(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
2015 年 7 月 2 日(02.07.2015)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2015/098709 A1

(51) 国際特許分類:
F04D 13/02 (2006.01) *F04D 29/00* (2006.01)
A61M 1/10 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2014/083612

(22) 国際出願日: 2014 年 12 月 18 日(18.12.2014)

(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 2013-272872 2013 年 12 月 27 日(27.12.2013) JP

(71) 出願人: テルモ株式会社(TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷二丁目４４番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 板持洋介(ITAMOCHI, Yosuke); 〒2590151 神奈川県足柄上郡中井町井ノ口１５００番地 テルモ株式会社内 Kanagawa (JP).

(74) 代理人: 千葉剛宏, 外(CHIBA Yoshihiro et al.); 〒1510053 東京都渋谷区代々木２丁目１番１号 新宿マインズタワー １６階 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, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

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

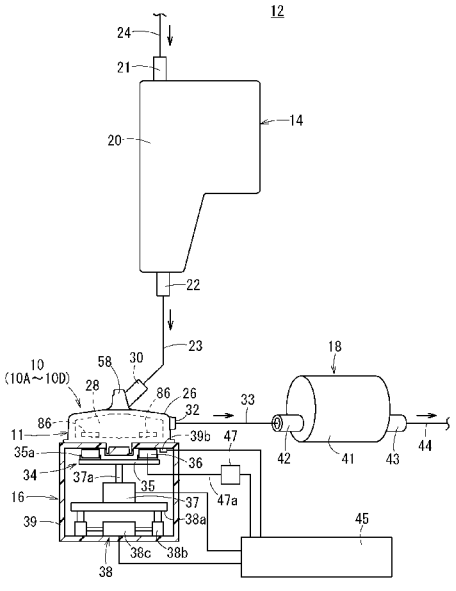
添付公開書類:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

(54) **Title**: CENTRIFUGAL PUMP SYSTEM

(54) 発明の名称 : 遠心ポンプシステム

[図1]

FIG. 1



(57) **Abstract**: This centrifugal pump system (10) is provided with: a centrifugal pump (11) provided with a housing (26), and an impeller (28) which is rotatably disposed inside the housing (26), and which reacts to magnetism; and a drive transmission unit (34) which, while magnetically attracting or repelling the impeller (28), transmits the rotational force of a motor (37) to the impeller (28). The drive transmission unit (34) is capable of changing the magnetic force applied to the impeller (28), in accordance with the rotational speed of the motor (37).

(57) 要約: 遠心ポンプシステム（１０）は、ハウジング（２６）と、ハウジング（２６）内に回転可能に配置され、且つ磁気に反応するインペラ（２８）と、を備える遠心ポンプ（１１）、及びインペラ（２８）と磁気的に引き合い又は反発し合いながら、モータ（３７）の回転力をインペラ（２８）に伝達する駆動伝達部（３４）を有する。駆動伝達部（３４）は、モータ（３７）の回転速度に対応してインペラ（２８）にかかる磁力を変動可能である。

WO 2015/098709 A1

明　細　書

発明の名称 ： 遠心ポンプシステム

技術分野

[0001] 本発明は、血液等の液体を送液する遠心ポンプシステムに関する。

背景技術

[0002] 心臓手術時には、人工心肺装置が用いられる。人工心肺装置は、体外循環回路を構成し、患者から脱血された血液の酸素化、異物の除去等を行う。人工心肺装置としては、人工肺の種類、ポンプの種類、ポンプの配置位置等の相違により種々のタイプのものがあるが、通常、リザーバ（貯血槽）、人工肺、熱交換器、ポンプならびにそれらを接続する複数のチューブにより構成される（特開２００９－１６０２６５号公報参照）。

[0003] 人工心肺装置に用いられるポンプとしては遠心ポンプが挙げられる。遠心ポンプは、一般的に、ハウジングと、ハウジング内に回転可能に配置されたインペラと、インペラの中央に設けられたシャフトと、シャフトを回転自在に支持する軸受とを備える。この遠心ポンプは、ポンプ駆動部に取り付けられることで遠心ポンプシステムとして動作する。遠心ポンプシステムは、ポンプ駆動部によりハウジング内でインペラを回転させて、その回転中心に患者の血液を引き込み、回転時の遠心力によりインペラの外周側に血液を押し出すことで、体外循環回路内における血液の送液を実施する。

発明の概要

[0004] ところで、遠心ポンプシステムのインペラは、低速回転時にハウジング内の下側寄りに位置し、高速回転時に浮力によりハウジング内の上側に変位する、すなわち回転中の回転速度に応じてハウジング内で変位する現象を見せる。このため、例えば低速回転を連続的に行って血液を送液する際には、インペラを軸支する下側の軸受にインペラから大きな負荷がかかり続けることになる。これにより、軸支箇所の血液性状を著しく変化させ、血栓を発生させる不都合が生じる。一方、高速回転を行う際には、インペラがハウジング

内の上側に変位することにより、ポンプ駆動部とインペラの間のトルク伝達率が低下し、インペラを円滑に回転させることが困難になるという問題がある。

[0005] 本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであって、インペラの回転時の荷重を適切に設定可能な構成とすることで、体液を良好に送液することができる遠心ポンプシステムを提供することを目的とする。

[0006] 前記の目的を達成するために、本発明に係る遠心ポンプシステムは、ハウジングと、前記ハウジング内に回転可能に配置され、且つ磁気に反応するインペラと、を備える遠心ポンプ、及び前記インペラの軸方向に磁気的に引き合い又は反発し合いながら、駆動源の回転力を前記インペラに伝達する駆動伝達部を有し、前記駆動伝達部は、前記インペラ又は前記駆動源の回転速度に基づき前記インペラにかかる磁力を変動可能であることを特徴とする。

[0007] 上記によれば、遠心ポンプシステムは、駆動伝達部がインペラ又は駆動源の回転速度に対応してインペラにかかる磁力を変動することで、インペラの回転時の荷重を適切に設定することができる。すなわち、インペラを磁気的に回転させる構造では、インペラの回転時に該インペラにかかる磁力を変動させることにより、インペラの軸方向の荷重を適宜制御することができる。これにより、遠心ポンプシステムは、体液がインペラの荷重の影響を受けて変化すること（例えば、血栓の発生）を抑制することができ、体液を良好に送液することが可能となる。

[0008] この場合、前記駆動伝達部は、前記ハウジングの下方に配置され、且つ前記インペラの第１回転速度時にかかる磁力よりも、前記インペラの前記第１回転速度よりも遅い第２回転速度時にかかる磁力を弱めることが好ましい。

[0009] このように、駆動伝達部が第１回転速度時にかかる磁力よりも第２回転速度時にかかる磁力を弱めることで、第２回転速度時にインペラがハウジングの下方向にかける荷重を低減することができる。よって、例えば、血液の溶血を抑えるためにインペラを低速回転した場合でも、血液を良好に送液することができる。

[0010] また、遠心ポンプシステムは、前記駆動伝達部を変位させ、前記インペラの前記第１回転速度における前記インペラと前記駆動伝達部の間の離間距離よりも、前記インペラの前記第２回転速度における前記離間距離を長くする変位機構部をさらに有するとよい。

[0011] このように、遠心ポンプシステムは、インペラと駆動伝達部の離間距離を変化させる変位機構部を備えることで、インペラにかかる磁力を簡単に変動することができる。つまり、インペラの第２回転速度時の離間距離を第１回転速度時の離間距離よりも長くすることで、第２回転速度時の磁力が容易に弱まり、インペラの荷重を確実に低減することができる。

[0012] 上記構成に加えて、前記駆動伝達部は、前記インペラにかける磁力を供給電力により制御可能な電磁石を有し、前記電磁石は、前記第２回転速度時の磁力よりも前記第１回転速度時の磁力を強めるように制御されることが好ましい。

[0013] このように、駆動伝達部が電磁石を有することで、第１回転速度でインペラを回転させる際（高速回転時）に、強い磁力をインペラにかけることができ、インペラを充分に引きつけて回転させることができる。このため、遠心ポンプシステムは、高速回転時でも駆動伝達部からインペラに回転力を良好に伝達することができる。

[0014] さらに、前記変位機構部は、前記駆動伝達部と前記駆動源を一体的に変位させる構成としてもよい。

[0015] このように、駆動伝達部と駆動源を一体的に変位させる構成とすれば、遠心ポンプシステムは、インペラの回転制御の構造を簡単化しつつ、磁力の変動制御を容易に行うことができる。

[0016] ここで、前記遠心ポンプは、前記インペラの中央に設けられ、軸方向両端に軸端を有するシャフトと、前記軸端の各々をピボット支持する軸受と、を備えていてもよい。

[0017] このようなシャフトと軸受によるピボット支持構造は、シャフトから軸受に向かって集中的に応力をかけることになるが、駆動伝達部がインペラにか

かる磁力を変動させることで、軸受にかかる荷重を良好に制御することができる。

[0018] この場合、少なくとも一方の前記軸受と前記ハウジングとの間の圧力又は荷重を検出する検出部と、検出された前記圧力又は前記荷重に基づき前記インペラにかかる磁力を変動させる制御部と、をさらに備えていてもよい。

[0019] このように、制御部が軸受にかかる圧力又は荷重に基づきインペラにかかる磁力を変動させることで、インペラの荷重をより精度よく制御することができ、体液の変化を一層抑制することが可能となる。

[0020] さらに、前記インペラは、回転中心から回転半径方向外側に流体を流動させる複数の誘導路を有し、前記誘導路は、前記インペラを構成する壁部により周囲が囲われつつ、前記回転半径方向外側に向かって直線状に延在していることが好ましい。

[0021] このように、誘導路がインペラを構成する壁部により周囲が囲われつつ、回転半径方向外側に向かって直線状に延在していることで、インペラにおいて体液（流体）を遠心方向に直線的に導くことができる。これにより、インペラの回転速度が低速（第２回転速度）でも体液の送液量の向上が図られる。また、低速回転時でも、上記のとおりインペラの軸方向の荷重を低減することができる。

[0022] 本発明によれば、遠心ポンプシステムは、インペラの回転時の荷重を適切に設定可能な構成とすることで、体液を良好に送液することができる。

図面の簡単な説明

[0023] [図1]本発明の一実施形態に係る遠心ポンプシステムを備えた人工心肺装置を示す概略説明図である。

[図2]図１の遠心ポンプシステムの遠心ポンプ及びポンプ駆動部の上部を示す断面図である。

[図3]図３Ａは、図１の遠心ポンプを示す平面図であり、図３Ｂは、図１の駆動伝達部を示す平面図である。

[図4]図４Ａは、図１の遠心ポンプの低速回転時の状態を示す断面図であり、

図４Ｂは、図１の遠心ポンプの高速回転時の状態を示す断面図である。

[図5]遠心ポンプシステムの駆動側磁石と従動側磁石の離間距離と、インペラへの伝達トルク及び磁石間のカップリング力の関係性を示す参考グラフである。

[図6]第１変形例に係る遠心ポンプシステムの断面図である。

[図7]図７Ａは、第２変形例に係る遠心ポンプシステムの概要を説明するための平面図であり、図７Ｂは、第２変形例に係る遠心ポンプシステムの低速回転時の状態を示す断面図であり、図７Ｃは、第２変形例に係る遠心ポンプシステムの高速回転時の状態を示す断面図である。

