

(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 1

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)

(22) 出願日

平成12年7月10日 (2000.7.10)

(65) 公開番号

特開2002-17849 (P2002-17849A)

(43) 公開日

平成14年1月22日 (2002.1.22)

審査請求日

平成19年5月16日 (2007.5.16)

(73) 特許権者 000102692

N T N 株式会社

大阪府大阪市西区京町堀1丁目3番17号

(73) 特許権者 000109543

テルモ株式会社

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目44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2000 rpm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、バッテリは定格電圧がたとえ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】

40

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。

【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。

【0015】

図1において、血液ポンプ装置は、ケーシング1が隔壁11と12と13と14とによって軸方向に区切られ、各区域に磁気軸受部20と、ポンプ部30と、モータ部40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20とポンプ部30との間の隔壁12およびポンプ部30とモータ部40との間の隔壁13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。

【0016】

ポンプ部30のケーシング1内にはポンプ室33が設けられていて、このポンプ室33内でインペラ31が回転し、流入口15から流入した血液を図1(b)に示す吐出口16から排出する。インペラ31は複数の羽根34を有しており、羽根34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31は非制御式磁気軸受を構成する永久磁石32を有する非磁性部材35と、制御式磁気軸受のロータに相当する軟質磁性部材36とを含む。永久磁石32はインペラ31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。

【0017】

なお、ポンプ室33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、炎症系活性抑制、線溶系活性化抑制などの効果をもたらす。

【0018】

また、図1において、インペラ31の非磁性部材35は斜線で示し、軟質磁性部材36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(SUS447J、SUS444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(SUS316L等)、もしくはチタン合金、純チタン等が好ましい。

【0019】

インペラ31の永久磁石32を有する側に対向するようにして、モータ部40には隔壁13の中心部から隔壁14側に伸びる円柱部48が形成されている。この円柱部48の外周面には転がり軸受からなるモータ軸受49が設けられ、このモータ軸受49に軸支されて、モータロータ46が回転可能に設けられ、円柱部48の先端部にはモータステータ47が取付けられる。モータロータ46はモータステータ47によって駆動されて回転する。モータロータ46にはインペラ31の永久磁石32に対向しつつ吸引力が作用するようインペラ31側と同数の永久磁石45が設けられる。この永久磁石45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。

【0020】

なお、モータとしては、DC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。

【0021】

電磁石部20には、電磁石部20とポンプ部30とを仕切る隔壁12の内壁に、インペラ31の軟質磁性部材36を有する側に対向するようにして、電磁石23と磁気軸受センサ24とが取り付けられる。この電磁石23と磁気軸受センサ24によりポンプ室33において永久磁石32と45の吸引力に釣り合ってインペラ31を、ポンプ室33の中心に保持することができる。

【0022】

10

20

30

40

50

このように構成することによって、電磁石 23 で生じた熱を隔壁 12 に伝達してポンプ部 30 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 47 で生じた熱も円柱部 48 から隔壁 13 に伝達され、モータ部 30 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 24 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 12 と 13 の厚みをある程度厚くして電磁石 23 と磁気軸受用センサ 24 とモータステータ 47 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 23 と磁気軸受センサ 24 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 23 の磁極 51 と 52 との間にはセンサ 241 が配置され、磁極 53 と 54 との間にはセンサ 242 が配置され、磁極 55 と 56 との間にはセンサ 243 が配置されている。これらのセンサ 241 ないし 243 としては、リラクタンス式センサなどの磁気式センサが用いられる。

【 0 0 2 4 】

さらに、図 3 に示すように、各電磁石 23 のヨーク 71 ~ 76 は円柱形状で形成されていて、各電磁石ヨーク 71 ~ 76 には電磁石コイル 81 ~ 86 がそれぞれ巻回されている。

【 0 0 2 5 】

このように、磁極 51 ないし 56 を円周方向に配置することで、磁気軸受部 40 内に収納できる電磁石コイル 81 ~ 86 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、コイルの巻き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。

【 0 0 2 6 】

また、電磁石ヨーク 71 ~ 76 の形状を円柱形状とすることにより、各電磁石ヨーク 71 ~ 76 への電磁石コイル 81 ~ 86 の巻付作業が容易となる。さらに、各電磁石ヨーク 71 ~ 76 の形状が単純であるため、電磁石コイル 81 ~ 86 との絶縁が確実となる。なお、電磁石ヨーク 71 ~ 76 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 71 ~ 76 と電磁石コイル 81 ~ 86 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 71 ~ 76 および電磁石コイル 81 ~ 86 は同一円周上になくてもよい。

