

# PID 제어를 이용한 좌심실보조장치의 제어

## PID Control of Left Ventricular Assist Device

정성택, 김훈모, 김상현  
(Sung-Taek Chung, Hun-Mo Kim and Sang-Hyun Kim)

**Abstract** : In this paper, we present the PID control method for the controlling flow rate of highly complicated nonlinear Left Ventricular Assist Device(LVAD) with pneumatically driven mock circulatory system. Beat Rate (BR), Systole-Diastole Rate (SDR) and flow rate are used as the main variables of the LVAD system. System modeling is completed using the neural network with input variables (BR, SDR, their derivatives, actual flow) and an output variable(actual flow). Then, as the basis of this model, we perform the simulation of PID control to predict the performance and tendency of the system and control the flow rate of LVAD system using the PID controller. The ability and effectiveness of identifying and controlling a LVAD system using the proposed algorithm will be demonstrated through computer simulation and experiments.

**Keywords** : left ventricular assist device, neural network, mock circulatory system

### I. 서론

최근에 심장관련 질병이 급증하고 있으며 이를 치료하기 위한 연구가 의학의 주된 관심사중의 하나가 되고 있다. 이들 가운데 심실보조장치는 임시적이거나 영구적으로 인체 순환계내의 심장의 기능을 보조해 줄 수 있는 심기능 대체장치이다. 이미 선진국에서는 여러 가지 종류의 심실보조장치 및 인공심장을 개발하여 임상에서도 상당한 성공을 거둔 것으로 알려져 있다[1]. 심실보조장치는 적용방식에 따라 좌심실보조장치, 우심실보조장치, 양심실보조장치로 구별할 수 있고, 구동방식에 따라 공압식, 전기기계식으로 구별할 수 있다[1][3]. 그리고 제어 방식에 따라 비동기 방식, 동기 방식이 있다[4]. 이러한 심실보조장치의 개발시 시스템의 모델링은 보조장치의 기계적 동요에 대한 순환장치의 응답을 미리 예측함으로써 바람직한 제어의 방향을 제공한다. 1970년대 이후로 많은 심혈관시스템모델링(cardio vascular system models)이 제시되었으며, 이러한 심혈관 시스템의 모델링은 시뮬레이션을 수행하기 위한 효과적인 도구로써 사용되어져 오고 있다[5][10]. Otto Frank는 연속 시스템(전기적으로 아날로그 시스템)으로 구성된 Windkessel모델을 제안하였다. Avanzolini와 Capello등은 심방과 심실의 수축력을 고려한 심혈관 시스템 모델을 제시하였다[5][6]. Sekii등은 좌심실보조장치의 박출량과 대동맥압만으로 심장의 박출혈류량을 추정할 수 있는 심혈관 시스템의 모델을 제시하였다[9]. 또한 이와 비슷한 방법으로 Yoshizawa등은 좌심실보조장치의 박출량과 대동맥압만으로 심장의 박출혈류량을 추정할 수 있는 전기적 소자로 구성된 심혈관 시스템의 모델을 제시하였다[10][12].

전 계측은 심혈관 연속시스템 모델에서의 미분방정식 형식론과 이산사건시스템모델에서의 이산사건특성시스템

형식론을 혼합하기 위한 형태구조를 제안하였다[11]. 기존에 제안된 모델들은 점성, 탄성, 컵플라이언스 성분들을 전기회로의 저항, 코일 그리고 컨덴서(RCL)의 성분들로 표현하고 있으며, 심방 및 심실의 수축력을 고려한 연속시스템으로 구성되었다. 그러나 이러한 생체모델들은 간단한 전기적 RCL소자로 구성되어 있기 때문에 생체가 갖는 여러 가지 특성이 전혀 반영되지 않았으며, 실제 인체에 적용될 경우의 예기치 못한 돌발적 상황에 대하여 그 유효성이 전혀 검증되고 있지 않다. 보편적 근사화 방법으로 인공신경망은 비선형 동적 시스템의 모델링과 제어에 광범위한 응용의 가능성이 알려졌다[12]-[19]. Narenra[15][16]등은 동적 시스템의 모델링과 제어에 인공신경망의 가능성을 제시하였고 Bhat등은 성공적으로 비선형 화학공정의 모델링에 인공신경망을 적용했다[12][13]. 그러므로 기존의 방식들이 해결할 수 없었던 시스템의 안전성과 매우 복잡한 비선형성의 대비 등을 보완하기 위하여 시스템이 안정성을 가지며 비선형 근사성이 우수하고 퍼지 규칙과 같은 지식 베이스를 만들 필요가 없는 인공신경망을 사용하여 인체 시스템을 모델링하고자 한다[20][21]. 본 연구에서는 복잡한 비선형 시스템인 좌심실보조장치를 실제적 상황을 잘 나타낼 수 있도록 인공신경망의 비선형 근사성을 이용하여 모델링하고 이를 기반으로 하여 좌심실보조장치의 성능과 경향을 예측하기 위하여 PID제어 시뮬레이션을 수행한 다음 실제 PID제어를 사용하여 좌심실보조장치를 생체시스템의 안정된 상태를 유지하도록 제어하고자 한다.

