

# 인공신경망 Feedforward 제어를 이용한 좌심실 보조장치의 제어실험

정성택\*, 김훈모\*\*, 김상현\*\*\*

## Control of Left Ventricular Assist Device Using Neural Network Feedforward Controller

Sungtaek Chung\*, Hunmo Kim\*\*, Sanghyun Kim\*\*\*

### ABSTRACT

In this paper, we present neural network for control of Left Ventricular Assist Device(LVAD) system with a pneumatically driven mock circulation system. Beat rate(BR), Systole-Diastole Rate(SDR) and flow rate are collected 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 output variable(actual flow). It is necessary to apply high performance control techniques, since the LVAD system represent nonlinear and time-varying characteristics. Fortunately, the neural network can be applied to control of a nonlinear dynamic system by learning capability. In this study, we identify the LVAD system with neural network and control the LVAD system by PID controller and neural network feedforward controller. The ability and effectiveness of controlling the LVAD system using the proposed algorithm will be demonstrated by experiment.

**Key Words:** Left Ventricular Assist Device(좌심실보조장치), Mock Circulatory System(모의순환장치), Neural Network Feedforward controller(인공신경망 feedforward 제어기). Beat Rate (심박동수), Systole-Diastole Rate(수축기율)

### 1. 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 심기능대체장치이다. 이러한 심실보조장치의 개발시 시스템의 모델링은 보조장치의 기계적 동요에 대한 순환장치의 응답을 미리 예측함으로써 바람직한 제어의 방향을 제공한다.

\* 성균관대학교 기계공학부 대학원  
 \*\* 성균관대학교 기계공학부  
 \*\*\* 연세대학교 심혈관연구소

기존에 제안된 심혈관시스템모델들은 인체의 점성, 탄성, 컴플라이언스 성분들을 전기회로의 저항, 코일 그리고 컨덴서(RCL)의 성분들로 표현하고 있으며, 심방 및 심실의 수축력을 고려한 연속시스템으로 구성되었다(1,2,3,4). 그러나 이러한 생체모델들은 간단한 전기적 RCL 소자로 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. 자연심장의 기능을 대신하기 위한 심실보조장치에 있어 생리변수의 조절은 인공심장의 운영에 중요한 요소가 되어 왔다. 특히 생체는 비선형이기 때문에 변수들의 변화에 따른 많은 제어방식이 적용되고 있다. M. Yoshizawa 등은 심실보조장치로부터 박출량을 조절하기 위해 PI 제어 알고리즘을 사용하였고 박출량과 수축기율은 구동압의 조합으로 결정하였다(5,6). 그러나 PI 제어 알고리즘은 최적의 박출량을 찾기 위한 제어상수의 결정이 어렵고 settling time 또한 매우 길다. B. C. McInnis는 좌우 심실을 구동하기 위한 공기압을 입력으로 하고 평균 대동맥압, 평균 심박출량, 평균 폐동맥압을 출력으로 하는 다중 입력과 다중 출력(MIMO)의 적응제어기를 구성하고 RCL 소자로 구성된 전기적 순환계 모델(electrical cardiovascular model)에 의한 시뮬레이션으로 인공 심장의 제어에 적응제어방식을 사용할 수 있는 가능성을 제시하였다(7). 또한 T. Shimooka는 좌심실 보조장치의 음압(vacuum pressure)을 입력으로 하고 평균 대동맥압과 평균 좌심방압을 출력으로 하는 단일 입력과 다중 출력(SIMO)으로 하는 시스템에 적응제어방식을 적용하였다(8). 그러나, 여기에서 사용된 적응제어기는 인체 시스템과 같은 매우 복잡한 비선형시스템인 경우 만족할 만한 성능을 보여주지 못한다. 이외에도 M. Yoshizawa 등은 심실보조장치의 생리변수의 조절을 위하여 지식 베이스를 기반으로한 퍼지제어기를 이용하였다(9). 그러나 퍼지로지 제어기는 우선 퍼지 규칙을 만들기 위해서는 반드시 의학전문가가 필요하므로 매우 어렵고, 만들어진 규칙 또한 유연성을 가지기가 어렵다. 보편적 근사화 방법으로 인공신경망은 비선형 동적 시스템의 모델링과 제어에 광범위한 응용이 가능함이 알려졌다(10,11,12,13,14). 그러므로 기존의 제어방식들이 해결할 수 없었던 시스템의 안전성과 매우 복잡한 비선형성의 대비등을 보완하기 위하여 시스템이 안정성을 가지며 비선형 근사성이 우수하고 퍼지 규칙과 같은 지식 베이스를 만들 필요가 없는 인공신경망을 사용하여 좌심실보조장치를

