

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6751666号  
(P6751666)

(45) 発行日 令和2年9月9日(2020.9.9)

(24) 登録日 令和2年8月19日(2020.8.19)

(51) Int.Cl. F 1  
**A 6 1 B 5/022 (2006.01)**  
 A 6 1 B 5/022 3 0 0 F  
 A 6 1 B 5/022 Z D M

請求項の数 11 (全 27 頁)

(21) 出願番号	特願2016-256022 (P2016-256022)	(73) 特許権者	000002945
(22) 出願日	平成28年12月28日 (2016.12.28)		オムロン株式会社
(65) 公開番号	特開2018-102868 (P2018-102868A)		京都府京都市下京区堀小路通堀川東入南不
(43) 公開日	平成30年7月5日 (2018.7.5)		動堂町801番地
審査請求日	令和1年12月6日 (2019.12.6)	(73) 特許権者	503246015
			オムロンヘルスケア株式会社
			京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地
		(74) 代理人	100101454
			弁理士 山田 卓二
		(74) 代理人	100081422
			弁理士 田中 光雄
		(74) 代理人	100122286
			弁理士 仲倉 幸典

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧計および血圧測定方法並びに機器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

ポンプを搭載した本体と、  
 上記本体から延在し、被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、  
 帯状で、上記ベルトの内周面に対向して配置され、上記ベルトの内周面から離間自在な態様で上記本体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被測定部位を圧迫するために、上記被測定部位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、上記被測定部位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被測定部位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被測定部位を圧迫する制御を行う加圧制御部と、  
 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血圧算出部と  
 を備えたことを特徴とする血圧計。

10

20

**【請求項 2】**

請求項 1 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、上記被測定部位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 3】**

請求項 2 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。

10

**【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 1 から 4 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、上記被測定部位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、上記被測定部位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。

20

**【請求項 6】**

請求項 1 から 5 までのいずれか一つに記載の血圧計において、

上記センシングカフは、上記被測定部位に接する側の第 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 7】**

請求項 1 から 6 までのいずれか一つに記載の血圧計において、

上記本体とともに上記ベルトおよび上記カフ構造体が上記被測定部位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。

30

**【請求項 8】**

請求項 7 に記載の血圧計において、

上記本体は、

上記ポンプと上記押圧カフとを流体流通可能に接続する第 1 の流路と、

上記ポンプまたは第 1 の流路と上記センシングカフとを流体流通可能に接続し、かつ、開閉弁が介挿された第 2 の流路と

を搭載し、

40

上記流体収容制御部は、上記装着状態で、上記開閉弁を開状態にして、上記ポンプまたは第 1 の流路から上記第 2 の流路を通して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、

上記加圧制御部は、上記センシングカフに上記圧力伝達用の流体が収容された後、上記開閉弁を閉状態にして、上記ポンプから上記第 1 の流路を通して上記押圧カフに上記加圧用の流体を供給して上記被測定部位を圧迫することを特徴とする血圧計。

**【請求項 9】**

請求項 7 または 8 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。

50

## 【請求項 10】

ポンプを搭載した本体と、  
 上記本体から延在し、被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、  
 帯状で、上記ベルトの内周面に対向して配置され、上記ベルトの内周面から離間自在な態様で上記本体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被測定部位を圧迫するために、上記被測定部位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、上記被測定部位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被測定部位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  
 を含んで、上記被測定部位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押圧カフに上記加圧用の流体を供給して上記被測定部位を圧迫する制御を行い、  
 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測定方法。

10

## 【請求項 11】

血圧測定要素を搭載した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、  
 上記本体から延在し、被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、  
 帯状で、上記ベルトの内周面に対向して配置され、上記ベルトの内周面から離間自在な態様で上記本体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被測定部位を圧迫するために、上記被測定部位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、上記被測定部位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被測定部位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被測定部位を圧迫する制御を行う加圧制御部と、  
 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血圧算出部と  
 を備えたことを特徴とする機器。

20

30

## 【発明の詳細な説明】

40

## 【技術分野】

## 【0001】

この発明は血圧計に関し、より詳しくは、被測定部位を取り巻いて装着されるベルトと、ポンプを搭載した本体とを備えた血圧計に関する。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（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

50

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

10

【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）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、カフの幅方向寸法を例えば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。

20

【0006】

そこで、最近、本出願人は、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アセンブリと、を備えた血圧計を提案した（特願2016-106622号）。

【0007】

30

この血圧計では、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自体を検出する。したがって、カフ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。

【0008】

しかしながら、この提案された血圧計では、上記センサアセンブリは、上記押圧カフの長手方向（手首の周方向に相当）に関して上記被測定部位の橈骨動脈にのみ対応するように局所的に配置されている。このため、ユーザが実際に上記血圧計（カフ）を手首に装着する際に、手首の周方向に関してカフが少し位置ずれした結果として、上記センサアセンブリが橈骨動脈から外れた位置に装着されることがある。その場合、上記センサアセンブリが脈波信号を適切に取得できず、実際の血圧に対して血圧測定値がばらつくという問題がある。

40

【0009】

そこで、この発明の課題は、被測定部位の周方向に関してカフの位置ずれを或る程度許容でき、血圧を精度良く測定できる血圧計および血圧測定方法並びに機器を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するため、この発明の血圧計は、ポンプを搭載した本体と、

50

上記本体から延在し、被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、  
帯状で、上記ベルトの内周面に対向して配置され、上記ベルトの内周面から離間自在な態様で上記本体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被測定部位を圧迫するために、上記被測定部位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、上記被測定部位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被測定部位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被測定部位を圧迫する制御を行う加圧制御部と、

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血圧算出部と

を備えたことを特徴とする。

#### 【0011】

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。

#### 【0012】

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。

#### 【0013】

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。

#### 【0014】

この発明の血圧計は、本体から延在するベルトが被測定部位を取り巻くとともに、本体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被測定部位に近い内周側に配置された状態で、上記被測定部位に装着される。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、上記被測定部位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、上記被測定部位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被測定部位の周方向に沿って延在する。

#### 【0015】

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被測定部位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、上記被測定部位（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）。

## 【0016】

ここで、この血圧計では、上記センシングカフは、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、上記ベルトと上記カフ構造体（適宜、上記ベルトと上記カフ構造体とを併せて「カフ」と総称する。）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、上記被測定部位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被測定部位に装着する際に、被測定部位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、上記被測定部位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。

