

【公報種別】特許法第 17 条の 2 の規定による補正の掲載

【部門区分】第 1 部門第 2 区分

【発行日】令和 1 年 5 月 23 日 (2019.5.23)

【公開番号】特開 2017-209434 (P2017-209434A)

【公開日】平成 29 年 11 月 30 日 (2017.11.30)

【年通号数】公開・登録公報 2017-046

【出願番号】特願 2016-106625 (P2016-106625)

【国際特許分類】

A 6 1 B 5/022 (2006.01)

G 0 1 L 9/00 (2006.01)

H 0 1 L 29/84 (2006.01)

【F I】

A 6 1 B 5/02 6 3 1 B

A 6 1 B 5/02 6 3 0 B

A 6 1 B 5/02 6 3 3 A

G 0 1 L 9/00 3 0 3 J

H 0 1 L 29/84 A

H 0 1 L 29/84 B

【手続補正書】

【提出日】平成 31 年 4 月 15 日 (2019.4.15)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

带状で、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センサアセンブリとを備えた血圧測定用カフにおける、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た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、

上記流体室は、この流体室の外壁の一部をなし、上記被測定部位の動脈通過部分に接すべきフィルムと、上記フィルムに沿って上記被測定部位とは反対の側に配置された、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と、この板部材と一体に形成され、この板部材から上記被測定部位とは反対の側へ延在する筒状の連結筒部とを含み、

上記フィルムの周縁部は上記板部材の周縁部に溶着され、

上記連結筒部は、上記板部材を横切って上記圧力伝達用の流体が流通し得る貫通孔を形成しており、

上記圧力センサは、上記圧力伝達用の流体の圧力を検出する主部と、この主部に上記圧力伝達用の流体を導く筒状の導入筒部とを有し、

上記連結筒部に対して上記圧力センサの上記導入筒部が直接に又は可撓性チューブを介して流体密に嵌めら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、この板部材と上記フィルムとの間の隙間を確保するための、上記フィルム側へ向かって突起したスペーサ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、

上記連結筒部に上記圧力センサの上記導入筒部が直接に嵌められ、

上記板部材は、この板部材の上記被測定部位とは反対の側に積層された状態で、上記圧力センサの上記主部から突出したリード端子が接続され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。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 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 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。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【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、その断面が偏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、

带状で、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センサアセンブリとを備えた血圧測定用カフにおける、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た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、

上記流体室は、この流体室の外壁の一部をなし、上記被測定部位の動脈通過部分に接すべきフィルムと、上記フィルムに沿って上記被測定部位とは反対の側に配置された、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と、この板部材と一体に形成され、この板部材から上記被測定部位とは反対の側へ延在する筒状の連結筒部とを含み、

上記フィルムの周縁部は上記板部材の周縁部に溶着され、

上記連結筒部は、上記板部材を横切って上記圧力伝達用の流体が流通し得る貫通孔を形成しており、

上記圧力センサは、上記圧力伝達用の流体の圧力を検出する主部と、この主部に上記圧力伝達用の流体を導く筒状の導入筒部とを有し、

上記連結筒部に対して上記圧力センサの上記導入筒部が直接に又は可撓性チューブを介して流体密に嵌めら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】

「センサアセンブリ」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、上記センサアセンブリを介して上記被測定部位を圧迫する。上記センサアセンブリは、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、上記センサアセンブリは、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。このセンサアセンブリの出力に基づいて、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。上記圧力伝達用の流体の圧力は、上記板部材に一体に形成された貫通孔をなす連結筒部と、上記連結筒部に対して直接に又は可撓性チューブを介して流体密に嵌められた上記圧力センサの上記導入筒部とを通して、上記圧力センサの主部に伝わる。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。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、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、血压を精度良く測定できる。

【0015】

また、上記センサアセンブリの出力（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、この血压測定用カフを備えた血压計の設計が容易に行われる。

【0016】

【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、血压をさらに精度良く測定できる。また、上記流体室のうち上記被測定部位に対向する部分は、上記フィルムと、このフィルムに沿った上記平坦な形状をもつ板部材とで、それらの周縁部が互いに溶着された状態で構成されているので、上記センサアセンブリ（したがって、カフ）の厚さ方向の寸法を小さくすることができる。

