



1 0 番 1 号 国立大学法人九州大学内 Fukuoka
(JP). 白石 隆太(SHIRAISHI Ryuta); 〒8128581
福岡県福岡市東区箱崎六丁目 1 0 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(EIKOH
PATENT FIRM, P.C.); 〒1050003 東京都港区
西新橋一丁目 7 番 1 3 号 虎ノ門イースト
ビルディング 1 0 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, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT,
HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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, SM,
ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG,
US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第21条(3))

wavelength of the emitted light and the wavelength of the scattered light, and which has a surface disposed opposite to the site to be measured such that the site to be measured can be brought into contact with the entire extent of said surface; and a flow volume measuring unit that measures, on the basis of the scattered light, the flow volume of a liquid flowing at the site to be measured.

(57) 要約: 液体流量の測定精度を向上でき、測定値の再現性を向上できる。流量測定装置は、測定対象部位に光を出射する光源と、光源から出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能な接触部材と、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、を備える。

明 細 書

発明の名称：

流量測定装置、流量測定方法、圧力測定装置、及び圧力測定方法

技術分野

[0001] 本開示は、流量測定装置、流量測定方法、圧力測定装置、及び圧力測定方法に関する。

背景技術

[0002] 従来、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に関する値を測定する生体センサが知られている（特許文献 1 参照）。生体センサは例えば血流量測定装置である。

[0003] 血流量測定装置では、血流量の測定値が、対象測定部に加わる圧力（接触圧）の影響を受ける。これに対し、被検体の測定対象部位の接触圧を検出し、測定対象部位の接触圧が所定の接触圧となった場合に、測定対象部位の血流量を測定する血流量測定装置が知られている（特許文献 2 参照）。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：日本国特許第4 0 6 1 4 0 9 号公報

特許文献2：国際公開第2 0 1 5 / 1 9 9 1 5 9 号

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 従来の血流量測定装置では、血流量測定装置への接触圧は考慮しているが、血流量測定装置への接触箇所や接触面積が考慮されていない。そのため、接触箇所や接触面積によって血流量の測定値にぶれが生じ、測定精度が低下することがある。

[0006] 本開示は、上記事情に鑑みてなされたものであり、液体流量の測定精度を向上でき、測定値の再現性を向上できる流量測定装置、流量測定方法、圧力

測定装置、及び圧力測定方法を提供する。

課題を解決するための手段

- [0007] 本開示の流量測定装置は、測定対象部位に光を出射する光源と、光源から出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能な接触部材と、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、を備える。
- [0008] 本開示の流量測定装置は、測定対象部位に光を出射する光源と、光源から出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有する透光性部材と、透光性部材に埋め込まれ、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能であり、測定対象部位の接触による接触圧を検出する圧力センサと、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、を備える。
- [0009] 本開示の圧力測定装置は、測定対象部位に光を出射する光源と、光源から出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能な接触部材と、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、測定対象部位の流量の脈波振幅を基に、測定対象部位を流れる液体の圧力を測定する圧力測定部と、を備える。
- [0010] 本開示の流量測定方法は、流量測定装置における流量測定方法であって、測定対象部位に光を出射し、出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光し、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する。接触部材は、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能である。

[0011] 本開示の圧力測定方法は、圧力測定装置における圧力測定方法であって、測定対象部位に光を出射し、出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光し、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定し、測定対象部位の流量の脈波振幅を基に、測定対象部位を流れる液体の圧力を測定する。接触部材は、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能である。

発明の効果

[0012] 本開示によれば、液体流量の測定精度を向上でき、測定値の再現性を向上できる。

図面の簡単な説明

[0013] [図1] (A), (B) 血流量センサと電子機器とを含む血流量測定装置の第1構成例を示す概略図

[図2] (A), (B) 血流量センサと電子機器とを含む血流量測定装置の第2構成例を示す概略図

[図3] 第1の実施形態における血流量センサの第1構成例を示す断面図

[図4] 第1の実施形態における血流量センサの第2構成例を示す断面図

[図5] 第2の荷重負荷方法により荷重を負荷する血流量測定システムの構成例を示す断面図

[図6] (A), (B) 第3の荷重負荷方法により荷重を負荷する血流量測定システムの構成例を示す断面図

[図7] 血流量測定装置の電氣的構成例を示すブロック図

[図8] 接触圧による血流量の変化例を示す模式図

[図9] (A) 指先部分での接触圧の分布例を示す模式図、(B) 指先部分でのミーゼス応力の分布例を示す模式図

[図10] (A), (B) 両もち梁における等荷重分布の様子の一例を示す模式図

[図11] 両もち梁における楔荷重分布の様子の一例を示す模式図

[図12] (A) 第1のシミュレーションに用いたパラメータの一例を示す模式図、(B) 梁中央部の撓み量と接触長さとの関係の一例を示すグラフ、(C) 接触長さの変化(傾き)の影響の一例を示すグラフ

[図13] アクリル梁中央部の撓み量と接触長さとの関係の一例を示すグラフ

[図14] 第2のシミュレーションに用いた第1のパラメータの一例を示す模式図

[図15] (A) 等荷重分布の一例を示す模式図、(B) 第1の楔荷重分布の一例を示す模式図、(C) 第2の楔荷重分布の一例を示す模式図

[図16] (A) 等荷重分布での梁中央部からの距離と両もち梁の撓み量との関係の一例を示すグラフ、(B) 等荷重分布での梁中央部からの距離と両もち梁の傾きとの関係の一例を示すグラフ

[図17] (A) 第1の楔荷重分布での梁中央部からの距離と両もち梁の撓み量との関係の一例を示すグラフ、(B) 第1の楔荷重分布での梁中央部からの距離と両もち梁の傾きとの関係の一例を示すグラフ

[図18] (A) 第2の楔荷重分布での梁中央部からの距離と両もち梁の撓み量との関係の一例を示すグラフ、(B) 第2の楔荷重分布での梁中央部からの距離と両もち梁の傾きとの関係の一例を示すグラフ

[図19] 各荷重パターンでの梁中央部及び最大変位部分での両もち梁の撓み量及び傾きを示す模式図

[図20] (A) 突起が設けられていない血流量測定装置により測定されたラットの尾の血流量の時間変化例を示すグラフ、(B) 突起が設けられた血流量測定装置により測定されたラットの尾の血流量の時間変化例を示すグラフ

[図21] (A) 健常なラット(脱水前のラット)の尾の血流量の時間変化例を示すグラフ、(B) 脱水状態のラットの尾の血流量の時間変化例を示すグラフ

[図22] 変形例に係る血流量センサの構成例を示す断面図

[図23] 第2の実施形態における血流量センサの構成例を示す断面図

[図24] 第3の実施形態における血流量センサの構成例を示す断面図

[図25] (A) 第4の実施形態における流量センサの構成例を示す側面断面図、
(B) 第4の実施形態における流量センサの構成例を示す正面断面図

[図26] 第5の実施形態における血流量センサの構成例を示す断面図

[図27] (A) 第6の実施形態における血流量センサの第1構成例を示す平面図、
(B) (A) のA-A' 断面図

[図28] (A) 第6の実施形態における血流量センサの第2構成例を示す平面図、
(B) (A) のB-B' 断面図

[図29] (A) 梁65における等荷重分布の一例を示す模式図、(B) 第3のシミュレーションに用いたパラメータの一例を示す模式図

[図30] (A) 等荷重分布での梁中央部からの距離と梁の撓み量との関係の一例を示すグラフ、
(B) 等荷重分布での梁中央部からの距離と梁の傾きとの関係の一例を示すグラフ

[図31] (A) 第7の実施形態における血流量センサの構成例を示す平面図、
(B) (A) のC-C' 断面図

[図32] (A), (B) 突起の有無による血流量測定の再現性を示す模式図

[図33] 運動前（つまり、平静時）において、血流量センサの突起に対する接触圧を徐々に下げた時の被験者の指における血流量の時間変化例を示すグラフ

[図34] 運動中において、血流量センサの突起に対する接触圧を徐々に下げた時の被験者の指における血流量の時間変化例を示すグラフ

[図35] 運動後において、血流量センサの突起に対する接触圧を徐々に下げた時の被験者の指における血流量の時間変化例を示すグラフ

[図36] (A) 3人の被験者の平均血圧の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフ、
(B) 3人の被験者の心拍数の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフ、
(C) 3人の被験者の1心拍当たりの血流量の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフ、
(D) 3人の被験者の全拍出量の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフ

発明を実施するための形態

[0014] 以下、本開示の実施形態について、図面を参照して説明する。

[0015] (第1の実施形態)

図1(A), (B)は、第1の実施形態における血流量測定装置100の第1構成例を示す斜視図である。血流量測定装置100は、血流量センサ200及び電子機器300を備える。電子機器300は、例えば、携帯端末装置、スマートフォン、携帯電話機、タブレット端末、その他の電子機器を含む。

[0016] 血流量センサ200は、測定対象部位（例えば人の指FG）により当接され、光源から測定対象部位に対して光を出射し、測定対象部位で散乱された光を受光する。電子機器300は、血流量センサ200による受光量の情報を取得し、受光量の情報を基に、測定対象部位を流れる液体（例えば血液）の流量を測定する。

[0017] 図1(A), (B)の血流量測定装置100では、血流量センサ200と電子機器300とが別体で構成されている。血流量センサ200及び電子機器300は、無線又は有線により接続され、血流量センサ200で測定された受光量の情報を電子機器300へ送る。図1(A), (B)では、マイクロUSB(Universal Serial Bus)250により血流量センサ200及び電子機器300が接続されている。図1(B)では、血流量を測定するために、血流量センサ200に設けられた突起60に対して、指FGが接触している。

[0018] 図2(A), (B)は、血流量測定装置100の第2構成例を示す斜視図である。血流量測定装置100は、血流量センサ200及び電子機器300を備える。図2(A), (B)では、血流量センサ200は、電子機器300に内蔵されている。このように、血流量センサ200と電子機器300とが一体に構成されてもよい。図2(B)では、血流量を測定するために、血流量センサ200に設けられた突起60に対して、指FGが接触している。

[0019] 図3は、第1の実施形態における血流量センサ200の構成例を示す断面

図である。血流量センサ200は、基台10と、VCSEL20と、第1フォトダイオード30と第2フォトダイオード40と、アクリルプレート50と、突起60とを備える。

[0020] 基台10は、シリコンやセラミックを含んで形成され、血流量センサ200の各部材（例えば、VCSEL20、第1フォトダイオード30、第2フォトダイオード40）を内部に收容する。尚、突起60は、基台10の内部には收容されない。基台10は、基台10の上部がアクリルプレート50により覆われる。基台10の上端部は、アクリルプレート50の両端部を固定する。これにより、基台10の内部に收容空間10aが形成される。

[0021] VCSEL (Vertical Cavity Surface Emitting LASER: 垂直共振器面発光レーザ) 20は、光を出射する。VCSEL20から出射された出射光L1の少なくとも一部は、アクリルプレート50及び突起60を介して、指FGに向かう。出射光L1の波長は、例えば近赤外光の波長であり、例えば850nm~1300nmの波長である。出射光L1は、指FGにより反射や散乱（以下まとめて単に「散乱」ともいう）され、散乱光L2となる。VCSEL20は、光源の一例である。

[0022] また、出射光L1の一部は、ミラー52で反射され、反射光L3となる。ミラー52は、アクリルプレート50のVCSEL20と対向する第1面A1に貼り付けられる。

[0023] 出射光L1は、ユーザの生体組織内の測定対象部位（例えば指FG）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。出射光L1が指FGによって反射又は散乱された散乱光L2は、第1フォトダイオード30において受光される。

[0024] 第1フォトダイオード30は、血流量センサ用（血流量測定用）のフォトダイオードである。第1フォトダイオード30は、指FGからの散乱光L2を受光する。第1フォトダイオード30は、散乱光L2を光電変換して散乱光L2の強度に応じた光検出信号を生成する。光検出信号は、増幅器（不図

示)により増幅されてもよい。第1フォトダイオード30は、受光素子の一例である。

[0025] 第2フォトダイオード40は、変位検出用のフォトダイオードである。第2フォトダイオード40は、反射光L3を受光する。第2フォトダイオード40は、反射光L3を光電変換して反射光L3の強度に応じた光検出信号を生成する。光検出信号は、増幅器(不図示)により増幅されてもよい。第2フォトダイオード40は、圧力センサの一例である。

[0026] 尚、後述するように、第2フォトダイオード40による検出値(反射光L3の強度)に基づいて、アクリルプレート50の撓み量や傾き、突起60に対する接触圧や荷重分布が導出される。アクリルプレート50の撓み量は、後述する撓み量 y に相当する。アクリルプレート50の傾きは、後述する変化率(dy/dx)や傾き θ に相当する。

[0027] アクリルプレート50は、出射光L1及び散乱光L2の波長に対して透光性を有する。つまり、アクリルプレート50は、VCSEL20と指FGとの間、第1フォトダイオード30と指FGとの間に配置され、出射光L1及び散乱光L2を通過させる。また、図3では、アクリルプレート50は、アクリルプレート50の両端が基台10の上端に固定されている。そのため、アクリルプレート50は、両もち梁(両端固定梁)となる。アクリルプレート50は、透光性部材の一例である。

[0028] 突起60は、アクリルプレート50の指FGと対向する第2面A2に配置される。突起60は、例えばアクリルプレート50の中央部に配置される。突起60は、出射光L1及び散乱光L2の波長に対して透光性を有する。つまり、突起60は、VCSEL20と指FGとの間、第1フォトダイオード30と指FGとの間に配置され、出射光L1及び散乱光L2を通過させる。

[0029] 突起60は、例えばアクリルにより形成される。この場合、アクリルプレート50と同様の素材となり、アクリルプレート50と突起60との境界での屈折率差が小さくなり、光の透過性が高くなる。尚、突起60は、アクリル以外の透光性を有する部材で形成されてもよい。

[0030] また、突起60のアクリルプレート50と接触する第1面A×1は、アクリルプレート50の第2面A2よりも小さい（面積が小さい）。また、突起60の指FGと接触する第2面A×2の全面に、指FGが接触可能である。つまり、突起60の第2面A×2は、突起60と接触する指FGよりも小さい。よって、突起60が指FGにより押圧される際には、突起60の第2面A×2の全面で指FGの接触を受け、突起60における単位面積あたりの接触圧が一定になり易くなる。突起60は、接触部材の一例である。

[0031] 図4は、血流量センサ200の第2構成例を示す断面図である。図4では、血流量センサ200は、基台10、VCSEL20と、第1フォトダイオード30と、歪ゲージ42と、アクリルプレート50と、突起60とを備える。つまり、図4では、図3と比較すると、血流量測定装置100は、第2フォトダイオード40及びミラー52を備えず、歪ゲージ42を備える。

[0032] 図4では、図3と同じ構成要素については、同一の符号を付し、その説明を省略又は簡略化する。

[0033] 歪ゲージ42は、例えば、アクリルプレート50に貼り付けられ、第1面A1に取り付けられる。また、歪ゲージ42は、複数（例えば2個）設けられる。歪ゲージ42は、例えば絶縁体上にジグザグ形状に配置された金属箔を含み、変形により電気抵抗が変化する。尚、後述するように、歪ゲージ42による計測値（電気抵抗の変化）に基づいて、アクリルプレート50の撓み量や傾き、突起60に対する接触圧や荷重分布が導出される。

[0034] 次に、突起60に対する荷重の負荷方法について説明する。荷重負荷方法は、例えば、下記の第1～第3の荷重負荷方法が考えられる。

[0035] 第1の荷重負荷方法は、図3、図4に示したように、指FGを移動させて突起60に対して接触させ、荷重を負荷する方法である。

[0036] 第2の荷重負荷方法は、指FGを固定し、突起60を含む血流量センサ200を移動させて、指FG及び突起60を接触させ、荷重を負荷する方法である。

[0037] 図5は、第2の荷重負荷方法により荷重を負荷する血流量測定システム1

000の構成例を示す断面図である。図5では、ガイドレール70と分銅74とを用いて荷重負荷が行われる。図5では、図3、図4と同じ構成要素については、同一の符号を付し、その説明を省略又は簡略化する。

[0038] 血流量測定システム1000は、突起60を含む血流量センサ200、電子機器300（不図示）、ガイドレール70、ベース72、分銅74を含む。血流量センサ200の構成は、図3又は図4と同様でよい。第2の荷重負荷方法では、血流量センサ200は、第1の荷重負荷方法とは天地逆向きに設置される。血流量センサ200では、突起60が鉛直方向下向きの端部に配置される。

[0039] ガイドレール70は、例えばL字形状に形成され、所定の接続範囲にベース72が接続される。ベース72は、ガイドレール70に対して鉛直方向に沿う上下方向にスライド可能である。ベース72の上面には、分銅74が載置される。分銅74により任意の荷重が鉛直方向下向きに負荷される。ベース72の下面には、血流量センサ200が固定される。

[0040] 血流量センサ200の下方には、指FGが突起60と対向して固定的に位置する。つまり、第1の荷重負荷方法では、指FGを動かして突起60に指FGを接触させていたが、第2の荷重負荷方法では、指FGを固定しておき、ベース72を動かして指FGに突起60を接触させる。

[0041] 第2の荷重測定方法によれば、ガイドレール70や分銅74を利用して荷重負荷する場合でも、血流量測定システム1000は、指FGにより適切に突起60に対して荷重を負荷できる。また、指FGが固定されているので、指FGの動きに伴う荷重負荷の誤差を抑制でき、測定値のばらつきを抑制でき、測定結果の再現性を向上できる。

[0042] 第3の荷重負荷方法は、指FGをクリップで挟持して、指FG及び突起60を接触させ、荷重を負荷する方法である。

[0043] 図6（A）、（B）は、第3の荷重負荷方法により荷重を負荷する血流量測定システム1000の構成例を示す断面図である。血流量測定システム1000は、突起60を含む血流量センサ200と、電子機器300（不図示

）と、クリップ８２と、板ばね８４と、ねじ８６と、を含む。血流量センサ２００の構成は、図３又は図４と同様でよい。

[0044] クリップ８２は、クリップ上部８２ａとクリップ下部８２ｂとを含む。クリップ下部８２ｂには、血流量センサ２００が所定位置に取り付けられ、突起６０が、クリップ上部８２ａとクリップ下部８２ｂとに挟まれた空間（測定空間）に突出する。血流量を測定する際には、この測定空間に指ＦＧが挿入される。クリップ８０は、指ＦＧが突起６０に接触した状態で、指ＦＧを挟持する。

[0045] 板ばね８４は、クリップ上部８２ａとクリップ下部８２ｂとを相互に離反する方向に付勢する。板ばね８４の付勢力は、ねじ８６の螺合状態によって調整される。ねじ８６は、板ばね８４をクリップ８２に螺合する。ねじ８６を回して板ばね８４によってクリップ上部８２ａとクリップ下部８２ｂとの距離を可変し、指ＦＧによる突起６０への荷重負荷を可変する。

[0046] 尚、ここでは便宜上、クリップ上部８２ａ及びクリップ下部８２ｂとしたが、必ずしもクリップ上部８２ａが鉛直方向上側になくてもよく、クリップ下部８２ｂが鉛直方向下側になくてもよい。

[0047] 次に、血流量測定装置１００の電氣的構成について説明する。

[0048] 図７は、血流量測定装置１００の電氣的構成例を示すブロック図である。ここでは、図３のように、第２フォトダイオード４０を有することを例示する。

[0049] 血流量センサ２００は、VCSEL２０、第１フォトダイオード３０、及び第２フォトダイオード４０を備える。電子機器３００は、プロセッサ３１０、メモリ３２０、及びディスプレイ３３０を備える。

[0050] 血流量センサ２００では、VCSEL２０は、レーザ駆動回路（不図示）の駆動により、出射光Ｌ１を出射する。レーザ駆動回路の駆動は、電子機器３００からの制御信号に応じて行われてもよい。また、VCSEL２０は、出射光Ｌ１に係る情報（出射光Ｌ１の発光量、波長の情報）を電子機器３００へ送ってもよい。

- [0051] 第1フォトダイオード30は、散乱光L2の受光量や受光強度の情報（検出情報）を含む光検出信号を、電子機器300へ送る。
- [0052] 第2フォトダイオード40は、反射光L3の受光量や受光強度の情報（検出情報）を含む光検出信号を、電子機器300へ送る。
- [0053] 尚、血流量センサ200が歪ゲージ42を備える場合には、歪ゲージ42による検出値（検出情報）が、電子機器300へ送られる。
- [0054] 電子機器300では、プロセッサ310は、血流量センサ200から検出情報を取得（例えば受信）する。プロセッサ310は、制御信号を血流量センサ200へ送ってもよい。
- [0055] プロセッサ310は、例えば、MPU（Micro Processing Unit）、CPU（Central Processing Unit）、又はDSP（Digital Signal Processor）を含む。
- [0056] プロセッサ310は、メモリ320に保持されたプログラムを実行することで、各種処理を行う。各種処理は、例えば、血流量測定に係る演算、警告情報表示、を含む。プロセッサ310による各種処理の詳細については、後述する。
- [0057] メモリ320は、例えば、ROM（Read Only Memory）やRAM（Random Access Memory）などの一次記憶装置を含む。また、メモリ320は、SDカードなどの二次記憶装置を含んでもよい。メモリ320は、各種データや各種プログラムを保持する。メモリ320は、プロセッサ310に内蔵されてもよい。
- [0058] ディスプレイ330は、例えばLCD（Liquid Crystal Display）を含み、各種データを表示する。ディスプレイ330は、画像、文字、記号、図形又はこれらのいずれか2つ以上の組み合わせたデータなどを表示する。例えば、ディスプレイ330は、血流量測定に係る警告情報を表示する。
- [0059] これにより、血流量測定装置100は、例えば、突起60に対する指FG

の接触が等荷重分布となるように、つまり単位面積あたりの接触圧が一定になるように、ユーザを誘導できる。

[0060] 次に、プロセッサ310による処理例について説明する。

[0061] プロセッサ310は、第2フォトダイオード40からの検出情報（例えば、反射光L3の強度変化）に基づいて、アクリルプレート50の撓み量や傾きを算出する。アクリルプレート50の傾きは、例えば、基準方向（ここではアクリルプレート50の無荷重時の延在方向d1、図3、図4では水平方向）に対する傾きで示される。また、プロセッサ310は、アクリルプレート50の撓み量及び傾きに基づいて、指FGによる突起60に対する接触圧を算出し、突起60に対する荷重分布を推定する。

[0062] 同様に、血流量センサ200が歪ゲージ42を備える場合には、プロセッサ310は、歪ゲージ42の検出情報に基づいて、アクリルプレート50の撓み量及び傾きを算出する。また、プロセッサ310は、アクリルプレート50の撓み量及び傾きに基づいて、指FGによる突起60に対する接触圧を算出し、突起60に対する荷重分布を推定する。

[0063] また、プロセッサ310は、ドップラーシフトを利用して、第1フォトダイオード30による検出情報に基づいて、血流量を算出する。血流量の算出は、任意のタイミングで開始されてもよい。また、プロセッサ310が、突起60への接触圧（つまりアクリルプレート50への接触圧）を算出（測定）し、突起60への接触圧が所定の接触圧（例えば80 mmHg）であることを検出することで、血流量の算出が開始されてもよい。また、血流量の算出は、突起60への接触圧を順次変更しながら行われてもよい。プロセッサ310は、流量測定部としての機能を有する。

[0064] 例えば、指FGの毛細血管内を動いている血球により散乱された散乱光L2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。静止した組織からの散乱光L2と動いている血球からの散乱光L2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。

[0065] このため、両者の散乱光L 2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。そのため、プロセッサ310は、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。

[0066] プロセッサ310は、第1フォトダイオード30からの検出情報に対して、散乱光L 2の干渉成分の周波数解析（例えばFFT（Fast Fourier Transform）演算）を行う。プロセッサ310は、周波数解析により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、指FGの血流量を導出（算出）する。また、プロセッサ310は、ディスプレイ330を介して、測定結果としての血流量に係る情報を表示してもよい。

[0067] 次に、接触圧による血流量の変化について考察する。

図8は、指FGに対する接触圧による血流量の変化例を示す模式図である。

[0068] 図8では、0、20、40、60、80、100（単位はmmHg）の各圧力での血流量（単位はa, u）の時間変化を示す。図8を参照すると、0、20、40、60（mmHg）の接触圧では、血流量波形の振幅（脈波振幅）が比較的小さく、80、100（mmHg）の接触圧では、脈波振幅が比較的大きいことが理解できる、また、特に80（mmHg）の接触圧の場合に脈波振幅が大きくなることが理解できる。尚、脈波振幅は、血压測定にも関連する。

[0069] 指FGで散乱した散乱光L 2のドップラーシフトを利用した血流量の測定では、血流量波形の振幅が大きい方が、血流量測定を安定して実施でき、再現性が高い。よって、指FGが血流量センサ200に対して一定の接触圧（例えば80（mmHg））の状態で、血流量が測定されることが好ましい。

[0070] 一方、80（mmHg）と接触圧がそれ程変わらない60mmHgの場合

でも、血流量波形の振幅が大幅に小さくなることが理解できる。これは、血流量センサ 200 に対する微妙な接触時の押圧力の加減で、血流量の測定値が大きく変化することを意味する。

[0071] 本実施形態では、血流量測定装置 100 は、突起 60 への接触圧が所定の接触圧（例えば 80（mmHg））である際に、血流量を測定してもよい。つまり、突起 60 への接触圧が所定の接触圧（例えば 80（mmHg））である際に、血流量測定に係る出射光 L1 の出射及び散乱光 L2 の受光が行われてもよい。この接触圧は、例えば、第 2 フォトダイオード 40 又は歪ゲージ 42 により検出された撓み量に基づいて導出されてもよいし、他の圧力センサが設けられて検出されてもよい。

[0072] 次に、指 F G n の接触圧分布について考察する。

[0073] 図 9（A）は、指 F G（ユーザの指先）の接触圧分布の一例を示す模式図である。図 9（B）は、指 F G（ユーザの指先）のミーゼス応力分布の一例を示す模式図である。

[0074] 図 9（A）、（B）により、接触圧やミーゼス応力が等しい範囲は狭く、指先のように狭い範囲でも、接触部分によって接触圧やミーゼス応力が変化することが理解できる。これは、血流量センサ 200 に対する指 F G 内の接触位置によって、血流量の測定値が大きく変化することを意味する。

[0075] よって、本実施形態では、測定対象部位としての指 F G により全面が押下されやすいように、血流量測定装置 100 は、突起 60 を備える。これにより、指 F G の接触位置によい血流量の測定値が大きく変化することを抑制できる。

[0076] 次に、両もち梁における荷重分布毎の接触圧について考察する。

まず、荷重分布が等荷重分布の場合について説明する。

[0077] 図 10（A）、（B）は、両もち梁 65（単に「梁」ともいう）における等荷重分布の一例を示す模式図である。本実施形態では、各パラメータは、以下を示す。

「P」：両もち梁 65 に対する全荷重

「 α 」：両もち梁 6 5 と測定対象部位とが接触する接触部分長さ

「 l 」：両もち梁 6 5 の長手方向の長さ

「 b 」：両もち梁 6 5 の奥行方向（短手方向）の長さ

「 h 」：両もち梁 6 5 の高さ

「 E 」：両もち梁 6 5 のヤング率

「 I 」：両もち梁 6 5 の断面 2 次モーメント

[0078] 両もち梁 6 5 の長手方向の位置（基点（図 10（A）では両もち梁 6 5 の左端）からの距離）を変数 x で表す。両もち梁 6 5 の高さ方向の位置（基点（図 10（A）では両もち梁 6 5 の上端）からの距離）を変数 y で表す。変数 y は、両もち梁 6 5 の撓み量に相当する。

[0079] 両もち梁 6 5 の撓み量（ y ）は、例えば（式 1）で表される。

[数1]

$$y = \frac{P\{-4lx^3 + (3l^2 - \alpha^2)x^2\}}{48EI} + \frac{P\left(x - \frac{l - \alpha}{2}\right)^4}{24EI\alpha} \quad \dots \text{ (式1)}$$

[0080] よって、両もち梁 6 5 の中央部（梁中央部 c 1）（ $x = l / 2$ ）における撓み量（ y （ $x = l / 2$ ））は、例えば（式 2）で表される。

[数2]

$$y\left(x = \frac{l}{2}\right) = \frac{P(2l^3 - 2l\alpha^2 + \alpha^3)}{384EI} \quad \dots \text{ (式2)}$$

[0081] よって、両もち梁 6 5 の長手方向の各位置における撓み量（ y ）の変化率（ dy / dx ）は、例えば（式 3）で表される。この変化率は、両もち梁 6 5 の長手方向の位置の微小変化に対する撓み量の変化に相当する。

[数3]

$$\frac{dy}{dx} = \frac{P\{-6lx^2 + (3l^2 - \alpha^2)x\}}{24EI} + \frac{P\left(x - \frac{l - \alpha}{2}\right)^3}{6EI\alpha} \quad \dots \text{ (式3)}$$

[0082] よって、等荷重分布の場合、梁中央部 c 1 における撓み量 (y) の変化率 (dy/dx ($x = l/2$)) は、例えば (式 4) で表される。