[図8]図８Ａは、第３変形例に係る遠心ポンプシステムの概要を示す一部側面図であり、図８Ｂは、第４変形例に係る遠心ポンプシステムの駆動伝達部の構成を概略的に示す平面図である。

発明を実施するための形態

[0024] 以下、本発明に係る遠心ポンプシステムについて好適な実施形態を挙げ、添付の図面を参照しながら説明する。

[0025] 本発明の一実施形態に係る遠心ポンプシステム１０は、図１に示すように人工心肺装置１２に適用される。人工心肺装置１２は、例えば、心臓手術等において使用され、患者から脱血された血液の酸素化、異物の除去等を行い、血液を患者に戻すものである。

[0026] 人工心肺装置１２は、遠心ポンプシステム１０の他に、例えばリザーバ１４と人工肺１８を含み、これらの構成がチューブを介して接続されることで患者との間で循環回路構造をとる。より具体的には、送液の上流側（患者側）から順に、リザーバ１４、遠心ポンプシステム１０及び人工肺１８がチューブで直列接続される。チューブは、例えば可撓性及び透明性を有するものが適用され、血液の流路として脱血ライン２４、第１接続ライン２３、第２接続ライン３３及び返血ライン４４を構成する。

[0027] 人工心肺装置１２のリザーバ１４は、患者から脱血された血液（静脈血）を一時的に貯留する。リザーバ１４は、リザーバ本体２０と、リザーバ本体

２０の上部に設けられる血液流入ポート２１と、リザーバ本体２０の下部に設けられる血液流出ポート２２とを有する。血液流入ポート２１は、患者に挿入された脱血カニューレからの血液を送血する脱血ライン２４に接続される。血液流出ポート２２は、第１接続ライン２３を介して遠心ポンプシステム１０に接続される。

[0028] リザーバ本体２０内には、血液流入ポート２１を介して流入した血液を濾過する血液フィルタ（図示せず）が配置される。なお、リザーバ本体２０には、さらに、患者の術野からの血液を送血するカーディオトミーラインに接続される流入ポート（図示せず）が設けられる。

[0029] そして、本実施形態に係る遠心ポンプシステム１０は、リザーバ１４の下流側に配置され、リザーバ１４から血液を引き込み、さらに下流側の人工肺１８へ送血する機能を有する。この遠心ポンプシステム１０は、遠心ポンプ１１と、ポンプ駆動部１６と、制御部４５とを備える。

[0030] 遠心ポンプ１１は、内部において患者の血液を流動させるため、１回の手技毎に取り替えられて、使い捨て又は滅菌処理される機構部である。この遠心ポンプ１１は、少なくとも、ハウジング２６と、ハウジング２６内に回転可能に配置されたインペラ２８とを備える。

[0031] ハウジング２６は、第１接続ライン２３を介してリザーバ１４の血液流出ポート２２と接続される血液流入ポート３０と、第２接続ライン３３を介して人工肺１８と接続される血液流出ポート３２とを有する。また、図２に示すように、ハウジング２６は、下部を構成するベース４８と、上部を構成するカバー５０とを備える。ベース４８とカバー５０によって、その内側にインペラ２８が収容される空間２６ａ（以下、「収容空間２６ａ」という）が形成される。

[0032] ベース４８は、全体として略円盤形状であって、円形の底壁５１と、底壁５１の外周部から上方に突出し且つ周方向に一周連続した周壁５２とを有する。底壁５１の中心部には、凹状の第１配置部５４が設けられる。また、底壁５１の下面には、略円筒状の被装着部５３が下方に向かって突出形成され

ている。

[0033] カバー５０は、円盤状の天壁５６と、天壁５６の外周から下方に突出し且つ周方向に一周連続した周壁５７とを有する。カバー５０の周壁５７の下端と、ベース４８の周壁５２の上端とは、互いに嵌合した状態で、接着剤等の適宜の接合手段によって相互固定されている。なお、図２では、カバー５０の周壁５７の下端が、ベース４８の周壁５２の上端の内側に嵌合しているが、ベース４８の周壁５２の上端が、カバー５０の周壁５７の下端の内側に嵌合していてもよい。

[0034] カバー５０には、天壁５６の中央から上方に突出した突出筒部５８が設けられる。突出筒部５８は、上端が閉じ、下方に開放した中空構造に構成される。突出筒部５８の上部内側には、凹状の第２配置部６０が設けられる。

[0035] また、カバー５０には、上述した血液流入ポート３０が設けられる。血液流入ポート３０は、突出筒部５８に対して交差する方向（図示例では傾斜方向）に延出する。血液流入ポート３０の内腔３０ａは、突出筒部５８の内腔５８ａを介して、収容空間２６ａと連通する。

[0036] カバー５０にはさらに、上述した血液流出ポート３２が設けられる。血液流出ポート３２は、カバー５０の周壁５７の外側面から接線方向に延出する。血液流出ポート３２の内腔３２ａは、収容空間２６ａと連通する。

[0037] ハウジング２６（ベース４８及びカバー５０）の構成材料としては、例えば、各種ガラスや、ポリ塩化ビニル、ポリエチレン、ポリプロピレン、環状ポリオレフィン、ポリスチレン、ポリ－（４－メチルペンテン－１）、ポリカーボネート、アクリル樹脂、アクリロニトリル－ブタジエン－スチレン共重合体、ポリエチレンテレフタレート、ポリエチレンナフタレート等のポリエステル、ブタジエン－スチレン共重合体、ポリアミド（例えば、ナイロン６、ナイロン６・６、ナイロン６・１０、ナイロン１２）等の各種樹脂材料が挙げられる。ハウジング２６は、ハウジング２６内を流れる血液を視認できるように、透明な材料により構成されるとよい。

[0038] ハウジング２６内に収容されるインペラ２８は、ポンプ駆動部１６から回

転力が伝達されることで、ハウジング２６と相対的に回転する。インペラ２８は、底部を構成する第１ロータ８７と、第１ロータ８７上に同心状に重ねられた第２ロータ８８と、第２ロータ８８上に同心状に重ねられたロータカバー８９とを有する。

[0039] また、インペラ２８内には、図３Ａに示すように、インペラ２８の略中央から外周側に向かって放射状且つ斜め下方に延在する複数の血液誘導路８４が設けられる。複数の血液誘導路８４は、第２ロータ８８とロータカバー８９との間に形成される。ロータカバー８９の下面から下方に突出した複数の流路形成壁９１は、血液誘導路８４の両側の壁部を構成する。この流路形成壁９１は、径方向外側に向かって連続して延びることで回転方向に血液を流出させない（ウォッシュアウトホールがない）構造となっている。ロータカバー８９の上面は円錐状となっており、その中央部には開口９２が形成される。なお、血液誘導路８４は、図３Ａに示すような直線状に限らず、曲線状であってもよい。

[0040] 血液流入ポート３０からインペラ２８の中心部に流入した血液は、開口９２を介して血液誘導路８４に入り込む。そして、インペラ２８の回転の遠心力で加速されながら血液誘導路８４内を回転半径方向外側へと流れる。血液誘導路８４の端部（インペラ２８の外周側）から排出された血液は、血液流出ポート３２に流動して血液流出ポート３２から第２接続ライン３３に吐出される。

[0041] ハウジング２６内でインペラ２８を回転させるため、図２に示すように、インペラ２８の中央部にはシャフト６２（回転軸）が設けられる。シャフト６２は、直線の棒状部材であり、軸方向の両端に球面状の軸端６６を有する。シャフト６２は、インペラ２８の中央部を軸方向に貫通する挿通孔６３に挿入された状態で、インペラ２８に固定されている。シャフト６２とインペラ２８とは、相対回転不可能であり、且つ、軸方向の相対変位が不可能な状態で相互固定されている。本実施形態では、シャフト６２に設けられた溝６４に、インペラ２８の挿通孔６３を形成する内周壁に設けられた突起６５が

係合することにより、シャフト６２とインペラ２８との相互固定がなされる。

[0042] シャフト６２の軸端６６は、インペラ２８から下方及び上方にそれぞれ突出する。以下、２つの軸端６６を互いに区別する場合には、下側の軸端６６を「第１軸端６６Ａ」と呼び、上側の軸端６６を「第２軸端６６Ｂ」と呼ぶ。

[0043] シャフト６２の構成材料は、例えば、ハウジング２６の構成材料として上記に例示した材料から選択され得る。特に、シャフト６２は、耐摩耗性や摺動性に優れるアルミナセラミック等のセラミック系材料で構成されると好適である。

[0044] 遠心ポンプ１１（ハウジング２６）は、このシャフト６２の軸端６６の各々をピボット支持する軸受７０を備える。以下、第１軸端６６Ａをピボット支持する下側の軸受を「第１軸受７０Ａ」と呼び、第２軸端６６Ｂをピボット支持する上側の軸受を「第２軸受７０Ｂ」と呼ぶ。シャフト６２は、ハウジング２６内で軸方向に所定の締付荷重を掛けられた状態で、第１軸受７０Ａと第２軸受７０Ｂとの間に回転自在に保持される。

[0045] 第１軸受７０Ａは、第１軸端６６Ａに接触する球面状に凹んだ軸受面７３を有する。軸受面７３の曲率半径は、第１軸端６６Ａの曲率半径よりも大きい。第１軸受７０Ａは、ベース４８の中央部に設けられた第１配置部５４に配置される。

[0046] 第２軸受７０Ｂは、第２軸端６６Ｂと接触する球面状に凹んだ軸受面７３を有する。軸受面７３の曲率半径は、第２軸端６６Ｂの曲率半径よりも大きい。第２軸受７０Ｂは、カバー５０の突出筒部５８に設けられた第２配置部６０に配置される。

[0047] 軸受７０の構成材料は、例えば、ハウジング２６の構成材料として上記に例示した材料から選択され得る。特に軸受７０の構成材料は、耐摩耗性や自己潤滑性に優れる超高分子量ポリエチレンにより構成されると好適である。

[0048] そして、図１～図３Ａに示すように、インペラ２８内には、従動側磁石８

６が周方向に間隔をおいて複数（図３Ａ中では６個）設けられる。従動側磁石８６は、ポンプ駆動部１６から伝達される磁気に反応して、シャフト６２を中心としてインペラ２８を回転させる磁気反応体である。複数の従動側磁石８６は、第１ロータ８７の上面に設けられた複数の磁石保持部９０によって保持される。従動側磁石８６は永久磁石を好適に用いることができるが、特に限定されるものではなく、従動側磁石８６に代わる磁気反応体として、例えば強磁性金属を適用してもよい。

[0049] 一方、遠心ポンプシステム１０のポンプ駆動部１６は、上述した遠心ポンプ１１のインペラ２８を駆動させる機構部である。遠心ポンプシステム１０は、患者毎又は手技毎に遠心ポンプ１１のみを取り替えて、ポンプ駆動部１６を使い回すことが可能となっている。

[0050] ポンプ駆動部１６は、従動側磁石８６と磁気的に引き合う（インペラ２８との間で磁気カップリングを形成する）駆動伝達部３４を有し、駆動伝達部３４の回転力を磁気により伝達してインペラ２８を回転させる。また、ポンプ駆動部１６は、駆動伝達部３４の他に、この駆動伝達部３４を回転するモータ３７（駆動源）と、駆動伝達部３４及びモータ３７を一体的に上下に変位させる変位機構部３８と、これらを収容するケース３９とを有する。

