

# 뇌파의 시간-주파수 분석을 통한 피부감성평가

임재중, 손진훈\*, 강대임\*\*, 여형석, 김지은\*

인제대학교 보건대학 의용공학과  
충남대학교 사회과학대학 심리학과\*  
한국표준과학연구원\*\*

## Evaluation of Tactile Emotion using Time-Frequency Analysis of EEGs

Jae J. Im, Jin-Hun Sohn\*, Dae-Im Kang\*\*, Hyung S. Yeo, Ji-Eun Kim\*

Department of Biomedical Engineering, College of Health Science, Inje University  
Department of Psychology, College of Social Science, Chungnam University\*  
Korea Research Institute of standards and Science\*\*

### 요 약

외부환경의 변화에 의한 감성의 상태를 특정 자극을 인식한 후 나타나는 생리신호의 정량적인 분석기법을 개발함으로써 감성과 생리신호간의 상관관계를 찾고자 하는 연구가 절실히 요구되고 있다. 본 연구에서의 자극은 모터를 이용하는 자극기를 제작하여 부드러운 천과 거친사포를 피검자의 왼손바닥에 제시하였다. 그리고, 피검자에게 피부자극을 제시할 때 피검자가 자극의 특성을 인식하는 과정에서 발생하는 뇌파를 검출, 분석하고자 하였다. 분석방법으로는 nonstationary한 신호분석에 유용한 특성을 가지고 있는 wavelet 변환을 이용한 시간-주파수 분석기법을 사용하였으며, 자극이 주어지는 순간의 EEG 신호의 특정범위에서의 시간-주파수 에너지성분의 변화를 관찰하였다. 그 결과 무자극시의 뇌파와 자극시의 뇌파를 비교하였을 때 부드러운 자극을 제시한 경우에는 낮은 주파수 대역에서 에너지가 우세함을 보였으며, 거친 자극에 대해서는 20-30Hz 대역에서의 우세한 에너지 분포가 관찰되었다.

### 서 론

감성변화에 의해서 나타나는 인간의 육체적 및 정신

적인 반응을 측정하기 위해서는 외부 자극의 특성에 따라 변하는 특별한 의미를 가지고 발생하는 생리신호의 분석이 뒷받침 되어야 한다. 그 중에서도 뇌기능에 대한 검사는 신경정신계통의 이상유무에 대한 판단 및 심리적인 변화상태의 추세를 보기 위한 중요한 척도의 하나로 널리 사용 사용되고 있다. 이러한 육체적, 정신적 반응을 측정하고 정량화하여 제품의 설계에 응용한다면 보다 편리하고 안락하며, 더 나아가서 쾌적한 삶을 위한 환경을 제공 할 수 있을 것이다 [1][2].

오랜 기간동안 생리신호의 분석에서는 시계열분석과 주파수분석 방법들을 이용하여 해석하려는 노력들이 많았다. 뇌파의 경우에는 신호자체가 다양한 주기성분을 가지고 있으므로 이 주기성을 주파수 성분의 진폭이나 전력값들로 나타냄으로써 그 신호의 특이성을 분석, 검출하는 방법을 주로 사용하여 왔다. 그러나, 뇌파는 신호자체에서 규칙성이 보이지 않는 불규칙한 신호이며, 피검자의 눈움직임이나 근육의 움직임 등 여러 가지의 요인에 의해 원신호가 가진 정보량들이 소실되는 경우가 빈번하다. 또한, 파형의 변화지점을 찾아내어 신호에 포함된 정보를 찾는 분류작업은 기존의 시계열분석법이나 주파수분석법만으로는 부적절하다 할 수 있다. 특히, 그 특성이 시간에 따라 변화하는 nonstationary한 신호이며 주어지는 자극의 속성에 의해서 순간적으로 특성이 변화할 수 있으므로 이러한

지점을 찾아내어 분류하기 위하여 wavelet 변환을 이용하여 순간적으로 변화하는 뇌파파형의 변화를 찾아내고자 시도하였다. 이는 신호를 시간-주파수 영역으로 국소화시키는데 우수한 특성을 가지고 있으므로 유용한 기법으로 쓰이고 있다[3-6]. 따라서, 뇌파상의 변화추이를 잘 반영할 수 있는 시간-주파수 국소화 과정을 통하여 피검자의 생리심리학적 상태를 나타내는 정량적인 지수값들이 정의되어 질 수 있을 것이다.

