

応答曲面法に基づいた人工心臓用推力・磁力パッシブ浮上機構の最適設計

東京工業大学 工学院機械系 ○鄭兆民, ◎土方亘

心不全患者の血液循環を行う人工心臓は、羽根車を動圧軸受や磁気軸受で浮上させることで耐久性を向上しているが、狭い流体隙間や能動制御の利用が課題である。そこで本研究では、大ギャップかつ非制御で浮上可能な推力・磁力ハイブリッド浮上機構の浮上剛性・流量最大化を目的とする最適設計を行った。3D プリンタで設計因子を容易に製作可能なポンプ機構を試作し、応答曲面法を用いて最適設計を行い、目標性能を達成した。

1 背景

重症心不全患者が心臓移植を受けるまでの橋渡しとして、人工心臓が用いられてきた。近年、ポンプ耐久性向上を目的とし、現在ではアクティブ磁気軸受と動圧軸受といった非接触軸受を用いて、インペラを浮上させながら回転する浮上型人工心臓が主流となっている^[1]。しかし、アクティブ磁気軸受では制御システムの故障リスクがあり、動圧軸受では狭い流体隙間による血液損傷が懸念される。そこで、図 1 に示すように、インペラに作用する推力と、永久磁石の磁力を利用する大ギャップかつパッシブ浮上可能な人工心臓用の機構が提案されている。

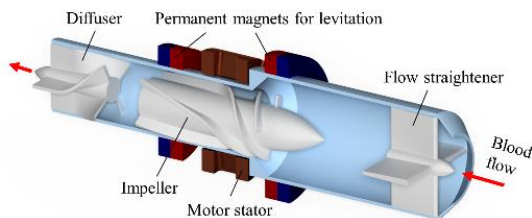


Fig. 1 Configuration of the proposed axial flow pump.

Earnshaw の定理によって物体の回転以外の 5 自由度全ての運動を静磁場のみで非接触支持することは不可能であることが示されている^[2]。少なくとも 1 自由度に関しては電磁石もしくはその他の外力による制御を行う必要がある。軸流ポンプでは、インペラの回転によって流れを生じさせる。その反作用として流れと反対方向にインペラに作用する力を推力と呼ぶ。この機構ではハウジングの流路径を途中で変化させることで、インペラ位置が変化するとインペラに作用する推力も変化する。そこで、この機構では図 2 に示すように、推力と磁力の合力をインペラの復元力として軸方向浮上を実現する。径方向および傾き方向は永久磁石による反発力を復元力としてインペラを浮上させる。しかし、提案機構は検証段階であるため、以下の課題がある。(A) 軸方向により安定に浮上させるために、インペラが変位する際に、インペラに作用する推力の変化、すなわち推力剛性を向上する必要がある。(B) 補助人工心臓として血栓形成を防止するための最低流量の 2 L/min を確保する必要がある。

上記の課題を解決するために、浮上機構の最適設計を行う必要がある。しかし、(C) 設計因子が非常に多く、かつ複雑に絡み合っているため、通常の多数の設計変数の組合せを正確な数値流体力学解析により評価し、設計案を決定するのに膨大な計算コストと時間が必要である。

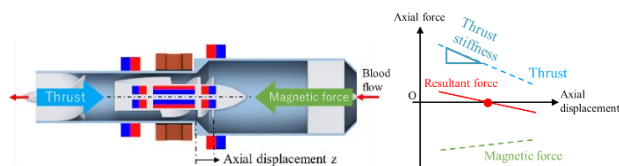


Fig. 2 The levitation principle in the axial direction.

2 目的

本研究では、少ない実験回数で効率よく、人工心臓用推力・磁力パッシブ浮上機構の推力剛性と流量の最大化を目的とする。

(A) より安定な浮上を実現するために推力剛性は従来の 0.022 N/mm より大きくする必要があり、(B) 血栓を防止するためには

2 L/min 以上の流量を確保する必要がある。また、(C) 可能な限り少ない測定データを用いて効率よく最適設計を導く方法が必要である。そこで、数値流体力学解析ではなく、採用手法の必要な試行回数の実験を行い、設計変数と推力剛性および流量の関係を求め、設計の最適化を行う。

3 手法

本研究では推力剛性と流量の最適設計は以下の手法で行った。まず、対象機構の流量と推力剛性に影響する可能性のある複数の変数を取り上げ、Plackett-Burman 計画を実施することで、重要変数を抽出する。次に、重要変数に対して Box-Behnken 計画に従って応答曲面に必要な試行回数の実験を行い、応答曲面を構築し、望ましき関数を用いて多目的最適値を探索する。最後に、求めた最適設計の推力剛性と流量の予測値と実験で計測した実測値と比較し、今回採用した手法の有効性を評価する。

4 実験機的设计と試作

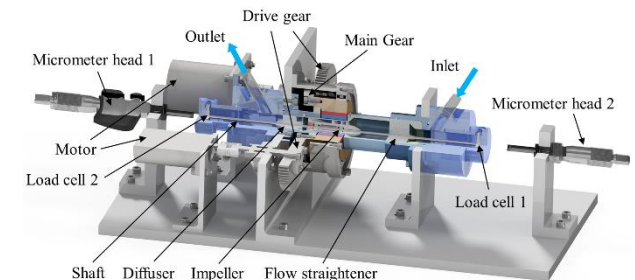


Fig. 3 Experimental device.

