

인조신경망을 이용한 좌심실보조장치의 동적 모델링

김 훈모 (성균관대)

김 상현 (연세대)

*류 정우 (성균관대 원)

Abstract

This paper presents a Neural Network Identification (NNI) method for modeling of highly complicated nonlinear and time varying human system with a pneumatically driven mock circulation system of Left Ventricular Assist Device(LVAD). This system consists of electronic circuits and pneumatic driving circuits. The initiation of systole and the pumping duration can be determined by the computer program. The line pressure from a pressure transducer inserted in the pneumatic line was recorded. System modeling is completed using the adaptively trained backpropagation learning algorithms with input variables, Heart Rate(HR), Systole-Diastole Rate(SDR), which can vary state of system, and preload, afterload, which indicate the systemic dynamic characteristics and output parameters are preload, afterload.

1. Introduction

최근에 우리 나라 경제의 발전으로 생활수준이 향상 되어 심장관련 질병이 급증하고 있으며 앞으로도 경제 및 생활습관이 선진화되면서 심장질환으로 사망한 사람의 수가 급속히 증가될 것으로 예상된다. 그러나, 약물 치료나 수술로는 해결할 수 없고 심장이식수술만이 유일한 치료방법인 말기 심장질환환자는 심장이식수술을 할 수 있는 단계가 되어도 즉시 심장이식수술을 받지 못하는 환자가 거의 대부분이다. 또한, 심장수술 후 심정지전으로 심장이 펌프역할을 제대로 수행하지 못하는 경우 인체의 주요 조직으로 혈액을 공급할 수 있도록 하지 않으면 그 환자는 생존할 수 없다. 그러므로 이러한 심장질환환자를 위해 심실보조 장치를 사용하여 임시적이거나 영구적으로 인체 순환계내의 심장의 기능을 보조해 줄 수 있다. 이미 선진국에서는 여러 가지 종류의 심실보조장치 및 인공심장을 개발하여 임상에서도 상당한 성공을 거둔 것으로 알려져 있다.[1] 심장질환이 주를 이루는 우리 나라에서도 자체 개발이 시급하게 되었다.

심실보조장치는 적용방식에 따라 좌심실보조장치, 우심실보조장치, 양심실보조장치로 구별할 수 있고, 작동

방식에 따라 공압식, 전기기계식으로 구별할 수 있다.[2][3][4] 그리고 작동방식에 따라 비동기 방식, 동기 방식이 있다.[5] 공기압을 이용한 공압식은 가장 널리 알려진 형태이며 혈액주머니를 전달된 공기압으로 수축, 확장시켜서 심장기능을 보조하여 준다. 그리고 전기 기계식은 전기적 힘을 왕복운동의 기계적 운동으로 바꾸어 심장기능을 보조하여 준다. 공압식은 전기기계식에 비해 비교적 구조가 간단하여 신뢰성이 높은 반면 큰 외부의 공기구동장치를 사용하기 때문에 환자가 활동하기에 곤란하고 정확한 제어가 어려운 단점이 있다. 전기기계식은 전체 시스템의 크기를 작게 할 수 있으며 이식성이 우수하고 또 정밀한 심박출량의 제어를 할 수 있으나 구조가 복잡하며 기계적인 부속이 많이 첨가되고 이로 인해 시스템의 내구성에 많은 신경을 써야 한다.

본 연구에서는 구조가 비교적 간단하고 오랜 임상 경험으로 신뢰성이 높고 실험데이터나 임상자료가 풍부한 공기구동식을 채택하였다. 이러한 심실보조장치의 개발 시 시스템의 모델링은 보조장치의 기계적 동요에 대한 순환장치의 응답을 미리 예측함으로써 바람직한 제어의 방향을 제공한다. 1970년대 이후로 많은 심혈관시스템 모델링(CardioVascular System Models, CVSM)이 제시된

