

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2018年8月23日(23.08.2018)



(10) 国際公開番号

WO 2018/150750 A1

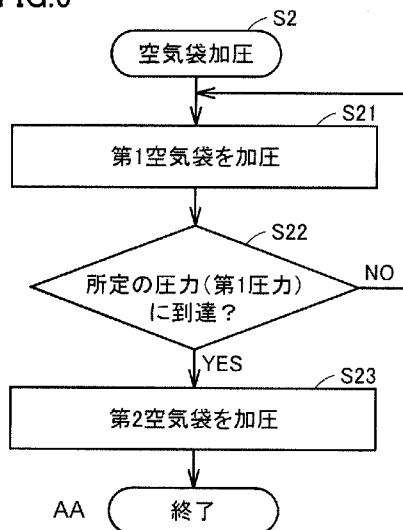
(51) 国際特許分類:
A61B 5/0225 (2006.01) A61B 5/022 (2006.01)
(21) 国際出願番号: PCT/JP2017/047056
(22) 国際出願日: 2017年12月27日(27.12.2017)
(25) 国際出願の言語: 日本語
(26) 国際公開の言語: 日本語
(30) 優先権データ:
特願 2017-027193 2017年2月16日(16.02.2017) JP
(71) 出願人: オムロンヘルスケア株式会社 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) [JP/JP]; 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪53番地 Kyoto (JP).

(72) 発明者: 田原 知里 (TAWARA, Chisato); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 谷口 実(TANIGUCHI, Minoru); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 池田 恵太 (IKEDA, Keita); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 林 博貴(HAYASHI, Hirotaka); 〒6170002 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 Kyoto (JP). 原田 雅規(HARADA, Masaki); 〒6170002 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 Kyoto (JP).

(54) Title: BLOOD PRESSURE INFORMATION MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称: 血圧情報測定装置

FIG.6



S2 Pressurize air bags
S21 Pressurize first air bag
S22 Prescribed pressure (first pressure) reached?
S23 Pressurize second air bag
AA End

(57) Abstract: This blood pressure information measurement device is provided with: a cuff including a first fluid bag, and a second fluid bag accommodated inside the first fluid bag; a pressure increase/decrease mechanism which increases and decreases the pressure of the internal space of the first fluid bag and the pressure of the internal space of the second fluid bag; a control unit for controlling operation of the pressure increase/decrease mechanism; a pressure detection device for detecting the internal pressure of the first fluid bag; and a calculation unit for calculating blood pressure on the basis of pressure information detected by the pressure detection device. During the calculation of blood pressure information, the control unit controls the operation of the pressure increase/decrease mechanism to: pressurize and expand the internal



(74) 代理人:特許業務法人深見特許事務所(FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島三丁目2番4号 中之島フェスティバルタワー・ウエスト Osaka (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JO, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

一 国際調査報告(条約第21条(3))

space of one fluid bag among the first and second fluid bags such that the internal pressure of the one fluid bag reaches a prescribed pressure; and subsequently pressurize and expand the internal space of the other fluid bag among the first and second fluid bags, while maintaining the one fluid bag in a sealed state.

(57) 要約: 血圧情報測定装置は、第1流体袋、および第1流体袋の内部に収容された第2流体袋を含むカフと、第1流体袋の内部空間および第2流体袋の内部空間を加減圧する加減圧機構と、加減圧機構の動作を制御する制御部と、第1流体袋の内圧を検知する圧力検知装置と、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。血圧情報を算出する際に、制御部は、加減圧機構の動作を制御することにより、第1流体袋および第2流体袋のうち一方の流体袋の内部空間を加圧して膨張させることで一方の流体袋の内圧が所定の圧力に到達した後に、一方の流体袋の密閉状態を維持しつつ第1流体袋および第2流体袋のうち他方の流体袋の内部空間を加圧して膨張させる。

明 細 書

発明の名称： 血圧情報測定装置

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、より特定のには、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。

[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および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。

[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] 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 P_1 、第 2 空気袋を加圧する場合には P_2 ）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 Th_1 、第 2 空気袋を加圧する場合には Th_2 ）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、血压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、血压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压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] 本発明に基づく血压情報測定装置は、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压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压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。

[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1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いてもよい。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。

[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、切替弁とを含んでいてもよい。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] 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2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いてもよい。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。
- [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、切替弁とを含んでいてもよい。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。

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

- [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。
- [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。

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。

[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。

[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。

[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。

[0031] 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。

[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ー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] 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。

[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。

[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。

[0043] 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。

- [0044] 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 流体袋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。
- [0045] 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。
- [0046] 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。
- [0047] 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。
- [0048] 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。
- [0049] 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。
- [0050] 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。

- [0051] 図4に示すように、本体10は、上述した表示部21および操作部23に加え、制御部20と、メモリ部22と、電源部24と、圧力検知装置としての第1圧力P1センサ31A1と、第2圧力P2センサ31A2と、加圧ポンプ32と、切替弁としての流路切替バルブ33と、第1排気バルブ34と、第2排気バルブ35と、発振回路51A1と、発振回路51A2と、加圧ポンプ駆動回路52と、切替バルブ駆動回路53と、第1排気バルブ駆動回路54と、第2排気バルブ駆動回路55とを含む。
- [0052] 加圧ポンプ32、第1排気バルブ34、流路切替バルブ33、第1排気バルブ34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。
- [0053] 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41および第2空気袋42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。
- [0054] 制御部20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20は、カフ40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P1センサ31A1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25を有する。
- [0055] メモリ部22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20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。
- [0056] 表示部21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23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20や電源部24に入力するための手段である。電源部24は、制御部20に電力を供給するための手段である。

