

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6019854号
(P6019854)

(45) 発行日 平成28年11月2日 (2016. 11. 2)

(24) 登録日 平成28年10月14日 (2016. 10. 14)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/022 (2006. 01)
A 6 1 B 5/02 (2006. 01)A 6 1 B 5/02 6 3 4 M
A 6 1 B 5/02 6 3 1 Z
A 6 1 B 5/02 6 3 4 Z
A 6 1 B 5/02 Z D M

請求項の数 6 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2012-157225 (P2012-157225)
(22) 出願日 平成24年7月13日 (2012. 7. 13)
(65) 公開番号 特開2014-18272 (P2014-18272A)
(43) 公開日 平成26年2月3日 (2014. 2. 3)
審査請求日 平成27年7月9日 (2015. 7. 9)(73) 特許権者 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区新宿四丁目1番6号
(74) 代理人 100116665
弁理士 渡辺 和昭
(74) 代理人 100164633
弁理士 西田 圭介
(74) 代理人 100179475
弁理士 仲井 智至
(74) 代理人 100107261
弁理士 須澤 修
(72) 発明者 真野 知典
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】 血圧計測装置及び中心血圧推定用パラメーター校正方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血圧計測装置で計測した末梢動脈の血圧の変化を入力する入力部と、
 中枢動脈の血管径又は血管断面積（以下包括して「血管断面指標値」と称す。）の変化を計測する血管断面指標値計測部と、

一心拍期間において前記血管断面指標値と前記末梢動脈の血圧との関係が、前記血管断面指標値と中心血圧との関係に相当する所与の相当期間の間の、前記血圧計測装置及び前記血管断面指標値計測部の計測結果を用いて、前記血管断面指標値から中心血圧を推定する血圧推定処理に係るパラメーターを校正する校正部と、

前記入力部から入力された血圧変化の中から重拍波ピーク以降の拡張期の期間を検出し、当該期間の一部又は全部を少なくとも含むように前記相当期間を設定する第1の期間設定部と、

を備えた血圧計測装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の血圧計測装置であって、

前記入力部から入力された血圧変化の中から駆出波部分を検出し、当該駆出波部分の所与の立ち上がり期間を少なくとも含むように前記相当期間を設定する第2の期間設定部と、

を備えた血圧計測装置。

【請求項 3】

10

20

請求項 2 に記載の血圧計測装置であって、

前記第 2 の期間設定部は、前記駆出波部分の立ち上がりから当該駆出波部分の 1 / 5 経過時点までを前記立ち上がり期間に少なくとも含むように設定することを特徴とする、血圧計測装置。

【請求項 4】

請求項 1 ～ 3 の何れか一項に記載の血圧計測装置であって、

前記入力部から入力された血圧変化と、前記血管断面指標値計測部により計測された血管断面指標値の変化とを同期させる同期部を更に備え、

前記校正部は、前記同期部によって同期された前記血圧及び前記血管断面指標値の計測結果を用いて、前記パラメーターを校正することを特徴とする、血圧計測装置。

10

【請求項 5】

末梢動脈の血圧の変化を計測することと、

中枢動脈の血管断面指標値の変化を計測することと、

一心拍期間において前記血管断面指標値と前記末梢動脈の血圧との関係が、前記血管断面指標値と中心血圧との関係に相当する所与の相当期間の間の、前記血圧及び前記血管断面指標値の計測結果を用いて、前記血管断面指標値から中心血圧を推定する血圧推定処理に係るパラメーターを校正することと、

計測された血圧変化の中から重拍波ピーク以降の拡張期の期間を検出し、当該期間の一部又は全部を少なくとも含むように前記相当期間を設定することと、

を含む中心血圧推定用パラメーター校正方法。

20

【請求項 6】

血圧計測装置で連続計測された末梢動脈の血圧を入力する第 1 入力部と、

超音波計測装置で連続計測された中枢動脈の血管径を入力する第 2 入力部と、

前記中枢動脈の前記血管径および中心血圧の相関関係に基づいて、前記第 2 入力部からの前記血管径から前記中心血圧を算出する血圧推定部と、

前記第 1 入力部からの前記血圧および前記第 2 入力部からの前記血管径から前記相関関係を校正する校正部と、

を備え、

前記校正部は、前記第 1 入力部から入力された血圧の中から重拍波ピーク以降の拡張期の期間の間の、前記血圧及び前記血管径の計測結果を用いて、前記血管径から中心血圧を推定する血圧推定処理に係るパラメーターを校正することを特徴とする血圧計測装置。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、中心血圧を計測する血圧計測装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、超音波を用いて血流や血管径、血圧を計測する装置や、血管の弾性率を計測する装置が考案されている。これらの装置は、被検者に痛みや不快感を与えることのない非侵襲式の計測ができることを特徴としている。

40

【0003】

例えば、特許文献 1 には、血管径変化又は血管断面積変化と血圧変化とを非線形関係と捉え、血管の硬さを表すスティフネスパラメーターと血管径又は血管断面積とから、血圧を推定する手法が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 41382 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

50

【 0 0 0 5 】

ところで、中心血圧は、動脈硬化や循環器疾患の指標値になると考えられている。特許文献 1 に開示されている技術を適用して中心血圧を推定することを考えた場合、大動脈や頸動脈といった中枢動脈の血圧を計測して、上記のスティフネスパラメーターを校正することが必要となる。しかし、中枢動脈の血圧計測には、通常、カテーテルを挿入するといった侵襲式の計測方法を用いる必要があるため、被検者の身体への負担が大きいという問題がある。

【 0 0 0 6 】

また、中心血圧を計測する装置として、例えば手首部の橈骨動脈の血圧波形から中心血圧を推定する血圧計測装置も実用化されてはいる。しかし、橈骨動脈は末梢動脈であるため、中心血圧を正しく推定できない場合がある。

10

【 0 0 0 7 】

本発明は上述した課題に鑑みてなされたものであり、中心血圧を計測するための新しい手法を提案することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

以上の課題を解決するための第 1 の形態は、血圧計測装置で計測した末梢動脈の血圧の変化を入力する入力部と、中枢動脈の血管径又は血管断面積（以下包括して「血管断面指標値」と称す。）の変化を計測する血管断面指標値計測部と、一心拍期間において前記血管断面指標値と前記末梢動脈の血圧との関係が、前記血管断面指標値と中心血圧との関係

20

【 0 0 0 9 】

また、他の形態として、末梢動脈の血圧の変化を計測することと、中枢動脈の血管断面指標値の変化を計測することと、一心拍期間において前記血管断面指標値と前記末梢動脈の血圧との関係が、前記血管断面指標値と中心血圧との関係に相当する所与の相当期間の間の、前記血圧及び前記血管断面指標値の計測結果を用いて、前記血管断面指標値から中心血圧を推定する血圧推定処理に係るパラメーターを校正することと、を含む中心血圧推定用パラメーター校正方法を構成することとしてもよい。

