

# ANFIS를 이용한 전자 혈압 측정 알고리즘 개발

## Development of Blood Pressure Measurement Method Using ANFIS

권석영<sup>1</sup>, 이대종<sup>2</sup>, 전명근<sup>3</sup>  
충북대학교 전기전자컴퓨터공학부

Seok-Young Kwon<sup>1</sup>, Dae-Jong Lee<sup>2</sup>, Myung-Geun Chun<sup>3</sup>  
School of Electrical and Electronic Computer Engineering  
Chungbuk National University

### 요약

본 논문에서는 ANFIS를 이용한 전자혈압계 측정알고리즘을 제안한다. 이를 위해 본 연구에 서는 우선, 기존의 팔뚝형 커프와 수동 공기주입기 방식의 전자혈압 측정시스템을 구축하여 혈압 신호를 실시간으로 취득하였다. 다음단계로 취득된 실시간 혈압신호를 이용하여 최고혈압과 최저 혈압을 측정하기 위해 MAA(Maximum Amplitude Algorithm) 기법을 이용한다. 그러나, MAA기 법은 개인의 특성을 고려하지 않고 일정한 비율을 고정시키므로 정확한 혈압을 측정하는데 한계 가 있다. 따라서, 본 논문에서는 MAA에 의해 측정된 최고혈압과 최저혈압을 ANFIS를 이용하여 학습시키므로서 이러한 문제점을 해결하고자 한다. 제안된 알고리즘의 효율성을 보이기 위해 다 양한 혈압신호에 대해 실험한 결과 기존의 MAA에 의한 방법보다 향상된 결과를 나타냈다.

**Key Words** : 전자혈압계, 최고혈압, 최저혈압, MAA, ANFIS

### 1. 서론

고혈압은 심혈관계 질환뿐 아니라 인간의 전체 질환 중에서도 가장 흔한 질병중 하나이다. 서구 선진국의 경우 유병율, 치사율에 있어서 가장 중요 한 성인병 중의 하나이며, 특히 성인에게 일어나는 급사의 주된 원인이 바로 협심증, 심근경색증과 같 은 관상동맥 질환이다. 우리나라에서도 최근에 사 회 환경 및 식생활 등의 서구화에 따라 순환계 질 환이 크게 증가하여 사망률이 전체 사망률의 30% 이상을 차지하고 있는데, 그 중에서도 특히 허혈성 심장병 등 관상 동맥 질환으로 인한 사망률이 최 근 10년 이내에 수십 배 급증하고 있다. 이러한 혈 압으로부터의 위험을 감소시키기 위해서는 사용상 의 편리성과 신뢰성이 높은 전자혈압계의 개발이 필요한 실정이다.

일반적으로 혈압의 측정방법에는 관혈적으로 동맥 내에 바늘이나 카테터(catheter)를 삽입하여 동맥 내압 을 측정하는 직접법[1]과 동맥내의 혈압을 비관혈적으 로 측정하는 간접법 등이 있다. 간접법에는 청진법[2], 오실로메트릭법(Oscillometric method)[3], 초음파 (Ultrasound method)[4]를 이용한 측정 방법 등이

있다. 비관혈적인 혈압 측정시 표준으로 여겨지고 있는 측정법 중의 하나인 수은 혈압계를 사용하여 측정하는 청진법은 의사나 간호사가 측정 중 항상 대기해야 하는 단점이 있다. 최근 병원이나 가정에 서 수은 혈압계 대체용으로 오실로메트릭 방법을 사용한 자동혈압계를 많이 사용한다. 오실로메트릭 방법에서 평균압을 검출하는 알고리즘으로는 오실 레이션의 크기가 최고점에 도달할 때의 커프압을 평균압으로 추정하는 MAA(Maximum Amplitude Algorithm)를 가장 많이 사용한다[5]. 이는 커프압이 동맥압의 평균압과 같을 때, 동맥혈관 벽이 최적의 부하 상태가 되어 동맥혈관 벽이 최대 탄 성도를 갖게 되기 때문이다. 따라서 동맥압 변화에 대한 동맥혈관의 용적변화가 최대가 되기 때문 에 이에 따른 커프의 오실레이션의 크기도 최고가 된 다. 이와 같이 오실로메트릭 방법은 평균압을 검출 할 수 있는 반면, 수축기압과 이완기압을 검출할 수 있는 명확한 기준이 없기 때문에 수축기압과 이완기압 검출에 대한 다양한 연구들이 진행되어 왔다[6].

