

〔論文〕

血栓・溶血を防ぐ遠心型血液ポンプ形状の改善

新野崇一*¹ 熊本 圭*² 塚本 寛*³ 宮崎康次*¹

Improvements of Blood Pump Configurations for Less Thrombosis and Hemolysis

Souichi NIINO, Kei KUMAMOTO, Hiroshi TSUKAMOTO and Koji MIYAZAKI

We conducted computational fluid dynamics (CFD) analysis of centrifugal blood pumps by using commercial code CFX-5 for improvements of a thrombotic and hemolytic performance. We also investigated effects of washout holes of the impeller on thrombus formation around the shaft. Washout holes enhanced flows around the shaft behind the impeller. Numerical simulation suggested that the thrombus formation was suppressed when the position of washout holes was moved to the center of impeller in a radial direction. As for hemolysis, large radial gaps between an impeller and a casing prevented hemolysis although the pump head was slightly decreased.

Keywords : Numerical Simulations, Centrifugal blood pump, Thrombosis, Hemolysis, CFX-5

1. 緒言

日本人の死因の二、三位が循環器系障害であり、さらに心臓移植のドナー不足、移植心の生存率が必ずしも高くない現状から、心機能の回復を待つ治療機器として血液ポンプが注目されている。生体工学・医療工学の進展に伴って、多様な血液ポンプの関連項目が研究開発され^{(1)~(5)}、従来難事とされてきた重症心疾患の救命・延命が可能となりつつある。駆動型の血液ポンプは、循環維持能力、耐久性は優れているものの、人工弁を有することで製造コストが高価であり、人工弁での血栓形成、血液室容積が一回の排出量で規定されているため小型化が困難などの問題点も多く残っている⁽⁶⁾。ターボ型血液ポンプは、これらの問題点の多くを解決する可能性を有し、広く臨床で使用されるようになってきたが、未だ抗血栓性や溶血に問題を残している。開発段階における血液ポンプ内部での複雑な血

液流れと血栓・溶血の関連については十分な検討が難しく、時間、労力をかけて実験による試行錯誤の開発が行われているのが現状である。一方、流体機械の設計では、具体的な形状に対する性能・内部流れがコンピュータシミュレーションを通して得られるようになってきたことから、従来の解析や実験の代わりに数値流体力学(Computational Fluid Dynamics, CFD)を適用する設計手法に変化しつつある。血液ポンプ設計にCFD解析を適用⁽⁷⁾⁽⁸⁾すれば、開発段階における形状決定のための試行錯誤を減少させ、開発にかかるコスト、時間を抑えることができると考えられる。

そこで本研究では、遠心型血液ポンプ内部の流れをCFD解析し、せん断速度分布・壁面せん断応力分布などを調べることで、血栓ならびに溶血を防ぐのに有効な血液ポンプの形状を改善・改良することを目的とする。

2. CFD解析対象

本研究では、溶血が比較的少ないとされている日機装製の磁気支持型遠心血液ポンプHPM-

* 1 九州工業大学大学院 生命体工学研究科

* 2 長菱設計㈱

* 3 九州工業大学大学院 生命体工学研究科

E-mail : tsukamoto@life.kyutech.ac.jp

原稿受付日 平成16年2月3日

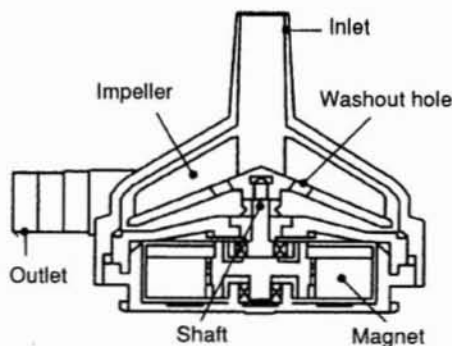


Fig. 1 Sectional view of centrifugal blood pump

15を対象とし、これをCFD解析のスタンダードモデルとした。その特定部の形状を変化させることで、解析結果から溶血ならびに血栓形成の影響の検討を行った。Fig. 1にポンプ断面図を示す。羽根車は開放型、羽根枚数6、直径53mmである。このポンプの大きな特徴として、羽根車にウォッシュアウトホールと呼ばれる6つの貫通孔が回転軸より30度傾けて設けられている。これは羽根車表面・裏面間に生じる圧力差を利用して軸周辺部における血栓形成を防ぐ流れを促進するために設けられている。

