

(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
2013 年 7 月 25 日(25.07.2013)



(10) 国際公開番号

WO 2013/108681 A1

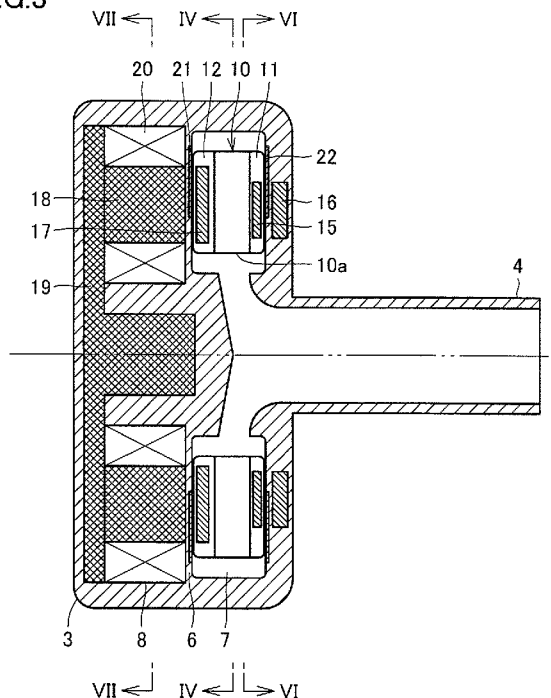
- (51) 国際特許分類:
F04D 13/06 (2006.01) F04D 29/048 (2006.01)
F04D 29/046 (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2013/050187
- (22) 国際出願日: 2013 年 1 月 9 日(09.01.2013)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2012-007845 2012 年 1 月 18 日(18.01.2012) JP
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): テルモ株式会社 (TERUMO KABUSHIKI KAISHA) [JP/JP]; 〒1510072 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 番 1 号 Tokyo (JP).
- (72) 発明者; および
- (71) 出願人 (米国についてのみ): 山田 裕之 (YAMADA, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒4388510 静岡県磐田市東貝塚 1 5 7 8 番地 N T N 株式会社内 Shizuoka (JP). 杉浦 顕 (SUGIURA, Ken) [JP/JP]; 〒
- 4388510 静岡県磐田市東貝塚 1 5 7 8 番地 N T N 株式会社内 Shizuoka (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人深見特許事務所 (FUKAMI PATENT OFFICE, P.C.); 〒5300005 大阪府大阪市北区中之島二丁目 2 番 7 号 中之島セントラルタワー Osaka (JP).
- (81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, 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, 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, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシ

[続葉有]

(54) Title: CENTRIFUGAL PUMP DEVICE

(54) 発明の名称: 遠心式ポンプ装置

FIG.3



(57) Abstract: This centrifugal blood pump device comprises an impeller (10) which is provided within a blood chamber (7), a permanent magnet (15) which is provided to one surface of the impeller (10), a permanent magnet (16) which is provided to the inner wall of the blood chamber (7), permanent magnets (17) which are provided to the other surface of the impeller (10), and multiple sets of magnetic bodies (18) and coils (20), which are disposed within a motor chamber (8) and which rotationally drive the impeller (10) with a partition wall (6) located between the impeller (10) and the sets of magnetic bodies (18) and coils (20). The magnetic bodies (18) are formed in a solid cylindrical shape. The configuration enables the impeller (10) to be smoothly activated for rotation by controlling a coil current.

(57) 要約: この遠心式血液ポンプ装置は、血液室 (7) 内に設けられたインペラ (10) と、インペラ (10) の一方面に設けられた永久磁石 (15) と、血液室 (7) の内壁に設けられた永久磁石 (16) と、インペラ (10) の他方面に設けられた複数の永久磁石 (17) と、モータ室 (8) 内に設けられ、隔壁 (6) を介してインペラ (10) を回転駆動させる複数組の磁性体 (18) およびコイル (20) とを備える。各磁性体 (18) は、円柱形状に形成されている。したがって、コイル電流を制御することにより、インペラ (10) をスムーズに回転起動させることができる。



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, ML, MR,
NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:

— 国際調査報告 (条約第 21 条(3))

明 細 書

発明の名称：遠心式ポンプ装置

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] 特開2004-209240号公報（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、特開2006-167173号公報（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の動圧溝が形成され、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、特開平4-91396号公報（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] さらに、実開平6-53790号公報（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越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向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。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開2004-209240号公報

特許文献2：特開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

[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なっている点で共通する。

[0010] 動圧溝の支持剛性は、インペラの回転数に比例する。したがって、ポンプに外乱が印加された状態でも、インペラがハウジングに接触することなく安定して回転するためには、ポンプの常用回転数域を上げてインペラのアキシャル方向の剛性を高める必要がある。しかし、上記特許文献1～4のポンプでは、ラジアル方向を永久磁石の吸引力を利用して支持しているので、その支持剛性は低く、インペラを高速に回転させることができないという問題がある。

[0011] このラジアル方向の剛性を高める方法としては、インペラ内の永久磁石とハウジングの外部に配した永久磁石もしくは固定子との吸引力を強める方法がある。しかし、その吸引力を強めると、インペラのアキシャル方向への負の剛性値が大きくなり（すなわち、インペラがアキシャル方向に動けば、その動いただけその吸引力が大きくなり）、動圧によるインペラの支持性能お

よびインペラーハウジング間に作用する吸引力が大きくなり、インペラのスムーズな回転駆動が難しくなると言う問題がある。

[0012] 特に、特許文献2の図39で示されるように、インペラを外部のモータコイルとインペラに配した永久磁石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に示される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ので、インペラのスムーズな回転駆動が難しい。

[0013] 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。

[0014] それゆえに、この発明の主たる目的は、インペラを高速で回転させることができ、かつインペラをスムーズに回転起動させることが可能な小型の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

[0015] 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部とを備えた遠心式ポンプ装置であって、インペラの一方面に設けられた第1の磁性体と、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、インペラ他方面に設けられ、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た複数の第1の永久磁石とを備えたものである。駆動部は、複数の第1の永久磁石に対向して設けられ、各々が円柱状に形

成された複数の第3の磁性体と、それぞれ複数の第3の磁性体に対応して設けられて各々が対応の第3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。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の吸引力と複数の第1の永久磁石および複数の第3の磁性体間の第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の室の内壁に第1の動圧溝が形成され、インペラ他方面またはそれに対向する隔壁に第2の動圧溝が形成されている。

[0016] したがって、駆動部の各コイル内に第3の磁性体を設け、この第3の磁性体とインペラの第1の永久磁石とを磁氣的に結合するので、コイル電流を調整することにより、インペラを高速で回転させることができ、また、ポンプサイズを小型に維持しながら、インペラの回転起動力を大きくすることができる。

[0017] また、第3の磁性体は円柱状に形成されているので、コイル用の大きなスペースを確保することができ、コイルの巻数を大きくすることができる。したがって、インペラ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、モータコイルで発生する銅損を軽減することができ、インペラ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。

[0018] なお、軸方向に垂直な平面で切断した第3の磁性体の断面形状は、完全な円形に限るものではなく、橢円率（＝短径／長径）が0.5以上の橢円形であってもよい。この場合でも、第3の磁性体の外周面に角部が無いので、コイルを容易に巻回することができ、また、コイル用の大きなスペースを確保することができる。第3の磁性体の橢円率は、コイル用のスペースの内外径の寸法やモータのスロット数に応じて決定される。

[0019] 好ましくは、駆動部は、さらに、第3の磁性体の第1の永久磁石に対向する先端面に設けられた第4の磁性体を含む。第4の磁性体の第1の永久磁石に対向する表面の面積は第3の磁性体の先端面の面積よりも大きい。この場合は、第1の永久磁石と駆動部の吸引力を大きくすることができ、インペラ

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。

[0020] また好ましくは、さらに、各隣接する2つの第4の磁性体の互いに対向する面は略平行に設けられている。この場合は、インペラ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。

[0021] また好ましくは、各第3の磁性体は、インペラの回転軸の長さ方向に積層された複数の鋼板を含む。この場合は、第3の磁性体内で発生する渦電流損失を軽減することができ、インペラ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。

[0022] また好ましくは、各第3の磁性体は、インペラの回転方向に積層された複数の鋼板を含む。この場合は、第3の磁性体内で発生する渦電流損失を軽減することができ、インペラ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。

[0023] また好ましくは、各第3の磁性体は、インペラの径方向に積層された複数の鋼板を含む。この場合は、第3の磁性体内で発生する渦電流損失を軽減することができ、インペラ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。

[0024] また好ましくは、各第3の磁性体は、純鉄、軟鉄、または珪素鉄の粉末によって形成されている。この場合は、第3の磁性体内の鉄損を軽減することができ、インペラ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。

[0025] また好ましくは、第1および第2の磁性体の各々は永久磁石である。

また好ましくは、さらに、インペラ他方面に設けられ、それぞれ複数の第1の永久磁石の複数の隙間に挿入された複数の第2の永久磁石を備える。各第2の永久磁石は、インペラの回転方向に着磁される。各第2の永久磁石の第1の磁極は、隣接する2つの第1の永久磁石のうちの隔壁側に第1の磁極が向けられた第1の永久磁石側に向けられている。各第2の永久磁石の第2の磁極は、隣接する2つの第1の永久磁石のうちの隔壁側に第2の磁極が向けられた第1の永久磁石側に向けられている。このようなハルバッハ型配列を採用することにより、第1の永久磁石と第3の磁性体との隙間が大きい

場合でも、効率良くモータステータに第1の永久磁石の界磁磁束を通すことができ、インペラ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。

[0026] また好ましくは、第1および第2の吸引力によって構成されるインペラのアキシアル方向への負の支持剛性値の絶対値と、インペラのラジアル方向の正の剛性値の絶対値との和は、インペラが回転する常用回転数領域において第1および第2の動圧溝で得られる正の剛性値の絶対値よりも小さい。

[0027] また好ましくは、第1の動圧溝によって発生する動圧力と第2の動圧溝によって発生する動圧力とは異なる。

[0028] また好ましくは、第1および第2の動圧溝の少なくとも一方は内向スパイラル溝である。

[0029] また好ましくは、インペラの表面および第1の室の内壁の少なくともいずれか一方に摩擦力を低減するためのダイヤモンドライクカーボン膜が形成されている。

[0030] 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

[0031] 以上のように、この発明によれば、インペラを高速で回転させることができ、ポンプサイズを小型に維持しながら、インペラの回転起動力を大きくすることができる。また、インペラとハウジングとの機械的な接触を少なくすることができる、インペラを安定に浮上させることができる。また、液体をスムーズに流すことができる。また、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、インペラ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、インペラ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。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

- [0032] [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ⅠⅠⅠーⅠⅠⅠ線断面図である。
- [図4]図3のⅠⅤーⅠⅤ線断面図である。
- [図5]図3のⅠⅤーⅠⅤ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ⅤⅠーⅤⅠ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ⅤⅠⅠーⅤⅠⅠ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。
- [図9]本願発明の効果を説明するための図である。
- [図10]本願発明の効果を説明するための他の図である。
- [図11]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12]図11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13]実施の形態1の変更例を示すブロック図である。
- [図14]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15]実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図である。
- [図16]実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図である。
- [図17]図16に示した磁性体35の形状を例示する断面図である。
- [図18]実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図である。
- [図19]実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図である。
- [図20]実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図である。
- [図21]実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図である。
- [図22]実施の形態1のさらに他の変更例を示す断面図である。

[図23]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。

[図24]実施の形態2の変更例の要部を示す断面図である。

[図25]遠心式血液ポンプ装置の問題点を説明するための断面図である。

[図26]図25で説明した問題点を解決する方法を説明するための断面図である。

[図27]この発明の実施の形態3による遠心式血液ポンプ装置の永久磁石の構成を示す図である。

[図28]この発明の実施の形態4による遠心式血液ポンプ装置の要部を示す断面図である。

[図29]実施の形態4の効果を説明するための図である。

[図30]実施の形態4の変更例を示す図である。

[図31]図30に示した永久磁石17に対する永久磁石40の面積比率の最適範囲を示す図である。

[図32]この発明の実施の形態5によるアキシアルギャップ型モータの構成を示す図である。

[図33]実施の形態5の比較例を示す図である。

[図34]実施の形態5の変更例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0033] [実施の形態1]

図1は、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1の外観を示す正面図であり、図2はその側面図である。図3は図2のⅠⅠ-ⅠⅠⅠ線断面図であり、図4は図3のⅠⅤ-ⅠⅤ線断面図であり、図5は図3のⅠⅤ-ⅠⅤ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は図3のⅤⅠ-ⅤⅠ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り、図7は図3のⅤⅠⅠ-ⅤⅠⅠ線断面図である。

[0034] 図1～図7において、この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。

[0035] 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10aを有する円板状のインペラ10が回転可能に設けられている。インペラ10は、ドーナツ板状の2枚のシュラウド11、12と、2枚のシュラウド11、12間に形成された複数（たとえば6つ）のベーン13とを含む。シュラウド11は血液流入ポート4側に配置され、シュラウド12は隔壁6側に配置される。シュラウド11、12およびベーン13は、非磁性材料で形成されている。

[0036] 2枚のシュラウド11、12の間には、複数のベーン13で仕切られた複数（この場合は6つ）の血液通路14が形成されている。血液通路14は、図4に示すように、インペラ10の中央の貫通孔10aと連通しており、インペラ10の貫通孔10a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14間にベーン13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13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14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。

[0037] インペラ10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10aから血液通路14を介してインペラ10の外周部に送られ、血液流出ポート5から流出する。

[0038] また、シュラウド11には永久磁石15が埋設されており、シュラウド11に対向する血液室7の内壁には、永久磁石15を吸引する永久磁石16が埋設されている。永久磁石15、16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。

[0039] なお、シュラウド11および血液室7の内壁にそれぞれ永久磁石15、1

6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15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。

[0040] また、永久磁石16は、1つでもよいし、複数でもよい。永久磁石16が1つの場合は、永久磁石16はリング状に形成される。また、永久磁石16が複数の場合は、複数の永久磁石16は等角度間隔で同一の円に沿って配置される。永久磁石15も、永久磁石16と同様であり、1つでもよいし、複数でもよい。

[0041] また、図4に示すように、シュラウド12には複数（たとえば8個）の永久磁石17が埋設されている。複数の永久磁石17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17と、モータ室8側にS極を向けた永久磁石17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。

[0042] また、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18が設けられている。複数の磁性体18は、インペラ10の複数の永久磁石17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18の基端は、円板状の1つの継鉄19に接合されている。各磁性体18には、コイル20が巻回されている。

[0043] ここで、複数の磁性体18の各々は円柱形状に形成されており、複数の磁性体18は互いに同じ寸法である。円柱形状の磁性体18の基端側の端面は継鉄19に接合され、先端側の端面は隔壁6を介してインペラ10の複数の永久磁石17に対向している。また、複数の磁性体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ている。

[0044] 一般的にアキシアルギャップ型モータにおいては、磁性体18を三角柱形状、あるいは扇形形状とすることが多い。これは、そのような形状にすることにより、隣接する2つの磁性体18の互いに対向する面を容易に略平行に

することができ、隣接するコイル 20 同士が干渉して巻回体積が小さくなるのを防止できるからである。

[0045] しかし、モータ効率を考慮した場合、磁性体 18 は円柱形状であることが好ましい。たとえば、三角柱形状の磁性体 18 と円柱形状の磁性体 18 との各々にコイル 20 を同じ回数だけ巻回した場合、円柱形状の磁性体 18 に巻回した方がコイル 20 の導電線の長さを短くすることができ、コイル 20 の抵抗値を小さくすることができる。つまり、コイル 20 で発生する銅損を低減することができ、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。

[0046] 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、複数の永久磁石 17 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。

[0047] 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 V_U 、 V_V 、 V_W 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 V_V の位相は電圧 V_U よりも 120 度遅れており、電圧 V_W の位相は電圧 V_V 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 V_U 、 V_V 、 V_W 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。

。

[0048] 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・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。

[0049] 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 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 22 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, 22 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, 22 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。

[0050] 詳しく説明すると、複数の動圧溝 21 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。各動圧溝 21 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うに延びている。また、複数の動圧溝 21 は略同じ形状であり、かつ略同じ間隔に配置されている。動圧溝 21 は凹部であり、動圧溝 21 の深さは 0.005～0.4 mm 程度であることが好ましい。動圧溝 21 の数は、6～36 個程度であることが好ましい。

[0051] 図 5 では、10 個の動圧溝 21 がインペラ 10 の中心軸に対して等角度で

配置されている。動圧溝 2 1 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 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。

[0052] なお、動圧溝 2 1 を隔壁 6 に設ける代わりに、動圧溝 2 1 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。

[0053] このように、インペラ 1 0 と複数の動圧溝 2 1 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 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 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。

[0054] また、動圧溝 2 1 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。

[0055] また、複数の動圧溝 2 2 は、図 6 に示すように、複数の動圧溝 2 1 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。各動圧溝 2 2 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 2 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 2 は凹部であり、動圧溝 2 2 の深さは 0. 0 0 5 ～ 0. 4 mm 程度があることが好ましい。動圧溝 2 2 の数は、6 ～ 3 6 個程度であることが好ましい。図 6 では、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に配置されている。

[0056] なお、動圧溝 2 2 は、血液室 7 の内壁側ではなく、インペラ 1 0 のシュラウド 1 1 の表面に設けてもよい。また、動圧溝 2 2 の角となる部分は、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。

[0057] このように、インペラ 10 と複数の動圧溝 22 の間に形成される動圧軸受効果により、インペラ 10 は血液室 7 の内壁から離れ、非接触状態で回転する。また、ポンプ部 1 が外的衝撃を受けたときや、動圧溝 21 による動圧力が過剰となったときに、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 によって発生する動圧力と動圧溝 22 によって発生する動圧力は異なるものとなってもよい。

[0058] 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 と 22 の形状を異ならせることが好ましい。