[0051] 駆動伝達部３４は、回転部材３５と、回転部材３５に取り付けられる駆動側磁石３６（磁気反応体）とを有する。回転部材３５は、例えば円盤状に形成され、その中心部分がモータ３７の回転軸３７ａに固定支持される。回転部材３５の上面には、駆動側磁石３６の磁石保持部３５ａが設けられ、この磁石保持部３５ａに対し駆動側磁石３６が配置される。磁石保持部３５ａは、駆動側磁石３６の磁気が周囲に与える影響を低減して磁気に指向性をもたせることが可能な磁気シールド機能を有することが好ましい。

[0052] 駆動側磁石３６は、図３Ｂに示すように、モータ３７の回転軸３７ａを中心として周方向に間隔をおいて複数個（例えば、従動側磁石８６に対応する数）配置されるとよい。上記の磁石保持部３５ａも駆動側磁石３６の配置数に対応して回転部材３５上に設けられる。なお、駆動側磁石３６及び従動側

磁石８６の配置数は特に限定されるものではく、さらに駆動側磁石３６と従動側磁石８６の配置数が異なっていてもよい。

[0053] また、本実施形態に係る駆動側磁石３６は、永久磁石３６ａと電磁石３６ｂの２種類の磁気反応体を含む。例えば、永久磁石３６ａと電磁石３６ｂは、回転部材３５の周方向に沿って交互に配置されるとよい。電磁石３６ｂは、芯材４６ｂに導線４６ａをコイル状に巻き付けて芯材４６ｂの上端に極性を有するように構成される。この電磁石３６ｂは、導線４６ａを介して供給された電流により永久磁石３６ａよりも強力な磁力を生じることが可能である。複数の導線４６ａは、中空に形成された回転軸３７ａ内に配線され、回転軸３７ａの途中位置で回転を許容しつつ電力供給可能な接続手段（例えば、スリップリングと端子の接続）により外部の電力供給ライン４７ａ（図１参照）に接続される。電力供給ライン４７ａは、制御部４５により出力が制御される外部電源４７（図１参照）に接続されている。

[0054] 複数の駆動側磁石３６と複数の従動側磁石８６は、相互間で引力を作用させるため、互いの対向面を反対の極性として配置される。例えば、駆動側磁石３６の上面がＮ極の場合は従動側磁石８６の下面がＳ極であり、駆動側磁石３６の上面がＳ極の場合は従動側磁石８６の下面がＮ極である。電磁石３６ｂもこの極性を満たすように、導線４６ａの巻回状態及び電流の供給方向が設定される。

[0055] また、駆動側磁石３６は、平面視で、例えば従動側磁石８６の平面形状よりも大きな扇状に形成される。これにより、駆動側磁石３６は、従動側磁石８６との間で磁気カップリングを良好に形成することができる。なお、駆動側磁石３６及び従動側磁石８６の形状も特に限定されないことは勿論である。

[0056] また、駆動伝達部３４は、図３Ｂ中で２点鎖線に示す位置に、隣接する駆動側磁石３６とは反対の極性を臨ませた補助磁石４０を配置してもよい。この補助磁石４０は、従動側磁石８６に対し斥力を付与することで、インペラ２８間に回転駆動力を伝達する際に、回転方向にかかる剪断力を低減するこ

とができる。勿論、補助磁石４０は従動側磁石８６側に配置されてもよい。

[0057] 図１に戻り、上記の駆動伝達部３４を回転させるモータ３７は、上述したように中空状の回転軸３７ａを有し、この回転軸３７ａは、制御部４５の設定速度に基づき回転する。回転軸３７ａの先端（上端）には回転部材３５が取り付けられる。なお、モータ３７としては、ＡＣモータ、ＤＣモータのいずれでもよいが、可変速モータが好適である。例えば、モータ３７としてステッピングモータを用いると、遠心ポンプ１１における血液の流量制御が容易である。また、駆動伝達部３４は、回転軸３７ａに取り付けられるだけでなく、モータ３７のロータ（図示せず）の一部を構成してステータ（図示せず）からの駆動力を直接受ける構成でもよい。

[0058] また、ポンプ駆動部１６の変位機構部３８は、遠心ポンプ１１（インペラ２８の従動側磁石８６）に対する駆動伝達部３４（駆動側磁石３６）の離間距離を変動させる。すなわち、変位機構部３８は、離間距離を変動させることにより、駆動側磁石３６と従動側磁石８６間に働く磁力を調整する機能を有する。

[0059] 変位機構部３８は、例えば、モータ３７を固定支持する台座３８ａと、台座３８ａを支持及び変位させる台座３８ａの四隅に設けられた油圧シリンダ３８ｂと、油圧シリンダ３８ｂの油圧の供給又は排出を行う供給部３８ｃとにより構成される。供給部３８ｃは、制御部４５の制御下に各油圧シリンダ３８ｂに所定量の油を均等に供給して台座３８ａの高さを調整する。これにより変位機構部３８は、駆動伝達部３４の駆動側磁石３６を従動側磁石８６に対して傾けることなく、駆動側磁石３６全体を均一的に上下動させることができる。

[0060] 油圧シリンダ３８ｂの設置数及び配置位置は、自由に設計してよく、例えば台座３８ａの中央部を１つの油圧シリンダ３８ｂで支持する構成でもよい。また、変位機構部３８の構成は、上記構成に限定されるものではなく、モータや歯車等による機械的構造、或いは電動アクチュエータやエアシリンダ等を適用し得る。

[0061] ポンプ駆動部１６のケース３９は、駆動伝達部３４、モータ３７、変位機構部３８を収容する筐体として構成されている。ケース３９の上部には、遠心ポンプ１１を装着及び固定するための装着部３９ａと、インペラ２８の回転速度を検出する検出センサ３９ｂが設けられている。

[0062] 装着部３９ａは、ケース３９の上面中央部に設けられた環状の溝部として構成され、この装着部３９ａに対し、遠心ポンプ１１のベース４８下面に設けられた被装着部５３が装着される。遠心ポンプ１１の被装着部５３は、内側の断面が軸方向に沿ってテーパ状に形成された環状の嵌合壁５３ａを備える。遠心ポンプシステム１０は、装着部３９ａ（溝部）に対し嵌合壁５３ａをテーパ嵌合することで遠心ポンプ１１をポンプ駆動部１６に強固に固定することが可能となる。

[0063] なお、遠心ポンプ１１とポンプ駆動部１６の装着機構も特に限定されるものではない。例えば、装着部３９ａ（溝部）の所定位置に上下方向に延びる凹部を切り欠き、嵌合壁５３ａに凹部に嵌る凸部を形成したスプライン嵌合構造でもよい。この他にも、装着機構としてネジ機構やロック機構等のように遠心ポンプ１１を安定的に固定可能な種々の構造を採用し得る。

[0064] 検出センサ３９ｂは、ケース３９上面の所定位置に設けられ、制御部４５に対し検出信号を伝達可能に接続される（図１参照）。検出センサ３９ｂは、例えばエンコーダを適用することができ、遠心ポンプ１１がポンプ駆動部１６に配置された状態でインペラ２８の回転速度（回転数）を検出し、制御部４５に出力する。このため、インペラ２８側には、検出センサ３９ｂが検出を行うための構造（例えば、光学的な検出では一部が透過部になった構造等）が設けられるとよい。なお、検出センサ３９ｂは、回転速度を計測可能な種々のセンサを適用することができ、また回転部材３５や駆動側磁石３６の回転速度を検出してもよく、或いは遠心ポンプ１１側に設けられてもよい。検出信号の伝達手段も有線又は無線のいずれでもよい。

[0065] 図１に戻り、制御部４５は、図示しない入力部、表示部、記憶部及び演算部を有するコンピュータにより構成され、モータ３７の駆動、変位機構部３

８の駆動及び電磁石３６ｂの磁力を制御する。制御部４５の入力部は、インペラ２８の回転速度を複数段階、例えば３０００ｒｐｍ（高速回転：第１回転速度）と１５００ｒｐｍ（低速回転：第２回転速度）に切替可能なスイッチを含む。これによりユーザは、手技や患者の血液状態に応じて回転速度を設定することができる。なお、インペラ２８の回転速度は、０～３０００ｒｐｍの範囲で設定されることが好ましく、入力部は、段階的に回転速度を切り替える構成だけでなく、回転速度の数値入力や回転速度をアナログ的に切り替える構成であってもよい。

[0066] 制御部４５は、設定された回転速度に基づきモータ３７を回転させ、駆動伝達部３４を介して遠心ポンプ１１のインペラ２８を回転させる。インペラ２８の回転速度を３０００ｒｐｍ以下に設定すると、溶血や血栓の形成を抑制しやすい。なお、インペラ２８は、３０００ｒｐｍ以上で回転可能であってもよい。制御部４５によるインペラ２８の回転制御時には、検出センサ３９ｂの検出信号に基づきフィードバッグ制御を行うとよい。これにより、インペラ２８の回転速度を高精度に制御することができる。

[0067] また、本実施形態に係る制御部４５は、検出センサ３９ｂの検出信号に基づき変位機構部３８の駆動も制御する。すなわち、制御部４５は、インペラ２８の回転速度に応じて供給部３８ｃの油圧量を調整し、油圧シリンダ３８ｂを介して台座３８ａの変位を調整する。これにより、インペラ２８の回転速度に基づき、台座３８ａに載置された駆動伝達部３４及びモータ３７の上下位置が変動する。

[0068] さらに、制御部４５は、インペラ２８の回転速度に応じて外部電源４７を動作させ、駆動側磁石３６の電磁石３６ｂに電流を供給する。これにより、電磁石３６ｂは、従動側磁石８６に対し所定のタイミングで強い磁力をかけることができ、インペラ２８との磁気カップリングを強めることができる。この制御部４５による駆動伝達部３４の制御については後に詳述する。

[0069] 一方、人工心肺装置１２の人工肺１８は、本体４１と、本体４１の上流側に設けられる血液流入ポート４２と、本体４１の下流側に設けられる血液流

出ポート４３とを有する。血液流入ポート４２は、第２接続ライン３３を介して遠心ポンプシステム１０に接続される。血液流出ポート４３は、血液を患者に戻す返血ライン４４に接続される。

[0070] 人工肺１８の本体４１は、遠心ポンプシステム１０から血液流入ポート４２を介して流入した血液に酸素を添加すると共に二酸化炭素を除去するガス交換を行う。なお、人工肺１８は、血液の温度を変える熱交換機能も有する。上述した制御部４５は、人工肺１８の動作を制御する構成（すなわち、人工心肺装置１２の動作全体を制御する構成）であってもよい。これにより、手技時に患者の血液の流動を精度よく且つ簡単に制御することができる。

[0071] 本実施形態に係る遠心ポンプシステム１０は、基本的には以上のように構成され、以下、その作用及び効果について述べていく。

[0072] 本発明の理解の容易化のため、先に遠心ポンプのインペラの一般的な動作について説明する。遠心ポンプのインペラは、回転時に径方向外側且つ斜め下方に血液を導くことにより、回転速度の増加に伴ってインペラ自体を上方に浮かせる現象を生じさせる。このため、インペラの低速回転（例えば、１５００ｒｐｍ）時に、インペラのシャフトから下側の軸受にかかる荷重は、インペラの高速回転（例えば、３０００ｒｐｍ）時にかかる荷重よりも大きい。そして、下側の軸受の荷重が大きい状態でインペラの回転中に血液が軸受に巻き込まれると、荷重を受けた軸受では摩擦エネルギーも大きくなることから、血栓が生じる可能性が高くなる。

