心機能回復のための治療用血液ポンプの研究開発

Therapeutic blood pump for cardiac functional recovery

 山田悠(茨城大学大学院) 増澤徹(茨城大学)
西村隆(東京大学) 許俊鋭(東京大学)
Yu YAMADA, Graduate School of Ibaraki University Toru MASUZAWA, Ibaraki University Takashi NISHIMURA, The University of Tokyo Shunei KYO, The University of Tokyo

Abstract: A novel therapeutic blood pump for cardiac functional recovery has been developed to treat acute cardiac failure. The device consists of a magnetically suspended motor and a centrifugal blood pump. It assists a patient's heart with synchronizing bypass flow rate with cardiac cycle. The pump performance was evaluated with a mock circuit filled with the water. The device can pump a flow rate of 5 L/min against a head pressure of 100 mmHg at a rotational speed of 1800 rpm and can achieve a flow rate of 20 L/min against same pressure head with a rotational speed of 2600 rpm. The flow rate is changed between 5 L/min and 20 L/min cyclically with a frequency of 1 Hz according to the target rotational speed changing from 500 rpm and 2000 rpm. The developed therapeutic blood pump has the potential to treat acute cardiac failure.

Key Words: Therapeutic blood pump, artificial heart, acute cardiac failure, magnetically suspended motor

1. 緒言

心不全患者には移植への橋渡しあるいは永久使用として 補助人工心臓が用いられている.最近では補助人工心臓の 装着中に心機能が回復する症例が報告され,補助人工心臓 を自己心機能回復までの繋ぎとして使用することが注目さ れている.更に心臓の拍動に同期して補助流量を変化させ ることによって,効果的な治療が実現できることが明らか にされている⁽¹⁾.本研究では急性心不全患者を対象として, 心機能を回復させる自己心治療用血液ポンプの開発を目的 としている.心機能の回復には冠動脈血流量増加や心臓の 状況に応じた負荷調節を行う機能が必要である.この治療 方法の実現には数カ月にわたる治療に適用可能で最大瞬間 血液流量20 L/min 以上のポンプ性能を有した血液ポンプが 必要である⁽²⁾.本研究では体外設置型で自己心機能の回復, 治療を目指した磁気浮上血液ポンプの開発を行った.

2. 方法

2-1 心機能回復のための治療用血液ポンプ

Fig. 1 に提案する治療用血液ポンプを示す.低血栓,低溶血を実現するためにアキシャル型磁気浮上モータを採用 しており,浮上インペラ,磁気軸受,モータ,ポンプケー シングによって構成する.インペラの上下両面に永久磁石 とヨークを設置し,磁気軸受とモータによってインペラを 軸方向に挟み込む構造とした.インペラにかかる磁気軸受 とモータの軸方向磁気吸引力を釣り合わせることによって 軸方向に磁気支持して浮上させる.血液ポンプは遠心ポン プを採用している.インペラの回転数を変化させることに よって補助流量を増減させることができ,これを心臓の拍 動に合わせて行うことが,本血液ポンプを用いて行う治療 方法である.ポンプのボリュート形状にはダブルボリュー トを採用することにより,回転数変化に伴うインペラの偏 心を抑えている.



Fig. 1 Therapeutic blood pump

2-2 アキシャル型磁気浮上モータ

Fig. 2 にアキシャル型磁気浮上モータを示す. ロータの 磁気浮上制御を行う磁気軸受けと回転制御を行うモータに よって,ロータを軸方向に挟み込む構造とした. Fig. 3 に 磁気軸受の軸方向断面図を示す. 強力な磁気支持性能を実 現するために,磁気軸受には本研究室で考案したダブルバ イアス磁束型磁気軸受けを採用した. ダブルバイアス型磁 気軸受はステータに 90 度間隔に設置した 4 個の電磁石と, 浮上対象(ロータ)に設置した 3 つの永久磁石およびヨー クから構成される. 径方向に着磁した第1永久磁石と軸方 向に着磁した第2永久磁石を用い,バイアス磁束の重畳と 第1永久磁石が発生するバイアス磁束のロータ内での短絡 防止を図っている. 電磁石によってロータの軸方向位置 Ζ と軸回りの傾きθ_xとθ_yの3自由度を能動的に制御する. 径 方向位置は永久磁石の磁気吸引力による受動安定性で静的 に支持している. Fig. 4 に示すように, 4 つの渦電流変位 センサによりロータの軸方向位置及び傾きを検出し, デジ タル PID 制御を行う. ロータがモータステータと向かい合 う面には8枚の永久磁石を設置し, 12 突極のステータによ って3層8極の回転磁界を発生させてロータを回転させる.



Fig. 2 Cross sectional view of axial type maglev motor



Fig. 3 Double-bias hybrid magnetic bearing



Fig. 4 The control system

2-3 遠心ポンプ

Fig. 5 に製作した遠心ポンプケーシングを, Fig.6 に浮上 インペラを示す. 流入口径・流出口径ともに 16 mm とし, ダブルボリュートを採用した. インペラ径は 52 mm とし, 羽根枚数 6 枚,羽根高さ 6 mm,羽根入口角 47 deg,羽根出 口角 23 deg のクローズドインペラとした. インペラとケー シングの間隙は,軸方向は上下ともに 0.3 mm,径方向は 1 mm である. 浮上インペラは,磁気軸受側とモータ側の永 久磁石とヨークをモールドするケースをインペラと一体で 製作し,エポキシ樹脂によってカバーした.



