

軸方向支持型磁気浮上遠心血液ポンプの開発

Development of a centrifugal blood pump with an axial suspended magnetic bearing

05NM406S 加藤 裕介

指導教官：増澤 徹 教授

1. 緒言

ドナー不足に伴い、人工心臓などの機械的な循環系医療機器の必要性が高まっている。しかしながら、体内埋め込み式の人工心臓や、ECMO 用血液ポンプなど、長期間使用する血液ポンプはその耐久性が大きな問題となる。連続流式のポンプは小型化が容易であることから人工心臓や血液ポンプに広く応用されているが、液漏れを防ぐシールや、軸受といった機械的摺動部品が耐久性において大きな問題となっている。そこで現在注目されているのが磁気浮上技術を応用することで、軸受やシールなどの摺動部品を完全に撤廃できる磁気浮上遠心血液ポンプである。本研究では浮上・回転するロータを軸方向に設置した電磁石により磁気支持する軸方向支持型の磁気軸受を有する磁気浮上遠心血液ポンプの開発を目的としている。本論文では小型化したハイブリッド(HB)型磁気軸受を有した、人工心臓用磁気浮上遠心血液ポンプ、バイアス磁束誘導型磁気軸受を有した ECMO 用磁気浮上遠心血液ポンプの開発を行ない、人工心臓への応用を目指したバイアス磁束誘導型磁気軸受の小型化の検討を行なった。

2. 方法

〈2.1〉 軸方向型磁気浮上遠心血液ポンプの概要：図 1 に軸方向支持型磁気浮上遠心血液ポンプの基本構造を示す。本ポンプは上部ステータ、下部ステータ、そして両ステータ間で浮上回転させるロータ・インペラ、そしてポンプケーシングから構成される。磁気軸受は上部ステータとロータ上部から構成され、ロータの軸方向位置、及び径方向軸周りの回転(傾き)を能動的に制御している。径方向の振動については、受動安定性によって静的に抑制している。モータは下部ステータとロータ下部で構成される。モータはロータ下面に設置した 8 個の薄型永久磁石と、12 突極 3 相 8 極の電磁石である下部ステータ、12 個のロータ回転角検出用永久磁石によってブラシレス DC モータを構成、ロータの回転制御を行っている。

〈2.2〉 HB 型磁気軸受の概要：図 2 に HB 型磁気軸受の概要を示す。本磁気軸受は 4 つのコの字型電磁石とリング状の永久磁石を持ったロータからなる。電磁石は 90 度間隔に配置されており、それぞれのステータ・ロータ間の吸引力を変化させることで、軸方向位置、及び径方向軸周りの傾きを能動的に制御できる。磁気回路内に永久磁石と電磁石を持つことから、HB 型磁気軸受と呼称する。

〈2.3〉 バイアス磁束誘導型磁気軸受の概要：本軸受は HB 型磁気軸受を改良した磁気軸受である。図 3 にバイアス磁束誘導型磁気軸受を示す。本磁気軸受の上部ステータは、薄型のバイアス磁束誘導用永久磁石(以下、誘導用永久磁石)を組み込んだコの字型電磁石を 90 度間隔に 4 つ配置し、隣り合う電磁石をバイアス磁束用永久磁石によって連結した形状とした。

