(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2022年5月12日(12.05.2022)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2022/097496 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2021/038967

(22) 国際出願日： 2021年10月21日(21.10.2021)

(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 2020-184630 2020年11月4日(04.11.2020) JP

(71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (**OMRON HEALTHCARE CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 Kyoto (JP).

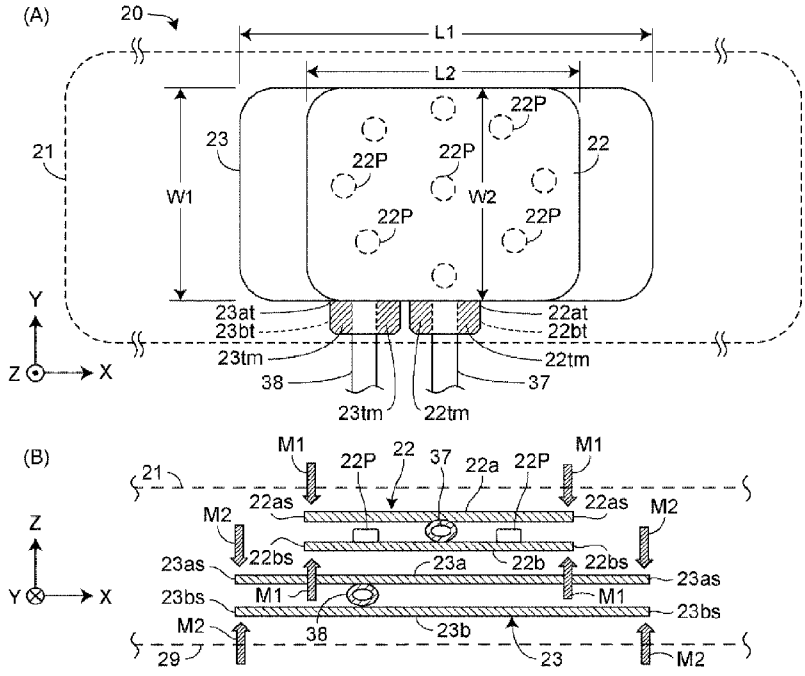
(72) 発明者: 内藤 晃誠 (**NAITO, Terumasa**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 澤野井 幸哉(**SAWANOI, Yukiya**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 山尾 憲人, 外 (**YAMAO, Norihito** et al.); 〒5300017 大阪府大阪市北区角田町８番１号梅田阪急ビルオフィスタワー青山特許事務所 Osaka (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,

(54) **Title:** SPHYGMOMANOMETRY CUFF AND SPHYGMOMANOMETER

(54) 発明の名称： 血圧測定用カフおよび血圧計



(57) **Abstract:** This sphygmomanometry cuff (20) comprises: an outer fabric (21) that extends in a longitudinal direction (X) in band shape and that is wrapped around a measurement site (90); a pressure-applying fluid bag (23) for applying pressure on the measurement site (90), the pressure-applying fluid bag being disposed on the outer fabric (21) on the side opposing the measurement site (90), and being disposed extending along the longitudinal direction (X); a sound-obtaining fluid bag (22) for obtaining sounds from the measurement site (90) through the pressure-applying fluid bag (23), the

WO 2022/097496 A1

[続葉有]

DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, IT, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, ZA, ZM, ZW.

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

添付公開書類:

— 国際調査報告(条約第21条(3))

sound-obtaining fluid bag being disposed between the outer fabric (21) and the pressure-applying fluid bag (23), along the thickness direction (Z) perpendicular to the outer fabric (21); a first fluid piping (38) that is connected to the pressure-applying bag (23) to allow the fluid flow therebetween; and a second fluid piping (37) that is independent from the first fluid piping (38) and that is connected to the sound-obtaining fluid bag (22) to allow the fluid flow therebetween.

(57) 要約:本発明の血圧測定用カフ(２０)は、帯状に長手方向(Ｘ)に延在し、被測定部位(９０)を取り巻く外布(２１)と、外布(２１)の被測定部位(９０)に対向する側に長手方向(Ｘ)に沿って延在して設けられ、被測定部位(９０)を圧迫する押圧用流体袋(２３)と、外布(２１)に対して垂直な厚さ方向(Ｚ)に関して外布(２１)と押圧用流体袋(２３)との間に設けられ、押圧用流体袋(２３)を介して被測定部位(９０)からの音を取得する音取得用流体袋(２２)と、押圧用流体袋(２３)に流体流通可能に接続された第１流体配管(３８)と、第１流体配管(３８)とは別に、音取得用流体袋(２２)に流体流通可能に接続された第２流体配管(３７)とを備える。

明　細　書

発明の名称 ： 血圧測定用カフおよび血圧計

技術分野

[0001] この発明は血圧測定用カフに関し、より詳しくは、被測定部位を圧迫してコロトコフ音を取得する血圧測定用カフに関する。また、この発明は、そのような血圧測定用カフを備えて、コロトコフ音に基づいて血圧を測定する血圧計に関する。

背景技術

[0002] 従来、この種の血圧測定用カフとしては、例えば特許文献１（特開昭５８－１５５８４１号公報）に開示されているように、被測定部位（上腕）を圧迫するための阻血カフと、阻血カフのうち被測定部位に対向する側の一部領域に配置された集音カフとを備えたものが知られている。同様に、特許文献２（特開２０１２－６１１０４号公報）に開示されているように、被測定部位（上腕）を圧迫するための阻血用空気袋と、阻血用空気袋のうち被測定部位に対向する側の一部領域に配置された第１、第２のコロトコフ音検出用空気袋とを備えたものが知られている。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開昭５８－１５５８４１号公報

特許文献2：特開２０１２－６１１０４号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかしながら、上記特許文献１、２の血圧測定用カフでは、集音カフ（または第１、第２のコロトコフ音検出用空気袋）が阻血カフ（または阻血用空気袋）のうち被測定部位に対向する側の一部領域のみに配置されているため、被測定部位（上腕）に対するカフの装着位置（特に、周方向の位置）がばらつくと、集音が安定しない、という問題がある。

[0005] そこで、この発明の課題は、被測定部位を圧迫してコロトコフ音を取得する血圧測定用カフであって、コロトコフ音を安定して取得できるものを提供することにある。また、この発明の課題は、そのような血圧測定用カフを備えて、血圧を精度良く測定できる血圧計を提供することにある。

課題を解決するための手段

[0006] 上記課題を解決するため、この開示の血圧測定用カフは、

被測定部位を圧迫してコロトコフ音を取得する血圧測定用カフであって、

帯状に長手方向に延在し、被測定部位を取り巻く外布と、

上記外布の上記被測定部位に対向する側に上記長手方向に沿って延在して設けられ、上記被測定部位を圧迫する押圧用流体袋と、

上記外布に対して垂直な厚さ方向に関して上記外布と上記押圧用流体袋との間に設けられ、上記押圧用流体袋を介して上記被測定部位からの音を取得する音取得用流体袋と、

上記押圧用流体袋に流体流通可能に接続された第１流体配管と、

上記第１流体配管とは別に、上記音取得用流体袋に流体流通可能に接続された第２流体配管と

を備えたことを特徴とする。

[0007] 本明細書で、「被測定部位」は、上腕、手首などの上肢、または、足首などの下肢を含み、典型的には棒状の部位を指す。

[0008] 「被測定部位に対向する側」とは、この血圧測定用カフが被測定部位を取り巻いて装着された状態（これを「装着状態」と呼ぶ。）で、上記被測定部位に対向する側を意味する。

[0009] 血圧測定用カフについて、「長手方向」は、外布が帯状に延在する方向を意味し、装着状態では被測定部位を取り巻く周方向に相当する。後述の「幅方向」は、上記外布に沿った面内で上記長手方向に対して垂直な方向を意味し、装着状態では上記被測定部位を動脈が通る方向に相当する。また、「厚さ方向」は、長手方向と幅方向との両方（つまり、外布）に対して垂直な方向を意味し、装着状態では上記被測定部位の外周面に対して垂直な方向に相

当する。

[0010] この開示の血圧測定用カフでは、上記押圧用流体袋は、上記第１流体配管を通して、この血圧測定用カフの外部に設けられた圧力デバイス（典型的には、ポンプ、弁を含む）に流体流通可能に接続される。上記音取得用流体袋は、上記第２流体配管を通して、この血圧測定用カフの外部に設けられた音検出デバイス（典型的には、マイクロフォンを含む）に流体流通可能に接続される。上記血圧測定用カフは、このカフの長手方向が被測定部位を取り巻く態様で装着される。この装着状態では、上記被測定部位に対して、厚さ方向に関して、上記押圧用流体袋と、上記音取得用流体袋と、上記外布とが、この順に並ぶ。この装着状態で、血圧測定時には、上記圧力デバイスによって上記第１流体配管を通して空気が上記押圧用流体袋に供給される。これにより、上記押圧用流体袋が加圧される。この加圧過程で、上記押圧用流体袋が上記音取得用流体袋とともに上記被測定部位から遠ざかる向きの膨張は、全体として上記外布によって規制される。したがって、上記押圧用流体袋は、上記被測定部位を押圧する向きに膨張する。これにより、上記被測定部位が圧迫されて、上記被測定部位を通る動脈が阻血される。続いて、上記押圧用流体袋から空気が上記第１流体配管を通して上記圧力デバイスによって徐々に排出される。これにより、上記押圧用流体袋が徐々に減圧される。例えば、この減圧過程で、上記音取得用流体袋が、上記押圧用流体袋を介して上記被測定部位からの音を取得する。さらに、上記音取得用流体袋によって取得された音を、上記第２流体配管を通して、上記音検出デバイスが検出する。そして、上記音取得用流体袋からの音に応じた上記音検出デバイスの出力に基づいて、コロトコフ音が抽出され、上記被測定部位の血圧が測定される。

[0011] このように、この血圧測定用カフでは、上記音取得用流体袋が、上記押圧用流体袋を介して上記被測定部位からの音を取得する。上記装着状態では、被測定部位の周方向に沿って上記押圧用流体袋が延在している。したがって、仮に被測定部位に対するカフの装着位置（特に、周方向の位置）がばらつ

いたとしても、上記被測定部位を通る動脈から上記押圧用流体袋に入る音のレベルへの影響は少なく、この結果、従来例に比して、上記音取得用流体袋による集音が安定する。したがって、コロトコフ音を安定して取得できる。

[0012] 一実施形態の血圧測定用カフでは、上記押圧用流体袋と上記第１流体配管とを含む第１流体系と、上記音取得用流体袋と上記第２流体配管とを含む第２流体系とが、互いに流体流通不能に分離されていることを特徴とする。

[0013] この一実施形態の血圧測定用カフでは、上記第２流体系を通る音（コロトコフ音成分を含む）に対して、上記第１流体系から脈音（脈波音）が混入するのを防止できる。したがって、コロトコフ音をさらに安定して取得できる。

[0014] 一実施形態の血圧測定用カフでは、

上記音取得用流体袋は、上記厚さ方向に互いに対向する一対のシートを含み、上記一対のシートが互いに接合されて袋状に構成されており、

上記一対のシートの互いに対向する隙間に、上記一対のシートが密接するのを防ぐスペーサが設けられている

ことを特徴とする。

[0015] この一実施形態の血圧測定用カフでは、上記一対のシートの互いに対向する隙間にスペーサが設けられているので、上記一対のシートが密接するのが防止される。したがって、上記音取得用流体袋は、上記押圧用流体袋を介して上記被測定部位からの音を安定して取得することができる。この結果、コロトコフ音をさらに安定して取得できる。

[0016] 一実施形態の血圧測定用カフでは、上記スペーサは、上記シートに一体に形成された突起からなることを特徴とする。

[0017] この一実施形態の血圧測定用カフでは、上記スペーサが簡単に構成され得る。

[0018] 一実施形態の血圧測定用カフでは、

上記押圧用流体袋は、上記厚さ方向に互いに対向する一対のシートを含み、上記一対のシートが互いに環状に接合されて袋状に構成されており、

上記音取得用流体袋は、上記厚さ方向に互いに対向する一対のシートを含み、上記一対のシートが互いに環状に接合されて袋状に構成されており、

上記音取得用流体袋の上記一対のシートのうち上記押圧用流体袋側のシートが、上記押圧用流体袋の上記一対のシートのうち上記音取得用流体袋側のシートと共通になっている

ことを特徴とする。

[0019] 「接合され」とは、溶着または接着などにより、つなぎ合わされていることを意味する。

[0020] この一実施形態の血圧測定用カフでは、上記音取得用流体袋の上記一対のシートのうち上記押圧用流体袋側のシートが、上記押圧用流体袋の上記一対のシートのうち上記音取得用流体袋側のシートと共通になっている。したがって、上記押圧用流体袋と上記音取得用流体袋とが３枚のシートで構成されるので、構造が簡素化される。

[0021] 一実施形態の血圧測定用カフでは、

上記被測定部位は上腕であり、

上記押圧用流体袋の上記長手方向の寸法が１６７ｍｍから３８０ｍｍの範囲内に設定され、かつ、上記外布に沿った面内で上記押圧用流体袋の上記長手方向に垂直な幅方向の寸法が９０ｍｍから１８０ｍｍの範囲内に設定され、

上記音取得用流体袋の上記長手方向の寸法が４１．８ｍｍから３８０ｍｍの範囲内に設定され、かつ、上記音取得用流体袋の上記幅方向の寸法が４５ｍｍから１８０ｍｍの範囲内に設定されている

ことを特徴とする。

[0022] 上記長手方向の寸法と上記幅方向の寸法とを併せて、適宜「面方向寸法」と総称する。

[0023] この一実施形態の血圧測定用カフでは、上記押圧用流体袋の面方向寸法の設定のおかげで、様々な腕周の被験者に適合して装着され得る。また、仮に上記被測定部位としての上腕に対するカフの装着位置（特に、周方向の位置

）がばらついたとしても、上記押圧用流体袋は上記上腕を通る動脈に安定して対向することができる。また、上記音取得用流体袋の面方向寸法の設定のおかげで、上記一対のシートを例えば一般的なポリウレタン樹脂からなるものとした場合に、上記音取得用流体袋の固有振動数を、コロトコフ音の主な周波数成分に対して略同じオーダにすることが可能となる。したがって、上記音取得用流体袋は、上記被測定部位からのコロトコフ音成分を効率良く取得できる。

[0024] 一実施形態の血圧測定用カフでは、

上記被測定部位は手首であり、

上記押圧用流体袋の上記長手方向の寸法が１４０ｍｍに設定され、かつ、上記外布に沿った面内で上記押圧用流体袋の上記長手方向に垂直な幅方向の寸法が６０ｍｍに設定され、

上記音取得用流体袋の上記長手方向の寸法が３５ｍｍから１４０ｍｍの範囲内に設定され、かつ、上記音取得用流体袋の上記幅方向の寸法が３０ｍｍから６０ｍｍの範囲内に設定されている

ことを特徴とする。

[0025] この一実施形態の血圧測定用カフでは、上記音取得用流体袋は、上記被測定部位からのコロトコフ音成分を効率良く取得できる。

[0026] 一実施形態の血圧測定用カフでは、

上記音取得用流体袋の上記長手方向の寸法は、上記押圧用流体袋の上記長手方向の寸法の１／２に設定され、

上記音取得用流体袋の上記幅方向の寸法は、上記押圧用流体袋の上記幅方向の寸法と同じに設定されている

ことを特徴とする。

[0027] この一実施形態の血圧測定用カフでは、上記音取得用流体袋は、上記被測定部位からのコロトコフ音成分を効率良く取得できる。

[0028] 別の局面では、この開示の血圧測定用カフは、

被測定部位を圧迫してコロトコフ音を取得する血圧測定用カフであって、

帯状に長手方向に延在し、被測定部位を取り巻く外布と、

上記外布の上記被測定部位に対向する側に上記長手方向に沿って延在して設けられ、上記被測定部位を圧迫する押圧用流体袋と、

上記外布の上記被測定部位に対向する側で、上記押圧用流体袋とは別に設けられ、上記被測定部位からの音を取得する音取得用流体袋と、

上記押圧用流体袋に流体流通可能に接続された第１流体配管と、

上記第１流体配管とは別に、上記音取得用流体袋に流体流通可能に接続された第２流体配管とを備え、

上記押圧用流体袋と上記第１流体配管とを含む第１流体系と、上記音取得用流体袋と上記第２流体配管とを含む第２流体系とが、互いに流体流通不能に分離されている

ことを特徴とする。

[0029] この開示の血圧測定用カフでは、上記押圧用流体袋と上記第１流体配管とを含む第１流体系と、上記音取得用流体袋と上記第２流体配管とを含む第２流体系とが、互いに流体流通不能に分離されている。したがって、上記第２流体系を通る音（コロトコフ音成分を含む）に対して、上記第１流体系から脈音（脈波音）が混入するのを防止できる。したがって、コロトコフ音をさらに安定して取得できる。

[0030] さらに別の局面では、この開示の血圧計は、

被測定部位が発生するコロトコフ音によって血圧を測定する血圧計であって、

上述の血圧測定用カフと、

上記第１流体配管に流体流通可能に接続され、上記押圧用流体袋に上記第１流体配管を通して流体を供給して加圧し、または、上記押圧用流体袋から上記第１流体配管を通して流体を排出して減圧する圧力デバイスと、

上記第２流体配管に流体流通可能に接続され、上記第２流体配管を通して上記音取得用流体袋からの音を検出する音検出デバイスと、

上記押圧用流体袋と上記第１流体配管とを含む第１流体系と、上記音取得

用流体袋と上記第２流体配管とを含む第２流体系とが、互いに流体流通不能に維持されており、

上記圧力デバイスが上記押圧用流体袋を加圧または減圧するのに伴って上記大気開放弁を開閉して、上記音取得用流体袋からの音に応じた上記音検出デバイスの出力に基づいて、上記被測定部位の血圧を算出する血圧算出部を備える。

