

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2011-104073  
(P2011-104073A)

(43) 公開日 平成23年6月2日(2011.6.2)

(51) Int.Cl.

A61B 5/022 (2006.01)

F1

A61B 5/02 337M

テーマコード(参考)

4C017

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2009-261583 (P2009-261583)  
(22) 出願日 平成21年11月17日(2009.11.17)

(71) 出願人 000002369  
セイコーエプソン株式会社  
東京都新宿区西新宿2丁目4番1号  
(74) 代理人 100095728  
弁理士 上柳 雅誉  
(74) 代理人 100107261  
弁理士 須澤 修  
(74) 代理人 100127661  
弁理士 宮坂 一彦  
(72) 発明者 横山 敏彦  
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内  
(72) 発明者 田中 邦章  
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内

最終頁に続く

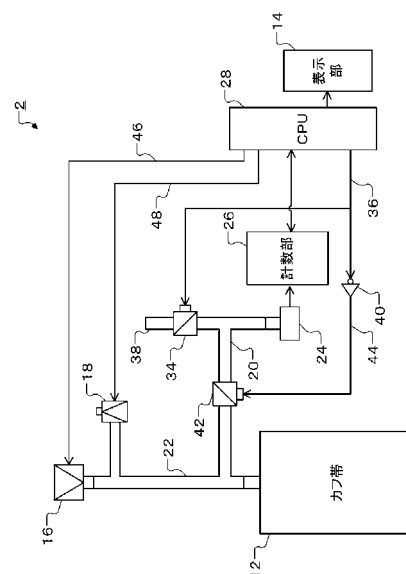
(54) 【発明の名称】 血圧測定装置及び血圧測定方法

(57) 【要約】

【課題】少ない付加回路で水頭圧補正が実現でき、被測定者の不便を必要とすることなく正確な血圧測定が可能とする血圧測定装置及び血圧測定方法を提供する。

【解決手段】血圧測定装置は、気圧を測定するセンサー24で血圧伝達部12の内圧変化の測定と、センサー24で血圧伝達部12の位置と、血圧伝達部12を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定と、を切替える測定切替部と、センサー24で血圧伝達部12の内圧変化の測定からセンサー24のセンサー信号を取得し、血圧値を算出する血圧測定部と、センサー24で血圧伝達部12の位置と、血圧伝達部12を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧を測定するセンサー信号を取得し、大気圧の差に応じた補正値を血圧伝達部12の内圧変化に基づいて、算出された血圧値に演算する血圧値補正部と、を含む。

【選択図】 図3



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

気圧を測定するセンサーと、

前記センサーで血压伝達部の内圧変化の測定と、前記センサーで前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定と、を切替える測定切替え部と、

前記センサーで血压伝達部の内圧変化の測定から前記センサーのセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血压伝達部の内圧変化に基づいて、血压値を算出する血压測定部と、

前記センサーで血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧を測定するセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の差に応じた補正値を前記血压伝達部の内圧変化に基づいて、算出された血压値に演算する血压値補正部と、を含むことを特徴とする血压測定装置。

10

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の血压測定装置において、

前記センサー信号のサンプリング方法は、前記センサーで前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定より、前記センサーで血压伝達部の内圧変化の測定の方が高速で、前記センサーで血压伝達部の内圧変化の測定より、前記センサーで前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定の方が高精度であることを特徴とする血压測定装置。

20

## 【請求項 3】

気圧を測定するセンサーで血压伝達部の内圧変化の測定から前記センサーのセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血压伝達部の内圧変化に基づいて、血压値を算出すること、

前記センサーで血压伝達部の内圧変化の測定と、前記センサーで前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定と、を切替えること、

前記センサーで血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧を測定するセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の差に応じた補正値を前記血压伝達部の内圧変化に基づいて、算出された血压値に演算すること、

30

を含むことを特徴とする血压測定方法。

## 【請求項 4】

請求項 3 に記載の血压測定方法において、

前記センサー信号のサンプリング方法は、前記センサーで前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定より、前記センサーで血压伝達部の内圧変化の測定の方が高速で、前記センサーで血压伝達部の内圧変化の測定より、前記センサーで前記血压伝達部の位置と、該血压伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定の方が高精度であることを特徴とする血压測定方法。

40

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

## 【0001】

本発明は、血压測定装置及び血压測定方法に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

2008年度の医療点数の変更で、24時間血压計が日本で始めて保険点数化された。特定の日時における単一の血压測定値だけでは高血圧かどうかの正しい診断はできない。ということが医学的・医療行政に認められたということである。高血圧を理解するうえで非常に画期的なことであり、従来 of 血压管理を超えた新世代の血压管理が必用になりつつ

