高減圧速度に対応する値に調節し排気弁 1 5 を全開状態にさせる指示信号を弁駆動部 1 8 に出力し、カフ 1 0 からの排気を高速化させ、ステップ S 1 1 で、CPU 2 0 は、圧力センサ 1 3 の動作を停止させる。

## 【 0 0 4 4 】

10

20

30

40

50

以上のようにして、血圧測定動作が行われる。

【 0 0 4 5 】

図 3 は、血圧計 1 の測定結果表示処理を示すフローチャートであり、図 2 のステップ S 5 又はステップ S 9 のサブルーチンコールにより呼出され実行される。

【 0 0 4 6 】

ステップ S 2 1 では、CPU 2 0 は、信号処理部 1 6 からカフ圧データを取得する。カフ圧データは、カフ圧の波形を示すものであるが、信号処理部 1 6 から入力されるカフ圧データは一系統ではなく、信号処理部 1 6 により 3 系統に分けられた信号がそれぞれ入力される。すなわち、CPU 2 0 は、信号処理部 1 6 から ( 1 ) 脈波フィルタ 3 1 により被検者の脈波を表す信号成分である脈波成分のみを通過し、かつその脈波成分を 5 倍増幅器 3 3 により 5 倍に増幅した脈波成分、( 2 ) 圧力フィルタ 3 2 により脈波成分等が除去されると共に平均化され、血圧そのものを示す血圧成分、( 3 ) フィルタ処理を施さない計測データ ( 測定生データ ) をそれぞれ取得する。このうち、計測データ ( 測定生データ ) は、測定結果表示処理とは直接関係しない測定時の基礎データとして記憶部 2 2 に記憶される。計測データ ( 測定生データ ) が、測定結果表示用のデータと別に逐次保存されることで、不測の事態によるデータ消失などに対処することができる。また、フィルタリング処理を施さないデータは、心電図など他の生体測定データの照合の際、データの活用が容易である。

10

【 0 0 4 7 】

ステップ S 2 2 では、CPU 2 0 は、取得したカフ圧データが計測データ ( 測定生データ ) か否かを判別する。計測データ ( 測定生データ ) である場合は、ステップ S 2 3 で CPU 2 0 は、記憶部 2 2 のデータ格納領域に記憶して図 2 のステップ S 5 又はステップ S 9 に戻る。上記データ格納領域は、例えば電源バックアップされた RAM、又は EEPROM 領域である。

20

【 0 0 4 8 】

上記ステップ S 2 2 で取得したカフ圧データが計測データ ( 測定生データ ) でないときは、ステップ S 2 4 に進む。

【 0 0 4 9 】

ステップ S 2 4 では、CPU 2 0 は、取得したカフ圧データ ( 脈波フィルタ 3 1 からの脈波成分、圧力フィルタ 3 2 からの圧力データ ) に基づいて、血圧計測表示データを生成する。血圧計測表示データの具体例については、図 4 乃至図 6 により後述する。

30

【 0 0 5 0 】

ステップ S 2 5 では、CPU 2 0 は、生成した血圧計測表示データとあらかじめ記憶部 2 2 に記憶された画面表示情報に基づいて、測定結果表示画面 ( 図 4 乃至図 6 参照 ) を作成する。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 2 6 では、CPU 2 0 は、作成した測定結果表示画面を表示部 1 9 の表示画面に表示して図 2 のステップ S 5 又はステップ S 9 に戻る。

【 0 0 5 2 】

以上のようにして、測定結果表示動作が行われる。

40

【 0 0 5 3 】

図 4 は、表示部 1 9 の測定結果の表示画面例を示す図である。

【 0 0 5 4 】

図 4 に示すように、測定結果表示画面 1 0 0 は、水銀式血圧計の水銀柱を模した水銀柱表示 1 1 0 と、計測されている脈波の大きさをカフ圧ごとに並べた複数の脈波振幅グラフ 1 2 0 と、水銀柱表示 1 1 0 の圧値と同じ数値をデジタル表記した現在圧値 1 3 0 と、血圧測定中であることを示し脈に同期して収縮・拡大するハートマーク 1 4 0 と、現在の脈拍数表示 1 5 0 と、前回及び前々回の最高 / 最低 ( 平均 ) 圧値及び脈拍数表示 1 6 0 とを有する。