[0031] 「圧力デバイス」は、典型的には、ポンプ、弁を含む。

[0032] 「音検出デバイス」は、典型的には、マイクロフォンを含む。

[0033] この開示の血圧計では、上記血圧測定用カフは、被測定部位を取り巻く態様で装着される。この装着状態で、血圧測定時には、上記圧力デバイスによって上記第１流体配管を通して空気が上記押圧用流体袋に供給される。これにより、上記押圧用流体袋が加圧される。この加圧過程で、上記押圧用流体袋が上記音取得用流体袋とともに上記被測定部位から遠ざかる向きの膨張は、全体として上記外布によって規制される。したがって、上記押圧用流体袋は、上記被測定部位を押圧する向きに膨張する。これにより、上記被測定部位が圧迫されて、上記被測定部位を通る動脈が阻血される。続いて、上記押圧用流体袋から空気が上記第１流体配管を通して上記圧力デバイスによって徐々に排出される。これにより、上記押圧用流体袋が徐々に減圧される。例えば、この減圧過程で、上記音取得用流体袋が、上記押圧用流体袋を介して上記被測定部位からの音を取得する。さらに、上記音取得用流体袋によって取得された音を、上記第２流体配管を通して、上記音検出デバイスが検出する。そして、上記血圧算出部は、上記音取得用流体袋からの音に応じた上記音検出デバイスの出力に基づいて、コロトコフ音を抽出して、上記被測定部位の血圧を算出する。

[0034] この血圧計では、上記血圧測定用カフによってコロトコフ音を安定して取得でき、したがって、血圧を精度良く測定できる。

[0035] 一実施形態の血圧計では、

上記第２流体配管に流体流通可能に接続され、上記第２流体配管を閉じ又

は大気圧に開放可能な大気開放弁を備え、

上記血圧算出部は、上記血圧測定用カフが上記被測定部位に装着された後、上記圧力デバイスが上記押圧用流体袋の加圧を開始する前に、上記大気開放弁を閉じて上記第２流体系を封じる

ことを特徴とする。

[0036] この一実施形態の血圧計では、上記血圧算出部による上記加圧過程および上記減圧過程の間、上記音取得用流体袋は適量の空気が封入された状態に維持され得る。上記音取得用流体袋は、上記被測定部位からのコロトコフ音成分を効率良く取得できる。したがって、血圧をさらに精度良く測定できる。

発明の効果

[0037] 以上より明らかなように、この開示の血圧測定用カフによれば、コロトコフ音を安定して取得できる。また、この開示の血圧計によれば、血圧を精度良く測定できる。

図面の簡単な説明

[0038] [図1]この発明の一実施形態の血圧測定用カフを備えた血圧計の外観を示す図である。

[図2]上記血圧計のブロック構成を示す図である。

[図3]図３（Ａ）は、上記カフを展開した状態で、そのカフに内包された音取得用流体袋、押圧用流体袋の平面レイアウトを模式的に示す図である。図３（Ｂ）は、それらの音取得用流体袋、押圧用流体袋の断面を、分解状態で模式的に示す図である。

[図4]図４（Ａ）は、上記カフが被測定部位としての左上腕の外周を取り巻いて装着された態様を模式的に示す図である。図４（Ｂ）は、上記音取得用流体袋を通して音検出デバイス（マイクロフォン）を用いて取得されるＫ音信号（コロトコフ音を表す）を模式的に示す図である。図４（Ｃ）は、上記押圧用流体袋を通して圧力センサによって取得される圧力変動成分を模式的に示す図である。

[図5]上記血圧計による血圧測定のフローを示す図である。

[図6]図６（Ａ）は、上記音取得用流体袋の長手方向寸法、幅方向寸法を設定する態様を示す図である。図６（Ｂ）は、上記音取得用流体袋の長手方向寸法が様々な値に設定された場合の、上記Ｋ音信号の振幅を示す図である。図６（Ｃ）は、上記音取得用流体袋の幅方向寸法が様々な値に設定された場合の、上記Ｋ音信号の振幅を示す図である。

[図7]図７（Ａ）は、上記カフの上記被測定部位に対する装着位置、特に上記音取得用流体袋の周方向位置が３通りに変更された態様を示す図である。図７（Ｂ）は、上記カフ（実施例）の音取得用流体袋の周方向位置が３通りに変更された場合の、上記Ｋ音信号の振幅を示す図である。図７（Ｃ）は、比較例１のカフ（押圧用流体袋下に音取得用流体袋が配置されているもの）の音取得用流体袋の周方向位置が３通りに変更された場合の、上記Ｋ音信号の振幅を示す図である。

[図8A]上記カフ（実施例）が上記被測定部位からの音を取得している場合（Ｋ音有）に、上記マイクロフォンによって取得される音のパワースペクトルを示す図である。

[図8B]上記カフ（実施例）が上記被測定部位からの音を取得していない場合（Ｋ音無）に、上記マイクロフォンによって取得される音のパワースペクトルを示す図である。

[図9A]比較例２のカフ（押圧用流体袋と音取得用流体袋のエア配管が共通になっているもの）が上記被測定部位からの音を取得している場合（Ｋ音有）に、上記マイクロフォンによって取得される音のパワースペクトルを示す図である。

[図9B]上記比較例２のカフが上記被測定部位からの音を取得していない場合（Ｋ音無）に、上記マイクロフォンによって取得される音のパワースペクトルを示す図である。

[図10]上記血圧計による血圧測定中に、上記音取得用流体袋に流体流通可能に接続された大気開放弁の開閉の前後で、上記マイクロフォンによって取得される音のバックグラウンドノイズ（音圧レベル）を示す図である。

[図11]上記カフ（実施例）が被測定部位に装着された後、ポンプによる加圧開始前に上記大気開放弁を閉じた場合に、上記血圧計によって上記血圧測定のフローに従って得られたカフ圧とＫ音信号を示す図である。

[図12]上記カフ（実施例）が被測定部位に装着される前に上記大気開放弁を閉じた場合（比較例３）に、上記血圧計によって上記血圧測定のフローに従って得られたカフ圧とＫ音信号を示す図である。

[図13]図１３（Ａ）は、変形例１のカフを展開した状態で、そのカフに内包された音取得用流体袋、押圧用流体袋の平面レイアウトを模式的に示す図である。図１３（Ｂ）は、それらの音取得用流体袋、押圧用流体袋の断面を、分解状態で模式的に示す図である。

[図14]図１４（Ａ）は、変形例２のカフを展開した状態で、そのカフに内包された音取得用流体袋、押圧用流体袋の平面レイアウトを模式的に示す図である。図１４（Ｂ）は、それらの音取得用流体袋、押圧用流体袋の断面を、分解状態で模式的に示す図である。

[図15]図１５（Ａ）は、変形例３のカフを展開した状態で、そのカフに内包された音取得用流体袋、押圧用流体袋の平面レイアウトを模式的に示す図である。図１５（Ｂ）は、それらの音取得用流体袋、押圧用流体袋の断面を、分解状態で模式的に示す図である。

発明を実施するための形態

[0039] 以下、この発明の実施の形態を、図面を参照しながら詳細に説明する。

[0040] （血圧計の概略構成）

図１は、この発明の一実施形態の血圧測定用カフ２０を備えた血圧計１００の外観を示している。この血圧計１００は、大別して、上腕または手首などの棒状の被測定部位９０（図４（Ａ）参照）を取り巻いて装着されるカフ２０と、このカフ２０に対して第１流体配管としてのエア配管３８、第２流体配管としてのエア配管３７を介して流体流通可能に接続された本体１０とを備えている。

[0041] （血圧測定用カフの構成）

図１によって分かるように、上記カフ２０は、外観上、細長い帯状（この例では、丸角の長方形）の外布２１と、この外布２１に対応する形状をもつ内布２９とを対向させ、それらの外布２１、内布２９の周縁部２０ｓを縫製（または溶着）して構成されている。

[0042] 図３（Ａ）は、カフ２０を展開した状態で、そのカフ２０に内包された音取得用流体袋２２、押圧用流体袋２３の平面レイアウトを模式的に示している。図３（Ｂ）は、それらの音取得用流体袋２２、押圧用流体袋２３の断面を、分解状態で模式的に示している。ここで、カフ２０について、長手方向Ｘは、外布２１が帯状に延在する方向を意味し、装着状態（図４（Ａ）参照）では被測定部位９０を取り巻く周方向に相当する。幅方向Ｙは、外布２１に沿った面内で長手方向Ｘに対して垂直な方向を意味し、装着状態では被測定部位９０を動脈９１が通る方向に相当する。また、厚さ方向Ｚは、長手方向Ｘと幅方向Ｙとの両方（つまり、外布２１）に対して垂直な方向を意味し、装着状態では被測定部位９０の外周面に対して垂直な方向に相当する。

[0043] 図３（Ｂ）によって分かるように、この例では、カフ２０は、内布２９と外布２１との間に、押圧用流体袋２３と、押圧用流体袋２３とは別に構成された音取得用流体袋２２とを備えている。押圧用流体袋２３は、主に被測定部位９０を圧迫するために、内布２９の側に設けられている。音取得用流体袋２２は、押圧用流体袋２３を介して被測定部位９０からの音を取得するために、外布２１と押圧用流体袋２３との間に設けられている。この例では、音取得用流体袋２２は、押圧用流体袋２３に対して部分的に接着され、押圧用流体袋２３に対して位置ずれしないようになっている。押圧用流体袋２３は、外布２１に対して部分的に接着され、外布２１に対して位置ずれしないようになっている。

[0044] 図３（Ａ）によって分かるように、押圧用流体袋２３は、外布２１に沿った面内で、長手方向Ｘに沿って延在する丸角の略長方形の形状を有している。押圧用流体袋２３の長手方向Ｘの寸法はＬ１＝２３５ｍｍ、押圧用流体袋２３の幅方向Ｙの寸法はＷ１＝１２５ｍｍに設定されている。音取得用流体

袋２２は、外布２１に沿った面内で、押圧用流体袋２３よりも小さい丸角の略長方形の形状を有している。音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法はＬ２＝１２５ｍｍ、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法はＷ２＝１２５ｍｍに設定されている。これらの面方向寸法Ｌ１，Ｗ１，Ｌ２，Ｗ２の具体的な設定の仕方については、後述する。この例では、押圧用流体袋２３の中心と音取得用流体袋２２の中心とは一致している。

[0045] 図３（Ｂ）によって分かるように、押圧用流体袋２３は、厚さ方向Ｚに互いに対向する一対のシート２３ａ，２３ｂを含み、それらの一対のシート２３ａ，２３ｂの周縁部２３ａｓ，２３ｂｓが矢印Ｍ２で示すように互いに環状に接合（この例では、溶着）されて袋状に構成されている。音取得用流体袋２２は、厚さ方向Ｚに互いに対向する一対のシート２２ａ，２２ｂを含み、それらの一対のシート２２ａ，２２ｂの周縁部２２ａｓ，２２ｂｓが矢印Ｍ１で示すように互いに環状に接合されて袋状に構成されている。この例では、シート２３ａ，２３ｂ，２２ａ，２２ｂはポリウレタン樹脂からなっている。

[0046] 押圧用流体袋２３をなす一対のシート２３ａ，２３ｂは、互いに対応する位置に、それぞれ図３（Ａ）において幅方向（－Ｙ方向）に突出した略矩形状のタブ２３ａｔ，２３ｂｔを有している。タブ２３ａｔ，２３ｂｔの間にエア配管３８を挟んだ状態で、タブ２３ａｔ，２３ｂｔのうちエア配管３８の両側に相当する部分２３ｔｍ，２３ｔｍ（斜線で示す）を全面溶着することによって、エア配管３８は押圧用流体袋２３に流体流通可能に接続されている。押圧用流体袋２３は、エア配管３８を通して、空気が供給されることによって膨張し、空気が排出されることによって収縮することができる。同様に、音取得用流体袋２２をなす一対のシート２２ａ，２２ｂは、互いに対応する位置に、それぞれ図３（Ａ）において幅方向（－Ｙ方向）に突出した略矩形状のタブ２２ａｔ，２２ｂｔを有している。タブ２２ａｔ，２２ｂｔの間にエア配管３７を挟んだ状態で、タブ２２ａｔ，２２ｂｔのうちエア配管３７の両側に相当する部分２２ｔｍ，２２ｔｍ（斜線で示す）を全面溶着

することによって、エア配管３７は音取得用流体袋２２に流体流通可能に接続されている。音取得用流体袋２２が取得した音は、このエア配管３７を通して、本体１０へ伝えられる（詳しくは、後述する。）。

[0047] 音取得用流体袋２２をなす一対のシート２２ａ，２２ｂの互いに対向する隙間に、スペーサとしての複数の突起２２ｐ，２２ｐ，…が設けられている。この例では、これらの突起２２ｐ，２２ｐ，…は、それぞれ短円柱状をなし、押圧用流体袋２３側に配されたシート２２ｂに一体に形成されている。これにより、スペーサが簡単に構成され得る。この例では、これらの突起２２ｐ，２２ｐ，…は、外布２１に沿った面（ＸＹ平面）内で概ね等間隔に分散して配置されている。これにより、血圧測定中に一対のシート２２ａ，２２ｂが密接するのが防止される。したがって、後述するように、音取得用流体袋２２は、押圧用流体袋２３を介して被測定部位９０からの音を安定して取得することができる。この結果、コロトコフ音を安定して取得できる。

[0048] 外布２１は、湾曲または屈曲可能であるが、血圧測定時に音取得用流体袋２２、押圧用流体袋２３が被測定部位９０から遠ざかる向きに膨張するのを全体として規制するために、実質的に伸縮しないように構成されている。一方、内布２９は、湾曲または屈曲可能であるとともに、血圧測定時に押圧用流体袋２３が被測定部位９０を圧迫し易いように伸縮容易に構成されている。ここで、外布２１、内布２９は、編まれたものに限られず、樹脂の一層または複数層からなっていてもよい。外布２１と内布２９の長手方向Ｘの寸法は、被測定部位９０（この例では、上腕）の周囲長よりも長く設定されている。外布２１と内布２９の幅方向Ｙの寸法は、押圧用流体袋２３（および音取得用流体袋２２）の幅方向Ｙの寸法よりも若干大きく設定されている。なお、内布２９は、音取得用流体袋２２、押圧用流体袋２３の保護のために設けられており、血圧測定のためには省略され得る。

[0049] （本体の構成）

図２に示すように、本体１０は、制御部１１０と、表示器５０と、操作部５２と、記憶部としてのメモリ５１と、電源部５３と、圧力センサ３１と、

圧力デバイスとしてのポンプ３２および制御弁３３と、音検出デバイスとしてのマイクロフォン３５と、大気開放弁３４とを搭載している。この例では、圧力センサ３１に接続されたエア配管３８ａと、ポンプ３２に接続されたエア配管３８ｂと、制御弁３３に接続されたエア配管３８ｃとが合流して、押圧用流体袋２３に流体流通可能に接続された１本のエア配管３８になっている。第１流体配管としてのエア配管３８は、これらのエア配管３８ａ，３８ｂ，３８ｃを含む総称である。また、マイクロフォン３５に接続されたエア配管３７ａと、大気開放弁３４に接続されたエア配管３７ｂとが合流して、音取得用流体袋２２に流体流通可能に接続された１本のエア配管３７になっている。第２流体配管としてのエア配管３７は、これらの３７ａ，３７ｂを含む総称である。

[0050] 図１中に示すように、表示器５０と操作部５２は、本体１０の正面パネル１０ｆに配置されている。表示器５０は、この例では、ＬＣＤ（Liquid Crystal Display；液晶ディスプレイ）からなり、制御部１１０からの制御信号に従って所定の情報を表示する。この例では、収縮期血圧ＳＹＳ（Systolic Blood Pressure、単位；ｍｍＨｇ）、拡張期血圧ＤＩＡ（Diastolic Blood Pressure、単位；ｍｍＨｇ）、脈拍数ＰＵＬＳＥ（単位；拍／ｍｉｎ）を表示するようになっている。なお、表示器５０は、有機ＥＬ（Electro Luminescence）ディスプレイからなっていてもよいし、ＬＥＤ（Light Emitting Diode；発光ダイオード）を含んでいてもよい。

[0051] 操作部５２は、この例では、血圧の測定開始／停止の指示を受け付けるための測定スイッチ（簡単のため、同じ符号５２で表す。）からなり、ユーザの指示に応じた操作信号を制御部１１０に入力する。具体的には、この測定スイッチ５２が押されると、血圧測定を開始すべき旨の操作信号が制御部１１０に入力されて、制御部１１０は後述の血圧測定を開始する（血圧測定が完了すると、自動的に停止する。）。血圧測定の実行中に測定スイッチ５２が押されると、制御部１１０は、血圧測定を緊急停止する。

[0052] 図２中に示すメモリ５１は、血圧計１００を制御するためのプログラムの

データ、血圧計１００の各種機能を設定するための設定データ、および血圧値の測定結果のデータなどを記憶する。また、メモリ５１は、プログラムが実行されるときのワークメモリなどとして用いられる。

[0053] 制御部１１０は、ＣＰＵ（Central Processing Unit）を含み、この血圧計１００全体の動作を制御する。具体的には、制御部１１０は、メモリ５１に記憶された血圧計１００を制御するためのプログラムに従って圧力制御部として働いて、操作部５２からの操作信号に応じて、圧力デバイスとしてのポンプ３２や制御弁３３を駆動する制御を行う。また、制御部１１０は、血圧算出部として働いて、マイクロフォン３５の出力に基づいて血圧値を算出し、表示器５０およびメモリ５１を制御する。具体的な血圧測定の仕方については後述する。

[0054] 圧力センサ３１は、この例ではピエゾ抵抗式圧力センサであり、エア配管３８を通して、カフ２０に内包された押圧用流体袋２３の圧力（これを「カフ圧Ｐｃ」と呼ぶ。）をピエゾ抵抗効果による電気抵抗として出力する。この例では、制御部１１０は、圧力センサ３１からの電気抵抗に応じた発振周波数で発振する発振回路を含み、その発振周波数に応じて、カフ圧Ｐｃを求める。

[0055] ポンプ３２は、制御部１１０から与えられる制御信号に基づいて、エア配管３８を通して、カフ２０に内包された押圧用流体袋２３へ空気を供給する。これにより、押圧用流体袋２３の圧力（カフ圧Ｐｃ）が加圧される。

[0056] 制御弁３３は、常開タイプの電磁制御弁からなり、制御部１１０から与えられる制御信号に基づいて、エア配管３８を通して押圧用流体袋２３内の空気を排出し、または封入してカフ圧を制御するために開閉される。

[0057] マイクロフォン３５は、音取得用流体袋２２によって取得された音をエア配管３７を通して検出して、その音に応じた電気信号を制御部１１０へ出力する。この例では、制御部１１０は、マイクロフォン３５が出力する電気信号から、高速フーリエ変換（ＦＦＴ）を含むフィルタリングを行ってコロトコフ音を表すＫ音信号（Ｋｓで表す）を抽出する。図４（Ｂ）に例示するよ

