

学術論文

両心補助人工心臓 BiVACOR Bi-VAD 用磁気浮上モータ

Magnetically suspended motor for the bi-ventricular assist device

増澤 徹^{*1}(正員), 佐々木瑛祐^{*1}, ダニエル L ティムス^{*2}

Toru MASUZAWA (Mem.), Eisuke SASAKI, Daniel L TIMMS

We have developed a new assist device BiVACOR for bi-ventricular support. In this paper, newly developed magnetically suspended motor for the BiVACOR is reported. BiVACOR has double pumps for left and right ventricular assist driven by single magnetically suspended motor (MSM). Flow difference between the left and the right pump is regulated by changing the amount of the second flow through blood gap between impeller top edge and pump casing by shifting the impeller position axially. New MSM has a combined core for magnetic bearing and motor. Both of the impellers are set at the both end of the integrated core. Back surface of the left pump impeller faced to the core side has permanent magnets to construct the hybrid magnetic bearing with the core that electric magnets for the magnetic bearing are constructed on. Permanent magnets for motor are set on back surface of the right pump impeller. Both impellers are connected rigidly with a center shaft through the center hall of the stator core. Attractive forces produced by the motor and the magnetic bearing are made balance to suspend the rotating impellers. The axial position of the impellers is adjusted with the magnetic bearing when the flow balance between the left and right pump is changed. Performance of the developed MSM as an actuator for BiVACOR was evaluated. The new MSM is rotated with levitation up to a rotating number of 4,800 rpm. Vibration amplitude with a rotating number of 2,000 rpm is only 27 micro meters and the axial position of the impeller is controllable in the range of 500 micro meters. The developed MSM has sufficient performance as an actuator of the BiVACOR.

Keywords: hybrid magnetic bearing, magnetically suspended motor, artificial heart.

1 緒言

重篤な心疾患患者の救命には心臓移植と並んで人工心臓の適用が考えられる。特に、左心室のポンプ機能を補助する左心補助人工心臓は多くのデバイスが臨床応用され、日本でも心臓移植までの繋ぎ (Bridge 使用) として用いられるようになってきた[1-3]。しかし、日本では 1997 年の移植法案施行以降、心臓移植総件数は 69 件と少ない。補助人工心臓の平均使用期間が欧米の 3, 4 ヶ月に比べ、日本では 2, 3 年と長期に渡っている。よって、日本における補助人工心臓の適用にはほとんど永久使用と同等の条件が科せられており、補助人工心臓には年オーダーの機械的な寿命、血液を壊さない、凝固させない生体適合性が望まれる[4-6]。一方、左心補助人工心臓の適用拡大に伴い、右心室のポンプ機能も同時に補助する両心補助の必要性が増加しているが、現状では左右心室それぞれに一つずつ補助人工心臓を装着する形となり、大きさの面から実際の

ではない。そこで、我々は一つのアクチュエータで左右心用二つの遠心ポンプを駆動する磁気支持型両心補助人工心臓 BiVACOR Bi-VAD の研究開発を進めている[7]。今回、両心補助人工心臓 BiVACOR Bi-VAD のための小型かつインペラの軸方向変位が可能な磁気浮上モータを新たに提案し、設計、製作、評価を行ったので報告する。

2 両心補助人工心臓と磁気浮上系の概要

2.1 磁気支持型両心補助人工心臓の概要

Fig. 1, 2 に磁気支持型両心補助人工心臓 BiVACOR Bi-VAD の概略図を示す。本人工心臓では Fig.1 に示すように二つの左心補助用ポンプ、右心補助用ポンプをデバイス中央に設置した一つのアクチュエータで駆動する。それぞれのポンプは左心室、右心房から脱血し、大動脈、肺動脈に送血する。Fig.2 に分解図を示す。本人工心臓はインペラ、磁気軸受、モータ、ポンプケーシングによって構成される。インペラは円板上のロータディスクとその上下にそれぞれ設置されている左心補助用、右心補助用の羽根から成る。インペラを軸方向に変位させることによって、羽根・ケーシング間の距離を調節し、左右拍出量を制御する。Fig. 3 にそれ

