



HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH,
KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY,
MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ,
NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT,
QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL,
SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

- (84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

- 国際調査報告 (条約第21条(3))

(302) maintains the cuff pressure at a first pressure a predetermined value smaller than the highest blood pressure included in the first blood pressure information. The sphygmomanometer is further provided with a determination unit (310) for determining whether the amplitude of the pulse wave signal of the subject is equal to or greater than a threshold value when the cuff pressure is maintained at the first pressure and the subject is in a standing state, an evaluation unit (316) for evaluating autonomic nervous function of the subject on the basis of the determination result of the determination unit (310), and an output control unit (308) for outputting the evaluation result of the evaluation unit (316).

(57) 要約: 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部(302)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部(306)とを備える。算出部(306)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。圧力制御部(302)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部(310)と、判定部(310)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部(316)と、評価部(316)の評価結果を出力する出力制御部(308)とをさらに備える。

明 細 書

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 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

[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 2 0 1 6 - 1 9 5 6 5 6 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。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献 1：特開 2 0 1 6 - 1 9 5 6 5 6 号公報

発明の概要

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。

[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部と、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部とを備える。算出部は、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。圧力制御部は、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部と、判定部の判定結果に基づいて、被検者の自律神経機能进行评估する評価部と、評価部の評価結果を出力する出力制御部とをさらに備える。

[0009] 好ましくは、判定部により被検者の脈波信号の振幅が閾値未満である場合、圧力制御部は、カフ圧を第1圧力から減圧するように制御する。算出部は、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。評価部は、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。

[0010] 好ましくは、評価部は、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、評価部は、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、圧力制御部は、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部と、判定部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、カフ圧算出部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部とをさらに備える。評価部は、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。

[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、算出部により第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部をさらに備える。

[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御する圧力制御部と、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部とを備える。算出部は、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。圧力制御部は、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部と、判定部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部と、評価部の評価結果を出力する出力制御部とをさらに備える。

[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。

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。

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。

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。

[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、メモリインターフェイス（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] メモリインターフェイス 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、メモリインターフェイス 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、メモリインターフェイス 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) などを含む。

l 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。

[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。

[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。

[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。

[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（主に立ち上がりと立ち下がり）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。

[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SQ10）。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SQ12）。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SQ14）。

[0042] 血圧計20は、所定時間が経過した後、被検者の血圧情報X1を測定する（シーケンスSQ16）。具体的には、血圧計20は、血圧情報X1として、最高血圧SY1、最低血圧D1、脈拍数PR1および脈圧PU1（=SY1-D1）とを測定する。次に、血圧計20は、測定された最高血圧SY1よりも所定値小さい圧力Pkにカフ圧を維持する（シーケンスSQ18）。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、21mmHg以上低下）する可能性が高い。そのため、例えば、所定値は21mmHgに設定される。

[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SQ20）。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SQ22）。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SQ24）。

[0044] シーケンスSQ18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る。

[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X2を測定する（シーケンスSQ26）。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SY2を測定するとともに、脈拍数PR2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D2を測定する。血圧情報X2は、最高血圧SY2、最低血圧D2、脈拍数PR2および脈圧PU2（=SY2-D2）とを含む。

[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SQ28）。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を把握できる。

[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Teを算出する（シーケンスSQ30）。具体的には、血圧計20は、シーケンスSQ24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Teを算出する。血圧計20は、シーケ

ンス S Q 2 4 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 3 2）。例えば、血圧計 2 0 は、評価基準として、シーケンス S Q 2 4 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。

[0048] 血圧計 2 0 は、起立性調節障害に関する評価結果を端末装置 1 0 に送信する（シーケンス S Q 3 4）。端末装置 1 0 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 3 6）。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 2 0 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 2 0 は、主な機能構成として、圧力制御部 3 0 2 と、脈波検出部 3 0 4 と、血圧情報算出部 3 0 6 と、出力制御部 3 0 8 と、判定部 3 1 0 と、カフ圧算出部 3 1 2 と、時間算出部 3 1 4 と、評価部 3 1 6 とを含む。これらの各機能は、例えば、血圧計 2 0 のプロセッサ 1 5 2 がメモリ 1 5 4 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。

[0050] 圧力制御部 3 0 2 は、入力インターフェイス 2 9 0 を介した被検者からの指示、あるいは端末装置 1 0 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 3 0 2 は、ポンプ駆動回路 2 5 4 を介してポンプ 2 4 3 を駆動するとともに、弁駆動回路 2 5 6 を介して弁 2 4 5 を駆動する制御を行なう。弁 2 4 5 は、空気袋 2 2 2 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。

