

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5378010号
(P5378010)

(45) 発行日 平成25年12月25日 (2013.12.25)

(24) 登録日 平成25年10月4日 (2013.10.4)

(51) Int. Cl. F I
FO4D 13/06 (2006.01) FO4D 13/06 J
A61M 1/10 (2006.01) FO4D 13/06 H
 A61M 1/10 535

請求項の数 11 (全 24 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2009-52176 (P2009-52176) (22) 出願日 平成21年3月5日 (2009.3.5) (65) 公開番号 特開2010-203398 (P2010-203398A) (43) 公開日 平成22年9月16日 (2010.9.16) 審査請求日 平成24年2月27日 (2012.2.27)</p>	<p>(73) 特許権者 510286835 ソラテック コーポレーション Thoratec Corporation アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94 588 プリーザントン, ストーンリッジ ドライブ 6035 6035 Stoneridge Drive Pleasanton, California 94588 United States of America (74) 代理人 110001195 特許業務法人深見特許事務所</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 遠心式ポンプ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

隔壁で仕切られた第1および第2の室を含むハウジングと、前記第1の室内において前記隔壁に沿って回転可能に設けられ、回転時の遠心力によって液体を送るインペラと、前記第2の室内に設けられ、前記隔壁を介して前記インペラを回転駆動させる駆動手段とを備えた遠心式ポンプ装置において、

前記インペラの一方面に設けられた第1の磁性体と、

前記インペラの一方面に対向する前記第1の室の内壁に設けられ、前記第1の磁性体を吸引する第2の磁性体と、

前記インペラ他方面に設けられ、前記駆動手段によって吸引される第3の磁性体とを備え、

前記インペラの回転中において、前記第1および第2の磁性体間の第1の吸引力と前記第3の磁性体および前記駆動手段間の第2の吸引力とは、前記第1の室内における前記インペラの可動範囲の略中央で釣り合い、

前記インペラの一方面またはそれに対向する前記第1の室の内壁に複数の第1の動圧溝および複数の第2の動圧溝が形成され、前記インペラ他方面またはそれに対向する前記隔壁に複数の第3の動圧溝および複数の第4の動圧溝が形成され、

前記第2の動圧溝の形状および深さのうちの少なくとも一方は前記第1の動圧溝と異なり、前記第4の動圧溝の形状および深さのうちの少なくとも一方は前記第3の動圧溝と異なることを特徴とする、遠心式ポンプ装置。

10

20

【請求項 2】

前記複数の第 1 の動圧溝は前記インペラの定常回転時に前記複数の第 2 の動圧溝よりも大きな動圧力を発生し、

前記複数の第 2 の動圧溝は前記インペラの回転起動時に前記複数の第 2 の動圧溝よりも大きな動圧力を発生し、

前記複数の第 3 の動圧溝は前記インペラの定常回転時に前記複数の第 4 の動圧溝よりも大きな動圧力を発生し、

前記複数の第 4 の動圧溝は前記インペラの回転起動時に前記複数の第 3 の動圧溝よりも大きな動圧力を発生することを特徴とする、請求項 1 に記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 3】

前記第 2 の動圧溝は前記第 1 の動圧溝よりも浅く、前記第 4 の動圧溝は前記第 3 の動圧溝よりも浅いことを特徴とする、請求項 1 または請求項 2 に記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 4】

前記第 2 の動圧溝の深さは前記第 1 の動圧溝の深さの 5 分の 1 以下であり、前記第 4 の動圧溝の深さは前記第 3 の動圧溝の深さの 5 分の 1 以下であることを特徴とする、請求項 3 に記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 5】

各第 2 の動圧溝は 2 つの第 1 の動圧溝の間に配置され、各第 4 の動圧溝は 2 つの第 3 の動圧溝の間に配置され、

各第 2 の動圧溝の幅は前記 2 つの第 1 の動圧溝の間隔の 3 分の 2 以下であり、各第 4 の動圧溝の幅は前記 2 つの第 3 の動圧溝の間隔の 3 分の 2 以下であることを特徴とする、請求項 1 から請求項 4 までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 6】

前記第 2 の動圧溝の数は前記第 1 の動圧溝の数以下であり、前記第 4 の動圧溝の数は前記第 2 の動圧溝の数以下であることを特徴とする、請求項 1 から請求項 5 までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 7】

前記複数の第 2 の動圧溝は前記インペラの回転方向に等角度間隔で配置され、前記複数の第 4 の動圧溝は前記インペラの回転方向に等角度間隔で配置されていることを特徴とする、請求項 6 に記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 8】

前記第 3 の磁性体は複数設けられ、

複数の前記第 3 の磁性体は、隣接する磁極が互いに異なるように同一の円に沿って配置され、

前記駆動手段は、前記複数の第 3 の磁性体に対向して設けられ、回転磁界を生成するための複数のコイルを含むことを特徴とする、請求項 1 から請求項 7 までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 9】

前記第 3 の磁性体は複数設けられ、

複数の前記第 3 の磁性体は、隣接する磁極が互いに異なるように同一の円に沿って配置され、

前記駆動手段は、

前記複数の第 3 の磁性体に対向して配置された複数の第 4 の磁性体と、

それぞれ前記複数の第 4 の磁性体に対応して設けられて各々が対応の第 4 の磁性体に巻回され、回転磁界を生成するための複数のコイルを含むことを特徴とする、請求項 1 から請求項 7 までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 10】

前記駆動手段は、

前記第 2 の室内において前記隔壁に沿って回転可能に設けられたロータと、

前記第 3 の磁性体に対向して前記ロータに設けられ、前記第 3 の磁性体を吸引する第 4

10

20

30

40

50

の磁性体と、

前記ロータを回転させるモータとを含むことを特徴とする、請求項 1 から請求項 7 までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

【請求項 1 1】

前記液体は血液であり、

前記遠心式ポンプ装置は、前記血液を循環させるために使用されることを特徴とする、請求項 1 から請求項 1 0 までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は遠心式ポンプ装置に関し、特に、回転時の遠心力によって液体を送るインペラを備えた遠心式ポンプ装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、人工心肺装置の血液循環装置として、外部モータの駆動トルクを磁気結合を用いて血液室内のインペラに伝達する遠心式血液ポンプ装置を使用する例が増加している。この遠心式血液ポンプ装置によれば、外部と血液室との物理的な連通を排除することができ、細菌などの血液への侵入を防止することができる。

【0003】

特許文献 1 の遠心式血液ポンプは、第 1 および第 2 の隔壁によって仕切られた第 1 ~ 第 3 の室を含むハウジングと、第 2 の室（血液室）内に回転可能に設けられたインペラと、インペラの一方面に設けられた磁性体と、インペラの一方面に対向して第 1 の室内に設けられた電磁石と、インペラの他方面に設けられた永久磁石と、第 3 の室内に設けられたロータおよびモータと、インペラの他方面に対向してロータに設けられた永久磁石とを備える。インペラの他方面に対向する第 2 の隔壁の表面には、動圧溝が形成されている。電磁石からインペラの一方面に作用する吸引力と、ロータの永久磁石からインペラの他方面に作用する吸引力と、動圧溝の動圧軸受効果により、インペラは第 2 の室の内壁から離れ、非接触状態で回転する。

【0004】

また、特許文献 2 の遠心式血液ポンプは、第 1 および第 2 の隔壁によって仕切られた第 1 ~ 第 3 の室を含むハウジングと、第 2 の室（血液室）内に回転可能に設けられたインペラと、インペラの一方面に設けられた磁性体と、インペラの一方面に対向して第 1 の室内に設けられた第 1 の永久磁石と、インペラの他方面に設けられた第 2 の永久磁石と、第 3 の室内に設けられたロータおよびモータと、インペラの他方面に対向してロータに設けられた第 3 の永久磁石とを備える。インペラの一方面に対向する第 1 の隔壁の表面には第 1 の動圧軸が形成され、インペラの他方面に対向する第 2 の隔壁の表面には第 2 の動圧溝が形成されている。第 1 の永久磁石からインペラの一方面に作用する吸引力と、ロータの第 3 の永久磁石からインペラの他方面に作用する吸引力と、第 1 および第 2 の動圧溝の動圧軸受効果により、インペラは第 2 の室の内壁から離れ、非接触状態で回転する。

【0005】

また、特許文献 3 の図 8 および図 9 のターボ形ポンプは、ハウジングと、ハウジング内に回転可能に設けられたインペラと、インペラの一方面に設けられた第 1 の永久磁石と、ハウジングの外部に設けられたロータと、インペラの一方面に対向してロータに設けられた第 2 の永久磁石と、インペラの他方面に設けられた第 3 の永久磁石と、インペラの他方面に対向してハウジングに設けられた磁性体とを備えている。また、インペラの一方面には第 1 の動圧溝が形成され、インペラの他方面には第 2 の動圧溝が形成されている。ロータの第 2 の永久磁石からインペラの一方面に作用する吸引力と、ハウジングの磁性体からインペラの他方面に作用する吸引力と、第 1 および第 2 の動圧溝の動圧軸受効果により、インペラはハウジングの内壁から離れ、非接触状態で回転する。

【0006】

10

20

30

40

50

さらに、特許文献4のクリーンポンプは、ケーシングと、ケーシング内に回転可能に設けられたインペラと、インペラの一方面に設けられた第1の永久磁石と、ケーシングの外側に設けられたロータと、インペラの一方面に対向してロータに設けられた第2の永久磁石と、インペラの他方面に設けられた磁性体と、インペラの他方面に対向してハウジング外に設けられた電磁石とを備えている。また、インペラの一方面には動圧溝が形成されている。

【0007】

インペラの回転数が所定の回転数よりも低い場合は電磁石を作動させ、インペラの回転数が所定の回転数を超えた場合は電磁石への通電を停止する。ロータの第2の永久磁石からインペラの一方面に作用する吸引力と、動圧溝の動圧軸受効果により、インペラはハウジングの内壁から離れ、非接触状態で回転する。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開平2004-209240号公報

【特許文献2】特開平2006-167173号公報

【特許文献3】特開平4-91396号公報

【特許文献4】実開平6-53790号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0009】

上記特許文献1～4のポンプは、インペラとハウジングの対向部に形成された動圧溝によってインペラのアキシャル方向の支持を行ない、インペラに設けられた永久磁石とハウジング外に設けられた永久磁石との吸引力によってインペラのラジアル方向の支持を行っている点で共通する。

【0010】

動圧軸受は磁気浮上型軸受のようにインペラの位置を能動的に制御するものではないので、インペラの位置はインペラの回転数や液体の粘度によって変化する。たとえば、インペラの回転が停止している場合は、動圧軸受効果が発生しないので、インペラに設けられた永久磁石と、それに対向して設けられた永久磁石などとの間の吸引力によってインペラがハウジングの内壁に接触している。このため、インペラの回転起動時にインペラとハウジングの内壁との間の摩擦抵抗が大きくなってインペラとハウジングの内壁が損傷し、血栓形成を誘発したり、溶血が発生すると言う問題があった。