[0059] なお、図 5 および図 6 では、動圧溝 21, 22 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, 22 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, 22 を採用することが好ましい。

[0060] 図 9 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。

[0061] 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 の形状は同じである。

[0062] 図 9 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の動圧力 F_3 と、動圧溝22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。

[0063] 図9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。

[0064] これに対して図10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。

[0065] 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の形状は同じにされている。この場合は、図9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。

[0066] 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 , 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をインペラ１０の両側に設けることは可能である。

[0067] 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。

[0068] なお、図９および図１０の例では、２つの動圧溝２１，２２の形状は同じであるとしたが、動圧溝２１，２２の形状を異なるものとし、動圧溝２１，２２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。

[0069] 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２つの動圧溝２１，２２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。

[0070] 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 20000 N/m とし、ラジアル方向の正の剛性値の絶対値 K_r を 10000 N/m とした場合、インペラ１０が通常回転する回転数領域で２つの動圧溝２１，２２によって得られる正の剛性値の絶対値 K_g は 30000 N/m を超える値に設

定される。

[0071] インペラ 10 のアキシャル支持剛性は動圧溝 21, 22 で発生する動圧力に起因する剛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ャ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ャル方向への動きを抑制することができ、動圧溝 21 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。

[0072] 特に、動圧溝 21, 22 は、図 3 および図 5 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, 22 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ャル方向の剛性を高める効果は高い。

[0073] 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。

[0074] このポンプ部 1 では、インペラ 10 のアキシャ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ので、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。

[0075] 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。

[0076] さらに、この ω 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。

[0077] また、永久磁石15, 16間の吸引力F1と、永久磁石17および磁性体18間の吸引力F2とによって構成されるインペラ10のアキシャル方向の負の剛性値よりも動圧溝21, 22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。

[0078] 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してから、インペラ10を回転起動させることが好ましい。

[0079] すなわち、インペラ10の非回転時では、動圧溝21, 22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F1と、永久磁石17および磁性体18間の吸引力F2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。

[0080] 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。

[0081] 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。

[0082] 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。

[0083] 図 11 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 11 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。

[0084] 図12(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12(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。

[0085] 時刻t0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VU、VV、VW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I0をコイル20に流す。コイル20に電流I0を流すと、永久磁石17および磁性体18間の吸引力F2が永久磁石15、16間の吸引力F1より大きくなり、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I0を遮断する(時刻t1)。

[0086] 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の動圧軸受効果によってインペラ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I0を遮断することが好ましい。

[0087] 次に、図8で説明した第1～第3のコイル20に3相電圧VU、VV、VW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に接触しているので、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PBから可動範囲の中央位置に移動する。

[0088] なお、起動時に6パターン(0～60度、60～120度、…、300～360度)の電圧VU、VV、VW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1

7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VU, VV, VW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VU, VV, VW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PBに移動する。

[0089] また、6パターンの電圧VU, VV, VW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。

[0090] また、図13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13において、この変更例では、図11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12の時刻t0～t1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I0が流される。時刻t2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。

[0091] また、図14(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14(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PAにあるものとする。時刻t0において、予め定められた電流I1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VU, VV, VWを生成する。3相電圧VU, VV, VW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。

[0092] したがって、この電流I1によってインペラ10に回転磁界が印加される。この電流I1は、図12の電流I0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PA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。

[0093] 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10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。

[0094] また、図15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15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。

[0095] また、図16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15と対比される図である。図16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。また、この磁性体 35 の永久磁石 17 に対向する表面は、三角形状、あるいは扇形状であることが望ましい。また、図 17 に示すように、各隣接する 2 つの磁性体 35 の互いに対向する側面は略平行に設けられていることが望ましい。

[0096] 図 7 で説明したように、一般的なアキシアルギャップ型モータにおいては、磁性体 18 が三角柱形状、あるいは扇形状にされる場合が多く、また、磁性体 35 を設けずに磁性体 18 の先端面を直接永久磁石 17 に対向させる場合が多い。これは、三角柱形状あるいは扇形状の磁性体 18 を使用すると、永久磁石 17 の磁極の切換わり線（N 極と S 極の境界線）に対して均一にトルク発生用の磁束を与えることができ、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からである。また、磁性体 35 を設けずに磁性体 18 の先端面を直接永久磁石 17 に対向させた方が、モータ構造を簡素化することができ、部品点数が少なく済むからである。

[0097] しかし、本実施の形態 1 では図 7 で説明したように、コイル 20 の銅損を低減してモータ効率を高めるために円柱形状の磁性体 18 を使用している。この円柱形状の磁性体 18 の先端面を直接永久磁石 17 に対向させると、永久磁石 17 の磁極の切換わり線（N 極と S 極の境界線）に対するトルク発生用磁束の関与効率が低くなり、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ない。

[0098] また、本実施の形態 1 のポンプ装置では、永久磁石 15、16 側で発生する吸引力と永久磁石 17 側で発生する吸引力とのバランスを精密に調整する必要がある。その際、円柱形状の磁性体 18 の先端面を直接永久磁石 17 に対向させた構成では、この吸引力値の設定（調整）が困難となる。つまり、吸引力値は、磁性体 18 と永久磁石 17 の対向面積に依存する割合が大きい。吸引力値を調整するために磁性体 18 の断面積を変更すると、変更する度にコイル 20 の巻き直し、モータ本体の組み直しなどが必要となり、手間が大きくなる。

[0099] これに対して、三角形状、あるいは扇形状の磁性体 35 を磁性体 18 の

先端に別途設けると、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、さらに磁性体 35 の面積を調整するのみで、永久磁石 15, 16 側で発生する吸引力とのバランスを容易に設定（調整）することが可能となる。

[0100] また、図 18 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 15 と対比される図である。図 18 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。

[0101] また、図 19 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 20 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 18 の変更例と同じ効果が得られる。

[0102] 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。

[0103] 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 7 と対比される図である。図 21 において、この変更例では、磁性体 18 の軸方向に垂直な平面で磁性体 18 を切断したときの磁性体 18 の断面形状が楕円形になっている。つまり、磁性体 18 の断面形状は完全な円形に限るものではなく、楕円率が 0.5 以上の楕円形であってもよい。ただし、楕円率は、楕円の短径（短軸の長さ）と長径（長軸の長さ）の比（短径／長径）である。磁性体 18 の楕円率は、コイル 20 用のスペースの内外径の寸法やモータのスロット数に応じて決定される。複数の磁性体 18 は、同一の

円に沿って等角度間隔で配置されている。図 2 1 に示すように、楕円の長軸を円の接線方向に向けてもよいし、図 2 2 に示すように、楕円の短軸を円の接線方向に向けてもよい。これらの変更例でも、磁性体 1 8 の外周面に角部が無いので、コイル 2 0 を容易に巻回することができ、また、コイル 2 0 用の大きなスペースを確保することができる。

[0104] [実施の形態 2]

図 2 3 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 2 3 において、シュラウド 1 1 には永久磁石 1 5 a, 1 5 b 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、それぞれ永久磁石 1 5 a, 1 5 b を吸引する永久磁石 1 6 a, 1 6 b が埋設されている。

[0105] 永久磁石 1 5 a, 1 5 b の各々は円環状に形成されており、永久磁石 1 5 a の外径は永久磁石 1 5 b の内径よりも小さい。永久磁石 1 5 a, 1 5 b は同軸状に設けられており、永久磁石 1 5 a, 1 5 b の中心点は、ともにインペラ 1 0 の回転中心線に配置されている。図では永久磁石 1 5 a, 1 5 b の同じ方向の端面は異極になっているが、同極とした構成でもよい。

[0106] また、永久磁石 1 6 a, 1 6 b の各々は円環状に形成されており、永久磁石 1 6 a の外径および内径は、永久磁石 1 5 a の外径および内径と同じである。永久磁石 1 6 b の外径および内径は、永久磁石 1 5 b の外径および内径と同じである。永久磁石 1 6 a, 1 6 b は同軸状に設けられており、永久磁石 1 6 a, 1 6 b の中心点は、ともに血液室 7 の円筒状の側壁の中心線に配置されている。図では永久磁石 1 6 a, 1 6 b の同じ方向の端面は異極になっているが、同極とした構成でもよい。永久磁石 1 5 a と 1 6 a、永久磁石 1 5 b と 1 6 b は、それぞれ互いに吸引する極配置になって対向している。

[0107] また、永久磁石 1 5 a, 1 5 b の間隔（すなわち永久磁石 1 6 a, 1 6 b の間隔）D 1 は、インペラ 1 0 のラジアル方向の可動距離（すなわち血液室 7 の内径とインペラ 1 0 の外径との差の距離）の 2 分の 1 の距離 D 2 よりも大きく設定されている（ $D 1 > D 2$ ）。これは、 $D 1 < D 2$ とした場合、イ

ンペラ 10 がラジアル方向に最大限まで移動したとき、永久磁石 15 a と 16 b、永久磁石 15 b と 16 a がそれぞれ干渉し、インペラ 10 をポンプ中心位置に復元させる復元力が不安定になるからである。なお、血液室 7 の内壁に突起部がある場合は、インペラ 10 のラジアル方向の可動距離は、血液室 7 の内壁の突起部の内径とインペラ 10 の外径との差の距離となる。

[0108] この実施の形態 2 では、インペラ 10 の径方向に 2 対の永久磁石 15 a, 16 a および永久磁石 15 b, 16 b を設けたので、インペラ 10 の径方向に 1 対の永久磁石のみを設けた場合に比べ、インペラ 10 のラジアル方向の支持剛性を大きくすることができる。

[0109] 図 24 (a) (b) は、実施の形態 2 の変更例の要部を示す図であって、永久磁石 15 a, 15 b, 16 a, 16 b の構成を示す図である。図 24 (a) は図 24 (b) の XXIV A-XXIV A 線断面図である。この変更例では、図 24 (a) (b) に示すように、永久磁石 15 a, 15 b の各々は円環状に形成されており、永久磁石 15 a の外径は永久磁石 15 b の内径よりも小さい。一方、永久磁石 16 a, 16 b の各々は円弧状に形成されており、インペラ 10 の回転方向に 2 つ配列されている。円環状に配置された 2 つの永久磁石 16 a の外径および内径は、永久磁石 15 a の外径および内径と同じである。円環状に配置された 2 つの永久磁石 16 b の外径および内径は、永久磁石 15 b の外径および内径と同じである。この変更例でも、実施の形態 2 と同じ効果が得られる。

[0110] [実施の形態 3]

実施の形態 1, 2 の遠心式血液ポンプ装置においてインペラ 10 を回転させると、血液流入ポート 4 から開口部 7 a を介して血液流出ポート 5 に血液が流れ、血液室 7 内に血液の圧力分布が発生する。特に、血液の吐出流量が多い場合は、開口部 7 a 側の圧力と開口部 7 a の反対側の圧力との差が大きくなり、図 25 に示すように、インペラ 10 が開口部 7 a 側に吸引されるとともに、開口部 7 a 側におけるインペラ 10 と永久磁石 16 a, 16 b との間の距離が開口部 7 a の反対側におけるインペラ 10 と永久磁石 16 a, 1

6 b との間の距離よりも小さくなる状態でインペラ 10 が傾斜する。

[0111] 図 25 では、インペラ 10 の回転中心線 L2 が血液室 7 の円筒状の側壁の中心線 L1 よりも、ある距離 R だけ開口部 7 a 側に移動している状態が示されている。また、隔壁 6 とインペラ 10 が平行にならず、隔壁 6 を含む平面とインペラ 10 の中心面を含む平面とが開口部 7 a の反対側で、ある角度 θ で交差している状態が示されている。

[0112] 図 26 は、血液室 7 の側壁の中心線 L1 と開口部 7 a との位置関係を示す図である。図 26 において、ハウジング 2 は、血液室 7 の側壁の中心線 L1 と直交し、かつ血液流出ポート 5 の孔の中心線を含む平面で切断されている。血液室 7 の側壁は、その平面上の円 C に沿って形成されている。円 C の中心点は、その平面と血液室 7 の側壁の中心線 L1 との交点である。血液流出ポート 5 の孔は、円 C の接線方向に延在している。図 26 では、インペラ 10 は時計の針の回転方向に回転し、血液もその方向に回転する。血液流出ポート 5 の孔と円 C の接点 P は、血液室 7 の側壁の開口部 7 a の上流側（図 26 中の左側）の端に位置している。

[0113] ここで、円 C の中心点（血液室 7 の側壁の中心線 L1）から見て接点 P（開口部 7 a の上流側の端部）の方向を 0 度とし、その反対方向を 180 度とする。インペラ 10 の浮上位置は、血液の流体力、動圧軸受の動圧力、永久磁石 15 a, 15 b と永久磁石 16 a, 16 b の吸引力、インペラ 10 側の永久磁石 17 とモータ側の磁性体 18 との吸引力などのバランスによって決定される。この実施の形態 3 では、インペラ 10 の傾斜を抑制するために、開口部 7 a 側（永久磁石 16 a, 16 b の中心点から見て 0 度 ± A 度の範囲内）における永久磁石 15 a, 15 b と永久磁石 16 a, 16 b の吸引力が、開口部 7 a の反対側における永久磁石 15 a, 15 b と永久磁石 16 a, 16 b の吸引力よりも小さく設定される。ここで、A 度は、0 度よりも大きく 180 度よりも小さな所定の角度である。好ましくは、A 度は 60 度である。

[0114] 図 27 (a) (b) は永久磁石 15 a, 15 b, 16 a, 16 b の構成を

示す図であり、図27(a)は図27(b)のXXV||A-XXV||A線断面図である。図27(a)(b)では、血液室7の円筒状の側壁の中心線L1と、インペラ10の回転中心線L2とが一致している状態が示されている。永久磁石15a, 15bの各々は円環状に形成されており、永久磁石15aの外径は永久磁石15bの内径よりも小さい。永久磁石15a, 15bは同軸状に設けられており、永久磁石15a, 15bの中心点は、ともにインペラ10の回転中心線L2に配置されている。永久磁石15a, 15bのN極は反対方向に向けられている。

[0115] 一方、永久磁石16a, 16bの各々も円環状に形成されている。永久磁石16aの外径および内径は、永久磁石15aの外径および内径と同じである。永久磁石16bの外径および内径は、永久磁石15bの外径および内径と同じである。永久磁石16a, 16bは同軸状に設けられており、永久磁石16a, 16bの中心点は、ともに血液室7の円筒状の側壁の中心線L1に配置されている。永久磁石16a, 16bのN極は異なる方向に向けられている。永久磁石15a, 15bのS極と永久磁石16a, 16bのN極とは、互いに対向している。

[0116] また、図26で説明したように、開口部7a側(0度±A度の範囲)における永久磁石15a, 15bと永久磁石16a, 16bの吸引力を、開口部7aの反対側における永久磁石15a, 15bと永久磁石16a, 16bの吸引力よりも小さくするため、開口部7a側(0度±A度の範囲)における永久磁石16a, 16bの厚みを薄くしている。ここで、A度は、0度よりも大きく180度よりも小さな所定の角度である。好ましくは、A度は60度である。

[0117] 換言すると、永久磁石16a, 16bの中心点から見て0度±A度の範囲内において、永久磁石16a, 16bの裏面(永久磁石15a, 15bと対向する表面の反対側の面)に所定深さの凹部が形成されている。これにより、開口部7a側における永久磁石15a, 15bと永久磁石16a, 16bの吸引力を、開口部7aの反対側における永久磁石15a, 15bと永久磁

石 16 a, 16 b の吸引力よりも小さくし、回転時においてインペラ 10 を隔壁 6 に平行にすることができ、インペラ 10 が血液室 7 の内壁に接触するのを防止することができる。

[0118] なお、この実施の形態 3 では、インペラ 10 の回転軸に対する傾斜（角度 θ ）を抑制するために永久磁石 16 a, 16 b の所定部分を薄くしたが、これに限るものではなく、永久磁石 16 a, 16 b の所定部分の外周部に切り欠きを入れてもよいし、所定部分の幅を細くしてもよいし、所定部分を欠落させてもよいし、所定部分の面取りをしてもよい。

[0119] [実施の形態 4]

図 28 は、この発明の実施の形態 4 による遠心式血液ポンプ装置の要部を示す断面図であって、図 4 と対比される図である。図 28 を参照して、この遠心式血液ポンプ装置では、複数の永久磁石 17 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隙間を開けて配置される。換言すれば、モータ室 8 側に N 極を向けた永久磁石 17 と、モータ室 8 側に S 極を向けた永久磁石 17 とが等角度間隔で隙間を開けて同一の円に沿って交互に配置されている。

[0120] 図 29 (a) は実施の形態 4 における永久磁石 17, 17 間の磁界を示す図であり、図 29 (b) は実施の形態 1 における永久磁石 17, 17 間の磁界を示す図である。図 29 (a) (b) から分かるように、実施の形態 4 の永久磁石 17 の重量と実施の形態 1 の永久磁石 17 の重量とを同じにすると、永久磁石 17, 17 間の磁束密度は実施の形態 4 の方が大きくなり、永久磁石 17 の周辺の磁界は実施の形態 4 の方が強くなる。したがって、本実施の形態 4 では、インペラ 10 の永久磁石 17 と、モータ室 8 内の磁性体 18 およびコイル 20 との間の磁氣的結合力を強めることができる。よって、装置寸法を小型に維持しながら、インペラ 10 の回転トルクを大きくすることができる。

[0121] 図 30 は、本実施の形態 4 の変更例を示す図である。図 30 において、この変更例では、シュラウド 12 に複数の永久磁石 17 と複数の永久磁石 40

とが埋設されている。永久磁石40の数は、永久磁石17の数と同じである。永久磁石40は、円周方向（インペラ10の回転方向）に着磁されている。複数の永久磁石17と複数の永久磁石40とは、1つずつ交互に等角度間隔で同一の円に沿ってハルバッハ配列構造で配置されている。