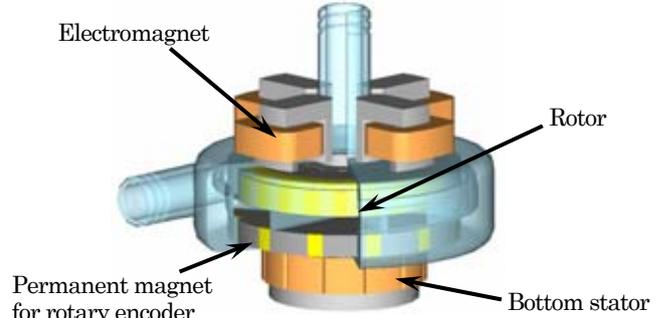


Fig.1 Magnetically suspended centrifugal blood pump

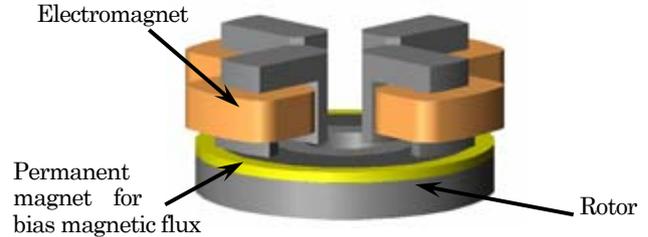


Fig.2 Hybrid type magnetic bearing

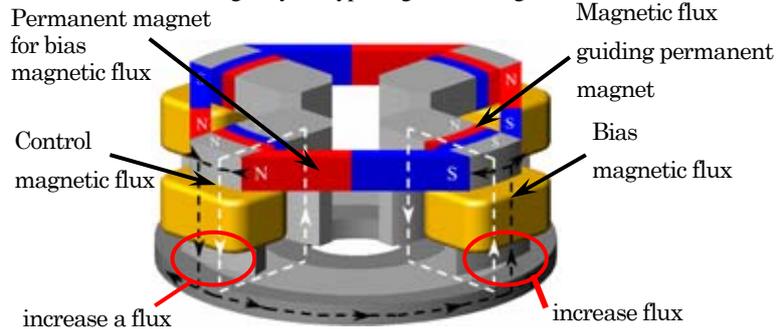


Fig.3 Flux guided hybrid magnetic bearing

図 3 に軸方向位置の制御方法の説明図を示す。図中黒破線で示したバイアス磁束は、バイアス磁束用永久磁石から発生し、電磁石内で誘導用永久磁石によって電磁石の外側突極のみに流れるよう誘導される。この誘導用永久磁石がない場合、内側と外側にバイアス磁束が流れ、磁束の制御が不可能になってしまう。誘導用永久磁石によって外側ギャップに誘導されたバイアス磁束はロータ、隣接する突極の外側突極を通して永久磁石に戻る。白破線で示した制御磁束は、外側突極部を通してロータ内を内側に進み、内側の間隙、内側突極の順に巡る。制御磁束にとって永久磁石の磁気抵抗は大きいため、磁気抵抗の小さい誘導用永久磁石を流れる。バイアス磁束と制御磁束は外側突極と間隙でのみ磁路を共有する。ロータが下方にひきつけられた場合、電磁石から発生させる磁束を図中矢印のように流すことで、バイアス磁束と磁路を共有している外側の間隙で磁束が強めあい、ロータに上方向の力が与えられる。

3. 結果及び考察

3.1> HB 型磁気浮上遠心血液ポンプ: HB 型磁気軸受の小型化を解析によって行なった。結果、小型化前のロータ外径 60 [mm] を 54 [mm] まで小型化可能であることがわかった。製作した小型 HB 型磁気軸受を用いた遠心ポンプのポンプ拍出性能試験を行った。図 4 に磁気浮上遠心ポンプの H-Q 特性を示す。本ポンプは 2000 [rpm] まで磁気支持可能であり、最大揚程 163 [mmHg]、最大流量 13.4 [l/min] のポンプ性能を示した。補助人工心臓として必要とされる性能 100 [mmHg]、5 [l/min] を満たしており、優れたポンプ性能を有していることを確認した。ロータの各方向の最大振動振幅は軸方向位置が 0.04 [mm]、径方向軸周りの傾きが 0.001 [deg]、径方向位置が 0.4 [mm] であった。この値はポンプケーシングとのクリアランスの 1/2 以下であり、優れた磁気浮上特性を有していることを確認した。また、成山羊の新鮮血を用いた溶血試験では 0.011 [g/100l] と優れた溶血性を示した。

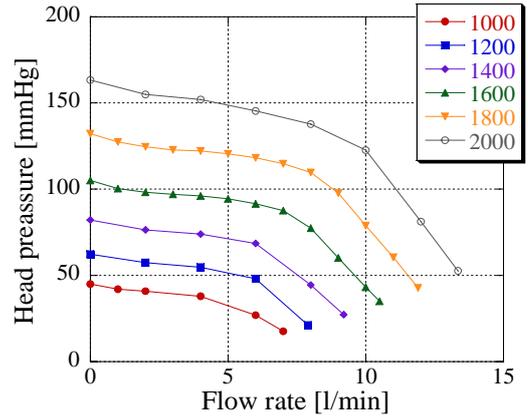


Fig.4 Head pressure-flow rate characteristics of centrifugal blood pump with hybrid type magnetic bearing

