

# ANFIS를 이용한 전자 혈압 측정 알고리즘 개발

## Development of Blood Pressure Measurement Method Using ANFIS

전명근, 권석영, 이대종

Myung-Geun Chun, Seok-Young Kwon, Dae-Jong Lee

충북대학교 전기전자컴퓨터공학부

컴퓨터정보통신연구소

### 요 약

본 논문에서는 ANFIS를 이용한 전자혈압계 측정 알고리즘을 제안한다. 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 학습시킴으로써 이러한 문제점을 해결하고자 한다. 제안된 알고리즘의 효율성을 보이기 위해 다양한 혈압신호에 대해 실험한 결과 기존의 MAA에 의한 방법보다 향상된 결과를 나타냈다.

키워드 : 전자혈압계, 최고혈압, 최저혈압, MAA, ANFIS

### Abstract

In this paper, we propose a blood pressure measurement method using ANFIS. Usually, the maximum and minimum blood pressures are calculated by Maximum Amplitude Algorithm(MAA) method. However, the MAA method has some drawbacks to measure exact blood pressure since it uses a fixed ratio to set the measuring points for everyone without considering individual's special conditions. To solve this problem, the pressures measured by the MMA are trained by ANFIS having self-learning ability. From various experiments, we confirm that the proposed method shows better performance than conventional method

Key Words : Electron blood pressure, maximum blood pressure, minimum blood pressure, MAA, ANFIS

### 1. 서 론

고혈압은 심혈관계 질환뿐 아니라 인간의 전체 질환 중에서도 가장 흔한 질병중 하나이다. 서구 선진국의 경우 유병율, 치사율에 있어서 가장 중요한 성인병 중의 하나이며, 특히 성인에게 일어나는 급사의 주된 원인이 바로 협심증, 심근경색증과 같은 관상동맥 질환이다. 우리나라에서도 최근에 사회 환경 및 식생활 등의 서구화에 따라 순환계 질환이 크게 증가하여 사망률이 전체 사망률의 30% 이상을 차지하고 있는데, 그 중에서도 특히 허혈성 심장병 등 관상 동맥 질환으로 인한 사망률이 최근 10년 이내에 수십 배 급증하고 있다[1,2].

고혈압은 그 자체로는 특별한 증상이 없더라도 신체 내에서 여러 장기 들에 심각한 손상을 끼쳐 심장비대 및 심부전을 일으키며, 동맥경화증을 일으키거나 악화시켜서 관상동맥 질환, 뇌졸중, 만성 신부전 그리고 대동맥박리증 등 치명적인

합병증을 가져온다. 미국에서 발표된 연구에 따르면 이완기압(Diastolic Pressure->DP)이 90mmHg인 사람에 비해, DP가 105mmHg인 환자들은 뇌졸중은 4배, 관상동맥질환(협심증, 심근경색증)은 2배 더 발생할 위험이 있으며, 혈압이 높을수록 합병증의 가능성은 더욱 높아진다고 한다.

혈압의 측정방법에는 관혈적으로 동맥 내에 바늘이나 카테터(catheter)를 삽입하여 동맥 내압을 측정하는 직접법(Invasive)[3] 과 동맥내의 혈압을 비관혈적으로 측정하는 간접법(Non-Invasive)이 있다. 간접법에는 청진법(Auscultatory method or Korotkoff method)[4], 오실로메트릭법(Oscillometric method)[5]-[8], 초음파[9]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 가정에서 수은 혈압계 대체용으로 오실로메트릭 방법을 사용한 자동혈압계를 많이 사용한다. 오실로메트릭 방법에서 평균압을 검출하는 알고리즘으로는 오실레이션의 크기가 최고점에 도달할 때의 커프압을 평균압으로 추정하는 MAA(Maximum Amplitude Algorithm)를 가장 많이 사용한다[10],[11]. 이는 커프압이 동맥압의 평균압과 같을 때, 동맥혈관 벽이 최적의 부하 상태가 되어 동맥혈관

접수일자 : 2006년 7월 10일

완료일자 : 2006년 8월 10일

감사의 글 : 이 논문은 2006학년도 충북대학교 학술연구지원 사업의 연구비지원에 의하여 연구되었음.

