

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第4252197号
(P4252197)

(45) 発行日 平成21年4月8日(2009.4.8)

(24) 登録日 平成21年1月30日(2009.1.30)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 M 1/10 (2006.01)	A 6 1 M 1/10 5 3 5
F 0 4 D 13/02 (2006.01)	F 0 4 D 13/02 A
F 0 4 D 15/00 (2006.01)	F 0 4 D 15/00 A
F 1 6 C 32/04 (2006.01)	F 1 6 C 32/04 A
H 0 2 K 7/14 (2006.01)	H 0 2 K 7/14 B

請求項の数 4 (全 10 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2000-207835 (P2000-207835)	(73) 特許権者	000102692
(22) 出願日	平成12年7月10日 (2000.7.10)		N T N株式会社
(65) 公開番号	特開2002-17849 (P2002-17849A)		大阪府大阪市西区京町堀 1 丁目 3 番 1 7 号
(43) 公開日	平成14年1月22日 (2002.1.22)	(73) 特許権者	000109543
審査請求日	平成19年5月16日 (2007.5.16)		テルモ株式会社
			東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 4 番 1 号
		(74) 代理人	100064746
			弁理士 深見 久郎
		(74) 代理人	100085132
			弁理士 森田 俊雄
		(74) 代理人	100091395
			弁理士 吉田 博由
		(74) 代理人	100091409
			弁理士 伊藤 英彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血液ポンプ装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ケーシング内に回転体を有し、該回転体の回転によって血液を排出するポンプ部と、
前記回転体を支持する支持部と、
前記回転体を回転駆動させるモータ部と、
電源電圧によって駆動され、モータ電流指令値に従って前記モータ部に電流を供給し、
前記モータ部を回転駆動させるコントローラとを備え、
前記コントローラは、
前記電源電圧と前記モータ電流指令値を受け、前記電源電圧の変動によって前記モータ部の回転数が変化しないように、前記電源電圧の変動に応じて前記モータ電流指令値を調整する指令値調整部と、
前記電源電圧によって駆動され、前記指令値調整部によって調整された前記モータ電流指令値に従って、前記モータ部に電流を供給する電流供給部とを含むことを特徴とする、
血液ポンプ装置。

【請求項 2】

さらに、交流電圧を第 1 の直流電圧に変換する交流 / 直流変換器と、
第 2 の直流電圧を出力するバッテリーと、
前記第 1 または第 2 の直流電圧を選択し、選択した前記第 1 または第 2 の直流電圧を前記電源電圧として前記コントローラに与える切換回路とを備えたことを特徴とする、請求項 1 に記載の血液ポンプ装置。

【請求項 3】

さらに、交流電圧を第 1 の直流電圧に変換する交流 / 直流変換器と、
第 2 の直流電圧を出力するバッテリーと、
前記第 1 または第 2 の直流電圧を選択する切換回路と、
前記切換回路によって選択された前記第 1 または第 2 の直流電圧を第 3 の直流電圧に変換し、前記第 3 の直流電圧を前記電源電圧として前記コントローラに与える直流 / 直流変換器とを備えたことを特徴とする、請求項 1 に記載の血液ポンプ装置。

【請求項 4】

前記支持部は前記回転体と磁気力により非接触に結合し、
さらに、前記回転体の浮上位置を検出する位置検出部と、
前記位置検出部の検出結果に基づいて前記回転体を非接触で支持する制御式磁気軸受と
を備えたことを特徴とする、請求項 1 から請求項 3 までのいずれかに記載の血液ポンプ装置。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

この発明は血液ポンプ装置に関し、特に、インペラを磁気浮上させて血液を排出する磁気浮上型の血液ポンプ装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

図 7 は従来の磁気浮上型血液ポンプ装置の縦断面図とコントローラを示す図である。図 7 において、磁気浮上型血液ポンプ装置 100 は、ケーシング 101 内に、軸方向に電磁石部 120 とポンプ部 130 とモータ部 140 とがそれぞれ内蔵されて構成されている。電磁石部 120 には電磁石 121 と磁気軸受用センサ 122 とが内蔵されている。ケーシング 101 の軸方向一方側面の中心部には血液が流入する流入口 102 が形成されており、電磁石 121 と磁気軸受用センサ 122 は流入口 102 の周りに所定の間隔でそれぞれ少なくとも 3 個ずつ配置されている。これらの電磁石 121 と磁気軸受用センサ 122 は電磁石部 120 とポンプ部 130 とを仕切る隔壁 103 に取付けられている。

