韓國精密工學會 '97年度 春季學術大會論文集 pp.150~155

# 인공신경망Feedforward제어기를 이용한 좌심실보조장치의 제어실험

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

정성택(성균관대 대학원), 류정우(성균관대 대학원), 김훈모(성균관대), 김상현(연세대)
Sungtaek Chung(Graduate School, Sungkyunkwan Univ), Jungwoo Ryu(Graduate School, Sungkyunkwan Univ), Hunmo Kim(Sungkyunkwan Univ), Sanghyun Kim(Yonsei Univ)

## ABSTRACT

In this paper, we present neural network for control of Left Ventricular Assist Device(LVAD) system with a pneumatically driven mock circulation system. It is necessary to apply high perfomance control techniques, since the LVAD system represent nonlinear and time-varing 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 computer simulation and experiment.

**Key Words**: Left Ventricular Assist Device(좌심실보조장치), Mock Circulation System(모의순환장치), Neural Network Feedforward controller(인공신경망feedforward제어기).

## 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. 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 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. 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. B. C. Mclnnis는 좌우 심실을 구동하기 위한 공기압을 입력으로 하고 평균 대동맥압, 평균 심박출량, 평균 폐동맥압을 출력으로 하는 다중입력과 다중 출력(MIMO)의 적응 제어기를 구성하고 RCL소자로 구성된 전기적 순환계 모델(electrical cardiovascular model)에 의한 시뮬레이션으로 인공심장의 제어에 적응제어방식을 사용할 수 있는 가능성을 제시하였다.[5] 또한 T.Shimooka는 좌심실보조장치의 음압(vacuum pressure)을 입력으로 하고 평균 대동맥압과 평균 좌심방압을 출력으로 하는 단일 입력과 다중 출력(SIMO)으로 하는 시스템에 적응제어방식을 적용하였다.[6] 그러나, 여기에서 사용된 적응제어기는 인체 시스템과 같은 매우 복잡한 비선형시스템인 경우 만족할 만한 성능을 보여주지 못한다. 이외

에도 M. Yoshizawa등은 심실보조장치의 생리변수의 조절을 위하여 지식 베이스를 기반으로한 퍼지로직 제어기를 이용하였다.[7] 그러나 M.Yoshizawa 등에 의해 개발된 퍼지로직 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.[8,9,10,11,12] 그러므로 기존의 제어방식들이 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 좌심실보조장치를 제어하고자 한다. 본 연구에서는 기존의 수학적 방법을 사용하여 근사화된 모델을 얻기에 많은 어려움을 가진 좌심실보조장치와 연결된 심혈관시스템을 인공신경망을 이용하여 모델링하고 이를 이용하여 심혈관시스템의 특성변화에 따른 유연성과 적응성과 그리고 안정성을 보장할 수 있는 인공신경망 피이드포워드 제어기를 설계하고자 한다. 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 다이어프램식을 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.

### 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. 1) 유량측정을 위해 좌심실보조장치의 유출관에 초음파식 유량센서를 설치하고 이를 카운터에 연결하여 모의순환장치내에 공급되는 유량을 측정하였다.

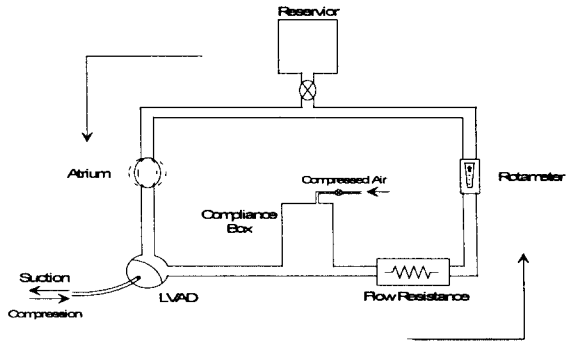



Fig. 1 Mock Circulation System and Left Ventricular Assist Device

## 3. 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

좌심방함몰현상이 발생한다. 좌심실보조장치에 의해 공급되는 유량(flow rate)은 구동압과 수축률을 조절하여 제어가 가능하다. 이번 연구에서는 수축률이 구동압보다 전기적으로 제어하기가 더욱 간단하기 때문에 심박동률(Beat rate,BR)과 수축률(systole-diastole rate, SDR)을 좌심실보조장치의 상태를 나타낼 수 있는 주요 제어 변수로 가정한다. Fig. 2, Fig. 3에서는 심박동률, 수축률이 유량변화에 미치는 영향을 나타낸다.

