小児用人工心臓のための超小型磁気浮上モータの改良

Improvement of the Compact Maglev Motor for Pediatric Ventricular Assist Device

織原 涼雅^{*1}(学生員), 増澤 徹^{*1}(正員), 長 真啓^{*1}(正員), 巽 英介^{*2}

Ryoga ORIHARA (Stu. Mem.), Toru MASUZAWA (Mem.), Masahiro OSA (Mem.), Eisuke TATSUMI

A compact maglev motor has been developed for pediatric ventricular assist devices (VADs). The maglev motor consists of a top stator, a bottom stator and a levitated impeller which is suspended with 5-degrees of freedom control. The maglev motor has an outer diameter of 22 mm and a total length of 33.6 mm. The maglev motor has been improved by magnetic circuit refinement to enhance magnetic suspension characteristics and reduce power consumption. In this study magnetic suspension performance of the improved maglev motor during pumping was evaluated. The developed maglev pediatric VAD indicated sufficient pump performance to regulate a flow rate of 0.5-2.4 L/min against a pump head pressure of 100 mmHg at a rotating speed of 4000-5000 rpm. The maximum oscillation amplitudes were successfully suppressed less than 0.05 mm in axial direction and 0.16 mm in radial direction. The results indicated that the improvement of the motor significantly contributes to enhance the magnetic suspension and rotation performance.

Keywords: maglev motor, 5-degrees of freedom control, ventricular assist device, centrifugal blood pump, pump performance, magnetic suspension performance.

(2018 年 10 月 20 日受付, 2019 年 2 月 7 日再受付, 2019 年 3 月 13 日再々受付)

1 緒言

心臓移植までの橋渡しや心臓機能の半永久的補助を目的として、人工心臓が臨床応用されている。近年では、小児補助循環への期待が高まり、小児用の補助人工心臓の開発、適用が試みられている[1,2]。本邦でも体外設置型の拍動流式小児用補助人工心臓である EXCOR Pediatric が 2015 年 6 月に承認された。しかし、拍動流式人工心臓は、ダイヤフラムや逆止弁の使用による機械的耐久性の低下、血液滞留によるポンプ内血栓の惹起等の課題を持つ。このため、連続流式の補助人工心臓の開発が求められる。現在、最も研究開発が進んでいる埋め込み型の連続流式小児用人工心臓として Jarvik 2015 VAD があげられる。本デバイスでは、ピボット軸受でインペラを接触支持することで小型化を実現するが[3,4]、軸受の耐久性や、摺動部における血液適合性の課題などの技術的障壁が高く実用化には至っていない。このことから、非接触でインペラを支持できる次世代型の小児用人工心臓の研究開発が望まれる。

成人用の人工心臓では、外径が 40~60 mm のラジアル型の 2 軸 (径方向位置) 制御磁気浮上モータ, ある

いはアキシシャル型の 3 軸 (軸方向位置と傾き角度) 制御磁気浮上モータが用いられている[5,6]。磁気浮上モータが持つ受動安定性の積極的利用, 受動支持機構の付加は, デバイス小型化に有効である。しかし, 体格の小さな小児へ埋め込み可能なサイズ (外径 20 mm サイズ) まで磁気浮上モータを超小型化する際には, スペースと磁気飽和の観点から, 十分な永久磁石体積や電磁石コイル巻き数, 磁気吸引力発生に有効な磁路断面積を確保できず高い支持力と受動剛性が得られない。また, 永久磁石磁気軸受等の追加的な受動支持機構を配置する際には, 軸方向または径方向に 5~10 mm 程度大きくなるため小型化には向かない。このため, 受動安定性を活用した姿勢安定化によるデバイスの小型化には限界がある。我々は先行研究の結果から, 外径 30 mm 程度までの小径化が小児用人工心臓に求められる駆動回転数 (3500~5500) に対する受動支持の限界であると考えている[7]。

