

인공심장용 브러시리스 직류전동기 제어에 관한 연구

○ 권성일, 이상훈, 김진태, 김희찬, 민병구

서울대학 의과대학 의공학교실, 공과대학 제어계측공학과

A Study on the Control of Brushless DC Motor  
for Total Artificial Heart

S.I.Kwon, S.H.Lee, J.T.Kim, H.C.Kim, B.G.Min

Dept. of Biomedical Eng. College of Medicine

Dept. of Control & Instrumentation Eng. College of Engineering

Seoul National University

Abstract

A new type of motor-driven Total Artificial Heart(TAH) system with rolling cylinder mechanism has been developed. Brushless DC motor was chosen as energy converter and controlled by PI controller according to the given velocity profile under the highly time-varying load.

Computer simulation was also performed to calculate the optimal gains of PI controller which minimize the input power, one of the most important parameter in artificial heart system.

I. 서론

인공심장의 에너지 변환기로 사용되는 전동기는 효율이 좋아야하고 토오크 마진이 커서 가변부하에 대한 적응성이 좋아야한다.

브러시리스 직류 전동기는 신뢰도가 높고 고효율이며 소형으로도 큰 토오크를 얻을 수 있으므로, 정류를 위한 별도의 스위칭 회로가 필요하지만[1,2] 인공심장의 에너지 변환기로 사용하였다.

인공심장에서는 수축(systole)과 이완(diastole) 시에 심실내의 압력이 수mmHg 에서 100mmHg이상까지 변하는데[3,4], 이런 심실내의 압력을 전동기의 입장에서 보면 부하의 변화라고 생각할 수 있고 이러한 변화폭이 큰 부하에 대해 전동기가 안정하게 동작해야 한다.

본 논문에서는 인공심장 구동용 전동기의 속도제어를 비례적분 제어를 사용하여 구현하였으며, 심실내의 압력파형에 해당하는 근사적 전동기 부하에 대해 입력이 최소가 되도록 하는 비례적분 제어기의 이득을 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 계산 하였다.

II. 시스템 모델

브러시리스 직류 전동기는 정류방식에 있어서만 기존의 직류 전동기와 다를 뿐 기본적인 특성은 같다.[1,2]

그러므로 복성해석을 위해서 직류 전동기의 전기적 등가회로를 이용하는 것이 가능하다.

[1,6]

브러시리스 직류 전동기의 동가회로는 [그림 1]과 같다.

이때 다음 통식이 성립한다.

$$L \frac{di}{dt} + Ri + KbW = Ca(t) \quad (1)$$

$$Kt i = J \frac{dW}{dt} + BW + T_L \quad (2)$$

식(1),(2)로부터 시스템 방정식을 세우면 식(3)을 얻는다.

$$\begin{pmatrix} \dot{W}(t) \\ \dot{i}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\frac{B}{J} & \frac{Kt}{J} \\ -\frac{Kb}{L} & -\frac{R}{L} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} W(t) \\ i(t) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{1}{L} \end{pmatrix} Ca(t) + \begin{pmatrix} -\frac{1}{J} \\ 0 \end{pmatrix} T_L(t) \quad (3)$$

여기서  $Kt, Kb$ 는 각각 전동기의 토오크 상수, 역기전력 상수를 나타내며  $R, L$ 은 각각 전동기 권선의 저항 및 인덕턴스를 나타낸다. 그리고  $J$ 와  $B$ 는 부하를 고려했을 때의 실제적인 관성모멘트 및 댐핑계수로, 전동기와 actuator가 1:N의 감속기어로 연결되어 있다면  $J$ 는  $2J_m$ ,  $B$ 는  $2B_m$ 으로 근사할 수가 있다. [7]

$$J = J_m + \frac{1}{N^2} J_a \approx 2J_m \quad (4)$$

$$B = B_m + \frac{1}{N^2} B_a \approx 2B_m \quad (5)$$

여기서  $J_m$ 과  $B_m$ 은 각각 전동기만의 관성 모멘트 및 댐핑계수다.

전동기의 속응성과 정상 상태에서의 오차를 줄이기 위해서 비례적분 제어를 전동기의 속도 제어기로 사용했는데, 비례적분 제어기와 전동기를 포함한 전체 시스템의 블록도는 [그림 2]와 같다.

블록도에서  $Kp$ 와  $Ki$ 는 비례적분 제어기의 이득이다.

