

1. 補助循環システムの耐久性試験⁵⁾

1) 概要

近年、急性心原性ショック等、即時に循環補助を必要とする患者に対し、数日～1カ月程度使用可能な短期使用の体外設置型システムをまず適用し、早期の血行動態の安定を図りつつ安定後の治療戦略を決定する治療方針決定(bridge to decision: BTD)の必要性が高まっている。そこで当センター人工臓器部では、患者に対し安全に30日間の連続使用可能なBTD用左心補助循環システムの開発を進めている。

本補助循環システムの遠心血液ポンプは、動圧軸受を採用している。動圧軸受とは、軸(羽根車側)と軸受(ケーシング側)との隙間の流体(血液)に対し、軸の回転によって隙間の流体に発生した圧力(動圧)で負荷を支える軸受である。そのため、本遠心血液ポンプは、羽根車を非接触で支持・回転させることが可能である。ただし、動圧軸受は、安定して羽根車の非接触回転を実現するために必要な最低回転数が存在し、それ以下の回転数での運転時には羽根車がケーシングへ接触する危険性を有している。本遠心血液ポンプを左心補助循環の条件下で適用する場合、最低

回転数近傍での駆動が予想され、特に左室心尖脱血下では心臓の拍動の影響により遠心血液ポンプの駆動条件は変化することから、患者に適用した場合と同等の拍動流条件下において動圧軸受の安定性を評価する必要がある。

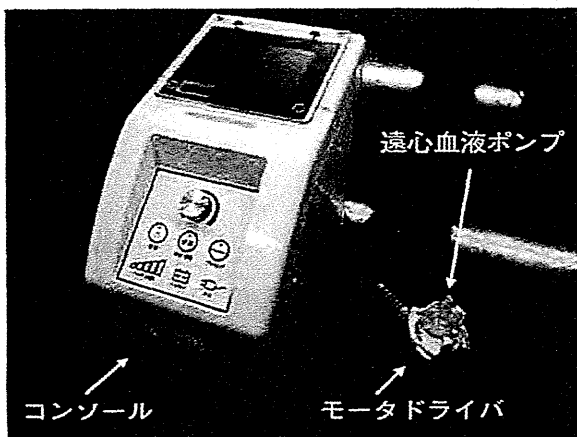
そこで、開発中の補助循環システムの30日間という想定使用期間での耐久性を実証することを目的に、ラボハートNCVCを用いた耐久性試験を行ったので紹介する。

2) 評価対象

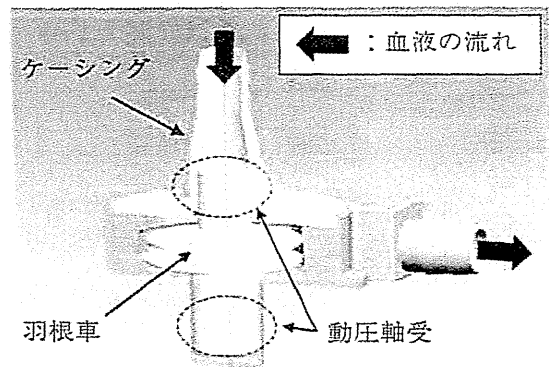
評価対象である補助循環システムを図3に示した。補助循環システムは、遠心血液ポンプ、モータドライバ、およびコンソールから構成され、遠心血液ポンプはモータドライバとの磁気カップリングにより羽根車を回転駆動する機構である(図3A)。遠心血液ポンプの羽根車は、上下2カ所に動圧軸受を具備しており、非接触での回転駆動が可能である(図3B)。遠心血液ポンプとモータドライバを含めた外径×長さはφ64×131mm、重量は600gである。

3) 実験方法

試験装置の循環回路の左心室位置、および大動脈位置と、遠心血液ポンプの流入・流出



A: 補助循環システムの外観



B: 遠心血液ポンプの概要

図3. BTD 補助循環システム

口とをそれぞれの3/8インチチューブを用いて接続し、左心バイパス回路を形成した。補助循環システム(遠心血液ポンプ, モータドライバ, コンソール)は実使用環境下と同等の25℃の室温下に設置した。また, 回路内の作動流体は37℃の水道水を用いた。試験装置により生成される左心室圧, 大動脈圧, 左心房圧, 全拍出流量, および遠心血液ポンプのバイパス流量をそれぞれ計測した。

実験は, 拍動ポンプの心拍数を70bpm, 収縮期比を35%とし, 平均大動脈圧100mmHgにおいて, 遠心血液ポンプの平均バイパス流量が5L/minとなるよう拍動ポンプの一回拍出量, 閉鎖型チャンバのコンプライアンス, 末梢抵抗, および補助循環システムのポンプ回転数を調節した。上記拍動流条件下において, 補助循環システムの30日間の耐久性試験を実施した。

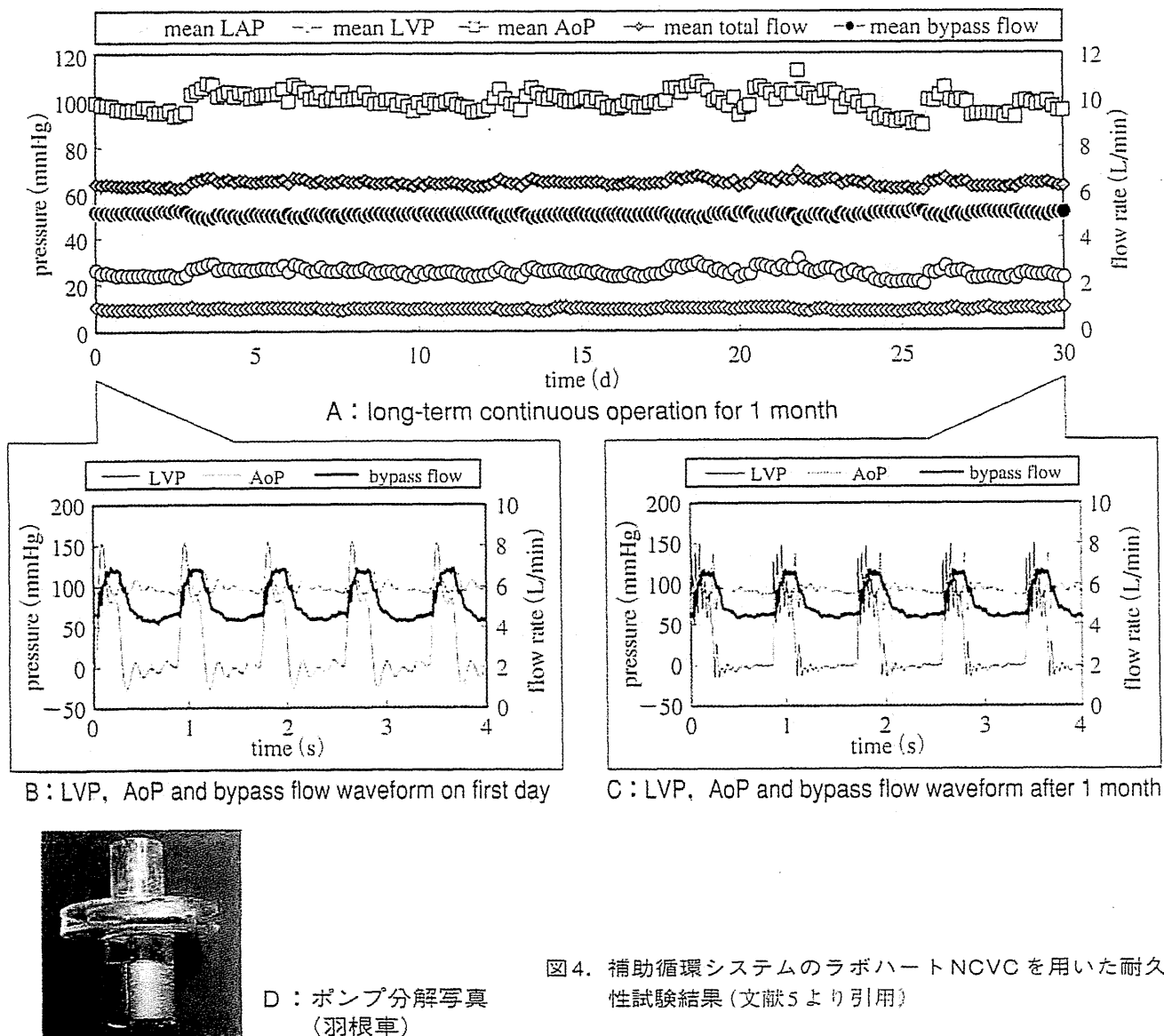


図4. 補助循環システムのラボハートNCVCを用いた耐久性試験結果(文献5より引用)