10

## 【0017】

また、上記カフ構造体は上記ベルトの内周面から離間自在であり、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手方向（上記被測定部位の周方向に相当）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。

## 【0018】

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（被測定部位の周方向に相当）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、血圧測定時に被測定部位の圧迫を助けることができる。

20

## 【0019】

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、上記被測定部位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。

## 【0020】

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、自然状態で被測定部位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。

## 【0021】

この一実施形態の血圧計では、被測定部位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、被測定部位（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被測定部位の周方向に沿って湾曲していることから、ユーザは、被測定部位（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）を使って被測定部位の外周面に上記カフ構造体を嵌め込むことによって、上記被測定部位に上記カフ構造体を容易に装着することができる。上記被測定部位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れたとしても、上記カフ構造体は上記被測定部位を把持することから、上記被測定部位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、上記被測定部位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、被測定部位に対して容易に装着され得る。

30

40

## 【0022】

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。

## 【0023】

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、

50

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。

【 0 0 2 4 】

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。

【 0 0 2 5 】

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。

10

【 0 0 2 6 】

この一実施形態の血圧計では、上記カフ構造体が上記ベルトの内周面から離間自在であるとともに、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、上記被測定部位と上記カフ構造体とを一括して取り巻く状態にするとき（装着の第2ステップ）、上記ベルトから上記カフ構造体が内向きの力を受けて、上記被測定部位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。これにより、装着状態では、上記被測定部位の外周面に対して、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。

【 0 0 2 7 】

一実施形態の血圧計では、

20

上記背板は、上記被測定部位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、上記被測定部位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。

【 0 0 2 8 】

この一実施形態の血圧計では、上記背板は、上記被測定部位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（被測定部位の周方向に相当）に関して全域に伝えることができる。また、上記背板は、上記被測定部位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、上記被測定部位と上記カフ構造体とを一括して取り巻く状態にするとき（装着の第2ステップ）、上記カフ構造体が上記被測定部位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。

30

【 0 0 2 9 】

一実施形態の血圧計では、

上記センシングカフは、上記被測定部位に接する側の第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、

40

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。

【 0 0 3 0 】

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。

【 0 0 3 1 】

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。

【 0 0 3 2 】

50

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）と上記被測定部位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（上記被測定部位の周方向に相当）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、上記被測定部位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。

10

**【0033】**

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被測定部位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。

**【0034】**

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。

20

**【0035】**

一実施形態の血圧計では、  
上記本体は、  
上記ポンプと上記押圧カフとを流体流通可能に接続する第1の流路と、  
上記ポンプまたは第1の流路と上記センシングカフとを流体流通可能に接続し、かつ、開閉弁が介挿された第2の流路とを搭載し、  
上記流体收容制御部は、上記装着状態で、上記開閉弁を開状態にして、上記ポンプまたは第1の流路から上記第2の流路を通して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、  
上記加圧制御部は、上記センシングカフに上記圧力伝達用の流体が收容された後、上記開閉弁を閉状態にして、上記ポンプから上記第1の流路を通して上記押圧カフに上記加圧用の流体を供給して上記被測定部位を圧迫することを特徴とする。

30

**【0036】**

この一実施形態の血圧計では、簡単な構成でもって、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ことができる。また、上記センシングカフに上記圧力伝達用の流体が收容されて封入された状態で、上記押圧カフに上記加圧用の流体を供給して加圧することができる。

**【0037】**

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。

40

**【0038】**

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。

**【0039】**

別の局面では、この発明の血圧測定方法は、  
ポンプを搭載した本体と、  
上記本体から延在し、被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、  
帯状で、上記ベルトの内周面に対向して配置され、上記ベルトの内周面から離間自在な

50

態様で上記本体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被測定部位を圧迫するために、上記被測定部位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、上記被測定部位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被測定部位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

を含んで、上記被測定部位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押圧カフに上記加圧用の流体を供給して上記被測定部位を圧迫する制御を行い、

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。

#### 【0040】

この発明の血圧測定方法によれば、本体から延在するベルトが被測定部位を取り巻くとともに、本体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被測定部位に近い内周側に配置された装着状態で、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、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被測定部位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、上記被測定部位（上記動脈通過部分を含む。）を圧迫する。そして、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）。

#### 【0041】

ここで、上記センシングカフは、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、上記被測定部位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被測定部位に装着する際に、被測定部位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、上記被測定部位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きのを防止でき、この結果、血圧を精度良く測定できる。

#### 【0042】

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た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、

上記本体から延在し、被測定部位を取り巻いて装着されるべきベルトと、

帯状で、上記ベルトの内周面に対向して配置され、上記ベルトの内周面から離間自在な態様で上記本体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被測定部位を圧迫するために、上記被測定部位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、上記被測定部位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被測定部位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

10

20

30

40

50

を含み、

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被測定部位を圧迫する制御を行う加圧制御部と、

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血圧算出部と

を備えたことを特徴とする。

【0043】

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。

【0044】

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。

【発明の効果】

【0045】

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によれば、被測定部位の周方向に関してカフの位置ずれを或る程度許容でき、血圧を精度良く測定できる。

【図面の簡単な説明】

【0046】

【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態様を示す斜視図である。

【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態様を示す斜視図である。

【図13C】上記血圧計がユーザの左手首に装着された態様を示す斜視図である。

【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 - X

10

20

30

40

50

V B 線矢視断面に相当)を示す図である。

【図 1 6】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 1 7】上記センシングカフに収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収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 1 8】複数のユーザについて、センシングカフに収容される水量を、「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す散布図である。

【発明を実施するための形態】

【0047】

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。

【0048】

(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。

【0049】

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 1 3 C 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、带状で、本体 10 に一端 20 f 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 29 mm に設定されている。また、ベルト 2 の厚さは、この例では 2 mm に設定されている。

【0050】

本体 10 は、この例では、略短円筒状のケース 10 B と、ケース 10 B 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 10 A と、ケース 10 B の下部に取り付けられた裏蓋 10 C (図 6 参照)とを有している。ケース 10 B 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 10 B 1, 10 B 2; 10 B 3, 10 B 4 が一体に設けられている。