うに、Ｋ音信号Ｋｓは、典型的には、基準レベルｂａに対して高低に振動するパルス状の信号として得られる。図４（Ｂ）中に、Ｋ音信号Ｋｓのピーク・ツゥ・ピークの振幅がＡｐ－ｐで表されている。

[0058] 図２中に示す大気開放弁３４は、常開タイプの電磁制御弁からなり、制御部１１０から与えられる制御信号に基づいて、音取得用流体袋２２とエア配管３７とを含む第２流体系ＦＳ２を大気に開放し、または封じるために開閉される。

[0059] この例では、押圧用流体袋２３、エア配管３８、圧力センサ３１、ポンプ３２および制御弁３３を含む第１流体系ＦＳ１と、音取得用流体袋２２、エア配管３７、マイクロフォン３５および大気開放弁３４を含む第２流体系ＦＳ２とが、互いに流体流通不能に分離され、本体１０内でも分離が維持されている。これにより、第２流体系ＦＳ２（特に、エア配管３７）を通る音（コロトコフ音成分を含む）に対して、第１流体系ＦＳ１から脈音（脈波音）が混入するのを防止できる。したがって、コロトコフ音をさらに安定して取得できる（詳しくは、後述する。）。

[0060] 電源部５３は、制御部１１０、表示器５０、メモリ５１、圧力センサ３１、ポンプ３２、制御弁３３、マイクロフォン３５、大気開放弁３４の各部に電力を供給する。

[0061] （血圧測定用カフの装着態様）

上記カフ２０は、図４（Ａ）（被測定部位９０を通る動脈９１に沿った断面）に示すように、カフ２０の長手方向Ｘが被測定部位（この例では、左上腕）９０の外周面を取り巻く態様で装着される。装着のとき、図示しない面ファスナによって、外布２１が緩まないように固定される。なお、図４（Ａ）では、簡単のため、内布２９の図示が省略され、また、押圧用流体袋２３、音取得用流体袋２２がそれぞれ楕円状に描かれている。この装着状態では、被測定部位９０の外周面に対して、厚さ方向Ｚに、図示が省略された内布２９と、押圧用流体袋２３と、音取得用流体袋２２と、外布２１とが、この順に並ぶ。なお、装着状態では、動脈９１を通る血流の下流側（－Ｙ方向）

へ向かってエア配管３７，３８が延在するので、エア配管３７，３８が装着の邪魔になることがない。

[0062] （血圧測定）

図５は、ユーザが血圧計１００によって血圧測定を行う際の動作フローを示している。

[0063] カフ２０が被測定部位９０に装着された装着状態で、ユーザが本体１０に設けられた測定スイッチ５２によって測定開始を指示すると（図５のステップＳ１）、制御部１１０は、初期化を行う（図５のステップＳ２）。具体的には、制御部１１０は、処理用メモリ領域を初期化するとともに、ポンプ３２を停止し、制御弁３３を開いた状態で、圧力センサ３１の０ｍｍＨｇ調整（大気圧を０ｍｍＨｇに設定する。）を行う。このとき、大気開放弁３４は開いた状態にある。

[0064] 次に、制御部１１０は、大気開放弁３４を閉じる（ステップＳ３）。カフ２０が被測定部位９０に装着された後、押圧用流体袋２３の加圧を開始する前の、この段階で大気開放弁３４を閉じる理由は、被測定部位９０から押圧用流体袋２３を介してコロトコフ音を取得するために、音取得用流体袋２２内に適量の空気を封じるためである。なお、図１０は、血圧計１００による血圧測定中に、大気開放弁３４を時刻ｔ０で閉じたとき、時刻ｔ０の前後で、上記マイクロフォン３５によって取得される音のバックグラウンドノイズ（音圧レベル）を示している。図１０から分かるように、大気開放弁３４を閉じることは、バックグラウンドノイズを減少させるので、コロトコフ音を取得する際の信号対ノイズ比（Ｓ／Ｎ比）の改善に寄与する。

[0065] 続いて、制御部１１０は圧力制御部として働いて、制御弁３３を閉じ（ステップＳ４）、ポンプ３２を駆動して、カフ２０の加圧を開始する（ステップＳ５）。すなわち、制御部１１０は、ポンプ３２からエア配管３８を通してカフ２０（に内包された押圧用流体袋２３）に空気を供給する。これとともに、圧力センサ３１は圧力検出部として働いて、押圧用流体袋２３の圧力を、エア配管３８を通して検出する。制御部１１０は、圧力センサ３１の出

力に基づいて、ポンプ３２による加圧速度を制御する。

[0066] このとき、図４（Ａ）に示した押圧用流体袋２３が、音取得用流体袋２２とともに、被測定部位９０から遠ざかる向きの膨張は、全体として外布２１によって規制される。したがって、押圧用流体袋２３は、被測定部位９０のうち対向する領域９０Ａを押圧する向きに膨張する。これにより、被測定部位９０のうち押圧用流体袋２３が対向する領域９０Ａが圧迫されて、その領域９０Ａを通る動脈９１が阻血される。

[0067] 次に、制御部１１０は、圧力センサ３１の出力に基づいて、カフ２０（この例では、押圧用流体袋２３）の圧力（カフ圧Ｐｃ）が予め定められた値Ｐｕ（例えば図１１中に示す）に達したか否かを判断する。ここで、この値Ｐｕは、被験者の想定される血圧値を十分上回るように、例えば２８０ｍｍＨｇというように定められていてもよいし、前回測定された被験者の血圧値プラス４０ｍｍＨｇというように定められていてもよい。この例では、図１１中に示すように、Ｐｕ＝１８０ｍｍＨｇに予め定められているものとする。制御部１１０は、カフ圧Ｐｃが上述の値Ｐｕ＝１８０ｍｍＨｇに達するまで、加圧を継続し、カフ圧Ｐｃが上述の値Ｐｕに達すると、ポンプ３２を停止する（ステップＳ６）。図１１の例では、時刻ｔ１にカフ圧Ｐｃが上述の値Ｐｕに達して、ポンプ３２が停止されている。

[0068] 続いて、制御部１１０は、制御弁３３を徐々に開く（図５のステップＳ７）。これにより、カフ圧Ｐｃを略一定速度で減圧してゆく。この例では、この減圧過程で、音取得用流体袋２２が、押圧用流体袋２３を介して被測定部位９０からの音を取得する。さらに、音取得用流体袋２２によって取得された音を、エア配管３７を通して、マイクロフォン３５が検出する。マイクロフォン３５は、その音に応じた電気信号を制御部１１０へ出力する。制御部１１０は、マイクロフォン３５が出力する電気信号から、高速フーリエ変換（ＦＦＴ）を含むフィルタリングを行って、コロトコフ音を表すＫ音信号Ｋｓを抽出する。図１１の例では、Ｋ音信号Ｋｓは、時刻ｔ２に観測され始め、次第に大きくなって極大値を示した後、次第に小さくなって、時刻ｔ３に

消失している。

[0069] 制御部１１０は血圧算出部として働いて、この時点で取得されているＫ音信号Ｋｓに基づいて、血圧値（収縮期血圧ＳＹＳ（Systolic Blood Pressure）と拡張期血圧ＤＩＡ（Diastolic Blood Pressure））の算出を試みる（図５のステップＳ８）。図１１の例では、時刻ｔ２で圧力センサ３１によって検出されているカフ圧Ｐｃが収縮期血圧ＳＹＳとして算出される。また、時刻ｔ３で圧力センサ３１によって検出されているカフ圧Ｐｃが拡張期血圧ＤＩＡとして算出される。

[0070] また、押圧用流体袋２３からエア配管３８を通して圧力センサ３１によって検出されるカフ圧Ｐｃには、脈波による脈波情報としての脈波信号（圧力変動成分）Ｐｍ（図４（Ｃ）に示す）が重畳されている。この例では、制御部１１０は、この脈波信号Ｐｍに基づいて、脈拍数ＰＵＬＳＥ（拍／ｍｉｎ）を算出する。

[0071] 制御部１１０は、データ不足のために未だ血圧値と脈拍数を算出できない場合は（図５のステップＳ９でＮＯ）、算出できるまでステップＳ７～Ｓ９の処理を繰り返す。

[0072] このようにして血圧値と脈拍数の算出ができたら（ステップＳ９でＹｅｓ）、制御部１１０は圧力制御部として働いて、制御弁３３を開いて、カフ２０（押圧用流体袋２３）内の空気を急速排気する制御を行う（ステップＳ１０）。また、大気開放弁３４を開く（ステップＳ１１）。

[0073] この後、制御部１１０は、算出した血圧値と脈拍数を表示器５０に表示し（ステップＳ１２）、血圧値と脈拍数をメモリ５１に保存する制御を行う。

[0074] このようにして、カフ２０を備えた血圧計１００では、音取得用流体袋２２が、押圧用流体袋２３を介して被測定部位９０からの音を取得する。装着状態では、被測定部位９０の周方向に沿って押圧用流体袋２３が延在している。したがって、仮に被測定部位９０に対するカフ２０（押圧用流体袋２３）の装着位置（特に、周方向の位置）がばらついたとしても、従来例に比して、被測定部位９０を通る動脈か９１ら押圧用流体袋２３に入る音のレベル

への影響は少なく、この結果、音取得用流体袋２２による集音が安定する。したがって、コロトコフ音を表すＫ音信号Ｋｓを安定して取得できる。この結果、血圧を精度良く測定できる。

[0075] なお、上の例では、カフ２０（押圧用流体袋２３）の減圧過程で血圧値と脈拍数を算出したが、これに限られるものではなく、カフ２０（押圧用流体袋２３）の加圧過程で血圧値と脈拍数を算出してもよい。

[0076] （押圧用流体袋、音取得用流体袋の面方向寸法の設定）

押圧用流体袋２３、音取得用流体袋２２の面方向寸法は、カフサイズ（カフの仕様として設定され、外布２１、内布２９の面方向寸法を定める）に応じて設定される。一般的に、カフサイズとしては、下の表１の「カフサイズ」欄に示すように、上腕用として、ＸＬ（特大）、Ｌ（大）、Ｍ（中）、Ｓ（小）が設定される。また、手首用サイズが設定される。

（表１）

カフサイズ	押圧用流体袋		音取得用流体袋	
	Ｌ１［ｍｍ］	Ｗ１［ｍｍ］	Ｌ２［ｍｍ］	Ｗ２［ｍｍ］
ＸＬ	380.0	180.0	95-380	90-180
Ｌ	312.5	150.0	78.1-312.5	75-150
Ｍ	235.0	125.0	58.8-235	62.5-125
Ｓ	167.0	90.0	41.8-167	45-90
手首用	140	60	35-140	30-60

[0077] 押圧用流体袋２３の長手方向Ｘの寸法Ｌ１、幅方向Ｙの寸法Ｗ１は、被験者の腕周に対応したカフサイズに応じて、表１の「押圧用流体袋」欄に示すように様々な値に設定される。すなわち、上腕用でカフサイズＸＬ（特大）のとき、長手方向Ｘの寸法Ｌ１＝３８０．０ｍｍ、幅方向Ｙの寸法Ｗ１＝１８０．０ｍｍに設定される。上腕用でカフサイズＬ（大）のとき、長手方向Ｘの寸法Ｌ１＝３１２．５ｍｍ、幅方向Ｙの寸法Ｗ１＝１５０．０ｍｍに設定される。上腕用でカフサイズＭ（中）のとき、長手方向Ｘの寸法Ｌ１＝２３５．０ｍｍ、幅方向Ｙの寸法Ｗ１＝１２５．０ｍｍに設定される。上腕用でカフサイズＳ（小）のとき、長手方向Ｘの寸法Ｌ１＝１６７．０ｍｍ、幅

方向Ｙの寸法Ｗ１＝９０．０ｍｍに設定される。手首用のとき、長手方向Ｘの寸法Ｌ１＝１４０ｍｍ、幅方向Ｙの寸法Ｗ１＝６０ｍｍに設定される。カフ２０は、これらの押圧用流体袋２３の面方向寸法Ｌ１，Ｗ１の設定のおかげで、様々な腕周、手首周の被験者に適合して装着され得る。

[0078] 図６（Ａ）は、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２、幅方向Ｙの寸法Ｗ２を設定する態様を示している。音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２については、例えば最大値から減らしてゆくとき、矢印Ｘ１，Ｘ１′で示すように、押圧用流体袋２３の長手方向Ｘの中心に対して、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの中心が一致したまま減らしてゆく。音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法Ｗ２については、例えば最大値から減らしてゆくとき、矢印Ｙ１で示すように、音取得用流体袋２２の下流側の辺２２ｄが押圧用流体袋２３の下流側の辺２３ｄと一致したまま減らしてゆく。その理由は、動脈９１の上流側からの脈音（脈波音）が音取得用流体袋２２に混入するのを、なるべく避けるためである。この例では、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２、幅方向Ｙの寸法Ｗ２は、被験者の腕周に対応したカフサイズに応じて、表１の「音取得用流体袋」欄に示すように様々な値に設定される。すなわち、上腕用でカフサイズＸＬのとき、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２について９５ｍｍ～３８０ｍｍの範囲内に設定され、それに伴って、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法Ｗ２について９０ｍｍ～１８０ｍｍの範囲内に設定される。上腕用でカフサイズＬのとき、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２について７８．１ｍｍ～３１２．５ｍｍの範囲内に設定され、それに伴って、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法Ｗ２について７５ｍｍ～１５０ｍｍの範囲内に設定される。上腕用でカフサイズＭのとき、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２について５８．８ｍｍ～２３５ｍｍの範囲内に設定され、それに伴って、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法Ｗ２について６２．５ｍｍ～１２５ｍｍの範囲内に設定される。上腕用でカフサイズＳのとき、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２について４１．８ｍｍ～１６７ｍｍの範囲内に設定され、それに伴

って、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法Ｗ２について４５ｍｍ～９０ｍｍの範囲内に設定される。手首用サイズのとき、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法はＬ２について３５ｍｍ～１４０ｍｍの範囲内値に設定され、それに伴って、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法Ｗ２について３０ｍｍ～６０ｍｍの範囲内に設定される。

[0079] 図６（Ｂ）、図６（Ｃ）は、それぞれ、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２、幅方向Ｙの寸法Ｗ２が様々な値に設定された場合の、Ｋ音信号Ｋｓのピーク・ツゥ・ピークの振幅Ａｐ－ｐ（単位；ボルト）を示している。なお、押圧用流体袋２３については、長手方向Ｘの寸はＬ１＝２３５．０ｍｍ、幅方向Ｙの寸法Ｗ１＝１２５．０ｍｍに固定して設定された（これらは、上腕用でカフサイズＭのときの設定値に相当する。）。図６（Ｂ）によって分かるように、幅方向Ｙの寸法Ｗ２＝１２５ｍｍの条件下で、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２については、Ｌ２＝２３５ｍｍのときの振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．８０ボルト、Ｌ２＝１２５ｍｍのときの振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．８５ボルト、Ｌ２＝６０ｍｍのときの振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．６８ボルト、Ｌ２＝３０ｍｍのときの振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．４８ボルトであった。なお、ｄ１，ｄ２，ｄ３，ｄ４，ｄ５は、この場合の個々のＬ２設定値での振幅Ａｐ－ｐのばらつき範囲を示している。この結果、音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法Ｌ２については、押圧用流体袋２３の長手方向Ｘの寸法Ｌ１（＝２３５ｍｍ）の１／２に相当するＬ２＝１２５ｍｍのとき、振幅Ａｐ－ｐが最大値を示し、有利であることが分かった。また、長手方向Ｘの寸法Ｌ２＝２３５ｍｍの条件下で、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法Ｗ２については、Ｗ２＝１２５ｍｍのときの振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．８０ボルト、Ｗ２＝６０ｍｍのときの振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．６８ボルト、Ｗ２＝３０ｍｍのときの振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．５６ボルトであった。なお、ｄ１′，ｄ２′，ｄ３′は、この場合の個々のＷ２設定値での振幅Ａｐ－ｐのばらつき範囲を示している。この結果、押圧用流体袋２３の幅方向Ｙの寸法Ｗ１（＝１２５ｍｍ）に相

当するＷ２＝１２５ｍｍのとき、振幅Ａｐ－ｐが最大値を示し、有利であることが分かった。このように、Ｌ２＝１２５ｍｍ、Ｗ２＝１２５ｍｍに設定するのが有利な理由は、音取得用流体袋２２をなす一対のシート２２ａ，２２ｂを例えば一般的なポリウレタン樹脂からなるものとした場合に、音取得用流体袋２２の固有振動数が、コロトコフ音の主な周波数成分に対して略同じオーダになるからだ、と考えられる。これにより、音取得用流体袋２２は、被測定部位９０からのコロトコフ音成分を効率良く取得できる。

[0080] 次に述べる検証実験１～３では、カフ２０について、既述のように、押圧用流体袋２３の長手方向Ｘの寸法はＬ１＝２３５ｍｍ、押圧用流体袋２３の幅方向Ｙの寸法はＷ１＝１２５ｍｍに設定された。音取得用流体袋２２の長手方向Ｘの寸法はＬ２＝１２５ｍｍ、音取得用流体袋２２の幅方向Ｙの寸法はＷ２＝１２５ｍｍに設定された。

[0081] （検証実験１）

押圧用流体袋２３の上に音取得用流体袋２２が配置されているという構成（図４（Ａ）参照）により、仮に被測定部位９０に対するカフ２０の装着位置（特に、周方向の位置）がばらついたとしても、コロトコフ音を安定して取得できるという効果を検証するために、本発明者は次のような検証実験を行った。

[0082] 図７（Ａ）は、上記カフ２０の被測定部位９０に対する装着位置、特に音取得用流体袋２２の周方向位置がＰ１，Ｐ２，Ｐ３で示すように３通りに変更された態様を示している。図７（Ａ）は、被測定部位９０としての左上腕を動脈９１の上流側から見たときの断面に相当する。周方向位置Ｐ２は、音取得用流体袋２２の中心が動脈９１に対向する位置に相当する。周方向位置Ｐ３は、被測定部位９０に対して周方向位置Ｐ２の反対側の位置に相当する。周方向位置Ｐ１は、被測定部位９０の周りで周方向位置Ｐ２と周方向位置Ｐ３との中間の位置に相当する。図７（Ｂ）は、上記カフ２０の音取得用流体袋２２の周方向位置がＰ１，Ｐ２，Ｐ３で示すように３通りに変更された場合の、Ｋ音信号Ｋｓのピーク・ツゥ・ピークの振幅Ａｐ－ｐ（単位；ボル

