

磁気浮上全人工心臓のポンプ内部圧力分布解明のためのCFD解析

CFD Analysis of inner pressure distribution in a magnetically suspended Total Artificial Heart pump

○ 太田晶子 (茨城大) 増澤徹 (茨城大)

西村宣彦 (茨城大) ダニエル・ティムス (BiVACOR Pty. Ltd.)

Akiko OTA, Ibaraki University Toru MASUZAWA, Ibaraki University  
 Nobuhiko NISHIMURA, Ibaraki University Daniel L. TIMSS, BiVACOR Pty Ltd

**Abstract:** A magnetically suspended total artificial heart has been developed with a single magnetically suspended motor. The device has double pumps which replace left and right ventricles. Impellers of left and right blood pumps, which are connected with a rod, are set at the both end of the maglev stator and driven at identical rotating speed. The HQ curves of the total artificial heart pump which have rotor-impeller with balancing holes are flat. This total artificial heart pump which have rotor-impeller with balancing holes achieves that the pump head change response to the flow rate change is small. The inlet side average pressure is almost same compare with the pump which has rotor-impeller without balancing holes and with balancing holes. On the other hand, the rod side average pressure of left heart pump which have rotor-impeller with balancing holes is smaller than without balancing holes, and each values are 63mmHg, 48mmHg, respectively. The pressure distribution of this total artificial heart pump is mostly influenced by the left bottom pressure (rod side pressure).

**Key Words:** Total Artificial Heart, CFD Analysis, Magnetically Suspended Total Artificial Heart, Pump design index

1. 緒言

現在、重篤心不全患者に対する治療方法に補助人工心臓の適用があり実用化が進んでいる。それらの多くは左心または右心のみを補助する片心補助人工心臓である。しかし、片心補助人工心臓を適応した患者の10~20%は両心不全を併発するという報告がある<sup>(1)</sup>。そのため、片心補助人工心臓の適応患者の増加に従い全置換型人工心臓の需要が増えていくと考えられる。我々は1つの磁気浮上モーターを用いて左右2つのポンプを同一回転数で駆動させることで、小型化を図る磁気浮上全人工心臓ポンプの研究開発を行っている<sup>(2)</sup>。

本全人工心臓ポンプは生体の前負荷(圧力)に対して、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排出量のバランスを取る構造を採用している。インペラの浮上位置は、ポンプ駆動中に発生する内部圧力分布に影響を受ける<sup>(3)</sup>。本ポンプは2つのポンプから成り立つ特殊な構造のため、左右のポンプ駆動中に圧力分布がどのように変化するか不明である。また、片心補助用ポンプではインペラ底面の流れを促し血液の停滞を防ぐためにバランシングホール(Balancing holes: BHs)を設けることがあるが、2つのポンプを有する全人工心臓ポンプではバランシングホールの有無で内部の流れ場・圧力場がどのように変化するか不明である。

そこで、インペラ軸方向位置による排出量バランス制御のため、CFD解析(Computational Fluid Dynamics Analysis)を用いてバランシングホールの有無による内部の圧力分布を調査したので報告する。

2. 方法

2-1 磁気浮上全人工心臓の概要

Fig.1に本研究室で開発中の磁気浮上全人工心臓の概略図を示す。

本人工心臓は中央に設置した磁気浮上モーターと上下に設置した二つの遠心ポンプから構成される。磁気浮上モーターは左心側に磁気軸受用、右心側にモータステータ用の電磁石コアが配置され一体となっている。磁気浮上モーター

を挟み込むように、回転用と浮上用の二枚のロータディスクが配置され、中央を貫通する連結ロッドにより接続されている。そのため左右ポンプのロータは同一回転数で駆動する。また、左右のロータディスクにはインペラ羽根を固定一体化し、ケーシングに封入することで左右の遠心ポンプを形成している。左右遠心ポンプ間は連結ロッド部で接続され、隙間があるため相互に流体の移動が可能である。この隙間は連結ロッド部における血液のウォッシュアウトの役割を果たしている。

