

磁気浮上モータを用いた全人工心臓のポンプ性能

Pump performance of magnetically levitated motor for total artificial heart

○ 西村宣彦 (茨城大学) 増澤徹 (茨城大学)

Daniel L Timms (プリンスチャールズ病院)

Nobuhiko NISHIMURA, Ibaraki University
Toru MASUZAWA, Ibaraki University
Daniel L Timms, The Prince Charles Hospital

Abstract: A magnetically suspended total artificial heart has been developed with a single magnetically suspended motor. A stator which has both of a magnetic bearing core and a motor stator core is set at center of the device. Impellers of left and right blood pumps, which are connected with a shaft, are set at the both end of the stator and driven by a single actuator. The axial position of the impellers is adjusted with the magnetic bearing when the flow balance between the left and the right pump is changed. The left pump produces the flow rate of 5 L/min at the pump head of 101 mmHg, the right pump produces the flow rate of 5 L/min at the pump head of 48 mmHg under the rotational speed of 2700 rpm. Flow rate of both pumps is changed by 8 % when axial position of the impeller is shifted by 0.6 mm.

Key Words: magnetic bearing, magnetic suspension, magnetically suspended motor, total artificial heart.

1. 諸言

現在、重症心不全患者の治療における臓器提供者不足の問題の解決策の一つとして人工心臓の適用が行われている。特に、心臓移植までの繋ぎ、半永久的な使用、自己心機能回復までの繋ぎを目的に自己心に並列に接続し血液をバイパスする補助人工心臓の適用が行われており、その多くは左心、または右心を補助する片心補助人工心臓である [1][2]。一方、片心補助の適用例が増加するに伴い片心補助患者の 10~20 % の患者が両心補助が必要となるとの報告があり、小型の両心補助人工心臓の開発が望まれている。加えて、自己心を摘出して心臓の働きを全て代替する全人工心臓も今後要求が増えていくと考える。そこで本研究では一つのアクチュエータで左右二つの遠心ポンプを同時駆動することで小型化を図った全人工心臓の研究開発を行っている。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、そのアクチュエータには非接触で摩擦のない磁気浮上モータを採用した。今回、磁気浮上モータを用いた全人工心臓用ポンプを試作し、そのポンプ性能の評価を行ったので報告する。

2. 方法

2-1. 磁気浮上型全人工心臓の概要

Fig.1 に提案する磁気浮上型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 2 個の遠心ポンプで構成される。左右心の遠心ポンプのインペラは電磁石コア中央を貫通する連結シャフトによって繋がっているため、同一回転数で駆動される。そのため、左右心ポンプの流量を調節するために、インペラの軸方向位置を磁気軸受により能動的に制御することで、左右心ポンプのそれぞれのインペラ上端・ケーシング間の間隙を調節し、ポンプの流量を調節する方法を考案した。Fig.2 に二つの遠心ポンプの流量調節方法の説明図を示す。左心ポンプインペラをケーシング側にシフトとす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、その間隙中に発生している二次流れが減少し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・ケーシングの間隙が広がるため拍出流量は減少

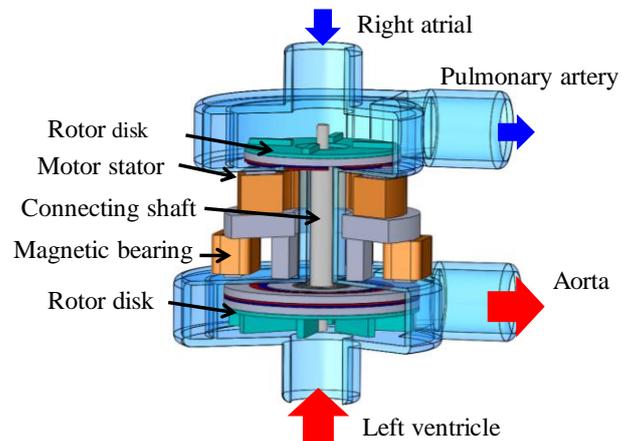


Fig. 1 Total artificial heart with single maglev motor

する。Fig. 3 に数値流体解析を用いて推定した一定回転時のポンプ特性曲線を示す。インペラを右心ポンプ側にシフトした場合は、ポンプ特性曲線は①の曲線から②曲線へ変化する。一方、インペラを左心ポンプ側にシフトした場合は③曲線へ変化する。左心ポンプの場合、②と③曲線へ変えると左心ポンプ揚程が 108 mmHg であるとき、ポンプ流量が 4.0 L/min から 6.0 L/min に増加する。右心ポンプでは左心ポンプと逆に、ポンプ流量 5.5 L/min から 4.5 L/min に減少する。このように同一回転数下で左右心ポンプの流量差を作ることが可能となる。

