(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
2021年9月23日(23.09.2021)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2021/186983 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 5/022 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2021/005505

(22) 国際出願日： 2021年2月15日(15.02.2021)

(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 2020-045403 2020年3月16日(16.03.2020) 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).

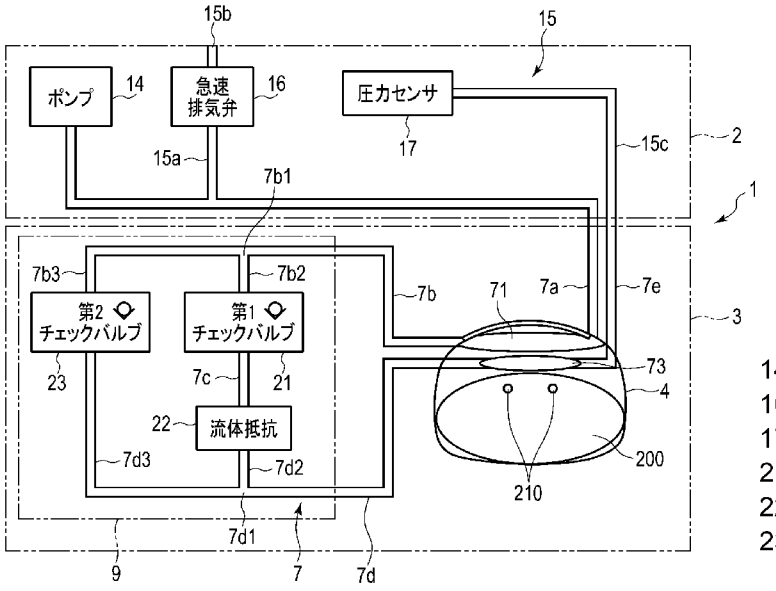
(72) 発明者: ▲高▼野 佑樹 (**TAKANO, Yuki**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP). 東狐 義秀(**TOKKO, Yoshihide**); 〒6170002 京都府向日市寺戸町九ノ坪５３番地 オムロンヘルスケア株式会社内 Kyoto (JP).

(74) 代理人: 蔵田 昌俊, 外 (**KURATA, Masatoshi** et al.); 〒1050014 東京都港区芝三丁目２３番１号 セレスティン芝三井ビルディング１１階 鈴榮特許綜合事務所内 Tokyo (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, IT, 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,

(54) **Title:** FLUID CIRCUIT AND BLOOD PRESSURE MEASUREMENT DEVICE

(54) 発明の名称： 流体回路及び血圧測定装置



14 Pump
16 Quick exhaust valve
17 Pressure sensor
21 First check valve
22 Fluid resistance
23 Second check valve

(57) **Abstract:** A fluid circuit (3) of a blood pressure measurement device (1) is provided with: a first cuff (71) connected to a secondary side of a pump (14) that supplies fluid to a secondary side; a second cuff (73) connected to a secondary side of the first cuff (71); a first valve (21) that is disposed between the first cuff (71) and the second cuff (73) and that is closed when a differential pressure between the first cuff (71) and the second cuff (73) becomes a predetermined differential pressure; and a fluid resistance (22) that is disposed between the first valve (21) and the second cuff (73).

WO 2021/186983 A1

[続葉有]

NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, WS, 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))

(57) 要約:血圧測定装置(1)の流体回路(3)は、流体を二次側に供給するポンプ(14)の二次側に接続された第1カフ(71)と、第1カフ(71)の二次側に接続された第2カフ(73)と、第1カフ(71)及び第2カフ(73)の間に設けられ、第1カフ(71)及び第2カフ(73)の差圧が所定の差圧となったときに閉じる第1弁(21)と、第1弁(21)及び第2カフ(73)の間に設けられた流体抵抗(22)と、を備える。

明　細　書

発明の名称 ： 流体回路及び血圧測定装置

技術分野

[0001] 本発明は、血圧測定に用いられる流体回路及び血圧測定装置に関する。

背景技術

[0002] 近年、血圧の測定に用いる血圧測定装置は、医療施設においてのみならず、家庭内においても、健康状態を確認する手段として利用されている。血圧測定装置は、例えば、生体の上腕又は手首等に巻き付けたカフを膨張及び収縮させ、圧力センサによりカフの圧力を検出することで、動脈壁の振動を検出して血圧を測定する。

[0003] このような血圧測定装置は、血圧を測定するセンシングカフ及びセンシングカフを生体に向かって押圧する押圧カフを含む複数のカフを備える技術が知られている。血圧測定装置は、ポンプを有しており、ポンプによって流体、例えば空気をカフに供給することで、カフを膨張させる。

[0004] 例えば、日本国特開２００９－２２４７７号公報には、このような血圧測定装置として、押圧カフ及びセンシングカフ間に流体抵抗としてオリフィスを配置し、空気注入量を絞る流体回路を備える技術が開示されている。このような血圧測定装置は、オリフィス一次側の押圧カフ、及び、二次側のセンシングカフの圧力差に比例して、流量が変化する。

先行技術文献

特許文献

[0005] 特許文献1：日本国特開２００９－２２４７７号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0006] 上述した血圧測定装置は、オリフィスの一次側の押圧カフ、オリフィスの二次側のセンシングカフの圧力差に比例し、ポンプから供給される空気の流量が変化する。このため血圧測定時の生体の加圧時間が変化すると、センシ

ングカフへの空気流入量が変化することになり、センシングカフへの空気注入量に誤差が生じる。

[0007] また、３つ以上のカフを含む構成であっても同様に、一次側のカフ及び二次側のカフの間にオリフィス等の流体抵抗を設けると、二次側のカフへの空気流入量が変化する。

[0008] また、血圧測定時の生体の加圧時間は、被験者の測定部位の太さ、腕帯の巻き付けの状態、ポンプ特性等により変化する。また、センシングカフに供給する空気注入量は、押圧カフに供給する吸気注入量に対して小さくする必要がある。このため、押圧カフ及びセンシングカフの間に設けられるオリフィスには、流体抵抗が大きなオリフィスを使用する必要がある。このようなオリフィスは、微小のピンホールが必要であり、高価かつ高精度の加工技術が必要となる。

[0009] そこで本発明は、カフへの空気注入量を一定に制御できる流体回路及び血圧測定装置を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0010] 一態様によれば、流体を二次側に供給するポンプの二次側に接続された第１カフと、前記第１カフの二次側に接続された第２カフと、前記第１カフ及び前記第２カフの間に設けられ、前記第１カフ及び前記第２カフの差圧が所定の差圧となったときに閉じる第１弁と、前記第１弁及び前記第２カフの間であって、第１弁の二次側に設けられた流体抵抗と、を備える流体回路が提供される。

[0011] ここで、流体とは、液体及び空気を含む。カフとは、血圧を測定するときに生体の上腕や手首等に巻き付けられ、流体が供給されることで膨張する袋状構造体を含み、流体が空気であるときは、袋状構造体は、例えば空気により膨張する空気袋である。

[0012] この態様によれば、ポンプにより二次側に供給された流体は、第１カフに供給されるとともに、流体抵抗を通過して第２カフに供給されることから、第１カフに供給される空気の流量よりも第２カフに供給される流量が小さく

なる。よって、第１カフの圧力は第２カフの圧力よりも大きくなる。また、第１カフ及び第２カフの差圧が所定の差圧となると、第１弁が閉じることから、第２カフへの流体の供給が止まる。よって、流体回路は、第２カフへの流体の注入量を一定とすることができる。また、流体回路は、第２カフが所望の圧力となるときの第１カフ及び第２カフの差圧で第１弁を閉じるように設定することで、第２カフの圧力が所望の圧力となる供給量の流体を第２カフへ供給することができる。

[0013] 上記一態様の流体回路であって、前記第１弁及び前記流体抵抗と並列に設けられ、前記第１カフの圧力が前記第２カフの圧力より低いときに開く第２弁を備える、流体回路が提供される。

[0014] この態様によれば、流体回路は、第１カフ及び第２カフの流体を排出する等によって第１カフの圧力が低下した場合において、第１カフの圧力が第２カフの圧力よりも低下すると、第２弁が開く。よって、第１カフが第２カフの圧力よりも高いときは、第１カフの流体が優先的に排出され、第２カフの流体は流体抵抗を通過して排出される。また、第１カフの圧力が第２カフの圧力よりも低下すると、第２弁が開き、第２カフの流体の排出速度が増加する。

[0015] 一態様によれば、流体を二次側に供給するポンプと、上記一態様の流体回路と、前記ポンプ及び前記第１カフの間に設けられ、大気への流路を開閉する開閉弁と、前記第２カフに接続された圧力センサと、前記圧力センサで検出される圧力に基づいて前記ポンプ及び前記開閉弁を制御する制御部と、を備える血圧測定装置が提供される。

[0016] この態様によれば、血圧測定装置は、第２カフの圧力に基づいてポンプを駆動できるから、少なくとも第２カフが好適な圧力となるまで、第２カフに流体を供給することができる。また、血圧測定装置は、第１カフ及び第２カフの流体の排出を行うときに、制御部により開閉弁を制御して開くことで、第１カフ及び第２カフから流体を排出することができる。

[0017] 上記一態様の血圧測定装置であって、前記ポンプ、前記開閉弁、前記圧力

センサ及び前記制御部を収容する装置本体を備え、前記第１弁及び前記流体抵抗は、前記第１カフに一体に設けられる血圧測定装置を提供できる。

[0018] この態様によれば、血圧測定装置は、制御部及び制御部に制御されるポンプ、開閉弁及び圧力センサが装置本体に収容される。流体回路の流体制御に用いられ、制御部に電気的に接続されない第１弁及び流体抵抗は第１カフに一体に設けられ、第１弁及び流体抵抗が装置本体に収容されない。よって、血圧測定装置は、装置本体の小型化が可能となる。

[0019] 一態様によれば、流体を二次側に供給するポンプの二次側に接続された第１カフと、前記ポンプ及び前記第１カフの間に分岐して設けられた接続された第２カフと、前記ポンプ及び前記第１カフの間に分岐して、前記第２カフの一次側に設けられ、前記第１カフ及び前記第２カフの差圧が所定の差圧となったときに閉じられる切替弁と、前記切替弁及び前記第２カフの間に設けられた流体抵抗と、を備える流体回路が提供される。

[0020] この態様によれば、ポンプにより二次側に供給された流体は、第１カフに供給されるとともに、切替弁が開いているときに流体抵抗を通過して第２カフに供給されることから、第１カフに供給される空気の流量よりも第２カフに供給される流量が小さくなる。よって、第１カフの圧力は第２カフの圧力よりも大きくなる。また、第１カフ及び第２カフの差圧が所定の差圧となると、切替弁が閉じられることから、第２カフへの流体の供給が止まる。よって、流体回路は、切替弁が閉じられることで、第２カフへの流体の供給量が一定となる。

[0021] 上記一態様の流体回路であって、前記流体抵抗に並列に設けられ、前記第１カフの圧力が前記第２カフの圧力より低いときに開く第２弁を備える流体回路を提供できる。

[0022] この態様によれば、流体回路は、第１カフ及び第２カフの流体を排出する等によって第１カフの圧力が低下した場合において、第１カフの圧力が第２カフの圧力よりも低下すると、第２弁が開く。また、第１カフが第２カフの圧力よりも高いときは、第１カフの流体が優先的に排出され、第２カフの流

体は流体抵抗を通過して排出される。また、第１カフの圧力が第２カフの圧力よりも低下すると、第２弁が開き、第２カフの流体の排出速度が増加する。

[0023] 一態様によれば、流体を二次側に接続するポンプと、上記一態様の流体回路と、前記ポンプ並びに前記第１カフ及び前記切替弁の間に設けられ、大気への流路を開閉する開閉弁と、前記第２カフに接続された圧力センサと、前記圧力センサで検出される圧力に基づいて前記ポンプ、前記切替弁及び前記開閉弁を制御する制御部と、を備える血圧測定装置が提供される。

[0024] この態様によれば、血圧測定装置は、第２カフの圧力に基づいてポンプを駆動できるから、少なくとも第２カフが好適な圧力となるまで、第２カフに流体を供給することができる。また、血圧測定装置は、第１カフ及び第２カフの流体の排出を行うときに、制御部により開閉弁を制御して開くことで、第１カフ及び第２カフから流体を排出することができる。

[0025] 上記一態様の血圧測定装置であって、前記ポンプ、前記開閉弁、前記切替弁、前記圧力センサ及び前記制御部を収容する装置本体を備え、前記第１弁及び前記流体抵抗は、前記第１カフに一体に設けられる血圧測定装置が提供される。

[0026] この態様によれば、制御部及び制御部に制御されるポンプ、開閉弁及び圧力センサが装置本体に収容される。流体回路の流体制御に用いられ、制御部に電気的に接続されない第１弁及び流体抵抗は第１カフに一体に設けられ、第１弁及び流体抵抗が装置本体に収容されない。よって、血圧測定装置は、装置本体の小型化が可能となる。

発明の効果

[0027] 本発明は、カフへの空気注入量を一定に制御できる流体回路及び血圧測定装置を提供することができる。

図面の簡単な説明

[0028] [図1]図１は、本発明の第１の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式的に示す説明図である。

[図2]図２は、同血圧測定装置の装置本体の構成を模式的に示すブロック図である。

[図3]図３は、同血圧測定装置の構成を示すとともに、使用の一例を示すブロック図である。

[図4]図４は、同血圧測定装置の構成を示すとともに、使用の一例を示すブロック図である。

[図5]図５は、同血圧測定装置の血圧測定における圧力の変化及び注入量の変化の一例を示す説明図である。

[図6]図６は、同血圧測定装置の血圧測定後の排気時における圧力の変化の一例を示す説明図である。

[図7]図７は、同血圧測定装置の使用の一例を示す流れ図である。

[図8]図８は、本発明の第２の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式的に示す説明図である。

[図9]図９は、同血圧測定装置の構成を示すとともに、使用の一例を示すブロック図である。

[図10]図１０は、同血圧測定装置の構成を示すとともに、使用の一例を示すブロック図である。

[図11]図１１は、同血圧測定装置の構成を示すとともに、使用の一例を示すブロック図である。

[図12]図１２は、本発明の第３の実施形態に係る血圧測定装置の構成を示す斜視図である。

[図13]図１３は、同血圧測定装置のカフ構造体及び流体制御部の構成を示す平面図である。

[図14]図１４は、本発明の第４の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式的に示す説明図である。

[図15]図１５は、本発明の第５の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式的に示す説明図である。

[図16]図１６は、本発明の第６の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式

的に示す説明図である。

[図17]図１７は、本発明の第８の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式的に示す説明図である。

[図18]図１８は、本発明の第９の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式的に示す説明図である。

[図19]図１９は、本発明の第１０の実施形態に係る血圧測定装置の構成を模式的に示す説明図である。

発明を実施するための形態

[0029] ［第１の実施形態］

以下、本発明の第１の実施形態に係る血圧測定装置１の一例について、図１乃至図７を用いて以下例示する。

[0030] 図１は、本発明の第１の実施形態に係る血圧測定装置１の構成を模式的に示す説明図である。図２は、血圧測定装置１の装置本体２の構成を模式的に示すブロック図である。図３は血圧測定装置１の構成を示すとともに、血圧測定において各カフ７１、７３に供給する流体の流れの一例を示すブロック図である。図４は血圧測定装置１の構成を示すとともに、血圧測定後の流体の排出における流体の流れの一例を示すブロック図である。図５は、血圧測定装置１の血圧測定における各カフ７１、７３の圧力の変化及び注入量の変化の一例を示す説明図である。図６は、血圧測定装置１の血圧測定後の流体の排出における各カフ７１、７３の圧力の変化の一例を示す説明図である。

[0031] 血圧測定装置１は、生体に装着する電子血圧測定装置である。血圧測定装置１は、例えば、手首等の生体２００に装着し、生体２００の動脈２１０から血圧を測定する態様をもつ電子血圧測定装置である。図１、図３及び図４に示すように、血圧測定装置１は、装置本体２と、流体回路３と、を備える。また、例えば、図１に示すように、血圧測定装置１は、少なくとも流体回路３を生体２００に固定する、ベルト等の固定具４を含む。なお、図１の生体２００は手首を示しているが、生体２００は上腕等であってもよい。

[0032] 図２に示すように、装置本体２は、ケース１１と、表示装置１２と、操作

装置１３と、ポンプ１４と、流路部１５と、開閉弁１６と、圧力センサ１７と、電力供給部１８と、通信装置１９と、制御基板２０と、を備えている。

[0033] ケース１１は、例えば、表示装置１２、操作装置１３、ポンプ１４、流路部１５、開閉弁１６、圧力センサ１７、電力供給部１８、通信装置１９及び制御基板２０を収容する。また、ケース１１は、表示装置１２の一部を外部から視認可能に表示装置１２の一部を露出させるか、又は、透明の材料により形成する。なお、ケース１１は、流体回路３の構成の一部を収容する構成であってもよい。

[0034] 表示装置１２は、電気的に制御基板２０に接続される。表示装置１２は、例えば、液晶ディスプレイ（LCD：Liquid Crystal Display）又は有機エレクトロルミネッセンスディスプレイ（OELD：Organic Electro Luminescence Display）である。表示装置１２は、制御基板２０からの制御信号に従って、日時や最高血圧及び最低血圧などの血圧値や心拍数等の測定結果を含む各種情報を表示する。

[0035] 操作装置１３は、使用者からの指令を入力する。例えば、操作装置１３は、複数の釦を含み、釦の操作を検出するセンサ、ケース１１や表示装置１２等に設けられた、感圧式や静電容量式等のタッチパネル、音による指令を受け付けるマイクロフォン等である。操作装置１３は、使用者が操作することで、指令を電気信号に変換し、該電気信号を制御基板２０へ出力する。

[0036] ポンプ１４は、例えば圧電ポンプである。ポンプ１４は、流体を圧縮し、流路部１５を介して圧縮した流体を流体回路３に供給する。ポンプ１４は、電気的に制御基板２０に接続される。ポンプ１４は、制御基板２０から与えられる制御信号に基づいて駆動する。ここで、流体は、任意の気体又は任意の液体を採用できる。本実施形態では、流体は、空気である。

[0037] 流路部１５は、ポンプ１４、開閉弁１６及び圧力センサ１７を流体回路３に接続する。流路部１５は、チューブ、配管、タンク並びにケース１１に形成された中空部及び溝等のいずれか、又は、これらの組み合わせである。具体例として、流路部１５は、ポンプ１４から二次側への流路を形成するとと

もに、ポンプ１４から二次側への流路の一部を分岐して開閉弁１６へ接続する流路１５ａを形成する。また、流路部１５は、開閉弁１６を大気へ接続する流路１５ｂを形成する。また、流路部１５は、圧力センサ１７を流体回路３へ接続する流路１５ｃを形成する。

[0038] 開閉弁１６は、制御基板２０と電気的に接続される。開閉弁１６は、制御基板２０によって制御される。例えば、開閉弁１６は、制御基板２０の制御によって開閉される。開閉弁１６は、流路部１５によって大気に接続され、開状態に切り替わることで、ポンプ１４及び流体回路３を大気に接続する。

[0039] 開閉弁１６は、ポンプ１４の二次側の流路を大気に開放させる排気弁である。また、例えば、開閉弁１６は、例えば、開閉弁１６の開度又は流路部１５の開口面積が、流体抵抗を極力低くなるように設定され、急速な排気を可能とする急速排気弁である。なお、各図において、開閉弁１６を急速排気弁１６として示す。このような開閉弁１６は、血圧測定時に流体回路３へ空気を供給するときにおいて、閉状態に切り替えられる。また、開閉弁１６は、流体回路３を排気するときにおいて、制御基板２０に制御されることで閉状態から開状態へ切り替えられる。また、開閉弁１６は、開度の調整が可能に形成されていてもよい。

[0040] 圧力センサ１７は、流体回路３の二次側に配置されたカフの圧力、本実施形態においては流体回路３の後述するセンシングカフ７３の圧力を検出する。具体例として、圧力センサ１７は、流路部１５を介してセンシングカフ７３に流体的に接続され、センシングカフ７３内の圧力を検出する。圧力センサ１７は、制御基板２０と電気的に接続される。圧力センサ１７は、検出した圧力に対応する電気信号を制御基板２０に出力する。