본 연구에서는 뇌파파형의 변화추이에 대한 분석이 피검자의 심리상태의 변화에 대한 중요한 정보를 제공한다 가정하에 수행하였다. 이를 위하여 시간-주파수 국소화 기법을 적용함으로써 다양한 종류의 피부자극에 의해 유발되는 뇌파의 특징적인 변화를 관찰하여 정량화하고자 하였다.

### 실험 방법

본 연구를 위한 실험장치와 실험과정에 대한 전반적인 구성이 그림 1에 나타나 있다. 피부자극기는 스테핑 모터를 원통형 회전판에 연결하였으며, 모터의 제어는 E-board를 사용하여 회전 속도와 시간을 PC 상에서 제어할 수 있도록 설계하였다.

#### 데이터 수집

본 연구는 20세~28세 성인 남녀(20명)의 오른쪽 손바닥부위를 대상으로 실험을 실시하였다. 자극 조건은 크게 무자극시와 자극시의 경우로 구분하였으며 자극시에는 피검자의 손바닥에 재질의 표면이 접촉될 때의 압력의 강도를 크게 두 단계로 나누어 제시하였다. 그리고, 피부자극의 제시를 위한 재질은 부드러운 천과 거친 사포를 사용하였으며, 자극은 총 5회에 걸쳐 무작위순으로 반복 수행하였다.

뇌파의 검출에는 Cadwell Spectrum32를 사용하였으며, 10/20 시스템을 기준하여 Fz, Cz, Pz의 전극부위로부터 204.8Hz의 샘플링 주파수로 20초 동안의 뇌파를 수집하였다. 수집된 EEG파형은 Matlab에서 구동되는 wavelet toolbox를 사용하여 분석하였으며, 최종적으로 각 실험조건에 대한 지수(index)를 계산하여 통계적 유의성을 검증하였다.

#### 시간-주파수 분석

기존의 연구들에 있어 수행되어온 생리신호의 분석 기법들을 보면 단지 시간영역에서의 신호들을 푸리에

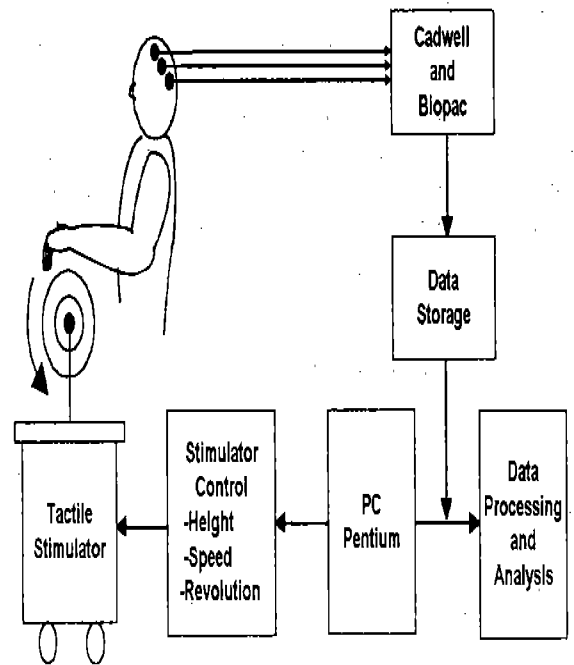


그림 1. 실험방법 및 장치의 전체 모식도.