제어하고자 한다. 본 연구에서는 기존의 수학적 방법을 사용하여 근사화된 모델을 얻기에 많은 어려움을 가진 좌심실보조장치를 인공신경망을 이용하여 모델링하고 이를 이용하여 심혈관시스템의 특성변화에 따른 유연성과 적응성, 그리고 안정성을 보장할 수 있는 인공신경망 feed-forward제어기를 설계하고자 한다. 또한 모의순환장치 실험을 수행하여 좌심실보조장치의 모델과 설계된 제어기의 유효성과 타당성을 평가한다. 한편 제어기의 성능평가를 위해 고전적 제어기법인 PID제어기와 비교하여 기대유량에 대한 추종성능을 고찰하고자 한다.

## 2. 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.

### 2. 1 좌심실보조장치의 혈액펌프

공기구동식 심실보조장치에서 혈액펌프는 다이어프램(diaphragm)식을 기본 모델로 하여 윗부분인 하우징(housing)과 중간의 다이어프램(diaphragm), 그리고 아랫부분의 백플레이트(back plate)의 3부분으로 나누어서 제작하였다. 심실보조장치의 장기적인 임상적용시 문제가 되고 있는 혈전발생에 직간접적으로 영향을 미치는 것으로 알려진 심실내의 난류를 줄이기 위해서는 하우징의 구조가 중요하다. 그러나 아직까지는 최적구조가 알려지고 있지 않으므로 현재까지는 최대한 완만한 구조가 되도록 설계하였다. Fig. 1은 제작된 혈액펌프의 사진이다.



Fig. 1 Photograph of Blood Pump.

## 2. 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 80×86계열의 Personal Computer를 사용하여 솔레노이드 밸브의 작동주기를 제어한다. 제어방식은 비동기 방식을 채택하였으며, 구동압력의 조절은 레귤레이터를 이용하여 조정하였다.

## 2. 3 좌심실보조장치의 모의 순환장치

좌심실보조장치의 성능을 시험하기 위하여 모의 순환장치를 제작하였다. 모의 순환장치의 구성은 3-element Windkessel model을 기본으로 하여 약간의 변형을 하였다.(Fig. 2) 유체저항은 순환관의 유효단면적을 기계적으로 줄일 수 있도록 하여 인체혈관의 혈류저항을 유도하였고 혈관의 탄력성을 유도하기 위하여 공기압력실을 만들어 압력실의 공기압을 조절함으로써 인체혈관의 컴플라이언스효과를 갖도록 하였다. 유량측정을 위해 좌심실보조장치의 유출관에 초음파식 유량센서를 설치하고 이를 카운터에 연결하여 모의순환장치내에 공급되는 유량을 측정하였다.

