

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5107535号
(P5107535)

(45) 発行日 平成24年12月26日(2012.12.26)

(24) 登録日 平成24年10月12日(2012.10.12)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/02 (2006.01)
 A 6 1 B 5/02 3 3 5 Z
 A 6 1 B 5/02 3 3 7 F

請求項の数 3 (全 10 頁)

| | | | |
|-----------|------------------------------|-----------|-----------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2006-177261 (P2006-177261) | (73) 特許権者 | 000109543 |
| (22) 出願日 | 平成18年6月27日 (2006. 6. 27) | | テルモ株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2008-5925 (P2008-5925A) | | 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目4 4 番 1 号 |
| (43) 公開日 | 平成20年1月17日 (2008. 1. 17) | (74) 代理人 | 100076428 |
| 審査請求日 | 平成21年6月23日 (2009. 6. 23) | | 弁理士 大塚 康德 |
| | | (74) 代理人 | 100112508 |
| | | | 弁理士 高柳 司郎 |
| | | (74) 代理人 | 100115071 |
| | | | 弁理士 大塚 康弘 |
| | | (74) 代理人 | 100116894 |
| | | | 弁理士 木村 秀二 |
| | | (74) 代理人 | 100130409 |
| | | | 弁理士 下山 治 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

血圧測定部位に装着されるカフ本体と、
前記カフ本体の加圧及び減圧を制御する本体部と、を備える血圧測定装置であって、
前記カフ本体は、
 血圧測定部位の動脈を圧迫する阻血用カフと、
 前記阻血用カフの下方の略中央部よりも心臓側に配置されるサブカフと、
 前記阻血用カフと前記サブカフに対して分岐接続される配管と、
 前記配管と前記サブカフとの間に接続される流体抵抗器と、
前記配管と前記サブカフとの間において、前記流体抵抗器と並列に接続される逆止弁と
を備え、
前記本体部は、
 前記配管と接続されるカフ圧検出部と、
前記配管を介して前記阻血用カフ及び前記サブカフの加圧を行う加圧手段と、
前記配管を介して前記阻血用カフ及び前記サブカフの減圧を行う減圧制御部と、
前記カフ圧検出部に電氣的に接続され、前記カフ圧検出部の検出カフ圧信号より、検出
脈波信号を検出する脈波検出部と、
前記減圧制御部による減圧過程において、前記脈波検出部において検出された検出脈波
信号と、前記カフ圧力検出部の検出カフ圧信号と、に基づき血圧値を決定する血圧検出部
と、

10

20

前記血圧検出部からの血圧値を表示する血圧表示部と、を備え、

前記逆止弁は、前記加圧手段が収縮期血圧よりも高い圧力まで加圧を行う場合に開状態となり、前記加圧手段による加圧が停止した場合に閉状態となるよう制御されることを特徴とする血圧測定装置。

【請求項 2】

前記阻血用カフと前記サブカフとの間にバッキング材を含む第 1 の裏打部材を配置したことを特徴とする請求項 1 に記載の血圧測定装置。

【請求項 3】

前記阻血用カフと前記カフ本体との間にバッキング材を含む第 2 の裏打部材を配置したことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の血圧測定装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血圧測定装置に関し、特に阻血用カフを用いるオシロメトリック方式を用いて非観血血圧測定を行う血圧測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来のオシロメトリック方式の血圧計によれば、収縮期血圧以上の高い圧力まで阻血用カフの圧力を徐々に上昇させるか、または収縮期血圧より高い圧力より下降させながら阻血カフの下に位置した動脈の容積変化に基づいて、カフ圧力の振動を検出し、振動の振幅変化により血圧を決定していた。

20

【0003】

このような阻血用カフを用いた血圧測定法における収縮期血圧の求め方は阻血用カフの圧力を動脈内の最高圧力である収縮期血圧以上に上げることで、動脈の血流が止まる一方で、下げることで血流は流れる現象を検出して求めている。

【0004】

これに対して、現在広く普及しているコトコフ方式(聴診法)によれば、収縮期血圧以上に阻血用カフの圧力を上げて一度血流を止めた後に、徐々に阻血用カフの圧力を降下させ、血流の再開するタイミングで発生するコトコフ音を阻血用カフの下流側で検出することにより収縮期血圧値(最高血圧値)を求めるものである。