[0041] 電力供給部１８は、電源である。電力供給部は、例えば、リチウムイオンバッテリ等の二次電池である。電力供給部１８は、制御基板２０に電気的に接続される。具体例として、電力供給部１８は、制御基板２０に電力を供給する。電力供給部１８は、制御基板２０の各構成、並びに、制御基板２０を介して表示装置１２、操作装置１３、ポンプ１４、開閉弁１６、圧力センサ

１７及び通信装置１９に、駆動用の電力を供給する。

[0042] 通信装置１９は、外部の装置と無線又は有線によって情報を送受信可能に構成される。通信装置１９は、例えば、制御基板２０によって制御された情報や測定された血圧値及び脈拍等の情報を、外部の装置へ送信し、また、外部の装置からソフトウェア更新用のプログラム等を受信して制御部に送る。

[0043] 本実施形態において、外部の装置は、例えば、スマートフォン、タブレット端末、パーソナルコンピュータ、スマートウォッチ等の外部端末である。

[0044] 本実施形態において、通信装置１９及び外部の装置とは、直接接続されてもよく、ネットワークを介して接続されてもよい。通信装置１９及び外部の装置は、４Ｇ、５Ｇといった携帯通信網や、Ｗｉｍａｘ、Ｗｉ－Ｆｉ（登録商標）などの無線通信回線を介して接続されてもよい。また、通信装置１９及び外部の装置は、Ｂｌｕｅｔｏｏｔｈ（登録商標）、ＮＦＣ（Near Filed Communication）、赤外線通信といった無線通信手段により接続されてもよい。さらに、通信装置１９及び外部の装置は、ＵＳＢ（Universal Serial Bus）やケーブルによるＬＡＮ（Local Area Network）接続といった有線通信回線を介して接続されてもよい。このため、通信装置１９は、無線アンテナ及びマイクロＵＳＢコネクタ等の複数の通信手段を含む構成であってもよい。

[0045] 制御基板２０は、例えば、基板５１と、記憶部５４と、制御部５５と、を備えている。制御基板２０は、記憶部５４及び制御部５５が基板５１に実装されることで構成される。

[0046] 基板５１は、ケース１１に固定される。

[0047] 記憶部５４は、基板５１に実装されるメモリである。記憶部５４は、ＲＡＭ（Random Access Memory）およびＲＯＭ（Read Only Memory）等を含む。記憶部５４は、各種データを記憶する。例えば、記憶部５４は、血圧測定装置１全体及びポンプ１４及び流体回路３を制御するためのプログラムデータ、血圧測定装置１の各種機能を設定するための設定データ、圧力センサ１７で計測された圧力から血圧値や脈拍を算出するための算出データ等を変更可能に予め格納される。記憶部５４は、測定された血圧値や脈拍等の測定値、

圧力センサ１７で計測された圧力値等の情報を格納する。記憶部５４は、制御部５５の測定処理部５５ａで生成された各種データを格納することもできる。

[0048] 制御部５５は、基板５１に実装される、単数又は複数のプロセッサを含む。プロセッサは、例えば、ＣＰＵ（Central Processing Unit）である。制御部５５は、記憶部５４に格納されたプログラムに基づいて血圧測定装置１全体の動作、並びに、ポンプ１４及び流体回路３の動作を制御し、所定の動作（機能）を実行させる。また、制御部５５は、読み込んだプログラムに従い、当該制御部５５内において、所定の演算、解析、処理等を実施する。

[0049] 制御部５５は、表示装置１２、操作装置１３、ポンプ１４、開閉弁１６及び各圧力センサ１７に電気的に接続されるとともに、電力を供給する。また、制御部５５は、操作装置１３及び圧力センサ１７が出力する電気信号に基づいて、表示装置１２、ポンプ１４及び開閉弁１６の動作を制御する。

[0050] 例えば、制御部５５は、血圧測定装置１全体の動作を制御するメインＣＰＵ及び流体回路３の動作を制御するサブＣＰＵを含む。なお、例えば、制御部５５は、血圧測定装置１の全てを一つのＣＰＵで行う構成であってもよい。また、例えば、メインＣＰＵは、圧力センサ１７が出力する電気信号から、最高血圧及び最低血圧などの血圧値や心拍数などの測定結果を求め、この測定結果に対応した画像信号を表示装置１２へ出力する。

[0051] 例えば、サブＣＰＵは、操作装置１３から血圧を測定する指令が入力されると、ポンプ１４及び開閉弁１６を駆動して流体回路３に圧縮空気を送る。また、サブＣＰＵは、圧力センサ１７が出力する電気信号に基づいて、ポンプ１４の駆動及び停止、並びに、開閉弁１６の開閉を制御する。サブＣＰＵは、ポンプ１４及び開閉弁１６を制御することで、圧縮空気を流体回路３に供給するとともに、流体回路３を選択的に減圧する。

[0052] このような、制御部５５は、制御部５５が実行する各機能の一部または全部を、一つ或いは複数の集積回路等によりハードウェア的に構成する。例えば、制御部５５は、測定処理部５５ａを有する。測定処理部５５ａは、例え

ば、ポンプ１４及び開閉弁１６を制御して流体回路３に空気を供給し、圧力センサ１７で検出された流体回路３の後述するセンシングカフ７３の圧力に基づいて、オシロメトリック法により、血圧を算出する。

[0053] 流体回路３は、カフ構造体６と、管群７と、流体制御部９と、を備える。流体回路３は、管群７によって、カフ構造体６、流体制御部９を流体的に接続する。

[0054] なお、ポンプ１４から流体回路３に空気を供給するときは、空気の流れはポンプ１４側（装置本体２側）が一次側となり、流体回路３側が二次側となるが、排気時においては、開閉弁１６側（装置本体２側）が二次側となり、流体回路３側が一次側となる。しかしながら、流体回路３の構成の説明においては、説明の便宜上、ポンプ１４からカフ構造体６及び管群７に空気を供給するときの空気の流れ方向を基準に、一次側及び二次側を規定する。

[0055] カフ構造体６は、複数のカフを含む。ここで、カフとは、血圧を測定するときに生体の手首等に巻き付けられ、流体が供給されることで膨張する一つ又は多層の袋状構造体を含む。袋状構造体とは、流体により膨張するものである。本実施形態においては、流体が空気であることから、袋状構造体は空気袋である。袋状構造体は、例えば、一対のシート部材を重ねて溶着することで形成される。

[0056] 例えば、カフ構造体６は、第１カフ７１と、第２カフ７３と、を含む。第１カフ７１は、ポンプ１４に流体的に接続される。第１カフ７１は、ポンプ１４からの空気により膨張する。第１カフ７１は、膨張することで、第２カフ７３を生体へ押圧する押圧カフである。以下、第１カフ７１を押圧カフ７１として説明する。押圧カフ７１は、例えば、流体的に接続された複数の空気袋が第２カフ７３の押圧方向に積層されることで形成される。

[0057] 第２カフ７３は、第１カフ７１の二次側に設けられる。第２カフ７３は、ポンプ１４からの空気により膨張する。第２カフ７３は、血圧測定装置１を生体に装着したときに、生体２００の動脈２１０が存する領域に配置される。第２カフ７３は、血圧測定において、血圧を算出するためのセンシングカ

フである。以下、第２カフ７３をセンシングカフ７３として説明する。センシングカフ７３は、膨張することで生体２００の動脈２１０が存する領域を圧迫する。センシングカフ７３は、膨張した押圧カフ７１により、生体２００側に押圧される。センシングカフ７３は、例えば、一つの空気袋により形成される。センシングカフ７３は、押圧カフ７１に流体制御部９を介して流体的に接続される。本実施形態においては、センシングカフ７３が押圧カフ７１の二次側に流体制御部９を介して流体的に接続される例を用いて説明する。

[0058] 管群７は、管や、空気袋を構成するシート部材間に設けられた中空部等の集合である。管群７は、例えば、カフ構造体６に一体に設けられてもよく、また、カフ構造体６とは別体とし、カフ構造体６に接続されていてもよい。

[0059] 管群７は、押圧カフ７１、センシングカフ７３、流体制御部９を流体的に接続する。また、管群７は、流路部１５に接続される。本実施形態においては、流体制御部９が、第１弁２１、流体抵抗２２及び第２弁２３を有する構成における管群７の例を説明する。

[0060] 管群７は、例えば、流路部１５を介してポンプ１４及び開閉弁１６と押圧カフ７１とを流体的に接続する。管群７は、例えば、流路部１５を介して、圧力センサ１７とセンシングカフ７３とを流体的に接続する。また、管群７は、例えば、押圧カフ７１の二次側に第１弁２１、流体抵抗２２及びセンシングカフ７３を直列に流体的に接続するとともに、第１弁２１及び流体抵抗２２と第２弁２３とを並列、且つ、流体的に接続する。

[0061] 具体的には、管群７は、第１管７ａと、第２管７ｂと、第３管７ｃと、第４管７ｄと、第５管７ｅと、を含む。第１管７ａは、流路部１５の流路１５ａ及び押圧カフ７１に接続される。第１管７ａは、流路部１５を介して、ポンプ１４及び開閉弁１６と押圧カフ７１とを接続する。

[0062] 第２管７ｂは、一次側から二次側に向かう中途部に分岐部７ｂ１を有し、分岐部７ｂ１において二つの流路に分岐する分岐管である。第２管７ｂの一次側は、押圧カフ７１と流体的に接続される。第２管７ｂの二次側であって

、且つ、分岐する一方の管部７ｂ２は、第１弁２１に接続される。第２管７ｂの二次側であって、分岐する他方の管部７ｂ３は、第２弁２３に接続される。

[0063] 第３管７ｃは、第１弁２１及び流体抵抗２２に接続される。第４管７ｄは、一次側から二次側に向かう中途部に二つの流路を一つに合流する合流部７ｄ１を有する合流管である。第４管７ｄの合流部７ｄ１よりも一次側の一方の管部７ｄ２は、流体抵抗２２に接続される。第４管７ｄの合流部７ｄ１よりも一次側の他方の管部７ｄ３は、第２弁２３に接続される。第４管７ｄの二次側は、センシングカフ７３に接続される。

[0064] 第５管７ｅは、流路部１５の流路１５ｃ及びセンシングカフ７３に接続される。第５管７ｅは、流路部１５を介して、圧力センサ１７とセンシングカフ７３とを接続する。

[0065] 流体制御部９は、空気の流量を制御して、一次側から二次側へ流れる空気の流量を低減させるとともに、所定の注入量において空気の流れを規制することで、二次側のカフの注入量を一定に制御する。流体制御部９は、流体制御部９の一次側の圧力と二次側の圧力を制御する。

[0066] 具体例として、流体制御部９は、押圧カフ７１側からセンシングカフ７３へ流れる空気の流量を低減するとともに、所定の注入量においてセンシングカフ７３への空気の供給を停止する。そして、流体制御部９は、センシングカフ７３への空気の注入量を所定の注入量とし、センシングカフ７３へ供給された空気の注入量を一定に制御し、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力を制御する。流体制御部９は、例えば、第１弁２１と、流体抵抗２２と、第２弁２３と、を備える。

[0067] 第１弁２１は、一次側の圧力が二次側の圧力よりも、所定の圧力だけ高い場合に閉じる。具体的には、第１弁２１は、押圧カフ７１側の圧力がセンシングカフ７３側の圧力よりも所定の圧力以上となったときに閉じる。このような第１弁２１は、例えば、常時開であり、押圧カフ７１の圧力とセンシングカフ７３の圧力との差圧が所定の圧力だけ高いクラッキング圧となったと

きに閉じる。第１弁２１は、例えば、チェックバルブである。各図において、第１弁２１を第１チェックバルブ２１として示す。

[0068] 例えば、第１弁２１のクラッキング圧は、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３を用いた血圧測定に好適な圧力に設定される。具体例として、押圧カフ７１の圧力が１００ｍｍＨｇになり、センシングカフ７３の圧力が３０ｍｍＨｇになったときに第１弁２１が閉じるよう、第１弁２１のクラッキング圧は、７０ｍｍＨｇに設定される。

[0069] 流体抵抗２２は、通過する流体、本実施形態においては空気の抵抗となる。流体抵抗２２は、例えば、流体抵抗２２の一次側及び二次側の流路断面積、即ち、第３管７ｃ及び第４管７ｄの流路断面積よりも小さい流路断面積を有する。流体抵抗２２は、例えばオリフィスである。流体抵抗２２は、センシングカフ７３の一次側の流路上において、部分的に流路を絞ることにより、供給された押圧カフ７１への空気の注入量よりもセンシングカフ７３への空気の注入量を低減させる。流体抵抗２２の抵抗値は、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３への空気の注入量を好ましい注入量とし、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力が所望の圧力となる値に設定される。例えば、上述したように、流体抵抗２２は、押圧カフ７１の圧力が１００ｍｍＨｇのときにセンシングカフ７３の圧力が３０ｍｍＨｇとなる抵抗値に設定される。

[0070] 第２弁２３は、一次側の圧力が二次側の圧力よりも低い場合に開く。具体的には、第２弁２３は、押圧カフ７１側の圧力がセンシングカフ７３側の圧力以上であるときに閉じ、押圧カフ７１側の圧力がセンシングカフ７３側の圧力よりも低くなると開く。このような第２弁２３は、例えば、血圧測定時において押圧カフ７１及びセンシングカフ７３に空気を供給するときに常時閉である。また、第２弁２３は、排気時に押圧カフ７１の圧力とセンシングカフ７３の圧力との差圧が無くなり、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力よりも下回るクラッキング圧となったときに閉じる。第２弁２３は、例えば、チェックバルブである。各図において、第２弁２３を第２チェ

ックバルブ２３として示す。

[0071] 例えば、第２弁２３のクラッキング圧は、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の排気に好適な圧力に設定される。具体例として、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力を下回ったときに第２弁２３が開くよう、第２弁２３のクラッキング圧は、０ｍｍＨｇに設定される。

[0072] なお、第２弁２３は、排気時に押圧カフ７１の空気がセンシングカフ７３側へと流れることを防止可能に、一次側の圧力が二次側の圧力よりも低い場合に開く構成である。しかしながら、流体回路３の排気において押圧カフ７１からセンシングカフ７３へ実質的に空気が流れないのであれば、第２弁２３は、一次側の圧力が二次側の圧力よりも若干高い場合に開くクラッキング圧に設定されていてもよい。

[0073] 次に、このような流体回路３に空気が供給されるときの押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力及び空気の注入量の変化の一例について、図３及び図５を用いて説明する。図３において、空気の流れを矢印にて、各弁が閉じている流路をＸにて示す。また、図５において、第１弁２１の開状態及び閉状態の一例について示す。

[0074] 流体回路３は、血圧測定時に、制御部５５の測定処理部５５ａによって開閉弁１６が閉じられ、ポンプ１４の駆動が開始されると、先ず押圧カフ７１に空気が供給される。このとき、第１弁２１が開いている。また、空気が押圧カフ７１に先に供給されることから第２弁２３は閉じる。このため、押圧カフ７１に供給された空気が、第１弁２１及び流体抵抗２２を介してセンシングカフ７３に供給される。このとき、センシングカフ７３に供給される空気は、流体抵抗２２を通過することから、図５に示すように、押圧カフ７１への空気の注入量よりもセンシングカフ７３への空気の注入量が少ない。よって、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力の上昇も異なり、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力よりも高い関係を維持して、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３が増圧する。

[0075] そして、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の差圧が第１弁２１のクラ

ッキング圧に達すると、第１弁２１が閉じる。第１弁２１が閉状態となると、以降にポンプ１４により供給された空気は、押圧カフ７１にのみ供給される。このため、図５に示すように、第１弁２１が閉じた後は、押圧カフ７１への空気の注入量が増加するが、センシングカフ７３への空気の注入量は増加せず、第１弁２１が閉じたときの注入量のまま一定となる。なお、センシングカフ７３は、膨張した押圧カフ７１により生体に向かって押圧されることから、センシングカフ７３への空気の注入量は変化しないが、センシングカフ７３の圧力は増加する。このように、血圧測定時において、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力が血圧測定に好適な圧力まで増加する。

[0076] 次に、このような流体回路３に供給された空気を排気するときの押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力の変化の一例について、図４及び図６を用いて説明する。図４において空気の流れを矢印で示す。また、図６において、第２弁２３の開状態及び閉状態の一例について示す。

[0077] 流体回路３は、血圧測定後に流体回路３の排気が開始されると、制御部５５の測定処理部５５ａによってポンプ１４が停止し、開閉弁１６が開かれることから、押圧カフ７１の開閉弁１６側が大気と接続する。よって、押圧カフ７１内の空気が開閉弁１６側へと流れ、押圧カフ７１の圧力が低下する。なお、このとき、第１弁２１及び第２弁２３は閉じている。

[0078] 押圧カフ７１の排気が進むと、押圧カフ７１の圧力が減少する。よって、図６に示すように、押圧カフ７１によるセンシングカフ７３の押圧力が減少し、センシングカフ７３の圧力も減少する。押圧カフ７１の排気が進み、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の差圧が、第１弁２１のクラッキング圧を下回ると、第１弁２１が開く。これにより、センシングカフ７３の空気は、流体抵抗２２及び押圧カフ７１を介して開閉弁１６側へと流れる。なお、センシングカフ７３から排気される空気の排気量は、流体抵抗２２によって低減され、押圧カフ７１の空気の排気量よりも小さい。

[0079] そして、さらに押圧カフ７１の圧力の減少し、センシングカフ７３の圧力よりも低くなると、図６に示すように、第２弁２３が閉状態から開状態に切

り替わる。第２弁２３が開くと、第２弁２３を通る流路がバイパス路となり、センシングカフ７３の排気速度が増加する。そして、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の排気が進み、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力が大気圧となる。このように、流体回路３の排気においては、押圧カフ７１がセンシングカフ７３よりも優先的に急速排気される。そして、流体回路３は、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力よりも下回ると、第２弁２３が開き、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３が急速排気される。これらのように、流体回路３の排気が行われる。

[0080] 次に、このように構成された血圧測定装置１を用いた血圧測定時の制御の一例を、図７に示す流れ図を用いて説明する。

[0081] 先ず、血圧測定装置１が生体２００に装着された状態で、使用者が操作装置１３を操作して血圧測定開始の指令を行う。操作装置１３は、血圧測定開始の指令として、電気信号を制御部５５に出力する。制御部５５が操作装置１３からの電気信号を受けると、測定処理部５５ａは、開閉弁１６を閉状態に切り替え、ポンプ１４の駆動を開始し、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の加圧を行う（ステップＳＴ１０１）。そして、測定処理部５５ａは、圧力センサ１７で測定した圧力が所定の圧力であるか否かを判定する（ステップＳＴ１０２）。ここで、所定の圧力とは、センシングカフ７３によって血圧が測定できるセンシングカフ７３の圧力であり、予め記憶部５４に記憶される。

[0082] センシングカフ７３の圧力が所定の圧力でない場合（ステップＳＴ１０２のＮＯ）には、測定処理部５５ａは、ポンプ１４の駆動を継続する。センシングカフ７３の圧力が所定の圧力に達すると（ステップＳＴ１０２のＹＥＳ）、測定処理部５５ａは、ポンプ１４を停止し、押圧カフ７１への空気の供給を停止する。また、測定処理部５５ａは、開閉弁１６を開状態に切り替えて、押圧カフ７１の減圧を開始する（ステップＳＴ１０３）。このとき、測定処理部５５ａは、開閉弁１６の開度を調整するか、又は、開閉弁１６の開閉の切り替えを繰り返し行うことで、緩やかに押圧カフ７１の減圧を行う。