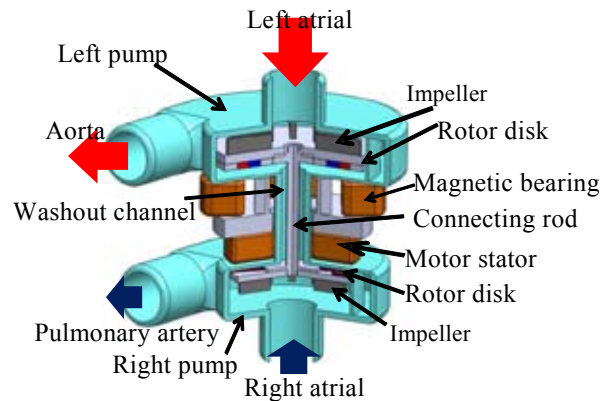


Fig.1 Total artificial heart with single maglev motor

2-2 磁気浮上全人工心臓試作機の寸法・形状

本研究室ではまずポンプ性能、流量バランス制御の評価のため、磁気浮上全人工心臓の試作機を製作した。(Fig.2)

左右のローターインペラ径はそれぞれ左心φ50mm、右心φ40mmで、インペラ羽根の高さは左心3mm、右心1.5mmである。左右一体のローターインペラに付加したバランシングホールは、φ3mmで90度ごとの配置で4つ設けた。連結ロッド部のウォッシュアウトチャンネルの径方向間隙は0.1mmである。ローターインペラ上底面とポンプケーシングの軸方向間隙長をTable.1に示す。

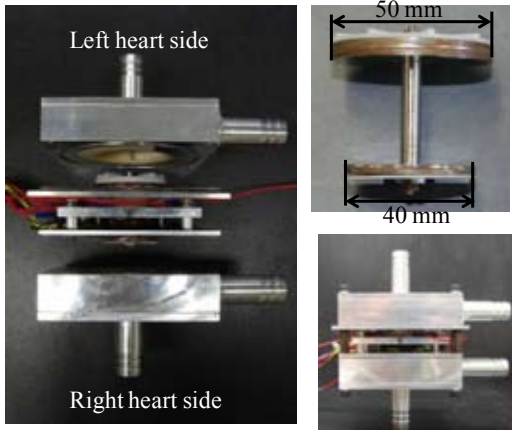


Fig.2 Total artificial heart test model

Table.1 Axial clearance between the pump casing and the rotor-impeller

Number	Clearance gap [mm]
1	0.4
2	0.8
3	1.1
4	0.6

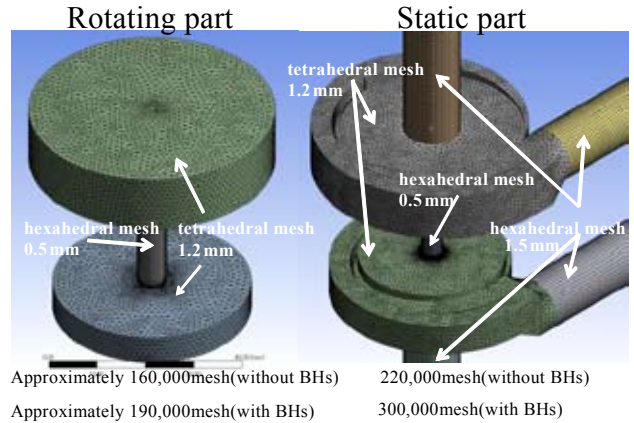
1: Inlet side of the left impeller, 2: Rod side of the left impeller  
 3: Rod side of the right impeller, 4: Inlet side of the right impeller