30

【0005】

上記のオシロメトリック方式は、血流が再開する現象を、阻血用カフ下の動脈容積変化に基づく阻血用カフの圧力振動として捕らえる方法である。このため、オシロメトリック方式は、コトコフ方式との比較においてコトコフ音の検出を行うためのセンサー(含む聴診器)が不要となる。

【0006】

聴診法では血圧測定時に発生するノイズ(カフ布、カフチューブの擦過音、振動)は、ノイズの周波数成分がコトコフ音の周波数成分に近いことから誤検出されやすい欠点を有する。これに対してオシロメトリック方式の測定時における圧力変動の周波数成分は低い。また、血圧測定時に発生するノイズ周波数と大きく乖離しているために、ノイズの影響を受けず、また被測定部位となる動脈に対するカフ装着時の位置ずれがあっても測定可能な方法であることから、主に自動血圧計用として用いられている。

40

【0007】

しかしながら、オシロメトリック方式には阻血用カフに用いられるリバロッチカフの血管圧迫特性に起因する収縮期血圧(最大血圧値)の検出に問題がある。すなわち、リバロッチカフは幅方向の中央部ではカフ圧力を反映した圧迫力を得ることができるが、中央部よりズレるとカフ圧を反映した圧迫力が得られず、中央部からカフの端部方向に圧迫力が徐々に減少してしまい、端部ではゼロとなる特性を示す。

【0008】

このような特性により、まさに収縮期血圧を測定しようとするタイミングでの阻血用カ

50

フのカフ圧力が、収縮期血圧に近くやや高い状態の時に、血流はカフの中央部で止められていることになる。この結果、血流は心臓の拍動に同期して、阻血用カフの上流部から阻血用カフの中央部まで侵入しては戻される現象が生じる。この現象によって、収縮期血圧の検出ターゲットとなるカフの下流側（前腕側）への血流の再開現象を検出するために用いられる脈波の発生する以前から既に脈波が検出されてしまう。

【0009】

また、阻血用カフのカフ圧力が収縮期血圧以下になり、血流が再開するとこの血流による容積変化が、阻血用カフ下の中央部から下流側で発生するが、この容積変化は、阻血用カフ圧力が動脈圧よりわずかに低い状態であるため、血管がわずかな時間の間、開いた後にすぐに閉じてしまう。この時の阻血用カフ下の下流側の容積変化は上流側の容積変化に比較すると非常に小さい。

10

【0010】

オシロメトリック方式で検出される脈波は、上述の阻血用カフ下の上流側の容積変化と下流側の容積変化が重なった容積変化に基づいているので、脈波より血流再開に基づく変化のみを選択して検出することは、特に血流量が小さい場合には非常に困難になる。以上が、オシロメトリック方式がコトコフ方式に較べて、収縮期血圧の測定におけるS/N比の悪化を招く原因となっている。

【0011】

上述のように血流の再開による変化で検出が困難な場合がある。そこで、従来より、以下の対策を図っている。阻血用カフの圧力を収縮期血圧からさらに下降させていくと心臓の拍動周期の内、動脈圧が阻血用カフの圧力より高くなる時間が長くなることによる阻血用カフ下の下流側の容積変化の増加により、徐々に脈波の振幅が大きくなる。

20

【0012】

また、鬱血の度合いにもよるが、阻血用カフより末梢部位の血管内圧が阻血用カフ圧より大きくなると、末梢からの圧反射が発生し、この反射によりあるカフ圧から脈波が急に大きくなる。さらに阻血カフ圧の減圧が進むと、阻血用カフの内圧よりも末梢部位の血管内圧が大きくなる時間が長くなり、血管が閉じている時間が無くなる寸前では、阻血用カフの上流部位と末梢部の血管が同時に全開となり脈波の振幅が最大となる。

【0013】

このときの容積変化は、収縮期血圧測定時のタイミングにおける阻血用カフ下の容積変化は主に阻血用カフ下の血管容積の50%に相当するカフ中心部より上流側の変化であるので、収縮期血圧測定時脈波振幅の約2倍になる。これを利用して、最大脈波振幅の約50%の脈波振幅になるタイミングを収縮期血圧とする方法を採用している。

