

기계적 한계를 고려한 심혈관 순환계 임피던스 시뮬레이터 설계 및 평가

곽관웅[#]

Design and Evaluation of Cardiovascular Impedance Simulator Considering Mechanical Limits

Kwan-Woong Gwak[#]

ABSTRACT

The parameter-based cardiovascular impedance simulator that is able to overcome the limits of conventional mock circulatory systems is critical for the development and test of biomedical devices including artificial heart. The concept of impedance simulator was validated mathematically in a previous study using high-gain feedback linearization control which, however, may cause serious difficulties and limits for practical implementation. In this study, therefore, practical applicability of the impedance simulator is investigated considering the physical limits such as motor speed and torque. Simple PID controller which do not require complex model of the simulator is used considering the practical implementation. Design guidelines of the impedance simulator are also provided based on the results.

Key Words : Cardiovascular impedance (심혈관계 임피던스), Mock circulatory system (모의 순환계), Gear pump (기어 펌프), Motor speed (모터 속도), Motor torque (모터 토크)

기호설명

LV = Left ventricle
 LVV = left ventricular volume (mL)
 LVP = left ventricular pressure (mmHg)
 E(t) = elastance of the left ventricle (mmHg/mL)
 LAP = left atrial pressure (mmHg)
 AOP = aortic pressure (mmHg)
 R = systemic resistance (mmHg-sec/mL)
 L = systemic inertance (mmHg-sec²/mL)
 R_{mr} = mitral valve resistance (mmHg-sec/mL)

R_{ao} = aortic valve resistance (mmHg-sec/mL)
 Q_1, Q_2 = flow rates into and out of the left ventricle (mL/sec)
 Q_3 = flow rate through the systemic circulation (mL/sec)
 C_{AO} = compliance of the aorta (mL/mmHg)
 $C_{AO,sm}$ = compliance of the simulator (mL/mmHg)
 C_{LA} = compliance of the left atrium (mL/mmHg)
 J = moment of inertia of motor and gear pump head(kg-m²)
 ω = motor speed (rad/sec)

접수일: 2007년 3월 8일; 게재승인일: 2007년 10월 22일

교신저자: 세종대학교 기계공학과

E-mail: kwgwak@sejong.ac.kr Tel. (02) 3408-3785

β = unit conversion gain (N.m/mmHg)

1. 서론

모의 순환계 (Mock Circulatory System; MCS)는 인체의 혈액학적 동특성과 동일한 환경을 제공하도록 제작되어 인공심장을 포함한 새로 개발된 의공학 기기들의 체외 시험환경을 제공하기 위하여 많이 사용되고 있다. 그 동안의 연구성과로 인체의 순환생리학적 특성을 성공적으로 재생해낼 수 있는 수학적 (전기회로 등가 또는 수력회로 등가) 모델들이 많이 확립되었다.¹⁻⁹ 따라서 등가모델들을 실제 물리적 수력 요소들로 정확히 구현할 수 있다면 성공적인 모의순환계의 구현이 가능하다. 잘 확립된 등가모델들의 특성을 최대한 이용하기 위해서는 무엇보다 수학적 등가모델 구성요소들의 파라미터 값을 물리적 구성요소들에 정확히 반영하는 것이 절대적이다. 그러나 기존의 모의 순환계는 컴플라이언스, 저항, 이너턴스와 같은 순환계의 3 대 핵심요소들을 압축공기로 채워진 압력챔버를 갖는 물탱크, 수동으로 개도 조정 가능한 밸브와 긴 파이프로써 구현하고 있어, 개발자가 원하는 정확한 파라미터값의 구현이 거의 불가능하다.¹⁻⁹ 컴플라이언스 값의 경우 최근 Liu⁷가 보고한 바와 같이 압축공기와 물의 압력비를 이용하여 파라미터 값의 조절이 일정수준에서 가능하나, 저항과 이너턴스의 경우 파이프 내부의 유동특성 (층/난류, Reynolds number 등)의 파악이 어려워 파라미터 값의 조절이 거의 불가능하다. 따라서 기존의 모의 순환계는 수학적 등가모델의 장점을 전혀 이용하지 못하고, 구성요소들의 물리적 구성을 수없이 많은 시행착오를 통해 교정 (calibration)하여 생리학적 신호와 유사한 특성을 얻는데 그치고 있다.

최근 인공심장(좌심실보조장치)의 안정성 향상으로 장기간에 걸친 체내 이식이 가능해짐에 따라 다양한 생체 조건에 대응할 수 있는 생리학적 제어기의 개발과, 2 살 미만의 영유아용 좌심실 보조장치의 개발이 인공심장 개발의 주요 연구 분야로 떠오르고 있어 이에 대응할 수 있도록 다양한 생체조건에 구현이 가능한 유연한 모의 순환계 개발이 절실한 상황이다. 하지만 기존의 모의 순환계는 앞서 설명된 수동(passive) 소자들을 사용하므로 일단 제작과 교정이 되면 파라미터 값을 바꾸기 어려운 한계를 가지고 있다. 또 수동(manual) 교정에

따른 반복성의 결여로 인해 정밀하고 객관적인 성능 비교 평가의 어려움을 초래하기도 한다.