있으며 이러한 심혈관시스템의 모델링은 시뮬레이션을 수행하기 위한 효과적인 도구로써 사용되어져 오고 있다.[6]~[9] 그러나 제안된 모델들은 대부분 연속시스템(전기적으로 아날로그 시스템)모델이며 대표적인 예는 1899년에 Otto Frank에 의해 제시된 Windkessel모델과 1988년 Avanzolini와 Capello에 의해 제시된 심실 및 심방의 수축력(forcing function)을 고려한 심혈관시스템 모델 등이다.[7] 제안된 모델들은 점성, 탄성, 컴플라이언스(viscous, elastance, compliance)성분들을 전기회로의 저항, 코일 그리고 커패시터(RLC)의 성분들로 표현되며, 심방 및 심실의 수축력을 고려한 연속시스템으로 구성되었다.[7]~[9] 대개의 경우 이러한 연속시스템의 모델이 매우 복잡하기 때문에 B. C. McInnis는 좌우 심실을 구동하기 위한 공기압을 입력으로 하고 평균 대동맥압, 평균 심박출량, 평균 폐동맥압을 출력으로 하는 다중 입력과 다중 출력(MIMO)의 전기적 순환계 모델(electrical cardiovascular model)을 제시하였다.[10] 한편 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)의 시스템을 제시하였다.[11] 이 외에도 T. Kitamura는 체순환계(systemic circulation)의 기계적인 임피던스의 변화에도 불구하고 평균 대동맥압이 일정하게 유지되도록 시스템을 구축한 후 이를 생체실험(in-vivo test)을 통하여 평가하여 보았다.[12] 그러나 B. C. McInnis나 T. Shimooka의 경우 적용한 생체 모델이 간단한 RLC소자로 구성되어 있기 때문에 생체가 갖는 여러 가지 특성이 전혀 반영되지 않으며, 그 유효성이 전혀 검증되지 않고 있다.

본 논문에서는 복잡한 비선형, 시변 시스템의 모델링에 가장 적절한 뉴럴 네트워크를 이용하여 이러한 인체의 시스템을 모델링 하였다. 인체의 순환상태를 잘 반영하는 전부하(preload), 후부하(afterload), 심박동수(hr, beat per minute), 그리고 수축비(sdr, %-systole)가 뉴럴 네트워크의 주요 변수들로 사용되고 있다. 뉴럴 네트워크 identification 알고리즘은 인공심장의 특성을 반영하여 C로 프로그래밍하였으며 생체에서 발생 가능한 복잡한 비선형성을 대비한다. 따라서 기존의 다른 모델링에 비해 훨씬 실제적인 상황을 잘 표현하고 있다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 좌심실보조장치의 실험을 위한 모의순환장치, 3장에서는 모의순환장치시스템에 대한 뉴럴 네트워크 identification을 설명한다. 끝으로, 4장에서 결론을 맺고자 한다.

2. Left Ventricular Assist Device

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 평가되었으며 각각 다음으로 구성된다.(그림.1.)

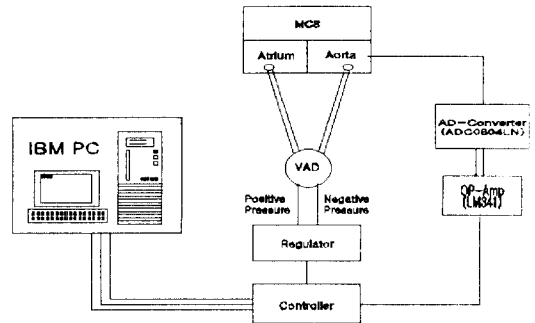


그림.1. 좌심실보조장치

-Blood Pump of LVAD

공기구동식 심실보조장치에서 혈액펌프는 다이어프램식을 기본 모델로 하여 뒷부분인 하우징(housing)과 중간부의 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 최적구조가 알려지고 있지 않으므로 현재까지는 최대한 완만한 구조가 되도록 설계하였다. 다이어프램의 재료로는 segmented 폴리우레탄(pellatane)을 사용하였다. 이 재료를 DMAC 용매에 용해시켜서 15%용액을 만든 다음 금속금형을 용액에 더핑하여 건조기에 건조시킨다. 이 과정을 20~25회 반복한다. 두께는 0.1mm내외로 내구성을 높이기 위해 두장을 겹쳐서 사용하였다. 제작된 혈액펌프의 박출량은 150cc이다.