- [0057] 制御部 20 は、加圧ポンプ 32、流路切替バルブ 33、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、切替バルブ駆動回路 53、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。
- [0058] 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。
- [0059] 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。
- [0060] 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。
- [0061] 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。
- [0062] 流路切替バルブ 33 は、エア管 60 に設けられている。具体的には、流路切替バルブ 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。流路切替バルブ 33 は、第 1 エア管 61 を介して第 1 空気袋 41 に空気が供給される状態（第 1 空気袋 41 の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 5 3 は、制御部 2 0 から入力された制御信号に基づいて流路切替バルブ 3 3 の動作を制御する。
- [0064] 第 1 排気バルブ 3 4 は、第 1 エア管 6 1 に接続されている。第 1 排気バルブ 3 4 は、閉開することにより、第 1 空気袋 4 1 の内圧を維持したり、第 1 空気袋 4 1 の内部の空間を外部に開放して第 1 空気袋 4 1 の内圧を減圧したりする。
- [0065] 第 1 排気バルブ駆動回路 5 4 は、制御部 2 0 から入力された制御信号に基づいて、第 1 排気バルブ 3 4 の動作を制御する。
- [0066] 第 2 排気バルブ 3 5 は、第 2 エア管 6 2 に接続されている。第 2 排気バルブ 3 5 は、閉開することにより、第 2 空気袋 4 2 の内圧を維持したり、第 2 空気袋 4 2 の内部の空間を外部に開放して第 2 空気袋 4 2 の内圧を減圧したりする。
- [0067] 第 2 排気バルブ駆動回路 5 5 は、制御部 2 0 から入力された制御信号に基づいて、第 2 排気バルブ 3 5 の動作を制御する。
- [0068] 第 1 圧力 P 1 センサ 3 1 A 1 によって第 1 空気袋 4 1 の内圧を測定することができる。第 2 圧力 P 2 センサ 3 1 A 2 によって第 2 空気袋の内圧を測定することができる。第 1 圧力 P 1 センサ 3 1 A 1 および第 2 圧力 P 2 センサ 3 1 A 2 は、静電容量型のセンサである。
- [0069] 第 1 圧力 P 1 センサ 3 1 A 1 の静電容量は、第 1 空気袋 4 1 の内圧に応じて変化する。発振回路 5 1 A 1 は、第 1 圧力 P 1 センサ 3 1 A 1 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。
- [0070] 第 2 圧力 P 2 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 P 2 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。
- [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] 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。
- [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）。

[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] 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。

[0083] 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（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：N O）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 50

mmHg 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：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の内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1圧力P1センサ31A1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S22）。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。

- [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] 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。
- [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 4 2 の内部空間を加圧した後に、第 1 エア管 6 1 を介して供給される流体によって第 1 空気袋 4 1 の内部空間を加圧する。

[0103] このように、内圧が第 2 圧力 P_2 に到達した第 2 空気袋 4 2 の密閉状態を維持しつつ第 1 空気袋 4 1 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 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。

[0104] 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。

[0105] 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 の内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。

[0106] 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。

[0107] (実施の形態 2)

図 10 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 10 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。

[0108] 図 10 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。

[0109] 具体的には、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と比較して、エア管60Aおよび本体10Aの構成が相違する。なお、実施の形態2に係るカフ40の構成は、実施の形態1とほぼ同様である。

[0110] エア管60Aは、互いに独立した第1エア管61Aと第2エア管62Aとによって構成されている。第1エア管61Aの先端側は、第1空気袋41の第1ニップル43に接続され、第1エア管61の基端側は、後述する第1加圧ポンプ32A1に接続されている。第2エア管62の先端側は、第2空気袋42の第2ニップル44に接続され、第2エア管62の基端側は、後述する第2加圧ポンプ32A2に接続されている。

[0111] 本体10Aは、実施の形態1に係る本体10と比較して、第1空気袋41の内部空間を加圧するための第1加圧ポンプ32A1と、第2空気袋42の内部空間を加圧するための第2加圧ポンプ32A2とが独立して設けられている点が主として相違する。

[0112] 第1加圧ポンプ32A1は、第1エア管61Aを介して、第1空気袋41に空気を供給する。第2加圧ポンプ32A2は、第2エア管62Aを介して、第2空気袋42に空気を供給する。

[0113] 本体10Aは、第1加圧ポンプ32A1を駆動させるための第1ポンプ駆動回路52A1、第2加圧ポンプ32A2を駆動させるための第2ポンプ駆動回路52A2を含む。これら第1ポンプ駆動回路52A1および第2ポンプ駆動回路52A2は、制御部20からの入力信号に基づいて、第1加圧ポンプ32A1および第2加圧ポンプ32A2の動作をそれぞれ制御する。

[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。

[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。

[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。

[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 P_1 に達している。

[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空気袋41の内圧が上昇していく。

[0125] このように第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 P_1 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。

[0126] 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、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 P_1 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。

[0127] 具体的には、制御部20が、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を駆動させた後に、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を駆動させるように、加減圧機構の動作を制御する。

[0128] 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。

[0129] 図12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。

[0130] 図12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に空気を供給し、第2空気袋42を加圧していく。

[0131] 続いて、制御部は、第2圧力P2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。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、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の加圧を継続する。

[0132] 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、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2空気袋42の加圧を開始し、T4において第2空気袋42の圧力が第2圧力P2に達している。

[0133] 第1空気袋41を加圧する工程においては、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。この際、第2排気バルブ35を閉じた状態とすることにより、第2空気袋42の密閉状態を維持することができる。

[0134] 第1加圧ポンプ32A1を駆動させることにより、図12に示すように、第1空気袋41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の内圧が上昇していく。

[0135] 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。

[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 P_2 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 31 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。

[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。

[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。

- [0141] なお、血圧計 1 B のエア管 6 0 B の構成は、実施の形態 2 に係る血圧計 1 A 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 4 1 および第 2 空気袋 4 2 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] 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出入りす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出入りす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。本発明の範囲は請求の範囲によって示され、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

- [0145] 1, 1 A, 1 B 血圧計、1 0, 1 0 A 本体、2 0 制御部、2 1 表示部、2 2 メモリ部、2 3 操作部、2 4 電源部、2 5 演算部、3 1 A 1 第 1 圧力 P 1 センサ、3 1 A 2 第 2 圧力 P 2 センサ、3 2 加圧ポンプ、3 2 A 1 第 1 加圧ポンプ、3 2 A 2 第 2 加圧ポンプ、3 3 流路切替バルブ、3 4 第 1 排気バルブ、3 5 第 2 排気バルブ、4 0 カフ、4 1 第 1 空気袋、4 1 a, 4 1 b 外表面、4 1 c, 4 1 d 内表面、4 2 第 2 空気袋、4 2 a, 4 2 b 外表面、4 2 c, 4 2 d 内表面、4 3 第 1 ニップル、4 4 第 2 ニップル、4 5 外装カバー、4 5 a 内側カバー部材、4 5 b 外側カバー部材、4 6, 4 7 面ファスナ、5 1 A 1, 5 1 A 2 発振回路、5 2 加圧ポンプ駆動回路、5 2 A 1 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
。

