

## 磁気浮上全人工心臓の研究開発

## Total Artificial Heart with a magnetically levitated motor

○ 西村宣彦(茨城大) 増澤徹(茨城大)

ダニエル・ティムス (BiVACOR Pty. Ltd.)

Nobuhiko NISHIMURA, Ibaraki University  
Toru MASUZUWA, Ibaraki University  
Daniel L TIMMS, BiVACOR Pty. Ltd.

**Abstract:** A magnetically levitated total artificial heart has been developed with a single magnetically levitated motor. The device has double pumps which replace left and right ventricles. A stator which has both of a magnetic bearing core and a motor stator core is set at center of the device. The left and right pump impellers are connected with a rod through the center hall of the stator core. Attractive forces produced by the magnetic bearing and the motor are made balance to suspend the rotating impellers. The flow balance between the left and right pump is adjusted by shifting the axial impeller position of the impellers adjusted. The left pump produces a flow rate of 4.7 L/min at the pump head of 100 mmHg, the right pump produces the flow rate of 6.9 L/min at the pump head of 20 mmHg with the rotating speed of 2100 rpm.

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

## 1. 諸言

現在、臓器提供者不足の問題を抱える心臓移植の代替治療方法として補助人工心臓の適用が多く行われている。臨床で使用されている人工心臓は左心または右心を補助する片心補助人工心臓であり、全置換型人工心臓の開発は休止状態となっている。しかし、両心補助または全置換を必要とする両心不全患者は片心補助人工心臓適用後の発症も含め全体の10~20%程度存在すると言われ、その必要性が増してきている。そこで本研究では単一の磁気浮上モータで左右二つの遠心ポンプを駆動することで小型化を図った磁気浮上全人工心臓の研究開発を行っている。今回、磁気浮上全人工心臓試作機の左右拍出量のバランス制御機構の動作原理の確認および左右ポンプ室間の流体の移動量を計測したので報告する。

## 2. 方法

## 2-1 磁気浮上全人工心臓の概要

Fig. 1 に本研究で開発中の磁気浮上モータを用いた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二つの遠心ポンプで構成される。アクチュエータに用いた磁気浮上モータは右心ポンプ側にモータステータ、左心側にアキシアル型磁気軸受を有した一つの電磁石コアと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、電磁石コア中央を貫く連結ロッドにより構成される。左右遠心ポンプ間は連結ロッド部で接続されているため相互に流体の移動が可能であり、また左右ポンプは同一回転数で駆動する。両ロータには浮上のための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。両吸引力のバランスを磁気軸受側の電磁石により制御することで磁気浮上を行う。

## 2-2 左右拍出量の自動バランス制御方法

本人工心臓は左右心ポンプが同一回転数で駆動するため、浮上インペラの軸方向位置を変化させることで左右ポンプの拍出量のバランスを取る。ポンプ内にはインペラ上端とケーシングの間に拍出に対し損失となる二次流れが発生している。浮上インペラを左心ポンプ側に変位させると左心

