

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5927908号  
(P5927908)

(45) 発行日 平成28年6月1日(2016.6.1)

(24) 登録日 平成28年5月13日(2016.5.13)

(51) Int.Cl.

F I

<b>A 6 1 B</b>	<b>5/022</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	6 3 0 Z
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0285</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	8 4 0 H
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/02</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	5/02	Z D M
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/04</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/04	
<b>A 6 1 B</b>	<b>8/06</b>	<b>(2006.01)</b>	A 6 1 B	8/06	

請求項の数 8 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2011-285319 (P2011-285319)  
 (22) 出願日 平成23年12月27日(2011.12.27)  
 (65) 公開番号 特開2013-132437 (P2013-132437A)  
 (43) 公開日 平成25年7月8日(2013.7.8)  
 審査請求日 平成26年12月17日(2014.12.17)

(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 100095728  
 弁理士 上柳 雅誉  
 (74) 代理人 100107261  
 弁理士 須澤 修  
 (72) 発明者 玉田 奈津美  
 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  
 審査官 伊知地 和之

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧計測装置及び血圧計測装置の制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検者の計測対象血管の血流速度を測定する血流速度測定部と、  
 予め定められた前記被検者の血圧と血流速度の相関特性を参照して、前記血流速度測定部の測定結果をもとに血圧を推定する血圧推定部と、  
 連続法で血圧測定を行う第1外部計測装置と接続して当該第1外部計測装置の計測値を連続入力する第1入力部と、  
 間欠法で血圧測定を行う第2外部計測装置と接続して当該第2外部計測装置の計測値を入力、或いは、当該第2外部計測装置で計測された計測値をユーザー操作によって入力する第2入力部と、  
 前記第1入力部によって連続入力される計測値を用いて前記相関特性を再導出することで前記相関特性を校正する第1校正部と、  
 前記第2入力部によって入力される計測値を用いて前記相関特性を補正することで前記相関特性を校正する第2校正部と、  
 を備えた血圧計測装置。

【請求項2】

前記相関特性は、複数のパラメーターを有する式で表わされ、  
 前記第1校正部は、前記複数のパラメーターの全ての値を再算出することで前記相関特性を再導出し、  
 前記第2校正部は、前記複数のパラメーターのうちの一部のパラメーターの値を変更す

ることで前記相関特性を補正する、  
請求項 1 に記載の血圧計測装置。

【請求項 3】

前記血流速度測定部の測定結果を用いて、前記計測対象血管の血流状況を判定する血流状況判定部と、

予め定められた前記計測対象血管の基準血流状況と、前記血流状況判定部によって判定された血流状況とを比較して、前記相関特性の校正の要否を判定する校正要否判定部と、  
を備えた請求項 1 又は 2 に記載の血圧計測装置。

【請求項 4】

前記血流速度測定部は、前記計測対象血管内の径方向の位置が異なる複数位置の血流速度を測定し、

前記血流状況判定部は、前記血流速度測定部の測定結果を用いて前記計測対象血管横断方向の血流速度の分布或いは変化傾向（以下、包括して「血流速度分布」と称す。）を前記血流状況として判定する、

請求項 3 に記載の血圧計測装置。

【請求項 5】

前記校正要否判定部は、前記基準血流状況の血流速度分布の起伏（以下、「基準起伏」と称す。）と、前記血流状況判定部によって判定された血流速度分布の起伏（以下、「測定起伏」と称す。）とを比較して、前記相関特性の校正の要否を判定する、

請求項 4 に記載の血圧計測装置。

【請求項 6】

前記校正要否判定部は、前記比較の結果に基づいて前記第 1 校正部及び前記第 2 校正部の何れによる校正が必要かを判定する、

請求項 3 ～ 5 の何れか一項に記載の血圧計測装置。

【請求項 7】

被検者の計測対象血管の血流速度を測定することと、

予め定められた前記被検者の血圧と血流速度の相関特性を参照して、前記測定の結果をもとに血圧を推定することと、

連続法で血圧測定を行う第 1 外部計測装置と接続して当該第 1 外部計測装置から連続入力した計測値を用いて前記相関特性を再導出することで前記相関特性を校正することと、

間欠法で血圧測定を行う第 2 外部計測装置で計測された計測値を用いて前記相関特性を補正することで前記相関特性を校正することと、

を含む血圧計測装置の制御方法。

【請求項 8】

被検者の計測対象血管の血流速度を測定する血流速度測定部と、

連続法で血圧測定を行う第 1 外部計測装置と接続し、前記第 1 外部計測装置の計測値を連続入力可能に設けられた第 1 入力部と、

予め定められた前記被検者の血圧と血流速度の相関特性を参照して、前記血流速度測定部の測定結果をもとに血圧を推定する血圧推定部と、

前記第 1 入力部によって連続入力される計測値を用いて、前記相関特性を校正する第 1 校正部と、

を備えた血圧計測装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被検者の血圧を計測する装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

非加圧で血圧を計測する方法として、例えば超音波を用いて生体抹消部位の血管の血管径や血流速度、血流量等の血管動態指標を測定し、これらの血管動態指標を用いて血圧を

10

20

30

40

50

推定する手法が提案されている。

【0003】

家庭や健康診断等における血圧測定では、一般的に、オシロメトリック法を用いた加圧血圧計が使用される場合が多い。しかし、血圧は一日の中でも大きく変動することが知られている。そのため、測定時における一時的な血圧のみを観察したとしても、被検者の健康状態や疾患の状態を正しく判断できるとは限らない。

【0004】

かかる問題に鑑み、例えば、特許文献1には、通常の高血圧測定では捉えられない睡眠中等の高血圧の変動を捉えるための自由行動下血圧測定に関する技術が開示されている。また、特許文献2には、血圧変動を一拍毎にモニタリングするための手法として、トノメトリ

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2004-261452号公報

【特許文献2】特開平10-243929号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

特許文献1に開示されている自由行動下血圧測定の技術では、被検者の腰などに箱状の高血圧計本体を固定し、被検者の腕には空気を供給するためのチューブで接続されたカフ帯を常に装着しておく必要があり、日常生活を行う上での不便さがある。また、カフによる加圧高血圧測定を日常生活の中で常駐的に行うことは実質的に不可能に近く、適切な血圧管理を実現できるとは限らない。

20

【0007】

また、特許文献2に開示されているトノメトリック法を用いた血圧計測手法では、非観血的に一拍毎の高血圧波形を連続的に記録することができるという特徴がある。しかし、この高血圧計測手法では、計測値が被検者の体動に敏感に変化するため、測定時には安静状態を保持しなければならず、長時間の使用には向いていないという問題がある。

【0008】

本発明は上述した課題に鑑みて為されたものであり、血流速度を測定することで高血圧の変動を捉えることを可能にする新しい手法を提案することを目的とする。

30

【課題を解決するための手段】

【0009】

以上の課題を解決するための第1の形態は、被検者の計測対象血管の血流速度を測定する血流速度測定部と、予め定められた前記被検者の高血圧と血流速度の相関特性を参照して、前記血流速度測定部の測定結果をもとに高血圧を推定する高血圧推定部と、連続法で高血圧測定を行う第1外部計測装置と接続して当該第1外部計測装置の計測値を連続入力する第1入力部と、間欠法で高血圧測定を行う第2外部計測装置と接続して当該第2外部計測装置の計測値を入力、或いは、当該第2外部計測装置で計測された計測値をユーザー操作によって入力する第2入力部と、前記第1入力部によって連続入力される計測値を用いて前記相関特性を再導出することで前記相関特性を校正する第1校正部と、前記第2入力部によって入力される計測値を用いて前記相関特性を補正することで前記相関特性を校正する第2校正部と、を備えた高血圧計測装置である。

40

【0010】

また、他の形態として、被検者の計測対象血管の血流速度を測定することと、予め定められた前記被検者の高血圧と血流速度の相関特性を参照して、前記測定の結果をもとに高血圧を推定することと、連続法で高血圧測定を行う第1外部計測装置と接続して当該第1外部計測装置から連続入力した計測値を用いて前記相関特性を再導出することで前記相関特性を校正することと、間欠法で高血圧測定を行う第2外部計測装置で計測された計測値を用いて

50

前記相関特性を補正することで前記相関特性を校正することと、を含む血圧計測装置の制御方法を構成することとしてもよい。

【0011】

この第1の形態等によれば、被検者の計測対象血管の血流速度が、血流速度測定部によって測定される。そして、予め定められた被検者の血圧と血流速度の相関特性を参照して、血流速度測定部の測定結果をもとに、血圧推定部によって血圧が推定される。本願発明者が行った実験によれば、被検者の血圧と血流速度との間には、高い相関関係があることが分かった。そのため、予め被検者の血圧と血流速度の相関特性を定めておき、この相関特性を参照することで、被検者の血流速度を測定するという簡易な構成で血圧の変動を捉えることが可能となる。