【0051】

また、ケース 10 B の上部のガラス 10 A 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 52 A 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 52 B 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 52 C 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。

【0052】

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)へ延在する带状の第 1 ベルト部 3 と、本体 10 から一方向他側(図 2 では、左側)へ延在する带状の第 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。

【0053】

10

20

30

40

50

第1ベルト部3のうち本体10から遠い側の先端部3f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、略コの字状の杵状体5Aと、つく棒5Bと、ベルトの幅方向Xに延在する連結棒5Cとを含んでいる。杵状体5A、つく棒5B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3fに対して、連結棒5C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3fと根元部3e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6A、6Bが一体に設けられている。第1ベルト部3の内周面3aは、ベルト保持部6A、6Bの箇所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

10

## 【0054】

第2ベルト部4のうち根元部4eと本体10から遠い側の先端部4fとの間には、複数の小穴4w、4w、...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。

## 【0055】

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。

20

## 【0056】

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。

30

## 【0057】

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。

## 【0058】

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 $W2 = 25\text{ mm}$ 、背板22の幅方向Xの寸法は $W3 = 23\text{ mm}$ 、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 $W4 = 15\text{ mm}$ 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24fを除く。）は $L1 = 148\text{ mm}$ 、押圧カフ23の長手方向Yの寸法は $L2 = 140\text{ mm}$ 、背板22の長手方向Yの寸法は $L3 = 114\text{ mm}$ 、センシングカフ21の長手方向Yの寸法は $L4 = 110\text{ mm}$ にそれぞれ設定されている。

40

## 【0059】

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

50

接する側の第1のシート21Aと、この第1のシート21Aに対向する第2のシート21Bとを含み、第1、第2のシート21A、21Bの周縁部21m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21m、21m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21r、21r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21A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21m(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21rが設けられている。このような弛み21rは、例えば、第1、第2のシート21A、21Bの周縁部21m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21A、21B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 $t = 0.15\text{ mm}$ )からなっている。カフ構造体20の内周面20aは、センシングカフ21の第1のシート21Aによって構成されている。

10

#### 【0060】

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、それぞれの周縁部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(L2)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との間には、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。

20

30

#### 【0061】

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22d1、22d2は、この背板22の内周面22aと外周面22bとの間で互いに対応して同じ位置に設けられている。これにより、背板22が、溝22d1、22d2の箇所、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90とカフ構造体20とを一括して取り巻く状態にするとき(後述の図12中のステップS22)、カフ構造体20が左手首90の周方向Yに沿って湾曲しようとするのを、背板22が妨げることがない。

40

#### 【0062】

カーラ24は、この例では厚さ1mm程度の或る程度の可撓性および硬さを有する樹脂

50

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24は、展開状態では、長手方向Y（左手首90の周方向に相当）に関して押圧カフ23の長さを越えて帯状に延在している。このカーラ24は、図7中に示すように、自然状態では、左手首90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20の自然状態での形状が、図2中に示すように、左手首90の周方向Yに沿って湾曲した状態に保たれる。

【0063】

背板22の内周面22aの周縁部、カーラ24の内周面24aの周縁部には、それぞれ被測定部位（この例では、左手首90）から遠ざかる向きに湾曲したアール22r、アール24r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20の装着による違和感を与えないようにしている。

10

【0064】

図6に示すように、本体10の裏側には裏蓋10Cが設けられている。裏蓋10Cは、4つの貫通孔10C1, 10C2, 10C3, 10C4を有し、これらの貫通孔10C1, 10C2, 10C3, 10C4を通して、図示しないネジによってケース10Bの裏側に固定されている。ケース10Bの側面の第1ベルト部3の根元部3eで隠れる部分には、フィルタ付き吸排気孔10Bo, 10Bo, ...が設けられている（第2ベルト部4の根元部4e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10Bの内外間の空気流通が可能になっている。

【0065】

20

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、血圧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。

30

【0066】

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。

【0067】

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。

40

【0068】

なお、この血圧計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。

【0069】

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

50

らのシート板 381, 382 を予め定められた間隔を保つスペーサ部 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。

10

#### 【0070】

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 1.2 mm に設定されている。

#### 【0071】

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 CPU 101、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 CPU 100 は主に血圧計 1 全体の動作を制御し、サブ CPU 101 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 CPU 100 とサブ CPU 101 とを併せて、単に CPU 100 と呼ぶ。

20

#### 【0072】

表示器 50 は、この例では LCD (Liquid Cristal Display) からなり、CPU 100 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) を含んでいてもよい。

30

#### 【0073】

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 は押し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 CPU 100 に入力する。なお、操作部 52 は、押し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。

40

#### 【0074】

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のワークメモリなどとして用いられる。

#### 【0075】

CPU 100 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、CPU 100 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

50

力センサ 3 1、第 2 圧力センサ 3 2 からの信号に基づいて、ポンプ 3 0 および開閉弁 3 3 を駆動する制御を行う。また、CPU 1 0 0 は、第 2 圧力センサ 3 2 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。

【 0 0 7 6 】

加速度センサ 5 4 は、本体 1 0 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 5 4 は、本体 1 0 の、互いに直交する 3 方向の加速度を表す加速度信号を CPU 1 0 0 に出力する。この例では、この加速度センサ 5 4 の出力は、活動量を測定するために用いられる。

【 0 0 7 7 】

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 CPU 1 0 0 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 5 9 は、マイクロ USB コネクタを含んでいてもよい。

10

【 0 0 7 8 】

電池 5 3 は、この例では、充電可能な 2 次電池からなっている。電池 5 3 は、本体 1 0 に搭載された要素、この例では、CPU 1 0 0、メモリ 5 1、加速度センサ 5 4、通信部 5 9、第 1 圧力センサ 3 1、第 2 圧力センサ 3 2、ポンプ 3 0、開閉弁 3 3、および、ポンプ駆動回路 3 5 の各要素へ電力を供給する。