50

あることを示すものである。

【0003】

すなわち血圧値は時々刻々変動しており、この変動を的確に把握し従来の血圧管理ではできなかった管理をすることによって、今以上に循環器系の疾患を減らし、今後の長寿社会で個人のQOLを高め、国全体の総医療費を引き下げ、医療財政を破綻から救うことが可能になることが期待される。

【0004】

現在非侵襲による血圧計測には以下の2つの方法が一般的に使われている。第1は、聴診法と言われる方法である。動脈を外部から最高血圧値以上に加圧した後、徐々に減圧すると血管は特定の圧力範囲で可聴域の振動、所謂コロトコフ音という音を発生する。聴診法は上記減圧時、この音が発生し始めるときの圧力値を最高血圧、消失するときの加圧圧力値を最低血圧として決定する方法である。

10

【0005】

第2は、オシロメトリック法と言われる。聴診法と同様に外部から加圧したとき、動脈壁の力学特性が非線形であるために、心臓の一心拍に対して血管の容積が変動して脈波振幅が非線形的に変わる。聴診法と同様に最高血圧値以上に加圧した後、徐々に減圧すると、加圧値が最高血圧を下回ると血管は振動を始め、平均血圧において最大の容積変動をした後、最低血圧以下では再び脈波振動が消失する。このように圧力値とそのときの血管の容積変動とを同時に記録することによって、最高血圧、平均血圧、最低血圧を決定することができる。特に手首に装着する血圧計は、脈波形が電気信号として比較的容易に捕らえられ易いことからオシロメトリック法が広く採用されている。

20

【0006】

ところで医学的な血圧とは、大動脈起始部における血管内圧力と定義されており、それ以外の非侵襲的な血圧計測値は真の血圧に対する推定値ということになる。血液も当然重さをもっていることから聴診法でもオシロメトリック法でも測定する場合は測定部位を心臓と同じ高さで測定する必要がある。一般的な血圧計では、例えば上腕で測定する場合は心臓と同じ高さにカフ帯を装着することが必要であり、また手首式では手首を心臓の高さまで持ち上げて測定する必要がある。そうでない場合には心臓との高さの差に応じた補正をしなければならない(所謂水頭値補正)。高さによる補正は、例えば水頭値13.6cmは、10mmHgに相当するので、10cm毎に約7.35mmHgの補正が必要になる。

30

【0007】

一方、前腕の角度検出手段に加えて上腕に角度検出手段を設け、前腕と上腕の検出角度に基づいてカフ帯と心臓の高さを算出する血圧測定装置が開示されている(例えば、特許文献1参照)。

【0008】

また、カフ帯に角度センサーを備えて、空気袋のなす角度を検出する。空気袋の略中央位置にある角度センサーが動脈直上にあるときの動脈と角度センサーとを結ぶ直線を基準とし、カフ帯装着時の角度センサーからの信号より、動脈と角度センサーとを結ぶ直線が上記基準からなす角度が閾値内にあるか否かを判断する。血圧測定前に上記判断がなされ、表示される。したがって、ユーザーは、測定前に表示を見てカフ帯を適切に装着することができ、その後、測定を行うことができる血圧測定装置が開示されている(例えば、特許文献2参照)。

40

【0009】

更に、被測定者の身体的な特徴のばらつき、測定時の姿勢の影響を受けることなくカフ帯と心臓との位置をより正確に判定することにより血圧測定を行う。ここでは、入力された被測定者の上腕長・前腕長、及び前腕のピッチ方向、ロール方向の検出角度に基づいてカフ帯と心臓の高さを算出する。また、前腕の角度検出手段に加えて上腕に角度検出手段を設け、前腕と上腕の検出角度に基づいてカフ帯と心臓の高さを算出する。また、2軸の角度検出手段により前腕のピッチ方向及びロール方向の角度を検出し、これらの検出値に

50

基づいてカフ帯と心臓の高さを算出する血圧測定装置が開示されている（例えば、特許文献3参照）。

【0010】

また、被測定者に装着する血圧測定装置本体をプロセッサと一体的に接続可能に構成し、プロセッサ側から入力したモードに基づいて血圧測定動作を自動的に行うよう構成した血圧測定装置が開示されている（例えば、特許文献4参照）

【0011】

更に、告時部により血圧測定時刻あるいは投薬時刻が告げられるので、家庭内においても、忘れることなく確実に測定が行え、測定結果は表示手段に表示される。また、測定結果と測定時刻は、携帯用に便利なメモリーに記憶されるので、病院を訪れた際、インターフェースをホストコンピューターに接続すれば、血圧トレンドグラム等の集計表示を行うことが可能になる血圧測定装置が開示されている（例えば、特許文献5参照）。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0012】