### II. 좌심실보조장치

공압식 좌심실보조장치는 혈액펌프와 구동장치로 나누어진다. 혈액펌프는 압축공기를 에너지원으로 하여 혈액을 박출하는 기능을 하며, 구동장치는 혈액펌프에 공급되는 공기의 흐름을 조절하는 기능을 한다. 개발된 심실보조장치는 모의 순환장치에 의해 평가되었으며 각각 다음으로 구성된다.

1. 좌심실보조장치의 혈액펌프

공기압식 심실보조장치에서 혈액펌프는 다이어프램식을 기본 모델로 하여 윗부분인 하우스(housing)와 중간 다이어프램(diaphragm), 그리고 아랫부분의 백플레이트(back plate)의 3부분으로 나누어서 제작하였다. 심실보조장치의 장기적인 임상적용시 문제가 되고 있는 혈전 발생에 직간접적으로 영향을 미치는 것으로 알려진 심실내의 난류를 줄이기 위해서는 하우스의 구조가 중요하다. 그러나 아직까지는 최적구조가 알려지고 있지 않으므로 현재까지는 최대한 완만한 구조가 되도록 설계하여 사용하고 있다. 그림 1은 제작된 혈액펌프의 사진이다.



그림 1. 혈액펌프의 사진.  
Fig. 1. Photograph of blood pump.

2. 좌심실보조장치의 구동회로

양압과 음압의 공기압을 발생시키기 위해 양압용과 음압용의 두 개의 펌프를 사용하였다. 그리고 24volt 3way 솔레노이드 밸브를 사용하여 양압과 음압이 교대로 들어가도록 공기통로를 변환시킨다. 제작한 구동장치에는 공기압력, 수축기율과 심장박동수를 자유로이 조절할 수 있는 기능을 갖추었다. 환자의 상태에 따라 수축기율과 심장박동수를 조절할 필요가 있으므로 personal computer를 사용하여 솔레노이드 밸브의 작동주기를 제어한다. 제어에 사용되는 인터페이스카드는 8255A-PPI의 LSI를 이용하여 제작하였다. 제어방식은 비동기 방식을 채택하였으며, 구동압력의 조절은 레귤레이터를 이용하여 조정하였다.

3. 좌심실보조장치의 모의 순환장치

좌심실보조장치의 성능을 시험하기 위하여 모의 순환장치를 제작하였다. 모의 순환장치의 구성은 3-element Windkessel model을 기본으로 하였는데 이의 변경된 구조인 2개의 유체저항을 1개로 줄이고 저항을 커패시터와 직렬로 연결하여 구성하였다(그림 2).

유체저항은 순환관의 유효단면적을 기계적으로 줄일 수 있도록 하여 인체혈관의 혈류저항을 유도하였고 혈관의 탄력성을 유도하기 위하여 공기압력실을 만들어 압력실의 공기압을 조절함으로써 인체혈관의 컴플라이언스 효과를 갖도록 하였다. 유량측정을 위해 좌심실보조장치의 유출관에 초음파식 유량센서를 설치하고 이를 카운터

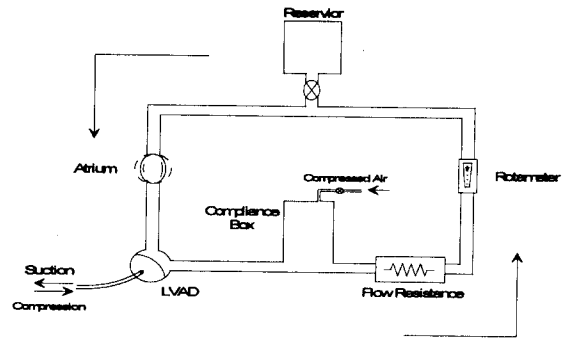


그림 2. 모의순환장치와 좌심실보조장치의 개략도.  
Fig. 2. Schematic diagram of mock circulatory system and left ventricular assist device.

