

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6852446号
(P6852446)

(45) 発行日 令和3年3月31日 (2021.3.31)

(24) 登録日 令和3年3月15日 (2021.3.15)

| | |
|--------------------------|-----------------------|
| (51) Int.Cl. | F I |
| 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 7 (全 22 頁)

| | | | |
|-----------|-------------------------------|-----------|---------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2017-27193 (P2017-27193) | (73) 特許権者 | 503246015 |
| (22) 出願日 | 平成29年2月16日 (2017.2.16) | | オムロンヘルスケア株式会社 |
| (65) 公開番号 | 特開2018-130401 (P2018-130401A) | | 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 |
| (43) 公開日 | 平成30年8月23日 (2018.8.23) | (74) 代理人 | 110001195 |
| 審査請求日 | 令和1年12月25日 (2019.12.25) | | 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流体袋の内部空間および前記第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する圧力検知装置と、

前記カフが測定対象部位に装着された状態において、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を算出する演算部と、を備え、

前記制御部が前記加減圧機構の動作を制御することにより、前記第1流体袋および前記第2流体袋のうち一方の流体袋の前記内部空間を加圧して膨張させることで前記一方の流体袋の内圧が所定の圧力に到達した後に、前記一方の流体袋の密閉状態を維持しつつ前記第1流体袋および前記第2流体袋のうち他方の流体袋の前記内部空間を加圧して膨張させ、前記一方の流体袋の前記内部空間の圧力および前記他方の流体袋の前記内部空間の圧力の双方を前記所定の圧力以上となるように上昇させた状態で、前記圧力検知装置によって検知された前記圧力情報に基づいて前記演算部が血圧を算出する、血圧情報測定装置。

【請求項 2】

前記加減圧機構は、前記第1流体袋の前記内部空間を加圧して前記第1流体袋の内圧が第1圧力に到達した後に、前記第1流体袋の密閉状態を維持しつつ前記第2流体袋の前記

10

20

内部空間を加圧する、請求項 1 に記載の血圧情報測定装置。

【請求項 3】

前記加減圧機構は、第 1 加圧ポンプと第 2 加圧ポンプとを含み、
前記第 1 加圧ポンプは、前記第 1 流体袋の前記内部空間を加圧し、
前記第 2 加圧ポンプは、前記第 2 流体袋の前記内部空間を加圧し、
前記制御部は、前記第 2 加圧ポンプを停止させた状態で前記第 1 加圧ポンプを駆動させた後に、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ように、前記加減圧機構の動作を制御する、請求項 2 に記載の血圧情報測定装置。

【請求項 4】

前記加減圧機構は、単一の加圧ポンプと、流体供給経路と、切替弁とを含み、
前記加圧ポンプは、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を加圧し、
前記流体供給経路の一端側は、前記加圧ポンプに接続され、
前記流体供給経路の他端側は、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 供給路に分岐し、
前記切替弁は、前記流体供給経路に設けられ、前記第 1 供給路を介して前記第 1 流体袋に流体が供給される状態と、前記第 2 供給路を介して前記第 2 流体袋に流体が供給される状態とを切り替え、

前記制御部は、前記加圧ポンプおよび前記切替弁の動作を制御することにより、前記第 1 供給路を介して供給される流体によって前記第 1 流体袋の前記内部空間を加圧した後に、前記第 2 供給路を介して供給される流体によって前記第 2 流体袋の前記内部空間を加圧する、請求項 2 に記載の血圧情報測定装置。

【請求項 5】

前記加減圧機構は、前記第 2 流体袋の前記内部空間を加圧して前記第 2 流体袋の内圧が第 2 圧力に到達した後に、前記第 2 流体袋の密閉状態を維持しつつ前記第 1 流体袋の前記内部空間を加圧する、請求項 1 に記載の血圧情報測定装置。

【請求項 6】

前記加減圧機構は、第 1 加圧ポンプと第 2 加圧ポンプとを含み、
前記第 1 加圧ポンプは、前記第 1 流体袋の前記内部空間を加圧し、
前記第 2 加圧ポンプは、前記第 2 流体袋の前記内部空間を加圧し、
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た後に、前記第 2 加圧ポンプを停止させた状態で前記第 1 加圧ポンプを駆動させるように、前記加減圧機構の動作を制御する、請求項 5 に記載の血圧情報測定装置。

【請求項 7】

前記加減圧機構は、単一の加圧ポンプと、流体供給経路と、切替弁とを含み、
前記加圧ポンプは、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を加圧し、
前記流体供給経路の一端側は、前記加圧ポンプに接続され、
前記流体供給経路の他端側は、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 供給路に分岐し、
前記切替弁は、前記流体供給経路に設けられ、前記第 1 供給路を介して前記第 1 流体袋に流体が供給される状態と、前記第 2 供給路を介して前記第 2 流体袋に流体が供給される状態とを切り替え、

前記制御部は、前記加圧ポンプおよび前記切替弁の動作を制御することにより、前記第 2 供給路を介して供給される流体によって前記第 2 流体袋の前記内部空間を加圧した後に、前記第 1 供給路を介して供給される流体によって前記第 1 流体袋の前記内部空間を加圧する、請求項 5 に記載の血圧情報測定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血圧情報の測定に利用される血圧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圧情報が測定可能とされる血圧情報測定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

血圧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圧値（以下、最高血圧）、拡張期血圧値（以下、最低血圧）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。

10

【0003】

血圧情報測定装置は、測定した血圧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、血圧情報には、最高血圧、最低血圧、平均血圧、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、血圧情報の測定には、血圧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、上記内空から抜くことによって収縮させて血圧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。

20

【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、正確な血圧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、血圧情報を測定する血圧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】

30

特許文献1に開示の血圧情報測定装置は、第1空気袋と、第1空気袋に内包された第2空気袋とを含む血圧情報測定装置用カフを備える。血圧情報測定装置によって血圧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。太いとき入力された場合には、第1空気袋を加圧し、細いとき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。

