

(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
2015 年 12 月 30 日(30.12.2015)



(10) 国際公開番号
WO 2015/199159 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 5/026 (2006.01) *A61B 5/0245* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2015/068270
- (22) 国際出願日: 2015 年 6 月 24 日(24.06.2015)
- (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 2014-129157 2014 年 6 月 24 日(24.06.2014) JP
- (71) 出願人: 国立大学法人九州大学(KYUSHU UNIVERSITY, NATIONAL UNIVERSITY CORPORATION) [JP/JP]; 〒8128581 福岡県福岡市東区箱崎六丁目 10 番 1 号 Fukuoka (JP).
- (72) 発明者: 澤田 廉士(SAWADA Renshi); 〒8128581 福岡県福岡市東区箱崎六丁目 10 番 1 号 国立大学法人九州大学内 Fukuoka (JP). 野上 大史(NOGAMI Hirofumi); 〒8128581 福岡県福岡市東区箱崎六丁目 10 番 1 号 国立大学法人九州大学

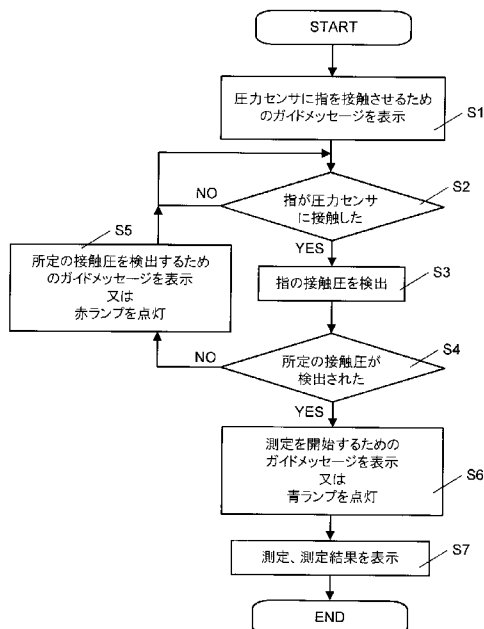
内 Fukuoka (JP). 上野 涼(UENO Ryo); 〒8128581 福岡県福岡市東区箱崎六丁目 10 番 1 号 国立大学法人九州大学内 Fukuoka (JP).

- (74) 代理人: 特許業務法人栄光特許事務所, 外 (EIKOH PATENT FIRM, P.C. et al.); 〒1050003 東京都港区西新橋一丁目 7 番 13 号 虎ノ門イーストビルディング 10 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, 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,

[続葉有]

(54) Title: BLOOD FLOW MEASUREMENT APPARATUS, BLOOD FLOW MEASUREMENT METHOD, BLOOD PRESSURE MEASUREMENT APPARATUS AND BLOOD PRESSURE MEASUREMENT METHOD

(54) 発明の名称: 血流量測定装置、血流量測定方法、血圧測定装置及び血圧測定方法



- S1 Display a guide message to touch the pressure sensor with a finger
S2 Has a finger contacted the pressure sensor?
S3 Detect finger contact pressure
S4 Has the prescribed contact pressure been detected?
S5 Display a guide message to detect the prescribed contact pressure or turn on a red lamp
S6 Display a guide message to start measurement or turn on a green lamp
S7 Measure and display measurement results

(57) Abstract: Without using a cuff, the present invention measures highly reproducible blood flow in a living tissue, which is the site to be measured in a subject, easily and with high precision and limits deterioration of blood flow measurement precision. The blood flow measurement apparatus is provided with: a contact pressure measurement section for detecting the contact pressure of the site being measured in the subject; and a blood flow measurement section for measuring the blood flow of the site being measured when the contact pressure of the site being measured that is detected by the contact pressure measurement section reaches a prescribed contact pressure.

(57) 要約: カフを使用することなく、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定し、血流量の測定精度の劣化を抑制する。血流量測定装置は、被検体の対象測定部位の接触圧を検出する接触圧測定部と、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定する血流量測定部と、を備える。



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))

明 細 書

発明の名称：

血流量測定装置、血流量測定方法、血圧測定装置及び血圧測定方法

技術分野

[0001] 本発明は、生体組織内の血流量を非侵襲に測定する血流量測定装置及び血流量測定方法、並びに、測定された生体組織内の血流量を用いて血圧を測定する血圧測定装置及び血圧測定方法に関する。

背景技術

[0002] 血流量測定装置の一例としての血流量センサは、例えばレーザ光を対象測定部位である生体の末梢組織に照射し対象測定部位により反射された反射光を用いて、対象測定部位の血流量を非侵襲に測定することができる。このため、血流量センサにより測定された血流量を用いて血圧を測定することも可能であるため、臨床医用の分野における新たな治療指標として活用することが検討されている。

[0003] 生体組織内の血流量を非侵襲に測定する血流量測定装置に関する先行技術として、例えば特許文献 1 に示す生体センサが提案されている。

[0004] 特許文献 1 に示す生体センサは、発光部から出射した光が外部の生体組織に向かって出射され、生体組織からの散乱光が受光部で受光されて生体組織内の液状物質（例えば血液）に関する値を測定する。また、この生体センサでは、発光部と受光部とが基板表面に形成された同一の凹部内に配置され、基板の上面側に導光部を有する遮光性のカバー基板が配置され、受光部の受光面は導光部の一端と合致するように隙間なく連結される。このため、生体センサは、発光部から出射した光が外部の生体組織に向けて出射され、生体組織からの散乱光が導光部を通して受光部によって受光可能となる。なお、基板は、半導体により形成されてもよいし、セラミック或いは金属を用いて形成されてもよい。

[0005] また、被検体の血流量を導出し、導出された血流量を用いて血圧を測定す

る血圧測定装置に関する先行技術として、例えば特許文献2に示す血圧測定器及び血圧測定方法が提案されている。

- [0006] 特許文献2に示す血圧測定器は、圧力センサと血流センサとを有し、被検体の対象測定部位を圧迫するカフの内部に気体を送出し、圧力センサにおいてカフの内部の圧力を検出し、更に、血流センサにおいて被検体の対象測定部位の血流量を測定する。また、この血圧測定器は、気体を送出又は排出している状態において、血流センサからの出力波形に対応する圧力センサの検出値を基に、血圧を測定する。これにより、血圧測定器は、動脈の血流の脈波を検出して高精度に血圧を測定することができる。

先行技術文献

特許文献

- [0007] 特許文献1：日本国特許第4061409号公報
特許文献2：日本国特開2006-136483号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

- [0008] これまで血圧測定装置は例えば医療機関又は家庭内に設置され、医療機関の監視下又は家庭内において被検体の血圧が測定される環境下では、上述した特許文献2に示すカフの使用が前提となることが多かった。
- [0009] しかし近年、血流量や血圧を含む生体情報の測定機器を被検体が簡単に身につけることができるように携帯可能な構成とし、医療機関内や家庭内だけではなく普段の生活環境の中（例えば外出先）で生体情報を測定することが可能な技術の要望が高い。普段の生活環境の中で測定機器を被検体が簡単に身につけて測定することができれば、例えば日常的な健康管理や予防、運転中若しくはスポーツ中の事故防止、老人の独居における健康状態のモニタリング、ネットワークを用いたテレナーシングを一層効率化することが可能になると期待されている。

- [0010] 上述した特許文献1に示す生体センサを用いれば、普段の生活環境の中で

も被検体が血流量を簡単に測定することはできるかもしれない。しかし特許文献 1 では、カフの使用が想定されていないため、被検体の対象測定部位である生体組織の血流量を高精度に測定するためには、生体センサに対する対象測定部位の接触圧が均一である必要がある。均一な接触圧が得られなければ、測定された血流量の変動が大きくなり、再現性の高い血流量の測定は困難である。

[0011] 特許文献 1 では接触圧に関する記載は開示されていないので、均一な接触圧が得られた状態で測定されない場合には、血流量の再現性が安定せず、血流量の測定精度が劣化する場合がある。

[0012] 一方、特許文献 2 では血圧測定のためにカフが使用されるので、上述したような普段の生活環境の中で被検体が血圧測定器を携帯して血流量や血圧を気軽に計測することは困難であると考えられる。

[0013] 本発明は、上述した従来の事情に鑑みてなされたものであり、カフを使用することなく、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定し、血流量の測定精度の劣化を抑制する血流量測定装置及び血流量測定方法を提供することを目的とする。

[0014] また、本発明は、上述した従来の事情に鑑みてなされたものであり、カフを使用することなく、被検体の対象測定部位である生体組織内の血圧を簡易に測定し、血圧の測定精度の劣化を抑制する血圧測定装置及び血圧測定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

[0015] 本発明は、被検体の対象測定部位の接触圧を検出する接触圧測定部と、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定する血流量測定部と、を備える、血流量測定装置である。

[0016] また、本発明は、接触圧測定部を備える血流量測定装置における血流量測定方法であって、被検体の対象測定部位の接触圧を検出するステップと、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧

となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定するステップと、を有する、血流量測定方法である。

[0017] また、本発明は、被検体の対象測定部位の接触圧を検出する接触圧測定部と、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定する血流量測定部と、前記接触圧測定部により複数の前記所定の接触圧が検出された状態で、前記血流量測定部により測定された前記対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、前記対象測定部位の平均血圧を導出する血圧測定部と、を備える、血圧測定装置である。

[0018] 更に、本発明は、接触圧測定部を備える血圧測定装置における血圧測定方法であって、被検体の対象測定部位の接触圧を検出するステップと、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定するステップと、前記接触圧測定部により複数の前記所定の接触圧が検出された状態で、測定された前記対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、前記対象測定部位の平均血圧を導出するステップと、を有する、血圧測定方法である。

発明の効果

[0019] 本発明に係る血流量測定装置及び血流量測定方法によれば、カフを使用することなく、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定し、血流量の測定精度の劣化を抑制することができる。

[0020] 本発明に係る血圧測定装置及び血圧測定方法によれば、カフを使用することなく、被検体の対象測定部位である生体組織内の血圧を簡易に測定し、血圧の測定精度の劣化を抑制することができる。

図面の簡単な説明

[0021] [図1] (A) 第1の実施形態の血流量測定装置における圧力センサ及び血流量センサの配置の第1例を示す上面図及び断面図、(B) 第1の実施形態の血流量測定装置における圧力センサ及び血流量センサの配置の第2例を示す上

面図及び断面図

[図2]第1の実施形態の血流量測定装置の内部構成を詳細に示すブロック図

[図3] (A) 第1の実施形態の血流量測定装置の動作概要を示す説明図、 (B) 第1の実施形態の血流量測定装置における血流量センサの構造を模式的に示す斜視図、 (C) 第1の実施形態の血流量測定装置における血流量センサのレーザ光（照射光）の照射を模式的に示す断面図

[図4]第1の実施形態の血流量測定装置における血流量の測定に関する動作手順を説明するフローチャート

[図5]第1の実施形態の血流量測定装置における血流量の測定結果の一例を示すグラフ

[図6] (A) 第1の実施形態の血流量測定装置における測定結果としての血流量信号の一例を時系列に示すグラフ、 (B) (A) に示す血流量信号の2回微分信号の一例を時系列に示すグラフ、 (C) (B) に示す2回微分信号から得られた心拍変動の間隔の一例を時系列に示すグラフ、 (D) (C) に示す心拍変動の間隔に対してスプライン補間処理された後の心拍変動の間隔の一例を時系列に示すグラフ

[図7]図6 (D) に示す心拍変動の間隔のFFT処理後の周波数スペクトラムの一例を周波数毎に示すグラフ

[図8]第2の実施形態の血圧測定装置の内部構成を詳細に示すブロック図

[図9]第2の実施形態の血圧測定装置の動作概要を示す説明図

[図10]第2の実施形態の血圧測定装置における血圧の測定に関する動作手順を説明するフローチャート

[図11] (A) 第2の実施形態の血圧測定装置における測定結果としての血流量変化の振幅の一例と圧力センサにより検出される指示接触圧との一例を時系列に示すグラフ、 (B) 第2の実施形態の血圧測定装置における測定結果としての血流量の一例と圧力センサにより検出される指示接触圧との一例を時系列に示すグラフ

[図12] (A) 従来の上肢挙上試験の様子の一例を示す説明図、 (B) 従来の上肢挙上試験の様子の一例を示す説明図

上肢挙上試験において脱水症の有無の判断のために測定された血流量の時間変化の一例を示すグラフ

[図13]従来の上肢挙上試験において飲酒の有無の判断のために測定された血流量の時間変化の一例を示すグラフ

[図14]従来の上肢挙上試験において強皮症の有無の判断のために測定された血流量の時間変化の一例を示すグラフ

[図15]第1の実施形態の血流量測定装置による血流量の測定を加圧しながらある被検体に対して実験した時の測定結果の一例を示すグラフ

発明を実施するための形態

[0022] 以下、本発明に係る血流量測定装置、血流量測定方法、血圧測定装置及び血圧測定方法の各実施形態について、図面を参照して説明する。第1の実施形態では、本発明に係る血流量測定装置及び血流量測定方法について説明し、第2の実施形態では、本発明に係る血圧測定装置及び血圧測定方法について説明する。以下の各実施形態では、血流量又は血圧の測定対象者（被検体SP）を単に「ユーザ」という。

[0023] （第1の実施形態）

図1（A）は、第1の実施形態の血流量測定装置1における圧力センサ30及び血流量センサ20の配置の第1例を示す上面図及び断面図である。図1（B）は、第1の実施形態の血流量測定装置1Aにおける圧力センサ30及び血流量センサ20Aの配置の第2例を示す上面図及び断面図である。

[0024] 図1（A）の上段には、本実施形態の血流量測定装置1における圧力センサ30及び血流量センサ20の配置例を示す上面図が示され、図1（A）の下段には、点線A-A'の断面図が示されている。図1（A）に示す血流量測定装置1は、血流量センサ20が内部に設けられた携帯端末10と、圧力センサ30とを含む構成である。図1（A）に示す血流量測定装置1では、圧力センサ30及び血流量センサ20は、血流量測定装置1の筐体本体と一体的に形成された構成である。

[0025] 携帯端末10、10Aは、例えばスマートフォン、タブレット端末、PD

A (Personal Digital Assistant) 等のユーザが比較的簡易に携帯可能な電子機器であり、携帯端末 10、10A の筐体表面にディスプレイに対応して配設されたタッチパネル TP と、報知ランプ LP とを有する。タッチパネル TP は、携帯端末 10、10A が表示を指示した内容のテキスト、画像又はテキスト及び画像の組み合わせの各データを表示し、更に、ユーザの入力操作を受け付ける。報知ランプ LP は、例えば LED (Light Emission Diode) を用いて構成され、携帯端末 10、10A が点灯を指示した色（例えば青色、赤色）の照明光を点灯する。

[0026] 図 1 (B) の上段には、本実施形態の血流量測定装置 1 A における圧力センサ 30 及び血流量センサ 20 A の配置例を示す上面図が示され、図 1 (B) の下段には、点線 B-B' の断面図が示されている。図 1 (B) に示す血流量測定装置 1 A は、携帯端末 10 A と、血流量センサ 20 A と、圧力センサ 30 とを含む構成である。図 1 (B) に示す血流量測定装置 1 A では、圧力センサ 30 及び血流量センサ 20 A は、一体的に形成され、更に、ケーブル 40 を介して、血流量測定装置 1 A の筐体本体に接続された構成である。

[0027] ケーブル 40 は、圧力センサ 30 又は血流量センサ 20 と血流量測定装置 1 A との間において信号を伝達する役割を有する。なお、図 1 (A) 及び (B) では、圧力センサ 30 の筐体本体の外径と血流量センサ 20 の筐体本体の外径とは一致していないが、一致していても良い。

[0028] 図 2 は、第 1 の実施形態の血流量測定装置 1 の内部構成を詳細に示すブロック図である。図 2 に示す血流量測定装置 1 は、血流量センサ 20 が内部に設けられた携帯端末 10 と、圧力センサ 30 とを含む構成である。なお、図 2 に示す血流量測定装置 1 の構成は、図 1 (A) に示す血流量測定装置 1 に対応する構成を図示したものであるが、図 1 (B) に示す血流量測定装置 1 A に対応する構成としても同様に適用可能である。

