Study of Spiral Groove Bearing for Centrifugal Blood pump

○ 中村陽一(九工大院) 学 鶴田勇樹(九工大院) 学 大森正樹(九工大院)
学 西田雅(九工大院) 正 塚本寛(九工大) 正 宮崎康次(九工大)

Youichi NAKAMURA, Kyushu Institute of Technology, 2-4, Hibikino, Wakamatsu, Kitakyushu, 808-0196
Yuuki TSURUTA, Kyushu Institute of Technology
Masaki OOMORI, Kyushu Institute of Technology
Masashi NISHIDA, Kyushu Institute of Technology
Hiroshi TSUKAMOTO, Kyushu Institute of Technology
Koji MIYAZAKI, Kyushu Institute of Technology

Key Words: *Hydro dynamic bearing, Blood pump, Centrifugal pump, Artificial heart*

1. 緒言

ターボ形血液ポンプは小型でシンプルなシステムとして開心術や体外式の補助循環装置に使用される。ターボ形血液ポンプの中で動圧浮上軸受を用いたものは磁気浮上軸受を用いたものに比べ大きな負荷容量を支えることができるなど利点が多く、電源、メンテナンスが不要であることから埋め込み型人工心臓に適していると考えられる。本研究では、ローターに動圧浮上軸受のひとつであるコンカルスパイラルグループベアリング(Conical Spiral Groove Bearing: CSGB, Fig.1)をもつ血液ポンプの製作を目指す。CSGBはアキシヤル荷重とラジアル荷重を同時に保持でき、ポンプ構造を単純化できるほか、小型化が可能な実用性のある軸受である。本報では、CSGBの軸受形状及び軸受挙動について実験的に検討する。

2. 実験装置及び方法

2-1. 動圧浮上軸受

グループの形状は斜面展開図上に対数曲線で描画されたものであり、Mujiderman (1967)⁽¹⁾による実験近似を用いたレイノルズ方程式の解析解により決定された。製作されたグループは、外部吸込み式のスパイラルグループ、溝と段差の幅の比 $\gamma=1$ として、溝角度 $\alpha = 15, 30, 60 \text{ deg}$ 、溝本数 $\Lambda = 5, 10, 15$ 、溝深さ $h_0 = 35, 210 \mu\text{m}$ である。今回は、供試ポンプ羽根の代わりに円筒ローターにCSGBをつけて、軸受形状、始動時のローターの過渡応答を実験的に調査した。

2-2. 実験装置

CSGBの形状や運転条件を調べるため実験装置を製作した。その概略図をFig.2に示す。今回は軸受を対象とするためインペラのない円筒ローターとした。供試血液ポンプの設計諸言はシュラウド入口内径が 10.5 mm 、出口直径 41 mm の遠心形で、設計回転速度 4010 min^{-1} 、全揚程 $H_t = 5.31 \text{ m}$ 、流量 $Q = 5.5 \text{ l/min}$ とした。供試ポンプはFig.2のように循環閉ループに置かれている。供試回転体のローター径は直径 40 mm 、全長が 84 mm 、斜面の頂点角 30 deg の円錐台であり、その斜面にフィルムシールを加工したスパイラルグループをつけている。供試ローターとケーシングとの半径隙間 h は $250 \mu\text{m}$ で、供試ローターはマグネットカップリングにより駆動される。モーターの回転速度はインバータにて変更することが出来、光電式回転速度検出器で測定する。

Fig.1 Conical Spiral Groove Bearing (CSGB)

Fig.2 Schematic of experimental setup

Fig.3 The axial position during a steady rotation ; The number of figures is rotation speed (min^{-1})

Fig.4 Transient response

供試ローターの座標は渦電流式変位センサーを半径方向に垂直、水平位置に配して供試ローターの X-Y 変位をオシロスコープで表示し、データロガーに記録する。

2-3. 実験方法

2-3-1. 定常回転運動

このポンプはインペラ中心がケーシング室内でふれまわりながら回転していると思われるため、定常回転運動時における供試ローターのふれまわりを測定した。作動流体を水とし、供試ローターにグループの溝角度 α 、溝本数 Λ 、溝深さ h_0 をパラメータとして、製作した CSGB をつけて実験を行う。停止状態から最高回転速度 3370 min^{-1} まで回転速度を 250 min^{-1} 間隔で変化させ、X-Y 座標位置(X, Y)を渦電流式変位センサーによって測定した。測定条件はサンプルレート $500 \mu\text{s}$ で 30000 点である。

2-3-2. 始動時過渡応答

動圧浮上軸受の場合は停止状態からの運転が問題となる。接触の状態から規定回転速度までの過渡応答を調べた。モーターを制御するインバータは周波数 f を規定回転速度の周波数まで直線的に加速させる。実験は規定回転速度(2500 min^{-1})までの立ち上がり速度を $df/dt = 3, 6, 12 \text{ Hz/sec}$ と変化させ、供試ローターの過渡応答を測定する。測定条件はサンプルレート 10 ms で 3000 点(30 秒間)記録した。

3. 実験結果及び考察

3-1. 定常回転運動

測定結果は壁面にあったローターがふれまわりながら回転速度の上昇とともに中心へ推移していくことがすべての条件において確かめられた。例として $h_0 = 35 \mu\text{m}$, $\Lambda = 10$, $\alpha = 30 \text{ deg}$ の CSGB をつけた供試ローターが各回転速度での中心位置の軌跡を Fig.3 に示す。この図は各回転速度における

ローター軸中心の座標の X 軸, Y 軸ともにローターとケーシングとの半径隙間 h にて無次元化してある($h = 250 \mu\text{m}$)。回転方向は時計回りである。これらの結果より、比較的低い回転数でも浮上していることが確認でき、幅広い回転速度に適応できる可能性があることがわかった。

3-2. 始動特性実験結果

動圧浮上血液ポンプは、ローターが接触している状態からインバータの周波数に応じてふれまわりながら浮上する。規定回転速度に到達すると一定位置に収束する。Fig.4 に供試ローターに $h_0 = 35 \mu\text{m}$, $\Lambda = 10$, $\alpha = 30 \text{ deg}$ の CSGB をつけた場合の垂直方向の無次元変位(Y/h)を示す。軸受の形状(α, Λ)を変えても、ふれまわりの変位は立ち上がり速度に関係なく一定で、過渡期間中はふれまわりが大きくなる傾向がある。しかし、軸受高さ $h_0 = 210 \mu\text{m}$ とした場合、ふれまわりが小さく抑えられる。

4. 結言

CSGB をもつ血液ポンプモデルを製作し、CSGB の有効性を調べるために CSGB の形状を変えて供試ローターの半径方向変位測定を行った。さらに、それぞれの CSGB に対して供試ローターの浮上量、ふれまわり、始動時の過渡応答などを調べた。その結果、CSGB の有効性が確認された。

今後はインペラを備えた血液ポンプを製作し、実際の運転状態でのローターのふれまわりを調べる必要がある。

参考文献

- (1) Mujiderman, E.A., *Trans.ASME*, Ser.F, 89-3(1967-7), 291-306.