

심박변화 분석을 이용한 장면시자극에 대한 감성측정에 관한 연구*

Human Sensibility Measurement for Visual Picture Stimulus using Heart Rate Variability Analysis

권의철**, 김동윤**, 김동선**, 임영훈***, 손진훈****

E. C. Kwon, D. Y. Kim, D. S. Kim, Y. H. Rim, J. H. Sohn

Abstract In this paper, we present change of human sensibility when the 26 healthy female subjects were exposed with visual picture stimulus. We used International Affective Picture System as the visual stimulus. The methods are AutoRegressive(AR) spectrum which is a linear method and Return Map which is a nonlinear method. AR spectrum may be shown frequency of Autonomic Nervous System(ANS) activity effectively for heart rate variability(HRV). The LF/HF of HRV and the variation of Return Map were analyzed from ECG signal of the female subjects. Return Map of RR intervals were analyzed by computing the variation. When the subjects were stimulated by the pleasant pictures, LF/HF and variation were decreased compared with unpleasant stimulus. We may obtain good parameters for the measurement of the change of human sensibility for the visual picture stimulus.

서론

최근에 정신적 자극후 감성의 효과를 측정하는데 있어서, 심박변화율(heart rat variability)에 대한 분석에 대한 많은 평가와 논의[1]가 이루어지고 있는 가운데, 보다 정확하게 평가할 수 있는 방법의 필요성이 부각되고 있다. 일반적으로, 심박은 내·외란에 대해 인체의 항상성(homeostasis)을 유지하려는 자

율신경계에 의해 끊임없이 변화하며, 심박변화율은 심장에 분포하는 자율신경계의 활동을 간접적으로 반영한다[2]. 따라서 심박변화율의 분석은 심전도로부터 R파를 검출하여 구성된 심박 등간격 시리즈(cardiac event series)로부터 심박변화를 야기시키는 자율신경계의 활동을 비관혈적인(noninvasive)방법으로 평가하고자 하는 것이다.

심박변화율의 전력스펙트럼 분석은 자율신경계의 두 가지 상반된 메카니즘인 교감신경과 부교감신경의 작용을 정량적으로 평가할 수 있는 효과적인 방법으로 알려져 있다[3-6]. 여기에는 교감신경 활동을 나타내는 LF(low frequency)영역과 압력수용기 반사와 혈압조절계를 나타내는 MF(middle frequency)영역, 그리고 호흡계와 부교감신경 활동을 나타내는 HF(high frequency)영역으로 나뉘어진다. 그러나, 심박변화율의 파워스펙트럼의 분석에 있어서, 기존의 FFT를 사용하는 피리어드그램(periodogram)은 각 주파수에 나타나는 전력밀도가 정확한 수치를 나타내

* 본 연구는 과학기술처 G7 감성공학과제 연구비 지원을 받아 수행되었음.

** 연세대학교 의용전자공학과
Department of Biomedical Engineering, Yonsei University

*** 세명대학교 전기전자공학부
School of Electrical Engineering, Semyung University

**** 충남대학교 사회과학대학 심리학과
Department of Psychology, Colledge of Social Science, Chungnam University

E-mail : dongkim@bubble.yonsei.ac.kr(김동윤)

E-mail : firebird@mipl.yonsei.ac.kr(권의철)

E-mail : yhrim@chollian.net(임영훈)

E-mail : jhsohn@hanbat.chungnam.ac.kr(손진훈)

는 반면, 각 성분이 가지고 있는 전력이 어떤 주파수를 중심으로 분포하는지를 나타내주지 못하는 단점이 있다. 이러한 단점을 보완하는 방법으로 parametric modeling 방법이 있다[7,8]. 이 중에서 all pole모델인 자기회기(autoregressive(AR)) 모델은 시간영역에서 선형예측 문제(linear prediction problem)로써 공식화될 수 있는데, 계수결정에 있어서 가장 유명한 알고리즘은 Levinson-Durbin 알고리즘과 Burg 알고리즘이 있다. 본 연구에서는 전방(forward)과 후방(backward) 예측 오차 파워(prediction error power)를 모두 최소화시키는 Burg 알고리즘을 이용하였다.

따라서 본 연구에서는 정신적 자극중에 장면시자극을 피검자에게 왜-불왜 장면시자극을 주어 그 때의 심박변화율을 획득하여 LF/HF의 비를 비교함으로써 감성의 변화를 평가하고자 하였다.

또한, 최근 많은 논문들에서 생체 시스템이 비선형 동역학 시스템이라는 사실이 증명되고 있고, 카오스를 이용하여 정량화 하려는 많은 논문들이 발표되었다[11,12]. 그러므로 본 연구에서는 전력스펙트럼을 이용한 선형적인 분석방법뿐만 아니라, 심박간격 시리츠에서의 회귀도(return map) 분석을 통한 비선형적인 방법으로 감성평가를 실시하였다. 회귀도 분석은 카오스 성질을 가진 신호에 대하여 시간에 따른 연속적인 데이터 변화사이에서의 관계를 나타내는 방법이다. 본 연구에서는 회귀도를 ECG로부터 심박간격인 RR간격의 변화를 2차원 공간에 재구성 함으로써 얻었다. 이로부터 각 시자극에 대한 회귀도의 분산을 계산하여 비교하였다.