변환 또는 고조파(harmonic) 분석하여 주파수영역에서의 신호의 특성을 검출하는 방법을 취하여 왔다. 그러나, 이들은 기본적인 조건으로 신호의 주기적인 성질이 전제되어야 한다. 따라서, 푸리에변환은 돌발적인 신호성분(fast transient component)들을 갖으며 nonstationary한 신호를 분석하기에는 바람직하지 못한 접근 방법이라 하겠다. 반면에 wavelet 변환을 이용한 시간-주파수분석은 생리신호에 대한 정보를 시간축상과 주파수축상에서 동시에 제공하고 있으며 nonstationary하며 transient한 신호를 분석함에 있어서 유리한 점들을 보이고 있다. wavelet 변환을 이용한 시간-주파수분석은 제한된 길이의 주기적인 함수들을 포함하는 기저 wavelet 함수를 시간축을 따라 확장과 축소를 반복수행하여 이동하면서 convolution을 취해주었을 때 관측하고자 하는 임의의 신호와 기저웨이브렛 원형함수가 직교조건을 만족하는 곳에서 이에 해당되는 주파수 성분을 검출하는 분석기법을 일컫는다. 즉, 기저 웨이브레함수는 아래의 식(1)에 정의 된다.

$$h_{a,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} h\left(\frac{t-\tau}{a}\right), \quad (1)$$

여기에서 a는 scaling factor로서 a>1일 때 기저웨이브렛 h(t)가 확장되며 a<1일 때는 축소하게 된다. 그리고 τ는 시간축을 따라 기저 웨이브렛 h(t)를 천이시키는 translating factor이다. 이렇게 기저 wavelet은 기저함수 h(t)의 크기를 조정하거나 시간축상에서 천

이를 시킴으로써 생성되는 크기함수와 wavelet 함수로 이루어져 있다., 이때 기저 wavelet 함수  $h(t)$ 는 기본적으로 주기성을 가지고 있어야 하며 그 주기성은 시간축을 따라 이동하면서 시간  $t$ 가 무한히 커지면 영(zero)의 값에 가까워진다. Mallat 과 Zhang은 시간-주파수 원자(atom)들을 적절히 선택하여 시간평면과 주파수평면으로 신호를 분해해 내는 matching pursuit 기법을 소개하고 있다[7]. 즉,

$$h_f(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} h\left(\frac{t-\tau}{a}\right) e^{j\xi t}, \quad (2)$$

여기에  $\xi$ 는 주파수 변조를 의미하고, 주어진 신호의 파형을  $a, \xi, \tau$  변수들로 표현되는 시간-주파수 인자로 분해할 수 있다. 인자의 조합은 식(3)과 같이 정의되어지는 함수  $f(t)$ 를 만족시켜주도록 적절히 선택되어야 한다.

$$f(t) = \sum_{n=-\infty}^{\infty} a_n h_{I_n}(t), \quad (3)$$

계수  $a_n$  은  $f(t)$ 의 정보를 반영하며  $h_{I_n}(t)$  에 의해 결정되며,  $I_n = (a_n, \xi_n, \tau_n)$  으로 정의된다. 그리고, 이 식은 주어진 시간-주파수 성분  $h_1$  로부터 주파수 성분  $f$ 를 확장시킴으로써 scale factor를 계산할 수 있으며 이 크기인자와 반비례 관계에 있는 주파수변수의 한계성을 해결 할 수 있다. 또한, 식(3)은 아래의 식(4)에 정의된 에너지 변환방정식에 의하여 에너지 밀도로서 보여질 수 있다.

$$\|f\|_2 = \sum_{n=0}^{m-1} |\langle R^n f, h_{I_n} \rangle|^2 + \|R^m f\|^2 \quad (4)$$

여기에서  $R^n f$ 는  $n$ 차 잔류항이다.

