

(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
2022年12月1日(01.12.2022)



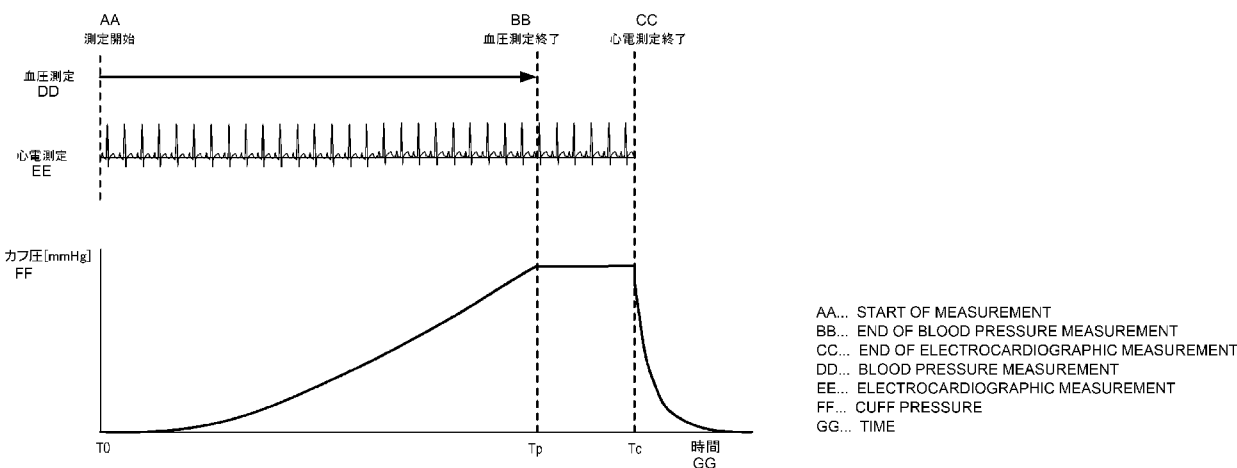
(10) 国際公開番号
WO 2022/249477 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/02 (2006.01) *A61B 5/28* (2021.01)
A61B 5/0225 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2021/020511
- (22) 国際出願日: 2021年5月28日(28.05.2021)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (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: 森 健太郎 (**MORI, Kentaro**); 〒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). 久保 大 (**KUBO, Takeshi**); 〒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). 浅野 康夫 (**ASANO, Yasuo**); 〒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, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ,

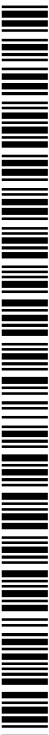
(54) **Title:** LIVING BODY INFORMATION MEASURING INSTRUMENT AND METHOD FOR CONTROLLING LIVING BODY INFORMATION MEASURING INSTRUMENT

(54) 発明の名称: 生体情報測定装置及び生体情報測定装置の制御方法

[図4]



(57) **Abstract:** This living body information measuring instrument is provided with: a blood pressure measurement unit that measures the blood pressure of a subject and has a blood pressure measurement control unit for controlling a cuff for compressing a measurement site of the subject, a pump for supplying a gas into the cuff, an exhaust valve for controlling discharge of the gas from the inside of the cuff, and a pressure detection unit for detecting a cuff pressure, which is the pressure in the cuff; and an electrocardiographic measurement unit that comprises electrodes disposed on the measurement site side of the cuff, and measures an electrocardiographic waveform by processing an electric signal acquired through a plurality of electrodes that can be brought into contact with the skin of the subject. The blood pressure measurement control unit performs: compression control of increasing the cuff pressure by supplying the gas into the cuff from the pump; and decompression control of rapidly reducing the cuff pressure by opening the exhaust valve. When the electrocardiographic



WO 2022/249477 A1

EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, JP, 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, 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, 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:

一 国際調査報告 (条約第21条(3))

measurement unit is continuing to measure the electrocardiographic waveform at the completion of the compression control, the cuff pressure is maintained constant or gradually changed before the decompression control is performed.

(57) 要約: 被検者の被測定部位を圧迫するカフと、カフ内に気体を供給するポンプと、カフ内から気体の排出を調整する排気弁と、カフ内の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、を制御する血圧測定制御部を有し、被検者の血圧を測定する血圧測定部と、カフの被測定部位側に設けられた電極を含む、被検者の皮膚に接触可能な複数の電極を通じて取得される電気信号を処理して心電波形を測定する心電測定部と、を備えた生体情報測定装置であって、血圧測定制御部は、ポンプからカフに気体を供給してカフ圧を増加させる加圧制御と、排気弁を開放してカフ圧を急速に減少させる減圧制御と、を実行し、加圧制御終了時に、心電測定部が心電波形の測定を継続している場合には、減圧制御を実行する前に、カフ圧を一定に保持し、又は緩やかに変化させる。

明 細 書

発明の名称：生体情報測定装置及び生体情報測定装置の制御方法

技術分野

[0001] 本発明は、生体情報測定装置及び生体情報測定装置の制御方法に関する。

背景技術

[0002] 従来の血圧測定と心電波形測定を同時に行う生体情報測定装置として、特許文献1に示されるような、ハウジングとカフを備え、カフに電極が取り付けられた構成が提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2014-36843号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかし、このようなカフの膨張により電極の接触状態を安定させる構成では、心電波形測定中に血圧測定の終了などによってカフの状態が急激に変化した場合に、電極の接触状態の急変による著しいノイズが心電波形に発生するという問題がある。

[0005] 上記のような課題に鑑み、本発明は、血圧測定と心電波形の測定を同時に行う生体情報測定装置において、安定した心電波形の測定を行うことができる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

[0006] 上記の課題を解決するため、本発明は、
被検者の被測定部位を圧迫するカフと、前記カフ内に気体を供給するポンプと、前記カフ内から前記気体の排出を調整する排気弁と、前記カフ内の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、を制御する血圧測定制御部を有し、前記被検者の血圧を測定する血圧測定部と、
前記被検者の皮膚に接触可能な複数の電極を通じて取得される電気信号を

処理して心電波形を測定する心電測定部と、

を備えた生体情報測定装置であって、

前記血圧測定制御部は、

前記ポンプから前記カフに前記気体を供給して前記カフ圧を増加させる加圧制御と、

前記排気弁を開放して前記カフ圧を急速に減少させる減圧制御と、

を実行し、

前記加圧制御終了時に、前記心電測定部が前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧制御を実行する前に、前記カフ圧を一定に保持し、又は緩やかに変化させることを特徴とする。

[0007] 本発明では、血圧測定部と心電測定部を備え、心電波形を測定するための複数の電極が、カフの被測定部位側に設けられた電極を含む生体情報測定装置において、血圧測定制御部が、ポンプからカフに気体を供給してカフ圧を増加させる加圧制御と、排気弁を開放してカフ圧を急速に減少させる減圧制御を実行するとき、加圧制御終了時に心電測定部が心電波形の測定を継続している場合には、減圧制御を実行する前に、カフ圧を一定に保持し、又は緩やかに変化させる。これにより、心電波形の測定中に、カフ圧が急激に変化することはないので、安定した心電波形の測定を行うことができる。

[0008] また、本発明において、

前記血圧測定制御部は、

前記加圧制御終了時に、前記心電測定部が前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧制御を実行する前に、前記加圧制御終了時の前記カフ圧の増加速度よりも緩やかに増加するように前記ポンプを制御し、又は、前記減圧制御時の前記カフ圧の減少速度よりも緩やかに減少するように前記排気弁を制御するようにしてもよい。

[0009] これによれば、加圧制御終了時に、心電測定部が心電波形の測定を継続している場合には、減圧制御を実行する前に、前記加圧制御終了時の前記カフ圧の増加速度よりも緩やかに増加するようにポンプを制御することにより、

カフ圧を緩やかに変化させることができる。これにより、心電波形の測定中に、カフ圧が急激に変化することはないので、安定した心電波形の測定を行うことができる。また、加圧制御終了時に、心電測定部が心電波形の測定を継続している場合には、減圧制御を実行する前に、減圧制御時のカフ圧の減少速度よりも緩やかに減少するように排気弁を制御することにより、カフ圧を緩やかに変化させることができる。これにより、心電波形の測定中に、カフ圧が急激に変化することはないので、安定した心電波形の測定を行うことができる。

[0010] また、本発明において、

前記血圧測定制御部が、異常を検出した場合に、

該血圧測定制御部は、前記加圧制御を中止し、前記減圧制御を実行し、

前記心電測定部は、前記心電波形の測定を終了するようにしてもよい。

[0011] これによれば、血圧測定制御部が、異常を検出した場合には、血圧測定制御部は加圧制御を中止して減圧制御を実行するので、血圧測定に異常があった場合に、カフによって被検者の被測定部位がそれ以上圧迫されることがなく、被検者に対する負荷が軽減される。一方で、心電測定部は、心電波形の測定を終了するので、カフ圧が急速に減少することによって発生したノイズを含む不安定な心電波形の測定は行われぬ。

[0012] また、本発明において、

前記加圧制御の終了前に、前記心電測定部が、異常を検出した場合に、

該心電測定部は、前記心電波形の測定を終了し、

前記血圧測定制御部は、前記加圧制御の実行を継続するようにしてもよい。

[0013] これによれば、加圧制御の終了前に、心電測定部が、異常を検出した場合に、心電測定部は、心電波形の測定を終了するので、不正確な心電波形の測定を継続する必要がない。一方で、心電波形の測定を終了しても、一般的には、血圧測定に影響が及ばないので、血圧測定については加圧制御の実行を継続し、正常な血圧測定を行うことができる。

- [0014] また、本発明において、
情報を表示する表示部と、
前記表示部を制御する表示制御部と、
を備え、
前記表示制御部は、前記血圧の測定に前記異常があった旨を前記表示部に表示するようにしてもよい。
- [0015] これによれば、血圧測定制御部が異常を検出した場合には、加圧制御を中止し、減圧制御を実行するとともに、心電波形の測定を終了するため、表示部に血圧の測定に異常があった旨を表示部に表示することにより、被検者に血圧測定が異常終了したことを報知することができる。血圧測定に異常があった旨と併せて心電波形の測定が終了した旨を表示するようにしてもよい。
- [0016] また、本発明において、
情報を表示する表示部と、
前記表示部を制御する表示制御部と、
を備え、
前記表示制御部は、血圧測定終了後に、前記心電波形の測定に前記異常があった旨を前記表示部に表示するようにしてもよい。
- [0017] これによれば、心電測定部が異常を検出した場合には、心電波形の測定は終了するものの、血圧測定は継続されるので、血圧測定中に、心電測定に異常があった旨を表示部に表示すると、被検者が姿勢を変更する等の血圧測定に影響を及ぼす行為を行う可能性があり、正確な血圧測定が妨げられる。このため、血圧測定終了後に、心電波形の測定に異常があった旨を表示部に表示することにより、血圧については、正常な測定が可能となる。
- [0018] また、本発明は、
被検者の被測定部位を圧迫するカフと、
前記カフ内に気体を供給するポンプと、
前記カフ内から前記気体の排出を調整する排気弁と、
を有し、血圧を測定する血圧測定部と、

