

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日

2017年11月30日(30.11.2017)



(10) 国際公開番号

WO 2017/203958 A1

- (51) 国際特許分類：
A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2017/017269

(22) 国際出願日： 2017年5月2日(02.05.2017)

(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 2016-106625 2016年5月27日(27.05.2016) 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).

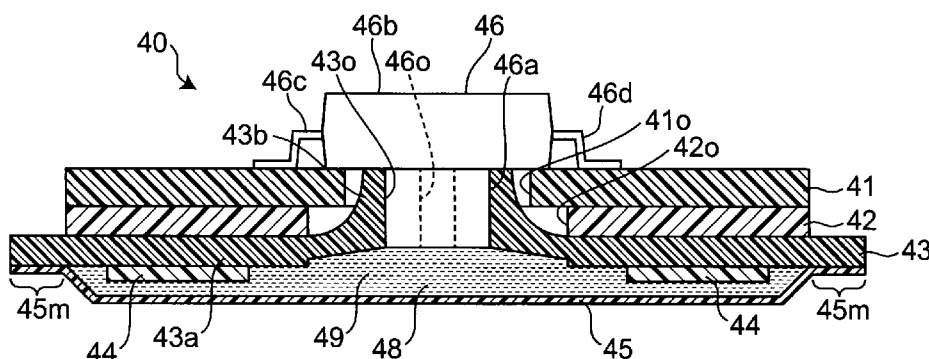
(72) 発明者： 澤野井 幸哉 (SAWANOI, Yukiya); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人： 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,

(54) Title: SENSOR ASSEMBLY

(54) 発明の名称： センサアセンブリ



(57) Abstract: This sensor assembly (40) is provided with a fluid chamber (48). In the fluid chamber (48), a pressure transmission fluid (49) is housed which is arranged opposite of the area of a measurement position where an artery passes, with a film (45) that forms part of the outer wall of the fluid chamber (48) interposed therebetween. A pressure sensor (46) is also provided which detects pressure of the pressure transmission fluid (49) as pressure applied against the area of the measurement position where the artery passes. Plate members (41, 42, 43a) having a flat shape along the longitudinal direction of the wrist, which is the measurement position (90), are arranged along the film (45), to the side opposite of the measurement position (90).

(57) 要約：この発明のセンサアセンブリ（４０）は、流体室（４８）を備える。流体室（４８）に、流体室（４８）の外壁の一部をなすフィルム（４５）を介して被測定部位の動脈通過部分に対向して配置される圧力伝達用の流体（４９）が収容されている。圧力伝達用の流体（４９）の圧力を被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力として検出する圧力センサ（４６）を備える。フィルム（４５）に沿って被測定部位（９０）とは反対の側に、被測定部位（９０）としての手首の長手方向に沿って平坦な形状をもつ板部材（４１、４２、４３a）が配置されている。

[続葉有]

WO 2017/203958 A1

HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, 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:

- 一 国際調査報告 (条約第21条(3))

明 細 書

発明の名称 : センサアセンブリ

技術分野

[0001] この発明はセンサアセンブリに関し、より詳しくは、被測定部位の圧力を検出するセンサアセンブリに関する。このセンサアセンブリは、典型的には、血圧測定用カフに組み込まれて、被測定部位の血圧を測定するために用いられる。

背景技術

[0002] 従来、血圧計としては、例えば特許文献1（特開2013-215397号公報）に開示されているように、被測定部位としての手首に巻き付けられる血圧測定用カフと、このカフに一体に取り付けられた本体とを有するものが知られている。この血圧計では、カフに内包された加圧用の空気袋内の圧力を、本体に搭載された圧力センサで検出する構成になっている。血圧測定時には、上記カフが手首を取り巻いて装着された状態で、本体に搭載されたポンプから上記空気袋へ加圧用の空気を供給して、手首の動脈を圧迫する。そして、上記圧力センサの出力に基づいて、オシロメトリック法により血圧測定値が求められる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2013-215397号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] ところで、最近の健康志向ブームから、血圧計（血圧測定用カフ）を手首に常時装着した状態で、血圧を測定したいとのニーズが高まっている。その場合、見栄え、装着の快適さ等の観点から、カフの幅方向寸法（手首の長手方向に沿った方向の寸法。以下「カフ幅寸法」と呼ぶ。）をできるだけ小さくすることが望まれる。

[0005] しかしながら、上記血圧計では、カフ幅寸法を例えば25mm程度に小さく設定すると、加圧時にカフ（空気袋）が厚さ方向に大きく膨張して、その断面が扁平な楕円形から円形に近くなり、圧迫ロスが発生する。つまり、手首の動脈に加わる圧力よりもカフ内の圧力が高い状態となる。この結果、実際の血圧に比して血圧測定値が高く観測され、測定誤差が大きくなるという問題がある。

[0006] この問題は、被測定部位を圧迫する押圧カフとは別に、その押圧カフによって上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を検出する手段を設けることによって解決できる可能性がある。

[0007] そこで、この発明の課題は、被測定部位を圧迫する押圧カフとは別に、その押圧カフによって被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を検出するのに適したセンサアセンブリを提供することにある。

課題を解決するための手段

[0008] 上記課題を解決するため、この発明のセンサアセンブリは、

帯状で、被測定部位に巻き付けられ、加圧用の流体の供給を受けて上記被測定部位を圧迫する押圧カフと、上記押圧カフの内周面のうち上記被測定部位の動脈に対向すべき部分に配置され、上記押圧カフとは別に、上記押圧カフによって上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を検出する動脈圧センサとを備えた血圧測定用カフにおける、上記動脈圧センサを複数の要素によって構成するセンサアセンブリであって、

上記センサアセンブリは、

流体室と、

上記流体室に収容され、上記流体室の外壁の一部をなすフィルムを介して上記被測定部位の動脈通過部分に対向して配置される圧力伝達用の流体と、

上記圧力伝達用の流体の圧力を上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力として検出する圧力センサと

を含み、

上記フィルムに沿って上記被測定部位とは反対の側に、上記被測定部位と

しての手首の長手方向に沿って平坦な形状をもつ板部材が配置されていることを特徴とする。

[0009] 本明細書で、「被測定部位」とは、典型的には手首を指すが、手首以外の部位（例えば、上腕など）であってもよい。被測定部位の「動脈通過部分」とは、例えば手首であれば、橈骨動脈または尺骨動脈が通る部分（手首の表面を含む。）を指す。

[0010] 上記押圧カフの「内周面」とは、この押圧カフの帯の両側の面のうち、装着時に上記被測定部位に対向する側の面を指す。

[0011] 「動脈圧センサ」が「上記押圧カフとは別に、上記押圧カフによって上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を検出する」とは、上記押圧カフ（またはそれに連通する空間）内の圧力ではなく、上記押圧カフの外部で、上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力自体を検出することを意味する。

[0012] この発明のセンサアセンブリは、上記押圧カフの内周面のうち上記被測定部位の動脈に対向すべき部分に上記動脈圧センサとして配置されて、血压測定用カフを構成する。このようにして構成された血压測定用カフは、被測定部位（例えば、手首）を取り巻いて装着される。この状態で、血压測定時には、押圧カフが、外部（例えば、血压計本体）から加圧用の流体の供給を受けて、上記被測定部位を圧迫する。このとき、上記押圧カフは、上記動脈圧センサを介して上記被測定部位を圧迫する。上記動脈圧センサは、上記押圧カフとは別に、上記押圧カフによって上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を検出する。すなわち、上記動脈圧センサは、上記押圧カフ（またはそれに連通する空間）内の圧力ではなく、上記押圧カフの外部で、上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力自体を検出する。この動脈圧センサの出力に基づいて、公知の手法により血压測定値が求められる。

[0013] 詳しくは、血压測定時に、上記押圧カフが上記被測定部位を圧迫したとき、上記センサアセンブリにおいて、上記フィルムを介して上記被測定部位の動脈通過部分に対向して配置される圧力伝達用の流体の圧力は、上記被測定

部位の動脈通過部分に加えられた圧力と一致する。したがって、上記圧力センサは、上記圧力伝達用の流体の圧力を上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力として検出することができる。

[0014] このように、この発明のセンサアセンブリは、動脈圧センサとして上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力自体を検出するのに適する。したがって、カフ幅寸法（押圧カフの自然状態での幅方向寸法に等しいものとする。以下同様。）を小さく設定（例えば25mm程度に）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。

[0015] また、上記動脈圧センサの出力（すなわち、上記圧力センサの出力）は、既存のオシロメトリック法による圧力検出系と同種の検出系によって処理され得る。したがって、この血圧測定用カフを備えた血圧計の設計が容易に行われる。

[0016] しかも、この発明のセンサアセンブリでは、上記フィルムに沿って上記被測定部位とは反対の側に、上記被測定部位としての手首の長手方向に沿って平坦な形状をもつ板部材が配置されている。

[0017] カフ幅寸法を小さく設定（例えば25mm程度に）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、その断面が偏平な楕円形から円形に近くなった場合、そのままでは（上記板部材が存在しなければ）、上記カフの幅方向に関して、上記カフの円形に近い断面のうち上記手首に接している一部のみが圧迫に寄与する。このため、上記カフの幅方向に関して圧迫範囲が狭くなって、上記被測定部位の動脈通過部分を有効に圧迫できない可能性が生ずる。ここで、この発明のセンサアセンブリでは、上記フィルムに沿って上記被測定部位とは反対の側に、上記被測定部位としての手首の長手方向に沿って平坦な形状をもつ板部材が配置されている。したがって、この板部材によって、上記手首の長手方向（カフの幅方向に相当）に関して、圧迫範囲が広く確保される。この結果、血圧をさらに精度良く測定できる。

[0018] なお、「圧力伝達用の流体」は、例えば、水、シリコンオイルなどの非

圧縮性流体であるのが望ましい。その場合、上記押圧カフによる圧迫を受けたとしても、上記圧力伝達用の流体は、実質的に体積が変化しない（無視し得る）ので、上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を、圧力損失無しにそのまま上記圧力センサへ伝達できる。

[0019] なお、上記センサアセンブリは、上記押圧カフから脱落しないように、上記押圧カフの内周面のうち上記被測定部位の動脈に対向すべき部分に取り付けられているのが望ましい。

[0020] 一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材は、上記圧力伝達用の流体が流通し得る貫通孔を有することを特徴とする。

