リニアパルスモータで駆動される大動脈内バルーンポンプと 両心人工心臓の開発

Development of Artificial Heart and Intra Aortic Balloon Pump
Using Linear Pulse Motor

山田 一・佐藤右一*・度会 明*・荻田充二**・中川 洋**・前田 豊**

辻 堯***・森本雅巳****・楡井雅巳****・三田村好矩*****

信州大学工学部電気電子工学科・*信州大学大学院電気工学専攻, 長野市若里 500 (〒380)

**神鋼電機(株)伊勢製作所, 伊勢市竹ヶ鼻 100 (〒516)

***日本ゼオン(株), 東京都港区三田 3-13-16 (〒152)

****信州大学医学部, 松本市旭 3-1-1 (〒390)

*****北海道東海大学工学部, 札幌市南区南沢五条 1-1-1 (〒005)

H. Yamada, Y. Sato*, A. Watarai*, M. Karita**, H. Nakagawa**, Y. Maeda**, T. Tsuji***,
M. Morimoto****, M. Nirei**** and Y. Mitamura*****

Faculty of Engineering, Shinshu Univ. and *Graduate Course, Shinshu Univ., 500 Wakasato, Nagano 380

**Ise Works, Shinko Electric Co., Ltd., 100 Takegahana-machi, Ise 516

***Nihon Zeon Co., Ltd., 3-13-16 Mita, Minato-ku, Tokyo 152

****Department of Medicine, Shinshu Univ., 3-1-1 Asahi, Matsumoto 390

*****Hokkaido Tokai Univ., 1-1-1 5-jyo, Minamisawa, Minami-ku, Sapporo 005

This paper deals with Intra Aortic Balloon Pump (IABP) and Artificial Heart (AH) using linear pulse motors (LPM). The characteristics may be summarized as follows. The maximum static thrusts of the LPM for IABP and the LPM for AH are 530 newtons and 107 newtons, respectively. The kinetic thrusts of the LPM for IABP and the LPM for AH are 350 newtons and 67 newtons, respectively. The desired values of the thrust are obtained by experiment. In the mock test, expansion time of balloon in the IABP using the LPM is obtained at 100 ms. Usual IABP system will be miniaturized by the use of the LPM in the future. The instantaneous flow rate of the AH using LPM can be controlled by acceleration drive pattern of LPM. The AH using LPM can be obtained at 5.3 L/min at pulse rate of 100 beats/min in the mock circulatory test. These flow rates are enough for an adult to live. The temperature rise of the AH is 11°C, which is recognized as an important problem in suppression of the temperature rise.

Key words: intra aortic balloon pump, artificial heart, linear pulse motor, blood pump, mock circulatory test

1. ま え が き

急性心不全患者の心機能回復には、現在大動脈内バルーンポンプ (Intra Aortic Balloon Pump, 以下 IABP と略す) が広く用いられている。しかし、現状ではその

装置が大型のため救急・救命に効果が制限されている¹⁾。また、IABP を用いても心機能の回復の見込みのない患者に対して補助人工心臓があり、将来的には埋込型人工心臓がとってかわるものと予想される。

筆者らは、IABP の小型化を図るためにリニアパルスモータ (Linear Pulse Motor, 以下 LPM と略す) を用いたシステムを試作した。一方、人工心臓については従来まで片心人工心臓の基礎研究を続け、今回は改良を加えた LPM を用いた両心人工心臓を開発した。

本論文では、IABP と両心人工心臓について以下の検討事項について述べるものである。

- 1) IABP-LPM-S89 (以下 IABP 用 LPM と略す) と人工心臓用 LPM の静推力、効率 (動推力) 特性。
- 2) IABP システムの構成およびそれを用いた模擬試験結果。
- 3) Artificial Heart-LPM-S90 (以下 AH 用 LPM と略す) の両側に血液ポンプを取り付けた両心人工心臓の構造と模擬循環試験装置による性能評価。
- 4) 本人工心臓の温度特性。

2. リニアパルスモータの特性

2.1 リニアパルスモータの構造

Fig. 1 は LPM の基本構造図を示したものである。本 LPM は 2 次側可動子を挟む上下 1 対の 1 次側固定子から成り、支持機構には耐久性に富むボールが無限に循環

Fig. 1 Configuration of linear pulse motor (x is displacement).

