306 動圧浮上遠心血液ポンプのステップ軸受の形状最適化

Geometric optimization of Stepped Bearings of a Hydrodynamic Levitation Centrifugal Blood Pump

○ 矢田 亨 (東理大院)

小阪 亮 (産総研)

正 西田正浩 (産総研)

正 丸山 修 (産総研)

斉藤 栄 (ユー・コーポレーション)

平井収作 (ユー・コーポレーション)

正 川口靖夫 (東理大)

正 山根隆志 (産総研)

Toru YADA¹, Ryo KOSAKA², Masahiro NISHIDA², Osamu MARUYAMA²,
Sakae SAITO³, Shusaku HIRAI³, Yasuo KAWAGUCHI⁴, and Takashi YAMANE²¹Graduate School of Tokyo University of Science, ²National Institute of Advanced Industrial Science and Technology,³U-Corporation, ⁴Tokyo University of Science

We have developed a non-contacting type centrifugal blood pump with hydrodynamic bearings. The purpose of this study is geometric optimization for step thrust bearings to achieve low hemolysis. Hydrodynamic axial loads generated in bearing gap were obtained through numerical analysis based on Reynolds equation in lubrication and were compared with the measured loads with electronic balance. As a result, hydrodynamic axial load was the largest when the step length was designed to be 66.7% of the vane length.

Key words: Step bearings, Hemolysis, Centrifugal blood pump, Hydrodynamic load

1. 緒 言

心臓移植や長期人工心臓埋め込みまでのブリッジとして、1 か月程度の連続駆動が可能な補助人工心臓が必要とされている。我々は、補助人工心臓の耐久性の向上を目指して、動圧浮上遠心血液ポンプ（モデル名：HH100）の開発を進めている⁽¹⁾。HH100 は、インペラの軸受に動圧軸受を採用しているため、インペラがポンプケーシングに対して接触しない状態で駆動することができる。ポンプ内部に接触点がないので、摩擦がないという利点がある。その一方で、動圧軸受の狭い隙間で、血液が高い剪断応力に曝され、溶血（血球破壊）の問題を引き起こす恐れがある。溶血の原因となる剪断応力を低減するためには、より大きな流体力によって軸受隙間を増大することの出来る動圧軸受の形状の検討が重要である。本研究では、ステップ動圧軸受の形状を、低溶血性の観点から最適化するために、ステップ動圧軸受の隙間で発生する流体力について、数値解析と計測評価を実施した。

2. 方 法

2・1 対象とするステップ動圧軸受の形状

本研究では、産総研が開発している動圧浮上遠心血液ポンプ HH100 に対し、3 種類のステップ動圧軸受形状のインペラを比較検討した。HH100 インペラを図 1 に示す。円筒形のインペラ（羽根 6 枚、直径 36mm、インペラアイ直径 10mm）のベーン前縁に深さ 0.100mm のステップを設けた。ベーンの周方向の断面を図 2 に示す。3 種類のステップ動圧軸受では、ステップの長さが、ベーンの長さに対して 0%、33.3%、66.7% となるように設計した。

2・2 ステップ動圧軸受のレイノルズ方程式による数値解析

2・1 節で示した 3 種類のインペラについて、数値解析によって、軸受隙間の、圧力分布、および、流体力を算出した。

解析したモデルは、ステップ 0%、33.3%、66.7% の軸受隙間の流れである。解析したモデルの一例としてステップ 66.7% のモデルを図 3 に示す。ベーンを静止させ、ベーンに向かい合う平面を 3000rpm で回転させた。軸受隙間について 5μm、10μm、30μm、50μm、100μm、200μm、300μm の合計 7 ケースを検討した。圧力境界条件として、インペラ入口を 0mmHg、インペラ出口を 100mmHg に設定した。作動流体の粘度を 3mPa・sec に設定した。

支配方程式として、潤滑理論⁽²⁾において、深さ方向に圧力一定の仮定のもとで成立する、次のレイノルズ方程式⁽³⁾を用いた。

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

Fig. 1 Impeller with step bearing (model HH100).

Fig. 2 Sectional view of a vane with a stepped bearing at the leading edge.

Fig. 3 Configuration of the computational domain. Step66.7%.

ここで、半径方向および周方向座標を r , θ 、隙間 h 、圧力 P 、粘性係数 μ 、回転角速度 ω とした。式(1)を中心差分法によって離散化して解いた。分割数について、半径方向 90、周方向 300 とした。

算出された圧力分布の積分値は、ステップ動圧軸受による流体力と、羽根によるポンプ流体力から成る。そこで、ステップ動圧軸受による流体力のみを評価するために、算出された圧力分布の積分値から、ステップ 0% の圧力分布の積分値を差し引いた。

Fig. 4 Experimental apparatus for hydrodynamic load measurement.

