

모델링을 이용한 인공심장의 특성분석

김인영, 이상훈, 김희찬, 민병구
 서울대학교 의과대학 의공학교실, 의공학연구소

Model-Based Analysis of Moving Actuator Type TAH

Inyoung Kim, Sanghoon Lee, Heechan Kim, Byounggoo Min
 Dept. and Inst. of Biomed. Engr., Coll. of Med., Seoul National Univ.

1. 서론

인공 심장의 제어시스템을 구성하고 전반적인 성능을 분석하기 위해서는 가능한한 정확한 모델의 설정이 중요하며, 이 논문에서는 한국형 인공심장에 관한 동작메카니즘을 먼저 고찰한 후 시스템의 모델을 구하여 보았다. 이 모델을 이용하여 컴퓨터 시뮬레이션을 시행하였으며, 모의순환실험으로부터 얻은 결과와 비교하여 보았다.

2. 방법

그림 1)은 한국형 인공심장의 동작원리도를 나타내고 있으며, Brushless DC모타가 회전할 때 모타의 회전축에 고정된 기어가 동시에 회전하게 되며, 이 기어의 회전력이 감속기어에 계속 전달되어 끝단에 있는 운동기어(Moving Gear)를 회전시키게 된다. 한편 운동기어의 회전력은 운동부를 지지하고 있는 중심축에 고정된 고정기어(Fixed Gear)에 맞물려 있기 때문에 운동부의 움직임을 축을 중심으로 좌우방향으로의 원추운동(Pendulus Motion)으로 변환된다. 이와같이 변환된 모타의 회전력은 좌우의

혈액주머니를 밀게되고 그 결과 혈액을 박출하게 된다. 이때 좌심실에서 박출된 혈액은 인공판막을 통과하여 체순환을 하게되며, 우심실의 혈액은 판막을 통과한 후 폐순환을 하게된다.

본 논문에서 이상에서 기술한 인공심장의 동작 메카니즘을 수학적으로 모델링 하기 위하여 시스템을 다음과같이 네부분으로 나누었다.

2.1 모터부

Brushless DC모터의 회전력을 인공심장의 동력원으로 사용하고 있으며 모터의 모델링은 기존의 직류 모터 모델을 사용하였으며, 모델의 방정식은 다음과 같다.

$$E_m(t) = R_a i_a + L_a \frac{di_a(t)}{dt} + V_g(t) \quad \text{--- (1)}$$

$$V_g(t) = K_e W(t) \quad \text{--- (2)}$$

$$T_g(t) = K_t i_a(t) = T_f(t) + T_c(t) + J \frac{dW(t)}{dt} \quad \text{--- (3)}$$

여기서

$E_m(t)$: 모타의 인가전압

R_a : 모타저항

$i_a(t)$: 모타전류

L_a : 코일의 인덕턴스

$V_g(t)$: 역기전력

K_e : 역기전력 상수

$W(t)$: 모타의 회전속도

$T_g(t)$: 회전축에 인가되는 총 토크

K_t : 토크상수

T_f : 회전축에 걸리는 부하에 의한 토크

T_c : 회전자 발생하는 마찰력에 의한 토크

J : 회전자의 관성

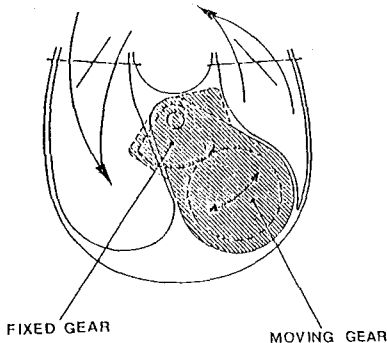


그림 1) 인공심장의 동작원리 모식도

그러나 이들 식에서 L_a 값은 매우 작기때문에 무시할 수 있고, 모타의 회전축을 지지하고 있는 베어링 및 회전자가 유체내에서 회전할때 발생하는 유체와