【 0 0 5 5 】

50

水銀柱表示 1 1 0 は、現在のカフ圧を示す圧成分表示 1 1 1、現在の脈波の大きさを示す脈波成分表示 1 1 2、及び水銀柱の目盛り 1 1 3 からなる。目盛り 1 1 3 は、カフ圧値をバーグラフ表示するためのスケールである。

【 0 0 5 6 】

水銀柱表示 1 1 0 は、水銀式血圧計の水銀柱を模しているため、測定結果表示画面 1 0 0 の左端部に水銀柱をイメージさせるような直立したバーグラフにより表示される。なお、バーグラフ表示を棒グラフに代えて円柱形にする、あるいは装飾を施すなど変形を加えてもよい。

【 0 0 5 7 】

水銀柱表示 1 1 0 の右側には、脈波の振幅変化のトレースを表示する脈波振幅グラフ 1 2 0 が表示される。

10

【 0 0 5 8 】

また、測定結果表示画面 1 0 0 は、上段に ID 番号 1 7 1、紙送り 1 7 2、音量 1 7 3 の各設定情報を有し、下段にカフ装着腕 1 7 4 a、1 7 4 b、カフ圧増圧/減圧 1 7 5 a、1 7 5 b、削除 1 7 6、表示 1 7 7、記録 1 7 8、及び検査切替 1 7 9 の各設定ボタンを有する。上記各設定情報及び設定ボタンは、操作部 2 1 ( 図 1 ) のキー操作により設定可能である。また、操作部 2 1 の一部は、表示部 1 9 上に設けられたタッチパネルであってもよく、この場合は表示部 1 9 に表示されたソフトキーからなる各設定ボタンをタッチして選択する。

【 0 0 5 9 】

20

本実施の形態の血圧計 1 は、オシロメトリック法を用いた血圧計測を行う。

【 0 0 6 0 】

オシロメトリック法での血圧計測方法は、カフ 1 0 に空気を送りこみ、十分加圧する。その後、カフ 1 0 から空気を抜いていき、カフ内圧の減少に伴い、脈によりカフ内の圧力が微小変動する。以下、この微小変動を、血圧成分と呼ぶ。血圧成分は、図 1 の血圧計 1 では、信号処理部 1 6 の圧力フィルタ 3 2 により脈波成分等が除去されて平均化されることで抽出される。CPU 2 0 は、圧力フィルタ 3 2 の A / D 変換後の値を血圧成分として取得する。また、この血圧成分は、図 4 に示す測定結果表示画面 1 0 0 の水銀柱表示 1 1 0 においては、圧成分表示 1 1 1 に対応して表示される。

【 0 0 6 1 】

30

一方で信号処理部 1 6 は、脈波フィルタ 3 1 により被検者の脈波成分を抽出し、かつその脈波成分を 5 倍増幅器 3 3 により 5 倍に増幅した脈波成分を CPU 2 0 に出力する。CPU 2 0 は、5 倍増幅器 3 3 の A / D 変換後の値を脈波として取得する。また、この脈波は、図 4 に示す測定結果表示画面 1 0 0 の水銀柱表示 1 1 0 においては、脈波成分表示 1 1 2 に対応して表示される。

【 0 0 6 2 】

血圧成分は、最初は大きくなり、平均血圧をピークとして、その後小さくなる。このトレンドから血圧を計測する。血圧測定動作については、図 2 のフローにより説明した。

【 0 0 6 3 】

本実施の形態の血圧計 1 は、カフ圧を水銀柱表示することそれ自体に特徴があるのではなく、水銀柱表示 1 1 0 において、バーグラフ表示の基部に、上記血圧成分に対応する圧成分表示 1 1 1 を表示し、その圧成分表示 1 1 1 の上端に重畳して脈波成分表示 1 1 2 を表示することを特徴とする。計測中には、圧成分表示 1 1 1 は微小変動して現在のカフ圧をバーグラフ表示する一方、脈波成分表示 1 1 2 は圧成分表示 1 1 1 の上部に載る形で、現在の脈波の大きさを表示する。脈波成分表示 1 1 2 は、現在の脈波の大きさに従って表示される。脈波成分表示 1 1 2 に表示される脈波は、視認性を高めるため測定値を所定倍 (ここでは 5 倍) して表示される。また、脈波成分表示 1 1 2 は、圧成分表示 1 1 1 と異なる目立つ色 (例えば、ピンク色) で表示される。