【特許文献1】特開2007-54648号公報

【特許文献2】特開2009-189485号公報

【特許文献3】W02002/039893号公報

【特許文献4】特開平2-55033号公報

【特許文献5】特開昭62-66836号公報

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0013】

特に手首式血圧計の場合手首の位置は自由に変えられるため、説明文書などで、被測定者に心臓の高さで測定することを注記しても、必ずしも最適の場所に位置されとは限らず、測定誤差を生む要因となった。

【0014】

これを回避する従来技術としては、例えば腕の水平に対する傾き等をセンサーで検知し、間接的に心臓と同じ高さであることを検知し、最適の位置においてのみ測定できるようにするという技術がある。

30

【0015】

しかしすべての姿勢で最適値を検知できるとは限らない上に、これらの装置を付加することは製品全体のサイズを大きくしたり、製品単価を上げたりすることになる。

【0016】

また、高血圧の正しい診断に用いられる24時間血圧計は活動中、睡眠中を問わず30分毎に血圧を自動測定するものである。この24時間血圧計を手首で実現しようとすると、日常生活中に測定する時点で常に手首を心臓の位置まで上げ、しかも一定時間その体勢を維持しなければならず、被測定者の不便を強制し、また測定誤差も大きくなることから従来は上腕装着方式のみが用いられている。回避技術としては腕の心臓の位置に相当する点まで管を伸ばし、この圧力値を用いて測定値を校正する方法などが考えられるが、構成が複雑になることから未だ実用に至っていない。

40

【0017】

また、現在の血圧計のように一日一回というような特定の場所での血圧計測ではなく、定常的に装着し頻りに測定できるような血圧計が必要となっている。

【課題を解決するための手段】

【0018】

本発明は、上述の課題の少なくとも一部を解決するためになされたものであり、以下の形態又は適用例として実現することが可能である。

【0019】

[適用例1] 気圧を測定するセンサーと、前記センサーで血圧伝達部の内圧変化の測定

50

と、前記センサーで前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定と、を切替える測定切替え部と、前記センサーで血圧伝達部の内圧変化の測定から前記センサーのセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血圧伝達部の内圧変化に基づいて、血圧値を算出する血圧測定部と、前記センサーで血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧を測定するセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の差に応じた補正値を前記血圧伝達部の内圧変化に基づいて、算出された血圧値に演算する血圧値補正部と、を含むことを特徴とする血圧測定装置。

【0020】

10

これによれば、センサーを其々に適した精度に必要なに応じて切替えることにより得られた血圧値の水頭値補正を同時に行うので、少ない付加回路で水頭圧補正が実現でき、被測定者の不便を必要とすることなく正確な血圧測定が可能となる。

【0021】

また、センサーによっては、高精度の高さ精度を実現するため、一定回数以上計測を繰り返す必要があるものがあり、これは一回の計測に一定時間以上の時間が掛かることによつて、血圧計測のためのオシロメトリック波形を得るために必要なサンプリング周波数に満たない場合がある。この場合でも心臓の高度を測定する場合は高精度かつ低速モードでサンプリングを行い、オシロメトリック波形を得る場合は必要な精度で高速にサンプリングすることのできるモードを設け、必要に応じ切り替えて使うことでセンサーの増加を回避し、価格、実装面積の不要な増加を抑えることができる。

20

【0022】

[適用例2] 上記血圧測定装置であつて、前記センサー信号のサンプリング方法は、前記センサーで前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定より、前記センサーで血圧伝達部の内圧変化の測定の方が高速で、前記センサーで血圧伝達部の内圧変化の測定より、前記センサーで前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定の方が高精度であることを特徴とする血圧測定装置。

【0023】

これによれば、センサーを血圧計測と高度計測其々に適した精度に必要なに応じて切替えることにより得られた血圧値の水頭値補正を同時に行うことができる。

30

【0024】

[適用例3] 気圧を測定するセンサーで血圧伝達部の内圧変化の測定から前記センサーのセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血圧伝達部の内圧変化に基づいて、血圧値を算出すること、前記センサーで血圧伝達部の内圧変化の測定と、前記センサーで前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定と、を切替えること、前記センサーで血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧を測定するセンサー信号を取得し、該センサー信号から得られる前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の差に応じた補正値を前記血圧伝達部の内圧変化に基づいて、算出された血圧値に演算すること、を含むことを特徴とする血圧測定方法。