10

【0012】

しかし、計測対象血管の血液粘度等が変化すると、被検者の血圧と血流速度との関係が崩れ、理想的な相関特性は変化していく。そのため、日常生活下で血圧推定を継続して行うのであれば、相関特性の校正が必要となる。そこで、連続法で血圧測定を行う第1外部計測装置から連続入力した計測値を用いて相関特性を再導出することで相関特性を校正する第1校正部と、間欠法で血圧測定を行う第2外部計測装置から直接的に入力した計測値、或いは、ユーザー操作に従って入力した当該第2外部計測装置の計測値を用いて相関特性を補正することで相関特性を校正する第2校正部とを具備する構成とする。これにより、種類の異なる測定方法で血圧測定を行う外部計測装置の計測値を用いて相関特性を校正することが可能となるため、校正のし易さや、校正できる装置環境にあるか否か等に応じて、校正部を適宜選択して相関特性を校正することが可能となる。

20

【0013】

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、前記相関特性は、複数のパラメータを有する式で表わされ、前記第1校正部は、前記複数のパラメータの全ての値を再算出することで前記相関特性を再導出し、前記第2校正部は、前記複数のパラメータのうちの一部のパラメータの値を変更することで前記相関特性を補正する、血圧計測装置を構成することとしてもよい。

【0014】

この第2の形態によれば、第1校正部は、複数のパラメータの全ての値を再算出することで相関特性を再導出するため、相関特性の校正を精細に行うことができる。それに対し、第2校正部は、複数のパラメータのうちの一部のパラメータの値を変更することで相関特性を校正するため、相関特性の校正を簡易化することができる。

30

【0015】

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、前記血流速度測定部の測定結果を用いて、前記計測対象血管の血流状況を判定する血流状況判定部と、予め定められた前記計測対象血管の基準血流状況と、前記血流状況判定部によって判定された血流状況とを比較して、前記相関特性の校正の要否を判定する校正要否判定部と、を備えた血圧計測装置を構成することとしてもよい。

【0016】

この第3の形態によれば、血流速度測定部の測定結果を用いて、計測対象血管の血流状況が血流状況判定部によって判定される。また、予め定められた計測対象血管の基準血流状況と、血流状況判定部によって判定された血流状況とを比較して、相関特性の校正の要否が校正要否判定部によって判定される。判定した血流状況が基準血流状況と比較して大きく変化しているのであれば、血圧と血流速度との関係も大きく変化している可能性が高い。そのため、この場合は、相関特性の校正が必要と判定することができる。

40

【0017】

また、第4の形態として、第3の形態の血圧計測装置において、前記血流速度測定部は、前記計測対象血管内の径方向の位置が異なる複数位置の血流速度を測定し、前記血流状況判定部は、前記血流速度測定部の測定結果を用いて前記計測対象血管横断方向の血流速度の分布或いは変化傾向(以下、包括して「血流速度分布」と称す。)を前記血流状況と

50

して判定する、血圧計測装置を構成することとしてもよい。

【0018】

この第4の形態によれば、計測対象血管内の径方向の位置が異なる複数位置の血流速度が、血流速度測定部によって測定される。そして、血流速度測定部の測定結果を用いて計測対象血管横断方向の血流速度分布が、血流状況判定部によって血流状況として判定される。計測対象血管横断方向の血流速度は、横断方向の位置によって異なる。この計測対象血管横断方向の血流速度の分布或いは変化傾向を血流状況として用いることで、校正の要否を適切に判定することができる。

【0019】

この場合、第5の形態として、第4の形態の血圧計測装置において、前記校正要否判定部は、前記基準血流状況の血流速度分布の起伏（以下、「基準起伏」と称す。）と、前記血流状況判定部によって判定された血流速度分布の起伏（以下、「測定起伏」と称す。）とを比較して、前記関連特性の校正の要否を判定する、血圧計測装置を構成することも可能である。

10

【0020】

この第5の形態によれば、基準起伏と測定起伏とを比較して、関連特性の校正の要否が校正要否判定部によって判定される。計測対象血管の血流状況が大きく変化すると、基準起伏と測定起伏との差異が大きくなる。そのため、例えば、基準起伏と測定起伏との差異を判断指標とすることで、関連特性の校正の要否を容易に判定することができる。

【0021】

20

また、第6の形態として、第3～第5の何れかの形態の血圧計測装置において、前記校正要否判定部は、前記比較の結果に基づいて前記第1校正部及び前記第2校正部の何れによる校正が必要かを判定する、血圧計測装置を構成することとしてもよい。

【0022】

この第6の形態によれば、校正要否判定部によって、比較の結果に基づいて第1校正部及び第2校正部の何れによる校正が必要かが判定される。例えば、比較の結果、基準血流状況と、血流状況判定部によって判定された血流状況との乖離が大きい場合は、精細な校正を行うために、第1校正部による校正が必要と判定する。逆に、乖離が小さい場合は、簡易的な校正を行うために、第2校正部による校正が必要と判定する。

【図面の簡単な説明】

30

【0023】

【図1】(1)超音波血圧計の概略構成図。(2)超音波血圧計を装着した状態図。

【図2】収縮期血流速度と収縮期血圧との相関関係を示す実験結果。

【図3】血圧の推定結果の信頼性判定の説明図。

【図4】超音波血圧計の機能構成の一例を示すブロック図。

【図5】収縮期特性値データのデータ構成例。

【図6】拡張期特性値データのデータ構成例。

【図7】メイン処理の流れを示すフローチャート。

【図8】校正処理の流れを示すフローチャート。

【図9】第2校正処理の流れを示すフローチャート。

40

【図10】血液粘度と関連特性との関係を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0024】

本発明を適用した実施形態として、被検者の手首を計測対象部位とし、計測対象の動脈を橈骨動脈として、被検者の血圧を計測する血圧計測装置の実施形態について説明する。但し、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ないことは勿論である。

【0025】

1. 概略構成

図1(1)は、本実施形態における血圧計測装置である超音波血圧計1の概略外観図で

50

ある。超音波血圧計 1 は、帯状部 1 8 を用いて本体部を被検者の計測対象部位（特には手首）に装着可能に構成されている。帯状部 1 8 は、被検者の計測対象部位に装置本体を装着するための装着具であり、面ファスナーを備えたバンドや、測定部位を挟持するためのクリップ等を有して構成される。超音波血圧計 1 の本体部は、ヒンジ部 1 1 を介して第 1 部位 1 A と第 2 部位 1 B とが接続されて構成されている。

【 0 0 2 6 】

第 1 部位 1 A には、操作ボタン 1 2 と、液晶表示器 1 3 と、スピーカー 1 4 と、LED (Light Emitting Diode) ランプ 1 5 とが設けられている。

【 0 0 2 7 】

操作ボタン 1 2 は、血圧の計測開始指示や、血圧の計測に係る各種諸量を被検者が操作入力するために用いられる。

【 0 0 2 8 】

液晶表示器 1 3 には、超音波血圧計 1 による血圧の計測結果が表示される。表示方法としては、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。

【 0 0 2 9 】

スピーカー 1 4 からは、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。本実施形態では、外部計測装置（トノメトリー血圧計 3 又はオシロメトリック血圧計 5 ）を用いて超音波血圧計 1 の校正を行う。その際、これらの血圧計の着脱を指示する音声ガイダンスをスピーカー 1 4 から音出力させるなどする。

【 0 0 3 0 】

LED ランプ 1 5 は、例えば赤色、黄色及び青色の三色で発光し、被検者に対して、血圧の推定結果の信頼性に関する所定の報知や、校正を指示する報知を行うために用いられる。

【 0 0 3 1 】

第 2 部位 1 B には、血流速度センサー部 2 0 が設けられている。血流速度センサー部 2 0 は、超音波を利用して、被検者の計測対象血管の血流速度を測定するセンサーである。

【 0 0 3 2 】

血流速度センサー部 2 0 は、超音波の送信部から数 MHz ~ 数十 MHz の超音波のパルス信号或いはバースト信号を、計測対象血管に向けて送信する。そして、例えば、超音波ドップラー法を用いて、計測対象血管の血流速度を測定する。本実施形態では、血流速度センサー部 2 0 は、計測対象血管である橈骨動脈の径方向の位置が異なる複数位置の血流速度を測定する。なお、超音波ドップラー法を用いた血流速度の測定方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。