[0083] 測定処理部５５ａは、圧力センサ１７で測定した圧力から血圧値を算出する（ステップＳＴ１０４）。次に、測定処理部５５ａは、算出した値を血圧値として決定してよいか否かを判定する（ステップＳＴ１０５）。なお、算出した値を血圧値として決定して良いか否かの閾値は、記憶部５４に予め記憶される。また、血圧値を決定する閾値は、検出された血圧値、センシングカフ７３の圧力等により適宜設定される。算出した値を血圧値として決定できない場合（ステップＳＴ１０５のＮＯ）には、測定処理部５５ａは押圧カフ７１の減圧を継続する（ステップＳＴ１０３）。算出した値を血圧値と決定した場合（ステップＳＴ１０５のＹＥＳ）には、測定処理部５５ａは、表示装置１２に血圧値を表示し（ステップＳＴ１０６）、記憶部５４に測定した血圧値を記録（格納）する（ステップＳＴ１０７）。次いで、測定処理部５５ａは、開閉弁１６の開度を最大とするか、開閉弁１６を開状態とし、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の排気を行う（ステップＳＴ１０８）。そして、測定処理部５５ａは、血圧測定を終了し、次回、血圧測定開始の指令があるまで待機し、血圧測定開始の指令を受けると、再びステップＳＴ１０１に戻り、血圧測定を開始する。

[0084] このように構成された血圧測定装置１によれば、流体回路３は、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の間に、流体制御部９として、クラッキング圧となると閉じる第１弁２１及び二次側への空気の流量を低減する流体抵抗２２を備える。このため、ポンプ１４により押圧カフ７１及びセンシングカフ７３に空気が供給されると、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３に差圧が生じる。そして、差圧が第１弁２１のクラッキング圧となると、第１弁２１が閉じることから、流体制御部９は、所定の注入量だけセンシングカフ７３に空気を供給することができる。このため、血圧測定において、制御部５５の測定処理部５５ａによる空気の注入処理の工程が不要となり、血圧測定時間の短縮となる。このため、体動等のアーチファクトの影響が解消され、血圧測定装置１は、実使用でのロバスト性が向上する。

[0085] また、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の空気の注入量及び圧力差は

、第１弁２１のクラッキング圧及び流体抵抗２２の抵抗値によって設定できる。このため、第１弁２１及び流体抵抗２２は、センシングカフ７３の空気の注入量を一定にすることができる。即ち、流体制御部９が供給される流体によって二次側へ供給する空気の流量を制御することで、血圧測定装置１は、センシングカフ７３の注入量を所望の注入量で一定にするために、ポンプ１４及び開閉弁１６以外の制御部５５等により電気的に制御される構成部品を要しない。よって、血圧測定装置１は、血圧測定における制御が簡素化できるとともに、消費電力を低減できる。また、電気的な制御を要さない第１弁２１、流体抵抗２２及び第２弁２３は、装置本体２に配置する必要がなく、流体制御部９を装置本体２外に設けることで、装置本体２の小型化が可能となる。

[0086] また、流体抵抗２２を設けると、流体回路３の排気時において、センシングカフ７３から押圧カフ７１を通って大気へ流れるときに、空気の流れが阻害され、排気速度が低下する。しかしながら、血圧測定装置１は、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力よりも低くなると開く第２弁２３を第１弁２１及び流体抵抗２２を通る流路と並列に設けた。このため、センシングカフ７３内の空気は、流体抵抗２２及び第１弁２１を通る流路に加え、第２弁２３を通過するバイパス路を通り押圧カフ７１を介して大気に排気される。よって、流体抵抗２２を設ける構成としても、センシングカフ７３の排気速度が低下することを防止できる。また、生体をより圧迫する押圧カフ７１を優先的に排気し、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３を下回った時にセンシングカフ７３の排気速度が増加する。このため、血圧測定装置１は、血圧測定終了後の生体の圧迫による生体への負荷を低減することができるとともに、センシングカフ７３の排気時間を短縮できる。

[0087] 上述したように、第１の実施形態に係る血圧測定装置１によれば、押圧カフ７１の二次側にセンシングカフ７３を設け、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の間に、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の差圧により閉じる第１弁２１及び流体抵抗２２を設けた。よって、血圧測定装置１は、センシ

ングカフ７３への空気注入量を一定に制御できる。

[0088] ［第２の実施形態］

次に、第２の実施形態に係る血圧測定装置１について、図８乃至図１１を用いて説明する。

図８は第２の実施形態に係る血圧測定装置１Ａの構成を模式的に示す説明図である。図９及び図１０は血圧測定装置１Ａの構成を示すとともに、血圧測定において各カフ７１、７３に供給する流体の流れの一例を示すブロック図である。図１１は血圧測定装置１の構成を示すとともに、血圧測定後の流体の排出における流体の流れの一例を示すブロック図である。なお、第２の実施形態に係る血圧測定装置１Ａのうち、第１の実施形態に係る血圧測定装置１と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0089] 図８に示すように、血圧測定装置１Ａは、血圧測定装置１と同様に、生体２００に装着する電子血圧測定装置である。図８乃至図１１に示すように、血圧測定装置１Ａは、装置本体２Ａと、流体回路３Ａと、を備える。

[0090] 装置本体２Ａは、ケース１１と、表示装置１２と、操作装置１３と、ポンプ１４と、流路部１５と、第１開閉弁（開閉弁）１６と、圧力センサ１７と、電力供給部１８と、通信装置１９と、制御基板２０と、第１弁と同等の機能を電気的に開閉することで達成する第２開閉弁２１Ａと、を備えている。即ち、装置本体２Ａは、第１弁２１Ａとして、電気的に開閉する第２開閉弁２１Ａを有する構成、及び、第２開閉弁２１Ａを接続するための流路部１５の流路１５ａ構成が、上述した第１の実施形態の装置本体２と異なる。

[0091] ケース１１は、例えば、表示装置１２、操作装置１３、ポンプ１４、流路部１５、第１開閉弁１６、圧力センサ１７、電力供給部１８、通信装置１９、制御基板２０及び第２開閉弁２１Ａを収容する。

[0092] 流路部１５の流路１５ａは、ポンプ１４から二次側への流路を形成するとともに、ポンプ１４から二次側への流路を３方向に分岐して押圧カフ７１、第１開閉弁１６及び第２開閉弁２１Ａへ接続する。

[0093] 第２開閉弁２１Ａは、制御部５５（測定処理部５５ａ）によって制御され

、流路の開閉を切り替える切替弁である。第２開閉弁２１Ａは、制御基板２０と電気的に接続される。第２開閉弁２１Ａは、制御基板２０によって制御される。例えば、第２開閉弁２１Ａは、制御基板２０の制御によって開閉される。第２開閉弁２１Ａは、流体回路３Ａの流体抵抗２２及び第２弁２３に接続される。

[0094] 第２開閉弁２１Ａは、血圧測定において押圧カフ７１及びセンシングカフ７３に空気を供給するときに開状態に切り替わることで、ポンプ１４及び流体抵抗２２を接続する。即ち、第２開閉弁２１Ａ及び流体抵抗２２は、流体制御部９Ａを構成する。また、第２開閉弁２１Ａは、排気時に開状態に切り替わることで、ポンプ１４及びセンシングカフ７３を接続し、センシングカフ７３を大気に接続する。

[0095] このような第２開閉弁２１Ａは、制御部５５によって開閉する構成が、上述したクラッキング圧で閉じる第１弁２１と異なるが、流体制御部９の機能を生じさせる点においては、第１弁２１と同等の効果を奏する。

[0096] 例えば、記憶部５４は、血圧測定装置１全体及びポンプ１４、第２開閉弁２１Ａ及び流体回路３を制御するためのプログラムデータ、血圧測定装置１の各種機能を設定するための設定データ、圧力センサ１７で計測された圧力から血圧値や脈拍を算出するための算出データ等を変更可能に予め格納される。

[0097] 制御部５５は、記憶部５４に格納されたプログラムに基づいて血圧測定装置１全体の動作、並びに、ポンプ１４、第２開閉弁２１Ａ及び流体回路３Ａの動作を制御し、所定の動作（機能）を実行させる。制御部５５は、表示装置１２、操作装置１３、ポンプ１４、開閉弁１６、圧力センサ１７及び第２開閉弁２１Ａに電気的に接続されるとともに、電力を供給する。また、制御部５５は、操作装置１３及び圧力センサ１７が出力する電気信号に基づいて、表示装置１２、ポンプ１４、開閉弁１６及び第２開閉弁２１Ａの動作を制御する。

[0098] 例えば、制御部５５のサブＣＰＵは、操作装置１３から血圧を測定する指

令が入力されると、ポンプ１４、開閉弁１６及び第２開閉弁２１Ａを駆動して流体回路３Ａに圧縮空気を送る。また、サブＣＰＵは、圧力センサ１７が出力する電気信号に基づいて、ポンプ１４の駆動及び停止、開閉弁１６の開閉、並びに、第２開閉弁２１Ａの開閉を制御する。サブＣＰＵは、ポンプ１４、開閉弁１６及び第２開閉弁２１Ａを制御することで、圧縮空気を流体回路３Ａに供給するとともに、流体回路３を選択的に減圧する。

[0099] このような、制御部５５の測定処理部５５ａは、例えば、ポンプ１４、開閉弁１６及び第２開閉弁２１Ａを制御して流体回路３に空気を供給し、圧力センサ１７で検出されたセンシングカフ７３の圧力に基づいて、オシロメトリック法により、血圧を算出する。

[0100] 流体回路３Ａは、カフ構造体６と、管群７と、流体抵抗２２と、第２弁２３と、を備える。流体回路３Ａの流体抵抗２２及び第２弁２３は、第２開閉弁２１Ａとともに、流体制御部９Ａを形成する。流体回路３Ａは、管群７によって、カフ構造体６、流体抵抗２２及び第２弁２３を流体的に接続する。このような流体回路３Ａは、上述した第１の実施形態の血圧測定装置１の流体回路３の第１弁２１を有さない構成である。

[0101] また、管群７の第２管７ｂの一次側は、第２開閉弁２１Ａと流体的に接続される。第２管７ｂの二次側であって、且つ、分岐する一方の管部７ｂ２は、流体抵抗２２に接続される。管部７ｂ２は、管７ｃを兼ねる。第２管７ｂの二次側であって、分岐する他方の管部７ｂ３は、第２弁２３に接続される。

[0102] このような第２開閉弁２１Ａ及び流体回路３Ａは、上述した流体回路３と同様の機能効果を奏する。具体的には、図９に示すように、血圧測定時にポンプ１４により空気の供給が開始されると、押圧カフ７１に空気が供給される。また、ポンプ１４の駆動開始時に、制御部５５の測定処理部５５ａは、第２開閉弁２１Ａを開状態とする。第２開閉弁２１Ａが開状態であり、また、第２弁２３は閉じている。このため、図９中矢印で示すように、押圧カフ７１に加えて流体抵抗２２を介してセンシングカフ７３にも空気が供給され

る。このとき、センシングカフ７３に供給される空気は、図５に示すように、流体抵抗２２を通過することから、押圧カフ７１への空気の注入量よりもセンシングカフ７３への空気の注入量が少ない。よって、図５に示すように、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力の上昇も異なり、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力よりも高い関係を維持して、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３が増圧する。

[0103] そして、測定処理部５５ａは、センシングカフ７３の圧力が所望の圧力に達すると、押圧カフ７１の圧力とセンシングカフ７３の圧力とが所定の差圧に達していると判定する。測定処理部５５ａは、第２開閉弁２１Ａを制御して、第２開閉弁２１Ａを閉じる。第２開閉弁２１Ａが閉じた以降にポンプ１４により供給された空気は、図１０中矢印で示すように、押圧カフ７１にのみ供給される。このため、図５に示すように、第１弁２１が閉じた後は、押圧カフ７１への空気の注入量が増加するが、センシングカフ７３への空気の注入量は増加しない。なお、センシングカフ７３は、膨張した押圧カフ７１により生体２００に向かって押圧されることから、センシングカフ７３への空気の注入量は変化しないが、センシングカフ７３の圧力は増加する。このように、血圧測定において、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３に空気を供給するときに押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力が血圧測定に好適な圧力まで増加する。

[0104] また、血圧測定後に、流体回路３Ａの排気が開始されると、測定処理部５５ａによって第１開閉弁１６が開き、押圧カフ７１の第１開閉弁１６側が大気と接続することから、図６に示すように、押圧カフ７１内の空気が開閉弁１６側へと流れる。押圧カフ７１の排気が進むと、押圧カフ７１の圧力が減少する。

[0105] また、測定処理部５５ａは、第１開閉弁１６と同時に第２開閉弁２１Ａを開く。これにより、センシングカフ７３の空気は、流体抵抗２２及び押圧カフ７１を介して第１開閉弁１６側へと流れる。なお、センシングカフ７３から排気される空気の排気量は、流体抵抗２２によって低減され、押圧カフ７

１の空気の排気量よりも小さい。

[0106] そして、押圧カフ７１の圧力が減少し、センシングカフ７３の圧力よりも低くなると、図１１に示すように、第２弁２３が開き、図６に示すように、センシングカフ７３の急速排気が開始される。そして、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の排気が進み、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の圧力が大気圧となる。このように、流体回路３Ａの排気が行われる。

[0107] なお、このように構成された血圧測定装置１Ａを用いた血圧測定時の制御の一例は、図７に示す上述した第１の実施形態に係る血圧測定装置１の制御の一例と同じ流れにより行われる。

[0108] このように構成された血圧測定装置１Ａによれば、上述した第１の実施形態に係る血圧測定装置１と同様の効果を奏する。即ち、血圧測定装置１Ａは、制御部５５の制御により開閉する第２開閉弁２１Ａ（第１弁２１Ａ）及び押圧カフ７１よりもセンシングカフ７３への空気の注入量を低減する流体抵抗２２を備える。このため、ポンプ１４により押圧カフ７１及びセンシングカフ７３に空気が供給されると、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３に差圧が生じる。そして、センシングカフ７３の圧力が所定の圧力となった場合に、制御部５５が第２開閉弁２１Ａを閉じることから、所定の注入量だけセンシングカフ７３に空気を注入することができる。このため、血圧測定において、制御部５５の測定処理部５５ａによる空気の注入処理の工程は、第２開閉弁２１Ａの制御のみでよく、測定時間の短縮となる。このため、体動等のアーチファクトの影響が解消され、血圧測定装置１は、実使用でのロバスト性が向上する。

[0109] また、血圧測定時の空気の注入処理において、第２開閉弁２１Ａを閉じる判定は、圧力センサ１７で検出されたセンシングカフ７３の空気の圧力により行われる。また第２開閉弁２１Ａを閉じるときのセンシングカフ７３の圧力は、上述した第１の実施形態の第１弁２１のクラッキング圧と同様に、血圧測定における押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の好適な差圧及び流体抵抗２２の抵抗値によって設定できる。即ち、流体抵抗２２によって空気の

注入量が設定されたセンシングカフ７３と押圧カフ７１との差圧が血圧測定において好適な差圧であるときのセンシングカフ７３の圧力を、第２開閉弁２１Ａを閉じる判定を行う閾値に設定すればよい。また、閾値は、予め求めて記憶部５４に記憶される。

[0110] このため、血圧測定時にセンシングカフ７３の圧力が、当該閾値に達したときに、測定処理部５５ａが第２開閉弁２１Ａを閉じる制御でよく、制御部５５による第２開閉弁２１Ａの制御が容易となる。よって、血圧測定装置１は、血圧測定における制御が簡素化できるとともに、消費電力を低減できる。また、血圧測定時に空気の注入に要する電気的制御を行う弁は、一つの第２開閉弁２１Ａでよく、装置本体２Ａに配置を要する部品を低減することが可能となる。よって、装置本体２Ａの小型化が可能となる。

[0111] また、血圧測定装置１Ａは、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力よりも低くなると開く第２弁２３を第１弁２１及び流体抵抗２２を通る流路と並列に設けた。このため、センシングカフ７３内の空気は、流体抵抗２２及び第１弁２１を通る流路に加え、第２弁２３を通過するバイパス路を通り押圧カフ７１を介して大気に排気される。よって、流体抵抗２２を設ける構成としても、センシングカフ７３の排気速度が低下する事を防止できる。また、生体２００をより圧迫する押圧カフ７１を優先的に急速排気し、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３を下回わったときに第２弁２３が開くことで、センシングカフ７３の排気速度が増加する。このため、血圧測定装置１は、血圧測定終了後の生体の圧迫による生体への負荷を低減することができるとともに、センシングカフ７３の排気時間を短縮できる。

[0112] 上述したように、第２の実施形態に係る血圧測定装置１Ａによれば、押圧カフ７１の一次側を分岐して、第２開閉弁２１Ａ及び流体抵抗２２を介してセンシングカフ７３を設けた。よって、血圧測定装置１Ａは、センシングカフ７３への空気注入量を一定に制御できる。

[0113] ［第３の実施形態］

次に、第３の実施形態に係る血圧測定装置１Ｂの構成を、図１２及び図１

３を用いて説明する。なお、第３の実施形態に係る血圧測定装置１Ｂは、生体として手首２００に装着するウェアラブルタイプの血圧測定装置に上述した第１の実施形態に係る血圧測定装置１を適用した例である。第３の実施形態に係る血圧測定装置１Ｂの構成のうち、上述した第１の実施形態に係る血圧測定装置１と同様の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0114] 図１２に示すように、血圧測定装置１Ｂは、装置本体２と、流体回路３と、装置本体２を手首に固定する固定具であるベルト４と、ベルト４及び手首２００の間に配置されるカーラ５と、を備える。

[0115] 図１２に示すように、装置本体２のケース１１は、外郭ケース３１と、外郭ケース３１の手首２００側とは反対側（外方側）の開口を覆う風防３２と、を備える。また、ケース１１は、外郭ケース３１の内部の手首２００側に設けられた裏カバーを備えている。

[0116] 外郭ケース３１は、円筒状に形成される。外郭ケース３１は、外周面の周方向で対称位置にそれぞれ設けられた一対のラグ３１ａと、２つの一対のラグ３１ａ間にそれぞれ設けられるバネ棒３１ｂと、を備えている。風防３２は、例えば、円形状のガラス板である。また、外郭ケース３１内には、各構成品を支持する基部が設けられる。

[0117] 表示装置１２は、外郭ケース３１の基部上であって、且つ、風防３２の直下に配置される。

[0118] 操作装置１３は、使用者からの指令を入力可能に構成される。例えば、操作装置１３は、図１２に示すように、ケース１１に設けられた複数の釦４１と、釦４１の操作を検出するセンサと、表示装置１２又は風防３２に設けられたタッチパネル４３と、を備える。操作装置１３は、使用者が操作することで、指令を電気信号に変換する。センサ及びタッチパネル４３は、電気的に制御基板２０に接続され、電気信号を制御基板２０へ出力する。

[0119] 図１２に示すように、ベルト４は、一方の一対のラグ３１ａ及びバネ棒３１ｂに設けられた第１ベルト６１と、他方の一対のラグ３１ａ及びバネ棒３

１ｂに設けられた第２ベルト６２と、第１ベルト６１及び第２ベルト６２を接続する接続具と、を備える。ベルト４は、カーラ５を介して手首２００に巻き付けられる。なお、本実施形態において、接続具は、第１ベルト６１が備える尾錠６１ｂである。

[0120] 第１ベルト６１は、所謂親と呼ばれ、第２ベルト６２と連結可能な帯状に構成される。第１ベルト６１は、図１２に示すように、ベルト部６１ａ及び尾錠６１ｂを有する。ベルト部６１ａは、帯状に構成される。ベルト部６１ａは、弾性変形可能な樹脂材料で形成される。また、ベルト部６１ａは、可撓性を有するとともに、ベルト部６１ａの長手方向の伸縮が抑制されるシート状のインサート部材を内部に有する。

[0121] ベルト部６１ａは、一方の端部にバネ棒３１ｂが設けられ、他方の端部に尾錠６１ｂが設けられる。第１ベルト６１の一方の端部は、設けられたバネ棒３１ｂが一対のラグ３１ａの間に配置されることで、第１ベルト６１が外郭ケース３１に回転可能に保持される。

[0122] 第２ベルト６２は、所謂剣先と呼ばれ、帯状に形成される。第２ベルト６２は、弾性変形可能な樹脂材料で形成される。また、第２ベルト６２は、例えば、可撓性を有するとともに、第２ベルト６２の長手方向の伸縮が抑制されるシート状のインサート部材を内部に有する。

[0123] 第２ベルト６２は、尾錠６１ｂに固定される。第２ベルト６２は、一方の端部にバネ棒３１ｂが設けられる。第２ベルト６２の一方の端部に設けられたバネ棒３１ｂが一対のラグ３１ａの間に配置されることで、第２ベルト６２が外郭ケース３１に回転可能に保持される。