이러한 문제점을 극복하기 위해 최근 본 연구진은 기어펌프의 피드백 제어를 통해 유량 또는 압력을 보상하여 수동유체소자들의 압력과 유량 사이의 고유한 특성인 임피던스와 동일한 임피던스를 생성할 수 있는 능동형 임피던스 시뮬레이터의 개념을 개발하여, 수동 유체소자 기반의 모의 순환계의 한계를 극복할 수 있는 지능형 모의 순환계의 구성이 가능함을 컴퓨터 시뮬레이션을 통해 확인하였다.⁸ 특히 좌우심방 및 우심실까지 포함하는 확장된 Windkessel 순환계 모델의 완전한 수학적 역모델 (inverse model)을 이용하고, 심장판막의 비선형적 거동 특성까지 정확히 보상할 수 있는 비선형 제어 기법인 feedback linearization을 적용하여 제어알고리즘의 (수학적) 타당성을 검증할 수 있었다. 또 넓은 대역폭을 갖는 컴플라이언스 압력의 빠른 동특성으로 인해 발생 가능한 추종 오차가 제어알고리즘의 성능검증에 저해가 되는 것을 피하기 위해 제어입력 한계 (구동 모터의 최고 속도 및 최대 토크) 초과 문제를 유발할 수 있는 큰 제어 게인 값 (high-gain)이 사용되었다. 하지만 feedback linearization 기법은 임피던스 시뮬레이터의 정확한 수학적 모델을 필요로 하여 실제 시스템에 적용이 어렵다. 따라서 본 연구에서는 고차의 복잡한 수학적 모델, high-gain에 의한 제어입력 한계초과, 실제 시스템에 적용이 어려운 토크제어방식 등을 사용한 선행 연구와 달리, 실제 실험에 사용될 모의 순환계와 동일한 구조를 갖는, 우심실과 좌우심방 기능을 단순화한 4-element Windkessel 모델을 사용하고, 손쉽게 적용이 가능한 PID 제어기를 이용한 모터 속도를 직접 제어하는 방식을 적용한다. 또 모터 속도와 모터 토크 같은 구성요소들의 물리적 한계를 고려하여 임피던스 시뮬레이터 실제 시스템의 제작에 앞서 구현 가능성 평가, 구성요소 사양 결정 및 적용 가능 범위에 대하여 고찰하고자 한다.

2. 기준 모의 순환계

2.1 단순화된 모의 순환계 기준 모델

본 연구에 사용될 모의 순환계의 기준 모델은 Loh⁵의 연구에 사용된 전기회로 등가 모델을 원형으로 갖는다. 그러나 본 연구의 주 목적은 임피

던스 시뮬레이터를 이용한 후부하 임피던스 시뮬레이션의 실제 구현 가능성 평가이므로, 동맥계의 동특성만 고려하여 전부하에 관련된 좌우심방 및 우심실을 단순 컴플라이언스로 단순화한 4-element Windkessel 모델 (Fig. 1)을 사용한다. 따라서 기준 모의 순환계는 Fig. 1 과 같이 대동맥 컴플라이언스, 동맥 혈관계 저항과 이너턴스 등으로 구성되는 후부하 임피던스와 좌심실로 구성되며 정맥귀환 (venous return)계는 단순한 물탱크로 구성된다.

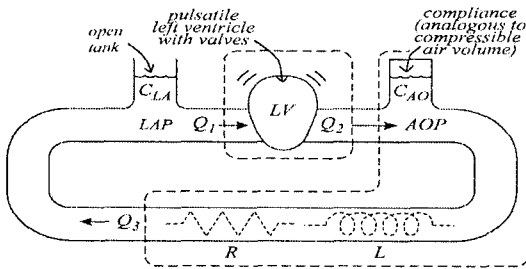


Fig. 1 Simple reference model of MCS

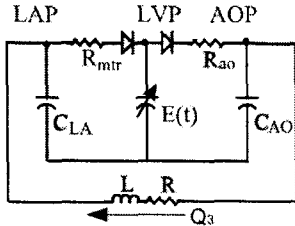


Fig. 2 Electrical analogue of the reference MCS

모의 순환계(Fig. 1)의 수학적 모델은 Fig. 2 와 같은 전기회로등가를 이용하여 식 (2)-(7)과 같이 얻어진다:

승모판막 (Mitral Valve)

$$Q_1 = \begin{cases} \frac{LAP - LVP}{R_{mtr}} & LAP \geq LVP \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (1)$$

대동맥판막 (Aortic Valve)

$$Q_2 = \begin{cases} \frac{LVP - AOP}{R_{ao}} & LVP \geq AOP \\ 0 & otherwise \end{cases} \quad (2)$$

대동맥 컴플라이언스

$$A\dot{O}P = \frac{1}{C_{AO}}(Q_2 - Q_3) \quad (3)$$

혈관계 이너턴스 및 저항

$$L\dot{Q}_3 + RQ_3 = AOP - LAP \quad (4)$$

좌심방 컴플라이언스

$$LAP = \rho gh = \frac{\rho g}{A}(Q_3 - Q_1) \quad (5)$$

생리학적으로 적합한 모의심혈관 순환계 시뮬레이션의 핵심이 되는 것은 전/후 부하의 변화에 영향을 받는 좌심실의 압력과 체적의 거동을 정확히 구현하는 것이다. 좌심실 압력과 체적은 식 (6) 과 같이 elastance 로 불리는 선형시변(linear time-varying) 함수 E(t) (Fig. 3)로 표현될 수 있음이 Suga¹⁰⁻¹² 에 의해 확인된 후, 본 연구를 포함한 많은 심혈관 순환계 연구에서 좌심실 거동의 구현에 elastance 함수 E(t)가 사용되고 있다.

