

論文題目 「数値流体力学解析による波動型人工心臓ポンプの最適設計」

氏名 光宗 倫彦

1. 序論

人工心臓は当初、生体心臓の模倣を目指した容積型ポンプの研究開発が進められた。しかし体内埋込が可能となるほどの小型化は困難であったため、小型化が可能な回転型ポンプの研究開発へと移行していった。しかし、回転型ポンプは原理的に流速補助に優れているが圧力補助が十分ではなく、全置換人工心臓への適用に問題があった。

波動型人工心臓ポンプ(波動ポンプ)は上記の問題を解決するため、1992年阿部らにより考案された¹。波動ポンプはFig. 1に示す構造をしており、ディスクが歳差揺動運動を行うことによりディスク・ハウジング間の最狭窄部が流入口から流出口へ移動し、血液の駆出を行う(Fig. 2)。本ポンプは原理的に容積型ポンプであり、回転型ポンプに近い構造のため小型化が可能である。

ポンプ設計段階では、高効率化だけでなく、血液適合性の向上が重要な目標となる。特にポンプ内のせん断応力の曝露による血球破壊(溶血)はポンプ作動初期段階において問題となる。経験的に溶血はディスク・ハウジングの間隔(クリアランス)を大きくすることにより減少するが、逆にクリアランス領域での逆流が増加し性能は低下すると考えられる。このようにポンプ性能と溶血にはトレードオフが存在するため、ポンプの数値シミュレーションを行い、それぞれの指標について評価し、設計にフィードバックすることが有効であると考えられる。

本研究では、上下面・側面クリアランス(Fig. 3)を設計パラメータとして、数値流体力学(Computational Fluid Dynamics; CFD)解析により拍出特性・溶血特性を評価し、波動ポンプの最適設計を行うことを目的とした。

2. 波動型人工心臓ポンプの拍出特性

2-1. CFD 解析

(A) モデルの検討

左心補助用途の波動ポンプを対象としてモデル化を行った。Fig. 4に示したように最も単純なモデルAからより現実に近づけたモデルCまで3モデルを作成し、検討を行った。

(B) 計算格子の生成

ディスクが歳差揺動運動を行う波動ポンプではディスクの位相ごとに流れの状態が変化するため、非定常解析が必要である。そこで、ディスクの位相を2度ごと移動させた計180個のモデルを生成し、CFDソフトウェア(CFX-10.0, Ansys, Inc. PA USA)に順に読み込ませることにより非定常解析を行った。計算格子にはFig. 5に示したような規則正しく並んだ構造格子を用いることにより、格子移動や設計変更を容易にモデルに反映させることが可能となった。

(C) 条件定義

移動した計算格子を順に読み込ませるだけではディスク運動による流体の移動を表現できない

ため、ディスク上の各節点の移動速度をディスクの境界条件として与えた。流出入口の境界条件には、流入口に 0 mmHg、流出口に 100 mmHg の静圧を与えた。他の境界条件は滑りなしの壁とした。また作動流体として非圧縮性ニュートン流体と仮定した血液を想定し、密度 $1,060 \text{ kg/m}^3$ 、動粘度 3.5 mPas を設定した。

(D) シミュレーション

計算を安定させるため、ディスクの位相0度の格子を用いて定常計算を行い、その結果を初期条件として用いた。その後位相が2度ごと移動した格子を順に読み込ませ、前の時間ステップにおける計算結果で物理量を補間しながら非定常計算を行った。計算はモデルAで360ステップ(2周期)、モデルB・Cで450ステップ(2.5周期)行った。

現在の波動ポンプは上下面・側面クリアランスとも0.5 mmで設計されているため、一方のクリアランスを0.5 mmに固定し他方を0.1 mmから1.0 mmまで変更した9モデルを作成した。各モデルについて差圧100 mmHg・回転数1,500 rpmの条件下での流量を算出し、各クリアランスが拍出特性に与える影響を評価した。

2-2. 拍出特性計測実験

解析の妥当性を検証するため、模擬循環回路を用いて解析と同条件で計測実験を行った。計測用に、アクリルにて各クリアランスを0.3 mmから 1.0 mmまで変更した5組のポンプハウジングを製作し(Fig. 6)、シャフト・ディスクを組み付け、計測を行った。

2-3. 結果

Fig. 7・Fig. 8に上下面・側面クリアランスがポンプ性能に与える影響を示す。結果より、クリアランスを大きくするとポンプ性能が低下することが分かった。また、側面クリアランスの方がポンプ性能に与える影響が大きいことが分かった。また解析結果と計測結果は定性的に同様の傾向を示し、モデルを現実的にするほど計測結果に近い結果を得た。

2-4. 考察

解析結果と計測結果に差がある要因としては、モデルと実際の波動ポンプとのディスク・流出入口の形状が異なるためである考えられる(Fig. 9)。

3. 波動型人工心臓ポンプの溶血特性

3-1. ポンプ駆動条件の決定

溶血量の評価にはモデルCを用いた。溶血評価を行うためには流量・差圧一定となる各ポンプの駆動条件を導出する必要がある。本研究では、差圧100 mmHg・回転数1,500 rpmの条件下で上下面・側面クリアランスがともに0.5 mmのポンプが拍出する流量と同等の流量を拍出可能な各ポンプの回転数条件を導出した。