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、
- 前記圧力検知装置および前記演算部を用いて血圧情報を算出する際に、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。

[図1]

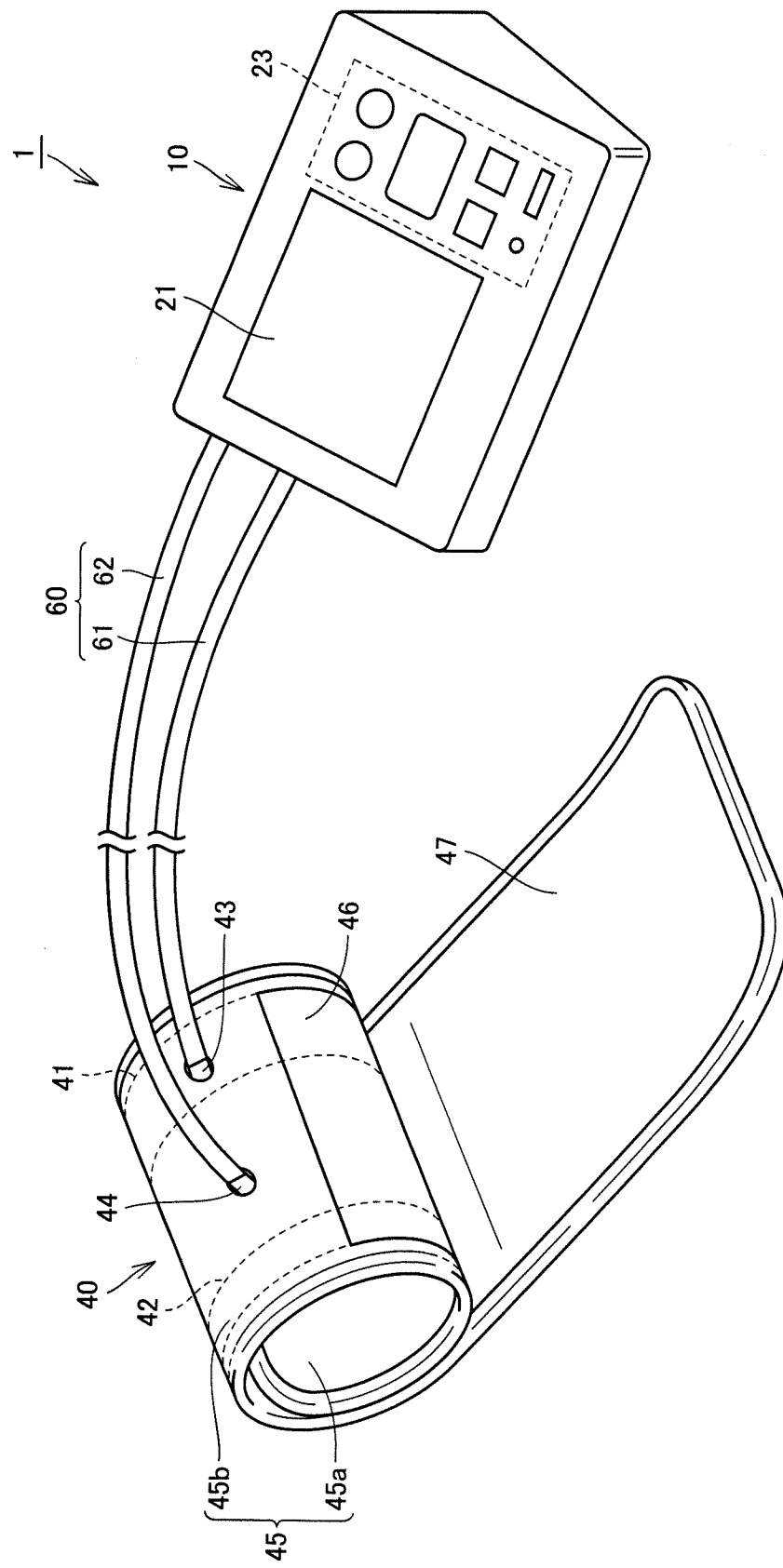
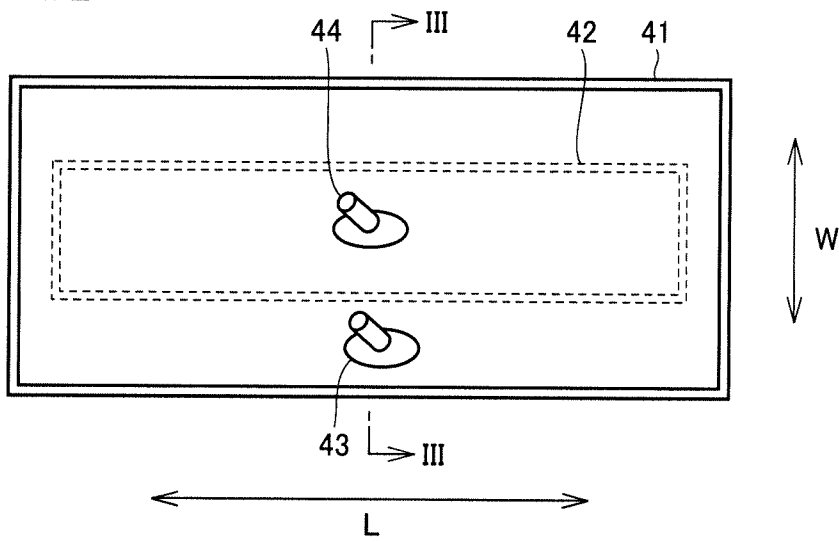