【0003】

ポンプ部 130 内にはインペラ（羽根車）131 が回転可能に収納されており、インペラ 131 の電磁石部 120 側（一方側）は隔壁 103 を介して電磁石 121 によって非接触で支持され、磁気軸受用センサ 122 によってインペラ 131 の一方側との間の距離が検出される。インペラ 131 の他方側には永久磁石 132 が埋込まれている。モータ部 140 にはモータ 141 とロータ 142 とが収納されている。ロータ 142 のポンプ部 130 に対向する面にはインペラ 131 に埋込まれた永久磁石 132 に隔壁 104 を介して対向するように永久磁石 143 が埋込まれている。

【0004】

上述のごとく構成された血液ポンプ装置において、磁気軸受センサ 122 のセンサ出力は、コントローラ 150 に含まれるセンサ回路（図示せず）に与えられ、センサ回路によってインペラ 131 の一方側と磁気軸受センサ 122 との間の距離が検出される。センサ回路の出力は、PID 補償器（図示せず）に与えられて PID 補償が行われ、PID 補償器の出力はパワーアンプ（図示せず）で増幅されて電磁石 121 に与えられる。したがって、電磁石 121 によってインペラ 131 の対向する面への吸引力が制御される。

【0005】

一方、インペラ 131 のモータ部 140 側には、永久磁石 132 と 143 とからなる吸引力が働き、インペラ 131 は永久磁石 132 と 143 とによる非制御式軸受と、電磁石 121 による制御式軸受とによって磁気浮上し、コントローラ 150 によって制御されるモータ 141 の駆動力によって回転し、流入口 102 に流入した血液をポンプ部 130 に形成された吐出口（図示せず）から流出させる。

【0006】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

図 7 に示した磁気浮上型血液ポンプ装置 100 は人工心臓の血液ポンプ装置として用いられる。コントローラ 150 はモータ 141 を回転一定モードと、モータ電流一定モードとに切換え可能にされている。回転一定モードはたとえば 2000rpm の回転数で回転しているときに負荷が変化してもモータの回転数が一定に保たれるモードであり、モータ電流一定モードはモータに流れる電流がたとえば 1A の値を保ち続けるモードである。血液ポンプ装置においては、モータ電流一定モードでは、血管が収縮すれば一定量の血液を供給しようとするため回転数が上昇し、血管が膨張すると負荷が小さくなるので回転数を遅くするようになる。

【0007】

10

しかし、磁気浮上型血液ポンプ装置においては、たとえモータ電流一定モードであっても電源電圧が変動すると、図 8 に示すように電源電圧の上昇に伴って回転数も上昇するなど、電源電圧の変動により回転数も変動してしまう。血液ポンプ装置の電源としては商用の交流電圧を直流電圧に整流した直流電圧と、バッテリーからの直流電圧とを切換えて供給されるようになっている。整流した直流電圧は安定化回路などによって定格電圧が出力されるが、バッテリーは定格電圧がたとえば 12V であっても満充電時にはそれ以上の電圧、たとえば 15V が出力されるので、整流した直流電圧からバッテリーの直流電圧に切換えると、磁気浮上型血液ポンプ装置の回転数が著しく変化してしまい、ポンプの負荷系に過負荷を与えてしまってトラブルが発生する恐れがある。

【0008】

20

それゆえに、この発明の主たる目的は、モータ電流一定モードにおいて電源電圧が変動しても回転数の変化を少なくできる血液ポンプ装置を提供することである。

【0009】**【課題を解決するための手段】**

この発明に係る血液ポンプ装置は、ケーシング内に回転体を有し、該回転体の回転によって血液を排出するポンプ部と、回転体を支持する支持部と、回転体を回転駆動させるモータ部と、電源電圧によって駆動され、モータ電流指令値に従ってモータ部に電流を供給し、モータ部を回転駆動させるコントローラとを備え、コントローラは、電源電圧とモータ電流指令値を受け、電源電圧の変動によってモータ部の回転数が変化しないように、電源電圧の変動に応じてモータ電流指令値を調整する指令値調整部と、電源電圧によって駆動され、指令値調整部によって調整されたモータ電流指令値に従って、モータ部に電流を供給する電流供給部とを含むことを特徴とする。したがって、電源電圧の変動によるトラブルの発生を未然に防止できる。