40

【 0 0 6 4 】

信号処理部 1 6 ( 図 1 ) は、圧力フィルタ 3 2 により血圧成分を抽出する経路、脈波フ

50

フィルタ 3 1 及び 5 倍増幅器 3 3 により脈波成分を抽出する経路、フィルタ処理をスルーし計測データ（測定生データ）を出力する経路の、3 系統を並列に信号処理する。また、信号処理部 1 6 は、電子回路によるハードウェア構成でありプログラム処理ではない。並列処理であること及びハードウェア構成であることにより、遅れを発生させずに各信号（脈振，幅脈波成分，計測データ）を得ることができる。したがって、CPU 2 0 は、入力される各信号に遅れがないことから、リアルタイムで血圧成分を圧成分表示 1 1 1 に表示するとともに、脈波成分を圧成分表示 1 1 1 の上端に表示することができる。

【 0 0 6 5 】

また、並列処理であること及び遅れがないことにより、脈波成分表示 1 1 2 は、圧成分表示 1 1 1 の信号処理の遅延等の影響を受けず、脈波成分の挙動がそのまま現われることになる。脈波成分表示 1 1 2 は、時々刻々と変動する。これに対し、圧成分表示 1 1 1 はカフ圧に対する血圧成分であるため極端な変動はない。水銀柱表示 1 1 0 は、圧成分表示 1 1 1 の上端に脈波成分表示 1 1 2 が載る形となっているため、水銀柱をイメージした圧成分表示 1 1 1 によってカフ圧を直感的に見分けることができ、かつ時々刻々と変動する脈波成分表示 1 1 2 によって、計測の臨場感を喚起することができる。これは血圧測定の信頼性のイメージ向上、延いては血圧測定の楽しさにもつながることが期待できる。

【 0 0 6 6 】

図 5 は、水銀柱表示 1 1 0 と脈波振幅グラフ 1 2 0 を説明する図であり、図 5 ( a ) は計測中の状態を、図 5 ( b ) は計測終了後の状態を示す。

【 0 0 6 7 】

図 5 ( a ) 左側は、カフ圧が 1 0 1 mm H g の時の水銀柱表示 1 1 0 の表示例である。現在の圧力は、圧成分表示 1 1 1 のバーグラフ表示で示される。また、この時点の脈変化は、圧成分表示 1 1 1 の上端に載せた脈波成分表示 1 1 2 のバーグラフ表示で示される。脈波成分（脈波成分表示 1 1 2 ）は、5 倍程度に拡大し、色を変えて圧力値（圧成分表示 1 1 1 ）の上に表示する。

【 0 0 6 8 】

このような水銀柱表示 1 1 0 を時間軸方向で見た状態が図 5 ( a ) 右側の波形グラフである。脈波振幅グラフ 1 2 0 においても、水銀柱表示 1 1 0 の場合と同様に、脈波成分 1 2 2 が計測中のカフ圧 1 2 1 に重畳している。

【 0 0 6 9 】

図 5 ( b ) は、計測終了後の状態であり、水銀柱表示 1 1 0 は表示されない。図 5 ( b ) 右側の波形グラフを見ると、脈波成分 1 2 2 がカフ圧 1 2 1 に重畳している。

【 0 0 7 0 】

このように、脈波振幅グラフ 1 2 0 のカフ圧 1 2 1 に脈波成分 1 2 2 を載せて表示する表示方法、並びに水銀柱表示 1 1 0 の圧成分表示 1 1 1 に脈波成分表示 1 1 2 を載せて表示する表示方法によって、脈の微小な変化までをはっきりと視認できる。

【 0 0 7 1 】

図 6 は、水銀柱表示 1 1 0 の表示画面を説明する図である。

【 0 0 7 2 】

上述したように、脈波成分表示 1 1 2 は、圧成分表示 1 1 1 と変動要因が異なるため、圧成分表示 1 1 1 の変化の挙動と異なる変動タイミングで表示される。例えば、図 6 に示すように、圧成分表示 1 1 1 のカフ圧が 1 0 9 mm H g で変化していなくても脈波成分表示 1 1 2 の脈波成分は、変化する（脈波成分が 0 も含む）。すなわち、ある時点の脈変化は、圧成分表示 1 1 1 の上端に載せた脈波成分表示 1 1 2 のバーグラフ表示で示されることで、脈の微小な変化までをはっきりと視認できる。

