リニアパルスモータ駆動型人工心臓の模擬循環試験

Mock Circulatory Test of Linear Pulse Motor-Driven Artificial Heart

刈田充二・佐藤右一*・山田 一**

神鋼電機(株)伊勢製作所, 伊勢市竹ヶ鼻町 100 (〒516)

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

M. Karita, Y. Sato* and H. Yamada**

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

*Graduate School and **Faculty of Engineering, Shinshu University, 500 Wakasato, Nagano 380

This paper deals with characteristics of linear pulse motor (LPM-S88) which was developed as small-sizes electromagnetic actuator for left-artificial heart. Required thrust of LPM for artificial heart is calculated at 58.1 newtons. The maximum static thrust of the LPM-S88 is 94.2 newtons by two-phase excitation. The LPM-S88 driven artificial heart could handle 5.5 liters/min at the pulse rate of 121 beats/min in a mock circulatory test. It is suggested that animal experiments with the artificial heart will be possible in the near future.

Key words: artificial heart, linear actuator, linear pulse motor, blood pump, mock circulatory test

1. ま え が き

重症心不全患者の救命のために、完全埋込型人工心臓の開発が急がれており、日米を中心とした医・工学研究者がその開発にしのぎを削っている。この完全埋込型人工心臓には、小型で高推力のリニアアクチュエータが必須である。

筆者らは、早くから人工心臓用リニアアクチュエータとしてリニアパルスモータ (Linear Pulse Motor, 以下 LPM と略す) に着目し研究してきた^{1)~6)}。

LPM は、直接往復運動が得られ、オープンループ制御で高い位置決め能力をもち、また回転機に比較してシステムの小型化、軽量化、部品点数の減少による信頼性の向上を可能にすることができる。

本論文は、以下の事項について理論および実験から検討した結果をまとめたものである。

1) 人工心臓用アクチュエータに要求される特性を人工心臓の力学から算出し、推力特性がその駆動パターンによってどのように変化するかを計算した。

2) 上述の要求を満足する人工心臓用 LPM (LPM-S88) を開発し、この LPM の静推力、自起動周波数、温度

上昇を検討した。

3) 開発された LPM を血液ポンプと結合させて左心型人工心臓を試作し、模擬循環試験の結果よりこの LPM が人工心臓に应用可能であることを明らかにした。

2. 人工心臓用リニアアクチュエータに要求される特性

2.1 人工心臓の力学

Fig. 1 はプッシャカップの形状と血液ポンプを示したものである。プッシャカップの形状は、長軸半径 a [m]、短軸半径 b [m] の回転楕円体である。また、血液ポンプのサックもプッシャカップと同形状である。このとき、サックは十分薄くてしなやかで、心室内圧力によって伸縮しないものと仮定する。ストロークを L_s [m] ($\leq 2b$) とすると、 $l(t)$ 、 $r(t)$ 、 $A(t)$ はそれぞれ次式で与えられる。

$$l(t) = 2b - L_s + x(t) \quad [\text{m}] \quad (1)$$

$$r(t) = \frac{a}{b} \sqrt{l(t) \left\{ b - \frac{l(t)}{4} \right\}} \quad [\text{m}] \quad (2)$$

Fig. 1 A pusher cup and a blood pump of the artificial heart.

