

퍼지 프로세서를 이용한 심전도 판별 시스템 개발

장 원 석* · 이 응 혁* · 김 병 수* · 강 병 익* · 홍 승 홍**

=Abstract=

Development of ECG Identification System Using the Fuzzy Processor

Won Seok Chang*, Eung Hyuk Lee*, Byung Su Kim*, Byung Ik Kong*, Seung Hong Hong**

It is very difficult to quantize the ECG analysis because the decision criterion for ECG is different with each other depending on the medical specialists of the heart and there are measured detecting errors for each ECG measurement system. Therefore, we developed the real-time ECG identification system using digital fuzzy processor for STD-BUS, in order to reduce ambiguity generated in the process of ECG identification and to analyze the irregular ECG stastically to ECG's repetition interval.

The variables such as AGE(months), width of QRS, average RRI, and RRI were used to classify the ECG, and were applied to ECG signal indentification system which is developed for the purpose of research. It was found that the automatic diagnosis of ECG signal was possible in the real time process which was impossible in general process of algorithm.

Key words : Look-up table, Fuzzy processor, ECG signal indentification system

서 론

심전도(ECG: electrocardiogram) 신호를 자동으로 진단하기 위한 시스템은 데이터 획득, 잡음 제거, 파형 분석에 의한 ECG 변수검출, 신호식별, 결과표시 및 처리된 데이터 전송 등으로 나누어지며, 특히 ECG의 QRS complex군 검출을 위한 신호처리는 심전도 자동화 진단 시스템의 기초가 되어 많은 연구를 국내에서 수행하여 왔다^{1~5)} QRS에 대한 정보는 morphology, axis deviation, QS 폭, ST 세그먼트 등의 변수를 추출하여 정량화하고 있으나, 정량화된 심전도의 변수들을 가지고 실제로 심장 전문의마다 판단 기준이 다르고 심전도 처리 시스템마다 측정된 변수 검출 오차 때문에 정량화 하는데 많은 어려움이 따라 여러 가지

ECG 처리 방법들이 계속 연구되고 있다.

또한 최종 판별과정도 현재까지 대부분 룩업 테이블을 사용한 비교 방법을 사용함으로써 판단 매개변수에 따라 병명이 2가지 이상의 경우로 판단되거나 판정이 불가능하게 되는 등 애매 모호한 진단 결과를 나타내는 경우가 발생하였다. 이를 극복하기 위해서 ECG 신호를 고해상도로 처리하여 심전도 측정 변수와 더불어 환자데이터, 전문의 소견 등을 데이터 베이스화하여 전문가 시스템으로 발전시키고 있는 추세이고, 또한 하드웨어 기술의 발달과 마이크로프로세서의 속도 및 기능 향상으로 인해 ECG 신호를 실시간으로 고속 처리하는 기술과 정확한 진단을 위해 보다 많은 진단 변수를 사용하여 판단의 애매 모호성을 줄일 수 있는 연구가 활발히 진행되고 있다. 특히 뉴럴 네트워크

* 건양대학교 컴퓨터 공학과

* Dept. of Computer Eng., Konyang Univ.

** 인하대학교 전자공학과

본 논문은 한국과학재단 핵심 전문 연구과제 (921-0800-008-2) 연구비 지원으로 수행되었음.

통신저자: 장원석, (320-800) 충남 논산군 논산읍 내동리 산 30, Tel. (0461) 30-5290, Fax. (0461) 33-2070

크와 퍼지 등의 새로운 기법을 도입하여 기존 지식을 기반으로 하여 ECG 신호의 판단을 객관화하는 연구가 한창 진행 중이다.

이중에서 애매 모호한 일들을 처리하기 위한 시도는 1965년에 L.A.Zadeh 교수가 퍼지 집합 이론을 제안함으로써 시작되었으며, 이를 기반으로 하여 현 환경 속에서 일어나는 복잡하고, 애매한 일들을 인간의 사고방식과 언어적인 표현을 통해 해결하려는 시도는 계속 진행 중에 있다⁶⁻⁹⁾ 이러한 퍼지 집합을 지식 베이스로 하여 애매한 사실의 집합이 입력되었을 때 결과를 추론하는 방법은 ECG 신호와 같이 여러가지 관측 변수를 고려하여 종합적으로 판단하여야 하는 경우 효과적이다.

ECG 신호를 이용하여 부정맥을 판단하기 위해서는 PQRS T 형태, 크기, 반복도 등이 변수로 작용하며, 가장 중요한 변수는 심박(RRI: R-R간격)이다. RRI는 심장의 박동수가 정상(60~100 BPS)인지를 판단하는 자료로 활용된다. 그러나 이 RRI는 매번 일정한 간격을 갖지 않아 이것 만으로는 부정맥을 정확하게 판단하는 것이 곤란하다. 그래서 일정 기간 동안 RR의 갯수를 측정하여 이 값을 평균한 평균 RRI를 부정맥 진단의 변수로 추가되어야 한다. 또한 RRI는 나이에 따라 변화한다. 따라서 이들 변수들을 모두 고려하여 종합적인 판단을 할 수 있는 시스템이 필요하다.

그러나 기존에 주로 사용되고 있는 ECG 신호 판별 방식은 룩업 테이블(look-up table) 비교 방식으로 존재가 예상되는 모든 신호들의 변수들에 대해 변수들의 작동 범위를 기준 테이블로 작성한 후, 신호를 수신하여 측정된 변수값을 기준 테이블과 비교하여 모든 입력 변수값들이 범위내에 공히 존재할 경우 테이블의 신호명을 입력된 신호명으로 판별한다.

그런데 신호에 따라 변수들의 작동범위가 넓고 다양하며, ECG의 변수 측정시 발생하는 오차를 완전히 제거하기 어렵기 때문에 기준 테이블 형성시 변수 작동범위가 상호 중첩될 수 있게 되고, 이에 따라 한 신호의 변수값이 입력되었을때 두 개 이상의 신호명을 판별하게 되는 모호성(ambiguity)이 발생하게 된다. 또한 ECG 변수 측정 오차로 인하여 신호명이 판별되지 않을 수도 있게 된다.

이에 본 연구에서는 이러한 문제점을 최소화하기 위해 ECG 신호의 변수 및 이의 작동범위를 퍼지집합으로 표현하고 신호 판별을 위한 'IF...THEN...' 구조의 추론 규칙을 작성하여 신호 변수값들이 입력되었을때 퍼지 추론 개념을 적용하여, 룩업 테이블을 이용한 ECG 신호 판단 과정에서 발생하는 애매 모호성을 줄이고, 전문의의 의견을

객관화하여 판단할 수 있는 디지털 퍼지 프로세서를 사용한 실시간 심전도 신호 식별 시스템을 개발하였다. 본 연구에서 개발한 퍼지 프로세서 모듈은 다변수를 수용하기 위하여 다중 처리 구조를 갖도록 하였으며, 기개발된 STD-BUS용 심전도 분석 시스템³⁾에 결합되어 ECG 신호의 판별에 있어 애매 모호한 판정의 줄일 수 있도록 하였다. 또한 퍼지 프로세서 모듈에서 사용되는 ECG 신호의 매개변수 분석을 위한 퍼지 추론 알고리즘은 별도로 Togaia사의 퍼지 시뮬레이션 프로그램인 TILSHELL을 통해 이의 적합성을 확인하였다.

