

(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2018-149167  
(P2018-149167A)

(43) 公開日 平成30年9月27日(2018.9.27)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/022 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	6 3 4 E 4 C 0 1 7
A 6 1 B 5/0225 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	6 3 6 F 4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00	D
A 6 1 B 10/00 (2006.01)	A 6 1 B 10/00	H

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2017-48594 (P2017-48594)  
(22) 出願日 平成29年3月14日 (2017.3.14)

(71) 出願人 503246015  
オムロンヘルスケア株式会社  
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地  
(71) 出願人 000002945  
オムロン株式会社  
京都府京都市下京区塩小路通堀川東入南不  
動堂町8 0 1 番地  
(74) 代理人 110001195  
特許業務法人深見特許事務所  
(72) 発明者 出野 徹  
京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地 オム  
ロンヘルスケア株式会社内  
Fターム(参考) 4C017 AA09 AB02 AC03 AD01 BC11  
BC23 BD05 BD06 CC01 DD11  
DD14 DE01

最終頁に続く

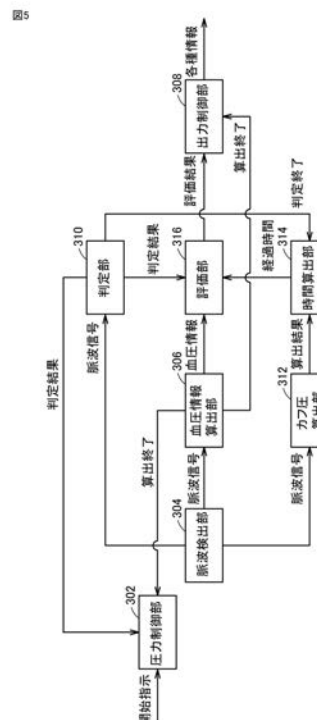
(54) 【発明の名称】 血圧計、評価システム、および血圧計の制御方法

(57) 【要約】

【課題】被検者の自律神経機能をより精度よく評価することが可能な血圧計を提供する。

【解決手段】血圧計は、被検者の被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を制御する圧力制御手段と、カフ圧を示すカフ圧信号と、カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、被検者の血圧情報を算出する算出手段とを備える。算出手段は、臥位状態を所定時間維持した被検者の第1血圧情報を算出する。圧力制御手段は、第1血圧情報に含まれる最高血圧よりも所定値小さい第1圧力にカフ圧を維持する。血圧計は、カフ圧が第1圧力に維持されており、かつ被検者が立位状態である場合に、被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定する判定手段と、判定手段の判定結果に基づいて、被検者の自律神経機能を評価する評価手段と、評価手段の評価結果を出力する出力制御手段とをさらに備える。

【選択図】 図5



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被検者の被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を制御する圧力制御手段と、前記カフ圧を示すカフ圧信号と、前記カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、前記被検者の血圧情報を算出する算出手段とを備え、

前記算出手段は、臥位状態を所定時間維持した前記被検者の第 1 血圧情報を算出し、前記圧力制御手段は、前記第 1 血圧情報に含まれる最高血圧よりも所定値小さい第 1 圧力にカフ圧を維持し、

前記カフ圧が前記第 1 圧力に維持されており、かつ前記被検者が立位状態である場合に、前記被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定する判定手段と、

前記判定手段の判定結果に基づいて、前記被検者の自律神経機能を評価する評価手段と

、前記評価手段の評価結果を出力する出力制御手段とをさらに備える、血圧計。

**【請求項 2】**

前記判定手段により前記被検者の脈波信号の振幅が前記閾値未満である場合、前記圧力制御手段は、前記カフ圧を前記第 1 圧力から減圧するように制御し、

前記算出手段は、前記カフ圧を前記第 1 圧力から減圧する過程において、前記被検者の第 2 血圧情報を算出し、

前記評価手段は、前記第 1 血圧情報および前記第 2 血圧情報にさらに基づいて、前記被検者の自律神経機能を評価する、請求項 1 に記載の血圧計。

**【請求項 3】**

前記評価手段は、前記第 1 血圧情報に含まれる脈拍数と、前記第 2 血圧情報に含まれる脈拍数との差分に基づいて、前記被検者の自律神経機能を評価する、請求項 2 に記載の血圧計。

**【請求項 4】**

前記評価手段は、前記第 1 血圧情報に含まれる脈圧と、前記第 2 血圧情報に含まれる脈圧との差分に基づいて、前記被検者の自律神経機能を評価する、請求項 2 または 3 に記載の血圧計。

**【請求項 5】**

前記圧力制御手段は、前記第 2 血圧情報が算出された後、前記カフ圧を加圧するように制御し、

前記カフ圧を加圧する過程において、前記被検者の脈波信号の振幅が前記閾値未満となるカフ圧を継続して算出するカフ圧算出手段と、

前記判定手段により前記被検者の脈波信号の振幅が前記閾値未満であると判定された第 1 時刻から、前記カフ圧算出手段により算出されるカフ圧が安定した第 2 時刻までの経過時間を算出する時間算出手段とをさらに備え、

前記評価手段は、前記経過時間にさらに基づいて、前記被検者の自律神経機能を評価する、請求項 2 ~ 4 のいずれか 1 項に記載の血圧計。

**【請求項 6】**

前記評価結果は、起立性調節障害に関する評価結果である、請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 項に記載の血圧計。

**【請求項 7】**

前記算出手段により前記第 1 血圧情報の算出が終了した後、前記臥位状態から前記立位状態に移行するように前記被検者に報知する報知手段をさらに備える、請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 項に記載の血圧計。

**【請求項 8】**

被検者の自律神経機能を評価するための評価システムであって、

前記被検者の被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を制御する圧力制御手段と、

前記カフ圧を示すカフ圧信号と、前記カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、

10

20

30

40

50

前記被検者の血圧情報を算出する算出手段とを備え、

前記算出手段は、臥位状態を所定時間維持した前記被検者の第1血圧情報を算出し、

前記圧力制御手段は、前記第1血圧情報に含まれる最高血圧よりも所定値小さい第1圧力にカフ圧を維持し、

前記評価システムは、

前記カフ圧が前記第1圧力に維持されており、かつ前記被検者が立位状態である場合に、前記被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定する判定手段と、

前記判定手段の判定結果に基づいて、前記被検者の自律神経機能を評価する評価手段と

、前記評価手段の評価結果を出力する出力制御手段とをさらに備える、評価システム。

10

【請求項9】

被検者の被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を制御するステップと、

前記カフ圧を示すカフ圧信号と、前記カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、前記被検者の血圧情報を算出するステップとを含み、

前記算出するステップは、臥位状態を所定時間維持した前記被検者の第1血圧情報を算出することを含み、

前記制御するステップは、前記第1血圧情報に含まれる最高血圧よりも所定値小さい第1圧力にカフ圧を維持することを含み、

前記カフ圧が前記第1圧力に維持されており、かつ前記被検者が立位状態である場合に、前記被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定するステップと、

20

前記判定するステップによる判定結果に基づいて、前記被検者の自律神経機能を評価するステップと、

前記評価するステップによる評価結果を出力するステップとをさらに含む、血圧計の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、血圧計、評価システムおよび血圧計の制御方法に関し、特に、被検者の自律神経機能を評価するための血圧計、評価システムおよび血圧計の制御方法に関する。