【 0 0 1 8 】

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。

【 0 0 1 9 】

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。

【 0 0 2 0 】

一実施形態のセンサアセンブリでは、上記板部材は、この板部材と上記フィルムとの間の隙間を確保するための、上記フィルム側へ向かって突起したスペーサを有することを特徴とする。

【 0 0 2 1 】

この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記スペーサによって、上記板部材と上記フィルムとの間の隙間を確保することができる。

【 0 0 2 2 】

一実施形態のセンサアセンブリでは、

上記連結筒部に上記圧力センサの上記導入筒部が直接に嵌められ、

上記板部材は、この板部材の上記被測定部位とは反対の側に積層された状態で、上記圧力センサの上記主部から突出したリード端子が接続された配線基板を含むことを特徴とする。

【 0 0 2 3 】

この一実施形態のセンサアセンブリでは、上記圧力センサの出力は、上記板部材のうち上記被測定部位とは反対の側に積層された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して、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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

【 0 0 2 6 】

【 0 0 2 7 】

【 0 0 2 8 】

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。

【 0 0 2 9 】

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は無視できる程度の剛性を意味する。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

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 】

【 0 0 3 3 】

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 】

【 0 0 3 4 】

【 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 1 0 】 図 1 0 (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 1 0 (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 1 1 】 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 1 2 】 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 】

【 0 0 3 5 】

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。

【 0 0 3 6 】

（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 9 0 に装着された状態（以下「装着状態」と呼ぶ。）で示している。

【 0 0 3 7 】

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 9 0 に巻き付けられるべき血圧測定用カフ 2 0 と、このカフ 2 0 に一体に取り付けられた本体 1 0 とを備えている。

【 0 0 3 8 】

図 1 によって良く分かるように、カフ 2 0 は、左手首 9 0 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 9 0 に接すべき内周面 2 0 a と、この内周面 2 0 a と反対側の外周面 2 0 b とを有している。カフ 2 0 の幅方向の寸法（カフ幅寸法）は、この例では 2 5 mm に設定されている。

【 0 0 3 9 】

本体 1 0 は、カフ 2 0 の外周面 2 0 b うち、周方向に関して、一端部 2 0 e と他端部 2 0 f 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 1 0 が配置された部位は、装着状態で左手首 9 0 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 9 0 の橈骨 9 3、尺骨 9 4、橈骨動脈 9 1、尺骨動脈 9 2、および腱 9 6 が示されている。

【 0 0 4 0 】

図 1 によって良く分かるように、本体 1 0 は、カフ 2 0 の外周面 2 0 b 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 1 0 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 1 0 は、図 2 によって良く分かるように、カフ 2 0 から外向きに突起した台形状の輪郭を有している。

【 0 0 4 1 】

図 1 中に示すように、本体 1 0 の頂面（カフ 2 0 の外周面 2 0 b から最も遠い側の面）1 0 a には、ユーザからの指示を入力するための操作部 5 2 が設けられている。本体 1 0 の側面（図 1 における上側の側面）1 0 f には、表示画面をなす表示器 5 0 が設けられている。

【 0 0 4 2 】

カフ 2 0 の外周面 2 0 b には、本体 1 0 の側面 1 0 f に沿って、幅方向に延びる位置合わせマーク 2 9 が設けられている。この位置合わせマーク 2 9 は、血圧計 1 を左手首 9 0 に装着する際に、左手首 9 0 の周りの位置合わせのために用いられる。

【 0 0 4 3 】

図 2 中に示すように、この例では、カフ 2 0 は、外布 2 3 と、この外布 2 3 の内周面に沿って取り付けられたカーラ 2 2 と、このカーラ 2 2 の内周面に沿って取り付けられた押圧カフ 2 1 と、押圧カフ 2 1 の内周面（すなわち、カフ 2 0 全体の内周面）2 0 a のうち左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1 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 2 9 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 4 0 とを含んでいる。

【 0 0 4 4 】

外布 2 3 は、この例では実質的に非伸縮性の布からなり、カフ 2 0 の外周面 2 0 b をなしている。この外布 2 3 は、装着状態で、周方向に関して一端部 2 0 e が内周側、他端部 2 0 f 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 2 3 のうち本体 1 0 から一端部 2 0 e 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 2 4 が取り付けられている。外布 2 3 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 2 3 の一端部 2 0 e 側（内周側）と他端部 2 0 f 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 2 3 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いるいても良い。