30

【0011】

これに対処するため、特許文献2では、インペラを所定の方向に付勢させるための電磁石や、永久磁石の磁力を変化させるための磁力調整用コイルを設け、それらをインペラの回転起動時に作動させてインペラの起動をスムーズにする方法も提案がされている。しかし、このような対処法では、電磁石やコイルといった新たに専用の部材を必要とすることからポンプサイズが大きくなり、構成部品が増えることから信頼性が低下すると言う問題があった。これらの問題は、人工心臓などで使用する血液ポンプにとっては重要な問題である。

40

【0012】

それゆえに、この発明の主たる目的は、部品点数を増やすことなく、インペラをスムーズに回転起動させることが可能な遠心式ポンプ装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0013】

この発明に係る遠心式ポンプ装置は、隔壁で仕切られた第1および第2の室を含むハウジングと、第1の室内において隔壁に沿って回転可能に設けられ、回転時の遠心力によって液体を送るインペラと、第2の室内に設けられ、隔壁を介してインペラを回転駆動させる駆動手段とを備えた遠心式ポンプ装置において、インペラの一方面に設けられた第1の

50

磁性体と、インペラの一方面に対向する第1の室の内壁に設けられ、第1の磁性体を吸引する第2の磁性体と、インペラの他方面に設けられ、駆動手段によって吸引される第3の磁性体とを備えたものである。インペラの回転中において、第1および第2の磁性体間の第1の吸引力と第3の磁性体および駆動手段間の第2の吸引力とは、第1の室内におけるインペラの可動範囲の略中央で釣り合う。インペラの一方面またはそれに対向する第1の室の内壁に複数の第1の動圧溝および複数の第2の動圧溝が形成され、インペラの他方面またはそれに対向する隔壁に複数の第3の動圧溝および複数の第4の動圧溝が形成されている。第2の動圧溝の形状および深さのうちの少なくとも一方は第1の動圧溝と異なり、第4の動圧溝の形状および深さのうちの少なくとも一方は第3の動圧溝と異なる。したがって、インペラが隔壁と第1の室の内壁との中間に位置している場合に第1および第3の動圧溝に大きな動圧力を発生させ、インペラが隔壁または第1の室の内壁に近接している場合に第2および第4の動圧溝に大きな動圧力を発生させることにより、部品点数を増やすことなく、インペラをスムーズに回転起動させることができる。

10

【0014】

好ましくは、複数の第1の動圧溝はインペラの定常回転時に複数の第2の動圧溝よりも大きな動圧力を発生し、複数の第2の動圧溝はインペラの回転起動時に複数の第2の動圧溝よりも大きな動圧力を発生する。複数の第3の動圧溝はインペラの定常回転時に複数の第4の動圧溝よりも大きな動圧力を発生し、複数の第4の動圧溝はインペラの回転起動時に複数の第3の動圧溝よりも大きな動圧力を発生する。

【0015】

20

また好ましくは、第2の動圧溝は第1の動圧溝よりも浅く、第4の動圧溝は第3の動圧溝よりも浅い。

【0016】

また好ましくは、第2の動圧溝の深さは第1の動圧溝の深さの5分の1以下であり、第4の動圧溝の深さは第3の動圧溝の深さの5分の1以下である。

【0017】

また好ましくは、各第2の動圧溝は2つの第1の動圧溝の間に配置され、各第4の動圧溝は2つの第3の動圧溝の間に配置されている。各第2の動圧溝の幅は2つの第1の動圧溝の間隔の3分の2以下であり、各第4の動圧溝の幅は2つの第3の動圧溝の間隔の3分の2以下である。

30

【0018】

また好ましくは、第2の動圧溝の数は第1の動圧溝の数以下であり、第4の動圧溝の数は第3の動圧溝の数以下である。

【0019】

また好ましくは、複数の第2の動圧溝はインペラの回転方向に等角度間隔で配置され、複数の第4の動圧溝はインペラの回転方向に等角度間隔で配置されている。

【0020】

また好ましくは、第3の磁性体は複数設けられ、複数の第3の磁性体は、隣接する磁極が互いに異なるように同一の円に沿って配置される。駆動手段は、複数の第3の磁性体に対向して設けられ、回転磁界を生成するための複数のコイルを含む。

40

【0021】

また好ましくは、第3の磁性体は複数設けられ、複数の第3の磁性体は、隣接する磁極が互いに異なるように同一の円に沿って配置される。駆動手段は、複数の第3の磁性体に対向して配置された複数の第4の磁性体と、それぞれ複数の第4の磁性体に対応して設けられて各々が対応の第4の磁性体に巻回され、回転磁界を生成するための複数のコイルとを含む。

【0022】

また好ましくは、駆動手段は、第2の室内において隔壁に沿って回転可能に設けられたロータと、第3の磁性体に対向してロータに設けられ、第3の磁性体を吸引する第4の磁性体と、ロータを回転させるモータとを含む。

50

【 0 0 2 3 】

また好ましくは、液体は血液であり、遠心式ポンプ装置は、血液を循環させるために使用される。この場合は、インペラがスムーズに回転起動し、インペラとハウジング間の距離が確保されるので、溶血の発生を防止することができる。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 4 】

以上のように、この発明によれば、部品点数を増やすことなく、インペラをスムーズに回転起動させることができる。また、血液を循環させる場合には、溶血を避けることができる。

【 図面の簡単な説明 】

10

【 0 0 2 5 】

【 図 1 】 この発明の実施の形態 1 による遠心式血液ポンプ装置のポンプ部の外観を示す正面図である。

【 図 2 】 図 1 に示したポンプ部の側面図である。

【 図 3 】 図 2 の I I I - I I I 線断面図である。

【 図 4 】 図 3 の I V - I V 線断面図である。

【 図 5 】 図 3 の I V - I V 線断面図からインペラを取り外した状態を示す断面図である。

【 図 6 】 図 3 の V I - V I 線断面図からインペラを取り外した状態を示す断面図である。

【 図 7 】 図 3 の V I I - V I I 線断面図である。

【 図 8 】 図 7 で示した複数のコイルに印加する電圧を例示するタイムチャートである。

20

【 図 9 】 図 5 に示した動圧溝 2 1 , 2 2 の深さを示す断面図である。

【 図 1 0 】 インペラの浮上位置と図 9 に示した動圧溝 2 1 によって発生する動圧力との関係を示す図である。

【 図 1 1 】 インペラの浮上位置と図 9 に示した動圧溝 2 2 によって発生する動圧力との関係を示す図である。

【 図 1 2 】 図 1 0 と図 1 1 を合成した図である。

【 図 1 3 】 動圧溝 2 2 , 2 1 (または動圧溝 2 4 , 2 3) の深さの比と動圧力との関係を示す図である。

【 図 1 4 】 動圧溝 2 2 の幅と動圧溝 2 1 の間隔 (または動圧溝 2 4 の幅と動圧溝 2 3 の間隔) との比と動圧力との関係を示す図である。

30

【 図 1 5 】 インペラの浮上位置とインペラへの作用力との関係を示す図である。

【 図 1 6 】 インペラの浮上位置とインペラへの作用力との関係を示す他の図である。

【 図 1 7 】 図 1 ~ 図 7 で示したポンプ部を制御するコントローラの構成を示すブロック図である。

【 図 1 8 】 図 1 7 に示したコントローラの動作を示すタイムチャートである。

【 図 1 9 】 実施の形態の変更例を示すブロック図である。

【 図 2 0 】 実施の形態の他の変更例を示すタイムチャートである。

【 図 2 1 】 実施の形態のさらに他の変更例を示す断面図である。

【 図 2 2 】 実施の形態のさらに他の変更例を示す断面図である。

【 図 2 3 】 実施の形態のさらに他の変更例を示す断面図である。

40

【 図 2 4 】 実施の形態のさらに他の変更例を示す断面図である。

【 図 2 5 】 実施の形態のさらに他の変更例を示す断面図である。

【 図 2 6 】 この発明の実施の形態 2 による遠心式血液ポンプ装置のポンプ部の構成を示す断面図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 6 】

[実施の形態 1]

図 1 および図 2 に示すように、実施の形態 1 による遠心式血液ポンプ装置のポンプ部 1 は、非磁性材料で形成されたハウジング 2 を備える。ハウジング 2 は、円柱状の本体部 3 と、本体部 3 の一方の端面の中央に立設された円筒状の血液流入ポート 4 と、本体部 3 の

50

外周面に設けられた円筒状の血液流出ポート 5 とを含む。血液流出ポート 5 は、本体部 3 の外周面の接線方向に延在している。

【 0 0 2 7 】

ハウジング 2 内には、図 3 に示すように、隔壁 6 によって仕切られた血液室 7 およびモータ室 8 が設けられている。血液室 7 内には、図 3 および図 4 に示すように、中央に貫通孔 1 0 a を有する円板状のインペラ 1 0 が回転可能に設けられている。インペラ 1 0 は、ドーナツ板状の 2 枚のシュラウド 1 1 , 1 2 と、2 枚のシュラウド 1 1 , 1 2 間に形成された複数（たとえば 6 つ）のベーン 1 3 とを含む。シュラウド 1 1 は血液流入ポート 4 側に配置され、シュラウド 1 2 は隔壁 6 側に配置される。シュラウド 1 1 , 1 2 およびベーン 1 3 は、非磁性材料で形成されている。

10

【 0 0 2 8 】

2 枚のシュラウド 1 1 , 1 2 の間には、複数のベーン 1 3 で仕切られた複数（この場合は 6 つ）の血液通路 1 4 が形成されている。血液通路 1 4 は、図 4 に示すように、インペラ 1 0 の中央の貫通孔 1 0 a と連通しており、インペラ 1 0 の貫通孔 1 0 a を始端とし、外周縁まで徐々に幅が広がるように延びている。換言すれば、隣接する 2 つの血液通路 1 4 間にベーン 1 3 が形成されている。なお、この実施の形態 1 では、複数のベーン 1 3 は等角度間隔で設けられ、かつ同じ形状に形成されている。したがって、複数の血液通路 1 4 は等角度間隔で設けられ、かつ同じ形状に形成されている。

【 0 0 2 9 】

インペラ 1 0 が回転駆動されると、血液流入ポート 4 から流入した血液は、遠心力によって貫通孔 1 0 a から血液通路 1 4 を介してインペラ 1 0 の外周部に送られ、血液流出ポート 5 から流出する。

20

【 0 0 3 0 】

また、シュラウド 1 1 には永久磁石 1 5 が埋設されており、シュラウド 1 1 に対向する血液室 7 の内壁には、永久磁石 1 5 を吸引する永久磁石 1 6 が埋設されている。永久磁石 1 5 , 1 6 は、インペラ 1 0 をモータ室 8 と反対側、換言すれば血液流入ポート 4 側に吸引（換言すれば、付勢）するために設けられている。

【 0 0 3 1 】

なお、シュラウド 1 1 および血液室 7 の内壁にそれぞれ永久磁石 1 5 , 1 6 を設ける代わりに、シュラウド 1 1 および血液室 7 の内壁の一方に永久磁石を設け、他方に磁性体を設けてもよい。また、シュラウド 1 1 自体を永久磁石 1 5 または磁性体で形成してもよい。また、磁性体としては軟質磁性体と硬質磁性体のいずれを使用してもよい。