20

【 0 0 7 9 】

ポンプ 3 0 は、この例では圧電ポンプからなり、CPU 1 0 0 から与えられる制御信号に基づいてポンプ駆動回路 3 5 によって駆動される。このポンプ 3 0 は、第 1 の流路を構成する第 1 の流路形成部材 3 9 0 および可撓性チューブ 3 9 を介して、押圧カフ 2 3 に流体流通可能に接続されている。ポンプ 3 0 は、第 1 の流路形成部材 3 9 0 および可撓性チューブ 3 9 を通して、押圧カフ 2 3 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 3 0 には、ポンプ 3 0 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 3 0 がオンされると閉じて、押圧カフ 2 3 内に空気を封入するのを助ける一方、ポンプ 3 0 がオフされると開いて、押圧カフ 2 3 の空気を可撓性チューブ 3 9 および第 1 の流路形成部材 3 9 0 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。

30

【 0 0 8 0 】

このポンプ 3 0 は、第 2 の流路を構成する第 2 の流路形成部材 3 8 0 および可撓性チューブ 3 8 を介して、センシングカフ 2 1 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 3 9 0 と第 2 の流路形成部材 3 8 0 との間) には、開閉弁 (この例では、常開の電磁弁) 3 3 が介挿されている。開閉弁 3 3 は、CPU 1 0 0 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 3 3 が開状態にあるとき、ポンプ 3 0 から第 2 の流路を通してセンシングカフ 2 1 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。

40

【 0 0 8 1 】

第 1 圧力センサ 3 1、第 2 圧力センサ 3 2 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 3 1 は、第 1 の流路を構成する第 1 の流路形成部材 3 9 0 および可撓性チューブ 3 9 を介して、押圧カフ 2 3 内の圧力を検出する。第 2 圧力センサ 3 2 は、第 2 の流路を構成する第 2 の流路形成部材 3 8 0 および可撓性チューブ 3 8 を介して、センシングカフ 2 1 内の圧力を検出する。

【 0 0 8 2 】

なお、図 8 (本体 1 0 の内部を斜め上方から見たところ) に示すように、ポンプ 3 0 と第 1 圧力センサ 3 1 とは、本体 1 0 内でインナーケース部材 1 1 の略中央に配置されてい

50

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。

【 0083 】

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。

【 0084 】

( 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。

【 0085 】

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

【 0086 】

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。

【 0087 】

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 3a, 4a から離間自在であるとともに、カフ構造体 20 の一端 20f と反対の側の他端 20e 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。

【 0088 】

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 90a 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。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 8 9 】

次に、ユーザが本体 1 0 に設けられた操作部 5 2 の測定スイッチ 5 2 A を押すと ( 図 1 1 のステップ S 2 )、CPU 1 0 0 は、処理用メモリ領域を初期化する ( 図 1 1 のステップ S 3 )。また、CPU 1 0 0 は、ポンプ駆動回路 3 5 を介してポンプ 3 0 をオフし、ポンプ 3 0 に内蔵された排気弁を開くとともに、開閉弁 3 3 を開状態に維持して、押圧カフ 2 3 内およびセンシングカフ 2 1 内の空気を排気する。続いて、第 1 圧力センサ 3 1、第 2 圧力センサ 3 2 の 0 mmHg の調整を行う制御を行う。

## 【 0 0 9 0 】

次に、CPU 1 0 0 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 3 5 を介してポンプ 3 0 をオンし ( 図 1 1 のステップ S 4 )、開閉弁 3 3 を開状態に維持して、押圧カフ 2 3 およびセンシングカフ 2 1 の加圧を開始する ( 図 1 1 のステップ S 5 )。加圧過程では、第 1 圧力センサ 3 1、第 2 圧力センサ 3 2 によって押圧カフ 2 3、センシングカフ 2 1 の圧力をそれぞれモニタしながら、ポンプ駆動回路 3 5 を介してポンプ 3 0 を駆動する。これにより、第 1 の流路 ( 第 1 の流路形成部材 3 9 0 および可撓性チューブ 3 9 ) を通して押圧カフ 2 3 に、また、第 2 の流路 ( 第 2 の流路形成部材 3 8 0 および可撓性チューブ 3 8 ) を通してセンシングカフ 2 1 に、それぞれ空気を送る制御を行う。

10

## 【 0 0 9 1 】

次に、図 1 1 のステップ S 6 で、CPU 1 0 0 は流体収容制御部として働いて、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 3 0 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 2 1 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 1 1 のステップ S 6 で NO ならば、センシングカフ 2 1 の圧力が所定の圧力に到達するか、もしくは、ポンプ 3 0 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 2 1 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。

20

## 【 0 0 9 2 】

図 1 1 のステップ S 6 で YES ならば、センシングカフ 2 1 に適量の空気が収容されたと判断される。すると、図 1 1 のステップ S 7 で、CPU 1 0 0 は加圧制御部として働いて、開閉弁 3 3 を閉状態にして、ポンプ 3 0 から第 1 の流路を通して押圧カフ 2 3 に空気を供給する制御を継続する。これにより、押圧カフ 2 3 を膨張させるとともに圧力を徐々に加圧して、左手首 9 0 を圧迫していく。このとき、背板 2 2 が、押圧カフ 2 3 からの押圧力をセンシングカフ 2 1 へ伝える。センシングカフ 2 1 は、左手首 9 0 ( 動脈通過部分 9 0 a を含む ) を圧迫する。この加圧過程で、CPU 1 0 0 は、血圧値を算出するために、第 2 圧力センサ 3 2 によって、センシングカフ 2 1 の圧力  $P_c$ 、すなわち、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a 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 1 6 中に、この加圧過程で得られるセンシングカフ 2 1 の圧力  $P_c$ 、脈波信号  $P_m$  の波形を例示している。

30

## 【 0 0 9 3 】

ここで、図 1 5 A、図 1 5 B は、センシングカフ 2 1 に適量の空気が収容され、開閉弁 3 3 が閉じられた加圧状態での、左手首 9 0 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 1 5 A は、左手首 9 0 の腱 9 6 が通る部分の断面 ( 図 1 4 中の X V A - X V A 線矢視断面に相当 ) を示している。一方、図 1 5 B は、左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1 が通る部分の断面 ( 図 1 4 中の X V B - X V B 線矢視断面に相当 ) を示している。図 1 5 B に示すように、左手首 9 0 の橈骨動脈 9 1 が通る部分は比較的柔らかいので、センシングカフ 2 1 の第 1 のシート 2 1 A と第 2 のシート 2 1 B との間に、空気が存在する隙間 2 1 w が残っている。したがって、センシングカフ 2 1 のうち橈骨動脈 9 1 に対向する部分は、左手首 9 0 の動脈通過部分 9 0 a の圧力を反映することができる。一方、図 1 5 A に示すように、左手首 9 0 の腱 9 6 が通る部分は比較的硬いので、センシングカフ 2 1 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 2 1 A と第

