

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2023年6月15日(15.06.2023)

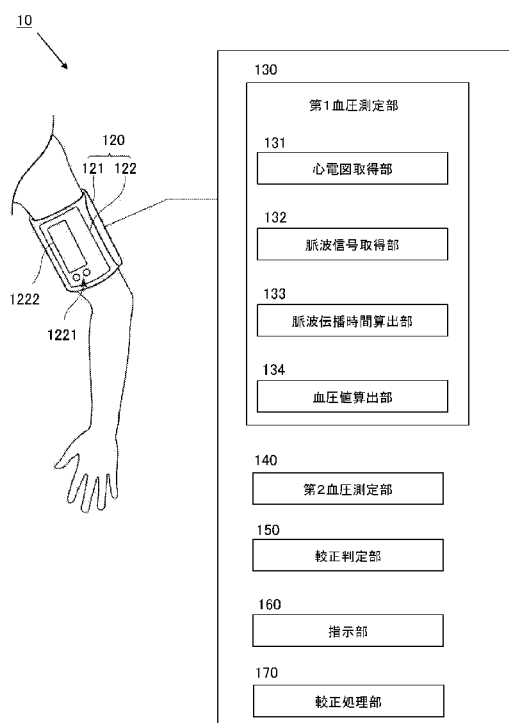


(10) 国際公開番号
WO 2023/106295 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01) A61B 5/33 (2021.01)
A61B 5/02 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2022/044935
- (22) 国際出願日: 2022年12月6日(06.12.2022)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2021-199787 2021年12月9日(09.12.2021) JP
- (71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/
JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 川端 康大 (KAWABATA, Yasuhiro); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 藤井 健司 (FUJII, Kenji); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 松村 直美 (MATSUMURA, Naomi); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 伊藤 晃人 (ITO, Akito); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 阪口 裕暉 (SAKAGUCHI, Yuki); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地

(54) Title: BLOOD-PRESSURE-MEASURING DEVICE AND BLOOD-PRESSURE-MEASURING SYSTEM

(54) 発明の名称: 血圧測定装置及び血圧測定システム



- 130 First blood-pressure-measuring unit
131 ECG acquisition unit
132 Pulse-wave-signal-acquiring unit
133 Pulse-wave-propagation-time-calculating unit
134 Blood-pressure-value-calculating unit
140 Second-blood-pressure-measuring unit
150 Calibration-assessing unit
160 Instructing unit
170 Calibration-processing unit

(57) Abstract: The present invention provides a blood-pressure-measuring device that is characterized in having: a feature amount acquisition unit for acquiring one or more feature amounts relating to estimating the blood pressure value of a human body; a blood-pressure-value-calculating unit for calculating the estimated blood pressure value on the basis of the feature amount; a measured-blood-pressure-value-acquiring unit for acquiring the measured blood pressure value measured by a method other than that for the calculation performed by the blood pressure value calculation unit; a calibra-

WO 2023/106295 A1

地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).
田中 孝英(TANAKA, Takahide); 〒6170002 京
都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロン
ヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 弁理士法人秀和特許事務所 (IP
FIRM SHUWA); 〒1030004 東京都中央区東
日本橋三丁目4番10号 アクロポリス
21ビル8階 Tokyo (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保
護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ,
BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH,
CL, CN, CO, CR, CU, CV, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO,
DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, KE,
KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR,
LS, LU, LY, MA, MD, 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, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA,
UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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, CV, 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, ME, 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:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

tion-assessing unit for assessing whether the feature amount acquired by the feature-amount-acquiring unit deviates from a prescribed reference value, and when the assessment is that there has been a deviation, determining that the measured blood pressure value is to be acquired; and a calibration-processing unit for calibrating, using the measured blood pressure value, an algorithm by which the blood-pressure-value-calculating unit calculates the estimated blood pressure value, the calibration-processing unit modifying the reference value on the basis of the estimated blood pressure value calculated using the feature amount that has deviated from the reference value and the measured blood pressure value acquired by the determination made by the calibration-assessing unit.

(57) 要約: 人体の血圧値の推定に係る一以上の特徴量を取得する特徴量取得部と、前記特徴量に基づいて、推定血圧値を算出する血圧値算出部と、前記血圧値算出部による算出とは異なる方法により測定される実測血圧値を取得する実測血圧値取得部と、前記特徴量取得部が取得した前記特徴量が所定の基準値から逸脱しているか否かを判定するとともに、逸脱したと判定した場合には、前記実測血圧値を取得することを決定する較正判定部と、前記実測血圧値を用いて、前記血圧値算出部による前記推定血圧値の算出アルゴリズムを較正する較正処理部とを有しており、前記較正処理部は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値に基づいて、前記基準値の変更を行うことを特徴とする血圧測定装置。

明 細 書

発明の名称： 血圧測定装置及び血圧測定システム

技術分野

[0001] 本発明は、血圧測定装置及び血圧測定システムに関する。

背景技術

[0002] 従来から、人体の血圧を測定する方法として、非侵襲的に取得できる特徴量に基づいて血圧推定値を算出し、当該推定値をもって血圧の測定を行う技術が知られている。具体的には、例えば、脈波が動脈上の2点間を伝播するのに要する時間である脈波伝播時間（PTT：Pulse Transit Time）と血圧との間に相関関係があることが知られており、このような相関関係に基づいて、非侵襲的に連続血圧測定を行う装置が提案されている（例えば、特許文献1）。

[0003] 特許文献1には、ユーザの被測定部位に巻き付けられるベルト部に、ECG（ElectroCardioGraphic）センサとしての電極と、PPG（PhotoPlethysmoGraphic）センサなどの脈波センサとを設け、心電図の波形特徴点と脈波信号の波形特徴点との時間差に基づいてPTTを算出することにより、血圧測定を行う血圧測定装置が開示されている。このように、電極及び脈波センサがともにベルト部に設けられている構成により、ベルト部をユーザに巻き付けることで電極及び脈波センサをユーザに取り付けることができる。このため、特許文献1に記載の技術によれば、ユーザへの装着が容易であり、非侵襲的な連続的血圧測定を日常的に行うにあたって、ユーザの負荷を大きく低減できる血圧測定装置を提供することができる。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2019-154864号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0005] ところで、特許文献1に記載の技術のように、非侵襲的に取得できる特徴量との相関関係に基づいて血圧測定（推定）を行う場合には、ユーザごと、また、血圧測定のプロセスごとに相関関係が異なるため、適切なタイミング、頻度で正確な血圧値を測定し、これに基づいて血圧推定のためのアルゴリズムを校正することが求められる。特許文献1においても、校正のためにユーザの血圧を測定することが推奨される条件が満たされたか否かを判定し、条件が満たされた場合には血圧測定を指示する情報を出力することが記載されている。
- [0006] 上記のように校正のために正確な血圧値を取得する場合には、オシロメトリック法やコトコフ法によることが考えられるが、カフによる測定部位の圧迫は一般的なユーザによって不快なものである。このため、常時連続的に血圧測定を行う場合において、このような校正用の血圧測定が頻繁に行われるとユーザにとっては負担となる。一方で、特徴量に基づく血圧測定（推定）を行う場合に、信頼できる高精度な測定値（推定値）を算出するためには、連続測定時のユーザの運動状態、環境温度、栄養状態、など様々な使用状況に合わせて、適宜校正を行う必要がある。即ち、ユーザに応じた血圧算出アルゴリズムの校正を行うにあたり、正確な血圧値推定を行うために必要な頻度で、かつそのうえでユーザ負担を最小化する頻度で、校正の実施が行われることが望ましい。
- [0007] しかしながら、実際の使用環境下では、ユーザが意図的に様々な測定条件（運動強度、環境温度、栄養状態など）の変動を試行して、多様な条件下で血圧を実際に測定し、校正を行うことは困難である。また、従来の技術のように予め設定された所定の特徴量の閾値により一律に血圧算出のアルゴリズムの校正が要求されるのであれば、血圧推定の精度が低い（或いは逆に十分な精度が出ている）にも関わらず校正を行うための頻度は変わらないということになる。このため、ユーザ個々の特性、測定条件などに応じて、不必要な血圧測定が行われないように校正の回数を減らす、又は、より精度よく推

定血圧値を算出するために較正の回数を増やす、といったことが実現できない。即ち、適切な頻度で較正を実施することができない、という課題があった。

[0008] 本発明は上記のような事情に鑑み、血圧値の推定に係る特徴量を用いて人体の血圧推定を行う場合において、ユーザに応じて血圧値算出アルゴリズムの較正を行う頻度を最適化することが可能な技術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

[0009] 人体の血圧値の推定に係る一以上の特徴量を取得する特徴量取得部と、前記特徴量に基づいて、推定血圧値を算出する血圧値算出部と、前記血圧値算出部による算出とは異なる方法により測定される実測血圧値、を取得する実測血圧値取得部と、前記特徴量取得部が取得した前記特徴量が所定の基準値から逸脱しているか否かを判定するとともに、逸脱したと判定した場合には、前記実測血圧値を取得することを決定する較正判定部と、前記実測血圧値を用いて、前記血圧値算出部による前記推定血圧値算出のアルゴリズムを較正する較正処理部と、を有しており、前記較正処理部は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値に基づいて、前記基準値の変更を行う、ことを特徴とする、血圧測定装置である。

[0010] なお、ここでいう特徴量には、心電図（ECG：Electrocardiogram）や脈波波形のそれぞれから得られる、変曲点における高さ、変曲点間の傾き、波形における所定箇所の面積などの波形関連データ、PTTや脈波伝達時間（PAT：Pulse Arrival Time）などの複数の波形データに基づいて算出される特徴量、その他心拍に係るデータ、などの生体情報が含まれるが、これに限定されない。例えば、身長、年齢、体重、投薬履歴、等の患者個人の属性に係る情報や、季節、温度といった

環境情報も含まれる。また、「特徴量に基づいて推定血圧値を算出する」とは、特定の一つの特徴量から一の推定値を算出することのみをいうのではなく、複数の特徴量を組み合わせて推定血圧値を算出することも含まれる。

[0011] このように、実測血圧値と推定血圧値とに基づいて較正の要否判定のための基準値が変更されるようになっていれば、ユーザの個々の特性の違いに応じて、血圧値算出アルゴリズムの較正を繰り返して血圧推定の精度を向上させることができるとともに、血圧値算出アルゴリズムの較正を行う頻度を最適化していくことが可能になる。

[0012] また、前記較正処理部は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と、前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値と、の差分が所定の閾値以下である場合には、前記基準値を、前記実測血圧値を取得すると決定される頻度が減少する値に変更するものであってもよい。或いは、前記較正処理部は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と、前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値と、の差分が所定の閾値を超える場合には、前記基準値を、前記実測血圧値を取得すると決定される頻度が増加する値に変更するものであってもよい。

[0013] 較正用の血圧測定が実施された場合に、推定血圧値と実測血圧値との差分が大きければ大きいほど、それまでの血圧推定のアルゴリズムは適切ではなかったということになる。このため、上記のように、推定血圧値と実測血圧値との差分が大きければ、前記特徴量の前記基準値を、較正が行われる頻度が増加するように（例えば、上限閾値として設定しているのであれば、その値を減少させるように）変更すればよい。一方、推定血圧値と実測血圧値との差分が小さく、血圧推定の精度が十分出ているのであれば、ユーザ負担軽減のために、較正が行われる頻度が減少するように（例えば、上限閾値として設定しているのであれば、その値を増加させるように）変更すればよい。このようにすれば、複雑な処理を行うことなく、容易に較正処理を行う回数を最適化していくことが可能になる。

- [0014] また、前記血压測定装置は、出力手段をさらに有しており、前記較正判定部が前記実測血压値を取得することを決定した場合には、前記出力手段から前記実測血压値を取得すべき旨の情報を出力するのであってもよい。なお、ここでいう出力手段は、例えば液晶ディスプレイとすることができるが、LEDライトのような他の表示手段や、スピーカ、振動機構などのような表示手段以外の出力手段としてもよい。このような構成であれば、ユーザは容易に実測血压値を取得する必要があることを認識することができる。
- [0015] また、前記血压測定装置は、前記実測血压値を測定するための血压測定手段をさらに有しており、前記実測血压値取得部は、前記較正判定部が前記実測血压値を取得することを決定した場合には、前記血压測定手段による前記実測血压値の測定を行うことで、前記実測血压値を取得する、ものであってもよい。このように、血压測定手段をさらに有することにより、実測血压値を取得する必要が生じた際に血压値の測定を行うことにより容易に実測血压値を取得することが可能になる。これにより、実測用の他の機器を用いて血压測定する負担、及び、データ入力の負担を軽減することができる。
- [0016] また、前記血压測定装置は、前記実測血压値を測定するための血压測定手段及び操作入力手段をさらに有しており、前記実測血压値取得部は、前記操作入力手段を介して前記実測血压値の測定を指示する入力を受け付けた場合に、前記血压測定手段による前記実測血压値の測定を行うことで、前記実測血压値を取得する、ものであってもよい。
- [0017] これによれば、ユーザの操作によって血压測定手段による血压値の実測が行われるため、ユーザは実測血压値測定の準備を十分に整えたうえで、血压測定を行うことができる。即ち、ユーザの思わぬタイミングや不都合なタイミングで実測血压値の測定が実行されることを防止することができる。
- [0018] また、本発明は、次のような構成を有する血压測定システムとしても捉えることができる。即ち、
- 人体の血压値の推定に係る一以上の特徴量を取得する特徴量取得手段と、
前記特徴量に基づいて、推定血压値を算出する血压値算出手段と、

前記血圧値算出手段による算出とは異なる方法により測定される実測血圧値、を取得する実測血圧値取得手段と、

前記特徴量取得部が取得した前記特徴量が所定の基準値から逸脱しているか否かを判定するとともに、逸脱したと判定した場合には、前記実測血圧値を取得することを決定する較正判定手段と、

前記実測血圧値を用いて、前記血圧値算出部による前記推定血圧値算出のアルゴリズムを較正する較正処理手段と、を有しており、

前記較正処理手段は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値に基づいて、前記基準値の変更を行う、ことを特徴とする、血圧測定システムである。

[0019] このような構成であれば、それぞれの手段が一体として構成されることなく、全体のシステムとして、課題を解決するための機能を提供することができる。このため、ユーザが所持、使用する機器の機能を絞り込むなど、柔軟な方法でユーザの負担軽減を図ることができる。