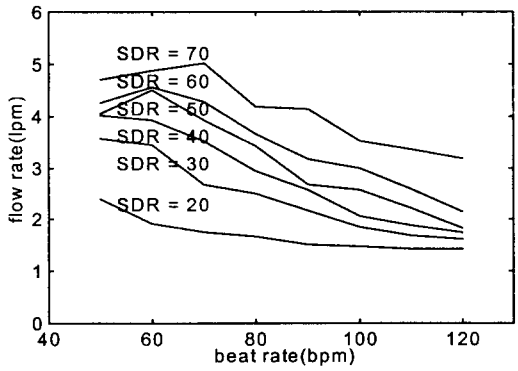



Fig. 2. Relation between BR and flow rate.

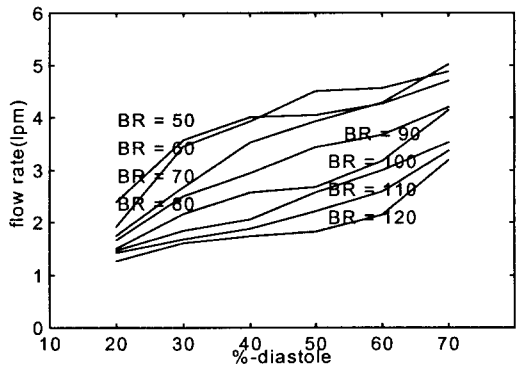



Fig. 3. Relation between SDR and flow rate.

## 4. 인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 유량제어실험

유량제어실험에 앞서 인공신경망을 이용하여 좌심실보조장치를 모델링하였다. 입력변수는 심박동률과 수축률, 심박동률과 수축률의 변화율 그리고 실제 유량이고 출력변수는 실제유량이다. 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 인공신경망모델은 좌심실보조장치의 입력과 출력의 관계를 잘 나타내주고 있다.[13]

### 4. 1 좌심실보조장치의 PID제어실험

인공신경망제어기와의 기대유량에 대한 추종성능을 비교하기 위해 PID제어실험을 수행하였다. Fig. 4.은 이를 위해 구성한 블록선도이다. 심박동률은 sampling time을 줄이기 위해 110bpm으로 고정시켰으며 기대값의 형태가 계단입력의 경우에 대해 비교하였고 수축률을 이용하여 플랜트의 박출량을 조절하였다. 결정된 PID제어상수의 값은 Kp=1.8, Ki=0.0001, Kd=0.7 이다. 안정된 데이터를 위해 평균값을 취하는 방법을 이용하고 있다.

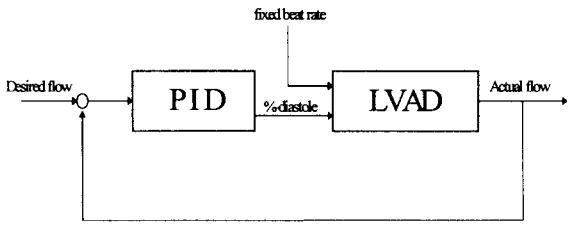



Fig. 4. block diagram of PID experiment.

### 4. 2 PID제어기에 인공신경망피이드포워드제어기를 결합한 제어실험

Fig. 5.의 블록선도에 따라 PID제어기에 인공신경망 피이드포워드제어기를 결합한 제어프로그램을 작성하고 PID 제어실험에서 구해진 제어상수를 이용하여 인공신경망 피이드포워드제어기의 학습률과 모멘텀상수를 조절하면서 제어실험을 수행하였다. 이 인공신경망은 입력층 뉴런이 2개이고 출력층 뉴런이 1개이며 그리고 7개의 중간층 뉴런을 가지고 있다. 입력변수는 기대유량과 실제 출력유량이며 출력변수는 수축률이다. 인공신경망에서의 각각의 층에서의 가중치들은 난수발생함수를 이용하여 초기화되며, 활성화 함수로는 선형함수와 시그모이드 함수가 중간층뉴런과 출력층 뉴런에 각각 사용되었으며, 모멘텀상수와 적응학습방식을 이용하여 학습을 하였다. 이러한 학습은 $\epsilon$를 입

력값으로 가지는 PID제어기의 출력값인 $\bar{e}$ 를 최소화 시켜 주는 인공신경망제어기의 가중치를 찾고자 하는 데 있다. 여기에서 $z_a$는 제어하는 유량의 기대값이며 $z_k$는 플랜트의 실제 출력값이다. 인공신경망은 시스템의 출력 $z_k$가 $z_a$로 근접할 수 있는 플랜트의 입력, 즉 PID제어기의 출력값인 $u_{pID}$ 와 인공신경망제어기의 출력값인 $u_{FNC}$를 합한값, $u_k(=u_{pID}+u_{FNC})$를 찾도록 학습된다.