30

【0011】

好ましくは、さらに、交流電圧を第 1 の直流電圧に変換する交流 / 直流変換器と、第 2 の直流電圧を出力するバッテリーと、第 1 または第 2 の直流電圧を選択し、選択した第 1 または第 2 の直流電圧を電源電圧としてコントローラに与える切換回路とを備えたことを特徴とする。

【0012】

また好ましくは、さらに、交流電圧を第 1 の直流電圧に変換する交流 / 直流変換器と、第 2 の直流電圧を出力するバッテリーと、第 1 または第 2 の直流電圧を選択する切換回路と、切換回路によって選択された第 1 または第 2 の直流電圧を第 3 の直流電圧に変換し、第 3 の直流電圧を電源電圧としてコントローラに与える直流 / 直流変換器とを備えたことを特徴とする。

40

【0013】

また好ましくは、支持部は回転体と磁気力により非接触に結合し、さらに、回転体の浮上位置を検出する位置検出部と、位置検出部の検出結果に基づいて回転体を非接触で支持する制御式磁気軸受とを備えたことを特徴とする。

【0014】**【発明の実施の形態】**

50

図 1 はこの発明の一実施形態の血液ポンプ装置を示す図であり、特に、図 1 (a) は縦断面図を示し、図 1 (b) は図 1 (a) の線 A - A に沿う断面図である。図 2 は図 1 (a) の線 B - B に沿う断面矢視図であり、図 3 は図 1 (a) の C - C に沿う断面図である。ここで、図 3 ではセンサは図示していない。

【 0 0 1 5 】

図 1 において、血液ポンプ装置は、ケーシング 1 が隔壁 1 1 と 1 2 と 1 3 と 1 4 とによって軸方向に区切られ、各区域に磁気軸受部 2 0 と、ポンプ部 3 0 と、モータ部 4 0 とが設けられる。ケーシング 1 はプラスチック、セラミック、金属などから形成されるが、ケーシング 1 のうち磁気軸受部 2 0 とポンプ部 3 0 との間の隔壁 1 2 およびポンプ部 3 0 とモータ部 4 0 との間の隔壁 1 3 には磁性材料を使用することができないので非磁性材料で構成される。

10

【 0 0 1 6 】

ポンプ部 3 0 のケーシング 1 内にはポンプ室 3 3 が設けられていて、このポンプ室 3 3 内でインペラ 3 1 が回転し、流入口 1 5 から流入した血液を図 1 (b) に示す吐出口 1 6 から排出する。インペラ 3 1 は複数の羽根 3 4 を有しており、羽根 3 4 は図 1 (b) に示すように渦巻型に形成されている。インペラ 3 1 は非制御式磁気軸受を構成する永久磁石 3 2 を有する非磁性部材 3 5 と、制御式磁気軸受のロータに相当する軟質磁性部材 3 6 とを含む。永久磁石 3 2 はインペラ 3 1 の円周方向に分割されていて、互いに隣接する磁石は互いに反対方向の磁極に着磁されている。

【 0 0 1 7 】

20

なお、ポンプ室 3 3 内全体に抗凝固剤であるヘパリンをコーティングすることによって、これらの部分での血栓形成を防ぎ、血液輸送用ポンプとして利用することができる。この場合、ヘパリンコーティングは、凝固系活性化抑制、血小板保護、活性化抑制、炎症系活性化抑制、線溶系活性化抑制などの効果をもたらす。

【 0 0 1 8 】

また、図 1 において、インペラ 3 1 の非磁性部材 3 5 は斜線で示し、軟質磁性部材 3 6 は斑点で示し、その他の部分は非磁性材料を示している。血液のような腐食性の流体を搬送する用途に用いる場合には、軟質磁性材料としては高耐食性フェライト系ステンレススチール (S U S 4 4 7 J 、 S U S 4 4 4 等) 、非磁性材料としては高耐食性オーステナイト系ステンレススチール (S U S 3 1 6 L 等) 、もしくはチタン合金、純チタン等が好ましい。