30

【 0 0 3 2 】

また、永久磁石 1 6 は、1 つでもよいし、複数でもよい。永久磁石 1 6 が 1 つの場合は、永久磁石 1 6 はリング状に形成される。また、永久磁石 1 6 が複数の場合は、複数の永久磁石 1 6 は等角度間隔で同一の円に沿って配置される。永久磁石 1 5 も、永久磁石 1 6 と同様であり、1 つでもよいし、複数でもよい。

【 0 0 3 3 】

また、図 3 および図 4 に示すように、シュラウド 1 2 には複数（たとえば 8 個）の永久磁石 1 7 が埋設されている。複数の永久磁石 1 7 は、隣接する磁極が互いに異なるようにして、等角度間隔で同一の円に沿って配置される。換言すれば、モータ室 8 側に N 極を向けた永久磁石 1 7 と、モータ室 8 側に S 極を向けた永久磁石 1 7 とが等角度間隔で同一の円に沿って交互に配置されている。

40

【 0 0 3 4 】

また、図 3 および図 7 に示すように、モータ室 8 内には、複数（たとえば 9 個）の磁性体 1 8 が設けられている。複数の磁性体 1 8 は、インペラ 1 0 の複数の永久磁石 1 7 に対向して、等角度間隔で同一の円に沿って配置される。複数の磁性体 1 8 の基端は、円板状の 1 つの継鉄 1 9 に接合されている。各磁性体 1 8 には、コイル 2 0 が巻回されている。

【 0 0 3 5 】

ここで、複数の磁性体 1 8 は、同じ寸法の三角柱状に形成されている。また、複数の磁

50

磁性体 18 の周囲にはコイル 20 を巻回するためのスペースが均等に確保され、各隣接する 2 つの磁性体 18 の互いに対向する面は略平行に設けられている。このため、コイル 20 用の大きなスペースを確保することができ、コイル 20 の巻数を大きくすることができる。したがって、インペラ 10 を回転駆動させるための大きなトルクを発生することができる。また、コイル 20 で発生する銅損を軽減することができ、インペラ 10 の回転駆動におけるエネルギー効率を高めることができる。

【0036】

なお、複数の磁性体 18 を囲む外形面（図 7 では、複数の磁性体 18 の外周を囲む円）は、複数の永久磁石 17 を囲む外形面（図 4 では、複数の磁性体 18 の外周を囲む円）に一致していてもよいし、複数の磁性体 18 を囲む外形面が複数の永久磁石 17 を囲む外形面よりも大きくてもよい。また、磁性体 18 は、ポンプ 1 の最大定格（インペラ 10 の回転駆動トルクが最大の条件）において、磁気的な飽和がないように設計することが好ましい。

10

【0037】

9 個のコイル 20 には、たとえば 120 度通電方式で電圧が印加される。すなわち、9 個のコイル 20 は、3 個ずつグループ化される。各グループの第 1 ~ 第 3 のコイル 20 には、図 8 に示すような電圧 VU 、 VV 、 VW が印加される。第 1 のコイル 20 には、0 ~ 120 度の期間に正電圧が印加され、120 ~ 180 度の期間に 0 V が印加され、180 ~ 300 度の期間に負電圧が印加され、300 ~ 360 度の期間に 0 V が印加される。したがって、第 1 のコイル 20 が巻回された磁性体 18 の先端面（インペラ 10 側の端面）は、0 ~ 120 度の期間に N 極になり、180 ~ 300 度の期間に S 極になる。電圧 VV の位相は電圧 VU よりも 120 度遅れており、電圧 VW の位相は電圧 VV よりも 120 度遅れている。したがって、第 1 ~ 第 3 のコイル 20 にそれぞれ電圧 VU 、 VV 、 VW を印加することにより、回転磁界を形成することができ、複数の磁性体 18 とインペラ 10 の複数の永久磁石 17 との吸引力および反発力により、インペラ 10 を回転させることができる。

20

【0038】

ここで、インペラ 10 が定格回転数で回転している場合は、永久磁石 15、16 間の吸引力と複数の永久磁石 17 および複数の磁性体 18 間の吸引力とは、血液室 7 内におけるインペラ 10 の可動範囲の略中央付近で釣り合うようにされている。このため、インペラ 10 のいかなる可動範囲においてもインペラ 10 への吸引力による作用力は非常に小さい。その結果、インペラ 10 の回転起動時に発生するインペラ 10 とハウジング 2 との相対すべり時の摩擦抵抗を小さくすることができる。また、相対すべり時におけるインペラ 10 とハウジング 2 の内壁の表面の損傷（表面の凹凸）はなく、さらに低速回転時の動圧力が小さい場合にもインペラ 10 はハウジング 2 から浮上し易くなり、非接触の状態となる。したがって、インペラ 10 とハウジング 2 との相対すべりによって溶血が発生したり、相対すべり時に発生したわずかな表面損傷（凹凸）によって血栓が発生することもない。

30

【0039】

また、インペラ 10 のシュラウド 12 に対向する隔壁 6 の表面には複数の動圧溝 21 および複数の動圧溝 22 が形成され、シュラウド 11 に対向する血液室 7 の内壁には複数の動圧溝 23 および複数の動圧溝 24 が形成されている。インペラ 10 の回転数が所定の回転数を超えると、動圧溝 21 ~ 24 の各々とインペラ 10 との間に動圧軸受効果が発生する。これにより、動圧溝 21 ~ 24 の各々からインペラ 10 に対して抗力が発生し、インペラ 10 は血液室 7 内で非接触状態で回転する。

40

【0040】

詳しく説明すると、複数の動圧溝 21 および複数の動圧溝 22 は、図 5 に示すように、インペラ 10 のシュラウド 12 に対応する大きさに形成されている。複数の動圧溝 21 および複数の動圧溝 22 は、インペラ 10 の回転方向に 1 つずつ交互に配置されている。動圧溝 21、22 の各々は、隔壁 6 の中心から若干離間した円形部分の周縁（円周）上に一端を有し、渦状に（換言すれば、湾曲して）隔壁 6 の外縁付近まで、幅が徐々に広がるよ

50

うに延びている。複数の動圧溝 2 1 は略同じ形状であり、かつインペラ 1 0 の回転方向に等角度間隔に配置されている。動圧溝 2 1 は凹部であり、動圧溝 2 1 の深さは 0 . 0 0 5 ~ 0 . 4 mm 程度であることが好ましい。動圧溝 2 1 の数は、6 ~ 3 6 個程度であることが好ましい。複数の動圧溝 2 2 は略同じ形状であり、かつインペラ 1 0 の回転方向に等角度間隔に配置されている。動圧溝 2 2 は凹部であり、動圧溝 2 2 の深さは 0 . 0 0 5 ~ 0 . 3 mm 程度であることが好ましい。

【 0 0 4 1 】

動圧溝 2 2 は、図 9 に示すように、動圧溝 2 1 よりも浅い。動圧溝 2 2 の深さは動圧溝 2 2 の深さの 5 分の 1 以下であることが好ましい。また、動圧溝 2 2 の幅は 2 つの動圧溝 2 1 の間隔の 3 分の 2 以下であることが好ましい。また、動圧溝 2 2 の数は動圧溝 2 1 の数以下であることが好ましい。

10

【 0 0 4 2 】

図 5 では、1 0 個の動圧溝 2 1 と 1 0 個の動圧溝 2 2 がインペラ 1 0 の中心軸に対して等角度間隔で配置されている。動圧溝 2 1 , 2 2 の各々は、いわゆる内向スパイラル溝形状となっているので、インペラ 1 0 が時計方向に回転すると、動圧溝 2 1 , 2 2 の外径部から内径部に向けて液体の圧力が高くなる。このため、インペラ 1 0 と隔壁 6 の間に反発力が発生し、これが動圧力となる。

【 0 0 4 3 】

図 1 0 は、インペラ 1 0 を所定の回転数で回転させた場合において、隔壁 6 の表面から見たインペラ 1 0 の浮上位置と、インペラ 1 0 が動圧溝 2 1 から受ける動圧力との関係を示す図である。図 1 1 は、インペラ 1 0 を所定の回転数で回転させた場合において、インペラ 1 0 および隔壁 6 間の距離と、動圧溝 2 2 からインペラ 1 0 が受ける動圧力との関係を示す図である。図 1 2 は、図 1 0 と図 1 1 を合成した図である。

20

【 0 0 4 4 】

図 1 0 ~ 図 1 2 から分かるように、動圧溝 2 1 は、インペラ 1 0 と隔壁 6 との間の距離が長い場合に動圧溝 2 2 よりも大きな動圧力を発生する。また、動圧溝 2 2 は、インペラ 1 0 と隔壁 6 との間の距離が短い場合に動圧溝 2 1 よりも大きな動圧力を発生する。したがって、本願発明では、動圧溝 2 1 , 2 2 の両方を設けたので、回転起動時と定常回転時の両方で大きな動圧力を得ることができる。

【 0 0 4 5 】

このように、インペラ 1 0 と動圧溝 2 1 , 2 2 の間に形成される動圧軸受効果により、インペラ 1 0 は隔壁 6 から離れ、非接触状態で回転する。このため、インペラ 1 0 はスムーズに回転起動し、インペラ 1 0 と隔壁 6 の間に血液流路が確保され、両者間での血液滞留およびそれに起因する血栓の発生が防止される。さらに、通常状態において、動圧溝 2 1 , 2 2 が、インペラ 1 0 と隔壁 6 の間において攪拌作用を発揮するので、両者間における部分的な血液滞留の発生を防止することができる。

30

【 0 0 4 6 】

なお、動圧溝 2 1 , 2 2 を隔壁 6 に設ける代わりに、動圧溝 2 1 , 2 2 をインペラ 1 0 のシュラウド 1 2 の表面に設けてもよい。

【 0 0 4 7 】

また、動圧溝 2 1 , 2 2 の各々の角の部分は、少なくとも 0 . 0 5 mm 以上の R を持つように丸められていることが好ましい。これにより、溶血の発生をより少なくすることができる。

40

【 0 0 4 8 】

また、図 1 3 は、インペラ 2 1 が定常回転浮上位置にある場合において、動圧溝 2 2 の深さ D_{22} と動圧溝 2 1 の深さ D_{21} との比 D_{22} / D_{21} と、インペラ 2 1 に作用する動圧力との関係を示す図である。図 1 2 で示したように、インペラ 2 1 が隔壁 6 に近接した位置にある場合は、動圧溝 2 2 の追加によって大きな動圧力が発生するが、図 1 3 に示すように、インペラ 2 1 が定常回転浮上位置にある場合は、動圧溝 2 2 の追加によって動圧力が低下する。したがって、動圧溝 2 2 の追加による動圧力や剛性の低下がポンプ性能