【背景技術】

30

【0002】

自律神経には、主に活動状態にあるときに機能する交感神経と、主に安静状態であるときに機能する副交感神経とがある。自律神経機能が正常な場合には、この交感神経と副交感神経とがバランスを保ちながら交感神経優位の状態と副交感神経優位の状態との間で切り替えが行われる。しかし、自律神経機能が正常な状態でなくなってしまうと、自律神経のバランスがくずれてしまい、めまい、立ちくらみ等の各種症状を引き起こす。このような自律神経機能の診断を行なうための各種技術が提案されている。

【0003】

例えば、特開2016-195656号公報(特許文献1)は、自律神経機能診断装置を開示している。当該装置は、被診断者の心拍数を測定する心拍数測定手段と、生体情報を表示するための表示手段と、被診断者に対して起立動作を指示する指示手段と、指示手段により起立動作が指示された後の心拍数と、指示手段により起立動作が指示される前の心拍数との差である心拍数増加量が、予め設定された正常範囲であるか否かにより被診断者の自律神経機能の異常の有無を判定し、該判定結果を表示するよう表示手段を制御する制御手段とを有する。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2016-195656号公報

【発明の概要】

50

**【発明が解決しようとする課題】****【0005】**

人は寝ている状態から起立すると、重力によって血液が下半身に貯留し、血圧が低下する。このとき、血圧の低下を防ぐために交感神経が働き、下半身の血管を収縮させ血圧を維持する。副交感神経は、活動を低下させて心拍出量を上げ、血圧を維持する。自律神経失調症のひとつである起立性調節障害を有する人の場合、自律神経の乱れにより、この代償機構が破綻して血圧が速やかに上昇せずに、めまい、立ちくらみ等の症状が発生する。

**【0006】**

特許文献1は、起立動作前後の心拍数の差が、予め設定された正常範囲であるか否かにより被診断者の自律神経機能の異常の有無を判定することを開示しているが、血圧値を用いた自律神経機能の評価手法については何ら開示されていない。

10

**【0007】**

本開示は、ある局面では、被検者の自律神経機能をより精度よく評価することが可能な血圧計、評価システムおよび血圧計の制御方法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】****【0008】**

ある実施の形態に従う血圧計は、被検者の被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を制御する圧力制御手段と、カフ圧を示すカフ圧信号と、カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、被検者の血圧情報を算出する算出手段とを備える。算出手段は、臥位状態を所定時間維持した被検者の第1血圧情報を算出する。圧力制御手段は、第1血圧情報に含まれる最高血圧よりも所定値小さい第1圧力にカフ圧を維持する。血圧計は、カフ圧が第1圧力に維持されており、かつ被検者が立位状態である場合に、被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定する判定手段と、判定手段の判定結果に基づいて、被検者の自律神経機能を評価する評価手段と、評価手段の評価結果を出力する出力制御手段とをさらに備える。

20

**【0009】**

好ましくは、判定手段により被検者の脈波信号の振幅が閾値未満である場合、圧力制御手段は、カフ圧を第1圧力から減圧するように制御する。算出手段は、カフ圧を第1圧力から減圧する過程において、被検者の第2血圧情報を算出する。評価手段は、第1血圧情報および第2血圧情報にさらに基づいて、被検者の自律神経機能を評価する。

30

**【0010】**

好ましくは、評価手段は、第1血圧情報に含まれる脈拍数と、第2血圧情報に含まれる脈拍数との差分に基づいて、被検者の自律神経機能を評価する。

**【0011】**

好ましくは、評価手段は、第1血圧情報に含まれる脈圧と、第2血圧情報に含まれる脈圧との差分に基づいて、被検者の自律神経機能を評価する。

**【0012】**

好ましくは、圧力制御手段は、第2血圧情報が算出された後、カフ圧を加圧するように制御する。血圧計は、カフ圧を加圧する過程において、被検者の脈波信号の振幅が閾値未満となるカフ圧を継続して算出するカフ圧算出手段と、判定手段により被検者の脈波信号の振幅が閾値未満であると判定された第1時刻から、カフ圧算出手段により算出されるカフ圧が安定した第2時刻までの経過時間を算出する時間算出手段とをさらに備える。評価手段は、経過時間にさらに基づいて、被検者の自律神経機能を評価する。

40

**【0013】**

好ましくは、評価結果は、起立性調節障害に関する評価結果である。

好ましくは、血圧計は、算出手段により第1血圧情報の算出が終了した後、臥位状態から立位状態に移行するように被検者に報知する報知手段をさらに備える。

**【0014】**

他の実施の形態に従うと、被検者の自律神経機能を評価するための評価システムが提供される。評価システムは、被検者の被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を制

50

御する圧力制御手段と、カフ圧を示すカフ圧信号と、カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、被検者の血圧情報を算出する算出手段とを備える。算出手段は、臥位状態を所定時間維持した被検者の第1血圧情報を算出する。圧力制御手段は、第1血圧情報に含まれる最高血圧よりも所定値小さい第1圧力にカフ圧を維持する。評価システムは、カフ圧が第1圧力に維持されており、かつ被検者が立位状態である場合に、被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定する判定手段と、判定手段の判定結果に基づいて、被検者の自律神経機能を評価する評価手段と、評価手段の評価結果を出力する出力制御手段とをさらに備える。

【0015】

他の実施の形態に従う血圧計の制御方法は、被検者の被測定部位に装着されたカフの内圧を示すカフ圧を制御するステップと、カフ圧を示すカフ圧信号と、カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、被検者の血圧情報を算出するステップとを含む。算出するステップは、臥位状態を所定時間維持した被検者の第1血圧情報を算出することを含む。制御するステップは、第1血圧情報に含まれる最高血圧よりも所定値小さい第1圧力にカフ圧を維持することを含む。カフ圧が第1圧力に維持されており、かつ被検者が立位状態である場合に、被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定するステップと、判定するステップによる判定結果に基づいて、被検者の自律神経機能を評価するステップと、評価するステップによる評価結果を出力するステップとをさらに含む。

10

【発明の効果】

【0016】

本開示によると、被検者の自律神経機能をより精度よく評価することが可能となる。

20

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】評価システムの概略的な構成を示す図である。

【図2】端末装置のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。

【図3】血圧計のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。

【図4】評価システムの動作概要を示す図である。

【図5】血圧計の機能構成を示すブロック図である。

【図6】血圧計の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図7】血圧計の評価処理手順の一例を示すフローチャートである。

30

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下、図面を参照しつつ、本発明の実施の形態について説明する。以下の説明では、同一の部品には同一の符号を付してある。それらの名称および機能も同じである。したがって、それらについての詳細な説明は繰り返さない。

【0019】

<システム構成>

図1は、評価システム1000の概略的な構成を示す図である。

【0020】

図1を参照して、評価システム1000は、ユーザ端末である端末装置10と、当該ユーザである被検者の血圧を測定するための血圧計20と、ネットワーク30とを含む。

40

【0021】

血圧計20は、本体とカフとが一体となった手首式血圧計である。血圧計20は、その主要な構成部品として、装置本体およびカフを有する。血圧測定時、血圧計20は、カフが被検者の手首に巻き回された状態で装着される。なお、血圧計20は、本体とカフ(腕帯)とが一体となった上腕式血圧計であってもよい。