[0073] このため、本実施形態に係る遠心ポンプシステム１０は、ポンプ駆動部１６がインペラ２８を回転駆動する際に、インペラ２８の回転速度に基づき、従動側磁石８６にかかる磁力を変動する制御を行う。これにより、インペラ２８は、回転時に、下方向に引き寄せられる度合い（回転軸方向下側の荷重）が調整され、第１軸受７０Ａに適切な荷重をかけることができる。

[0074] つまり、遠心ポンプシステム１０は、図４Ａに示すインペラ２８の低速回転（第２回転速度）時に駆動側磁石３６を下側に変位させ、図４Ｂに示すインペラ２８の高速回転（第１回転速度）時に駆動側磁石３６を上側に変位さ

せる。また、遠心ポンプシステム１０は、低速回転時に駆動側磁石３６の電磁石３６ｂの駆動を停止させ、高速回転時に電磁石３６ｂを駆動させる。これらの制御により、低速回転時と高速回転時に、駆動側磁石３６と従動側磁石８６の間に働く引力（磁力）を良好に調整することが可能となる。

[0075] 詳細には、ユーザは、図１に示すように構築した人工心肺装置１２の使用において、遠心ポンプ１１の被装着部５３をポンプ駆動部１６の装着部３９ａに装着して、インペラ２８を回転可能状態とする。回転可能状態では、制御部４５により外部電源４７から電磁石３６ｂへの電流供給が停止されることで、永久磁石３６ａとこの永久磁石３６ａに対向する従動側磁石８６が磁気カップリング（相互間の引力の作用状態）を形成する。なお、本実施形態では、電磁石３６ｂの駆動又は駆動停止の切換により制御の簡単化を図っているが、インペラ２８と駆動伝達部３４間にかかる磁力全体を調整するため、外部電源４７の出力を制御して電磁石３６ｂを適宜駆動させてもよい。その後、ユーザは、制御部４５の入力部により遠心ポンプ１１の回転速度（低速回転又は高速回転）を設定し、遠心ポンプシステム１０を駆動する。

[0076] 制御部４５は、設定された回転速度に応じてモータ３７を回転駆動させる。これにより、ポンプ駆動部１６は、回転軸３７ａ上端の駆動伝達部３４を回転させて、駆動伝達部３４の駆動側磁石３６が従動側磁石８６を連れ回りさせる。遠心ポンプ１１は、ハウジング２６内でシャフト６２を中心にしてインペラ２８を回転させ、その結果、血液流入ポート３０からハウジング２６内に血液を吸引すると共に、ハウジング２６内から血液流出ポート３２に血液を排出する。

[0077] また、制御部４５は、インペラ２８の回転時に、実際のインペラ２８の回転速度を検出センサ３９ｂにより検出して、モータ３７の回転速度を調整する。すなわち、ポンプ駆動部１６は、ユーザが設定した回転速度にインペラ２８の回転を精度よく合わせることができ、例えば、図４Ａに示す低速回転（１５００ｒｐｍ）を保ってインペラ２８の回転を継続することができる。

[0078] そして、遠心ポンプシステム１０は、インペラ２８の低速回転において、

制御部４５が変位機構部３８（図１参照）の駆動を制御して、駆動伝達部３４（駆動側磁石３６）の高さ位置を調整する。この際、電磁石３６ｂの駆動停止により、駆動伝達部３４は永久磁石３６ａの一定した磁束を上下方向に出力している。高さ位置の調整において、制御部４５は、検出センサ３９ｂによる低速回転の検出（又は入力部の設定）に基づき、駆動側磁石３６と従動側磁石８６の間を低速回転用の離間距離D_Lに設定する。制御部４５は、回転検出において閾値（例えば、２０００ｒｐｍ）を予め用意しておき、低速回転又は高速回転を判別するとよい。

[0079] 変位機構部３８は、制御部４５の制御下に、供給部３８ｃの油圧供給量を変動して油圧シリンダ３８ｂに支持されている台座３８ａを適切な高さ位置に変位する。これにより、設定された低速回転用の離間距離D_Lと一致する位置に駆動側磁石３６を変位（つまり、高速回転時よりも離間）させ、永久磁石３６ａと従動側磁石８６の間に働く引力を弱める。

[0080] インペラ２８は、上記のように引力が弱まることで、低速回転時においてハウジング２６内で上方への浮力が高まる。つまり、離間距離D_Lを長くして磁力を弱めることで、永久磁石３６ａと従動側磁石８６の間の磁力を良好に調節することができる。その結果、遠心ポンプシステム１０は、インペラ２８の低速回転時に、シャフト６２から第１軸受７０Ａにかかる荷重を小さくしてシャフト６２が血液に与える影響を少なくすることができる。

[0081] 逆に、制御部４５は、インペラ２８の高速回転において、駆動側磁石３６と従動側磁石８６の間を高速回転用の離間距離D_Hに設定する。高速回転用の離間距離D_Hは、低速回転用の離間距離D_Lよりも短く設定される。離間距離D_L、D_Hは、実験等により適切な磁力を得るように予め求めておき、制御部４５の記憶部に記憶しておくとよい。変位機構部３８は、設定された離間距離D_Hと一致する位置に駆動側磁石３６を変位（つまり、低速回転時よりも近接）させて、永久磁石３６ａが従動側磁石８６にかける引力を低速回転時よりも強める。

[0082] さらに、制御部４５は、高速回転を判別すると外部電源４７を制御して、

電磁石３６ｂに所定量の電流を供給させることにより、電磁石３６ｂを駆動させる。電磁石３６ｂは、永久磁石３６ａよりも強い磁力を従動側磁石８６にかけることで、従動側磁石８６を一層強力に下方向に引きつける。

[0083] インペラ２８は、上記のように引力が強まることで、高速回転時においてハウジング２６内での上方への浮力が抑えられる。つまり、遠心ポンプシステム１０は、インペラ２８の高速回転時に、シャフト６２から第１軸受７０Ａにかかる荷重を従来よりも重く（低速回転時の荷重と同程度に）することができる。

[0084] ここで、インペラは、従来の永久磁石の磁力では高速回転時に比較的簡単に浮いてしまっていた。これに対し本実施形態に係る遠心ポンプシステム１０は、電磁石３６ｂがより強い磁力を生じさせることで、インペラ２８の浮きを充分に抑制することができる。その結果、遠心ポンプシステム１０は、インペラ２８の低速回転及び高速回転において、シャフト６２から第１軸受７０Ａにかける荷重を大きく変動させないように制御して、低速回転及び高速回転のいずれでも血栓の発生を抑制して血液を送血することができる。なお、インペラ２８の高速回転時には、インペラ２８による血液への影響が強まるので、シャフト６２と第１軸受７０Ａ間の荷重を低速回転時よりも多少弱めてもよい。

[0085] 参考までに、駆動側磁石３６と従動側磁石８６の離間距離D_L、D_Hと、駆動伝達部３４によるインペラ２８への伝達トルク及び磁力（カップリング力）の変動について図５の実測結果を参照して説明する。図５から理解可能なとおり、離間距離D_L、D_Hが長くなるに従って、伝達トルクとカップリング力は減少する。よって、インペラ２８の低速回転時に離間距離D_Lを長くすると、インペラ２８にかける磁力を減少させ得ることが分かる。なお、離間距離D_Lが長くなると、伝達トルクも減少するが、低速回転では伝達トルクが小さくても充分にインペラ２８を回転させることができる。逆に、インペラ２８の高速回転時に離間距離D_Hを短くすると、インペラ２８にかける磁力を増加させ、さらに大きな伝達トルクでインペラ２８を回転させることができる。な

お、図５に示すように伝達トルクやカップリング力は、離間距離の増加に伴いなだらかな曲線を描いて（非線形に）減少するため、制御部４５は、インペラ２８の回転速度に対し最適な離間距離（伝達トルク、カップリング力）となるように制御設計がなされることが好ましい。

[0086] 以上のように、本実施形態に係る遠心ポンプシステム１０は、駆動伝達部３４がモータ３７の回転速度に対応してインペラ２８にかかる磁力を変動することで、インペラ２８の回転時の荷重を適切に設定することができる。すなわち、インペラ２８を磁気的に回転させる遠心ポンプシステム１０は、インペラ２８の回転時に従動側磁石８６にかかる磁力を変動することで、インペラ２８の回転軸方向の荷重を適宜調整することができる。これにより、遠心ポンプシステム１０は、血液がインペラ２８の荷重の影響を受けて変化すること（例えば、血栓の発生）を抑制することができ、血液を良好に送液することが可能となる。

[0087] この場合、駆動伝達部３４は、高速回転時にかかる磁力よりも低速回転時にかかる磁力を弱めることで、低速回転時にインペラ２８のシャフト６２が第１軸受７０Ａにかける荷重を低減することができる。よって、血液の溶血を抑えるためにインペラ２８を低速回転した場合でも、血液を良好に送液することができる。また、遠心ポンプシステム１０は、変位機構部３８により、インペラ２８の低速回転時の離間距離D_Lを高速回転時の離間距離D_Hよりも長くすることで、低速回転時の磁力を容易に弱め、インペラ２８の荷重を確実に低減することができる。さらに、駆動伝達部３４が電磁石３６ｂを有することで、インペラ２８を高速回転させる際に、強い磁力をインペラ２８にかけることができ、インペラ２８を充分に引きつけて回転させることができる。このため、高速回転時でも、駆動伝達部３４の回転力をインペラ２８に良好に伝達して（磁気のデカップリングを低減して）回転させることができる。そして、遠心ポンプシステム１０は、駆動伝達部３４とモータ３７を一体的に変位させることで、インペラ２８の回転制御の構造を簡単化しつつ、磁力の変動制御を容易に行うことができる。

[0088] ここで、シャフト６２と軸受７０によるピボット支持構造では、シャフト６２から軸受７０に向かって集中的に応力をかけることになる。しかしながら、駆動伝達部３４がインペラ２８にかかる磁力を変動させることで、軸受７０にかかる荷重を適度に制御することができる。

[0089] さらに、インペラ２８の血液誘導路８４は、流路形成壁９１により周囲が囲われつつ、回転半径方向外側に向かって直線状に延在していることで、インペラ２８において血液（流体）を遠心方向に直線的に導くことができる。これにより、インペラ２８の回転速度が低速でも血液の送液量の向上が図られる。また、インペラ２８の低速回転時には、上記のとおりインペラ２８の回転軸方向の荷重を低減することができる。

[0090] なお、遠心ポンプシステム１０は、上述した実施形態に限定されるものではなく、種々の変形例及び応用例を採用することができる。一例として、遠心ポンプシステム１０の遠心ポンプ１１は、ハウジング２６内でインペラ２８を回転可能な構造であればよく、シャフト６２や軸受７０による軸支構造は他の設計でもよい。例えば、遠心ポンプ１１の軸支構造は、１点ピボット支持構造でもよく、軸受として玉軸受を採用してもよい。インペラは回転軸を有しないものでもよい。