[0029] 以下、説明を簡単にするために、図 1 (A) に示す血流量測定装置 1 の構成を例示して、本実施形態の血流量測定装置 1 の動作について説明する。また、図 2 では、血流量測定装置 1 の各部を動作させるための電源を供給する

ためのバッテリーの図示は省略している。

[0030] 携帯端末 10 は、圧力検出回路 11 と、出力部 12 と、血流量センサ 20 とを含む構成である。圧力検出回路 11 は、圧力センサ 30 により検出された対象測定部位の接触圧の検出結果を信号処理回路 26（後述参照）に出力する。

[0031] また、測定開始指示部の一例としての圧力検出回路 11 は、ユーザの生体組織内の対象測定部位（例えば指。以下同様）が圧力センサ 30 に接触した場合に圧力センサ 30 により検出された対象測定部位の接触圧が所定の接触圧（例えば 2 N（ニュートン））と略一致した場合に、対象測定部位の血流量の測定開始を信号処理回路 26（後述参照）に指示する。圧力検出回路 11 は、圧力センサ 30 により検出された対象測定部位の接触圧が所定の接触圧（例えば 2 N（ニュートン））と一致しない場合には、不一致の旨の信号を信号処理回路 26 に出力する。

[0032] 報知部の一例としての出力部 12 は、例えば図 1（A）又は図 1（B）に示すタッチパネル TP、報知ランプ LP を用いて構成され、信号処理回路 26（後述参照）からの指示に応じて、血流量センサ 20 により測定された対象測定部位の血流量の測定結果をタッチパネル TP 上に出力（表示）する。また、出力部 12 は、信号処理回路 26 からの指示に応じて、圧力センサ 30 により検出された対象測定部位の接触圧が所定の接触圧に一致する場合には所定色（例えば青色）の照明光を点灯し、所定の接触圧に一致しない場合には、所定色（例えば赤色）の照明光を点灯する。

[0033] 血流量測定部の一例としての血流量センサ 20 は、レーザ駆動回路 21 と、レーザダイオード 22 と、フォトダイオード 23 と、増幅器 24 と、A/D 変換器 25 と、信号処理回路 26 とを含む構成である。本実施形態の血流量センサ 20 は、例えば MEMS（Micro Electro Mechanical Systems）を用いた光学式の血流量センサとして説明するが、超音波を用いた超音波式の血流量センサでも良い。

[0034] レーザ駆動回路 21 は、信号処理回路 26 からの指示に応じて、レーザダ

イオード 22 に発光駆動電流を供給する。レーザダイオード 22 は、例えば DFB (Distributed FeedBack) レーザを用いて構成され、レーザ駆動回路 21 からの発光駆動電流に応じたパワーのレーザ光 (照射光 IRL) を出射する。照射光 IRL は、例えば $1.3\ \mu\text{m}$ の波長を有する。

[0035] ここで、照射光 IRL は、被検体 SP であるユーザの生体組織内の対象測定部位 (例えば指) に照射される。また、照射光 IRL は、被検体 SP であるユーザの生体組織内の対象測定部位内の毛細血管内の血球や組織によって散乱又は反射を繰り返しながらほぼ半球状に伝播していく。照射光 IRL が対象測定部位によって反射した反射光 RFL はフォトダイオード 23 において受光される。

[0036] フォトダイオード 23 は、反射光 RFL を光電変換して反射光 RFL の強度に応じた光検出信号を生成して増幅器 24 に出力する。増幅器 24 は、フォトダイオード 23 からの微弱な光検出信号のレベルを増幅して A/D 変換器 25 に出力する。A/D 変換器 25 は、増幅されたアナログの光検出信号をデジタルの光検出信号に AD (Analog Digital) 変換して信号処理回路 26 に出力する。

[0037] ここで、例えば毛細血管内を動いている血球により反射された反射光 RFL では、血球の移動速度に比例したドップラー効果によって周波数のシフトが生じている。静止した血球からの反射光と動いている血球からの反射光とでは周波数の差 (シフト) が数百 Hz 程度から数十 kHz の帯域に分布する。

[0038] このため、両者の反射光の干渉によって生じるうなり信号 (ビート信号) のパワースペクトルにおいて、ドップラー効果によりシフトした周波数は血球の速度に対応し、パワーは血球の量に対応する。血流量とは、各々の血球の速度と血球の数の積の総和であるため、上述したビート信号のパワースペクトルに周波数を乗算して積分することで、血流量の演算が可能となる。

[0039] 信号処理回路 26 は、A/D 変換器 25 の出力としての光検出信号に対して所定のデジタル信号処理を施し、例えば反射光 RFL の干渉成分の周波数

解析（例えばFFT（Fast Fourier Transform）演算）してビート信号のスペクトル列を導出（算出）し、各スペクトル列に対して対応する周波数を乗算して積分することで、対象測定部位の血流量を導出（算出）し、測定結果としての血流量を出力部12に出力（表示）する。

[0040] 接触圧測定部の一例としての圧力センサ30は、ユーザの生体組織内の対象測定部位（例えば指）が圧力センサ30に接触した場合に、ユーザの生体組織内の対象測定部位（例えば指）の圧力センサ30に対する接触圧を検出して圧力検出回路11に出力する。なお、本実施形態の血流量測定装置1、1Aでは、圧力センサ30の代わりに、歪みセンサを用いて構成しても良いし、圧力センサ30を構成するために歪みセンサを用いてもよい。圧力センサ30を構成する歪みセンサは、高感度型の歪みセンサであると好ましく、例えば0.2Nの分解能以上の分解能を有し、ユーザの生体組織内の対象測定部位（例えば指）が歪みセンサに対する接触圧（言い換えると、圧縮力）を検出可能である。また、圧力センサ30は、温度センサ（不図示）を有してもよい。この温度センサは、例えば本実施形態の血流量測定装置1、1A又は後述する血圧測定装置1Bをヒトではなく、ヒト以外の動物（例えば牛）が妊娠し易い時期であるか否かの判断に用いる場合に、動物の体温の測定用に使用されてもよい。

[0041] 図3（A）は、第1の実施形態の血流量測定装置1の動作概要を示す説明図である。図3（B）は、第1の実施形態の血流量測定装置1における血流量センサ20の構造を模式的に示す斜視図である。図3（C）は、第1の実施形態の血流量測定装置1における血流量センサ20のレーザ光（照射光）の照射を模式的に示す断面図である。

[0042] 図3（A）では、被検体SPであるユーザの生体組織内の対象測定部位（例えば指）が圧力センサ30に接触した状態で、レーザダイオード22から出射したレーザ光（照射光IRL）が指に照射され、指内の組織において散乱及び反射した反射光RFLがフォトダイオード23において受光されている。

- [0043] なお、圧力センサ 30 は、中心に開口部が形成された筐体内に設けられ、この開口部には、例えば透過性を有する基板 31（例えばガラス）が設けられる。これにより、血流量測定装置 1、1A は、圧力センサ 30 の構成を簡易化することができ、血流量測定装置 1、1A 自体の製造コストアップを軽減することができる。
- [0044] また、図 3（B）に示すように、血流量センサ 20 の筐体には、レーザダイオード 22、フォトダイオード 23 がそれぞれ載置されるためのキャビティとしての凹部 CV1、CV2 が設けられており、凹部 CV1 の周壁にはエッチドミラー EM が形成されている。レーザダイオード 22 から照射したレーザ光（照射光 IRL）は、エッチドミラー EM により反射されて図 3（B）に示す上方向に向かって伝搬していく。
- [0045] また、図 3（C）に示すように、エッチドミラー EM により反射したレーザ光（照射光 IRL）は、血流量センサ 20 の筐体を覆うための上筐体 UBD に設けられたシリコンマイクロレンズ SML を介して、図 3（C）に示す上方向に向かって収束するように伝搬させても良い。なお、図 3（C）では、上筐体 UBD におけるレーザダイオード 22 からのレーザ光（照射光 IRL）の入射面及び出射面には、AR（Anti Reflection）コート ARC が施されても良い。
- [0046] 次に、本実施形態の血流量測定装置 1 における血流量の測定に関する動作手順について、図 4 を参照して説明する。図 4 は、第 1 の実施形態の血流量測定装置 1 における血流量の測定に関する動作手順を説明するフローチャートである。図 4 の説明の前提として、血流量測定装置 1 の電源は ON 状態とする。
- [0047] 図 4 において、信号処理回路 26 は、ユーザに対し、圧力センサ 30 に指を接触させるためのガイドメッセージ（例えば、「指を圧力センサに接触して下さい」のメッセージ）を出力部 12 のタッチパネル TP に表示させる（S1）。ステップ S1 の後、ユーザが指を圧力センサ 30 に接触させた場合には（S2、YES）、信号処理回路 26 は、ステップ S1 で表示させたガ

イドメッセージの表示を中止し、圧力センサ 30 は、指の接触圧を測定して検出し（S 3）、検出した接触圧を圧力検出回路 11 に出力する。

[0048] 一方、指が圧力センサ 30 に接触していない場合には（S 2、NO）、指が圧力センサ 30 に接触するまで、圧力検出回路 11 においてステップ S 2 の判定が繰り返される。

[0049] ステップ S 3 の後、圧力センサ 30 により検出された指の接触圧が所定の接触圧（例えば 2 N）に一致した場合には（S 4、YES）、信号処理回路 26 は、圧力検出回路 11 からの血流量の測定開始の指示に応じて、血流量の測定を開始するためのガイドメッセージ（例えば図 1（A）に示す「測定を開始します」のメッセージ）を出力部 12 のタッチパネル TP に表示させる（S 6）、又は報知ランプ LP に所定色（例えば青色）の照明光を点灯させる（S 6）。

[0050] 一方、圧力センサ 30 により検出された指の接触圧が所定の接触圧（例えば 2 N）に一致しない場合には（S 4、NO）、信号処理回路 26 は、圧力検出回路 11 からの不一致の旨の信号に応じて、所定の接触圧を検出するためのガイドメッセージ（例えば図 1（B）に示す「もう少し強く接触してください」のメッセージ）を出力部 12 のタッチパネル TP に表示させ（S 5）、又は報知ランプ LP に所定色（例えば赤色）の照明光を点灯させる（S 5）。ステップ S 5 の後、血流量測定装置 1 の処理はステップ S 2 に戻る。

[0051] ステップ S 6 の後、信号処理回路 26 は、血流量センサ 20 において指の血流量の測定を開始するために、レーザダイオード 22 への発光駆動電流の供給の指示をレーザ駆動回路 21 に出力する。これにより、血流量センサ 20 は、ユーザの指の血流量を測定する（S 7）。血流量センサ 20 の信号処理回路 26 は、測定結果を出力部 12 のタッチパネル TP に出力（表示）させる（S 7）。これにより、血流量測定装置 1 の動作は終了する。

[0052] 図 5 は、第 1 の実施形態の血流量測定装置 1 における血流量の測定結果の一例を示すグラフである。図 5 の横軸は時間 [s] であり、図 5 の縦軸は血流量 [a. u] を示す。血流量 WV 1 は、圧力センサ 30 に指の接触圧が検

出されていない場合（例えば指に両面テープを貼付した場合）、即ち、接触圧が0 [mmHG] である場合に測定された測定結果の波形を示す。血流量WV 2は、圧力センサ30に80 [mmHG] の指の接触圧が検出された場合に測定された測定結果の波形を示す。

[0053] 図5から分かるように、血流量測定装置1により測定された血流量は、圧力センサ30に80 [mmHG] の指の接触圧が検出された場合、圧力センサ30に指の接触圧が検出されていない場合に比べて明瞭な脈波の形状が得られる。従って、圧力センサ30において一定値又はその一定値を含む所定範囲内の指の接触圧が検出された方が、血流量測定装置1により測定される血流量の波形は安定することになる。言い換えると、本実施形態の血流量測定装置1において、圧力センサ30において一定値又はその一定値を含む所定範囲内の指の接触圧が検出されることが、安定的な血流量の波形が得られるため、被検体SPであるユーザは、正確な血流量を簡易に測定することができる。

[0054] 以上により、本実施形態の血流量測定装置1は、圧力センサ30により検出された被検体SPであるユーザの対象測定部位（例えば指）の接触圧が所定の接触圧（例えば2N）と一致した場合に、対象測定部位の血流量の測定開始を指示する。血流量測定装置1は、対象測定部位の血流量の測定開始の指示に応じて、対象測定部位の血流量を測定し、血流量センサ20により測定された対象測定部位の血流量の測定結果を出力部12のタッチパネルTPに出力（表示）する。

[0055] これにより、血流量測定装置1は、被検体SPであるユーザの対象測定部位の接触圧が一定の接触圧として検出された場合に対象測定部位の血流量の測定を開始するので、被検体SPであるユーザの対象測定部位を圧迫するためのカフを使用することなく、例えば医療機関や家庭内に限らずに普段の生活環境の中（例えば外出先）で、被検体SPであるユーザの対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定することができる。血流量の測定精度の劣化を抑制することができる。

[0056] 図15は、第1の実施形態の血流量測定装置1, 1Aによる血流量の測定を加圧しながらある被検体に対して実験した時の測定結果の一例を示すグラフである。図15に示すグラフの横軸は時間を示し、同グラフの縦軸は血流量、同グラフ内のそれぞれの線が加圧実験時における負荷圧力を示す。加圧試験では、血流量に注目すると、負荷圧力の増加に伴って血流量は徐々に減少し、血流量の振幅に注目すると、この被験者だと0~60mmHgまでは負荷圧力の増加とともに増加したが、その後減少に転じるという結果が得られた。従って、図15により、血流量測定装置1, 1Aにおける血流量の測定時に最適な加圧条件が存在することが言える。この加圧条件に対応する圧力が接触圧として圧力センサ30により検出されれば、血流量の鮮明な波形が得られる。

[0057] また、血流量測定装置1は、再現性の高い血流量を測定によって得られるので、例えば信号処理回路26において、所定のデジタル信号処理を施すことによって、ユーザの生体組織内の対象測定部位の血流量の信号から心拍間隔(RR I : RR Interval)を高精度に検出することができる(図6(A)~(D)及び図7参照)。

[0058] 図6(A)は、第1の実施形態の血流量測定装置における測定結果としての血流量信号の一例を時系列に示すグラフである。図6(B)は、図6(A)に示す血流量信号の2回微分信号の一例を時系列に示すグラフである。図6(C)は、図6(B)に示す2回微分信号から得られた心拍変動の間隔の一例を時系列に示すグラフである。図6(D)は、図6(C)に示す心拍変動の間隔に対してスプライン補間処理された後の心拍変動の間隔の一例を時系列に示すグラフである。図7は、図6(D)に示す心拍変動の間隔のFFT処理後の周波数スペクトラムの一例を周波数毎に示すグラフである。

[0059] 図6(A)~(D)の各横軸は時間[sec]を示し、図6(A)の縦軸は血流量[a.u]を示し、図6(B)の縦軸は血流量の2回微分信号[1/sec²]を示し、図6(C)及び(D)の縦軸は血流量に基づく心拍変動の間隔[msec]を示す。図7の横軸は周波数[Hz]を示し、図7の縦

軸は周波数スペクトラムを示す。

[0060] 血流量測定装置 1 は、例えば信号処理回路 26 において、血流量センサ 20 により測定された血流量の信号（図 6（A）に示す血流量信号）の高周波成分を取り除くために、ローパスフィルタ（LPF：Low Pass Filter）を介して、所定帯域以下の血流量信号を抽出する。血流量測定装置 1 は、例えば信号処理回路 26 において、所定帯域以下の血流量信号を時間軸上で 2 回微分した 2 回微分信号（図 6（B）参照）を導出し、2 回微分信号におけるピーク間隔（Heart rate Distance）、即ち、心拍変動の間隔を導出する（図 6（C）参照）。

