

논문 00-01-05

퍼지 이론을 이용한 평형감 평가

Estimation of Equilibrium Sense using Fuzzy Theory

任亨淳*, 李昌求**, 金南均**

(Hyung-Soon Lim*, Chang-Goo Lee**, Nam-Gyun Kim**)

요약

본 논문에서는 퍼지이론을 적용하여 평형감과 생체신호의 관계를 자동해석하고 평가하였다. 온도자극법을 실시하여 현기증을 유발하였고, 생체신호의 정량화를 통하여 생체신호와 현기증과의 상관관계를 제시하였다. Table-Lookup 방법을 이용한 적응퍼지규칙 설계에 의하여 생체신호의 유기적인 관계를 객관적으로 분석하여 피험자의 평형감 정도를 판단하는데 있어서 좋은 결과를 나타내었다.

Abstract

In this paper, we interpreted and evaluated the relation between the sensation of equilibrium and biomedical signal automatically by applying the fuzzy theory. We induced the vertigo by using the caloric test, and presented the correlation between vertigo and biomedical signal by using the quantification method. We objectively analyzed the organic relation of the biomedical signal by fuzzy rule design using the table-lookup scheme and obtained good result in recognizing the level of the sensation of equilibrium.

I. 서론

산업전반에 걸친 상품개발에 있어서 인간을 주체로한 인간에게 편리한 기술 개발에 대한 요구가 증대되고 있고 인간의 감각, 감성 영역에 관한 평가수법의 연구가 더욱 중요시되고 있다. 특히, 현대 사회가 산업

화·정보화·고속화되고 생활이 복잡해짐에 따라 스트레스와 각종 사고로 인한 현기증 및 평형장애를 호소하는 환자가 급증하는 추세이다. 1992년 The Times지는 미국의 전체 인구 중 20% 이상이 현기증 때문에 일상 생활에 어려움을 겪고 있다는 통계보고를 내 놓았는데, 이는 많은 사람들이 현기증에 고통받고 있음을 단적으로 표현하는 것이라 하겠다[1]. 이러한 평형감각의 상실은 구토, 현기증, 자세부조화 등을 동반한 전정증상(前庭症狀)을 초래하여 심한 불쾌감을 동반한다. 이러한 전정기능의 상실은 점차 증가추세에 있으며, 현기증이 가장 많은 원인으로 알려져 있다. 현기증은 회전감, 부동감 및 암흑감 등이 동반되는 평형장애로 어지러움을 나타내는 주관적인 증상이며, 주변 공간에 대한 감각장애를 말한다. 심한 현기증 발작시 환자는 자신 또는 주위 환경이 회전하는 것을 느끼며 몸을 가누지 못

* 全北大學校 電子工學科

(Dept. of Electronics Eng., Chon-buk Nat. Univ.)

** 全北大學校 電子·情報工學部

(School Electrical & Information Eng., Chon-buk Nat. Univ.)

接受日: 2000년2월10日, 修正完了日: 2000년11월15日

※ 본 연구는 (1998)년 한국과학재단의 연구비 지원에 의해 수행된 연구결과임.

하게 되고 심한 오심과 구역을 동반할 수 있다. 따라서 현기증의 원인을 규명하기 위해서는 전정기능의 평가가 필수적으로 수반되어야하기 때문에 최근 전정기능의 검사방법이 점차 중요시되고 있다. 현재 국내에서 현기증을 진단하기 위한 전정기능의 검사방법으로 외이도(外耳道)에 온도자극을 가하여 안구운동을 육안으로 관찰하는 방법이 널리 이용되고 있으나 현기증의 존재 유무밖에는 알 수 없다는 단점이 있다[2].

본 논문에서는 생체신호로부터 평형감의 정도를 추론하는 퍼지 판독 시스템을 개발하였다. 생체신호의 정량화를 통하여 심전도, 안전도와 현기증과의 상관관계를 제시하였고, 측정된 생체신호의 유기적인 관계를 분석하기 위해서 퍼지이론을 도입하여 두 가지 신호를 퍼지 입력으로 하고 평형감 정도를 출력으로 하는 퍼지 시스템을 구성하여 평형감을 평가하였다.