[0020] また、前記血圧測定システムは、

少なくとも前記特徴量を検出する一以上のセンサを備える計測機器と、少なくとも前記較正処理手段を備える情報処理装置と、を含んで構成されるものであってもよい。

[0021] このような構成であれば、複雑な演算処理を行う構成処理手段を、別体の情報処理専用の端末とすることができ、ユーザが使用する計測機器と遠隔した場所に設置されたサーバなどと通信を行うことによって、個々のユーザの計測機器のアルゴリズムを較正することが可能なクラウドシステムを構築することも可能になる。

[0022] また、前記計測機器は、前記実測血圧値を測定するための血圧測定手段をさらに備えるものであってもよい。また、前記計測機器は、前記人体に恒常的に装着可能なウェアラブルデバイスであってもよい。本発明は、このような構成のシステムを用いて非侵襲的な連続的血圧測定を日常的に行うのに、

好適である。

[0023] なお、上記構成及び処理の各々は技術的な矛盾が生じない限り互いに組み合わせて本発明を構成することができる。

発明の効果

[0024] 本発明によれば、血圧値の推定に係る特徴量を用いて人体の血圧推定を行う場合において、ユーザに応じて血圧値算出アルゴリズムの較正を行う頻度を最適化することが可能な技術を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0025] [図1]図1は、本発明の実施形態1に係る血圧測定装置を示す概略図である。
[図2]図2は、実施形態1に係る血圧測定装置の外観を例示する第1の図である。
[図3]図3は、実施形態1に係る血圧測定装置の外観を例示する第2の図である。
[図4]図4は、実施形態1に係る血圧測定装置の断面を例示する図である。
[図5]図5は、実施形態1に係る血圧測定装置の制御系のハードウェア構成を例示するブロック図である。
[図6]図6は、実施形態1に係る血圧測定装置のソフトウェア構成を例示するブロック図である。
[図7]図7は、実施形態1に係る血圧測定装置による処理の流れの一例を示すフローチャートである。
[図8]図8は、本発明の実施形態2に係る血圧測定システムを示す概略図である。
[図9]図9は、実施形態2に係る血圧測定システムの各要素の機能構成の概略を示すブロック図である。
[図10]図10は、本発明の実施形態3に係る血圧測定システムを示す概略図である。
[図11]図11は、実施形態3に係る血圧測定システムの各要素の機能構成の概略を示すブロック図である。

発明を実施するための形態

[0026] <実施形態 1>

以下、本発明の具体的な実施形態について図面に基づいて説明する。ただし、以下の実施形態に記載されている構成の寸法、材質、形状、その相對配置などは、特に記載がない限りは、この発明の範囲をそれらのみに限定する趣旨のものではない。

[0027] (概要)

図 1 は、一実施形態に係る血圧測定装置 10 を例示する概略図である。血圧測定装置 10 は、ウェアラブルデバイスであり、ユーザの被測定部位としての上腕に装着される。血圧測定装置 10 は、概略として、ベルト部 120、第 1 血圧測定部 130、第 2 血圧測定部 140、較正判定部 150、指示部 160、及び較正処理部 170 を備える構成となっている。

[0028] ベルト部 120 は、ベルト 121 及び本体 122 を備える。ベルト 121 は、上腕を取り巻いて装着される帯状の部材を指し、バンド又はカフなどの別の名称で呼ばれることもある。ベルト 121 は、内周面及び外周面を有する。内周面は、ユーザが血圧測定装置 10 を装着した状態（以下では、単に「装着状態」と称する）でユーザの上腕に接する表面であり、外周面は、内周面の反対側の表面である。

[0029] 本体 122 は、ベルト 121 に取り付けられている。本体 122 は、操作部 1221 及び表示部 1222 とともに、後述する制御部 1501（図 5 に示される）などの構成要素を収容する。操作部 1221 は、ユーザが血圧測定装置 10 に対する指示を入力することを可能にする入力装置である。図 1 の例では、操作部 1221 は複数のプッシュ式ボタンを含む。表示部 1222 は、血圧測定の実行を促すメッセージや血圧測定結果などの情報を表示する表示装置である。表示装置としては、例えば、液晶表示装置（LCD）又は OLED（Organic Light Emitting Diode）ディスプレイを使用することができる。表示装置及び入力装置を兼ねたタッチスクリーンが使用されてもよい。本体 122 には、スピーカ又は圧電サ

ウングなどの発音体が設けられていてもよい。また、本体122には、ユーザが音声で指示を入力することができるように、マイクロフォンが設けられていてもよい。

[0030] 第1 血压測定部130は、ユーザの脈波伝播時間を非侵襲的に測定し、測定した脈波伝播時間（PTT）に基づいて血压値を算出する。以下では、このように脈波伝播時間に基づいて算出される血压値を推定血压値とも称する。第1 血压測定部130は、一心拍ごとの血压値を得る連続血压測定を行うことができる。

[0031] 第2 血压測定部140は、第1 血压測定部130とは異なる方式で血压測定を行う。具体的には、第2 血压測定部140は、例えばオシロメトリック法又はコロトコフ法により、特定のタイミングで、例えばユーザによる操作に応答して、血压測定を行う。第2 血压測定部140は、連続血压測定を行うことはできないが、第1 血压測定部130よりも正確に血压を測定することができる。以下では、第2 血压測定部140によって測定される血压値を実測血压値とも称する。

[0032] 第1 血压測定部130は、心電図取得部131、脈波信号取得部132、脈波伝播時間算出部133、及び血压値算出部134の各機能モジュールを備えている。

[0033] 心電図取得部131は、複数の電極を備え、これらの電極を用いてユーザの心電図（ECG）を取得する。心電図は、心臓の電氣的活動を表す。電極はベルト部120に設けられている。例えば、電極はベルト121の内周面に配置されており、それにより、装着状態で電極がユーザの上腕の皮膚に接するようになっている。

[0034] 脈波信号取得部132は、脈波センサを備え、脈波センサを用いてユーザの脈波を表す脈波信号を取得する。脈波センサはベルト部120に設けられている。例えば、脈波センサはベルト121の内周面に配置されており、それにより、装着状態で脈波センサがユーザの上腕の皮膚に接するようになっている。なお、後述する電波法に基づく脈波センサなどのいくつかのタイプ

の脈波センサでは、装着状態でユーザの上腕の皮膚に接する必要はない。

[0035] 脈波伝播時間算出部133は、心電図取得部131により取得された心電図の波形特徴点と脈波信号取得部132により取得された脈波信号の波形特徴点との間の時間差に基づいて脈波伝播時間を算出する。例えば、脈波伝播時間算出部133は、心電図の波形特徴点と脈波信号の波形特徴点との間の時間差を算出し、算出した時間差を脈波伝播時間として出力する。本実施形態では、脈波伝播時間は、心臓から上腕（具体的には脈波センサが配置される位置）まで脈波が動脈を伝播するのに要した時間に相当する。

[0036] 血圧値算出部134は、脈波伝播時間算出部133により算出された脈波伝播時間と血圧算出式とに基づいて血圧値を算出する。血圧算出式は、脈波伝播時間と血圧との間の相関関係を表す関係式である。血圧算出式の一例を下記に示す。

$$SBP = A_1 / PTT^2 + A_2 \quad \dots (1)$$

ここで、SBPは収縮期血圧を表し、PTTは脈波伝播時間を表し、 A_1 、 A_2 はパラメータである。

[0037] 脈波伝播時間算出部133は一心拍ごとの脈波伝播時間を算出することができ、したがって、血圧値算出部134は一心拍ごとの血圧値を算出することができる。

[0038] 較正判定部150は、第1血圧測定部130により取得される所定の特徴量（例えば、本実施形態においてはPTT）をモニタし、特徴量が所定の基準値（例えば上下限閾値）を逸脱したか否かを判定する。そして、特徴量が所定の基準値を逸脱していると判定した場合には、ユーザの実測血圧値を取得することを決定する。

[0039] 指示部160は、較正判定部150が実測血圧値を取得することを決定した場合に、第2血圧測定部140による血圧測定の実行を指示する情報を出力する。例えば、指示部160は、発音体を通じて通知音（例えばメロディ）を出力するとともに、「血圧測定を実行してください」というメッセージを表示部1222に表示させる。ユーザが指示部160からの指示に応答し

て所定のボタンを押すと、第2 血压測定部 140 による血压測定が実行される。第2 血压測定部 140 による血压測定については後述する。

[0040] 較正処理部 170 は、第2 血压測定部 140 によって計測された実測血压値に基づいて、上記血压算出式 (1) の較正を行う。上記血压算出式によって表される脈波伝播時間と血压との間の相関関係は、個々のユーザごとに異なるため、ユーザに関して血压算出式の較正を行う必要がある。血压算出式の較正 (具体的には、パラメータ A_1 、 A_2 の決定) は、第2 血压測定部 140 により得られた実測血压値に基づいて行われる。血压算出式の較正についての詳細は後述する。

[0041] 以上のように、血压測定装置 10 では、心電図を取得するために使用される複数の電極及び脈波信号を取得するために使用される脈波センサがともにベルト部 120 に設けられている。これにより、単にベルト部 120 を上腕に巻き付けることで、電極及び脈波センサをユーザに取り付けることが可能になる。このため、ユーザへの装着が容易であり、血压測定装置 10 の装着に対するユーザの拒否感を低減することができる。

[0042] さらに、心電図の波形特徴点と上腕に関する脈波信号の波形特徴点との間の時間差が脈波伝播時間として算出される。血压測定装置 10 で得られる脈波伝播時間は、上腕中の 2 点間に関して脈波伝播時間を測定する場合と比較して大きい値になる。言い換えると、より長い脈波伝播距離が確保される。このため、心電図の波形特徴点と脈波信号の波形特徴点との間の時間差を算出する際に生じた誤差の脈波伝播時間への影響が小さくなり、脈波伝播時間を正確に測定することができる。その結果、脈波伝播時間に基づく血压測定により得られる血压値の信頼性が向上する。

[0043] (構成例)

以下では、血压測定装置 10 について、より具体的に説明する。

図 2 から図 6 を参照して、本実施形態に係る血压測定装置 10 の構成の一例を説明する。図 2 及び図 3 は、血压測定装置 10 の外観を例示する平面図である。具体的には、図 2 は、ベルト 121 を展開した状態でベルト 121

の外周面1211側から見た血圧測定装置10を示し、図3は、ベルト121を展開した状態でベルト121の内周面1212側から見た血圧測定装置10を示している。図4は、装着状態での血圧測定装置10の断面を示している。

[0044] ベルト121は、ベルト121を上腕に着脱可能にする装着部材を備える。図2及び図3に示される例では、装着部材は、多数のループを有するループ面1213と複数のフックを有するフック面1214とを有する面ファスナである。ループ面1213は、ベルト121の外周面1211上であってベルト121の長手方向の端部1215Aに配置されている。長手方向は、装着状態で上腕の周方向に対応する。フック面1214は、ベルト121の内周面1212上であってベルト121の長手方向の端部1215Bに配置されている。端部1215Bは、ベルト121の長手方向において端部1215Aと対向する。ループ面1213及びフック面1214を互いに押し付けると、ループ面1213及びフック面1214が結合する。また、ループ面1213及びフック面1214を互いに離れるように引っ張ることで、ループ面1213及びフック面1214が分離する。

[0045] 図3に示されるように、ベルト121の内周面1212には、心電図を測定するための電極群1311が配置されている。図3の例では、電極群1311は、ベルト121の長手方向に一定間隔で整列した6つの電極1312を有する。電極1312間の間隔は、例えば、想定する最も腕の細いユーザの上腕周長の四分の一に設定される。この配置では、図4に示されるように、想定する最も腕の細いユーザについて、装着状態で6つの電極1312のうち4つが上腕UAに接し、上腕の周上において等間隔に位置し、残り2つの電極1312はベルト121の外周面に接する。図4において、上腕骨UAB及び上腕動脈UAAが示されている。想定する最も腕の太いユーザについては、装着状態で6つすべての電極1312が上腕UAに接する。

[0046] なお、電極1312の数は、6つに限らず、2~5又は7以上であってよい。2つ又は3つの電極1312が上腕に接する場合には、装着状態によっ

ては心電図をうまく測定できないことがある。心電図をうまく測定できない場合には、表示部1222にメッセージを表示するなどして、ユーザに血圧測定装置10を装着し直してもらう必要がある。心電図を測定できない事態を回避するために、装着状態で少なくとも4つの電極1312が上腕に接することが望まれる。

[0047] 装着状態で電極1312が心臓の近くに位置するほど、電極1312を用いて得られる、心臓の電氣的活動を表す信号が大きくなり、すなわち、信号対雑音比(SN比)が高くなる。好ましくは、図3に示されるように、電極1312はベルト121の中枢側部分1217Aに配置される。中枢側部分1217Aは、装着状態で中心線1216よりも中枢側(肩側)に位置する部分である。より好ましくは、電極1312はベルト121の中枢側端部1218Aに配置される。中枢側端部1218Aは、装着状態で中枢側に位置する端部であり、中枢側端部1218Aの幅は、例えば、ベルト121の全幅の3分の1である。

[0048] ベルト121の内周面1212には、脈波を測定するための脈波センサ1321のセンサ部1322がさらに配置されている。図3の例では、センサ部1322は、上腕に通電するための1対の電極1323A、1323Dと、電圧を検出するための1対の電極1323B、1323Cと、を含む。電極1323A、1323B、1323C、1323Dは、この順番にベルト121の幅方向に配列されている。ベルト121の幅方向は、装着状態で上腕動脈UAAに沿う方向である。

[0049] また、装着状態でセンサ部1322が心臓から遠くに位置するほど、脈波伝播距離が長くなり、脈波伝播時間の測定値が大きくなる。このため、心電図の波形特徴点と脈波信号の波形特徴点との間の時間差を算出する際に生じた誤差が脈波伝播時間に対して相対的に小さくなり、脈波伝播時間を正確に測定できるようになる。好ましくは、センサ部1322はベルト121の末梢側部分1217Bに配置される。末梢側部分1217Bは、装着状態で中心線1216よりも末梢側(肘側)に位置する部分である。より好ましくは

、センサ部1322はベルト121の末梢側端部1218Cに配置される。末梢側端部1218Cは、装着状態で末梢側に位置する端部であり、末梢側端部1218Cの幅は、例えば、ベルト121の全幅の3分の1である。中枢側端部1218Aと末梢側端部1218Cとの間の部分は中間部1218Bと称する。