本研究では図 3 に示す、インペラに作用する推力とポンプ流量を測定可能な実験装置を試作した。装置両端に設置したマイクロメータヘッドを調整することでインペラを変位させる。インペラの軸方向回転以外の全ての自由度は、シャフトに固定されており、インペラに作用する推力はシャフトを介して、流路内部両端に設置したロードセルに伝達し、計測可能な構造となっている。流量は図 4 に示す模擬循環回路に設置した流量計で計測する。また、本研究で使用するストレイトナ、インペラ、ディフューザは全て図 5 に示すように 3D プリンタで作るため、設計変数を容易に製作できる。

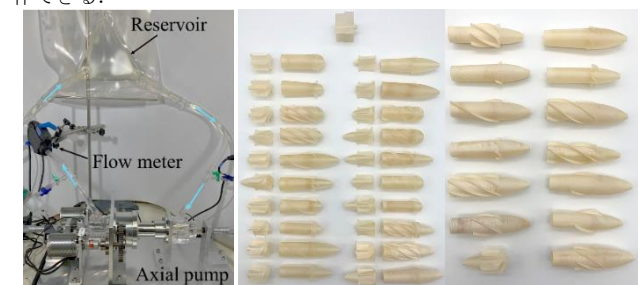


Fig. 4 Experimental circuit. Fig. 5 Parts made by 3D printer.

5 Plackett-Burman 計画による変数の絞込み

Plackett-Burman 計画 (PBD: Plackett-Burman Design) は、応答に影響を与える多数の要因の中から重要な要因を特定するための効率的なスクリーニング手法の一つである。対象浮上機構において推力の変化及び流量に大きく影響すると考えられる設計変数は表 1、図 6 に示すように、計 13 個がある。

Table 1 Selected design variables.

Flow channel	A: Variable Angle			
Impeller	B: Tip Angle	C: Incidence Angle	D: Blade Height	E: Blade Length
	F: Winding Number	G: Blades Number	H: Exit side Boss Diameter	
Diffuser	J: Inlet side Boss Diameter	K: Exit side Boss Diameter	L: Tip Angle	M: Winding Number
	N: Blades Number			

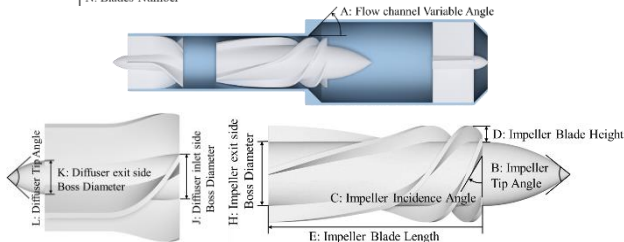


Fig. 6 Schematic of the selected design variables.

本研究では Plackett-Burman 計画に従って 20 回の実験で、変数の絞り込みを行った。推力剛性、流量に対する各設計変数の効果を図 7 (a) (b) に示す。x 軸は各設計変数の効果を表し、0 から離れるほど効果が大きい。赤い線は Lenth の方法により作成された統計的有意性の参照線である。赤い線から離れた位置にある点は、有意な効果を表す。推力剛性に対して、変数 D, G, M の効果は 0.05 水準で統計的に有意で、効果は $D > G > M$ の順である。流量に対して、変数 E, D, A, C, B の効果は 0.05 水準で統計的に有意で、効果は $E > D > A > C > B$ の順である。それぞれ上位 2 位の因子、D: インペラ羽根高さ、E: インペラ羽根長さ、G: インペラ羽根枚数、計 3 個の変数を選んで最適設計を行う。

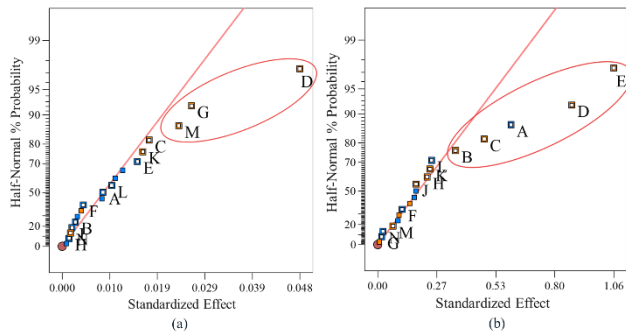


Fig. 7 (a) Half-Normal plot of effects affecting thrust stiffness. (b) Half-Normal plot of effects affecting flow rate.