我々は小児用人工心臓のために, 二つのモータのみで浮上インペラ姿勢の 5 軸を能動制御できる超小型なアキシシャル型セルフベアリングモータを開発している。先行研究で外径 22 mm, 高さ 33.6 mm までモータを小型化, 遠心血液ポンプと組み合わせて, 十分な磁気支持性能とポンプ性能を実証した[8-10]。一方, 超小型モータゆえに発生支持力とトルクが小さく, ポンプ駆動とインペラ姿勢安定化のために高消費電力となること

連絡先: 増澤 徹, 〒316-8511 茨城県日立市中成沢町 4-12-4, 茨城大学工学部機械工学科,
e-mail: toru.masuzawa.5250@vc.ibaraki.ac.jp

^{*1} 茨城大学 ^{*2} 国立循環器病研究センター

が課題となった[10]。これに対し、理論計算、有限要素三次元磁場解析を併用してモータ磁気回路を改良設計し、モータサイズを変更せずに磁気支持力とトルクを増加できること、無負荷状態でインペラを非接触支持回転した際に消費電力が低減可能なことを実証した[11]。本稿では、改良した磁気浮上モータを用いて模擬循環閉回路内でポンプを駆動し、浮上インペラに対して流体負荷が働く状態における動特性を評価することで、モータ改良の有効性を検証した。

2 方法

2.1 超小型磁気浮上モータの概要

Fig. 1 に小児用人工心臓のための超小型磁気浮上モータを示す。本モータは浮上インペラを同一構造の上部ステータと下部ステータにより、上下から挟み込むダブルステータ構造をとる。ダブルステータ構造とすることで小型ながら高トルクを発生可能とする。また、両ステータで径方向復元力を得られるため、径方向の受動剛性を高めることができる。モータステータは 6 つの突極を有し、各突極には集中巻きコイルが巻かれている。浮上インペラの両表面には 4 極の永久磁石を配置している。各モータステータの電磁石により、4 極の磁界を発生させ軸方向位置 (Z) と軸方向回りの回転 (θ_z) を制御し、2 極の磁界を発生させ径方向位置 (X, Y) と径方向軸回りの傾き (θ_x, θ_y) を制御する。各コイルへ流れる制御電流を調節して、4 極と 2 極の磁界を重ねさせエアギャップ中に分布させることで、浮上インペラの 5 軸と回転を能動的に制御する。

2.2 磁気浮上モータの 5 軸能動制御原理

2.2.1 浮上インペラの軸方向位置及び回転制御原理

Fig. 2 に軸方向吸引力発生原理を示す。浮上インペラの軸方向位置、回転制御にはベクトル制御を用いる。モータステータが発生する 4 極の磁界の d 軸成分を調

Fig. 1 Structure of 5-DOF control magnetically levitated motor.

節し、永久磁石が発生する磁界に対して、上下のモータの一方では強め磁界、もう一方では弱め磁界とすることで、浮上インペラ上下の吸引力に不均衡を生じさせ、軸方向の位置を制御する。また、4 極の磁界の q 軸成分を調節することで回転トルクを発生させ、浮上インペラの回転数を制御する。

2.2.2 浮上インペラの径方向位置及び傾き制御原理

Fig. 3 に径方向位置と径方向軸回りの傾きの独立制御方法を示す。浮上インペラの径方向位置、径方向軸回りの傾き制御には $P \pm 2$ 極理論を適用する[7]。本研究では永久磁石が発生する 4 極の磁界に対して、モータステータで 2 極の磁界を発生させる。上下のモータステータが互いに相殺するように傾きトルクを発生させると、径方向支持力が重畳される。この径方向支持力を調節することで、浮上インペラの径方向位置を制御する。一方、上下のモータステータがそれぞれ傾きトルクを重ねるように発生させると、径方向の磁気支持力は相殺されて傾きトルクのみを生成することができる。この傾きトルクを調節することで、浮上インペラの径方向軸回りの傾きを制御する。

Fig. 2 Principle of axial position control.

(a) Inclination regulation (b) Radial position regulation

Fig. 3 Inclination angle and radial position control.