4) 結果, 考察

30日間の耐久性試験の結果を図4Aに示した。各プロットは1分間の平均値を示している。また、耐久性試験開始時、および終了時の各圧力波形、流量波形を図4B、Cに示した。各圧力、全拍出流量、およびバイパス流量は概ね定値を示し、試験開始時、および終了時の各波形も過度の変化は確認されず、補助循環システムは安定した駆動が可能であった。また、遠心血液ポンプを分解し内部を観察したところ、動圧軸受部の間隙部表面を含め長期駆動試験に起因する傷等は確認されず、試験期間中、羽根車を非接触で支持・回転させることが可能であった(図4D)。

本試験装置を用いて、補助循環システムが想定期間内において問題無く運転可能であることを実証した。

2. 完全自己組織からなる心臓弁(バイオバルブ)の生体外機能評価⁶⁾

1) 概要

当センターの人工臓器部と医工学材料研究

室の中山泰秀室長との共同研究により、新たな再生医療技術として提案している生体内組織形成術を用いて、バイオバルブと名付けた心臓弁を作製してきた⁷⁾。今回、バイオバルブの弁機能に関し、ラボハートNCVCを用いた生体外評価を行ったので紹介する。

2) 対象

図5に生体内組織形成術によるバイオバルブ作製過程を示した。アクリル製の鋳型を成ヤギ(体重約50kg)の背部皮下に埋入した(図5A、B)。約2カ月後に鋳型と周囲に生成された組織を摘出し(図5C)、内部の鋳型のみを除去することで完全に結合組織のみからなるバイオバルブ(内径16mm)を得た(図5D、E)。

3) 方法

作製したバイオバルブについて、ラボハートNCVCを用いた生体外評価を行った。バイオバルブを循環回路の大動脈弁位置に接続し、生理食塩水を満たした37℃の水槽内に沈めた。また、拍動流回路の作動流体も同様に生理食塩水を用いた。

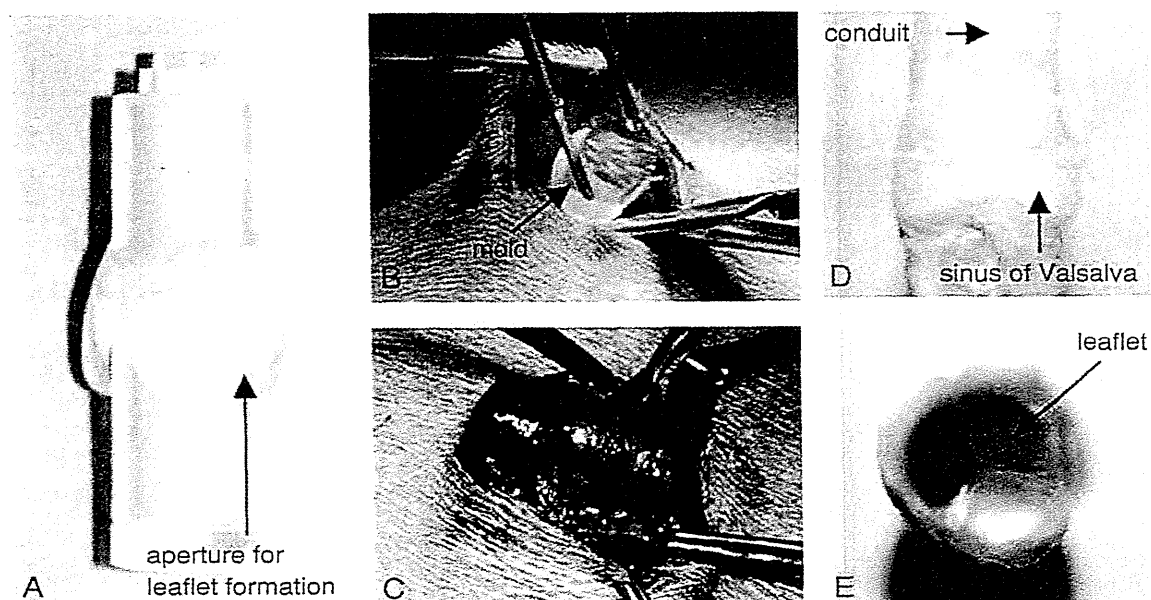


図5. 生体内組織形成術により作製したバイオバルブ(文献6より引用)

実験は、体循環系の圧力負荷に対するバイオペルブの特性に関し検討を行った。

4) 結果, 考察

図6Aに心拍数70bpmにおけるバイオペルブ流入流出側圧力(LVP, AoP), および流量波形を示した。収縮期におけるバイオペルブの圧較差は低く, また拡張期には100mmHgの圧力に対する流量は0L/min付近であり, 心臓弁として機能していることが確認された。また, 図6B, Cに特性試験の結果を示した。拍動数70~120bpm, 平均大動脈圧100mmHg, 平均流量5.5~8.9L/minに対し, バイオペルブの逆流率は約3.0%であった。また, 比較対象として生体弁(19mm, Epic Supra Valve, St. Jude Medical, Inc.)を同条件下にて評価したところ約2.0%であり, 同等の性能が得られることが確認された。完全に

結合組織のみからなるバイオペルブは, 良好な弁機能を有しており, 大動脈弁として機能することが確認された。

本試験装置は, 補助循環装置の評価だけでなく, バイオペルブをはじめとする人工心臓弁の機能評価試験が可能であり, 広い汎用性を有していると考えられた。

おわりに

本稿では, 企業, および大学との共同研究により製品化したラボハートNCVCの概要, およびその応用例を紹介した。補助循環装置の製品化にあたり, 有効性・安全性を評価するための非臨床試験は重要であり, 本装置が耐久性試験装置として確立すれば, VADや補助循環装置を開発する企業の負担の軽減と共に製品開発の迅速化に繋がると考えられ

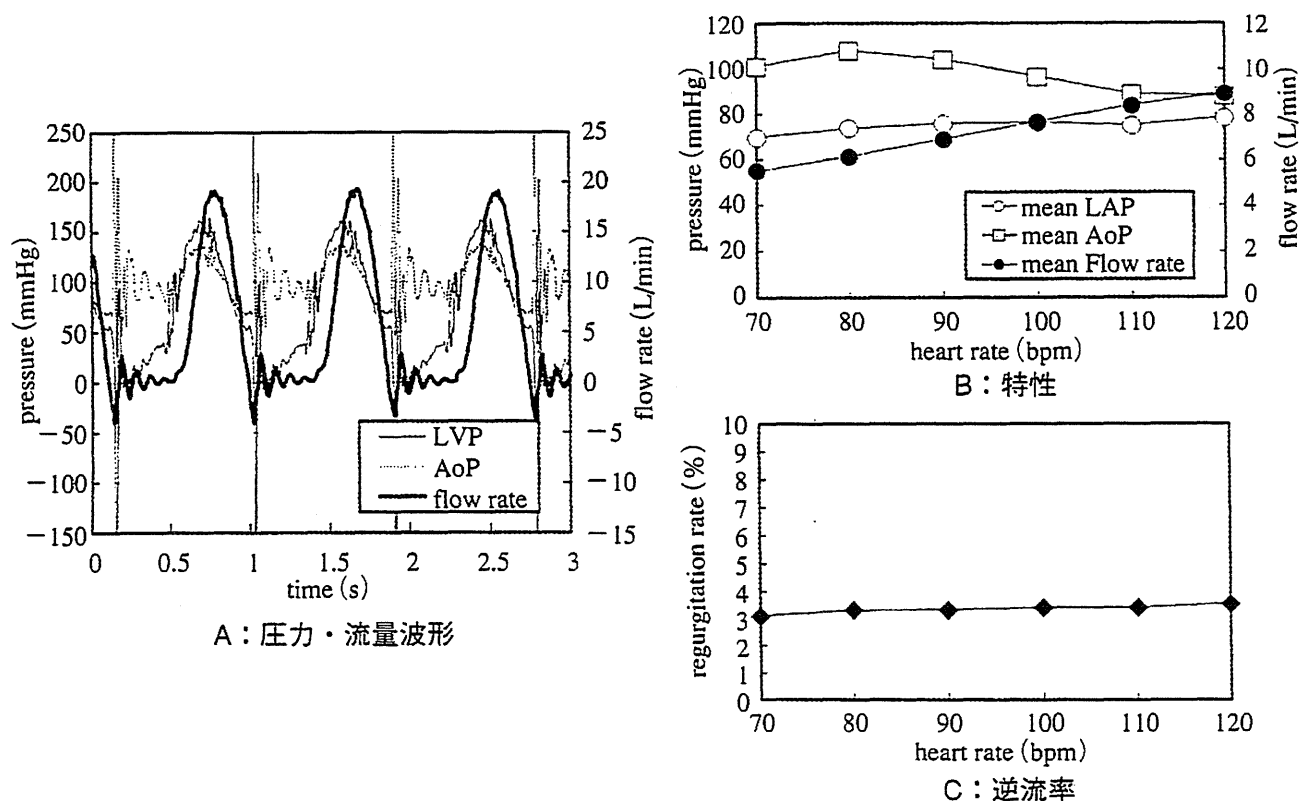


図6. バイオペルブの特性評価結果(文献6より引用)