40

50

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に收容された空気が、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。

【0094】

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Pm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と拡張期血压DBP)の算出を試みる。

10

【0095】

この時点で、データ不足のために未だ血压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。

【0096】

このようにして血压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、血压値の測定結果を表示器50に表示する(ステップS12)。

20

【0097】

なお、血压算出は、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。

【0098】

このように、この血压計1では、血压測定の都度、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、血压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、ユーザが実際に血压計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が外れることはない。したがって、実際の血压に対して血压測定値がばらつくのを防止でき、この結果、血压を精度良く測定できる。

30

【0099】

なお、上の例では、血压測定の都度、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21に圧力伝達用の流体を收容し、封じ切りにしても良い。

40

【0100】

(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17は、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水を用い、センシングカフ21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SBP)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SBP)(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17から分かるように、センシングカフ21に收容される水量が0.26

50

$ml \pm 0.05 ml$  の範囲  $w a$  であれば、血圧測定誤差  $\pm 5 mmHg$  以内であり、適量であると考えられる。

【0101】

図17では、水量がその適量範囲  $w a$  を超えると、血圧測定誤差がプラス側に大きくなっている。この理由は、図14に示す断面で、腱96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21の内圧が上がってしまうこと、および、左手首90のうち橈骨動脈91および尺骨動脈92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21が膨らみ、膨らませる張力の分だけセンシングカフ21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17では、水量がその適量範囲  $w a$  を下回ると、血圧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。

10

【0102】

この結果、この例では、センシングカフ21に收容される圧力伝達用の流体は、 $0.26 ml \pm 0.05 ml$  の範囲  $w a$  が適量であると考えられる。既述の図11のステップS6における、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  $0.26 ml \pm 0.05 ml$  の範囲  $w a$  になる条件を満たすように設定されている。

【0103】

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。

20

【0104】

（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。

30

【0105】

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 $W4 = 15 mm$ 、押圧カフ23の実質的な幅方向寸法を $W2 = 25 mm$ 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。

【0106】

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。

40

【0107】

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はその部材（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。

【0108】

50

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。また、被測定部位は、上腕、下肢などの手首以外の部位であっても良い。