40

【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】

50

【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】

10

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。

20

【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流体袋の内部空間および上記第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する圧力検知装置と、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血圧情報を算出する際に、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流体袋および上記第２流体袋のうち一方の流体袋の上記内部空間を加圧して膨張させることで上記一方の流体袋の内圧が所定の圧力に到達した後に、上記一方の流体袋の密閉状態を維持しつつ上記第１流体袋および上記第２流体袋のうち他方の流体袋の上記内部空間を加圧して膨張させる。

30

【００１５】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記加減圧機構は、上記第２流体袋の上記内部空間を加圧して上記第２流体袋の内圧が第２圧力に到達した後に、上記第２流体袋の密閉状態を維持しつつ上記第１流体袋の上記内部空間を加圧してもよい。

【００１６】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記加減圧機構は、第１加圧ポンプと第２加圧ポンプとを含んでもよい。この場合には、上記第１加圧ポンプは、上記第１流体袋の上記内部空間を加圧し、上記第２加圧ポンプは、上記第２流体袋の上記内部空間を加圧することが好ましい。さらにこの場合には、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た後に、上記第２加圧ポンプを停止させた状態で上記第１加圧ポンプを駆動させるように、上記加減圧機構の動作を制御してもよい。

40

【００１７】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記加減圧機構は、単一の加圧ポンプと、流体供給経路と、切替弁とを含んでもよい。この場合には、上記加圧ポンプは、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を加圧することが

50

好ましく、上記流体供給経路の一端側は、上記加圧ポンプに接続され、上記流体供給経路の他端側は、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供給路に分岐することが好ましい。また、上記切替弁は、上記流体供給路に設けられ、上記第1供給路を介して上記第1流体袋に流体が供給される状態と、上記第2供給路を介して上記第2流体袋に流体が供給される状態とを切り替えることが好ましい。この場合には、上記制御部は、上記加圧ポンプおよび上記切替弁の動作を制御することにより、上記第2供給路を介して供給される流体によって上記第2流体袋の上記内部空間を加圧した後に、上記第1供給路を介して供給される流体によって上記第1流体袋の上記内部空間を加圧してもよい。

【0018】

10

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記加減圧機構は、上記第1流体袋の上記内部空間を加圧して上記第1流体袋の内圧が第1圧力に到達した後に、上記第1流体袋の密閉状態を維持しつつ上記第2流体袋の上記内部空間を加圧してもよい。

【0019】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記加減圧機構は、第1加圧ポンプと第2加圧ポンプとを含んでもよい。この場合には、上記第1加圧ポンプは、上記第1流体袋の上記内部空間を加圧し、上記第2加圧ポンプは、上記第2流体袋の上記内部空間を加圧することが好ましい。さらにこの場合には、上記制御部は、上記第2加圧ポンプを停止させた状態で上記第1加圧ポンプを駆動させた後に、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ように、上記加減圧機構の動作を制御してもよい。

20

【0020】

上記本発明に基づく血圧情報測定装置にあっては、上記加減圧機構は、単一の加圧ポンプと、流体供給経路と、切替弁とを含んでもよい。この場合には、上記加圧ポンプは、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を加圧することが好ましく、上記流体供給経路の一端側は、上記加圧ポンプに接続され、上記流体供給経路の他端側は、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供給路に分岐することが好ましい。また、上記切替弁は、上記流体供給路に設けられ、上記第1供給路を介して上記第1流体袋に流体が供給される状態と、上記第2供給路を介して上記第2流体袋に流体が供給される状態とを切り替えることが好ましい。この場合には、上記制御部は、上記加圧ポンプおよび上記切替弁の動作を制御することにより、上記第1供給路を介して供給される流体によって上記第1流体袋の上記内部空間を加圧した後に、上記第2供給路を介して供給される流体によって上記第2流体袋の上記内部空間を加圧してもよい。

30

【発明の効果】

【0021】

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圧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】

40

【0022】

【図1】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に係る血圧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に係る血圧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の第1例を示すフロー図である。

【図7】図6に示す第1例における流路切替バルブおよび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】図5に示す空気袋を加圧する工程の第2例を示すフロー図である。

50

【図 9】図 8 に示す第 2 例における流路切替バルブおよび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 10】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 11】実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程の第 1 例における第 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 12】実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程の第 2 例における第 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 13】変形例に係る血圧計の外観構造を示す斜視図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0023】

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、血圧情報測定装置用カフとして、最高血圧および最低血圧等の血圧値を測定することが可能に構成された上腕式の血圧計に使用される血圧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。

【0024】

(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。

20

【0025】

図 1 に示すように、血圧計 1 は、本体 10 と、カフ 40 と、流体供給路としてのエア管 60 とを備えている。エア管 60 は、分離されて構成された本体 10 とカフ 40 とを接続している。

【0026】

エア管 60 は、第 1 供給路としての第 1 エア管 61 と第 2 供給路としての第 2 エア管 62 とを含む。第 1 エア管 61 と第 2 エア管 62 とは、たとえば互いに分離されている。第 1 エア管 61 および第 2 エア管 62 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。

30

【0027】

本体 10 は、箱状のケーシングを有しており、その上面に表示部 21 および操作部 23 を有している。本体 10 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。

【0028】

カフ 40 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 40 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 40 は、外装カバー 45 と、第 1 流体袋としての第 1 空気袋 41 と、第 2 流体袋としての第 2 空気袋 42 とを含む。第 1 空気袋 41 および第 2 空気袋 42 の詳細については、図 2 および図 3 を用いて後述する。

40

【0029】

外装カバー 45 は、展開された状態において平面視略矩形状の帯状かつ袋状の形状を有する。外装カバー 45 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 45b 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 45a とを含んでいる。

【0030】

外装カバー 45 は、外側カバー部材 45b と内側カバー部材 45a とが重ね合わされてそれらの周縁がバイアステーブ（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。

【0031】

50

外装カバー４５の長手方向の一端部よりの外周面には、面ファスナ４６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４５の他端部寄りの内周面には、面ファスナ４７が設けられている。面ファスナ４６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４７は、たとえばループファスナによって構成されている。

【００３２】

これら面ファスナ４６，４７は、外装カバー４５が上腕に巻き付けられて当該外装カバー４５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４０を上腕に巻き付けた状態において当該面ファスナ４６，４７を係止させることにより、装着状態において外装カバー４５が上腕に対して固定されることになる。