퍼지 프로세서에 의한 ECG 신호 판정

일반적으로 ECG 신호의 부정맥을 판단하기 위해서 그림 1과 같이 룩업 테이블을 사용하여 기준변수와 측정 변수를 서로 비교하여 부정맥을 판단하는 방법을 사용하고 있다.

우선 ECG 신호를 획득하여 신호의 특징변수들을 측정한다. 이 측정된 변수들을 분석하여 각 신호원 별로 변수 테이블을 형성한다. 최종적으로 부정맥명을 판별하기 위하여 신호 분석 단계에서 형성된 테이블과 각 ECG 신호의 변수를 저장하고 있는 테이블들을 모두 비교하여 모든 변수가 범위내에 존재할 경우 부정맥명으로 인식한다. 이러한 방법으로 신호를 판별할 경우 몇가지 문제점을 갖게 된다. 우선 ECG 신호 측정시 발생하는 오차로 인해 ECG 변수 테이블과 비교할 때 신호 판별이 안될 수도 있으며, 만일 신호 판별이 되지 않는 경우 수를 제거하기 위해 테

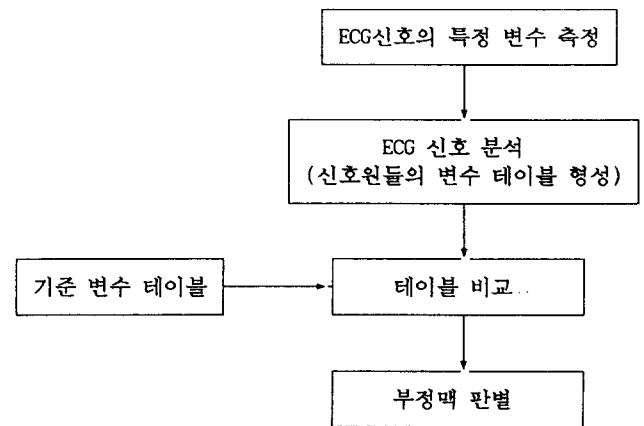


그림 1. 일반적인 ECG 신호 판별 절차
Fig. 1. General ECG signal identification procedure.

이블에서 변수 범위를 확장시킨다면 분석된 하나의 ECG 신호에 대해 여러개의 부정맥명으로 판별하는 모호성이 발생될 수도 있다.

이와 같이 수치적인 정보값으로 일반적인 디지털 시스템에서 신호 판별을 할 경우 애매모호성을 내포하게 되므로 본 연구에서는 퍼지 이론을 이용한 신호 판별 방법을 사용함으로써 수치적인 정보처리 시스템에서 나타나는 모호성 및 판별 불가능성을 개선하고자 한다.

2.1 퍼지이론

퍼지집합은 1965년 L. A Zadeh에 의해 처음 도입되었으며, 애매함을 수학적으로 접근하는 새로운 방식을 제시하였다. 이 집합은 전통적 집합론의 일반화이며, 계산적 수학과 모델을 포함하는 기본적 구조 중의 하나이다⁶⁻⁹⁾.

퍼지론에서 사용되는 기본적 수학 전개는 다음과 같다. X를 대상 공간이라 하고 X의 요소를 x라 표시하면 $X=\{x\}$ 이다. 퍼지집합 A는 소속함수 μ_A 에 의해서 특성화되며, X 내에서 [0, 1]범위 내의 값을 갖는다. 이는 A내의 x값의 귀속의 정도로 표현된다.

$$\mu_A(x)=[0, 1] \tag{1}$$

$$A=\{x, \mu_A(x)|x \in X\}$$

일반적인 퍼지 집합의 표현은 다음 식으로 표현된다.

$$A = \frac{\mu_A(x_1)}{x_1} + \frac{\mu_A(x_2)}{x_2} + \dots = \sum_i \frac{\mu_A(x_i)}{x_i} \tag{2}$$

위의 표현에서 더하기 기호는 대수적 더하기가 아니라 퍼지합을 의미한다.

본 시스템에서 사용된 퍼지로직 시스템의 구조는 그림 2와 같다.

퍼지화를 위해 삼각형 형태의 귀속도 함수를 사용하였고, 이는 다음 식으로 표현된다.

$$\begin{aligned} \mu_A(x) &= 0 & x < a_1 \\ &= \frac{x - a_1}{a_2 - a_1} & a_1 \leq x < a_2 \\ &= \frac{a_3 - x}{a_2 - a_3} & a_2 \leq x < a_3 \\ &= 0 & x > a_3, \end{aligned} \tag{3}$$

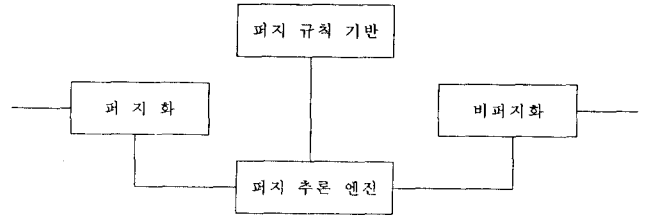


그림 2. 퍼지 논리 시스템의 기본 구성

Fig. 2. Basic configuration of fuzzy logic system

a_1, a_2, a_3 은 상수

퍼지 추론 엔진으로서 인간의 언어로 표현 가능한 사전 전문 지식을 규칙의 형태로 사용하였으며, 가정과 결과라는 식 4와 같은 관계식으로 표현하였다.

$$\begin{aligned} R_1 &: \text{If } k_1 \text{ is } A_{11} \text{ and } k_2 \text{ is } A_{12}, k_m \text{ is } A_{1m} \text{ then } x \text{ is } B_1 \\ R_2 &: \text{If } k_1 \text{ is } A_{21} \text{ and } k_2 \text{ is } A_{22}, k_m \text{ is } A_{2m} \text{ then } x \text{ is } B_2 \end{aligned} \tag{4}$$

$$\begin{aligned} R_n &: \text{If } k_1 \text{ is } A_{n1} \text{ and } k_2 \text{ is } A_{n2}, k_m \text{ is } A_{nm} \text{ then } x \text{ is } B_n \\ R_p &: \text{If } k_1 \text{ is } A_{p1} \text{ and } k_2 \text{ is } A_{p2}, k_m \text{ is } A_{pm} \text{ then } x \text{ is } B_p \end{aligned}$$

여기서 k_i 는 $i=1,2,\dots,m$ 에 대한 입력 퍼지변수, x, y 는 출력 퍼지변수, A_{ij} 와 B_j 는 각각 $i=1,2,\dots,m$ 과 $j=1,2,\dots,p$ 에 대한 입출력 값을 나타낸다.

