

3Dプリンタ成形技術を用いて作製した遠心血液ポンプの性能評価

西田正浩*, 根岸匠**, 迫田大輔*, 小阪亮*, 丸山修*
百武徹**, 山本好弘***, 桑名克之***, 山根隆志****

*産業技術総合研究所 [〒305-8564 茨城県つくば市並木 1-2-1]

横浜国立大学大学院 *泉工医科工業株式会社 ****神戸大学大学院

1. 緒言

遠心血液ポンプの開発において、インペラやケーシングなどの内部形状の最適化は、重要な設計プロセスの一つである。このプロセスにおいて、3Dプリンタ成形技術を効果的に用いる¹⁾ことを目的として、形状を同一として、3Dプリンタにより作製した血液ポンプと金型射出成形により作製した血液ポンプ(製品)の諸特性を比較した。

2. 実験方法

メラ遠心ポンプ(泉工医科工業社製 HCF-MP23)のインペラを3Dプリンタにより成形し、表面粗さ計を用いて表面粗さを計測した。インペラを製品のケーシングとアSEMBルし、3Dプリンタポンプモデルを作製した。まず、閉回路に接続して、ポンプの圧力流量特性を計測した。ここで、本ポンプはピボット軸受によりインペラを1点支持しているため、同時に、変位センサを用いてインペラの回転位置を計測した³⁾。回転数は1,000~5,000 rpm、流量は0~10 L/minとした。次に、ウシ保存血を用いて溶血試験を行った。圧力は100~300 mmHg、流量は4 L/min、試験時間は4時間とした。製品のインペラを用いて、同様の実験を行い、得られた結果をそれぞれ比較した。

3. 実験結果および考察

3Dプリンタにより成形したインペラ、および製品のインペラの表面粗さは、それぞれおよそ0.5 μm、0.02 μmであり、表面粗さには20倍以上の差があった。これを反映し、3Dプリンタポンプモデルの圧力流量特性は、製品の圧力流量特性を下回った。しかし、その差は5%程度であった(図1)。また、3Dプリンタポンプモデルの溶血量は、インペラが低回転である圧力100 mmHg、200 mmHgの条件では、製品の溶血量のそれぞれ1.4倍、3倍程度であった。ところが、インペラが高回転である圧力300 mmHgの条件では3Dプリンタモデルの溶血量は、製品の溶血量の18.8倍となった(図2)。その原因として、インペラの回転位置の変化が回転数の増加に伴い増加し、3Dプリンタにより成形したインペラの回転位置の変化が、製品の

インペラの回転位置の変化よりも大きいためであると考えられた。すなわち、3Dプリンタモデルにより成形したインペラ側のピボット軸受部分が高回転により変形し、ケーシング側のピボット軸受部分に接近したことが、溶血量の増加の原因であることがわかった。

4. 結言

3Dプリンタは、遠心血液ポンプの初期駆動や圧力流量特性を確認するための有力なツールであるが、溶血特性の確認のためには、表面粗さや変形による接近に注意しなければならないことがわかった。

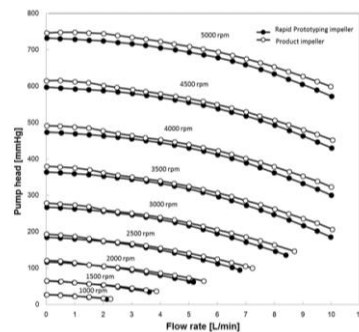


Fig. 1 Comparison of hydraulic performance of pumps.

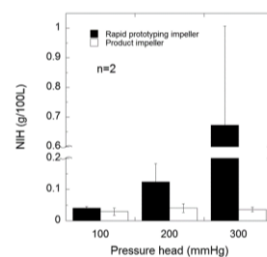


Fig. 2 Comparison of hemolysis level of pumps in different pressure heads.

謝辞

3Dプリンタにおける成形においては、茨城県工業技術センター山下宏氏にご協力いただいた。

文献

- 1) Golding, L., Smith, W., Horvath, D., Medvedev, A.: Rotodynamic pump development. In Rotary blood pumps, Matsuda, H. (Eds.), Springer-Verlag Tokyo, 2000, pp. 47-56.