

# EEG 잡파 특성 분석

## The characteristic analysis of EEG artifacts

양은주 · 신동선 · 김응수

Eunjoon Yang, Dongsun Shin, and Eungsoo Kim

대전대학교 대학원 전자공학과

Dept. of Electronics Eng, Graduate School, Daejeon University

### 요 약

뇌파(Electroencephalogram, EEG)는 뇌 신경세포가 정보를 처리하는 과정에서 발생하는 전기적인 신호를 두피 표면에서 측정하는 것이다. 이러한 뇌파는 비침습적인 방법으로 전기적인 신호를 측정하며 측정시 여러가지 형태의 잡파(artifact)가 섞이기 쉽다. 이러한 잡파는 뇌의 정보처리과정에 대한 유용한 정보를 담고 있는 뇌파를 분석하는데 방해가 되므로 이를 제거하기 위한 노력이 계속되어 왔다. 그러나 본 연구에서는 보다 적극적인 방향으로 잡파가 섞인 뇌파의 특성을 분석하여 이를 통해 제어 시스템 등과 같은 시스템에 적용할 수 있는 가능성을 알아보았다. 대표적인 잡파인 eye\_blinking, eye\_rolling, muscle 등이 각각 포함된 뇌파에 대해서 선형 및 비선형 분석을 실시함으로써 유의미한 특성 차이를 나타내었다.

### Abstract

EEG is the electrical signal, which is occurred during information processing in the brain. These EEG signal are measured by non-invasive method. EEG has many useful information for brain activity, but artifacts which are included in EEG prevents EEG analysis, so many efforts are devoted to remove these artifacts in EEG. However, this study is going to analysis the feature of the EEG mixed with artifacts in forward-looking way, by using this way, we have found the possibility that is actually applicable to system such as control system. We have made feature difference after the linear as well as nonlinear analysis regarding EEG including typical artifacts, eye-blinking, eye rolling, muscle, and so forth.

**Key words** : EEG, Artifact, Power spectrum, Correlation Dimension, Lyapunov Exponent

### 1. 서 론

1942년 한스 베르거(Hans Berger)는 최초로 사람의 뇌에서 전기적인 신호를 측정하였다. 1960년대에 이르러서 뉴런들의 전기활동에 의해 발생하는 생체전기 현상이 뇌파(EEG : Electroencephalogram)라고 명명되었고 1980년대 디지털 뇌파측정기의 개발과 디지털 신호처리의 발전과 더불어 많은 연구자들에 의해 연구되어지고 있다[7].

뇌파란 대뇌피질에서 일어나는 뇌 세포 활동의 전기적 전위라 할 수 있다. 대뇌피질의 기능은 단일 뉴런의 활동이 아니라 수많은 뉴런들의 활동에 의한다. 뇌 중추 신경계의 자발적 신경 활동을 전극을 통해 수신하여 뇌파기기 내에서 증폭, 여과과정 등을 거쳐 두 전극간의 전위 차를 이용해서 파형으로 바꾸어 기록한 것이다. 이러한 뇌파는 주로 간질 진단 등과 같은 뇌 질환 환자의 진단을 위해 임상에서 주로 사용되어 왔고 다양한 분석법의 개발에 따라 뇌기능 전반을 이해하기 위한 도구로 폭넓게 사용되고 있다 [14][15][16][17].