[数 4]

$$\frac{dy}{dx}\left(x=\frac{l}{2}\right)=0 \quad \dots \text{ (式 4)}$$

[0083] 次に、荷重分布が楔荷重分布の場合について説明する。

[0084] 図 1 1 は、両もち梁 6 5 における楔荷重分布の一例を示す模式図である。

図 1 1 に示す楔荷重分布では、両もち梁 6 5 の長手方向に沿って、荷重が段階的に大きくなっている。

[0085] 両もち梁 6 5 の撓み量 (y) は、例えば (式 5) で表される。

[数 5]

$$y = \frac{P[-2(10l^3 - 5l^2\alpha + \alpha^3)x^3 + (15l^3 - 5l^2\alpha - 5l\alpha^2 - 3\alpha^2)lx^2]}{240EI l^3} + \frac{P\left(x - \frac{l-\alpha}{2}\right)^5}{60EI\alpha^2} \quad \dots \text{ (式 5)}$$

[0086] よって、梁中央部 c 1 ($x = l/2$) における撓み量 (y ($x = l/2$)) は、例えば (式 6) で表される。

[数 6]

$$y\left(x=\frac{l}{2}\right) = \frac{P[2l^3 - 2l\alpha^2 + \alpha^3]}{384EI} \quad \dots \text{ (式 6)}$$

[0087] よって、楔荷重分布の場合、梁中央部 c 1 における撓み量 (y) の変化率 (dy/dx ($x = l/2$)) は、例えば (式 7) で表される。

[数 7]

$$\frac{dy}{dx}\left(x=\frac{l}{2}\right) = \frac{P[10l^2\alpha - 15l\alpha^2 + 6\alpha^3]}{960EI} \quad \dots \text{ (式 7)}$$

[0088] また、梁中央部 c 1 よりも基端と反対側における所定位置 ($x = l/2 + \alpha/6$) での撓み量 (y) は、例えば (式 8) で表される。

[数8]

$$y\left(x=\frac{l}{2}+\frac{\alpha}{6}\right)=\frac{P\{9(3l+\alpha)^2(15l^4-10l^3\alpha-10l^2\alpha^2+6l\alpha^3-\alpha^4)+512\alpha^3l^3\}}{233280EI l^3} \quad \dots \text{ (式8)}$$

[0089] よって、楔荷重分布の場合、梁中央部 c 1 よりも基端と反対側における所定位置 ($x = l / 2 + \alpha / 6$) での撓み量 (y) の変化率 (dy / dx ($x = l / 2$)) は、例えば (式 9) で表される。

[数9]

$$\frac{dy}{dx}\left(x=\frac{l}{2}+\frac{\alpha}{6}\right)=\frac{P\{27(3l+\alpha)(-5l^3\alpha-5l^2\alpha^2+3l\alpha^3-\alpha^4)+640\alpha^2l^3\}}{38880EI l^3} \quad \dots \text{ (式9)}$$

[0090] よって、(式 2) 及び (式 6) に示したように、等荷重分布及び楔荷重分布の場合ともに、撓み量 y ($x = l / 2$) の値、つまり梁中央部 c 1 の撓み量 y が、接触部分長さ α の 3 乗に比例する。従って、接触部分長さ α が変化し、接触面積が変化すると、両もち梁 6 5 の撓み量が大きく変化することになる。

[0091] 本実施形態では、血流量センサ 2 0 0 は、突起 6 0 を備えることで、接触面積を一定にし易くでき、接触部分長さ α を一定にし易くできるので、アクリルプレート 5 0 の撓み量を一定にし易くできる。

[0092] 次に、梁中央部 c 1 の撓み量 y と接触長さ α の変化の影響について考察する。この考察では、第 1 のシミュレーションを行った。

[0093] 図 1 2 (A) は、第 1 のシミュレーションに用いたパラメータの一例を示す模式図である。図 1 2 (B) は、梁中央部 c 1 の撓み量 y と接触長さ α との関係の一例を示すグラフである。図 1 2 (C) は、両もち梁 6 5 に対する接触長さの変化 (傾き) の影響の一例を示すグラフである。

[0094] 図 1 2 (B) により、接触長さ α が長くなる程、梁中央部 c 1 の撓み量 y が徐々に小さくなることが理解できる。

[0095] 図 1 2 (C) により、接触長さ α が短い場合、 $dy / d\alpha$ の値が 0 に近づくことが理解できる。つまり、接触長さ α の微小変化に対する撓み量 y の変化が 0 に近づき、接触長さ α の変化による撓み量 y への影響が小さいことが

分かる。

[0096] また、接触長さ α が20mm程のときに、 $dy/d\alpha$ の値が最小になり、接触長さ α が20mmよりも長くなるに連れ、 $dy/d\alpha$ の値が大きくなっている。これは、ここでは両もち梁65の長さ $l=29.5$ mmであり、接触長さ α が長さ l に近づくにつれ、撓み難くなるからである。

[0097] よって、接触長さ α が小さい方が、指FGによる血流量センサ200への接触具合が微妙に変化した場合でも、両もち梁65の撓み量 y の変化が少ないと言える。一方、接触長さ α が大きい方が、指FGによる血流量センサ200への接触具合が微妙に変化した場合に、両もち梁65の撓み量 y の変化が大きいと言える。よって、なるべく小さな接触長さ α で、つまりなるべく小さな接触面積で、血流量センサ200へ指が接触することが好ましい。

[0098] 本実施形態では、両もち梁65としてのアクリルプレート50への接触面積がなるべく小さくなるように、血流量センサ200が突起60を備える。血流量測定装置100は、指FGが突起60を介してアクリルプレート50を押下することで、血流量を測定する。これにより、ユーザは、突起60を介して、アクリルプレート50に対する接触面積を一定に小さくできる。

[0099] また、ユーザが不意に突起60の接触面を超えてアクリルプレート50をわずかに押下した場合、アクリルプレート50への接触面積が変化することとなるが、この場合のアクリルプレート50の撓み量 y の変化に対する影響を小さくできる。よって、血流量測定の測定結果が安定する。

[0100] 次に、両もち梁65がアクリルにより形成された場合の梁中央部c1の撓み量 y と接触長さ α との関係について考察する。

[0101] 図13は、両もち梁65がアクリルにより形成された場合の梁中央部c1の撓み量 y と接触長さ α との関係を示すグラフである。図13では、両もち梁65のヤング率 $E=2.2$ の場合の、接触長さ α に対する撓み量 y の理論値を示すグラフG1が示されている。この理論値は、最大値となる。また、両もち梁65のヤング率 $E=3.14$ の場合の、接触長さ α に対する撓み量 y の理論値を示すグラフG2が示されている。この理論値は、最小値となる

。

[0102] また、図 1 3 では、荷重分布が等荷重分布である場合の接触長さ α に対する撓み量 y の測定結果の平均値が示されている。ここでは、測定 1 2 回の平均値が示されている。図 1 3 により、実際の測定結果が、接触長さ α に対する撓み量 y の理論値の最大値と最小値との間に、おおよそ含まれることが理解できる。尚、測定回数 1 2 回は一例であり、他の回数でもよい。

[0103] 次に、荷重分布別の梁中央部 c 1 の撓み量 y と傾き (dy/dx) について考察する。この考察は、第 2 のシミュレーションを行った。

[0104] 図 1 4 は、第 2 のシミュレーションに用いたパラメータの一例を示す模式図である。第 2 のシミュレーションでは、荷重分布別の両もち梁 6 5 の撓み量 y や傾き θ について考察している。尚、図 1 4 では、断面 2 次モーメントの条件等の欄に、「 $b h^3$ 」が登場しているが、これは「 $b h^3$ 」を示す。つまり、各実施形態において、「 A^B 」は、「 A^B 」(A の B 乗)を示す。

[0105] 図 1 5 (A) ~ (C) は、荷重分布の一例を示す模式図である。図 1 5 (A) は、総荷重が L であり、単位面積あたりの荷重が両もち梁 6 5 の全体にわたって一定である等荷重分布であることを示す。図 1 5 (B) は、総荷重が同じく L である第 1 の楔荷重分布であることを示す。図 1 5 (C) は、総荷重が同じく L である第 2 の楔荷重分布であることを示す。

[0106] 図 1 5 (B) の第 1 の楔荷重分布では、最小の荷重位置が、図中で両もち梁 6 5 の測定対象部位との接触部分の左端 (梁中央部 c 1 から見て負方向の端部とする) である。最大の荷重位置が、図中で両もち梁 6 5 の測定対象部位との接触部分の右端 (梁中央部 c 1 から見て正方向の端部とする) である。左端から右端に向かって同量ずつ荷重が増大し、右端での荷重が左端での荷重の 2 倍になる。

[0107] 図 1 5 (C) の第 2 の楔荷重分布では、最小の荷重位置が、図中で両もち梁 6 5 の測定対象部位との接触部分の左端である。最大の荷重位置が、図中の両もち梁 6 5 の測定対象部位との接触部分の右端である。左端から右端に向かって同量ずつ荷重が増大し、左端での荷重が値 0 である。

[0108] 図 1 6 (A) は、等荷重分布での梁中央部 c 1 からの距離と両もち梁 6 5 の撓み量 y との関係の一例を示すグラフである。図 1 6 (B) は、等荷重分布での梁中央部 c 1 からの距離と両もち梁 6 5 の傾き θ との関係の一例を示すグラフである。

[0109] 等荷重分布では、両もち梁 6 5 の測定対象部位との接触部分で荷重が均一である。そのため、図 1 6 (A) に示すように、梁中央部 c 1 での撓み量 y が最大となる。従って、図 1 6 (B) に示すように、撓み量 y が最大の梁中央部 c 1 において、両もち梁 6 5 に荷重がない場合の両もち梁 6 5 の延在方向と平行（例えば水平）となり、傾き θ が値 0 となる。

[0110] 尚、傾き θ の値は、先述した、両もち梁 6 5 の長手方向（図 1 0, 図 1 1 では左右方向）の各位置における撓み量 (y) の変化率 (dy/dx) の値に相当する。

[0111] 図 1 7 (A) は、第 1 の楔荷重分布での梁中央部 c 1 からの距離と両もち梁 6 5 の撓み量 y との関係の一例を示すグラフである。図 1 7 (B) は、第 1 の楔荷重分布での梁中央部 c 1 からの距離と両もち梁 6 5 の傾き θ との関係の一例を示すグラフである。

[0112] 第 1 の楔荷重分布では、両もち梁 6 5 の測定対象部位との接触部分で荷重が不均一であり、梁中央部 c 1 から正方向に向かって徐々に荷重が大きくなっている。そのため、図 1 7 (A) に示すように、梁中央部 c 1 からやや正方向にずれた位置（ここでは、梁中央部 c 1 から + 0. 0 5 の位置）での撓み量 y が最大となる。

[0113] 従って、図 1 7 (B) に示すように、梁が延在方向と平行となり、傾き θ が値 0 となる位置は、梁中央部 c 1 からやや正方向にずれている。この場合、梁中央部 c 1 では、傾き θ が値 0. 1 4 程度となる。

[0114] 図 1 8 (A) は、第 2 の楔荷重分布での梁中央部 c 1 からの距離と両もち梁 6 5 の撓み量 y との関係の一例を示すグラフである。図 1 8 (B) は、第 2 の楔荷重分布での梁中央部 c 1 からの距離と両もち梁の傾き θ との関係の一例を示すグラフである。

- [0115] 第2の楔荷重分布では、両もち梁65の測定対象部位との接触部分で荷重が不均一であり、梁中央部c1から正方向に向かって、第1の楔荷重分布よりも急激に荷重が大きくなっている。そのため、図18(A)に示すように、梁中央部c1から正方向にずれた位置（ここでは、梁中央部c1から+0.1の位置）での撓み量 y が最大となる。
- [0116] 従って、図18(B)に示すように、梁が延在方向と平行となり、傾き θ が値0となる位置は、梁中央部c1から正方向にずれている。正方向へのずれは、第1の楔荷重分布の場合よりも大きい。また、梁中央部c1では、傾き θ が値0.40程度となり、第1の楔荷重分布の場合よりも傾きが大きくなる。
- [0117] 図19は、各荷重パターン（各荷重分布）での梁中央部c1及び最大変位部分での両もち梁65の撓み量 y 及び傾き θ を示す模式図である。
- [0118] 図19では、「A」は、荷重パターンAを示し、等荷重分布であることを示す。「B」は、荷重パターンBを示し、第1の楔荷重分布であることを示す。「C」は、荷重パターンCを示し、第2の楔荷重分布であることを示す。
- [0119] このように、第2のシミュレーションの結果により、両もち梁65の測定対象部位との接触部分への荷重が等荷重分布に近づく程、梁中央部c1での撓み量 y が小さく、傾き θ が0に近づき水平になり易いことが理解できる。
- [0120] 梁中央部c1での撓み量 y が大きくなり、傾き θ が大きくなると、第1フォトダイオード30、第2フォトダイオード40による散乱光L2、反射光L3の受光量が変化し、受光量にばらつきが生じる可能性がある。そのため、散乱光L2に基づく血流量の測定結果にばらつきが生じ、再現性が低下する可能性がある。
- [0121] これに対し、本実施形態では、プロセッサ310は、梁中央部c1における、突起60やアクリルプレート50の延在方向d1に対する突起60やアクリルプレート50の傾き θ を、第2フォトダイオード40や歪ゲージ42による検出情報に基づき導出する。血流量測定装置100は、傾き θ の値に

より、等荷重分布であるか、楔荷重分布であるか、荷重分布の偏り度合、などを判定できる。

[0122] また、ディスプレイ 330 は、プロセッサ 310 の制御により、傾き θ が閾値 t_h より大きい場合、警告情報を表示する。閾値 t_h は、例えば値 0 である。警告情報は、例えば、「真ん中を押してください」のようなメッセージが考えられる。

[0123] これにより、ユーザは、好ましい突起 60 の押下方法に係る情報を取得でき、突起 60 の中央部に指 FG を意識的に接触させることができる。例えば、ユーザとしては等荷重分布となるように突起 60 を押下しているつもりでも、楔荷重分布となっていることを理解できる。従って、第 1 フォトダイオード 30 による散乱光 L2 の受光量が安定し、血流量測定の測定精度が向上し、血流量測定の再現性を向上できる。

[0124] 尚、本実施形態では、アクリルプレート 50 は、突起 60 を介して測定対象部位（例えば指 FG）と接触するので、アクリルプレート 50 としての両もち梁 65 の測定対象部位（例えば指 FG）との接触部分は、突起 60 との接触部分となる。

[0125] 次に、血流量測定装置 100 の突起 60 の有無による血流量の測定結果の再現性について考察する。

[0126] ここでは、ラットの尾を用いて血流量の測定結果の再現性を考察しているが、人の指 FG を用いた再現性も同様であると考えられる。尚、人の指 FG を用いた場合の血流量の測定結果の再現性については、後述の第 7 の実施形態にて説明する。

[0127] 図 20 (A) は、突起 60 が設けられていない血流量測定装置 100 により測定されたラットの尾の血流量の時間変化を示すグラフである。横軸は時間（秒）を示し、縦軸は血流量（a. u.）を示す。図 20 (A) では、ラットの尾に対して麻酔が 1 % 投与され、43 g の荷重が負荷された時の測定結果を示している。

[0128] 図 20 (B) は、突起 60 が設けられた血流量測定装置 100 により測定

されたラットの尾の血流量の時間変化を示すグラフである。横軸は時間（秒）を示し、縦軸は血流量（a. u.）を示す。図20（B）では、ラットの尾に対して麻酔が1%投与され、43gの荷重が負荷された時の測定結果を示している。ここでは一例として、ラットの尾と接触する接触面、つまり第2面A×2での各辺の長さが5mm×4mmであり、高さが2mmである突起60を用いている。

[0129] 図20（A）では、血流量の測定結果にばらつきがあることが理解できる。測定結果のばらつきは、血流量測定装置100を用いてラットの尾の血流量の測定を試みた際に、血流量センサ200（例えばアクリルプレート50）にラットの尾が接触する接触位置、接触圧、接触面積、等が一定で無かったために発生したと考えられる。突起60が設けられていない場合には、ラットの尾が血流量センサ200に接触するための基準が無く、安定して接触することが困難であったと考えられる。

[0130] これに対し、図20（B）では、血流量の測定結果にばらつきが少なく、つまり再現性良く10回測定されていることを理解できる。図20（B）では、血流量測定装置100を用いてラットの尾の血流量の測定を試みた際に、血流量センサ200（例えば突起60）にラットの尾が接触する接触位置、接触圧、接触面積、等が一定であったと考えられる。突起60が、ラットの尾が血流量センサ200に接触するための基準となり、安定した血流量センサ200への接触に寄与し、再現性の良い血流量測定が可能であったと考えられる。

[0131] 尚、突起60の高さが2mmであることは一例であり、他の値であってもよい。突起60の高さは、血流量測定時に指FGが突起60に接触する際、指FGが突起60が配置されたアクリルプレート50に接触しない程度の高さであることが望ましい。

[0132] また、突起60の第2面A×2での各辺の長さが5mm×4mmであることは一例であり、他の値であってもよい。例えば、突起60の第2面A×2での各辺の長さが3mm×3mmであると、先述のように測定対象部位で接

触する接触面積が小さくなるので、測定対象部位の接触具合によるアクリルプレート50の撓み量 y の変化を抑制できる。よって、血流量測定の測定結果の安定性を増大でき、再現性を向上できる。

[0133] 次に、ラットの脱水前後の血流量について考察する。

[0134] ここでは一例として、図20(B)の場合と同様に、ラットの尾と接触する接触面での長さが5mm×4mmであり、高さが2mmである突起60を用いている。

[0135] 図21(A)は、健常なラット(脱水前のラット)の尾の血流量の時間変化を示すグラフである。図21(A)では、突起60が血流量センサ200に設けられており、ラットの体温が28.6℃であり、麻酔が1%投与され、43gの荷重が負荷された時の測定結果を示している。

[0136] 図21(B)は、脱水状態のラットの尾の血流量の時間変化を示すグラフである。図21(B)では、突起60が血流量センサ200に設けられており、ラットの体温が28.6℃であり、麻酔が1%投与され、43gの荷重が負荷された時の測定結果を示している。

[0137] 図21(A)では、ラットの尾の血流量が、概ね、値4.0～6.5で安定している。図21(B)では、ラットの尾の血流量が、概ね、値3.0～5.0で安定している。また、図21(A)に対応する健常なラットでは、平均血流量が4.98(単位の記載は割愛。以下同様。)、平均血流量振幅が0.924であるのに対し、図21(B)に対応する脱水状態のラットでは、平均血流量が3.54、平均血流量振幅が0.642であった。従って、同一のラット(言い換えると、個体)及び同一の測定条件において、健常な状態から脱水状態になるにつれて、血流量と血流量振幅において、ともに減少することが分かった。血流量が減少する理由は、健常な状態から脱水状態に移行するにつれて、例えば体内の水分の減少により、循環される血液量が減少したり、細胞成分(例えばヘマトクリット)の割合が増加したりするためであると考えられる。血流量振幅が減少する理由は、健常な状態から脱水状態に移行するにつれて、循環される血液量の減少に伴う拍動が低下した

り、脱水症による血管の伸展性が低下したりするためであると考えられる。

[0138] 従って、本実施形態のように、突起60が血流量センサ200に設けられることで、血流量の測定を再現性良く行うことができ、上述したように、測定された血流量の信頼性が高いために血流量の多寡に応じて脱水状態の有無を高精度に推定できる。また、血流量が高くなると、例えば血液中に占める血球の体積の割合を示すヘマトクリットが正常範囲値よりも高くなったり（言い換えると、脱水状態になっていたり）、或いは、例えば血液粘度が健全な状態よりも脱水状態の方が高くなったりする。このため、血流量の多寡により、脱水症状の有無の識別が容易になると考えられる。

[0139] そこで、本実施形態の血流量センサ200（例えば脱水状態識別部の一例としてのプロセッサ310）は、血流量が所定値より多い場合（例えば図21（A）に示すように、ラットの尾の血流量が概ね値4.0～6.5で安定している状態）には脱水症状ではないことを識別できる。ここで、所定値は、測定対象部位（例えばラットの尾又は人の指FG）が脱水状態であると血流量センサ200が識別するための閾値であり、例えばプロセッサ310の動作の中で規定されている。

[0140] 一方で、本実施形態の血流量センサ200（例えば脱水状態識別部の一例としてのプロセッサ310）は、血流量が上述した所定値より低い場合（例えば図21（B）に示すように、ラットの尾の血流量が概ね値3.0～5.0で安定している状態）には脱水症状であることを識別できる。言い換えると、本実施形態の血流量センサ200は、単に、測定対象部位（例えば人の指FG或いはラットの尾）を流れる血液の血流量を測定できるだけでなく、脱水症状にあるラットを高精度に識別できると言える。

[0141] また、例えば本願の一部の発明者らにより案出された関連の国際公開第2015/199159号において開示されているように、被験者が挙手することによって、その被験者の血管内圧を低下させることで、その被験者が脱水症にかかっているかどうかを検出することが知られている。一方で、本実施形態の血流量センサ200は、上述した被験者に挙手させること無く、突

起60に対して所定の接触圧を与えさせることにより、その被験者の血管内圧を相対的に低下させることで、脱水症の有無を容易かつ高精度に検出することが可能となり、以降の各実施形態の血流量センサの構成においても同様である。

[0142] また、本実施形態の血流量センサ200は、被験者に挙手させることに代わって、突起60に対して所定の接触圧を与えさせることで、例えば脱水症に限らず、強皮症や飲酒の有無も検出することが可能となり、以降の各実施形態の血流量センサの構成においても同様である。言い換えると、本実施形態の血流量センサ200は、被験者が挙手して血流量を測定する従来方法に比べて、本実施形態のように、突起60に対して所定の接触圧が加えられた上で被験者の測定対象部位（例えば指FG）における血流量を測定することで、例えば脱水症、強皮症、飲酒等の症状にかかっているかどうか、つまり、その被験者の生体情報（バイタル情報）を簡易かつ高精度に把握することができる。

[0143] 例えば同一人物であっても、突起60のような接触箇所の目安が血流量センサ200に不在である場合には、同一箇所や同一の接触面積で血流量センサ200に対して接触することが困難である。これに対し、第1の実施形態の血流量測定装置100によれば、突起60を備えることで、突起60が接触箇所の目安となり、血流量測定装置100に対する指FGの接触面積を容易に一定にできる。よって、血流量測定装置100は、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、血流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、血流量測定の再現性を向上できる。

[0144] また、同一の接触面積であっても、突起60に対する荷重分布が等荷重分布でない場合には、ディスプレイ330により警告情報を表示してもよい。これにより、ユーザは、どのような荷重分布で突起60に接触しているかを認識でき、等荷重分布となるように突起60を押下できる。これにより、ユーザによる突起60の接触具合を修正できるので、血流量測定装置100は、血流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、血流量測定の再現性を向上で

きる。

[0145] また、血流量測定装置 100 は、血流量の測定結果を基に、血圧を測定してもよい。具体的には、血流量測定装置 100 では、プロセッサ 310 は、上述のように導出された、測定値のばらつきが少なく、再現性の高い血流量の脈波振幅を基に、指 FG の平均血圧を導出（算出）してもよい。また、プロセッサ 310 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に基づいて、最高血圧を導出（算出）してもよい。また、プロセッサ 310 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に基づいて、最低血圧を導出（算出）してもよい。血流量の脈波振幅に基づく平均血圧、最高血圧、最低血圧の導出方法としては、公知の方法（例えば特許文献 2 参照）が用いられてよい。

[0146] このように、血流量測定装置 100 は、再現性の高い血流量の脈波振幅を基に、指 FG の平均血圧を導出できる。よって血流量測定装置 100 は、血圧に関しても、血圧測定の測定値のばらつきを抑制でき、血圧測定の再現性を向上できる。

[0147] （変形例）

変形例では、図 3、図 4 と比較すると、血流量センサのアクリルプレートの構成が異なる。図 22 は、変形例に係る血流量センサを示す断面図である。図 22 の血流量センサ 200 a は、図 3、図 4 の血流量センサ 200 と同様であるが、アクリルプレート 50 の代わりにアクリルプレート 50 a を備える。図 22 では、図 3 と同じ構成要素については、同一の符号を付し、その説明を省略又は簡略化する。

[0148] アクリルプレート 50 a は、突起 60 が配置されたアクリルプレート 50 a の位置を含む所定範囲において、厚肉部 54 が形成される。アクリルプレート 50 a は、アクリルプレート 50 a の厚肉部 54 以外の範囲において、薄肉部 53 が形成される。尚、厚肉部 54 及び薄肉部 53 は、異なる材料で形成されてもよい。よって、厚肉部 54 は、突起 60 に対向する位置を含む

。薄肉部 53 は、突起 60 に対向しない位置を含む。

[0149] 上記の所定範囲（つまり、突起 60 が配置されたアクリルプレート 50a の位置を含む所定範囲）では、出射光 L1 や散乱光 L2 が通過する箇所が含まれる。また、この所定範囲は、指 FG が突起 60 に接触した際に、所定値以上の応力がかかり、アクリルプレート 50a が変形を生じやすい範囲を意図している。例えば、この所定範囲は、指 FG が突起 60 に対して加圧接触した際に、指 FG が突起 60 に接触し、薄肉部 53 に接触しない程度の厚さとなっている。例えば、指 FG を用いて血流量を測定する場合、肉厚部の厚さは 2 mm 弱、薄肉部の厚さは 0.3 mm であることが想定されるが、これらの厚さは測定対象部位や血流量センサ 200 のサイズに応じて変更可能である。また、例えば測定対象部位が指 FG の場合、厚肉部 54 の長さは、直径 4.5 mm 程度である。

[0150] 厚肉部 54 では、剛性が高くなるので、突起 60 に対して指 FG により荷重がかけられても、アクリルプレート 50 の厚肉部 54 が撓み難くなり、傾き難くなる。

[0151] ここで、両もち梁 65 の撓み量（y）の算出例を示す（式 1）のパラメータ「I」は、詳細には（式 10）で示される。

[数 10]

$$I = \frac{bh^3}{12} \quad \dots \text{ (式 10)}$$

[0152] よって、（式 10）に示す「I」は、「h」つまり両もち梁 65 の高さ（厚さ）の 3 乗に比例する。そのため、（式 1）より、両もち梁 65 の高さが僅かに増大しても、両もち梁 65 の撓み量は大きく減少すると言える。

[0153] このように、変形例に係る血流量センサ 200a を備える血流量測定装置 100 によれば、アクリルプレート 50a における出射光 L1 や散乱光 L2 が通過する箇所に厚肉部 54 が形成される。よって、血流量測定装置 100 は、アクリルプレート 50a が撓み難くなることで、等荷重分布や楔荷重分

布などの荷重分布によるアクリルプレート50aの傾きへの影響を抑制できる。よって、血流量測定装置100は、第1フォトダイオード30による散乱光L2による受光量が安定し、ドップラーシフトを利用した血流量測定の測定精度が向上し、血流量測定の再現性を向上できる。

[0154] (第2の実施形態)

第2の実施形態では、第1の実施形態とは血流量測定装置における血流量センサが異なる。第1の実施形態では、血流量センサが突起60を備えることを説明したが、第2の実施形態では、血流量センサが突起60を備えていないことを説明する。また、血流量センサは、サイズが第1の実施形態と比較して小型化されており、マイクロマシンである。

[0155] 図23は、第2の実施形態における血流量センサ200Aの構成例を示す断面図である。図23において、第1の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付し、説明を省略又は簡略化する。

[0156] 血流量センサ200Aは、不図示であるが、基台10と、VCSEL20と、第1フォトダイオード30と、第2フォトダイオード40と、アクリルプレート50と、を備える。但し、血流量センサ200Aは、アクリルプレート50の指FGと対向する第2面A2に、突起を備えていない。

[0157] アクリルプレート50は、血流量測定の際に指FGと接触するが、第2面A2の全面が指FGと接触可能である。つまり、指FGのアクリルプレート50と接触する接触面の接触面積が、アクリルプレート50の第2面A2の面積と等しくなり、接触面積一定となる。これにより、アクリルプレート50の第2面A2に対して等荷重分布により押圧され易くなり、血流量測定の精度が向上する。本実施形態では、アクリルプレート50が接触部材の一例である。

[0158] 尚、本実施形態においても、第2フォトダイオード40の代わりに、歪ゲージ42が設けられてもよい。

[0159] このように、本実施形態の血流量センサ200Aを備える血流量測定装置によれば、突起60を省略しても、アクリルプレート50の全面に対して指

F Gが接触でき、接触面積を一定にできる。よって、血流量測定装置は、等荷重分布で接触し易くでき、血流量測定の精度を向上でき、血流量測定の再現性が高くなる。

[0160] (第3の実施形態)

第3の実施形態では、第1及び第2の実施形態とは血流量測定装置における血流量センサが異なる。第3の実施形態では、第2の実施形態と同様に、血流量センサが突起を有していない。また、第3の実施形態では、第2の実施形態と異なり、歪みゲージがアクリルプレート内に埋め込まれている。