3. 解析方法および条件

3-1 解析方法

CFD解析には、多くの適用例によって信頼性の高い汎用熱流体解析コードCFX-5を用いた。CFX-5が扱う基礎方程式は、以下に示す連続の式およびレイノルズ平均を施したNavier-Stokes方程式である。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j) = 0 \quad \dots(1)$$

$$\begin{aligned} & \frac{\partial}{\partial t} (\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j} (\rho u_j u_i) \\ & = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial}{\partial x_j} \left\{ \mu_{eff} \left(\frac{\partial u_i}{\partial x_j} + \frac{\partial u_j}{\partial x_i} \right) \right\} + S_{wi} \quad \dots(2) \end{aligned}$$

$$S_{wi} = -2\rho \bar{\Omega} \times \bar{U} - \rho \bar{\Omega} \times (\bar{\Omega} \times \bar{r}) \quad \dots(3)$$

ここで、 ρ は密度、 P は圧力を表している。実

Table 1 Number of elements

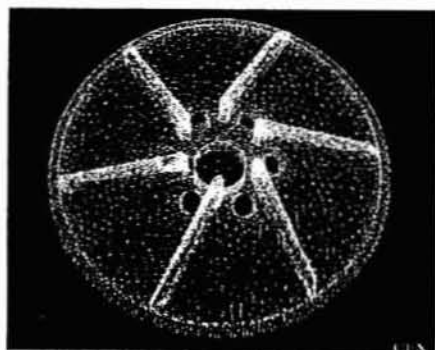
| Impeller | Inlet | Outlet | Total |
|----------|--------|--------|---------|
| 347,262 | 40,224 | 61,605 | 449,091 |

効粘性 μ_{eff} は、分子粘性係数と乱流粘性係数の和である。 S_{wi} は外力の項を表しており、式(3)の右辺第1項はコリオリ力、第2項は遠心力を表している。乱流モデルには、RNG (Re-Normalization Group) k- ϵ モデル⁽⁷⁾を用い、壁面境界には壁法則(対数則)を適用した。

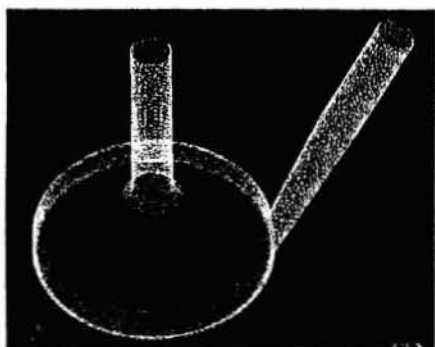
回転に伴うウォッシュアウトホールと羽根車の位置が流れ場に及ぼす影響を知るため、ステップ角6(deg)で非定常解析し、流れが定常になるまで2回転(720(deg))計算した。回転する羽根車および静止したケーシング部は、時間ステップごとに羽根車とケーシング間のInterfaceの値の更新を行いながら計算を進めていく方法を用いて結合させ、非定常計算を可能としている。

本計算に用いたスタンダードモデルを例にとり、計算格子をFig. 2に示す。本研究で用いた計算格子は非構造で、回転系である羽根車部、静止系である流入口部およびポリユート・流出口部と3種類に分け作成した。スタンダードモデルにおける各領域の格子点数はTable 1に示す通りであり、合計で449,091節点を使用した。

羽根車回転数は、実際に使用される値として3,000rpm、吸込み口の境界条件には成人に必要な血流量である $Q_0=5.0$ l/min、吐出し口の境界条件には、静圧0Paを与えた。作動流体の物性値は血液を想定し、密度 $1,048$ kg/m³、粘度 0.0028 Pa·sとした⁽⁸⁾。血液は、非ニュートン流体であり、特に 50 s⁻¹より低いせん断速度になると粘性が急激に大きくなる性質がある⁽⁹⁾。ただし本シミュレーションでは、比較的高いせん断速度をもつ領域が多いので、簡単のため作動流体をニュートン流体として扱った。羽根車部の



