

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6747332号
(P6747332)

(45) 発行日 令和2年8月26日 (2020.8.26)

(24) 登録日 令和2年8月11日 (2020.8.11)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 5/0225 (2006.01)

A 6 1 B 5/0225 G

A 6 1 B 5/022 (2006.01)

A 6 1 B 5/022 3 0 0 A

請求項の数 4 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2017-27192 (P2017-27192)
 (22) 出願日 平成29年2月16日 (2017.2.16)
 (65) 公開番号 特開2018-130400 (P2018-130400A)
 (43) 公開日 平成30年8月23日 (2018.8.23)
 審査請求日 令和2年1月20日 (2020.1.20)

(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 110001195
 特許業務法人深見特許事務所
 (72) 発明者 田原 知里
 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オム
 ロンヘルスケア株式会社内
 (72) 発明者 谷口 実
 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オム
 ロンヘルスケア株式会社内
 (72) 発明者 池田 恵太
 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オム
 ロンヘルスケア株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血圧情報測定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

流体が出入りすることにより膨縮する第1流体袋、および前記第1流体袋の内部に収容され、流体が出入りすることにより膨縮する第2流体袋を含むカフと、

前記第1流体袋および前記第2流体袋の内部空間を加減圧する加減圧機構と、

前記加減圧機構の動作を制御する制御部と、

前記第1流体袋の内圧を検知可能な圧力検知装置と、

前記カフを測定対象部位に装着した状態において前記圧力検知装置にて検知された圧力情報に基づいて血圧情報を算出する演算部と、を備え、

前記圧力検知装置および前記演算部を用いて前記血圧情報を算出する際、前記制御部は、前記加減圧機構の動作を制御することにより、前記第1流体袋の前記内部空間の加圧を停止した状態で前記第2流体袋の前記内部空間を加圧し、前記第2流体袋の前記内圧が上昇して前記第2流体袋の前記内圧と前記第1流体袋の前記内圧との圧力差が所定の値に到達した後に、前記圧力差が前記所定の値に維持されるように前記第1流体袋の前記内部空間および前記第2流体袋の前記内部空間の双方を加圧する、血圧情報測定装置。

【請求項 2】

前記加減圧機構は、前記第1流体袋を加圧するための第1加圧ポンプと、前記第2流体袋を加圧するための第2加圧ポンプとを含み、

前記制御部は、前記第1加圧ポンプを停止させた状態で前記第2加圧ポンプを駆動させることにより前記圧力差が前記所定の値に到達した後に、前記圧力差を前記所定の値に維

10

20

持しつつ、前記第 1 流体袋の前記内部空間および前記第 2 流体袋の前記内部空間の双方を加圧するように、前記第 1 加圧ポンプおよび前記第 2 加圧ポンプの動作を制御する、請求項 1 に記載の血压情報測定装置。

【請求項 3】

前記圧力検知装置は、前記第 1 流体袋の前記内圧を検知する第 1 圧力検知装置および前記第 2 流体袋の前記内圧を検知する第 2 圧力検知装置を含み、

前記制御部は、前記第 1 圧力検知装置の検知結果および前記第 2 圧力検知装置の検知結果に基づいて、前記圧力差が前記所定の値を維持するように、前記第 1 加圧ポンプおよび前記第 2 加圧ポンプの動作を制御する、請求項 2 に記載の血压情報測定装置。

【請求項 4】

前記加減圧機構は、前記第 1 流体袋および前記第 2 流体袋を加圧するための単一の加圧ポンプと、一端が前記加圧ポンプに接続されるとともに、他端側が前記第 1 流体袋に接続される第 1 供給路および前記第 2 流体袋に接続される第 2 供給路に分岐する流体供給路と、前記流体供給路に設けられ、開閉動作によって前記圧力差を前記所定の値に維持する差圧弁とを含む、請求項 1 に記載の血压情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血压情報の測定に利用される血压情報測定装置に関し、より特定的には、流体袋を用いて生体を圧迫することで血压情報が測定可能とされる血压情報測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

血压情報を測定することは、被験者の健康状態を知る上で非常に重要なことである。近年においては、従来から健康管理の代表的な指標として広くその有用性が認められている収縮期血压値（以下、最高血压）、拡張期血压値（以下、最低血压）等を測定することに限られず、脈波を測定することによって心臓負荷や動脈硬化度等を捉える試みがなされている。

【0003】

血压情報測定装置は、測定した血压情報に基づいてこれら健康管理のための指標を得るための装置であり、循環器系疾患の早期発見や予防、治療等の分野においてさらなる活用が期待されている。なお、血压情報には、最高血压、最低血压、平均血压、脈波、脈拍、動脈硬化度を示す各種指標等、循環器系の種々の情報が広く含まれる。

【0004】

一般に、血压情報の測定には、血压情報測定装置用カフ（以下、単にカフとも称する）が利用される。ここで、カフとは、内空を有する流体袋を含む帯状または環状の構造物であって身体の一部に装着が可能なものを意味し、気体や液体等の流体を上記内空に注入することによって流体袋を膨張および収縮させて血压情報の測定に利用されるもののことを指す。なお、カフは、腕帯あるいはマンシェットとも呼ばれる。

【0005】

通常、カフは、その長さ方向に沿って測定対象部位（例えば、上腕）に巻装される。カフの幅方向への長さ（長さ方向に直交する方向の長さ、カフ幅という）が測定対象部位の太さに適合していないと、正確な血压測定ができない場合がある。

【0006】

測定対象部位の太さを判断して、血压情報を測定する血压情報測定装置が開示された文献として、たとえば、特開 2012 - 147995 号公報（特許文献 1）が挙げられる。

【0007】

特許文献 1 に開示の血压情報測定装置は、第 1 空気袋と、第 1 空気袋に内包された第 2 空気袋とを含む血压情報測定装置用カフを備える。血压情報測定装置によって血压情報を測定する際には、使用者が予め測定対象部位が太いか細いかを入力し、当該入力情報に従

10

20

30

40

50

って、第1空気袋および第2空気袋のいずれか一方を加圧する。太いと入力された場合には、第1空気袋を加圧し、細いと入力された場合には第2空気袋が加圧される。

【0008】

第1空気袋および第2空気袋のいずれか一方を加圧する際に、所定の基準圧力（第1空気袋を加圧する場合にはP1、第2空気袋を加圧する場合にはP2）に達するまでの時間を計測し、予め決定された閾値（第1空気袋を加圧する場合にはTh1、第2空気袋を加圧する場合にはTh2）よりも低い場合には、判断部が、測定対象部位は細いと判断し、当該閾値以上である場合には、判断部が、測定対象部位は太いと判断する。

