(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
2022年1月13日(13.01.2022)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2022/009584 A1

(51) 国際特許分類:
A61M 1/36 (2006.01)

(21) 国際出願番号： PCT/JP2021/021637

(22) 国際出願日： 2021年6月7日(07.06.2021)

(25) 国際出願の言語： 日本語

(26) 国際公開の言語： 日本語

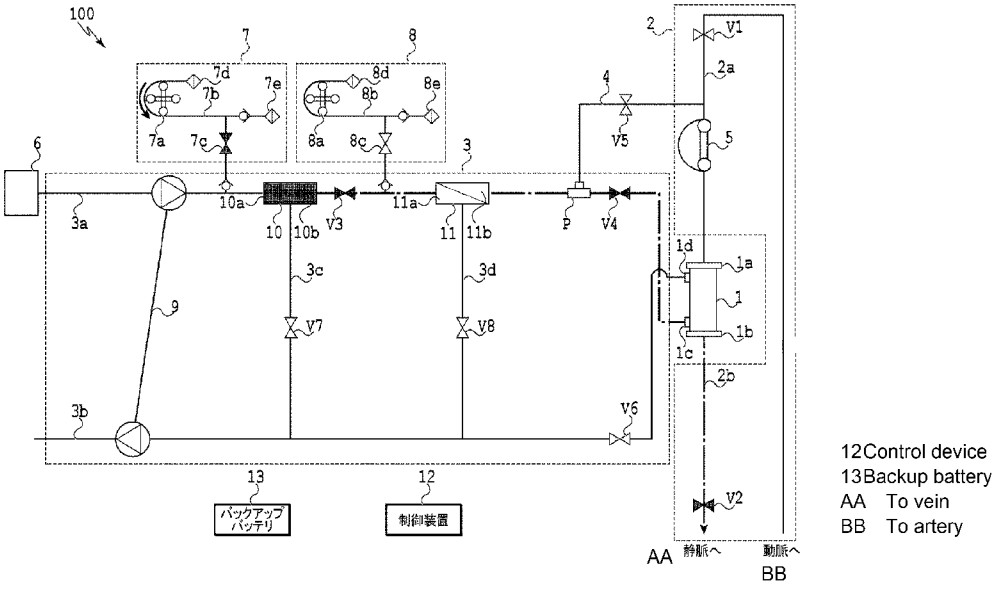
(30) 優先権データ：
特願 2020-118794 2020年7月9日(09.07.2020) JP

(71) 出願人: 日機装株式会社(**NIKKISO CO., LTD.**) [JP/JP]; 〒1506022 東京都渋谷区恵比寿４丁目２０番３号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 本間 拓実 (**HOMMA Takumi**); 〒4210496 静岡県牧之原市静谷４９８－１ 日機装株式会社 技術開発研究所内 Shizuoka (JP). 辻 和也(**TSUJI Kazuya**); 〒4210496 静岡県牧之原市静谷４９８－１ 日機装株式会社 技術開発研究所内 Shizuoka (JP). 千秋 輝 (**CHIAKI Hikaru**); 〒4210496 静岡県牧之原市静谷４９８－１ 日機装株式会社 技術開発研究所内 Shizuoka (JP). 毛受 佑哉(**MENJOH Yuya**); 〒4210496 静岡県牧之原市静谷４９８－１ 日機装株式会社 技術開発研究所内 Shizuoka (JP). 秋田 邦彦(**AKITA Kunihiko**); 〒4210496 静岡県牧之原市静谷４９８－１ 日機装株式会社 技術開発研究所内 Shizuoka (JP).

(54) **Title:** BLOOD PURIFICATION DEVICE

(54) 発明の名称： 血液浄化装置



(57) **Abstract:** Provided is a blood purification device that returns blood in a blood circuit into a body. This blood purification device comprises: a blood circuit and dialysis fluid circuit that are connected via a blood purifier; an air introduction path connected to the dialysis fluid circuit; an air introduction unit that is provided to the dialysis fluid circuit or the air introduction path, and introduces air into the dialysis fluid circuit via the air introduction path to set the dialysis fluid circuit to positive pressure; and a control device that controls the air introduction unit such that dialysis fluid flows from

WO 2022/009584 A1

［続葉有］

(74) 代理人: 特許業務法人 谷・阿部特許事務所 (TANI & ABE, P.C.); 〒1070052 東京都港区赤坂２丁目６番２０号 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, 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)）

the dialysis fluid circuit to the blood circuit, and controls the blood circuit and the dialysis fluid circuit such that blood within the blood circuit and the blood purifier is returned to the body by causing the dialysis fluid to flow from the dialysis fluid circuit to the blood circuit.

(57) 要約：血液回路内の血液を体内に戻す血液浄化装置を提供する。血液浄化装置は、血液浄化器を介して接続される血液回路および透析液回路と、透析液回路に接続された空気導入路と、透析液回路または空気導入路に設けられると共に、空気導入路を介して透析液回路内に空気を導入することによって透析液回路を陽圧にする空気導入部と、透析液回路から血液回路に透析液が流動するよう空気導入部を制御し、透析液回路から血液回路に透析液を流動させることによって血液回路および血液浄化器内の血液を体内に戻すよう、血液回路および透析液回路を制御する制御装置と、を含む。

明　細　書

発明の名称 ： 血液浄化装置

技術分野

[0001] 本開示は、血液浄化装置に関し、特に、透析液フィルタ内の透析液を使用して、血液回路に残存した血液を体内に戻す血液浄化装置に関する。

背景技術

[0002] 人間の臓器の一部である腎臓が正常に機能しなくなると（腎不全）、体内の余分な水分を尿にし、体内の不要な老廃物を排出するなどの機能が働かなくなる。腎不全に対応するために、患者からの血液を体外循環させて、血液浄化器により血液中の老廃物および水分を漉す治療（透析治療）を行うための血液浄化装置（透析装置）が使用される。

[0003] 血液浄化装置は、患者から血液を抜き取り、血液回路を通じて血液浄化器（血液流路）に血液を導入すると共に、透析液の供給源（透析液供給部）から透析液回路を通じて血液浄化器（透析液流路）に透析液を導入する。そして、血液浄化装置は、血液浄化器を介して血液と透析液との間で老廃物や電解質等の成分を交換して血液を浄化し、浄化した血液を体内に戻す。透析治療により、血液が血液回路に導入された後、血液が血液回路に残存するため、生理食塩水を血液回路に流すことによって残存した血液を体内に戻す（返血）ことが一般に行われている。この生理食塩水の代替液として、透析液が使用されることもある。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特許第５６９３８９０号公報

発明の概要

[0005] 特許文献１は、濾過フィルタ内の透析液を血液回路に供給することによって、血液回路内の血液を体内に戻す血液浄化装置を開示している。特許文献１に記載された血液浄化装置は、空気導入ラインによって濾過フィルタに空

気を導入し、バックアップバッテリにより作動する血液ポンプの回転によって、濾過フィルタ内の透析液を血液回路に引き込む。このような構成によって、血液浄化装置への電力供給が停止した場合でも返血を行うことができる。

[0006] 特許文献１に記載された血液浄化装置では、空気導入ラインの先端を空気開放し、血液回路において透析液を引き出すために血液ポンプを回転させる。よって、血液ポンプの回転に生じる圧力により、血液ポンプの入口側の回路部分が陰圧になる可能性があり、返血するうえで望ましくない。

[0007] 本発明は、血液回路内が陰圧になることを防止または緩和しつつ患者に返血する血液浄化装置を提供することを目的とする。

[0008] 実施形態に係る血液浄化装置は、血液浄化器を介して接続される血液回路および透析液回路と、前記透析液回路に接続された空気導入路と、前記透析液回路または前記空気導入路に設けられると共に、前記空気導入路を介して前記透析液回路内に空気を導入することによって前記透析液回路を陽圧にする空気導入部 と、前記透析液回路から前記血液回路に前記透析液が流動するよう前記空気導入部を制御し、前記透析液回路から前記血液回路に前記透析液を流動させることによって前記血液回路および前記血液浄化器内の血液を体内に戻すよう、前記血液回路および前記透析液回路　を制御する制御装置と、を備える。

[0009] 別の実施形態に係る血液浄化装置によって実行される方法は、血液浄化器を介して接続された血液回路および透析液回路と、前記透析液回路に接続された空気導入路と、前記透析液回路または前記空気導入路に設けられると共に、前記空気導入路を介して前記透析液回路内に空気を導入することによって前記透析液回路を陽圧にする空気導入部と、制御装置とを含む血液浄化装置によって実行される方法であって、前記制御装置によって、前記透析液回路から前記血液回路に前記透析液が流動するよう前記空気導入部を制御するステップと、前記透析液回路から前記血液回路に前記透析液を流動させることによって前記血液回路および前記血液浄化器内の血液を体内に戻すよう、

前記血液回路および前記透析液回路を制御するステップと、を備える。

[0010] 実施形態に係る血液浄化装置によれば、血液回路が陰圧になることを防止することができ、または陰圧状態を緩和することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]第１の実施形態に係る血液浄化装置の全体構成図である。

[図2]空気導入部と血液回路内のチャンバとの関係を示す図である。

[図3]（一次）透析液フィルタ内の透析液を使用した、逆濾過式返血工程（送液正方向）における透析液の流れを示す図である。

[図4]（二次）透析液フィルタ内の透析液を使用した、逆濾過式返血工程（送液正方向）における透析液の流れを示す図である。

[図5]（一次）透析液フィルタ内の透析液を使用した、逆濾過式返血工程（送液逆方向）における透析液の流れを示す図である。

[図6]第２の実施形態に係る血液浄化装置の全体構成図である。

[図7]（一次）透析液フィルタ内の透析液を使用した、補液式返血工程（送液正方向）における透析液の流れを示す図である。

[図8]（一次）透析液フィルタ内の透析液を使用した、補液式返血工程（送液逆方向）における透析液の流れを示す図である。

[図9]第３の実施形態に係る血液浄化装置の全体構成図である。

[図10]（一次）透析液フィルタ内の透析液を使用した、逆濾過式返血工程（送液正方向）における透析液の流れを示す図である。

[図11]（一次）透析液フィルタ内の透析液を使用した、逆濾過式返血工程（送液正方向）における透析液の流れを示す図である。

発明を実施するための形態

[0012] 以下、添付図面を参照して、実施形態に係る血液浄化装置（透析装置）を説明する。実施形態に係る血液浄化装置は、例えば、停電などによって主電源から血液浄化装置への電力供給が停止した場合、透析液フィルタ内の透析液を使用して、透析液血液回路に残存した血液を体内に戻す（返血）。この返血を行うために、血液浄化装置のうちの一部の構成要素は、バックアップ

電源からの電力供給によって動作する。

[0013] ＜第１の実施形態＞

図１は、第１の実施形態に係る血液浄化装置１００の構成を示すブロック図である。血液浄化装置１００は、主要構成要素として、血液浄化器１、血液回路２、透析液回路３、補液回路４、血液ポンプ５、透析液供給部６、一次空気導入部７、二次空気導入部８、複式ポンプ９、透析液フィルタ１０、透析液フィルタ１１、制御装置１２、およびバックアップ電源１３を含む。図１に示す構成要素は、本実施形態を実装するための構成要素の例を示しているにすぎず、実際には、血液回路２を流れる血液の気泡を捕捉するためのチャンバ、ならびに患者の血液から水分を除去するための除水ラインおよび除水ポンプなども設けられる。

[0014] 血液浄化器１は、ダイアライザとも称され、患者の血液を浄化する。血液浄化器１は、血液回路２から血液を導入する血液導入口１ａ、および浄化された血液を導出する血液導出口１ｂを含む。また、血液浄化器１は、透析液回路３から透析液を導入する透析液導入口１ｃ、および透析液（排液）を排出する透析液排出口１ｄを含む。さらに、血液浄化器１は、内部に設けられた血液浄化膜を含む。血液浄化膜は、側壁に孔を有する中空糸（中空糸膜）が束になって構成される。血液浄化膜の内側が血液流路（図示せず）であり、血液浄化膜（中空糸）の外側が透析液流路（図示せず）である。

[0015] 血液浄化器１を流れる血液は、血液流路を流れ、拡散、限外濾過、またはこれらの両方により、尿毒素物質などの不要な物質が血液浄化膜の孔を通ることによって除去される。血液浄化器１を流れる透析液は、透析液流路を通り、透析液が有する電解質など人体に必要な物質のみが孔を通ることによって血液に補われる。なお、血液浄化膜の内側が透析液流路として、血液浄化膜の外側が血液流路として機能することも可能である。

[0016] 血液回路２および透析液回路３は、血液浄化器１の血液浄化膜を介して接続され、血液および透析液を相互に流通させる。血液回路２は、透析治療のとき、患者から脱血した血液を血液浄化器１に導入すると共に、血液浄化器

１から導出した血液（浄化された血液）を体内に戻す流路である（図１の矢印Ａが示す方向に血液が流れる）。血液回路２は、血液を通すことが可能なチューブが主体として構成される。血液回路２は、脱血側回路２ａおよび返血側回路２ｂを含む。

[0017] 脱血側回路２ａは、患者から脱血した血液を血液浄化器１に導入する流路である。脱血側回路２ａの一端は、患者の血管に穿刺された脱血側穿刺針（図示せず）に取り付けられ、他端は、血液導入口１ａに結合される。脱血側回路２ａには、開閉弁（電磁弁）Ｖ１が設けられる。開閉弁Ｖ１の開閉によって、脱血側回路２ａの血液の流れが制御される。返血側回路２ｂは、血液浄化器１から導出された血液を体内に戻す流路である。返血側回路２ｂの一端は、患者の血管に穿刺された返血側穿刺針（図示せず）に取り付けられ、他端は、血液導出口１ｂに結合される。返血側回路２ｂには、開閉弁（電磁弁）Ｖ２が設けられる。開閉弁Ｖ２の開閉によって、返血側回路の血液の流れが制御される。

[0018] 血液ポンプ５は、脱血側回路２ａに設けられ、脱血側回路２ａから返血側回路２ｂに進行する方向（以下、送液正方向と称する）、または返血側回路２ｂから脱血側回路２ａに進行する方向（以下、送液逆方向と称する）に血液回路２の液体を送液する。血液ポンプ５は、固定子および回転子を有するしごき型ポンプから構成され、回転子が回転するよう駆動する。回転子は、制御装置１２による制御の下、電動モータなどのアクチュエータ（図示しない）によって回転する。血液ポンプ５には、ロータリエンコーダ（図示せず）が設けられる。ロータリエンコーダは、回転子の回転数を検出する。血液ポンプ５が正回転することによって、固定子および回転子に挟持される脱血側回路２ａをしごき、送液正方向の流れを生じさせる。また、血液ポンプ５が逆回転することによって、脱血側回路２ａをしごき、送液逆方向の流れを生じさせる。

[0019] 透析液回路３は、透析液を血液浄化器１および／または血液回路２に供給すると共に、血液浄化器１からの透析液の排液を排出する流路である。透析

液回路３は、透析液が通ることが可能なチューブが主体として構成される。透析液回路３は、透析液導入回路３ａ、透析液排出回路３ｂ、透析液迂回回路３ｃ、および透析液迂回回路３ｄを含む。

[0020] 透析液導入回路３ａは、透析液供給部６から透析液導入口１ｃまでの流路である。透析液導入回路３ａによって、透析液が血液浄化器１を流れる。透析液導入回路３ａには、開閉弁（電磁弁）Ｖ３、開閉弁（電磁弁）Ｖ４、および透析液ポートＰが設けられる。開閉弁Ｖ３および開閉弁Ｖ４の開閉によって、血液浄化器１への透析液の流れが制御される。透析液ポートＰは、透析液を取り出す。