[0122] 換言すると、隔壁6側にN極を向けた永久磁石17と、隔壁6側にS極を向けた永久磁石17とが等角度間隔で隙間を設けて同一の円に沿って交互に配置されている。各永久磁石40のN極は隔壁6側にN極を向けた永久磁石17に向けて配置され、各永久磁石40のS極は隔壁6側にS極を向けた永久磁石17に向けて配置される。複数の永久磁石17同士の形状は同じであり、複数の永久磁石40同士の形状は同じである。永久磁石17の形状と永久磁石40の形状は、同じでもよいし、異なってもよい。

[0123] この変更例では、永久磁石17と磁性体18との吸引力を抑制するとともに、トルクの起因となる磁束を強めることができるので、最も永久磁石を小型化することができる。つまり、インペラ10を最も軽量化することができる。かつモータギャップが広い場合でもエネルギー効率を高めることができる。

[0124] また、永久磁石17の隔壁6に対向する表面の面積と永久磁石40の隔壁6に対向する表面の面積の比によって、永久磁石17と磁性体18の吸引力、トルクの起因となる磁束を調整することができる。永久磁石17と永久磁石40の総重量を同じにして、永久磁石17に対する永久磁石40の面積比率を変化させた場合の吸引力と発生トルクの関係を図31に示す。図31に示すように、永久磁石17に対する永久磁石40の面積比率を1/2以上で2以下の範囲に設定すると、永久磁石17と磁性体18の吸引力を小さく抑制しながら、インペラ10の回転トルクを大きくすることができる。したがって、永久磁石17に対する永久磁石40の面積比率は、1/2以上で2以下の範囲が最適である。

[0125] なお、一般に、モータのトルク脈動を低減する目的でハルバッハ配列を用いる場合は、永久磁石17と永久磁石40の面積比は5:1から3:1程度に設定される。本願発明では、モータギャップが広い場合は磁界を強めるた

めに、モータ寸法やモータギャップに応じて、永久磁石 17 と永久磁石 40 の面積比を 2 : 1 から 1 : 2 までの範囲に設定することで最適化できる。

[0126] [実施の形態 5]

図 3 2 (a) は、この発明の実施の形態 5 によるアキシアルギャップ型モータのロータ 61 を隔壁 60 側から見た下面図であり、図 3 2 (b) はアキシアルギャップ型モータの要部を示す正面図である。

[0127] 図 3 2 (a) (b) において、このアキシアルギャップ型モータは、実施の形態 1 ~ 4 の遠心式血液ポンプ装置のポンプ部 1 と同様の構成であり、円形の隔壁 60 で仕切られた第 1 および第 2 の室（図示せず）を備える。第 1 の室内には、隔壁 60 に沿って回転可能に設けられた円環状のロータ 61 が設けられ、第 2 の室内には、隔壁 60 を介してロータ 61 を回転駆動させるステータ 70 が設けられている。

[0128] ロータ 61 は、非磁性材料で形成された円環状の支持部材 62 と、支持部材 62 に固定された複数（たとえば 8 個）の永久磁石 63 とを含む。複数の永久磁石 63 は、ロータ 61 の回転方向に互いに隙間を開けて配列されている。各永久磁石 63 は、ロータ 61 の回転中心軸の延在方向に着磁されている。隣接する 2 つの永久磁石 63 の磁極は互いに異なる。ステータ 70 は、複数の永久磁石 63 に対向して配置された複数（たとえば 6 個）の磁性体 71 と、それぞれ複数の磁性体 71 に巻回され、回転磁界を生成するための複数のコイル 72 とを含む。複数の磁性体 71 は、円環状の継鉄 73 に固定されている。複数のコイル 72 に 120 度通電方式で電圧を印加することにより、ロータ 61 を回転させることができる。

[0129] 次に、本実施の形態 5 の効果について説明する。図 3 3 (a) (b) は、本実施の形態 5 の比較例を示す図であって、図 3 2 (a) (b) と対比される図である。図 3 3 (a) (b) において、この比較例が実施の形態 5 と異なる点は、複数の永久磁石 63 の間に隙間が無い点である。

[0130] 図 2 9 (a) (b) で示したように、実施の形態 5 の永久磁石 63 の重量と比較例の永久磁石 63 の重量とを同じにすると、永久磁石 63, 63 間の

磁束密度は実施の形態 5の方が大きくなり、永久磁石 63 の周辺の磁界は実施の形態 5の方が強くなる。したがって、本実施の形態 5では、ロータ 61 の永久磁石 63 と、ステータ 70 の磁性体 71 およびコイル 72 との間の磁氣的結合力を強めることができる。よって、装置寸法を小型に維持しながら、ロータ 61 の回転トルクを大きくすることができる。

[0131] 図 34 (a) (b) は、本実施の形態 5 の変更例を示す図である。図 34 (a) (b) において、この変更例では、ロータ 61 に複数の永久磁石 63 と複数の永久磁石 67 とが設けられている。永久磁石 67 の数は、永久磁石 63 の数と同じである。永久磁石 67 は、円周方向（ロータ 61 の回転方向）に着磁されている。複数の永久磁石 63 と複数の永久磁石 67 とは、1 つずつ交互に等角度間隔で同一の円に沿ってハルバツハ配列構造で配置されている。換言すると、隔壁 60 側に N 極を向けた永久磁石 63 と、隔壁 60 側に S 極を向けた永久磁石 63 とが等角度間隔で隙間を設けて同一の円に沿って交互に配置されている。各永久磁石 67 の N 極は隔壁 60 側に N 極を向けた永久磁石 63 に向けて配置され、各永久磁石 67 の S 極は隔壁 60 側に S 極を向けた永久磁石 63 に向けて配置される。複数の永久磁石 63 同士の形状は同じであり、複数の永久磁石 67 同士の形状は同じである。永久磁石 63 の形状と永久磁石 67 の形状は、同じでもよいし、異なってもよい。この変更例では、永久磁石 63 と磁性体 71 との吸引力を抑制するとともに、トルクの起因となる磁束を強めることができるので、最も永久磁石を小型化することができる（図 30 参照）。つまり、ロータ 61 を最も軽量化することができ、かつモータギャップが広い場合でもエネルギー効率を高めることができる。

[0132] また、永久磁石 63 の隔壁 60 に対向する表面の面積と永久磁石 67 の隔壁 60 に対向する表面の面積の比によって、永久磁石 63 と磁性体 71 の吸引力、トルクの起因となる磁束を調整することができる。図 31 で示したように、永久磁石 63 に対する永久磁石 67 の面積比率を $1/2$ 以上で 2 以下の範囲に設定すると、永久磁石 63 と磁性体 71 の吸引力を小さく抑制しな

がら、ロータ 6 1 の回転トルクを大きくすることができる。したがって、永久磁石 6 3 に対する永久磁石 6 7 の面積比率は、 $1/2$ 以上で 2 以下の範囲が最適である。

[0133] なお、一般的なモータでは、図 3 3 に示すように、永久磁石 6 3 のみで磁極を構成することが多い。しかし、本実施の形態 5 のように、ステータ 7 0 とロータ 6 1 間に隔壁 6 0 が設けられているキャンドモータ構造では、ラジアルギャップ型であるかアキシアルギャップ型であるかに関わらず、ステータ 7 0 とロータ 6 1 間の隙間が大きくなるので、高トルク化や高効率化が難しいという課題がある。特に小型モータの場合、寸法の制約などにより設計自由度が低く、局所的な磁気飽和の影響を受け易く、高効率化が難しい。しかし、この変更例のようにハルバッハ型配列を採用することで、ステータ 7 0 とロータ 6 1 間の隙間が大きい場合でも、永久磁石 6 3 の界磁磁束を効率良くステータ 7 0 に通すことができる。したがって、ロータ 6 1 の質量を増加させることなく、また、広いモータギャップに対してアキシアル方向への負の剛性値を増加させずことなく、モータトルクを増大させることができる。よって、ロータ 6 1 を高速で回転させることができ、かつロータ 6 1 をスムーズに回転起動させることができる。

[0134] 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なくて請求の範囲によって示され、請求の範囲と均等の意味および範囲内でのすべての変更が含まれることが意図される。

符号の説明

[0135] 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, 63, 67 永久磁石、18, 35, 37~39, 71 磁性体、19, 36, 73 継鉄、20, 72 コイル、21, 22 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、 3 2 切換スイッチ、 6 1 ロータ、 7 0 ステータ。

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部とを備えた遠心式ポンプ装置であって、

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、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た複数の第1の永久磁石とを備え、

前記駆動部は、

前記複数の第1の永久磁石に対向して設けられ、各々が円柱状に形成された複数の第3の磁性体と、

それぞれ前記複数の第3の磁性体に対応して設けられて各々が対応の第3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み、

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の吸引力と前記複数の第1の永久磁石および前記複数の第3の磁性体間の第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の室の内壁に第1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第2の動圧溝が形成されている、遠心式ポンプ装置。

[請求項2]

前記駆動部は、さらに、前記第3の磁性体の前記第1の永久磁石に対向する先端面に設けられた第4の磁性体を含み、

前記第4の磁性体の前記第1の永久磁石に対向する表面の面積は前記第3の磁性体の先端面の面積よりも大きい、請求項1に記載の遠心

式ポンプ装置。

[請求項3] 各隣接する2つの第4の磁性体の互いに対向する面は略平行に設けられている、請求項2に記載の遠心式ポンプ装置。

[請求項4] 各第3の磁性体は、前記インペラの回転軸の長さ方向に積層された複数の鋼板を含む、請求項1から請求項3までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

[請求項5] 各第3の磁性体は、前記インペラの回転方向に積層された複数の鋼板を含む、請求項1から請求項3までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

[請求項6] 各第3の磁性体は、前記インペラの径方向に積層された複数の鋼板を含む、請求項1から請求項3までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

[請求項7] 各第3の磁性体は、純鉄、軟鉄、または珪素鉄の粉末によって形成されている、請求項1から請求項3までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

[請求項8] 前記第1および第2の磁性体の各々は永久磁石である、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] さらに、前記インペラ他方面に設けられ、それぞれ前記複数の第1の永久磁石の複数の隙間に挿入された複数の第2の永久磁石を備え、

各第2の永久磁石は、前記インペラの回転方向に着磁され、

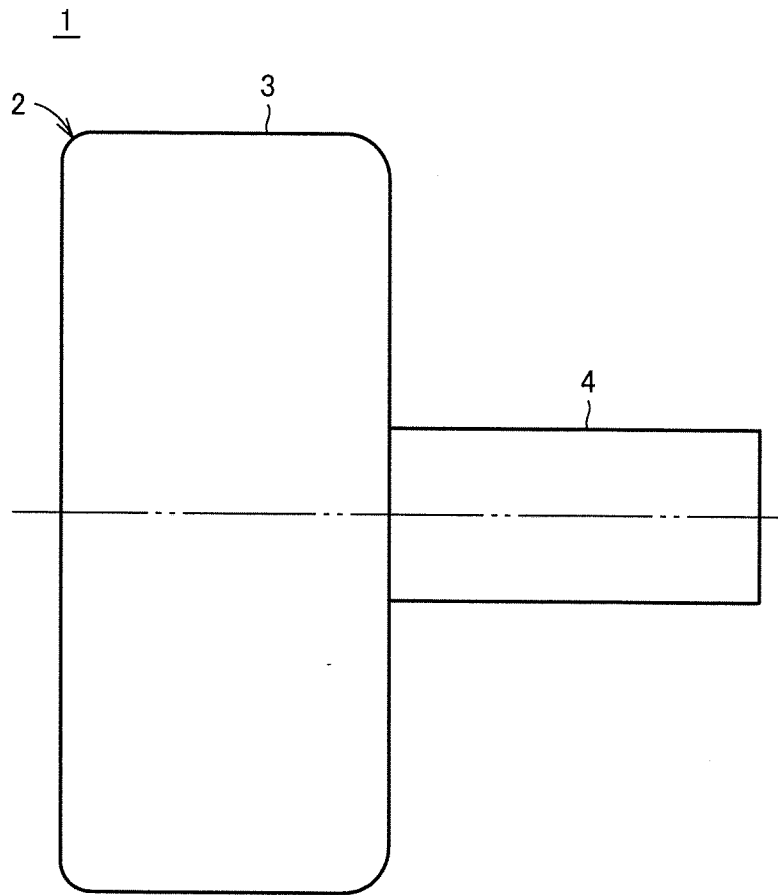
各第2の永久磁石の第1の磁極は、隣接する2つの第1の永久磁石のうちの前記隔壁側に第1の磁極が向けられた第1の永久磁石側に向けられ、

各第2の永久磁石の第2の磁極は、隣接する2つの第1の永久磁石のうちの前記隔壁側に第2の磁極が向けられた第1の永久磁石側に向けられている、請求項1から請求項8までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

- [請求項10] 前記第1および第2の吸引力によって構成される前記インペラのアキシャル方向への負の支持剛性値の絶対値と、前記インペラのラジアル方向の正の剛性値の絶対値との和は、前記インペラが回転する常用回転数領域において前記第1および第2の動圧溝で得られる正の剛性値の絶対値よりも小さい、請求項1から請求項9までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。
- [請求項11] 前記第1の動圧溝によって発生する動圧力と前記第2の動圧溝によって発生する動圧力とは異なる、請求項1から請求項10までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。
- [請求項12] 前記第1および第2の動圧溝の少なくとも一方は内向スパイラル溝である、請求項1から請求項11までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。
- [請求項13] 前記インペラの表面および前記第1の室の内壁の少なくともいずれか一方に摩擦力を低減するためのダイヤモンドライクカーボン膜が形成されている、請求項1から請求項12までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。
- [請求項14] 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、請求項1から請求項13までのいずれかに記載の遠心式ポンプ装置。

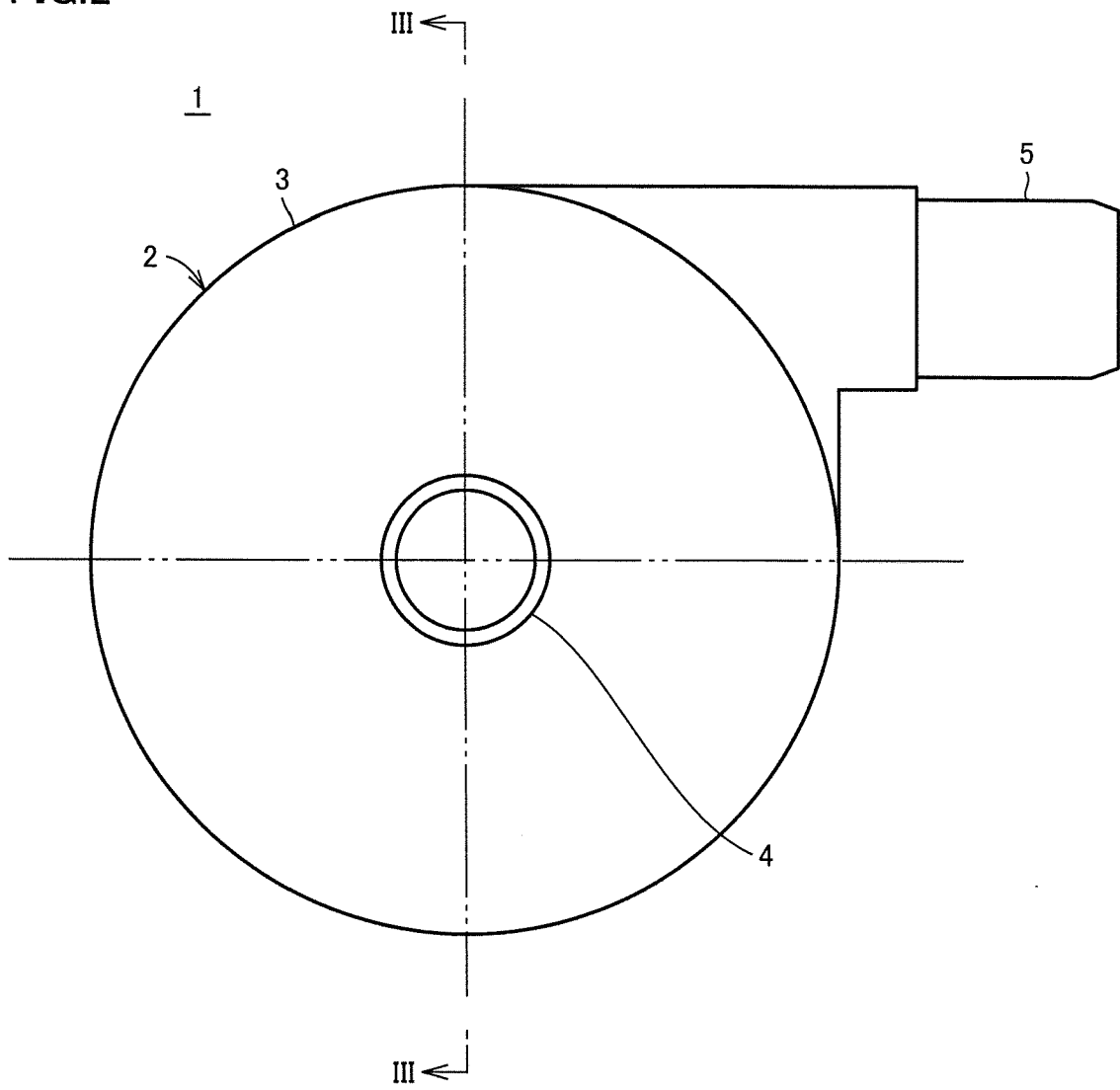
[図1]