[0124] このようなベルト４は、尾錠６１ｂによって第１ベルト６１及び第２ベルト６２が一体に接続され、外郭ケース３１とともに、手首２００の周方向に倣った環状となる。ベルト４は、手首の周方向に倣った環状となることで、カーラ５を押圧し、カーラ５を血圧測定装置１Ｂの装着者の手首の周方向に倣うように、弾性変形させる。

[0125] カーラ５は、図１２に示すように、手首２００の周方向に倣って湾曲する

帯状に構成される。カーラ５は、一端と他端が離間して形成される。カーラ５は、例えば、一端側の外面が装置本体２の裏カバー側に固定されるか、または、装置本体２の裏カバーや基部に一体に形成される。カーラ５は、例えば、一端及び他端が装置本体２よりも手首２００の一方の側方側に突出した位置に配置される。これにより、カーラ５は、血圧測定装置１Ｂを手首２００に装着したときに、一端及び他端が手首２００の側方に配置される。また、カーラ５は、所定の距離だけ離間して一端及び他端が隣接する。カーラ５は、例えば、樹脂材料で形成される。

[0126] このようなカーラ５は、一端及び他端がベルト４の第２ベルト６２と対向する向きで外郭ケース３１に固定される。また、カーラ５は、少なくとも、手首２００の手の平側と対向する位置が、手首２００の手の平側に沿って周方向に沿って湾曲することで、手首２００の手の平側と対向するカフ構造体６を、手首２００の手の平側の形状に倣って湾曲させた状態で保持する。

[0127] また、カーラ５は、可撓性及び形状保持性を有する硬さを有する。ここで、可撓性とは、カーラ５にベルト４の外力が印加されたときに径方向に形状が変形することをいう。例えば、可撓性とは、ベルト４によってカーラ５が押圧されたときに、手首に近接するか、手首の形状に沿うか、又は、手首の形状に倣うように側面視の形状が変形することをいう。また、形状保持性とは、外力が印加されないときに、カーラ５が予め賦形された形状を維持できることをいう。例えば、形状保持性とは、本実施形態においてはカーラ５の形状が手首の周方向に沿って湾曲する形状を維持できることである。カーラ５は、内周面にカフ構造体６が配置される。

[0128] 例えば、流体回路３は、カフ構造体６、管群７及び流体制御部９が一体に形成される。例えば、流体回路３は、カフ構造体６の一部に、管群７及び流体制御部９を一体に組み込むことで構成される。

[0129] 具体例として、カフ構造体６は、図１２及び図１３に示すように、押圧カフ７１と、センシングカフ７３と、流体制御部９と、を含む。なお、図１３は、カーラ５及びカフ構造体６の構成を示す展開図である。カフ構造体６は

、カーラ５の手首の手の平側の内周面に、カーラ５の内周面から手首側に向かって、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の順に積層して固定される。

[0130] なお、カフ構造体６は、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の間に、例えば、センシングカフ７３を支持する背板７２を有している。具体例として、背板７２は、手首２００の手の平側を覆う長さに形成される。背板７２は、手首の形状に沿った状態で、押圧カフ７１からの押圧力をセンシングカフ７３の背板７２側の主面に伝達する。

[0131] 押圧カフ７１は、例えば、カーラ５の長手方向の長さと略同じ長さに設定される。押圧カフ７１は、複数の、例えば二層の空気袋８１と、長手方向の一端側に設けられた接続部８４と、を含む。押圧カフ７１は、長手方向の他端側に、流体制御部９が設けられる。

[0132] ここで、空気袋８１とは、袋状構造体である。複数の空気袋８１は、積層され、積層方向に流体的に連通する。空気袋８１は、一方向に長い矩形状の袋形状に形成される。また、空気袋８１は、短手方向の幅が、カーラ５の短手方向の幅と同じか又は若干小さい幅に設定される。空気袋８１は、例えば、二枚のシート部材を組み合わせ、一方向に長い矩形枠状に熱により溶着することで構成される。また、二層の空気袋８１は、二つの空気袋８１を熱により溶着して一体に組み合わせるか、又は、隣り合う空気袋８１の対向するシート部材同士を溶着したあとに空気袋８１を溶着して形成することで構成される。

[0133] 接続部８４は、例えばニップルである。接続部８４は、空気袋８１から突出する。接続部８４は、流路部１５に接続される第１管７ａである。

[0134] センシングカフ７３は、例えば、手首の動脈が存する領域に配置可能な長さに設定される。センシングカフ７３は、血圧測定装置１Ｂを手首に装着したときに、手首の動脈が存する領域に対向する。ここで、動脈とは、橈骨動脈及び／又は尺骨動脈である。センシングカフ７３は、膨張することで手首の手の平側の動脈が存する領域を圧迫する。センシングカフ７３は、膨張した押圧カフ７１により、手首側に押圧される。

[0135] 具体例として、センシングカフ７３は、一つの空気袋９１と、空気袋９１と連通する流路体９２と、流路体９２の先端に設けられた接続部９３と、を含む。このようなセンシングカフ７３は、二枚のシート部材を一体に溶着することで構成される。

[0136] 空気袋９１は、一方向に長い矩形状に構成される。空気袋９１は、例えば、手首の動脈が存する領域に配置可能な長さに設定される。空気袋９１は、例えば、一方向に長い二枚のシート部材を組み合わせ、一方向に長い矩形枠状に熱により溶着することで構成される。

[0137] 流路体９２は、空気袋９１の長手方向の一方の縁部の一部に一体に設けられる。具体例として、流路体９２は、空気袋９１の装置本体２に近い端部に設けられる。また、流路体９２は、例えば、空気袋９１の短手方向の幅よりも小さい幅で一方向に長い形状に形成され、先端が円形状に形成される。流路体９２は、先端に接続部９３を有する。

[0138] 流路体９２は、二枚のシート部材に接続部９３を配置した状態で、二枚のシート部材を一方向に長い枠状に熱により溶着することで構成される。なお、空気袋９１は、二枚のシート部材を矩形枠状に溶着する溶着部の一部を非溶着とし、流路体９２を形成する溶着部と連続する構成とすることで、空気袋９１及び流路体９２が流体的に連続する。

[0139] 接続部９３は、例えばニップルである。接続部９３は、流路体９２の先端に設けられる。また、接続部９３の先端は、流路体９２を構成する二枚のシート部材のうち、カーラ５と対向する側のシート部材から外部に露出する。接続部９３は、流路部１５に接続される。

[0140] このような、流路体９２及び接続部９３は、接続部９３を介して流路部１５に接続され、空気袋９１と圧力センサ１７とを接続する第５管７ｅを構成する。

[0141] このように構成されたカフ構造体６は、押圧カフ７１が管群７の第１管７ａを含み、センシングカフ７３が第５管７ｅを含む。

[0142] 流体制御部９は、例えば、カーラ５の内面であって、且つ、手首の手の平

側の端部に配置される。流体制御部９は、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の端部に一体に形成される。具体例として、流体制御部９は、押圧カフ７１の端部に一体に形成され、そして、一部がセンシングカフ７３と流体的に接続される。

[0143] 例えば、流体制御部９は、第２管７ｂと、第３管７ｃと、第４管７ｄと、第１弁２１と、流体抵抗２２と、第２弁２３と、を含む。流体制御部９は、第２管７ｂと、第３管７ｃと、第４管７ｄと、第１弁２１と、流体抵抗２２と、第２弁２３と、が一体に形成される。

[0144] 第２管７ｂ、第３管７ｃ及び第４管７ｄは、例えば、押圧カフ７１の一方の空気袋８１を構成する一対のシート部材の一部により形成される。例えば、第２管７ｂ、第３管７ｃ及び第４管７ｄは、一対のシート部材を溶着するときに、第２管７ｂ、第３管７ｃ及び第４管７ｄを構成する領域を溶着しないことで一対のシート部材の間に形成される隙間である。第１弁２１、流体抵抗２２及び第２弁は、第２管７ｂ、第３管７ｃ及び第４管７ｄを構成する一対のシート部材の間の隙間に配置される。また、第４管７ｄの合流部７ｄ１の二次側の管部７ｄ２は、センシングカフ７３に接続される。

[0145] このように構成された血圧測定装置１Ｂは、上述した第１の実施形態に係る血圧測定装置１と同様の効果を奏する。加えて、血圧測定装置１Ｂは、第２管７ｂ、第３管７ｃ、第４管７ｄ、第１弁２１、流体抵抗２２及び第２弁２３を一体に形成して流体制御部９を形成し、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の端部に一体に接続する。また、流体制御部９は、カーラ５の端部に配置する構成とした。このような血圧測定装置１Ｂは、カーラ５上に押圧カフ７１及びセンシングカフ７３とともに一体に配置できる構成であることから、装置本体２に流体制御部９を配置する必要がなく、装置本体２の小型化が可能となる。加えて、カーラ５の端部に配置することから、血圧測定時に、流体制御部９が血圧測定を阻害することも防止できる。

[0146] ［他の実施形態］

なお、本発明は上述した実施形態に限定されない。例えば、上述した例で

は、各実施形態に係る血圧測定装置１、１Ａ、１Ｂにおいて、流体回路３、３Ａは、装置本体２外に配置される例を説明したがこれに限定されない。例えば、血圧測定装置１、１Ａは、流体回路３、３Ａの一部構成を装置本体２に収容する構成としてもよい。具体例として、図１４に示す第４の実施形態に係る血圧測定装置１Ｃのように、例えば、流体回路３の構成のうち、流体制御部９を構成する第１弁２１、流体抵抗２２及び第２弁２３と、これらを他の構成と流体的に接続するための管群７の一部を装置本体２内に収容する構成としてもよい。例えば、この例においては、第２管７ｂ及び第４管７ｄが装置本体２に収容される。

[0147] 同様に、具体例として、図１５に示す第５の実施形態に係る血圧測定装置１Ｄのように、例えば、流体回路３Ａの構成のうち、流体制御部９Ａを構成する第１弁２１Ａ、流体抵抗２２及び第２弁２３と、これらを他の構成と流体的に接続するための管群７の一部を装置本体２内に収容する構成としてもよい。この例においては、例えば、第２管７ｂ、第３管７ｃ、第４管７ｄが装置本体２に収容される。

[0148] また、上述した例では、第１の実施形態に係る血圧測定装置１を手首２００に装着するウェアラブルタイプの血圧測定装置に適用する例として、第３の実施形態に係る血圧測定装置１Ｂの説明をしたがこれに限定されない。例えば、第２の実施形態に係る血圧測定装置１Ａを第３の実施形態に係るウェアラブルタイプの血圧測定装置１Ｂと同等のウェアラブルタイプの血圧測定装置に適用してもよい。このような場合、第２開閉弁２１Ａ（第１弁２１Ａ）をケース１１内に収容し、流体制御部９Ａの構成のうち、流体抵抗２２、第２弁２３及び各管７ｂ、７ｄを押圧カフ７１及びセンシングカフ７３のそれぞれの端部に一体に形成すればよい。

[0149] また、血圧測定装置１、１Ａは、上腕に装着する構成であってもよい。このような構成とする場合においては、血圧測定装置１、１Ａは、第１カフ７１を上腕に巻き付ける巻付カフ７１とし、第２カフ７３を測定用カフ７３とすればよい。例えば、第６の実施形態に係る上腕に装着する血圧測定装置１

Ｅの例を図１６に示す。なお、上腕に装着する血圧測定装置１Ａにおいても、同様に、第１カフ７１を巻付カフとすればよい。また、このような上腕に装着する血圧測定装置１、１Ａとした場合には、自動巻き付け機能を有する構成としてもよい。

[0150] また、上述した各血圧測定装置１、１Ａ、１Ｂは、血圧測定の一例として、減圧測定方式を例示して説明したが、これに限定されない。各血圧測定装置１、１Ａ、１Ｂは、血圧測定の一例として、加圧測定方式としてもよい。このような加圧測定方式の血圧測定装置１、１Ａ、１Ｂとする場合には、第７の実施形態に係る血圧測定装置として、開閉弁１６を、急速排気が可能な急速排気弁とし、加圧測定方式で血圧測定を行えばよい。

[0151] また、上述した例では、血圧測定装置１、１Ａ、１Ｂは、二つのカフ７１、７３を有する構成を説明したがこれに限定されない。即ち、血圧測定装置１、１Ａは、３つ以上のカフを有し、二つのカフの間にそれぞれ流体制御部９、９Ａを設ける構成とすればよい。例えば、図１７に例示するように、３つのカフとした場合には、押圧カフ７１、センシングカフ７３に加えて、第３カフ７４として、手首の手の甲側に設けられ、膨張することで手首の手の側方を引っ張る引張カフ７４や、手首の手の甲側を押圧するアシストカフ等を設けることができる。また、カフは４以上であってもよい。そして、引っ張りカフ７４及び押圧カフ７１の間、及び、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の間に、それぞれ流体制御部９、９Ａを設ける構成とすればよい。複数の流体制御部９、９Ａの各弁が開閉する圧力（差圧）や流体抵抗の抵抗値は、二次側のカフの注入量が一定になるべく、適宜設定される。図１７においては、第８の実施形態に係る血圧測定装置１Ｆの例として、流体回路３Ｆに二つの流体制御部９、９Ａを設ける例を示す。なお、図１７中においては、二次側の流体制御部９Ａの第１弁（第１チェックバルブ）２１を第３チェックバルブ２１とし、流体抵抗２２を第２流体抵抗２２とし、第２弁（第２チェックバルブ）２３を、第４チェックバルブ２３として示す。

[0152] また、血圧測定装置１、１Ａ、１Ｂを３つ以上のカフを有する構成とした

ときに、二つのカフの間に注入量を制御する流体制御部９、９Ａ（第１流体制御部）を設け、他の二つのカフの間に圧力比を制御する第２流体制御部９Ｇを設ける構成としてもよい。次に、第９の実施形態に係る血圧測定装置１Ｇを、図１８を用いて説明する。なお、血圧測定装置１Ｅの構成のうち、上述した各実施形態に係る血圧測定装置の構成と同等の構成には同一符号を付し、その詳細な説明は省略する。

[0153] 血圧測定装置１Ｇは、装置本体２と、流体回路３Ｇと、を備える。流体回路３Ｇは、カフ構造体６と、管群７と、第１流体制御部９と、第２流体制御部９Ｇと、を備える。なお、第１流体制御部９は、上述した流体制御部９Ａであってもよい。カフ構造体６は、第１カフ７１としての押圧カフ７１と、第２カフ７３としてのセンシングカフ７３と、第３カフ７４としての引張カフ７４と、を備える。例えば、引張カフ７４は、押圧カフ７１よりも多い数の空気袋を有し、押圧カフ７１よりも膨張する。即ち、引張カフ７４は、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３よりも膨張時の容積が大きく設定される。また、例えば、引張カフ７４は、押圧カフ７１よりも一次側（ポンプ１４側）に設けられる。なお、複数のカフを有する場合においては、例えば、膨張時の容積が大きいカフが流体回路のポンプ１４側に配置される。

[0154] 図１８に示すように、第１流体制御部９は、例えば、引張カフ７４及び押圧カフ７１の間に設けられる。

[0155] 第２流体制御部９Ｇは、二つの流体抵抗２４、２５の流体抵抗比によって二つのカフの空気の圧力比を一定に制御する。図１８に示すように、第２流体制御部９Ｇは、例えば、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の間に設けられる。

[0156] 具体例として、第２流体制御部９Ｇは、一次側流体抵抗２４と、二次側流体抵抗２５と、第３弁２６と、を備える。

[0157] 一次側流体抵抗２４は、通過する流体、本実施形態においては空気の抵抗となる。一次側流体抵抗２４は、例えば、一次側流体抵抗２４の一次側及び二次側の流路断面積、即ち、第２管７ｂ及び第３管７ｃの流路断面積よりも

小さい流路断面積を有する。一次側流体抵抗２４は、例えばオリフィスである。一次側流体抵抗２４は、押圧カフ７１からセンシングカフ７３までの流路上において、流路を絞ることにより、押圧カフ７１へ供給される空気の流量よりも一次側流体抵抗２４の二次側へ供給される空気の流量を低減する。

[0158] 二次側流体抵抗２５は、通過する流体、本実施形態においては空気の抵抗となる。二次側流体抵抗２５は、例えば、二次側流体抵抗２５の一次側及び二次側の流路断面積、即ち、第２管７ｂ及び第３管７ｃの流路断面積よりも小さい流路断面積を有する。二次側流体抵抗２５は、例えばオリフィスである。二次側流体抵抗２５は、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路から大気までの流路上において流路を絞ることにより、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５に供給された空気の流量よりも二次側流体抵抗２５の二次側（大気）へ供給される空気の流量を低減する。即ち、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路に供給された空気の一部がセンシングカフ７３及び大気へ流れるときに、二次側流体抵抗２５は、大気側への空気の流れの抵抗となり、センシングカフ７３に注入される空気の流量及び大気へ流出する空気の流量を制御する。

[0159] このような一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の流体抵抗比は、例えば、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の流体抵抗比と測定誤差との関係を実験的に求めることで、最適な流体抵抗比が設定される。具体例をあげると、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の流体抵抗比を異なる流体抵抗比として、複数回血圧を測定し、それぞれの血圧誤差を求め、この血圧測定誤差から最適な流体抵抗比を推定する。例えば、第１の流体抵抗比（一次側流体抵抗２４／二次側流体抵抗２５）が0.67であるときの血圧誤差が約5mmHgであり、第２の流体抵抗比が１のときの血圧誤差が約－15mmHgであったとする。この関係性から血圧誤差が0mmHgとなる最適な流体抵抗比が0.75と推定できる。そして、この流体抵抗比となる一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５を設定する。なお、このような一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の流体抵抗比の関係性は血圧測定装置１のカフ７１、

７３の圧迫力により変化するため、カフ７１、７３の特性に合わせて調整を行う。

[0160] 第３弁２６は、一次側の圧力が二次側の圧力よりも低い場合に開く。具体的には、第３弁２６は、押圧カフ７１側の圧力が一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路（センシングカフ７３）側の圧力以上であるときに閉じ、押圧カフ７１側の圧力が一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路側（センシングカフ７３側）の圧力よりも低くなると開く。このような第３弁２６は、例えば、血圧測定時において常時閉であり、排気時に押圧カフ７１の圧力とセンシングカフ７３の圧力との差圧が無くなり、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力よりも下回るクラッキング圧となったときに閉じる。第３弁２６は、例えば、チェックバルブである。

[0161] 例えば、第３弁２６のクラッキング圧は、例えば、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の排気に好適な圧力に設定される。具体例として、押圧カフ７１の圧力がセンシングカフ７３の圧力を下回ったときに第３弁２６が開くよう、第３弁２６のクラッキング圧は、０ｍｍＨｇに設定される。

[0162] なお、第３弁２６は、排気時に押圧カフ７１の空気がセンシングカフ７３側へと流れることを防止可能に、一次側の圧力が二次側の圧力よりも低い場合に開く構成である。しかしながら、流体回路３の排気において押圧カフ７１からセンシングカフ７３へ実質的に空気が流れないのであれば、第３弁２６は、一次側の圧力が二次側の圧力よりも若干高い場合に開くクラッキング圧に設定されていてもよい。

[0163] このような第１流体制御部９及び第２流体制御部９Ｇを有する流体回路３Ｇは、管群７によって、以下のように接続される。即ち、押圧カフ７１は、第１流体抵抗２２及び第２弁２３の二次側に設けられる。また、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５は、押圧カフ７１の二次側に設けられ、そして、センシングカフ７３が一次側流体抵抗及び二次側流体抵抗２５の間の流路に接続される。また、第３弁２６は、押圧カフ７１の二次側に、一次側流体抵抗２４と並列に接続される。

[0164] このような流体回路３Ｇは、血圧測定時に、制御部５５の測定処理部５５ａによって開閉弁１６が閉じられ、ポンプ１４の駆動が開始されると、先ず引張カフ７４に供給される。このとき、第１弁２１が開いている。また、空気が引張カフ７４に先に供給されることから第２弁２３は閉じる。このため、引張カフ７４に供給された空気が、第１弁２１及び流体抵抗２２を介して押圧カフ７１側に供給される。このとき、押圧カフ７１に供給される空気は、流体抵抗２２を通過することから、引張カフ７４側への空気の注入量よりも押圧カフ７１側への空気の供給量が少ない。よって、引張カフ７４及び押圧カフ７１の圧力の上昇も異なり、引張カフ７４の圧力が押圧カフ７１の圧力よりも高い関係を維持して、引張カフ７４及び押圧カフ７１が増圧する。