[0051] 脈波検出部 3 0 4 は、圧力センサ 2 4 2 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 3 0 4 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。
- [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 X1 を算出する。圧力制御部 302 は、血圧情報 X1 の算出の終了後、血圧情報 X1 に含まれる最高血圧 SY1 よりも所定値小さい圧力 Pk にカフ圧を維持する。
- [0054] 出力制御部 308 は、通信インターフェイス 272 を介して、血圧情報 X1 の算出の終了後、当該算出の終了を端末装置 10 に通知する。端末装置 10 は、ディスプレイ 158 またはスピーカ 168 を介して、起立動作を被験者に報知する。
- [0055] 判定部 310 は、カフ圧が圧力 Pk 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 Th1 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 310 は、脈波信号の振幅が閾値 Th1 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 Th1 未満である場合には脈拍が消失したと判定する。
- [0056] 圧力制御部 302 は、判定部 310 により被検者の脈波信号の振幅が閾値 Th1 未満であると判定された場合に、カフ圧を圧力 Pk から徐々に減圧するように制御する。血圧情報算出部 306 は、カフ圧を圧力 Pk から減圧する過程（減圧過程）において、被検者の血圧情報 X2 を算出する。具体的には、血圧情報算出部 306 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圧 SY2 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圧 D_2 と、脈拍数 PR_2 と、脈圧 PU_2 とを算出する。

[0057] 圧力制御部302は、血圧情報 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312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 Th_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312は、一定周期で、脈波信号の振幅が閾値 Th_1 未満となるカフ圧に対応する最高血圧を順次算出する。

[0058] 時間算出部314は、判定部310により被検者の脈波信号の振幅が閾値 Th_1 未満であると判定された時刻 t_1 から、カフ圧算出部312により算出されるカフ圧（すなわち、最高血圧）が安定した時刻 t_2 までの経過時間 Te 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312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 mmHg ）以下になった状態である。

[0059] 評価部316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310の判定結果に関する基準 L_1 と、血圧情報 X_1 に含まれる脈拍数 PR_1 と、血圧情報 X_2 に含まれる脈拍数 PR_2 との差分に関する基準 L_2 と、血圧情報 X_1 に含まれる脈圧 PU_1 と、血圧情報 X_2 に含まれる脈圧 PU_2 との差分に関する基準 L_3 と、経過時間 Te 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。

[0060] 評価部316は、判定部310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316は、判定部310が被検者の脈波信号の振幅が閾値 Th_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 316 は、判定部 310 が被検者の脈波信号の振幅が閾値 T_h1 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。

[0061] 評価部 316 は、脈拍数 $PR1$ と脈拍数 $PR2$ との差分に関する基準 L_2 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 316 は、脈拍数 $PR1$ と脈拍数 $PR2$ との差である脈拍数増加量（ $PR2 - PR1$ ）が閾値 T_h2 （例えば、21 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 316 は、脈拍数増加量が閾値 T_h2 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。

[0062] 評価部 316 は、脈圧 $PU1$ と脈圧 $PU2$ 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 316 は、脈圧 $PU1$ と脈圧 $PU2$ との差である脈圧減少量（ $PU1 - PU2$ ）が閾値 T_h3 （例えば、16 mmHg）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 316 は、脈圧減少量が閾値 T_h3 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。

[0063] 評価部 316 は、経過時間 Te 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 316 は、経過時間 Te が閾値 T_h4 （例えば、17 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 316 は、経過時間 Te が閾値 T_h4 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。

[0064] 例えば、評価部 316 は、基準 $L_1 \sim L_4$ 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 $L_1 \sim L_4$ 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 $L_1 \sim L_4$ 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 $L_1 \sim L_4$ 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 316 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。

[0065] 出力制御部308は、通信インターフェイス272を介して、評価部316の評価結果を端末装置10に送信する。

[0066] <処理手順>

図6は、血圧計20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、血圧計20のカフ220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。

[0067] 図6を参照して、血圧計20のプロセッサ230は、仰臥位状態を所定時間維持した被験者の血圧情報X1を算出する（ステップS10）。血圧計20は、血圧情報X1に含まれる最高血圧SY1より所定値小さい圧力Pkにカフ圧を維持する（ステップS12）。プロセッサ230は、通信インターフェイス272を介して、血圧情報X1の算出終了を端末装置10に通知する（ステップS14）。これにより、端末装置10は、起立動作を被検者に報知する。

[0068] プロセッサ230は、立位状態の被検者の脈波信号の振幅が閾値Th1以上であるか否かを判定する（ステップS16）。当該振幅が閾値Th1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S16においてYES）、プロセッサ230は、立位状態の脈拍数PR2を算出する（ステップS18）。続いて、プロセッサ230は、仰臥位状態の脈拍数PR1と立位状態の脈拍数PR2との差を算出し（ステップS20）、後述するステップS30の処理を実行する。