의 마찰에 의해 발생하는 마찰손실을 무시하면 식 (1),(2),(3)은 다음과 같이 간단하게 2개의 식으로 표현될 수 있다.

$$E_m(t) = R_{a1}i_a(t) + K_{\omega}W(t) \quad \text{--- (4)}$$

$$T_m(t) = K_t i_a(t) = T_L(t) + J \frac{d\omega(t)}{dt} \quad \text{--- (5)}$$

2.2 회전운동의 선형운동으로의 변환부

이 부분은 모타의 회전력을 혈액을 박출하기 위한 원추운동으로 변환시켜주는 역할을 하며, 실제 시스템에서는 회전자의 축으로부터 고정기어까지를 이야기 한다. 1회전 당 얼마만큼의 직선운동을 하는가를 나타내는 변환상수 K_c 라고 하고 회전운동을 선형운동으로의 변환할때의 변환효율을 f 라고 하면 다음과 같은 식으로 이들 두 운동사이의 관계를 표현할 수 있다.

$$T_1 = f \cdot T_2 / K_c \quad \text{--- (6)}$$

$$V = K_c \cdot \omega(t) \quad \text{--- (7)}$$

여기서

T_1 : 원추방향의 토크

V : 원추방향으로 움직이는 운동부의 토크

한편 한국형 인공심장에서 운동부가 약 400 gr의 질량을 가지고 운동하게 되며, 이때 식 (8)과 같은 관성력이 발생하게 된다.

$$T_1 = M \cdot \frac{dv}{dt} + T_2 \quad \text{--- (8)}$$

여기서

M : 운동부의 질량

T_2 : 혈액주머니를 미는 힘

2.3 운동부의 직선운동이 혈액 주머니를 밀어낼 때의 변환부

이는 운동부의 직선운동을 실제로 혈액 주머니를 밀어 혈액을 유출하는 시스템으로의 변환부를 말하는 부분으로 이 경우 토오르크를 압력단위로 환산시켜주는 변환상수 K_{fp} 와 운동부가 혈액 주머니를 밀때의 유효면적 (Effective Area) A_p 이 중요한 변환 상수가 된다. 변환상수 K_{fp} 는 $Kg/mmsec^2$ 의 힘을 mmHg의 압력 단위로 변환시킬때 곱하는 상수이며 이를 수학적인 관계식으로 나타내면 다음과 같다.

$$T_2 = T_3 / (K_{fp} \cdot A_p) \quad \text{--- (9)}$$

$$Q = A_p \cdot V \quad \text{--- (10)}$$

여기서

T_4 : 혈액주머니를 미는 힘

Q : 유출되는 혈액량

A_p : 유효면적

K_{fp} : 압력으로서의 변환상수

3.4 순환기 시스템

생체의 순환기 시스템은 여러가지 종류의 탄성력 있는 관으로 구성되어있으며, 이 관들은 각각 저항, Inertance 및 Compliance성분들을 가지고 있다. 그리고 이들의 유체역학적인 특성은 전기회로에서 사용되는 저항, Inertance 및 Compliance와 거의 비슷하며, 이는 순환기 시스템을 전기회로를 이용하여 모델링 할 수 있음을 나타낸다.

인공심장의 혈액주머니로부터 나가는 혈액은 우선 인공판막을 통과하게 되는데, 보통 이 판막은 혈류의 흐름을 조절하는 특성때문에 다이오드와 저항의 결합체로 많이 표현한다. 한편 판막을 통과한 혈액은 대동맥을 통하여 몸 전체로 순환하게 되는데, 이때 대동맥에는 혈액의 외류에 의한 Inertance가 발생한다. 실제 순환기시스템은 무수히 많은 혈관 가지들로 구성되어 있기 때문에 완벽한 모델의 구현이 어려우나, Lumped 소자에 들에 의한 모델의 구현에 관한 연구가 많이 진행되고 있다. 본 논문에서도 순환기시스템의 모델로써 Windkessel 모델을 사용하였으며, Atrial 시스템을 구현하기 위하여 Compliance성분을 모델의 출력단에 부착하였다. 한편 이러한 모델을 설정한 이후에 실제 파라메타의 값들을 구해야 하며, 이를 위한 추정방법들을 여러 사람들이 제시하였으나, 여기서는 일반적으로 사용되고 있는 값을 사용하여 모델링하였다.