30

【0014】

しかしながら、この割合は、カフの巻き方による阻血用カフ下の脈波形成に寄与する上流部、下流部の容積のアンバランス、カフのコンプライアンスの差、末梢部位の血管内圧の上昇の程度、タイミングの影響を受ける。また、この末梢部位の血管内圧の上昇には、血圧測定の繰り返し時間の短さによる鬱血の程度が影響するが、主として生体の個体差である血圧値、末梢循環の程度、末梢側の血管コンプライアンスが影響している。

【0015】

40

これらの問題解決を図るためにダブルカフ方式が考案されている。このダブルカフ方式は、血管の圧迫に用いる阻血用カフと、阻血用カフ下の中央部において脈波のみを検出する検出用カフを阻血機能とは分離して設けた方式である。このダブルカフ方式によれば、オシロメトリック方式で問題となる上記の収縮期血圧測定時の阻血用カフ下の上流側の容積変化に基づく脈波の影響を軽減でき、収縮期血圧の決定の目安になる阻血用カフ下の下流側の容積変化をS/N比良く検出することができる。（特許文献1）

しかし、収縮期血圧の検出タイミングでは、阻血用カフ下の上流側に侵入する血流は脈波検出用カフのすぐそばまで侵入する場合があります。これを脈波検出用カフが検出し、また、脈波検出用カフを阻血用カフ下に設けているので、阻血用カフで検出された阻血用カフ下の上流側の容積変化に基づくカフの振動が接している脈波検出用カフに顕著に伝わる現

50

象が見られる場合もあり、収縮期血圧の測定のス/N比を悪化させることがあった。

【0016】

そこで、阻血用カフにて血管が圧閉されている時に脈波検出用カフへの上流側から侵入してくる血流を近づけないように、脈波検出用カフの圧迫性能を上げるためのバッキングを設置し、脈波検出用カフと阻血用カフの間に阻血用カフからの伝達脈波をダンピングするための緩衝材を設置し、さらに阻血用カフ下の上流側に脈波をダンピングするための緩衝材を設ける提案もなされている。(特許文献2)

しかしながら、この提案によれば、脈波検出用カフの圧迫力の向上をできるが、阻血ポイントが脈波検出用カフから離す程度にも限界がある。また、使用部材のダンピング特性にも限界があるので、脈波の比較的高い周波数成分の減衰は行うことができるが低い成分までは十分に減衰することができない場合もあった。このため、収縮期血圧をS/N比良く検出することができない場合があった。

【特許文献1】特開2004-195056号公報

【特許文献2】特開2004-321251号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0017】

したがって、本発明はこのような状況に鑑みてなされたものであり、オシロメトリック方式による脈波検出用カフに対する阻血用カフの上流部の容積変化の影響をより効果的に排除することで、収縮期血圧の検出のためのS/N比を向上することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0018】

上述した課題を解決するために、本発明にかかる血圧測定装置は、以下のような構成を備える。即ち、

血圧測定部位に装着されるカフ本体と、

前記カフ本体の加圧及び減圧を制御する本体部と、を備える血圧測定装置であって、

前記カフ本体は、

血圧測定部位の動脈を圧迫する阻血用カフと、

前記阻血用カフの下方の略中央部よりも心臓側に配置されるサブカフと、

前記阻血用カフと前記サブカフに対して分岐接続される配管と、

前記配管と前記サブカフとの間に接続される流体抵抗器と、

前記配管と前記サブカフとの間において、前記流体抵抗器と並列に接続される逆止弁と、

を備え、

前記本体部は、

前記配管と接続されるカフ圧検出部と、

前記配管を介して前記阻血用カフ及び前記サブカフの加圧を行う加圧手段と、

前記配管を介して前記阻血用カフ及び前記サブカフの減圧を行う減圧制御部と、

前記カフ圧検出部に電氣的に接続され、前記カフ圧検出部の検出カフ圧信号より、検出脈波信号を検出する脈波検出部と、

前記減圧制御部による減圧過程において、前記脈波検出部において検出された検出脈波信号と、前記カフ圧力検出部の検出カフ圧信号と、に基づき血圧値を決定する血圧検出部と、

前記血圧検出部からの血圧値を表示する血圧表示部と、を備え、

前記逆止弁は、前記加圧手段が収縮期血圧よりも高い圧力まで加圧を行う場合に開状態となり、前記加圧手段による加圧が停止した場合に閉状態となるよう制御されることを特徴とする。