$\mu_{A_{ij}(y)}$ 과 $\mu_{B_i(x)}$ 를 A_{ij} 와 B_j 에 대한 귀속함수라 할 때, 한 입력 (q_1, q_2, \dots, q_m) 에 대한 출력 퍼지집합은 B는 다음 식과 같은 최대적 퍼지 추론 방식(Max product fuzzy inference method)에 의해 계산될 수 있다.

$$\begin{aligned} \mu_{B(x)} &= \max_n \{ \mu_{B_i}(x) \min(\mu_{A_{i1}}, \mu_{A_{i2}}, \dots, \mu_{A_{im}}) | i=1,2,\dots,n \} \\ \mu_{B(y)} &= \max_p \{ \mu_{B_j}(y) \min(\mu_{A_{j1}}, \mu_{A_{j2}}, \dots, \mu_{A_{jm}}) | j=1,2,\dots,p \} \end{aligned} \tag{5}$$

디퍼지화를 위한 기법으로서, 출력 귀속함수에 대한 무게중심법(center of centroid of mass)을 사용하여 출력 귀속함수에 대해 다음 식과 같이 표시된다.

$$x = \frac{\int x \mu_B(x) dx}{\int \mu_B(x) dx}, \quad y = \frac{\int y \mu_B(y) dy}{\int \mu_B(y) dy} \tag{6}$$

2. 2 ECG 신호 판정

ECG 부정맥을 판단하기 위하여 본 연구에서 사용된 입력변수는 그림 3과 같이 AGE(개월수), AQSD(QS간격 평균 시간), ARRI(RR간격의 평균 시간)과 RRI(RR 시간 간격) 등 4개이다. 그림 3에서 A_NAM은 부정맥 이름의 집합으로 출력변수를 나타내고, ECG_ID는 신호 판별 규칙을 나타낸다. 그리고 M_IF는 신호 판별 규칙을 포함하는 퍼지 시뮬레이션용의 모니터 제어 프로그램이다.

ECG 신호를 이용하여 부정맥을 판단하기 위해서는 PQRST 형태, 크기, 반복도 등이 변수로 작용하며, 가장 중요한 변수는 심박(RRI: R-R간격)이다. RRI는 심장의 박동수가 정상(60~100 BPS)인지를 판단하는 자료로 활용된다. 실제로 환경여건 때문에 정상적인 사람일지라도 RRI는 매번 정확한 값을 갖지 않는다. 특히, 심실세동(ventricular fibrillation), skipped beat, 2단맥(bigeminy), 3단맥(trigeminy), PVC, APB 등 부정맥인 경우 하나의 RRI 값으로 정상 또는 부정맥으로 판단하기에는 곤란하다. 따라서 일정기간 동안 RR의 갯수를 측정하여 이 값을 평균한 ARRI(Average R-R Interval)가 부정맥 판단에 중요한 자료가 된다. 본 연구에서는 8개의 RRI를 측정하여 ARRI가 1.2초 보다 크면 서맥, ARRI가 0.5초 보다 작으면 빈맥으로 분류되어진다.

또한 심박수는 나이에 따라 달라지므로, 부정맥을 판단하기 위한 변수로 작용하여야 한다^{10, 11)}. 그러므로 본 연구에서는 4개의 입력 변수(AGE, AQSD, ARRI, RRI)를 사용하여 시뮬레이션용으로 활용하기 위하여 각 변수별 소속함수 범위를 설정하고, 신호 판별을 위한 'IF...THEN...' 구조의 추론 규칙을 작성하여 ECG 신호 변수값들이 입력되었을때 퍼지 추론 개념을 적용하여 ECG 신호를 판단하는 방법을 제안한다.

(가) 개월수(AGE)

갓난아이인 경우 개월에 따라 심박수가 달라지며, 대개 12세 이상 되면 성년이 되어 정상적인 경우 RRI는 0.60~1.0초 범위이다. 0.60초 이하이면 빈맥(tachycardia)이 되고 1.00초 이상이면 서맥(bradycardia)이다. 따라서 개월수에 따른 심전도는 출생한 시점부터 12세까지 구분하여 분석되어야 한다¹⁰⁾. 그러나 성인의 기준을 16세 이상으로 구분하는 경우도 있으므로 본 연구에서는 개월수에 따른 심전도는 출생부터 16세 까지 7개 단계로 구분하여 분석할 수 있도록 하였다.

연령(AGE)에 따른 퍼지 입력집합 A를 정의하면 다음과 같다.

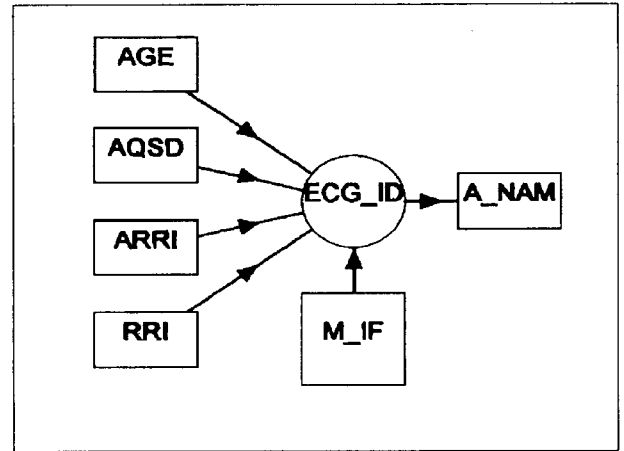


그림 3. 퍼지 추론 시스템의 입출력

Fig. 3. Input and output for fuzzy inference system

$$A = (A_1, A_2, A_3, \dots, A_7) \tag{7}$$

$$A_i = (a, \mu_{A_i}(a) | a \in X)$$

여기서 A는 개월수, X는 나이의 전체 집합, $\mu_{A_i}(a)$ 는 집합 A_i에서 a에 대한 소속함수를 나타낸다.

퍼지 프로세서는 8비트를 사용하고 있으므로 부호화된 숫자를 사용하는 경우 -128에서 127을 사용할 수 있으며, 부호화되지 않는 경우는 또는 0에서 255까지 나타낼 수 있다. AGE 입력 퍼지집합 변수를 개월로 대치시켜 0~255 개월까지 가능하도록 하였으며, 성인인 경우까지 포함하고 있다. 퍼지 입력 집합은 7개의 소속함수로 분류하여 시뮬레이션용 데이터로 사용한다. 그림 4는 나이에 대한 소속함수를 나타내며, 개월수의 분류는 다음과 같이 구분하였다.

0~ 30	2.5년 이하
30~ 70	2.5년 이상
70~ 110	5.8년 이상
100~ 160	8년 이상
140~ 200	12년 이상 중성인
190~ 230	16년 이상 성인
230~ 255	19.1년 이상

작성방법은 점점의 위치는 연령 범위의 중간값이 되도록 하며, 밀변은 부정맥 식별시 오차를 고려하여 설정되어야 한다.