ト）を示している。この場合、周方向位置Ｐ１での振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．８２ボルト、周方向位置Ｐ２での振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．８０ボルト、周方向位置Ｐ３での振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．６４ボルトであった。この結果、周方向位置Ｐ１，Ｐ２，Ｐ３の変更による振幅Ａｐ－ｐの平均値の変化量（最大差）Ｄｖ１は、約０．１８ボルトであった。なお、ｄｖ１，ｄｖ２，ｄｖ３は、この場合の個々の周方向位置Ｐ１，Ｐ２，Ｐ３での振幅Ａｐ－ｐのばらつき範囲を示している。

[0083] 本発明者は、比較例１のカフとして、従来例と同様に、押圧用流体袋２３の下に音取得用流体袋２２が配置されているものを作製した。比較例１のカフにおいて、その点以外は上記カフ２０と同様に構成されている。図７（Ｃ）は、比較例１のカフの音取得用流体袋２２の周方向位置がＰ１，Ｐ２，Ｐ３で示すように３通りに変更された場合の、Ｋ音信号Ｋｓの振幅Ａｐ－ｐ（単位；ボルト）を示している。この場合、周方向位置Ｐ１での振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．７３ボルト、周方向位置Ｐ２での振幅Ａｐ－ｐの平均値は約１．２８ボルト、周方向位置Ｐ３での振幅Ａｐ－ｐの平均値は約０．９２ボルトであった。この結果、周方向位置Ｐ１，Ｐ２，Ｐ３の変更による振幅Ａｐ－ｐの平均値の変化量（最大差）Ｄｖ２は、約０．５５ボルトであった。なお、ｄｖ１′，ｄｖ２′，ｄｖ３′は、この場合の個々の周方向位置Ｐ１，Ｐ２，Ｐ３での振幅Ａｐ－ｐのばらつき範囲を示している。

[0084] 図７（Ｂ）、図７（Ｃ）の結果を比較すれば分かるように、前者の変化量Ｄｖ１は後者の変化量（最大差）Ｄｖ２よりも小さい。つまり、カフ２０では、仮に被測定部位９０に対するカフ２０（押圧用流体袋２３）の装着位置（特に、周方向の位置）がばらついたとしても、従来例に比して、被測定部位９０を通る動脈か９１ら押圧用流体袋２３に入る音のレベルへの影響は少ない。この結果、カフ２０では、音取得用流体袋２２による集音が安定し、したがって、コロトコフ音を表すＫ音信号Ｋｓを安定して取得できる。

[0085] このように、押圧用流体袋２３の上に音取得用流体袋２２が配置されているという構成により、仮に被測定部位９０に対するカフ２０の装着位置（特

に、周方向の位置）がばらついたとしても、コロトコフ音を安定して取得できるという効果を検証することができた。

[0086] （検証実験２）

第１流体系ＦＳ１と第２流体系ＦＳ２とが、互いに流体流通不能に分離されているという構成により、第２流体系ＦＳ２を通る音（コロトコフ音成分を含む）に対して、第１流体系ＦＳ１から脈音（脈波音）が混入するのを防止できるという効果を検証するために、本発明者は次のような検証実験を行った。

[0087] 図８Ａは、カフ２０が被測定部位９０からの音を取得している場合（Ｋ音有）に、マイクロフォン３５によって取得される音のパワースペクトルを示している。図８Ｂは、カフ２０が被測定部位９０からの音を取得していない場合（Ｋ音無）に、マイクロフォン３５によって取得される音のパワースペクトルを示している。図８Ａでは約１２０Ｈｚ～３００Ｈｚの範囲Ａ１内にコロトコフ音のスペクトルが現れているのに対して、図８Ｂではその範囲Ａ１内にコロトコフ音のスペクトルが現れていないことが分かる。このように、上記カフ２０を備えた血圧計１００では、コロトコフ音を表すＫ音信号Ｋｓを確かに取得できる。

[0088] 本発明者は、比較例２のカフとして、エア配管３７，３８が共通のエア配管になっているものを作製した。比較例２のカフにおいて、その点以外は上記カフ２０と同様に構成されている。図９Ａは、比較例２のカフが被測定部位９０からの音を取得している場合（Ｋ音有）に、マイクロフォン３５によって取得される音のパワースペクトルを示している。図９Ｂは、上記比較例２のカフが被測定部位９０からの音を取得していない場合（Ｋ音無）に、上記マイクロフォンによって取得される音のパワースペクトルを示している。図９Ａ、図９Ｂのいずれにおいても、約１２０Ｈｚ～３００Ｈｚの範囲Ａ１内にコロトコフ音のスペクトルが現れていないことが分かる。この理由は、図９Ａでは、コロトコフ音のスペクトルがバックグラウンドノイズ（脈音の成分を含む）に埋もれているからである、と考えられる。なお、図８Ａ、図

８Ｂ、図９Ａ、図９Ｂは、取得されたスペクトルデータ中の最大値が１０に正規化されている。

[0089] これらの結果から、第１流体系ＦＳ１と第２流体系ＦＳ２とが互いに流体流通不能に分離されているという構成により、第２流体系ＦＳ２を通る音（コロトコフ音成分を含む）に対して、第１流体系ＦＳ１から脈音（脈波音）が混入するのを防止できるという効果を検証することができた。なお、この効果は、仮に押圧用流体袋２３の下に音取得用流体袋２２が配置されているという構成であっても得られる、と言える。

[0090] （検証実験３）

血圧測定の際、カフ２０が被測定部位９０に装着された後、押圧用流体袋２３の加圧を開始する前の段階で大気開放弁３４を閉じること（図５のステップＳ４）によって、被測定部位９０から押圧用流体袋２３を介してコロトコフ音を取得するために、音取得用流体袋２２内に適量の空気を封じることができるという効果を検証するために、本発明者は次のような検証実験を行った。

[0091] 既述のように、図１１は、上述の血圧測定フロー、すなわち、カフ２０が被測定部位９０に装着された後、押圧用流体袋２３の加圧を開始する前の段階で大気開放弁３４を閉じた（図５のステップＳ４）場合に、取得されたコロトコフ音を表すＫ音信号Ｋｓを示している。図１１の例では、Ｋ音信号Ｋｓは、時刻ｔ２に観測され始め、次第に大きくなって極大値を示した後、次第に小さくなって、時刻ｔ３に直ちに消失している。

[0092] これに対して、図１２は、カフ２０が被測定部位９０に装着される前に大気開放弁３４を閉じた場合（比較例３）、すなわち音取得用流体袋２２内に適量を超える空気が残っている場合に、取得されたコロトコフ音を表すＫ音信号Ｋｓを示している。この場合、Ｋ音信号Ｋｓは、収縮期血圧ＳＹＳに対応する時刻ｔ２′に観測され始め、次第に大きくなって極大値を示した後、次第に小さくなるが、拡張期血圧ＤＩＡに対応する時刻ｔ３′を過ぎた後も直ちには消失せず、破線で示す領域Ｂ１内に示すように、ゆっくり消失する

。この理由は、収縮期血圧ＳＹＳ時点での周波数成分に比して拡張期血圧ＤＩＡ時点での周波数成分の方が低いため、脈波（振動）の影響を受け易いからである、と考えられる。このように、Ｋ音信号Ｋｓが時刻ｔ３′を過ぎた後も残る場合は、どの時刻のカフ圧が拡張期血圧ＤＩＡに相当するかを判定し難い。

[0093] これにより、血圧測定の際、カフ２０が被測定部位９０に装着された後、押圧用流体袋２３の加圧を開始する前の段階で大気開放弁３４を閉じること（図５のステップＳ４）によって、被測定部位９０から押圧用流体袋２３を介してコロトコフ音を取得するために、音取得用流体袋２２内に適量の空気を封じることができるという効果を検証することができた。

[0094] （変形例１）

上記カフ２０では、図３（Ａ）、図３（Ｂ）によって説明したように、音取得用流体袋２２と押圧用流体袋２３とが４枚のシート２２ａ，２２ｂ，２３ａ，２３ｂで構成されているものとした。しかしながら、これに限られるものではない。

[0095] 図１３（Ａ）、図１３（Ｂ）は、上記カフ２０を変形した変形例１のカフ２０Ａとして、音取得用流体袋２２と押圧用流体袋２３とが３枚のシート２２ａ，２３ａ，２３ｂで構成される例を、図３（Ａ）、図３（Ｂ）に対応して示している。なお、図３（Ａ）、図３（Ｂ）におけるのと同一の構成要素には同一の符号を付して、重複する説明を適宜省略する（後述の図１４（Ａ）、図１４（Ｂ）、図１５（Ａ）、図１５（Ｂ）でも同様。）。また、図１３（Ｂ）では、簡単のため、外布２１と内布２９の図示を省略している（後述の図１４（Ｂ）、図１５（Ａ）、図１５（Ｂ）でも同様。）。

[0096] このカフ２０Ａでは、図１３（Ｂ）によって分かるように、音取得用流体袋２２Ａは、シート２２ａの周縁部２２ａｓと、押圧用流体袋２３をなす上側のシート（音取得用流体袋２２側のシート）２３ａのうち上記周縁部２２ａｓに対応する部分２３ａｉとが、矢印Ｍ１で示すように互いに環状に接合（この例では、溶着）されて袋状に構成されている。押圧用流体袋２３は、

上記カフ２０におけるのと同様に、一対のシート２３ａ，２３ｂの周縁部２３ａｓ，２３ｂｓが矢印Ｍ２で示すように互いに環状に接合（この例では、溶着）されて袋状に構成されている。すなわち、図３（Ｂ）に示した音取得用流体袋２２の一対のシート２２ａ，２２ｂのうち押圧用流体袋２３側のシート２２ｂが、押圧用流体袋２３の一対のシート２３ａ，２３ｂのうち上側のシート２３ａと共通になって、省略されている。このように、このカフ２０Ａでは、音取得用流体袋２２と押圧用流体袋２３とが３枚のシート２２ａ，２３ａ，２３ｂで構成されるので、構造が簡素化される。なお、矢印Ｍ１で示す接合が先に行われた後、矢印Ｍ２で示す接合が行われる。

[0097] なお、このカフ２０Ａでは、図１３（Ａ）によって分かるように、押圧用流体袋２３をなす上側のシート２３ａは、タブ２３ａｔに加えて、音取得用流体袋２２Ａのタブ２２ａｔと対応する位置に、タブ２３ａｔ′を有している。これらのタブ２２ａｔ，２３ａｔ′の間にエア配管３７を挟んだ状態で、タブ２２ａｔ，２３ａｔ′のうちエア配管３７の両側に相当する部分２２ｔｍ，２２ｔｍ（斜線で示す）を全面溶着することによって、エア配管３７は音取得用流体袋２２Ａに流体流通可能に接続されている。

[0098] また、このカフ２０Ａでは、押圧用流体袋２３をなす上側のシート２３ａの上面に、スペーサとしての複数の突起２２ｐ，２２ｐ，…が一体に形成されている。これにより、音取得用流体袋２２Ａをなすシート２２ａ，２３ａが密接するのが防止される。

[0099] （変形例２）

上記カフ２０，２０Ａでは、音取得用流体袋２２，２２Ａにおけるスペーサは、それぞれシート２２ｂまたは２３ａに一体に形成された複数の突起２２ｐ，２２ｐ，…からなるものとした。しかしながら、これに限られるものではない。

[0100] 図１４（Ａ）、図１４（Ｂ）は、変形例１のカフ２０Ａをさらに変形した変形例２のカフ２０Ｂとして、スペーサがスポンジシート２４で構成された例を、図１３（Ａ）、図１３（Ｂ）に対応して示している。

[0101] このカフ２０Ｂでは、図１４（Ｂ）によって分かるように、音取得用流体袋２２Ｂをなす一対のシート２２ａ，２３ａの互いに対向する隙間に、スペーサとしてのスポンジシート２４が設けられている。図１４（Ａ）によって分かるように、スポンジシート２４は、外布２１に沿った面内で、音取得用流体袋２２Ｂをなす上側のシート２２ａよりも若干寸法が小さい丸角の長方形の形状を有している。これは、図１４（Ｂ）中に矢印Ｍ１で示した接合部分に対するマージンを確保するためである。このカフ２０Ｂは、それ以外の点についてはカフ２０Ａと同様に構成されている。

[0102] このカフ２０Ｂは、複数の突起２２ｐ，２２ｐ，…が一体に形成されたシートを用いる必要がないので、簡単に作製され得る。

[0103] なお、スポンジシート２４は、音取得用流体袋２２Ｂをなす一対のシート２２ａ，２３ａのいずれか一方または両方に接着されていてもよいし、接着されなくてもよい。

[0104] （変形例３）

上記カフ２０，２０Ａ，２０Ｂでは、音取得用流体袋２２，２２Ａ，２２Ｂに対してエア配管３７が、それぞれタブ２２ａｔ，２２ｂｔまたは２２ａｔ，２３ａｔ′を用いて接続された。しかしながら、これに限られるものではない。

[0105] 図１５（Ａ）、図１５（Ｂ）は、変形例１のカフ２０Ａをさらに変形した変形例３のカフ２０Ｃとして、音取得用流体袋２２Ｃに対してエア配管３７がキャップ２５を用いて接続された例を、図１３（Ａ）、図１３（Ｂ）に対応して示している。

[0106] このカフ２０Ｃでは、音取得用流体袋２２Ｃをなす上側のシート２２ａの上面に、ドーム状のキャップ２５が一体に取り付けられている。シート２２ａのうちキャップ２５に対応する部分には、厚さ方向Ｚにシート２２ａを貫通する貫通孔２８が設けられている。この例では、エア配管３７の端部はキャップ２５に気密に嵌合して挿入され、取り付けられている。

[0107] このカフ２０Ｃは、上記カフ２０，２０Ａ，２０Ｂに比して、タブ２２ａ

ｔ，２２ｂｔまたは２２ａｔ，２３ａｔ′を溶着する手間がかからないので、簡単に作製され得る。

[0108] 上の例では、外布２１に沿った面内で、押圧用流体袋２３、音取得用流体袋２２，２０Ａ，２０Ｂ，２０Ｃは、それぞれ丸角の長方形の形状を有するものとしたが、これに限られるものではない。それらの平面的な形状は、丸角の正方形であってもよいし、楕円形、円形などであってもよい。

[0109] また、上の例では、被測定部位９０は上腕（特に、左上腕）であるものとしたが、これに限られるものではない。被測定部位９０は、右上腕であってもよいし、手首などの上腕以外の上肢、または、足首などの下肢であってもよい。

[0110] 以上の実施形態は例示であり、この発明の範囲から離れることなく様々な変形が可能である。上述した複数の実施の形態は、それぞれ単独で成立し得るものであるが、実施の形態同士の組みあわせも可能である。また、異なる実施の形態の中の種々の特徴も、それぞれ単独で成立し得るものであるが、異なる実施の形態の中の特徴同士の組みあわせも可能である。

符号の説明

[0111]
１０　本体
２０，２０Ａ，２０Ｂ，２０Ｃ　血圧測定用カフ
２１　外布
２２　音取得用流体袋
２２ｐ　突起
２３　押圧用流体袋
２４　スポンジシート
２５　キャップ
３１　圧力センサ
３２　ポンプ
３３　制御弁
３４　大気開放弁

３５　マイクロフォン

３７，３８　エア配管

１００　血圧計

請求の範囲

[請求項1] 被測定部位を圧迫してコロトコフ音を取得する血圧測定用カフであって、

帯状に長手方向に延在し、被測定部位を取り巻く外布と、

上記外布の上記被測定部位に対向する側に上記長手方向に沿って延在して設けられ、上記被測定部位を圧迫する押圧用流体袋と、

上記外布に対して垂直な厚さ方向に関して上記外布と上記押圧用流体袋との間に設けられ、上記押圧用流体袋を介して上記被測定部位からの音を取得する音取得用流体袋と、

上記押圧用流体袋に流体流通可能に接続された第１流体配管と、

上記第１流体配管とは別に、上記音取得用流体袋に流体流通可能に接続された第２流体配管と

を備えたことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項2] 請求項１に記載の血圧測定用カフにおいて、

上記押圧用流体袋と上記第１流体配管とを含む第１流体系と、上記音取得用流体袋と上記第２流体配管とを含む第２流体系とが、互いに流体流通不能に分離されている

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項3] 請求項１または２に記載の血圧測定用カフにおいて、

上記音取得用流体袋は、上記厚さ方向に互いに対向する一対のシートを含み、上記一対のシートが互いに接合されて袋状に構成されており、

上記一対のシートの互いに対向する隙間に、上記一対のシートが密接するのを防ぐスペーサが設けられている

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項4] 請求項３に記載の血圧測定用カフにおいて、

上記スペーサは、上記シートに一体に形成された突起からなる

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項5] 請求項１または２に記載の血圧測定用カフにおいて、

上記押圧用流体袋は、上記厚さ方向に互いに対向する一対のシートを含み、上記一対のシートが互いに環状に接合されて袋状に構成されており、

上記音取得用流体袋は、上記厚さ方向に互いに対向する一対のシートを含み、上記一対のシートが互いに環状に接合されて袋状に構成されており、

上記音取得用流体袋の上記一対のシートのうち上記押圧用流体袋側のシートが、上記押圧用流体袋の上記一対のシートのうち上記音取得用流体袋側のシートと共通になっている

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項6] 請求項１から５までのいずれか一つに記載の血圧測定用カフにおいて、

上記被測定部位は上腕であり、

上記押圧用流体袋の上記長手方向の寸法が１６７ｍｍから３８０ｍｍの範囲内に設定され、かつ、上記外布に沿った面内で上記押圧用流体袋の上記長手方向に垂直な幅方向の寸法が９０ｍｍから１８０ｍｍの範囲内に設定され、

上記音取得用流体袋の上記長手方向の寸法が４１．８ｍｍから３８０ｍｍの範囲内に設定され、かつ、上記音取得用流体袋の上記幅方向の寸法が４５ｍｍから１８０ｍｍの範囲内に設定されている

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項7] 請求項１から５までのいずれか一つに記載の血圧測定用カフにおいて、

上記被測定部位は手首であり、

上記押圧用流体袋の上記長手方向の寸法が１４０ｍｍに設定され、かつ、上記外布に沿った面内で上記押圧用流体袋の上記長手方向に垂直な幅方向の寸法が６０ｍｍに設定され、

上記音取得用流体袋の上記長手方向の寸法が３５ｍｍから１４０ｍｍの範囲内に設定され、かつ、上記音取得用流体袋の上記幅方向の寸法が３０ｍｍから６０ｍｍの範囲内に設定されている

