

人工心臓用磁気浮上ポンプの非定常数値流体解析

Transient CFD Analysis of Magnetically Suspended Pump for Artificial Heart

06NM411Y 太田 晶子

指導教官：増澤 徹 教授

1. 序論 重度の心不全患者に対する治療法のひとつとして人工心臓ポンプの適用が挙げられる。しかし摺動部品の寿命や軸受け部での溶血、血栓生成が問題となっていた。そこで人工心臓に磁気浮上技術を応用した磁気浮上人工心臓の開発により、長寿命・低溶血・抗血栓な人工心臓が可能となった。磁気浮上ポンプはポンプ内部では浮上インペラが流れを受け、動きが複雑に変化する。そこで磁気浮上ポンプ内の流れを解明し、浮上インペラに働く流体力を調査することは、安全なポンプ設計において必要不可欠である。さらにポンプ内の高せん断応力場を特定することは、血液適合性の観点からポンプの安全性を評価できる。よって本研究の目的は人工心臓用の磁気浮上ポンプの非定常数値流体解析(CFD 解析)を行い、ポンプ内部の流れ、流体力、およびせん断応力を調査することである。

2. 方法 解析対象として本研究室で開発された径方向支持の磁気浮上遠心ポンプを使用した。本ポンプはケーシング、ローター型で 6 枚の羽根が付いたオープンインペラ、ステータから構成されている。サイズは径 78.5 [mm]、高さ 41.5 [mm]、質量 512 [g]と補助人工心臓用として十分体内埋め込み可能である。本ポンプは補助人工心臓として必要なポンプ性能である流量 5 [L/min]、揚程 100 [mmHg]を回転数 1400 [rpm]時に実現可能である。CFD 解析には汎用数値流体解析ソフト STAR-CD(CDAJ Ltd.)を用いた。Fig.1 に解析に用いたメッシュモデルを示す。解析モデルは約 93 万のヘキサメッシュおよび出口部の一部をテトラメッシュ・プリズムメッシュで作成した。

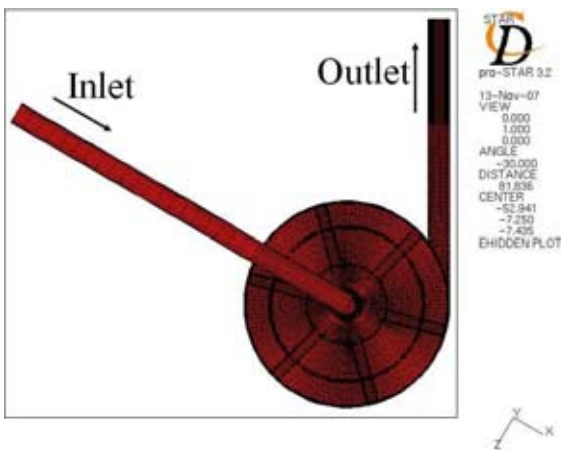


Fig.1 Mesh model

2.1 CFD 解析 まず始めに、マルチローテーショングリファレンス法を用いた定常 CFD 解析を行い、流れ分布、および圧力分布を算出した。さらにポンプ特性を求め実験値と比較した。次に、スライディングメッシュ法を用いた非定常 CFD 解析を行い、インペラ回転中のダイナミックな流れ分布と圧力

分布を求めた。スライディングメッシュは 1 [step]に 1 [deg]回転するものとした。解析条件として、計算の乱流モデルに標準 k-ε モデルを使用した。境界条件は、inlet 境界に流量(流速)を与え、outlet 境界を大気開放の自由流出と設定した。また流量 5 [L/min]、回転数 1400 [rpm]の条件を中心に、流量、回転数の条件を変化させた。そして揚程一定、流量一定それぞれの場合の結果を比較した。作動流体は、粘度の違う流体の結果を比較するため、水と血液の物性値を模擬した非圧縮ニュートン流体の 2 通りを用いた。

