

インペラ浮上特性改善を目的とした動圧浮上遠心血液ポンプのスラスト軸受形状の検討

Evaluation of Spiral Groove Geometry for Improvement of Impeller Levitation Performance in a Hydrodynamically Levitated Centrifugal Blood Pump

○ 村重 智崇 (東理大院) 小阪 亮 (産総研)
 迫田 大輔 (産総研) 西田 正浩 (産総研)
 川口 靖夫 (東理大) 山根 隆志 (神戸大)
 丸山 修 (産総研)

*Tomotaka MURASHIGE, †Ryo KOSAKA, †Daisuke SAKOTA, †Masahiro NISHIDA, ‡Yasuo KAWAGUCHI, §Takashi YAMANE, and †Osamu MARUYAMA

*Graduate School of Science and Technology, Tokyo University of Science; †National Institute of Advanced Industrial Science and Technology (AIST); ‡Tokyo University of Science; and §Kobe University

Abstract: We have developed a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump as a bridge to decision. The impeller is levitated by hydrodynamic bearings without any displacement sensor and feedback control circuit. However, since the bearing stiffness of the hydrodynamic bearing is small, the bearing gap tends to become narrow. The purpose of this study is to evaluate the effect of spiral groove geometry on impeller levitation performance in a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump for the improvement of the impeller levitation performance. We compared the geometric models that have different groove width. The numerical analysis was performed in order to calculate the hydrodynamic force. The impeller levitation performance test was conducted using a mock circulation loop and a laser focus displacement meter. As a result, it was found that the sudden contraction model achieves an improvement of the impeller levitation performance in a hydrodynamically levitated centrifugal blood pump.

Key words: Hydrodynamic bearing, Spiral groove geometry, Centrifugal blood pump

1. 緒言

拡張型心筋症および虚血性心筋症に代表される重症心不全に対して、心臓移植が有効な治療法となる。しかし、我が国では、2010年7月に全面的に施行された改正臓器移植法施行後も、移植件数は以前に比べて増加傾向にはあるが、未だ深刻なドナー不足が続いている。そのため、埋込型補助人工心臓が移植までのつなぎ (Bridge to Transplantation, BTT) として用いられ、また移植を行わずに埋込型補助人工心臓を永久使用する最終治療 (Destination Therapy, DT) としての使用も期待されている。しかしながら、我が国において、埋込型補助人工心臓には適用条件があるため、現在は移植適用患者のみに限定されている。つまり、心臓移植および埋込型補助人工心臓は、緊急に治療を必要とする重症心不全患者に対して、即時の適用が困難となる。そこで、その後の治療で心臓移植を行うのか、埋込型補助人工心臓を適用するかを判断するために、緊急の救命処置が必要な患者の心機能を数週間から数ヶ月補助する Bridge to Decision (BTD) Pump が必要とされている⁽¹⁾。BTD Pump には、体外設置型血液ポンプが用いられるが、我が国で現在使用可能な既存の体外設置型血液ポンプは、拍動流ポンプおよび接触軸受を有する遠心血液ポンプのみである。拍動流ポンプは、長期使用の場合に血栓形成が懸念され、接触軸受式の遠心血液ポンプでは、接触軸受に起因した耐久性や血栓形成および赤血球破壊 (溶血) に基づく血液適合性が懸念される。そこで我々は、BTD を使用目的とし、長期耐久性を実現するため、非接触軸受である動圧軸受を体外設置型血液ポンプに応用した、動圧浮上遠心血液ポンプの開発を行っている。動圧軸受の原理は、軸受表面に動圧溝と呼ばれる溝を付加することで、流体の流れる方向に対して、流路が狭まることによって局所圧が生じる。この局所圧を利用して、ポンプ内でインペラを浮上させる。しかし、

動圧軸受は、軸受隙間が狭くならなければ高い局所圧が生じないため、狭い軸受隙間に起因した高剪断による溶血が懸念される。本研究では、開発した動圧浮上遠心血液ポンプの軸 (スラスト) 方向の動圧軸受に採用している螺旋状のスパイラルグループに着目して、インペラ浮上特性改善を目的とした、スラスト軸受形状の検討を行った。