## 3. 좌심실보조장치의 특성

실제 인공심장을 생체 조건에 맞게 제어하기 위해서는 심박출량의 조절이 우선되어야 하는데 이를 위해 생체 시

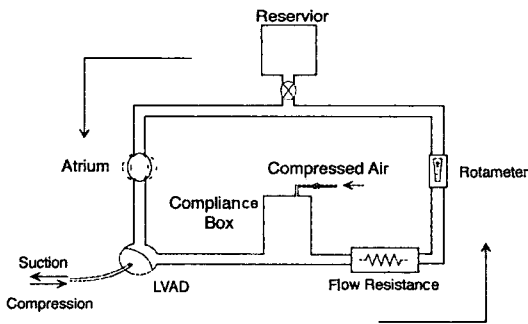


Fig. 2 Mock Circulatory System and Left Ventricular Assist Device

스템의 제어변수로서 심박동수와 수축기율을 이용하여 유량을 조절할 수 있다. 심박동수(beat rate, BR)와 수축기율(Systole-diastole rate, SDR)이 유량(flow rate)변화에 미치는 영향은 다음과 같다.

### 3.1 심박동수와 유량과의 관계

이 실험에서 심박동수를 50bpm에서 120bpm까지 10bpm씩 증가시키면서 유량계를 사용하여 유량을 100회 측정하여 평균값을 취하였다. 이때 수축기율은 20~70% 범위 내에 고정되어 있다. 고정된 수축기율에 대해 심박동수를 증가시키면 어느 정도까지는 유량이 증가하나 그 이후는 감소하는 것을 알 수 있다. 구동장치에서 좌심실보조장치에 공급되는 공기펌프의 양압은 340mmHg이며 진공펌프의 음압은 -40mmHg로 조절하였다. Fig. 3은 심박동수가 유량변화에 미치는 영향을 나타낸다.

### 3. 2 수축기율과 유량과의 관계

수축기율을 20%에서 70%까지 10%씩 증가시켜가면서 유량계를 사용하여 유량을 100회 측정하였다.(그림. 4(b)) 이때 고정된 심박동수에 대해 수축기율의 비를 증

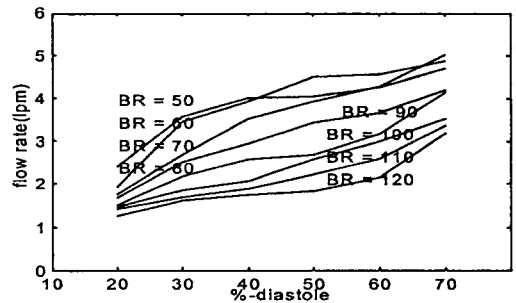


Fig. 3 Relation between BR and flow rate.

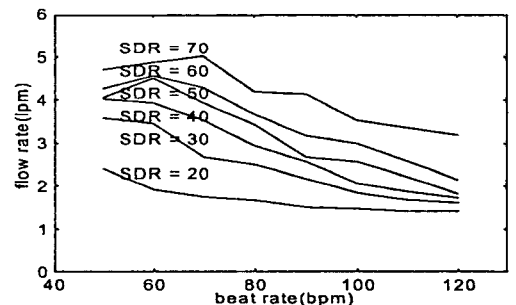


Fig. 4 Relation between SDR and flow rate.

가시킬수록 심박출량이 증가한다는 것을 알 수 있다. 좌심실보조장치에 공급되는 공기펌프의 양압은 340mmHg이며 진공펌프의 음압은 -40mmHg로 조절하였다. 결과적으로, 심박동수와 수축기율을 적당히 변화시켜 가면서 심박출량을 원하는 유량으로 조절할 수 있다는 것을 알 수 있다. Fig. 4는 심박동수, 수축기율이 유량변화에 미치는 영향을 나타낸다.