이와같이, 본 연구에서는 26명의 젊고 건강한 여성 피검자를 대상으로 외부의 물리적 시자극의 한 방법으로 장면자극을 제시하고 이에 대한 인간내부의 생리적 변화를 생체신호 계측장비를 이용하여 ECG신호를 측정하였다. 실험과정에서 장면자극에 대한 심리지수 평가를 위해 SDS(semantic differential scale)와 SAM(self-assessment manikin) 설문조사를 실시하여, 각각의 시자극 슬라이드에 대하여 왜, 불왜 심리지수 평가를 하였다. 그리고 측정된 ECG로부터 장면자극에 대한 감성측정 파라미터로써 심박변화율의 스펙트럼과 심박간격에 대한 회귀도를 분석하여 피검자의 생리, 심리적 변화를 파악하여 인간 감성을 측정하고자 한다.

I. 실험방법

1. 장면자극의 선정

플로리다 대학 심리학과의 Peter Lang 교수가 개발하여 국제적으로 통용되고 있는 표준화된 감성자극 체계인 International Affective Picture System(IAPS)의 그림을 장면자극으로써 이용하였다.

IAPS의 그림중 2개의 정서가(기쁨, 혐오)를 가지는 그림과 중립가를 가지는 그림 20장을 선택하여 각각 10장씩 A군, B군으로 나누고 남녀 대학생 160명에게 각 그림을 8초간 제시하여 주관적 평가를 실시하였다. 자극은 2일 간격으로 두 번 제시되며, 첫째날은 semantic differential scale(SDS)을, 둘째날은 self-assessment manikin(SAM)을 작성하였다. SDS와 SAM은 슬라이드가 제시된 후, 그림에 대한 피검자의 느낌을 평정하기 위한 질문지로서 SDS는 18개의 형용사가 7점 척도로 제시되며, SAM은 행복-불행 척도, 흥분-평온 척도, 그리고 위축-의연함 척도가 9점 척도의 그림으로 제시된다. 이러한 주관적 평가의 결과에 따라, 2개의 정서가를 가지는 4장의 슬라이드와 중립가를 가지는 6장의 슬라이드를 선택하여 이를 생리신호 측정시 장면자극으로 사용하였다.

2. 실험 환경

장면자극 제시 및 측정을 위하여 그림 1과 같은 방음 및 차폐된 측정실(3.8×4×2.5m³)을 구성하였다. 자극 제시 장치는 슬라이드와 스크린을 사용하였고, 여러 측정 생리신호중 ECG를 사용하였으며, 앰프는 BIOPAC사의 MP100WS를 사용하였다. 샘플링율(sampling rate)은 샘플링율에 따른 R파의 검출오차를 최소화하기 위해 본 논문에서는 1000Hz의 주파수로 샘플링하였다(9).

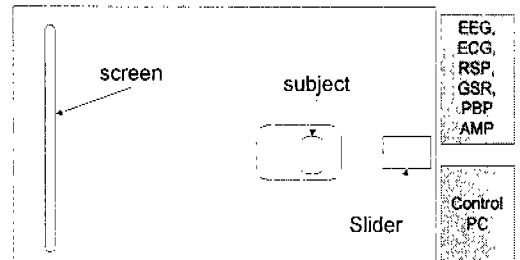


그림 1. 실험실 구성
Fig. 1. Experiment room construction

3. 실험 과정

본 실험에 참여한 피검자는 26명의 건강한 20~24세 사이의 여대생으로, 피검자는 측정 1시간 전에 실험실에 도착하고 안정을 취한후, 전극을 부착하였다. 실험 순서는 그림 2와 같이, 피검자는 눈을 감은상태와 눈을 뜬 상태에서 각각 휴식을 취한후, 장면자극을 제시받는다. 자극의 제시 순서는 쾌, 불쾌, 중립 자극 순서이며, 슬라이드 제시 시간은 각각 60초이고 매번마다 5분간 주관적 평가를 실시하였다. 본 실험에서는 위의 과정을 2회 반복 실시하였으며, 생리신호는 슬라이드가 제시되는 동안 측정되었다.

휴식 (눈을 감은상태)	휴식 (눈을 뜬 상태)	쾌 정서 슬라이드	불쾌 평가(SDS) SLM	중립 정서 슬라이드	평가(SDS) SLM	중립 정서 슬라이드	반복
1분	30초	60초	5분	60초	5분	60초	

그림 2. 실험 과정
Fig. 2. Experiment procedure

II. 분석방법

1. 심박변화율(HRV)의 획득

그림 3은 본 연구에서 사용한 HRV의 획득 과정이다.

HRV는 심박간격을 연속적으로 기록한 것이기 때문에, HRV를 얻기 위해서는 ECG데이터로부터 R포인트를 우선적으로 찾는 것이 중요하다. R포인트를 찾는 방법에는 여러 가지 있지만, 본 연구에서는 1차미분에 의한 영점 교차(zero-crossing)방법을 사용하였다[14].

다음으로는 검출한 R파에서 RR간격을 계산한 후, 이를 연속적인 시계열 데이터로 변환해야 한다.