2-2. アクシシャル型磁気浮上モータの原理

Fig. 4 に本人工心臓の駆動部に用いる磁気浮上モータの各パーツを示す。本モータは右心ポンプ側にモータステータ、左心側に磁気軸受を有した一つの電磁石コア、電磁石コアを挟み込む回転用、浮上用の二枚のロータディスク、ロータディスクを貫通する連結シャフトにより構成される。両ロータディスクには回転、浮上のため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。磁気軸受により両吸引力のバランスを制御することで磁気浮上を行う。磁気浮上モータの高さは 41

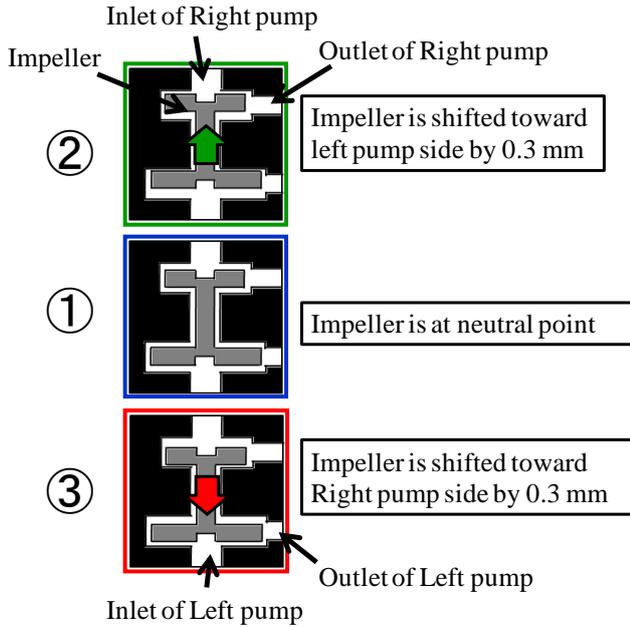


Fig. 2 Left and right outflow balance regulation with an axially moving impeller

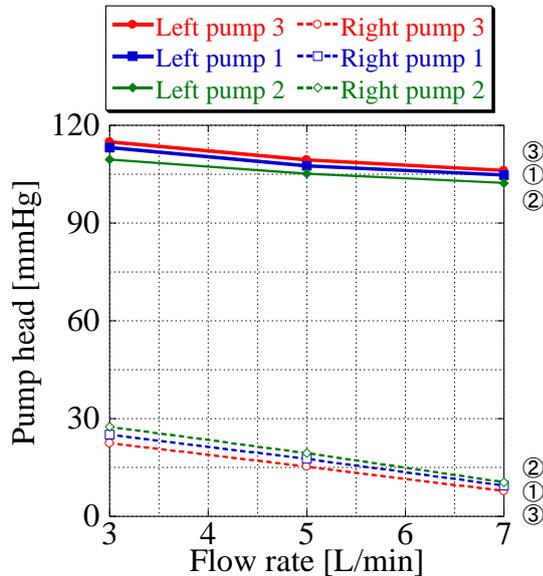


Fig. 3 Analysis result of left and right outflow balance regulation with an axially moving impeller

mm, ロータディスクの直径は左心側 50 mm, 右心側 40 mm とした。

Fig. 5 に本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、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。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とによりステータ・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。本磁気軸受ではロータに設置され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。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 N を、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 、真空の透磁率をとすると、1 突極のステータ・