【0009】

判断部の判断と初期の入力情報が一致する場合には、入力情報に基づいて加圧した第1空気袋および第2空気袋の一方を継続して加圧して、血圧情報を測定する。判断部の判断と初期の入力情報が異なる場合には、入力情報に基づいて加圧した第1空気袋および第2空気袋の一方の加圧を停止し、第1空気袋および第2空気袋の他方を加圧して、血圧情報を測定する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0010】

【特許文献1】特開2012-147995号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

特許文献1に開示の血圧情報測定装置用カフにあっては、上述のように、使用者が予め測定対象部位は「太い」と入力し、判断部が測定対象部位は「太い」と判断した場合には、第1空気袋のみを加圧させて、血圧情報を測定することとなる。このため、第1空気袋には相当量の空気が供給されてしまい、使用者の脈波を大きくとらえることができず、測定精度が低下してしまう。

【0012】

一方、使用者が予め測定対象部位は「細い」と入力し、判断部が測定対象部位は「細い」と判断した場合には、第2空気袋のみを加圧させて、血圧情報を測定することとなる。第2空気袋は、第1空気袋内に收容されているため、第1空気袋を膨張させることなく第2空気袋を膨張させる場合には、第2空気袋の外表面と第1空気袋の内表面とが擦れてしまい、この結果、第2空気袋がスムーズに膨張することができなくなる。このような第1空気袋と第2空気袋との摩擦は、圧力センサの検出値にノイズとなって重畳されてしまう。これにより、測定精度が低下してしまう。

【0013】

本発明は、上記のような問題に鑑みてなされたものであり、本発明の目的は、第1流体袋と、当該第1流体袋に收容される第2流体袋とを備えた構成において、測定精度を向上させることができる血圧情報測定装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明に基づく血圧情報測定装置は、流体が出入りすることにより膨縮する第1流体袋、および上記第1流体袋の内部に收容され、流体が出入りすることにより膨縮する第2流体袋を含むカフと、上記第1流体袋および上記第2流体袋の内部空間を加減圧する加減圧機構と、上記加減圧機構の動作を制御する制御部と、上記第1流体袋の内圧を検知可能な圧力検知装置と、上記カフが測定対象部位に装着された状態において上記圧力検知装置にて検知された圧力情報に基づいて血圧情報を算出する演算部と、を備える。上記圧力検知装置および上記演算部を用いて上記血圧情報を算出する際、上記制御部は、上記加減圧機構の動作を制御することにより、上記第1流体袋の上記内部空間の加圧を停止した状態で上記第2流体袋の上記内部空間を加圧し、上記第2流体袋の上記内圧が上昇して上記第2流体袋の上記内圧と上記第1流体袋の上記内圧との圧力差が所定の値に到達した後に、上

10

20

30

40

50

記圧力差が上記所定の値に維持されるように上記第 1 流体袋の上記内部空間および上記第 2 流体袋の上記内部空間の双方を加圧する。

【 0 0 1 5 】

上記本発明に基づく血压情報測定装置にあつては、上記加減圧機構は、上記第 1 流体袋を加圧するための第 1 加圧ポンプと、上記第 2 流体袋を加圧するための第 2 加圧ポンプとを含んでいてもよい。この場合には、上記制御部は、上記第 1 加圧ポンプを停止させた状態で上記第 2 加圧ポンプを駆動させることにより上記圧力差が上記所定の値に到達した後に、上記圧力差を上記所定の値に維持しつつ、上記第 1 流体袋の上記内部空間および上記第 2 流体袋の上記内部空間の双方を加圧するように、上記第 1 加圧ポンプおよび上記第 2 加圧ポンプの動作を制御することが好ましい。

10

【 0 0 1 6 】

上記本発明に基づく血压情報測定装置にあつては、上記圧力検知装置は、上記第 1 流体袋の上記内圧を検知する第 1 圧力検知装置および上記第 2 流体袋の上記内圧を検知する第 2 圧力検知装置を含んでいてもよい。この場合には、上記制御部は、上記第 1 圧力検知装置の検知結果および上記第 2 圧力検知装置の検知結果に基づいて、上記圧力差が上記所定の値を維持するように、上記第 1 加圧ポンプおよび上記第 2 加圧ポンプの動作を制御することが好ましい。

【 0 0 1 7 】

上記本発明に基づく血压情報測定装置にあつては、上記加減圧機構は、上記第 1 流体袋および上記第 2 流体袋を加圧するための単一の加圧ポンプと、一端が上記加圧ポンプにされ

20

るとともに、他端側が上記第 1 流体袋に接続される第 1 供給路および上記第 2 流体袋に接続される第 2 供給路に分岐する流体供給路と、上記流体供給路に設けられ、開閉動作によって上記圧力差を上記所定の値に維持する差圧弁とを含んでいてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、第 1 流体袋と、当該第 1 流体袋に収容される第 2 流体袋とを備えた構成において、測定精度を向上させることができる血压情報測定装置を提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 9 】

30

【図 1】実施の形態 1 に係る血压計の外観構造を示す斜視図である。

【図 2】実施の形態 1 に係る第 1 空気袋および第 2 空気袋の展開図である。

【図 3】図 2 に示す第 1 空気袋および第 2 空気袋を加圧した状態を示す断面図である。

【図 4】実施の形態 1 に係る血压計の機能ブロックの構成を示す図である。

【図 5】実施の形態 1 に係る血压計の測定フローを示すフロー図である。

【図 6】図 5 に示す空気袋を加圧する工程における加圧ポンプの動作状態ならびに第 1 空気袋および第 2 空気袋の内圧の変化を示す図である。

【図 7】実施の形態 2 に係る血压計の機能ブロックの構成を示す図である。

【図 8】実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程を示すフロー図である。

【図 9】実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程における第 1 加圧ポンプおよび第 2 加圧ポンプの動作状態、ならびに第 1 空気袋および第 2 空気袋の内圧の変化を示す図である。

40

【図 10】変形例に係る血压計の外観構造を示す斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 0 】

