韓國精密工學會 '96年度 秋季學術大會論文集 pp.260~266

인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 제어
Control of Left Ventricular Assist Device using Artificial Neural Network

류 정 우(성균관대 대학원), 김 훈 모(성균관대), 김 상 현(연세대)

ABSTRACT

In this paper, we presents neural network identification and control of highly complicated nonlinear Left Ventricular Assist Device(LVAD) system with a pneumatically driven mock circulation system. Generally the LVAD system need to compensate nonlinearities. Hence, it is necessary to apply high performance control techniques. 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 Identification. Once the NNI has learned the dynamic model of LVAD system, the other network, called Neural Network Controller(NNC), is designed for control of a LVAD system.

The ability and effectiveness of identifying and controlling a LVAD system using the proposed algorithm will be demonstrated by computer simulation.

Key Words : Left Ventricular Assist Device, Mock Circulation System, Neural Network Identification, Neural Network Control.

1. 서 론

심실보조장치는 인공적 심기능대체장치로써 심장질환환자들을 위하여 임시적이거나 영구적으로 인체순환계내의 심장의 기능을 보조해줄 수 있다. 심실보조장치는 적용방식에 따라 좌심실보조장치, 우심실보조장치, 양심실보조장치로 구별할 수 있고, 구동방식에 따라 공기구동식과 전기기계식으로 구별할 수 있다.[1,2,3] 그리고 제어방식에 따라 비동기 방식과 동기 방식이 있다.[4]

심실보조장치의 개발시 시스템의 모델링은 심실보조장치의 기계적 동요에 대한 순환장치의 응답을 미리 예측함으로써 바람직한 제어의 방향을 제공하기에 반드시 필요로 한다. 1970년대 이후로 많은 심혈관 시스템 모델(CardioVascular System Models, CVSM)이 제시되었으며 이러한 심혈관 시스템의 모델링은 시뮬레이션을 수행하기 위한 효과적인 도구로써 사용되어져 오고 있다.[5,6,7,8] 그러나 제안된 모델들은 대부분 연속시스템(전기적으로 아날로그 시스템)모델이며 대표적인 예는 Windkessel모델과 1988년 Capello등[6]에 의해 제시된 심실 및 심방의 수축력(forcing function)을 고려한 심혈관시스템 모델 등이다. 생체의 점성, 탄성, 컴플라이언스 성분들이 저항, 코일 그리고 컨덴서의 성분들로 표현되었다.[6,7,8] 그러나 간단한 전기적 소자로 구성되어 있기 때문에 생체가 갖는 여러 가지 특성과 신경계와 호르몬 등의 변화에 의한 돌발적인 상황이 전혀 반영되지 않으며, 그 유효성이 전혀 검정되지 않고 있다. 자연심장의 기능을 대신하기 위한 심실보조장치에 있어 생리적 변수의 적절한 조절은 매우 중요한 요소가 되어 왔다. 특히 생체는 비선형이고 시변이기 때문에 변수들의 변화에 따른 많은 제어방식이 적용되고 있다. M. Yoshizawa 등은 심실보조장치로부터의 박출량을 조절하기 위해 PI제어 알고리즘을 사용하였다.[9] 그리고 박동량과 수축률은 구동압의 조합으로 결정하였다. 그러나 PI제어알고리즘은 최적의 박출량을 얻기 위한 제어상수의 결정이 매우 어려우며 그리고 settling time 또한 매우 길다. 그리고 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 RLC소자로 구성된 전기적 순환계 모델(electrical cardiovascular model)에 의한 시뮬레이션으로 인공심장의 제어에 적응제어방식을 사용할 수 있는 가능성을 제시하였다.[10] 또한 T. Shimooka는 좌심실보조장치(Left Ventricular Assist Device, LVAD)의 음압(vacuum pressure)을 입력으로 하고 평균 대동맥압과 평균 좌심방압을 출력으로 하는 단일 입력과 다중 출력(SIMO)으로 하는 시스템에 적응제어방식을 적용하였다.[11] 여기에서 사용된 적응제어기는 인체시스템과 같은 매우 복잡한 비선형시스템인 경우 만족할 만할 성능을 보여주지 못한다. 이외에도 M. Yoshizawa등은 심실보조장치의 생리변수의 조절을 위하여 지식 베이스를