따라서, 본 연구에서는 사용상의 편리성과 신뢰성 이 높은 전자혈압계를 제안하고자 한다. 이를 위해

본 연구에서는 우선, 기존의 팔뚝형 커프와 수동 공기주입기 방식의 전자혈압 측정시스템을 구축하여 혈압신호를 실시간으로 취득하였다. 다음단계로 취득된 실시간 혈압신호를 이용하여 최고혈압과 최저혈압을 측정하기 위해 MAA(Maximum Amplitude Algorithm) 기법을 이용한다. 그러나, MAA기법은 개인의 특성을 고려하지 않고 일정한 비율을 고정시키므로 정확한 혈압을 측정하는데 한계가 있다. 따라서, 본 논문에서는 MAA에 의해 측정된 최고혈압과 최저혈압을 ANFIS를 이용하여 학습시키므로 이러한 문제점을 해결하고자 한다. 제안된 방법의 유용성은 기존의 혈압측정기법과의 비교를 통하여 검증하고자 한다.

## 2. ANFIS를 이용한 한 혈압측정 알고리즘

혈압측정을 위한 시스템 구성은 커프로부터 얻어진 압력신호를 압력센서 및 A/D 컨버터를 이용하여 혈압측정을 위한 신호를 취득하였다. 취득된 신호는 오실로메트릭 방법에 의해 혈압파형을 취득한 후, MAA 방법에 의해 1차적으로 혈압값을 취득하고 ANFIS 기반 뉴럴 네트워크에 의해 보정을 하도록 구축하였다. 우선 기존에 널리 사용되는 MAA 방법에 대해 설명하면 다음과 같다.

### 2.1 MAA에 의한 혈압 측정 기법

혈압을 측정하기 위하여 커프에 일정한 공기를 주입한 후, 서서히 공기를 감소시키면서 혈압의 맥동신호 얻는다. 이 과정에서 커프내 압력이 충분히 높으면 팔 안의 모든 동맥이 폐쇄되고 커프 압력이 서서히 감소함에 따라 폐쇄되었던 동맥들이 서서히 열리게 된다. 동맥 내의 혈압은 심장의 박동현상에 기인하며 동맥의 폐쇄정도에 따라 박동현상이 커프내로 전달되는 정도가 달라진다. 심장 박동현상이 커프내로 전달되면 압력신호에 박동신호가 실리게 되므로 그림 1에서 보인 바와 같은 혈압데이터를 취득할 수 있다. 그림 1에서 얻어진 혈압데이터는 오실로메트릭법에 의해 그림 2에서 보인 혈압파형을 얻을 수 있다.

그림 2에서 얻어진 혈압파형을 이용하여 최고혈압과 최저혈압을 계산하기 위해 다양한 방법들이 연구되고 있다. 이 중에서, Forster와 Turne는 오실로메트릭 모델을 만들어 평균혈압, 수축기혈압, 이완기 혈압을 결정하는 여러 가지 파라미터를 분석하였다. 그들은 오실로메트릭 파형의 절정치를 이용하여 평균 동맥압을 추정할 수 있다는 결론을 내렸으나, 수축기압과 이완기압에서의 특성비율은 동맥압 파형 형태와 동맥 컴플라이언스에 의해 강한 영향을 받는다고 하였다.

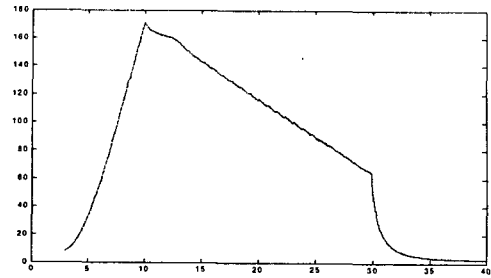


그림 1. 커프내 전체 혈압 데이터

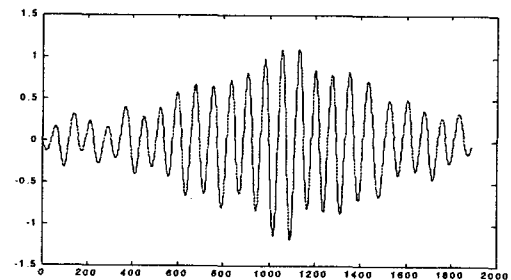


그림 2. 대역통과 필터를 거친 오실레이션 파형

수축기 혈압의 특성비율  $CR_{sys}$ 는 오실로메트릭 파형에서 최대 오실레이션의 크기  $P_{max}$ , 수축기 혈압의 오실레이션의 크기  $P_{sys}$ 에 의해 식(1)과 같이 구할 수 있다.

