좌심실 수축 거동 모사를 위한 피스톤 펌프 비선형 제어

Mimicking the Left Ventricular Contraction Behavior via Nonlinear Control of Piston Pump

*#곽관웅 [1]

*#K. W. Gwak(kwgwak@sejong.ac.kr)[1]

[1] 세종대학교 기계공학과

Key words : Left ventricular elastance, Feedback linearization

1. 서론

건강한 심장에는 심장에 가해지는 혈관계의 부하에 따라 심실의 압력 및 유량을 자율적으로 조절하여 심실로 귀환되는 혈액을 모두 토출 할 수 있게 해 주는 자율조절 기능이 있다. 이러한 심실수축 자율조절 기능은 심혈관 순환계의 생리학적 동특성을 결정하는 가장 중요한 인자이며, 이 자율조절 기능의 재현은 모의 심혈관 순환계의 구성에 있어 가장 중요한 요건이라 할 수 있다.

자율조절 기능을 재현하기 위해서는 건강한 심실의 고유한 동특성을 잘 표현할 수 있는 목표신호를 설정하고 이를 추종하도록 모의 좌심실을 제어하는 것이 필요하다. 대표적 변수인 좌심실 압력(LVP)과 체적(LVV)은 부하에 따라 변동이 심하여 심실수축력 구현을 위한 목표신호로 사용하기 어렵다. 반면 좌심실 압력과 좌심실 체적의 비로 정의 되는 심실 elastance 는 심부하에 관계없이 심장박동 주기에 걸쳐 일정한 형상을 가지고 있어 심실수축 자율조절 기능 구현을 위한 목표신호로 적합하다. 심실의 Elastance 를 이용하여 심실수축 자율조절 기능을 구현한 몇몇 연구결과가 이미 보고된바 있다. 그러나 대부분 단순한 PID 제어기를 이용하여 벨로우즈 펌프나 피스톤 펌프의 압력을 제어하고 있어 제어성능에 한계가 있고, 무엇보다 인공심장을 모의심혈관계에 연동할 경우 발생할 수 있는 압력 외란 등에 대한 강인성에 한계가 있다. 따라서 본 연구에서는 제어성능과 강인성을 향상시킬 수 있는 피스톤 펌프의 모델에 기반한 비선형 제어시스템을 제안한다. 향후 확장된 비선형 제어시스템을 적용할 수 있도록, 비선형 제어기의 원형이라고 할 수 있는 feedback linearization 기법을 일차적으로 적용하였다. 제어기의 적용을 위해 피스톤 펌프와 순환계 주요 변수들의 파라미터 값을 시스템 동정 (identification) 기법을 통해 도출하고 이를 기반으로 제어시스템을 설계하였다.

2. 실험장치의 구성 및 파라미터 동정

본 연구에서는 기계적으로 구현이 쉬운 4 요소 Windkessel 모델을 변형한 전기회로 등가모델을 바탕으로 그림 1 과 같은 모의심혈관 순환계를 구성하였다. 좌심실은 피스톤 펌프로 구성하였으며, 피스톤의 위치를 선형적으로 증가하도록 제어하여 얻어진 데이터를 $C = \Delta V / \Delta P$ 식에 선형 회귀하여 피스톤 펌프의 컴플라이언스 값을 결정하였다. 심실 판막은 NewHeartBio 의 T-PLS 에 사용된 체크밸브가 사용되었고, 양쪽 판막 모두 기어펌프를 이용하여 얻은 유량-압력 강하 데이터에 $R = \Delta P / Q$ 의 선형회귀 모델을 적용하여 파라미터 값을 도출하였다.

3. 제어기 설계

건강한 심실의 Elastance 파형에 대한 수학적 모델 E(t)는 잘 알려져 있다. 따라서 Elastance = LVP/LVV 관계식과 elastance 파형의 모델을 이용하면, 피스톤 펌프에서 측정된 체적신호 LVV 에 대응되는 건강한 심실의 압력을 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$LVP_d = \mathrm{E}(t) \times LVV \quad (1)$$

LVP_d 를 목표 신호로 설정하여 추종하도록 피스톤 펌프를 제어하면 건강한 심실 elastance 를 재현할 수 있게 된다.