뇌파는 인간의 뇌의 모든 부분에서 발생하는 신호로

공간적인 특성을 갖는다. 일반적으로 뇌파는 국제 전극 배치법(10-20system)에 따라 두피의 정해진 위치에서 측정된다. 뇌파는 비침습적인 방법으로 전기적인 신호를 측정하므로 실제로 활성된 부위를 포함한 좀 더 넓은 뇌 영역에 대한 신호가 섞여 측정된다고 볼 수 있다. 뇌파는 파형, 주파수, 발생 분포, 피검자의 상태 등을 고려하여 전문적인 훈련을 받은 임상가의 의해서 분석되어왔다. 또한 실제 측정되는 뇌파에는 측정하고자 하는 부위로부터의 신호 외에 각종 잡파(artifact)들이 섞여 측정되기 쉽다. 특히 근육의 움직임에 의한 EMG, 심장의 박동에 의한 ECG, 안구의 움직임에 의한 EOG등이 지속적으로 측정되는 뇌파에 영향을 주고 있으며, 선형 및 비선형 분석에 있어서 오차를 증가시키는 원인이 되고 있다. 따라서 이러한 잡파를 분리, 제거하려는 노력이 계속되어 왔다. 측정 장비의 발달에 따라 측정값의 정확도를 높이거나, 측정시 피험자에게 최대한 편안한 자세를 취하게 하는 등 다양한 방법을 이용하였다. 최근에는 주축 성분분석(Principal Component Analysis, PCA)과 독립성분 분석(Independent Component Analysis, ICA) 등을 이용하여 잡파를 제거하는 연구가 계속되고 있다[6].

그러나 본 연구에서는 적극적으로 잡파를 활용할 수 있는 방법에 대하여 기술하였다. Eye\_blinking, Eye\_rolling, Muscle 등과 같은 대표적인 잡파가 포함된 뇌파들에 대하여 선형 분석법인 파워스펙트럼(Power spectrum) 및 비선형 분석법인 리아프노프 지수 분석(Lyapunov exponent analysis)

접수일자 : 2001년 10월 26일

완료일자 : 2002년 5월 2일

감사의 글 : 본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R05-2002-000-00526-0) 지원으로 수행되었음.

법, 상관차원 분석(Correlation dimension analysis) 등을 실시하여 눈의 움직임이나 근육의 움직임을 포함한 뇌파가 갖는 특징의 비교 및 각각의 잡파들이 갖는 특성을 통하여 잡파의 특성과 그 이용방법에 대하여 살펴보았다.

## 2. 이 론

### 2.1 잡파(Artifact)

뇌파를 기록할 때 본래의 뇌파 이외에 여러 전위가 유입되는 경우가 있는데 이러한 것을 잡파(artifact)라 한다. 뇌파는 매우 미약한 전위(수십μV)이기 때문에 이 신호를 증폭해서 기록할 때에 여러 가지 잡파의 혼입 가능성이 있고 이러한 잡파는 뇌파의 시각적 분석 및 정량적 분석에서 판독 오류 및 오차를 증가시키는 원인이 되어 왔다.

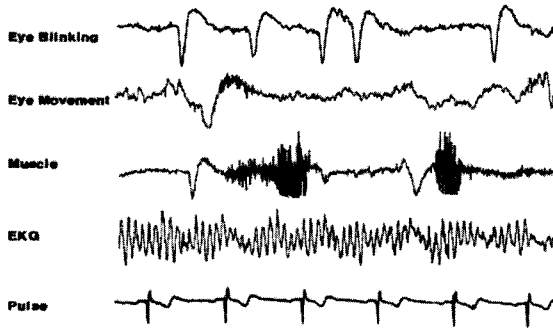


그림 1. 잡파(artifact)의 종류  
Fig. 1. The kind of artifact

그림 1은 대표적인 잡파들을 나타낸 것이다. 눈 깜박임과 안구의 움직임에 따르는 전기적인 변화는 뇌파보다 훨씬 크기 때문에 기록 중 비교적 빈번하게 출현하는 잡파이다. 근육에 의한 잡파는 안구운동과 함께 가장 많이 혼입되는 잡파 중 하나이다. 이것은 상하의 이빨을 다물고 있을 때, 침을 삼키는 것 등에 의해서 생기는 경우가 많다. 그 밖에도 몸이나 팔 등 신체의 일부를 움직일 경우, 심장의 움직임에 의한 심전도, 의복이나 시트 등의 마찰에 의한 정전기, 측정 장비의 접촉 불량에 의한 교류 장애, 호흡에 의해 발생하는 전위, 피부에 생기는 땀이나 발한에 의한 피부전기(galvanic skin reaction <GSR>) 등 다양한 잡파들이 뇌파에 섞여 측정된다. 이러한 잡파는 국제 전극 배치법인 10-20 system으로 측정하였을 시 전반적인 부위에서 측정이 되며, 안구운동의 경우 Fp1, Fp2, F7, F8에서 다른 측정부위보다 높은 값으로 측정 가능하다.