る。また、本試験装置により補助循環装置の機械的・力学的な評価を動物実験の代替方法の一つとして確立すれば、動物実験で懸念される個体差の影響を受けずに、補助循環装置の定量的な評価が可能となり、動物愛護や経済的な観点からも意義あるものと考えられる。今後、心拍数、一回拍出量等の生体の機械的特性だけでなく、圧受容器反射等の生体反応を模擬した高機能シミュレータとしての開発を推進していきたいと考えている。

一方で、本装置は拍動流発生装置としての応用も期待できる。カテーテル手技訓練用トレーニングシミュレータ等の心循環系治療機器の開発や治療手法の確立にあたって、心拍動の影響を考慮した実験系の構築が可能になるため、従来よりもさらに臨床に近い状態での学術的な評価が可能となる。また、生体情報モニタリング等のヘルスケア分野への応用や、小型軽量化と共に装置全体を滅菌可能にすることでバイオ分野における拍動流下培養への応用等、循環器系だけでなく多方面への応用が期待される。

§ 文 献

- 1) 体内埋め込み型能動型機器分野(高機能人工心臓システム)開発ガイドライン 2007. 平成19年5月, 経済産業省
- 2) 北野智哉, 宮越貴之, 小林信治, 他: 植込み型補助人工心臓システムEVAHEARTの耐久性評価. 生体医工学 2011;49(6):918-24.
- 3) 西田正浩, 小阪亮, 丸山修, 他: 連続流型補助人工心臓の耐久試験法. 第37回人工心臓と補助循環懇話会抄録集, 82, 2009.
- 4) Sumikura H, Homma A, Ohnuma K, et al : Development and evaluation of endurance test system for ventricular assist devices. J Artif Organs 2013;16(2): 138-48.
- 5) 住倉博仁, 築谷朋典, 大沼健太郎, 他: 補助循環システム用動圧軸受式遠心血液ポンプのin vitro 耐久性評価. 日本機械学会2014年度年次大会講演論文集.
- 6) Sumikura H, Nakayama Y, Ohnuma K, et al : In vitro evaluation of a novel autologous aortic valve (biovalve) with a pulsatile circulation circuit. Artif Organs 2014;38(4):282-9.
- 7) Takewa Y, Yamanami M, Kishimoto Y, et al : In vivo evaluation of an in-body, tissue-engineered, completely autologous valved conduit (biovalve type VI) as an aortic valve in a goat model. J Artif Organs 2013;16(2):176-84.

小児用人工心臓のための小型 5 軸制御セルフベアリングモータ

5-DOF Control Miniaturized Self-bearing Motor for Paediatric Ventricular Assist Device

長 真啓^{*1}(学生員), 増澤 徹^{*2}(正員), 大森 直樹^{*1}, 巽 英介^{*3}

Masahiro OSA (Stu. Mem.), Toru MASUZAWA (Mem.), Naoki OMORI, Eisuke TATSUMI

A novel 5-degrees of freedom (DOF) controlled magnetically levitated motor has been developed for paediatric ventricular assist device (VAD). The motor has a top stator, a bottom stator and a levitated rotor which is sandwiched by the both stators. A double self-bearing motor mechanism enhances a higher rotating torque production and realizes a 5-DOF active control of rotor postures. This paper investigated a magnetic suspension ability and rotation ability of two motors which are made of soft magnetic iron and powder magnetic core. The developed motor is 28 mm in diameter and 41 mm in height. The maximum energy efficiency is sufficiently increased from 46 % to 72 % by using the powder magnetic core motor, although the magnetic axial attractive forces are only slightly reduced by 10 % of the soft magnetic iron motor. The powder magnetic core motor has sufficient performance as an actuator of the paediatric VAD.

Keywords: 5-DOF, double self-bearing motor, paediatric, ventricular assist device.

1 緒言

機械的循環補助は心不全患者の増加とドナー不足の観点から心臓移植あるいは心機能回復への橋渡しとして成人患者に実践的に使用されている。小児患者の救命においても補助人工心臓の適用は有効であるが、解剖学的な制限から既存の補助人工心臓は 10 歳以上の小児にのみに埋め込まれているのが現状である。このため、小さな小児に適用可能な補助人工心臓の開発が望まれる[1-4]。小児用補助人工心臓には、①年オーダーの機械的寿命を持つこと、②血球破壊や血栓形成が少ないこと、③体内へ埋め込むため小型であることが要求される。機械的接触部分を持たない磁気浮上型人工心臓は、高い機械的耐久性と血液適合性を得られるため注目を浴びている[5-9]。近年では、ロータ姿勢の 1 から 3 自由度を能動制御する磁気軸受とモータ両方の機能を併せ持つセルフベアリングモータが開発され[10-14]磁気浮上モータの小型化が実現されている。本研究では、小児用人工心臓への適用を目的とした小型な 5 軸制御アキシヤルギャップセルフベアリングモータを新規に開発している。本稿では、ステータコア材料が電磁軟鉄および圧粉磁心の磁気浮上モータを制作し、磁気支持、回転性能評価を行ったので報告する。

連絡先：増澤 徹，〒316-8511 茨城県日立市中成沢町 4-12-1, 茨城大学工学部機械工学科,
e-mail: masuzawa@mx.ibaraki.ac.jp

*1 茨城大学

2 方法

2.1 5 軸制御セルフベアリングモータの構造

提案する 5 軸制御磁気浮上モータは永久磁石アキシヤルギャップモータを用いたダブルステータ構造であるため高いトルクを得ることができる。Fig. 1 に 5 軸制御磁気浮上モータの概要を示す。本モータは、同一構造を有する 12 突極の上部ステータ、下部ステータにより浮上ロータを軸方向上下から挟み込む構造を採る。浮上ロータの軸方向両表面にはモータステータと向かい合うように軸方向に着磁された 8 極の回転用永久磁石が配置されている。ロータの 5 自由度 (Z , X , Y , θ_x , θ_y) を能動的に制御するために、上下モータステータの各突極に軸方向位置・回転制御用および傾き・径方向位置制御用の 2 種類のコイルを独立に配置して

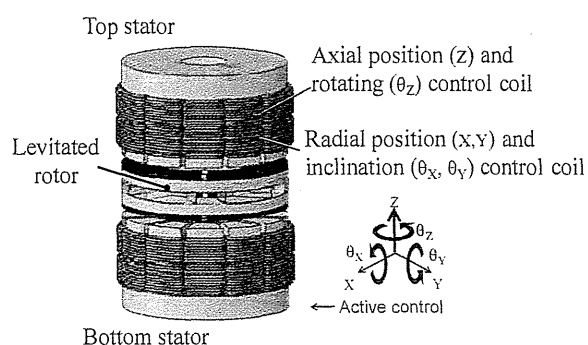


Fig. 1 Schematic of proposed 5-DOF control maglev motor

いる。浮上ロータに配置した回転用永久磁石とモータステータが発生する磁気支持・回転用の磁界のみを用いてロータの5軸制御と回転を行うため、磁気軸受や永久磁石軸受を追加する必要がなくモータを小型化することができる。

2.2 磁気浮上回転制御原理

2.2.1 軸方向位置および回転制御原理

本モータはベクトル制御を行うことで回転用磁界のみを用いて浮上ロータに軸方向支持力と回転トルクを独立に発生させる。Fig. 2 に軸方向支持力発生原理の概要を示す。回転用永久磁石が発生する磁界に対して、制御用電磁石により浮上ロータの上下のエアギャップのうち一方で磁界を強め、もう一方で磁界を弱める。これより、浮上ロータ上下に働く軸方向吸引力に不均衡が生じ、軸方向支持力が発生する。また、永久磁石と制御用電磁石により発生する磁界に位相差を与えることにより回転トルクが発生する。モータ突極の内径、外径を r_1, r_2 とし、永久磁石の極対数を M 、回転用永久磁石の磁界 B_p と制御用電磁石の磁界 B_e との位相差を ψ とするとき、浮上ロータに働く軸方向支持力および回転トルクは以下の式で与えられる。

$$F = \frac{(r_2^2 - r_1^2)\pi}{\mu_0} B_p B_e \cos M\psi \quad (1)$$

$$T = \frac{z(r_2^2 - r_1^2)\pi}{\mu_0} B_p B_e \sin M\psi \quad (2)$$

本式より、軸方向支持力および回転トルクはそれぞれ制御磁界の大きさと位相差により調節できる。これらを用いて浮上ロータの軸方向位置と回転を制御する。

2.2.2 傾きおよび径方向位置制御原理

本モータのロータ径方向位置および傾きの制御には $P \pm 2$ 極理論を採用する。本理論を用いるために回転用永久磁石の極数 P に対して傾き・径方向位置制御用コイルが発生する磁界の極数 E を $P \pm 2$ 極とする。Fig. 3 に y 軸回りの傾き復元トルクおよび x 軸方向の径方向磁気力の発生原理の説明図を示す。ロータに配置した永久磁石が8極、ステータが発生する制御磁界の極数が6極の場合について説明する。アキシヤルギャップモータに $P \pm 2$ 極理論を用いることにより、Fig. 3 (a) に示すような y 軸回りの傾き復元トルクが発生する。傾き制御磁界を B_t としたとき、浮上インペラに働く傾き復元トルクは次式となる。