【 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プロック図であり、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。

【 0 0 3 0 】

この発明が適用される血液ポンプ装置は、通常 1500 r p m ~ 2500 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 50 である。

【 0 0 3 1 】

図 4 において、コントローラ 50 はモータ制御回路 51 とパワーアンプ 52 とオペアンプ

10

20

30

40

50

O P 1 と抵抗 R 1 , R 2 , R 3 を含む。パワーアンプ 5 2 は図 1 に示したモータ部 4 0 を駆動するものであり、モータ制御回路 5 1 から与えられる制御信号に応じてモータステータ 4 7 に所定の直流電流を供給する。

【 0 0 3 2 】

パワーアンプ 5 2 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 A C / D C 電源 6 1 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 6 3 の a 接点に与えられ、バッテリ 6 2 からの直流電圧がスイッチ 6 3 の接点 b に与えられる。そして、スイッチ 6 3 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 5 2 に供給される。

10

【 0 0 3 3 】

図 6 に示した例は、A C / D C 電源 6 1 から出力された直流電圧と、バッテリ 6 2 からの直流電圧とがスイッチ 6 3 で切換えられ、さらにインバータ電源のような D C / D C 電源 6 4 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 5 2 に供給される。このような D C / D C 電源 6 4 を用いた場合にもバッテリ 6 2 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。

【 0 0 3 4 】

モータ電流指令値はオペアンプ O P 1 の非反転端子に入力され、反転端子には抵抗 R 1 を介して直流電圧が与えられる。また、オペアンプ O P 1 の反転端子にはパワーアンプ 5 2 からフィードバック信号が抵抗 R 2 を介して与えられるとともにオペアンプ O P 1 の出力信号が抵抗 R 3 を介して与えられる。オペアンプ O P 1 の出力信号はモータ制御回路 5 1 に与えられる。

20

【 0 0 3 5 】

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 A C / D C 電源 6 1 から直流 1 2 V の電圧がパワーアンプ 5 2 に供給されていて、モータ電流指令値が 1 A に設定されていて、モータが 1 5 0 0 r p m の回転数で回転しているものとする。

【 0 0 3 6 】

ここで、スイッチ 6 3 でバッテリ 6 2 からの直流電圧に切換えたとき、バッテリ 6 2 が満充電状態で直流電圧がたとえば 1 5 V になっていると、パワーアンプ 5 2 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 R 1 を介してオペアンプ O P 1 の反転端子に入力されているので、オペアンプ O P 1 は直流電圧が 1 2 V から 1 5 V 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 5 1 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

【 0 0 3 7 】

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 O P 1 の反転端子の電位も低下するので、オペアンプ O P 1 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 O P 1 の出力信号レベルが大きくなり、モータ制御回路 5 1 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

【 0 0 3 8 】

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。

【 0 0 3 9 】

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

【0040】

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のすべての変更が含まれることが意図される。

【0041】**【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。

【0042】

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。

【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。

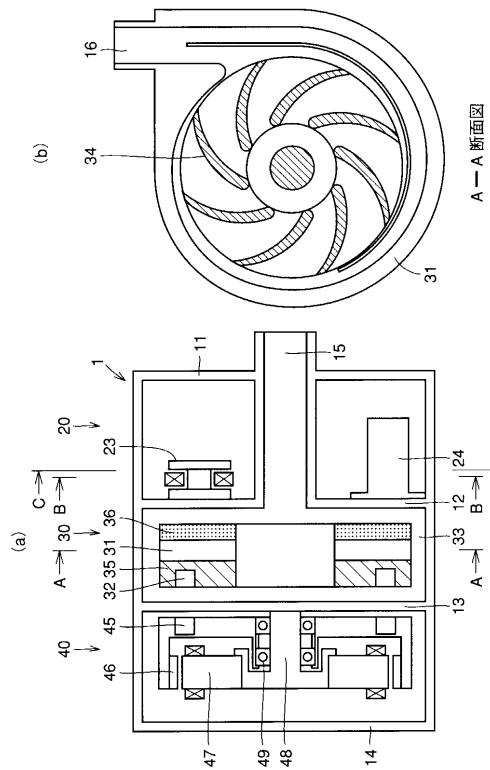
【図7】 従来の磁気浮上型血液ポンプ装置の断面図およびコントローラを示す図である。