30

【 0 0 1 0 】

非侵襲で中枢動脈の血圧を計測することは困難であるが、非侵襲で中枢動脈の血管断面指標値を計測することは容易である。そこで、中枢動脈の血管断面指標値から中心血圧を推定する血圧推定処理を行って中心血圧を推定することが可能である。本形態は、この血圧推定処理に係るパラメーターを校正することを特徴の 1 つとする。この校正には、通常であれば中枢動脈の血圧が必要となるが、中枢動脈の血圧を計測することの困難性を考慮し、末梢動脈の血圧を利用する。一心拍期間には、中枢動脈の血管断面指標値と末梢動脈の血圧との関係が、中枢動脈の血管断面指標値と中心血圧との関係に相当する期間が存在することが実験により明らかとなった。そこで、この期間の間の末梢動脈の血圧及び血管断面指標値の計測結果を用いて、血圧推定処理に係るパラメーターを校正する。これにより、中枢動脈の血圧を計測せずとも、中心血圧を推定するために必要なパラメーターを校正することができる。このようにして校正したパラメーターを用いて血圧推定処理を行うことで、中心血圧を正しく推定することが可能となる。

40

【 0 0 1 1 】

また、第 2 の形態として、第 1 の形態の血圧計測装置において、前記入力部から入力された血圧変化の中から重拍波ピーク以降の拡張期の期間を検出し、当該期間の一部又は全部を少なくとも含むように前記相当期間を設定する第 1 の期間設定部、を更に備えた血圧計測装置を構成することとしてもよい。

【 0 0 1 2 】

この第 2 の形態によれば、入力部から入力された血圧変化の中から重拍波ピーク以降の

50

拡張期の期間を検出し、当該期間の一部又は全部を少なくとも含むように相当期間を設定する。重拍波ピーク以降の拡張期の期間では、中枢動脈の血管断面指標値と末梢動脈の血圧との関係が、中枢動脈の血管断面指標値と中心血圧との関係に相当することが明らかとなった。そのため、当該期間の一部又は全部を少なくとも含むように相当期間を設定することで、中心血圧を推定するためのパラメーターを適切に校正することが可能となる。

【0013】

また、第3の形態として、第1又は第2の形態の血圧計測装置において、前記入力部から入力された血圧変化の中から駆出波部分を検出し、当該駆出波部分の所与の立ち上がり期間を少なくとも含むように前記相当期間を設定する第2の期間設定部、を更に備えた血圧計測装置を構成することとしてもよい。

10

【0014】

この第3の形態によれば、入力部から入力された血圧変化の中から駆出波部分を検出し、当該駆出波部分の所与の立ち上がり期間を少なくとも含むように相当期間を設定する。駆出波部分の血圧の立ち上がり期間では、中枢動脈の血管断面指標値と末梢動脈の血圧との関係が、中枢動脈の血管断面指標値と中心血圧との関係に相当することが明らかとなった。そのため、この立ち上がり期間を少なくとも含むように相当期間を設定することで、中心血圧を推定するためのパラメーターを適切に校正することが可能となる。

【0015】

また、第4の形態として、第3の形態の血圧計測装置における前記第2の期間設定部が、前記駆出波部分の立ち上がりから当該駆出波部分の1/5経過時点までを前記立ち上がり期間に少なくとも含むように設定する、血圧計測装置を構成することとしてもよい。

20

【0016】

この第4の形態によれば、駆出波部分の立ち上がりから当該駆出波部分の1/5経過時点までを立ち上がり期間に少なくとも含むように設定する。少なくとも駆出波部分の1/5程度の期間は、中枢動脈の血管断面指標値と末梢動脈の血圧との関係が、中枢動脈の血管断面指標値と中心血圧との関係とみなすことができるためである。

【0017】

また、第5の形態として、第1～第4の何れかの形態の血圧計測装置において、前記入力部から入力された血圧変化と、前記血管断面指標値計測部により計測された血管断面指標値の変化とを同期させる同期部を更に備え、前記校正部は、前記同期部によって同期された前記血圧及び前記血管断面指標値の計測結果を用いて、前記パラメーターを校正する、血圧計測装置を構成することとしてもよい。

30

【0018】

中枢動脈と末梢動脈とでは、心臓からの距離や経路が異なるため、心拍出時からの血流到達時間が異なる（脈波伝搬の遅延）。そこで、第5の形態のように、入力部から入力された血圧変化と、血管断面指標値計測部により計測された血管断面指標値の変化とを同期させる。そして、同期された血圧及び血管断面指標値の計測結果を用いることで、パラメーターの校正を高精度に行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【0019】

40

【図1】頸動脈血管径と頸動脈血圧及び橈骨動脈血圧との相関特性の説明図。

【図2】橈骨動脈血圧及び頸動脈血管径の時間変化の一例を示す図。

【図3】頸動脈血管径の変化に対する橈骨動脈血圧の変化の一例を示すグラフ。

【図4】超音波血圧計の概略構成図。

【図5】超音波血圧計の機能構成の一例を示すブロック図。

【図6】校正処理の流れを示すフローチャート。

【図7】第2校正処理の流れを示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0020】

以下、図面を参照して、本発明を適用した好適な実施形態の一例について説明する。本

50

実施形態では、血管径を血管断面指標値として説明するが、血管径の代わりに血管断面積を用いてもよい（その場合、以下の文章中の「血管径」を「血管断面積」に置き換えて読めばよい。）。本発明を適用可能な形態が以下説明する実施形態に限定されるわけではないことは勿論である。

【0021】

1. 原理

本実施形態では、中心血圧を推定するための血圧推定処理に係るパラメーター（以下、「中心血圧推定用パラメーター」と称す。）を決定することによって、中心血圧を計測する血圧計測装置（中心血圧計測装置）を校正する。本明細書では、中心血圧推定用パラメーターの値を決定することを、中心血圧推定用パラメーターの校正と称して説明する。

10

【0022】

中心血圧は、主に中枢動脈の一種である大動脈の起始部血圧のことを指す。頸動脈の血圧（以下、「頸動脈血圧」と称す。）を中心血圧とみなす場合もある。本実施形態では、中枢動脈の血管径（以下、「中枢動脈血管径」と称す。）を計測し、計測した中枢動脈血管径と、校正した中心血圧推定用パラメーターの値とを用いて、所定の血圧推定処理を行って中心血圧を推定する。

【0023】

血管径から血圧を推定するために、血管径と血圧とを結びつける相関特性を利用する必要がある。血管径と血圧とは、例えば、ある非線形な相関特性で結びつけることが可能である。具体的には、血管に掛かる圧力と、各血圧時における血管径とを用いて、例えば次式（1）のような相関式で相関特性を表すことができる。

20

$$P = P_d \cdot \exp \left[\left(D / D_d - 1 \right) \right] \cdots (1)$$

$$\text{但し、} \quad = \ln (P_s / P_d) / (D_s / D_d - 1)$$

【0024】

ここで、「 P_s 」は収縮期血圧（最大血圧）であり、「 P_d 」は拡張期血圧（最小血圧）である。また、「 D_s 」は収縮期血圧のときの血管径である収縮期血管径であり、「 D_d 」は拡張期血圧のときの血管径である拡張期血管径である。また、「 σ 」はスティフネスパラメーターと呼ばれる血管弾性指標値である。

【0025】

血圧推定処理では、式（1）の相関式を中枢動脈に適用することで、中心血圧を推定する。すなわち、中枢動脈血管径を式（1）の血管径「 D 」に代入することで、血圧「 P 」を推定する。このようにして推定される血圧「 P 」は、中枢動脈の血圧、つまり中心血圧となる。中枢動脈血管径の計測方法は適宜選択可能であるが、例えば超音波を利用した血管径の計測方法を適用することができる。