50

に悪影響を与えないように、動圧溝 2 2 の深さおよび幅を決定する必要がある。図 1 3 に示すように、比 D_{22} / D_{21} が小さいほど定常回転浮上位置における動圧力の低下を抑制できる。よって好ましくは、比 D_{22} / D_{21} は $1 / 5$ 以下に設定される。

【 0 0 4 9 】

また、図 1 4 は、インペラ 2 1 が定常浮上位置にある場合において、動圧溝 2 2 の幅 W_{22} と動圧溝 2 1 の間隔（動圧溝 2 1 間のランド部の幅） W_{L21} との比 W_{22} / W_{L21} と、インペラ 2 1 に作用する動圧力との関係を示す図である。図 1 4 に示すように、比 W_{22} / W_{L21} が小さいほど定常回転浮上位置における動圧力の低下を抑制できる。よって好ましくは、比 W_{22} / W_{L21} は $2 / 3$ 以下に設定される。

【 0 0 5 0 】

また、複数の動圧溝 2 3 および複数の動圧溝 2 4 は、図 6 に示すように、複数の動圧溝 2 1 および複数の動圧溝 2 2 と同様、インペラ 1 0 のシュラウド 1 1 に対応する大きさに形成されている。動圧溝 2 3 , 2 4 の各々は、血液室 7 の内壁の中心から若干離間した円形部分の周縁（円周）上に一端を有し、渦状に（換言すれば、湾曲して）血液室 7 の内壁の外縁付近まで、幅が徐々に広がるように延びている。また、複数の動圧溝 2 3 は、略同じ形状であり、かつ略同じ間隔で配置されている。動圧溝 2 3 は凹部であり、動圧溝 2 3 の深さは $0.005 \sim 0.4$ mm 程度があることが好ましい。動圧溝 2 3 の数は、 $6 \sim 36$ 個程度であることが好ましい。図 6 では、 10 個の動圧溝 2 3 がインペラ 1 0 の中心軸に対して等角度に配置されている。

【 0 0 5 1 】

また、複数の動圧溝 2 4 は略同じ形状であり、かつインペラ 1 0 の回転方向に等角度間隔に配置されている。動圧溝 2 4 は凹部であり、動圧溝 2 4 の深さは $0.005 \sim 0.3$ mm 程度であることが好ましい。動圧溝 2 4 の数は、 $6 \sim 36$ 個程度であることが好ましい。

【 0 0 5 2 】

動圧溝 2 4 は、動圧溝 2 1 , 2 2 について図 9 で説明したように、動圧溝 2 3 よりも浅い。動圧溝 2 4 の深さは動圧溝 2 3 の深さの 5 分の 1 以下であることが好ましい。また、動圧溝 2 4 の幅は 2 つの動圧溝 2 3 の間隔の 3 分の 2 以下であることが好ましい。また、動圧溝 2 4 の数は動圧溝 2 3 の数以下であることが好ましい。

【 0 0 5 3 】

図 6 では、 10 個の動圧溝 2 3 と 10 個の動圧溝 2 4 がインペラ 1 0 の中心軸に対して等角度間隔で配置されている。動圧溝 2 3 , 2 4 の各々は、いわゆる内向スパイラル溝形状となっているので、インペラ 1 0 が時計方向に回転すると、動圧溝 2 3 , 2 4 の外径部から内径部に向けて液体の圧力が高くなる。このため、インペラ 1 0 と血液室 7 の内壁との間に反発力が発生し、これが動圧力となる。

【 0 0 5 4 】

図 1 0 ~ 図 1 2 において動圧溝 2 1 , 2 2 について説明したように、動圧溝 2 3 は、インペラ 1 0 と血液室 7 の内壁の間の距離が長い場合に動圧溝 2 4 よりも大きな動圧力を発生する。また、動圧溝 2 4 は、インペラ 1 0 と血液室 7 の内壁との間の距離が短い場合に動圧溝 2 3 よりも大きな動圧力を発生する。したがって、本願発明では、動圧溝 2 3 , 2 4 の両方を設けたので、回転起動時と定常回転時の両方で大きな動圧力を得ることができる。

【 0 0 5 5 】

このように、インペラ 1 0 と動圧溝 2 3 , 2 4 の間に形成される動圧軸受効果により、インペラ 1 0 は血液室 7 の内壁から離れ、非接触状態で回転する。このため、インペラ 1 0 はスムーズに回転起動し、インペラ 1 0 と血液室 7 の内壁の間に血液流路が確保され、両者間での血液滞留およびそれに起因する血栓の発生が防止される。さらに、通常状態において、動圧溝 2 3 , 2 4 が、インペラ 1 0 と血液室 7 の内壁の間において攪拌作用を発揮するので、両者間における部分的な血液滞留の発生を防止することができる。また、ポンプ部 1 が外的衝撃を受けたときや、動圧溝 2 1 , 2 2 による動圧力が過剰となったとき

10

20

30

40

50

に、インペラ 10 の血液室 7 の内壁への密着を防止することができる。動圧溝 21, 22 によって発生する動圧力と動圧溝 23, 24 によって発生する動圧力は異なるものとなっていてよい。

【0056】

なお、動圧溝 23, 24 を血液室 7 の内壁に設ける代わりに、動圧溝 23, 24 をインペラ 10 のシュラウド 11 の表面に設けてもよい。

【0057】

また、動圧溝 23, 24 の各々の角の部分は、少なくとも 0.05 mm 以上の R を持つように丸められていることが好ましい。これにより、溶血の発生をより少なくすることができる。

【0058】

また、動圧溝 21, 22 について図 13 および図 14 で説明したように、動圧溝 24 の深さ D_{24} と動圧溝 23 の深さ D_{23} との比 D_{24} / D_{23} は $1/5$ 以下に設定される。また、動圧溝 24 の幅 W_{24} と動圧溝 23 の間隔（動圧溝 23 間のランド部の幅） W_{L23} との比 W_{24} / W_{L23} は $2/3$ 以下に設定される。

【0059】

また、インペラ 10 のシュラウド 12 と隔壁 6 との隙間と、インペラ 10 のシュラウド 11 と血液室 7 の内壁との隙間とが略同じ状態でインペラ 10 が回転することが好ましい。インペラ 10 に作用する流体力などの外乱が大きく、一方の隙間が狭くなる場合には、その狭くなる側の動圧溝による動圧力を他方の動圧溝による動圧力よりも大きくし、両隙間を略同じにするため、動圧溝 21, 22 と 23, 24 の形状を異ならせることが好ましい。

【0060】

また、図 5 および図 6 では、動圧溝 21 ~ 24 の各々を内向スパイラル溝形状としたが、他の形状の動圧溝 21 ~ 24 を使用することも可能である。ただし、血液を循環させる場合は、血液をスムーズに流すことが可能な内向スパイラル溝形状の動圧溝 21 ~ 24 を採用することが好ましい。

【0061】

図 15 は、永久磁石 15, 16 間の吸引力 F_1 と永久磁石 17 および磁性体 18 間の吸引力 F_2 との合力の大きさが、インペラ 10 の血液室 7 内の可動範囲の中央位置以外の位置 P_1 でゼロとなるように調整した場合にインペラ 10 に作用する力を示す図である。ただし、インペラ 10 の回転数は定格値に保たれている。

【0062】

すなわち、永久磁石 15, 16 間の吸引力 F_1 が永久磁石 17 および磁性体 18 間の吸引力 F_2 よりも小さく設定され、それらの合力がゼロとなるインペラ 10 の浮上位置はインペラ可動範囲の中間よりも隔壁 6 側にあるものとする。動圧溝 21, 22 と動圧溝 23, 24 の形状は同じである。

【0063】

図 15 の横軸はインペラ 10 の位置（図中の左側が隔壁 6 側）を示し、縦軸はインペラ 10 に対する作用力を示している。インペラ 10 への作用力が隔壁 6 側に働くとき、その作用力をマイナスとしている。インペラ 10 に対する作用力としては、永久磁石 15, 16 間の吸引力 F_1 と、永久磁石 17 および磁性体 18 間の吸引力 F_2 と、動圧溝 21, 22 の動圧力 F_3 と、動圧溝 23, 24 の動圧力 F_4 と、それらの合力である「インペラに作用する正味の力 F_5 」を示した。

【0064】

図 15 から分かるように、インペラ 10 に作用する正味の力 F_5 がゼロとなる位置で、インペラ 10 の浮上位置はインペラ 10 の可動範囲の中央位置から大きくずれている。その結果、回転中のインペラ 10 と隔壁 6 の間の距離は狭まり、インペラ 10 に対して小さな外乱力が作用してもインペラ 10 は隔壁 6 に接触してしまう。

【0065】

10

20

30

40

50

これに対して図16は、永久磁石15, 16間の吸引力 F_1 と永久磁石17および磁性体18間の吸引力 F_2 との合力の大きさが、インペラ10の血液室7内の可動範囲の中央位置 P_0 でゼロとなるように調整した場合にインペラ10に作用する力を示す図である。この場合も、インペラ10の回転数は定格値に保たれている。

【0066】

すなわち、永久磁石15, 16間の吸引力 F_1 と永久磁石17および磁性体18間の吸引力 F_2 とは略同じに設定されている。また、動圧溝21, 22と動圧溝23, 24の形状は同じにされている。この場合は、図15の場合と比較して、インペラ10の浮上位置に対する支持剛性が高くなる。また、インペラ10に作用する正味の力 F_5 は可動範囲の中央でゼロとなっているので、インペラ10に対し外乱力が作用しない場合にはインペラ10は中央位置で浮上する。

10

【0067】

このように、インペラ10の浮上位置は、永久磁石15, 16間の吸引力 F_1 と、永久磁石17および磁性体18間の吸引力 F_2 と、インペラ10の回転時に動圧溝21, 22で発生する動圧力 F_3 と、インペラ10の回転時に動圧溝23, 24で発生する動圧力 F_4 との釣り合いで決まる。 F_1 と F_2 を略同じにし、動圧溝21, 22と動圧溝23, 24の形状を同じにすることにより、インペラ10の回転時にインペラ10を血液室7の略中央部で浮上させることが可能となる。図3および図4に示すように、インペラ10は2つのディスク間に羽根を形成した形状を有するので、ハウジング2の内壁に対向する2つの面を同一形状および同一寸法にすることができる。したがって、略同一の動圧性能を有する動圧溝21, 22および動圧溝23, 24をインペラ10の両側に設けることは可能である。

20

【0068】

この場合、インペラ10は血液室7の中央位置で浮上するので、インペラ10はハウジング2の内壁から最も離れた位置に保持される。その結果、インペラ10の浮上時にインペラ10に外乱力が印加されて、インペラ10の浮上位置が変化しても、インペラ10とハウジング2の内壁とが接触する可能性が小さくなり、それらの接触によって血栓や溶血が発生する可能性も低くなる。