[0021] 透析液排出回路３ｂは、透析液排出口１ｄから透析液排出部（図示せず）までの流路である。透析液排出回路３ｂによって、血液浄化器１からの排液が透析液排出部に排出される。透析液排出回路３ｂには、開閉弁（電磁弁）Ｖ６が設けられる。開閉弁Ｖ６の開閉によって、透析液排出部への排液の流れが制御される。

[0022] 透析液迂回回路３ｃおよび透析液迂回回路３ｄはそれぞれ、透析液導入回路３ａから透析液排出回路３ｂまでの流路である。透析液迂回回路３ｃには、開閉弁（電磁弁）Ｖ７が設けられる。同様に、透析液迂回回路３ｄには、開閉弁（電磁弁）Ｖ８が設けられる。開閉弁Ｖ７およびＶ８の開閉によって、透析液導入回路３ａから透析液排出回路３ｂへの透析液の流れが制御される。

[0023] 透析液迂回回路３ｃおよび透析液迂回回路３ｄは、不適切な透析液を血液回路２に流すことを防止するための流路である。例えば、血液浄化装置１００には、透析液を加温するための加温器（図示しない）が設けられ、透析治療中にその加温器によって透析液が所定の温度を上回る場合、高温の透析液を血液回路２に流すことを防止するために、透析液が透析液迂回回路３ｃおよび／または透析液迂回回路３ｄを通じて、透析液排出回路３ｂに流れる。この場合、開閉弁Ｖ７および／またはＶ８が開放する。

[0024] 補液回路４は、血液浄化器１を迂回して、血液回路２と透析液回路３とを

連結する連結流路である。具体的には、補液回路４は、透析液回路３から、血液浄化器１を迂回して、血液回路２に透析液を供給するための、透析液ポートＰから脱血側回路２ａまでの流路である。補液回路４には、開閉弁（電磁弁）Ｖ５が設けられる。開閉弁Ｖ５の開閉によって、脱血側回路２ａへの透析液の流れが制御される。

[0025] 透析液供給部６は、透析液を透析液導入回路３ａに導入する。なお、透析液供給部６は、血液浄化装置１００の外部に設けられる不図示の純水製造装置（ＲＯ水製造装置）より純水の供給を受け、血液浄化装置１００に外付けで搭載される不図示の原液タンクより原液の供給を受ける（吸入する）。続いて、透析液供給部６は、透析液の原液と純水とを所定の比率で混合させることで透析液を作成し、透析液導入回路３ａに透析液を導入する。なお、本実施形態では、血液浄化装置１００が透析液供給部６を備えるが、これに限らず、透析液供給部６を透析液供給装置として外部に設け、血液浄化装置が透析液供給装置から透析液の供給を受けてもよい。

[0026] 透析液供給部６は、通常時（例えば、透析治療のとき）は透析液を生成し、透析液導入回路３ａに導入するが、停電時などに新たに透析液を生成することが制限されることがある。この場合、透析液供給部６から透析液回路３への透析液の供給が停止し、代わりに、透析液フィルタ１０および／または透析液フィルタ１１に貯留した透析液を透析液回路３に導入する。詳細は後述する。

[0027] 一次空気導入部７は、後述する（一次）透析液フィルタ１０に空気を導入する。一次空気導入部７によって、透析液フィルタ１０に空気が導入される。透析液フィルタ１０に空気が導入されると透析液フィルタ１０が陽圧になり、透析液フィルタ１０に貯留した透析液が透析液回路３（透析液ポートＰ）に流れる。つまり、一次空気導入部７は、透析液フィルタ１０に貯留した透析液を透析液回路３に押し出し、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２に流す役割を果たす。

[0028] 一次空気導入部７は、空気ポンプ７ａ、空気導入路７ｂ、開閉弁（電磁弁

）７ｃ、空気フィルタ７ｄ、および空気フィルタ７ｅを含む。空気ポンプ７ａは、内部に回転子を有し、回転子が回転するよう駆動する。回転子は、制御装置１２による制御の下、電動モータなどのアクチュエータ（図示しない）によって回転する。空気ポンプ７ａには、ロータリエンコーダ（図示せず）が設けられる。ロータリエンコーダは、回転子の回転数を検出する。空気ポンプ７ａが回転することによって、空気導入路７ｂを通じて空気が透析液フィルタ１０に導入される。

[0029] 空気ポンプ７ａの駆動により透析液フィルタ１０に導入された空気によって、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じる。空気ポンプ７ａと透析液フィルタ１０との間に設けられた開閉弁７ｃの開閉によって、透析液フィルタ１０への空気の流れが制御される。空気フィルタ７ｄおよび空気フィルタ７ｅは、空気中のごみを除去する。

[0030] 二次空気導入部８は、後述する（二次）透析液フィルタ１１に空気を導入する。二次空気導入部８によって、透析液フィルタ１１に空気が導入される。透析液フィルタ１１に空気が導入されると透析液フィルタ１１が陽圧になり、透析液フィルタ１１に貯留した透析液が透析液回路３（透析液ポートＰ）に流れる。つまり、二次空気導入部８は、透析液フィルタ１１に貯留した透析液を透析液回路３に押し出し、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２に流す役割を果たす。

[0031] 二次空気導入部８は、空気ポンプ８ａ、空気導入路８ｂ、開閉弁（電磁弁）８ｃ、空気フィルタ８ｄ、および空気フィルタ８ｅを含む。空気ポンプ８ａは、内部に回転子を有し、回転子が回転するよう駆動する。回転子は、制御装置１２による制御の下、電動モータなどのアクチュエータ（図示しない）によって回転する。空気ポンプ８ａには、ロータリエンコーダ（図示せず）が設けられる。ロータリエンコーダは、回転子の回転数を検出する。空気ポンプ８ａが回転することによって、空気導入路８ｂを通じて空気が透析液フィルタ１１に導入される。

[0032] 空気ポンプ８ａの駆動により透析液フィルタ１１に導入された空気によっ

て、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じる。空気ポンプ８ａと透析液フィルタ１１との間に設けられた開閉弁８ｃの開閉によって、透析液フィルタ１１への空気の流れが制御される。空気フィルタ８ｄおよび空気フィルタ８ｅは、空気中のごみを除去する。

[0033] 一次空気導入部７（空気ポンプ７ａ）および二次空気導入部８（空気ポンプ８ａ）のいずれかまたは両方は、例えば、透析治療中に、血液回路２に設けられたチャンバ内の液体の液面と調整する役割を果たす。この液面調整については後述する。

[0034] なお、一次空気導入部７において、開閉弁７ｃ、空気フィルタ７ｄ、および空気フィルタ７ｅは必須の構成ではない。同様に、二次空気導入部８において、開閉弁８ｃ、空気フィルタ８ｄ、および空気フィルタ８ｅは必須の構成ではない。

[0035] 複式ポンプ９は、透析液導入回路３ａおよび透析液排出回路３ｂにわたって設けられる。複式ポンプ９は、透析液導入回路３ａの送液方向下流側に透析液を導入させる一方で、透析液排出回路３ｂの送液方向下流側に透析液の排液を排出させる。つまり、複式ポンプ９は、透析液を血液回路２に供給するための透析液供給ポンプ、および透析液を透析液排出部から排出するための透析液排出ポンプとしての役割を果たす。なお、複式ポンプ９の筐体内には、プランジャ（図示せず）が設けられる。プランジャを挟んで、透析液導入回路３ａ側の容積と、透析液排出回路３ｂ側の容積に区画されており、プランジャの往復動によって、透析液の導入と排液の排出が連動している。

[0036] 透析液フィルタ１０は、透析液供給部６から供給される透析液に含まれるエンドトキシンなどの物質を捕捉することによって、透析液を清浄化する。透析液フィルタ１０は、透析液回路３に設けられ、一次チャンバ１０ａおよび二次チャンバ１０ｂを含む。また、透析液フィルタ１０は、内部に透析液浄化膜が設けられる。透析液浄化膜は、側壁に孔を有する中空糸（中空糸膜）が束になって構成される。透析液フィルタ１０は、一次チャンバ１０ａ（透析液浄化膜の内側）から二次チャンバ１０ｂ（透析液浄化膜の外側）に透

析液が流動するように構成されている。透析液フィルタ１０は、通水することで、水分子の表面張力によって空気を通過させない特性を有する。

[0037] 一次チャンバ１０ａおよび二次チャンバ１０ｂは、透析液供給部６から供給される透析液を貯留可能である。つまり、透析治療のとき、一次チャンバ１０ａには、浄化されることになる透析液が貯留され、二次チャンバ１０ｂには、浄化された透析液が貯留される。この貯留した透析液は、後述するように、一次空気導入部７によって透析液回路３に供給される。なお、一次チャンバ１０ａが透析液浄化膜の外側であってもよく、二次チャンバ１０ｂが透析液浄化膜の内側であってもよい。

[0038] 透析液フィルタ１１は、透析液供給部６から供給される透析液に含まれるエンドトキシンなどの物質を捕捉することによって、透析液を清浄化する。透析液フィルタ１１は、透析液回路３に設けられ、一次チャンバ１１ａおよび二次チャンバ１１ｂを含む。また、透析液フィルタ１１は、内部に透析液浄化膜が設けられる。透析液浄化膜は、側壁に孔を有する中空糸（中空糸膜）が束になって構成される。透析液フィルタ１１は、一次チャンバ１１ａ（透析液浄化膜の内側）から二次チャンバ１１ｂ（透析液浄化膜の外側）に透析液が流動するように構成されている。透析液フィルタ１１は、通水することで、水分子の表面張力によって空気を通過させない特性を有する。

[0039] 一次チャンバ１１ａおよび二次チャンバ１１ｂは、透析液供給部６から供給される透析液を貯留可能である。つまり、透析治療のとき、一次チャンバ１１ａには、浄化されることになる透析液が貯留され、二次チャンバ１１ｂには、浄化された透析液が貯留される。この貯留した透析液は、後述するように、二次空気導入部８によって透析液回路３に供給される。なお、一次チャンバ１１ａが透析液浄化膜の外側であってもよく、二次チャンバ１１ｂが透析液浄化膜の内側であってもよい。

[0040] 透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１などの濾過フィルタは、透析治療のときに、透析液に含まれる不純物を取り除くよう、血液浄化装置に一般的に設けられる。本実施形態では、２つの透析液フィルタ１０および透

析液フィルタ１１を透析液回路３に設けることによって、一方が機能しないときなどにも透析液を浄化するようにしている。

[0041] 制御装置１２は、上述した空気ポンプ７ａおよび空気ポンプ８ａなど、血液浄化装置１００の全体を制御する処理装置である。制御装置１２は、演算装置と記憶装置（ＲＡＭおよびＲＯＭなどの記憶装置）とを含む。演算装置は、ＣＰＵやマイクロコントローラなどのプロセッサ、ＡＳＩＣ（Ａｐｐｌｉｃａｔｉｏｎ Ｓｐｅｃｉｆｉｃ Ｉｎｔｅｇｒａｔｅｄ Ｃｉｒｃｕｉｔ）、またはＦＰＧＡ（Ｆｉｅｌｄ Ｐｒｏｇｒａｍｍａｂｌｅ Ｇａｔｅ Ａｒｒａｙ）などで実装されてもよいが、その形式は限定されない。

[0042] バックアップ電源１３は、例えば、停電時など、主電源（図示しない）から血液浄化装置１００への電力供給が停止した場合、制御装置１２などの一部の構成要素に電力供給する電源装置である。バックアップ電源１３によって、後述するように、制御装置１２、一次空気導入部７、および二次空気導入部８などが機能し、血液回路２に残存した血液を体内に戻すことができる。

[0043] 上述した血液浄化装置１００では、透析治療のとき、複式ポンプ９が動作することによって、透析液供給部６からの透析液が透析液導入回路３ａに導入され、透析液回路３から補液回路４を通り、血液浄化器１を流れる。次に、透析液は、血液浄化器１から透析液排出回路３ｂを通り、透析液排出部から排出される。また、透析治療のとき、血液ポンプ５が正回転することによって、血液が送液正方向に流れる。上述した透析治療の間の透析液の流れによって、透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１には、浄化された透析液が貯留される。

[0044] 次に、図２を参照して、一次空気導入部７および二次空気導入部８と血液回路２に設けられたチャンバとの関係を説明する。上述したように、一次空気導入部７および二次空気導入部８のいずれかはまたは両方は、例えば、透析治療中に、血液回路２に設けられたチャンバ内の液体の液面を調整する役割を果たす。つまり、空気ポンプ７ａおよび／または空気ポンプ８ａは、液

面調整ポンプとしての役割も果たす（液面調整ポンプは、通常は返血に使用されない）。図２は、空気ポンプ７ａおよび空気ポンプ８ａが液面調整ポンプとして機能するときの状態を示す。なお、空気ポンプ７ａおよび空気ポンプ８ａは、液面調整ポンプを兼用するのではなく、空気ポンプ７ａおよび空気ポンプ８ａと液面調整ポンプとがそれぞれ独立して設けられてもよい。

[0045] 血液回路２では、脱血側回路２ａに脱血側エアトラップチャンバ２ｃが設けられ、返血側回路２ｂには返血側エアトラップチャンバ２ｄが設けられる。脱血側エアトラップチャンバ２ｃは、血液浄化器１に空気が流入してエアロックが生じないように空気を捕捉することを主な目的として設けられる。返血側エアトラップチャンバ２ｄは、血液回路２を通じて空気が患者の体内に空気が流入しないように、空気を捕捉することを主な目的として設けられる。脱血側エアトラップチャンバ２ｃおよび返血側エアトラップチャンバ２ｄは必ずしも両方が設けられる必要はなく、いずれかのみが設けられてもよい。つまり、脱血側エアトラップチャンバ２ｃおよび返血側エアトラップチャンバ２ｄは、血液回路２内で血液を収容するチャンバとしての役割を果たす。

[0046] 脱血側エアトラップチャンバ２ｃは、二次空気導入部８に接続され、その間に開閉弁（電磁弁）Ｖ９が設けられる。開閉弁Ｖ９の開閉によって、二次空気導入部８から脱血側エアトラップチャンバ２ｃへの空気の流れが制御される（二次空気導入部８は、脱血側エアトラップチャンバ２ｃに空気を流動する）。返血側エアトラップチャンバ２ｄは、一次空気導入部７に接続され、その間に開閉弁（電磁弁）Ｖ１０が設けられる。開閉弁Ｖ１０の開閉によって、一次空気導入部７から返血側エアトラップチャンバ２ｄへの空気の流れが制御される（一次空気導入部７は、返血側エアトラップチャンバ２ｄに空気を流動する）。

[0047] 脱血側エアトラップチャンバ２ｃおよび返血側エアトラップチャンバ２ｄはそれぞれ、血液層と空気層の２層になっており、チャンバ内に空気がたまると液面が下がり、血液浄化器１の中空糸に空気が入るエアロックが生じる

おそれがある。図２に示す例では、一次空気導入部７（空気ポンプ７ａ）は、正回転することによって、返血側エアトラップチャンバ２ｄに空気を導入して液面を下降させ、逆回転することによって、返血側エアトラップチャンバ２ｄから空気を排出して液面を上昇させる。同様に、二次空気導入部８（空気ポンプ８ａ）は、正回転することによって、脱血側エアトラップチャンバ２ｃに空気を導入して液面を下降させ、逆回転することによって、脱血側エアトラップチャンバ２ｃから空気を排出して液面を上昇させる。