[0069] 立位状態の被検者の脈波信号の振幅が閾値Th1未満である（すなわち、脈拍が消失した）場合には（ステップS16においてNO）、プロセッサ230は、カフ圧の減圧過程において、被検者の血圧情報X2を算出する（ステップS22）。続いて、プロセッサ230は、カフ圧の加圧過程において、脈波信号の振幅が閾値Th1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 S 2 4 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 S 2 6）、評価処理を実行する（ステップ S 3 0）。

[0070] 図 7 は、血圧計 2 0 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 2 3 0 は、脈拍消失の判定結果に関する基準 L_1 を満たしているか否かを判定する（ステップ S 3 0 2）。プロセッサ 2 3 0 は、脈波信号の振幅が閾値 T_{h1} 以上である場合には基準 L_1 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 L_1 を満たさないと判定する。

[0071] 基準 L_1 を満たす場合には（ステップ S 3 0 2 において YES）、プロセッサ 2 3 0 は、起立前後の脈拍数に関する基準 L_2 を満たしているか否かを判定する（ステップ S 3 0 4）。プロセッサ 2 3 0 は、脈拍数増加量（ $PR_2 - PR_1$ ）が閾値 T_{h2} 未満である場合には基準 L_2 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 L_2 を満たさないと判定する。

[0072] 基準 L_2 を満たしている場合には（ステップ S 3 0 4 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 S 3 0 6）。一方、基準 L_2 を満たしていない場合には（ステップ S 3 0 4 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 S 3 0 8）。

[0073] 次に、ステップ S 3 0 2 において、基準 L_1 を満たしていない場合には（ステップ S 3 0 2 において NO）、プロセッサ 2 3 0 は、基準 L_2 、起立前後の脈圧に関する基準 L_3 および経過時間 T_e に関する基準 L_4 のすべてを満たしているか否かを判定する（ステップ S 3 1 0）。

[0074] ここで、プロセッサ 2 3 0 は、脈圧減少量（ $PU_1 - PU_2$ ）が閾値 T_{h3} 未満である場合には基準 L_3 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 L_3 を満たさないと判定する。プロセッサ 2 3 0 は、経過時間 T_e が閾値 T_{h4} 未満である場合には基準 L_4 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。

[0075] 基準 $L2 \sim L4$ 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 $L2 \sim L4$ 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 $L2 \sim L4$ 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 $L2 \sim L4$ 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 $S316$ ）。

[0077] 基準 $L2 \sim L4$ 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 $L2 \sim L4$ 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、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。

[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 Te 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。

[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。

[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 X 1 の測定を開始する。

[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リカ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。

[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、請求の範囲によって示され、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。

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。

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部と、
- 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部とを備え、
- 前記算出部は、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、
- 前記圧力制御部は、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部と、
- 前記判定部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部と、
- 前記評価部の評価結果を出力する出力制御部とをさらに備える、血圧計。
- [請求項2] 前記判定部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、前記圧力制御部は、前記カフ圧を前記第1圧力から減圧するように制御し、
- 前記算出部は、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、
- 前記評価部は、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] 前記評価部は、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] 前記評価部は、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] 前記圧力制御部は、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部と、
前記判定部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、前記カフ圧算出部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部とをさらに備え、
前記評価部は、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] 前記算出部により前記第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部をさらに備える、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部と、
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部とを備え、
前記算出部は、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、
前記圧力制御部は、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部と、

前記判定部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部と、

前記評価部の評価結果を出力する出力制御部とをさらに備える、評価システム。

[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、

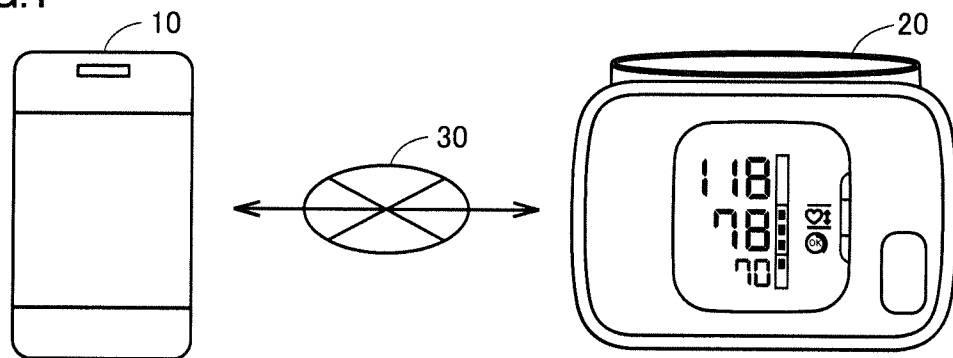
前記カフ圧が前記第1圧力に維持されており、かつ前記被検者が立位状態である場合に、前記被検者の脈波信号の振幅が閾値以上であるか否かを判定するステップと、