前記被検者の皮膚に接触可能な複数の電極を通じて取得される電気信号を処理して心電波形を測定する心電測定部と

を備えた生体情報測定装置の制御方法であって、

前記ポンプから前記カフに前記気体を供給して前記カフ内の圧力であるカフ圧を増加させる加圧ステップと、

前記排気弁を開放して前記カフ圧を急速に減少させる減圧ステップと、
を含み、

前記加圧ステップ終了時に、前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧ステップの前に、前記カフ圧を一定に保持し、又は緩やかに変化させるステップを含むことを特徴とする。

[0019] 本発明は、血压測定部と心電測定部を備え、心電波形を測定するための複数の電極が、カフの被測定部位側に設けられた電極を含む生体情報測定装置の制御方法において、ポンプからカフに気体を供給してカフ圧を増加させる加圧ステップと、排気弁を開放してカフ圧を急速に減少させる減圧ステップを含み、加圧ステップ終了時に、心電波形の測定を継続している場合には、減圧ステップの前に、カフ圧を一定に保持し、又は緩やかに変化させるステップを含む。これにより、心電波形の測定中に、カフ圧が急激に変化することはないので、安定した心電波形の測定を行うことができる。

[0020] また、本発明において、

前記加圧ステップ終了時に、前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧ステップの前に、前記加圧ステップ終了時の前記カフ圧の増加速度よりも緩やかに増加するように前記ポンプを制御し、又は、前記減圧ステップにおける前記カフ圧の減少速度よりも緩やかに減少するように前記排気弁を制御するようにしてもよい。

[0021] これによれば、加圧ステップ終了時に、心電波形の測定を継続している場合には、減圧ステップの前に、前記加圧ステップ終了時の前記カフ圧の増加速度よりも緩やかに増加するようにポンプを制御することにより、カフ圧を緩やかに変化させることができる。これにより、心電波形の測定中に、カフ

圧が急激に変化することはないので、安定した心電波形の測定を行うことができる。また、加圧ステップ終了時に、心電波形の測定を継続している場合には、減圧ステップの前に、減圧ステップにおけるカフ圧の減少速度よりも緩やかに減少するように排気弁を制御することにより、カフ圧を緩やかに変化させることができる。これにより、心電波形の測定中に、カフ圧が急激に変化することはないので、安定した心電波形の測定を行うことができる。

[0022] また、本発明において、

前記血圧測定部が異常を検出した場合に、

前記加圧ステップを中止して、前記減圧ステップを実行し、

前記心電波形の測定を終了するようにしてもよい。

[0023] これによれば、血圧測定部が異常を検出した場合には、血圧測定部は加圧ステップを中止して減圧ステップを実行するので、血圧測定に異常があった場合に、カフによって被検者の被測定部位がそれ以上圧迫されることがなく、被検者に対する負荷が軽減される。一方で、心電測定部は、心電波形の測定を終了するので、カフ圧が急速に減少することによって発生したノイズを含む不安定な心電波形の測定は行われぬ。

[0024] また、本発明において、

前記加圧ステップの終了前に、前記心電測定部が異常を検出した場合に、

前記心電波形の測定を中止し、

前記加圧ステップを継続するようにしてもよい。

[0025] これによれば、加圧ステップの終了前に、心電測定部が異常を検出した場合に、心電測定部は、心電波形の測定を終了するので、不正確な心電波形の測定を継続する必要がない。一方で、心電波形の測定を終了しても、一般的には、血圧測定に影響が及ばないので、血圧測定については加圧ステップを継続し、正常な血圧測定を行うことができる。

発明の効果

[0026] 本発明によれば、血圧測定と心電波形の測定を同時に行う生体情報測定装置において、安定した心電波形の測定を行うことができる技術を提供するこ

とができる。

図面の簡単な説明

- [0027] [図1]図1は、実施例1に係る生体情報測定装置の機能ブロック図である。
- [図2]図2は、従来例に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の進捗とカフ圧の時間変化を示す図である。
- [図3]図3は、従来例に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の手順を示すフローチャートである。
- [図4]図4は、実施例1に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の進捗とカフ圧の時間変化を示す図である。
- [図5]図5は、実施例1に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の手順を示すフローチャートである。
- [図6]図6は、実施例2に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の進捗とカフ圧の時間変化を示す図である。
- [図7]図7は、実施例2に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の手順を示すフローチャートである。
- [図8]図8は、実施例3に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の進捗とカフ圧の時間変化を示す図である。
- [図9]図9は、実施例3に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の手順を示すフローチャートである。
- [図10]図10は、実施例4に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の進捗とカフ圧の時間変化を示す図である。
- [図11]図11は、実施例4に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の手順を示すフローチャートである。
- [図12]図12は、実施例5に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の進捗とカフ圧の時間変化を示す図である。
- [図13]図13は、実施例5に係る生体情報測定装置の血圧測定及び心電測定の手順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

[0028] 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。但し、この実施例に記載されている構成部品の寸法、材質、形状、その相対配置などは、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。

[0029] <実施例 1 >

以下に、本発明の実施例 1 について説明する。

[0030] (生体情報測定装置の構成)

図 1 は本実施例形態に係る生体情報測定装置 100 の概略構成を示すブロック図である。生体情報測定装置 100 は、主として、本体ハウジング 110、カフアッシー部 120 及びベルト部 130 から構成される。

[0031] 本体ハウジング 110 は、表示部 111、電源部 112、血圧測定部 113、心電測定部 114 を含む。

[0032] 表示部 111 は、血圧測定及び心電波形の測定（以下、「心電測定」ともいう。）を行う際のユーザへのガイダンス、測定状態や測定結果に関する情報を含む各種情報を表示する。

[0033] 電源部 112 は、血圧測定部 113、心電測定部 114 に電力を供給し、例えば、二次電池によって構成される。

[0034] 血圧測定部 113 は、カフアッシー部 120 とともに、血圧測定を行う。血圧測定部 113 は、制御部 1131、演算部 1132、圧力検出部 1133、ポンプ 1134、排気弁 1135 を有する。制御部 1131 は、血圧測定部 113 による血圧測定動作を司る機能を有し、例えば、CPU 及びメモリを含んで構成され、メモリに記憶された制御プログラムを実行し、圧力検出部 1133、ポンプ 1134 及び排気弁 1135、表示部 111 等を制御することにより、血圧測定動作を実現する。制御部 1131 の一部又は全部は、ASIC や FPGA のようなハードウェア回路によって実現されてもよい。演算部 1132 は、血圧測定に必要な演算処理を実行する機能を有し、例えば、CPU 及びメモリによって構成され、メモリに記憶された演算プログラムを実行する。ポンプ 1134 は、後述するカフ 1202 内に気体（例

例えば空気)を供給し、排気弁1135は、カフ1202内からの気体の排出を調整する弁である。血圧測定部113は、本発明の血圧測定部に対応する。ここでは、本発明の血圧測定制御部は、制御部1131を含んで構成される。

[0035] 心電測定部114は、制御部1141、演算部1142を有する。制御部1141は、心電測定部114による心電測定動作を司る機能を有し、例えば、CPU及びメモリを含んで構成され、メモリに記憶された制御プログラムを実行し、第1電極1203、第2電極1204及び第3電極115を介して心電測定を実現する。制御部1141は、第1電極1203、第2電極1204及び第3電極115によって検出された電気信号を処理するためのアンプ、ADコンバータ等の公知の構成要素を含む。演算部1142は、心電測定に必要な演算処理を実行する機能を有し、例えば、CPU及びメモリによって構成され、メモリに記憶された演算プログラムを実行する。心電測定部114は、本発明の心電測定部に対応する。第1電極1203、第2電極1204及び第3電極115は、本発明の被検者の皮膚に接触可能な複数の電極に対応する。

[0036] カフアッシー部120は、カーラー1201、カフ1202、第1電極1203、第2電極1204を含む。カフアッシー部120は、カフ1202を含む組立体である。カフ1202は、帯状部材であり、内部に袋状体を有する。カーラー1201は、手首等の被測定部位を周方向に取り巻くように、長手方向に湾曲された板状の樹脂製部材である。カーラー1201の内周側にカフ1202が貼り付けられており、カーラー1201はカフ1202を保持する基部として機能する。カフ1202の内周側には、第1電極1203、第2電極1204が配置されている。被測定部位としては、手首、上腕部等の適宜の部位を選択することができる。

[0037] ベルト部130は帯状部材であり、ベルト部130の内周側にはカーラー1201が取り付けられる。ベルト部130は被検者の手首等に巻かれ、被検者の手首等の太さに合わせて適宜に長さに調整され、バックルや面ファス

ナー等の固定手段によって固定される。

- [0038] 第3電極115は、第1電極1203及び第2電極1204とともに心電測定部114の制御部1141に電氣的に接続される。被検者の手首等に接触する第1電極1203及び第2電極1204とともに被検者のV1誘導等の心電波形を検出し得るように、被検者が身体の一部によって接触し得る位置に配置される。例えば、ベルト部130が、被検者の左手首に装着される場合には、被検者が右手の指で接触し得る、本体ハウジング110の側面部に、第3電極115を設けることができる。このようにすれば、第1電極1203、第2電極1204及び第3電極115によりI誘導の心電波形を検出することができる。第3電極115を設ける位置は、これに限られない。
- [0039] 本実施例に係る生体情報測定装置では、血圧と心電波形を並行して測定する。安定した心電波形を取得するには30秒程度の期間にわたって継続して心電波形を測定する必要がある。これに対して、被検者の体格やポンプの容量等によって長短はあるものの、血圧測定は、一般的には、30秒より短い期間で終了することができる。このため、血圧測定と心電測定を同時に開始した場合には、心電測定よりも先に血圧測定が終了することがあり得る。
- [0040] 図2は、血圧測定と心電測定の開始からの進捗と、カフ圧の時間変化を示している。また、図3は、血圧測定と心電測定の一般的な手順を示すフローチャートである。図3に示すように、血圧測定を開始する（ステップS101）と同時に心電測定を開始する（ステップS201）。血圧測定が開始されると制御部1131は排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動し（ステップS103）、カフ1202に空気を送り込んで加圧する。一方、心電測定が開始されると、制御部1141は、所定時間まで心電測定を継続する（ステップS202）。血圧測定部113では、オシロメトリック法により血圧を測定する。すなわち、圧力検出部1133がカフ圧とこれに重畳する脈波を検出し、脈波に関する情報に対して演算部1132において所定の処理を行い、血圧（拡張期血圧及び収縮期血圧）を算出する。血圧の算出が完了すると（ステップS104）、血圧測定を終了

する（ステップS105）。血圧測定が終了すると、制御部1131はポンプ1134を停止（ステップS106）、排気弁1135を開放する（ステップS108）。一方、心電測定部114では、心電波形を所定時間測定すると、制御部1141は心電測定を終了する（ステップS203）。

[0041] 図2に示すように、血圧測定及び心電測定の開始時点T0から、カフ圧が徐々に上昇する。そして、血圧測定が終了した時点Tpからポンプ1134が停止され、排気弁1135が開放される。これによってカフ1202内の空気が急速に排出されるため、カフ1202の内周側に設けられた第1電極1203及び第2電極1204の接触状態が急激に変化し、心電波形にノイズNsが発生する。