[0050] 図4に示されるように、ベルト121は、内布1210A、外布1210B、及び内布1210Aと外布1210Bとの間に設けられた押圧カフ1401を含む。押圧カフ1401は、上腕を取り囲むことができるように、ベルト121の長手方向に長い帯状体である。例えば、押圧カフ1401は、伸縮可能な2枚のポリウレタンシートを厚さ方向に対向させ、それらの周縁部を溶着して、流体袋として構成されている。電極群1311及びセンサ部1322は、装着状態で押圧カフ1401と上腕UAとの間に位置するように内布1210Aに設けられている。

[0051] 図5は、本実施形態に係る血圧測定装置10の制御系のハードウェア構成の一例を例示する。図5の例では、本体122には、上述した操作部1221及び表示部1222に加えて、制御部1501、記憶部1505、電池1506、スイッチ回路1313、減算回路1314、アナログフロントエンド(AFE)1315、圧力センサ1402、ポンプ1403、弁1404、発振回路1405、及びポンプ駆動回路1406が搭載されている。脈波センサ1321は、上述したセンサ部1322に加えて、通電及び電圧検出回路1324を備える。この例では、通電及び電圧検出回路1324は、ベルト121に搭載されている。

[0052] 制御部1501は、CPU(Central Processing Unit)1502、RAM(Random Access Memory)1503、ROM(Read Only Memory)1504などを含み、情報処理に応じて各構成要素の制御を行う。記憶部1505は、例えば、ハードディスクドライブ(HDD)、半導体メモリ(例えばフラッシュメモリ)などの補助記憶装置であり、制御部1501で実行されるプログラム

(例えば脈波伝播時間測定プログラム及び血圧測定プログラムを含む)、プログラムを実行するために必要な設定データ、血圧測定結果などを不揮発的に記憶する。記憶部1505が備える記憶媒体は、コンピュータその他装置、機械等が記録されたプログラムなどの情報を読み取り可能なように、当該プログラムなどの情報を、電氣的、磁氣的、光学的、機械的又は化学的作用によって蓄積する媒体である。なお、プログラムの一部又は全部は、ROM1504に記憶されていてもよい。

[0053] 電池1506は、制御部1501などの構成要素に電力を供給する。電池1506は、例えば、充電可能なバッテリーである。

[0054] 電極群1311に含まれる電極1312はそれぞれ、スイッチ回路1313の入力端子に接続されている。スイッチ回路1313の2つの出力端子はそれぞれ、減算回路1314の2つの入力端子に接続されている。スイッチ回路1313は、制御部1501からスイッチ信号を受け取り、スイッチ信号により指定される2つの電極1312を減算回路1314に接続する。減算回路1314は、一方の入力端子から入力された電位から他方の入力端子から入力された電位を減算する。減算回路1314は、接続された2つの電極1312間の電位差を表す電位差信号をAFE1315へ出力する。減算回路1314は、例えば計装アンプである。AFE1315は、例えば、ローパスフィルタ(LPF)、増幅器、及びアナログデジタル変換器を含む。電位差信号は、LPFで濾波され、増幅器で増幅され、アナログデジタル変換器でデジタル信号に変換される。デジタル信号に変換された電位差信号は、制御部1501へ与えられる。制御部1501は、AFE1315から時系列で出力される電位差信号を心電図として取得する。

[0055] 通電及び電圧検出回路1324は、電極1323A、1323D間に高周波定電流を流す。例えば、電流の周波数は50kHzであり、電流値は1mAである。通電及び電圧検出回路1324は、電極1323A、1323D間に通電した状態で、電極1323B、1323C間の電圧を検出し、検出信号を生成する。検出信号は、電極1323B、1323Cが対向する動脈

の部分で伝播する脈波による電気インピーダンスの変化を表す。通電及び電圧検出回路1324は、検出信号に対して整流、増幅、濾波及びアナログデジタル変換を含む信号処理を施し、検出信号を制御部1501に与える。制御部1501は、通電及び電圧検出回路1324から時系列で出力される検出信号を脈波信号として取得する。

[0056] 圧力センサ1402は配管を介して押圧カフ1401に接続され、ポンプ1403及び弁1404は配管を介して押圧カフ1401に接続されている。なお、これらの配管は共通の1つの配管であってもよいし、別個の配管であってもよい。ポンプ1403は、例えば圧電ポンプであり、押圧カフ1401内の圧力を高めるために、配管を通して押圧カフ1401に流体としての空気を供給する。弁1404は、ポンプ1403に搭載され、ポンプ1403の動作状態（オン／オフ）に伴って開閉が制御される構成となっている。具体的には、ポンプ1403がオンされると弁1404は閉状態となり、ポンプ1403がオフされると弁1404は開状態となる。弁1404が開状態であるときには、押圧カフ1401は大気と連通し、押圧カフ1401内の空気が大気中へ排出される。なお、弁1404は、逆止弁の機能を有し、空気が逆流することがない。ポンプ駆動回路1406は、制御部1501から受け取る制御信号に基づいてポンプ1403を駆動する。

[0057] 圧力センサ1402は、押圧カフ1401内の圧力（カフ圧とも称する）を検出し、カフ圧を表す電気信号を生成する。カフ圧は、例えば、大気圧を基準とした圧力である。圧力センサ1402は、例えばピエゾ抵抗式圧力センサである。発振回路1405は、圧力センサ1402からの電気信号に基づいて発振して、電気信号に応じた周波数を有する周波数信号を制御部1501に出力する。この例では、圧力センサ1402の出力は、押圧カフ1401の圧力を制御するために、及び、オシロメトリック法によって血圧値（収縮期血圧及び拡張期血圧を含む）を算出するために用いられる。

[0058] 押圧カフ1401は、電極1312又は脈波センサ1321のセンサ部1322と上腕UAとの接触状態を調整するために使用されてもよい。例えば

、脈波伝播時間に基づく血圧測定の実行時には、押圧カフ1401はある程度の空気が收容された状態に保たれる。これにより、電極1312及び脈波センサ1321のセンサ部1322が上腕UAに確実に接触するようになる。

[0059] 図2から図5に示される例では、電極群1311、スイッチ回路1313、減算回路1314、及びAFE1315が、図1に示した第1血圧測定部130の心電図取得部131に相当し、脈波センサ1321（電極1323並びに通電及び電圧検出回路1324）が第1血圧測定部130の脈波信号取得部132に相当する。また、押圧カフ1401、圧力センサ1402、ポンプ1403、弁1404、発振回路1405、ポンプ駆動回路1406が第2血圧測定部140に相当する。

[0060] なお、血圧測定装置10の具体的なハードウェア構成に関して、実施形態に応じて、適宜、構成要素の省略、置換及び追加が可能である。例えば、制御部1501は、複数のプロセッサを含んでもよい。血圧測定装置10は、ユーザの携帯端末（例えばスマートフォン）などの外部装置と通信するための通信部1507を備えていてもよい。通信部1507は、有線通信モジュール及び／又は無線通信モジュールを含む。無線通信方式として、例えば、Bluetooth（登録商標）、BLE（Bluetooth Low Energy）などを採用することができる。

[0061] 図6は、本実施形態に係る血圧測定装置10のソフトウェア構成の一例を例示する。図6の例では、血圧測定装置10は、心電図測定制御部1601、心電図記憶部1602、脈波測定制御部1603、脈波信号記憶部1604、脈波伝播時間算出部133、血圧値算出部134、血圧算出式記憶部1605、推定血圧値記憶部1606、較正判定部150、指示部160、血圧測定制御部1608、実測血圧値記憶部1609、表示制御部1607、指示入力部1610、較正処理部170、及び較正判定基準値記憶部1611を備える。心電図測定制御部1601、脈波測定制御部1603、脈波伝播時間算出部133、血圧値算出部134、較正判定部150、指示部16

0、血圧測定制御部1608、表示制御部1607、指示入力部1610、及び校正処理部170は、血圧測定装置10の制御部1501が記憶部1505に記憶されたプログラムを実行することによって下記の処理を実行する。制御部1501がプログラムを実行する際は、制御部1501は、プログラムをRAM1503に展開する。そして、制御部1501は、RAM1503に展開されたプログラムをCPU1502により解釈及び実行して、各構成要素を制御する。心電図記憶部1602、脈波信号記憶部1604、血圧算出式記憶部1605、推定血圧値記憶部1606、実測血圧値記憶部1609、及び校正判定基準値記憶部1611は、記憶部1505により実現される。

[0062] 心電図測定制御部1601は、心電図を取得するためにスイッチ回路1313を制御する。具体的には、心電図測定制御部1601は、6つの電極1312のうちの2つの電極1312を選択するためのスイッチ信号を生成し、このスイッチ信号をスイッチ回路1313に与える。心電図測定制御部1601は、選択した2つの電極1312を用いて得られた電位差信号を取得し、取得された電位差信号の時系列データを心電図として心電図記憶部1602に記憶させる。

[0063] ユーザが血圧測定装置10を上腕に装着した際には、心電図測定制御部1601は、心電図を取得するのに最適な電極対を決定する。例えば、心電図測定制御部1601は、全ての電極対それぞれについて心電図を取得し、R波の振幅が最も大きい心電図を提供する電極対を最適な電極対として決定する。その後は、心電図測定制御部1601は、最適な電極対を用いて心電図を測定する。

[0064] 脈波測定制御部1603は、脈波信号を取得するために通電及び電圧検出回路1324を制御する。具体的には、脈波測定制御部1603は、電極1323A、D間に電流を流すよう通電及び電圧検出回路1324に指示し、電極1323A、D間に電流を流した状態で検出された電極1323B、1323C間の電圧を示す検出信号を取得する。脈波測定制御部1603は、

検出信号の時系列データを脈波信号として脈波信号記憶部1604に記憶させる。

[0065] 脈波伝播時間算出部133は、心電図記憶部1602から心電図を読み出し、脈波信号記憶部1604から脈波信号を読み出し、心電図の波形特徴点と脈波信号の波形特徴点との間の時間差に基づいて脈波伝播時間を算出する。例えば、脈波伝播時間算出部133は、心電図からR波に対応するピーク点の時間（時刻）を検出し、脈波信号から立ち上がり点の時間（時刻）を検出し、立ち上がり点の時間からピーク点の時間を引いた差を脈波伝播時間として算出する。

[0066] なお、脈波伝播時間算出部133は、前駆出期（PEP：Pre Ejection Period）に基づいて上記の時間差を補正し、補正後の時間差を脈波伝播時間として出力してもよい。例えば、前駆出期が一定であるとみなし、脈波伝播時間算出部133は、上記の時間差から所定値を引くことで脈波伝播時間を算出してもよい。

[0067] R波に対応するピーク点は、心電図の波形特徴点の一例である。心電図の波形特徴点は、Q波に対応するピーク点であってもよく、S波に対応するピーク点であってもよい。R波はQ波又はS波と比べてはっきりとしたピークとして現れるので、R波ピーク点の時間はより正確に特定することができる。このため、好ましくは、R波ピーク点が心電図の波形特徴点として使用される。また、立ち上がり点は、脈波信号の波形特徴点の一例である。脈波信号の波形特徴点は、ピーク点であってもよい。脈波信号は緩やかに時間変化するため、脈波信号において波形特徴点の時間を特定する際に誤差が生じやすい。

[0068] 図6を参照すると、血圧値算出部134は、脈波伝播時間算出部133により算出された脈波伝播時間と血圧算出式とに基づいて推定血圧値を算出する。血圧値算出部134は、血圧算出式記憶部1605に格納されている血圧値算出のためのアルゴリズム（具体的には例えば上記の式（1））を、血圧算出式として使用する。血圧値算出部134は、算出した血圧値を時間情

報に関連付けて推定血圧値記憶部1606に記憶させる。

[0069] なお、血圧算出式は上記の式(1)に限らない。血圧算出式は、例えば、下記の式であってもよい。

$$SBP = B_1 / PTT^2 + B_2 / PTT + B_3 \times PTT + B_4 \quad \dots (2)$$

ここで、 B_1 、 B_2 、 B_3 、 B_4 はパラメータである。

[0070] 較正判定部150は、血圧推定に関する所定の特徴量、例えば脈波伝播時間算出部133により算出された脈波伝播時間、及び、較正判定基準値記憶部1611に記憶されている当該特徴量についての所定の基準値に基づいて、ユーザの血圧を測定することが推奨される条件が満たされたか否かを判定する。装置の使用開始時に血圧算出式の較正を行っていた場合であっても、推定血圧値算出に関する特徴量が所定の基準値(上下限閾値)を逸脱するような状況においては、算出される推定血圧値の精度が低くなることも考えられる。このため、そのような場合には、第2血圧測定部140による正確な血圧測定の実行を行い、実測血圧値と比較することで、推定血圧値の精度を確認するとともに、その精度が低い(即ち、実測血圧値と推定血圧値との差分が大きい)場合には、血圧算出式の較正を行うことが望ましい。

[0071] なお、他の一例として、較正判定部150は、所定の特徴量として、血圧変化率が閾値を超えたか否かを判定するのであってよい。血圧変化率は、例えば、単位時間における血圧値の変化量である。具体的には、較正判定部150は、最新の血圧値から単位時間前の血圧値を引いた差が閾値を超えたか否かを判定する。最新の収縮期血圧の値を SBP_0 、単位時間前の収縮期血圧の値を SBP_1 、閾値を V_{th} とすると、較正判定部150は、 $SBP_0 - SBP_1 > V_{th}$ の条件式が満たされるか否かを判定する。単位時間は例えば30秒であり、閾値は例えば20 [mmHg]である。最新の脈波伝播時間の値を PTT_0 、単位時間前の脈波伝播時間の値を PTT_1 とすると、上記の条件式は、式(1)を用いて変形すると、 $A_1 (1 / PTT_0^2 - 1 / PTT_1^2) > V_{th}$ となる。

[0072] 即ち、較正判定部150は、脈波伝播時間そのものを使用してもよく、脈

波伝播時間に基づいて算出された血圧値を使用してもよい。なお、較正判定部150は、最新の血圧値から所定心拍数前（例えば30拍前）の血圧値を引いた差が閾値を超えたか否かを判定してもよい。他の例では、較正判定部150は、最新の収縮期血圧の値が閾値（例えば150 [mmHg]）を超えたか否かを判定する。この閾値は、固定であってもよく、可変であってもよい。例えば、ユーザの平均血圧が高いほど、閾値は高い値に設定される。

[0073] 指示部160は、較正判定部150が実測血圧値を取得することを決定した場合に、第2血圧測定部140による血圧測定の実行を指示する情報を入力する。例えば、指示部160は、血圧測定の実行を促すメッセージを表示部1222に表示させるよう表示制御部1607に指示信号を与える。さらに、指示部160は、通知音を発生させるために、発音体を駆動する駆動回路を制御する制御信号を入力する。なお、指示部160は、通信部1507を介してユーザの携帯端末に指示信号を送信し、それにより、携帯端末を通じて血圧測定の実行をユーザに促すようにしてもよい。