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} ヘルムホルツ医工学研究所 RWTH アーヘン大学

ぞれの遠心ポンプの流出量調節方法の説明図を載せる。左心ポンプインペラをケーシング側に移動させるとインペラ羽根上端とケーシング間の間隙が狭くなり、左心ポンプの流体力学的効率の上昇・拍出流量の増加が生じる。逆に右心ポンプ側は羽根・ケーシング間隙が広がるので拍出流量が下がる。Fig.3の左図に一定回転時のポンプ特性曲線（HQ 特性）を載せる。インペラを下方方向に移動した場合は、ポンプ特性曲線は①の曲線から②曲線へ変化する。一方、インペラを上方向に移動した場合は③曲線へ変化する。左心ポンプの場合、②と③の間で特性曲線が変化すると、ポンプ揚程が100mmHgである時、ポンプ流量が4.5L/minから6.5L/minの間で変化することになる。右心ポンプではインペラ変位時の②と③の特性曲線の上下関係が左心と逆になる。これより一定回転にも関わらずインペラに軸方向を動かすことで左右のポンプ流量を変化させることができる。本機構により左右心ポンプの拍出流量バランスを一つのアクチュエータで行うことが可能となり、両心補助用人工心臓の小型化に寄与している。

2.2 新たに提案する磁気浮上モータと磁気軸受構造

従来のBiVACOR Bi-VADでは1枚のロータディスクの表裏面に左右心用のインペラを構築し、その上部に磁気軸受ステータ、下部にモータステータを配置する構造であった、今回、更なる小型化を図るために、磁気軸受ステータとモータステータをデバイス中心部に一体化した磁気浮上モータを提案する。Fig.4に今回新たに提案する磁気浮上モータの概念図を載せる。モータの中心部に電磁コアを共有した磁気軸受・モータス

