



内 Kyoto (JP). 東村 悠(HIGASHIMURA, Yu);
〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪5 3 番地
オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 鮫 島 睦, 外 (SAMEJIMA, Mutsumi 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, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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, 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))

the radial artery (91). A fluid is supplied from the pump to the cuff to compress the wrist. Blood pressure is calculated on the basis of the pressure of the fluid within the cuff.

(57) 要約: 本発明の血圧計は、手首 (90) の背側面 (90g) に配置されるべき、ポンプを搭載した本体と、手首 (90) を取り巻いて装着されるべきカフとを備える。カフは、本体の尺骨側端部から手首 (90) の周方向に沿って掌側面 (90p) へ延在し、予め設定された最大手首周をもつ手首 (90max) の尺骨動脈 (92) を覆う長さ、または、尺骨動脈 (92) を越えて橈骨動脈 (91) を覆う長さ (21s ~ 21e) に設定されている。ポンプからカフに流体を供給して手首を圧迫する。カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出する。

明 細 書

発明の名称： 血圧計および血圧測定方法並びに機器

技術分野

[0001] この発明は血圧計に関し、より詳しくは、被測定部位としての手首の外周面のうち背側面（手の甲側の面）に配置されるべき本体と、上記本体から延在し上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備えた手首式の血圧計に関する。また、この発明は、被測定部位の血圧を測定する血圧測定方法に関する。さらに、この発明は、血圧測定機能を備えた機器に関する。

背景技術

[0002] 従来、この種の血圧計としては、例えば特許文献1（実開平6－11701号公報）に開示されているように、血圧測定装置を小型化して腕時計に組み込み、腕に常時装着するようにした腕時計血圧測定器が知られている。その腕時計血圧測定器では、ポンプを搭載した本体（ケース体）から上記手首の周方向に沿って両側へそれぞれ腕巻きバンドが延在している。それらの両側の腕巻きバンドの内周面にそれぞれカフ（気袋）が設けられている。手首に対する装着時には、腕巻きバンドの先端同士がベルクロによって締結される。血圧測定時には、ポンプから両側の腕巻きバンドの内周面に設けられたカフ（気袋）に空気が供給され、加圧される。そして、血管の脈動が上記カフの圧力として圧力センサによって検出され、これにより、血圧値が求められる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：実開平6－11701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、上記血圧計では、手首の背側面に本体（ケース体）が配置された場合、腕巻きバンドの先端同士の締結箇所（ベルクロ）が手首の掌側

面（手の平側の面）に配置されることになる。腕巻きバンドの先端同士の締結箇所（ベルクロ）が手首の動脈通過部分に対向して配置された場合、動脈の脈動を上記カフの圧力として検出することが困難になり、血压測定精度が損なわれる。

[0005] ここで、仮に、上記本体の一端から上記手首の周方向に沿って片側のみへカフを延在させるようにした場合、上記カフによって手首の掌側面を覆えるので、動脈の脈動を上記カフの圧力として検出でき、血压測定精度高めることができる。しかしながら、カフの長さ設定次第では、大きな手首周のユーザが用いるとき、カフの長さが足りず、また、小さな手首周のユーザが用いるとき、カフの先端に連なる部分が余って装着しづらい、という問題が生ずる。

[0006] そこで、この発明の課題は、被測定部位としての手首の外周面のうち背側面に配置されるべき本体と、上記本体の一端から延在し上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備えた手首式の血压計および機器であって、大小様々な手首周のユーザ（被験者）に好ましく適用可能なものを提供することにある。また、この発明の課題は、そのような本体とカフとを備えて、被測定部位としての手首の血压を測定する血压測定方法であって、大小様々な手首周のユーザに好ましく適用可能なものを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0007] 本発明者は、図19中に模式的に示す手首（この例では、左手首90）の断面において、背側面90gと掌側面90pとの間の境界面90hを基準とし、手首の中心90cからそれぞれ橈骨動脈91、尺骨動脈92を見たときの見込みの角度 $\Delta\theta$ 、 $\Delta\theta'$ について、 $\Delta\theta > \Delta\theta'$ なる大小関係があることに注目した。この大小関係によれば、背側面90gの中央90sから反時計回り（図19において）に橈骨動脈91へ達するための角度 θ_1 は、背側面90gの中央90sから時計回り（図19において）に尺骨動脈92へ達するための角度 θ_2 よりも小さい。このことは、本体（背側面90gに配置される）の尺骨側端部（尺骨94に近い側の端部）から手首の周方向に沿っ

て反時計回り（図１９において）にカフを延在させて尺骨動脈９２を越えて橈骨動脈９１を覆う場合は、逆に本体の橈骨側端部（橈骨９３に近い側の端部）から手首の周方向に沿って時計回り（図１９において）にカフを延在させて橈骨動脈９１を越えて尺骨動脈９２を覆う場合に比して、カフの長さを短く設定できることを意味している。本発明は、この知見に基づいて創出された。

- [0008] 上記課題を解決するため、この発明の血圧計は、
被測定部位としての手首の背側面に配置されるべき、ポンプを搭載した本体と、
上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備え、
上記カフは、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在し、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されており、
上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行う加圧制御部と、
上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出する血圧算出部とを備える。
- [0009] 本明細書で、手首の「背側面」とは、手首の外周面のうち手の甲側に相当する半周面を指す。手首の「掌側面」とは、手首の外周面のうち手の平側に相当する半周面を指す。
- [0010] また、上記本体の「尺骨側端部」とは、上記本体のうち手首の周方向に関して尺骨に近い側に配置される端部を指す。それに対して、上記本体の「橈骨側端部」とは、上記本体のうち手首の周方向に関して橈骨に近い側に配置される端部を指す。
- [0011] また、「予め設定された最大手首周」とは、例えば２１５ｍｍというように、血圧計の製品仕様において、その血圧計が測定可能な最大の手首周として設定される長さを指す。
- [0012] また、単に「手首」というときは、大小様々な手首周をもつ手首の総称で

ある。

[0013] この発明の血圧計では、装着の際に、手首の背側面に、ポンプを搭載した本体が配置される。また、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在してカフが配置される。上記カフは、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されている。したがって、上記最大手首周をもつ手首であっても、上記カフによって、尺骨動脈、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈が覆われる。また、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在してカフが配置されるので、上記本体の橈骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へカフを延在させる場合に比して、カフの長さを短く抑えることが可能になる。そのようにした場合、この血圧計は、小さな手首周のユーザであっても装着し易くなる。このように、この血圧計は、大小様々な手首周のユーザに好ましく適用され得る。

[0014] 血圧測定時には、加圧制御部が上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行う。上記カフは、尺骨動脈、または、尺骨動脈と橈骨動脈との両方を圧迫する。上記カフの加圧過程または減圧過程で、血圧算出部が、上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出する（オシロメトリック法）。

[0015] なお、上記カフは、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ上記設定された長さで延在のみしていれば足りる。例えば、上記本体の橈骨側端部から上記手首の周方向に沿って延在する必要はない。

[0016] また、上記カフのうち、上記加圧制御部による加圧制御のための流体を供給される部分と、上記血圧算出部による血圧算出のための流体を収容する部分とは、共通であっても良いし、互いに区分されていてもよい。

[0017] 一実施形態の血圧計では、
上記カフは、
上記本体から延在し、上記手首を取り巻いて装着されるべきベルトと、
带状で上記設定された長さを有し、上記ベルトの内周面に対向して配置さ

れ、上記本体の尺骨側端部に一端が取り付けられたカフ構造体とを備え、

上記カフ構造体は、

加圧用の流体の供給を受けて上記手首を圧迫するために、上記手首の周方向に沿って延在する袋状の押圧カフと、

圧力伝達用の流体を収容可能に袋状に構成され、上記押圧カフの内周面に沿って配置され、かつ、上記手首の動脈通過部分を横切るように上記周方向に延在するセンシングカフと、

上記押圧カフと上記センシングカフとの間に介挿され上記手首の周方向に沿って延在し、上記押圧カフからの押圧力を上記センシングカフへ伝える背板とを含み、

上記加圧制御部は、上記ポンプから上記押圧カフに上記加圧用の流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行い、

上記血圧算出部は、上記センシングカフに収容された上記圧力伝達用の流体の圧力に基づいて血圧を算出することを特徴とする。

[0018] 本明細書で、「本体から延在」する「ベルト」とは、本体とベルトとが一体成形されていても良いし、または、本体とベルトとが互いに別々に形成され、本体に対してベルトが取り付けられていても良いことを意味する。また、ベルト自体については、上記本体から一方向片側に延在する第1ベルト部と、上記本体から一方向他側に延在する第2ベルト部とが、尾錠によって締結または開放されるようになっていても良いし、または、開閉可能なバックルによって連結されていても良い。ベルトの「内周面」とは、被測定部位を取り巻いた装着状態で内周側となる面を指す。押圧カフの「内周面」も同様に、被測定部位を取り巻いた装着状態で内周側となる面を指す。

[0019] また、「圧力伝達用の流体」は、この血圧計の製造段階で上記センシングカフに収容されても良いし、または、血圧測定の都度、上記センシングカフに収容され、上記センシングカフから排出されても良い。

[0020] また、加圧用、圧力伝達用の「流体」は、典型的には空気であるが、他の

気体、または液体であっても良い。

[0021] この一実施形態の血圧計では、本体から延在するベルトが手首を取り巻くとともに、本体の尺骨側端部に一端が取り付けられた帯状のカフ構造体が上記ベルトよりも上記手首に近い内周側に配置された状態で、上記手首に装着される。この装着状態では、上記カフ構造体に含まれた袋状の押圧カフが、上記手首の周方向に沿って延在する。また、上記カフ構造体に含まれた袋状のセンシングカフが、上記押圧カフよりも内周側に配置され、かつ、上記手首の動脈通過部分を横切るように上記周方向に延在する。さらに、上記カフ構造体に含まれた背板が、上記押圧カフと上記センシングカフとの間に介挿され上記手首の周方向に沿って延在する。

[0022] 血圧測定時には、例えば、まず上記センシングカフに圧力伝達用の流体が収容される。その状態で、加圧制御部が、上記本体に搭載された上記ポンプから上記押圧カフに上記加圧用の流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行う。このとき、上記背板が、上記押圧カフからの押圧力を上記センシングカフへ伝える。上記センシングカフは、上記手首（上記動脈通過部分を含む。）を圧迫する。上記押圧カフの加圧過程または減圧過程で、血圧算出部が、上記センシングカフに収容された上記圧力伝達用の流体の圧力に基づいて血圧を算出する（オシロメトリック法）。

[0023] ここで、この血圧計では、上記センシングカフは、上記手首の動脈通過部分に加えられた圧力自体を検出する。したがって、上記カフ（上記ベルトと上記カフ構造体）の幅方向寸法を小さく（例えば25mm程度に）設定した結果、加圧時に上記押圧カフが厚さ方向に大きく膨張して圧迫ロスが発生した場合であっても、血圧を精度良く測定できる。また、装着状態では、上記センシングカフは、上記手首の動脈通過部分を横切るように上記周方向に延在する。したがって、ユーザが実際に上記血圧計を手首に装着する際に、手首の周方向に関して上記本体とともにカフが或る程度位置ずれしたとしても、上記手首の動脈通過部分から上記センシングカフが外れることはない。したがって、実際の血圧に対して血圧測定値がばらつくのを防止でき、この結

果、血圧を精度良く測定できる。

[0024] また、上記カフ構造体は上記ベルトに取り付けられている訳ではないので、上記カフ構造体の長さ、すなわち長手方向（上記手首の周方向に相当）の寸法が、上記ベルトとは無関係に、最適寸法に設定され得る。

[0025] なお、上記ベルトは、このベルトの厚さ方向に関して可撓性を有し、かつ、このベルトの長手方向（手首の周方向に相当）に関して実質的に非伸縮性を示す材料からなるのが望ましい。これにより、装着の際に上記ベルトが上記カフ構造体の外周側を容易に取り巻いて拘束できるとともに、血圧測定時に手首の圧迫を助けることができる。

[0026] 一実施形態の血圧計では、上記センシングカフは上記手首に接することを特徴とする。

[0027] 本明細書で、「接する」とは、直接のみでなく、他の部材（例えばカバー部材）を介して間接的に接する場合も含む。

[0028] この一実施形態の血圧計では、上記センシングカフは上記手首に接する。したがって、血圧をさらに精度良く測定できる。

[0029] 一実施形態の血圧計では、上記カフ構造体の上記一端と反対の側の他端は自由端であることを特徴とする。

[0030] この一実施形態の血圧計では、上記カフ構造体の上記一端と反対の側の他端は自由端であるから、装着の際に、ユーザが、上記ベルトで、上記手首と上記カフ構造体とを一括して取り巻く状態にすると、上記ベルトから上記カフ構造体が内向きの力を受けて、上記手首の外周面に丁度沿うように上記カフ構造体がスライドまたは変形し得る。したがって、ユーザは上記手首に上記カフ（上記ベルトと上記カフ構造体）を装着し易い。また、装着状態では、上記手首の外周面に対して、上記カフ構造体、上記ベルトがこの順に略密接した状態となる。この結果、血圧を精度良く測定できる。

[0031] 一実施形態の血圧計では、上記カフが上記最大手首周をもつ手首に装着された場合に、上記カフ構造体の上記一端と反対の側の他端は、上記最大手首周をもつ手首の周方向に関して、上記手首の中心から、橈骨動脈を見込む角

度と、上記背側面と上記掌側面との間の橈骨側の境界線を見込む角度との間の範囲内で止まることを特徴とする。

[0032] 本明細書で、「橈骨側の境界線」とは、上記背側面と上記掌側面との間の2つの境界線のうち橈骨に近い側の境界線を指す。

[0033] この一実施形態の血圧計では、上記カフが上記最大手首周をもつ手首に装着された場合に、上記カフ構造体の上記一端と反対の側の他端は、上記最大手首周をもつ手首の周方向に関して、上記手首の中心から、橈骨動脈を見込む角度と、上記背側面と上記掌側面との間の橈骨側の境界線を見込む角度との間の範囲内で止まる。したがって、上記カフ構造体は、尺骨動脈と橈骨動脈との両方を覆って圧迫できる。また、上記カフ構造体は、上記最大手首周をもつ手首の周方向に関して、上記背側面と上記掌側面との間の橈骨側の境界線を越えていないので、上記カフ構造体の長さは比較的短く抑えられている。したがって、小さな手首周のユーザであっても装着し易くなる。

[0034] 一実施形態の血圧計では、上記カフが上記最大手首周をもつ手首に装着された場合に、上記カフ構造体の上記一端と反対の側の上記センシングカフの他端は、上記最大手首周をもつ手首の周方向に関して、上記手首の中心から、橈骨動脈を見込む角度と、上記背側面と上記掌側面との間の橈骨側の境界線を見込む角度との間の範囲内で止まることを特徴とする。

[0035] この一実施形態の血圧計では、上記カフが上記最大手首周をもつ手首に装着された場合に、上記センシングカフの他端は、上記最大手首周をもつ手首の周方向に関して、上記手首の中心から、橈骨動脈を見込む角度と、上記背側面と上記掌側面との間の橈骨側の境界線を見込む角度との間の範囲内で止まる。したがって、上記センシングカフは、尺骨動脈と橈骨動脈との両方を覆って、上記尺骨動脈と上記橈骨動脈との両方から血流の脈波を検出できる。

[0036] 一実施形態の血圧計では、
上記背板は、上記手首の周方向に関して上記センシングカフの長さを越えて帯状に延在し、

上記背板は、上記手首の周方向に沿って湾曲し得るように、この背板の幅方向に延びる断面V字状またはU字状の溝を、この背板の長手方向に関して互いに離間して複数平行に有することを特徴とする。

[0037] この一実施形態の血圧計では、上記背板は、上記手首の周方向に関して上記センシングカフの長さを越えて帯状に延在している。したがって、上記背板は、上記押圧カフからの押圧力を上記センシングカフの長手方向（手首の周方向に相当）に関して全域に伝えることができる。また、上記背板は、上記手首の周方向に沿って湾曲し得るように、この背板の幅方向に延びる断面V字状またはU字状の溝を、この背板の長手方向に関して互いに離間して複数平行に有する。これにより、装着の際に、ユーザが、上記ベルトで、上記手首と上記カフ構造体とを一括して取り巻く状態にすると、上記カフ構造体が上記手首の周方向に沿って湾曲しようとするのを、上記背板が妨げることがない。

[0038] 一実施形態の血圧計では、上記カフ構造体は、上記押圧カフの外周面に沿って、このカフ構造体の自然状態での形状を、上記手首の周方向に沿って湾曲した状態に保つためのカーラを備えたことを特徴とする。

[0039] 本明細書で、「カーラ」とは、典型的には或る程度の可撓性および硬さを有する樹脂板からなり、自然状態で手首を取り巻く周方向に沿って湾曲した形状を有する部材を指す。

[0040] この一実施形態の血圧計では、手首に対する装着が容易になる。すなわち、装着の際に、まず、ユーザは、手首（例えば、左手首）に、上記カフ構造体を装着するものとする（装着の第1ステップ）。ここで、上記カフ構造体は、自然状態では上記カーラによって上記手首の周方向に沿って湾曲していることから、ユーザは、手首（この例では、左手首）が属する側の半身とは反対側の半身の手（この例では、右手）を使って手首の外周面に上記カフ構造体を嵌め込むことによって、上記手首に上記カフ構造体を容易に装着することができる。上記手首に上記カフ構造体が装着された状態では、ユーザがその手（この例では、右手）を上記カフ構造体から離したとしても、上記カ

フ構造体が上記手首を把持することから、上記手首から上記カフ構造体（および上記ベルト、上記本体）が脱落し難い。次に、ユーザは、その手（この例では、右手）を使って、上記ベルトで、上記手首と上記カフ構造体とを一括して取り巻く状態にする（装着の第2ステップ）。このようにして、この一実施形態の血圧計は、手首に対して容易に装着され得る。

[0041] 一実施形態の血圧計では、上記カフ構造体の上記一端をなす上記カーラの上記本体側の根元部が、上記本体内に設けられた部材と上記本体の裏蓋との間に挟持され、これにより、上記カフ構造体の上記一端が上記本体に取り付けられていることを特徴とする。

[0042] この一実施形態の血圧計では、上記カフ構造体の上記一端をなす上記カーラの上記本体側の根元部が、上記本体内に設けられた部材と上記本体の裏蓋との間に挟持されている。これにより、上記カフ構造体の上記一端が上記本体に取り付けられている。したがって、上記本体に上記カフ構造体の上記一端が確実に保持される。また、保守サービスの際には、上記本体の裏蓋を開くことによって、上記ベルトとは無関係に、上記本体に対して上記カフ構造体を交換することができる。

[0043] なお、上記本体と上記ベルトとが互いに別々に形成され、上記本体に対して上記ベルトが取り付けられている構成であれば、保守サービスの際に、上記カフ構造体とは無関係に、上記本体に対して上記ベルトを交換することもできる。

[0044] 一実施形態の血圧計では、

上記センシングカフは、上記手首に接する側の第1のシートと、この第1のシートに対向する第2のシートとを含み、上記第1、第2のシートの周縁部が互いに密着されて上記袋状に構成されており、

上記第1または第2のシートのうち、このセンシングカフの幅方向に関して両側の縁部に連なる箇所、自然状態で、このセンシングカフの長手方向に沿って延在する弛みが設けられていることを特徴とする。

[0045] 上記センシングカフの上記第1または第2のシートの「弛み」は、例えば

、上記第1、第2のシートの周縁部を互いに溶着して密着させる際に、形成され得る。

[0046] この一実施形態の血圧計では、上記第1または第2のシートのうち、このセンシングカフの幅方向に関して両側の縁部に連なる箇所、自然状態で、このセンシングカフの長手方向に沿って延在する弛みが設けられている。したがって、上記押圧カフの加圧時に、上記押圧カフ（および上記背板）と上記手首との間に挟まれて上記センシングカフの上記第1、第2のシートが互いに接する状態になったとしても、上記弛みのおかげで、上記センシングカフの幅方向に関して両側の縁部に連なる箇所、上記センシングカフの長手方向（上記手首の周方向に相当）に沿って延在する隙間が残る。この結果、上記センシングカフに收容された上記圧力伝達用の流体が、上記隙間を通して、上記センシングカフの長手方向に沿って流通し得る。したがって、上記センシングカフは、上記手首の動脈通過部分に加えられた圧力を、上記圧力伝達用の流体の圧力として上記血圧算出部へ首尾良く伝えることができる。