2. 方法

2-1 動圧浮上遠心血液ポンプ

本研究で、スラスト軸受形状を検討する動圧浮上遠心血液ポンプの構造を図1に示す。本ポンプは、上面ケーシング、インペラ、および下面ケーシングの3部品から構成される。ポンプの直径は73 mmで、高さは39 mmである。インペラの直径は37 mmで、高さは26 mmである。インペラ下面側には、6枚の羽根 (ベーン) があり、このベーンがシュラウドで覆われたクローズドベーンを採用している。半径 (ラジアル) 方向の動圧軸受として、上面ケーシング中央円筒側面に、先行研究において最適設計された溝深さ100 μmの4円弧形状のラジアル動圧軸受を採用している⁽²⁾。スラスト方向の動圧軸受として、インペラ上面および下面に対向するケーシング側に、溝深さ100 μmのスパイラルグループ形状のスラスト軸受を採用している。また、スラスト軸受部は取り外しができる構造としたため、ポンプ内でケーシングおよびインペラは共通のまま、スラスト軸受のみを変更することが可能である。スラストおよびラジアル方向の動圧軸受によって、インペラは非接触駆動するため、ポンプの機械的耐久性は半永久的となる。本ポンプは、上面ケーシング内のステータコイルと、インペラ内の永久磁石間の磁気力により、ダイレクトドライブ方式によって駆動する。本ポンプは、体外循環を想定した揚程200 mmHg、流量4.0 L/minをポンプ回転数約3,600 rpm

で実現する。

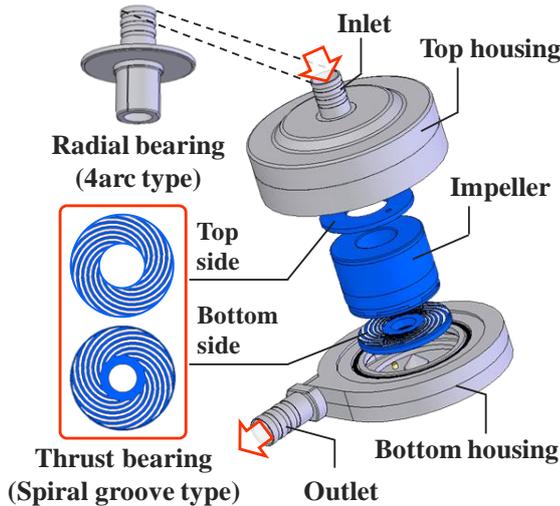


Fig. 1 Hydrodynamically levitated centrifugal blood pump

2-2 数値解析

本ポンプのスラスト軸受に採用しているスパイラルグループに対して、スラスト軸受形状がインペラ浮上特性に与える影響を検討するため、溝幅をパラメータとした数値解析を行った。支配方程式には、ナビエ・ストークス方程式および連続の式から導かれる二次元レイノルズ方程式を用いた。この二次元レイノルズ方程式は、流体潤滑理論において、圧力は軸受隙間方向に沿って一定と仮定した際に成り立つ方程式で、次式で表される⁽³⁾。

$$\frac{\partial}{\partial r} \left(h^3 r \frac{\partial p}{\partial r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(h^3 \frac{\partial p}{\partial \theta} \right) = 6r\omega\mu \frac{\partial h}{\partial \theta} \quad (1)$$

ここで、 r は軸受半径、 h は軸受隙間、 p は軸受に生じる圧力、 θ は角度、 ω はインペラ角速度、および μ は流体粘度を表す。式(1)を中心差分法(二次精度)によって離散化した。分割数は、周方向および半径方向ともに240とした。解析条件は、体外循環時のポンプ駆動条件を想定して、回転数は3,600 rpm、血液粘度は3.0 mPa·sとした。スラスト軸受隙間は、5-150 μm まで変化させた。境界条件は、半径方向には軸受外周側に圧力200 mmHgを、軸受内周側に圧力0 mmHgをそれぞれ与えた。周方向には、周期境界条件として、 $\theta=0, 2\pi$ で同一圧力を与えた。本解析によって、軸受表面に生じる圧力分布を算出した。この圧力分布を軸受面積で積分することによって、軸受に生じる軸受発生力を算出した。