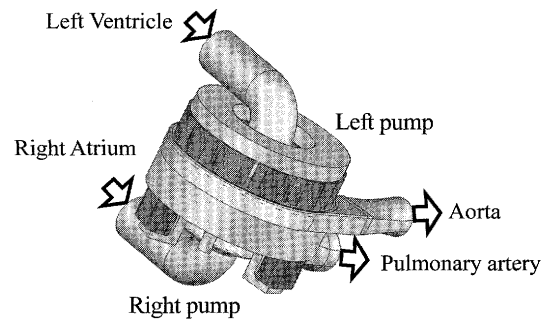


Fig.1 Concept of the bi-ventricular assist device: BiVACOR Bi-VAD

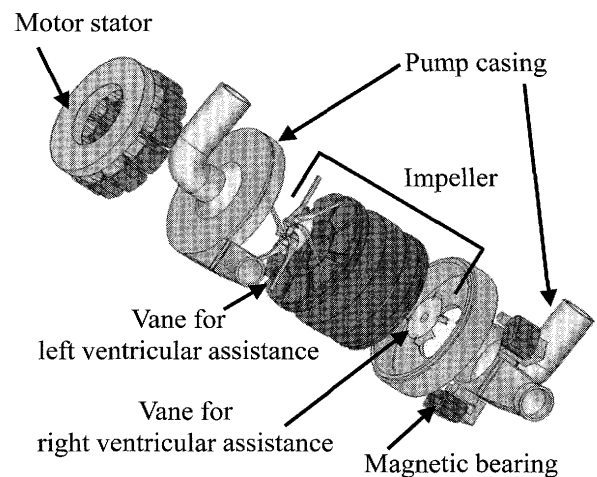


Fig.2 Conventional BiVACOR Bi-VAD system

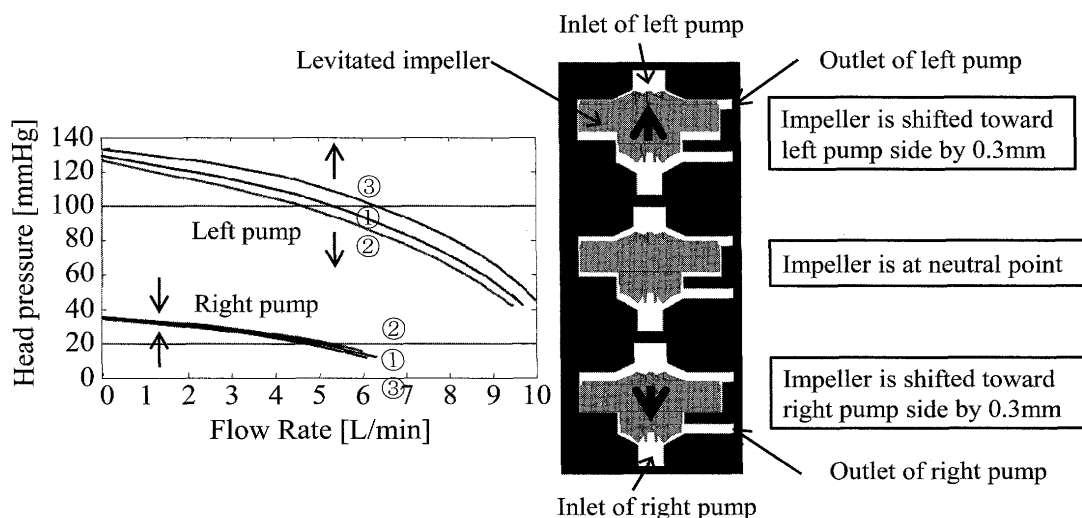


Fig.3 Left and right outflow balance regulation with an axially moving impeller

テータを配置する。その軸方向両端にステータ中心穴を貫通する連結シャフトで結合された二枚のロータディスクを設けた。ロータディスクのステータ側表面にはそれぞれ軸受用バイアス永久磁石およびモータ用永久磁石が設置される。反対方向の表面にはそれぞれ左心用インペラ羽根と右心用インペラ羽根を形成する。以降、2枚のロータディスク、連結シャフト、インペラ全体を浮上インペラと呼ぶ。浮上インペラの各ロータディスクに中心方向にかかる磁気軸受とモータの軸方向吸引力をつり合わせ、磁気支持するとともに回転させる。本構造を採用することで、①ステータコアの共通化によるモータの小型化、②磁気浮上モータを中心部に置くことによる遠心ポンプの設計自由度の拡大が図れる。

インペラの軸方向位置制御に十分な磁気吸引力を得るため、新規にダブルバイアス型ハイブリッド磁気軸受構造を提案する。Fig.5 に磁気軸受構造の概念図(断面説明図)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、浮上インペラのロータディスクに設置した永久磁石とヨークから成る。ロータには三つの永久磁石が配置される。本磁気軸受ではバイアス磁束に対して、電磁石磁束を重畳させる。これによりステータ・インペラ間隙中の磁束密度を強弱させ、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。第一バイアス永久磁石は径方向に着磁し、ロータ側の大小の磁性体リングで挟み込み、磁気軸受ステータから延伸させた電磁石コアと対向させる。第一バイアス永久磁石により発生した主バイアス磁束は磁性体リング(大)、電磁石コア、磁性体リング(小)の磁気経路に流れることとなる。しかし、このままでは第一バイアス永久磁石の大きな磁気抵抗に対して電磁石磁束を重畳させることとなる。そこで、第一バイアス永久磁石に比較して磁気抵抗の小さい軸方向に着磁した第二永久磁石を磁性体リングと底部磁性体円板で挟みこむことにより、第一永久磁石を迂回する電磁石磁束経路を構成する。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石を配置することにより、①主バイアス磁束の電磁石磁束経路迂回の防止、②副バイアス磁束重畳によるバイアス磁束増強も図ることが可能となる。今、第一、第二バイアス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 とすると、1 突極のステータ・