[0021] この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材は、上記圧力伝達用の流体が流通し得る貫通孔を有する。したがって、上記圧力センサは、上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を、上記貫通孔を通して、上記圧力伝達用の流体の圧力として検出できる。したがって、上記板部材の存在が上記圧力センサによる圧力の検出を妨げることがない。

[0022] 一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材は、上記圧力センサとしてのpiezo抵抗式圧力センサを搭載した配線基板を含むことを特徴とする。

[0023] この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材は、上記圧力センサとしてのpiezo抵抗式圧力センサを搭載した配線基板を含む。これにより、上記piezo抵抗式圧力センサの出力は、上記配線基板から配線を介して電気信号として出力される。したがって、配管を用いて圧力を伝達する場合に比べて、上記センサアセンブリから例えば血圧計本体への出力が、省スペースで簡単な構成で可能となる。

[0024] 一実施形態のセンサアセンブリでは、上記配線基板から、上記piezo抵抗式圧力センサの出力を電気信号として出力する配線が延在していることを特徴とする。

[0025] この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記配線基板から、上記piezo抵抗式圧力センサの出力を電気信号として出力する配線が延在している。したがって、このセンサアセンブリから例えば血圧計本体への配線作業が容易

に行われる。

- [0026] 一実施形態のセンサアセンブリでは、
上記流体室の外壁の一部をなし、上記板部材に関して上記フィルムとは反対の側へ延在する可撓性チューブを含み、
上記可撓性チューブの先端に上記圧力センサが配置されていることを特徴とする。
- [0027] この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記圧力センサの配置の自由度が増す。例えば、上記血圧測定用カフに取り付けられた血圧計本体内に、上記圧力センサを収容することが可能となる。その場合、上記血圧測定用カフの厚さ方向の寸法を小さくすることができる。
- [0028] 一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材は剛性を有することを特徴とする。
- [0029] 本明細書で、「剛性」とは、完全な剛性を意味するものではなく、血圧測定用カフの用途で撓みを無視できる程度の剛性を意味する。
- [0030] この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材は剛性を有する。したがって、この板部材によって、上記手首の長手方向（カフの幅方向に相当）に関して、圧迫範囲がより確実に広く確保される。
- [0031] 一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材について、上記被測定部位としての手首の周りに沿った周方向の寸法は15 mmないし100 mmの範囲内に設定され、上記手首の長手方向に沿った幅方向の寸法は20 mmないし30 mmの範囲内に設定されていることを特徴とする。
- [0032] この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材によって、手首の動脈通過部分（例えば、橈骨動脈が通る部分）を適切に圧迫できる。

発明の効果

- [0033] 以上より明らかなように、この発明のセンサアセンブリは、被測定部位を圧迫する押圧カフとは別に、その押圧カフによって被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を検出するのに適する。

図面の簡単な説明

[0034] [図1]この発明の一実施形態のセンサアセンブリを含む血圧測定用カフを備えた血圧計の外観を示す斜視図である。

[図2]上記血圧計の断面構造を、左手首に対する装着状態で示す図である。

[図3]図3（A）は、上記血圧測定用カフの一部を構成する展開状態の押圧カフとセンサアセンブリを示す断面図である。図3（B）は、図3（A）における下方から上記押圧カフとセンサアセンブリを見たところを示す図である。図3（C）は、図3（B）におけるC－C線矢視断面を示す図である。

[図4]上記センサアセンブリの構造を詳細に示す図である。

[図5]上記血圧計の制御系のブロック構成を示す図である。

[図6]上記血圧計が血圧測定を行う際の動作フローを示す図である。

[図7]上記押圧カフによって上記センサアセンブリを介して被測定部位としての左手首の動脈通過部分が圧迫された状態を示す図である。

[図8]図8（B）は、上記血圧測定用カフによって被測定部位としての左手首の動脈通過部分が圧迫された場合の、カフ幅方向に沿った圧力分布を示す図である。図8（A）は、図8（B）と対比して、上記血圧測定用カフにおいて上記センサアセンブリが省略された場合の、カフ幅方向に沿った圧力分布を示す図である。

[図9]図9（A）は、上記押圧カフの圧力を検出する第2圧力センサの出力を用いて観測された脈波波形を示す図である。図9（B）は、上記センサアセンブリに含まれた第1圧力センサの出力を用いて観測された脈波波形を示す図である。

[図10]図10（A）は、手首の周囲長が異なる様々な被験者について、上記第2圧力センサ、上記第1圧力センサの出力を用いてそれぞれ算出された最高血圧（収縮期血圧）の測定誤差を示す図である。図10（B）は、手首の周囲長が異なる様々な被験者について、上記第2圧力センサ、上記第1圧力センサの出力を用いてそれぞれ算出された最低血圧（拡張期血圧）の測定誤差を示す図である。

[図11]上記センサアセンブリを変形した変形例のセンサアセンブリの構造を

詳細に示す図である。

[図12]上記変形例のセンサアセンブリを含む血圧測定用カフを備えた血圧計の断面構造を、左手首に対する装着状態で示す図である。

発明を実施するための形態

[0035] 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。

[0036] (血圧計の構成)

図1は、一実施形態のセンサアセンブリを含む血圧計（全体を符号1で示す。）の外観を斜めから見たところ示している。また、図2は、血圧計1の断面構造を、被測定部位としての左手首90に装着された状態（以下「装着状態」と呼ぶ。）で示している。

[0037] これらの図に示すように、この血圧計1は、大別して、ユーザの左手首90に巻き付けられるべき血圧測定用カフ20と、このカフ20に一体に取り付けられた本体10とを備えている。

[0038] 図1によって良く分かるように、カフ20は、左手首90を周方向に沿って取り巻くように細長い帯状の形状を有し、左手首90に接すべき内周面20aと、この内周面20aと反対側の外周面20bとを有している。カフ20の幅方向の寸法（カフ幅寸法）は、この例では25mmに設定されている。

[0039] 本体10は、カフ20の外周面20bうち、周方向に関して、一端部20eと他端部20fとの間の略中央の部位に、一体に取り付けられて配置されている。この例では、本体10が配置された部位は、装着状態で左手首90の掌側面（手の平側の面）に対応することが予定されている（図2参照）。なお、図2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。

[0040] 図1によって良く分かるように、本体10は、カフ20の外周面20bに対して垂直な方向に厚さを有する立体的形状を有している。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。この例では、本体10は、図2によって良く分かるように、カフ20か

ら外向きに突起した台形状の輪郭を有している。

[0041] 図1中に示すように、本体10の頂面（カフ20の外周面20bから最も遠い側の面）10aには、ユーザからの指示を入力するための操作部52が設けられている。本体10の側面（図1における上側の側面）10fには、表示画面をなす表示器50が設けられている。

[0042] カフ20の外周面20bには、本体10の側面10fに沿って、幅方向に延びる位置合わせマーク29が設けられている。この位置合わせマーク29は、血圧計1を左手首90に装着する際に、左手首90の周りの位置合わせのために用いられる。

[0043] 図2中に示すように、この例では、カフ20は、外布23と、この外布23の内周面に沿って取り付けられたカーラ22と、このカーラ22の内周面に沿って取り付けられた押圧カフ21と、押圧カフ21の内周面（すなわち、カフ20全体の内周面）20aのうち左手首90の橈骨動脈91に対向すべき部分（言い換えれば、図1中の位置合わせマーク29に対応する部分）に配置された動脈圧センサとしてのセンサアセンブリ40とを含んでいる。

[0044] 外布23は、この例では実質的に非伸縮性の布からなり、カフ20の外周面20bをなしている。この外布23は、装着状態で、周方向に関して一端部20eが内周側、他端部20fが外周側となって互いにオーバーラップするように構成されている。外布23のうち本体10から一端部20e側へ延びる部分の外面に、多数の微細なフックを有する面ファスナ24が取り付けられている。外布23の内面は、それらのフックと係合し得る多数の微細なループを有している。これにより、外布23の一端部20e側（内周側）と他端部20f側（外周側）とが、互いにオーバーラップした状態で確実に固定され得る。なお、外布23は、布だけではなく、一層あるいは複数層の樹脂からなっても良い。

[0045] カーラ22は、可撓性を有するプラスチック材料からなっている。カーラ22は、自然状態でカフ20（押圧カフ21を含む。）の形状を環状に保ち、それにより、左手首90に対するカフ20の装着を容易にする。カーラ2

2と次に詳細に述べる押圧カフ21は、周方向に関して、左手首90を概ね1周する寸法に設定されている。なお、カーラ22は省略され得る。

[0046] 図3(A)は、展開状態の押圧カフ21とセンサアセンブリ40の断面を示している。図3(B)は、図3(A)における下方から押圧カフ21とセンサアセンブリ40を見たところを示している。また、図3(C)は、図3(B)におけるC-C線矢視断面を示している。

[0047] 図3(A)、図3(B)によって分かるように、押圧カフ21は、全体として一方向(Y方向)に細長い帯状の形状を有し、厚さ方向に積層された3つの流体袋21A、21B、21Cを含んでいる。各流体袋21A、21B、21C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21Am、21Bm、21Cmを溶着して形成されている。この例では、周縁部(溶着箇所)21Am、21Bm、21Cmの幅は3mmに設定されている。

[0048] 図3(A)中に示すように、流体袋21Aには、装着状態で外周側となるポリウレタンシートを貫通して、略円筒状のニップル75、76が取り付けられている。これらのニップル75、76を通して、本体10側から加圧用の流体(この例では、空気)の供給を受けまたは排気することが可能になっている。また、図3(B)、図3(C)によって分かるように、流体袋21Aとそれに隣り合う流体袋21Bとの間、また、流体袋21Bとそれに隣り合う流体袋21Cとの間は、それぞれ複数(この例では、4つ)の貫通孔21o、21o'を通して、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21は、装着状態で、ニップル75、76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3つの流体袋21A、21B、21C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。

[0049] この例では、流体袋21A、21B、21Cの幅方向(X方向)の寸法は、互いに同一で、25mmに設定されている。つまり、押圧カフ21(したがって、カフ20)の幅方向の寸法(カフ幅寸法)は、25mmに設定され