#### 4. 인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 모델링

좌심실보조장치의 모델링에 사용된 인공신경망은 입력층 뉴런이 5개이고 출력층 뉴런이 1개이며, 그리고 17개의 중간층 뉴런을 가지고 있다. 입력변수는 심박동수(Beat Rate, BR)와 수축기율(Systole-Diastole rate, SDR), 심박동수와 수축기율의 변화량, 그리고 실제유량이며, 출력변수는 실제유량이다. 인공신경망 각각의 층에서의 가중치들은 난수발생함수를 이용하여 초기화되며, 활성화함수로는 시그모이드함수가 중간층 뉴런과 출력층 뉴런에 사용되었다. Fig. 5는 모델링에 사용된 인공신경망의 구조이다. 기존의 일정 상수의 학습률을 가지고는 비선형성이 심한 심실보조장치에 적용하기에는 학습시간이 오래 걸리므로 학습시간을 줄이기 위해 적응학습방법을 사용하였다. 적응학습방법은 학습이 안정된 상태에 있는 한 가능하게 큰 학습률을 가지는 방법으로 오차값의 비가 증가할 경우 학습률을 감소시키고, 비가 감소할 경우 학습률을 증가시킨다. 그러므로 학습시간의 상당한 단

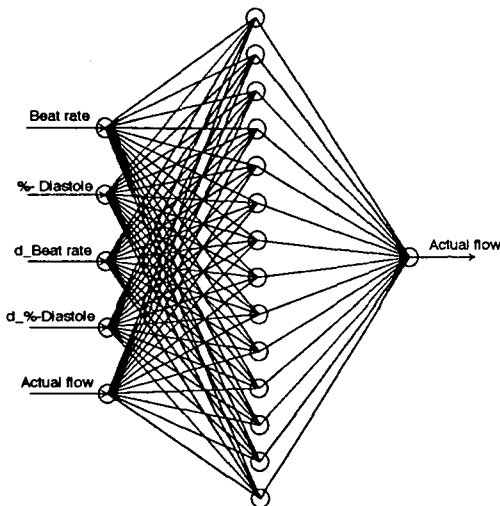
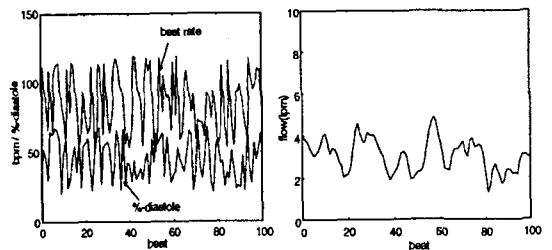


Fig. 5 Schematic diagram of neural network architecture

축이 기대된다. 학습시 사용한 학습률은 0.01이며 모델링상수의 값은 0.95이다. 변수들의 값들은 모의순환실험장치에서 0.01sec (10msec)단위로 샘플링되었으며 이들의 평균값들은 인공신경망 모델의 변수로써 사용된다. 변수들의 특성을 Table 1.에 나타내었다. 좌심실보조장치의 인공신경망모델은 30,000여번의 역전파 학습을 통해 0.01의 오차를 갖게 되었으며 이는 좌심실보조장치와 같은 시스템으로 간주될 수 있다. 그리고 학습된 인공신경망은 제어시스템의 구현시 좌심실보조장치의 인공신경망 에뮬레이터로 사용되어진다. 학습된 후의 인공신경망은 좌심실보조장치의 입력과 출력의 관계를 잘 나타내주고 있다. Fig. 6에는 좌심실보조장치가 임의의 상태를 갖는 시스템으로 나타날 수 있도록 난수발생함수를 이용한 심박동수와 수축기율의 입력변수와 출력변수에 대응하여

Table 1. Parameter characteristics of neural network identifier

Parameter	Value	Unit	Remark	
BR	variable	bpm	randomize (50,120)	
SDR	variable	%-diastole	randomize (20,70)	
Q	variable	lpm	cardiac output	
DP	+	340	mmHg	positive drive pressure
	-	-40	mmHg	negative drive pressure



(a) Input variable (b) Output variables

Fig. 6 Input, Output variables of neuro-identifier

출력변수 즉, 유량의 변화를 보여주고 있다. 파형은 심박동수와 수축기율을 각각 50~100bpm, 20~60%의 범위를 가지는 임의의 값으로 주어졌기에 생체시스템의 모든 상태, 정상상태와 비정상상태를 나타낼 수 있다. 즉 실험에 사용된 좌심실보조장치의 인공신경망모델은 발생가능한 모든 실제적 상황을 잘 나타내고 있음을 알 수 있다. 그리고 Fig. 7에는 학습에 대한 오차를 보여주고 있으며 Fig. 8에서는 인공신경망의 장점인 비선형근사성이 잘 나타나고 있다.