[0047] 一実施形態の血圧計では、上記本体とともに上記ベルトおよび上記カフ構造体が上記手首に装着された装着状態で、上記ポンプから上記センシングカフに上記圧力伝達用の流体を供給して收容させる制御を行う流体收容制御部を備えたことを特徴とする。

[0048] この一実施形態の血圧計では、流体收容制御部が、上記装着状態で、上記ポンプから上記センシングカフに上記圧力伝達用の流体を供給して收容させる制御を行う。したがって、血圧測定の都度、上記センシングカフに上記圧力伝達用の流体を收容できる。なお、血圧測定が終了すれば、上記圧力伝達用の流体は、上記センシングカフから排出されれば良い。

[0049] 一実施形態の血圧計では、上記本体は、上記加圧制御部、上記血圧算出部、および、上記流体收容制御部を搭載していることを特徴とする。

[0050] この一実施形態の血圧計は、小型で一体に構成され得る。したがって、ユーザの使い勝手が良い。

[0051] 別の局面では、この発明の血圧測定方法は、

被測定部位としての手首の背側面に配置されるべき、ポンプを搭載した本体と、

上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備え、

上記カフは、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在し、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されて、上記手首の血圧を測定する血圧測定方法であって、

上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行い、

上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出することを特徴とする。

[0052] この発明の血圧測定方法では、装着の際に、手首の背側面に、ポンプを搭載した本体が配置される。また、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在してカフが配置される。上記カフは、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されている。したがって、上記最大手首周をもつ手首であっても、上記カフによって、尺骨動脈、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈が覆われる。また、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在してカフが配置されるので、上記本体の橈骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へカフを延在させる場合に比して、カフの長さを短く抑えることが可能になる。そのようにした場合、このカフおよび本体は、小さな手首周のユーザであっても装着し易くなる。このように、この血圧測定方法は、大小様々な手首周のユーザに好ましく適用され得る。

[0053] 血圧測定時には、上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行う。上記カフは、尺骨動脈、または、尺骨動脈と橈骨動脈との両方を圧迫する。上記カフの加圧過程または減圧過程で、上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出する（オシロメトリック法）。

[0054] また、別の局面では、この発明の機器は、

血圧測定要素を搭載し、被測定部位としての手首の背側面に配置されるべき本体を備えた機器であって、

上記血圧測定要素は、

上記本体に搭載されたポンプと、

上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備え、

上記カフは、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在し、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されており、

上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行う加圧制御部と、

上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出する血圧算出部とを備えたことを特徴とする。

[0055] この発明の「機器」は、血圧測定機能を備えた機器を広く含み、例えば、スマートウォッチ等の腕時計型ウェアラブルデバイスとして構成されてもよい。

[0056] この発明の機器によれば、実際の血圧に対して血圧測定値がばらつくのを防止でき、この結果、血圧を精度良く測定できる。

[0057] また、上記カフ構造体は上記ベルトに取り付けられている訳ではないので、上記カフ構造体の長さ、すなわち長手方向（上記手首の周方向に相当）の寸法が、上記ベルトとは無関係に、最適寸法に設定され得る。

発明の効果

[0058] 以上より明らかなように、この発明の血圧計および血圧測定方法並びに機器は、大小様々な手首周のユーザに好ましく適用され得る。

図面の簡単な説明

[0059] [図1]この発明の一実施形態の血圧計の外観を、ベルトが締結された状態で斜めから見たところ示す図である。

[図2]上記血圧計の外観を、ベルトが開放された状態で斜めから見たところ示す図である。

[図3]図3（B）は、図2中のカフ構造体を、その内周面を最前面にして展開状態にしたときの平面レイアウトを示す図である。図3（A）は、図3（B）におけるIIIA－IIIA線矢視断面を示す図である。

[図4]図4（A）は、図3（B）におけるカフ構造体の先端部近傍を拡大して示す図である。図4（B）は、図4（A）におけるIVB－IVB線矢視断面を示す図である。

[図5]図5（A）は、上記カフ構造体に含まれた押圧カフの平面レイアウトを示す図である。図5（B）は、上記カフ構造体に含まれた背板の平面レイアウトを、上記押圧カフを背景にして示す図である。

[図6]上記血圧計の本体の裏側を斜めから見たところ示す図である。

[図7]上記本体の裏側を、裏蓋を取り外した分解状態で、上述のカフ構造体に含まれたカーラを含めて示す図である。

[図8]上記本体の内部を斜め上方から見たところを示す図である。

[図9]上記本体の内部を斜め下方から見たところを示す図である。

[図10]上記血圧計の制御系のブロック構成を示す図である。

[図11]この発明の一実施形態の血圧測定方法として、ユーザが上記血圧計によって血圧測定を行う際の動作フローを示す図である。

[図12]ユーザが上記血圧計を左手首に装着する処理のフローを示す図である。

[図13A]ユーザが、左手首に、右手を使ってカフ構造体を装着する様子を斜視図である。

[図13B]ユーザが、右手を使って、ベルトで、左手首とカフ構造体とを一括して取り巻く際の様子を斜視図である。

[図13C]上記血圧計がユーザの左手首に装着された様子を斜視図である。

[図14]上記血圧計がユーザの左手首に装着された状態で、左手首に垂直な断面を示す図である。

[図15A]加圧状態での、左手首の腱が通る部分の断面（図14中のXVA－XVA線矢視断面に相当）を示す図である。

[図15B]加圧状態での、左手首の橈骨動脈が通る部分の断面（図14中のXVB-XVB線矢視断面に相当）を示す図である。

[図16]上記本体に搭載された第2圧力センサによって検出されるセンシングカフの圧力 P_c 、脈波信号 P_m を例示する図である。

[図17]上記センシングカフに收容される圧力伝達用の流体として水を用い、上記センシングカフに收容される水量を可変して設定したときの血圧測定誤差を示す図である。

[図18]複数のユーザについて、センシングカフに收容される水量を、「水量少」=0.16ml、「適量」=0.3ml、「水量多」=0.8mlに可変して設定した場合の、リファレンス血圧値と血圧測定誤差との関係を示す散布図である。

[図19]被測定部位としての左手首の構造を模式的に示す断面図である。

[図20]それぞれ最大手首周、平均的手首周、最小手首周をもつ手首に対して、それぞれの手首の周方向に関して上記センシングカフが占める範囲を模式的に示す図である。

[図21]それぞれ最大手首周、平均的手首周、最小手首周をもつ手首に対して、それぞれの手首の周方向に関して上記押圧カフが占める範囲を模式的に示す図である。

[図22]それぞれ最大手首周、平均的手首周、最小手首周をもつ手首に対して、それぞれの手首の周方向に関して上記センシングカフ、上記押圧カフが占める範囲を重ねて模式的に示す図である。

[図23]上記血圧計が最大手首周をもつ左手首に装着された状態で、左手首に垂直な断面を示す図である。

[図24]上記血圧計が平均的手首周をもつ左手首に装着された状態で、左手首に垂直な断面を示す図である。

[図25]上記血圧計が最小手首周をもつ左手首に装着された状態で、左手首に垂直な断面を示す図である。

発明を実施するための形態

[0060] 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。

[0061] (血圧計の構成)

図1は、この発明の一実施形態の血圧計（全体を符号1で示す。）の外観を、ベルト2が締結された状態で斜めから見たところ示している。また、図2は、血圧計1の外観を、ベルト2が開放された状態で斜めから見たところ示している。

[0062] これらの図に示すように、この血圧計1は、大別して、本体10と、本体10から延在し、被測定部位（この例では、後述の図13Cに示すように、被測定部位として左手首90が予定されている。）を取り巻いて装着されるべきベルト2と、帯状で、本体10に一端20fが取り付けられたカフ構造体20とを備えている。ベルト2の幅方向Xの寸法は、この例では29mmに設定されている。また、ベルト2の厚さは、この例では2mmに設定されている。

[0063] 本体10は、この例では、略短円筒状のケース10Bと、ケース10Bの上部（図1，図2における）に取り付けられた円形状のガラス10Aと、ケース10Bの下部に取り付けられた裏蓋10C（図6参照）とを有している。ケース10Bの側面には、ベルト2を取り付けるための左右（図1，図2における）1対ずつの突起状のラグ10B1，10B2；10B3，10B4が一体に設けられている。

[0064] また、ケース10Bの上部のガラス10A内には、表示画面をなす表示器50が設けられている。本体10の手前側（図1，図2における）の側面には、血圧測定の開始または停止を指示するための測定スイッチ52Aと、表示器50の表示画面を予め定められたホーム画面へ戻すためのホームスイッチ52Bと、過去の血圧、活動量などの測定記録を表示器50に表示させる指示を行うための記録呼出スイッチ52Cとが設けられている（これらのスイッチを操作部52と総称する。）。また、本体10の内部には、ポンプ30を含む血圧測定要素が搭載されている（後に詳述する）。この例では、血圧計1は、活動量計や脈拍計の機能を含んでいる。つまり、この血圧計1は

、腕時計型ウェアラブルデバイスの態様をもつ多機能の機器として構成されている。この本体 10 は、ユーザの日常活動の邪魔にならないように、小型で、薄厚に形成されている。

[0065] 図 2 によって良く分かるように、ベルト 2 は、本体 10 から一方向片側（図 2 では、右側）へ延在する帯状の第 1 ベルト部 3 と、本体 10 から一方向他側（図 2 では、左側）へ延在する帯状の第 2 ベルト部 4 とを含んでいる。第 1 ベルト部 3 のうち本体 10 に近い側の根元部 3 e は、本体 10 のラグ 10 B 1, 10 B 2 に対して、ベルトの幅方向 X に延在する連結棒 7（公知のばね棒）を介して両矢印 A で示すように回動自在に取り付けられている。同様に、第 2 ベルト部 4 のうち本体 10 に近い側の根元部 4 e は、本体 10 のラグ 10 B 3, 10 B 4 に対して、ベルトの幅方向 X に延在する連結棒 8（公知のばね棒）を介して両矢印 B で示すように回動自在に取り付けられている。

[0066] 第 1 ベルト部 3 のうち本体 10 から遠い側の先端部 3 f には、尾錠 5 が取り付けられている。尾錠 5 は、公知のタイプのものであり、略コの字状の枠状体 5 A と、つく棒 5 B と、ベルトの幅方向 X に延在する連結棒 5 C とを含んでいる。枠状体 5 A、つく棒 5 B は、それぞれ第 1 ベルト部 3 のうち本体 10 から遠い側の先端部 3 f に対して、連結棒 5 C を介して両矢印 C で示すように回動自在に取り付けられている。第 1 ベルト部 3 のうち先端部 3 f と根元部 3 e との間には、この第 1 ベルト部 3 の長手方向（左手首 90 の周方向 Y に相当）に関して予め定められた位置に、リング状のベルト保持部 6 A, 6 B が一体に設けられている。第 1 ベルト部 3 の内周面 3 a は、ベルト保持部 6 A, 6 B の箇所で内周側へ突起しておらず、（全体として湾曲するが、局所的には）概ね平坦に形成されている。これにより、ベルト 2 がカフ構造体 20 の外周側を均一に取り巻いて拘束することが図られている。

[0067] 第 2 ベルト部 4 のうち根元部 4 e と本体 10 から遠い側の先端部 4 f との間には、複数の小穴 4 w, 4 w, … が、それぞれこの第 2 ベルト部 4 の厚さ方向に貫通して形成されている。第 1 ベルト部 3 と第 2 ベルト部 4 とが締結

される場合は、尾錠5の杵状体5Aに第2ベルト部4の先端部4fに連なる部分が通され、第2ベルト部4の複数の小穴4w、4w、…のうちのいずれか一つに尾錠5のつく棒5Bが挿通される。これにより、図1に示すように、第1ベルト部3と第2ベルト部4とが締結される。

[0068] ベルト2を構成する第1ベルト部3、第2ベルト部4は、この例では、厚さ方向に関して可撓性を有し、かつ、長手方向（左手首90の周方向Yに相当）に関して実質的に非伸縮性を示すプラスチック材料からなっている。これにより、装着の際にベルト2がカフ構造体20の外周側を容易に取り巻いて拘束できるとともに、後述する血圧測定時に左手首90の圧迫を助けることができる。なお、第1ベルト部3、第2ベルト部4は、革材料からなってもよい。また、尾錠5を構成する杵状体5A、つく棒5Bは、この例では金属材料からなるが、プラスチック材料からなってもよい。

[0069] 図2に示すように、カフ構造体20は、最外周に配置されたカーラ24と、このカーラ24の内周面に沿って配置された押圧カフ23と、この押圧カフ23の内周面に沿って配置された補強板としての背板22と、この背板22の内周面に沿って配置されたセンシングカフ21とを含んでいる。

[0070] 図3（B）は、図2中のカフ構造体20を、その内周面20aを最前面にして展開状態にしたときの平面レイアウトを示している。図3（A）は、図3（B）におけるIIIA-IIIA線矢視断面を示している。また、図4（A）は、図3（B）におけるカフ構造体20の先端部近傍を拡大して示している。図4（B）は、図4（A）におけるIVB-IVB線矢視断面を示している。また、図5（A）は、押圧カフ23の平面レイアウトを示している。図5（B）は、背板22の平面レイアウトを、押圧カフ23を背景にして示している。

[0071] 図3（A）、図3（B）に示すように、カーラ24、押圧カフ23、背板22、センシングカフ21は、それぞれ一方向（Y方向）に細長い帯状の形状を有している。この例では、カーラ24の幅方向Xの寸法は $W1 = 28\text{ mm}$ 、押圧カフ23の幅方向Xの寸法（溶着された両側の縁部を除く。）はW

2 = 25 mm、背板 22 の幅方向 X の寸法は $W3 = 23$ mm、センシングカフ 21 の幅方向 X の寸法（溶着された両側の縁部を除く。）は $W4 = 15$ mm にそれぞれ設定されている。また、カーラ 24 の長手方向 Y の寸法（本体 10 に取り付けられる根元部 24 f を除く。）は $L1 = 148$ mm、押圧カフ 23 の長手方向 Y の寸法は $L2 = 140$ mm、背板 22 の長手方向 Y の寸法は $L3 = 114$ mm、センシングカフ 21 の長手方向 Y の寸法は $L4 = 110$ mm にそれぞれ設定されている。カフ構造体 20 の長さ、特に押圧カフ 23 とセンシングカフ 21 の長さの設定の仕方については、後述する。

[0072] センシングカフ 21 は、図 4 (A)、図 4 (B) によって分かるように、左手首 90 に接する側の第 1 のシート 21 A と、この第 1 のシート 21 A に対向する第 2 のシート 21 B とを含み、第 1、第 2 のシート 21 A, 21 B の周縁部 21 m が互いに溶着により密着されて袋状に構成されている。この例では、図 4 (B) 中に示すように、このセンシングカフ 21 の幅方向 X に関して両側の縁部 21 m, 21 m に連なる箇所、自然状態で、このセンシングカフ 21 の長手方向 Y に沿って延在する弛み 21 r, 21 r が設けられている。また、図 4 (A) 中に示すように、第 1 のシート 21 A のうち、このセンシングカフ 21 の長手方向 Y に関して両側の縁部 21 m (図 4 (A) では、先端側のみを示す。) に連なる箇所、自然状態で、このセンシングカフ 21 の幅方向 X に沿って延在する弛み 21 r が設けられている。このような弛み 21 r は、例えば、第 1、第 2 のシート 21 A, 21 B の周縁部 21 m を互いに溶着して密着させる際に、公知の手法により形成され得る。図 3 (A)、図 3 (B) によって分かるように、センシングカフ 21 の長手方向 Y に関して根元側 (+Y 側) の端部には、このセンシングカフ 21 に圧力伝達用の流体（この例では、空気）を供給し、または、センシングカフ 21 から圧力伝達用の流体を排出するための可撓性チューブ 38 が取り付けられている。第 1、第 2 のシート 21 A, 21 B の材料は、この例では伸縮可能なポリウレタンシート（厚さ $t = 0.15$ mm）からなっている。カフ構造体 20 の内周面 20 a は、センシングカフ 21 の第 1 のシート 21 A によっ

て構成されている。

[0073] 押圧カフ23は、図4（A）、図4（B）によって分かるように、厚さ方向に積層された2つの流体袋23-1、23-2を含んでいる。各流体袋23-1、23-2は、それぞれ伸縮可能な2枚のポリウレタンシート（厚さ $t = 0.15\text{ mm}$ ）を対向させ、それらの周縁部23m1、23m2を溶着して形成されている。図5（A）中に示すように、内周側の流体袋23-1の長手方向Yの寸法は、外周側の流体袋23-2の長手方向Yの寸法（ L_2 ）よりも少しだけ小さく設定されている。外周側の流体袋23-2の長手方向Yに関して根元側（+Y側）の端部には、この押圧カフ23に圧力伝達用の流体（この例では、空気）を供給し、または、押圧カフ23から圧力伝達用の流体を排出するための可撓性チューブ39が取り付けられている。また、内周側の流体袋23-1とそれに隣り合う外周側の流体袋23-2の間には、複数（この例では、4つ）の貫通孔23o、23o、…が形成されている。これにより、これらの貫通孔23o、23o、…を通して、2つの流体袋23-1、23-2間で加圧用の流体（この例では、空気）を流通可能になっている。これにより、押圧カフ23は、装着状態で、可撓性チューブ39を通して本体10側から加圧用の流体の供給を受けたとき、積層された2つの流体袋23-1、23-2が膨張し、全体として左手首90を圧迫するようになっている。

[0074] 背板22は、この例では厚さ1mm程度の板状の樹脂（この例では、ポリプロピレン）からなっている。図3（A）、図3（B）によって分かるように、背板22は、長手方向Y（左手首90の周方向に相当）に関してセンシングカフ21の長さを越えて帯状に延在している。したがって、背板22は、補強板として働いて、押圧カフ23からの押圧力をセンシングカフ21の長手方向Y（左手首90の周方向に相当）に関して全域に伝えることができる。また、図4（A）、図5（B）によって分かるように、背板22の内周面22a、外周面22bには、幅方向Xに延びる断面V字状またはU字状の溝22d1、22d2が、長手方向Yに関して互いに離間して複数平行に設

けられている。この例では、溝 2 2 d 1, 2 2 d 2 は、この背板 2 2 の内周面 2 2 a と外周面 2 2 b との間で互に対応して同じ位置に設けられている。これにより、背板 2 2 が、溝 2 2 d 1, 2 2 d 2 の箇所では他の箇所に比して薄肉になって、屈曲し易くなっている。したがって、装着の際に、ユーザが、ベルト 2 で、左手首 9 0 とカフ構造体 2 0 とを一括して取り巻く状態にするとき（後述の図 1 2 中のステップ S 2 2 ）、カフ構造体 2 0 が左手首 9 0 の周方向 Y に沿って湾曲しようとするのを、背板 2 2 が妨げることがない。

[0075] カーラ 2 4 は、この例では厚さ 1 mm 程度の或る程度の可撓性および硬さを有する樹脂板（この例では、ポリプロピレン）からなっている。図 3（A）、図 3（B）によって分かるように、カーラ 2 4 は、展開状態では、長手方向 Y（左手首 9 0 の周方向に相当）に関して押圧カフ 2 3 の長さを越えて帯状に延在している。このカーラ 2 4 は、図 7 中に示すように、自然状態では、左手首 9 0 を取り巻く周方向 Y に沿って湾曲した形状を有する。これにより、カフ構造体 2 0 の自然状態での形状が、図 2 中に示すように、左手首 9 0 の周方向 Y に沿って湾曲した状態に保たれる。

[0076] 背板 2 2 の内周面 2 2 a の周縁部、カーラ 2 4 の内周面 2 4 a の周縁部には、それぞれ被測定部位（この例では、左手首 9 0）から遠ざかる向きに湾曲したアール 2 2 r、アール 2 4 r が形成されている。これにより、ユーザに対して、カフ構造体 2 0 の装着による違和感を与えないようにしている。