[0091] また、駆動伝達部３４の変位は、制御部４５の制御によらず、例えば、ユーザによるインペラ２８の低速回転又は高速回転のスイッチ操作に連動して、上下位置を機械的に変位する構成でもよい。

[0092] さらに、駆動伝達部３４の変位は、モータ３７（すなわちインペラ２８）の低速回転と高速回転の切り替えに限定されず、インペラ２８の回転速度の変化に従って駆動伝達部３４を連続的又は段階的に変位させてもよい。この際、駆動伝達部３４の状態（駆動側磁石３６と従動側磁石８６の離間距離、電磁石３６ｂの磁力）は、図５に示すカップリング力の変化に基づき制御を行うことが好ましい。

[0093] 以下、本実施形態の変形例について幾つかの図示例に基づき説明する。なお、以降の説明において、本実施形態に係る遠心ポンプシステム１０と同一

の構成又は同様の機能を奏する構成については、同一の符号を付しその詳細な説明は省略する。

[0094] 図６に示す第１変形例に係る遠心ポンプシステム１０Ａは、遠心ポンプ１１Ａの第１配置部５４及び第２配置部６０の各々にセンサ装置９４（検出部）を備え、制御部４５Ａがセンサ装置９４の出力信号を受信する構成となっている。センサ装置９４は、第１軸受７０Ａ又は第２軸受７０Ｂを介してシャフト６２から受ける荷重を検出する荷重センサ（又は圧力センサ）と、荷重センサの検出値を出力する送信機とを有する。この場合、荷重センサとしては、例えば歪ゲージ、ロードセル等が挙げられる。送信機としては、例えば、微小なＩＣチップに個別情報を格納し無線により情報の送信を行うＲＦＩＤ（無線タグ、ＩＣタグ又はミューチップとも呼ばれる）を適用し得る。

[0095] 第１軸受７０Ａ側の第１センサ装置９４Ａには、第１軸受７０Ａを介してシャフト６２の軸方向荷重が作用する。第２軸受７０Ｂ側の第２センサ装置９４Ｂには、第２軸受７０Ｂを介してシャフト６２の軸方向荷重が作用する。

[0096] 制御部４５Ａは、遠心ポンプ１１Ａのインペラ２８の回転中に、第１及び第２センサ装置９４Ａ、９４Ｂからの荷重の検出信号を受信し、インペラ２８にかかる磁力の変動を補正する制御を行う。具体的には、制御部４５Ａは、インペラ２８の低速回転又は高速回転の設定を基準として、上述したように駆動伝達部３４の上下位置を大きく（粗く）変動し、且つ電磁石３６ｂのオン／オフを切り替える。そして、実際のインペラ２８の回転中に、第１軸受７０Ａにかかる荷重と第２軸受７０Ｂにかかる荷重に基づき、駆動伝達部３４の上下位置の微調整を行う。

[0097] インペラ２８の回転においては、第１軸受７０Ａにかかる荷重と第２軸受７０Ｂにかかる荷重が略同一であることが好ましい。このため、制御部４５Ａは、第１センサ装置９４Ａが検出した荷重と、第２センサ装置９４Ｂが検出した荷重とを比較し、荷重の差分が０に近づくように駆動伝達部３４の高さ位置を調整する。例えば、第１センサ装置９４Ａ側の荷重が大きい場合に

は、駆動側磁石３６と従動側磁石８６間の引力が大きいと言えるため、制御部４５Ａは、駆動伝達部３４を下方向に変位させる。逆に、第２センサ装置９４Ｂ側の荷重が大きい場合には、駆動側磁石３６と従動側磁石８６間の引力が小さいと言えるため、制御部４５Ａは、駆動伝達部３４を上方向に変位させる。

[0098] このように、遠心ポンプシステム１０Ａは、インペラ２８の回転中に第１及び第２軸受７０Ａ、７０Ｂの荷重を用いることで、インペラ２８にかかる磁力をより高精度に調整することができ、血栓の発生を一層抑制することが可能となる。なお、センサ装置９４は、第１軸受７０Ａ又は第２軸受７０Ｂのいずれか一方に設置するだけでもよい。軸受７０の一方の荷重を検出すれば、シャフト６２全体の荷重を推定して、駆動伝達部３４を変位（磁力を変動）させることができる。

[0099] また、遠心ポンプシステム１０、１０Ａは、荷重センサや圧力センサの他にも種々のセンサを用いてインペラ２８にかかる磁力の変動（駆動伝達部３４の変位）を調整することができる。例えば、ポンプ駆動部１６の上部等に、駆動側磁石３６と従動側磁石８６間の磁力を検出する磁気センサを備え、磁気センサが検出した磁力に基づき、駆動伝達部３４を変位させてもよい。

[0100] 図７Ａ～図７Ｃに示す第２変形例に係る遠心ポンプシステム１０Ｂは、ポンプ駆動部１６Ａの駆動側磁石３６Ａが、インペラ２８の従動側磁石８６との間で斥力（反発力）を働かせる構成となっている（図１も参照）。すなわち、駆動側磁石３６Ａが従動側磁石８６を臨む上面側は、従動側磁石８６が駆動側磁石３６Ａを臨む下面側と同じ極性に設定される。

[0101] この場合、図７Ａに示すように、遠心ポンプ１１の装着状態において、駆動側磁石３６Ａと従動側磁石８６は、互いに斥力が働いていることで周方向に位相がずれるかたちで相互の位置が安定化する。そのため、本実施形態において駆動側磁石３６と従動側磁石８６間に引力が働く状態と同様に、第２変形例に係る駆動側磁石３６Ａと従動側磁石８６も駆動伝達部３４の回転に伴いインペラ２８を回転させることができる。なお、この場合でも、永久磁

石３６ａと電磁石３６ｂの両方を使用可能なことは勿論である。

[0102] ここで、駆動側磁石３６Ａは、従動側磁石８６との間で斥力を働かせることで、引力の作用とは逆にハウジング２６内でインペラ２８を浮かせる作用を生じさせる。つまり、駆動側磁石３６Ａと従動側磁石８６間の磁力が強い場合には、インペラ２８をより上方に浮かせることになる。

[0103] そのため、図７Ｂ及び図７Ｃに示すように、インペラ２８の低速回転時においては、駆動側磁石３６Ａと従動側磁石８６間の離間距離D_Lを短くし、インペラ２８の高速回転時においては、駆動側磁石３６Ａと従動側磁石８６間の離間距離D_Hを長くするように制御を行う。これにより、遠心ポンプシステム１０Ｂでも、インペラ２８の回転軸方向の荷重を精度良く制御することができる。

[0104] 図８Ａに示す第３変形例に係る遠心ポンプシステム１０Ｃは、遠心ポンプ１１の上方に、駆動側磁石３６を有する駆動伝達部３４Ａを備えた構成となっている（図１も参照）。駆動側磁石３６は、遠心ポンプ１１内のインペラ２８に設けられた従動側磁石８６との間で、磁力（引力又は斥力）を作用し合い、駆動伝達部３４Ａの回転にともないインペラ２８を回転させる。そして、駆動伝達部３４Ａは、図示しない変位機構部又は磁力変動手段により、インペラ２８にかかる磁力を変動することが可能となっている。従って、この遠心ポンプシステム１０Ｃでも、インペラ２８の回転軸方向の荷重を適宜調整することができる。要するに、本発明において、インペラ２８を回転させる駆動伝達部３４の配置箇所は特に限定されない。

[0105] 図８Ｂに示す第４変形例に係る遠心ポンプシステム１０Ｄは、駆動側磁石３６の永久磁石３６ａと電磁石３６ｂの配置関係が本実施形態に係る遠心ポンプシステム１０と異なっている。具体的には、回転部材３５の径方向外側寄りに永久磁石３６ａを配置し、回転部材３５の径方向内側寄りに電磁石３６ｂを配置した構成となっている。このように構成しても、遠心ポンプシステム１０と同様の制御を行うことが可能であり、同様の効果を得ることができる。

[0106] 要するに、駆動側磁石３６は、永久磁石３６ａと電磁石３６ｂの配置関係について特に限定されず、従動側磁石８６にかかる磁力を変化させ得る種々の構造を採用できる。また例えば、駆動側磁石３６を電磁石３６ｂだけで構成することも可能である。この場合、駆動伝達部３４（インペラ２８）の低速回転時には、高速回転時よりも低い供給量の電流を電磁石３６ｂに供給することで磁力を弱め、インペラ２８の荷重を低減することができる。

[0107] 上記において、本発明について好適な実施形態を挙げて説明したが、本発明は前記実施形態に限定されるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲において、種々の改変が可能なことは言うまでもない。

請求の範囲

[請求項1] ハウジング（２６）と、前記ハウジング（２６）内に回転可能に配置され、且つ磁気に反応するインペラ（２８）と、を備える遠心ポンプ（１１）、

及び前記インペラ（２８）の軸方向に磁気的に引き合い又は反発し合いながら、駆動源（３７）の回転力を前記インペラ（２８）に伝達する駆動伝達部（３４）を有し、

前記駆動伝達部（３４）は、前記インペラ（２８）又は前記駆動源（３７）の回転速度に基づき前記インペラ（２８）にかかる磁力を変動可能である

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ～１０Ｄ）。

[請求項2] 請求項１記載の遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）において、

前記駆動伝達部（３４）は、前記ハウジング（２６）の下方に配置され、且つ前記インペラ（２８）の第１回転速度時にかかる磁力よりも、前記インペラ（２８）の前記第１回転速度よりも遅い第２回転速度時にかかる磁力を弱める

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）。

[請求項3] 請求項２記載の遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）において、

前記駆動伝達部（３４）を変位させ、前記インペラ（２８）の前記第１回転速度における前記インペラ（２８）と前記駆動伝達部（３４）の間の離間距離よりも、前記インペラ（２８）の前記第２回転速度における前記離間距離を長くする変位機構部（３８）をさらに有する

