

磁気浮上型人工心臓評価のための循環系シミュレータの開発

A circulatory system simulator to evaluate magnetically suspended artificial hearts

03T1031L 黒須 寛秋

指導教官：増澤 徹

1. はじめに

補助人工心臓の開発において、そのポンプ性能を評価することは重要である。心室の収縮期には、血圧・血流量波形がパルス波状の血流が心室から動脈系に流れる。補助人工心臓は心臓に並列に装着し使用するため、インペラはこの圧力変化を直接受ける。しかし、この圧力変化がインペラに与える影響については解明されていない。特に、磁気浮上型人工心臓のインペラは磁気支持されているため、磁力によりダイナミックにこの変動に対抗しなければならない。そこで、本研究では磁気浮上型人工心臓の評価のために、人間の体内における血流特性(循環動態：圧力・流量の変化)を良く模擬できる、循環系シミュレータの開発を行った。

2. 方法

2.1 循環系の模擬方法

Fig.1 に開発した循環系シミュレータの概略図を示す。シミュレータは、8 つのチャンバーと空気駆動装置、ピンチバルブおよび逆止弁で構成されている。循環系の模擬の主要なポイントは、「心室の拍動」、「血管の抵抗と減衰係数」、「血液拍出量の調節機能」の3つである。そこで、本シミュレータにおいて、「心室の拍動」の模擬には、空気室と水室をダイヤフラムで仕切った心室チャンバーと、空気駆動装置を用いた。収縮期には空気室に陽圧をかけ、拡張期には大気開放することで、水室内の流体を拍出する。「血管の抵抗と減衰係数」の模擬には、コンピュータ制御可能なピンチバルブと密閉されたチャンバーを用いた。ピンチバルブでチューブの管路抵抗を変化させることで血管の抵抗を模擬した。また、流体がチャンバー内に流入することで変化する空気容量で血管の減衰係数を模擬した。「血液拍出量の調節機能」は、スターリングの法則を模擬した。大気開放の心房チャンバーと心室チャンバーの間に水位差をつくり、拡張期にはその水位差(圧力差)で心房から心室へ自然に流体が流れ込み、一回拍出量が心房圧で変化する現象を再現した。

2.2 実験

開発した循環系シミュレータの設定パラメータを変化させ、左心室不全患者の循環動態を模擬し、本研究室で開発されたラジアル型磁気浮上ポンプを取り付け、左心室補助シミュレーションを行った。

3. 結果および考察

左心室不全患者模擬時と左心室補助時における循環系シミュレータの体循環圧の変化を Fig.2 に示す。磁気浮上ポン

プを用い左心室補助することで、動脈圧は約 63 [mmHg]から約 120 [mmHg]へ増加、心房圧は約 21 [mmHg]から約 6 [mmHg]へ減少し、左心系にかかる負荷が軽減された。さらに、還流量は約 3.0 [L/min]から約 4.4 [L/min]へと増加した。定常流と左心室補助時におけるインペラ中心位置の軌跡を Fig.3 に示す。定常流での径方向変位は 0.4~114.9 [μm]、左心室補助時には 24.0~149.1 [μm]と変化した。流路幅が最小で 0.4 [mm]であるため、非接触かつポンプの磁気浮上が破綻することなく回転できた。これより、拍動下においても、磁気浮上ポンプは十分にその性能を発揮できることが確認できた。

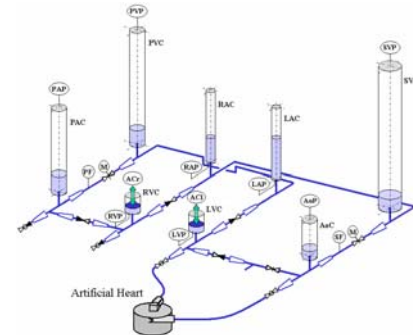


Fig.1 A circulatory system simulator

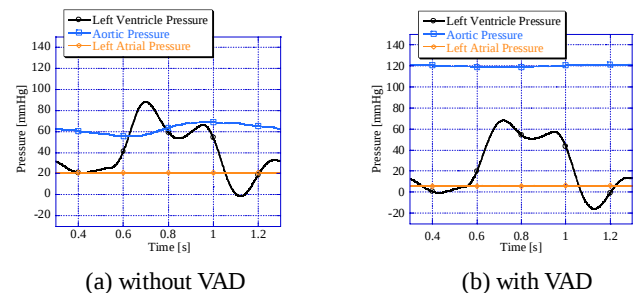


Fig.2 Systemic pressure

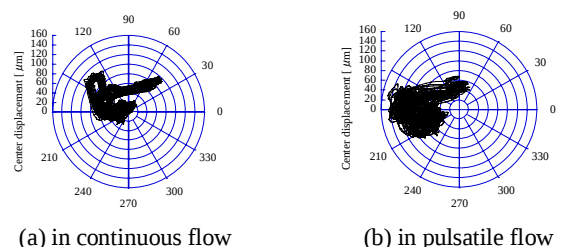


Fig.3 Impeller center locus

4. まとめ

左心室不全患者の体内における循環動態を模擬できる、循環系シミュレータを開発した。これを用いた実験の結果より、拍動下においても、ラジアル型磁気浮上ポンプは十分にそのポンプ性能を発揮できる評価ができた。