10

【００３３】

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。なお、図３は、図２に示すⅠⅠⅠ-ⅠⅠⅠ線に沿った部分に対応する断面図を示している。図２および図３を参照して、第１空気袋４１および第２空気袋４２について説明する。

【００３４】

図２に示すように、第１空気袋４１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４１は、測定対象部位に巻き付けられた状態にお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。

【００３５】

20

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。

【００３６】

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を介して空気が出入りすることにより膨縮する。

【００３７】

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。

30

【００３８】

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。

【００３９】

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を介して空気が出入りすることにより膨縮する。

40

【００４０】

第２ニップル４４は、たとえば、第２空気袋４２の長さ方向Ｌおよび幅方向Ｗ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。

【００４１】

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。

【００４２】

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

50

は、挿着状態であって第 1 空気袋 4 1 が膨張しておらずかつ第 2 空気袋 4 2 が膨張した状態において、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がない位置である。このため、上記第 2 空気袋 4 2 の外縁部に対応した位置とは、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 を展開した状態において、平面視した場合に、第 2 空気袋 4 2 の外縁部に重なる位置だけでなく、第 2 空気袋 4 2 の外縁部から一定程度の内側の位置も含む。

【 0 0 4 3 】

また、第 1 ニップル 4 3 は、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 1 空気袋 4 1 の幅方向 W に平行な方向に沿って第 2 ニップル 4 4 と並ぶように配置されていることが好ましい。

【 0 0 4 4 】

実施の形態 1 においては、第 1 ニップル 4 3 は、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、上記第 2 空気袋 4 2 の外縁部よりも外側の位置であって、第 1 空気袋 4 1 の幅方向に平行な方向に沿って第 2 ニップル 4 4 と並ぶように配置されている。

【 0 0 4 5 】

第 2 ニップル 4 4 は、第 2 空気袋 4 2 の外表面 4 2 a に対向する第 1 空気袋 4 1 の内表面 4 1 c を貫通して外部に引き出されている。

【 0 0 4 6 】

第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 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 4 1 および第 2 空気袋 4 2 を構成する樹脂シートの材質としては、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 7 】

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 の双方の内部空間を加圧して膨張させる。後述するように、第 1 空気袋 4 1 の内部空間を先に加圧してもよいし、第 2 空気袋 4 2 の内部空間を先に加圧してもよい。

【 0 0 4 8 】

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 9 】

また、第 2 空気袋 4 2 の内部空間を加圧されることにより、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 5 0 】

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 5 1 】

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 P 1 センサ 3 1 A 1 と、第 2 圧力 P 2 センサ 3 1 A 2 と、加圧ポンプ 3 2 と、切替弁としての流路切替バルブ 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、切替バルブ駆動回路 5 3 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 5 2 】

加圧ポンプ 3 2、流路切替バルブ 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 5 3 】

加減圧機構は、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 のうち一方の流体袋の内部空間を加圧して膨張させる第 1 状態から、一方の流体袋の密閉状態を維持しつつ第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 のうち他方の流体袋の内部空間を加圧して膨張させる第 2 状態に切り替え可能に構成されている。

【 0 0 5 4 】

制御部 2 0 は、たとえば C P U (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 が測定対象部位としての上腕装着された状態において、第 1 圧力 P 1 センサ 3 1 A 1 によって検知された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 5 】

メモリ部 2 2 は、たとえば R O M (Read-Only Memory) や R A M (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 to 実行さ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 6 】

表示部 2 1 は、たとえば L C D (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 2 0 に電力を供給するための手段である。

【 0 0 5 7 】

制御部 2 0 は、加圧ポンプ 3 2、流路切替バルブ 3 3、第 1 排気バルブ 3 4 および第 2 排気バルブ 3 5 を駆動するための制御信号を、加圧ポンプ駆動回路 5 2、切替バルブ駆動回路 5 3、第 1 排気バルブ駆動回路 5 4 および第 2 排気バルブ駆動回路 5 5 にそれぞれ入力する。また、制御部 2 0 は、上記演算部 2 5 によって算出された血圧値を、測定結果としてメモリ部 2 2 や表示部 2 1 に入力する。

【 0 0 5 8 】

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 P C (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。

【 0 0 5 9 】

加圧ポンプ 3 2 は、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の内部の空間に空気を供給することにより、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。加圧ポンプ 3 2 は、エア管 6 0 を介して、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 に空気を供給する。エア管 6 0 の一端側は、加圧ポンプ 3 2 に接続されている。エア管 6 0 の他端側は、第 1 空気袋 4 1 に接続される第 1 エア管 6 1 と、第 2 空気袋 4 2 に接続される第 2 エア管 6 2 とに分岐している。

【 0 0 6 0 】

第 1 エア管 6 1 は、その先端が上記第 1 ニップル 4 3 に挿入されることで、第 1 空気袋 4 1 に接続される。第 2 エア管 6 2 は、その先端が上記第 2 ニップル 4 4 に挿入されることで、第 2 空気袋 4 2 に接続される。

【 0 0 6 1 】

加圧ポンプ駆動回路 5 2 は、制御部 2 0 から入力された制御信号に基づいて加圧ポンプ 3 2 の動作を制御する。

【 0 0 6 2 】

流路切替バルブ 3 3 は、エア管 6 0 に設けられている。具体的には、流路切替バルブ 3 3 は、第 1 エア管 6 1 と第 2 エア管 6 2 の分岐部に設けられている。流路切替バルブ 3 3 は、第 1 エア管 6 1 を介して第 1 空気袋 4 1 に空気が供給される状態（第 1 空気袋 4 1 の

10

20

30

40

50

内部空間が加圧される状態)と、第2エア管62を介して第2空気袋42に空気が供給される状態(第2空気袋42の内部空間が加圧される状態)とを切り替える。

【0063】

切替バルブ駆動回路53は、制御部20から入力された制御信号に基づいて流路切替バルブ33の動作を制御する。

【0064】

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、閉開することにより、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。

【0065】

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。

【0066】

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、閉開することにより、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。

【0067】

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。

【0068】

第1圧力P1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P2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P1センサ31A1および第2圧力P2センサ31A2は、静電容量型のセンサである。