するリニアベアリングにより、1次側と2次側のエアギャップを40[μ m]に保持している。永久磁石には、Sm-Co プラスチック磁石を用いている。

IABP用LPMは、上下1対の1次側固定子で1相を形成しており、左右に2組配置されている。ピッチ $\tau=1.6$ [mm]、質量は8.8[kg]となっている。材質は、1次側固定子に0.5[mm]厚のケイ素鋼板(S50)の積層、2次側可動子に炭素鋼(SS41)のブロック材、歯は1次側、2次側共に低炭素鋼(SPCC)のスリット板を使用している。

AH用LPMは、固定子に0.35[mm]厚のパーメンジュール(49%Co-2%V-Fe)の積層、可動子はパーメンジュールのブロック材を使用している。パーメンジュールは高飽和磁束密度、高透磁率、防振特性に優れた材質である。ピッチ $\tau=0.8$ [mm]、体積85[mL]、質量780[g]である。

2.2 リニアパルスモータの静特性

Fig. 2は2機種のLPMの2相励磁における最大静推力-励磁電流特性を示したものである。同図よりIABP用LPM、AH用LPMは共に励磁電流1.5[A]付近より飽和傾向が見られる。IABP用LPMは3[A]において最大静推力530[N]であり、自己保持力であるディテンント力は約30[N]であった。

AH用LPMの励磁電流2[A]における最大静推力は107[N]となり、従来機(LPM-S89)と比較して7%推力が向上した。これは、可動子材質が従来の炭素鋼(SS41、最大磁束密度 $B_m=1.7$ [T])からパーメンジュール($B_m=2.4$ [T])に変更したことにより、可動子内での磁気飽和値が向上したためであり、ディテンント力は6[N]であった。

Fig. 2 Characteristics of maximum static thrust, F_m , versus exciting current, I , at two-phase excitation of LPM for IABP and LPM for artificial heart.

Table 1 Principal characteristics of two linear pulse motors for IABP and AH

Item	Symbol [unit]	LPM for IABP	LPM for AH
Static thrust	F_m [N]	530	107
Exciting current	I [A]	3	2
Input power	P_i [W]	16.2	4.8
Volume	V [mL]	1756	85
Mass	M [g]	8800	780
Thrust/Input ratio	F_m/P_i [N/W]	32.6	22.3
Thrust/Volume ratio	F_m/V [N/mL]	0.30	1.26
Thrust/Mass ratio	F_m/M [N/g]	0.06	0.14

L:liter

Table 1はIABP用LPMとAH用LPMの特性値の比較を示したものである。同表から最大静推力/入力電力比はいずれのLPMも20[N/W]以上の高い特性値を有していることが分かる。

2.3 リニアパルスモータの動特性

リニアモータの出力 P_o は次式で与えられる。

$$P_o = F_k v \quad [W] \quad (1)$$

ここに、 F_k : 動推力[N],

v : 速度[m/s]

したがって、モータの効率 η は、次式となる。

$$\eta = \frac{P_o}{P_i} \times 100 = \frac{F_k v}{P_i} \times 100 \quad [\%] \quad (2)$$

ここに、 P_i : 入力電力[W]

AH用LPMはマイクロステップ駆動(フルステップ駆動の1/50のステップ)のため、速度 v は次式となる。

Fig. 3 Efficiency characteristics of LPM for IABP.

Fig. 4 Efficiency characteristics of LPM for artificial heart.

$$v = \frac{f}{50} \cdot \frac{\tau}{4} \text{ [m/s]} \quad (3)$$

ここに, f : 駆動周波数 [pps],
 τ : ピッチ [m]

2.3.1 IABP 用 LPM の効率 Fig. 3 は励磁電流 4 [A], フルステップ駆動, 直列接続における IABP 用 LPM の効率を示したものである。同図より IABP 用 LPM は駆動周波数 200 [pps] において最大動推力 350 [N] を発生していることが明らかになった。また IABP 用 LPM を駆動装置として使用する場合の周波数 250~350 [pps] の範囲においての効率は約 12 [%] が得られた。

2.3.2 AH 用 LPM の効率 Fig. 4 は励磁電流 2 [A] における AH 用 LPM の効率を示したものである。同図より人工心臓としての動作範囲である駆動周波数 17~32 [kpps] (拍動数 60~100 [bpm]) において, 動推力が

約 65 [N], 入力電力 35 [W] 以下となり, 効率が 25 [%] 以上となった。IABP 用 LPM と比較して高効率であるのは, 材質の飽和磁束密度が高いこと, 可動子の質量, ピッチが小さいことによる。また, 駆動方法がマイクロステップ駆動であるため, フルステップ駆動より推力の脈動が小さくなり, 動推力の低下が低減されたためと考えられる。

3. IABP の特性

3.1 IABP の概要

IABP とは心臓疾患である循環不全に相当する心筋の心力不全で弱った心臓を機械的に補助および心臓機能回復を目的とした補助循環装置である²⁾。

Fig. 5 は大動脈内にバルーンを挿入したときのモデルを示したものである。生体外部に置かれた駆動装置に接続されているバルーンを手術により大動脈内に挿入する。大動脈内に挿入されたバルーンは心臓の拡張期において収縮し, また心臓の収縮期においては拡張し血液の流れを補助するものである。使用されるバルーンの容量は, 挿入される人間の体格により異なるが, 一般に日本人の成人では 40 [mL] のものが使用されている。

3.2 IABP の模擬試験

Fig. 6 は IABP 用 LPM を使用したときの IABP システムの構成を示したものである³⁾。LPM の可動子に直接ベローズを連結し, 可動子の往復運動をベローズに伝達し, ベローズ内の空気圧で模擬試験装置内のバルーンの収縮, 拡張が行われる。なお模擬試験装置は大動脈を模

Fig. 5 Constitution of IABP system.