ている。

[0050] 装着状態で外周側となる流体袋 21A の Y 方向寸法は、残りの流体袋 21B, 21C の Y 方向寸法よりも大きく設定されている。流体袋 21A のうち Y 方向に関して流体袋 21B, 21C を越えた部分 21Ax は、幅方向 (X 方向) に延びる溶着ライン 21Am' によって封じ切りになっている。この 21Ax は、装着状態で、左手首 90 の背側面 (手の甲側の面) に対応する。この例では、流体袋 21A の Y 方向寸法は 185 mm に設定され、また、流体袋 21B, 21C の Y 方向寸法は 135 mm に設定されている。

[0051] 図 4 に示すように、センサアセンブリ 40 は、押圧カフ 21 の内周面 20a に取り付けられる側から順に、第 1 圧力センサ 46 と、平坦な配線基板 41 と、この配線基板 41 に沿って取り付けられた平坦な補強板 42 と、ジョイント部材 43 と、フィルム 45 とを含んでいる。

[0052] 第 1 圧力センサ 46 は、市販の piezo 抵抗式圧力センサからなっている。第 1 圧力センサ 46 は、piezo 抵抗体を内蔵した略直方体状の主部 46b と、この主部 46b に流体を導く略円筒状の導入筒部 46a と、主部 46b から突出して配線基板 41 に接続されたリード端子 46c, 46d とを有している。

[0053] 配線基板 41 は、第 1 圧力センサ 46 のための配線 (図示せず) を搭載している。この配線基板 41 の略中央には、円形の貫通孔 41o が設けられている。配線基板 41 からは、第 1 圧力センサ 46 の出力を電気的信号として本体 10 側へ出力するための配線 71 (図 2 参照) が延在している。これにより、センサアセンブリ 40 から本体 10 への配線作業が容易に行われる。なお、その配線 71 の先端および／または本体 10 内に、配線接続用のコネクタを設けておけば、配線作業がさらに容易に行われる。また、この例では、配管を用いて圧力を伝達する場合に比して、センサアセンブリ 40 から本体 10 への出力が、省スペースで簡単な構成で可能となる。

[0054] 補強板 42 は、この例では剛性を有する厚さ 1 mm 程度の硬質樹脂からなり、このセンサアセンブリ 40 全体としての剛性を高めるために設けられて

いる。この補強板 4 2 の略中央には、配線基板 4 1 の貫通孔 4 1 o と同心に、円形の貫通孔 4 2 o が設けられている。

[0055] ジョイント部材 4 3 は、補強板 4 2 に沿って取り付けられた板部 4 3 a と、この板部 4 3 a の略中央から補強板 4 2 の貫通孔 4 2 o、配線基板 4 1 の貫通孔 4 1 o を通って配線基板 4 1 の外面（図 4 における上面）レベルまで延在する略円筒状の連結筒部 4 3 b とからなっている。ジョイント部材 4 3 の板部 4 3 a のフィルム 4 5 側の面には、板部 4 3 a とフィルム 4 5 との間の隙間を確保するためのスペーサ 4 4 が突起して設けられている。この例では、図 3（B）中に示すように、スペーサ 4 4 は放射状に 8 個設けられている。

[0056] 図 4 に示すように、フィルム 4 5 は、この例ではポリウレタンシート（厚さ $t = 0.15 \text{ mm}$ ）からなっている。フィルム 4 5 の周縁部 4 5 m は、ジョイント部材 4 3 の板部 4 3 a の周縁部に溶着されている。

[0057] ジョイント部材 4 3 の連結筒部 4 3 b には、第 1 圧力センサ 4 6 の導入筒部 4 6 a が流体密（この例では、液密）に嵌入されている。

[0058] これにより、フィルム 4 5 と、ジョイント部材 4 3 と、第 1 圧力センサ 4 6 の導入筒部 4 6 a および主部 4 6 b とによって、密閉された流体室 4 8 が構成されている。この流体室 4 8 には、圧力伝達用の流体 4 9 が収容されている。流体 4 9 は、非圧縮性の流体であり、この例では水またはシリコーンオイルからなっている。

[0059] 図 2 中に示すように、装着状態では、流体 4 9 は、流体室 4 8 の外壁の一部をなすフィルム 4 5 を介して左手首 9 0 の動脈通過部分（この例では、橈骨動脈 9 1 が通る部分）9 0 a に対向して配置される。第 1 圧力センサ 4 6 は、フィルム 4 5 と流体 4 9 を介して、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a に加えられた圧力を検出する。

[0060] この例では、センサアセンブリ 4 0 に含まれた配線基板 4 1、補強板 4 2、および、ジョイント部材 4 3 の板部 4 3 a は、平坦な形状をもつ板部材を構成している。これらの板部材 4 1、4 2、4 3 a について、左手首 9 0 の

周りに沿った周方向（図3中のY方向）の寸法は15mmないし100mmの範囲内に設定されているのが望ましく、15mmないし60mmの範囲内に設定されているのがより望ましく、さらに、15mmないし30mmの範囲内に設定されているのがより望ましい。また、左手首90の長手方向に沿った幅方向（図3中のX方向）の寸法は20mmないし30mmの範囲内に設定されているのが望ましく、20mmないし25mmの範囲内に設定されているのがより望ましい。これにより、これらの板部材41, 42, 43aによって、左手首90の動脈通過部分90aを適切に圧迫できる。

[0061] なお、配線基板41の板材を、剛性を有する硬質樹脂（例えば、ガラスエポキシ材）からなるものとして、補強板42を省略してもよい。これにより、センサアセンブリ40（したがって、カフ20）の厚さ方向の寸法を小さくすることができる。

[0062] また、配線基板41、補強板42はそれぞれ貫通孔41o, 42oを有し、また、これらの貫通孔41o, 42oを通るジョイント部材43の連結筒部43bは、流体49が流通し得る貫通孔として働く。これにより、この例のように板部材41, 42, 43aに関してフィルム45とは反対の側に第1圧力センサ46が配置された場合であっても、第1圧力センサ46は、左手首90の動脈通過部分90aに加えられた圧力を、貫通孔41o, 42oおよび連結筒部43bを通して、流体49の圧力として検出できる。したがって、板部材41, 42, 43aの存在が第1圧力センサ46による圧力の検出を妨げることがない。

[0063] 図2中に示すように、カフ20には、外布23とカーラ22との間で、周方向に関して一端部20eと他端部20fとの間の略中央の部位に、取付部材80が介挿されている。取付部材80は、カーラ22に沿って湾曲した板状の部材であり、この板の周方向に関して両端近傍に、外側へ向かって突起したフック81, 82を有している。本体10は、これらのフック81, 82に係合することにより、カフ20に一体に取り付けられている。これにより、血圧計1を常時手首に装着しておくのが容易になる。

- [0064] 押圧カフ２１のニップル７５，７６は、カーラ２２、取付部材８０および外布２３を貫通して、外側（本体１０側）へ向かって突出している。ニップル７５，７６は、本体１０のエア配管３８，３９に流体密（この例では、気密）に嵌合されている。
- [0065] なお、カフ２０に本体１０を取り付ける際に、センサアセンブリ４０から延在する配線７１が、押圧カフ２１、カーラ２２、外布２３を迂回して、本体１０内に接続される。
- [0066] 図５は、血圧計１のブロック構成を示している。血圧計１の本体１０には、血圧測定を実行するための血圧測定要素として、上述の表示器５０、操作部５２に加えて、制御部としてのＣＰＵ（Central Processing Unit）１００、記憶部としてのメモリ５１、通信部５９、第２圧力センサ３１、ポンプ３２、弁３３、第２圧力センサ３１からの出力を周波数に変換する発振回路３１０、および、ポンプ３２を駆動するポンプ駆動回路３２０が搭載されている。さらに、本体１０には、センサアセンブリ４０の第１圧力センサ４６からの出力を周波数に変換する発振回路４６０、および、電池５３が搭載されている。
- [0067] 表示器５０は、この例では有機ＥＬ（Electro Luminescence）ディスプレイからなり、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ＬＣＤ（Liquid Crystal Display）など、他のタイプの表示器からなってもよい。
- [0068] 操作部５２は、この例で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、図示しないマイクロフォンを備えて、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。
- [0069] 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 5 1 は、プログラムが実行されるときにのワークメモリなどとして用いられる。

[0070] CPU 1 0 0 は、メモリ 5 1 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、CPU 1 0 0 は、操作部 5 2 からの血圧測定開始の指示に応じて、第 2 圧力センサ 3 1 からの信号に基づいて、ポンプ 3 2（および弁 3 3）を駆動する制御を行う。また、CPU 1 0 0 は、この例では第 1 圧力センサ 4 6 からの信号に基づいて、血圧値を算出する制御を行う。

[0071] 通信部 5 9 は、CPU 1 0 0 によって制御されて所定の情報を、ネットワーク 9 0 0 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 9 0 0 を介して受信して CPU 1 0 0 に受け渡したりする。このネットワーク 9 0 0 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 9 0 0 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 5 9 は、マイクロ USB コネクタを含んでいてもよい。

[0072] ポンプ 3 2 および弁 3 3 はエア配管 3 9 を介して、また、第 2 圧力センサ 3 1 はエア配管 3 8 を介して、それぞれ押圧カフ 2 1 に接続されている。なお、エア配管 3 9、3 8 は、共通の 1 本の配管であってもよい。第 2 圧力センサ 3 1 は、エア配管 3 8 を介して、押圧カフ 2 1 内の圧力を検出する。ポンプ 3 2 は、この例では圧電ポンプからなり、押圧カフ 2 1 内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管 3 9 を通して押圧カフ 2 1 に加圧用の流体としての空気を供給する。弁 3 3 は、ポンプ 3 2 に搭載され、ポンプ 3 2 のオン／オフに伴って開閉が制御される構成になっている。すなわち、弁 3 3 は、ポンプ 3 2 がオンされると閉じて、押圧カフ 2 1 内に空気を封入する一

方、ポンプ32がオフされると開いて、押圧カフ21の空気をエア配管39を通して大気中へ排出させる。なお、弁33は、逆止弁の機能を有し、排出されるエアが逆流することはない。ポンプ駆動回路320は、ポンプ32をCPU100から与えられる制御信号に基づいて駆動する。