[0165] また、併せて、引張カフ７４から第１流体抵抗２２を通過した空気によって、第３弁２６の一次側の圧力が二次側の圧力よりも高くなり、第３弁２６は閉じる。そして、引張カフ７４から第１流体抵抗２２を通過し、押圧カフ７１側へ供給された空気は、一部が押圧カフ７１に供給され、他が一次側流体抵抗２４を通過して、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路に供給される。このとき、一次側流体抵抗２４の抵抗により、押圧カフ７１に供給される空気の注入量が、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路に供給される空気の流量よりも大きくなる。

[0166] また、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路に供給された空気の一部は、センシングカフ７３に注入され、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路に供給された空気の他は二次側流体抵抗２５を通過して大気へと排気される。このとき、二次側流体抵抗２５の抵抗によって、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の間の流路に供給された空気のうち、センシングカフ７３及び大気の各々に流れる空気の流量が変わる。

[0167] また、一次側流体抵抗２４及び二次側流体抵抗２５の流体抵抗比が設定されていることから、押圧カフ７１の圧力とセンシングカフ７３の圧力の圧力比がポンプ１４による空気の供給開始から空気の供給停止まで一定となる。

[0168] そして、引張カフ７４及び押圧カフ７１の差圧が第１弁２１のクラッキング圧に達すると、例えば、第１弁２１が閉じる。第１弁２１が閉じた以降にポンプ１４により供給された空気は、引張カフ７４にのみ供給される。

[0169] なお、流体回路３Ｇに供給された空気を排気するときにおいて、流体回路３Ｇは、ポンプ１４側（一次側）の引張カフ７４の圧力が低下して所定の圧力となると、排気用のバイパス路に設けられる第２弁２３及び第３弁２６が開く。このため、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３が開閉弁１６を介して大気に接続される。

[0170] このように構成された第９の実施形態に係る血圧測定装置１Ｇによれば、第１流体制御部９によって、二つのカフ７４、７１のうち二次側のカフ７１の注入量が一定となり、第２流体制御部９Ｇによって、他の二つのカフ７１、７３の圧力比が一定となる。

[0171] なお、本実施形態においては、流体回路３Ｇとして、引張カフ７４及び押圧カフ７１の間に第１流体制御部９を設け、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の間に第２流体制御部９Ｇを設ける構成を説明したがこれに限定されない。例えば、図１９に示す第１０の実施形態に係る血圧測定装置１Ｈの流体回路３Ｈのように、引張カフ７４及び押圧カフ７１の間に第１流体制御部９Ｇを設け、押圧カフ７１及びセンシングカフ７３の間に第２流体制御部９を設ける構成としてもよい。また、血圧測定装置１Ｈは、第２流体制御部を流体制御部９Ａとしてもよい。

[0172] また、本発明は上述した各実施形態に限定されない。例えば、カフ構造体６では、複数のカフは、適宜設定可能であり、上述した押圧カフ、センシングカフ、引張カフ、巻き付けカフ、測定用カフ以外のカフであってもよい。

[0173] また、上述した例では、流体回路３の各構成部品は、電気的に制御されず、装置本体２外に設けられる構成部品によって定義したがこれに限定されない。即ち、流体回路３は、構成として、カフ構造体６、管群７及び流体制御部９、９Ａ、９Ｇに加え、ポンプ１４、開閉弁１６及び圧力センサ１７をさらに含む構成としてもよい。

[0174] また、流体回路３の構成部品は、装置本体２の小型化を鑑みると、装置本体２外に設けられることが好ましいが、装置本体２に収容されてもよいことは勿論である。

[0175] 即ち、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々に変形することが可能である。また、各実施形態は可能な限り適宜組み合わせて実施してもよく、その場合組み合わせた効果が得られる。更に、上記実施形態には種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適当な組み合わせにより種々の発明が抽出され得る。

符号の説明

[0176] １…血圧測定装置

１Ａ…血圧測定装置

１Ｂ…血圧測定装置

１Ｃ…血圧測定装置

１Ｄ…血圧測定装置

１Ｅ…血圧測定装置

１Ｆ…血圧測定装置

１Ｇ…血圧測定装置

１Ｈ…血圧測定装置

２…装置本体

２Ａ…装置本体

３…流体回路

３Ａ…流体回路

３Ｆ…流体回路

３Ｇ…流体回路

３Ｈ…流体回路

４…固定具（ベルト）

５…カーラ

６…カフ構造体

７…管群

７ａ…第１管

７ｂ…第２管

７ｂ１…分岐部

７ｂ２…管部

７ｂ３…管部

７ｃ…第３管

７ｄ…第４管

７ｄ１…合流部

７ｄ２…管部

７ｄ３…管部

７ｅ…第５管

９…流体制御部

９Ａ…流体制御部

９Ｇ…流体制御部

１１…ケース

１２…表示装置

１３…操作装置

１４…ポンプ

１５…流路部

１５ａ…流路

１５ｂ…流路

１５ｃ…流路

１６…開閉弁（第１開閉弁）

１７…圧力センサ

１８…電力供給部

１９…通信装置

２０…制御基板

２１…第１弁

２１Ａ…第１弁（切替弁）

２２…流体抵抗

２３…第２弁

２４…一次側流体抵抗

２５…二次側流体抵抗

２６…第３弁

３１…外郭ケース

３１ａ…ラグ

３１ｂ…バネ棒

３２…風防

４１…釦

４３…タッチパネル

５１…基板

５４…記憶部

５５…制御部

５５ａ…測定処理部

６１…第１ベルト

６１ａ…ベルト部

６１ｂ…尾錠

６２…第２ベルト

７１…第１カフ

７２…背板

７３…第２カフ

７４…第３カフ

８１…空気袋

８４…接続部

９１…空気袋

９２…流路体

９３…接続部

２００…生体（手首）

２１０…動脈

請求の範囲

[請求項1] 流体を二次側に供給するポンプの二次側に接続された第１カフと、

前記第１カフの二次側に接続された第２カフと、

前記第１カフ及び前記第２カフの間に設けられ、前記第１カフ及び前記第２カフの差圧が所定の差圧となったときに閉じる第１弁と、

前記第１弁及び前記第２カフの間に設けられた流体抵抗と、

を備える流体回路。

[請求項2] 前記第１弁及び前記流体抵抗と並列に設けられ、前記第１カフの圧力が前記第２カフの圧力より低いときに開く第２弁を備える、請求項１に記載の流体回路。

[請求項3] 流体を二次側に供給するポンプと、

請求項１又は請求項２に記載の流体回路と、

前記ポンプ及び前記第１カフの間に設けられ、大気への流路を開閉する開閉弁と、

前記第２カフに接続された圧力センサと、

前記圧力センサで検出される圧力に基づいて前記ポンプ及び前記開閉弁を制御する制御部と、

を備える血圧測定装置。

[請求項4] 前記ポンプ、前記開閉弁、前記圧力センサ及び前記制御部を収容する装置本体を備え、 前記第１弁及び前記流体抵抗は、前記第１カフに一体に設けられる、請求項３に記載の血圧測定装置。

[請求項5] 流体を二次側に供給するポンプの二次側に接続された第１カフと、

前記ポンプ及び前記第１カフの間に分岐して設けられた第２カフと、

前記ポンプ及び前記第１カフの間に分岐して、前記第２カフの一次側に設けられ、前記第１カフ及び前記第２カフの差圧が所定の差圧となったときに閉じられる切替弁と、

前記切替弁及び前記第２カフの間に設けられた流体抵抗と、

を備える流体回路。

[請求項6] 前記流体抵抗に並列に設けられ、前記第１カフの圧力が前記第２カフの圧力より低いときに開く第２弁を備える、請求項５に記載の流体回路。

[請求項7] 流体を二次側に接続するポンプと、

請求項５又は請求項６に記載の流体回路と、

前記ポンプ並びに前記第１カフ及び前記切替弁の間に設けられ、大気への流路を開閉する開閉弁と、

前記第２カフに接続された圧力センサと、

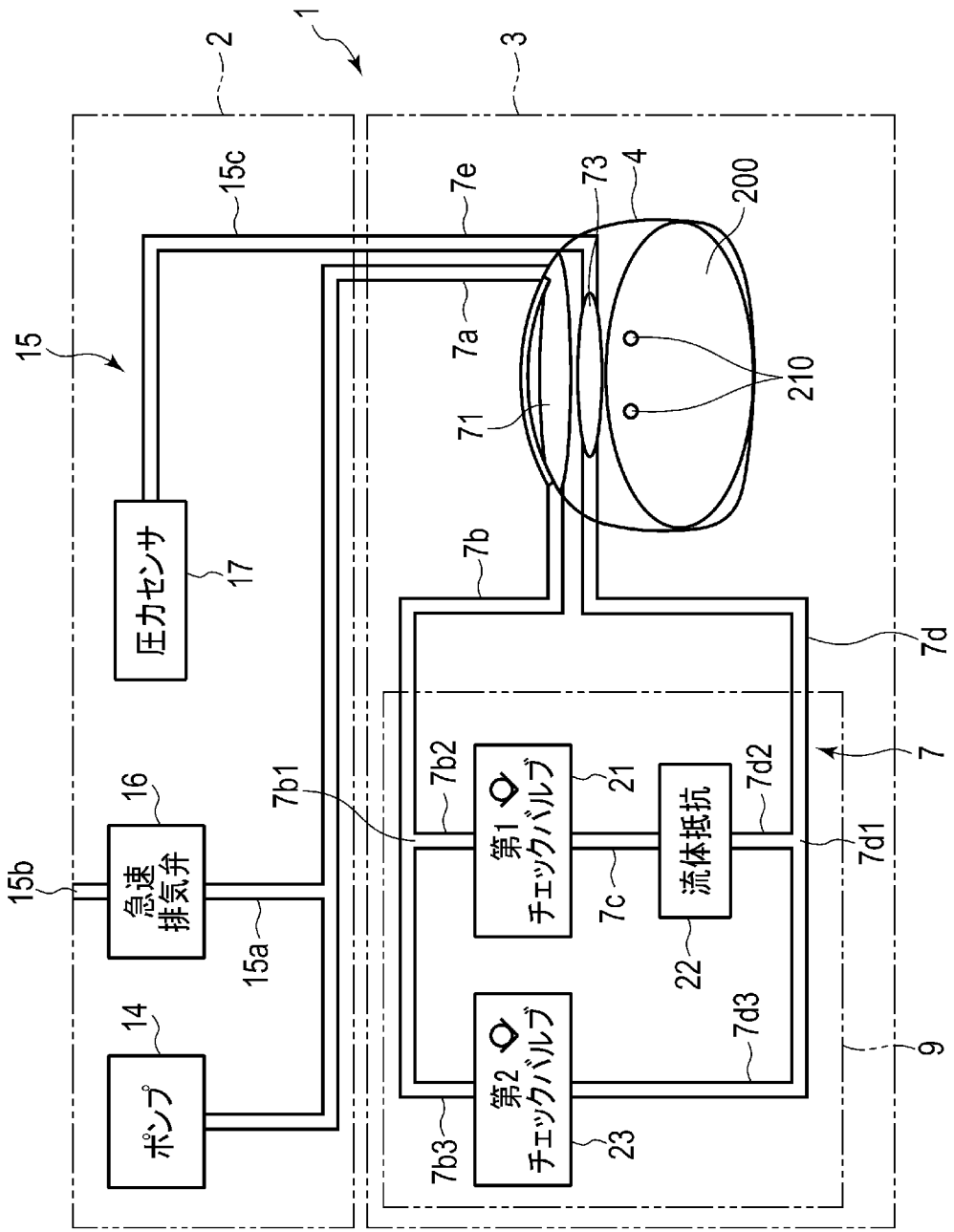
前記圧力センサで検出される圧力に基づいて前記ポンプ、前記切替弁及び前記開閉弁を制御する制御部と、

を備える血圧測定装置。

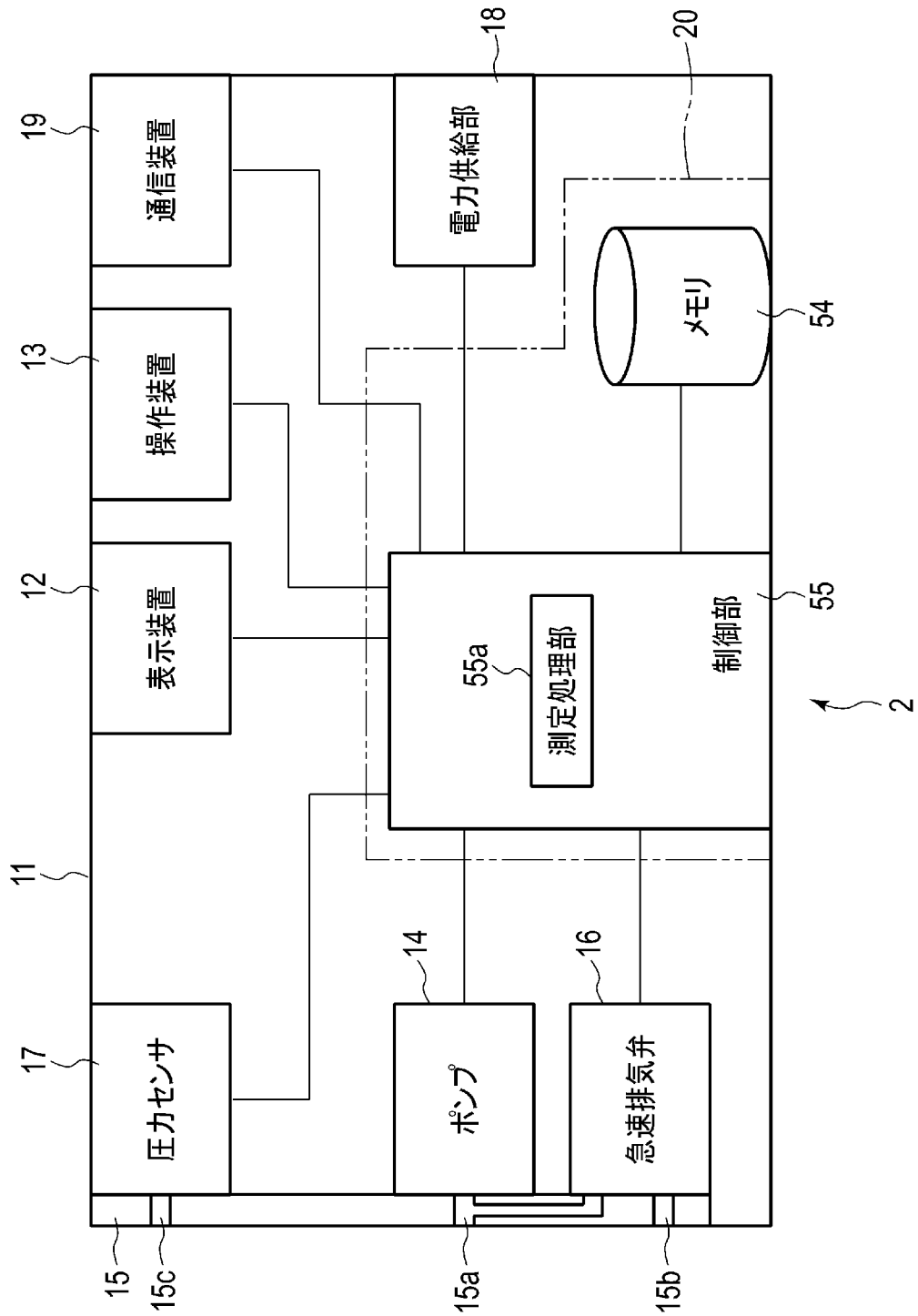
[請求項8] 前記ポンプ、前記切替弁、前記開閉弁、前記圧力センサ及び前記制御部を収容する装置本体を備え、

前記流体抵抗は、前記第１カフに一体に設けられる、請求項７に記載の血圧測定装置。

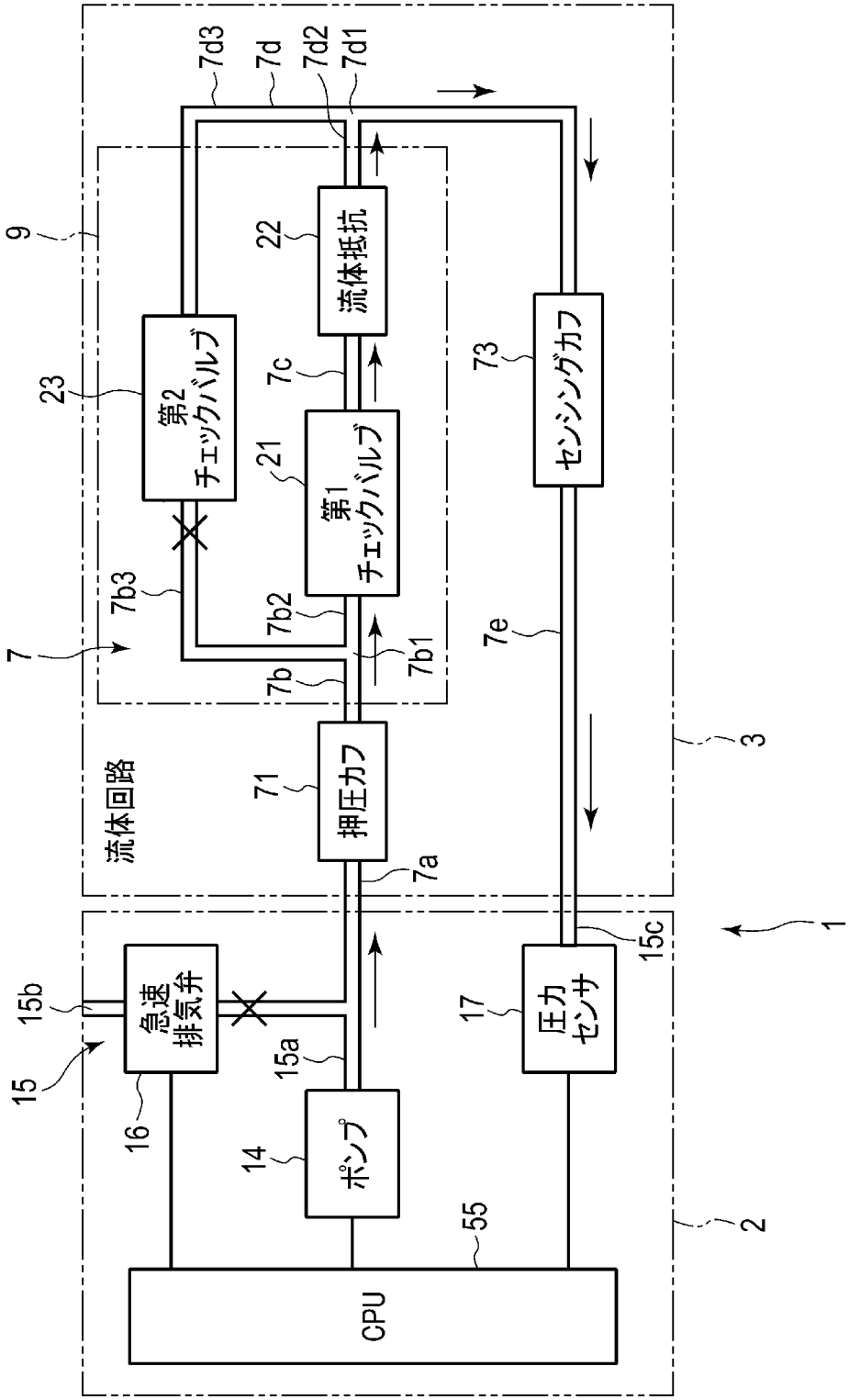
[図1]


1
2
3
15
15c
7e
73
4
200
7a
71
210
7b
圧力センサ
17
7d
7
16
7b1
7b2
第1
チェックバルブ
21
流体抵抗
7d2
15b
急速
排気弁
7c
7d1
15a
22
14
ポンプ
7d3
9
第2
チェックバルブ
7b3
23