(a) Impeller



(b) Casing and pipe systems

Fig. 2 Computational domain and grids

計算は相対座標系で行うため、境界条件に相対性を考慮しており、羽根車および回転軸は相対座標系における静止壁として計算を行った。

3-2 解析条件

本研究では、以下の3点に着目し、ポンプ形状を変化させ計算を行った。

- (a) ウォッシュアウトホールが流れ場に与える影響
- (b) ウォッシュアウトホールの位置Pの羽根車裏側の流れ場に与える影響
- (c) 翼隙間Gの溶血に与える影響

(a)では、ウォッシュアウトホールを設けたスタンダードモデルとウォッシュアウトホール無しモデルとを比較検討した。(b)(c)では、それぞれウォッシュアウトホールの位置Pと翼先端隙間Gに注目し、スタンダードモデルと形状を

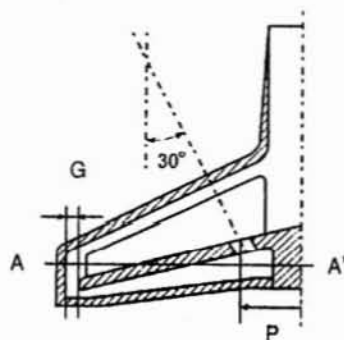


Fig. 3 Sectional view of centrifugal blood pump

Table 2 Position of washout holes and radial gap

| | P (mm) | G (mm) |
|----------------|----------|---------|
| | 7.5~14.5 | 1.5~7.5 |
| Standard model | 8.5 | 1.5 |

変化させたモデルとを比較検討した。PおよびGの詳細はFig. 3に、具体的な値についてはTable 2に示した。遠心型血液ポンプ内の血栓形成に関しては、羽根車裏側の流れが淀む部分に起こることが知られており⁽²⁾、流脈線・せん断速度分布を調べることで最適ポンプ形状を考察した。一方、溶血に関しては、血球にかかる壁付近でのせん断応力が原因となっているといわれており⁽³⁾⁽⁴⁾、ポンプ壁面での最大せん断応力を調べることで考察した。他に挙げられる溶血の重要な指標として、乱流せん断応力や血球に対するせん断応力の作用時間も重要とされている⁽²⁾が、今回は簡単のためせん断応力の絶対値のみで判断した。