以下、本発明の実施の形態について、図を参照して詳細に説明する。以下に示す実施の形態においては、血压情報測定装置用カフとして、最高血压および最低血压等の血压値を測定することが可能に構成された上腕式の血压計に使用される血压計用カフを例示して説明を行なう。なお、以下においては、同一のまたは共通する部分について図中同一の符号を付し、その説明は繰り返さない。

50

【 0 0 2 1 】

(実施の形態 1)

図 1 は、実施の形態 1 に係る血圧計の外観構造を示す斜視図である。図 1 を参照して、実施の形態 1 に係る血圧計 1 の概略的な構成について説明する。

【 0 0 2 2 】

図 1 に示すように、血圧計 1 は、本体 1 0 と、カフ 4 0 と、流体供給路としてのエア管 6 0 とを備えている。エア管 6 0 は、分離されて構成された本体 1 0 とカフ 4 0 とを接続している。

【 0 0 2 3 】

エア管 6 0 は、第 1 供給路としての第 1 エア管 6 1 と第 2 供給路としての第 2 エア管 6 2 とを含む。第 1 エア管 6 1 と第 2 エア管 6 2 とは、たとえば互いに分離されている。第 1 エア管 6 1 および第 2 エア管 6 2 の各々は、たとえば可撓性を有する樹脂製のチューブによって構成されている。

10

【 0 0 2 4 】

本体 1 0 は、箱状のケーシングを有しており、その上面に表示部 2 1 および操作部 2 3 を有している。本体 1 0 は、測定時においてテーブル等の載置面に載置されて使用されるものである。

【 0 0 2 5 】

カフ 4 0 は、被装着部位としての上腕に巻き付けが可能な帯状の形状を有している。カフ 4 0 は、測定時において上腕に装着されて使用されるものであり、上腕に巻き付けられた装着状態において環状の形態をとる。カフ 4 0 は、外装カバー 4 5 と、第 1 流体袋としての第 1 空気袋 4 1 と、第 2 流体袋としての第 2 空気袋 4 2 とを含む。第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の詳細については、図 2 および図 3 を用いて後述する。

20

【 0 0 2 6 】

外装カバー 4 5 は、展開された状態において平面視略矩形形状の帯状かつ袋状の形状を有する。外装カバー 4 5 は、装着状態において径方向外側に位置することとなる外側カバー部材 4 5 b と、装着状態において径方向内側に位置して上腕の表面に接触することとなる内側カバー部材 4 5 a とを含んでいる。

【 0 0 2 7 】

外装カバー 4 5 は、外側カバー部材 4 5 b と内側カバー部材 4 5 a とが重ね合わされてそれらの周縁がバイアステープ（不図示）によって覆われた状態で接合（たとえば縫合や溶着等）されることで袋状に形成されている。

30

【 0 0 2 8 】

外装カバー 4 5 の長手方向の一端部よりの外周面には、面ファスナ 4 6 が設けられており、当該一端部とは反対側に位置する外装カバー 4 5 の他端部寄りの内周面には、面ファスナ 4 7 が設けられている。面ファスナ 4 6 は、たとえばフックファスナによって構成されており、面ファスナ 4 7 は、たとえばループファスナによって構成されている。

【 0 0 2 9 】

これら面ファスナ 4 6 , 4 7 は、外装カバー 4 5 が上腕に巻き付けられて当該外装カバー 4 5 の上記一端部寄りの部分と上記他端部寄りの部分とが上腕の表面上において重ね合わされることにより係止可能なものである。このため、カフ 4 0 を上腕に巻き付けた状態において当該面ファスナ 4 6 , 4 7 を係止させることにより、装着状態において外装カバー 4 5 が上腕に対して固定されることになる。

40

【 0 0 3 0 】

図 2 は、実施の形態 1 に係る第 1 空気袋および第 2 空気袋の展開図である。図 3 は、図 2 に示す第 1 空気袋および第 2 空気袋を加圧した状態を示す断面図である。図 2 および図 3 を参照して、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 について説明する。

【 0 0 3 1 】

図 2 に示すように、第 1 空気袋 4 1 は、展開した状態において、平面視略矩形形状の帯状かつ袋状の形状を有する。第 1 空気袋 4 1 は、測定対象部位に巻き付けられた状態にお

50

いて周方向となる長さ方向Lおよび長さ方向Lに直交する幅方向Wを有する。

【0032】

第1空気袋41は、一对の外表面41a, 41bおよび一对の内表面41c, 41dを有する。上記一对の外表面41a, 41bのうち一方の外表面41aには、第1ニップル43が設けられている。第1空気袋41は、第1ニップル43を介して空気が入り出すことにより膨張する。

【0033】

第2空気袋42は、展開した状態において、平面視略矩形形状の帯状かつ袋状の形状を有する。第2空気袋42の外形は、第1空気袋41の外形よりも小さくなっている。第2空気袋42は、第1空気袋41に収容されている。第2空気袋42は、第1空気袋41および第2空気袋42を共に平面状に展開させた状態において、第1空気袋41の長方向における中央に位置している。

10

【0034】

第2空気袋42は、一对の外表面42a, 42bおよび一对の内表面42c, 42dを有する。第2空気袋42の一对の外表面42a, 42bは、それぞれ第1空気袋41の一对の内表面41c, 41dに対向する。

【0035】

上記一对の外表面42a, 42bのうち一方の外表面42aには、第2ニップル44が設けられている。第2空気袋42は、第2ニップル44を介して空気が入り出すことにより膨張する。

20

【0036】

第2ニップル44は、たとえば、第2空気袋42の長手方向および幅方向の略中央部に設けられている。このような位置に第2ニップル44を設けることにより、第2空気袋42を略均一に膨張させることができる。

【0037】

第1ニップル43は、第1空気袋41および第2空気袋42を共に平面状に展開させた状態において、第2空気袋42の外縁部に対応した位置または当該外縁部よりも外側位置に配置されることが好ましい。

【0038】

ここで、上記第2空気袋42の外縁部に対応した位置または当該外縁部よりも外側位置は、挿着状態であって第1空気袋41が膨張しておらずかつ第2空気袋42が膨張した状態において、第1ニップル43が、第2空気袋42によって閉塞されることがない位置である。このため、上記第2空気袋42の外縁部に対応した位置とは、第1空気袋41および第2空気袋42を展開した状態において、平面視した場合に、第2空気袋42の外縁部に重なる位置だけでなく、第2空気袋42の外縁部から一定程度の内側の位置も含む。