이상의 결과로부터 심실을 나온 혈액이 통과하는 시스템은 다음과 같은 수식으로 표현할 수 있다.

$$T_2 = I_{a0} \cdot \frac{dQ}{dt} + R_{av}Q + P_{a0} \quad \text{--- (11)}$$

$$Q = C_{a0} \cdot \frac{dP_{a0}}{dt} + \frac{(P_{a0} - P_{ra})}{R_{acap}} \quad \text{--- (12)}$$

$$\frac{(P_{a0} - P_{ra})}{R_{acap}} = C_{at} \cdot \frac{dP_{at}}{dt} \quad \text{--- (13)}$$

그림 2)는 이상에서 구한 각 부분별 모델을 모두 묶어 전체적인 인공심장의 모델로써 나타낸 그림이며, 식 1)로 부터 식 13)까지를 정리하면 다음과 같은 좌심실 수축기의 모델식으로 나타낼 수 있다.

우심실 수축기의 모델링은 좌심실 수축기 모델과 유사하며, 식 (11) - (13)의 각 파라메타를 다음과 같이 바꾸어줌으로써 쉽게 구할 수 있다.

그리고 식(1) - (10), (11) - (13)을 정리하면 다음과 같은 우심실 수축기의 모델식을 구할 수 있

다.

$$\frac{dV}{dt} = - \left[\frac{K\tau/K_0 + R \cdot (K_c/K_t) K_{fp} \cdot A_p^2 \cdot R_{av}}{R(J/K_0 K_t + M \cdot K_0/K_t + I_{ao} A_p^2 \cdot K_c/K_t)} \right] \cdot V$$

$$- \left[\frac{K_{fp} \cdot A_p}{J/K_c^2 + M + I_{ao} A_p^2} \right] \cdot P_{ao}$$

$$+ \left[\frac{1}{R(1/K_c K_t + M \cdot K_c/K_t + I_{ap}^2 \cdot (K_c/K_t))} \right] \cdot e_a \dots (14)$$

$$\frac{dP_{ao}}{dt} = \frac{A_p}{C_{ao}} V - \frac{1}{R_{acap} \cdot C_{ao}} P_{ao} + \frac{1}{R_{acap} \cdot C_{ao}} P_{ra} \dots (15)$$

$$\frac{dP_{ra}}{dt} = \frac{1}{R_{acap} \cdot C_{ao}} P_{ao} - \frac{1}{R_{acap} \cdot C_{ao}} P_{ra} \dots (16)$$

$$T_3 = I_{pa} \cdot \frac{dQ}{dt} + R_{pv} Q + P_{pa} \dots (11')$$

$$Q = C_{pa} \cdot \frac{dP_{pa}}{dt} + \frac{(P_{pa} - P_{La})}{R_{pcap}} \dots (12')$$

$$\frac{(P_{pa} - P_{La})}{R_{pcap}} = C_{La} \cdot \frac{dP_{La}}{dt} \dots (13')$$

$$\frac{dV}{dt} = - \left[\frac{K\tau/K_0 + R \cdot (K_c/K_t) K_{fp} \cdot A_p^2 \cdot R_{av}}{R(J/K_0 K_t + M \cdot K_0/K_t + I_{pa} A_p^2 \cdot K_c/K_t)} \right] \cdot V$$

$$- \left[\frac{K_{fp} \cdot A_p}{J/K_c^2 + M + I_{pa} A_p^2} \right] \cdot P_{ao}$$

$$+ \left[\frac{1}{R(1/K_c K_t + M \cdot K_c/K_t + I_{ap}^2 \cdot (K_c/K_t))} \right] \cdot e_a \dots (14')$$

$$\frac{dP_{pa}}{dt} = \frac{A_p}{C_{pa}} V - \frac{1}{R_{pcap} \cdot C_{ao}} P_{pa} + \frac{1}{R_{pcap} \cdot C_{pa}} P_{La} \dots (15')$$

$$\frac{dP_{La}}{dt} = \frac{1}{R_{cap} \cdot C_{ao}} P_{pa} - \frac{1}{R_{cap} \cdot C_{ao}} P_{La} \dots (16')$$

여기서 각 파라메타의 값들은 다음과 같다.