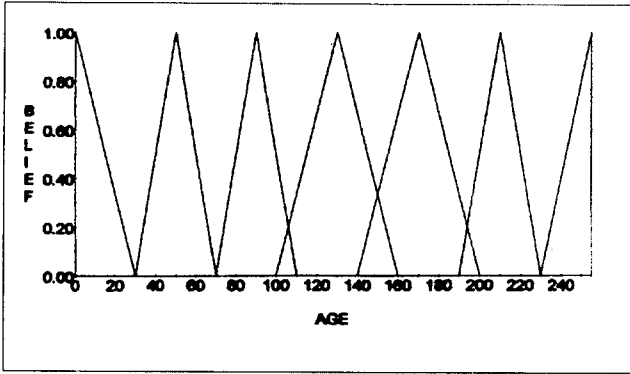


그림 4. 입력 퍼지집합의 소속함수(AGE)
Fig. 4. Membership function of input fuzzy set(AGE).

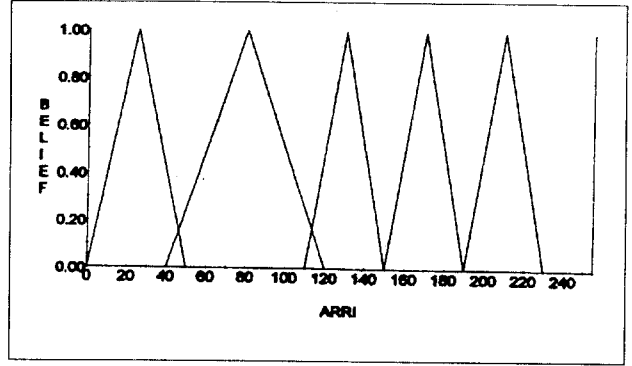


그림 6. 입력 퍼지집합의 소속함수(ARRI)
Fig. 6. Membership function of input fuzzy set(ARRI).

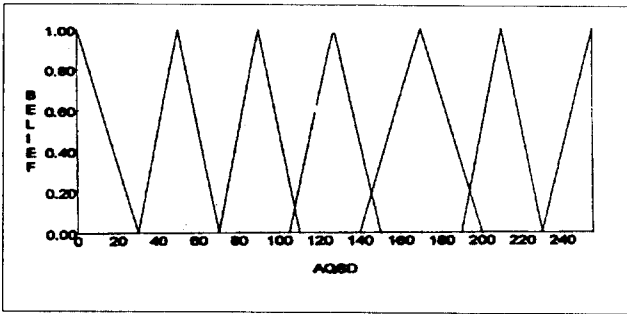


그림 5. 입력 퍼지집합의 소속함수(AQSD)
Fig. 5. Membership function of input fuzzy set(AQSD).

(나) QRS폭 (AQSD)

AQSD는 QRS폭의 평균을 낸 값으로 정상은 0.06~0.08 초 범위이다. 그러나 부정맥명들이 어떤 범주에 속하는지를 다른 변수와 연관하여 전문의는 필요에 따라 구분할 필요성을 느낄 것이다. 이런 진단환경에서 정상범위 또는 상한과 하한의 경우 모두 세분화되어져 다른 병의 종류와 연관하여 데이터베이스화하는 것이 바람직하다^{10, 11)}.

폭이 넓은 것은 심실내에서의 흥분 전달장애를 의미하게 된다(0.10~0.11초). 따라서 본 연구에서는 정상인 경우 심장의 운동을 세부적으로 구분하기 위하여 3단계(0.525~0.095초)로 나누었으며, 하한 3단계(0.015~0.025초), 상한 1 단계(0.115~0.1275초) 모두 7단계로 나누어 분류하였다.

이 AQSD에 대한 퍼지집합 AQ 는

$$AQ = (AQ_1, AQ_2, AQ_3, \dots, AQ_7) \quad (8)$$

$$AQ_i = \{aq, \mu_{aq}(aq) \mid aq \in X\}$$

가 된다.

변수 사용은 부호화되지 않은 정수값인 0-255 범위를 사용하였으며, 비트당 분해능은 0.5 msec로 하여 그림 5에 AQSD에 대한 소속함수를 도식화하여 나타내었다.

(다) 평균 RR간격 (ARRI)

RRI가 규칙적인가를 보기 위해서 ARRI(평균 RRI 간격)를 평가하게 된다. ARRI는 RRI와 거의 비슷하여야 규칙적인 심박을 보유하게 된다. 이 변수는 RRI와 병행하여 중요한 부정맥 판단자료가 된다^{10, 11)}. 이 변수는 RRI의 평균수로 50~150을 정상으로 하였으며, 빈맥을 120이상으로 분류하여 전문의의 선택폭을 넓게 할 수 있도록 하였으며, 또한 서맥의 단계를 3단계로 나누어 총 5단계로 분류하였다.

평균 RRI 간격에 대한 퍼지집합 AR 는

$$AR = (AR_1, AR_2, AR_3, \dots, AR_5) \quad (9)$$

$$AR_i = \{ar, \mu_{ar}(ar \in X)\}$$

로 나타낼 수 있다. 그림 6은 소속함수를 표현한 그림으로 비트당 분해능은 10msec를 나타낸다. 그림에서 240이상은 평균 RRI가 2.3초 이상으로 이러한 경우는 거의 발생하지 않기 때문에 분류에 고려하지 않았다.

(라) RR 간격 (RRI)

부정맥 판독에 가장 중요한 RRI는 심박수를 나타내며, 심박수가 200이상인 경우 빈맥으로 분류하였으며, skipped beat, 2 단막(bigeminy), 3 단막(trigeminy), PVC, APB 등 부정맥인 경우를 고려하여 서맥을 4단계로 나누었다. 서맥인 경우는 영역을 겹치도록하여 심박을 상세 분류할 수 있

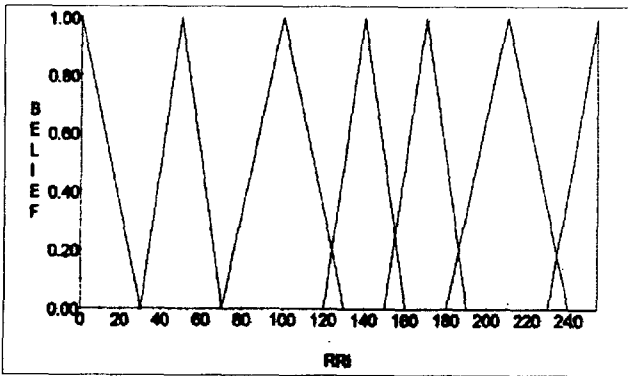


그림 7. 입력 퍼지집합의 소속함수(RRI)
Fig. 7. Membership function of input fuzzy set(RRI).