これらの解析に加えて、作動流体を水として対象ポンプの定常性能試験で得た実験結果とCFD解析した計算結果とを性能曲線で比較し計算の妥当性を示した。

4. 解析結果及び考察

4-1 ウォッシュアウトホールの有無

AA'断面における流脈線をFig. 4に、ポンプ中心部分の縦断面におけるせん断速度分布を

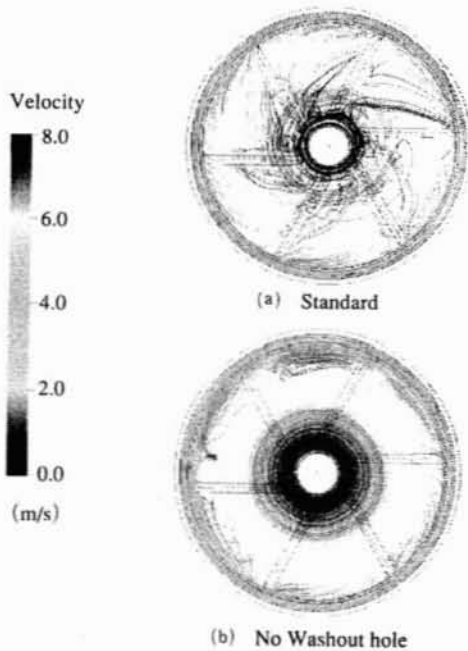


Fig. 4 Streak line in AA' cross section

Fig. 5 に示す。各々上側が標準のウォッシュアウトホール付モデル、下側がウォッシュアウトホール無しのモデルに対する数値シミュレーション結果である。特に流脈線結果から、ウォッシュアウトホール付モデルでは羽根車裏側からホールを通る流れにより、ポンプ中心部で淀みが大幅に減少していることが確認できた。ウォッシュアウトホールによるインペラー背面の淀みの改善は、報告されている結果⁽⁷⁾⁽⁸⁾とほぼ同様の結果を示しており、本計算結果の妥当性もしめされた。さらに流れ場を詳細に調べたところ、ウォッシュアウトホールを設けた羽根車裏面で、せん断速度が最大で 300s^{-1} 程度の値を示した。これは血栓形成を防ぐにあたって効果的な値⁽²⁾であり、ウォッシュアウトホールが血栓形成を防ぐのに有効であることが確認できた。

次にウォッシュアウトホールの有無がポンプ性能に与える影響を調べるため、両モデルの解析から得られた性能曲線をFig. 6 に示す。縦軸

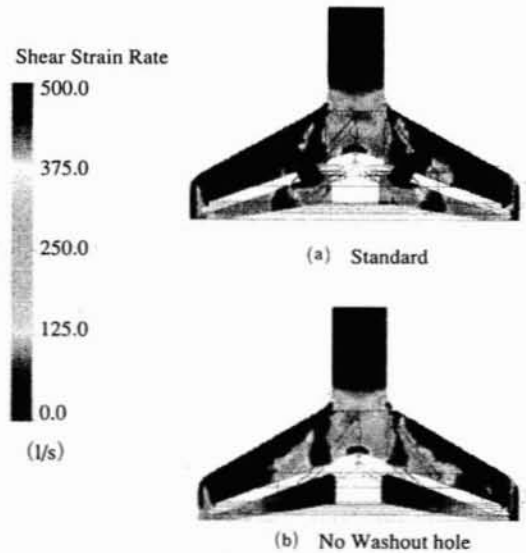


Fig. 5 Shearing velocity distributions

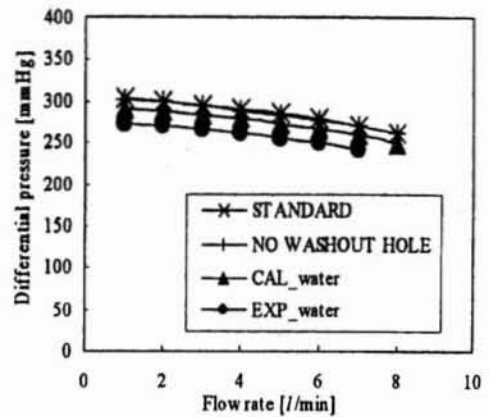


Fig. 6 Performance curve of the centrifugal blood pump

に吸込み口と吐出し口の全圧差、横軸に流量をとっている。双方の性能曲線はほとんど重なっており、ウォッシュアウトホールを設けることでポンプ性能に影響を与えることなく、抗血栓性を高められることが数値シミュレーションによって示された。数値シミュレーションによって得られた性能曲線の妥当性を確かめるため、作動流体を水としてスタンダードモデルで実験した結果とシミュレーションで得た結果を併せてFig. 6 に示した。双方の結果は、やや値が異