【0019】

また、前記阻血用カフと前記サブカフとの間にバッキング材を含む第1の裏打部材を配置したことを特徴としている。

【0020】

10

20

30

40

50

また、前記阻血用カフと前記カフ本体との間にバックング材を含む第2の裏打部材を配置したことを特徴としている。

【0028】

ここで、さらなる本発明の特徴は、以下本発明を実施するための最良の形態および添付図面によって明らかになるものである。

【発明の効果】

【0029】

本発明によれば、阻血カフに用いられるリバロッチカフの欠点である圧迫圧のカフ中央部よりカフ端に向けて生じる圧迫圧力の減少変化を無くすることができる。具体的には、阻血カフと同じ圧力を加えたサブカフの圧迫力で補強し、収縮期血圧測定のタイミングにおいて、阻血カフ下の上流部に血液が流入することを阻止し、また、阻血用カフの上流側から阻血用カフの中央部に向けて流入する血液により発生される容積変化をサブカフでガードし、さらにサブカフに接続された流体抵抗器により適度に減衰させて、阻血用カフに容積変化が伝わることを防止し、血流再開に基づいた阻血カフ下の下流側の容積変化による脈波変化のみをS/N比を向上させて精度よく検出することが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

以下に、本発明の実施形態について添付の図面を参照して説明すると、図1は本発明の一実施形態の血圧測定装置を示すブロック図である。

【0031】

本図の実施形態によれば、脈波を検出する血圧測定用カフ100（以下、カフと言う）は、血圧測定部位となる腕上に装着されるカフ本体となるカフ布5と、血圧測定部位の動脈Kを圧迫する阻血用カフ1と、この阻血用カフ1の下方の略中央部よりも心臓H側に配置されるサブカフ3とを備えている。また、阻血用カフ1とサブカフ3に対して分岐部6a、6b、6c、6dを介して図示のように接続される配管6を設けており、この配管6の分岐部6b、6dの間にオリフィスなどの流体抵抗器11が接続されている。

【0032】

サブカフ3は、阻血用カフ1の上流側の端と阻血用カフの中央部位との間に位置できるように、生体に接する側に配置されている。このサブカフ3は、図示の大きさに限定されず、阻血用カフの中央部より上流側（心臓側）において阻血用カフ1の図中の左側に一部がはみ出るようにしても良く、また阻血用カフ1と同じ上下方向の全長を備えていても良い。

【0033】

図1に図示される血圧測定装置は、装置本体10と血圧測定部位に装着されるカフ100とから構成されている。

【0034】

このカフ100は、図示のようにカフ上流部を血圧測定部位の動脈の血流が流れ込む心臓左室側になるようにして装着される。このカフ100は、阻血用カフ1と上記の流体抵抗器11を介して接続されたサブカフ3とをカフ全体を包むカフ布5に設けて構成されており、カフ100を血圧測定部に巻き付けたあとに固定するための面ファスナー（不図示）を有している。また、このカフ100は、阻血用カフ1の生体に接する面と反対の側のカフ布5とカフの間に後述するバックング材からなる裏打部材を設置する場合もある。

【0035】

一方、配管6の分岐部6b、6dからは配管7がさらに接続される場合があり、この配管7に対して流体抵抗器11と並列に接続される逆止弁21を接続することで、カフ100の加圧時において逆止弁21により流体抵抗器11をバイパスしてサブカフ3を短時間内に加圧可能にしている。

【0036】

このように加圧可能にすることで、例えば被血圧測定者の腕のサイズが大きくなり、サブカフの容積を大きく設定しなければならない場合に、流体抵抗器11を介して加圧する

10

20

30

40

50

とサブカフ 3 が十分に膨らまなくなることを防止できるように構成されている。

【 0 0 3 7 】

カフ 1 0 0 と本体 1 0 との間はコネクタ 3 8 で着脱可能に接続されているが、一体配管としてもよい。

【 0 0 3 8 】

サブカフ 3 で検出される脈波を消去するために、阻血用カフ 1 とサブカフ 3 の間には流体抵抗器 1 1 が図示のように接続されている。なお、サブカフ 3 の容量 B は、阻血用カフ 1 の容量を A m l として最大 (A / 2) m l とすることで収縮期血圧の測定の S / N 比が向上する。