[0061] また、血流量測定装置 1 は、例えば信号処理回路 26 において、図 6（C）に示す心拍変動の間隔（心拍間隔：RRI）に対して、例えば 3 次スプライン補間処理を行うことで心拍変動の間隔を補間する（図 6（D）参照）。血流量測定装置 1 は、例えば信号処理回路 26 において、3 次スプライン補間処理された心拍変動の間隔（RRI）に対して高速フーリエ変換（FFT）を施し、時間軸上の心拍変動の間隔から周波数軸上の周波数スペクトラムを導出する（図 7 参照）。

[0062] これにより、血流量測定装置 1 は、例えば信号処理回路 26 において、図 7 に示す周波数スペクトラムの LF（Low Frequency）成分（例えば 0.04～0.15 [Hz] の低周波変動成分）と HF（High Frequency）成分（例えば、0.15～0.40 [Hz] の高周波変動成分）とを導出して、「交感神経及び副交感神経の影響と副交感神経の影響との比」を示す LF/HF を導出する。

[0063] これにより、血流量測定装置 1 は、被検体 SP であるユーザの相対的な交感神経の影響を定量的に導出することができ、言い換えると、心拍変動の間隔（RRI）から被検体 SP であるユーザの心理的なストレス状態を定量的に評価することができる。例えば、LF/HF の値が所定値より大きいとユーザはリラックス状態であって、ストレスが緩和された状態であると評価され、一方、LF/HF の値が所定値より小さいとユーザはストレス状態であ

って、ストレスが緩和されていない状態であると評価することが可能である。

[0064] また、血流量測定装置 1 は、圧力センサ 30 及び血流量センサ 20 が血流量測定装置 1 の筐体本体と一体的に形成されるので、ユーザが血流量測定装置 1 を携帯しながら自己の血流量を手軽に測定することができ、血流量の測定における利便性を一層向上させることができる。

[0065] また、血流量測定装置 1 A は、圧力センサ 30 及び血流量センサ 20 A がケーブル 40 を介して血流量測定装置 1 A の筐体本体に接続されるので、ユーザが血流量を測定する際に、血流量測定装置 1 A の画面に表示されている内容の閲覧又は他のアプリケーション等の操作性の阻害を抑制することができる。

[0066] また、血流量測定装置 1 は、圧力センサ 30 により検出された指の接触圧が所定の接触圧と一致していないことを出力部 12 に報知させるので、血流量の測定開始に必要な一定の接触圧が検出されていないことをユーザに報知させることができ、一定の接触圧が検出できるようにユーザに対して喚起することができる。

[0067] また、上述した実施形態では、被検体（例えばユーザ）に負荷を与えるための負荷試験の一例として、圧力センサ 30 に一定の接触圧（負荷）を与えることで血流量を測定しているが、下記の従来の参考非特許文献 1～3 では、被検体（例えばユーザ）に負荷を与える同様の負荷試験の一例としての上肢挙上試験において、被検体 S P の上肢挙上（Arm Raising）によって、脱水症、飲酒、強皮症の有無を判断することが可能となることがそれぞれ記載されている。

[0068] （参考非特許文献 1） H Nogami et al., ‘Use of a simple arm-raising test with a portable laser Doppler blood flow meter to detect dehydration’, Proc. IMechE Vol.225 Part H: J. Engineering in Medicine, pages 1-10., 3 September 2010.

[0069] （参考非特許文献 2） W. Iwasaki et al., ‘Monitoring of Alcohol Co

nsumption Using a Micro Integrated Laser Doppler Blood Flowmeter ‘, 9 October 2001.

[0070] (参考非特許文献3) M Kido et al., ‘Assessment of abnormal blood flow and efficacy of treatment in patients with systemic sclerosis using a newly developed microwireless laser Doppler flowmeter and arm-raising test ‘, CLINICAL AND LABORATORY INVESTIGATIONS, British Journal of Dermatology, 157, pp690-697., 11 April 2007.

[0071] 図12(A)は、従来の上肢挙上試験の様子の一例を示す説明図である。図12(B)は、従来の上肢挙上試験において脱水症の有無の判断のために測定された血流量の時間変化の一例を示すグラフである。図13は、従来の上肢挙上試験において飲酒の有無の判断のために測定された血流量の時間変化の一例を示すグラフである。図14は、従来の上肢挙上試験において強皮症の有無の判断のために測定された血流量の時間変化の一例を示すグラフである。

[0072] ここで一般に、血管内の血流量は、血管に対する外圧と血管内の静水圧との差分により定まることが知られている。図12(A)に示す上肢挙上により、血管内の静水圧が大きくなることで血管内圧が低下するので、血管が収縮する。このため、図12(A)に示す上肢挙上により、血流量が大きく低下する(図12(B)参照)。

[0073] 本実施形態では、被検体SP(例えばユーザ)は、図12(A)に示す上肢挙上を行う負荷試験を行わず、対象測定部位(例えば指)を圧力センサ30に所定の接触圧で押圧するという負荷試験を行う。この所定の接触圧で押圧するという操作により、対象測定部位(例えば指)の位置エネルギーが変化しないことで血管内の静水圧はそれほど変化せず、一定の接触圧が必要となるために血管に対する外圧が増す。

[0074] 従って、本実施形態の血流量測定装置1は、図12(A)に示す上肢挙上試験を被検体SP(例えばユーザ)に行わせる代わりに、対象測定部位(例えば指)を圧力センサ30に所定の接触圧で押圧(プッシュ)させるという

単純な操作によって、図 1 2 (A) に示す上肢挙上試験において測定された血流量と同等の振幅を有する、再現性の高い血流量（図 5 参照）を測定することができる。言い換えると、血流量測定装置 1 は、対象測定部位（例えば指）を圧力センサ 3 0 に所定の接触圧で押圧（プッシュ）させるという単純な操作によって、上肢挙上試験と同様な血流量の測定結果が得られるので、被検体 S P が脱水症にかかっているか否かの推定を行うことができる。

[0075] また、図 1 3 では、図 1 2 (B) と同様に、被検体が上肢挙上を行うことによって、血流量の振幅の時間変化から飲酒状態の有無を判断することが可能であることが示されている。本実施形態の血流量測定装置 1 は、図 1 2 (A) に示す上肢挙上試験を被検体 S P（例えばユーザ）に行わせる代わりに、対象測定部位（例えば指）を圧力センサ 3 0 に所定の接触圧で押圧（プッシュ）させるという単純な操作によって、上述した脱水症の有無の推定と同様に、図 1 2 (A) に示す上肢挙上試験において測定された血流量と同等の振幅を有する、再現性の高い血流量（図 5 参照）を測定することができる。言い換えると、血流量測定装置 1 は、対象測定部位（例えば指）を圧力センサ 3 0 に所定の接触圧で押圧（プッシュ）させるという単純な操作によって、図 1 2 (A) に示す上肢挙上試験と同様な血流量の測定結果が得られるので、被検体 S P が飲酒状態にあるか否かの推定を行うことができる。

[0076] また、図 1 4 では、図 1 2 (B) と同様に、被検体が上肢挙上を行うことによって、血流量の振幅の時間変化から強皮症の有無を判断することが可能であることが示されている。図 1 4 の上段には健常者（Control）における血流量の測定結果の時間変化が示され、図 1 4 の下段には強皮症患者（SSc）における血流量の測定結果の時間変化が示されている。

[0077] 本実施形態の血流量測定装置 1 は、図 1 2 (A) に示す上肢挙上試験を被検体 S P（例えばユーザ）に行わせる代わりに、対象測定部位（例えば指）を圧力センサ 3 0 に所定の接触圧で押圧（プッシュ）させるという単純な操作によって、上述した脱水症や飲酒の有無の推定と同様に、図 1 2 (A) に示す上肢挙上試験において測定された血流量と同等の振幅を有する、再現性

の高い血流量（図5参照）を測定することができる。言い換えると、血流量測定装置1は、対象測定部位（例えば指）を圧力センサ30に所定の接触圧で押圧（プッシュ）させるという単純な操作によって、図12（A）に示す上肢挙上試験と同様な血流量の測定結果が得られるので、被検体SPが強皮症にかかっているか否かの推定を行うことができる。

[0078] また、本実施形態の血流量測定装置1は、被検体SPが脱水症、飲酒状態（つまり、飲酒の有無）、強皮症にかかっているか否かを推定することができるが、この他、同様に血流量を測定することで、被検体SPが熱中症にかかっているか否かの推定を行うことができる。

[0079] 更に、上述した本実施形態の血流量測定装置1，1Aの説明では、ヒトを被検体SPとしたが、被検体SPはヒトに限定されず、ヒト以外の動物（例えば牛、馬）であってもよい。例えば、本実施形態の血流量測定装置1，1Aを牛に使用する場合、牛に圧力センサ30を接触させ、血流量の測定開始に必要な一定の接触圧が検出されれば、血流量測定装置1，1Aは、牛の血流量を測定することができる。これにより、例えば牛が雌牛であって、圧力センサ30に温度センサ（不図示）が設けられている場合、雌牛の血流量と温度（即ち、温度センサが検出した体温）とを考慮することで、雌牛が妊娠し易い時期であるか否かの推定を行うことが可能となる。また、牛が雌牛でなくて雄牛であっても、雄牛又は雌牛の血流量と温度（即ち、温度センサが検出した体温）とを考慮することで、雄牛又は雌牛が発情しているかどうかの判断を行うことも可能となる。

[0080] また、本実施形態の血流量測定装置1は、被検体SPがヒトである場合に、その人物の床ずれ（医学的には「褥瘡」（じょくそう）と言われる）を早期に検知することができ、又は床ずれを未然に予防することができる。つまり、血流量測定装置1は、同一部位における接触圧と血流量の同時測定により、床ずれになる可能性をいち早く検知することができる。床ずれの症状（つまり、身体の該当部位が圧迫され続けることによる炎症）が進行すると、その人物にとって単に痛いだけではなく、床ずれの症状が起きている部位に

血液が全く流れなくなり細胞が壊死することになってしまう。ここで、身体の該当部位は、例えば寝たきり患者の背中又はおしりが考えられる。このため、血流量測定装置 1 は、血流のみならず、接触圧（つまり、圧迫）の程度を同時に測定することにより、床ずれになる可能性の有無を正確に把握することができる。

[0081] （第 2 の実施形態）

第 2 の実施形態では、第 1 の実施形態の血流量測定装置 1， 1 A と同様の構成に、更に信号処理回路 5 1 が付加された構成の血圧測定装置 1 B について説明する。第 2 の実施形態の説明では、第 1 の実施形態の血流量測定装置 1， 1 A と同一の構成及び動作をするものについては、同一の符号を付して説明を簡略化又は省略し、異なる内容について説明する。

[0082] 図 8 は、第 2 の実施形態の血圧測定装置 1 B の内部構成を詳細に示すブロック図である。図 8 に示す血圧測定装置 1 B は、血流量センサ 2 0 が内部に設けられた携帯端末 1 0 B と、圧力センサ 3 0 とを含む構成である。なお、図示は省略しているが、図 8 に示す血圧測定装置 1 B の構成は、図 1（A）に示す血流量測定装置 1 に対応する構成を図示したものであるが、図 1（B）に示す血流量測定装置 1 A に対応する構成としても同様に適用可能である。

[0083] 携帯端末 1 0 B は、圧力検出回路 1 1 と、出力部 1 2 と、血圧センサ 5 0 とを含む構成である。圧力検出回路 1 1 及び出力部 1 2 の動作については第 1 の実施形態と同様であるため、ここでは説明を省略する。

[0084] 血圧測定部の一例としての血圧センサ 5 0 は、レーザ駆動回路 2 1 と、レーザダイオード 2 2 と、フォトダイオード 2 3 と、増幅器 2 4 と、A/D 変換器 2 5 と、信号処理回路 2 6 と、信号処理回路 5 1 とを含む構成である。信号処理回路 2 6 は主に血流量の測定に供され、信号処理回路 5 1 は主に血圧の測定に供される。

[0085] 信号処理回路 5 1 は、血圧の測定において必要となる複数の所定の接触圧（以下、それぞれの接触圧を「指示接触圧」という）に関する情報を保持し

ており、複数の指示接触圧を圧力センサ 30 において検出させるために、ユーザに対し、圧力センサ 30 に指を接触させるためのガイドメッセージ（例えば、「指を圧力センサに接触して 2 N の力で押圧して下さい」、「指を圧力センサに接触して 3 N の力で押圧して下さい」など）を出力部 12 のタッチパネル TP に表示させる。なお、それぞれの指示接触圧は後述する所定量 α の差分を有する。

[0086] 信号処理回路 51 は、圧力センサ 30 により複数の所定の指示接触圧が連続的又は離散的に検出された状態で、それぞれ一定の指示接触圧の下で血流量センサ 20 により測定されたユーザの生体組織内の測定対象部位（例えば指。以下同様）の血流量の脈波振幅（図 9 参照）を基に、指の平均血圧を導出（算出）する。

[0087] 言い換えると、血圧センサ 50 は、指の一定の指示接触圧が圧力センサ 30 により検出された状態で血流量センサ 20 により測定された指の血流量を測定し、次に指示接触圧に所定量 α を加算（加圧）した一定の指示接触圧の下で同様に指の血流量を測定し、同様に所定量 α を加圧していき、指示接触圧の最大値が検出された状態で一定の指示接触圧の最大値の下で同様に指の血流量を測定する。信号処理回路 51 は、所定の指示接触圧から所定の指示接触圧の最大値までに連続的又は離散的に加圧された状態の一定の指示接触圧の下で測定された指の血流量の脈波振幅（図 9 参照）を基に、指の平均血圧を導出（算出）する。

[0088] なお、本実施形態では、血圧センサ 50 は、指の一定の指示接触圧が圧力センサ 30 により検出された状態で血流量センサ 20 により測定された指の血流量を測定し、次に指示接触圧から所定量 α を減算（減圧）した一定の指示接触圧の下で同様に指の血流量を測定し、同様に所定量 α を減圧していき、指示接触圧の最小値が検出された状態で一定の指示接触圧の最小値の下で同様に指の血流量を測定しても良い。この場合、信号処理回路 51 は、所定の指示接触圧から所定の指示接触圧の最小値までに連続的又は離散的に減圧された状態の一定の指示接触圧の下で測定された指の血流量の脈波振幅（図

9 参照) を基に、指の平均血圧を導出 (算出) する。

[0089] 図 9 は、第 2 の実施形態の血圧測定装置 1 B の動作概要を示す説明図である。図 9 の横軸は時間を示す。図 9 の縦軸は脈波振幅を示す。本実施形態の血圧測定装置 1 B は、信号処理回路 5 1 において、所定の指示接触圧から所定の指示接触圧の最大値までに加圧された状態の一定の指示接触圧の下で測定された指の血流量の脈波振幅の最大値が得られた時点の血流量から平均血圧を導出 (算出) する。

[0090] また、血圧測定装置 1 B は、平均血圧が得られた時点の血流量の脈波振幅に所定の第 1 係数 (例えば 0.5) を乗算した結果の血流量から最高血圧を導出 (算出) する。同様に、血圧測定装置 1 B は、平均血圧が得られた時点の血流量の脈波振幅に所定の第 2 係数 (例えば 0.4) を乗算した結果の血流量から最低血圧を導出 (算出) する。

[0091] 次に、本実施形態の血圧測定装置 1 B における血圧の測定に関する動作手順について、図 10 を参照して説明する。図 10 は、第 2 の実施形態の血圧測定装置 1 B における血圧の測定に関する動作手順を説明するフローチャートである。図 10 の説明の前提として、血流量測定装置 1 の電源は ON 状態とする。また、図 10 の説明では、図 4 の説明と同一の内容については同一のステップ番号を付して説明を簡略化又は省略し、異なる内容について説明する。