기반으로 한 퍼지로직제어기를 이용하였다.[12] 그러나 M. Yoshizawa 등에 의해 개발된 퍼지 로직 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.[13,14,15,16,17] 그리고 Narenda와 Parthasaranthy는 동적시스템의 모델링과 제어에 인공신경망의 가능성을 제시하였다.[16,17] Bhat등은 성공적으로 비선형 화학공정의 모델링에 다층 인공신경망을 적용했다. 이외에 많은 응용분야를 가지고 있다.[13,14]

그러므로 본 연구에서는 기존의 심실보조장치의 제어기로는 해결할 수 없었던 유연성을 가진 정확하고도 정밀하며 신뢰성이 뛰어난 제어를 위해 복잡한 비선형 시변 시스템인 생체 시스템을 실제적 상황을 잘 나타낼 수 있도록 인공신경망의 비선형 근사성을 이용하여 모델링하고 이를 기반으로 하여 좌심실보조장치를 인공신경망 제어기를 이용하여 제어하고자 한다.

2. 학습 알고리즘

Stone-Weierstrass의 이론으로부터 어떤 네트워크구조는 일반적으로 해석적인 근사가능성이 있다는 것을 알 수 있다. 역전파 인공신경망의 설계에 있어서 이 이론은 실제 시스템의 함수를 근사화할 수 있다는 것을 뒷받침해주고 있다. 역전파 인공신경망은 n개의 층으로 이루어진 층상화된 신경망이다. 이는 입력 패턴을 직접 받아들이는 입력층과 기대값을 출력하는 출력층, 그리고 활성화 함수로 알려진 이미 정의된 함수의 뉴런들로 이루어진 중간층이 있다. 역전파 학습 알고리즘은 다층 퍼셉트론에 델타 학습규칙을 적용한 것으로 전파와 역전파의 2가지 기본적인 학습 방식을 가지고 있다.

전파의 학습시 입력값은 각 층에 대한 출력값을 계산하기 위해 네트워크의 전방으로 진행되고 이에 의한 실제 출력값은 기대값과 비교되어진다. 역전파의 학습은 시스템의 기대값과 출력값의 오차를 줄이기 위하여 오차를 네트워크의 역방향으로 전파시켜 가중치를 변화시키면서 진행된다.

I. 전파 학습 : 우선 학습방법을 설명하기 전에 인공신경망의 출력값과 입력값, 그리고 가중치의 관계를 정확히 정의하여야 한다. 출력층 k의 출력값은 벡터 o_k이며, 뉴런은 활성화 함수 f_k를 가지고 있다. 그리고 가중치 행렬 w_{jk}에 의해 중간층 벡터 o_j에 연결되어 있다. 각 뉴런에 대한 입력값은 식(1)과 같다. 출력값은 식(2)와 같다. 또한 중간층 j의 출력값은 벡터 o_j이며 뉴런은 활성화 함수 f_j를 가지고 있다.

$$net_k = \sum_j o_j w_{jk} \tag{1}$$

$$o_k = f_k(net_k) \tag{2}$$

그리고 가중치 행렬 w_{ij}에 의해 입력층 벡터 o_i에 연결되어 있다. 각 뉴런에 대한 입력값은 식(3)과 같다.

$$net_j = \sum_i o_i w_{ij} \tag{3}$$

그리고 출력값은 식(4)와 같다.

$$o_j = f_j(net_j) \tag{4}$$

최소자승법에 의해 명명되어진 오차함수 E는 식(5)와 같이 정의되어 진다.

$$E = \frac{1}{2}\sum_k (t_k - o_k)^2 \tag{5}$$

여기에서 t_k와 o_k는 기대값과 실제 네트워크의 출력값이다. 역전파 인공신경망 학습은 오차함수를 최소화하는 방향으로 진행된다.