ECG데이터 상에서 i 번째의 R파의 위치를 $R(i)$ 라 하면, $R(i-1)$ 에서부터 $R(i)$ 까지의 구간을 $I(i)$ 라 하고, $R(i)$ 에서 $R(i+1)$ 까지의 구간에는 $I(i+1)$ 라 하는 등 이를 반복하여 RR간격 시리즈를 얻을 수 있다. 즉,

$$I(i) = R(i) - R(i-1), I(i+1) = R(i+1) - R(i), \dots \quad (1)$$

식(1)이 RR간격 시리즈이다. 하지만, RR간격시리

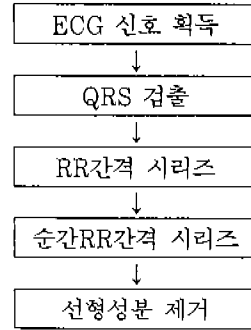


그림 3. HRV의 획득 과정
Fig. 3. Flow diagram of HRV acquisition

즈는 일정 시간 간격의 시계열 데이터가 아니기 때문에 주파수 분석에 쓰이지 못한다. 그러므로 이 신호를 등시간 간격 데이터로 재샘플링(resampling)해 주어야 한다. 일반적으로 등시간 간격의 심박변화를 얻기 위해서 2Hz 혹은 4Hz로 재샘플링하게 되는데, 이것은 HRV의 전력스펙트럼에서 모든 정보가 0.5Hz안에 있으므로 이에대한 충분한 샘플링이 필요하기 때문이다. 본 연구에서는 4Hz로 재샘플링한 순간RR간격 시리즈를 구하였다. 순간RR간격 시리즈는 식(2)와 같이 나타낼 수 있다. 여기서 ΔT 는 재샘플링 시간 간격(본 연구에서는 0.25ms)을 나타낸다.

$$IRRIS(n) = RR(k), t_k \leq n\Delta T \leq t_{k+1}(n, k = 1, 2, \dots) \quad (2)$$

이렇게 얻어진 심박변화율은 데이터의 길이보다 더 긴 주기를 가지는 저주파 성분을 포함하고 있으며, 이러한 저주파 성분을 선형성분이라 한다. 이러한 선형 성분은 전력스펙트럼상의 저주파 대역에 중점을 일으켜 스펙트럼의 왜곡을 일으킨다. 또한, 본 연구에서는 초저주파 영역에 대해서 의미를 갖지 않으므로 전처리과정으로 이를 제거한 후, 전력스펙트럼을 추정하였다. 선형성분을 제거하기 위해서 1차 선형근사화 방법을 이용하였다. 그림 4는 이와같은 방법으로 얻어진 ECG신호와 HRV신호를 나타낸다.

HRV의 전력스펙트럼 분석은 자율신경의 상반된 메카니즘인 교감신경과 부교감신경의 작용을 정량적으로 평가할 수 있다. 즉, 각 신경계는 반응의 속도가 다르므로 신경계의 활동에 따른 심박간격은 여러 주기의 신호에 의해 제어된다. 따라서, 본 연구에서는 표 1에서와 같이 주파수 대역을 정하고, 각 시자극에서의 LF/HF, MF/(LF+HF)의 값을 계산하여 비교 분석하였다.

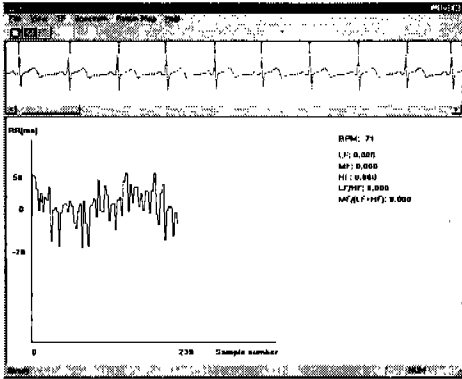


그림 4. 획득된 HRV 신호
Fig. 4. HRV signal

표 1. HRV의 주기성분과 신경계와의 관계

Table 1. Harmonic components of HRV and relative ANS

주기성분	주파수 대역	관계되는 신경계
LF(저주파 성분)	0.01~0.09 Hz	교감신경 활동
MF(중간 주파수)	0.09~0.15 Hz	압력수용기 반사 혈압조절계
HF(고주파 성분)	0.15~0.5 Hz	호흡계(부교감 신경)

2. 전력스펙트럼 분석

전통적인 FFT스펙트럼 분석은 널리 사용되고 있지만 윈도우링등에 의한 주파수 누출과 낮은 해상도등의 단점을 가지고 있다. HRV는 0.5Hz 미만의 주파수 영역에서 LF, MF, HF를 구분해야 하므로 매우 높은 해상도를 요구한다. AR모델링은 시계열 분석법으로써 해상도가 우수하여 HRV에 적합한 신호 처리로 잘 알려져 있다.

AR모델링에서 사용되는 수학적 모델은 모든 계수들이 전달함수의 분모에 있는 all pole model이다. 결국, 계수를 구하는 것이 중요한데, 이러한 계수 결정에 있어서 많이 쓰이는 알고리즘은 Levinson-Durbin 알고리즘과 Burg 알고리즘이 있다.

(1) 모델링 과정

AR모델링은 시간영역에서 선형예측 문제(linear prediction problem)로써 공식화될 수 있다. 즉, 데

이터 시퀀스 $(s_{n-1}, s_{n-2}, \dots, s_{n-p})$ p 개의 가중된 선형합(linear weighted sum)으로 예상될 수 있다.

$$\hat{s}_n = - \sum_{i=1}^p a_i s_{n-i} \quad (3)$$

p : 모델 차수, $p < N$

a_i : weight, p 번째 모델의 i 번째 계수

\hat{s}_n : s_n 의 예상된 값

여기서 실제값과 예상된 값과의 차이 ($e_{pm} = s_n - \hat{s}_n$)를 구하여 값이 최소가 되는 점을 찾기위해 식 (4)와 같이 전체 데이터 시퀀스 $(s_{n-1}, s_{n-2}, \dots, s_{n-p})$ 에 대한 평균자승 예상에러(mean of the squared prediction error)를 구한다.

$$E = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N e_{pm}^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (s_n - \hat{s}_n)^2 = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N (s_n + \sum_{i=1}^p a_i s_{n-i})^2 \quad (4)$$

식 (4)에서 우리는 계수 a_i 를 찾게 되는데, 이 계수를 구하기 위해 최소자승 에러(least-square error) 방법이 사용되며 데이터 시퀀스에 적합한 p 차 모델은 E 가 최소화되는 계수들을 찾음으로써 얻게된다.