2.2.3 磁気浮上モータの磁気浮上・回転制御システム

Fig. 4 に超小型磁気浮上モータの磁気浮上・回転制御システムの概要を示す。浮上インペラの軸方向位置 (Z), 径方向位置 (X, Y), 径方向軸回りの傾き角度 (θ_x, θ_y) は下部ステータの突極内側と浮上インペラの側面に配置された 5 つの渦電流変位センサ (PU-03A, 株式会社電子応用) により計測される。下部ステータのスロットに配置された 3 つのホール素子 (HG-302C, 旭化成株式会社) により, 永久磁石が発生する磁束を検出し, 浮上インペラの回転角度を電気角度 30 deg ごとに計測する。各センサで計測された浮上インペラの位置および角度をもとに, デジタル PID コントローラにより制御電流値を決定し, パワーアンプを用いて上下のモータステータの各コイルに印加することで浮上インペラの 5 軸と回転を能動的に制御する。

2.3 超小型磁気浮上モータの改良および静特性

磁気浮上モータのインペラ磁気支持性能向上と消費電力低減を目指し, 理論計算, 有限要素三次元磁場解析を用いて, インペラとステータ間のエアギャップ, 永久磁石厚さ, ステータの突極寸法を再設計し[11], 改良型モータを製作した。Fig. 5 に製作したモータステータとロータを示す。モータステータコアとロータヨークには電磁軟鉄バルク材 (SUY-1) を使用した。永久磁石の材料はネオジウム磁石 (N-48H) で, 保磁力は 960 kA/m, 残留磁束密度は 1.36T である。改良モータでは, 浮上インペラに配置された永久磁石とモータステータ間のエアギャップを 1.5 mm から 1.3 mm, 永久磁石厚さを 1.0 mm から 0.8 mm に減少させ, 過度な負ばね剛性の増加を抑えつつ, 磁気回路の磁気抵抗を低減させ

て電磁石励磁により発生する磁気支持力, トルクの増加を図った。また, ステータ突極内部の磁気飽和を起こさず, かつコイル巻き数を増加させるようにステータ突極一つの断面積を 20.8 mm² から 17.0 mm² へ減少させて, コイル線径は変更せず, コイル巻き数を 66 巻きから 105 巻きに変更された。コイル巻き数増加に伴い, 巻線の抵抗が 0.7 Ω から 0.9 Ω へと約 29%増加した。先行研究で開発した, 永久磁石厚さ 1.0 mm, エアギャップ 1.5 mm のモータを PM1.0AG1.5 モータ, 磁気回路再設計により改良した, 永久磁石厚さ 0.8 mm, エアギャップ 1.3 mm のモータを PM0.8AG1.3 モータとする。Table 1 に PM1.0AG1.5 モータと PM0.8AG1.3 モータの励磁電流 1 A に対する磁気支持力およびトルクの静特性を示す。磁気浮上モータの磁気回路を改良したことにより, 軸方向磁気支持力は 48%, 傾き制御トルクは 74%, 回転トルクは 34%増加した。巻線抵抗の増加よりも, 支持力とトルク増加による必要電流値減少の割合が大きいため, 銅損の低減が期待できる。PM0.8AG1.3 モータで径方向磁気支持力がわずかに低下したが, 本モータは径方向に受動安定性を有しており, 1.1 N/mm の径方向剛性による復元力と径方向剛性と能動的に発生する磁気支持力を併用することにより十分インペラを支持できる性能が担保されている。

Fig. 4 Block diagram of magnetic suspension and rotation system.

Fig. 5 Rotor and stator for prototype pediatric VAD.

Table 1 Magnetic suspension force for improved motor.