Durka 와 Blinowska는 여러형태의 파형을 가지고서 수행하는 컴퓨터 모의실험을 수행하였다. 그들은 시간-주파수 국소화 작업을 통하여 EEG 수면파와 흡사한 Gabor 함수들을 쉽게 구분 하였다. 예를 들면 EEG신호의 spikes는 수직방향으로 변형되어 나타나는 것과 같이 EEG신호의 각성분들이 시간-주파수 map 상에서 다양한 형태로서 특징화 되어질 수 있음을 발표하였다[8]. 즉, 피검자가 다양한 형태의 피부 자극에 노출되었을 때 EEG파형은 피검자의 정서상태를 반영하는 특정 형태의 파형으로서 변화를 보일 것이며 EEG신호상의 이러한 변화들은 식(4)에 의한 시간-주파수 에너지 분포도에서 관찰할 수 있게된다.

## 변수 추출

시간-주파수 에너지 분포도는 주파수 대역의 세로축과 시간의 가로축으로 구성되어 있다. 이러한 에너지 분포도에서 계산되는 각 주파수 대역에서의 총 에너지는 식(5)에 의해 얻어진다.

$$P_B = \int |H(\omega)|^2 d\omega, \quad (5)$$

여기에서  $H(\omega)$ 는  $h(t)$ 를 푸리에 변환시킨 것이며 이것은 각 주파수 대역에 대하여 계산되어진다. 에너지 분포도를 구성하는 시간-주파수 cell상의 에너지 변화율은 식(6)의  $S_n(t, f)$  지수로서 계산되었다.

$$S_n(t, f) = \frac{P_{C(t,f)}}{P_B}, \quad (6)$$

이 때  $P_{C(t,f)}$ 는 시간  $t$ 와 주파수  $f$ 로 지정된 cell 내부에 편중되어 있는 에너지를 나타내고,  $P_B$ 는 선택된 cell 내부의 전 영역에 분포된 총 에너지를 의미한다. 에너지 분포도는 30Hz범위의 주파수축을 5Hz 간격으로 6등분 하고 20초범위의 시간축을 2초간격으로 10 등분함으로써 피검자의 심리적 상태에 상응하여  $S_n(t, f)$  지수로서 계산되어진 총 60개의 시간-주파수 cell로 구성되어 있다.

## 결과 및 토의

무자극시의 EEG파형과 자극(거친자극과 부드러운 자극)시 EEG파형에 대한 시간-주파수 에너지 분포도를 구하였다. 에너지 분포도에서 보면 전체적으로 시간-주파수 에너지가 저주파수대역에 걸쳐 우세한 경향을 보이며 처음 4초 동안 20Hz에서 30Hz의 주파수 대역에서의 에너지 성분을 관찰할 수 있었다. 마찬가지로, 피검자에게 부드러운 면을 자극원으로 제시하였을 경우 훨씬 낮은 주파수 대역에서의 에너지가 우세한 경향이 보여졌다. 한편, 거친자극(sandpaper)이 피검자에게 제시되어졌을 때는 처음 4초 동안의 20Hz에서 25Hz의 주파수 대역과 25Hz에서 30Hz의 주파수대역에서 우세한 에너지 분포가 쉽게 대별되었다. 이것은 피검자가 자극에 노출되어졌을 때 EEG파형의 전개특성이 변화를 보이기는 했으나 단지 몇 초 동안에만 관찰될 수 있는 변화임을 암시하며 피검자의 자극에 대한 적응(adaptation)과정에서 기인

하는 현상이라 볼 수 있다.