2-3 CFD 解析モデルと条件

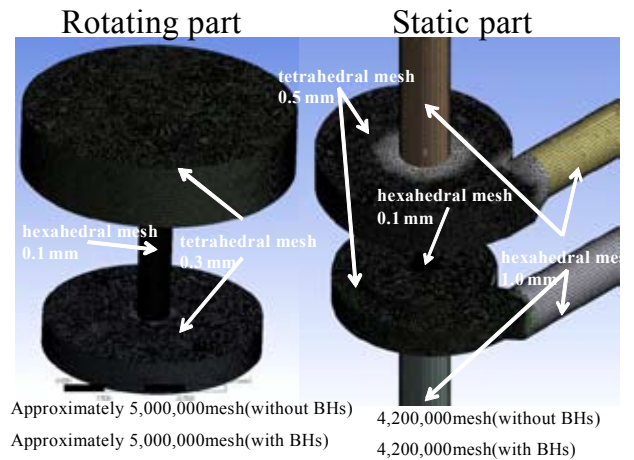
Fig.3 に CFD 解析メッシュモデルを示す。解析対象となるモデルは磁気浮上全人工心臓試験機で、ローターインペラにバランシングホールが有るモデル・無いモデルの2種類のモデルを用意した。またそれぞれのモデルにおいて、解析時間と解析精度の妥当性を確認するため、2種類のメッシュサイズのメッシュモデルを作成し、計4個のメッシュモデルを解析した。

メッシュ数は Regular size の回転部が約 16 万(without BHs), 約 19 万(with BHs), 静止部が約 22 万メッシュ(without BHs), 約 30 万(with BHs), また Smaller size の回転部が約 500 万(without BHs), 約 500 万(with BHs), 静止部が約 420 万メッシュ(without BHs), 400 万メッシュ(with BHs)である。連結ロッド部のウォッシュアウトチャネル流路はヘキサメッシュで作成し、径方向間隙 0.1mm に対しレギュラーサイズのモデルで 13 メッシュ, スモールサイズのモデルで 18 メッシュのメッシュを作成した。

本ポンプ解析は汎用流体解析ソフト ANSYS CFX Ver14.0 を用いて、フローズンローター法を用いた定常解析を行った。ポンプ内部は乱流とみなし、乱流モデルとして SST モデル (Shear Stress Transport Model) を使用した。境界条件は実験条件と対応させるため、左右共に流入入口を実験から求めた圧力値として設定し、流出口を流量設定とし 0~10 L/min で 5 L/min 刻みずつ変化させた。またそれぞれの境界条件において回転数を 1000~2500rpm で 500rpm 刻みで変化させ解析を行った。作動流体は実験値と比較するため水の物性値を使用し、非圧縮性ニュートン流体で密度  $\rho = 997 \text{ kg/m}^3$ ・粘度  $\mu = 0.8899 \times 10^{-3} \text{ Pa} \cdot \text{s}$  として計算した。



