

인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 제어 시뮬레이션

김 상 현*, 정 성 태**, 김 훈 모***

*연세대학교 심혈관연구소, **성균관대학교 대학원, ***성균관대학교 기계공학부
(1997년 9월 18일 접수, 1998년 1월 13일 채택)

Control Simulation of Left Ventricular Assist Device using Artificial Neural Network

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

*Cardiovascular Research Institute, Yonsei University

**Graduate School of Sungkyunkwan University

***School of Mechanical Eng., Sungkyunkwan University

(Received September 18, 1997, Accepted January 13, 1998)

요 약 : 본 연구에서 복잡한 비선형적 특성을 갖는 공압식 좌심실보조장치의 모델링과 제어에 인공신경망을 제안하였다. 일반적으로 좌심실보조장치는 비선형이 보상되어야 하는데 인공신경망은 학습능력에 의해 비선형 동적 시스템의 제어에 적용될 수 있다. 인공신경망 모델링을 통해 좌심실보조장치의 동적 모델을 모델링하고 이를 기반으로 하여 인공신경망 제어가 설계되었다. 제안된 알고리즘을 이용한 좌심실보조장치의 모델링과 제어 성능 및 유효성은 컴퓨터 시뮬레이션에 의해 증명되었다.

Abstract : In this paper, we present a neural network identification and a control of highly complicated nonlinear left ventricular assist device(LVAD) system with a pneumatically driven mock circulation system. Generally, the LVAD system needs to compensate for nonlinearities. 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(NNI). Once the NNI has learned the dynamic model of the LVAD system, the other network, called neural network controller(NNC), is designed for a control of the LVAD system. The ability and effectiveness of identifying and controlling the LVAD system using the proposed algorithm will be demonstrated by computer simulation.

Key words : Left ventricular assist device, Neural network identification(NNI), Neural network controller(NNC).

서 론

심실보조장치(Ventricular assist device)는 인공적 심기능대체장치로서 심장질환자들을 위하여 임시적이거나 영구적으로 심장의 기능을 보조해줄 수 있다. 심실보조장치는 적용방식에 따라 좌심실보조장치, 우심실보조장치, 양심실보조장치로 구별할 수 있고, 구동방식에 따라 공기구동식과 전기기계식으로 구별할 수 있다[1-3]. 그리

고 제어방식에 따라 비동기 방식과 동기 방식이 있다[4]. 이러한 심실보조장치의 개발시 시스템의 모델링은 심실보조장치의 기계적 동요(mechanical disturbance)에 대한 혈액순환계의 응답을 미리 예측함으로써 바람직한 제어의 방향을 제공하기에 반드시 필요로 한다. 1970년대 이후로 많은 심혈관시스템모델(cardiovascular system models, CVSM)이 제시되었으며 이러한 심혈관시스템의 모델링은 시뮬레이션을 수행하기 위한 효과적인 도구로써 사용되어져 오고 있다[5-11]. Avanzolini등[6,7]은 심방과 심실의 수축력을 고려한 심혈관 시스템 모델을 제시하였다. Sekii등[8]은 좌심실보조장치의 박출량과 대동맥압

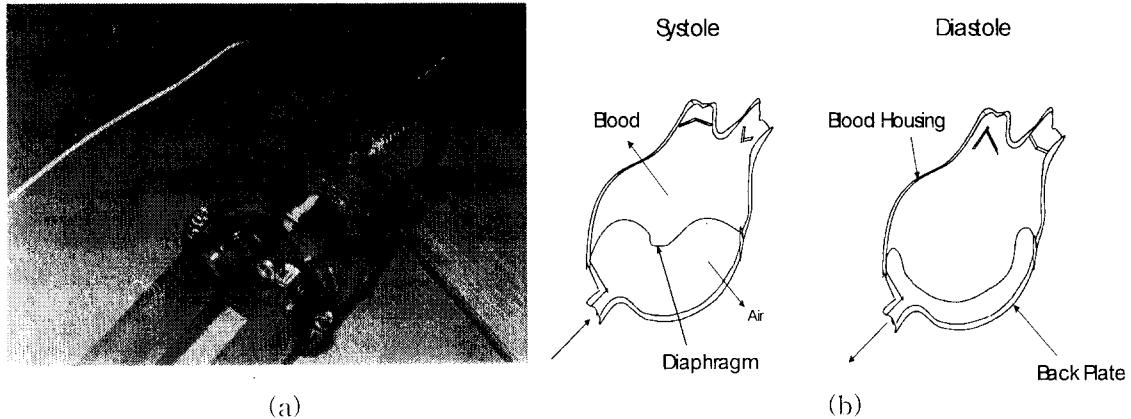


그림 1. 혈액펌프의 모양 (a) 혈액펌프의 사진 (b) 혈액펌프의 개략도
 Fig. 1. Blood pump (a) Photograph of blood pump (b) Schematic diagram of blood pump