	PM1.0AG1.5	PM0.8AG1.3
Axial suspension force	1.03 [N/A]	1.53 [N/A]
Radial suspension force	0.18 [N/A]	0.12 [N/A]
Inclination torque	4.96 [mNm/A]	8.65 [mNm/A]
Rotating torque	4.35 [mNm/A]	5.84 [mNm/A]

2.4 小児用補助人工心臓試作機

Fig. 6 に改良した超小型磁気浮上モータと遠心血液ポンプを組み合わせた小児用補助人工心臓試作機と浮上インペラを示す。先行研究で開発した遠心血液ポンプにおいて小児用人工心臓の要求ポンプ性能を十分発揮可能であったため、本試験機の遠心ポンプには既開発ポンプと同様の設計寸法を採用した。試作機は幅 42 mm, 高さ 45.3 mm でポンプの充填量は 3 cc である。浮上インペラは最外径が 23.6 mm, 高さが 10.9 mm である。製作誤差により、インペラ高さは設計値よりも 0.1 mm 高くなっている。また、目玉径は 4 mm, 羽根高さは 3 mm で羽根枚数は 6 枚である。インペラにかかる径方向流体力を機構的に抑制するためにダブルポリュート形状を採用している。浮上インペラとポンプケーシング内壁の軸方向, 径方向及び径方向軸回りの傾き角度の可動域はそれぞれ 0.25 mm と 0.5 mm, 1.25 deg である。設計値では, 浮上インペラが軸方向の磁気浮上中心位置で浮上している際の, 浮上インペラに配置された永久磁石とモータステータ間のエアギャップは 1.3 mm である。

2.5 PM0.8AG1.3 モータを用いた試作機のポンプ駆出性能とポンプ駆出時の磁気浮上モータの磁気支持性能評価

Fig. 7 に示す模擬循環閉回路を用いて試作機のポンプ駆出性能とポンプ駆出時の改良型磁気浮上モータの磁気支持性能を評価した。模擬循環閉回路は小児用補助人工心臓試作機, 血液バッグ, 電磁流量計 (プロ

径 12 mm, 日本光電 MFV-2100), 絞り抵抗, ひずみゲージ式圧力計 (NECAvio 赤外線テクノロジー株式会社 9E02-P13) から構成され, 回路内には血液の粘性を模擬した 25°C の 40 wt% グリセリン水溶液を 700 cc で充填している。浮上インペラの製作誤差により, ポンプ軸方向の幾何中心と磁気中心が一致していなかった。このため, 本実験では幾何中心から下部ステータ側へ 0.12 mm ずらした位置でインペラを浮上させ, 永久磁石の吸引力が上下で平衡し, 消費電力が最も小さくなるようにした。小児用人工心臓試作機のポンプ流入口と流出口付近にそれぞれ圧力計を取り付け, ニヶ

Fig. 7 Closed loop circulation circuit for prototype pump performance evaluation.

Fig. 6 Levitated impeller and prototype of pediatric VAD.

Table 2 Digital PID control gains for 5-DOF levitated impeller posture control and rotation control.

PM1.0AG1.5Prototype			
	P	I	D
Axial position	13 [A/mm]	0.07 [A/sec mm]	0.01 [A sec/mm]
Radial position	1.5 [A/mm]	0 [A/sec mm]	0.002 [A sec/mm]
Inclination Angle	3.6 [A/deg]	0.08 [A/sec deg]	0.0015 [A sec/deg]
Rotation	0.0005 [A/rpm]	0.0018 [A/sec rpm]	0 [A sec/mm]
PM0.8AG1.3Prototype			
	P	I	D
Axial position	10 [A/mm]	0.05 [A/sec mm]	0.007 [A sec/mm]
Radial position	1.5 [A/mm]	0 [A/sec mm]	0.002 [A sec/mm]
Inclination Angle	1.5 [A/deg]	0.004 [A/sec deg]	0.001 [A sec/deg]
Rotation	0.0005 [A/rpm]	0.0018 [A/sec rpm]	0 [A sec/mm]