II. 신호 처리 시스템

2.1 실험 장치 구성

평형감각을 정량적으로 분석하기 위하여 생체신호 측정 시스템을 구성하여 온도자극에 대한 피험자의 평형상태정도를 측정하였다. 생체 신호는 외부 환경에 의한 영향을 최소로 줄이기 위하여 방음암실 내부에서 측정하였으며, 방음암실 내부에는 데이터 전송 시스템, 생체신호 증폭기를 설치하고, 방음암실 외부에는 Pentium®-PC를 기반으로 하는 생체신호 데이터 획득 시스템을 두어 전체 시스템을 구성하였다. 또한 안구의 움직임에 의한 영향을 배제하기 위하여 정면의 한 점만을 피험자에게 실험동안 주시하도록 하였다. 생체신호 데이터 획득 시스템은 Biopac®사의 MP100WS와 AcqknowledgeⅢ를 이용하였고 그 구성도를 그림 1에 나타내었다.

2.2 실험방법

본 실험은 20대의 건강한 남자 20명을 대상으로 하여 실시하였다. 실험은 동일 피험자의 피로 정도에 따른 오차를 줄이기 위하여 온도자극 실험을 다른 날

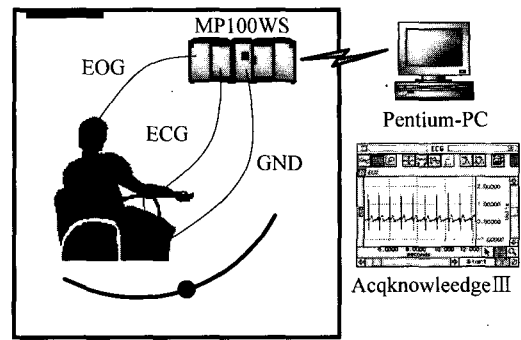


그림 1. 실험장치구성

Fig. 1. Environment of experiment

같은 시각에 행하였다. 실험은 정상상태와 현기증 인가상태로 나누어 실시하였다. 생체신호의 측정을 용이하게 하기 위하여 전정기관 자극에 의하여 나타난 심전도 신호는 탐색전극은 양손의 손목에 접지전극은 왼발의 발목에 부착하였고, 안전도는 자극에 따른 변화가 현저한 수평안전도를 측정하기 위하여 탐색전극은 좌·우측의 안외각철평부위에 접지전극은 이마의 중앙 부위에 부착하였다. 현기증 인가방법은 Barany에 의해 발표된 온도자극방법을 사용하였다[4]. 온도자극방법은 체온보다 낮은 냉수를 외이도에 주입하여 출현되는 안진을 관찰하는 법으로 냉수를 주입하는 측과 반대방향으로 안전(nystagmus)이 출현하게 된다. 각 실험은 정확한 생체신호를 획득하기 위하여 180초씩 총 2회의 실험을 실시하였다. 본 실험에서는 생리식염수를 이용하여 피험자의 안전으로 고려하였다. 주수량은 20ml, 주수시간은 20초, 식염수 온도는 4℃로 실험하였다. 온도자극 전과 후에 피험자의 심전도와 안전도를 200Hz의 샘플링 주파수로 아스키데이터 파일로 변환하여 PC에 저장하였고, 실험 후 설문 조사를 통하여 피험자의 주관적인 느낌을 조사하였다. 이러한 과정을 거친 후 피험자의 정량화된 생체신호 데이터와 설문 데이터를 분석하여 평형감각을 정량적으로 분석하였다.