[0077] 図 6 に示すように、本体 1 0 の裏側には裏蓋 1 0 C が設けられている。裏蓋 1 0 C は、4 つの貫通孔 1 0 C 1, 1 0 C 2, 1 0 C 3, 1 0 C 4 を有し、これらの貫通孔 1 0 C 1, 1 0 C 2, 1 0 C 3, 1 0 C 4 を通して、図示しないネジによってケース 1 0 B の裏側に固定されている。ケース 1 0 B の側面の第 1 ベルト部 3 の根元部 3 e で隠れる部分には、フィルタ付き吸排気孔 1 0 B o, 1 0 B o, … が設けられている（第 2 ベルト部 4 の根元部 4 e で隠れる部分でも同様。）。これにより、生活防水機能を実現しながら、ケース 1 0 B の内外間の空気流通が可能になっている。

[0078] 図7は、本体10の裏側を、裏蓋10Cを取り外した分解状態で、上述のカーラ24を含めて示している。本体10のケース10B内には、血压測定要素を搭載するためのインナーケース部材11が収容されている。インナーケース部材11の裏側には、突起11pの周りを取り囲む態様で環状溝11dが形成されている。カーラ24の根元部24fには、環状溝11dに対応した形状をもつリング24oが形成されている。本体10を組み立てる際には、インナーケース部材11の環状溝11dに、カーラ24の根元部24fのリング24oが嵌められる（同時に、インナーケース部材11の突起11pにリング24oが嵌まる。）。そして、インナーケース部材11の裏側と本体10の裏蓋10Cとの間に、後述の2つの流路形成部材（第1の流路形成部材390、第2の流路形成部材380）と重なった状態で、カーラ24の根元部24fが挟持される。

[0079] これにより、図2中に示したように、カフ構造体20の一端20f（カーラ24の根元部24f）が本体10に取り付けられる。カフ構造体20の他端20e（カーラ24の先端部24e）は自由端になっている。この結果、カフ構造体20はベルト2の内周面3a、4aに対向し、内周面3a、4aから離間自在になっている。

[0080] このようにしてカフ構造体20が本体10に取り付けられている場合、本体10にカフ構造体20の一端20fが確実に保持される。また、保守サービスの際には、本体10の裏蓋10Cを開くことによって、ベルト2とは無関係に、本体10に対してカフ構造体20を交換することができる。また、カフ構造体20の長手方向Y（左手首90の周方向に相当）の寸法が、ベルト2とは無関係に、最適寸法に設定され得る。

[0081] なお、この血压計1では、本体10とベルト2とが互いに別々に形成され、本体10に対してベルト2が取り付けられているので、保守サービスの際に、カフ構造体20とは無関係に、本体10に対してベルト2を交換することもできる。

[0082] 図7中に示した第1の流路形成部材390は、互いに対向して薄板状に広

がる２枚のシート板３９１，３９２と、これらのシート板３９１，３９２を予め定められた間隔（この例では、０．７ｍｍ）に保つスペーサ部３９３とからなっている。同様に、第２の流路形成部材３８０は、互いに対向して薄板状に広がる２枚のシート板３８１，３８２と、これらのシート板３８１，３８２を予め定められた間隔に保つスペーサ部３８３とからなっている。なお、シート板３８１、スペーサ部３８３については、図９中に示している（図９では、理解の容易のために、インナーケース部材１１から遠い側のシート板３９２，３８２の図示が省略されている。図９については後述する。）。

第１の流路形成部材３９０の端部、第２の流路形成部材３８０の端部に対して、それぞれ横向きピン３９０ｐ，３８０ｐが流体流通可能に一体に取り付けられている。カーラ２４を含むカフ構造体２０が本体１０に取り付けられる際に、押圧カフ２３からの可撓性チューブ３９が横向きピン３９０ｐを介して第１の流路形成部材３９０に接続される。また、センシングカフ２１からの可撓性チューブ３８が横向きピン３８０ｐを介して第２の流路形成部材３８０に接続される。

[0083] 第１の流路形成部材３９０、第２の流路形成部材３８０は、この例では、エラストマの一体成形によって形成されている。第１の流路形成部材３９０、第２の流路形成部材３８０の厚さ寸法は、この例では１．２ｍｍに設定されている。

[0084] 図１０は、血圧計１の制御系のブロック構成を示している。血圧計１の本体１０には、既述の表示器５０、操作部５２に加えて、血圧測定を実行するための血圧測定要素として、制御部としてのメインＣＰＵ（Central Processing Unit）１００、サブＣＰＵ１０１、記憶部としてのメモリ５１、加速度センサ５４、通信部５９、電池５３、押圧カフ２３の圧力を検出するための第１圧力センサ３１、センシングカフ２１の圧力を検出するための第２圧力センサ３２、ポンプ３０、開閉弁３３、および、ポンプ３０を駆動するポンプ駆動回路３５が搭載されている。なお、メインＣＰＵ１００は主に血圧計１全体の動作を制御し、サブＣＰＵ１０１は主にエア系の動作を制御する。

以下では、簡単のため、メインCPU100とサブCPU101とを併せて、単にCPU100と呼ぶ。

[0085] 表示器50は、この例ではLCD (Liquid Cristal Display) からなり、CPU100からの制御信号に従って、血圧測定結果などの血圧測定に関する情報、その他の情報を表示する。なお、表示器50は、有機ELディスプレイに限られるものではなく、例えば有機EL (Electro Luminescence) ディスプレイなど、他のタイプの表示器50からなってもよい。また、表示器50は、LED (Light Emitting Diode) を含んでもよい。

[0086] 操作部52は、既述のように、血圧測定の開始または停止を指示するための測定スイッチ52Aと、表示器50の表示画面を予め定められたホーム画面へ戻すためのホームスイッチ52Bと、過去の血圧、活動量などの測定記録を表示器50に表示させる指示を行うための記録呼出スイッチ52Cとを含んでいる。この例では、これらのスイッチ52A～52Cはプッシュ式スイッチからなり、ユーザによる血圧測定開始又は停止等の指示に応じた操作信号をCPU100に入力する。なお、操作部52は、プッシュ式スイッチに限られるものではなく、例えば感圧式（抵抗式）または近接式（静電容量式）のタッチパネル式スイッチなどであってもよい。また、図示しないマイクフォンを備えて、ユーザの音声によって血圧測定開始の指示を入力するようにしてもよい。

[0087] メモリ51は、血圧計1を制御するためのプログラムのデータ、血圧計1を制御するために用いられるデータ、血圧計1の各種機能を設定するための設定データ、血圧値の測定結果のデータなどを非一時的に記憶する。また、メモリ51は、プログラムが実行されるときにワークメモリなどとして用いられる。

[0088] CPU100は、メモリ51に記憶された血圧計1を制御するためのプログラムに従って、制御部として各種機能を実行する。例えば、血圧測定機能を実行する場合は、CPU100は、操作部52の測定スイッチ52Aからの血圧測定開始の指示に応じて、第1圧力センサ31、第2圧力センサ32

からの信号に基づいて、ポンプ30および開閉弁33を駆動する制御を行う。また、CPU100は、第2圧力センサ32からの信号に基づいて、血圧値、脈拍などを算出する制御を行う。

[0089] 加速度センサ54は、本体10内に一体に内蔵された3軸加速度センサからなる。この加速度センサ54は、本体10の、互いに直交する3方向の加速度を表す加速度信号をCPU100に出力する。この例では、この加速度センサ54の出力は、活動量を測定するために用いられる。

[0090] 通信部59は、CPU100によって制御されて所定の情報を、ネットワークを介して外部の装置に送信したり、外部の装置からの情報を、ネットワークを介して受信してCPU100に受け渡したりする。このネットワークを介した通信は、無線、有線のいずれでも良い。この実施形態において、ネットワークは、インターネットであるが、これに限定されず、病院内LAN (Local Area Network) のような他の種類のネットワークであってもよいし、USBケーブルなどを用いた1対1の通信であってもよい。この通信部59は、マイクロUSBコネクタを含んでいてもよい。

[0091] 電池53は、この例では、充電可能な2次電池からなっている。電池53は、本体10に搭載された要素、この例では、CPU100、メモリ51、加速度センサ54、通信部59、第1圧力センサ31、第2圧力センサ32、ポンプ30、開閉弁33、および、ポンプ駆動回路35の各要素へ電力を供給する。

[0092] ポンプ30は、この例では圧電ポンプからなり、CPU100から与えられる制御信号に基づいてポンプ駆動回路35によって駆動される。このポンプ30は、第1の流路を構成する第1の流路形成部材390および可撓性チューブ39を介して、押圧カフ23に流体流通可能に接続されている。ポンプ30は、第1の流路形成部材390および可撓性チューブ39を通して、押圧カフ23に加圧用の流体として空気を供給することができる。なお、このポンプ30には、ポンプ30のオン／オフに伴って開閉が制御される図示しない排気弁が搭載されている。すなわち、この排気弁は、ポンプ30がオ

ンされると閉じて、押圧カフ２３内に空気を封入するのを助ける一方、ポンプ３０がオフされると開いて、押圧カフ２３の空気を可撓性チューブ３９および第１の流路形成部材３９０を通して、大気中へ排出させる。なお、この排気弁は、逆止弁の機能を有し、排出される空気が逆流することはない。

[0093] このポンプ３０は、第２の流路を構成する第２の流路形成部材３８０および可撓性チューブ３８を介して、センシングカフ２１に流体流通可能に接続されている。第２の流路（実際には、第１の流路形成部材３９０と第２の流路形成部材３８０との間）には、開閉弁（この例では、常開の電磁弁）３３が介挿されている。開閉弁３３は、ＣＰＵ１００から与えられる制御信号に基づいて開閉（開度）が制御される。この開閉弁３３が開状態にあるとき、ポンプ３０から第２の流路を通してセンシングカフ２１に圧力伝達用の流体として空気を供給して収容させることができる。

[0094] 第１圧力センサ３１、第２圧力センサ３２は、この例ではそれぞれピエゾ抵抗式圧力センサからなっている。第１圧力センサ３１は、第１の流路を構成する第１の流路形成部材３９０および可撓性チューブ３９を介して、押圧カフ２３内の圧力を検出する。第２圧力センサ３２は、第２の流路を構成する第２の流路形成部材３８０および可撓性チューブ３８を介して、センシングカフ２１内の圧力を検出する。

[0095] なお、図８（本体１０の内部を斜め上方から見たところ）に示すように、ポンプ３０と第１圧力センサ３１とは、本体１０内でインナーケース部材１１の略中央に配置されている。開閉弁３３と第２圧力センサ３２とは、インナーケース部材１１の周辺に配置されている。図９（本体１０の内部を斜め下方から見たところ）に示すように、第１の流路形成部材３９０は、インナーケース部材１１の裏側で、ポンプ３０の吐出口３０ｄと、第１圧力センサ３１の空気導入口３１ｄと、開閉弁３３の入口３３ｉとにまたがって配置されている。第２の流路形成部材３８０は、インナーケース部材１１の裏側で、開閉弁３３の出口３３ｅと、第２圧力センサ３２の空気導入口３２ｄとにまたがって配置されている。

[0096] この血圧計 1 は、本体 10 に上述のような血圧測定要素を搭載することによって、小型で一体に構成されている。したがって、ユーザの使い勝手が良い。

[0097] (血圧測定の動作)

図 11 は、この発明の一実施形態の血圧測定方法として、ユーザが血圧計 1 によって血圧測定を行う際の動作フローを示している。

[0098] 図 11 のステップ S1 に示すように、ユーザが血圧計 1 を被測定部位としての左手首 90 に装着する。この装着の際に、図 13A に示すように、まず、ユーザは、左手首 90 に、右手 99 を使ってカフ構造体 20 を装着する（図 12 中のステップ S21）。ここで、カフ構造体 20 は、自然状態ではカーラ 24 によって左手首 90 の周方向 Y に沿って湾曲している。したがって、ユーザは、この例では左手首 90 が属する側の左半身とは反対側の右半身の手（この例では、右手 99）を使って左手首 90 の外周面にカフ構造体 20 を嵌め込むことによって、左手首 90 にカフ構造体 20 を容易に装着することができる。左手首 90 にカフ構造体 20 が装着された状態では、ユーザが右手 99 をカフ構造体 20 から離したとしても、カフ構造体 20 が左手首 90 を把持することから、左手首 90 からカフ構造体 20（およびベルト 2、本体 10）が脱落し難い。

[0099] 次に、図 13B に示すように、ユーザは、右手 99 を使って、ベルト 2 で、左手首 90 とカフ構造体 20 とを一括して取り巻く状態にする。具体的には、第 1 ベルト部 3 の尾錠 5 の杵状体 5A に第 2 ベルト部 4 の先端部 4f に連なる部分を通し、さらに、第 2 ベルト部 4 の複数の小穴 4w, 4w, …のうちのいずれか一つに尾錠 5 のつく棒 5B を挿通する。これにより、図 13C に示すように、第 1 ベルト部 3 と第 2 ベルト部 4 とを締結する（図 12 中のステップ S22）。これにより、本体 10 から延在するベルト 2 が左手首 90 を取り巻くとともに、本体 10 に一端 20f が取り付けられた帯状のカフ構造体 20 がベルト 2 よりも左手首 90 に近い内周側に配置された状態になる。

[0100] ここで、この血圧計 1 では、カフ構造体 20 がベルト 2 の内周面 3 a, 4 a から離間自在であるとともに、カフ構造体 20 の一端 20 f と反対の側の他端 20 e は自由端になっている。したがって、第 1 ベルト部 3 と第 2 ベルト部 4 とを締結する際に、ベルト 2 からカフ構造体 20 が内向きの力を受けて、左手首 90 の外周面に丁度沿うようにカフ構造体 20 がスライドまたは変形し得る。これにより、装着状態では、左手首 90 の外周面に対して、カフ構造体 20、ベルト 2 がこの順に略密接した状態、つまり、左手首 90 を全体として帯状に取り巻く状態となる。このようにして、この血圧計 1 は、左手首 90 に対して容易に装着され得る。

[0101] 詳しくは、図 14 に示すように、この装着状態では、カフ構造体 20 に含まれたカーラ 24 の内周側で、袋状の押圧カフ 23 が、左手首 90 の周方向 Y に沿って延在する。また、カフ構造体 20 に含まれた袋状のセンシングカフ 21 が、押圧カフ 23 よりも内周側に配置されて左手首 90 に接し、かつ、左手首 90 の動脈通過部分 90 a を横切るように周方向 Y に延在する。さらに、カフ構造体 20 に含まれた背板 22 が、押圧カフ 23 とセンシングカフ 21 との間に介挿され左手首 90 の周方向 Y に沿って延在する。なお、図 14 では、本体 10 とベルト 2 の図示は省略されている。図 14 中には、左手首 90 の橈骨 93、尺骨 94、橈骨動脈 91、尺骨動脈 92、および腱 96 が示されている。

[0102] 次に、ユーザが本体 10 に設けられた操作部 52 の測定スイッチ 52 A を押すと（図 11 のステップ S2）、CPU 100 は、処理用メモリ領域を初期化する（図 11 のステップ S3）。また、CPU 100 は、ポンプ駆動回路 35 を介してポンプ 30 をオフし、ポンプ 30 に内蔵された排気弁を開くとともに、開閉弁 33 を開状態に維持して、押圧カフ 23 内およびセンシングカフ 21 内の空気を排気する。続いて、第 1 圧力センサ 31、第 2 圧力センサ 32 の 0 mmHg の調整を行う制御を行う。

[0103] 次に、CPU 100 は加圧制御部および流体収容制御部として働いて、ポンプ駆動回路 35 を介してポンプ 30 をオンし（図 11 のステップ S4）、

開閉弁 33 を開状態に維持して、押圧カフ 23 およびセンシングカフ 21 の加圧を開始する（図 11 のステップ S5）。加圧過程では、第 1 圧力センサ 31、第 2 圧力センサ 32 によって押圧カフ 23、センシングカフ 21 の圧力をそれぞれモニタしながら、ポンプ駆動回路 35 を介してポンプ 30 を駆動する。これにより、第 1 の流路（第 1 の流路形成部材 390 および可撓性チューブ 39）を通して押圧カフ 23 に、また、第 2 の流路（第 2 の流路形成部材 380 および可撓性チューブ 38）を通してセンシングカフ 21 に、それぞれ空気を送る制御を行う。

[0104] 次に、図 11 のステップ S6 で、CPU 100 は流体収容制御部として働いて、センシングカフ 21 の圧力が所定の圧力（この例では、15 mmHg）に到達したか、もしくは、ポンプ 30 の駆動時間が所定の時間（この例では、3 秒間）だけ経過した否かを判断する。この判断を行う理由は、センシングカフ 21 内に適量の空気が収容されたか否かを確認するためである。図 11 のステップ S6 で NO ならば、センシングカフ 21 の圧力が所定の圧力に到達するか、もしくは、ポンプ 30 の駆動時間が所定の時間だけ経過するまで待つ。なお、センシングカフ 21 内に収容される圧力伝達用の流体の「適量」がどの程度の量であるかについては、後述する。

[0105] 図 11 のステップ S6 で YES ならば、センシングカフ 21 に適量の空気が収容されたと判断される。すると、図 11 のステップ S7 で、CPU 100 は加圧制御部として働いて、開閉弁 33 を閉状態にして、ポンプ 30 から第 1 の流路を通して押圧カフ 23 に空気を供給する制御を継続する。これにより、押圧カフ 23 を膨張させるとともに圧力を徐々に加圧して、左手首 90 を圧迫していく。このとき、背板 22 が、押圧カフ 23 からの押圧力をセンシングカフ 21 へ伝える。センシングカフ 21 は、左手首 90（動脈通過部分 90a を含む。）を圧迫する。この加圧過程で、CPU 100 は、血压値を算出するために、第 2 圧力センサ 32 によって、センシングカフ 21 の圧力 P_c 、すなわち、左手首 90 の動脈通過部分 90a の圧力をモニタし、変動成分としての脈波信号 P_m を取得する。図 16 中に、この加圧過程で得

られるセンシングカフ21の圧力 P_c 、脈波信号 P_m の波形を例示している。

[0106] ここで、図15A、図15Bは、センシングカフ21に適量の空気が収容され、開閉弁33が閉じられた加圧状態での、左手首90の長手方向（カフの幅方向Xに相当）に沿った断面を模式的に示している。図15Aは、左手首90の腱96が通る部分の断面（図14中のXVA-XVA線矢視断面に相当）を示している。一方、図15Bは、左手首90の橈骨動脈91が通る部分の断面（図14中のXVB-XVB線矢視断面に相当）を示している。図15Bに示すように、左手首90の橈骨動脈91が通る部分は比較的柔らかいので、センシングカフ21の第1のシート21Aと第2のシート21Bとの間に、空気が存在する隙間21wが残っている。したがって、センシングカフ21のうち橈骨動脈91に対向する部分は、左手首90の動脈通過部分90aの圧力を反映することができる。一方、図15Aに示すように、左手首90の腱96が通る部分は比較的硬いので、センシングカフ21のうち幅方向Xに関して略中央に相当する部分では、第1のシート21Aと第2のシート21Bとが互いに接している。しかし、センシングカフ21のうち幅方向Xに関して両側の縁部21m、21mに連なる箇所では、既述のように長手方向Y（左手首90の周方向に相当）に沿って延在する弛み21r、21rが設けられていることから、長手方向Yに沿って空気が存在する隙間21w'、21w'が残っている。この結果、センシングカフ21に収容された空気が、隙間21w'、21w'を通して、センシングカフ21の長手方向Yに沿って流通し得る。したがって、センシングカフ21は、左手首90の動脈通過部分90aに加えられた圧力を、空気（圧力伝達用の流体）の圧力として本体10内の第2圧力センサ32へ首尾良く伝達することができる。

[0107] 次に、図11のステップS8で、CPU100は血压算出部として働いて、この時点で取得されている脈波信号 P_m に基づいて、オシロメトリック法により公知のアルゴリズムを適用して血压値（収縮期血压SBPと拡張期血

圧DBP)の算出を試みる。

[0108] この時点で、データ不足のために未だ血圧値を算出できない場合は（ステップS9でNO）、カフ圧が上限圧力（安全のために、例えば300mmHgというように予め定められている。）に達していない限り、ステップS7～S9の処理を繰り返す。

[0109] このようにして血圧値の算出ができたなら（ステップS9でYES）、CPU100は、ポンプ30を停止し（ステップS10）、開閉弁33を開いて（ステップS11）、押圧カフ23内、センシングカフ21内の空気を排気する制御を行う。そして最後に、血圧値の測定結果を表示器50に表示する（ステップS12）。