40

【0025】

これによれば、センサーを其々に適した精度に必要なに応じて切替えることにより得られた血圧値の水頭値補正を同時に行うので、少ない付加回路で水頭圧補正が実現でき、被測定者の不便を必要とすることなく正確な血圧測定が可能となる。

【0026】

また、センサーによっては、高精度の高さ精度を実現するため、一定回数以上計測を繰り返す必要があるものがあり、これは一回の計測に一定時間以上の時間が掛かることによつて、血圧計測のためのオシロメトリック波形を得るために必要なサンプリング周波数に満たない場合がある。この場合でも心臓の高度を測定する場合は高精度かつ低速モードで

50

サンプリングを行い、オシロメトリック波形を得る場合は必要な精度で高速にサンプリングすることのできるモードを設け、必要に応じ切り替えて使うことでセンサーの増加を回避し、価格、実装面積の不要な増加を抑えることができる。

【0027】

[適用例4] 上記血圧測定方法であって、前記センサー信号のサンプリング方法は、前記センサーで前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定より、前記センサーで血圧伝達部の内圧変化の測定の方が高速で、前記センサーで血圧伝達部の内圧変化の測定より、前記センサーで前記血圧伝達部の位置と、該血圧伝達部を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定の方が高精度であることを特徴とする血圧測定方法。

10

【0028】

これによれば、センサーを血圧計測と高度計測其々に適した精度に必要なに応じて切替えることにより得られた血圧値の水頭値補正を同時に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0029】

【図1】本実施形態に係る電子血圧計を用いた測定姿勢を示す図。

【図2】カフ帯の位置と心臓の高さとの関係を示す図。

【図3】本実施形態に係る電子血圧計の構成を示すブロック図。

【図4】図3の計数部の内部構成を示すブロック図。

【図5】本実施形態に係る電子血圧計の制御機能の要部の具体的な処理内容を説明するフローチャート。

20

【発明を実施するための形態】

【0030】

図1は、本実施形態に係る血圧測定装置を用いた測定姿勢を示す図である。

本実施形態に係る血圧測定装置2は、手首に装着される血圧測定装置2の本体10に設けられた圧力センサーを用いて、被測定者の測定姿勢、すなわち、心臓と血圧測定装置2の圧力基準位置との高低差を算出し、測定姿勢の判定又は血圧値の補正を行う。また、本実施形態に係る血圧測定装置2は、図1に示すように、腋を閉め前腕を胸に添える姿勢で測定することが推奨される（このとき血圧測定装置2を装着した方の腕の肘が体から離れないように他方の手を添えることが好ましい）。本体10も手首に巻回されるベルト状のカフ帯（血圧伝達部）12に対して親指側の側方に位置するように取り付けられている。したがって、図1に示す測定姿勢をとった場合に、表示部14が上側を向き、被測定者が容易に表示を確認することができる。また、加圧キー及びその他のキーを含む操作入力部30も同様に被測定者が容易に操作することができる。

30

【0031】

図2は、カフ帯12の位置と心臓の高さとの関係を示す図である。

血圧測定装置2を被測定者自身が手首に装着する場合、肘から先の前腕をテーブルにつけた状態で装着を行い、この後、前腕を起こして血圧測定装置2が装着された手首が心臓の高さ $h$  (mm)になるようにするのであるが、この前腕を起こして手首の上下方向の移動高さを圧力センサーによって測定するものである。圧力センサーで直接検出することができるのは気圧であるが、テーブル上の気圧と心臓の位置の気圧とからテーブルからの心臓の高さを得ることができる。

40

【0032】

図3は、本実施形態に係る血圧測定装置2の構成を示すブロック図である。

本実施形態に係る血圧測定装置2は、被測定者の手首に装着されるカフ帯12に本体10を取り付けているもので、この本体10内には、カフ帯12の加圧を行う加圧ポンプ（加圧部）16と、カフ帯12内の空気を排気するための排気部18と、圧力を伝達する圧力伝達路20、22と、カフ帯12及び大気空気圧を検出する圧力センサー（センサー）24と、圧力センサー24のセンサー信号を計数する計数部26と、内蔵するプログラムにより、測定切替え部、血圧測定部、血圧値補正部等の血圧測定のための処理を実行す