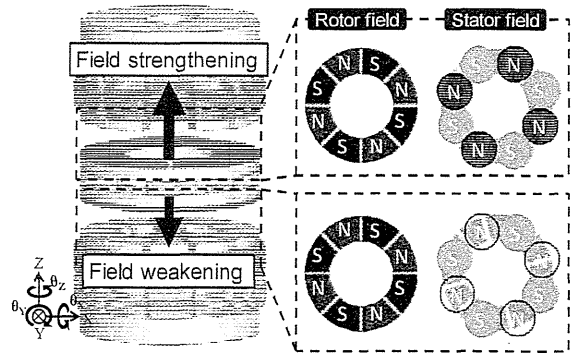
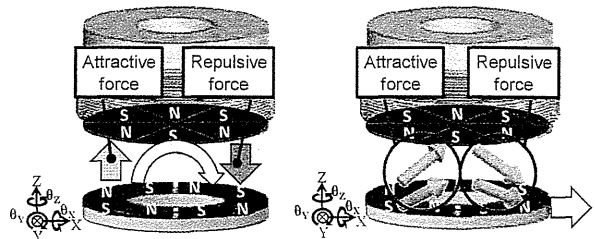


Fig. 2 Principle of axial position control



(a) Restoring torque production (b) Radial force production

Fig. 3 Principle of inclination and radial position control

$$F = \frac{(r_2^3 - r_1^3)\pi}{6\mu_0} B_p B_t \quad (3)$$

本式より、浮上インペラの回転角度によらず一定の傾き復元トルクを発生できることが分かる。傾き復元トルクの発生と同時に、 $P \pm 2$ 極理論に基づく磁極配置は Fig. 3 (b) に示すような吸引力と反発力を発生させる。これらの磁気力は径方向成分を含み、浮上インペラに径方向力が発生する。本モータは上下のステータにより傾き復元トルクと径方向力をそれぞれ調節することで、浮上ロータの傾きと径方向位置を独立に制御する。

2.3 浮上ロータの5軸制御方式

浮上ロータ5軸フィードバック制御系の説明図を Fig. 4 に示す。浮上ロータの X 軸、 Y 軸上に配置した渦電流変位センサ (PU-03A, 株式会社電子応用) を用いてロータ径方向位置を計測し、軸方向に三つ配置した渦電流変位センサを用いてロータ軸方向位置と径方向軸周りの傾き角度を計測する。ステータスロットに配置した三つのホールセンサ (HG-302C, 旭化成株式会社) を用いてロータ回転角度を検出する。各センサ出力信号からデジタルPIDコントローラを用いて指令制御電流値を決定し、パワーアンプを介して上下ステータの各制御用コイルへ電流を印加することで、浮上ロータ5軸を制御する。

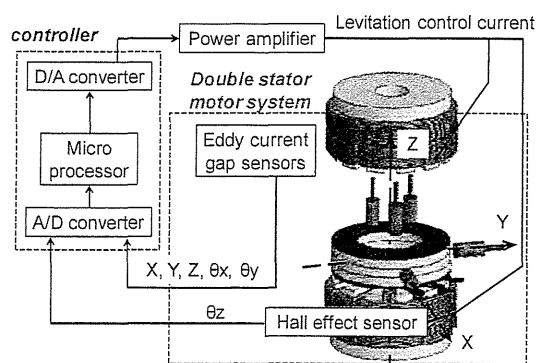


Fig. 4 Block diagram of 5-DOF control system

2.4 製作した磁気浮上モータ

小児用人工心臓の目標値をロータ回転数 4000 rpm, トルク 4 mNm において揚程 100 mmHg に対して流量 1.5 L/min を満たすことと決定し, 式(1)から式(3)を用いた理論解析および三次元数値磁場解析をもとに Fig. 5 および Fig. 6 に示す磁気浮上モータを製作した。モータ外径 28 mm, 高さ 41 mm である。ステータコア材料には, 小型モータ製作の簡単さから電磁軟鉄バルク材, ロータ回転に伴い生じる渦電流を抑制するために日立粉末冶金(株)モータ用高性能圧粉磁心材を使用した。軸方向位置・回転制御コイルと傾き・径方向位置制御コイルはそれぞれ 58 巻とした。ロータに配置した永久磁石は厚さ 0.7 mm, 保持力 960 kA/m, 残留磁束密度 1.18 T のネオジウム磁石とした。

2.5 磁気浮上モータの性能評価実験

ステータコア材料を電磁軟鉄および圧粉磁心として製作した 2 種類の磁気浮上モータの軸方向の磁気支持性能および回転性能を評価するために, エアギャップ中の磁束密度分布, 軸方向力, 回転トルクと消費電力の測定を行った。本測定は一つのステータについて行い, 軸方向力測定以外のすべての測定におけるロータとステータ間のエアギャップ長さは 1.5 mm とした。

2.5.1 磁束密度測定

制御用コイルを励磁しない状態において, ロータに配置した永久磁石がエアギャップ中に発生させる磁束密度分布の評価を行った。Fig. 7 に磁束密度測定装置を示す。回転ステージによりモータを回転させ, ガウスメータを用いてエアギャップ中の磁束密度を電気角で 360 deg の角度間を 10 deg 間隔で測定した。

2.5.2 軸方向吸引力測定

エアギャップ 1.5 mm において, 制御用コイルへ与

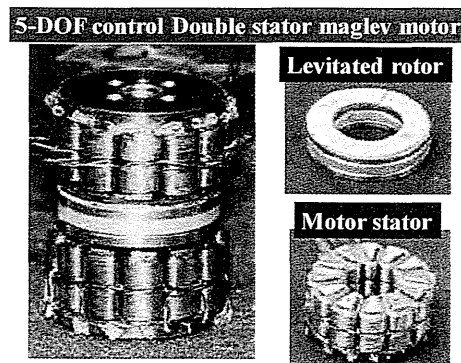


Fig. 5 Developed 5-DOF control maglev motor

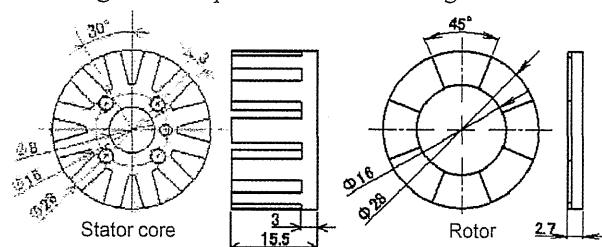


Fig. 6 Geometric parameters of developed maglev motor

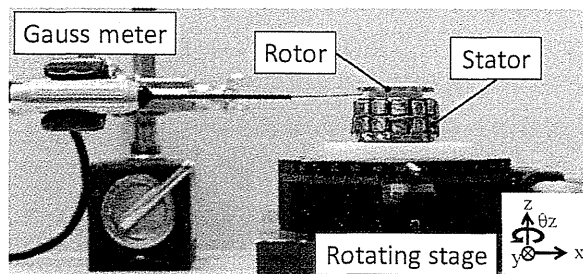


Fig. 7 Magnetic flux density measurement system

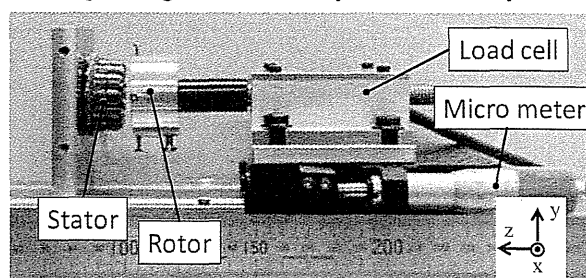


Fig. 8 Axial force measurement system

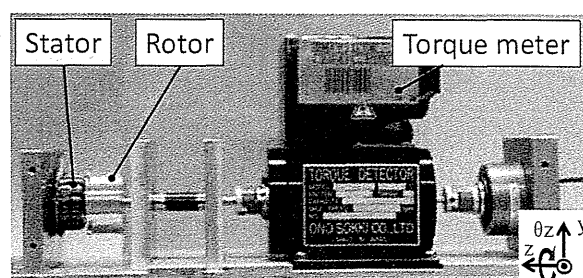


Fig. 9 Rotating torque and energy consumption measurement system

える励磁電流の波高値と位相差の変化に対してモータが発生する軸方向吸引力を測定した。また、ロータとステータ間のエアギャップを変化させたときのモータの軸方向吸引力を測定した。Fig. 8 に軸方向吸引力測定実験装置を示す。励磁電流の波高値を 0 A から 2 A とし、ロータ磁場とステータ磁場の電気角位相差を 0 deg から 180 deg まで変化させた。ロータとステータ間のエアギャップはマイクロメータを用いてステージを動かし 1 mm から 2 mm まで変化させた。