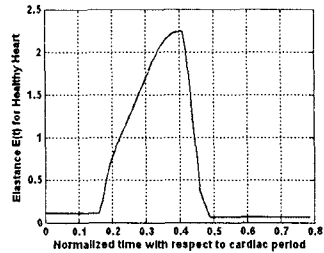


Fig. 3 Elastance E(t) curve for a healthy heart

좌심실

$$LVP = E(t) \times LVV \quad (6)$$

$$LVV = \int(Q_1 - Q_2) \quad (7)$$

2.2 기준모델의 생리학적 특성

Fig. 4 는 식 (1)-(7)과 파라미터 값 ($C_{AO} = 1.1$ mL/mmHg, $R = 1.1$ mmHg-sec/mL, $L = 0.01$ mmHg-sec²/mL, $R_{mtr} = R_{ao} = 0.005$ mmHg-sec/mL) 을 이용하여 시뮬레이션을 수행한 결과 얻어진 기준 모의 순환계모델 주요 변수들의 혈액학적 파형이다. 5 L/min 의 심박출량 (결과 그림 생략)을 포함하여 모두 생리학적으로 적합한 특성을 보임을 확인할 수 있다.

좌심실의 고유한 특성인 elastance 는 그림 3 에 설명된 모델을 사용하였다. 정상 활동, 가벼운 운동상태, 후부하 감소상태에 대한 반응 테스트는 혈관계 저항값 R 을 1.1, 1.6, 0.6 으로 변화시켜 테스트하여 후부하 반응 특성을 Fig. 5 과 같이 확인하였다. 혈관계 저항값의 변화에 따라 LVP 값의 최대값이 대략 100mmHg 에서 140mmHg 까지, 수축기말 체적(end-systolic volume)은 60mL 에서 80mL 까지 변화하였지만 이완기말 체적(end-diastolic volume)은 대략 최대 체적 140mL 를 유지하고 있음을 확인할 수 있다. 특히 좌심실 압력-체적 선도(P-V loop)에서 각 P-V loop 의 수축기말 압력-체적 점들을 연결한 회귀선의 선형성(기울기= 2.24 = Emax)을 확인하여 모의순환계 모델의 생리학적 적합성 판단의 핵심 기준인 전/후 부하 반응성을 만족하게 되어 기준모의순환계의 생리학적 적합성을 최종적으로 확인하였다.

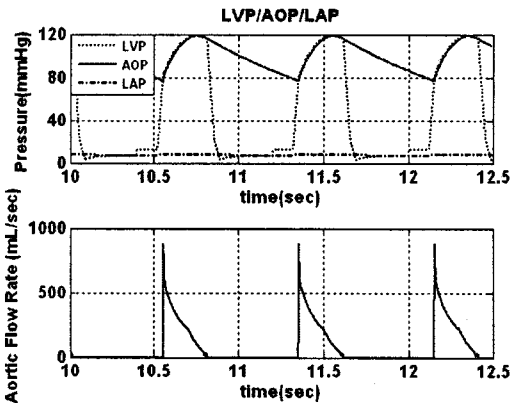


Fig. 4 Physiological responses of reference MCS

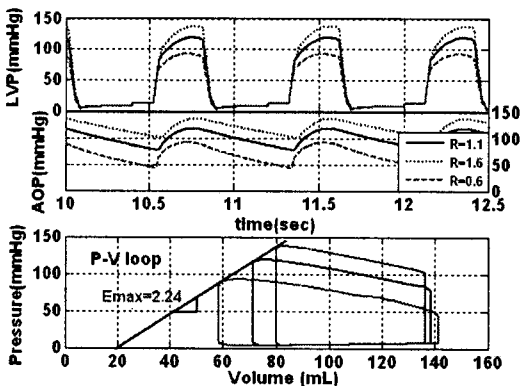


Fig. 5 Afterload responsiveness of the reference MCS

3. 임피던스 시뮬레이터 설계

단순화된 모의순환계 모델의 적합성이 확인됨에 따라 Fig. 1 에 제시된 모의 순환계를 본 연구에서 사용할 기준 모델로 확정하였다. 따라서 이장에서는 기준 모의 순환계 모델의 동맥순환계를 구성하는 수동소자(C_{ao}-R-L)의 기능을 대체하는 임피던스 시뮬레이터를 개발하고 파라미터 설계 및 그 구현 가능성을 평가하고자 한다.