[0074] 指示入力部1610は、操作部1221を用いてユーザから入力された指示を受け付ける。例えば、血圧測定の実行を指示する操作がなされると、指示入力部1610は、血圧測定の開始指示を血圧測定制御部1608に与える。なお、指示入力部1610及び操作部1221が、本発明に係る操作入力手段に相当する。

[0075] 血圧測定制御部1608は、血圧測定を実行するためにポンプ駆動回路1406を制御する。血圧測定制御部1608は、指示入力部1610からの血圧測定の開始指示を受けると、ポンプ駆動回路1406を介してポンプ1403を駆動する。それにより、押圧カフ1401への空気の供給が開始される。押圧カフ1401が膨張し、それによりユーザの上腕が圧迫される。血圧測定制御部1608は、圧力センサ1402を用いてカフ圧をモニターする。血圧測定制御部1608は、押圧カフ1401に空気を供給する加圧過程において、圧力センサ1402から出力される圧力信号に基づいて、オシロメトリック法により血圧値を算出する。血圧値は、収縮期血圧（SBP）

及び拡張期血圧（DBP）を含むが、これに限定されない。血圧測定制御部 1608 は、算出した血圧値を時間情報に関連付けて実測血圧値記憶部 1609 に記憶させる。血圧測定制御部 1608 は、血圧値と同時に脈拍数を算出することができる。血圧測定制御部 1608 は、血圧値の算出が完了すると、ポンプ駆動回路 1406 を介してポンプ 1403 を停止する。それにより、押圧カフ 1401 から弁 1404 を通じて空気が排気される。

[0076] 表示制御部 1607 は、表示部 1222 を制御する。例えば、表示制御部 1607 は、指示部 160 からの指示信号を受け取り、指示信号に含まれるメッセージを表示部 1222 に表示させる。また、表示制御部 1607 は、血圧測定制御部 1608 による血圧測定が完了した後に血圧測定結果を表示部 1222 に表示させる。

[0077] 較正処理部 170 は、血圧値算出部 134 により得られた推定血圧値と血圧測定制御部 1608 により得られた実測血圧値とに基づいて、血圧算出式の較正を行う。なお、この他にも、較正処理部 170 による血圧算出式の較正は、例えば、ユーザが血圧測定装置 10 を装着したときに初期設定として実行されるようになっていてもよい。脈波伝播時間と血圧値との間の相関関係は、個人ごとに異なる。また、相関関係は、血圧測定装置 10 がユーザの上腕に装着された状態に応じて変化する。例えば、同じユーザであっても、血圧測定装置 10 がより肩側に配置されたときと血圧測定装置 10 がより肘側に配置されたときとで相関関係は変化する。このような相関関係の変化を反映するために、血圧算出式の較正が行われる。

[0078] 較正処理部 170 は、また、較正判定基準値記憶部 1611 に記憶されている基準値の変更も行う。具体的には、例えば、較正判定部 150 が実測血圧値を取得することを決定した際の推定血圧値と、実測血圧値との差分を算出し、当該差分が大きければ、較正を行う頻度が増加するように基準値を変更し、差分が小さければ、較正を行う頻度が減少するように基準値を変更する。

[0079] なお、本実施形態では、血圧測定装置 10 の機能がいずれも汎用のプロセ

ッサによって実現される例について説明している。しかしながら、機能の一部又は全部が1又は複数の専用のプロセッサにより実現されてもよい。

[0080] (動作例)

続けて、図7に基づいて、本実施形態に係る血圧測定装置10の動作例を説明する。図7は、血圧測定装置10によって行われる処理の流れの一例を示すフローチャートである。まず、ユーザが血圧測定装置10を最初に使用する際には、血圧算出式の初回較正が実行される(S101)。この処理では、制御部1501は、較正処理部170として動作する。血圧算出式に含まれるパラメータの数をNとすると、脈波伝播時間の測定値と血圧の測定値との組がN組以上必要となる。上記の血圧算出式(1)は2つのパラメータ A_1 、 A_2 を有する。この場合、例えば、制御部1501は、ユーザの安静時に、脈波伝播時間の測定値及び血圧の測定値の組を取得し、続いて、ユーザに運動を行わせ、運動後に脈波伝播時間の測定値及び血圧の測定値の組を取得する。これにより、脈波伝播時間の測定値と血圧の測定値との組が2組取得される。制御部1501は、取得された脈波伝播時間の測定値と血圧の測定値との2つの組に基づいてパラメータ A_1 、 A_2 を決定する。

[0081] これに続けてさらに、実測血圧値取得の要否判定のための基準値の設定も行われる(S102)。この際の基準値は、決定されたパラメータ A_1 、 A_2 に応じて算出されるのであってもよいし、汎用の基準値を設定しておくのであってもよい。ここで設定された基準値は較正判定基準値記憶部1611に記憶される。

[0082] 初回較正が終了した後に、脈波伝播時間に基づく血圧測定(推定)が実行可能となり、所定の終了条件を満たすまで、以下のループ処理L1を繰り返すことによって、連続的・非侵襲的な血圧測定が実行される。

[0083] ループ処理L1では、以下のような処理が繰り返し実行される。まず、制御部1501は、推定血圧値算出のために脈波伝播時間を連続的に算出する(S103)。さらに、算出された脈波伝播時間と、血圧算出式記憶部に記憶されている血圧算出式とに基づいて、推定血圧値を算出する(S104)

。そして、次に算出した脈波伝播時間が、較正判定基準値記憶部1611に記憶されている基準値を逸脱するか否かを判定する処理を行う（S105）。基準値は例えば、脈波伝播時間の上限閾値であってもよいし、下限閾値であってもよい。また、所定の数値範囲を規定する上下限閾値であってもよい。即ち、ステップS105では、基準値が上限閾値である場合には基準値を超えるか否か、基準値が下限閾値である場合には基準値未満か否か、基準値が上下限閾値である場合にはその間の所定の数値範囲内に収まるか否か、が判定される。

[0084] ステップS105で、基準値を逸脱しないと判定された場合には、ステップS103の処理に戻って、以降の処理を繰り返す。一方、ステップS105で、基準値を逸脱したと判定された場合には、ステップS106に進み、血压計算式の較正のために第2血压測定部140による実測血压値を取得すべき旨を決定する。なお、ステップS105の処理においては、制御部15001は較正判定部150として機能する。

[0085] ステップS106では、制御部15001は、第2血压測定部140による血压測定の実行を指示する情報を出力するための制御を実行する。ステップS106では、制御部15001は指示部160として動作する。そして、操作部1221を介してユーザによる血压測定の開始指示を受けると、第2血压測定部140による実測血压値の取得を行う処理が行われる（S107）。ステップS107では、制御部15001は、血压測定制御部1608として動作する。

[0086] 実測血压値が取得されると、制御部15001は、これに基づいて血压算出式記憶部1605に記憶されている血压算出式の較正を行う（S108）とともに、推定血压値と実測血压値との差分が所定の閾値以上か否かを判定する処理を実行する（S109）。

[0087] ここで、差分が閾値以上であれば、較正判定基準値記憶部1611に記憶されている基準値を、指示部160が実測血压値の取得を指示する頻度が増加するように変更する（S110）。具体的には、基準値が脈波伝播時間の

上下限閾値である場合、上限閾値を減少させるとともに下限閾値を増加させるように、即ち、上下限閾値で定まる数値範囲を縮小させるように変更する。このようにすれば、算出される脈波伝播時間が基準値の変更前よりも上下限閾値を逸脱し易くなり、結果として指示部160が実測血圧値の取得を指示する頻度が増加する。

[0088] 一方、ステップS108で差分が閾値未満であると判定された場合には、指示部160が実測血圧値の取得を指示する頻度が減少するように基準値を変更する(S111)。具体的には、上記ステップS110の場合とは反対に、基準値が脈波伝播時間の上下限閾値である場合、上限閾値を増加させるとともに下限閾値を減少させるように、即ち、上下限閾値で定まる数値範囲を拡大させるように変更する。このようにすれば、算出される脈波伝播時間が基準値の変更前よりも上下限閾値を逸脱し難くなり、結果として指示部160が実測血圧値の取得を指示する頻度が減少する。

[0089] ステップS110又はステップS111の処理が実行されると、一連のループ処理L1が終了し、再びループ処理L1の開始端(即ち、ステップS103)に戻って新たなループ処理L1が実行される。なお、ステップS108からステップS111の処理においては、制御部1501は較正処理部170として機能する。

[0090] なお、図7に示した処理手順は例示であり、処理順序又は各処理の内容を適宜変更することが可能である。例えば、上記処理手順では、ステップS108で血圧算出式の較正を行った後に、ステップS109で実測血圧値と推定血圧値との差分が所定の閾値以上であるか否かを判定する処理に移行したが、この順序を入れ替えて実測血圧値と推定血圧値との差分が所定の閾値以上であるか否かを判定する処理を先に行ってもよい。そのうえで、差分が所定の閾値未満であれば、血圧算出式の較正を実行しないようにすることもできる。

[0091] また、上記処理手順では、ステップS109で差分が所定の閾値以上であれば、較正の頻度が増加するように基準値を変更し、そうでなければ較正の

頻度が減少するように基準値を変更していたが、閾値を上限及び下限で設けるようにしてもよい。即ち、差分が上限閾値以上であれば較正の頻度が増加するように基準値を変更し、差分が下限閾値以下であれば較正の頻度が減少するように基準値を変更し、差分が上下限閾値を逸脱していなければ、基準値を変更しないようにしてもよい。

[0092] (効果)

以上のように、本実施形態に係る血压測定装置10では、電極群1311及び脈波センサ1321のセンサ部1322がともにベルト121に設けられている。このため、単にベルト121を上腕に巻き付けることで、電極群1311及び脈波センサ1321の両方がユーザに取り付けられる。したがって、ユーザは血压測定装置10を容易に装着することができる。ユーザはひとつのデバイスを装着するだけでよいため、血压測定装置10の装着に対するユーザの拒否感が減る。

[0093] また、血压測定装置10は上腕に装着されるので、心臓と略同じ高さで血压測定が行なわれる。これにより、取得された血压測定結果に対する高さ補正を行う必要がない。また、血压測定装置10が上腕式である場合、血压測定装置10を服の袖で隠すことができ、血压測定装置10を装着していることを目立たなくすることができる。

[0094] さらに、心電図と上腕に関して得られた脈波信号とに基づいて脈波伝播時間が算出されるので、心臓から上腕までという長い距離に関して脈波伝播時間が得られる。これにより、心電図の波形特徴点と脈波信号の波形特徴点との間の時間差を算出する際に生じた誤差に対するロバスト性が向上する。さらに、電極群1311がベルト121の中枢側部分1217Aに配置され、脈波センサ1321のセンサ部1322がベルト121の末梢側部分1217Bに配置される。この配置では、より長い脈波伝播距離が確保されるとともに、高いSN比の心電図が取得される。それにより、ロバスト性がより向上する。その結果、脈波伝播時間を正確に測定することが可能になり、脈波伝播時間に基づいて算出される血压値の信頼性が向上する。

[0095] また、本実施形態では、脈波伝播時間に基づく血圧測定とオシロメトリック法による血圧測定とを1つのデバイスで行うことができるので、ユーザにとって利便性が高い。そして、第2血圧測定部140が第1血圧測定部130と一体化されており、第2血圧測定部140により得られた実測血圧値に基づいて血圧算出式が較正されるため、血圧測定装置10単独で血圧算出式の較正を行うことができる。このため、血圧算出式の較正を容易に行うことができる。

[0096] そして、第1血圧測定部130による連続血圧測定の結果に基づいて、ユーザの実測血圧値を取得すべきか否か（即ち、血圧値算出のためのアルゴリズムを較正する必要があるか否か）が判定され、条件が満たされた場合には、第2血圧測定部140による血圧測定を実行すべき旨がユーザに報知される。このため、血圧測定が推奨される状況下で正確な血圧測定をユーザに実行させることができる。

[0097] さらに、実測血圧値を取得すべきか否かについての判定基準となる所定の特徴量の基準値を、実測血圧値と推定血圧値との差分値（即ち、推定血圧値の精度）に応じて変更するため、実測血圧値を取得する頻度を最適化することができる。これにより、血圧値算出アルゴリズムの較正を繰り返してユーザに応じて血圧推定の精度を向上させることができるとともに、血圧値算出アルゴリズムの較正を行う頻度を最適化することが可能な技術を提供することができる。

[0098] （変形例）

上述した実施形態では、脈波センサは、動脈の容積変化に伴うインピーダンスの変化を検出するインピーダンス法を採用している。なお、脈波センサは、光電法、圧電法又は電波法などの他の測定法を採用してもよい。光電法を採用する実施形態では、脈波センサは、被測定部位を通る動脈に向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光又は透過光を検出する光検出器と、を備え、動脈の容積変化に伴う光強度の変化を検出する。圧電法を採用する実施形態では、脈波センサは、被測定部位に接するようにベルトに設けられ

た圧電素子を備え、動脈の容積変化に伴う圧力の変化を検出する。電波法を採用する実施形態では、被測定部位を通る動脈に向けて電波を送信する送信素子と、その電波の反射波を受信する受信素子と、を備え、動脈の容積変化に伴う送信波と反射波との間の位相ずれを検出する。

[0099] 血圧測定装置 10 は、脈波センサ 1321 のセンサ部 1322 と上腕との接触状態を調整するための押圧カフと、この押圧カフに空気を供給するポンプと、このポンプを駆動するポンプ駆動回路、この押圧カフ内の圧力を検出する圧力センサと、をさらに備えていてもよい。この押圧カフは、ベルト 121 の末梢側端部 1218C に設けられる。この場合、押圧カフ 1401 は、例えば、ベルト 121 の中間部 1218B に設けられる。

[0100] 脈波伝播時間の測定に関与する部分が単独の装置として実現されてもよい。一実施形態では、ベルト部 120、心電図取得部 131、脈波信号取得部 132、及び脈波伝播時間算出部 133 を備える脈波伝播時間測定装置が提供される。この脈波伝播時間測定装置は、校正判定部 150 及び指示部 160 をさらに備えてよい。脈波伝播時間測定装置は、電極 1312 と脈波センサ 1321 とを上腕に押し付けるために、押圧カフ、ポンプ、及びポンプ駆動回路をさらに備えていてもよい。