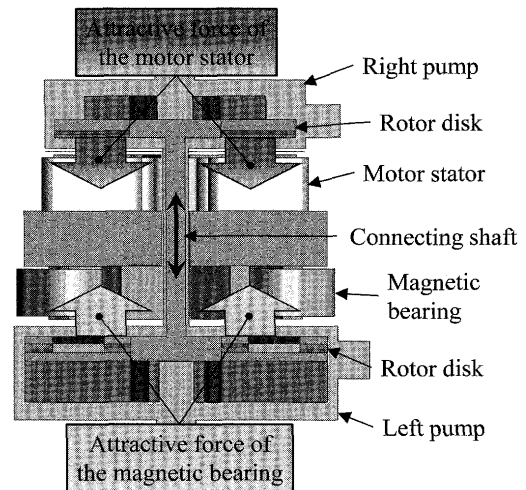


Fig.4 Mechanism of the magnetic suspension system

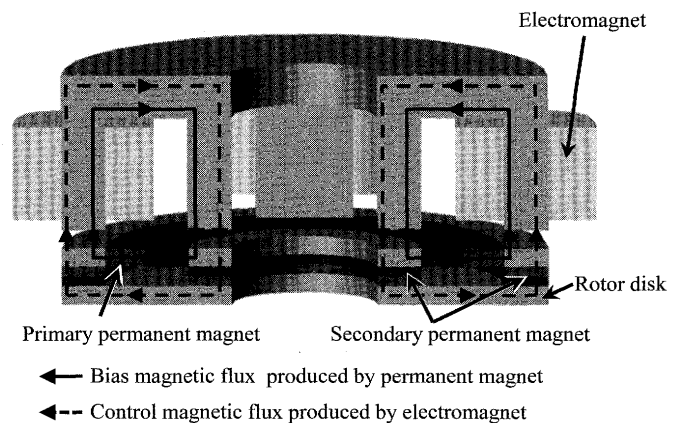


Fig.5 Novel double-bias hybrid magnetic bearing

インペラ間隙の磁束密度 B_g は

$$B_g = B_p + B_e = B_p + \frac{NI}{AR} \quad (1)$$

よって、4 突極によりインペラにかかる吸引力 F_L は

$$F_L = \frac{2A}{\mu_0} \left(B_p + \frac{NI}{AR} \right)^2 \quad (2)$$

となる。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。磁気吸引力の変化は制御点近傍では線形であると見なして制御した。

2.3 磁気浮上モータの制御系

本両心補助用人工心臓では浮上インペラを軸方向に変位させることによって羽根とケーシング間の間隙を調節し、左右ポンプ内の二次流れ量を調節することで左右拍出量のバランスを制御する。隣り合う磁気軸受電磁石間に設置した 4 つの渦電流式変位センサにより

浮上インペラの軸方向位置及び傾きを検出し、デジタル PID 制御を行う。磁気浮上モータの制御系を Fig.6 に示す。高速なデジタル信号処理を実現するため、デジタル PID コントローラ(dSPACE DS1104)を使用した。A/D 変換器を介してロータの渦電流変位センサの出力、およびロータ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。制御プログラムは MATLAB / Simulink を用いて作成した。サンプリング周波数は 10 kHz である。Table 1 にデジタル PID 制御則の各ゲインを示す。

3 磁気軸受の設計と評価実験

3.1 磁気軸受部の設計

有限要素法を用いた 3 次元磁場解析を用いて磁気軸受部の設計を行った。Fig.7 に設計した磁気軸受コア・モータコア, Fig.8 に比較対象として従来用いてきたシングルバイアス型ハイブリッド磁気軸受の説明図を載せる。各寸法は既開発のシングルバイアス型ハイブリッド磁気軸受を参考に決定し、最大外径 50mm, 厚み 40mm とした。シングルバイアス型ハイブリッド磁気軸受は軸方向に着磁したバイアス永久磁石を一つ電磁石突極とロータコア間に設置した構造で、電磁石磁束がバイアス永久磁石内を通る構造となっている[5]。