FIG.1



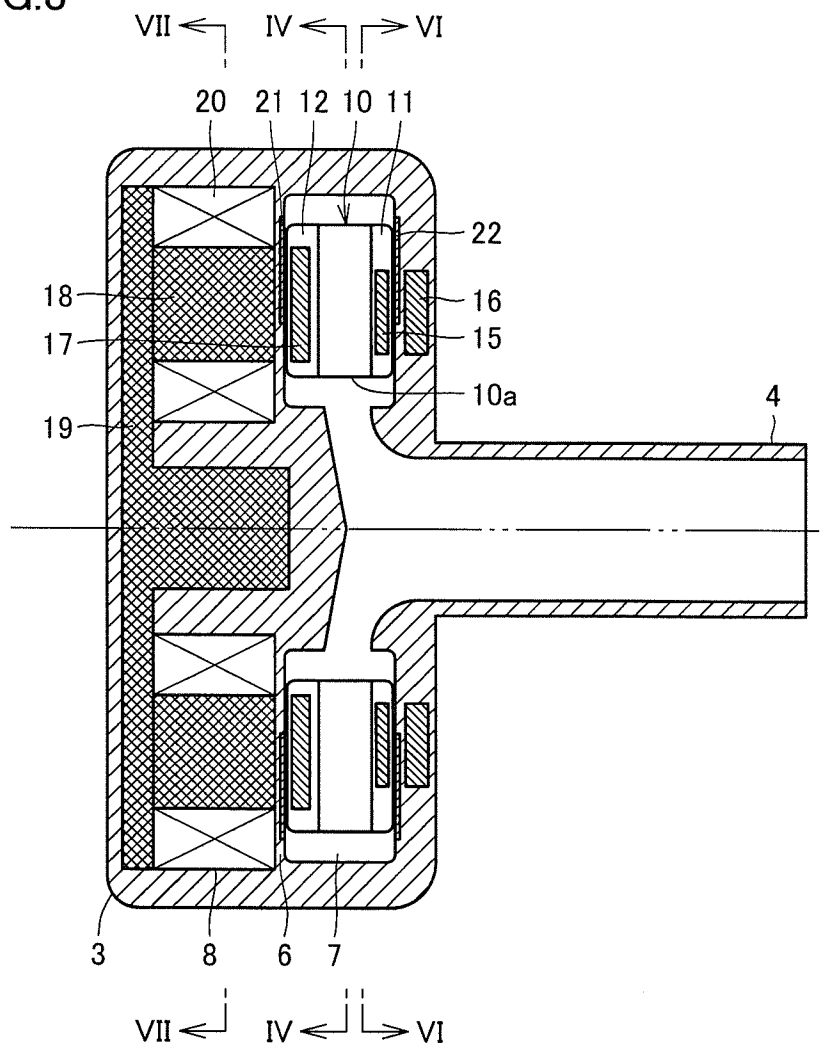
[図2]

FIG.2



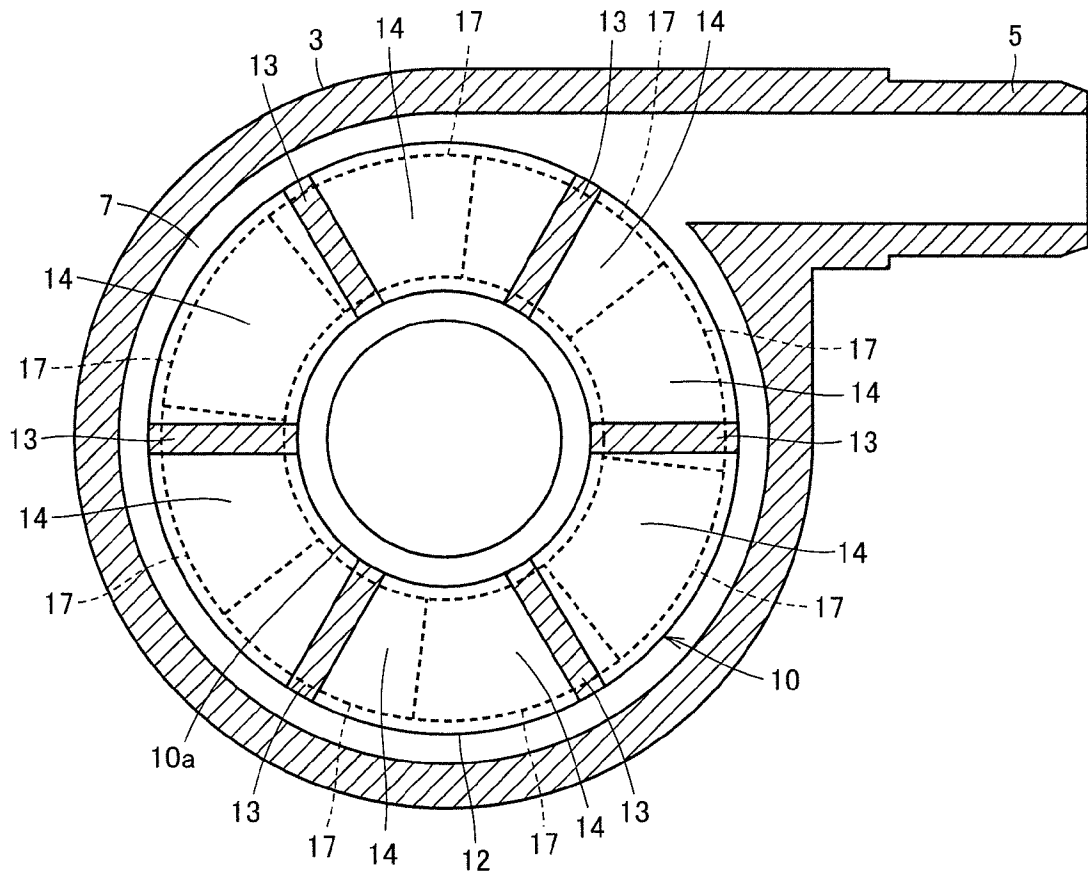
[図3]

FIG.3



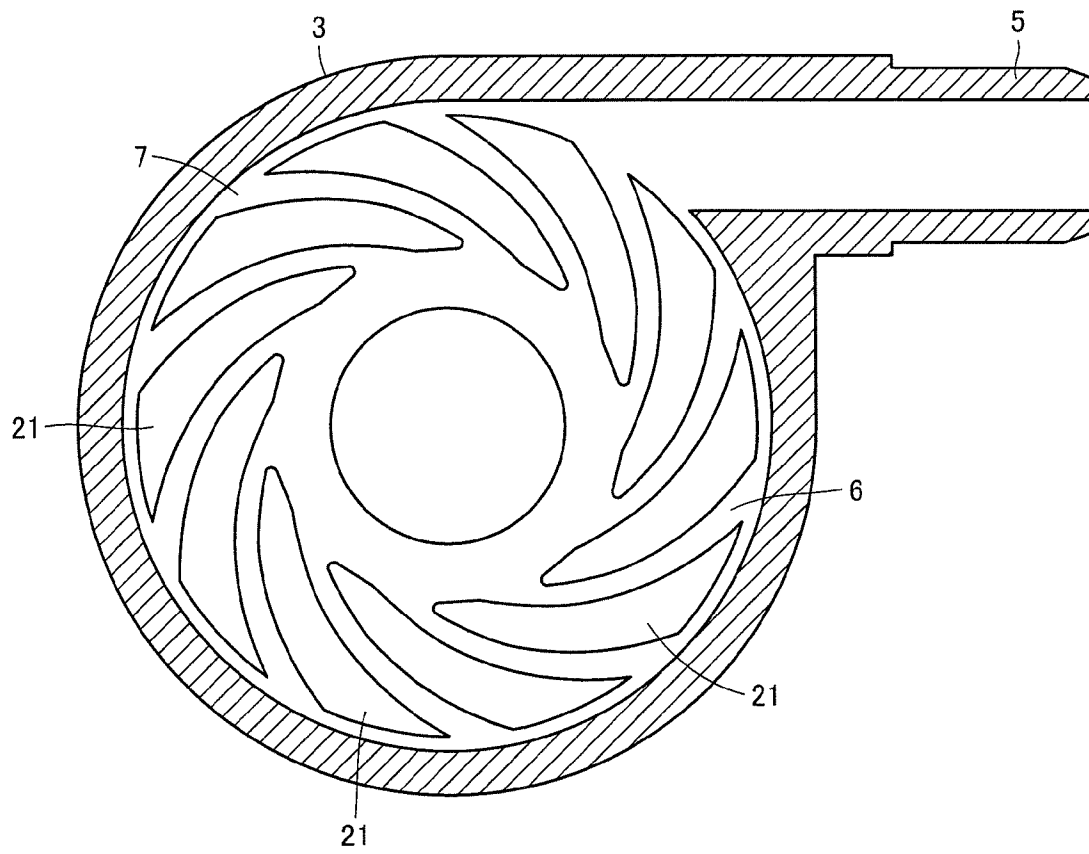
[図4]

FIG.4



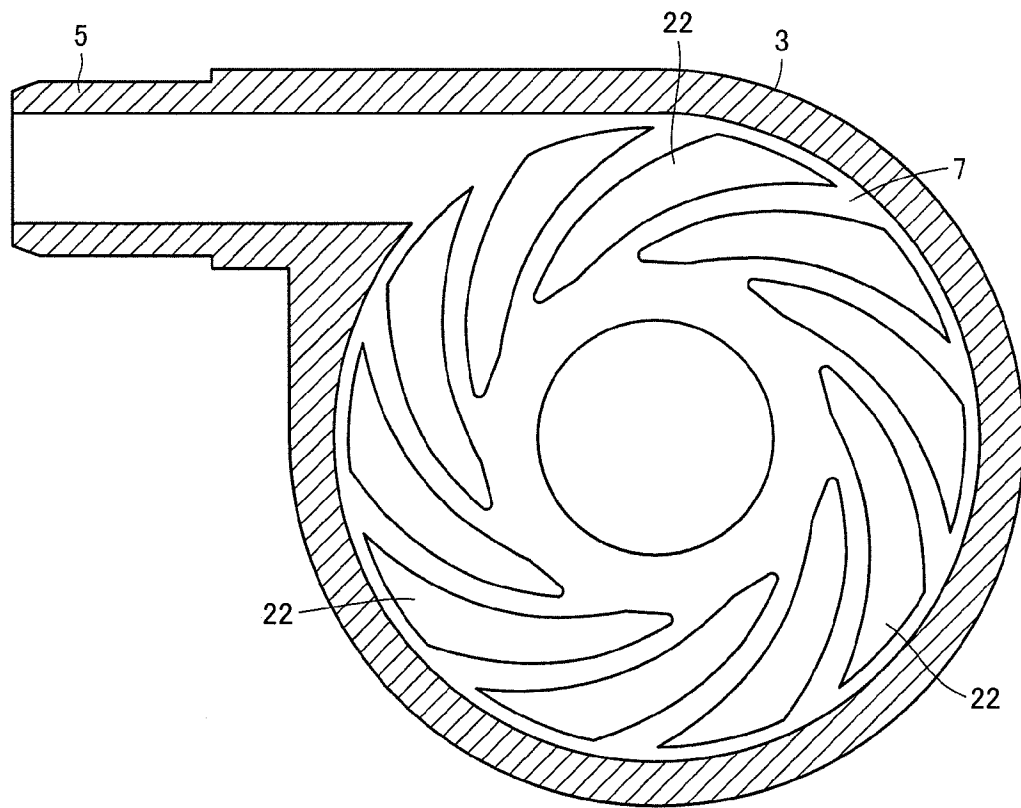
[図5]

FIG.5



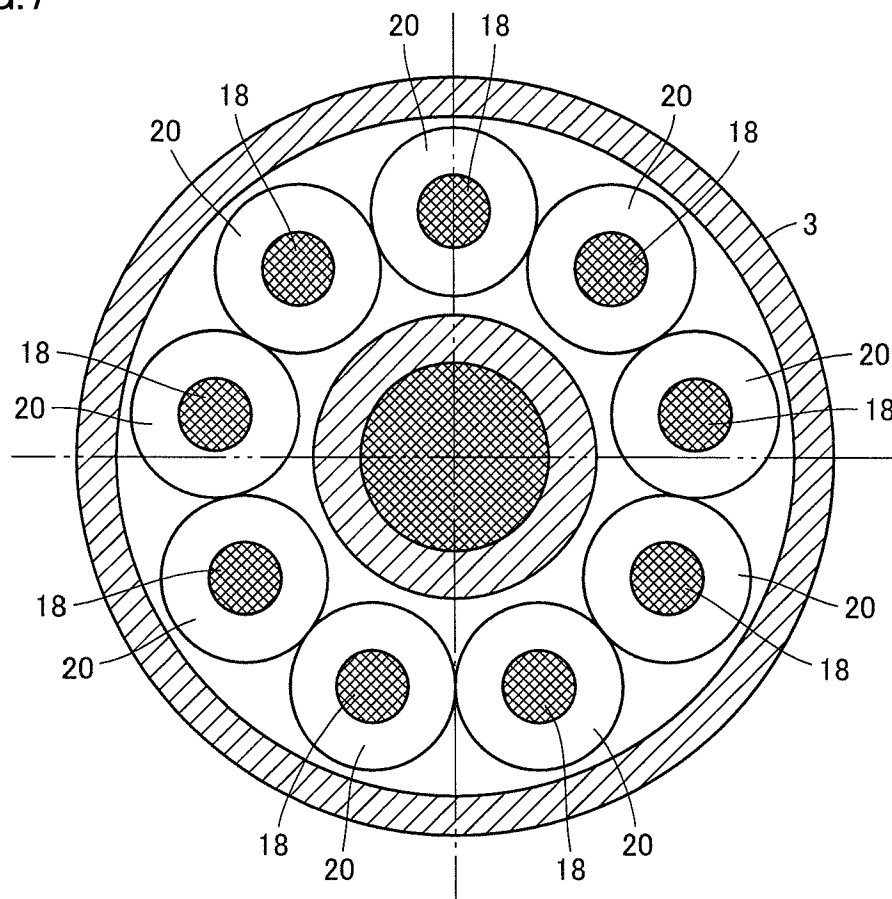
[図6]

FIG.6



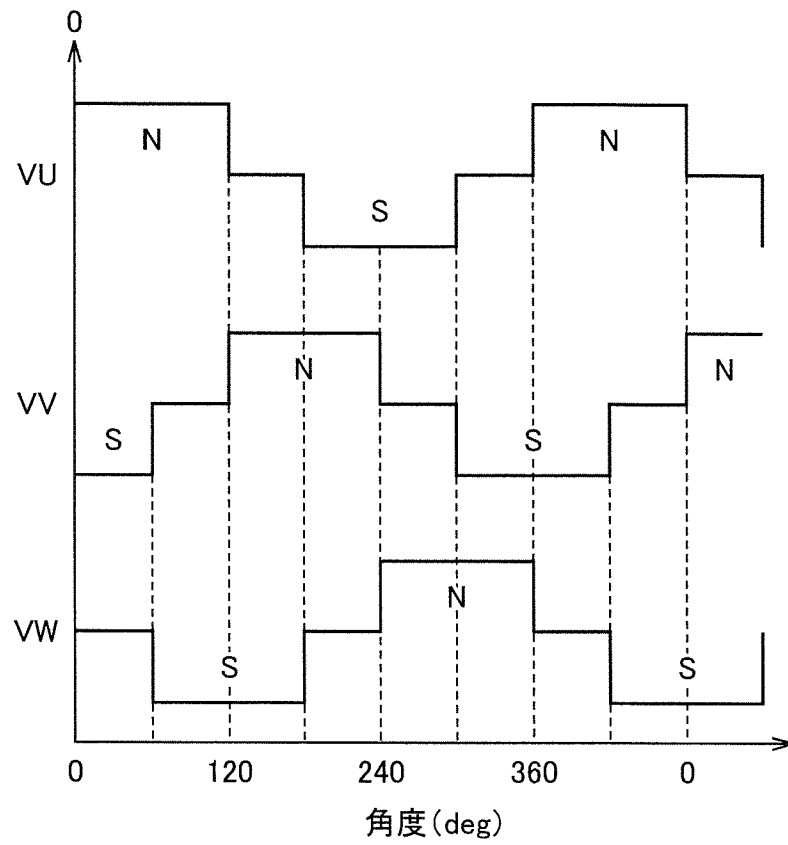
[図7]

FIG. 7



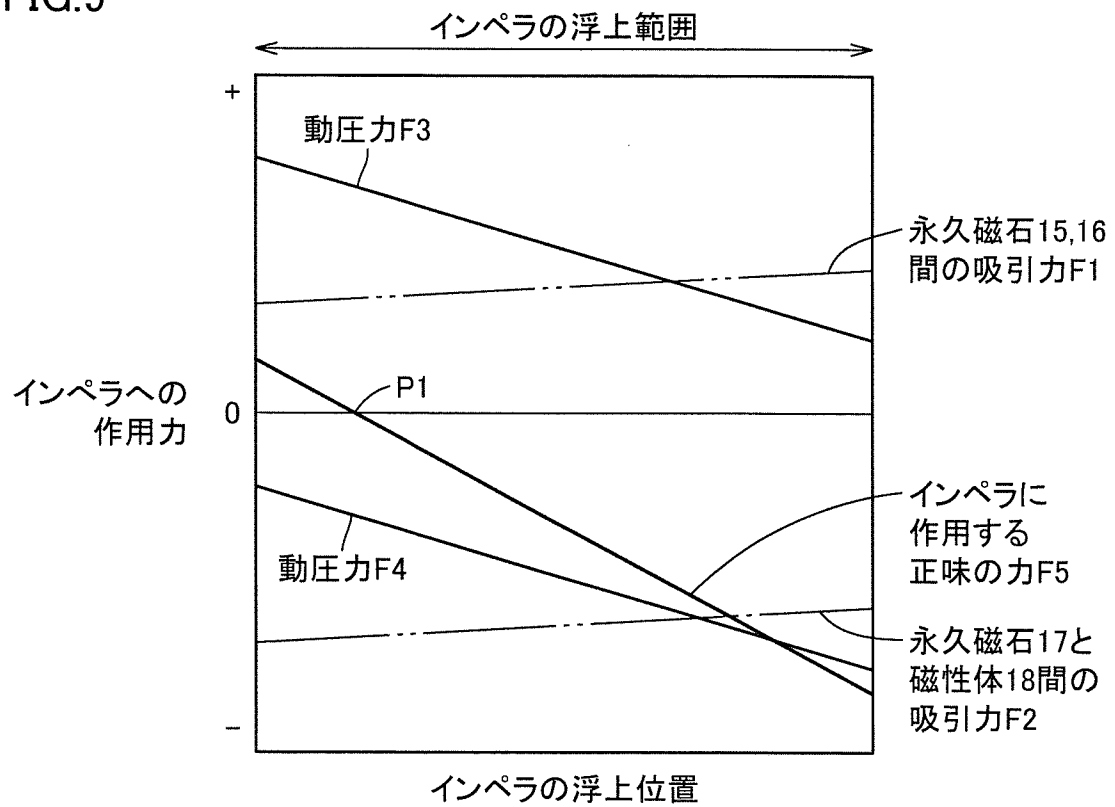
[図8]

