

動圧軸受血液ポンプのための小型傾き制御機構の開発

Development of small tilt control mechanism for rotary blood pumps.

10NM404A 一ノ瀬 高紀 指導教員：増澤 徹 教授

1. 緒言

現在、重症心不全患者に対して、心臓の機能を補助する補助人工心臓による救命が行われている。近年開発がすすめられている人工心臓は第三世代型と呼ばれ、磁気浮上(磁気軸受)や動圧軸受により、血液を送出するためのインペラを非接触で回転させるものである。機械的な摺動部を撤廃することで高耐久、低溶血、高血栓な人工心臓が可能となる。磁気浮上システムはインペラとケーシング間の血液流路間隙を広くすることができ、高い血液適合性を実現できる。しかし、モータのほか磁気軸受用電磁石等が必要となり、小型化に限界がある。動圧軸受は静的な動圧発生メカニズムにより軸支持をしているため、補助人工心臓の小型化や低消費電力を実現できるが、動圧効果を得るためには間隙を数十 μm まで近づける必要があり、外乱等によるインペラ姿勢変動により溶血を引き起こす。そこで、動圧軸受型血液ポンプに傾き制御用磁気軸受を併用し、インペラ姿勢を制御することで小型かつ高い血液適合性を持つ血液ポンプが実現できる。本研究では、2種類の傾き制御機能付モータと傾き制御用磁気軸受の開発を行った。

2. 方法

2.1 リラクタンstype傾き制御機能付モータ

Fig.1 にリラクタンstype傾き制御機能付モータの構成を示す。12 突極のモータステータは、各突極に 3 相 4 極の回転磁界を発生させる回転制御用コイル、2 相 6 極の磁界を発生させる傾き制御用コイルをそれぞれ独立に巻いている。これにより単一のデバイスで回転と傾きの制御を可能にする構造としている。インペラ片面には 4 極の永久磁石を配置した。径方向位置は静的に支持、軸方向位置は動圧軸受により支持する。モータは、ステータ径 36 mm、全体高さ 25 mm である。設計したモータについて、三次元数値磁場解析、基本性能評価を行った。

2.2 ローレンツtype傾き制御機能付モータ

Fig.2 にローレンツtype傾き制御機能付モータを示す。モータは 2 種類の導線が設置されたステータと 16 極の永久磁石を配置したロータにより構成される。導線は片方を回転用、もう一方を傾き制御用として用いる。本モータは、電機子電流と界磁磁束を直交させることで発生するローレンツ力によって、力を発生させる。磁石極中央部において軸方向に発生する磁束により回転トルクを、NS 極境界部において磁石表面と平行に発生する磁束により傾き制御トルクを発生させる。導線外径 40 mm、全体高さ 7 mm である。提案したモータの実現性を確認するために、三次元数値磁場解析および発生トルクの測定、外乱を与えた時の傾き制御性能評価を行った。

2.3 傾き制御用磁気軸受

Fig.3 に傾き制御用磁気軸受の構成を示す。磁気軸受は 90 deg 間隔で 4 つの電磁石を設置したステータとリング型の永久磁石を配置したロータにより構成される。ステータ電磁石とロータの間隙中の磁束密度を左右で増減させることで径方向 2 軸周りの傾きを能動的に制御する。ステータ径 32 mm、全体高さ 7 mm である。設計した磁気軸受について、軸方向吸引力と傾き制御トルクの測定を行った。

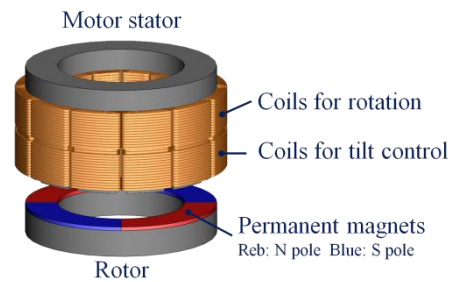


Fig.1 Reluctance force type motor with tilt control function

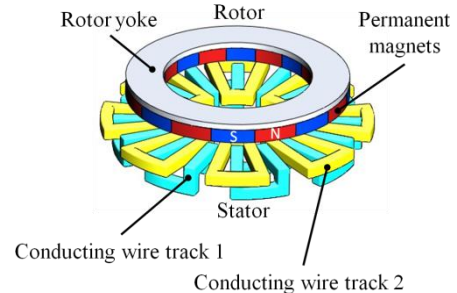


Fig.2 Lorentz force type motor with tilt control function

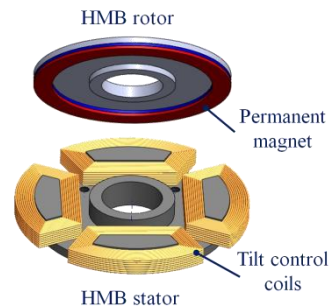


Fig.3 Tilt control magnetic bearing

3. 結果および考察

3.1 リラクタンス型傾き制御機能付モータ

数値磁場解析の結果、回転電流 1.5 A のとき回転トルク 27 mNm、軸方向吸引力 37 N、傾き電流 1.0 A のとき傾き制御トルク 52 mNm 発生可能であると推定できた。解析により、設計したモータの妥当性が確認できたため実機を製作し基本性能の測定を行った。使用想定回転数 2600 rpm において最大回転トルク 26 mNm を発生可能であり、動圧血液ポンプの目標トルク 20 mNm を満足した。また、ロータとステータ間隙 1 mm において 33 N の軸方向吸引力を確認した。本結果は解析結果の 90 %であった。しかし、傾き制御実験の結果、径方向に力が発生していることを確認した。発生している径方向力は傾き制御電流 1 A において 0.9 N であり、径方向支持を行うことで、本モータによる傾き制御は可能であると考えられる。