[0161] 図24は、第3の実施形態における血流量センサ200Bの構成例を示す断面図である。図24において、第1又は第2の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付し、説明を省略又は簡略化する。

[0162] 血流量センサ200Bは、基台10と、VCSEL20と、第1フォトダイオード30と、歪みゲージ42Bと、アクリルプレート50Bと、を備える。但し、血流量センサ200Bは、アクリルプレート50Bの指F Gと対向する第2面A2に、突起を備えていない。

[0163] また、歪みゲージ42Bは、アクリルプレート50Bに埋め込まれている。歪みゲージ42Bの指F Gに対向する対向面A3は、アクリルプレート50の第2面A2と同一平面上に位置する。

[0164] つまり、血流量センサ200Bでは、アクリルプレート50Bに微小な歪みゲージ42Bが埋め込まれており、歪みゲージ42Bが単位面積当たりの指F Gによる撓みや傾きを検出する。撓みや傾きから、接触圧が導出される。歪みゲージ42Bは、血流量測定の際に指F Gと接触するが、対向面A3の全面が指F Gと接触可能である。つまり、指F Gのアクリルプレート50と接触する接触面の接触面積が、歪みゲージ42Bの対向面A3の面積と等しくなり、接触面積一定となる。これにより、歪みゲージ42Bの対向面A3に対して等荷重分布により押圧され易くなり、血流量測定の精度が向上する。

[0165] 歪みゲージ42Bの内部には、微小梁として金属抵抗体が内包されている。この微小梁が接触圧により変位し、撓みを検出し、つまり圧力を測定する。

即ち、圧力を決定する圧力センサとしての歪ゲージ４２Ｂに対する指ＦＧの接触面積は一定であり、歪ゲージ４２Ｂのサイズは指ＦＧよりも小さい。

[0166] このように、本実施形態の血流量センサ２００Ｂを備える血流量測定装置によれば、突起６０を省略しても、更にアクリルプレート５０Ｂの全面に対する指ＦＧの接触が困難な場合でも、圧力測定に係る歪ゲージ４２Ｂに対する指ＦＧの接触面積を一定にできる。よって、血流量測定装置は、等荷重分布で接触し易くでき、血流量測定の精度を向上でき、血流量測定の再現性が高くなる。

[0167] （第４の実施形態）

第１～第３の実施形態では、指ＦＧやラット等の生体の血流量を測定することを説明したが、第４の実施形態では、生体の血流量以外の測定対象の流量を測定することを説明する。

[0168] 図２５（Ａ）は、第４の実施形態における流量センサ２００Ｃの側面断面図である。図２５（Ｂ）は、流量センサ２００Ｃの正面断面図である。流量センサ２００Ｃにおいて、第１～第３の実施形態と同様の構成要素については、同一の符号を付し、説明を省略又は簡略化する。

[0169] 図２５（Ａ）、（Ｂ）では、一例として、測定対象部位としてのチューブ９０内を流れる血液の流量を測定することを想定している。チューブ９０は、例えば可撓性に優れる。チューブ９０は、管状部材の一例である。

[0170] 流量センサ２００Ｃは、基台１０、レーザダイオード（ＬＤ）２２、第１フォトダイオード（ＰＤ）３０、歪ゲージ４２Ｃ、ガラスプレート５０Ｃ、及び突起６０Ｃを備える。

[0171] レーザダイオード２２は、出射光Ｌ１を出射する。出射光Ｌ１は、基台１０上に配置されたミラー１２により反射され、ガラスプレート５０Ｃを透過して測定対象部位としてのチューブ９０に向かう。尚、レーザダイオード２２の代わりに、前述のＶＣＳＥＬ２０が設けられてもよい。

[0172] 第１フォトダイオード３０は、チューブ９０において出射光Ｌ１が散乱又は反射された散乱光Ｌ２を、突起６０Ｃ及びガラスプレート５０Ｃを介して

受光する。

[0173] つまり、図25(A), (B)では、レーザダイオード22からの出射光L1は、基台10のミラー12で反射され、ガラスプレート50Cを透過して、チューブ90内部の血液に向かう。ガラスプレート50Cは、凸曲面56aを有し、凸曲面56aによってレーザダイオード22の出射光L1をチューブ90内部の所定位置に集光させる。この所定位置で散乱又は反射した散乱光L2は、突起60C及びガラスプレート50Cを透過して、第1フォトダイオード30に受光される。

[0174] ガラスプレート50Cは、出射光L1及び散乱光L2の波長に対して透光性を有する。つまり、ガラスプレート50Cは、レーザダイオード22と指FGとの間、第1フォトダイオード30と指FGとの間に配置され、出射光L1及び散乱光L2を通過させる。また、図25(A), (B)では、ガラスプレート50Cは、ガラスプレート50Cの両端が基台10の上端に固定されている。そのため、ガラスプレート50Cは、両もち梁（両端固定梁）となる。ガラスプレート50Cは、透光性部材の一例である。尚、ガラスプレート50Cの代わりに、先述のアクリルプレート50が設けられてもよい。

[0175] 突起60Cは、ガラスプレート50Cのチューブ90と対向する第2面C2に配置される。突起60Cは、例えばガラスプレート50Cの中央部に配置される。突起60Cは、出射光L1及び散乱光L2の波長に対して透光性を有する。つまり、突起60Cは、レーザダイオード22とチューブ90との間、第1フォトダイオード30とチューブ90との間に配置され、出射光L1及び散乱光L2を通過させる。

[0176] 突起60Cは、例えばガラスにより形成される。この場合、ガラスプレート50Cと同様の素材となり、ガラスプレート50Cと突起60Cとの境界での屈折率差が小さくなり、光の透過性が高くなる。尚、突起60Cは、アクリル以外の透光性を有する部材で形成されてもよい。

[0177] また、突起60Cのガラスプレート50Cと接触する第1面C×1は、ガ

ラスプレート50Cの第2面C2よりも小さい（面積が小さい）。また、突起60Cのチューブ90と接触する第2面C×2の全面に、チューブ90が接触可能である。つまり、突起60の第2面C×2は、突起60Cと接触するチューブ90よりも小さい。よって、突起60Cがチューブ90により押圧される際には、突起60Cの第2面C×2の全面でチューブ90を受け、突起60Cにおける単位面積あたりの接触圧が一定になり易くなる。

[0178] このように、本実施形態の流量センサ200Cを備える流量測定装置によれば、チューブ90と突起60Cとが接触することにより、突起60Cに対する荷重が等荷重分布となり易く、チューブ90の変形量を一定に維持できる。よって、流量測定装置は、流量測定の安定性を向上でき、測定結果の再現性を向上できる。

[0179] （第5の実施形態）

第5の実施形態では、突起の周囲に指FGを支持する支持部材が設けられることを説明する。

[0180] 図26は、第5の実施形態における血流量センサ200Dの構成例を示す断面図である。図26において、第1～第4の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付し、説明を省略又は簡略化する。

[0181] 血流量センサ200Dは、基台10と、VCSEL20と、第1フォトダイオード30と、第2フォトダイオード40と、アクリルプレート50Dと、ミラー52と、突起60Dと、支持部材62を備える。

[0182] 図26では、アクリルプレート50Dと突起60Dとが一体に形成されているが、別体で形成されてもよい。突起60Dは、前述の実施形態と同様に、アクリル等の透光性部材により形成される。

[0183] 支持部材62は、例えば鉄やSUSを含んで形成され、透光性を有しなくてもよい。支持部材62は、中央部に開口部62aを有する。開口部62aの面積は、突起60Dの第2面A×2の面積よりも大きい。開口部62aは、突起60Dの第2面A×2を覆わないので、突起60Dが外部に露出した状態となる。また、開口部62aの面は、突起60Dが指FGにより押圧さ

れない状態において、突起60Dの第2面よりアクリルプレート50D側に位置する。つまり、突起60Dは、支持部材62の開口部62aから一部が突出する。よって、指FGは、支持部材62よりも先に突起60Dに接触でき、突起60Dを押下すると支持部材62により指FGが支持され、アクリルプレート50Dへの指FGの接触を抑制できる。

[0184] 支持部材62は、突起60Dに対して指FGにより荷重がかけられる際に、指FGがアクリルプレート50Dにおける突起60D以外の箇所に接触しないように、アクリルプレート50Dから離間して指FGを支持する。そのため、支持部材62により、アクリルプレート50Dに対して指FGが接触することを抑制できる。

[0185] このように、本実施形態の血流量センサ200Aを備える血流量測定装置によれば、血流量センサ200Dが支持部材62を備えることで、アクリルプレート50Dに対して指FGが接触することを抑制できる。

[0186] また、本実施形態では、撓み量、傾き、接触圧、荷重分布などは、散乱光L2の受光量に応じて導出される。また、支持部材62により、アクリルプレート50Dにおいて、所定位置（突起60Dの対向位置）で限定して指FGの押圧力を受け、他の位置で押圧力を受けることが抑制される。よって、アクリルプレート50Dの撓み量が安定し、第1フォトダイオード30による散乱光L2の受光量が安定する。従って、血流量測定装置は、ドップラーシフトを利用した血流量測定の測定精度が向上し、血流量測定の再現性を向上できる。

[0187] （第6の実施形態）

第1～第5の実施形態では、両もち梁65として、両端（2点）が基台10に固定されたアクリルプレートやガラスプレートを説明した。第6の実施形態では、周端の全部又は一部（例えば直交する線分の端部4点）が基台10に固定されたアクリルプレートやガラスプレートを説明する。

[0188] 図27（A）は、血流量センサ20Eの第1構成例を示す平面図である。図27（B）は、図27（A）のA-A'断面図である。図28（A）は、

血流量センサ２０Ｅの第２構成例を示す平面図である。図２８（Ｂ）は、図２８（Ａ）のＢ－Ｂ’断面図である。図２７（Ａ），（Ｂ）及び図２８（Ａ），（Ｂ）において、第１～第５の実施形態と同様の構成については、同一の符号を付し、説明を省略又は簡略化する。

[0189] 図２７（Ａ），（Ｂ）及び図２８（Ａ），（Ｂ）において、血流量センサ２００Ｅは、基台１０と、ＶＣＳＥＬ２０と、第１フォトダイオード３０と、第２フォトダイオード４０と、アクリルプレート５０Ｅと、ミラー５２と、支持突起５７と、ミラー保持部材５８と、突起６０Ｅと、を備える。

[0190] 図２７（Ａ），（Ｂ）及び図２８（Ａ），（Ｂ）では、アクリルプレート５０Ｅと突起６０Ｅとが一体に形成されているが、別体で形成されてもよい。突起６０Ｅは、前述の実施形態と同様に、アクリル等の透光性部材により形成される。

[0191] 図２７（Ａ），（Ｂ）では、アクリルプレート５０Ｅは、平面図において円形状に形成されているが、他の形状（例えば楕円形状）でもよい。図２８（Ａ），（Ｂ）では、アクリルプレート５０Ｅは、平面図において略正方形に形成されているが、他の形状（例えば略長方形、略四角形状以外の略多角形状）でもよい。

[0192] 図２７（Ａ），（Ｂ）及び図２８（Ａ），（Ｂ）では、アクリルプレート５０Ｅは、アクリルプレート５０Ｅの周端（周端の一部であることも含む）が基台１０の上端に固定されている。そのため、アクリルプレート５０Ｅは、周端固定梁となる。

[0193] アクリルプレート５０Ｅは、突起６０Ｅが配置されたアクリルプレート５０Ｅの位置が、厚肉部５４Ｅとなる。アクリルプレート５０Ｅは、厚肉部５４Ｅ及び基台１０に固定される位置以外の範囲において、薄肉部５３Ｅとなる。尚、厚肉部５４及び薄肉部５３は、異なる材料で形成されてもよい。厚肉部５４Ｅの厚さ（高さ）は、例えば２．３ｍｍである。薄肉部５３Ｅの厚さ（高さ）は、例えば０．３ｍｍである。

[0194] アクリルプレート５０Ｅの厚肉部５４Ｅでは、出射光Ｌ１や散乱光Ｌ２が

通過する箇所が含まれる。厚肉部 54E では、剛性が高くなるので、突起 60E に対して指 FG により荷重がかけられても、アクリルプレート 50E の厚肉部 54E が撓み難くなり、傾き難くなる。

[0195] アクリルプレート 50E の VCSEL 20 と対向する第 1 面 A1 には、1 つ以上（例えば 2 つ）の支持突起 57 が設けられる。支持突起 57 は、アクリルプレート 50E と同様に、出射光 L1 及び散乱光 L2 の波長に対して透光性を有する。支持突起 57 は、ミラー保持部材 58 を支持する。

[0196] 支持突起 57 は、アクリルプレート 50E と同様に、出射光 L1 及び散乱光 L2 の波長に対して透光性を有する。図 27 (A) 及び図 28 (A) では、ミラー保持部材 58 は、コの字型の形状を有する。尚、ミラー保持部材 58 は、これ以外の形状でもよい。ミラー保持部材 58 は、VCSEL 20 と対向する面に、ミラー 52 が設けられる（例えば貼り付けられる）。

[0197] ミラー 52 は、VCSEL 20 から出射された出射光 L1 の一部を反射し、反射光 L3 とする。尚、図 27 (A) 及び図 28 (A) では、ミラー 52 がミラー保持部材 58 のコの字型の形状の中央部に貼り付けられているが、ミラー保持部材 58 の他の位置に張り付けられてもよい。

[0198] このように、ミラー 52 は、アクリルプレート 50E の厚肉部 54E の下方に取り付けられる。ミラー 52 の位置では、剛性が高く、アクリルプレート 50E が撓み難いので、傾きにくい。よって、ミラー 52 で反射され、第 2 フォトダイオード 40 で受光される反射光 L3 の受光量が安定する。従って、血流量測定装置は、反射光 L3 を用いたアクリルプレート 50E の変位、撓み量、傾き、圧力などの測定精度を安定化できる。

[0199] 一方、厚肉部 54E に隣り合う薄肉部 53E では、アクリルプレート 50E が撓み易いので、撓み量が大きくなる。よって、血流量測定装置は、反射光 L3 の受光量に基づいてアクリルプレート 50E の変位を確実に得られ、血流量信号を導出し易くできる。

[0200] 次に、平面視において円形状のアクリルプレート 50E 周辺が基台 10 に固定された場合について考察する。

[0201] 図29(A)は、梁65E（単に「梁」ともいう）における等荷重分布の一例を示す模式図である。本実施形態では、各パラメータは、以下を示す。

梁65Eは、周端が固定された周端固定梁である。

「 q 」：梁65Eに対する単位面積あたりの荷重

「 α 」：梁65Eと測定対象部位とが接触する接触部分長さ（接触部分直径）

「 l 」：梁65Eの直径の長さ

「 h 」：梁65Eの高さ

「 E 」：梁65Eのヤング率

「 D 」：梁65Eの撓み強さ

[0202] 梁65Eの直径方向の位置（基点（図29(A)では梁65Eの中央部）からの距離）を変数 r で表す。梁65Eの高さ方向の位置（基点（図29(A)では梁65Eの上端）からの距離）を変数 y で表す。変数 y は、梁65Eの撓み量に相当する。

[0203] 梁65Eの撓み量（ y ）は、例えば（式11）で表される。

[数11]

$$y = \frac{q\alpha^2}{16D} \left\{ \left(\alpha^2 + 2r^2 \right) \ln \frac{\alpha}{l} - \frac{3}{4} \alpha^2 + l^2 - \frac{r^2 \alpha^2}{2l^2} + \frac{r^4}{4\alpha^2} \right\} \quad \dots \quad \text{(式11)}$$

[0204] 単位面積あたりの荷重 q と全荷重 P との関係は、例えば（式12）で表される。

[数12]

$$P = q \times \pi \times (\alpha/2)^2 \quad \dots \quad \text{(式12)}$$

[0205] よって、梁65Eの直径方向の各位置における撓み量（ y ）の変化率（ dy/dr ）は、例えば（式13）で表される。この変化率は、梁65Eの直径方向の位置の微小変化に対する撓み量の変化に相当する。

[数13]

$$\frac{dy}{dr} = \frac{q \alpha^4}{16 D} \left(4 r l n \frac{\alpha}{r} - \frac{r \alpha^2}{l^2} + \frac{r^3}{\alpha^2} \right) \quad \dots \quad (\text{式 1 3})$$

[0206] また、梁 6 5 E の撓み量は、（式 1 1）に示したように、接触部分長さ α の 4 乗に比例する。従って、接触部分長さ α が変化し、接触面積が変化すると、梁 6 5 E の撓み量が大きく変化することになる。

[0207] 尚、本実施形態では、梁 6 5 E における楔荷重分布の場合の数式の例示を省略したが、楔荷重分布の場合でも、梁 6 5 E の撓み量は、接触部分長さ α の 4 乗に比例する。従って、接触部分長さ α が変化し、接触面積が変化すると、梁 6 5 E の撓み量が大きく変化することになる。

[0208] 図 2 9（B）は、第 3 のシミュレーションに用いたパラメータの一例を示す模式図である。第 3 のシミュレーションでは、等荷重分布での梁 6 5 E の撓み量 y 及び傾き θ について考察している。

[0209] 図 3 0（A）は、等荷重分布での梁中央部 c 1 1 からの距離と梁 6 5 E の撓み量 y との関係の一例を示すグラフである。図 3 0（B）は、等荷重分布での梁中央部 c 1 1 からの距離と梁 6 5 E の傾き θ との関係の一例を示すグラフである。

[0210] 等荷重分布では、梁 6 5 E の測定対象部位との接触部分で荷重が均一である。そのため、図 3 0（A）に示すように、梁中央部 c 1 1 での撓み量 y が最大となる。従って、図 3 0（B）に示すように、撓み量 y が最大の梁中央部 c 1 1 において、梁 6 5 E に荷重がない場合の梁 6 5 E の延在方向と平行（例えば水平）となり、傾き θ が値 0 となる。

[0211] 尚、傾き θ の値は、先述した、梁 6 5 E の直径方向（図 2 9（A）では左右方向）の各位置における撓み量（ y ）の変化率（ dy/dr ）の値に相当する。

[0212] このように、本実施形態の血流量センサ 2 0 0 E を備える血流量測定装置は、梁 6 5 E（周端固定梁）としてのアクリルプレート 5 0 E を備える。こ

の場合でも、突起60Eを指FGにより押下することで、血流量測定装置に対する指FGの接触面積を容易に一定にできる。よって、血流量測定装置100は、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、血流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、血流量測定の再現性を向上できる。

[0213] 尚、本実施形態では、楔荷重分布での梁65Eの撓み量 y や傾き θ の詳細については説明を省略したが、第1の実施形態と同様に、梁中央部c11からずれた位置で撓み量 y が最大となり、梁中央部c11では傾き θ が値0よりも大きくなる。即ち、梁65Eの測定対象部位との接触部分への荷重が等荷重分布に近づく程、梁中央部c11での撓み量 y が小さく、傾き θ が0に近づく水平になり易い。

[0214] また、プロセッサ310は、梁中央部c11における、突起60Eやアクリルプレート50Eの延在方向d1に対する突起60Eやアクリルプレート50Eの傾き θ を、第2フォトダイオード40等による検出情報に基づき導出してもよい。血流量測定装置は、傾き θ の値により、等荷重分布であるか、楔荷重分布であるか、荷重分布の偏り度合、などを判定できる。

[0215] また、第1の実施形態と同様に、ディスプレイ330は、プロセッサ310の制御により、傾き θ が閾値 t_h （例えば値0）より大きい場合、「真ん中を押してください」等の警告情報を表示してもよい。

[0216] 尚、本実施形態では、平面視において円形状のアクリルプレート50E周辺が基台10に固定された場合の梁65Eの撓み量 y 、傾き θ などについて考察したが、平面視において略正方形形状のアクリルプレート50Eの場合においても、同様の結果が得られる。

[0217] （第7の実施形態）

本実施形態では、静電容量式センサを用いて血流量を測定することを説明する。

[0218] 図31（A）は、血流量センサ20Fの第1構成例を示す平面図である。図31（B）は、図31（A）のC-C'断面図である。図31（A）、（B）において、第1～第6の実施形態と同様の構成については、同一の符号

を付し、説明を省略又は簡略化する。

[0219] 血流量センサ20Fは、基台10と、VCSEL20と、第1フォトダイオード30と、アクリルプレート50Fと、支持突起57Fと、静電容量式センサ59と、突起60Fとを備える。つまり、第2フォトダイオード40の代わりに、静電容量式センサ59が設けられている。

[0220] 図31(A), (B)では、アクリルプレート50Fと突起60Fとが別体に形成されているが、一体で形成されてもよい。アクリルプレート50Fと突起60Fとは、前述の実施形態と同様に、アクリル等の透光性部材により形成される。

[0221] 図31(A), (B)では、アクリルプレート50Fは、平面図において円形状に形成されているが、他の形状（例えば楕円形状、略正形状、略長形状、略四角形状以外の略多角形状）でもよい。また、アクリルプレート50Fは、両もち梁でもよいし、周端固定梁でもよい。

[0222] アクリルプレート50FのVCSEL20と対向する第1面A1には、1つ以上（例えば3つ）の支持突起57Fが設けられる。支持突起57Fは、静電容量式センサ59を支持する。

[0223] 静電容量式センサ59には、2つの導体（不図示）がアクリルプレート50Fと平行に配置され、これらの導体間が電氣的に接続されている。静電容量式センサ59は、2つの導体間の静電容量を測定することで、2つの導体間の距離を測定する。突起60Fを介して指FGによりアクリルプレート50Fが押下されることで、支持突起7Fを介して1つの導体の位置が変位し、2つの導体間の距離が変化する。この場合、静電容量式センサ59は、2つの導体間の静電容量が大きくなり、2つの導体間の距離が短くなったことを検出する。この距離の変化は、アクリルプレート50Fの変位量、つまりアクリルプレート50Fの撓み量 y に相当する。つまり、静電容量式センサ59は、突起60Fが指FGにより押下されると、アクリルプレート50Fの撓み量を検出する。アクリルプレート50Fの撓み量に基づいて、突起60Fに対する接触圧やアクリルプレート50Fの傾きが検出可能である。

[0224] また、静電容量式センサ 59 の中心部、つまり静電容量式センサ 59 において出射光 L1 及び散乱光 L2 が通過する領域に、開口部 59a を有する。静電容量式センサ 59 は、開口部 59a を有することで、出射光 L1 及び散乱光 L2 の通過の遮断を回避でき、散乱光 L2 を用いた血流量の測定精度の低下を抑制できる。

[0225] このように、本実施形態の血流量センサ 200F を備える血流量測定装置は、アクリルプレート 50F の撓み量 y を検出するための静電容量式センサ 59 を備える。静電容量式センサ 59 は、透光性を有していなくても、中心部に開口部 59a を有することで、出射光 L1 及び散乱光 L2 が静電容量式センサ 59 の中心部付近を通過できる。そのため、VCSEL 20、指 FG、及び第 1 フォトダイオード 30 の間での光の進行を阻害せず、血流量測定を安定的に実施できる。また、血流量センサ 200F は、突起 60F を備えることで、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、血流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、血流量測定の再現性を向上できる。

[0226] (第 8 の実施形態)

第 1 の実施形態では、ラットの尾を用いた血流量の測定結果の再現性について説明したが、本実施形態では、人の指 FG を用いた血流量測定の測定結果の再現性について説明する。

[0227] 第 8 の実施形態の血流量センサ 200G は、第 1 ～第 7 の実施形態の血流量センサ 200G, 200A, 200B, 200D ～200F のいずれであってもよい。

[0228] 図 32 (A), (B) は、突起の有無による血流量測定の再現性を示す模式図である。図 32 (A) は、突起 60 を備える血流量センサ 200G による人の指 FG を用いた血流量の測定結果を示す。図 32 (B) は、突起を備えない血流量センサによる人の指 FG を用いた血流量の測定結果を示す。尚、突起を備えない血流量センサの構成は、突起以外の構成については、血流量センサ 200G と同様である。図 32 (A), (B) において、それぞれのグラフの横軸は、血流量測定の試行回数を示す。尚、図 32 (A), (B)

）において、縦軸の血流量での「E」は、10の指数を示す。例えば、「3.00E+08」は、「 3.00×10^8 」を示す。

[0229] 本実施形態における人の指FGを用いた血流量測定では、一例として、突起60の直径を4.5mmとし、突起60の高さ（厚み方向の長さ）を2mmとする。また、血流量の測定部位は、人の指FGとするが、人のふくらはぎでもよい。

[0230] 血流量が接触圧の影響を受けることから、まず、突起60を備える血流量センサ200Gにより、0.37Nの接触圧で10回血流量を測定した。この10回の測定結果が、図32（A）で示されている。その後、突起を備えない血流量センサにより、突起60を備える血流量センサ200Gの測定結果とほぼ同じ血流量が得られる接触圧を導出し、その接触圧で10回測定した。この10回の測定結果が、図32（B）で示されている。

[0231] 図32（A）を参照すると、10回の血流量の測定値の平均値Ave1が約 1.80×10^8 であり、各測定値が約 $1.70 \sim 2.00 \times 10^8$ の範囲に収まっていることが理解できる。図32（B）を参照すると、10回の血流量の測定値の平均値Ave2が約 1.60×10^8 であり、各測定値が約 $1.10 \sim 2.40 \times 10^8$ の範囲に収まっていることが理解できる。つまり、突起有りの場合、突起無しの場合と比較して、血流量の測定値のばらつきが小さいことが理解できる。

[0232] このように、本実施形態の血流量センサ200Gを備える血流量測定装置は、突起60を備えることで、突起60が接触箇所を目安となり、血流量測定装置100に対する人の指FGの接触面積を容易に一定にできる。よって、血流量測定装置100は、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、血流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、血流量測定の再現性を向上できる。

[0233] 次に、人の運動前、運動中、運動後のそれぞれの状態における測定対象部位（例えば指FG）の血流量の測定の実験結果について考察する。

[0234] この考察の目的は、人が運動前の平静時、運動中、運動後のそれぞれの状

態において、心拍数や血圧の上昇に従って、第１～第８の各実施形態のいずれか（例えば、第１の実施形態）の血流量センサ（例えば血流量センサ２００）により測定された血流量の測定結果がどのような変化を示すかを比較することである。

[0235] 血流量の測定の実験は、次の条件下で行われた。

実験場所：

空調により室温が一定温度に保たれた屋内（例えば被験者が運転操作するエアロバイク（登録商標）が設置された実験室）

実験方法：

（１）被験者（例えば２０代の男性）の左上腕に血圧計のカフ（不図示）を巻く。

（２）同被験者の右手人差し指（例えば指ＦＧ）を測定対象部位とし、例えば第１の実施形態の血流量センサ２００を用いて、血流量を測定（心臓と同じ高さで測定）し、中指に指温度計（不図示）を貼り付けた。

（３）右手を対象として、同被験者の血流量及び指温度がそれぞれ測定され、更に、実験場所の室温や湿度も記録された。

（４）左上腕を対象として、同被験者の血圧が測定された。

[0236] 測定を行ったタイミングは、次の通りである。

（運動前）平静時

→（運動中）運動開始から５分後

→（運動後）運動終了から２分後

[0237] 運動強度は、次の通りである。

[0238] 被験者は、例えばエアロバイク（登録商標）に跨り、中程度（つまり、心拍数が１１０～１２０ｂｐｍとなる程度）に、ペダルの回転速度が一定となるように漕いだ。

[0239] 図３３は、運動前（つまり、平静時）において、血流量センサ２００の突起６０に対する接触圧を徐々に下げた時の被験者の指ＦＧにおける血流量の時間変化例を示すグラフである。図３４は、運動中において、血流量センサ

200の突起60に対する接触圧を徐々に下げた時の被験者の指FGにおける血流量の時間変化例を示すグラフである。図35は、運動後において、血流量センサ200の突起60に対する接触圧を徐々に下げた時の被験者の指FGにおける血流量の時間変化例を示すグラフである。

[0240] 図33に示すように、プロセッサ310の制御に基づくアクチュエータ（例えば図7では不図示）の駆動により、例えば被験者の指FGが載置される突起60を有する血流量センサ200を支持するフレーム（不図示）内に設けられた接触圧センサ（不図示）を、実験場所の床面（つまり、地面に水平な面）に対して垂直な鉛直上下方向に移動させる。これにより、被験者の指FGが突起60に接触する時の接触圧を任意に変更可能である。なお、被験者の指FGが突起60に接触する時の接触圧を変更する方法は、上述した方法に限定されない。

[0241] 上述した接触圧の変更方法を用いて、先ず、運動前（つまり、平静時）において、被験者の指FGを測定対象部位とした血流量の測定が行われた。

[0242] 測定結果としては、次のデータが得られた。

最高血圧：132 mmHg

最低血圧：75 mmHg

心拍数：79 bpm

平均血圧：94 mmHg

脈拍：57 mmHg

指尖温度：35.5度

室温：21度

湿度：53%

（結果）

図33に示すように、接触圧が徐々に下がるにつれて、反対に血流量は徐々に増加した結果が得られた。測定開始後の10秒から50秒が経過するまでの血流量については、血流量の最大値が36.36（単位は割愛。以下同様。）、血流量の最小値が4.56で、差分が31.80となった。血流量

