

(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  
2024年3月14日(14.03.2024)



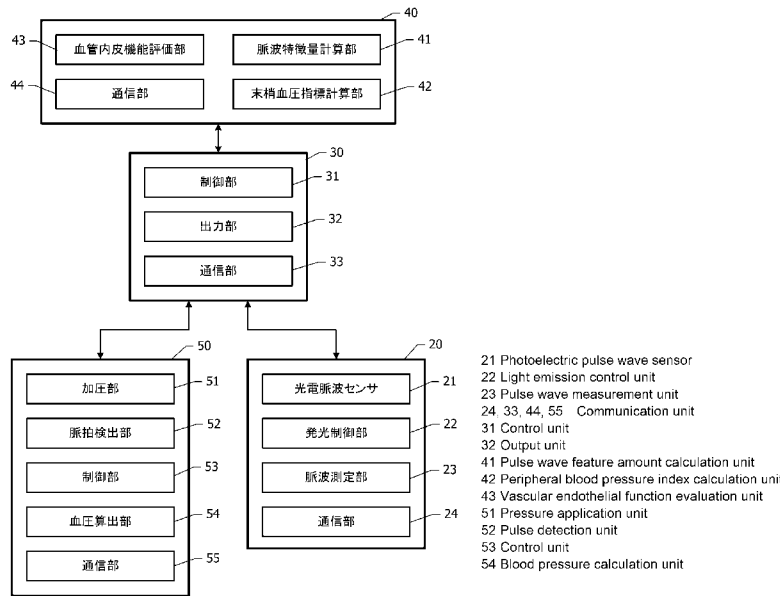
(10) 国際公開番号  
**WO 2024/053380 A1**

- (51) 国際特許分類:  
A61B 5/02 (2006.01) A61B 5/022 (2006.01)  
A61B 5/021 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2023/030016
- (22) 国際出願日: 2023年8月21日(21.08.2023)
- (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 2022-143981 2022年9月9日(09.09.2022) JP
- (71) 出願人: 株式会社村田製作所  
(MURATA MANUFACTURING CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6178555 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号 Kyoto (JP).
- (72) 発明者: 志牟田 亨 (SHIMUTA Toru); 〒6178555 京都府長岡京市東神足1丁目10番1号 株式会社村田製作所内 Kyoto (JP).
- (74) 代理人: 来山 幹雄, 外 (KITAYAMA Mikio et al.); 〒1010054 東京都千代田区神田錦町3丁目6番D's VARIE 神田錦町801号室 欧和特許事務所 東京事務所 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,

(54) Title: VASCULAR ENDOTHELIAL FUNCTION EVALUATION SYSTEM, VASCULAR ENDOTHELIAL FUNCTION EVALUATION DEVICE, AND VASCULAR ENDOTHELIAL FUNCTION EVALUATION METHOD

(54) 発明の名称: 血管内皮機能評価システム、血管内皮機能評価装置、及び血管内皮機能評価方法

Fig.1



(57) Abstract: In the present invention, a pulse wave measurement unit generates a pulse wave signal from the result of measurement by a pulse wave sensor attached to a site that is further from the heart than a pressure application site at which a pressure is applied in order to tourniquet blood flow. A peripheral blood pressure index calculation unit calculates a peripheral blood pressure index relating to the steepness of the rise, in each beat, of the pulse wave signal generated by



WO 2024/053380 A1

HU, ID, IL, IN, IQ, IR, IS, IT, JM, JO, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MU, 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, SC, 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))

the pulse wave measurement unit. A vascular endothelial function evaluation unit evaluates vascular endothelial function on the basis of a value calculated for the peripheral blood pressure index applicable from the point in time at which the tourniquet is released to when the evaluation time has elapsed.

(57) 要約: 脈波測定部が、駆血のために加圧する加圧部位よりも心臓から遠い部位に取り付けられる脈波センサの測定結果から脈波信号を生成する。末梢血圧指標計算部が、脈波測定部で生成された脈波信号の1拍ごとの立ち上がりの急峻度に関する末梢血圧指標を計算する。駆血を解放した時点から評価時間が経過するまでの末梢血圧指標の計算値に基づいて、血管内皮機能評価部血管内皮機能を評価する。

## 明 細 書

発明の名称：

血管内皮機能評価システム、血管内皮機能評価装置、及び血管内皮機能評価方法

### 技術分野

[0001] 本発明は、血管内皮機能評価システム、血管内皮機能評価装置、及び血管内皮機能評価方法に関する。

### 背景技術

[0002] 血管内皮細胞は、血管壁の収縮及び弛緩、血管壁への炎症細胞の接着、血管透過性、凝固線溶系の調節等を行っている。血管内皮細胞のこれらの機能（血管内皮機能）は、高血圧、糖尿病、脂質異常症、肥満等の様々な生活習慣病により低下する。血管内皮機能の評価方法として、血流依存性血管拡張反応検査（FMD）、EndoPAT検査等が知られている。

[0003] また、カフ式血圧計を用いた血管内皮機能の評価する装置が公知である（特許文献1）。この評価装置では、加圧刺激前、加圧刺激中、及び加圧刺激後のいずれか二区間において、カフ式血圧計のカフに接続された圧力センサで検出された脈波に基づいて血管内皮機能进行评估する。

### 先行技術文献

#### 特許文献

[0004] 特許文献1：特開2013-126487号公報

### 発明の概要

#### 発明が解決しようとする課題

[0005] 従来の血管内皮機能評価装置（特許文献1）では、血管内皮機能の評価に、カフに接続された圧力センサで取得された脈波を利用している。この圧力センサで取得される脈波からは、太い血管の情報が主として得られ、細動脈や毛細血管等の細い血管に関する情報が得られない。

[0006] 本発明の目的は、細動脈や毛細血管を含めた血管内皮機能の評価を行うことが可能な血管内皮機能評価システム、血管内皮機能評価装置、及び血管内皮機能評価方法を提供することである。

### 課題を解決するための手段

[0007] 本発明の一観点によると、  
駆血のために加圧する加圧部位よりも心臓から遠い部位に取り付けられる脈波センサの測定結果から脈波信号を生成する脈波測定部と、  
出力部と、  
前記脈波測定部で生成された脈波信号の1拍ごとの立ち上がりの急峻度に関係する末梢血圧指標を計算する末梢血圧指標計算部と、  
駆血を解放した時点から評価時間が経過するまでの前記末梢血圧指標の計算値に基づいて、血管内皮機能进行评估する血管内皮機能評価部と  
を備えた血管内皮機能評価システムが提供される。

[0008] 本発明の他の観点によると、  
駆血のために加圧する加圧部位よりも心臓から遠い部位に取り付けられた脈波センサの測定結果から脈波信号を生成する脈波測定デバイスと、  
前記脈波測定デバイスで生成された脈波信号の1拍ごとの立ち上がりの急峻度に関係する末梢血圧指標を計算し、駆血を解放した時点から評価時間が経過するまでの前記末梢血圧指標の計算値に基づいて、血管内皮機能进行评估し、評価結果を出力する制御端末と  
を備えた血管内皮機能評価装置が提供される。

[0009] 本発明のさらに他の観点によると、  
身体の一部を加圧して駆血し、その後解放し、加圧した部位よりも心臓から遠い部位において、駆血を解放した時点から一定時間経過するまでの細動脈または毛細血管の脈波信号を取得し、  
取得した脈波信号の1拍ごとの立ち上がりの急峻度に関係する末梢血圧指標の時間変化を求め、  
前記末梢血圧指標の時間変化に基づいて、血管内皮機能进行评估する血管内

皮機能評価方法が提供される。

## 発明の効果

[0010] 末梢血圧指標には、細動脈や毛細血管の末梢の血管の血流の情報が含まれる。駆血を解放した時点から評価時間が経過するまでの末梢血圧指標の計算値に基づいて、血管内皮機能を評価するため、末梢の血管の情報を含む血管内皮機能を評価することができる。

## 図面の簡単な説明

[0011] [図1]図1は、第1実施例による血管内皮機能評価システムのブロック図である。

[図2]図2Aは、脈波測定デバイスの斜視図であり、図2Bは、脈波測定デバイスを指に装着した状態における光電脈波センサ及び生体組織の模式図である。

[図3]図3は、第1実施例による血管内皮機能評価方法の手順を示すフローチャートである。

[図4]図4は、脈波、速度脈波、加速度脈波の一例を示すグラフである。

[図5]図5は、脈波及び加速度脈波の一例を示すグラフである。

[図6]図6A及び図6Bは、心臓から被測定部位（指）までの高さを変化させたとき、及び被測定部位を胸の高さに合わせて被測定部位である指のある側の肘の近傍を冷却したときに測定された脈波から求まる末梢血圧指標「 $1/V E 0.5$ 」の値と、手首で測定される収縮期の血圧との関係を示すグラフである。

[図7]図7A及び図7Bは、心臓から被測定部位（指）までの高さを変化させたとき、及び被測定部位を胸の高さに合わせて被測定部位である指のある側の肘の近傍を冷却したときに測定された脈波から求まる末梢血圧指標「 $a/S$ 」の値と、手首で測定される収縮期の血圧との関係を示すグラフである。

[図8]図8A及び図8Bは、心臓から被測定部位（指）までの高さを変化させたとき、及び被測定部位を胸の高さに合わせて被測定部位である指のある側の肘の近傍を冷却したときに測定された脈波から求まる末梢血圧指標「 $(a$

− b) / ( a − d) 」の値と、手首で測定される収縮期の血圧との関係を示すグラフである。

[図9]図9は、血圧が正常範囲内の被験者Aから取得した脈波を示すグラフである。

[図10]図10Aから図10Fまでの図は、図9に示した脈波から求まる末梢血圧指標の時間変化を表すグラフである。

[図11]図11は、血圧が正常範囲内の他の被験者Bから取得した脈波を示すグラフである。

[図12]図12Aから図12Fまでの図は、図11に示した脈波から求まる末梢血圧指標の時間変化を表すグラフである。

[図13]図13は、血圧が正常範囲を超えている被験者Cから取得した脈波を示すグラフである。

[図14]図14A、図14B、及び図14Cは、図13に示した脈波から求まる末梢血圧指標の時間変化を表すグラフである。

[図15]図15は、図9に示した脈波を測定した被験者Aについて、駆血時間を長くして測定した脈波を示すグラフである。

[図16]図16Aから図16Fまでの図は、図15に示した脈波から求まる末梢血圧指標の時間変化を表すグラフである。

[図17]図17は、第2実施例による血管内皮機能評価方法の手順を示すフローチャートである。

[図18]図18は、第2実施例の変形例による血管内皮機能評価方法の手順を示すフローチャートである。

[図19]図19A及び図19Bは、図15に示した被験者Aの脈波から求めた振幅S（図5）及び末梢血圧指標「 $a/S$ 」の時間変化を示すグラフである。

[図20]図20は、第4実施例による血管内皮機能評価システムのブロック図である。

[図21]図21は、第4実施例による血管内皮機能評価システムを用いて血管

内皮機能进行评估するとき測定機器を装着したユーザの概略図である。

## 発明を実施するための形態

[0012] [第1実施例]

図1から図14Cまでの図面を参照して、第1実施例による血管内皮機能評価システム及び血管内皮機能評価方法について説明する。

[0013] 図1は、第1実施例による血管内皮機能評価システムのブロック図である。第1実施例による血管内皮機能評価システムは、脈波測定デバイス20、制御端末30、サーバ40、及びカフ式血圧計50を含む。脈波測定デバイス20、制御端末30、サーバ40、及びカフ式血圧計50は、それぞれ通信部24、33、44、55を含み、これらの通信部を介して相互にデータ通信を行う。例えば、脈波測定デバイス20と制御端末30との間の通信、及びカフ式血圧計50と制御端末30との間の通信には、Bluetooth（登録商標）等の近距離無線通信規格に準拠する無線通信が用いられる。制御端末30とサーバ40との間の通信には、無線LAN等が用いられる。

[0014] 脈波測定デバイス20は、光電脈波センサ21、発光制御部22、脈波測定部23、及び通信部24を含む。光電脈波センサ21は、発光素子及び受光素子を含む。発光素子から出力されて生体組織を經由した光を、受光素子が受光し、受光した光の強度を測定する。発光制御部22は、発光素子の発光を制御する。脈波測定部23は、光電脈波センサ21からの光の強度の測定値に基づいて、脈波信号を生成する。

[0015] 制御端末30は、制御部31、出力部32、及び通信部33を含む。制御端末30として、例えばスマートフォン等を用いることができる。スマートフォンにアプリケーションプログラムをインストールすることにより、スマートフォンを制御端末30として利用することができる。

[0016] 制御部31は、脈波測定デバイス20から脈波信号を受信し、受信した脈波信号をサーバ40に転送する。さらに、サーバ40から血管内皮機能の評価結果を受信し、評価結果を出力部32に出力する。出力部32は、例えば画像を表示する表示装置を含む。血管内皮機能の評価結果が、表示装置に画

像または文字で表示される。

- [0017] サーバ40は、脈波特徴量計算部41、末梢血圧指標計算部42、血管内皮機能評価部43、及び通信部44を含む。脈波特徴量計算部41は、制御端末30から受信した脈波信号の波形（以下、単に「脈波」という場合がある。）の種々の特徴量を計算する。末梢血圧指標計算部42は、脈波の特徴量に基づいて、1拍ごとの脈波の立ち上がりの急峻度に関係する末梢血圧指標を計算する。末梢血圧指標は、末梢血圧の大きさを表す指標として用いることができる。末梢血圧指標については、後に図4から図8Bまでの図面を参照して詳細に説明する。
- [0018] 血管内皮機能評価部43は、末梢血圧指標の時間変化に基づいて血管内皮機能を評価し、評価結果を制御端末30に送信する。さらに、評価結果を記憶する。
- [0019] カフ式血圧計50は、加圧部51、脈拍検出部52、制御部53、血圧算出部54、及び通信部55を含む。カフ式血圧計50として、例えばカフ式自動電子血圧計を用いることができる。制御部53は、制御端末30からの指令を受けて、加圧部51の加圧の制御を行う。加圧部51は、カフを含む。カフをユーザの上腕に巻き、加圧制御を行うことにより、駆血の開始及び解放を行うことができる。脈拍検出部52は、カフが巻かれた部位の脈拍を検出する。血圧算出部54は、カフに印加されている圧力及び脈拍検出部52の検出結果に基づいて血圧を算出する。
- [0020] 図2Aは、脈波測定デバイス20の斜視図である。第1実施例では、脈波測定デバイス20として、ユーザの指に装着されるリング型デバイスが用いられる。光電脈波センサ21は、2つの発光素子21A、21B、及び1つの受光素子21Cを含む。2つの発光素子21A、21B、及び1つの受光素子21Cは、リング状の装着部材27の内側の面に配置されている。なお、発光素子21A、21Bのうち一方のみを含む構成としてもよい。
- [0021] 装着部材27を指に装着した状態で、発光素子21A、21Bは、指に向かって光を出力する。受光素子21Cは、指の内部の生体組織で反射し、ま

たは生体組織を透過した光が入射する位置に取り付けられている。

[0022] 装着部材 27 には、さらに、発光制御部 22、脈波測定部 23、及び通信部 24 が組み込まれている。発光制御部 22、脈波測定部 23、及び通信部 24 は、1つの集積化回路で構成してもよい。

[0023] 図 2B は、脈波測定デバイス 20 を指に装着した状態における光電脈波センサ 21 及び生体組織の模式図である。発光素子 21A、21B 及び受光素子 21C が、ユーザの体表面 70 に接触する。発光素子 21A、21B は、体表面 70 に向かって測定用の光を照射する。照射された光は、体表面 70 内の表皮領域 71、細動脈 72、及び毛細血管 73 により吸収、反射または散乱（以下、単に「反射」という場合がある。）される。表皮領域 71、細動脈 72、及び毛細血管 73 等の生体組織を経由した光の一部が、受光素子 21C に入射する。

[0024] 細動脈 72 は、例えば直径が  $20\ \mu\text{m}$  以上  $200\ \mu\text{m}$  以下の細い血管であり、動脈と毛細血管 73 との間に存在する。細動脈 72 から複数の毛細血管 73 が分岐している。毛細血管 73 は、例えば直径が  $10\ \mu\text{m}$  程度の細い血管であり、動脈と静脈とをつなぐ。細動脈 72 が分布する領域より浅い領域に、複数の毛細血管 73 が分布している。動脈の血液内にはヘモグロビンが含まれており、ヘモグロビンは、測定用の光を吸収する性質を有する。心臓の拍動に伴って血流量が変化し、血流量の変化に応じて光の吸収量も変化する。このため、心臓の拍動に伴って、受光素子 21C で受光される光の強度が変化する。

[0025] 発光素子 21A として、例えば青色から黄緑色までの波長域（ $450\ \text{nm}$  以上  $570\ \text{nm}$  以下の波長域）、好適には  $500\ \text{nm}$  以上  $550\ \text{nm}$  以下の波長域の光を出力するものが用いられる。発光素子 21B は、赤色から近赤外光の波長域、好適には  $750\ \text{nm}$  以上  $950\ \text{nm}$  以下の波長域の光を出力する。発光素子 21A、21B には、例えば発光ダイオード（LED）、垂直共振器型面発光レーザ（VCSEL）等が用いられる。受光素子 21C には、例えばフォトダイオード（PD）、フォトランジスタ等が用いられる

