シングル磁気浮上モータ方式全人工心臓の開発

Total Artificial Heart with a Single Magnetically Suspended Motor

西村 宣彦^{*1} (学生員), 増澤 徹^{*1} (正員), ダニエル L ティムズ^{*2}

Nobuhiko NISHIMURA (Stu. Mem), Toru MASUZAWA (Mem.), Daniel L TIMMS

A magnetically suspended total artificial heart has been developed with a single magnetically suspended motor. The device has double pumps to replace the function of the left and right ventricles. A stator which has both of a magnetic bearing core and a motor stator core is set at center of the device. The left and right pump impellers are connected with a rod through the center hall of the stator core. Attractive forces produced by the magnetic bearing and the motor are made balance to suspend the rotating impellers. Flow difference between the left and the right pump is regulated by changing the amount of the secondary flow through blood gap between impeller top edge and pump casing by shifting the impeller position axially. Flow rate of the left pump is changed 4.1~6.7 L/min, flow rate of the right pump is changed 6.5~7.4 L/min when axial position of the impeller is shifted by ± 0.2 mm.

Keywords: magnetic bearing, magnetic suspension, magnetically levitated motor, total artificial heart.

1 緒言

現在、重篤な心不全患者に対して心臓移植による治療が行われている。しかし、本邦において 2012 年 8 月において 227 名の心臓移植待機者数に対し 2011 年度実施の心臓移植件数は 31 件と十分とは言えない。これはドナー心供給量に限りがあるためであり、心臓移植の代替治療法として人工心臓の開発が行われている。人工心臓は大きく補助人工心臓と全人工心臓に分けられ、両者とも心臓移植までの橋渡しや半永久的な心機能補助・代替を目的に研究されている[1-3]。補助人工心臓は自己心に対して並列に接続され自己心機能の補助を行う。それに対し全人工心臓は自己心を摘出し人工心臓で心機能を全て代替する。現在実用化されている体内埋め込み型人工心臓は全て片心補助用の補助人工心臓であり、両心不全患者の治療に有効な両心補助または全人工心臓の研究開発は進んでいない。ところが、左心補助用人工心臓装着後に両心不全を併発する症例も報告されており、両心不全患者は心不全患者全体の 10~20%程度存在すると言われている。しかも、今後左心補助用人工心臓による救命数の増加に伴い、両心不全患者数も増加することが予想され、両心不全患者治療のための両心補助用人工心臓および全人工心臓の開発の必要性が増してきている。現在臨床応用さ

れている全人工心臓は心臓と同様に拍動することで送血する空気圧駆動型拍動流ポンプであり駆動装置が体外にあるため患者の QOL の面から小型な体内埋込可能なデバイスが求められる[4]。また、全人工心臓は両心の心機能を代替するため、二つのアクチュエータが必要となり、デバイスが大きくなる傾向にある。さらに体内埋め込み型の人工心臓には長寿命かつ生体適合性に優れていることが求められるため、機械的摺動部を撤廃可能な磁気浮上モータの応用が期待されている[5-7]。そこで我々は単一の磁気浮上モータを用いて二つの遠心ポンプを駆動可能な小型な磁気浮上全人工心臓の研究開発を行っている[8-11]。今回、シングル磁気浮上モータ方式全人工心臓の試作機を製作し、試作機を閉ループ水実験回路に接続したときの磁気浮上回転性能、ポンプ特性の評価及び左右流量バランス制御の動作確認をしたので報告する。

2 シングル磁気浮上モータ方式全人工心臓の概要と原理

2.1 シングル磁気浮上モータ方式全人工心臓の構造

Fig. 1 にシングル磁気浮上モータ方式全人工心臓の概略図を示す。本人工心臓は中央部の磁気浮上モータと、それを挟み込む左右心用の二つの遠心ポンプで構成される。アクチュエータに用いた磁気浮上モータは右心ポンプ側にモータステータ、左心側にアキシアル型磁気軸受を有した一つの電磁石コアと電磁石コアを

連絡先：増澤 徹，〒316-8511 茨城県日立市中成沢町 4-12-1, 茨城大学工学部機械工学科

e-mail: masuzawa@mx.ibaraki.ac.jp

^{*1} 茨城大学 ^{*2} BiVACOR Pty Ltd

Fig. 1 Total artificial heart with single maglev motor.