50

るCPU（制御回路）28と、入力データ、演算データ、及び測定結果等を記憶する記憶部32（図4参照）と、測定した血圧値を表示するための表示部14と、を備えている。

【0033】

測定切替え部は、圧力センサー24でカフ帯12の内圧変化の測定と、圧力センサー24でカフ帯12の位置と、カフ帯12を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定と、を切替える。血圧測定部は、圧力センサー24でカフ帯12の内圧変化の測定から圧力センサー24のセンサー信号を取得し、センサー信号から得られるカフ帯12の内圧変化に基づいて、血圧値を算出する。血圧値補正部は、圧力センサー24でカフ帯12の位置と、カフ帯12を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の測定から圧力センサー24のセンサー信号を取得し、センサー信号から得られるカフ帯12の位置と、カフ帯12を装着する被測定者の心臓の位置との大気圧の差に応じた補正値を血圧測定部で算出した血圧値に演算する。上記実施形態において、血圧測定装置2における測定切替え部、血圧測定部、血圧値補正部は、上記CPU28が計数部26からの高精度気圧値を所定のプログラムを処理することで実現される。

10

【0034】

本実施形態に係る血圧測定装置2は、校正モード、血圧計測モード、高度補正モード、及び再測定モードを備えている。以下に各モードについて説明する。

【0035】

（校正モード）

先ず、血圧測定に先立ち血圧測定装置2に心臓の高さを記憶させる必要がある。被測定者の設定あるいは予め設定された条件にしたがってCPU28は校正モードを実行する。この時のCPU28は電磁弁34を開ける信号36を出力して電磁弁34を開け開口部38より圧力伝達路20に大気圧を導入すると同時に、信号36はNOT回路40で電磁弁42を閉じる信号44に変換され電磁弁42を閉じカフ帯12からの圧力伝達路22を遮断する。同時にCPU28は計数部26を高精度モードに設定する。これにより圧力センサー24には圧力伝達路20を介して大気圧が加わり、高精度で圧力センサー24（血圧測定装置2）の高さ位置を計測できる状態になる。その後CPU28は被測定者に血圧測定装置2を心臓の高さと同じ位置に移動することを指示し、例えば、被測定者の操作入力部30の押しボタン押下などの信号に基づきそのときの高精度気圧値を記憶部32に記憶させる。これが心臓の位置の高さデータとなる。

20

30

【0036】

（血圧計測モード）

校正モードにより一旦心臓の高さ情報を記憶した後、血圧測定装置2は血圧計測モードに入る。CPU28は電磁弁34を閉じる信号36を出力して電磁弁34を閉じ、同時に信号36はNOT回路40で電磁弁42を開ける信号44に変換され電磁弁42を開ける。これにより圧力センサー24は圧力伝達路20、22を経由し、カフ帯12と同じ圧力範囲となる。同時にCPU28は計数部26を、血圧計測モードに変更し、カフ帯12の圧力及びその微小な圧力変動を測定できるようにし、血圧測定装置2は血圧計機能としての準備が整うことになる。

40

【0037】

これ以降は通常の高血圧計測と同様の動作を行う。CPU28は駆動信号46を出力して加圧ポンプ16により所定の圧力値まで加圧した後、駆動信号48を出力して排気部18を制御しカフ帯12の圧力を一定の割合で減少させる。この時の微小な圧力変動を検出し特定のアルゴリズムにしたがって一旦仮の最高血圧、最低血圧を算出する。これは減圧時だけでなく、加圧ポンプ16と排気部18とを同時に制御し、カフ帯12の圧力を一定の増加率で増加させる場合も可能である。

【0038】

（高度補正モード）

一旦仮の血圧値が得られた後、CPU28は校正モードと同じ設定に戻し、再度大気圧を測定する。先に記憶部32に記憶した心臓校正値と、側定時の気圧との圧力差を  $p$ （

50

P a ) とすると、例えば、次式により心臓の位置と測定時の圧力センサー 2 4 ( 血圧測定装置 2 ) の高さ位置との高度差を算出することができる。

$$h ( \text{mm} ) = 0 . 0 2 3 / p$$

【 0 0 3 9 】

この高度差により、例えば次のような変換式を用いて真の血圧値を算出する。

$$\text{真の血圧} = \text{測定値} + ( h ( \text{mm} ) \times 1 . 0 5 5 / 1 3 . 6 ) \text{mmHg}$$

【 0 0 4 0 】

この真血圧値は、例えば表示部 1 4 に表示し被測定者に知らせ測定を終える。また、この時の補正に用いられた現在の気圧値は次の測定でも利用するために記憶部 3 2 に保存される。

【 0 0 4 1 】

( 再測定モード )

今回の血圧測定が始まると前回と同様で現気圧を測定し、記憶部 3 2 に記憶してある前回測定時の気圧と比較を行う。比較した結果、規定値以上の変動が無ければ CPU 2 8 は連続して上記血圧計測モードで同様な処理を行い血圧値を算出し、表示部 1 4 に真血圧値を表示する。