擬したものである⁴⁾。以下に測定条件を示した。

- 1) LPM の励磁電流 4 [A], フルステップ加減速駆動, ストローク 15 [mm]
 - 2) バルーン容量 60 [mL]
 - 3) バルーンの拡張期/収縮期=1
 - 4) 模擬試験装置内圧 40 [mmHg], 水頭圧 75 [mm]
- 圧力波形はペローズ内の圧力 P を圧力センサを介して, また変位 x はポテンシオメータを用いレコーダにより測定を行った。

Fig. 7(a) は模擬試験における駆動圧力-時間特性, 同図 (b) は変位-時間特性を示したものである。同図 (a) において圧力のピーク値は 280 [mmHg], バルーン収縮期直前の圧力値は 140 [mmHg] であり, 血圧の昇圧には十分と考えられる。また同図 (b) においてバルーン拡張

Fig. 6 IABP system using LPM for IABP.

(a) Pressure versus time characteristic

(b) Displacement versus time characteristic

Fig. 7 Mock test of IABP system using LPM for IABP.

時間は 100 [ms] であり, 初期の目標は達成することができた。Fig. 3 より駆動周波数の増加に伴い推力が減少する傾向が見られた。このため駆動周波数の低い方から可動子を始動させた方が動推力を得るためには有利と思われる。特に始動時においては, ベ어링の摩擦や可動子の慣性力による損失が大きいため可動子の運動時より動推力を必要とする。したがって, 可動子の始動時には低い周波数のパルスを入力し, 始動後に高い周波数のパルスを入力することにより, LPM を一定周波数で駆動するより高い速度で駆動することが可能であることが明らかとなった。

4. 両心人工心臓の特性

4.1 両心人工心臓の構造

Fig. 8 はリニアパルスモータ駆動型両心人工心臓の構造を示したものである⁵⁾。LPM の両側には, それぞれ血液ポンプをアルミニウムハウジングで接合してある。血液ポンプはストローク 20 [mm], 一回拍出量 60 [mL] である。人工弁は流入口に 20 [mm], 流出口に 18 [mm] のオムニカーボン弁を用いている。LPM の可動子に取り付けたプッシュプレートは往復運動により液体の拍出が行われる。本両心人工心臓は質量 1.2 [kg], 体積 520 [mL] である。

4.2 人工心臓の模擬循環試験装置

Fig. 9 は簡易模擬循環試験装置の構造および流量測定ブロック線図を示したものである。模擬循環試験装置とは, 生体循環器系の模擬試験の一種である⁶⁾。同図は生体の左心系と右心系を模擬したシステムであり, 両心人工心臓を接続することによりシステムが完成する。左心系の大動脈パイプは平均大動脈圧を 80 [mmHg] から 120 [mmHg] まで 10 [mmHg] ずつ変更できる構造としてある。右心系の肺動脈圧は 40 [mmHg] とした。模擬循環試験装置にはドノバン (Donovan) 型などがあるが, オーバフロー式の本試験装置はパイプの直径と長さを決めればその特性は一定不変となる装置である。したがって, いずれの人工心臓でも同一条件で試験を行うことができる。大動脈パイプの接続部に流量センサを取り付け, 本人工心臓による水の拍出を電磁血流計で測定する。LPM の制御はコントロールとドライバからなる駆動システムにより行われる。

4.3 両心人工心臓の特性

Fig. 9 に示した測定方式により本両心人工心臓の性能を評価した。以下に, 測定条件を示した。

- 1) 人工心臓の収縮期/拡張期=1
- 2) LPM はマイクロステップ加減速駆動 (バイポー

Fig. 8 Artificial heart using LPM-driven A.H. with two ventricles (B.P., Blood Pump; unit, mm).

Fig. 9 Mock circulatory test of LPM for AH driven artificial heart (unit, mm).