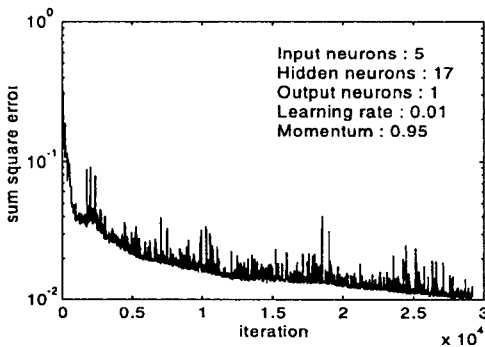


Fig. 7 Sum Square Error of neuro-identifier

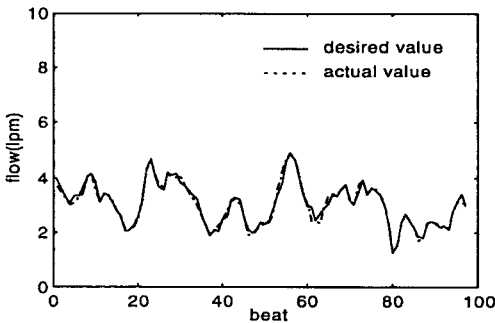


Fig. 8 Nonlinear Approximation of neuro-identifier

## 5. 인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 유량 제어실험

### 5. 1 좌심실보조장치의 PID제어실험

인공신경망feedforward제어기와의 기대유량에 대한 추종성능을 비교하기 위해 PID제어실험을 수행하였다. Fig. 9는 이를 위해 구성한 블록선도이다. 심박동수는

sampling time을 줄이기 위해 110bpm으로 고정시켰으며 기대값의 형태가 계단입력의 경우에 대해 비교하였고 수축기율을 이용하여 플랜트의 박출량을 조절하였다. PID제어상수는 시뮬레이션에서 얻은 값( $K_p=1.13$ ,  $K_i=0.0001$ ,  $K_d=2.5$ )을 기준으로 하여 실험 중 양호한 성능을 나타낼 수 있도록 약간의 조정을 하였다. 결정된 PID제어상수의 값은  $K_p=1.8$ ,  $K_i=0.0001$ ,  $K_d=0.7$ 이다. 안정된 데이터를 위해 평균값을 취하는 방법을 이용하고 있다.

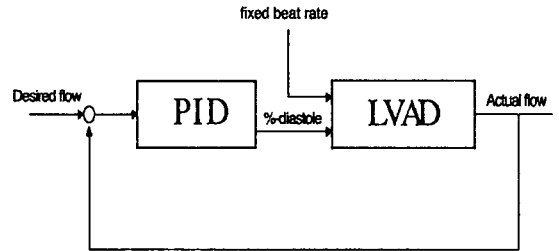


Fig. 9 Block diagram of PID experiment

### 5. 2 인공신경망 feedforward제어기를 이용한 제어 실험

Fig. 10의 블록선도에 따라 PID제어기에 인공신경망 제어기를 결합한 제어프로그램을 작성하고 PID 제어실험에서 구해진 제어상수를 이용하여 인공신경망제어기의 학습률과 모멘텀상수를 조절하면서 제어실험을 수행하였다. 이 인공신경망의 구조는 모델링에 사용한 것과 같은 구조로서 입력층 뉴런이 2개이고 출력층 뉴런이 1개이며 그리고 7개의 중간층 뉴런을 가지고 있다. 입력변수는 기대유량과 실제 출력유량이며 출력변수는 수축기율이다. 인공신경망에서의 각각의 층에서의 가중치들은 난수발생 함수를 이용하여 초기화되며, 활성화 함수로는 선형함수