[0101] 血圧測定装置 10 は、第 2 血圧測定部 140 を備えていなくてもよい。血圧測定装置 10 が第 2 血圧測定部 140 を備えない実施形態では、血圧算出式の校正を行うために、他の血圧計で測定することで得られた血圧値を血圧測定装置 10 に入力する必要がある。

[0102] <実施形態 2>

なお、上記実施形態 1 では本発明は血圧測定装置として適用され、記憶部や血圧値算出部、表示部なども含めてすべての機能が一の装置に集約された構成であったが、本発明はこれらの構成や機能の一部を分離した血圧測定システムとして適用することも可能である。図 8 及び図 9 にこのような血圧測定システムの例を示す。

[0103] 図 8 は本実施形態に係る血圧測定システム 2 の概略を示している。図 8 に

示すように、血圧測定システム 2 は、ユーザの上腕に装着されるセンサ装置 2 1 と、センサ装置 2 1 が取得する生体情報を処理する情報処理端末 2 2 を備えている。センサ装置 2 1 は、図示しないが複数の電極（心電センサ）及び脈波センサを備えるウェアラブルデバイスであり、ベルトなどの固定手段によってユーザの上腕に固定して用いられる。情報処理端末 2 2 は、センサ装置 2 1 と通信可能であればどのようなものであってもよいが、例えば図 8 に示すように、スマートフォンを情報処理端末 2 2 として用いることができる。

[0104] 図 9 は、血圧測定システム 2 のセンサ装置 2 1 及び情報処理端末 2 2 の機能構成を示すブロック図である。センサ装置 2 1 は、電極部 2 1 1、脈波センサ部 2 1 2、制御部 2 1 0、記憶部 2 1 3、操作部 2 1 4、電源部 2 1 5、通信部 2 1 6 の機能部を有している。また、制御部 2 1 0 はその機能モジュールとして、心電図取得部 2 0 1、脈波信号取得部 2 0 2 を備えている。

[0105] センサ装置 2 1 における脈波センサ部 2 1 2、脈波信号取得部 2 0 2 には、例えば光電法を採用することができる。具体的には、被測定部位を通る動脈に向けて光を照射する発光素子と、その光の反射光又は透過光を検出する光検出器と、を備え、動脈の容積変化に伴う光強度の変化を検出する（いずれも図示せず）。また、電極部 2 1 1、心電図取得部 2 0 1 は、実施形態 1 の血圧測定装置 1 0 と同様の構成とすることができるため、詳細な説明は省略する。

[0106] また、記憶部 2 1 3 は RAM や ROM などの主記憶装置を有するのみであり、記憶容量は限られている。操作部 2 1 4 も電源スイッチなどの限られた構成となっており、簡素に構成される。電源部 2 1 5 は、例えば充電可能な二次電池とすることができる。また、通信部 2 1 6 は、有線通信モジュール及び／又は無線通信モジュールを含む。なお、有線通信用の接続端子が電源部 2 1 5 の充電端子を兼ねる構成であってもよい。

[0107] このように、本実施形態におけるセンサ装置 2 1 は、推定血圧値を算出するための生体情報を取得するための、ごく限られた機能のみを有する構成と

なっている。このため、各センサ部によって測定された心電信号、脈波信号は、リアルタイムに通信部 216 を介して情報処理端末 22 に送信される。

[0108] 情報処理端末 22 は、制御部 220、表示部 225、操作部 226、通信部 227、記憶部 228 の各機能部を備えている。また、制御部 220 は、血圧値算出部 221、較正判定部 222、実測血圧値取得部 223、較正処理部 224 の機能モジュールを備えている。

[0109] 情報処理端末 22 は、通信部 227 を介してセンサ装置 21 と通信を行い、センサ装置 21 が測定したユーザの心電信号、脈波信号を受信する。通信規格は特に限定されないが、Bluetooth（登録商標）、Wi-Fi（登録商標）、赤外線通信などの無線通信規格により通信を行うことができる。なお、情報処理端末 22 のハードウェア構成はスマートフォンの構成そのものであり、例えば、タッチパネルディスプレイが表示部 225 及び操作部 226 を兼ねるものとなっている。

[0110] 通信部 227 を介してセンサ装置 21 から受信した生体情報は記憶部 228 に記憶され、当該保存された情報に基づいて、推定血圧値の算出などの各処理が行われる。なお、記憶部 228 は、実施形態 1 の血圧測定装置 10 の記憶部 1505 と同様に、心電図や脈波信号のみならず、血圧値算出のためのアルゴリズム、較正実施要否の判定基準値、推定血圧値、実測血圧値、などの情報が格納される。

[0111] 血圧値算出部 221、較正判定部 222、較正処理部 224 は、それぞれ、実施形態 1 の血圧測定装置 10 と同様に、推定血圧値の算出処理、実測血圧値を用いたアルゴリズム較正実施要否の判定処理、血圧算出のためのアルゴリズム較正処理及び較正要否判定の基準値変更処理、を行う機能モジュールである。これらの処理については実施形態 1 と同様であるため、ここでの改めての説明は省略する。

[0112] 実測血圧値取得部 223 は、較正判定部 222 が実測血圧値を用いた血圧算出アルゴリズム較正が必要であると判定した場合に、実測血圧値を取得する処理を実行する。本実施形態においては、例えば表示部 225 や図示しな

いスピーカなどを介して、ユーザに対して実測血圧値を入力すべき旨を報知する。ユーザは、オシロメトリック法などの正確な血圧測定が可能な他の機器（図示せず）により、実測血圧値を測定し、操作部226を操作することによって情報処理端末22に当該血圧値を入力する。即ち、実測血圧値取得部223は、操作部226を介して実測血圧値を取得する。取得された実測血圧値は、記憶部228に格納される。

[0113] 本実施形態の血圧測定システム2は、連続的な推定血圧値算出のための生体情報（例えば、心電図及び脈波信号）のセンシングをセンサ装置21で行い、実際の血圧値算出処理、較正要否判定処理、アルゴリズム較正処理などは情報処理端末22により行う構成となっている。このような構成によれば、ウェアラブルデバイスの構成を簡略化することができ、デバイスの装着に係るユーザ負担をより軽減することができる。また、スマートフォンなどのように、既に存在する情報処理端末を活用することが可能であるため、ユーザがシステムを導入する際のコストを抑えることができる。

[0114] <実施形態3>

上記の実施形態では、ウェアラブルな専用の血圧測定装置を用いて、日常的、連続的に血圧測定を実施する例を説明したが、本発明はこのような血圧計測専用の装置を用いずとも実施することが可能である。図10及び図11にこのような場合の血圧測定システムの例を示す。

[0115] 図10は本実施形態に係る血圧測定システム3の概略を示している。図10に示すように、血圧測定システム3は、体組成計31と、血圧測定装置32と、サーバ33とが、ネットワークNを介して接続される構成となっている。なお、ネットワークNには、例えば、インターネット等の世界規模の公衆通信網であるWAN (Wide Area Network) やその他の通信網が採用されてもよい。また、ネットワークNは、携帯電話等の電話通信網、Wi-Fi (登録商標) 等の無線通信網を含んでもよい。

[0116] 体組成計31は概略、本体部31A及びハンドル部31Bを有する構成となっている。また、図示しないが、通信のための通信手段の他、体重、体脂

肪率、心電図、脈波信号、心弾動図（BCG：Ballistocardiogram）、などの各種の生体情報を取得するためのセンサ（例えば、ひずみゲージ、電極、速度センサなど）や、液晶ディスプレイなどの出力部、操作ボタンなどの入力部、電源部などを備えている。

[0117] 血圧測定装置32は、概略本体部32A及びカフ部32Bを有する一般的な家庭用血圧測定装置であり、圧力センサ、押圧カフ、ポンプなどオシロメトリック法による血圧測定のための各要素と、液晶ディスプレイなどの出力部、操作ボタンなどの入力部を備えている。

[0118] サーバ33は、一般的なサーバコンピュータにより構成され、CPUなどのプロセッサ、RAM、ROMなどの主記憶装置、EPROM、HDD、リムーバブルメディア等の補助記憶装置などを備えている。

[0119] 図11は、血圧測定システム3の機能構成を示すブロック図である。体組成計は、心電図取得部311、脈波信号取得部312、脈波伝播時間算出部313、血圧値算出部314、較正判定部315、記憶部316、通信部317を備えている。

[0120] 心電図取得部311は、体組成計31の本体部31A上面及びハンドル部31Bに配置された電極を介してユーザの心電図を取得する。脈波信号取得部312は、ハンドル部31Bに配置された脈波センサを介してユーザの脈波信号（抹消脈波）を取得する。脈波センサはインピーダンス式のものであってもよいし、光電式のものであってもよい。取得された心電図、脈波信号は、記憶部316に記憶される。記憶部316には、これらの生体情報の他、実施形態1の血圧測定装置10と同様に、血圧算出アルゴリズム、較正実施要否のための判定基準値、等が記憶される。

[0121] 脈波伝播時間算出部313は、記憶部316から心電図及び脈波信号を読み出し、心電図の波形特徴点と脈波信号の波形特徴点との間の時間差に基づいて脈波伝播時間を算出する。また、血圧値算出部314は、算出された脈波伝播時間及び、記憶部316に記憶されている血圧算出アルゴリズムに基づいて血圧値を算出する。また、較正判定部315は算出された脈波伝播時

間、及び、記憶部 316 に記憶されている所定の基準値に基づいて、血压算出アルゴリズムを較正すべきか否かを判定する。これらの各処理は実施形態 1 の血压測定装置 10 の場合と同様であるため、ここでの詳細な説明は省略する。

[0122] 較正判定部 315 が、血压算出アルゴリズムの較正が必要であると判断した場合には、図示しない表示部などを介してユーザにその旨を報知するとともに、較正が必要であると判断した際の推定血压値を、通信部 317、ネットワーク N を介してサーバ 33 に送信する。

[0123] 血压測定装置 32 は、機能部として血压測定部 321、通信部 322 を備えている。血压測定部 321 は、オシロメトリック法などの手段による正確な血压測定を実行する機能部であり、形態 1 の血压測定装置 10 における第 2 血压測定部 140 と同様な構成とすることができるため、ここでの説明は省略する。血压測定部 321 によって測定された実測血压値は、通信部 322、ネットワーク N を介してサーバ 33 に送信される。

[0124] サーバ 33 は、較正処理部 331、記憶部 332、通信部 333 の各機能部を備えている。体組成計 31 及び血压測定装置 32 から送信され、通信部 333 によって受信された情報（推定血压値、実測血压値など）は、記憶部 332 に記憶される。較正処理部 331 は、記憶部 332 に記憶された推定血压値、実測血压値に基づいて、体組成計 31 の血压算出アルゴリズム較正のための処理を行う。具体的には、推定血压値、実測血压値に基づいてより適切なパラメータの値を算出し、このようにして算出された新たなパラメータのデータを通信部 333、ネットワーク N を介して体組成計 31 に送信する。そして、体組成計 31 の記憶部 316 に記憶されている血压算出アルゴリズムが新たなパラメータを用いた新たなアルゴリズムに更新されることにより、血压算出アルゴリズムの較正が行われる。

[0125] なお、較正処理部 331 は、実施形態 1 及び 2 と同様に、較正判定部 315 が行う判定処理に用いられる基準値の変更処理も併せて実行する。これについても、アルゴリズムの較正と同じく、サーバ 33 において、新たな基準

値を算出するとともに、体組成計31に算出された新たな基準値を送信し、記憶部316に新たな基準値を記憶することで、基準値の変更が行われる。

[0126] 上記のように、本実施形態における血圧測定システム3では、推定血圧値算出のための生体情報の取得を専用の装置で行うのではなく、汎用の体組成計31を用いて行っている。また、較正処理部331の機能が、体組成計31にはなく、サーバ33において実行されている。これにより、アルゴリズムの較正のための複雑な演算処理を計測機器側で行う必要が無くなるため、汎用の体組成計を用いて血圧値の測定（推定）を行うことができるとともに、適宜アルゴリズムの較正も行うことができる。即ち、汎用の体組成計を用いても推定される血圧値の精度を高く保つことが可能になる。なお、本実施形態においては、体組成計31はハンドル部31Bを備える構成であったが、ハンドル部31Bを備えない構成の体組成計を用いることも可能である。

[0127] <その他>

上記の実施形態は、本発明を例示的に説明するものに過ぎず、本発明は上記の具体的な形態には限定されない。本発明はその技術的思想の範囲内で種々の変形、組み合わせが可能である。例えば、上記各例では、血圧算出アルゴリズムの較正要否判定に用いられる特徴量は脈波伝播時間であったが、これ以外の特徴量に基づいてアルゴリズムの較正要否判定を行うようにしてもよい。例えば、実施形態3では体組成計31が備える各種センサから、体重、BMI、心弾動図、脈波伝播速度（PWV：Pulse Wave Velocity）、などの情報を取得することが可能であり、血圧推定のためにこれらの特徴量を用いることも可能である。即ち、アルゴリズムの較正要否判定にもこれらの特徴量を用いることができる。この他にも、脈波や心電波形の変曲点における高さ、変曲点2点の間の傾き、該変曲点2点間の面積、及びこれらの比などを、アルゴリズムの較正要否判定のための特徴量としてもよい。また、心拍に係る情報（例えば、前拍との差分、拍の平均値と差分など）、ユーザ個人の属性情報（身長、年齢、投薬履歴など）、計測時の状況に係る情報（ユーザの活動量、姿勢など）、環境情報（季節、外部温度

など)などを特徴量として用いてもよい。

[0128] また、上記実施形態1において、基準値が脈波伝播時間についての上下限閾値である場合について、上下限のいずれの値も変更する例を説明したが、基準値の変更はこれに限らず様々なパターンを設定可能である。例えば、基準値を上限閾値のみ、或いは下限閾値のみとして設定することができる。下限閾値とした場合には、基準値を増加させると校正を行う頻度を増加させることができ、基準値を減少させると校正を行う頻度を減少させることができる。また、基準値が上下限閾値である場合、上限閾値のみ或いは下限閾値のみを変更するようにしてもよい。このような場合であっても、特徴量が収まるべき数値範囲の広狭を変更することができ、これに応じて校正を行う頻度を変更することができる。

[0129] また、生体情報を計測する機器は上記の各実施形態で例示したものに限られず、例えばいわゆるスマートウォッチのようなデバイスであってもよい。また、被測定部位も上腕や手首に限らず、大腿、足首などの他の部位に装着するような計測機器を用いてもよい。