【0022】

端末装置10は、例えば、スマートフォンである。以下では、スマートフォンを「端末装置」の代表例として説明を行なう。ただし、端末装置は、折り畳み式携帯電話、タブレット端末装置、PC(personal computer)、PDA(Personal Data Assistance)な

50

どのような他の端末装置であってもよい。

【0023】

端末装置10と、血圧計20とを互いに接続するためのネットワーク30は、近距離無線通信方式を採用しており、典型的には、BLE (Bluetooth (登録商標) low energy) が採用される。そのため、端末装置10および血圧計20は、BLEを用いて無線通信を行なう機能を有するBLEデバイスである。ただし、ネットワーク30は、これに限られず、Bluetooth (登録商標)、無線LAN (local area network) 等のその他の無線通信方式、あるいはUSB (Universal Serial Bus) を利用した有線通信方式を採用してもよい。

【0024】

<ハードウェア構成>  
(端末装置)

図2は、端末装置10のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。図2を参照して、端末装置10は、主たる構成要素として、プロセッサ152と、メモリ154と、入力装置156と、ディスプレイ158と、無線通信部160と、通信アンテナ162と、メモリアンターフェイス(I/F)164と、通信インターフェイス(I/F)166と、スピーカ168と、マイク170とを含む。

【0025】

プロセッサ152は、典型的には、CPU (Central Processing Unit) やMPU (Multi Processing Unit) といった演算処理部である。プロセッサ152は、メモリ154に記憶されたプログラムを読み出して実行することで、端末装置10の各部の動作を制御する。

【0026】

メモリ154は、RAM (Random Access Memory)、ROM (Read-Only Memory)、フラッシュメモリなどによって実現される。メモリ154は、プロセッサ152によって実行されるプログラム、またはプロセッサ152によって用いられるデータなどを記憶する。

【0027】

入力装置156は、端末装置10に対する操作入力を受け付ける。典型的には、入力装置156は、タッチパネルによって実現される。タッチパネルは、表示部としての機能を有するディスプレイ158上に設けられており、例えば、静電容量方式タイプである。タッチパネルは、所定時間毎に外部物体によるタッチパネルへのタッチ操作を検知し、タッチ座標をプロセッサ152に入力する。ただし、入力装置156は、ボタンなどを含んでいてもよい。

【0028】

無線通信部160は、通信アンテナ162を介して移動体通信網に接続し無線通信のための信号を送受信する。これにより、端末装置10は、例えば、LTE (Long Term Evolution) などの移動体通信網を介して他の通信装置との通信が可能となる。

【0029】

メモリアンターフェイス164は、外部の記憶媒体165からデータを読み出す。プロセッサ152は、メモリアンターフェイス164を介して記憶媒体165に格納されているデータを読み出して、当該データをメモリ154に格納する。プロセッサ152は、メモリ154からデータを読み出して、メモリアンターフェイス164を介して当該データを外部の記憶媒体165に格納する。

【0030】

記憶媒体165は、CD (Compact Disc)、DVD (Digital Versatile Disk)、BD (Blu-ray (登録商標) Disc)、USB (Universal Serial Bus) メモリ、SD (Secure Digital) メモリカードなどの不揮発的にプログラムを格納する媒体を含む。

【0031】

通信インターフェイス(I/F)166は、他の装置との間で各種データをやり取りす

10

20

30

40

50

るための通信インターフェイスであり、アダプタやコネクタなどによって実現される。本実施の形態では、通信方式として、BLEが採用される。

【0032】

スピーカ168は、プロセッサ152から与えられる音声信号を音声に変換して端末装置10の外部へ出力する。マイク170は、端末装置10に対する音声入力を受け付けて、当該音声入力に対応する音声信号をプロセッサ152に与える。なお、端末装置10は、加速度センサおよび角速度センサや時刻を計時するための計時部等をさらに含む。

【0033】

( 血圧計 )

図3は、血圧計20のハードウェア構成の一例を表わすブロック図である。図3を参照して、血圧計20は、主たる構成要素として、装置本体210と、カフ220とを含む。カフ220には、空気袋222が内包されている。装置本体210は、プロセッサ230と、血圧測定用のエア系コンポーネント240と、発振回路252と、ポンプ駆動回路254と、弁駆動回路256と、ディスプレイ260と、メモリ270と、通信インターフェイス272と、電源部280と、入力インターフェイス290とを含む。

10

【0034】

プロセッサ230は、CPUやMPUといった演算処理部である。プロセッサ230は、メモリ270に記憶されたプログラムを読み出して実行することで、後述する血圧計20の処理(ステップ)の各々を実現する。

【0035】

エア系コンポーネント240は、カフ220に内包された空気袋222に配管を通じて空気を供給または排出する。エア系コンポーネント240は、空気袋222内の圧力を検出するための圧力センサ242と、空気袋222を膨縮させるための膨縮機構部241としてのポンプ243および弁245とを含む。

20

【0036】

圧力センサ242は、空気袋220内の圧力(カフ圧)を検出し、検出した圧力に応じた信号(カフ圧信号)を発振回路252に出力する。圧力センサ242は、例えば、ピエゾ抵抗式圧力センサであり、カフ用エアチューブを介して、ポンプ243、弁245およびカフ220に内包されている空気袋222に接続されている。ポンプ243は、カフ圧を加圧するために、配管を通じて空気袋222に空気を供給する。弁245は、空気袋222内の圧力を維持したり、空気袋222内の空気を排出したりして、カフ圧を制御するために開閉される。

30

【0037】

発振回路252は、圧力センサ242の出力値に応じた発振周波数の信号をプロセッサ230に出力する。例えば、発振回路252は、圧力センサ242からのピエゾ抵抗効果による電気抵抗の変化に応じた電気信号値に基づいて発振する。発振回路252は、圧力センサ242の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号をプロセッサ230に出力する。ポンプ駆動回路254は、プロセッサ230から与えられる制御信号に基づいて、ポンプ243の駆動を制御する。弁駆動回路256は、プロセッサ230から与えられる制御信号に基づいて、弁245の開閉を制御する。

40

【0038】

一般的なオシロメトリック法に従って血圧を測定する場合、概ね、次のような動作が行なわれる。具体的には、被検者の被測定部位(手首、腕等)に予めカフを巻き付けておき、測定時には、ポンプおよび弁を制御して、カフ圧を最高血圧より高く加圧し、その後徐々に減圧していく。この減圧する過程において、カフ圧を圧力センサで検出し、被測定部位の動脈で発生する動脈容積の変動を脈波信号として取り出す。その時のカフ圧の変化に伴う脈波信号の振幅の変化(主に立ち上がり立ち下がり)に基づいて、最高血圧(Systolic Blood Pressure)と最低血圧(Diastolic Blood Pressure)とを算出する。

【0039】

ディスプレイ260は、プロセッサ230からの制御信号に基づいて、血圧測定結果等

50

を含む各種情報を表示する。メモリ 270 は、プロセッサ 230 に所定の動作をさせるプログラムや測定された血圧値などの各種情報を記憶する。通信インターフェイス 272 は、端末装置 10 と各種情報をやり取りする。電源部 280 は、プロセッサ 230 および各ハードウェアに電力を供給する。入力インターフェイス 290 は、被検者からの各種指示を受け付ける。なお、血圧計 20 は、時刻を計時するための計時部等をさらに含む。