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項8] 請求項６または７の血圧測定用カフにおいて、

上記音取得用流体袋の上記長手方向の寸法は、上記押圧用流体袋の上記長手方向の寸法の１／２に設定され、

上記音取得用流体袋の上記幅方向の寸法は、上記押圧用流体袋の上記幅方向の寸法と同じに設定されている

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項9] 被測定部位を圧迫してコロトコフ音を取得する血圧測定用カフであって、

帯状に長手方向に延在し、被測定部位を取り巻く外布と、

上記外布の上記被測定部位に対向する側に上記長手方向に沿って延在して設けられ、上記被測定部位を圧迫する押圧用流体袋と、

上記外布の上記被測定部位に対向する側で、上記押圧用流体袋とは別に設けられ、上記被測定部位からの音を取得する音取得用流体袋と、

上記押圧用流体袋に流体流通可能に接続された第１流体配管と、

上記第１流体配管とは別に、上記音取得用流体袋に流体流通可能に接続された第２流体配管とを備え、

上記押圧用流体袋と上記第１流体配管とを含む第１流体系と、上記音取得用流体袋と上記第２流体配管とを含む第２流体系とが、互いに流体流通不能に分離されている

ことを特徴とする血圧測定用カフ。

[請求項10] 被測定部位が発生するコロトコフ音によって血圧を算出する血圧計であって、

請求項１から９までのいずれか一つに記載の血圧測定用カフと、

上記第１流体配管に流体流通可能に接続され、上記押圧用流体袋に上記第１流体配管を通して流体を供給して加圧し、または、上記押圧用流体袋から上記第１流体配管を通して流体を排出して減圧する圧力デバイスと、

上記第２流体配管に流体流通可能に接続され、上記第２流体配管を通して上記音取得用流体袋からの音を検出する音検出デバイスと、

上記押圧用流体袋と上記第１流体配管とを含む第１流体系と、上記音取得用流体袋と上記第２流体配管とを含む第２流体系とが、互いに流体流通不能に維持されており、

上記圧力デバイスが上記押圧用流体袋を加圧または減圧するのに伴って上記大気開放弁を開閉して、上記音取得用流体袋からの音に応じた上記音検出デバイスの出力に基づいて、上記被測定部位の血圧を算出する血圧算出部

を備えた血圧計。

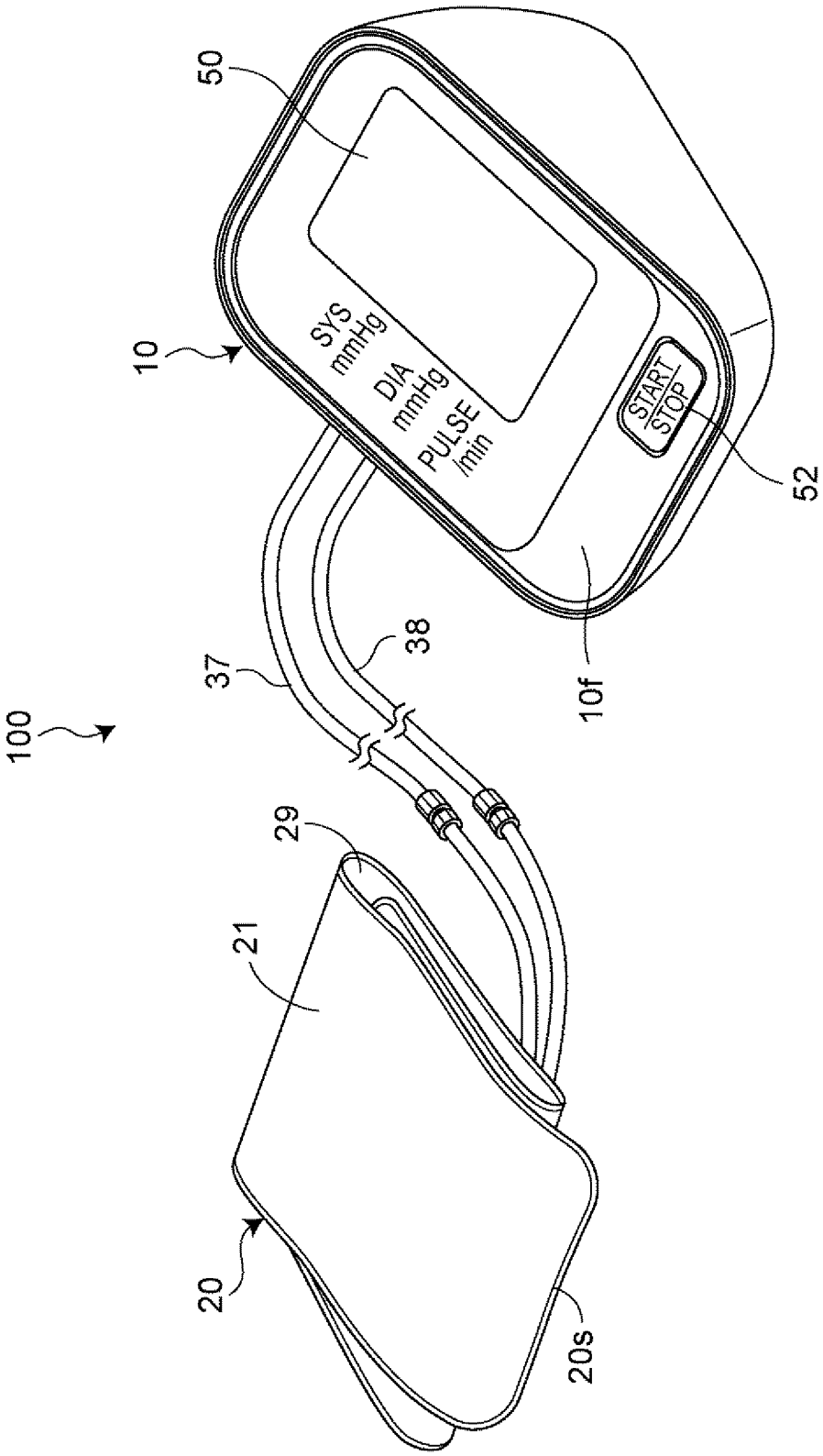
[請求項11] 請求項１０に記載の血圧計において、

上記第２流体配管に流体流通可能に接続され、上記第２流体配管を閉じ又は大気圧に開放可能な大気開放弁を備え、

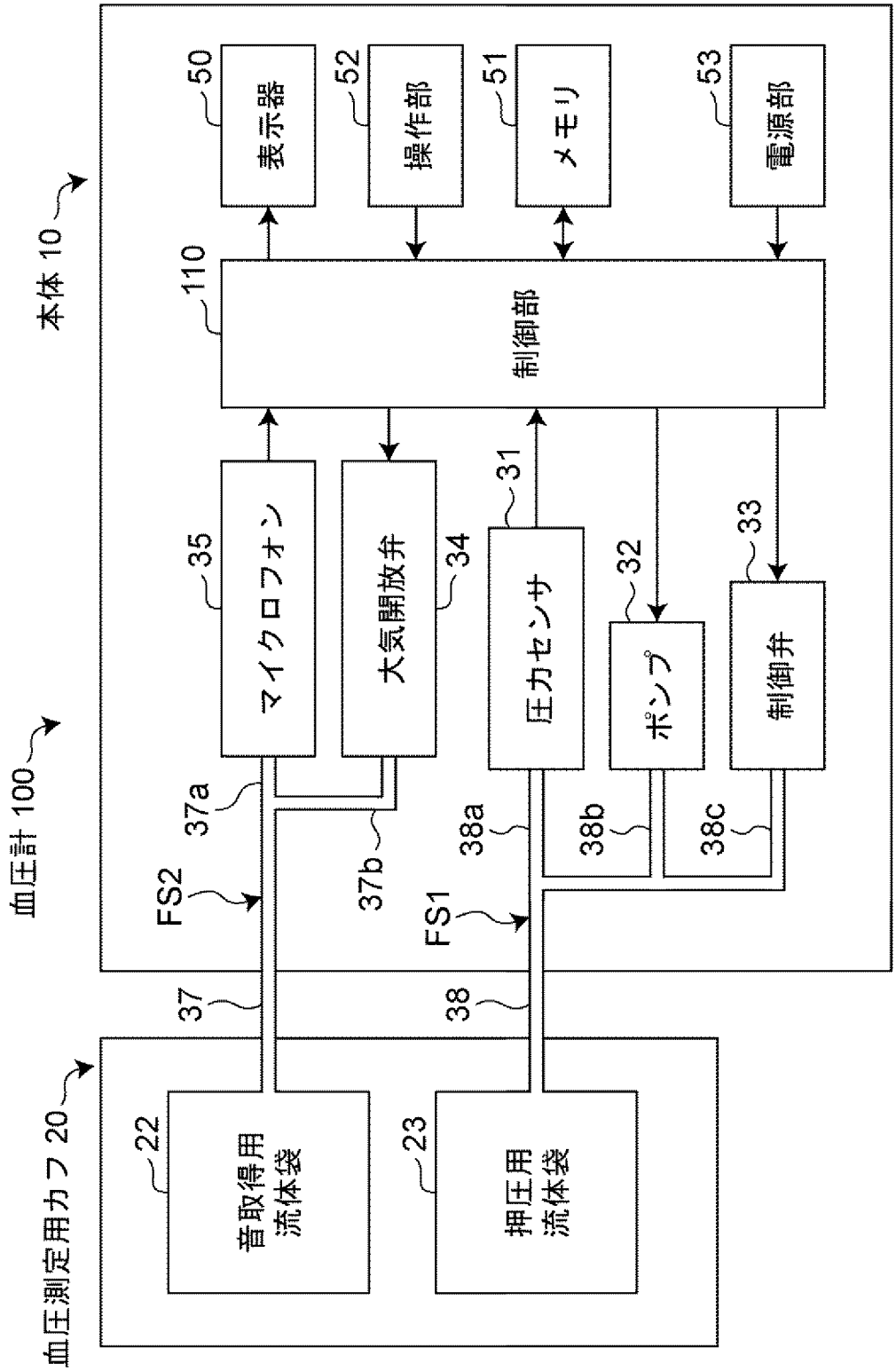
上記血圧算出部は、上記血圧測定用カフが上記被測定部位に装着された後、上記圧力デバイスが上記押圧用流体袋の加圧を開始する前に、上記大気開放弁を閉じて上記第２流体系を封じる

ことを特徴とする血圧計。

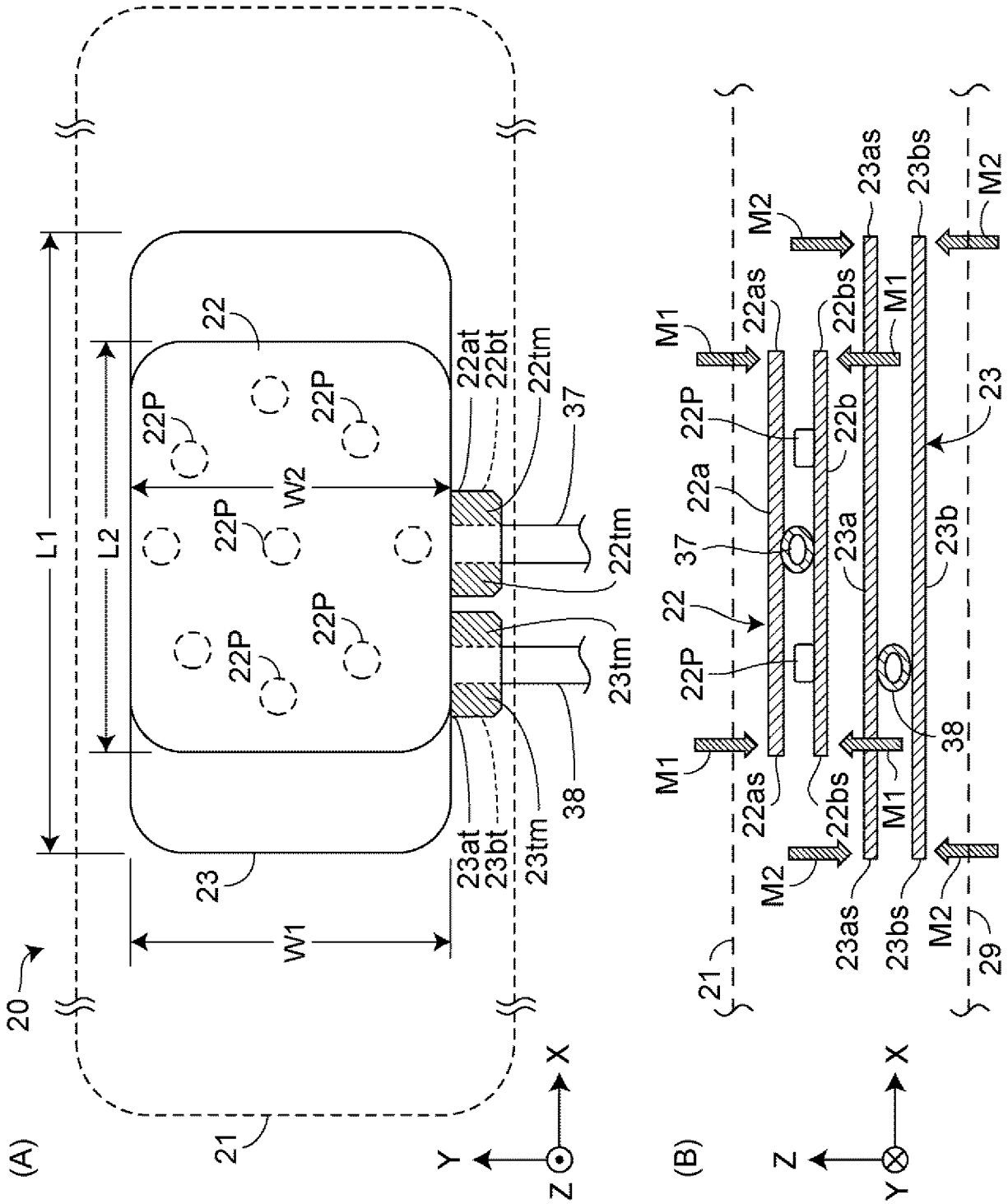
[図1]


50
10
SYS
mmHg
DIA
mmHg
PULSE
/min
START
STOP
52
10f
37
38
100
29
21
20
20s

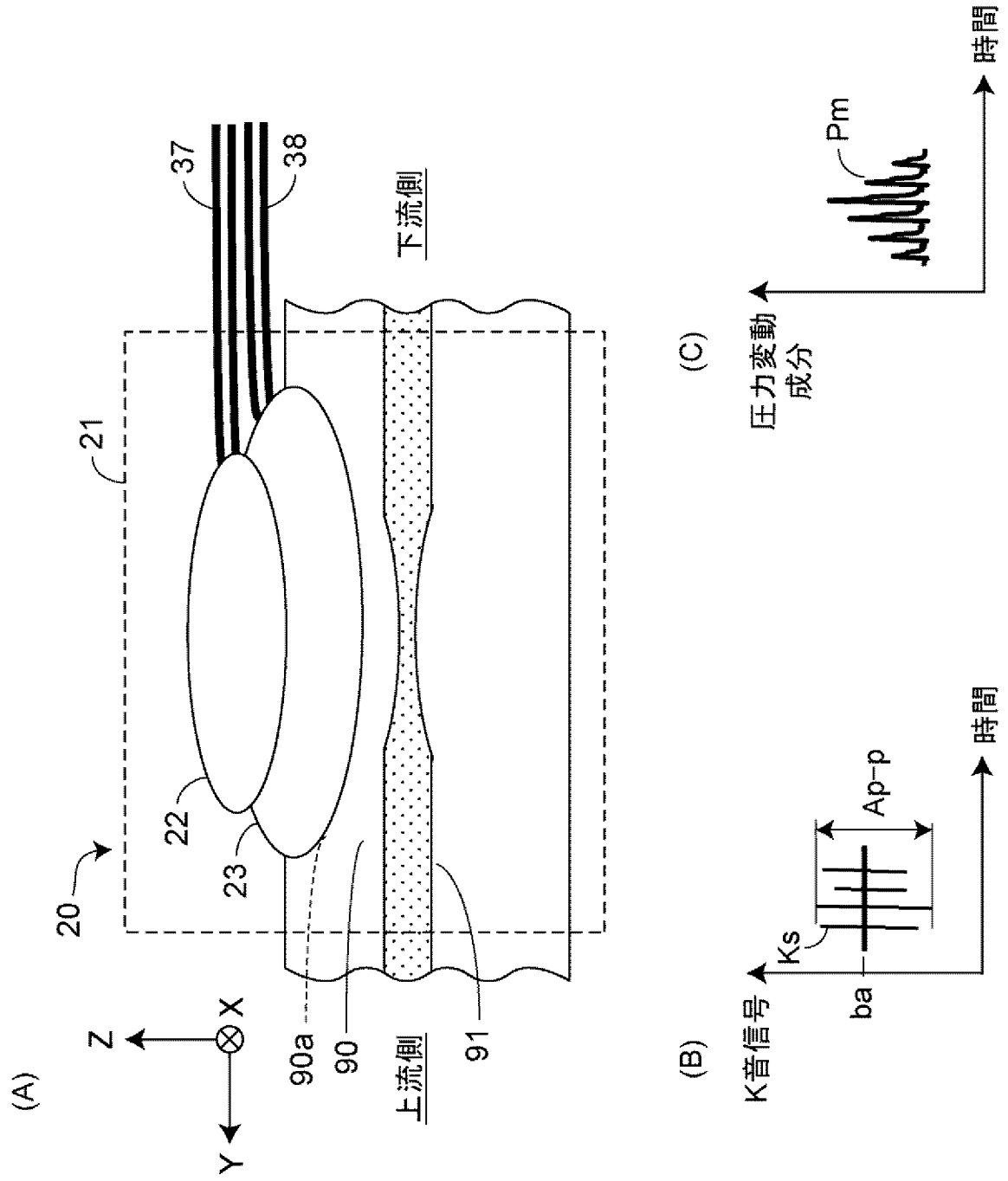
[図2]


血圧計 100
本体 10
血圧測定用カフ 20
50
表示器
52
操作部
51
メモリ
53
電源部
110
制御部
35
マイクロフォン
34
大気開放弁
31
圧力センサ
32
ポンプ
33
制御弁
37a
37b
38a
38b
38c
FS2
FS1
37
38
22
音取得用流体袋
23
押圧用流体袋