【0069】

第1圧力P1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P1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。

【0070】

第2圧力P2センサ31A2の静電容量は、第2空気袋42の内圧に応じて変化する。発振回路51A2は、第2圧力P2センサ31A2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。

【0071】

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5を参照して、血圧計1の測定フローについて説明する。

【0072】

血圧値を測定するに際しては、カフ40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10に設けられた操作部23が操作されて血圧計1の電源がオンにされると、制御部20に対して電源部24から電力が供給されて制御部20が駆動する。

【0073】

図5に示すように、制御部20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S1)。初期化においては、制御部20は、第1排気バルブ34および第2排気バルブ35の動作を制御することで、第1空気袋41および第2空気袋42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。

【0074】

次に、制御部20は、測定開始の指示を待ち、操作部23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34および第2排気バルブ35を閉塞させるとともに加圧ポンプ32の駆動を開始する(ステップS2)。

【0075】

10

20

30

40

50

ステップS2においては、制御部20は、第1空気袋41および第2空気袋42のいずれか一方に空気が供給されるように流路切替バルブ33の動作を制御する。第1空気袋41および第2空気袋42の内圧が所定の圧力に達した場合には、制御部20は、第1空気袋41および第2空気袋42の他方に空気が供給されるように流路切替バルブ33の動作を制御する。ステップS2における詳細な動作については、図6から図9を用いて後述する。

【0076】

なお、所定の圧力とは、第1空気袋41の内部空間を先に加圧する場合には、第1圧力P1（図7参照）であり、第2空気袋42の内部空間を先に加圧する場合には、第2圧力P2（図9参照）である。この場合においては、第1圧力P1は、第2圧力P2よりも小さくなる。

10

【0077】

この加圧過程において、制御部20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S3）。具体的には、制御部20は、第1空気袋41および第2空気袋42の双方の内圧が上昇していく過程において、発振回路51A1から得られる発振周波数より第1空気袋41の内圧を取得し、取得した第1空気袋41の内圧に重畳した脈波情報を抽出する。そして、制御部20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。

【0078】

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）。

20

【0079】

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）。

【0080】

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。

【0081】

30

図6は、図5に示す空気袋を加圧する工程の第1例を示すフロー図である。図7は、図6に示す第1例における流路切替バルブおよび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6および図7を参照して、空気袋を加圧する工程の第1例について説明する。

【0082】

図6および図7に示すように、空気袋を加圧する工程の第1例（ステップS2）においては、まず、第1空気袋41を加圧する（ステップS21）。具体的には、流路切替バルブ33の動作を制御して、第2エア管62側を閉じて、第1エア管61と加圧ポンプ32とを連通させる。これにより、第1エア管61を介して第1空気袋41に空気を供給可能となる。この状態で、加圧ポンプ32を駆動させ、第1エア管61を介して第1空気袋41に空気を供給し、第1空気袋41の内部空間を加圧していく。

40

【0083】

続いて、制御部20は、第1圧力P1センサ31A1によって検知された第1空気袋41の圧力情報に基づいて、第1空気袋41の内圧が所定の圧力（第1圧力P1）に到達したか否かを判断する（ステップS22）。第1空気袋41の内圧が所定の圧力より小さいと判断された場合（ステップS22：NO）には、第1空気袋41の内圧が第1圧力P1に到達するまで、第1空気袋41の内部空間の加圧を継続する。なお、第1圧力P1は、たとえば50mmHg程度である。

【0084】

第1空気袋41の内圧が第1圧力P1に到達したと判断された場合（ステップS22：

50

YES)には、第2空気袋42の内部空間を加圧する(ステップS23)。本実施の形態においては、T0から第1空気袋41の内部空間を加圧を開始し、T1において第1空気袋41の内圧が第1圧力P1に達している。

【0085】

第2空気袋42を加圧する工程においては、流路切替バルブ33によって、第1エア管61側を閉じて、第2エア管62と加圧ポンプ32とを連通させる。これにより、第2エア管62を介して第2空気袋42に空気を供給可能となる。この状態において、第1排気バルブ34を閉じた状態を維持することにより、第1空気袋41が密閉された状態が維持される。

【0086】

加圧ポンプ32を継続して駆動させることにより、図7に示すように、第2空気袋42の内部空間が加圧される。この際、第1空気袋41内の空気が第2空気袋42によって押圧されることにより、第1空気袋41に空気を供給していない状態であっても第1空気袋41の内圧が上昇していく。これにより、第1空気袋41の内圧および第2空気袋42の内圧が上昇する。

【0087】

第1空気袋41および第2空気袋42の内圧が上昇していく過程にて、第1圧力P1センサ31A1によって第1空気袋41の内圧の変化を検知し、検知された圧力情報に基づいて、制御部20内の演算部25が使用者の血圧を算出する。

【0088】

以上のように、第1例においては、加減圧機構は、第1空気袋41の内部空間を加圧して第1空気袋41の内圧が第1圧力P1に到達した後に、第1空気袋41の密閉状態を維持しつつ第2空気袋42の内部空間を加圧する。

【0089】

より具体的には、加圧ポンプ32および流路切替バルブ33の動作を制御することにより、第1エア管61を介して供給される流体によって第1空気袋41の内部空間を加圧した後に、第2エア管62を介して供給される流体によって第2空気袋42の内部空間を加圧する。

【0090】

このように、内圧が第1圧力P1に到達した第1空気袋41の密閉状態を維持しつつ第2空気袋42の内部空間を加圧することにより、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。

【0091】

第1空気袋41への空気の供給量が低減されることにより、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。

【0092】

また、第1空気袋41を膨張させた後に、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、血圧情報測定時において、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。

【0093】

図8は、図5に示す空気袋を加圧する工程の第2例を示すフロー図である。図9は、図8に示す第2例における流路切替バルブおよび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、空気袋を加圧する工程の第2例について説明する。