$W_e(t)$ 를 전동기의 속도 오차라고 할 때 전동기의 입력전압  $Ca(t)$ 는 식(6)과 같다.

$$Ca(t) = Kp(Wr(t) - W(t)) + K_i \int (Wr(t) - W(t)) dt \quad (6)$$

새로운 상태변수  $Z(t)$ 와 미분치  $\dot{Z}(t)$ 를 식(7),(8)과 같이 경하자.

$$Z(t) = K_i \int (Wr(t) - W(t)) dt \quad (7)$$

$$\dot{Z}(t) = K_i (Wr(t) - W(t)) \quad (8)$$

식(7),(8)과 식(3)으로부터 확장된 시스템 방정식을 얻을 수 있다.

$$\begin{pmatrix} \dot{W}(t) \\ \dot{i}(t) \\ \dot{Z}(t) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -\frac{1}{J} & \frac{Kt}{J} & 0 \\ -\frac{1}{L} & -\frac{R}{L} & -\frac{Kb+Kp}{L} \\ -K_i & 0 & 0 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} W(t) \\ i(t) \\ Z(t) \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} 0 \\ \frac{Kp}{L} \\ K_i \end{pmatrix} Wr(t) + \begin{pmatrix} -\frac{1}{J} \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \frac{T_L(t)}{N} \quad (9)$$

### III. 해석 및 시뮬레이션

식(9)와 같이 주어지는 시스템의 모델에 대해서  $Wr(t)$  및  $T_L(t)$ 를 시스템의 입력이라고 하자.

$Wr(t)$ 는 시스템의 특성을 고려하여 주어진 최적 프로파일이고  $T_L(t)$ 는 인공심장의 경우 심실 내의 압력이라고 할 수 있다.

인공심장의 심실 내압을  $P(t)$  [mmHg]라고 하고 Actuator의 반경을  $R$ , 그리고 pusher plate의 면적을  $A$ 라고 할 때 부하  $T_L(t)$ 와 심실 내압  $P(t)$ 와는 다음과 같은 관계가 있다.

$$T_L(t) = A \times R \times P(t) \times 133.28 \text{ [N-m]} \quad (10)$$

$$\begin{aligned} \text{여기서} \quad 1 \text{mmHg} &= 133.28 \text{ N/m}^2 \\ A &= 2.8 \times 10^{-3} \text{ m}^2 \\ R &= 2.1 \times 10^{-2} \text{ m} \end{aligned}$$

식 (10)을 다시 쓰면 식 (11)과 같다.

$$T_L(t) = 7.84 \times 10^3 P(t) \text{ [N-m]} \quad (11)$$

본 논문에서 사용된 전동기 구동형 인공심장의 경우, 좌우심실의 박동이 순차적으로

이루어져 좌심실이 수축하는 동안 우심실은 자연스럽게 확장기가 되고 그 반대의 경우도 존재한다. [8]

이완기쪽 심실은 전동기에 대해 상대적으로 무시할만큼 작은 부하이므로 한쪽 심실에 대해서만 수축기 동안만을 고려하면 된다. [8,9]

인공심장의 심박동수를  $f$  [beats/min], 수축기와 이완기의 시간비를  $r$  이라고 할 때, 수축시간(systolic period)  $T_s$ 는 식 (12)와 같이 표현된다. [8,9]

$$T_s = \frac{60}{f} r \text{ [sec]} \quad (12)$$

여기서  $r$ 은  $0 < r < 1$  인 상수이다.

일반적으로 심실 내압이 최대가 되는 시간은 대략  $2/3T_s$  되는 시간이고 심실 내압은 2차 곡선으로 근사시킬 수 있다. [3,4,5]

최대 심실 내압을  $P_m$  [mmHg]라고 할 때 심실 내압은 식 (13)과 같은 2차 함수로 표현 할 수가 있다.

$$P(t) = \left[ -\frac{9}{4T_s^2} \left( t - \frac{2}{3}T_s \right)^2 + 1 \right] P_m \text{ [mmHg]} \quad (13)$$

식(13)을 식(11)에 대입하면 다음과 같은 관계를 얻을 수 있다.

$$T_L(t) = \left[ -\frac{1.764}{4T_s^2} \left( t - \frac{2}{3}T_s \right)^2 + 1 \right] P_m / 100 \quad (N-m) \quad (14)$$

[그림 3]에는 속도 프로파일, 근사된 부하 모오크의 관계가 나타나 있다.