Fig. 5 Developed centrifugal pump casing



Fig. 6 Developed levitated impeller

2-4 性能評価試験

Fig. 7 に示すように、閉ループモック回路に開発した磁 気浮上ポンプを接続し、ポンプ拍出性能評価を行った.作 動流体は生理食塩水を使用し、電磁流量計で流量を測定し た.インレット及びアウトレットに圧力計をそれぞれ取付 け、この差をとって揚程を算出した.また、ロータの回転 数を1秒間の周期で1000 rpmと1500 rpmに変化させたと きの指令回転数に対する回転数の応答性を評価した.さら に、指令回転数を500 rpmと2000 rpm間で変化させて、ロ ータ回転数,揚程,流量のダイナミックな変化を観察した. 高速度カメラ(REDLAKE 社 MotionScope M3)を用いてロ ータが回転する様子を2000 コマ/秒で撮影し、ロータの径 方向変位量を推定した.Table.1に高速度カメラの撮影条件 を示す.画素数は変換ソフトで1000%に拡大した後の画素 数を示している.

Table.1 Filming condition of high speed camera

回転数 [rpm]	1700
撮影速度 [fps]	2000
画素数(横) [pixels]	3200
画素数(縦) [pixels]	2560



Fig. 7 Experiment system

3. 結果および考察

Fig. 8 に HQ 特性を示す. 回転数 1800 rpm で流量 5 L/min と揚程 100 mmHg を同時に達成することを確認した.また, 回転数 2600 rpm において流量 20 L/min を送出可能である. よって,本血液ポンプは心機能を回復させる治療を行う十 分な拍出性能を有している.

また、20 L/min 拍出時の消費電力は、磁気軸受が 1.5 W, モータが 14 W であった.モータに若干大きな電力が必要 であったが、モータステータの材料を磁性軟鉄から圧粉磁 心に変更することによって渦電流損を減少させ、消費電力 を低減できると考えられる.





Fig. 9 に回転数 2500 rpm までの各回転数における軸方向 の最大振動振幅及び最大傾きを示す.最大振動振幅は 46 μ m 以下,傾きは 0.37 deg 以下であり,ロータとポンプケ ーシング間の間隙 0.3 mm に比べて十分に小さいことを確 認した.



Fig. 9 Maximum oscillation amplitude and maximum tilt

Fig. 10 に流量 5L/min, 揚程 100 mmHg においてロータが 1 回転する間の径方向変位量を示す.血液ポンプではダブ ルボリュートを採用しており,ダブルボリュートは Fig. 10 の 45°から始まり 225°で出口ポートに接続されている. ポンプケーシングとインペラの径方向の間隙は 1 mm であ り,最大変位量の 0.3 mm は十分に小さい値であった.ま た,ロータは半径 0.085 mm 程の円を描くように公転運動 をしていることを確認した.これはロータの重心位置の偏 心のためと考えられる.材料の加工精度などを改善するこ とにより改善を図ることができると考えている.



Fig. 10 Radial displacement of levitated impeller

Fig. 11に1秒間の周期で指令回転数を1000 rpmから1500 rpm まで上下させたときのロータの回転数を示す.回転数の上昇時,下降時ともにおよそ0.7 sec で指令回転数に到達した.Fig. 12に,同様に1秒間の周期で指令回転数を500 rpmから2000 rpmまで変化させたときのロータの回転数,揚程,流量の変化を示す.拍出流量を約7 L/mninから20 L/minまで変化させることに成功した.回転数の整定時間は回転数上昇時に0.12 sec,下降時に0.19 sec であり,大流量の瞬時変化が可能な能力を有していることを確認した.今後,生体の循環系を模擬した循環系シミュレータを用いて実際のポンプ装着時に近い環境で更なるポンプ動特性の検証を行っていく.



Fig. 11 Transient response of rotational speed to the Target rotational speed



Fig. 12 Transient response of rotational speed, pump head, and flow rate to the target rotational speed

4. 結言

急性心不全患者に適用可能な治療用血液ポンプの提案を行った.専用のアキシャル型磁気浮上モータ及びインペラ外 径 51 mmの遠心ポンプを製作しポンプ性能試験を行った. 流量 5 L/min 及び揚程 100 mmHg は回転数 1800 rpm におい て達成した.高流量補助に必要な 20 L/min は回転数 2600 rpm において達成可能である.ロータの軸方向最大変位及 び最大傾きがそれぞれ 46 μm, 0.37 deg, 径方向変位は 0.3 mm 程度であり,軸方向,径方向ともにケーシングとの機 械的接触は無いことが確認できた.指令回転数を1000 rpm と 1500 rpm で変化させたときのロータ回転数の整定時間 は,回転数上昇時,下降時ともに 0.7 sec であった.また, 回転数を 500 rpm から 2000 rpm まで変化させる事により, 1 Hz で流量を 7 L/min から 20 L/min まで変化させることに 成功した.心臓を治療するために必要な磁気浮上能力,ポ ンプ性能を有している血液ポンプの開発が行えた.

参考文献

- (1) Masahiko Ando, Yoshiaki Tanaka, Takashi Nishimura, Kenji Yamazaki, Shunei Kyo, Minoru Ono, Tomonori Tsukiya, Toshihide Mizuno, Yoshiyuki Taenaka, Eisuke Tatsumi, A novel counterpulsation mode of rotary left ventricular assist devices can enhance myocardial perfusion, J Artificial Organs, Published online, 2011
- (2) 北郷将史, 増澤徹, 西村隆, 許俊鋭, 治療用人工心臓のためのアキシャル型磁気浮上モータの開発, 日本 AEM学会誌, vol. 19, No. 2, pp. 198-203,2011.