FIG.1

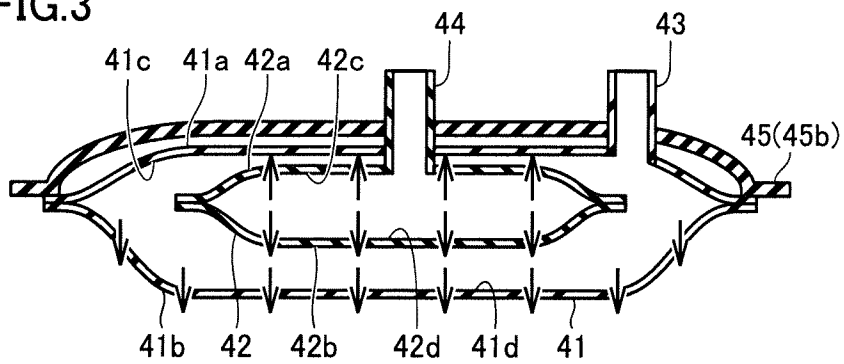
[図2]

FIG.2



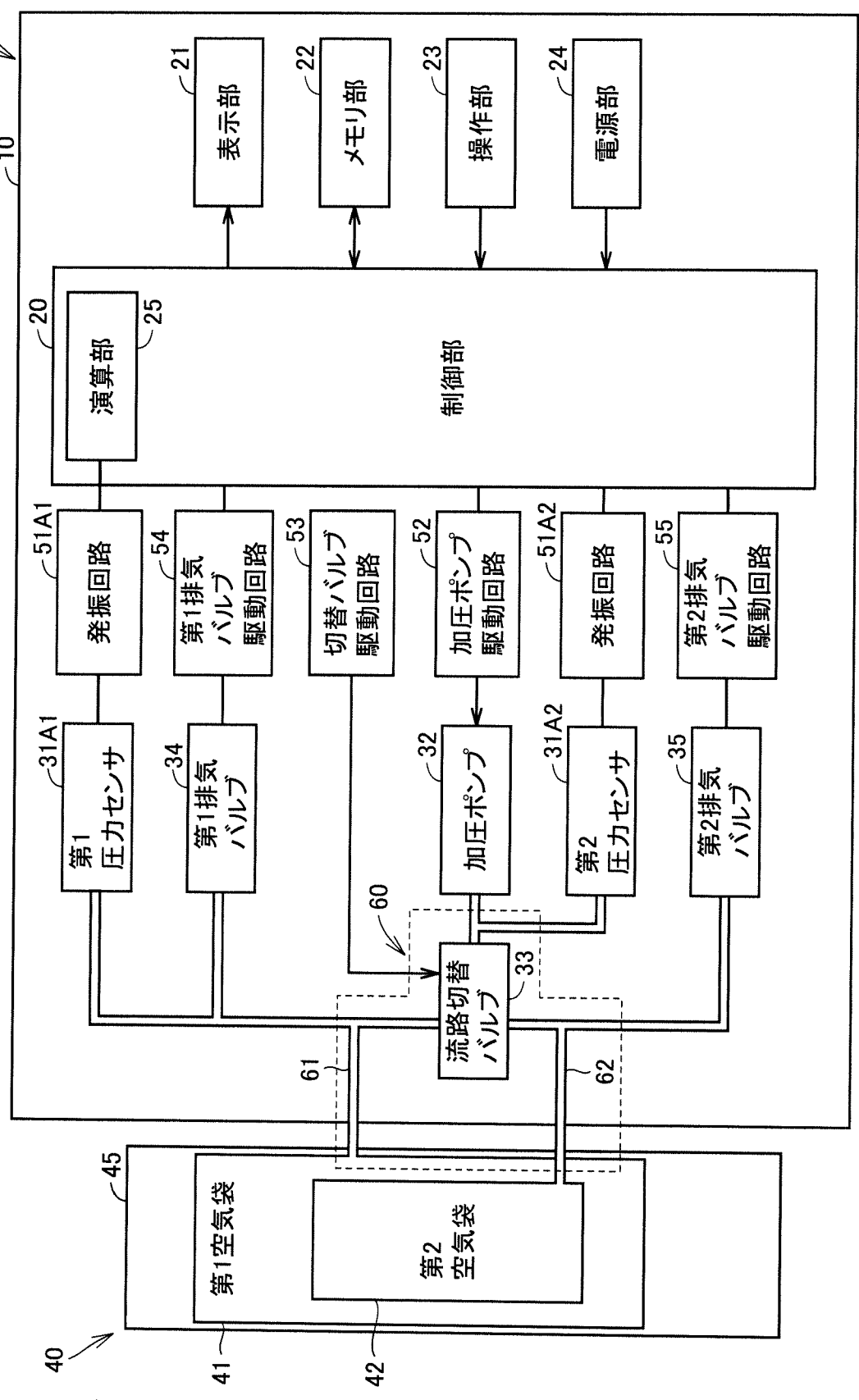
[図3]

FIG.3



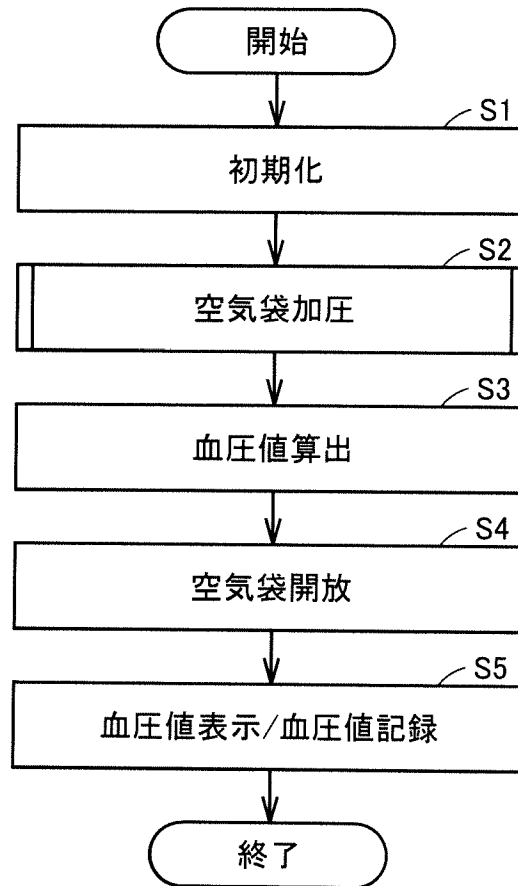
[図4]