벽이 최대 탄성도를 갖게 되기 때문이다. 따라서 동맥압 변화에 대한 동맥혈관의 용적변화가 최대가 되기 때문에 이에 따른 커프의 오실레이션의 크기도 최고가 된다. 이와 같이 오실로메트릭 방법은 평균압을 검출할 수 있는 반면, 수축기압과 이완기압을 검출할 수 있는 명확한 기준이 없기 때문에 수축기압과 이완기압 검출에 대한 다양한 연구들이 진행되어 왔다[12].

본 논문에서는 사용상의 편리성과 신뢰성이 높은 전자혈압계를 제안하고자 한다. 이를 위해 우선, 기존의 팔뚝형 커프와 수동 공기주입기 방식의 전자혈압 측정시스템을 구축하여 혈압신호를 실시간으로 취득하였다. 다음 단계로 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 학습시키므로써 이러한 문제점을 해결하고자 한다. 제안된 방법의 유용성은 기존의 혈압측정기법과의 비교를 통하여 검증하고자 한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서는 본 논문에서 제안된 ANFIS를 이용한 혈압측정 알고리즘을 설명하고, 3장에서는 실험 및 결과를 설명한다. 4장에서는 결론을 맺는다.

## 2. ANFIS를 이용한 혈압측정 알고리즘

혈압측정을 위한 시스템 구성은 커프로부터 얻어진 압력 신호를 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

일반 가정이나 병원 등에서 사용하고 있는 전자식 자동 혈압계는 대부분 오실로메트릭 방법을 사용한다. 오실로메트릭 방법은 앞에서 설명한 것과 마찬가지로 간접 혈압 측정법의 한 가지이다. 팔에 감긴 커프의 압력과 커프에서 발생하는 작은 오실레이션 크기들의 상관관계로부터 혈압을 검출하는 오실로메트릭 방법(Oscillometric method)은 근래에는 자동적이고 이동적인 혈압측정 장치에 특별한 변환기나 마이크로폰이 필요 없으므로 가장 많이 사용되는 방법이다. 오실로메트릭 방법은 1876년에 Marey에 의해 처음으로 제시되었으며, 그는 커프압의 변화에 따라 나타나는 특정한 패턴의 오실레이션을 관찰 하였다. 그림 1에 오실로메트릭 파형을 나타냈다.

오실로메트릭 방법은 피검자의 상완에 커프를 두르고 커프의 압력을 예상되는 피검자의 수축기압보다 20-30mmHg 이상으로 가압한 후, 2-3mmHg/sec의 속도로 배기 밸브를 열며 혈압을 측정한다. 이때 일정시간이 지난 후 검출되어야 하는 오실로메트릭 파형이 일찍 검출 된다면 다시 커프의 압력을 20-30mmHg 이상으로 가압한다. 이렇게 커프에서 발생하는 오실레이션 크기를 비교한다. 오실레이션에서 수축기혈압과 이완기혈압의 검출은 평균압을 검출하는 알고리즘을 사용하여 오실레이션의 크기가 최고점에 도달할 때의 커프압을 평균압으로 추정하는 MAA[13][14]를 가장 많이 이용한다.

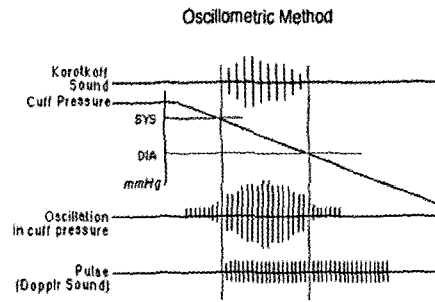


그림 1. 오실로메트릭 파형  
Fig. 1. Oscillometric Method

Geddes는 청진법을 기준으로 최대 크기 오실레이션과 수축기압 및 이완기압을 분석하였다[13]. Geddes는 수축기압과 이완기압에서 발생하는 각각의 커프 오실레이션 크기와 최고 커프 오실레이션 크기 사이에 비례적인 관계인 특성비율(CR ; Characteristic Ratio)이 존재한다고 하였다. 그리고 그는 실험을 통해 최대 오실레이션 크기의 약 50%에 해당하는 커프 오실레이션에 수축기압이 추정되고, 최대 오실레이션 크기의 75-80%일 때, 이완기압이 추정된다고 설명했다.