만으로 심장의 박출혈류량을 추정할 수 있는 심혈관 시스템의 모델을 제시하였다. 또한 이와 비슷한 방법으로 Yoshizawa 등 [11]은 좌심실보조장치의 박출량과 대동맥압만으로 심장의 박출혈류량을 추정할 수 있는 전기적 소자로 구성된 심혈관시스템의 모델을 제시하였다. 제안된 모델들은 대부분 연속시스템(전기적으로 아날로그 시스템) 모델이며 생체의 점성, 탄성, 그리고 컴플라이언스 성분들이 저항, 코일 그리고 커패시터의 성분들로 표현되었다. 그러나 이러한 심혈관 시스템 모델들은 간단한 전기적 소자로 구성되어 있기 때문에 생체가 갖는 여러 가지 특성 또는 신경계와 호르몬 등의 변화에 의한 돌발적인 상황이 전혀 반영되지 않았으며, 그 유효성이 전혀 검증되지 않고 있다.

생체심장의 기능을 대신하기 위한 심실보조장치에 있어 생리적 변수의 적절한 조절은 매우 중요한 요소이다. 특히 생체는 비선형이고 시변이기 때문에 변수들의 변화에 따른 많은 제어방식이 적용되었다. Yoshizawa 등 [12]은 심실보조장치로부터의 박출량을 조절하기 위해 PI 제어 알고리즘을 사용하였다. 그리고 박동량과 수축기율은 구동압의 조합으로 결정하였다. 그러나 PI 제어 알고리즘으로는 비선형성이 강한 심실보조장치의 정밀한 제어가 어렵다는 것을 보여주었다. 그리고 McInnis와 Wang [13]은 좌우 심실을 구동하기 위한 공기압을 입력으로 하고 평균 대동맥압, 평균 심박출량, 평균 폐동맥압을 출력으로 하는 다중 입력과 다중 출력(MIMO)의 적응제어기를 구성하고 RLC 소자로 구성된 전기적 순환계 모델(electrical cardiovascular model)에 의한 시뮬레이션으로 인공심장의 제어에 적응제어방식을 사용할 수 있는 가능성을 제시하였다. 또한 Shimooka 등 [14]은 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. 여기에서 사용된 적응제어기는 인체시스템과 같은 매우 복잡한 비선형시스템인 경우 만족할 만한 성능을 보여주지 못한다. 이외에도 Yoshizawa 등 [15]은 심실보조장치의 생리변수의 조절을 위하여 지식 베이스를 기반으로 한 퍼지로지제어기를 이용하였다. 그러나 이 퍼지로지 제어기는 우선 퍼지 규칙을 만들기 위해서는 반드시 의학전문가가 필요하다는 단점이 있고, 만들어진 규칙 또한 유연성을 가지기가 어렵다. 보편적 근사화 방법으로 인공신경망은 비선형 동적 시스템의 모델링과 제어에 광범위한 응용이 가능함이 알려졌다 [16-20]. 그리고 Narendra와 Parthasarathy [16, 17]는 동적 시스템의 모델링과 제어에 인공신경망의 가능성을 제시하였다. Bhat 등 [18, 19]은 성공적으로 비선형 화학공정의 모델링에 다층 인공신경망을 적용했다.

따라서 본 연구에서는 기존의 심실보조장치의 제어기로는 해결할 수 없었던 비선형 생체시스템의 제어를 위해 인공신경망을 이용하여 좌심실보조장치를 모델링하고 이를 기반으로 하여 좌심실보조장치를 인공신경망 제어기를 이용하여 제어하고자 한다.

좌심실보조장치

공압식 좌심실보조장치는 혈액펌프와 구동장치로 나누어진다. 혈액펌프는 압축공기를 에너지원으로 하여 혈액을 박출하는 기능을 하며, 구동장치는 혈액펌프에 공급되는 공기의 흐름을 조절하는 기능을 한다. 개발된 심실보조장치는 모의순환장치(mock circulatory system)에 의해 평가되었다.