30

【 0 0 1 9 】

インペラ 3 1 の永久磁石 3 2 を有する側に対向するようにして、モータ部 4 0 には隔壁 1 3 の中心部から隔壁 1 4 側に伸びる円柱部 4 8 が形成されている。この円柱部 4 8 の外周面には転がり軸受からなるモータ軸受 4 9 が設けられ、このモータ軸受 4 9 に軸支されて、モータロータ 4 6 が回転可能に設けられ、円柱部 4 8 の先端部にはモータステータ 4 7 が取付けられる。モータロータ 4 6 はモータステータ 4 7 によって駆動されて回転する。モータロータ 4 6 にはインペラ 3 1 の永久磁石 3 2 に対向しかつ吸引力が作用するようにインペラ 3 1 側と同数の永久磁石 4 5 が設けられる。この永久磁石 4 5 も互いに隣接する磁石は互いに反対方向の磁極に着磁されている。

40

【 0 0 2 0 】

なお、モータとしては、D C ブラシレスモータを含む同期モータや、インダクションモータを含む非同期モータなどが使用されるが、モータの種類は問わない。

【 0 0 2 1 】

電磁石部 2 0 には、電磁石部 2 0 とポンプ部 3 0 とを仕切る隔壁 1 2 の内壁に、インペラ 3 1 の軟質磁性部材 3 6 を有する側に対向するようにして、電磁石 2 3 と磁気軸受センサ 2 4 とが取り付けられる。この電磁石 2 3 と磁気軸受センサ 2 4 によりポンプ室 3 3 において永久磁石 3 2 と 4 5 の吸引力に釣り合ってインペラ 3 1 を、ポンプ室 3 3 の中心に保持することができる。

【 0 0 2 2 】

50

このように構成することによって、電磁石 2 3 で生じた熱を隔壁 1 2 に伝達してポンプ部 3 0 内の血液によって冷却することができる。同様にして、モータステータ 4 7 で生じた熱も円柱部 4 8 から隔壁 1 3 に伝達され、モータ部 3 0 内の血液によって冷却される。その結果、ケーシング 1 の外側に熱が伝わるのを減少できる。また、磁気軸受用センサ 2 4 に伝わる熱も少なくでき、センシングを安定化できる。さらに、隔壁 1 2 と 1 3 の厚みがある程度厚くして電磁石 2 3 と磁気軸受用センサ 2 4 とモータステータ 4 7 を取付けるだけの強度を持たせれば、ハウジング 1 の外径部分の厚みを薄くできるという利点がある。

【 0 0 2 3 】

電磁石 2 3 と磁気軸受センサ 2 4 は、図 2 および図 3 に示すように配置される。すなわち、各対をなす電磁石 2 3 の磁極 5 1 と 5 2 との間にはセンサ 2 4 1 が配置され、磁極 5 3 と 5 4 との間にはセンサ 2 4 2 が配置され、磁極 5 5 と 5 6 との間にはセンサ 2 4 3 が配置されている。これらのセンサ 2 4 1 ないし 2 4 3 としては、リラクタンس式センサなどの磁気式センサが用いられる。

10

【 0 0 2 4 】

さらに、図 3 に示すように、各電磁石 2 3 のヨーク 7 1 ~ 7 6 は円柱形状で形成されていて、各電磁石ヨーク 7 1 ~ 7 6 には電磁石コイル 8 1 ~ 8 6 がそれぞれ巻回されている。

【 0 0 2 5 】

このように、磁極 5 1 ないし 5 6 を円周方向に配置することで、磁気軸受部 4 0 内に収納できる電磁石コイル 8 1 ~ 8 6 の収納スペースを増加でき、ポンプサイズを大きくすることなく、コイルの巻スペースを広く確保できる。このようにコイル収納スペースを広げることにより、電磁石コイルの巻数を増加させたり、コイルの線径を太くすることも可能となった結果、電磁石の省電力化を図ることができる。

20

【 0 0 2 6 】

また、電磁石ヨーク 7 1 ~ 7 6 の形状を円柱形状とすることにより、各電磁石ヨーク 7 1 ~ 7 6 への電磁石コイル 8 1 ~ 8 6 の巻付作業が容易となる。さらに、各電磁石ヨーク 7 1 ~ 7 6 の形状が単純であるため、電磁石コイル 8 1 ~ 8 6 との絶縁が確実となる。なお、電磁石ヨーク 7 1 ~ 7 6 は円柱にしているが、これは角柱であってもよく、それによって、コイルの巻き作業が容易となり、その結果コイルとヨークとの間の絶縁耐圧を確保しやすくなる。