제어오차 e 를 $e = LVP - LVP_d$ 로 정의하고, 목표 오차 동역학 식을 다음과 같이 설정한다.

$$\dot{e} + \lambda e = 0 \quad (2)$$

피스톤 펌프의 압력은 식(3)과 같이 모델링이 가능하다.

$$\dot{LVP} = \frac{1}{C}(Av + Q_{in} - Q_{out}) \quad (3)$$

이때 A 는 피스톤의 단면적, v 는 피스톤의 속도, Q_{in}, Q_{out} 은 피스톤 펌프로 유입, 유출되는 유량을 나타낸다. 식 (2)와 (3)을 조합하면 식 (4)와 같은 비선형 제어기를 설계할 수 있다.

$$v = \frac{c}{A}\left\{\dot{LVP_d} - \lambda(LVP - LVP_d) + \frac{1}{c}(Q_{out} - Q_{in})\right\} \quad (4)$$

4. 결과

그림 2 는 식(4)의 제어기를 적용하여 elastance 를 구현하기 위해 피스톤 압력제어를 수행한 실험 결과이다. 그림에서 볼 수 있듯이 목표 압력 신호를 양호하게 추종함을 확인 할 수 있다. 제어 성능 향상을 위해 목표오차 동역학 식의 시상수 λ 를 수축기와 이완기에 대해 각각 별도로 지정하여 실험을 수행하였고 향상된 압력추종 성능을 확인 할 수 있었다. 다만 수축기 목표 LVP_d 의 최고 값이 160 mmHg 까지 증가되어 나타나고 있음이 관찰되었다. 이는 동일한 모델 파라미터 값을 갖는 전기회로 등가모델로 시뮬레이션을 수행한 경우에 비해 약 30mmHg 정도 상승된 값으로, 제어기 설계에 사용된 파라미터 값, 특히 판막 저항 값의 모델링 오차에 기인한 것으로 판단된다. 향후 모델 개선과 강인 제어기법인 sliding mode 제어기나 적응제어 기법을 통해 이를 해결할 계획이다.

.

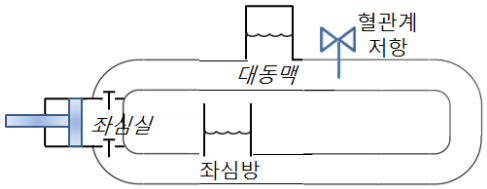

Fig. 1 Schematic diagram of experimental setup

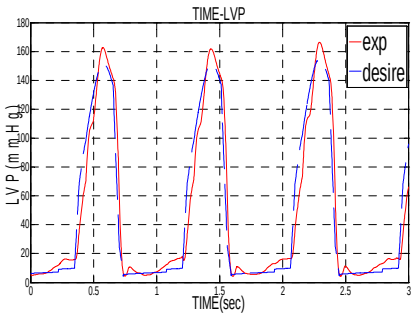

Fig. 2 Experimental results of nonlinear pressure controller

5. 결론

Elastance 구현을 위해 피스톤 펌프 압력에 대한 비선형 제어기를 설계하여 우수한 압력 추종성능을 얻었다. 모델링 오차에 기인한 것으로 추정되는 상승된 목표신호를 해결하기 위해 추후 강인한 제어기를 적용할 계획이다.

참고문헌

1. Loh, M.. ”Modeling and simulation of a Mock Circulatory System”. Proc. Nat’l Conf Undergmdunte Rereareh. 2003.
2. Baloa, L.A., Boston, J.R. and Antaki, J.F. "Elastance-Based Control of a Mock Circulatory System", Annals of Biomedical Eng., Vol.29, pp.244-251, 2001