30

【0026】

式（1）を用いて中心血圧を推定するためには、上記のスティフネスパラメーター「 σ 」の値が必要となる。本実施形態では、このスティフネスパラメーター「 σ 」を、中心血圧を推定する血圧推定処理に係るパラメーター（以下、「中心血圧推定用パラメーター」と称す。）として説明する。

【0027】

40

以下の説明では、中枢動脈血管径を頸動脈の血管径（以下、「頸動脈血管径」と称す。）とし、中枢動脈血圧を頸動脈の血圧（以下、「頸動脈血圧」と称す。）として説明する。また、末梢動脈血圧を手首の橈骨動脈の血圧（以下、「橈骨動脈血圧」と称す。）として説明する。

【0028】

図1は、血管径と血圧との相関特性の説明図である。図1において、横軸は頸動脈血管径であり、縦軸は頸動脈血圧及び橈骨動脈血圧である。頸動脈血管径のうち、拡張期の頸動脈血管径（以下、「拡張期頸動脈血管径」と称す。）を「 $c - D_d$ 」とし、収縮期の頸動脈血管径（以下、「収縮期頸動脈血管径」と称す。）を「 $c - D_s$ 」とする。また、拡張期の頸動脈血圧（以下、「拡張期頸動脈血圧」と称す。）を「 $c - P_d$ 」とし、収縮期

50

の頸動脈血圧（以下、「収縮期頸動脈血圧」と称す。）を“ $c - P_s$ ”とする。また、拡張期の橈骨動脈血圧（以下、「拡張期橈骨動脈血圧」と称す。）を“ P_d ”とし、収縮期の橈骨動脈血圧（以下、「収縮期橈骨動脈血圧」と称す。）を“ P_s ”とする。

【0029】

図中では、頸動脈血管径と頸動脈血圧とにより定まる座標値を白丸のプロットで示し、頸動脈血管径と橈骨動脈血圧とにより定まる座標値を黒丸のプロットで示している。この図を見ると、橈骨動脈拡張期血圧 P_d と頸動脈拡張期血圧 $c - P_d$ とはほぼ同じ値となっているが、橈骨動脈収縮期血圧 P_s と頸動脈収縮期血圧 $c - P_s$ とは値が大きく異なっていることがわかる。個人差はあるが、頸動脈収縮期血圧 $c - P_s$ は橈骨動脈収縮期血圧 P_s と比べて最大で 20 mmHg 程度低くなる傾向がある。これは、いわゆるピーキング現象や反射波の影響によるものと考えることができる。

10

【0030】

非侵襲で頸動脈血圧を計測することは容易ではないため、橈骨動脈血圧を代用して中心血圧推定用パラメーターを校正することを考える。この場合は、黒丸で示した 2 点を用いて式 (1) のスティフネスパラメーター「 β 」の値を求めることで、実線で示すような相関式を得ることができる。しかし、頸動脈血管径と頸動脈血圧との相関関係は、実際には点線で示したような相関式で表され、実線で示した相関式とは一致しない。つまり、頸動脈血管径と頸動脈血圧との相関関係が正しく求まらないことになり、この相関関係に基づいて中心血圧を推定した場合、推定される中心血圧に誤差が生ずることになる。

20

【0031】

そこで、本実施形態では、中枢動脈血管径と末梢動脈血圧との関係が、中枢動脈血管径と中心血圧との関係に相当する期間の存在に着目し、当該期間における末梢動脈血圧及び中枢動脈血管径の計測結果を用いて、中心血圧推定用パラメーターを校正する。

【0032】

図 2 は、血圧及び血管径の変化波形を計測した実験結果の一例を示す図である。横軸は時間軸であり、縦軸は橈骨動脈血圧及び頸動脈血管径である。このグラフは、2 拍分の橈骨動脈血圧の変化と頸動脈血管径の変化とを図示したものである。

【0033】

橈骨動脈血圧の波形を見ると、大きく 3 種類の血圧のピークが存在することがわかる。1 つ目のピークは、大動脈弁の開放に伴い駆出波が送出されることにより観測される駆出波 (ejection wave) のピーク（以下、「駆出波ピーク」と称す。） $E (E_1, E_2)$ であり、図中の橈骨動脈血圧波形のうち血圧が極大となる部分がこれに相当する。

30

【0034】

2 つ目のピークは、動脈分岐部からの反射波である潮浪波 (退潮波) (tidal wave) のピーク（以下、「潮浪波ピーク」と称す。） $T (T_1, T_2)$ であり、図中の橈骨動脈血圧波形において駆出波ピーク E の後に最初に観測される小さなピークがこれに相当する。

【0035】

3 つ目のピークは、大動脈弁が閉鎖した後の反射波である重拍波 (重複波) (dicrotic wave) のピーク（以下、「重拍波ピーク」と称す。） $D (D_1, D_2)$ であり、図中の橈骨動脈血圧波形において切痕 (notch) $N (N_1, N_2)$ の直後に観測されるピークがこれに相当する。

40

【0036】

一般的な定義によれば、大動脈弁の開放から大動脈弁の閉鎖までの期間が「収縮期」であり、大動脈弁の閉鎖から次の大動脈弁の開放までの期間が「拡張期」である。そこで、図 2 では、橈骨動脈血圧波形に対応させて収縮期と拡張期とを図示している。収縮期と拡張期とを合わせた期間を「一心拍期間」と定義する。また、血圧波形のうち、拡張期血圧から駆出波ピークまでの部分を「駆出波部分」と定義する。

【0037】

図 2 の橈骨動脈血圧の波形に着目する。一拍目の一心拍期間において、大動脈弁の開放とともに心臓から血液が駆出され、血圧が拡張期血圧 A_1 から急峻に立ち上がる。そして

50

、その最高点で駆出波ピーク E 1 が観測される。その後、血圧は低下し始めるが、動脈分岐部からの反射波である潮浪波の影響によって潮浪波ピーク T 1 が観測される。

【 0 0 3 8 】

その後、再び血圧は低下し、大動脈弁の閉鎖に伴い切痕 N 1 が観測される。切痕は収縮期の終期に相当する。その後、大動脈圧によって大動脈弁に血流が押し寄せた結果として反射振動波である重拍波が生じ、これにより血圧が一時的に増加して重拍波ピーク D 1 が観測される。その後は、血圧が緩やかに低下して次拍の拡張期血圧 A 2 に至る。二拍目以降についても同様である。

【 0 0 3 9 】

図 3 は、図 2 の波形に対応して、頸動脈血管径と橈骨動脈血圧との関係を示すグラフの一例である。横軸を頸動脈血管径、縦軸を橈骨動脈血圧とし、頸動脈血管径の変化に伴い橈骨動脈血圧がどのように変化するかを観測した結果の一例を示している。ここでは、図 2 の二拍分の波形に対応するグラフを示している。また、頸動脈血管径と頸動脈血圧との相関関係を示す相関式（いわば理想的な相関式）を点線で示している。

10

【 0 0 4 0 】

この図を見ると、血圧の計測部位（手首部）と血管径の計測部位（頸部）とが異なることに起因して、大きなヒステリシスを描いていることがわかる。頸動脈血管径に対する橈骨動脈血圧の変化は、略直角三角形の形状を成している。一拍目の部分の対応関係に着目すると、拡張期血圧 A 1 は左下部に位置している。頸動脈血管径の増加とともに橈骨動脈血圧は急峻に立ち上がり、駆出波ピーク E 1 で血圧が最大となる。