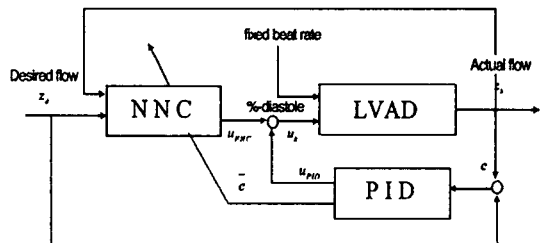


Fig. 10 Block diagram of neural network feed-forward experiment

와 시그모이드 함수가 중간층뉴런과 출력층뉴런에 각각 사용되었으며, 모데텀상수와 적응학습방식을 이용하여 학습을 하였다. 이러한 학습은  $e$ 를 입력값으로 가지는 PID제어기의 출력값인  $\bar{e}$ 를 최소화시켜 주는 인공신경망 제어기의 가중치를 찾도록 하는데 있다. 여기에서  $z_d$ 는 제어하는 유량의 기대값이며  $z_k$ 는 플랜트의 실제 출력값이다. 인공신경망은 시스템의 출력  $z_k$ 가  $z_d$ 로 근접할 수 있는 플랜트의 입력, 즉 PID제어기의 출력값인  $u_{PD}$ 와 인

공신경망제어기의 출력값인  $u_{FNC}$ 를 합한값,  $u_k (= u_{PD} + u_{FNC})$ 를 찾도록 학습된다.

## 6. 결과

이번 연구에서 좌심실보조장치의 모델링을 구현하는 방법으로 시스템에 대한 정확하고도 정밀한 분석 없이 블랙박스로 시스템의 모델링이 가능한 인공신경망을 이용하여 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 실제 시스템의 제어구현이 용이하다. 이 인공신경망모델을 바탕으로 하여 수행한 PID제어실험에서는 100회 박동으로 인한 전체의 최소자승오차의 합은 41.3627이다. Fig. 11은 PID제어실험에서의 제어응답특성이다. 제어응답은 안정되어 있지만 모의순환장치 재료특성에 따른 유연성, 센서의 고유진동수, 유량흐름에 따른 관성 등의 이유로 기대값의 일정한 범위 내에서 진동을 보이고 있다. Fig. 12는 인공신경망 feedforward제어기를 사용한 경우의