【 0 0 7 3 】

以上のように、本実施の形態によれば、血圧計 1 は、脈波成分を抽出する脈波フィルタ 3 1、脈波成分を増幅する 5 倍増幅器 3 3、及び血圧成分を抽出する圧力フィルタ 3 2 から構成される信号処理部 1 6 を備え、CPU 2 0 は、測定結果表示処理を実行することにより表示部 1 9 の測定結果表示画面 1 0 0 に、現在のカフ圧を示す圧成分表示 1 1 1 と、

10

20

30

40

50

現在の脈波の大きさを示す脈波成分表示 1 1 2 と、水銀柱の目盛り 1 1 3 からなる水銀柱表示 1 1 0 を表示する。特に、水銀柱表示 1 1 0 の基部に、血压成分に対応する圧成分表示 1 1 1 を表示し、その上端に脈変化に対応する脈波成分表示 1 1 2 を異なる色で表示する。この脈波成分は、5 倍増幅器 3 3 により増幅されることで拡大表示される。また、水銀柱表示 1 1 0 の右側には、脈波の振幅変化のトレースを示す脈波振幅グラフ 1 2 0 を表示する。なお、正確な数値は、水銀柱表示 1 1 0 と共に表示されるデジタル表記の現在圧値 1 3 0 を確認すればよい。

【 0 0 7 4 】

これにより、圧力と血压成分を同時に表示することができ、血压値の提示ではなく、血压計測途中の状態を直感的に提示することができる。以下、効果を具体的に説明する。

【 0 0 7 5 】

オシロメトリック法を用いた血压計測では、血压測定上昇時、平均血压通過し、血压成分が十分減少後、加圧が終了していること、また血压測定減圧時、脈のトレンドが正確に計測していること、を確認する必要がある。

【 0 0 7 6 】

昔ながらの水銀柱での確認では、脈変化は水銀柱の目盛上では微小なため、脈の微小な変化までは分からない。また従来、波形やインジケータで血压成分を表示する血压計もある。しかし、現在圧と血压成分は別個の表示となるため、見づらいためか情報が分断されることでイメージがつかみ難い。

【 0 0 7 7 】

本実施の形態の血压計は、水銀柱表示 1 1 0 の圧成分表示 1 1 1 によって血压を確認しつつ、脈の変化分は脈波成分表示 1 1 2 によって直感的にはっきりと視認することができる。上記効果に加えて、本実施の形態では、以下の効果を期待することができる。

【 0 0 7 8 】

( 1 ) 昔から医療施設で慣れ親しまれた水銀柱式の血压計と同様なアナログ的バーグラフ表示形態でなじみ易く、計測値への信頼も高い。

【 0 0 7 9 】

( 2 ) 擬似水銀柱表示の頭頂に、脈の変化分を大きくして表示するので、不整脈があったことが把握し易い。

【 0 0 8 0 】

( 3 ) 擬似水銀柱表示の頭頂部の脈で変化する部分は、下部の擬似水銀柱とは異なった色としているので、容易に見分けることができる。

【 0 0 8 1 】

( 4 ) 擬似水銀柱表示の頭頂部の脈で変化する部分の振れの大きさと、脈の大きさが分かり、脈の大きさから計測値の信頼度も直感的に分かる。

【 0 0 8 2 】

( 5 ) 擬似水銀柱表示の全体的な高さから、概ねの血压値が予測されるので、機械による自動計測値が大きく間違っていた場合、この間違いを判定しやすい。

【 0 0 8 3 】

( 6 ) 脈の触れが小さな女性や肥満の人でも、脈を判別し易い。

【 0 0 8 4 】

以上、本発明の実施の形態について説明した。なお、以上の説明は本発明の好適な実施の形態の例証であり、本発明の範囲はこれに限定されない。つまり、上記装置の構成および使用時の動作についての説明は一例であり、本発明の範囲においてこれらの例に対する様々な変更や追加が可能であることは明らかである。