II. 역전파 학습 : 주어진 입력 벡터에 대하여 최소 자승법은 기울기 경사법을 사용하여 신경망의 오차를 최소로 하는 가중치 벡터를 찾는다. 이러한 방법은 오차가 작아질수록 시스템을 안정된 가중치에 도달하게 한다. 학습규칙은 식(6)과 같으며 그리고 가중치의 오차에 대한 변화값은 식(7)과 같다. 이러한 관계로부터, ε는 학습률이고 α는 모멘텀 상수이며 이들은 네트워크의 학습의 정도를 나타내주고 있음을 알 수 있다. 출력층에 대하여 δ_k는 식(8)과 같다.

$$\triangle w_{ij} = -\frac{\partial E}{\partial w_{ij}} \tag{6}$$

$$\triangle w_{ij} = \varepsilon o_j \delta_j + \alpha \triangle w_{ij} \tag{7}$$

$$\delta_k = (t_k - o_k) f_k' \tag{8}$$

그러나 네트워크내부의 중간층의 델타값은 즉각적으로 구해지지 않는다. 중간층의 δ_j는 식(9)를 이용하여 반복적으로 구해진다.

$$\delta_j = f_j' \sum_k \delta_k w_{jk} \tag{9}$$

여기에서 δ_k와 w_{jk}는 출력층의 오차값에 의해 역전파되어 결정되어지는 값들이다. 그리고 가중치의 변화된 값들은 다음과 같다.

$$w_{jk}^{new} = w_{jk}^{old} + \triangle w_{jk}$$
$$w_{ij}^{new} = w_{ij}^{old} + \triangle w_{ij} \quad (10)$$

이것이 바로 일반화된 델타학습규칙이다. 이러한 학습규칙을 가지고 인공신경망은 오차의 허용치를 만족할 때까지 학습이 된다.

3. 좌심실보조장치

공압식 좌심실보조장치는 혈액펌프와 구동장치로 나누어진다. 혈액펌프는 압축공기를 에너지원으로 하여 혈액을 박출하는 기능을 하며, 구동장치는 혈액펌프에 공급되는 공기의 흐름을 조절하는 기능을 한다. 개발된 심실보조장치는 모의순환장치에 의해 평가되었다.

-좌심실보조장치의 혈액펌프

공기구동식 심실보조장치에서 혈액펌프는 다이어프램식을 기본 모델로 하여 윗부분인 하우징(housing)과 중간의 다이어프램(diaphragm), 그리고 아랫부분의 백 플레이트(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 최적 구조가 알려지고 있지 않으므로 현재까지는 최대한 완만한 구조가 되도록 설계하였다. 다이아프램의 재료로는 segmented 폴리우레탄(pellatane)을 사용하였다. 이 재료를 DMAC 용매에 용해시켜서 15%용액을 만든 다음 금속 금형을 용액에 디핑하여 건조기에 건조시킨다. 이 과정을 20-25회 반복한다. 두께는 0.1mm내외로 내구성을 높이기 위해 두 장을 겹쳐서 사용하였다.

-좌심실보조장치의 구동장치

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, 수축률과 심박동률을 자유로이 조절할 수 있는 기능을 갖추었다. 환자의 상태에 따라 수축기율과 심박동률을 조절할 필요가 있으므로 80x86계열의 컴퓨터를 사용하여 솔레노이드 밸브의 작동주기를 제어한다. 제어에 사용되는 인터페이스 카드는 8255A-PPI의 LSI를 이용하여 제작하였다. 제어방식은 비동기 방식을 채택하였으며, 구동압력의 조절은 레귤레이터를 이용하여 조정하였다.

-좌심실보조장치에 대한 모의순환장치

좌심실보조장치의 성능을 시험하기 위하여 모의순환장치를 제작하였다. 모의순환장치의 구성은 3-element Windkessel model을 기본으로 하였는데 이의 변경된 구조인 2개의 유체저항을 1개로 줄이고 저항을 커패시터와 직렬로 연결하여 구성하였다.(Fig. 1. 참조) 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. 좌심실보조장치의 유출관에 유량계를 설치하여 유량을 측정한다.