の上昇率（言い換えると、図 3 3 に示す血流量の時間変化率を示す傾き）は、0.795 となった。

[0243] 次に、運動中において、被験者の指 F G を測定対象部位とした血流量の測定が行われた。図 3 4 に示すように、運動前（つまり、平静時）と同様に、接触圧が徐々に下がるにつれて、反対に血流量は徐々に増加した結果が得られた。

[0244] 測定結果としては、次のデータが得られた。

最高血圧：160 mmHg

最低血圧：93 mmHg

心拍数：119 bpm

平均血圧：115 mmHg

脈拍：67 mmHg

指尖温度：36.2 度

室温：20.9 度

湿度：53%

（結果）

運動による効果（例えば運動の重樹に基づく血行の良好）により、運動前（つまり、平静時）と比べて、それぞれの測定値が相対的に上昇した。測定開始後の 7 秒から 47 秒が経過するまでの血流量については、血流量の最大値が 58.22、血流量の最小値が 9.86 で、差分が 48.36 となった。血流量の上昇率（言い換えると、図 3 4 に示す血流量の時間変化率を示す傾き）は、1.209 となり、運動前（つまり、平静時）に比べて上昇した。

[0245] 最後に、運動後において、被験者の指 F G を測定対象部位とした血流量の測定が行われた。図 3 5 に示すように、運動前（つまり、平静時）や運動中と同様に、接触圧が徐々に下がるにつれて、反対に血流量は徐々に増加した結果が得られた。

[0246] 測定結果としては、次のデータが得られた。

最高血圧：160 mmHg

最低血圧：93 mmHg

心拍数：119 bpm

平均血圧：115 mmHg

脈拍：67 mmHg

指尖温度：36.2度

室温：20.9度

湿度：53%

(結果)

運動後であるためか、一部の測定値については、運動中の時から下がった。しかし、運動による効果（例えば運動の重樹に基づく血行の良好）により、運動前（つまり、平静時）や運動中と比べて、血流量の上昇率（言い換えると、図35に示す血流量の時間変化率を示す傾き）は、上昇した。測定開始後の7秒から37秒が経過するまでの血流量については、血流量の最大値が52.00、血流量の最小値が6.02で、差分が45.98となった。血流量の上昇率（言い換えると、図35に示す血流量の時間変化率を示す傾き）は、1.533となり、運動前（つまり、平静時）や運動中に比べて上昇した。

[0247] また、この実験では、上述した被験者の他に、2人の被験者も同様に実験対象と含め、計3人の被験者について、被験者毎の相違が見られるかどうかの観察も行われた。本開示に係る血流量センサ（例えば第1の実施形態の血流量センサ200）は、測定値としての血流量を用いて、1心拍当たりの血流量（つまり、1回拍出量）を算出することができる。ここでは、説明を簡単にするために、第1の実施形態の血流量センサ200を例示して説明するが、他の実施形態の血流量センサを用いても同様に、1回拍出量を測定可能であることは言うまでもない。

[0248] 具体的には、流量測定部の一例としてのプロセッサ310は、図33～図35に示す血流量の時間変化を基に、60を1心拍（つまり、周期的な変動

を繰り返す血流量の1周期相当分)にかかる時間($t_2 - t_1$)で除算した値(つまり、(式14)参照)を、先ず心拍数bpmとして算出する。時刻 t_1 は1心拍分の血流量の1周期の開始時刻、時刻 t_2 は1心拍分の血流量の1周期の終了時刻をそれぞれ示す。なお、プロセッサ310は、指FGにかかる接触圧が例えば80mmHgである時に、(式14)に従って算出している。

[数14]

$$bpm = \frac{60}{t_2 - t_1} \dots (\text{式14})$$

[0249] また、流量測定部の一例としてのプロセッサ310は、図33～図35に示す血流量の時間変化を基に、所定回数分(例えば3心拍)にかかる時間($t_4 - t_1$)における血流量の積分値の平均値((式15)参照)により、1回拍出量Sを算出する。時刻 t_4 は、時刻 t_1 を開始時刻とした3心拍分の血流量の3周期の終了時刻を示す。なお、プロセッサ310は、指FGにかかる接触圧が例えば80mmHgである時に、(式15)に従って算出している。(式15)において、Bは、指FGにかかる接触圧が例えば80mmHgである時に測定された時刻 $t_1 \sim t_4$ における血流量を示す。

[数15]

$$S = \frac{\int_{t_1}^{t_4} B(= \text{Blood flow}) dt}{3} \dots (\text{式15})$$

[0250] また、流量測定部の一例としてのプロセッサ310は、図33～図35に示す血流量の時間変化と(式14)及び(式15)の算出結果とを用いて、(式16)に従って、心拍出量SAを算出する。なお、プロセッサ310は、指FGにかかる接触圧が例えば80mmHgである時に、(式16)に従って算出している。

[数16]

$$SA = \frac{S}{1000} \times bpm... (式16)$$

[0251] 図36 (A) は、3人の被験者の平均血圧の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフである。図36 (B) は、3人の被験者の心拍数の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフである。図36 (C) は、3人の被験者の1心拍当たりの血流量の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフである。図36 (D) は、3人の被験者の全拍出量の運動前、運動中、運動後のそれぞれの変化例を示すグラフである。

[0252] 図36 (A) ～図36 (D) において、横軸は被験者3人の運動前（つまり、平静時）、運動中、運動後の状態を示し、縦軸はそれぞれ平均血圧 [mmHg]、心拍数 [bpm]、1心拍当たりの血流量 [ml]、全拍出量 [L/min] を示し、それぞれ被験者3人の運動前（つまり、平静時）の状態を基準値（例えばゼロ）となるように作成されている。

[0253] 図36 (A), (B) では、被験者3人の平均血圧及び心拍数は運動前（つまり、平静時）が最も小さく、運動中に最も高く、運動後には運動前（つまり、平静時）と同じくらいにまで下がっている。つまり、運動によって平均血圧及び心拍数がともに上昇したことが示されている。

[0254] ところが、図36 (C) に示すように、被験者3人の1心拍当たりの血流量（（式15）参照）は、運動前（つまり、平静時）が最も小さく、運動中、運動後と時間が経過するにつれて徐々に増加している。これは、それぞれの被験者3人において、運動によって、1心拍当たりの血流量が増大し、体内の細胞を正常に機能させるための血液の流れ（つまり、血行）が改善されたことを裏付けていると推測される。

[0255] 図36 (D) では、被験者3人の全拍出量は運動前（つまり、平静時）が

最も小さく、運動中に最も高く、運動後には運動中より若干低下している。

[0256] 以上により、本開示に係る血流量センサ（例えば第1の実施形態の血流量センサ200）によれば、血流量の時間変化を基に、指FGにかかる接触圧が所定値（例えば80mmHg）である時に、例えば3心拍にかかる時間（ $t_4 - t_1$ ）における血流量の積分値の平均値（（式15）参照）により、1回拍出量（つまり、1心拍当たりの血流量）を算出することができる。これにより、血流量センサ200は、健康の増進を促すための指標の一例としての1回拍出量（つまり、1心拍当たりの血流量）を簡易かつ高精度に算出することができる。

[0257] 以上、図面を参照しながら実施形態について説明したが、本開示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、各種の変更例また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開示の技術的範囲に属するものと了解される。

[0258] 上記実施形態では、アクリルプレートやガラスプレートを例示したが、アクリル膜やガラス膜であってもよい。また、出射光L1及び散乱光L2に対して透光性を有する他の板状部材や膜であってもよい。

[0259] 上記実施形態では、測定対象部位は、生体（例えば人、牛、ラット）の指FGや尾でもよいし、他の部位（例えば額、手首、足首、その他の部位）であってもよい。また、第4の実施形態では、測定対象部位は、チューブ90に限らず、他の測定対象の部位であってもよい。

[0260] 上記実施形態では、警告情報がディスプレイ330により表示されることを例示したが、他の出力態様で警告情報が出力されてもよい。例えば、警告情報が文字情報ではなく、例えば、LED（Light Emitting Diode）が、警告を示す色で点灯や点滅してもよい。また、警告情報がスピーカ（不図示）により音声出力されてもよいし、バイブレータ（不図示）により警告情報を示す振動パターンで振動してもよい。

[0261] 上記実施形態では、突起が1つ設けられることを例示したが、突起は複数

設けられてもよい。

[0262] (本開示の一形態の概要)

本開示の一形態の流量測定装置は、測定対象部位に光を出射する光源と、光源から出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能な接触部材と、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、を備える。

[0263] この構成により、流量測定装置は、流量測定装置に対する測定対象部位の接触面積を一定にできる。よって、流量測定装置は、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、流量測定の再現性を向上できる。

[0264] 本開示の一形態の流量測定装置は、光源及び受光素子の少なくとも一部を覆い、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有する透光性部材を備え、接触部材は、透光性部材の測定対象部位に対向する面に配置された突起である。

[0265] この構成により、流量測定装置は、流量測定に係る構成部を内包する透光性部材の面が測定対象部位よりも大きくても、つまり流量測定装置は測定対象部位より大きくても、流量測定装置に対する測定対象部位の接触面積を一定にできる。

[0266] 本開示の一形態の流量測定装置は、透光性部材は、当該透光性部材の延在方向において、突起に対向する第1の位置が、突起に対向しない第2の位置よりも厚く形成される。

[0267] この構成により、流量測定装置は、突起を介して測定対象部位から接触圧を受けた透光性部材が撓み難くなり、流量測定の測定精度の劣化を抑制できる。よって、流量測定装置は、流量測定の再現性を向上できる。

[0268] 本開示の一形態の流量測定装置は、透光性部材の少なくとも一部を包囲し、測定対象部位が接触部材に接触された状態で測定対象部位の一部を支持す

る支持部材を備え、支持部材は、測定対象部位が接触部材に接触する面に対向する開口部を有する。

[0269] この構成により、流量測定装置は、測定対象部位が不用意に透光性部材に接触することを抑制できる。よって、流量測定装置は、透光性部材の撓み量が安定するので、撓み量に基づく流量測定の測定精度が向上し、流量測定の再現性を向上できる。

[0270] 本開示の一形態の流量測定装置は、光源及び受光素子を収容する基台を備え、透光性部材の両端は、基台の両端に固定される。

[0271] この構成により、流量測定装置は、透光性部材が両端固定梁として動作する場合でも、撓み量に基づく流量測定の測定精度が向上し、流量測定の再現性を向上できる。

[0272] 本開示の一形態の流量測定装置は、光源及び受光素子を収容する基台を備え、透光性部材の周端は、基台の周端に固定される。

[0273] この構成により、流量測定装置は、透光性部材が周端固定梁として動作する場合でも、撓み量に基づく流量測定の測定精度が向上し、流量測定の再現性を向上できる。

[0274] 本開示の一形態の流量測定装置は、流量測定部が、接触部材における接触圧、及び、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量、を測定する。

[0275] この構成により、流量測定装置は、例えば接触部材における接触圧を意図的に変更させ、血流量の測定に適した接触圧を探りながら血流量を測定でき、血流量の測定精度を向上できる。

[0276] 本開示の一形態の流量測定装置は、流量測定部が、接触部材への接触圧が所定の接触圧である場合、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する。

[0277] この構成により、流量測定装置は、比較的大きな脈波振幅を測定可能な所定の接触圧で液体の流量を測定することで、血流量測定を安定して実施でき、再現性の高い血流量の測定値を得ることができる。

- [0278] 本開示の一形態の流量測定装置は、接触部材の基準方向に対する傾きが所定以上である場合、警告情報を出力する出力部を備える。
- [0279] この構成により、測定対象部位による接触部材の押圧が接触部材の接触面に対して均等になるようにユーザに提示でき、等分布荷重となるようユーザに促すことができる。
- [0280] 本開示の一形態の流量測定装置は、液体の流量が、血流量である。
- [0281] この構成により、流量測定装置は、血流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、血流量測定の再現性を向上できる。
- [0282] 本開示の一形態の流量測定装置は、液体の流量が、管状部材を流れる液体の流量である。
- [0283] この構成により、例えば、点滴時のチューブ内を流れる点滴液の流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、点滴液の流量測定の再現性を向上できる。
- [0284] 本開示の一形態の流量測定装置は、流量測定部により測定された測定対象部位を流れる液体の流量に基づいて、測定対象部位における脱水状態の有無を識別する脱水状態識別部、を更に備える。
- [0285] この構成により、流量測定装置は、突起にかかる接触圧の安定性に基づいて測定された血流量の信頼性が高いので、血流量の多寡に応じて、測定対象部位における脱水状態の有無を高精度に推定できる。
- [0286] 本開示の一形態の流量測定装置は、測定された前記測定対象部位を流れる液体の、所定回数分の周期に相当する流量に基づいて、1心拍当たりの血流量を示す1回拍出量を算出する。
- [0287] この構成により、流量測定装置は、突起にかかる接触圧の安定性に基づいて測定された血流量の信頼性が高いので、健康の増進を促すための指標の一例としての1回拍出量（つまり、1心拍当たりの血流量）を簡易かつ高精度に算出することができる。
- [0288] 本開示の一形態の流量測定装置は、測定対象部位に光を出射する光源と、光源から出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有する透光性部

材と、透光性部材に埋め込まれ、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能であり、測定対象部位の接触による接触圧を検出する圧力センサと、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、を備える。

[0289] この構成により、流量測定装置は、透光性部材に埋め込まれた圧力センサに対する測定対象部位の接触面積を一定にできる。よって、流量測定装置は、圧力センサにより検出される単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、流量測定の再現性を向上できる。

[0290] 本開示の一形態の圧力測定装置は、測定対象部位に光を出射する光源と、光源から出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能な接触部材と、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、測定対象部位の流量の脈波振幅を基に、測定対象部位を流れる液体の圧力を測定する圧力測定部と、を備える。

[0291] この構成により、圧力測定装置は、圧力測定装置に対する測定対象部位の接触面積を一定にできる。よって、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、流量測定の再現性を向上できる。従って、圧力測定装置は、流量測定の測定値に基づいて導出される圧力測定の測定値のばらつきを抑制でき、圧力測定の再現性を向上できる。

[0292] 本開示の一形態の流量測定方法は、流量測定装置における流量測定方法であって、測定対象部位に光を出射し、出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光し、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定し、接触部材は、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能である。

[0293] この方法により、流量測定装置は、流量測定装置に対する測定対象部位の

接触面積を一定にできる。よって、流量測定装置は、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、流量測定の再現性を向上できる。

[0294] 本開示の一形態の圧力測定方法は、圧力測定装置における圧力測定方法であって、測定対象部位に光を出射し、出射された出射光が測定対象部位で散乱された散乱光を受光し、散乱光に基づいて測定対象部位を流れる液体の流量を測定し、測定対象部位の流量の脈波振幅を基に、測定対象部位を流れる液体の圧力を測定し、接触部材は、出射光の波長及び散乱光の波長に対して透光性を有し、測定対象部位と対向する対向面の全面に対して測定対象部位が接触可能である。

[0295] この構成により、圧力測定装置は、圧力測定装置に対する測定対象部位の接触面積を一定にできる。よって、単位面積あたりの接触圧を一定にし易くなり、流量測定の測定値のばらつきを抑制でき、流量測定の再現性を向上できる。従って、圧力測定装置は、流量測定の測定値に基づいて導出される圧力測定の測定値のばらつきを抑制でき、圧力測定の再現性を向上できる。

[0296] なお、本出願は、2016年5月31日出願の日本特許出願（特願2016-109557）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

[0297] 本開示は、液体流量の測定精度を向上でき、測定値の再現性を向上できる流量測定装置、流量測定方法、圧力測定装置、及び圧力測定方法等に有用である。

符号の説明

[0298] 10 基台
10a 収容空間
12 ミラー
20 VCSEL
22 レーザダイオード

30 第1フォトダイオード
40 第2フォトダイオード
42, 42B, 42C 歪ゲージ
50, 50a, 50B, 50D, 50E, 50F アクリルプレート
50C ガラスプレート
52 ミラー
53, 53E 薄肉部
54, 54E 厚肉部
56a 凸曲面
57, 57F 支持突起
58 ミラー保持部材
59 静電容量式センサ
59a 開口部
60, 60C, 60D, 60E, 60F 突起
65 両もち梁
65E 梁
70 ガイドレール
72 ベース
74 分銅
82 クリップ
82a クリップ上部
82b クリップ下部
84 板ばね
86 ねじ
90 チューブ
100 血流量測定装置
200, 200a, 200B, 200D, 200E, 200F 血流量センサ

2 0 0 C 流量センサ

3 0 0 電子機器

1 0 0 0 血流量測定システム

請求の範囲

- [請求項1] 測定対象部位に光を出射する光源と、
 前記光源から出射された出射光が前記測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、
 前記出射光の波長及び前記散乱光の波長に対して透光性を有し、前記測定対象部位と対向する対向面の全面に対して前記測定対象部位が接触可能な接触部材と、
 前記散乱光に基づいて前記測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、を備える、
 流量測定装置。
- [請求項2] 請求項1に記載の流量測定装置であって、
 前記光源及び前記受光素子の少なくとも一部を覆い、前記出射光の波長及び前記散乱光の波長に対して透光性を有する透光性部材、を更に備え、
 前記接触部材は、前記透光性部材の前記測定対象部位に対向する面に配置された突起である、
 流量測定装置。
- [請求項3] 請求項2に記載の流量測定装置であって、
 前記透光性部材は、当該透光性部材の延在方向において、前記突起に対向する第1の位置が、前記突起に対向しない第2の位置よりも厚く形成された、
 流量測定装置。
- [請求項4] 請求項2又は3に記載の流量測定装置であって、
 前記透光性部材の少なくとも一部を包囲し、前記測定対象部位が前記接触部材に接触された状態で前記測定対象部位の一部を支持する支持部材、を更に備え、
 前記支持部材は、前記測定対象部位が前記接触部材に接触する面に対向する開口部を有する、

流量測定装置。

[請求項5] 請求項2～4のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって、
前記光源及び前記受光素子を収容する基台、を更に備え、
前記透光性部材の両端は、前記基台の両端に固定された、
流量測定装置。

[請求項6] 請求項2～4のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって、
前記光源及び前記受光素子を収容する基台、を更に備え、
前記透光性部材の周端は、前記基台の周端に固定された、
流量測定装置。

[請求項7] 請求項1～6のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって、
前記流量測定部は、前記接触部材における接触圧、及び、前記散乱
光に基づいて前記測定対象部位を流れる液体の流量、を測定する、
流量測定装置。

[請求項8] 請求項7に記載の流量測定装置であって、
前記流量測定部は、前記接触部材への接触圧が所定の接触圧である
場合、前記散乱光に基づいて前記測定対象部位を流れる液体の流量を
測定する、
流量測定装置。

[請求項9] 請求項1～8のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって、
前記接触部材の基準方向に対する傾きが所定以上である場合、警告
情報を出力する出力部、を更に備える、
流量測定装置。

[請求項10] 請求項1～9のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって、
前記液体の流量は、血流量である、
流量測定装置。

[請求項11] 請求項1～10のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって
、
前記液体の流量は、管状部材を流れる液体の流量である、

流量測定装置。

[請求項12] 請求項1～11のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって

、

前記流量測定部により測定された前記測定対象部位を流れる液体の流量に基づいて、前記測定対象部位における脱水状態の有無を識別する脱水状態識別部、を更に備える、

流量測定装置。

[請求項13] 請求項1～12のうちいずれか一項に記載の流量測定装置であって

、

前記流量測定部は、測定された前記測定対象部位を流れる液体の、所定回数分の周期に相当する流量に基づいて、1心拍当たりの血流量を示す1回拍出量を算出する、

流量測定装置。

[請求項14] 測定対象部位に光を出射する光源と、

前記光源から出射された出射光が前記測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、

前記出射光の波長及び前記散乱光の波長に対して透光性を有する透光性部材と、

前記透光性部材に埋め込まれ、前記測定対象部位と対向する対向面の全面に対して前記測定対象部位が接触可能であり、前記測定対象部位の接触による接触圧を検出する圧力センサと、

前記散乱光に基づいて前記測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、を備える、

流量測定装置。

[請求項15] 測定対象部位に光を出射する光源と、

前記光源から出射された出射光が前記測定対象部位で散乱された散乱光を受光する受光素子と、

前記出射光の波長及び前記散乱光の波長に対して透光性を有し、前

記測定対象部位と対向する対向面の全面に対して前記測定対象部位が接触可能な接触部材と、

前記散乱光に基づいて前記測定対象部位を流れる液体の流量を測定する流量測定部と、

前記測定対象部位の前記流量の脈波振幅を基に、前記測定対象部位を流れる液体の圧力を測定する圧力測定部と、を備える、

圧力測定装置。

[請求項16] 接触部材を用いて流量を測定する流量測定装置を用いた流量測定方法であって、

測定対象部位に光を出射するステップと、

出射された出射光が前記測定対象部位で散乱された散乱光を受光するステップと、

前記散乱光に基づいて前記測定対象部位を流れる液体の流量を測定するステップと、を有し、

前記接触部材は、前記出射光の波長及び前記散乱光の波長に対して透光性を有し、前記測定対象部位と対向する対向面の全面に対して前記測定対象部位が接触可能である、

流量測定方法。

[請求項17] 接触部材を用いて圧力を測定する圧力測定装置を用いた圧力測定方法であって、

測定対象部位に光を出射するステップと、

出射された出射光が前記測定対象部位で散乱された散乱光を受光するステップと、

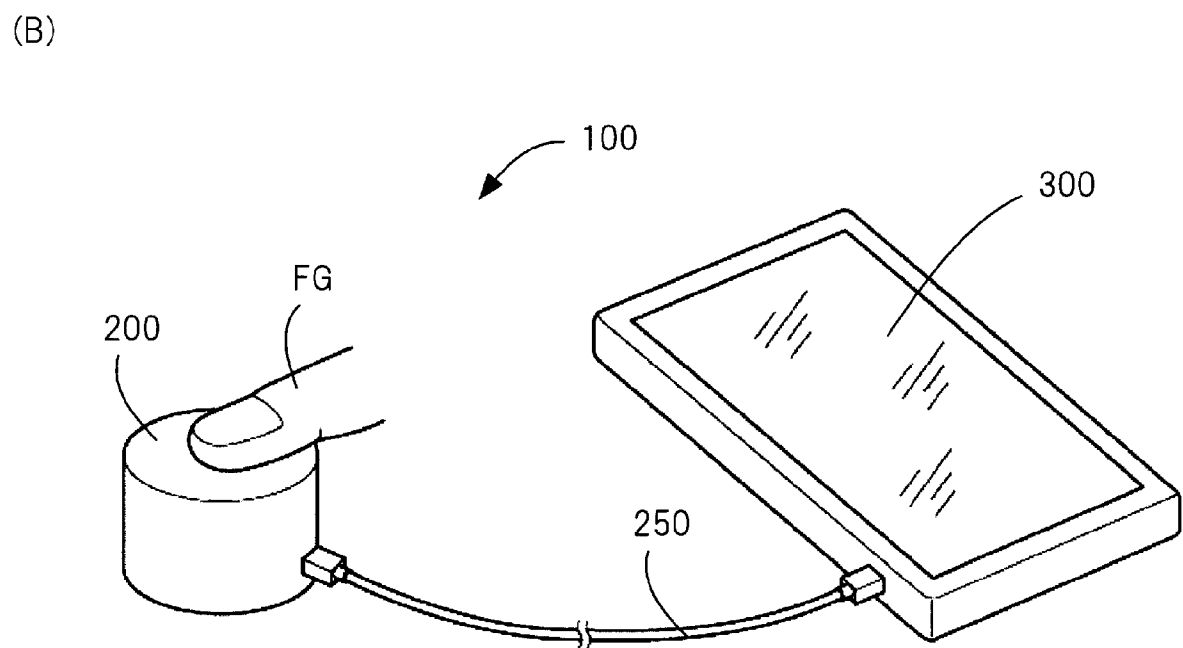
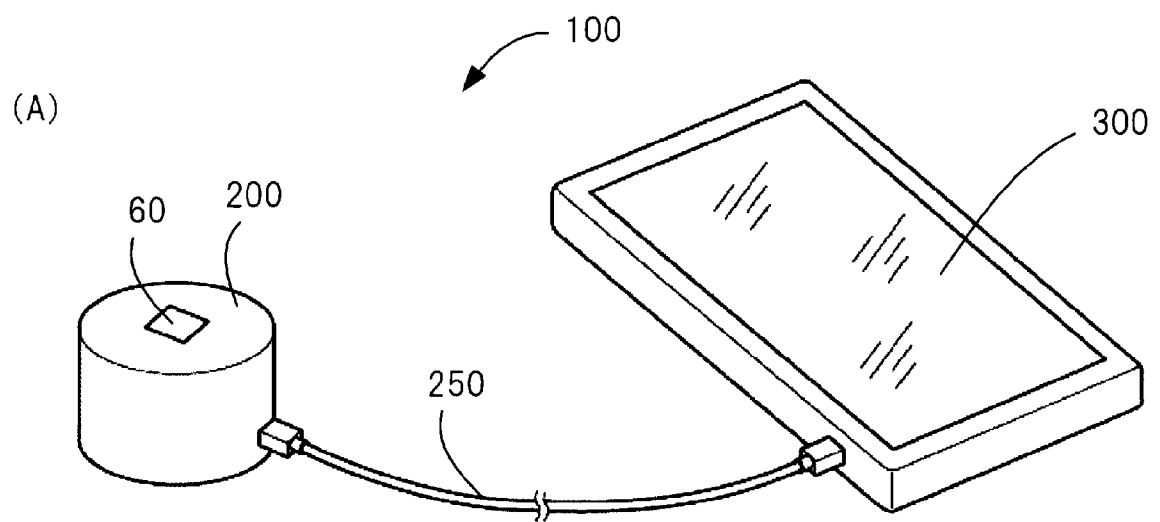
前記散乱光に基づいて前記測定対象部位を流れる液体の流量を測定するステップと、

前記測定対象部位の前記流量の脈波振幅を基に、前記測定対象部位を流れる液体の圧力を測定するステップと、を有し、

前記接触部材は、前記出射光の波長及び前記散乱光の波長に対して

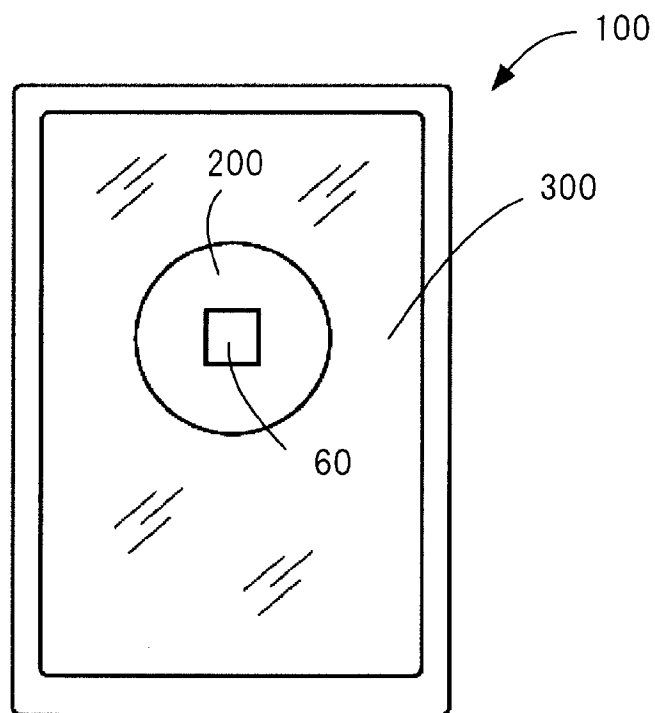
透光性を有し、前記測定対象部位と対向する対向面の全面に対して前記測定対象部位が接触可能である、
圧力測定方法。

[図1]

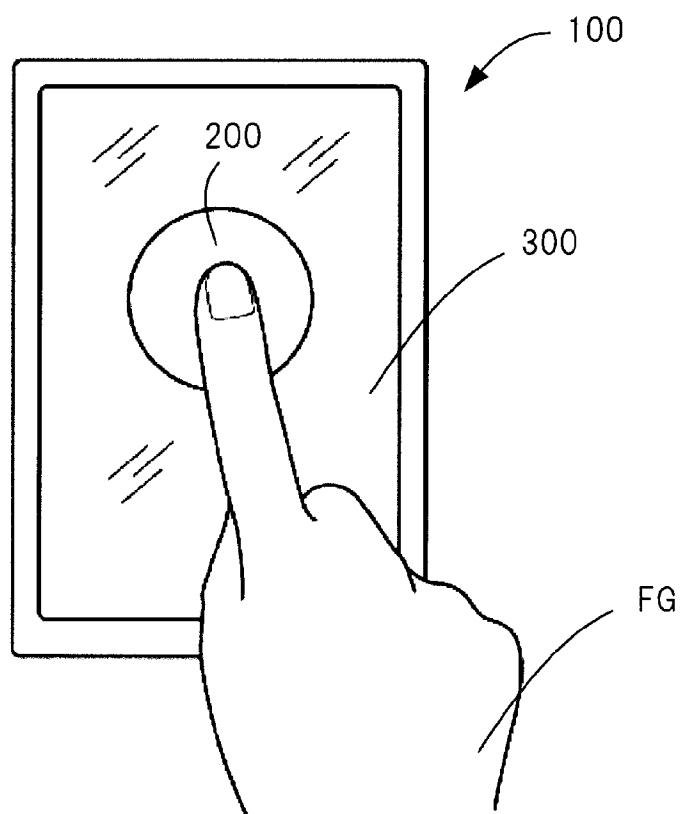


[図2]