FIG.4



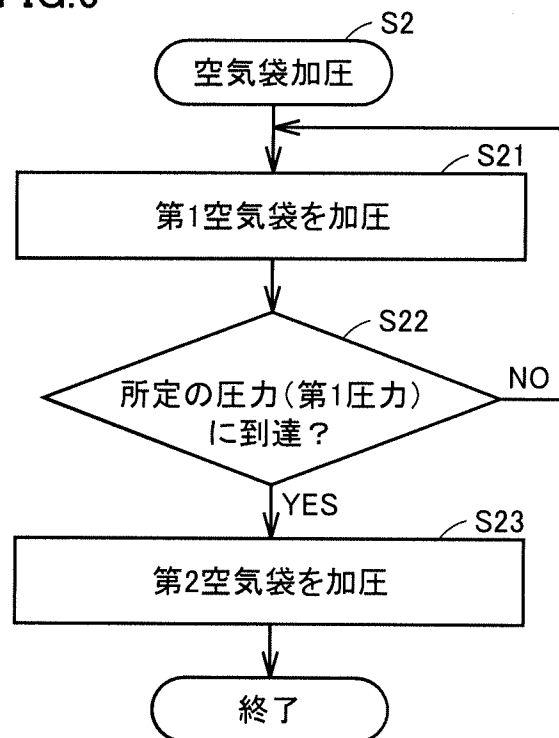
[図5]

FIG.5



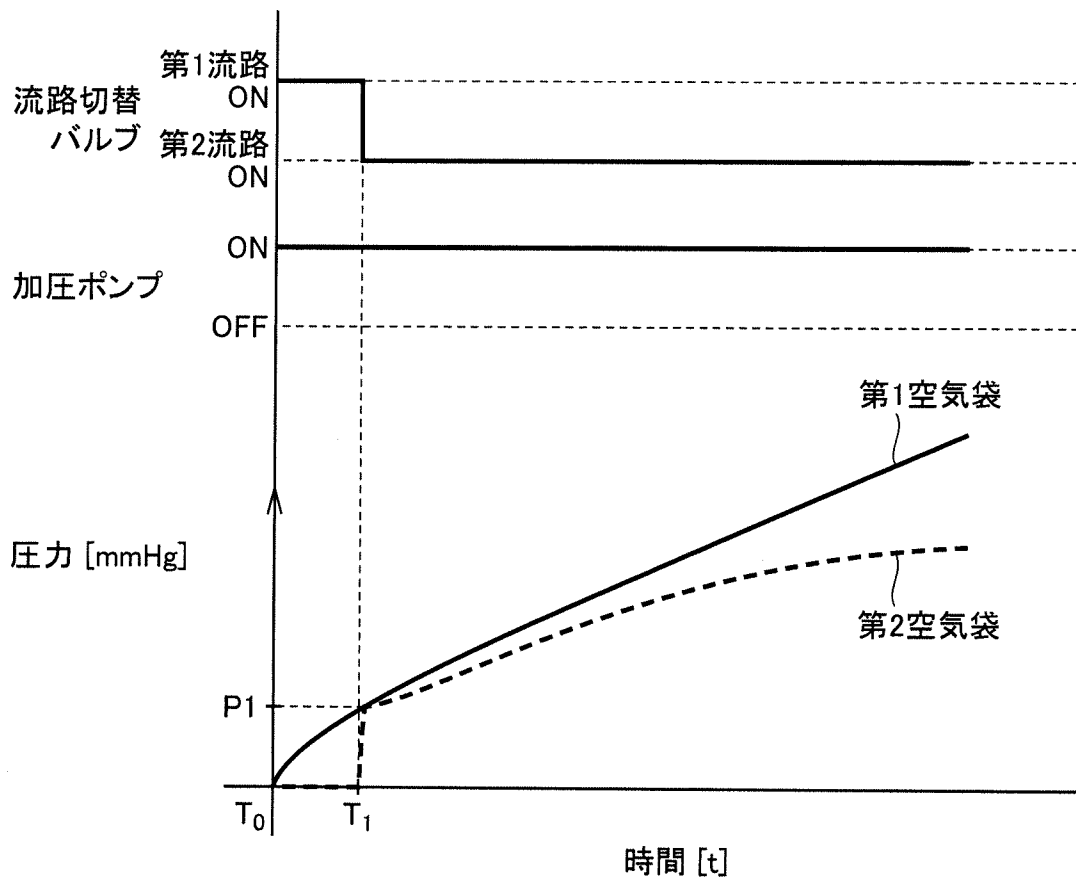
[図6]

FIG.6



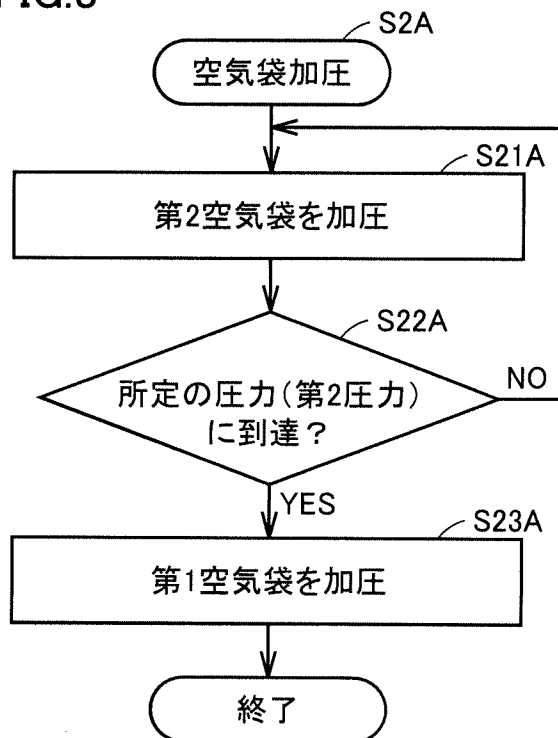
[図7]