本磁気浮上モータはモータ部により発生する軸方向吸引力と磁気軸受部で発生する吸引力を釣り合わせることで浮上インペラの軸方向位置の制御を行っている。そこで、効率の良い磁気浮上モータを実現するためにはハイブリッド磁気軸受への非通電時吸引力とモータ軸方向吸引力が釣り合っていることが望ましい。今、モータステータの内径を r_1 , 外径を r_2 , モータの極数を M , モータステータと磁気浮上ロータの機械角位相差を ψ とすると、モータ軸方向吸引力 F_M は式(3)のように表される[8]。

$$F_M = \frac{\pi}{4\mu_0} (r_2^2 - r_1^2) (B_p^2 + 2B_p B_e \cos M\psi + B_e^2) \quad (3)$$

本式よりモータ軸方向吸引力は位相により変化し、電気角位相差 $M\psi$ が 0° の時に最大値を示し、 90° の時に最小となる。本磁気浮上モータは 12 突極 3 相 8 極で、電気角位相差 90° で常時運転する同期サーボモータ制御を行っている。しかし、停止時には位相差が 0° となるため、その時の最大吸引力を設計時に考慮

する必要がある。磁気軸受部の設計のため、直径 40mm のモータを製作し、軸方向磁気吸引力を計測した。

3.2 軸方向磁気吸引力測定実験

モータ、磁気軸受の軸方向発生磁気吸引力を測定した。実験は、専用の磁気吸引力測定実験装置を製作して

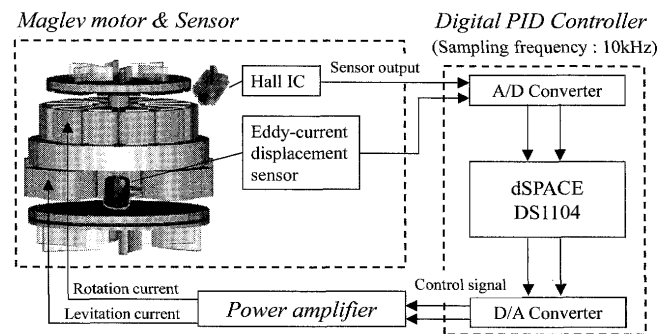


Fig.6 Schematic diagram of control system

Table 1 Control gain of the PID controller

Levitation	Proportional gain : K_{LP} (A/mm)	6.4
	Integral gain : K_{LI} (A/mm sec)	0.01
	Derivative gain : K_{LD} (A sec/mm)	0.006
Tilt	Proportional gain : K_{TP} (A/rad)	2.2
	Integral gain : K_{TI} (A/rad sec)	0.005
	Derivative gain : K_{TD} (A sec/rad)	0.0014

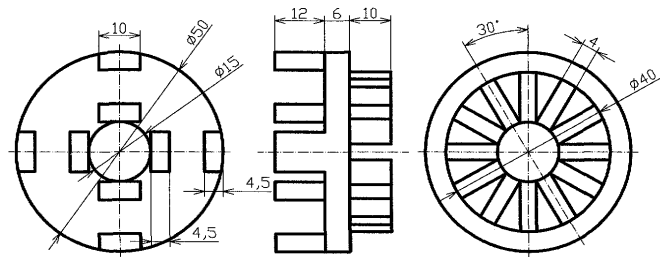


Fig.7 Developed magnetic core for the hybrid magnetic bearing and the motor

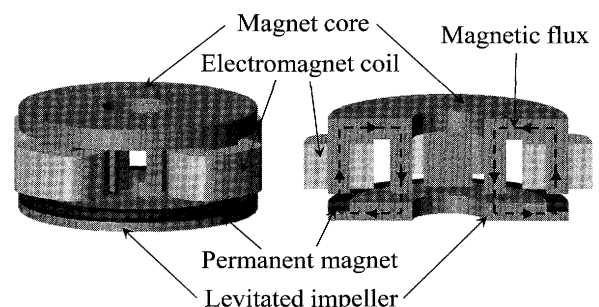


Fig.8 Single-bias magnetic bearing and cross section

行った。本装置は磁気軸受とロータ間のエアギャップをマイクロメータにより調整できる構造となっており、ロータに取り付けたひずみゲージ式荷重変換器により磁気吸引力を測定する。モータの軸方向吸引力はモータステータと浮上ロータ間の間隙を 1.5mm とし、励磁電流波高値 0A~2.5A において電気角位相差を $0^\circ \sim 90^\circ$ 変化させたときの軸方向吸引力を計測した。磁気軸受に関しては磁気軸受と磁気浮上ロータの軸方向間隙を、1.5mm, 2.0mm, 2.5mm とし、磁気軸受コイルに流す励磁電流を、-2.5A~2.5A まで変化させ吸引力を計測すると共に力係数を求めた。