FIG.8



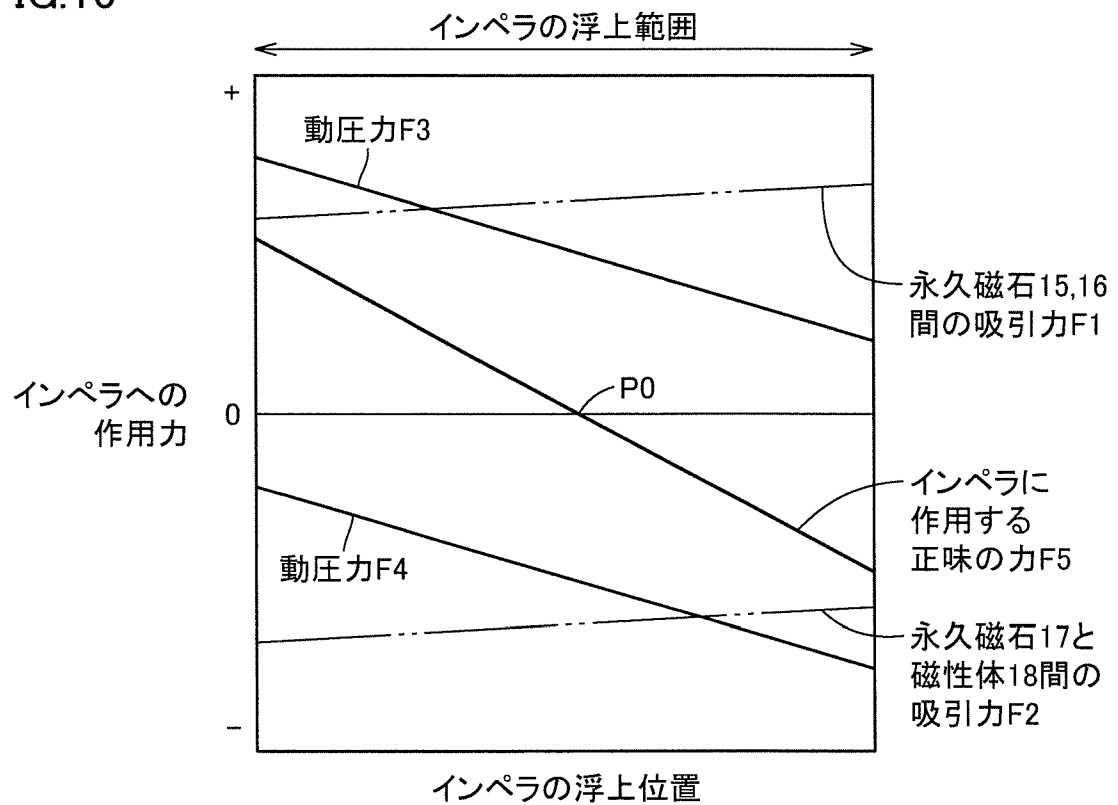
[図9]

FIG.9

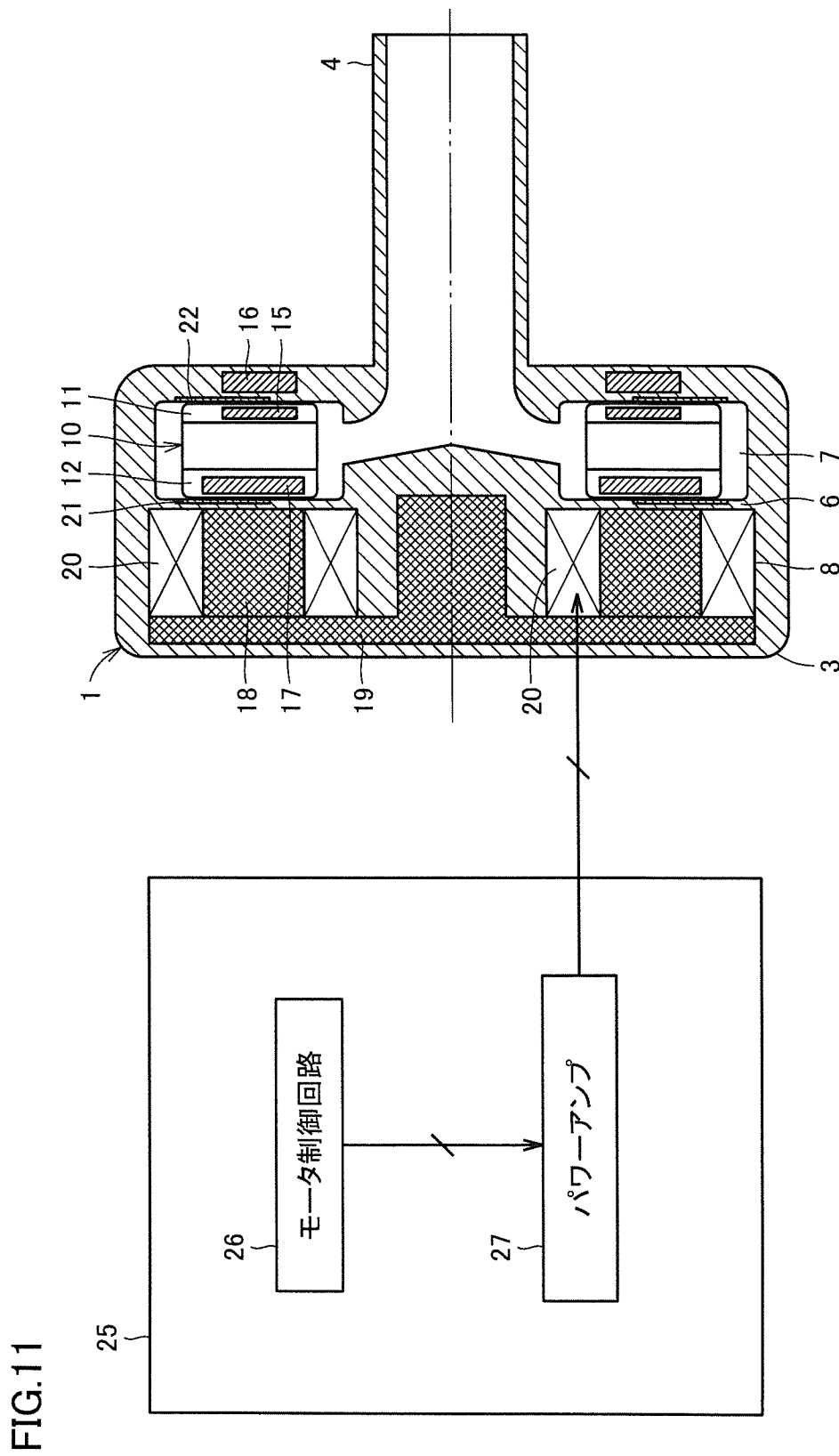


[図10]

FIG.10

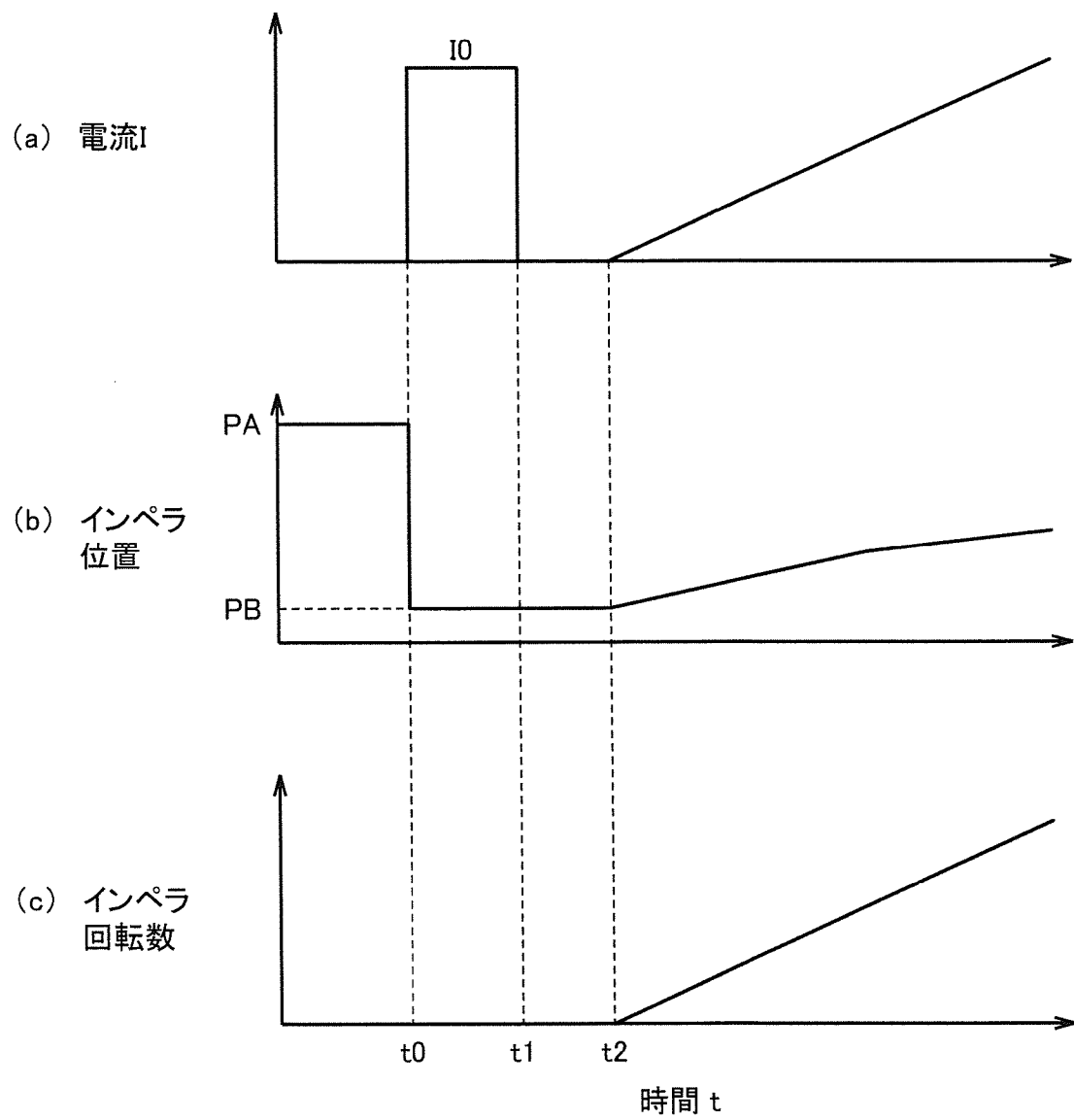


[図11]

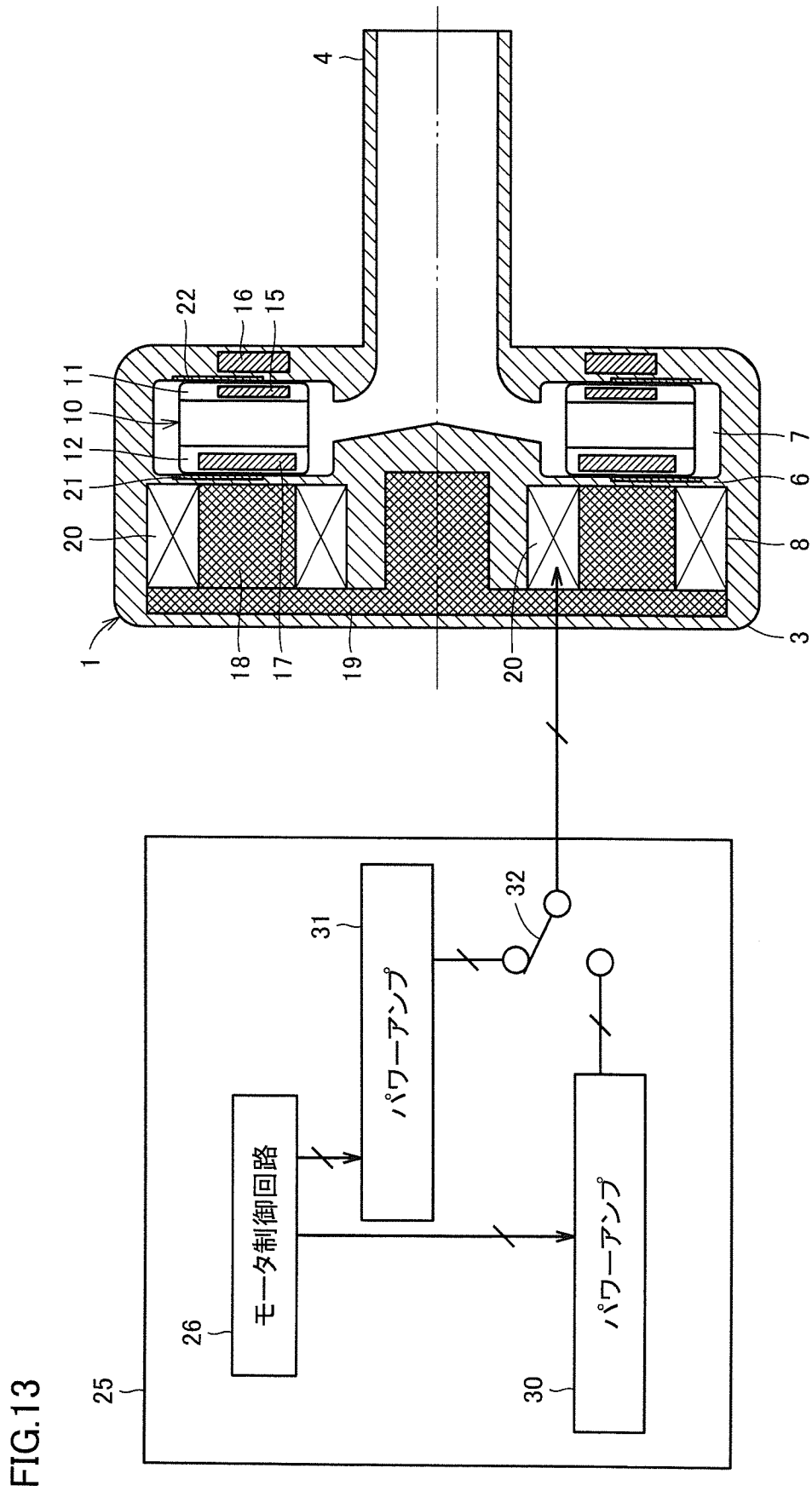


[図12]

FIG.12

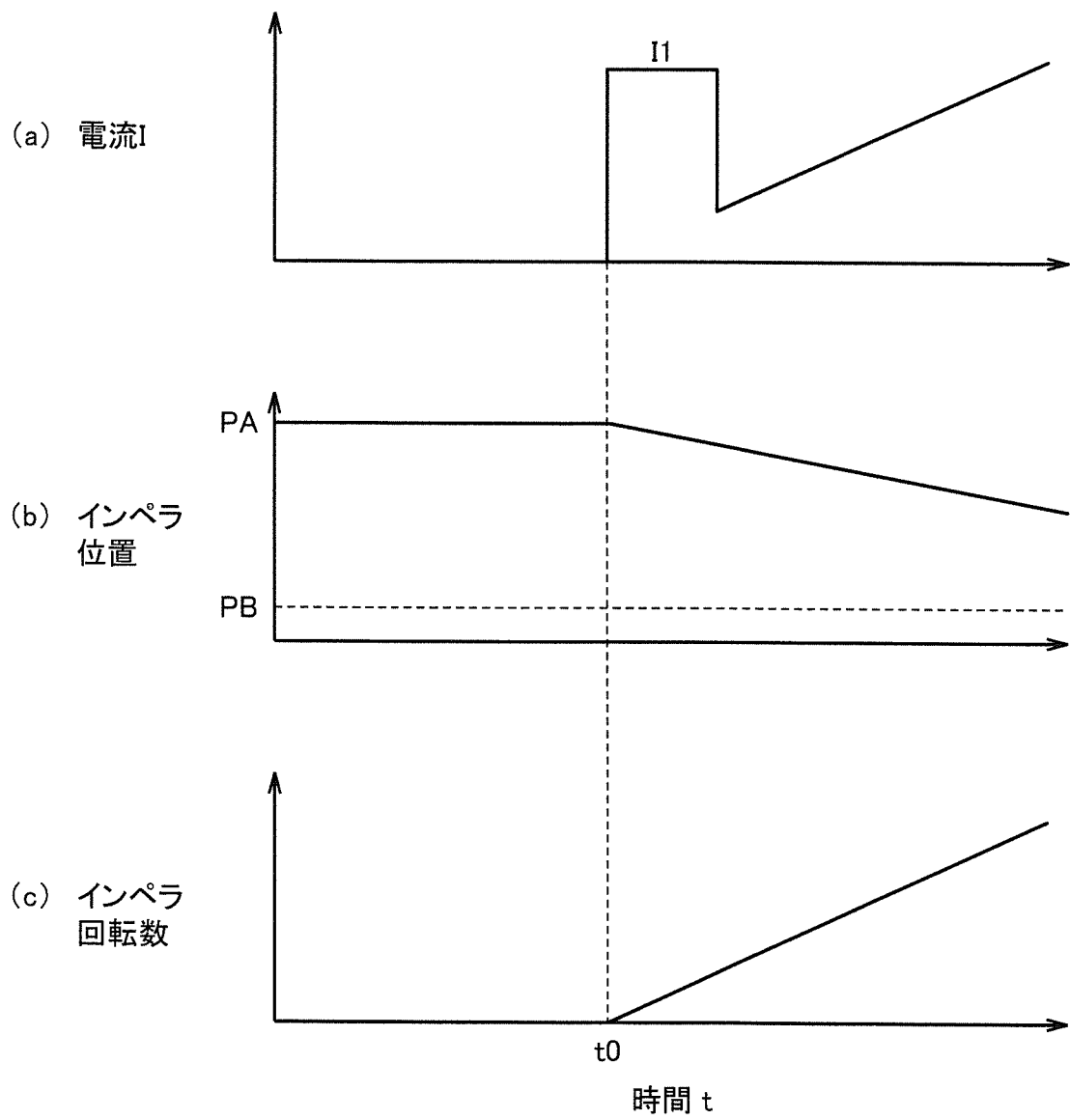


[図13]