所の計測圧力の差をポンプ揚程とした。絞り弁により回路抵抗を調節することでポンプ流量を 0.5 L/min ごとに変化させた。ポンプ内のインペラを磁気浮上回転させ、想定使用回転数範囲である 4000 rpm, 4500 rpm, 5000 rpm でポンプ特性を測定した。また、ポンプ駆出時の浮上インペラの軸方向振動振幅、径方向振動振幅、径方向軸回りの傾き角度および消費電力を評価した。先行研究で用いた PM1.0AG1.5 モータと新規に開発した改良型の PM0.8AG1.3 モータについて、ポンプ駆動時に用いた磁気浮上制御用 PID コントローラおよび回転制御用 PI コントローラの制御ゲインを Table 2 に示す。改良モータの制御ゲインは、ポンプ駆動時の姿勢安定化に必要な磁気支持剛性を担保しつつ、制御電流を可能な限り低減できるように決定した。人工心臓ポンプ用の磁気浮上モータでは、流体力外乱に対して 1 N/mm 以上の剛性を有する必要があると考える。ここで、磁気浮上モータが発生し得る剛性は磁気支持力の力係数と P ゲインの積で決定することができる。能動制御を行う軸方向においては 15.3 N/mm となり十分高い剛性を有する。また、径方向においては、受動剛性と能動的に発生する剛性の併用により 1.28 N/mm の剛性を有し、目標剛性を上回っている。

3 結果・考察

Fig. 8 に PM0.8AG1.3 モータを用いた人工心臓試作機の圧流量特性を示す。本ポンプは回転数 4000~5000 rpm において、ポンプ揚程 100 mmHg に対して流量を 0.1 L/min から 2.2 L/min まで調節可能であり、小児用補助人工心臓として十分な性能を有した。

Fig. 8 H-Q characteristics of blood pump.

Fig. 9 Oscillation amplitude and maximum tilt angle.

Fig. 10 Power consumption.

Fig. 9 に PM0.8AG1.3 モータの磁気支持性能として、ポンプ駆動時における浮上インペラの軸方向振動振幅、径方向振動振幅、径方向軸周りの最大傾き角度を示す。性能比較のために、先行研究で評価した PM1.0AG1.5 モータの磁気支持性能の結果を併せて示す。回転数 4000 ~5000 rpm において、PM0.8AG1.3 モータの浮上インペラ軸方向最大振動振幅は 0.046 mm となった。また、もっとも支持剛性が低い径方向位置制御に関しても、受動支持剛性と能動制御を併用することで目標の支持剛性が得られており、ポンプ駆動時の最大振動振幅は 0.16 mm とポンプクリアランスに対して非常に小さく抑制された。径方向軸周りの傾き角度も 0.87 deg 以下に抑えられ、5 軸すべてにおいて浮上インペラとポンプケーシングとの接触はなく、改良モータは血液適合性を担保するに十分な磁気支持性能を示した。また、発生流量と揚程によらず浮上インペラはおおよそ一定の振動振幅、傾き角度で制振された。本結果は、小児の成長に応じてポンプ駆動条件を広範囲に変更しても、本モータが十分に浮上インペラを磁気支持可能であることを示している。

Fig. 10 にポンプ駆動時における改良前後のモータの総消費電力を示す。PM0.8AG1.3 モータの消費電力は全駆動条件において PM1.0AG1.5 モータの消費電力よりも小さくなった。PM0.8AG1.3 モータの最大消費電力は 8.9 W で、PM1.0AG1.5 モータの最大消費電力 13.1 W と比較して、4.2 W 低減した。これは、モータ改良による磁気支持力、トルク増加が制御に必要な電流を減少させ、銅損低減に有効に働いたためだと考える。一方、断面積を減少させた突極部で磁束密度が増加することで鉄損がわずかに増加にしている可能性がある。今回の結果では銅損の低減が消費電力低減に優位に働いたが、今後更なる消費電力低減を図るためには、磁

気コア材料を電磁軟鉄バルク材 (SUY-1) から圧粉磁心に変更して鉄損の影響を小さくする必要があると考える。

本稿では模擬循環閉回路内の作動流体に血液の粘性を模擬した 25°C の 40 wt% グリセリン水溶液を用いてポンプ駆出時における超小型磁気浮上モータ改良の有効性を実証した。今後は、浮上インペラの再製作、ステータコアの材料変更を行った後に、血液を用いてポンプ駆出性能、インペラ磁気支持性能、消費電力および溶血性能等血液適合性の評価を行っていく。