[0092] 図 10 において、信号処理回路 2 6 は、血圧測定装置 1 B が指示する指示接触圧を検出することができるように、ユーザに対し、圧力センサ 3 0 に指を接触させるためのガイドメッセージ (例えば、「指を圧力センサに接触して下さい」のメッセージ) を出力部 1 2 のタッチパネル TP に表示させる (S 1 A)。

[0093] ステップ S 3 の後、圧力センサ 3 0 により検出された指の接触圧が所定の指示接触圧に一致した場合には (S 4 A、YES)、信号処理回路 2 6 は、圧力検出回路 1 1 からの血流量の測定開始の指示に応じて、血流量の測定を開始するためのガイドメッセージ (例えば図 1 (A) に示す「測定を開始し

ます」のメッセージ)を出力部12のタッチパネルTPに表示させ(S6)、又は報知ランプLPに所定色(例えば青色)の照明光を点灯させる(S6)。

[0094] 一方、圧力センサ30により検出された指の接触圧が所定の指示接触圧に一致しない場合には(S4A、NO)、信号処理回路26は、圧力検出回路11からの不一致の旨の信号に応じて、所定の接触圧を検出するためのガイドメッセージ(例えば図1(B)に示す「もう少し強く接触してください」のメッセージ)を出力部12のタッチパネルTPに表示させ(S5A)、又は報知ランプLPに所定色(例えば赤色)の照明光を点灯させる(S5A)。ステップS5Aの後、血圧測定装置1Bの処理はステップS2に戻る。

[0095] ステップS6の後、信号処理回路26は、血流量センサ20において指の血流量の測定を開始するために、レーザダイオード22への発光駆動電流の供給の指示をレーザ駆動回路21に出力する。これにより、血流量センサ20は、圧力センサ30により検出された一定の指示接触圧の下で、ユーザの指の血流量を測定する(S7A)。

[0096] ステップS7の後、指示接触圧の最大値の下でユーザの指の血流量が測定された場合には(S8A、YES)、信号処理回路26は、所定の指示接触圧から所定の指示接触圧の最大値までに加圧された状態の一定の指示接触圧の下で測定された指の血流量のデータを信号処理回路51に出力する。信号処理回路51は、所定の指示接触圧から所定の指示接触圧の最大値までに加圧された状態の一定の指示接触圧の下で測定された指の血流量のデータの脈波振幅の最大値が得られた時点の血流量から平均血圧を導出(算出)する(S9)。これにより、血圧測定装置1Bの動作は終了する。

[0097] 一方、ステップS7の後、指示接触圧の最大値の下でユーザの指の血流量が測定されていない場合には(S8A、NO)、信号処理回路26は、現在の指示接触圧(即ち、現時点で圧力センサ30により検出された接触圧)に所定量 α を付加した指示接触圧を検出することができるよう、指を圧力センサ30に接触させるためのガイドメッセージ(例えば「次の指示接触圧の

XXが検出できるように指を少し強く押圧して下さい」のメッセージ) を出力部12のタッチパネルTPに表示させる(S10)。ステップS10の後、血圧測定装置1Bの処理はステップS3に戻る。

[0098] 図11(A)は、第2の実施形態の血圧測定装置1Bにおける測定結果としての血流量変化の振幅(脈波振幅)の一例と圧力センサ30により検出される指示接触圧との一例を時系列に示すグラフである。図11(B)は、第2の実施形態の血圧測定装置1Bにおける測定結果としての血流量の一例と圧力センサ30により検出される指示接触圧との一例を時系列に示すグラフである。

[0099] 図11(A)及び(B)に示す横軸は時間[s]を示す。図11(A)の左側縦軸は血流量変化の振幅(脈波振幅)[a.u]を示し、図11(A)の右側縦軸は血圧測定の際に指が徐々に付加(加圧)する指示接触圧[mmHg]を示す。図11(B)の左側は血流量[a.u]を示し、図11(B)の右側縦軸は血圧測定の際に指が徐々に付加(加圧)する指示接触圧[mmHg]を示す。

[0100] 図11(A)から分かるように、血圧測定装置1Bにおける血圧測定の際に指が徐々に付加する指示接触圧が経時的(具体的には、連続的又は離散的)に上昇していくと、血流量変化の振幅(脈波振幅)が明瞭になっていき、血圧測定の開始時点から約108[s]が経過した時点で、脈波振幅が最大となる。血圧測定装置1Bは、脈波振幅の最大値が得られた時点の血流量から平均血圧を導出(算出)する。

[0101] また、血圧測定装置1Bは、平均血圧が得られた時点の血流量の脈波振幅に所定の第1係数(例えば0.5)を乗算した結果の血流量から最高血圧を導出(算出)し、平均血圧が得られた時点の血流量の脈波振幅に所定の第2係数(例えば0.4)を乗算した結果の血流量から最低血圧を導出(算出)する。

[0102] また、図11(B)では、図11(A)とは異なる測定条件下において、血流量と圧力センサ30により検出される指示接触圧との関係が示されてお

り、図 1 1 (A) と同様に、圧力センサ 3 0 により検出される指示接触圧が所定の指示接触圧（例えば図 1 1 (B) では 4 0 [s] を超えた時点の指示接触圧）を超えると、血流量変化の振幅（脈波振幅）が明瞭になっていき、血圧測定の開始時点から約 4 0 [s] が経過した時点で、脈波振幅が最大となる。

[0103] 以上により、本実施形態の血圧測定装置 1 B は、圧力センサ 3 0 により検出された被検体 S P であるユーザの対象測定部位（例えば指）の接触圧が所定の接触圧と一致した場合に、対象測定部位の血流量の測定開始を指示する。血圧測定装置 1 B は、対象測定部位の血流量の測定開始の指示に応じて、対象測定部位の血流量を測定する。血圧測定装置 1 B は、所定の接触圧が検出された状態から所定の接触圧の最大値が検出された状態までに測定された対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、対象測定部位の平均血圧を導出し、測定された対象測定部位の血圧の測定結果を出力部 1 2 のタッチパネル T P に出力（表示）する。

[0104] これにより、血圧測定装置 1 B は、所定の接触圧から所定の接触圧の最大値までがそれぞれ検出された状態で経時的に加圧していった中で測定された血流量を用いて血圧を測定するので、被検体の対象測定部位を圧迫するためのカフを使用することなく、例えば医療機関や家庭内に限らずに普段の生活環境の中（例えば外出先）で、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定することができ、血圧の測定精度の劣化を抑制することができる。

[0105] また、血圧測定装置 1 B は、導出された対象測定部位の平均血圧に所定の第 1 係数を乗じて最高血圧を導出するので、対象測定部位の最高血圧を簡易に導出することができ、同様に、導出された対象測定部位の平均血圧に所定の第 2 係数を乗じて最低血圧を導出するので、対象測定部位の最低血圧を簡易に導出することができる。

[0106] 更に、上述した本実施形態の血圧測定装置 1 B の説明では、ヒトを被検体 S P としたが、被検体 S P はヒトに限定されず、ヒト以外の動物（例えば牛

、馬)であってもよい。例えば、本実施形態の血圧測定装置 1 B を牛に使用する場合、牛に圧力センサ 30 を接触させ、血流量の測定開始に必要なとなる一定の接触圧が検出されれば、血圧測定装置 1 B は、牛の血流量や血圧を測定することができる。これにより、例えば牛が雌牛であって、圧力センサ 30 に温度センサ（不図示）が設けられている場合、雌牛の血流量と血圧と温度（即ち、温度センサが検出した体温）とを考慮することで、雌牛が妊娠し易い時期であるか否かの推定を行うことが可能となる。また、牛が雌牛でなくて雄牛であっても、雄牛又は雌牛の血流量と血圧と温度（即ち、温度センサが検出した体温）とを考慮することで、雄牛又は雌牛が発情しているかどうかの判断を行うことも可能となる。

[0107] 以下、上述した本発明に係る血流量測定装置、血流量測定方法、血圧測定装置及び血圧測定方法の構成、作用及び効果を説明する。

[0108] 本発明の一実施形態は、被検体の対象測定部位の接触圧を検出する接触圧測定部と、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定する血流量測定部と、を備える、血流量測定装置である。

[0109] この構成では、血流量測定部は、接触圧測定部により検出された被検体の対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、対象測定部位の血流量を測定する。

[0110] これにより、血流量測定装置は、被検体の対象測定部位の接触圧が一定の接触圧として検出された場合に対象測定部位の血流量を測定するので、従来のように被検体の対象測定部位を圧迫するためのカフを使用することなく、例えば医療機関や家庭内に限らずに普段の生活環境の中（例えば外出先）で、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定することができ、血流量の測定精度の劣化を抑制することができる。

[0111] また、本発明の一実施形態は、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血

流量の測定開始を指示する測定開始指示部と、前記測定開始指示部からの前記血流量の測定開始の指示に応じて測定された前記対象測定部位の血流量の測定結果を出力する出力部と、を更に備える、血流量測定装置である。

[0112] この構成では、測定開始指示部は、接触圧測定部により検出された被検体の対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、対象測定部位の血流量の測定開始を指示する。出力部は、血流量測定部により測定された対象測定部位の血流量の測定結果を出力する。

[0113] これにより、血流量測定装置は、被検体の対象測定部位の接触圧が一定の接触圧として検出された場合に対象測定部位の血流量の測定を正確に開始することができ、更に、測定された対象測定部位の血流量の測定結果を被検体（例えばユーザ）に対して視覚的に知らせることができる。

[0114] また、本発明の一実施形態は、前記接触圧測定部及び前記血流量測定部は、前記血流量測定装置の筐体本体と一体的に形成される、血流量測定装置である。

[0115] この構成によれば、血流量測定装置は、接触圧測定部及び血流量測定部が血流量測定装置の筐体本体と一体的に形成されるので、ユーザが血流量測定装置を携帯しながら自己の血流量を手軽に測定することができ、血流量の測定における利便性を一層向上させることができる。

[0116] また、本発明の一実施形態は、前記接触圧測定部及び前記血流量測定部は、ケーブルを介して、前記血流量測定装置の筐体本体に接続される、血流量測定装置である。

[0117] この構成によれば、血流量測定装置は、接触圧測定部及び血流量測定部がケーブルを介して血流量測定装置の筐体本体に接続されるので、ユーザが血流量を測定する際に、血流量測定装置の画面に表示されている内容の閲覧又は他のアプリケーション等の操作性の阻害を抑制することができる。

[0118] また、本発明の一実施形態は、前記接触圧測定部は、中心に開口部が形成された筐体内に設けられ、前記開口部には、透過性を有する基板が設けられる、血流量測定装置である。

- [0119] この構成によれば、血流量測定装置は、接触圧測定部の筐体中心に開口部が形成され、この開口部に透過性を有する基板が設けられるので、接触圧測定部の構成を簡易化することができ、血流量測定装置自体の製造コストアップを軽減することができる。
- [0120] また、本発明の一実施形態は、前記測定開始指示部は、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧と一致していないことを報知部に報知させる、血流量測定装置である。
- [0121] この構成によれば、血流量測定装置は、測定開始指示部は接触圧測定部により検出された対象測定部位の接触圧が所定の接触圧と一致していないことを報知部に報知させるので、血流量の測定開始に必要な一定の接触圧が検出されていないことをユーザに報知させることができ、一定の接触圧が検出できるようにユーザに対して喚起することができる。
- [0122] また、本発明の一実施形態は、接触圧測定部を備える血流量測定装置における血流量測定方法であって、被検体の対象測定部位の接触圧を検出するステップと、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定するステップと、を有する、血流量測定方法である。
- [0123] この方法によれば、血流量測定装置は、接触圧測定部により検出された被検体の対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、対象測定部位の血流量を測定する。
- [0124] これにより、血流量測定装置は、被検体の対象測定部位の接触圧が一定の接触圧として検出された場合に対象測定部位の血流量を測定するので、従来のように被検体の対象測定部位を圧迫するためのカフを使用することなく、例えば医療機関や家庭内に限らずに普段の生活環境の中（例えば外出先）で、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定することができ、血流量の測定精度の劣化を抑制することができる。
- [0125] また、本発明の一実施形態は、前記接触圧測定部により検出された前記対

象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量の測定開始を指示するステップと、前記血流量の測定開始の指示に応じて測定された前記対象測定部位の血流量の測定結果を出力するステップと、を更に有する、血流量測定方法である。

[0126] この方法では、血流量測定装置は、接触圧測定部により検出された被検体の対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、対象測定部位の血流量の測定開始を指示する。血流量測定装置は、測定された対象測定部位の血流量の測定結果を出力する。

[0127] これにより、血流量測定装置は、被検体の対象測定部位の接触圧が一定の接触圧として検出された場合に対象測定部位の血流量の測定を正確に開始することができ、更に、測定された対象測定部位の血流量の測定結果を被検体（例えばユーザ）に対して視覚的に知らせることができる。

[0128] また、本発明の一実施形態は、被検体の対象測定部位の接触圧を検出する接触圧測定部と、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定する血流量測定部と、前記接触圧測定部により複数の前記所定の接触圧が検出された状態で、前記血流量測定部により測定された前記対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、前記対象測定部位の平均血圧を導出する血圧測定部と、を備える、血圧測定装置である。

[0129] この構成では、血流量測定部は、接触圧測定部により検出された被検体の対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、対象測定部位の血流量を測定する。血圧測定部は、接触圧測定部により複数の所定の接触圧が検出された状態で、前記血流量測定部により測定された対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、対象測定部位の平均血圧を導出する。

[0130] これにより、血圧測定装置は、例えば複数の所定の接触圧が連続的又は離散的に検出された状態で、経時的に測定された血流量を用いて血圧を測定するので、被検体の対象測定部位を圧迫するためのカフを使用することなく、例えば医療機関や家庭内に限らずに普段の生活環境の中（例えば外出先）で

、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量及び血圧を簡易且つ高精度に測定することができ、血圧の測定精度の劣化を抑制することができる。

[0131] また、本発明の一実施形態は、前記血圧測定部により測定された前記対象測定部位の血圧の測定結果を出力する出力部、を更に備える、血圧測定装置である。

[0132] この構成では、血圧測定装置は、血圧測定部により測定された対象測定部位の血圧の測定結果を出力する。

[0133] これにより、血圧測定装置は、被検体の対象測定部位の接触圧が複数の所定の接触圧が連続的又は離散的に検出された場合に測定された対象測定部位の血圧の測定結果を被検体（例えばユーザ）に対して視覚的に知らせることができる。

[0134] また、本発明の一実施形態は、前記血圧測定部は、導出された前記対象測定部位の平均血圧に、所定の第1係数を乗じて前記対象測定部位の最高血圧を導出する、血圧測定装置である。

[0135] この構成によれば、血圧測定装置は、導出された対象測定部位の平均血圧に所定の第1係数を乗じて最高血圧を導出するので、対象測定部位の最高血圧を簡易に導出することができる。

[0136] また、本発明の一実施形態は、前記血圧測定部は、導出された前記対象測定部位の平均血圧に、所定の第2係数を乗じて前記対象測定部位の最低血圧を導出する、血圧測定装置である。

[0137] この構成によれば、血圧測定装置は、導出された対象測定部位の平均血圧に所定の第2係数を乗じて最低血圧を導出するので、対象測定部位の最低血圧を簡易に導出することができる。

[0138] また、本発明の一実施形態は、接触圧測定部を備える血圧測定装置における血圧測定方法であって、被検体の対象測定部位の接触圧を検出するステップと、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定するステップと

、前記接触圧測定部により複数の前記所定の接触圧が検出された状態で、測定された前記対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、前記対象測定部位の平均血圧を導出するステップと、を有する、血圧測定方法である。

[0139] この方法では、血圧測定装置は、接触圧測定部により検出された被検体の対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、対象測定部位の血流量を測定する。血圧測定装置は、接触圧測定部により複数の所定の接触圧が検出された状態で、測定された対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、対象測定部位の平均血圧を導出する。