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。

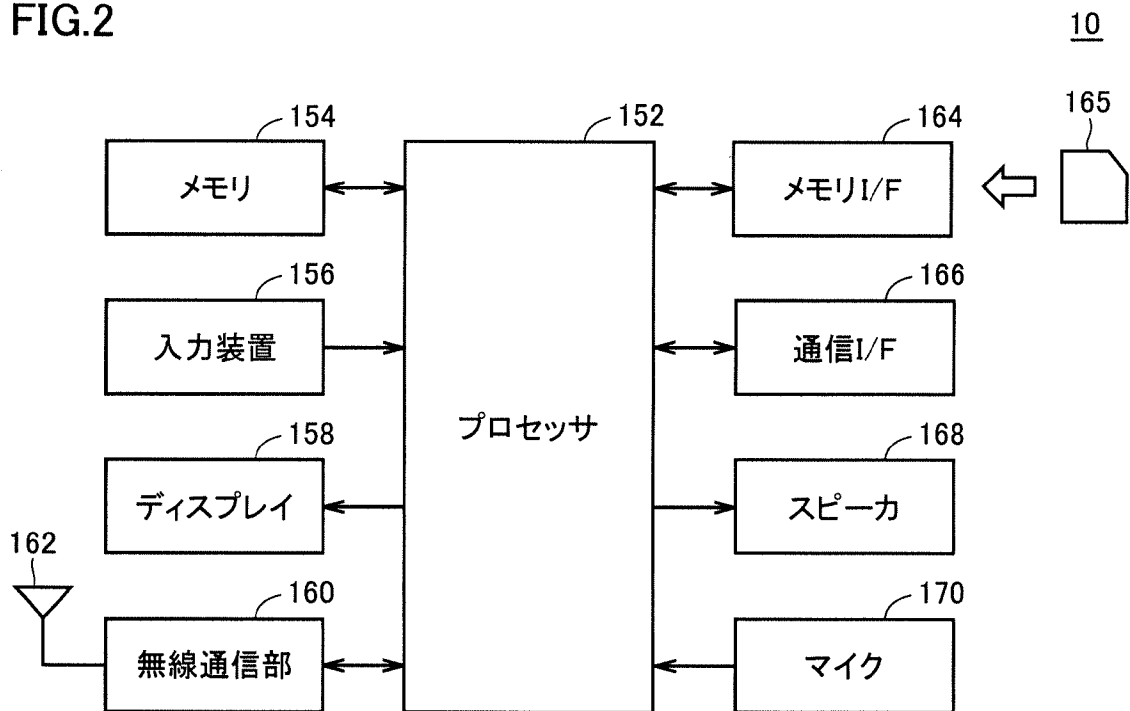
[図1]

FIG.1



[図2]

FIG.2



[図3]