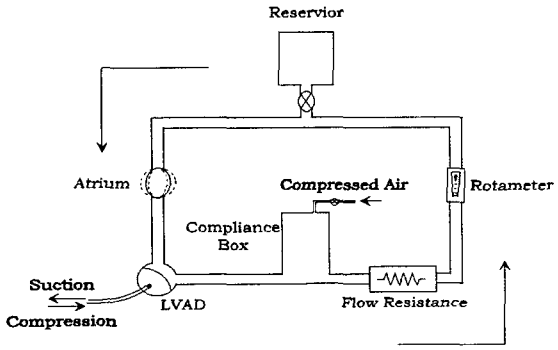


Fig. 1. Mock Circulation System and Left Ventricular Assist Device

4. 좌심실보조장치의 생리적 제어변수

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.

.매분 60 ~ 90회정도의 박동수를 가지는 심장의 심박출량을 가변시킬 수 있는 제어 메카니즘에는 1)내인성에 의한 조절 2) 신경계에 의한 조절 3)호르몬에 의한 조절의 세가지가 있다. 여기에서 내인성에 의한 조절은 심장의 전부하가 변화할 때 Starling법칙에 따라 1회 박출량이 변화하는 방식이다. Fig. 2.는 심장의 박출량과 전부하의 관계를 나타낸 것이다. 이는 심장의 sensitivity curve라고도 불리우며 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 sensitivity curve에서의 동작점이 이동하며, 이는 심박출량의 변화를 수반한다. 호르몬에 의한 조절은 혈액중에 분비된 호르몬의 작용으로 직접적으로 수축 및 확장을 제어한다. 일반적으로, 유량이 일정수준을 유지하면 전부하는 좌심실보조장치에 의해 적절한 범위내에 존재하게 된다. 또한 유량은 구동압과 수축률을 조절하여 제어가 가능하다. 이번 연구에서는 수축률이 구동압보다 전기적으로 제어하기가 더욱 간단하기 때문에 심박동률과 수축률을 생체시스템의 상태를 나타낼 수 있는 제어할 수 있는 주요 변수로 가정한다. 그러므로 유량은 수출률과 함께 심박동률을 변화시켜서 조절할 수가 있다.

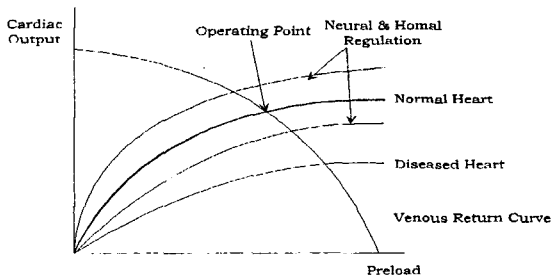


Fig. 2. sensitivity curve

5. 신경망을 이용한 좌심실보조장치의 모델링

좌심실보조장치의 모델링에 사용된 인공신경망은 입력층 뉴런이 4개이고 출력층 뉴런이 1개이며, 그리고 17개의 중간층 뉴런을 가지고 있다. 입력변수는 심박동률(heart rate, HR)과 수축률(systole-diastole rate, SDR), 그리고 심박동률과 수축률의 변화량이며, 출력변수는 유량(flow rate)이다. 인공신경망 각각의 층에서의 가중치들은 난수발생함수를 이용하여 초기화되며, 활성화함수로는 시그모이드함수가 중간층 뉴런과 출력층 뉴런에 사용되였다. 기존의 일정 상수의 학습률을 가지고는 비선형성이 심한 심실보조장치에 적용하기에는 학습시간이 오래걸리므로 학습시간을 줄이기 위해 적응학습방법을 사용하였다. 적응학습방법은 학습이 안정된 상태로 있는 한 가능하게 큰 학습률을 가지는 방법으로 오차값의 비가 증가할 경우 학습률을 감소시키고, 비가 감소할 경우 학습률을 증가시킨다. 그러므로 학습시간의 상당한 단축이 기대된다. 변수들의 값들은 모의순환실험장치에서 0.01sec(10msec)단위로 샘플링되었으며 이들의 평균값들은 인공신경망 모델의 변수로써 사용된다. 좌심실보조장치의 인공신경망모델은 20,000여번의 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.