[0048] 図２では、脱血側エアトラップチャンバ２ｃが二次空気導入部８に接続され、返血側エアトラップチャンバ２ｄが一次空気導入部７に接続される例を示したが、その接続は例示にすぎない。例えば、脱血側エアトラップチャンバ２ｃが一次空気導入部７に接続され、返血側エアトラップチャンバ２ｄが二次空気導入部８に接続されてもよく、脱血側エアトラップチャンバ２ｃおよび返血側エアトラップチャンバ２ｄの両方が一次空気導入部７または二次空気導入部８に接続されてもよい。

[0049] 次に、図３乃至図５を参照して、第１の実施形態に係る処理を説明する。第１の実施形態では、例えば、停電などによって主電源から血液浄化装置１００への電力供給が停止したとき、透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１内の透析液を使用して（透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１に対して順次空気を導入して）、血液浄化器１および血液回路２に残存した血液を体内に戻す例を説明する。主電源から血液浄化装置１００への電力供給が停止すると、血液浄化装置１００では、後述する一部の構成要素のみがバックアップ電源１３からの電力供給によって機能するが、透析液供給部６による透析液の生成および供給は停止する。このとき、空気ポンプ７ａは、返血側エアトラップチャンバ２ｄ内の液面を調整するのではなく、透析液フィルタ１０内の透析液を血液回路２に流す役割を果たす。同様に、および空気ポンプ８ａは、脱血側エアトラップチャンバ２ｃ内の液面を調整するのではなく、透析液フィルタ１１内の透析液を血液回路２に流す役割を果たす。

[0050] また、第１の実施形態では、血液浄化器１の血液浄化膜を介して透析液回路３から血液回路２に透析液を導入し、透析液が血液浄化器１および血液回路２内の血液を押し出すことによって、血液を体内に戻す返血方法が使用される。以下では、この返血方法を逆濾過式返血工程と称する。逆濾過式返血工程では、透析液が透析液回路３を流れ、透析液回路３から血液浄化器１を通る。この透析液の流れによって、透析液が血液浄化器１の透析液流路を通り、血液浄化膜の孔を通じて透析液が血液を押し出し、血液を体内に戻す。

[0051] 図３は、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して逆濾過式返血工程を行うときの透析液の流れを示す。図３に示す例では、逆濾過式返血工程において、送液正方向で血液を体内に戻す。以下の図において、開閉弁（Ｖ１～６、７ｃ、および８ｃ）が開放している場合、図に示す開閉弁は、網掛けで表示され、開閉弁が閉鎖している場合、図に示す開閉弁は、白抜きで表示される。

[0052] 図３に示すように、逆濾過式返血工程（送液正方向）では、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、および開閉弁Ｖ２が開放する。また、空気ポンプ７ａが正回転する。これらの開閉弁の開放、および空気ポンプ７ａの回転は、制御装置１２による指示によって制御される。特に、制御装置１２は、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じるよう、空気ポンプ７ａの単位時間当たりの回転数を制御する。つまり、制御装置１２は、一次空気導入部７からの空気の流量を制御する。なお、図示しないが、図２に示した開閉弁Ｖ１０は閉鎖する。

[0053] 空気ポンプ７ａの駆動および開閉弁７ｃの開放により、透析液フィルタ１０に空気が導入され、透析液フィルタ１０の一次チャンバ１０ａが陽圧になる。これにより、一次チャンバ１０ａ内の透析液が二次チャンバ１０ｂに至り、透析液導入回路３ａを流れる。つまり、制御装置１２は、図３に示す流路を透析液が流れるよう透析液回路３および血液回路２を制御する。

[0054] 開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、および開閉弁Ｖ２の開放により、透析液は、透析液導入回路３ａ、血液浄化器１（血液浄化膜）、および返血側回路２ｂを

通る。図３では、この透析液の流れを、太鎖線矢印で示している。なお、透析液は、血液浄化器１の内部においては、透析液流路、血液浄化膜、および血液流路の順に流れる。この透析液の流れにより、透析液が血液浄化器１および血液回路２（返血側回路２ｂ）に残存した血液を押し出し、血液が体内に戻される。

[0055] 図３において説明した逆濾過式返血工程（送液正方向）は、バックアップ電源１３からの電力供給により、少なくとも制御装置１２、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、開閉弁Ｖ２、および空気ポンプ７ａのみが動作することによって行われる。一方で、血液ポンプ５および複式ポンプ９など、透析治療において透析液を透析液回路３に流し、血液を血液回路２に流すための構成要素は停止していてもよい。

[0056] 透析液フィルタ１０内の透析液が流れると、透析液フィルタ１１内の透析液を使用した逆濾過式返血工程（送液正方向）に切り替わる。つまり、逆濾過式返血工程（送液正方向）において、透析液供給源を透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替える。この切り替えは、制御装置１２によって行われるが、その詳細は後述する。図４は、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液正方向）を行うときの透析液の流れを示す。

[0057] 図４に示すように、透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わると、開閉弁７ｃが閉鎖し、空気ポンプ７ａが回転を停止する。一方、空気ポンプ８ａが正回転し、開閉弁８ｃが開放する。これらの開閉弁の開放および閉鎖、ならびに空気ポンプ７ａの回転の停止および空気ポンプ８ａの回転は、制御装置１２による指示によって制御される。特に、制御装置１２は、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じるよう、空気ポンプ８ａの単位時間当たりの回転数を制御する。つまり、制御装置１２は、二次空気導入部８からの空気の流量を制御する。なお、図示しないが、図２に示した開閉弁Ｖ９は閉鎖する。

[0058] 空気ポンプ８ａの駆動および開閉弁８ｃの開放により、透析液フィルタ１

１に空気が導入され、透析液フィルタ１１の一次チャンバ１１ａが陽圧になる。これにより、一次チャンバ１１ａ内の透析液が二次チャンバ１１ｂに至り、透析液導入回路３ａを流れる。その後、透析液は、図３に示した流路と同様の流路を流れる。つまり、制御装置１２は、図４に示す流路を透析液が流れるよう透析液回路３および血液回路２を制御する。図４では、この透析液の流れを、太鎖線矢印で示している。

[0059] 図４において説明した逆濾過式返血工程（送液正方向）は、バックアップ電源１３からの電力供給により、少なくとも制御装置１２、開閉弁８ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、開閉弁Ｖ２、および空気ポンプ８ａのみが動作することによって行われる。一方で、血液ポンプ５および複式ポンプ９などは停止していてもよい。

[0060] 透析液供給源の切り替えを行うために、制御装置１２は、透析液フィルタ１０内の透析液が透析液回路３に導入された（押し出された）ことを判定する。この判定は、一次チャンバ１０ａが陽圧になったことを検出することによって行われてもよい。この場合、例えば、一次チャンバ１０ａに圧力計が設けられ、圧力計が空気の圧力を検出する。検出された圧力値は、制御装置１２に送信される。制御装置１２は、圧力値が予め定められた閾値を超えたか否かを判定する。

[0061] また、上記判定は、一次チャンバ１０ａ内の透析液に気泡が発生したことを検出することによって行われてもよい。一次チャンバ１０ａに空気が導入されると、一次チャンバ１０ａ内の透析液に空気が混入することによって気泡が発生することがあるからである。この場合、例えば、一次チャンバ１０ａに超音波センサが設けられ、超音波センサが透析液の振動に応じた電圧を検出する。気泡は、透析液よりも減衰率が高いので、電圧値が予め定められた閾値を超えたことを判定することによって気泡が発生したことを検出することができる。検出された電圧値は、制御装置１２に送信される。制御装置１２は、電圧値が予め定められた閾値を超えたか否かを判定する。

[0062] また、上記判定は、一次空気導入部７から導入される空気の温度、および

透析液導入回路３ａの流路（一次空気導入部７から透析液フィルタ１０までの）の温度を測定し、導入される空気の温度を基準に、透析液導入回路３ａの温度が予め定められた範囲内にあるか否かを判定することによって行われてもよい。透析液フィルタ１０に予め定められた量の空気が導入されると、流路の温度が導入される空気の温度に近づくからである。この場合、例えば、一次空気導入部７の入口に温度計が設けられ、温度計が一次空気導入部７から導入される空気の温度を検出する。また、一次空気導入部７と透析液フィルタ１０との間の流路にも温度計が設けられ、温度計が流路の温度を検出する。検出された温度値はいずれも、制御装置１２に送信される。制御装置１２は、温度値が予め定められた範囲内にあるか否かを判定する。

[0063] さらに、上記判定は、透析液導入回路３ａを流れる透析液が予め定められた量（例えば、透析液フィルタ１０（一次チャンバ１０ａおよび二次チャンバ１０ｂ）の容積）に到達したか否かを判定することによって行われてもよい。この場合、例えば、透析液導入回路３ａに流量計が設けられ、流量計が透析液導入回路３ａを流れる透析液の流量を検出する。検出された流量値は、制御装置１２に送信される。制御装置１２は、流量値が予め定められた量に到達したか否かを判定する。

[0064] 本実施形態では、２つの透析液フィルタ（透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１）内の透析液を使用して返血を行う。例えば、透析液フィルタ１０内の透析液だけでは十分な返血を行うことができない場合、透析液供給源を透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替える。なお、２つの透析液フィルタ（透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１）が、フェールセーフの観点から透析液回路３に設けられ、２つの透析液フィルタに残存する透析液の量が血液回路２に残存する血液の量に対応するように設計されている。このため、２つの透析液フィルタに対して空気を導入することによって所望の量の返血を行うことができる。なお、透析液フィルタの数は２つに限定されるものではなく、例えば１つの透析液フィルタに残存する透析液の量が血液回路２に残存する血液の量に対応して設計し、１つの透析

液フィルタにのみ空気を導入することにより同様の返血を行ってもよい。

[0065] 以上説明したように、第１の実施形態では、透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液正方向）を行う。特許文献１に記載された血液浄化装置では、空気導入ラインによる濾過フィルタへの空気の導入は、血液回路への透析液の流れを生じさせず、血液ポンプの駆動によって、濾過フィルタ内の透析液を血液回路に引き出している。よって、特許文献１に記載された血液浄化装置では、血液ポンプを駆動する必要がある。

[0066] また、特許文献１に記載された血液浄化装置では、血液回路において透析液を引き出すための血液ポンプの回転に生じる圧力により、血液ポンプの入口側の回路部分が陰圧になる可能性がある。血液回路が陰圧になると、内部にある血液の血球成分が破裂（溶血）し、および／または血液ポンプの吐出精度が悪化するおそれがある。

[0067] 第１の実施形態に係る構成では、空気ポンプ７ａの駆動によって、透析液フィルタ１０内の透析液が透析液回路３および血液回路２に流れるので、透析液を引き出すために血液ポンプ５を駆動する必要がない。また、第１の実施形態に係る構成では、血液回路２において透析液を引き出すための圧力が生じず、血液回路２が陰圧にならない。透析液フィルタ１１内の透析液を使用する場合も同様である。よって、第１の実施形態に係る構成によれば、透析液供給部６による透析液の生成および供給が停止したときでも、従来技術と比較して、より良好に返血を行うことができる。

[0068] また、第１の実施形態に係る構成では、制御装置１２、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、開閉弁Ｖ２、および空気ポンプ７ａのみが動作する。このことから、特に、主電源から血液浄化装置１００への電力供給が停止した場合でも、バックアップ電源１３から最低限の構成要素への電力供給によって返血を行うことができる。

[0069] なお、血液ポンプ５にもバックアップ電源１３から電力供給することによって、血液ポンプ５を駆動してもよい。この場合、血液回路２において血液

および透析液の送液正方向の流れを生じさせるため、血液ポンプ５が正回転することになる。つまり、血液回路２において透析液を引き出すための圧力が生じる。血液回路２が陰圧にならないよう、透析液フィルタ１０（または、透析液フィルタ１１）に空気が導入されることによって生じる透析液回路３内の圧力が、予め定められた閾値を超えないよう制御される。この閾値は、血液回路２が陰圧にならない（または、血液回路２内の血液が溶血しない）ための実験的に得られた値であってもよい。代わりに、透析液フィルタ１０（または、透析液フィルタ１１）に空気が導入されることによって生じる透析液回路３内の圧力が、血液ポンプ５の駆動によって生じる血液回路２内の圧力よりも高くなるよう制御されてもよい。

[0070] 上記制御は、例えば、透析液回路３内の圧力が閾値を超えない（または、血液回路２内の圧力よりも高くなる）よう、空気ポンプ７ａおよび血液ポンプ５が予め定められた単位時間当たりの回転数で回転するよう制御することによって行われてもよい（例えば、空気ポンプ７ａが血液ポンプ５よりも多くの単位時間当たりの回転数で回転する）。予め定められた回転数は、実験的に得られた値であってもよい。この場合、エンコーダが空気ポンプ７ａの回転数および血液ポンプ５の回転数を検出する。検出された回転数は、制御装置１２に送信される。制御装置１２は、検出された回転数に基づいて、予め定められた回転数で回転するよう、空気ポンプ７ａおよび血液ポンプ５を制御する。

[0071] 同様に、上記制御は、例えば、透析液回路３内の圧力が閾値を超えない（または、血液回路２内の圧力よりも高くなる）よう、空気ポンプ８ａおよび血液ポンプ５が予め定められた単位時間当たりの回転数で回転するよう制御することによって行われてもよい（例えば、空気ポンプ８ａが血液ポンプ５よりも多くの単位時間当たりの回転数で回転する）。この場合、エンコーダが空気ポンプ８ａの回転数および血液ポンプ５の回転数を検出する。検出された回転数は、制御装置１２に送信される。制御装置１２は、検出された回転数に基づいて、予め定められた回転数で回転するよう、空気ポンプ８ａお

よび血液ポンプ５を制御する。

[0072] また、上記制御は、透析液回路３内の圧力および血液回路２内の圧力に基づいて、空気ポンプ７ａの単位時間当たりの回転数（または、空気ポンプ８ａの単位時間当たりの回転数）および血液ポンプ５の単位時間当たりの回転数を制御することによって行われてもよい。この場合、透析液回路３に圧力計が設けられ、圧力計が透析液回路３内の圧力を検出する。また、血液回路２に圧力計が設けられ、圧力計が血液回路２内の圧力を検出する。検出された圧力値はいずれも、制御装置１２に送信される。制御装置１２は、検出された圧力値に基づいて、空気ポンプ７ａの単位時間当たりの回転数（または、空気ポンプ８ａの単位時間当たりの回転数）を増大させ、および／または血液ポンプ５の単位時間当たりの回転数を減少させるよう両者を制御する。

[0073] 図３および図４において説明した返血工程の代わりにまたはそれに加え、逆濾過式返血工程において、送液逆方向で血液を体内に戻す第逆濾過式返血工程（送液逆方向）を行ってもよい。図５は、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液逆方向）を行うときの透析液の流れを示す。

[0074] 図５に示すように、逆濾過式返血工程（送液逆方向）では、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、および開閉弁Ｖ１が開放する。また、空気ポンプ７ａが正回転する。さらに、血液ポンプ５が逆回転する。これらの開閉弁の開放、空気ポンプ７ａの回転、および血液ポンプ５の回転は、制御装置１２による指示によって制御される。特に、制御装置１２は、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じるよう、空気ポンプ８ａの単位時間当たりの回転数を制御する（二次空気導入部８の空気の流量を制御する）。

[0075] 空気ポンプ７ａの駆動および開閉弁７ｃの開放により、透析液フィルタ１０に空気が導入され、透析液フィルタ１０の一次チャンバ１０ａが陽圧になる。これにより、一次チャンバ１０ａ内の透析液が二次チャンバ１０ｂに至り、透析液導入回路３ａを流れる。つまり、制御装置１２は、図５に示す流