【 0 0 4 2 】

一方比較の結果、一定値以上に乖離している場合はなんらかの姿勢変化、あるいは大気圧の変動があったことが推定され、校正モードで求めた基準高さは水頭圧補正に使えない。この場合 CPU 2 8 は表示部 1 4 に、再校正するように表示し、被測定者による校正モードの実行後改めて血圧測定を行うことになる。

【 0 0 4 3 】

校正モードと血圧計測モードとの実際の動作を図 4 に基づき具体的に説明する。

図 4 は、図 3 の計数部 2 6 の内部構成を示すブロック図である。

【 0 0 4 4 】

圧力センサー 2 4 は所定の電圧印加により常に高精度で一定の固有振動で発振している振動子と、この振動波形を電氣的に増幅し外部に信号として出力する電子回路と、からなるセンサーである。振動子に外部から大気変動などの圧力変化が加えられると振動子の力学的特性が変化し、上記固有振動数の変化となって外部から検知される。この周波数及びその変化を計測することにより加えられた圧力変化を計測できる。これでも一般の圧力センサーに比較し十分高精度であるが、上記高度変化検出するためには更に高精度が必要である。これは一定期間に亘る周波数を計測し、時間平均をとることで圧力センサーの精度を更に向上させることができる。一方、一定期間データが得られないことから時間的な分解能は低下することになり、これは背反した特性といえることができる。

【 0 0 4 5 】

高さの変化を気圧の変化として計測するためには ( 0 . 0 0 1 K P a ) という高精度が必要であり、この精度を実現するために時間平均をとるための計測時間は約 5 0 m s ( 2 0 H z ) になってしまう。

【 0 0 4 6 】

一方、血圧値を算出するためには圧力の精度は、1 0 P a 単位で十分であるが、血圧情報は脈波形の形状から得られるため、時間的な分解能は 1 0 0 H z ( 1 0 m s e c ) 以上必要であり、これらの条件はこのままでは両立することはできない。

【 0 0 4 7 】

本実施形態では、図 4 に示すように、圧力センサー 2 4 からのパルス信号はカウンター ( L ) 5 0 及びカウンター ( H ) 5 2 でカウントされ所定のタイミングでラッチ信号 5 4 でラッチ回路 ( L ) 5 6 及びラッチ回路 ( H ) 5 8 で記憶され CPU 2 8 から読み取られる。

【 0 0 4 8 】

CPU 2 8 は、所定の時間間隔ごとに得られるカウント値を圧力センサー 2 4 の特性から予め決められ、プログラム内に保持している圧力 - 周波数変換テーブルに基づいて、所

10

20

30

40

50



れ電磁弁 4 2 を開ける。これにより圧力センサー 2 4 は圧力伝達路 2 0 , 2 2 を経由し、カフ帯 1 2 と同じ圧力範囲となる。同時に CPU 2 8 は、計数部 2 6 を、血圧計測モードに変更し、カフ帯 1 2 の圧力及びその微小な圧力変動を測定できるようにし、血圧測定装置 2 は血圧計機能としての準備が整うことになる。

【 0 0 5 8 】

これ以降は通常血圧計測と同様の動作を行う。CPU 2 8 は、駆動信号 4 6 を出力して加圧ポンプ 1 6 により所定の圧力値まで加圧した後、駆動信号 4 8 を出力して排気部 1 8 を制御しカフ帯 1 2 の圧力を一定の割合で減少させる。この時の微小な圧力変動を検出し特定のアルゴリズムにしたがって一旦仮の最高血圧、最低血圧を算出する。これは減圧時だけでなく、加圧ポンプ 1 6 と排気部 1 8 とを同時に制御し、カフ帯 1 2 の圧力を一定の増加率で増加させる場合も可能である。

10

【 0 0 5 9 】

次に、ステップ S 6 0 では、一旦仮の血圧値が得られた後、CPU 2 8 は、ステップ S 4 0 と同じ設定に戻し、再度大気圧を測定する。例えば、被測定者の操作入力部 3 0 の押しボタン押下などの信号に基づきそのときの高精度気圧値である測定位置大気圧値 C を記憶部 3 2 に記憶させる。これが血圧測定後の測定位置の高さデータとなる。

【 0 0 6 0 】

次に、ステップ S 7 0 では、CPU 2 8 は、ステップ S 4 0 で記憶した測定位置大気圧値 A と、ステップ S 6 0 で記憶した測定位置大気圧値 C との圧力差を  $p(Pa)$  とすると、上記の高度補正モードと同様に血圧の単位で表し判断する。例えば、規定値を 5 mmHg とした場合、5 mmHg 以内の時は (ステップ S 7 0 : Yes)、ステップ S 8 0 へ進み、5 mmHg を超える時は (ステップ S 7 0 : No)、ステップ S 3 0 へ戻り、心臓位置の大気圧測定を行う。