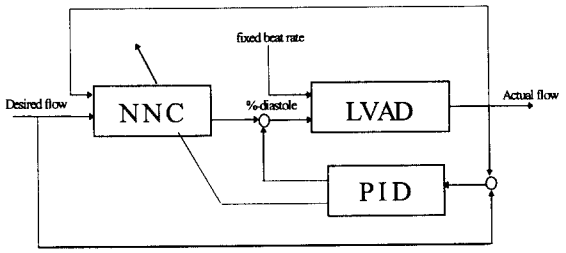



Fig. 5. Block diagram of neural network feedforward experiment

## 5. 결과

이번 연구에서 좌심실보조장치의 모델링을 구현하는 방법으로 시스템에 대한 정확하고도 정밀한 분석없이 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 실제시스템의 제어구현이 용이하다. 이 인공신경망모델을 바탕으로 하여 수행한 PID제어실험에서는 100회 박동으로 인한 전체의 최소자승오차의 합은 41.3627이다. Fig. 6.은 PID제어실험에서의 제어응답특성이다. 제어응답은 안정되어 있지만 모의순환장치 재료특성에 따른 유연성, 센서의 고유진동수, 유량흐름에 따른 관성 등의 이유로 기대값의 일정한 범위 내에서 진동을 보이고 있다. Fig. 7.은 인공신경망 피이드포워드제어기를 사용한 경우의 학습횟수에 따른 제어응답특성이다. 인공신경망의 학습은 100회를 1주기로 하며 Fig. 8.은 학습주기에 따른 최소자승오차를 보여주고 있다. 기대값에 따른 추종성능은 인공신경망의 학습이 1 ~15회인 경우에는 PID 제어기가 우수하나 학습이 진행됨에 따라 인공신경망 피이드포워드 제어기가 우수한 제어성능을 가지고 있음을 학습주기에 따른 최소자승오차의 값으로 비교하여 알 수 있다. 학습이 진행될수록 최소자승오차의 값은 감소하고 오버슈트는 줄어들고 있으며 settling time 또한 감소하고 있다. 즉, 전체 제어시스템에서 PID제어기는 시스템의 응답을 안정시켜주는 역할을 하며 인공신경망피이드포워드제어기는 시스템의 오차를 줄이고 있음을 알 수 있다.

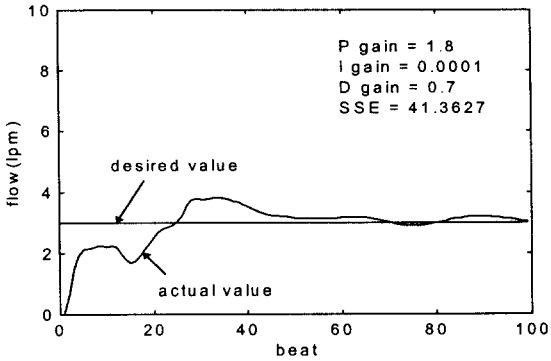
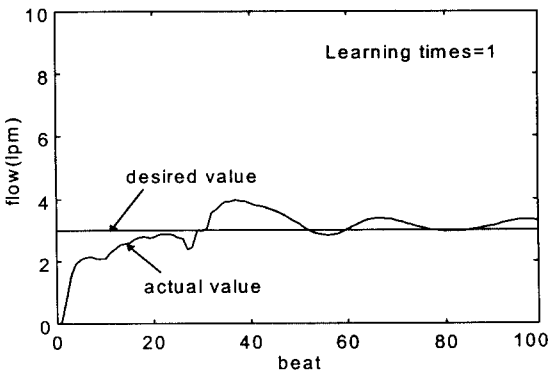
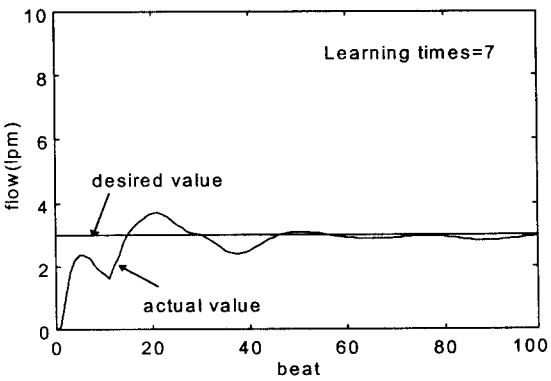


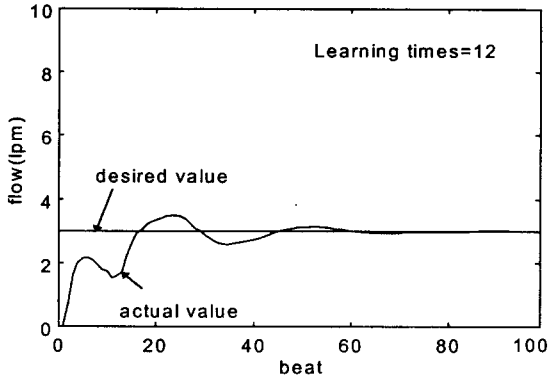

Fig. 6. Experimental response for PID control.