-Drive Console of LVAD

양압과 음압의 공기압을 발생시키기 위해 양압용과 음압용의 두 개의 펌프를 사용하였다. 그리고 24Volt 3way 슬레노이드 밸브를 사용하여 양압과 음압이 교대

로 들어가도록 공기통로를 변환시킨다. 제작한 구동장치에는 공기압력, 수축기울과 심장박동수를 자유로이 조절할 수 있는 기능을 갖추었다. 환자의 상태에 따라 수축기울과 심장박동수를 조절할 필요가 있으므로 80x86 계열의 Personal Computer를 사용하여 솔레노이드 밸브의 작동주기를 제어한다. 제어에 사용되는 인터페이스 카드는 8255A-PPI의 LSI를 이용하여 제작하였다. 제어방식은 비동기 방식을 채택하였으며, 구동압력의 조절은 레귤레이터를 이용하여 조정하였다.(그림.2.)

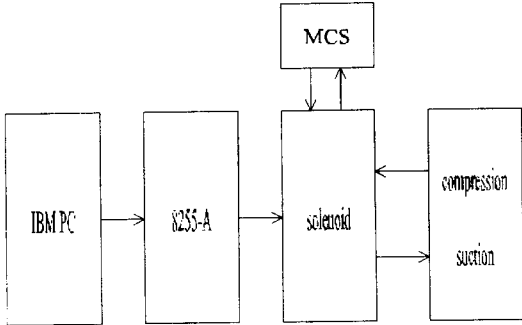


그림.2. 구동회로의 블록 다이어그램

Mock Circulation System of LVAD

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.(그림.3.) 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. 압력측정을 위해 펌프의 유출관과 유입관, 구동

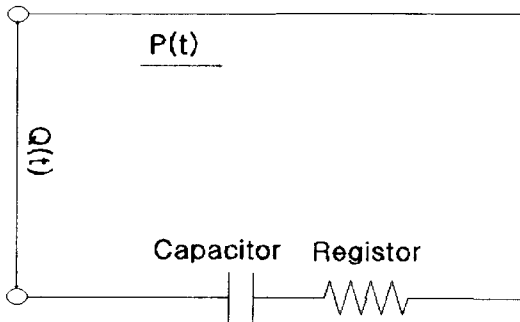


그림.3. 모의순환장치

기의 구동선에 각각 압력변환기를 설치하여 구동장치의 압력, 대동맥압(AoP), 좌심방압(LAP)를 측정한다.

3. Identification using the NN

뉴럴 네트워크는 4개의 입력층 뉴런과 18개의 중간층 뉴런을 가지며 2개의 출력층의 뉴런을 가진다. 적응 학습 방법을 사용하여 오차의 설정치에 도달하였다. 네트워크 각각의 층에서의 가중치들은 랜덤함수를 이용하여 초기화되며, 활성화함수로 시그모이드함수와 선형함수를 사용하였다. 변수들의 값들은 모의순환실험장치에서 0.01초 단위로 샘플링되었으며 이들의 평균값들은 뉴럴 네트워크 모델의 변수로써 사용된다. 이러한 변수값들을 특성을 표.1.에 설명하였다. 학습된 후의 뉴럴 네트워크 모델은 좌심실보조장치 시스템의 입력과 출력의 관계를 잘 나타내주고 있다.