### 2.2 파워 스펙트럼(Power spectrum)

파워스펙트럼 분석은 시간에 따라 변하는 시계열 신호를 주파수 영역으로 변환하여 주파수가 변하는 정도에 따른 신호의 양상을 판단할 때 사용되는 분석으로서 이를 이용하여 시계열 데이터의 주파수 성분들을 분류하며, 분류된 주파수의 성분들의 밀도와 분포를 한 눈에 볼 수 있도록 하게 한다.

신호  $\{x(k)\}$  ( $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ )가 평균값이 0이고 정상 상태를 유지하는 실수 값을 가지는 랜덤 신호라고

하면, 이 신호  $x(k)$ 에 대한  $n$ 차 모멘트는 다음과 같이 정의된다.

$$m_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = E\{x(k)x(k+\tau_1)\dots x(k+\tau_{n-1})\} \quad (1)$$

위의 (1) 식으로부터 2차 모멘트 값은  $m_2^x(\tau_1) = E\{x(k)x(k+\tau_1)\}$ 임을 알 수 있는데, 이것을  $x(k)$ 에 대한 자기상관(autocorrelation)이라고 하며, 신호  $x(k)$ 와 시간지연  $\tau_1$ 만큼 떨어진 신호  $x(k+\tau_1)$ 과의 상관관계를 나타낸 값이다. 또한 3차 모멘트 값은 triplecorrelation이라고 하며, 신호  $x(k)$ 와  $\tau_1, \tau_2$ 만큼 떨어진 신호  $x(k+\tau_1), x(k+\tau_2)$ 와의 상관 관계를 나타낸 값으로 식 (2)로 구한다.

$$m_3^x(\tau_1, \tau_2) = E\{X(k)X(k+\tau_1)X(k+\tau_2)\} \quad (2)$$

이렇게 구해지는 상관 값들로부터 임의의 신호와 시간에 따른 변화 값의 관계를 알 수 있으며,  $E\{\bullet\}$ 는 기대치(Expectation)를 나타낸다.

신호  $\{X(k)\}$  ( $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ )가 non-Gaussian 신호일 경우, 이 신호  $x(k)$ 에 대한  $n$ 차 큐물런트는 모멘트에 의해 식(3)으로 정의 된다.

$$c_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) = m_n^x(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) - m_n^G(\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_{n-1}) \quad (3)$$

파워스펙트럼(Power spectrum)은 위에서 정의된 물리적인 값인  $n$ 차 모멘트(moment)와 큐물런트(cumulant)를 이용하여 자기상관 값을 1차 푸리에 변환(Fourier transform)한 것으로 아래 식(4)로 정의한다.

$$P(w) = \sum_{r=-\infty}^{\infty} c_r^2 e^{-j(w\tau)} \quad (4)$$

파워스펙트럼은 그 신호를 통계적으로 상관관계가 없는 주파수 성분 사이의 파워 분포를 추정하는데 사용된다. 따라서 파워스펙트럼 분석을 하면 신호 속에 기인하는 주된 주파수의 분포를 한 눈에 볼 수 있고 그 기여 정도도 알 수 있게 된다. 즉, 파워스펙트럼으로 신호를 구성하는 각 주파수 성분의 분포를 알 수 있다. 뇌파의 경우 각 주파수 대역에 따라 델타파 (0.5~3Hz), 세타파 (4~7Hz), 알파파 (8~13Hz), 베타파 (14~30Hz), 감마파 (30~50Hz) 등으로 분류된다. 파워 스펙트럼은 주파수간의 위상관계가 제거되므로 선형 시스템의 분석에 적합하고, 잡음의 영향을 크게 받지 않는다. 그러나 비선형 위상결합(phase coupling)에 대한 정보를 주지 않아 비선형 시스템 분석에서는 선형적으로 근사화 하는 것에 어느 정도 한계가 있다.