【0069】

なお、図15および図16の例では、動圧溝21, 22の形状と動圧溝23, 24の形状は同じであるとしたが、動圧溝21, 22の形状と動圧溝23, 24の形状を異なるものとし、動圧溝21, 22の動圧性能と動圧溝23, 24の動圧性能を異なるものとしてもよい。たとえば、ポンピングの際に流体力などによってインペラ10に対して常に一方方向の外乱が作用する場合には、その外乱の方向にある動圧溝の性能を他方の動圧溝の性能より高めておくことにより、インペラ10をハウジング2の中央位置で浮上回転させることが可能となる。この結果、インペラ10とハウジング2との接触確率を低く抑えることができ、インペラ10の安定した浮上性能を得ることができる。

30

【0070】

また、永久磁石15, 16間の吸引力 F_1 と、永久磁石17および磁性体18間の吸引力 F_2 とによって構成されるインペラ10のアキシャル方向への負の支持剛性値の絶対値を K_a とし、ラジアル方向の正の剛性値の絶対値を K_r とし、インペラ10が回転する常用回転数領域において動圧溝21~24で得られる正の剛性値の絶対値を K_g とすると、 $K_g > K_a + K_r$ の関係を満たすことが好ましい。

40

【0071】

具体的には、アキシャル方向の負の剛性値の絶対値 K_a を20000N/mとし、ラジアル方向の正の剛性値の絶対値 K_r を10000N/mとした場合、インペラ10が通常回転する回転数領域で動圧溝21~24によって得られる正の剛性値の絶対値 K_g は30000N/mを超える値に設定される。

【0072】

インペラ10のアキシャル支持剛性は動圧溝21~24で発生する動圧力に起因する剛

50

性から磁性体間の吸引力などによる負の剛性を引いた値であるから、 $K_g > K_a + K_r$ の関係を持つことで、インペラ10のラジアル方向の支持剛性よりもアキシアル方向の支持剛性を高めることができる。このように設定することにより、インペラ10に対して外乱力が作用した場合に、インペラ10のラジアル方向への動きよりもアキシアル方向への動きを抑制することができ、動圧溝21～24の形成部でのインペラ10とハウジング2との機械的な接触を避けることができる。

【0073】

特に、動圧溝21～24は、図3、図5および図6で示したように平面に凹設されているので、インペラ10の回転中にこの部分でハウジング2とインペラ10との機械的接触があると、インペラ10およびハウジング2の内壁のいずれか一方または両方の表面に傷（表面の凹凸）が生じてしまい、この部位を血液が通過すると、血栓発生および溶血の原因となる可能性もあった。この動圧溝21～24での機械的接触を防ぎ、血栓および溶血を抑制するために、ラジアル方向の剛性よりもアキシアル方向の剛性を高める効果は高い。

10

【0074】

また、インペラ10にアンバランスがあると回転時にインペラ10に振れ回りが生ずるが、この振れ回りはインペラ10の質量とインペラ10の支持剛性値で決定される固有振動数とインペラ10の回転数が一致した場合に最大となる。

【0075】

このポンプ部1では、インペラ10のアキシアル方向の支持剛性よりもラジアル方向の支持剛性を小さくしているため、インペラ10の最高回転数をラジアル方向の固有振動数以下に設定することが好ましい。そこで、インペラ10とハウジング2との機械的接触を防ぐため、永久磁石15, 16間の吸引力 F_1 と永久磁石17および磁性体18間の吸引力 F_2 によって構成されるインペラ10のラジアル剛性値を K_r (N/m)とし、インペラ10の質量を m (kg)とし、インペラの回転数を ω (rad/s)とした場合、 $\omega < (K_r / m)^{0.5}$ の関係を満たすことが好ましい。

20

【0076】

具体的には、インペラ10の質量が0.03kgであり、ラジアル剛性値が2000N/mである場合、インペラ10の最高回転数は258rad/s (2465rpm)以下に設定される。逆に、インペラ10の最高回転数を366rad/s (3500rpm)と設定した場合には、ラジアル剛性は4018N/m以上に設定される。

30

【0077】

さらに、このの80%以下にインペラ10の最高回転数を設定することが好ましい。具体的には、インペラ10の質量が0.03kgであり、ラジアル剛性値が2000N/mである場合には、その最高回転数は206.4rad/s (1971rpm)以下に設定される。逆に、インペラ10の最高回転数を366rad/s (3500rpm)としたい場合には、ラジアル剛性値が6279N/m以上に設定される。このようにインペラ10の最高回転数を設定することで、インペラ10の回転中におけるインペラ10とハウジング2の接触を抑えることができる。

【0078】

また、永久磁石15, 16間の吸引力 F_1 と、永久磁石17および磁性体18間の吸引力 F_2 とによって構成されるインペラ10のアキシアル方向の負の剛性値よりも動圧溝21～24の動圧力による剛性が大きくなった場合にインペラ10とハウジング2は非接触の状態となる。したがって、この負の剛性値を極力小さくすることが好ましい。そこで、この負の剛性値を小さく抑えるため、永久磁石15, 16の対向面のサイズを異ならせることが好ましい。たとえば、永久磁石16のサイズを永久磁石15よりも小さくすることにより、両者間の距離によって変化する吸引力の変化割合、すなわち負の剛性を小さく抑えることができ、インペラ支持剛性の低下を防ぐことができる。

40

【0079】

また、インペラ10の回転起動前に、インペラ10が隔壁6に接触していることを確認

50

してから、インペラ 10 を回転起動させることが好ましい。

【0080】

すなわち、インペラ 10 の非回転時では、動圧溝 21 ~ 24 による非接触支持はされず、さらに、永久磁石 15, 16 間の吸引力 F_1 と、永久磁石 17 および磁性体 18 間の吸引力 F_2 によってインペラ 10 とハウジング 2 とは高い面圧で接触している。また、このポンプ部 1 のように、インペラ 10 をモータ室 8 内のコイル 20 および磁性体 18 とインペラ 10 の永久磁石 17 との磁氣的相互作用で回転させる場合は、特許文献 2 の図 3 に示すようなインペラを永久磁石間の磁気カップリングで回転駆動させる場合に比べて、起動トルクが小さい。したがって、インペラ 10 をスムーズに回転起動させることは難しい。

【0081】

しかし、インペラ 10 のシュラウド 12 が隔壁 6 と接触している場合は、インペラ 10 のシュラウド 11 が血液室 7 の内壁に接触している場合に比べ、インペラ 10 の永久磁石 17 とモータ室 8 内の磁性体 18 とが近接しているので、インペラ 10 の起動時の回転トルクを高めることができ、インペラ 10 をスムーズに回転起動させることができる。

【0082】

ところが、上述の通り、インペラ 10 の回転時には、永久磁石 15, 16 間の吸引力 F_1 と、永久磁石 17 および磁性体 18 間の吸引力 F_2 とは、インペラ 10 の位置がインペラ 10 の可動範囲の中央付近にて釣り合うように設定されているので、インペラ 10 の停止時にインペラ 10 が必ずしも隔壁 6 に接触しているとは限らない。

【0083】

そこで、この遠心式血液ポンプ装置では、インペラ 10 を回転起動させる前にインペラ 10 を隔壁 6 側に移動させる手段が設けられる。具体的には、永久磁石 17 および磁性体 18 間の吸引力 F_2 が大きくなるように複数のコイル 20 に電流を流し、インペラ 10 を隔壁 6 側に移動させる。

【0084】

図 17 は、ポンプ部 1 を制御するコントローラ 25 の構成を示すブロック図である。図 17 において、コントローラ 25 は、モータ制御回路 26 およびパワーアンプ 27 を含む。モータ制御回路 26 は、たとえば 120 度通電方式の 3 相の制御信号を出力する。パワーアンプ 27 は、モータ制御回路 26 からの 3 相の制御信号を増幅して、図 8 で示した 3 相電圧 V_U, V_V, V_W を生成する。3 相電圧 V_U, V_V, V_W は、図 7 および図 8 で説明した第 1 ~ 第 3 のコイル 20 にそれぞれ印加される。通常の運転時は、これにより、インペラ 10 が可動範囲の中央位置で所定の回転数で回転する。

【0085】

図 18 (a) ~ (c) は、インペラ 10 の回転起動時におけるコイル電流 I 、インペラ 10 の位置、およびインペラ 10 の回転数の時間変化を示すタイムチャートである。図 18 (a) ~ (c) において、初期状態では、永久磁石 15, 16 の吸引力によってインペラ 10 のシュラウド 11 が血液室 7 の内壁に接触しており、インペラ 10 は位置 PA にあるものとする。この状態では、インペラ 10 が回転し難いので、インペラ 10 のシュラウド 12 が隔壁 6 に接触した位置 PB にインペラ 10 を移動させる。

【0086】

時刻 t_0 において、図 8 で示される 6 パターン (0 ~ 60 度, 60 ~ 120 度, ..., 300 ~ 360 度) の電圧 V_U, V_V, V_W のうちのいずれかのパターンの電圧を第 1 ~ 第 3 のコイル 20 に印加し、予め定められた電流 I_0 をコイル 20 に流す。コイル 20 に電流 I_0 を流すと、永久磁石 17 および磁性体 18 間の吸引力 F_2 が永久磁石 15, 16 間の吸引力 F_1 よりも大きくなり、インペラ 10 はほとんど回転することなく隔壁 6 側の位置 PB に移動し、インペラ 10 のシュラウド 12 は隔壁 6 に接触する。インペラ 10 が位置 PB に移動したら、電流 I_0 を遮断する (時刻 t_1)。

【0087】

なお、インペラ 10 を回転させずに移動させるのは、インペラ 10 を回転させながら隔壁 6 側の位置 PB に移動させようとしても、動圧溝 21, 22 の動圧軸受効果によってイ

10

20

30

40

50

ンペラ 10 の移動が妨げられるからである。また、インペラ 10 の血液室 7 内の位置を検出するセンサを設け、インペラ 10 が隔壁 6 に接触したことを確認した後に、電流 I_0 を遮断することが好ましい。

【 0 0 8 8 】

次に、図 8 で説明した第 1 ~ 第 3 のコイル 20 に 3 相電圧 V_U , V_V , V_W を印加し、コイル電流 I を予め定められた定格値まで徐々に上昇させる。このとき、インペラ 10 は隔壁 6 に接触しているため、インペラ 10 はスムーズに回転する。コイル電流 I の上昇に伴って、インペラ 10 は隔壁 6 側の位置 P_B から可動範囲の中央位置に移動する。

【 0 0 8 9 】

なお、起動時に 6 パターン (0 ~ 60 度 , 60 ~ 120 度 , ... , 300 ~ 360 度) の電圧 V_U , V_V , V_W を第 1 ~ 第 3 のコイル 20 に印加した場合、永久磁石 17 と磁性体 18 の吸引力が最大になるパターンは永久磁石 17 と磁性体 18 の位置関係によって異なる。したがって、起動時に一定パターンの電圧 V_U , V_V , V_W のみを第 1 ~ 第 3 のコイル 20 に印加する代わりに、6 パターンの電圧 V_U , V_V , V_W を第 1 ~ 第 3 のコイル 20 に一定時間ずつ順次印加してもよい。この場合、インペラ 10 は僅かに回転して (厳密には 1 / 4 回転以下、すなわち電気角で 360 度以下回転して)、隔壁 6 側の位置 P_B に移動する。