[0042] 図4に実施例1に係る生体情報測定装置100における血圧測定と心電測定の開始からの進捗と、カフ圧の時間変化を示す。そして、図5に実施例1に係る生体情報測定装置100の制御方法としての血圧測定と心電測定の手順を示す。

[0043] 図5に示すように、血圧測定を開始する（ステップS101）と同時に心電測定を開始する（ステップS201）。血圧測定が開始されると制御部1131は排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動し（ステップS103）、カフ1202に空気を送り込んで加圧する。一方、心電測定が開始されると、制御部1141は、所定時間まで心電測定を継続する（ステップS202）。血圧測定部113では、オシロメトリック法により、圧力検出部1133がカフ圧とこれに重畳する脈波を検出し、脈波に関する情報に対して演算部1132において所定の処理を行い、血圧（拡張期血圧及び収縮期血圧）を算出する。血圧の算出が完了すると（ステップS104）、血圧測定を終了する（ステップS105）。血圧測定が終了すると、制御部1131はポンプ1134を停止する（ステップS106）。制御部1131はポンプ1134を停止するが、排気弁1135を閉鎖した状態を維持し、カフ圧を一定に保持する。一方、心電測定部114では、心電波形を所定時間測定すると、制御部1141は心電測定を終了する（

ステップS203)。制御部1131は、心電測定が終了するまでは（ステップS107においてNoと判断された場合）、ポンプ1134を停止し、心電測定が終了すると（ステップS107においてYesと判断された場合）、排気弁1135を開放する（ステップS108）。血圧測定部113の制御部1131は、心電測定期間の経過を待って、排気弁1135を開放するようにしてもよいし、心電測定部114の制御部1141から、心電測定の終了の通知を受けて、排気弁1135を開放するようにしてもよい。ここでは、排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動（ステップS103）してから、ポンプ停止（ステップS106）に至るまでの制御部1131による制御が、本発明の加圧制御及び加圧ステップに対応する。そして、制御部1131による排気弁1135の開放（ステップS108）が、本発明の減圧制御及び減圧ステップに対応する。

[0044] 実施例1では、図4に示すように、血圧測定の開始時点T0から血圧測定の終了時点Tpまで増加したカフ圧は、血圧測定の終了時点Tpでポンプ1134が停止して加圧が停止し、排気弁1135が閉鎖された状態を維持することにより、カフ圧は一定に保持される。そして、心電測定の終了時点Tcを待って排気弁1135が開放されることにより、カフ圧は急速に減少する。

[0045] このように、実施例1に係る生体情報測定装置100は、血圧測定が終了し、カフ圧の加圧が終了しても、心電測定が継続している場合には、カフ圧が一定に保持されることにより、第1電極1203及び第2電極1204の接触状態が急激に変化することがないので、心電測定部114は、血圧測定の終了後も安定した心電測定が可能となる。

[0046] <実施例2>

以下に、本発明の実施例2に係る生体情報測定装置200について説明する。実施例1と共通する構成については、共通の符号を付して詳細な説明は省略する。実施例2に係る生体情報測定装置200の構成は、図1に示す実施例1に係る生体情報測定装置100と共通であるため説明を省略する。

[0047] 図6に実施例2に係る生体情報測定装置200における血圧測定と心電測定の開始からの進捗と、カフ圧の時間変化を示す。そして、図7に実施例2に係る生体情報測定装置200の制御方法としての血圧測定と心電測定の手順を示す。

[0048] 図7に示すように、血圧測定を開始する（ステップS101）と同時に心電測定を開始する（ステップS201）。血圧測定が開始されると制御部1131は排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動し（ステップS103）、カフ1202に空気を送り込んで加圧する。一方、心電測定が開始されると、制御部1141は、所定時間まで心電測定を継続する（ステップS202）。血圧測定部113では、圧力検出部1133がカフ圧とこれに重畳する脈波を検出し、脈波に関する情報に対して演算部1132において所定の処理を行い、血圧（拡張期血圧及び収縮期血圧）を算出する。血圧の算出が完了すると（ステップS104）、血圧測定を終了する（ステップS105）。血圧測定が終了すると、制御部1131はポンプ1134を停止する（ステップS106）。制御部1131はポンプ1134を停止するが、排気弁1135の開度を制御してカフ1202内の空気を緩やかに排出する（ステップS121）。一方、心電測定部114では、心電波形を所定時間測定すると、制御部1141は心電測定を終了する（ステップS203）。制御部1131は、心電測定が終了するまでは（ステップS122においてNoと判断された場合）、排気弁1135の開度を制御し、心電測定が終了すると（ステップS122においてYesと判断された場合）、排気弁1135を開放する（ステップS108）。血圧測定部113の制御部1131は、心電測定期間の経過を待って、排気弁1135を開放するようにしてもよいし、心電測定部114の制御部1141から、心電測定の終了の通知を受けて、排気弁1135を開放するようにしてもよい。ここでは、排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動（ステップS103）してから、ポンプ停止（ステップS106）に至るまでの制御部1131による制御が、本発明の加圧制御及び加圧ス

テップに対応する。そして、制御部 1131 による排気弁の開放（ステップ S108）が、本発明の減圧制御及び減圧ステップに対応する。

[0049] 実施例 2 では、図 6 に示すように、血压測定の開始時点 T_0 から血压測定の終了時点 T_p まで増加したカフ圧は、血压測定の終了時点 T_p でポンプ 1134 が停止して加圧が停止し、排気弁 1135 の開度が制御され、カフ 1202 内の空気が緩やかに排出されることにより、カフ圧も緩やかに減少する。そして、心電測定の終了時点 T_c を待って排気弁 1135 が開放されることにより、カフ圧は急速に減少する。このとき、血压測定の終了時点（すなわち加圧制御及び加圧ステップの終了時点） T_p から心電測定終了時点 T_c までのカフ圧の減少速度は、心電測定時点 T_c 以降の減圧制御時のカフ圧の減少速度よりも緩やかに減少するように制御されている。

[0050] このように、実施例 2 に係る生体情報測定装置 200 は、血压測定が終了した後、心電測定が継続している間は、排気弁 1135 を制御して緩やかに排気することにより、第 1 電極 1203 及び第 2 電極 1204 の接触状態が急激に変化することがないので、心電測定部 114 は、血压測定の終了後も安定した心電測定が可能となる。

[0051] <実施例 3>

以下に、本発明の実施例 3 に係る生体情報測定装置 300 について説明する。実施例 1 及び 2 と共通する構成については、共通の符号を付して詳細な説明は省略する。実施例 3 に係る生体情報測定装置 200 の構成は、図 1 に示す実施例 1 に係る生体情報測定装置 100 と共通であるため説明を省略する。

[0052] 図 8 に実施例 2 に係る生体情報測定装置 200 における血压測定と心電測定の開始からの進捗と、カフ圧の時間変化を示す。そして、図 9 に実施例 2 に係る生体情報測定装置 200 の制御方法としての血压測定と心電測定の手順を示す。

[0053] 図 9 に示すように、血压測定を開始する（ステップ S101）と同時に心電測定を開始する（ステップ S201）。血压測定が開始されると制御部 1

131は排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動し（ステップS103）、カフ1202に空気を送り込んで加圧する。一方、心電測定が開始されると、制御部1141は、所定時間まで心電測定を継続する（ステップS202）。血压測定部113では、圧力検出部1133がカフ圧とこれに重畳する脈波を検出し、脈波に関する情報に対して演算部1132において所定の処理を行い、血压（拡張期血压及び収縮期血压）を算出する。血压の算出が完了すると（ステップS104）、血压測定を終了する（ステップS105）。血压測定が終了すると、制御部1131は、排気弁1135を閉鎖したまま、ポンプ1134の流量を制御する（ステップS131）。ポンプ1134からカフ1202内に空気が継続的に送出されるので、カフ圧は緩やかに上昇し続ける。一方、心電測定部114では、心電波形を所定時間測定すると、制御部1141は心電測定を終了する（ステップS203）。制御部1131は、心電測定が終了するまでは（ステップS132においてNoと判断された場合）、ポンプ1134の流量を制御し、心電測定が終了すると（ステップS132においてYesと判断された場合）、ポンプ1134を停止し（ステップS106）、排気弁1135を開放する（ステップS108）。血压測定部113の制御部1131は、心電測定期間の経過を待って、ポンプ1134を停止するようにしてもよいし、心電測定部114の制御部1141から、心電測定の終了の通知を受けて、ポンプ1134を停止するようにしてもよい。ここでは、排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動（ステップS103）してから、血压測定終了（ステップS105）に至るまでの制御部1131による制御が、本発明の加圧制御及び加圧ステップに対応する。そして、制御部1131による排気弁の開放（ステップS108）が、本発明の減圧制御及び減圧ステップに対応する。

[0054] 実施例3では、図8に示すように、血压測定の開始時点T0から血压測定の終了時点Tpまで増加したカフ圧は、血压測定の終了時点Tpからポンプ1134の流量が制御されることにより、傾きが小さくなり、より緩やかに

増加を続ける。そして、心電測定の終了時点 T_c を待ってポンプ1134が停止され、排気弁1135が開放されることにより、カフ圧は急速に減少する。このとき血圧測定の終了時点（すなわち加圧制御及び加圧ステップの終了時点） T_p から心電測定終了時点 T_c までのカフ圧の増加速度は、血圧測定の終了時点 T_p 、すなわち加圧制御及び加圧ステップの終了時のカフ圧の増加速度よりも緩やかに増加するように制御されている。

[0055] このように、実施例3に係る生体情報測定装置300は、血圧測定が終了した後、心電測定が継続している間は、ポンプ1134の流量を制御して緩やかに加圧することにより、第1電極1203及び第2電極1204の接触状態が急激に変化することがないので、心電測定部114は、血圧測定の終了後も安定した心電測定が可能となる。

[0056] <実施例4>

以下に、本発明の実施例4に係る生体情報測定装置400について説明する。実施例1と共通する構成については、共通の符号を付して詳細な説明は省略する。実施例4に係る生体情報測定装置400の構成は、図1に示す実施例1に係る生体情報測定装置100と共通であるため説明を省略する。

[0057] 図10に実施例4に係る生体情報測定装置400における血圧測定と心電測定の開始からの進捗と、カフ圧の時間変化を示す。そして、図11に実施例4に係る生体情報測定装置400の制御方法としての血圧測定と心電測定の手順を示す。

[0058] 実施例4では、血圧測定中に異常が検出された場合の処理について説明する。図11に示すように、血圧測定を開始する（ステップS101）と同時に心電測定を開始する（ステップS201）。血圧測定が開始されると制御部1131は排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動し（ステップS103）、カフ1202に空気を送り込んで加圧する。一方、心電測定が開始されると、制御部1141は、所定時間まで心電測定を継続する（ステップS202）。ポンプ1134を駆動し、カフ1202を加圧している段階で、制御部1131が異常検出する（ステップS1