FIG.7



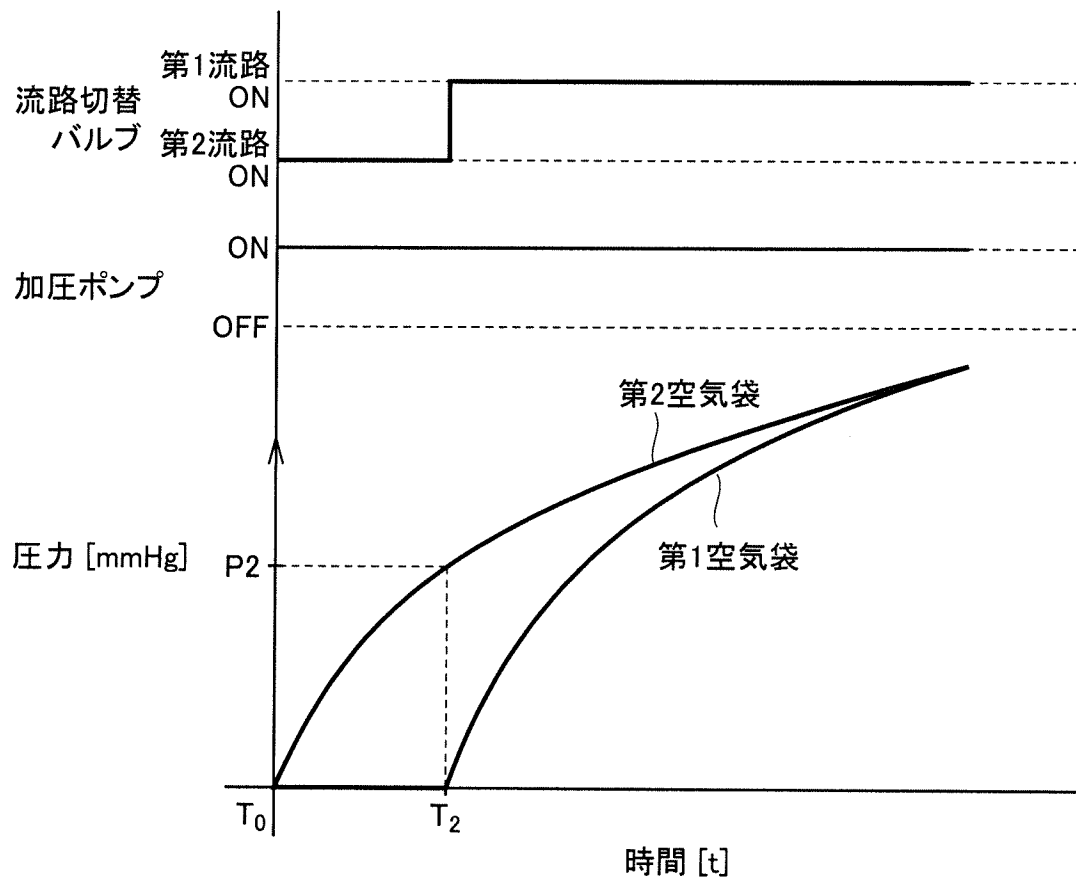
[図8]

FIG.8

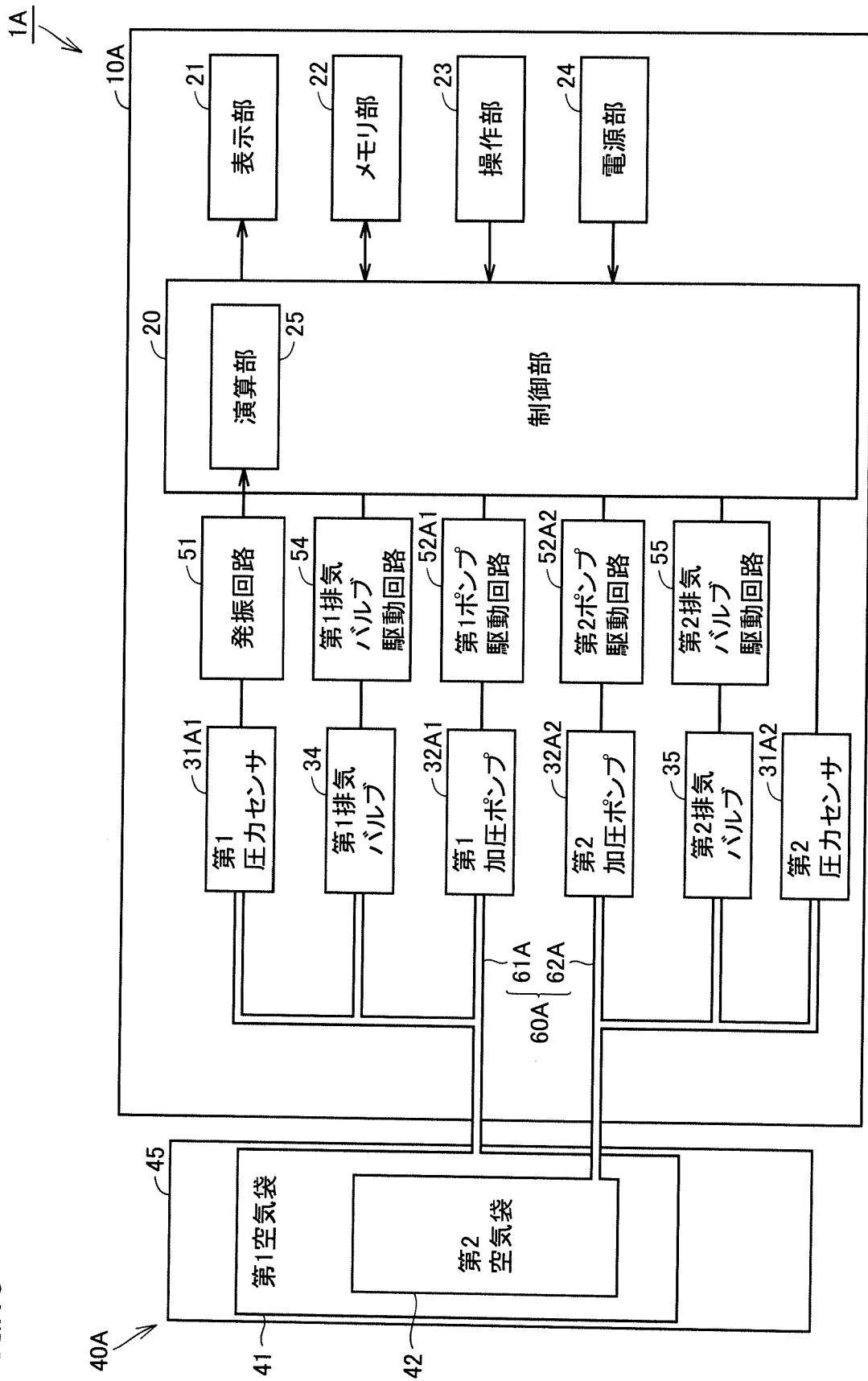


[図9]