3.2 磁気浮上制御特性評価

空気中においてインペラを磁気浮上させ、スイープ入力による周波数応答評価を行った。また、磁気浮上・回転を行い、軸方向位置、傾きの最大振動振幅を評価した。磁気軸受電磁石とロータの間隙は 2mm, モータステータとインペラの間隙は 1.5mm とした。インペラの径方向位置は受動安定性のみによって静的に支持した。インペラの軸方向変位制御範囲も評価した。

4 結果および考察

4.1 磁気吸引力計測実験結果

Fig. 9 に製作した磁気浮上モータの外観図, Fig.10 に計測したモータ軸方向吸引力, Fig.11 に磁気軸受軸方向吸引力を示す。モータ側における発生吸引力は間隙 1.5mm 電流 0A~2.5A で位相差 0° において 21N~25.5N と変化すること, 位相差 90° で 20N となることを確認した。一方, モータトルクは吸引力とは反対に位相差減少と共に減少することになる。しかし, 電気角位相差 90° で常時運転する同期サーボモータ制御を採用しているため, 回転時のトルク減少および吸引力変動は考えなくてもよい。磁気軸受においては, 同寸法のシングルバイアス型ハイブリッド磁気軸受の吸引力が間隙 2.0 mm, 電流 0A 時に 15N であるのに対し, ダブルバイアス型ハイブリッド磁気軸受では 25N と吸引力増加が行えた。力係数もシングルバイアス型 3.0N/A に対してダブルバイアス型 8.0N/A と良好な性能向上を確認した。力係数を浮上インペラの質量

(100g) で除した加速度係数も $79\text{m/s}^2\text{A}$ と人工心臓用磁気軸受として十分な性能を示した。また, 本磁気軸受は間隙が 1.5mm~2.5mm に変化した場合も高い磁気吸引力を発生可能であること, 前述のモータ軸方向吸

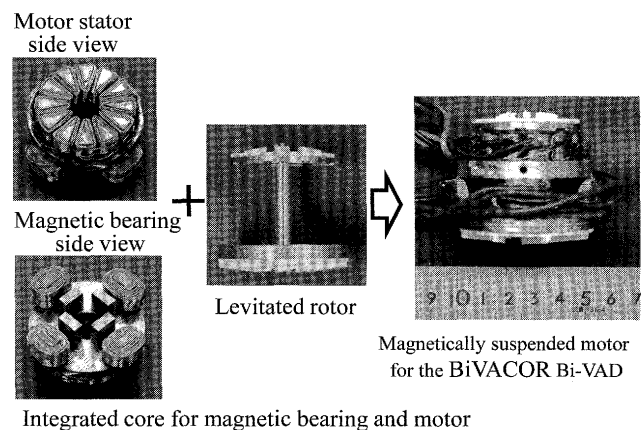


Fig. 9 Exterior view of the developed motor

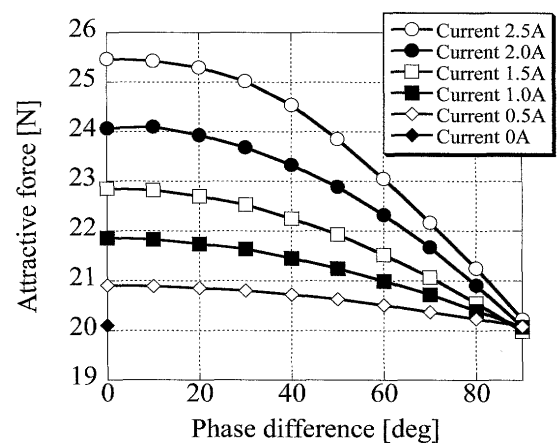


Fig. 10 Measured axial attractive force produced by motor
Air gap length is 1.5 mm