【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。

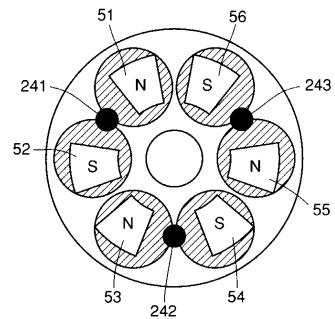
【符号の説明】

1 ケーシング、11, 12, 13, 14 隔壁、15 流入口、16 吐出口、20 電磁石部、23 電磁石、24 磁気軸受用センサ、30 ポンプ部、31 インペラ、32, 45 永久磁石、33 ポンプ室、34 羽根、35 非磁性部材、36 軟質磁性部材、40 モータ部、47 モータステータ、46 モータロータ、48 円柱部、49 モータ軸受、50 コントローラ、51 モータ制御回路、52 パワーアンプ、61 A C / D C 電源、62 バッテリ、63 切換スイッチ、64 D C / D C 電源。

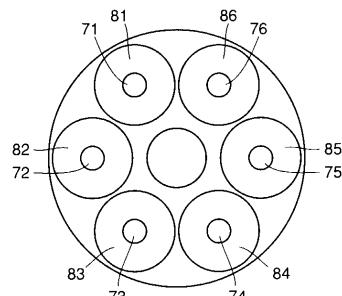
【図1】



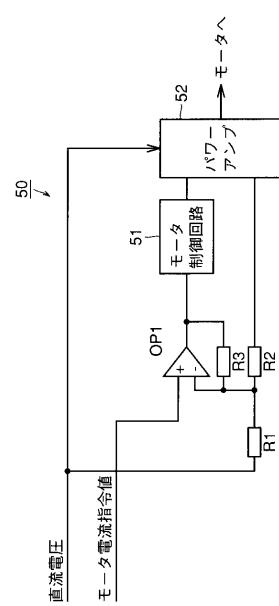
【図2】



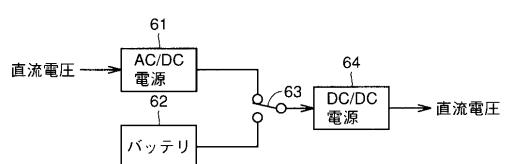
【図3】



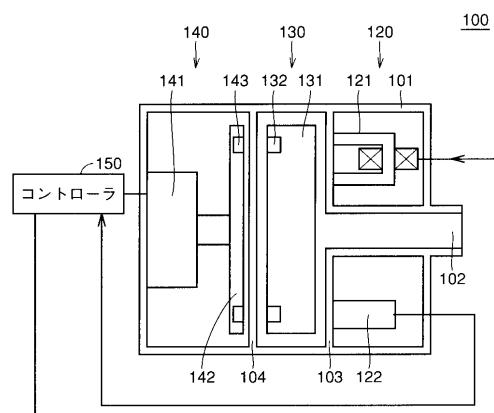
【 図 4 】



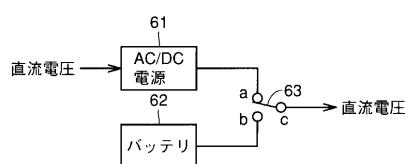
【 四 6 】



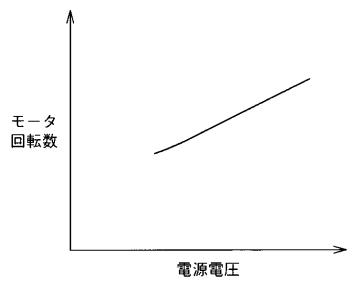
【 义 7 】



【 5 】



【図8】



フロントページの続き

(51)Int.Cl.		F I		
H 02P 29/00	(2006.01)	H 02P	7/00	V
H 02K 7/09	(2006.01)	H 02P	7/00	C
H 02K 49/10	(2006.01)	H 02K	7/09	
		H 02K	49/10	Z

(72)発明者 尾崎 孝美
静岡県磐田市東貝塚1578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09-303283 (JP, A)
特開平10-085322 (JP, A)
実開昭60-141700 (JP, U)
特開平04-075492 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB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