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）。

[請求項4] 請求項３記載の遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）において、

前記駆動伝達部（３４）は、前記インペラ（２８）にかける磁力を

供給電力により制御可能な電磁石（３６ｂ）を有し、

前記電磁石（３６ｂ）は、前記第２回転速度時の磁力よりも前記第１回転速度時の磁力を強めるように制御される

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）。

[請求項5] 請求項３記載の遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）において、

前記変位機構部（３８）は、前記駆動伝達部（３４）と前記駆動源（３７）を一体的に変位させる

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ、１０Ｄ）。

[請求項6] 請求項１記載の遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ～１０Ｄ）において、

前記遠心ポンプ（１１）は、

前記インペラ（２８）の中央に設けられ、軸方向両端に軸端（６６）を有するシャフト（６２）と、

前記軸端（６６）の各々をピボット支持する軸受（７０）と、を備える

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ～１０Ｄ）。

[請求項7] 請求項６記載の遠心ポンプシステム（１０Ａ）において、

少なくとも一方の前記軸受（７０）と前記ハウジング（２６）との間の圧力又は荷重を検出する検出部（９４）と、

検出された前記圧力又は前記荷重に基づき前記インペラ（２８）にかかる磁力を変動させる制御部（４５Ａ）と、をさらに備える

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０Ａ）。

[請求項8] 請求項１記載の遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ～１０Ｄ）において、

前記インペラ（２８）は、回転中心から回転半径方向外側に流体を流動させる複数の誘導路（８４）を有し、

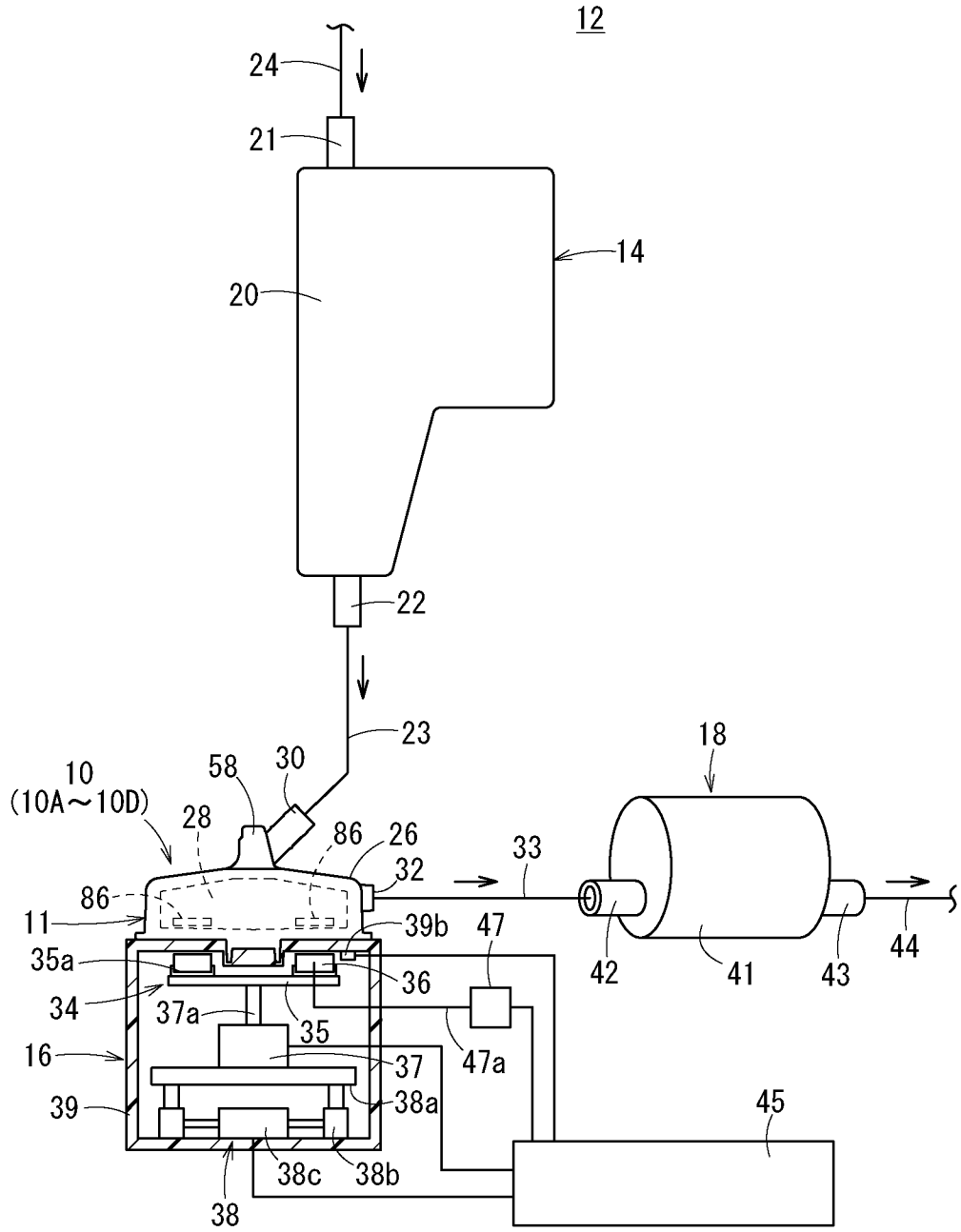
前記誘導路（８４）は、前記インペラ（２８）を構成する壁部（９

１）により周囲が囲われつつ、前記回転半径方向外側に向かって直線状に延在している

ことを特徴とする遠心ポンプシステム（１０、１０Ａ～１０Ｄ）。

[図1]

FIG. 1


12
24
21
14
20
22
23
18
10
(10A～10D)
58
30
28
86
26
32
33
86
11
39b
47
35a
36
34
37a
35
16
37
47a
39
38a
45
38c
38b
38
42
41
43
44

[図2]

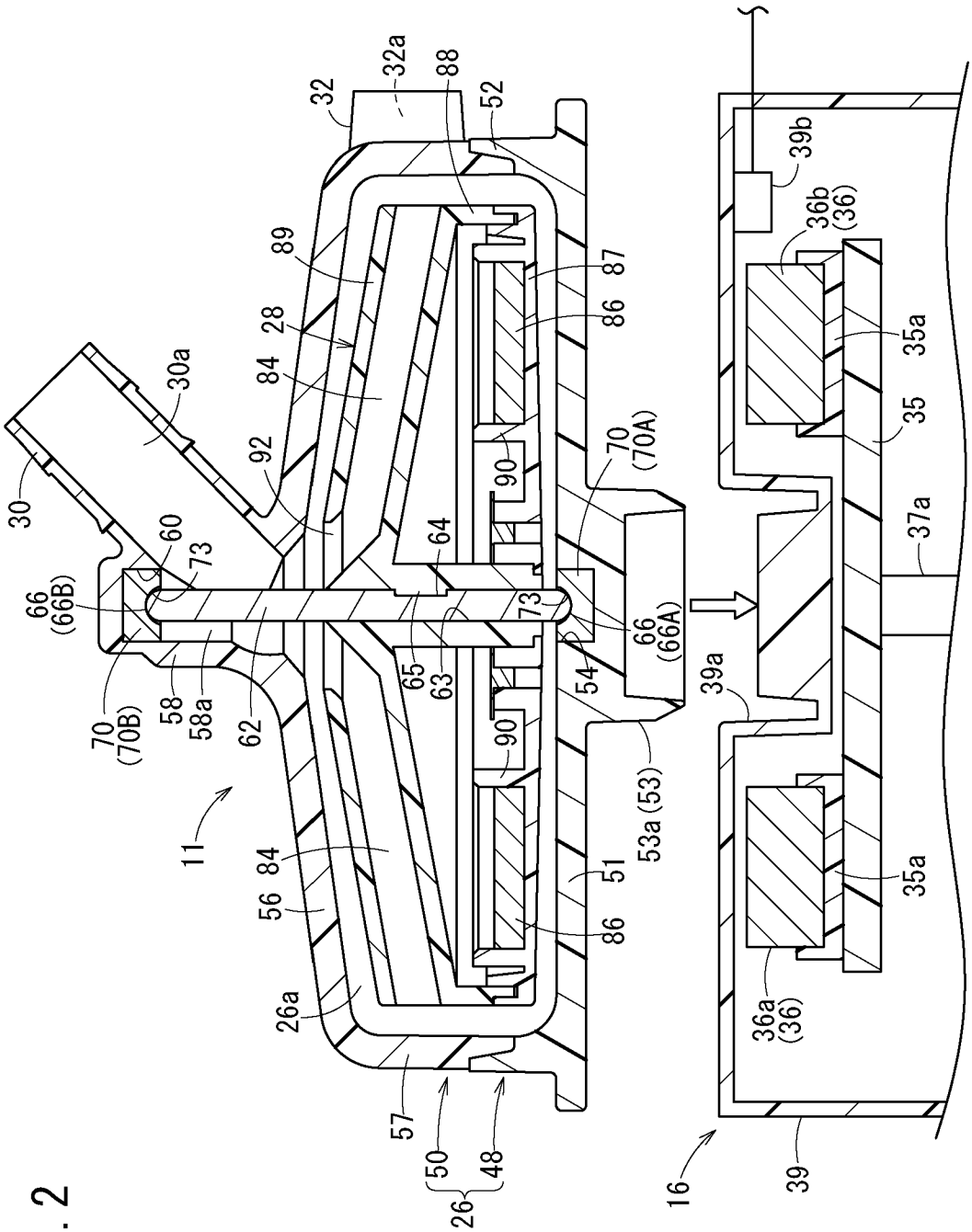

32
32a
88
52
89
87
28
86
84
30a
30
92
90
70
(70A)
60
73
64
66
(66B)
73
66
(66A)
65
63
54
70
(70B)
58
58a
62
90
53a (53)
11
84
51
56
86
26a
57
50
48
26
16
39
39b
36b
(36)
35a
35
37a
39a
35a
36a
(36)

FIG. 2

[図3]

FIG. 3A

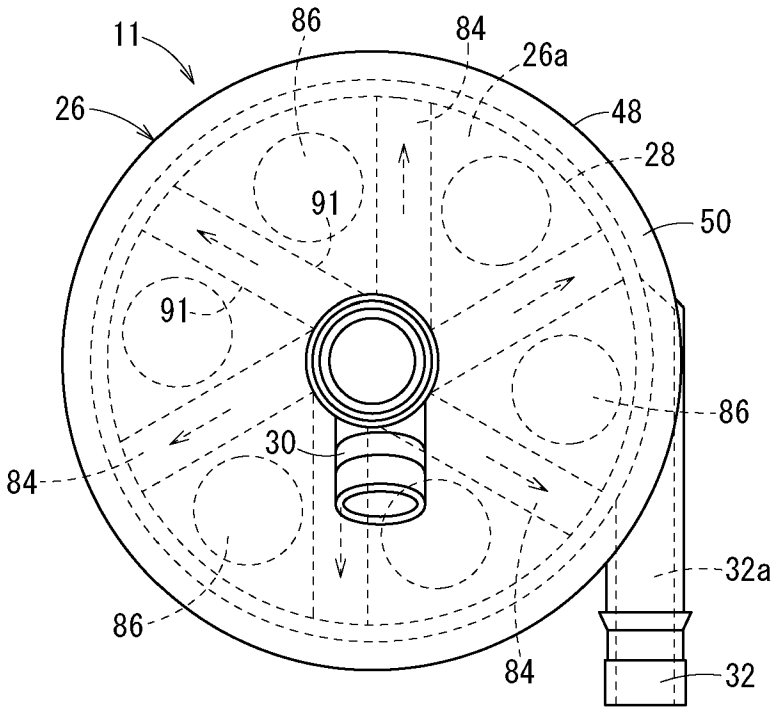
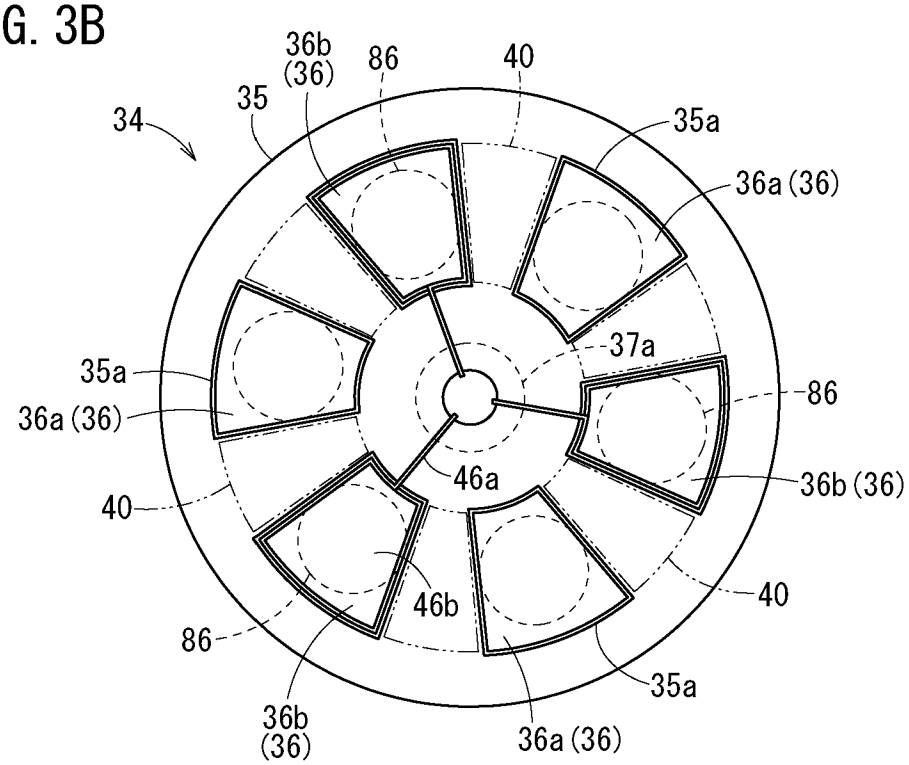