30

【0039】

また、第1ニップル43は、第1空気袋41および第2空気袋42を共に平面状に展開させた状態において、第1空気袋41の幅方向Wに平行な方向に沿って第2ニップル44と並ぶように配置されていることが好ましい。

【0040】

実施の形態1においては、第1ニップル43は、第1空気袋41および第2空気袋42を共に平面状に展開させた状態において、上記第2流体袋の外縁部よりも外側の位置であって、第1空気袋41の幅方向Wに平行な方向に沿って第2ニップル44と並ぶように配置されている。

40

【0041】

第2ニップル44は、第2空気袋42の外表面42aに対向する第1空気袋41の内表面41cを貫通して外部に引き出されている。

【0042】

第1空気袋41および第2空気袋42は、好適には樹脂シートを用いて形成された袋状の部材にて構成されている。第1空気袋41および第2空気袋42を構成する樹脂シート

50

の材質としては、伸縮性に富んでおり内部の空間からの漏気がないものであればどのようなものでも利用可能である。このような観点から、樹脂シートの好適な材質としては、エチレン - 酢酸ビニル共重合体、軟質塩化ビニル、ポリウレタン、ポリアミド等が挙げられる。

【 0 0 4 3 】

図 3 に示すように、血圧の測定時においては、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 を加圧して膨張させる。また、第 2 空気袋 4 2 の内圧が第 1 空気袋 4 1 の内圧よりも高い状態で測定する。

【 0 0 4 4 】

上述のように、第 1 ニップル 4 3 が、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 を共に平面状に展開させた状態において、第 2 空気袋 4 2 の外縁部に対応した位置または当該外縁部よりも外側位置に配置されることにより、第 1 空気袋 4 1 よりも先に第 2 空気袋 4 2 に空気を導入して第 2 空気袋 4 2 を膨張させた場合であっても、第 1 ニップル 4 3 が、第 2 空気袋 4 2 によって閉塞されることを防止することができる。これにより、第 1 ニップル 4 3 の内部に空気を確実に導入することができる。

【 0 0 4 5 】

また、第 2 空気袋 4 2 の内圧が第 1 空気袋 4 1 の内圧よりも高い状態であるため、パスカルの原理を利用して、第 1 空気袋 4 1 への空気の供給量が少ない場合でも、第 1 空気袋 4 1 が測定対象部位を押圧する力を増幅させることができる。

【 0 0 4 6 】

図 4 は、実施の形態 1 に係る血圧計の機能ブロックの構成を示す図である。図 4 を参照して、血圧計 1 の機能ブロックについて説明する。

【 0 0 4 7 】

図 4 に示すように、本体 1 0 は、上述した表示部 2 1 および操作部 2 3 に加え、制御部 2 0 と、メモリ部 2 2 と、電源部 2 4 と、圧力検知装置としての第 1 圧力センサ 3 1 A 1 と、第 2 圧力センサ 3 1 A 2 と、加圧ポンプ 3 2 と、差圧バルブ 3 3 と、第 1 排気バルブ 3 4 と、第 2 排気バルブ 3 5 と、発振回路 5 1 A 1 と、発振回路 5 1 A 2 と、加圧ポンプ駆動回路 5 2 と、第 1 排気バルブ駆動回路 5 4 と、第 2 排気バルブ駆動回路 5 5 とを含む。

【 0 0 4 8 】

加圧ポンプ 3 2、差圧バルブ 3 3、第 1 排気バルブ 3 4 および第 2 排気バルブ 3 5 は、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の内部の空間を加減圧する加減圧機構に相当する。

【 0 0 4 9 】

加減圧機構は、第 1 空気袋 4 1 の内部空間の加圧を停止した状態で第 2 空気袋 4 2 の内部空間を加圧し、第 2 空気袋 4 2 の内圧が上昇して第 2 空気袋 4 2 と第 1 空気袋 4 1 との圧力差が所定の値に到達した場合に、当該圧力差が所定の値に維持されるように第 1 空気袋 4 1 の内部空間および第 2 空気袋 4 2 の内部空間の双方を加圧可能に構成されている。

【 0 0 5 0 】

制御部 2 0 は、たとえば CPU (Central Processing Unit) にて構成され、血圧計 1 の全体を制御するための手段である。制御部 2 0 は、カフ 4 0 が測定対象部位に装着された状態において第 1 圧力センサ 3 1 A 1 によって検知された第 1 空気袋 4 1 の圧力情報に基づいて血圧を算出する演算部 2 5 を有する。

【 0 0 5 1 】

メモリ部 2 2 は、たとえば ROM (Read-Only Memory) や RAM (Random-Access Memory) にて構成され、血圧値測定のための処理手順を制御部 2 0 等に行わせるためのプログラムを記憶したり、測定結果等を記憶したりするための手段である。

【 0 0 5 2 】

表示部 2 1 は、たとえば LCD (Liquid Crystal Display) にて構成され、測定結果等を表示するための手段である。操作部 2 3 は、使用者等による操作を受け付けてこの外部からの命令を制御部 2 0 や電源部 2 4 に入力するための手段である。電源部 2 4 は、制御部

20に電力を供給するための手段である。

【0053】

制御部20は、加圧ポンプ32、第1排気バルブ34および第2排気バルブ35を駆動するための制御信号を、加圧ポンプ駆動回路52、第1排気バルブ駆動回路54および第2排気バルブ駆動回路55にそれぞれ入力する。また、制御部20は、上記演算部25によって算出された血圧値を、測定結果としてメモリ部22や表示部21に入力する。

【0054】

なお、血圧計1は、測定結果としての血圧値を外部の機器（たとえばPC（Personal Computer）やプリンタ等）に出力する出力部を別途有していてもよい。出力部としては、たとえばシリアル通信回線や各種の記録媒体への書き込み装置等が利用可能である。

10

【0055】

加圧ポンプ32は、第1空気袋41および第2空気袋42の内部の空間に空気を供給することにより、第1空気袋41の内部空間および第2空気袋42の内部空間を加圧する。加圧ポンプ32は、エア管60を介して、第1空気袋41および第2空気袋42に空気を供給する。エア管60の一端側は、加圧ポンプ32に接続されている。エア管60の他端側は、第1空気袋41に接続される第1エア管61と、第2空気袋42に接続される第2エア管62とに分岐している。