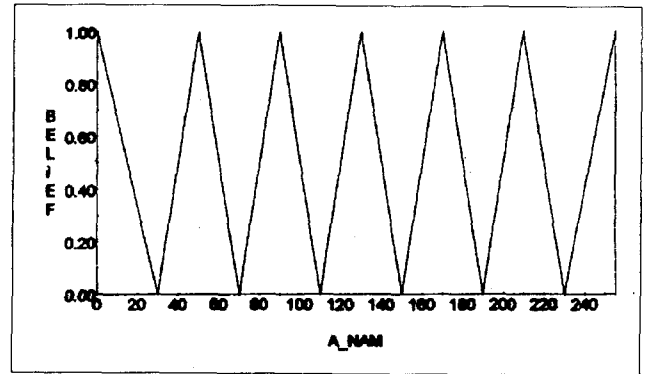


그림 8. 출력 퍼지집합의 소속함수(부정맥명)
Fig. 8. Membership function of output fuzzy set(A_NAM).

도록 하였다. 그림 7에 RRI의 소속함수 관계를 도표화하였고, 비트당 분해능은 10 msec를 나타낸다. RR 간격의 분류기준은 다음과 같다.

0~ 30	0.3초 이하
30~ 70	0.3초 이상
70~ 130	0.7초 이상
120~ 160	1.2초 이상
150~ 190	1.5초 이상
180~ 240	1.8초 이상
230~ 255	2.3초~2.55초

이를 퍼지집합으로 표현하면 다음 식과 같다.

$$R=(R_1, R_2, R_3, \dots, R_7) \quad (10)$$

$$R_i=\{r, \mu_r(\gamma) | \gamma \in X\}$$

(마) 부정맥명 (A_NAM)

이 퍼지집합은 출력변수로 이미 알고 있는 신호명들의 집합으로서 퍼지추론을 통하여 신호식별을 하기 위해서 퍼지집합으로 나타낼 수 있다. 본 연구에서는 ECG 부정맥 판별을 7가지로 분류하였다.

부정맥에 대한 퍼지집합 AN은

$$AN=(AN_1, AN_2, AN_3, \dots, AN_7) \quad (11)$$

$$AN_i=\{an, \mu_{an}(an)\}$$

와 같이 된다.

그림 8은 이등변 삼각형 형태로 구성된 그래프로 각 소속함수의 밑변은 부정맥수에 따라 적절히 결정한다. 부정맥을 판별하기 위해서는 중첩하여 구성되어서는 안된다. 중첩될 경우 신호의 애매성이 발생할 수 있을 것이다.

다음은 본 연구에서 부정맥을 판정하기 위하여 작성된 7개의 부정맥 판정규칙이다.

퍼지규칙 1:

IF((((AGE IS A_1)AND(AQSD IS AQ_1))AND(ARRI IS AR_1))AND(RRI IS R_1))THEN
 $A_NAM=AN_1$

퍼지규칙 2:

IF((((AGE IS A_2)AND(AQSD IS AQ_2))AND(ARRI IS AR_2))AND(RRI IS R_2))THEN
 $A_NAM=AN_2$

퍼지규칙 3:

IF((((AGE IS A_3)AND(AQSD IS AQ_3))AND(ARRI IS AR_3))AND(RRI IS R_3))THEN
 $A_NAM=AN_3$

퍼지규칙 4:

IF((((AGE IS A_4)AND(AQSD IS AQ_4))AND(ARRI IS AR_4))AND(RRI IS R_4))THEN
 $A_NAM=AN_4$

퍼지규칙 5:

IF((((AGE IS A_5)AND(AQSD IS AQ_5))AND(ARRI IS AR_5))AND(RRI IS R_5))THEN
 $A_NAM=AN_5$

퍼지규칙 6:

IF(((AGE IS A_1))AND(AQSD IS AQ_1))AND(ARRI IS AR_1))AND(RRI IS R_1))THEN

A__NAM= AN_1 ,

퍼지규칙 7:

IF(((AGE IS A_1))AND(AQSD IS AQ_1))AND(ARRI IS AR_1))AND(RRI IS R_1))THEN

A__NAM= AN_1 ,

예를 들어 규칙 1은 판정된 부정맥명이 1일 경우, 나이의 범위는 A_1 이고, 측정 오차를 포함하는 QRS폭의 범위는 AQ_1 에 속하고, 평균 RRI의 범위는 AR_1 , RRI의 범위는 R_1 에 각각 속할 경우일 때의 판정 규칙이다. 본 연구에서는 기초적인 부정맥을 판단하기 위하여 7가지의 판단 규칙을 정의하였다. 그러나 퍼지프로세서에 의한 최종 부정맥 판단 기준과 식별은 기존에 정의되어진 부정맥으로 판단하여 식별할 필요도 있지만 경우에 따라 전문의의 개인 데이터베이스 관리를 위하여 사용되는 특정 식별 방법도 고안되어 사용될 수 있기 때문에 이런 판단 규칙들을 전문의가 쉽게 바꾸어 사용할 수 있으며 이를 위해 본 연구에서 정의한 7개의 규칙은 더욱 세분화되어질 수 있다.

측정된 변수들을 입력받아 이상과 같이 7개의 규칙을 적용하여 식 5와 같이 퍼지추론을 하면 부정맥명을 얻을 수 있다. 그런데 최종적으로 신호 판별을 하기 위해서는 추론된 부정맥명을 식 6의 무게 중심법을 적용한 일점화 과정을 통해 수치적인 값으로 계산하여야 하며, 이 값을 가지고 부정맥명의 퍼지집합의 요소값 범위와 비교하여 범위에 속하는 퍼지집합이 있을 경우 이 퍼지 집합을 최종적인 부정맥명으로 판별한다.

시스템 구성 및 소프트웨어

3. 1 디지털 퍼지 프로세서

본 연구에서는 변수화된 ECG 신호처리 시스템을 적용함에 있어서 퍼지추론을 효율적이고 고속처리를 하기 위해 Togai InfraLogic사의 전용 DFP(digital fuzzy processor)를 사용하였다¹²⁾. DFP는 호스트 프로세서(host processor)나 I/O와 연결되어 퍼지추론 결과에 대한 자료를 교환할 수 있도록 어드레스와 데이터 버스가 고안되어 있고, 퍼지규칙과 퍼지프로세서 제어 프로그램을 KBM(knowledge base memory)이라는 기억장치에 저장하여 지식기반으로 사용할 수 있도록 각각 16비트의 어드레스와 데이터 버스를 사용하고 있다. 또한 DFP는 퍼지 규칙추론

과 퍼지집합들의 자료구조를 처리하는 전용성을 갖도록 하기 위하여 별도의 자체 명령어를 갖고 있다.

3. 2 회로 설계

(가) 퍼지 프로세서 모듈 설계

ECG 신호 판별 과정을 하나의 디지털 퍼지 프로세서를 사용하여 응용하려면 최대 256개의 조건부(IF)와 256개의 결론부(THEN)를 갖는 퍼지규칙을 적용하여야 한다. 그러나 본 연구에서는 융통성있게 더 많은 과정을 판정할 수 있도록 그림 10과 같이 다중처리 구조를 갖는 ECG 신호 판별 모듈을 설계하였다.