3.1 임피던스 시뮬레이터

본 연구에서 사용될 임피던스 시뮬레이터의 기계적 구성은 Fig. 6 과 같이 정량펌프인 기어펌프 헤드, 구동모터, 압력센서 및 제어기로 구성 된다. 시뮬레이터의 작동원리는 기어펌프의 피드백 제어를 통해 압력 또는 유량을 보상하여 시뮬레이터가 형성하는 임피던스 Z_{sm}가 순환계 모델의 수동소자들 (C_{ao}-R-L)이 형성하는 임피던스 Z_{C_{ao}+R+L}를 추종하도록 하는 것이다.

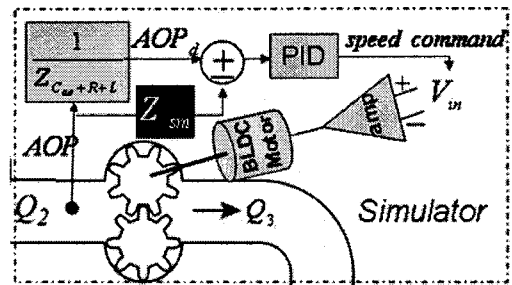


Fig. 6 Configuration of impedance simulator

본 연구에서 구현하고자 하는 동맥순환계의 임피던스는 대동맥 컴플라이언스 (C_{ao})와 동맥계 저항-이너턴스 (R-L)로 구성되며 다음과 같이 수학적으로 모델링 될 수 있다.

$$\frac{AOP - LAP}{Q_{3,d}} = Ls + R =: Z_{R+L}(s) \quad (8)$$

$$\Leftrightarrow \dot{Q}_{3,d} = \frac{1}{L}(-R \cdot Q_{3,d} + AOP - LAP) \quad (9)$$

$$\frac{AOP_d}{Q_2 - Q_3} = Z_{C_{ao}}(s) \quad (10)$$

$$\Leftrightarrow AOP_d = \frac{1}{C_{ao}}(Q_2 - Q_3) \quad (11)$$

여기서 $Q_{3,d}$ 와 AOP_d 는 수동소자들이 사용되었을 경우 주어진 압력 및 유량조건과 해당 임피던스에 의해 형성되는 유량 및 압력으로, 시뮬레이터의 추종 목표 신호가 된다. 식 (8,9)로부터 임피던스 시뮬레이터가 동맥계 저항-이너턴스 (R-L)와 등가이기 위해서는, 시뮬레이터가 형성하는(측정된) 압력 (AOP)에 대해서 임피던스 시뮬레이터가 생성해내는 유량 Q_3 이 식 (9)과 같이 거동하도록 기어펌프 유량이 제어돼야 함을 알 수 있다. 또 대동맥 컴플라이언스와 동일한 임피던스를 재현하기 위해서는 측정된 유량 조건 (Q_2, Q_3)에 대해, 대동맥 압력 (AOP)이 식 (11)과 같이 거동하도록 추종 제어 되어 함을 알 수 있다. 여기서, 식 (11)의 Q_3 대신 식 (9)의 적분으로부터 얻어진 $Q_{3,d}$ 를 대입하여 식 을 조합하면 대동맥 컴플라이언스, 혈관계 저항 및 이너턴스로 구성된 동맥 순환계의 통합된 임피던스 ($Z_{C_{ao}+R+L}$)의 기준 모델을 식 (12,13)과 같이 구할 수 있다.

$$\dot{Q}_{3,d} = \frac{1}{I}(-R \cdot Q_{3,d} + AOP - LAP) \quad (12)$$

$$AOP_d = \frac{1}{C_{ao}}(Q_2 - Q_{3,d}) \quad (13)$$

통합 임피던스 $Z_{C_{ao}+R+L}$ 의 구현은 시뮬레이터가 형성한 압력 AOP 이 임피던스 식 (13)에 나타난 통합 임피던스 기준 모델의 압력 (AOP_d)를 추종하도록 제어함으로써 구현이 가능하다. 임피던스 재현을 위한 기준 동역학 모델의 자세한 유도과정은 Gwak¹⁰의 결과를 참고하기 바란다.

3.2 기계적 구성

임피던스 시뮬레이터의 기계적 구성은 정량펌프인 기어펌프 헤드와 구동모터로 구성이 된다(Fig. 6). 본 연구에서는 임피던스 시뮬레이터의 제작에 앞서 물리적 한계를 고려한 구현 가능성 평가와 이에 따른 시뮬레이터의 설계를 위하여, 특수 제작 없이 쉽게 구할 수 있는 기성품인 Tuthill 사의 기어펌프 헤드 (모델 TXS79EEEV3WN; Tuthill, Corp., concord, Canada)와 100Watt 급 Brushless servomotor (모델 FMA-CK01-AB00, LG-OTIS, 대한민국)를 하드웨어 구성요소로 선정하고 그 파라미터 값들을 이용하여 시뮬레이션을 수행하였다.