- 。
- [0026] 青色から黄緑色までの波長域の光は、生体組織による吸収が大きい。このため、青色から黄緑色までの波長域の光を用いて取得される脈波には、皮膚表面から浅い領域、特に細動脈72が分布する領域より浅く、主として毛細血管73が分布する領域の情報が反映される。図2Bに示した発光素子21Aから受光素子21Cに向かう矢印は、光が伝搬する経路を示しているわけではなく、発光素子21Aから出力された光が、表皮領域71、及び主として毛細血管73が分布する領域を通して受光素子21Cに入射することを示している。細動脈72が分布する領域より浅く、主として毛細血管73が分布する領域の情報が、取得される脈波に大きく反映されるようにするために、発光素子21Aと受光素子21Cとの間隔L1を短くすることが好ましい。例えば、間隔L1を1mm以上3mm以下にすることが好ましい。
- [0027] 波長450nmより短波長側の光は、生体組織にダメージを与えてしまう。生体組織にダメージを与えないようにするために、脈波の測定に用いる光の波長は450nm以上にすることが好ましい。
- [0028] 赤色から近赤外光までの波長域の光は、青色から黄緑色までの波長域の光に比べて、生体組織による吸収が小さい。このため、赤色から近赤外光までの波長域の光を用いて取得される脈波には、皮膚表面からより深い領域の情報が反映される。
- [0029] 例えば、毛細血管73及び細動脈72が分布する領域の情報が反映される。図2Bに示した発光素子21Bから受光素子21Cに向かう矢印は、光が伝搬する経路を示しているわけではなく、発光素子21Bから出力された光が、毛細血管73のみならず、細動脈72が分布する領域を通して受光素子21Cに入射することを示している。細動脈72及び毛細血管73が分布する領域の情報が、取得される脈波に大きく反映されるようにするために、発光素子21Bと受光素子21Cとの間隔L2を5mm以上20mm以下にすることが好ましい。
- [0030] 波長950nmより長波長域では、ヘモグロビンの吸光度が低下する。し

たがって、脈波信号の取得には、950nm以下の波長域の光を用いることが好ましい。

[0031] 図2Bに示した例では、2つの発光素子21A、21Bに対して1つの受光素子21Cを配置しているが、一方の発光素子21Aに対して1つの受光素子を配置し、他方の発光素子21Bに対して他の受光素子を配置してもよい。

[0032] 図3は、第1実施例による血管内皮機能評価方法の手順を示すフローチャートである。評価前に、ユーザは、カフ式血圧計50のカフを一方の上腕または手首に巻き付ける。さらに、脈波測定デバイス20（図2A）を、カフを巻き付けた腕と同じ側の人差し指の指元に装着する。なお、脈波測定デバイス20を装着する指は、人差し指以外の指でもよく、指先に装着してもよい。

[0033] まず、制御端末30（図1）が脈波測定デバイス20（図1）を制御することにより、脈波の測定を開始する（ステップSA1）。測定された脈波は、サーバ40（図1）に送信される。その後、制御端末30がカフ式血圧計50（図1）を制御することにより、駆血を開始し、一定時間経過後に駆血を解放する（ステップSA2）。

[0034] サーバ40の脈波特徴量計算部41が、駆血の解放時点から所定の評価時間が経過するまでの脈波の波形の脈波特徴量を1拍ごとに計算する（ステップSA3）。評価時間の長さは、予め設定されている。その後、サーバ40の末梢血圧指標計算部42が、駆血の解放時点から評価時間が経過するまでの脈波特徴量の計算値に基づいて、脈波の1拍ごとに末梢血圧指標を計算する（ステップSA4）。これにより、評価時間内の末梢血圧指標の時間変化が求まる。

[0035] 次に、サーバ40の血管内皮機能評価部43が、末梢血圧指標の複数の計算値に基づいて血管内皮機能の評価する（ステップSA5）。血管内皮機能評価部43は、評価結果を制御端末30に送信する。制御端末30の制御部31は、サーバ40から受信した評価結果を出力部32に出力する（ステッ

プ S A 6)。例えば、血管内皮機能は、レベル 1 からレベル 5 までの 5 段階で評価される。

[0036] 次に、図 4 及び図 5 を参照して、脈波の種々の特徴量について説明する。

[0037] 図 4 は、脈波、速度脈波、加速度脈波の一例を示すグラフである。

サーバ 40 の脈波特徴量計算部 41 (図 1) は、脈波を 1 階微分及び 2 階微分する。脈波を 1 階微分及び 2 階微分して得られる波形を、それぞれ速度脈波及び加速度脈波ということとする。例えば、サンプリングレートに対応する時間間隔で離散的に分布する脈波の強度を、サンプリングレートに相当する時間間隔で数値的に微分することにより、速度脈波を求める。さらに、速度脈波の大きさを数値的に微分することにより、加速度脈波を求める。

[0038] 図 4 の横軸は時間を単位 [s] で表し、左縦軸は最大値が 1 になるように正規化された速度脈波及び加速度脈波の大きさを表し、右縦軸は脈波の大きさを任意単位で表す。図 4 に示すグラフの実線、長い破線、及び短い破線は、それぞれ脈波、速度脈波、及び加速度脈波を示す。一般的に、1 拍内の加速度脈波に、5 個のピークが現れる。1 拍内の 1 番目、2 番目、3 番目、4 番目、及び 5 番目のピークを、それぞれ a 波、b 波、c 波、d 波、e 波という。

[0039] 速度脈波の最初の上向きピークの半値全幅を「VE0.5」と標記する。a 波のピーク値と b 波のピーク値との差を「a-b」と標記し、a 波のピーク値と d 波のピーク値との差を「a-d」と標記する。脈波の最大のピークのやや後ろ側に、切痕 I C と呼ばれる凹部が現れる。

[0040] 図 5 は、脈波及び加速度脈波の一例を示すグラフである。横軸は時間を表し、左縦軸は脈波の大きさを任意単位で表し、右縦軸は加速度脈波の大きさを、任意単位で表す。横軸の 5 目盛りが 0.2 s に相当する。加速度脈波の a 波のピーク値を「a」と標記し、脈波の振幅を「S」と標記する。脈波の振幅 S は、連続する 2 拍の脈波の最小値が同じ大きさになるように波形の補正を行った後の最小値と最大値との差に相当する。

[0041] 次に、末梢血圧指標について説明する。

本明細書において、「末梢血圧」を、末梢の細動脈及び毛細血管内の血圧と定義する。末梢血圧がカフ式血圧計で測定される手首の血圧、足首の血圧という意味で使用される場合もあるが、手首または足首の血圧は、太い動脈（橈骨動脈等）での測定値であり、本明細書において定義される末梢血圧とは異なる。太い動脈から細動脈、毛細血管に進むにしたがって、血管内の血圧は低下する。血圧が低下する程度は、測定部位、個々人の血管状態（動脈硬化の有無等）、精神状態（自律神経の状態等）、環境（気温、騒音の有無等）、着衣等によって異なる。

[0042] 脈波の特徴量のうち、末梢血圧を求めるために有効な指標を末梢血圧指標として採用する。末梢血圧指標は、以下の特徴を有すると考えられる。

第1に、血管が健康な場合に、血管抵抗が変化しない条件の下で、末梢血圧指標は、上腕や手首の血圧と正の相関関係を有する。第2に、測定部位の近傍を冷却して血管を収縮させると、末梢血圧指標は低下する。血管が収縮すると、末梢の血管抵抗が増加するため、上腕や手首の血圧は上昇する場合がある。

[0043] 末梢血圧指標の上記2つの特徴が反映される脈波特徴量として、以下の3つの特徴量が挙げられる。

- ・半値全幅「VE0.5」の逆数（以下、「 $1 / (VE0.5)$ 」と表記する。）
- ・脈波の振幅Sに対する加速度脈波のa波のピーク値aの比（以下、「 $a / S$ 」と表記する。）
- ・加速度脈波のa波のピーク値とb波のピーク値との差「 $a - b$ 」と、a波のピーク値とd波のピーク値との差「 $a - d$ 」との比（以下、「 $(a - b) / (a - d)$ 」と表記する。）

本明細書において、脈波の波形のこれらの特徴量を、「末梢血圧指標」ということとする。これらの末梢血圧指標は、脈波の立ち上がりの急峻度に関係している。

[0044] 図6A及び図6Bは、心臓から被測定部位（指）までの高さを変化させた

とき、及び被測定部位を胸の高さに合わせて被測定部位である指のある側の肘の近傍を冷却したときに測定された脈波から求まる末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」の値と、手首で測定される収縮期の血圧との関係を示すグラフである。図6A及び図6Bは、それぞれ脈波の測定に、発光素子21A（図2A）から出力される緑色光を用いた場合、及び発光素子21B（図2A）から出力される近赤外光を用いた場合の測定結果を示す。緑色光を用いて測定した脈波には、主として毛細血管73（図2B）の血流の変動が反映され、近赤外光を用いて測定した脈波には、毛細血管73及び細動脈72（図2B）の血流の変動が反映される。

[0045] 図6A及び図6Bのグラフの横軸は、手首における収縮期の血圧を単位[mmHg]で表し、縦軸は、末梢血圧指標「 $1 / (VE 0.5)$ 」を単位[ $s^{-1}$ ]で表す。各グラフにおいて、3人の被験者A、B、Cについて測定を行った結果を、それぞれ三角記号、四角記号、及び丸記号で示している。被験者ごとに示す中空の3つの記号は、それぞれ被測定部位（指）の高さを、へそ、胸、及び額の高さに設定して取得した脈波から求めた末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」の値を示している。被測定部位の高さがへそ、胸、額の順に、末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」の値が小さくなっている。被験者ごとに示す黒色で塗りつぶした記号は、被測定部位の高さを胸の高さに設定し、肘の近傍を冷却した状態で取得した脈波から求めた末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」の値を示している。

[0046] 被験者によって程度の違いはあるが、被測定部位の高さを変化させたとき、末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」は、手首における収縮期血圧とおおむね正の相関関係を有していることがわかる。さらに、一部の例外はあるが、測定部位の近傍を冷却して血管を収縮させると、末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」が低下していることがわかる。この変化の様子は、想定していた末梢血圧指標の特徴に合致する。したがって、末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」は、末梢血圧を推定するために有効な指標であると考えられる。

[0047] なお、図6A及び図6Bに示した結果から、末梢血圧指標「 $1 / VE 0.5$ 」

5」の測定には、近赤外光よりも緑色光を用いる方が好ましいことがわかる。また、末梢血圧指標「 $1/V E O. 5$ 」に代わる指標として、速度脈波の最大のピークの幅を表すパラメータの逆数を用いてもよい。その他に、速度脈波の最大のピークの幅を表すパラメータの、指数が負のべき乗を用いてもよい。より一般的には、速度脈波の最大のピークの幅を表すパラメータを変数とし、ピークの幅が大きくなると関数の値が小さくなるような関数を、末梢血圧指標として用いてもよい。

[0048] 図7A及び図7Bは、心臓から被測定部位（指）までの高さを変化させたとき、及び被測定部位を胸の高さに合わせて被測定部位である指のある側の肘の近傍を冷却したときに測定された脈波から求まる末梢血圧指標「 $a/S$ 」の値と、手首で測定される収縮期の血圧との関係を示すグラフである。図7A及び図7Bは、それぞれ脈波の測定に、緑色光を用いた場合、及び近赤外光を用いた場合の測定結果を示す。

[0049] 図7A及び図7Bのグラフの横軸は、手首における収縮期の血圧を単位「 $mmHg$ 」で表し、縦軸は、末梢血圧指標「 $a/S$ 」を任意単位で表す。図7A及び図7Bの各記号の意味は、図6A及び図6Bに示したグラフの各記号の意味と同一である。

[0050] 図7A及び図7Bに示した測定結果は、図6A及び図6Bに示した測定結果とほぼ同様の傾向を示す。したがって、末梢血圧指標「 $a/S$ 」は、末梢血圧を推定するために有効な指標であると考えられる。なお、図7A及び図7Bに示した結果から、末梢血圧指標「 $a/S$ 」の測定には、近赤外光よりも緑色光を用いる方が好ましいことがわかる。

[0051] 末梢血圧指標「 $a/S$ 」に代えて、加速度脈波のa波のピーク値aの、指数が正のべき乗と、脈波の振幅Sの、指数が負のべき乗との積を、末梢血圧指標としてもよい。または、加速度脈波のa波のピーク値と脈波信号の振幅とに関する情報に基づいて、末梢血圧指標を計算するようにしてもよい。例えば、ピーク値aと振幅Sとを変数とし、ピーク値aが増加すると関数の値も増加し、振幅Sが増加すると関数の値が減少するような関数を、末梢血圧

指標として用いてもよい。

[0052] 図8A及び図8Bは、心臓から被測定部位（指）までの高さを変化させたとき、及び被測定部位を胸の高さに合わせて被測定部位である指のある側の肘の近傍を冷却したときに測定された脈波から求まる末梢血圧指標「 $(a - b) / (a - d)$ 」の値と、手首で測定される収縮期の血圧との関係を示すグラフである。図8A及び図8Bは、それぞれ脈波の測定に、緑色光を用いた場合、及び近赤外光を用いた場合の測定結果を示す。

[0053] 図8A及び図8Bのグラフの横軸は、手首における収縮期の血圧を単位 [mmHg] で表し、縦軸は、末梢血圧指標「 $(a - b) / (a - d)$ 」を表す。図8A及び図8Bの各記号の意味は、図6A及び図6Bに示したグラフの各記号の意味と同一である。

[0054] 図8A及び図8Bに示した測定結果は、図6A及び図6Bに示した測定結果とほぼ同様の傾向を示す。したがって、末梢血圧指標「 $(a - b) / (a - d)$ 」は、末梢血圧を推定するために有効な指標であると考えられる。

[0055] 末梢血圧指標「 $(a - b) / (a - d)$ 」に代えて、加速度脈波のa波のピーク値とb波のピーク値との差と、a波のピーク値とd波のピーク値との差とに関する情報に基づいて、末梢血圧指標を計算するようにしてもよい。例えば、a波のピーク値とb波のピーク値との差（ $a - b$ ）と、a波のピーク値とd波のピーク値との差（ $a - d$ ）とを変数とし、差（ $a - b$ ）の値が増加すると関数の値が増加し、差（ $a - d$ ）の値が増加すると関数の値が減少するような関数を、末梢血圧指標として用いてもよい。

[0056] 次に、図9から図14Cまでの図面を参照して、末梢血圧指標を用いて血管内皮機能を評価する方法について説明する。

[0057] 図9は、血圧が正常範囲内の被験者Aから取得した脈波を示すグラフである。横軸は脈波測定開始からの経過時間を単位 [s] で表し、縦軸は光電脈波（光電脈波センサ21（図1）からの出力を反転させた値）を任意単位で表す。図9のグラフ中の実線Gr及びlrは、それぞれ緑色光を用いた場合、及び近赤外光を用いた場合の測定結果を示す。被験者Aの収縮期血圧は1

15 mmHg、拡張期血圧は76 mmHg、脈波数は65 bpmであった。

[0058] 脈波の測定開始から約30秒後に、カフ式血圧計50による加圧を開始した。加圧の開始から駆血が始まるまで十数秒程度かかる。駆血が開始されると、脈波が取得できなくなる。脈波の測定開始から約60秒後に、カフ内の圧力が低下し、脈波が検出できるようになる。駆血されている期間をPaと標記し、図9において駆血期間に淡い灰色を付している。測定開始から約120秒が経過した時点で測定を終了した。

[0059] 図10Aから図10Fまでのグラフは、末梢血圧指標の時間変化を表し、これらのグラフの横軸は経過時間を単位[s]で表す。図10A及び図10Dのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $1/VE0.5$ 」を単位[ $s^{-1}$ ]を表し、図10B及び図10Eのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $a/S$ 」を任意単位で表し、図10C及び図10Fのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $(a-b)/(a-d)$ 」を表す。また、図10Aから図10Cまでのグラフは、緑色光を用いて測定した脈波から求まる末梢血圧指標を示しており、図10Dから図10Fまでのグラフは、近赤外光を用いて測定した脈波から求まる末梢血圧指標を示している。

[0060] 図11は、血圧が正常範囲内の他の被験者Bから取得した脈波を示すグラフである。横軸は脈波測定開始からの経過時間を単位[s]で表し、縦軸は光電脈波（光電脈波センサ21（図1）からの出力を反転させた値）を任意単位で表す。図11のグラフ中の実線Gr及びIrは、それぞれ緑色光を用いた場合、及び近赤外光を用いた場合の測定結果を示す。被験者Bの収縮期血圧は104 mmHg、拡張期血圧は76 mmHg、脈波数は66 bpmであった。

[0061] 脈波の測定開始から終了までのカフ式血圧計50による加圧の期間は、図9に示した場合と同一である。駆血されている期間をPaと標記し、図11において駆血期間に淡い灰色を付している。

[0062] 図12Aから図12Fまでのグラフは、末梢血圧指標の時間変化を表し、これらのグラフの横軸は経過時間を単位[s]で表す。図12A及び図12

Dのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $1/V E 0.5$ 」を単位 $[s^{-1}]$ 表し、図12B及び図12Eのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $a/S$ 」を任意単位で表し、図12C及び図12Fのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $(a-b)/(a-d)$ 」を表す。また、図12Aから図12Cまでのグラフは、緑色光を用いて測定した脈波から求まる末梢血圧指標を示しており、図12Dから図12Fまでのグラフは、近赤外光を用いて測定した脈波から求まる末梢血圧指標を示している。

[0063] 被験者Aについて緑色光及び近赤外光を用いて測定した脈波から求められた末梢血圧指標（図10Aから図10Fまでのグラフ）、被験者Bについて緑色光を用いて測定した脈波から求められた末梢血圧指標（図12A、図12B、図12Cのグラフ）のいずれも、駆血開始前に比べて駆血解放直後に低下している。駆血解放から約10秒経過すると、末梢血圧指標が駆血開始前の値に戻っている。なお、被験者Aの末梢血圧指標の低下は、被験者Bの末梢血圧指標の低下よりも顕著である。被験者Bについて近赤外光を用いて測定した脈波から求められた末梢血圧指標（図12D、図12E、図12Fのグラフ）は、駆血解放直後の明確な低下が観察されない。

[0064] 駆血解放直後に末梢血圧指標が低下する機序は、以下のように考えることができる。血管内皮機能が正常である場合、駆血を解放すると血管内皮機能により血管が拡張する。太い血管に流入した血液は、太い血管を拡張させることに費やされるため、下流の毛細血管への血液の急激な流入が抑制される。その結果、駆血解放時点から約10秒間、末梢血圧指標の増大が抑制される。