2.5.3 回転トルクおよび消費電力測定

ロータ磁場とステータ磁場の電気角位相差を 90 deg としてロータを回転させ、モータの発生トルクを変化させたときの消費電力の測定を行った。Fig. 9 に回転トルクと消費電力測定装置を示す。モータの回転トルクはヒステリシスブレーキにより負荷を調節することで変化させた。ロータ回転数は PI 制御を用いて電流値を調節することで制御し、1000 rpm から 5000 rpm まで変化させた。ロータ回転角度の検出は電気角 30 deg 間隔で行った。PI 制御に用いた比例ゲインは 0.5 mA/rpm、積分ゲインは 2.3 mA/(rpm・sec) とし、制御周波数は 10 kHz とした。測定した消費電力からモータ効率を計算し評価を行なった。

3 結果

3.1 磁束密度測定

エアギャップ中の磁束密度分布を Fig. 10 に示す。電磁軟鉄モータおよび圧粉磁心モータの磁束密度の最大値はそれぞれ、0.35 T、0.32 T であり、電磁軟鉄モータは圧粉磁心モータより 9% 高い磁束密度となった。

3.2 軸方向吸引力測定

ロータ磁場と制御磁場との位相差の変化に対する軸方向吸引力変化の測定結果を Fig. 11 に示す。軸方向吸引力は励磁電流の波高値に比例して増加し、位相差の変化に伴い正弦波状に変化することを確認した。励磁電流 0 A における軸方向吸引力は、電磁軟鉄モータおよび圧粉磁心モータにおいて 5.6 N、5.3 N であった。励磁電流の変化に対する軸方向吸引力の変化量である力係数は電磁軟鉄モータおよび圧粉磁心モータにおいて 1.4 N/A、1.0 N/A であった。永久磁石の磁束により発生する軸方向吸引力、および力係数は電磁軟鉄モータの方が圧粉磁心モータより大きかった。Fig. 12 にエアギャップの変化に対する軸方向吸引力変化の測定結

果を示す。励磁電流 0 A における負のばね係数は、電磁軟鉄モータおよび圧粉磁心モータにおいて、それぞれ 6.9 N/mm、6.5 N/mm であった。

3.3 モータトルクおよび消費電力測定

製作した二種類の磁気浮上モータの発生トルクに対する消費電力およびモータ効率の変化を Fig. 13 に示す。電磁軟鉄モータおよび圧粉磁心モータともに最大回転数 5000 rpm 時に 10 mNm の回転トルクを発生可能であった。各モータの最高効率は、ロータ回転数 5000 rpm 時に電磁軟鉄モータでは 8 mNm において 46%、圧粉磁心モータでは 6 mNm において 72% であった。Fig. 14 に励磁電流の変化に対するモータ発生トルクの関係を示す。トルク定数は電磁軟鉄モータおよび圧粉磁心モータにおいて 15.2 N・mm/A、13.6 N・mm/A であった。

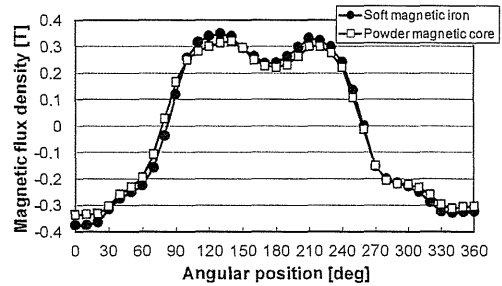
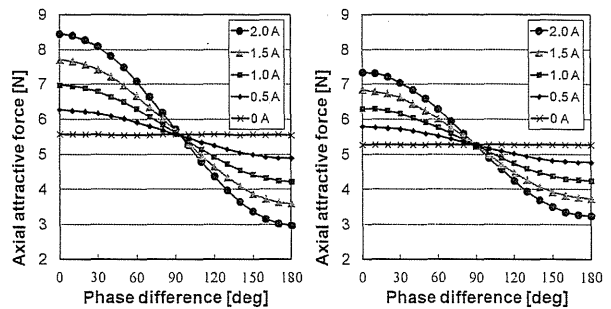
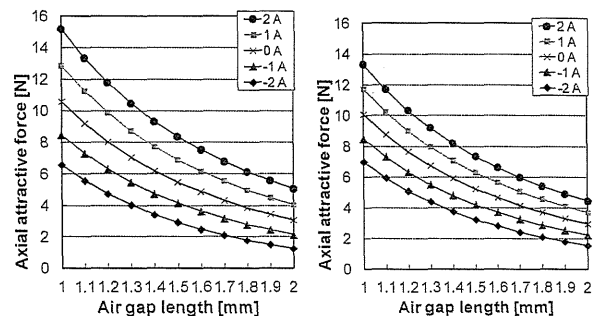


Fig. 10 Magnetic flux density distribution produced by the rotor permanent magnet



(a) Soft magnetic iron (b) Powder magnetic core
Fig. 11 Axial force and phase difference characteristics



(a) Soft magnetic iron (b) Powder magnetic core
Fig. 12 Axial force and magnetic air-gap characteristics

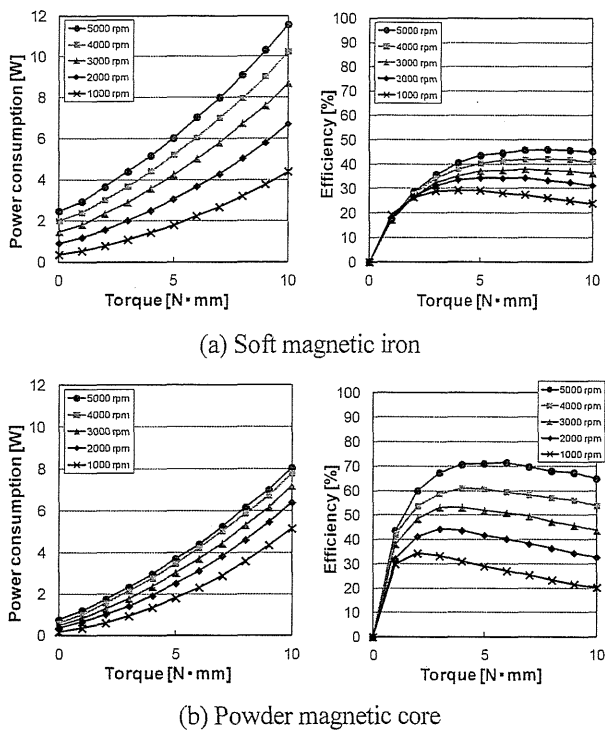


Fig. 13 Power consumption and motor energy efficiency

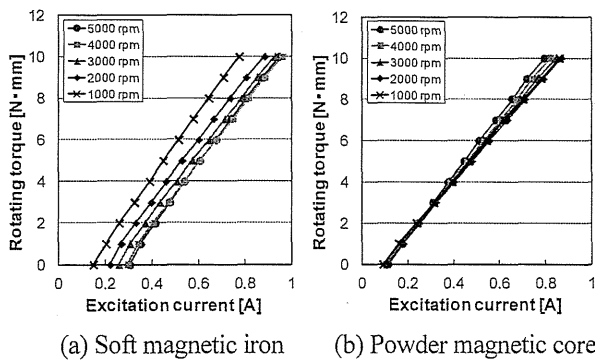


Fig. 14 Relationship between torque and excitation current

4 考察

永久磁石がエアギャップ中に発生する磁束密度は圧粉磁心モータの方が電磁軟鉄モータより低い値を示した。本点は、圧粉磁心材料の密度が 7.73 Mg/m^3 、電磁軟鉄バルク材料の密度が 7.87 Mg/m^3 であり、電磁軟鉄バルク材料と比較して鉄の充填度が小さい圧粉磁心材料では、透磁率が低くなるためであると考えられる。また、軸方向吸引力は磁束密度の大きさに比例するため、磁束密度の結果と同様に圧粉磁心モータは電磁軟鉄モータよりも低い軸方向吸引力を示した。しかし、軸方向吸引力の減少率はわずか 10 % であり十分ロータを磁気支持可能であると考えられる。

エアギャップの変化に対してモータが発生する軸方

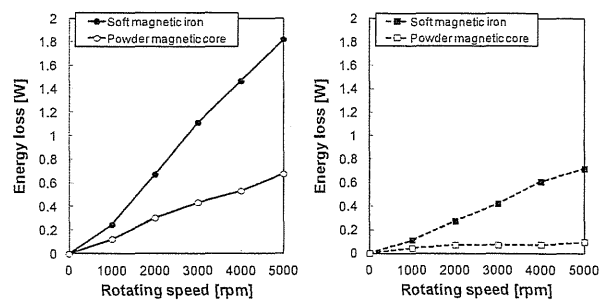


Fig. 15 Iron loss at no-load Fig. 16 Copper loss at no-load

向吸引力の変化の測定結果より、ロータ軸方向中心位置から電磁軟鉄モータは $\pm 0.4 \text{ mm}$ 、圧粉磁心モータは $\pm 0.3 \text{ mm}$ の範囲で上下ステータの軸方向吸引力を釣り合わせることができ、人工心臓に用いる磁気浮上モータとして十分な磁気支持性能を有しているものと考えられる。