A: Regular size mesh



B: Smaller size mesh

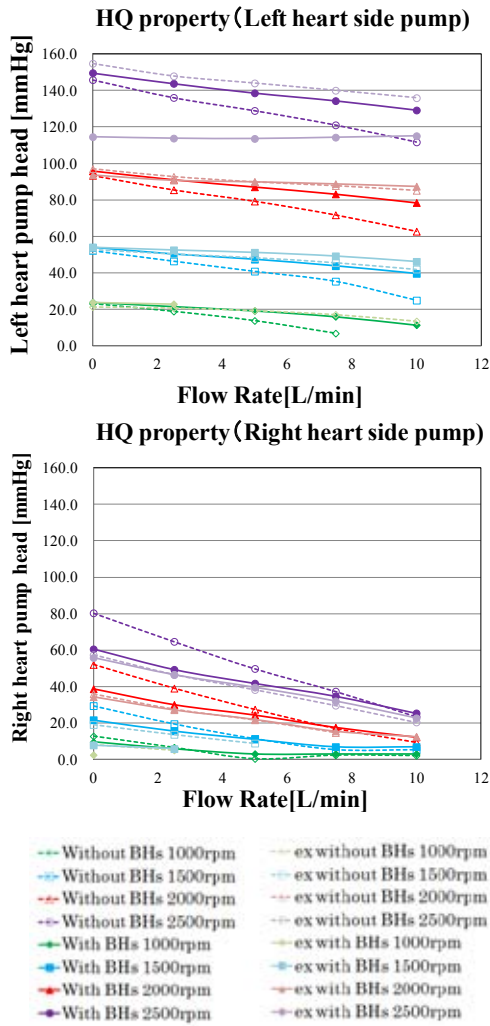
Fig.3 Mesh model for CFD analysis

2-4 左右ポンプ揚程の算出

本解析では、左右の入口境界条件に実験から求めた圧力値、出口境界条件に流量を設定した時の左右ポンプの揚程を算出した。CFD 解析の計算結果から求めた左心出口圧から境界条件で設定した左心入口圧を引いたものを左心揚程、同様に右心出口圧から右心入口圧を引いたものを右心揚程とした。また、境界条件の出口流量と回転数を変化させた各条件における揚程をそれぞれ算出し、左右ポンプそれぞれの流量変化による揚程変化、すなわち HQ 特性を求めた。さらに左右それぞれのポンプにおいて、バランシングホールの有無に対する HQ 特性の違いを検討した。

3. 結果・考察

Fig.4 にレギュラーサイズメッシュモデルで解析した HQ 特性結果を示す。HQ 特性を実験値と比較した。左右心共にバランシングホールが有りのものが無しに比べ、HQ 曲線の傾きが小さかった。本ポンプはローターインペラにバランシングホールが有る場合、流量変化に伴う圧力変化が小さいことがわかった。実験においても、バランシングホール有りのインペラの場合、HQ 曲線の傾きは小さく、CFD 解析と同様の傾向を示した。



ex: experiment, BHs: Balancing Holes

Fig.4 HQ property of CFD analysis compare with experiment  
次に、メッシュサイズの違いによる揚程結果を比較した。  
Fig.5 に回転数 2100rpm, 流入口圧 0mmHg, 流出口流量 5L/min 時のポンプ駆動時における、メッシュサイズの違いによる揚程結果を示す。

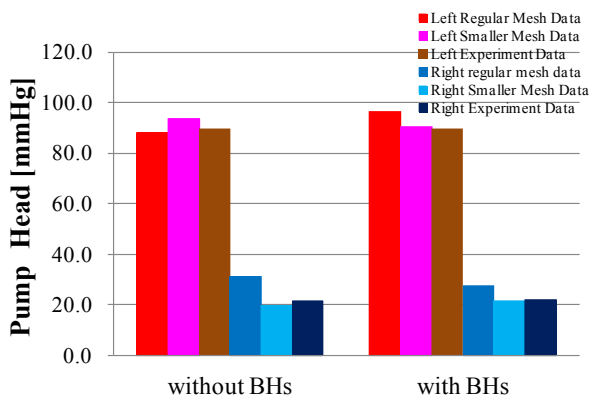
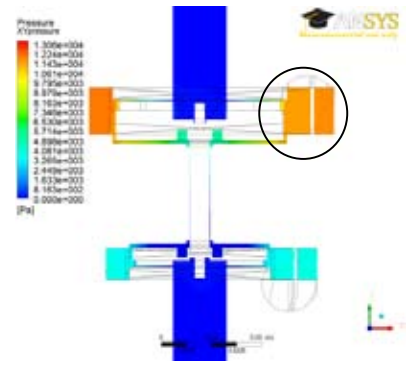
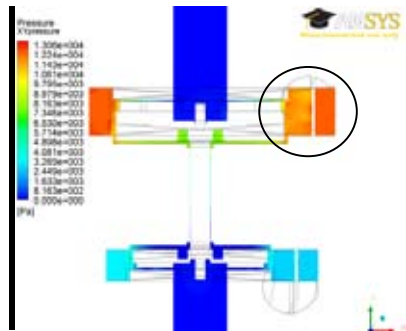


Fig.5 Left and Right pump head at 2100rpm, 5L/min

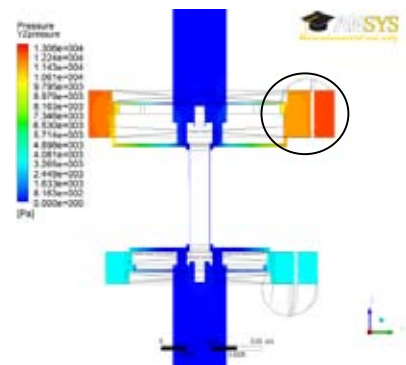
balancing holes が有る場合、メッシュサイズを小さくすると左右心揚程とも実験値と近い値になった。balancing holes が無い場合、右心側ではメッシュサイズが小さい方が実験値と近い値に、左心側ではメッシュサイズが大きい方が実験値と近い値になった。