【 0 0 2 7 】

さらに、図 2 および図 3 ではすべての電磁石ヨーク 7 1 ~ 7 6 と電磁石コイル 8 1 ~ 8 6 を同一円周上に配置しているが、収納スペースを有効に確保するために、各電磁石ヨーク 7 1 ~ 7 6 および電磁石コイル 8 1 ~ 8 6 は同一円周上になくてもよい。

30

【 0 0 2 8 】

磁気軸受の各電磁石の磁極とヨークを円周方向に配置することにより、磁気軸受部のスペースを増やすことなく、すなわち電磁石のヨークを円柱もしくは角柱にすることが可能になり、コイルの巻き作業が容易となり、その結果コイルとヨークとの間の絶縁耐圧を確保しやすくなる。

【 0 0 2 9 】

図 4 はこの発明の一実施形態の血液ポンプ装置を制御するコントローラの例を示すブロック図であり、図 5 および図 6 は図 4 に示したパワーアンプに電源電圧を供給する電源回路を示す図である。

40

【 0 0 3 0 】

この発明が適用される血液ポンプ装置は、通常 1 5 0 0 r p m ~ 2 5 0 0 r p m の範囲内で回転し、それ以上あるいはそれ以下で回転することは少ない。そこで、この発明の実施形態では一定の回転数の間で、電流とモータ電流指令値との関係を演算することによって、電源電圧が変動しても同じ回転数で回転するようにモータ電流指令値を制御する。そのような制御を実現するのが、図 4 に示すコントローラ 5 0 である。

【 0 0 3 1 】

図 4 において、コントローラ 5 0 はモータ制御回路 5 1 とパワーアンプ 5 2 とオペアンプ

50

OP1と抵抗R1, R2, R3を含む。パワーアンプ52は図1に示したモータ部40を駆動するものであり、モータ制御回路51から与えられる制御信号に応じてモータステータ47に所定の直流電流を供給する。

【0032】

パワーアンプ52には図5または図6に示す電源回路から直流電圧が供給される。図5に示した例は、商用の交流電圧をAC/DC電源61によって直流電圧に変換し、より好ましくは安定化した直流電圧を出力し、この直流電圧はスイッチ63のa接点に与えられ、バッテリー62からの直流電圧がスイッチ63の接点bに与えられる。そして、スイッチ63を切換えることにより接点cから直流電圧が出力されてパワーアンプ52に供給される。

10

【0033】

図6に示した例は、AC/DC電源61から出力された直流電圧と、バッテリー62からの直流電圧とがスイッチ63で切換えられ、さらにインバータ電源のようなDC/DC電源64により直流電圧が昇圧あるいは降圧されてパワーアンプ52に供給される。このようなDC/DC電源64を用いた場合にもバッテリー62の充電電圧が変動したとき出力される直流電圧も変動することが考えられる。

【0034】

モータ電流指令値はオペアンプOP1の非反転端子に入力され、反転端子には抵抗R1を介して直流電圧が与えられる。また、オペアンプOP1の反転端子にはパワーアンプ52からフィードバック信号が抵抗R2を介して与えられるとともにオペアンプOP1の出力信号が抵抗R3を介して与えられる。オペアンプOP1の出力信号はモータ制御回路51に与えられる。

20

【0035】

次に、この発明の一実施形態の具体的な動作について説明する。たとえば、図5に示すAC/DC電源61から直流12Vの電圧がパワーアンプ52に供給されていて、モータ電流指令値が1Aに設定されていて、モータが1500rpmの回転数で回転しているものとする。

【0036】

ここで、スイッチ63でバッテリー62からの直流電圧に切換えたとき、バッテリー62が満充電状態で直流電圧がたとえば15Vになっていると、パワーアンプ52はモータの回転数を上げるように作用する。しかし、直流電圧は抵抗R1を介してオペアンプOP1の反転端子に入力されているので、オペアンプOP1は直流電圧が12Vから15Vに上昇したことに伴い、その反転端子の電位も上昇するので、その出力信号であるモータ電流指令値のレベルを下げるように作用する。そのモータ電流指令値に基づいてモータ制御回路51がモータを回転制御するのでモータの回転数も下がる。