【 0 0 8 5 】

例えば、本実施の形態では、血压計において上記の血压測定法を実現したが、動脈硬化度測定装置等、他の医療機器において実現することもできる。

【 0 0 8 6 】

また、本実施の形態では、血压計という名称を用いたが、これは説明の便宜上であり、

10

20

30

40

50

自動血圧計、電子血圧計等であってもよいことは勿論である。

【0087】

さらに、上記血圧計を構成する各部、例えば信号処理部のフィルタ種類、その数及び接続方法などはどのようなものでもよい。

【図面の簡単な説明】

【0088】

【図1】本発明の一実施の形態に係る血圧計の構成を示すブロック図

【図2】本発明の一実施の形態に係る血圧計の血圧測定動作を示すフロー図

【図3】本発明の一実施の形態に係る血圧計の測定結果表示処理を示すフロー図

【図4】本発明の一実施の形態に係る血圧計の表示部の測定結果の表示画面例を示す図

10

【図5】本発明の一実施の形態に係る血圧計の水銀柱表示と脈波振幅グラフを説明する図

【図6】本発明の一実施の形態に係る血圧計の水銀柱表示の表示画面を説明する図

【符号の説明】

【0089】

1 血圧計

10 カフ

13 圧力センサ

14 ポンプ

15 排気弁

16 信号処理部

20

17 ポンプ駆動部

18 弁駆動部

19 表示部

20 CPU

21 操作部

22 記憶部

30 増幅器

31 脈波フィルタ

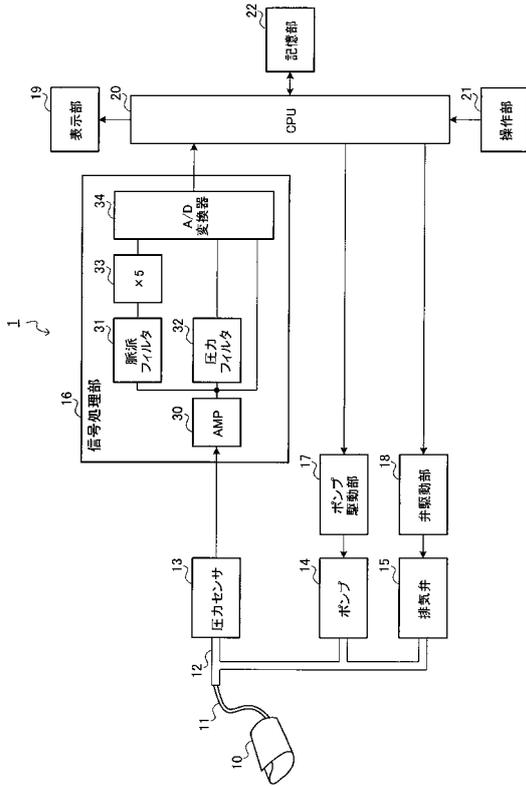
32 圧力フィルタ

33 5倍増幅器

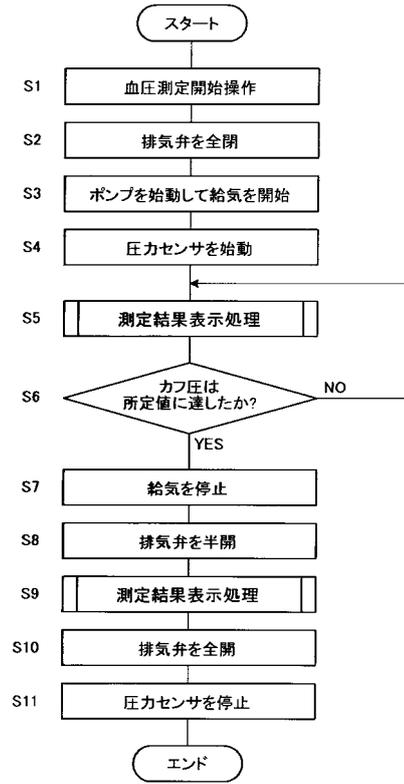
30