【 0 0 4 5 】

カーラ 2 2 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 2 2 は、自然状態でカフ 2 0（押圧カフ 2 1 を含む。）の形状を環状に保ち、それにより、左手首 9 0 に対するカフ 2 0 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 2 1 は、周方向に関して、左手首 9 0 を概ね 1 周する寸法に設定されている。なお、カーラ 2 2 は省略され得る。

【 0 0 4 6 】

図 3（A）は、展開状態の押圧カフ 2 1 とセンサアセンブリ 4 0 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 2 1 とセンサアセンブリ 4 0 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。

【 0 0 4 7 】

図 3 (A)、図 3 (B) によって分かるように、押圧カフ 2 1 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 2 1 A , 2 1 B , 2 1 C を含んでいる。各流体袋 2 1 A , 2 1 B , 2 1 C 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 2 1 A m , 2 1 B m , 2 1 C m を溶着して形成されている。この例では、周縁部 (溶着箇所) 2 1 A m , 2 1 B m , 2 1 C m の幅は 3 mm に設定されている。

【 0 0 4 8 】

図 3 (A) 中に示すように、流体袋 2 1 A 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 7 5 , 7 6 が取り付けられている。これらのニップル 7 5 , 7 6 を通して、本体 1 0 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 2 1 A とそれに隣り合う流体袋 2 1 B との間、また、流体袋 2 1 B とそれに隣り合う流体袋 2 1 C との間は、それぞれ複数 (この例では、4 つ) の貫通孔 2 1 o , 2 1 o ' 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 2 1 は、装着状態で、ニップル 7 5 , 7 6 を通して本体 1 0 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 2 1 A , 2 1 B , 2 1 C が膨張し、全体として左手首 9 0 を圧迫するようになっている。

【 0 0 4 9 】

この例では、流体袋 2 1 A , 2 1 B , 2 1 C の幅方向 (X 方向) の寸法は、互いに同一で、2.5 mm に設定されている。つまり、押圧カフ 2 1 (したがって、カフ 2 0) の幅方向の寸法 (カフ幅寸法) は、2.5 mm に設定されている。

【 0 0 5 0 】

装着状態で外周側となる流体袋 2 1 A の Y 方向寸法は、残りの流体袋 2 1 B , 2 1 C の Y 方向寸法よりも大きく設定されている。流体袋 2 1 A のうち Y 方向に関して流体袋 2 1 B , 2 1 C を越えた部分 2 1 A x は、幅方向 (X 方向) に延びる溶着ライン 2 1 A m ' によって封じ切りになっている。この 2 1 A x は、装着状態で、左手首 9 0 の背側面 (手の甲側の面) に対応する。この例では、流体袋 2 1 A の Y 方向寸法は 18.5 mm に設定され、また、流体袋 2 1 B , 2 1 C の Y 方向寸法は 13.5 mm に設定されている。

【 0 0 5 1 】

図 4 に示すように、センサアセンブリ 4 0 は、押圧カフ 2 1 の内周面 2 0 a に取り付けられる側から順に、第 1 圧力センサ 4 6 と、平坦な配線基板 4 1 と、この配線基板 4 1 に沿って取り付けられた平坦な補強板 4 2 と、ジョイント部材 4 3 と、フィルム 4 5 とを含んでいる。

【 0 0 5 2 】

第 1 圧力センサ 4 6 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 4 6 は、piezo 抵抗体を内蔵した略直方体状の主部 4 6 b と、この主部 4 6 b に流体を導く略円筒状の導入筒部 4 6 a と、主部 4 6 b から突出して配線基板 4 1 に接続されたリード端子 4 6 c , 4 6 d とを有している。

【 0 0 5 3 】

配線基板 4 1 は、第 1 圧力センサ 4 6 のための配線 (図示せず) を搭載している。この配線基板 4 1 の略中央には、円形の貫通孔 4 1 o が設けられている。配線基板 4 1 からは、第 1 圧力センサ 4 6 の出力を電気的信号として本体 1 0 側へ出力するための配線 7 1 (図 2 参照) が延在している。これにより、センサアセンブリ 4 0 から本体 1 0 への配線作業が容易に行われる。なお、その配線 7 1 の先端および / または本体 1 0 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 4 0 から本体 1 0 への出力が、省スペースで簡単な構成で可能となる。