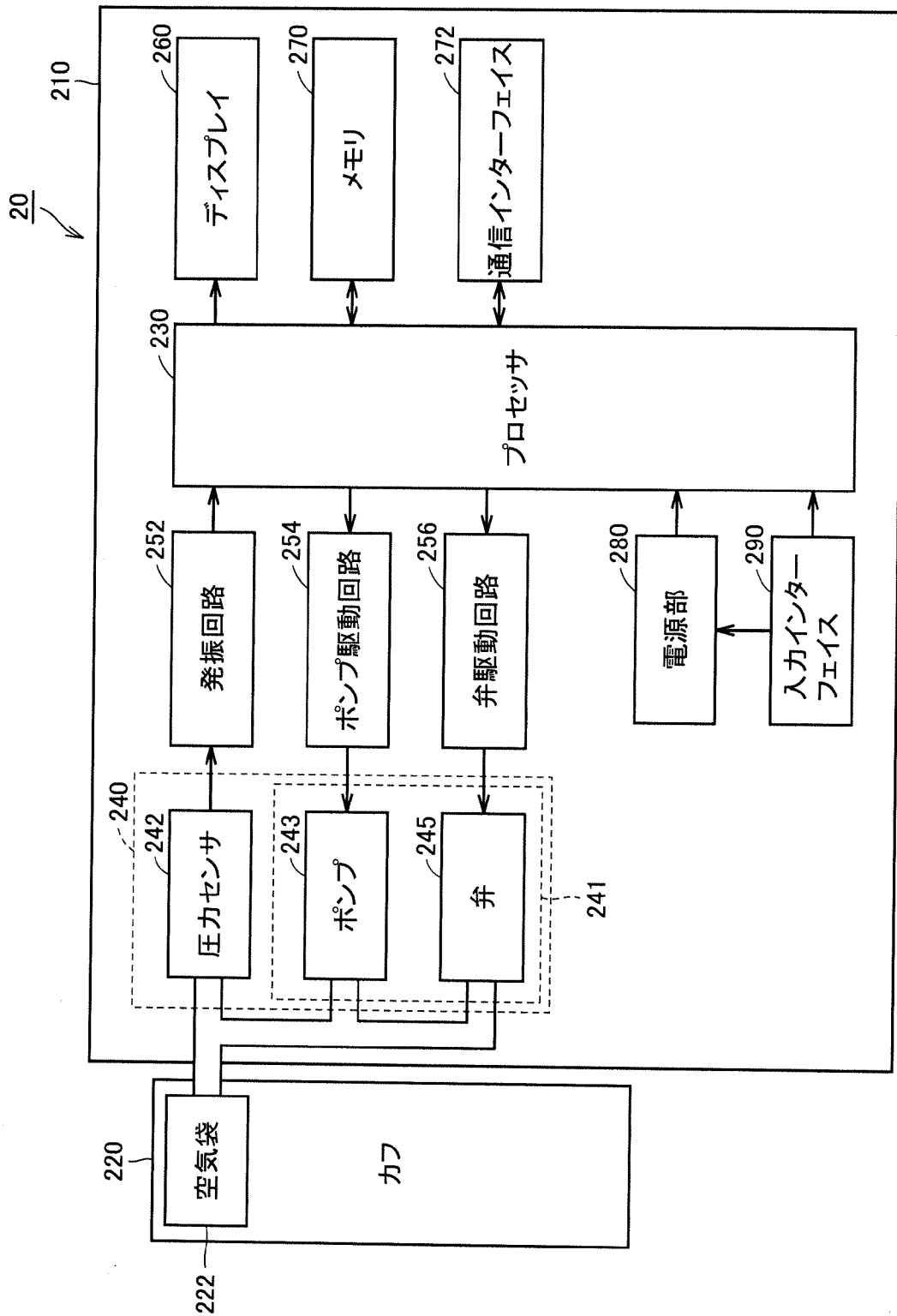
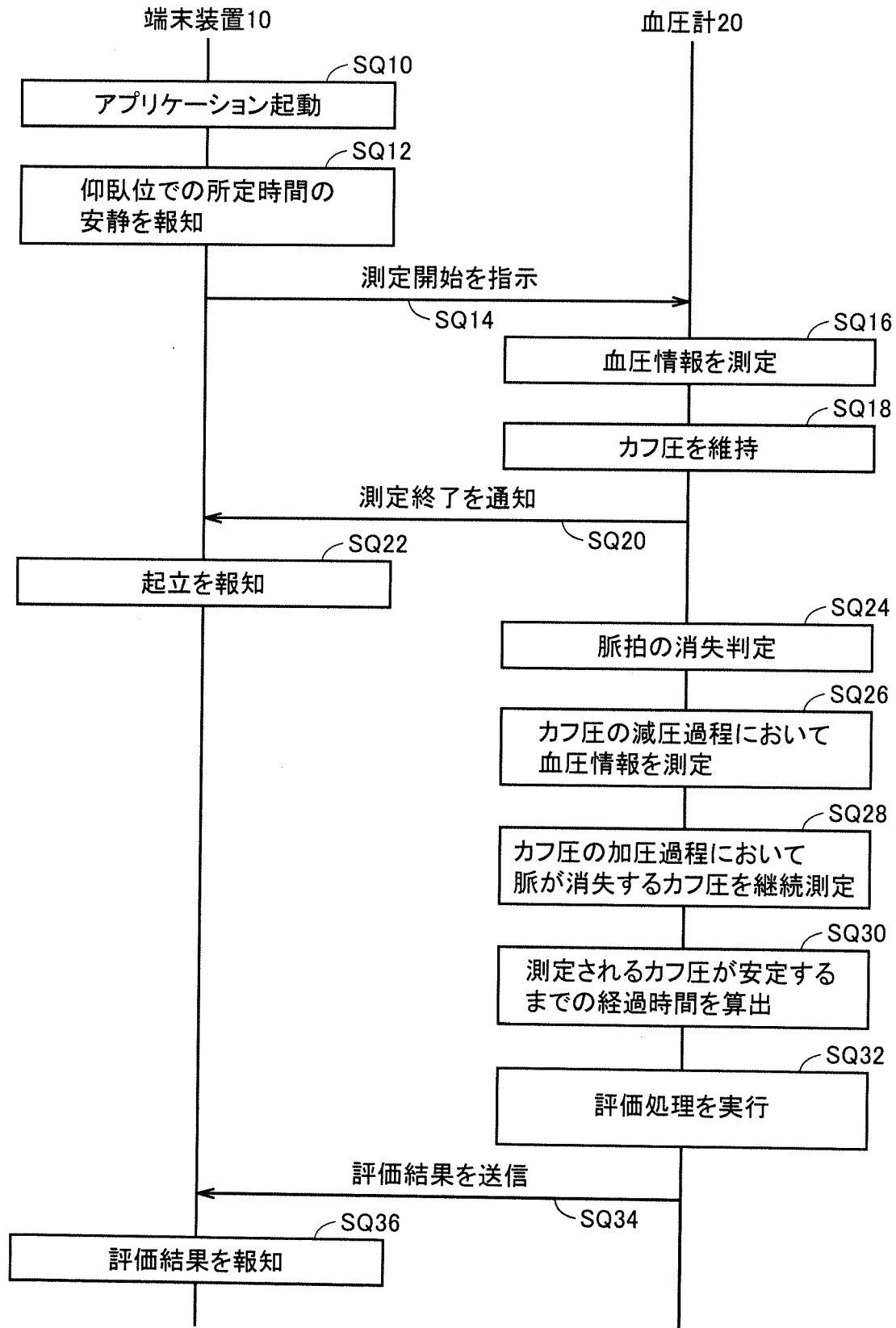