식 (4)를 미분하여 0이되는 값에서 관계식을 유도할 수 있다. 여기서 얻은 관계식을 다시 식 (4)에 대입하면 최소 예상에러 파워(minimum prediction error power)를 구할 수 있다. 식 (5)는 이를 나타낸다.

$$E_p = \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s_n^2 \right) + \sum_{i=1}^p \left(\frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s_n s_{n-i} \right) a_i \quad (5)$$

데이터 시퀀스가 안정상태(stationary)라면 자기상관(autocorrelation)함수 $R_i = R_{-i}$ 이므로 식 (5)항은 유한한 데이터 시퀀스 $(s_{n-1}, s_{n-2}, \dots, s_{n-p})$ 를 갖는 자기상관 함수 $p+1$ 항을 추정된 값이라고 볼 수 있다. 식 (5)를 자기상관 함수로 나타내면 식 (6)과 같다.

$$R_{|i-j|} = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N s_{n-i} s_{n-j} \quad 0 \leq i \leq p, 1 \leq j \leq p$$

$$E_p = R_0' + \sum_{i=1}^p a_i R_i' \quad (6)$$

식 (6)을 행렬형태로 나타냈을 때, Yule-Walker방정식이라고 하며 이것을 풀기위해 가우스 소거법보다는 Levinson-Durbin 알고리즘이 계산적으로 더 효율적이다[7]. 알고리즘은 원하는 해인 $a_{p1}, a_{p2}, a_{p3}, \dots, a_{pp}, E_p$ 을 얻을 때 까지 계수 집합 $\{E_0\}, \{a_{11}, E_1\}, \{a_{21}, a_{22}, E_2\} \dots$ 등을 계산한다.

AR계수가 Levinson 회귀 알고리즘을 이용하여 구했다는 것으로부터 전방 예측(forward prediction)과 후방 예측(backward prediction)간의 관계를 유도된다[8]. 이들 관계로부터 AR 계수 평가의 또 다른 강력한 테크닉인 최대 엔트로피 방법(maximum entropy method(MEM))이 유도된다. MEM도 최소자승에러에 기초를 두어 전방과 후방예측 에러파워 모두 최소화 시킨다. 이들을 각각 e_{fm}, b_{fm} 이라고 하면, Levinson-Durbin알고리즘 대신 이들을 추가적인 회귀함수로 추가하면 Burg 알고리즘이 된다. 식 (7)은 전방과 후방예측 에러파워를 나타내며, 식 (8)은 식 (7)로부터 미분된 값에서 Burg알고리즘을 이용하여 계수를 구하는 방법을 나타내었다.

$$E = \frac{1}{2(N-p)} \sum_{n=p+1}^N \{ [e_{(p-1)n} + a_{pp}b_{(p-1)(n-1)}]^2 + [b_{(p-1)(n-1)} + a_{pp}e_{(p-1)n}]^2 \} \quad (7)$$

$$a_{pp} = \frac{-2 \sum_{n=p+1}^N b_{(p-1)(n-1)} e_{(p-1)n}}{\sum_{n=p+1}^N [b_{(p-1)(n-1)}^2 + e_{(p-1)n}^2]} \quad (8)$$

그리고, 실제값과 예상된 값의 차이 $e_{pm} = s_n - \tilde{s}_n$ (식(3)에서)에서 $s_n = \tilde{s}_n + e_{pm}$ 으로 볼 수 있으며, 이것은 현재 출력이 s_n 이 p개의 최근 출력 $s_{n-1}, s_{n-2}, \dots, s_{n-p}$ 과 현재의 입력이 e_{pm} 인 all-pole 혹은 IIR filter로 볼 수 있다. 식 (3)을 여기에 대입하면 식 (9)와 같다.

$$s_n = - \sum_{i=1}^p a_i s_{n-i} + e_{pm} \quad (9)$$

식 (9)에 의해 설명된 필터는 z-변환을 함으로써 주파수 영역에서 설명되어 질 수 있다.

$E(z) = A(z)S(z)$, 여기서 $A(z) = 1 + \sum_{i=1}^p a_i z^{-i}$ 이다.

$$A^{-1} = \frac{S(z)}{E(z)} = \frac{1}{1 + \sum_{i=1}^p a_i z^{-i}} \quad (10)$$

식 (10)에서 A-1은 AR모델의 전달 함수이고 보통 H(z)로 표시한다. 이 식에서 출력 시퀀스의 스펙트럼 S(ω)는 H(ω)E(ω)으로부터 식(11)이 구해진다.

$$S(\omega) = \frac{E_p T}{\left| 1 + \sum_{i=1}^p e^{j i \omega T} \right|} \quad (11)$$

AR모델에 있어서 가장 중요한 문제는 모델 차수 p에 대한 적절한 값의 선택이다. 스펙트럼 추정에 있어서 추정된 스펙트럼의 정확성은 선택된 모델 차수에 결정적으로 의존한다. 이러한 이유는 최소의 p를 선택함으로써 모델의 계산 복잡성을 최소화하는 것이 요구된다. 그러므로 모델 차수 추정의 객관적인 방법이 제안되었는데, 본 연구에서는 여러 방법중에 Final Prediction Error(FPE)방법을 사용하였다. 이를 식 (12)에 나타내었다.