설계 제작된 DFP 모듈은 기존의 CAEAS에 연결될 수 있도록 산업용 표준 버스인 56핀의 STB-BUS를 사용하였고, 이를 통해 그림 11에 나타나 있는 ECG 신호 처리 모듈의 68000 CPU와 인터페이스가 이루어지도록 되어있다.

(나) 심전도 분석 시스템³⁾

심전도 분석 시스템(CAEAS: computer aided ECG analysis system)은 다른 기능 모듈과의 인터페이스와 확장성을 고려하여 산업용 내부버스인 STD-BUS 방식을 채택

퍼지 프로세서 모듈

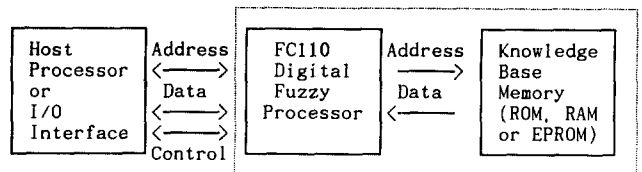


그림 9. FC110 디지털 퍼지 프로세서의 구조
Fig. 9. Blockdiagram of digital fuzzy processor FC110.

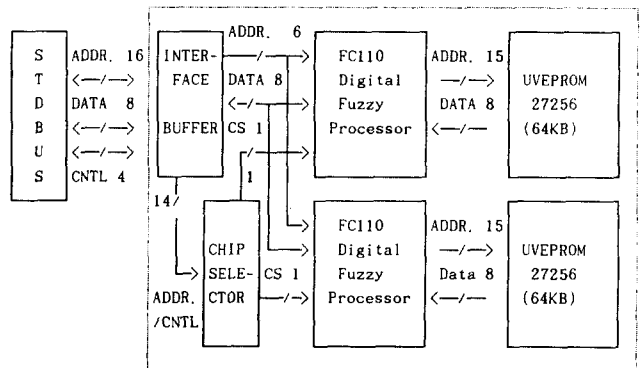


그림 10. 다중처리 구조를 갖는 ECG 신호 판별 모듈의 구성도
Fig. 10. Block diagram of ECG signal decision module with multiprocessing architecture

하였다. CAEAS 시스템의 구성은 그림 11과 같이 MMI (man-machine interface)부와 실시간 ECG 신호 처리부, 본 연구에서 제작한 디지털 퍼지 프로세서를 이용한 실시간 심전도 신호 식별 모듈로 되어 있으며, 시스템의 효율적인 관리를 위해 듀얼 CPU구조를 갖도록 하였다.

MMI부는 사용자 인터페이스를 담당하는 부분으로 8비트 CPU인 Z80 마이크로프로세서를 사용하였고, 구성은 key & display부, 모뎀 전송부, 직렬 통신부, DAC부로 되어 있다. 각각의 기능은 다음과 같다.

- key & display부: 자체 시스템에서 명령을 주고, 시스템의 상태를 표시하는 부분(로컬 모드로 사용).
- 모뎀 전송부: 원격지에 있는 시스템으로 데이터를 전송하기 위한 부분(원격 모드로 사용).
- 직렬 통신부: 운용자에게 편의를 제공하기 위하여 CRT 터미널과 프린터와 접속하는 부분.
- DAC부: ECG 패턴을 오실로스코프나 X-Y 레코더에 하드카피하기 위한 부분.

3.3 소프트웨어

설계·제작된 CAEAS용의 운영 시스템의 데이터 흐름도는 그림 12와 같으며, 그림에서 원형은 소프트웨어 모듈을 의미하며 사각형은 하드웨어 모듈을 나타낸다. 이 시스템의 동작은 CAEAS에 있는 키보드의 입력과 디스플레이를 사용하여 동작하는 로컬 모드와 원격으로 중앙 컴퓨터 시스템의 명령을 받아 처리하는 원격제어 모드로 나누어지며, 관련된 모듈의 기능은 아래와 같다.

- 명령 제어 (command control)
로컬 모드의 키보드 데이터 처리 또는 모뎀을 통하여 수신된 명령어를 처리하는 소프트웨어 모듈.
- ECG 신호처리 (ECG signal processing)
데이터 획득 및 측정 모듈과 상호 교신한 후, 심전도 식별 변수를 만드는 소프트웨어 모듈.
- I/O 제어 (input output control)
키보드와 디스플레이 카드, UART 카드, DAC 카드 등을 운용하기 위한 소프트웨어 모듈.
- 모뎀 제어 (MODEM control)
ECG 데이터 원격 전송을 담당하는 소프트웨어 모듈.
- 편집기 (editor)
환자에 대한 정보 및 ECG 파라메타 입력을 위한 소프트웨어 모듈.
- 퍼지 프로세서 제어 (fuzzy processor control)
ECG 신호 처리 모듈에서 획득된 데이터를 이용하여 부정맥명을 판단하는 소프트웨어 모듈로 2절에서 설명한

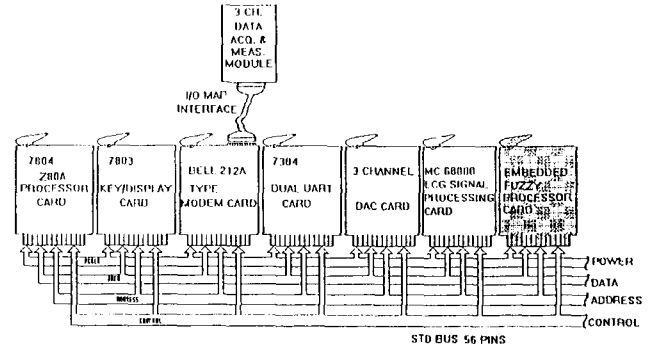


그림 11. ECG 신호 판별 모듈을 포함한 CAEAS시스템의 구성도

Fig. 11. Block diagram of computer aided ECG analysis system including ECG signal identification module.

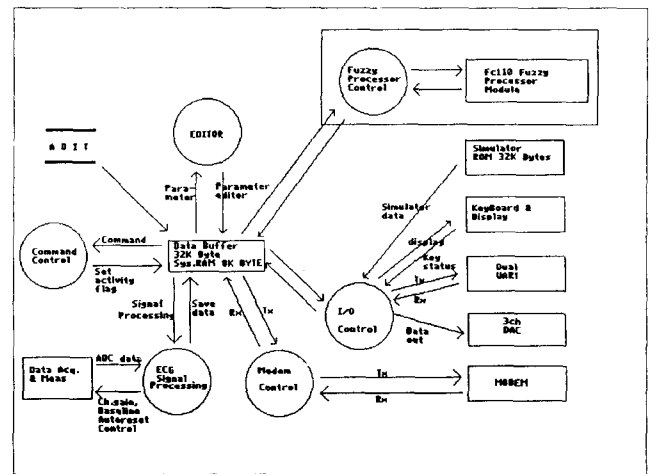


그림 12. CAEAS용의 운영 시스템의 데이터 흐름도
Fig. 12. Data flow of operating system for CAEAS

퍼지 알고리즘에 의해 수행된다.