FIG.3

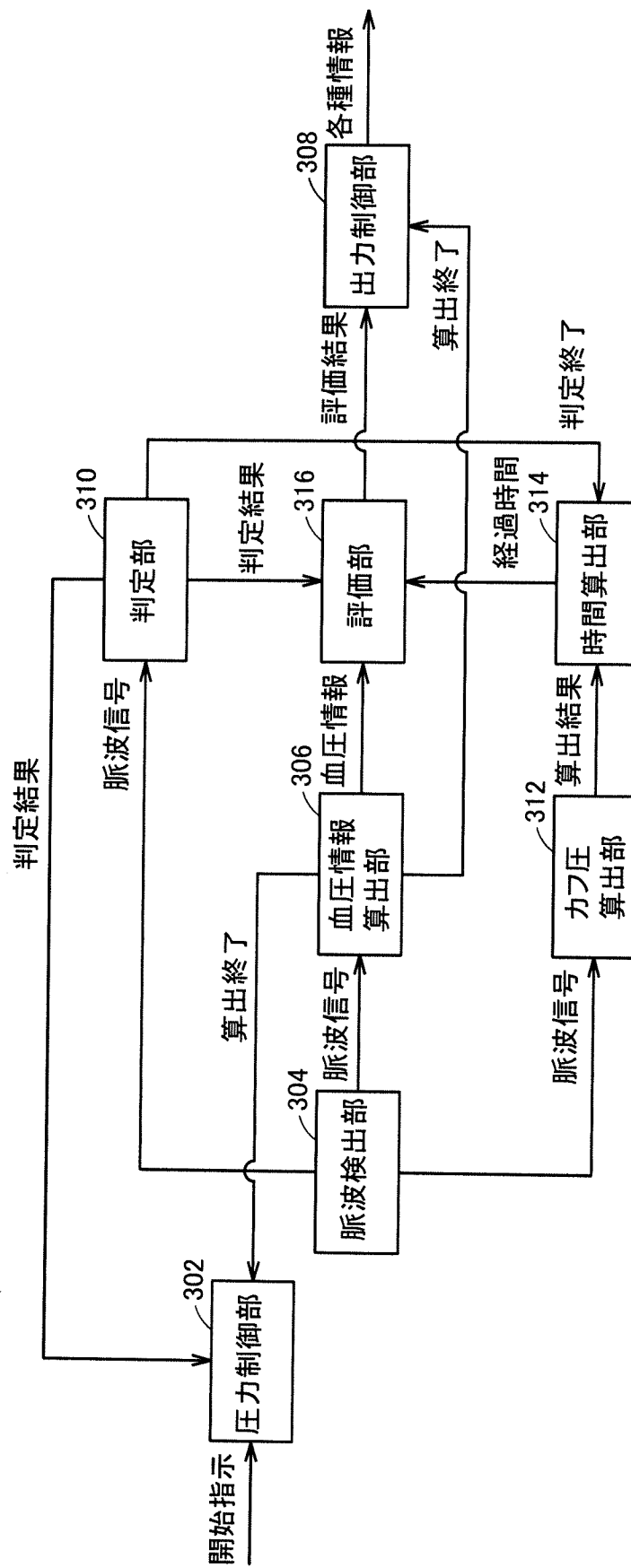
[図4]