에 연결하여 모의순환장치내에 공급되는 유량을 측정하였다. 그림 3은 모의순환장치와 연결된 좌심실보조장치의 사진이다.

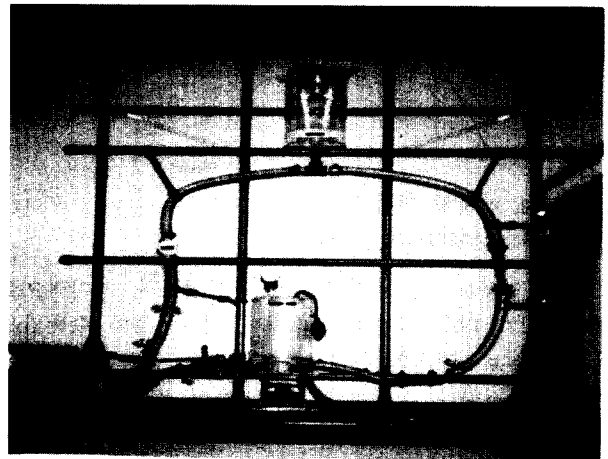


그림 3. 모의순환장치와 좌심실보조장치의 사진.  
Fig. 3. Photograph of mock circulatory system and left ventricular assist device.

III. 좌심실보조장치의 생리적 제어변수 및 특성

좌심실보조장치를 생체의 생리적 조건에 맞게 제어하기 위해서는 정맥으로 회귀되는 혈류량에 민감한 심박출량의 조절이 가장 기본적으로 이루어져야 하는 중요한 요소이다. 좌심방으로 유입되는 양보다 더 많은 혈액을 좌심실보조장치가 유입하려고 할 때 좌심방압이 감소하게 되며 이러한 동작상태가 계속되면 좌심방합몰현상이 발생한다. 매분 60~90회 정도의 박동수를 가지는 심장의 심박출량을 가변시킬 수 있는 제어 메카니즘에는 1) 내인성에 의한 조절 2) 신경계에 의한 조절 3)호르몬에 의한 조절의 세 가지가 있다. 여기에서 내인성에 의한 조절은 심장의 전부하가 변화할 때 Starling법칙에 따라 1회 박출량이 변화하는 방식이다. Starling법칙은 전부하가 증가하면 심장의 박출량이 증가하고 전부하가 감소하면 심장의 박출량이 감소한다는 것이다. 그림 4는 심장의 박출량과 전부하의 관계를 나타낸 것이다. 이는 심장의 전부하 민감도곡선(sensitivity curve)라고도 불리며 심장의 펌프기능을 반영한다. 정맥귀환곡선이 교차되는

점이 심장의 동작점이 된다. 신경계에 의한 조절은 신경계의 피드백을 통하여 심박동수, 1회 박출량 및 수축력을 변화시킴으로써 전체 심박출량을 조절하며 주로 생체의 산소요구량이 신경계의 주된 피드백정보이다. 신경계에 의한 제어가 이루어질 경우 전부하민감도곡선에서의 동작점이 이동하며, 이는 심박출량의 변화를 수반한다. 호르몬에 의한 조절은 혈액 중에 분비된 호르몬의 작용으로 직접적으로 수축 및 확장을 제어한다. 일반적으로, 유량이 일정수준을 유지하면 전부하는 좌심실보조장치에 의해 적절한 범위 내에 존재하게 된다. 또한 좌심실보조장치에 의해 공급되는 유량은 구동압과 수축기울을 조절하여 제어가 가능하다.

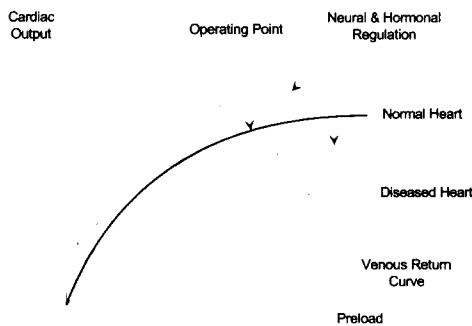


그림 4. 전부하 민감도곡선.  
Fig. 4. Sensitivity curve.