[0073] 第2圧力センサ31は、この例では piezo抵抗式圧力センサであり、エア配管39を通してカフ20（押圧カフ21）の圧力、この例では大気圧を基準（ゼロ）とした圧力を検出して時系列の信号として出力する。発振回路310は、第2圧力センサ31からの piezo抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に基づき発振して、第2圧力センサ31の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号をCPU100に出力する。この例では、第2圧力センサ31の出力は、押圧カフ21の圧力を制御するために用いられる。

[0074] センサアセンブリ40の第1圧力センサ46の出力を受ける発振回路460は、発振回路310と同様に、第1圧力センサ46からの piezo抵抗効果による電気抵抗の変化に基づく電気信号値に基づき発振して、第1圧力センサ46の電気信号値に応じた周波数を有する周波数信号をCPU100に出力する。この例では、第1圧力センサ46の出力は、オシロメトリック法によって、血圧値（収縮期血圧（Systolic Blood Pressure）と拡張期血圧（Diastolic Blood Pressure）とを含む。）を算出するのに用いられる。第1圧力センサ46の出力は、既存のオシロメトリック法による圧力検出系と同種の検出系によって処理され得る。したがって、血圧計1の設計が容易に行われる。

[0075] 電池53は、本体10に搭載された要素、この例では、CPU100、第2圧力センサ31、ポンプ32、弁33、表示器50、メモリ51、通信部59、発振回路310、460、ポンプ駆動回路320の各要素へ電力を供給する。また、電池53は、配線71を通して、センサアセンブリ40の第1圧力センサ46へも電力を供給する。

[0076] （血圧測定の動作）

この血圧計 1 を左手首 9 0 に装着する際には、カフ 2 0 の一端部 2 0 e 側（内周側）と他端部 2 0 f 側（外周側）との係合を解除した状態で、図 1 中に矢印 A で示す向きに、ユーザがカフ 2 0 に左手を通す。そして、図 2 に示すように、ユーザは、左手首 9 0 の周りのカフ 2 0 の角度位置を調節して、左手首 9 0 を通っている橈骨動脈 9 1 上にカフ 2 0 の位置合わせマーク 2 9（図 1 参照）を位置させる。これにより、センサアセンブリ 4 0 が左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a に当接する状態になる。この状態で、ユーザが、自分の左手首 9 0 の周囲長にカフ 2 0 の環の長さが丁度合うように調節し、カフ 2 0 の一端部 2 0 e 側（内周側）と他端部 2 0 f 側（外周側）とを面ファスナ 2 4 によって固定する。このようにして、血圧計 1 を左手首 9 0 に装着する。

[0077] 図 6 は、血圧計 1 が血圧測定を行う際の動作フローを示している。ユーザが本体 1 0 に設けられた操作部 5 2 としてのプッシュ式スイッチを押すと（ステップ S 1）、CPU 1 0 0 は、処理用メモリ領域を初期化する（ステップ S 2）。また、CPU 1 0 0 は、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 をオフし、弁 3 3 を開いて、押圧カフ 2 1 内の空気を排気する。続いて、第 2 圧力センサ 3 1、第 1 圧力センサ 4 6 の 0 mmHg の調整を行う制御を行う。

[0078] 次に、CPU 1 0 0 は、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 をオンし、弁 3 3 を閉じて、押圧カフ 2 1 の加圧を開始する（ステップ S 3）。加圧過程では、第 2 圧力センサ 3 1 によって押圧カフ 2 1 の圧力 P_b （図 7 参照）をモニタしながら、ポンプ駆動回路 3 2 0 を介してポンプ 3 2 を駆動して、押圧カフ 2 1 に空気を送る制御を行う。これにより、押圧カフ 2 1 を膨張させるとともに圧力 P_b を徐々に加圧していく。また、この加圧過程で、CPU 1 0 0 は、血圧値を算出するために、センサアセンブリ 4 0 の第 1 圧力センサ 4 6 によって、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a の圧力 P_a （図 7 参照）をモニタし、変動成分としての脈波信号を取得する。

[0079] このとき、センサアセンブリ 4 0 において、フィルム 4 5 を介して左手首

90の動脈通過部分90aに対向して配置された非圧縮性の流体49の圧力は、左手首90の動脈通過部分90aに加えられた圧力 P_a と一致する。非圧縮性の流体49は、実質的に体積が変化しない（無視し得る）ので、左手首90の動脈通過部分90aに加えられた圧力 P_a を、圧力損失無しにそのまま第1圧力センサ46へ伝達できる。したがって、第1圧力センサ46は、流体49の圧力を左手首90の動脈通過部分90aに加えられた圧力 P_a として検出することができる。

[0080] 次に、図6中のステップS4で、CPU100は、この時点で取得されている脈波信号に基づいて、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圧値（収縮期血圧SBPと拡張期血圧DBP）の算出を試みる。

[0081] 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S5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S3～S5の処理を繰り返す。

[0082] このようにして血圧値の算出ができたなら（ステップS5でYES）、CPU100は、ポンプ32を停止し、弁33を開いて、押圧カフ21内の空気を排気する制御を行う（ステップS6）。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S7）。

[0083] このように、この血圧計1では、センサアセンブリ40の第1圧力センサ46は、押圧カフ21とは別に、左手首90の動脈通過部分90aに加えられた圧力 P_a 自体を検出する。したがって、カフ幅寸法（押圧カフ21の自然状態での幅方向寸法に等しいものとする。以下同様。）を小さく設定（例えば25mm程度に）した結果、加圧時に押圧カフ21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。

[0084] また、図8（A）上部に示すように、カフ幅寸法を小さく設定（例えば25mm程度に）した結果、加圧時に押圧カフ21が厚さ方向に大きく膨張して、その断面が楕円形から円形に近くなった場合、そのままでは（板部材41、42、43aが存在しなければ）、左手首90の長手方向（X方向、す

なわち、カフの幅方向に相当）に関して、押圧カフ 21 の円形に近い断面のうち左手首 90 に接している一部のみが圧迫に寄与する。このため、図 8（A）下部に示すように、左手首 90 の長手方向（X 方向）に関して圧迫範囲（圧力 P_a が高い範囲） X_w が狭くなって、左手首 90 の動脈通過部分 90a を有効に圧迫できない（橈骨動脈 91 を完全には潰せない）可能性が生ずる。ここで、この血压計 1 では、図 8（B）上部に示すように、センサアセンブリ 40 の一部としてフィルム 45 に沿って左手首 90 とは反対の側に、左手首 90 の長手方向（X 方向）に沿って平坦な形状をもつ板部材 41, 42, 43a が配置されている。しかも、補強板 42 は剛性を有する。したがって、図 8（B）下部に示すように、これらの板部材 41, 42, 43a によって、左手首 90 の長手方向（X 方向）に関して、圧迫範囲 X_w が広く確保される。この結果、血压をさらに精度良く測定できる。

[0085] （検証結果）

図 9（A）は、或る被験者について、押圧カフ 21 の圧力 P_b を検出する第 2 圧力センサ 31 の出力 P_2 を用いて観測された脈波信号 P_{2m} を示している。図 9（B）は、その被験者について同時に、センサアセンブリ 40 に含まれた第 1 圧力センサ 46 の出力 P_1 を用いて観測された脈波信号 P_{1m} を示している。図 9（A）、図 9（B）中には、それぞれ、その被験者について同時に、標準的な（正確な）血压計によって測定された収縮期血压 P_{sys} が示されている。図 9（A）中の、第 2 圧力センサ 31 の出力 P_2 が P_{sys} に一致した時点 t_2 では、脈波信号 P_{2m} はまだ収束していない。脈波信号 P_{2m} が収束するのは、 $t \div 25 \text{ s}$ の時点となる。このため、仮に、血压値の算出のために、第 2 圧力センサ 31 の出力 P_2 を用いるものとする、実際の血压に比して血压値が高く観測され、測定誤差が大きくなる。これに対して、図 9（B）中の、第 1 圧力センサ 46 の出力 P_1 が P_{sys} に一致した時点 t_1 では、脈波信号 P_{1m} が収束している。したがって、血压値の算出のために、センサアセンブリ 40 に含まれた第 1 圧力センサ 46 の出力 P_1 を用いることによって、測定精度を高めることができる。

[0086] また、図10(A)は、左手首90の周囲長が異なる様々な被験者について、第2圧力センサ31の出力P2、第1圧力センサ46の出力P1を用いてそれぞれ算出された最高血圧（収縮期血圧）の測定誤差を示している。同様に、図10(B)は、左手首90の周囲長が異なる様々な被験者について、第2圧力センサ31の出力P2、第1圧力センサ46の出力P1を用いてそれぞれ算出された最低血圧（拡張期血圧）の測定誤差を示している。ここで、

（測定誤差）＝（出力P2または出力P1を用いて算出された血圧値）

－（標準的な血圧計によって測定された血圧値）

を意味している。図10(A)から分かるように、第2圧力センサ31の出力P2を用いて算出された最高血圧の測定誤差（個々のデータを△印で示す。）に比して、第1圧力センサ46の出力P1を用いて算出された最高血圧の測定誤差（個々のデータを○印で示す。）は小さくなっている。同様に、図10(B)から分かるように、第2圧力センサ31の出力P2を用いて算出された最低血圧の測定誤差（個々のデータを△印で示す。）に比して、第1圧力センサ46の出力P1を用いて算出された最低血圧の測定誤差（個々のデータを○印で示す。）は小さくなっている。

[0087] これらの検証結果から、この発明の血圧測定用カフ20および血圧計1によれば、カフ幅寸法を小さく設定（例えば25mm程度に）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。

[0088] （変形例）

図11は、上述のセンサアセンブリ40を変形した変形例のセンサアセンブリ（符号40'で示す。）の構造を示している。なお、図11において、図4中の構成要素と同じ構成要素には同じ符号を付している。

[0089] このセンサアセンブリ40'は、押圧カフ21の内周面20aに取り付けられる側から順に、平坦な補強板42と、接着層42'と、フィルム45bと、ジョイント部材43'と、フィルム45aとを含んでいる。

[0090] 補強板42は、この例では剛性を有する厚さ1mm程度の硬質樹脂からな

り、このセンサアセンブリ 4 0' の全体としての剛性を高めるために設けられている。この補強板 4 2 の略中央には、円形の貫通孔 4 2 o が設けられている。

[0091] 接着層 4 2' は、補強板 4 2 とフィルム 4 5 b とを接着するために設けられている。この接着層 4 2' の略中央には、補強板 4 2 の貫通孔 4 2 o と同心に、貫通孔 4 2 o' が設けられている。