[0065] 図13は、血圧が正常範囲を超えている被験者Cから取得した脈波を示すグラフである。この被験者においては、血管内皮機能が低下していると考えられる。図13に示したグラフの横軸は脈波測定開始からの経過時間を単位 $[s]$ で表し、縦軸は光電脈波（光電脈波センサ21（図1）からの出力を反転させた値）を任意単位で表す。図13のグラフ中の実線 $G_r$ 及び $I_r$ は、それぞれ緑色光を用いた場合、及び近赤外光を用いた場合の測定結果を示

す。被験者Cの収縮期血圧は164 mmHg、拡張期血圧は104 mmHg、脈拍数は59 bpmであった。

[0066] 脈波の測定開始から終了までのカフ式血圧計50による加圧の期間は、図9に示した場合と同一である。駆血されている期間をPaと標記し、図13において駆血期間に淡い灰色を付している。

[0067] 図14A、図14B、及び図14Cのグラフは、末梢血圧指標の時間変化を表す。これらのグラフの横軸は経過時間を単位[s]で表す。図14Aのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $1/V_{EO.5}$ 」を単位[ $s^{-1}$ ]表し、図14Bのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $a/S$ 」を任意単位で表し、図14Cのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $(a-b)/(a-d)$ 」を表す。また、図14Aから図14Cまでのグラフは、緑色光を用いて測定した脈波から求まる末梢血圧指標を示している。近赤外光を用いて取得した脈波からは、明確な脈波特徴量を計算することができなかった。

[0068] いずれの場合も、駆血開始前に比べて駆血解放直後に、末梢血圧指標が上昇している。駆血解放から約10秒経過すると、末梢血圧指標が駆血開始前の値に戻っている。駆血解放直後に末梢血圧指標が上昇する機序は、以下のように考えることができる。

[0069] 血管内皮機能が低下している場合、駆血を解放しても血管が十分拡張しない。太い血管に流入した血液は、そのまま下流の細動脈及び毛細血管へ流れ込むため、末梢血圧指標が上昇すると考えられる。

[0070] 図9から図14Cまでの図面のグラフに示したように、血管内皮機能が正常な人と低下している人とでは、駆血解放時点から一定時間が経過するまでの末梢血圧指標の時間変化が異なっていることがわかる。第1実施例では、駆血解放後の末梢血圧指標の挙動の相違を利用して、血管内皮機能の評価を行う。

[0071] 次に、血管内皮機能の評価方法について説明する。駆血解放時点から一定の時間（以下、評価時間ETという。）が経過するまでの脈波に基づいて、末梢血圧指標を計算する。図10Aに、評価時間ETの一例を示す。評価時

間を前側の期間  $E T_1$  と後側の期間  $E T_2$  とに区分し、前側の期間  $E T_1$  の末梢血圧指標の平均値  $M_1$ 、及び後側の期間の末梢血圧指標の平均値  $M_2$  を計算する。

[0072] 前側の期間  $E T_1$  の末梢血圧指標の平均値  $M_1$ 、及び後側の期間  $E T_2$  の末梢血圧指標の平均値  $M_2$  に基づいて、血管内皮機能を評価する。例えば、前側の期間  $E T_1$  の末梢血圧指標の平均値  $M_1$  を後側の期間  $E T_2$  の末梢血圧指標の平均値  $M_2$  で除した値（本明細書において  $M_1/M_2$  を血管内皮機能評価指標という。）が大きいほど血管内皮機能が低下していると考えられる。また、血管内皮機能評価指数  $M_1/M_2$  の大きさに基づいて、血管内皮機能を5段階評価してもよい。その他に、平均値  $M_1$  と  $M_2$  との差分に基づいて、血管内皮機能を評価してもよい。

[0073] 被験者 A、B、C の駆血前の末梢血圧指標を比較すると、被験者 A の末梢血圧指標が最も高く、被験者 C の末梢血圧指標が最も低い。血管内皮機能評価指標  $M_1/M_2$  の大きさを比較すると、被験者 A の血管内皮機能評価指標  $M_1/M_2$  が最も小さく、被験者 C の血管内皮機能評価指標  $M_1/M_2$  が最も大きい。血管内皮機能が低い被験者ほど、駆血前の末梢血圧指標が低い傾向を示すと考えられる。

[0074] 一例として、評価時間  $E T$  を40秒とし、駆血解放時点から10秒が経過した時点で、前側の期間  $E T_1$  と後側の期間  $E T_2$  とに区分するとよい。評価時間  $E T$ 、及び前側の期間  $E T_1$  と後側の期間  $E T_2$  とを区分する時点は、多くの被験者から得られたデータを参考にして決定するとよい。

[0075] 血圧が正常範囲より高い人については、図13を参照して説明したように近赤外光を用いて取得された脈波から脈波特徴量を計算できない場合がある。血圧が正常範囲より高い人についても脈波特徴量を安定して計算するために、青色から黄緑色までの波長域に含まれる光を用いて脈波を取得することが好ましい。

[0076] 次に、第1実施例の優れた効果について説明する。

第1実施例では、上流の動脈の駆血管所を加圧して駆血し、下流側の細動

脈や毛細血管の末梢血圧を測定することにより、血管内皮機能を評価している。このため、駆血箇所から細動脈や毛細血管までの血管内皮機能を評価することができる。

[0077] 次に、第1実施例の変形例について説明する。

第1実施例では、末梢血圧指標を計算するための脈波として、光電脈波センサ21（図1）で測定される光電脈波を用いたが、その他のセンサで測定される脈波を用いてもよい。例えば圧力脈波を用いてもよい。

[0078] 第1実施例では、評価時間ET（図10A）を前側の期間ET<sub>1</sub>と後側の期間ET<sub>2</sub>とに区分して、2つの期間における末梢血圧指標の平均値の比に基づいて血管内皮機能を評価しているが、その他の方法を用いて血管内皮機能を評価してもよい。例えば、評価時間ET内の末梢血圧指標の複数の計算値に基づいて血管内皮機能を評価してもよい。例えば、評価時間ET内の末梢血圧指標の複数の計算値の時間変化の傾向に基づいて血管内皮機能を評価してもよい。

[0079] 第1実施例では、脈波測定デバイス20（図2A）として、指に装着するリング状のものを用いているが、その他の形状のものを用いてもよい。例えば、指尖に装着されるクリップタイプのものを用いてもよい。また、脈波測定デバイス20として、指に装着するデバイス以外に、手首に装着する腕時計タイプやリストバンドタイプのものを用いてもよい。

[0080] 第1実施例では、上腕部を加圧して駆血し、指で脈波を測定しているが、駆血部位及び脈波の測定部位は、これらに限定されない。身体の一部を加圧して駆血し、加圧部位よりも心臓から遠い部位において、脈波を測定するとよい。

[0081] 第1実施例では、制御端末30（図1）が、カフ式血圧計50の駆血及び解放の制御を行っているが、駆血及び解放を行う機器として、制御端末30と通信を行わず、独立したものを用いてもよい。例えば、制御端末30と通信を行わないカフ式血圧計を用いてもよいし、アナロイド血圧計を用いてもよい。この場合には、ユーザまたは周囲の人間が、カフの加圧及び解放の操

作を行うとよい。脈波特徴量計算部41（図1）は、取得された脈波から、駆血の開始及び解放の時点を検出することができる。

[0082] 第1実施例では、図1に示すように、脈波測定デバイス20、制御端末30、及びサーバ40が種々の機能を分担しているが、他の機能分担を採用してもよい。例えば、脈波特徴量計算部41の機能を制御端末30で実現してもよい。さらに、サーバ40の全ての機能を制御端末30で実現してもよい。逆に、制御端末30の全ての機能をサーバ40で実現してもよい。

[0083] 第1実施例では、駆血解放後の脈波から計算された末梢血圧指標を用いて血管内皮機能を評価するが、駆血解放後の期間 $ET_2$ の脈波から計算された末梢血圧指標に代えて、駆血前の一定時間の脈波から計算された末梢血圧指標を用いてもよい。例えば、図10Aに示した評価時間 $ET$ の後側の期間 $ET_2$ の末梢血圧指標の平均値に代えて、駆血前の一定時間の末梢血圧指標の平均値を用いてもよい。すなわち、期間 $ET_1$ の末梢血圧指標の平均値と、駆血前の一定時間の末梢血圧指標の平均値とを比較してもよい。

[0084] さらに、駆血解放後の期間 $ET_1$ 及び期間 $ET_2$ の脈波から計算された末梢血圧指標と、駆血前の一定時間の脈波から計算された末梢血圧指標との両方を用いて血管内皮機能を評価してもよい。例えば、駆血前の一定時間の末梢血圧指標及び期間 $ET_2$ の末梢血圧指標の平均値と、期間 $ET_1$ の末梢血圧指標の平均値とに基づいて、血管内皮機能を評価してもよい。駆血前の一定時間の末梢血圧指標及び期間 $ET_2$ の末梢血圧指標の平均値として、単純平均値を採用してもよいし、期間 $ET_1$ からの時間のずれ量に応じて加重平均した値を用いてもよい。

[0085] 駆血前の一定時間の末梢血圧指標及び期間 $ET_2$ の末梢血圧指標の平均値に代えて、駆血前の一定時間の末梢血圧指標の波形と、期間 $ET_2$ の末梢血圧指標の波形とを直線近似または曲線近似し、近似直線または近似曲線に基づいて、駆血前の一定時間の末梢血圧指標及び期間 $ET_2$ の末梢血圧指標の代表値を求めてもよい。この代表値と、駆血解放後の期間 $ET_1$ の末梢血圧指標の平均値とに基づいて、血管内皮機能を評価するとよい。代表値として、例えば

、近似直線または近似曲線の中点にける値を採用するとよい。

[0086] 末梢血圧指標は、運動、急激な気温変化、ストレスや緊張等によって変動してしまう。駆血前の末梢血圧指標を参照して血管内皮機能を評価することにより、種々の要因による末梢血圧指標の変動の影響を低減させ、評価精度を高めることができる。例えば、図10Aに示した期間E T<sub>2</sub>における末梢血圧指標の平均値と、駆血前の末梢血圧指標の平均値とが大きく異なる場合は、脈波の測定を再度行うようにユーザに通知するようにするとよい。

[0087] 第1実施例では、制御端末30（図1）が脈波測定デバイス20（図1）及びカフ式血圧計50（図1）を制御するが、脈波測定デバイス20とカフ式血圧計50とが直接通信を行い、脈波測定デバイス20が、カフ式血圧計50による加圧及び解放のタイミングの制御を行うようにしてもよい。

[0088] 脈波測定デバイス20は、カフ式血圧計50による加圧及び解放のタイミングに同期して、脈波を測定するとよい。これにより、脈波の測定中に、並行して血圧の測定を行うことができる。加圧の開始から一定時間経過後に駆血が開始されるため、制御端末30が脈波測定デバイス20から加圧及び解放のタイミング情報を取得することにより、駆血及び解放のタイミングを特定することが容易になる。

[0089] [第2実施例]

次に、図15から図17までの図面を参照して第2実施例による血管内皮機能評価システム及び血管内皮機能評価方法について説明する。以下、図1から図14Cまでの図面を参照して説明した第1実施例による血管内皮機能評価システム及び血管内皮機能評価方法と共通の構成については説明を省略する。第1実施例では、駆血期間P a（図9、図11、図13）の長さ（駆血時間）を約30秒としている。第2実施例では、駆血時間をより長くする。

[0090] 図15は、図9に示した脈波を測定した被験者Aについて、駆血時間を長くして測定した脈波を示すグラフである。横軸は脈波測定開始からの経過時間を単位[s]で表し、縦軸は光電脈波（光電脈波センサ21（図1）から

の出力を反転させた値)を任意単位で表す。駆血時間を調整するために、アナロイド血圧計のカフを用いて加圧部位を加圧した。図15のグラフ中の実線Gr及びlrは、それぞれ緑色光を用いた場合、及び近赤外光を用いた場合の測定結果を示す。

[0091] 脈波の測定開始から約30秒後に、アナロイド式血圧計による加圧を開始した。加圧の開始から駆血が始まるまで十数秒程度かかる。駆血が開始されると、脈波が取得できなくなる。脈波の測定開始から約150秒後に、カフ内の空気を抜いた。駆血されている期間をPaと標記し、図15において駆血期間に淡い灰色を付している。測定開始から約300秒が経過した時点で測定を終了した。

[0092] 図16Aから図16Fまでのグラフは、末梢血圧指標の時間変化を表し、これらのグラフの横軸は経過時間を単位[s]で表す。図16A及び図16Dのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $1/VE0.5$ 」を単位[ $s^{-1}$ ]表し、図16B及び図16Eのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $a/S$ 」を任意単位で表し、図16C及び図16Fのグラフの縦軸は、末梢血圧指標「 $(a-b)/(a-d)$ 」を表す。また、図16Aから図16Cまでのグラフは、緑色光を用いて測定した脈波から求まる末梢血圧指標を示しており、図16Dから図16Fまでのグラフは、近赤外光を用いて測定した脈波から求まる末梢血圧指標を示している。

[0093] 駆血時間が相対的に短い条件で測定した図10Aから図10Fまでのグラフと、駆血時間が相対的に長い条件で測定した図16Aから図16Fまでのグラフとを比較すると、以下の知見が得られる。

[0094] 駆血解放時に駆血前より末梢血圧指標が低下する現象は、駆血時間に関係なく現れる。駆血時間が相対的に短い条件で測定した場合、末梢血圧指標は約10秒で元の値まで回復する。これに対して駆血時間が相対的に長い条件で測定した場合、末梢血圧指標が元の値まで戻るのにより長い時間がかかる。例えば、緑色光で測定した場合、末梢血圧指標が元の値まで戻るのに約30秒かかり、近赤外光で測定した場合、末梢血圧指標が元の値まで戻るのに

約120秒かかる。また、駆血時間を長くすると、駆血時間が短い場合とくらべて、近赤外光を用いて測定した場合の末梢血圧指標の低下が明瞭になっている。

[0095] 近赤外光を用いた場合に、末梢血圧指標が元の値まで戻るのに時間がかかる現象の機序は、以下のように考えることができる。駆血解放時に太い血管が拡張すると、毛細血管への血液の流入が抑制されるために、末梢血圧指標が低下する。駆血時間が長いと、毛細血管及び細動脈内の血流量が減少しており、毛細血管に血液が充満するまでに時間がかかる。その後の細動脈への血液の充満にも時間がかかる。

[0096] 緑色光を用いた脈波の測定では、主として毛細血管の血流の情報が脈波に反映され、近赤外光を用いた脈波の測定では、毛細血管に加えて細動脈の血流の情報が脈波に反映されやすい。このため、近赤外光を用いて測定された末梢血圧指標は、毛細血管のみならず細動脈に血液が充満した時点で、元の値に回復する。このため、近赤外光を用いて測定された末梢血圧指標が元の値に回復する時間が、緑色光を用いて測定された末梢血圧指標が元の値に回復する時間よりも長くなる。

[0097] 図17は、第2実施例による血管内皮機能評価方法の手順を示すフローチャートである。まず、ユーザが駆血時間を決定する（ステップSB1）。決定した駆血時間は、例えばユーザが制御端末30（図1）に入力する。制御端末30の制御部31は、入力された駆血時間に応じて評価時間を設定する（ステップSB2）。その後、制御部31は、第1実施例（図3）と同様に、脈波の測定を開始する（ステップSA1）。

[0098] 第1実施例（図3）では、固定された駆血時間に基づいて、駆血及び解放を行う（ステップSA2）が、第2実施例では、ステップSB2で設定された駆血時間に基づいて、駆血及び解放を行う（ステップSB3）。その後のステップSA3からステップSA5までの手順は、第1実施例（図3）のステップSA3からステップSA5までの手順と同一である。

[0099] 次に、第2実施例の優れた効果について説明する。

第2実施例では、第1実施例の場合より駆血時間を長くすることにより、駆血解放後の末梢血圧指標の低下が明瞭現れるため、血管内皮機能の評価の精度を高めることができる。また、駆血時間が長くなることに対応して評価時間を長くすることにより、駆血解放後の末梢血圧指標の低下及び回復の変化を安定して検出することができる。

[0100] 次に、図18を参照して第2実施例の変形例による血管内皮機能評価方法について説明する。図18は、第2実施例の変形例による血管内皮機能評価方法の手順を示すフローチャートである。

[0101] 第2実施例ではユーザが駆血時間を決定する（ステップSB1）が、本変形例では脈波の測定に用いる光の波長を決定する（ステップSC1）。その後、波長に応じて評価時間を設定する（ステップSC2）。その後の手順は、第2実施例の場合と同一である。

[0102] 図16Aから図16Fまでのグラフに示したように、脈波の測定に近赤外光を用いた場合には、緑色光を用いた場合よりも末梢血圧指標が元の値に回復するまでの時間が長い。このため、近赤外光を用いる場合には、緑色光を用いる場合よりも、評価時間を長くすることが好ましい。本変形例では、脈波の測定に使用する光の波長に応じて評価時間を決定するため、駆血解放後の末梢血圧指標の低下及び回復の変化を安定して検出することができる。

[0103] [第3実施例]

次に、図19A及び図19Bを参照して第3実施例による血管内皮機能評価システム及び血管内皮機能評価方法について説明する。以下、第1実施例及び第2実施例による血管内皮機能評価システム及び血管内皮機能評価方法と共通の構成については説明を省略する。

[0104] 図19A及び図19Bは、図15に示した被験者Aの脈波から求めた振幅S（図5）及び末梢血圧指標「 $a/S$ 」の時間変化を示すグラフである。図19Aのグラフは緑色光を用いて測定した脈波から求めたものであり、図19Bのグラフは近赤外光を用いて測定した脈波から求めたものである。

