

# 압력반사기전의 실험적 구현: 예비 실험결과 Experimental Implementation of Baroreflex: Preliminary Results

\*\*곽관웅<sup>1</sup>

\*K. W. Gwak (kwgwak@sejong.ac.kr)<sup>1</sup>

<sup>1</sup>세종대학교 기계공학과

Key words : Baroreceptor reflex, Ventricular elastance, Heart rate, Systemic resistance

## 1. 서론

인체에는 심박동수, 체순환 혈관계 저항(systemic vascular resistance: SVR), 심실의 수축력(ventricular contractility)을 자율적으로 조절하여 주요 장기에 혈액을 공급하고 노폐물을 제거하기에 적절한 수준으로 대동맥 압력을 유지시키는 자율신경 조절 기전인 압력수용기 반사(baroreceptor reflex) 또는 압력반사 (baroreflex)라는 자율신경성 조절 기전이 존재한다. 2 세대 인공심장은 심실로부터 혈액을 강제로 흡인하여 대동맥으로 토출하므로, 대동맥의 압력에 직접적인 영향을 미친다. 그러나 압력반사 기전에 의해 대동맥 압력은 재조정되고, 그 결과 인공심장의 작동조건(후부하)이 변경되게 된다. 따라서 인공심장 개발 및 평가를 위한 체외 심혈관 순환계의 구성 시 압력반사 기전의 구현은 반드시 필요하다.

그러나 압력반사 기전에 관한 연구는 매우 제한적이며, 대부분 압력반사 기전의 전기생리학적 거동을 수학적으로 묘사하는 모델링에 그치고 있으며<sup>1,2</sup>, 압력반사 기전을 실험적으로 체외순환계에 구현하려는 시도는 Mushi<sup>3</sup>의 연구가 유일한 것으로 알고 있다. 그러나 Mushi는 좌심실 기능을 원심펌프로 구현하여 체외순환계의 핵심인 심실의 수축력 거동, 즉 심실 Elastance를 재현할 수 없는 치명적인 한계를 가지고 있다. 이로 인하여 압력수용기 반사가 구현되는 주요 메커니즘인 최대 심실 수축력( $E_{max}$ )값의 제어 역시 불가능하여 결과의 생리학적 적합성에 문제가 있다고 할 수 있다.

본 연구에서는 이러한 한계를 극복하기

위해 심실 Elastance와 최대 심실 수축력, 심박동수 및 체순환 혈관계 저항의 통합제어를 통해 압력수용기 반사 기전을 구현할 수 있는 체외심혈관 순환계를 제안한다. 예비 실험 결과를 통해 제안된 시스템의 생리학적 적합성을 검증하였다.

## 2. 압력수용기 반사 기전

압력반사기전의 작동 메커니즘은 그림 1과 같이 피드백 형태로 단순화하여 나타낼 수 있다. 대동맥궁(aortic arch)과 경동맥동(carotid sinus)에 다수 분포된 압력수용기(baroreceptor)에서 인지된 대동맥 압력의 변화는 전기화학적 흥분파(impulse)의 발생 주파수를 변화시키고, 이것은 구심성 신경계(afferent neuron)를 통하여 중추신경계로 전달된다. 중추신경계에서는 원심성 신경(efferent neuron)을 통해 교감신경계와 부교감 신경계에 심박동수, 심실 수축력, 혈관계 저항을 조절하는 명령신호가 전달되며, 각각의 조절 정도는 신경자극 신호의 주파수를 입력으로 갖는 1차 미분방정식<sup>2</sup>에 의해 결정된다.

## 3. 실험장치의 구성

압력수용기 반사기전을 구현하기 위한 체외심혈관 시뮬레이터를 그림 2와 같이 구성하였다. 기존의 심혈관 시뮬레이터에 압수용기 반사 모델과 제어시스템을 추가하여 심박동수, 최대 심실 수축력, 체순환 저항을 제어할 수 있는 새로운 피드백 루프를 형성하였다.