符号の説明

[0130] 10…血圧測定装置、
120…ベルト部、121…ベルト、122…本体、
130…第1血圧測定部、131…心電図取得部、132…脈波信号取得部、133…脈波伝播時間算出部、134…血圧値算出部、
140…第2血圧測定部、150…校正判定部、160…指示部、
1210A…内布、1210B…外布、1213…ループ面、1214…フック面、1221…操作部、1222…表示部、
1311…電極群、1312…電極、1313…スイッチ回路、1314…減算回路、1315…アナログフロントエンド、1321…脈波センサ、1322…センサ部、1323A~1323D…電極、1324…通電及び電圧検出回路、
1401…押圧カフ、1402…圧力センサ、1403…ポンプ、140

4…弁、1405…発振回路、1406…ポンプ駆動回路、
1501…制御部、1502…CPU、1503…RAM、1504…ROM、
1505…記憶部、1506…電池、1507…通信部、
1601…心電図測定制御部、1602…心電図記憶部、1603…脈波測定制御部、1604…脈波信号記憶部、1605…血圧算出式記憶部、1606…推定血圧値記憶部、1607…表示制御部、1608…血圧測定制御部、1609…実測血圧値記憶部、1610…指示入力部、1611…較正判定基準値記憶部
UA…上腕、UAA…上腕動脈、UAB…上腕骨
2、3…血圧測定システム
21…センサ装置、22情報処理端末
31…体組成計、31A…本体部、31B…ハンドル部
32…血圧測定装置、32A…本体部、32B…カフ部
33…サーバ
N…ネットワーク

請求の範囲

- [請求項1] 人体の血圧値の推定に係る一以上の特徴量を取得する特徴量取得部と、
- 前記特徴量に基づいて、推定血圧値を算出する血圧値算出部と、
- 前記血圧値算出部による算出とは異なる方法により測定される実測血圧値、を取得する実測血圧値取得部と、
- 前記特徴量取得部が取得した前記特徴量が所定の基準値から逸脱しているか否かを判定するとともに、逸脱したと判定した場合には、前記実測血圧値を取得することを決定する較正判定部と、
- 前記実測血圧値を用いて、前記血圧値算出部による前記推定血圧値の算出アルゴリズムを較正する較正処理部と、を有しており、
- 前記較正処理部は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値に基づいて、前記基準値の変更を行う、
- ことを特徴とする、血圧測定装置。
- [請求項2] 前記較正処理部は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と、前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値と、の差分が所定の閾値以下である場合には、前記基準値を、前記実測血圧値を取得すると決定される頻度が減少する値に変更する、
- ことを特徴とする、請求項1に記載の血圧測定装置。
- [請求項3] 前記較正処理部は、
- 前記基準値が前記特徴量についての上限閾値である場合には、前記基準値の値を増加させ、
- 前記基準値が前記特徴量についての下限閾値である場合には、前記基準値の値を減少させる、
- 前記基準値が前記特徴量についての数値範囲を規定する上下限閾値である場合には、上限閾値を増加させる、かつ／又は、下限閾値を減

少させる、

ことを特徴とする、請求項 2 に記載の血圧測定装置。

[請求項4]

前記較正処理部は、前記較正判定部の決定により取得された前記実測血圧値と、前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値と、の差分が所定の閾値を超える場合には、前記基準値を、前記実測血圧値を取得すると決定される頻度が増加する値に変更する、

ことを特徴とする、請求項 1 に記載の血圧測定装置。

[請求項5]

前記較正処理部は、

前記基準値が前記特徴量についての上限閾値である場合には、前記基準値の値を減少させ、

前記基準値が前記特徴量についての下限閾値である場合には、前記基準値の値を増加させる、

前記基準値が前記特徴量についての数値範囲を規定する上下限閾値である場合には、上限閾値を減少させる、かつ／又は、下限閾値を増加させる、

ことを特徴とする、請求項 4 に記載の血圧測定装置。

[請求項6]

出力手段をさらに有しており、

前記較正判定部が前記実測血圧値を取得することを決定した場合には、前記出力手段から前記実測血圧値を取得すべき旨の情報を出力する、

ことを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の血圧測定装置。

[請求項7]

前記実測血圧値を測定するための血圧測定手段をさらに有しており、

前記実測血圧値取得部は、前記較正判定部が前記実測血圧値を取得することを決定した場合には、前記血圧測定手段による前記実測血圧値の測定を行うことで、前記実測血圧値を取得する、

ことを特徴とする、請求項1から6のいずれか一項に記載の血圧測定装置。

[請求項8] 前記実測血圧値を測定するための血圧測定手段及び操作入力手段をさらに有しており、

前記実測血圧値取得部は、前記操作入力手段を介して前記実測血圧値の測定を指示する入力を受け付けた場合に、前記血圧測定手段による前記実測血圧値の測定を行うことで、前記実測血圧値を取得する、

ことを特徴とする、請求項1から6のいずれか一項に記載の血圧測定装置。

[請求項9] 人体の血圧値の推定に係る一以上の特徴量を取得する特徴量取得手段と、

前記特徴量に基づいて、推定血圧値を算出する血圧値算出手段と、

前記血圧値算出手段による算出とは異なる方法により測定される実測血圧値、を取得する実測血圧値取得手段と、

前記特徴量取得手段が取得した前記特徴量が所定の基準値から逸脱しているか否かを判定するとともに、逸脱したと判定した場合には、前記実測血圧値を取得することを決定する較正判定手段と、

前記実測血圧値を用いて、前記血圧値算出手段による前記推定血圧値の算出アルゴリズムを較正する較正処理手段と、を有しており、

前記較正処理手段は、前記較正判定手段の決定により取得された前記実測血圧値と前記基準値から逸脱した前記特徴量を用いて算出された前記推定血圧値に基づいて、前記基準値の変更を行う、

ことを特徴とする、血圧測定システム。

[請求項10] 前記血圧測定システムは、

少なくとも前記特徴量を検出する一以上のセンサを備える計測機器と、少なくとも前記較正処理手段を備える情報処理装置と、を含んで構成される

ことを特徴とする、請求項9に記載の血圧測定システム。

[請求項11] 前記計測機器は、前記実測血圧値を測定するための血圧測定手段をさらに備える、

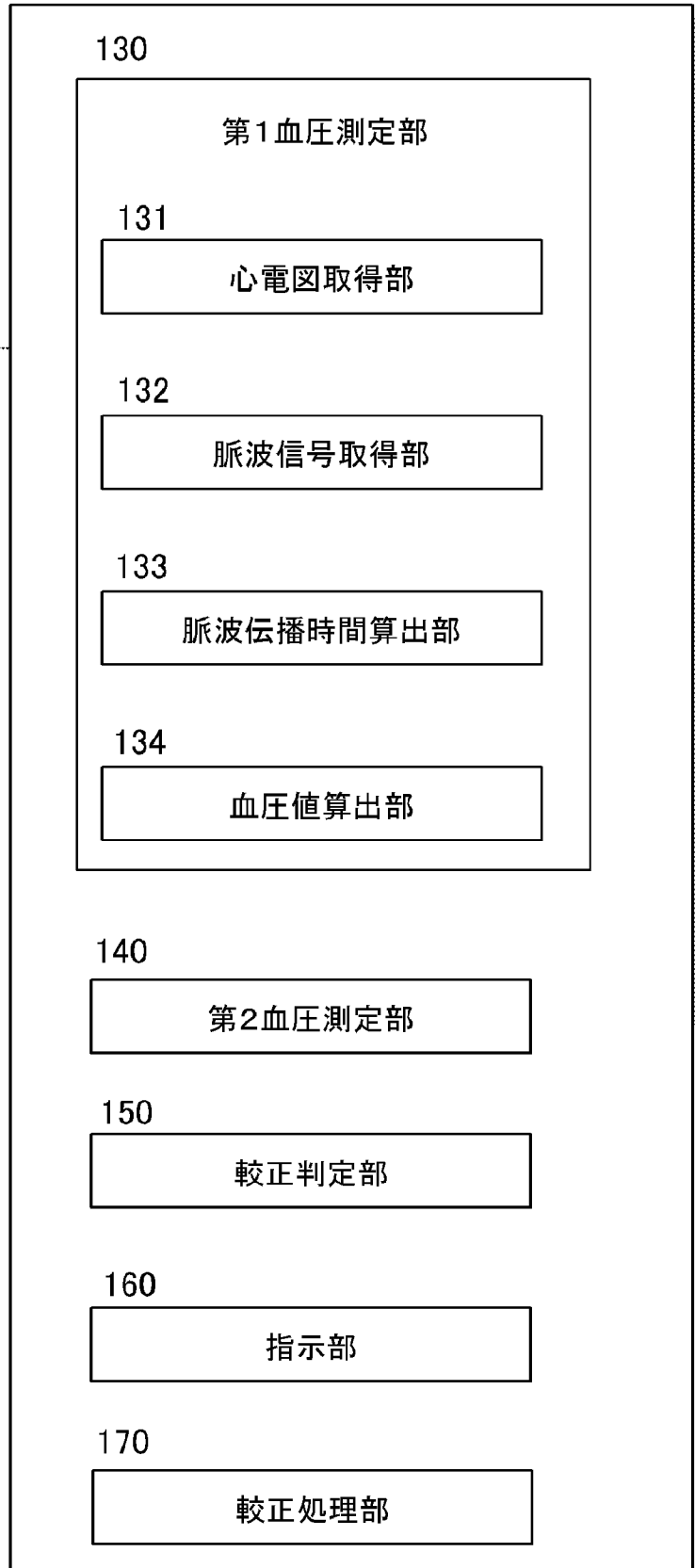
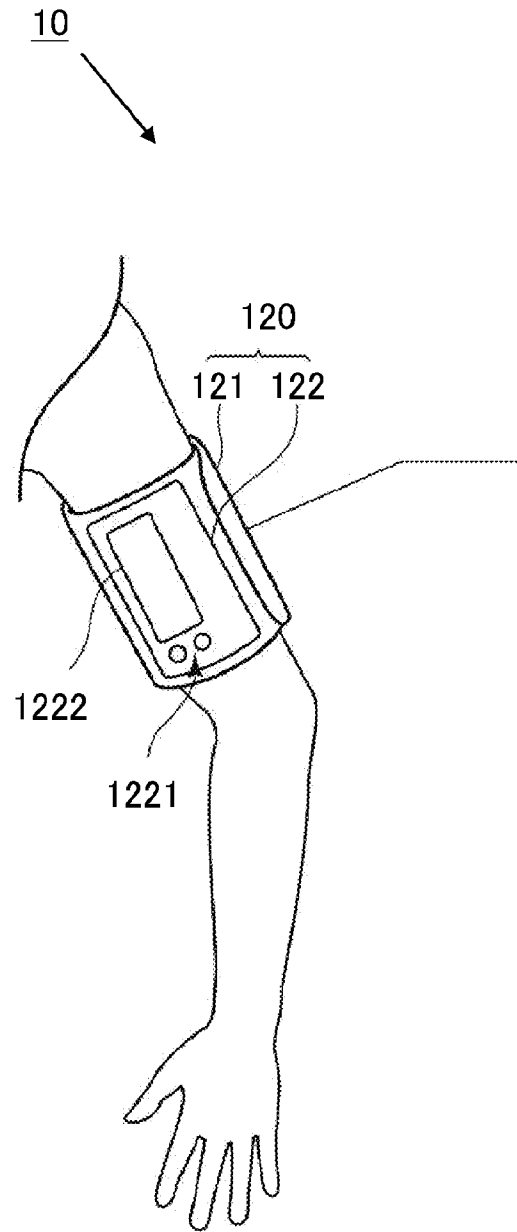
ことを特徴とする、請求項10に記載の血圧測定システム。