20

【 0 0 4 1 】

駆出波ピーク E 1 に達した後は、橈骨動脈血圧は徐々に減少するが、この時期は収縮期であるため、頸動脈血管径は増加する。血圧は駆出波ピーク E 1 から潮浪波ピーク T 1 を経て重拍波ピーク D 1 に達する。この過程で大動脈弁の閉鎖に伴い拡張期に移行するため、橈骨動脈血圧とともに頸動脈血管径は減少する。そして、最終的に橈骨動脈血圧は二拍目の拡張期血圧 A 2 に至る。

【 0 0 4 2 】

図 3 において、大きなヒステリシスを描くのは、およそ収縮期の期間であることがわかる。それに対し、重拍波ピークから次拍の拡張期血圧にかけての期間は、点線で示した理想的な相関式に沿って頸動脈血管径及び橈骨動脈血圧が変化する期間である。つまり、重拍波ピークから次拍の拡張期血圧にかけての期間は、頸動脈血管径の変化に対する橈骨動脈血圧の変化を、頸動脈血管径の変化に対する中心血圧の変化とみなすことのできる期間と言える。この期間は拡張期のうち血圧が安定的に変化する期間であるため、「拡張期血圧安定変化期間」と称して説明する。

30

【 0 0 4 3 】

また、この他にも、血圧が拡張期血圧から駆出波ピークに立ち上がる期間において、血圧の立ち上がり開始後の所定期間の間は、点線で示した理想的な相関式に沿って頸動脈血管径及び橈骨動脈血圧が変化していることがわかる。この期間は駆出波部分の血圧の立ち上がり期間であるため、「血圧立ち上がり期間」と称して説明する。

【 0 0 4 4 】

40

また、血圧立ち上がり期間は、例えば、駆出波部分の立ち上がりから当該駆出波部分の $1/5 \sim 1/3$ 経過時点までの期間として定めることができる。図 3 のグラフの一拍目の橈骨動脈血圧の変化に着目すると、拡張期血圧 A 1 に対応する頸動脈血管径は 5.25 mm 強であり、駆出波ピーク E 1 に対応する頸動脈血管径は 5.55 mm 強である。従って、拡張期血圧 A 1 と駆出波ピーク E 1 との頸動脈血管径の差は 0.3 mm 程度である。

【 0 0 4 5 】

一方、点線で示した理想的な相関式に沿った変化が見られるのは、拡張期血圧 A 1 からおよそ 5.35 mm の頸動脈血管径に対応する血圧の部分までである。従って、駆出波部分の立ち上がりを始期とし、少なくとも当該駆出波部分の $1/3$ 経過時点までの期間であれば、頸動脈血管径の変化に対する橈骨動脈血圧の変化を、頸動脈血管径の変化に対する

50

中心血圧の変化とみなすことができる。なお、同様の対応関係が見られる期間であればよい。例えば経過時点を「 $1/3$ 」ではなく「 $1/5$ 」としてもよいが、本実施形態では「 $1/3$ 」として説明する。

【0046】

再び図2を参照すると、時刻 $t_1 \sim t_2$ までの期間が拡張期血圧安定変化期間に相当し、時刻 $t_2 \sim t_3$ までの期間が血圧立ち上がり期間に相当する。また、一拍目についてはB1で、二拍目についてはB2で示した血圧が、それぞれの血圧立ち上がり期間の終期に相当する血圧である。

【0047】

本実施形態では、(A)拡張期血圧安定変化期間、(B)血圧立ち上がり期間、(C)拡張期血圧安定変化期間+血圧立ち上がり期間、の何れかの期間を校正用データ取得期間として設定する。そして、設定した校正用データ取得期間の間の末梢動脈血圧及び中枢動脈血管径の計測結果を用いて、中心血圧推定用パラメーターを校正する。

10

【0048】

この場合における中心血圧推定用パラメーターの校正方法としては、いくつかの方法が考えられる。1つの手法としては、校正用データ取得期間に含まれる計測データに対して、例えば最小二乗法を利用して式(1)で定義される関数をフィッティングすることで、スティフネスパラメーター「 σ 」の値を決定する方法が考えられる。

【0049】

また、別の手法としては、校正用データ取得期間に含まれる計測データを、血圧の高低に基づいて分類し、分類された計測データを用いてスティフネスパラメーター「 σ 」の値を決定する。詳細には、所定の閾値血圧(例えば90 mmHg)を設定し、校正用データ取得期間に含まれる計測データを、閾値血圧に対する高低に応じて2つの計測データ群に分類する。そして、2つの計測データ群それぞれについて計測データを平均処理し、血圧及び血管径の平均値を算出する。そして、算出した2つのデータ群に係る血圧及び血管径の平均値について式(1)を連立させることで、スティフネスパラメーター「 σ 」の値を算出・決定する。

20

【0050】

なお、本実施形態の校正方法では、原理的に一拍分の計測データがあれば中心血圧推定用パラメーターを校正することができるが、複数心拍の計測データを用いて中心血圧推定用パラメーターの値を求めてもよい。

30

【0051】

具体的には、例えば、連続する所定数の心拍(例えば30心拍)について、一心拍期間毎に校正用データ取得期間を設定する。そして、設定した校正用データ取得期間に含まれる計測データを統計処理するなどして中心血圧推定用パラメーターの校正に用いる計測データを決定し、決定した計測データを用いて中心血圧推定用パラメーターを校正すればよい。

【0052】

2. 実施例

次に、被検者の橈骨動脈を末梢動脈とし、頸動脈を中枢動脈として、上記の原理に従って中心血圧を計測する血圧計測装置の実施例について説明する。本実施例の血圧計測装置は、超音波を利用して中心血圧を計測する超音波血圧計である。

40

【0053】

2-1. 概略構成

図4は、本実施例における超音波血圧計1の概略構成図である。超音波血圧計1は、超音波プローブ10と、本体装置20とを有して構成される。被検者は、貼付テープ15を用いて頸動脈上に超音波プローブ10が位置するように装着する。

【0054】

超音波プローブ10は、送信部から数MHz~数十MHzの超音波のパルス信号或いはバースト信号を頸動脈に向けて送信する。そして、頸動脈の前壁及び後壁からの反射波を

50

受信部で受信し、前壁及び後壁の反射波の受信時間差から、頸動脈血管径を血管断面指標値として計測する。

【 0 0 5 5 】

本体装置 2 0 は、超音波血圧計 1 の装置本体であり、ケーブルを介して超音波プローブ 1 0 と有線接続されている。本体装置 2 0 には、被検者が本体装置 2 0 を首からぶら下げて使用するための首掛けストラップ 2 3 が取り付けられている。

【 0 0 5 6 】

本体装置 2 0 の前面には、操作ボタン 2 4 と、液晶表示器 2 5 と、スピーカー 2 6 とが設けられている。また、図示を省略しているが、本体装置 2 0 には、機器を統合的に制御するための制御基板が内蔵されている。制御基板には、マイクロプロセッサやメモリー、超音波の送受信に係る回路、内部バッテリー等が実装されている。

10

【 0 0 5 7 】

操作ボタン 2 4 は、中心血圧の計測開始指示や、中心血圧の計測に係る各種諸量をユーザーが操作入力するために用いられる。

液晶表示器 2 5 には、超音波血圧計 1 による中心血圧の計測結果が表示される。表示方法としては、中心血圧の計測値を数値で表示することとしてもよいし、グラフなどで表示することとしてもよい。