- A_p: 4260 (mm²)
- f: 0.5
- J: 13.82 (Kg-mm²)
- K_c: 0.5 (mm/rad)
- K_e: 0.036 (V-S/rad)
- K_{fp}: 0.133 (Kg/mmHg-mm-sec²)
- K_t: 36217.8 (Kg-mm²/amp-sec²)
- M: 0.4 (Kg)
- R_m: 1.98 (ohm)

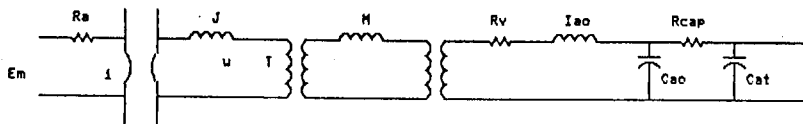


그림 2) 인공심장의 회로모델

- C_{ao}: 1330 (mm³/mmHg)
- C_{ra}: 4850 (mm³/mmHg)
- I_{ao}: 2.753E-6 (Kg/mm⁴)
- R_{av}: 0.00005 (mmHg-sec/mm³)
- R_{acap}: 0.001 (mmHg-sec/mm³)
- R_{mv}: 0.000024 (mmHg-sec/mm³)
- C_{pa}: 1000 (mm³/mmHg)
- C_{ra}: 2500 (mm³/mmHg)
- I_{pa}: 2.753E-7 (Kg/mm⁴)
- R_{pv}: 0.00003 (mmHg-sec/mm³)
- R_{pcap}: 0.0001 (mmHg-sec/mm³)
- R_{tv}: 0.000024 (mmHg-sec/mm³)

위의 좌심실 수축기와 우심실 수축기의 모델식에 각 파라메타값을 대입함으로써 인공심장의 상태방정식을 구할 수 있으며, 이로부터 인공심장의 discrete model equation을 구할 수 있다. 이를 이용하여 컴퓨터 시뮬레이션을 시행하였으며, 그 결과를 모의순환실험에서 얻은 결과와 비교하였다.

컴퓨터 시뮬레이션을 하기 위하여 인공심장 제어시스템은 velocity feedback loop를 구성하고 있으므로 다음과 같은 closed loop를 구성할 수 있다. (그림 3)

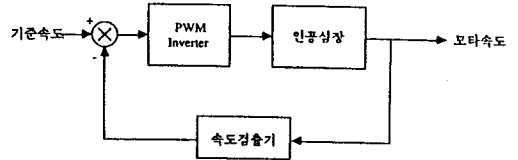
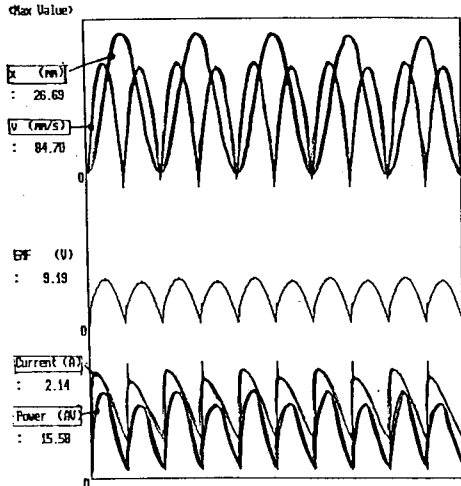