그러나 이 특성비율은 커프의 특성 및 인체 조직을 통한 커프로부터 전달되는 압력의 특성, 혈관의 특성 등에 의해 상당한 변동성을 가지며[15], 이 변동성에 의해 특성비율은 사람에 따라 10-20%의 변동성을 지닌다. 심장 박동현상이 커프내로 전달되면 압력신호에 박동신호가 실리게 되므로 그림 2에서 보인 바와 같은 혈압데이터를 취득할 수 있다. 그림 2에서 얻어진 혈압데이터는 오실로메트릭법에 의해 얻어진 파형이다. 이것만으로 혈압에 대한 알고리즘을 구현할 수가 없으므로 그림 3과 같이 혈압에서 맥박 부분만을 추출하여

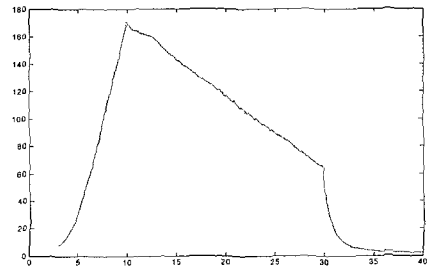


그림 2. 커프내 전체 혈압 데이터  
Fig. 2. Blood pressure data in cuff

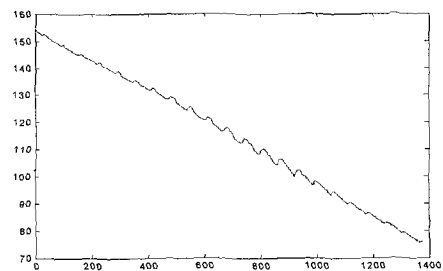


그림 3. 맥박부분을 추출한 데이터  
Fig. 3. Extracted heartbeat data

직선의 방정식을 사용하여 수평이동을 시키게 된다. 그렇게 수평 이동된 파형은 그림 4에서 보인 혈압파형을 얻을 수 있으며 마지막으로 필터링을 거친 파형은 그림 5에서 확인할 수가 있다.

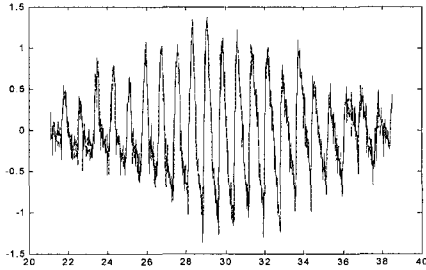


그림 4. Polynomial 성분을 빼준 신호  
Fig. 4. signal with subtracting polynomial part

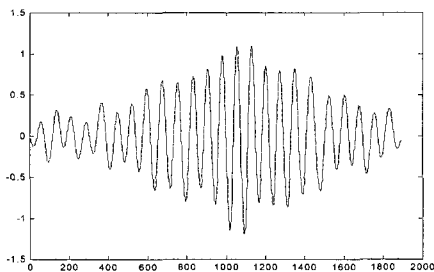


그림 5. 대역통과 필터를 거친 오실레이션 파형  
Fig. 5. Oscillation waveform after bandpass filtering

그림 5에서 얻어진 혈압파형을 이용하여 최고혈압과 최저혈압을 계산하기 위해 다양한 방법들이 연구되고 있다. 이 중에서, Forster와 Turne[16]는 오실로메트릭 모델을 만들어 평균혈압, 수축기혈압, 이완기 혈압을 결정하는 여러 가지 파라미터를 분석하였다. 그들은 오실로메트릭 파형의 질정치를 이용하여 평균 동맥압을 추정할 수 있다는 결론을 내렸으나, 수축기압과 이완 기압에서의 특성비율은 동맥압 파형 형태와 동맥 컴플라이언스에 의해 강한 영향을 받는다고 하였다.