[請求項12] 前記計測機器は、前記人体に恒常的に装着可能なウェアラブルデバイスである、

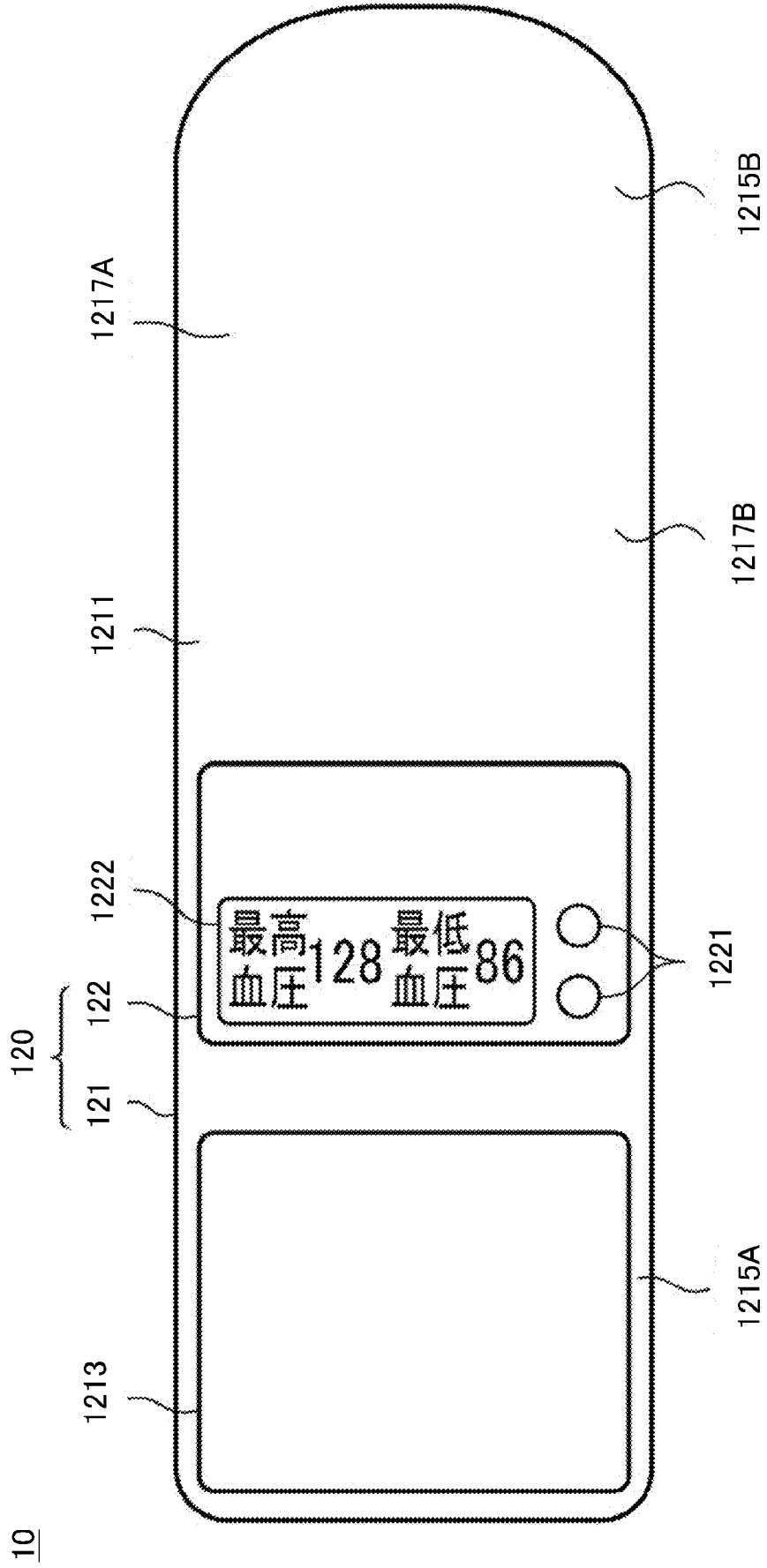
ことを特徴とする、請求項10又は11に記載の血圧測定システム

。

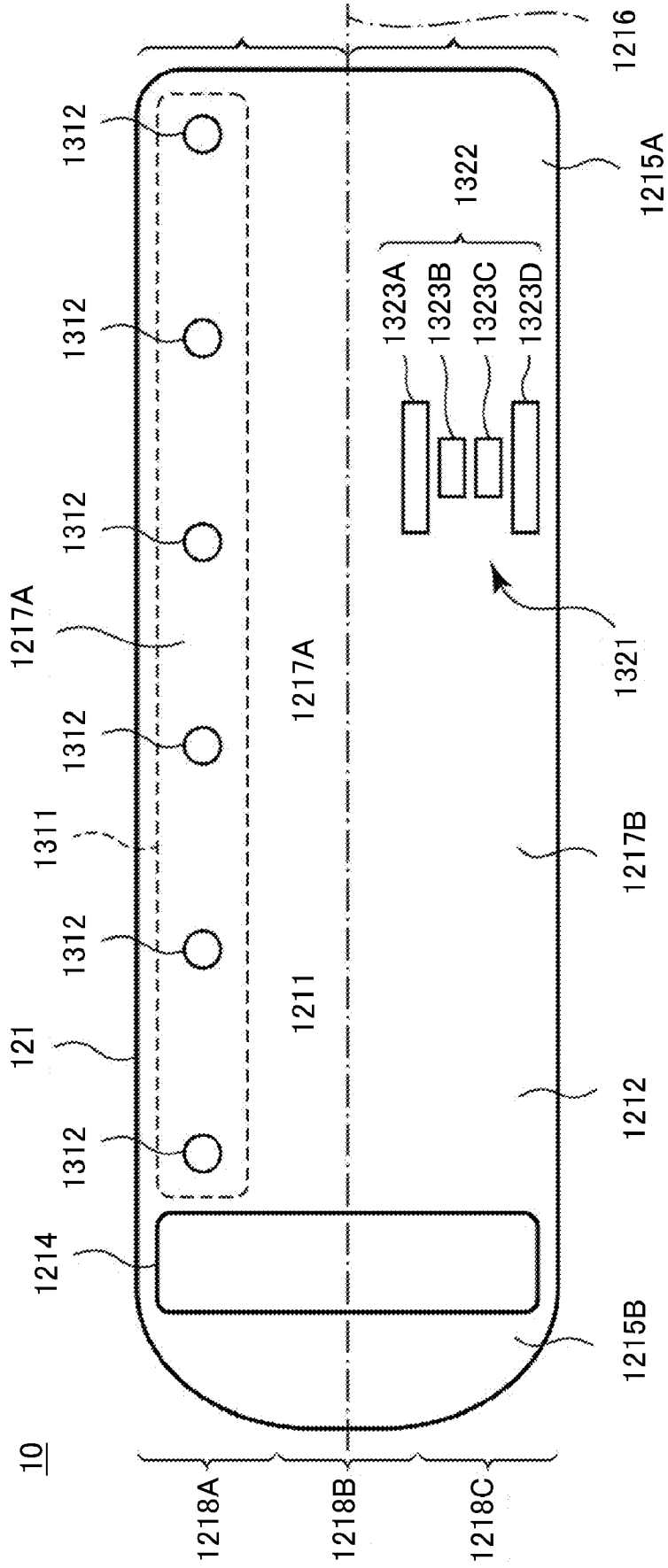
[図1]



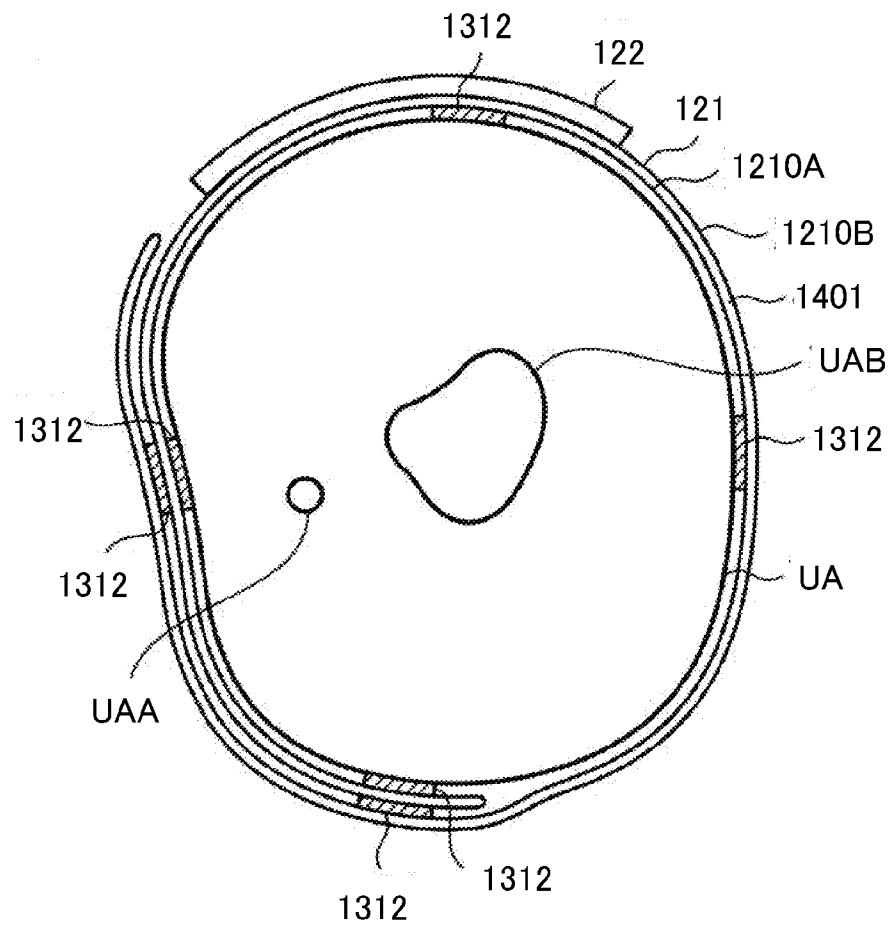
[図2]



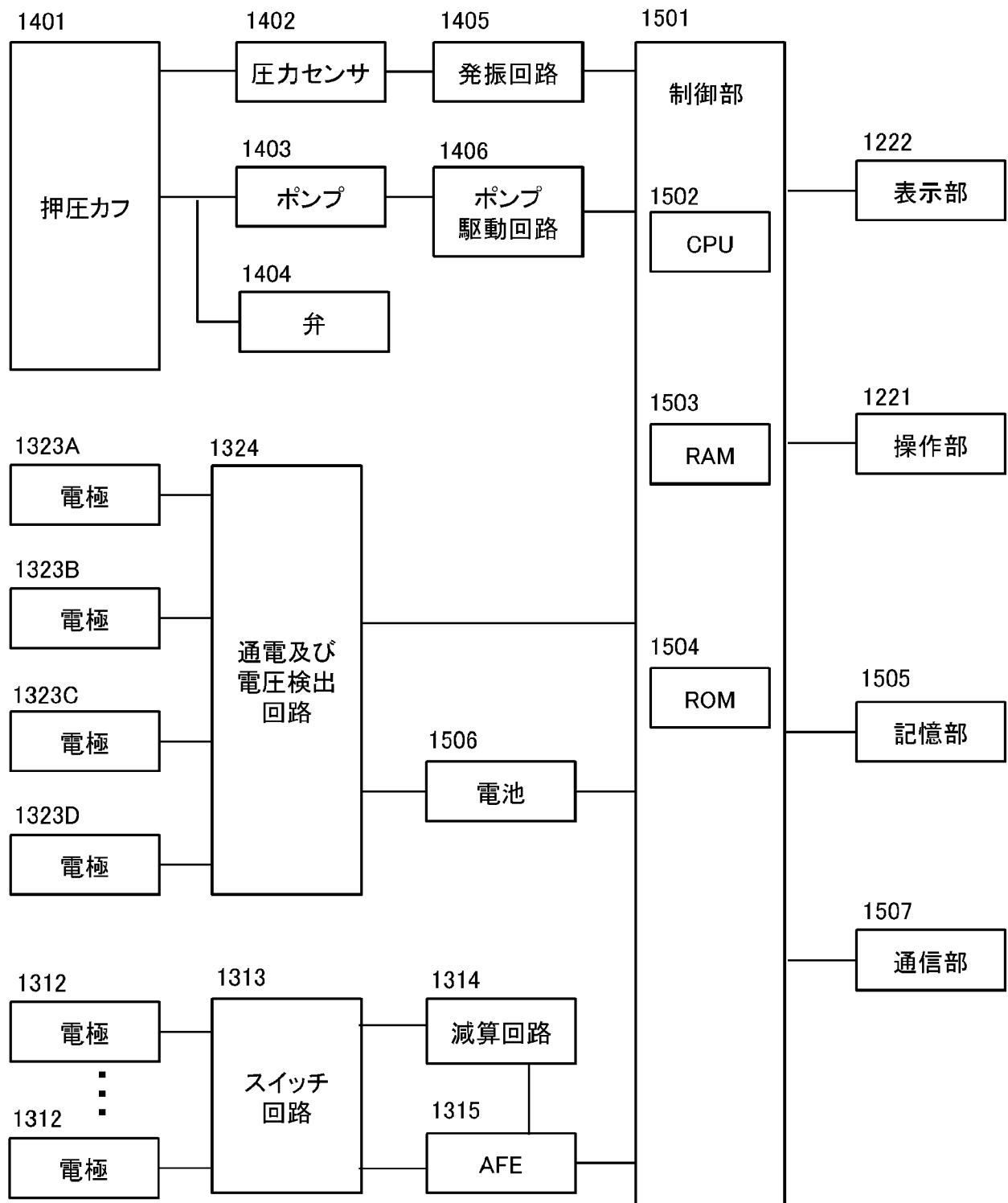
[図3]



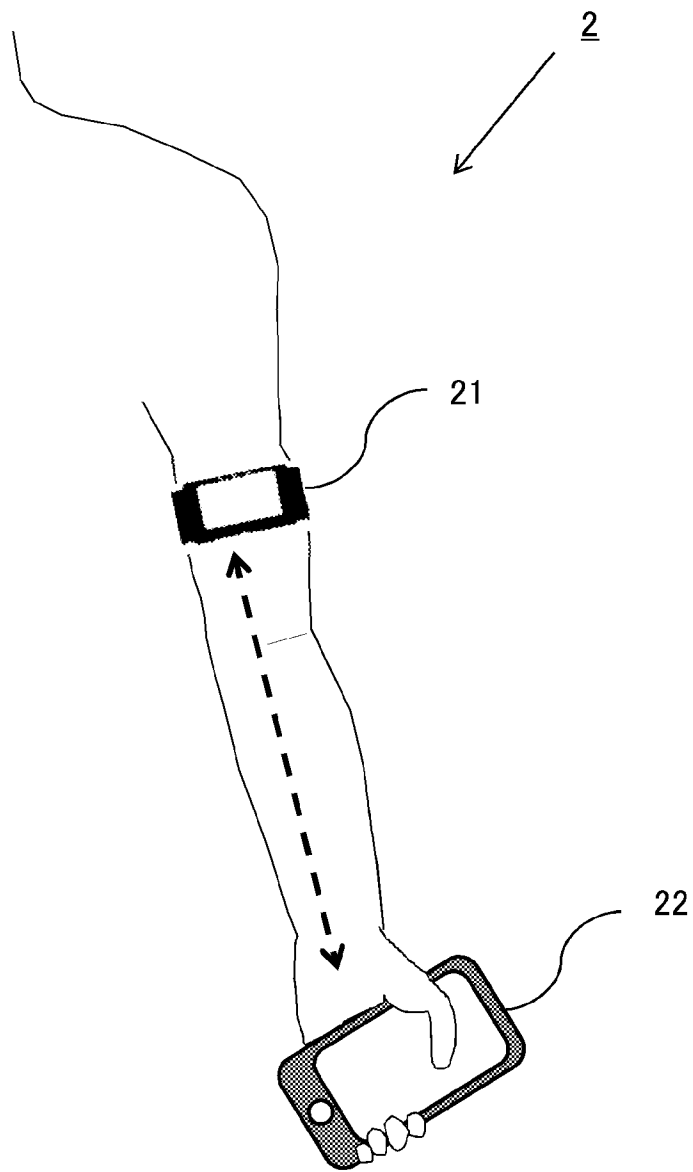
[図4]