【 0 0 5 4 】

補強板 4 2 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 4 0 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。

【 0 0 5 5 】

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。

【 0 0 5 6 】

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 $t = 0.15$ 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。

【 0 0 5 7 】

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。

【 0 0 5 8 】

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ンオイルからなっている。

【 0 0 5 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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 15 mm ないし 100 mm の範囲内に設定されているのが望ましく、15 mm ないし 60 mm 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 9 0 の長手方向に沿った幅方向（図 3 中の X 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のが望ましく、20 mm ないし 25 mm 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 4 1、4 2、4 3 a によって、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a を適切に圧迫できる。

【 0 0 6 1 】

この例では、流体室 4 8 のうち被測定部位としての左手首 9 0 に対向する部分は、フィルム 4 5 と、このフィルム 4 5 に沿った平坦な形状をもつ板部材（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）とで構成されている。より詳しくは、フィルム 4 5 の周縁部 4 5 m とジョイント部材 4 3 の板部 4 3 a の周縁部とが互いに溶着された状態で構成されている。なお、配線基板 4 1 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 4 2 を省略してもよい。これにより、センサアセンブリ 4 0（したがって、カフ 2 0）の厚さ方向の寸法を小さくすることができる。

【 0 0 6 2 】

また、配線基板 4 1、補強板 4 2 はそれぞれ貫通孔 4 1 o、4 2 o を有し、また、これらの貫通孔 4 1 o、4 2 o を通るジョイント部材 4 3 の連結筒部 4 3 b は、流体 4 9 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 4 1、4 2、4 3 a に関してフィルム 4 5 とは反対の側に第 1 圧力センサ 4 6 が配置された場合であっても、第 1 圧力センサ 4 6 は、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a に加えられた圧力を、貫通孔 4 1 o、4 2 o および連結筒部 4 3 b を通して、流体 4 9 の圧力として検出できる。したがって、板部材 4 1、4 2、4 3 a の存在が第 1 圧力センサ 4 6 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 2 0 には、外布 2 3 とカーラ 2 2 との間で、周方向に関して一端部 2 0 e と他端部 2 0 f との間の略中央の部位に、取付部材 8 0 が介挿されている。取付部材 8 0 は、カーラ 2 2 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 8 1、8 2 を有している。本体 1 0 は、これらのフック 8 1、8 2 に係合することにより、カフ 2 0 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 2 1 のニップル 7 5、7 6 は、カーラ 2 2、取付部材 8 0 および外布 2 3 を貫通して、外側（本体 1 0 側）へ向かって突出している。ニップル 7 5、7 6 は、本体 1 0 のエア配管 3 8、3 9 に流体密（この例では、気密）に嵌合されている。

【0065】

なお、カフ 2 0 に本体 1 0 を取り付けの際に、センサアセンブリ 4 0 から延在する配線 7 1 が、押圧カフ 2 1、カーラ 2 2、外布 2 3 を迂回して、本体 1 0 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 1 0 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 5 0、操作部 5 2 に加えて、制御部としての CPU（Central Processing Unit）1 0 0、記憶部としてのメモリ 5 1、通信部 5 9、第 2 圧力センサ 3 1、ポンプ 3 2、弁 3 3、第 2 圧力センサ 3 1 からの出力を周波数に変換する発振回路 3 1 0、および、ポンプ 3 2 を駆動するポンプ駆動回路 3 2 0 が搭載されている。さらに、本体 1 0 には、センサアセンブリ 4 0 の第 1 圧力センサ 4 6 からの出力を周波数に変換する発振回路 4 6 0、および、電池 5 3 が搭載されている。

【0067】

表示器 5 0 は、この例では有機 EL（Electro Luminescence）ディスプレイからなり、CPU 1 0 0 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 5 0 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 Cristal Display）など、他のタイプの表示器からなってもよい。

【0068】

操作部 5 2 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 CPU 1 0 0 に入力する。なお、操作部 5 2 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。

【0069】

メモリ 5 1 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

１００は、操作部５２からの血圧測定開始の指示に応じて、第２圧力センサ３１からの信号に基づいて、ポンプ３２（および弁３３）を駆動する制御を行う。また、ＣＰＵ１００は、この例では第１圧力センサ４６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５９は、ＣＰＵ１００によって制御されて所定の情報を、ネットワーク９００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９００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９００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９００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。