$$CR_{sys} = \frac{P_{sys}}{P_{max}} \quad (1)$$

그리고 이완기 혈압의 특성비율  $CR_{dia}$ 는 오실로메트릭 파형에서 최대 오실레이션의 크기  $P_{max}$ , 이완기 혈압의 오실레이션의 크기  $P_{dia}$ 에 의해 식(2)와 같이 구할 수 있다.

$$CR_{dia} = \frac{P_{dia}}{P_{max}} \quad (2)$$

본 논문에서는 다양한 실험을 통하여 수축기 혈압의 특성비율 0.436, 이완기 혈압의 특성비율은 0.671값으로 설정하였다.

### 2.2 ANFIS에 의한 혈압측정 알고리즘

MAA기법은 개인의 특성을 고려하지 않고 일정한 비율을 고정시키므로 정확한 혈압을 측정하는데 한계가 있다. 따라서, 본 논문에서는 MAA에 의해 측정된 최고혈압과 최저혈압을 ANFIS를 이용하여 학습시키므로 이러한 문제점을 해결하고자 한다. 뉴럴 네트워크는 원하는 목표값이 될 때까지 학습시키므로 정확한 혈압측정값이 요구된다. 이를 위해 본 논문에서는 비교적 정확한 알고리즘이 탑재되어 있다고 알려진 일본의 Omron사의 HEM-907모델을 사용하여 목표값을 취득하였다. 학습은 뉴럴-퍼지에 기반을 둔 ANFIS(Adaptive Neural-Fuzzy Inference System)를 이용하였으며 학습방법은 그림 3에 나타났다.

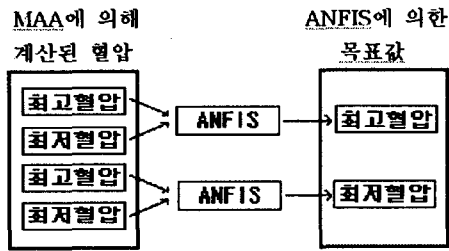


그림 3. ANFIS를 이용한 혈압측정

그림 4에서는 본 논문에서 적용된 ANFIS 구조를 나타냈으며, 각 층의 동작특성과 학습절차는 다음과 같다.

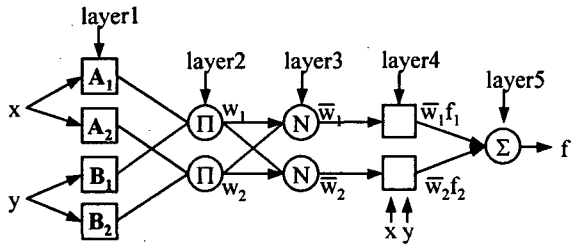


그림4. Structure of ANFIS

**Layer 1 :** 이 층에서 각 노드는 언어적인 레벨의 소속도를 발생하며 식(3)과 같이 소속 값을 출력으로 가진다.

$$O_i^1 = \mu_{A_i}(x), O_{i+2}^1 = \mu_{B_i}(y) \quad i=1,2 \quad (3)$$

전제부 소속함수로 식(4)와 같은 가우시안 소속함수를 선택하였다.

$$\mu_{A_i}(x) = \exp\left\{-\left(\frac{x-c_i}{a_i}\right)^2\right\} \quad (4)$$

여기서  $\{a_i, c_i\}$ 는 전제부 파라미터이며,  $a_i$ 는 소속함수의 폭이고  $c_i$ 는 소속함수의 중심이다.