FIG.4



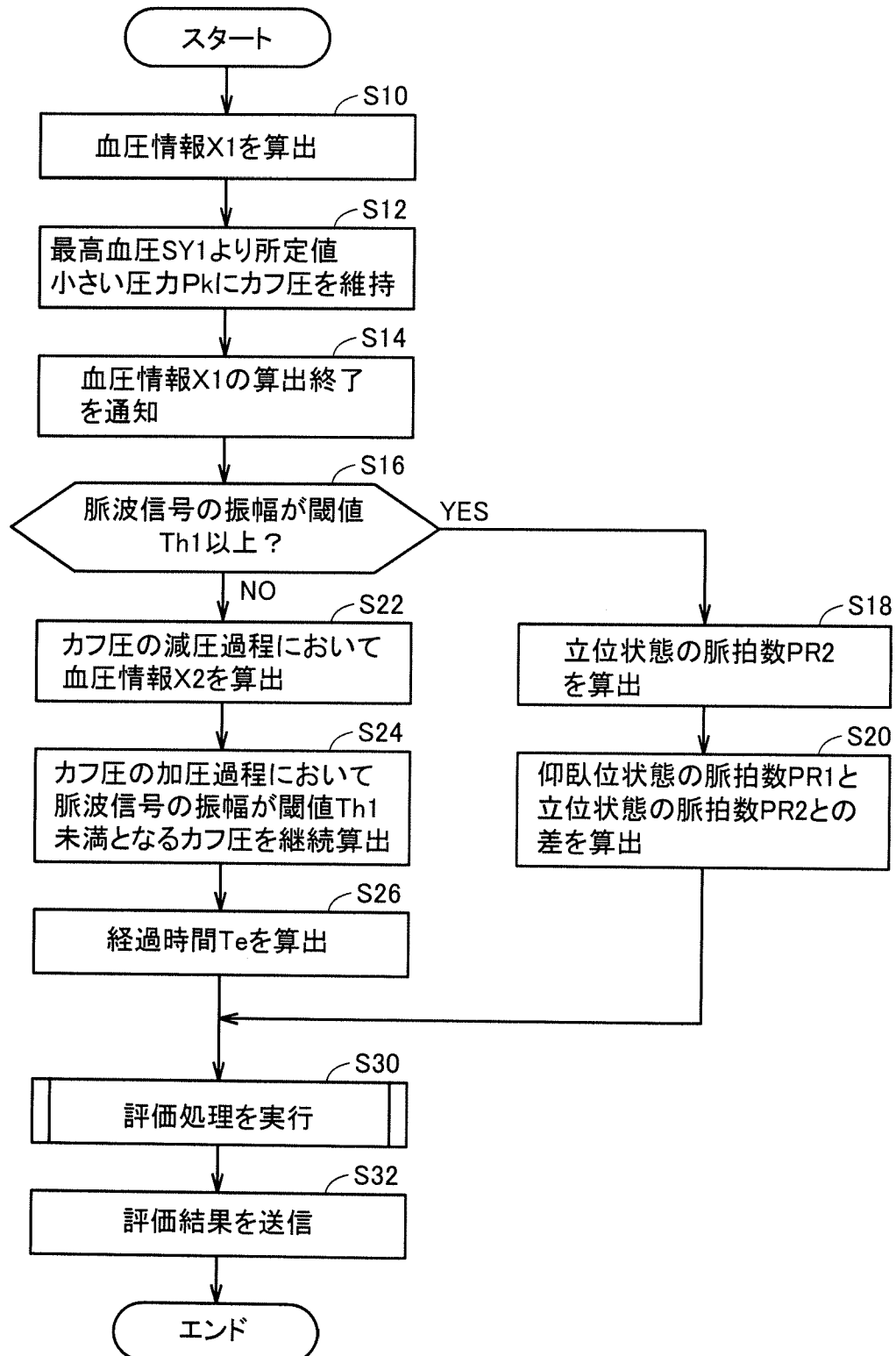
[図5]