41)。制御部1131は異常を検出すると、血圧測定を終了する（ステップS105）。制御部1131が血圧測定を終了すると同時に、制御部1141は心電測定を終了する（ステップS241）。制御部1141は、異常検出及び血圧測定終了の少なくともいずれかの通知を制御部1131から受け取り、これに基づいて心電測定を終了する。血圧測定が終了すると、制御部1131はポンプ1134を停止し（ステップS106）、排気弁1135を開放する（ステップS108）。このとき、制御部1131は、異常検出時（ステップS141）以降の適宜のタイミングで、表示部111にメッセージや画像を表示させることにより、被検者に異常である旨を報知する。ここでは、排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動（ステップS103）してから、ポンプ停止（ステップS106）に至るまでの制御部1131による制御が、本発明の加圧制御及び加圧ステップに対応するので、上述の異常検出時（ステップS141）は、本発明の加圧制御の終了前及び加圧ステップの終了前に対応する。そして、制御部1131による排気弁の開放（ステップS108）が、本発明の減圧制御及び減圧ステップに対応する。また、制御部1131が本発明の表示制御部に対応する。

[0059] 図10に示すように、血圧測定及び心電測定の開始時点T0から、カフ圧が上昇し、異常が検出された時点Ta1でポンプ1134が停止され、排気弁1135が開放される。これによってカフ1202内の空気が急激に排出されるため、カフ1202の内周に設けられた第1電極1203及び第2電極1204の接触状態が急激に変化し、安定した心電測定が期待できないため、血圧測定の終了と同時に心電測定も終了させる。血圧測定時には、カフが加圧されて被検者の手首が圧迫されており被検者に対する負荷が高いため、血圧測定において異常が検出された場合には、血圧測定異常処理を優先させることが望ましい。このため、血圧測定において異常が検出された場合には、血圧測定を終了し直ちにポンプ1134を停止させ、排気弁1135を開放するようにしている。また、このような措置によって、安定した心電測

定が困難になるので、心電測定も同時に終了させている。

[0060] <実施例5>

以下に、本発明の実施例5に係る生体情報測定装置500について説明する。実施例1と共通する構成については、共通の符号を付して詳細な説明は省略する。実施例5に係る生体情報測定装置500の構成は、図1に示す実施例1に係る生体情報測定装置100と共通であるため説明を省略する。

[0061] 図12に実施例5に係る生体情報測定装置500における血圧測定と心電測定の開始からの進捗と、カフ圧の時間変化を示す。そして、図13に実施例5に係る生体情報測定装置500の制御方法としての血圧測定と心電測定の手順を示す。

[0062] 実施例5では、心電測定中に異常が検出された場合の処理について説明する。図13に示すように、血圧測定を開始する（ステップS101）と同時に心電測定を開始する（ステップS201）。血圧測定が開始されると制御部1131は排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動し（ステップS103）、カフ1202に空気を送り込んで加圧する。一方、心電測定中に、制御部1141が異常を検出する（ステップS251）。制御部1141は、異常を検出すると、所定時間の経過を待たずに心電測定を終了する（ステップS203）。この段階では、制御部1141は、被検者には異常である旨を報知しない。血圧測定部113では、心電測定部114における心電測定の終了にかかわらず、血圧測定動作を継続する。すなわち、血圧測定部113では、圧力検出部1133がカフ圧とこれに重畳する脈波を検出し、脈波に関する情報に対して演算部1132において所定の処理を行い、血圧（拡張期血圧及び収縮期血圧）を算出する。血圧の算出が完了すると（ステップS104）、血圧測定を終了する（ステップS105）。血圧測定が終了すると、制御部1131はポンプ1134を停止（ステップS106）、排気弁1135を開放する（ステップS108）。制御部1141は、血圧測定終了（ステップS105）以降の適宜のタイミングで、心電測定が異常である旨を、表示部111にメッセージや画像を表

示させることにより、被検者に報知する。ここでは、排気弁1135を閉鎖し（ステップS102）、ポンプ1134を駆動（ステップS103）してから、ポンプ停止（ステップS106）に至るまでの制御部1131による制御が、本発明の加圧制御及び加圧ステップに対応する。そして、制御部1131による排気弁の開放（ステップS108）が、本発明の減圧制御及び減圧ステップに対応する。また、制御部1141が本発明の表示制御部に対応する。

[0063] 図12に示すように、血压測定及び心電測定の開始時点T0から、血压測定及び心電測定が進行し、これに伴いカフ圧が上昇する。血压測定と心電測定が並行して進んでいる途中の時点Ta2において制御部1141が異常を検出し、心電測定を終了させる。心電測定の終了時点Tc以降も血压測定は継続され、カフ圧は引き続き上昇する。その後、血压測定が終了した時点Tpにおいて、ポンプ1134が停止され、排気弁1135が開放されることにより、カフ圧は急速に減少する。

[0064] このように、心電測定は血压測定に比して被検者の負荷が低いため、血压測定を優先させる。また、血压測定中に心電測定の異常を被検者に報知すると、第3電極115を離す、触り直す等の被検者の行為により、血压測定に影響を与える可能性があるため、血压測定が終了するまで、心電測定の異常については報知せず、血压測定終了後に心電測定の異常を報知することとしている。

符号の説明

[0065] 100, 200, 300, 400, 500・・・生体情報測定装置
113・・・血压測定部
114・・・心電測定部
115・・・第3電極
1131・・・制御部
1133・・・圧力検出部
1134・・・ポンプ

- 1 1 3 5 . . 排気弁
- 1 1 4 1 . . 制御部
- 1 2 0 2 . . カフ
- 1 2 0 3 . . 第 1 電極
- 1 2 0 4 . . 第 2 電極

請求の範囲

- [請求項1] 被検者の被測定部位を圧迫するカフと、前記カフ内に気体を供給するポンプと、前記カフ内から前記気体の排出を調整する排気弁と、前記カフ内の圧力であるカフ圧を検出する圧力検出部と、を制御する血圧測定制御部を有し、前記被検者の血圧を測定する血圧測定部と、
- 前記被検者の皮膚に接触可能な複数の電極を通じて取得される電気信号を処理して心電波形を測定する心電測定部と、
- を備えた生体情報測定装置であって、
- 前記血圧測定制御部は、
- 前記ポンプから前記カフに前記気体を供給して前記カフ圧を増加させる加圧制御と、
- 前記排気弁を開放して前記カフ圧を急速に減少させる減圧制御と、
- を実行し、
- 前記加圧制御終了時に、前記心電測定部が前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧制御を実行する前に、前記カフ圧を一定に保持し、又は緩やかに変化させることを特徴とする生体情報測定装置。
- [請求項2] 前記血圧測定制御部は、
- 前記加圧制御終了時に、前記心電測定部が前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧制御を実行する前に、前記加圧制御終了時の前記カフ圧の増加速度よりも緩やかに増加するように前記ポンプを制御し、又は、前記減圧制御時の前記カフ圧の減少速度よりも緩やかに減少するように前記排気弁を制御することを特徴とする請求項1に記載の生体情報測定装置。
- [請求項3] 前記血圧測定制御部が、異常を検出した場合に、
- 該血圧測定制御部は、前記加圧制御を中止し、前記減圧制御を実行し、
- 前記心電測定部は、前記心電波形の測定を終了することを特徴とす

る請求項 1 又は 2 に記載の生体情報測定装置。

[請求項4] 前記加圧制御の終了前に、前記心電測定部が、異常を検出した場合に、

該心電測定部は、前記心電波形の測定を終了し、

前記血圧測定制御部は、前記加圧制御の実行を継続することを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の生体情報測定装置。

[請求項5] 情報を表示する表示部と、

前記表示部を制御する表示制御部と、

を備え、

前記表示制御部は、前記血圧の測定に前記異常があった旨を前記表示部に表示することを特徴とする請求項 3 に記載の生体情報測定装置。

[請求項6] 情報を表示する表示部と、

前記表示部を制御する表示制御部と、

を備え、

前記表示制御部は、血圧測定終了後に、前記心電波形の測定に前記異常があった旨を前記表示部に表示することを特徴とする請求項 4 に記載の生体情報測定装置。

[請求項7] 被検者の被測定部位を圧迫するカフと、

前記カフ内に気体を供給するポンプと、

前記カフ内から前記気体の排出を調整する排気弁と、

を有し、血圧を測定する血圧測定部と、

前記被検者の皮膚に接触可能な複数の電極を通じて取得される電気信号を処理して心電波形を測定する心電測定部と

を備えた生体情報測定装置の制御方法であって、

前記ポンプから前記カフに前記気体を供給して前記カフ内の圧力であるカフ圧を増加させる加圧ステップと、

前記排気弁を開放して前記カフ圧を急速に減少させる減圧ステップ

と、

を含み、

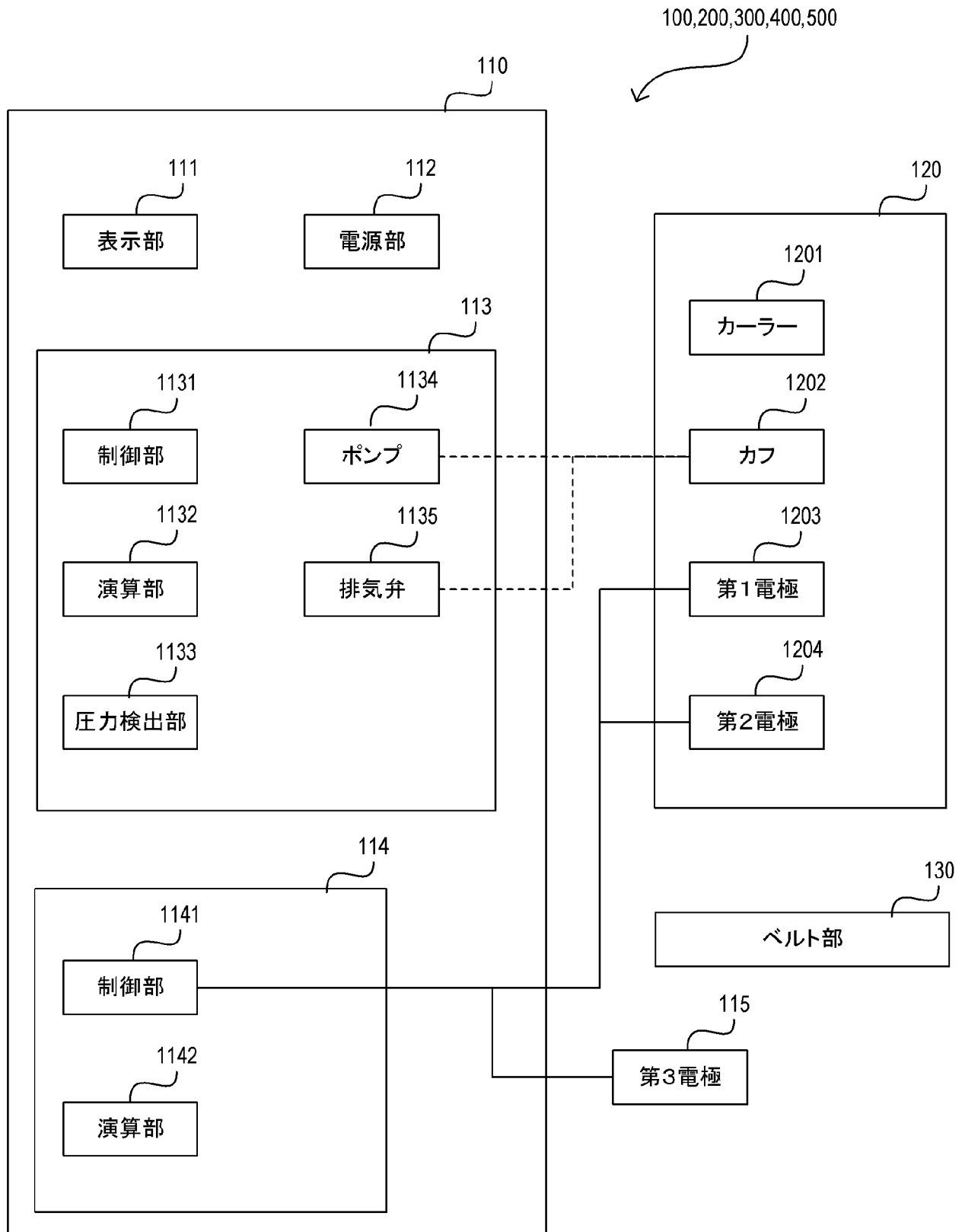
前記加圧ステップ終了時に、前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧ステップの前に、前記カフ圧を一定に保持し、又は緩やかに変化させるステップを含むことを特徴とする生体情報測定装置の制御方法。