図2に、解析モデルとして、極座標系における1組の溝部および丘部を示す。 r_2 および r_1 は、軸受外半径および軸受内半径を表し、それぞれ18.5 mmおよび8 mmである。スパイラルグループの溝数は、12本(12組の溝部および丘部)とし、溝深さは100 μm とした。図中の矢印は、軸受外径側と軸受内径側での溝幅を表し、この値を変えることで溝幅を変更した。解析モデルは、我々がこれまで採用してきた溝部と丘部の境界が2次曲線で表現され、同一半径で溝部と丘部の幅の比が1:1となる従来モデル⁽²⁾、溝部と丘部の境界が1次関数で表現され、同一半径および同一角度で溝部と丘部の幅の比が1:1となる溝幅1:1モデル、溝幅が軸受外周側から軸受内周側へ急縮小する急縮小モデル、溝幅が軸受外周側から軸受内周側へ急拡大する急拡大モデル

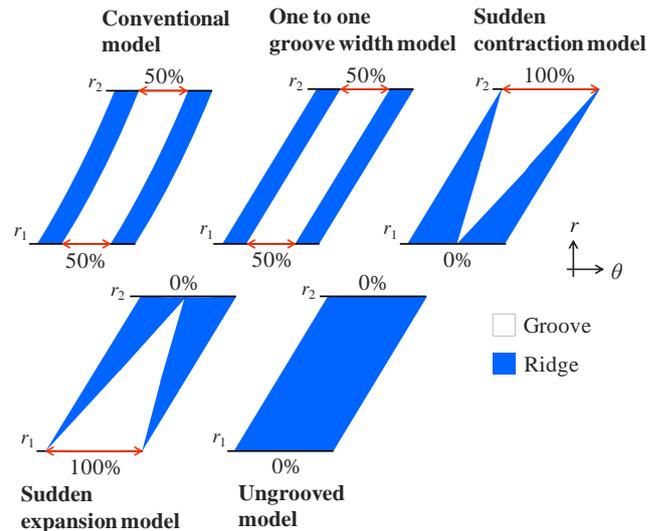


Fig. 2 Geometric model of the numerical analysis in polar coordinate system.

ル、および溝無モデルとした。本研究では、溝無モデルを軸受発生力の基準とし、各解析モデルの軸受発生力から溝無モデルの軸受発生力を引くことで、各解析モデルの溝部による軸受発生力を評価した。

2-3 インペラ浮上特性試験

各スパイラルグループ形状がインペラ浮上特性に与える影響を評価するため、実機の血液ポンプを用いたインペラ浮上特性試験を行った。図3に使用した試験回路を示す。試験回路は、ポリ塩化ビニル製血液リザーバ(特注品、泉工医科工業株)、ポリ塩化ビニル製チューブ(MERA Exceline-H, 泉工医科工業株)、クランプによる流路抵抗、および血液ポンプからなる模擬循環回路を用いた。インペラ浮上位置は、ポンプの下面ケーシング側に設置したレーザフォーカス変位計(LT-8110, 榊キーエンス)を使用して計測した。レーザは、インペラ内にレーザのターゲット用に設置されたチタンリングに焦点を合わせた。作動流体には、37°Cの血液粘度を模擬した、粘度3.1 mPa·s(25°C)のグリセリン水溶液を使用した。まず、計測前にレーザフォーカス変位計を用いて、スラスト上下隙間の合計を300 \pm 3 μm に合わせた。クランプは、体外循環を想定した揚程200 mmHg、流量4.0 L/minを満たすように調整しておき、計測中はクランプを一定に保った。ポンプ回転数は、1,000-4,000 rpmまで500 rpmずつ増加させ、その際のインペラ浮上位置を計測した。計測項目は、インペラ変位に基づくスラスト軸受隙間、揚程、および流量とした。計測条件は、サンプリング周波数を1 kHz、計測時間を10 secとした。計測結果から、スラスト下面隙間とポンプ回転数の関係を算出し、揚程200 mmHg、流量4.0 L/minを実現する定格回転数時の各モデルのインペラ浮上特性を評価した。