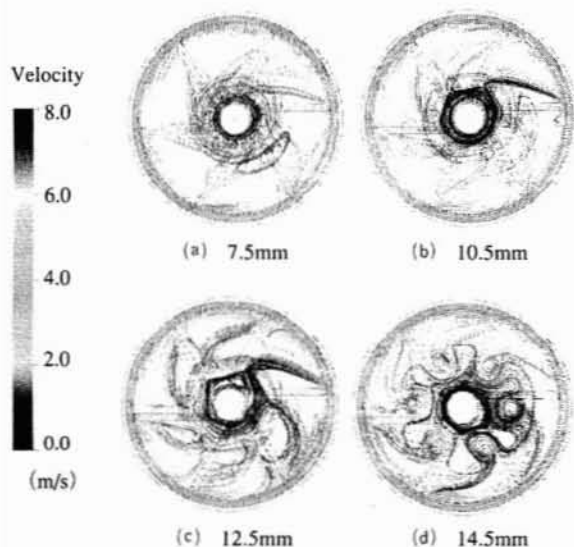


Fig. 7 Streak line in AA' cross section

なるもののその差は小さく、数値シミュレーションがポンプ性能をよく予測できていることがわかる。

4-2 ウォッシュアウトホール位置変化

AA' 断面における流脈線をFig. 7に示す。ウォッシュアウトホール位置を半径方向に変化させることで(P=7.5mm~14.5mm)、血栓形成の原因となる軸周辺部での淀みを抑制することを試みた。全てのモデルにおいて、羽根車裏側からウォッシュアウトホールを通過する流れ、すなわち羽根車裏側を洗い流す作用を確認できた。特にP=7.5mmのモデルでは、スタンダードモデルと比べても明らかに羽根車裏側で淀む領域が減少しており、抗血栓性に関して改善が期待できる。P=14.5mmでも、羽根車裏面で大きく流れが乱れる様子が確認できた。Fig. 8にポンプ中心部分の縦断面におけるせん断速度分布を示す。ウォッシュアウトホール位置を変化させるとせん断速度分布が変化し、その位置が中心に近いほど 300s^{-1} 以下の領域が減少した。淀み、せん断速度といった血栓形成の要因となるパラメータ比較から、ウォッシュアウトホー