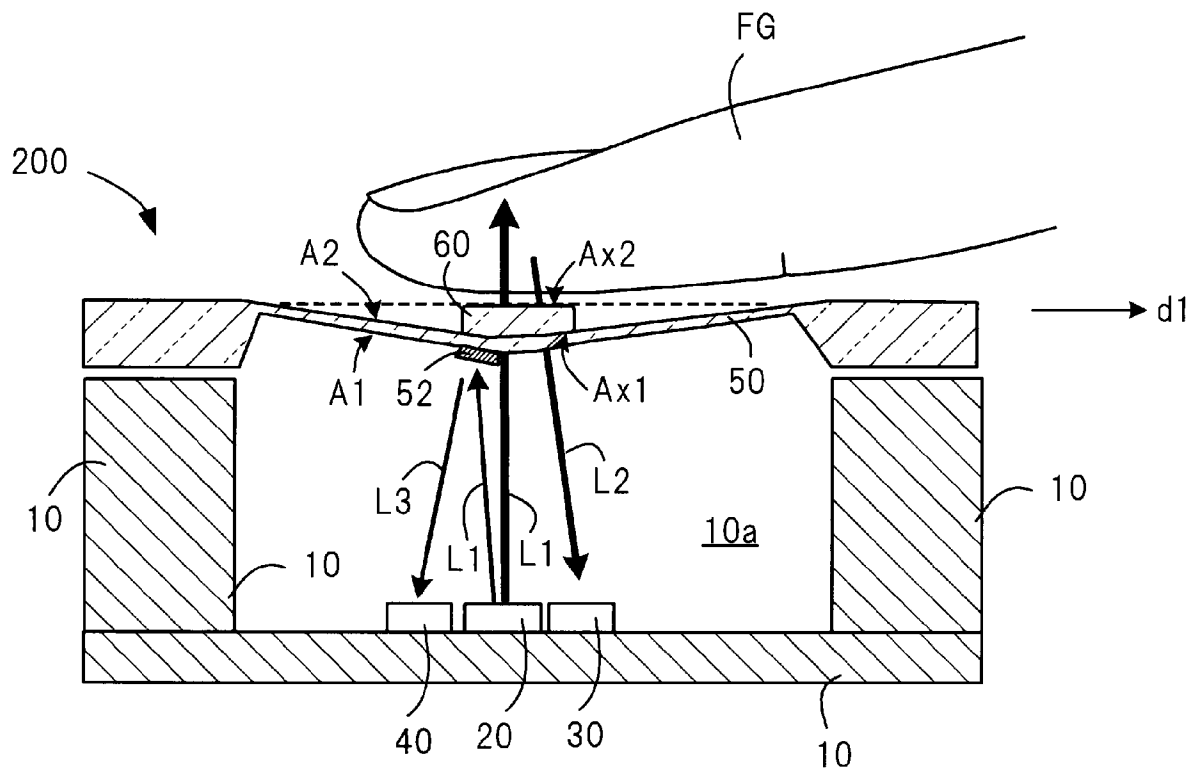
(A)



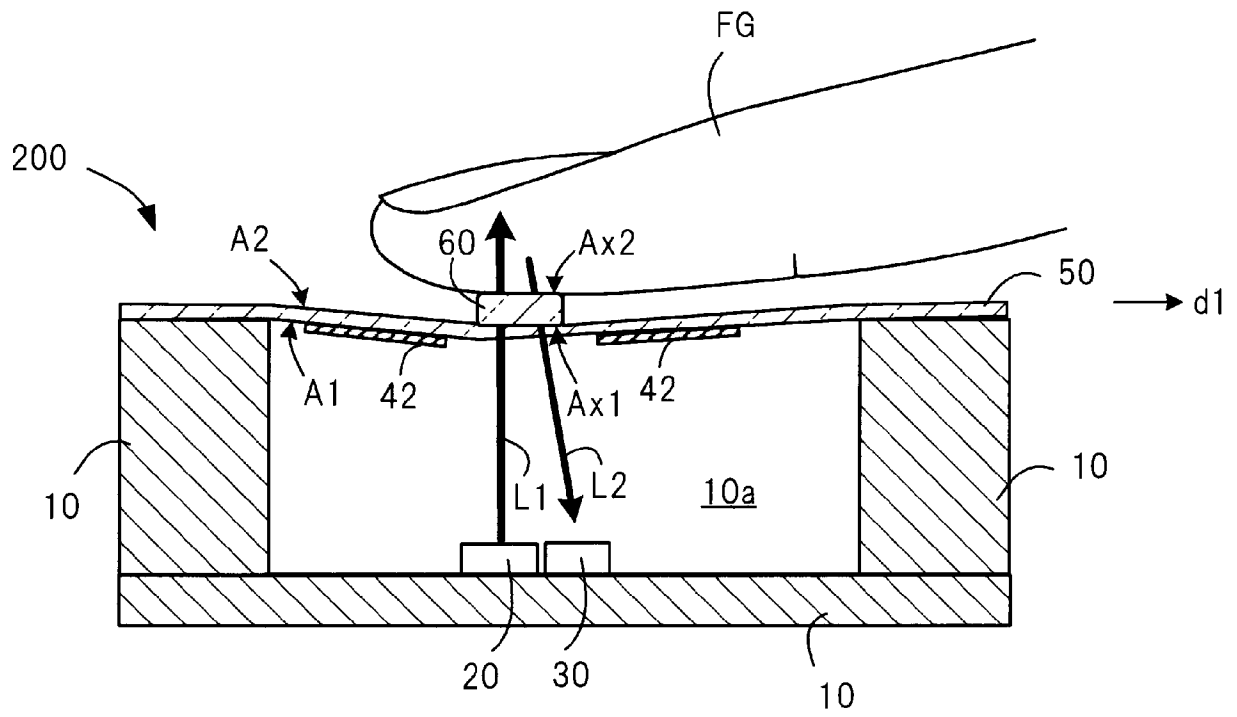
(B)



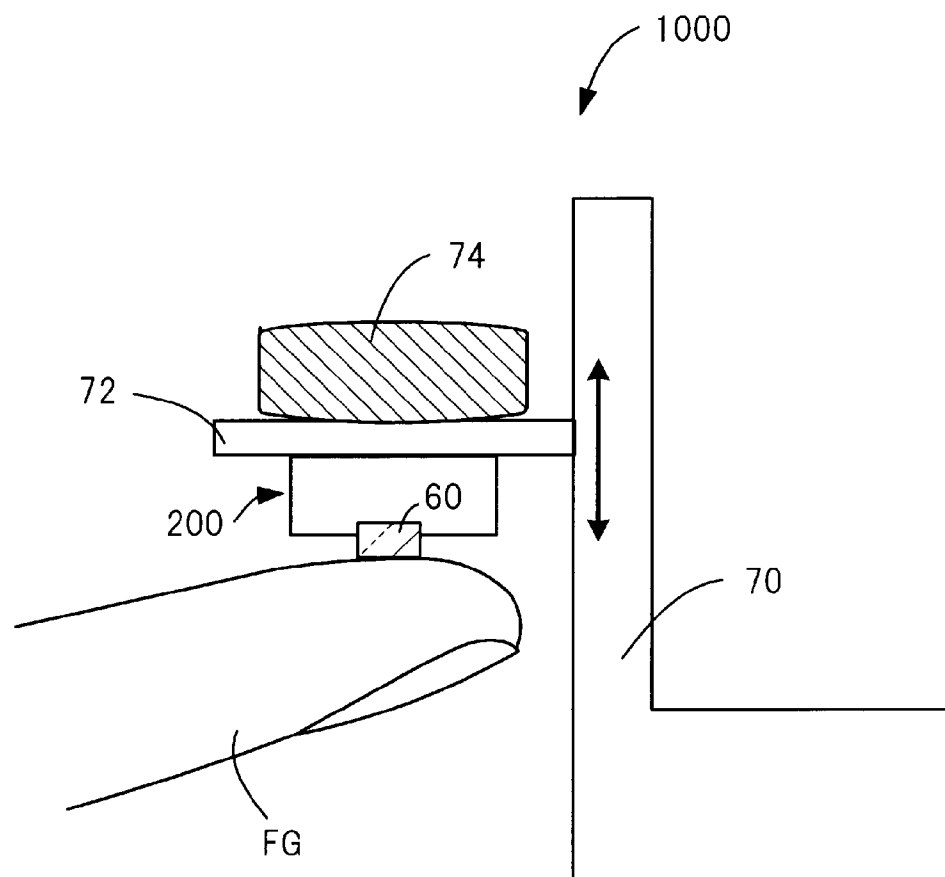
[図3]



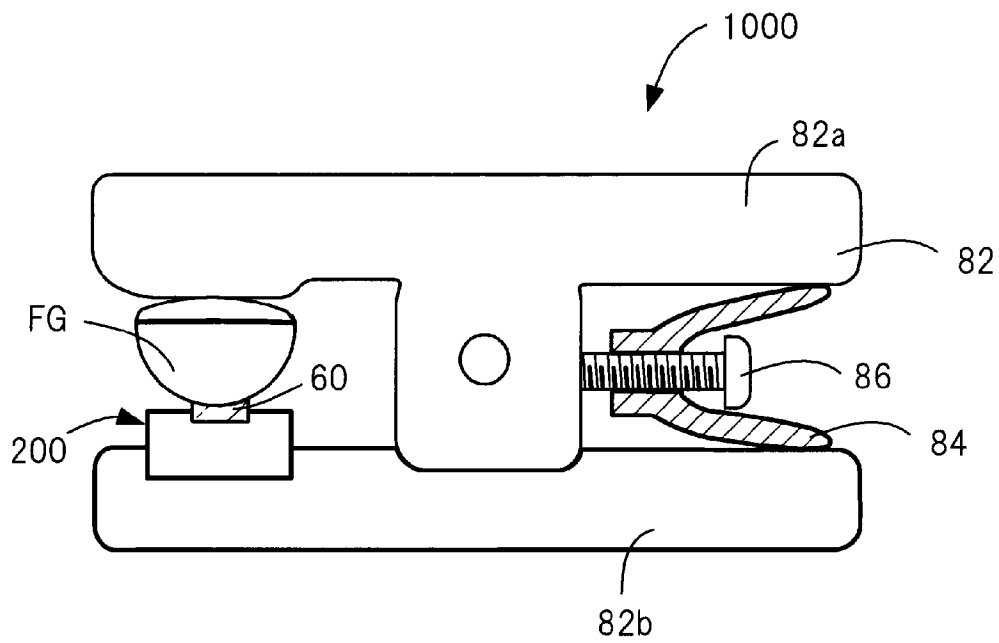
[図4]



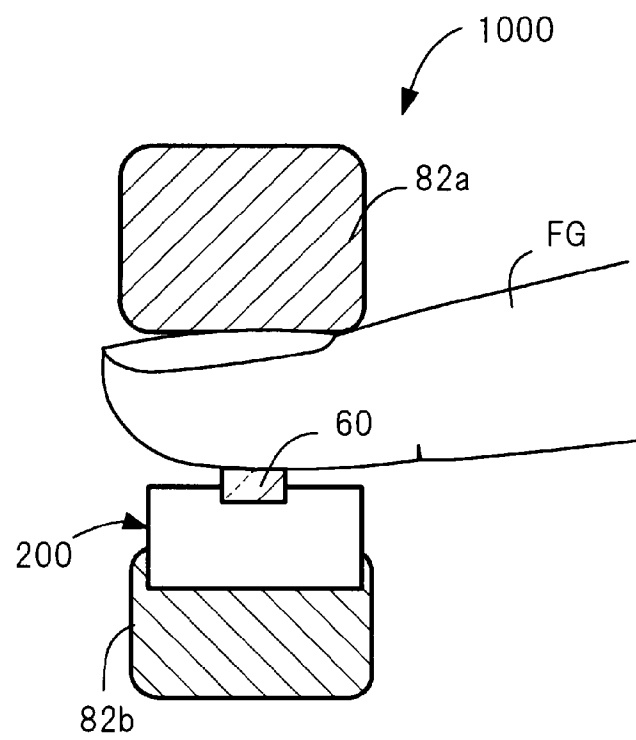
[図5]



[図6]

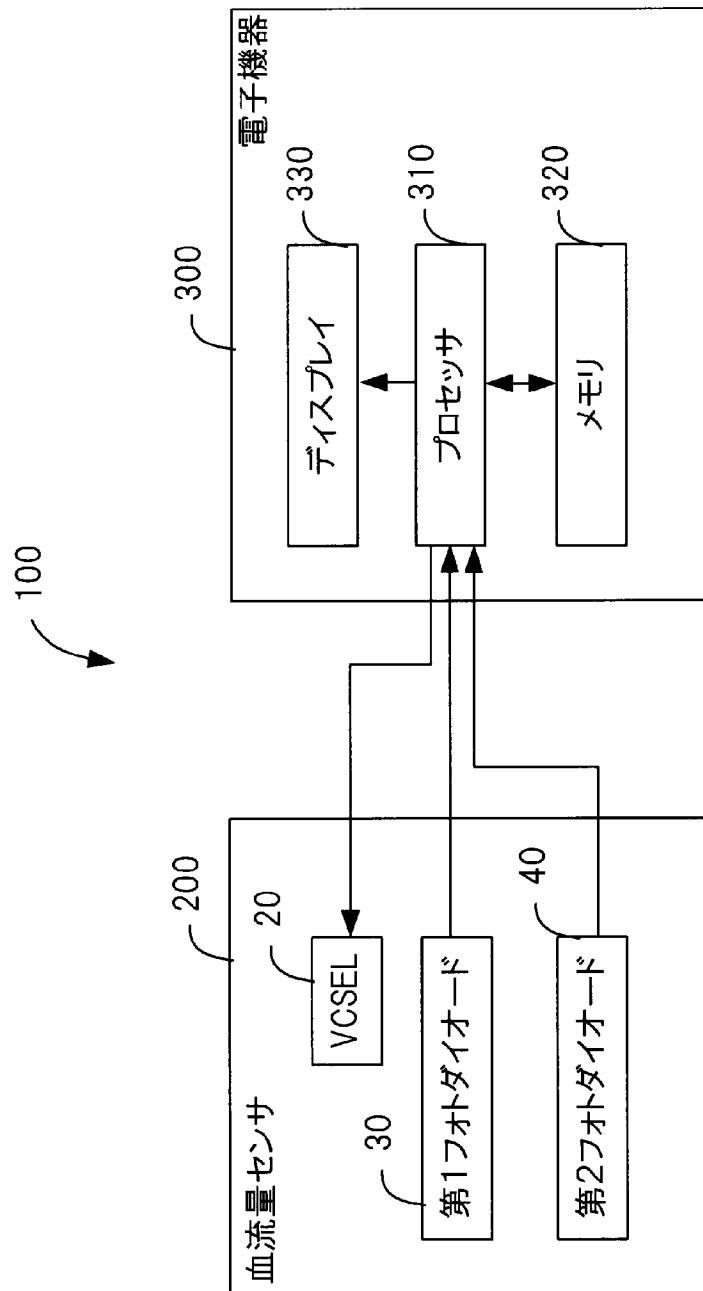


(A)

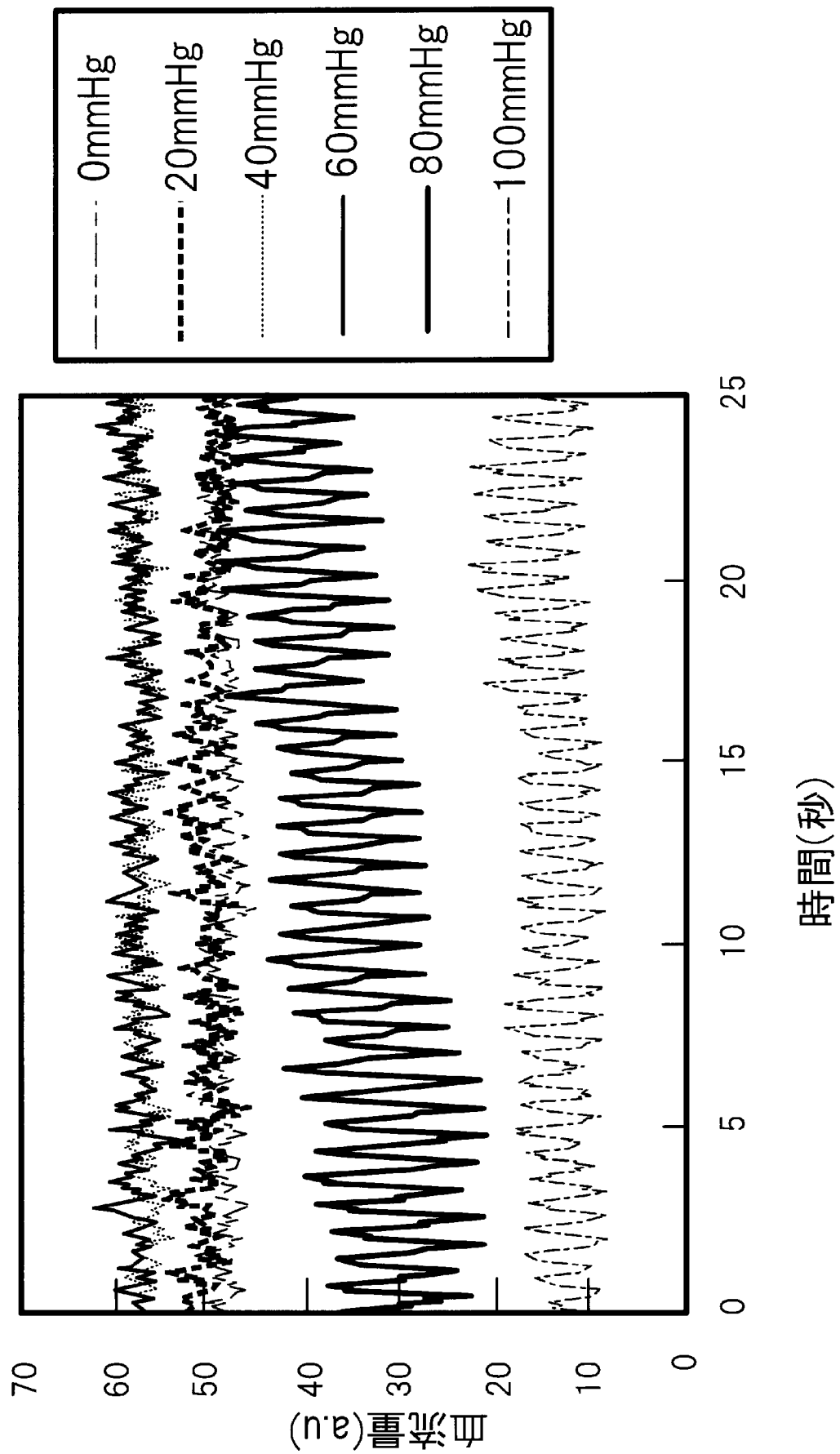


(B)

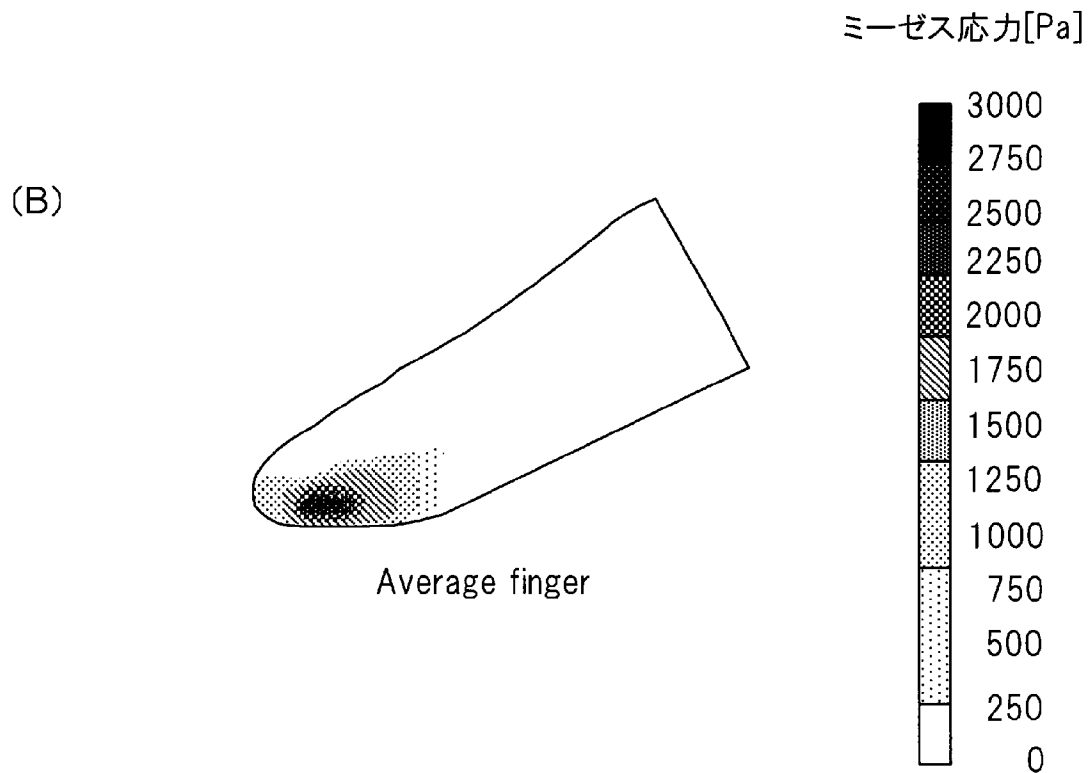
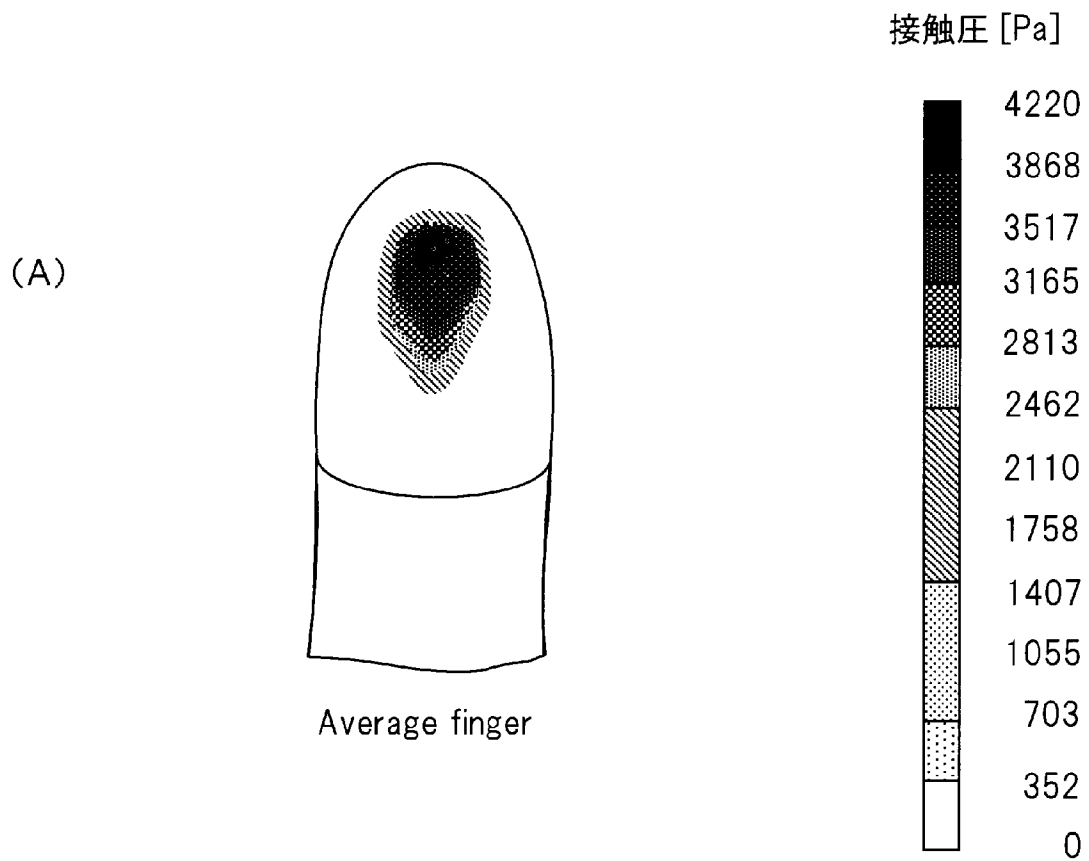
[図7]



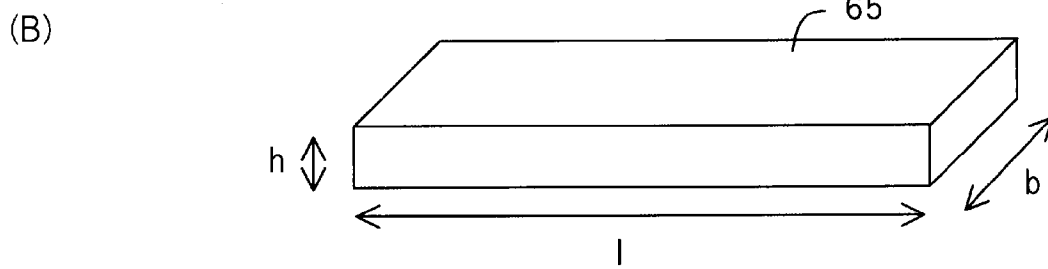
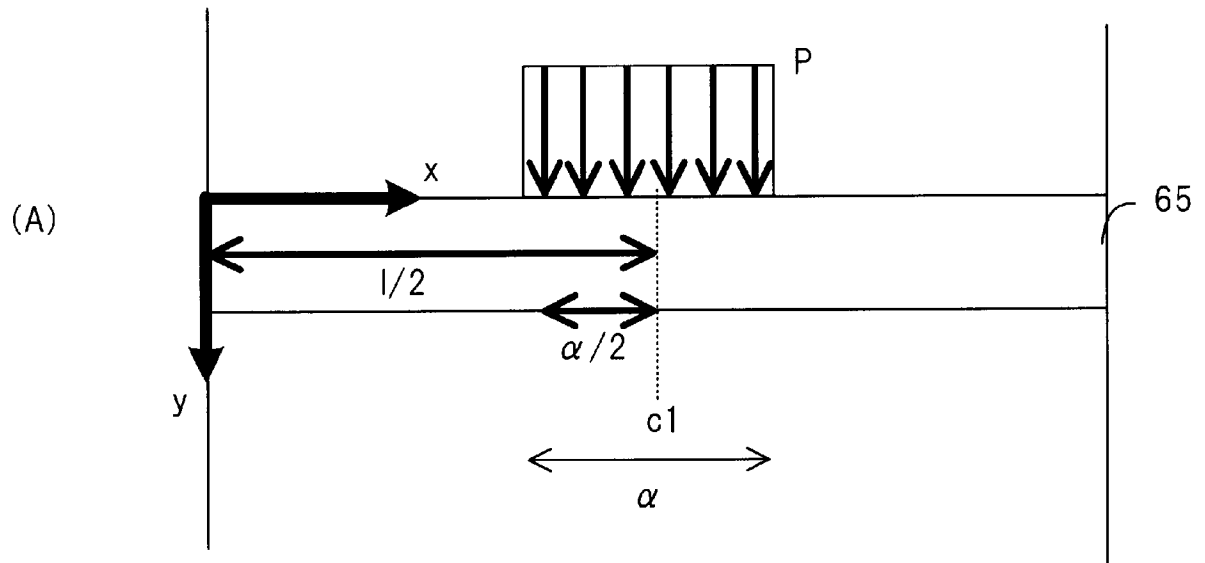
[図8]