路を透析液が流れるよう透析液回路３および血液回路２を制御する。

[0076] 開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、および開閉弁Ｖ１の開放により、透析液は、透析液導入回路３ａ、血液浄化器１（血液浄化膜）、および脱血側回路２ａを通る。図５では、この透析液の流れを、太鎖線矢印で示している。なお、透析液は、血液浄化器１の内部においては、透析液流路、血液浄化膜、および血液流路の順に流れる。この透析液の流れにより、透析液が血液浄化器１および血液回路２（脱血側回路２ａ）に残存した血液を押し出し、血液が体内に戻される。

[0077] 図５において説明した逆濾過式返血工程（送液逆方向）は、バックアップ電源１３からの電力供給により、少なくとも制御装置１２、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、開閉弁Ｖ１、空気ポンプ７ａ、および血液ポンプ５のみが動作することによって行われる。一方で、複式ポンプ９など、透析治療において透析液を透析液回路３に流すための構成要素は停止していてもよい。

[0078] 透析液フィルタ１０内の透析液が流れると、透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わる。透析液供給源の切り替えについては、図３および図４において説明したので、詳細な説明は省略する。透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わると、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液逆方向）が行われる。

[0079] 逆濾過式返血工程（送液逆方向）では、血液ポンプ５を駆動することになるので、透析液回路３内の圧力が、血液回路２内の圧力よりも高くなるよう、空気ポンプ７ａ（または、空気ポンプ８ａ）および血液ポンプ５が制御される。この制御については、図３および図４において説明したので、詳細な説明は省略する。

[0080] なお、逆濾過式返血工程（送液正方向）および逆濾過式返血工程（送液逆方向）の両方が行われてもよい。例えば、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液正方向）が最初に行われ、透析液供給源を

切り替えるときに、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液逆方向）が行われてもよい。また、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液逆方向）が最初に行われ、透析液供給源を切り替えるときに、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液正方向）が行われてもよい。逆濾過式返血工程（送液正方向）および逆濾過式返血工程（送液逆方向）の両方を行うことによって、脱血側回路２ａおよび返血側回路２ｂの両方に残存した血液を体内に戻すことができる。

[0081] ＜第２の実施形態＞

図６は、第２の実施形態に係る血液浄化装置２００の構成を示すブロック図である。血液浄化装置２００は、第１の実施形態に係る血液浄化装置１００と比較して、補液回路４の構成が異なり、その他の構成は同様である。血液浄化装置１００の補液回路４は、透析液ポートＰから脱血側回路２ａまでの流路であるが、血液浄化装置２００の補液回路４は、脱血側補液回路４ａおよび返血側補液回路４ｂを含む。脱血側補液回路４ａは、血液浄化装置１００の補液回路４に相当する。

[0082] 返血側補液回路４ｂは、後述する補液式返血工程（送液逆方向）により血液回路２内の血液を体内に戻すための、透析液ポートＰから返血側回路２ｂまでの流路である。返血側補液回路４ｂには、開閉弁（電磁弁）Ｖ１１が設けられる。開閉弁Ｖ１１の開閉によって、返血側回路２ｂへの透析液の流れが制御される。

[0083] 次に、図７および図８を参照して、第２の実施形態に係る処理を説明する。第２の実施形態では、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して、血液浄化器１および血液回路２に残存した血液を体内に戻す例のみを説明する。しかしながら、第２の実施形態では、第１の実施形態と同様に、透析液フィルタ１１内の透析液も使用されてもよい。つまり、透析液フィルタ１０内の透析液が流れると、透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わる。血液浄化装置２００でも、後述する一部の構成要素のみが

バックアップ電源１３からの電力供給によって機能する。

[0084] 第２の実施形態では、補液回路４を介して透析液を血液回路２に導入し、透析液が血液回路２内の血液を押し出すことによって、血液を体内に戻す返血方法が使用される。以下では、この返血方法を補液式返血工程と称する。補液式返血工程では、透析液が透析液回路３を流れ、透析液回路３から補液回路４および血液回路２を通る。この透析液の流れによって、透析液が血液浄化器１の血液流路を流れ、血液回路２および血液浄化器１に残存した血液を押し出し、血液を体内に戻す。

[0085] 図７は、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して補液式返血工程を行うときの透析液の流れを示す。図７に示す例では、補液式返血工程において、送液正方向で血液を体内に戻す。図に示す開閉弁は、網掛けで表示され、開閉弁が閉鎖している場合、図に示す開閉弁は、白抜きで表示される。

[0086] 図７に示すように、補液式返血工程（送液正方向）では、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ５、および開閉弁Ｖ２が開放する。また、空気ポンプ７ａが正回転する。さらに、血液ポンプ５が正回転する。これらの開閉弁の開放、空気ポンプ７ａの回転、および血液ポンプ５の回転は、制御装置１２による指示によって制御される。特に、制御装置１２は、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）、補液回路４、および血液回路２への透析液の流れが生じるよう、空気ポンプ７ａの単位時間当たりの回転数を制御する（一次空気導入部７からの空気の流量を制御する）。

[0087] 空気ポンプ７ａの駆動および開閉弁７ｃの開放により、透析液フィルタ１０に空気が導入され、透析液フィルタ１０の一次チャンバ１０ａが陽圧になる。これにより、一次チャンバ１０ａ内の透析液が二次チャンバ１０ｂに至り、透析液導入回路３ａを流れる。つまり、制御装置１２は、図７に示す流路を透析液が流れるよう透析液回路３、補液回路４、および血液回路２を制御する。

[0088] 開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ５、および開閉弁Ｖ２の開放により、透析液は、透析液導入回路３ａ、脱血側補液回路４ａ、脱血側回路２ａ、血液浄化器１（

血液流路）、および返血側回路２ｂを通る。図７では、この透析液の流れを、太鎖線矢印で示している。この透析液の流れにより、透析液が血液浄化器１および血液回路２（返血側回路２ｂ）に残存した血液を押し出し、血液が体内に戻される。

[0089] 図７において説明した補液式返血工程（送液正方向）は、バックアップ電源１３からの電力供給により、少なくとも制御装置１２、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ５、開閉弁Ｖ２、空気ポンプ７ａ、および血液ポンプ５のみが動作することによって行われる。一方で、複式ポンプ９など、透析治療において透析液を透析液回路３に流し、血液を血液回路２に流すための構成要素は停止していてもよい。

[0090] 透析液フィルタ１０内の透析液が流れると、透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わる。透析液供給源の切り替えについては、第１の実施形態において説明したので、詳細な説明は省略する。透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わると、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して補液式返血工程（送液正方向）が行われる。

[0091] 以上説明したように、第２の実施形態では、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して補液式返血工程（送液正方向）を行う。第２の実施形態に係る構成でも、血液回路２において透析液を引き出すための圧力が生じず、血液回路２が陰圧にならない。透析液フィルタ１１内の透析液を使用する場合も同様である。よって、第２の実施形態に係る構成によれば、透析液供給部６による透析液の生成および供給が停止したときでも、従来技術と比較して、より良好に返血を行うことができる。

[0092] また、第２の実施形態に係る構成では、制御装置１２、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ５、開閉弁Ｖ２、空気ポンプ７ａ、および血液ポンプ５のみが動作する。このことから、特に、主電源から血液浄化装置１００への電力供給が停止した場合でも、バックアップ電源１３から最低限の構成要素への電力供給によって返血を行うことができる。

[0093] なお、補液式返血工程（送液正方向）では、透析液が血液ポンプ５を通るため、血液ポンプ５を駆動する必要がある。よって、血液回路２において透析液を引き出すための圧力が生じる。血液回路２が陰圧になることを防止するために、透析液フィルタ１０（または、透析液フィルタ１１）に空気が導入されることによって生じる透析液回路３内の圧力が、予め定められた閾値を超えない（または、血液ポンプ５の駆動によって生じる血液回路２内の圧力よりも高くなる）よう、空気ポンプ７ａ（もしくは、空気ポンプ８ａ）および／または血液ポンプ５が制御される。この制御については、第１の実施形態において説明したので、詳細な説明は省略する。

[0094] 図７において説明した返血工程の代わりにまたはそれに加え、補液式返血工程において、送液逆方向で血液を体内に戻す補液式返血工程（送液逆方向）を行ってもよい。図８は、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して補液式返血工程（送液逆方向）を行うときの透析液の流れを示す。

[0095] 図８に示すように、補液式返血工程（送液逆方向）では、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ１１、および開閉弁Ｖ１が開放する。また、空気ポンプ７ａが正回転する。さらに、血液ポンプ５が逆回転する。これらの開閉弁の開放、空気ポンプ７ａの回転、および血液ポンプ５の回転は、制御装置１２による指示によって制御される。特に、制御装置１２は、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）、補液回路４、および血液回路２への透析液の流れが生じるよう、空気ポンプ７ａの単位時間当たりの回転数を制御する（一次空気導入部７からの空気の流量を制御する）。

[0096] 空気ポンプ７ａの駆動および開閉弁７ｃの開放により、透析液フィルタ１０に空気が導入され、透析液フィルタ１０の一次チャンバ１０ａが陽圧になる。これにより、一次チャンバ１０ａ内の透析液が二次チャンバ１０ｂに至り、透析液導入回路３ａを流れる。つまり、制御装置１２は、図８に示す流路を透析液が流れるよう透析液回路３、補液回路４、および血液回路２を制御する。

[0097] 開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ１１、および開閉弁Ｖ１の開放により、透析液は、

透析液導入回路３ａ、返血側補液回路４ｂ、返血側回路２ｂ、血液浄化器１（血液流路）、および脱血側回路２ａを通る。図８では、この透析液の流れを、太鎖線矢印で示している。この透析液の流れにより、透析液が血液浄化器１および血液回路２（脱血側回路２ａ）に残存した血液を押し出し、血液が体内に戻される。

[0098] 図８において説明した補液式返血工程（送液逆方向）は、バックアップ電源１３からの電力供給により、少なくとも制御装置１２、開閉弁７ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ７、開閉弁Ｖ１、空気ポンプ７ａ、および血液ポンプ５のみが動作することによって行われる。一方で、複式ポンプ９など、透析治療において透析液を透析液回路３に流すための構成要素は停止していてもよい。

[0099] 透析液フィルタ１０内の透析液が流れると、透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わる。透析液供給源の切り替えについては、第１の実施形態において説明したので、詳細な説明は省略する。透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わると、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して補液式返血工程（送液逆方向）が行われる。

[0100] 補液式返血工程（送液逆方向）では、透析液が血液ポンプ５を通るため、血液ポンプ５を駆動する必要がある。よって、血液回路２において透析液を引き出すための圧力が生じる。血液回路２が陰圧になることを防止するために、透析液回路３内の圧力が、予め定められた閾値を超えない（または、血液回路２内の圧力よりも高くなる）よう、空気ポンプ７ａ（もしくは、空気ポンプ８ａ）および／または血液ポンプ５が制御される。この制御については、第１の実施形態において説明したので、詳細な説明は省略する。

[0101] なお、補液式返血工程（送液正方向）および補液式返血工程（送液逆方向）の両方が行われてもよい。例えば、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して補液式返血工程（送液正方向）が最初に行われ、透析液供給源を切り替えるときに、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して補液式返血工程（送

液逆方向）が行われてもよい。また、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して補液式返血工程（送液逆方向）が最初に行われ、透析液供給源を切り替えるときに、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して補液式返血工程（送液正方向）が行われてもよい。補液式返血工程（送液正方向）および補液式返血工程（送液逆方向）の両方を行うことによって、脱血側回路２ａおよび返血側回路２ｂの両方に残存した血液を体内に戻すことができる。

[0102] ＜第３の実施形態＞

図９は、第３の実施形態に係る血液浄化装置３００の構成を示すブロック図である。血液浄化装置３００は、第１の実施形態に係る血液浄化装置１００と比較して、空気導入部（一次空気導入部７および二次空気導入部８）の構成が異なり、その他の構成は同様である。血液浄化装置３００は、一次空気導入部７および二次空気導入部８の代わりに、空気導入部１４を含む。

[0103] 空気導入部１４は、一次空気導入部７および二次空気導入部８と同等の役割を果たし、透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１に空気を導入する。空気導入部１４は、空気ポンプ１４ａ、空気導入路１４ｂ、開閉弁（電磁弁）１４ｃ、開閉弁（電磁弁）１４ｄ、空気フィルタ１４ｅ、および空気フィルタ１４ｆを含む。空気ポンプ１４ａは、内部に回転子を有し、回転子が回転するよう駆動する。回転子は、制御装置１２による制御の下、電動モータなどのアクチュエータ（図示しない）によって回転する。空気ポンプ１４ａには、ロータリエンコーダ（図示せず）が設けられる。ロータリエンコーダは、回転子の回転数を検出する。空気ポンプ１４ａが回転することによって、空気導入路１４ｂを通じて空気が透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１に導入される。

[0104] 図示しないが、空気導入部１４は、図２に示した一次空気導入部７および二次空気導入部８と同様に、脱血側エアトラップチャンバ２ｃおよび返血側エアトラップチャンバ２ｄと接続される。空気ポンプ１４ａは、例えば、透析治療中に、脱血側エアトラップチャンバ２ｃおよび返血側エアトラップチャンバ２ｄ内の液面を調整する液面調整ポンプとしての役割も果たす。

[0105] 空気ポンプ１４ａの駆動により透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１に導入された空気によって、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じる。空気ポンプ１４ａと透析液フィルタ１０との間に設けられた開閉弁１４ｃの開閉によって、透析液フィルタ１０への空気の流れが制御される。同様に、空気ポンプ１４ａと透析液フィルタ１１との間に設けられた開閉弁１４ｄの開閉によって、透析液フィルタ１１への空気の流れが制御される。空気フィルタ１４ｅおよび空気フィルタ１４ｆは、空気中のごみを除去する。なお、空気導入部１４において、空気フィルタ１４ｅおよび空気フィルタ１４ｆは必須の構成ではない。

[0106] 第３の実施形態では、第１の実施形態および第２の実施形態と比較して、例えば、２つの空気ポンプ７ａおよび空気ポンプ８ａを含む代わりに、空気ポンプ１４ａのみを含む。同様に、２つの空気導入路７ｂおよび空気導入路８ｂを含む代わりに、空気導入路１４ｂのみを含む。このようにして、装置全体の構成がより簡素化される。

[0107] 次に、図１０および図１１を参照して、第３の実施形態に係る処理を説明する。第３の実施形態では、透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１内の透析液を使用して、逆濾過式返血工程（送液正方向）により血液浄化器１および血液回路２に残存した血液を体内に戻す例のみを説明する。しかしながら、第３の実施形態でも、逆濾過式返血工程（送液逆方向）、補液式返血工程（送液正方向）、および補液式返血工程（送液逆方向）のいずれかによる返血が行われてもよい。血液浄化装置３００でも、後述する一部の構成要素のみがバックアップ電源１３からの電力供給によって機能する。

[0108] 図１０は、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液正方向）を行うときの透析液の流れを示す。図に示す開閉弁は、網掛けで表示され、開閉弁が閉鎖している場合、図に示す開閉弁は、白抜きで表示される。

[0109] 図１０に示すように、逆濾過式返血工程（送液正方向）では、開閉弁１４ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、および開閉弁Ｖ２が開放する。また、空気ポ

ンプ１４ａが正回転する。これらの開閉弁の開放、および空気ポンプ１４ａの回転は、制御装置１２による指示によって制御される。特に、制御装置１２は、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じるよう、空気ポンプ１４ａの単位時間当たりの回転数を制御する（空気導入部１４からの空気の流量を制御する）。

[0110] 空気ポンプ１４ａの駆動および開閉弁１４ｃの開放により、透析液フィルタ１０に空気が導入され、透析液フィルタ１０の一次チャンバ１０ａが陽圧になる。これにより、一次チャンバ１０ａ内の透析液が二次チャンバ１０ｂに至り、透析液導入回路３ａを流れる。つまり、制御装置１２は、図１０に示す流路を透析液が流れるよう透析液回路３および血液回路２を制御する。