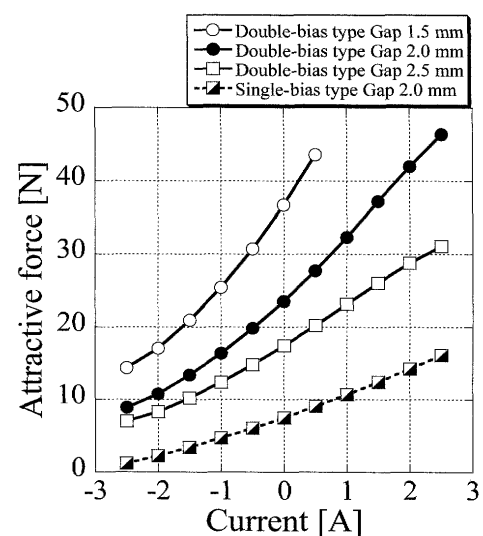
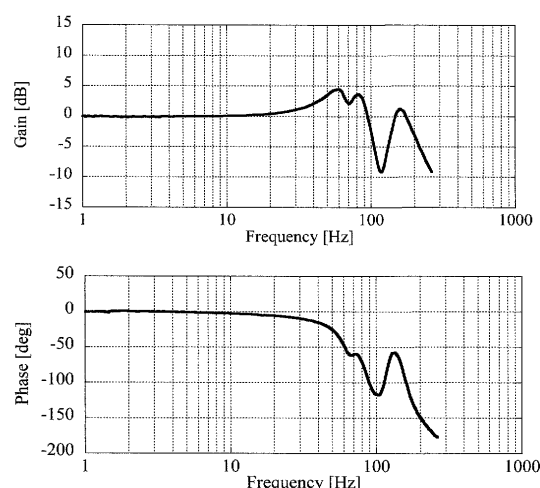
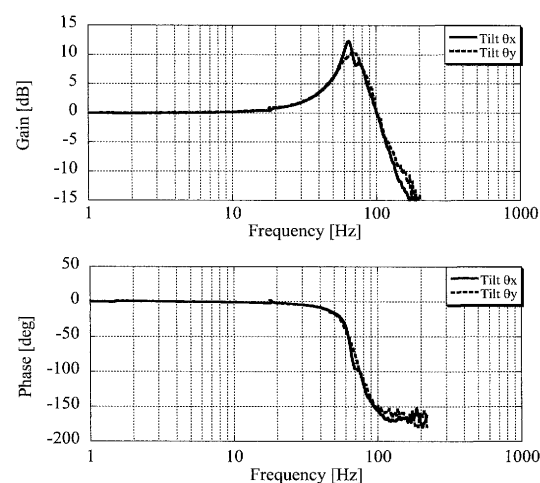