20

【 0 0 6 1 】

次に、ステップ S 8 0 では、CPU 2 8 は、ステップ S 3 0 で記憶した心臓位置大気圧値 B と、ステップ S 6 0 で記憶した測定位置大気圧値 C との圧力差を  $p(Pa)$  とすると、上記の高度補正モードと同様に血圧の単位で表し判断する。例えば、規定値を 5 mmHg とした場合、5 mmHg 以内の時は (ステップ S 8 0 : No)、ステップ S 9 0 へ進み、5 mmHg を超える時は (ステップ S 8 0 : Yes)、ステップ S 1 0 0 へ進む。

【 0 0 6 2 】

次に、ステップ S 9 0 では、CPU 2 8 は、血圧測定結果として、補正前或いは補正後の血圧値を表示部 1 4 に表示し被測定者に知らせ血圧測定を終える。

30

【 0 0 6 3 】

次に、ステップ S 1 0 0 では、CPU 2 8 は、算出した心臓とカフ帯 1 2 との高さの気圧の差値から対応する圧力補正值を換算する。次に、血圧測定 (決定) 結果を補正する。血圧値補正は、圧力補正值を基に決定した血圧値に演算補正することにより行う。ステップ S 3 0 で記憶した心臓位置大気圧値 B と、ステップ S 6 0 で記憶した測定位置大気圧値 C との圧力差を  $p(Pa)$  とすると、例えば、上記の高度補正モードの式により心臓位置と側定位置の高度差を算出することができる。また、この時の補正に用いられた現在の気圧値は次回の測定でも利用するために記憶部 3 2 に保存される。

40

【 0 0 6 4 】

本実施形態では、血圧測定と気圧測定を交互に行うことにより、血圧測定中に腕が移動したかどうか、すなわち、測定値が正しいかどうかの判別にも使用することができる。

【 符号の説明 】

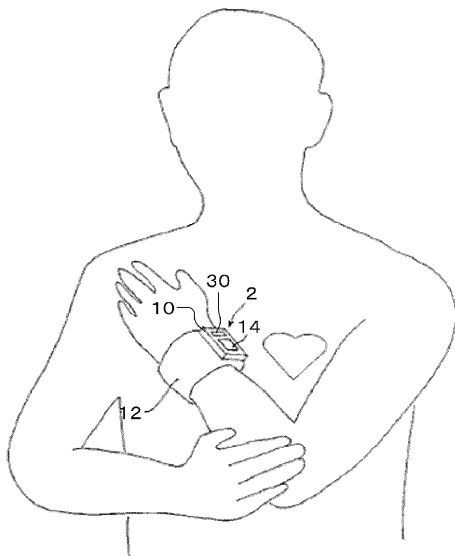
【 0 0 6 5 】

2 ... 血圧測定装置 1 0 ... 本体 1 2 ... カフ帯 ( 血圧伝達部 ) 1 4 ... 表示部 1 6 ... 加圧ポンプ ( 加圧部 ) 1 8 ... 排気部 2 0 , 2 2 ... 圧力伝達路 2 4 ... 圧力センサー ( センサー ) 2 6 ... 計数部 2 8 ... CPU ( 制御回路 ) 3 0 ... 操作入力部 3 2 ... 記憶部 3 4 ... 電磁弁 3 6 ... 信号 3 8 ... 開口部 4 0 ... NOT 回路 4 2 ... 電磁弁 4 4 ... 信号 4 6 , 4 8 ... 駆動信号 5 0 ... カウンター ( L ) 5 2 ... カウンター ( H ) 5

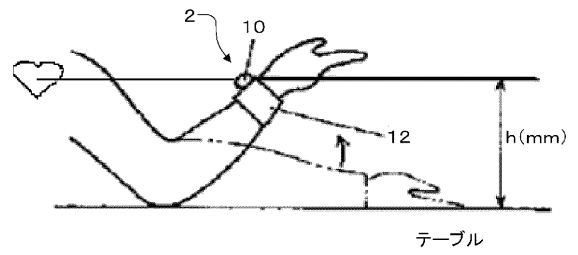
50

4 ... ラッチ信号 5 6 ... ラッチ回路 ( L ) 5 8 ... ラッチ回路 ( H ) 6 0 ... リセット信号  
6 2 ... タイミングクロック発振回路 6 4 ... カウンター 6 6 ... コンパレータ。