FIG. 3B



[図4]

FIG. 4A

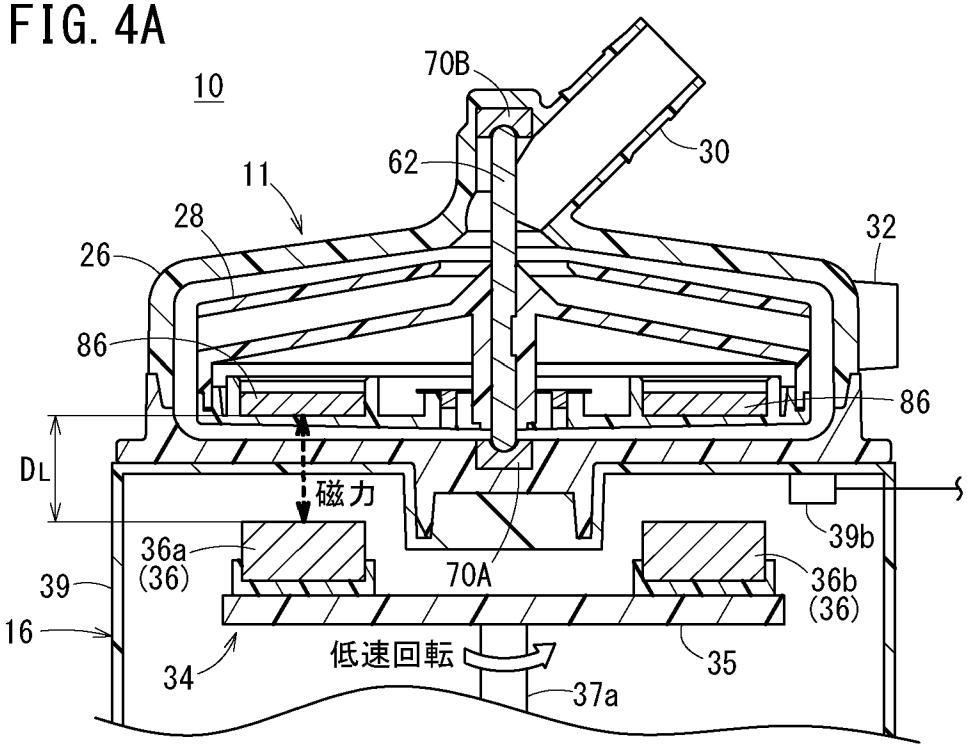
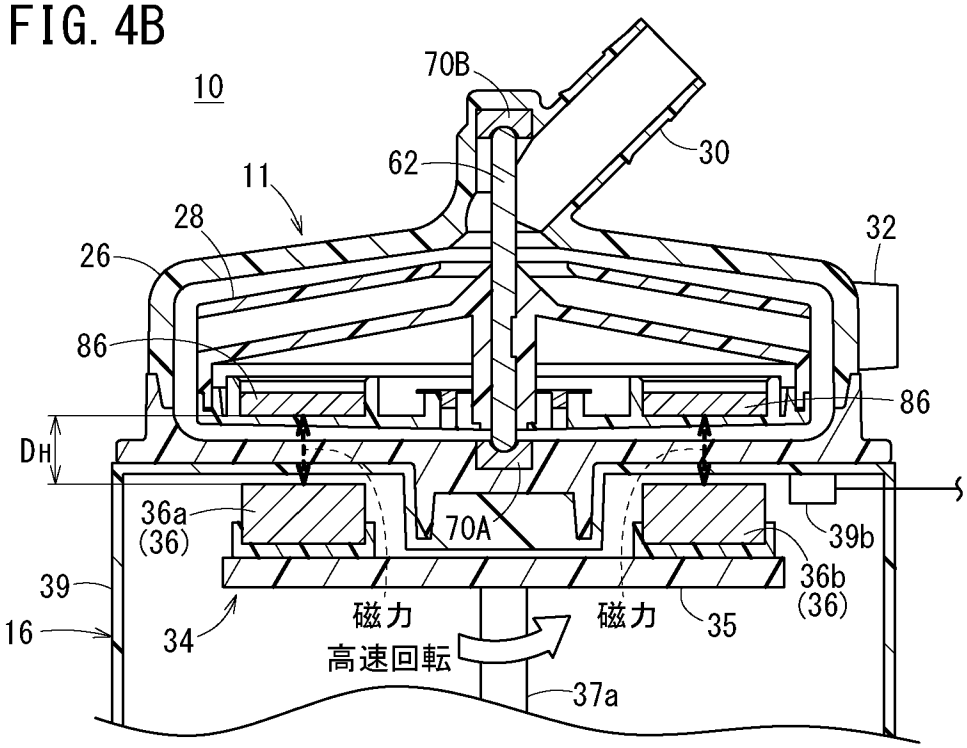


FIG. 4B



[図5]

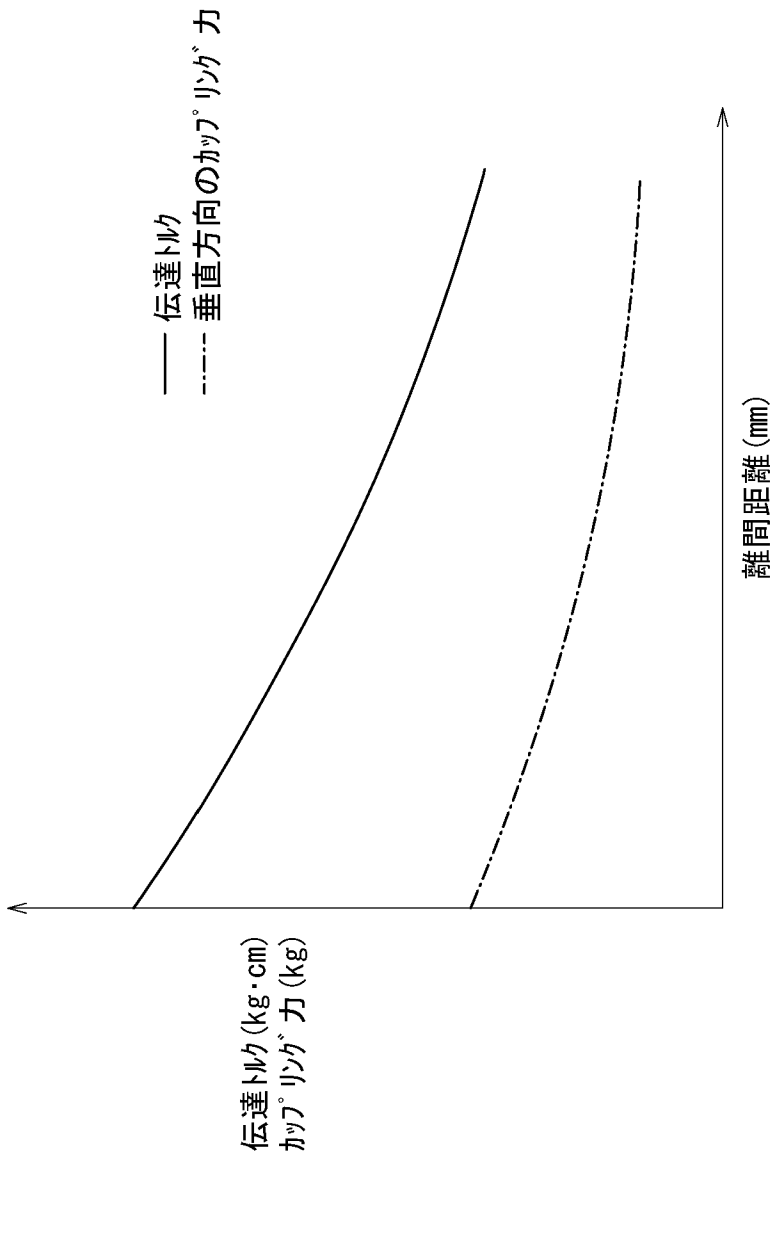


FIG. 5

[図6]