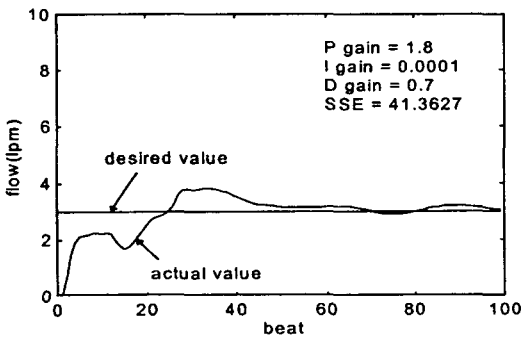


Fig. 11 Experimental response for PID control

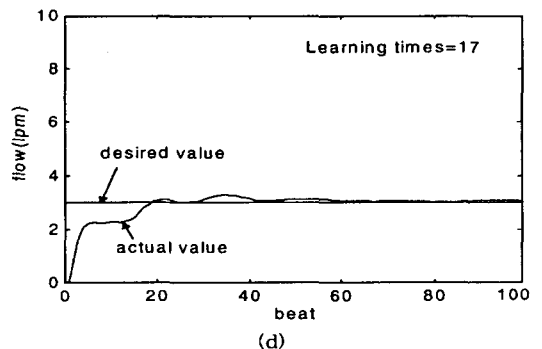
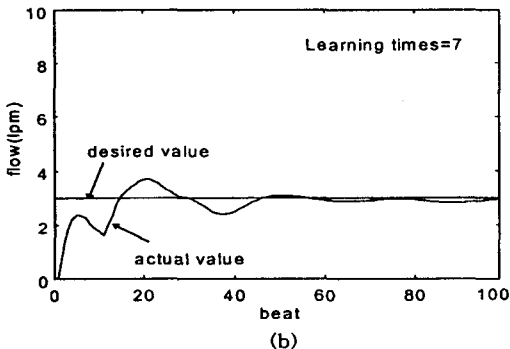
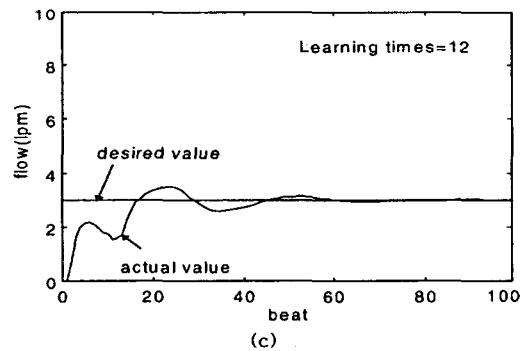
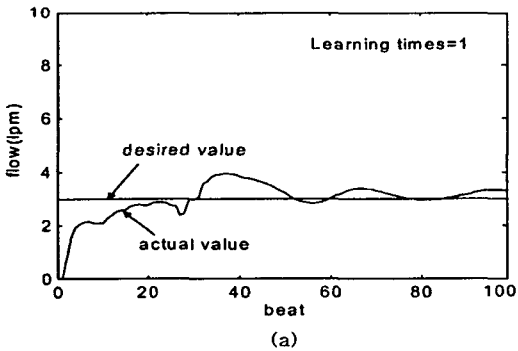


Fig. 12 Experimental responses for neural network feedforward controller

학습횟수에 따른 제어응답특성이다. 인공신경망의 학습은 100회를 1주기로 하며 Fig. 13은 학습주기에 따른 최소자승오차를 보여주고 있다. 기대값에 따른 추종성능은 인공신경망의 학습이 1~15회인 경우에는 PID 제어가 우수하나 학습이 진행됨에 따라 인공신경망 feedforward 제어가 우수한 제어성능을 가지고 있음을 학습주기에 따른 최소자승오차의 값으로 비교하여 알 수 있다(Fig. 14). 학습이 진행될수록 최소자승오차의 값은 감소하고 오버슈트는 줄어들고 있으며 settling time 또한 감소하고 있다. 즉, 전체 제어시스템에서 PID제어기는 시스템의 응답을 안정화시켜주는 역할을 하며 인공신경망제어기는 시스템의 오차를 줄이고 있음을 알 수 있다.

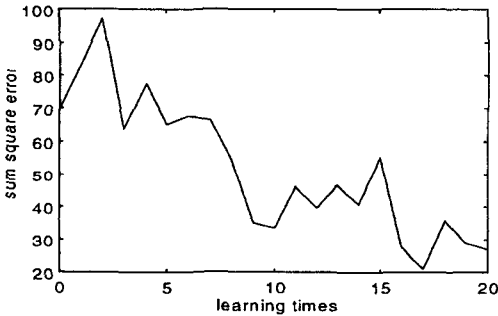


Fig. 13 Sum square error for neural network feedforward control.

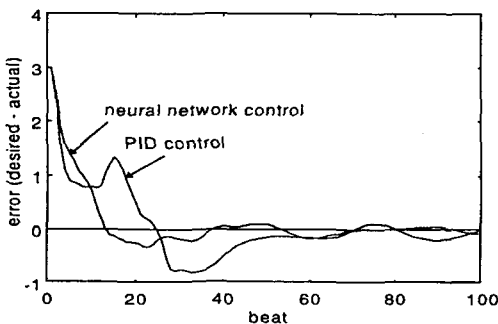


Fig. 14 Comparison of given two control methods for Sum Square Error

### 7. 결 론

본 연구에서는 인공신경망을 이용하여 좌심실보조장치를 모델링과 제어를 수행하였다. 결론은 다음과 같다.