#### 【0040】

##### <動作概要>

図 4 は、評価システム 1000 の動作概要を示す図である。血圧計 20 は、端末装置 10 のユーザである被検者の自律神経機能の評価を行なう。具体的には、血圧計 20 は、被検者の起立性調節障害に関する評価を行なう。

10

#### 【0041】

図 4 を参照して、端末装置 10 は、被検者からの指示に従って、自律神経機能の評価アプリケーションを起動する（シーケンス S Q 10）。端末装置 10 は、評価アプリケーションの起動後、仰臥位状態で所定時間（例えば、10 分間）安静にするように促す情報を被検者に報知する（シーケンス S Q 12）。当該報知に従って、被検者は、仰臥位で所定時間安静にする。端末装置 10 は、所定時間経過後に血圧測定を開始するように血圧計 20 に指示する（シーケンス S Q 14）。

#### 【0042】

血圧計 20 は、所定時間が経過した後、被検者の血圧情報 X 1 を測定する（シーケンス S Q 16）。具体的には、血圧計 20 は、血圧情報 X 1 として、最高血圧 S Y 1、最低血圧 D 1、脈拍数 P R 1 および脈圧 P U 1（= S Y 1 - D 1）とを測定する。次に、血圧計 20 は、測定された最高血圧 S Y 1 よりも所定値小さい圧力 P k にカフ圧を維持する（シーケンス S Q 18）。ここで、起立性調節障害を有する人は、起立して仰臥位状態から立位状態になったときに、最高血圧が著しく低下（例えば、21 mmHg 以上低下）する可能性が高い。そのため、例えば、所定値は 21 mmHg に設定される。

20

#### 【0043】

血圧計 20 は、血圧情報の測定が終了した旨の通知を端末装置 10 に送信する（シーケンス S Q 20）。端末装置 10 は、当該通知を受信すると、起立動作を促す情報を被検者に報知する（シーケンス S Q 22）。当該報知に従って、被検者は起立動作を行なう。血圧計 20 は、脈波信号の振幅に基づいて、脈拍が消失したか否かを判定する（シーケンス S Q 24）。

30

#### 【0044】

シーケンス S Q 18 において、カフ圧は最高血圧よりも所定値小さい圧力 P k に維持されている。そのため、脈拍が消失していない場合、立位状態に移行しても最高血圧が著しく低下しないことを意味する。一方、脈拍が消失している場合、立位状態に移行すると最高血圧が著しく低下することを意味する。この場合、起立性調節障害の疑いがあると評価する 1 つの要因になり得る。ここでは、血圧計 20 は、脈拍が消失していると判定したものとす。

#### 【0045】

血圧計 20 は、脈拍が消失したと判定した場合、カフ圧を徐々に減圧していき、この減圧する過程（減圧過程）において血圧情報 X 2 を測定する（シーケンス S Q 26）。具体的には、血圧計 20 は、脈波信号に基づいて脈拍の再開を検出すると、当該検出したときのカフ圧に基づいて最高血圧 S Y 2 を測定するとともに、脈拍数 P R 2 を測定する。血圧計 20 は、カフ圧をさらに減圧していき、脈波信号に基づいて脈拍の消失を検出すると、当該検出したときのカフ圧に基づいて最低血圧 D 2 を測定する。血圧情報 X 2 は、最高血圧 S Y 2、最低血圧 D 2、脈拍数 P R 2 および脈圧 P U 2（= S Y 2 - D 2）を含む。

40

#### 【0046】

次に、血圧計 20 は、カフ圧を加圧していき、この加圧する過程（加圧過程）において、脈拍の消失が検出されるカフ圧を継続して測定する（シーケンス S Q 28）。人は、仰臥位状態から起立すると、起立直後に血圧が一時的に低下し、その後血圧が上昇していく

50

ため、血圧が安定するまでには一定の時間を要する。そのため、血圧の上昇過程においては、脈波信号の振幅が安定せず脈拍の消失が検出されるカフ圧が安定しない（すなわち、最高血圧が安定しない）。そのため、血圧計 20 は、脈拍の消失が検出されるカフ圧を継続して測定することにより、被検者の血圧が安定した時点把握できる。

【0047】

血圧計 20 は、加圧過程において、脈拍の消失が検出されるカフ圧が安定するまでの経過時間  $T_e$  を算出する（シーケンス S Q 30）。具体的には、血圧計 20 は、シーケンス S Q 24 において脈拍が消失したと判定してから、カフ圧が安定するまでの経過時間  $T_e$  を算出する。血圧計 20 は、シーケンス S Q 24 での判定結果、血圧情報 X 1, X 2、および経過時間  $T_e$  を含む測定結果に基づいて、起立性調節障害に関する評価処理を実行する（シーケンス S Q 32）。例えば、血圧計 20 は、評価基準として、シーケンス S Q 24 での判定結果、起立前後の脈圧の差、起立前後の脈拍数の増加量、および経過時間  $T_e$  を用いる。評価処理の詳細については後述する。

10

【0048】

血圧計 20 は、起立性調節障害に関する評価結果を端末装置 10 に送信する（シーケンス S Q 34）。端末装置 10 は、受信した評価結果を被検者に報知する（シーケンス S Q 36）。評価結果は、例えば、起立性調節障害の可能性が低い方から順に、レベル 1 ~ 5 の 5 段階で表される。

【0049】

<機能構成>

図 5 は、血圧計 20 の機能構成を示すブロック図である。図 5 を参照して、血圧計 20 は、主な機能構成として、圧力制御部 302 と、脈波検出部 304 と、血圧情報算出部 306 と、出力制御部 308 と、判定部 310 と、カフ圧算出部 312 と、時間算出部 314 と、評価部 316 とを含む。これらの各機能は、例えば、血圧計 20 のプロセッサ 152 がメモリ 154 に格納されたプログラムを実行することによって実現される。なお、これらの機能の一部または全部はハードウェアで実現されるように構成されていてもよい。

20

【0050】

圧力制御部 302 は、入力インターフェイス 290 を介した被検者からの指示、あるいは端末装置 10 からの指示に従って、カフ圧を制御する。具体的には、圧力制御部 302 は、ポンプ駆動回路 254 を介してポンプ 243 を駆動するとともに、弁駆動回路 256 を介して弁 245 を駆動する制御を行なう。弁 245 は、空気袋 222 の空気を排出し、または封入してカフ圧を制御するために開閉される。

30

【0051】

脈波検出部 304 は、圧力センサ 242 によって検出されたカフ圧信号を受けて、カフ圧信号に重畳された被測定部位の脈波を表す脈波信号を取り出す。すなわち、脈波検出部 304 は、カフ圧信号から、被検者の心臓の拍動に同期してカフ圧信号に重畳される圧力成分である脈波を検出する。

【0052】

血圧情報算出部 306 は、カフ圧信号と、カフ圧信号に重畳された脈波信号とに基づいて、被検者の血圧情報を算出する。具体的には、血圧情報算出部 306 は、空気袋 222 の減圧時に脈波を検出する減圧測定方式を採用する場合には、脈波信号の振幅が急激に大きくなったとき（立ち上がり時）のカフ圧に基づく最高血圧と、急激に小さくなったとき（立ち下がり時）のカフ圧に基づく最低血圧と、脈拍数と、脈圧とを算出する。なお、血圧情報算出部 306 は、空気袋 222 の加圧時に脈波を検出するいわゆる加圧測定方式を採用してもよい。