6 応答曲面法による最適化

Box-Behnken 計画に従って、17 回の実験を実施することで、前章で絞った 3 個のパラメータを設計変数とし、推力剛性、流量との関係を表す応答曲面を求めることができる。

図 8 (a) ~ (c) は設計変数の変化が推力剛性に与える影響を示す応答曲面である。図 8 (a) により、羽根高さが一定の場合、羽根長さが大きくなると、剛性はまず低下し、その後は増加する。一方、羽根長さが一定の場合、羽根が高くなるにつれて剛性が大きくなる傾向がある。図 8 (b) により、羽根長さが一定の場合、羽根が高いほど、羽根枚数は多いほど推力剛性が高くなるのがわかる。図 8 (c) より、羽根長さの増加に伴い、剛性は増加することに対して羽根枚数の増加に伴い、剛性は最初に減少し、次に増加する傾向にあることがわかる。図 8 (d) ~ (f) は設計変数の変化が流量に与える影響を示す応答曲面である。図 8 (d) により、羽根高さが一定の場合、羽根が長くなると、流量はまず減少し、次に増加する傾向にあることがわかる。一方、羽根長さが一定の場合、羽根が高くなると、流量は増加する。図 8 (e) より、羽根高さの変化につれ、流量の変化は大きく、羽根高さの影響が羽根枚数よりも大きいことがわかる。羽根が高くなり、羽根枚数が多くなると、流量は減少する。図 8 (f) より、羽根の長さ、枚数を増やすと流量は減少し、その後増加する傾向がある。

本研究は推力剛性、流量両方を最大化する多目的最適化であるため、推力剛性、流量の重みを 1:1 とし、望ましき関数³⁾を使い、すべての解を評価した。その結果、羽根高さは 3 mm、羽根長さは 5 mm、羽根枚数は 6 枚の最適解が得られ、その時の推力剛性は 0.089 N/mm、流量は 2.98 L/min となると予測された。

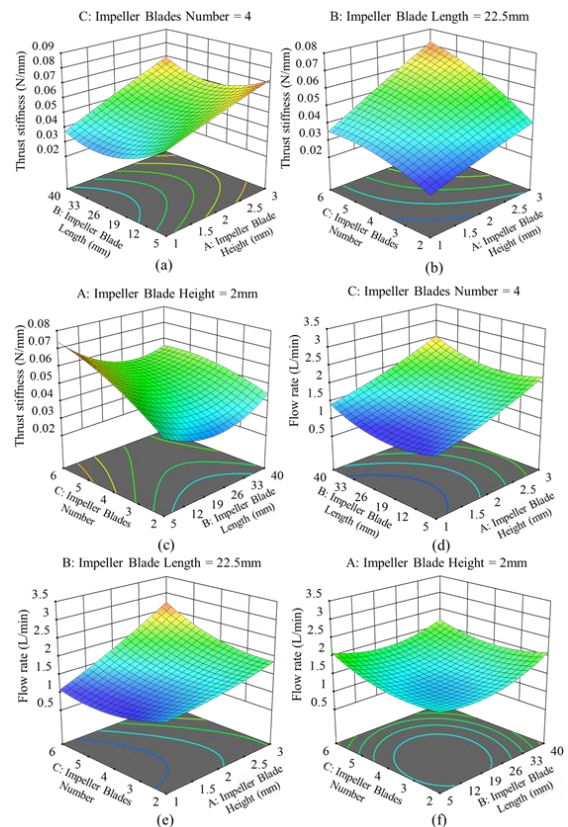


Fig. 8 Response surface plot of thrust stiffness (a)~(c) and flow rate (d)~(f).

7 実験による検証

最適設計に基づいて 3D プリンタでインペラを製作し、実験を行った結果は図 9 に示す通り、推力剛性は 0.0895 N/mm、流量は 2.88 L/min となり、予測値とほぼ一致することを確認できた。この結果、推力剛性は目標性能の 4.1 倍、流量は目標性能の 2.1 倍を達成でき、流量は血栓防止するための最低流量 2 L/min も超えたことを確認した。

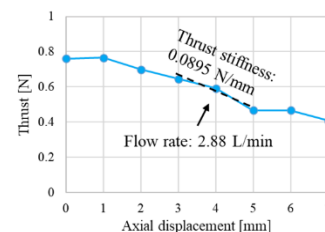


Figure 9 Validation of optimization result.

8 結言

本研究では、37 回の実験により、インペラ羽根高さ 3 mm、インペラ羽根長さ 5 mm、インペラ羽根枚数 6 枚の最適設計が得られ、その時の推力剛性は 0.089 N/mm、流量は 2.98 L/min となると予測された。実験では推力剛性は 0.0895 N/mm、流量は 2.88 L/min と計測した。実測値と予測値がほぼ一致し、方法の有効性を確認した。対象機構の磁気回路部分の最適設計を行い、径方向および傾き方向を含めた全方向での浮上は今後の課題である。

参考文献

- [1] H. Hoshi, T. Shinshi, S. Takatani, "Third-generation Blood Pumps With Mechanical Noncontact Magnetic Bearings", *Artificial Organs*, Vol.30, No.5, pp.324-338, 2006.
- [2] S. Earnshaw, "On the Nature of the Molecular Forces which Regulate the Constitution of the Luminiferous Ether", *The Nature of the Molecular Forces*, Vol.7, No.1, pp.97-112, 1839.
- [3] G. Derringer, R. Suich, "Simultaneous optimization of several response variables", *Journal of quality technology*, Vol.12, No.4, pp.214-219, 1980.