Fig. 11 Measured axial attractive force produced by magnetic bearing



(a) Axial position control



(b) Tilt control

Fig. 12 Frequency response

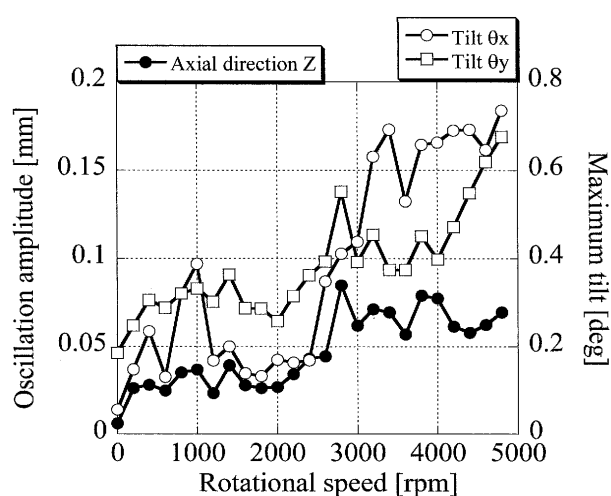


Fig. 13 Maximum oscillation and tilt amplitude of the levitated rotor in the air

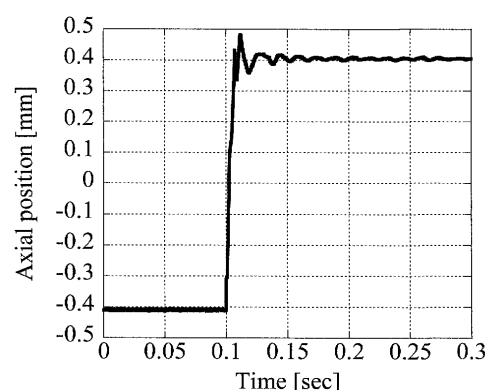


Fig. 14 Step response for changing the impeller position

引力と釣り合う吸引力を十分に発生可能であることを確認した。

4.2 磁気浮上制御特性評価

Fig. 12(a)~(b)に磁気軸受における軸方向位置制御および傾き制御の周波数応答をそれぞれ示す。傾き制御に関しては共振点において若干、振動抑制性能が十分ではなかった。本点は連結シャフトへのロータディスクの取り付け方法が甘く、ロータディスクの径方向軸周りの剛性が不十分であったためと考える。今後、ロータ、連結シャフト取り付け部にインロー構造を設けるなどの改良を行い、浮上ロータの傾き剛性を高めることにより改善が図れる。Fig.13 に空気中磁気浮上・回転時における支持性能を示す。最大 4800rpm までの磁気浮上・回転制御に成功した。使用予定の回転数 2000rpm における磁気方向最大振動振幅、傾き振幅はそれぞれ $27\mu\text{m}$ 、 0.26deg と十分に小さく、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.14 に浮上インペラを軸方向にステップ状に 0.8mm 変位させた実験結果を載せる。軸方向に最大 $\pm 0.5\text{mm}$ 変位可能であることを確認した。

5 結言

一つのアクチュエータで左右心用二つの遠心ポンプを駆動する磁気支持型両心補助用人工心臓 BiVACOR Bi-VAD のための磁気浮上モータを提案し、設計、製作、評価を行った。開発した磁気浮上モータは新規なダブルバイアス型ハイブリッド磁気軸受を有し、モータ吸引力と磁気軸受吸引力をバランスさせることで、連結シャフトで結合された二つのロータディスクを軸方向に磁気支持、回転させる構造とした。外径 50mm、厚み 40mm、磁気浮上モータを製作し、磁気浮上特性

を検証したところ、人工心臓に応用するに十分な磁気支持性能、回転性能を得た。今後、両心補助用人工心臓に組み込み、人工心臓としての性能評価を行う。

(2010年3月13日受付)

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, 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] Masuzawa T, Kita Y, Matsuda K and Okada Y, Magnetically Suspended Rotary Blood Pump with Radial Type Combined Motor-Bearing, Artificial Organs, 24(6), 468-474, 2000.
- [5] Onuma H, Murakami M and Masuzawa T, Novel Maglev pump with a combined magnetic bearing, ASAIO Journal, 51(1), 50-55, 2005.
- [6] Masuzawa T, Ohta A, Tanaka N, Qian Y, Tsukiya T, Estimation of changes in dynamic hydraulic force in a magnetically suspended centrifugal blood pump with transient computational fluid dynamics analysis, J. Artificial Organs, 12, 150-159, 2009
- [7] Kurita N, Timms D L, Masuzawa T, Greatrex N, Masuzawa T, Axial magnetic bearing developments for the BiVACOR rotary BIVAD/TAH, Proceedings of the 11th International Symposium on Magnetic Bearings, 217-224, 2008
- [8] 小沼弘幸, 加藤勇, 増澤徹, アキシタル型磁気浮上モータを用いた人工心臓用遠心ポンプの開発, 日本機械学会論文集(C 編), 71(701), 93-99, 2005