$$FPE(p) = \left(\frac{N+p+1}{N-p-1} \right) E_p \quad (12)$$

식(12)에서 적당한 모델의 차수는 FPE(p)가 최소화되는 p의 값이다. 그러나 구해진 차수가 최종적인 것으로 생각하면 안된다. 차수에 따른 시간의 그래프에서 많이 분포한 시간에 대한 적절한 차수값과 위에서 구한 차수값과의 차이가 있다. 그러므로 본 연구에서는 FPE방법이 보통 HRV에서는 적절한 차수보다 낮은 차수를 갖는다고 알려져 있으므로 위에서 구한 차수값을 기준으로 차수를 높이면서 충분한 해상도를 주는 적절한 차수를 찾아나갔다. 본 연구에서는 이와같이, 전방, 후방의 오차를 최소화하는 Burg 알고리즘을 선택하여 주파수 해상도를 높이고, 안정한 AR모델을 구하였다.

3. 회귀도(return map)

주파수 스펙트럼이 선형적인 방법이라고 하면, 회귀도는 비선형적인 방법이다. 최근에 심박변화가 비

선형적인 특성을 갖는다는 사실이 보고됨에 따라, 본 연구에서는 회귀도를 이용하여 분석하였다.

회귀도는 Poincare 표시와 동일한 방법이며, 연속적인 시계열 데이터간의 시간때 따른 변화의 상관관계가 불안정한 주기적 계도를 나타내는데 대해 평가하는 방법이다[13]. 본 연구에서는 ECG데이터에서 획득한 연속적인 RR간격(식(1) 참조)을 식(13)과 같이 2차원 공간에 재구성하였다.

$$I(i) = \{I(i), I(i+1)\} \quad i=1, 2, 3, \dots \quad (13)$$

본 연구에서는 구해진 회귀도에서 쾌자극시와 불쾌자극시의 심혈관계의 변화를 알아보기 위해 회귀도 분산을 이용하여 분석하였다. 식(14)와 (15), (16)은 회귀도 분산을 구하는 방법이다.

$$\sigma_x^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (x_i - \bar{x})^2 \quad (14)$$

$$\sigma_y^2 = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^N (y_i - \bar{y})^2 \quad (15)$$

$$\sigma^2 = \sigma_x^2 + \sigma_y^2 \quad (16)$$

여기서, $x_i = I(i)$, $y_i = I(i+1)$ 을 나타낸다.

식(14)와 (15)는 각각 x, y축에서의 분산을 나타낸 것이고, 식(16)은 전체 분산을 나타낸 것이다. N은 RR간격의 전체 수이다. 이러한 방법으로 심혈관계의 변화를 비선형적으로 분석하였다.

III. 결과 및 고찰

26명의 여자 대학생들을 대상으로 장면자극에 대한 심리수치 평가를 위해 SDS와 SAM 설문 조사를 실시하였다. 각각의 시자극 슬라이드에 대하여 쾌, 불쾌 심리수치 평가는 6쌍으로 된 형용사를 사용하여 표 2과 같은 결과를 얻었다. 여기서 +1일 때 가장 쾌하고, -1일 때 가장 불쾌함을 의미한다. 각 시자극에 대하여 평균적으로 얻은 SDS, SAM의 쾌, 불쾌 자기심리평가 방법은 약 5%이내의 차이를 두고 일치함을 보였다.

본 실험에서는 장면시자극에 대하여 그림 2와 같이, 휴식→쾌→불쾌→쾌→불쾌 순으로 장면 슬라이드를 바꾸면서 그때의 피검자의 HRV의 전력스펙트럼의 변화와 심박간격의 회귀도 분석을 실시하였다.

표 2. 주관적 평가의 결과
Table 2. Result of the subject estimation

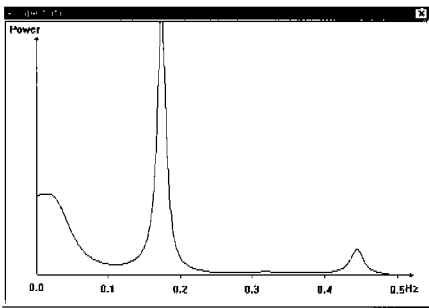
장면자극	쾌	불쾌	쾌	불쾌
SDS	0.586	-0.600	0.651	-0.588
SAM	0.597	-0.629	0.694	-0.462

최근 보고에 따르면 정신적 스트레스후, HRV에서 교감신경이 증가하고 부교감신경의 활동이 감소하는 것으로 알려져 있다[1]. 이러한 연구는 HRV의 전력스펙트럼 분석을 이용하여 교감·부교감 균형을 평가한다. 본 연구에서는 각 피검자마다 실험 프로토콜에 따라서 쾌·불쾌자극시의 신호를 분류하였다. 다음으로 각 데이터마다 AR스펙트럼을 위한 적절한 차수를 선택하여 AR스펙트럼을 구한다음, LF/HF와 MF/(LF+HF)비를 각 데이터마다 구하였다. 이러한 비는 각각 교감·부교감 균형의 측정과 감성상태 변화의 응답측정으로 사용된다. 그러므로 각 피검자마다, 쾌·불쾌자극에 대하여 이러한 파라미터를 가지고 비교, 분석하였다. 연구된 보고에 따르면, 정신적 스트레스인 경우 HF성분보다, LF성분이 증가하며, 편안하고 안정적일 때, MF, HF성분이 LF성분보다 증가한 결과를 얻었다고 한다. 즉, 정신적 스트레스를 받을 경우 LF/HF는 증가하고, 편안하고 안정적일 때는 오히려 감소한다. 그리고 MF/(LF+HF)성분은 정신적 스트레스 상태가 안정적 상태보다 낮은 것으로 나타났다. 본 연구에서도 이러한 결과를 근거로 각 데이터를 분석하였다.