**Layer 2 :** 이 층에서 각 노드는 1층에서 구한 소속 값을 규칙별로 곱한 가중치로 출력된다.

$$O_i^2 = w_i = \mu_{A_i}(x) \times \mu_{B_i}(y) \quad i=1,2 \quad (5)$$

**Layer 3 :** 이 층에서 노드  $i$ 는 모든 점화력의 합에 대한  $i$ 번째 규칙의 점화력의 비를 계산한다. 즉, 식(6)과 같이  $w_i$ 에 대해 정규화 된 값을 출력한다.

$$O_i^3 = \bar{w}_i = \frac{w_i}{w_1 + w_2} \quad i=1,2 \quad (6)$$

**Layer 4 :** 이 층에서 노드  $i$ 는 식(7)과 같이 정규

화 되어진 값과 결론부의 곱으로 출력을 낸다.

$$O_i^4 = \bar{w}_i f_i = \bar{w}_i (p_i x + q_i y + r_i) \quad i=1,2 \quad (7)$$

여기서  $\bar{w}_i$ 는 3층에서 얻어진 정규화 된 점화력(normalized firing strengths)이다.

**Layer 5 :** 이 층에서는 가중평균법에 의해 최종 출력을 구한다.

$$O_i^5 = y_i^* = \sum_{i=1}^2 \bar{w}_i f_i = \frac{\sum w_i f_i}{\sum w_i} \quad (8)$$

이렇게 구축된 뉴로-퍼지 시스템은 Sugeno 퍼지 시스템에 대해 함수적으로 같음을 알 수 있다. ANFIS의 기본적인 학습방법은 각 노드의 출력에 대한 제공된 오차의 미분 즉, 오차 신호를 계산하는 역전파 알고리즘에 의해 후방향 경로에서 전제부 파라미터를 조정한다. 이 학습방법은 기존의 다층 퍼셉트론에서 사용된 역전파 학습방법과 동일한 방법이다. 전제부 파라미터를 학습하기 위해 MSE(Mean Square Error)를 최소화하기 위한 목적함수는 식(9)와 같이 표현되어진다.

$$E = \frac{1}{2} \sum_{i=1}^n (y_i^* - y_i)^2 \quad (9)$$

여기서  $y_d$ 는 입력벡터  $x = [x, y]^T$ 에 대한 원하는 데이터 출력이고  $y^*$ 는 퍼지 모델의 출력이다. 목적함수  $E$ 의 값을 감소시키기 위해서는 전제부 파라미터에 대해서 최대 경사법(Steepest descent method)에 의해 반복적으로 이루어진다.

### 3. 실험 및 결과

#### 3.1 전자 혈압 측정 모듈의 개발

혈압신호를 얻기 위하여 그림 5에서 보인 바와 같이 혈압측정 모듈을 제작하였다.

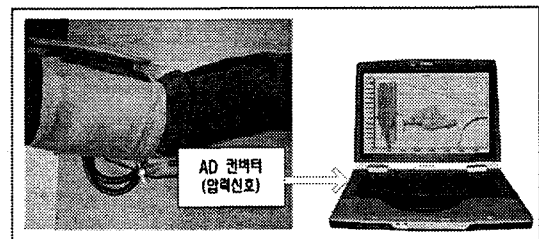
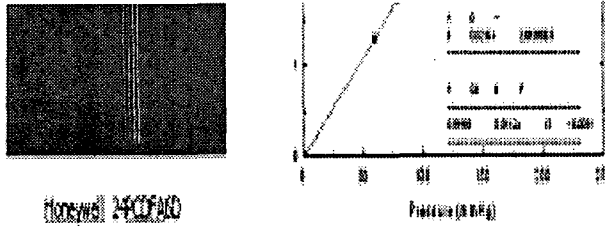


그림 5. 혈압측정 과정

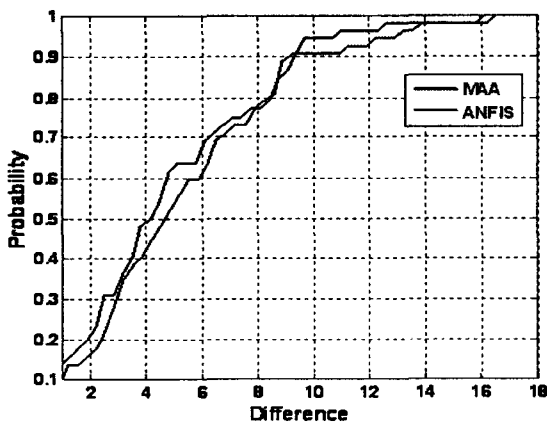
커프로부터 얻어진 압력신호를 압력센서 및 A/D 컨버터를 이용하여 혈압측정을 위한 신호를 취득한다. 본 논문에서는 압력센서로서 Honeywell사의 Model 24PCDFA6D를 이용 하였으며, 압력센서의 선형적인 특성을 그림 6에 나타내었다.