[請求項8] 前記加圧ステップ終了時に、前記心電波形の測定を継続している場合には、前記減圧ステップの前に、前記加圧ステップ終了時の前記カフ圧の増加速度よりも緩やかに増加するように前記ポンプを制御し、又は、前記減圧ステップにおける前記カフ圧の減少速度よりも緩やかに減少するように前記排気弁を制御することを特徴とする請求項7に記載の生体情報測定装置の制御方法。

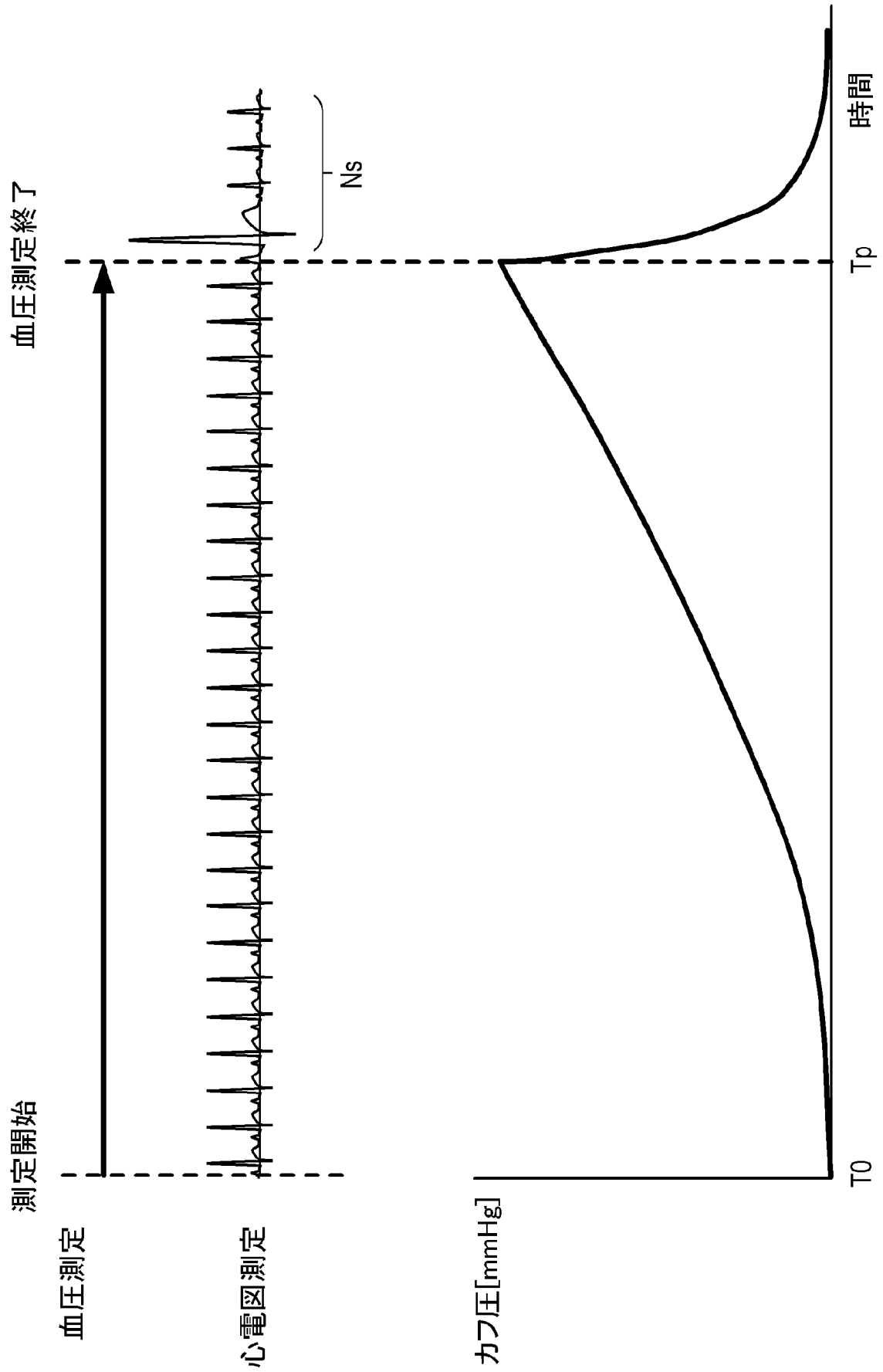
[請求項9] 前記血圧測定部が異常を検出した場合に、
前記加圧ステップを中止して、前記減圧ステップを実行し、
前記心電波形の測定を終了することを特徴とする請求項7又は8に記載の生体情報測定装置の制御方法。

[請求項10] 前記加圧ステップの終了前に、前記心電測定部が異常を検出した場合に、
前記心電波形の測定を中止し、
前記加圧ステップを継続することを特徴とする請求項7乃至9のいずれか1項に記載の生体情報測定装置の制御方法。

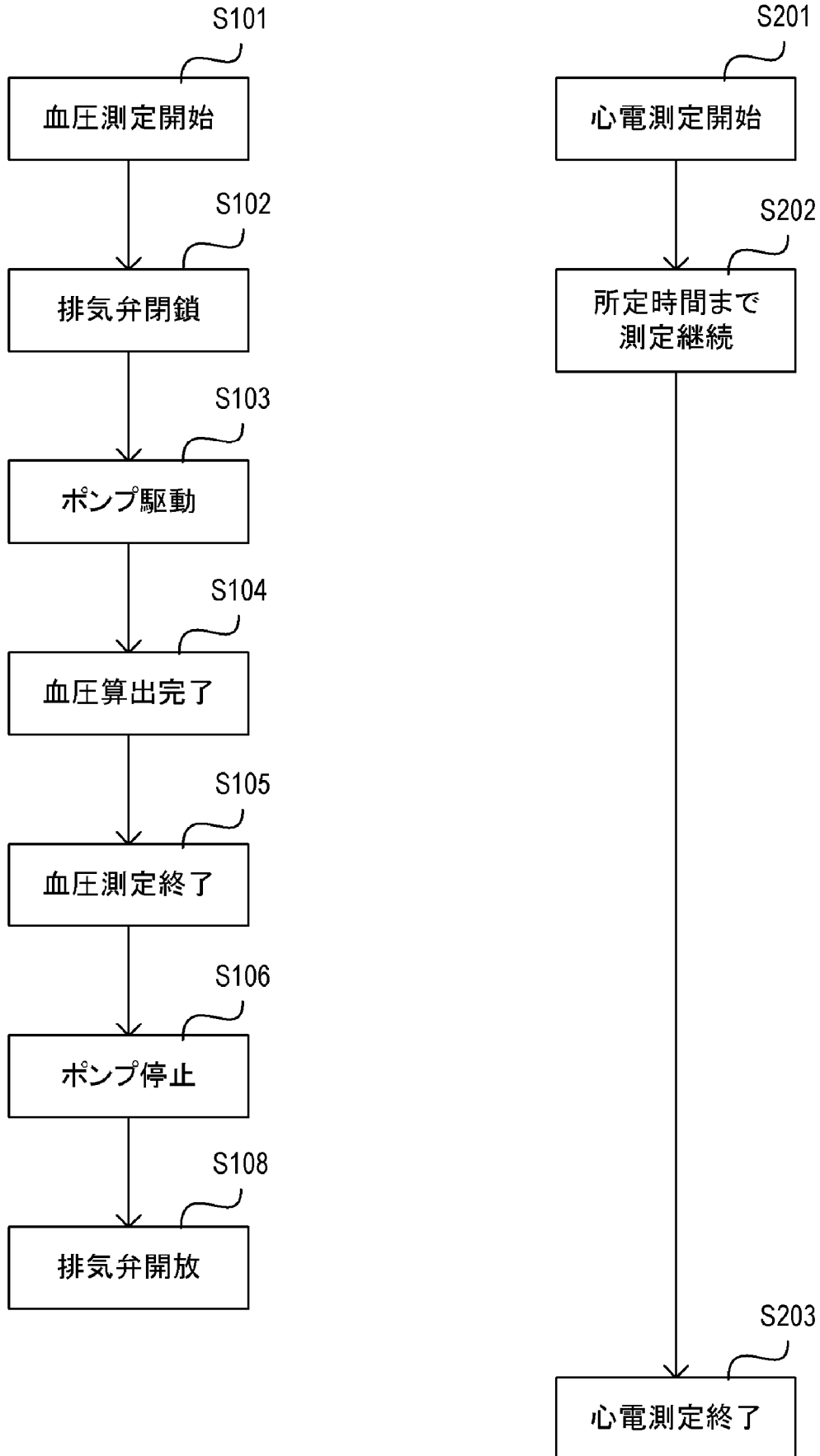
[図1]