비례제어 밸브를 이용하여 체순환 저항(운동부하)을 강제로 변경하고, 이에 따라

변동되는 대동맥 압력을 측정하였다. 측정된 대동맥 압력 변화에 대응되는 심박동수, 최대 심실 수축력 및 체순환 저항이 압수용기 반사 모델에서 얻어진다. 좌심실 Elastance 는 심박동 주기에 대해 정규화된 Elastance 과형을 이용하여 계산된 목표 압력신호를 추종하도록 피스톤 펌프를 제어하여 구현되므로, 변경된 최대심실 수축력과 심박동수를 정규화된 elastance 과형에 반영하여 압력수용기 반사 기전을 구현하였다.

본 연구에서는 운동부하를 조절하기 위해 체순환저항을 사용하므로, 체순환 저항에 대한 압력수용기 피드백루프는 차단하였다.

#### 4. 예비실험 결과 및 결론

그림 3 은 비례제어 밸브의 개도를 증감시켜 운동부하 변화에 대한 심박동수 및 최대 심실 수축력의 반응을 측정한 실험 결과이다. 운동부하 감소에 의해 강하된 대동맥 압력을 보상하기 위해 심박동 주기가 감소하고 최대심실 수축력이 증가하고 있음을 확인할 수 있다. 이는 생체데이터와 동일한 정성적 거동으로 이를 통해 본 시뮬레이터의 생리학적 적합성을 확인할 수 있었다. 다만 대동맥 압력이 운동부하와 연동되고 있음이 관찰되는데, 이는 압수용기 메커니즘 중 대동맥 압력에 가장 큰 영향을 미치는 체순환 저항에 대한 피드백 루프를 외부 운동부하 조절을 위해 차단한 결과로 판단된다. 향후, 체순환 저항에 대한 피드백 루프를 활성화시키고 생체데이터와의 정량적 비교 분석을 진행할 계획이다.

#### 참고문헌

1. Ursino M, "Interaction between carotid baroregulation and the pulsating heart: a mathematical model" , Am. J. Physiol. 275, 1733-1747, 1998.
2. S. Chen, A. Ferreira, M. Simaan, and J.F. Antaki, "A mathematical Model of a Cardiovascular System Regulated by the Baroreflex", Proc. American Control Conference, pp.701-706, 2006

3. Mushi, S., and Y. C. Yu, "Control of a Mock Circulatory System to Simulate the Short-Term Baroreflex", Proc. American Control Conference, 844-849, 2008.

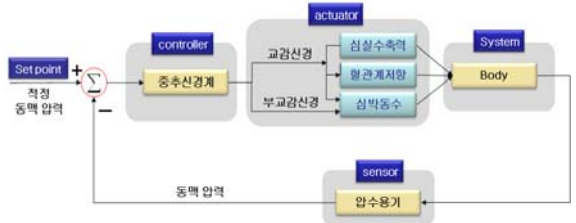


Fig. 1 Feedback mechanism of baroreflex

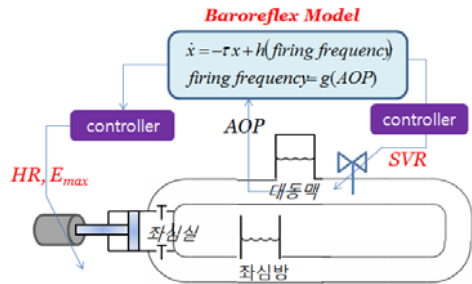


Fig. 2 Schematic diagram of experimental setup

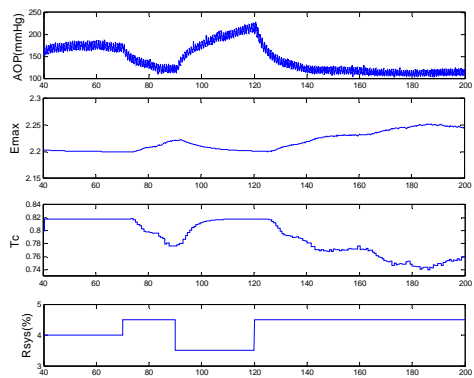


Fig. 3 Experimental results of baroreflex response to varying load