[0140] これにより、血圧測定装置は、例えば複数の所定の接触圧が連続的又は離散的に検出された状態で、経時的に測定された血流量を用いて血圧を測定するので、被検体の対象測定部位を圧迫するためのカフを使用することなく、例えば医療機関や家庭内に限らずに普段の生活環境の中（例えば外出先）で、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量及び血圧を簡易且つ高精度に測定することができ、血圧の測定精度の劣化を抑制することができる。

[0141] また、本発明の一実施形態は、導出された前記対象測定部位の血圧の測定結果を出力するステップ、を更に有する、血圧測定方法である。

[0142] この方法では、血圧測定装置は、測定された対象測定部位の血圧の測定結果を出力する。

[0143] これにより、血圧測定装置は、被検体の対象測定部位の接触圧が複数の所定の接触圧が連続的又は離散的に検出された場合に測定された対象測定部位の血圧の測定結果を被検体（例えばユーザ）に対して視覚的に知らせることができる。

[0144] 以上、図面を参照しながら各種の実施形態について説明したが、本発明はかかる例に限定されないことは言うまでもない。当業者であれば、特許請求の範囲に記載された範疇内において、各種の変更例又は修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

[0145] なお、本出願は、2014年6月24日出願の日本特許出願（特願2014-129157）に基づくものであり、その内容は本出願の中に参照として援用される。

産業上の利用可能性

[0146] 本発明は、カフを使用することなく、被検体の対象測定部位である生体組織内の再現性の高い血流量を簡易且つ高精度に測定し、血流量の測定精度の劣化を抑制する血流量測定装置及び血流量測定方法として有用である。

[0147] 本発明は、カフを使用することなく、被検体の対象測定部位である生体組織内の血圧を簡易に測定し、血圧の測定精度の劣化を抑制する血圧測定装置及び血圧測定方法として有用である。

符号の説明

[0148] 1、1A 血流量測定装置
1B 血圧測定装置
10、10A 携帯端末
11 圧力検出回路
12 出力部
20、20A 血流量センサ
21 レーザ駆動回路
22 レーザダイオード
23 フォトダイオード
24 増幅器
25 A/D変換器
26、51 信号処理回路
30 圧力センサ
31 基板
40 ケーブル
50 血圧センサ
IRL 照射光

L P 報知ランプ

R F L 反射光

S P 被検体

T P タッチパネル

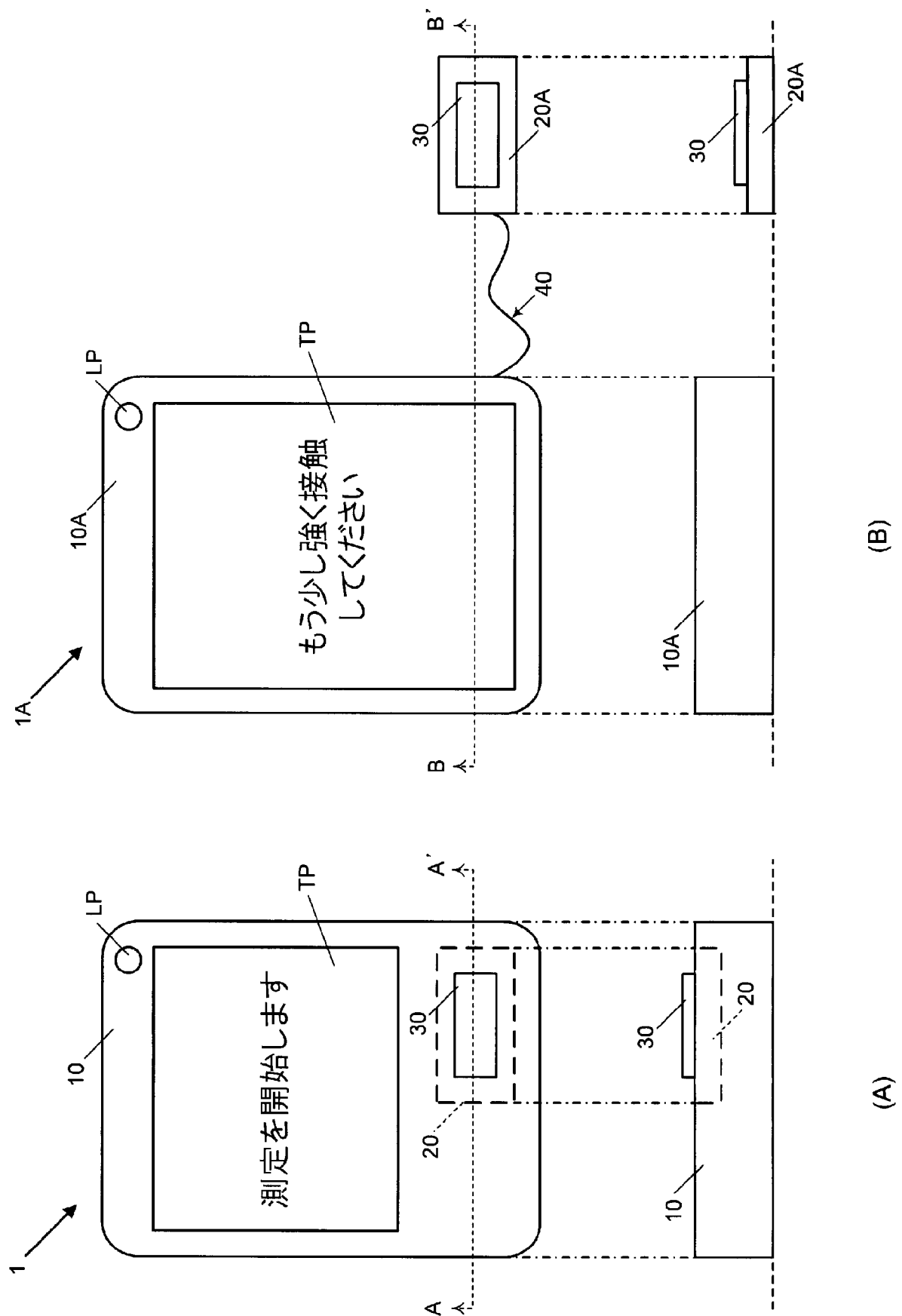
請求の範囲

- [請求項1] 被検体の対象測定部位の接触圧を検出する接触圧測定部と、
前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定する血流量測定部と、を備える、
血流量測定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の血流量測定装置であって、
前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量の測定開始を指示する測定開始指示部と、
前記測定開始指示部からの前記血流量の測定開始の指示に応じて測定された前記対象測定部位の血流量の測定結果を出力する出力部と、
を更に備える、
血流量測定装置。
- [請求項3] 請求項1に記載の血流量測定装置であって、
前記接触圧測定部及び前記血流量測定部は、前記血流量測定装置の筐体本体と一体的に形成される、
血流量測定装置。
- [請求項4] 請求項1に記載の血流量測定装置であって、
前記接触圧測定部及び前記血流量測定部は、ケーブルを介して、前記血流量測定装置の筐体本体に接続される、
血流量測定装置。
- [請求項5] 請求項1～4のうちいずれか一項に記載の血流量測定装置であって、
、
前記接触圧測定部は、中心に開口部が形成された筐体内に設けられ、
、
前記開口部には、透過性を有する基板が設けられる、
血流量測定装置。

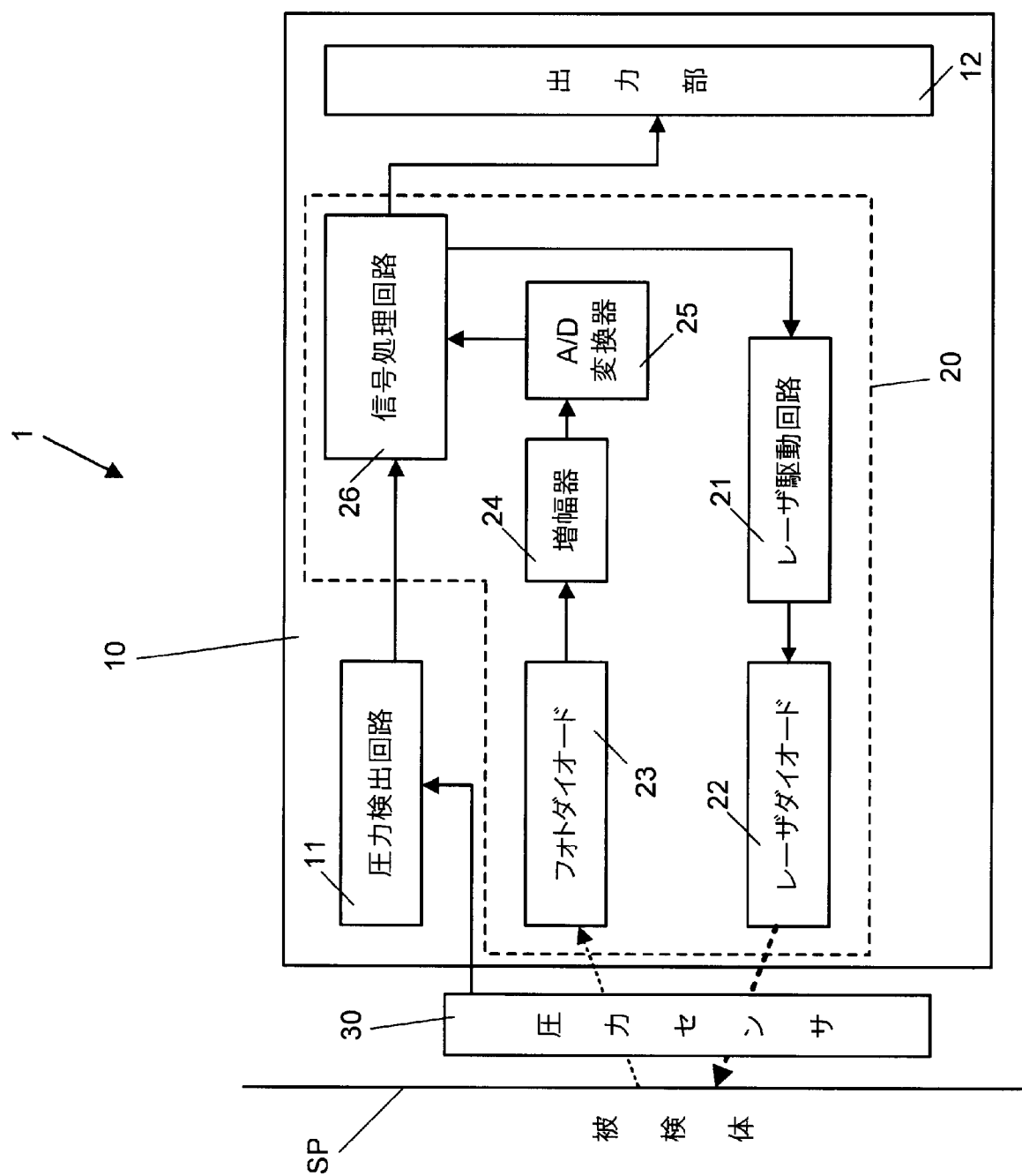
- [請求項6] 請求項2に記載の血流量測定装置であって、
前記測定開始指示部は、前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧と一致していないことを報知部に報知させる、
血流量測定装置。
- [請求項7] 接触圧測定部を備える血流量測定装置における血流量測定方法であって、
被検体の対象測定部位の接触圧を検出するステップと、
前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定するステップと、を有する、
血流量測定方法。
- [請求項8] 請求項7に記載の血流量測定方法であって、
前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量の測定開始を指示するステップと、
前記血流量の測定開始の指示に応じて測定された前記対象測定部位の血流量の測定結果を出力するステップと、を更に有する、
血流量測定方法。
- [請求項9] 被検体の対象測定部位の接触圧を検出する接触圧測定部と、
前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定する血流量測定部と、
前記接触圧測定部により複数の前記所定の接触圧が検出された状態で、前記血流量測定部により測定された前記対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、前記対象測定部位の平均血圧を導出する血圧測定部と、を備える、
血圧測定装置。

- [請求項10] 請求項 9 に記載の血压測定装置であって、
前記血压測定部により測定された前記対象測定部位の血压の測定結果を出力する出力部、を更に備える、
血压測定装置。
- [請求項11] 請求項 9 に記載の血压測定装置であって、
前記血压測定部は、導出された前記対象測定部位の平均血压に、所定の第 1 係数を乗じて前記対象測定部位の最高血压を導出する、
血压測定装置。
- [請求項12] 請求項 9 に記載の血压測定装置であって、
前記血压測定部は、導出された前記対象測定部位の平均血压に、所定の第 2 係数を乗じて前記対象測定部位の最低血压を導出する、
血压測定装置。
- [請求項13] 接触圧測定部を備える血压測定装置における血压測定方法であって、
、
被検体の対象測定部位の接触圧を検出するステップと、
前記接触圧測定部により検出された前記対象測定部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、前記対象測定部位の血流量を測定するステップと、
前記接触圧測定部により複数の前記所定の接触圧が検出された状態で、測定された前記対象測定部位の血流量の脈波振幅を基に、前記対象測定部位の平均血压を導出するステップと、を有する、
血压測定方法。
- [請求項14] 請求項 1 3 に記載の血压測定方法であって、
導出された前記対象測定部位の血压の測定結果を出力するステップ、を更に有する、
血压測定方法。

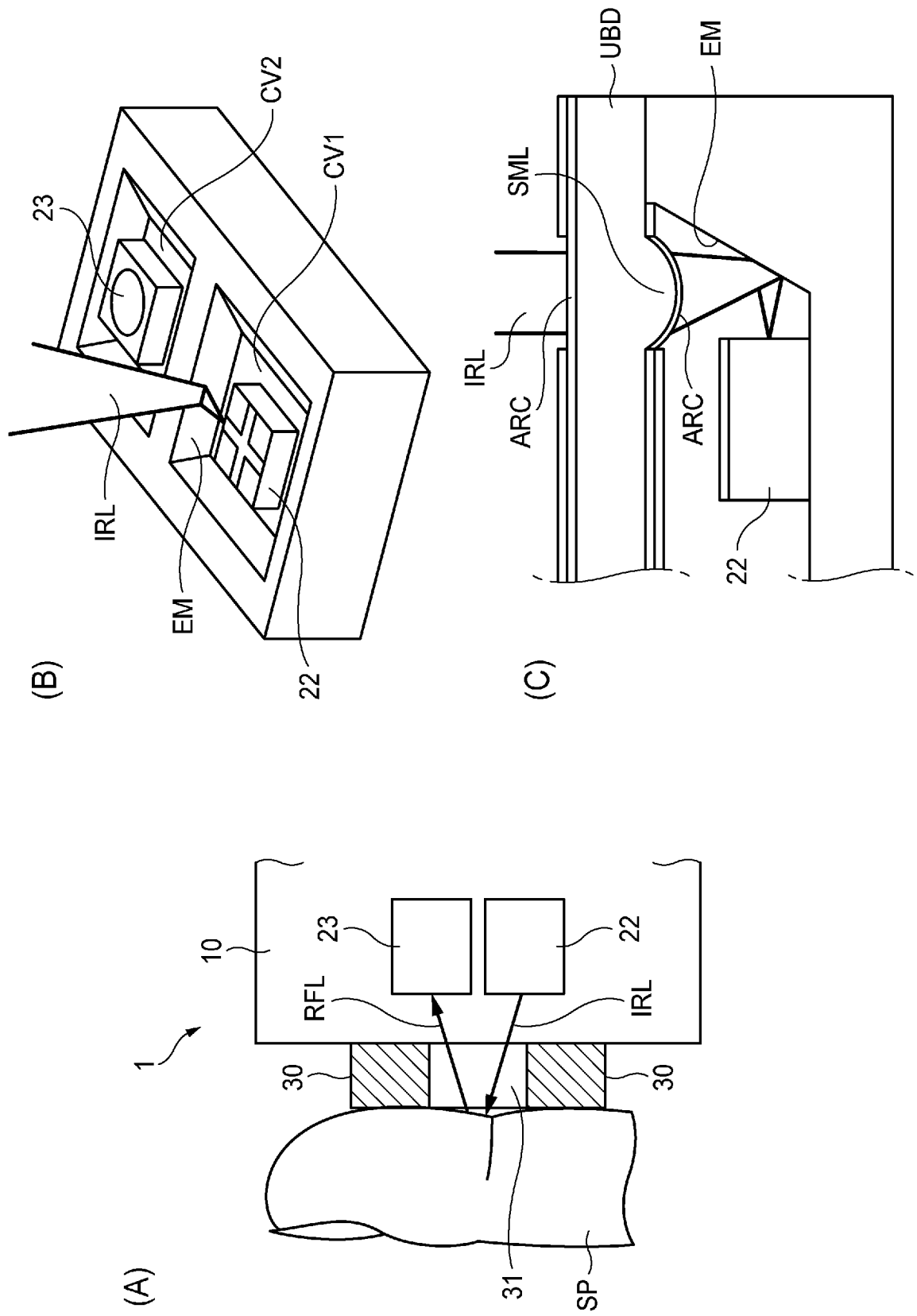
[図1]