【0094】

図8および図9に示すように、空気袋を加圧する工程の第2例(ステップS2A)にお

10

20

30

40

50

いては、まず、第2空気袋42を加圧する(ステップS21A)。具体的には、流路切替バルブ33によって、第1エア管61側を閉じて、第2エア管62と加圧ポンプ32とを連通させる。これにより、第2エア管62を介して第2空気袋42に空気を供給可能となる。この状態で、加圧ポンプ32を駆動させ、第2エア管62を介して第2空気袋42に空気を供給し、第2空気袋42の内部空間を加圧していく。

【0095】

続いて、制御部は、第2圧力センサ31A2によって検知された第2空気袋42の圧力情報に基づいて、第2空気袋42の内圧が所定の圧力(第2圧力P2)に到達したか否かを判断する(ステップS22A)。なお、第2圧力P2は、上記第1圧力P1よりも大きくなっている。

10

【0096】

第2空気袋42の内圧が所定の圧力より小さいと判断された場合には(ステップS22A:NO)、第2空気袋42の内圧が第2圧力P2に到達するまで、第2空気袋42の内部空間の加圧を継続する。

【0097】

第2空気袋42の内圧が第2圧力P2に到達したと判断された場合には(ステップS22A:YES)、第1空気袋41を加圧する(ステップS23A)。本実施の形態においては、T0から第2空気袋42の内部空間の加圧を開始し、T2において第2空気袋42の内圧が第2圧力P2に達している。

【0098】

20

第1空気袋41を加圧する工程においては、流路切替バルブ33によって、第2エア管62側を閉じて、第1エア管61と加圧ポンプ32とを連通させる。これにより、第1エア管61を介して第1空気袋41に空気を供給可能となる。この状態において、第2排気バルブ35を閉じた状態を維持することにより、第2空気袋42が密閉された状態が維持される。

【0099】

加圧ポンプ32を継続して駆動させることにより、図9に示すように、第1空気袋41の内部空間が加圧される。この際、第1空気袋41に空気が供給されつつ、第1空気袋41内の空気が先に膨張された第2空気袋42によって押圧されることにより、第1空気袋41のみを膨張させる場合と比較して少ない空気の供給量で、第1空気袋41の内圧が上

30

昇していく。

【0100】

この場合においても、第1空気袋41の内圧が上昇するとともに第2空気袋42の内圧が上昇する。第1空気袋41の内圧および第2空気袋42の内圧が上昇していく過程にて、第1圧力P1センサ31A1によって第1空気袋41の内圧の変化を検知し、検知された圧力情報に基づいて、制御部20内の演算部25が使用者の血圧を算出する。

【0101】

以上のように、第2例においては、加減圧機構は、第2空気袋42の内部空間を加圧して第2空気袋42の内圧が第2圧力P2に到達した後に、第2空気袋42の密閉状態を維持しつつ第1空気袋41の内部空間を加圧する。

40

【0102】

より具体的には、加圧ポンプ32および流路切替バルブ33の動作を制御することにより、第2エア管62を介して供給される流体によって第2空気袋42の内部空間を加圧した後に、第1エア管61を介して供給される流体によって第1空気袋41の内部空間を加圧する。

【0103】

このように、内圧が第2圧力P2に到達した第2空気袋42の密閉状態を維持しつつ第1空気袋41の内部空間を加圧することにより、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。

50

【 0 1 0 4 】

第 1 空気袋 4 1 への空気の供給量が低減されることにより、第 1 空気袋 4 1 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。

【 0 1 0 5 】

また、第 2 空気袋 4 2 を膨張させた後に、第 1 空気袋 4 1 を膨張させるため、第 1 空気袋 4 1 を膨張させずに第 2 空気袋 4 2 を膨張させる場合と比較して、血圧情報測定時において、第 1 空気袋 4 1 の内表面と第 2 空気袋 4 2 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。

10

【 0 1 0 6 】

なお、実施の形態 1 においては、第 2 空気袋 4 2 の内圧を検知するための第 2 圧力 P 2 センサ 3 1 A 2 を設けた場合を例示して説明したが、これに限定されず、上述の空気袋を加圧する工程の第 2 例に従って血圧情報を測定する場合には、流路切替バルブ 3 3 によって第 2 状態に切り替わった場合であっても、第 2 圧力 P 2 センサ 3 1 A 2 によって第 1 空気袋 4 1 の内圧を測定することができる。このため、第 1 圧力 P 1 センサ 3 1 A 1 および発振回路 5 1 A 1 を省略することができる。この場合には、第 2 圧力 P 2 センサ 3 1 A 2 が圧力検知装置に相当する。

【 0 1 0 7 】

(実施の形態 2)

20

図 1 0 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 1 0 を参照して、実施の形態 2 に係る血圧計 1 A について説明する。

【 0 1 0 8 】

図 1 0 に示すように、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 と比較した場合に、流路切替バルブ 3 3 が設けられておらず、第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 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。

【 0 1 0 9 】

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 A 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。

30

【 0 1 1 0 】

エア管 6 0 A 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。

【 0 1 1 1 】

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 の内部空間を加圧するための第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 と、第 2 空気袋 4 2 の内部空間を加圧するための第 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。

40

【 0 1 1 2 】

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。

【 0 1 1 3 】

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

50

それぞれ制御する。

【0114】

また、本体10Aは、第1空気袋41の内圧を測定するための第1圧力P1センサ31A1と、第2空気袋42の内圧を測定するための第2圧力P2センサ31A2とを含んでいる。

【0115】

本実施の形態においては、第1加圧ポンプ32A1、第1排気バルブ34、第2加圧ポンプ32A2、および第2排気バルブ35は、第1空気袋41および第2空気袋42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41を加圧させるための第1加圧ポンプ32A1および、第2空気袋42を加圧させるための第2加圧ポンプ32A2を含む。

10

【0116】

加減圧機構は、第1空気袋41および第2空気袋42のうち一方の流体袋を加圧して膨張させる第1状態から、一方の流体袋の密閉状態を維持しつつ第1空気袋41および第2空気袋42のうち他方の流体袋を加圧して膨張させる第2状態に切り替え可能に構成されている。

【0117】

実施の形態2に係る血圧計1A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。具体的には、実施の形態1同様にステップS1からステップS5と同様の動作が実施される。

20

【0118】

ステップS2においては、実施の形態1同様に、空気袋を加圧する工程の第1例または第2例に準拠した動作が実施される。

【0119】

図11は、実施の形態2に係る空気袋を加圧する工程の第1例における第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。