【 0 0 3 9 】

一方、カフ 1 0 0 の配管 7 にはポンプ 1 8 からの空気圧を制御する加圧制御部 1 9 と、減圧の排気制御を行う減圧制御部 2 0 とが図示のように配管されている。

【 0 0 4 0 】

また配管 7 は、圧力センサを備えたカフ圧検出部 1 3 に接続されており、このカフ圧検出部 1 3 の出力から、この出力に重畳している脈波を検出する脈波検出部 1 4 に対して電気信号を送り、カフ圧力検出部 1 3 からの検出カフ圧信号と脈波検出部 1 4 からの検出脈波信号に基づき血圧検出部 1 5 で血圧値が決定され、決定された血圧値を液晶表示装置などを備えた血圧表示部 1 6 で表示するように構成されている。

【 0 0 4 1 】

また、本体 1 0 は、バッテリーなどの電源部 1 7 を備えており、上記のポンプおよび各制御部の制御を司るとともに、コンピュータにより読取り可能な各種制御プログラムを記憶した ROM , RAM 等を含む CPU への電源供給を行うようにしている。

【 0 0 4 2 】

ここで、流体抵抗器 1 1、逆止弁 2 1 は双方またはいずれか一方を本体 1 0 内に配設して、サブカフ 3 と別配管を介して接続することで、カフ 1 0 0 の小型軽量化を図るようにしても良い。なお、上記の各検出部 1 3、1 4、1 5 と表示部 1 6 と、制御部 1 9、2 0 は不図示の CPU 7 0 に内蔵されており、所定プログラムを実行可能にしている。

【 0 0 4 3 】

続いて図 2 (a) は、カフ 1 0 0 を幅方向に破断し測定部位に装着した後の断面図である。また、図 2 (b) は動作説明のための拡大配管図である。

【 0 0 4 4 】

図 2 (a) において、サブカフ 3 の圧迫特性を高めるために、阻血用カフ 1 とサブカフ 3 との間にバックリング材を含む第 1 の裏打部材 3 0 が配置されている。また、阻血用カフ 1 とカフ布 5 との間にバックリング材を含む第 2 の裏打部材 4 0 が配置されている。

【 0 0 4 5 】

図 2 (a) において、阻血カフ 1 と同じ圧力でサブカフ 3 が補強され、収縮期血圧測定のタイミングにおいて、阻血カフ 1 下の上流部に血液 K 1 が流入することを阻止し、また、阻血用カフの上流側から阻血用カフの中央部に向けて流入する血液 K 1 により発生される容積変化をサブカフ 3 でガードし、さらにサブカフ 3 に接続された流体抵抗器により適度に減衰させて、阻血用カフ 1 に容積変化が伝わることを防止できるので、血流再開に基づいた阻血カフ 1 下の下流側の容積変化による脈波変化のみを S/N 比を向上させて精度よく検出することが可能になった。

【 0 0 4 6 】

以上のように構成されるカフ 1 0 0 は各種の血圧測定装置に使用できるが、例えば図 1 に図示の血圧測定装置によれば、記憶された制御プログラムをコンピュータで読み出し、図 3 の血圧測定ルーチンのフローチャートのように動作することができる。

【 0 0 4 7 】

まず、血圧装置が起動されるとステップ S 1 において加圧制御部により加圧が開始されて、図 2 (b) において破線図示の矢印方向に加圧が行われて、ステップ S 2 に進む。このステップ S 2 では、予想される収縮期血圧より高い 2 0 ~ 3 0 m m H g 分以上を設定圧

10

20

30

40

50

として、阻血用カフ 1 の圧力が設定圧力に到達したかをカフ圧力検出部の信号によりチェックし、設定圧力になるまで実行する。阻血用のカフ 1 の圧力が設定圧になったら加圧制御部は、ステップ S 3 において加圧を停止する。ここで、上記の逆止弁 2 1 として電磁弁を用いる場合には、ステップ S 1 で開放動作を行い、ステップ S 3 で停止動作に同期した閉動作が行われる。