2.3 생체신호의 선형적 분석 방법에 의한 정량화

2.3.1 심전도 분석

심장의 박동은 혈압이나 호흡 그리고 체온과 같은 변수들처럼 외부의 영향에 대항하여 체내의 항상성

(homeostasis)을 유지하고자 지속적으로 변화하는데 이러한 변화는 자율신경계의 통제하에서 일어난다. 이와 같은 심박 변화의 정도를 HRV(heart rate variability, 심박 변이도)라 정의하며 심전도신호를 이용한 HRV의 검출은 이러한 자율신경계 활동을 정량화할 수 있는 비침습적 계측기법으로 인정받고 있다. 즉, 심전도상의 R-peak간 시간 간격의 연속적 변이 추세를 시계열 데이터로 재정리한 후 전력 스펙트럼(power spectrum)을 통하여 관찰하는 분석기법은 자율신경의 자율기능을 관찰하는 가장 신뢰도 높은 방법으로 알려져 있다. 심전도 신호를 토대로 R-peak를 검출한 후 R-R 간격을 계산하고 Berger's series 알고리즘을 적용하여 시간에 대한 함수로서의 HRV 파형을 구성하였으며, 이렇게 얻어진 HRV 파형을 FFT과정을 거쳐서 최종적인 HRV 스펙트럼으로 구하여 졌다[3]. 그림 2에서는 심전도의 R-peak 검출로부터 HRV 스펙트럼 변수추출까지의 데이터 처리와 분석에 관한 전반적인 과정을 보였다. 그림 3에서는 그림 2의 결과 파형의 일부를 나타내었다.

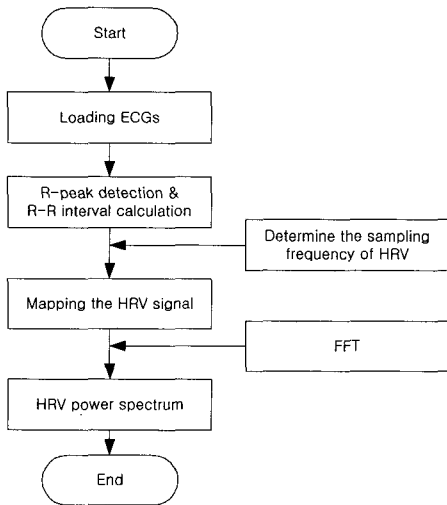
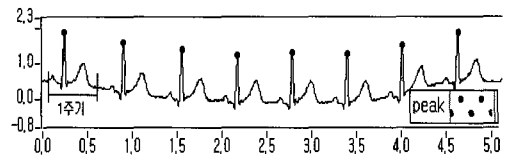


그림 2. HRV 스펙트럼 계산 과정
Fig. 2. A program of HRV spectrum

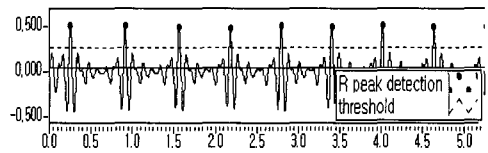
2.3.2 안전도 분석

온도자극을 가하면 자극부위의 반대방향으로 안전이 발생한다. 그림 4에 온도자극의 유무에 따른 안전도 신호를 나타내었다. 정상상태의 경우 안전도 신호로부



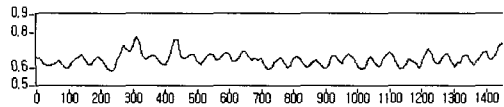
(a) 심전도(x:sec, y:volts)

(a) ECG(x:sec, y:volts)



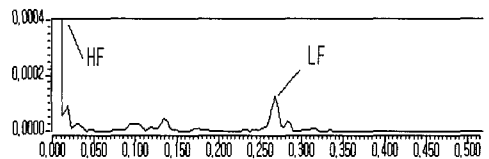
(b) 거저선 변동(x:sec, y:volts)

(b) baseline balancing(x:sec, y:volts)



(c) R-R 간격

(c) R-peak intervals



(d) HRV 전력 스펙트럼(x:주파수, y:크기)

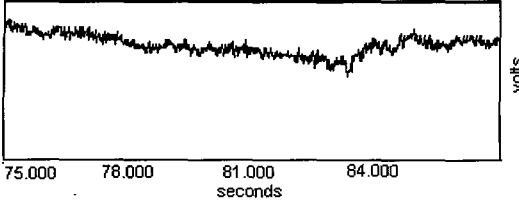
(d) HRV power spectrum(x:Hz, y:mag.)