이번 연구에서는 수축기울이 구동압보다 전기적으로 제어하기가 더욱 간단하기 때문에 심박동수와 수축기울을 좌심실보조장치의 상태를 나타낼 수 있는 주요 제어 변수로 가정한다. 심박동수, 수축기울이 유량변화에 미치는 영향은 다음과 같다.

1) 심박동수(beat rate, beat per minute)와 유량(flow rate, liter per minute)과의 관계

이 실험에서 심박동수를 50bpm에서 120bpm까지 10bpm 증가시키면서 유량을 유량계를 사용하여 100회 측정하여 평균값을 취하였다. 이때 수축기울은 20~70% 범위 내에 고정되어 있다. 고정된 수축기울에 대해 심박동수는 어느 정도까지는 유량이 증가하나 그 이후는 감소하는 것을 알 수 있다. 좌심실보조장치에 공급되는 압축기의 양압은 340mmHg이며 진공기의 음압은 -40mmHg로 조절하였다. 그림 5(a)는 심박동수가 유량에 미치는 영향을 나타낸다.

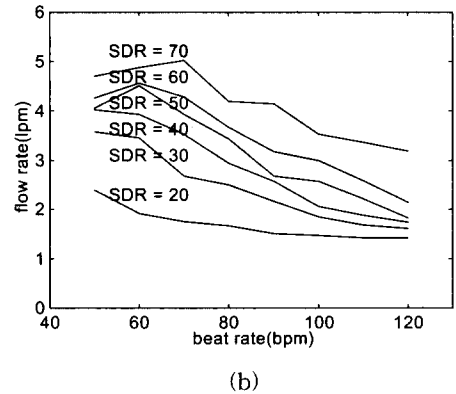
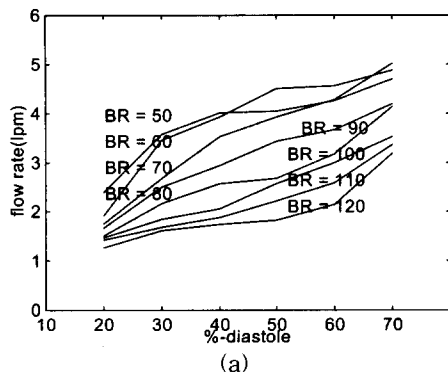


그림 5. (a) 심박동수와 유량의 관계,  
(b) 수축기울과 유량의 관계.

Fig. 5. (a) Relation between BR and flow rate,  
(b) Relation between SDR and flow rate.

2) 수축기울(%-diastole, SDR)과 유량(flow rate, liter per minute)과의 관계

수축기울을 20%에서 70%까지 변화시키고 유량을 유량계를 사용하여 100회 측정하였다. 이때 수축기울의 비를 증가시킬수록 심박출량이 증가한다는 것을 알 수 있다. 좌심실보조장치에 공급되는 압축기의 양압은 340mmHg이며 진공기의 음압은 -40mmHg로 조절하였다. 그림 5(b)는 수축기울이 유량에 미치는 영향을 나타낸다. 결과적으로, 심박동수와 수축기울을 적당히 변화시켜 가면서 심박출량을 원하는 기대치로 조절할 수 있다는 것을 알 수 있다.

IV. 인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 모델링

좌심실보조장치의 특성을 모델링하는데 사용된 인공신경망은 3개의 층(입력층, 중간층, 출력층)으로 구성되어 있다. 입력층(input layer)은 5개의 뉴런(neuron)으로 구성되어 있으며, 입력변수는 심박동수와 수축기울, 심박동수와 수축기울의 변화율 그리고 실제 유량이다. 그리고 출력층(output layer)은 1개의 뉴런으로 구성되어 있고 출력변수는 실제 유량이며 중간층(hidden layer)은 17개의 뉴런으로 구성되어 있다. 입력층의 유량은 출력값의 시간지연항이다. 인공신경망 각각의 층에서의 가중치들은 난수발생함수를 이용하여 초기화되며, 활성화함수로 는 시그모이드 함수가 중간층 뉴런과 출력층 뉴런에 사용되었다. 학습시 0.01의 학습률을 가지고 학습하였으며 모멘텀상수의 값은 0.95이다. 기존의 일정 상수의 학습률을 가지고는 비선형성이 심한 심실보조장치에 적용하기에는 학습시간이 오래 걸리므로 학습시간을 줄이기 위해 모멘텀상수와 적응학습방법을 사용하여 오차의 설정치에 도달하였다. 적응 학습방법은 학습이 안정된 상태로 있는 한 가능하게 큰 학습률을 가지는 방법으로 오차값의 비가 증가할 경우 학습률을 감소시키고, 비가 감소할 경우 학습률을 증가시킨다. 적응학습방식에 사용된 학습률의 증가비는 1.07이고 감소비는 0.8이다. 변수들의 값들은 모의 순환실험장치에서 0.01초 단위로 샘플링되었으며 이들의 평균값들은 인공신경망 모델의 변수로써 사용