시간-주파수 에너지 분포도의 각 cell에 대한 지수들은 피검자의 정서 상태가 normal한 경우의  $S_n(N)$ , 쾌한 경우  $S_n(P)$ , 불쾌한 경우  $S_n(U)$ 로서 각각 분류되어졌다. 표 1은 20-25Hz의 다섯번째 주파수 대역과 25Hz-30Hz의 여섯번째 주파수 대역에 대한  $S_n$ 지수를 요약한 것이다. 이 값들은 선택된 주파수 대역에 대한 각 cell에서의 집중되어져 보이는 에너지의 비율로서 계산되어 졌다. 시간축이 20초 동안의 전체 EEG 파형 중 절반에 해당하는 처음 10초동안에 대하여 정의되어져 있으므로  $S_n$ 지수의 최대치는 50을 기준으로 하였다. 표에서 볼 수 있는 바와 같이 지수값은 거친 촉각 자극 상태에서 훨씬 높은 값을 보이고 있다. 특히, C15, C25, C35, 와 C26, C36, C46에서는 30보다 높은 값을 보이고 있다. 그리고, 지수값들에 대하여 t-test를 적용시킴으로써 실험 조건들간의 유의한 상이성이 보여지는 지를 비교하였는데, 그 결과 상기의 cell들은 피부자극이 다른 각각의 실험조건들간에 유의한 상이성을 보였다.

결 론

본 연구에서 수행된 시간-주파수 에너지 분포도를 이용한 EEG신호의 특성화 작업은 피검자의 심리상태를 분류하는 알고리즘 수립에 유용한 기초 자료로서 쓰일 수 있을 것이다. 본 연구에서는 피부자극을 극

표 1. 시간이 일정할 때 (a)다섯 번째 주파수 대역에서 계산된  $S_n$  지수 (b)여섯 번째 주파수 대역에서 계산되어진  $S_n$  지수

(a)1에서 5까지의 time scale(10초)에서의 다섯 번째 주파수 대역에 대한 지수값

	C15	C25	C35	C45	C55
$S_n(N)$	14.5	11.7	12.0	21.3	21.9
$S_n(P)$	11.1	21.5	16.9	15.8	22.8*
$S_n(U)$	43.6*	43.4*	32.5*	30.2*	22.3

(b)1에서 5까지 time scale(10초)에서의 여섯 번째 주파수 대역에 대한 지수값

	C16	C26	C36	C46	C56
$S_n(N)$	18.4	25.9*	20.1	11.8	10.9
$S_n(P)$	31.3*	19.6*	15.3	11.8	28.8*
$S_n(U)$	23.0*	35.2*	45.4*	30.1*	22.2

단적으로 대표할 수 있는 부드러운 재질의 천과 거친 재질의 사포를 자극 조건으로서 제시하였다. 따라서, 다양한 형태의 재질을 자극조건으로서 제시한다면 시간-주파수 에너지 분포도상에는 더욱 정교한 주파수 대역과 시간대역이 적용되어져야 할 것이다.

본 연구의 결과는 특정자극과 생리신호간의 상관관계 규명을 위한 변수추출 뿐만아니라 자극에 대한 생리신호의 정량적인 분석 알고리즘 수립에 크게 기여할 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

[1]R.J. Davidson, "Anterior cerebral asymmetry and the nature of emotion," Brain and Cognition, 20, pp.125-151, 1992.  
 [2]M.R. Ford, "EEG coherence and power changes during a continuous movement task," International Journal of Psychophysiology, 4, pp.99-110, 1986.  
 [3]E. A. Bartnik, K. J. Blinowska, and P. J. Durka, "Single evoked potential reconstruction by means of wavelet transform," Biological Cybernetics, 67, pp.175-81, 1992.  
 [4]M. Akay, "Wavelets in Biomedical Engineering," Annals of Biomedical Engineering, 23, pp.531-542, 1995.  
 [5]S.J. Schiff, A. Aldroubi, M. Unser, and S. Sato, "Fast wavelet transformation of EEG," Electroencephalography and clinical Neurophysiology, 91, pp.442-55, 1994.  
 [6]I. Daubechies, "Orthonormal bases of compactly supported wavelets," Comm. Pure Appl. Math, 41, pp.909-996, 1988.  
 [7]S.G. Mallat and Z. Zhang, "Matching Pursuit with Frequency Dictionaries," IEEE Trans. Sig. Proc., 41, pp.397-415, 1993.  
 [8]P.J. Durka and K.J. Brionwska, "Analysis of EEG Transients by Means of Matching Pursuit," Annals of Biomedical Engineering, 23, pp.608-11, 1995.