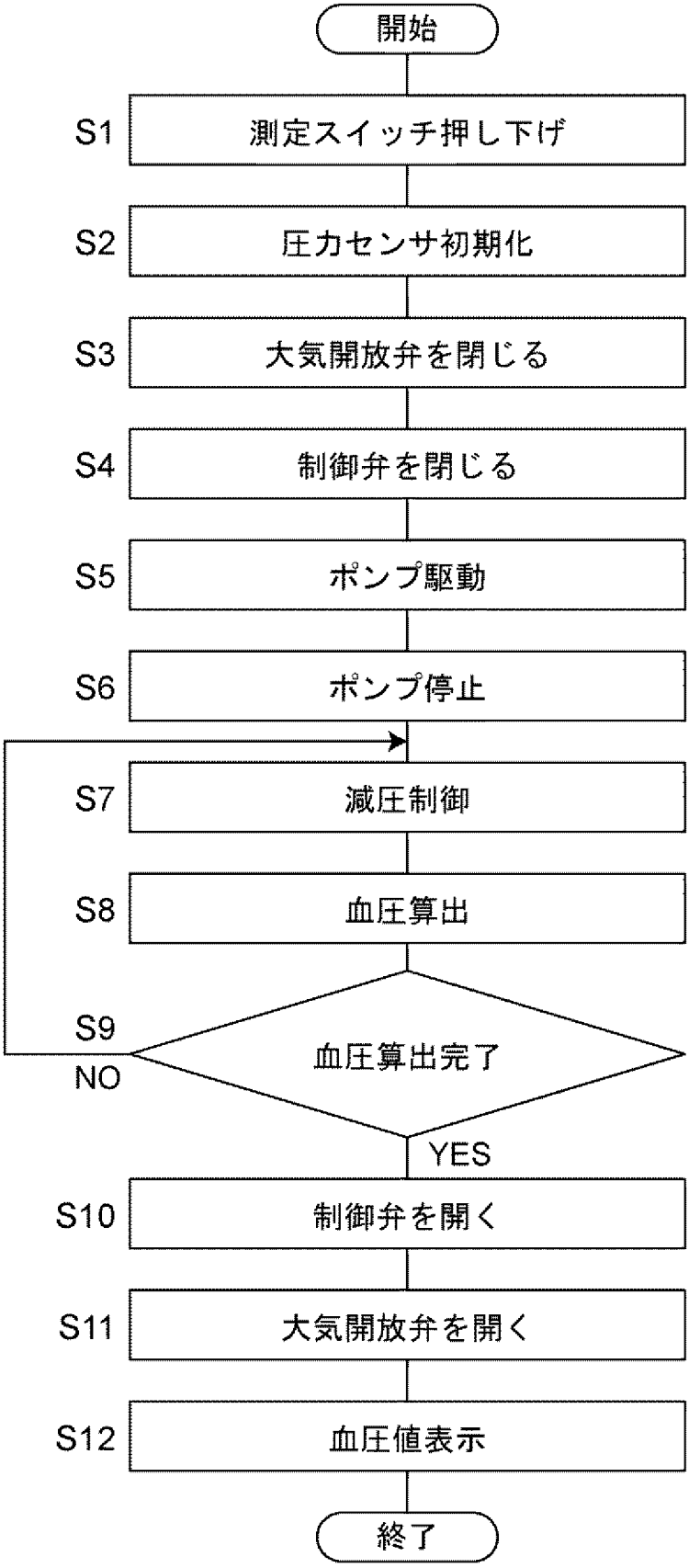
[図3]


(A)
20
21
22
22P
23
22at
22bt
22tm
37
38
23at
23bt
23tm
L1
L2
W1
W2
X
Y
Z
(B)
M1
M2
22as
22bs
22a
22b
23as
23bs
23a
23b
29

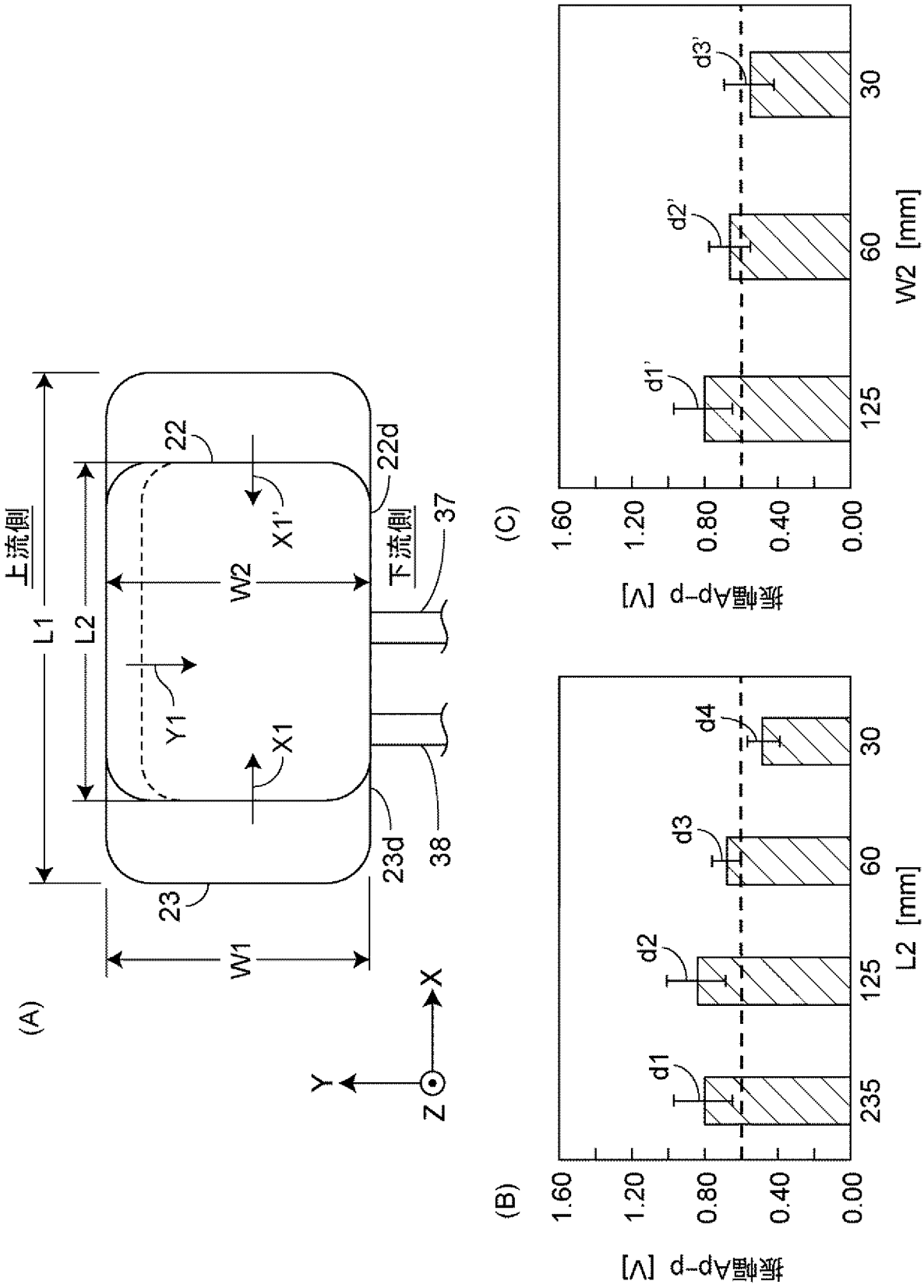
[図4]


(A)
37
38
下流側
21
22
23
20
Z
X
Y
90a
90
上流側
91
(B)
K音信号
Ks
Ap−p
ba
時間
(C)
圧力変動
成分
Pm
時間

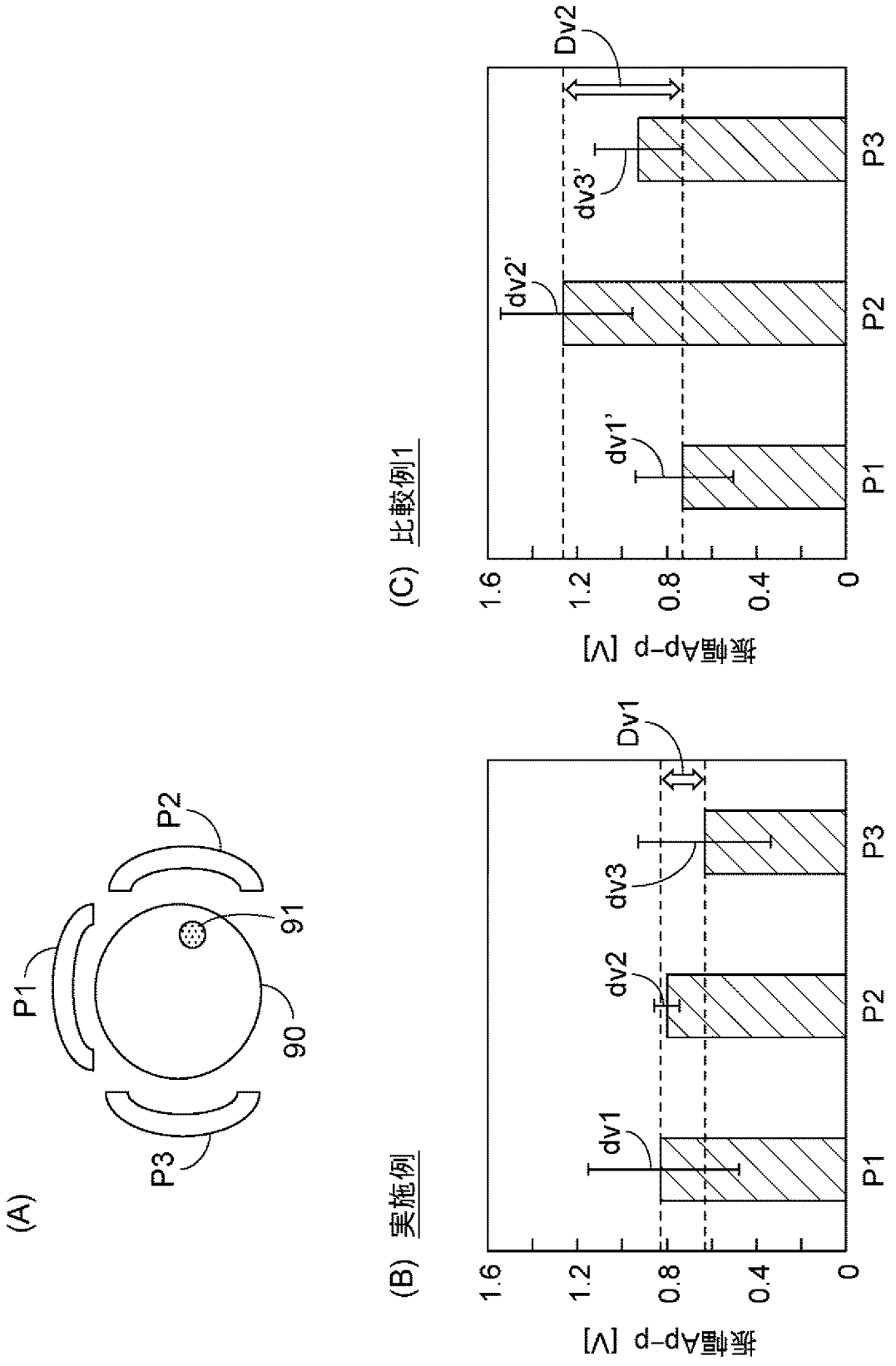
[図5]


開始
S1
測定スイッチ押し下げ
S2
圧力センサ初期化
S3
大気開放弁を閉じる
S4
制御弁を閉じる
S5
ポンプ駆動
S6
ポンプ停止
S7
減圧制御
S8
血圧算出
S9
血圧算出完了
NO
YES
S10
制御弁を開く
S11
大気開放弁を開く
S12
血圧値表示
終了

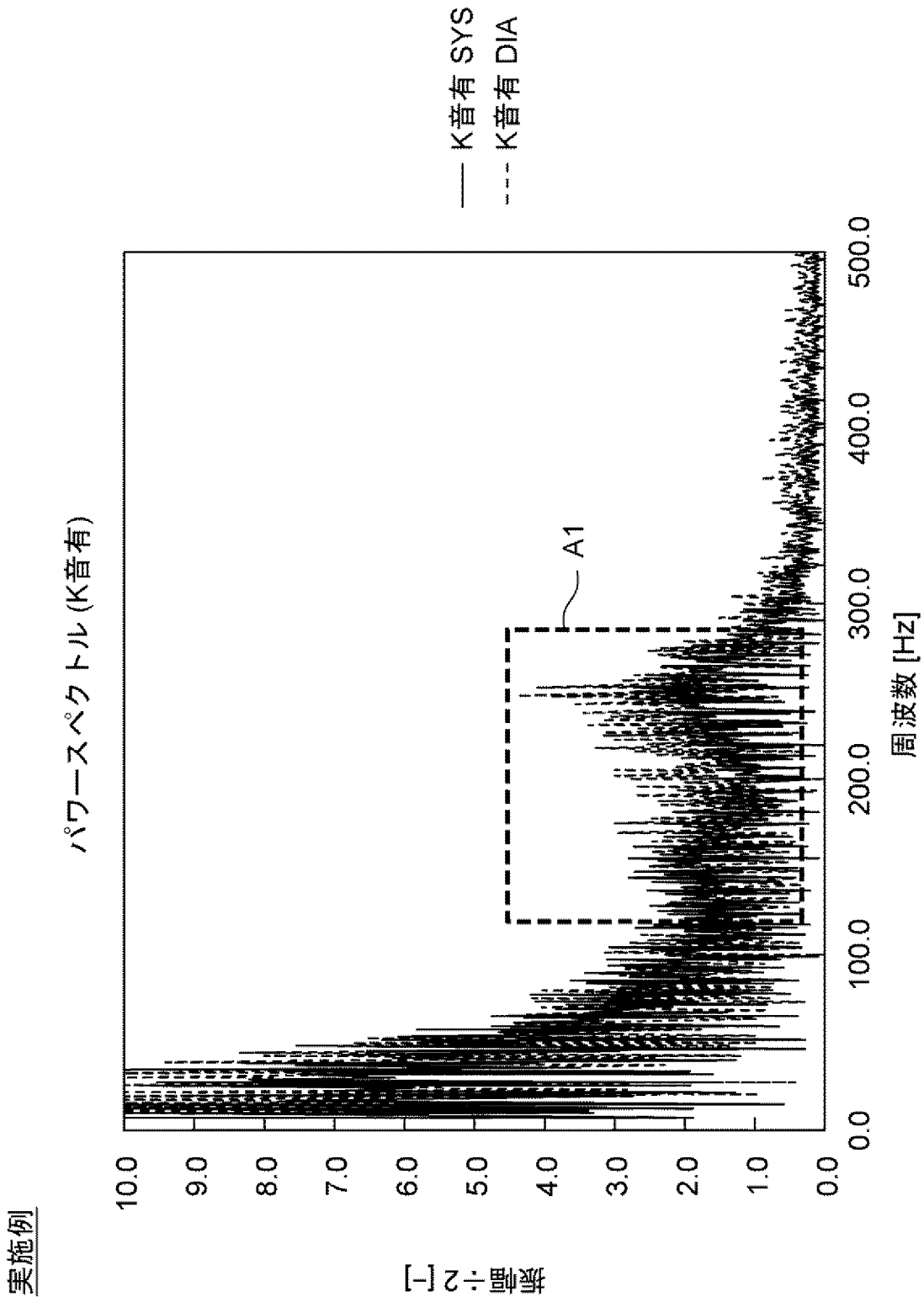
[図6]


(A)
上流側
L1
L2
W1
W2
22
22d
23
23d
37
38
X1
X1'
Y1
X
Y
Z
(B)
振幅Ap-p [V]
1.60
1.20
0.80
0.40
0.00
d1
d2
d3
d4
235
125
60
30
L2 [mm]
(C)
振幅Ap-p [V]
d1'
d2'
d3'
125
60
30
W2 [mm]

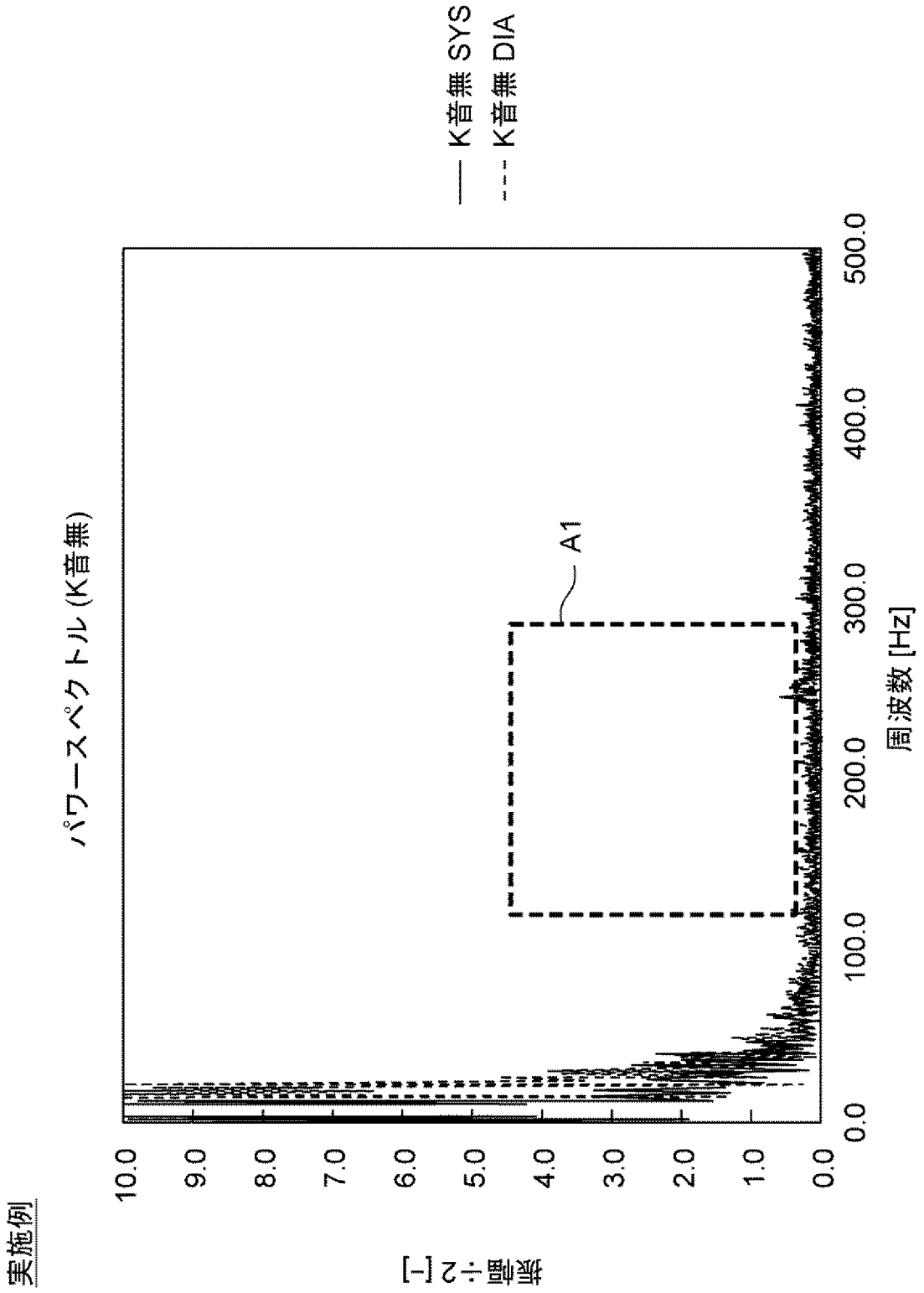
[図7]


