# 薄小型補助人工心臓磁気浮上インペラの非制御軸挙動

Non-controlled axis motion of levitated impeller of the thin maglev ventricular assist device

○ 吉田翔一(茨城大) 増澤徹(茨城大) 村上倫子(茨城大)
長真啓(茨城大) 小沼弘幸(茨城高専)

西村隆(東京都健康長寿医療センター) 許俊鋭(東京都健康長寿医療センター,東京大学)

Shoichi YOSHIDA, Toru MASUZAWA, Michiko MURAKAMI, Masahiro OSA, Ibaraki University Hiroyuki ONUMA, Ibaraki National College of Technology Takashi NISHIMURA, Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital Syunei KYO, Tokyo Metropolitan Geriatric Hospital, the University of Tokyo

**Abstract:** A small, thin, maglev ventricular assist device (VAD), which can be implanted under the thorax muscle layer like a pacemaker, has been developed. Two radial degrees of freedom of a levitated impeller and its rotation are actively controlled by electromagnets constructed on a stator. An Axial position and tilt motion are stabilized passively with self-restoring characteristics of magnets. Axial displacement of the levitated impeller, which is non-controlled axis motion, was measured by using the three laser displacement sensors. Axial oscillation of the levitated impeller that is caused by rotation of the levitated impeller is indicated. The motion of the levitated impeller is estimated precession.

Key Words: maglev, ventricular assist device, radial self-bearing motor

#### 1. 緒言

現在,重症心不全患者の救済法の一つとして,補助人工心 臓の適用が行われている.これに対し,将来,重症心不全に 陥る可能性の高い軽~中程度の心不全患者の治療は薬物治 療が主となっている.我々は軽~中程度の心不全患者を対 象に、心不全重症化の予防のために早期に補助人工心臓を 適用する補助人工心臓の使用方法を提案する. そのため, 胸部筋層下に埋め込むことで定期的な交換を可能とし,経 済性,簡便性を実現する薄小型の磁気浮上ポンプを開発し ている. 今までに軸方向に薄いラジアル型セルフベアリン グモータを採用した薄小型補助人工心臓の試作機を製作し, 目標性能である揚程 100 mmHg, 流量 2 L/min を回転数 2000 rpm, 総消費電力 4.5 W, 径方向振動振幅 18 µm で達成可能 であることを確認している<sup>(1)(2)</sup>.本装置は浮上インペラの 径方向2軸の位置のみを能動制御している.しかし,受動 安定で支持している軸方向や径方向の傾きは非制御である ため、それらの挙動が安定浮上に影響を及ぼすことが考え られる. そこで非制御軸である浮上インペラの軸方向位置 の変動を測定する計測系を製作し、その挙動を計測したの で報告する.

### 2. 方法

2.1 磁気浮上ポンプ概要

Fig.1,2 に開発中の磁気浮上血液ポンプ外観と概略図を 示す.



Fig.1 Maglev blood pump



Fig.2 Disassembled view of maglev blood pump

本血液ポンプは磁気浮上技術を適用することで高耐久,低 溶血,抗血栓性に優れた血液ポンプとなっている. 本血液ポンプの性能目標値は心機能の部分補助を目的に, 揚程 100 mmHg 時,流量 2 L/min とした.ポンプケーシン グ外形は外径 59 mm,軸方向厚み 22 mm である.血液ポン プには流入口,流出口が同一平面上に配置できることから カスケードポンプ形状を採用することで,血液ポンプを軸 方向に薄くした.インペラ外周には径方向位置検出のため, 円筒型センサーターゲットを設けた.浮上インペラの径方 向可動範囲は± 200 µm,軸方向可動範囲は± 400 µm である. 2.2 セルフベアリングモータ

血液ポンプの駆動部には径方向支持方式のセルフベア リングモータを採用した.本モータはステータの外側にロ ータを配置したアウターロータ型の構造とした.Fig.3にセ ルフベアリングモータの概略を示す.ステータは12 突極と しP±2 極理論<sup>(3)</sup>を採用し,3相8極の回転制御用コイルと2 相6極の磁気浮上制御用コイルを別々に配置することによ り,ロータの回転と径方向2軸位置の磁気支持を独立に制 御している.Fig.4 に本磁気浮上モータの制御軸,非制御 軸を示す.ロータを薄型とすることにより,永久磁石の磁 気吸引力で軸方向の変位および傾きを受動安定支持するこ とで制御を簡素化し,小型化を図っている.



Fig.3 Radial type self-bearing motor

Fig.4 Control degrees of freedom of the levitated rotor

開発した磁気浮上血液ポンプのポンプ拍出時における浮 上インペラの軸方向変位を測定した.Fig.5にポンプ性能及 び軸方向変位測定の試験装置概要を示す.試験系は水実験 モック回路,レーザ変位計,磁気浮上血液ポンプで構成され る.作動流体には生理食塩水を用いた.ポンプは目標駆動 条件である回転数 2000 rpm, 揚程 100 mmHg, 流量 2.0 L/min で駆動した.浮上インペラの軸方向変位を測定するため血 液ポンプ上部にレーザ変位計 3 台を配置した.レーザ変位 計は浮上インペラのロータヨークをターゲットとし,120 度間隔でインレットから A, B, C 点の 3 箇所を測定した. また C 点は出口と入口の間で流路を狭めている仕切部であ る.

## 3. 結果と考察

Fig.6 にポンプ時の A, B, C点におけるレーザ変位計の出 力波形を示す.それぞれのレーザ変位計の出力波形から浮 上インペラの軸方向振動周波数は約 33 Hz であった.これ は回転数 2000 rpm の周波数 33.3 Hz と一致している.また それぞれの出力波形のピーク位置は A, B, C点の順に位相 差 120 度ずつ右にシフトしている.浮上インペラが常に特 定部分を上に斜めにした状態で回転している(すりこぎ運 動)ことが判明した.今回の実験ではポンプ水中の浮上イ ンペラの軸方向位置を移動する方法が無く,軸方向位置の レーザ変位計の正確なキャリブレーションが出来ていない. 各振動波形の最大値が常に同じ軸方向位置を示しており, 0.3 mm/V と仮定すると,すりこぎ運動中の浮上インペラの 傾斜角度は 0.37 度,傾斜しているインペラの最上部の軸 方向変位は中心部と比較して 0.11 mm であることが推定さ れる.



Fig.5 Experiment set up



Fig.6 Sensor output at the point A, B, C

#### 4. 結言

薄小型補助人工心臓の浮上インペラの非制御軸である軸 方向変位を測定した.出力波形の周期から浮上インペラの 軸方向振動は回転により引き起こされていることが示唆さ れた.また3つの出力波形から上インペラの動きはすりこ ぎ運動をしていることが推察された.今後浮上インペラの 軸方向位置計測系のキャリブレーション方法を開発し,正 確な傾き角度の測定が行えるよう試験系の改良を行う.

## 参考文献

- K.Ukita, T.Masuzawa, H.Onuma, T. Nishimura, S.Kyo Proceedings of the 20th MAGDA Conference in Pacific Asia, 2011.11.14, 30-35
- (2) 村上, 増澤, 小沼, 西村, 許, 第 21 回 MAGDA コン ファレンス in 仙台講演論文集,(2012), 213-216.
- (3) Y. OKADA, T. OHISHI and K. DEJIMA, General Solution of Levitation Control of a Permanent Magnet (PM) –Type Rotating Motor, *JSME International Journal*, Series C, Vol. 38, No. 3, pp. 538-542, 1995.