【 0 0 9 0 】

また、6 パターンの電圧 V_U , V_V , V_W を印加すると、第 1 ~ 第 3 のコイル 20 のうちのいずれかのコイル 20 には電流は流れず、9 個の磁性体 18 のうちの 6 個の磁性体が N 極または S 極になり、残りの 3 個の磁性体 18 には磁極は発生しない。したがって、第 1 ~ 第 3 のコイル 20 の全てに電流が流れ、9 個の磁性体 18 の各々が N 極または S 極になるような電圧を第 1 ~ 第 3 のコイル 20 に印加して、永久磁石 17 と磁性体 18 の吸引力を強めてもよい。

【 0 0 9 1 】

また、図 19 は、この実施の形態 1 の変更例を示すブロック図である。この変更例では、インペラ 10 の回転起動時とそれ以降で電源が切り換えられる。すなわち図 19 において、この変更例では、図 17 のパワーアンプ 27 がパワーアンプ 30 , 31 および切換スイッチ 32 で置換される。図 18 の時刻 t_0 ~ t_1 では、モータ制御回路 26 の出力信号がパワーアンプ 30 に与えられ、パワーアンプ 30 の出力電圧が切換スイッチ 32 を介してコイル 20 に印加され、コイル 20 に電流 I_0 が流される。時刻 t_2 以降は、モータ制御回路 26 の出力信号がパワーアンプ 31 に与えられ、パワーアンプ 31 の出力電圧が切換スイッチ 32 を介してコイル 20 に印加され、コイル 20 に電流が流される。

【 0 0 9 2 】

また、図 20 (a) ~ (c) は、この実施の形態 1 の他の変更例を示すタイムチャートである。図 20 (a) ~ (c) において、初期状態では、インペラ 10 のシュラウド 11 が血液室 7 の内壁に接触しており、インペラ 10 は位置 P_A にあるものとする。時刻 t_0 において、予め定められた電流 I_1 がコイル 20 に流される。すなわち、モータ制御回路 26 により、たとえば 120 度通電方式の 3 相の制御信号を生成する。パワーアンプ 27 は、モータ制御回路 26 からの 3 相の制御信号を増幅して、図 8 で示した 3 相電圧 V_U , V_V , V_W を生成する。3 相電圧 V_U , V_V , V_W は、図 7 および図 8 で説明した第 1 ~ 第 3 のコイル 20 にそれぞれ印加される。

【 0 0 9 3 】

したがって、この電流 I_1 によってインペラ 10 に回転磁界が印加される。この電流 I_1 は、図 18 の電流 I_0 よりも大きい電流であり、インペラ 10 のシュラウド 11 が血液室 7 の内壁に接触している場合でもインペラ 10 を回転起動させることが可能な電流である。回転起動が確認された後、コイル電流 I を低下させ、予め定められた定格値まで徐々に上昇させる。このようにインペラ 10 が位置 P_A 側にあった場合でも、インペラ 10 の回転起動時のみにコイル 20 に過大電流を流すように構成してもよい。

【 0 0 9 4 】

10

20

30

40

50

また、血液室7の内壁の表面および隔壁6の表面と、インペラ10の表面との少なくとも一方にダイヤモンドライクカーボン(DLC)膜を形成してもよい。これにより、インペラ10と血液室7の内壁および隔壁6との摩擦力を軽減し、インペラをスムーズに回転起動することが可能になる。なお、ダイヤモンドライクカーボン膜の代わりに、フッ素系樹脂膜、パラキシリレン系樹脂膜などを形成してもよい。

【0095】

また、図21は、この実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図であって、図3と対比される図である。図21において、この変更例では、対向する永久磁石15, 16の対向面のサイズが異なる。図3では、永久磁石15, 16の対向面のサイズが同じである場合が示されているが、永久磁石15, 16の対向面のサイズを異ならせることにより、両者間の距離によって変化する吸引力の変化量、すなわち負の剛性を小さく抑えることができ、インペラ10の支持剛性の低下を防ぐことができる。

10

【0096】

また、図22は、この実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図であって、図21と対比される図である。図22において、この変更例では、各磁性体18の永久磁石17に対向する先端面に磁性体35が設けられる。この磁性体35の永久磁石17に対向する表面の面積は磁性体18の先端面の面積よりも大きい。この変更例では、永久磁石17に対する磁性体18, 35の吸引力を大きくすることができ、インペラ10の回転駆動におけるエネルギー効率を高めることができる。

【0097】

20

また、図23は、この実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図であって、図21と対比される図である。図23において、この変更例では、継鉄19が継鉄36で置換され、磁性体18が磁性体37で置換される。継鉄36および磁性体37の各々は、インペラ10の回転軸の長さ方向に積層された複数の鋼板を含む。この変更例では、継鉄36および磁性体37で発生する渦電流損失を軽減することができ、インペラ10の回転駆動におけるエネルギー効率を高めることができる。

【0098】

また、図24に示すように、インペラ10の回転方向に積層された複数の鋼板を含む磁性体38で磁性体37を置換してもよい。また、図25に示すように、インペラ10の径方向に積層された複数の鋼板を含む磁性体39で磁性体37を置換してもよい。これらの場合でも、図23の変更例と同じ効果が得られる。

30

【0099】

また、図3の継鉄19および磁性体18の各々を、純鉄、軟鉄、または珪素鉄の粉末によって形成してもよい。この場合は、継鉄19および磁性体18の鉄損を軽減することができ、インペラ10の回転駆動におけるエネルギー効率を高めることができる。

【0100】

[実施の形態2]

図26は、この発明の実施の形態2による遠心式血液ポンプ装置のポンプ部の構成を示す断面図であって、図3と対比される図である。図26において、このポンプ部では、インペラ10のシュラウド11に永久磁石40, 41が埋設されている。永久磁石40は永久磁石41よりもインペラ10の回転軸側に設けられている。また、シュラウド11に対向する血液室7の内壁には、それぞれ永久磁石40, 41を吸引する永久磁石42, 43が埋設されている。永久磁石40~43は、インペラ10をモータ室8と反対側、換言すれば血液流入ポート4側に吸引(換言すれば、付勢)するために設けられている。

40

【0101】

なお、シュラウド11および血液室7の内壁に永久磁石40~43を設ける代わりに、シュラウド11および血液室7の内壁の一方に永久磁石を設け、他方に磁性体を設けてもよい。また、シュラウド11自体を永久磁石または磁性体で形成してもよい。また、磁性体としては軟質磁性体と硬質磁性体のいずれを使用してもよい。

【0102】

50

また、永久磁石 40 は、1 つでもよいし、複数でもよい。永久磁石 40 が 1 つの場合は、永久磁石 40 はリング状に形成される。また、永久磁石 40 が複数の場合は、複数の永久磁石 40 は等角度間隔で同一の円に沿って配置される。永久磁石 41 ~ 43 の各々も、永久磁石 40 と同様であり、1 つでもよいし、複数でもよい。

【0103】

また、シュラウド 12 には複数（たとえば 8 個）の永久磁石 44 が埋設されている。複数の永久磁石 44 は、等角度間隔で同一の円に沿って配置される。モータ室 8 内には、複数の永久磁石 44 を吸引するための複数（たとえば 8 個）の永久磁石 45 が設けられている。複数の永久磁石 45 は、インペラ 10 の複数の永久磁石 44 に対向して、等角度間隔で同一の円に沿って配置される。複数の永久磁石 44 は、椀状のロータ 46 の表面に設けられている。ロータ 46 の縁の内側には、複数（たとえば 8 個）の永久磁石 47 が等角度間隔で設けられている。複数の永久磁石 47 は、隣接する磁極が互いに異なるようにして、等角度間隔で同一の円に沿って配置される。換言すれば、ロータ 46 の内側に N 極を向けた永久磁石 47 と、ロータ 46 の内側に S 極を向けた永久磁石 47 とが等角度間隔で同一の円に沿って交互に配置されている。

【0104】

ロータ 46 の中央部はベアリング 48 を介して中心軸 49 に回転可能に支持されており、ロータ 46 は隔壁 6 に沿って回転可能に設けられている。中心軸 49 は、円板状の継鉄 50 の中央に立設されている。継鉄 50 の表面において中心軸 49 の周りには、複数（たとえば 9 個）の磁性体 51 が等角度間隔で設けられている。複数の磁性体 51 の先端は、ロータ 46 の複数の永久磁石 47 に対向して、同一の円に沿って配置される。各磁性体 51 には、コイル 52 が巻回されている。複数の永久磁石 47、複数の磁性体 51、および複数のコイル 52 は、ロータ 46 を回転させるためのモータを構成する。

【0105】

9 個のコイル 52 には、たとえば 120 度通電方式で電圧が印加される。すなわち、9 個のコイル 52 は、3 個ずつグループ化される。各グループの第 1 ~ 第 3 のコイル 52 には、図 8 で示した電圧 VU, VV, VW が印加される。したがって、第 1 ~ 第 3 のコイル 52 にそれぞれ電圧 VU, VV, VW を印加することにより、回転磁界を形成することができ、複数の磁性体 51 とロータ 46 の複数の永久磁石 47 との吸引力および反発力により、ロータ 46 を回転させることができる。ロータ 46 が回転すると、ロータ 46 の複数の永久磁石 45 とインペラ 10 の複数の永久磁石 44 との吸引力により、インペラ 10 が回転する。

【0106】

ここで、インペラ 10 が定格回転数で回転している場合は、永久磁石 40, 41 および永久磁石 42, 43 間の吸引力と複数の永久磁石 44 および複数の永久磁石 45 間の吸引力とは、血液室 7 内におけるインペラ 10 の可動範囲の略中央付近で釣り合うようにされている。このため、インペラ 10 のいかなる可動範囲においてもインペラ 10 への吸引力による作用力は非常に小さい。その結果、インペラ 10 の回転起動時に発生するインペラ 10 とハウジング 2 との相対すべり時の摩擦抵抗を小さくすることができる。また、相対すべり時におけるインペラ 10 とハウジング 2 の内壁の表面の損傷（表面の凹凸）はなく、さらに低速回転時の動圧力が小さい場合にもインペラ 10 はハウジング 2 から浮上し易くなり、非接触の状態となる。したがって、インペラ 10 とハウジング 2 との相対すべりによって溶血・血栓が発生したり、相対すべり時に発生したわずかな表面損傷（凹凸）によって血栓が発生することもない。

【0107】

また、実施の形態 1 と同様、インペラ 10 のシュラウド 12 に対向する隔壁 6 の表面には複数の動圧溝 21 および複数の動圧溝 22 が形成され、シュラウド 11 に対向する血液室 7 の内壁には複数の動圧溝 23 および複数の動圧溝 24 が形成されている。インペラ 10 の回転数が所定の回転数を超えると、動圧溝 21 ~ 24 の各々とインペラ 10 との間に動圧軸受効果が発生する。これにより、動圧溝 21 ~ 24 の各々からインペラ 10 に対し