また、スピーカー 2 6 からは、中心血圧の計測に係る各種の音声ガイダンス等が音出力される。

【 0 0 5 8 】

20

本実施例では、超音波血圧計 1 とは別に用意された血圧計 2 による橈骨動脈血圧の計測結果を用いて、超音波血圧計 1 を校正する。血圧計 2 は、連続血圧測定が可能な血圧計測装置であって、例えばトノメトリー法を用いて血圧の変化を計測するトノメトリー血圧計である。トノメトリー法は、測定対象の動脈に扁平な接触面を有するセンサーを押し当て、押圧に抗して拍動する動脈の内圧の変動を電気信号に変換することで血圧の変化を計測する計測法である。

【 0 0 5 9 】

2 - 2 . 機能構成

図 5 は、超音波血圧計 1 の機能構成の一例を示すブロック図である。超音波血圧計 1 は、超音波プローブ 1 0 と、本体装置 2 0 とを有し、血圧計 2 とケーブル接続して当該血圧計 2 から橈骨動脈血圧の計測結果を入力可能に構成されている。

30

【 0 0 6 0 】

超音波プローブ 1 0 は、血管径計測部 1 2 0 からの制御信号に従って、超音波の送信モードと受信モードとを時分割方式で切り替えて超音波を送受信する小型の接触子である。受信信号は血管径計測部 1 2 0 に出力される。

【 0 0 6 1 】

本体装置 2 0 は、入力部 4 0 と、処理部 1 0 0 と、操作部 2 0 0 と、表示部 3 0 0 と、音出力部 4 0 0 と、通信部 5 0 0 と、時計部 6 0 0 と、記憶部 8 0 0 とを有して構成される。

【 0 0 6 2 】

40

入力部 4 0 は、血圧計 2 と接続して、当該血圧計 2 から血圧の計測結果を入力するインターフェイスである。入力部 4 0 は、血圧計測装置で計測した末梢動脈の血圧の変化を入力する入力部に相当する。

【 0 0 6 3 】

処理部 1 0 0 は、超音波血圧計 1 の各部を統括的に制御する制御装置及び演算装置であり、CPU (Central Processing Unit) や DSP (Digital Signal Processor) 等のマイクロプロセッサや、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) 等を有して構成される。

【 0 0 6 4 】

処理部 1 0 0 は、主要な機能部として、血管径計測部 1 2 0 と、校正部 1 3 0 と、中心

50

血圧推定部 140 と、期間設定部 150 と、同期部 160 とを有する。但し、これらの機能部は一実施例として記載したものに過ぎず、必ずしもこれら全ての機能部を必須構成要素としなければならないわけではない。また、これら以外の機能部を必須構成要素としてもよいことは勿論である。

【0065】

血管径計測部 120 は、超音波プローブ 10 の超音波の送受信を制御し、超音波プローブ 10 から出力された超音波の反射波の受信信号を利用して、対象血管の血管径を計測する。本実施形態では、中枢動脈の一種である頸動脈が対象血管となる。血管径計測部 120 は、中枢動脈の血管断面指標値の変化を計測する血管断面指標値計測部に相当する。

【0066】

血管径計測部 120 は、対象動脈の血管径の変化を計測する計測部である。本実施形態では、血管径計測部 120 は、位相差トラッキング法を用いて血管径を連続的に計測することで、頸動脈血管径の変化を計測する。なお、位相差トラッキング法は従来公知であるため、その詳細については説明を省略する。

【0067】

校正部 130 は、入力部 40 から入力された橈骨動脈血圧の計測結果と、血管径計測部 120 による頸動脈血管径の計測結果とを用いて、中心血圧推定用パラメータを校正する。

【0068】

中心血圧推定部 140 は、血管径計測部 120 により計測された血管径から中心血圧を推定する血圧推定処理を実行して中心血圧を推定する。

【0069】

期間設定部 150 は、上記の原理に従って校正用データ取得期間を設定する。期間設定部 150 は、第 1 の期間設定部及び第 2 の期間設定部に相当する。

【0070】

同期部 160 は、入力部 40 から入力された血圧変化と、血管径計測部 120 により計測された血管径変化とを同期させる。頸動脈と橈骨動脈とでは、心臓からの距離や経路が異なるため、心拍出時からの血流到達時間が異なる（脈波伝搬の遅延）。そのため、血圧計 2 から入力した血圧変化と、血管径計測部 120 により計測された血管径変化とをそのまま比較することはできず、両者の時間合わせが必要となる。そこで、同期部 160 は、血圧変化と血管径変化とを同期させる同期処理を前処理として実行する。

【0071】

操作部 200 は、ボタンスイッチ等を有して構成される入力装置であり、押下されたボタンの信号を処理部 100 に出力する。この操作部 200 の操作により、中心血圧の計測開始指示等の各種指示入力が行なわれる。操作部 200 は、図 4 の操作ボタン 24 に相当する。

【0072】

表示部 300 は、LCD (Liquid Crystal Display) 等を有して構成され、処理部 100 から入力される表示信号に基づく各種表示を行う表示装置である。表示部 300 には、中心血圧推定部 140 によって推定された中心血圧等の情報が表示される。表示部 300 は、図 4 の液晶表示器 25 に相当する。

【0073】

音出力部 400 は、処理部 100 から入力される音出力信号に基づく各種音出力を行う音出力装置である。例えば、計測開始や計測終了、エラー発生等の報知音を出力する。音出力部 400 は、図 4 のスピーカー 26 に相当する。

【0074】

通信部 500 は、処理部 100 の制御に従って、装置内部で利用される情報を外部の情報処理装置との間で送受するための通信装置である。通信部 500 の通信方式としては、所定の通信規格に準拠したケーブルを介して有線接続する形式や、クレイドルと呼ばれる充電器と兼用の中間装置を介して接続する形式、近距離無線通信を利用して無線接続する

10

20

30

40

50

形式等、種々の方式を適用可能である。血圧計 2 の接続が通信接続となる場合には、入力部 40 が通信部 500 となる。

【0075】

時計部 600 は、水晶振動子及び発振回路でなる水晶発振器等を有して構成され、時刻を計時する計時装置である。時計部 600 の計時時刻は、処理部 100 に随時出力される。

【0076】

記憶部 800 は、ROM (Read Only Memory) やフラッシュ ROM、RAM (Random Access Memory) 等の記憶装置を有して構成される。記憶部 800 は、超音波血圧計 1 のシステムプログラムや、校正機能、中心血圧推定機能等の各種機能を実現するための各種プログラム、データ等を記憶している。また、各種処理の処理中データ、処理結果などを一時的に記憶するワークエリアを有する。

10

【0077】

記憶部 800 には、プログラムとして、例えば、処理部 100 によって読み出され、メイン処理として実行されるメインプログラム 810 が記憶されている。メインプログラム 810 は、校正処理 (図 6 参照) として実行される校正プログラム 811 をサブルーチンとして含む。校正処理については、フローチャートを用いて詳細に後述する。

【0078】

また、記憶部 800 には、データとして、校正用データ 820 と、校正パラメータデータ 830 と、血管径計測データ 840 と、中心血圧計測データ 850 とが記憶される。

20

【0079】

校正用データ 820 は、中心血圧推定用パラメータの校正用のデータであり、血圧入力データ 821 と、血管径計測データ 823 と、同期データ 825 とがこれに含まれる。