上記と同様の模擬循環回路を用いて、各スパイラルグループ形状に対して、ポンプ回転数および流量をそれぞれ変化させた際の各駆動条件下でのインペラ浮上特性を評価するため、インペラ浮上位置を計測した。ポンプ回転数は、1,000-4,000 rpmまで500 rpmずつ増加させた。流量は、ポンプ回転数を一定に保った状態で、0 L/minから最大流量まで0.5 L/minずつクランプを調整して変化させた。計測項目は、インペラ変位に基づくスラスト軸受隙間、揚程、および流量とした。計測条件は、サンプリング周波数を1 kHz、

計測時間を 10 sec とした。計測データから、各ポンプ回転数におけるスラスト下面隙間と流量の関係を算出し、インペラ浮上特性を評価した。

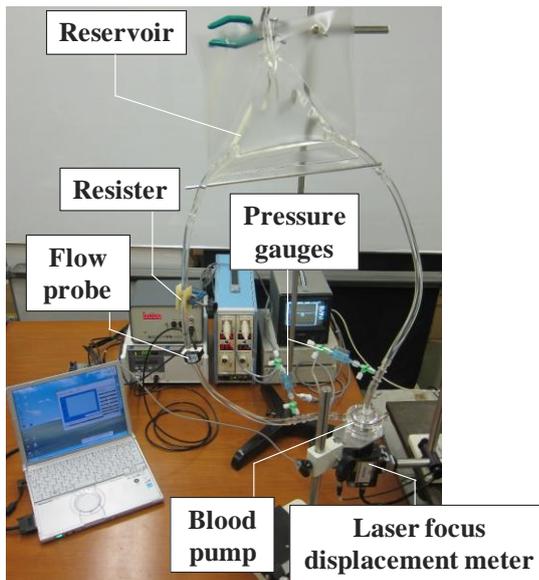


Fig. 3 Test circuit of the impeller levitation performance test.

3. 結果および考察

数値解析の結果を図 4 に示す。グラフの縦軸は軸受発生力を表し、横軸はスラスト軸受隙間を表す。本結果は、各形状モデルの軸受発生力を、溝無モデルの軸受発生力を基準として表している。本結果から、急縮小モデルは、軸受隙間 5-150 μm において常に正の値をとり、他の形状モデルの中で、最も軸受発生力が高くなった。また、軸受隙間 50 μm 以下から、大幅に軸受発生力が高くなった。従来モデルは、軸受隙間 5-150 μm において常に正の値をとることが分かった。溝幅 1:1 モデルは、軸受隙間 80 μm 以下の区間では正の値をとったが、軸受隙間 80-150 μm では負の値をとった。また、従来モデルに次いで軸受発生力が高いことが分かった。急拡大モデルは、軸受隙間 5-150 μm において常に負の値をとり、各解析モデルの中で、最も軸受発生力が低いことが分かった。溝無モデルは、軸受発生力の基準であるため、常に 0 N の値である。5 つの解析モデルの内、急縮小モデルで軸受発生力が最も高くなった。これは、軸受外周側から溝部に流入した流体が、流れ方向に対して溝形状が急縮小することによって、高い動圧が生じたためと考えられる。急縮小モデルに次いで、従来モデルの軸受発生力が高くなったことについて考える。従来モデルは、極座標系では溝部と丘部の境界が 2 次曲線で表され、同一半径において溝部と丘部の幅は 1:1 となるが、同一角度では、軸受外周側から軸受内周側へ徐々に溝幅が縮小する形状であるためと考えられる。溝幅 1:1 モデルの軸受発生力は、軸受隙間 80 μm 以上では負の値となった。軸受隙間 80 μm 以上では動圧溝による効果が生じないと考えられ、さらに溝の分軸受面積が減少するため、溝無モデルに比べて軸受発生力が低くなったと考えられる。一方、急拡大形状は、軸受隙間 5-150 μm において常に負の軸受発生力が生じることから、動圧軸受として成立せず、さらに、急拡大形状は、急縮小形状の Pump-out 形状と見なすこともできる。Pump-out 形状は、負の軸受発生力が生じるため、インペラを浮上させることは困難であると考えられる⁽⁴⁾。