4 結言

磁気回路再設計により磁気支持力、トルク特性を改善した超小型 5 軸能動制御磁気浮上モータを用いた小児用補助人工心臓試作機を開発し、ポンプ駆動時の磁気浮上回転性能を評価した。想定使用回転数 4000 ~5000 rpm において、改良型磁気浮上モータは浮上インペラの非接触磁気支持を実現し、血液ポンプは小児の患者 (1 歳から 5 歳児) の成長に応じて、揚程 100 mmHg に対して流量を 0.1 L/min から 2.2 L/min まで調節可能であった。ポンプ駆動時の消費電力を全駆動条件において低減でき、モータ改良の有効性を示すことができた。今後は、インペラ再製作とモータコア材料の変更による更なる低消費電力化、血液を用いた際のポンプ性能、ポンプ駆出時のインペラ磁気支持性能、血液適合性評価を行う。

参考文献

- [1] J. T. Baldwin, H. S. Borovetz, B. W. Duncan, M. J. Gartner, et al., The National Heart, Lung, and Blood Institute Pediatric Circulatory Support, *Journal of the American heart association*, PP. 147-155, 2006.
- [2] 小野 稔, 補助人工心臓の現状と展望, 小児内科, Vol.42, No.5, pp.784-788, 2010.
- [3] M. Gibber, Z. J. Wu, W. B. Chang, G. Bianchi, et al., In Vivo Experience of the Child-Size Pediatric Jarvik 2000 Heart: Update. *ASAIO Journal*, Vol. 56, No. 4, pp. 369-374, 2010.
- [4] J. T. Baldwin, I. Adachi, J. Teal, C. A. Almond, et al., Closing in on the PumpKIN Trial of the Jarvik 2015 Ventricular Assist Device, *Seminars in Thoracic and Cardiovascular Surgery: Pediatric Cardiac Surgery Annual*, Vol. 20, pp. 9-15, 2017.
- [5] T. Nisinaka, H. Schima, W. Roethy, A. Rajek, et al, The DuraHeart VAD, a Magnetically Levitated Centrifugal Pump: the University of Vienna bridge-to-transplant experience, *Circulation Journal*, Vol. 70, pp. 1421-1425, 2006.
- [6] K. Bourque, D. B. Gernes, H. M. Loree II, J. S. Richardson, et al., HeartMate III: Pump Design for a Centrifugal LVAD with a

- Magnetically Levitated Rotor, *ASAIO Journal*, Vol. 47, pp. 401-405, 2001.
- [7] M. Osa, T. Masuzawa, N. Omori, E. Tatsumi, Radial position active control of double stator axial gap self-bearing motor for pediatric VAD, *JSME Journal*, Vol. 2, No. 4, pp.1-12, 2015.
- [8] 斎藤 拓也, 増澤 徹, 長 真啓, 巽 英介, 小児用人工心臓用 5 軸制御磁気浮上モータの小型化, 第 23 回「茨城講演会」講演論文集, pp.29-30, 2015.
- [9] M. Osa, T. Masuzawa, T. Saito, E. Tatsumi, Miniaturizing 5-DOF fully controlled axial gap maglev motor for pediatric ventricular assist devices, *International Journal of AEM*, Vol. 52, No. 1-2, pp.191-198, 2016.
- [10] 斎藤 拓也, 増澤 徹, 長 真啓, 巽 英介, 超小型磁気浮上式小児用人工心臓の開発, 日本 AEM 学会誌, Vol. 25, No. 2, pp.130-136, 2017.
- [11] 長 真啓, 増澤 徹, 織原 涼雅, 巽 英介, 小児用人工心臓用 5 軸制御磁気浮上モータの高性能化, *Dynamics and Design Conference 2018* 講演論文集, No. 18-7, 2018.