【0056】

第1エア管61は、その先端が上記第1ニップル43に挿入されることで、第1空気袋41に接続される。第2エア管62は、その先端が上記第2ニップル44に挿入されることで、第2空気袋42に接続される。

20

【0057】

加圧ポンプ駆動回路52は、制御部20から入力された制御信号に基づいて加圧ポンプ32の動作を制御する。

【0058】

差圧バルブ33は、エア管60に設けられている。具体的には、差圧バルブ33は、第1エア管61と第2エア管62の分岐部に設けられている。差圧バルブ33は、開閉動作によって、第1空気袋41の内圧と第2空気袋42の内圧との圧力差を一定に維持する。

【0059】

第1排気バルブ34は、第1エア管61に接続されている。第1排気バルブ34は、開閉することにより、第1空気袋41の内圧を維持したり、第1空気袋41の内部の空間を外部に開放して第1空気袋41の内圧を減圧したりする。

30

【0060】

第1排気バルブ駆動回路54は、制御部20から入力された制御信号に基づいて、第1排気バルブ34の動作を制御する。

【0061】

第2排気バルブ35は、第2エア管62に接続されている。第2排気バルブ35は、開閉することにより、第2空気袋42の内圧を維持したり、第2空気袋42の内部の空間を外部に開放して第2空気袋42の内圧を減圧したりする。

40

【0062】

第2排気バルブ駆動回路55は、制御部20から入力された制御信号に基づいて、第2排気バルブ35の動作を制御する。

【0063】

第1圧力センサ31A1によって第1空気袋41の内圧を測定することができる。第2圧力センサ31A2によって第2空気袋42の内圧を測定することができる。第1圧力センサ31A1および第2圧力センサ31A2は、静電容量型のセンサである。

【0064】

第1圧力センサ31A1の静電容量は、第1空気袋41の内圧に応じて変化する。発振回路51A1は、第1圧力センサ31A1の静電容量に応じた発振周波数の信号を生成し、生成した信号を制御部20に入力する。

50

【 0 0 6 5 】

第 2 圧力センサ 3 1 A 2 の静電容量は、第 2 空気袋 4 2 の内圧に応じて変化する。発振回路 5 1 A 2 は、第 2 圧力センサ 3 1 A 2 の静電容量に応じた発振周波数の信号を生成し、生成した信号を制御部 2 0 に入力する。

【 0 0 6 6 】

図 5 は、実施の形態 1 に係る血圧計の測定フローを示すフロー図である。図 6 は、図 5 に示す空気袋を加圧する工程における加圧ポンプの動作状態ならびに第 1 空気袋および第 2 空気袋の内圧の変化を示す図である。図 5 および図 6 を参照して、血圧計 1 の測定フローについて説明する。

【 0 0 6 7 】

10

血圧値を測定するに際しては、カフ 4 0 が予め被験者の上腕に巻き付けられて装着された状態とされる。この状態において、本体 1 0 に設けられた操作部 2 3 が操作されて血圧計 1 の電源がオンにされると、制御部 2 0 に対して電源部 2 4 から電力が供給されて制御部 2 0 が駆動する。

【 0 0 6 8 】

図 5 に示すように、制御部 2 0 は、その駆動後において、まず血圧計 1 の初期化を行なう（ステップ S 1）。初期化においては、制御部 2 0 は、第 1 排気バルブ 3 4 および第 2 排気バルブ 3 5 の動作を制御することで、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の内部の空間を外部に対して開放させた開放状態とする。

【 0 0 6 9 】

20

次に、制御部 2 0 は、測定開始の指示を待ち、操作部 2 3 が操作されて測定開始の指示が入力されると、第 1 排気バルブ 3 4 および第 2 排気バルブ 3 5 を閉塞させるとともに加圧ポンプ 3 2 の駆動を開始する（ステップ S 2）。

【 0 0 7 0 】

ステップ S 2 においては、図 6 に示すように、第 2 空気袋 4 2 の内圧が第 1 空気袋 4 1 の内圧よりも大きく、第 2 空気袋 4 2 の内圧と第 1 空気袋 4 1 の内圧との圧力差が所定の値を維持するように、第 1 空気袋 4 1 の内部空間および第 2 空気袋 4 2 の内部空間を加圧する。

【 0 0 7 1 】

加圧初期においては、差圧バルブ 3 3 が閉状態となっており、第 1 エア管 6 1 側が閉じ、第 2 エア管 6 2 を介して第 2 空気袋 4 2 内に空気が供給される。これにより、第 1 空気袋 4 1 の内部空間の加圧を停止した状態で、第 2 空気袋 4 2 の内圧が上昇していく。

【 0 0 7 2 】

第 2 空気袋 4 2 の内圧が第 1 空気袋 4 1 の内圧よりも大きく、かつ、第 2 空気袋 4 2 の内圧と第 1 空気袋 4 1 の内圧との圧力差が、所定の値に到達した後に、差圧バルブ 3 3 が開状態となることにより、第 1 空気袋 4 1 と第 2 空気袋 4 2 との圧力差が上記所定の値となるように、第 1 エア管 6 1 および第 2 エア管 6 2 の両方を介して空気が、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 に供給される。

【 0 0 7 3 】

実施の形態 1 においては、第 2 空気袋 4 2 を加圧してから T 3 秒経過後に、第 2 空気袋 4 2 の内圧と第 1 空気袋 4 1 の内圧との圧力差が P 3 となり、当該圧力差が一定の状態、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の双方が加圧される。なお、圧力差 P 3 は、2 0 mm H g ~ 3 0 mm H g 程度である。

【 0 0 7 4 】

40

この加圧過程において、制御部 2 0 は、公知の手順で最高血圧および最低血圧を算出する（ステップ S 3）。具体的には、制御部 2 0 は、発振回路 5 1 A 1 から得られる発振周波数より第 1 空気袋 4 1 の内圧を取得し、取得した第 1 空気袋 4 1 の内圧に重畳した脈波情報を抽出する。そして、制御部 2 0（具体的には演算部 2 5）は、抽出された脈波情報に基づいて上記血圧値を算出する。

【 0 0 7 5 】

50

ステップS3において血圧値が算出されると、制御部20は、加圧ポンプ32の駆動を停止するとともに、第1排気バルブ34および第2排気バルブ35を開放することで第1空気袋41および第2空気袋42内の空気を完全に排気する(ステップS4)。