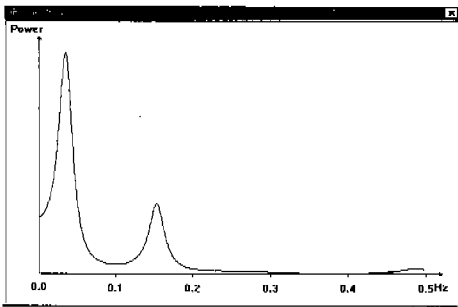
그림 5는 피검자의 쾌·불쾌자극에 대한 전력스펙트럼의 결과를 보여준다. 전력스펙트럼 상에서는 앞에서 설명한 주파수 대역(LF, MF, HF)의 피크가 존재함을 알 수 있다. 그림 5(a)는 쾌자극시의 전력스펙트럼을 나타낸 것으로써 MF성분과 HF성분이 LF성분에 비하여 상대적 우위를 나타낼을 알 수 있다. 그림 5(b)는 불쾌자극시의 전력스펙트럼을 나타낸 것으로, 쾌자극시 때와 비교하여 LF성분이 MF성분이나 HF성분에 비하여 상대적으로 증가함을 알 수 있다. 이는 우리가 근거로 한 결과와 일치함을 알 수 있다.

다음으로, LF/HF, MF/(LF+HF)의 비를 각 시자극에 대해서 계산하여 비교해 보았는데, 분석과정에서 전체적으로 MF/(LF+HF)의 값은 유의미한 관계를 얻지못하여 본 연구에서는 이 파라미터를 분석에서 제외하였다. 그리고 프로토콜에 따라 쾌·불쾌의 쌍자극을 2번 제시하여 실험하였는데, 이 중에서 피

점자가 느낀 가장 쾌한 자극과 가장 불쾌한 자극으로 나누어 같은 방법으로 이들을 비교 분석해 보았다. 그림 6(a)는 쾌·불쾌한 경우의 전체 피검자에 대한 LF/HF 값의 평균값을 나타내었고, 그림 6(b)는 가장 쾌·불쾌한 경우에 대한 전체 LF/HF 값의 평균값을 나타내었다. 여기서의 결과를 보면 쾌할때가 LF/HF 값이 불쾌할 때보다 작음을 알 수 있고, 가장 쾌·불쾌한 경우의 결과가 이러한 구분이 더 뚜렷이 나타났다. 이와같은 결과에서 미루어 볼 때, 불쾌자극의 경우가 쾌자극일 때 보다 자율신경계에서 교감신경의 활동이 더 활발함을 간접적으로 명시해 준다.



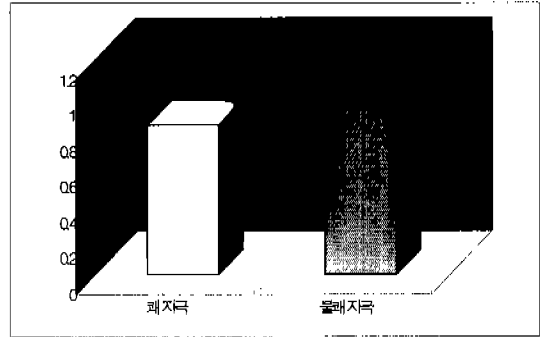
(a)



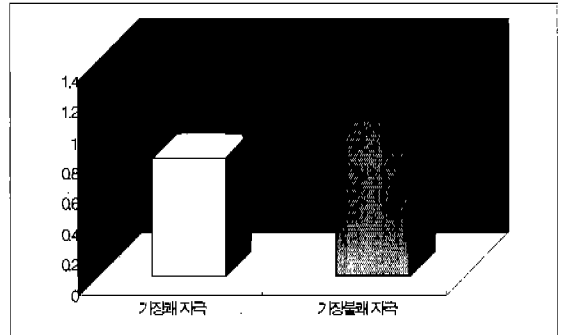
(b)

그림 5. 쾌·불쾌 자극에 대한 전력스펙트럼의 결과
Fig. 5. result of spectrum about pleasant and unpleasant stimulus

그림 7은 심박간격 시리즈에 대하여 회귀도를 나타내는 것으로서 데이터 수와 분산을 함께 명시하였다. 그림 7(a)는 쾌 자극일 때의 회귀도 결과를 나타낸 것이고, 그림 7(b)는 불쾌 자극일 때의 회귀도의 결과를 나타낸 것이다. 이 결과에서 쾌 자극이 불쾌 자극보다 쾌도의 움직임이 더 안정적임을 알 수 있고 이것은 결국 분산 값의 비교에서 더 작음을 나타낸