[0092] フィルム 4 5 b は、この例ではポリウレタンシート（厚さ $t = 0.15 \text{ m}$ ）からなっている。

[0093] ジョイント部材 4 3' は、補強板 4 2 に沿って取り付けられた板部 4 3 a' と、この板部 4 3 a' の略中央から補強板 4 2 の貫通孔 4 2 o を通って補強板 4 2 の外面（図 1 1 における上面）レベルまで延在する略円筒状の連結筒部 4 3 b' とからなっている。ジョイント部材 4 3' の板部 4 3 a' のフィルム 4 5 a 側の面には、板部 4 3 a' とフィルム 4 5 a との間の隙間を確保するためのスペーサ 4 4 が突起して設けられている。

[0094] フィルム 4 5 a は、この例ではフィルム 4 5 b と同様に、ポリウレタンシート（厚さ $t = 0.15 \text{ mm}$ ）からなっている。フィルム 4 5 a の周縁部 4 5 m は、フィルム 4 5 b の周縁部に溶着されている。フィルム 4 5 a, 4 5 b は、流体袋 4 5' を構成している。

[0095] ジョイント部材 4 3' の連結筒部 4 3 b' の周りには、補強板 4 2 の貫通孔 4 2 o、接着層 4 2' の貫通孔 4 2 o' を通して、細長い円筒状の可撓性チューブ 7 2 の一方の端部 7 2 e が流体密（この例では、液密）に嵌合されている。

[0096] 可撓性チューブ 7 2 は、補強板 4 2 に関してフィルム 4 5 a とは反対の側へ細長く延在している。この可撓性チューブ 7 2 の他方の端部（先端） 7 2 f は、第 1 圧力センサ 4 6 の導入筒部 4 6 a の周りに流体密（この例では、液密）に嵌合されている。この可撓性チューブ 7 2 によって、第 1 圧力センサ 4 6 の配置の自由度が増す。

[0097] このような構成により、フィルム 4 5 a と、ジョイント部材 4 3' と、可

撓性チューブ 72 と、第 1 圧力センサ 46 の導入筒部 46 a および主部 46 b とによって、密閉された流体室 48' が構成されている。この流体室 48' には、圧力伝達用の流体 49 が收容されている。流体 49 は、非圧縮性の流体であり、この例では水またはシリコンオイルからなっている。

[0098] 図 12 は、このセンサアセンブリ 40' を含むカフ 20' を備えた血圧計 1' を左手首 90 に対する装着状態で示している。この例では、本体 10 内には、第 1 圧力センサ 46 を收容するためのスペースとリード端子 46 c, 46 d が接続されるコネクタ（図示せず）が設けられているものとする。また、カフ 20' に本体 10 を取り付けの際に、第 1 圧力センサ 46 とそれに連なる可撓性チューブ 72 が、押圧カフ 21、カーラ 22、外布 23 に予め設けられた貫通孔を通して（または押圧カフ 21、カーラ 22、外布 23 を迂回して）、本体 10 内に導かれる。第 1 圧力センサ 46 が本体 10 内に收容されるとともに、リード端子 46 c, 46 d がそのコネクタに接続される。

[0099] 図 12 によって良く分かるように、装着状態では、流体 49 は、流体室 48' の外壁の一部をなすフィルム 45 a を介して左手首 90 の動脈通過部分（この例では、橈骨動脈 91 が通る部分）90 a に対向して配置される。第 1 圧力センサ 46 は、フィルム 45 a と流体 49 を介して、左手首 90 の動脈通過部分 90 a に加えられた圧力を検出する。

[0100] この例では、センサアセンブリ 40' に含まれた補強板 42、および、ジョイント部材 43' の板部 43 a' は、平坦な形状をもつ板部材を構成している。これにより、これらの板部材 42, 43 a' によって、左手首 90 の動脈通過部分 90 a を適切に圧迫できる。

[0101] また、補強板 42、接着層 42' はそれぞれ貫通孔 42 o, 42 o' を有し、また、これらの貫通孔 42 o, 42 o' を通るジョイント部材 43' の連結筒部 43 b' は、流体 49 が流通し得る貫通孔として働く。これにより、この例のように本体 10 内に第 1 圧力センサ 46 が配置された場合であっても、第 1 圧力センサ 46 は、左手首 90 の動脈通過部分 90 a に加えられ

た圧力を、貫通孔42o、42o'および連結筒部43b'を通して、さらに可撓性チューブ72を通して、流体49の圧力として検出できる。したがって、板部材42、43a'の存在が第1圧力センサ46による圧力の検出を妨げることがない。

[0102] この血圧計1'でも、上述の血圧計1におけるのと同様に、第1圧力センサ46は、押圧カフ21とは別に、左手首90の動脈通過部分90aに加えられた圧力Pa自体を検出する。したがって、カフ幅寸法を小さく設定（例えば25mm程度に）した結果、加圧時に押圧カフ21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。

[0103] しかも、この血圧計1'では、センサアセンブリ40'が第1圧力センサ46、配線基板41を含まないので、センサアセンブリ40'（したがって、カフ20'）の厚さ方向の寸法を小さくすることができる。

[0104] 上述のセンサアセンブリ40は板部材41、42、43aを一体に含み、また、上述のセンサアセンブリ40'では板部材42、43a'を一体に含んだが、これに限られるものではない。センサアセンブリ40、40'とは別体として、左手首90の長手方向に沿って平坦な形状をもつ板部材を、センサアセンブリ40と押圧カフ21との間に備えてもよい。そのような板部材によっても、手首の長手方向に関して、圧迫範囲が広く確保される。この結果、血圧をさらに精度良く測定できる。

[0105] また、上述の実施形態では、圧力伝達用の流体49は非圧縮性の流体としたが、これに限られるものではない。圧力伝達用の流体49は、例えば空気などの圧縮され得る気体であってもよい。

[0106] また、上述の実施形態では、押圧カフ21の圧力制御を、第2圧力センサ31の出力を用いて行ったが、これに限られるものではない。第1圧力センサ46の出力を用いて、血圧値の算出だけでなく、押圧カフ21の圧力制御をも行うようにしてもよい。その場合、第2圧力センサ31と発振回路310を省略できる。これにより、血圧計1、1'の小型化、低コスト化を図ることができる。

[0107] また、上述の実施形態では、血圧計 1, 1' は、左手首 90 に装着されることが予定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。例えば、図 1 において、それぞれ、ユーザがカフ 20 に矢印 A と反対の側から右手を通すものとする。これにより、血圧計 1, 1' は、左利きのユーザにとっても便利に使用され得る。また、被測定部位は、手首以外の部位（例えば、上腕など）であってもよい。

[0108] 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

- [0109] 1, 1' 血圧計
- 10 本体
- 20, 20' 血圧測定用カフ
- 21 押圧カフ
- 40, 40' センサアセンブリ
- 41 配線基板
- 42 補強板
- 45, 45a, 45b フィルム
- 48, 48' 流体室
- 49 圧力伝達用の流体
- 71 配線
- 72 可撓性チューブ

請求の範囲

- [請求項1] 帯状で、被測定部位に巻き付けられ、加圧用の流体の供給を受けて上記被測定部位を圧迫する押圧カフと、上記押圧カフの内周面のうち上記被測定部位の動脈に対向すべき部分に配置され、上記押圧カフとは別に、上記押圧カフによって上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力を検出する動脈圧センサとを備えた血圧測定用カフにおける、上記動脈圧センサを複数の要素によって構成するセンサアセンブリであって、
- 上記センサアセンブリは、
- 流体室と、
- 上記流体室に収容され、上記流体室の外壁の一部をなすフィルムを介して上記被測定部位の動脈通過部分に対向して配置される圧力伝達用の流体と、
- 上記圧力伝達用の流体の圧力を上記被測定部位の動脈通過部分に加えられた圧力として検出する圧力センサと
- を含み、
- 上記フィルムに沿って上記被測定部位とは反対の側に、上記被測定部位としての手首の長手方向に沿って平坦な形状をもつ板部材が配置されていることを特徴とするセンサアセンブリ。
- [請求項2] 請求項1に記載のセンサアセンブリにおいて、
- 上記板部材は、上記圧力伝達用の流体が流通し得る貫通孔を有することを特徴とするセンサアセンブリ。
- [請求項3] 請求項1または2に記載のセンサアセンブリにおいて、
- 上記板部材は、上記圧力センサとしてのピエゾ抵抗式圧力センサを搭載した配線基板を含むことを特徴とするセンサアセンブリ。
- [請求項4] 請求項3に記載のセンサアセンブリにおいて、
- 上記配線基板から、上記ピエゾ抵抗式圧力センサの出力を電気信号として出力する配線が延在していることを特徴とするセンサアセンブリ。

リ。

[請求項5]

請求項 1 または 2 に記載のセンサアセンブリにおいて、
上記流体室の外壁の一部をなし、上記板部材に関して上記フィルムとは反対の側へ延在する可撓性チューブを含み、
上記可撓性チューブの先端に上記圧力センサが配置されていることを特徴とするセンサアセンブリ。