[0111] 開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、および開閉弁Ｖ２の開放により、透析液は、透析液導入回路３ａ、血液浄化器１（血液浄化膜）、および返血側回路２ｂを通る。図１０では、この透析液の流れを、太鎖線矢印で示している。なお、透析液は、血液浄化器１の内部においては、透析液流路、血液浄化膜、および血液流路の順に流れる。この透析液の流れにより、透析液が血液浄化器１および血液回路２（返血側回路２ｂ）に残存した血液を押し出し、血液が体内に戻される。

[0112] 図１０において説明した逆濾過式返血工程（送液正方向）は、バックアップ電源１３からの電力供給により、少なくとも制御装置１２、開閉弁１４ｃ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、開閉弁Ｖ２、および空気ポンプ１４ａのみが動作することによって行われる。一方で、血液ポンプ５および複式ポンプ９など、透析治療において透析液を透析液回路３に流し、血液を血液回路２に流すための構成要素は停止していてもよい。

[0113] 透析液フィルタ１０内の透析液が流れると、透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わる。透析液供給源の切り替えについては、第１の実施形態において説明したので、詳細な説明は省略する。図１１は、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液正方向）を行うときの透析液の流れを示す。

[0114] 図１１に示すように、透析液供給源が透析液フィルタ１０から透析液フィルタ１１に切り替わると、開閉弁１４ｃが閉鎖する。一方、開閉弁１４ｄが開放する。この開閉弁の開放および閉鎖は、制御装置１２による指示によって制御される。特に、制御装置１２は、透析液回路３（透析液導入回路３ａ）および血液回路２への透析液の流れが生じるよう、空気ポンプ１４ａの単位時間当たりの回転数を制御する（空気導入部１４からの空気の流量を制御する）。

[0115] 空気ポンプ１４ａの駆動および開閉弁１４ｄの開放により、透析液フィルタ１１に空気が導入され、透析液フィルタ１１の一次チャンバ１１ａが陽圧になる。これにより、一次チャンバ１１ａ内の透析液が二次チャンバ１１ｂに至り、透析液導入回路３ａを流れる。その後、透析液は、図１１で示した流路と同様の流路を流れる。つまり、制御装置１２は、図１１に示す流路を透析液が流れるよう透析液回路３および血液回路２を制御する。図１１では、この透析液の流れを、太鎖線矢印で示している。

[0116] 図１１において説明した逆濾過式返血工程（送液正方向）は、バックアップ電源１３からの電力供給により、少なくとも制御装置１２、開閉弁１４ｄ、開閉弁Ｖ３、開閉弁Ｖ４、開閉弁Ｖ２、および空気ポンプ１４ａのみが動作することによって行われる。一方で、血液ポンプ５および複式ポンプ９などは停止していてもよい。

[0117] 以上説明したように、第３の実施形態では、単一の空気導入部１４により透析液供給源を切り替える。第３の実施形態に係る構成でも、血液ポンプ５を駆動する必要がない。また、第３の実施形態に係る構成でも、血液回路２において透析液を引き出すための圧力が生じず、血液回路２が陰圧にならない。よって、第３の実施形態に係る構成によれば、透析液供給部６による透析液の生成および供給が停止したときでも、従来技術と比較して、より良好に返血を行うことができる。

[0118] 上述した第１の実施形態乃至第３の実施形態では、２つの透析液フィルタ（透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１）が使用されるが、単一の

透析液フィルタまたは３つ以上の透析液フィルタが使用されてもよい。つまり、ｎ個（ｎは１以上の整数）の透析液フィルタ内の透析液を使用して、血液浄化器１および血液回路２の残存した血液を体内に戻す。例えば、３つ以上の透析液フィルタが使用される場合、上述した判定方法に従って、透析液供給源が３段階で切り替わる。透析液フィルタ１０および透析液フィルタ１１に貯留した透析液を使用して返血が行われるが、透析液を貯留するための専用のチャンバが設けられてもよい。

[0119] また、第１の実施形態乃至第３の実施形態では、一次空気導入部７は、空気ポンプ７ａを含む代わりに、圧縮した空気を封入した圧縮空気タンクを含む構成であってもよい。この構成の場合、開閉弁７ｃを開放することによって、圧縮空気タンクから空気導入路７ｂを通じて透析液フィルタ１０に空気が導入される。二次空気導入部８および空気導入部１４についても同様に、空気ポンプ８ａおよび空気ポンプ１４ａを含む代わりに、圧縮空気タンクを含む構成であってもよい。上記に加え、空気ポンプ７ａ、空気ポンプ８ａ、空気ポンプ１４ａ、および血液ポンプ５の回転は、ロータリエンコーダを使用して制御されるが、その他の方式において制御されてもよい。空気ポンプ７ａ、空気ポンプ８ａ、空気ポンプ１４ａ、および血液ポンプ５の回転は、例えば、パルスモータを使用した開ループ制御に基づいて行われてもよい。

[0120] さらに、逆濾過式返血工程（送液正方向および送液逆方向）ならびに補液式返血工程（送液正方向および送液逆方向）の任意の組み合わせが行われてもよい。例えば、透析液フィルタ１０内の透析液を使用して補液式返血工程（送液正方向）が最初に行われ、透析液供給源を切り替えるときに、透析液フィルタ１１内の透析液を使用して逆濾過式返血工程（送液逆方向）が行われてもよい。

[0121] さらに、上述した第１の実施形態乃至第３の実施形態は、主に返血工程において適用されるが、そのような例に限定されない。上述した処理は、血液から余分な水分を除去する除水工程により患者の血液が減少することによって生じる血圧低下を防止するための補液工程などにも適用されてもよい。補

液工程では、血液回路に透析液を注入し、体内の血液を補う。

[0122] 上記説明した実施形態は例示にすぎず、実施形態の範囲は、説明した例に限定されない。説明した処理および構成要素に加え、追加の処理および／または構成要素が追加されてもよい。また、発明の概念から逸脱することなく、説明した処理および／もしくは構成要素に変更が加えられてもよく、または特定の処理および／もしくは構成要素が省略されてもよい。さらに、説明した処理の順序は変更されてもよい。

[0123] また、実施形態に係る血液浄化装置は、制御装置１２によって実行されるコンピュータプログラムによって実装されるが、当該コンピュータプログラムは、非一時的記憶媒体に記憶されてもよい。非一時的記憶媒体の例は、リードオンリメモリ（ＲＯＭ）、ランダムアクセスメモリ（ＲＡＭ）、レジスタ、キャッシュメモリ、半導体メモリ装置、内蔵ハードディスクおよび取外可能ディスク装置などの磁気媒体、光磁気媒体、ならびにＣＤ－ＲＯＭディスクおよびデジタル多用途ディスク（ＤＶＤ）などの光学媒体などを含む。

符号の説明

[0124]

１	血液浄化器
１ａ	血液導入口
１ｂ	血液導出口
１ｃ	透析液導入口
１ｄ	透析液排出口
２	血液回路
２ａ	脱血側回路
２ｂ	返血側回路
２ｃ	脱血側エアトラップチャンバ
２ｄ	返血側エアトラップチャンバ
３	透析液回路
３ａ	透析液導入回路
３ｂ	透析液排出回路

４	補液回路
４ａ	脱血側補液回路
４ｂ	返血側補液回路
５	血液ポンプ
６	透析液供給部
７	一次空気導入部
７ａ	空気ポンプ
７ｂ	空気導入路
７ｃ	開閉弁
７ｄ	空気フィルタ
７ｅ	空気フィルタ
８	二次空気導入部
８ａ	空気ポンプ
８ｂ	空気導入路
８ｃ	開閉弁
８ｄ	空気フィルタ
８ｅ	空気フィルタ
９	複式ポンプ
１０	透析液フィルタ
１０ａ	一次チャンバ
１０ｂ	二次チャンバ
１１	透析液フィルタ
１１ａ	一次チャンバ
１１ｂ	二次チャンバ
１２	制御装置
１３	バックアップ電源
１４	空気導入部
１４ａ	空気ポンプ

１４ｂ　空気導入路

１４ｃ　開閉弁

１４ｄ　開閉弁

１４ｅ　空気フィルタ

１４ｆ　空気フィルタ

１００　血液浄化装置

２００　血液浄化装置

３００　血液浄化装置

Ｐ　　透析液ポート

Ｖ１～Ｖ１１　開閉弁

請求の範囲

[請求項1] 血液浄化器を介して接続される血液回路および透析液回路と、

前記透析液回路に接続された空気導入路と、

前記透析液回路または前記空気導入路に設けられると共に、前記空気導入路を介して前記透析液回路内に空気を導入することによって前記透析液回路を陽圧にする空気導入部と、

前記透析液回路から前記血液回路に透析液が流動するよう前記空気導入部を制御し、前記透析液回路から前記血液回路に前記透析液を流動させることによって前記血液回路および前記血液浄化器内の血液を体内に戻すよう、前記血液回路および前記透析液回路を制御する制御装置と、

を備えたことを特徴とする血液浄化装置。

[請求項2] 前記透析液回路に設けられ、前記透析液回路を流れる透析液を清浄化および貯留する透析液フィルタ、をさらに備え、

前記空気導入部は、前記透析液フィルタに空気を導入して、前記透析液フィルタに貯留する透析液を透析液回路に押し出す、

ことを特徴とする請求項１に記載の血液浄化装置。

[請求項3] 前記透析液フィルタは、少なくとも第１の透析液フィルタおよび第２の透析液フィルタを含み、

前記制御装置は、前記第１の透析液フィルタに貯留した前記透析液が前記透析液回路に押し出されたと判定すると、前記第２の透析液フィルタに空気を導入するよう前記空気導入部を制御する、

ことを特徴とする請求項２に記載の血液浄化装置。

[請求項4] 前記空気導入部と前記第１の透析液フィルタとの間に設けられた第１の開閉弁と、

前記空気導入部と前記第２の透析液フィルタとの間に設けられた第２の開閉弁と、をさらに備え、

前記制御装置は、前記第１の透析液フィルタに貯留した前記透析液

が前記透析液回路に押し出されたと判定すると、第１の開閉弁を閉鎖し、前記第２の開閉弁を開放するよう制御する、

ことを特徴とする請求項３に記載の血液浄化装置。

[請求項5] 前記制御装置は、前記透析液が前記透析液回路から前記血液浄化器を介して前記血液回路を流れるよう前記透析液回路および前記血液回路を制御する、ことを特徴とする請求項１乃至４のいずれか一項に記載の血液浄化装置。

[請求項6] 前記血液回路は、返血側回路を含み、

前記制御装置は、前記透析液が前記透析液回路から前記血液浄化器を介して前記返血側回路を流れるよう前記透析液回路および前記血液回路を制御する、ことを特徴とする請求項５に記載の血液浄化装置。

[請求項7] 前記血液回路は、脱血側回路を含み、

前記制御装置は、前記透析液が前記透析液回路から前記血液浄化器を介して前記脱血側回路を流れるよう前記透析液回路および前記血液回路を制御する、ことを特徴とする請求項５に記載の血液浄化装置。

[請求項8] 前記制御装置は、前記透析液回路から前記血液回路に前記透析液が流動するよう、前記空気導入部からの空気の流量を制御する、ことを特徴とする請求項１乃至７のいずれか一項に記載の血液浄化装置。

[請求項9] 前記血液回路内の液体を送液するよう駆動する血液ポンプをさらに備え、

前記制御装置は、前記血液ポンプが駆動しないよう前記血液ポンプを制御する、

ことを特徴とする請求項１乃至８のいずれか一項に記載の血液浄化装置。

[請求項10] 前記制御装置は、前記透析液回路に前記空気が導入されることによって生じる前記透析液回路内の圧力が、予め定められた閾値を超えないよう、前記空気導入部を制御する、ことを特徴とする請求項８に記載の血液浄化装置。

[請求項11] 前記血液回路内の液体を送液するよう駆動する血液ポンプをさらに備え、

前記血液ポンプの駆動によって生じる前記血液回路内の圧力よりも高くなるよう、前記空気導入部および／または前記血液ポンプを制御する、

ことを特徴とする請求項１乃至８のいずれか一項に記載の血液浄化装置。

[請求項12] 前記空気導入路は、前記透析液回路に接続される第１の空気導入路と、前記第１の空気導入路とは異なる箇所で前記透析液回路に接続される第２の空気導入路とを含み、

前記空気導入部は、単一のポンプを含み、

前記空気導入部が前記第１の空気導入路を介して空気を導入する場合と、前記空気導入部が前記第２の空気導入路を介して空気を導入する場合とで、前記単一のポンプが共用される、ことを特徴とする請求項１乃至１１のいずれか一項に記載の血液浄化装置。

[請求項13] 前記血液回路に設けられ、前記血液回路内の血液を収容するチャンバをさらに備え、

前記空気導入部は、前記チャンバに接続され、前記チャンバに空気を流動することによって前記チャンバ内の液面を調整し、

前記制御装置は、前記血液回路および前記血液浄化器内の血液を体内に戻すとき、前記チャンバに空気を流動させずに、前記透析液回路内に空気を導入するよう、前記空気導入部を制御する、

ことを特徴とする請求項１乃至１２のいずれか一項に記載の血液浄化装置。

[請求項14] 血液浄化器を介して接続された血液回路および透析液回路と、前記透析液回路に接続された空気導入路と、前記透析液回路または前記空気導入路に設けられると共に、前記空気導入路を介して前記透析液回路内に空気を導入することによって前記透析液回路を陽圧にする空気