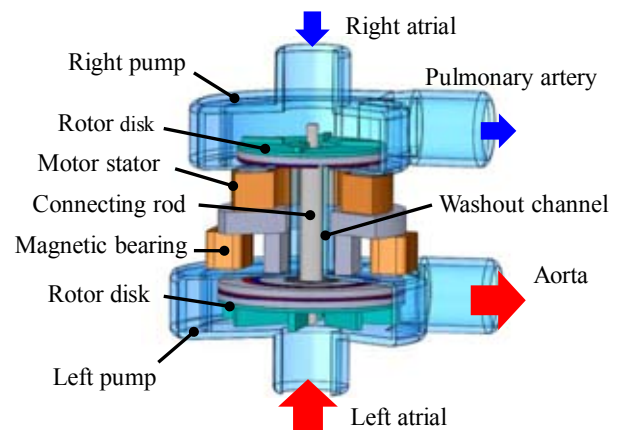


Fig. 1 Total artificial heart with single maglev motor

インペラ上端と左心ケーシング間隙が狭まり、二次流れが減少するため、左心拍出量が増加する。一方、右心インペラ上端と右心ケーシング間隙が広がるため右心拍出量は減少する。同様に右心側にインペラを変位することで右心拍出量を増加させ左心拍出量を減少させることができる。さらに本人工心臓では浮上インペラの軸方向位置制御をゼロパワー制御とすることで左右拍出量のバランスを自動で調節する。ゼロパワー制御とは左右ロータに設置した永久磁石による吸引力とポンプ内の軸方向流体力が釣り合う位置にインペラの浮上位置を変位させる制御方法である。自己心はフランク・スターリングの法則より心房圧の変化により拍出量を決定しており、本人工心臓でも心房圧に応じて自動で拍出量を変化させる。左心房圧が増加した場合を考えると、流体力は左心ポンプ側から右心ポンプ側方向に増加する。ゼロパワー制御では浮上インペラに働く軸方向の力を釣り合わせるために、左心側に位置する磁気軸受ステータ・ロータ間の間隙を広げ流体力と同方向の力を弱め、同時に右心側に位置するモータ側のエアギャップを狭め流体力と反対方向の力を強める。本ポンプでは磁気軸受側エアギャップを広げることは、インペラを左心側に変位させることになる。浮上インペラが左心側に変位することで、

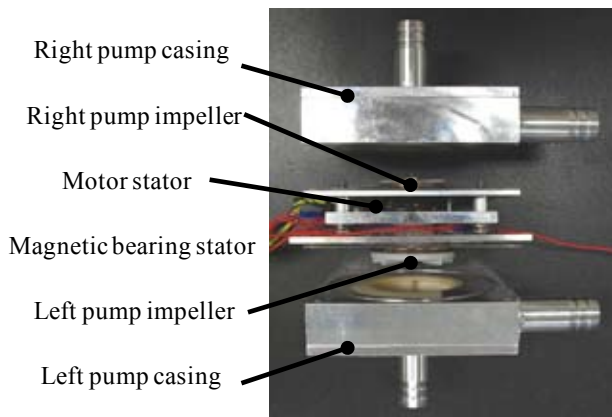


Fig. 2 Disassembled view of the prototype pump

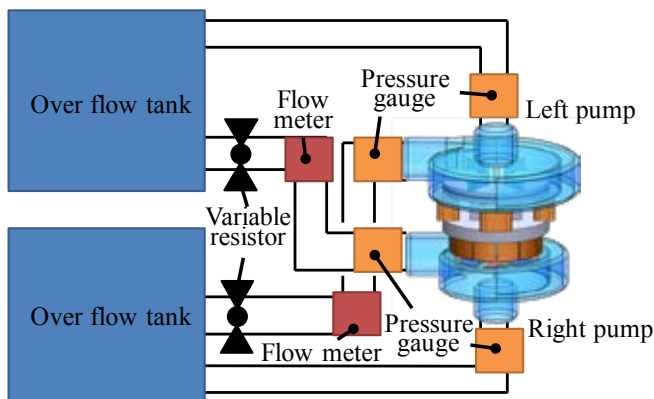


Fig. 3 Mock circuit to evaluate pump performance

左心ポンプのインペラ・ケーシング間隙が狭くなるため左心拍出量が増加する。本機構を用いて左右同一回転数の条件下で左右拍出量のバランス制御を自動で行う。

### 2-3 インペラの浮上位置に対するポンプ性能評価試験

Fig.2 に開発した磁気浮上全人工心臓試作機を示す。本試作機の浮上インペラの軸方向位置を変位させた際の左右ポンプ性能を評価した。閉ループモック回路の概略図を Fig. 3 に示す。リザーバ、歪みゲージ式圧力計、電磁流量計、絞り抵抗から構成される実験系に試作機を接続した。浮上インペラの回転数を 2100 rpm とし、軸方向位置を①中心位置、②左心側に 0.2 mm 変位、③右心側に 0.2 mm 変位させた。

### 2-4 左右ポンプの前負荷に対する浮上位置測定試験

心房圧に応じた左右拍出量バランス制御の動作原理を確認するため、圧力を段階的に調節可能なオーバーフロータンクを用いゼロパワー制御時の左右ポンプの前負荷の変化に対するインペラの浮上位置を測定した。左右ポンプの前負荷を二つのオーバーフロータンクの水かさでそれぞれ決定し、アウトレット圧は絞り抵抗により常に左心アウトレット圧 100 mmHg、右心アウトレット圧 20 mmHg とした。一方の前負荷は 5 mmHg 一定とし、他方の前負荷を 5, 10, 15, 20 mmHg と変更した。試作機の回転数を 2100 rpm とした。