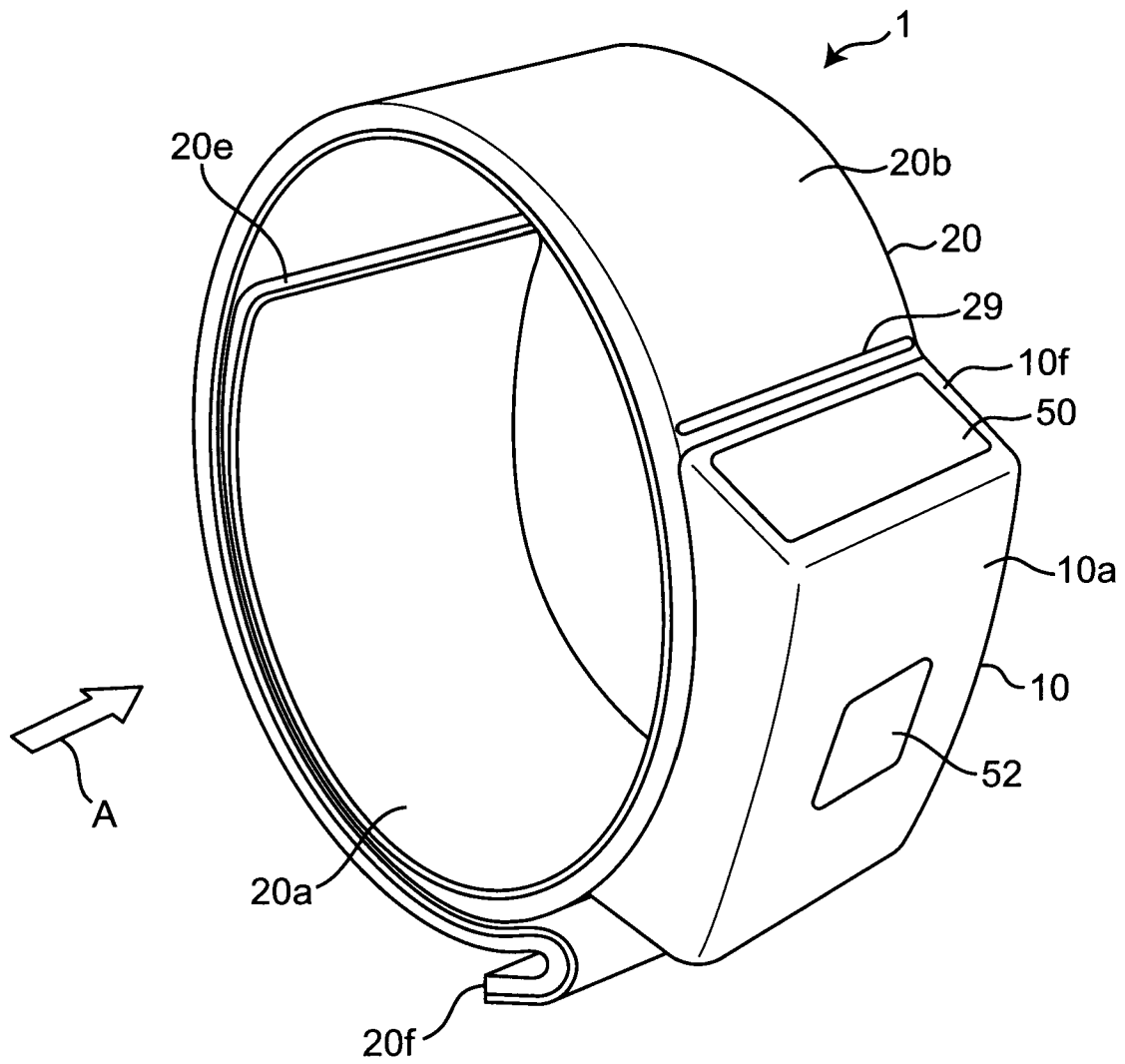
[請求項6]

請求項 1 から 5 までのいずれか一つに記載のセンサアセンブリにおいて、
上記板部材は剛性を有することを特徴とするセンサアセンブリ。

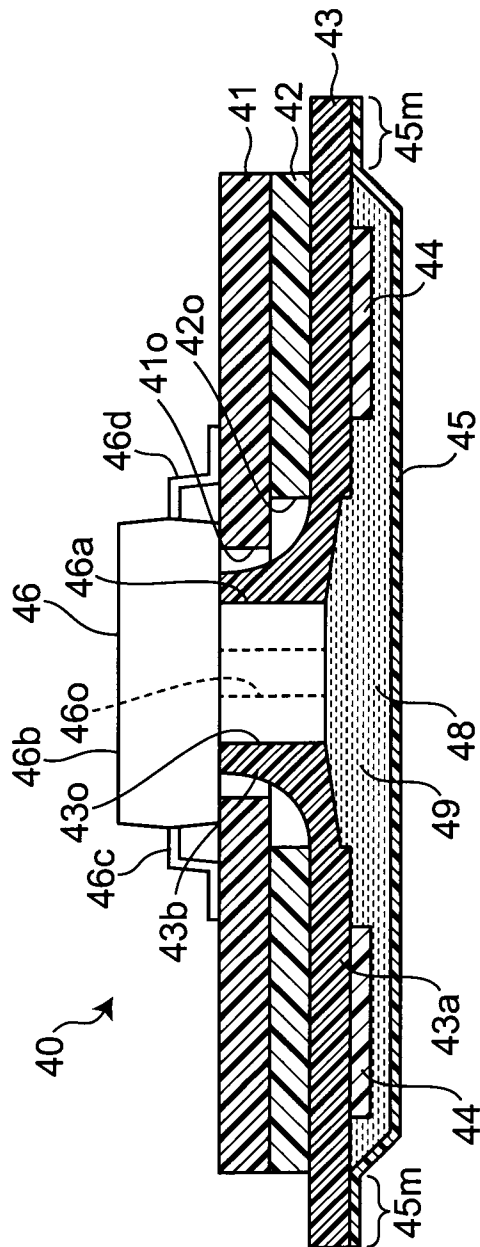
[請求項7]

請求項 1 から 6 までのいずれか一つに記載のセンサアセンブリにおいて、
上記板部材について、上記被測定部位としての手首の周りに沿った周方向の寸法は 15 mm ないし 100 mm の範囲内に設定され、上記手首の長手方向に沿った幅方向の寸法は 20 mm ないし 30 mm の範囲内に設定されていることを特徴とするセンサアセンブリ。

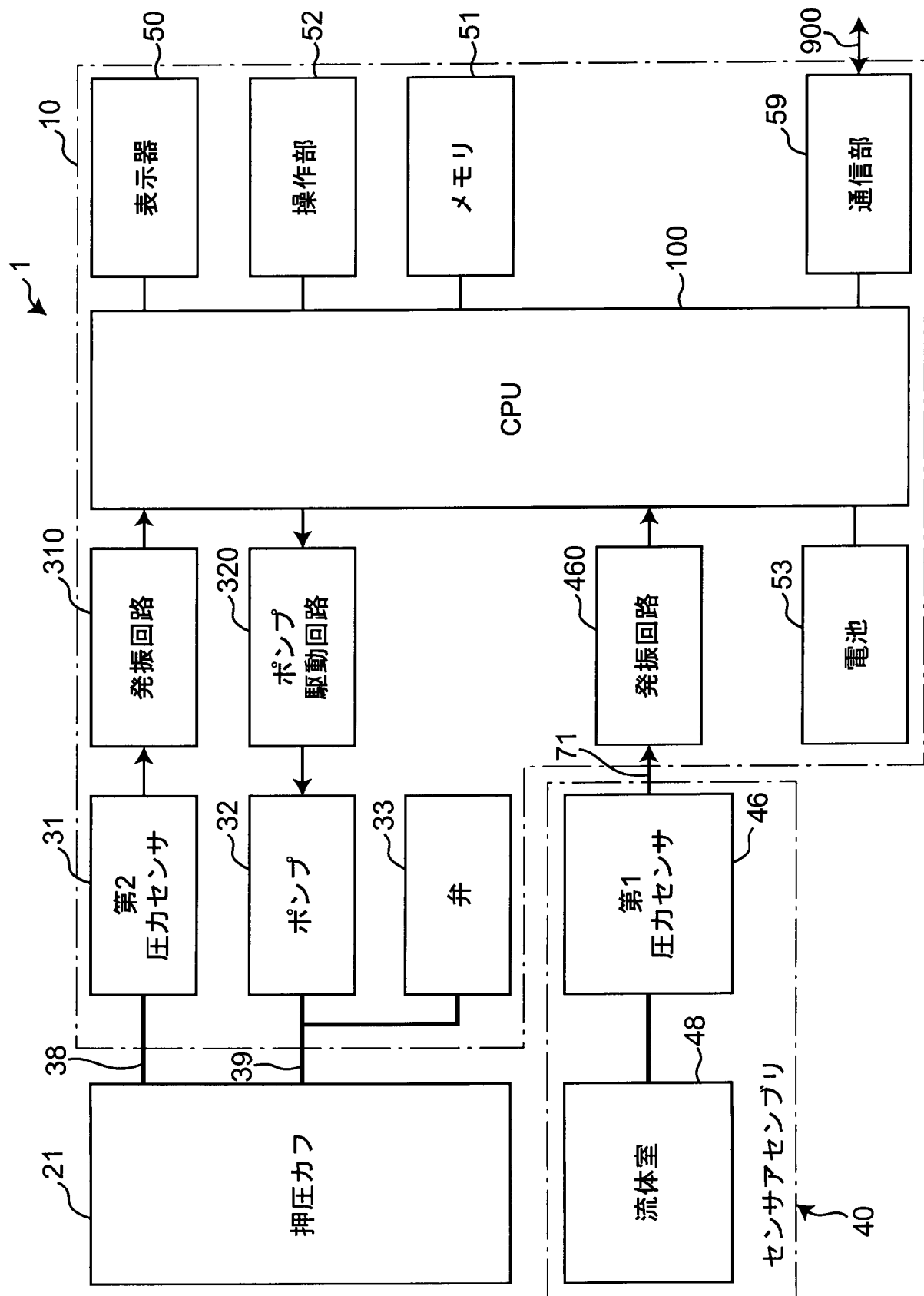
[図1]