된다. 좌심실보조장치의 인공신경망 모델은 30,000번의 역전파 학습을 통해 0.01의 오차를 갖게 되었으며 이는 좌심실보조장치와 같은 시스템으로 간주될 수 있다. 학습된 인공신경망은 제어시스템의 구현시 좌심실보조장치의 에뮬레이터로 사용되어진다. 학습된 후의 인공신경망은 좌심실보조장치의 입력과 출력의 관계를 잘 나타내주고 있다. 그러므로 제안된 임상의 아주 복잡한 비선형 시스템을 적용하기에 충분한 가능성을 가지고 있다.

**V. PID제어기를 이용한 좌심실보조장치의 유량제어**

**1. 좌심실보조장치의 유량제어시뮬레이션**

그림 6은 PID제어시뮬레이션을 위해 구성한 블록선도이다. 심박동수는 60bpm으로 고정시킨 후 기대값의 형태가 계단입력인 경우에 대하여 비교하였으며 수축기율을 이용하여 플랜트의 박출량을 조절하였다.

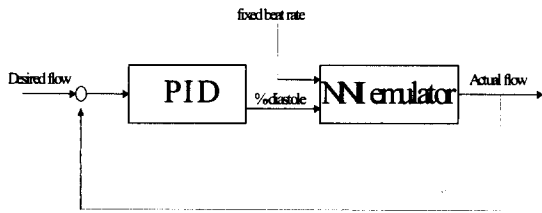


그림 6. PID 시뮬레이션을 위한 블록선도.  
Fig. 6. Block diagram of PID simulation.

**2. 좌심실보조장치의 유량제어실험**

앞서 행한 제어시뮬레이션을 통하여 예측된 경향과 성능을 실험을 통해 고찰하고자 한다. 그림 7은 PID제어실험을 위해 구성한 블록선도이다. 심박동수는 이전의 제어시뮬레이션과는 달리 sampling time을 줄이기 위해 110bpm으로 고정시켰으며 기대값의 형태가 계단입력인 경우에 대해 비교하였으며 수축기율을 이용하여 플랜트의 박출량을 조절하였다. 측정된 유량값은 센서자체의 노이즈와 좌심실보조장치의 성능평가를 위해 제작한 모의순환장치의 유관과 설치된 버퍼가 유연성을 가지는 등의 여러 가지 이유로 떨림(fluctuation)을 가지고 있다. 그러므로 안정된 데이터를 위해 100개의 데이터를 1개의 데이터로 평균값을 취하는 방법을 이용하고 있다.

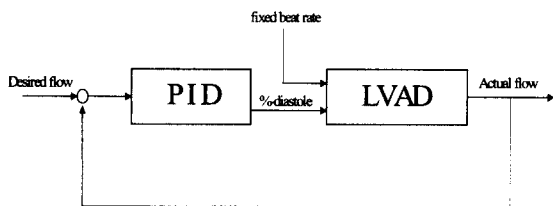


그림 7. PID 실험을 위한 블록선도.  
Fig. 7. Block diagram of PID experiment.

**VI. 결과**

이번 연구에서 좌심실보조장치의 모델링을 구현하는 방법으로 시스템에 대한 정확하고도 정밀한 분석 없이 블랙박스 시스템의 모델링이 가능한 인공신경망을 이

용하여 모델링하였다. 이는 기존의 모델링에서는 표현할 수 없었던 인체시스템의 신경계와 호르몬 등의 변화에 대한 영향을 잘 반영할 뿐만 아니라 정상상태 또는 비정상상태의 동적 상태를 예측함으로써 비선형적 특성을 가진 실제시스템의 제어구현이 용이하다. 그림 8(a)에서는 좌심실보조장치가 임의의 상태를 갖는 시스템으로 표현될 수 있도록 난수발생함수를 이용한 심박동수와 수축기율의 입력변수들을 보여주고 있다. 그림 8(b)는 입력변수에 대응하여 출력변수 즉 유량의 변화를 보여주고 있다. 파형은 심박동수와 수축기율을 각각 50-100bpm, 20-60%의 범위를 가지는 임의의 값으로 주어졌기 때문에 발생 가능한 모든 실제적 상황을 잘 나타내고 있다.