【0109】

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。

【0110】

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。

10

【0111】

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。

20

【0112】

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】

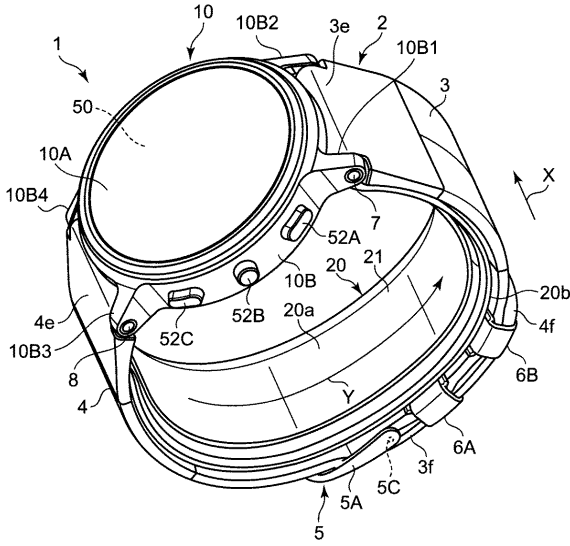
【0113】

- 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

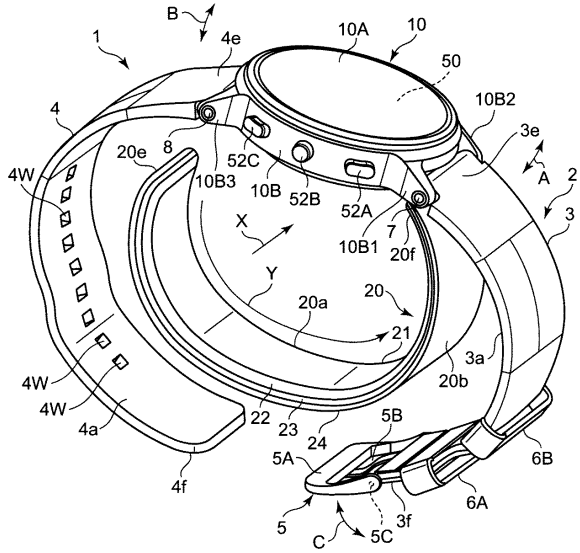
30

40

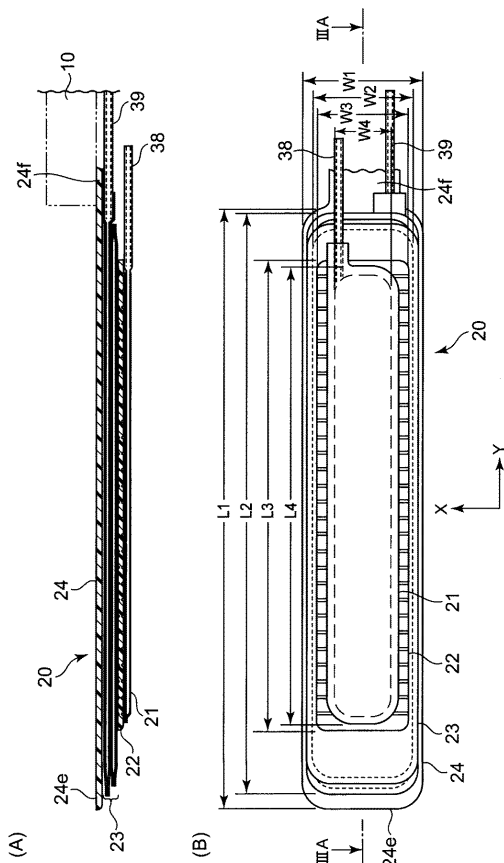
【図1】



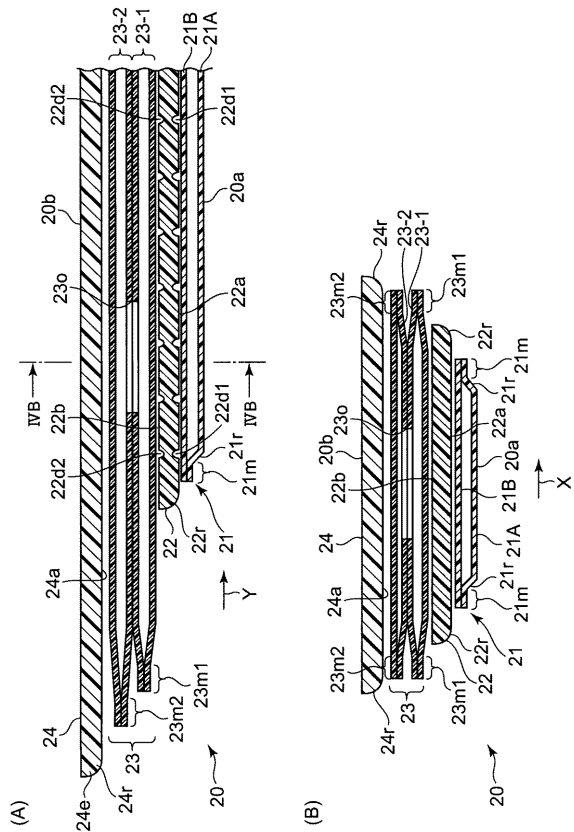
【図2】



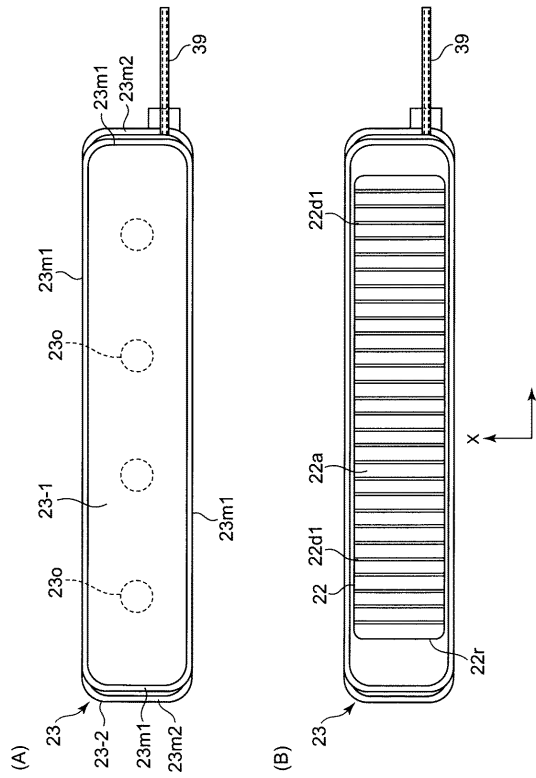
【図3】



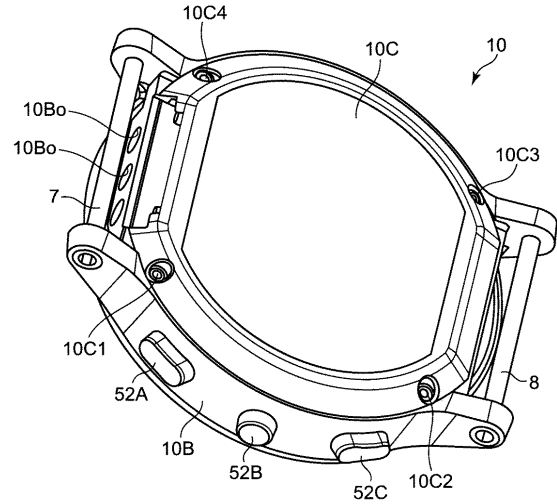
【図4】



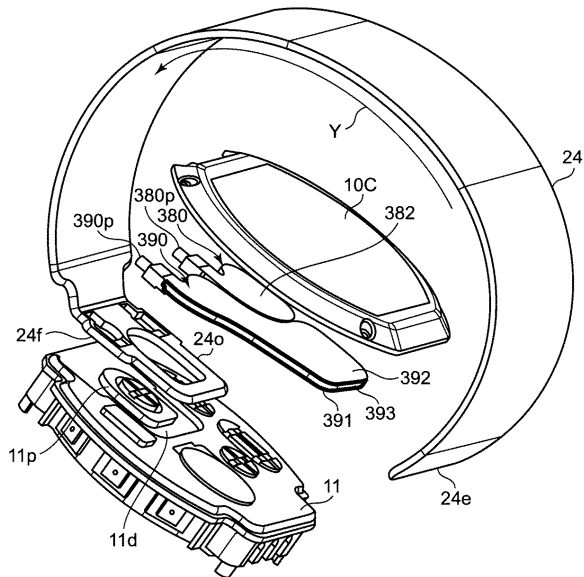
【 図 5 】



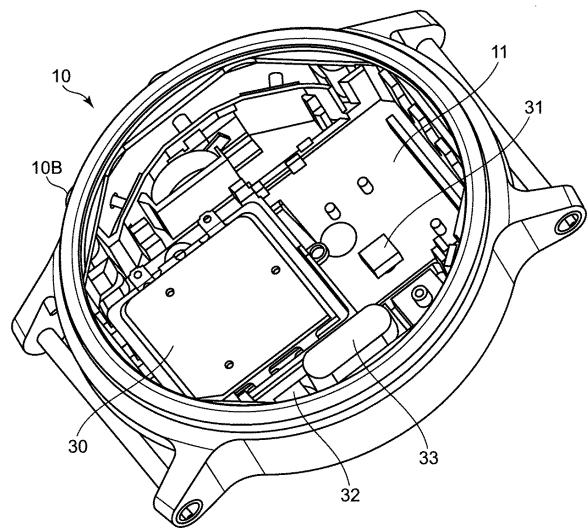
【 図 6 】