図 5 に、体外循環を想定した揚程 200 mmHg、流量 4.0

L/min を実現する定格回転数時のインペラ浮上特性試験の結果を示す。グラフの縦軸はスラスト下面軸受隙間を表し、横軸はポンプ回転数を表している。また、縦軸に平行な破線は定格回転数を表し、横軸に平行な破線はスラスト上下隙間の合計 300 \pm 3 μm を表す。図 5 において、従来モデルのインペラは、回転数 1,500 rpm から 1,750 rpm の間で急激に下面ケーシング側へ変位し、回転数約 2,000 rpm 以降でほぼ一定に推移した。従来モデルの定格回転数時の下面隙間は、36 \pm 3 μm となった。溝幅 1:1 モデルのインペラは、回転数 1,500 rpm から 1,750 rpm の間で急激に下面ケーシング側へ変位し、回転数約 2,000 rpm 以降でほぼ一定に推移した。溝幅 1:1 モデルの定格回転数時の下面隙間は、26 \pm 1 μm となった。急縮小モデルのインペラは、回転数の増加とともに下面ケーシング側へ変位していき、回転数約 2,000 rpm 以降でほぼ一定に推移した。急縮小モデルの定格回転数時の下面隙間は、90 \pm 2 μm となった。急拡大モデルにおいて、インペラは回転数 1,500 rpm から急激に下面ケーシング側へ変位し、回転数の増加とともに下面ケーシング近傍を推移し、回転数約 3,300 rpm で下面ケーシングと接触した。また、溝無モデルは数値解析のみ対象としたため、実測は行っていない。本結果から、数値解析によって求めた軸受発生力が高い程、定格回転数時の下面隙間が広がる傾向にあると考えられる。一方、急拡大モデルにおいて、回転数の増加とともに下面隙間が狭まり、下面ケーシングに接触したのは、インペラと下面ケーシング間に吸引力である負の軸受発生力が生じたためと考えられ、数値解析の結果と同様の傾向を示した。従来モデル、溝幅 1:1 モデル、および急縮小モデルにおいて、回転数約 2,000 rpm 以降で、インペラは下面ケーシング寄りではほぼ一定に推移することから、インペラは下面側のスラスト軸受で支持されていると考えられる。また、従来モデルおよび溝幅 1:1 モデルは、回転数 2,000 rpm 以降は下面隙間 50 μm 付近をインペラが変位していくが、急縮小モデルは、回転数 2,000 rpm 以降は下面隙間 100 μm 付近をインペラが変位していくことから、隙間 100 μm の広い隙間においても動圧が生じていると考えられる。