モータの回転性能について、圧粉磁心モータはエアギャップ中の磁束密度が減少しトルク定数が 10 % 程度低下したものの、小児用人工心臓に用いるモータの目標性能である回転数 4000 rpm、必要トルク 4 mNm を満たしており十分な回転性能を有していると考えられる。また、目標動作点において圧粉磁心モータは消費電力を 6 W から 3 W まで低減することができ、人工心臓として十分低い消費電力であると考えられる。本点は、圧粉磁心を用いることでステータコアに渦電流が流れにくくなり鉄損が減少すると同時に、銅損を低減できたためである。Fig. 15, Fig. 16 にロータ回転数に対する無負荷時の鉄損と銅損をそれぞれ示す。鉄損は入力電力と銅損の差から算出し、銅損はコイルの抵抗値と電流値から算出した。ロータの回転数増加に伴う鉄損の増加量は圧粉磁心において著しく減少する。これに付随して、鉄損を補いロータを回転させるために必要な電流による銅損も減少する。結果的に鉄損と銅損ともに減少することが分かる。

5 結言

小児用人工心臓のためのロータ 5 自由度を能動的に制御する小型なダブルステータ型アキシヤルギャップセルフベアリングモータを新規に提案し、製作、評価を行った。ステータ材料に圧粉磁心を用いたモータは、電磁軟鉄を用いたモータと比較して磁気吸引力および回転トルクが 10 % 低下したが、目標回転数 4000 rpm、発生トルク 4 mNm において消費電力を 3 W 低減でき、高効率なモータを実現可能であることを確認した。

謝辞

本研究は、日本学術振興会科学研究費補助金（特別研究員奨励費）の補助を受け遂行された。ここに記して謝意を表する。

(2014年4月23日受付)

参考文献

- [1] 小野稔, 補助人工心臓の現状と展望, 小児内科, vol.42, No.5, pp.784-788, 2010.
- [2] J.Timothy Baldwin, Harvey S. Borovets, Brian W. Duncan, Mark J. Gartner, Robert K. Jarvik, William J. Weiss and Tracey R. Hoke, The National Heart, Lung, and Blood Institute Pediatric Circulatory Support, Journal of the American heart association, pp. 147-155, 2006.
- [3] Marc Gibber, Zhongjun J. Wu, Won-Bae Chang, Giacomo Bianchi, Jingping Hu, Jose Garcia, Robert Jarvik, Bartley P. Griffith, In Vivo Experience of the Child-Size Pediatric Jarvik 2000 Heart: Update, ASAIO Journal, Vol. 56, No. 4, 2010.
- [4] Setsuo Takatani, Hideo Hoshi, Kennichi Tajima, Katsuhiro Ohuchi, Makoto Nakamura, Tadahiko Shinshi, Masaharu Yoshikawa, Feasibility of a Miniature Centrifugal Rotary Blood Pump for Low-Flow Circulation in Children and Infants, ASAIO Journal, Vol. 51, No. 5, pp. 557-562, 2005.
- [5] Noh, M.D., Antaki, J.F., Ricci, M.Gardiner, Magnetic Levitation Design for the PediaFlow Ventricular Assist Device, Proc. 2005 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics, pp. 1077-1082, 2005.
- [6] Matthias Glauser, Wei Jie Jiang, Guoxin Li, Zongli Lin, Paul E. Allaire, Don Olson, Charles L. Brown, Optimization of an Axial Flow Heart Pump With Active and Passive Magnetic Bearings, Artificial Organs, Vol. 30, No.5, pp. 400-405, 2006.
- [7] Daniel L. Timms, Nobuyuki Kurita, Nicholas Greatrex, Toru Masuzawa, BiVACOR A Magnetically Levitated Biventricular Artificial Heart, Proc. of MAGDA conference in Pacific Asia, pp.482-487, 2011.
- [8] Hideo Hoshi, Tadahiko Shinshi, Setsuo Takatani, Third-generation Blood Pumps With Mechanical Noncontact Magnetic Bearings, Artificial Organs, Vol. 30, No. 5, pp. 324-338, 2006.
- [9] David J. Farrar, Kevin Bourque, Charles P. Dague, Christopher J. Cotter, Victor L. Poirier, Design Features, Developmental Status, and Experimental Results With the Heartmate III Centrifugal Left Ventricular Assist System with a Magnetically Levitated Rotor, ASAIO Journal, Vol. 53, No. 3, pp. 310-315, 2007.
- [10] Quang Dich Nguyen, Satoshi Ueno, Analysis and Control of Nonsalient Permanent Magnet Axial Gap Self-Bearing Motor, IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 58, No. 7, pp. 2644-2652, 2011.
- [11] Keigo Ukita, Toru Masuzawa, Hiroyuki Onuma, Takashi Nishimura, Shunei Kyo, A radial Type Self-Bearing Motor for Small Maglev Regenerative Blood Pump, Journal of JSAEM, Vol. 20, No. 2, pp. 312-318, 2012.
- [12] Masahiro Osa, Toru Masuzawa, Eisuke Tatsumi, Miniaturized axial gap maglev motor with vector control for pediatric artificial heart, Journal of JSAEM, Vol. 20, No. 2, pp. 397-403, 2012.
- [13] Atsushi Yukawa, Tadahiko Shinshi, Xiayou Zhang, Hiroyuki Tachikawa, Akira Shimokohbe, A One-DOF Controlled Magnetic Bearing for Compact Centrifugal Blood Pumps, Motion and Vibration Control, Springer Science+Business Media B.V., pp. 357-366, 2009.
- [14] Junichi Asama, Yuki Hamasaki, Takaaki Oiwa, Akira Chiba, Proposal and Analysis of a Novel Single-Drive Bearingless Motor, IEEE Transactions on Industrial Electronics, Vol. 60, No. 1, pp. 129-138, 2013.

遠心型ポンプと軸流型ポンプ

独立行政法人国立循環器病研究センター研究所人工臓器部

築谷 朋典

Tomonori TSUKIYA



1. はじめに

重症心不全患者のポンプ機能を代替する補助人工心臓は心臓移植までの繋ぎとして欧米で1980年代から使われ始めており、当初は、心臓の拍動を模擬した拍動流ポンプが用いられてきた。これはサイズが大きく小柄な日本人に植え込むことは困難であることが多く、より小型のポンプが切望されてきた。この要求に応えるべく、小型化が容易な連続流ポンプの開発が国際的に行われ、2000年代から実用化され始めた。連続流ポンプは拍動流ポンプに比べて著しい小型化が可能だけでなく、耐久性にも優れていることが明らかになり、急速に普及していった。日本でも、多くの研究者が連続流ポンプの開発を行っており、2011年4月からは国産2機種の内臓植込み型補助人工心臓が使用されるようになった。2013年4月からは、欧米で通算1万台以上も使用された実績を持つ補助人工心臓であるHeartMate II®(米国Thoratec社)が使えるようになった。このHeartMate II®は先行の国産2機種とは形状が大きく異なっていることに気づいた読者もいるかもしれない。どちらも連続流ポンプであるが、連続流ポンプには「遠心型ポンプ」と「軸流型ポンプ」という2つの形式があり、国産2機種は「遠心型」、HeartMate II®は「軸流型」である。「連続流ポンプ」として同様に扱われるこれらのポンプには、実は外観だけではなく多くの違いが存在する。本稿では、この両者の違いを理解することを目的に、連続流ポンプの原理や構造に関して解説する。

■ 著者連絡先

独立行政法人国立循環器病研究センター研究所人工臓器部
(〒565-8565 大阪府吹田市藤白台5-7-1)
E-mail: tsukiya@ncvc.go.jp

2. 人工心臓とは血液にエネルギーを与える機械

1) 液体のエネルギーとは

遠心型ポンプと軸流型ポンプの違いを理解するために、人工心臓が補助する対象である心臓のポンプ機能について考えることにする。体循環に血液を送る左心の働きを例にとると、

- ①心筋が弛緩して左心室が拡張し、左心房から左心室に血液が流入する。
- ②左心室が収縮をはじめ、左心室内の圧力が上昇する(等容性収縮)。
- ③左心室内の圧力が上昇し大動脈圧を超えると大動脈弁が開き、左心室がさらに収縮して血液が大動脈側に流出し、左心室内容積が減少する。
- ④血液が流出し、心筋が弛緩すると左心室内の圧力が低下し大動脈弁が閉鎖し、心室充満が始まる。

というサイクルで血液が全身へと流れる。これが心臓のポンプ機能であり、大動脈圧という高い圧力に負けないで血液を流すという働きをする。この一連の動作は、物理的には「血液にエネルギーを与える」ということである。