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 고정시킴으로 정확한 혈압을 측정하는데 한계가 있다. 따라서, 본 논문에서는 MAA에 의해 측정된 최고혈압과 최저혈압을 ANFIS를 이용하여 학습시킴으로서 이러한 문제점을 해결하고자 한다. 뉴럴 네트워크는 원하는 목표값이 될 때까지 학습시킴으로 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)을 이용하였으며 학습방법은 그림 6에 나타났다.

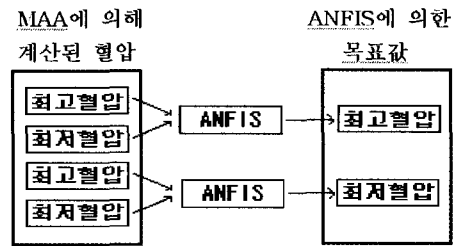


그림 6. ANFIS를 이용한 혈압측정  
Fig. 6. Blood pressure measurement using ANFIS

그림 7에서는 본 논문에서 적용된 ANFIS 구조를 나타냈으며, 각 층의 동작특성과 학습절차는 다음과 같다.

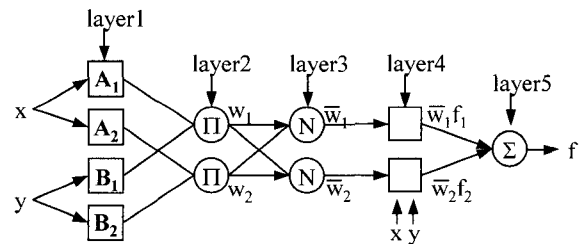


그림 7. Structure of ANFIS  
Fig. 7. Structure of ANFIS

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

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

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 접화력의 합에 대한  $i$ 번째 규칙의 접화력의 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 정규화 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 접화력 (normalized firing strengths)이다.

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

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

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.

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

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 8에서 보인 바와 같이 혈압 측정 모듈을 제작하였다.

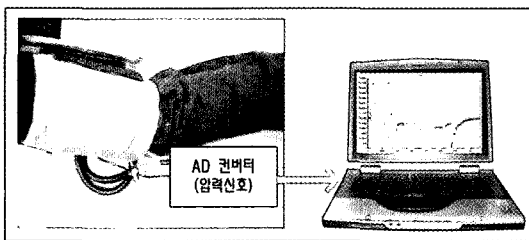
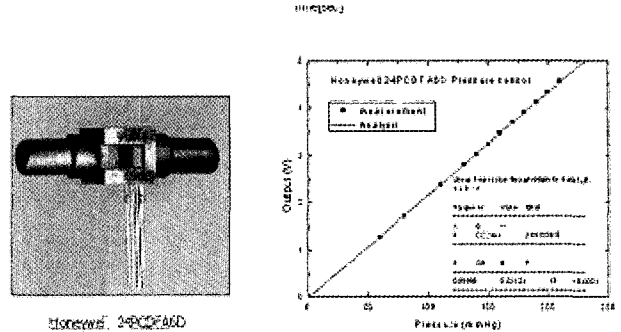


그림 8. 혈압측정 과정

Fig. 8. Blood pressure measurement process

커프로부터 얻어진 압력신호를 압력센서 및 A/D 컨버터

를 이용하여 혈압측정을 위한 신호를 취득한다. 본 논문에서는 압력센서로서 Honeywell사의 Model 24PCDFA6D를 이용하였으며, 압력센서의 선형적인 특성을 그림 9에 나타내었다.