(a) 쾌·불쾌시 LF/HF의 변화



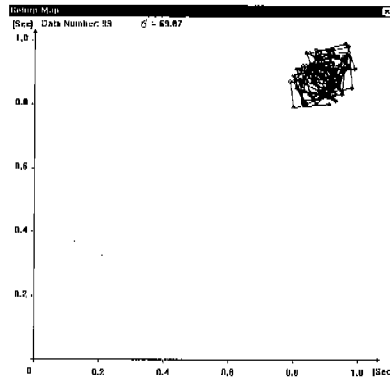
(b) 가장 쾌·불쾌시 LF/HF의 변화

그림 6. LF/HF 변화 분석 결과
Fig. 6. result of LF/HF change analysis

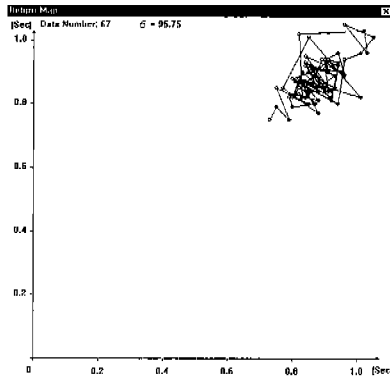
다. 또한 심박간격의 변화가 평균 심박간격을 기준으로 변화추이를 알 수 있는데, 불쾌 자극일 때 변화추이가 큼을 알 수 있다. 그림 8은 전체 피검자에 대한 쾌·불쾌 자극쌍에 대한 회귀도 분산의 변화와 가장 쾌한경우와 불쾌한 경우에서의 회귀도 분산 변화 결과를 나타내었다. 이 결과에서 보듯이 쾌 자극일 때가 불쾌 자극일 경우보다 더 작은 회귀도 분산 값을 가짐을 알 수 있고, 가장 쾌한 경우와 불쾌한 경우에서 보다 큰 차이가 나타남을 알 수 있었다.

HRV의 LF/HF와 회귀도 분산의 쾌·불쾌 자극쌍에 대한 분석을 보다 객관적인 결과를 보기 위하여 그들의 유의수준($p(0.05)$)을 표3에 나타내었다. 이때, 각 피검자마다 파라미터들의 결과 범위가 다르므로 이를 표준화할 필요가 있다. 그러므로 각 파라미터의 값마다 표준화 작업을 한 후, 계산하였다.

표 3에서와 같이 두 경우 모두 쾌자극을 제시한

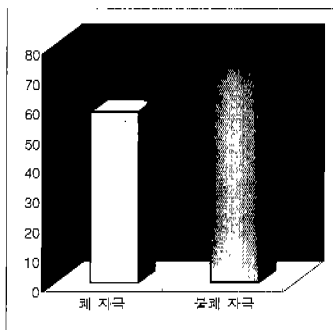


(a) 쾌 자극시의 회귀도

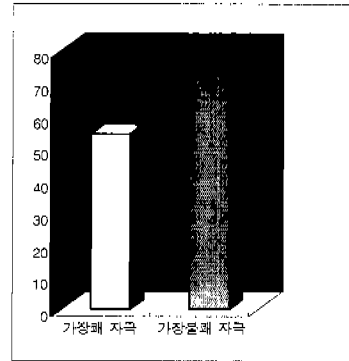


(b) 불쾌 자극시의 회귀도

그림 7. 쾌·불쾌 자극에 대한 회귀도
Fig. 7. return map for pleasant and unpleasant stimulus



(a) 쾌·불쾌시 회귀도 분산 변화



(b) 가장 쾌·불쾌 자극시 회귀도 분산 변화

그림 8. 시자극에 따른 회귀도 분산 변화 결과

Fig. 8. result of return map variation for visual picture stimulus

표 3. LF/HF와 회귀도 분산에 대한 분석 결과(불쾌 자극시 - 쾌 자극시)
Table 3. result of analysis for LF/HF and return map's variance

LF/HF			회귀도의 분산		
평균	표준편차	p	평균	표준편차	p
0.85	2.22	0.047	0.124	0.257	0.02

경우, 불쾌 자극을 제시한 경우보다 유의미하게 작게 나타남을 알 수 있다.

각 시자극에 대하여 피검자들의 심리적 변화는 개인적인 생리적 차이에 의하여 각 파라미터들의 증가분의 차이는 있지만, 쾌할 때, HRV의 LF/HF의 값과 회귀도의 분산 값은 불쾌할 때에 비하여 상대적으로 감소됨을 알 수 있었다. 또한, 지금까지의 결과를 보았을 때, 선형적인 방법으로 분석한 결과 보다는 비선형적인 방법으로 분석한 결과가 더 유의미한 결과를 얻음을 알 수 있었다.

결론

본 연구에서는 피검자에게 IAPS의 장면시자극들을 제시하고 ECG신호를 측정하여 선형 및 비선형 방법으로 분석하였다. 선형적 방법인 HRV의 전력스펙트럼에서는 불쾌 자극일 경우, LF/HF의 값이 쾌 자극에

비하여 높게 나타나 교감신경의 활동의 우위를 나타냄을 알 수 있었다. 또한 회귀도 분산값에서 불쾌자극이 쾌자극보다 크게 나타남으로써, 심박간격의 변화가 더 크음을 알 수 있었다. 본 연구에서 얻은 결과는 다음과 같다.

1. 사용한 HRV의 AR 전력스펙트럼은 각 주파수 대역의 중심 주파수를 구별할 수 있었으며, 이들을 통하여 각 시자극에 대한 LF/HF의 비를 정확히 얻을 수 있었다. 여기서 LF와 HF의 성분이 장면시자극에 대한 쾌·불쾌자극의 반응을 구별하는 파라미터로써 적합함을 알 수 있었다. 그러나 MF/(LF+HF)는 유의미한 결과를 얻지못하였다.