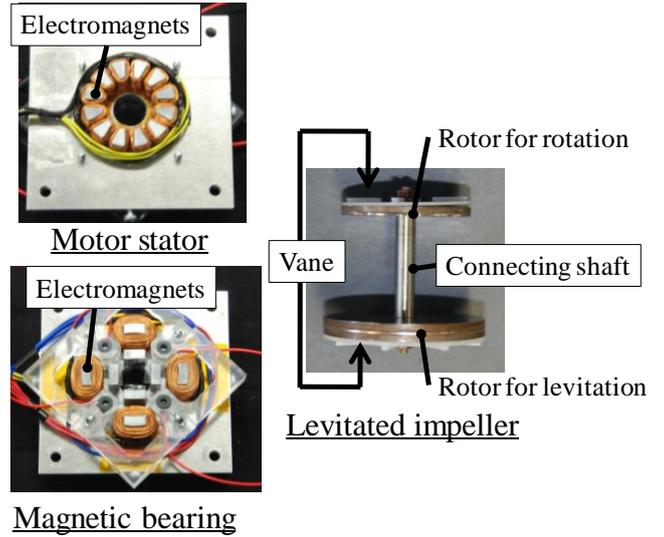


Fig. 4 Magnetically levitated motor of the TAH

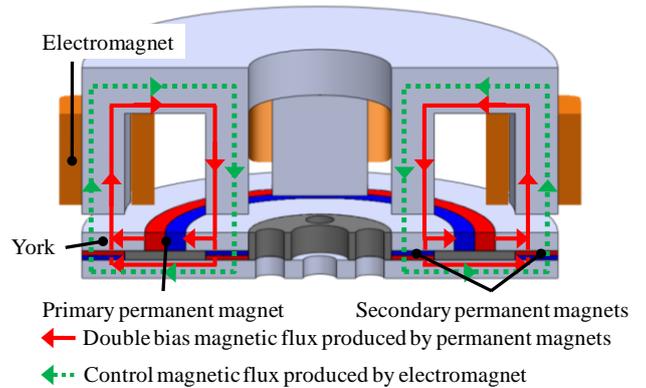


Fig. 5 Double bias hybrid magnetic bearing

インペラ間隙の磁束密度 B_g は以下のように表される。

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

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。

径方向軸周りの傾き制御は対向する電磁石の電流を逆向きにすることで行う。1 突極について、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

$$T_L = r(F_{Ls} - F_{Lw}) = \frac{2rB_p NI}{\mu_0 R} \quad (3)$$

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。

2-3. 磁気浮上モータ制御系

磁気浮上モータは、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。磁気浮上回転の制御系を Fig. 6 に示す。制御周波数 10 kHz の高速なデジタル制御を行うため、DSP(dSPACE DS1104)を使用した。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。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。

2-4. ポンプ拍出性能評価試験

リザーバ、歪みゲージ式圧力計、絞り抵抗、電磁流量計から構成される閉ループ水実験回路に、開発した磁気浮上型遠心ポンプを接続し、本ポンプの拍出性能を評価する実験を行った。Fig. 7 に実験系の概略図と、Fig. 8 に製作した磁気浮上型遠心ポンプの分解図を示す。本試験で使用した浮上インペラの羽根高さは左右ポンプともに 1.5 mm、羽根枚数は左心ポンプ用を 8 枚、右心ポンプ用を 4 枚とした。実験は浮上インペラ回転数を 500 rpm 間隔で変化させ、各回転数ごとに絞り抵抗を調節し、流量を変化させたときの揚程を測定した。また、浮上インペラの回転数 2700 rpm 時に左右ポンプの流量を 5 L/min に調節した状態で、浮上インペラの軸方向位置を 0.1 mm 刻みで変位させたときの左右ポンプの流量の変化を測定した。浮上インペラの軸方向位置の初期位置はインペラ上端とケーシングの間隙が 5 L/min 時に左心側 0.4 mm、右心側 0.5 mm になる位置とした。

3. 結果及び考察

Fig. 9, 10 に左右ポンプのポンプ特性曲線をそれぞれ示す。開発した磁気浮上型遠心ポンプは水中において、回転数 2800 rpm までの磁気浮上・回転が可能であった。左心ポンプは最大揚程 141 mmHg、最大流量 18.7 L/min、右心ポンプは最大揚程 84 mmHg、最大流量 13.0 L/min のポンプ性能を有することを確認した。また、回転数 2700 rpm で全人工心臓の基本送血性能である左心側揚程 100 mmHg、右心側揚程 20 mmHg、左右心流量 5 L/min を達成し、人工心臓として十分なポンプ性能を有することを確認した。