[0105] 駆血解放時点から60秒が経過するまでの期間、脈波の振幅Sが、駆血前

の脈波の振幅Sより明確に大きくなっていることがわかる。脈波の振幅Sが大きくなる傾向は、測定光が緑色光である場合及び近赤外光である場合のいずれにおいても顕著に現れている。脈波の振幅Sが大きくなるのは、血管拡張が生じたことにより血流量が増大したためであると推測される。

[0106] 血管内皮機能が良好である場合は、駆血解放後に血管が十分拡張し、脈波の振幅Sの増大幅が大きくなる。血管内皮機能が低下している場合は、血管の拡張が不十分になり、その結果、脈波の振幅Sの増大幅が小さくなる。このように、駆血解放後の脈波の振幅Sの増大幅に基づいて、血管内皮機能を評価することができる。第3実施例では、駆血解放時点からの末梢血圧指標の計算値に加えて、脈波の振幅Sの増大幅に基づいて血管内皮機能の評価を行う。

[0107] 次に、第3実施例の優れた効果について説明する。

第3実施例では、駆血解放時点からの末梢血圧指標の計算値に加えて、脈波の振幅Sの増大幅に基づいて血管内皮機能の評価を行うことにより、評価精度を高めることができる。

[0108] [第4実施例]

次に、図20及び図21を参照して第4実施例による血管内皮機能評価システム及び血管内皮機能評価方法について説明する。以下、第1実施例による血管内皮機能評価システム及び血管内皮機能評価方法と共通の構成については説明を省略する。

[0109] 図20は、第4実施例による血管内皮機能評価システムのブロック図である。第1実施例による血管内皮機能評価システムは、脈波測定デバイス20、制御端末30、サーバ40、及びカフ式血圧計50を含む。これに対して第4実施例による血管内皮機能評価システムは、さらに、参照脈波測定デバイス60を含む。

[0110] 参照脈波測定デバイス60は、参照光電脈波センサ61、発光制御部62、参照脈波測定部63、及び通信部64を含む。参照光電脈波センサ61、発光制御部62、参照脈波測定部63、及び通信部64の構成及び機能は、

第1実施例による脈波測定デバイス20の光電脈波センサ21、発光制御部22、脈波測定部23、及び通信部24の構成及び機能と同一である。参照脈波測定部63は、参照光電脈波センサ61からの出力に基づいて、参照脈波信号を生成する。脈波測定デバイス20の光電脈波センサ21に代えて、他の方式の脈波センサが用いられる場合は、参照光電脈波センサ61に代えて、光電脈波センサ21と同一の方式で脈波を測定する参照脈波センサが用いられる。

[0111] 図21は、第4実施例による血管内皮機能評価システムを用いて血管内皮機能を評価するときに測定機器を装着した状態のユーザの概略図である。ユーザは、一方の上腕に、カフ式血圧計50の加圧部51、例えばカフを巻き付ける。加圧部51を装着した方の腕の指に、脈波測定デバイス20を装着する。反対側の腕の指に、参照脈波測定デバイス60を装着する。このように、参照脈波測定デバイス60は、脈波測定デバイス20の取り付け部位に対して人体の左右対称の部位に取り付けられる。

[0112] 脈波の測定を開始すると、脈波測定デバイス20で脈波が取得されるとともに、参照脈波測定デバイス60で参照脈波が取得される。脈波測定デバイス20で取得された脈波から求められた末梢血圧指標と、参照脈波から求められた末梢血圧指標とを比較して、血管内皮機能を評価する。

[0113] 脈波測定デバイス20で取得された脈波から求められた末梢血圧指標の期間 $E T_1$  (図10A)における平均値を $M_1$ と標記し、期間 $E T_2$ における平均値を $M_2$ と標記する。参照脈波から求められた末梢血圧指標の期間 $E T_1$  (図10A)における平均値を $M R_1$ と標記し、期間 $E T_2$ における平均値を $M R_2$ と標記する。第1実施例では、 $M_1/M_2$ に基づいて血管内皮機能を評価するが、第4実施例では、 $(M_1/M_2) / (M R_1/M R_2)$ に基づいて血管内皮機能を評価する。

[0114] 次に、第4実施例の優れた効果について説明する。

参照脈波を取得する方の指については、駆血が行われていないため、平均値 $M R_1$ と $M R_2$ とはほぼ等しい。ところが、何らかの外的要因によって、平

均値 $MR_1$ に対して平均値 $MR_2$ が変化する場合がある。すなわち、 $MR_1/MR_2$ が1からずれてしまう場合がある。この外的要因の影響は、 $M_1/M_2$ の値にも同程度反映されている。第4実施例では、 $(M_1/M_2) / (MR_1/MR_2)$ に基づいて血管内皮機能を評価するため、外的要因の影響をほぼ排除して、血管内皮機能の評価の精度を高めることができる。

[0115] 上述の各実施例は例示であり、異なる実施例で示した構成の部分的な置換または組み合わせが可能であることは言うまでもない。複数の実施例の同様の構成による同様の作用効果については実施例ごとには逐次言及しない。さらに、本発明は上述の実施例に制限されるものではない。例えば、種々の変更、改良、組み合わせ等が可能なのは当業者に自明であろう。

## 符号の説明

- [0116] 20 脈波測定デバイス
  - 21 光電脈波センサ
    - 21A、21B 発光素子
    - 21C 受光素子
  - 22 発光制御部
  - 23 脈波測定部
  - 24 通信部
  - 27 装着部材
- 30 制御端末
  - 31 制御部
  - 32 出力部
  - 33 通信部
- 40 サーバ
  - 41 脈波特徴量計算部
  - 42 末梢血圧指標計算部
  - 43 血管内皮機能評価部
  - 44 通信部

- 5 0 カフ式血圧計
- 5 1 加圧部
- 5 2 脈拍検出部
- 5 3 制御部
- 5 4 血圧算出部
- 5 5 通信部
- 6 0 参照脈波測定デバイス
- 6 1 参照光電脈波センサ
- 6 2 発光制御部
- 6 3 参照脈波測定部
- 6 4 通信部
- 7 0 ユーザの体表面
- 7 1 表皮領域
- 7 2 細動脈
- 7 3 毛細血管

## 請求の範囲

- [請求項1] 駆血のために加圧する加圧部位よりも心臓から遠い部位に取り付けられる脈波センサの測定結果から脈波信号を生成する脈波測定部と、出力部と、  
前記脈波測定部で生成された脈波信号の1拍ごとの立ち上がりの急峻度に関する末梢血圧指標を計算する末梢血圧指標計算部と、  
駆血を解放した時点から評価時間が経過するまでの前記末梢血圧指標の計算値に基づいて、血管内皮機能を評価する血管内皮機能評価部と  
を備えた血管内皮機能評価システム。
- [請求項2] 前記血管内皮機能評価部は、駆血前の前記末梢血圧指標の計算値と、駆血解放後の前記末梢血圧指標の計算値との両方に基づいて、血管内皮機能を評価する請求項1に記載の血管内皮機能評価システム。
- [請求項3] 指に装着するリング状の装着部材を、さらに備えており、  
前記脈波センサは、前記装着部材に搭載されている請求項1または2に記載の血管内皮機能評価システム。
- [請求項4] カフ式血圧計を、さらに備えており、  
前記カフ式血圧計により前記加圧部位を加圧する請求項1乃至3のいずれか1項に記載の血管内皮機能評価システム。
- [請求項5] 前記カフ式血圧計及び前記脈波測定部は、相互に無線通信を行う機能を有しており、  
前記カフ式血圧計は、駆血及び解放のタイミングを前記脈波測定部に通知し、前記脈波測定部は、前記カフ式血圧計の駆血及び解放のタイミングに同期して、前記末梢血圧指標を計算する請求項4に記載の血管内皮機能評価システム。
- [請求項6] 前記カフ式血圧計及び前記脈波測定部と無線通信する機能、前記カフ式血圧計の駆血及び解放の動作を制御する機能、及び前記脈波測定部から脈波信号を受信し、前記末梢血圧指標計算部に送信する機能を

有する制御端末を、さらに備えた請求項4に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項7] 前記末梢血圧指標は、前記脈波測定部で生成された脈波信号の波形を2階微分して得られる加速度脈波のa波のピーク値と前記脈波測定部で生成された脈波信号の波形の振幅とに関する情報を含む請求項1乃至6のいずれか1項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項8] 前記末梢血圧指標は、前記脈波測定部で生成された脈波信号の波形を2階微分して得られる加速度脈波のa波のピーク値とd波のピーク値との差、及びa波のピーク値とb波のピーク値との差に関する情報を含む請求項1乃至7のいずれか1項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項9] 前記末梢血圧指標は、前記脈波測定部で生成された脈波信号の波形を1階微分して得られる速度脈波の1拍内の最初に現れるピークの幅に関する情報を含む請求項1乃至8のいずれか1項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項10] 前記血管内皮機能評価部は、血管内皮機能の評価において、駆血を解放した時点から一定時間が経過するまでの前記脈波測定部で生成された脈波信号の振幅の時間変化をさらに用いる請求項1乃至9のいずれか1項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項11] 前記脈波センサは、光電脈波センサである請求項1乃至10のいずれか1項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項12] 前記光電脈波センサは、青色から黄緑色までの波長域に含まれる光を用いる請求項11に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項13] 前記光電脈波センサは、発光素子、及び前記発光素子から放射されて生体組織を経由した光を受光する受光素子を含み、前記発光素子と前記受光素子との間隔が1mm以上3mm以下である請求項12に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項14] 前記血管内皮機能評価部は、駆血時間に応じて前記評価時間を変化

させる請求項 1 乃至 1 3 のいずれか 1 項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項15] 前記光電脈波センサは、少なくとも 2 つの異なる波長の光を放射する機能を有し、

前記血管内皮機能評価部は、脈波信号の取得に用いた光の波長に応じて前記評価時間を変化させる請求項 1 1 乃至 1 3 のいずれか 1 項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項16] 前記脈波センサの取り付け部位とは左右対称の部位に取り付けられる参照脈波センサの測定結果から参照脈波信号を生成する参照脈波測定部を、さらに備えており、

前記血管内皮機能評価部は、血管内皮機能进行评估する際に、前記参照脈波測定部で生成された参照脈波信号に基づいて計算される前記末梢血压指標をさらに用いる請求項 1 乃至 1 5 のいずれか 1 項に記載の血管内皮機能評価システム。

[請求項17] 駆血のために加圧する加圧部位よりも心臓から遠い部位に取り付けられた脈波センサの測定結果から脈波信号を生成する脈波測定デバイスと、

前記脈波測定デバイスで生成された脈波信号の 1 拍ごとの立ち上がりの急峻度に関する末梢血压指標を計算し、駆血を解放した時点から評価時間が経過するまでの前記末梢血压指標の計算値に基づいて、血管内皮機能进行评估し、評価結果を出力する制御端末とを備えた血管内皮機能評価装置。

[請求項18] 身体の一部を加圧して駆血し、その後解放し、加圧した部位よりも心臓から遠い部位において、駆血を解放した時点から一定時間経過するまでの細動脈または毛細血管の脈波信号を取得し、

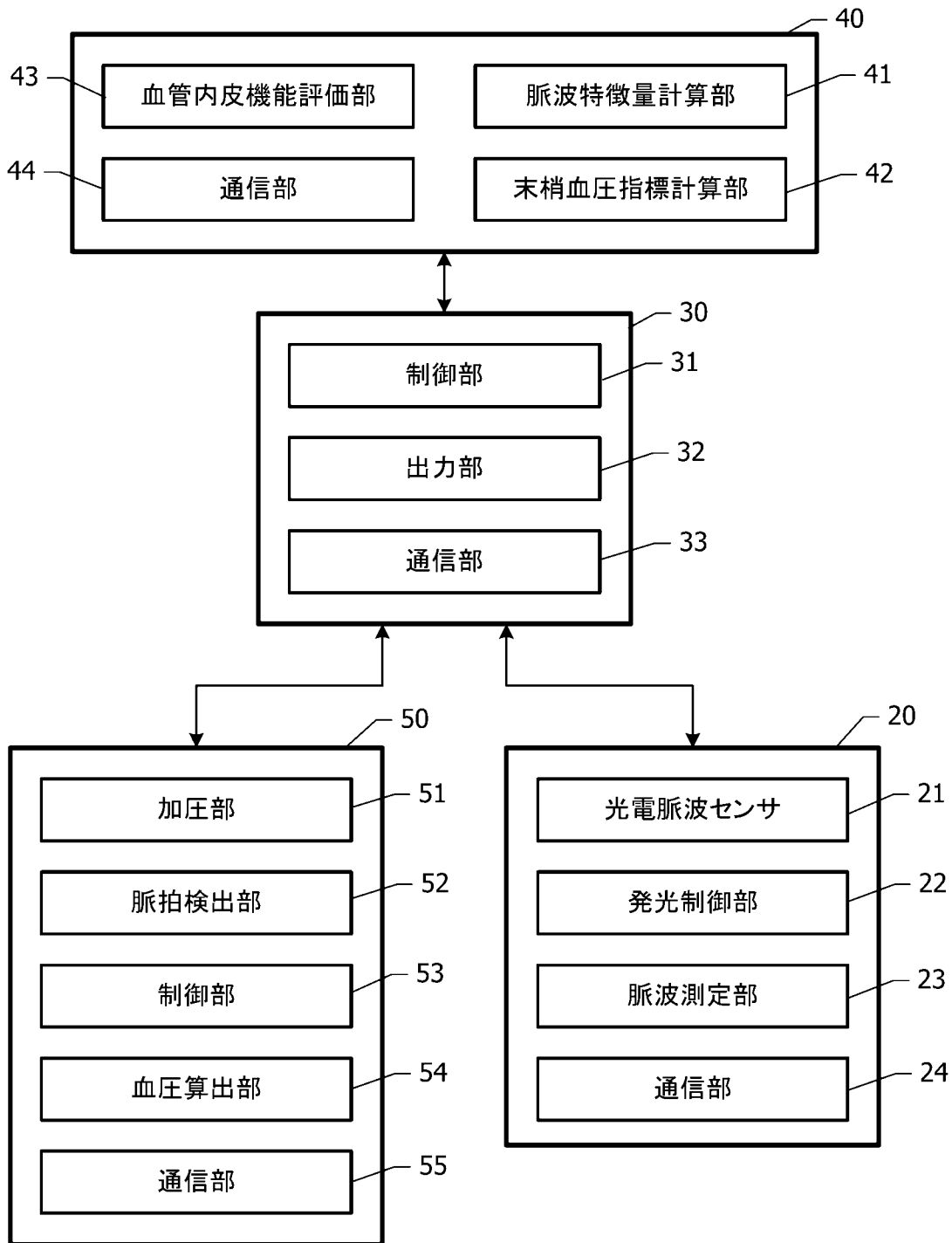
取得した脈波信号の 1 拍ごとの立ち上がりの急峻度に関する末梢血压指標の時間変化を求め、

前記末梢血压指標の時間変化に基づいて、血管内皮機能进行评估する

血管内皮機能評価方法。

[図1]

Fig.1



[図2]

Fig.2A

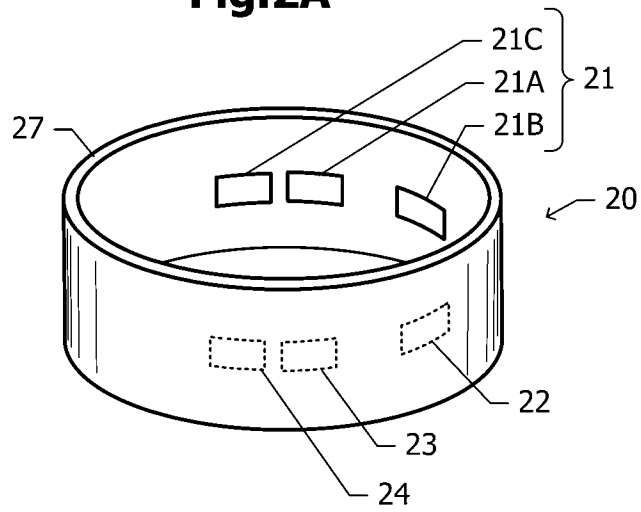
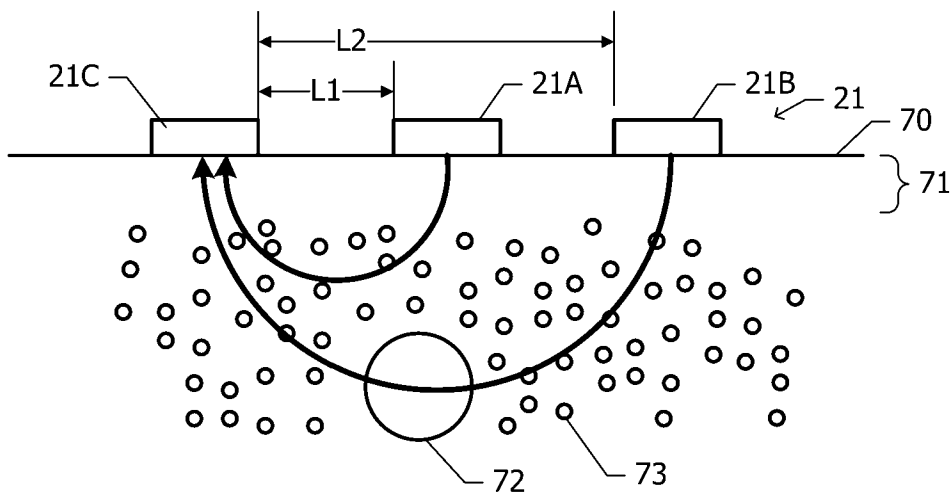
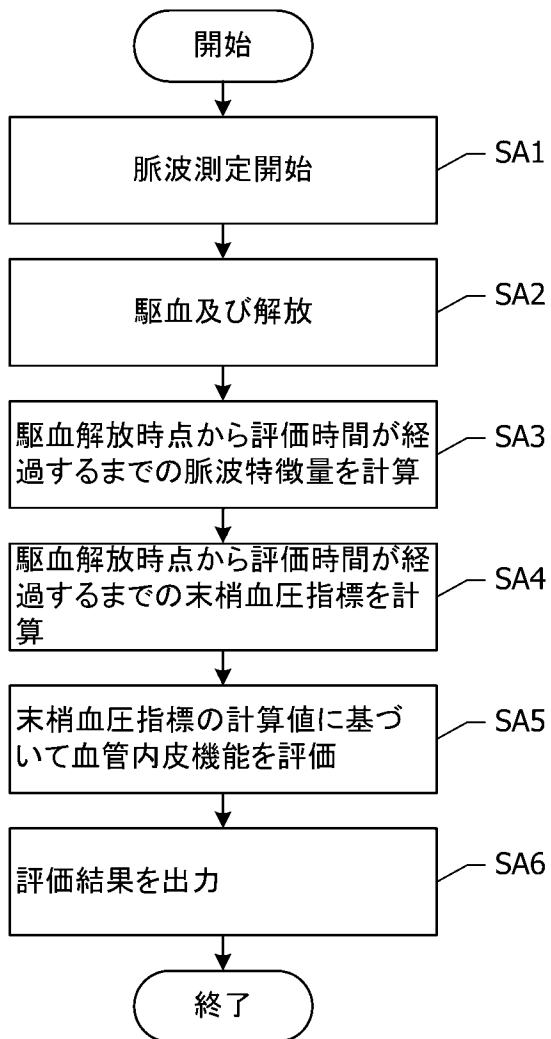