### 2.3 상관 차원(Correlation dimension)

상관 차원은 위상 궤적의 기하학적 특징 중 궤적이 차지하는 공간의 정도를 숫자로 정량화 한 것이다. 뇌파에 적용하는 경우, 이것은 뇌파를 발생시키는 중추신경계를 설명하기 위해서 필요로 하는 독립 변수들의 개수를 의미한다. 즉, 뇌가 복잡한 활동을 한다면 뇌파 역시 많은 정보를 가지고 있기 때문에 복잡할 것이다. 상관 차원은 뇌의 활동이 얼마나 복잡한가를 수치적으로 보여준다.

상관차원을 구하기 위해서는 우선 Taken's embedding theorem을 이용하여 뇌파를 상태 공간에서 벡터로 재구성하여 카오스 끌개를 구해야 한다. 카오스 끌개를 얻

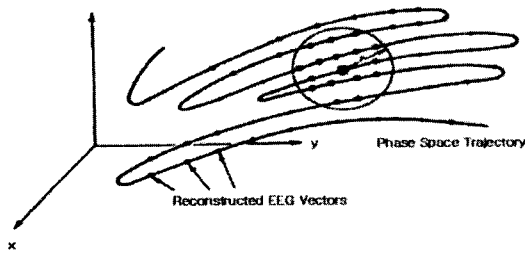


그림 2. 상관 차원  
Fig. 2. Correlation dimension

는 방법은 여러 가지가 있으나 대개 비슷한 결과를 얻게 된다. 이러한 방법을 통해 뇌파의 카오스 끌개의 상관차원을 구하려면 카오스 끌개 위의 한 점을 기준으로 거리를 조금씩 늘려가면서 그 거리 안에 포함되는 다른 점들의 수가 늘어나는 비율을 계산하여 상관차원을 얻을 수 있다. 이러한 방법으로 상관차원을 계산하는 이유는 식(5)과 같은 dimension의 일반적인 정의를 이용한 것이기 때문이다. 즉 dimension은 식(5)를 만족하기 때문에 상관함수는 식(6)과 같이 정의된다[4].

$$V = ar^d \tag{5}$$

여기서  $V$ : 부피,  $a$ : 상수,  $r$ : 거리,  $d$ : 차원

$$C(r) = \frac{1}{N^2} \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n H(r - |\vec{x}_i - \vec{x}_j|) \tag{6}$$

따라서 상관차원은 아래 식과 같이 나타내어진다.

$$C(r) = r^d \tag{7}$$

$$\ln C(r) = d \ln r \tag{8}$$

$$d = \frac{\ln C(r)}{\ln r} \tag{9}$$

### 2.4 리아프노프 지수(Lyapunov exponent)

리아프노프 지수는 초기 조건에 대한 민감성(sensitive dependence on initial conditions)을 나타내는 지수로써, 위상 공간에서 다른 초기 위치 사이의 작은 거리가 시간이 지남에 따라 얼마나 지수 함수적으로 멀어지면서 발산하는지를 정량화 한 변수를 말한다. 계의 리아프노프 지수값 중에 양의 값이 있으면, 그 계는 초기조건에 민감한 발산 특징을 지니는 카오스 계임이 확인되는 셈이며, 리아프노프 지수값이 클수록 발산정도가 더 큼을 의미한다. 뇌파의 신호는 카오스 계이므로 일반적으로 양의 리아프노프 지수를 지니게 되는데, 그 값의 크기가 그 상태에서의 뇌 시스템이 외부적인 자극에 얼마나 민감한 지를 보여준다.

뇌파 신호로부터 리아프노프 지수를 얻기 위해서는 먼저 위상공간에 운동계적을 구현하고 가까이 있는 두 점 사이의 거리를 구한 후 단위시간이 지난 후에 그러한 두 점 사이의 멀어진 거리와의 적당한 관련비를 계산하는데, 이러한 작업을 궤적 위의 모든 점에서 반복하여 그 평균값을 구해야 한다. 이러한 개념을 그림 3에 나타내었다.