心臓の場合は、心室が収縮することによって心室の「圧力」を高めるのだが、血液の持つエネルギーには、このような圧力エネルギー以外にも、液体が流れる「速度」によって決まる運動エネルギーや、地上からの「位置」によって決まる位置エネルギーのようなかたちがある。例えば、開心術中の体外循環において、患者と貯血リザーバの高さの差を利用して血液を貯血リザーバへと流す落差脱血法は、位置エネルギーの差を利用して血液を流している。

理想的な液体では、血液の持つこれらの3つのエネルギーの状態はお互いへと変化することが可能だがその総和は一定である(ベルヌーイの定理)。式で書くと以下のよ

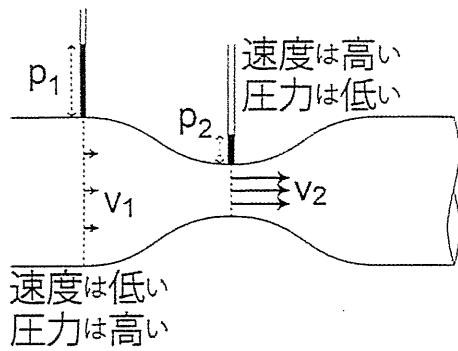


図1 圧力エネルギーと運動エネルギーの変化
狭い部分(添え字2)は広い部分(添え字1)の半分の直径であれば、断面積は1/4、速度は4倍、運動エネルギーは16倍になる。

うになる。

$$\frac{1}{2} \rho v^2 + p + \rho gh = \text{Const.}$$

(運動エネルギー) (圧力エネルギー) (位置エネルギー) 一定

ただし ρ は流体の密度、 v 流体の速度、 p 圧力、 h 高さ、 g 重力加速度とする。

例えば、図1に示すように途中で直径が変化する管の中を血液が流れている状態を考えてみる。管の直径が大きいところでは血液の速度(v_1)は遅いが、直径が小さいところの速度(v_2)は速い。仮に、小さい部分の直径が大きい部分の半分だと仮定すると、管路の断面積は1/4、すなわち流速(v_2)は v_1 の4倍になる。運動エネルギーは式で書くと $\frac{1}{2} \rho v^2$ なので、流速が4倍になると、運動エネルギーは16倍にもなる。この場合、高さは同じため運動エネルギーの増加分だけ圧力エネルギーは低下する。圧力トランスデューサで計測してみると、この部分の圧力が低くなっているはずである。このように、エネルギーの形態は流れる状態によって変化するが、エネルギーの総和は状態が変わっても一定に保たれる。よって液体にエネルギーを与えるには、

- ① 心臓のように力を加えることによって圧力エネルギーを加える。
- ② 液体を加速して運動エネルギーを加える。
- ③ 高い位置に液体を運ぶことで位置エネルギーを与える。

これらいずれの方法でも液体にエネルギーを与えることが可能である。ただし、実際の血液には粘性とよばれる粘りがあるため、流れる途中にエネルギーを徐々に失う(圧力損失とも呼ばれる)。

2) 連続流ポンプの原理

連続流ポンプの内部では羽根車を高速で回転させること

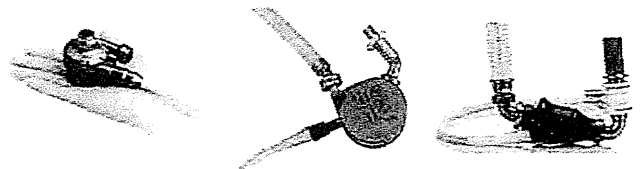


図2 日本で使用されている体内植込み型補助人工心臓
左: EVAHEART®, 中: DuraHeart®, 右: HeartMate II®.

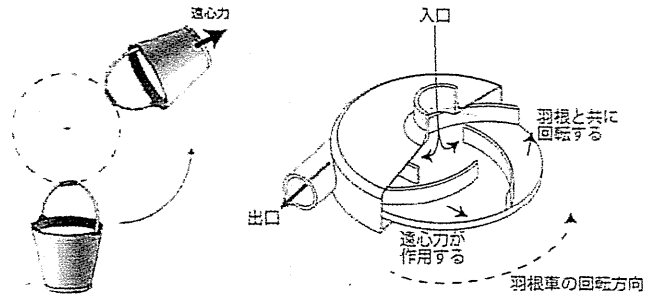


図3 回転するバケツ(左)と遠心型ポンプの羽根車(右)

によって血液に運動エネルギーが与えられ、血液を連続的に駆出することが可能になる。必要な回転速度は主に羽根車の直径により決まり、直径が小さければ回転数を高くする必要がある。

3) 遠心型ポンプと軸流型ポンプ

補助人工心臓として使用されている連続流ポンプは、その形状から大きく遠心型と軸流型という2種類のポンプに分類できる。2011年4月から日本で使用されているEVAHEART®(サンメディカル技術研究所)とDuraHeart®(テルモ)は遠心型、2013年4月から使用出来るようになったHeartMate II®(米国Thoratec社、国内販売はニプロ)は軸流型である。

外観上の特徴としては、遠心型ポンプは羽根車が円盤状であるため奥行きを持ち、中心に入口、端部に出口を持っている。一方、軸流型ポンプは細長い本体をもち、出入口がそれぞれ両端についている(図2)。

遠心型ポンプは、図3に示すように回転軸に垂直な円板上に、翼型を円形に並べた羽根車を持っており、以下のような原理で液体を輸送する。

- ① モーターが回転することにより羽根車が高速回転する。
- ② 羽根車の中の血液は、羽根とともに回転することによって運動エネルギーを与えられる。同時に、回転する液体には遠心力が作用する。(これは、水を入れたバケツを速く回転させると中の水がこぼれないことを経験した読者なら理解できるだろう。遠心力が外向きに作用していると考えれば説明できる。同様に、遠

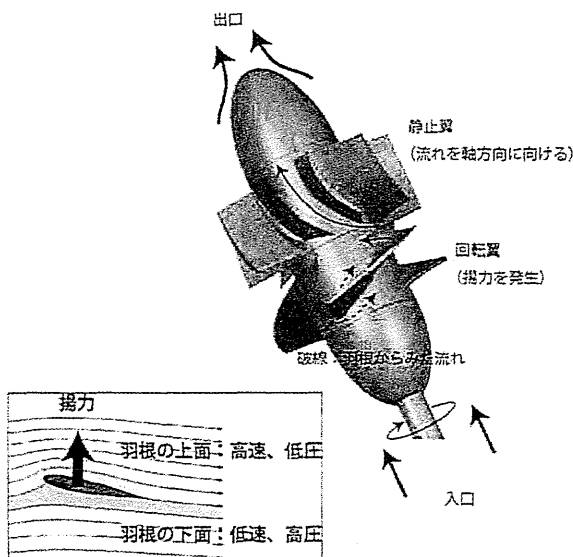


図4 軸流型ポンプの羽根車

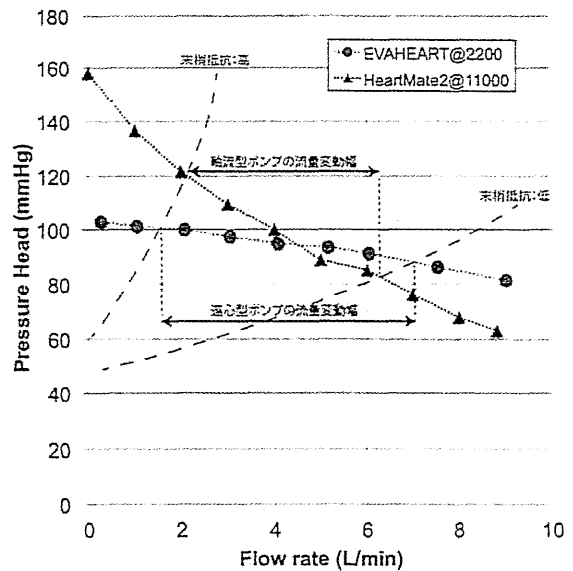


図5 遠心型ポンプと軸流型ポンプの特性曲線

心臓ポンプでも遠心力によって外部の液体の圧力が上昇する。)

- ③上記の作用により、圧力が高くなった外周部に設けられた出口から高い圧力の血液が流出する。
- ④液体は圧力によって体積を変えないため(非圧縮性)、流出した分だけ中心部から羽根車に血液が流入することにより、中心から外周の出口に向かって連続的に血液が流れる。

一方、軸流型ポンプは円筒状の回転軸に放射状に羽根を並べた形状をしている(図4)。高速で回転する羽根が血液を回転させることは遠心型と同じである。羽根に乗って流れを見てみると、ちょうど飛行機の翼と同じように、血液が羽根の上下に分かれて通過するように見える。図4左下に示した飛行機の翼の例では、羽根の上下の形状がわずかに異なっており、羽根の上面の方が速く流れる。すなわち、速度エネルギーが大きくなっている。その分、羽根の上面では圧力エネルギーが小さくなり、下面の圧力の方が高くなるために、あのように巨大な機体をも飛行させることができるだけの揚力を発生させる。