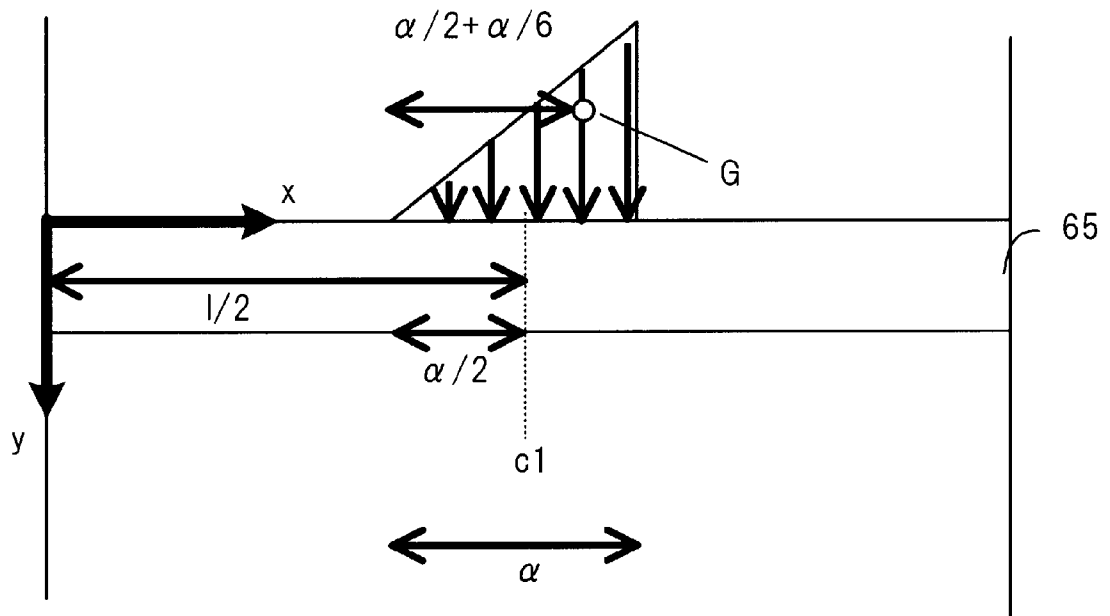
[図9]



[図10]



[図11]

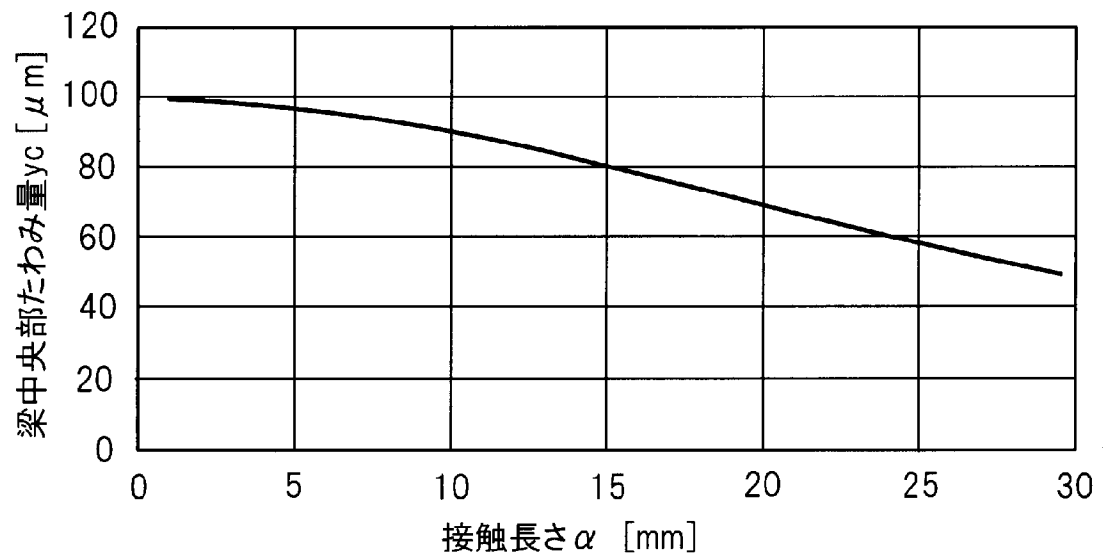


[図12]

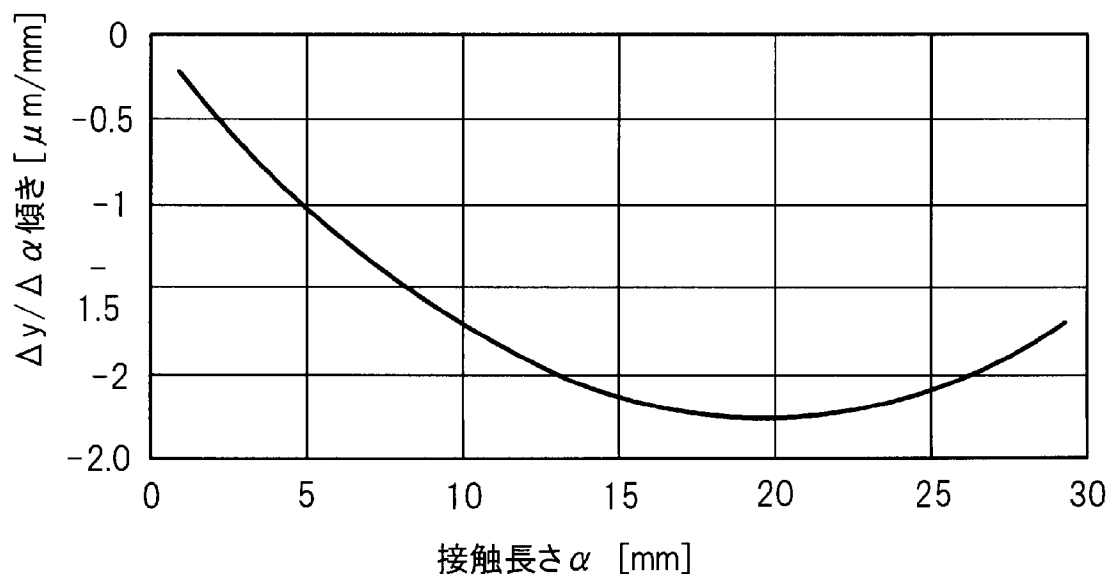
(A)

パラメータ	記号	数値	単位
全荷重	P	1.00	[N]
梁の長さ	l	29.5	[mm]
接触部分長さ	a	変数	[mm]
梁の奥行き	b	10.0	[mm]
梁の高さ	h	0.8	[mm]
ヤング率	E	3.14	[Gpa]
断面2次モーメント	I	0.427	[mm ⁴]

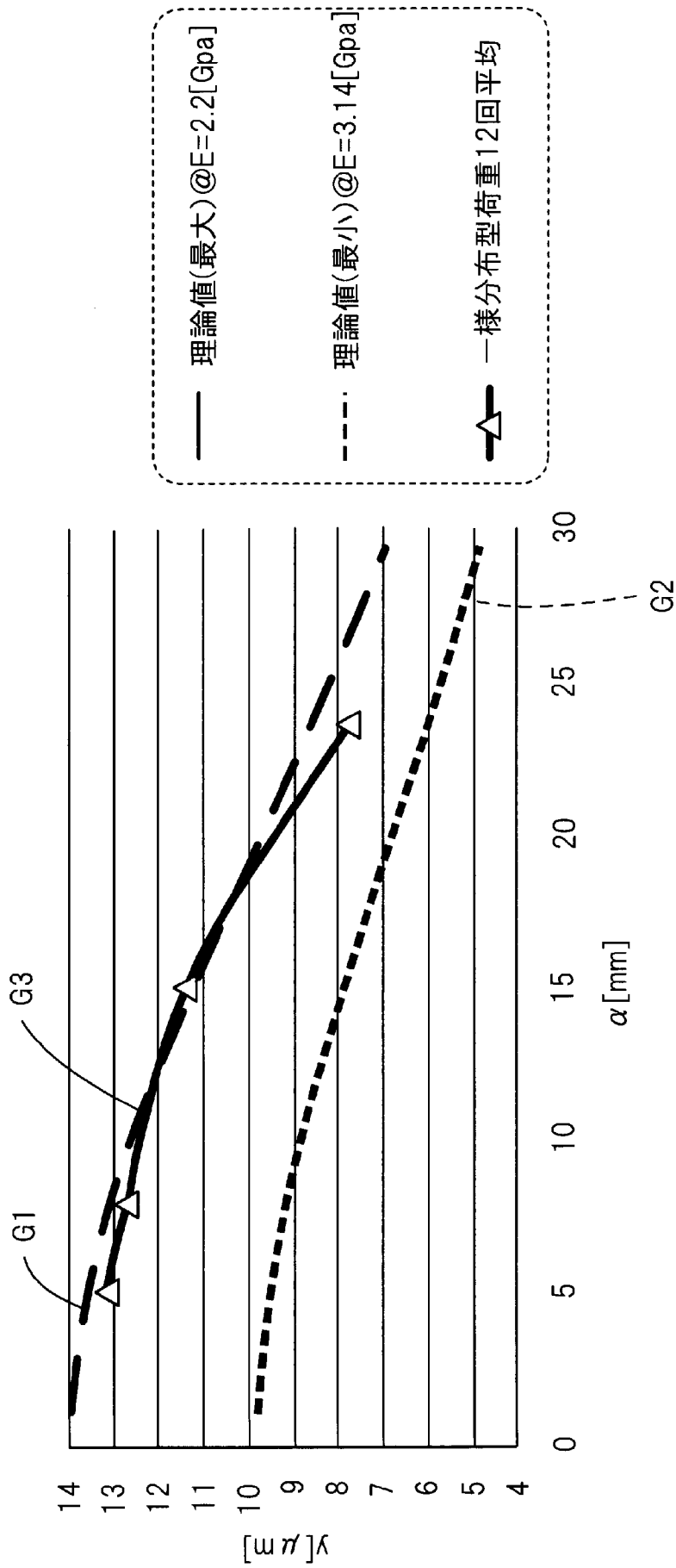
(B)



(C)



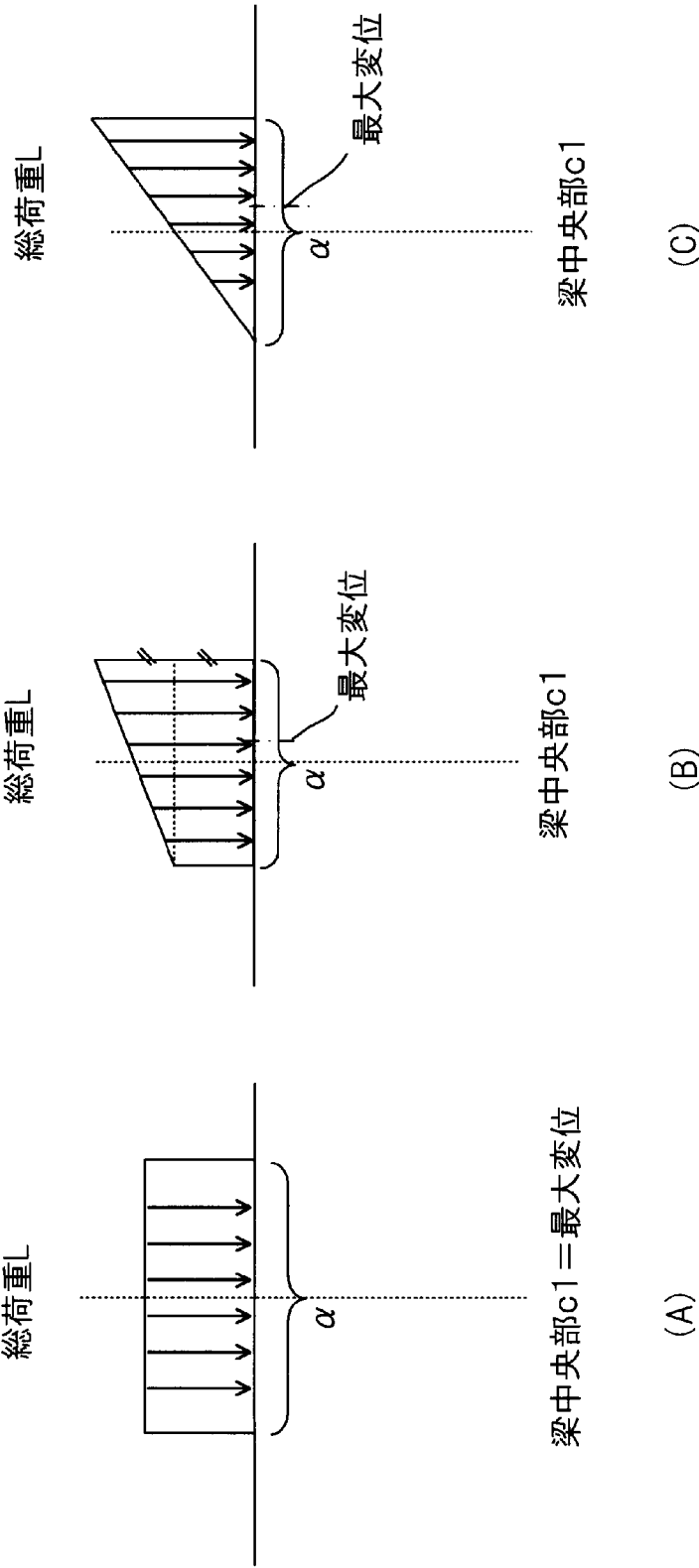
[図13]



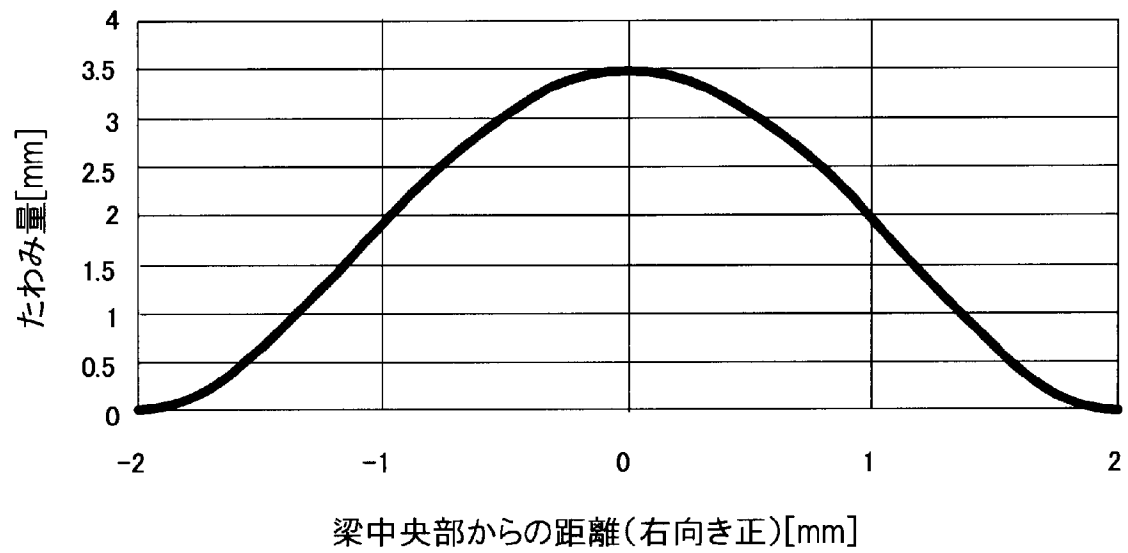
[図14]

パラメータ	記号	数値	単位	条件等
全荷重	P	0.81	[N]	特になし
はりの長さ	l	4	[mm]	$l \geq \alpha$
接触部分長さ	α	3	[mm]	$\alpha \leq 5[\text{mm}]$
はりの奥行	b	3	[mm]	特になし
はりの高さ	h	400	$[\mu\text{m}]$	特になし
ヤング率	E	3.14	[Gpa]	2.2~3.14[Gpa]
断面2次モーメント	I	0.016	$[\text{mm}^4]$	$(bh^3)/12$

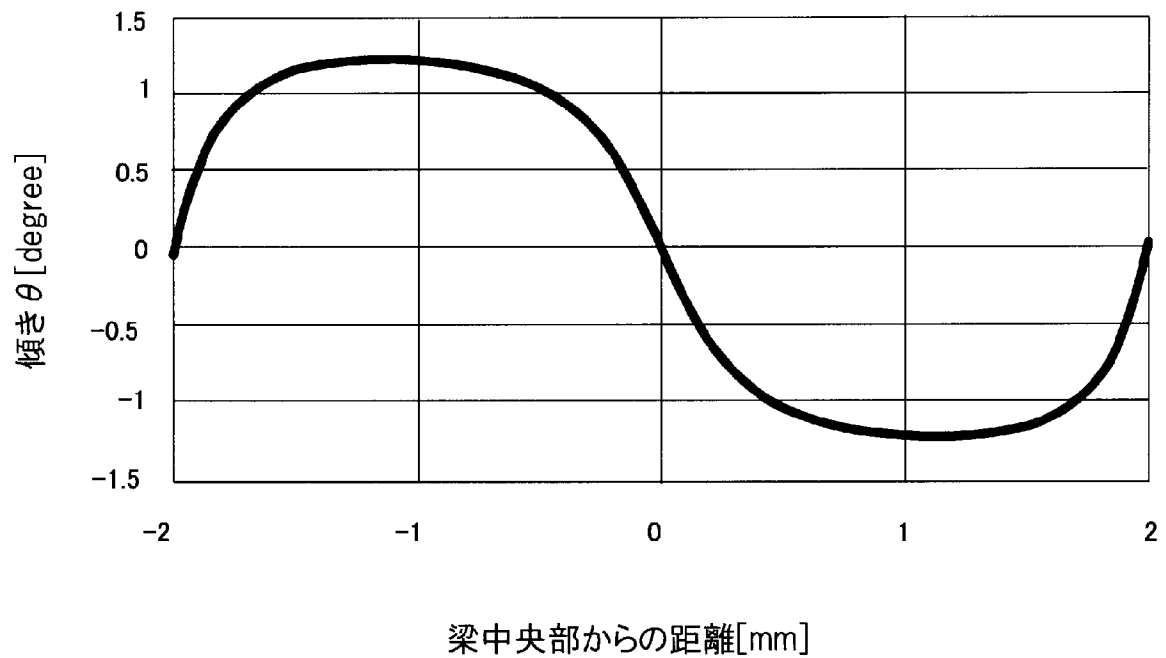
[図15]



[図16]

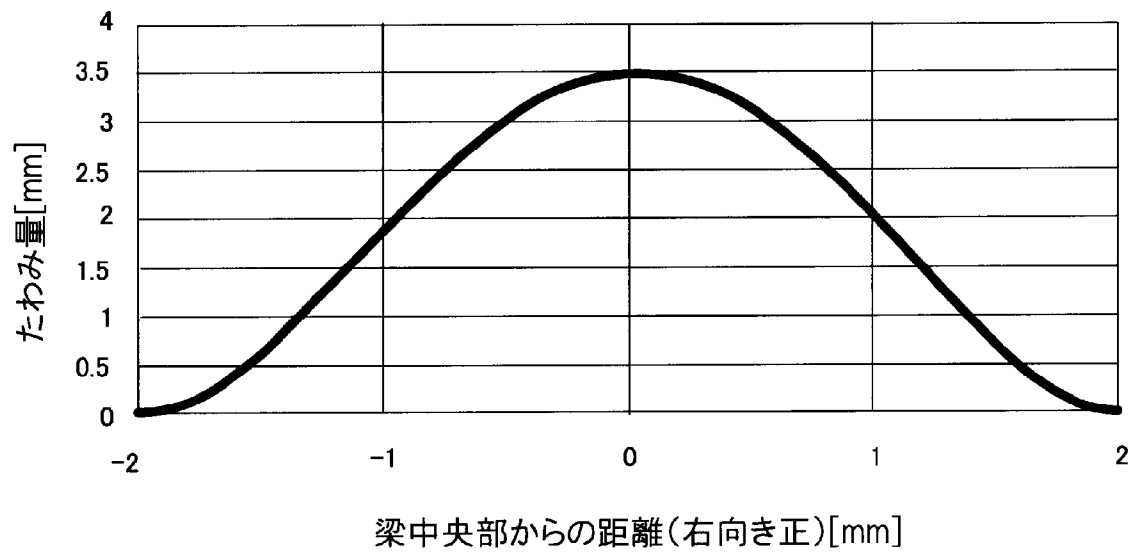


(A)

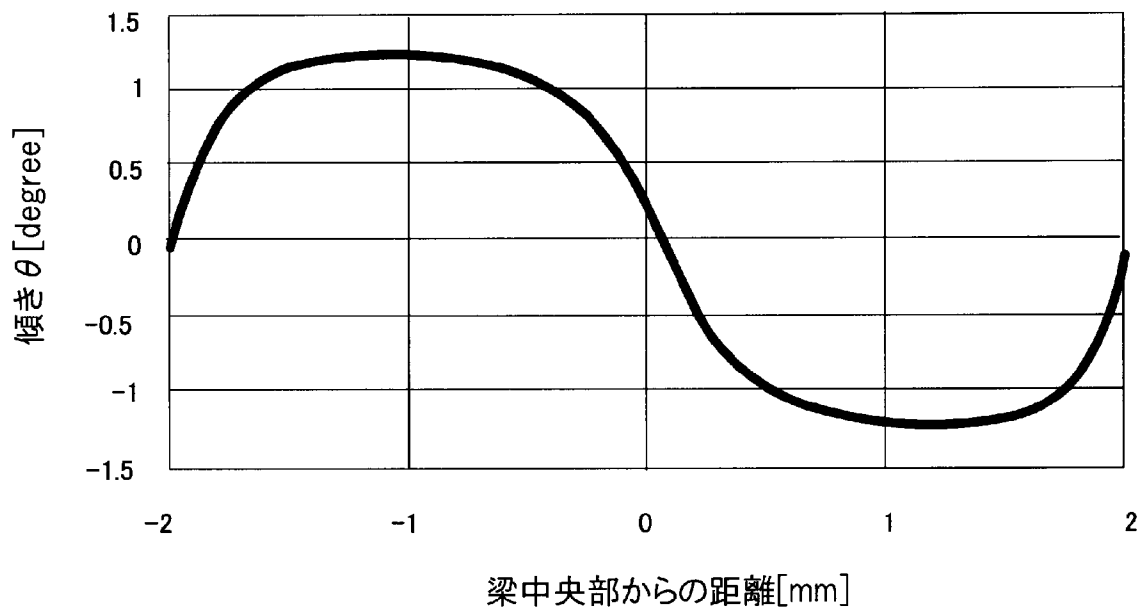


(B)

[図17]

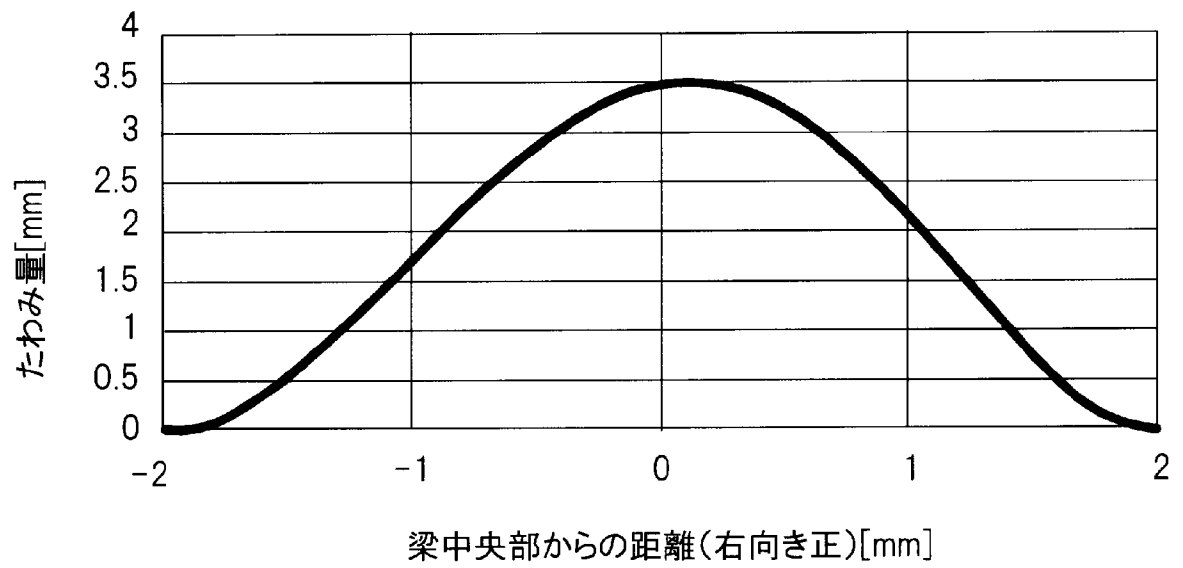


(A)

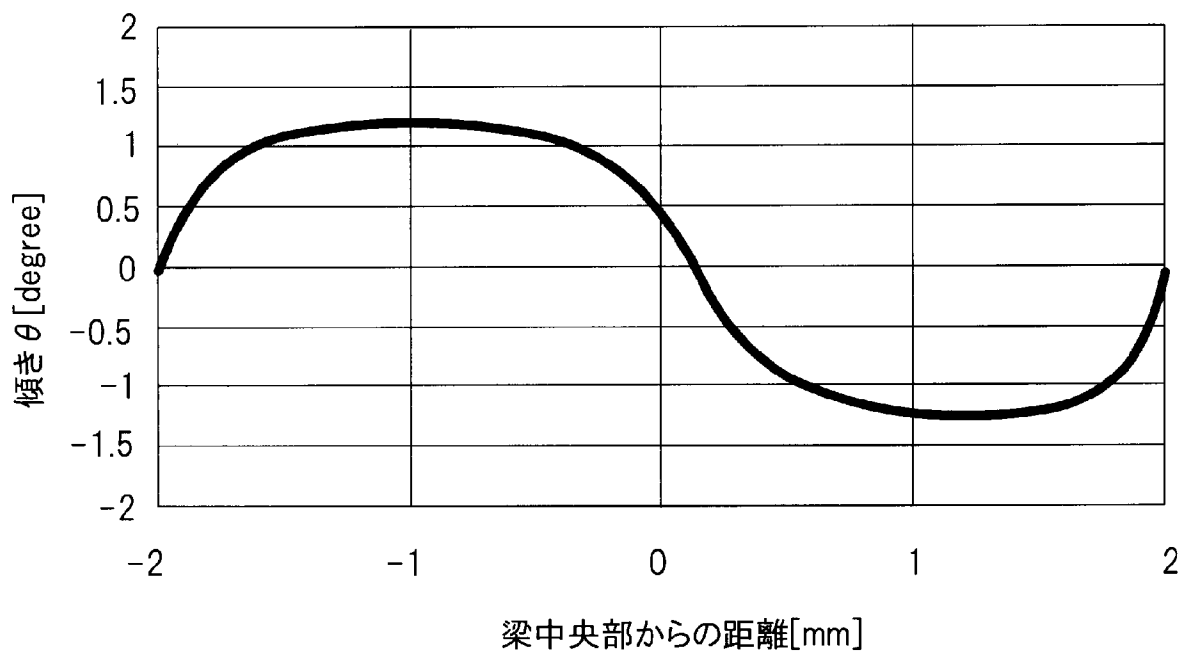


(B)

[図18]



(A)

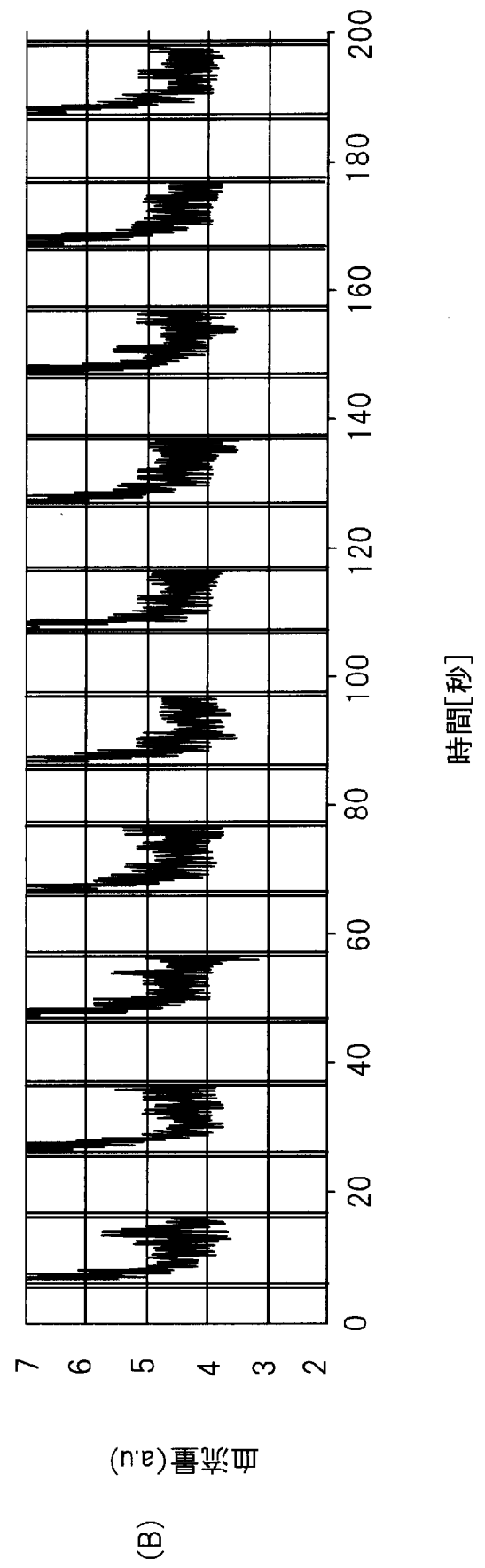
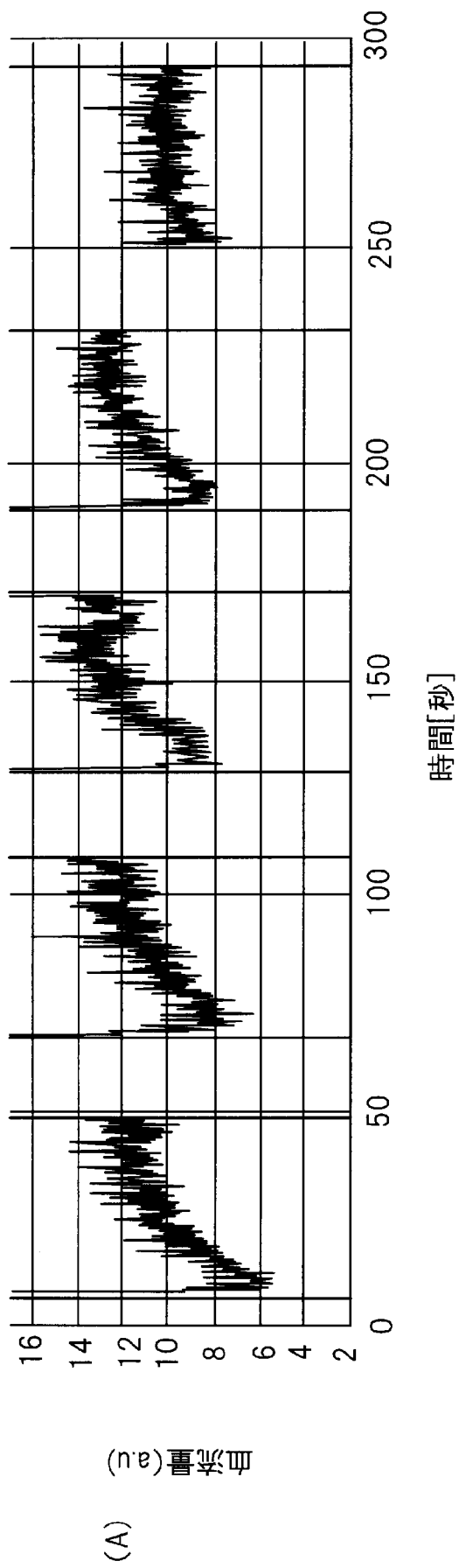