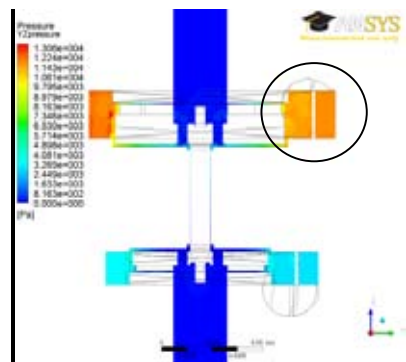
(a). Regular mesh size result (without BHs)



(b). Smaller mesh size result (with BHs)



(c). Regular mesh size result (without BHs)



(d). Smaller mesh size result (with BHs)

Fig.6 Pressure contour figure of axial direction  
(Contour range: 0~100mmHg)

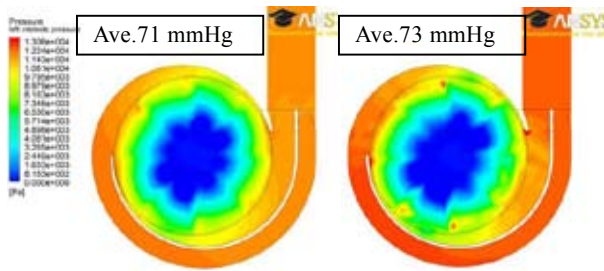
Fig.6 に回転数 2100rpm, 流入口圧 0mmHg, 流出口流量 5L/min 時のポンプ駆動時における、メッシュサイズの違いによる内部圧力コンター図を示す。

ローターインペラにbalancing holes が有る場合、balancing holes 部のインペラ上底面で圧力が平衡化して

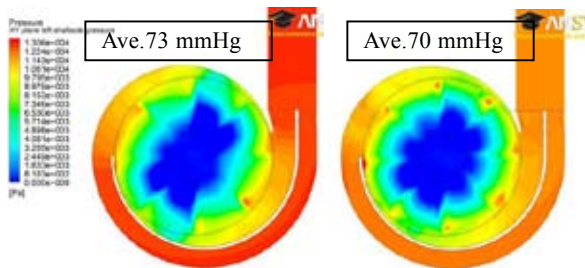
いることがわかる。一方、バランシングホールが無い場合は、バランシングホール部での左心インペラの底面の圧力が上面に比べ高いことがわかる。

また、右心側はバランシングホールの有無に関わらず、上底面の差圧はあまりないことがわかる。よって本全人工心臓ポンプの左右圧力分布はほぼ左心側ポンプによって発生する圧力が支配することが考えられる。

メッシュサイズで比較すると、バランシングホールが無い場合、(a)レギュラーメッシュと比較して(b)スモールメッシュの左心出口部分の圧力が高くなっていることがわかる。またバランシングホールが有る場合、(c)レギュラーメッシュと比較して(d)スモールメッシュは左心出口部の圧力が低くなっている。

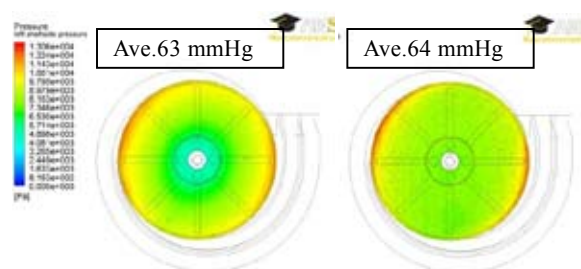


(a). Regular mesh size result (b). Smaller mesh size result  
(without BHs) (Contour range: 0~100mmHg)