【 0 0 4 8 】

続いてステップ S 4 に進み、減圧制御部によりカフ圧力検出部からの信号を用いて、減圧速度が 2 ~ 3 mmHg / 秒になるように、図 2 (b) において実線図示の矢印方向の減圧が開始される。これに続いてステップ S 5 において、カフ圧力検出部からの信号より脈波の検出を開始する。脈波検出部で検出された脈波信号は血压検出部内の記憶部に送られカフ圧と脈波振幅を一組にして記憶を行う。ステップ S 6 において、血压検出部では、脈波振幅の最大値の検出を行い、脈波振幅が連続して減少することを検出し減少を開始する一つ前の脈波を脈波最大値として検出する。

10

【 0 0 4 9 】

続いて、ステップ S 7 に進み、血压検出部にて脈波最大値の 6 0 % 以下になる脈波の検出を行い、その時のカフ圧力を拡張期血压 (最小血压値) として決定する。拡張期血压が決定されるとステップ S 8 に進み、減圧制御部により急速排気される。そしてステップ S 9 において、血压検出部で記憶されたカフ圧力と脈波振幅が一組になっているデータから、減圧開始してから最初に脈波振幅が 50 % 以上、急に大きくなる変化を検出して、振幅が急に大きくなった脈波の圧力値を収縮期血压として決定する。このようにして決定されるとステップ S 1 0 で、収縮期血压値と拡張期血压値の血压表示部に表示して、一連の血压計測動作を終了する。

20

【 0 0 5 0 】

図 4 は、血压決定部に記憶された脈波振幅とカフ圧を時系列に表示したものである。(a) は、サブカフを用いない場合の検出脈波振幅変化を示し、(b) は本発明のサブカフを用いた場合の検出脈波振幅変化を示す。

【 0 0 5 1 】

図示のように図 4 (a) の波形と比較して、図 4 (b) の波形は、収縮期血压検出タイミングの脈波振幅変化が明瞭である。

【 0 0 5 2 】

以上のように、阻血用カフ圧力が収縮期血压より高い圧力の時でも、阻血用カフのカフ下上流部に侵入する血流をサブカフにより阻止できるので、血流再開により発生する脈波変化を S / N 比の良い状態で検出することが可能となり、収縮期血压値の決定精度を向上することができた。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 3 】

【 図 1 】 本発明の一実施形態の血压測定装置を示すブロック図である。

【 図 2 】 (a) は、図 1 のカフ 1 0 0 の断面図、(b) は拡大配管図である。

【 図 3 】 図 1 の血压測定装置の動作説明フローチャートである。

【 図 4 】 (a) は、サブカフを用いない場合の検出脈波振幅変化、(b) は本発明のサブカフを用いた場合の検出脈波振幅変化について、血压決定部に記憶された脈波振幅とカフ圧を時系列に表示した図表である。

40

【 符号の説明 】

【 0 0 5 4 】

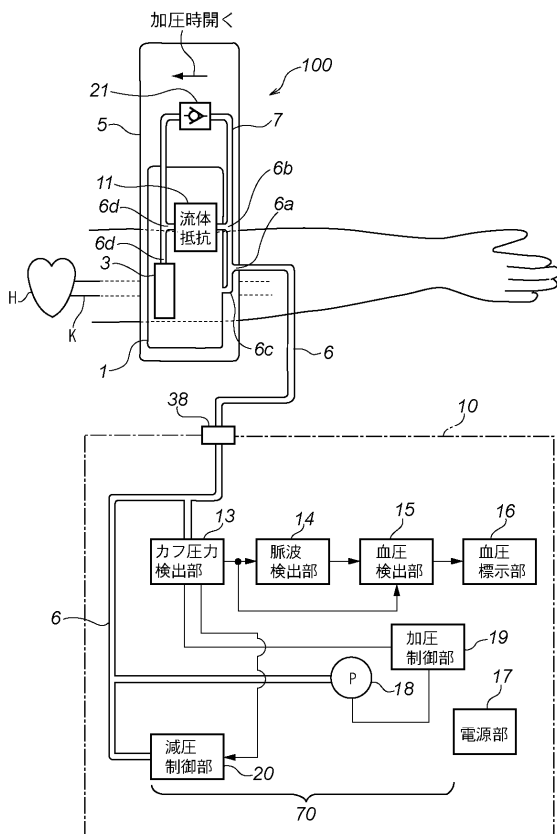
- 1 阻血用カフ
- 3 サブカフ
- 5 カフ布
- 6、7 配管
- 1 1 流体抵抗器
- 2 1 逆止弁