て抗力が発生し、インペラ 10 は血液室 7 内で非接触状態で回転する。

【0108】

また、インペラ 10 と血液室 7 の内壁との間の距離が長い場合に大きな動圧力を発生する動圧溝 23 と、インペラ 10 と血液室 7 の内壁との間の距離が短い場合に大きな動圧力を発生する動圧溝 24 との両方を設けたので、回転起動時と定常回転時の両方で大きな動圧力を得ることができる。したがって、部品点数を増やすことなく、インペラ 10 をスムーズに回転起動させることができる。

【0109】

今回開示された実施の形態はすべての点で例示であって制限的なものではないと考えられるべきである。本発明の範囲は上記した説明ではなくて特許請求の範囲によって示され、特許請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

10

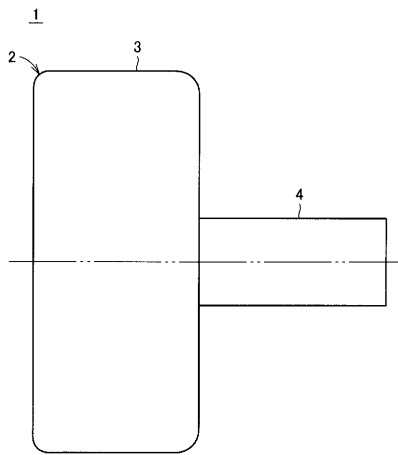
【符号の説明】

【0110】

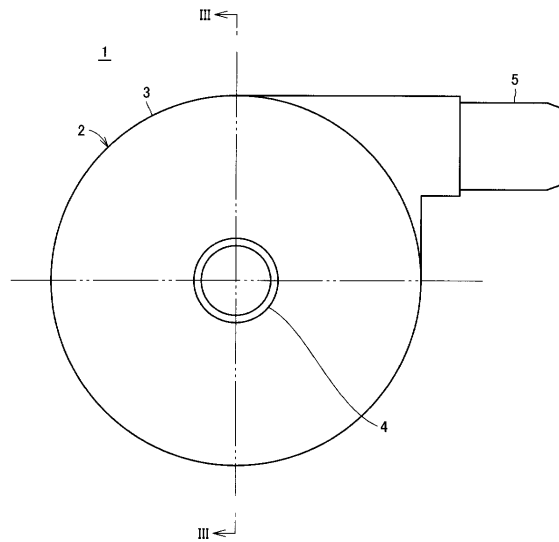
1 ポンプ部、2 ハウジング、3 本体部、4 血液流入ポート、5 血液流出ポート、6 隔壁、7 血液室、8 モータ室、10 インペラ、10a 貫通孔、11, 12 シュラウド、13 ベーン、14 血液通路、15~17, 40~45, 47 永久磁石、18, 35, 37~39, 51 磁性体、19, 36, 50 継鉄、20, 52 コイル、21~24 動圧溝、25 コントローラ、26 モータ制御回路、27, 30, 31 パワーアンプ、32 切換スイッチ、46 ロータ、48 ベアリング、49 中心軸。