그림 3. 심전도의 HRV 전력 스펙트럼 변환 과정

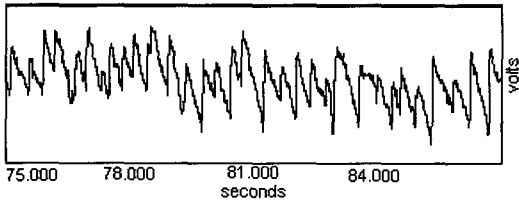
Fig. 3. The power spectral transformation of ECG
HVR

터 일정한 패턴이 나타나지 않지만 온도자극을 가했을 경우 툽니 모양의 파형 패턴이 지속적으로 나타남을 볼 수 있다. 따라서 안전도 신호에서 발생하는 패턴의 피크(peak) 수를 검출하여 안전도 신호의 변화 정도를 분석할 수 있다. 그림 5와 같이 단위시간(1초)에 대한 안전 기울기 높이를 산출한 안구속도를 계산하고 기준 안구속도와 그 값을 비교하여 툽니 파형의 피크를 구

할 수 있다.



(a) 온도자극 전의 안전도
(a) before caloric test



(b) 온도자극 후의 안전도
(b) after caloric test

그림 4. 온도자극 전·후의 안전도 신호

Fig. 4. EOG(Electro-oculogram) signal before and after caloric test

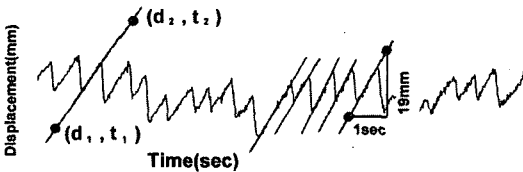


그림 5. 안구신호의 분석

Fig 5. Analysis on eye movement

III. 퍼지시스템 구성

3.1 퍼지시스템

퍼지이론은 인간의 판단이나 감성과 같이 애매성을 포함한 판단 알고리즘을 IF-THEN 형식으로 표현하고 퍼지추론을 이용하여 정량화 시키는 방법으로 추출된 파라미터의 특성이 복잡하여 기존의 정량적인 방법으로 해석할 수 없거나 얻어지는 정보가 부정확·불확실한 경우에 기존의 판단 알고리즘보다 우수한 평가 결

과를 나타낸다. 본 논문에서는 평형감각의 기능저하 및 상실을 객관적이고 정량적으로 분석하기 위하여 테이블-록업 방법을 이용하여 퍼지규칙을 설계하였고 전체적인 퍼지시스템의 구조를 그림 6에 나타내었다. 테이블-록업 방법은 수치적인 입·출력 데이터로부터 언어적인 퍼지규칙을 생성하는 방법으로 시스템 설계가 용이하고 다른 데이터에 계속 적용하여 규칙을 갱신할 수가 있기 때문에 신뢰도가 높은 최종 퍼지규칙의 설계가 가능하다.

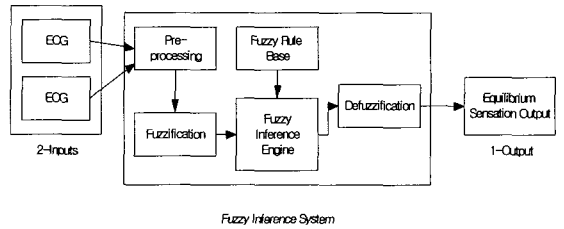


그림 6. 퍼지시스템 구조

Fig. 6. Structure of fuzzy system

3.2 입·출력 영역에 대한 퍼지 영역으로의 분할

각 피험자의 퍼지 입력 x_1, x_2 과 퍼지 출력 y 의 데이터 쌍을 식(1)과 같이 나타내었다. x_1 은 심전도 신호의 정량화 결과로 HF와 LF성분의 비를 나타내고, x_2 는 분당 안전수를 나타낸다.