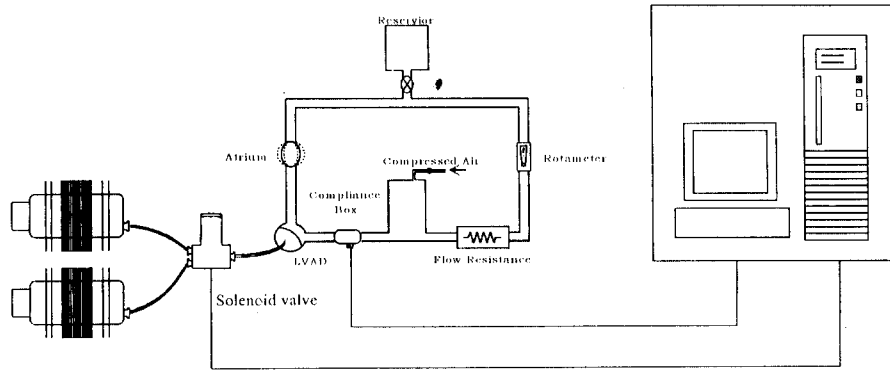


그림 2. 좌심실보조장치와 연결된 전체시스템의 개략도
Fig. 2. Schematic diagram of Left Ventricular Assist Device

1. 혈액펌프

공기압구동식 심실보조장치에서 혈액펌프는 다이어프램식(diaphragm-type)을 기본 모델로 하여 윗부분인 하우징(housing)과 중간의 다이어프램(diaphragm), 그리고 아랫부분의 백 플레이트(back plate)의 3부분으로 나누어서 제작하였다. 다이어프램의 재료로는 segmented pellathane[®] (Dow Chem., U.S.A)을 사용하였으며 혈액펌프의 인공관막은 기계관막인 CarboMedics[®] (CarboMedics, U.S.A)를 사용하였다. 제작된 혈액펌프의 최대심박동량(stroke Volume)은 85cc이다. 그림 1은 제작된 혈액펌프의 사진(a)과 그 구조를 나타내는 개략도(b)이다.

2. 구동장치

좌심실보조장치를 구동하기 위한 구동회로는 인터페이스회로 부분과 솔레노이드밸브를 구동하는 신호발생 회로 부분과 센서시스템의 아날로그 유량신호를 디지털 유량신호로 바꾸는 아날로그/디지털 변환회로부분 그리고 변환된 디지털 유량신호로 바꾸는 연산자 증폭기를 이용하여 신호를 증폭하는 신호증폭회로 부분으로 구성된다. 양압과 음압의 공기압을 발생시키기 위해 양압용과 음압용의 두 개의 리니어식 펌프를 사용하였다. 그리고 24volt 3way 솔레노이드 밸브를 사용하여 양압과 음압이 교대로 들어가도록 공기통로를 변환시킨다. 제작한 구동장치에는 공기압력, 수축기율과 심박동수를 자유로이 조절할 수 있는 기능을 갖추었다. 환자의 상태에 따라 수축기율과 심박동수를 조절할 필요가 있으므로 80×86계열의 컴퓨터를 사용하여 솔레노이드 밸브의 작동주기를 제어한다. 제어에 사용되는 인터페이스 카드는 8255A-PPI의 LSI를 이용하여 제작하였으며 솔레노이드밸브를 구동하는 신호 발생회로는 C2334의 npn형 트랜지스터를 사용하고 있다. 디지털 변환회로 부분에는 ADC0804를 사용하였다.

제어방식은 비동기 방식을 채택하였으며, 구동압력의 조절은 레귤레이터를 이용하여 조정하였다.

3. 모의순환장치

좌심실보조장치의 성능을 시험하기 위하여 모의순환장치를 제작하였다. 모의순환장치의 구성은 3-element Windkessel model[5]을 기본으로 하였는데 이의 변경된 구조인 2개의 유체저항을 1개로 줄이고 저항을 커패시터와 직렬로 연결하여 구성하였다.(그림 2 참조) 유체저항(flow resistance)은 순환관의 유효단면적을 기계적으로 줄일 수 있도록 하여 인체혈관의 혈류저항을 유도하였고 혈관의 탄력성을 유도하기 위하여 공기압력실(compliance box)을 만들어 압력실의 공기압을 조절함으로써 인체혈관의 컴플라이언스 효과를 갖도록 하였다. 좌심실보조장치의 유출관에 유량센서를 설치하여 유량을 측정하였다. 그림 2는 전체시스템의 개략도이다.