【0076】

また、測定結果としての血圧値を表示部21に表示するとともに、当該血圧値をメモリ部22に格納する(ステップS5)。

【0077】

その後、制御部20は、電源オフの指令を待ち、操作部23が操作されて電源オフの指示が入力されると、制御部20に対する電源部24からの電力の供給が遮断されて一連の処理手順が終了する。

【0078】

以上のように、実施の形態1に係る血圧計1にあっては、第1圧力センサ31A1および演算部25を用いて血圧を算出する際、制御部20が、上述の加減圧機構の動作を制御し、第1空気袋41の内部空間の加圧を停止した状態で第2空気袋42の内部空間を加圧し、第2空気袋42の内圧が上昇して第2空気袋42の内圧と第1空気袋41の内圧との差が所定の値に到達した後に、当該圧力差が当該所定の値に維持されるように第1空気袋41の内部空間および第2空気袋42の内部空間の双方を加圧する。

【0079】

第2空気袋42の内圧が第1空気袋41の内圧よりも高い状態であるため、パスカルの原理を用いて、第1空気袋41への空気の供給量が少ない場合でも、第1空気袋41が測定対象部位を押圧する力を増幅させることができる。このように、第1空気袋41への空気の供給量を低減することにより、第1空気袋41のみを膨張させて血圧情報を測定する場合と比較して、脈波を大きく捉えることができる。これにより、測定精度を向上させることができる。

【0080】

また、血圧情報測定時においては、第1空気袋41を膨張させつつ、第2空気袋42を膨張させるため、第1空気袋41を膨張させずに第2空気袋42を膨張させる場合と比較して、第1空気袋41の内表面と第2空気袋42の外表面との摩擦を軽減させることができる。この結果、摩擦によるノイズを抑制することができ、圧力センサの検出値に重畳されるノイズを抑制することができる。これにより、測定精度を向上させることができる。

【0081】

さらには、第1エア管61と第2エア管62との分岐部に差圧バルブ33を用いた構成とすることにより、第1空気袋41の内圧と第2空気袋42の内圧との圧力差を一定に維持する構成を簡素化することができる。

【0082】

なお、実施の形態1においては、第2空気袋42の内圧を検知するための第2圧力センサ31A2を設けた場合を例示して説明したが、これに限定されず、上記の差圧バルブ33によって第1空気袋41の内圧と第2空気袋42の内圧との圧力差を所定の値に維持することができるため、第2圧力センサ31A2および発振回路51A2を省略した場合であっても、第1空気袋41の内圧の変化に応じて血圧情報を測定することができる。

【0083】

(実施の形態2)

図7は、実施の形態2に係る血圧計の機能ブロックの構成を示す図である。図7を参照して、実施の形態2に係る血圧計1Aについて説明する。

【0084】

図7に示すように、実施の形態2に係る血圧計1Aは、実施の形態1に係る血圧計1と比較した場合に、差圧バルブ33が設けられておらず、第1空気袋41および第2空気袋42が、それぞれ互いに独立した流路およびポンプを用いて加圧される点において相違する。

【0085】

10

20

30

40

50

具体的には、実施の形態 2 に係る血圧計 1 A は、実施の形態 1 に係る血圧計 1 と比較して、エア管 6 0 および本体 1 0 A の構成が相違する。なお、実施の形態 2 に係るカフ 4 0 の構成は、実施の形態 1 とほぼ同様である。

【0086】

エア管 6 0 は、互いに独立した第 1 エア管 6 1 A と第 2 エア管 6 2 A とによって構成されている。第 1 エア管 6 1 A の先端側は、第 1 空気袋 4 1 の第 1 ニップル 4 3 に接続され、第 1 エア管 6 1 A の基端側は、後述する第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 に接続されている。第 2 エア管 6 2 A の先端側は、第 2 空気袋 4 2 の第 2 ニップル 4 4 に接続され、第 2 エア管 6 2 A の基端側は、後述する第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 に接続されている。

【0087】

本体 1 0 A は、実施の形態 1 に係る本体 1 0 と比較して、第 1 空気袋 4 1 を加圧させるための第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 と、第 2 空気袋 4 2 を加圧させるための第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 とが独立して設けられている点が主として相違する。

【0088】

第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 は、第 1 エア管 6 1 A を介して、第 1 空気袋 4 1 に空気を供給する。第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 は、第 2 エア管 6 2 A を介して、第 2 空気袋 4 2 に空気を供給する。

【0089】

本体 1 0 A は、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 を駆動させるための第 1 ポンプ駆動回路 5 2 A 1、第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 を駆動させるための第 2 ポンプ駆動回路 5 2 A 2 を含む。これら第 1 ポンプ駆動回路 5 2 A 1 および第 2 ポンプ駆動回路 5 2 A 2 は、制御部 2 0 からの入力信号に基づいて、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 および第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 の動作をそれぞれ制御する。

【0090】

また、本体 1 0 A は、第 1 空気袋 4 1 の内圧を測定するための第 1 圧力センサ 3 1 A 1 と、第 2 空気袋 4 2 の内圧を測定するための第 2 圧力センサ 3 1 A 2 とを含んでいる。これら第 1 圧力センサ 3 1 A 1 および第 2 圧力センサ 3 1 A 2 は、圧力検知装置に相当する。

【0091】

本実施の形態においては、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1、第 1 排気バルブ 3 4、第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2、および第 2 排気バルブ 3 5 は、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の内部の空間を加減圧する加減圧機構に相当する。すなわち、加減圧機構は、第 1 空気袋 4 1 を加圧させるための第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 および、第 2 空気袋 4 2 を加圧させるための第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 を含む。

【0092】

加減圧機構は、第 1 空気袋 4 1 の内部空間の加圧を停止した状態で第 2 空気袋 4 2 の内部空間を加圧し、第 2 空気袋 4 2 の内圧が上昇して第 2 空気袋 4 2 と第 1 空気袋 4 1 との圧力差が所定の値に到達した後に、当該圧力差が所定の値に維持されるように第 1 空気袋 4 1 の内部空間および第 2 空気袋 4 2 の内部空間の双方を加圧可能に構成されている。