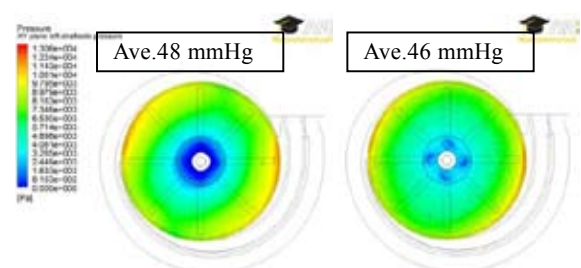


(c). Regular mesh size result (d). Smaller mesh size result  
(with BHs) (Contour range: 0~100mmHg)

Fig.7 Pressure contour figure of left pump inlet side



(a). Regular mesh size result (b). Smaller mesh size result  
(without BHs) (Contour range: 0~100mmHg)



(c). Regular mesh size result (d). Smaller mesh size result  
(with BHs) (Contour range: 0~100mmHg)

Fig.8 Pressure contour figure of left pump shaft side

Fig.7に左心ポンプ上面と入口側ケーシングの間隙の圧力カウンター図を示す。Fig.8に左心ポンプ底面と軸側ケーシングの間隙の圧力カウンター図を示す。

バランシングホールが無い場合、スモールメッシュの平均上面圧と平均底面圧の差圧 9mmHg がレギュラーメッシュの平均上面圧と平均底面圧の差圧 8mmHg に比べ高い。一方、バランシングホールが無い場合、レギュラーメッシュの平均上面圧と平均底面圧の差圧 25mmHg がスモールメッシュの平均上面圧と平均底面圧の差圧 24mmHg に比べ高い。よって、左心ポンプのインペラ上底面差圧が揚程に影響していると考えられる。同様に右心側でもインペラ上底面の差圧が揚程に影響していると考えられる。

またバランシングホールの有無で比較した場合、バランシングホールの有無に関わらずインペラ上面（インレット側）では圧力が同じであるのに対し、バランシングホールが有る場合インペラ底面（軸側）では平均圧力が低い。この差が、バランシングホール有無の揚程の違いを生みだしていると考えられる。

メッシュの妥当性については、さらに多くのポンプ駆動点での解析結果と実験値を比較し、検討していく必要がある。

#### 4. 結論

インペラ軸方向位置による拍出量バランス制御のため、CFD解析を用いてバランシングホールの有無による内部の圧力分布を調査した。左右のローターインペラにバランシングホールが有る場合、無い場合に比べ、流量変化に伴う揚程変化の少ないポンプ特性であった。また、本全人工心臓ポンプの左右圧力分布はほぼ左心側ポンプによって発生する圧力が支配し、バランシングホールの有無も左心側での影響が大きいことがわかった。バランシングホールが付加されたローターインペラの場合、無付加に比べ左心底面側の平均圧力が低くなることがわかった。

本人工心臓ポンプは左心底面側の圧力により、インペラ浮上位置が決まると考えられる。生体の前負荷、すなわち左右インレット側の圧力に対して、浮上インペラの軸方向位置を変化させるために、インペラ上面の影響が大きくなるような内部圧力分布をもつポンプ形状である必要がある。

今後、左右のインペラ上面の連結ロッド部のウォッシュアウト間隙を調整し圧力分布がどう変化するか検討していく。また、実際の生体の変化に合わせた圧力・流量の境界条件を用いてCFD解析を行い、生体変化に合わせて内部圧力がどう変化するか検討していく。

#### 参考文献

- (1) Stevenson LW, 他; American College of Cardiology Steering Committee. Mechanical cardiac Support 2000:Current applications and future trial design, J Am College Cardiology, vol. 37, pp. 340-370, 2001.
- (2) 増澤徹, 佐々木瑛祐, Daniel・L・Tims, 両心補助人工心臓BiVACOR Bi-VAD用磁気浮上モータ, 日本AEM学会誌, Vol. 18-2, pp78-84, 2010
- (3) Masuzawa T, Ohta A, Tanaka N, Qian Y, Tsukiya T., Estimation of changes in dynamic hydraulic force in a magnetically suspended centrifugal blood pump with transient computational fluid dynamics analysis., J Artif Organs. 2009;vol. 12-3, pp150-159