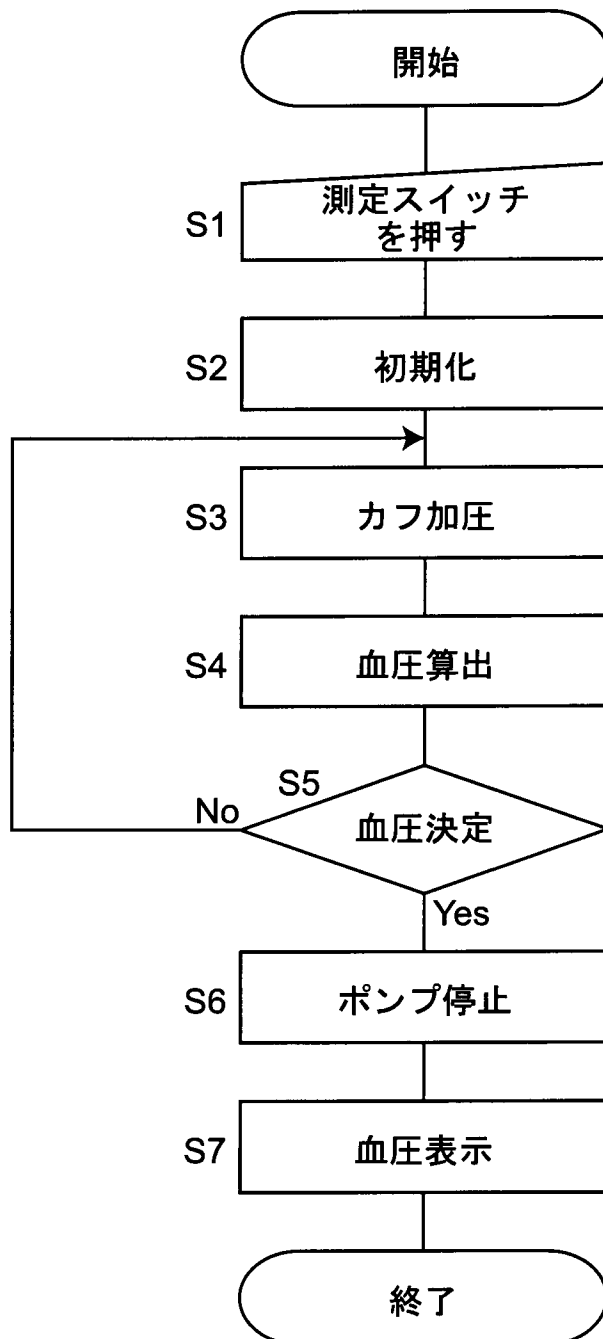
[図4]



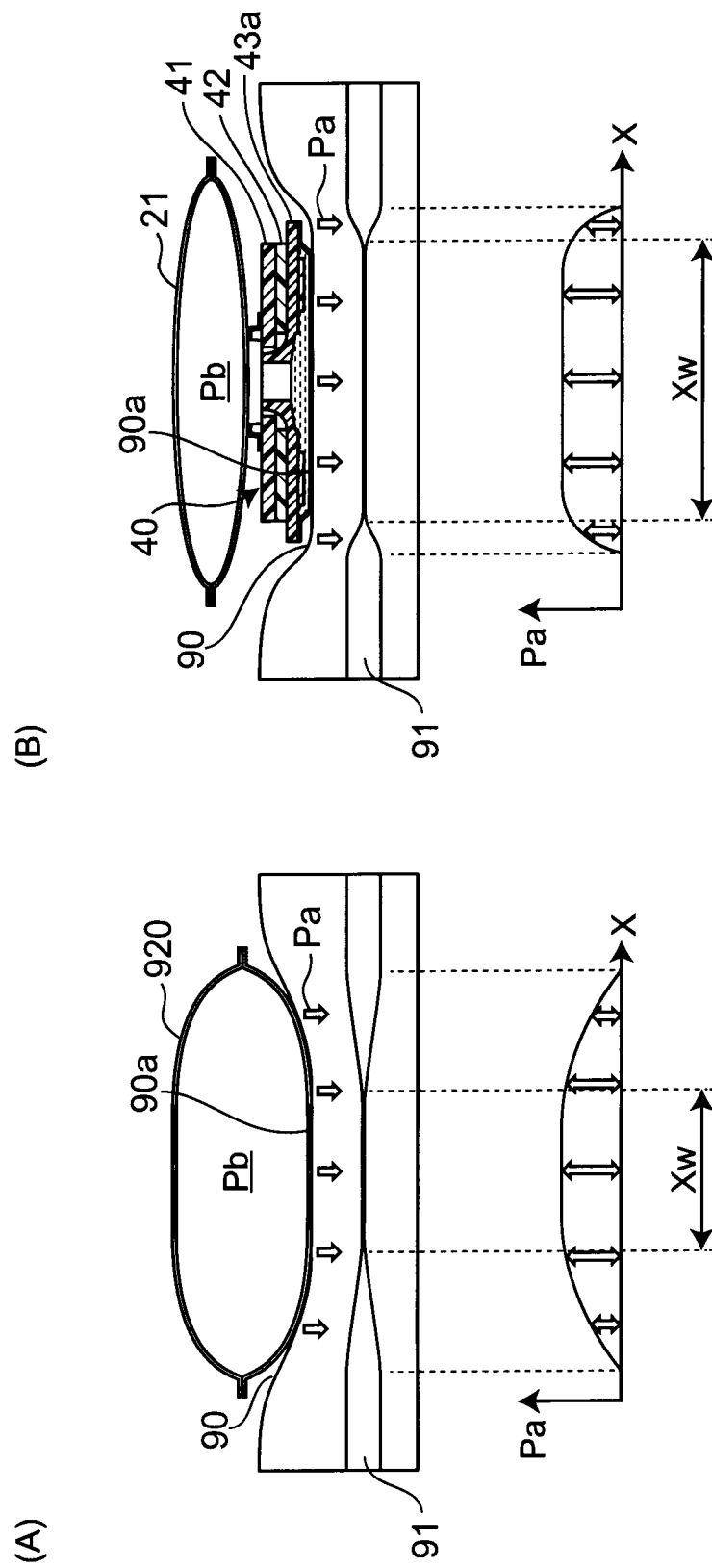
[図5]



[図6]

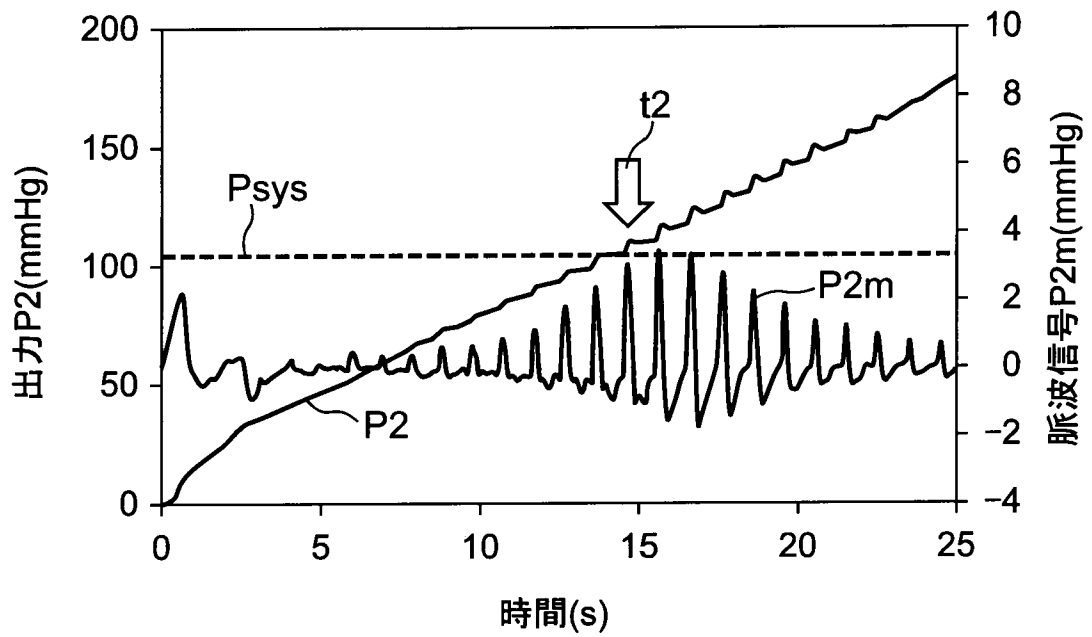


[図8]

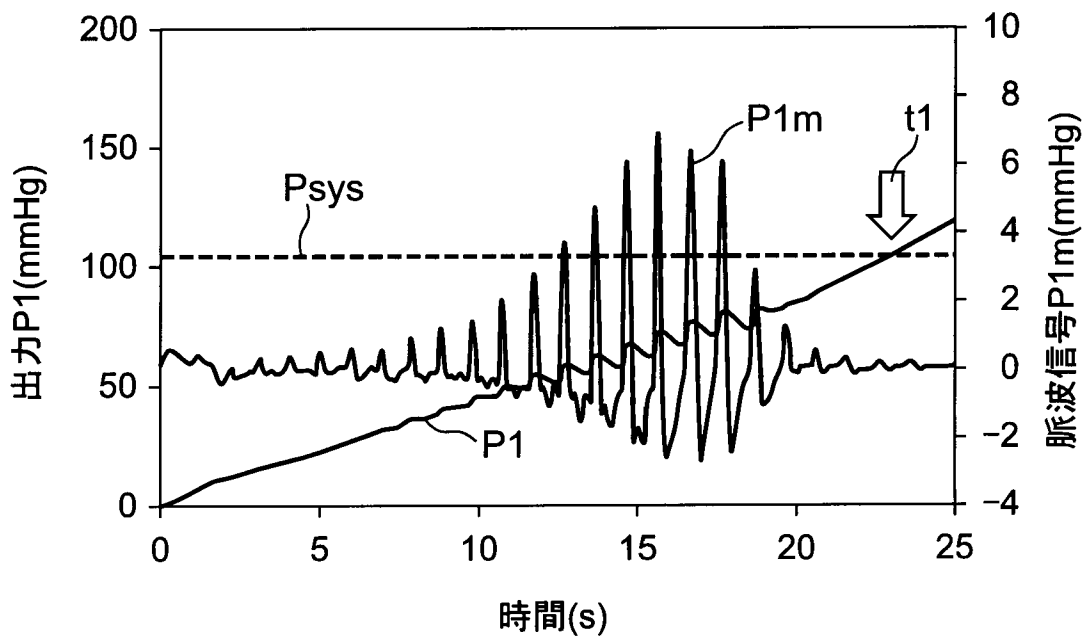


[図9]