30

【0037】

逆に、直流電圧が定格電圧よりも低くなると、モータ電流指令値が一定であれば、モータの回転数が低下する。しかし、オペアンプOP1の反転端子の電位も低下するので、オペアンプOP1はその出力信号のレベルを上げるように作用する。その結果、モータ電流指令値よりもオペアンプOP1の出力信号レベルが大きくなり、モータ制御回路51はそのモータ指令値に基づいて、モータの回転数を上昇させる。

40

【0038】

したがって、この実施形態に従えば、直流電圧が定格電圧よりも上昇あるいは低下してもモータ電流指令値を下げる、あるいは上げるように動作することにより、直流電圧の変動によるモータ回転数の変動を少なくできる。

【0039】

なお、上述の実施形態では、この発明を磁気浮上型血液ポンプ装置に適用した例について説明したが、これに限ることなく、モータ電流指令値によってモータの回転数が一定となるように制御される血液ポンプ装置であれば、どのようなものにもこの発明を適用できる。

50

【 0 0 4 0 】

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。

【 0 0 4 1 】

【発明の効果】

以上のように、この発明によれば、回転駆動部に一定電流を供給することにより、回転体を回転させる電流一定制御のモードにおいて、電源電圧が変動しても回転数の変動をなくすように制御することにより、ポンプ負荷系に過負荷を与えてしまうなどのトラブルの発生を防止できる。

10

【 0 0 4 2 】

より好ましくは、電源電圧の変動に伴ってモータ電流指令値を調整することにより、回転数を一定にする。

【図面の簡単な説明】

【図 1】 この発明の一実施形態を示す図であり、(a) は縦断面図であり、(b) は図 1 (a) の線 A - A に沿う断面図である。

【図 2】 図 1 (a) の線 B - B に沿う断面図である。

【図 3】 図 1 (a) の線 C - C に沿う断面図である。

【図 4】 この発明の血液ポンプ装置を制御するコントローラの概略ブロック図である。

20

【図 5】 図 4 に示したパワーアンプに直流電源を供給する電源装置の一例を示す図である。

【図 6】 図 4 に示したパワーアンプに直流電源を供給する電源装置の他の例を示す図である。

【図 7】 従来の磁気浮上型血液ポンプ装置の断面図およびコントローラを示す図である。

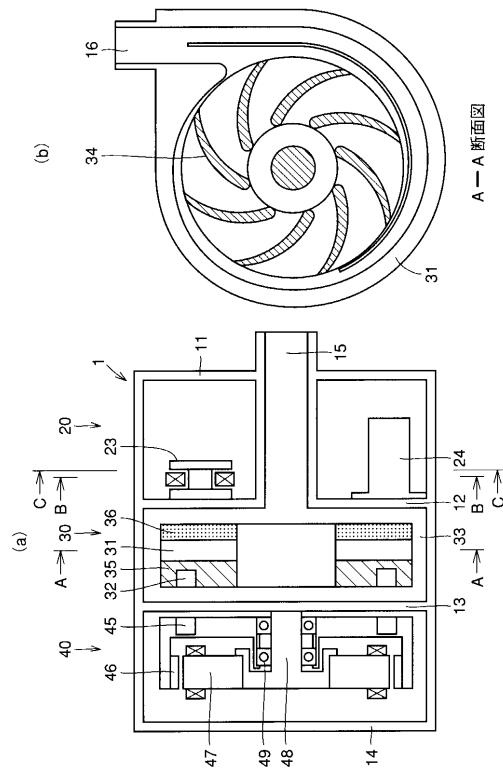
【図 8】 図 7 に示したモータ部の電源電圧とモータ回転数との関係を示す図である。