【0120】

図11に示すように、空気袋を加圧する工程の第1例に準拠した動作が実施される場合には、第2加圧ポンプ32A2を停止させた状態で第1加圧ポンプ32A1を駆動させる。これにより、第1エア管61Aを介して第1空気袋41に空気を供給し、第1空気袋41を加圧していく。

30

【0121】

続いて、制御部は、第1圧力P1センサ31A1によって検知された第1空気袋41の圧力情報に基づいて、第1空気袋41の内圧が所定の圧力(第1圧力P1)に到達したか否かを判断する。第1空気袋41の内圧が所定の圧力より小さいと判断された場合には、第1空気袋41の内圧が第1圧力P1に到達するまで、第1空気袋41の加圧を継続する。

【0122】

第1空気袋41の内圧が第1圧力P1に到達したと判断された場合には、第2空気袋42を加圧する。本実施の形態においては、T0から第1空気袋41の内部空間の加圧を開始し、T3において第1空気袋41の圧力が第1圧力P1に達している。

40

【0123】

第2空気袋42を加圧する工程においては、第1加圧ポンプ32A1を停止させた状態で、第2加圧ポンプ32A2を駆動させる。この際、第1排気バルブ34を閉じた状態とすることにより、第1空気袋41の密閉状態を維持することができる。

【0124】

第2加圧ポンプ32A2を駆動させることにより、図11に示すように、第2空気袋42の内部空間が加圧される。この際、第1空気袋41内の空気が第2空気袋42によって押圧されることにより、第1空気袋41に空気を供給していない状態であっても第1空気

50

袋 4 1 の内圧が上昇していく。

【 0 1 2 5 】

このように第 1 空気袋 4 1 および第 2 空気袋 4 2 の内圧が上昇していく過程にて、第 1 圧力 P 1 センサ 3 1 A 1 によって第 1 空気袋 4 1 の内圧の変化を検知し、検知された圧力情報に基づいて、制御部 2 0 内の演算部 2 5 が使用者の血圧を算出する。

【 0 1 2 6 】

以上のように、空気袋を加圧する工程の第 1 例に準拠した動作においては、加減圧機構は、第 1 空気袋 4 1 の内部空間を加圧して第 1 空気袋 4 1 の内圧が第 1 圧力 P 1 に到達した後に、第 1 空気袋 4 1 の密閉状態を維持しつつ第 2 空気袋 4 2 の内部空間を加圧する。

【 0 1 2 7 】

具体的には、制御部 2 0 が、第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 を停止させた状態で第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 を駆動させた後に、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 を駆動させるように、加減圧機構の動作を制御する。

【 0 1 2 8 】

この場合においても、実施の形態 1 同様に、第 1 空気袋 4 1 への空気の供給量を低減させることができ、これにより、脈波を大きく捉えることができる。この結果、測定精度を向上させることができる。また、第 1 空気袋 4 1 と第 2 空気袋 4 2 との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。

【 0 1 2 9 】

図 1 2 は、実施の形態 2 に係る空気袋を加圧する工程の第 2 例における第 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。

【 0 1 3 0 】

図 1 2 に示すように、空気袋を加圧する工程の第 2 例に準拠した動作が実施される場合には、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 1 3 1 】

続いて、制御部は、第 2 圧力 P 2 センサ 3 1 A 2 によって検知された第 2 空気袋 4 2 の圧力情報に基づいて、第 2 空気袋 4 2 の内圧が所定の圧力（第 2 圧力 P 2 ）に到達したか否かを判断する。第 2 空気袋 4 2 の内圧が所定の圧力より小さいと判断された場合には、第 2 空気袋 4 2 の内圧が第 2 圧力 P 2 に到達するまで、第 2 空気袋 4 2 の加圧を継続する。

【 0 1 3 2 】

第 2 空気袋 4 2 の内圧が第 2 圧力 P 2 に到達したと判断された場合には、第 1 空気袋 4 1 を加圧する。本実施の形態においては、T 0 から第 2 空気袋 4 2 の加圧を開始し、T 4 において第 2 空気袋 4 2 の圧力が第 2 圧力 P 2 に達している。

【 0 1 3 3 】

第 1 空気袋 4 1 を加圧する工程においては、第 2 加圧ポンプ 3 2 A 2 を停止させた状態で、第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 を駆動させる。この際、第 2 排気バルブ 3 5 を閉じた状態とすることにより、第 2 空気袋 4 2 の密閉状態を維持することができる。

【 0 1 3 4 】

第 1 加圧ポンプ 3 2 A 1 を駆動させることにより、図 1 2 に示すように、第 1 空気袋 4 1 が加圧される。この際、第 1 空気袋 4 1 に空気が供給されつつ、第 1 空気袋 4 1 内の空気が先に膨張された第 2 空気袋 4 2 によって押圧されることにより、第 1 空気袋 4 1 のみを膨張させる場合と比較して少ない空気の供給量で、第 1 空気袋 4 1 の内圧が上昇していく。

【 0 1 3 5 】

この場合においても、第 1 空気袋 4 1 の内圧が上昇するとともに第 2 空気袋 4 2 の内圧

10

20

30

40

50

が上昇する。第1空気袋41の内圧および第2空気袋42の内圧が上昇していく過程にて、第1圧力P1センサ31A1によって第1空気袋41の内圧の変化を検知し、検知された圧力情報に基づいて、制御部20内の演算部25が使用者の血圧を算出する。

【0136】

以上のように、空気袋を加圧する工程の第2例に準拠した動作においては、加減圧機構は、第2空気袋42の内部空間を加圧して第2空気袋42の内圧が第2圧力P2に到達した後に、第2空気袋42の密閉状態を維持しつつ第1空気袋41の内部空間を加圧する。

【0137】

具体的には、制御部20が、第1加圧ポンプ31A1を停止させた状態で第2加圧ポンプ32A2を駆動させた後に、第2加圧ポンプ32A2を停止させた状態で第1加圧ポンプ32A1を駆動させるように、加減圧機構の動作を制御する。