[0110] なお、血圧算出は、押圧カフ23の加圧過程でなく、減圧過程で行われてもよい。

[0111] このように、この血圧計1では、血圧測定の都度、センシングカフ21に空気を收容し、第2圧力センサ32は、押圧カフ23とは別に、センシングカフ21の圧力Pc、すなわち、左手首90の動脈通過部分（橈骨動脈91と尺骨動脈92との両方を含む）90aの圧力自体を検出する。したがって、ベルト2とカフ構造体20（適宜、単に「カフ」と総称する。）の幅方向Xの寸法を小さく（例えば25mm程度に）設定した結果、加圧時に押圧カフ23が厚さ方向に大きく膨張して圧迫ロスが発生した場合であっても、血圧を精度良く測定できる。また、装着状態では、センシングカフ21は、左手首90の動脈通過部分90aを横切るように周方向Yに延在する。したがって、ユーザが実際に血圧計1を左手首90に装着する際に、左手首90の周方向Yに関して本体10とともにカフが或る程度位置ずれしたとしても、左手首90の動脈通過部分90aからセンシングカフ21が外れることは無い。したがって、実際の血圧に対して血圧測定値がばらつくのを防止でき、この結果、血圧を精度良く測定できる。

[0112] なお、上の例では、血圧測定の都度、センシングカフ21内に圧力伝達用の流体としての空気を收容し、測定終了後に排気しているが、これに限られ

るものではない。この血压計 1 の製造段階でセンシングカフ 2 1 に圧力伝達用の流体を收容し、封じ切りにしても良い。

[0113] (センシングカフ内に收容される圧力伝達用の流体の適量)

図 1 7 は、センシングカフ 2 1 に收容される圧力伝達用の流体として水を用い、センシングカフ 2 1 に收容される水量を可変して設定したときの血压測定誤差（平均値）を示している。ここで、血压測定誤差とは、或るユーザ（被験者）について、血压計 1 によって測定された血压値（収縮期血压 S B P）から、標準的な（正確な）血压計によって測定された血压値（収縮期血压 S B P）（これを「リファレンス血压値」と呼ぶ。）を差し引いて得られた差分を意味している。すなわち、

（血压測定誤差）＝（血压計 1 により測定された血压値）－（リファレンス血压値）

である。この図 1 7 から分かるように、センシングカフ 2 1 に收容される水量が $0.26 \text{ ml} \pm 0.05 \text{ ml}$ の範囲 $w a$ であれば、血压測定誤差 $\pm 5 \text{ mmHg}$ 以内であり、適量であると考えられる。

[0114] 図 1 7 では、水量がその適量範囲 $w a$ を超えると、血压測定誤差がプラス側に大きくなっている。この理由は、図 1 4 に示す断面で、腱 9 6 などの固い部分の上にも水が介在することで、圧迫されたときにセンシングカフ 2 1 の内圧が上がってしまうこと、および、左手首 9 0 のうち橈骨動脈 9 1 および尺骨動脈 9 2 が通る部分は比較的柔らかいので、その部分に水が必要以上にあることで、センシングカフ 2 1 が膨らみ、膨らませる張力の分だけセンシングカフ 2 1 の内圧が上がってしまうからである、と考えられる。また、図 1 7 では、水量がその適量範囲 $w a$ を下回ると、血压測定誤差がマイナス側に大きくなっている。この理由は、動脈周辺の水量が少なくなりすぎるからである、と考えられる。

[0115] この結果、この例では、センシングカフ 2 1 に收容される圧力伝達用の流体は、 $0.26 \text{ ml} \pm 0.05 \text{ ml}$ の範囲 $w a$ が適量であると考えられる。既述の図 1 1 のステップ S 6 における、センシングカフ 2 1 の圧力が所定の

圧力（この例では、 15 mmHg ）に到達したか、もしくは、ポンプ30の駆動時間が所定の時間（この例では、3秒間）だけ経過した否かという判断の基準は、このセンシングカフ21に收容される圧力伝達用の流体としての空気の量が $0.26\text{ ml} \pm 0.05\text{ ml}$ の範囲 wa になる条件を満たすように設定されている。

[0116] なお、当然ながら、センシングカフ21に收容される圧力伝達用の流体の適量は、センシングカフ21のサイズなどに依存する。

[0117] （検証結果）

図18の散布図は、複数のユーザ（この例では、収縮期血圧SBPが 97 mmHg から 149 mmHg までの5人の被験者についてそれぞれ3回ずつ測定）について、センシングカフ21に收容される圧力伝達用の流体としての水量を、「水量少」= 0.16 ml 、「適量」= 0.3 ml 、「水量多」= 0.8 ml に可変して設定した場合の、リファレンス血圧値と血圧測定誤差との関係を示している。水量が「適量」であれば、図中に□印で示すように、複数のユーザについて血圧測定誤差が少なくなっている。これに対して、「水量多」であれば、図中に×印で示すように、複数のユーザについて血圧測定誤差がプラス側に大きくなっている。「水量少」であれば、図中に◇印で示すように、複数のユーザについて血圧測定誤差がマイナス側に大きくなっている。

[0118] この検証結果から、この発明の血圧計1によれば、カフの幅方向Xの寸法を小さく設定（この例では、センシングカフ21の実質的な幅方向寸法を $W4 = 15\text{ mm}$ 、押圧カフ23の実質的な幅方向寸法を $W2 = 25\text{ mm}$ に）した場合であっても、血圧を精度良く測定できることを確認できた、と言える。

[0119] 特に、複数のユーザがそれぞれ実際に血圧計1を左手首90に装着して血圧測定を行う場合、ユーザによっては、左手首90の周方向Yに関して本体10とともにカフが或る程度位置ずれしているはずである。ここで、図18の検証結果では、水量が適量であれば、複数のユーザについて血圧測定誤差

が抑えられている。したがって、この血圧計 1 では、左手首 90 の周方向 Y に関して本体 10 とともにカフが或る程度位置ずれしたとしても、血圧を精度良く測定できることを確認できた、と言える。

[0120] (カフ構造体の長さの設定の仕方)

図 19 は、被測定部位としての左手首 90 の断面構造を模式的に示している。この図 19 中には、図 14 におけるのと同様に、左手首 90 の橈骨 93、尺骨 94、橈骨動脈 91、尺骨動脈 92、および腱 96 が示されている。ここで、左手首 90 のうち、手の甲側に相当する半周面を背側面 90g、手の平側に相当する半周面を掌側面 90p とそれぞれ呼ぶ。この例では、左手首 90 として、平均的な手首周 180mm をもつものが想定されている。図 19 中で左手首 90 を表す楕円の周りに付された、それぞれ四角枠で囲まれた数字（この例では、0, 45, 57, 90, 122, 135, 180）は、背側面 90g の中央 90s から左手首 90 の周方向 Y に沿って反時計回り（図 19 において）に測られた周長を表している（後述の図 20～図 22 おいて同様。）。この左手首 90 を背側面 90g の中央 90s から 1 周すると、周長は 180mm となり、背側面 90g の中央 90s に戻る。既に述べたように、本発明者は、左手首 90 の断面において、背側面 90g と掌側面 90p との間の境界面 90h を基準とし、手首の中心 90c からそれぞれ橈骨動脈 91、尺骨動脈 92 を見たときの見込みの角度 $\Delta\theta$ 、 $\Delta\theta'$ について、 $\Delta\theta > \Delta\theta'$ なる大小関係があることに注目した。したがって、背側面 90g の中央 90s から反時計回り（図 19 において）に橈骨動脈 91 へ達するための角度 θ_1 （および周長）は、背側面 90g の中央 90s から時計回り（図 19 において）に橈骨動脈 91 へ達するための角度 θ_2 （および周長）よりも小さい。このことは、本体 10（背側面 90g に配置される）の尺骨側端部（尺骨 94 に近い側の端部であり、図 1、図 2 中のラグ 10B1, 10B2 が設けられた側の端部に相当する。）から手首の周方向に沿って反時計回り（図 19 において）にカフ構造体 20 を延在させて尺骨動脈 92 を越えて橈骨動脈 91 を覆う場合は、逆に本体の橈骨側端部（橈骨 93 に近い側

の端部であり、図 1、図 2 中のラグ 10B3、10B4 が設けられた側の端部に相当する。) から手首の周方向に沿って時計回り (図 19 において) にカフ構造体 20 を延在させて橈骨動脈 91 を越えて尺骨動脈 92 を覆う場合に比して、カフ構造体 20 の長さ、特に押圧カフ 23 とセンシングカフ 21 の長さを短く設定できることを意味している。

[0121] 図 20、図 21 用いて、具体的に押圧カフ 23 とセンシングカフ 21 の長さの設定の仕方を説明する。図 20、図 21 中には、それぞれ、最大手首周をもつ左手首 90max、平均的な手首周をもつ左手首 90ave、最小手首周をもつ左手首 90min がそれぞれ楕円で模式的に表されている。この例では、血圧計 1 の製品仕様として、最大手首周は 215 mm、最小手首周は 135 mm に設定されている。また、平均的な手首周は 180 mm に設定されている。既述のように、押圧カフ 23 の長手方向 Y の寸法は $L2 = 140$ mm、センシングカフ 21 の長手方向 Y の寸法は $L4 = 110$ mm にそれぞれ設定されている。

[0122] 図 20 中には、それぞれの左手首 90max、90ave、90min に対してセンシングカフ 21 が占める範囲が実線の 2 重矢印で表されている。センシングカフ 21 の長さは、最大手首周をもつ左手首 90max の周方向に沿って反時計回り (図 20 において) に、本体 10 の尺骨側端部に近い周長 35 mm の点 (始点) 21s から、尺骨動脈 92 を越えて橈骨動脈 91 を覆う長さに設定されている。より具体的には、センシングカフ 21 の始点 21s と反対側の終点 (他端) 21e は、左手首 90max の中心 90c から、橈骨動脈 91 を見込む角度と、背側面 90g と掌側面 90p との間の橈骨側の境界線 90b を見込む角度との間の範囲 $\Delta\theta$ 内で、周長 145 mm の点で止まっている。すなわち、 $145\text{ mm} - 35\text{ mm} = 110\text{ mm} = L4$ になっている。センシングカフ 21 の終点 21e は、橈骨動脈 91 に対応する周長 134 mm の点を 11 mm だけ越えている。この 11 mm は、センシングカフ 21 が橈骨動脈 91 を覆うマージンとなる。平均的な手首周をもつ左手首 90ave では、センシングカフ 21 の始点 21s は尺骨動脈 92 に少し

だけ近づき、また、センシングカフ21の終点21eは橈骨側の境界線90bを越える。最小手首周をもつ左手首90minでは、センシングカフ21の始点21sは尺骨動脈92にさらに近づき、また、センシングカフ21の終点21eは背側面90gの中央90sを越える。しかし、センシングカフ21の始点21sと尺骨動脈92に対応する点との間には、まだ9mmのマージンが残されている。また、センシングカフ21の終点21eは、センシングカフ21の始点21sから十分離れている。

[0123] 図21中には、それぞれの左手首90max, 90ave, 90minに対して押圧カフ23が占める範囲が破線の2重矢印で表されている。押圧カフ23の長さは、最大手首周をもつ左手首90maxの周方向に沿って反時計回り（図21において）に、本体10の尺骨側端部に近い周長20mmの点（始点）23sから、尺骨動脈92を越えて橈骨動脈91を覆う長さに設定されている。より具体的には、押圧カフ23の始点23sと反対側の終点（他端）23eは、左手首90maxの中心90cから、橈骨動脈91を見込む角度と、背側面90gと掌側面90pとの間の橈骨側の境界線90bを見込む角度との間の範囲 $\Delta\theta$ 内で、周長160mmの点で止まっている（なお、最大手首周をもつ左手首90maxの橈骨側の境界線90bは周長約161mmに相当する。）。すなわち、 $160\text{mm} - 20\text{mm} = 140\text{mm} = L2$ になっている。平均的な手首周をもつ左手首90aveでは、押圧カフ23の始点23sは尺骨動脈92に少しだけ近づき、また、押圧カフ23の終点23eは橈骨側の境界線90bを越える。最小手首周をもつ左手首90minでは、押圧カフ23の始点23sは尺骨動脈92にさらに近づき、また、押圧カフ23の終点23eは背側面90gの中央90sを越えて押圧カフ23の始点23sに達する。しかし、押圧カフ23の始点23s側と終点23e側との重なりは、僅かな範囲で生じているに過ぎない。

[0124] 図22中には、それぞれの左手首90max, 90ave, 90minに対して、図20中に示したセンシングカフ21が占める範囲が実線の2重矢印で表されるとともに、図21中に示した押圧カフ23が占める範囲が破線

の2重矢印で表されている。いずれの場合も、押圧カフ23が占める範囲はセンシングカフ21が占める範囲を越えている。したがって、押圧カフ23は、背板22を介して、センシングカフ21の周方向Yの全域を押圧することができる。したがって、センシングカフ21は、尺骨動脈92と橈骨動脈91との両方を覆って、尺骨動脈92と橈骨動脈91との両方から血流の脈波を検出できる。なお、背板22とカーラ24の長さは、押圧カフ23とセンシングカフ21の長さに応じて設定されれば良い。

[0125] 図23、図24、図25は、血压計1がそれぞれ最大手首周をもつ左手首90max、平均的な手首周をもつ左手首90ave、最小手首周をもつ左手首90minに装着された状態を示している。図23に示すように、最大手首周をもつ左手首90maxでは、カフ構造体20の先端（他端）20e（カーラ24の先端部24e）が本体10から離間しているが、カフ構造体20（特に、センシングカフ21）によって尺骨動脈92を越えて橈骨動脈91が十分に覆われている。図24に示すように、平均的な手首周をもつ左手首90aveでは、カフ構造体20の先端20eが、本体10に略達している。図25に示すように、最小手首周をもつ左手首90minでは、カフ構造体20の先端20eが、本体10の裏蓋10Cと左手首90の背側面90gとの間に挟まれた状態になっている。しかし、押圧カフ23の始点23s側と終点23e側とは、互いに離間しており、重なっていない。これは血压計1が装着されることによって、カフ構造体20が本体10の橈骨側端部（ラグ10B3、10B4側の端部）近傍で多少屈曲すること、左手首90が少し変形することなどによる。この結果、カフ構造体20の先端20eに連なる部分が余って装着しづらい、という問題は回避される。

[0126] このように、この血压計1によれば、最大手首周をもつ左手首90maxであっても、カフ構造体20によって、尺骨動脈92を越えて橈骨動脈91が覆われる。また、本体10の尺骨側端部（ラグ10B1、10B2側の端部）から手首の周方向に沿って掌側面90pへ延在してカフ構造体20が配置されるので、本体10の橈骨側端部（ラグ10B3、10B4側の端部）

から手首の周方向に沿って掌側面 90 p へカフ構造体 20 を延在させる場合に比して、カフ構造体 20 の長さを短く抑えることが可能になる。その結果、この血圧計 1 は、小さな手首周（特に、最小手首周）のユーザであっても装着し易くなる。このように、この血圧計 1 は、大小様々な手首周のユーザに好ましく適用され得る。

[0127] 上に述べた実施形態では、カフ構造体 20 の長さ、特に押圧カフ 23 とセンシングカフ 21 の長さを、本体 10 の尺骨側端部から手首の周方向に沿って掌側面 90 p へ延在し、最大手首周をもつ左手首 90 max の尺骨動脈 92 を越えて橈骨動脈 91 を覆う長さに設定して、尺骨動脈 92 と橈骨動脈 91 との両方から血流の脈波を検出できるようにした。しかしながら、これに限られるものではない。カフ構造体 20 の長さ、特に押圧カフ 23 とセンシングカフ 21 の長さを、尺骨動脈 92 を覆う長さに設定して、尺骨動脈 92 のみから血流の脈波を検出できるようにしてもよい。これにより、カフ構造体 20 の長さを、格段に短く抑えることができる。そのようにした場合、この発明の血圧計は、小さな手首周（特に、最小手首周）のユーザであってもさらに装着し易くなる。

[0128] 上に述べた実施形態では、センシングカフ 21 は被測定部位としての左手首 90 に直接接する例について説明としたが、これに限られるものではない。センシングカフ 21 は他の部材（例えばカバー部材）を介して間接的に左手首 90 に接してもよい。

[0129] 上に述べた実施形態では、カフ構造体 20 は、押圧カフ 23 と、センシングカフ 21 とを区分して備えたが、これに限られるものではない。本発明では、カフ構造体 20 のうち、加圧制御部による加圧制御のための流体を供給される部分と、血圧算出部による血圧算出のための流体を収容する部分とは、共通であっても良い。その場合、血圧計の構成が簡素化され得る。

[0130] 上に述べた実施形態では、ベルト 2 と、カフ構造体 20 とを、互いに離間自在に備えたが、これに限られるものではない。ベルト 2 と、カフ構造体 20 とが、一体のカフとして構成されていてもよい。その場合、血圧計の構成

がさらに簡素化され得る。

[0131] 上に述べた実施形態では、血圧計が装着される被測定部位は左手首 90 であるものとした。しかしながら、これに限られるものではない。この発明の血圧計を、図 1、図 2 に示した血圧計 1 に対して光学対称に構成して、右手首に装着されるようにしても良い。

[0132] また、上に述べた実施形態では、本体 10 とベルト 2 とが互いに別々に形成され、本体 10 に対してベルト 2 が取り付けられている構成にした。しかしながら、これに限られるものではない。本体 10 とベルト 2 とが一体成形されていても良い。

[0133] また、上に述べた実施形態では、ベルト 2 の第 1 ベルト部 3 と第 2 ベルト部 4 とが、尾錠 5 によって締結または開放されるものとした。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、第 1 ベルト部 3 と第 2 ベルト部 4 とが、開閉可能な三つ折れ式バックルを介して互いに連結されていても良い。

[0134] また、上述の実施形態では、血圧計 1 に搭載された CPU 100 が流体収容制御部、加圧制御部、および、血圧算出部として働いて、血圧測定（図 11 の動作フロー）を実行するものとした。しかしながら、これに限られるものではない。例えば、血圧計 1 の外部に設けられたスマートフォンなどの実質的なコンピュータ装置が、流体収容制御部、加圧制御部、および、血圧算出部として働いて、ネットワーク 900 を介して、血圧計 1 に血圧測定（図 11 の動作フロー）を実行させるようにしてもよい。

[0135] 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

[0136] 1 血圧計

- 2 ベルト
- 3 第1ベルト部
- 4 第2ベルト部
- 10 本体
- 20 カフ構造体
- 21 センシングカフ
- 22 背板
- 23 押圧カフ
- 24 カーラ
- 30 ポンプ
- 31 第1圧力センサ
- 32 第2圧力センサ
- 33 開閉弁

請求の範囲

- [請求項1] 被測定部位としての手首の背側面に配置されるべき、ポンプを搭載した本体と、
- 上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備え、
- 上記カフは、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在し、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されており、
- 上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行う加圧制御部と、
- 上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出する血圧算出部と
- を備えた血圧計。
- [請求項2] 請求項1に記載の血圧計において、
- 上記カフは、
- 上記本体から延在し、上記手首を取り巻いて装着されるべきベルトと、
- 帯状で上記設定された長さを有し、上記ベルトの内周面に対向して配置され、上記本体の尺骨側端部に一端が取り付けられたカフ構造体とを備え、
- 上記カフ構造体は、
- 加圧用の流体の供給を受けて上記手首を圧迫するために、上記手首の周方向に沿って延在する袋状の押圧カフと、
- 圧力伝達用の流体を収容可能に袋状に構成され、上記押圧カフの内周面に沿って配置され、かつ、上記手首の動脈通過部分を横切るように上記周方向に延在するセンシングカフと、
- 上記押圧カフと上記センシングカフとの間に介挿され上記手首の周方向に沿って延在し、上記押圧カフからの押圧力を上記センシングカ

フへ伝える背板とを含み、

上記加圧制御部は、上記ポンプから上記押圧カフに上記加圧用の流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行い、

上記血圧算出部は、上記センシングカフに収容された上記圧力伝達用の流体の圧力に基づいて血圧を算出することを特徴とする血圧計。

[請求項3] 請求項2に記載の血圧計において、
上記センシングカフは上記手首に接することを特徴とする血圧計。

[請求項4] 請求項2または3に記載の血圧計において、
上記カフ構造体の上記一端と反対の側の他端は自由端であることを特徴とする血圧計。

[請求項5] 請求項4に記載の血圧計において、
上記カフ構造体が上記最大手首周をもつ手首に装着された場合に、
上記カフ構造体の上記一端と反対の側の他端は、上記最大手首周をもつ手首の周方向に関して、上記手首の中心から、橈骨動脈を見込む角度と、上記背側面と上記掌側面との間の橈骨側の境界線を見込む角度との間の範囲内で止まることを特徴とする血圧計。