50

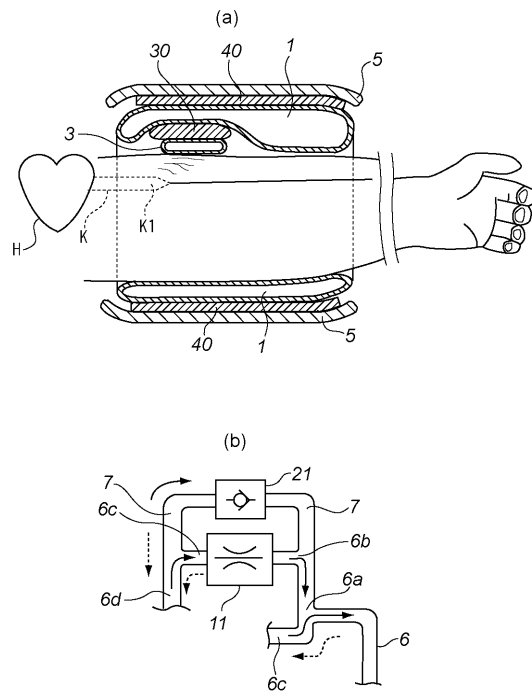
10 本体

100 カフ（血圧測定用カフ）

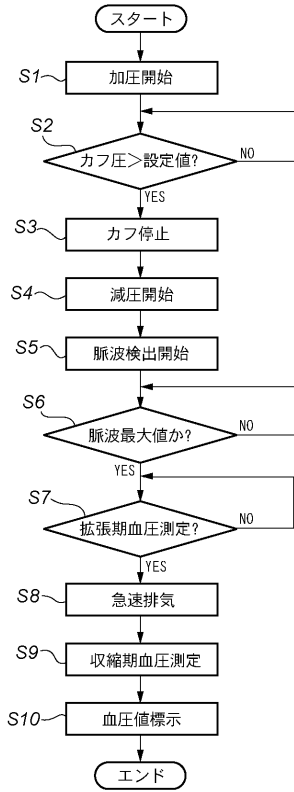
【図1】



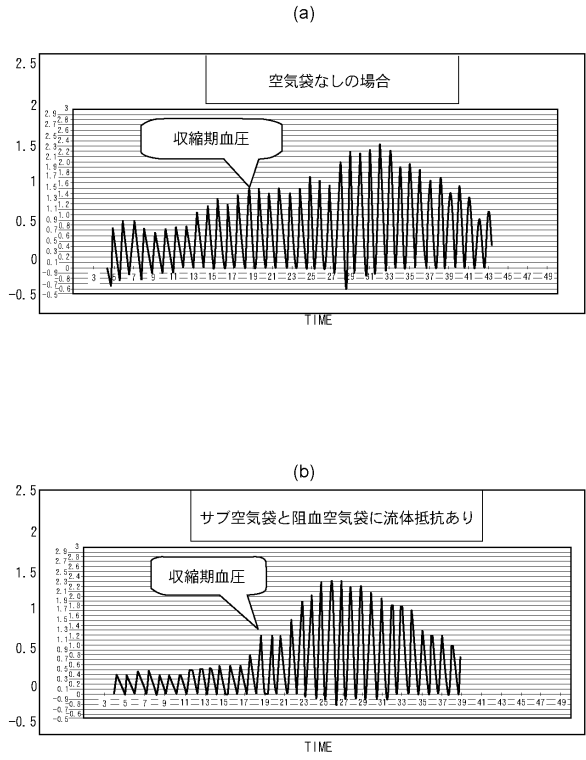
【図2】



【図3】



【図4】



フロントページの続き

(72)発明者 相馬 孝博
神奈川県足柄上郡中井町井ノ口1500 テルモ株式会社内

審査官 渡 辺 純也

(56)参考文献 特開2001-070262(JP,A)
特公平06-018554(JP,B2)
特開2002-360526(JP,A)
特開平02-255122(JP,A)
特開2000-079101(JP,A)
特開2007-044362(JP,A)
特開昭53-076586(JP,A)
特許第4795777(JP,B2)
特許第4819594(JP,B2)
特開2008-005926(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/02 ~ 5/03