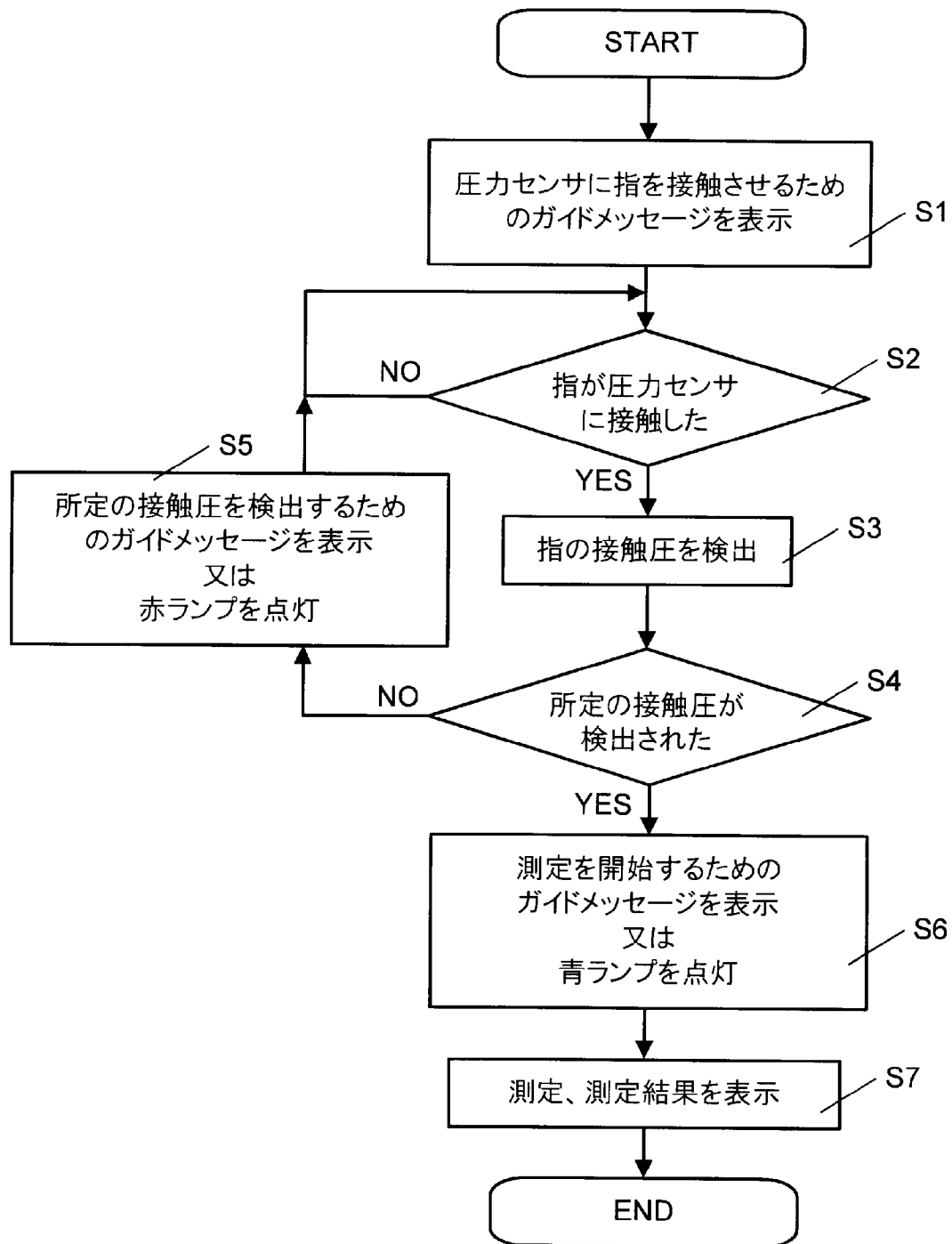
[図2]



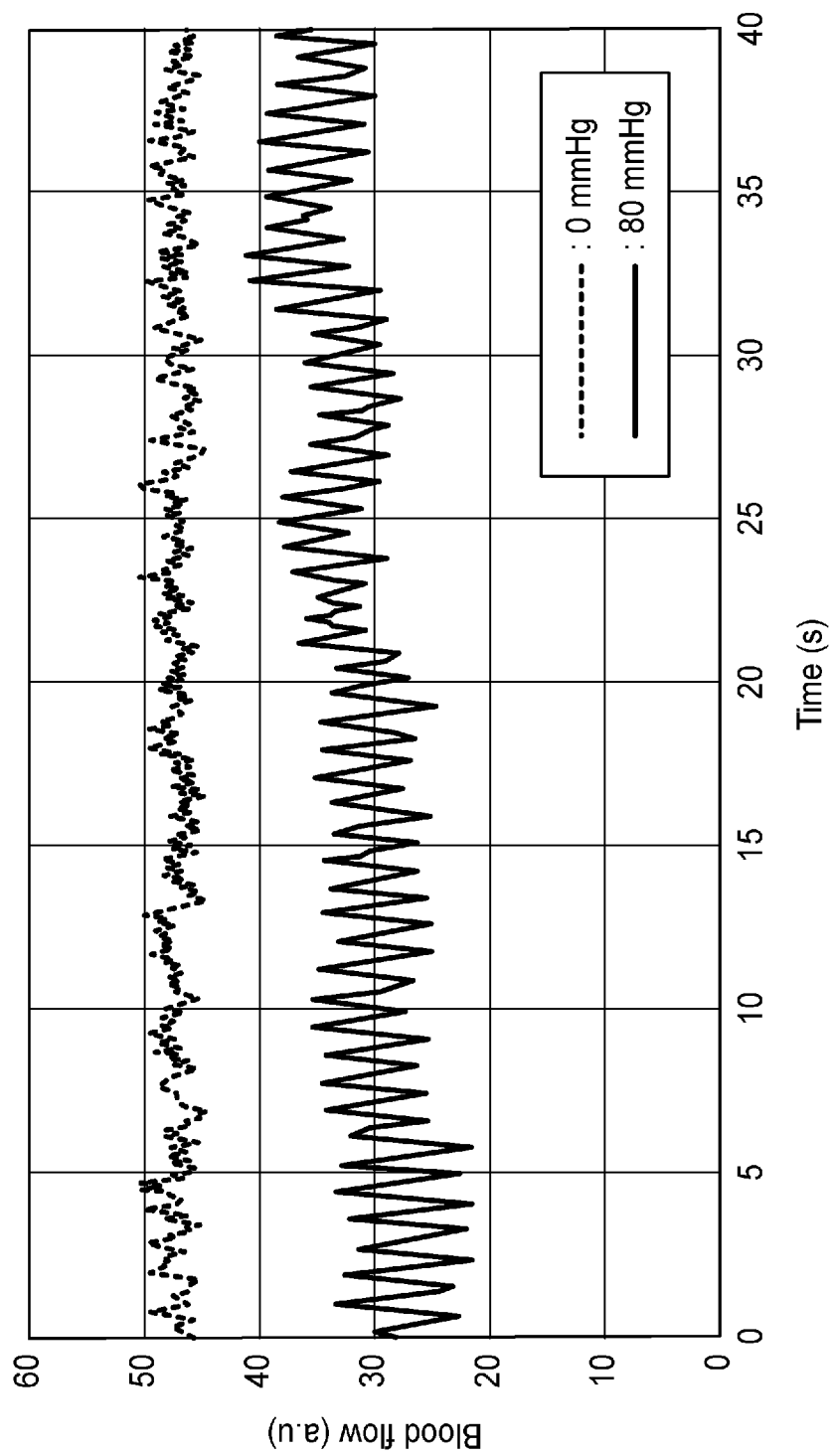
[図3]



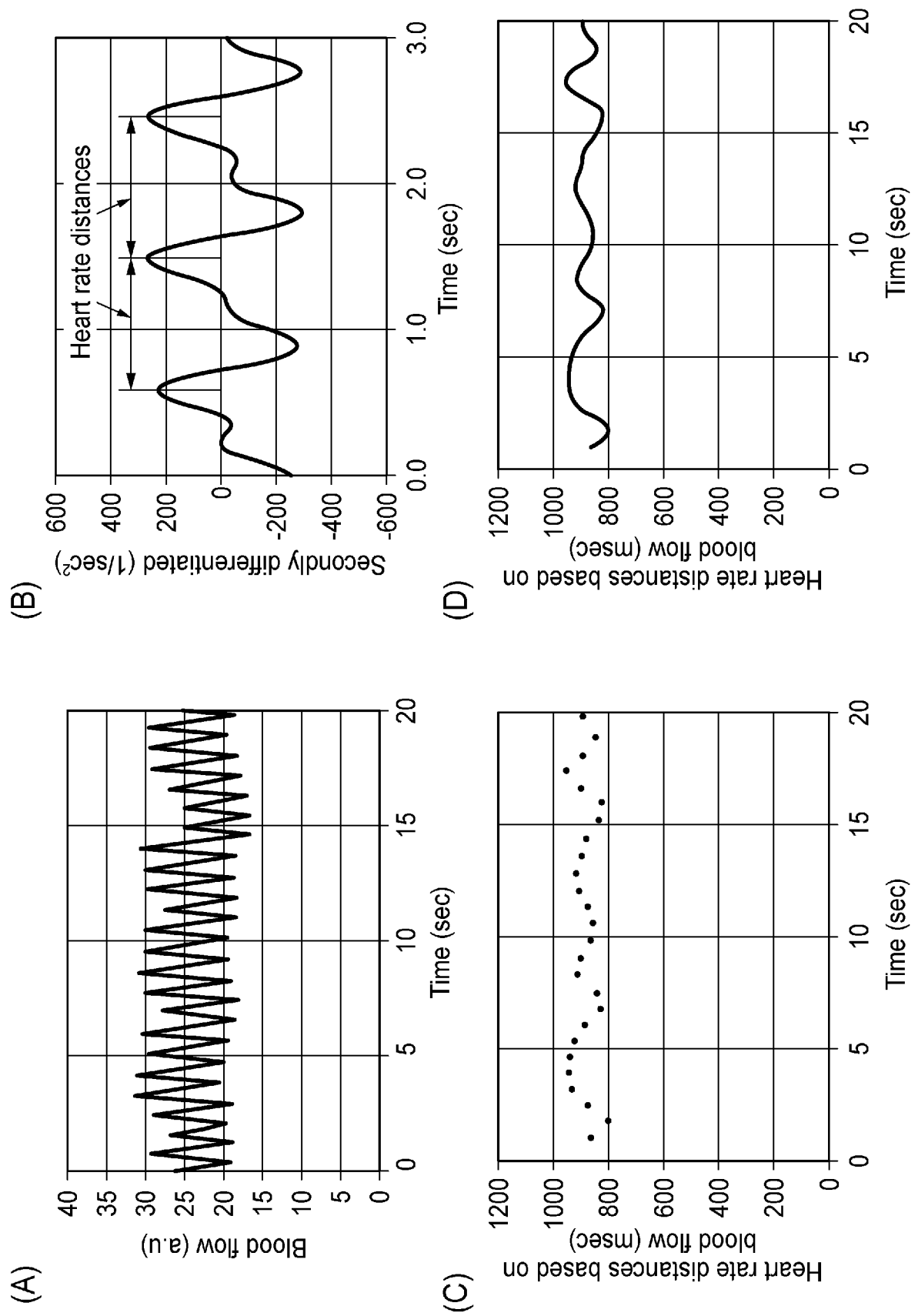
[図4]



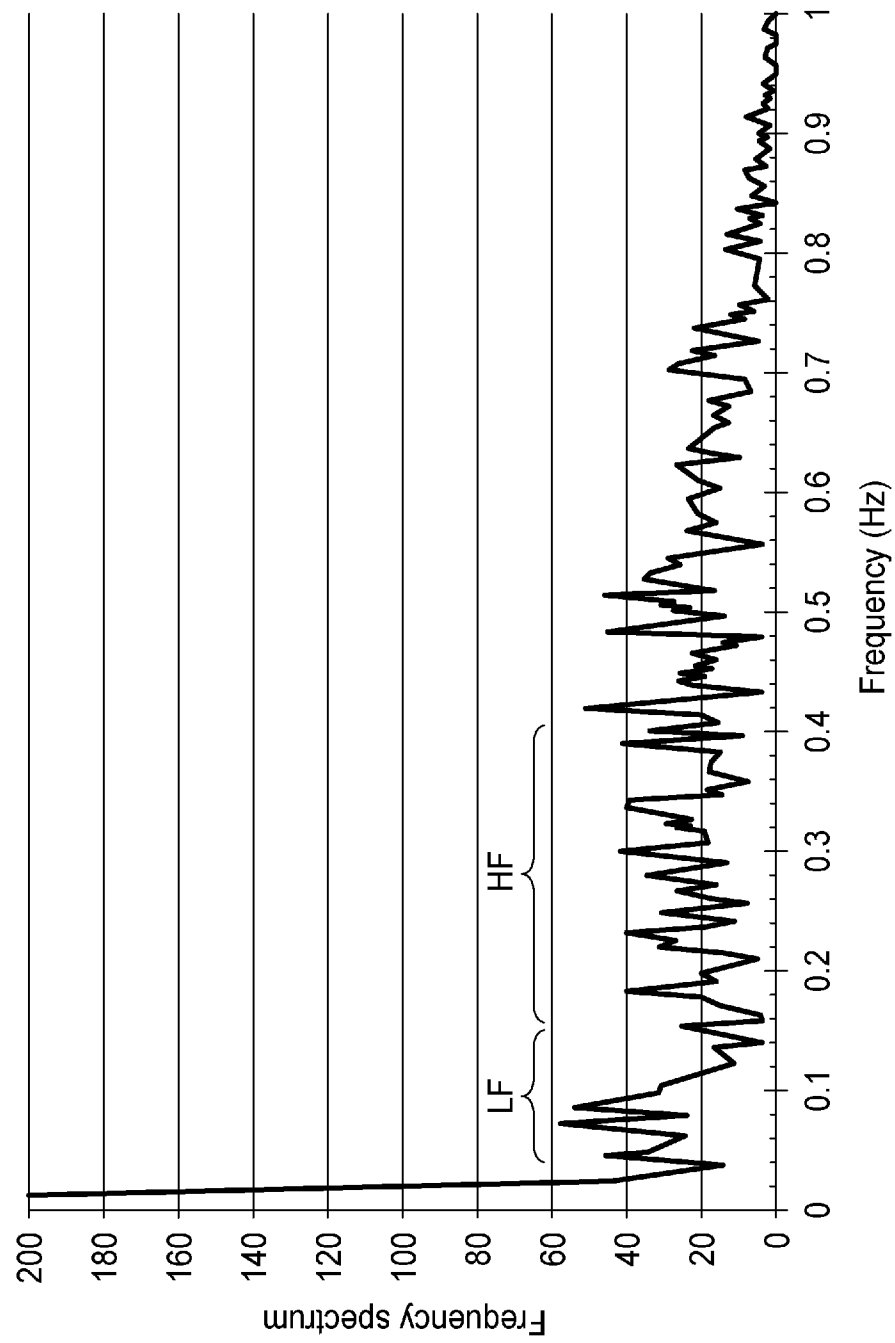
[図5]