3.3 물리적 한계를 고려한 구현 가능성 평가

본 연구에서 제안하는 임피던스 시뮬레이터는 유량보상을 통하여 압력을 제어하여 기준 임피던스를 추종하는 방식이므로, 기준 임피던스의 동특성과 시뮬레이터 동특성 차이에 따라 보상해야 하는 유량의 크기와 유량의 보상 속도가 크게 달라진다. 유량의 크기는 기어펌프헤드의 용량(mL/rev)과 모터 최대속도에 의해 제한이 되며, 유량의 보상속도는 모터의 감가속 능력인 모터의 최대토크에 의해 제한될 수 있다. 따라서 이 장에서는 시뮬레이터와 기준 임피던스 파라미터 값들과 모터 최대속도와 최대 토크 사이의 관계를 고찰하여 물리적으로 구현이 가능한 기준 임피던스 파라미터 값의 적절한 범위를 찾아내고 최적의 시뮬레이터 파라미터 값을 도출하여 설계하고자 한다.

3.3.1 R-L 임피던스

동맥계 저항-이너턴스 (R-L)의 임피던스 Z_{R+L} 은 a) 측정된 AOP 값과 기준 임피던스 Z_{R+L} (식 8)에 의해 계산된 $Q_{3,d}$ 를 추종 제어하거나, b) 측정된 AOP 값과 통합 임피던스 $Z_{C_{ao}+R+L}$ (식 12, 13)를 통해 얻어진 AOP_d 를 PID 제어를 통해 추종 제어하여 구현할 수 있다. $Z_{C_{ao}+R+L}$ 를 이용할 때는 시뮬레이터가 갖는 컴플라이언스 값을 기준 임피던스의 컴플라이언스 값과 동일 ($C_{ao} = 1.1$) 하게 설정하여 컴플라이언스의 효과를 제거할 수 있다.

Fig. 7 는 AOP_d 를 PID 제어를 이용하여 추종제어하여 얻은 정상상태에서의 결과이다. 그림에서 실선은 기준 임피던스 모델 Z_{R+L} 을 이용하여 얻어진 목표 기준신호(AOP_d)이고 파선은 PID 제어를 통해 임피던스 시뮬레이터가 만들어낸 결과(AOP)이다.

Fig. 7(a)에서 시뮬레이터가 생성한 생리학적인 신호와 기준 임피던스 모델이 만들어 내는 목표 신호가 완벽한 일치치를 보여 성공적인 제어성능을 보임을 알 수 있다. 이 때 기준 임피던스와 동일한 임피던스의 생성을 위해 시뮬레이터가 보상하는 유량의 크기와 유량변동 속도를 나타내는 펌프 속도와 모터토크를 Fig. 7(b)를 통하여 확인할 수 있다. 개략적인 모터 토크의 계산은 시뮬레이터 (모터+펌프헤드) 동역학 식으로부터 얻어질 수 있다.

$$J\dot{\omega} = \tau - \beta(LAP - AOP)$$

이때 기어펌프 헤드 전후의 압력 차에 의한 토

크는 대단히 작으므로 시뮬레이터의 기계적 감쇄를 무시할 경우 모터 토크는 $J\dot{\omega} = \tau$ 로부터 얻을 수 있다. 이때 기어펌프헤드의 관성모멘트는 모터의 관성모멘트 $0.079E-4 \text{ Nm}$ 의 약 100 배로 추정된 값을 사용하였다.

Fig. 7(b)에서 시뮬레이터 모터의 속도는 약 $633 \pm 15 \text{ rpm}$ 과 $[-0.018 + 0.015] \text{ Nm}$ 범위의 토크만으로 충분히 Z_{R+L} 의 보상을 할 수 있음을 알 수 있다. 모터의 사양 (최대속도: 5000 rpm , 정격토크 0.32 Nm , 순시 최대토크 0.958 Nm)를 고려할 때 안정적으로 Z_{R+L} 임피던스 보상을 할 수 있음을 확인하였다.

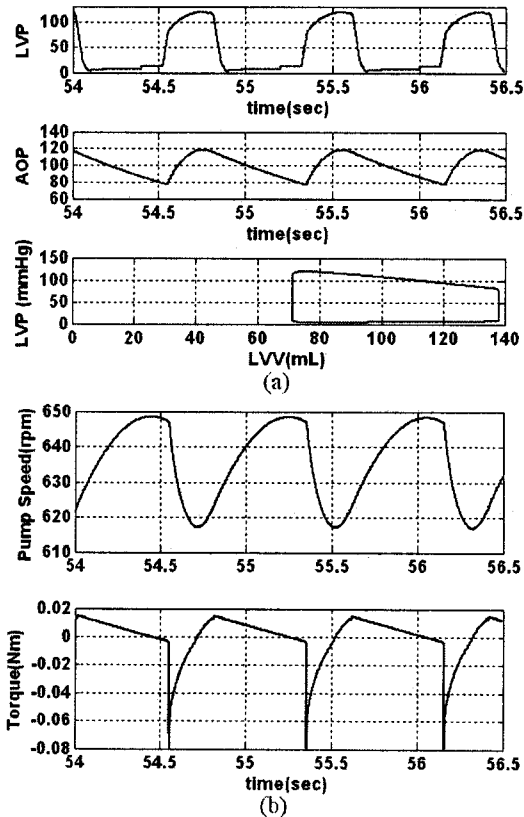


Fig. 7 (a) Performance of Z_{R+L} simulator (PID gain = $[0.5 \ 0.1 \ 0]$, $R = 1.1 \text{ mmHg/mL}$, $L = 0.01 \text{ mmHg sec}^2/\text{mL}$), (b) Motor speed and torque profile for Z_{R+L} compensation