挟み込む回転用、浮上用の二枚のロータディスク、電磁石コア中央を貫く連結ロッドにより構成する。二枚のロータディスクに羽根を取り付けることでインペラとした。左右遠心ポンプ間は連結ロッド部で接続されているため相互に流体の移動が可能であり、また左右ポンプは同一回転数で駆動する。両ロータディスクの電磁石コアには浮上回転のための永久磁石が設置され、電磁石コアに対し常に中心方向に向けた二つの吸引力が発生している。両吸引力のバランスを磁気軸受側の電磁石により制御することで磁気浮上を行う。

2.2 左右流量の自動バランス制御方法

左右心の拍出量は患者の状態によって変化するため、生体は常に拍出量のバランスを調整している。バランス制御が不十分な場合、肺血管で鬱血を起こし呼吸困難などを引き起こす恐れがある。そのため人工心臓でも左右流量のバランス制御を行う必要がある。本人工心臓は左右心ポンプが同一回転数で駆動するため、浮上インペラの軸方向位置を変化させることで左右ポンプの流量のバランスを取る。ポンプ内にはインペラ上端とケーシングの間に送出に対し損失となる二次流れが発生している。浮上インペラを左心ポンプ側に変位させると左心インペラ上端と左心ケーシング間隙が狭まり、二次流れが減少するため、左心流量が増加する。一方、右心インペラ上端と右心ケーシング間隙が広がるため右心流量は減少する。同様に右心側にインペラを変位することで右心流量を増加させ左心流量を減少させることができる[8, 10]。さらに本人工心臓では浮上インペラの軸方向位置制御にゼロパワー制御を組み込むことで左右流量のバランスを自動で調節する。ゼロパワー制御とは重力と永久磁石の吸引力を釣り合わせる制御方式であり、磁気浮上ポンプに応用すると

重力に加えポンプ内の流体力と永久磁石の吸引力が釣り合う位置にインペラの浮上位置を変位させることが可能となる[12]。自然心の拍出量はフランク・スターリングの法則より心房圧の変化により決まり、本人工心臓でも心房圧に応じて自動で流量を変化させる。例として、左心房圧が増加した場合を考える。流体力は左心ポンプ側から右心ポンプ側方向に増加することになる。浮上インペラに働く軸方向の力を釣り合わせるゼロパワー制御により、左心側に位置する磁気軸受ステータ・ロータ間の間隙は広がり流体力と同方向の力が弱まる。同時に右心側に位置するモータ側のエアギャップは狭くなるため、流体力と反対方向の力が強まる。本ポンプでは磁気軸受側エアギャップを広げることは、インペラを左心側に変位させることになるため、左心ポンプのインペラ・ケーシング間隙が狭くなり左心流量が増加する。同時に右心流量は低下する。本機構を用いて左右同一回転数の条件下で左右流量のバランス制御を自動で行う。

2.3 アキシアル型磁気浮上モータの構造と原理

2.3.1 磁気浮上系の構造と原理

本人工心臓のアキシアル型磁気軸受にはダブルバイアス型ハイブリッド磁気軸受を用いている。Fig. 2 にダブルバイアス型ハイブリッド磁気軸受の軸方向断面図を示す。本磁気軸受は 90 度間隔に設置した 4 つの制御用電磁石、ロータに設置した永久磁石とヨークから成る。本磁気軸受では永久磁石により発生するバイアス磁束に対して、電磁石磁束を重畳させることによりステータ・ロータの間隙中の磁束密度を調節し、浮上インペラの軸方向位置及び径方向軸周りの傾きを能動的に制御する。本磁気軸受ではロータに設置した第一永久磁石の極と同一極が対向するように第二永久磁

Fig. 2 Double bias hybrid magnetic bearing.

石を配置することにより、第一永久磁石から発生するバイアス磁束の短絡防止とバイアス磁束増強を図っている。インペラにかかる F_L は次式で表される。

$$F_L = \frac{4A(B_p + B_e)^2}{2\mu_0} = \frac{2A}{\mu_0} \left(B_p + \frac{NI}{AR} \right)^2 \dots\dots(1)$$

ここで第一、第二永久磁石による磁束密度を B_p 、電磁石による磁束密度を B_e 、電磁石の巻数を N 、電磁石突極の断面積を A 、電磁石の励磁電流を I 、電磁石磁気回路中の磁気抵抗を R 、真空の透磁率を μ_0 とする。本式より、非線形ながら、電磁石電流を制御することで磁気吸引力が制御可能であることが分かる。