(B)

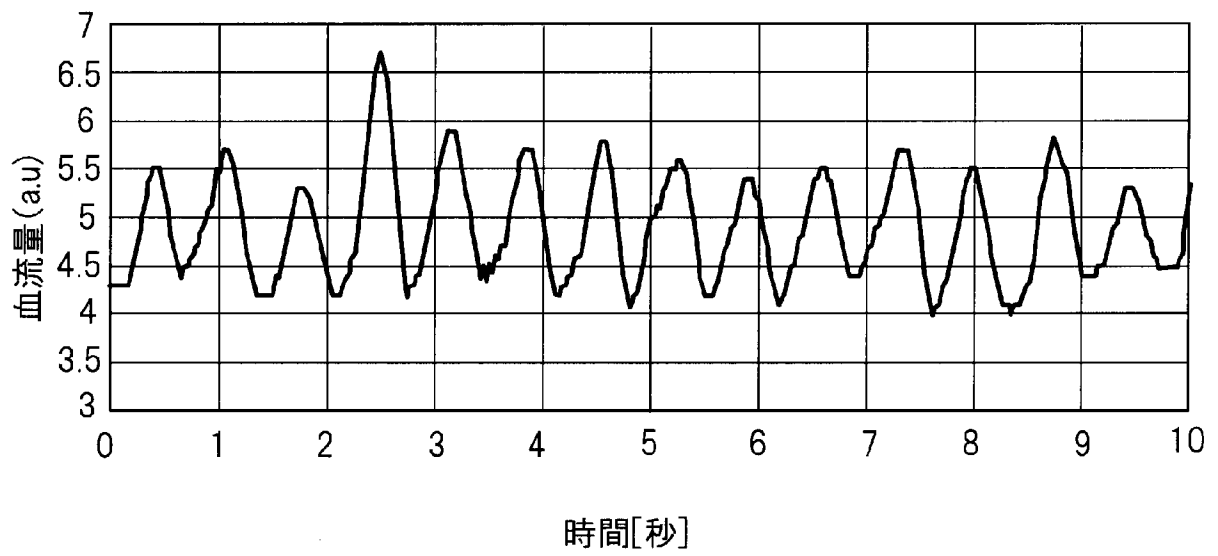
[図19]

	梁中央部		最大変位部分		
荷重パターン	たわみ量	傾き	たわみ量	傾き	座標[mm]
A	3.484835	0	3.484835	0	0
B	3.484835	0.141794	5.231335	-0.03402	+0.05
C	3.484835	0.404626	3.487556	0.069634	+0.1

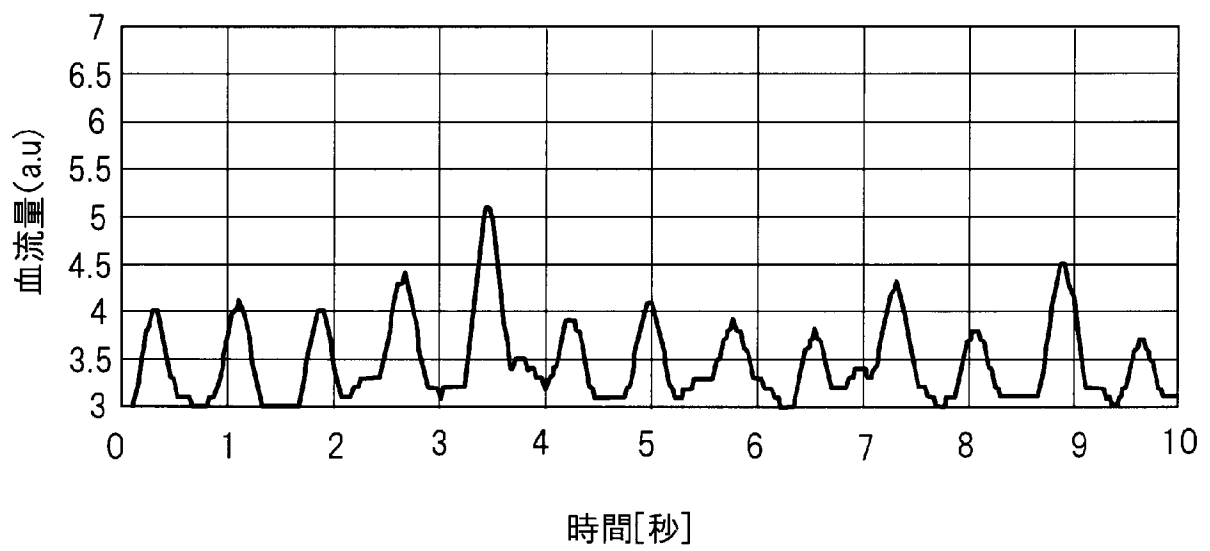
[図20]



[図21]

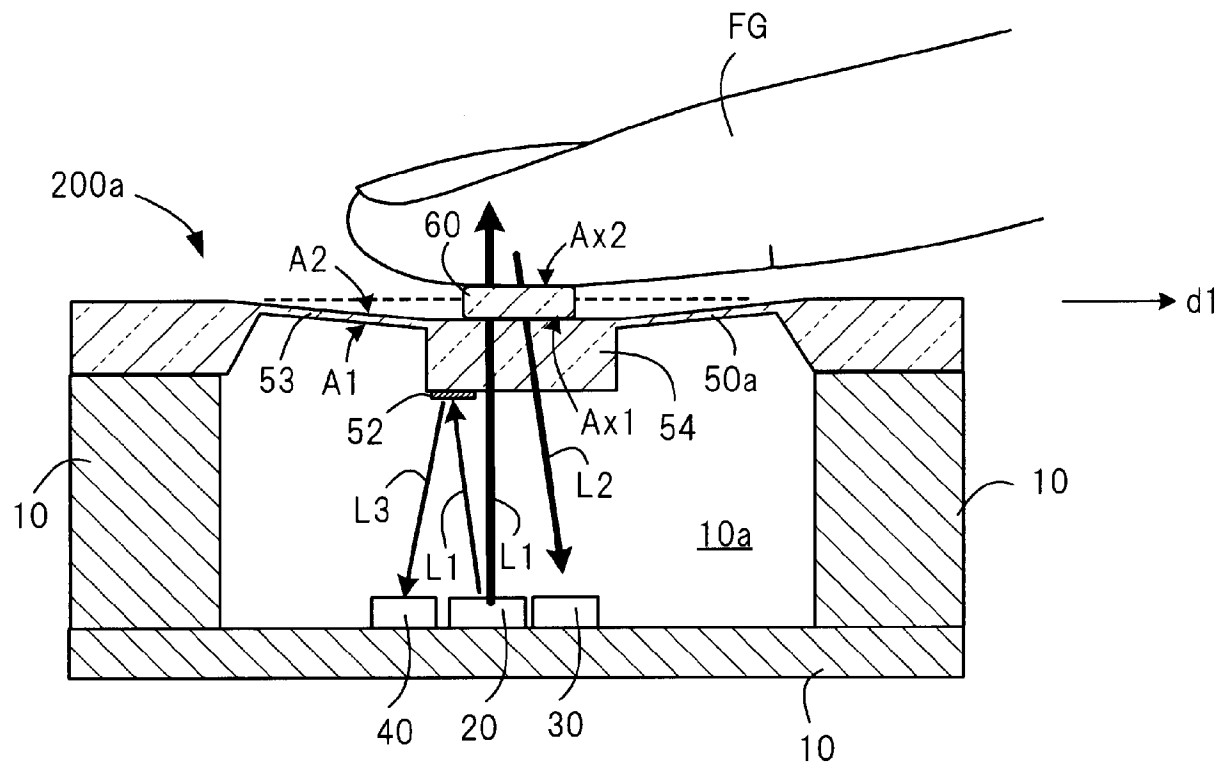


(A)

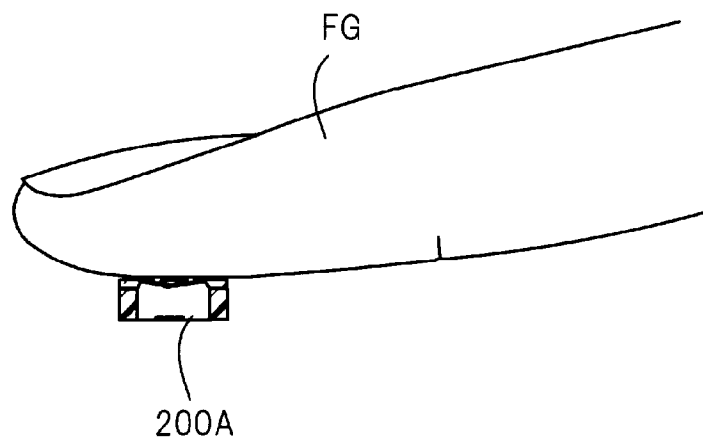


(B)

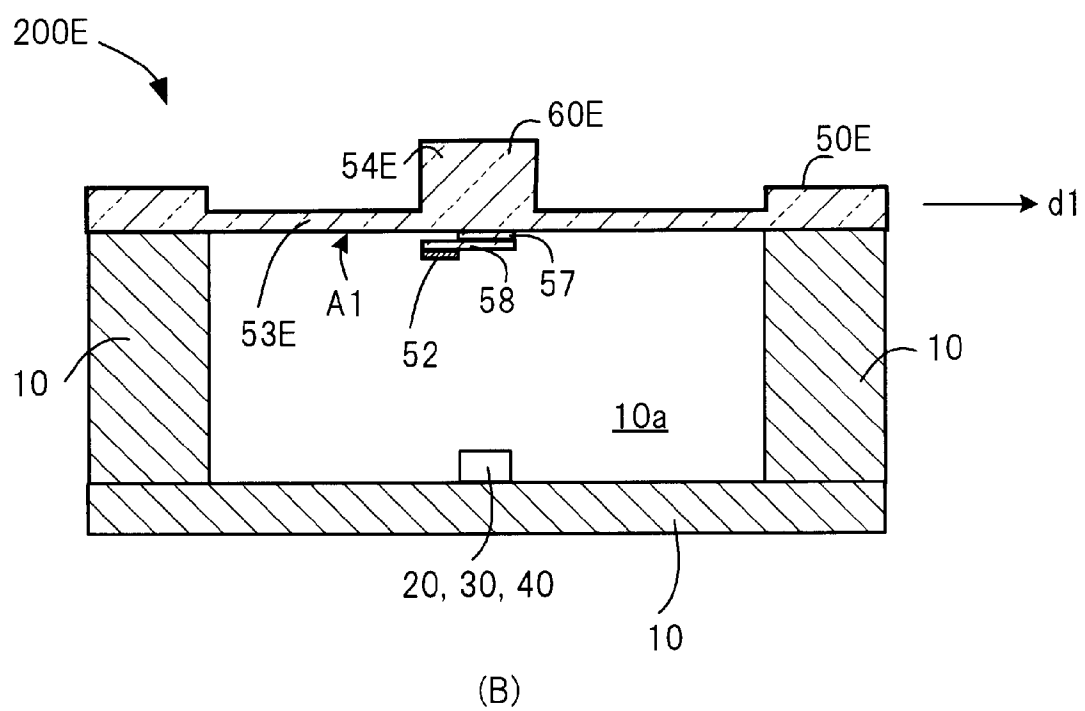
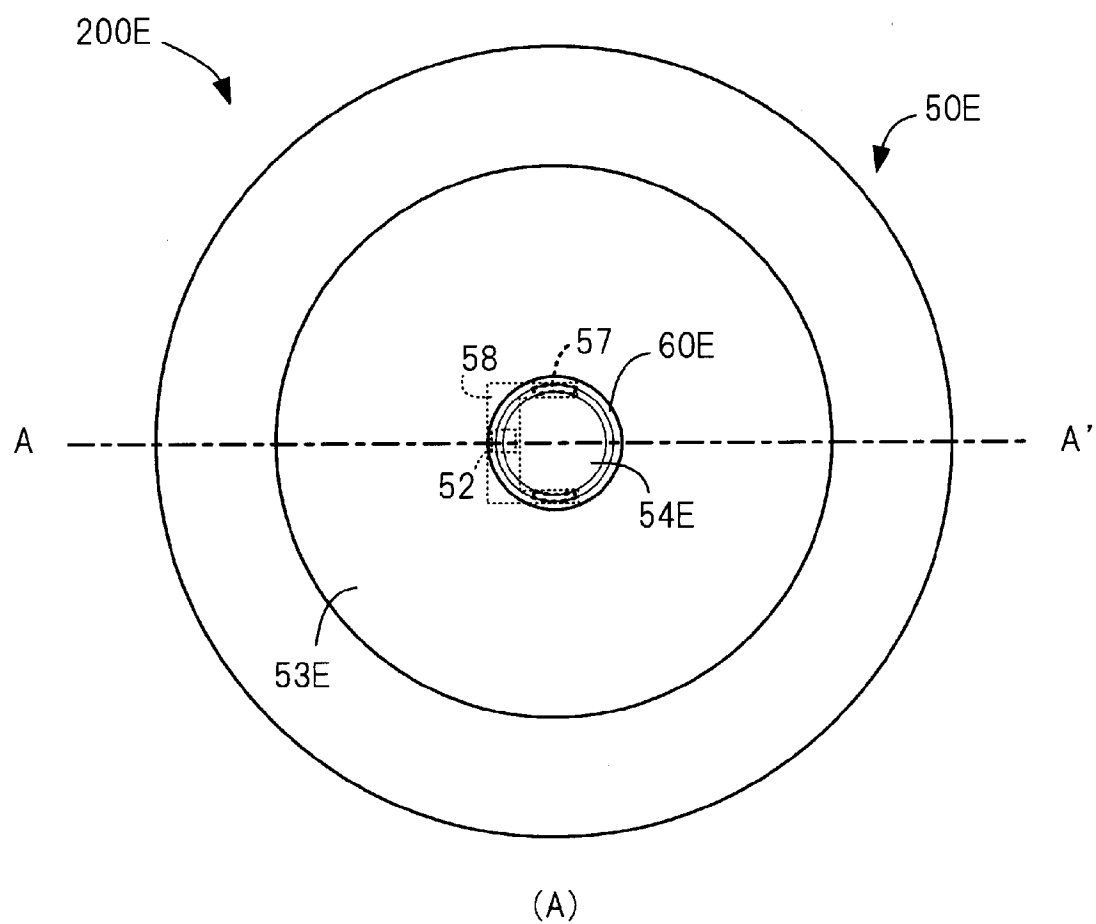
[図22]



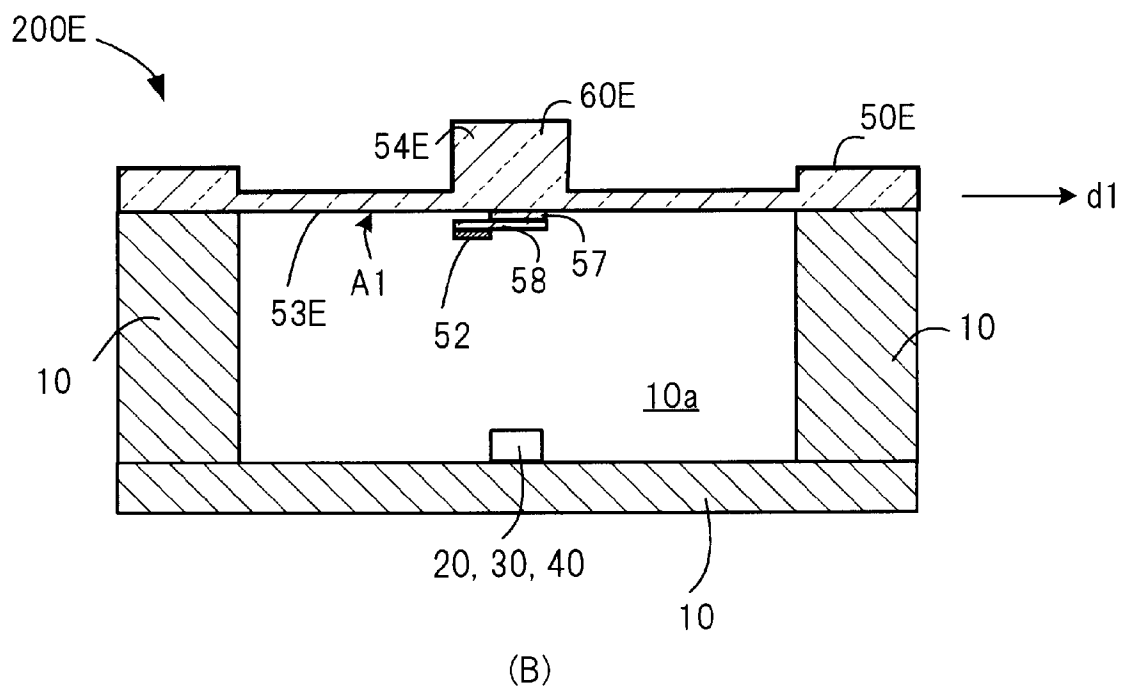
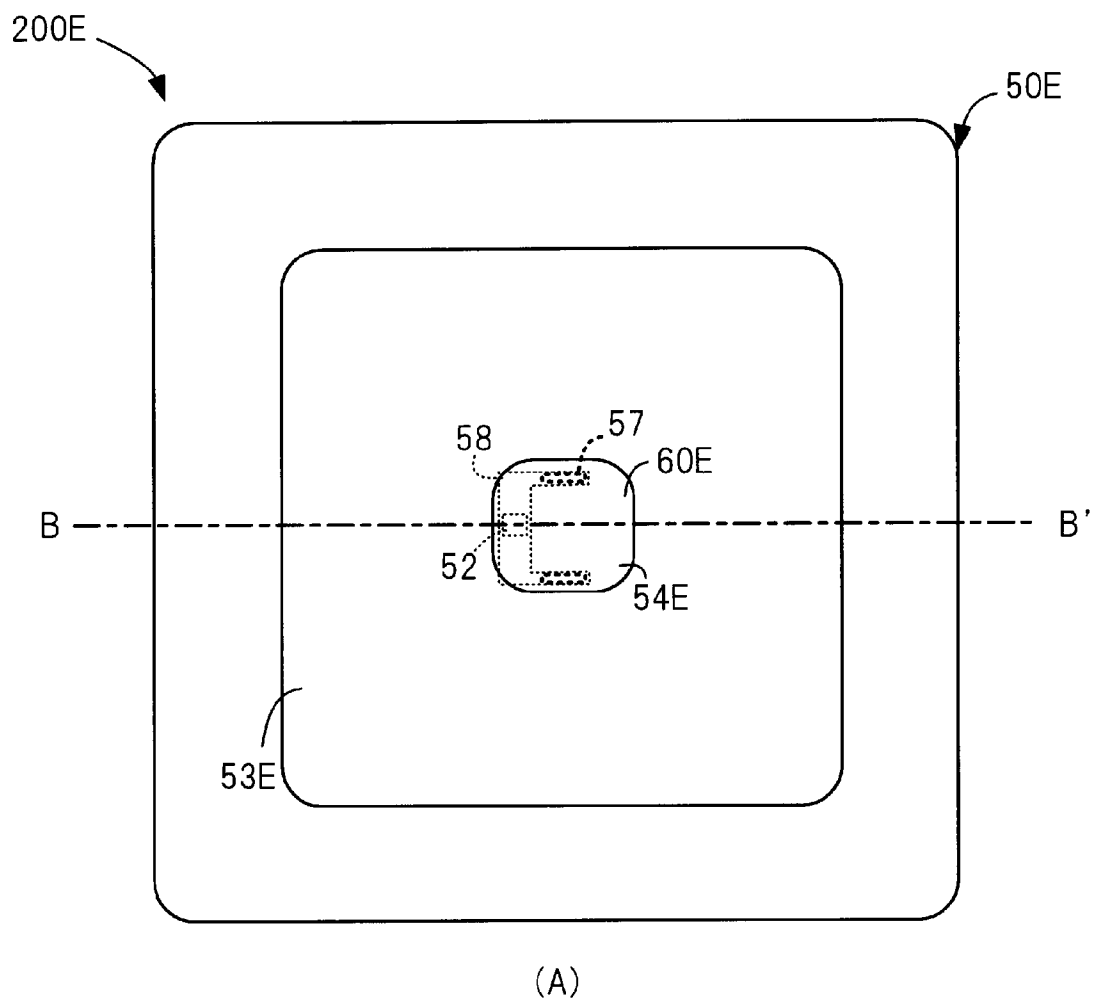
[図23]



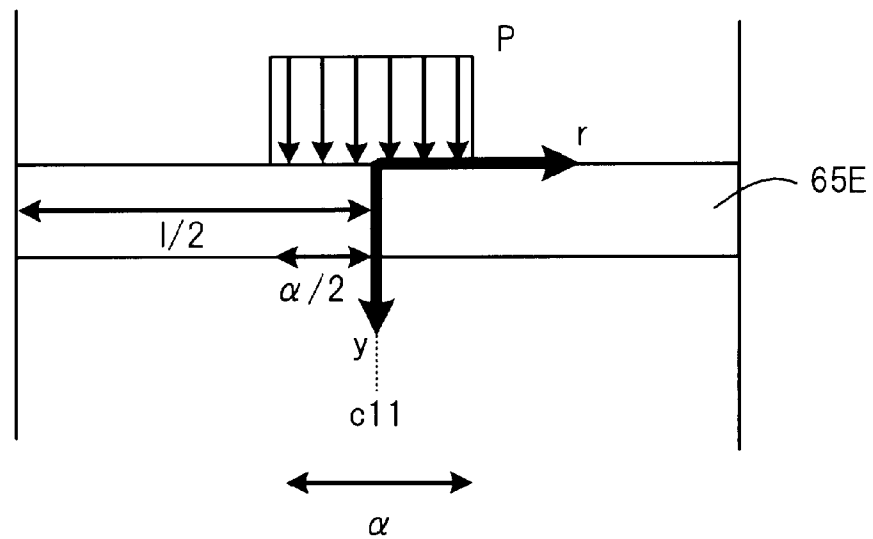
[図27]



[図28]



[図29]

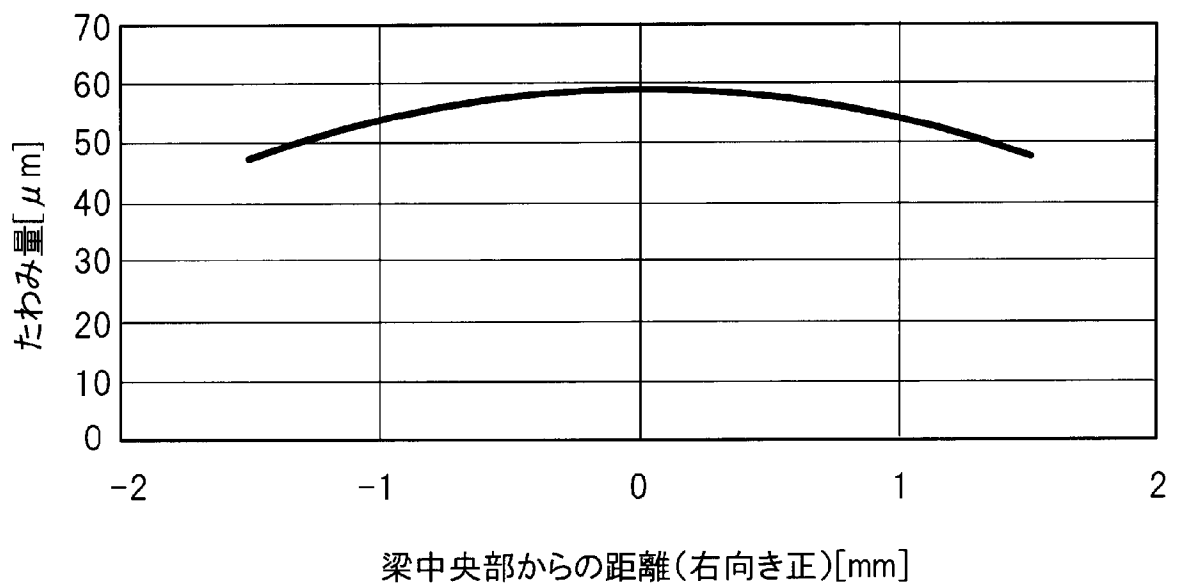


(A)

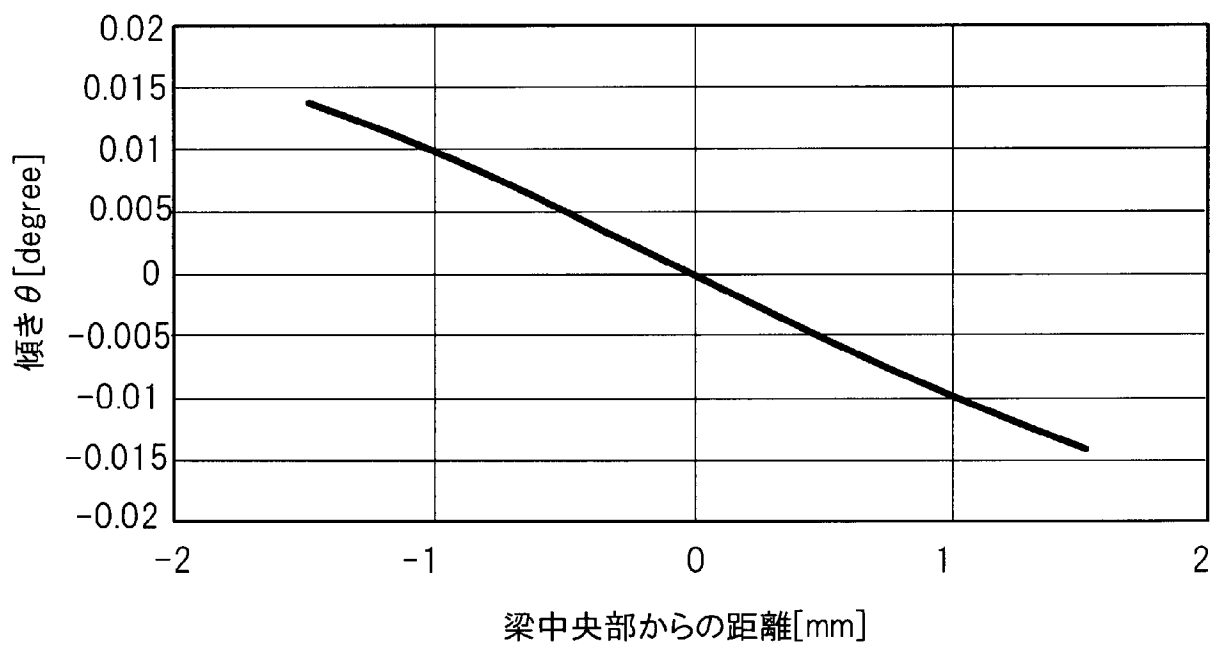
パラメータ	記号	数値	単位	条件等
全荷重	P	1	[N]	特になし
円板直径	l	5	[mm]	$l \geq \alpha$
接触部分直径	α	3	[mm]	$\alpha \leq 5[\text{mm}]$
円板の厚さ	h	400	$[\mu\text{m}]$	特になし
ヤング率	E	3.14	[Gpa]	2.2~3.14[Gpa]
ポアソン比	v	0.3	[-]	$-1 < v < 0.5$
ポアソン数	m	3.33333	[-]	$1/v$
たわみ強さ	D	18.40293	[N・mm]	$(m^2 \times E \times h^3)/12(m^2 - 1)$