$$A(t) = \pi \{r(t)\}^2 \quad [\text{m}^2] \quad (3)$$

いま、リニアモーターに要求される推力 $F(t)$ 、速度 $v(t)$ はそれぞれ次式で表される⁷⁾。

$$F(t) = A(t)p(t) \quad [\text{N}] \quad (4)$$

$$v(t) = \frac{dx(t)}{dt} \quad [\text{m/s}] \quad (5)$$

ここに、 $A(t)$: プッシャカップがサックに接触する面の駆動方向に垂直な面への投影面積 $[\text{m}^2]$

$p(t)$: サック内圧力 $[\text{Pa}]$

$x(t)$: 変位 $[\text{m}]$

したがって、リニアモータに要求される出力 $P(t)$ は、次式で与えられる。

$$P(t) = F(t)v(t) \quad [\text{W}] \quad (6)$$

2.2 出力の計算結果

計算条件は、 $a = 34 \times 10^{-3} [\text{m}]$ 、 $b = 17 \times 10^{-3} [\text{m}]$ 、 $L_s = 30 \times 10^{-3} [\text{m}]$ 、拍動数 60 [bpm] とし、圧力 $p(t)$ は 120 [mmHg] (16 [kPa]) 一定として、3 種類の駆動パターンすなわち矩形波 (REC)、台形波 (TRA) と正弦波 (SIN) について行った。血液ポンプの 1 回拍出量は 80.7 [ml] である。

Fig. 2 はその計算結果を示したものである。サック内圧力を一定として計算を行ったので、リニアモータに要求される推力は、サックの位置のみによって決定される。したがって、駆動パターンに関係なく、要求される最大推力は 58 [N] となった。出力の最大値は、矩形波駆動が最も小さく 3.5 [W]、ついで台形波 4.2 [W]、正弦波 4.7 [W] となった。したがって、必要とする出力が最小な矩形波駆動がモータに適しているといえる。しかし、モータに適した駆動パターンが必ずしも生体に適しているわけではなく、今後動物実験などで検討すべき課題となる。

3. 人工心臓用リニアパルスモータの構造と特性

3.1 LPM の構造

Fig. 3 に今回新たに試作した人工心臓駆動用リニアパルスモータ (LPM-S88) の構造を示す。この LPM は、2 相 8 極構造であり、二次側可動子とそれを挟む上下一對の一次側固定子とからなる。一次側固定子は厚さ 0.35 [mm] のパーメンジュールを積層することにより形成され、SUS304 の外枠に固定されている。二次側可動子は、剛性を考慮しブロック材にした。パーメンジュール (49%Co-2%V-Fe 合金) は高飽和磁束密度、高透磁率の特徴をもつうえ、振動吸収力が高く防振特性に優れている。永久磁石には、最大エネルギー積 295 [kJ/m³] の Nd-Fe-B 合金を用い、磁路構成は磁束横方向型である。

Fig. 2 Dependency of velocity, v , thrust, F , and output, P , on three driving patterns of sinusoidal (SIN), trapezoid (TRA) and rectangular (REC) forms.

コイルは片側 2 個ずつ計 4 個あり、それぞれは並列に接続されている。本 LPM の支持機構には従来の LPM⁸⁾ と比較して堅牢でガイドとは線接触となるクロスローベアリングを採用し、二次側可動子と一次側固定子との間は、エアギャップ 40 [μm] に保持されている。Table 1 は LPM の機械的仕様と電気的仕様をまとめて示したものである。LPM の二次側可動子の歯はスリット板を接合し、ピッチ τ は 0.8 [mm] である。外形寸法は、直径 72 [mm]、長さ 22 [mm] 内に納まる大きさでありストローク 28 [mm] である。

3.2 LPM の推力特性

Fig. 4 は LPM の最大静推力-励磁電流特性を示したものである。励磁電流の増加に伴って推力の飽和が見られ、 $I = 2.5 [\text{A}]$ ではほぼ飽和している。同図から $I = 2 [\text{A}]$ (入力 $P_i = 6.2 [\text{W}]$) における最大静推力は、1 相励磁で 68 [N]、2 相励磁で 90 [N] である。また、無励磁時の推力であるディテント力は 6.8 [N] であった。

3.3 LPM の自起動周波数

LPM 用のバイポーラチョップ駆動回路 (フルステップ駆動) を使用し、自起動周波数を測定した。

Fig. 5 に LPM の自起動周波数-励磁電流特性を示す。同図より、励磁電流 $I = 0.5 [\text{A}]$ 付近より飽和傾向が見ら

Fig. 3 Fundamental structure of a linear pulse motor (LPM-S88) for an artificial heart (x is displacement).