径方向軸周りの傾き制御は対向する電磁石に正負の異なる電流を与えることで行う。一つの電磁石について、インペラ中心から磁気吸引力が働く点までの距離を r とし、磁束が増加する側の磁気吸引力を F_{Ls} 、磁束が減少する側の磁気吸引力を F_{Lw} とすると、傾きトルク T_L は

$$T_L = r(F_{Ls} - F_{Lw}) = \frac{2rB_p NI}{\mu_0 R} \dots\dots\dots(2)$$

となり、電磁石電流に対して線形に傾きトルクを発生可能であることが分かる[13]。

また、径方向変位に対しては永久磁石の復元力を利用した受動安定とし制御系の簡略化を図った[14]。

2.3.2 回転系の構造と原理

本人工心臓のモータはアキシヤルギャップ型同期サーボモータである。本モータは 12 突極からなるモータステータ、回転用ロータに 45 deg 間隔に設置した 8 枚の永久磁石、ヨークから成る。永久磁石は隣り合う磁石の極が反対となるようにロータに配置し、8 極の界磁磁界を形成する。モータステータは 12 突極により、3 相 8 極の磁界を形成する。本サーボモータではモータ磁界とロータ磁界の電気角位相差をトルクが最大となる 90° に制御している。極対数を M 、モータステータのコイル巻き数を N_r 、電流の波高値を I_r 、永久磁石による間隙中の磁束密度分布の波高値を B'_{rp} 、位相差を Ψ とすると発生トルク T_r は

$$T_r = \frac{1}{2} M \pi N_r I_r B'_{rp} \sin M\Psi \dots\dots\dots(3)$$

となる。本式より、電流の波高値によって発生トルク

を調節する回転制御が可能となる。

2.4 シングル磁気浮上モータ方式全人工心臓試作機

Fig. 3 に製作した全人工心臓ポンプ試作機の外観図を示す。試作機の目標ポンプ性能は安静時の自然心のポンプ性能である左右流量 5 L/min, 左心揚程 100 mmHg, 右心揚程 20 mmHg とした。ポンプ効率を 30 % とすると必要トルクは 21 mNm と求まる。磁気浮上型人工心臓はステータ・ロータ間のケーシングの厚みと血液適合性を考慮すると 2.0 mm 以上のワイドギャップとなり低効率である。そこで、モータ効率を 40 % 程度と設定し目標消費電力を 10 W とした。本ポンプの各寸法は当研究室で既開発のアキシヤル型磁気浮上ポンプ[6]を参考に CFD 解析により決定した。またインペラの浮上位置を 0.1~0.3 mm 程度変位させることで約 10 % 程度の左右流量の変化を目標とした。インペラには二次流れを調節可能であるセミオープンインペラを採用した。左右ポンプで目標性能が異なるため、左心インペラ直径 $\Phi 50$ mm, 羽根枚数 8 枚, 羽根高さ 3.0 mm, 右心インペラ直径 $\Phi 40$ mm, 羽根枚数 4 枚, 羽根高さ 1.5 mm とした。インペラの表裏に揚程により発生する軸方向流体力の低減のためにバランスホールを設けた。本試作機はインペラの径方向支持を受動安定としているため、径方向流体力を平衡させて偏心を少なくできるダブルボリュートを採用した。

Fig. 4 に全人工心臓ポンプ試作機のために製作した磁気浮上モータの外観図を、Fig. 5 にその設計寸法図を示す。目標トルクは必要トルクから安全率を考慮し 30 mNm と設定した。浮上用、回転用ロータとステータのエアギャップはそれぞれ 2.0 mm とし、三次元数値磁場解析を用いて目標トルク達成時のモータ側軸方向吸引力と釣り合うように磁気軸受を設計した。本磁気浮上モータの磁気軸受・モーター一体型電磁石コアは電磁軟鉄 SUY-1 で製作した。電磁石コアの高さは 28

Fig. 3 Exterior view of the prototype pump.

Fig. 4 Magnetically suspended motor of the total artificial heart.

(a) Stator core

(b) Levitated impeller

Fig. 5 Size of the levitated impeller.

mm とした。コイルの巻き数は磁気軸受部において 1 突極 200 巻, モータの巻き数は磁気軸受部において 1 突極 200 巻, モータ部において 1 突極 60 巻とした。磁気軸受, モータの両ロータディスクにはネオジム磁石を配置した。浮上インペラの質量は 110 g である。

2.5 磁気浮上モータの制御方式

磁気浮上回転制御系の概要図及びゼロパワー磁気浮上

Fig. 6 Schematic diagram of control system.

Fig. 7 Schematic diagram of zeropower control.