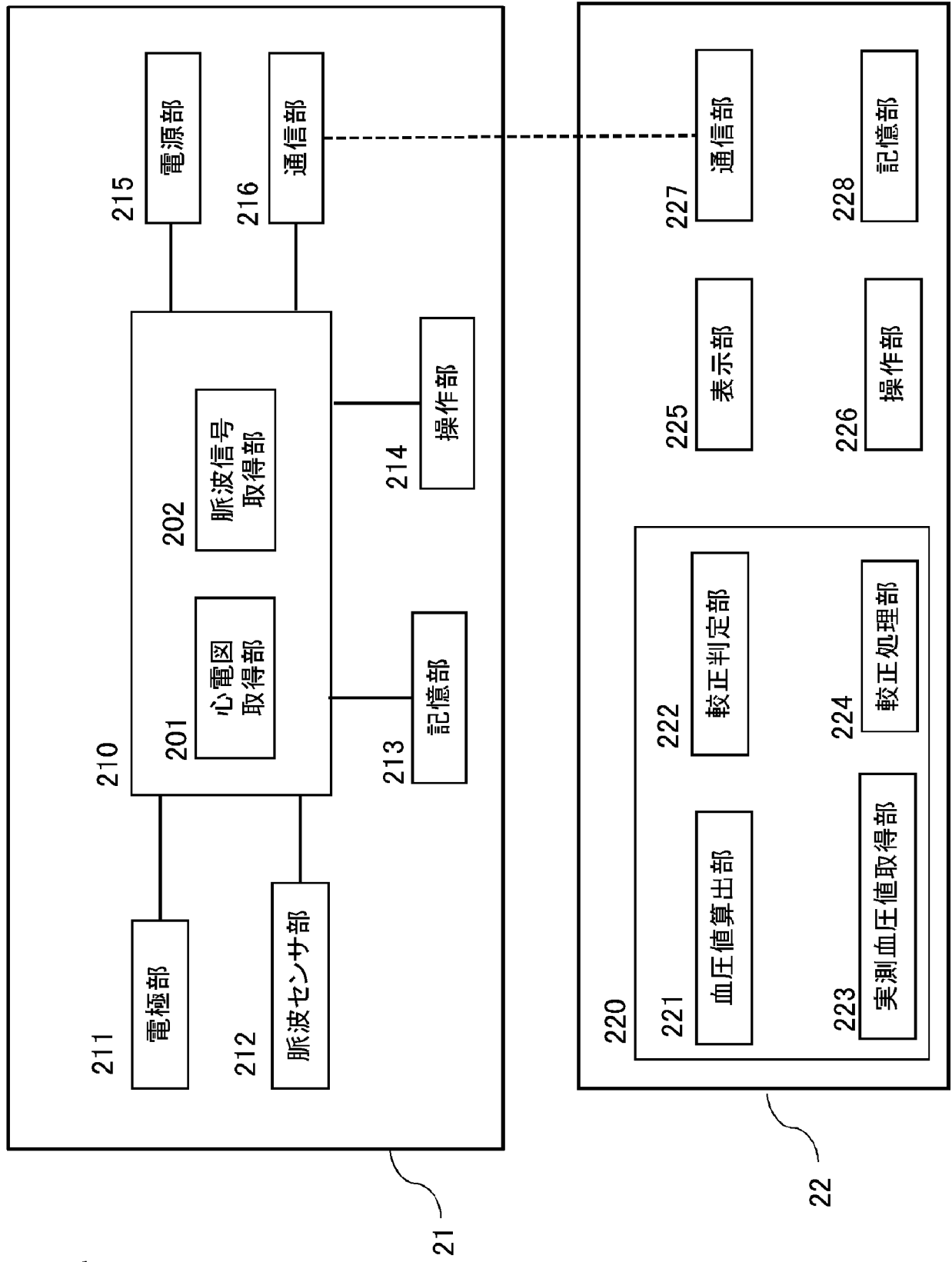
[図5]



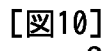
[図8]

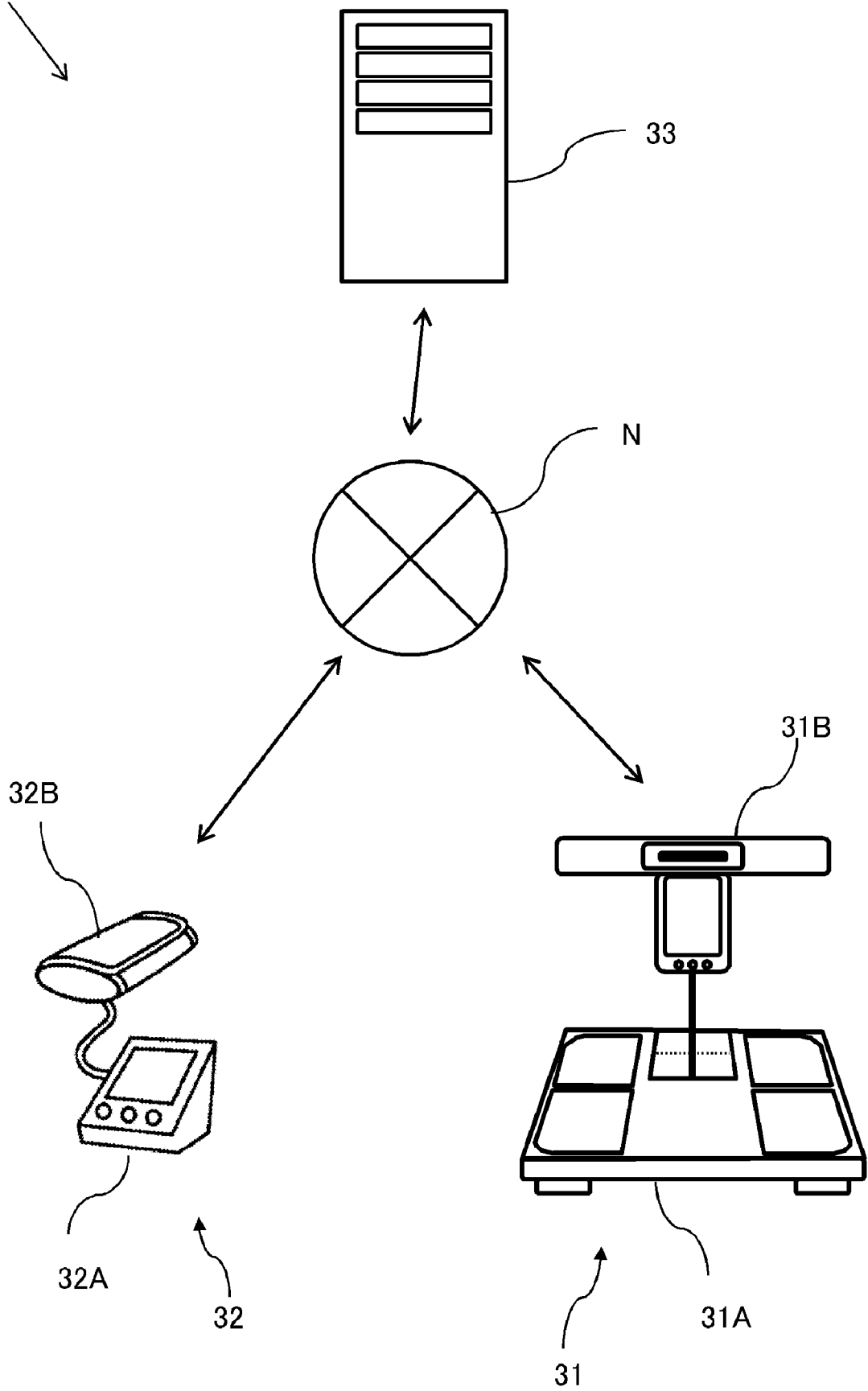


[図9]

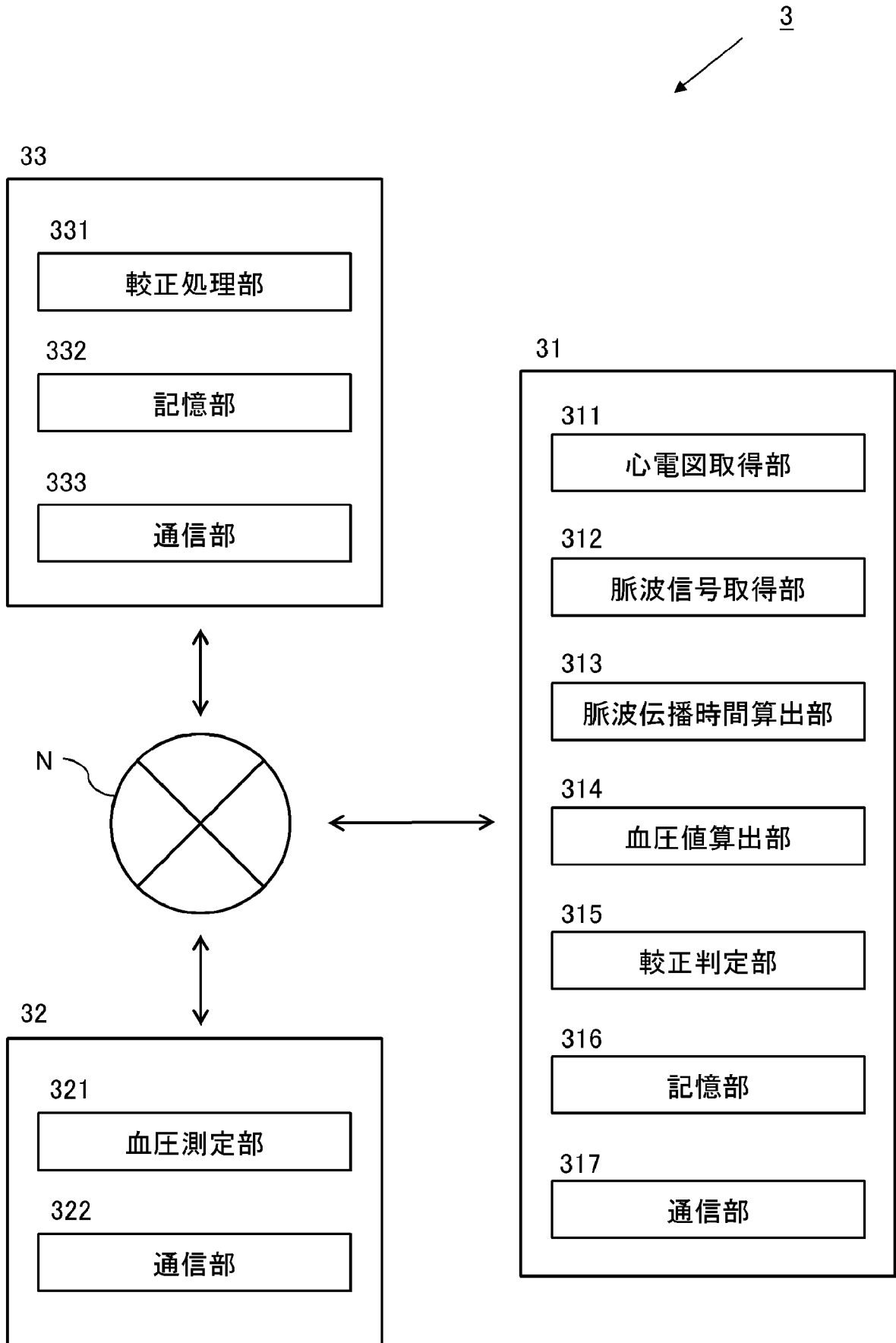


2

[
3



[図11]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2022/044935

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 5/022(2006.01)i; A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/33(2021.01)i FI: A61B5/022 400M; A61B5/02 310V; A61B5/33 200		
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) A61B5/02-5/03; A61B5/33		
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 1971-2023 Registered utility model specifications of Japan 1996-2023 Published registered utility model applications of Japan 1994-2023		
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 2020-28478 A (OMRON HEALTHCARE CO LTD) 27 February 2020 (2020-02-27) paragraphs [0023]-[0113], fig. 1-12	1-12
A	JP 2020-6089 A (OMRON HEALTHCARE CO LTD) 16 January 2020 (2020-01-16) paragraphs [0023]-[0125], fig. 1-18	1-12
A	JP 2007-7077 A (FUKUDA DENSHI CO LTD) 18 January 2007 (2007-01-18) paragraphs [0012]-[0059], fig. 1-5	1-12
A	JP 2017-170014 A (KYOCERA CORP) 28 September 2017 (2017-09-28) paragraphs [0013]-[0106], fig. 1-13	1-12
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 09 February 2023		Date of mailing of the international search report 21 February 2023
Name and mailing address of the ISA/JP Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan		Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2022/044935

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2020-28478	A	27 February 2020	US 2021/0169347 A1 paragraphs [0035]-[0128], fig. 1-12	
				WO 2020/039826 A1	
				CN 112584758 A	
JP	2020-6089	A	16 January 2020	US 2021/0127993 A1 paragraphs [0041]-[0147], fig. 1-18	
				WO 2020/013006 A1	
				CN 112437632 A	
JP	2007-7077	A	18 January 2007	US 2007/0016086 A1 paragraphs [0024]-[0089], fig. 1-5	
JP	2017-170014	A	28 September 2017	US 2017/0273579 A1 paragraphs [0026]-[0127], fig. 1-13	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/022(2006.01)i; A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/33(2021.01)i FI: A61B5/022 400M; A61B5/02 310V; A61B5/33 200		
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）） A61B5/02-5/03; A61B5/33 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 1971-2023年 日本国実用新案登録公報 1996-2023年 日本国登録実用新案公報 1994-2023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 2020-28478 A（オムロンヘルスケア株式会社）27.02.2020（2020-02-27） 段落[0023]-[0113]， 図1-12	1-12
A	JP 2020-6089 A（オムロンヘルスケア株式会社）16.01.2020（2020-01-16） 段落[0023]-[0125]， 図1-18	1-12
A	JP 2007-7077 A（フクダ電子株式会社）18.01.2007（2007-01-18） 段落[0012]-[0059]， 図1-5	1-12
A	JP 2017-170014 A（京セラ株式会社）28.09.2017（2017-09-28） 段落[0013]-[0106]， 図1-13	1-12
<input type="checkbox"/> C欄の続きにも文献が列挙されている。 <input checked="" type="checkbox"/> 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、一般的な技術水準を示すもの “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 “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） “O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 “P” 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願の日の後に公表された文献 “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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの “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 “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 “&” 同一パテントファミリー文献		
国際調査を完了した日	09.02.2023	国際調査報告の発送日 21.02.2023
名称及びあて先 日本国特許庁(ISA/JP) 〒100-8915 日本国 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号	権限のある職員（特許庁審査官） 藤原 伸二 2Q 9013 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告
 パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
 PCT/JP2022/044935

引用文献			公表日	パテントファミリー文献			公表日
JP	2020-28478	A	27.02.2020	US	2021/0169347	A1	
					段落[0035]-[0128], 図1-12		
				WO	2020/039826	A1	
				CN	112584758	A	
JP	2020-6089	A	16.01.2020	US	2021/0127993	A1	
					段落[0041]-[0147], 図1-18		
				WO	2020/013006	A1	
				CN	112437632	A	
JP	2007-7077	A	18.01.2007	US	2007/0016086	A1	
					段落[0024]-[0089], 図1-5		
JP	2017-170014	A	28.09.2017	US	2017/0273579	A1	
					段落[0026]-[0127], 図1-13		