리아프노프 지수는 wolf의 방법[1]으로 식(10)를 사용하여 다음과 같이 구할 수 있다.

$$L_1 = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \frac{\ln \frac{df_i}{dt}}{EVOLV \cdot dt \cdot \ln 2} \text{ (bits / s)} \tag{10}$$

여기서  $m$ : 계산횟수,  $dt$ : 샘플링 시간  
 $df_i$ : 위상공간에서 기준궤도의 초기 두 상태의 간격  
 $df_i$ : 일정 시간후의 두 상태 사이의 거리  
 $EVOLV$ : 진행시킨 일정시간

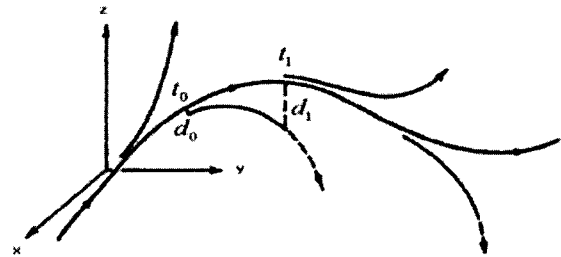


그림 3. 리아프노프 지수  
Fig. 3. Lyapunov exponent

## 3. 방법 및 시뮬레이션

### 3.1 측정

뇌파는 뇌 질환을 가지고 있지 않은 정상 성인 20명을 대상으로 그림 4에 나타낸 국제 표준 전극배치법인 10-20system을 이용하여 측정하였다. 그림 4에서 나타낸 바와 같이 총 4개 채널(Fp1, Fp2, F7, F8)의 전극을 두피에 붙인 후 각 전극의 뇌파를 기록하였다. 뇌파를 측정하기 전에 4가지 자극(눈 깜박임, 눈 굴림, 근육의 움직임('아' 발음, '으' 발음)에 대해 피험자에게 인지시키고 편안히 누운 상태에서 4가지 자극을 지시하고 상태를 수행하는 1분 동안 뇌파를 기록하였다. 표본 추출 주파수(Sampling frequency) 256Hz로 하였고, 민감도(sensitivity)는 7 $\mu$ V/mm, 고주파 여과(High frequency filter) 60Hz, 저주파 여과(Low frequency filter) 1Hz로 설정하였다. 눈 깜박임 자극과 '으' 발음 자극을 지시했을 때 측정된 뇌파를 그림 5와 그림 6에 나타내었다. 그림 5와 그림 6은 자극 발생 상태를 중심으로 자극 전과 자극 후 12초간을 나타낸 것이다.

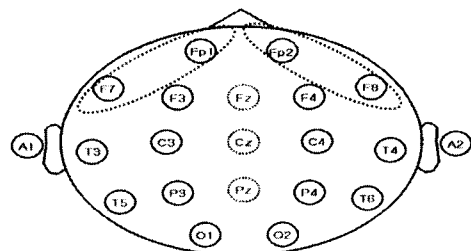


그림 4. 국제전극 배치법 10-20 system  
Fig. 4. International 10-20 electrode placement

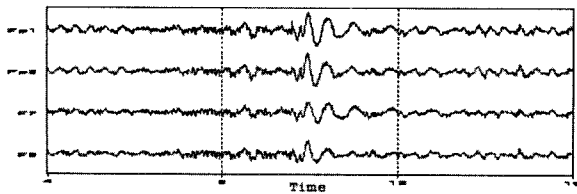


그림 5. 눈 깜박임 상태의 뇌파  
Fig. 5. EEG with eye blinking state

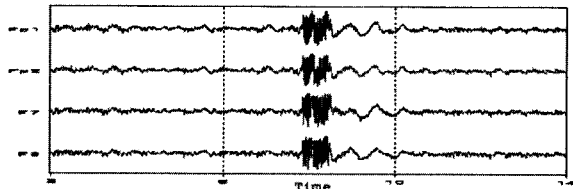


그림 6. 근육의 움직임('오' 발음)상태의 뇌파  
Fig. 6. EEG with muscle movement

3.2 분석

총 4가지의 자극 상태에 따른 뇌파를 분석해 보았다. 측정된 뇌파에 대하여 자극 제시 상태 4초, 자극 제시 전 4초, 자극 제시 후 4초로 하여 12초간을 구간으로 각각 파워 스펙트럼과 상관차원, 리아프노프 지수값을 얻었다.