Parameters	Value	Unit	Remarks	
SV	150	cc	10회 측정된 평균값	
HR	가변	bpm	$\sin(0.5t)$	
SDR	가변	%	$\sin(0.75t)$	
AoP	가변	mmHg	후부하 0.01초 단위로 측정한 평균값	
LAP	가변	mmHg	전부하 0.01초 단위로 측정한 평균값	
DP	+	450	mmHg	양압
	-	150	mmHg	음압

표.1. 모의순환장치의 변수

- SV : 혈액펌프의 체적
- HR : 심장동수
- SDR : 수축률
- AoP : 대동맥압
- LAP : 좌심방압
- DP : 구동압

4. Conclusions and Discussions

본 논문에서는 좌심실보조장치의 모델링을 구현하는 방법으로 시스템에 대한 정확하고도 정밀한 분석없이 블랙박스 시스템의 모델링이 가능한 뉴럴 네트워크 identification을 사용하여 시스템을 모델링하였다. 그리고 모의순환실험장치를 통하여 뉴럴 네트워크의 유효성과 그 성능을 검증하였다. 즉, identification을 이용한 모델은 압력 또는 유량 등의 정상상태 또는 비정상상태의 동적 상태를 예측할 수 있다. 그림.4.에는 시간에 대하여 $\sin(0.5t)$ 와 $\sin(0.75t)$ 의 정현파 특성을 가지는 심박동수와 수축비의 입력변수들을 보여주고 있다. 그림.5.에서는 입력변수에 대응하여 시간에 대한 출력변수들 즉, 전부하 그리고 후부하를 보여주고 있다. 그리고 그림.6.에는 학습에 대한 오차를 보여주고 있으며 여기에는 뉴럴 네트워크의 장점인 비선형근사성이 잘 나타나고 있다. 그러므로 제안된 임상의 아주 복잡한 비선형 시스템을 적용하기에 충분한 가능성을 나타내주고 있다. 이번 모의 순환실험에서는 유량의 변수를 제외한 것이 지적되고 있다. 그리고 뉴럴 네트워크 identification에 의한 모델이 더 유연성을 가지도록 할 필요가 있다. 그렇게 하기 위하여 앞으로 이 유량의 변수 및 좌심실에 연결된 관에서의 압력의 감소와 그리고 심장벽에서의 무리한 부하와 산소소비를 줄이기 위해 R파 동기식의 제어모드를 고려하여 인체 시스템에 적용 가능하도록 뉴럴 네트워크 제어를 이용하여 시스템을 제어하고자 한다.

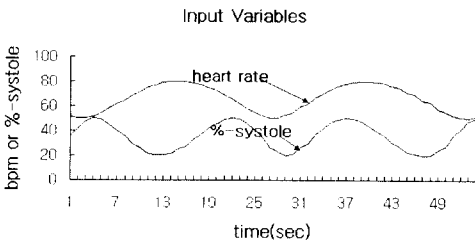


그림.1. 입력변수

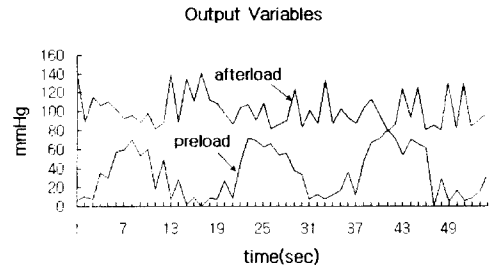


그림.5. 출력변수

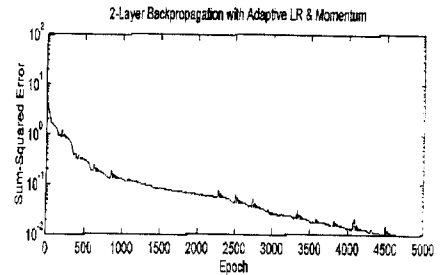


그림.6. sum square error

Reference

- [1]T.E. Oaks, W.E. Pae, Jr., C.A. Miller, and W.S. Pierce, "Combined Registry for the clinical use of mechanical ventricular assist pumps and the total artificial heart in conjunction with heart transplanantion", fifth official report-1990, J. Heart & Lung Transplant., 10:621-625, 1991.
- [2]K.E. Johnson, M. Prieto, 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.
- [3]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.
- [4]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.

- [5]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.
- [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. 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.
- [9]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.
- [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 Estimator & Adaptive Controller for Assist Pump by Computer Simulation", Artificial organs, vol. 15, No. 2, 1991.
- [12]T. Kitamura, K. Matsuda, H. Akashi, "Adaptive Control Technique for Artificial Hearts", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-33, No. 9, September 1986.