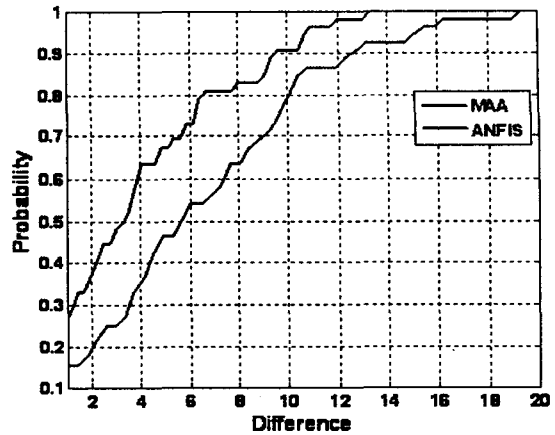
(a) 압력센서 (b) 압력센서 특성 그래프  
 그림 6. 압력센서(a)와 압력센서의 선형적인 특성(b)

3.2 실험결과

일본의 Omron사의 HEM-907모델과의 비교를 통하여 제안된 방법의 신뢰성을 평가하였다. 사용된 혈압신호는 52명으로부터 2번씩 취득한 104개의 혈압신호를 이용하였다. 이 중에서 신경회로망의 학습을 위해 52개를 사용하였고, 나머지 52개의 데이터를 이용하여 성능을 평가하였다. 제안된 방법의 타당성을 보이기 위해 비교적 정확한 알고리즘이 탑재되어 있는 일본의 Omron사의 HEM-907 전자혈압계의 측정치와 비교하였다. 실험결과를 그림 7에 나타냈다. 그림 7에서 보는 바와 같이 최고혈압과 실제 최고혈압과의 오차가  $\pm 6$ 인 경우 MAA에서는 60%정도의 정확도를 가지고 있지만, ANFIS의 경우 70%의 정확도를 가지고 있다. 최저혈압의 오차역시 마찬가지로  $\pm 6$ 인 경우 MAA에서는 약55%정도의 정확성을 가지고 있지만, ANFIS의 경우 약 83%정도의 정확성을 보이고 있는 것을 알수있다. 이결과로부터 ANFIS 알고리즘으로부터 최고혈압과 최저혈압을 구해 낼 수가 있다. 특히 최고혈압보다 최저혈압부분에서 ANFIS가 MAA보다 훨씬 좋은 결과를 나타낸 것을 그림 7로부터 알수가 있다.



(a) 최고혈압



(b) 최저혈압

그림 7. MAA와 ANFIS의 최고혈압의 분포도(위)와 MAA와 ANFIS의 최저혈압의 분포도(아래)

4. 결론

본 연구에서의 일반화된 MAA기법은 개인의 특성을 고려하지 않고 일정한 비율을 고정시키므로 정확한 혈압을 측정하는데 한계가 있다. 따라서, MAA에 의해 측정된 최고혈압과 최저혈압을 ANFIS를 이용하여 학습시킴으로서 이러한 문제점을 해결하고자 하였다. 결과는 실제 혈압과 비교하였을때 MAA로 취득된 최고, 최저혈압보다 ANFIS에서 취득된 최고, 최저혈압이 더욱 결과가 좋게 나타난 것을 실험으로 확인할 수가 있다.

참고 문헌

- [1] Geddes L. A., "Cardiovascular Devices and their Applications," Wiley, 1984.
- [2] G. M. Drzewiecki, J. Melbin, and A. Noordergraaf, "The Korotkoff sound," Ann. Biomedical Eng., Vol. 17, pp325-359, 1989.
- [3] E. J. Marey, "Pression et vitesse de sang" Physiologic Experimentale, Masson, Paris, Vol. 2, pp. 307-343, 1876.
- [4] Ware R. W., Laenger C. J., "Indirect blood pressure measurement Doppler ultrasonic kinetoarteriography" Proc 20th Ann Conf. Eng Med Biol. Vol. 9, pp. 27-30, 1967.
- [5] L. A. Geddes, M. Voelz, C. Combs, D. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure", Ann. Biomed. Eng., Vol. 10, pp. 271-280, 1983.
- [6] Maynard Ramsey 3, "Blood pressure monitoring: automated oscillometric devices," J Clin Monit v10.7, pp.56 ~ 67, 1991.