【符号の説明】

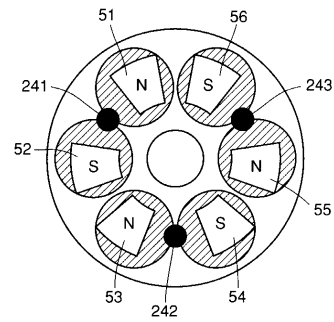
1 ケーシング、1 1 , 1 2 , 1 3 , 1 4 隔壁、1 5 流入口、1 6 吐出口、2 0 電磁石部、2 3 電磁石、2 4 磁気軸受用センサ、3 0 ポンプ部、3 1 インペラ、3 2 , 4 5 永久磁石、3 3 ポンプ室、3 4 羽根、3 5 非磁性部材、3 6 軟質磁性部材、4 0 モータ部、4 7 モータステータ、4 6 モータロータ、4 8 円柱部、4 9 モータ軸受、5 0 コントローラ、5 1 モータ制御回路、5 2 パワーアンプ、6 1 A C / D C 電源、6 2 バッテリ、6 3 切換スイッチ、6 4 D C / D C 電源。

30

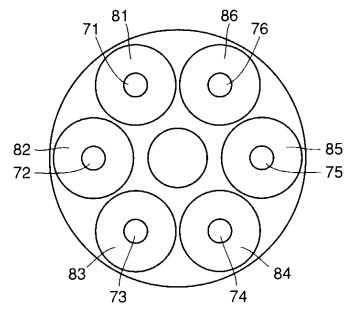
【図 1】



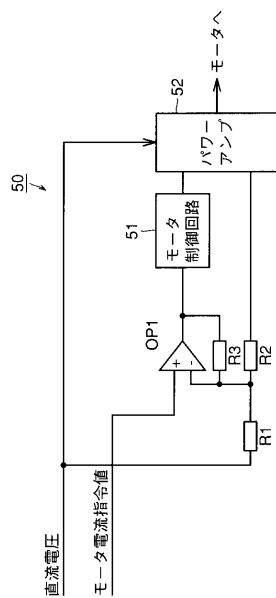
【図 2】



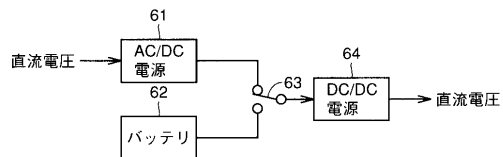
【図 3】



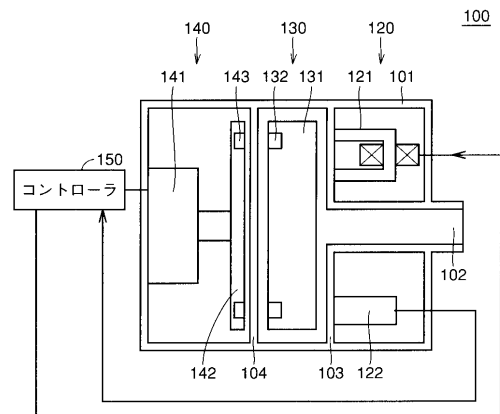
【図 4】



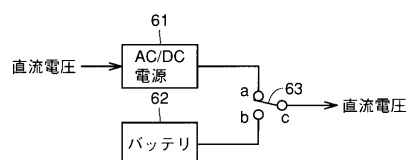
【図 6】



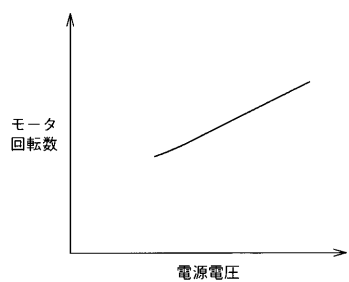
【図 7】



【図 5】



【図 8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		
H 0 2 P	29/00	(2006.01)	H 0 2 P	7/00 V
H 0 2 K	7/09	(2006.01)	H 0 2 P	7/00 C
H 0 2 K	49/10	(2006.01)	H 0 2 K	7/09
			H 0 2 K	49/10 Z

(72)発明者 尾崎 孝美
静岡県磐田市東貝塚 1 5 7 8 番地 エヌティエヌ株式会社内

審査官 川端 修

(56)参考文献 特開平 0 9 - 3 0 3 2 8 3 (J P , A)
特開平 1 0 - 0 8 5 3 2 2 (J P , A)
実開昭 6 0 - 1 4 1 7 0 0 (J P , U)
特開平 0 4 - 0 7 5 4 9 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61M 1/10
F04D 13/02
F04D 15/00
F16C 32/04
H02K 7/14
H02P 29/00
H02K 7/09
H02K 49/10