2.2 流体力の算出 非定常 CFD 解析にて計算された結果を用い、インペラ周りのメッシュにかかる流体力を求めた。流体力は式(2.1)のようにインペラ周りの各メッシュにかかる力 $\vec{F}-\vec{F}_\tau$ をインペラまわりの面積で積分することで求めた。

$$\vec{F}_h = \int (\vec{F} - \vec{F}_\tau) ds \quad (2.1)$$

$\vec{F}_h$: インペラに及ぼされる流体力 [N]
 $\vec{F}$: total force [N] 解析において出力項目として設定
 $\vec{F}_\tau$: shear force [N] 解析において出力項目として設定

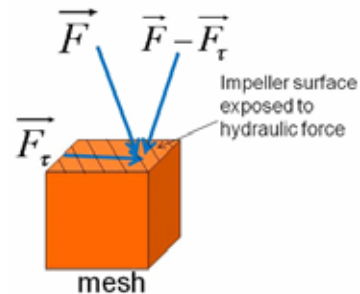


Fig.2 Hydraulic force on the impeller's each mesh

さらに実験において、径方向のインペラ変位と制御電流値から径方向流体力を推定した。また軸方向のインペラ変位から軸方向流体力を推定した。実験から推定した径方向流体力および軸方向流体力を解析値から求めたものと比較した。

2.3 せん断応力の算出 流れ場からせん断応力を計算した。産業技術総合研究所で開発された回転せん断負荷装置の解析と溶血試験結果から、溶血が急増する閾値を算出し、本ポンプのせん断応力結果と比較することで、本ポンプの溶血の安全性を評価した。

3. 結果および考察

3.1 CFD 解析 定常 CFD 解析においてポンプ特性(HQ 特性)が実験値と良い一致を示した。よって本解析は妥当であると判断した。次に、非定常 CFD 解析結果を検討した。Fig.3 にインペラ 1 回転中の揚程変化図を示す。インペラ 1 回転中の揚程変化において、1/6 回転ごとの変動が確認された。

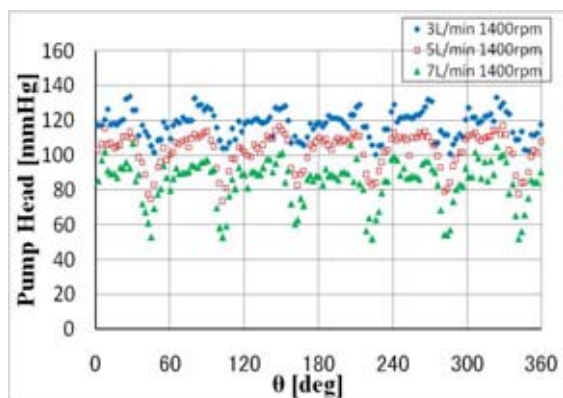


Fig.3 Pump head during one rotation

また、羽根が出口舌部を通過する際に揚程が最小値を示すことがわかった。このように揚程に変動がみられるのは、羽根が出口舌部を通過する際に、ケーシングとインペラの狭いギャップ部に流れが急に入り込むこと、それに伴い出口ポートで二次流れが発生することが原因と考えられる。さらに、1回転あたりの揚程は粘度の高い血液が低い結果となった。粘度の上昇に伴い揚程が減少するのは、高粘度で粘性損失が増加することが原因と考えられる。

3.2 インペラに及ぼされる流体力 Fig.4 に1回転あたりの径方向流体力を示す。図は出口方向を 0 [deg]とした極座標系でプロットしたものである。各点は径方向流体力の大きさとその向きを表す。また Fig.5 に1回転あたりの軸方向流体力を示す。グラフの正方向は上向きの流体力を表す。