[請求項6] 請求項4または5に記載の血圧計において、
上記カフ構造体が上記最大手首周をもつ手首に装着された場合に、
上記カフ構造体の上記一端と反対の側の上記センシングカフの他端は、
上記最大手首周をもつ手首の周方向に関して、上記手首の中心から、
橈骨動脈を見込む角度と、上記背側面と上記掌側面との間の橈骨側の境界線を見込む角度との間の範囲内で止まることを特徴とする血圧計。

[請求項7] 請求項2から6までのいずれか一つに記載の血圧計において、
上記背板は、上記手首の周方向に関して上記センシングカフの長さを越えて帯状に延在し、

上記背板は、上記手首の周方向に沿って湾曲し得るように、この背

板の幅方向に延びる断面V字状またはU字状の溝を、この背板の長手方向に関して互いに離間して複数平行に有することを特徴とする血圧計。

[請求項8] 請求項2から7までのいずれか一つに記載の血圧計において、
上記カフ構造体は、上記押圧カフの外周面に沿って、このカフ構造体の自然状態での形状を、上記手首の周方向に沿って湾曲した状態に保つためのカーラを備えたことを特徴とする血圧計。

[請求項9] 請求項8に記載の血圧計において、
上記カフ構造体の上記一端をなす上記カーラの上記本体側の根元部が、上記本体内に設けられた部材と上記本体の裏蓋との間に挟持され、これにより、上記カフ構造体の上記一端が上記本体に取り付けられていることを特徴とする血圧計。

[請求項10] 請求項2から9までのいずれか一つに記載の血圧計において、
上記センシングカフは、上記手首に接する側の第1のシートと、この第1のシートに対向する第2のシートとを含み、上記第1、第2のシートの周縁部が互いに密着されて上記袋状に構成されており、
上記第1または第2のシートのうち、このセンシングカフの幅方向に関して両側の縁部に連なる箇所、自然状態で、このセンシングカフの長手方向に沿って延在する弛みが設けられていることを特徴とする血圧計。

[請求項11] 請求項2から10までのいずれか一つに記載の血圧計において、
上記本体とともに上記ベルトおよび上記カフ構造体が上記手首に装着された装着状態で、上記ポンプから上記センシングカフに上記圧力伝達用の流体を供給して収容させる制御を行う流体収容制御部を備えたことを特徴とする血圧計。

[請求項12] 請求項11に記載の血圧計において、
上記本体は、上記加圧制御部、上記血圧算出部、および、上記流体収容制御部を搭載していることを特徴とする血圧計。

[請求項13] 被測定部位としての手首の背側面に配置されるべき、ポンプを搭載した本体と、

上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備え、

上記カフは、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在し、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されて、上記手首の血圧を測定する血圧測定方法であって、

上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行い、

上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出することを特徴とする血圧測定方法。

[請求項14] 血圧測定要素を搭載し、被測定部位としての手首の背側面に配置されるべき本体を備えた機器であって、

上記血圧測定要素は、

上記本体に搭載されたポンプと、

上記手首を取り巻いて装着されるべきカフとを備え、

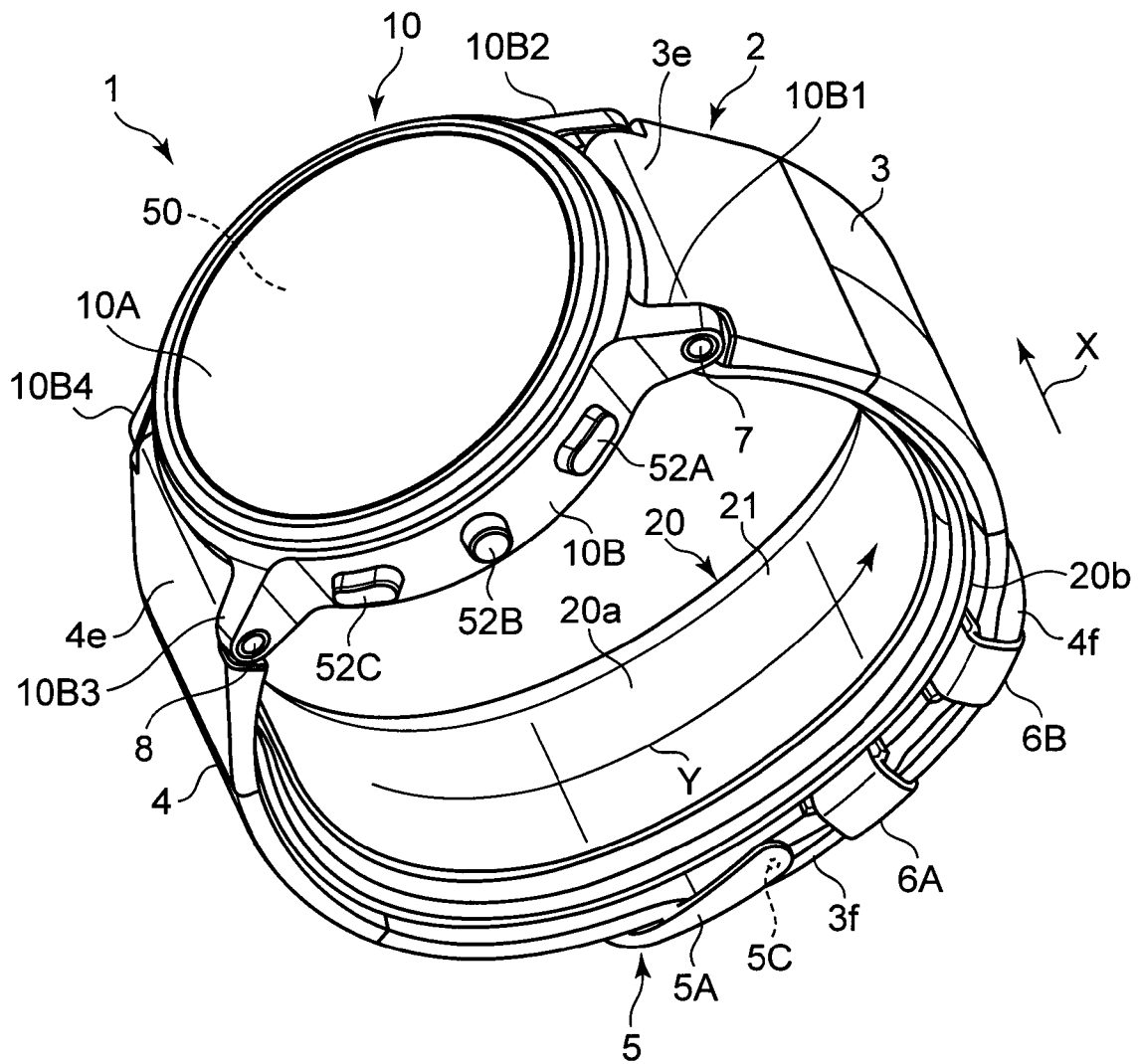
上記カフは、上記本体の尺骨側端部から上記手首の周方向に沿って掌側面へ延在し、予め設定された最大手首周をもつ手首の尺骨動脈を覆う長さ、または、尺骨動脈を越えて橈骨動脈を覆う長さに設定されており、

上記ポンプから上記カフに流体を供給して上記手首を圧迫する制御を行う加圧制御部と、

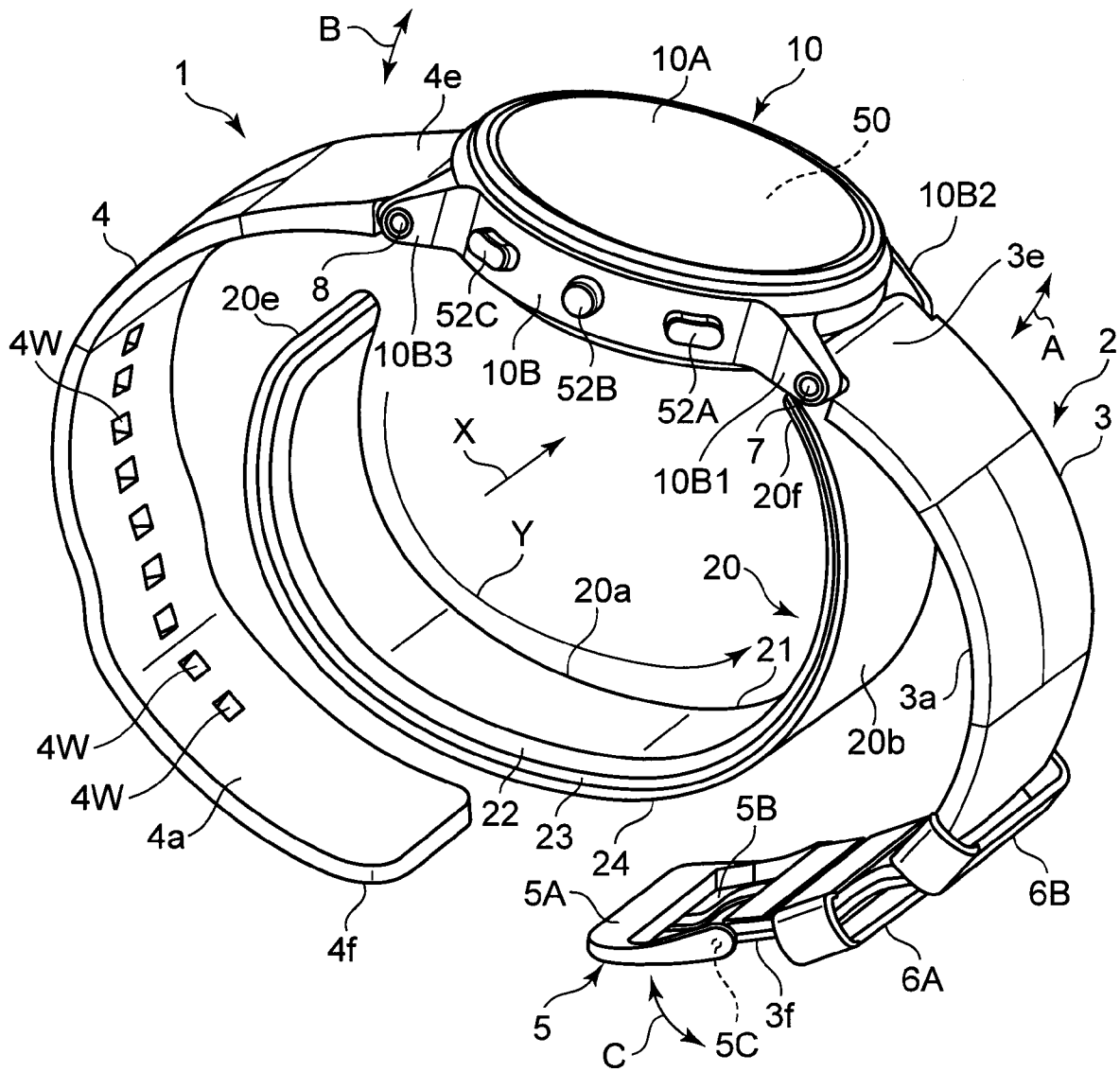
上記カフに収容された流体の圧力に基づいて血圧を算出する血圧算出部と

を備えたことを特徴とする機器。

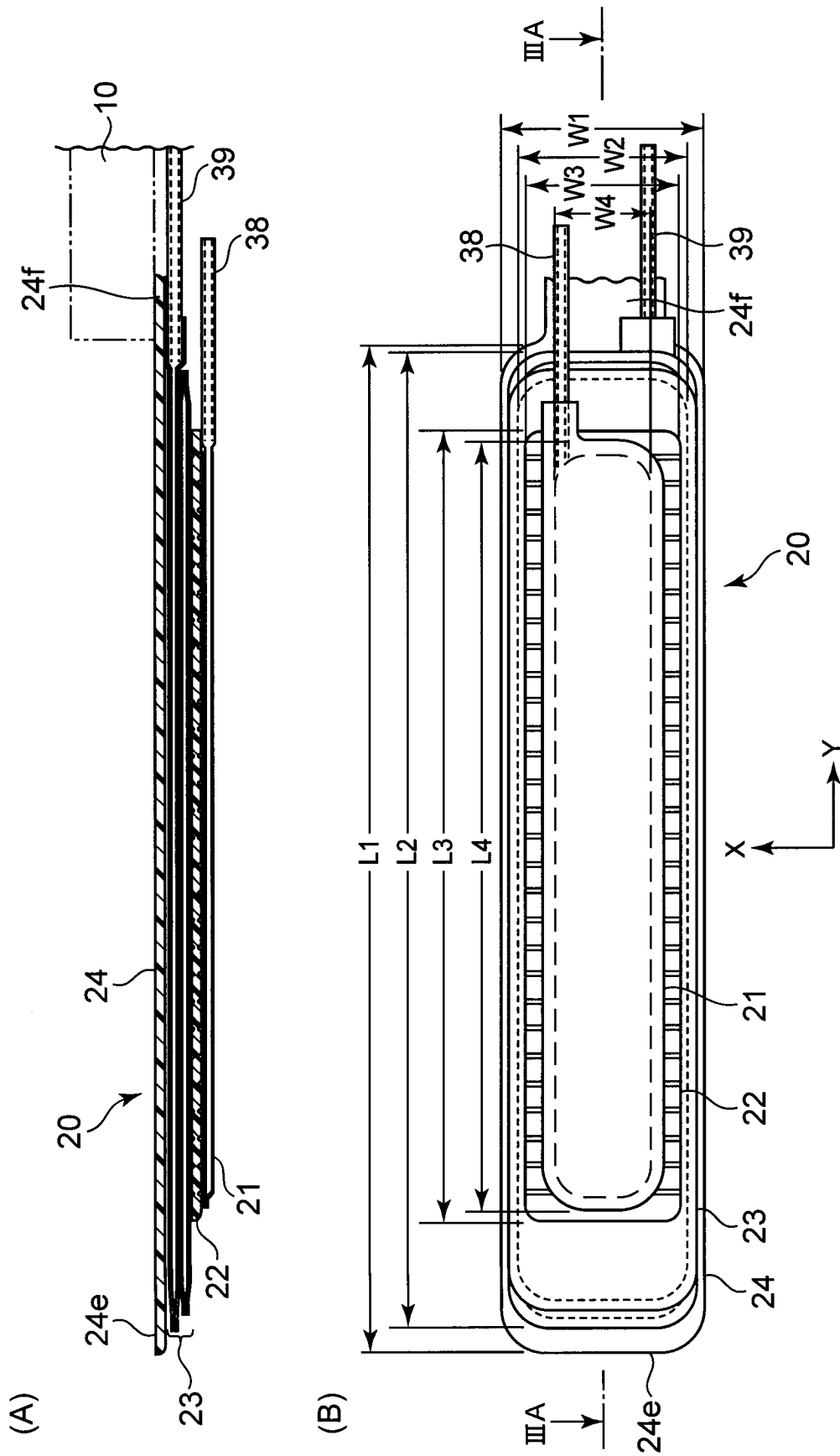
[図1]



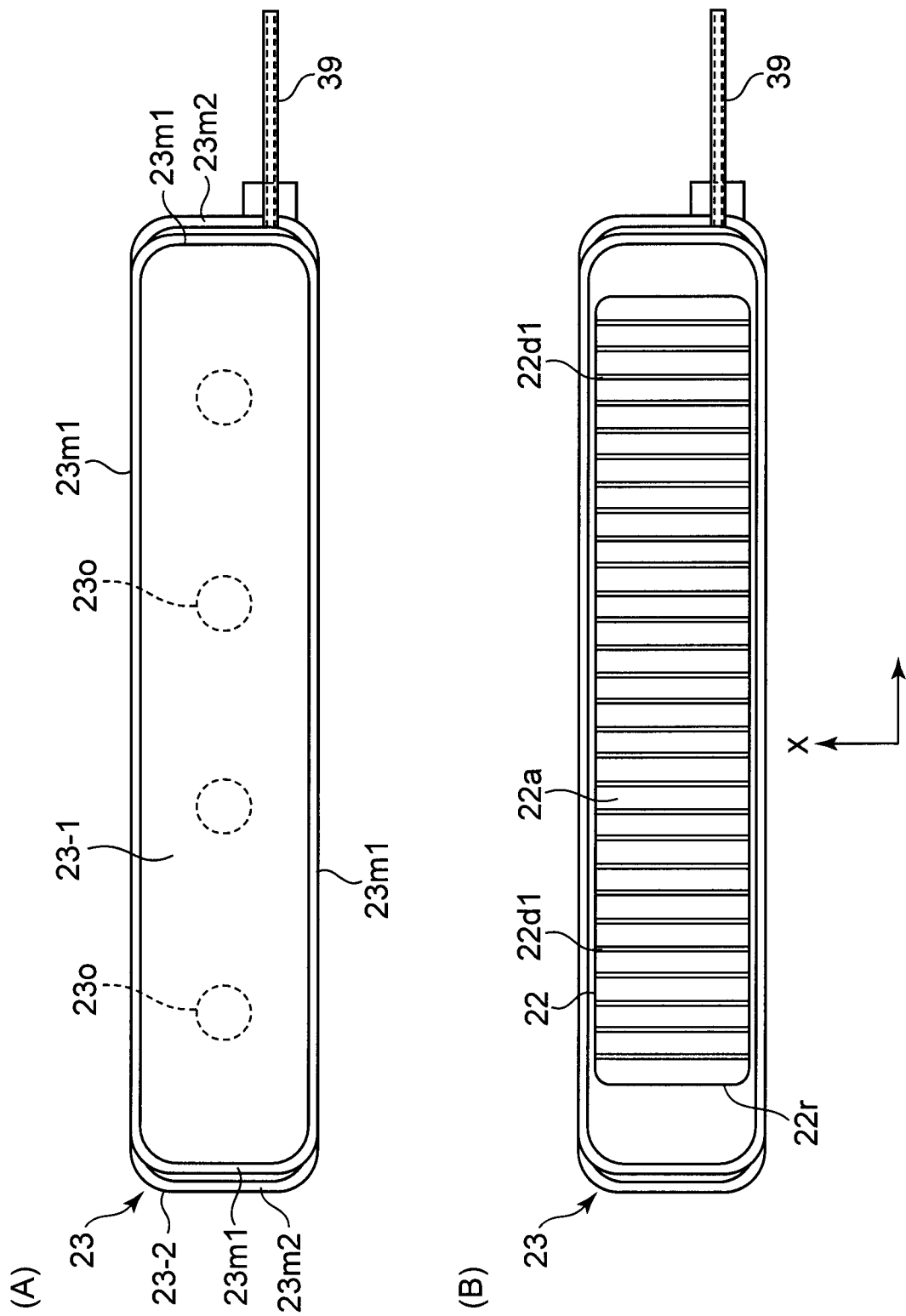
[図2]