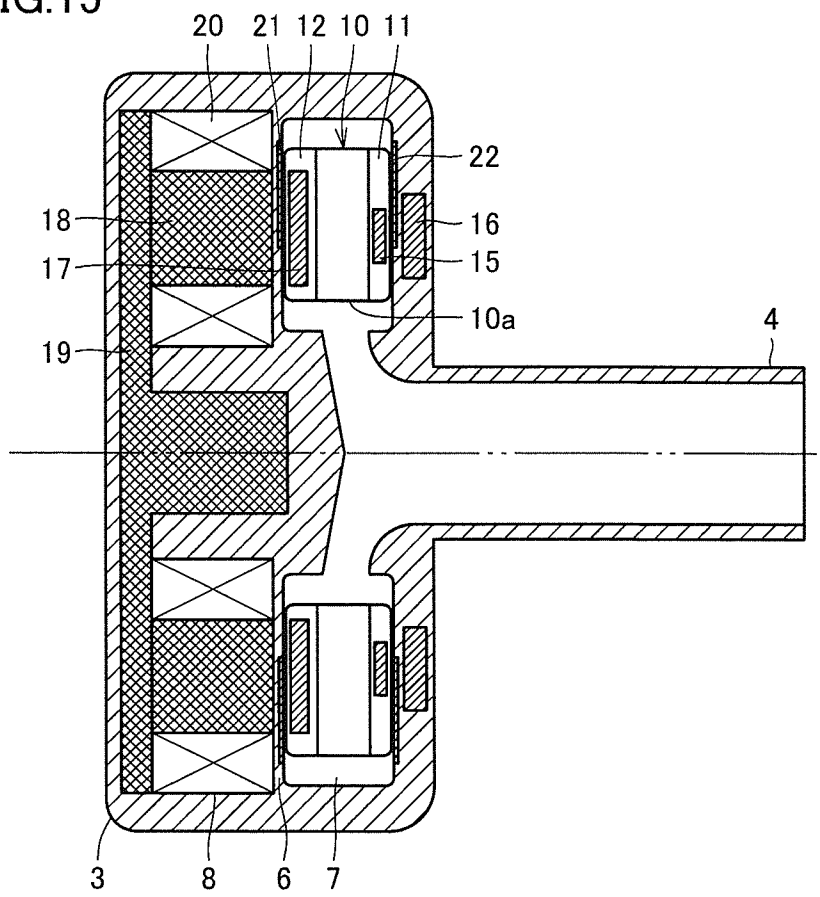
[図14]

FIG.14



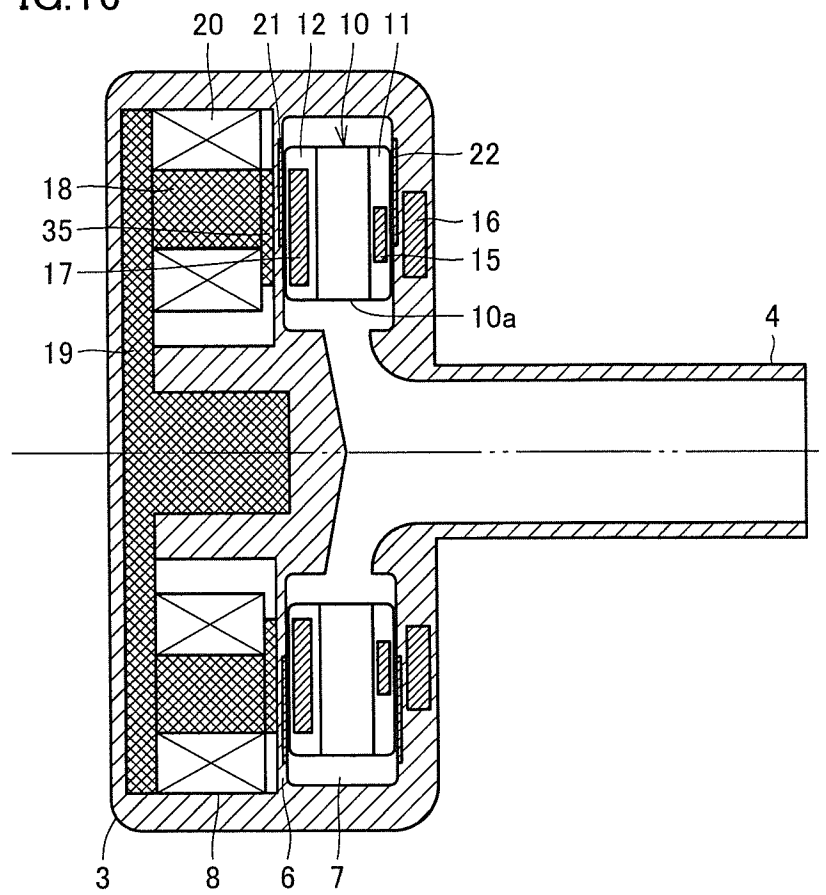
[図15]

FIG.15



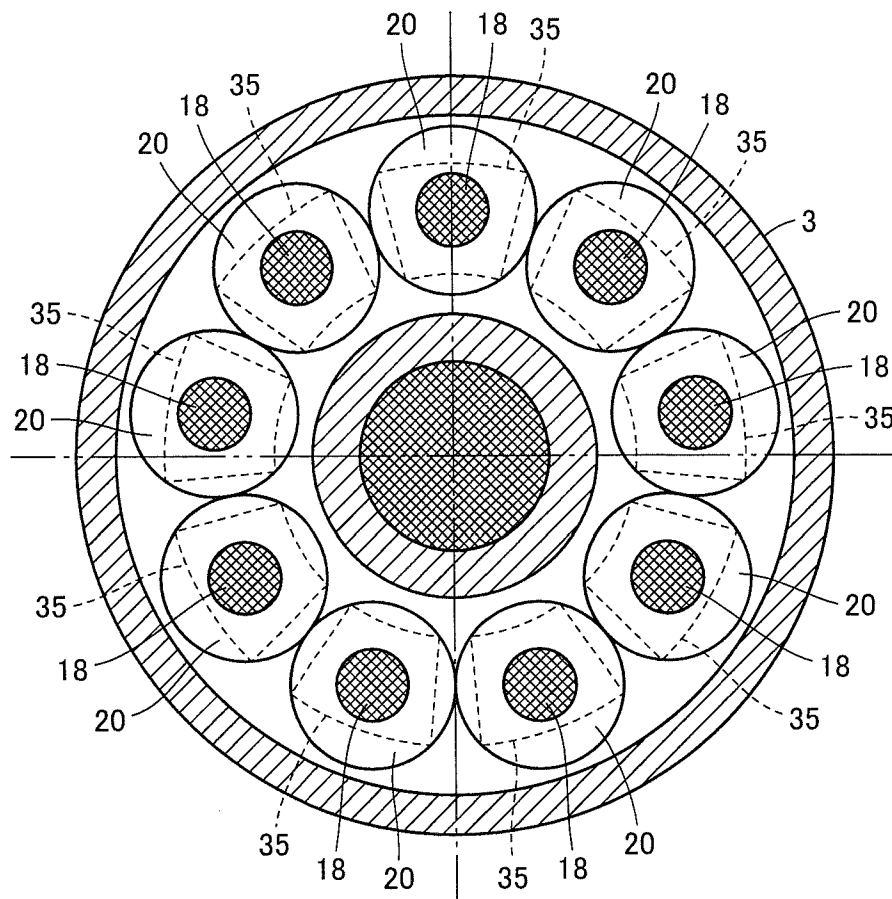
[図16]

FIG.16



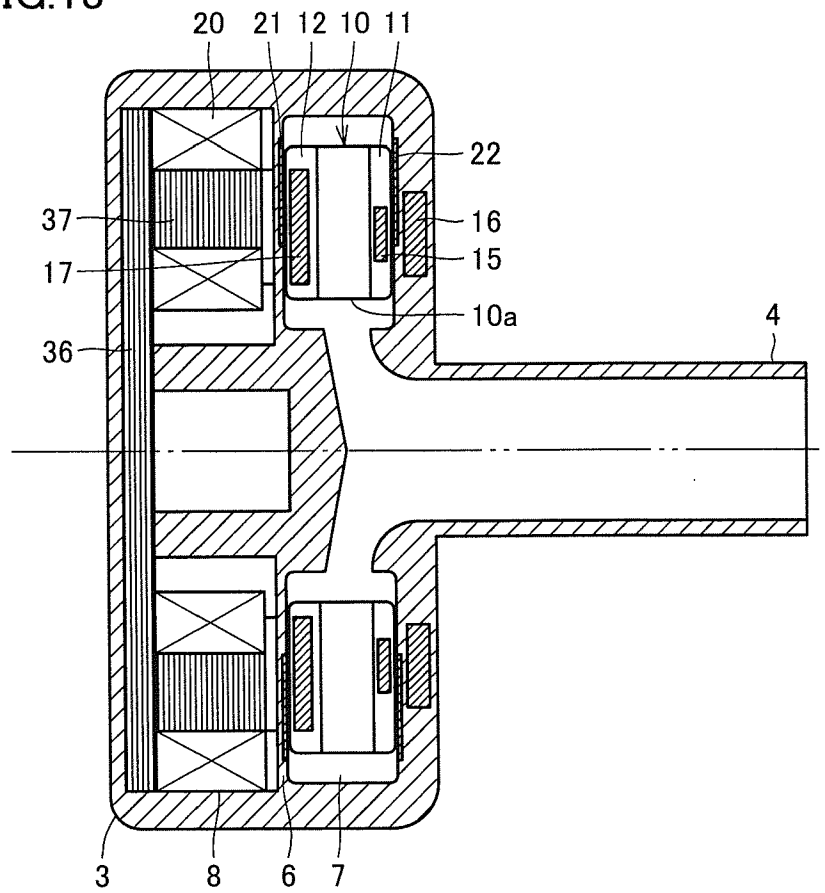
[図17]

FIG.17



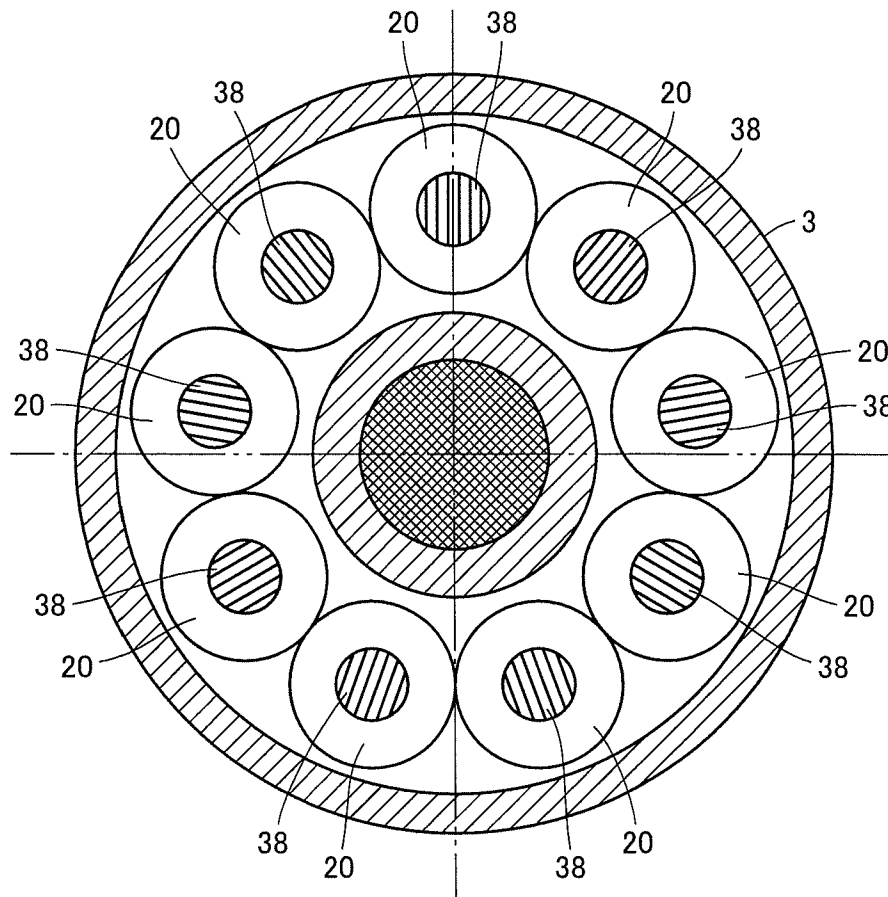
[図18]

FIG.18



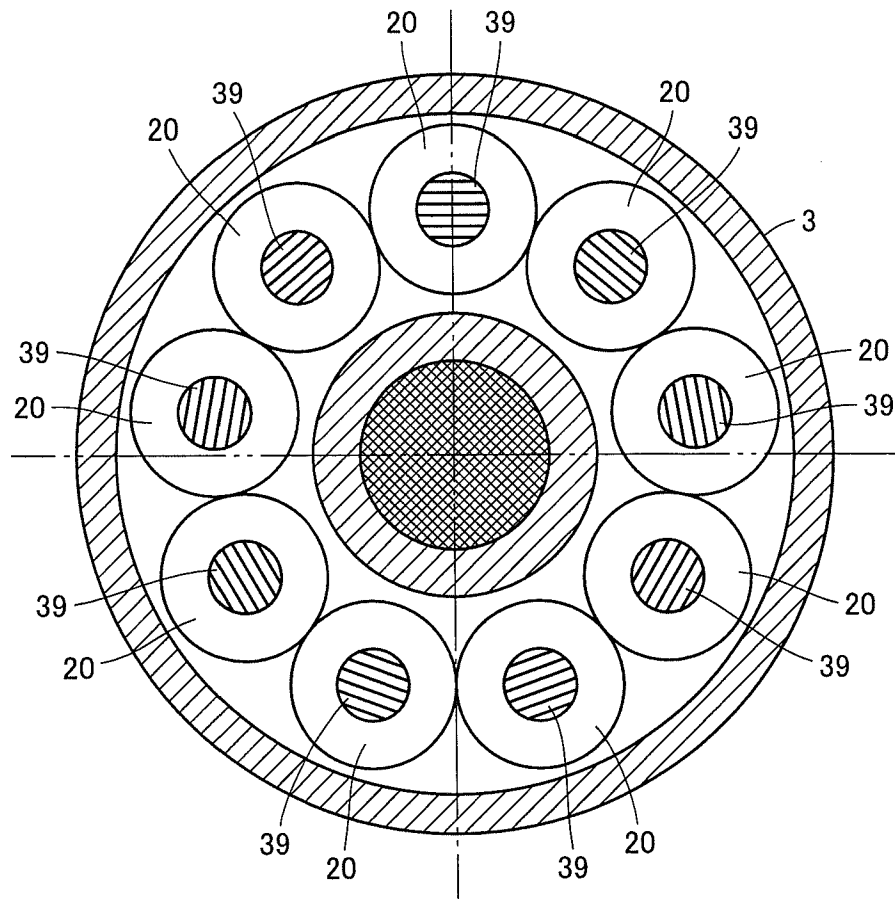
[図19]

FIG.19



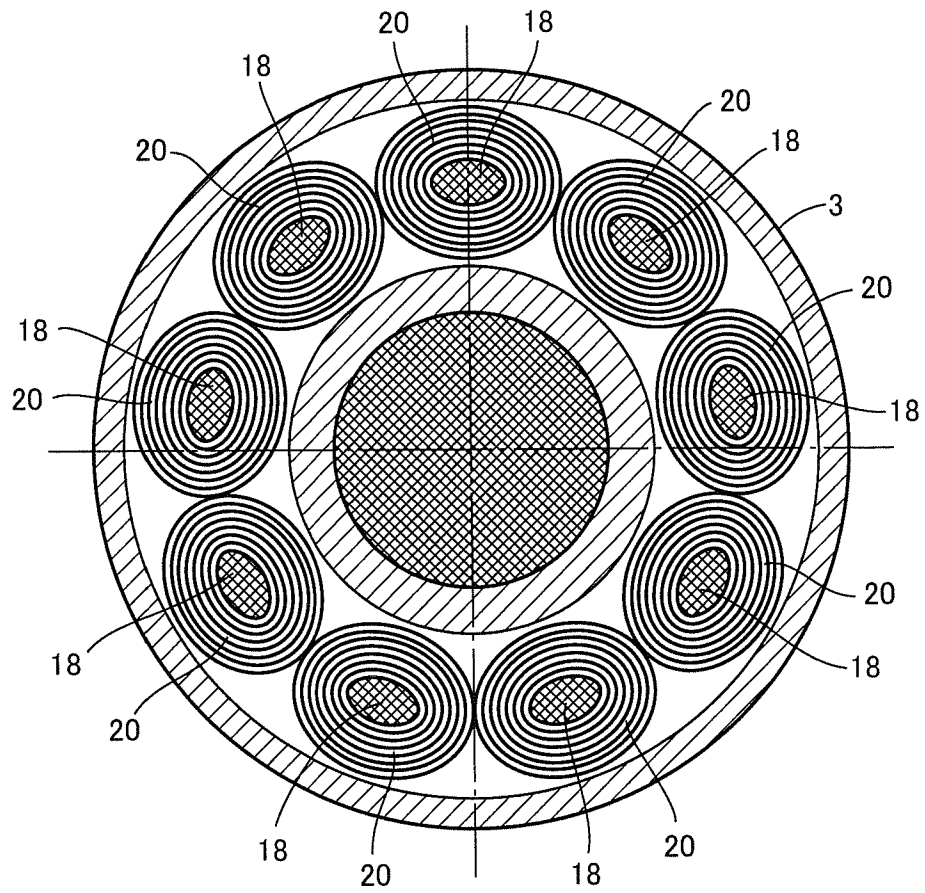
[図20]