(B)

[図30]

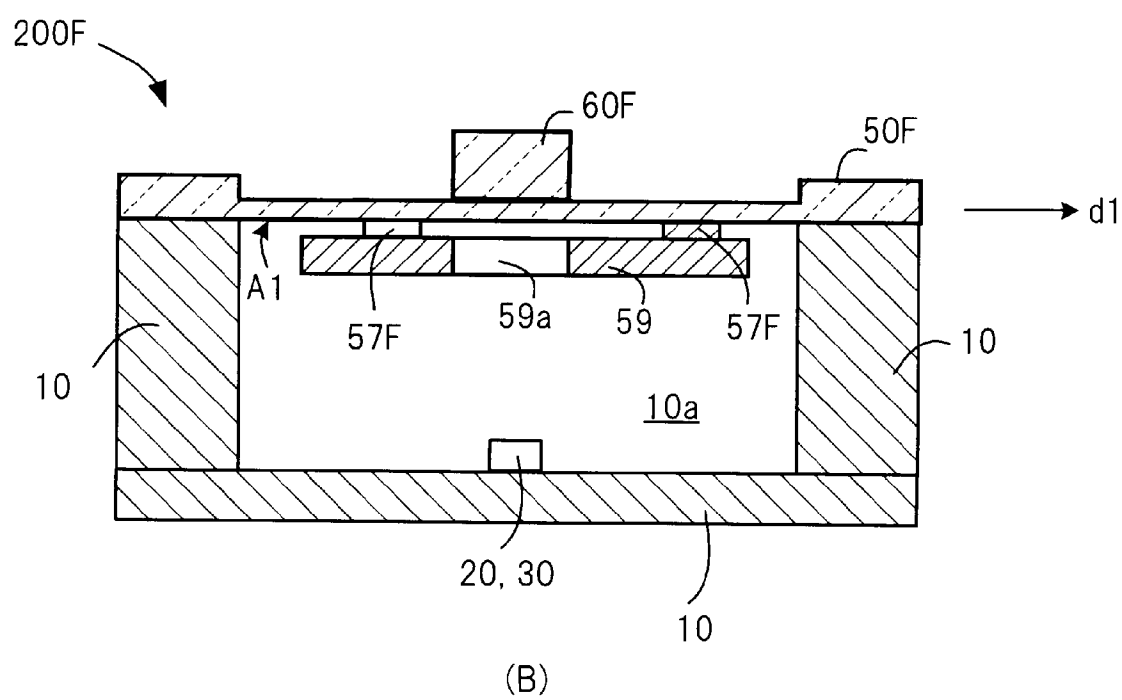
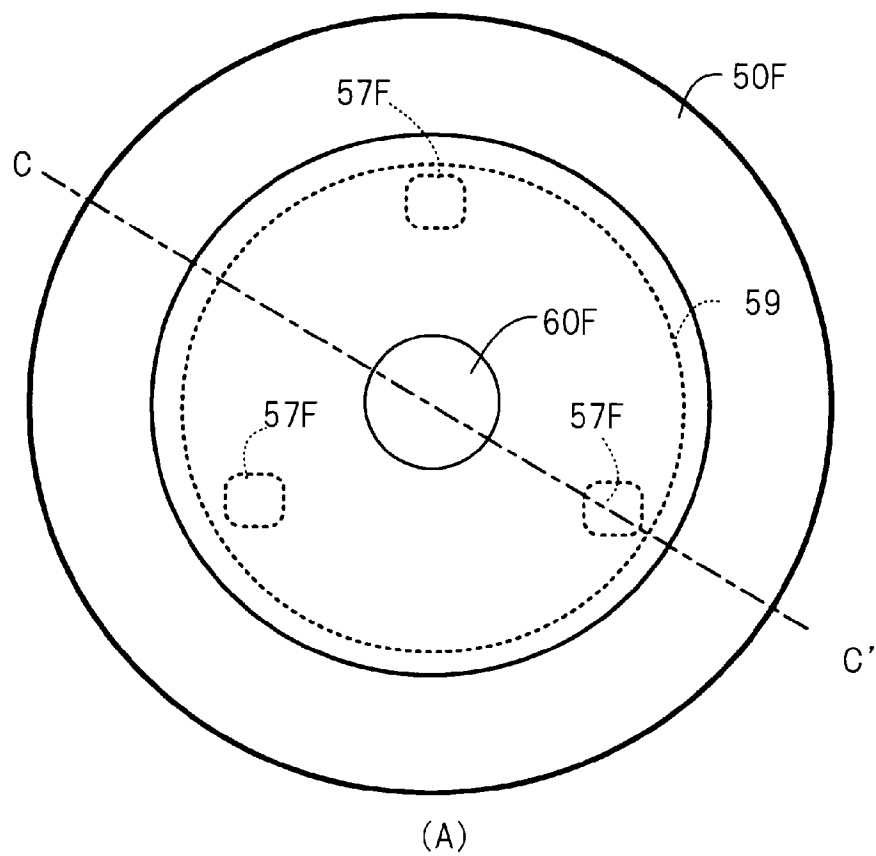


(A)

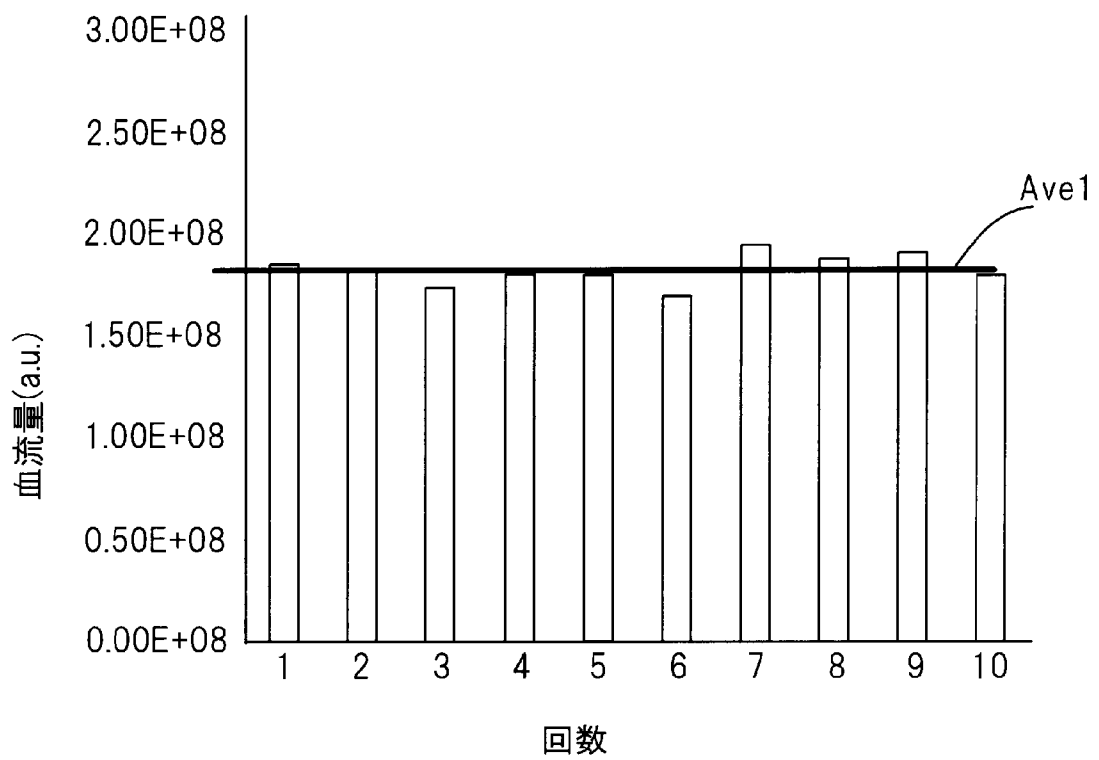


(B)

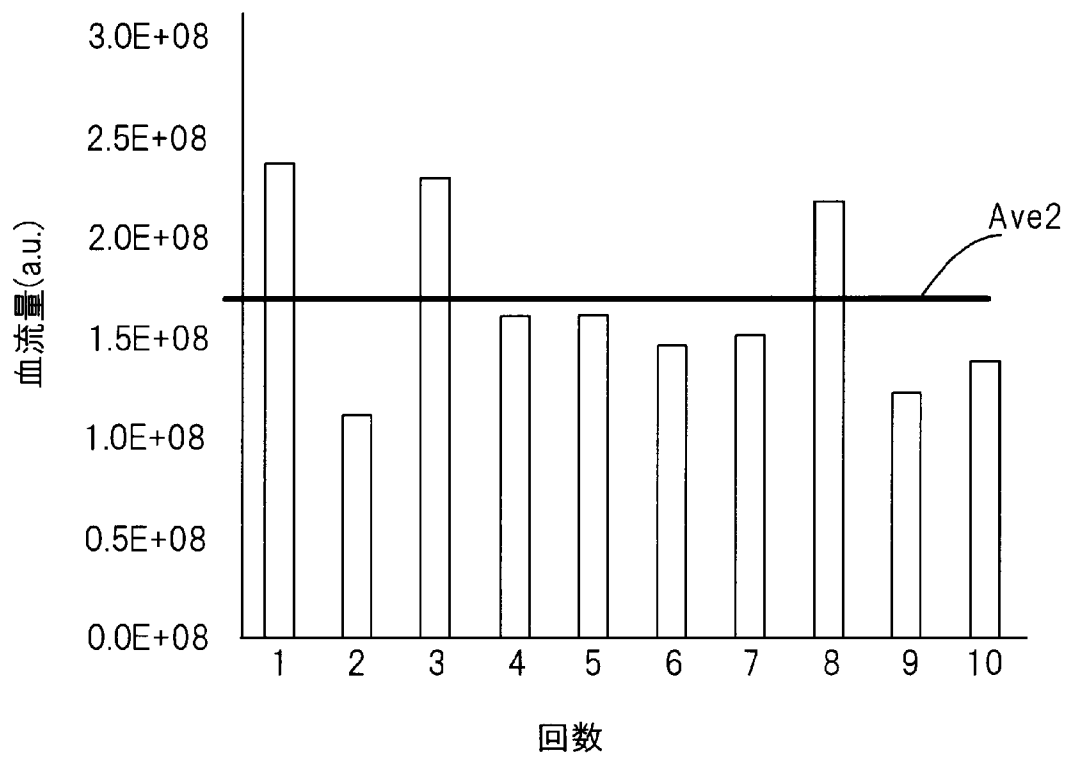
[図31]



[図32]

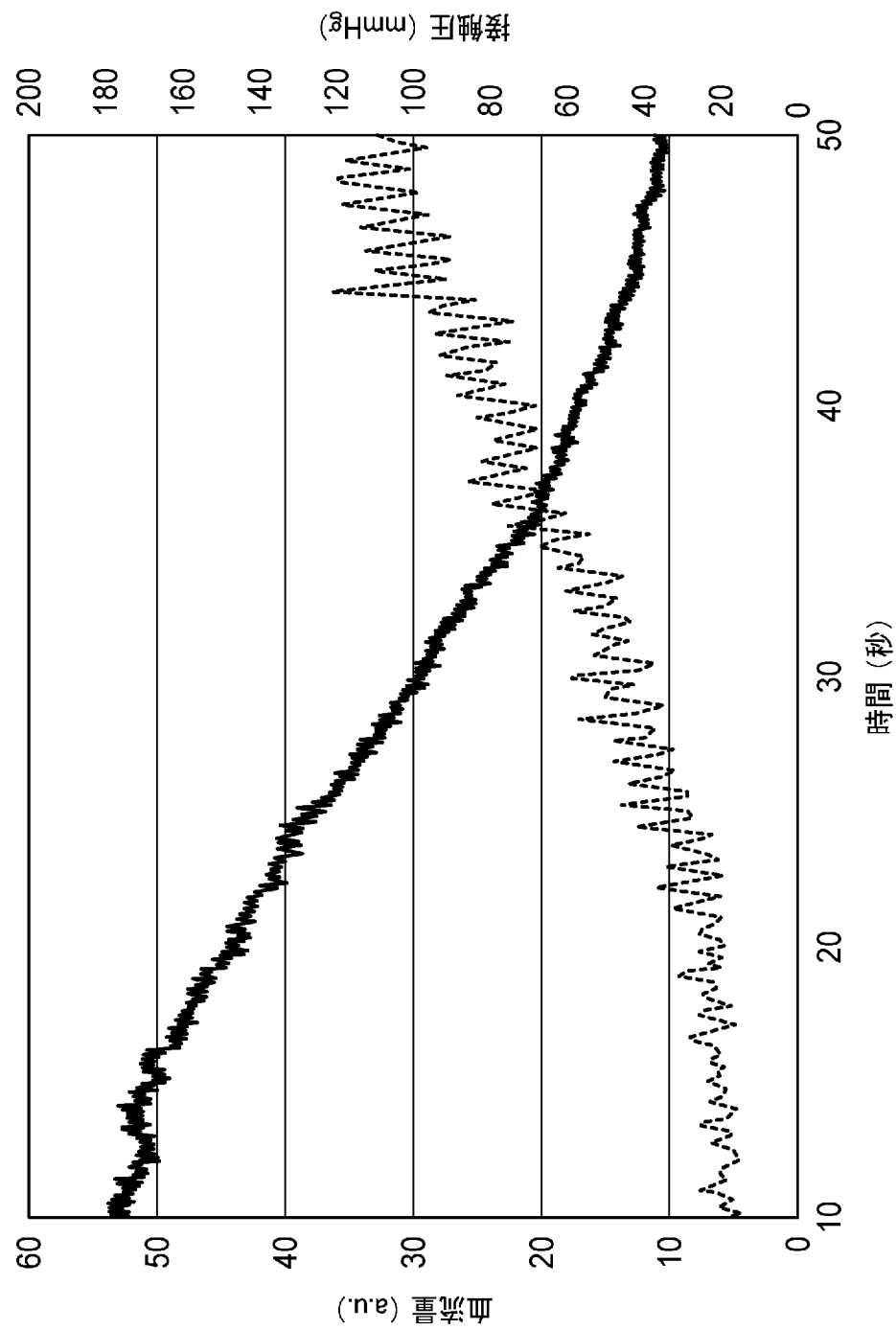


(A)

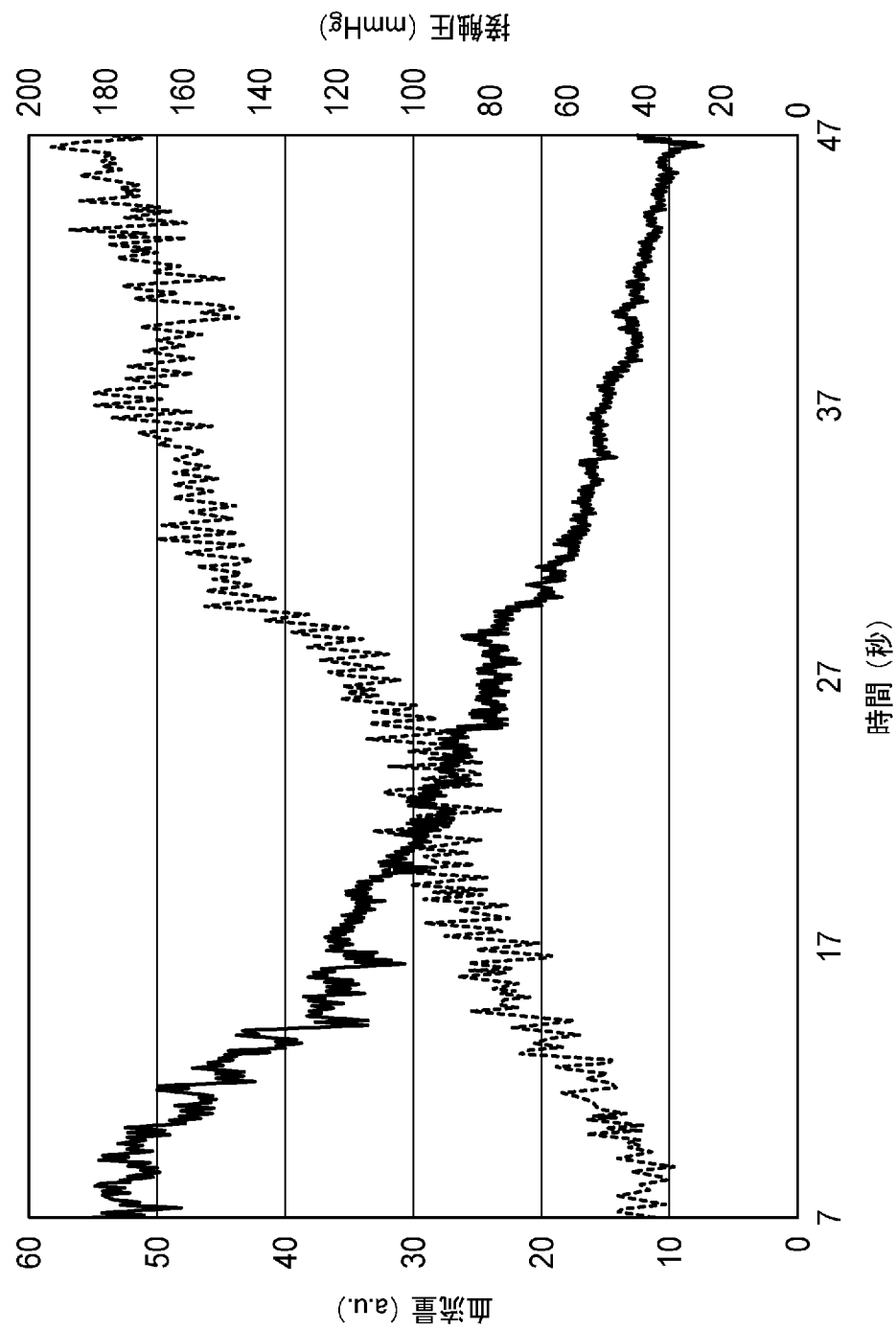


(B)

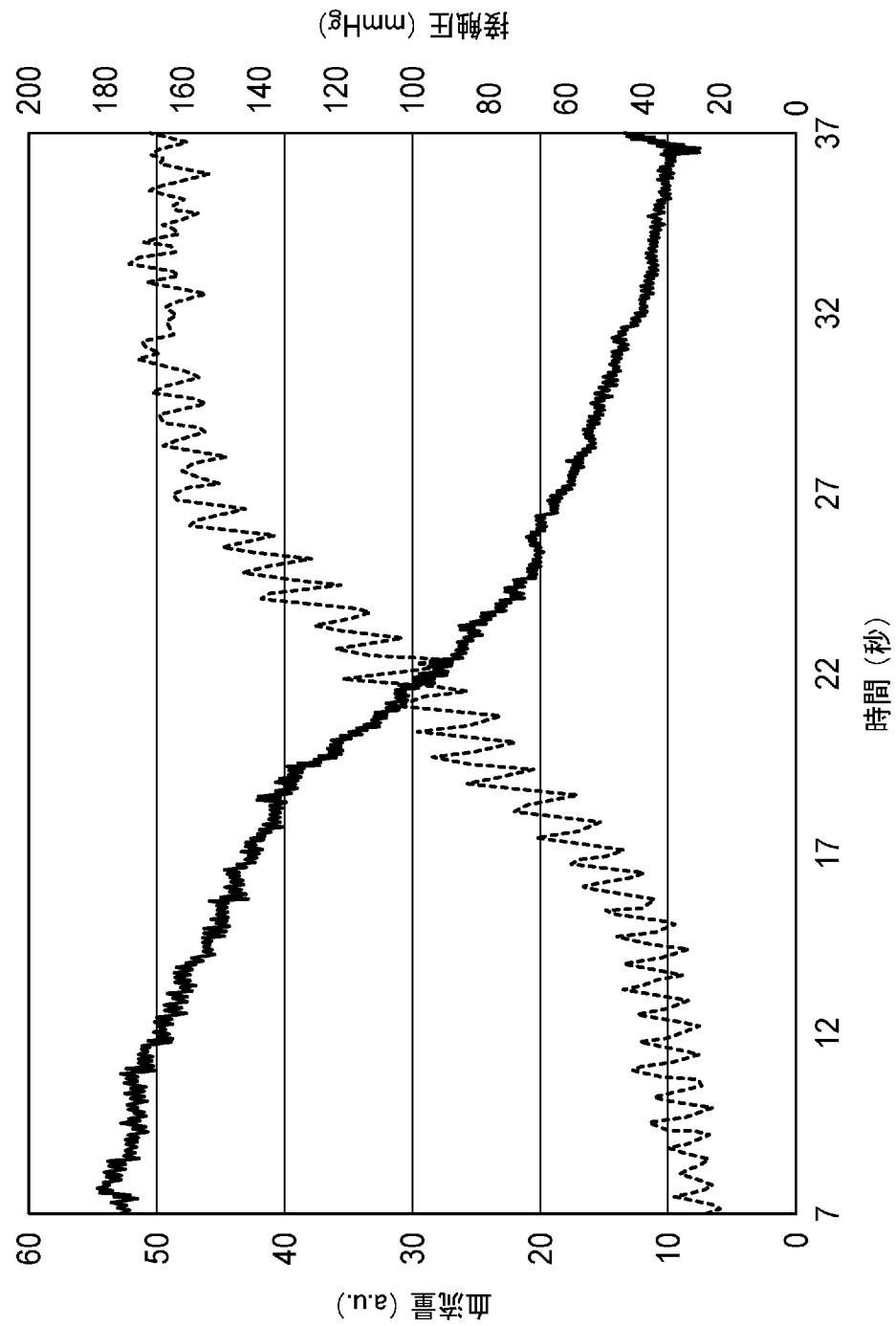
[図33]



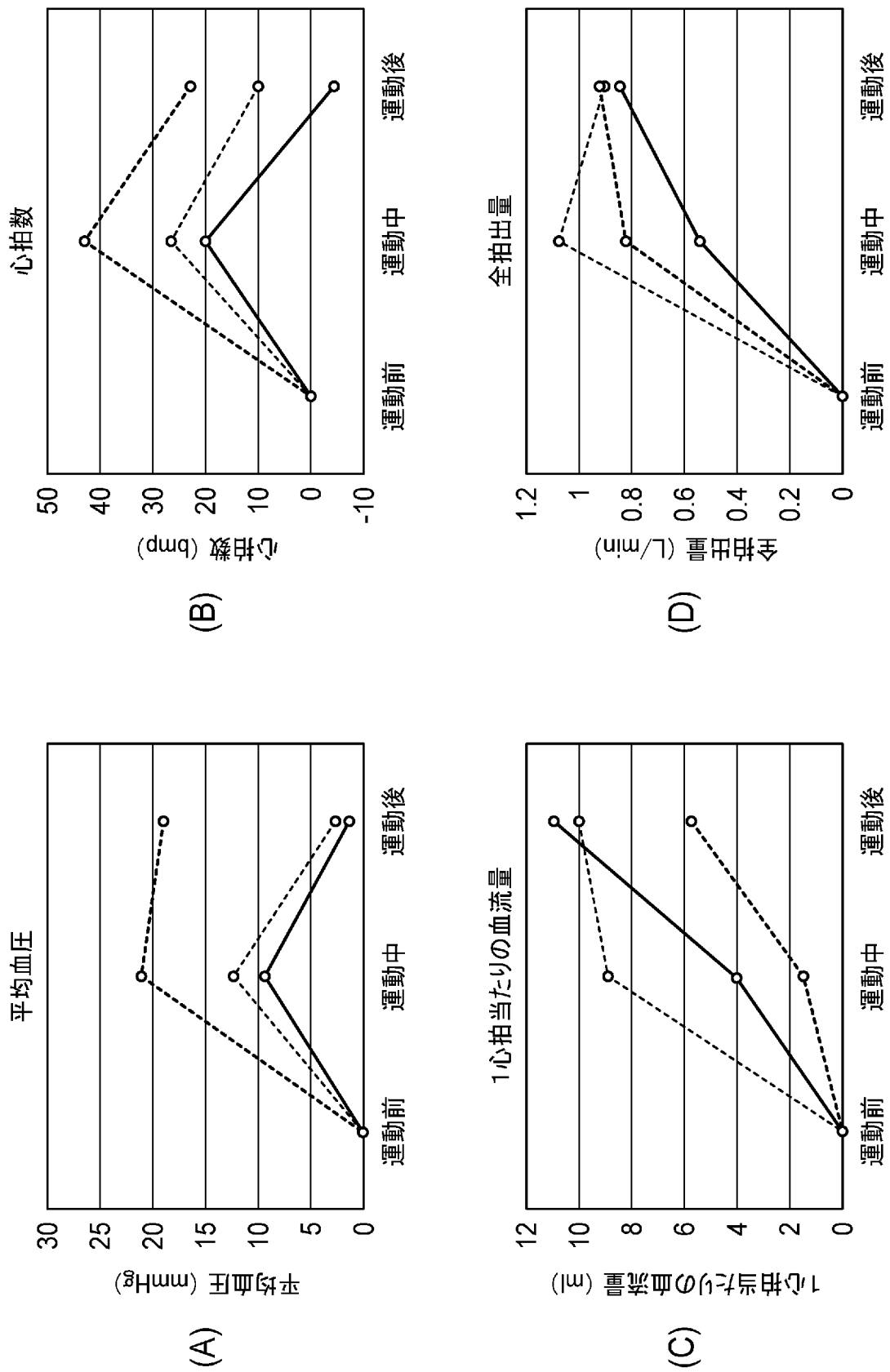
[図34]



[図35]



[図36]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/015203

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B5/026(2006.01)i, **A61B5/022**(2006.01)i, **G01F1/00**(2006.01)i, **G01F1/66**(2006.01)i, **G01L11/02**(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, G01F1/00

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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 A	WO 2015/199159 A1 (Kyushu University), 30 December 2015 (30.12.2015), paragraphs [0024], [0030], [0031], [0042], [0043], [0072], [0074], [0081], [0086]; fig. 1(A), 2, 3(A), 8 (Family: none)	1, 2, 5-8, 10-13, 15-17 3, 4, 9, 14
Y	JP 2008-54890 A (Casio Computer Co., Ltd.), 13 March 2008 (13.03.2008), paragraphs [0018], [0020], [0021]; fig. 1, 2 (Family: none)	1, 2, 5-8, 10-13, 15-17
Y	WO 2013/153664 A1 (Pioneer Corp.), 17 October 2013 (17.10.2013), paragraphs [0049], [0052] to [0056]; fig. 1 & EP 2837327 A1 paragraphs [0050], [0053] to [0057]; fig. 1	11

☒ 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
07 June 2017 (07.06.17)

Date of mailing of the international search report
20 June 2017 (20.06.17)

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/JP2017/015203

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 2011-526498 A (Cardio Art Technologies, Ltd.), 13 October 2011 (13.10.2011), paragraphs [0036], [0038], [0050], [0056], [0057]; fig. 1A & WO 2009/138883 A2 page 4, lines 23 to 30; page 5, lines 3 to 8; page 8, line 25 to page 9, line 9; page 11, lines 1 to 24; fig. 1A & US 2008/0287800 A1 & EP 2282667 A2 & CA 2722593 A1 & CN 102046069 A & IL 209210 A	13

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/026(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i, G01F1/00(2006.01)i, G01F1/66(2006.01)i, G01L11/02(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int.Cl. A61B5/02-5/03, G01F1/00

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	WO 2015/199159 A1 (国立大学法人九州大学) 2015. 12. 30, 段落[0024], [0030], [0031], [0042], [0043], [0072], [0074], [0081], [0086], 図 1(A), 2, 3(A), 8 (ファミリーなし)	1, 2, 5-8, 10-13, 15-17
A		3, 4, 9, 14
Y	JP 2008-54890 A (カシオ計算機株式会社) 2008. 03. 13, 段落[0018], [0020], [0021], 図 1, 2 (ファミリーなし)	1, 2, 5-8, 10-13, 15-17

☑ 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

07.06.2017

国際調査報告の発送日

20.06.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/J P)

郵便番号 100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

伊知地 和之

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

2Q

9291

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	WO 2013/153664 A1 (パイオニア株式会社) 2013. 10. 17, 段落[0049], [0052]～[0056], 図 1 & EP 2837327 A1, 段落[0050], [0053]～[0057], 図 1	11
Y	JP 2011-526498 A (カーディオ・アート・テクノロジーズ・リミテ ッド) 2011. 10. 13, 段落[0036], [0038], [0050], [0056], [0057], 図 1A & WO 2009/138883 A2, 第 4 頁 23～30 行, 第 5 頁 3～8 行, 第 8 頁 25 行～第 9 頁 9 行, 第 11 頁 1～24 行, 図 1A & US 2008/0287800 A1 & EP 2282667 A2 & CA 2722593 A1 & CN 102046069 A & IL 209210 A	13