### 2-5 ウォッシュアウト流量測定

本試作機の左右ポンプ室は連結ロッド周辺のウォッシュアウト部で繋がっているため血液の移動が可能である。ウォッシュアウト部の流れ方向や流量は、右心側の酸素濃度の低い血液の大動脈への流入や、血液の鬱滞による血栓形成の原因となるため重要である。そこで左右ポンプ間の流体の移動量(ウォッシュアウト流量)を測定した。左右ポン



②0.2 mm to left side ①Center position ③0.2 mm to right side

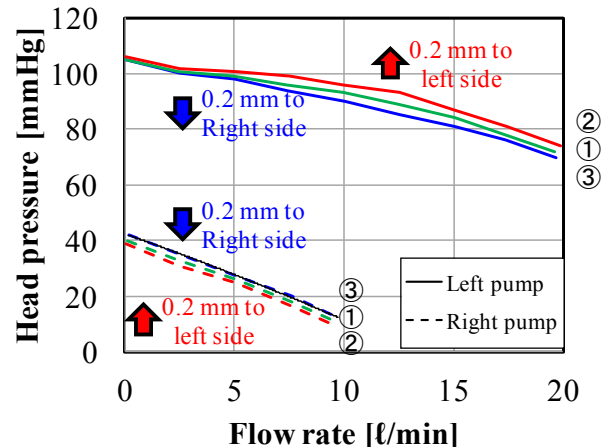


Fig. 4 HQ characteristic

プ流量 5 L/min、左心揚程 100 mmHg、右心側 20 mmHg の条件で一定時間駆動後の二つのリザーバの水かさの変化をウォッシュアウト流量とした。ウォッシュアウト流量は左右インペラ裏面の圧力差に影響を受けることが予想されるため、流体力の低減のために用いられるインペラ表裏に設けたバランスホールの有無による流量の変化を計測した。またウォッシュアウト間隙を片側 0.1 mm、1.0 mm とし流路断面積の変化による影響を調べた。左心ポンプ側から右心ポンプ側への流れを正とした。

## 3. 結果および考察

### 3-1 インペラの浮上位置に対するポンプ性能評価試験

Fig.4 にインペラの浮上位置を左右心側にそれぞれ 0.2 mm 変位させた際の圧流量特性を示す。本人工心臓はインペラの軸方向浮上位置が中心位置であり回転数 2100 rpm のときに左心揚程 100 mmHg、左心流量 4.7 L/min、右心揚程 20 mmHg、右心流量 6.9 L/min のポンプ性能を示し、人工心臓の基本ポンプ性能を達成した。右心側のポンプ性能が目標性能である揚程 20 mmHg、流量 5 L/min に対して大きいため今後インペラの羽根高さを小さくすることで性能を調節する。またインペラの浮上位置を中心位置より±0.2 mm 変位させることで左心側揚程 100 mmHg に対し左心流量 4.1~6.7 L/min、右心側揚程 20 mmHg に対し右心流量 6.5~7.4 L/min までの十分な流量の変化を確認し。本機構により左右拍出量を調節可能であることを確認した。

### 3-2 左右ポンプの前負荷に対する浮上位置測定試験

Fig.5, 6 に左右ポンプの前負荷に対するインペラの浮上位置をそれぞれ示す。グラフの縦軸は磁気軸受ステータと左心側インペラの間隙長を示しており、値が増加すると左心ポンプ側にインペラが変位し、減少すると右心ポンプ側にインペラが変位することを示す。Fig.5 から本試作機は左心前負荷の増加に応じてゼロパワー制御によりインペラの浮上位置が左心ポンプ側に変位することを確認した。同様に Fig.6 より右心前負荷の増加に応じて浮上位置が右心ポンプ側に変位することを確認した。しかし変位量は左右共

に 0.001 mm/mmHg であった。インペラの各浮上位置に対する圧流量特性の結果より、変位量は現在の 10 倍程度が望ましい。前負荷の変化に対してインペラが変位した方向は 2-2 で説明した向きと一致するため、今後は磁気浮上計のばね定数の変更等を行い、圧変化に対する浮上インペラの変位量の増加を図る。