40

【0053】

血圧情報算出部 306 は、ある局面では、仰臥位の状態を所定時間（例えば、10 分間）維持した被検者の血圧情報 X 1 を算出する。圧力制御部 302 は、血圧情報 X 1 の算出の終了後、血圧情報 X 1 に含まれる最高血圧 S Y 1 よりも所定値小さい圧力 P k にカフ圧を維持する。

50

## 【 0 0 5 4 】

出力制御部 3 0 8 は、通信インターフェイス 2 7 2 を介して、血压情報 X 1 の算出の終了後、当該算出の終了を端末装置 1 0 に通知する。端末装置 1 0 は、ディスプレイ 1 5 8 またはスピーカ 1 6 8 を介して、起立動作を被験者に報知する。

## 【 0 0 5 5 】

判定部 3 1 0 は、カフ圧が圧力 P k に維持されており、かつ被検者が立位状態である場合に、被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 以上であるか否か（すなわち、脈拍が消失したか否か）を判定する。なお、判定部 3 1 0 は、脈波信号の振幅が閾値 T h 1 以上である場合には脈拍が消失していないと判定し、脈波信号の振幅が閾値 T h 1 未満である場合には脈拍が消失したと判定する。

10

## 【 0 0 5 6 】

圧力制御部 3 0 2 は、判定部 3 1 0 により被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 未満であると判定された場合に、カフ圧を圧力 P k から徐々に減圧するように制御する。血压情報算出部 3 0 6 は、カフ圧を圧力 P k から減圧する過程（減圧過程）において、被検者の血压情報 X 2 を算出する。具体的には、血压情報算出部 3 0 6 は、脈波信号の振幅の立ち上がり時（脈拍の再開時）のカフ圧に対応する最高血压 S Y 2 と、立ち下がり時（脈拍の消失時）のカフ圧に対応する最低血压 D 2 と、脈拍数 P R 2 と、脈圧 P U 2 とを算出する。

## 【 0 0 5 7 】

圧力制御部 3 0 2 は、血压情報 X 2 が算出された後、カフ圧を加圧するように制御する。カフ圧算出部 3 1 2 は、当該カフ圧を加圧する過程において、被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 未満となるカフ圧を継続して算出する。具体的には、カフ圧算出部 3 1 2 は、一定周期で、脈波信号の振幅が閾値 T h 1 未満となるカフ圧に対応する最高血压を順次算出する。

20

## 【 0 0 5 8 】

時間算出部 3 1 4 は、判定部 3 1 0 により被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 未満であると判定された時刻 t 1 から、カフ圧算出部 3 1 2 により算出されるカフ圧（すなわち、最高血压）が安定した時刻 t 2 までの経過時間 T e を算出する。なお、カフ圧が安定した状態とは、例えば、所定期間において、カフ圧算出部 3 1 2 により順次算出された各カフ圧の値のうち、最大値と最小値との差が所定圧力値（例えば、1 mm H g）以下になった状態である。

30

## 【 0 0 5 9 】

評価部 3 1 6 は、予め定められた評価基準情報に基づいて、被検者の自律神経機能を評価する（詳細には、起立性調節障害に関する評価を行なう）。評価基準情報は、判定部 3 1 0 の判定結果に関する基準 L 1 と、血压情報 X 1 に含まれる脈拍数 P R 1 と、血压情報 X 2 に含まれる脈拍数 P R 2 との差分に関する基準 L 2 と、血压情報 X 1 に含まれる脈圧 P U 1 と、血压情報 X 2 に含まれる脈圧 P U 2 との差分に関する基準 L 3 と、経過時間 T e に関する基準 L 4 とを含む。本実施の形態では、各基準について、当該基準を満たす場合には起立性調節障害（自律神経機能の低下）が疑われず、当該基準を満たさない場合には起立性調節障害（自律神経機能の低下）が疑われるものとする。

40

## 【 0 0 6 0 】

評価部 3 1 6 は、判定部 3 1 0 の判定結果に関する基準 L 1 に少なくとも基づいて、被検者の自律神経機能を評価する。具体的には、評価部 3 1 6 は、判定部 3 1 0 が被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 以上であると判定した場合（すなわち、脈拍が消失していない場合）には、基準 L 1 を満たしている（すなわち、起立性調節障害が疑われない）と評価する。一方、評価部 3 1 6 は、判定部 3 1 0 が被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 未満であると判定した場合（すなわち、脈拍が消失している場合）には、基準 L 1 を満たしていない（すなわち、起立性調節障害が疑われる）と評価する。

## 【 0 0 6 1 】

評価部 3 1 6 は、脈拍数 P R 1 と脈拍数 P R 2 との差分に関する基準 L 2 に従って、被

50

検者の自律神経機能を評価する。具体的には、評価部 3 1 6 は、脈拍数 P R 1 と脈拍数 P R 2 との差である脈拍数増加量 ( P R 2 - P R 1 ) が閾値 T h 2 (例えば、2 1 回 / 分) 未満である場合には、基準 L 2 を満たしていると評価する。一方、評価部 3 1 6 は、脈拍数増加量が閾値 T h 2 以上である場合には、基準 L 2 を満たしていないと評価する。

【 0 0 6 2 】

評価部 3 1 6 は、脈圧 P U 1 と脈圧 P U 2 との差分に関する基準 L 3 に従って、被検者の自律神経機能を評価する。具体的には、評価部 3 1 6 は、脈圧 P U 1 と脈圧 P U 2 との差である脈圧減少量 ( P U 1 - P U 2 ) が閾値 T h 3 (例えば、1 6 mm H g) 未満である場合には、基準 L 3 を満たしていると評価する。一方、評価部 3 1 6 は、脈圧減少量が閾値 T h 3 以上である場合には、基準 L 3 を満たしていないと評価する。

10

【 0 0 6 3 】

評価部 3 1 6 は、経過時間 T e に関する基準 L 4 に従って、被検者の自律神経機能を評価する。具体的には、評価部 3 1 6 は、経過時間 T e が閾値 T h 4 (例えば、1 7 秒) 未満である場合には、基準 L 4 を満たしていると評価する。一方、評価部 3 1 6 は、経過時間 T e が閾値 T h 4 以上である場合には、基準 L 4 を満たしていないと評価する。

【 0 0 6 4 】

例えば、評価部 3 1 6 は、基準 L 1 ~ L 4 をすべて満たす場合には、起立性調節障害の可能性が極めて低いことを示すレベル 1 と評価する。基準 L 1 ~ L 4 のうちの 3 つの基準を満たす場合には、起立性調節障害の可能性が低いことを示すレベル 2 と評価する。基準 L 1 ~ L 4 のうちの 2 つの基準を満たす場合には、起立性調節障害の可能性がやや低いことを示すレベル 3 と評価する。基準 L 1 ~ L 4 のうちの 1 つの基準を満たす場合には、起立性調節障害の可能性がやや高いことを示すレベル 4 と評価する。評価部 3 1 6 は、基準 L 1 ~ L 4 をすべて満たさない場合には、起立性調節障害の可能性が高いことを示すレベル 5 と評価する。

20

【 0 0 6 5 】

出力制御部 3 0 8 は、通信インターフェイス 2 7 2 を介して、評価部 3 1 6 の評価結果を端末装置 1 0 に送信する。

【 0 0 6 6 】

< 処理手順 >

図 6 は、血压計 2 0 の処理手順の一例を示すフローチャートである。なお、処理のスタート時点において、血压計 2 0 のカフ 2 2 0 を装着した被検者は、仰臥位状態で所定時間安静にした状態であるとする。

