

【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30日(2019.5.30)

【公開番号】特開2017-209433(P2017-209433A)

【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2016-106622(P2016-106622)

【国際特許分類】

A 61 B 5/022 (2006.01)

【F I】

A 61 B 5/02 6 3 3 A

A 61 B 5/02 6 3 3 F

【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】

帶状で、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ーセンブリと

を備え、

上記センサーセンブリは、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、この板部材と一緒に形成され、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血圧測定用カフ。

【請求項2】

請求項1に記載の血圧測定用カフにおいて、

上記板部材は、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血圧測定用カフ。

【請求項3】

請求項1に記載の血圧測定用カフにおいて、

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血圧測定用カフ。

【請求項 4】

請求項1から3までのいずれか一つに記載の血圧測定用カフにおいて、

上記板部材は剛性を有することを特徴とする血圧測定用カフ。

【請求項 5】

請求項1から4までのいずれか一つに記載の血圧測定用カフと、

上記押圧カフへ上記加圧用の流体を供給するポンプを含む血圧測定要素を搭載した本体と

を備えたことを特徴とする血圧計。

【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】血圧測定用カフおよび血圧計

【技術分野】

【0001】

この発明は血圧測定用カフに関し、より詳しくは、手首に装着して血圧を測定するのに適した血圧測定用カフに関する。

【0002】

また、この発明は、そのような血圧測定用カフを備えた血圧計に関する。

【背景技術】

【0003】

従来、この種の血圧計としては、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】

【0004】

【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】

【0005】

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。

【0006】

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、その断面が偏平な橢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。

【0007】

そこで、この発明の課題は、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血圧測定用カフを提供することにある。

【0008】

また、この発明の課題は、そのような血圧測定用カフを備えた血圧計を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記課題を解決するため、この発明の血圧測定用カフは、
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センサーセンブリと
を備え、

上記センサーセンブリは、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、この板部材と一緒に形成され、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。

【0010】

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。

【0011】

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。

【0012】

「センサーセンブリ」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。

【0013】

この発明の血圧測定用カフは、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、血圧測定時には、押圧カフが、外部（例えば、血圧計本体）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、上記センサーセンブリを介して上記被測定部位を圧迫する。上記センサーセンブリは、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、上記センサーセンブリは、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。このセンサーセンブリの出力に基づいて、公知の手法により血圧測定値が求められる。

【0014】

このように、この発明の血圧測定用カフでは、上記センサーセンブリは、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。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口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】

なお、上記センサーセンブリは、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。

【0016】

また、押圧カフの外周面に沿って、この押圧カフの形状を環状に保つカラーラが配置されていてもよい。

【0017】

【0018】

また、この血圧測定用カフでは、血圧測定時に、上記押圧カフが上記被測定部位を圧迫したとき、上記センサーセンブリにおいて、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た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。また、上記センサーセンブリの出力（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、この血圧測定用カフを備えた血圧計の設計が容易に行われる。

【0019】

なお、「圧力伝達用の流体」は、例えば、水、シリコー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。

【0020】

【0021】

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、その断面が偏平な橢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狭くなっている。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、この血圧測定用カフでは、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。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、上記センサーセンブリ（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。

【0022】

一実施形態の血圧測定用カフでは、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。

【0023】

この一実施形態の血圧測定用カフでは、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。

【0024】

一実施形態の血圧測定用カフでは、
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。

【0025】

この一実施形態の血圧測定用カフでは、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。

【0026】

【0027】

【0028】

一実施形態の血圧測定用カフでは、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】

この一実施形態の血圧測定用カフでは、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】

別の局面では、この発明の血圧計は、
上記血圧測定用カフと、
上記押圧カフへ上記加圧用の流体を供給するポンプを含む血圧測定要素を搭載した本体と
を備えたことを特徴とする。

【0032】

「血圧測定要素」は、上記ポンプの他に、上記センサアセンブリの出力を処理する要素などを含んでいてもよい。

【0033】

この発明の血圧計では、上記血圧測定用カフは、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、血圧測定時には、押圧カフが、本体のポンプ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 자체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圧測定値が求められる。

【0034】

このように、この発明の血圧計では、上記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、加圧時に上記押圧カフが厚さ方向に大きく膨張して圧迫口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。

【0035】

なお、上記本体は、上記押圧カフの外周面に一体に取り付けられているのが望ましい。その場合、この血圧計を手首に常時装着しておくのが容易になる。

【発明の効果】

【0036】

以上より明らかのように、この発明の血圧測定用カフおよび血圧計によれば、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。

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】この発明の一実施形態の血圧測定用カフを備えた血圧計の外観を示す斜視図である。

【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】

【0038】

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。

【0039】

（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。

【0040】

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。

【0041】

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。

【0042】

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。

【0043】

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。

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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いても良い。

【0048】

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22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。

【0049】

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。

【0050】

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。

【0051】

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を通過して、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。

【0052】

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。

【0053】

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185mmに設定され、また、流体袋21B, 21CのY方向寸法は135mmに設定されている。

【0054】

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。

【0055】

第1圧力センサ46は、市販の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46は、ピエゾ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。

【0056】

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、センサーセンブリ 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 7 】

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、このセンサーセンブリ 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 8 】

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 とかなる。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 9 】

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。

【 0 0 6 0 】

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 6 1 】

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。

【 0 0 6 2 】

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 3 】

この例では、センサーセンブリ 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 30 mm の範囲内に設定されているのが望ましい。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 25 mm の範囲内に設定されているのが望ましい。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 4 】

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、センサーセンブリ 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ます。

【 0 0 6 5 】

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。

【0066】

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。

【0067】

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。

【0068】

なお、カフ 2 0 に本体 1 0 を取り付ける際に、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。