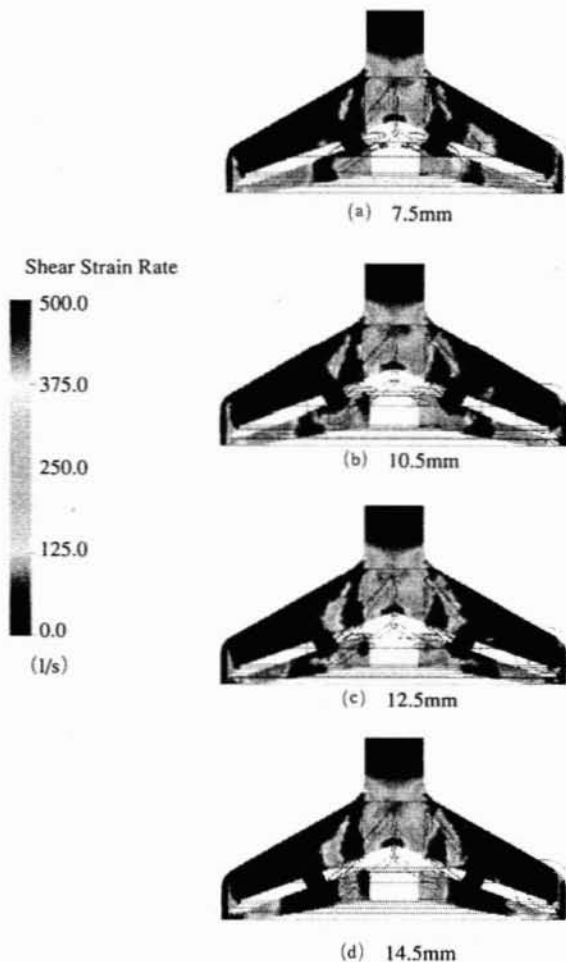


Fig. 8 Shearing velocity distributions

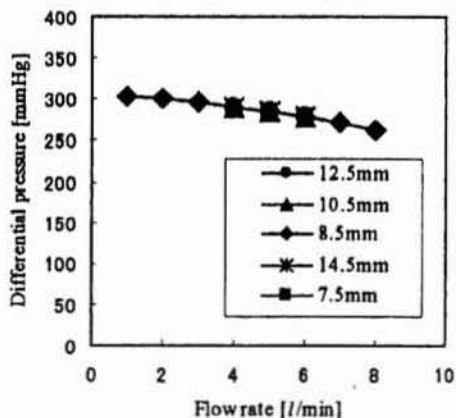


Fig. 9 Performance curve of the centrifugal blood pump

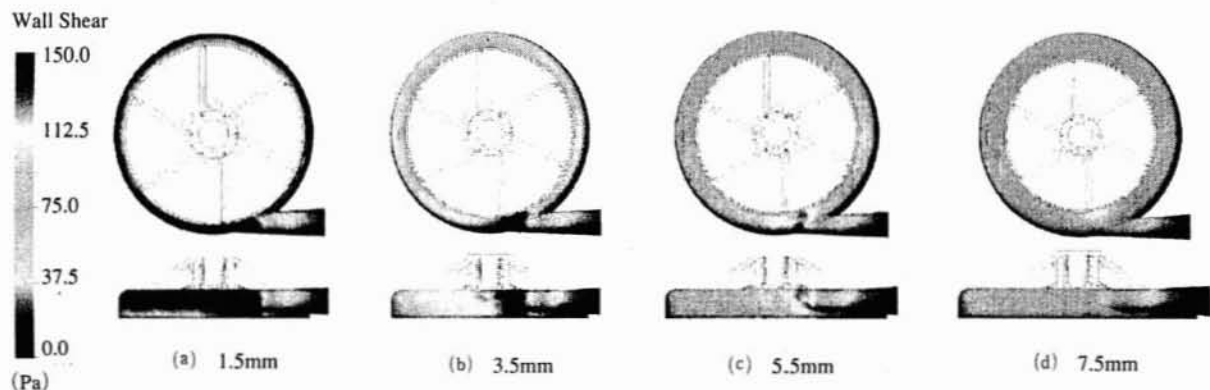


Fig.10 Wall shear stress distribution

ルを中心に近づけるほど、抗血栓性に対して効果的であることが求められた。

さらにそれぞれの形状に対して、性能曲線 (Fig. 9) を計算したところ、ほとんど違いが見られず、これらからウォッシュアウトホール の位置を変えることにより、性能に影響を与えることなく軸周辺部の流れを促進でき、抗血栓性を高められることが数値シミュレーションから求められた。

4-3 翼先端隙間の形状変化

溶血とポンプ形状の関係を調べるため、羽根車形状を固定して、翼先端隙間Gのみを変化させたときの流出口・ケーシングの壁面せん断応力分布を数値シミュレーションした結果を Fig.10 に、時間平均した最大壁面せん断応力分布を Fig.11 に示す。翼先端隙間を変化させることで ($G=1.5\text{mm}\sim 7.5\text{mm}$)、溶血の原因となる最大せん断応力を減少させることを試みた。Fig.10 の $G=1.5\text{mm}$ に示すスタンダードモデルは円型ケーシングおよび流出口付近の壁面において壁面せん断応力が急激に大きくなるのが数値シミュレーションから求められ、溶血がその壁面付近で生じていることが予測される。ケーシング壁面せん断応力の高い領域は、G が 3.5mm より大きくなるにつれ、徐々に吐出し口付近の壁面のみに集中するようになった。スタ

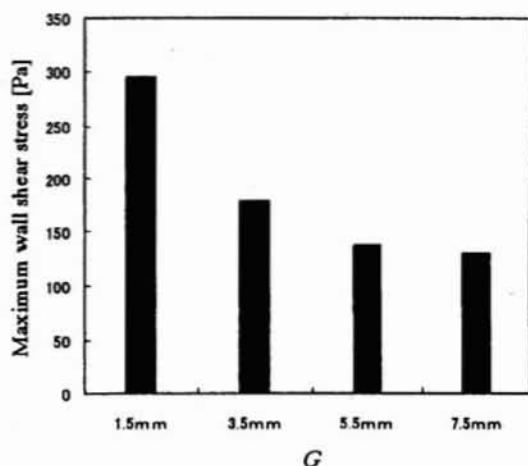


Fig.11 Maximum wall shear stress

ンダードモデルの翼先端隙間を 2mm だけ増やすことで、壁面せん断応力を大幅に減少することができるが、さらに G を大きくしても、それほどの減少は期待できない結果となった。数値シミュレーションからは G を 3.5mm とするとポンプ内部での溶血を効果的に低減できることが示された。