2・3 ステップ動圧軸受の流体力の計測評価

2・1節で示した3種類のインペラについて、ステップ動圧軸受の軸受隙間と、軸受隙間で発生する流体力を計測した。各インペラについて、以下のように計測を行った。

実験装置を図4に示す。実験装置については、インペラ、フライス盤 (FM100, 株式会社), 電子天秤 (電磁平衡式, GX-3000, 株式会社), 円筒形容器 (内径 40mm, 渦防止板 6枚), レーザ焦点式変位計 (分解能 0.2 μ m, LT-8110, 株式会社) から構成した。ステップ動圧軸受が円筒形容器の底面で構成されるように、インペラをフライス盤の主軸と連結した。円筒形容器には、グリセリン水溶液 (濃度 33wt%, 温度 25 $^{\circ}$ C) を注入した。フライス盤の動力によってインペラを回転させ、ステップ動圧軸受で流体力を発生させた。この流体力を、電子天秤を用いて 100Hz で計測した。流体力の零点として、フライス盤主軸の回転数が 0rpm, かつ、インペラが円筒形容器と接触していない状態を設定した。流体力を計測すると同時に、ステップ動圧軸受の隙間を計測するために、スライドヘッドの Z 方向の変位を、レーザ焦点式変位計によって 100Hz で計測した。ステップ動圧軸受の隙間の零点として、インペラが円筒形容器から離れた直後の状態を、電子天秤の計測値を指標に、設定した。

反復になるが、計測された流体力は、ステップ動圧軸受による流体力と、羽根によるポンプ流体力から成るので、ステップ動圧軸受による流体力のみを評価するために、計測された流体力から、ステップ 0% のポンプ流体力を差し引いた。

3. 結果及び考察

数値解析によって得られた軸受隙間の圧力分布の一例を図5に示す。図より、ステップの段差部で、圧力が最大値をとることが分かった。圧力の最大値は、軸受隙間が一定の場合、ステップ 33.3% よりもステップ 66.7% が大きいことが分かった。

数値解析によって得られたステップ動圧軸受による流体力を図6に示す。軸受隙間によらず、ステップ動圧軸受による流体力は、ステップ 66.7% が最大であり、次いで、ステップ 33.3%, 0% となった。また、いずれのステップ動圧軸受でも、軸受隙間が増大する程、ステップ動圧軸受による流体力は減少することが分かった。

ステップ動圧軸受による流体力の計測結果を図7に示す。図より軸受隙間 210 μ m 以内で、ステップ動圧軸受による流体力は、ステップ 66.7% が最も大きく、次いで、ステップ 33.3%, 0% となった。また、隙間が大きくなる程、ステップ動圧軸受による流体力は小さくなることが分かった。

流体力の数値解析、計測の結果から、ステップ 66.7% は、ステップ 0%, 33.3% よりも、軸受の流体力が大きいことが分かった。よって、ステップ 66.7% は、ステップ 0%, 33.3% よりも、広い軸受隙間を実現し、隙間内は、低い剪断応力となると考えた。溶血は、剪断応力と相関があるので⁽⁴⁾、低溶血性に関して、ステップ 66.7% が、最も適したステップ動圧軸受形状であると考えた。

Fig. 5 Pressure distribution. Bearing gap 50 μ m.

Fig. 6 Results of numerical analysis. Hydrodynamic axial load due to the effect of stepped bearings.

Fig. 7 Results of hydrodynamic load measurement. Hydrodynamic axial load due to the effect of stepped bearings.

4. 結 言

動圧浮上遠心血液ポンプ HH100 のステップ動圧軸受形状として、ベーンの周方向長さに対するステップの周方向長さが 0%, 33.3%, 66.7% となるインペラモデルを比較した。ステップ動圧軸受で発生する流体力について、数値解析および計測評価を実施した結果、ステップ 66.7% は、ステップ 0%, 33.3% に比較して、ステップ動圧軸受による流体力が大きいことが分かった。このことから、ステップ 66.7% は、ステップ 0%, 33.3% よりも、大きい隙間を実現でき、高剪断応力に起因した溶血を引き起こし難いと考えた。溶血試験結果との比較も行う予定である。

文 献

- (1) 矢田亨, 西田正浩, 丸山修, 小阪亮, 山根隆志, 泊陽輔, 木暮尚登, 河村洋, 斉藤栄, 平井収作, 動圧軸受遠心血液ポンプの羽根隙間と血液適合性について, 第 5 回生活支援工学系学会連合大会講演予講習, (2007-10), p.77
- (2) 十合晋一, 気体軸受, 共立出版(1992), pp.19-53,
- (3) 西田正浩, 山根隆志, 加藤孝久, 宮本祐介, 中村正則, 大久保剛, 佐野岳志, 動圧浮上遠心血液ポンプの抗血栓性に関する CFD 解析, 電気学会研究資料, LD-03-48, (2003-3), pp.27-30
- (4) M.Giersiepen, L.J. Wurzinger, R. Opitz, H. Reul, Estimation of shear stress-related blood damage in aortic valves, *J Artif. Organs* 1990; 13:300-306