【0069】

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 C P U (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。

【0070】

表示器 5 0 は、この例では有機 E L (Electro Luminescence) ディスプレイからなり、C P U 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 E L ディスプレイに限られるものではなく、例えば L C D (Liquid Crystal Display) など、他のタイプの表示器からなっていてもよい。

【0071】

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 C P U 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。

【0072】

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。

【0073】

C P U 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、C P U

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。

【0074】

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。

【0075】

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。

【0076】

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。

【0077】

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。

【0078】

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。

【0079】

（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 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。

【0080】

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) 、 C P U 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、 C P U 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 m m H g の調整を行う制御を行う。

【0081】

次に、 C P U 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、 C P U 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。

【0082】

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 9 0 の動脈通過部分 9 0 a に対向して配置された非圧縮性の流体 4 9 の圧力は、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a に加えられた圧力 P a と一致する。非圧縮性の流体 4 9 は、実質的に体積が変化しない (無視し得る) ので、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a 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 4 6 へ伝達できる。したがって、第 1 圧力センサ 4 6 は、流体 4 9 の圧力を左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a に加えられた圧力 P a として検出することができる。

【0083】

次に、図 6 中のステップ S 4 で、 C P U 1 0 0 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 S B P と拡張期血圧 D B P) の算出を試みる。

【0084】

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 S 5 で N O) 、カフ圧が上限圧力 (安全のために、例えば 3 0 0 m m H g 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 S 3 ~ S 5 の処理を繰り返す。

【0085】

このようにして血圧値の算出ができたら (ステップ S 5 で Y E S) 、 C P U 1 0 0 は、ポンプ 3 2 を停止し、弁 3 3 を開いて、押圧カフ 2 1 内の空気を排気する制御を行う (ステップ S 6) 。そして最後に、血圧値の測定結果を表示器 5 0 に表示する (ステップ S 7) 。

【0086】

このように、この血圧計 1 では、センサアセンブリ 4 0 の第 1 圧力センサ 4 6 は、押圧カフ 2 1 とは別に、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a 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 2 1 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 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圧迫口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。

【0087】

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、その断面が橢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Paが高い範囲）Xwが狭くなっている、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、この血圧計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Xw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。

【0088】

（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Pbを検出する第2圧力センサ31の出力P2を用いて観測された脈波信号P2m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P1を用いて観測された脈波信号P1m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）血圧計によって測定された収縮期血圧Psysが示されている。図9(A)中の、第2圧力センサ31の出力P2がPsysに一致した時点t2では、脈波信号P2mはまだ収束していない。脈波信号P2mが収束するのは、t25sの時点となる。このため、仮に、血圧値の算出のために、第2圧力センサ31の出力P2を用いるものとすると、実際の血圧に比して血圧値が高く観測され、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P1がPsysに一致した時点t1では、脈波信号P1mが収束している。したがって、血圧値の算出のために、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P1を用いることによって、測定精度を高めることができる。

【0089】

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、

$$(\text{測定誤差}) = (\text{出力P2または出力P1を用いて算出された血圧値})$$

$$- (\text{標準的な血圧計によって測定された血圧値})$$

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。

【0090】

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。

【0091】

(変形例)

図11は、上述のセンサーセンブリ40を変形した変形例のセンサーセンブリ(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。

【0092】

このセンサーセンブリ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。

【0093】

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、このセンサーセンブリ40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42の略中央には、円形の貫通孔42oが設けられている。

【0094】

接着層42は、補強板42とフィルム45bとを接着するために設けられている。この接着層42の略中央には、補強板42の貫通孔42oと同心に、貫通孔42oが設けられている。

【0095】

フィルム45bは、この例ではポリウレタンシート(厚さt=0.15mm)からなっている。

【0096】

ジョイント部材43は、補強板42に沿って取り付けられた板部43aと、この板部43aの略中央から補強板42の貫通孔42oを通って補強板42の外面(図11における上面)レベルまで延在する略円筒状の連結筒部43bとからなっている。ジョイント部材43の板部43aのフィルム45a側の面には、板部43aとフィルム45aとの間の隙間を確保するためのスペーサ44が突起して設けられている。

【0097】

フィルム45aは、この例ではフィルム45bと同様に、ポリウレタンシート(厚さt=0.15mm)からなっている。フィルム45aの周縁部45mは、フィルム45bの周縁部に溶着されている。フィルム45a, 45bは、流体袋45を構成している。

【0098】

ジョイント部材43の連結筒部43bの周りには、補強板42の貫通孔42o、接着層42の貫通孔42oを通して、細長い円筒状の可撓性チューブ72の一方の端部72eが流体密(この例では、液密)に嵌合されている。

【0099】

可撓性チューブ72は、補強板42に関してフィルム45a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72の他方の端部(先端)72fは、第1圧力センサ46の導入筒部46a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72によって、第1圧力センサ46の配置の自由度が増す。

【0100】

このような構成により、フィルム45aと、ジョイント部材43と、可撓性チューブ72と、第1圧力センサ46の導入筒部46aおよび主部46b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が収容されている。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ーンオイルからなっている。

【0101】

図12は、このセンサーセンブリ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を収容するためのスペースとリード端子46c, 46d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を取り付ける際に、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。

【0102】

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。

【0103】

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。

【0104】

また、補強板42、接着層42はそれぞれ貫通孔420, 420を有し、また、これらの貫通孔420, 420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420, 420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。

【0105】

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自身を検出する。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。

【0106】

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。

【0107】

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。

【0108】

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。

【0109】

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の圧力制御を行い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 1 0 】

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 1 1 】

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、それ単独で成立し得るものであるが、異なる実施の形態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 1 2 】**

- 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 センサーアセンブリ
- 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