### 3-3 ウォッシュアウト流量測定

Fig.7 にウォッシュアウト流量の測定結果を示す。測定したウォッシュアウト流量は左心ポンプ室から右心ポンプ室方向に流れ、間隙 1.0 mm, バランスホール無しの条件で最大流量の 529 mL/min を確認した。また間隙 0.1 mm, バランスホール有りの条件で最小流量 5 mL/min を確認した。バランスホールを閉じることと、ロード・ケーシング間隙の拡張がウォッシュアウト流量の増減に影響を与えることが分かった。バランスホールを閉じることによって左右ロータ裏面の圧力が大きくなり、特にポンプ性能の高い左心ポンプ内の圧力変動は右心ポンプ側に比べ大きいと、ウォッシュアウト部の両端の圧力差が大きくなり流量が増加したと考える。さらに、間隙を広げることで流路断面積が大きくなり、管路抵抗が小さくなったため流量が増加したと考える。本人工心臓のウォッシュアウト流量は 5~529 mL/min まで選択可能であることから、血液が鬱滞し血栓の形成が懸念されるウォッシュアウト部でも十分な流量が発生可能であることを確認した。ウォッシュアウト部の流れ方向は、左心ポンプ室から右心ポンプ室方向であり、静脈血の動脈側への逆流はなかった。

## 4. 結言

一つの磁気浮上モータで駆動する磁気浮上全人工心臓を製作し、左右拍出量バランス制御機構の動作原理の確認と左右ポンプ室間の流体の移動量を計測した。本人工心臓は回転数 2100 rpm で人工心臓の基本性能を左右ポンプ共に満たすことを確認した。また、インペラの軸方向浮上位置を変位させることで左右流量が変化することを確認した。さらにゼロパワー制御時に前負荷に応じてインペラの浮上位置の変化を確認した。これより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なると考える。左右ポンプ間のウォッシュアウト流量を左心側ポンプ室から右心ポンプ室方向に 5~529 mL/min で調節可能であった。

## 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.

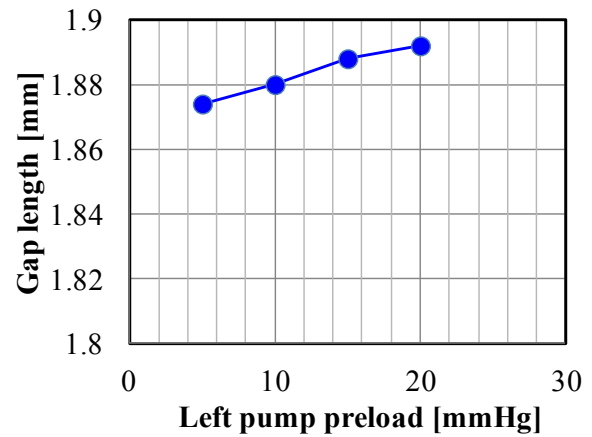


Fig. 5 Relationship between left pump preload and gap length

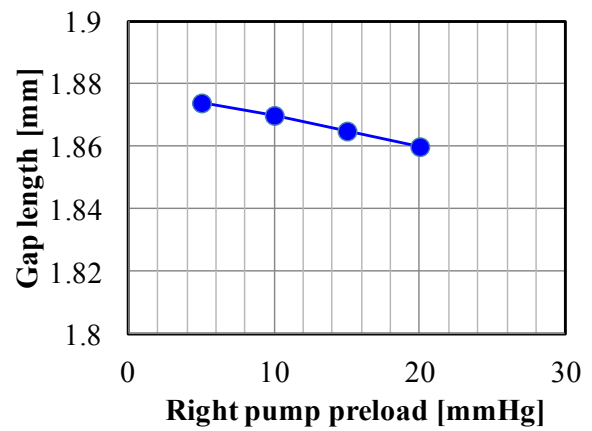


Fig. 6 Relationship between right pump preload and gap length

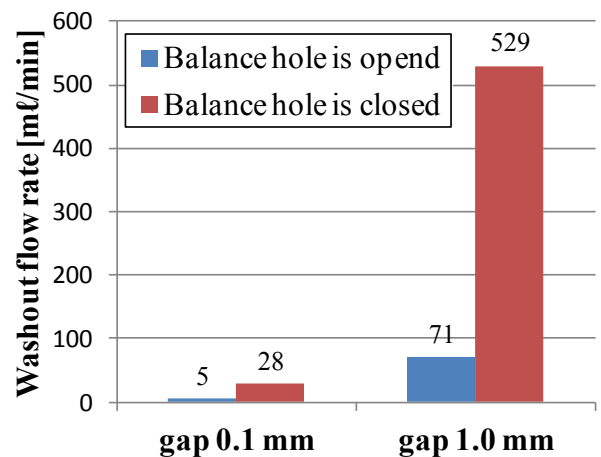


Fig. 7 Washout flow rate