$$\left[\begin{array}{l} x_1^{(1)}, x_2^{(1)}; y^{(1)} \quad (1): \text{첫번째 피험자 데이터} \\ x_1^{(2)}, x_2^{(2)}; y^{(2)} \quad (2): \text{두번째 피험자 데이터} \\ \dots \end{array} \right] \quad (1)$$

x_1, x_2, y 의 영역을 각각 $[x_1^-, x_1^+], [x_2^-, x_2^+], [y^-, y^+]$ 이라고 가정할 때 각 변수의 영역은 데이터의 중첩이 가장 많이 발생하는 영역을 기준으로 하여 설정한다. 각 변수의 영역은 일반적으로 홀수개의 구간으로 나눌 수 있으며 각 구간은 NB, NS, ZE, PS, PB와 같은 언어 변수로 나타낸다. 각 언어변수는 평형감정도를 의미하며 본 논문에서는 NB는 정상상태, NS는 행동에 지장을 주지않는 정도의 현기증을 느끼는 상태, ZE는 어지럼증이 다소 심하다고 느끼는 상태, PS는 어지럼증과 약한 구토증상을 동반한 상태를 의미하고 PB는 심한

어지럼증과 구토증상을 동반하여 행동에 심한 지장을 주는 상태를 의미한다. 이렇게 구해진 각 변수의 영역은 퍼지 소속 함수가 되고 x_1, x_2, y 가 5개의 구간으로 분할된 모습을 그림 7에 나타내었다. 각 소속함수는 삼각형 모양으로 결정하였다.

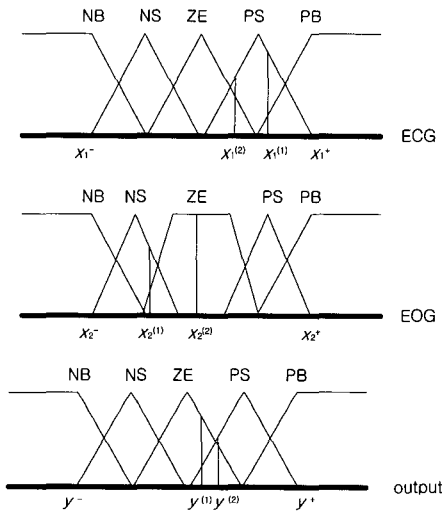


그림 7. 입·출력 소속 함수

Fig. 7. Divisions of the input and output spaces into fuzzy regions and the corresponding membership functions

3.3 데이터 쌍으로부터 퍼지 규칙 생성

먼저 소속 함수 각 구간에서 $x_1^{(i)}, x_2^{(i)}, y^{(i)}$ 의 등급을 구한다. 예를 들어 그림 5에서 $x_1^{(1)}$ 은 PS에서 0.8의 등급을 가지고 다른 구간에서는 모두 0의 등급을 가진다. 마찬가지로 $x_2^{(2)}$ 는 ZE에서 1의 등급을 가지고 나머지 구간에서는 0의 등급을 갖는다. 각 소속 함수에서의 등급을 구한 후 각 소속 함수에서 $x_1^{(i)}, x_2^{(i)}, y^{(i)}$ 의 최대 등급값의 구간을 결정한다. 그림 5에서 $x_1^{(1)}$ 은 PS, $x_2^{(2)}$ 는 ZE가 최대 등급값을 갖는 구간이 된다. 마지막으로 각 데이터 쌍으로부터 하나씩의 규칙을 생성한다.

$$(x_1^{(1)}, x_2^{(1)}; y^{(1)}) \Rightarrow [x_1^{(1)} (0.8 \text{ in PS, max}), x_2^{(1)} (0.7$$

in NS, max); $y^{(1)} (0.8 \text{ in ZE, max})] \Rightarrow$ Rule 1: IF x_1 is PS and x_2 is NS, THEN y is ZE;
 $(x_1^{(2)}, x_2^{(2)}; y^{(2)}) \Rightarrow [x_1^{(2)} (0.6 \text{ in PS, max}), x_2^{(2)} (1 \text{ in ZE, max}); $y^{(2)} (0.7 \text{ in ZE, max})] \Rightarrow$ Rule 2: IF x_1 is PS and x_2 is ZE, THEN y is ZE;$