次に G を変化させたモデルのポンプ性能曲線を Fig.12 に示す。性能曲線から、翼先端隙間が増加するにつれてポンプ性能が徐々に低下する傾向が見られた。その変化量から $G=3.5\text{mm}$ であれば十分な全揚程が得ながら、溶血を低減できると予測できた。

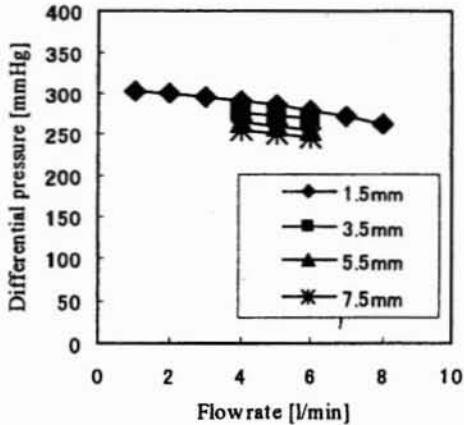


Fig.12 Performance curve (G=1.5-7.5)

5. 結言

抗血栓性と溶血の低減を目的とし、ウォッシュアウトホールの位置と翼先端隙間の形状を変化させ、汎用熱流体解析コードCFX-5を用いて遠心型血液ポンプ内部のCFD解析をおこなった。その結果、以下の結論を得た。

- ① ウォッシュアウトホールの位置を中心に近づけることで、ポンプ性能を保ちながら、抗血栓性を効果的に高められることが求められた。
- ② 作動流体を水としてポンプ性能を測定し、数値シミュレーション結果と比較、数値シミュレーションの妥当性を確認した。
- ③ 翼先端隙間を変更したモデルでは、G=3.5mmの場合に十分な全揚程が得つつ、溶血を効果的に低減できると予測できた。

<参考文献>

- (1) 吉野泰・赤松映明, 磁気浮上式遠心血液ポンプの性能と動特性, 日本機械学会論文集 (B編)60巻579号 (1994), pp.3687-3692.
- (2) 橋本成広・笹田直, 一様せん断場における血栓形成 (凹凸円錐型試験機を用いた血栓形成度評価), 日本機械学会論文集 (B編) 59巻568号 (1993), pp.3739-3742.
- (3) 安田利貴・半田伸子・舟久保昭夫・福井康裕, 遠心ポンプ壁面への衝突流れによる溶血の検討, 人工臓器 26巻3号 (1997), pp.577-580.
- (4) 荒木賢二・妙中義之, 遠心ポンプの発熱の溶血に関する検討, 人工臓器 24巻2号 (1995), pp.333-336.
- (5) 皆川重治・玉川雅章, せん断乱流場での数値流体力学を用いた溶血予測とその検証, 日本機械学会論文集 (B編), 67巻664号 (2001), pp.3119-3126.
- (6) 赤松映明, 人工心臓, 日本臨牀, 第61巻, 第5号 (2003), pp.881-885.
- (7) Tsukamoto, Y., Ito, K., Sawairi, T., Konishi, Y., Yamane, T., Nishida, M., Masuzawa, T., Tsukiya, T., Endo, S., and Taenaka, Y., Computational Fluid Dynamics Analysis of a Centrifugal Blood Pump with Washout Holes, Artificial Organs, Vol. 24, No.8 (2000), pp.648-652.
- (8) Miyazoe, Y., Sawairi, T., Ito, K., Konishi, Y., Yamane, T., Nishida, M., Asztalos, B., Masuzawa, T., Tsukiya, T., Endo, S., and Taenaka, Y., Computational Fluid Dynamics Analysis to Establish the Design Process of a Centrifugal Blood Pump: Second Report, Artificial Organs, Vol. 23, No.8 (1999), pp.762-768.
- (9) 大宮司久明・三宅裕・吉澤徹, 乱流の数値流体力学, 東京大学出版会.
- (10) 岡小天, レオロジー, 生物レオロジー, 裳華房.
- (11) 橋本成広, 生体システム工学入門, 東京電機大学出版局.
- (12) Tamagawa, M., Prediction of Hemolysis Properties and Thrombus Formation using CFD for Blood Orifice Flow, Proceedings of ISBS2004 Part II, (2004), pp.97-100.