(A)
P1
P2
P3
90
91
(B) 実施例
振幅Ap-p [V]
1.6
1.2
0.8
0.4
0
Dv1
dv1
dv2
dv3
P1
P2
P3
(C) 比較例1
振幅Ap-p [V]
Dv2
dv1'
dv2'
dv3'
P1
P2
P3

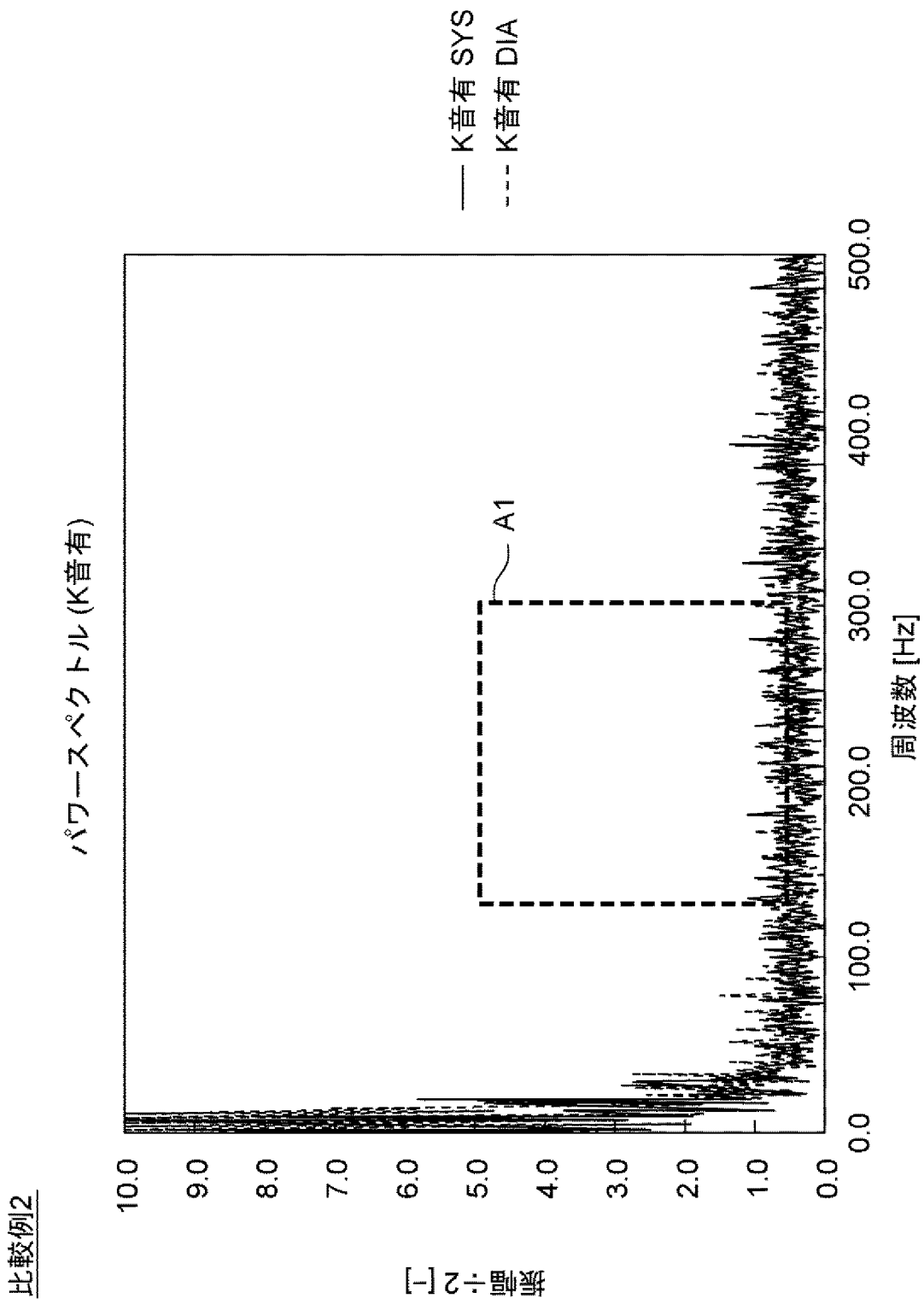
[図8A]


実施例
パワースペクトル (K音有)
K音有 SYS
K音有 DIA
A1
振幅÷2 [-]
周波数 [Hz]
0.0
1.0
2.0
3.0
4.0
5.0
6.0
7.0
8.0
9.0
10.0
0.0
100.0
200.0
300.0
400.0
500.0

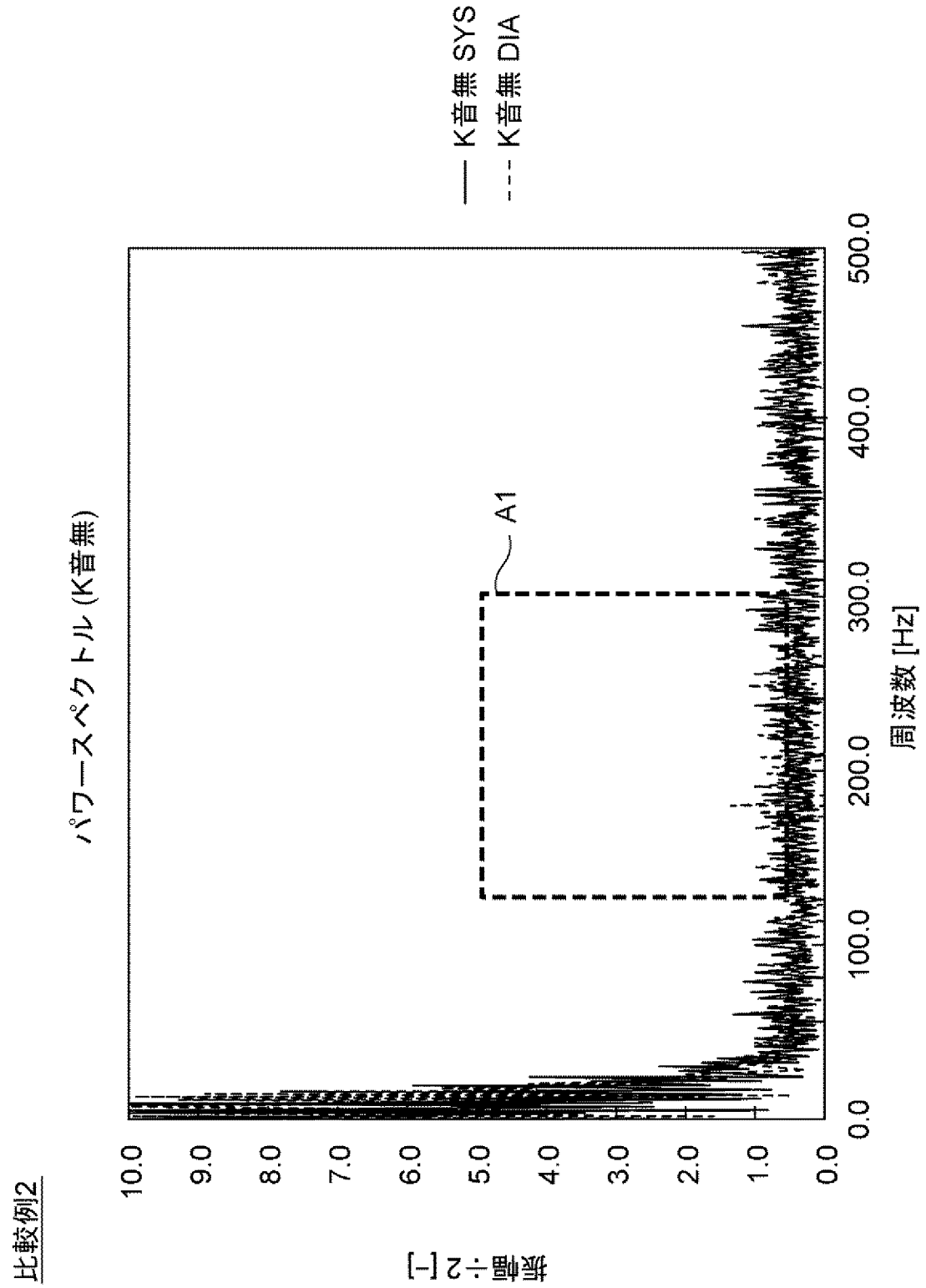
[図8B]


実施例
パワースペクトル (K音無)
K音無 SYS
K音無 DIA
A1
振幅÷2 [-]
周波数 [Hz]
0.0
1.0
2.0
3.0
4.0
5.0
6.0
7.0
8.0
9.0
10.0
0.0
100.0
200.0
300.0
400.0
500.0

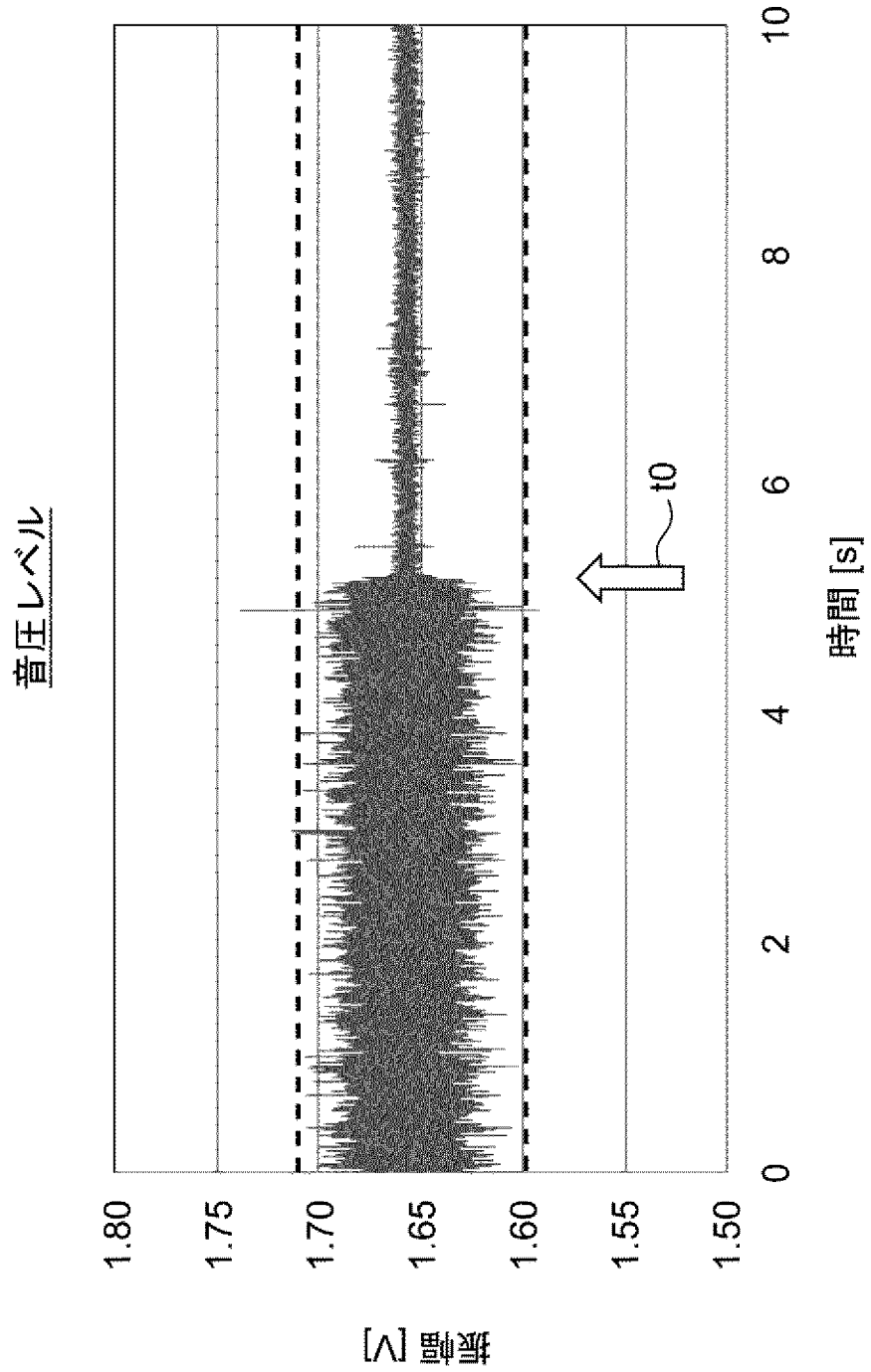
[図9A]


比較例2
パワースペクトル (K音有)
K音有 SYS
K音有 DIA
A1
振幅÷2 [-]
周波数 [Hz]
0.0
1.0
2.0
3.0
4.0
5.0
6.0
7.0
8.0
9.0
10.0
0.0
100.0
200.0
300.0
400.0
500.0

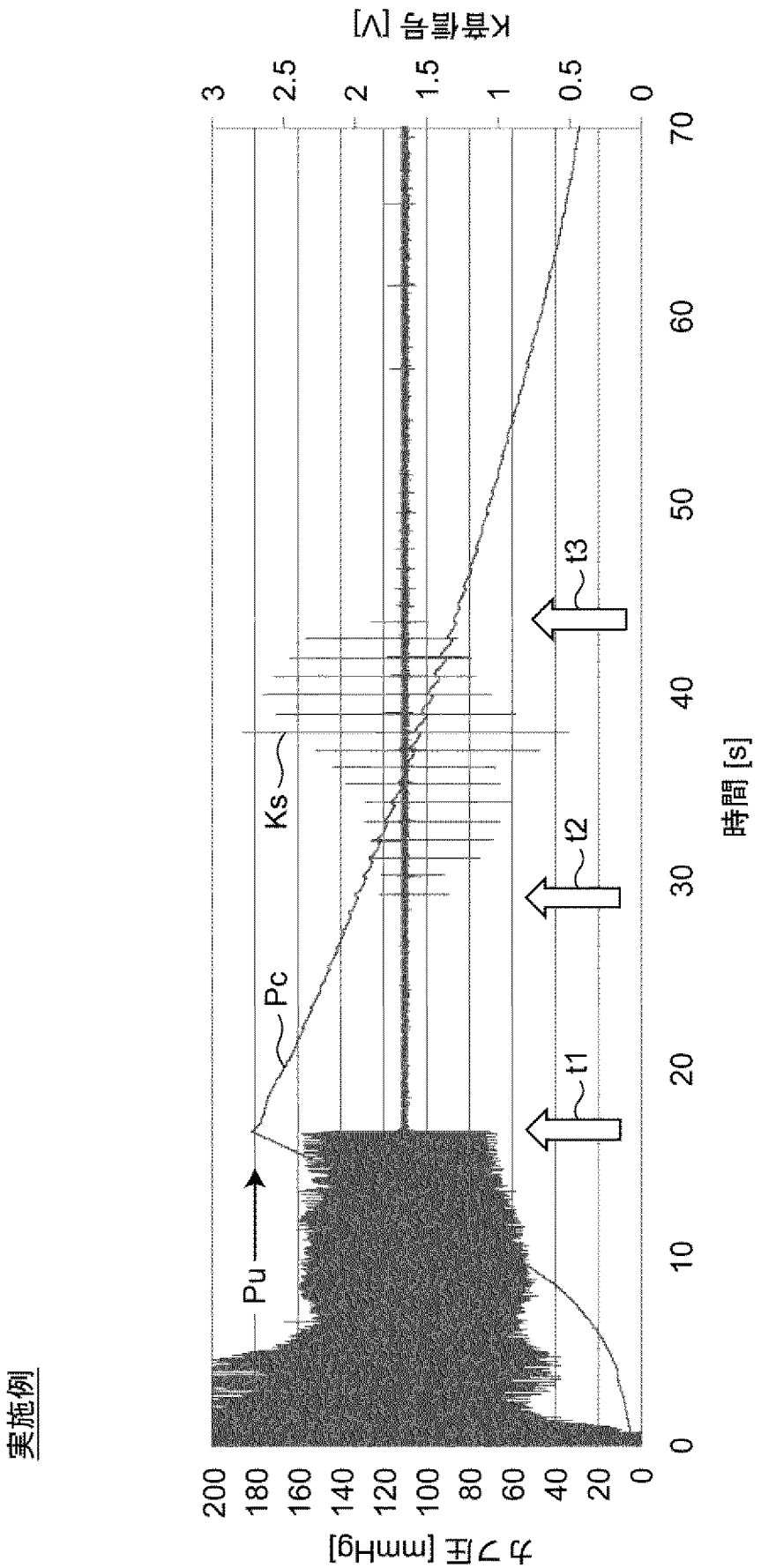
[図9B]


比較例2
パワースペクトル (K音無)
K音無 SYS
K音無 DIA
A1
振幅÷2 [-]
周波数 [Hz]
0.0
1.0
2.0
3.0
4.0
5.0
6.0
7.0
8.0
9.0
10.0
0.0
100.0
200.0
300.0
400.0
500.0