3.4 각 규칙의 등급 지정

많은 입·출력 데이터 쌍이 존재하기 때문에 실제로 같은 IF 구문을 가지지만 다른 THEN 구문을 가지는 규칙들이 많이 생성되기 때문에 규칙의 충돌이 발생하게 된다. 이런 문제를 해결하기 위하여 생성된 각 규칙에 등급을 설정하여 최대치를 갖는 규칙을 최종적으로 하나의 규칙으로 결정할 수 있고 이렇게 함으로써 규칙의 수도 줄일 수 있다. 각 규칙에 등급을 설정하기 위하여 "IF x_1 is A and x_2 is B, THEN y is C"라는 규칙에 등급을 설정한 것을 $D(\text{Rule})$ 이라고 한다면 다음과 같은 식으로 나타낼 수 있다.

$$D(\text{Rule}) = \mu_A(x_1)\mu_B(x_2)\mu_C(y) \quad (2)$$

따라서 Rule 1은

$$D(\text{Rule1}) = \mu_{PS}(x_1)\mu_{NS}(x_2)\mu_{ZE}(y) = 0.8 \times 0.7 \times 0.8 = 0.448 \quad (3)$$

의 등급을 갖고 Rule 2는

$$D(\text{Rule2}) = \mu_{PS}(x_1)\mu_{ZE}(x_2)\mu_{PS}(y) = 0.6 \times 1 \times 0.7 = 0.42 \quad (4)$$

의 등급을 갖게 된다. 또 데이터 쌍 $(x_1^{(1)}, x_2^{(1)}; y^{(1)})$ 에 규칙 설계자의 경험이나 지식을 더 부여하고자 할 때에는 Rule 1의 등급을 $\mu^{(1)}$ 을 추가하여 다음과 같이 재조정 할 수 있다.

$$D(\text{Rule1}) = \mu_{PS}(x_1)\mu_{NS}(x_2)\mu_{ZE}(y)\mu^{(1)} \quad (5)$$

실제 수치 데이터들은 각기 제각각의 신뢰도를 갖고 있기 때문에 이렇게 함으로써 신뢰도가 높은 데이터에는 높은 등급을 부여하고 신뢰도가 낮은 데이터에는 낮은 등급을 부여할 수 있다. 즉 전문가적 관점에서의 등급을 부여하여 규칙의 신뢰도를 향상시킬 수 있다.

3.5 최종 퍼지 규칙 설계

IF 구문이 같은 퍼지 규칙들을 “그리고(and)” 조합하여 등급이 높은 규칙을 최종 규칙으로 결정함으로써 표 1의 퍼지 규칙을 얻을 수 있었다. 예를 들어 표 2에서와 같이 전건부는 동일하나 후건부가 다른 경우의 규칙이 여러개가 생성됐을 때 각 규칙의 등급을 비교하여 그 값이 큰 첫 번째 규칙을 최종 규칙으로 선정한다.

3.6 비퍼지화

주어진 입력 (x_1, x_2) 에 대하여 출력 y 의 비퍼지화를 위하여 다음과 같은 수식을 사용하였다.

$$\mu_{O^i}^i = \mu_{I_1^i}(x_1)\mu_{I_2^i}(x_2) \tag{6}$$

O^i 는 Rule i 의 출력 영역을 나타내고, I_j^i 는 j 번째 데이터에 대한 Rule i 의 입력 영역을 나타낸다. 이것을 Rule 1에 적용하여보면

$$\mu_{CE}^1 = \mu_{PS}(x_1)\mu_{NS}(x_2) \tag{7}$$

이 되고, 이것을 다음과 같은 무게중심법에 대입하여 비퍼지화된 출력을 구할 수 있다. \bar{y}^i 는 O^i 영역에서의 중앙을 나타내며, M 은 퍼지 규칙의 개수이다.

$$y = \frac{\sum_{i=1}^M \mu_{O^i}^i \bar{y}^i}{\sum_{i=1}^M \mu_{O^i}^i} \tag{8}$$

표 1. 최종 퍼지 규칙

Table 1. Final Fuzzy Rules

		EOG				
		NB	NS	ZE	PS	PB
E C G	NB	ZE	ZE	PS	PS	PB
	NS	NS	ZE	PS	PS	PB
	ZE	NS	NS	ZE	PS	PS
	PS	NB	NS	NS	ZE	PS
	PB	NB	NS	NS	ZE	ZE