ラチョッパ定電流方式), 励磁電流 2 [A], ストローク 18 [mm]

3) 平均大動脈圧 80 [mmHg]

4) 血液ポンプの流入圧力である心房圧は左心系, 右心系共に 13 [mmHg]

Fig. 10 は平均大動脈圧 80 [mmHg] の条件で LPM を加減速駆動させた場合の瞬時流量波形を示したものである。加減速駆動とは、始動時に動推力の大きい低速で駆動することにより、LPM の始動不能防止を目的とした一つの方法である。同図より拍動数 60 [bpm] で分時

流量 3.3 [L/min], 拍動数 100 [bpm] では分時流量 5.3 [L/min] が得られた。また、従来の等速駆動時に見られた弁の 2 度打ちやパイプ内での水の乱流の影響が減少した⁷⁾。これは、加減速駆動により流量の立ち上がりが滑らかになったためと考えられる。これより、LPM の速度駆動パターンを変化させることにより、瞬時流量波形を制御できることが明らかとなった。

Fig. 11 は本両心人工心臓の分時流量-拍動数特性を示したものである。分時流量は二つの速度駆動パターンによる大きな違いは見られなかった。同図より、拍動数 H_r と分時流量 Q は、次式で示される関係となった。

$$Q = 0.05 \times H_r + 0.5 \text{ [L/min]} \quad (4)$$

拍動数 100 [bpm] における分時流量は 5.3 [L/min] が得られ、成人に対して十分な流量が達成された。

4.4 両心人工心臓の温度特性

人工心臓を生体内に埋込む場合、その温度上昇は周辺細胞組織の壊死を招く。そのために、アクチュエータの温度上昇は極力低くしなければならないとされている。

Fig. 12 は AH 用 LPM 単体と両心人工心臓の模擬循環試験を行っている時のハウジング表面の温度特性を示したものである。測定条件は、マイクロステップ等速駆動、励磁電流 1.5 [A], 拍動数 80 [bpm] (駆動周波数 27.5 [kpps]), 室温・水温 24°C である。同図より、AH 用 LPM 単体の場合、飽和温度は 56°C (温度上昇 32°C) となった。また、模擬循環試験時には、耐えず水の循環で冷却しているため飽和温度は 35°C (温度上昇 11°C)

Fig. 10 Instantaneous flow rate, q , versus time, t , characteristics of the artificial heart (LPM for AH). (Microstep acceleration drive.)

Fig. 11 Relationship between mean flow rate, Q , and pulse rate, H_r , of artificial heart (LPM for AH). ($a=0.05$, $b=0.5$)

Fig. 12 Characteristics of temperature rise, ΔT , on housing versus time, t , of artificial heart (LPM for AH).

であった。

5. あとがき

リニアパルスモータで駆動される大動脈内バルーンポンプと両心人工心臓の2特性をまとめると以下のようになる。

1) IABP用LPMとAH用LPMの2相励磁における最大静推力はそれぞれ530[N]と107[N]となった。

その動推力はそれぞれ350[N]と67[N]であり、所定の推力が得られた。

2) IABP模擬試験の結果より、既に市販されているIABP装置のバルーンの拡張時間100[ms]が得られた。このことから、IABP用LPMを駆動用アクチュエータとして用いることにより、IABP装置の小型化が可能であることが明らかとなった。

3) LPMを利用した両心人工心臓においては、LPMに加減速駆動を適用することにより、瞬時流量波形の制御が可能となった。本両心人工心臓は、拍動数100[bpm]において分時流量5.3[L/min]となり、成人に対して十分な流量が得られた。

4) 本両心人工心臓の温度上昇は11°Cであり、さらに温度上昇を抑えることが必要となる。

本研究の一部は、厚生省受託研究費の“慢性重症心不全患者に対する永久使用人工心臓の開発研究”および“長野県テクノハイランド開発機関研究助成金”によって行われた。

文 献

- 1) 渥美和彦, 藤正 蔵, 大坪 修: “人工臓器工学—設計と開発の方法論—”, p. 8, 講談社, 東京 (1988).
- 2) 桜井靖久: “医工工学 (ME) の基礎と応用”, p. 43, 共立出版, 東京 (1980).
- 3) 山田 一, 度会 明, 荻田充二, 辻 堯, 森本雅巳, 楡井雅巳: 第14回日本応用磁気学会学術講演概要集, p. 427 (1990).
- 4) 山田 一, 西脇重弘, 森本雅巳, 荻田充二, 中川 洋, 前田 豊, 辻 堯: 電気学会マグネティックス・リニアドライブ合同研究会資料, MAG-89-178, LD-89-33, p. 23 (1989).
- 5) 山田 一, 佐藤右一, 荻田充二, 中川 洋, 前田 豊, 三田村好矩: 第14回日本応用磁気学会学術講演概要集, p. 426 (1990).
- 6) 荻田充二, 佐藤右一, 山田 一: 日本応用磁気学会誌, 14, 483 (1990).
- 7) 佐藤右一, 山田 一, 荻田充二, 中川 洋, 前田 豊: 第2回リニアドライブ若手研究者シンポジウム資料, S-90-8 (1990).

1990年12月3日受理, 1991年2月28日採録