동맥계 혈관 저항은 심실에 후부하로 작용하며 몸의 활동상태에 따라 값을 변화하여 생리학적 특

성 (혈압/혈유량)을 조절하므로 인공심장의 연구에 중요한 인자이다. 따라서 Fig. 5 에서와 같이 운동 상태와 감소된 저항상태의 임피던스 재현을 위하여 $R = 1.6, 0.6$ 에 대하여 Fig. 7 과 동일한 시뮬레이션을 수행한 결과, 모두 기준 임피던스 모델과 동일한 생리학적 특성을 보였으나 결과 그림은 지면을 고려하여 생략한다. 두 경우에 대한 모터 속도와 토크는 다음과 같다.

Table 1 Motor speed and torques for afterload variation

혈관계저항	모터 속도	모터 토크
$R = 1.6$	$533 \pm 13 \text{ rpm}$	$[-0.045 \ +0.011] \text{ Nm}$
$R = 0.6$	$785 \pm 25 \text{ rpm}$	$[-0.142 \ +0.025] \text{ Nm}$

후부하 증가($R = 1.6$) 경우 기준 임피던스 동역학의 시상수가 증가하여 압력변화에 대한 유량 $Q_{3,d}$ 의 반응속도가 감소하므로 $R=1.1$ 인 경우에 비해 낮은 모터속도로 $Q_{3,d}$ 를 추종제어함을 알 수 있다. 후부하 감소($R = 0.6$)의 경우는 반대로 목표유량의 빠른 동특성을 추종하기 위해 모터속도가 증가됨을 확인할 수 있다. 그러나 두 경우 모두 모터 최대속도 내에서 작동하므로 본 연구에서 제안된 시뮬레이터는 생리학적으로 유의미한 가변 구간 내 혈관계 저항 값의 모든 임피던스 Z_{R+L} 를 물리적 한계 내에서 성공적으로 구현 가능함을 확인하였다.

3.3.2 C_{ao} -R-L 임피던스

컴플라이언스는 모의순환계 성능에 가장 중요한 영향을 미치는 구성요소 중 하나이다. 모의순환계 모델에 따라 차이가 있지만 0.09 mL/mmHg 정도의 작은 값을 갖는 폐 컴플라이언스부터 46.7 mL/mmHg 에 이르는 큰 값을 갖는 폐정맥 및 좌심방 컴플라이언스 등을 고려할 때 넓은 범위에 걸친 컴플라이언스 파라미터 값의 안정적 구현은 대단히 중요한 요소이다.

컴플라이언스 값은 탱크의 크기와 비례하므로 7 큰 컴플라이언스의 구현을 위해서는 대형 탱크가 필요하여 모의 순환계의 구성이 복잡해지고 교정이 어려워지는 문제가 있다. 따라서 효율적인 $Z_{C_{ao}+R+L}$ 시뮬레이터는 최소 크기의 컴플라이언스 탱크만으로 광범위한 컴플라이언스 값을 보상할 수 있어야 한다.

통합 임피던스 $Z_{C_{ao}+R+L}$ 의 구현은 측정된 AOP 값과 목표 임피던스 $Z_{C_{ao}+R+L}$ (식 12,13)를 통해 얻어진 AOP_d 를 PID 제어를 통해 추종 제어하여 구현할 수 있다. 그러나 식 (5)에서 알 수 있듯이 대동맥 압력은 대동맥 컴플라이언스 값에 반비례하는 시상수 (time constant)를 갖고 있다. 즉 C_{AO} 의 값이 작을수록 AOP 의 대역폭이 넓어져 압력변화가 빠른 속도로 일어남을 알 수 있다. 따라서 시뮬레이터가 갖는 컴플라이언스 값이 목표(기준) 컴플라이언스 값보다 작을 경우 실제 압력 변화보다 빠른 변화를 보이게 되고 압력 보정을 하기 위해 PID 제어를 통해서 신속하게 유량 Q_3 를 증가 또는 감소시키게 된다. 그러나 시뮬레이터와 기준 임피던스 $Z_{C_{ao}+R+L}$ 가 갖는 컴플라이언스 값의 차이가 클수록, 고속으로 증가하는 AOP 를 저속으로 변하는 기준 압력 프로파일로 맞추기 위해 시뮬레

이터 유량의 급속한 공급/토출이 필요하게 되고 이는 큰 값의 모터 토크에 의한 모터의 급 감속에 의해서만 가능함을 알 수 있다.

Fig. 8 은 $R=1.1 \text{ mmHg/mL}$, $L=0.01 \text{ mmHg sec}^2/\text{mL}$, $C_{AO} = 1.1 \text{ mL/mmHg}$ 의 파라미터 값을 갖는 기준 임피던스를 $C_{AO,sm} = 0.5 \text{ mL/mmHg}$, $R = 0 \text{ mmHg/mL}$, $L = 0 \text{ mmHg-sec}^2/\text{mL}$ 의 값을 갖는 시뮬레이터를 이용하여 PID 제어를 통해 보상한 결과이다. 이때 PID 계인은 [15 8 0]이 사용되었다.