Table 1 Control gain of the PID controller.

Rotation control	Proportional gain [A/rpm]	0.05
	Integral gain [A/(rpm*sec)]	0.0002
	Derivative gain [(A*sec)/rpm]	0
Axial position control	Proportional gain [A/mm]	5.0
	Integral gain [A/(mm*sec)]	0
	Derivative gain [(A*sec)/mm]	0.0006
Tilt control	Proportional gain [A/deg]	2.5
	Integral gain [A/(deg*sec)]	0.2
	Derivative gain [(A*sec)/deg]	0.0010

制御系のブロックダイアグラムを Fig. 6, 7 にそれぞれ示す。制御周波数 10kHz の高速なデジタル制御を行うため, DSP(dSPACE DS1104)を使用した。浮上インペラの軸方向位置および径方向軸回りの傾きの検出には, 磁気軸上の突極間に 90 deg 間隔で配置した 4 つの渦電流変位センサを用いた。浮上インペラの回転角および回転数の検出にはホール IC を用いた。A/D 変換器を介して浮上インペラの渦電流変位センサの出力およびインペラ回転角検出用ホール IC の出力を計測し, デジタル PID 制御則を用いて浮上用コイルおよび回転用コイルに与える電流値を計算する。電流値を D/A 変換器を介してリニアアンプに入力し各コイルに制御電流を流す。ゼロパワー制御は, PD コントローラからの制御電流値を積分し, ゼロパワ

一制御ゲインをかけた値を浮上目標位置にフィードバックすることで実現した。制御プログラムは MATLAB / Simulink を用いて作成した。Table 1 にデジタル PID 制御則の各ゲインを示す。PID ゲインは限界感度法、周波数応答の結果より実験的に求めた。ゼロパワー制御ゲインはステップ応答の静定時間、浮上制御の安定性を見て実験的に $G = 2.0 \text{ mm}/(\text{A} \cdot \text{sec})$ とした。

3.1 実験方法

3.1.1 水実験回路によるポンプ時磁気浮上性能評価試験

本試作機を水実験回路接続し、磁気浮上性能及び回転性能を評価した。ポンプ時のインペラの軸方向位置の振動振幅、径方向軸回りの最大傾き、磁気浮上モータの消費電力を測定した。Fig. 8 に水実験回路の概略図を示す。オーバーフロータンク、歪みゲージ式圧力計、絞り抵抗、電磁流量計で構成した閉ループ水実験回路に開発した全人工心臓ポンプ試作機を接続した。自然心の基本拍出量と等しく左右ポンプ流量を 5 L/min とし、そのときの磁気浮上回転性能を評価した。インペラの目標浮上位置は磁気軸受側のロータ・ステータの間隙 1.7 mm 、モータ側の間隙 2.2 mm の位置で一定とした。本浮上位置でのケーシングとインペラのクリアランスは軸方向 0.5 mm 、径方向 1.0 mm 、傾きの余裕は 1.0 deg である。

3.1.2 ポンプ特性評価実験

ポンプ性能を評価するため HQ 特性を測定した。実験はインペラの回転数を 500 rpm 間隔で変化させ、回転数ごとに絞り抵抗を調節し、流量を約 2.5 L/min 間隔で変化させたときの揚程を測定した。

3.1.3 インペラの浮上位置に対するポンプ特性評価試験

左右流量のバランス制御能を評価するため、本試作機の浮上インペラの軸方向位置を変位させた際の左右ポンプ特性を測定した。浮上インペラの回転数を 2100 rpm とし、軸方向位置を①中心位置、②左心側に 0.2 mm 変位、③右心側に 0.2 mm 変位させた。

3.1.4 左右ポンプの前負荷変化に対するインペラの浮上位置変化測定試験

心房圧(ポンプの前負荷に当たる)に応じた左右流量バランス制御の動作確認を行った。圧力を段階的に調

Fig. 8 Mock circuit to evaluate pump performance.