심박동수를 90[beats/min]으로 하고,  $P_m$ 을 100[mmHg]로 하고 전동기의 속도, 인가전압, 전류를 식(6), 식(14)를 써서 시뮬레이션 한 결과가 [그림 4]에 있다.

식 (6)으로부터 시스템의 특성 방정식을 구해보면 식 (15)와 같다.

$$f(s) = s^3 + \frac{BL + JR}{JL} s^2 + \frac{BR + KbKt + KpKt}{JL} s$$

$$+ \frac{K_i^2 Kt}{JL} \quad (16)$$

[표 1]에 주어진 전동기의 계수들을 써서 식(15)를 다시 쓰면 식(16)을 얻는다.

$$f(s) = s^3 + 2776.9S^2 + (2182967 + 7833079)Kp + 7833079K_i^2$$

Routh-Hurwitz Criterion을 써서 시스템의 안정 조건을 구하면 식(17),(18), 을 얻는다.

$$K_i^2 > 0 \quad (17)$$

$$7711 + 2770Kp - K_i^2 > 0 \quad (18)$$

비례적분 제어기의 이득  $Kp, K_i$  는 식(17), (18)을 제한 조건으로 해서 성능지수를 다음과 같이 정의하여 성능지수를 최소화 하도록 최적화 프로그램에 의해 구한다. [10,11,12]

$$J = \int_0^{\infty} e_a(t)^2 dt \quad (19)$$

이 성능지수에서  $e_a(t)$ 는 다음과 같이 정의 된다.

$$e_a(t) = Kp(Wr(t) - W(t)) + K_i \int_0^t (Wr(t) - W(t)) dt \quad (20)$$

#### IV 결과 및 토론

본 심장구동용 전동기의 속도제어는 비례적분 제어기를 사용하였으며, 이때의 시스템 방정식은 식(9)와 같다.

여기에 [그림3(a)]와 같은 속도명령을 인가하고 부하를 [그림 3(b)]와 같이 가했을때 속도제어기의 이득변화에 따른 응답속도를 [그림 4]에 제시하였다. 이 결과로 부터 본 시스템은 부하의 변화에 거의 관계없이 속도 명령을 잘 따라감을 알 수 있었다.

[그림 5]는 부하의 변화에 따라 속도와 전류 및 오차의 적분값을 나타내고 있는데 이때 전류의 변화는 부하의 변화에 민감하게 반응함을 알 수 있었다.

앞으로는 전동기의 입력전압을 최소화 시키는 PI 제어기의 이득을 모대로 하여, 실제로 하드웨어로 구현하였을때, 시뮬레이션 결과에 얼마나 유사하게 근접하는가를 조사해야 할

것이다.

참고문헌

[1] T.Kenjo and S.Nagamori, "Permanent Magnet and Brushless DC Motors"

[2] Electro-Craft Corporation, "DC Motors, Speed Controls, Servo Systems", 1980.

[3] Robert F.Schmidt and Gerhard Thews, "Human Physiology" Springer-Verlag, 1983.

[4] Arthur C. Guyton, "Medical Physiology", W.B.Saunders Company, 1981.

[5] Avi Livnat and Stanley M. Yamashiro, "Optimalcontrol evaluation of left ventricular systolic dynamics", the American Physiological Society, 1981.

[6] James J. Wrobel and Gray L. Blank, "Variable speed control of a Brushless DC Motor", Thirteen Annual Symposium, Incremental Motion Control Systems and Devices, pp31-41, 1984.

[7] Jaroslav and Tomasek, "Selecting a DC servo system for optimum load matching", Thirteen Annual Symposium, Incremental Motion Control Systems and Devies, 1984.

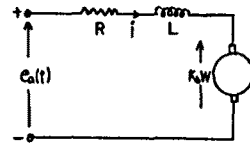
[8] J.B Lewis, K.L. Hanson, D.B. Geselowitz, G.Rosenberg, and W.S. Pierce, "Simulation studies of the Penn State Evad: Velocity control", IEEE Frontiers of Engineering and Computing in Health Care, ppl5-18, 1984.

[9] 김성완, "모터 구동형 좌심실 보조 장치의 개발에 관한 연구", 서울대학교 석사논문, 1986.