2. 비선형적인 분석방법인 회귀도를 이용하여 심박간격시리즈를 2차원에 맵핑하였다. 각 장면시자극에서의 회귀도 분산을 구하여, 이들을 비교한 결과, 쾌 자극을 주었을때가 불쾌자극을 주었을 때보다 분산 값이 낮음을 알 수 있었고, 유의미한 결과를 얻었다. 이는 심박변화가 불쾌자극일 때보다 안정적임을 말해주고 있다.

3. 선형적인 방법으로 분석한 결과보다는 비선형적인 방법으로 분석한 결과가 더 유의미한 결과를 얻었다. 이러한 결과는 생체신호가 비선형 동역학적 시스템이라는 특성을 갖고있기 때문에, 이에 맞는 비선형적 분석방법이 더 효과적임을 말해주고 있다.

또한, 이러한 결과로 미루어볼 때, 본 연구에서 설정한 프로토콜이 장면시자극에대한 인간의 감성을 측정하는데 있어서 어느정도 타당함을 알 수 있었다.

본 연구에서 제안된 감성 분석 파라미터들은 장면시자극에대한 감성 변화를 효율적으로 분석 할 수 있었으며, 생체신호의 비선형적 특성을 고려하여 비선형 분석을 함으로써 효과적인 정보를 획득해 낼 수 있었다. 앞으로 제품에대한 시자극등, 다양한 시자극을 이용하여 감성 평가를 함으로써 여러분야에 응용될 수 있는 방법을 계속 연구해 나가야 할 것이다.

참고문헌

Rollin McCraty, M.A. Mike Atkinson, and William A. Tillker, "The Effect of Emotion on short term Power Spectrum Analysis of Heart Rate Variability", the American Journal of Cardiology, vol.76, pp. 1089~1092, 1995.

Otto Rompelman, Ben J. Ten Voorde, "Analysis

of Heart Rate Variability", Advances in Processing and Pattern Analysis of Biological Signals, Inbar Plenum Press, New York, pp.225~235, 1996.

Glenn A. Myers, Gary J. Martin, "Power Spectral Analysis of Heart Rate Variability in Sudden Cardiac Death: Comparison to Other Methods", IEEE Trans. BME, vol.33, No.12, pp.1149~1156, 1986

Roel W. DeBoer, John M. Karemaker, Jan Strackee, "Comparing Spectra of a Series of Point Events Particularly for Heart Rate Variability Data", IEEE Trans. BME, vol.31, No.4, pp.384~387, 1984

정기삼, 신건수, 이명호, "Head-up Tilt상태에서 심박변동과 자율신경활동 균형 관계에 관한 연구", 의 공학회지 제18권 제1호 pp.37~44, 1997.

Anna M. Bianchi, Luca Mainardi, "Timevariant Power Spectrum Analysis for the Detection of Transient Episodes in HRV Signal", IEEE Trans. BME, vol.40, No.2, pp.136~144

J. Pardey, S. Roberts, L. Tarassenko, "A review of parametric modeling techniques for EEG analysis", Med. Eng. Phys. vol.18, No.1, pp.2~11, 1996.

S. Lawrence Marple Jr., "Digital Spectral Analysis", Prentice-Hall, 1987.

Mario Merri, David C. Farden Jack G. Mottely, "Sampling Frequency of the Electrocardiogram for Spectral Analysis of the Heart Rate Variability", IEEE Trans. BME, vol.37, No.1, pp.99~105, 1990.

Ronard D. Berger, Solange Akselrod, "An Efficient Algorithm for Spectral Analysis of Heart Rate Variability", IEEE Trans. BME, vol.33, No.9, pp.900~904, 1986.

A.L. Goldberger, "Is the Normal Heart Rate Beat Chaotic or Homeostatic?", News Physiol. Sci, No.6, pp.87~91, 1991.

Vibe K., Vesin J., and Pruvot E., "Chaos and Heart Rate Variability", In Proceedings of the 1995 IEEE Engineering in Medicine & Biology Conference, Montreal, 1995.

T. Bieberle, A. Bolz, M. Schaldach,

"Characterization of Heart Rate Variability using a nonlinear model". 1995 IEEE Engineering in Medicine & Biology Conference, 1995.

P. Laguna, N.V. Thakor, P. Caminal, R. Jane, H.R. Yoon, "New algorithm for QT interval analysis in 24-hour holter ECG: Performance and applications". Med. & Biol. & Comput., vol28, pp.67~73, 1990.

Human Sensibility Measurement for Visual Picture Stimulus using Heart Rate Variability Analysis

E. C. Kwon*, D. Y. Kim*, D. S. Kim*, Y. H. Rim**, J. H. Sohn***

(*Yonsei University, **Semyung University, ***Chungnam University)

Abstract In this paper, we present change of human sensibility when the 26 healthy female subjects were exposed with visual picture stimulus. We used International Affective Picture System as the visual stimulus. The methods are AutoRegressive(AR) spectrum which is a linear method and Return Map which is a nonlinear method. AR spectrum may be shown frequency of Autonomic Nervous System(ANS) activity effectively for heart rate variability(HRV). The LF/HF of HRV and the variation of Return Map were analyzed from ECG signal of the female subjects. Return Map of RR intervals were analyzed by computing the variation. When the subjects were stimulated by the pleasant pictures, LF/HF and variation were decreased compared with unpleasant stimulus. We may obtain good parameters for the measurement of the change of human sensibility for the visual picture stimulus.