표 2. 예) 퍼지 규칙 생성

Table 2. Example) Fuzzy rule generated from the input-output pairs

Fuzzy rules	IF		THEN	Degree
	x1 is	x2 is	y is	
1	ZE	NS	NS	0.56
2	ZE	NS	NS	0.21
3	ZE	NS	ZE	0.35

IV. 실험 결과 및 고찰

기존의 현기증 진단방법인 온도자극방법은 현기증의 존재 유무밖에 진단할 수 없다는 단점이 있었으나, 본 연구에서는 퍼지이론을 이용하여 현기증의 존재성 여부뿐만 아니라 각 개인에 따른 평형감 정도를 판독할 수 있도록 정량적인 분석을 시도하였다. 실험에 참가한 전체 피험자는 30명이고 퍼지규칙설계에 사용된 실험 데이터는 20명의 데이터를 사용하였고 6명의 데이터를 퍼지 입력으로 하여 사용하였다. 노이즈가 많이 첨가된 4명의 실험 데이터는 사용하지 않았다. 그림 8은 심전도 신호의 HRV 전력 스펙트럼을 분석하여 각 피험자의 HF/LF의 결과 비교를 나타내었다. 온도자극에 의하여 현기증이 유발되면 자극 전에 비하여 자극 후의 정량화 결과값이 낮아짐을 볼 수 있다.

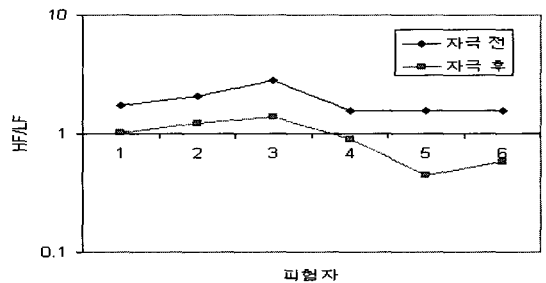


그림 8. HRV 전력 스펙트럼 분석 결과

Fig. 8. HRV power spectrum analysis

안전도 신호의 특성 변화는 그림 4에 보인바와 같이 정상상태에서는 안진 발생이 없는 것을 볼 수 있으나, 온도자극을 가하면 톱니 모양의 신호 패턴이 계속 반복되어 안진이 발생하는 것을 곧바로 알 수 있었다. 그림 9는 각 피험자들의 실험 데이터들로부터 얻어진 평형감 정도에 따른 안진 발생 횟수의 변화추이를 나타내었다. 표 3은 안전도 신호에서의 10초당 안진 발생 횟수를 검출한 결과값을 나타낸 것이다. 결과로부터 피험자가 현기증을 느끼는 정도가 커지면 커질수록 안진 발생 횟수는 선형적으로 증가하는 것을 볼 수 있다. 그림 10은 이 신호들을 설계된 퍼지시스템의 입력으로 하였을 때의 결과를 나타낸 것이다. 실험 결과 b 피험자의 경우 현기증을 느꼈으나 크게 불쾌한 느낌을 호소하지 않았고, 나머지 피험자의 경우에는 작게는 어지럼증에서 심하게는 구토증상을 호소하기도 하였다.

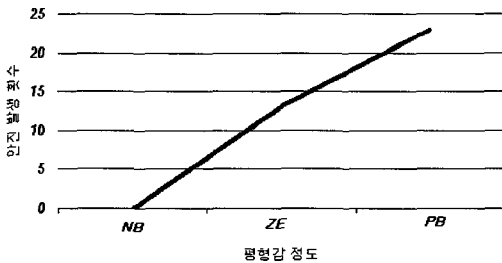


그림 9. 10초당 안진 발생 횟수

Fig. 9. The number of nystagmus in 10 sec.

표 3. 10초당 안진 발생 횟수

Table 3. The number of nystagmus in 10 sec.