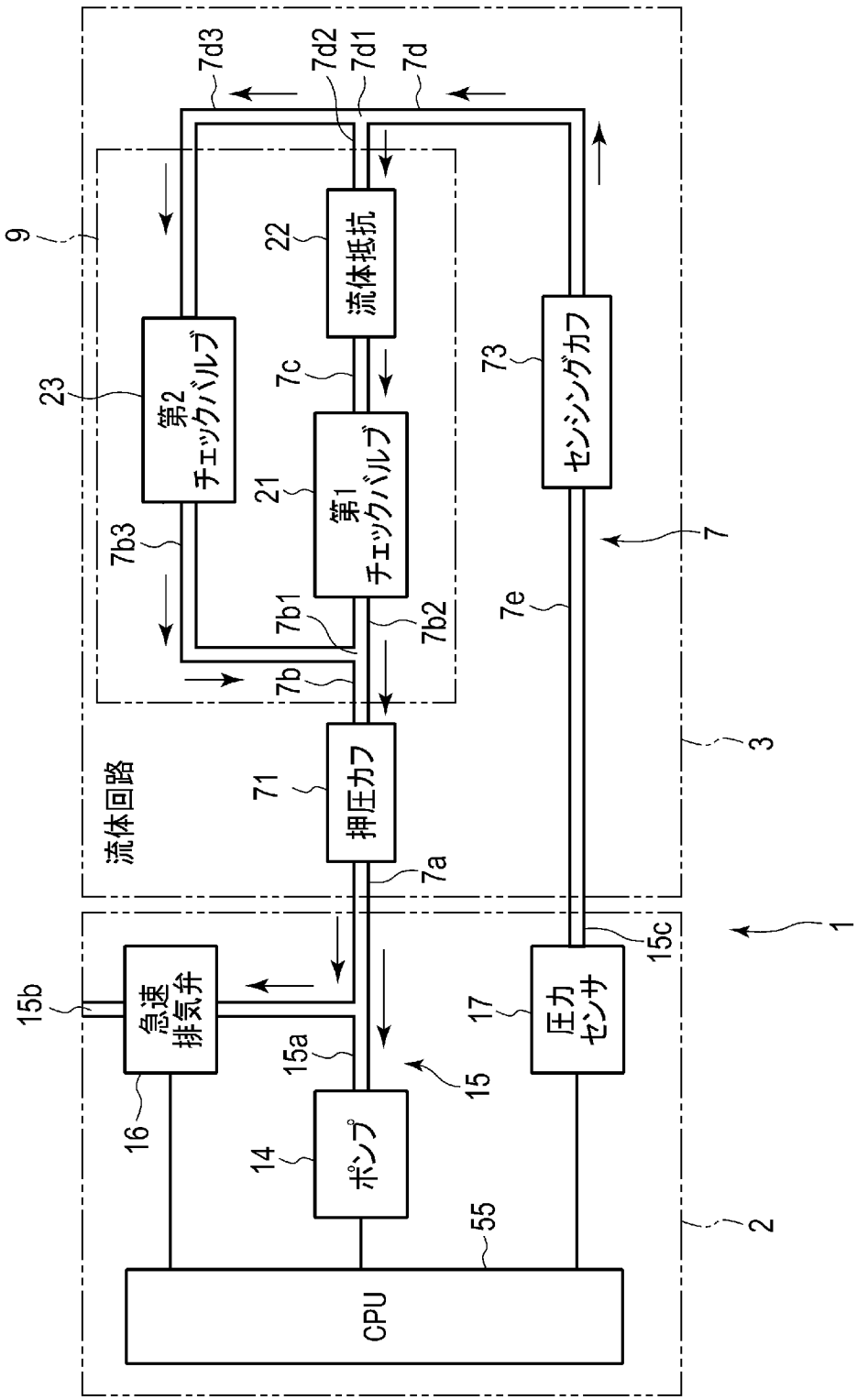
[図2]


18
20
19
通信装置
電力供給部
メモリ
54
13
操作装置
12
表示装置
55a
測定処理部
制御部
55
2
11
14
16
17
圧力センサ
ポンプ
急速排気弁
15
15c
15a
15b

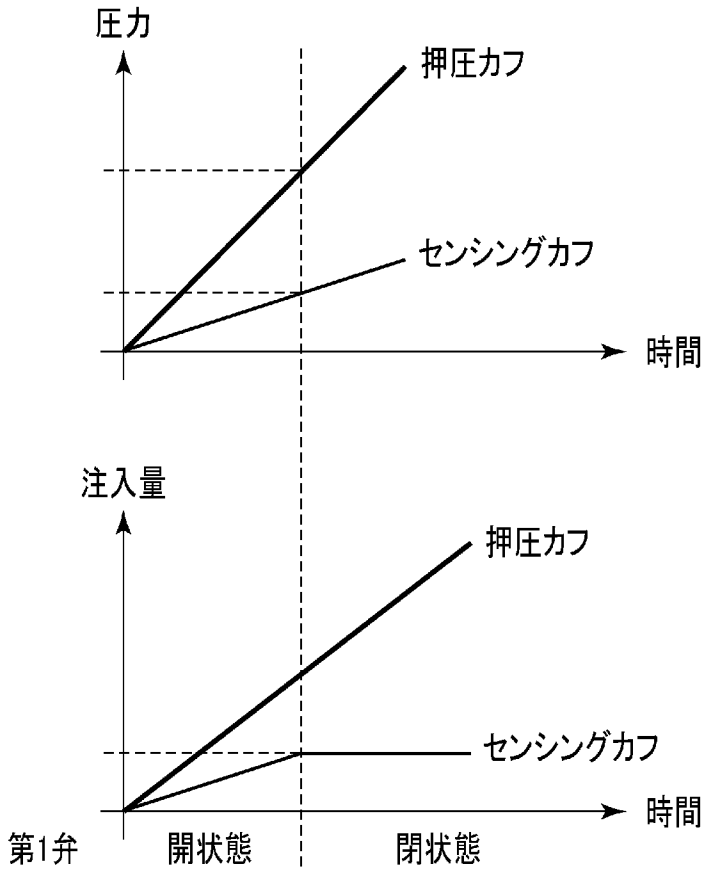
[図3]


7d3
7d
7d2
7d1
9
22
流体抵抗
23
第2
チェックバルブ
7c
21
第1
チェックバルブ
73
センシングカフ
7b3
7b2
7b1
7e
7
7b
流体回路
71
押圧カフ
3
7a
1
15c
15b
急速
排気弁
17
圧力
センサ
15
15a
16
14
ポンプ
55
2
CPU

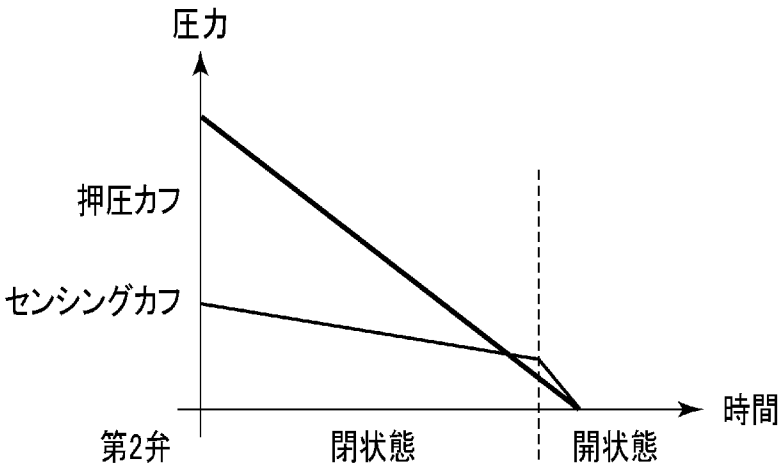
[図4]


7d3
7d2
7d1
7d
9
22
流体抵抗
23
第2
チェックバルブ
7c
73
センシングカフ
21
第1
チェックバルブ
7
7b3
7b1
7b2
7e
7b
3
流体回路
71
押圧カフ
7a
1
15c
15b
急速
排気弁
17
圧力
センサ
15a
15
16
14
ポンプ
55
2
CPU

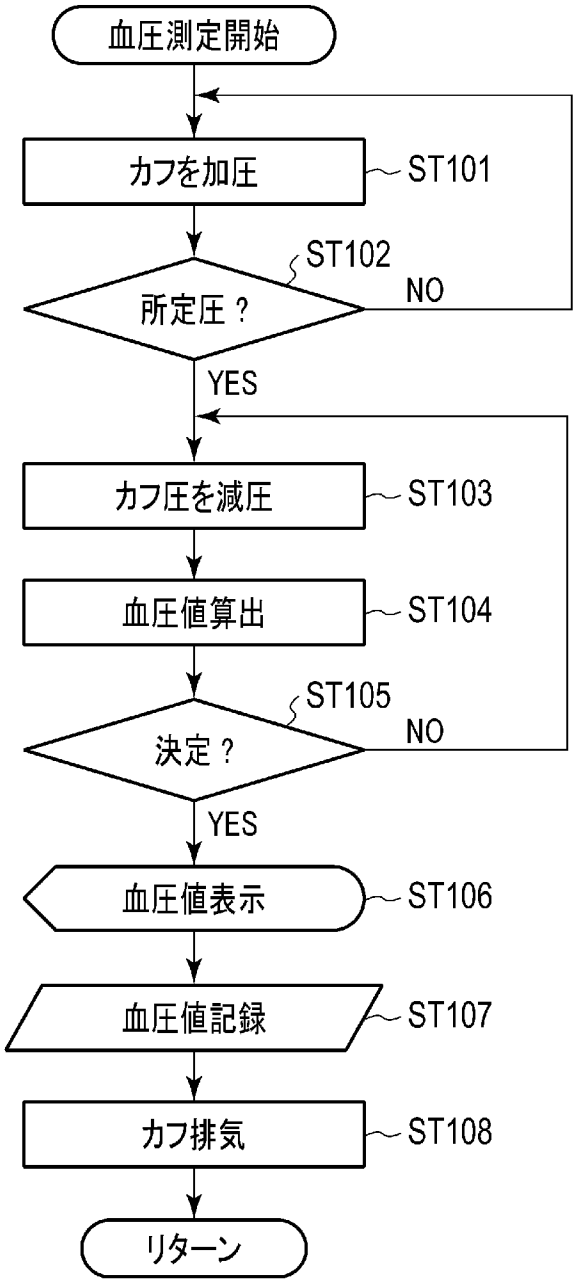
[図5]


圧力
押圧カフ
センシングカフ
時間
注入量
押圧カフ
センシングカフ
時間
第1弁
開状態
閉状態

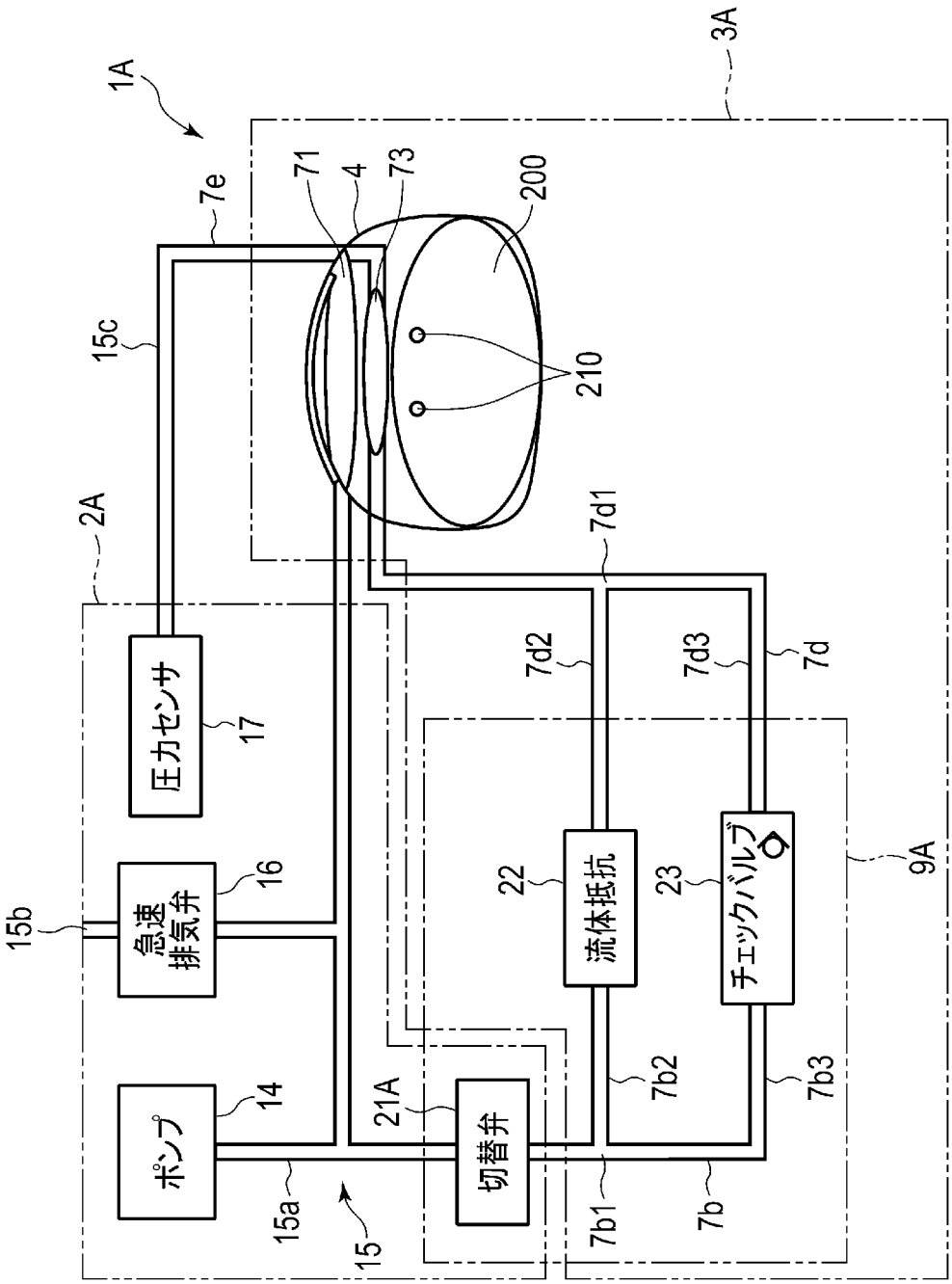
[図6]


圧力
押圧カフ
センシングカフ
時間
第2弁
閉状態
開状態

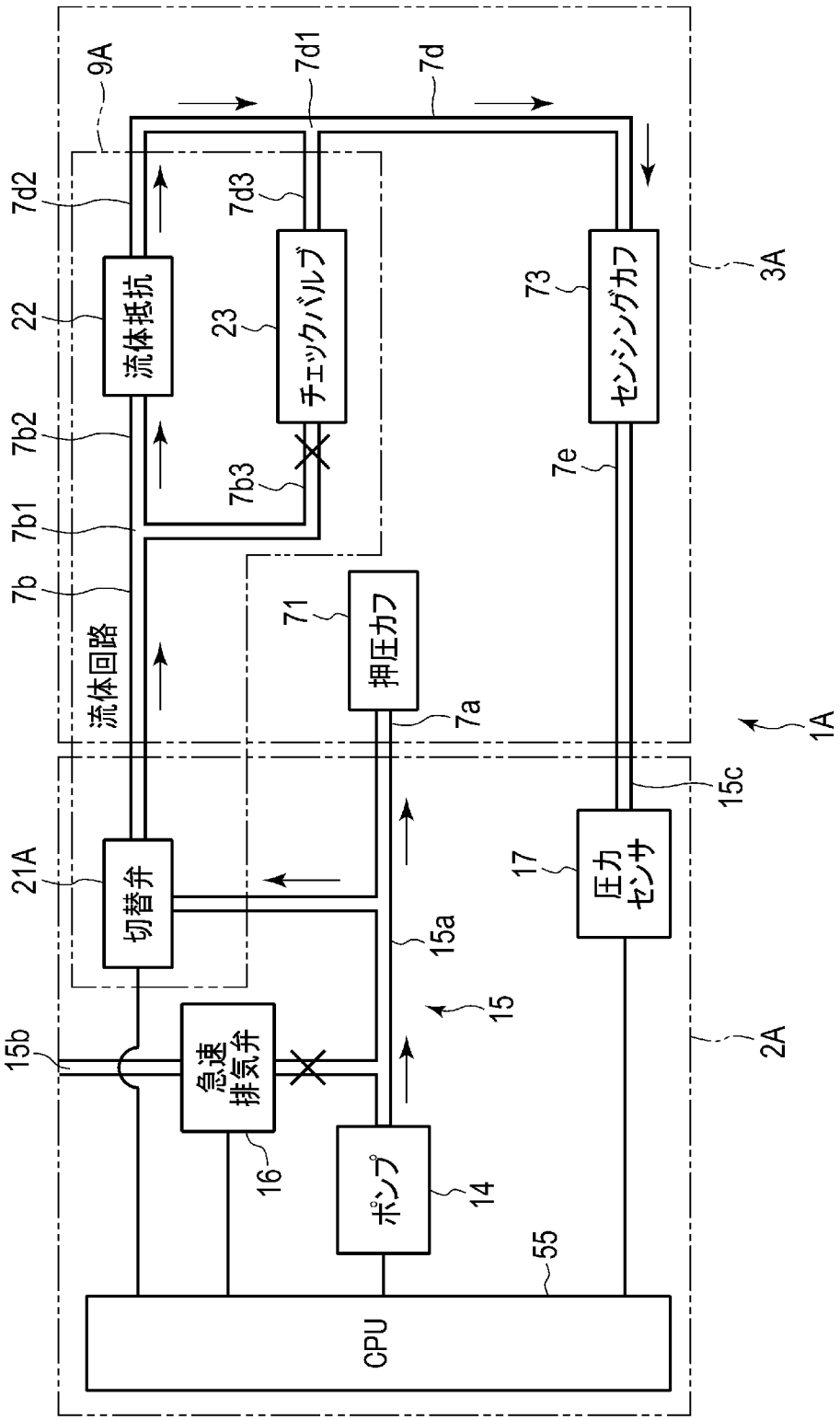
[図7]


血圧測定開始
カフを加圧
ST101
ST102
所定圧？
NO
YES
カフ圧を減圧
ST103
血圧値算出
ST104
ST105
決定？
NO
YES
血圧値表示
ST106
血圧値記録
ST107
カフ排気
ST108
リターン

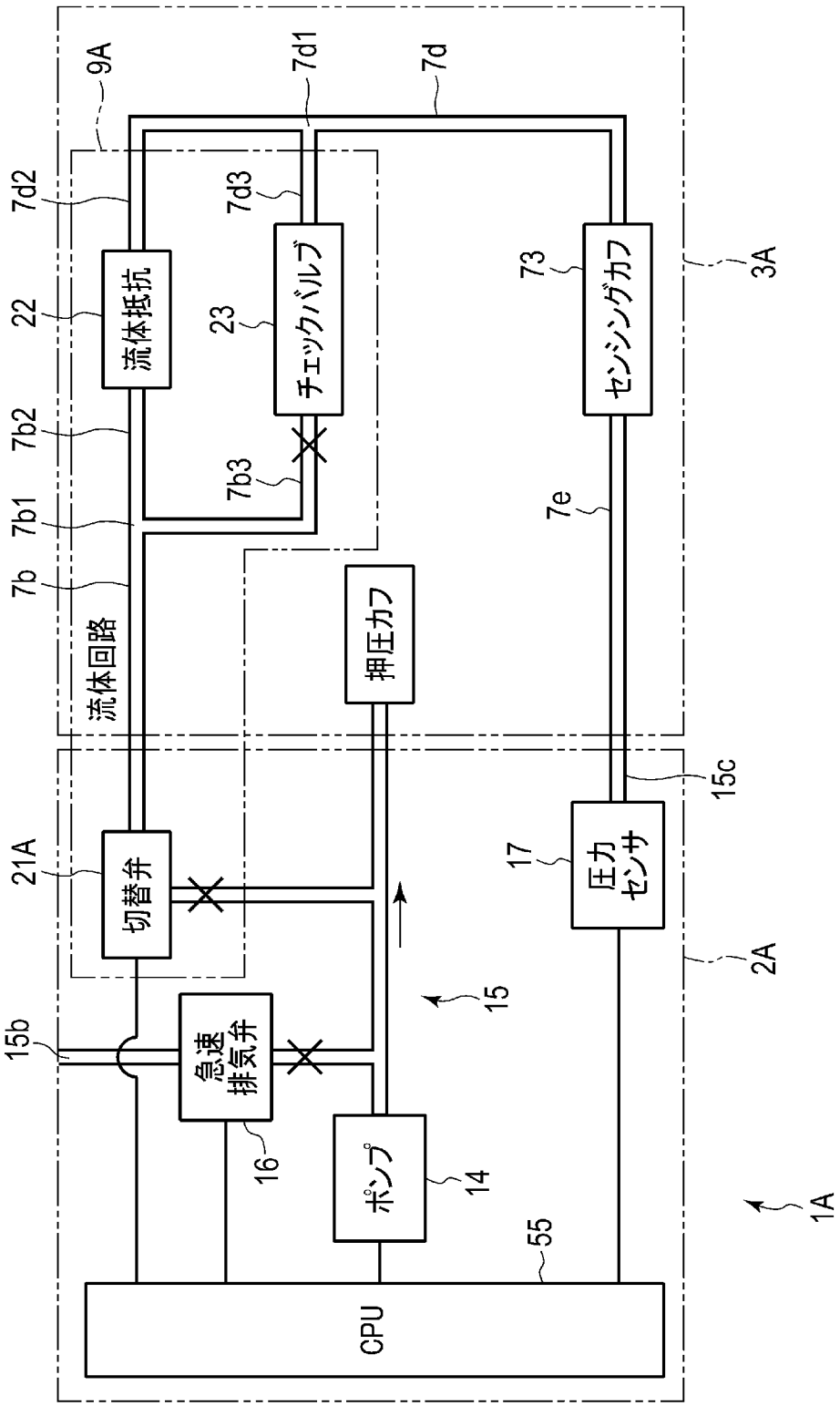
[図8]