실험 및 고찰

4.1 시뮬레이션

소프트웨어 시뮬레이션은 Togai사의 FC110 개발환경¹³⁻¹⁴⁾에서 TILSHELL. EXE에 의해 그림 3의 블럭들을 처리하기 위하여 퍼지 입출력 소속함수들의 구간을 정하여 작성하고 다음 시뮬레이션 프로그램(M-IF: man-machine interface)을 C-언어로 작성한다. 표 1은 2절에서 작성된 데이터에 의해 7개 부정맥명을 판정하기 위한 퍼지

AN1			
AGE	LOW : 0	HIGH : 30	
AQSD	LOW : 230	HIGH : 255	
ARRI	LOW : 100	HIGH : 150	
RRI	LOW : 0	HIGH : 30	
AN4			
AGE	LOW : 100	HIGH : 160	
AQSD	LOW : 140	HIGH : 200	
ARRI	LOW : 0	HIGH : 50	
RRI	LOW : 150	HIGH : 190	
AN5			
AGE	LOW : 140	HIGH : 200	
AQSD	LOW : 0	HIGH : 50	
ARRI	LOW : 150	HIGH : 190	
RRI	LOW : 110	HIGH : 150	
AN6			
AGE	LOW : 190	HIGH : 230	
AQSD	LOW : 70	HIGH : 110	
ARRI	LOW : 110	HIGH : 150	
RRI	LOW : 230	HIGH : 255	

그림 13. ECG 식별을 위한 룩업 테이블
Fig. 13. Look-up table for ECG identification.

표 1. 부정맥 판별을 위한 범위 설정 데이터 종합표
Table 1. Range data table for arrhythmia decision.

ECG변수 부정맥명	AGE (입력)	AQSD (입력)	ARRI (입력)	RRI (입력)	A_NAM (출력)
AN1	0~ 30	230~ 250	100~ 150	0~ 30	0~ 30
AN2	30~ 70	190~ 230	190~ 230	110~ 150	30~ 70
AN3	70~ 110	30~ 70	150~ 190	70~ 110	70~ 110
AN4	100~ 160	140~ 200	20~ 80	140~ 200	110~ 150
AN5	140~ 200	100~ 160	60~ 120	180~ 240	150~ 190
AN6	190~ 230	70~ 110	100~ 150	230~ 255	190~ 230
AN7	230~ 255	0~ 30	20~ 80	0~ 30	230~ 255
단 위	개 월	ms	×10ms	×10ms	

규칙에 사용된 데이터 범위이다. 이를 기준으로 시뮬레이션에 사용될 AGE, ARRI, AQSD, RRI 등의 변수를 설정하여 표 2와 같이 23 종류의 입력변수치를 작성하였다. 이들 소속함수를 입력으로 하고 퍼지규칙에 의하여 정의된 가상의 7개 부정맥명을 판별하도록 하였다. 입력순서는 임의로 하여 입력변수를 입력한 후 추론된 값을 얻었다.

표 2의 입력순번 9, 18번은 부정맥 AN4와 AN5에 양쪽 모두 존재하는 입력변수로 일반 디지털 컴퓨터로 식별할 경우 두 종류로 식별하여 애매 모호한 결과를 가져온다. 즉, 기존 디지털 프로세서를 사용할 경우 산출된 입력 변

표 2. 시뮬레이션 실험 결과
Table 2. Results for simulation.

입력 순번	입 력 변 수 치				일점화치 (승법연산지 규칙)	부정맥 판정명
	AGE	RRI	ARRI	AQSD		
1	160	135	80	205	170	AN5
2	10	240	130	10	10	AN1
3	225	90	133	245	210	AN6
4	10	230	105	5	0	NA
5	25	235	121	12	10	AN1
6	100	60	162	90	90	AN3
7	93	59	168	84	90	AN3
8	29	250	140	25	10	AN1
9	146	146	66	184	146	AN4
10	149	145	67	185	150	NA
11	151	146	46	186	149	AN4
12	240	18	50	55	246	AN7
13	215	95	135	250	210	AN6
14	215	95	135	3	0	NA
15	45	200	210	135	50	AN6
16	42	220	210	144	50	AN2
17	145	150	58	170	130	AN4
18	150	160	70	186	130	AN4
19	150	145	45	185	146	AN4
20	153	148	68	188	151	AN5
21	148	147	67	185	146	AN4
22	159	149	49	189	152	AN5
23	218	91	137	240	210	AN6

※ NA : not available

수들을 가지고 그림 13과 같은 룩업 테이블로 부터 최종 심전도 형태를 판별한다. 이때 테이블 AN1부터 ANn까지 각 변수들을 하한치와 상한치범위내에 만족하는지를 검사하게 된다. 이와같은 방법으로 표 2의 입력순번 22의 경우 AN4로 분류될 것이다. 또는 존재하는 테이블을 전부 조사할 경우 AN4와 AN5로 분류되어 최종결정을 할 수 없는 결과를 얻는다. 표 2의 9, 11, 19, 22번의 경우도 부정맥 AN4와 AN5에 양쪽 모두 존재하는 입력변수로 일반 디지털 컴퓨터로 식별할 경우 두 종류로 식별하여 애매 모호한 결과를 가오게 된다. 그러나 본 연구에서 제안한 퍼지 이

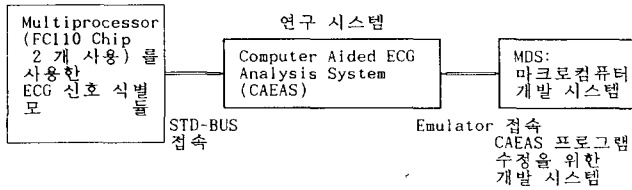


그림 14. 실실 장치 구성도
Fig. 14. Test equipment configuration.

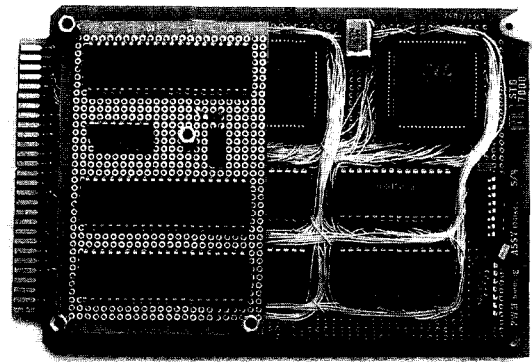


사진 1. 제작된 다중처리 구조 퍼지 프로세서 기본 모듈
Photo. 1. Manufactured basic module of multiprocessing fuzzy processor.

론을 사용할 경우에 입력변수들이 AN4와 AN5의 중복 범위인 경우도 표 2와 같이 AN4와 AN5로 분류해 내는 결과를 가져왔다. 즉, 두 개의 입력변수중 가능성이 높은 쪽으로 부정맥을 판별할 수 있게 하므로써 애매 모호한 판정을 줄일 수 있었다.