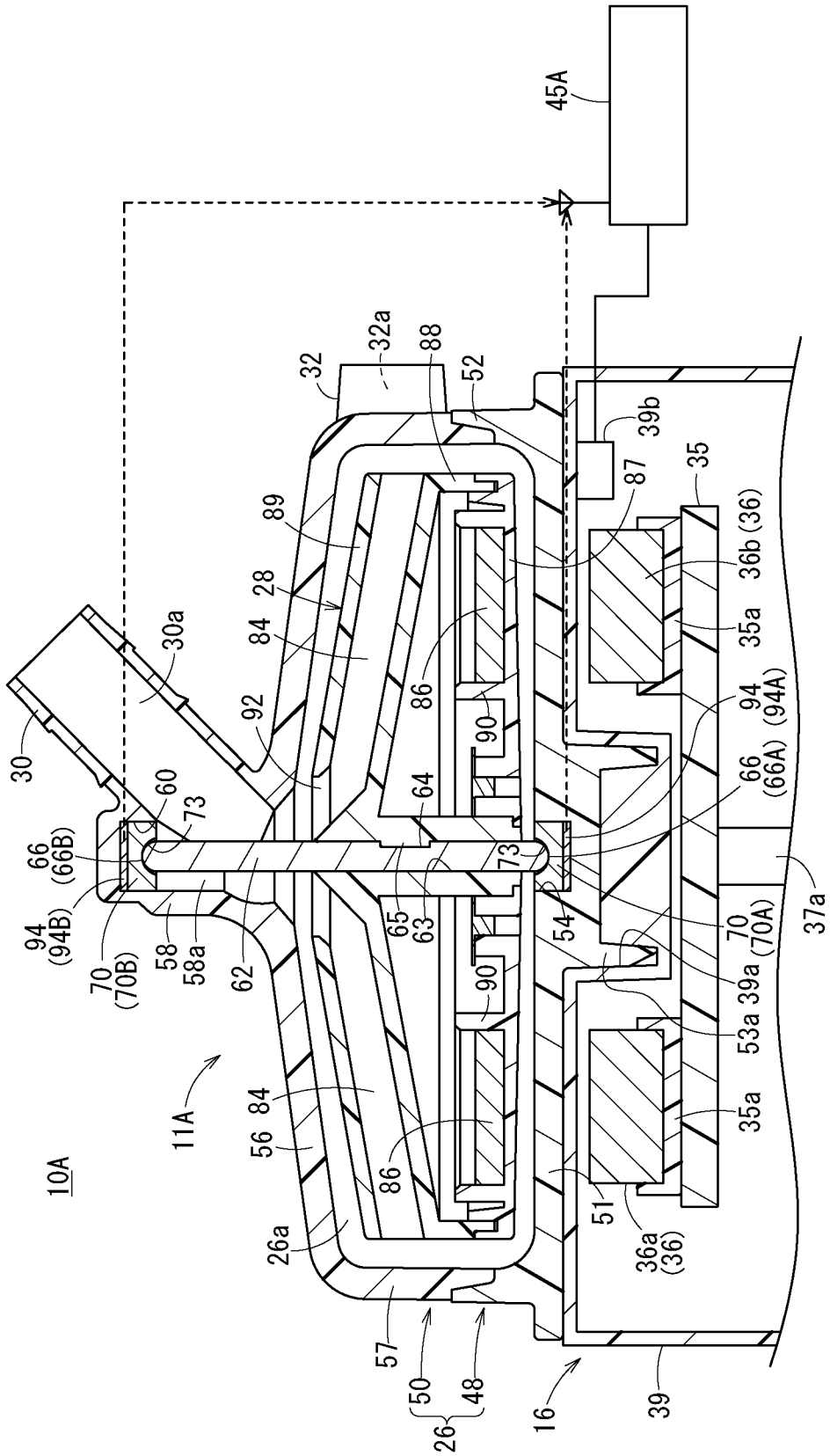

45A
32
32a
88
52
39b
87
35
36b (36)
35a
89
28
84
30a
30
92
86
90
94
(94A)
66
(66A)
60
73
64
66
(66B)
94
(94B)
70
(70B)
58
58a
62
65
63
54
70
(70A)
37a
39a
53a
11A
84
56
86
35a
10A
51
36a
(36)
26a
57
50
48
26
16
39

FIG. 6

[図7]

FIG. 7A

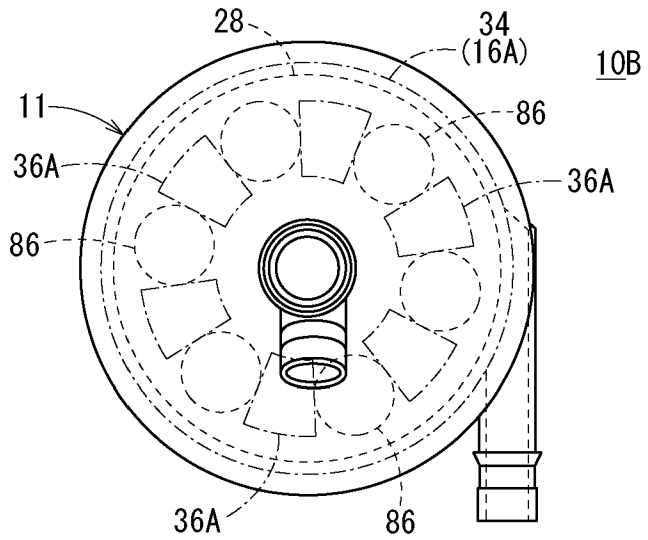


FIG. 7B

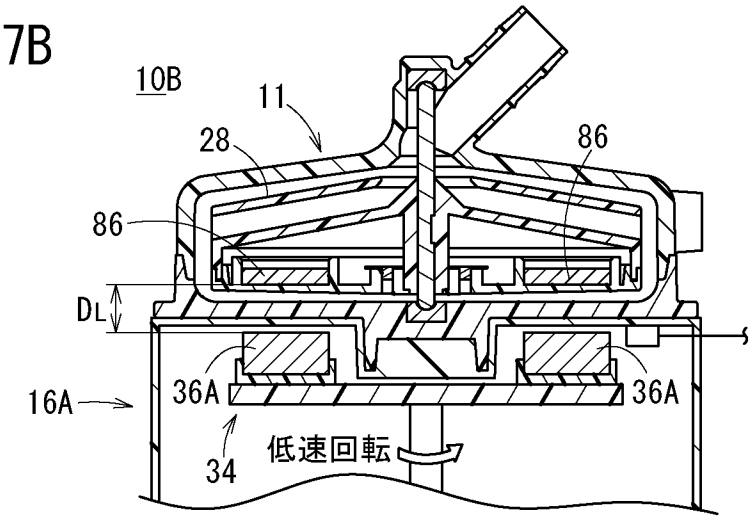
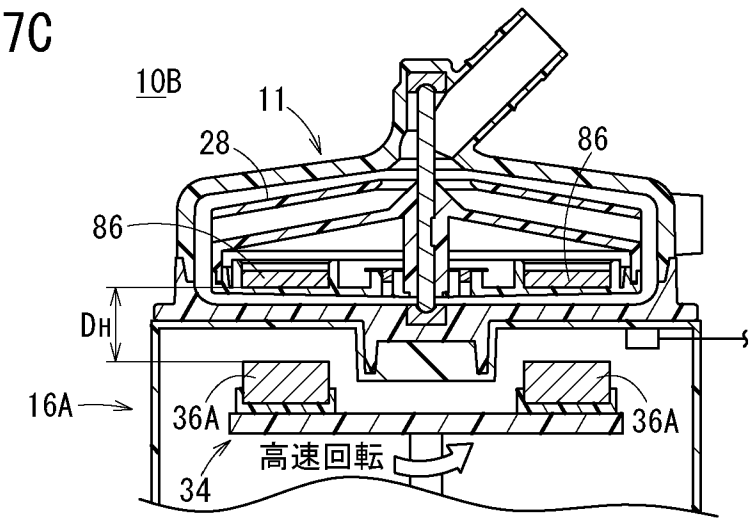


FIG. 7C



[図8]

FIG. 8A

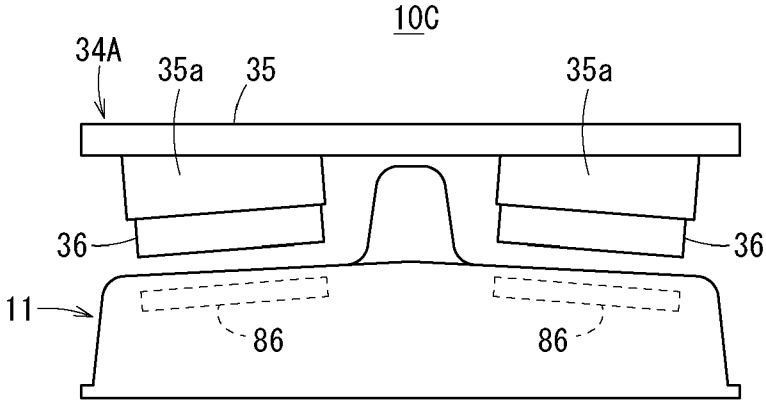
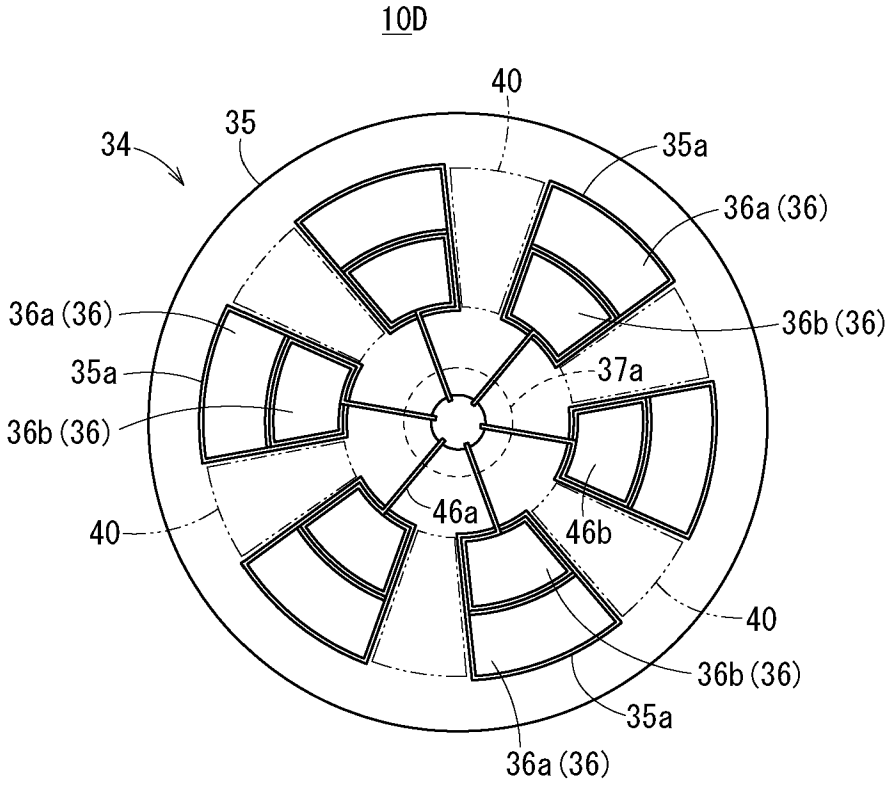


FIG. 8B



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2014/083612

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
F04D13/02(2006.01)i, *A61M1/10*(2006.01)i, *F04D29/00*(2006.01)i

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

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
F04D13/02, A61M1/10, F04D29/00

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2015
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2015 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2015

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.
X A	JP 2006-167173 A (Terumo Corp.), 29 June 2006 (29.06.2006), paragraph [0035] (Family: none)	1 2-8
X A	JP 2010-41742 A (Asmo Co., Ltd.), 18 February 2010 (18.02.2010), paragraph [0009] (Family: none)	1 2-8
A	US 2004/0091354 A1 (Kenji ARAKI), 13 May 2004 (13.05.2004), fig. 1 & CA 002411739 A	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
11 March 2015 (11.03.15)	24 March 2015 (24.03.15)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１４／０８３６１２

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　F04D13/02(2006.01)i, A61M1/10(2006.01)i, F04D29/00(2006.01)i

Ｂ．　調査を行った分野

調査を行った最小限資料（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　F04D13/02, A61M1/10, F04D29/00

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	１９７１－２０１５年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１５年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１５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
X	JP 2006-167173 A（テルモ株式会社）2006.06.29, 段落【００３５】	1
A	（ファミリーなし）	2-8
X	JP 2010-41742 A（アスモ株式会社）2010.02.18, 段落【０００９】	1
A	（ファミリーなし）	2-8
A	US 2004/0091354 A1（Ｋｅｎｊｉ　ＡＲＡＫＩ）2004.05.13, 図１ & CA 002411739 A	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矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「Ｘ」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Ｙ」特に関連のある文献であって、当該文献と他の１以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「＆」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日	国際調査報告の発送日
１１．０３．２０１５	２４．０３．２０１５

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
郵便番号１００－８９１５
東京都千代田区霞が関三丁目４番３号

特許庁審査官（権限のある職員）　３Ｏ　９７１８
所村　陽一
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３３５８