3-2. 溶血量の予測

Giersiepenらが提案した血球破壊とせん断応力・曝露時間との関係を示したモデル²を基に微小時間 $\Delta t_k (= t_k - t_{k-1})$ [s]における赤血球損傷率を以下の式(3.1)により算出した。

$$d_k = 3.62 \times 10^{-7} \tau(t_{k-1})^{2.416} \Delta t_k^{0.785} \quad (3.1)$$

ただし、 $\tau(t_{k-1})$ [Pa]は時刻 t_{k-1} におけるせん断応力値である。本研究では Δt を時間ステップ幅とし、式(3.2)により流体領域の各要素における応力テンソルを単軸応力に変換し、さらに式(3.3)により全流体領域の体積平均せん断応力を算出し、式(3.1)に代入した。

$$\sigma_i = \left[\frac{1}{6} \left\{ (\sigma_{xx} - \sigma_{yy})^2 + (\sigma_{yy} - \sigma_{zz})^2 + (\sigma_{zz} - \sigma_{xx})^2 + 3(\sigma_{xx}^2 + \sigma_{yy}^2 + \sigma_{zz}^2) \right\} \right]^{1/2} \quad (3.2)$$

$$\tau(t) = \sum (\sigma_i v_i / V) \quad (3.3)$$

時刻 t_k までの蓄積血球損傷量は以下の式(3.4)により算出した。

$$D_k = D_{k-1} + (1 - D_{k-1})d_k \quad (3.4)$$

各ポンプについて1周期にわたる蓄積血球損傷量 D_{cycle} を計算し、以下の式(3.5)のようにモーター回転数 N_r ・流量 Q により予測溶血量 EIH を正規化した。

$$EIH = D_{cycle} \cdot N_r / Q \quad (3.5)$$

3-3. 溶血試験

解析の妥当性を検証するため、ウシ血液を用いて溶血試験を行った。計測実験(2-2)と同様に各クリアランスを0.3 mmから 0.7 mmまで変更したポンプを作製し、ポンプごとに血液を交換して試験を行った。溶血量 NIH [g/100L]は以下の式(3.6)で算出した。

$$NIH = \Delta fHb \cdot V \cdot \frac{100 - Ht}{100} \cdot \frac{100}{QT} \quad (3.6)$$

ただし、 ΔfHb は遊離ヘモグロビンの時間増加量 [g/L]、 V は模擬循環回路中に充填された血液量 [L]、 Ht はヘマトクリット [%]、 Q は循環血液流量 [L/min]、 T は循環時間 [min]である。

3-4. 結果

Fig. 10に各ポンプにおいて差圧・流量一定となるモーター回転数のグラフを示す。結果より、クリアランスを広げるほどモーター回転数を高くなることが分かった。また、Fig.11・Fig. 12に上下面・側面クリアランスが溶血に与える影響を示す。結果より、上下面クリアランスを大きくするほど溶血は減少し、逆に側面クリアランスを大きくするほど溶血は増加することが分かった。

3-5. 考察

Fig. 13に5つのポンプモデルの1周期のせん断応力履歴を示す。波動ポンプはディスクを境として上下で位相が180度ずれている構造であるため、ディスク運動の1/2周期のせん断応力履歴となると考えられるがそのような傾向は見られなかったため、計算が完全には収束していないと考えられる。

4. 波動型人工心臓ポンプの最適設計

4-1. クリアランスが溶血に与える影響

クリアランスを小さくするほど溶血が増加するのは狭い領域を流れる高せん断のJet流によると考えられ、逆に大きくするほど溶血が増加するのは逆流とそれを押し戻そうとする順流との衝突によると考えられる。これをせん断速度分布・流速分布により検証した。

4-2. 上下面におけるせん断速度分布

Fig. 14にディスク上面におけるせん断速度分布を示す。結果より、上下面クリアランスを小さくするほどせん断速度の速い領域が広くなり、逆に大きくするとせん断速度の速い領域が狭くなることが分かった。一方、側面クリアランスを小さくしてもせん断速度の速い領域の広さはあまり変化がなく、逆に大きくするとせん断速度の速い領域が広くなることが分かった。

4-3. 側面における流速分布

Fig. 15に側面クリアランス領域における各ポンプの流速分布を示す。結果より、側面クリアランスを小さくするほど流速は遅くなり、逆に大きくするほど流速が速くなることが分かった。

5. 結論

波動型人工心臓ポンプの最適設計を目的として、上下面・側面クリアランスが拍出特性・溶血特性に与える影響の評価をCFD解析により行った。その結果、側面クリアランスを小さくすることにより、ポンプ性能を向上させ、かつ溶血を低下させることができる最適設計ポンプとなることが分かった。

参考文献

1. 阿部裕輔ら. 新しい小型容積型連続流血液ポンプ: Precessional Displacement Pump (PDP). *人工臓器*, Vol.22(3), pp.683-8, 1993.
2. M Giersiepen et al. Estimation of shear stress related blood damage in heart valve prostheses - in vitro comparison of 25 aortic valves. *Int J Artif Organs*, Vol.13(5), pp.300-6, 1990.