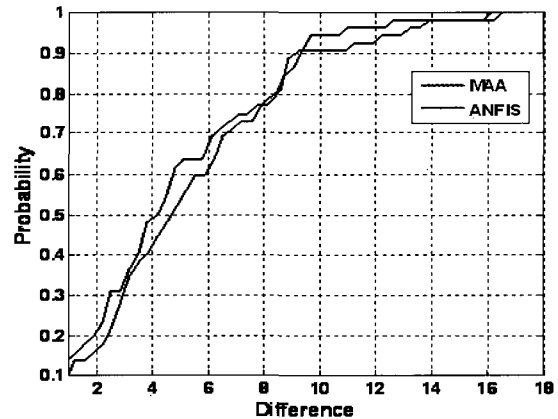
(a) 압력센서 (b) 압력센서 특성 그래프

그림 9. (a) 압력센서와 (b) 압력센서의 선형적인 특성  
Fig. 9. (a) Pressure sensor and (b) its linear characteristics

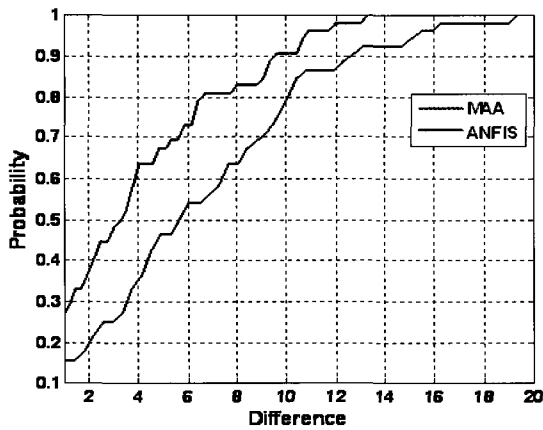
#### 3.2 실험결과

일본의 Omron사의 HEM-907 모델과의 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 10에 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 약 55% 정도의 정확성을 가지고 있지만, ANFIS의 경우 약 83% 정도의 정확성을 보이고 있는 것을 알 수 있다. 이 결과로부터 ANFIS 알고리즘으로부터 최고혈압과 최저혈압을 구해 낼 수가 있다. 특히 최고혈압보다 최저혈압부분에서 ANFIS가 MAA보다 훨씬 좋은 결과를 나타낸 것을 그림 10으로부터 알 수가 있다.



(a) 최고혈압



(b) 최저혈압

그림 10. MAA와 ANFIS의 최고혈압의 분포도(a)와 MAA와 ANFIS의 최저혈압의 분포도(b)

Fig. 10. Distribution of blood pressure measured by MAA and ANFIS

#### 4. 결 론

본 연구에서는 고혈압 등 심혈관계 질환의 조기진단을 위한 전자혈압계 개발을 위한 알고리즘을 연구하였다. 고혈압은 심혈관계 질환뿐 아니라 인간의 전체 질환 중에서도 가장 흔한 질병중 하나이며, 서구 선진국의 경우 유병률, 치사율에 있어서 가장 중요한 성인병 중의 하나이다. 특히 성인에게 일어나는 급사의 주된 원인이 바로 협심증, 심근경색증과 같은 관상동맥 질환이며 우리나라에서도 최근에 사회 환경 및 식생활 등의 서구화에 따라 순환계 질환이 크게 증가하여 사망률이 전체 사망률의 30% 이상을 차지하고 있으며, 사망률이 최근 10년 이내에 수십 배 급증하고 있다. 이러한 심혈관계 질환의 조기 발견을 위해서 개인이 쉽게 혈압을 측정할 수 있는 전자혈압계의 개발이 중요하다. 본 논문에서는 이러한 전자 혈압계에 필요한 알고리즘에 대해 논하고 있으며, 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 비교 하였을 때 MAA로 취득된 최고, 최저혈압보다 ANFIS에서 취득된 최고, 최저혈압이 더욱 결과가 좋게 나타난 것을 실험으로 확인할 수가 있었다.

#### 참 고 문 헌

[1] 보건복지부, "2001년도 고혈압·당뇨관리 사업 지침", 2001.  
 [2] 이원로, 임상 심장학, 고려의학, 1998.  
 [3] Geddes L. A., "Cardiovascular Devices and their Applications," Wiley, 1984.  
 [4] G. M. Drzewiecki, J. Melbin, and A. Noordergraaf, "The Korotkoff sound," Ann. Biomedical Eng., Vol. 17, pp325-359, 1989.