Fig. 4 Characteristics of maximum static thrust, F_m , versus exciting current, I , of the LPM-S88.

Table 1 Specifications of the linear pulse motor (LPM-S88)

Mechanical Specifications			Electromagnetic specifications	
	Item	Value	Item	Value
Stator (primary side)	number of teeth	10 /pole	number of poles	8
	pitch	0.8 mm	number of turns (coil)	100 /phase
	width of tooth	0.32 mm	exciting current	2 A/phase
	width of slot	0.48 mm	voltage	1.54 V
	length of teeth	18.25×2 mm	magnetomotive force	200 A/phase
Mover (secondary side)	pitch	0.8 mm	resistance of coil	0.77 Ω/phase
	width of tooth	0.32 mm	permanent magnet	Nd-Fe-B alloy
	width of slot	0.48 mm		
	length of teeth	45 mm		
Material for Primary Member :Permendur-laminated			stroke	28 mm
Material for Secondary Member:Permendur-block			gap	40 μm
			volume	87.8 mL
			mass	600 g

れ、 $I=1.5$ [A] 付近で飽和している。 $I=2$ [A] における自起動周波数は 1.5 [kpps]、速度にして 300 [mm/s] に相当する。これはストローク 28 [mm] で人工心臓を駆動した場合、拍動数 5.3 [Hz] に相当する。

3.4 LPM の温度上昇

LPM をも体内に埋込む完全埋込型人工心臓を目的とした場合、LPM は直接生体組織と接触する。LPM の高い温度上昇は、その周辺の細胞の壊死を招くので、温度上昇は極力低くしなければならない⁹⁾。

Fig. 6 は LPM をマイクロステップ駆動させた時のヨーク表面の温度上昇をまとめたものである。この時の駆動速度は 101 [mm/s] (駆動周波数 25.25 [kpps]) で

ある。同図より、ヨーク表面の熱時定数は約 40 分であることが分かった。LPM 駆動開始 60 分後において $I=2$ [A] (入力 $P_i=14.5$ [W]) での温度上昇は 16.5 [°C] である。また、60 分後の可動子表面の温度上昇は、 $I=2$ [A] では 25 [°C] でコイル表面の温度よりも高くなることが分かった。これらの温度上昇は、従来のフルステップ駆動と比較すると約半分となり、LPM の駆動方法としてマイクロステップ駆動が有効であることも判明した。

Fig. 5 Characteristics of velocity, v , versus exciting current, I , of LPM-S88.

Fig. 6 Temperature rise, ΔT , of surface on yoke versus time, t , characteristics of LPM-S88 in the case of microstep drive (room temperature is 20 [°C]).

4. 模擬循環試験

4.1 模擬循環試験装置

Fig. 7 に模擬循環試験装置の構造を示した。模擬循環試験とは、生体循環器系の模擬試験の一種であり、人工心臓用アクチュエータの負荷試験でもある。ここで用いる模擬循環試験装置はドノバン (Donovan) 型模擬循環試験装置のコピータイプである。Fig. 7 は生体の左心系を模擬したシステムであり、装置の流入口、流出口に血液ポンプを接合してシステムが完成されている。本装置はフローチューブを介して二つの圧力室をもっている。左側が大動脈圧 (AoP, Aortic Pressure) を模擬する圧力室であり、右側が左心房圧 (LAP, Left Atrial Pressure) を模擬する圧力室である¹⁰⁾。大動脈圧は圧力室の圧力とベローズ内圧力を調節することにより、模擬される。左心房圧系は、圧力室の圧力と水位によって血液ポンプへの流入圧力が決定され、左心房室が模擬される。また、

Fig. 7 Configuration of mock circulatory device.