Fig. 11 に 2700 rpm で回転している浮上インペラを軸方向に変位させたときの左右ポンプの流量の変化結果を示す。初期位置で左右ともにポンプ流量 5 L/min の発生に対して、浮上インペラを軸方向に ± 0.3 mm 変位させると左右ポンプ流量は ± 0.4 L/min 変化し、計 0.6 mm の変位で 8 % 程度の流量の変化を確認できたため、考案した機構により左右拍出量のバランス制御が可能と言える。気管支動脈によるシャント効果のため、初期位置では左心ポンプ流量が右心ポンプ流量より 10 % 程度多いことが望ましいため、今後は羽根高さを変更することで左右ポンプ性能の調節を行う。

4. 結論

全人工心臓として一つの磁気浮上モータで左右心用の二つの遠心ポンプを駆動できる新しい磁気浮上型遠心ポンプ構造を提案した。製作した磁気浮上型ポンプは回転数が 2700 rpm、インペラ上端とケーシングの間隙が左心側 0.4 mm、右心側 0.5 mm となる浮上位置にて人工心臓としての使用条件を左右ポンプともに満たすことを確認した。さらに浮上インペラの軸方向位置を変位することで、左右の流量を 8 % 程度変化させることに成功し、考案した機構により左右拍出量のバランス制御が可能であることを確認した。

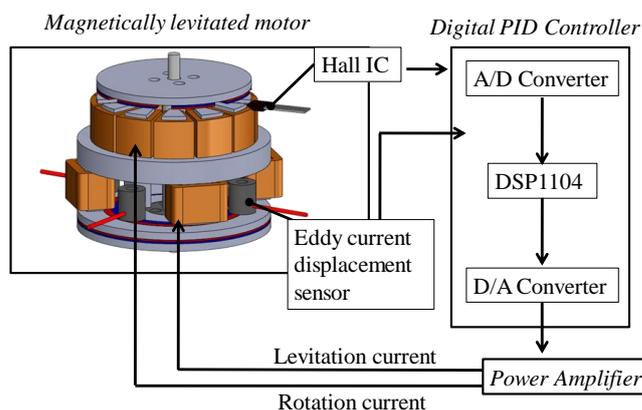


Fig. 6 Schematic diagram of control system

Table 1 The gain of PID controller

Rotation control	Proportional gain [A/rpm]	0.05
	Integral gain [A/(rpm*sec)]	0.0002
	Derivative gain [(A*sec)/rpm]	0.000
Axial position control	Proportional gain [A/mm]	5.0
	Integral gain [A/(mm*sec)]	0.2
	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