34 A/D変換器

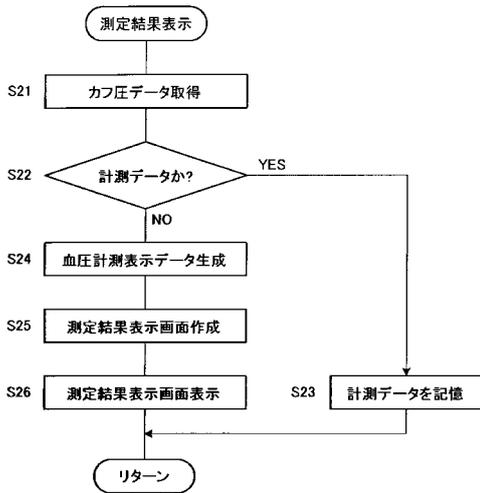
【図1】



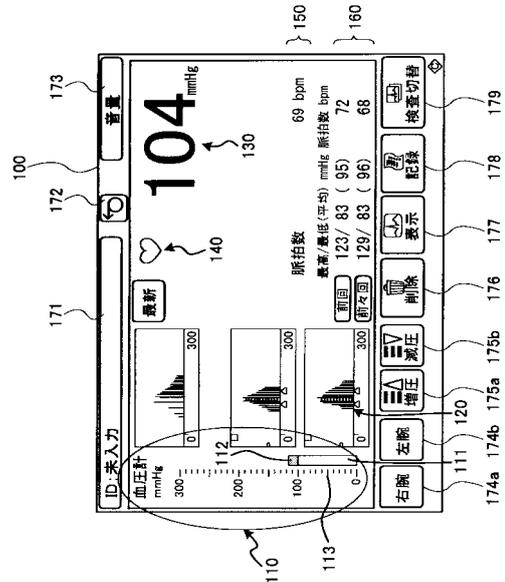
【図2】



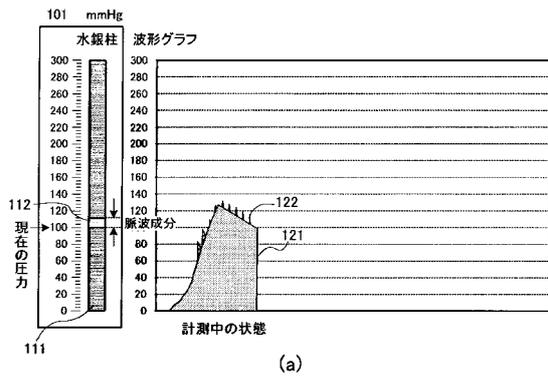
【図3】



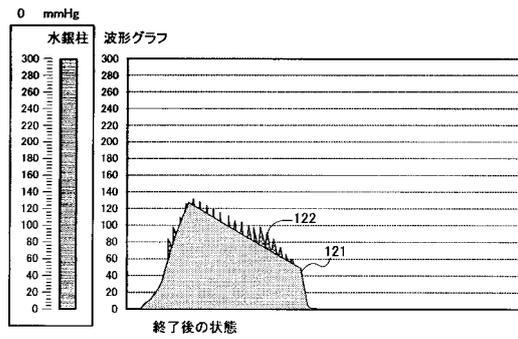
【図4】



【図5】

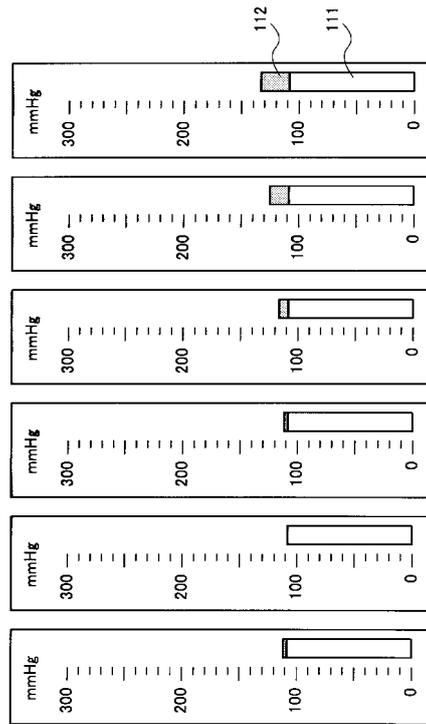


(a)



(b)

【図6】



---

フロントページの続き

- (72)発明者 更科 恵美子  
東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内
- (72)発明者 鈴木 恒夫  
東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内
- (72)発明者 村木 能也  
東京都文京区本郷3丁目39番4号 フクダ電子株式会社内

審査官 南川 泰裕

- (56)参考文献 特開2007-098003(JP,A)  
特開昭56-121535(JP,A)  
特開平11-004813(JP,A)  
特開平07-227382(JP,A)  
特開平02-045034(JP,A)  
特開2007-135717(JP,A)  
特開昭61-247432(JP,A)  
特開2007-135715(JP,A)  
特開2007-044437(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/00-5/03