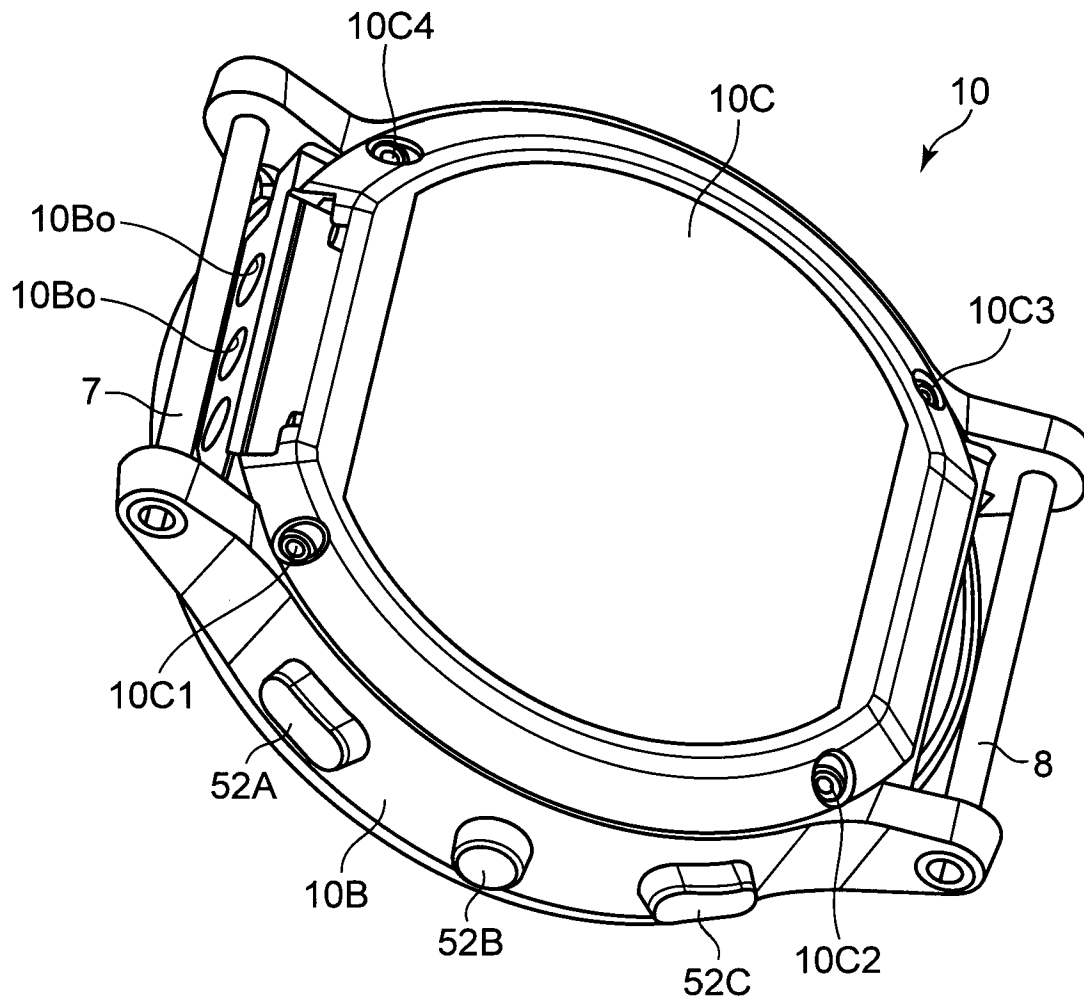
[図3]



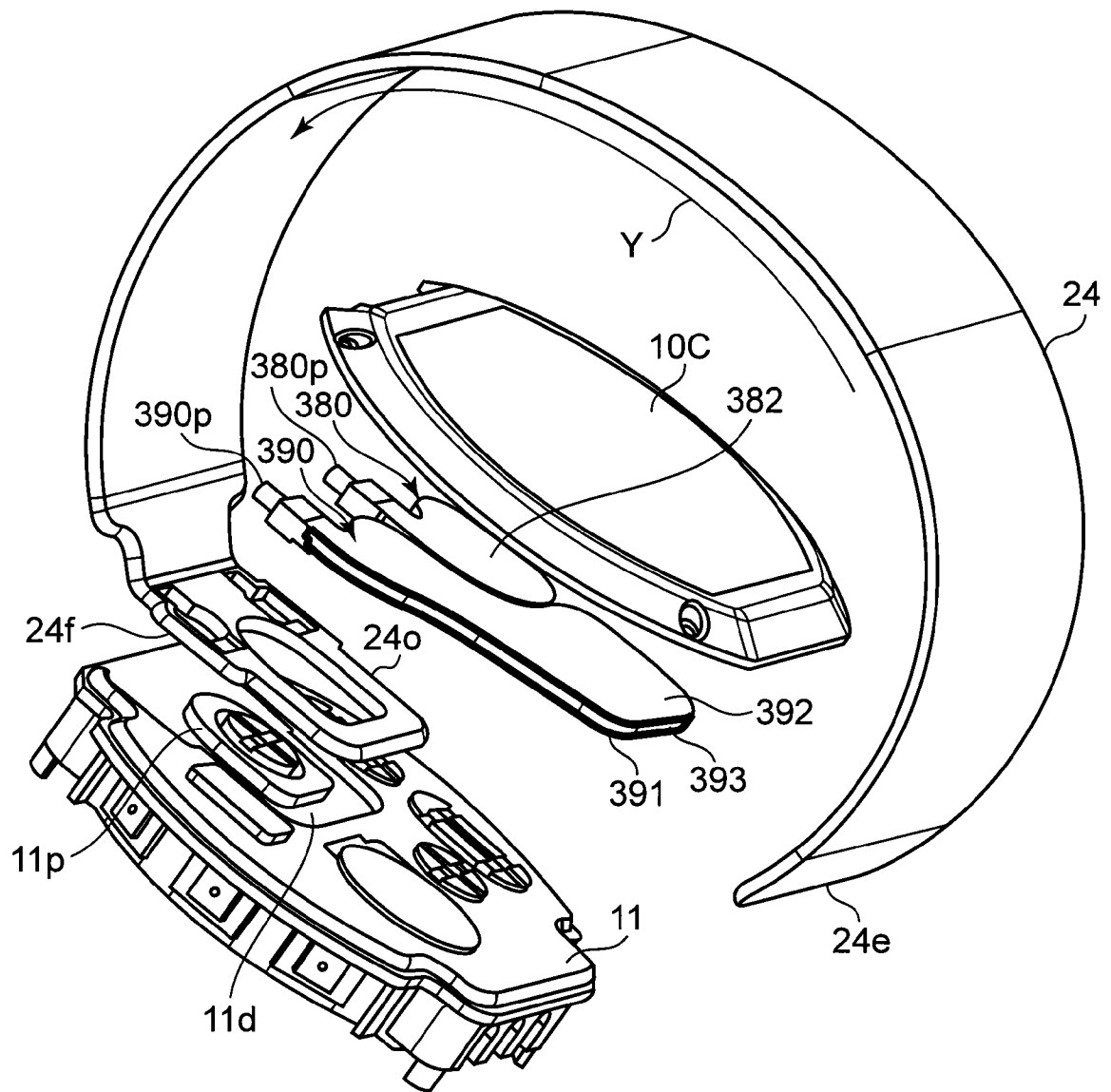
[図5]



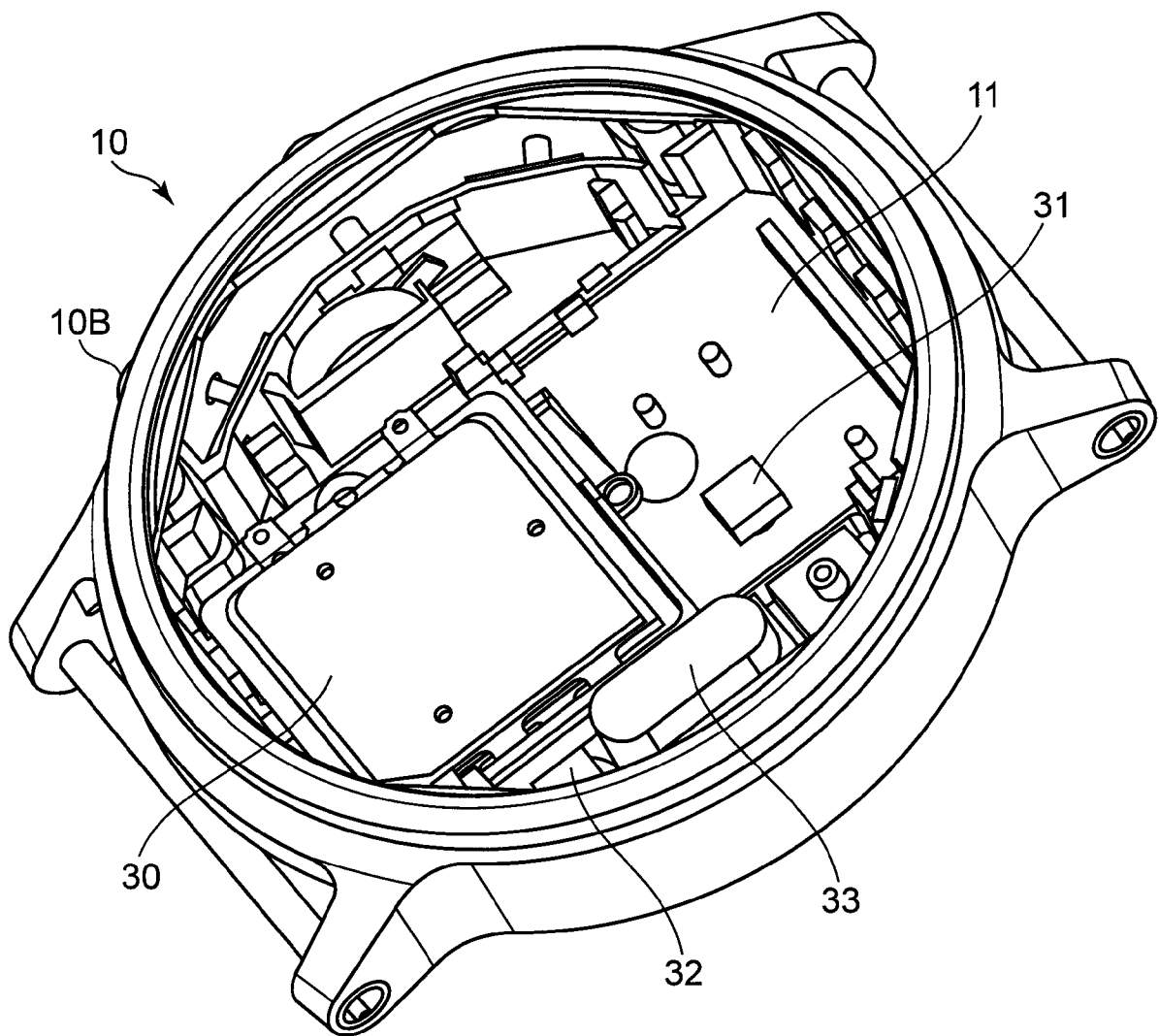
[図6]



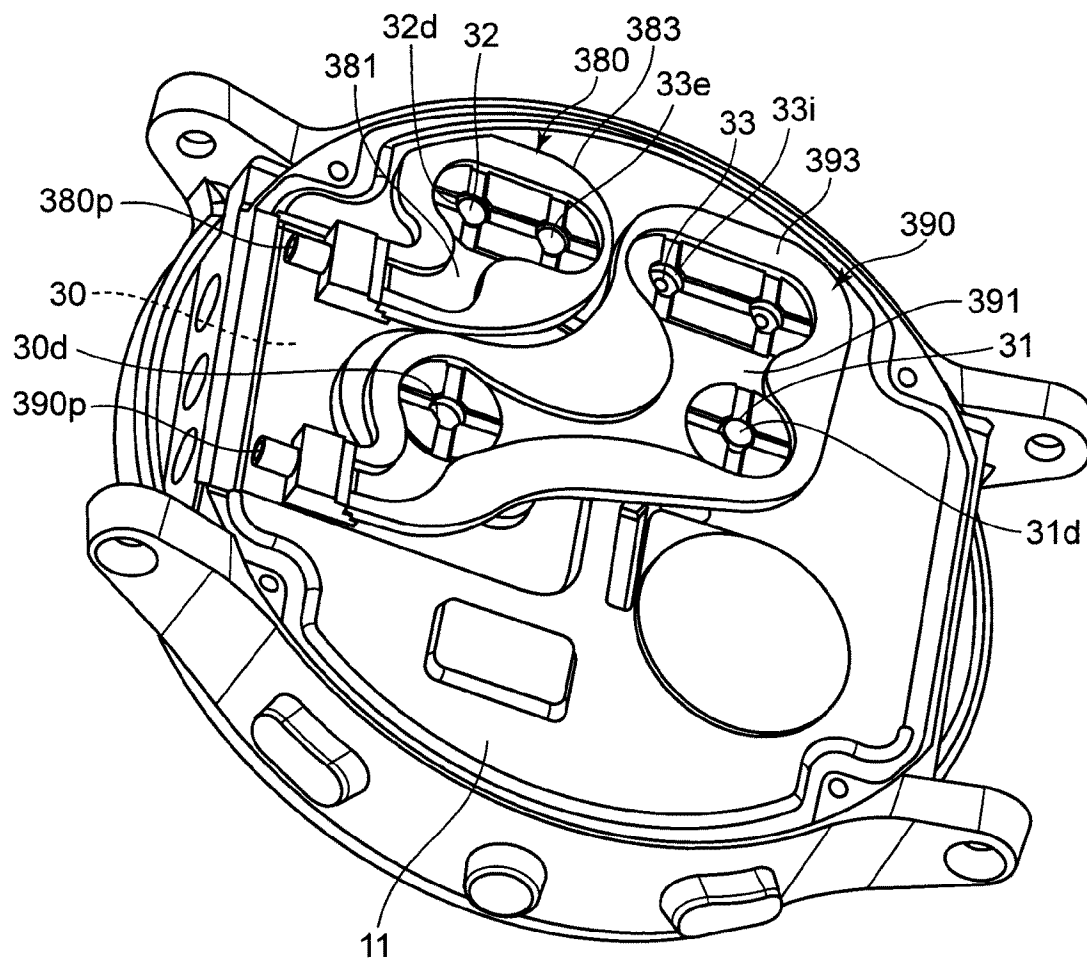
[図7]



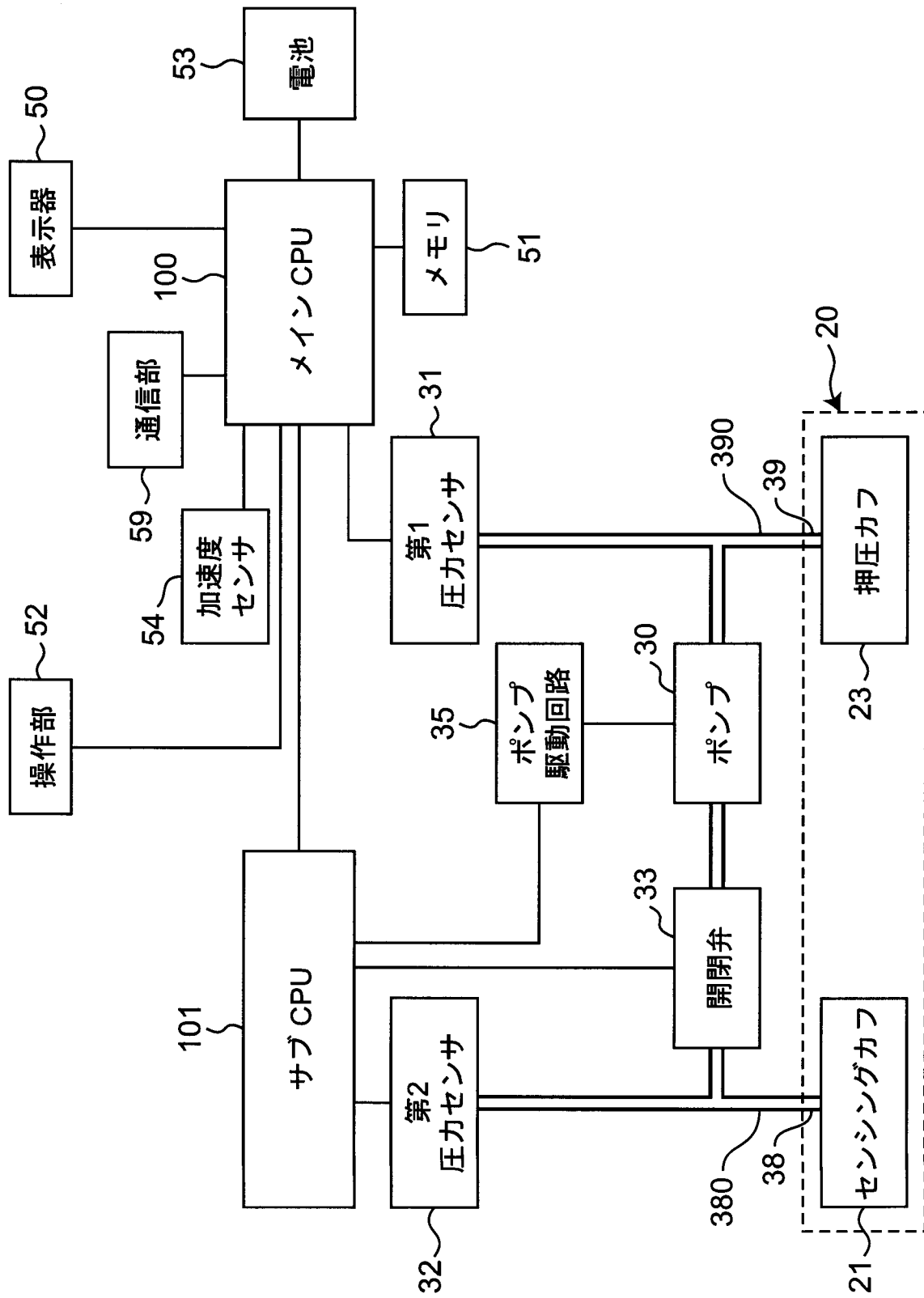
[図8]



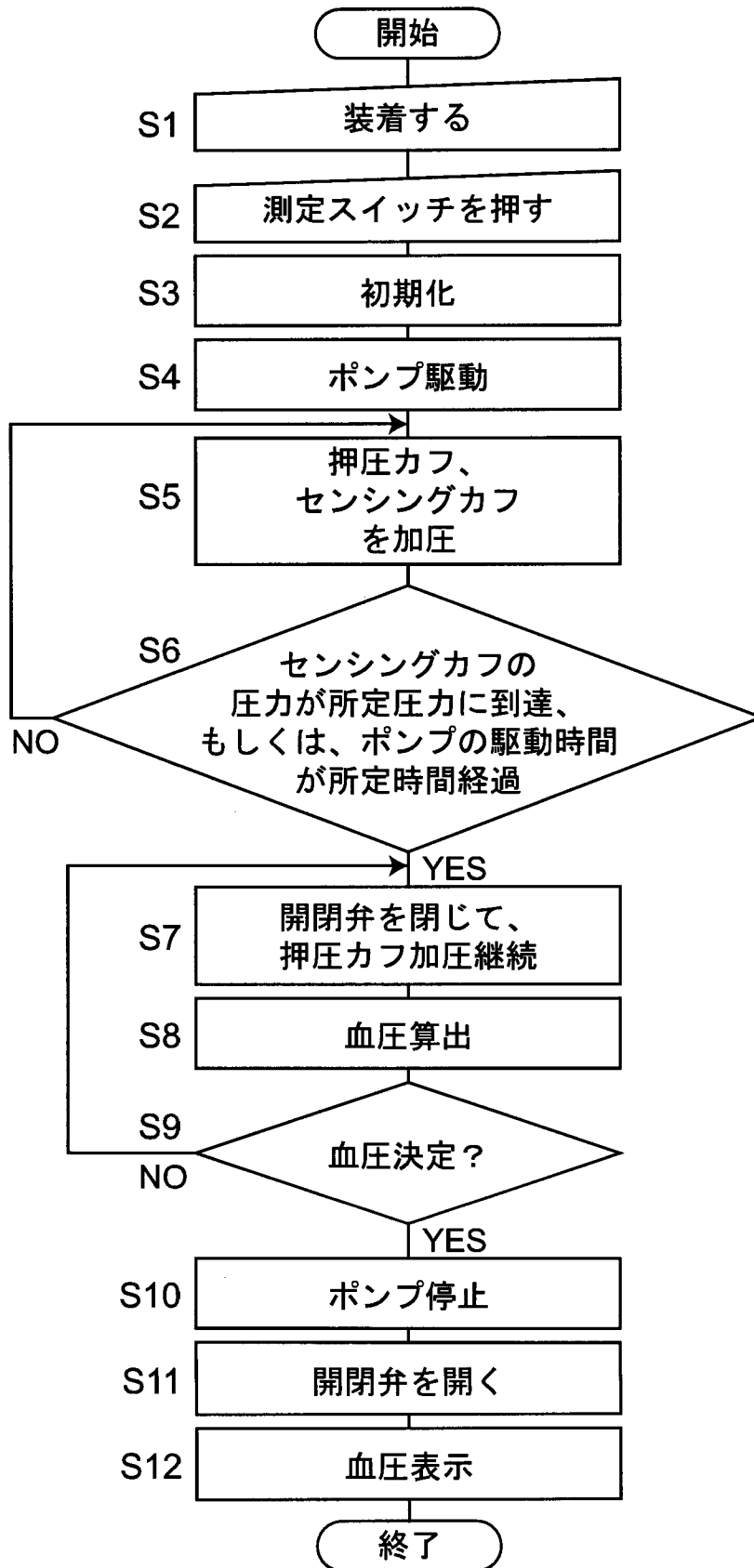
[図9]