30

【 0 0 6 7 】

図 6 を参照して、血压計 2 0 のプロセッサ 2 3 0 は、仰臥位状態を所定時間維持した被験者の血压情報 X 1 を算出する (ステップ S 1 0)。血压計 2 0 は、血压情報 X 1 に含まれる最高血压 S Y 1 より所定値小さい圧力 P k にカフ圧を維持する (ステップ S 1 2)。プロセッサ 2 3 0 は、通信インターフェイス 2 7 2 を介して、血压情報 X 1 の算出終了を端末装置 1 0 に通知する (ステップ S 1 4)。これにより、端末装置 1 0 は、起立動作を被検者に報知する。

40

【 0 0 6 8 】

プロセッサ 2 3 0 は、立位状態の被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 以上であるかを判定する (ステップ S 1 6)。当該振幅が閾値 T h 1 以上である (すなわち、脈拍が消失していない) 場合には (ステップ S 1 6 において Y E S)、プロセッサ 2 3 0 は、立位状態の脈拍数 P R 2 を算出する (ステップ S 1 8)。続いて、プロセッサ 2 3 0 は、仰臥位状態の脈拍数 P R 1 と立位状態の脈拍数 P R 2 との差を算出し (ステップ S 2 0)、後述するステップ S 3 0 の処理を実行する。

【 0 0 6 9 】

立位状態の被検者の脈波信号の振幅が閾値 T h 1 未満である (すなわち、脈拍が消失した) 場合には (ステップ S 1 6 において N O)、プロセッサ 2 3 0 は、カフ圧の減圧過程において、被検者の血压情報 X 2 を算出する (ステップ S 2 2)。続いて、プロセッサ 2

50

30は、カフ圧の加圧過程において、脈波信号の振幅が閾値 $T_h1$ 未満となるカフ圧を継続して算出する(ステップS24)。プロセッサ230は、ステップS16において脈拍が消失していると判定した時刻 $t_1$ から、ステップS24で継続して算出されているカフ圧が安定した時刻 $t_2$ までの経過時間 $T_e$ を算出し(ステップS26)、評価処理を実行する(ステップS30)。

#### 【0070】

図7は、血圧計20の評価処理手順の一例を示すフローチャートである。図7を参照して、プロセッサ230は、脈拍消失の判定結果に関する基準L1を満たしているか否かを判定する(ステップS302)。プロセッサ230は、脈波信号の振幅が閾値 $T_h1$ 以上である場合には基準L1を満たすと判定し、振幅が閾値 $T_h1$ 未満である場合には基準L1を満たさないと判定する。

10

#### 【0071】

基準L1を満たす場合には(ステップS302においてYES)、プロセッサ230は、起立前後の脈拍数に関する基準L2を満たしているか否かを判定する(ステップS304)。プロセッサ230は、脈拍数増加量( $PR2 - PR1$ )が閾値 $T_h2$ 未満である場合には基準L2を満たすと判定し、脈拍数増加量が閾値 $T_h2$ 以上である場合には基準L2を満たさないと判定する。

#### 【0072】

基準L2を満たしている場合には(ステップS304においてYES)、被検者が起立性調節障害である可能性は極めて低い(レベル1)と評価する(ステップS306)。一方、基準L2を満たしていない場合には(ステップS304においてNO)、被検者が起立性調節障害である可能性は低い(レベル2)と評価する(ステップS308)。

20

#### 【0073】

次に、ステップS302において、基準L1を満たしていない場合には(ステップS302においてNO)、プロセッサ230は、基準L2、起立前後の脈圧に関する基準L3および経過時間 $T_e$ に関する基準L4のすべてを満たしているか否かを判定する(ステップS310)。

#### 【0074】

ここで、プロセッサ230は、脈圧減少量( $PU1 - PU2$ )が閾値 $T_h3$ 未満である場合には基準L3を満たすと判定し、脈圧減少量が閾値 $T_h3$ 以上である場合には基準L3を満たさないと判定する。プロセッサ230は、経過時間 $T_e$ が閾値 $T_h4$ 未満である場合には基準L4を満たすと判定し、経過時間 $T_e$ が閾値 $T_h4$ 以上である場合には基準L4を満たさないと判定する。

30

#### 【0075】

基準L2~L4のすべてを満たす場合には(ステップS310においてYES)、プロセッサ230は、被検者が起立性調節障害である可能性は低い(レベル2)と評価する(ステップS308)。そうではない場合には(ステップS310においてNO)、プロセッサ230は、基準L2~L4のうちの2つの基準を満たすか否かを判定する(ステップS312)。

#### 【0076】

基準L2~L4のうちの2つの基準を満たす場合には(ステップS312においてYES)、プロセッサ230は、被検者が起立性調節障害である可能性はやや低い(レベル3)と評価する(ステップS314)。そうではない場合には(ステップS312においてNO)、プロセッサ230は、基準L2~L4のうちの1つの基準を満たすか否かを判定する(ステップS316)。

40

#### 【0077】

基準L2~L4のうちの1つの基準を満たす場合には(ステップS316においてYES)、プロセッサ230は、被検者が起立性調節障害である可能性はやや高い(レベル4)と評価する(ステップS318)。そうではない場合(すなわち、基準L2~L4のいずれも満たさない場合)には(ステップS316においてNO)、プロセッサ230は、

50

被検者が起立性調節障害である可能性は高い（レベル５）と評価する（ステップＳ３２０）。

【００７８】

再び、図６を参照して、血圧計２０は、通信インターフェイス２７２を介して、評価処理により得られた評価結果を端末装置１０に送信する（ステップＳ３２）。これにより、端末装置１０は、評価結果を受信し、受信した評価結果に基づく情報を報知する。

【００７９】

<利点>

本実施の形態によると、起立性調節障害のスクリーニングを簡易に実施することができる。また、医師および看護師が高度な手法で実施していた検査を被検者自身で実施できるため、自身の健康問題を把握できる。

10

【００８０】

<その他の実施の形態>

（１）上述した実施の形態では、被検者の起立前の状態が仰臥位状態である構成について説明したが、当該構成に限られない。例えば、起立前の状態は、伏臥位および側臥位を含む臥位状態であればよい。

【００８１】

（２）上述した実施の形態において、血圧計２０の機能の一部を端末装置１０で実行するように構成されていてもよい。例えば、血圧計２０の評価部３１６の機能を端末装置１０で実行する構成であってもよい。この場合、血圧計２０は、脈拍の消失判定結果、血圧情報Ｘ１、Ｘ２、および経過時間Ｔ<sub>e</sub>を含む測定結果を端末装置１０に送信する。端末装置１０は、測定結果に基づいて、上述した評価部３１６と同様な評価処理を実行する。

20

【００８２】

（３）上述した実施の形態において、測定開始指示から評価結果の報知までの一連の処理を血圧計２０単独で実行する構成であってもよい。例えば、血圧計２０は、入力インターフェイス２９０を介して、被検者から評価開始指示の入力を受け付ける。

【００８３】

続いて、血圧計２０は、図６中のステップＳ１０、Ｓ１２Ｓの処理を実行した後、仰臥位状態から立位状態に移行するように被検者に報知する。具体的には、血圧計２０のプロセッサ２３０（報知部）は、仰臥位状態から立位状態への移行を促す情報をディスプレイ２６０に表示する。なお、血圧計２０にスピーカを搭載している場合、プロセッサ２３０は、当該スピーカを介して、当該情報を音声出力してもよい。