3.2 ローレンツ型傾き制御機能付モータ

Fig.4 に数値磁場解析により得られた、ロータ永久磁石により発生する磁束密度ベクトル図を示す。発生している磁束は、ロータ永久磁石の極境界部においてロータ表面と平行に発生していることを確認し、提案した原理により傾き制御トルクが発生可能と推定できた。Fig.5 に傾き制御トルク測定結果を示す。間隙 1 mm、励磁電流 2.5 A において 6 mNm の傾き制御トルクが発生可能であった。Fig.6 に回転トルク測定結果を示す。回転数 2600 rpm において最大 12.5 mNm を発生可能であり、提案した原理の実現可能性が確認できた。

3.3 傾き制御用磁気軸受

磁場解析の結果、設計した磁気軸受は励磁電流 1 A において 18 mNm の傾き制御トルク、10 N の軸方向吸引力が発生可能であった。解析結果をもとに実機を製作し、傾き制御トルクの測定を行った。Fig.7 に磁気軸受の傾き制御トルク測定結果を示す。励磁電流 1 A において 19 mNm の傾き制御トルクが発生可能であった。また、そのときの軸方向吸引力は 13 N であった。Fig.8 に磁気軸受の外乱に対する応答を示す。XY 平面 45 deg 方向にロータが 0.3 deg 傾く外乱を与えた後、傾きは 300 msec で収束した。本実験の実験装置は、ロータをホルダに固定し、さらにシャフトでつりさげる構造であるため、質量が増えてしまっている。実際の血液ポンプではインペラは動圧軸受により非接触で浮上しているため、外乱に対する応答性はさらに向上するものと考えられる。動圧血液ポンプに適用可能な性能を有し、十分に小型かつ薄型の軸受の開発が行えた。

4. 結言

動圧軸受血液ポンプへの応用を目指した小型な傾き制御機構として、リラクタンス型、ローレンツ型の2種類の傾き制御機能付モータと傾き制御専用磁気軸受の開発を行い、動圧軸受血液ポンプ用の傾き制御機構として、傾き制御専用磁気軸受が最も適していることを実証した。開発した径 32 mm、厚み 7 mm の傾き制御用磁気軸受は最大 47 mNm の傾き制御トルクを発生可能であった。また、ロータが 0.3 deg 傾く外乱に対し、300 msec で整定可能であった。

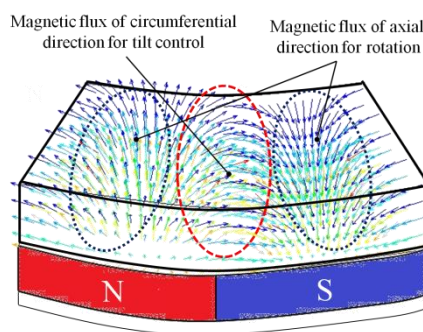


Fig.4 Magnetic flux vector diagram of permanent magnets for Lorentz motor with tilt control function

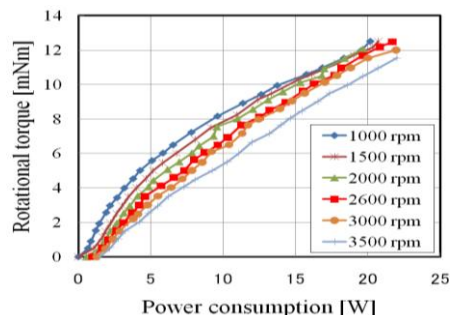


Fig.5 Results of motor torque measurement (Lorentz motor)

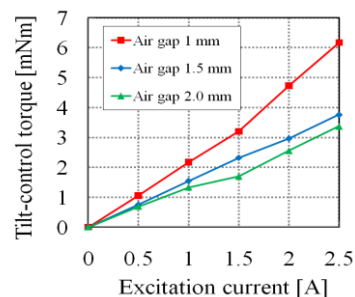


Fig.6 Results of tilt control torque measurement (Lorentz motor)

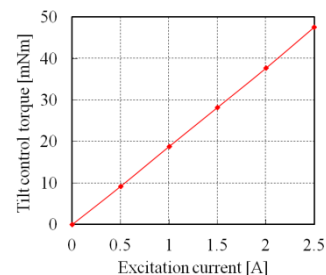


Fig.7 Results of tilt control torque measurement (Magnetic bearing)

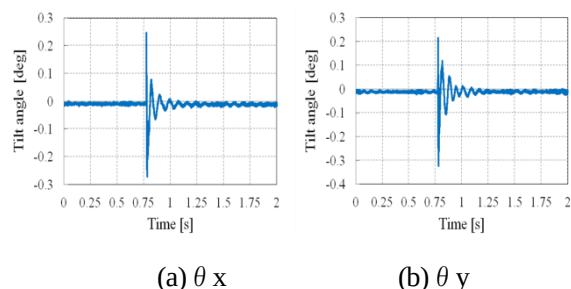


Fig.7 Response of magnetic bearing to disturbance