導入部と、制御装置とを含む血液浄化装置によって実行される方法であって、

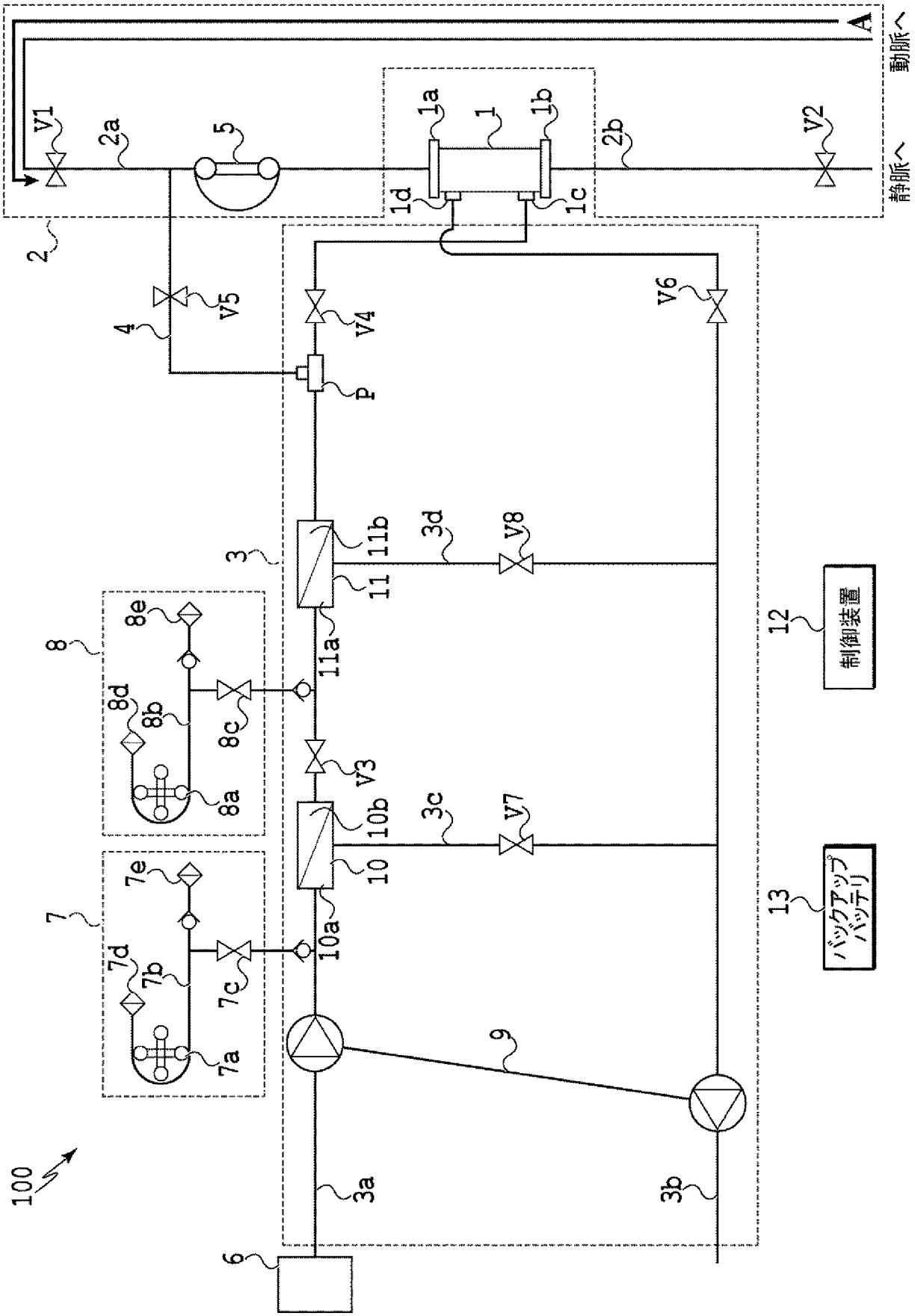
前記制御装置によって、

前記透析液回路から前記血液回路に透析液が流動するよう前記空気導入部を制御するステップと、

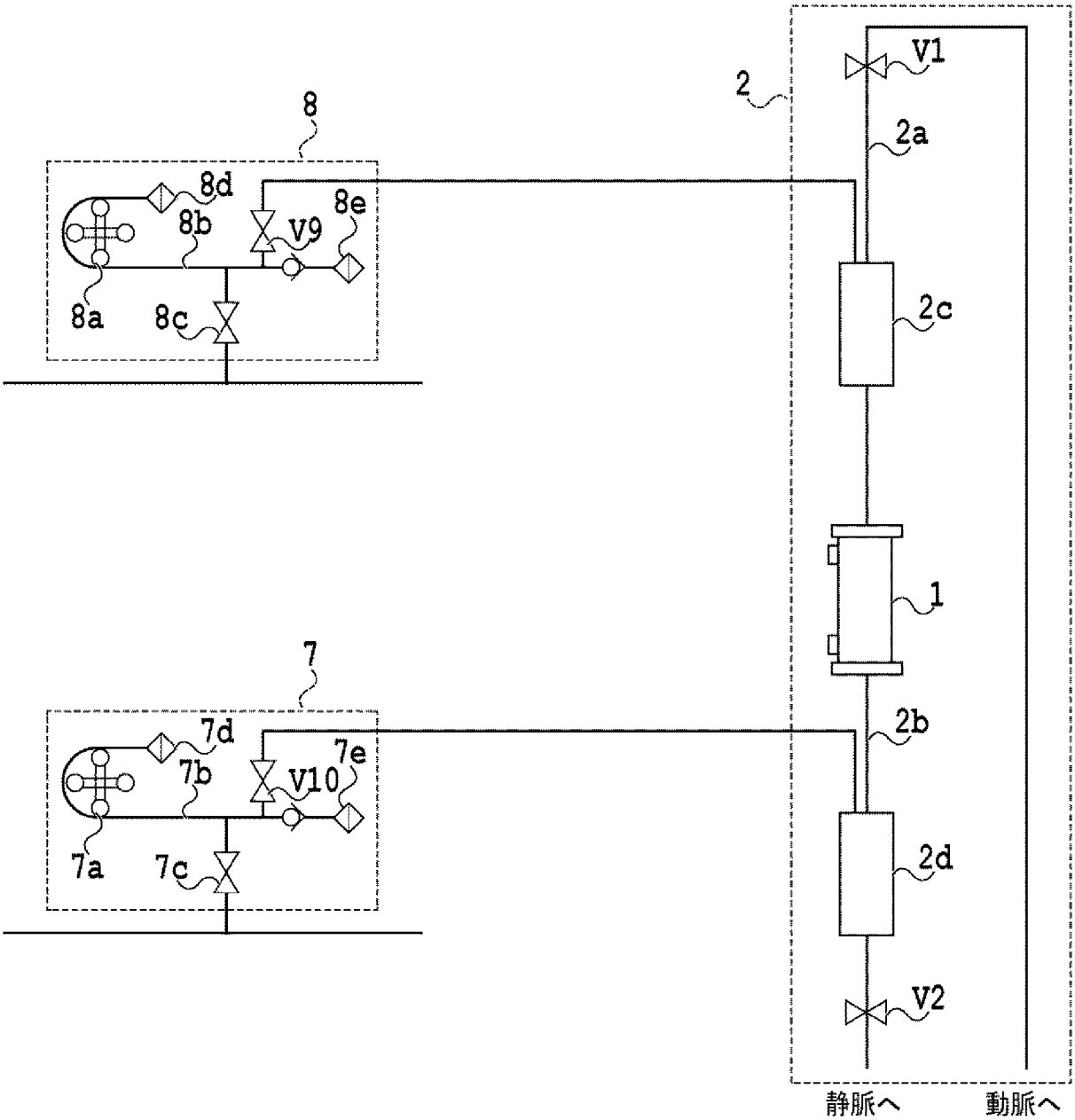
前記透析液回路から前記血液回路に前記透析液を流動させることによって前記血液回路および前記血液浄化器内の血液を体内に戻すよう、前記血液回路および前記透析液回路を制御するステップと、

を備えたことを特徴とする方法。

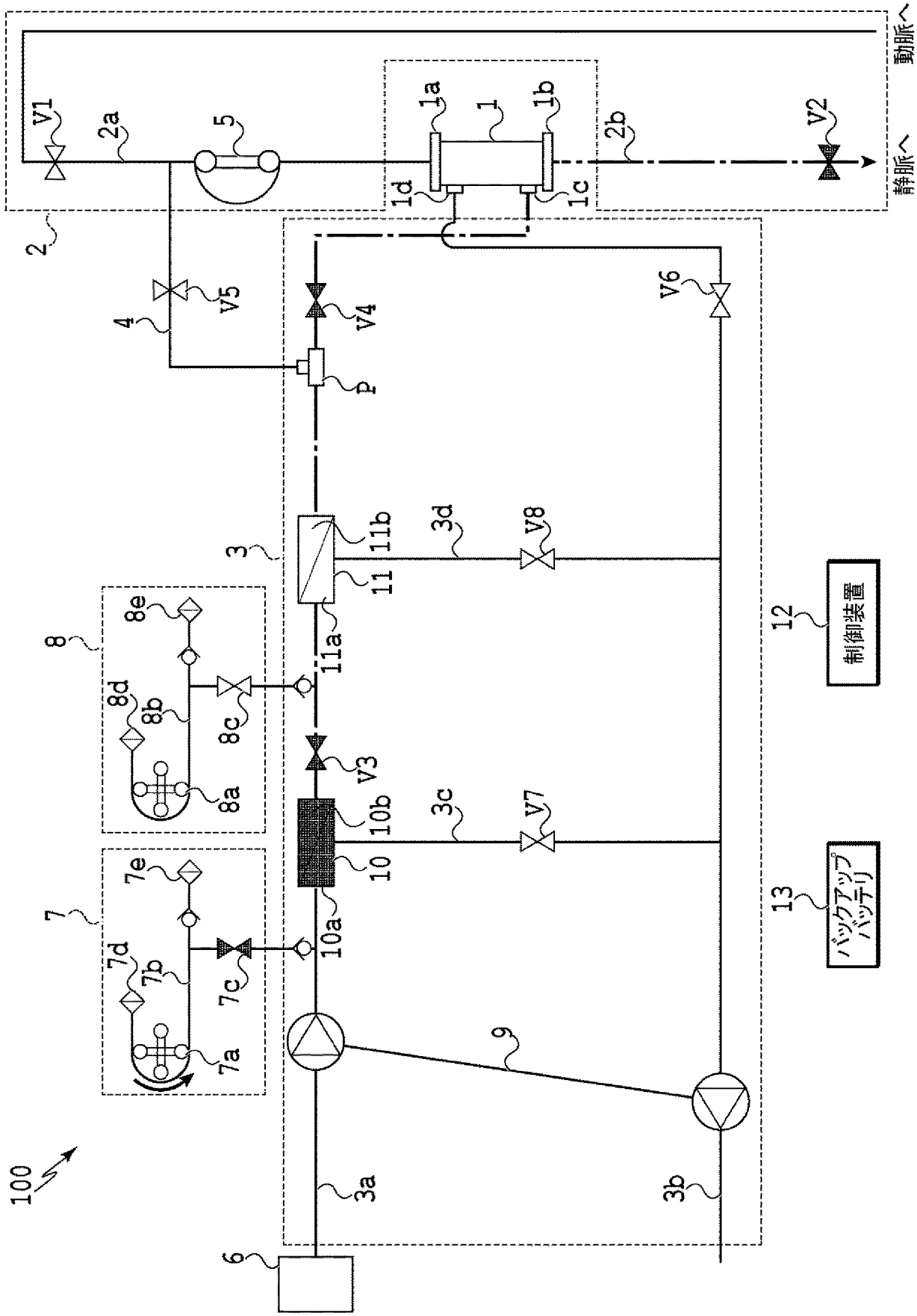
[図1]


A
動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
V5
4
V4
V6
P
3
11b
3d
V8
11
11a
8
8e
8d
8b
8c
8a
V3
10b
3c
V7
10
10a
7
7e
7d
7b
7c
7a
9
12
制御装置
13
バックアップバッテリ
100
3a
3b
6

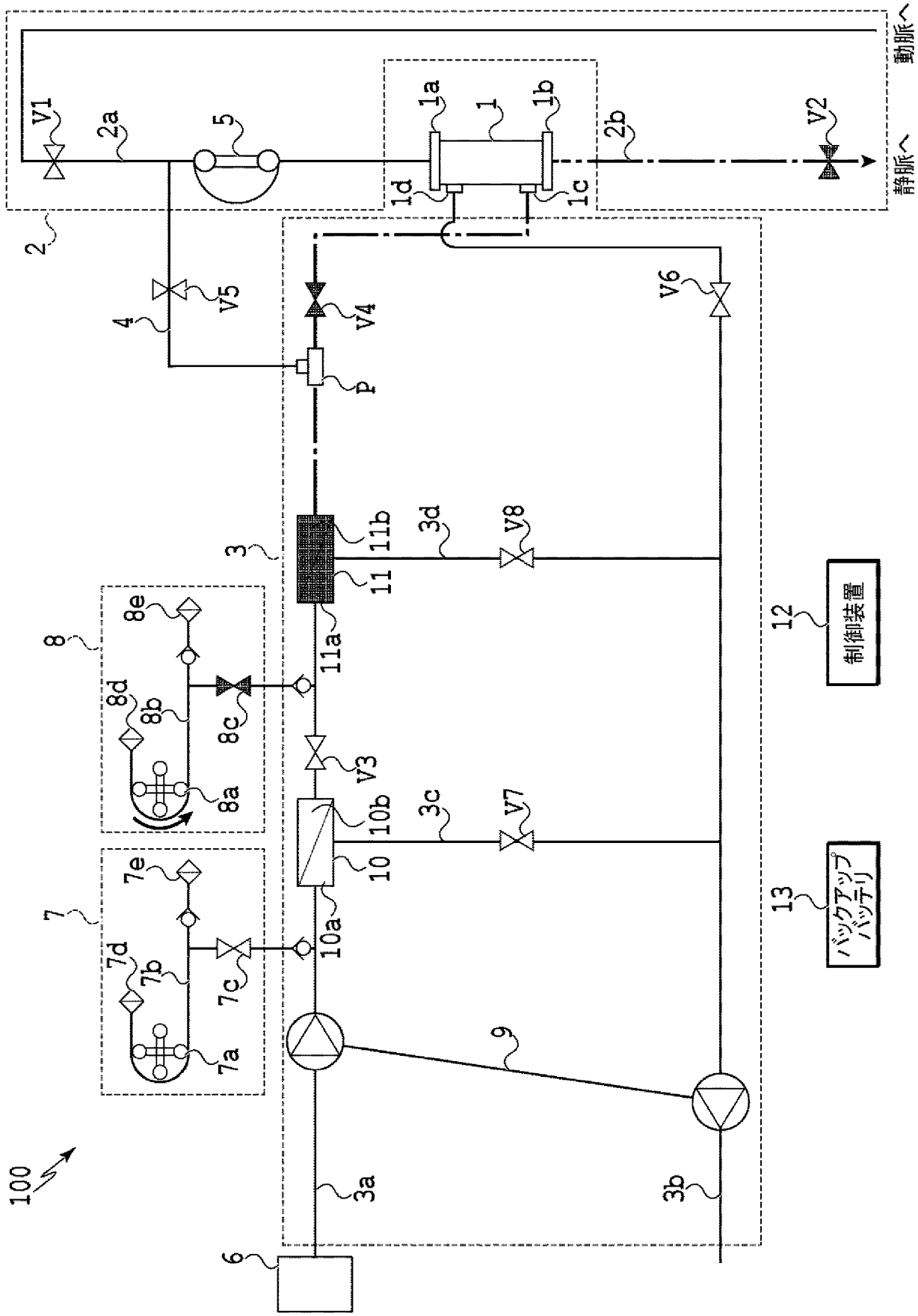
[図2]