【 0 0 3 3 】

また、図示を省略しているが、超音波血圧計 1 の本体部には、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。

【 0 0 3 4 】

図 1 ( 2 ) は、被検者の左手の手首に超音波血圧計 1 を装着した状態を示す図である。図 1 ( 2 ) に示すように、超音波血圧計 1 は、本体部が手首の内側を向くような姿勢で被検者の手首に装着される。この際、血流速度センサー部 2 0 が設けられた第 2 部位 1 B が、被検者の手首の親指側にくるように装着される。これは、計測対象血管を手首の親指側を流れる橈骨動脈とし、その直上に血流速度センサー部 2 0 が位置するようにするためである。

【 0 0 3 5 】

2 . 原理

図 2 は、本願発明者が、一の被検者を対象として、橈骨動脈において測定される血圧と血流速度との相関特性を調べる実験を行った実験結果の一例を示す図である。図 2 において、横軸は血流速度を示し、縦軸は血圧を示す。一定の時間間隔を置いて、合計 3 回の計

10

20

30

40

50

測（第1計測～第3計測）を行った。各計測では、一拍毎に収縮期の血圧及び収縮期の血流速度を測定し、血圧及び血流速度を対応付けた特性値（座標値）を座標上にプロットしていった。座標上に示した1つのプロットが一拍分の特性値を示し、第1計測～第3計測で得られた特性値を、それぞれ矩形、ダイヤ形及び三角形のプロットで図示している。

#### 【0036】

この実験結果を見ると、血流速度と血圧との間には負の相関特性があることがわかる。各計測それぞれについて、血流速度及び血圧の特性値の傾向を回帰分析処理の一種である最小二乗法を用いて算出した近似直線（回帰直線）をプロットと併せて図示している。回帰直線の傾きは、各計測についてほぼ一定であることがわかる。しかし、特性値の総体的な大きさは計測毎に異なっており、その結果、回帰直線は上下にシフトしていることがわ

10

#### 【0037】

このような結果が得られた原因としては、課題部分でも説明したが、橈骨動脈を流れる血液の粘度（血液粘度）が変化するためであると考えられる。つまり、血液粘度は時々刻々と変化するため、固定・画一的な相関特性を用いたのでは、被検者の血圧を正しく推定することができなくなるおそれがある。

#### 【0038】

そこで、本実施形態では、血流速度センサー部20の測定結果を用いて、橈骨動脈の血流状況を判定する。そして、予め定められた計測対象血管の基準血流状況と、判定された血流状況とを比較して、血圧の推定結果の信頼性を判定する。

20

#### 【0039】

本実施形態では、超音波血圧計1の校正時に判定した血流状況を基準血流状況とする。本実施形態では、連続法で血圧測定を行うトノメトリー血圧計3を用いた第1の校正と、間欠法で血圧測定を行うオシロメトリック血圧計5を用いた第2の校正との2種類の校正を行う。これらの校正では、血圧と血流速度との相関特性を表す相関式（回帰直線）を校正する。また、その校正時に、血流速度センサー部20の測定結果を用いて基準血流状況を更新する。

#### 【0040】

第1校正では、トノメトリー血圧計3を用いて連続的に計測した血圧の計測値を用いて相関特性を再導出することで相関特性を校正する。前述したように、本実施形態では、相関特性を一次関数で表される相関式（回帰直線）によって近似する。この相関式は、傾きと切片との2つのパラメーターを有する式で表される。第1校正では、この2つのパラメーターの両方を再算出することで相関式を再導出する。これは、相関特性を表す式の複数のパラメーターの全ての値を再算出することで相関特性を再導出することに相当する。

30

#### 【0041】

それに対し、第2校正では、オシロメトリック血圧計5を用いて間欠的に計測した血圧の計測値を用いて相関特性を補正することで相関特性を校正する。具体的には、相関式の傾きと切片との2つのパラメーターのうち、傾きは変更せずに、切片のみを変更することで相関式を補正する。これは、相関特性を表す式の複数のパラメーターのうちの一部のパラメーターの値を変更することで相関特性を補正することに相当する。

40

#### 【0042】

第1校正は、相関特性を表す式の複数のパラメーターの全ての値を再算出することで相関特性を再導出する校正であるため、精細な校正であると言える。それに対し、第2校正は、相関特性を表す式のパラメーターのうちの一部のパラメーターの値を変更することで相関特性を補正する校正であるため、簡易的な校正であると言える。第1校正及び第2校正の具体的な方法については、フローチャートを用いて詳細に後述する。

#### 【0043】

図3は、血流状況の判定方法の説明図である。血流速度センサー部20は、橈骨動脈の径方向（横断方向）の異なる位置での血流速度を測定する。その測定結果を用いて、橈骨動脈の横断方向の血流速度の分布或いは変化傾向を血流状況として判定する。以下、血流

50

速度の分布或いは変化傾向を包括して「血流速度分布」と称する。

【0044】

図3には、3種類の血流速度分布を図示している。各血流速度分布において、横軸は橈骨動脈の横断方向の位置を示す。「O」が血管中心位置、「F」が血管前壁位置、「E」が血管後壁位置である。また、縦軸は血流速度であり、点線で示した矢印によって測定された血流速度の大きさを示す。

【0045】

血管内を流れる血液の速度分布は、血液粘度によって変化する。図3に示すように、血液粘度が高くなるほど、血流速度分布の起伏は小さくなり、血液粘度が低くなるほど、血流速度分布の起伏は大きくなる。

10

【0046】

そこで、本実施形態では、基準血流状況の血流速度分布の起伏（以下、「基準起伏」と称す。）と、判定した血流速度分布の起伏（以下、「測定起伏」と称す。）との差異に基づいて、血圧の推定結果の信頼性を判定する。血流速度分布の起伏は、例えば、血流速度分布の勾配に基づいて判定することができる。

【0047】

より具体的には、基準起伏として基準血流速度分布の勾配（以下、「基準勾配」と称す。）を算出し、判定した血流速度分布の勾配（以下、「測定勾配」と称す。）と比較する。血流速度分布の勾配は、例えば、計測した橈骨動脈横断方向の全ての血流速度について、当該横断方向に隣接する位置の血流速度の差を求め、それらを平均して求める。

20

【0048】

また、別の方法として、例えば、血管中心位置「O」と、血管前壁位置「F」又は血管後壁位置「E」との血流速度の差（又は比）を計算し、その値を血流速度分布の勾配としてもよい。なお、これらの勾配の算出方法は一例に過ぎず、他の従来公知の勾配の算出方法を採用してもよいことは勿論である。

【0049】

上記のようにして勾配を算出したならば、基準勾配と測定勾配との差（以下、「勾配差」と称す。）の絶対値に対する閾値を定めておき、勾配差の絶対値がこの閾値を超えている場合に、血圧の推定結果の信頼性が低いと判定する。この勾配差の絶対値に対する閾値は、信頼性判定の閾値条件に相当する。

30

【0050】

基準起伏（例えば基準勾配）と測定起伏（例えば測定勾配）との差異が大きいほど、校正時に求めた相関特性から現在の相関特性が大きすぎていくことになる。このため、基準起伏と測定起伏との差異が大きいほど、血圧の推定結果の信頼性は低いと判定することができる。

【0051】

そこで、血圧の推定結果の信頼性の判定結果を多段階に分類するように閾値条件を定めることとしてもよい。例えば、勾配差の絶対値に対する閾値として、第1閾値と、第1閾値よりも大きい第2閾値とを定めておく。そして、例えば、勾配差の絶対値が第1閾値未満の場合は信頼性「高」と判定し、第1閾値以上第2閾値未満の場合は信頼性「中」と判定し、第2閾値以上の場合は信頼性「低」と判定するなどしてもよい。

40

【0052】

さて、本実施形態では、上記の信頼性判定と同様の手法で、相関特性の校正が必要であるか否かについても併せて判定する。つまり、計測対象血管の基準血流状況（例えば基準血流速度分布）と、判定した血流状況（例えば血流速度分布）とを比較して、相関特性の校正の要否を判定する。

【0053】

基準起伏と測定起伏との差異が大きいほど、血液粘度が大きく変化している可能性が高いため、相関特性の校正をより精細に行うことが必要となる。しかし、血液粘度がそれほど大きく変化していないのであれば、精細な校正を行わずとも、簡易的な校正を行えば済