Fig.2B



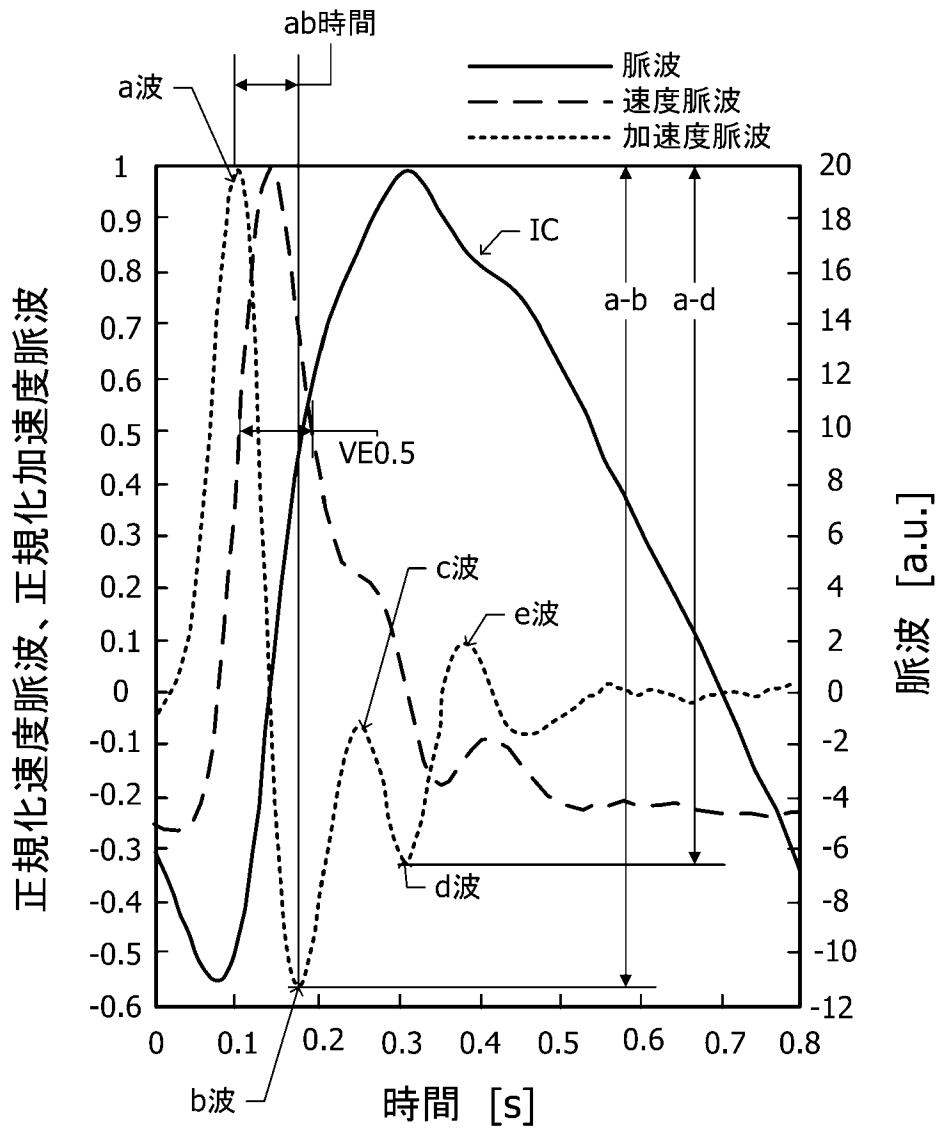
[図3]

Fig.3



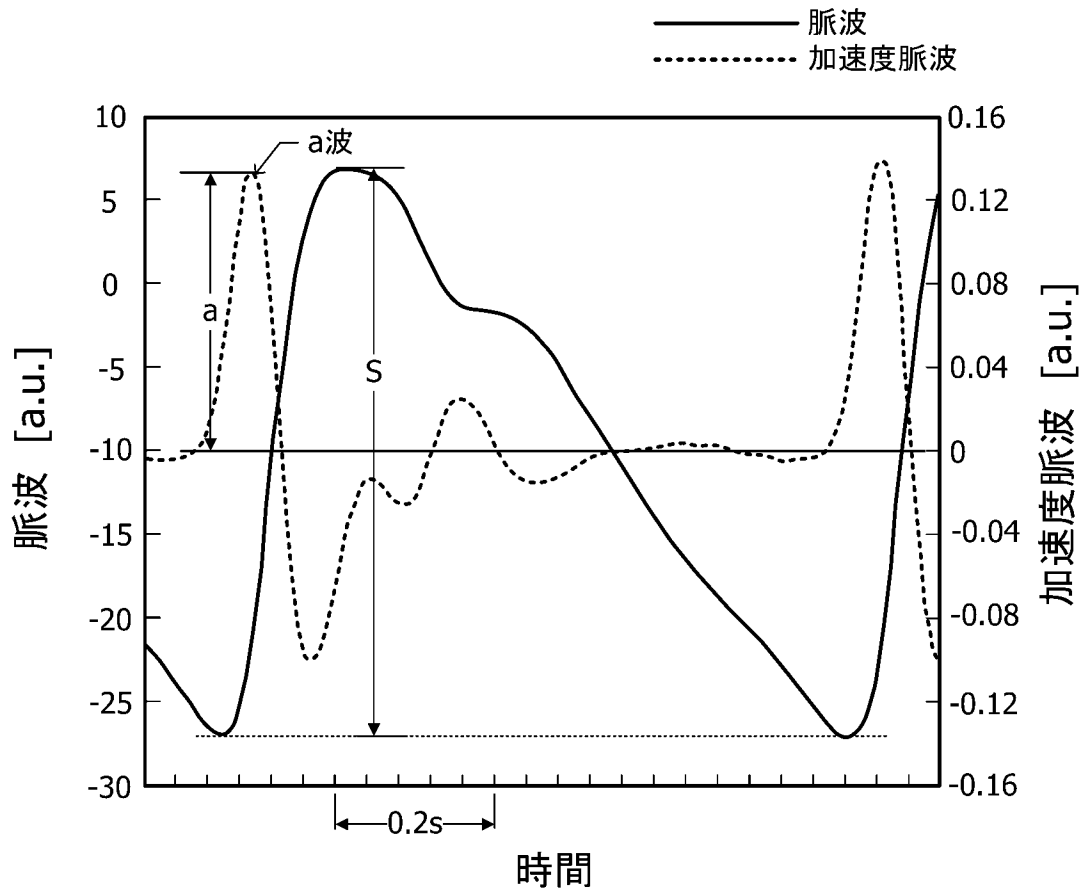
[圖4]

Fig.4



[図5]

Fig.5



[図6]

Fig.6A

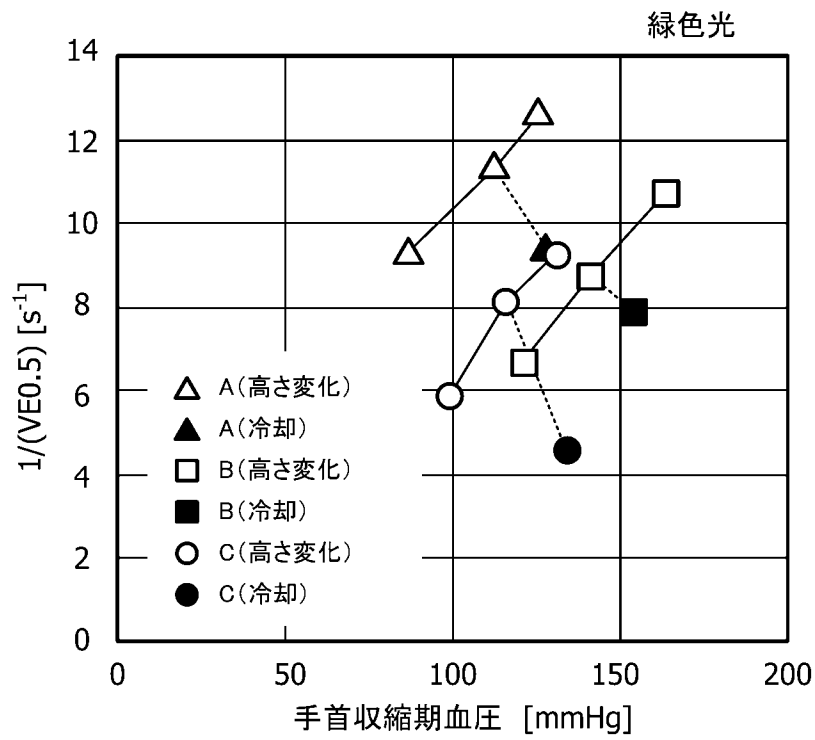
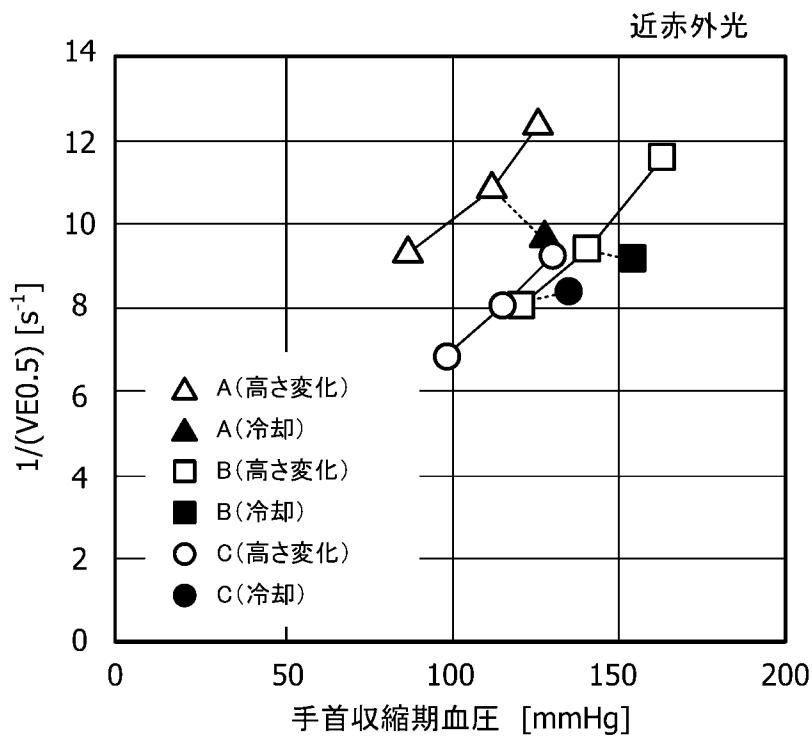


Fig.6B



[図7]

Fig.7A

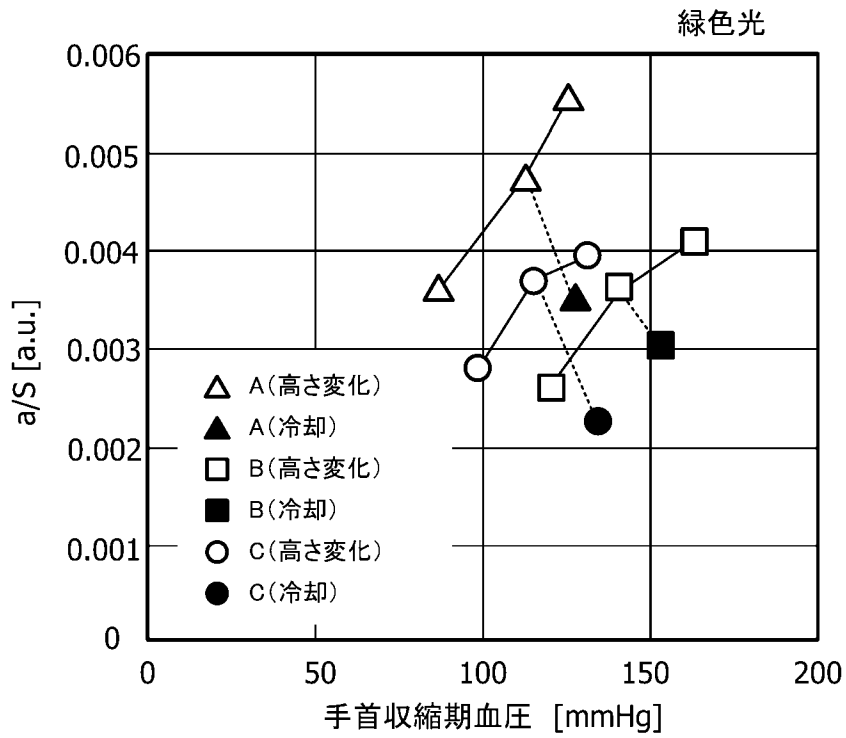
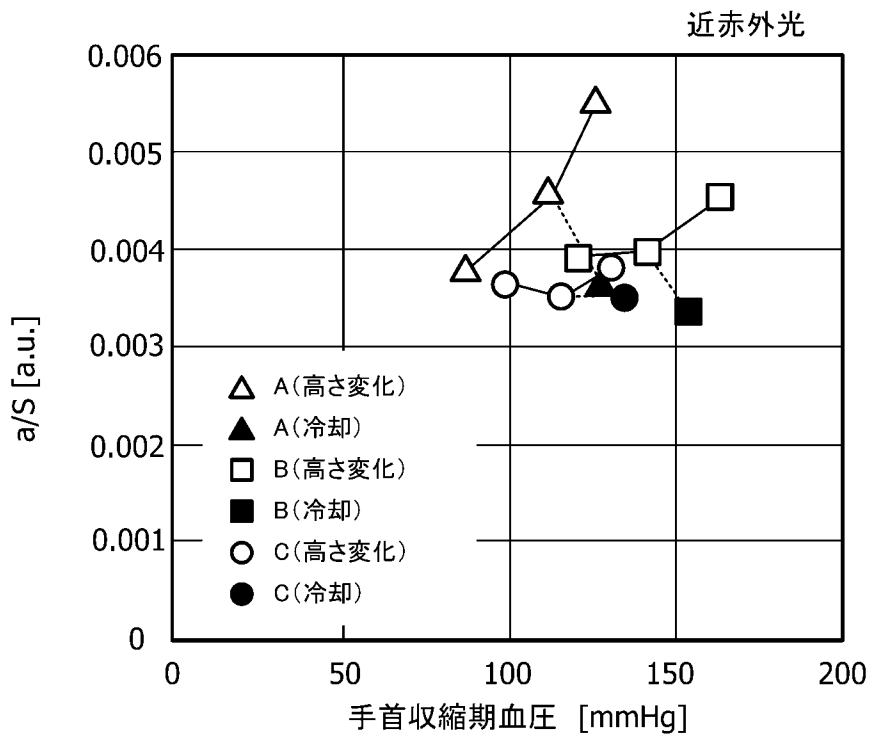


Fig.7B



[図8]