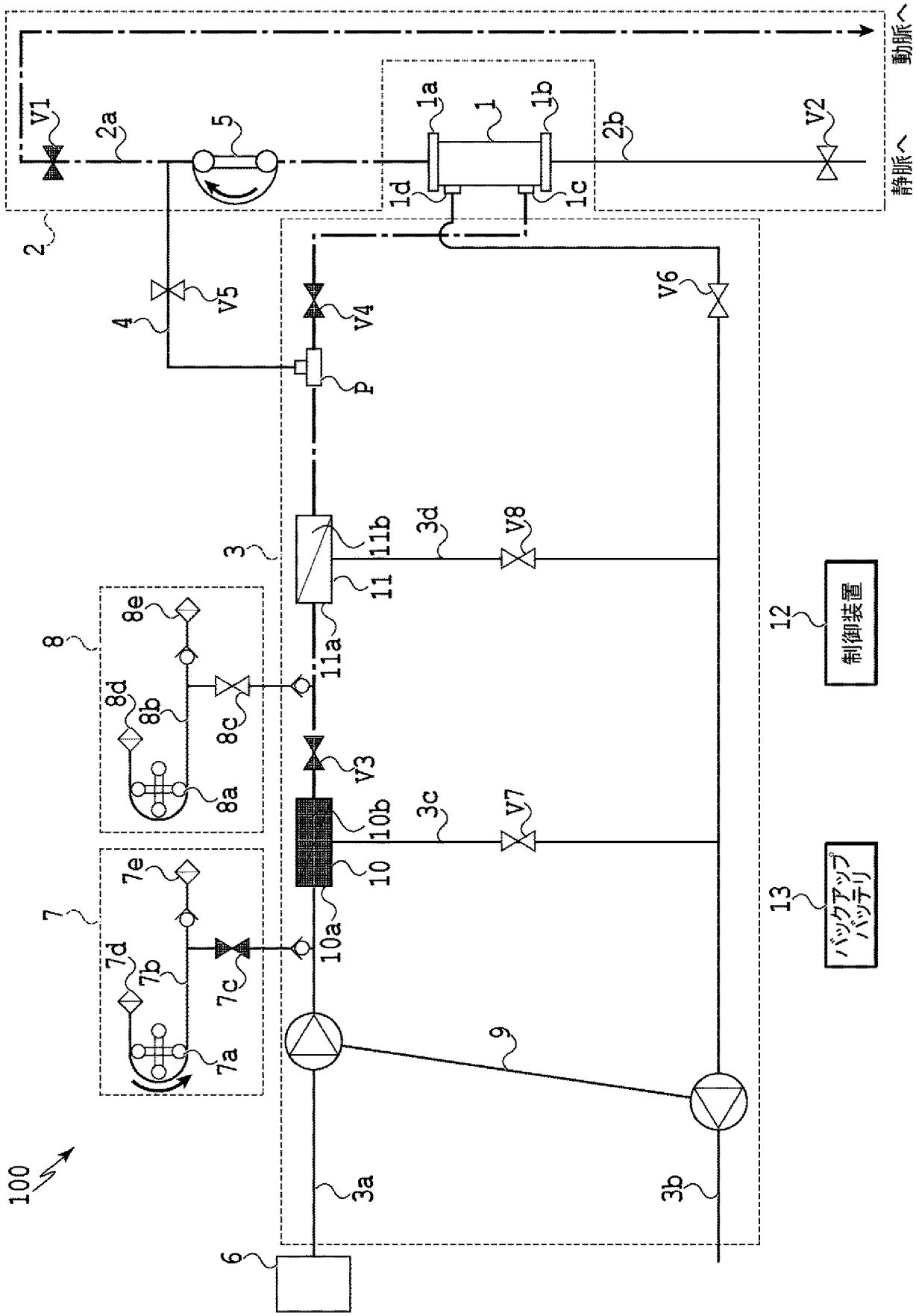
[図3]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
4
V5
V4
P
V6
3
11b
3d
V8
11
11a
8
8e
8d
8b
8c
8a
V3
10b
3c
V7
10
7
7e
7d
7b
7c
7a
10a
9
12
制御装置
13
バックアップバッテリ
100
3a
3b
6

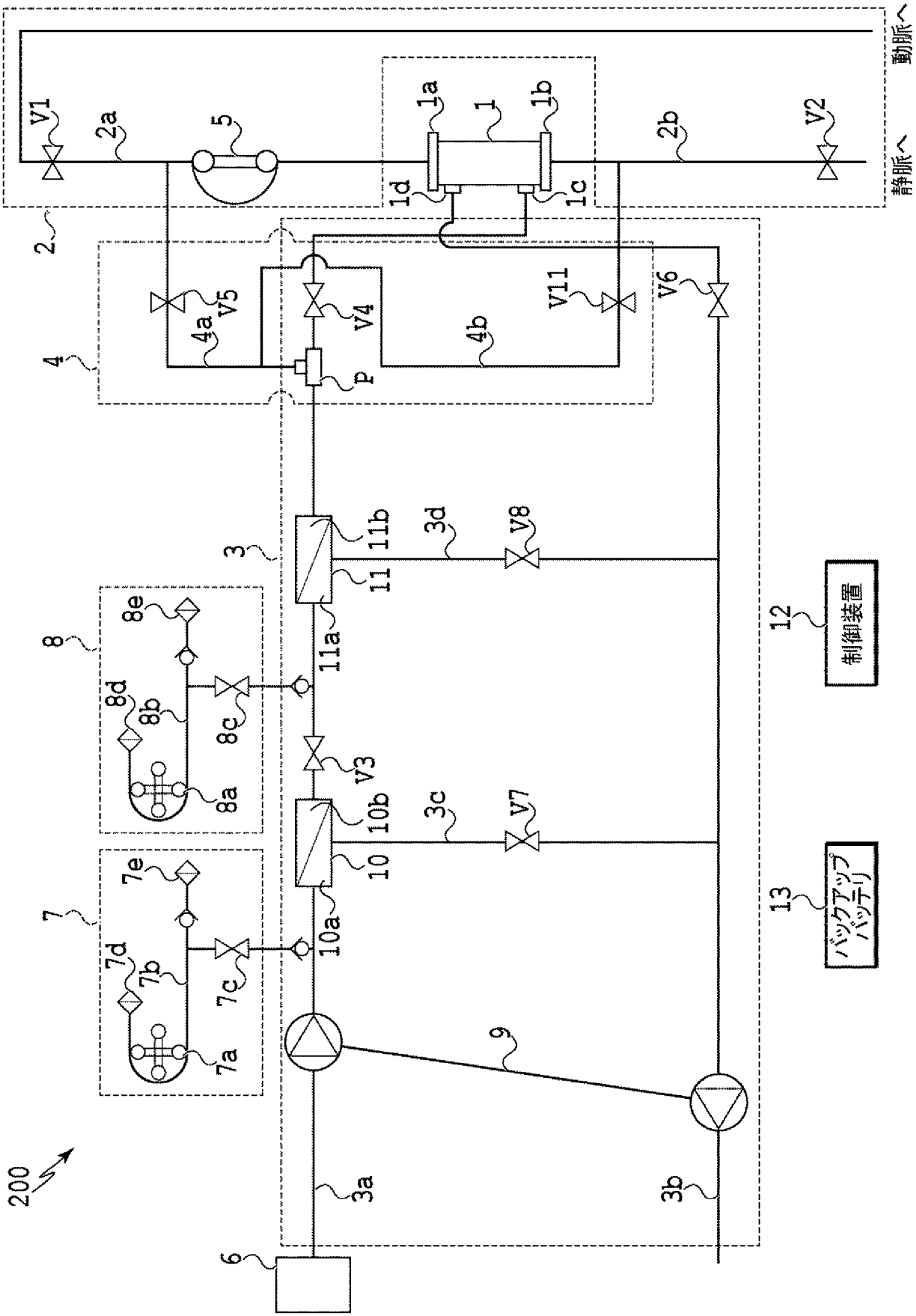
[図4]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
4
V5
V4
V6
P
3
11b
3d
V8
11
12
制御装置
8
8e
11a
8d
8b
8c
V3
8a
10b
3c
V7
10
7
7e
13
バックアップバッテリ
10a
7d
7b
7c
9
7a
100
3a
3b
6

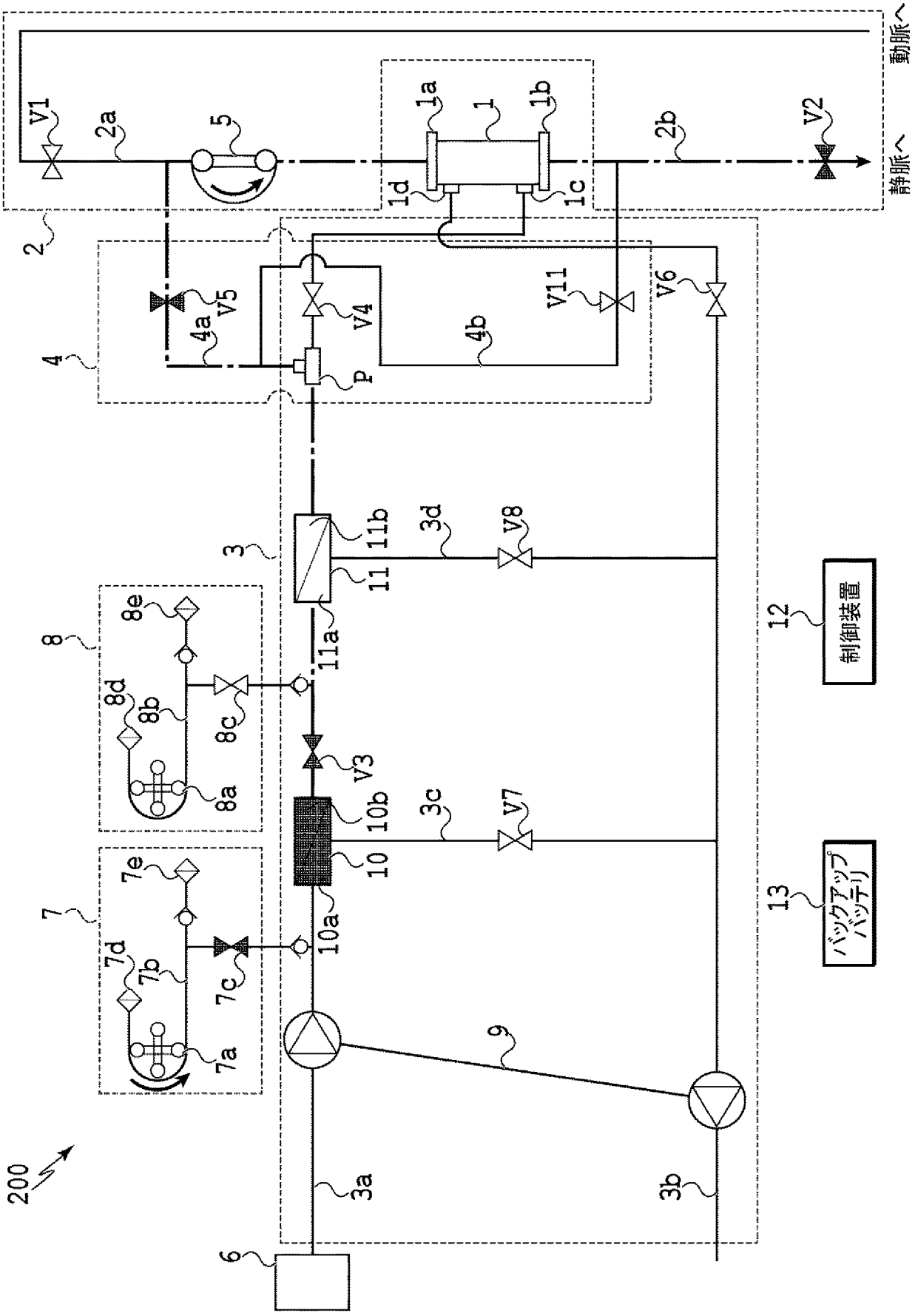
[図5]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
4
V5
V4
V6
p
3
11b
3d
V8
11
11a
8
8e
8d
8b
8c
8a
V3
10b
3c
V7
10
10a
7
7e
7d
7b
7c
7a
9
12
制御装置
13
バックアップバッテリ
100
3a
3b
6

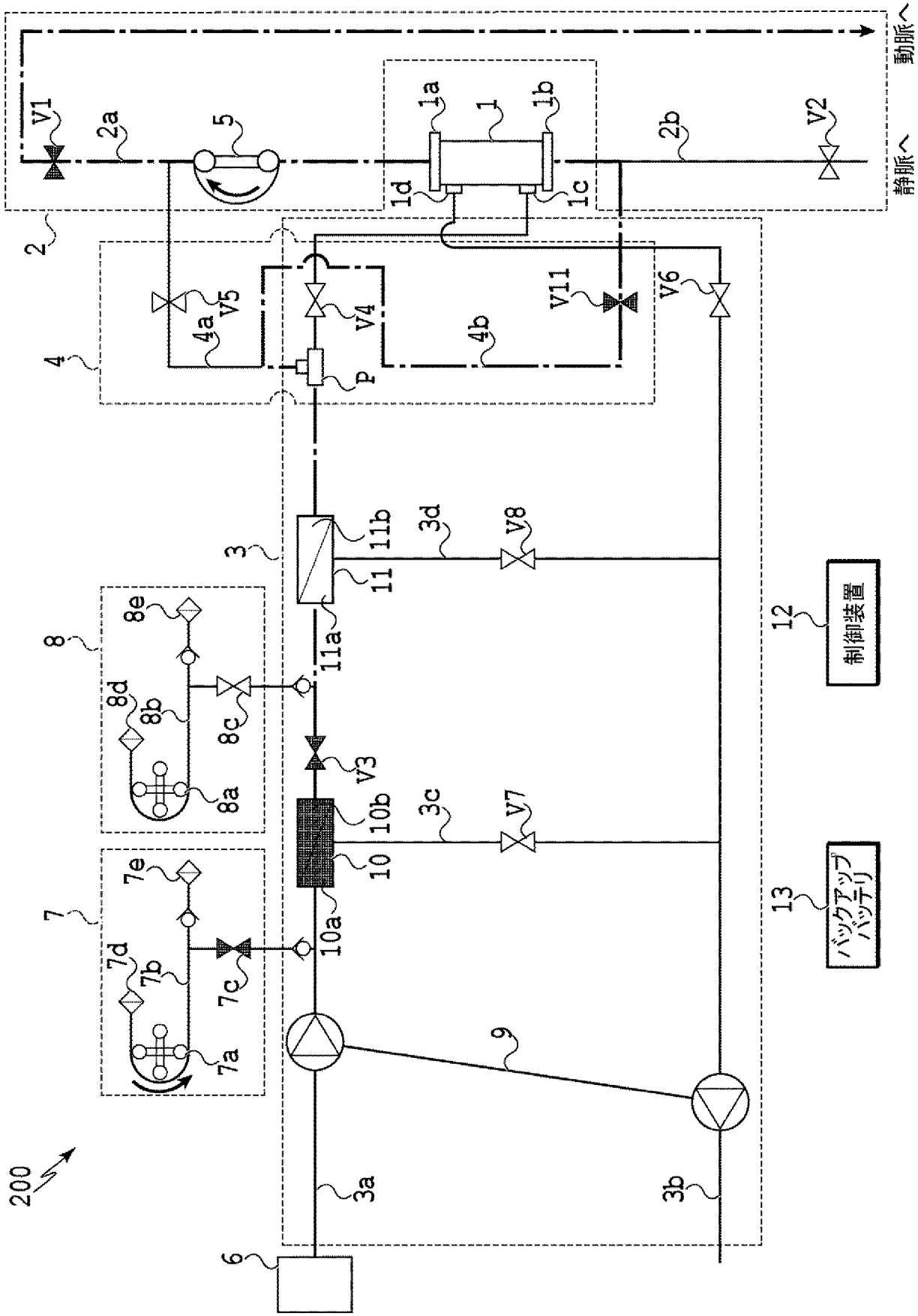
[図6]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
V5
4a
V4
V11
V6
4b
4
P
3
11b
3d
V8
11
11a
8
8e
8d
8b
8c
8a
V3
10b
3c
V7
10
10a
7
7e
7d
7b
7c
7a
9
12
制御装置
13
バックアップバッテリ
200
3a
3b
6