50

むと考えることができる。

【 0 0 5 4 】

そこで、例えば、上記の信頼性判定と同様の手法に基づき、基準起伏と測定起伏との差異の程度を3段階に分類する。そして、差異が「大」である場合は、精細な校正である第1校正が必要と判定し、差異が「中」である場合は、簡易的な校正である第2校正が必要と判定する。また、差異が「小」である場合は、校正を不要と判定する。

【 0 0 5 5 】

### 3. 機能構成

図4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、処理部100と、血流速度センサー部20と、第1入力部40と、第2入力部60と、操作部200と、表示部300と、音出力部400と、発光部500と、通信部600と、時計部700と、記憶部800とを有して構成される。

10

【 0 0 5 6 】

血流速度センサー部20は、超音波を利用して、被検者の計測対象血管の血流速度を測定する血流速度測定部である。血流速度センサー部20は、超音波振動子がアレイ状に配列された超音波振動子アレイや、超音波振動子からの超音波の送受信を制御する送受信回路、送受信回路によって受信された信号を直交検波してドップラーシフト信号を抽出するドップラー信号抽出回路、ドップラー信号に対する周波数解析を行う周波数解析部等を有する。

【 0 0 5 7 】

第1入力部40は、トノメトリー血圧計3と接続して当該トノメトリー血圧計3の計測値を連続入力する入力部である。

20

【 0 0 5 8 】

トノメトリー血圧計3は、連続法の一つであるトノメトリー法で血圧測定を行う第1外部計測装置である。トノメトリー法は、比較的壁が薄い血管壁を、皮膚の外側から一定の面積の受圧板で押圧すると、血管壁が平面になったとき壁の円周方向応力が消失し、内圧が直接受圧板に反映されることを利用して、血圧を測定する方法である。トノメトリー法は、非観血的に一拍毎の血圧波形を連続的に計測することができるという特徴がある。

【 0 0 5 9 】

第2入力部60は、オシロメトリック血圧計5と接続して当該オシロメトリック血圧計5の計測値を入力する入力部である。なお、オシロメトリック血圧計5と接続せずに、オシロメトリック血圧計5等の計測器で計測された血圧をユーザー操作によって入力することとしてもよい。

30

【 0 0 6 0 】

オシロメトリック血圧計5は、間欠法の一つであるオシロメトリック法を用いて血圧測定を行う第2外部計測装置である。オシロメトリック法は、上腕等にカフを巻き付けて動脈を圧迫することで血液の流れを止め、その後、徐々に圧迫を緩めて再び血液が流れ始めたときの圧脈波を測定することで、血圧を計測する方法である。

【 0 0 6 1 】

処理部100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。

40

【 0 0 6 2 】

処理部100は、主要な機能部として、送受信制御部110と、血圧推定部120と、血流状況判定部130と、信頼性判定部140と、報知制御部150と、第1校正部160と、第2校正部170と、校正要否判定部180とを有する。但し、本発明の適用に当たっては、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く、また、これら以外の機能部を必須構成要素としてもよい。

【 0 0 6 3 】

50

送受信制御部 110 は、血流速度センサー部 20 による血流速度の測定を制御する。具体的には、血流速度センサー部 20 に対して超音波の送受信制御信号を出力し、被検者の計測対象血管に対して超音波を送信させるとともに、超音波の反射波を受信させて、超音波ドップラー法を用いて血流速度を測定させるように制御する。

【0064】

血圧推定部 120 は、記憶部 800 の校正結果データ 830 に記憶された被検者の血圧と血流速度の相関特性を示す相関式（収縮期相関式 831 及び拡張期相関式 832）を参照して、血流速度センサー部 20 の測定結果をもとに被検者の血圧を推定する。

【0065】

血流状況判定部 130 は、血流速度センサー部 20 の測定結果を用いて、計測対象血管の血流状況を判定する。原理で説明したように、血流状況判定部 130 は、例えば、計測対象血管の横断方向の血流速度分布を血流状況として判定する。

10

【0066】

信頼性判定部 140 は、記憶部 800 の校正結果データ 830 に記憶された計測対象血管の基準血流状況としての基準血流速度分布と、血流状況判定部 130 によって判定された血流状況としての血流速度分布とを比較して、血圧推定部 120 による血圧の推定結果の信頼性を判定する。

【0067】

報知制御部 150 は、信頼性判定部 140 の判定結果に基づく所定の報知を行う。例えば、表示部 300、音出力部 400 及び発光部 500 を介して被検者に対する所定の報知を行わせるように制御する。つまり、表示部 300、音出力部 400 及び発光部 500 は、報知制御部 150 の制御に従った報知を行う報知部に相当する。

20

【0068】

第 1 校正部 160 は、記憶部 800 に記憶されている第 1 校正プログラム 811 に従って、第 1 入力部 40 によって連続入力される計測値を用いて相関特性（相関式）を再導出することで相関特性を校正する第 1 校正処理を行う。第 1 校正部 160 は、入力部（第 1 入力部 40）に入力された血圧と血流速度センサー部 20 の測定結果とに基づいて相関特性を校正する相関特性校正部と、相関特性校正部による校正時に、血流速度センサー部 20 の測定結果を用いて基準血流状況を更新する基準血流状況更新部としても機能する。

【0069】

30

第 2 校正部 170 は、記憶部 800 に記憶されている第 2 校正プログラム 812 に従って、第 2 入力部 60 によって入力される計測値を用いて相関特性（相関式）を補正することで相関特性を校正する第 2 校正処理を行う。

【0070】

校正要否判定部 180 は、計測対象血管の基準血流状況（例えば基準血流速度分布）と、血流状況判定部 130 によって判定された血流状況（例えば血流速度分布）とを比較して校正の要否を判定する。

【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、血圧の計測開始指示等の各種指示入力となされる。操作部 200 は、図 1 の操作ボタン 12 に相当する。

40

【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、血圧推定部 120 による推定結果等が表示される。表示部 300 は、図 1 の液晶表示器 13 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。音出力部 400 は、図 1 のスピーカー 14 に相当する。

【0074】

50

発光部 500 は、処理部 100 から入力される発光制御信号に従って発光する発光装置である。発光部 500 は、図 1 の LED ランプ 15 に相当する。

【0075】

通信部 600 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 600 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形式等、種々の方式を適用可能である。トノメトリー血圧計 3 やオシロメトリック血圧計 5 との接続が通信接続となる場合には、第 1 入力部 40 及び第 2 入力部 60 が通信部 600 となる。

10

【0076】

時計部 700 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 700 の計時時刻は、処理部 100 に随時出力される。

【0077】

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、送受信制御機能、血圧推定機能といった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。

20

【0078】

記憶部 800 には、処理部 100 によって読み出され、メイン処理 (図 7 参照) 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、第 1 校正処理 (図 8 参照) として実行される第 1 校正プログラム 811 と、第 2 校正処理 (図 9 参照) として実行される第 2 校正プログラム 812 とをサブルーチンとして含む。これらの処理については、フローチャートを用いて詳細に後述する。

【0079】

また、記憶部 800 には、校正処理用データ 820 と、校正結果データ 830 と、推定血圧データ 840 とが記憶される。

【0080】

校正処理用データ 820 は、処理部 100 が第 1 校正処理で用いる処理用データであり、収縮期特性値データ 821 と、拡張期特性値データ 822 と、血流速度分布データ 823 とがこれに含まれる。

30

【0081】

図 5 は、収縮期特性値データ 821 のデータ構成の一例を示す図である。収縮期特性値データ 821 には、特性値番号 821A と、収縮期特性値 821B とが対応付けて記憶される。収縮期特性値 821B には、収縮期血圧と収縮期中心血流速度とが含まれる。収縮期中心血流速度は、血管中心位置「O」における収縮期の血流速度である。

【0082】

この収縮期特性値データ 821 には、第 1 校正処理において、一拍毎に、同タイミングで計測された特性値として、トノメトリー血圧計 3 から入力した収縮期血圧と、血流速度センサー部 20 によって測定された収縮期中心血流速度とが、特性値番号 821A と対応付けて時系列に記憶される。

40

【0083】

図 6 は、拡張期特性値データ 822 のデータ構成の一例を示す図である。拡張期特性値データ 822 には、特性値番号 822A と、拡張期特性値 822B とが対応付けて記憶される。拡張期特性値 822B には、拡張期血圧と拡張期中心血流速度とが含まれる。拡張期中心血流速度は、血管中心位置「O」における拡張期の血流速度である。