フローチューブ部に流量センサが取り付けられている。

4.2 LPM 駆動式左心型人工心臓の特性試験

Fig. 8 は今回試作された左心型人工心臓の構造を示したものである。ここで実験に使用したプッシュカップ式血液ポンプは、体重 80 [kgf] 程度の人間の心臓に相当し、ストローク 30 [mm]、1 回拍出量 68 [ml] である。また、サック膜は LPM の可動子に設けられた回転楕円体のプッシュカップより型取りしたものであり、材質はポリウレタンである。膜厚の最も薄い部分で 0.38 [mm] である。人工弁には monostrut 弁を用い、大動脈弁には $\phi 25$ [mm]、僧帽弁には $\phi 27$ [mm] を使用した。本血液ポンプの圧縮・拡張は、LPM の可動子に設けられたプッシュカップの往復運動によって得られる。

Fig. 9 に大動脈圧の測定ブロック線図を示す。コントローラとドライバからなる駆動システムにより、LPM の駆動制御が行われる。LPM と連結された血液ポンプが、圧縮・拡張されることによる大動脈圧を圧力センサにより測定する。また、試験装置のフローチューブ部に電磁血流計のセンサを取り付け分時拍出量の測定も行った。一般に、大動脈圧は 120~80 [mmHg]、分時拍出量が 4 [liters/min] 以上必要とされている¹¹⁾。

LPM に血液ポンプを連結し、模擬循環試験を行った際の測定条件は、以下のとおりである。

- 1) LPM の収縮期/拡張期比 (Systole/Diastole, S/D 比) は 50% とした。
- 2) LPM はフルステップ駆動、マイクロステップ駆動、励磁電流の実効値 $I=2$ [A]、ストローク 28 [mm] の等速駆動とした。
- 3) 血液ポンプへの流入圧力である左心房圧は、18 [cm H₂O] (13 [mmHg]) とした。

Fig. 10 はマイクロステップ駆動による拍動数 121

Fig. 8 The artificial heart with left ventricle.

Fig. 9 Mock circulatory test of artificial heart with left ventricle.

Fig. 10 Aortic pressure AoP, versus time, t , characteristics in the case of microstep drive (left ventricle pressure is 13 [mmHg]).

Table 2 Comparison of two aortic pressure characteristics by fullstep and microstep drives

		Fullstep			Microstep		
Pulse Rate [bpm]		88	102	120	93	109	121
AoP [mmHg]	Max.	110	115	89	106	108	115
	Min.	60	66	41	60	66	70
Flow Rate [L/min]		4.7	5.2	6.2	4.7	5.2	5.5

[bpm] (入力 $P_i=21$ [W]) の大動脈圧 AoP の時間的変化を示したものである。同図より、大動脈圧の最大/最小値と分時拍出量は、115/70 [mmHg], 5.5 [liters/min] が得られることが分かる。

Table 2 にフルステップ駆動とマイクロステップ駆動の大動脈圧 AoP の最大/最小値、分時拍出量の特性値の比較をまとめて示した。LPM のフルステップ駆動では、拍動数を 120 [bpm] に増加させると大動脈圧が低下したが、マイクロステップ駆動ではその傾向が見られなかった。マイクロステップ駆動の場合、その 1 ステップはフルステップ駆動の 1/50 となるために推力の相間ばらつきが減少し、動推力のアップにつながると考えられる。したがって、マイクロステップ駆動の方が適しており、本 LPM は人工心臓駆動用アクチュエータとして適用可能であることが明らかとなった¹²⁾。

5. あとがき

今回、人間の胸腔内という限られた空間に埋め込むことが可能なリニアパルスモータ駆動型人工心臓の模擬循環試験より以下の結論が得られた。

1) 人工心臓の力学モデルの計算より、120 [mmHg] の大動脈圧を得るには 58.1 [N] 以上の動推力がリニアパルスモータ (LPM) に必要である。

2) 飽和磁束密度 2.4 [T] のパーメンジュールと永久磁石に最大エネルギー積 295 [kJ/m³] の Nd-Fe-B 合金を採用することによって、LPM の 2 相励磁、 $I=2$ [A] (入力 $P_i=6.2$ [W]) において 90 [N] の最大静推力を得ることができた。