30

【００８４】

さらに、血圧計２０は、図６中のステップＳ１６～Ｓ３０を実行した後、評価結果を出力する。例えば、血圧計２０（出力制御部３０８）は、評価結果をディスプレイ２６０に表示したり、スピーカを介して音声出力したりする。

【００８５】

（４）上述した実施の形態において、図４では、端末装置１０が、所定時間経過後に血圧測定を開始するように血圧計２０に指示する構成について説明したが、当該構成に限られない。例えば、端末装置１０は、所定時間経過後に、スピーカ１６８を介して、血圧測定を開始するように促す情報を被検者に報知する構成であってもよい。この場合、血圧計２０は、入力インターフェイス２９０（例えば、測定開始ボタン）を介して、被検者から測定開始指示を受け付けることにより、被検者の血圧情報Ｘ１の測定を開始する。

40

【００８６】

（５）上述した実施の形態において、コンピュータを機能させて、上述のフローチャートで説明したような制御を実行させるプログラムを提供することもできる。このようなプログラムは、コンピュータに付属するフレキシブルディスク、ＣＤ（Compact Disk Read Only Memory）、二次記憶装置、主記憶装置およびメモ리카ードなどの一時的でないコンピュータ読取り可能な記録媒体にて記録させて、プログラム製品として提供することもできる。あるいは、コンピュータに内蔵するハードディスクなどの記録媒体にて記録さ

50

せて、プログラムを提供することもできる。また、ネットワークを介したダウンロードによって、プログラムを提供することもできる。

【0087】

プログラムは、コンピュータのオペレーティングシステム（OS）の一部として提供されるプログラムモジュールのうち、必要なモジュールを所定の配列で所定のタイミングで呼出して処理を実行させるものであってもよい。その場合、プログラム自体には上記モジュールが含まれずOSと協働して処理が実行される。このようなモジュールを含まないプログラムも、本実施の形態にかかるプログラムに含まれ得る。

【0088】

また、本実施の形態にかかるプログラムは他のプログラムの一部に組み込まれて提供されるものであってもよい。その場合にも、プログラム自体には上記他のプログラムに含まれるモジュールが含まれず、他のプログラムと協働して処理が実行される。このような他のプログラムに組み込まれたプログラムも、本実施の形態にかかるプログラムに含まれ得る。

10

【0089】

（6）上述の実施の形態として例示した構成は、本発明の構成の一例であり、別の公知の技術と組み合わせることも可能であるし、本発明の要旨を逸脱しない範囲で、一部を省略する等、変更して構成することも可能である。また、上述した実施の形態において、その他の実施の形態で説明した処理や構成を適宜採用して実施する場合であってもよい。

【0090】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は、上記した説明ではなく、特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

20

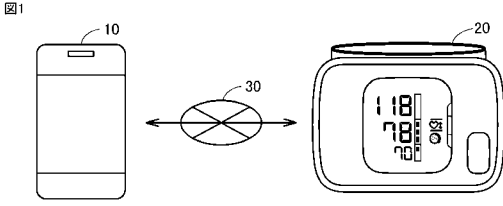
【符号の説明】

【0091】

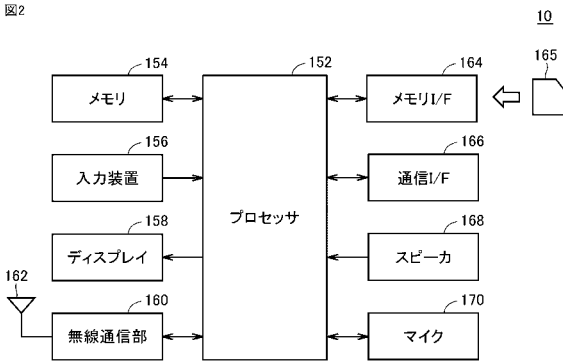
10 端末装置、20 血圧計、30 ネットワーク、152, 230 プロセッサ、154, 270 メモリ、156 入力装置、158, 260 ディスプレイ、160 無線通信部、162 通信アンテナ、164 メモリインターフェイス、165 記憶媒体、168 スピーカ、170 マイク、210 装置本体、220 カフ、222 空気袋、240 エア系コンポーネント、241 膨縮機構部、242 圧力センサ、243 ポンプ、245 弁、252 発振回路、254 ポンプ駆動回路、256 弁駆動回路、272 通信インターフェイス、280 電源部、290 入力インターフェイス、302 圧力制御部、304 脈波検出部、306 血圧情報算出部、308 出力制御部、310 判定部、312 カフ圧算出部、314 時間算出部、316 評価部、1000 評価システム。