좌심실보조장치의 특성

실제 인공심장을 생체 조건에 맞게 제어하기 위해서는 심박출량의 조절이 우선되어야 하는데 이를 위해 생체 시스템의 제어변수로서 심박동수와 수축기율을 이용하여 유량을 조절할 수 있다. 심박동수와 수축기율이 유량변화에 미치는 영향은 다음과 같다.

1. 심박동수(beat rate, BR)와 유량(flow rate)과의 관계

이 실험에서 심박동수를 50bpm에서 120bpm까지 10bpm씩 증가시키면서 유량계를 사용하여 유량을 100회 측정하여 평균값을 취하였다.(그림 3(a)). 이때 수축기율은 20~70% 범위 내에 고정되어 있다. 고정된 수축기율에 대해 심박동수를 증가시키면 어느 정도까지는 유량이

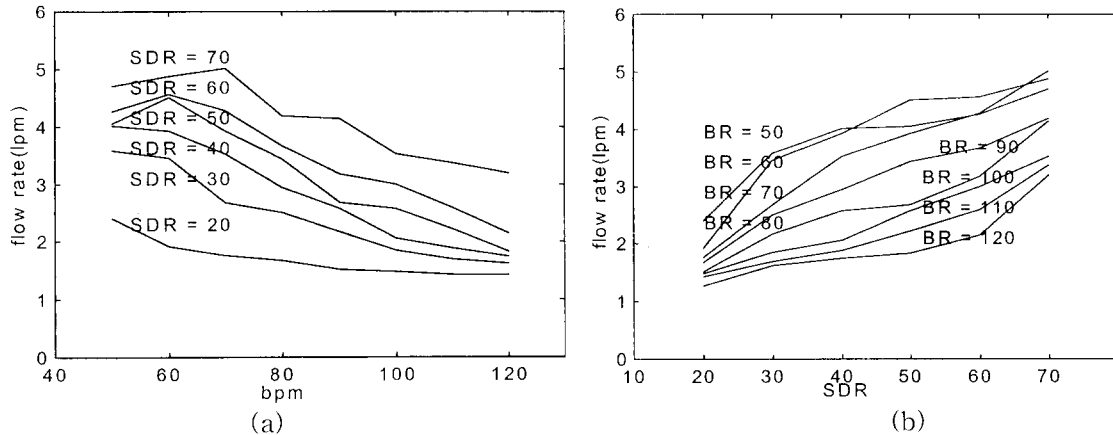


그림 3. 심박동수와 수축기율이 유량변화에 미치는 영향
(a) 심박동수와 유량과의 관계 (b) 수축기율과 유량과의 관계

Fig. 3. Relation between BR/SDR and flow rate

(a) Relation between BR and flow rate (b) Relation between SDR and flow rate

증가하나 그 이후는 감소하는 것을 알 수 있다. 좌심실보조장치에 공급되는 공기펌프의 양압은 340mmHg이며 진공펌프의 음압은 -40mmHg로 조절하였다.

2. 수축기율(systole-diastole rate, SDR) 과 유량(flow rate)과의 관계

수축기율을 20%에서 70%까지 10%씩 증가시켜가면서 유량계를 사용하여 유량을 100회 측정하였다.(그림 4 (b)) 이때 고정된 심박동수에 대해 수축기율의 비율 증가시킬수록 심박출량이 증가한다는 것을 알 수 있다. 좌심실보조장치에 공급되는 공기펌프의 양압은 340mmHg이며 진공펌프의 음압은 -40mmHg로 조절하였다.

결과적으로, 심박동수와 수축기율을 적당히 변화시켜가면서 심박출량을 원하는 유량으로 조절할 수 있다는 것을 알 수 있다.