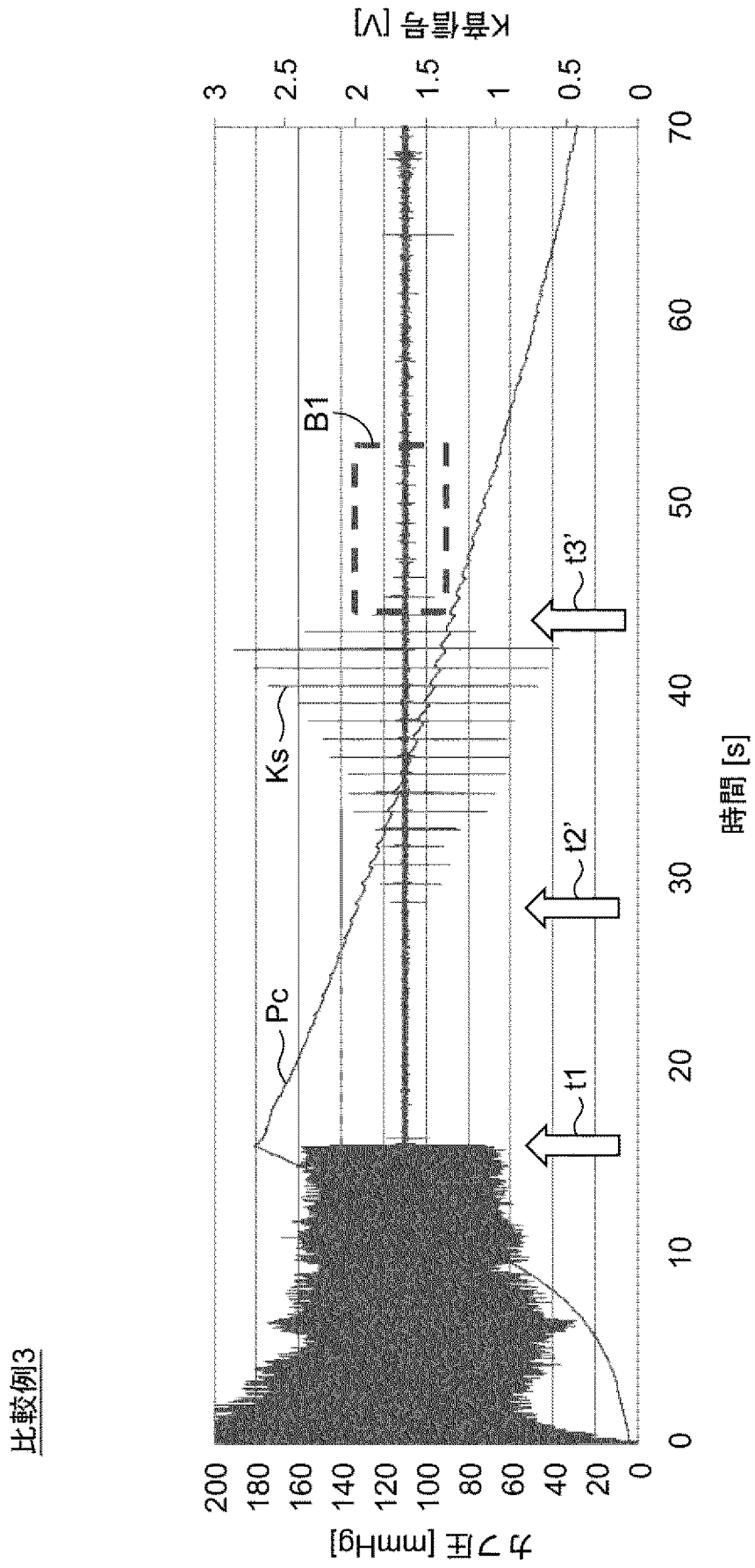
[図10]



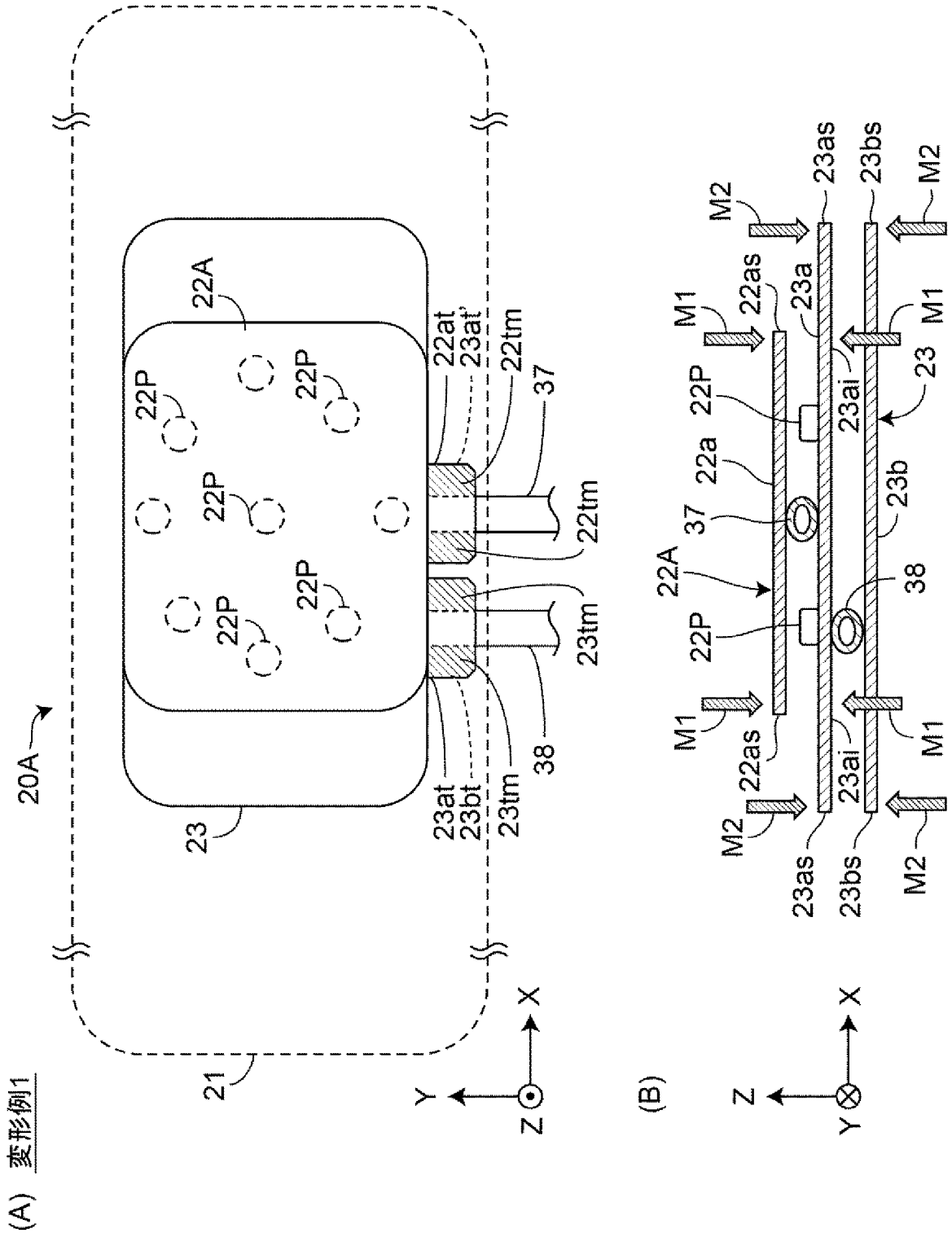
[図11]


実施例
Pu
Pc
Ks
t1
t2
t3
カフ圧 [mmHg]
0
20
40
60
80
100
120
140
160
180
200
Korotkoff音信号 [V]
0
0.5
1
1.5
2
2.5
3
時間 [s]
0
10
20
30
40
50
60
70

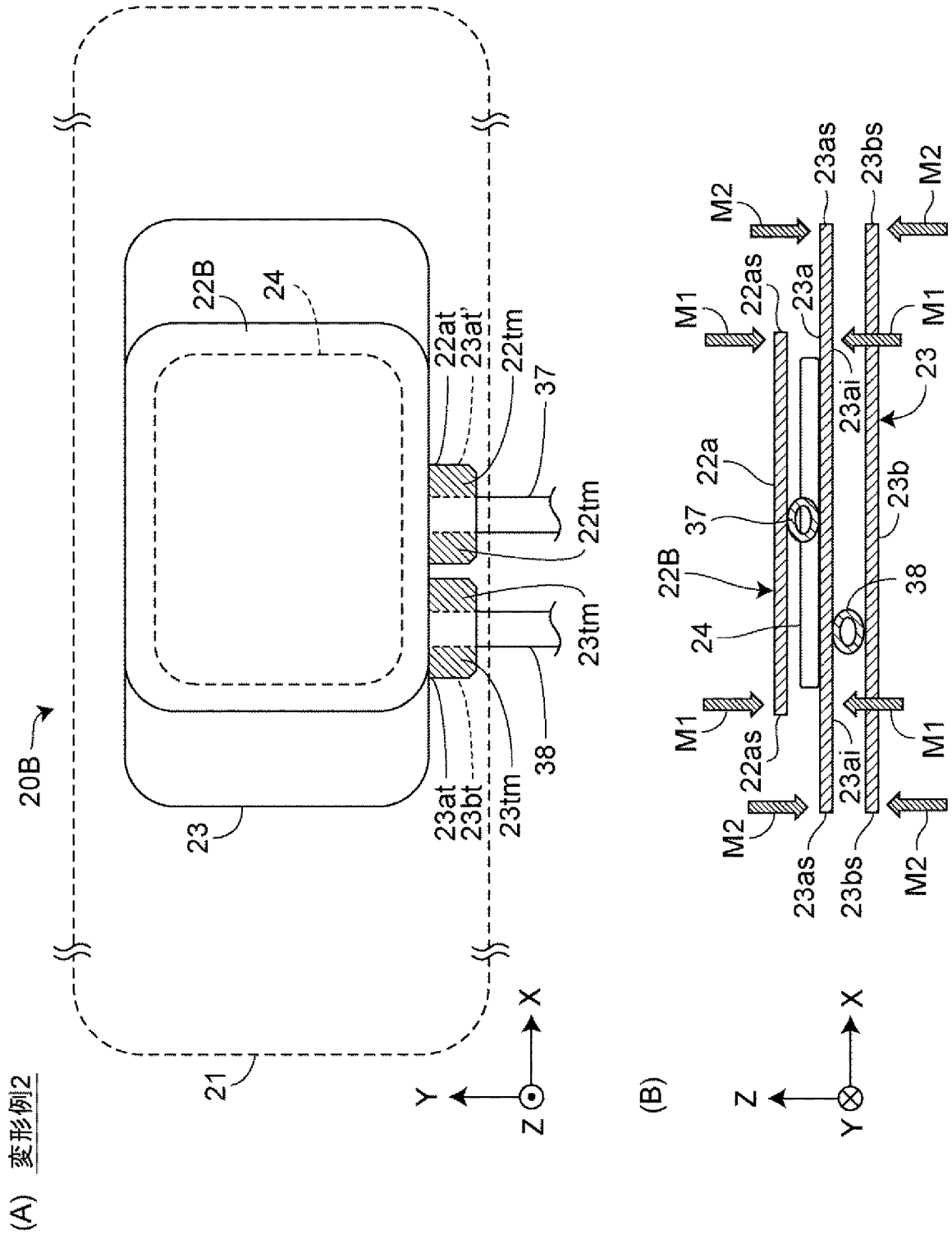
[図12]


比較例3
K音信号 [V]
3
2.5
2
1.5
1
0.5
0
70
60
50
40
30
20
10
0
時間 [s]
B1
Ks
Pc
t1
t2'
t3'
200
180
160
140
120
100
80
60
40
20
0
カフ圧 [mmHg]

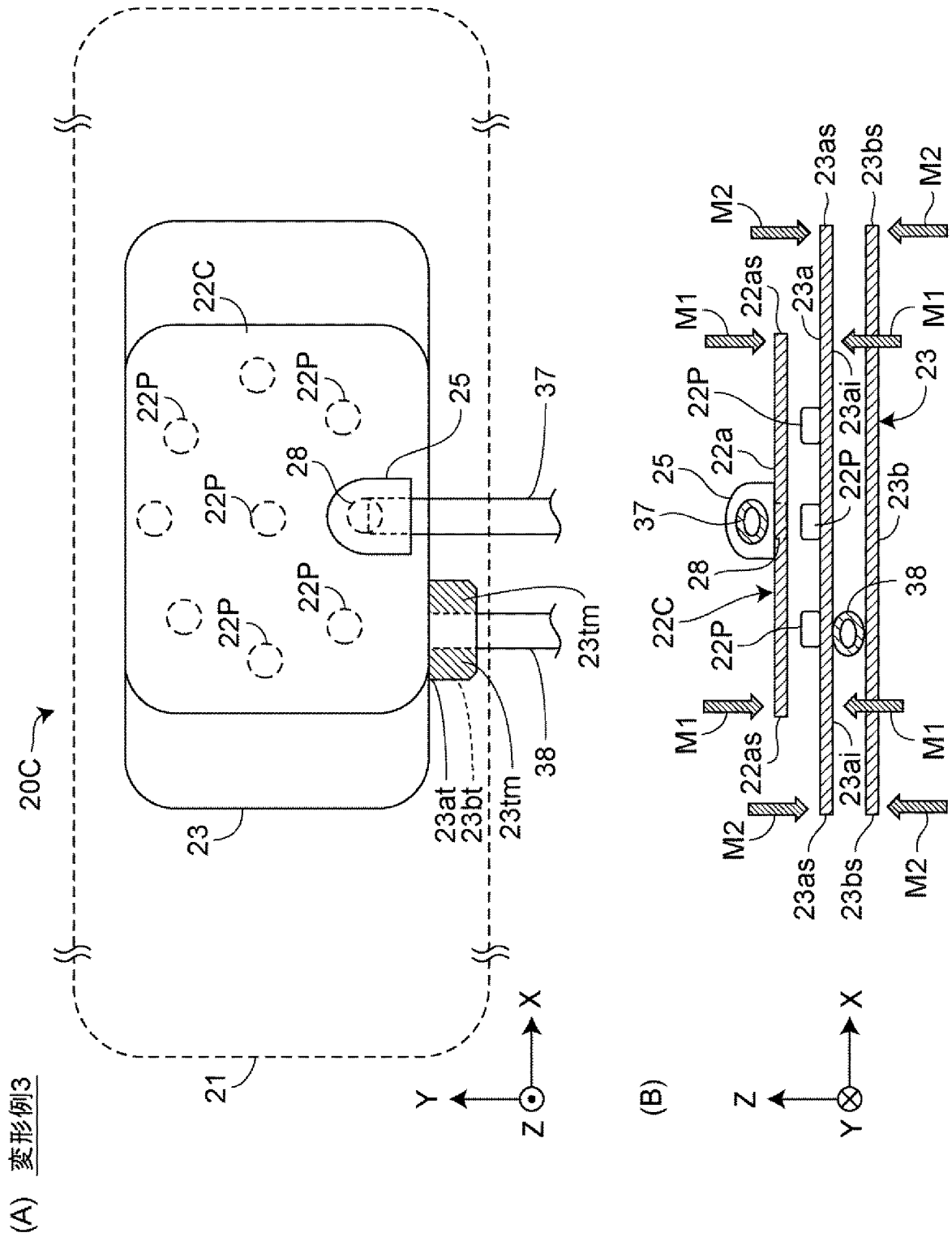
[図13]


(A) 変形例1
20A
21
23
22A
22P
22at
23at'
22tm
37
23tm
38
23at
23bt
(B)
M1
M2
22as
23as
23a
23bs
23ai
23
22a
23b
22A
23tm
X
Y
Z

[図14]


(A) 変形例2
20B
21
22B
24
23
22at
23at'
22tm
37
22tm
23tm
38
23at
23bt
23tm
Y
X
Z
(B)
M2
23as
23bs
M2
M1
22as
23a
M1
23
23ai
22a
23b
37
38
22B
24
M1
22as
23ai
M1
M2
M2
23as
23bs
M2
Z
X
Y

[図15]


(A) 変形例3
20C
21
23
22C
22P
25
28
37
38
23at
23bt
23tm
X
Y
Z
(B)
M1
M2
22as
23a
23ai
23b
23as
23bs
22a

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/038967

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B 5/022(2006.01)i
FI: A61B5/022 300B; A61B5/022 300A

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)

A61B5/022

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 1971-2021
Registered utility model specifications of Japan 1996-2021
Published registered utility model applications of Japan 1994-2021

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	Microfilm of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application, no. 172816/1980 (Laid-open No. 116004/1981) (SONY CORPORATION) 05 September 1981 (1981-09-05), description, p. 2, line 19 to p. 3, line 19, p. 3, lines 4-8, p. 4, lines 6-16, p. 5, line 17 to p. 6, line 11, fig. 1	9
Y		10-11
A		1-8
Y	JP 2011-200606 A (TERUMO KK) 13 October 2011 (2011-10-13) paragraphs [0013], [0022]-[0025], fig. 9-11	10-11

☐ 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	Date of mailing of the international search report
16 November 2021	**30 November 2021**
Name and mailing address of the ISA/JP **Japan Patent Office (ISA/JP)** **3-4-3 Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915** **Japan**	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/038967

Patent document cited in search report	Publication date (day/month/year)	Patent family member(s)	Publication date (day/month/year)
JP 56-116004 U1	05 September 1981	(Family: none)	
JP 2011-200606 A	13 October 2011	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/038967

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/022(2006.01)i
FI: A61B5/022 300B; A61B5/022 300A

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B5/022

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０２１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２１年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献のカテゴリー*	引用文献名　及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する請求項の番号
X	日本国実用新案登録出願55-172816号(日本国実用新案登録出願公開56-116004号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を撮影したマイクロフィルム（立石電機株式会社）05.09.1981（1981-09-05）明細書第2頁第19行－第3頁19行,第3頁第4-8行,第4頁第6-16行,第5頁第17行－第6頁第11行,第1図	9
Y		10-11
A		1-8
Y	JP 2011-200606 A（テルモ株式会社）13.10.2011（2011-10-13）段落[0013],[0022]-[0025],図9-11	10-11

☐ 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抵触するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
“X” 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
“Y” 特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
“&” 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
16.11.2021	30.11.2021

名称及びあて先

日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）

▲瀬▼戸井　綾菜 2Q 1569

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2021/038967

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 56-116004 U1	05.09.1981	（ファミリーなし）	
JP 2011-200606 A	13.10.2011	（ファミリーなし）	