節可能なオーバーフロータンクを用い、ゼロパワー制御時の左右ポンプの前負荷を変化させインペラの浮上位置の変化を測定した。左右ポンプの前負荷を二つのオーバーフロータンクの水かさでそれぞれ決定し、ポンプ出口圧は絞り抵抗により常に左心アウトレット圧 100 mmHg 、右心アウトレット圧 20 mmHg とした。一方の前負荷は 10 mmHg 一定とし、他方の前負荷を $5, 10, 15, 20 \text{ mmHg}$ と変更した。試作機の回転数は 2100 rpm とした。

3.2 実験結果及び考察

3.2.1 水実験回路接続時の磁気浮上性能評価試験

Fig. 9 に磁気浮上・回転時における磁気支持性能を示す。水中で最大 2600 rpm までの磁気浮上・回転制御に成功した。使用予定の回転数 2000 rpm における軸方向最大振動振幅、傾き振幅はそれぞれ $50 \mu\text{m}$, 0.26 deg とクリアランス及び傾きの余裕に対して十分に小さく、磁気浮上人工心臓に使用可能な性能を有することを確認した。Fig. 10 に磁気軸受、モータの消費電力及び総消費電力を示す。比較のためインペラを空気中で浮上回転させたときの消費電力も示す。インペラを回転数 2000 rpm で浮上回転させると水中では総消費電力は 12.5 W であり、目標である 10 W に対し若干大きい結果であった。磁気軸受、モータのそれぞれの消費電力は磁気軸受側 0.6 W 、モータ側 11.8 W であり、本試作機の総消費電力にはモータ側が大きく影響することが分かった。本点は、血液適合性を考慮したワイドギャップによる低効率が原因であると考えられる。さらに高回転域では流体抵抗と渦電流損の増加からモータ側消費電力が大きくなっていることが分かる。渦電流損の大きさについては流体抵抗が無い空気中での浮上回転消費電力から見積ることが可能である。各回転数時

Fig. 9 Oscillation amplitude and Maximum tilt angle.

Fig. 10 Power consumption.

の消費電力の差が渦電流損であると考えられる。回転数 1000 rpm 時の消費電力と比較して、回転数 2000 rpm では渦電流損は 1.2 W 程度、3000 rpm では 3.2 W と考えられる。今後はモータステータの材質を、渦電流損の低減が期待できる圧粉磁心に変更しモータ側消費電力の低減を図る。

3.2.2 ポンプ特性評価試験

Fig. 11, 12 に左右ポンプのポンプ特性曲線をそれぞれ示す。左心ポンプは最大揚程 165 mmHg, 最大流量 19.4 L/min, 右心ポンプは最大揚程 63 mmHg, 最大流量 12.2 L/min のポンプ性能を有することを確認した。また、回転数 2100 rpm で目標ポンプ性能を達成し、人工心臓として必要なポンプ性能を有することを確認した。また右心側のポンプ性能が目標性能である揚程

Fig. 11 HQ characteristics of left pump.

Fig. 12 HQ characteristics of right pump.

②0.2 mm to left side ①Center position ③0.2 mm to right side

Fig. 13 Relationship between impeller's levitated position and pump performance.

Fig. 14 Relationship between left pump preload and gap length.

Fig. 15 Relationship between right pump preload and gap length.

20 mmHg, 流量 5 L/min に対して大きいので今後インペラの羽根高さを小さくし性能を調節する。

3.2.3 インペラの浮上位置に対するポンプ特性評価試験

Fig. 13 にインペラの浮上位置を左右心側にそれぞれ 0.2 mm 変位させた際のポンプ特性曲線を示す。インペラの浮上位置を中心位置より ± 0.2 mm 変位させることで左心側揚程 100 mmHg に対し左心流量は 5.0 L/min を中心に 4.1~6.7 L/min, 右心側揚程 20 mmHg に対し右心流量は 6.9 L/min を中心に 6.5~7.4 L/min の流量変化を確認した。流量変化量は左右ポンプ共に約 10% であり、インペラの浮上位置を 0.2 mm 変位させることで左右流量を調節可能であることを確認した。

3.2.4 左右ポンプの前負荷変化に対するインペラの浮上位置変化測定試験

Fig. 14, 15 に左右ポンプの前負荷変化に対するインペラの浮上位置の変化を示す。グラフの縦軸は磁気軸

受ステータと左心側インペラの間隙長を示しており、値が増加すると左心ポンプ側にインペラが変位し、減少すると右心ポンプ側にインペラが変位することを示す。本試作機は左心前負荷の増加に応じてゼロパワー制御によりインペラの浮上位置が左心ポンプ側に変位することを確認した。同様に右心前負荷の増加に応じて浮上位置が右心ポンプ側に変位することを確認した。しかし圧力-変位感度は左右共に 0.001 mm/mmHg であった。インペラの浮上位置に対するポンプ特性評価試験結果より、流量を約 10% 変化させるためにインペラを 0.2 mm 変位させる必要がある。前負荷 15 mmHg の変化に対し、0.2 mm 変位させるためには 0.013 mm/mmHg 程度の感度が求められるため、現在の 10 倍程度の感度が必要であることが分かった。今後は磁気浮上系のばね定数の変更や、圧変化に対する流体力の変化をより大きくするための設計変更を行う。CFD 解析を用いてインペラ表面のバランスホールの形状や、左右ポンプ間を接続するウォッシュアウトチャネルの径の検討を行い前負荷応答特性の向上を図る。