【0093】

実施の形態 2 に係る血圧計 1 A においては、実施の形態 1 に係る測定方法に準拠して血圧情報を測定する。まず、実施の形態 1 とほぼ同様に、ステップ S 1 の動作が実施される。

【0094】

次に、実施の形態 1 のステップ S 2 に準拠した工程であるステップ S 2 A (図 8 参照)にて、空気袋を加圧する。図 8 は、実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程を示すフロー図である。図 9 は、実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程における第 1 加圧ポンプおよび第 2 加圧ポンプの動作状態、ならびに第 1 空気袋および第 2 空気袋の内圧の変化を示す図である。図 8 および図 9 を参照して、実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程について説明する。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 5 】

図 8 および図 9 に示すように、空気袋を加圧する工程においては、まず、第 2 空気袋 4 2 を加圧する（ステップ S 2 1 A）。具体的には、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 を停止させた状態で第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 を駆動させる。これにより、第 2 エア管 6 2 A を介して第 2 空気袋 4 2 に空気を供給し、第 2 空気袋 4 2 を加圧していく。

【 0 0 9 6 】

続いて、制御部は、第 2 圧力センサ 3 1 A 2 によって検知された第 2 空気袋 4 2 の圧力情報および第 1 圧力センサ 3 1 A 1 によって検知された第 1 空気袋 4 1 の圧力情報に基づいて、第 2 空気袋 4 2 の内圧と第 1 空気袋 4 1 の内圧との圧力差が、所定の値（圧力）に到達したか否かを判断する（ステップ S 2 2 A）。 10

【 0 0 9 7 】

第 2 空気袋 4 2 の内圧と第 1 空気袋 4 1 の内圧との圧力差が、所定の値に到達していないと判断された場合（ステップ S 2 2 A：NO）には、上記圧力差が所定の値に達するまで、第 2 空気袋 4 2 の内部空間の加圧を継続する。

【 0 0 9 8 】

上記圧力差が所定の値に達したと判断された場合（ステップ S 2 2 A：YES）には、上記圧力差を上記所定の値に維持しつつ、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 を加圧するように、制御部 2 0 は、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 および第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 の動作を制御する。第 1 圧力センサ 3 1 A 1 および第 2 圧力センサ 3 1 A 2 によって適宜、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の内圧を検知しながら、第 1 ポンプ駆動回路 5 2 A 1 および第 2 ポンプ駆動回路 5 2 A 2 を駆動させることにより、第 1 空気袋 4 1 の内圧と第 2 空気袋 4 2 の内圧との圧力差を、上記所定の値に維持することができる。この場合においても、上記圧力差は、20 mmHg ～ 30 mmHg 程度である。 20

【 0 0 9 9 】

続いて、実施の形態 1 に係るステップ S 3 からステップ S 5 までの動作とほぼ同様の動作を実施する。これにより、血圧値が算出されるとともに、血圧情報測定の一連の処理手順が終了する。

【 0 1 0 0 】

以上のように構成されることにより、実施の形態 2 に係る血圧計 1 A にあっても、実施の形態 1 に係る血圧計 1 と、ほぼ同様の効果が得られる。 30

【 0 1 0 1 】

加えて、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 をそれぞれ、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 および第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 を用いて加圧する構成であるため、実施の形態 1 のように単一の加圧ポンプを用いて第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の双方を加圧する場合と比較して、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の各々に供給する空気の必要流量を小さくすることができる。これにより、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1、第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2、第 1 ニップル 4 3 および第 2 ニップル 4 4 を小さく構成することができる。

【 0 1 0 2 】

なお、上述した実施の形態 2 においては、第 1 圧力センサ 3 1 A 1 および第 2 圧力センサ 3 1 A 2 の検知結果に基づいて、第 1 空気袋 4 1 の内圧と第 2 空気袋 4 2 の内圧との圧力差が所定の値に達したか否かを判断する場合を例示して説明したが、これに限定されず、予め計測された所定の圧力に到達するために必要な空気供給量が供給されたか否かを制御部が確認することにより、第 1 空気袋 4 1 の内圧と第 2 空気袋 4 2 の内圧との圧力差が所定の値に達したか否かを判断してもよい。また、予め計測された第 1 空気袋 4 1 へ空気供給量および第 2 空気袋 4 2 への空気供給量を適宜供給することにより、圧力差が一定に維持されてもよい。 40

（変形例）

図 1 0 は、変形例に係る血圧計の外観構造を示す斜視図である。図 1 0 を参照して、変形例に係る血圧計の外観構造について説明する。

【 0 1 0 3 】

図10に示すように、変形例に係る血圧計1Bは、実施の形態1に係る血圧計1と比較して、エア管60Bの構成が相違する。その他の構成については、ほぼ同様である。エア管60Bに含まれる第1エア管61と第2エア管62とは、本体10側において、一体化されている。具体的には、本体10側において、第1エア管61の胴部と第2エア管62の胴部とが接続されており、第1エア管61と第2エア管62とが複胴型に構成されている。一方、第1エア管61と第2エア管62とは、第1ニップル43および第2ニップル44側において、分岐されている。このように、エア管60Bが構成されていてもよい。変形例に係る血圧計1Bにおいても、実施の形態1とほぼ同様の測定フローにて血圧を測定することができる。

【0104】

10

なお、血圧計1Bのエア管60Bの構成は、実施の形態2に係る血圧計1Aにも当然に適用することができる。

【0105】

上述した実施の形態1、2および変形例においては、測定方式として、加圧測定方式を採用した場合を例示して説明したが、これに限定されず、第1空気袋41および第2空気袋42の減圧時に脈波を検出するいわゆる減圧測定方式を採用することも当然に可能である。

【0106】

上述した実施の形態1、2および変形例においては、流体袋として空気が入り出る空気袋を用いる場合を例示して説明したが、これに限定されず、空気以外の気体または空気以外の非圧縮の粘性流体が入り出る袋を用いてもよい。すなわち、上述した実施の形態においては、流量制御される流体が圧縮空気である場合を例示して説明を行なったが、上記において開示した内容の適用対象はこれに限られるものではなく、流量制御される流体が、圧縮空気以外の高圧の気体や圧縮環境下にある液体等であってもよい。

20

【0107】

以上、本発明の実施の形態について説明したが、今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではない。本発明の範囲は特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれる。