컴플라이언스 값의 차이 (0.5 vs. 1.1)에 따른 압력증가 속도 차를 보상하기 위해 고속으로 고유량을 토출하기 위해 순간적으로 약 250rpm 에서 1900 rpm 까지의 가속이 필요하며 이때 모터 토크는 13 Nm 에 가깝다. 이러한 고 토크는 모터의 최대 토크 한계를 훨씬 넘는 것으로 현재 시뮬레이터의 구성으로는 $0.6 (=1.1 - 0.5) \text{ mL/mmHg}$ 정도의

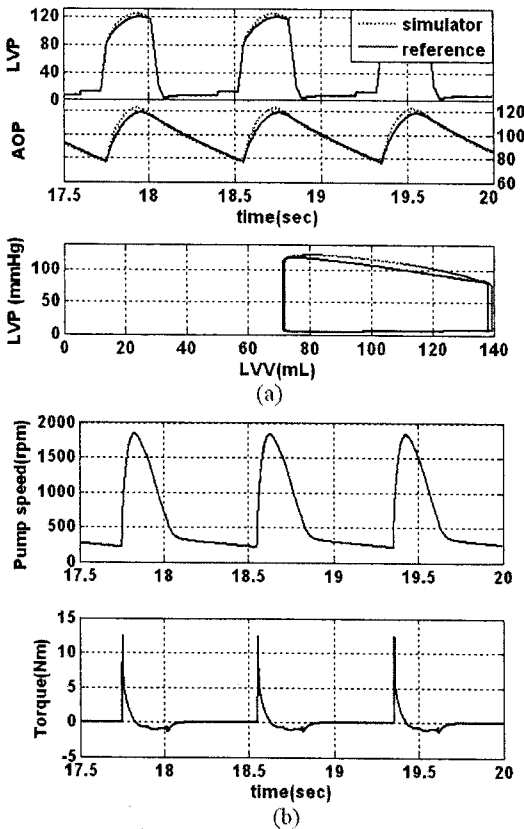


Fig. 8 (a) Performance of $Z_{C_{ao}+R+L}$ simulator ($C_{AO,sp} = 0.5$ vs $C_{AO} = 1.1 \text{ mL/mmHg}$), (b) Motor speed and torque profile for $Z_{C_{ao}+R+L}$ compensation

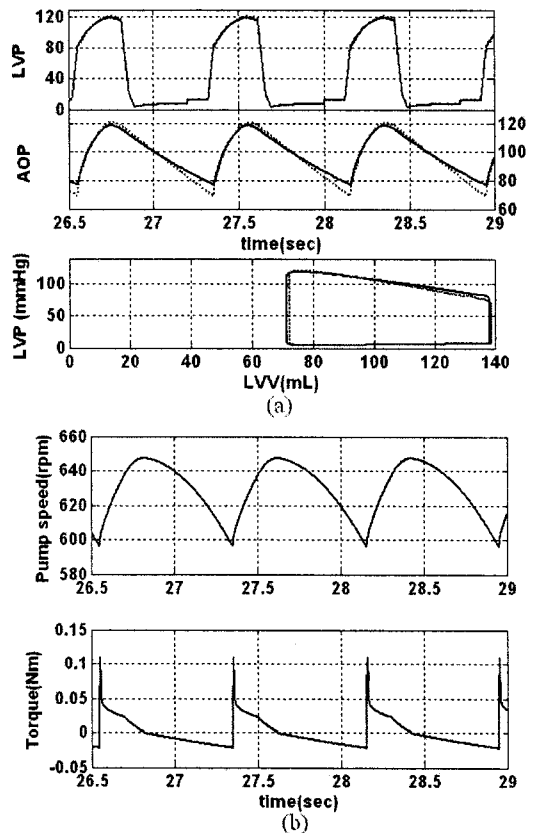


Fig. 9 (a) Performance of $Z_{C_{ao}+R+L}$ simulator ($C_{AO,sp} = 1.8$ vs $C_{AO} = 2.2 \text{ mL/mmHg}$), (b) Motor speed and torque profile for $Z_{C_{ao}+R+L}$ compensation

컴플라이언스 값 차이의 보상은 불가능함을 확인하였다.

Fig. 9 은 동일한 조건에서 시뮬레이터의 컴플라이언스 값 $C_{A0.sm}$ 를 0.9 로 증가시켜 기준값 C_{A0} 와의 차이를 줄였을 때의 결과이다. PID 계인은 [0.5 0.1 0]을 사용되었다.

컴플라이언스 값의 차이가 감소함에 따라 AOP 와 AOP_d 사이의 오차 증가율이 감소하여 앞의 경우보다 훨씬 작은 유량 (1900 vs 650 rpm)과 낮은 감가속 토크(13 vs 0.11 Nm)로도 압력을 성공적 제어가 가능하여 제안된 시뮬레이터의 물리적 구성으로도 충분히 구현이 가능함을 알 수 있다.