Fig.8A

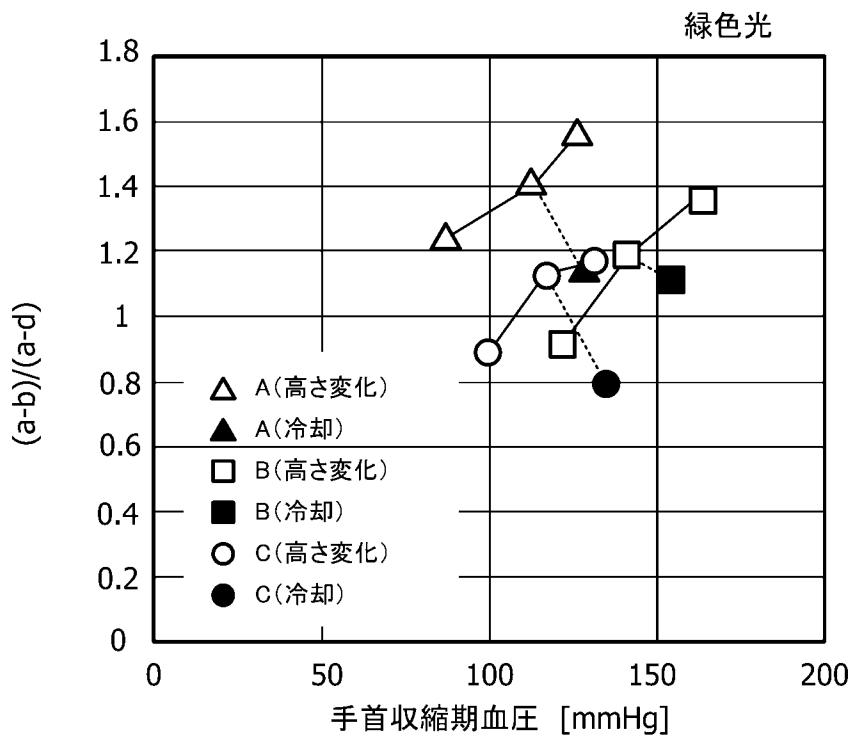
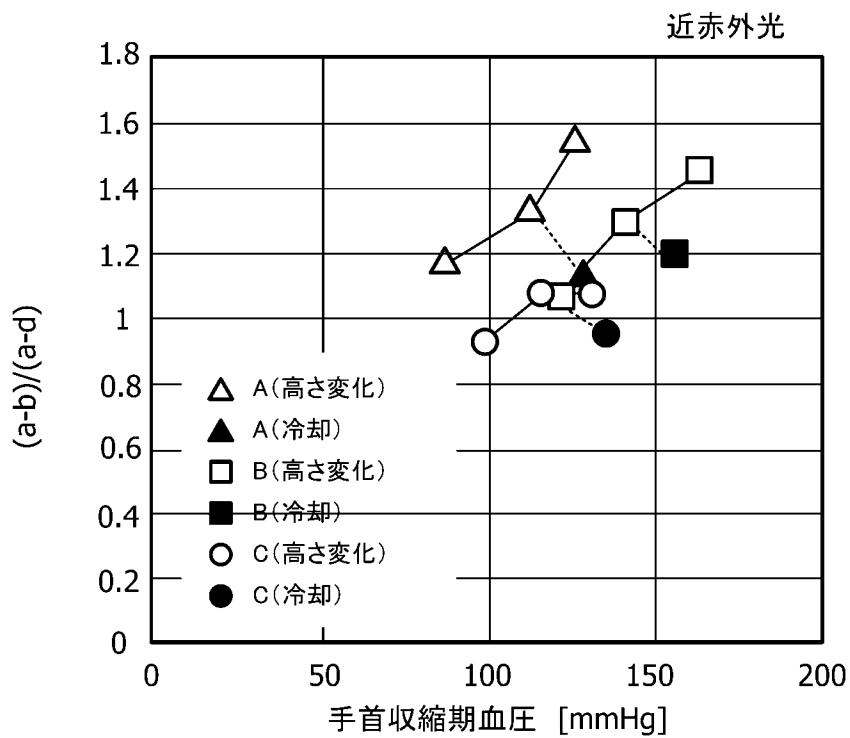
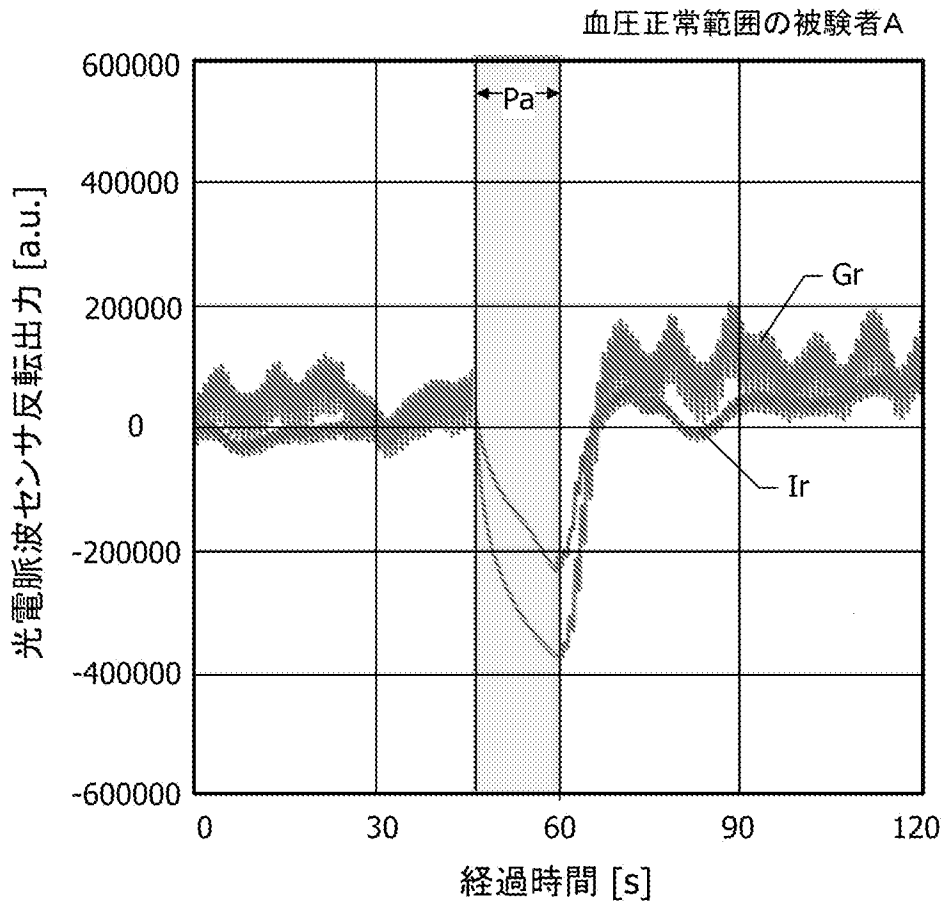


Fig.8B

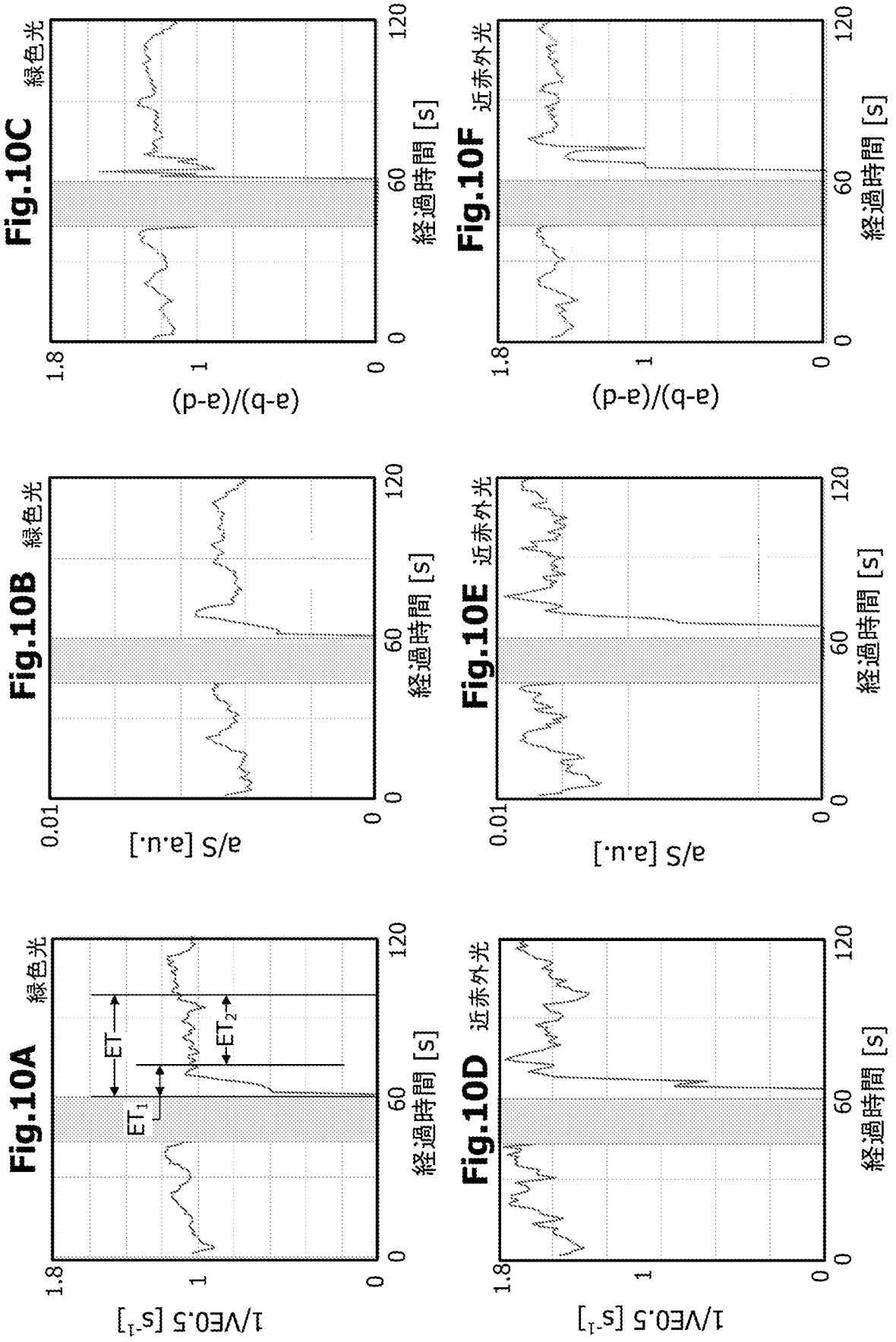


[図9]

Fig.9

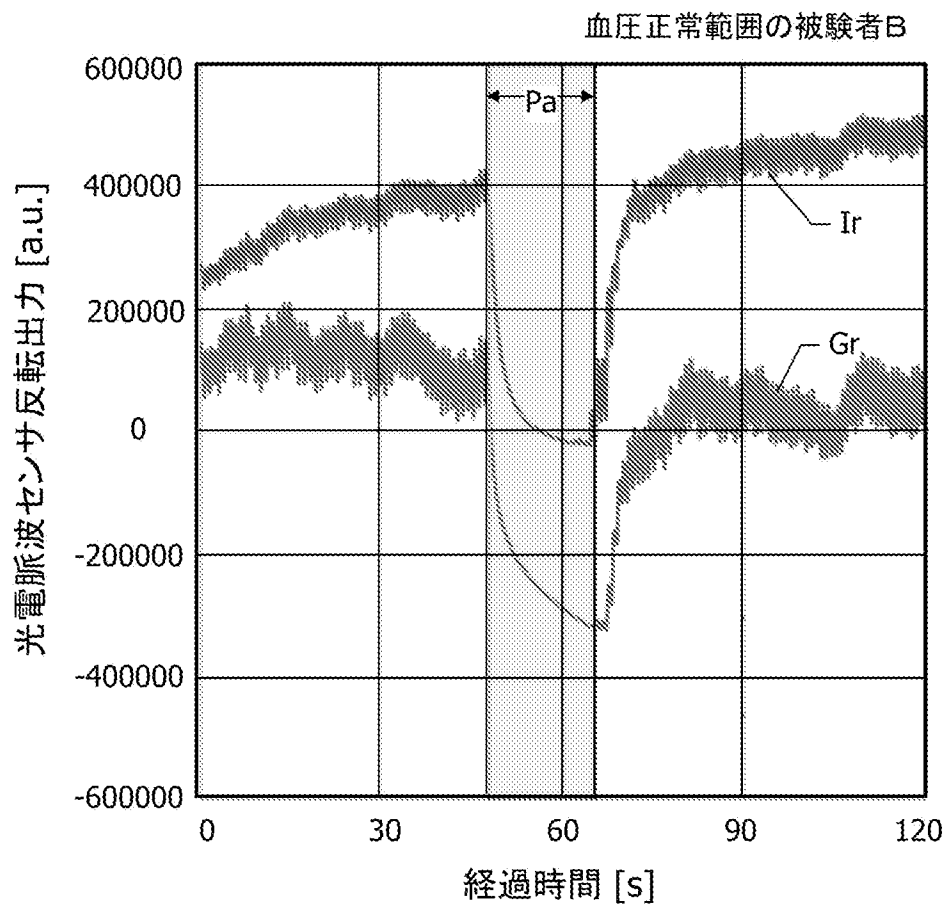


[図10]

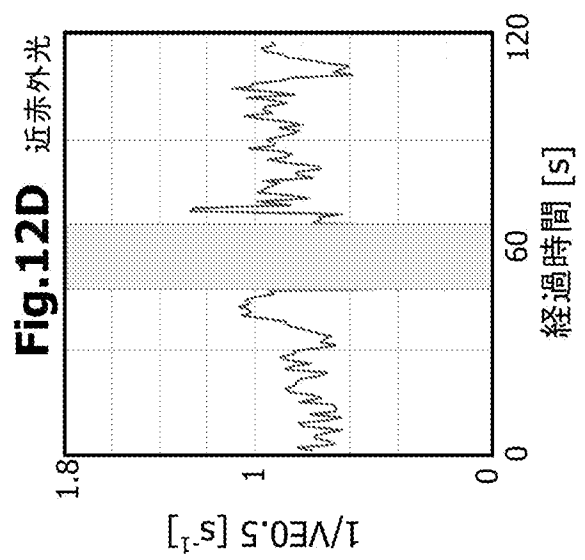
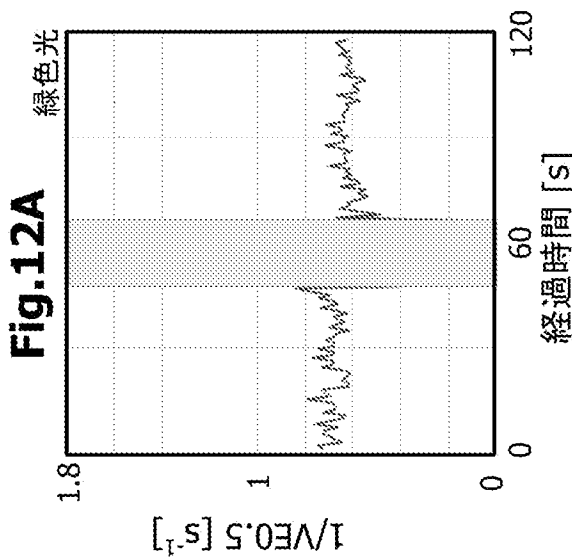
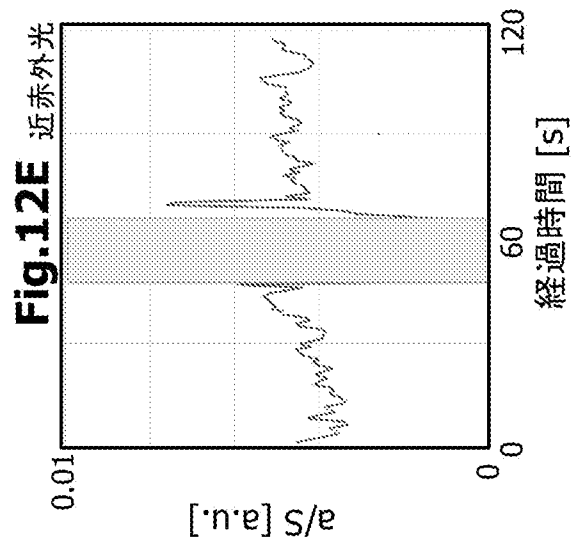
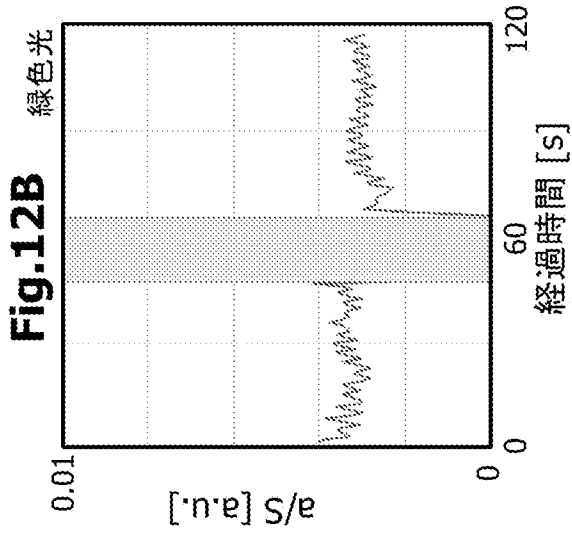
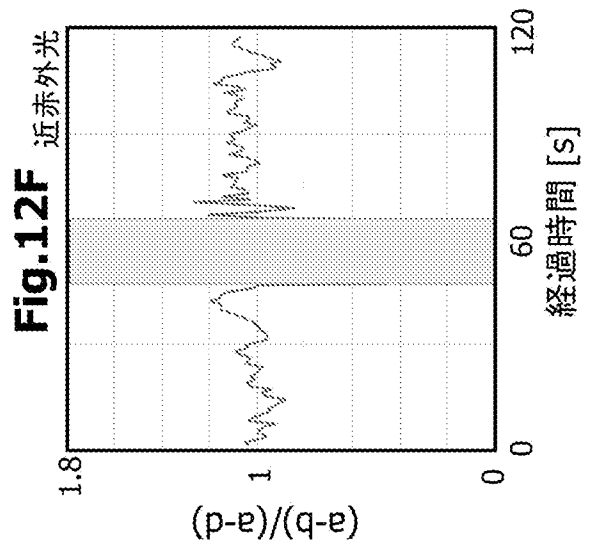
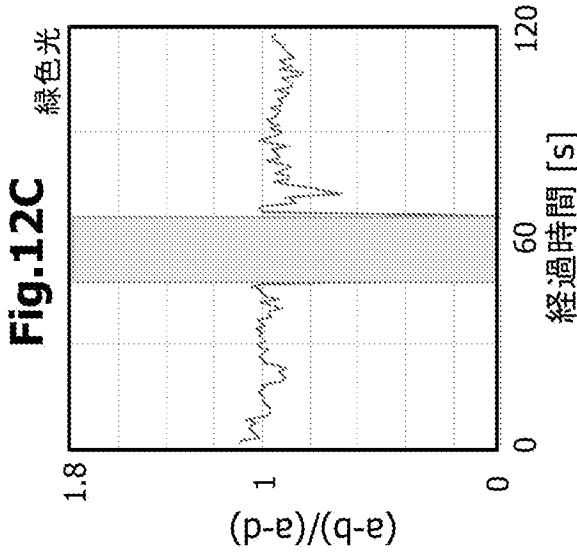