【0084】

この拡張期特性値データ 822 には、第 1 校正処理において、一拍毎に、同タイミング

50

で計測された特性値として、トノメトリー血圧計 3 から入力した拡張期血圧と、血流速度センサー部 20 によって測定された拡張期中心血流速度とが、特性値番号 822A と対応付けて時系列に記憶される。

【0085】

血流速度分布データ 823 は、第 1 校正処理において血流状況判定部 130 によって判定された血流速度分布が時系列に記憶されたデータである。

【0086】

校正結果データ 830 は、第 1 校正処理又は第 2 校正処理の結果として求められるデータであり、収縮期相関式 831 と、拡張期相関式 832 と、基準血流速度分布 833 とがこれに含まれる。

10

【0087】

推定血圧データ 840 は、血圧推定部 120 によって推定された血圧が時系列に記憶されたデータである。

【0088】

4. 処理の流れ

図 7 は、処理部 100 が、記憶部 800 に記憶されているメインプログラム 810 に従って実行するメイン処理の流れを示すフローチャートである。

最初に、第 1 校正部 160 は、記憶部 800 に記憶されている第 1 校正プログラム 811 に従って第 1 校正処理を行う (ステップ A1)。

【0089】

図 8 は、第 1 校正処理の流れを示すフローチャートである。

20

第 1 校正部 160 は、被検者に対してトノメトリー血圧計 3 の装着指示を行う (ステップ B1)。トノメトリー血圧計 3 と超音波血圧計 1 とが接続され、トノメトリー血圧計 3 による一拍毎の血圧の計測が開始されると、第 1 入力部 40 を介して血圧の計測結果 (収縮期血圧及び拡張期血圧) が入力される (ステップ B3)。

【0090】

その一方で、血流状況判定部 130 は、血流速度センサー部 20 の測定結果を用いて血流速度分布の判定を開始し、その判定結果を血流速度分布データ 823 に記憶させる (ステップ B5)。

【0091】

第 1 校正部 160 は、トノメトリー血圧計 3 から入力した血圧と、血流速度センサー部 20 の測定結果から求まる中心血流速度とを、記憶部 800 に同期したデータとして対応付けて記憶させる (ステップ B7)。つまり、トノメトリー血圧計 3 から入力した一拍分の収縮期血圧及び拡張期血圧と、一拍分の収縮期中心血流速度及び拡張期中心血流速度とを、それぞれ収縮期特性値データ 821 及び拡張期特性値データ 822 に対応付けて記憶していく (ステップ B7)。

30

【0092】

次いで、第 1 校正部 160 は、所定時間分の特性値が得られたか否かを判定し (ステップ B9)、まだ得られていないと判定した場合は (ステップ B9; No)、ステップ B7 に戻る。所定時間は適宜設定可能であるが、相関式を高い精度で導出することができるように、十分な数の特性値が得られる時間を設定するとよい。

40

【0093】

所定時間分の特性値が得られたと判定した場合は (ステップ B9; Yes)、第 1 校正部 160 は、例えば最小二乗法を用いて血圧と血流速度との相関式を導出し、校正結果データ 830 を更新して記憶させる (ステップ B11)。つまり、収縮期特性値データ 821 と、拡張期特性値データ 822 とを用いて、収縮期相関式 831 及び拡張期相関式 832 をそれぞれ導出する。このステップでは、相関式のパラメーターである傾き及び切片の両方の値を算出することになる。

【0094】

次いで、第 1 校正部 160 は、血流速度分布データ 823 の中から血流速度分布を 1 つ

50

選択し、基準血流速度分布 833 として校正結果データ 830 を更新して記憶させる（ステップ B13）。具体的には、例えば、収縮期中心血流速度が観測された時刻に対応する血流速度分布を血流速度分布データ 823 の中から 1 つ選択して基準血流速度分布 833 を更新する。

【0095】

そして、第 1 校正部 160 は、トノメトリー血圧計 3 の取り外し指示を行った後（ステップ B15）、第 1 校正処理を終了する。

【0096】

図 7 のメイン処理に戻り、第 1 校正処理を行った後、処理部 100 は、超音波血圧計 1 単体での血圧推定を開始する。まず、血流状況判定部 130 は、血流速度センサー部 20 の測定結果を用いて血流速度分布を判定する（ステップ A3）。

10

【0097】

そして、血圧推定部 120 は、記憶部 800 に記憶された校正結果データ 830 に記憶された相関式（収縮期相関式 831 及び拡張期相関式 832）と、血流速度センサー部 20 の測定結果から求まる中心血流速度（収縮期中心血流速度及び拡張期中心血流速度）とを用いて血圧（収縮期血圧及び拡張期血圧）を推定し、その推定結果を記憶部 800 の推定血圧データ 840 に記憶させる（ステップ A5）。そして、処理部 100 は、血圧の推定結果を表示部 300 に表示制御する（ステップ A7）。

【0098】

次いで、信頼性判定部 140 が、血圧の推定結果の信頼性を判定する信頼性判定処理を行う（ステップ A9）。また、校正要否判定部 180 が、相関式の校正が必要であるか否かを判定する校正要否判定処理を行う（ステップ A11）。信頼性判定方法及び校正要否判定方法の処理内容は、上述した通りである。

20

【0099】

その後、処理部 100 は、信頼性判定結果を判定し（ステップ A13）、信頼性判定結果が「高」である場合は（ステップ A13；高）、報知制御部 150 が、血圧の推定結果の信頼性が高いことを被検者に報知する（ステップ A15）。例えば、血圧の推定結果の信頼性が高いことを示すアイコンを表示部 300 に表示させるように制御する。また、それと併せて、報知制御部 150 は、校正が不要であることを被検者に報知する（ステップ A17）。例えば、発光部 500 の青色の LED ランプ 15 を点灯させるように制御する。

30

【0100】

信頼性判定結果が「中」である場合は（ステップ A13；中）、報知制御部 150 は、血圧の推定結果の信頼性が中程度であることを被検者に報知する（ステップ A19）。例えば、血圧の推定結果に僅かな誤差が含まれていることを示すアイコンを表示部 300 に表示させるように制御する。また、それと併せて、報知制御部 150 は、第 2 校正（簡易的な校正）の実行を被検者に促す報知を行う（ステップ A21）。例えば、発光部 500 の黄色の LED ランプ 15 を点灯させるように制御する。

【0101】

信頼性判定結果が「低」である場合は（ステップ A13；低）、報知制御部 150 は、血圧の推定結果の信頼性が低いことを被検者に報知する（ステップ A23）。例えば、血圧の推定結果に大きな誤差が含まれていることを示すアイコンを表示部 300 に表示させるように制御する。また、それと併せて、報知制御部 150 は、第 1 校正（精細な校正）の実行を被検者に促す報知を行う（ステップ A25）。例えば、発光部 500 の赤色の LED ランプ 15 を点灯させるように制御する。

40

【0102】

なお、ステップ A15～A25 における報知は、報知部である表示部 300、音出力部 400 及び発光部 500 の任意の組合せに対する報知制御によって実現することが可能である。表示部 300 に所定のメッセージを表示させたり、音出力部 400 から所定の音声ガイダンスを音出力させたり、発光部 500 の LED ランプ 15 を点灯させるなどして、

50

被検者に対する報知を行えばよい。

【0103】

ステップA17、A21又はA25の後、処理部100は、血圧の計測を終了するか否かを判定し(ステップA27)、まだ終了しないと判定した場合は(ステップA27; No)、校正を実行するか否かを判定する(ステップA29)。例えば、操作部200を介して被検者によって校正の実行の指示操作が入力されたか否かを判定する。

【0104】

校正を実行すると判定した場合は(ステップA29; Yes)、処理部100は、被検者によって第2校正が選択されたか否かを判定する(ステップA31)。そして、第2校正が選択されたと判定した場合は(ステップA31; 第2)、第2校正部170が、記憶部800に記憶されている第2校正プログラム812に従って第2校正処理を行う(ステップA33)。

【0105】

図9は、第2校正処理の流れを示すフローチャートである。

最初に、第2校正部170は、オシロメトリック血圧計5の装着指示を行う(ステップC1)。オシロメトリック血圧計5と超音波血圧計1とが接続され、オシロメトリック血圧計5による血圧の計測が開始されると、処理部100は、第2入力部60を介して血圧の計測結果(収縮期血圧及び拡張期血圧)を入力する(ステップC3)。

【0106】

次いで、第2校正部170は、ステップC3で入力した血圧(収縮期血圧及び拡張期血圧)と、血流速度センサー部20の測定結果から求まる中心血流速度(収縮期中心血流速度及び拡張期中心血流速度)とを対応付けた特性値を記憶部800に記憶させる(ステップC5)。