【００７２】

ポンプ３２および弁３３はエア配管３９を介して、また、第２圧力センサ３１はエア配管３８を介して、それぞれ押圧カフ２１に接続されている。なお、エア配管３９、３８は、共通の１本の配管であってもよい。第２圧力センサ３１は、エア配管３８を介して、押圧カフ２１内の圧力を検出する。ポンプ３２は、この例では圧電ポンプからなり、押圧カフ２１内の圧力（カフ圧）を加圧するために、エア配管３９を通して押圧カフ２１に加圧用の流体としての空気を供給する。弁３３は、ポンプ３２に搭載され、ポンプ３２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３３は、ポンプ３２がオンされると閉じて、押圧カフ２１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、この例ではピエゾ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からのピエゾ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からのピエゾ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９０に装着する際には、カフ２０の一端部２０e側（内周側）と他端部２０f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２０に左手を通す。そして、図２に示すように、ユーザは、左手首９０の周り

のカフ20の角度位置を調節して、左手首90を通っている橈骨動脈91上にカフ20の位置合わせマーク29（図1参照）を位置させる。これにより、センサアセンブリ40が左手首90の動脈通過部分90a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90の周囲長にカフ20の環の長さが丁度合うように調節し、カフ20の一端部20e側（内周側）と他端部20f側（外周側）とを面ファスナ24によって固定する。このようにして、血圧計1を左手首90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10に設けられた操作部52としてのプッシュ式スイッチを押すと（ステップS1）、CPU100は、処理用メモリ領域を初期化する（ステップS2）。また、CPU100は、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32をオフし、弁33を開いて、押圧カフ21内の空気を排気する。続いて、第2圧力センサ31、第1圧力センサ46の0mmHgの調整を行う制御を行う。

【0078】

次に、CPU100は、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32をオンし、弁33を閉じて、押圧カフ21の加圧を開始する（ステップS3）。加圧過程では、第2圧力センサ31によって押圧カフ21の圧力Pb（図7参照）をモニタしながら、ポンプ駆動回路320を介してポンプ32を駆動して、押圧カフ21に空気を送る制御を行う。これにより、押圧カフ21を膨張させるとともに圧力Pbを徐々に加圧していく。また、この加圧過程で、CPU100は、血圧値を算出するために、センサアセンブリ40の第1圧力センサ46によって、左手首90の動脈通過部分90aの圧力Pa（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40において、フィルム45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Pa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Pa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Pa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（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Pa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。

【 0 0 8 4 】

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 2 5 m m 程度に) した結果、加圧時に押圧カフ 2 1 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 4 1 , 4 2 , 4 3 a が存在しなければ) 、左手首 9 0 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 2 1 の円形に近い断面のうち左手首 9 0 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 9 0 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 9 0 の動脈通過部分 9 0 a を有効に圧迫できない (橈骨動脈 9 1 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 4 0 の一部としてフィルム 4 5 に沿って左手首 9 0 とは反対の側に、左手首 9 0 の長手方向 (X 方向) に沿って平坦な形状をもつ板部材 4 1 , 4 2 , 4 3 a が配置されている。しかも、補強板 4 2 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 4 1 , 4 2 , 4 3 a によって、左手首 9 0 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。

【 0 0 8 5 】

(検証結果)

図 9 (A) は、或る被験者について、押圧カフ 2 1 の圧力 P b を検出する第 2 圧力センサ 3 1 の出力 P 2 を用いて観測された脈波信号 P 2 m 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 4 0 に含まれた第 1 圧力センサ 4 6 の出力 P 1 を用いて観測された脈波信号 P 1 m 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 s y s が示されている。図 9 (A) 中の、第 2 圧力センサ 3 1 の出力 P 2 が P s y s に一致した時点 t 2 では、脈波信号 P 2 m はまだ収束していない。脈波信号 P 2 m が収束するのは、t 2 5 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 3 1 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 4 6 の出力 P 1 が P s y s に一致した時点 t 1 では、脈波信号 P 1 m 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 4 0 に含まれた第 1 圧力センサ 4 6 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。