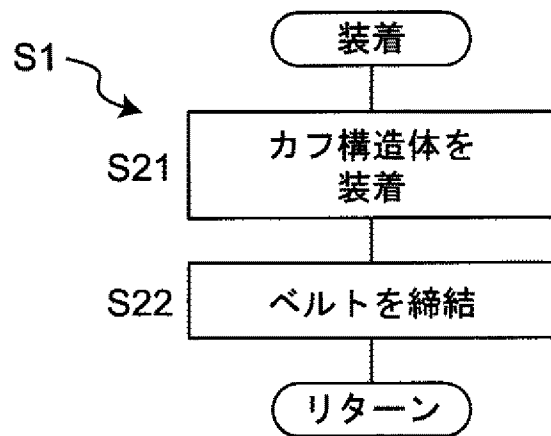
[図10]



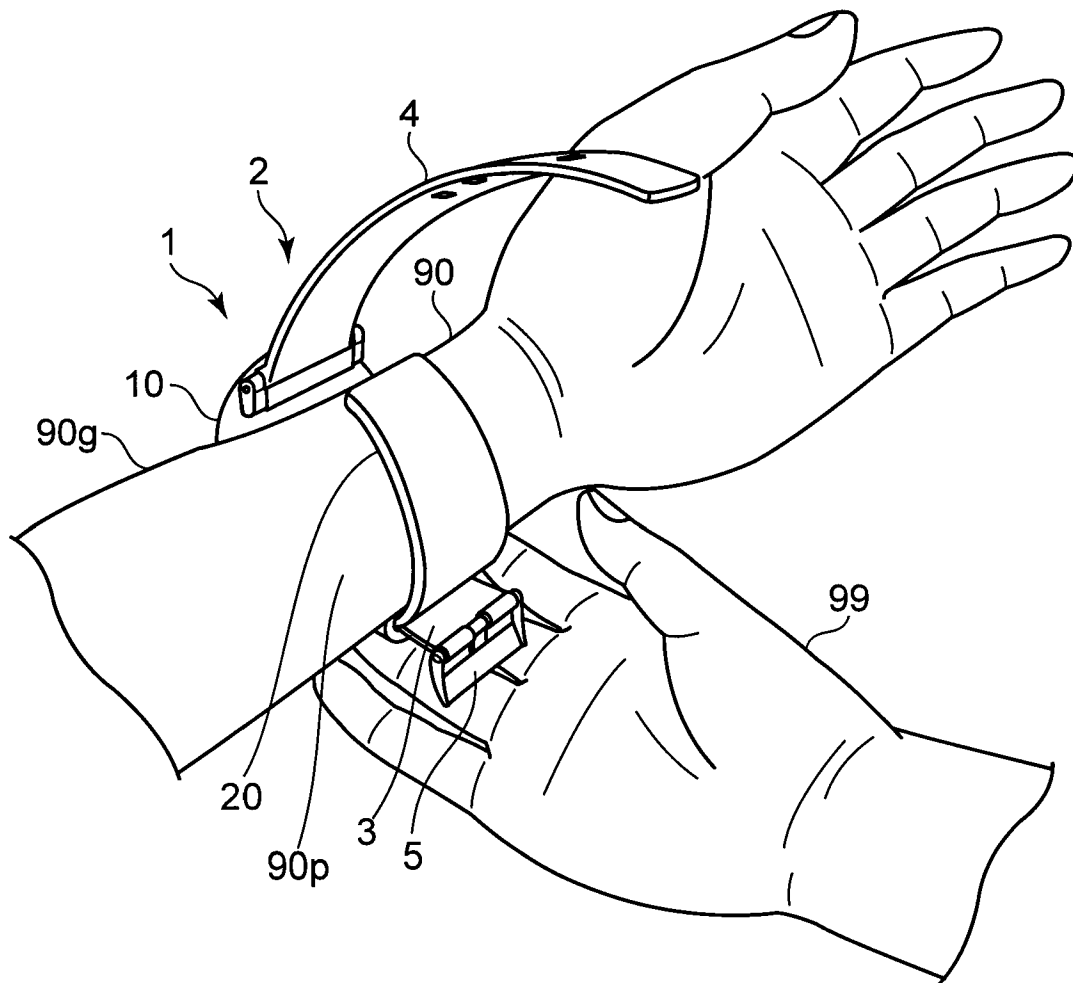
[図11]



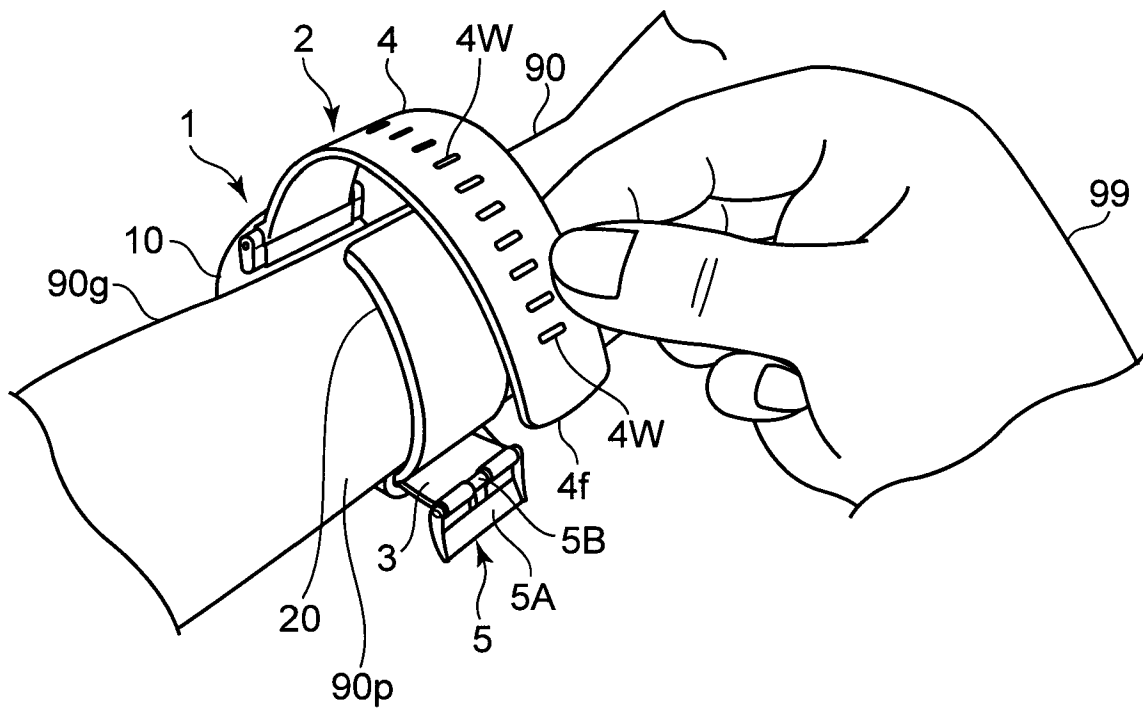
[図12]



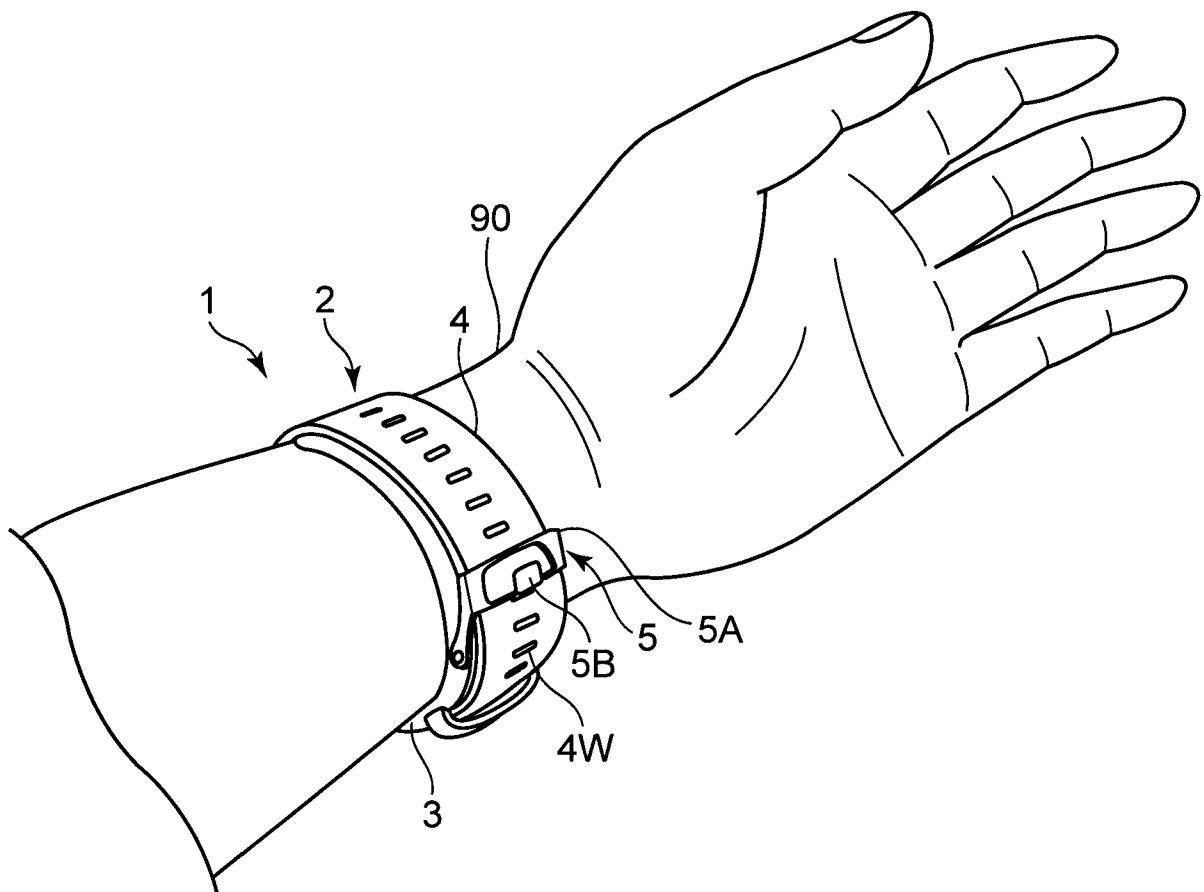
[図13A]



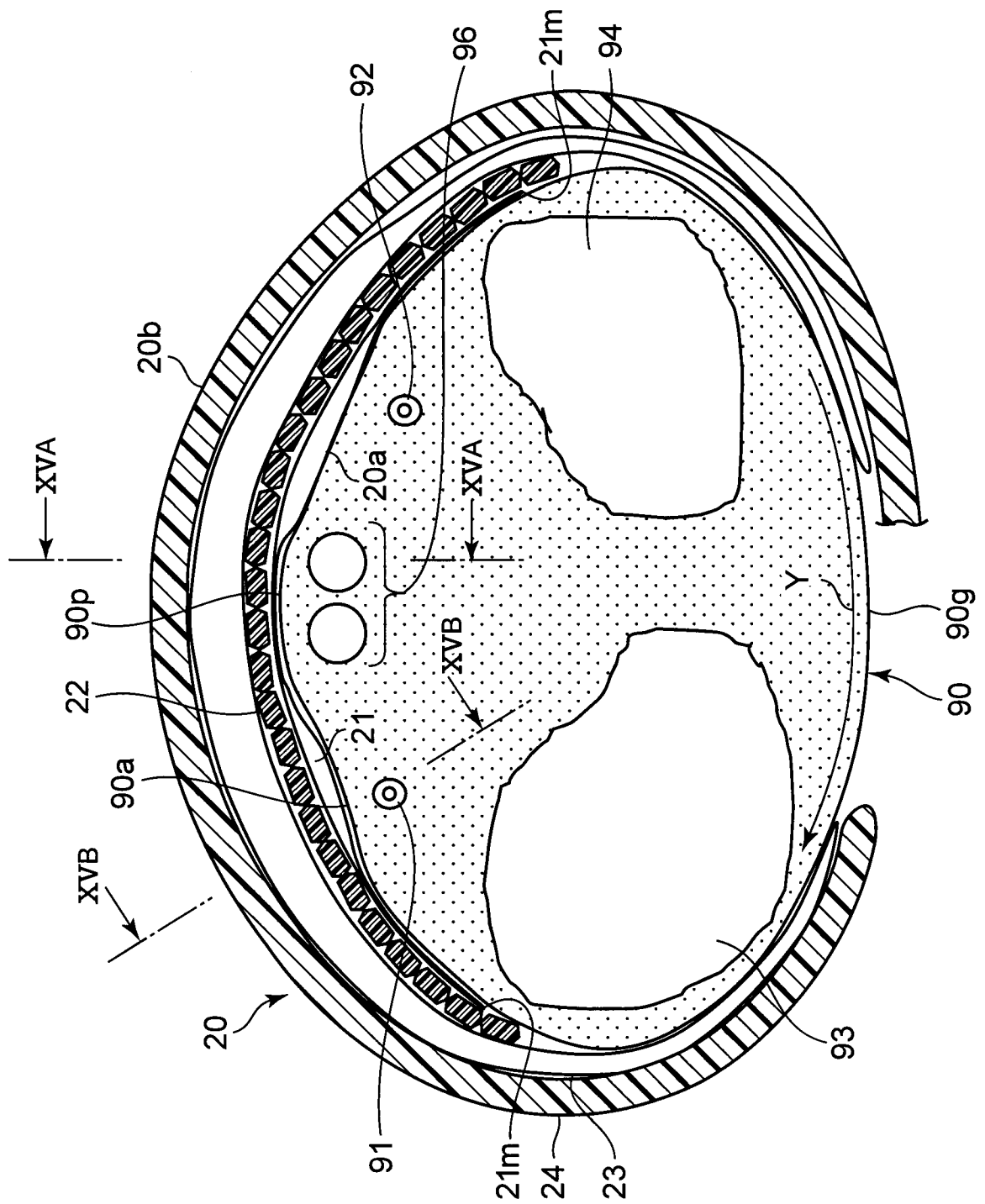
[図13B]



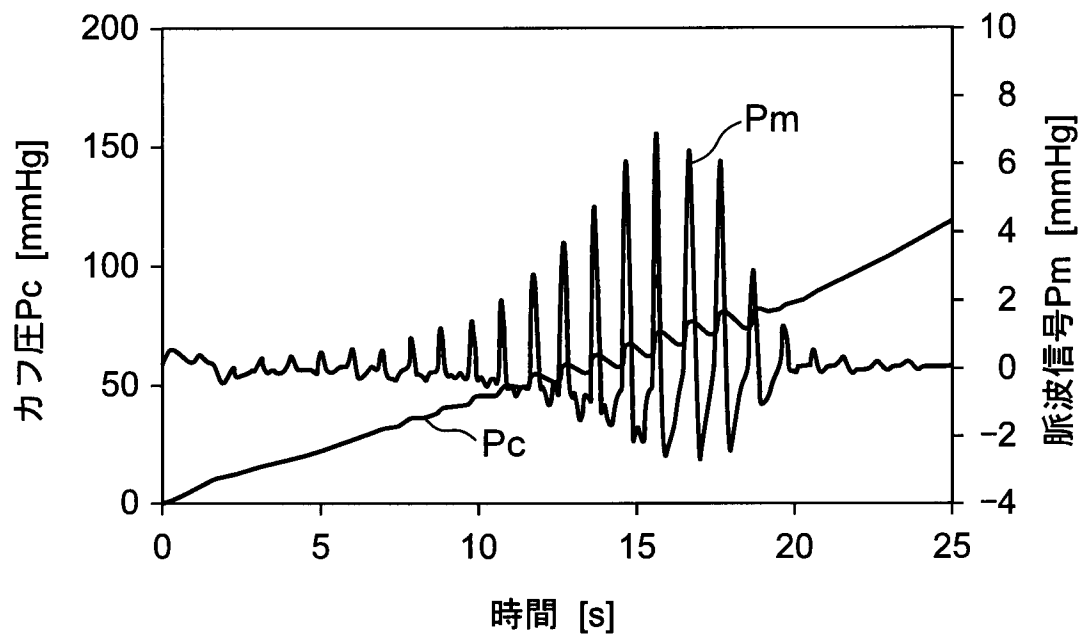
[図13C]



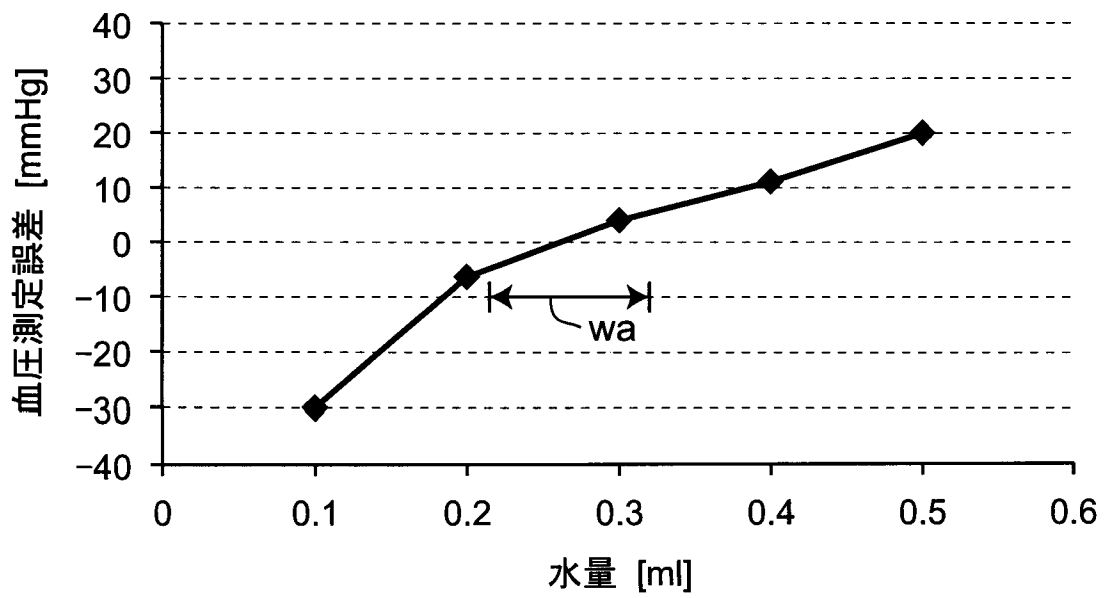
[図14]



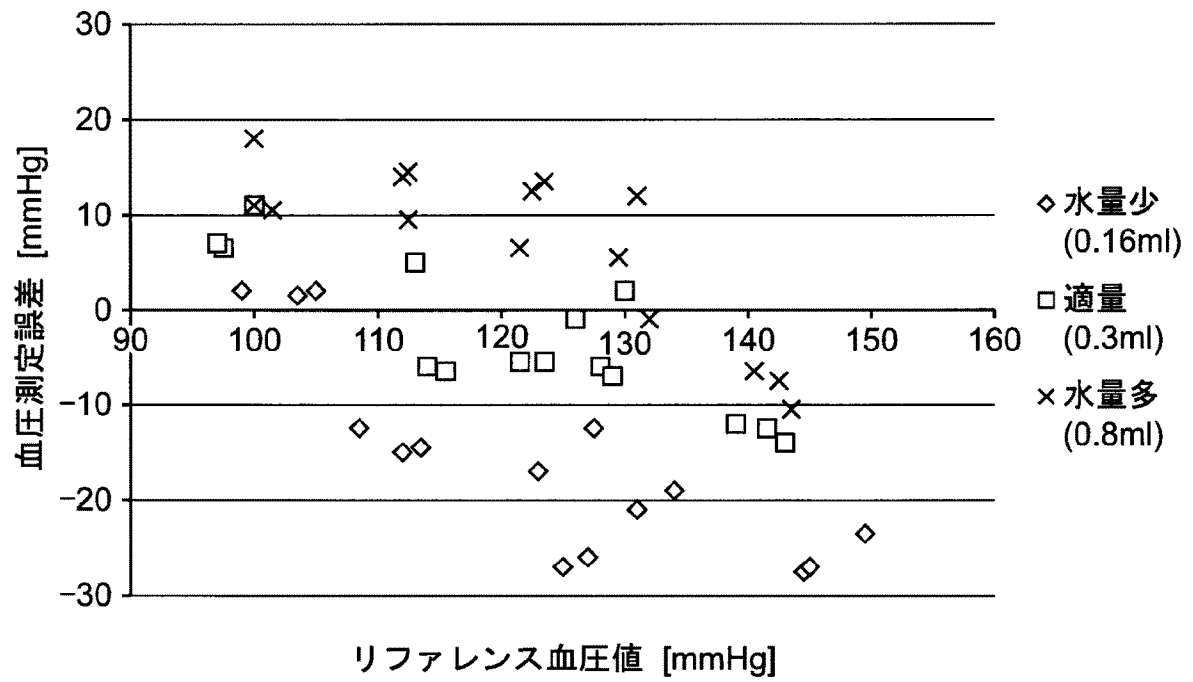
[図16]