인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 모델링

좌심실보조장치의 모델링에 사용된 인공신경망은 입력층 뉴런이 5개이고 출력층 뉴런이 1개이며, 그리고 17개의 중간층 뉴런을 가지고 있다. 입력변수는 심박동수와 수축기율, 심박동수와 수축기율의 변화량, 그리고 실제유량이며, 출력변수는 유량이다. 인공신경망 각각의 층에서의 가중치들은 난수발생함수를 이용하여 초기화되며, 활성화함수로는 시그모이드함수가 중간층 뉴런과 출력층 뉴런에 사용되었다. 기존의 일정 상수의 학습률을 가지고는 비선형성이 심한 심실보조장치에 적용하기에는 학습시간이 오래 걸리므로 학습시간을 줄이기 위해 적응학습방법을 사용하였다. 적응학습방법은 학습이 안정된 상태로 있

는 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 30,000여번의 역전파 학습을 통해 0.01의 오차를 갖게 되었으며 이는 좌심실보조장치와 같은 시스템으로 간주될 수 있다. 그리고 학습된 인공신경망은 제어시스템의 구현시 좌심실보조장치의 인공신경망 에뮬레이터(neural network identification emulator, NNI emulator)로 사용되어진다. 학습된 후의 인공신경망은 좌심실보조장치의 입력과 출력의 관계를 잘 나타내주고 있다.[21]

인공신경망을 이용한 좌심실보조장치의 제어

좌심실보조장치의 유량제어실험에 앞서 인공신경망에 플레이터를 기반으로 시스템의 경향과 특성을 알아보기 위하여 인공신경망제어기를(neural network controller, NNC) 이용한 제어시뮬레이션을 수행하였다. 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 사용되었다. 그리고 학습시간의 단축과 지역극소점에 빠지는 인공신경망의 단점을 보

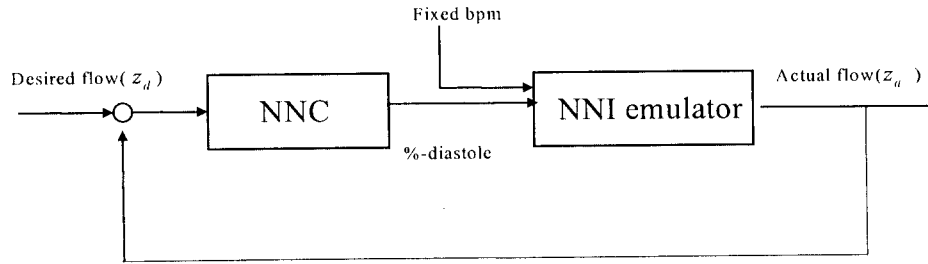


그림 4. 인공신경망제어를 위한 블록선도
Fig. 4. Block diagram for neural network control

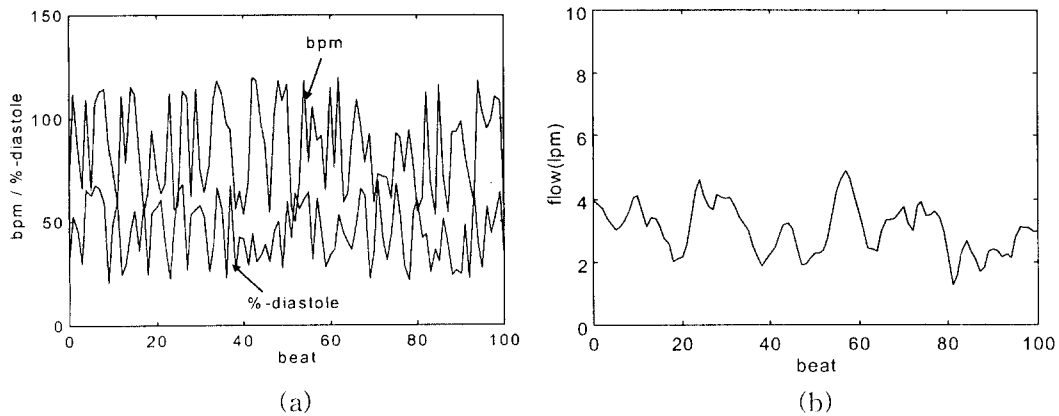


그림 5. 인공신경망의 입·출력변수들
(a) 입력변수(심박동수, 수축기율) (b) 출력변수(유량)
Fig. 5. Variables of neural network identifier.
(a) Input variables(BR, SDR) (b) Output variable(flow rate)