【 0 0 8 6 】

また、図 1 0 (A) は、左手首 9 0 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 3 1 の出力 P 2 、第 1 圧力センサ 4 6 の出力 P 1 を用いてそれぞれ算出された最高血压 (収縮期血压) の測定誤差を示している。同様に、図 1 0 (B) は、左手首 9 0 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 3 1 の出力 P 2 、第 1 圧力センサ 4 6 の出力 P 1 を用いてそれぞれ算出された最低血压 (拡張期血压) の測定誤差を示している。ここで、

$$\begin{aligned} \text{(測定誤差)} &= \text{(出力 P 2 または出力 P 1 を用いて算出された血压値)} \\ &\quad - \text{(標準的な血压計によって測定された血压値)} \end{aligned}$$

を意味している。図 1 0 (A) から分かるように、第 2 圧力センサ 3 1 の出力 P 2 を用いて算出された最高血压の測定誤差 (個々のデータを $\square$ 印で示す。) に比して、第 1 圧力センサ 4 6 の出力 P 1 を用いて算出された最高血压の測定誤差 (個々のデータを $\circ$ 印で示す。) は小さくなっている。同様に、図 1 0 (B) から分かるように、第 2 圧力センサ 3 1 の出力 P 2 を用いて算出された最低血压の測定誤差 (個々のデータを $\square$ 印で示す。) に比して、第 1 圧力センサ 4 6 の出力 P 1 を用いて算出された最低血压の測定誤差 (個々のデータを $\circ$ 印で示す。) は小さくなっている。

【 0 0 8 7 】

これらの検証結果から、この発明の血压測定用カフ 2 0 および血压計 1 によれば、カフ幅寸法を小さく設定 (例えば 2 5 m m 程度に) した場合であっても、血压を精度良く測定できることを確認できた。

【 0 0 8 8 】

(変 形 例)

図 1 1 は、上述のセンサアセンブリ 4 0 を変形した変形例のセンサアセンブリ (符号 4 0 ' で示す。) の構造を示している。なお、図 1 1 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。

【 0 0 8 9 】

このセンサアセンブリ 4 0 ' は、押圧力 F_{21} の内周面 2 0 a に取り付けられる側から順に、平坦な補強板 4 2 と、接着層 4 2 ' と、フィルム 4 5 b と、ジョイント部材 4 3 ' と、フィルム 4 5 a とを含んでいる。

【 0 0 9 0 】

補強板 4 2 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 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。

【 0 0 9 1 】

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。

【 0 0 9 2 】

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

【 0 0 9 3 】

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。

【 0 0 9 4 】

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。

【 0 0 9 5 】

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。

【 0 0 9 6 】

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。

【 0 0 9 7 】

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 7 2 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ンオイルからなっている。

【 0 0 9 8 】

図 1 2 は、このセンサアセンブリ 4 0 ' を含むカフ 2 0 ' を備えた血圧計 1 ' を左手首 9 0 に対する装着状態で示している。この例では、本体 1 0 内には、第 1 圧力センサ 4 6 を収容するためのスペースとリード端子 4 6 c , 4 6 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 2 0 ' に本体 1 0 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内に収容されるとともに、リード端子４６ｃ、４６ｄ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４５ａ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）９０ａに対向して配置される。第１圧力センサ４６は、フィルム４５ａと流体４９を介して、左手首９０の動脈通過部分９０ａ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４３ａ'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、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。

【０１０１】

また、補強板４２、接着層４２'はそれぞれ貫通孔４２ｏ、４２ｏ'を有し、また、これらの貫通孔４２ｏ、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９０ａ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 P_a 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。

【 0 1 0 7 】

また、上述の実施形態では、血圧計 1 , 1 ' は、左手首 9 0 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 2 0 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。

【 0 1 0 8 】

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 】

【 0 1 0 9 】

- 1 , 1 ' 血圧計
- 1 0 本体
- 2 0 , 2 0 ' 血圧測定用カフ
- 2 1 押圧カフ
- 4 0 , 4 0 ' センサアセンブリ
- 4 1 配線基板
- 4 2 補強板
- 4 5 , 4 5 a , 4 5 b フィルム
- 4 8 , 4 8 ' 流体室
- 4 9 圧力伝達用の流体
- 7 1 配線
- 7 2 可撓性チューブ