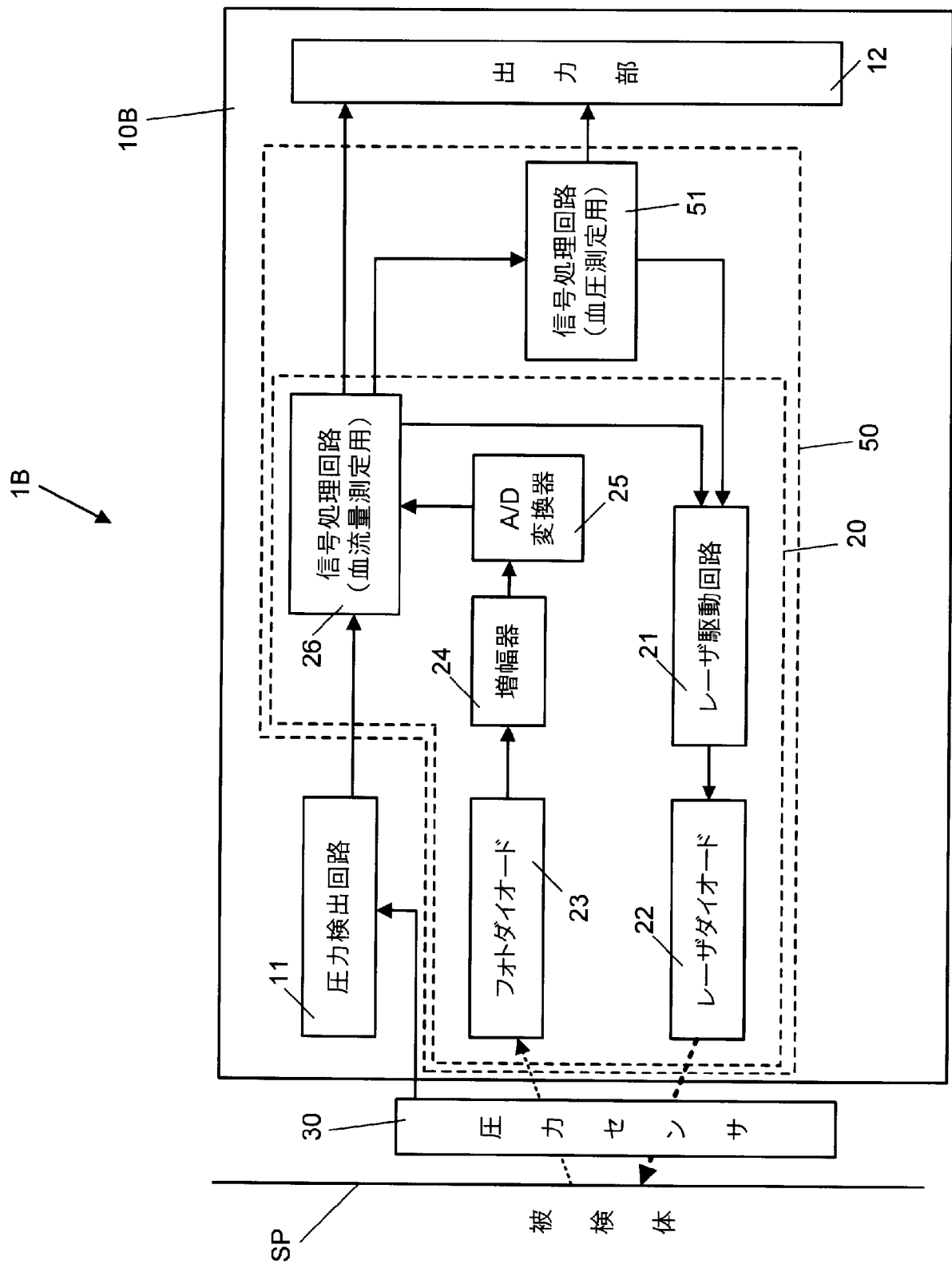
[図6]



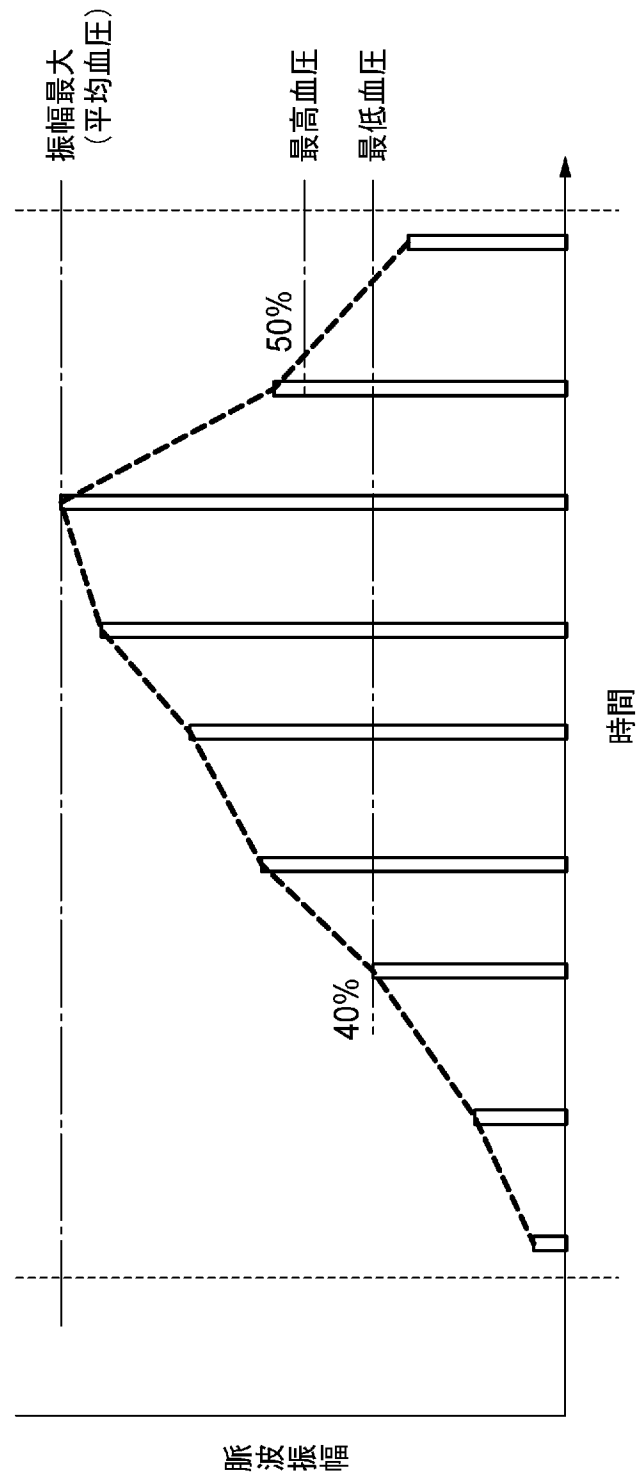
[図7]



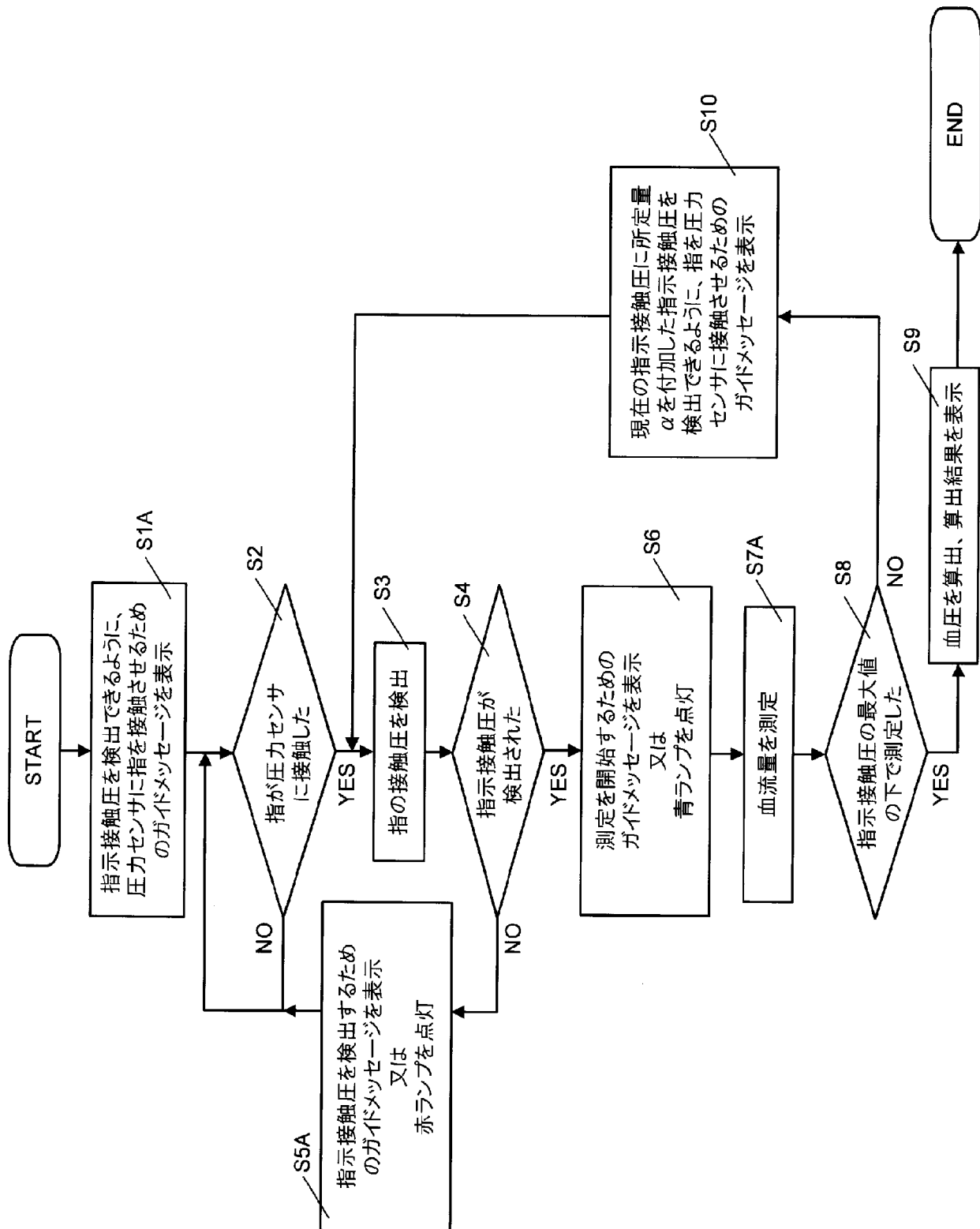
[図8]



[図9]

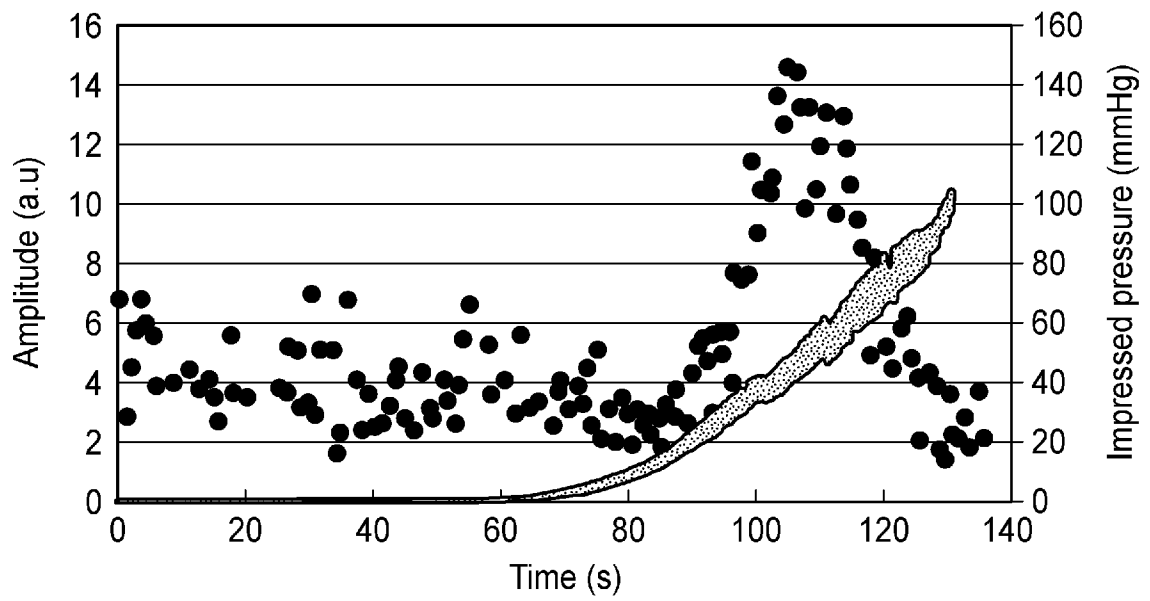


[図10]

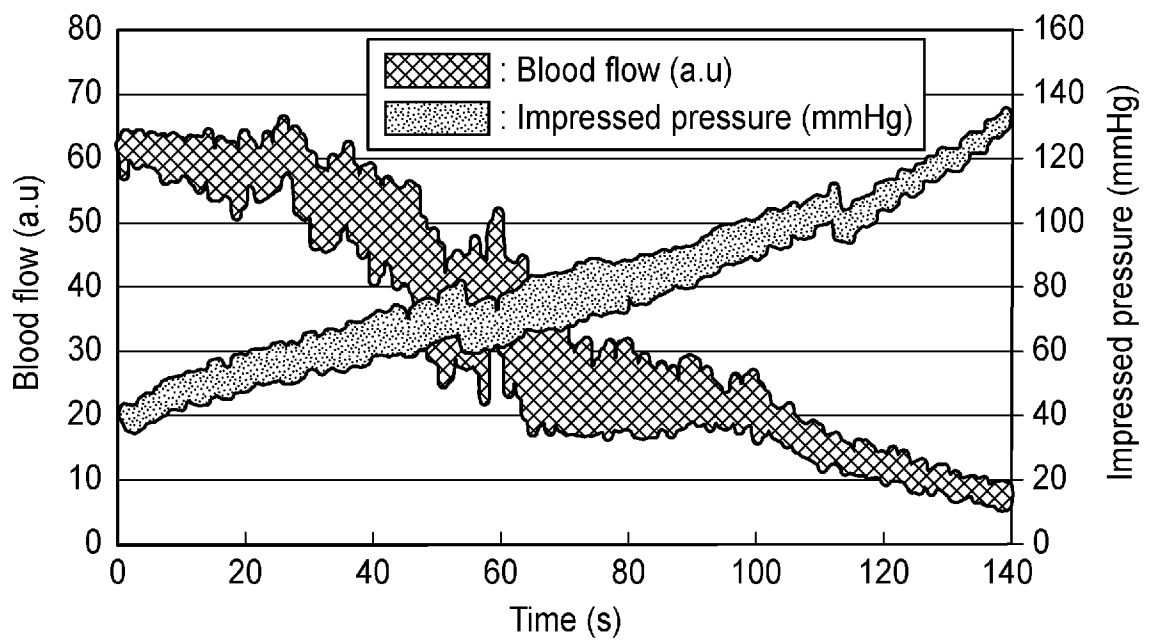


[図11]