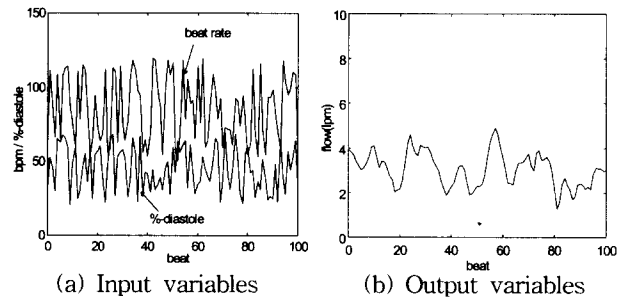


그림 8. 인공신경망의 입력변수와 출력변수.  
Fig. 8. Input, output variables of neuro-identifier.

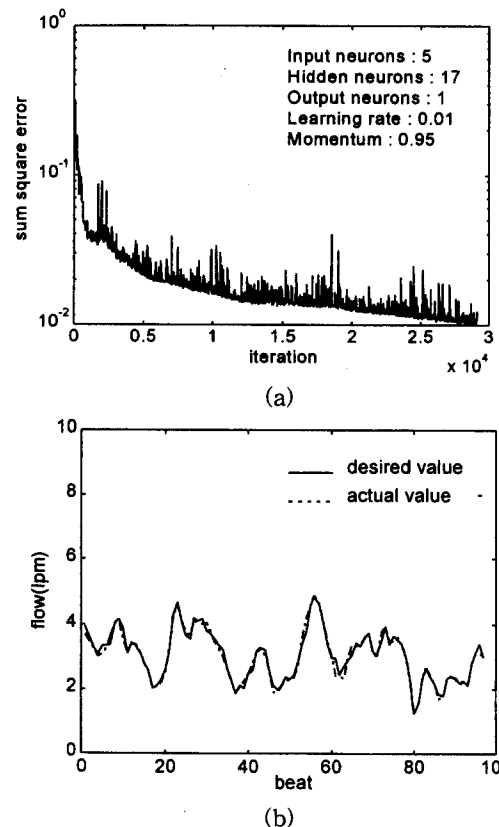


그림 9. (a) 인공신경망의 최소자승오차의 합,  
(b) 인공신경망의 비선형근사성.  
Fig. 9. (a) Sum square error of neuro-identifier,  
(b) Nonlinear approximation of neuro-identifier.

그림 9 (a)는 학습에 대한 오차를 보여주고 있으며 그림 8(b)에서는 인공신경망의 장점인 비선형근사성이 잘 나타나있다. 좌심실보조장치의 일정한 심박출량을 제어하기 위해 제시한 PID제어에서는 제어기의 실제적용에 앞서 제어시뮬레이션을 수행하였다. 그림 10(a)에서와 같이 약 10회의 박동으로 기대값에 다다르는 것을 알 수 있으며 정상상태에서의 오차는 거의 0과 같다. 결정된 제어상수의 값은  $K_p=1.13$ ,  $K_i=0.0001$ ,  $K_d=2.5$ 이다. 100회의 박동으로 인한 전체의 최소자승오차의 합은 16.2235로 나타났다. 그러므로 PID제어기를 사용하면 플랜트의 응답을 안정화시킬 수 있음을 알 수 있다. 이를 바탕으로 하여 수행한 제어실험에서는 실험 중 양호한 성능을 나타낼 수 있도록 약간의 조정을 하여 결정된 PID제어상수의 값은  $K_p=1.8$ ,  $K_i=0.0001$ ,  $K_d=0.7$ 이고 100회 박동으로 인한 전체의 최소자승오차의 합은 41.3627이다. 제어 응답은 안정되어 있지만 시뮬레이션과는 달리 모의순환장치 재료특성에 따른 유연성, 센서의 고유진동수, 유량 흐름에 따른 관성 등의 이유로 기대값의 일정한 범위 내에서 진동을 보이고 있다. 그림 10(b)는 PID제어실험에서의 제어응답 특성이다.