FIG.20



[図21]

FIG.21



[図22]

FIG.22

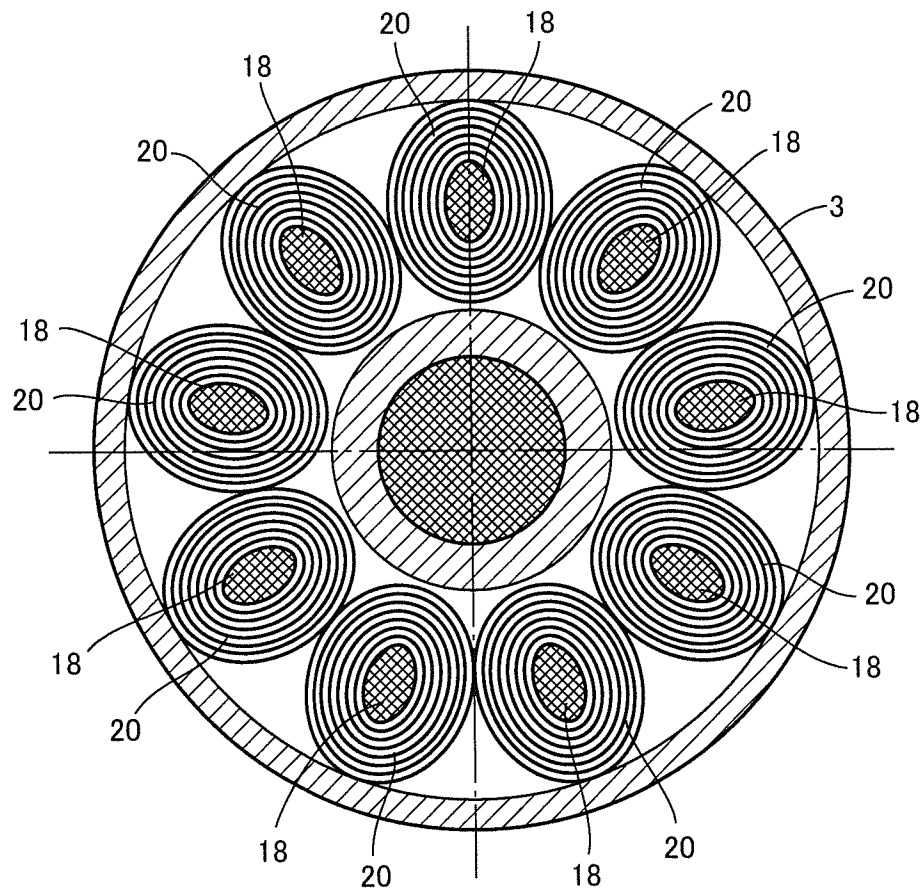
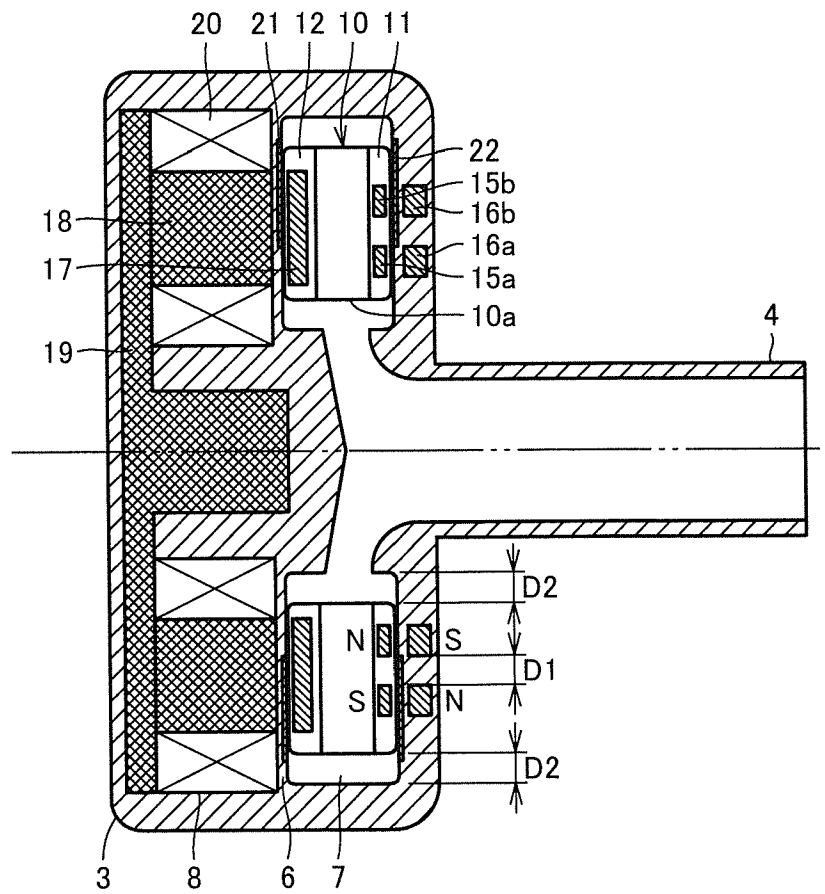
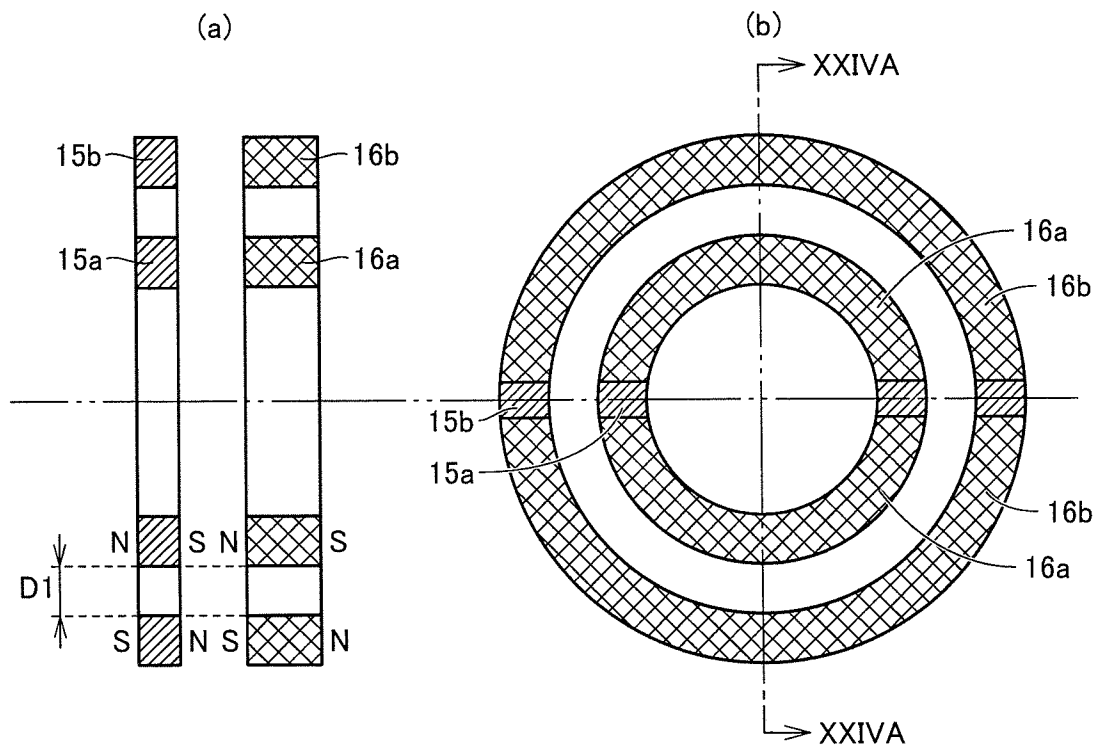


FIG.23



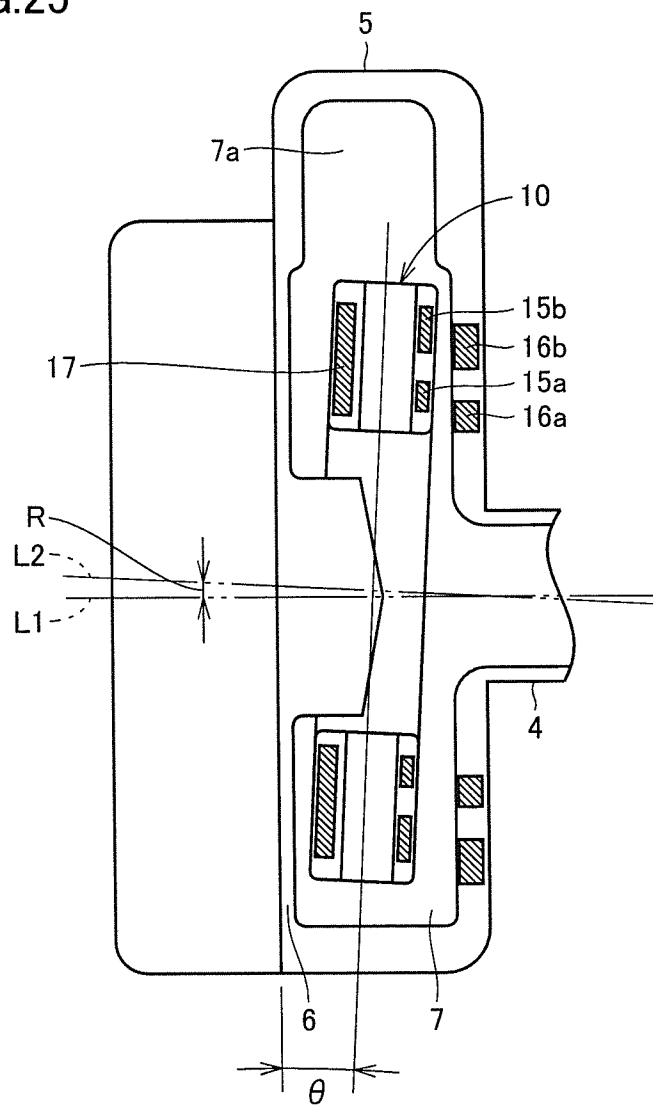
[図24]

FIG.24



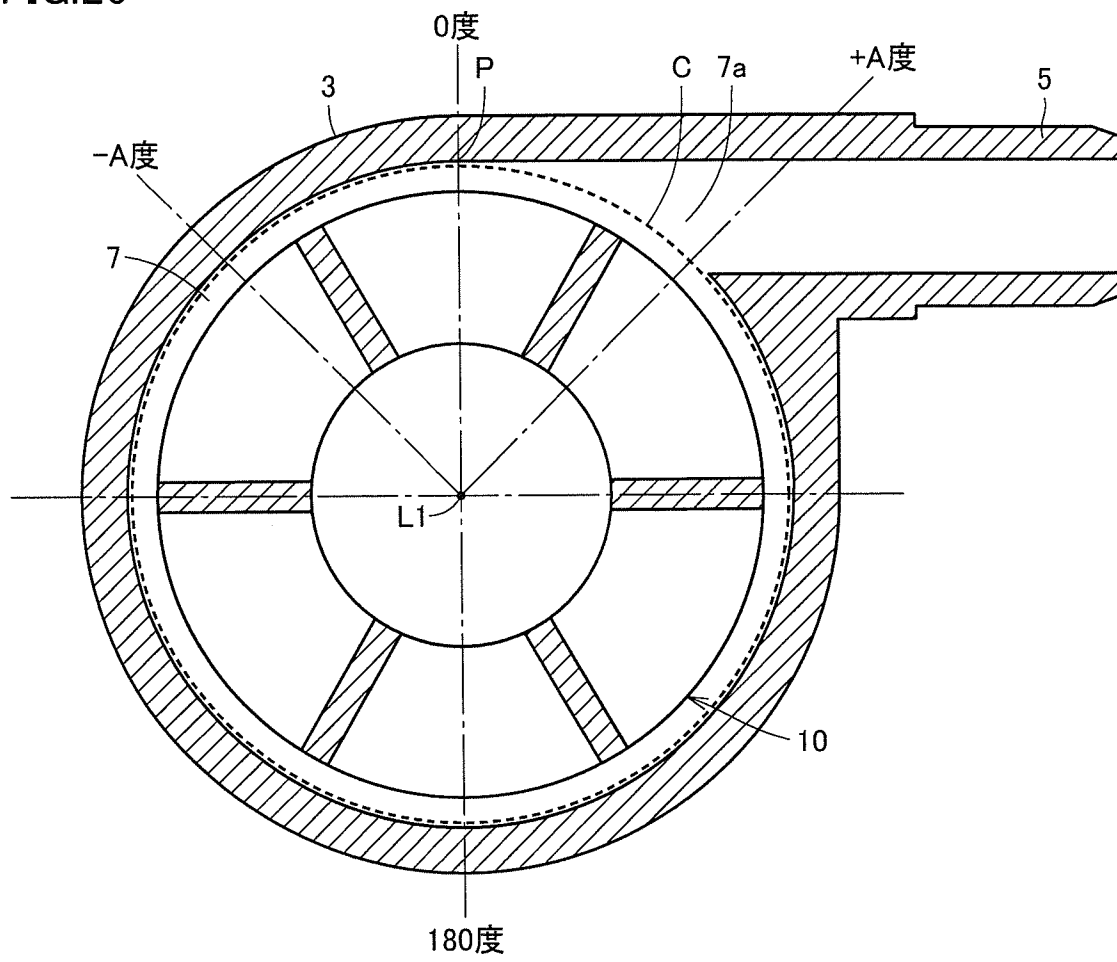
[図25]

FIG.25

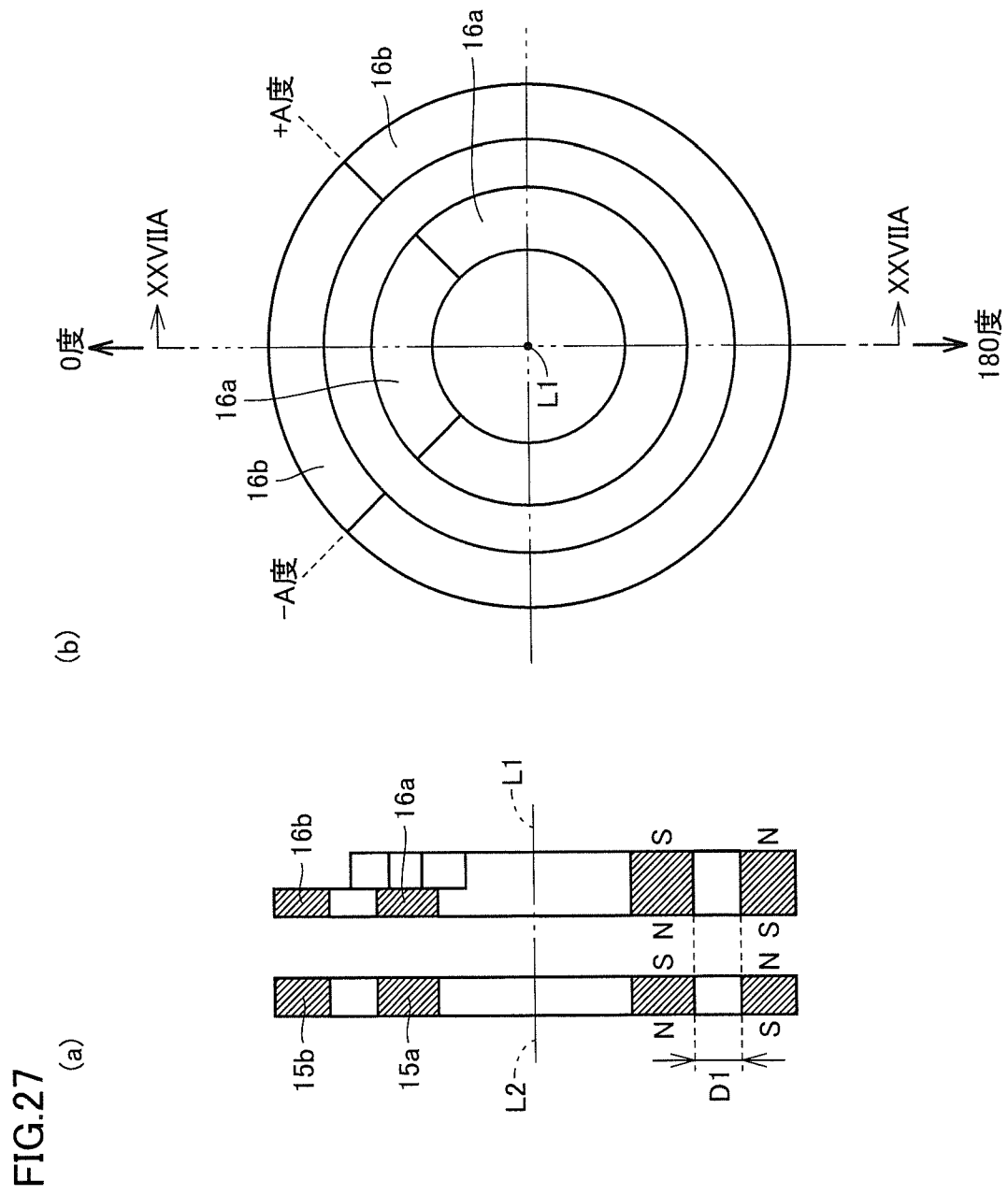


[図26]