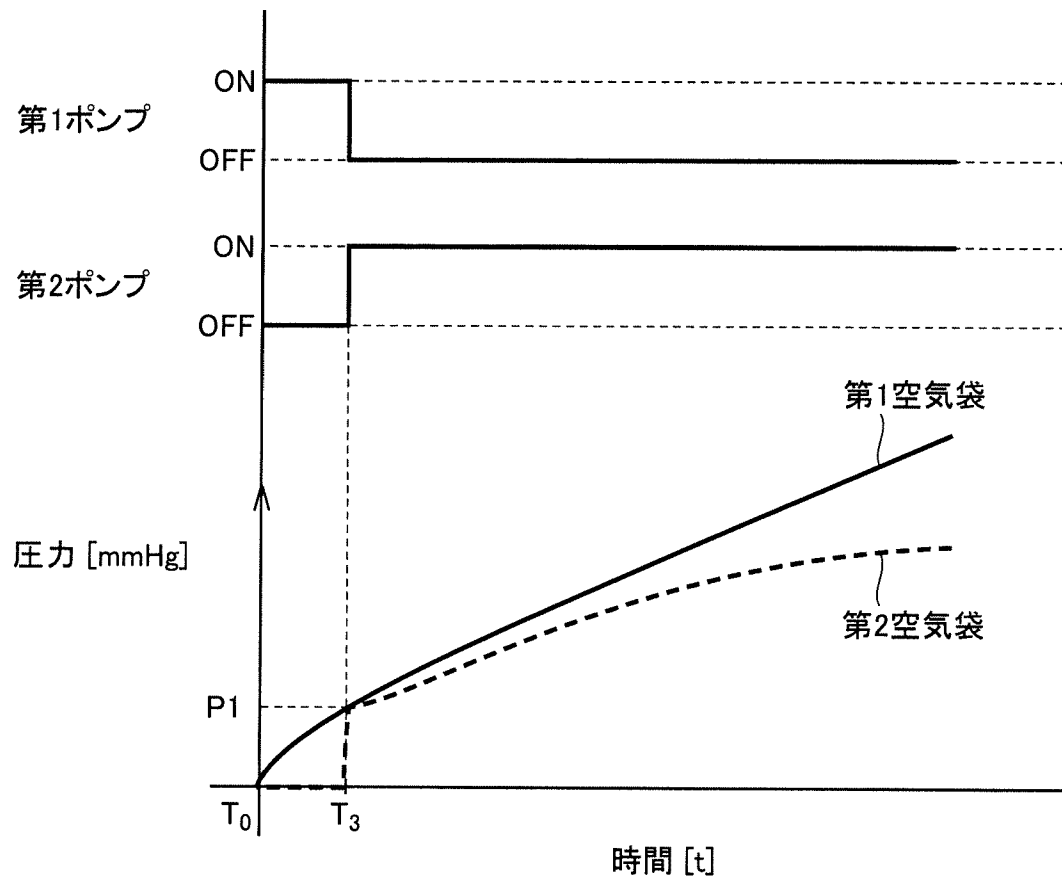
FIG.9



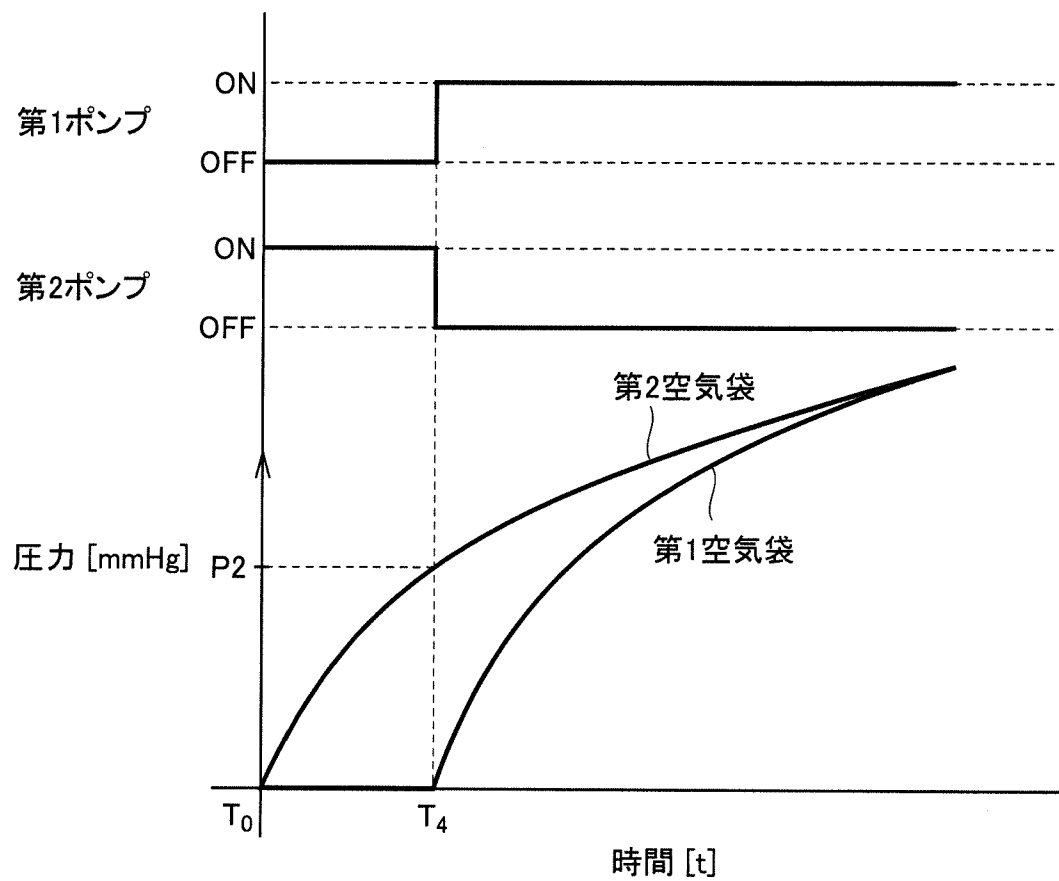
[図10]