(A) 第2圧力センサの出力を用いた場合

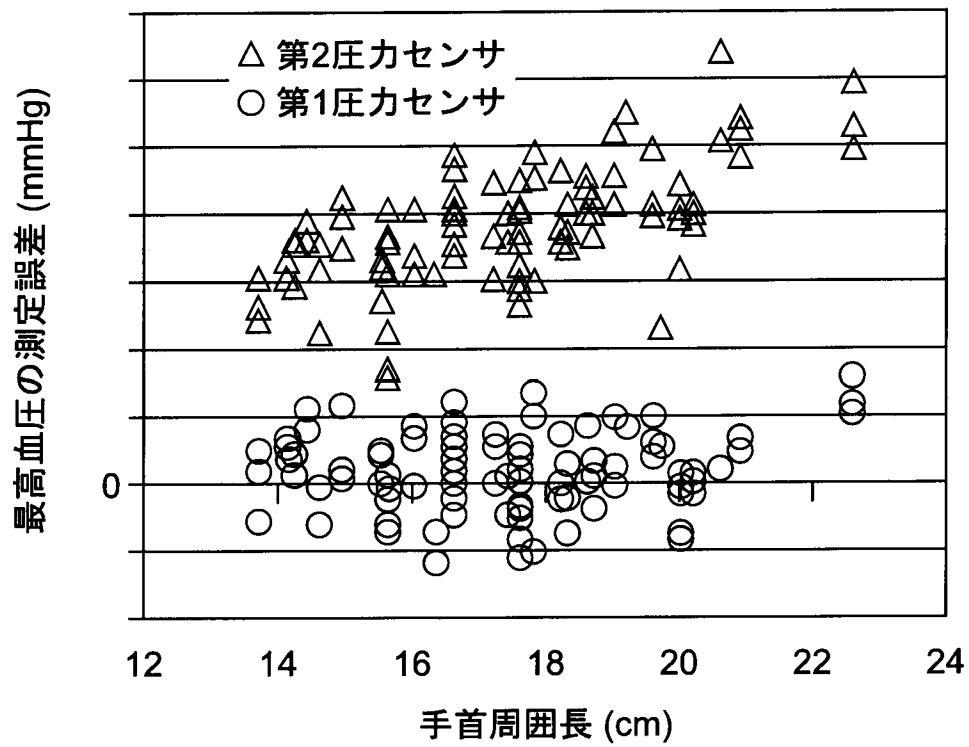


(B) 第1圧力センサの出力を用いた場合

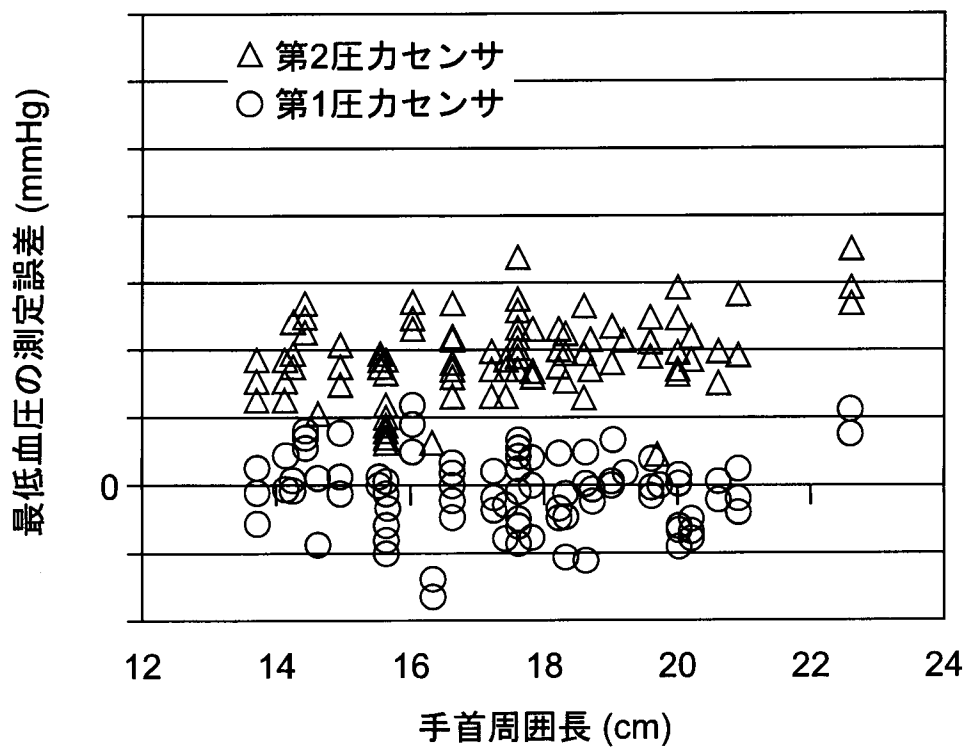


[図10]

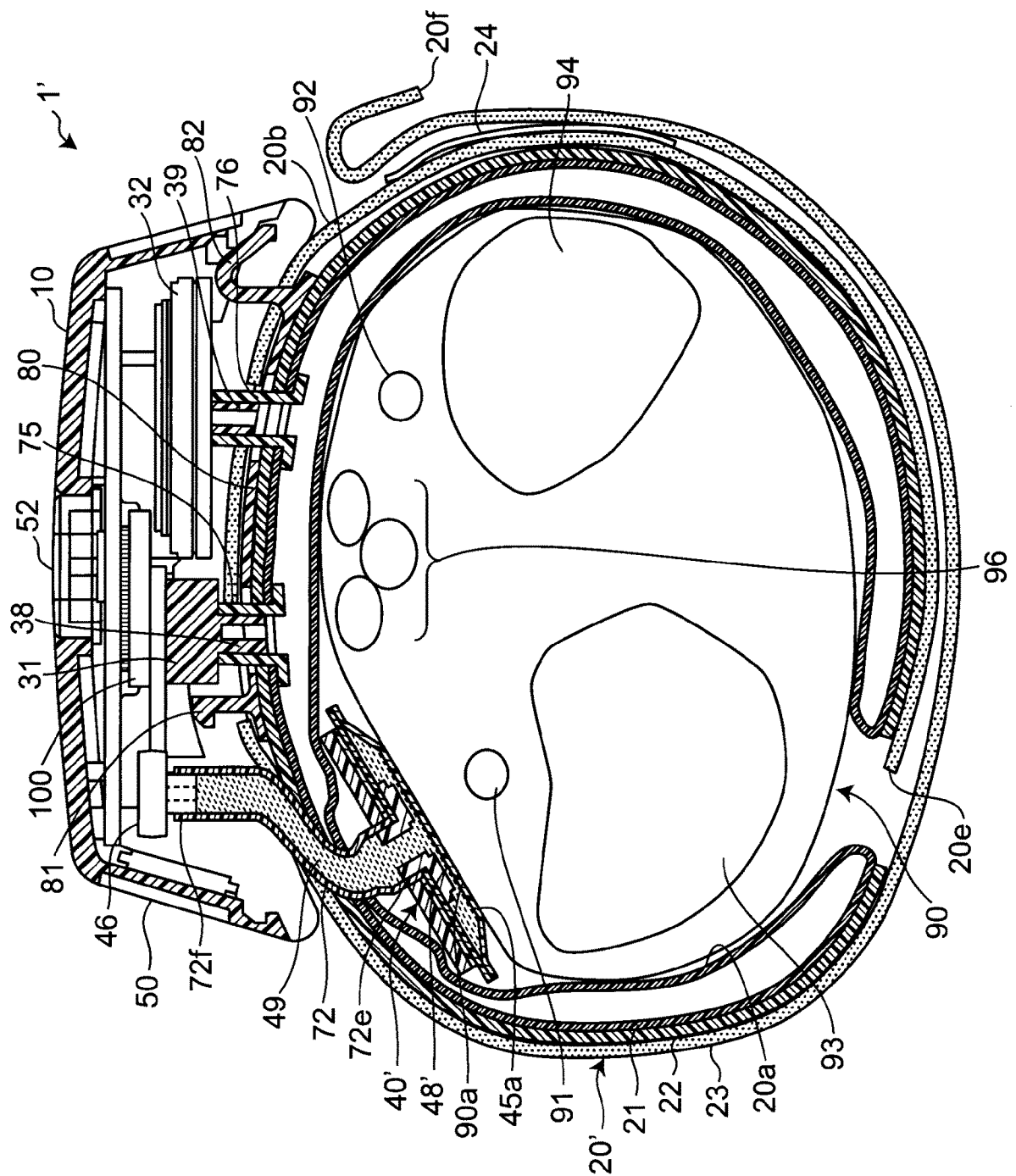
(A)



(B)



[図12]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/017269

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

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)

A61B5/022

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

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X Y	JP 11-309119 A (Omron Corp.), 09 November 1999 (09.11.1999), paragraphs [0004], [0010] to [0025]; fig. 5 & US 6336901 B1 column 1, lines 46 to 61; column 5, line 66 to column 9, line 36; fig. 5 & WO 99/055400 A1 & EP 1075846 A2	1-2, 5-7 3-4
Y	JP 2005-342163 A (Casio Computer Co., Ltd.), 15 December 2005 (15.12.2005), abstract; paragraphs [0014] to [0035]; fig. 1 to 5 (Family: none)	3-4

☒ 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
11 July 2017 (11.07.17)

Date of mailing of the international search report
25 July 2017 (25.07.17)

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

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/017269

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2015/122100 A1 (NEC CORP.), 20 August 2015 (20.08.2015), paragraphs [0007] to [0010], [0012] to [0060]; fig. 10 & JP 2017-505685 A	1-7
A	JP 2009-284967 A (Omron Healthcare Co., Ltd.), 10 December 2009 (10.12.2009), paragraphs [0003], [0008], [0076] to [0086]; fig. 10 to 11 (Family: none)	1-7
A	JP 2014-166561 A (Seiko Epson Corp.), 11 September 2014 (11.09.2014), paragraphs [0035] to [0061]; fig. 1 to 12 (Family: none)	1-7

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	JP 11-309119 A（オムロン株式会社）1999.11.09, 段落[0004], [0010]-[0025], 図5 & US 6336901 B1, 第1欄第46-61行, 第5欄第66行-第9欄第36 行, 図5 & WO 99/055400 A1 & EP 1075846 A2	1-2, 5-7 3-4
Y	JP 2005-342163 A（カシオ計算機株式会社）2005.12.15, 要約, 段落[0014]-[0035], 図1-5（ファミリーなし）	3-4

☒ 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

11.07.2017

国際調査報告の発送日

25.07.2017

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

佐藤 高之

2Q

8358

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
A	WO 2015/122100 A1 (NEC CORPORATION) 2015. 08. 20, 段落[0007]-[0010], [0012]-[0060], 図 10 & JP 2017-505685 A	1-7
A	JP 2009-284967 A (オムロンヘルスケア株式会社) 2009. 12. 10, 段落[0003], [0008], [0076]-[0086], 図 10-11 (ファミリーなし)	1-7
A	JP 2014-166561 A (セイコーエプソン株式会社) 2014. 09. 11, 段落[0035]-[0061], 図 1-12 (ファミリーなし)	1-7