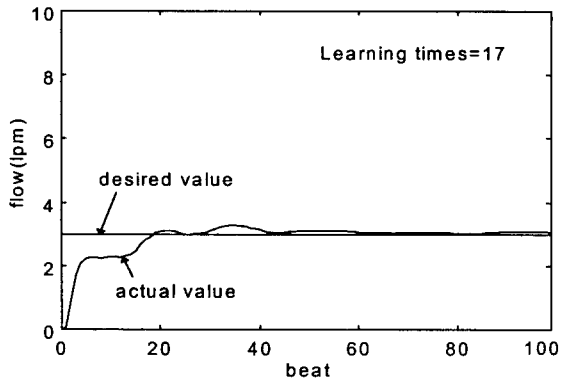

(a)



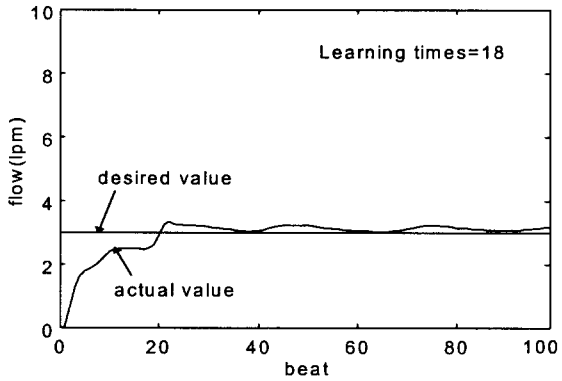

(b)




(c)




(d)




(e)

Fig. 7 Experimental responses for neural network feedforward controller

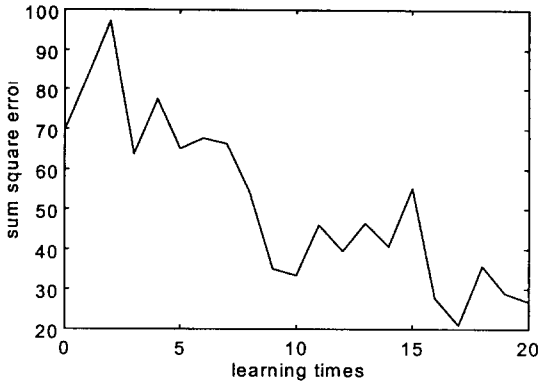



Fig. 8. Sum square error for neural network feedforward control.

## 6. 결론

본 연구에서는 인공신경망을 이용하여 좌심실보조장치를 모델링과 제어를 수행하였다. 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) 이 실험에 사용된 인공신경망피이드포워드제어기는 일반적인 PID 제어시스템에 병렬로 다층의 인공신경망을 연결한 것으로 PID제어방식보다 학습이 진행될수록 최소자승오차가 감소되므로 그 성능이 우수함을 알 수 있다.

향후의 연구과제는 다음과 같다.

1) 인공신경망의 학습지연의 단점을 극복하기 위하여 유전자알고리즘 등의 최적화기법을 이용하여 모델링하여야 겠다.

2) 좌심실로 연결된 관에서의 압력의 감소, 심장벽에서의 무리한 부하와 산소소비량을 줄이기 위해 R파와 동기식제어모드를 고려하여야 하겠다.

3) 퍼지제어기와 인공신경망을 결합하면 퍼지제어기의 정상상태오차를 줄일 수 있고 학습을 개선시키며 지역극소점에 빠지는 것도 방지할 수 있다. 그러므로

제어시스템의 성능향상을 위해서 인공신경망제어기와 퍼지제어기를 결합한 제어기를 구축하여야 하겠다.

## 7. 참고문헌


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. B. C. McInnis, J. C. Wang, "Adaptive Control System for the Artificial Heart", IEEE Fronteers of Engineering in Health Care-1982.
6. 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.
7. Makoto Yoshizawa, "Assessing Cardiovascular Dynamics During Ventricular Assistance".
8. M. Bhat and T. J. McAvoy, "Use of neural nets for dynamic modeling and control of chemical process systems", in Proc. 1990 American Control Conf. pp.1342-1347.
9. 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.
10. 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
11. 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.
12. 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.
13. 류정우, 김훈모, 김상현, "인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 제어", 한국정밀공학회, 추계학술대회, pp. 260-267, 1996.