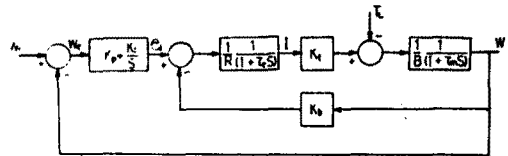
[10] Huibert Kwakernaak and Raphael Sivan, "Linear optimal control system",

[11] Shan Kuo, "Computer a Applications of numerical methods", Addison-Wesley Publishing Company, 1972.

[12] Donald E.kirk, "Optimal Control Theory : an Introduction", Prentice Hall, 1970.



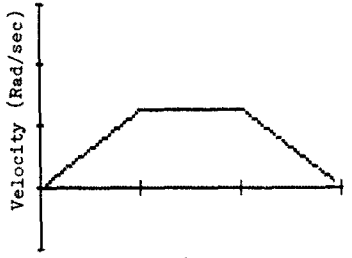
[그림1] 전동기의 등가모델



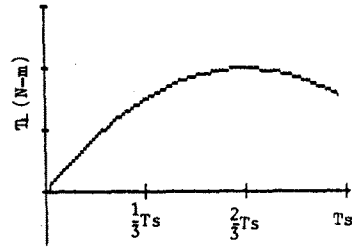
[그림2] 제어 시스템의 블럭도

표 1. 전동기 계수들의 값

| 계수      | 단위                                     | 값         |
|---------|--|-----------|
| 관성 모멘트  | N-m.sec <sup>2</sup> /rad <sup>2</sup> | 7.839*E-6 |
| 감쇠계수    | N-m/rad/sec                            | 0.00664   |
| 전기력 시정수 | msec                                   | 0.4       |
| 기계적 시정수 | msec                                   | 1.18      |
| 전기자 저항  | Ohm                                    | 1.1       |
| 인덕턴스    | mH                                     | 0.67      |
| 역기전력 상수 | V/rad/sec                              | 0.07      |
| 모오르 상수  | N-m/A                                  | 0.0706    |



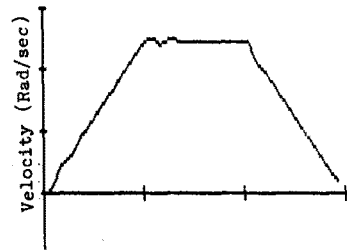
(a)



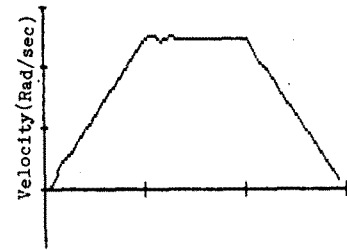
(b)

[그림3] (a) 속도명령

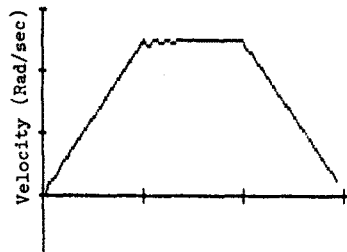
(b) 부하



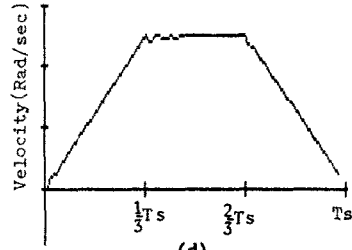
(a)



(b)



(c)



(d)

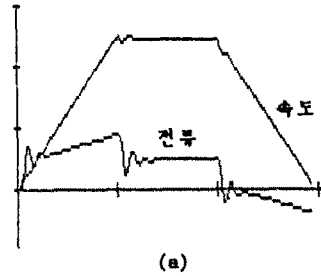
[그림4]

(a) 무부하시의 출력속도( $K_p = 10, K_i = 10$ )

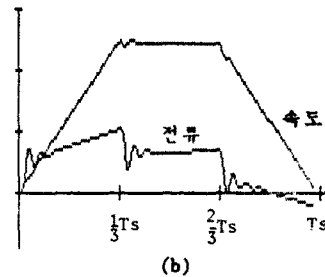
(b) 부하시의 출력속도( $K_p = 10, K_i = 10$ )

(c) 무부하시의 출력속도( $K_p = 100, K_i = 10$ )

(d) 부하시의 출력속도( $K_p = 100, K_i = 10$ )



(a)



(b)

[그림5]

(a) 무부하시의 속도 및 전류곡선( $K_p = 100, K_i = 10$ )

(b) 부하시의 속도 및 전류곡선( $K_p = 100, K_i = 10$ )