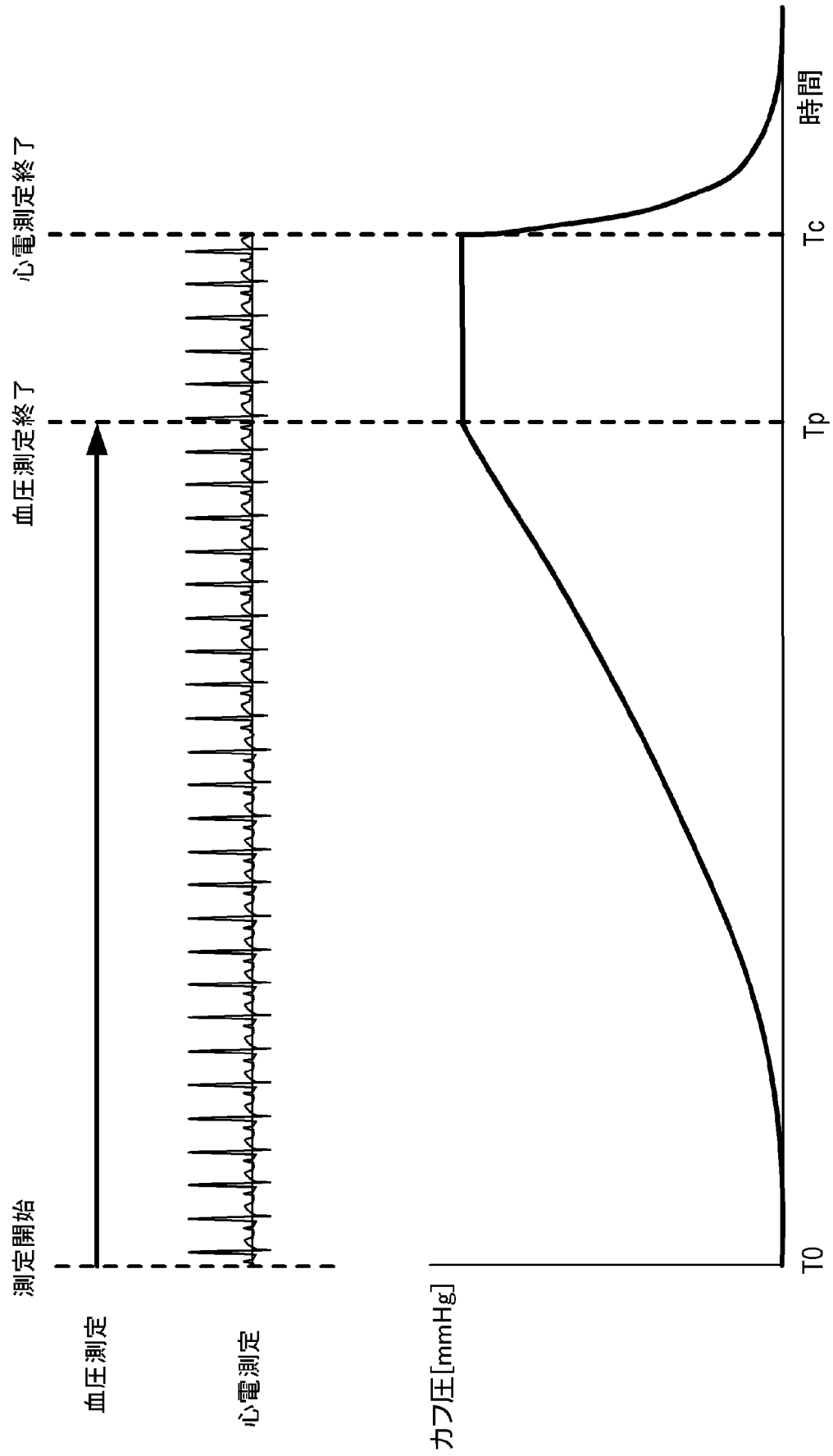
[図2]



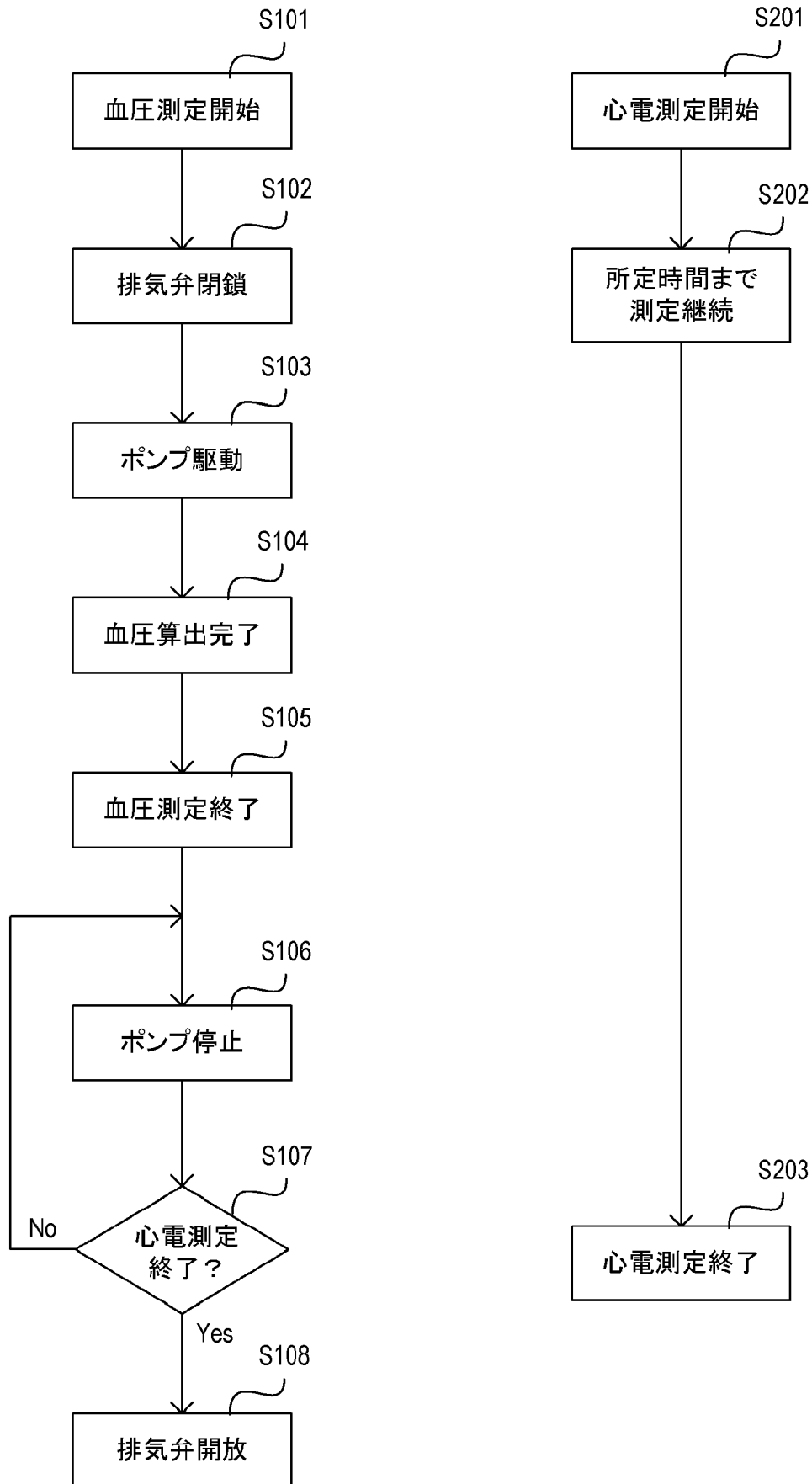
[図3]



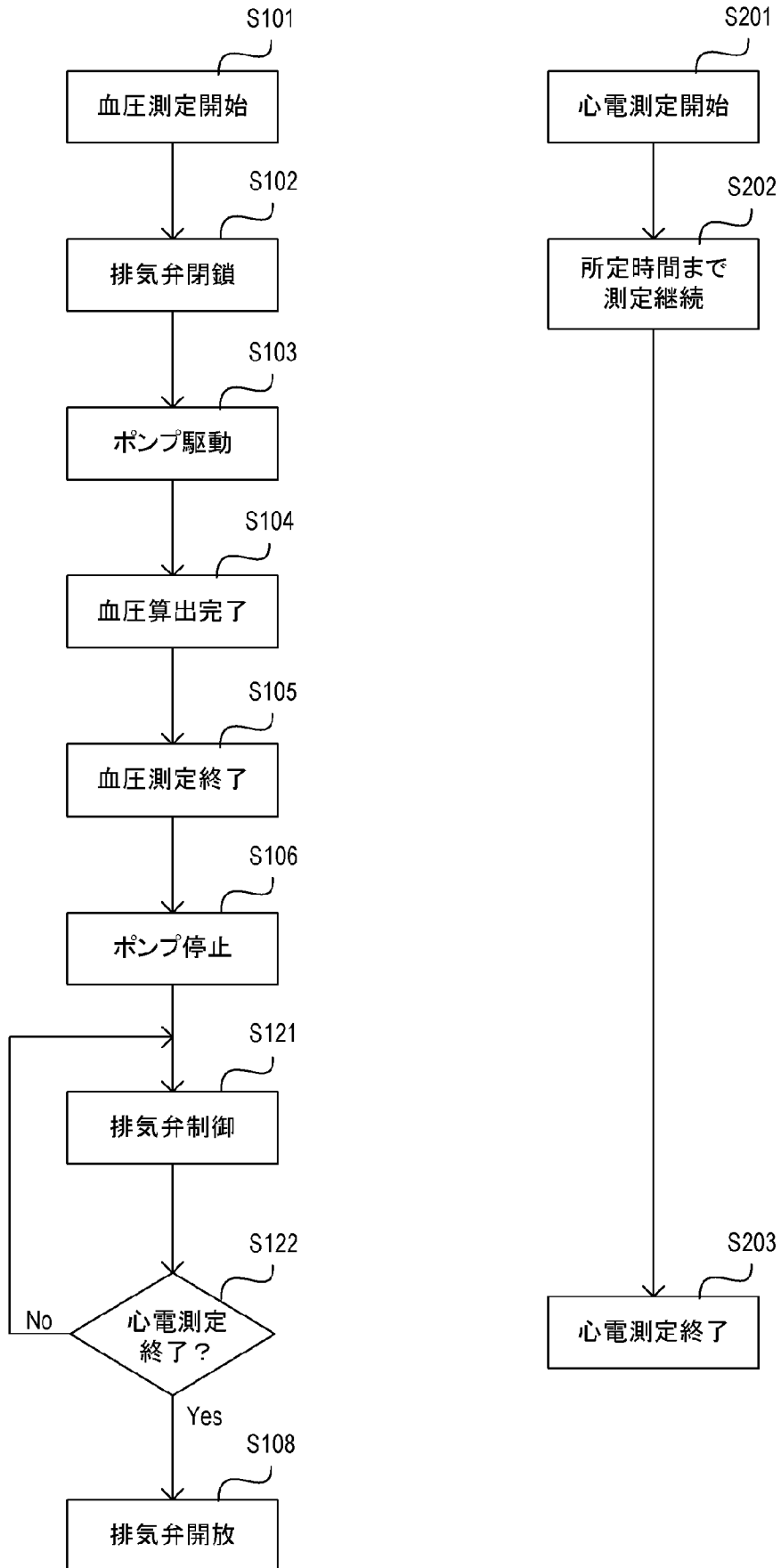
[図4]