결론적으로 시뮬레이터 컴플라이언스와 기준 임피던스 컴플라이언스 값의 차이가 클수록 목표 압력과 시뮬레이터가 형성하는 압력 사이의 오차 동역학이 빨라지며 이를 보상하기 위해 큰 모터 토크가 필요하며, 광범위한 컴플라이언스 값의 보상을 위해서는 고용적의 기어펌프 헤드와 작은 관성모멘트를 갖고 큰 토크를 생성할 수 있는 고용량의 모터가 필요함을 알 수 있다. 그러나 모의 순환계 등가회로의 파라미터 값을 실제 시스템에 정확히 반영하여, 기준 모델의 성능을 보전하며 동시에 반복성, 재현성을 확보하는 임피던스 시뮬레이터의 일차적인 목표는 본 연구에서 제안하는 물리적 구성으로 만족시킬 수 있음을 확인하였다.

4. 결론

기어펌프의 압력/유량 제어를 통하여 수동유체 소자로 구성된 심혈관 순환계와 동일한 임피던스를 구현할 수 있는 임피던스 시뮬레이터의 실제 물리적 파라미터 값과 기계적 한계를 고려한 구현 가능성 평가, 적용 가능 범위 및 이를 이용한 시뮬레이터의 설계에 대하여 고찰하였다.

시뮬레이터의 복잡한 수학적 모델 없이 적용이 가능한 PID 제어를 적용하여 유량보상을 통한 압력 추종제어 결과, 선정된 구성요소들의 물리적 한계 내에서 안정적으로 혈관계 저항-혈관계 이너턴스의 임피던스를 구현할 수 있음을 확인하였다. 그러나 대동맥 컴플라이언스를 포함한 통합 임피던스의 구현 시 시뮬레이터와 기준 모델의 컴플라이언스 값 차이가 클수록 모터의 속도와 토크 한계 값을 넘는 제어입력이 필요하므로, 모터 용량의 기계적 한계를 시뮬레이터의 컴플라이언스 값 설계

에 반영하여야 됨을 알 수 있었다.

본 연구의 결과를 바탕으로, 임피던스 시뮬레이터를 제작하고 실험을 통한 시뮬레이터의 성능 검증에 관한 연구가 진행 중이다.

후 기

이 논문은 2006 년도 세종대학교 교내연구비 지원에 의한 논문임.

참고문헌

1. Ferrari, G, De Lazzari, C., Mimmo, R., Tosti, G, Ambrosi, D. and Gorczyńska, K., "A Computer Controlled Mock Circulatory System for Mono and Biventricular Assist Device Testing," International Journal of Artificial Organs, Vol. 21, No. 1, pp. 26-36, 1998.
2. Lehman, K. A., Antaki, J. F., Woodard, J. C. and Boston, J. R., "A Starling-Responsive Mock Circulatory Loop for the Ventricular Assist Hamodynamic Simulation," Waseda International Congress of Modeling and Simulation Technology for Artificial Organs, pp. 105-106, 1996.
3. Rosenberg, G, Phillips, W. M., Landis, D. L. and Pierce, W. S., "Design and Evaluation of the Pennsylvania State University Mock Circulatory System," ASAIO Journal, Vol. 4, No. 1, pp. 41-49, 1981.
4. Williams, J. L., Antaki, J. F., Boston, J. R., Williams, S. L., Woodward, J. C., Miller, P. J. and Kornos, R. L., "Load Sensitive Mock Circulatory System for Left Ventricular Assist Device Controller Evaluation and Development," Proceedings of the 16th Annual International Conference for the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp. 89-90, 1994.
5. Loh, M. and Yu, Y., "Feedback Control Design of an Elastance-Based Mock Circulatory System for Heart Assist Device Controller Development," under review, American Control Conference, pp. 1639-1644, 2004.
6. Balboa, L. A., Boston, J. R. and Antaki, J. F., "Elastance-Based Control of a Mock Circulatory System," Annals of Biomedical Engineering, Vol. 29,

- No. 3, pp. 244-251, 2001.
7. Liu, Y., Allure, P., Wood, H. and Olson, D., "Construction of an Artificial Heart Pump Performance Test System," *Cardiovascular Eng.*, Vol. 6, No. 4, pp. 153-160, 2006.
 8. Gwak, K. W., Paden, B., Noh, M. and Antaki, J., "Fluidic Operational Amplifier for Mock Circulatory Systems," *IEEE Trans Control Systems Technology*, Vol. 14, No. 4, pp. 602-612, 2006.
 9. Choi, S., "Modeling and Control of left Ventricular Assist System," Ph.D. Thesis, University of Pittsburgh, 1998.
 10. Suga, H. and Sagawa, K., "Instantaneous Pressure-Volume Relationships and their ratio in the excised, supported canine left ventricle," *Circulation Research*, Vol. 35, No. 1, pp. 117-126, 1974.
 11. Sagawa, K., Maughan, L., Suga, H. and Sunagawa, K., "Cardiac Contraction and the Pressure-Volume Relationship," *Cardiac Contraction and the Pressure-Volume Relationship*, Oxford University Press, pp. 42-109, 1988.
 12. Guyton, A. C. and Hall, J. E., "Textbook of Medical Physiology," 10th ed, Saunders, pp. 96-264, 2000.