4 結言

シングル磁気浮上モータ方式全人工心臓の試作機を製作し、水実験回路接続時の磁気浮上回転性能、ポンプ特性の評価及び左右流量のバランス制御の動作確認を行った。本人工心臓は使用想定回転数である 2000 rpm 付近において十分な磁気浮上回転性能を示した。また回転数 2100 rpm において人工心臓の基本性能を左右ポンプ共に満たし、インペラの軸方向浮上位置を変位させることで左右流量が変化することを確認した。さらにゼロパワー制御時に前負荷に応じてインペラの浮上位置の変化を確認した。

今後はモータ側ステータを圧粉磁心で製作することで消費電力の低減を図る。さらに磁気浮上系やポンプの再設計を行うことにより前負荷応答特性の向上を図る。

(2012 年 9 月 28 日受付, 2013 年 1 月 24 日再受付,
2013 年 2 月 4 日再々受付)

参考文献

- [1] 増澤徹, 人工心臓: 医用アクチュエーションの最前線, ヘルスケアとバイオ医療のための先端デバイス機器三林浩二監修, シーエムシー出版, pp. 316-325, 2009.
- [2] 電気学会技術報告第 1122 号「医用アクチュエーション技術の現状」医用アクチュエーション技術に関する共同研究委員会編, 2008.

- [3] 増澤徹, 人工心臓 (基礎), 人工臓器, 35, 316-319, 2006
- [4] 日本人工臓器学会編, 人工心臓は、いま, はる書房, pp. 147-168, 2007
- [5] T. Masuzawa, Y. Kita, K. Matsuda and Y. Okada, Magnetically Suspended Rotary Blood Pump with Radial Type Combined Motor-Bearing, *Artificial Organs*, 24, 6, pp. 468-474, 2000.
- [6] H. Onuma, M. Murakami and T. Masuzawa, Novel Maglev pump with a combined magnetic bearing, *ASAIO Journal*, 51, 1, pp. 50-55, 2005.
- [7] T. Masuzawa, A. Ohta, N. Tanaka, Y. Qian, T. Tsukiya, Estimation of changes in dynamic hydraulic force in a magnetically suspended centrifugal blood pump with transient computational fluid dynamics analysis, *J. Artificial Organs*, 12, pp. 150-159, 2009.
- [8] 増澤徹, 佐々木瑛祐, D. L. Timms, 両心補助人工心臓 BiVACOR Bi-VAD 用磁気浮上モータ, 日本 AEM 学会誌, Vol. 18, No. 2, pp.78-84, 2010.
- [9] N. A. Greatrex, D. L. Timms, N. Kurita, E. W. Palmer and T. Masuzawa, Axial magnetic bearing developments for the BiVACOR rotary BIVAD/TAH, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57, 3, pp. 714-721, 2010.
- [10] D. L. Timms, N. Kurita, N. A. Greatrex, T. Masuzawa, BiVACOR® - A magnetically levitated biventricular artificial heart, *The 20th MAGDA Conference in Pacific Asia*, 3B23, 2011.
- [11] D. L. Timms, J. F. Fraser, M. S. Hayne, J. Dunnig, K. McNeil and M J. Percy, The BiVACOR rotary biventricular assist device: concept and in vitro investigation, *Artificial organs*, 32, 10, pp. 568-574, 2009.
- [12] 増澤徹, 小沼弘幸, 岡田養二, 築谷朋典, 巽英介, 妙中義之, 磁気浮上遠心ポンプ内の流体力とゼロパワー制御, 日本機械学会流体工学部門講演会講演論文集, 718, 2004.
- [13] 西村宣彦, 増澤徹, D. L. Timms, 全人工心臓用アキシアル型磁気軸受の最適化に関する研究, 電気学会リニアドライブ研究会資料, LD-11-076, 2011.
- [14] Y. Okada, S. Ueno, T. Ohishi, T. Yamane and C. C. Tan, Magnetically Levitated Motor for Rotary Blood Pumps, *Artificial Organs*, 21, 7, 739-745, 1997.