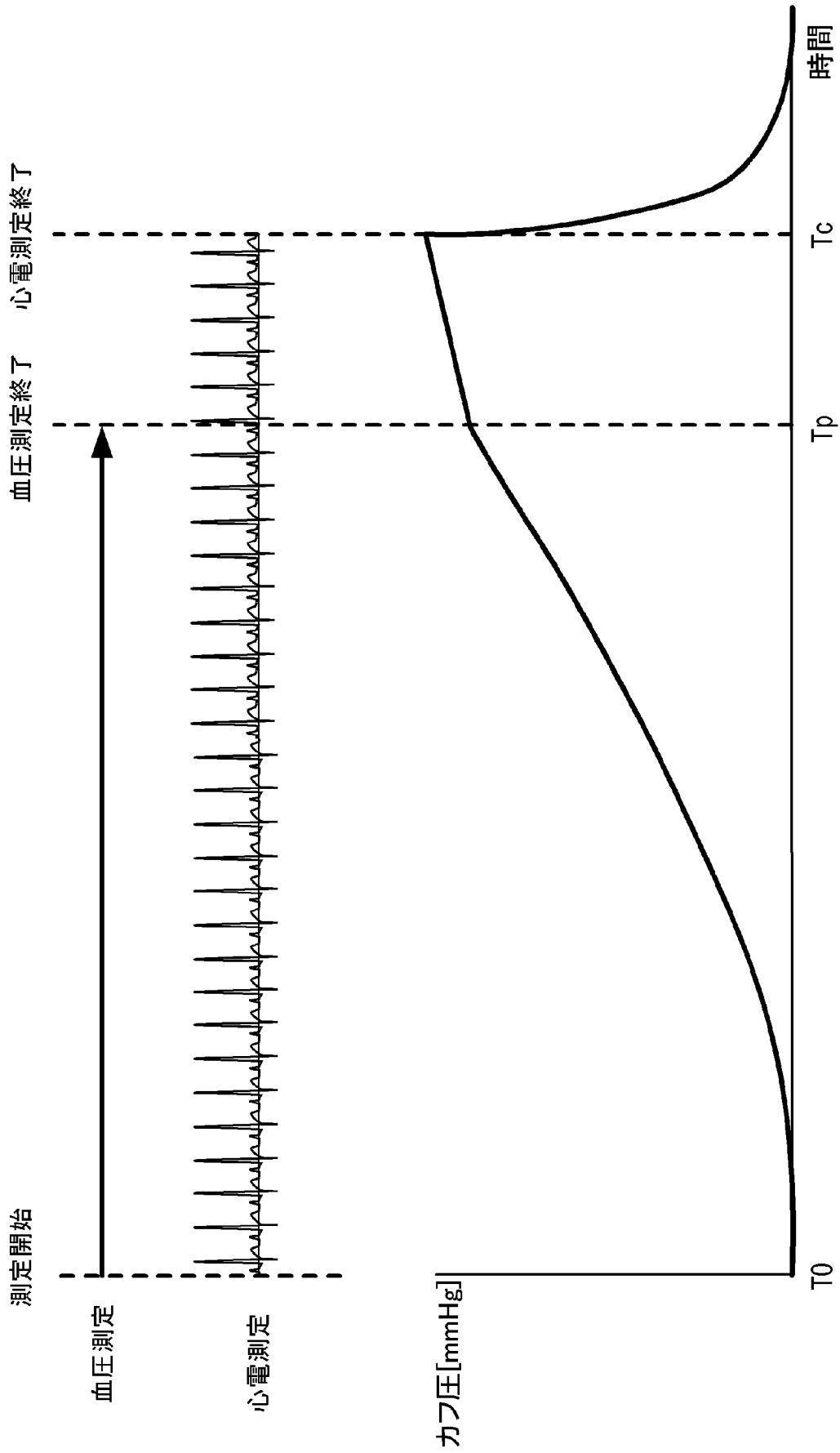
[図5]



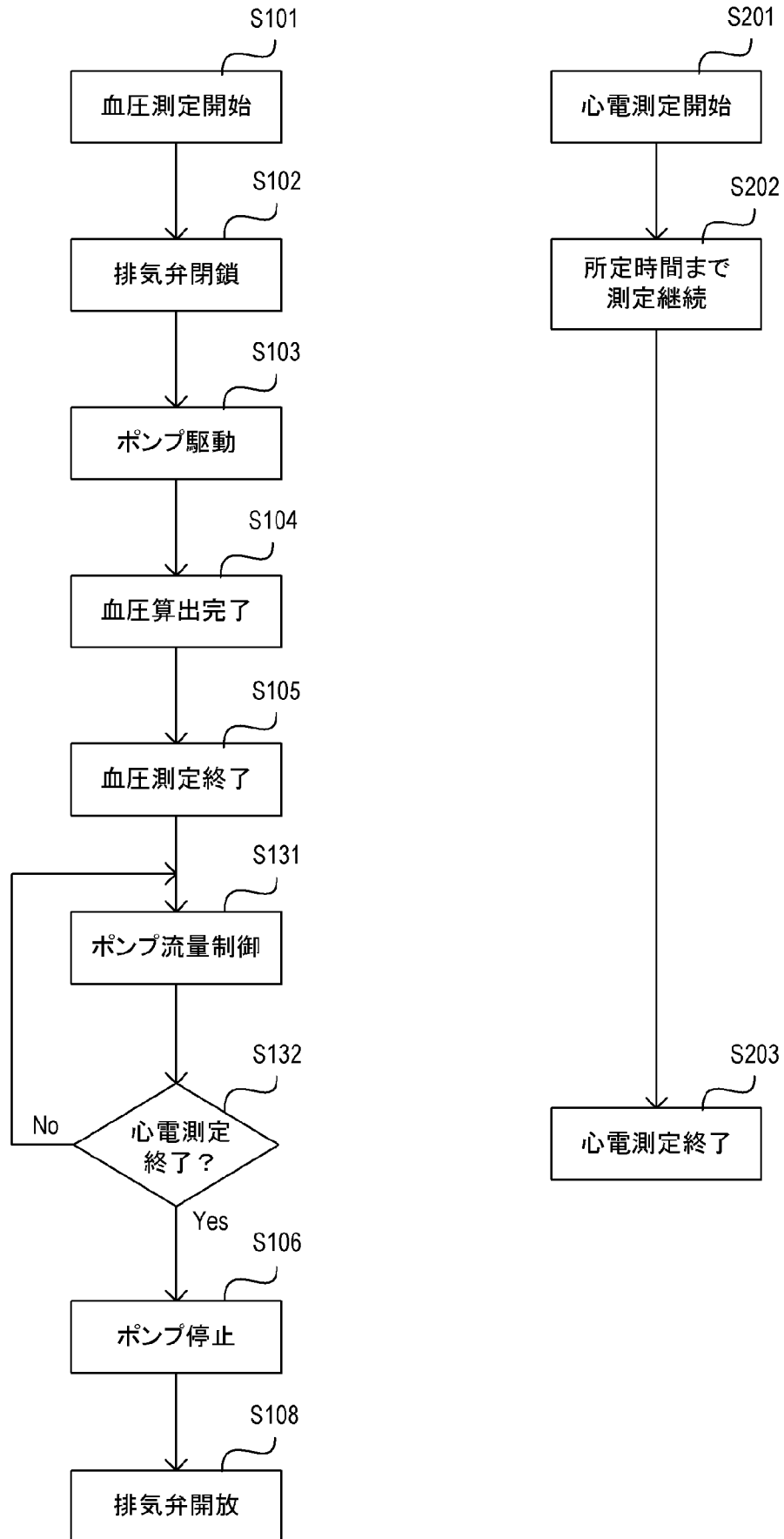
[図7]



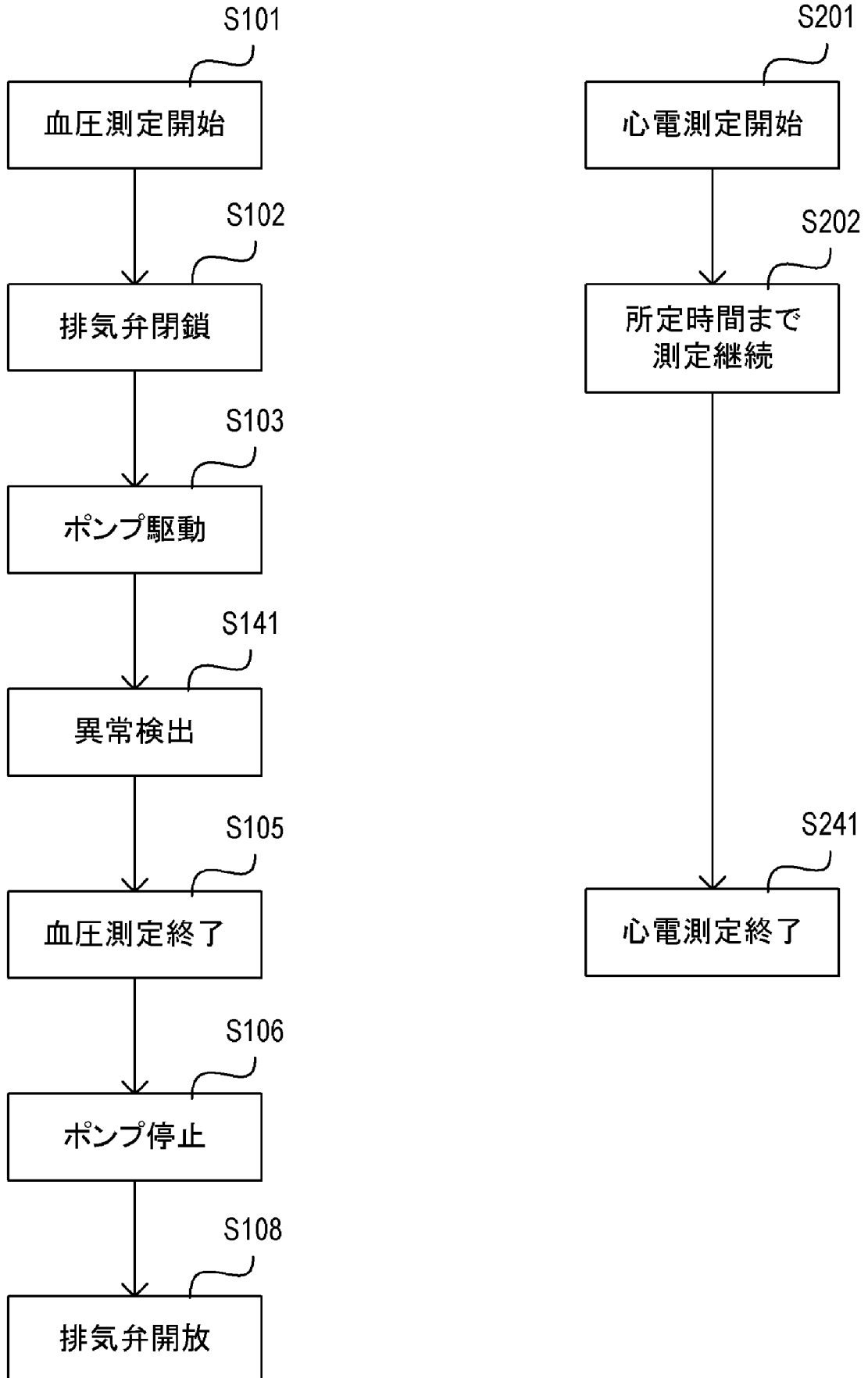
[図8]