【0080】

血圧入力データ 821 は、入力部 40 を介して血圧計 2 から入力した血圧の計測値が時刻と対応付けて記憶されたデータである。

血管径計測データ 823 は、血管径計測部 120 によって計測された血管径の計測値が時刻と対応付けて記憶されたデータである。

同期データ 825 は、同期部 160 によって同期された血圧及び血管径のデータである。

30

【0081】

校正パラメータデータ 830 は、校正部 130 によって校正された中心血圧推定用パラメータの値が記憶されたデータである。例えば、式 (1) のスティフネスパラメータ「 σ 」の値がこれに含まれる。

【0082】

血管径計測データ 840 は、通常計測において血管径計測部 120 によって計測された血管径の計測値が記憶されたデータである。

【0083】

中心血圧計測データ 850 は、通常計測において中心血圧推定部 140 によって推定された中心血圧の推定値が記憶されたデータである。

40

【0084】

2 - 3 . 処理の流れ

図 6 は、処理部 100 が、記憶部 800 に記憶されている校正プログラム 811 に従って実行する校正処理の流れを示すフローチャートである。処理部 100 は、メインプログラム 810 に従って実行するメイン処理において、初回計測時又は定期的なタイミングで校正処理を行う。

【0085】

処理部 100 は、血圧計 2 から血圧の計測データの入力を待機する (ステップ A1)。血圧の計測データの入力が始まると、処理部 100 は、入力部 40 から入力された血圧の計測データを血圧入力データ 821 として校正用データ 820 に記憶させる。

50

【 0 0 8 6 】

血圧の計測データの入力に応じて、血管径計測部 1 2 0 が血管径の計測を開始する（ステップ A 3）。具体的には、位相差トラッキング法を用いて頸動脈の血管径変化を計測し、血管径の計測データを血管径計測データ 8 2 3 として校正用データ 8 2 0 に記憶させる。

【 0 0 8 7 】

処理部 1 0 0 は所定拍数分の計測データが得られるまで待機する（ステップ A 5；No）。そして、所定拍数分の計測データが得られたならば（ステップ A 5；Yes）、血管径計測部 1 2 0 は、血管径の計測を終了する（ステップ A 7）。

【 0 0 8 8 】

次いで、同期部 1 6 0 が同期処理を行う（ステップ A 9）。具体的には、血圧入力データ 8 2 1 に記憶されている血圧と血管径計測データ 8 2 3 に記憶されている血管径との時間合わせを行う。具体的には、拡張期血圧（最小血圧）に拡張期血管径（最小血管径）が対応するように時刻を合わせるなどして、2 つの計測データを同期させる。

【 0 0 8 9 】

次いで、処理部 1 0 0 は、各一心拍期間についてループ A の処理を行う（ステップ A 1 1 ~ A 1 9）。ループ A の処理では、処理部 1 0 0 は、当該一心拍期間の血圧変化のピーク判定を行う（ステップ A 1 3）。そして、判定したピークに基づいて拡張期血圧安定変化期間を検出する。つまり、拡張期のうち、重拍波ピーク以降の拡張期の期間を拡張期血圧安定変化期間として検出する。

【 0 0 9 0 】

次いで、期間設定部 1 5 0 は、ステップ A 1 5 で検出した拡張期血圧安定変化期間に基づいて校正用データ取得期間を設定する（ステップ A 1 7）。具体的には、拡張期血圧安定変化期間の全部又は一部の期間を含むように校正用データ取得期間として設定する。単純化する場合は、拡張期血圧安定変化期間をそのまま校正用データ取得期間として設定する。そして、処理部 1 0 0 は、次の一心拍期間へと処理を移行する。全ての一心拍期間についてステップ A 1 3 ~ A 1 7 の処理を行ったならば、処理部 1 0 0 は、ループ A の処理を終了する（ステップ A 1 9）。

【 0 0 9 1 】

その後、処理部 1 0 0 は、同期データ 8 2 5 の中から、各一心拍期間についてステップ A 1 7 で設定した校正用データ取得期間に対応する期間の血圧及び血管径の計測データを抽出する（ステップ A 2 1）。そして、校正部 1 3 0 は、抽出した計測データを用いて中心血圧推定用パラメーターの値を算出・決定し、校正パラメーターデータ 8 3 0 として記憶部 8 0 0 に記憶させる（ステップ A 2 3）。そして、処理部 1 0 0 は、校正処理を終了する。

【 0 0 9 2 】

図 6 の校正処理を行った後は、血圧計 2 を取り外し、通常計測へと移行する。通常計測では、血管径計測部 1 2 0 が頸動脈血管径を計測し、その計測結果を血管径計測データ 8 4 0 に記憶させる。中心血圧推定部 1 4 0 は、校正パラメーターデータ 8 3 0 に記憶されている中心血圧推定用パラメーターの値により定まる相関式と、血管径計測部 1 2 0 によって計測された頸動脈血管径とを用いて、頸動脈血圧を中心血圧として推定し、中心血圧推定データ 8 5 0 に記憶させる。そして、推定した中心血圧を表示部 3 0 0 に表示させるなどして被検者に報知する。

【 0 0 9 3 】

2 - 4 . 作用効果

超音波血圧計 1 において、血圧計 2 によって計測された末梢動脈の血圧の変化が入力部 4 0 から入力される。血管径計測部 1 2 0 は、超音波を利用して中枢動脈の血管径の変化を計測する。そして、校正部 1 3 0 は、一心拍期間において中枢動脈の血管径と末梢動脈の血圧との関係が、中枢動脈の血管径と中心血圧との関係に相当する所与の相当期間の間の、血圧計 2 及び血管径計測部 1 2 0 の計測結果を用いて、中枢動脈の血管径から中心血

10

20

30

40

50

圧を推定する血圧推定処理に係るパラメータを校正する。

【 0 0 9 4 】

非侵襲で中枢動脈の血圧を計測することは困難であるが、非侵襲で中枢動脈の血管径を計測することは容易である。そこで、中枢動脈の血管径から中心血圧を推定する血圧推定処理を行って中心血圧を推定するために、血圧推定処理に係るパラメータを校正する。このパラメータの校正には、通常であれば中枢動脈の血圧が必要となるが、中枢動脈の血圧計測の困難性を考慮し、末梢動脈の血圧を用いてパラメータを校正する。これにより、中枢動脈の血圧を計測せずとも、中心血圧推定用パラメータを校正することができる。

【 0 0 9 5 】

期間設定部 1 5 0 は、入力部 4 0 から入力された血圧変化の中から重拍波ピーク以降の拡張期の期間を検出し、当該期間の一部又は全部の期間を校正用データ取得期間として設定する。重拍波ピーク以降の拡張期の期間は、頸動脈血管径と橈骨動脈血圧との関係、頸動脈血管径と中心血圧との関係とみなせる期間である。従って、当該期間の頸動脈血管径及び橈骨動脈血圧の計測結果を用いることで、中心血圧推定用パラメータを適切に校正することができる。

【 0 0 9 6 】

また、同期部 1 6 0 が、入力部 4 0 から入力された血圧変化と、血管径計測部 1 2 0 により計測された血管径の変化とを同期させる同期処理を行う。そして、校正部 1 3 0 が、同期部 1 6 0 によって同期された血圧及び血管径の計測結果を用いて、中心血圧推定用パラメータを校正する。これにより、脈波伝搬の遅延を考慮して、中心血圧推定用パラメータの校正を高精度に行うことが可能となる。