또한 신호 범위가 벗어난 경우는 판정할 수가 없게 되어 일점화 값은 "0"가 되도록 하였다(표 2의 입력순번 4, 13 번의 경우). 그러나 입력순번 23번은 AQSD 값이 한계값 240임에도 불구하고 AN6로 판별되었다. 이것은 다른 소속함수들이 가능성 높은 값으로 설정되어 추론결과 AN6로 비퍼지화되어 이때 값은 210을 얻었다.

4. 2 모듈 실험

그림 13은 실험 장치 구성도를 나타낸다. KBM에 사용될 프로그램의 제작은 IBM-PC에서 사용되는 퍼지 프로세서 전용 컴파일러인 FCC110. EXE와 LINK110. EXE 모듈¹⁴⁾을 활용하였다. 시뮬레이션에 사용한 프로그램을 퍼지 프로세서 모듈에서 실행 가능한 프로그램으로 만들어 KBM에 적재한 후 전기적인 시험과 기능적 시험을 각각 하여 정상 동작함을 확인하였다. CAEAS와 연결하여 동작시켜 본 결과 시뮬레이션 결과와 동일하였다.

KBM에 써넣기 위해서는 EPROM ERASER와 PROM WRITER을 거쳐 일이 진행되므로 많은 시간이 소요된다. EPROM 대신에 RAM을 사용하는 방안이 계속하여 연구 중에 있으며, 이 모듈이 완성되면 KBM 데이터 교환이 쉽게 이루어져 시간을 줄일 수 있을 것이다. 이 실험에서 4개의 변수에 의한 결과 추론이기 때문에 한개의 퍼지 프로세서로 동작이 가능하였지만, 계속하여 변수확장에 의한 퍼지 프로세서 수가 증가하여야 할 것으로 본다. 사진 1에는 STD-BUS용으로 설계 제작된 퍼지 프로세서 모듈을 나타내고 있다.

결 론

일반적으로 ECG 신호의 부정맥을 판단하기 위해서는 디지털 프로세서를 사용하여 판단 기준용의 기준 변수와 측정된 변수를 비교하는 방식을 사용한다. 그러나 이 방법은 ECG 신호 측정시 발생하는 오차로 인해 기준 변수 테이블과 비교할 때 신호 판별이 안될 수도 있으며, 신호 판별이 되지 않는 경우수를 제거하기 위해 테이블에서 변수 범위를 확장시킨다면 분석된 하나의 ECG 신호에 대해 여러개의 부정맥명으로 판별하는 모호성이 발생할 수도 있다.

본 논문에서는 심전도 신호 식별과정에서 발생하는 애매 모호성을 줄여주고, 불규칙한 심전도를 구간의 빈번도에 따라 통계학적 분석될 수 있도록 디지털 퍼지 프로세서를 사용한 STD-BUS용 실시간 심전도 신호 식별 시스템을 설계·제작하였다.

심전도를 판별하기 위한 변수로는 나이, QRS폭, 평균 RRI, RRI를 사용하였고, 이 변수들을 사용함으로써 기존 컴퓨터에서 부정맥 식별시 애매 모호성과 신호판별 불능인 변수들을 퍼지프로세서에 의해 판별 가능성을 보여 주었으며, 하드웨어 전용 모듈을 사용하므로 고속 실시간 시스템으로 구현 가능성을 입증하였다.

앞으로 동일 변수를 갖는 부정맥을 판별하기 위하여 체계적인 ECG 다변수 분석과 정립이 필요하며, 심전도 처

리 퍼지 프로세서 전용 모듈의 소프트웨어 개발이 지속되어야 할 것이라 사료된다. 또한 임상실험을 통한 퍼지 시스템의 ECG 판별 결과에 대한 검증이 추후 연구 과제로 남아 있다.

참 고 문 헌

1. 계신웅, 민홍기, 장원석, 홍승홍, "공중 통신망을 이용한 원격의료 시스의 연구," 대한전자공학회 기술보고서, 1986. 1.
2. 계신웅, 장원석, 홍승홍, "공중 전화회선을 다중 채널 ECG 데이터 원격 측정시 시스템 설계," 대한 의용 생체 공학회지, Vol. 7, No. 1, pp. 21-34, 1986.
3. 장원석, "ECG 신호 처리와 실시간 전송 시스템의 구현," 인하대학원 박사학위 청구논문, 1988. 8.
4. 장원영, 장원석, 홍승홍, "다중채널 심전도 데이터의 원격진단을 위한 모니터링 시스템의 개발," 대한 의용 생체 공학회지, Vol. 12, No. 2, pp. 113-119, 1991. 6.
5. 이경중, 송향봉, 이명호, 윤형로, "다중채널 실시간 부정맥 검출 시스템 설계에 관한 연구," 의공학회지, Vol. 8, No. 2, pp.

- 215-222, 1987.
6. R. R. Yager, S. Ovchinnikov, R. M. Tong, and H. T. Nguyen, "Fuzzy Sets and Application," Selected Papers by L. A. Zadeh., John Wiley & Sons, Inc., 1987.
7. B. B. Devi and V. V. S. Sarma, "Estimation of Fuzzy Memberships from Histogram," Inform. Sdi., Vol. 35, pp. 43-59, 1985.
8. F. Rhee, H. R. Lemke, and J. G. Dijkman, "Knowledge Based Fuzzy Control of Systems," IEEE Trans. on Automatic Control, Vol. 35, No. 2, pp. 148-155, Feb. 1990.
9. C. C. Lee, "Fuzzy Logic in Control Systems: Fuzzy Logic Controller Part I-II," IEEE Trans. on Sys., Man, and Cyb., Vol. 20, No. 2, pp. 404-435, Mar/Apr. 1990.
10. 洪彰義, "소아 심전도 해설," 1982. 5. 1.
11. 徐正燾譯, "간호 심전도," 한국심장질환 연구소, 1983.
12. FC110 Development System User's Manual, Ver. 2. 0. 2, FC110DS-10E, Togai InfraLogic, Inc., Sep. 1990.
13. TILShell User's Manual, Ver. 1. 2, TILS-2, Togai InfraLogic, Inc., Jul. 1990.
14. Fuzzy-C Development System User's Manual, Ver. 2. 2. 0, FCCUM-2, Togai InfraLogic, Inc., Oct. 1990.

=국문초록=

심전도의 분석은 심장 전문의마다 기준이 다르고, 심전도 처리 시스템마다 측정된 변수 검출오차 때문에 많은 어려움이 있다. 이에 본 논문에서는 심전도 식별과정에서 발생하는 애매 모호성을 줄여 주고, 불규칙한 심전도를 구간의 빈번도에 따라 통계학적으로 분석될 수 있도록 디지털 퍼지 프로세서를 사용한 STD-BUS용 실시간 심전도 신호 식별 시스템을 설계·제작하였다.

심전도를 판별하기 위해 사용된 변수는 나이, QRS폭, 평균 RRI, RRI 등을 사용하였고, 이들 변수를 본 연구에서 제작한 심전도 신호 식별 시스템에 입력으로 사용한 결과, 일반 프로세서의 알고리즘에서 구별이 불가능했던 심전도 파형을 실시간으로 식별이 가능함을 확인할 수 있었다.