6. 신경망을 이용한 좌심실보조장치의 제어

좌심실보조장치의 제어기에 사용된 인공신경망은 입력층 뉴런이 2개이고 출력층 뉴런이 2개이며, 그리고 21개의 중간층 뉴런을 가지고 있다. 입력변수는 원하는 유량과 실제의 유량이며, 출력변수는 실제 유량이다. 인공신경망 각각의 층에서의 가중치들은 난수발생함수를 이용하여 초기화되며, 활성화함수로는 선형함수와 시그모이드함수가 중간층 뉴런과 출력층 뉴런에 각각 사용되였다. 적응학습방법을 사용하여 학습을 하였다. 이러한 학습은 오차함수 E_c를 최소화시켜 주는 인공신경망제어기의 가중치를 찾고자 하는데 있다.

$$E_c = \frac{1}{2}(z_d - z_k)^2 \tag{11}$$

좌심실보조장치플랜트의 출력오차인 $(z_d - z_k)$는 알고 있지만, 제어기를 학습하기 위해서는 제어기의 출력값인 u_k의 오차를 알아야 한다. 그러기 위해서는 플랜트의 쟈코비언을 알아야 한다. 다행히도 플랜트가 인공신경망에뮬레이터이기 때문에 플랜트의 출력오차를 인공신경망에뮬레이터를 통해 식(6) ~ (11)을 이용하여 역전파시킬 수 있다. 인공신경망은 시스템의 출력 z_k가 z_d로 근접할 수 있는 플랜트의 입력 u_k를 찾도록 학습된다.

7. 결 과

본 논문에서는 좌심실보조장치의 모델링을 구현하는 방법으로 시스템에 대한 정확하고도 정밀한 분석없이 블랙박스로 시스템의 모델링이 가능한 인공신경망을 사용하여 시스템을 모델링하였다. 그리고 모의순환실험장치를 통하여 인공신경망의 유효성과 그 성능을 검증하였다. 기존의 모델링에서는 신경계와 호르몬 등의 변화에 대응하는 시스템을 구축할 수 없으며 고려해야 할 파라미터의 모든 관계를 수식적으로 표현하는 것은 불가능하다. 또한 비선형성의 실제 시스템을 단순화시켜 선형시스템으로 가정한 후 해석을 하였으므로 좌심실보조장치와 같은 복잡하고 돌발적인 상황이 발생하기 쉬운 실제의 비선형시스템에 적용하기에는 문제점을 가지고 있다. 그러므로 안정성과 복잡한 비선형성 등의 보완을 위하여 간단하면서도 비선형근사성이 우수한 인공신경망을 사용하여 생체시스템을 모델링하였다. Fig. 3.에는 좌심실보조장치가 임의의 상태를 갖는 시스템으로 나타날 수 있도록 난수발생함수를 이용

한 심박동률과 수축률의 입력변수들을 보여주고 있다. Fig. 4.에서는 입력변수에 대응하여 출력변수 즉, 유량의 변화를 보여주고 있다. 파형은 심박동률과 수축률을 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. 5.에는 학습에 대한 오차를 보여주고 있으며 Fig. 6.에서는 인공신경망의 장점인 비선형근사성이 잘 나타나고 있다. 좌심실보조장치의 일정한 심박출량을 제어하기 위해 인공신경망을 이용한 제어기를 제시하였다. Fig. 7.은 인공신경망제어기의 제어변수로써 심박동률과 수축률을 사용한 경우의 제어응답특성을 나타낸다.

8. 결 론

좌심실보조장치의 모델링과 제어를 인공신경망을 이용하여 수행하였다. 이번 연구에서는 다음과 같은 점에서 중요한 의미를 가지고 있다.

1) 간단한 전기적 소자로 모델링된 시스템으로는 불가능했던 신경계나 호르몬등의 변화에 대응하는 시스템의 구축이 인공신경망으로는 모든 상황을 반영하는 시스템의 모델링이 가능하다.