3) マイクロステップ駆動において $I=2$ [A] (入力 $P_i=14.5$ [W]) での温度上昇は 16.5 [°C] であり、この温度上昇はフルステップ駆動時の約半分となった。

4) 模擬循環試験において、LPM を $I=2$ [A] (入力 $P_i=21$ [W]) でマイクロステップ駆動した時、121 [bpm] で大動脈圧の最大/最小値が 115/70 [mmHg]、分時拍出量 5.5 [liters/min] が得られ、埋込み型人工心

臓として適用可能であることが明らかとなった。しかし、大動脈圧は115 [mmHg] 以上にならなかった。今後、動推力を向上させるためには、LPMの磁気回路のよりいっそうの最適化が必要となろう。

最後に、本研究の遂行に当たり血液ポンプを作成して下さった北海道東海大学の三田村好矩教授、人工弁を提供して下さったメディカルジャパンの長谷川雄司マネージャおよび論文作成に協力された卒研生の英貢君に対して深甚の謝意を表する次第である。

本研究の一部は、厚生省循環器病研究委託事業 63 指-2「一時的及び長期的使用人工心臓の高機能化に関する研究」および(財)長野県テクノハイランド開発機構からの研究助成金によって行われた。

文 献

- 1) H. Yamada, M. Yamamoto, K. Murata, Y. Yamamoto, K. Taguchi, S. Fukunaga, N. Nishizawa, H. Wakiwaka and K. Yamakawa: Proc. ICEM, Part 2, p. 566 (1984).
- 2) H. Yamada, S. Fukunaga: 1st Int. Symp. on Current

Problems for Further Development of Artificial Heart and Assist Device, p. 77 (1989).

- 3) 福永信太郎, 村下純二, 濱中喜晴, 武沢 巖, 山田 一: 人工臓器, 15, 661 (1986).
- 4) Y. Yamamoto, H. Yamada, S. Fukunaga, J. Murashita, Y. Hamanaka and H. Wakiwaka: Proc. ICEM, Part 3, p. 1187 (1986).
- 5) 山田 一, 村田 究, 楡井雅巳, 福永信太郎, 三輪善一郎, 山本行雄, 脇若弘之: 電学論, 107-D, 788 (1987).
- 6) H. Yamada, M. Nirei, K. Kawakatsu, Y. Yamamoto and Z. Miwa: IEEE Trans. Magn., MAG-23, 3011 (1987).
- 7) 福永信太郎, 松浦雄一郎, 山田 一, 川勝浩司: 電気学会リニアドライブ研究会資料, LD-88-19, p. 1 (1989).
- 8) 山田 一, 楡井雅巳, 太田 浩, 川勝浩司, 中島 隆, 山本行雄, 荻田充二, 丸山利喜: 日本応用磁気学会誌, 12, 427 (1988).
- 9) 福永信太郎, 石原 浩, 濱中喜晴, 末田泰二郎, 辻 勝三, 村上博宣, 大野祥生, 上野 正, 永田秀之, 三苦有介, 松浦雄一郎: 広島医学, 40, 261 (1987).
- 10) 荻田充二, 川勝浩司, 中川 洋, 阿久津哲造, 山田 一: 日本応用磁気学会誌, 13, 461 (1989).
- 11) 渥美和彦, 藤正 巖, 大坪 修編: 人工臓器工学—設計と開発の方法論—, p. 2, 講談社, 東京 (1988).
- 12) 山田 一, 佐藤右一, 荻田充二: 第13回日本応用磁気学会学術講演概要集, p. 480 (1989).

1990年1月8日受理, 1990年3月13日採録