[図11]

Fig.11

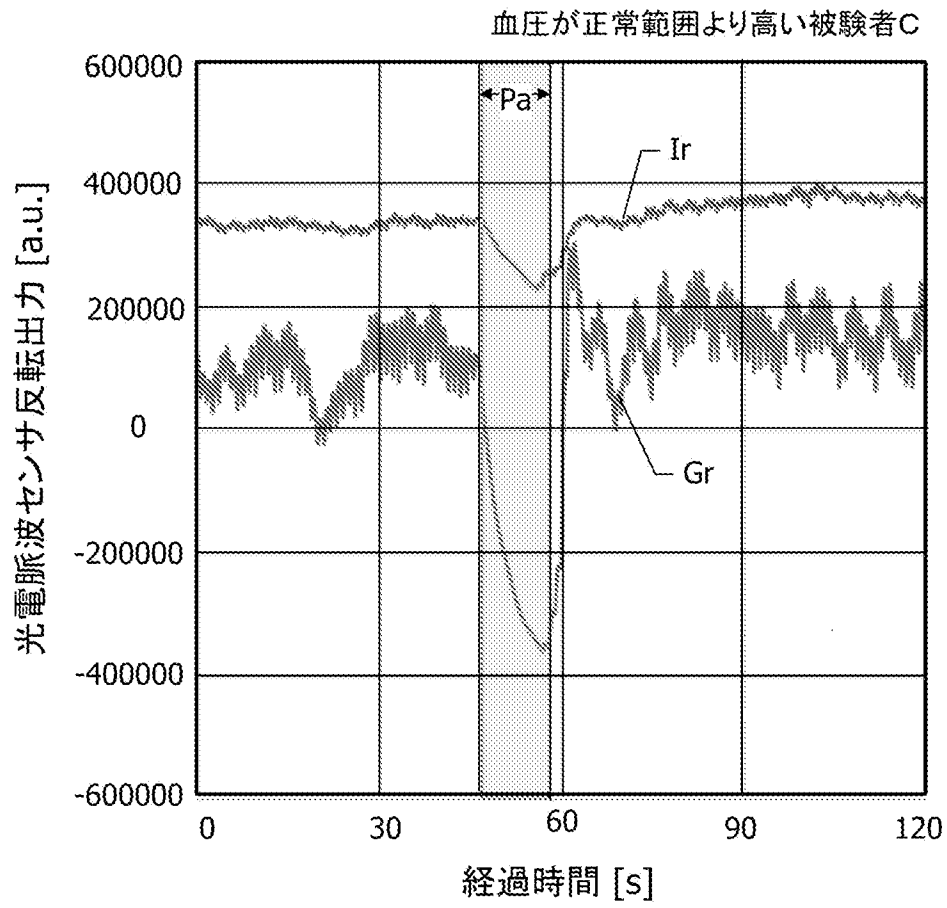


[図12]

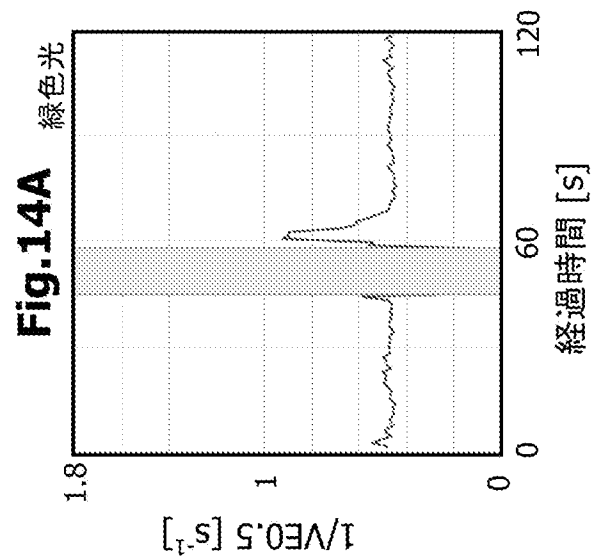
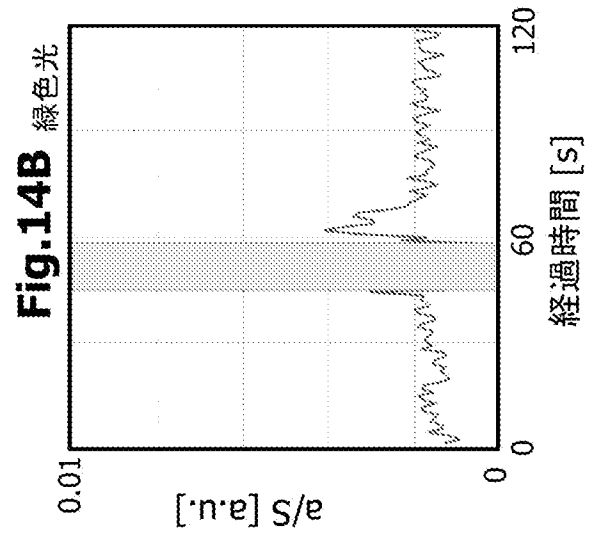
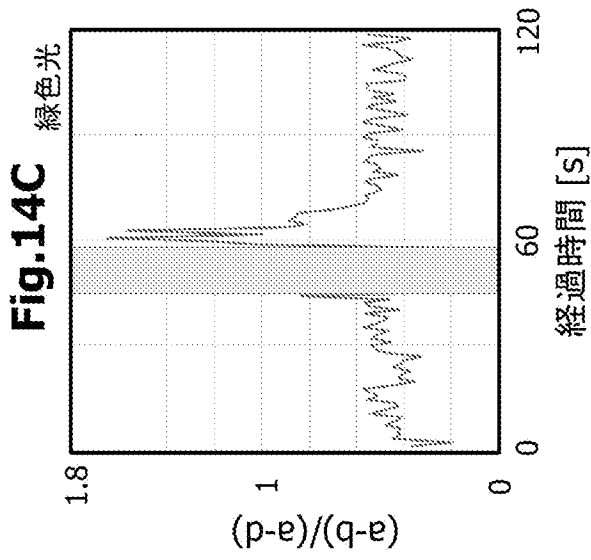


[図13]

Fig.13

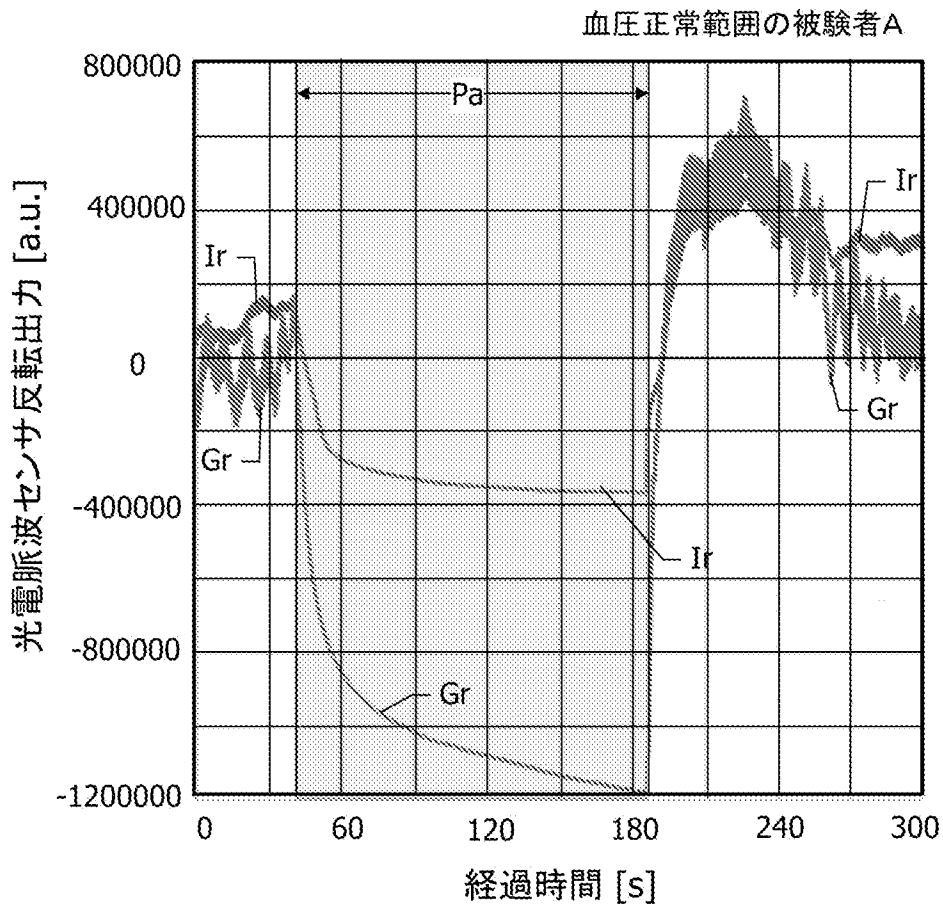


[図14]

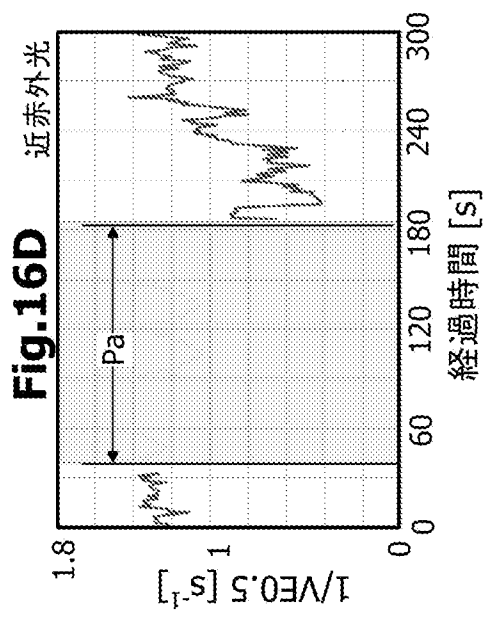
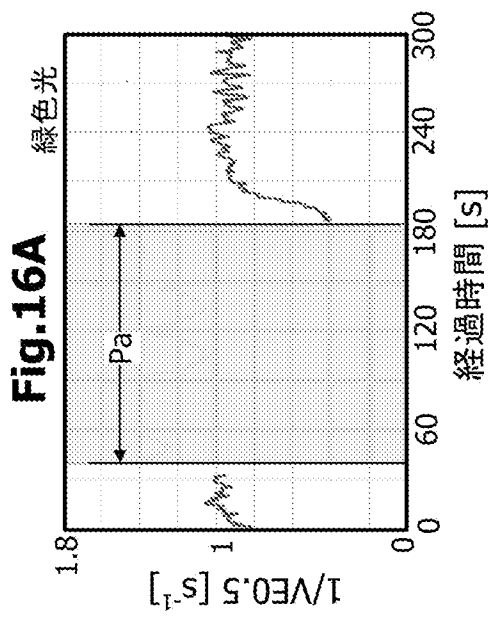
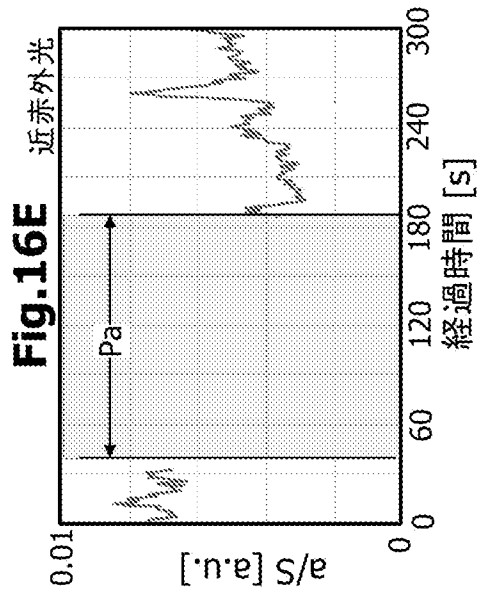
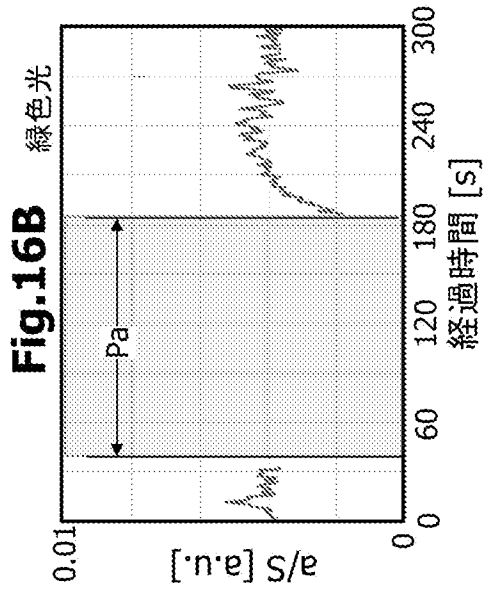
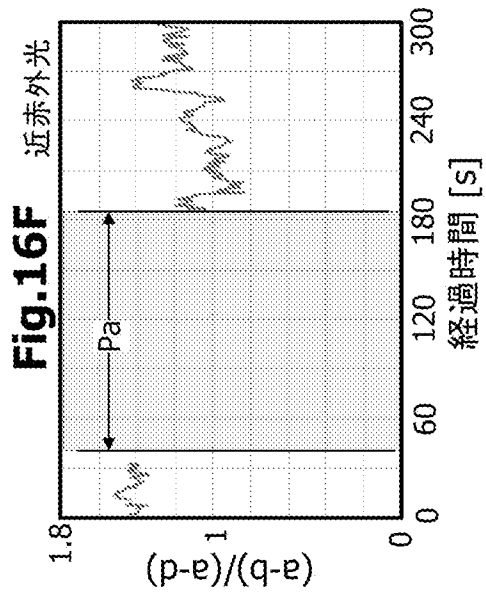
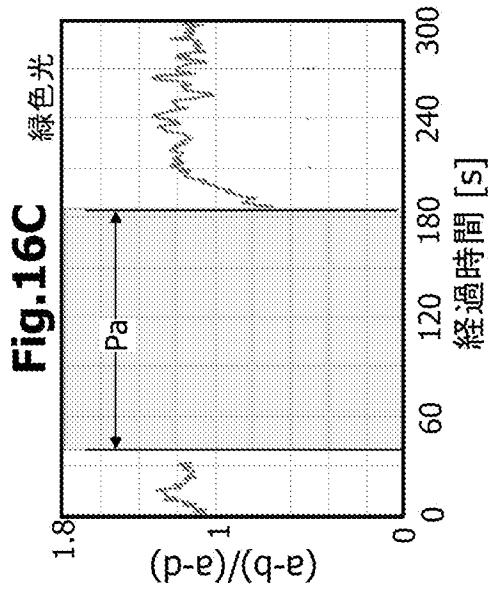


[図15]

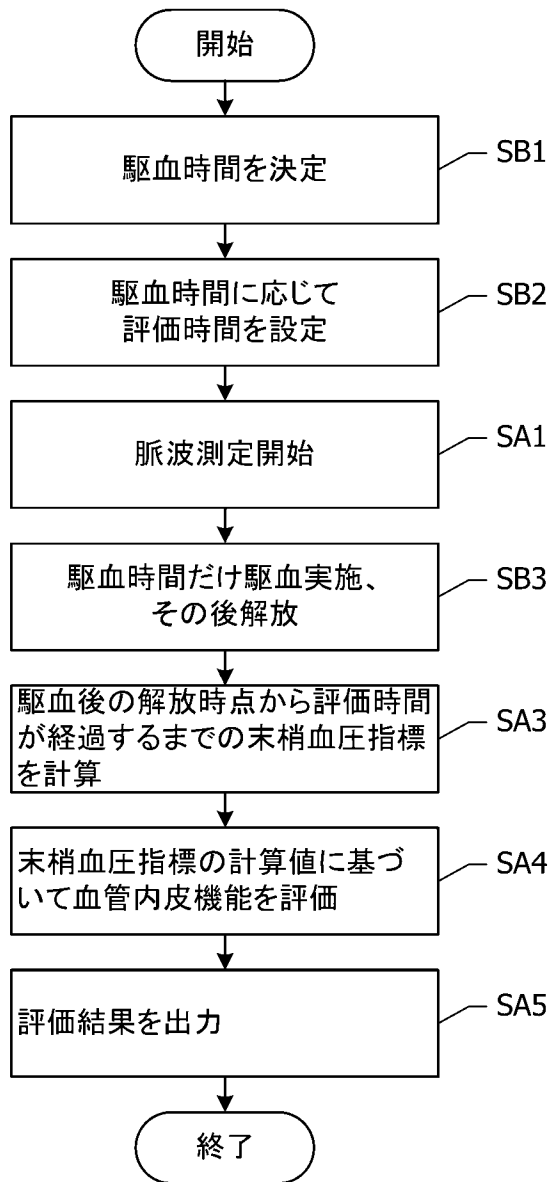
Fig.15



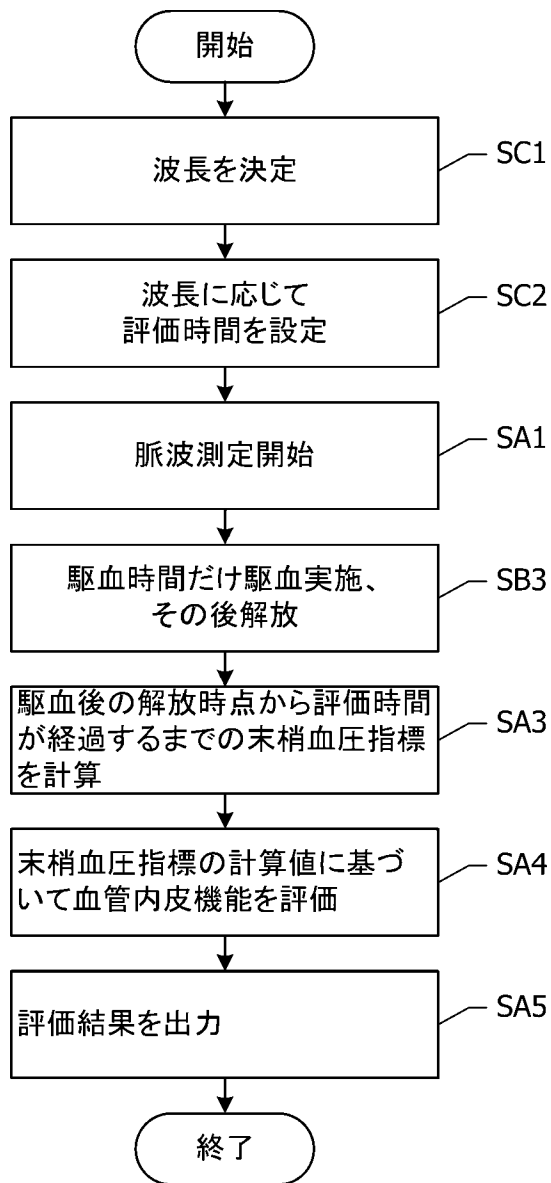
[図16]