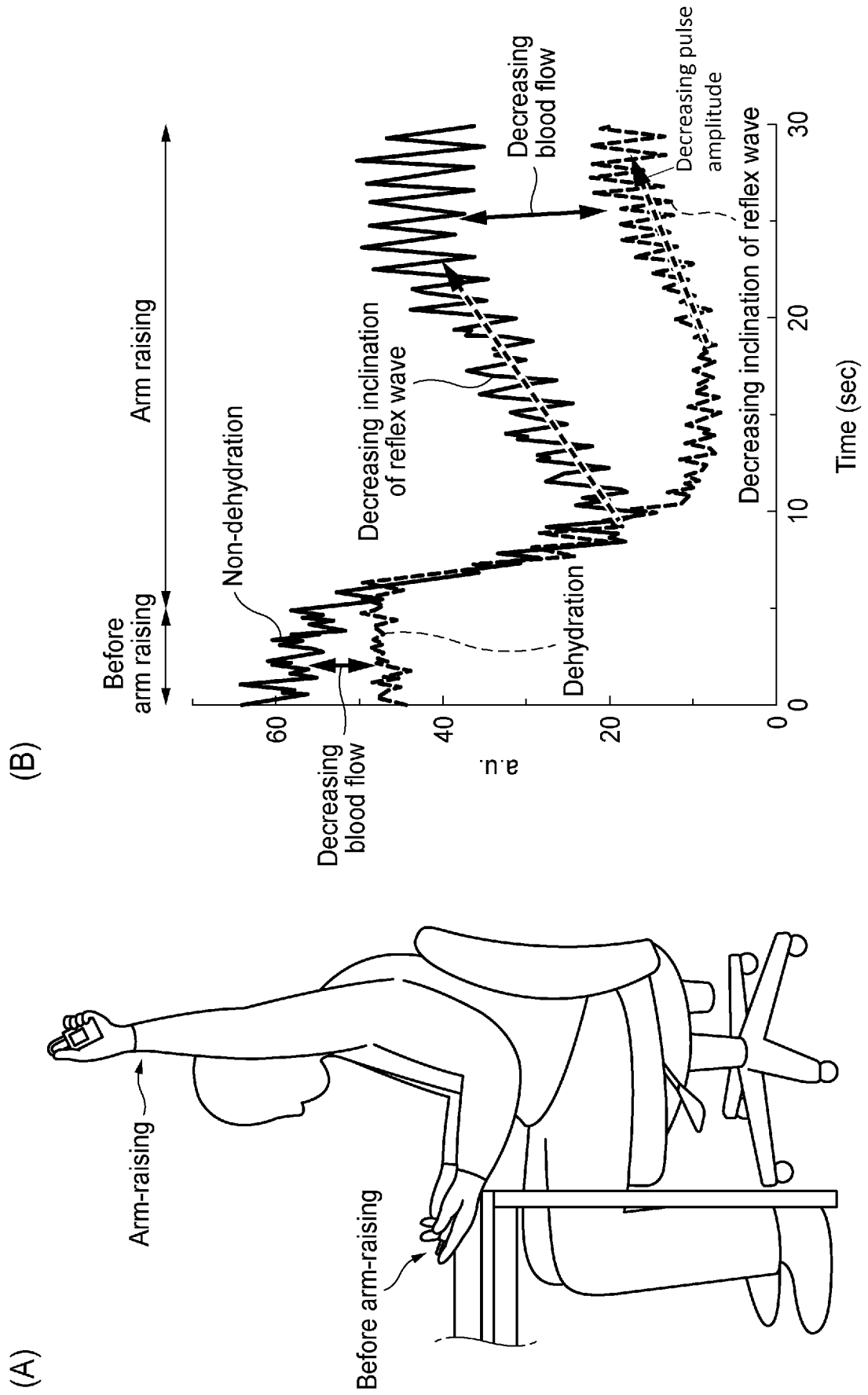
(A)



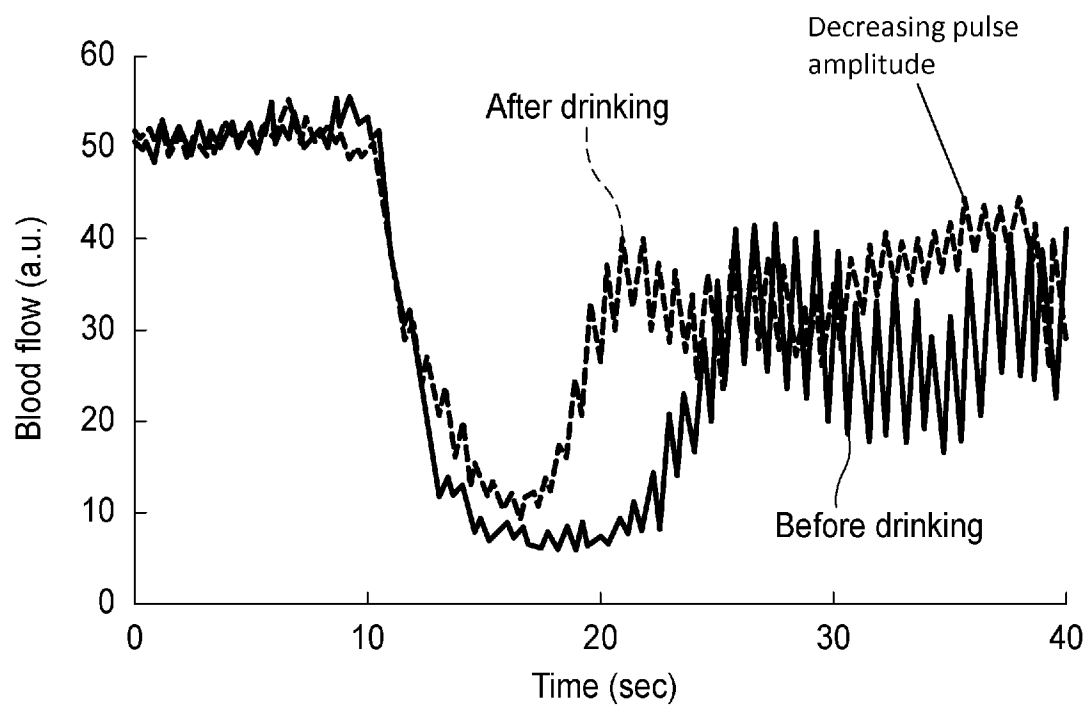
(B)



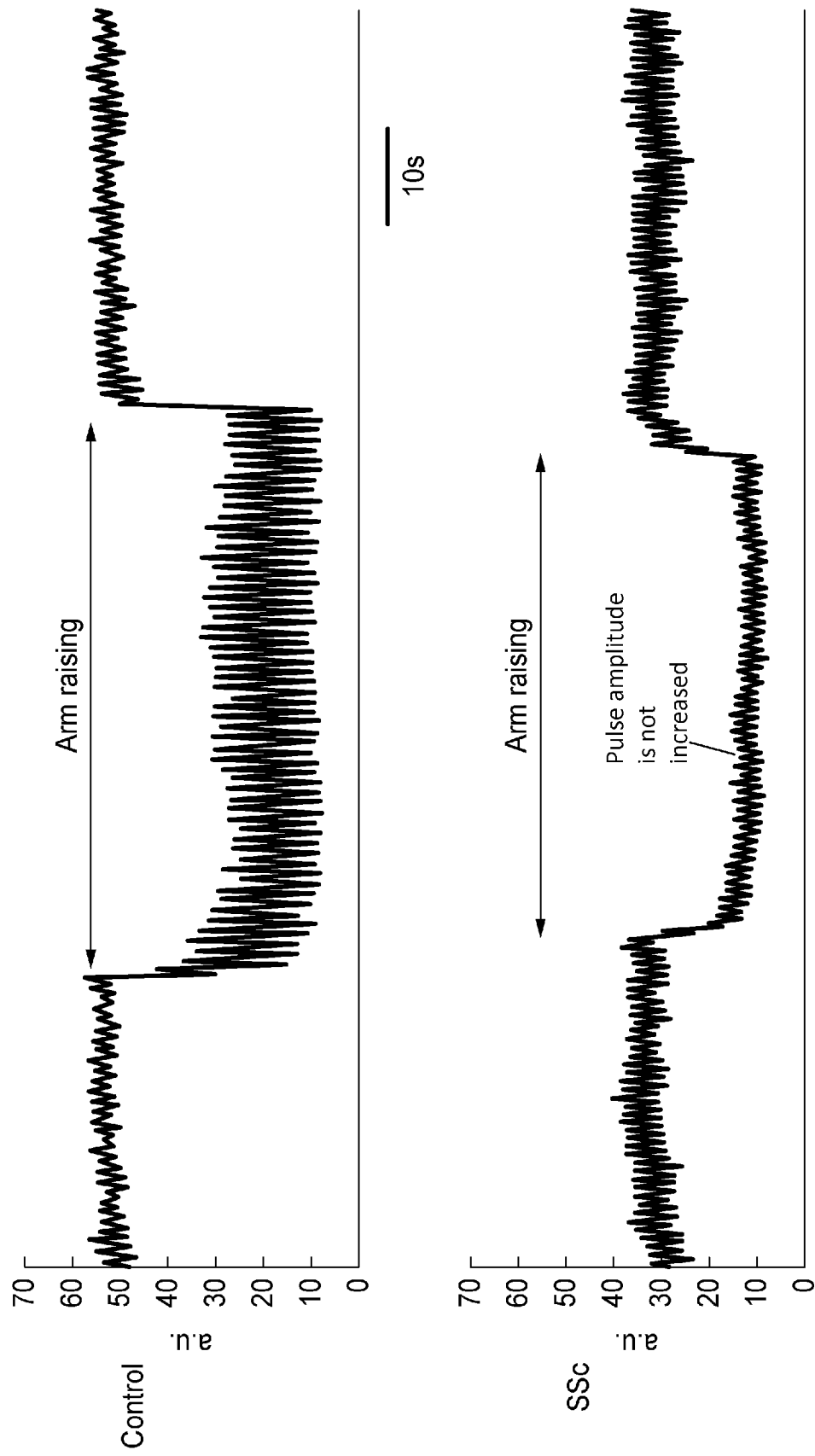
[図12]



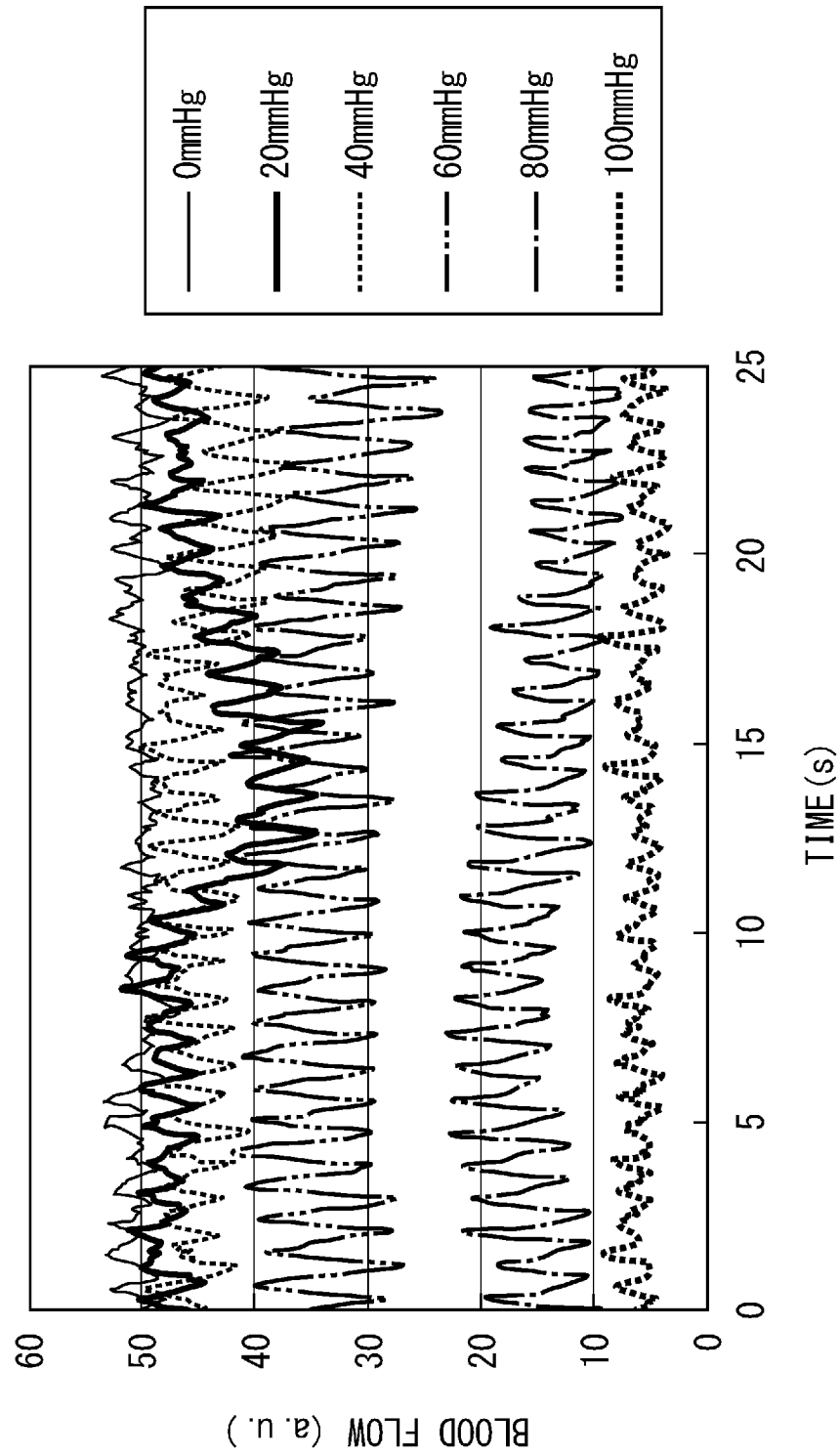
[図13]



[図14]



[図15]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/068270

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/026(2006.01) i, A61B5/0245(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)

A61B5/02-5/03

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2015	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2015

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.
Y	JP 63-97146 A (Canon Inc.), 27 April 1988 (27.04.1988), page 2, upper left column, lines 5 to 12; page 2, upper left column, line 20 to upper right column, line 2; page 2, upper left column, lines 8 to 16; fig. 1 (Family: none)	1-14
Y	JP 2006-247133 A (Sharp Corp.), 21 September 2006 (21.09.2006), paragraphs [0051], [0055], [0099], [0101], [0102], [0123]; fig. 1, 13, 15 & US 2008/0171915 A1 & WO 2006/095465 A1 & EP 1859735 A1	1-14

☒ 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
04 September 2015 (04.09.15)

Date of mailing of the international search report
15 September 2015 (15.09.15)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2015/068270

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2006-102184 A (Nippon Telegraph and Telephone Corp.), 20 April 2006 (20.04.2006), paragraphs [0045], [0046]; fig. 2 (Family: none)	3, 5
Y	JP 10-137204 A (Hioki E.E. Corp.), 26 May 1998 (26.05.1998), paragraphs [0001], [0004] (Family: none)	9-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（I P C））

Int.Cl. A61B5/026(2006.01)i, A61B5/0245(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（I P C））

Int.Cl. A61B5/02-5/03

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	1971-2015年
日本国実用新案登録公報	1996-2015年
日本国登録実用新案公報	1994-2015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
Y	JP 63-97146 A（キヤノン株式会社）1988.04.27, 第2頁左上欄第5～12行, 第2頁左上欄第20行～右上欄第2行, 第2頁左上欄第8～16行, 第1図（ファミリーなし）	1-14
Y	JP 2006-247133 A（シャープ株式会社）2006.09.21, 段落【0051】、【0055】、【0099】、【0101】、【0102】、【0123】、 第1, 13, 15図 & US 2008/0171915 A1 & WO 2006/095465 A1 & EP 1859735 A1	1-14

☒ 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
「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
「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

04.09.2015

国際調査報告の発送日

15.09.2015

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（I S A/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）

伊知地 和之

2Q

9291

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 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
Y	JP 2006-102184 A (日本電信電話株式会社) 2006. 04. 20, 段落【0045】 , 【0046】 , 第 2 図 (ファミリーなし)	3, 5
Y	JP 10-137204 A (日置電機株式会社) 1998. 05. 26, 段落【0001】 , 【0004】 (ファミリーなし)	9-14