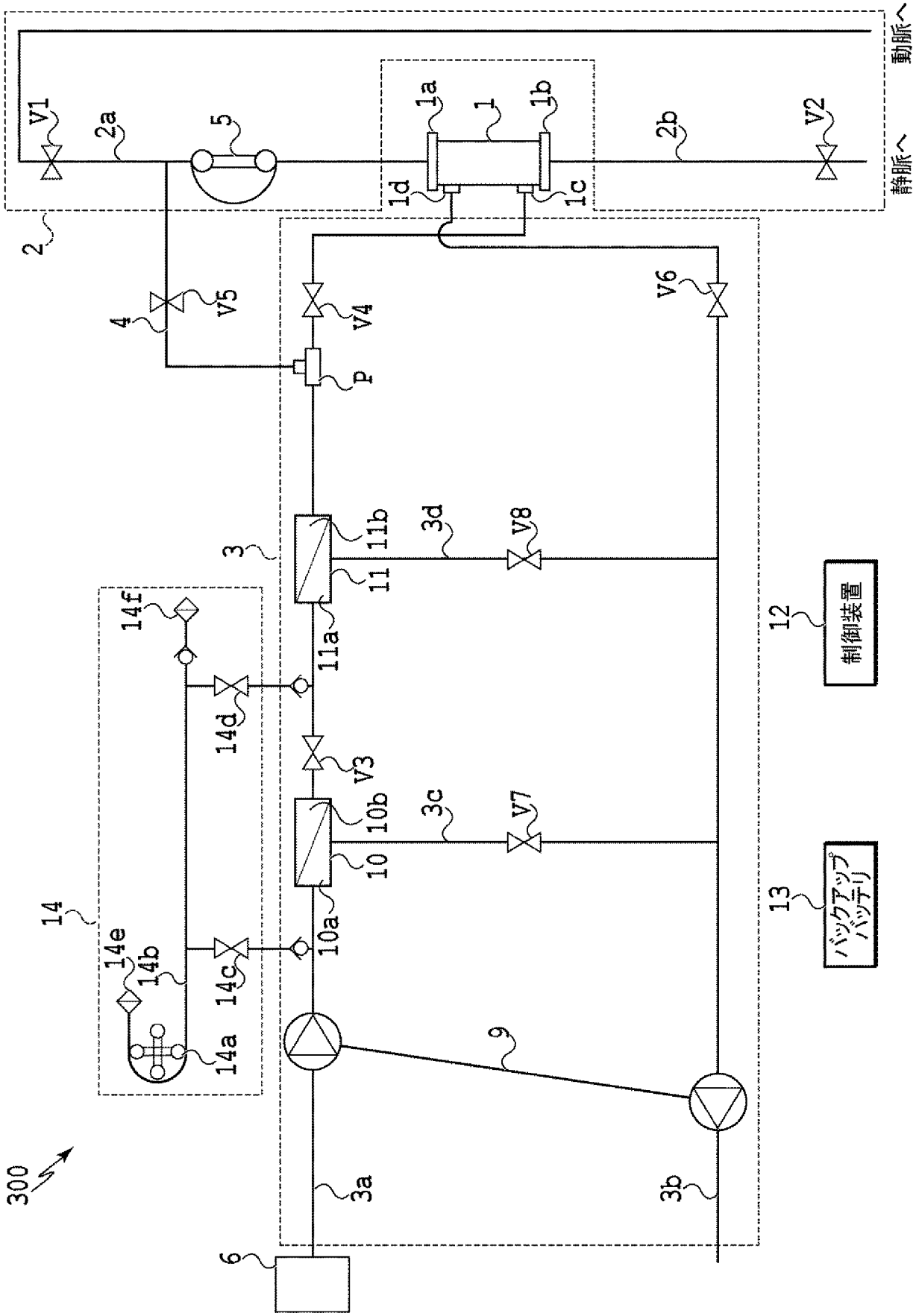
[図7]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
V5
4a
4
V4
P
4b
V11
V6
3
11b
3d
V8
11
11a
8
8e
8d
8b
8c
8a
V3
10b
3c
V7
10
7
7e
7d
7b
7c
7a
10a
9
200
3a
3b
6
12
制御装置
13
バックアップバッテリ

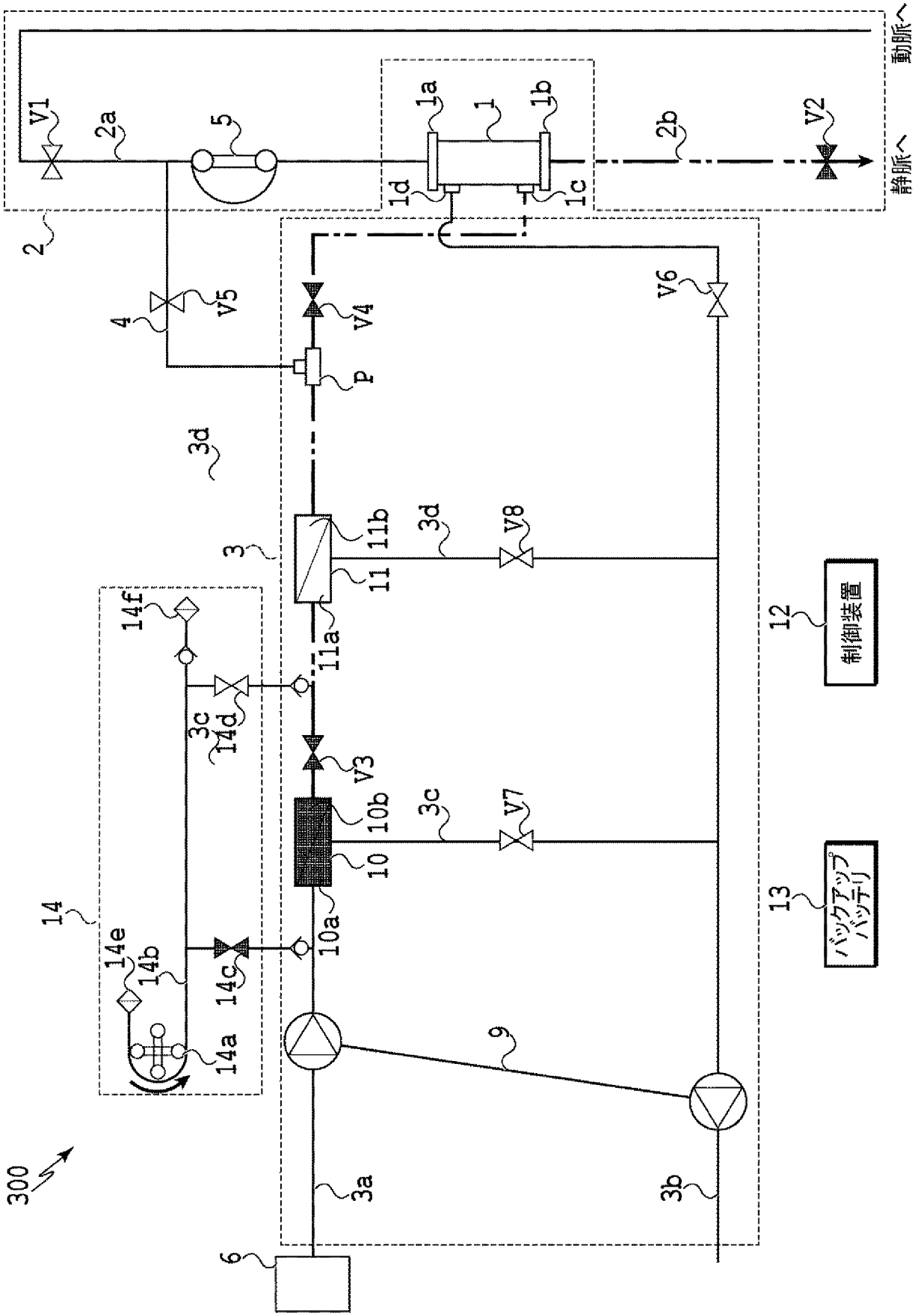
[図8]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
V5
4a
V4
P
4b
V11
V6
4
3
11b
3d
V8
11
11a
8
8e
8d
8b
8c
8a
V3
10b
3c
V7
10
10a
7
7e
7d
7b
7c
7a
9
12
制御装置
13
バックアップバッテリ
200
3a
3b
6

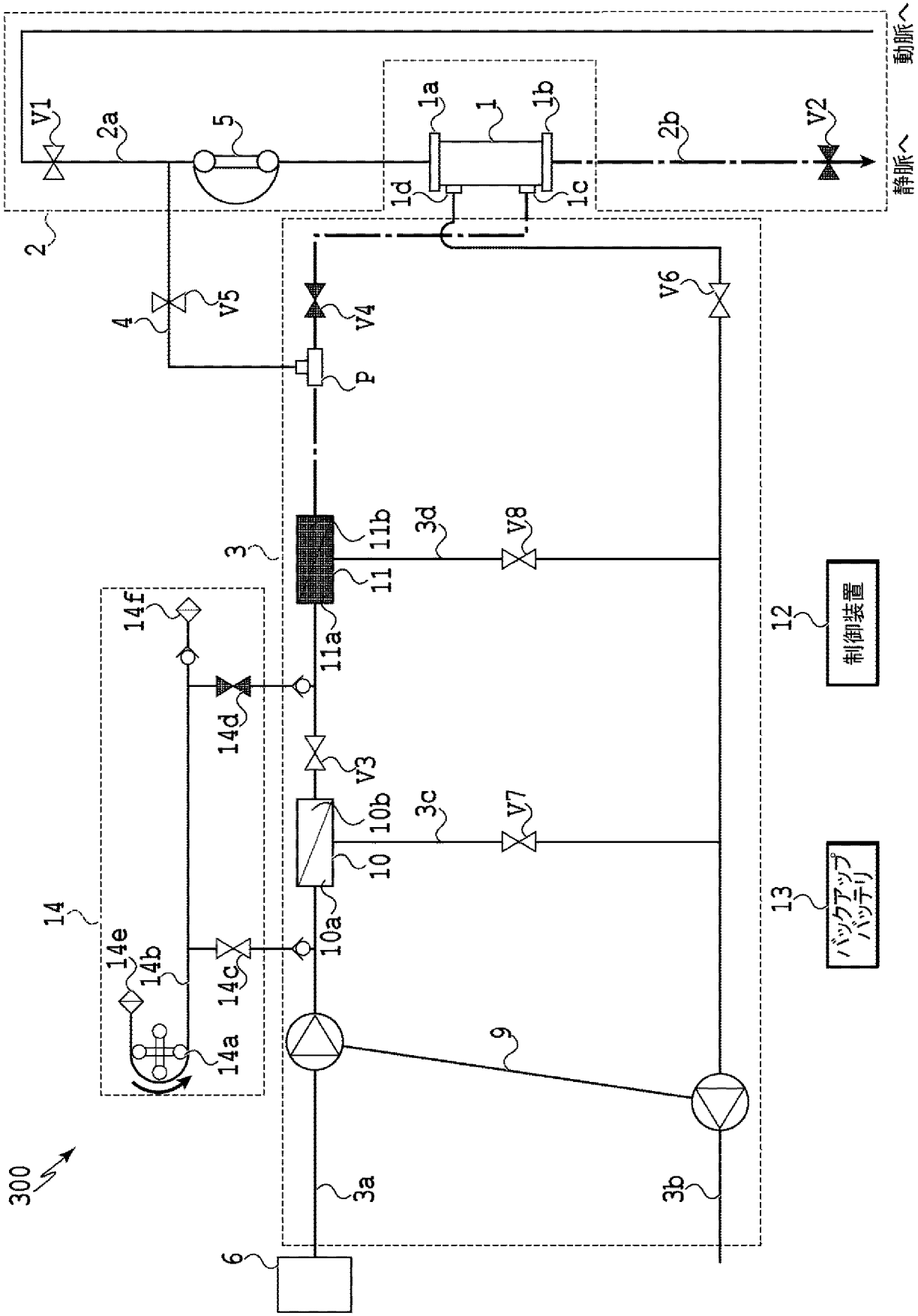
[図9]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
4
V5
V4
P
V6
3
11b
3d
V8
11
11a
12
制御装置
14f
14d
V3
10b
3c
V7
10
13
バックアップバッテリ
14
14e
14b
14c
10a
14a
9
300
3a
3b
6

[図10]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
4
V5
V4
P
V6
3d
3
11b
3d
V8
11
11a
12
制御装置
14f
3c
14d
V3
10b
3c
V7
10
14
10a
13
バックアップバッテリ
14e
14b
14c
14a
9
300
3a
3b
6

[図11]


動脈へ
静脈へ
V1
2a
5
1a
1
1b
2b
V2
1d
1c
2
4
V5
V4
V6
P
3
11b
3d
V8
11
11a
12
制御装置
14f
14d
V3
10b
3c
V7
10
13
バックアップバッテリ
14
14e
14b
14c
10a
14a
9
300
3a
3b
6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2021/021637

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61M 1/36(2006.01)i
FI: A61M1/36 131; A61M1/36 123; A61M1/36 127; A61M1/36 129
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)
A61M1/36

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.
Y A	JP 2012-34782 A (NIKKISO CO., LTD.) 23 February 2012 (2012-02-23) paragraphs [0064]-[0070], fig. 8-10	1-12, 14 13
Y	JP 2018-139791 A (KAWASUMI LABORATORIES, INC.) 13 September 2018 (2018-09-13) paragraphs [0007], [0037], fig. 1	1-12, 14
A	JP 2019-88919 A (DEKA PRODUCTS LIMITED PARTNERSHIP) 13 June 2019 (2019-06-13)	1-14
A	JP 2017-23441 A (NIKKISO CO., LTD.) 02 February 2017 (2017-02-02)	1-14
A	JP 2013-106976 A (NIKKISO CO., LTD.) 06 June 2013 (2013-06-06)	1-14

☒ 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
25 August 2021 (25.08.2021)	07 September 2021 (07.09.2021)

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

International application No.
PCT/JP2021/021637

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2012-5721 A (NIPRO CORPORATION) 12 January 2012 (2012-01-12)	1-14
A	JP 2007-215746 A (NIKKISO CO., LTD.) 30 August 2007 (2007-08-30)	1-14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/JP2021/021637

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
JP 2012-34782 A	23 Feb. 2012	(Family: none)	
JP 2018-139791 A	13 Sep. 2018	(Family: none)	
JP 2019-88919 A	13 Jun. 2019	US 2014/0199193 A1	
JP 2017-23441 A	02 Feb. 2017	US 2018/0140766 A1	
		WO 2017/014274 A1	
		EP 3326667 A1	
		CN 107847655 A	
JP 2013-106976 A	06 Jun. 2013	(Family: none)	
JP 2012-5721 A	12 Jan. 2012	(Family: none)	
JP 2007-215746 A	30 Aug. 2007	(Family: none)	

国際調査報告

国際出願番号
PCT/JP2021/021637

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

A61M 1/36(2006.01)i
FI: A61M1/36 131; A61M1/36 123; A61M1/36 127; A61M1/36 129

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））

A61M1/36

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
Y	JP 2012-34782 A (日機装株式会社) 23.02.2012 (2012-02-23) 段落0064-0070, 図8-10	1-12,14
A		13
Y	JP 2018-139791 A (川澄化学工業株式会社) 13.09.2018 (2018-09-13) 段落0007,0037, 図1	1-12,14
A	JP 2019-88919 A (デカ・プロダクツ・リミテッド・パートナーシップ) 13.06.2019 (2019-06-13)	1-14
A	JP 2017-23441 A (日機装株式会社) 02.02.2017 (2017-02-02)	1-14
A	JP 2013-106976 A (日機装株式会社) 06.06.2013 (2013-06-06)	1-14
A	JP 2012-5721 A (ニプロ株式会社) 12.01.2012 (2012-01-12)	1-14
A	JP 2007-215746 A (日機装株式会社) 30.08.2007 (2007-08-30)	1-14

☐ 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
25.08.2021	07.09.2021

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）
胡谷　佳津志 3S 3944
電話番号 03-3581-1101 内線 3398

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/JP2021/021637

引用文献	公表日	パテントファミリー文献	公表日
JP 2012-34782 A	23.02.2012	（ファミリーなし）	
JP 2018-139791 A	13.09.2018	（ファミリーなし）	
JP 2019-88919 A	13.06.2019	US 2014/0199193 A1	
JP 2017-23441 A	02.02.2017	US 2018/0140766 A1	
		WO 2017/014274 A1	
		EP 3326667 A1	
		CN 107847655 A	
JP 2013-106976 A	06.06.2013	（ファミリーなし）	
JP 2012-5721 A	12.01.2012	（ファミリーなし）	
JP 2007-215746 A	30.08.2007	（ファミリーなし）	