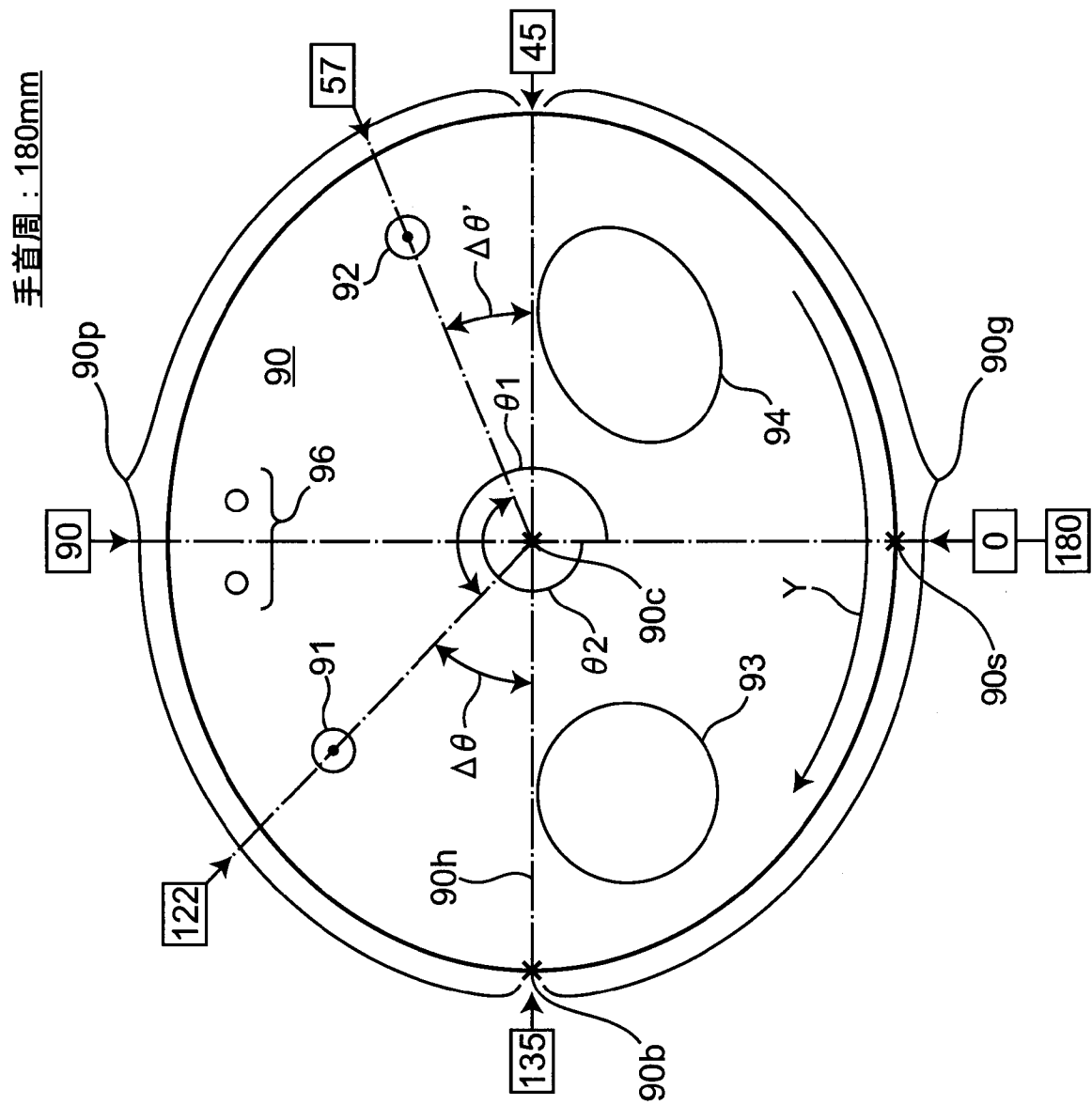
[図17]



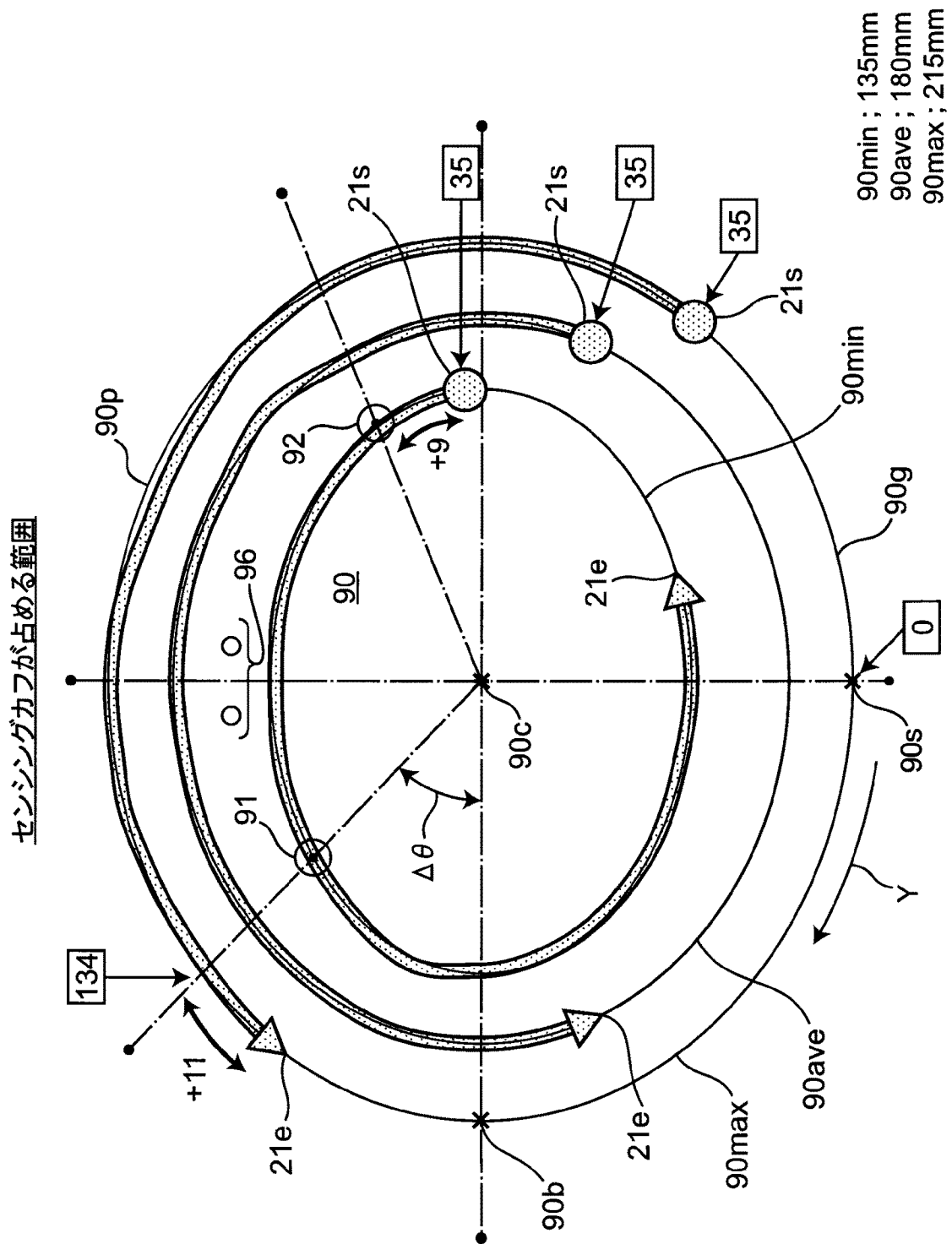
[図18]



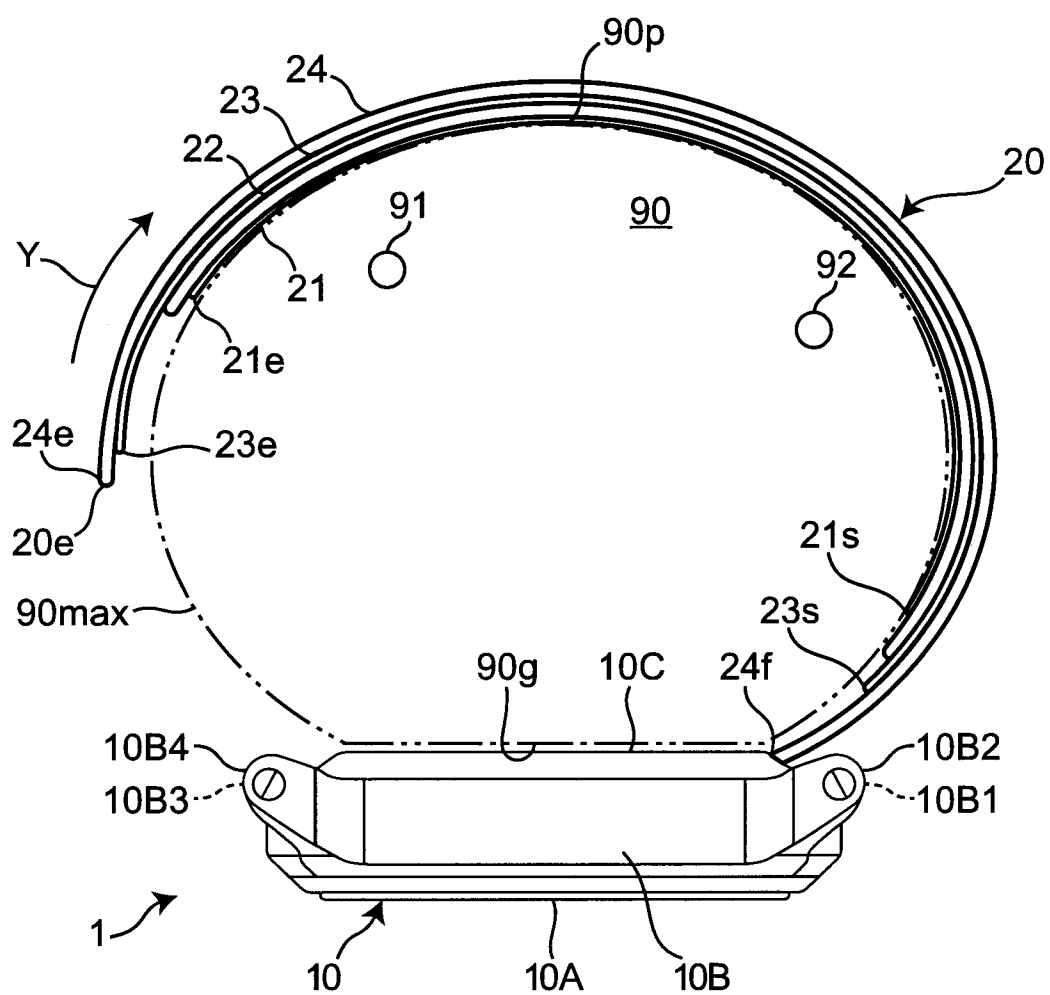
[図19]

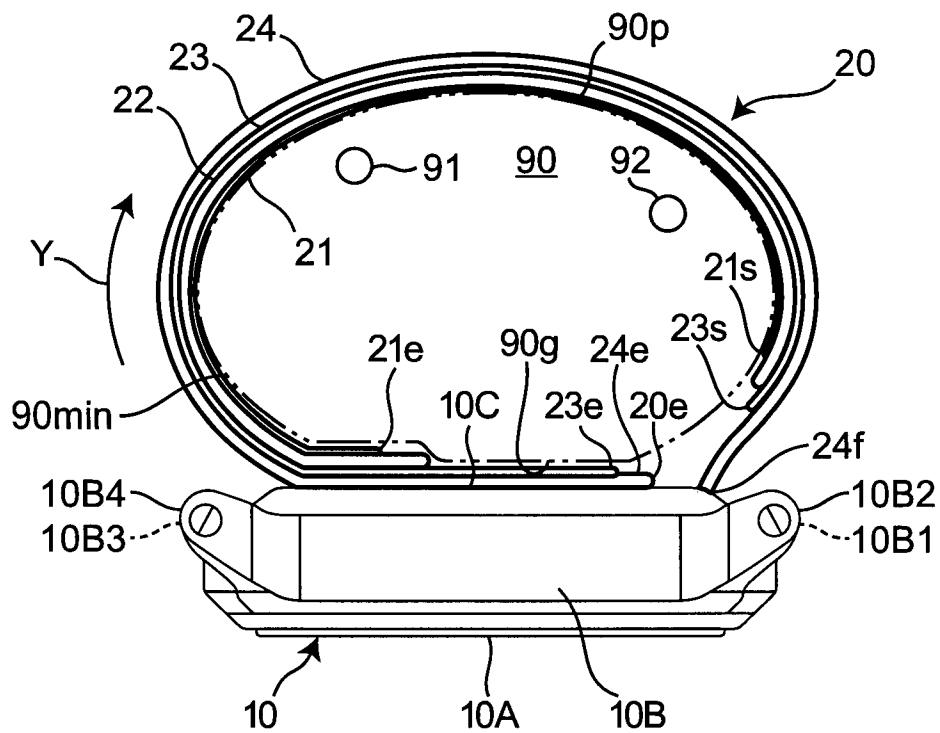
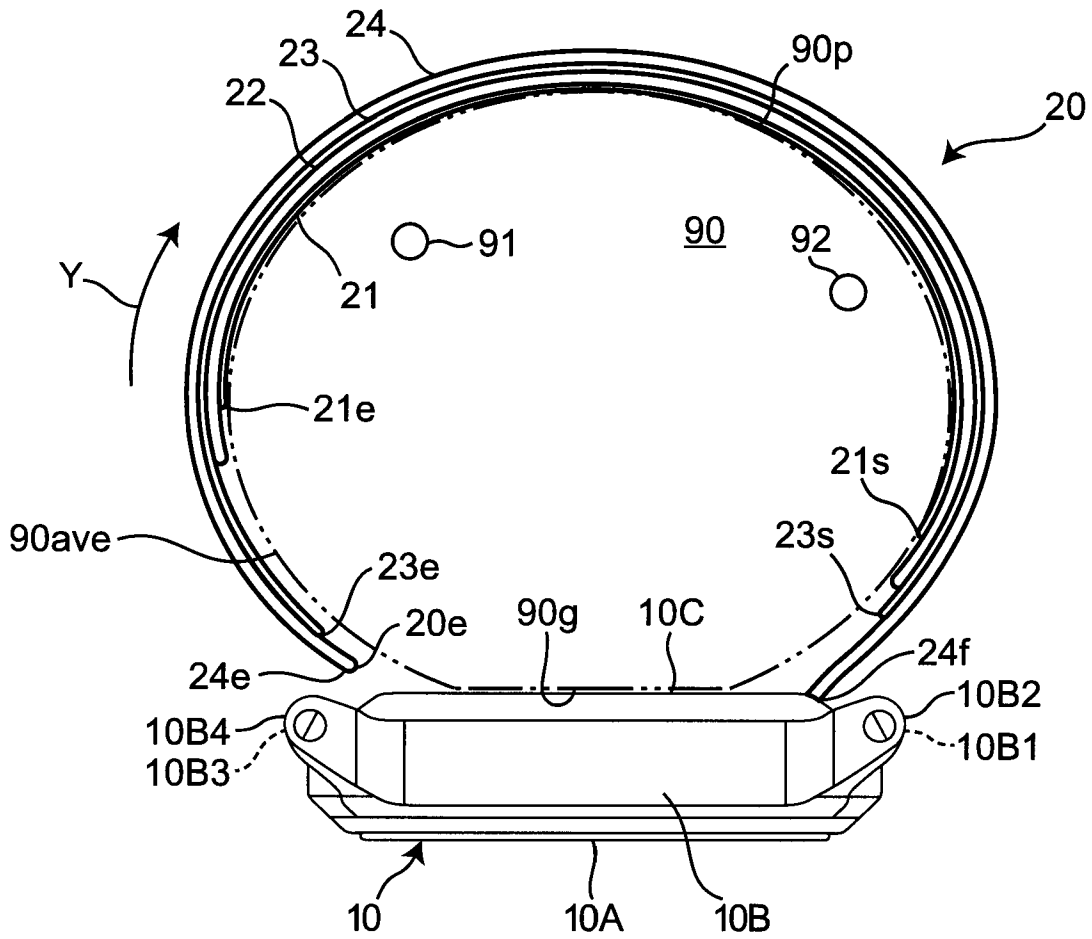


[図20]



[図23]





INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/042084

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/022 (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)

Int.Cl. 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	1971-2017
Registered utility model specifications of Japan	1996-2017
Published registered utility model applications of Japan	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.
X Y A	JP 2011-212159 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 27 October 2011, paragraphs [0037]-[0081], fig. 1-11 (Family: none)	1, 13-14 2-4, 7-12 5-6
Y	JP 11-309119 A (OMRON CORP.) 09 November 1999, paragraphs [0010]-[0025], fig. 2-7 & US 6336901 B1 columns 6-9, fig. 2-7 & EP 1075846 A2	2-4, 7-12
Y	JP 2002-102182 A (A & D CO., LTD.) 09 April 2002, paragraphs [0028]-[0032], fig. 4 (Family: none)	7
Y	JP 2006-212282 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 17 August 2006, paragraphs [0038]-[0039], [0052]-[0054], fig. 2, 5 & US 2006/0178584 A1 paragraphs [0067]-[0068], [0081]-[0083], fig. 2, 5 & EP 1688089 A1 & CN 1813626 A	10



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

“I” 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
19 December 2017 (19.12.2017)

Date of mailing of the international search report
09 January 2018 (09.01.2018)

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/JP2017/042084

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	CD-ROM of the specification and drawings annexed to the request of Japanese Utility Model Application No. 60356/1991 (Laid-open No. 11701/1994) (SIGNAL TECHNOLOGY CO., LTD.) 15 February 1994, entire text, all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2010-119447 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 03 June 2010, entire text, all drawings (Family: none)	1-14
A	JP 2003-24286 A (OMRON CORP.) 28 January 2003, entire text, all drawings & US 2002/0170359 A1 & EP 1256313 A2	1-14

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/022(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. A61B5/022

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	1971-2017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
X Y A	JP 2011-212159 A（オムロンヘルスケア株式会社）2011.10.27, 段落 [0037] - [0081]、図1-11（ファミリーなし）	1, 13-14 2-4, 7-12 5-6
Y	JP 11-309119 A（オムロン株式会社）1999.11.09, 段落 [0010] - [0025]、図2-7 & US 6336901 B1 第6-9欄、図2-7 & EP 1075846 A2	2-4, 7-12

☒ 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

19.12.2017

国際調査報告の発送日

09.01.2018

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）

遠藤 直恵

2Q

3701

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2002-102182 A (株式会社エー・アンド・デイ) 2002.04.09, 段落 [0028] - [0032]、図 4 (ファミリーなし)	7
Y	JP 2006-212282 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2006.08.17, 段落 [0038] - [0039]、[0052] - [0054]、図 2、5 & US 2006/0178584 A1 段落 [0067] - [0068]、[0081] - [0083]、図 2、5 & EP 1688089 A1 & CN 1813626 A	10
A	日本国実用新案登録出願 3-60356 号(日本国実用新案登録出願公開 6-11701 号)の願書に添付した明細書及び図面の内容を記録した CD-ROM (株式会社シグナルテクノロジー) 1994.02.15, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2010-119447 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2010.06.03, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2003-24286 A (オムロン株式会社) 2003.01.28, 全文、全図 & US 2002/0170359 A1 & EP 1256313 A2	1-14