【 0 0 9 7 】

3 . 変形例

本発明を適用可能な実施例は、上記の実施例に限定されることなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲で適宜変更可能であることは勿論である。以下、変形例について説明する。

【 0 0 9 8 】

3 - 1 . 血管断面指標値

上記の実施形態では、血管径を血管断面指標値とする場合の実施形態について説明したが、血管断面積を血管断面指標値としてもよい。血管断面積と血圧との相関特性は、式 (1) において血管径「 D 」を血管断面積「 S 」に置き換えることで同様に定義することができる。血管断面積は、例えば、Bモード画像からトレースして求めたり、カラードップラー法の血流表示から求めるなどすることができる。

【 0 0 9 9 】

また、血管断面指標値の計測方法は、何も超音波を利用した計測方法に限られるわけではない。他の手法としては、例えば光を利用した計測方法を用いて血管断面指標値を計測することとしてもよい。この場合は、発光素子から所定波長の光を対象動脈に向けて照射し、対象動脈からの反射光を受光して信号処理することで、対象動脈の血管断面指標値を計測すればよい。

【 0 1 0 0 】

3 - 2 . 相関特性及び中心血圧推定用パラメータ

上記の実施形態では、血管径と血圧との相関特性として、式 (1) で表される相関式を適用する場合を例に挙げて説明した。しかし、式 (1) の相関式は一例として記載したものに過ぎず、これ以外の相関式を適用してもよいことは勿論である。相関式の種類は線形 / 非線形を問わない。

【 0 1 0 1 】

例えば、血管径と血圧とを線形の関係で近似した相関式として、次式 (2) で表される相関式を適用することとしてもよい。

$$P = E \times D + B \cdots (2)$$

$$\text{但し、} E = (P_s - P_d) / (D_s - D_d)$$

10

20

30

40

50

$$B = P_d - E \times D_d$$

【 0 1 0 2 】

ここで、「 P_s 」は収縮期血圧であり、「 P_d 」は拡張期血圧である。また、「 D_s 」は収縮期血管径であり、「 D_d 」は拡張期血管径である。また、「 E 」は血管の弾性を表す弾性係数であり、「 B 」は相関式の切片である。

【 0 1 0 3 】

式(2)を適用して血圧推定処理を行う場合は、式(2)の弾性係数「 E 」の値を中心血圧推定用パラメーターとして、上記の実施形態と同様に弾性係数「 E 」の値を決定すればよい。

【 0 1 0 4 】**3 - 3 . 校正用データ取得期間の設定**

図6の校正処理は、原理で説明した(A)拡張期血圧安定変化期間に基づいて校正用データ取得期間を設定する処理であるが、(B)血圧立ち上がり期間や(C)拡張期血圧安定変化期間+血圧立ち上がり期間に基づいて校正用データ取得期間を設定する処理としてもよいことは勿論である。

【 0 1 0 5 】

図7は、この場合に上記の実施例の処理部100が、図6の校正処理に代えて実行する第2の校正処理の流れを示すフローチャートである。なお、校正処理と同一のステップについては同一の符号を付して再度の説明を省略する。

【 0 1 0 6 】

ループAの処理において、ピーク判定を行った後(ステップA13)、期間設定部150は、当該一心拍期間において、拡張期血圧から駆出波ピークの部分までを駆出波部分として検出する(ステップB15)。

【 0 1 0 7 】

次いで、期間設定部150は、血圧立ち上がり期間を判定する(ステップB17)。具体的には、拡張期血圧の計測時刻から駆出波ピークの計測時刻までの経過時間を算出する。そして、算出した経過時間に基づき、例えば駆出波部分の立ち上がりから当該駆出波部分の1/3経過時点までの期間を血圧立ち上がり期間と判定する。

【 0 1 0 8 】

そして、期間設定部150は、ステップB17で判定した血圧立ち上がり期間を少なくとも含むように校正用データ取得期間を設定する(ステップB18)。そして、処理部100は、次の一心拍期間へと処理を移行する。

【 0 1 0 9 】

また、上記の実施形態で述べた以外にも、校正用データ取得期間の設定方法にはバリエーションが存在する。例えば、拡張期血圧安定変化期間の全部を校正用データ取得期間とするのではなく、拡張期血圧安定変化期間の後半部分の期間(例えば拡張期血圧安定変化期間の1/2経過時点以降の期間)を校正用データ取得期間としてもよい。また、拡張期血圧安定変化期間+血圧立ち上がり期間の全部を校正用データ取得期間とするのではなく、拡張期血圧安定変化期間と血圧立ち上がり期間とを跨ぐように校正用データ取得期間を設定してもよい。

【 0 1 1 0 】

つまり、重拍波ピーク以降の拡張期の期間の一部又は全部を少なくとも含むように校正用データ取得期間を設定するか、駆出波部分の血圧立ち上がり期間を少なくとも含むように校正用データ取得期間を設定すればよく、校正用データ取得期間をどのように設定するかは、原理に反しない範囲で適宜変更可能である。

【 0 1 1 1 】

また、血圧立ち上がり期間は、必ずしも駆出波部分の立ち上がりから当該駆出波部分の1/3経過時点までとしなければならないわけではない。本願発明者の知見によれば、駆出波部分の立ち上がりから当該駆出波部分の1/5~1/3経過時点までの期間を血圧立ち上がり期間とすると好適である。このため、例えば、駆出波部分の立ち上がりから当該

10

20

30

40

50

駆出波部分の 1 / 5 経過時点までの期間を血圧立ち上がり期間としてもよい。

【 0 1 1 2 】

3 - 4 . 中心血圧計測装置

上記の実施例では、中心血圧を計測する血圧計測装置を、被検者の首からぶら下げて使用するタイプの超音波血圧計として説明したが、この構成は一例に過ぎない。他には、例えば被検者の上腕部に巻き付けて使用する本体装置を構成してもよいし、被検者の手首部に装着して使用する本体装置を構成してもよい。また、超音波プローブと本体装置とは必ずしも別体である必要はなく、超音波プローブと本体装置とを同一筐体内に設けた血圧計測装置を構成してもよい。

【 0 1 1 3 】

また、上記の実施形態は、自由行動下にある被検者が、個人で中心血圧を計測することを目的とした血圧計測装置の実施形態を説明したが、本発明を適用可能な血圧計測装置はこれに限られない。例えば、医療用の血圧計測装置として、横たわった状態の被検者に対して技師が超音波プローブを用いて超音波診断を行う装置に適用することも可能である。

【 0 1 1 4 】

3 - 5 . 末梢動脈血圧計測装置

上記の実施例では、校正用の血圧計測装置としてトノメトリー血圧計を例に挙げて説明したが、これも一例に過ぎない。例えば、トノメトリー血圧計の代わりにカフ型の加圧血圧計を用いることとしてもよい。カフ型の加圧血圧計では、一般的に連続的な血圧波形を得ることはできないが、オシロメトリック法では、カフを減圧する過程で血管の容積が変化し、この血管容積の変化に応じてカフに発生する微小な圧変動から血圧を判定している。そのため、加圧血圧計から容積変動波形を取得するように装置を構成し、取得した容積変動波形を血圧波形に変換することで、末梢動脈の血圧変化を計測するようにすればよい。この場合、血圧の計測を行う末梢動脈は必ずしも橈骨動脈である必要はなく、上腕動脈であってもよい。