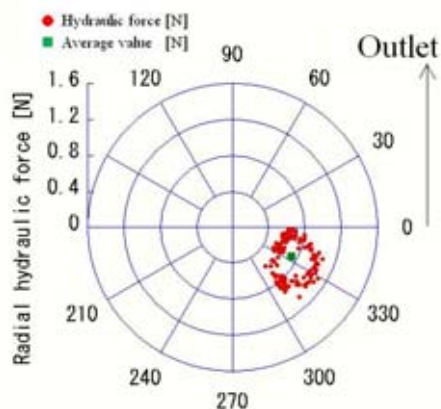


Fig.4 Radial hydraulic force during one rotation

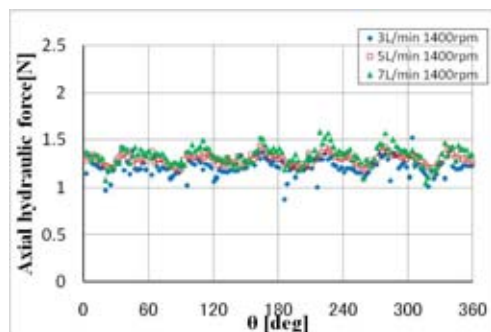


Fig.5 Axial hydraulic force during one rotation

流体力においても 1/6 回転の周期性がみられた。また、インペラの羽根が 15 [deg]付近を通過する際、径方向流体力は最

大値を、軸方向流体力は最小値を示した。径方向流体力を羽根ごとに分析してみると、出口ポートを通過する羽根に著しく力がかかっていることがわかった。つまり出口部を通過していく羽根がインペラ全体の径方向流体力に影響を与えているということである。この原因として、羽根が出口部を通過していく際に羽根の進行方向に対する表面と裏面に圧力差が生じるためと考えられる。また、出口付近の領域においてインペラの上面と底面に圧力差が生まれることから、軸方向流体力が発生すると考えられる。解析、及び実験から径方向、軸方向に数 N オーダーの流体力がかかることがわかった。

揚程一定、流量一定の場合を比較すると、揚程、流量の増加と共に径方向流体力および軸方向流体力は増加することがわかった。また径方向流体力は流量変化に、軸方向流体力は揚程変化に大きく影響されることがわかった。

さらに粘度の上昇に伴い、径方向流体力は低くなり、軸方向流体力は高くなることがわかった。

3.3 せん断応力と溶血 回転せん断負荷装置の解析結果より $k-\epsilon$ モデルでは 200 [Pa]が溶血急増の閾値であった。本ポンプのせん断応力結果から、回転数 1400 [rpm]、流量 5 [L/min]の条件下で 200 [Pa]以上の箇所が面積割合で 0.08 [%]であった。Hot spot theory^{[1]~[3]}の考え方を適用すると本ポンプの溶血性は低いと考えられる。高せん断応力がみられたのはインペラ角部、入口部付け根、出口外周部であった。また実機ではインペラ角部に丸みが付いていることから、溶血へ懸念は少なくなると思われる。しかし、さらに安全で低溶血を目指したポンプのため、入口・出口部の形状の改良が必要である。

4. 結論 本磁気浮上遠心ポンプは羽根の位置により流れ場および圧力が変化することがわかった。それに伴い、径方向・軸方向の流体力も羽根の位置に影響されることがわかった。よって本磁気浮上ポンプは羽根位置を考慮した制御システムを構成する必要がある。また、人工心臓としてポンプ駆動中に、血液の特性や駆動状態が変化すると、インペラに及ぼされる流体力が変化することが示唆される。よって本知見を留意して制御する必要がある。本ポンプの溶血への懸念は少ないが、さらなる低溶血を目指したポンプのために、出口部および入口部の形状改良が望まれる。

最後に、本ポンプはインペラの変移を無視した非定常 CFD 解析によって解析された。ポンプ内部の流れをより詳しく調査するため、位置変動を含めた構造・流体解析の連成解析が必要であると考えられる。

5. 参考文献

- [1]増澤 徹：体内埋め込み型人工心臓の設計,設計工学 Vol.36,No7(2001)
- [2]増澤 徹：医療用ターボポンプの設計指標の確立,ターボ機械 Vol.29,No1(2001)
- [3]増澤 徹 他 11：遠心血液ポンプのインペラ端・ケーシング間隙の溶血性能への影響,ライフサポート,vol.10 No.3,102-105 (1998)