[5] E. J. Marey, "Pression et vitesse de sang" Physiologic Experimentale, Masson, Paris, Vol. 2, pp. 307-343, 1876.  
 [6] JCBT Moraws, and M Cerulli, " A Strategy for Determination of Systolic, Mean and Diastolic Blood Pressures from Oscillometric Pulse Profiles", IEEE, Vol. 27, pp. 211-214, 2000.  
 [7] Lee A. Taylor, Ronald G. Bennett, and Thomas J. Dorsett, "The Application of Signal Averaging to the NIBP Oscillometric Waveform", IEEE, pp. 691-692, 1997.  
 [8] J. N. Amooore, W. B. Geake, and D. H. Scott, "The Effects of Pulse Rate, Artifact and Pulse Strength on Oscillometric Non-Invasive Blood Pressure Measurements", IEEE, pp. 1977-1978, 1997.  
 [9] Ware R. W., Laenger C. J., "Indirect blood pressure measurement Doppler ultrasonic kinetoarteriography" Porc 20th Ann Conf. Eng Med Biol. Vol. 9, pp. 27-30, 1967.  
 [10] 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.  
 [11] J. A. Posey, L. A., H. Williams and A. G. Moore, "The meaning of the point of maximum oscillations in cuff pressure in the indirect measurement of blood pressure: Part I", Cardiovasc. Res. Center Bull., Vol 8, 15-25, 1969.  
 [12] Maynard Ramsey 3, "Blood pressure monitoring: automated oscillometric devices," J Clin Monit v10.7, pp.56 ~ 67, 1991.  
 [13] L.A. Geddes, M. Voelz, C. Combs, K. Reiner, and C. F. Babbs, "Characterization of the oscillometric method for measuring indirect blood pressure", Ann. Biomed. Eng., Bol. 10, pp. 271-280, 1982.  
 [14] K. G. Ng and C. F. Small, "Changes in oscillometric pulse amplitude envelope with cuff size: Implications for blood pressure measurement criteria and cuff size selection", J. Biomed. Eng., Vol 15 pp279-282, 1993.  
 [15] M. Ursino and C. Cristalli, "A mathematical study of some biomechanical factors affecting the oscillometric blood pressure measurement", IEEE, Vol. 43, pp. 761-778, 1996.  
 [16] F. K Forster and D. Turney, "Oscillometric determination of diastolic, mean, and systolic blood pressure. A numerical Mode", ASME. J. Biomed. Eng., Vol. 108, pp 359-364, 1986.

저 자 소 개



**전명근(Myung Geun Chun)**  
 1987년 : 부산대학교 전자공학과(학사)  
 1989년 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학석사)  
 1993년 : 한국과학기술원 전기 및 전자공학과(공학박사)  
 1993년~1996년 : 삼성전자 자동화연구소 선임연구원  
 2000년~2001년 : University of Alberta 방문교수  
 1996년~현재 : 충북대학교 전기전자 및 컴퓨터공학부 컴퓨터 정보통신연구소 교수

관심분야 : Biometrics, 감정인식, 음성신호처리, 얼굴인식



**권석영(Seok Young Kwon)**  
 2006년 : 충북대학교 전자공학과(학사)  
 2006년~현재 : 충북대학교 제어계측공학과 석사과정

관심분야 : 생체인식, 임베디드 프로그래밍, 패턴인식, MFC 프로그래밍, 로봇공학



**이대종(Dae Jong Lee)**  
 1995년 : 충북대학교 전기공학과(학사)  
 1997년 : 충북대학교 전기공학과(공학석사)  
 2002년 : 충북대학교 전기공학과 (공학박사)  
 2003년~현재 : 충북대학교 전기전자 컴퓨터공학부

관심분야 : 음성신호처리, 얼굴인식, 다중생체인식