【符号の説明】

【0108】

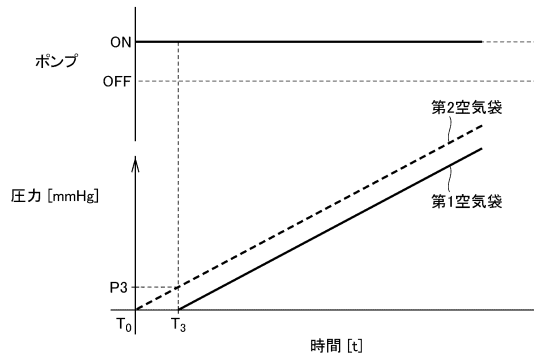
30

1, 1A, 1B 血圧計、10, 10A 本体、20 制御部、21 表示部、22 メモリ部、23 操作部、24 電源部、25 演算部、31A1 第1圧力センサ、31A2 第2圧力センサ、32 加圧ポンプ、32A1 第1加圧ポンプ、32A2 第2加圧ポンプ、33 差圧バルブ、34 第1排気バルブ、35 第2排気バルブ、40, 40A カフ、41 第1空気袋、41a, 41b 外表面、41c, 41d 内表面、42 第2空気袋、42a, 42b 外表面、42c, 42d 内表面、43 第1ニップル、44 第2ニップル、45 外装カバー、45a 内側カバー部材、45b 外側カバー部材、46, 47 面ファスナ、51A1, 51A2 発振回路、52 加圧ポンプ駆動回路、52A1 第1ポンプ駆動回路、52A2 第2ポンプ駆動回路、54 第1排気バルブ駆動回路、55 第2排気バルブ駆動回路、60, 60B エア管、61, 61A 第1エア管、62, 62A 第2エア管。

40

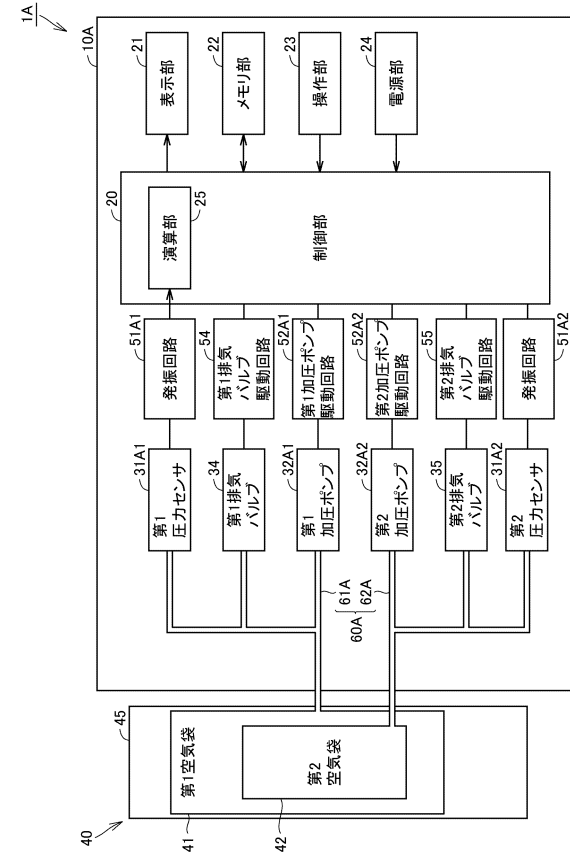
【図 6】

図6



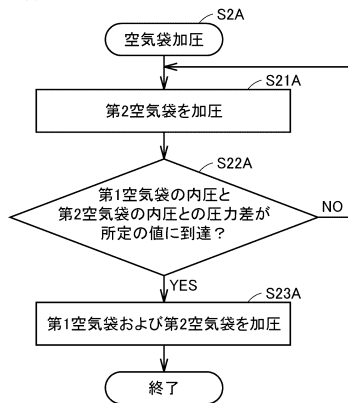
【図 7】

図7



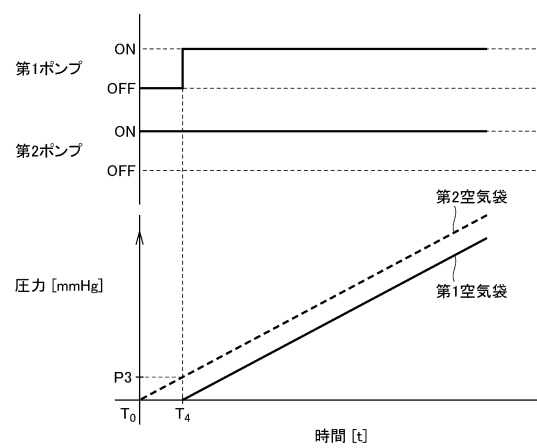
【図 8】

図8



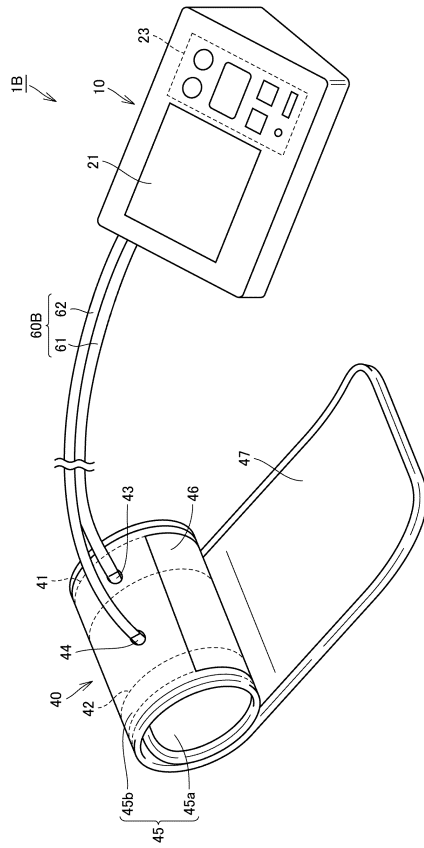
【図 9】

図9



【図10】

図10



フロントページの続き

- (72)発明者 林 博貴
京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内
- (72)発明者 原田 雅規
京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 オムロンヘルスケア株式会社内

審査官 高 原 悠佑

- (56)参考文献 特開2012-029707(JP,A)
特開2012-147995(JP,A)
特開2009-284967(JP,A)
米国特許出願公開第2013/0053708(US,A1)
実開昭59-164608(JP,U)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/022-5/03