2) 기존의 제어의 기반이 된 모델들보다 훨씬 실제적 상황을 잘 나타내는 생리적 모델을 개발하여 사용하였기 때문에 정상상태 또는 비정상상태의 동적 상태를 예측함으로써 실제적 상황에 대처할 수 있는 제어시스템의 구현이 용이하리라 기대된다.

3) 사용한 제어변수들이 심박출량의 조절을 위한 중요한 변수들이므로 충분한 심박출량을 보장하는 좌심실보조장치를 개발할 수 있는 충분한 가능성을 가지고 있다.

향후의 연구과제는 다음과 같다.

1) 인공신경망을 이용한 모델링과 제어는 학습지연으로 인한 긴 학습시간의 단점을 가지고 있다. 그러므로 인공신경망의 단점을 극복하기 위해 유전자 알고리즘등의 최적화 기법을 이용하여 학습시간을 단축하여야 하겠다.

2) 인공신경망을 이용한 모델이 더 유연성을 가지도록 할 필요가 있으며 또한 좌심실로 연결된 관에서의 압력의 감소와 그리고 심장벽에서의 무리한 부하와 산소소비량을 줄이기 위해 R파 동기식의 제어모드를 고려하고자 한다.

3) 인공신경망제어기는 비선형근사, 학습능력 그리고 분산구조 등의 특징을 가지고 있으나 시스템이 불안정(unstability)한 경우에 문제점을 가지고 있다. 그러므로 노이즈와 변수의 값의 변화에 대한 강인성과 안정성 등의 시스템의 성능을 향상시키기 위해서는 기존의 PID제어기에 인공신경망제어기를 결합한 피이드포워드제어기를 설계하고자 한다.

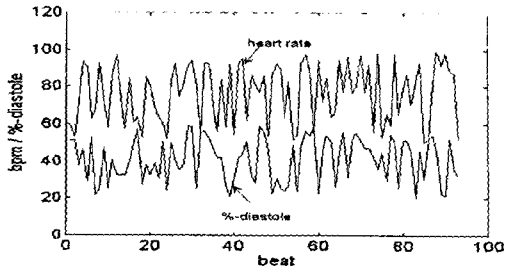


Fig. 3. input variables of NNI

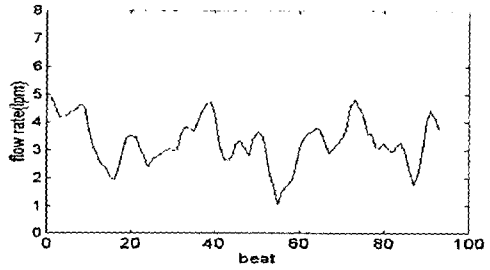


Fig. 4. output variables of NNI

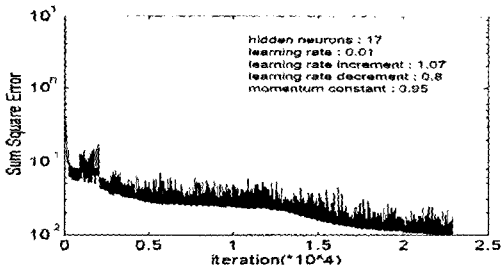


Fig. 5. sum square error of NNI

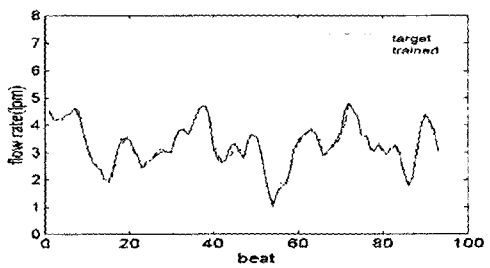
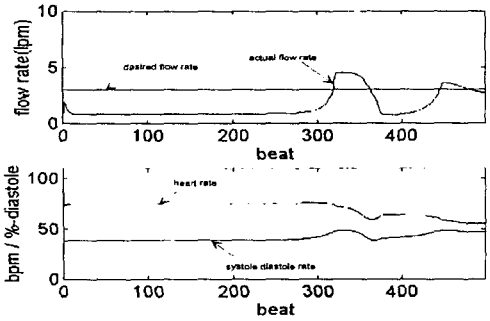
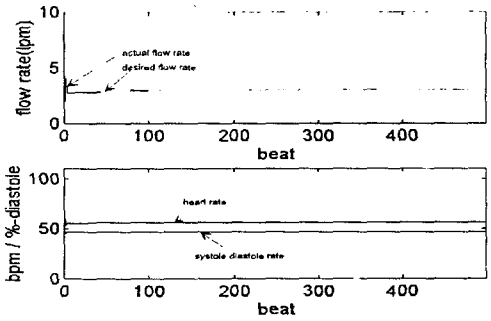