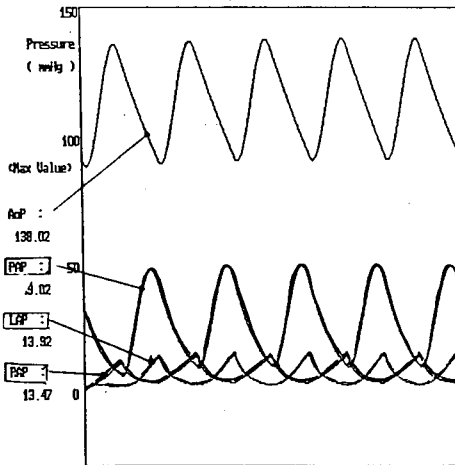
그림 3) 인공심장의 제어시스템

3. 결과

그림 4)은 컴퓨터 시뮬레이션을 통하여 얻은 결과이다. 그림 4-a)는 구동부의 위치와 속도, 흐르는 전류와 전압을 나타내주고 있으며, 그림 4-b)는 순환기 각부의 입력을 표시해주고있다. 이는 모의순환실험으로부터 얻은 그림 5)의 결과와 부합됨을 알 수있다.



a)



b)

그림 4) 인공심장모델의 컴퓨터시뮬레이션 결과

4. 고찰

위에서 구성된 인공심장의 모델은 인공심장의 각 파라메타들의 특성을 잘 나타내주고 있으며, 이는 인공심장의 제어시스템을 구성하는데 이용할 수 있음을 나타내주고 있다.

하지만 실제의 인공심장의 구동방식을 나타내 주는 데에는 다음과 같은 여러가지 풀어야 할 문제점들이 남아있다. 첫째는, 모터부의 모델에서의 마찰로 인한 에너지손실의 무시는 인공심장 구동부의 효율을 정확히 나타내주지 못하고 있다. 이의 해결을 위해서는 각 감속부의 정확한 모델링과 모델식에 사용된 각 파라메타의 정확한 값을 찾아내야 한다. 둘째는, 인공심장의 구동시 좌심실 수축기와 우심실 이완기의 모델은 서로 독립적이지 않고 두 인공심실사이의 가변체적의 압력에 영향을 받고 있

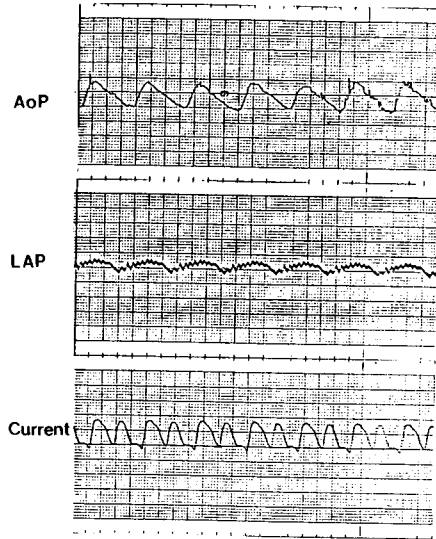


그림 5) 모의순환 실험 결과

으며 이 부분에 대한 정확한 모델이 필요하다. 셋째로, 각 심실의 이완기는 혈류 유입부의 압력과 가변체적의 압력에 의해 이완기말 체적이 결정되므로 이완기 모델에는 이 부분이 고려되어야 한다.

위의 지적한 부분에 대한 인공심장모델에 대한 개선이 되면, 인공심장의 새로운 제어시스템의 검증과 개발에 이용할 수 있을 것이다.

5. 참고 문헌

Tasch U, Klute GK, Geselowitz DB. "An output feedback pusher plate controller for the Penn state electric VAD: stability analysis" Trans ASME 1990; 112: 896-702.

Kim IY, Kim JW, Min BG. "The suction and imbalance mechanisms in the moving actuator type TAH without a compliance chamber" Cardiovasc Science and Technology: Basic & Applied 1990; II: 313-18.

Min BG, Kim HC, Lee SH, et al. "A moving actuator type electromechanical total artificial heart." IEEE trans Biomedical Engineering 1990; 37(12): 1186-98.