【0107】

次いで、第2校正部170は、ステップC5で求めた特性値と、校正結果データ830に記憶されている相関式の傾きとを用いて、相関式を補正し、記憶部800の校正結果データ830を更新して記憶させる(ステップC7)。つまり、収縮期相関式831及び拡張期相関式832のそれぞれについて、傾きはそのままで特性値を通るように相関式を平行移動させることで、収縮期相関式831及び拡張期相関式832を補正する。

【0108】

その後、第2校正部170は、血流速度センサー部20の測定結果を用いて血流速度分布を算出し、校正結果データ830の基準血流速度分布833を更新して記憶させる(ステップC9)。そして、第2校正部170は、オシロメトリック血圧計5の取り外し指示を行った後(ステップC11)、第2校正処理を終了する。

【0109】

図7のメイン処理に戻り、第2校正処理を行った後、又は、ステップA29において校正を実行しないと判定した場合は(ステップA29; No)、処理部100は、ステップA3に戻る。ステップA31において第1校正が選択された場合は(ステップA31; 第1)、処理部100は、ステップA1に戻る。また、ステップA27において血圧の計測を終了すると判定した場合は(ステップA27; Yes)、処理部100は、メイン処理を終了する。

【0110】

5. 作用効果

超音波血圧計1において、被検者の計測対象血管の血流速度が、血流速度センサー部20によって測定される。そして、第1校正処理で求めた被検者の血圧と血流速度の相関特性を表す相関式(収縮期相関式831及び拡張期相関式832)を参照して、血流速度センサー部20の測定結果をもとに、血圧推定部120によって被検者の血圧が推定される。原理で説明したように、血圧と血流速度との間には、負の相関関係がある。従って、最初に第1校正処理を行って被検者の血圧と血流速度の相関式を求めておくことで、血流速度センサー部20によって血流速度を測定するという簡易な構成で血圧の変動を捉え、血

10

20

30

40

50

圧を常時モニタリングすることが可能となる。

【0111】

しかし、血圧と血流速度との関係は、計測対象血管の血液粘度の変化等に起因して時々刻々と変化し得るため、日常生活下で血圧推定を継続して行うのであれば、相関式の校正を行うことが必要となる。そこで、トノメトリー法を用いて血圧測定を行うトノメトリー血圧計3から連続入力した計測値を用いて相関式を再導出することで相関式を校正する第1校正部160と、オシロメトリック法を用いて血圧測定を行うオシロメトリック血圧計5から直接的に入力した計測値、或いは、ユーザー操作に従って入力した当該オシロメトリック血圧計5の計測値を用いて相関式を補正することで相関式を校正する第2校正部170とを具備する構成とする。これにより、種類の異なる測定方法で血圧測定を行う外部計測装置の計測値を用いて相関式を校正することが可能となるため、校正のし易さや、校正できる装置環境にあるか否か等に応じて、校正部を適宜選択して相関式を校正することが可能となる。

10

【0112】

第1校正部160が行う第1校正処理では、トノメトリー血圧計3から入力した血圧及び血流速度センサー部20によって測定された血流速度の所定時間分の特性値を用いて、相関式のパラメーターである傾き及び切片を再算出することで相関式を再導出するため、相関式の校正を精細に行うことができる。それに対し、第2校正部170が行う第2校正処理では、オシロメトリック血圧計5から入力した血圧及び血流速度センサー部20によって測定された血流速度の1個の特性値を用いて、相関式の傾きは変更せずに、切片のみを変更することで相関式を補正するため、相関式の校正を簡易化することができる。

20

【0113】

また、本実施形態では、血流速度センサー部20が、計測対象血管内の径方向の位置が異なる複数位置の血流速度を測定する。そして、血流状況判定部130が、血流速度センサー部20の測定結果を用いて計測対象血管横断方向の血流速度分布を判定し、その判定結果に基づいて、校正要否判定部180が相関式の校正の要否を判定する。

【0114】

校正要否判定部180は、第1校正処理で求められた基準血流状況の血流速度分布の起伏（基準起伏）と、血流状況判定部130によって判定された血流速度分布の起伏（測定起伏）とを比較して相関式の校正の要否を判定する。より具体的には、基準血流状況の血流速度分布の勾配（基準勾配）と、判定された血流速度分布の勾配（測定勾配）との差異に基づいて、相関式の校正の要否を判定する。血液粘度が変化すると、基準勾配と測定勾配との差異が大きくなる。そのため、基準勾配と測定勾配との差異を判断指標とすることで、校正の要否を簡単に判定することができる。

30

【0115】

また、校正要否判定部180は、基準起伏と測定起伏との比較の結果に基づいて第1校正部160及び第2校正部170の何れによる校正が必要かを判定する。比較の結果、両者の差異が大きい場合は、精細な校正が必要と判断して、第1校正部160による校正が必要と判定する。逆に、両者の差異が小さい場合は、簡易的な校正が必要と判断して、第2校正部170による校正が必要と判定する。これにより、第1校正部160による校正と第2校正部170による校正との何れが必要であるかを適確に判定し、その判定結果に応じた校正を被検者に行わせるように促すことができる。

40

【0116】

6. 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。

【0117】

6-1. 計測対象の動脈

上記の実施形態では、計測対象の動脈を手首の橈骨動脈として説明したが、それ以外の動脈を計測対象の動脈としてもよいことは勿論である。例えば、橈骨動脈以外の四肢動脈

50

を計測対象の動脈としてもよい。

【 0 1 1 8 】

6 - 2 . 血流速度の計測方法

上記の実施形態では、血流速度の計測方法を、超音波を利用した計測方法として説明したが、血流速度の計測方法はこれに限られないことは勿論である。例えば、レーザー光を計測部位に照射した際の計測対象血管からの反射光を受光し、信号処理することで、計測対象血管の血流速度を計測するレーザードップラー法を用いることとしてもよい。

【 0 1 1 9 】

6 - 3 . 校正処理

上記の実施形態では、メイン処理の開始後に第 1 校正処理を行って相関特性の校正及び基準血流状況の校正を行うものとして説明した。しかし、このような構成を採用するのではなく、次のようにしてもよい。

【 0 1 2 0 】

予め被検者の血圧と血流速度との相関関係を定めておき、これを記憶部 8 0 0 に記憶させておく。同様に、予め計測対象血管の基準血流状況を定めておき、これを記憶部 8 0 0 に記憶させておく。メイン処理の開始後は、記憶部 8 0 0 に予め記憶された相関特性を参照して血圧を推定するとともに、記憶部 8 0 0 に予め記憶された基準血流状況を用いて信頼性判定や校正要否判定を行う。そして、被検者から校正処理（第 1 校正処理又は第 2 校正処理）の実行指示操作がなされたタイミングで、当該校正処理を実行して、相関特性の校正及び基準血流状況の更新を行うようにする。

【 0 1 2 1 】

6 - 4 . 外部計測装置

上記の実施形態では、連続法で血圧測定を行う第 1 外部計測装置をトノメトリー血圧計 3 とし、間欠法で血圧測定を行う第 2 外部計測装置をオシロメトリック血圧計 5 として説明したが、これら以外の血圧計を外部計測装置としてもよいことは勿論である。例えば、連続法の一つである容積補償法で血圧測定を行う血圧計を第 1 外部計測装置としてもよいし、間欠法の一つであるコトコフ法で血圧測定を行うマイクロホンを用いた血圧計を第 2 外部計測装置としてもよい。

【 0 1 2 2 】

6 - 5 . 血流状況の判定

計測対象血管の血流状況の判定方法は、上記の実施形態で説明した手法に限られず、適宜設定変更可能である。例えば、計測対象血管横断方向の各サンプリング位置における血流速度（血流速度ベクトルの終点）から、血流速度の変化を示す曲線（以下、「血流速度変化曲線」と称す。）を近似的に求める。そして、この血流速度変化曲線に対してパターンマッチングの手法を適用することで、血流速度の変化傾向を判定してもよい。

【 0 1 2 3 】

この場合、血流速度の変化傾向のパターンとして、山型やお椀型、釣鐘型、半球型といった複数のパターンを予め定めておく。そして、これらのパターンを用いたパターンマッチングにより、血流速度変化曲線に最も適合するパターンを判定する。そして、基準血流状況の血流速度変化曲線のパターンに対して、判定した血流速度変化曲線のパターンがどのように変化したかに基づいて、上記の実施形態の信頼性判定や校正要否判定を行うこととしてもよい。