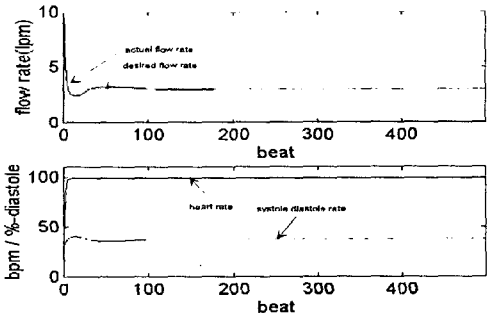
Fig. 6. nonlinear approximation of NNI



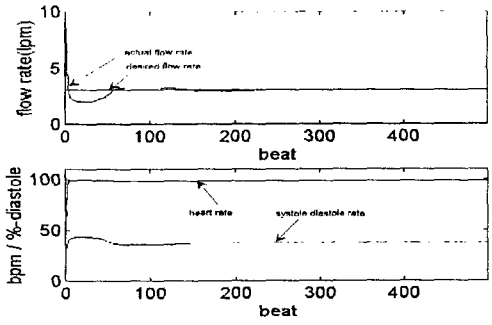
(a) N=1



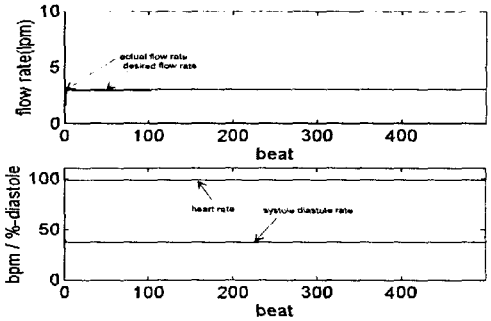
(b) N=2



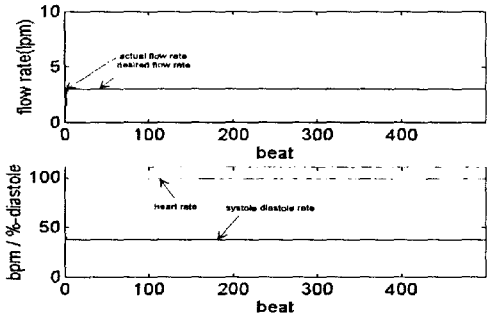
(c) N=5



(d) N=10



(e) N=20



(f) N=30

Fig. 7. response of flow rate by NNC
(a) N = 1 : at 1st learning
(b) N = 2 : at 2nd learning
(c) N = 5 : at 5th learning
(d) N = 10 : at 10th learning
(e) N = 20 : at 20th learning
(f) N = 30 : at 30th learning

참 고 문 헌

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., 11:103-16, 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., 9:415-23, 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., 102 : 578-87, 1991.

4. David J. Farrar, Peter G. Compton, John H. Lawson, James J, Hershon, J. Donald Hill, "Control Modes of Clinical Ventricular Assist Device", IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY MAGAZINE, 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. 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.
10. B. C. McInnis, J. C. Wang, "Adaptive Control System for the Artificial Heart", IEEE Fronteers of Engineering in Health Care-1982.
11. 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.
12. Makoto Yoshizawa, "Assessing Cardiovascular Dynamics During Ventricular Assistance".
13. 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.
14. 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.
15. 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
16. 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.
17. 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.