3.2> バイアス磁束誘導型磁気浮上遠心血液ポンプ: 製作したバイアス磁束誘導型磁気軸受を用いた磁気浮上遠心ポンプのポンプ拍出性能試験を行った。図 5 に磁気浮上遠心ポンプの H-Q 特性を示す。結果、本ポンプは最大揚程 146 [mmHg]、最大流量 12.4 [l/min] のポンプ性能を示した。ECMO 用血液ポンプとして必要とされる性能 300 [mmHg]、5 [l/min] は得られなかった。原因として、ポンプ形状がポリユートを持たないポンプであったことが上げられる。ダブルポリユートなど、効率のいいポンプを使用することでポンプ性能の向上が図れるものと考えられる。また、各方向の最大振動振幅は軸方向位置が 0.03 [mm]、径方向軸周りの傾きが 0.0025 [deg]、径方向位置が 0.9 [mm] であった。高流量になるとロータが出口方向に引き付けられ、径方向のケーシングに接触しているのが確認された。原因は不均一な圧力分布による径方向推力の増大である。径方向推力を緩和するダブルポリユートや、回転用モータステータの大型化による受動安定性の向上などで振動振幅を低減できると考える。

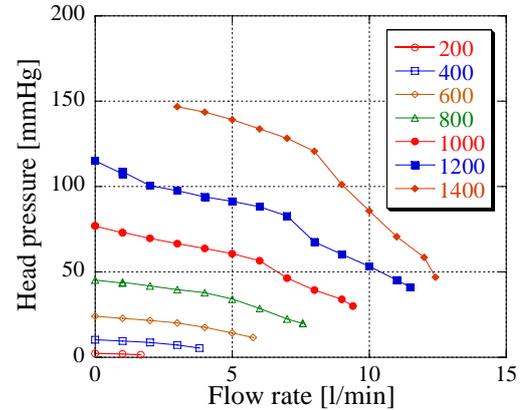


Fig.5 Head pressure-flow rate characteristics of centrifugal blood pump with flux guided hybrid magnetic bearing

3.3> バイアス磁束誘導型磁気軸受の小型化: バイアス磁束誘導型磁気軸受を人工心臓へ応用するため、3 次元磁場解析による小型化の検討を行なった。その結果、ロータ外径 72 [mm] を外径 47 [mm] に小型化可能であることがわかった。図 6 に小型化した磁気軸受が発生可能な磁気吸引力を示す。小型化したことによる磁気飽和が懸念されたが、磁気吸引力が頭打ちになることなく線形的に変化していることから磁気飽和は殆ど発生していないと考えられ、良好な小型化の設計が行なえたと判断する。

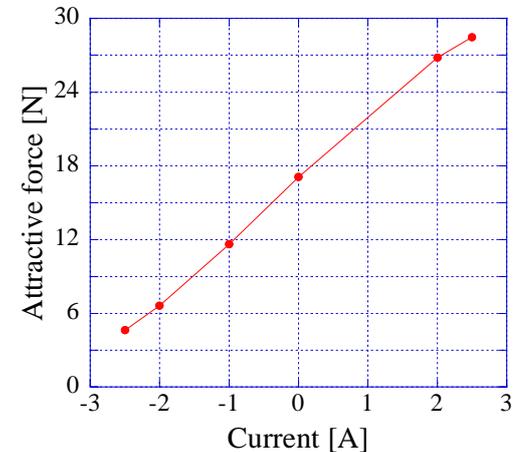


Fig.6 Estimated attractive force for improved flux guided hybrid magnetic bearing

4. まとめ

本研究では小型化した HB 型磁気軸受を有した人工心臓用磁気浮上遠心血液ポンプと、バイアス磁束誘導型磁気軸受を有した ECMO 用磁気浮上遠心血液ポンプの開発を行ない、人工心臓への応用を目指したバイアス磁束誘導型磁気軸受の小型化の検討を行なった。

小型化した HB 型磁気軸受を用いた浮上遠心血液ポンプは人工心臓として十分な性能を有していることを確認した。今後、ロータ表面の粗さを改善することにより、更に人体適合性のよい人工心臓が実現できると考える。

バイアス磁束誘導型磁気軸受を用いた磁気浮上遠心血液ポンプではポリユートを持たないポンプケーシングを使ったにもかかわらず

ならず、高い磁気浮上性能を示した。今後、ポンプ形状や下部ステータを改善することにより、ECMO 用血液ポンプとして使用可能である性能を持った磁気浮上遠心血液ポンプが実現できる。バイアス磁束誘導型磁気軸受の小型化を検討した結果、小型化する前のバイアス磁束誘導型磁気軸受の 65 [%]、小型化した HB 型磁気軸受と比べても 87 [%] の外径の軸受を設計できた。今後、製作し、人工心臓に應用することで HB 型磁気軸受を用いた浮上遠心血液ポンプよりも更に小型の人工心臓の実現が期待できる。