20

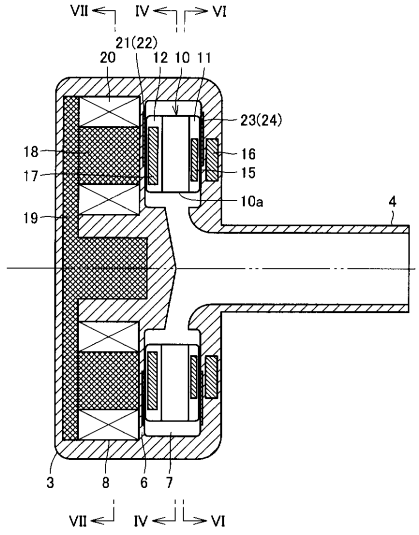
【図 1】



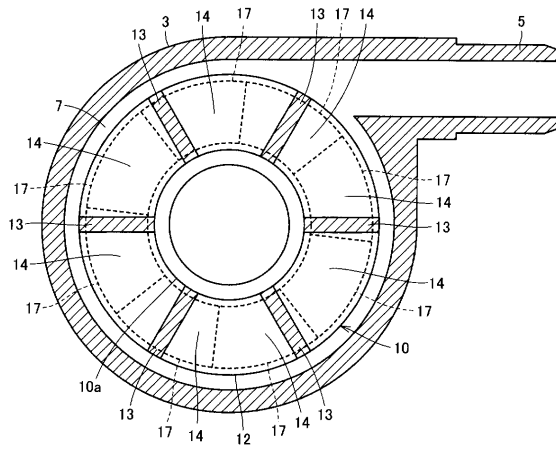
【図 2】



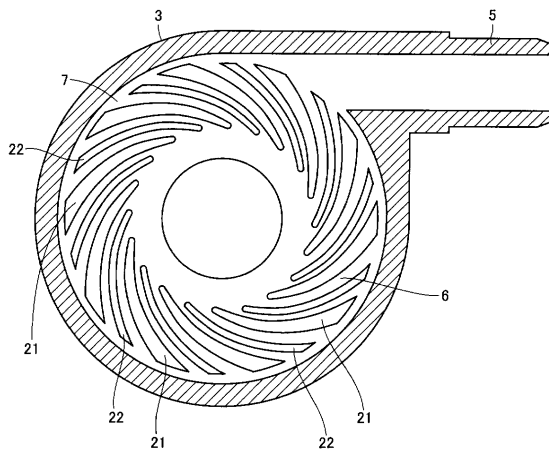
【 図 3 】



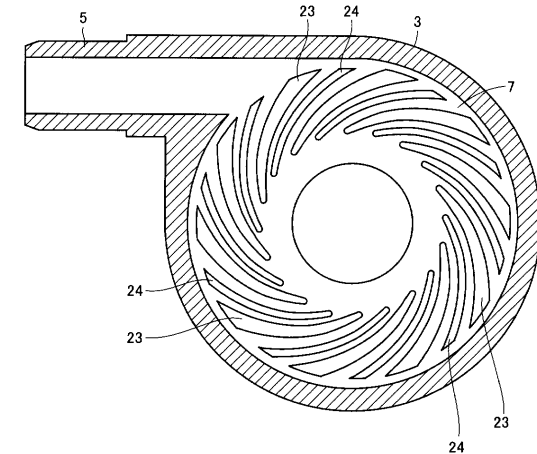
【 図 4 】



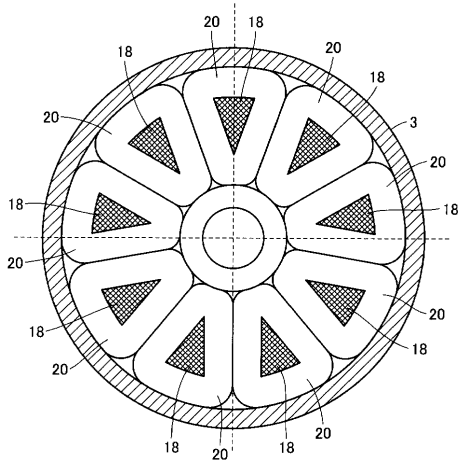
【 図 5 】



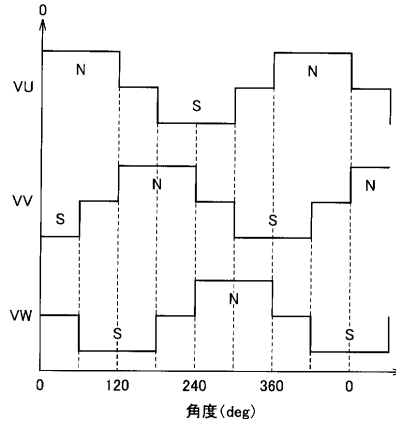
【 図 6 】



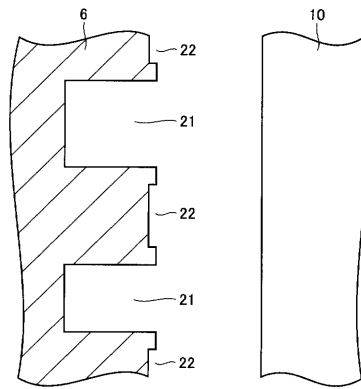
【図7】



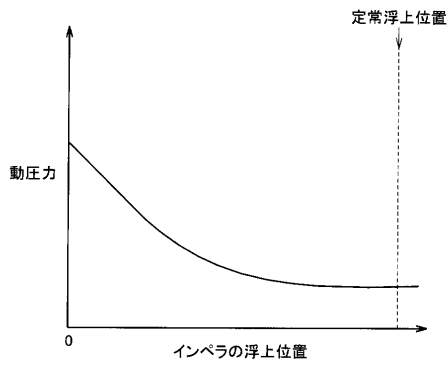
【図8】



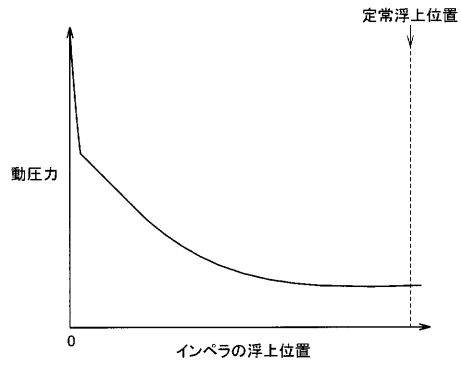
【図9】



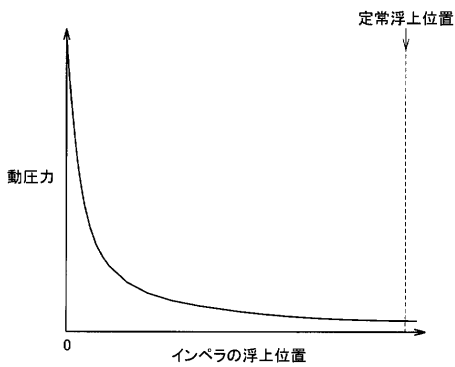
【図10】



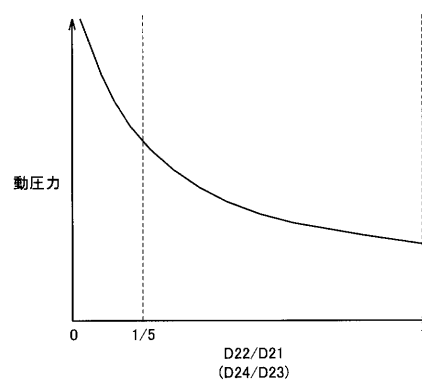
【図12】



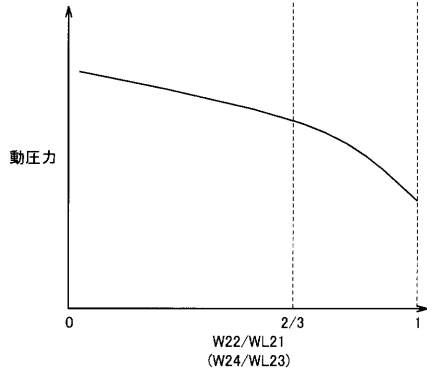
【図11】



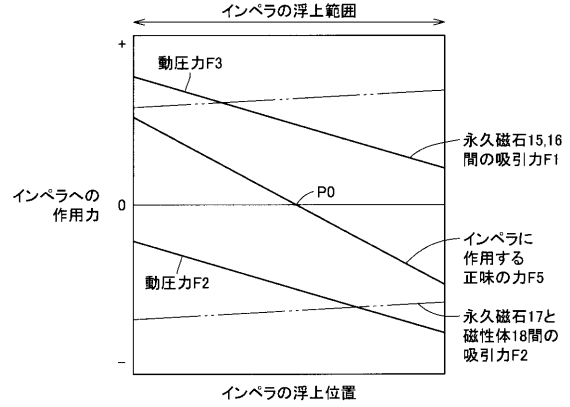
【図13】



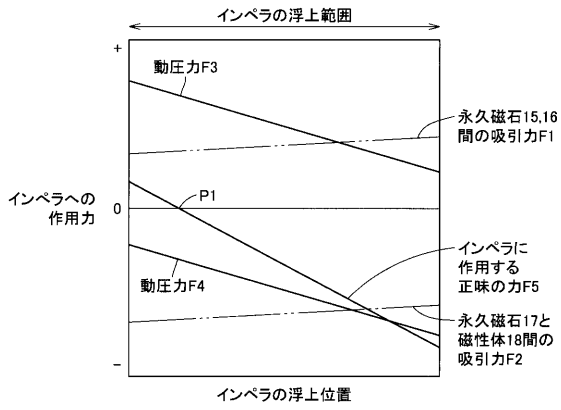
【図14】



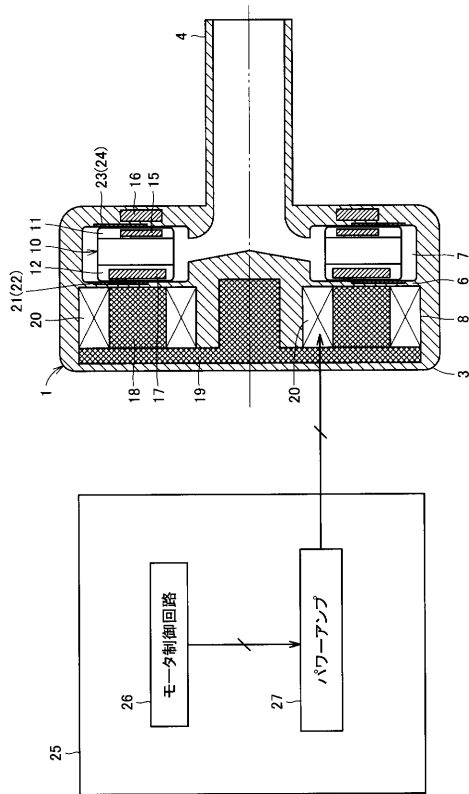
【図16】



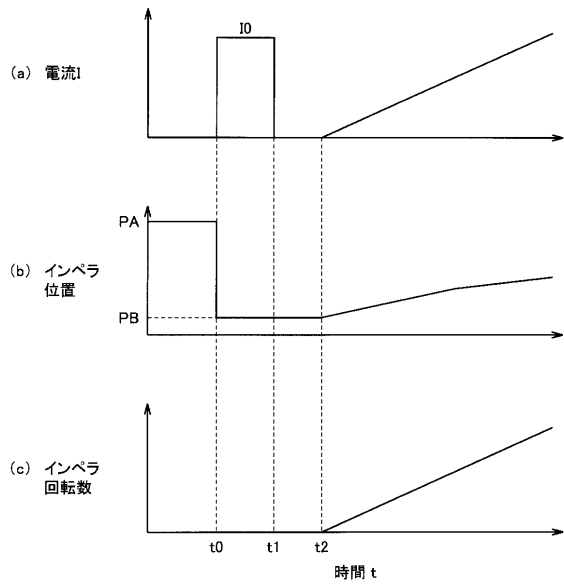
【図15】



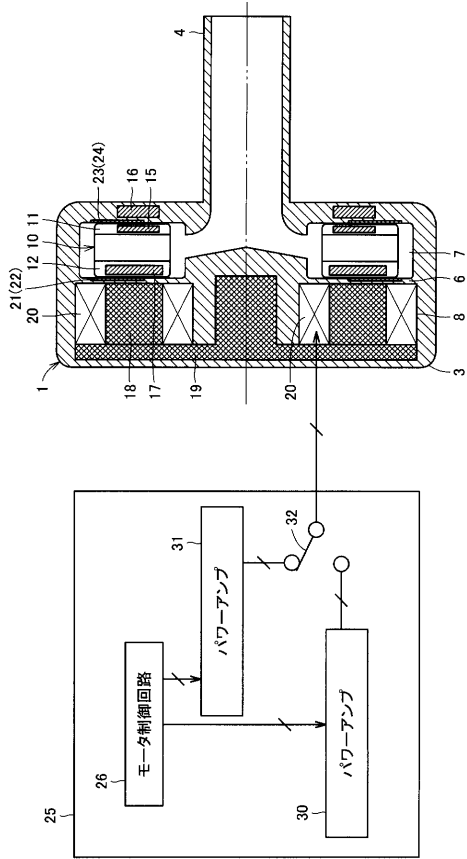
【図17】



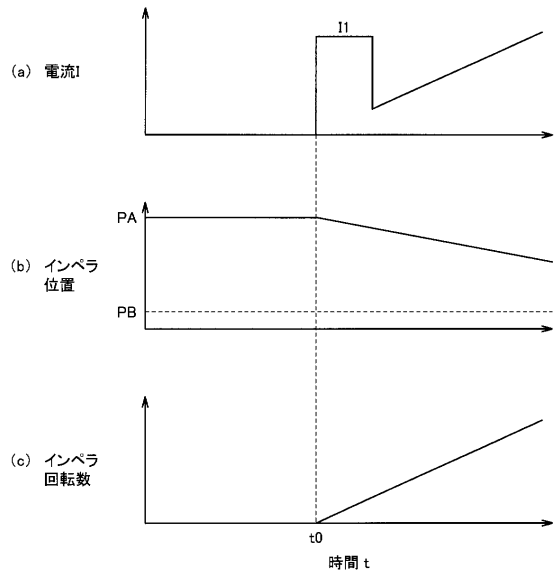
【図18】



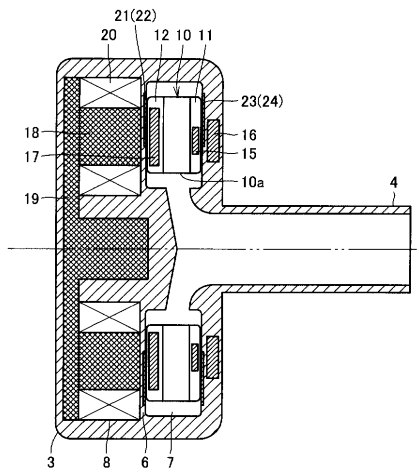
【図19】



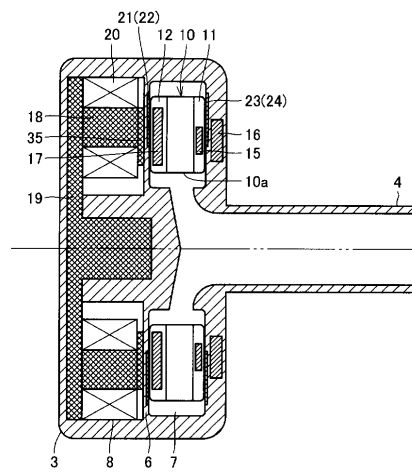
【図20】



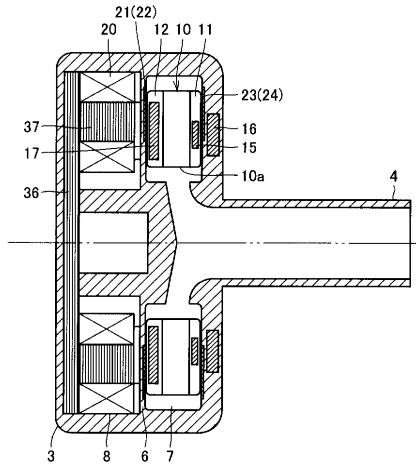
【図21】



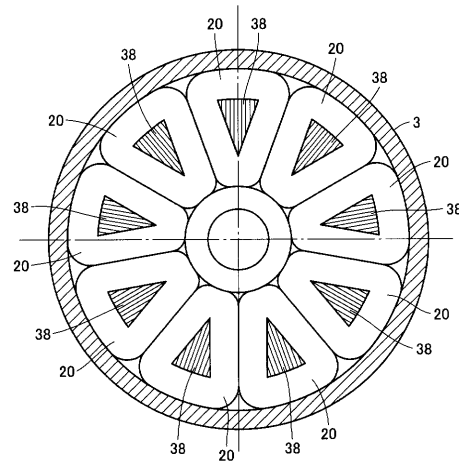
【図22】



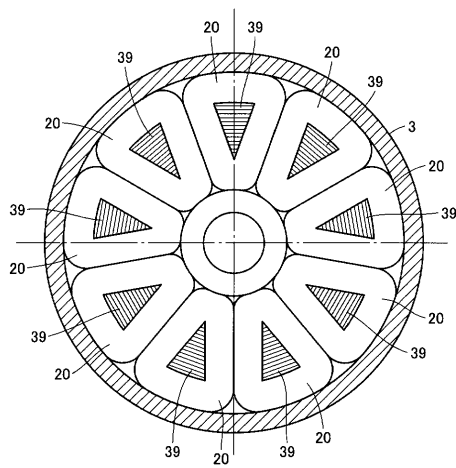
【図 2 3】



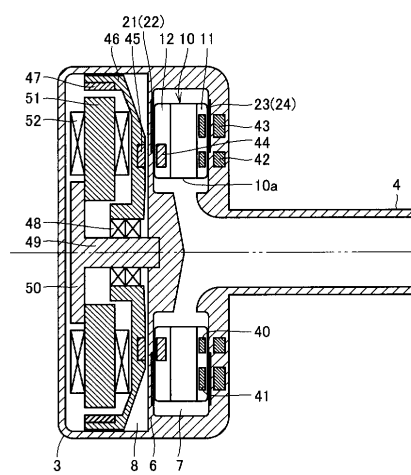
【図 2 4】



【図 2 5】



【図 2 6】



フロントページの続き

- (72)発明者 尾崎 孝美
静岡県磐田市東貝塚1578番地 NTN株式会社内
- (72)発明者 山田 裕之
静岡県磐田市東貝塚1578番地 NTN株式会社内
- (72)発明者 鈴木 健一
静岡県磐田市東貝塚1578番地 NTN株式会社内
- (72)発明者 杉浦 顕
静岡県磐田市東貝塚1578番地 NTN株式会社内

審査官 尾崎 和寛

- (56)参考文献 特開2007-89974(JP,A)
特開2007-89972(JP,A)
米国特許第6074180(US,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|------|-------|
| F04D | 13/06 |
| A61M | 1/10 |