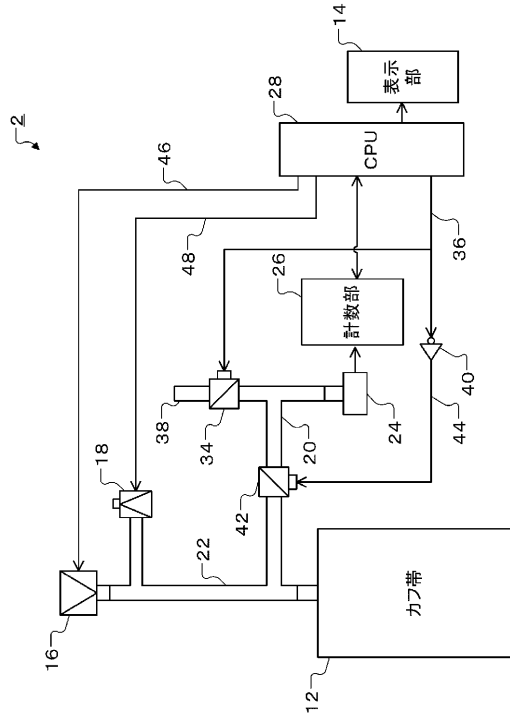
【 図 1 】



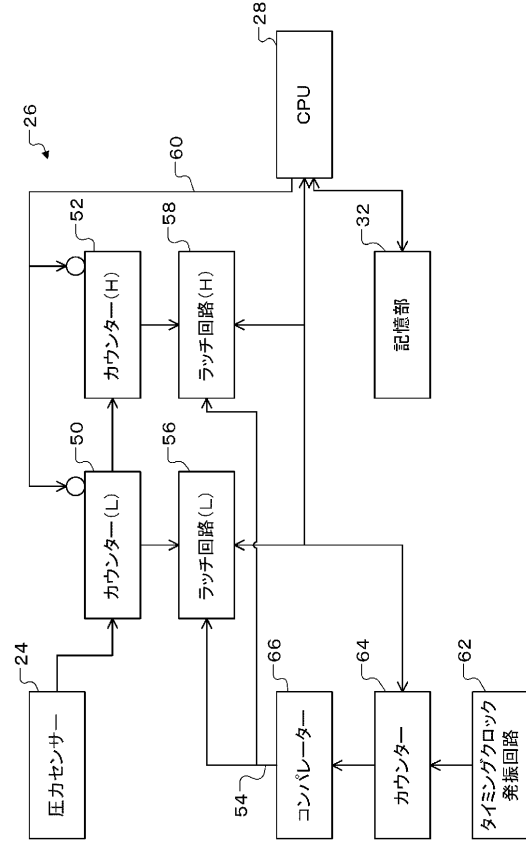
【 図 2 】



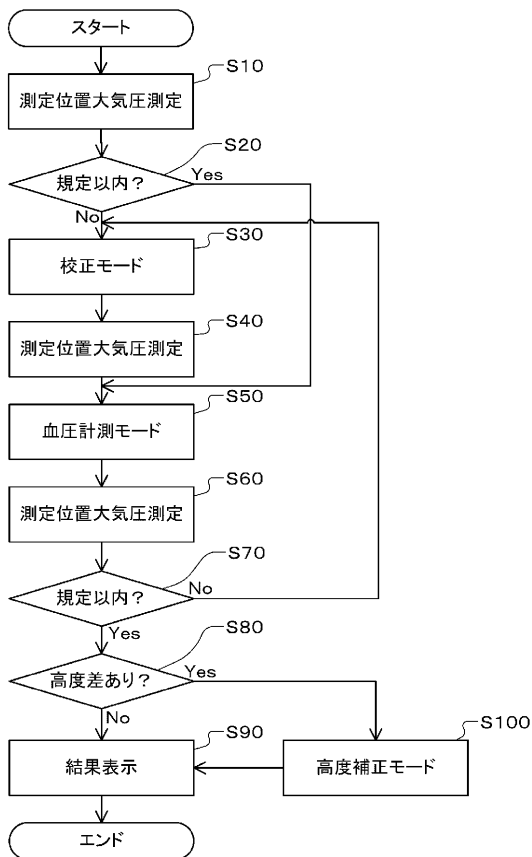
【 図 3 】



【 図 4 】



【 図 5 】



---

フロントページの続き

(72)発明者 櫻井 俊信

東京都日野市日野4 2 1 - 8 エプソントヨコム株式会社内

Fターム(参考) 4C017 AA08 AB01 AC01 BB12 BC11 CC01 FF05