【 0 1 1 5 】

3 - 6 . 通信方式

上記の実施形態では、超音波血圧計 1 と血圧計 2 との接続を有線によって行ったが、超音波血圧計 1 と血圧計 2 とにそれぞれ無線通信部を設け、無線通信を利用して血圧計 2 から血圧の計測値を取得する構成としてもよい。

【 符号の説明 】

【 0 1 1 6 】

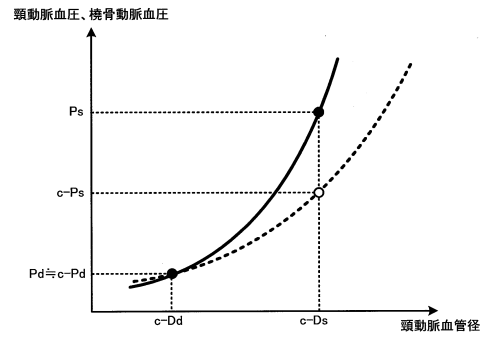
1 超音波血圧計、 2 血圧計、 10 超音波プローブ、 15 貼付テープ、
20 本体装置、 23 首掛けストラップ、 24 操作ボタン、 25 液晶表示器、
26 スピーカー、 40 入力部、 100 処理部、 200 操作部、 300 表示部、
400 音出力部、 500 通信部、 600 時計部、 800 記憶部

10

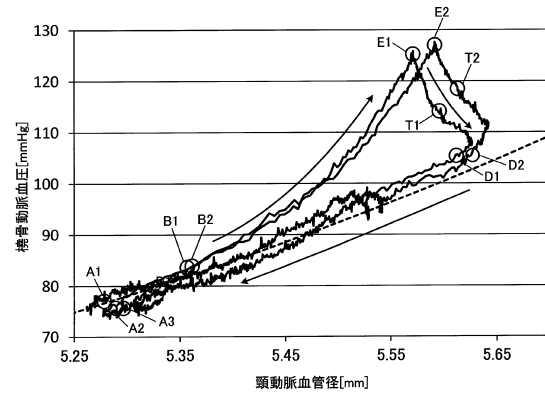
20

30

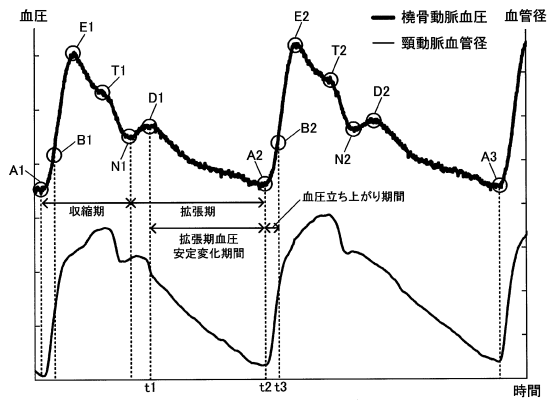
【図 1】



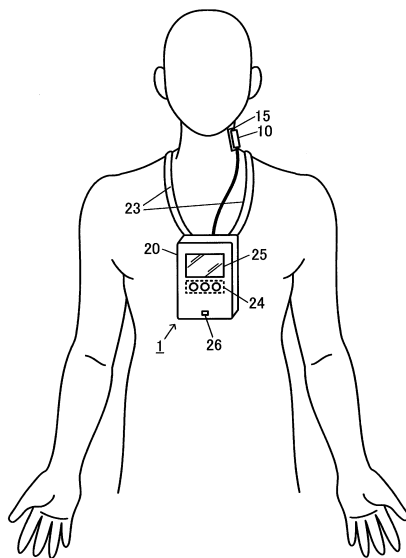
【図 3】



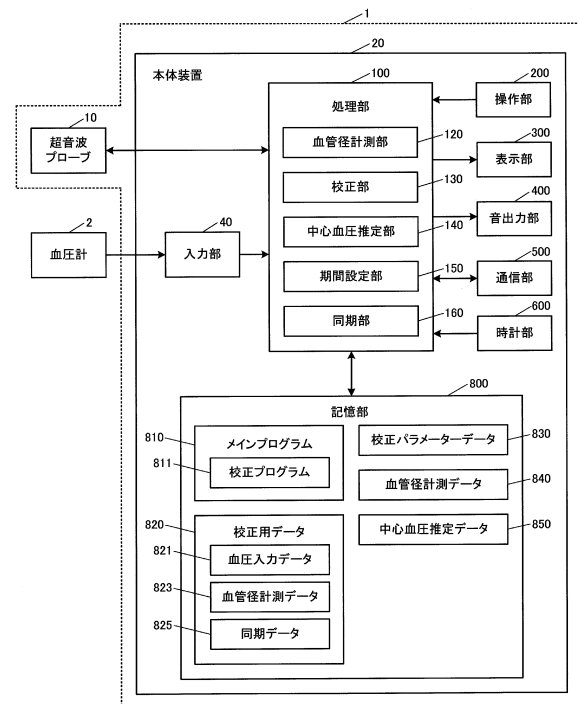
【図 2】



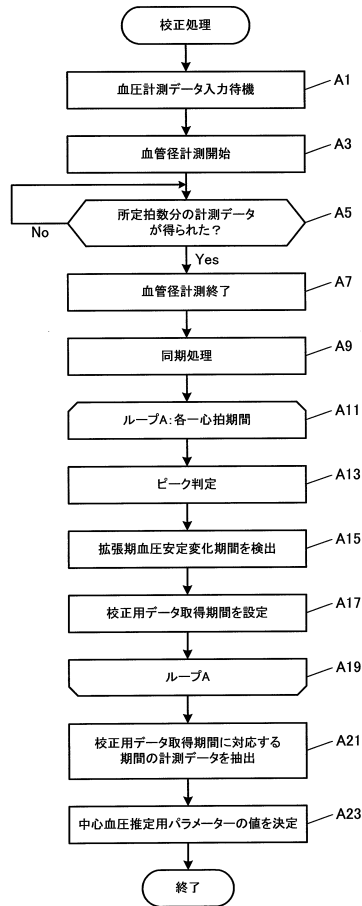
【図 4】



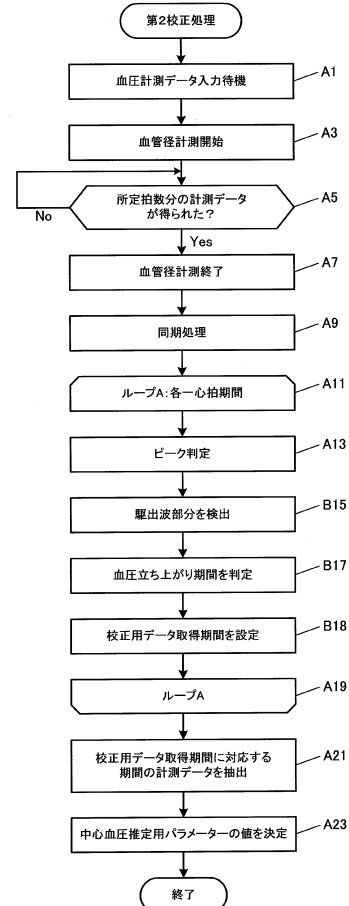
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 特開平 0 3 - 1 1 4 4 3 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 2 4 0 6 3 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 2