10

【0138】

この場合においても、実施の形態1同様に、第1空気袋41への空気の供給量を低減させることができ、これにより、脈波を大きく捉えることができる。この結果、測定精度を向上させることができる。また、第1空気袋41と第2空気袋42との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。

【0139】

(変形例)

図13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13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。

20

【0140】

図13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。

30

【0141】

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にも当然に適応することができる。

【0142】

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。

【0143】

40

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。

【0144】

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。

50

【符号の説明】

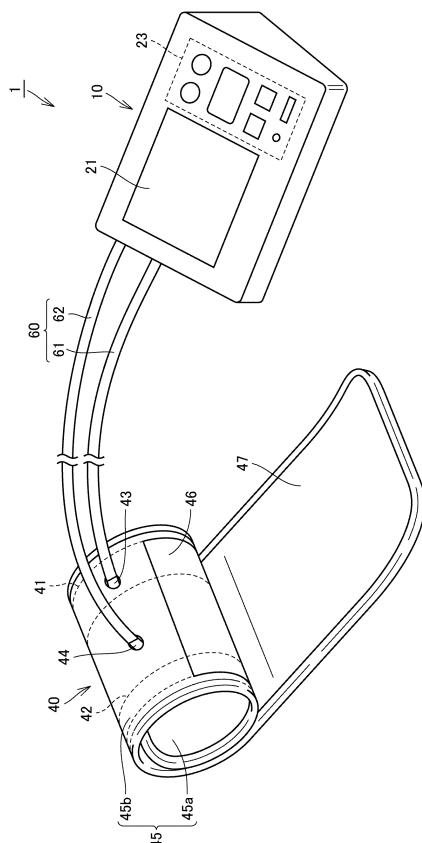
【 0 1 4 5 】

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P1センサ、31A2 第2圧力P2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 流路切替バルブ、34 第1排気バルブ、35 第2排気バルブ、40 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、53 切替バルブ駆動回路、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, 60A, 60B エア管、61, 61A 第1エア管、62, 62A 第2エア管。