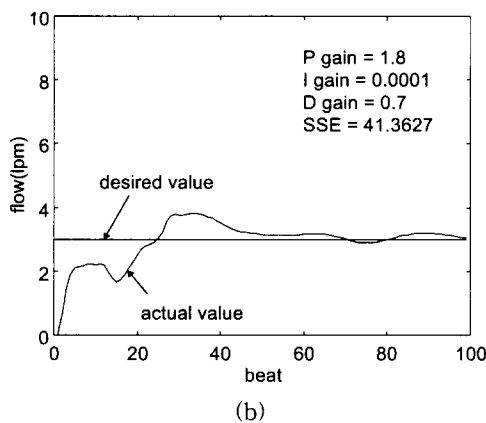
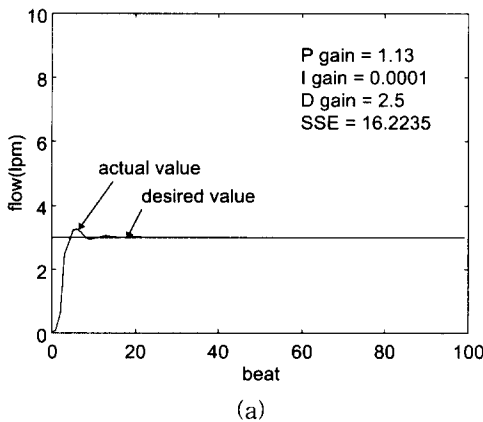


그림 10. (a) PID 제어 시뮬레이션의 결과,  
(b) PID 제어 실험의 결과.  
Fig. 10. (a) Simulation result of PID control,  
(b) Experimental response of PID control.

**VII. 결론**

본 연구에서는 인공신경망을 이용하여 좌심실보조장치

를 모델링하고 이를 바탕으로 PID제어기를 사용하여 일정한 박출량을 제어하였다. 결론은 다음과 같다.

- 1) 인공 신경망으로 모델링한 좌심실보조장치의 모델은 기존에 제시된 모델들 보다 비선형근사성, 시스템의 안정성, 강인성 등의 특징을 잘 나타내 제어시스템 구현시 생체시스템의 실제적 상황을 더 잘 반영할 수 있다.
- 2) 사용한 제어변수들이 심박출량의 조절을 위한 중요한 변수들이므로 충분한 심박출량을 보장하는 좌심실보조장치를 개발할 수 있는 충분한 가능성을 가지고 있다.
- 3) PID 제어기를 이용하여 좌심실보조장치의 심박출량을 일정하게 유지시켜줄 수 있는 가능성이 있다.

향후의 연구과제는 다음과 같다.

- 1) 좌심실로 연결된 관에서의 압력의 감소, 심장벽에서의 무리한 부하와 산소소비량을 줄이기 위해 R파와 동기식 제어모드를 고려하여야 하겠다.
- 2) 노이즈와 변수의 값의 변화에 대한 강인성과 안정성 그리고 비선형성등의 시스템의 성능을 향상시키기 위해서는 기존의 PID제어기에 인공신경망제어기를 결합한 인공신경망 feedforward제어기를 설계하고자 한다.

**참고문헌**

- [1] K. E. Johnson, M. Presto, L. D. Joyce, M. Pritzker and R. W. Emery, "Summary of the clinical use of the symbion total artificial heart," a registry report. *J. Heart & Lung Transplant.*, vol. 11, pp. 103-116, 1992.
- [2] D. J. Farrar, J. H. Lawson, P. Litwak and G. Cederwall, "Thoratec VAD system as a bridge to heart transplantation," *J. Heart & Lung Transplant.*, vol. 9, pp. 415-23, 1990.
- [3] P. M. McCarthy, P. M. Portner, H. G. Tobler, V. A. Starnes, N. Ramasamy and P. E. Oyer, "Clinical experience with the novacor ventricular assist system," *J. Thorac. Cardiovasc. Surg.*, vol. 102, pp. 578-587, 1991.
- [4] D. J. Farrar, P. G. Compton, J. H. Lawson, J. J. Hershon and J. D. Hill, "Control modes of clinical ventricular assist device," *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, vol. 5, no. 6, pp. 321-330, March, 1986.
- [5] G. Avanzolini, P. Barbini, A. Cappello and G. Cevenini, "Time-varying mechanical properties of the left ventricle a computer simulation," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, BME-32, pp. 756-763, 1985.
- [6] G. Avanzolini, P. Barbini, A. Cappello and G. Cevenini, "CADCS simulation of the closed-loop cardiovascular system," *Int. J. Biomed. Computer*, vol. 22, pp. 39-49, 1988.
- [7] H. Suga, "Theoretical analysis of a left ventricular pumping model based on the systolic time-varying pressure / volume ratio," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 18, pp. 47-55, 1971.
- [8] L. Pater and De van Berg, "An electrical