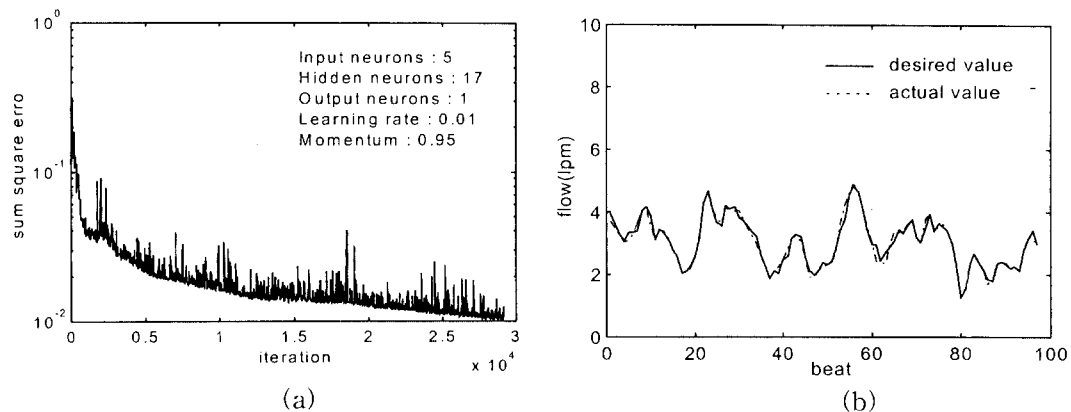
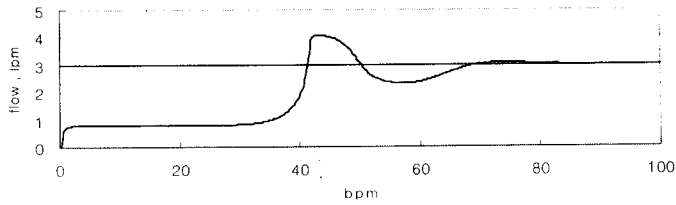


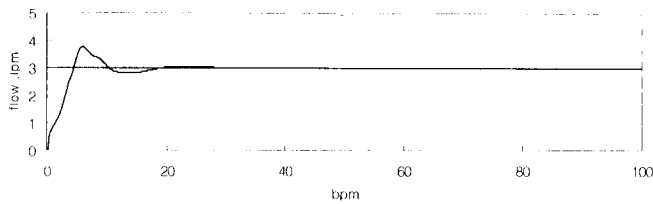
그림 6. 인공신경망의 최소자승오차와 비선형근사성
(a) 인공신경망의 최소자승오차 (b) 인공신경망의 비선형근사성
Fig. 6. Sum square error and nonlinear approximation of neural network identifier (a) Sum Square error of neural network identifier (b) Nonlinear approximation of neural network identifier

완하기 위하여 모멘텀상수와 적응학습방식을 사용하여 학습을 하였다. 이러한 학습은 원하는 유량과 실제유량의 차이를 최소화시켜 주는 인공신경망제어기의 가중치를 찾고자 하는데 있다. 즉, 충분히 학습된 인공신경망 예말레

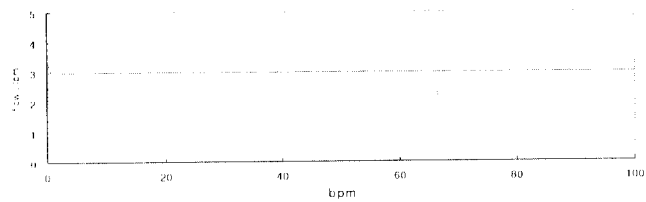
이터를 좌심실보조장치로 간주하여 이를 기반으로 인공신경망제어기를 실제유량이 원하는 유량으로 근접하도록 학습시키는데 목적이 있다. 그림 4는 인공신경망 제어시뮬레이션을 위해 구성한 블록선도이다.



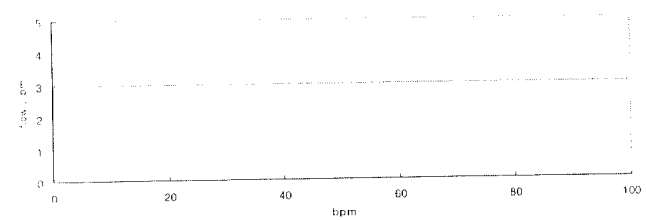
(a) N=1 : at 1st learning



(b) N=2 : at 2nd learning



(c) N=5 : at 5th learning



(d) N=10 : at 10th learning

(e) N=20 : at 20th learning

그림 7. 인공신경망제어기를 사용한 경우의 유량의 응답특성
Fig. 7. Responses of flow rate by NNC

결 과

본 논문에서는 좌심실보조장치의 모델링을 구현하는 방법으로 시스템에 대한 정확하고도 정밀한 분석 없이 블랙 박스로 시스템의 모델링이 가능한 인공신경망을 사용하여 시스템을 모델링하였다. 그리고 모의순환실험장치를 통하