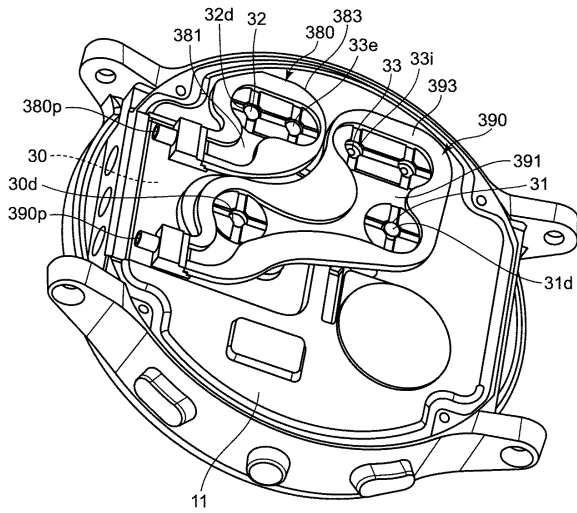
【 図 7 】



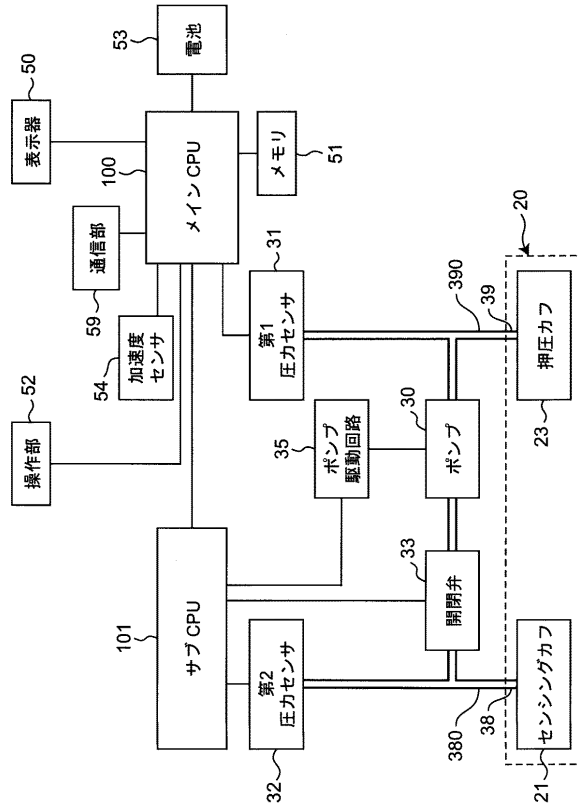
【 図 8 】



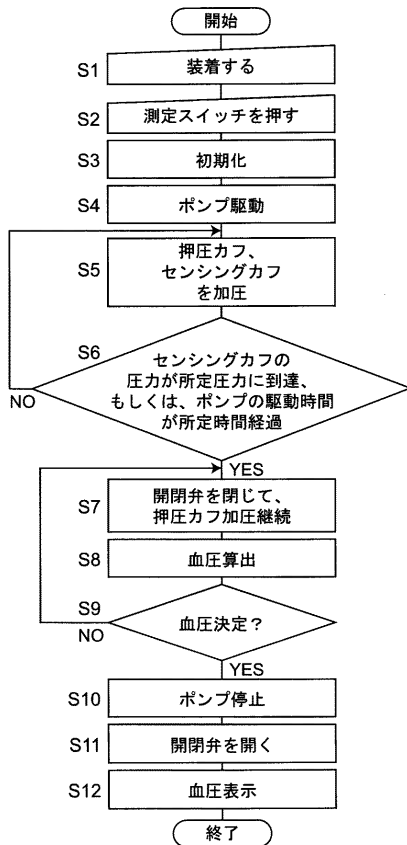
【図9】



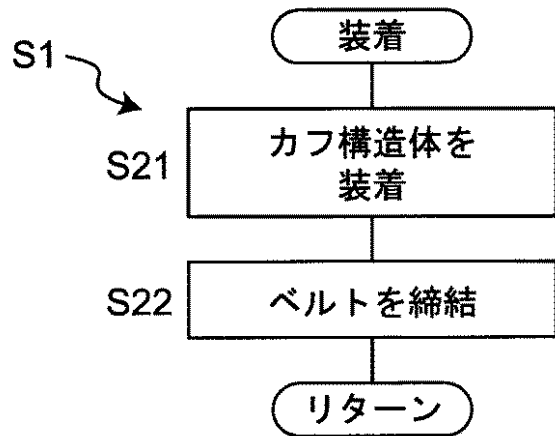
【図10】



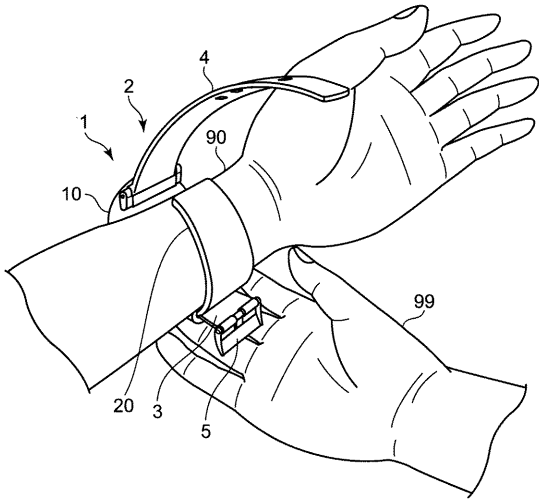
【図11】



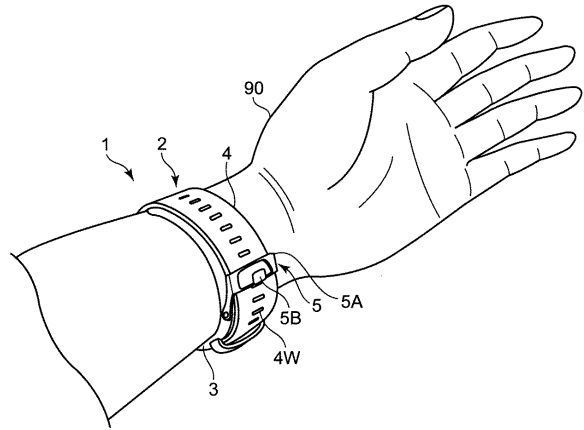
【図12】



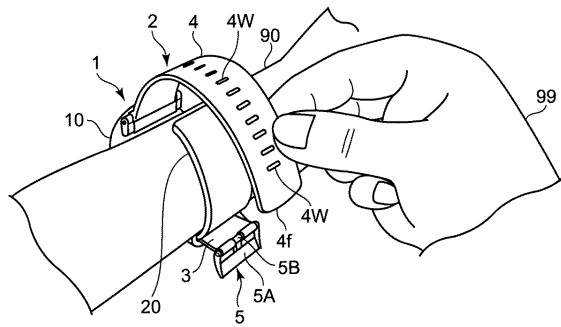
【図13A】



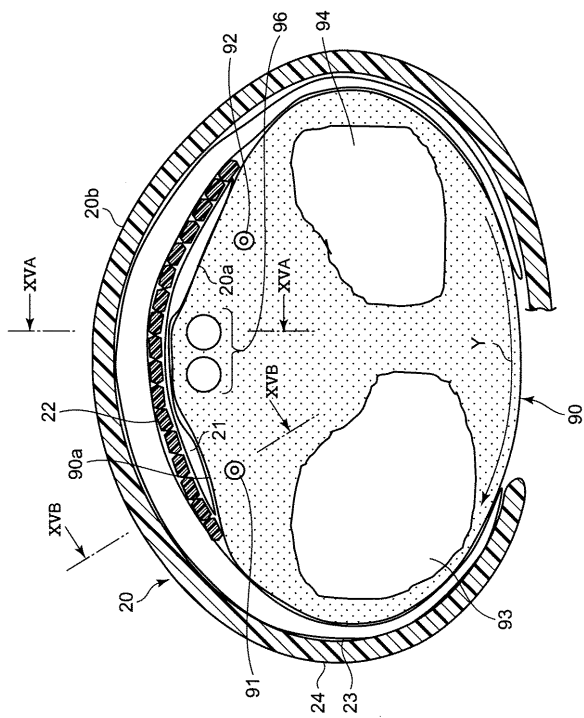
【図13C】



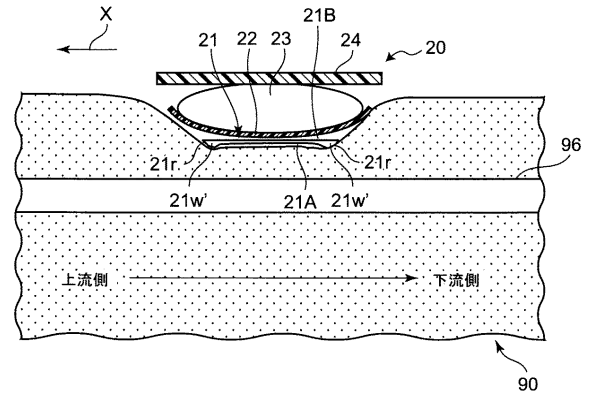
【図13B】



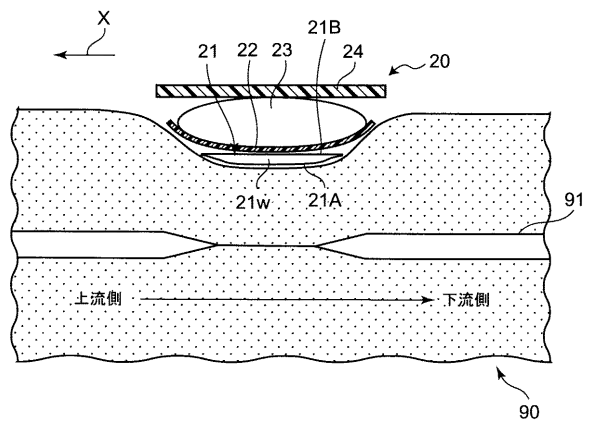
【図14】



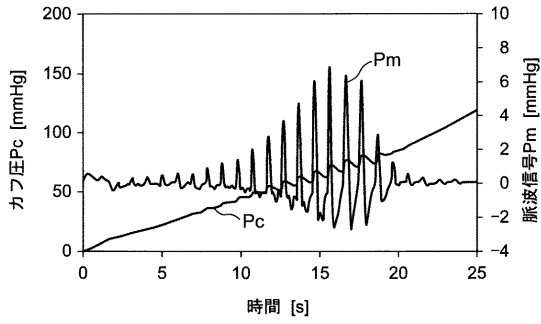
【図15A】



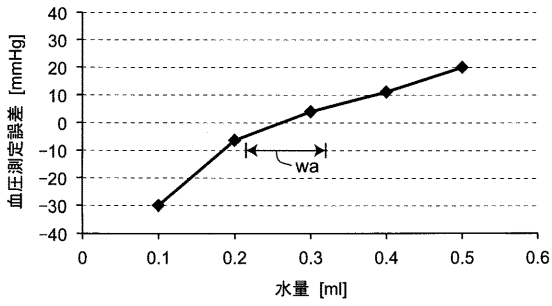
【図15B】



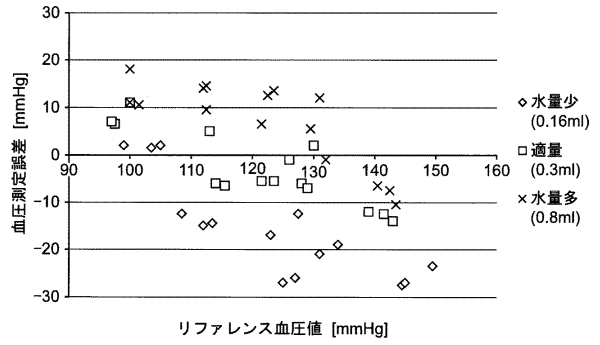
【図16】



【図17】



【図18】



## フロントページの続き

- (72)発明者 東村 悠  
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
- (72)発明者 ブライアン・ブリガム  
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
- (72)発明者 江下 就介  
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
- (72)発明者 西岡 孝哲  
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
- (72)発明者 佐野 佳彦  
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
- (72)発明者 久保 大  
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

審査官 牧尾 尚能

- (56)参考文献 特開平11-309119(JP,A)  
特開平6-105813(JP,A)  
特開2002-102182(JP,A)  
特開2006-212282(JP,A)  
特開平8-332172(JP,A)  
特開平7-255686(JP,A)  
実開平1-93004(JP,U)  
特表2008-538942(JP,A)  
特開2008-253822(JP,A)  
特開2005-334124(JP,A)  
特開2006-81655(JP,A)  
特開2013-202296(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/02 - 5/03