- 1) 인공 신경망으로 모델링한 좌심실보조장치의 모델은 기존에 제시된 모델들 보다 비선형근사성, 시스템의 안정성등의 특징을 잘 나타내 제어시스템 구현시 생체 시스템의 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) 이 실험에 사용된 인공신경망 feedforward제어기는 일반적인 PID 제어시스템에 병렬로 다층의 인공신경망을 연결한 것으로 PID제어방식보다 학습이 진행될수록 최소자승오차가 감소되므로 그 성능이 우수함을 알 수 있다.

향후의 연구과제는 다음과 같다.

- 1) 좌심실로 연결된 관에서의 압력의 감소, 심장벽에서의 무리한 부하와 산소소비량을 줄이기 위해 R파와 동기식제어모드를 고려하여야 하겠다.
- 2) 퍼지제어기와 인공신경망을 결합하면 퍼지제어기의 정상상태오차를 줄일 수 있고 학습을 개선시키며 지역 극소점에 빠지는 것도 방지할 수 있다. 그러므로 제어시스템의 성능향상을 위해서 인공신경망제어기와 퍼지제어기를 결합한 제어기를 구축하여야 하겠다.

### 참 고 문 헌

1. 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.
2. 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.
3. 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.
4. 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.
5. Makoto Yoshizawa, "Real-Time Cardiac Output Estimation of the Circulatory System Under Left Ventricular Assistance", *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, vol. 40, pp. 266-275, Mar 1993.
  6. Makoto Yoshizawa, "An Automatic Control Algorithm for the Optimal driving of the ventricular-Assist Device", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, pp. 243-252, 1992.
  7. B. C. McInnis, J. C. Wang, "Adaptive Control System for the Artificial Heart", *IEEE Fronteers of Engineering in Health Care-1982*.
  8. T. Shimooka, Y. Mitamura, T. Yuhta, "Investigation of Parameter Estimation & Adaptive Controller for Assist Pump by Computer Simulation", *Artificial organs*, vol. 15, No. 2, 1991.
  9. Makoto Yoshizawa, "Assessing Cardiovascular Dynamics During Ventricular Assistance".
  10. M. Bhat and T. J. McAvoy, "Use of neural nets for dynamic modeling and control of chemical process systems", in *Proc. American Control Conf.* pp.1342-1347, 1990.
  11. M. Bhat, P. Minderman, T. J. McAvoy, and N. S. Wang, "Modeling chemical process systems via neural computation", *IEEE control syst. Magazine*, Apr. 24-30, 1990.
  12. S. Chen, S. A. Billing, and P.M. Grant, "Nonlinear System identification using neural networks", *Int. J. Contr.*, vol.51, no. 6, pp. 1191 - 1214, 1990.
  13. K. S. Narendra and K. Parthasarathy, "Adaptive identification and control of dynamic systems using neural networks", in *Proc. 28th CDC(Tampa,FL)*, pp. 1737 - 1740, Dec.1989.
  14. K. S. Narendra and K. Parthasarathy, "Ident- ification and control of dynamic systems using neural networks", *IEEE Trans. Neural Networks*, vol. 1, pp. 4 - 27, Mar 1990.
  15. 김상현, 김훈모, 류정우, "적응학습방식의 신경 망을 이용한 좌심실보조장치의 모델링", 대한의 용생체공학회, 의공학회지, 제17권 3호, pp. 387-394, 1996.9.
  16. 류정우, 김훈모, 김상현, "인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 제어", 한국정밀공학회, 추계 학술대회, pp. 260-267, 1996.