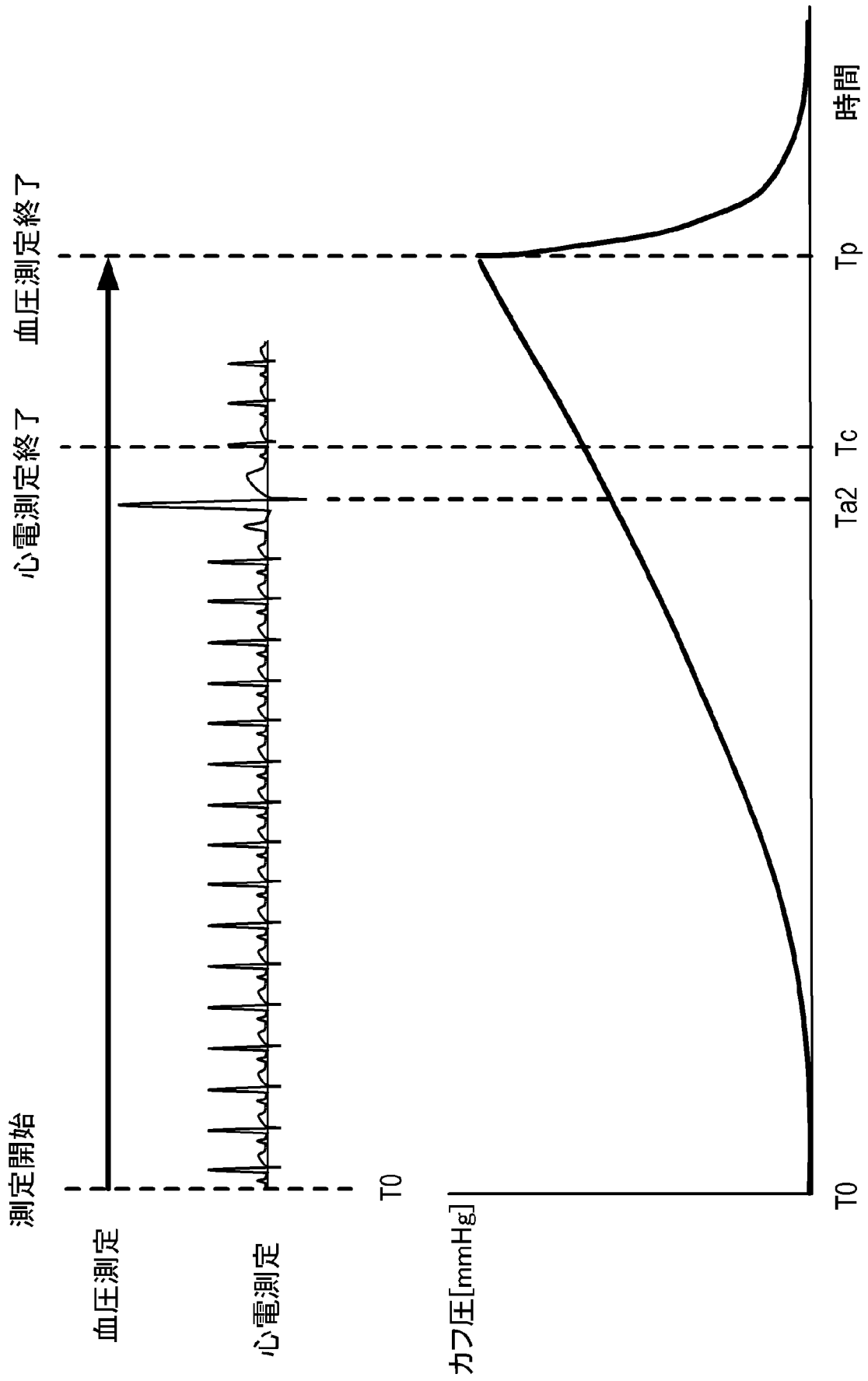
[図9]



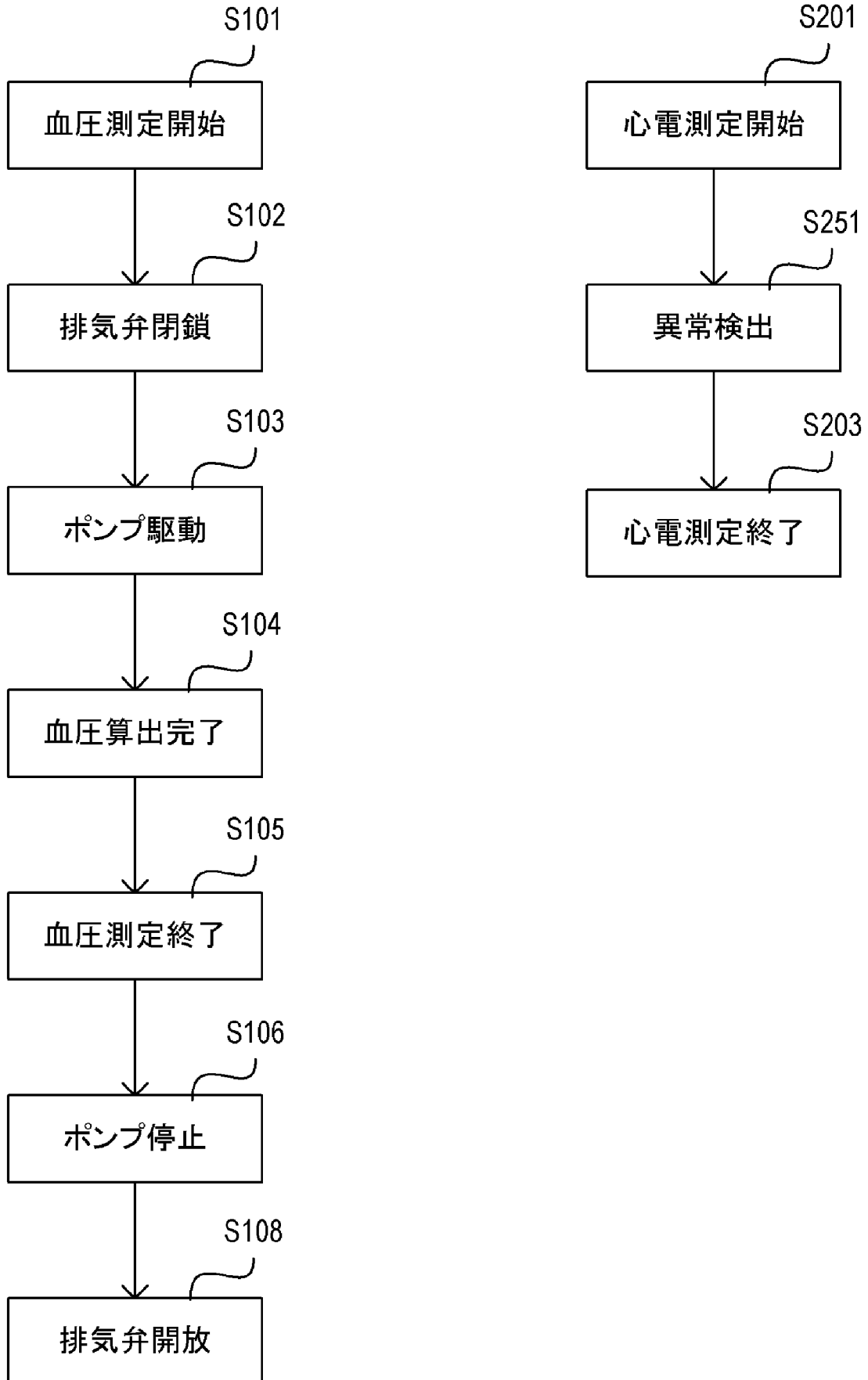
[図11]



[図12]



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2021/020511

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/0225(2006.01)i; A61B 5/28(2021.01)i FI: A61B5/0225 F; A61B5/02 D; A61B5/28		
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; A61B5/05-5/0538; A61B5/24-5/398		
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 1971-2021 Registered utility model specifications of Japan 1996-2021 Published registered utility model applications of Japan 1994-2021		
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.
X	JP 2007-195693 A (MATSUSHITA ELECTRIC WORKS LTD) 09 August 2007 (2007-08-09) paragraphs [0044]-[0047], fig. 6	1-2, 7-8
Y		3, 5, 9
A		4, 6, 10
X	WO 2020/039830 A1 (OMRON HEALTHCARE CO LTD) 27 February 2020 (2020-02-27) paragraphs [0024]-[0035], [0090]-[0091]	1, 7
Y		3, 5, 9
A		2, 4, 6, 8, 10
Y	JP 2005-168600 A (NIPPON KODEN CORP) 30 June 2005 (2005-06-30) paragraph [0150]	3, 5, 9
A	US 2013/0261474 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 03 October 2013 (2013-10-03) entire text, all drawings	1-10
<input checked="" 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 28 June 2021		Date of mailing of the international search report 06 July 2021
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

International application No.

PCT/JP2021/020511

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2016/0235307 A1 (CHOU, Chang-An) 18 August 2016 (2016-08-18) entire text, all drawings	1-10
A	JP 3214887 U (CHOU, Chang-An) 15 February 2018 (2018-02-15) entire text, all drawings	1-10

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.

PCT/JP2021/020511

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 2007-195693 A	09 August 2007	(Family: none)	
WO 2020/039830 A1	27 February 2020	JP 2020-28421 A	
JP 2005-168600 A	30 June 2005	US 2005/0171444 A1 paragraph [0094]	
US 2013/0261474 A1	03 October 2013	KR 10-2013-0110304 A	
US 2016/0235307 A1	18 August 2016	(Family: none)	
JP 3214887 U	15 February 2018	US 2018/0333056 A1 WO 2016/119656 A1 CN 104665791 A CN 104665786 A CN 104665821 A	

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/0225(2006.01)i; A61B 5/28(2021.01)i FI: A61B5/0225 F; A61B5/02 D; A61B5/28		
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; A61B5/05-5/0538; A61B5/24-5/398 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 1971-2021年 日本国実用新案登録公報 1996-2021年 日本国登録実用新案公報 1994-2021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
X Y A	JP 2007-195693 A (松下電工株式会社) 09.08.2007 (2007-08-09) 段落0044-0047, 図6	1-2, 7-8 3, 5, 9 4, 6, 10
X Y A	WO 2020/039830 A1 (オムロンヘルスケア株式会社) 27.02.2020 (2020-02-27) 段落[0024]-[0035], [0090]-[0091]	1, 7 3, 5, 9 2, 4, 6, 8, 10
Y	JP 2005-168600 A (日本光電工業株式会社) 30.06.2005 (2005-06-30) 段落[0150]	3, 5, 9
A	US 2013/0261474 A1 (SAMSUNG ELECTRONICS CO., LTD.) 03.10.2013 (2013-10-03) 全文, 全図	1-10
A	US 2016/0235307 A1 (CHOU, Chang-An) 18.08.2016 (2016-08-18) 全文, 全図	1-10
<input checked="" 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 28.06.2021	国際調査報告の発送日 06.07.2021	
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） ▲瀬▼戸井 綾菜 2Q 1569 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/JP2021/020511

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2007-195693 A	09.08.2007	(ファミリーなし)	
WO 2020/039830 A1	27.02.2020	JP 2020-28421 A	
JP 2005-168600 A	30.06.2005	US 2005/0171444 A1	
		段落[0094]	
US 2013/0261474 A1	03.10.2013	KR 10-2013-0110304 A	
US 2016/0235307 A1	18.08.2016	(ファミリーなし)	
JP 3214887 U	15.02.2018	US 2018/0333056 A1	
		WO 2016/119656 A1	
		CN 104665791 A	
		CN 104665786 A	
		CN 104665821 A	