[図17]

**Fig.17**

[図18]

**Fig.18**

[図19]

Fig.19A

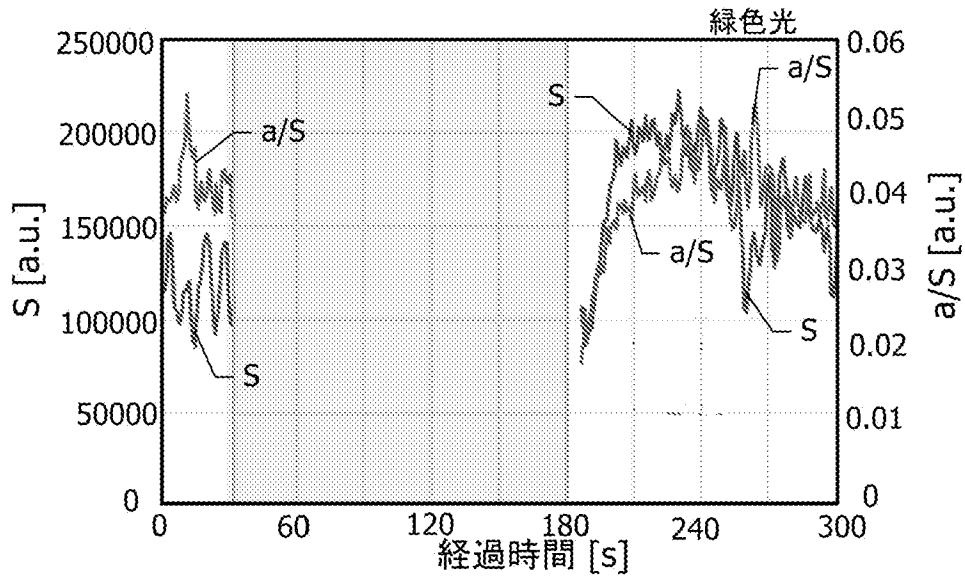
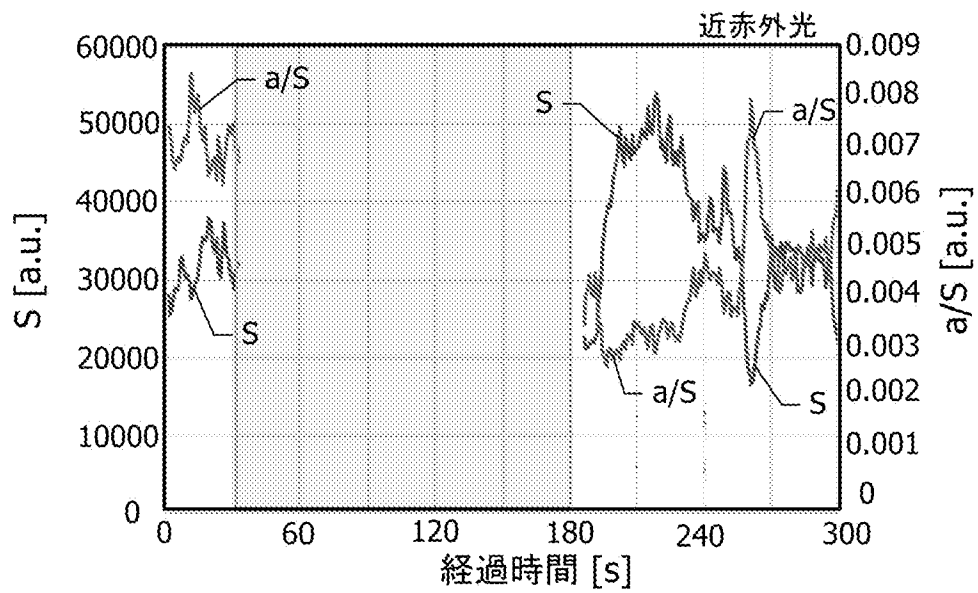
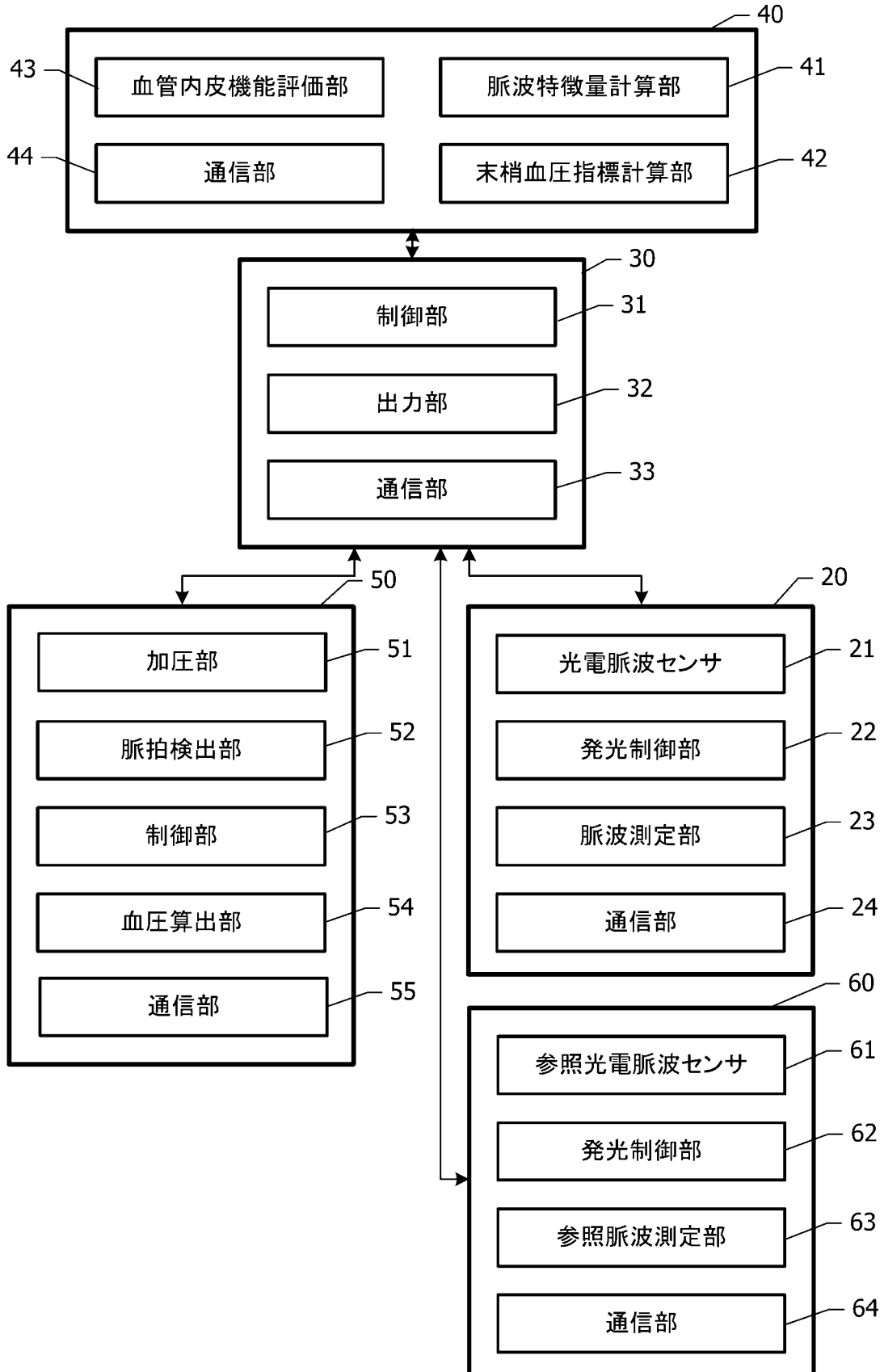


Fig.19B



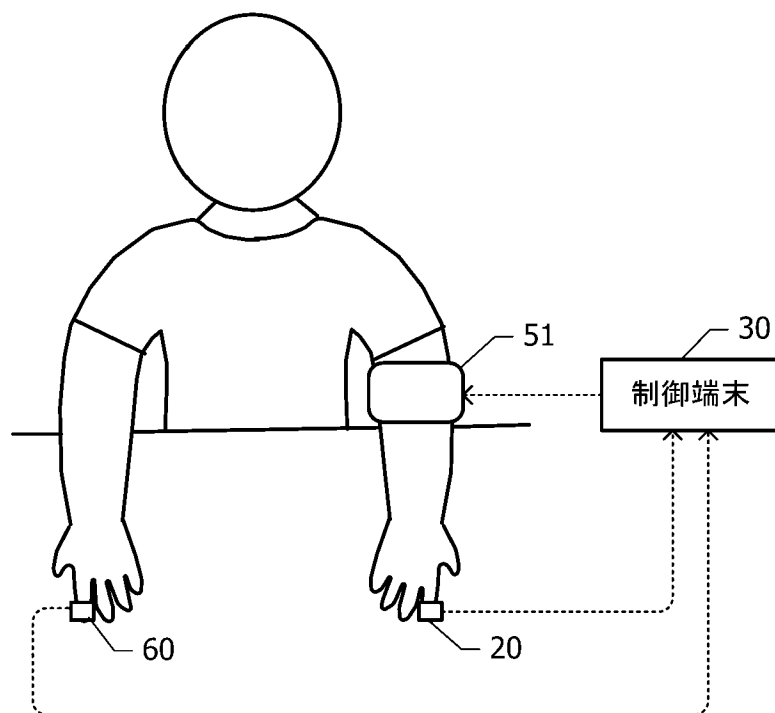
[図20]

Fig.20



[図21]

Fig.21



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2023/030016

<b>A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER</b>		
A61B 5/02(2006.01)i; A61B 5/021(2006.01)i; A61B 5/022(2006.01)i FI: A61B5/02 A; A61B5/02 310B; A61B5/02 310Z; A61B5/021; A61B5/022 300A		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
<b>B. FIELDS SEARCHED</b>		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B5/02; A61B5/021; A61B5/022		
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)		
<b>C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT</b>		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2011-189080 A (TOYAMA UNIV) 29 September 2011 (2011-09-29) paragraphs [0011]-[0020]	1-4, 6-7, 10-18 5, 8-9
Y A	JP 2006-263354 A (DENSO CORP) 05 October 2006 (2006-10-05) paragraphs [0036]-[0096]	1-4, 6-7, 10-18 5, 8-9
Y A	JP 2019-503824 A (MEDICI TECHNOLOGIES, LLC) 14 February 2019 (2019-02-14) paragraphs [0007]-[0066]	3-4, 6, 10-16, 18
Y A	JP 2017-170014 A (KYOCERA CORP) 28 September 2017 (2017-09-28) paragraphs [0013]-[0107]	4, 6, 10-16, 18 5
Y	JP 2022-518173 A (TURUN YLIOPISTO) 14 March 2022 (2022-03-14) paragraphs [0021]-[0065]	12-16, 18
<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 <b>18 October 2023</b>		Date of mailing of the international search report <b>07 November 2023</b>
Name and mailing address of the ISA/JP <b>Japan Patent Office (ISA/JP) 3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915 Japan</b>		Authorized officer  Telephone No.



**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**  
**Information on patent family members**

International application No.

**PCT/JP2023/030016**

Patent document cited in search report			Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP	2011-189080	A	29 September 2011	(Family: none)	
JP	2006-263354	A	05 October 2006	(Family: none)	
JP	2019-503824	A	14 February 2019	US 2018/0360325 A1 paragraphs [0027]-[0100]	
				WO 2017/100185 A1	
				CA 3007501 A1	
				KR 10-2018-0090338 A	
				CN 108697342 A	
JP	2017-170014	A	28 September 2017	US 2017/0273579 A1 paragraphs [0022]-[0127]	
JP	2022-518173	A	14 March 2022	US 2022/0061687 A1 paragraphs [0032]-[0085]	
				WO 2020/144397 A1	
				CN 113271844 A	
				KR 10-2021-0113207 A	
				CA 3126199 A1	
US	2012/0065514	A1	15 March 2012	WO 2010/078226 A1 entire text, all drawings	
				CA 2748541 A1	

<p>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 5/021(2006.01)i; A61B 5/022(2006.01)i                  FI: A61B5/02 A; A61B5/02 310B; A61B5/02 310Z; A61B5/021; A61B5/022 300A</p>																				
<p>B. 調査を行った分野</p> <p>調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））                  A61B5/02; A61B5/021; A61B5/022</p> <p>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</p> <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922 - 1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996 - 2023年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994 - 2023年</td> </tr> </table> <p>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）</p>			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										
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																			
<p>C. 関連すると認められる文献</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>引用文献の カテゴリー*</th> <th>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</th> <th>関連する 請求項の番号</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2011-189080 A (国立大学法人富山大学) 29.09.2011 (2011 - 09 - 29) 段落 [0011]-[0020]</td> <td>1-4、6-7、10-18 5、8-9</td> </tr> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2006-263354 A (株式会社デンソー) 05.10.2006 (2006 - 10 - 05) 段落 [0036]-[0096]</td> <td>1-4、6-7、10-18 5、8-9</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2019-503824 A (メディシ テクノロジーズ, エルエルシー) 14.02.2019 (2019 - 02 - 14) 段落 [0007]- [0066]</td> <td>3-4、6、10-16、18</td> </tr> <tr> <td>Y A</td> <td>JP 2017-170014 A (京セラ株式会社) 28.09.2017 (2017 - 09 - 28) 段落 [0013]-[0107]</td> <td>4、6、10-16、18 5</td> </tr> <tr> <td>Y</td> <td>JP 2022-518173 A (トウルン イリオピスト) 14.03.2022 (2022 - 03 - 14) 段落 [0021]-[0065]</td> <td>12-16、18</td> </tr> </tbody> </table>			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 A	JP 2011-189080 A (国立大学法人富山大学) 29.09.2011 (2011 - 09 - 29) 段落 [0011]-[0020]	1-4、6-7、10-18 5、8-9	Y A	JP 2006-263354 A (株式会社デンソー) 05.10.2006 (2006 - 10 - 05) 段落 [0036]-[0096]	1-4、6-7、10-18 5、8-9	Y	JP 2019-503824 A (メディシ テクノロジーズ, エルエルシー) 14.02.2019 (2019 - 02 - 14) 段落 [0007]- [0066]	3-4、6、10-16、18	Y A	JP 2017-170014 A (京セラ株式会社) 28.09.2017 (2017 - 09 - 28) 段落 [0013]-[0107]	4、6、10-16、18 5	Y	JP 2022-518173 A (トウルン イリオピスト) 14.03.2022 (2022 - 03 - 14) 段落 [0021]-[0065]	12-16、18
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 A	JP 2011-189080 A (国立大学法人富山大学) 29.09.2011 (2011 - 09 - 29) 段落 [0011]-[0020]	1-4、6-7、10-18 5、8-9																		
Y A	JP 2006-263354 A (株式会社デンソー) 05.10.2006 (2006 - 10 - 05) 段落 [0036]-[0096]	1-4、6-7、10-18 5、8-9																		
Y	JP 2019-503824 A (メディシ テクノロジーズ, エルエルシー) 14.02.2019 (2019 - 02 - 14) 段落 [0007]- [0066]	3-4、6、10-16、18																		
Y A	JP 2017-170014 A (京セラ株式会社) 28.09.2017 (2017 - 09 - 28) 段落 [0013]-[0107]	4、6、10-16、18 5																		
Y	JP 2022-518173 A (トウルン イリオピスト) 14.03.2022 (2022 - 03 - 14) 段落 [0021]-[0065]	12-16、18																		
<p><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。</p>																				
<p>* 引用文献のカテゴリー</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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）</p> <p>“O” 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“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</p> <p>“&amp;” 同一パテントファミリー文献</p>																				
<p>国際調査を完了した日</p> <p>18.10.2023</p>	<p>国際調査報告の発送日</p> <p>07.11.2023</p>																			
<p>名称及びあて先</p> <p>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</p>	<p>権限のある職員（特許庁審査官）</p> <p>牧尾 尚能 2Q 8357</p> <p>電話番号 03-3581-1101 内線 3292</p>																			



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/JP2023/030016

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2011-189080 A	29.09.2011	(ファミリーなし)	
JP 2006-263354 A	05.10.2006	(ファミリーなし)	
JP 2019-503824 A	14.02.2019	US 2018/0360325 A1 段落 [0027]-[0100] WO 2017/100185 A1 CA 3007501 A1 KR 10-2018-0090338 A CN 108697342 A	
JP 2017-170014 A	28.09.2017	US 2017/0273579 A1 段落 [0022]-[0127]	
JP 2022-518173 A	14.03.2022	US 2022/0061687 A1 段落 [0032]-[0085] WO 2020/144397 A1 CN 113271844 A KR 10-2021-0113207 A CA 3126199 A1	
US 2012/0065514 A1	15.03.2012	WO 2010/078226 A1 全文全図 CA 2748541 A1	