【 0 1 2 4 】

6 - 6 . 信頼性判定の閾値条件

基準起伏に比べて測定起伏が大きい場合と、小さい場合とで、信頼性判定の閾値条件を変えることとしてもよい。図 3 からわかるように、計測対象血管の血液粘度が増加すると、基準起伏に比べて測定起伏が小さくなる。そこで、例えば、基準起伏に比べて測定起伏が小さい場合は、大きい場合と比べて、より信頼性が低いと判定され易くなるように閾値条件を変更することとしてもよい。

【 0 1 2 5 】

10

20

30

40

50

例えば、基準勾配と測定勾配との差（勾配差）の絶対値が所定の閾値を超えている場合に、血圧の推定結果の信頼性が低いと判定する。この場合において、基準勾配に比べて測定勾配が小さい場合は、大きい場合と比べて、閾値を低く設定する。このようにすることで、勾配差の絶対値が閾値を超え易くなり、その結果、血圧の推定結果の信頼性も低いと判定され易くなる。

#### 【 0 1 2 6 】

また、初期設定した基準起伏（或いは基準勾配）が、そもそも血液粘度が高め或いは低めの場合も考えられる。この場合にも、基準起伏に比べて測定起伏が大きい場合と、小さい場合とで信頼性判定の閾値条件を変えることが有効になる。

#### 【 0 1 2 7 】

##### 6 - 7 . 報知内容

上記の実施形態で説明した報知内容はあくまでも一例であり、適宜設定変更可能であることは勿論である。血圧の推定結果の信頼性が中程度である場合は、第 1 校正処理又は第 2 校正処理による校正の実行を促す報知を行い、血圧の指定結果の信頼性が低い場合は、第 1 校正処理又は第 2 校正処理による至急（早急）の校正の実行を促す報知を行ってもよい。また、以下説明するように、血圧の推定結果に含まれる誤差の具体的な内容を報知することとしてもよい。

#### 【 0 1 2 8 】

図 1 0 は、血液粘度と相関特性との関係を示す図である。図 1 0 において、横軸は血流速度であり、縦軸は血圧である。実線で示した直線（回帰直線）が、血圧の推定に用いた相関式 C 1 を示す。校正時と比べて血液粘度が高い方向に変化すると、相関式 C 1 は下側にシフトし、一点鎖線で示した相関式 C 2 のようになる。この場合、相関式 C 1 を用いて血圧を推定してしまうと、実際の血圧値よりも血圧が高く推定される。そこで、この場合は、表示部 3 0 0 に表示されている血圧に正の誤差が重畳されていることを報知する。

#### 【 0 1 2 9 】

それに対し、校正時と比べて血液粘度が低い方向に変化すると、相関式 C 1 は上側にシフトし、一点鎖線で示した相関式 C 3 のようになる。この場合、相関式 C 1 を用いて血圧を推定してしまうと、実際の血圧値よりも血圧が低く推定される。そこで、この場合は、表示部 3 0 0 に表示されている血圧に負の誤差が重畳されていることを報知する。

#### 【 0 1 3 0 】

##### 6 - 8 . 相関式の補正

上記の実施形態では、第 2 校正処理において、オシロメトリック血圧計 5 から入力した血圧と、血流速度センサー部 2 0 の測定結果から求めた血流速度とでなる特性値 1 点を用いて相関式を補正した。つまり、第 1 校正処理で求めた相関式の傾きを変えずに、上記の 1 点の特性値を通るように相関式を平行移動させることで相関式を補正した。

#### 【 0 1 3 1 】

しかし、特性値を 1 点ではなく数点取得することとし、これらの特性値と、第 1 校正処理で求めた相関式の傾きとを用いて、相関式を補正することとしてもよい。この場合は、相関式の傾きは第 1 校正処理で求めた値とし、相関式の切片を未知数として、数点の特性値に対する回帰分析処理を行って相関式を補正すればよい。

#### 【 0 1 3 2 】

##### 6 - 9 . 相関特性

上記の実施形態では、血圧と血流速度との相関特性を表す相関式として、一次関数で近似される回帰直線を適用する場合を例に挙げて説明したが、相関式はこれに限られない。例えば、3 以上の複数のパラメーターを有する非線形の関数によって相関式を近似することとしてもよい。この場合も、第 1 校正処理では、相関式の複数のパラメーターの全てを再算出することで相関式を再導出し、第 2 校正処理では、相関式の複数のパラメーターの一部のパラメーターを変更することで相関式を補正するようにすればよい。

#### 【 0 1 3 3 】

また、記憶部 8 0 0 に記憶させる相関特性のデータは、必ずしも相関式のデータである

10

20

30

40

50

必要はなく、テーブル形式で血圧と血流速度との相関特性を定めたデータ（ルックアップテーブル）としてもよいことは勿論である。

【0134】

6-10. 平均血圧の推定

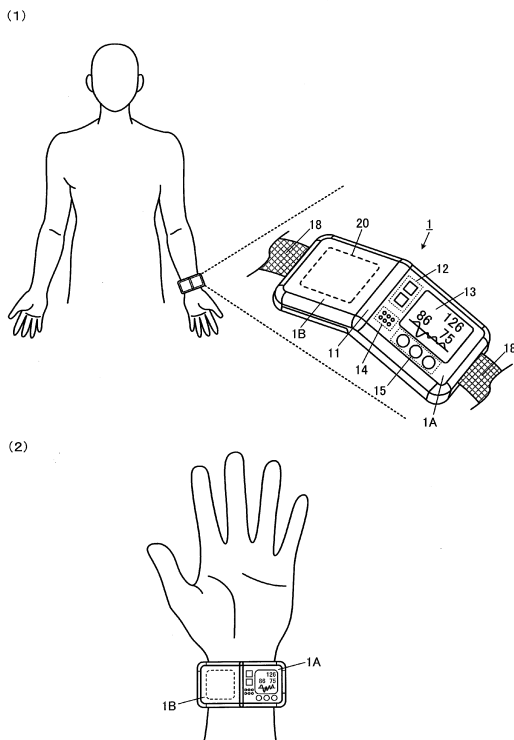
上記の実施形態の構成に加えて、収縮期血圧と拡張期血圧との平均血圧を推定することとしてもよい。この場合は、上記の実施形態と同様に、校正処理を行うことで、平均血圧と平均血流速度との相関特性を校正する。そして、当該相関特性を参照して、血流速度センサー部20の測定結果から求まる平均血流速度をもとに平均血圧を推定するようにすればよい。

【符号の説明】

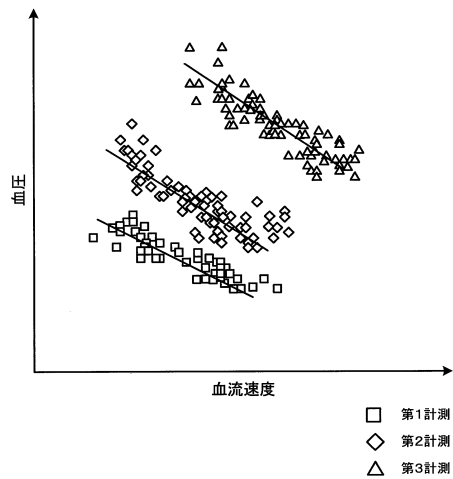
【0135】

1 超音波血圧計、 1A 第1部位、 1B 第2部位、 3 トノメトリー血圧計、 5 オシロメトリック血圧計、 11 ヒンジ部、 12 操作ボタン、 13 液晶表示器、 14 スピーカー、 15 LEDランプ、 18 帯状部、 20 血流速度センサー部、 40 第1入力部、 60 第2入力部、 100 処理部、 200 操作部、 300 表示部、 400 音出力部、 500 発光部、 600 通信部、 700 時計部、 800 記憶部