一方、軸流型ポンプの場合には羽根が羽根車に固定されており、羽根に作用する揚力によって羽根は下方には動かず、その反作用として血液の方に上向きの力がかかる。この力を駆動力として血液が圧力に逆らって出口の方に流れる。これが軸流型ポンプの原理である。羽根を通過した血液は強く旋回しているので、ディフューザとよばれる静止翼列を通過させることによって、流れを出口の方向に変える必要がある。このような構造なので、軸流型ポンプで

は出入口が一直線上に存在することになる。軸流型ポンプは遠心型ポンプよりも直径を小さくできる利点がある一方で、必要とする回転数は高くなる。

人工心臓としての機能は、もちろんどちらの型式でも実現可能である。では、遠心型ポンプと軸流型ポンプには性能面で明らかな差があるだろうか。

連続流ポンプは同じ回転数で運転していても、血液を流している回路(人工心臓の場合は末梢循環)の状態によって運転条件(流量と圧力)が変化する。よって、ポンプの性能を示すときには、ある一定回転数のもとで流量と圧力の関係、すなわち特性曲線を使用する。例として図5に遠心型ポンプ(EVAHEART[®])と軸流型ポンプ(HeartMate II[®])の特性曲線の例を示す。EVAHEART[®]は2,200 rpm²⁾、HeartMate II[®]は11,000 rpm³⁾での特性曲線である。特性曲線よりどちらも流量5.0 l/minのときに約90 mmHgの圧力を発生できることがわかる。EVAHEART[®]のような遠心型ポンプは、流量が変化しても発生圧力があまり変化しないの比べ、HeartMate II[®]のような軸流型ポンプは流量に対する圧力の変化幅が大きい。この特性曲線の違いから、回路の変動(末梢抵抗の変化)に対する流量の変化幅は遠心型ポンプの方が軸流型ポンプより大きくなることがわかる。図5では、末梢抵抗が高い状態から低い状態へと変化した場合、軸流型ポンプの流量は約2.0 l/minから6.0 l/min強へと変化するのに対し、遠心型ポンプの流量は約1.5 l/minから7.0 l/minまで変化する。また、補助人工心臓は左心室に脱血管を挿入して運転されており、左心室に拍出能力がある程度残っている場合には、収縮に合わせてポン

ブの流量は増加し、拡張に合わせて減少するが、この変化の幅も特性曲線に応じて決まる。すなわち、特性曲線が平坦な遠心型ポンプは、特性曲線が急峻な軸流型ポンプに比べて、条件の変化に伴う流量変化量が大きいといえる。同程度の心機能が残存している患者に補助人工心臓を装着したときに計測される流量変動の振幅の差は、主にこの特性曲線の差に起因している。

さて、体内に植え込む人工心臓としてはどちらが適しているのだろうか。人工心臓は産業用のポンプと比べてサイズが非常に小さい。遠心型ポンプを例にすると、産業用ポンプの羽根車の直径は数十cmから大きなものでは数mにも達する。人工心臓用ポンプの羽根車は現在使用されているもので5cm以下である。このサイズでは、液体の粘りこ（粘性）の効果が大きく出るようになる。大きなポンプで水飴のようにドロドロした液体を流すようなもので、こうなると、エネルギー効率がとても低くなり、理論上発生するはずの圧力は出にくくなる。この効果はポンプが小さくなればどんどん顕著になる。現状とは矛盾しているようだが、エネルギーを有効に利用するという観点からは、人工心臓としては遠心型ポンプも軸流型ポンプもどちらも理想的ではない、というのが答えとなる。しかしながら、小型化によって体内植え込みが可能となる利点は何物にも替えがたく、血液を安全に流すための多くの工夫によって、今では安全に使用されている。軸流型ポンプは直径が小さいので回転数が極めて高くなり、血球を著しく破壊し血液ポンプには向かないと直感的に思われていたが、1990年にWamplerらによって提唱されたHemopump⁴⁾の出現によりその有効性が初めて実証された。この軸流型ポンプは、鼠径部から下行大動脈の内部へ超細径軸流型ポンプを挿入し、流入部のみ左心室内に挿入する方式で、心原性ショック状態の救命などの目的で一時的な循環維持を行うものであったが、回転数は約20,000 rpmと高速であるにもかかわらず臨床使用可能であったことは、医師のみならず当時の多くの研究者に大きな衝撃を与えた。現在では米国Abiomed社のImpella[®]という超小型軸流ポンプが同様の使い方をするポンプとして使用されている。このように、工学的な設計法からは困難であると考えられる形状であっても、その特徴を最大限利用した様々なデバイスが開発されてきた。

3. 神様にはかなわない

産業用ポンプの世界で約100年にわたって築かれてきたポンプ設計理論に従って、補助人工心臓としての駆動条件に最適な形状を算出すると、連続流ポンプは不利で、い

ゆる往復動ポンプ（ピストンポンプ）が適しているという領域に入る。生物の心臓がエネルギー的な理由からポンプとして最適な形状に進化したのかどうかはさておき、血液ポンプとしての心臓が工学的にみても往復動ポンプの領域にあることは驚きである。残念ながら、植込み型補助人工心臓として開発されてきた拍動型ポンプは、サイズおよび耐久性の面で限界があり、現在ではほとんど使用されなくなった。現在では、超小型連続流ポンプの出現により、成人患者を対象とした体内植込み型補助人工心臓が普及した。その成功により、乳幼児にも使用可能な人工心臓、あるいは血管内に挿入し部分的な流量補助を可能とする人工心臓など、さらに小型化したポンプに対する要求がますます高まっている。人工心臓をさらに小型化することのメリットは計り知れないものがあるが、小型化すればそれだけ液体の粘性に起因して効率が著しく低下することになる。小児患者では、流量は低いが高圧は成人とさほど変わらず、ポンプが出すべき圧力は大人と変わらないことを考えると、小型化すればさらに回転数を上げる必要がある。人工心臓の開発に関わる者としては、連続流ポンプという形式には工学的にみても小型化に限界があることも忘れずにおきたいと考えている。そろそろ連続流ポンプ以外の新しい型式のポンプを開発すべき時期に来ているのかもしれない。

4. 参考書の紹介

最後に、より詳しい情報を必要とされる読者のために、連続流ポンプに関する参考書を以下に示す。

1) 流体力学入門書

① 武居昌宏：マンガでわかる流体力学。オーム社、東京、2009

② 小峯龍男：よくわかる最新流体力学の基本。秀和システム、東京、2006

2) ターボポンプの設計論

③ ターボ機械協会編：ターボ機械入門編。日刊工業新聞社、東京、2005

④ ターボ機械協会編：ターボポンプ新改訂版。日刊工業新聞社、東京、2011

産業用ポンプの設計者向けに書かれた入門書であるが、実務者が対象であることもあり、設計理論、運転上の問題とその対策に至るまで詳しく解説されている。

⑤ Güllich JF: Centrifugal Pumps. Springer, Berlin, Heidelberg, 2010

遠心型ポンプの設計理論について、極めて詳細に書か

れた専門書であり、遠心型ポンプに関わるほぼ全ての事項が網羅されている。約1,000頁の大書。

3) 人工心臓の解説書

⑥日本人工臓器学会編：人工臓器は、いま：暮らしのなかにある最先端医療の姿。はる書房、東京、2012
人工心臓をはじめ、あらゆる人工臓器について分かりやすく解説した入門書。

⑦Kormos RL, Miller LW, ed: Mechanical Circulatory Support: A Companion to Braunwald's Heart Disease. Elsevier Saunders, Philadelphia, 2012

⑧Joyce DL, Joyce LD, Loebe M, ed: Mechanical Circulatory Support: Principles and Applications. McGraw-Hill Companies, New York, 2012

両者とも人工心臓の歴史と最新のデバイスにいたるまでの詳細な説明を掲載している。特に後者ではデバイス毎の項目が掲載されており、各デバイスの内容を理解するのに適している。

本稿の著者には規定されたCOIはない。

文 献

- 1) Kirklin JK, Naftel DC, Kormos RL, et al: Fifth INTERMACS annual report: risk factor analysis from more than 6,000 mechanical circulatory support patients. J Heart Lung Transplant 32: 141-56, 2013
- 2) Yamazaki K, Saito S, Kihara S, et al: Completely pulsatile high flow circulatory support with a constant-speed centrifugal blood pump: mechanisms and early clinical observations. Gen Thorac Cardiovasc Surg 55: 158-62, 2007
- 3) Thoratec Corporation: HeartMate II[®] Left Ventricular Assist System Instruction for Use. Available from: http://www.thoratec.com/_assets/download-tracker/106020_E_-HeartMate_II_Pocket_IFU_NA.pdf
- 4) Frazier OH, Wampler RK, Duncan JM, et al: First human use of the Hemopump, a catheter-mounted ventricular assist device. Ann Thorac Surg 49: 299-304, 1990