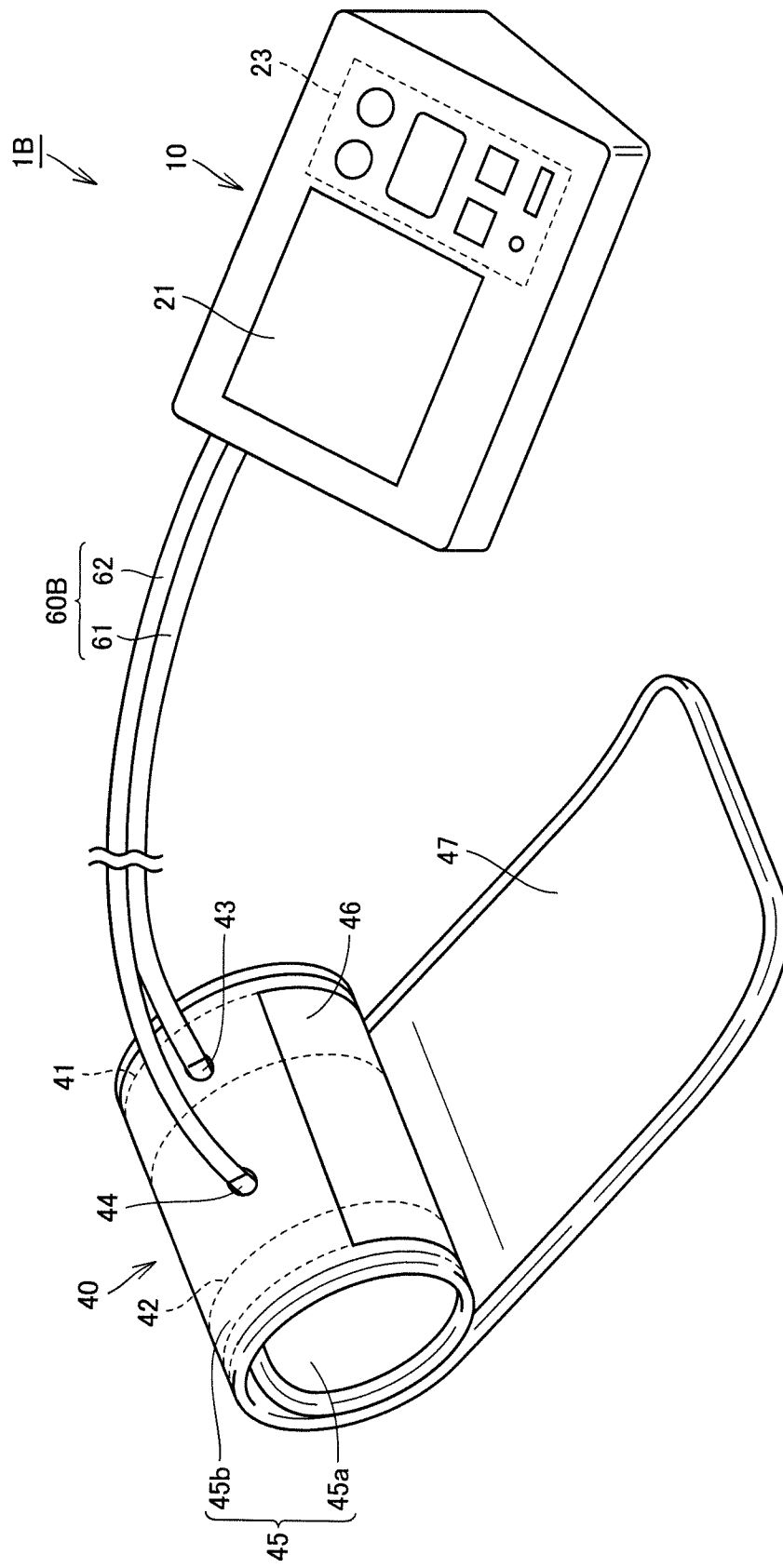
[図11]
FIG.11



[図12]
FIG.12



[図13]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/047056

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

Int.Cl. A61B5/0225 (2006.01) i, A61B5/022 (2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

Int.Cl. A61B5/0225, A61B5/022

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Published examined utility model applications of Japan	1922-1996
Published unexamined utility model applications of Japan	1971-2018
Registered utility model specifications of Japan	1996-2018
Published registered utility model applications of Japan	1994-2018

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	JP 2011-177249 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 15 September 2011, paragraphs [0053]-[0090], fig. 4-9, 11 & WO 2011/105195 A1	1-7
Y	WO 2014/102873 A1 (TERUMO CORPORATION) 03 July 2014, paragraphs [0026]-[0052], fig. 4-10, 13 (Family: none)	1-4



Further documents are listed in the continuation of Box C.



See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
14.03.2018

Date of mailing of the international search report
27.03.2018

Name and mailing address of the ISA/
Japan Patent Office
3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku,
Tokyo 100-8915, Japan

Authorized officer

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/047056

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2009/145027 A1 (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 03 December 2009, paragraphs [0055]-[0063], fig. 13, 14 & US 2011/0077534 A1, paragraphs [0084]-[0092], fig. 13, 14 & JP 2009-284966 A & CN 102036603 A	5-7

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0225(2006.01)i, A61B5/022(2006.01)i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B5/0225, A61B5/022

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2018年
日本国実用新案登録公報	1996-2018年
日本国登録実用新案公報	1994-2018年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	JP 2011-177249 A（オムロンヘルスケア株式会社） 2011.09.15, 段落 [0053] - [0090], 図4-9, 図11 & WO 2011/105195 A1	1-7
Y	WO 2014/102873 A1（テルモ株式会社） 2014.07.03, 段落 [0026] - [0052], 図4-10, 図13 (ファミリーなし)	1-4

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。

☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献（理由を付す）
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

14.03.2018

国際調査報告の発送日

27.03.2018

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁（ISA/J P）

郵便番号100-8915

東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官（権限のある職員）

九鬼 一慶

2Q

8357

電話番号 03-3581-1101 内線 3292

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
Y	WO 2009/145027 A1 (オムロンヘルスケア株式会社) 2009.12.03, 段落 [0055]–[0063], 図13–14 & US 2011/0077534 A1, 段落 [0084]–[0092], 図13–14 & JP 2009-284966 A & CN 102036603 A	5–7