여 인공신경망모델링의 유효성과 그 성능을 검증하였다. 이는 기존의 모델링에서는 표현할 수 없었던 인체시스템의 신경계와 호르몬 등의 변화에 따른 영향을 잘 반영할 뿐만 아니라 정상상태 또는 비정상상태의 동적상태를 예측함으로써 비선형적 특성을 가진 실제제어시스템의 구현이 용이하다. 그림 5에서는 좌심실보조장치가 임의의 상태를 갖는 시스템으로 나타날 수 있도록 난수발생함수를 이용한 심박동수와 수축기율의 입력변수들과 입력변수에 대응하는 출력변수 즉, 유량의 변화를 보여주고 있다. 과형은 심박동수와 수축기율을 각각 50~100bpm, 20~60%의 범위를 가지는 임의의 값으로 주어졌기에 생체시스템의 정상상태와 비정상상태를 잘 나타낼 수 있다. 그림 6(a)에는 인공신경망 학습에 대한 오차를 보여주고 있으며 그림 6(b)에서는 인공신경망의 장점인 비선형근사성이 잘 나타나있다. 좌심실보조장치의 일정한 심박출량을 제어하기 위해 인공신경망을 이용한 제어를 제시하였다. 그림 7은 인공신경망제어기의 제어변수로서 심박동수와 수축기율을 사용한 경우의 제어응답특성을 나타낸다. 제어응답은 학습횟수가 N=1일 경우에는 오버슈트가 매우 크고 settling time 또한 느리다. 그러나 학습이 진행됨에 따라 오버슈트의 크기는 점점 작아지고 settling time 또한 현저하게 줄어들어 학습횟수가 N=20인 경우에는 실제 유량이 기대치에 거의 근접하는 것을 알 수 있다.

결 론

좌심실보조장치의 유량제어 시뮬레이션을 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 시스템의 모델링이 가능하다.

2) 기존의 제어의 기반이 된 모델들보다 비선형근사성이 우수한 생리적 모델을 개발하여 사용하였기 때문에 정상상태 또는 비정상상태의 동적 상태를 예측함으로써 실제적 상황에 대처할 수 있는 제어시스템의 구현이 용이하다 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 있음을 실제 실험을 통하여 알 수가 있었다. 그러므로 인공신경망의 단점을 극복하기 위해 유전자 알고리즘등의 최적화 기법을 이용하여 학습시간을 단축하여야 하겠다.

2) 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 (unstabily)한 경우에 문제점을 가지고 있다. 그러므로 노이즈와 변수의 값의 변화에 대한 강인성과 안정성 등의 시스템의 성능을 향상시키기 위해서는 기존의 PID 제어기에 인공신경망제어기를 결합한 피드포워드제어기를 설계하고자 한다.

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. D. J. Farrar, P. G. Compton, J. H. Lawson, J. J. Hershon, J. D. Hill, "Control modes of clinical ventricular assist device", *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, March, 1986.
5. A. Noodergraaf, *Circulatory System Dynamics*. Academic Press, NewYork., 1978
6. 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.
7. 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.
8. 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.
9. 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.
10. 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.
11. M. 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.
12. M. Yoshizawa, "An automatic control algorithm for the optimal driving of the ventricular-assist device" *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, pp. 243-252, 1992.
13. B. C. McInnis, J. C. Wang, "Adaptive control system for the artificial heart", *IEEE Fronteers of Engineering in Health Care-1982*.
14. 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.
15. M. Yoshizawa, H. Takeda, T. Yanke, S. Nitta "Assessing cardiovascular dynamics during ventricular assistance" *IEEE Engineering in Medicine and Biology*, pp 687-692, Nov/Dec. 1994.
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, "Identification and control of dynamic systems using neural networks", *IEEE Trans. Neural Networks*, vol. 1, pp. 4-27, Mar 1990.
18. 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.
19. 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.
20. 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

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* 4.1.3-1, 1996. 10