30

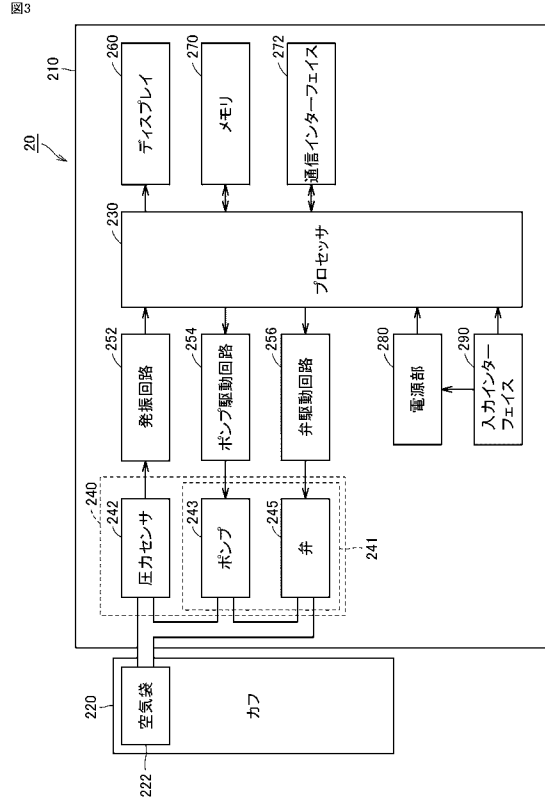
【図1】



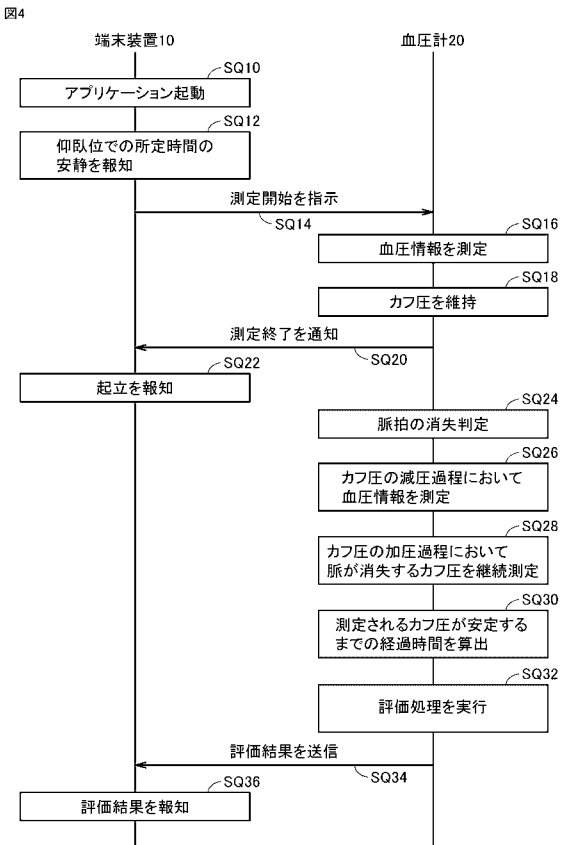
【図2】



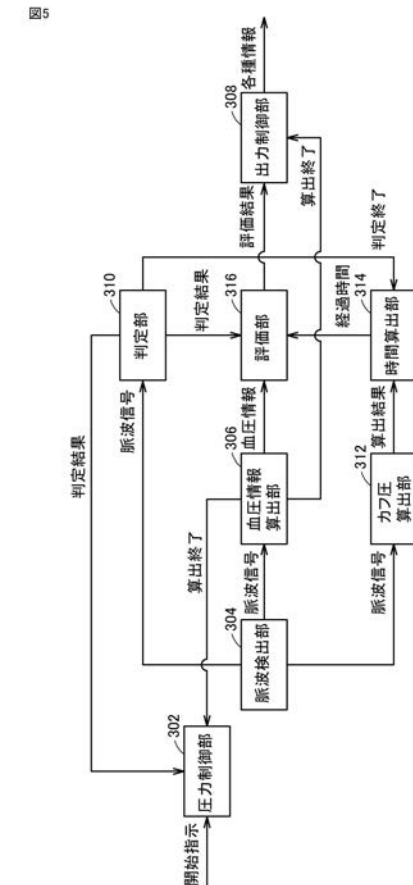
【図3】



【図4】

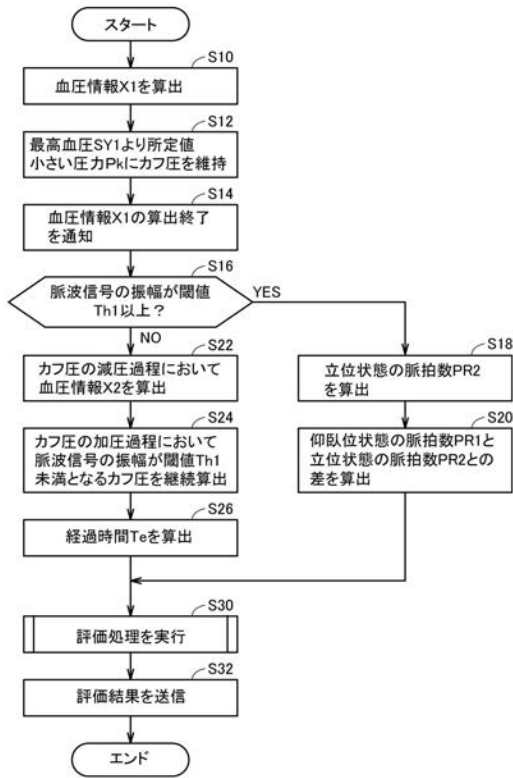


【図5】



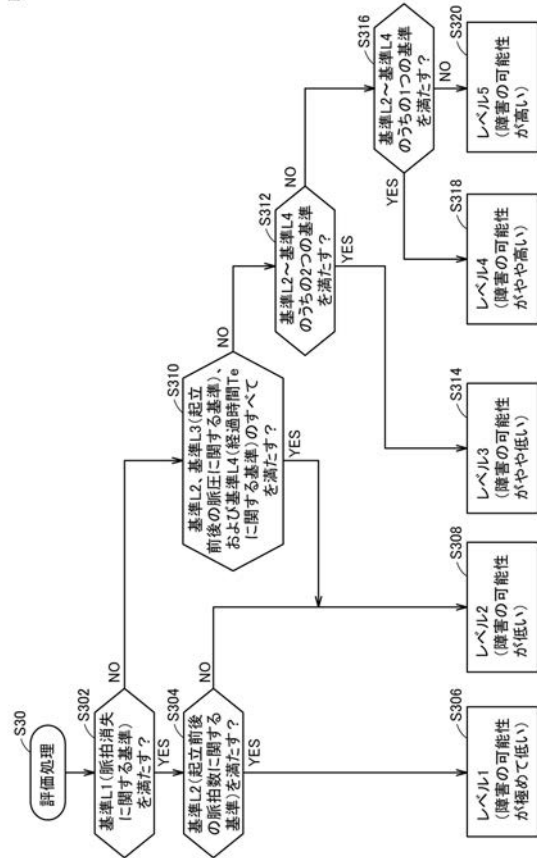
【 図 6 】

図6



【 図 7 】

図7



---

フロントページの続き

Fターム(参考) 4C117 XA01 XB01 XB12 XB18 XC12 XC18 XD15 XE15 XF03 XG03  
XG06 XG60 XH18 XJ03 XJ13 XJ21 XJ36 XJ42 XJ46 XJ48  
XL30

专利名称(译)	血压计，评估系统和血压计的控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2018149167A</a>	公开(公告)日	2018-09-27
申请号	JP2017048594	申请日	2017-03-14
[标]申请(专利权)人(译)	欧姆龙健康医疗事业株式会社 欧姆龙株式会社		
申请(专利权)人(译)	欧姆龙保健有限公司 OMRON公司		
[标]发明人	出野 徹		
发明人	出野 徹		
IPC分类号	A61B5/022 A61B5/0225 A61B5/00 A61B10/00		
CPC分类号	A61B5/00 A61B5/022 A61B5/0225 A61B10/00 A61B5/0022 A61B5/02116 A61B5/02141 A61B5/6824 A61B5/742		
FI分类号	A61B5/02.634.E A61B5/02.636.F A61B5/00.D A61B10/00.H A61B5/022.400.E A61B5/0225.F		
F-TERM分类号	4C017/AA09 4C017/AB02 4C017/AC03 4C017/AD01 4C017/BC11 4C017/BC23 4C017/BD05 4C017/BD06 4C017/CC01 4C017/DD11 4C017/DD14 4C017/DE01 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XB12 4C117/XB18 4C117/XC12 4C117/XC18 4C117/XD15 4C117/XE15 4C117/XF03 4C117/XG03 4C117/XG06 4C117/XG60 4C117/XH18 4C117/XJ03 4C117/XJ13 4C117/XJ21 4C117/XJ36 4C117/XJ42 4C117/XJ46 4C117/XJ48 4C117/XL30		
其他公开文献	JP2018149167A5		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够更准确地评估受试者的自主神经功能的血压计。 的血压计包括：用于控制所述袖带压指示附着到被检体的测量部位的袖带内压力的压力控制装置，以及表示袖带压力的袖带压信号，该信号被叠加在袖带压信号并根据脉搏波信号和脉搏波信号计算被检者的血压信息。计算装置计算已经保持仰卧位置状态达预定时间的被检者的第一血压信息。压力控制装置将袖带压力保持在第一压力，该第一压力低于包括在第一血压信息中的收缩血压预定值。血压计袖带压力维持在第一压力，并且当所述对象处于直立的位置，确定确定受试者的脉搏波信号的振幅是否大于或等于阈值用于基于确定装置的确定结果评估对象的自主神经功能的装置，以及用于输出评估装置的评估结果的输出控制装置。 点域5