各回転数および流量におけるインペラ浮上特性試験の結果として、図 6 に従来モデルの結果を、図 7 に溝幅 1:1 モデルの結果を、図 8 に急縮小モデルの結果をそれぞれ示す。グラフの縦軸はスラスト下面軸受隙間を表し、横軸は流量を表す。また、横軸に平行な破線はスラスト上下隙間の合計 300 \pm 3 μm を表す。図 6 において、従来モデルのインペラ浮上特性は、同一回転数で流量が減少すると、インペラは下面ケーシング寄りに変位する傾向にあることが分かった。さらに、回転数 1,500 rpm において流量減少とともに、インペラは急激に下面ケーシング側へ変位することが分かった。また、我々がこれまで開発してきた従来ポンプにおいて、下面隙間が狭くなる傾向にあった 3,000-4,000 rpm の高回転数時⁽⁵⁾において、下面隙間は 30 μm 程度と溶血が懸念される狭い隙間になった。図 7 において、溝幅 1:1 モデルのインペラ浮上特性は、同一回転数で流量が減少すると、インペラは下面ケーシング寄りに変位する傾向にあることが分かった。さらに、従来モデルと同様に、回転数 1,500 rpm において流量減少とともに、インペラは急激に下面ケーシング側へ変位することが分かった。また、3,000-4,000 rpm の高回転数時において、下面隙間は 30 μm 程度と溶血が懸念される狭い隙間になった。図 8 において、急縮小モデルのインペラ浮上特性は、同一回転数で流量が減少すると、インペラは下面ケーシング側に変位する傾向にあることが

分かった。また、急縮小モデルは他のモデルと比較して、各回転数および流量下でのインペラ浮上位置が上面ケーシング側であることが分かった。また、3,000-4,000 rpmの高回転数時⁽⁵⁾においても、下面隙間 70 μm 以上を実現できることが分かった。

以上より、急縮小モデルは、他のモデルと比較してポンプの各条件下においても広い下面隙間を実現できることから、インペラ浮上特性を改善できることが分かった。また、急縮小モデルは、広い下面隙間を実現できることから、溶血特性の改善も期待できるため、今後 *in vitro* 血液適合性試験を行い、評価する予定である。

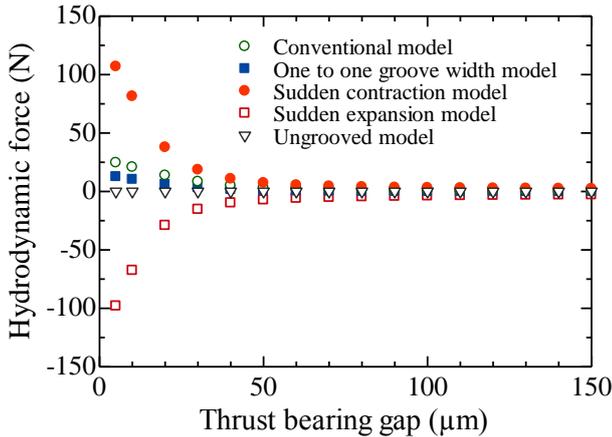


Fig. 4 Hydrodynamic force of each model was obtained by the numerical analysis.

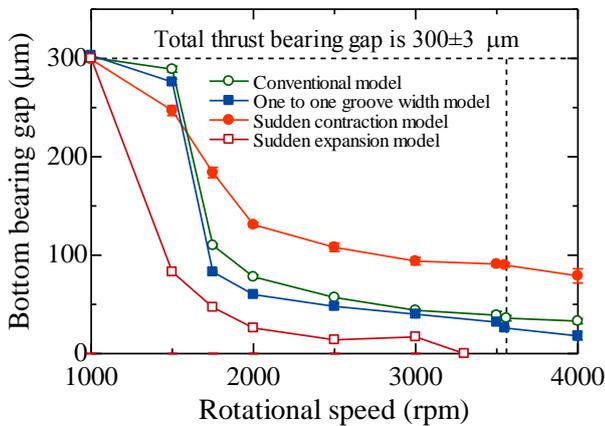


Fig. 5 Bottom bearing gap of each model at a pressure head of 200 mmHg and a flow rate of 4.0 L/min.

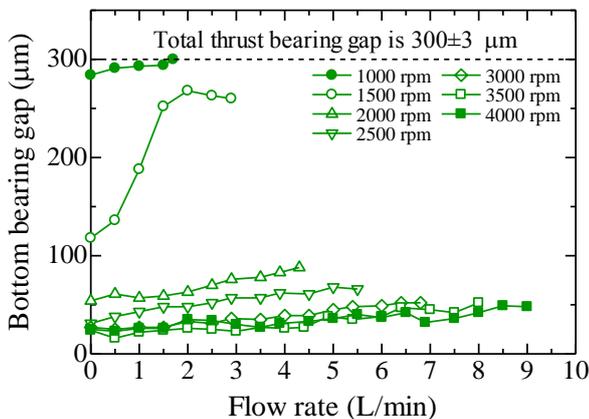


Fig. 6 Bottom bearing gap of the conventional model at each rotational speed and flow rate.