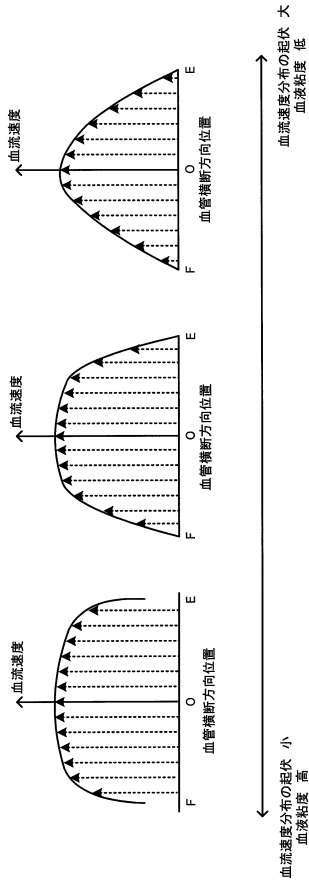
【図1】



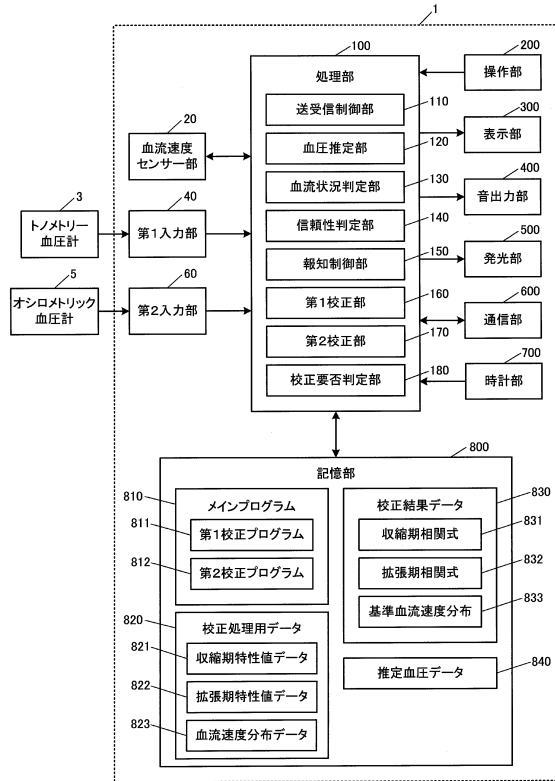
【図2】



【図3】



【図4】

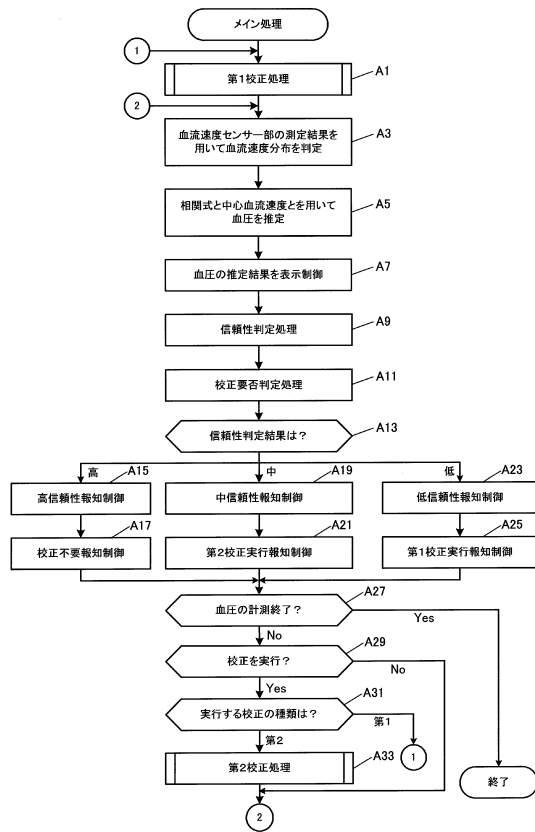


【図5】

821

特性値番号	収縮期特性値	
	収縮期血圧	収縮期中心血流速度
s1	Ps1	Vs1
s2	Ps2	Vs2
s3	Ps3	Vs3
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮

【図7】

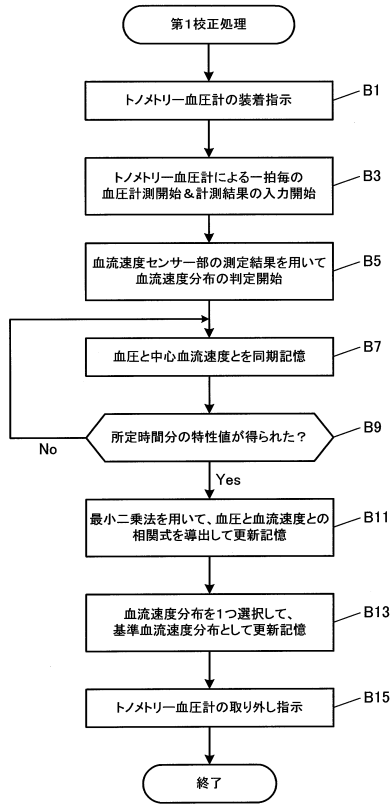


【図6】

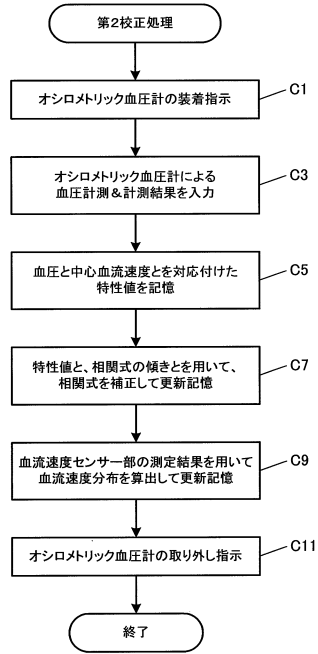
822

特性値番号	拡張期特性値	
	拡張期血圧	拡張期中心血流速度
d1	Pd1	Vd1
d2	Pd2	Vd2
d3	Pd3	Vd3
⋮	⋮	⋮
⋮	⋮	⋮

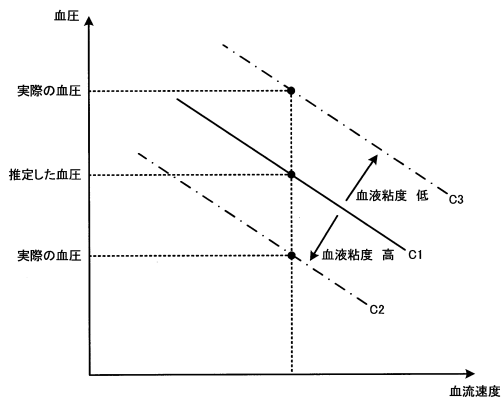
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 実開平02 - 058409 (JP, U)  
特開2003 - 070758 (JP, A)  
特開2010 - 207344 (JP, A)  
特表2005 - 532097 (JP, A)  
米国特許出願公開第2004 / 0167413 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5 / 02 - 5 / 03  
A61B 8 / 04 - 8 / 15

专利名称(译)	血压测量装置和血压测量装置的控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP5927908B2</a>	公开(公告)日	2016-06-01
申请号	JP2011285319	申请日	2011-12-27
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
当前申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	玉田奈津美		
发明人	玉田 奈津美		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/0285 A61B5/02 A61B8/04 A61B8/06		
CPC分类号	A61B5/02108 A61B5/0285 A61B8/04 A61B8/06 A61B8/4227 A61B8/58		
FI分类号	A61B5/02.630.Z A61B5/02.840.H A61B5/02.ZDM A61B8/04 A61B8/06 A61B5/02.332.Z A61B5/02.340.H A61B5/022.Z A61B5/0285.H		
F-TERM分类号	4C017/AA08 4C017/AA11 4C017/AB02 4C017/AC23 4C017/BB12 4C017/BC11 4C017/BD01 4C017/CC01 4C601/DD06 4C601/DD14 4C601/DE03 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/JB34 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB49 4C601/JB53 4C601/KK17		
代理人(译)	须泽 修		
其他公开文献	JP2013132437A5 JP2013132437A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

### 摘要(译)

在超声波血压计1中，使用血流速度传感器部分测量患者的测量目标血管中的血流速度。使用血压估计部分，基于血流速度传感器部分的测量结果，通过参考由血压和血流速度的相关特性表示的相关公式来估计患者的血压。在第一次校正过程中发现的患者。与此同时，通过使用从眼压测量血压监测器连续输入的测量值重新获得相关公式，使用第一校正部分校正相关公式。通过使用从示波血压监测器直接输入的测量值或根据用户操作输入的示波血压监测器的测量值修改相关特性，使用第二校正部分校正相关特性。

(21) 出願番号	特願2011-285319 (P2011-285319)	(73) 特許権者	000002369
(22) 出願日	平成23年12月27日 (2011.12.27)		セイコーエプソン株式会社
(65) 公開番号	特開2013-132437 (P2013-132437A)		東京都新宿区新宿四丁目1番6号
(43) 公開日	平成25年7月8日 (2013.7.8)	(74) 代理人	100095728
審査請求日	平成26年12月17日 (2014.12.17)		弁理士 上柳 雅善
		(74) 代理人	100107261
			弁理士 須澤 修
		(72) 発明者	玉田 奈津美
			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
		審査官	伊知地 和之