analogue of the entire human circulatory system," *Med. Elec. Biol. Eng.*, no. 2, pp. 161-166, 1964.

[9] H. Sekii, H. Takano, Y. Taenak, T. Takatani, H. Noda, M. Kinoshita, E. Tatsumi, A. Yagura and T. Akutsu, "Development of a non-invasive and continuous monitoring of natural heart output during left ventricular assist device(LVAD) pumping," *Japanese J. Artif. Organs.*, vol. 18, no. 2, pp. 642-645, 1989.

[10] M. Yoshizawa, "Real-time cardiac output estimation of the circulatory system under left ventricular assistance," *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 40, pp. 266 - 275, March, 1993.

[11] 전계록, "심혈관 연속시스템의 DEVS/CS혼합 모델링," *의용공학회지* 제16권, 제4호, 1995.

[12] M. Bhat and T. J. McAvoy, "Use of neural nets for dynamic modeling and control of chemical process systems," *Proc. 1990 American Control Conf.* pp. 1342-1347, 1990.

[13] M. Bhat, P. Minderman, T. J. McAvoy and N. S. Wang, "Modeling chemical process systems via neural computation," *IEEE Control System Magazine*, pp. 24-30, Apr., 1990.

[14] S. Chen, S. A. Billing, and P.M. Grant, "Nonlinear system identification using neural networks," *Int. Jour. Control*, vol. 51, no. 6, pp. 1191-1214, 1990.

[15] K. S. Narendra and K. Parthasarathy, "Adaptive

identification and control of dynamic systems using neural networks," *Proc. 28th CDC*, pp. 1737-1740, Dec., 1989.

[16] K. S. Narendra and K. Parthasarathy, "Identification and control of dynamic systems using neural networks," *IEEE Trans. Neural Networks*, vol. 1, pp. 4-27, Mar., 1990.

[17] A. Karakaşoğlu, S. I. Sudharsanan, "Identification and decentralized adaptive control using dynamical neural networks with application to robotic manipulators," *IEEE Trans. Neural Network*, vol. 4, pp. 919-930, Nov., 1993.

[18] A. U. Levin and K. S. Narendra, "Control of nonlinear dynamical systems using neural networks: controllability and stabilization," *IEEE Trans Neural Networks*, vol. 4, pp. 192-206, Mar., 1993.

[19] Y. Ichikawa, "Neural network application for direct feedback controllers," *IEEE Trans. Neural Networks*, vol. 3, pp. 224-231, Mar., 1992.

[20] 류정우, 김훈모, 김상현, "인공신경망을 이용한 좌실 보조장치의 동적모델링," *한국정밀학회, 춘계학술대회*, pp. 351-358, 1996. 6

[21] H. M. Kim, S. H. Kim, J. W. Ryu, "Adaptively trained artificial neural network identification of left ventricular assist device," *18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* CD-track 4.1.3-1, Oct., 1996.



**정 성 택**

1997년 성균관대학교 기계공학과 졸업 (공학사). 1997년~현재 성균관대학교 기계공학과 석사과정. 관심분야는 지능제어, 이동로봇.



**김 훈 모**

1984년 성균관대 기계공학과 졸업 (공학사). 1986년 Univ. of Alabama 기계공학과 졸업(석사). 1990년 Univ. of Michigan 항공우주공학과 졸업(석사). 1993년 Univ. of Alabama 기계공학과 졸업(공학박사). 현 성균관대 기계공학부 조교수. 관심분야는 생체 시스템 제어, 공정 제어, 지능제어, 이동로봇제어.



**김 상 현**

1985년 한양대학교 화학공학과 졸업. (공학사). 1987년 Univ. of Alabama 화학공학과 졸업(석사). 1991년 Univ. of Iowa 의공학과 졸업(공학박사). 현재 연세대학교 의과대학 교수. 관심분야는 인공장기, 생체역학.