1A
3A
7e
71
4
73
200
15c
210
2A
7d1
7d2
7d3
7d
圧力センサ
17
急速排気弁
16
15b
22
流体抵抗
23
チェックバルブ
9A
ポンプ
14
21A
切替弁
7b2
7b3
15a
15
7b1
7b

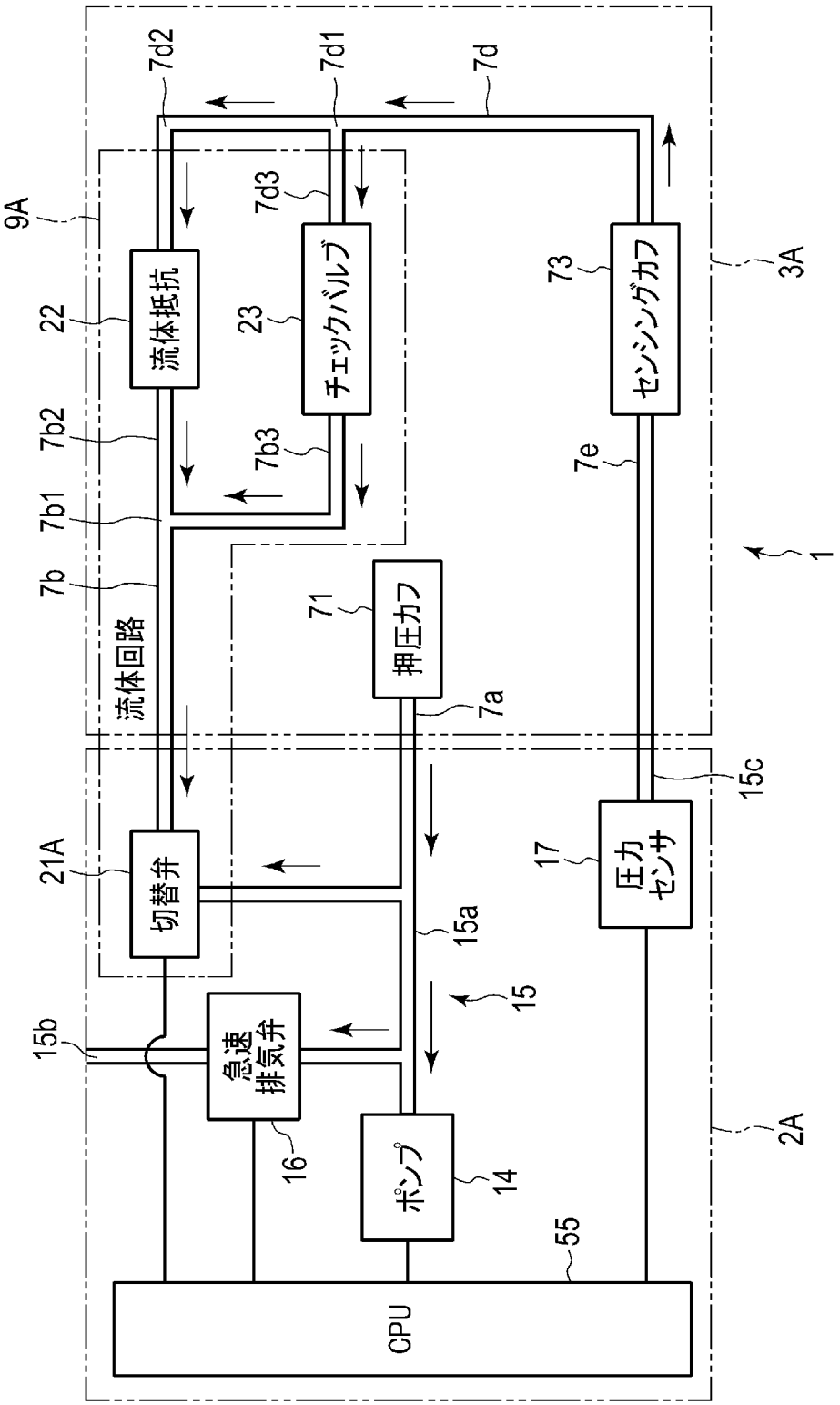
[図9]


9A
7d1
7d
7d2
7d3
流体抵抗
22
チェックバルブ
23
センシングカフ
73
3A
7b2
7b3
7e
7b1
7b
流体回路
71
押圧カフ
7a
1A
15c
21A
切替弁
17
圧力センサ
15a
15
15b
急速排気弁
2A
16
ポンプ
14
55
CPU

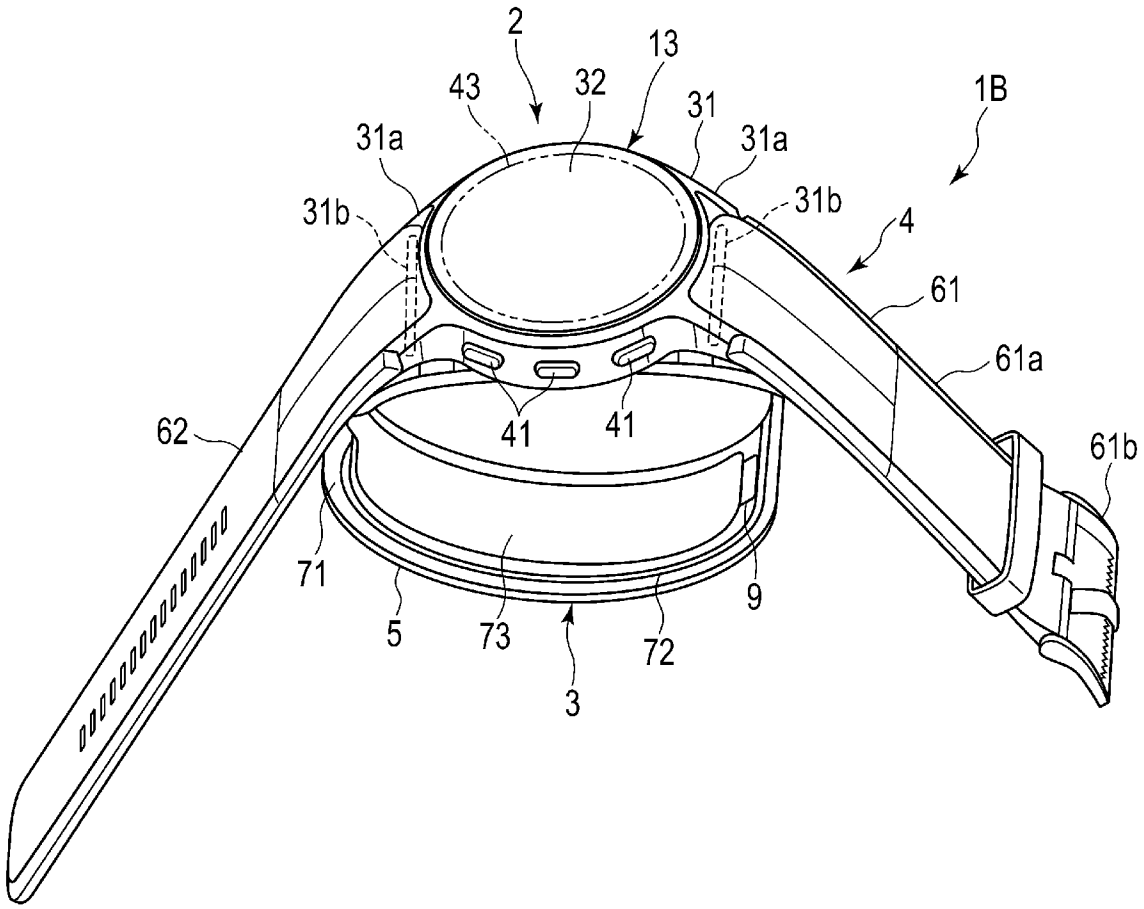
[図10]


9A
7d1
7d
7d2
7d3
流体抵抗
チェックバルブ
センシングカフ
3A
22
23
73
7b2
7b3
7e
7b1
7b
流体回路
押圧カフ
15c
21A
切替弁
17
圧力センサ
2A
15
15b
急速排気弁
16
ポンプ
14
1A
55
CPU

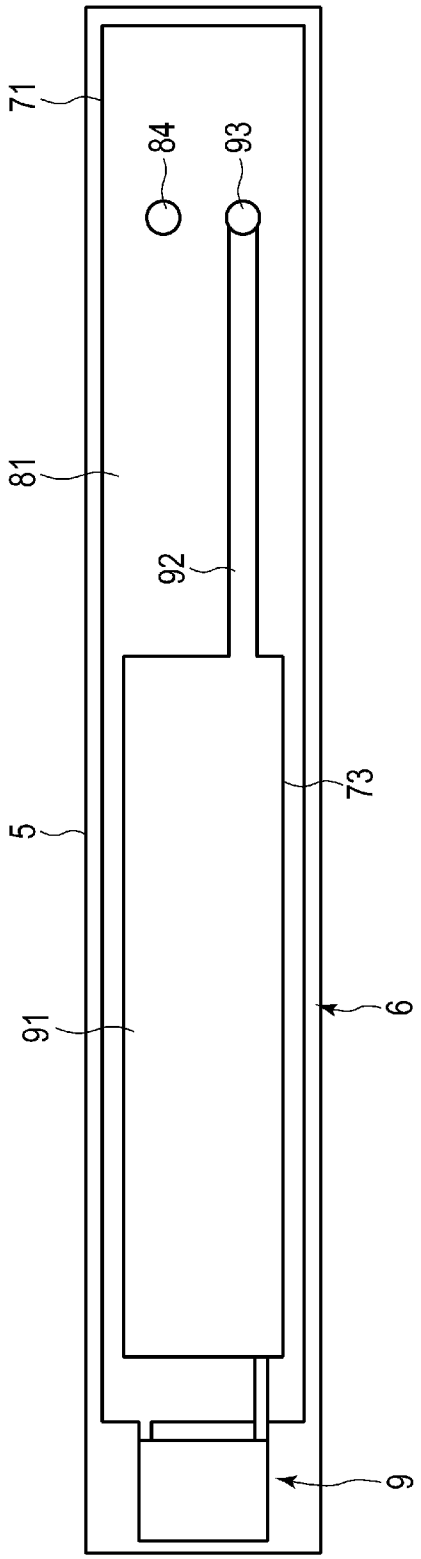
[図11]


7d2
7d1
7d
9A
7d3
流体抵抗
チェックバルブ
センシングカフ
3A
22
23
73
7b2
7b3
7e
7b1
1
7b
71
押圧カフ
流体回路
7a
15c
21A
切替弁
17
圧力センサ
15a
15
15b
急速排気弁
16
ポンプ
14
2A
55
CPU

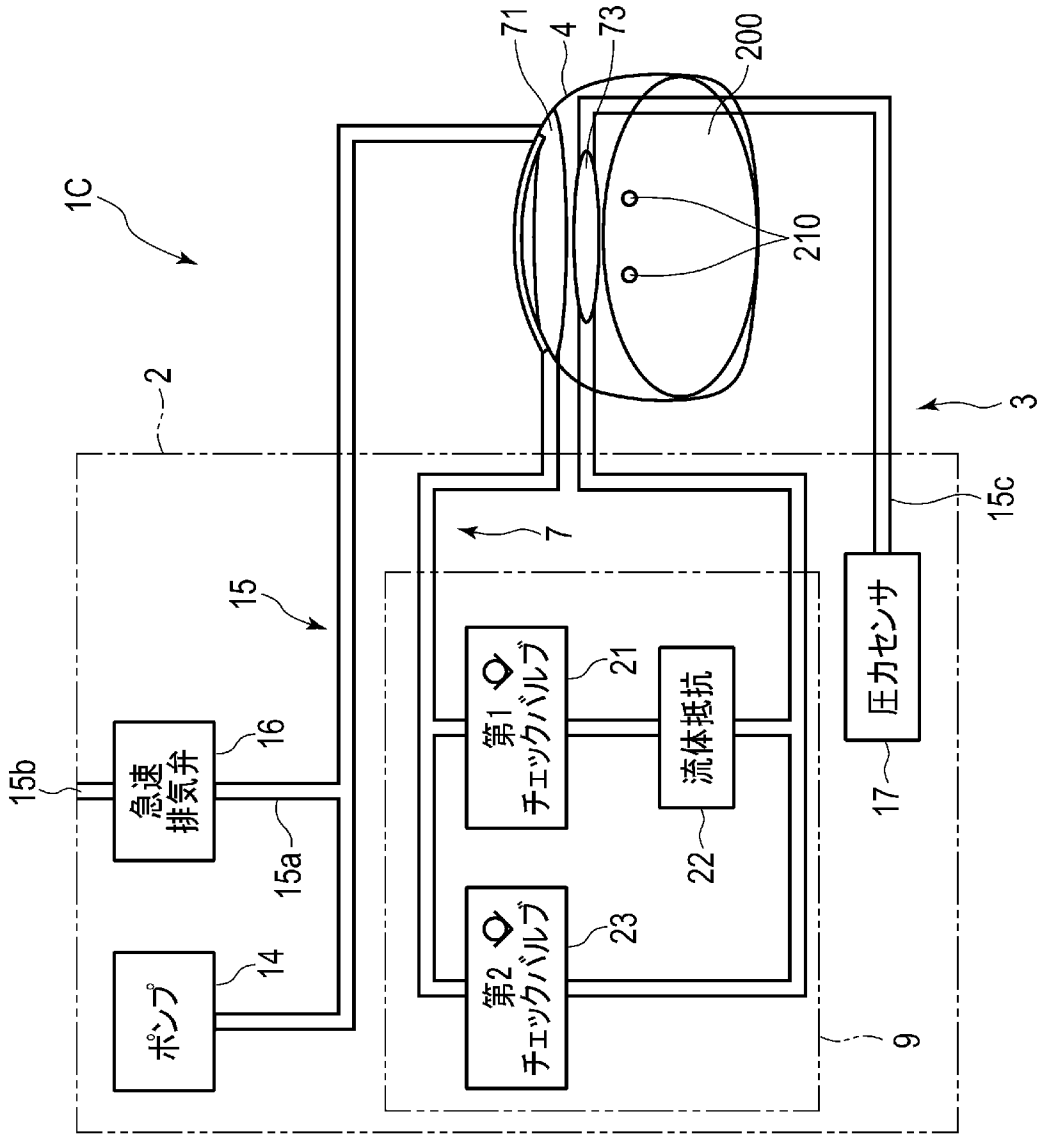
[図12]



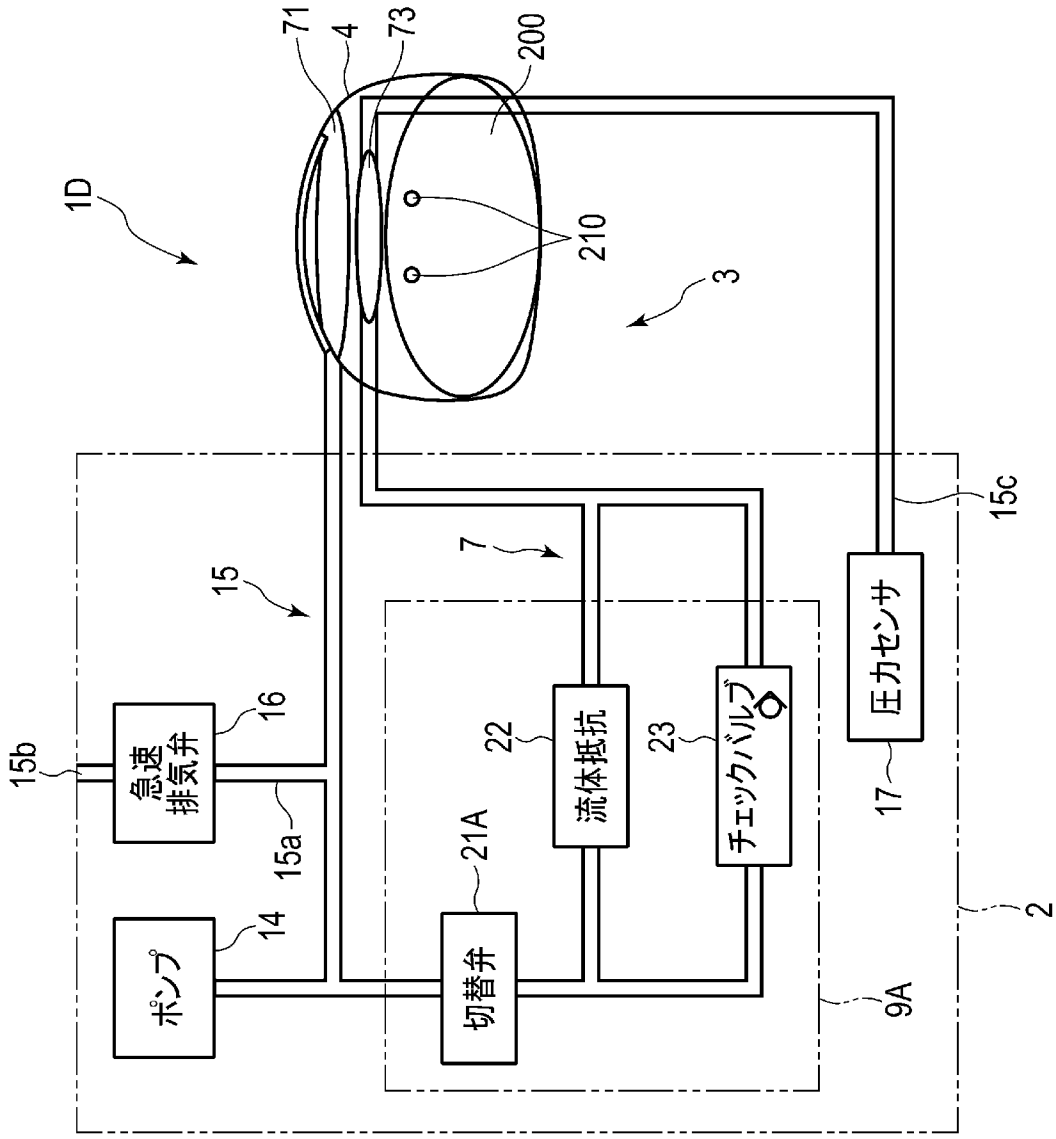
[図13]