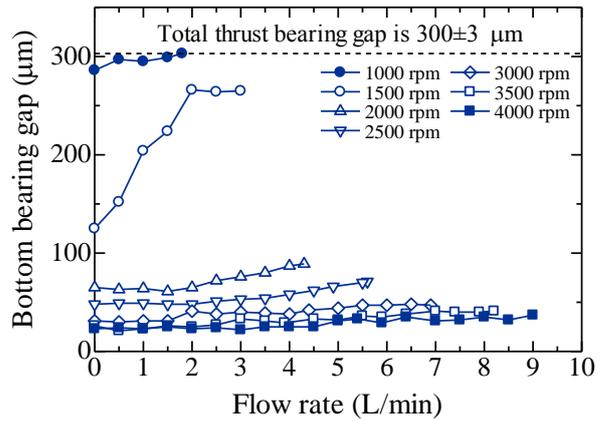


Fig. 7 Bottom bearing gap of the one to one groove width model at each rotational speed and flow rate.

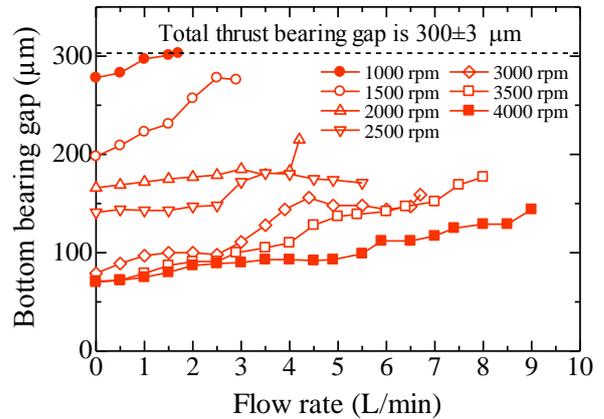


Fig. 8 Bottom bearing gap of the sudden contraction model at each rotational speed and flow rate.

4. 結言

本研究では、動圧浮上遠心血液ポンプのインペラ浮上特性改善させるために、スラスト動圧軸受に採用しているスパイラルグループ形状の検討を数値解析およびインペラ浮上特性試験によって行った。数値解析の結果から、スパイラルグループの溝幅を軸受外周側から内周側へ急縮小させた急縮小モデルにおいて、軸受発生力が向上することが分かった。インペラ浮上特性試験から、急縮小モデルは他の形状では下面隙間が狭くなる傾向にあった高回転数時においても 70 μm 以上の下面隙間を実現できることが分かった。

参考文献

- (1) F.D. Robertis, et al., "Bridge to Decision Using the Levitronix CentriMag Short-term Ventricular Assist Device", *J Heart Lung Transplant*, Vol. 27, No. 5, pp. 474-478, 2008.
- (2) K. Yasui, et al., "Optimal Design of the Multi-arc Hydrodynamic Bearing in a Centrifugal Blood Pump for Improvement of Bearing Stiffness and Hemolysis Level", *Abstract of Congress of the International Society for Rotary Blood Pump*, 2012, p. 9.
- (3) Y. Hori, "Hydrodynamic Lubrication", Springer, 2006, pp. 11-17.
- (4) R. Kosaka, et al., "Improvement of Hemocompatibility in Centrifugal Blood Pump With Hydrodynamic Bearing and Semi-Open Impeller: In Vitro Evaluation", *Artif Organs*, Vol. 33, No. 10(2009), pp. 798-804.
- (5) 吉田ら, "補助循環用動圧浮上式遠心ポンプの軸受隙間評価", 日本機械学会茨城講演会講演論文集, No. 90-2(2009), pp. 261-62.