	피험자					
	a	b	c	d	e	f
자극 전	0	0	0	0	0	0
자극 후	15	13	16	17	23	18

V. 결 론

본 논문에서는 퍼지이론을 이용하여 생체신호로부터 평형감 평가를 실시하였다. 온도자극법을 실시하여 평형감과 상관관계가 있는 심전도와 안전도를 측정할

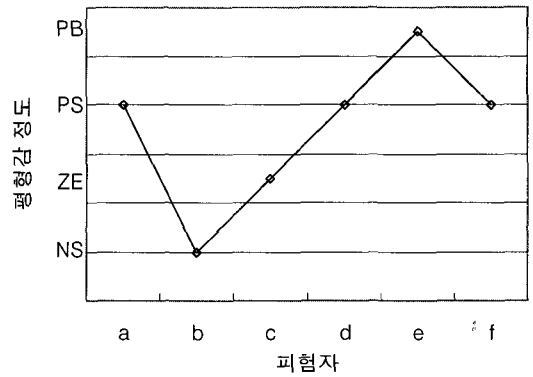


그림 10. 퍼지시스템의 판독 결과

Fig. 10. Identification of Fuzzy System

후 정량화를 통하여 평형감과 의 관계성을 제시하였고, 테이블-lookup 방법을 이용하여 퍼지 규칙을 설계한 후 퍼지시스템의 입력으로 하여 평형감 정도를 평가하도록 하였다. 퍼지 규칙 설계에 참여하지 않은 피험자의 데이터를 퍼지 입력으로 하여 실험한 결과 피험자의 주관적인 느낌을 반영하는 출력을 나타냄을 볼 수 있었다. 실험 결과 심한 어지럼증을 느끼거나 구토증상으로 인하여 몸이 움직인 피험자들은 심한 노이즈로 인하여 유효한 데이터를 얻기가 힘들었으나 전반적으로 정량화된 입력데이터를 이용한 퍼지시스템의 객관적인 출력이 각 피험자들의 주관적 느낌과 유사한 결과를 보였다. 보다 객관적이고 정량적인 평가를 위하여 다양한 환경에서의 실험 데이터를 이용하여 퍼지 규칙 설계가 이루어져야 할 필요가 있다.

참고문헌

[1] Prech W, Shimazu H, Markham CH, "A mechanism of central compensation of vestibular function following hemilabyrinthectomy", J Neuro Physical, pp.996-1010, 1996

[2] H.O. Barber and C.W. Sto, "Preparations for testing. In: Manual of electronystagmo-graphy", St Louise, The CV Mosby Co, pp.159-187, 1980

[3] Berger Rd, Akselelrod S, Gordon D, et al. "An

efficient algorithm for spectral analysis of heart rate variability", IEEE Trans BME, 33(9), pp.900-904, 1990

[4] Opmeer HJM, "The information content of successive R-R interval times in the ECG", Preliminary results using factor analysis and frequency analysis, Ergonomics, vol.16, pp.105-112, 1973

[5] U.W. Buettner, V. Henn and L.R. Young, "Frequency response of the vestibuloocular reflex in the monkey", Aviat Space Environ Med, vol.52, pp.73-77, 1981

[6] T.Takagi, M. Sugeno, "Fuzzy Identification of System and Its Application to Modeling and Control", IEEE Trans. on Systems, Man, and Cybernetics, vol.NO-1, 1989

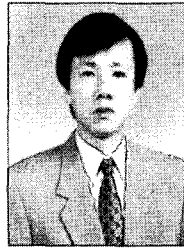
[7] Li-Xin Wang, "Adaptive Fuzzy Systems and Control : Design and Stability Analysis", Prentice-Hall Inc., pp.65-82, 1994

李昌求 (正會員)



1981년 전북대학교 전기공학과 공학사. 1983년 전북대학교 전기공학과 공학석사. 1987년 전북대학교 전기공학과 공학박사. 현재 전북대학교 전자·정보공학부 부교수.

金南均 (正會員)



1981년 전북대학교 기계공학과 공학사. 1983년 전북대학교 기계공학과 공학석사. 1987년 Strasburg University 의공학 공학박사. 현재 전북대학교 전자·정보공학부 정교수.

저 자 소 개

任亨淳 (會員申請中)



1997년 전북대학교 제어계측공학과 공학사. 1999년 전북대학교 전기공학과 공학석사. 1999년 3월 ~ 현재, 전북대학교 전자공학과 박사과정