FIG.5

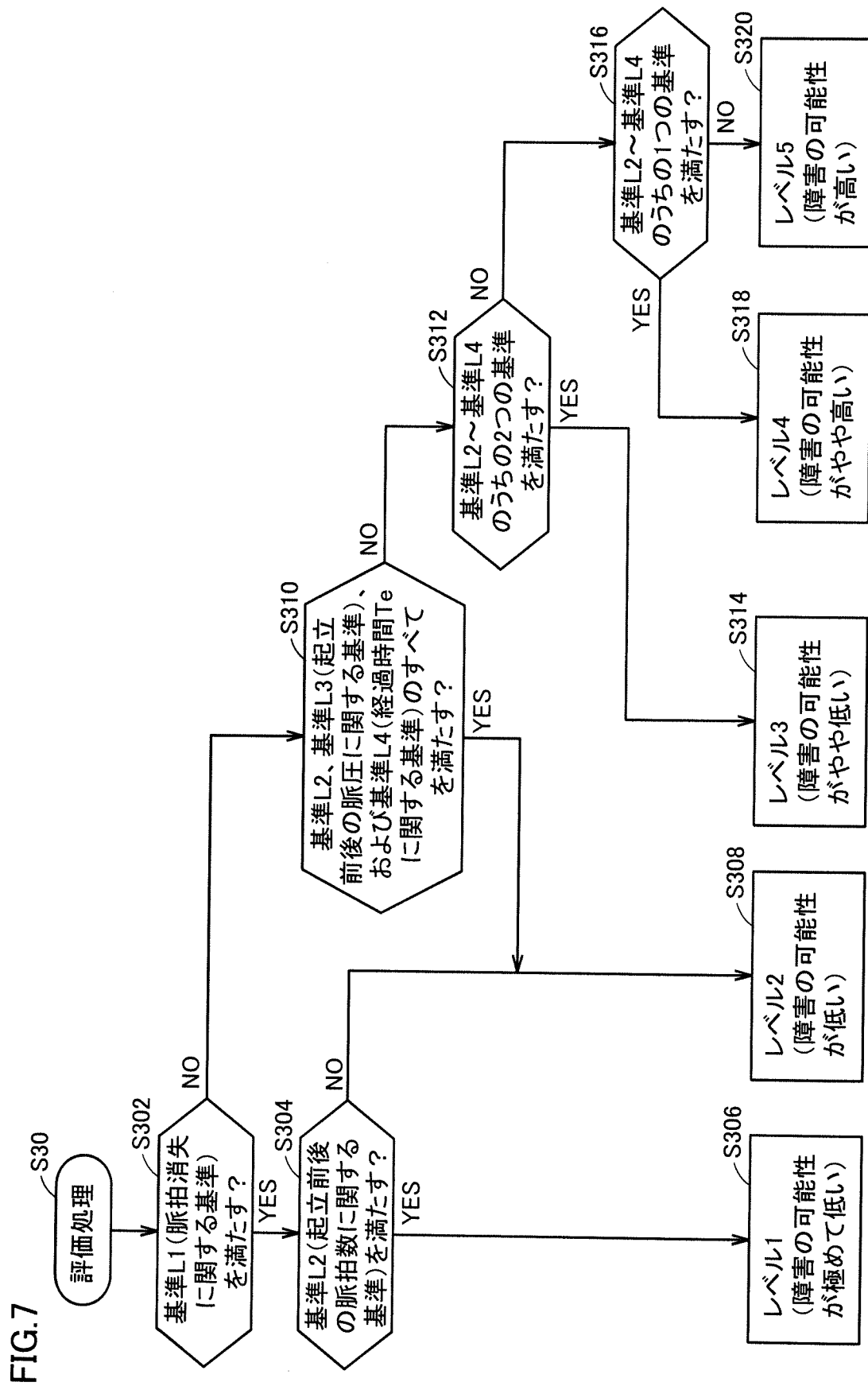


[図6]

FIG.6



[図7]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/045460

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/022 (2006.01) i, A61B5/00 (2006.01) i, A61B5/0225 (2006.01) i, A61B10/00 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/022, A61B5/00, A61B5/0225, A61B10/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-508056 A (HEALTHSTATS INTERNATIONAL PTE LTD.) 05 April 2012 & WO 2010/053446 A1 & EP 2355695 A1 & AU 2009311713 A1 & IL 212493 A & CN 102176860 A & TW 201021761 A & KR 10-2011-0094177 A	1-9
A	JP 2008-99876 A (CROSSWELL CO., LTD.) 01 May 2008 (Family: none)	1-9
A	JP 2006-102265 A (TERUMO CORP.) 20 April 2006 (Family: none)	1-9

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
28 February 2018 (28.02.2018)

Date of mailing of the international search report
13 March 2018 (13.03.2018)

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/022(2006.01)i, A61B5/00(2006.01)i, A61B5/0225(2006.01)i, A61B10/00(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/022, A61B5/00, A61B5/0225, A61B10/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
A	JP 2012-508056 A (ヘルススタツ インターナショナル ピーデーイーイー リミテッド) 2012.04.05, & WO 2010/053446 A1 & EP 2355695 A1 & AU 2009311713 A1 & IL 212493 A & CN 102176860 A & TW 201021761 A & KR 10-2011-0094177 A	1-9
A	JP 2008-99876 A (株式会社クロスウェル) 2008.05.01, (ファミリーなし)	1-9
A	JP 2006-102265 A (テルモ株式会社) 2006.04.20, (ファミリーなし)	1-9

C欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの	「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの	「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)	「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」 同一パテントファミリー文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

28.02.2018

国際調査報告の発送日

13.03.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

湯本 照基

2 Q

9404

電話番号 03-3581-1101 内線 3292