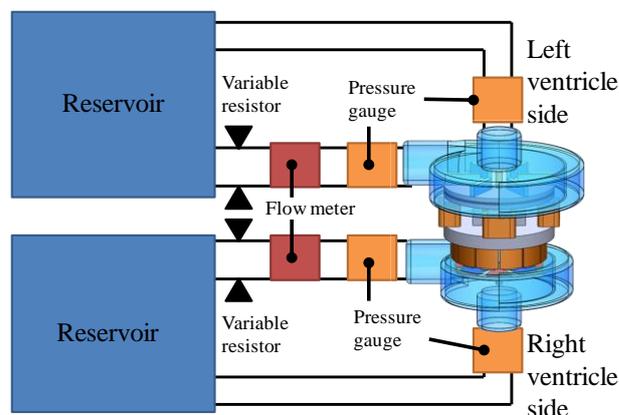


Fig. 7 Mock circuit to evaluate pump performance

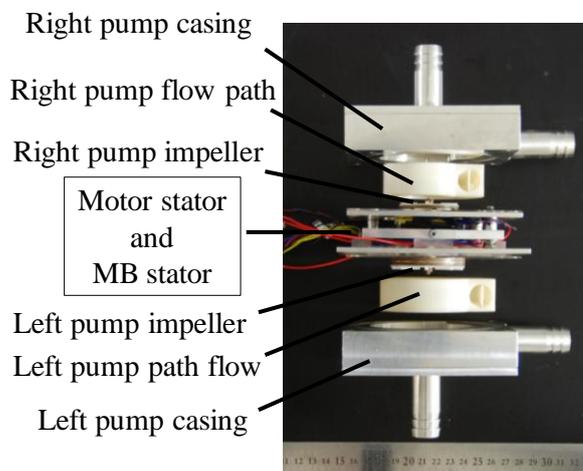


Fig. 8 Disassembled view of the prototype pump

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, 佐々木瑛祐, ダニエル L ティムス, 両心補助人工心臓 BiVACOR Bi-VAD 用磁気浮上モータ, 日本 AEM 学会, 18(2), 78-84, 2010.
- (4) Greatrex NA, Timms DL, Kurita N, Palmer EW, Masuzawa T, Axial Magnetic Bearing Development for the BiVACOR Rotary BiVAD/TAH, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 57(3), 514-721, 2010.

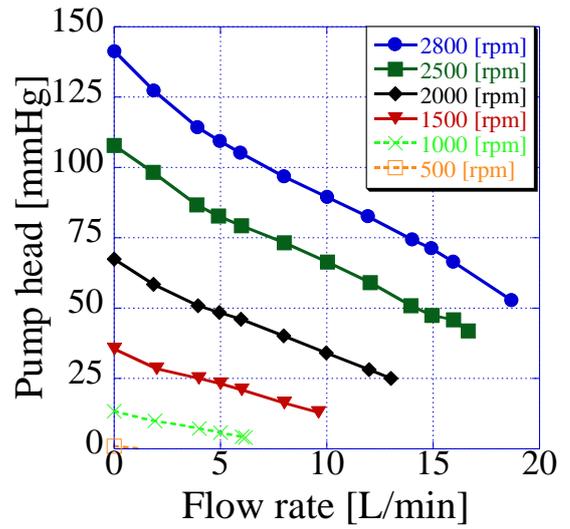


Fig. 9 HQ characteristics of left pump

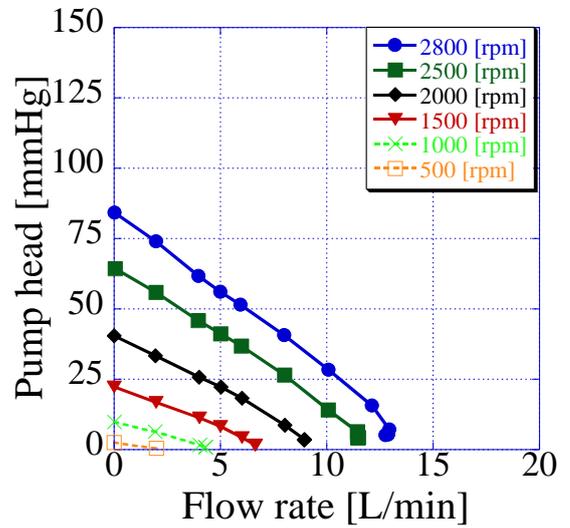


Fig. 10 HQ characteristics of right pump

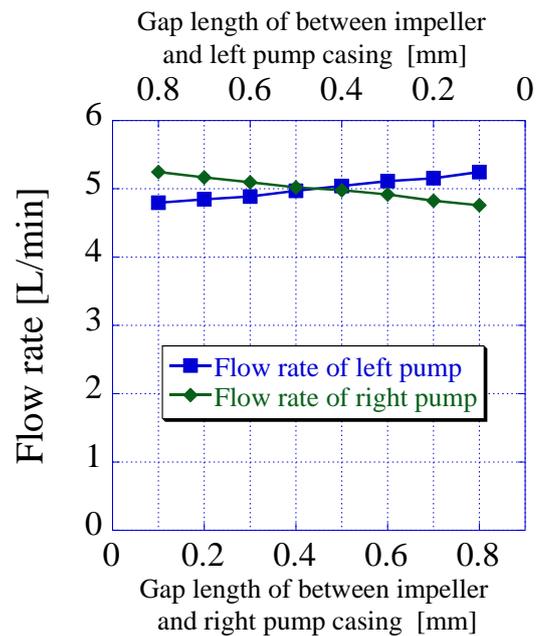


Fig. 11 Relationship between gap length and flow rate