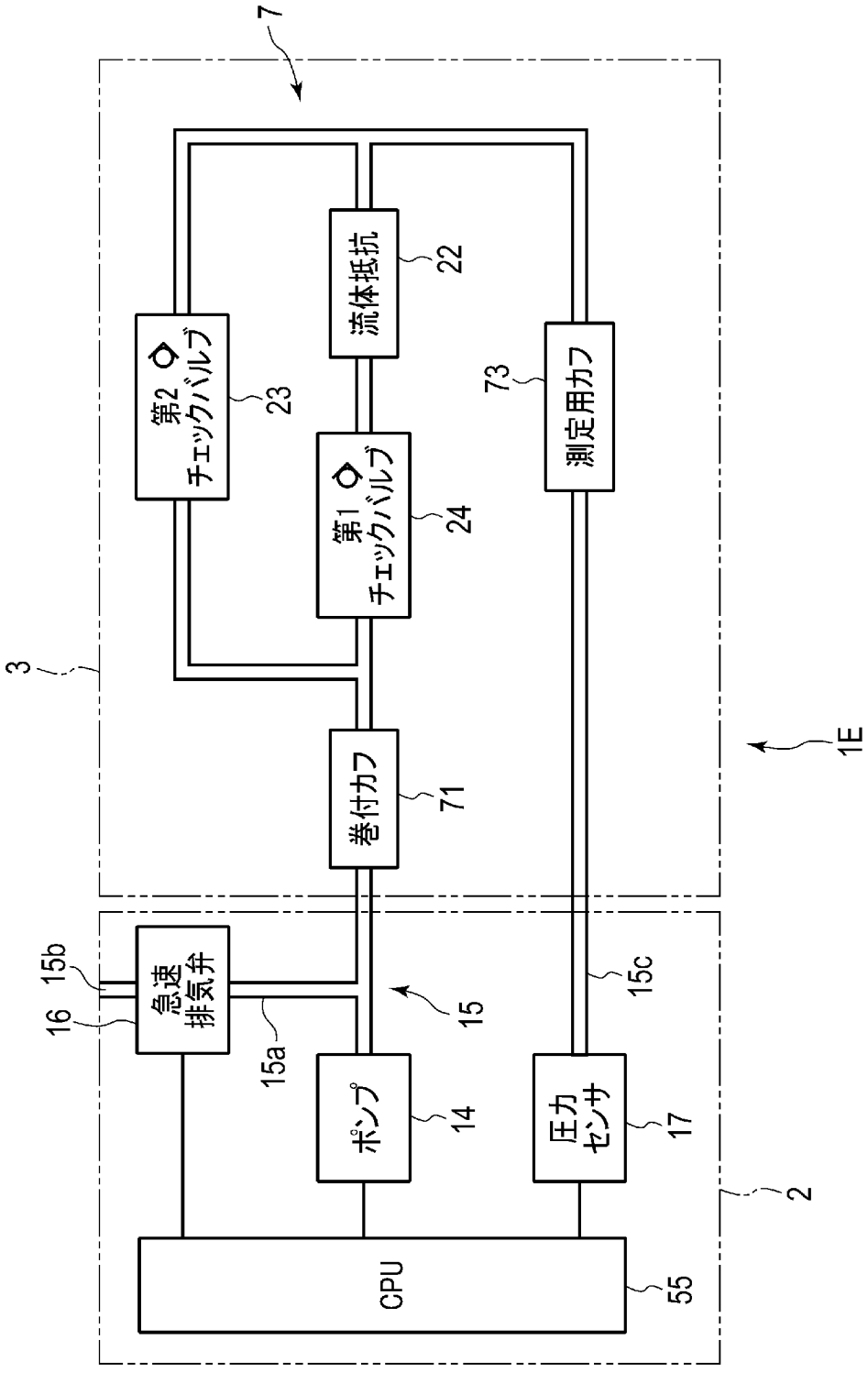
[図14]


1C
2
3
4
7
9
15
15a
15b
15c
16
17
14
21
22
23
71
73
200
210
ポンプ
急速排気弁
第1チェックバルブ
第2チェックバルブ
流体抵抗
圧力センサ

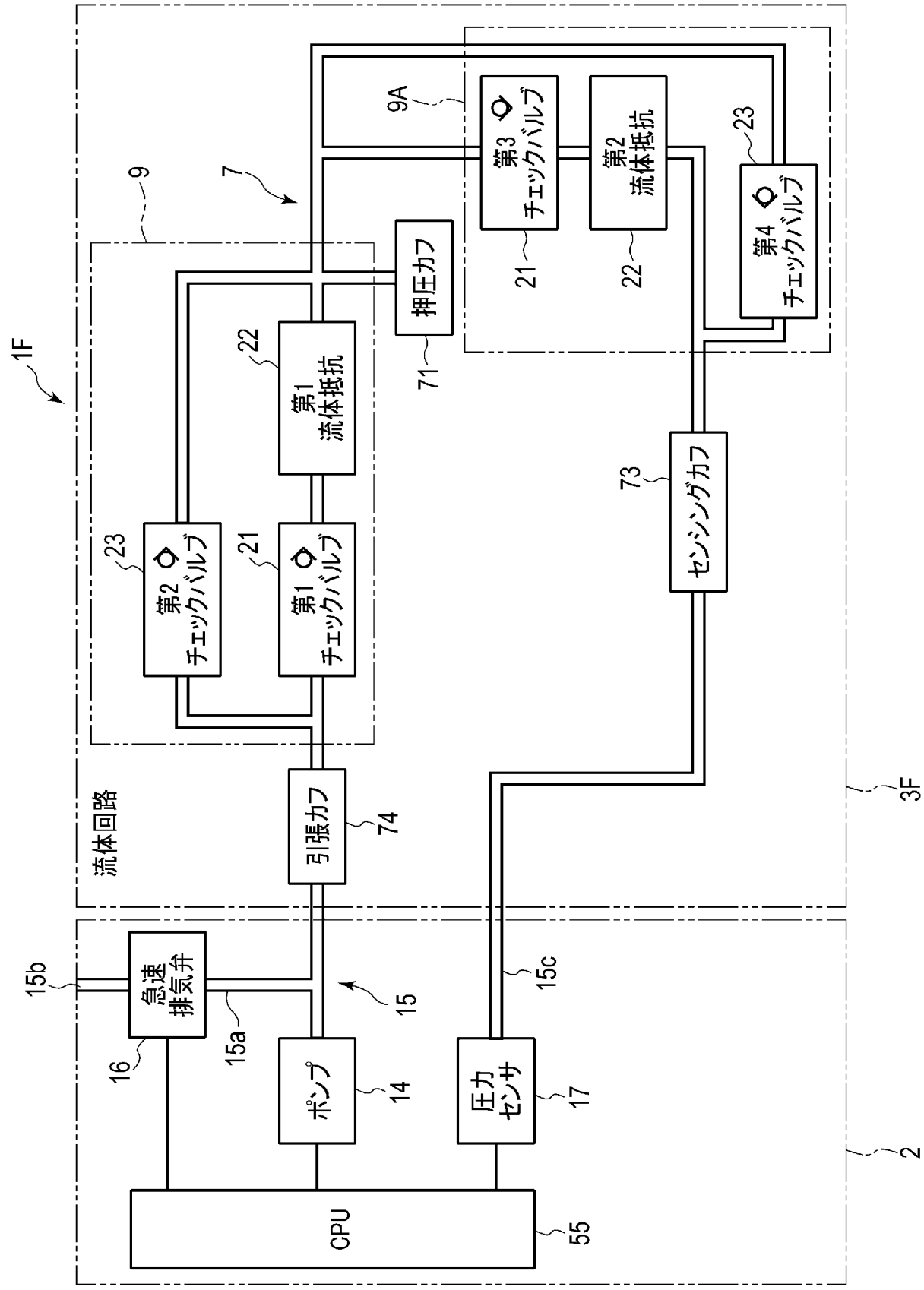
[図15]


1D
71
4
73
200
210
3
15
7
15c
15b
急速排気弁
16
15a
22
流体抵抗
23
チェックバルブ
圧力センサ
17
21A
ポンプ
14
切替弁
9A
2

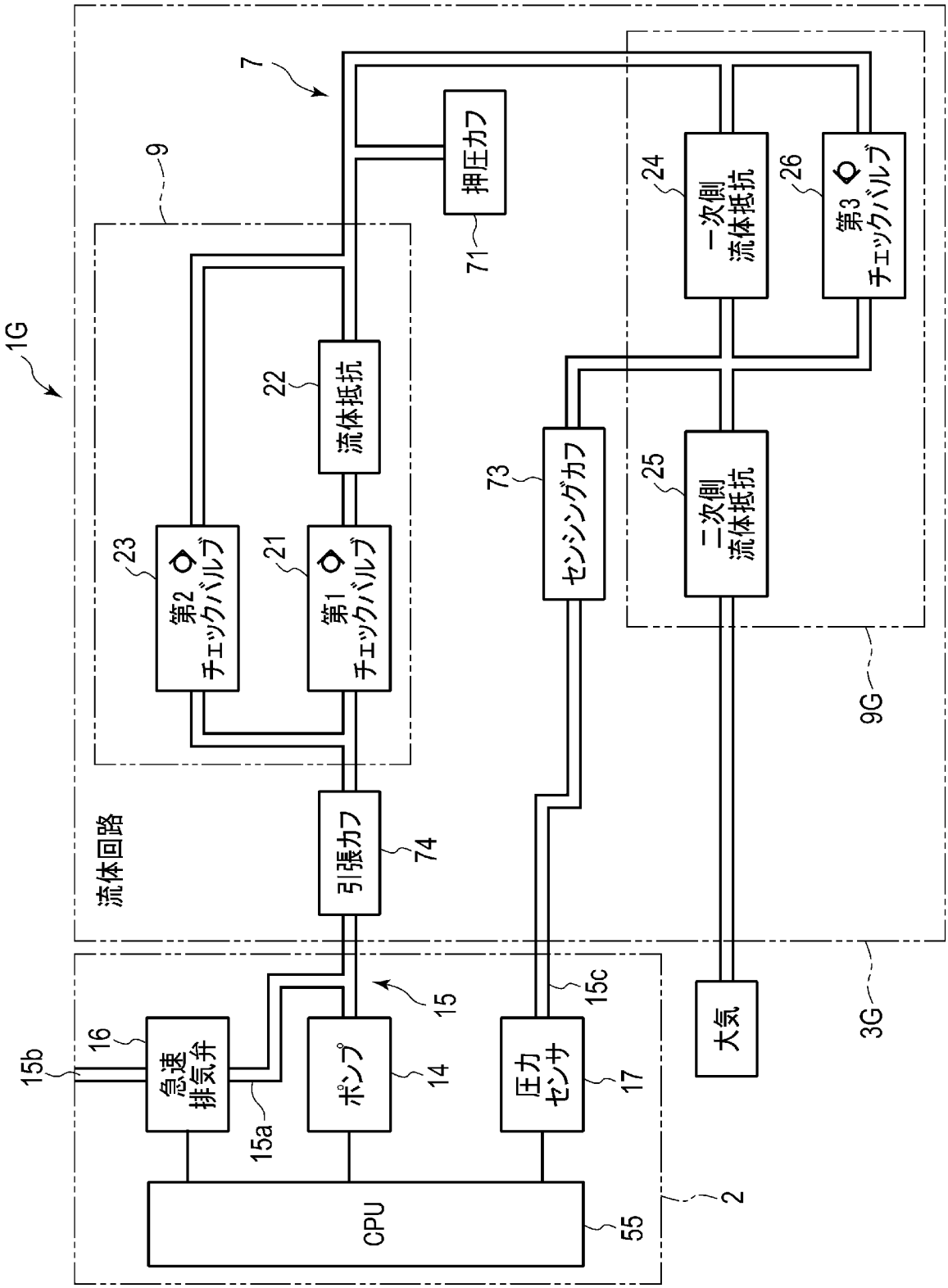
[図16]


7
流体抵抗
22
第2
チェックバルブ
23
73
測定用カフ
第1
チェックバルブ
24
3
1E
巻付カフ
71
15b
急速
排気弁
16
15a
15
15c
ポンプ
14
圧力
センサ
17
2
CPU
55

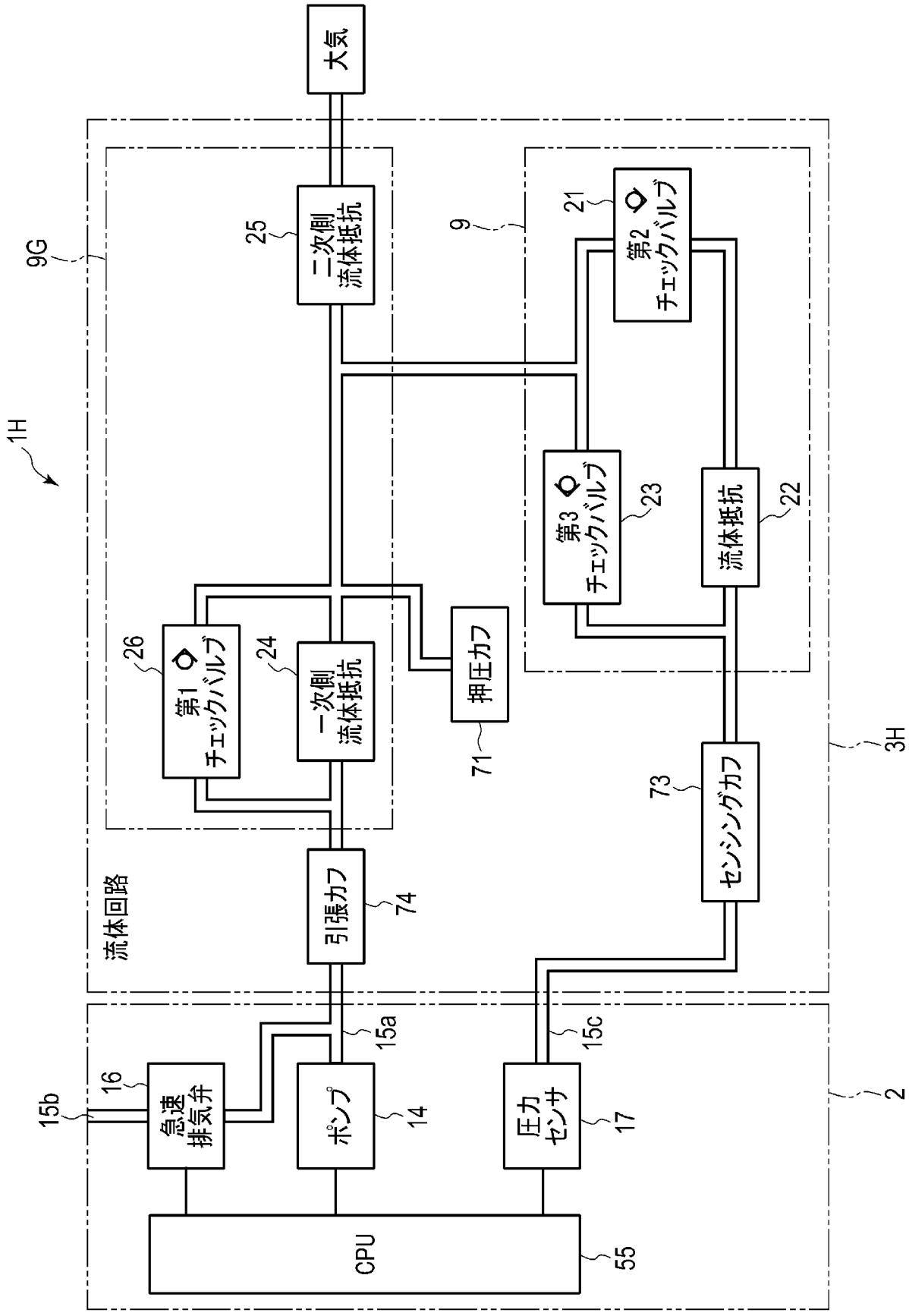
[図17]


1F
9
7
9A
第3
チェックバルブ
第2
流体抵抗
23
第4
チェックバルブ
21
22
押圧カフ
71
22
第1
流体抵抗
73
センシングカフ
23
第2
チェックバルブ
21
第1
チェックバルブ
流体回路
引張カフ
74
3F
15b
急速
排気弁
15
15c
16
15a
ポンプ
14
圧力
センサ
17
CPU
55
2

[図18]


1G
7
9
押圧カフ
71
22
流体抵抗
23
第2
チェックバルブ
21
第1
チェックバルブ
73
センシングカフ
24
一次側
流体抵抗
26
第3
チェックバルブ
25
二次側
流体抵抗
9G
流体回路
引張カフ
74
3G
15b
16
急速
排気弁
15a
ポンプ
14
15
圧力
センサ
17
15c
大気
CPU
55
2

[図19]


大気
1H
9G
25
二次側
流体抵抗
9
21
第2
チェックバルブ
第3
チェックバルブ
23
流体抵抗
22
26
第1
チェックバルブ
24
一次側
流体抵抗
押圧カフ
71
73
センシングカフ
3H
流体回路
引張カフ
74
15a
15c
15b
16
急速
排気弁
ポンプ
14
圧力
センサ
17
2
CPU
55

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/005505

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
Int.Cl. A61B5/022(2006.01)i
FI: A61B5/022300A, A61B5/022300C

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. A61B5/02-5/03

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	1971-2021
Registered utility model specifications of Japan	1996-2021
Published registered utility model applications of Japan	1994-2021

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.
A	JP 2009-284965 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 10 December 2009 (2009-12-10), paragraphs [0029], [0031], [0079], fig. 5, 20	1-8
A	JP 2008-5925 A (TERUMO CORPORATION) 17 January 2008 (2008-01-17), paragraphs [0031], [0033], [0035], fig. 1	1-8
A	JP 2017-6488 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 12 January 2017 (2017-01-12), paragraphs [0141], [0142], fig. 25	1-8
A	JP 2018-130400 A (OMRON HEALTHCARE CO., LTD.) 23 August 2018 (2018-08-23), paragraphs [0022], [0047]-[0049], fig. 1, 4	1-8

☐ 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	Date of mailing of the international search report
31 March 2021	13 April 2021

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/005505

JP 2009-284965 A	10 December 2009	(Family: none)
JP 2008-5925 A	17 January 2008	(Family: none)
JP 2017-6488 A	12 January 2017	US 2018/0177414 A1 paragraphs [0176]-[0178], fig. 25 WO 2016/208239 A1 DE 112016002867 B4 CN 108289622 A
JP 2018-130400 A	23 August 2018	US 2019/0357782 A1 paragraphs [0031], [0056]-[0058], fig. 1, 4 WO 2018/150751 A1 DE 112017007074 T5 CN 110312469 A

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/005505

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61B 5/022(2006.01)i
FI: A61B5/022 300A; A61B5/022 300C

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））

A61B5/02-5/03

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	１９７１－２０２１年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０２１年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０２１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
A	JP 2009-284965 A (オムロンヘルスケア株式会社) 10.12.2009 (2009-12-10) 段落[0029],[0031],[0079],図5,20	1-8
A	JP 2008-5925 A (テルモ株式会社) 17.01.2008 (2008-01-17) 段落[0031],[0033],[0035],図1	1-8
A	JP 2017-6488 A (オムロンヘルスケア株式会社) 12.01.2017 (2017-01-12) 段落[0141],[0142],図25	1-8
A	JP 2018-130400 A (オムロンヘルスケア株式会社) 23.08.2018 (2018-08-23) 段落[0022],[0047]～[0049],図1,4	1-8

☐ 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抵触するものではなく、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	国際調査報告の発送日
31.03.2021	13.04.2021

名称及びあて先
日本国特許庁(ISA/JP)
〒100-8915
日本国
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

権限のある職員（特許庁審査官）
伊知地　和之 2Q 9291
電話番号 03-3581-1101 内線 3292

国際調査報告
パテントファミリーに関する情報

国際出願番号
PCT/JP2021/005505

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2009-284965 A	10.12.2009	（ファミリーなし）	
JP 2008-5925 A	17.01.2008	（ファミリーなし）	
JP 2017-6488 A	12.01.2017	US 2018/0177414 A1 段落[0176]～[0178],図25 WO 2016/208239 A1 DE 112016002867 B4 CN 108289622 A	
JP 2018-130400 A	23.08.2018	US 2019/0357782 A1 段落[0031],[0056]～[0058],図1,4 WO 2018/150751 A1 DE 112017007074 T5 CN 110312469 A	