FIG.26

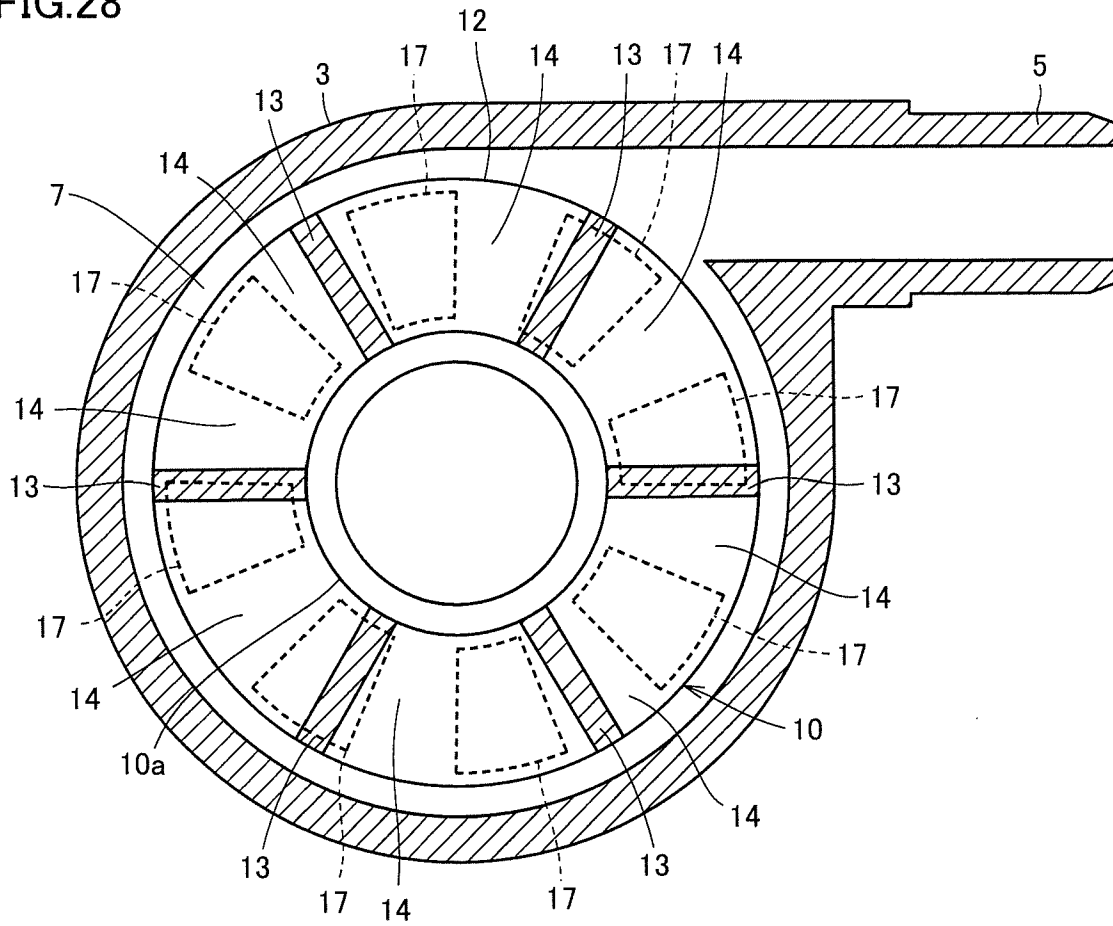


[図27]



[図28]

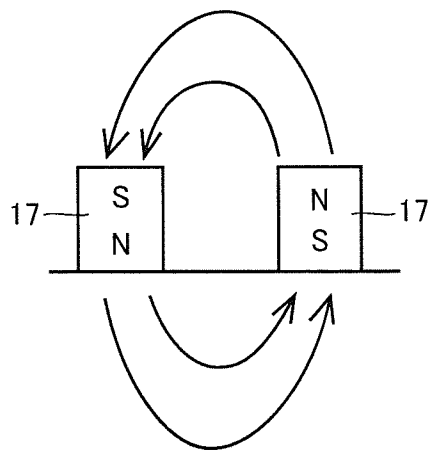
FIG.28



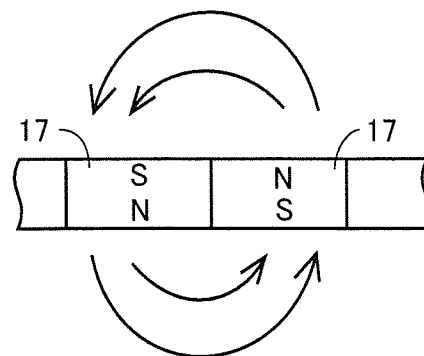
[図29]

FIG.29

(a)実施の形態4

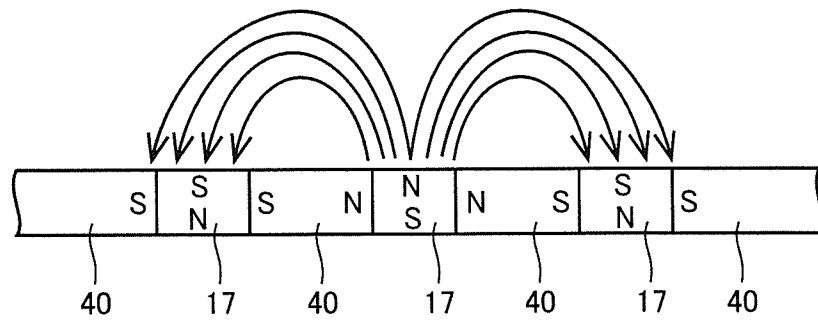


(b)実施の形態1



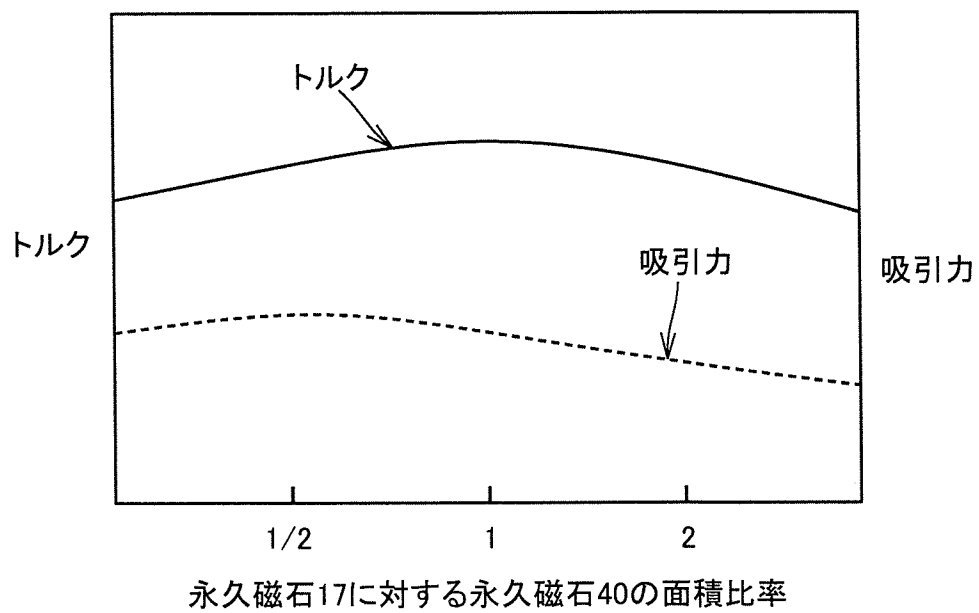
[図30]

FIG.30



[図31]

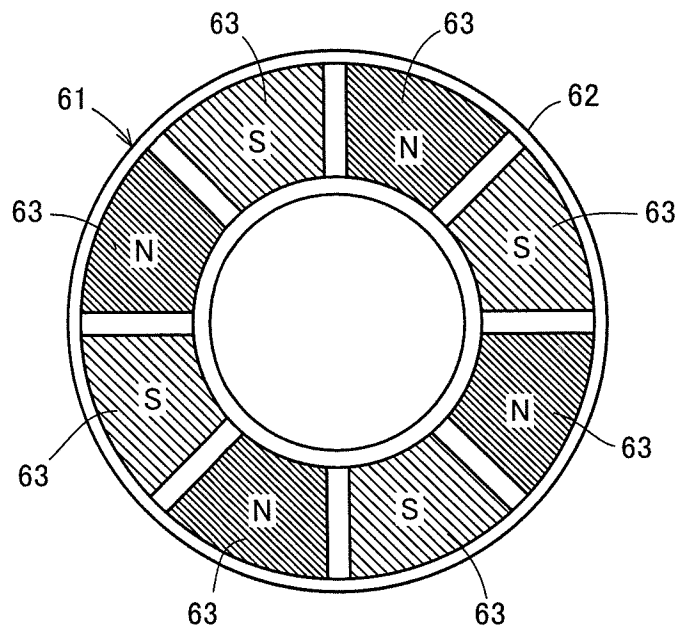
FIG.31



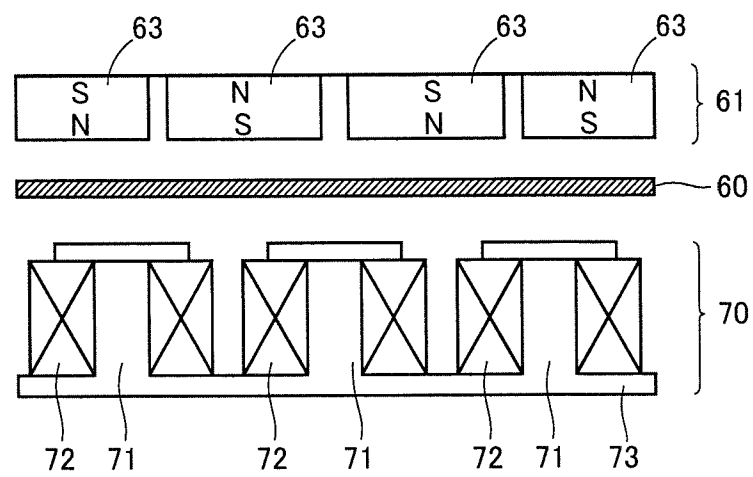
[図32]

FIG.32

(a)



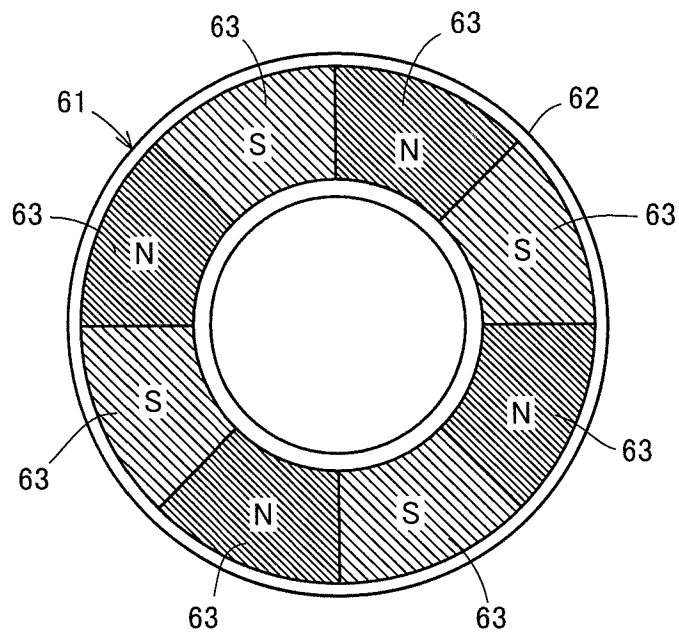
(b)



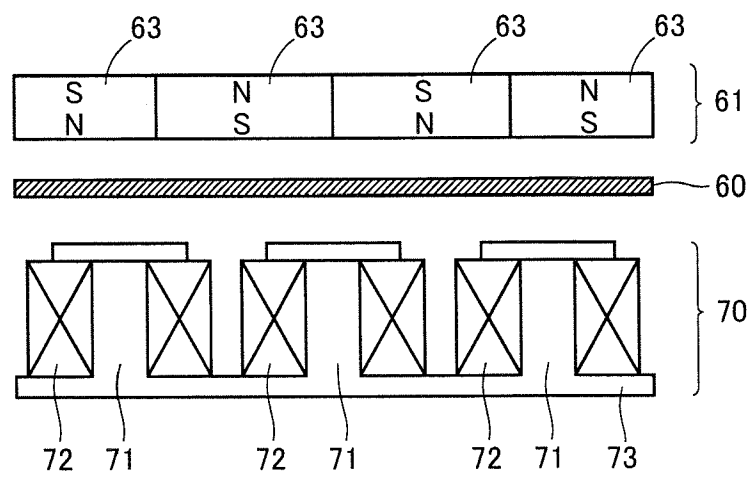
[図33]

FIG.33

(a)



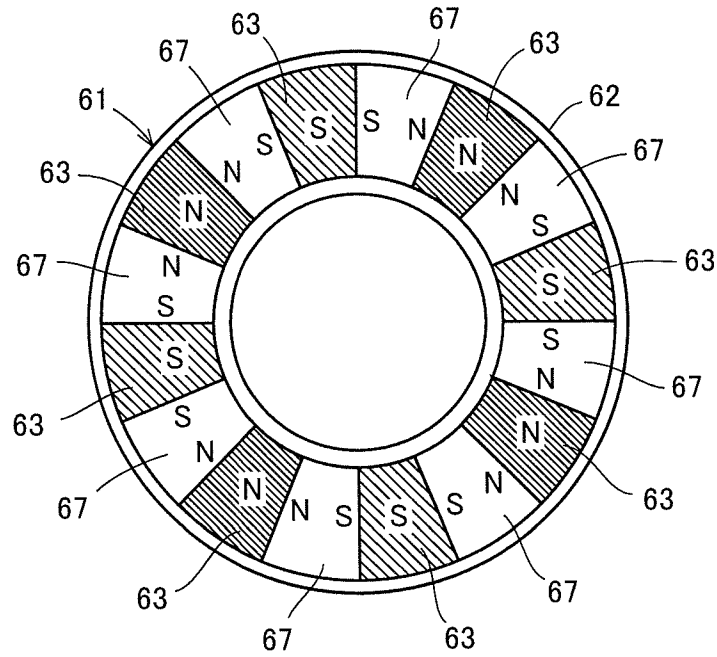
(b)



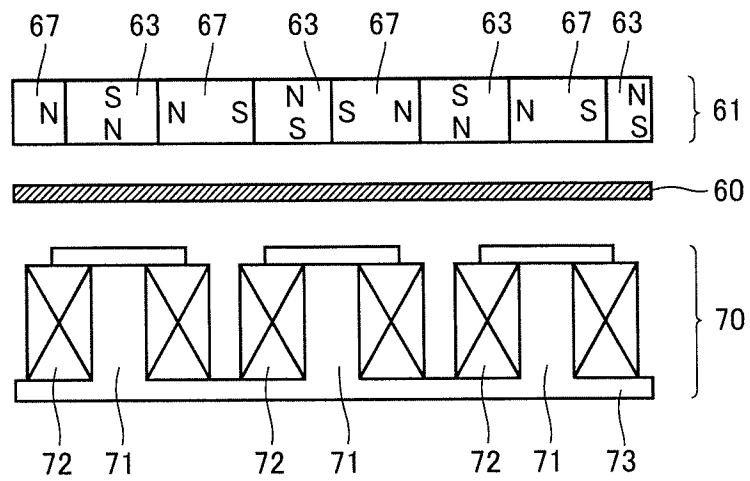
[図34]

FIG.34

(a)



(b)



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/050187

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

F04D13/06(2006.01) i, F04D29/046(2006.01) i, F04D29/048(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)

F04D13/06, F04D29/046, F04D29/048

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	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

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	WO 2011/013483 A1 (NTN Corp.), 03 February 2011 (03.02.2011), paragraphs [0029] to [0096]; fig. 1 to 27 (Family: none)	1-14
A	JP 2001-329988 A (NTN Corp.), 30 November 2001 (30.11.2001), paragraphs [0025] to [0027]; fig. 1 to 3 & US 2002/0009363 A1	1-14
A	JP 2007-89972 A (Terumo Corp.), 12 April 2007 (12.04.2007), entire text; all drawings (Family: none)	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
21 February, 2013 (21.02.13)

Date of mailing of the international search report
05 March, 2013 (05.03.13)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. F04D13/06(2006.01)i, F04D29/046(2006.01)i, F04D29/048(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 (I P C))

Int.Cl. F04D13/06, F04D29/046, F04D29/048

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	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 3 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 3 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 3 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	WO 2011/013483 A1 (NTN株式会社) 2011.02.03, [0029]-[0096], 図 1-27 (ファミリーなし)	1-14
A	JP 2001-329988 A (エヌティエヌ株式会社) 2001.11.30, [0025]-[0027], 図 1-3 & US 2002/0009363 A1	1-14
A	JP 2007-89972 A (テルモ株式会社) 2007.04.12, 全文, 全図 (ファ ミリーなし)	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

2 1 . 0 2 . 2 0 1 3

国際調査報告の発送日

0 5 . 0 3 . 2 0 1 3

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

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)

吉田 昌弘

3 0

4 6 4 6

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 5 8