10

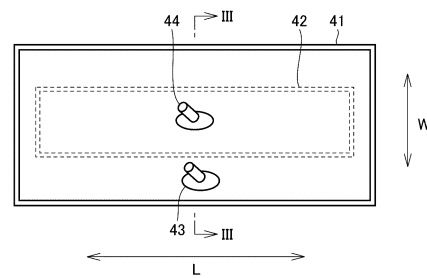
【図1】

図1



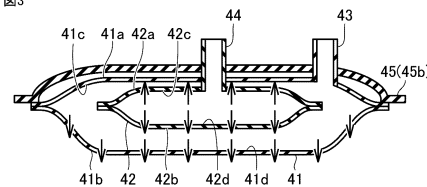
【図2】

図2

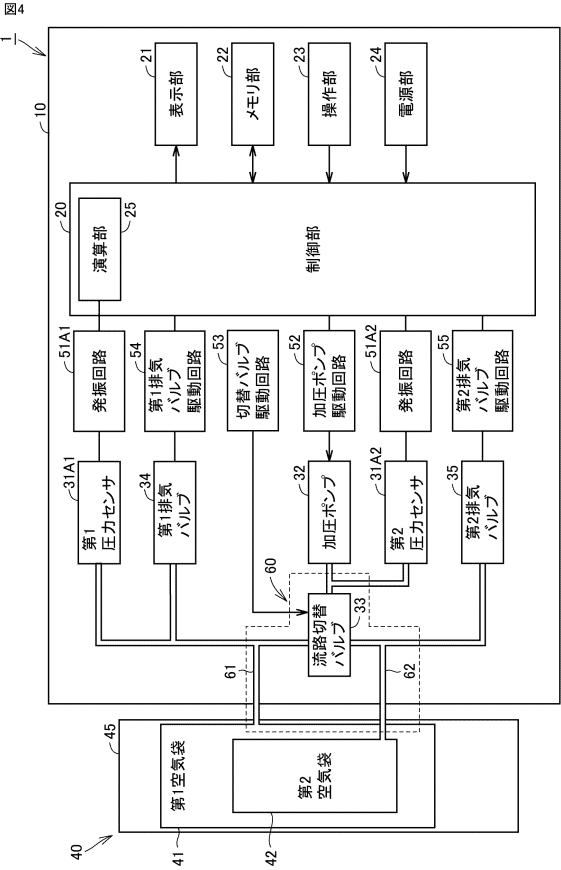


【図3】

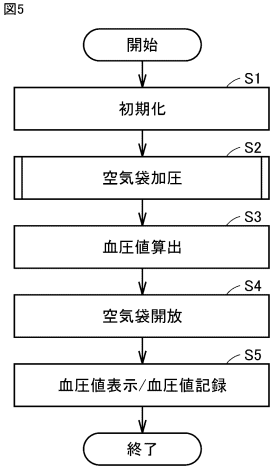
図3



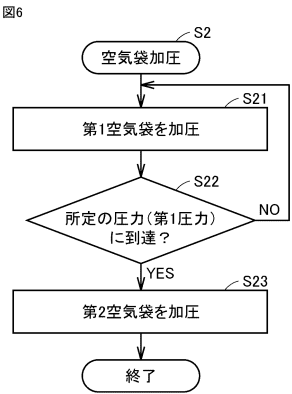
【図 4】



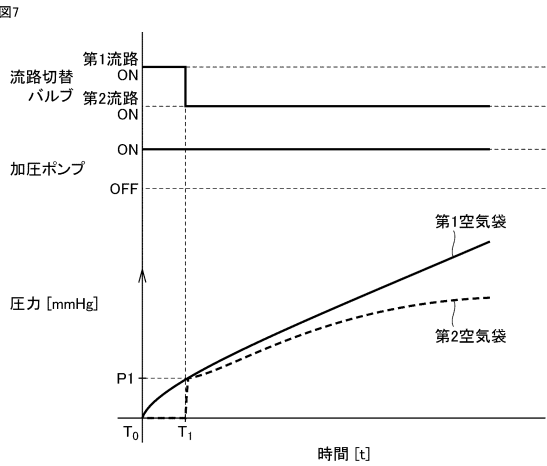
【図 5】



【図 6】

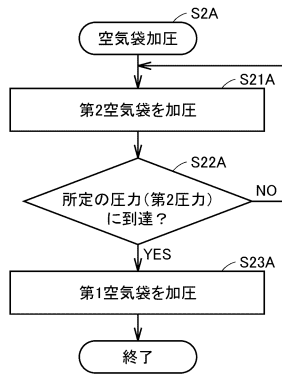


【図 7】



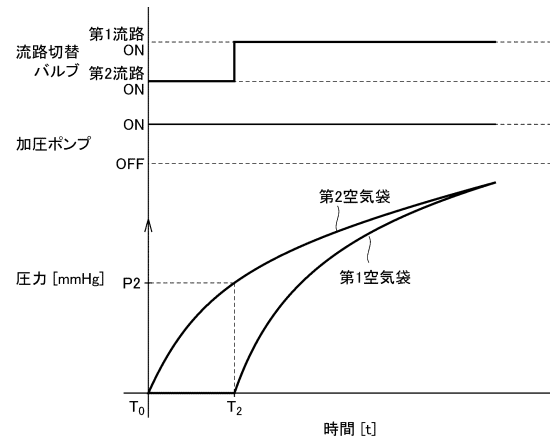
【図 8】

図8



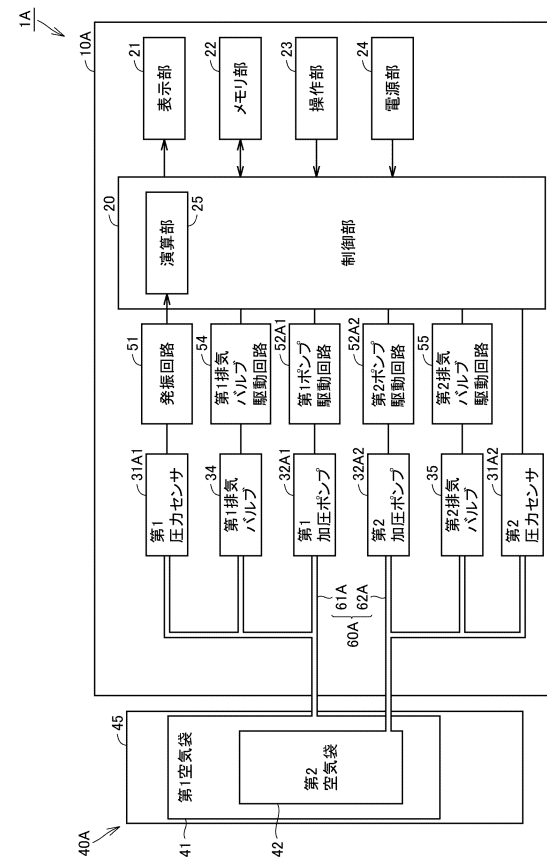
【図 9】

図9



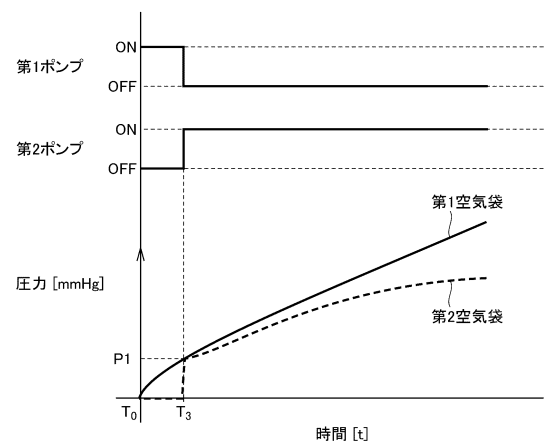
【図 10】

図10



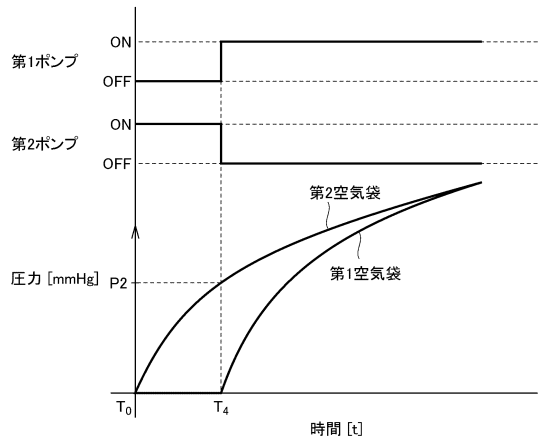
【図 11】

図11



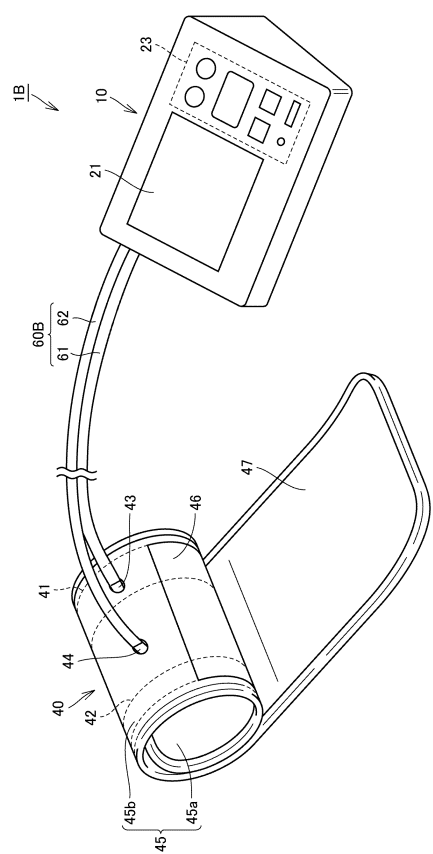
【図 1 2】

図12



【図 1 3】

図13



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 牧尾 尚能

- (56)参考文献 特開2011-177249(JP,A)
国際公開第2014/102873(WO,A1)
国際公開第2009/145027(WO,A1)
特開2007-244837(JP,A)
特開2011-177252(JP,A)
特開2012-147995(JP,A)
特開2012-090961(JP,A)
実開昭60-180405(JP,U)

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