'아' 발음 자극을 준 뇌파를 그림 7에 나타내었고 이 뇌파에 대한 파워 스펙트럼, 상관차원, 리아프노프 지수를 분석한 결과를 각각 그림 8, 그림 9, 그림 10에 나타내었다. 여기서 파워 스펙트럼의 경우 자극을 준 상태에서의 값이 자극 전, 후 상태에 비해 높은 값을 나타낼 수 있다. 또한 채널 Fp1과 Fp2에서의 파워 스펙트럼 값이 채널 F7과 F8에서 보다 비교적 높은 값을 나타내었다. 이는 Fp1과 Fp2의 전극에서 측정된 뇌파가 자극의 영향을 조금 더 받는 것으로 볼 수 있다. 다른 3가지 자극에 대하여도 마찬가지로 결과를 얻을 수 있었다. 상관차원의 경우 파워 스펙트럼과 반대로 잡파 발생 구간에서 잡파 발생 전, 후 보다 적게는 1.5에서 많게는 4.1정도 낮은 값을 나타내었다. 여기서는 각 채널에 따른 변화양상은 나타내지 않았다. 리아프노프 지수값은 어느 특정 구간 즉, 잡파 발생 전, 잡파 발생 상태, 잡파 발생 후 중 어느 구간이 낮아지거나 높아지는 경향을 나타내지 못했다. 다른 3가지 상태에서의 분석 결과는 각각 표1, 표2, 표3에 나타내었다. 표1은 눈 깜박임 잡파가 섞인 뇌파에 대한 분석, 표2는 눈 움직임 잡파가 섞인 뇌파에 대한 분석, 표3은 '오' 발음 잡파가 섞인 뇌파에 대한 분석을 나타낸 것이다. 표1, 표2, 표3에서의 A구간은 잡파 발생 전 4초간, B는 잡파 발생 4초간, C는 잡파 발생 후 4초간의 구간을 나타낸 것이다. 여기에서도 나타나듯이 잡파 발생 구간인 B에서의 파워 스펙트럼의 값이 A와 C의 값에 비해 큰 것을 확인할 수 있었다. 또한 상관차원은 잡파 발생 구간 즉, B에서 다소 낮은 값을 나타내어 발생 전, 후와 구별됨을 나타내었다. 파워스펙트럼과 상관차원과는 달리 리아프노프 지수는 4가지 자극 상태의 경우 모두 구별할 만한 지표 값을 나타내지 못했다.

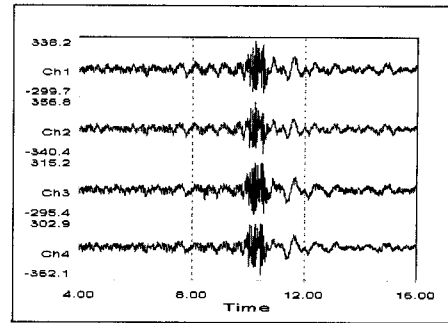


그림 7. 근육의 움직임('아' 발음) 상태의 뇌파  
Fig. 7. EEG with muscle movement

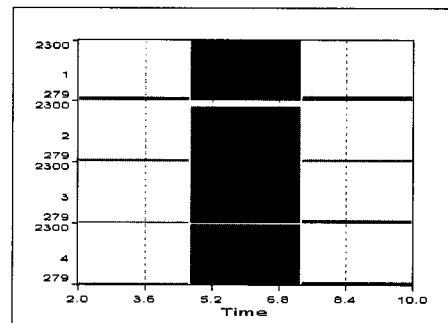


그림 8. 파워 스펙트럼  
Fig. 8. power spectrum

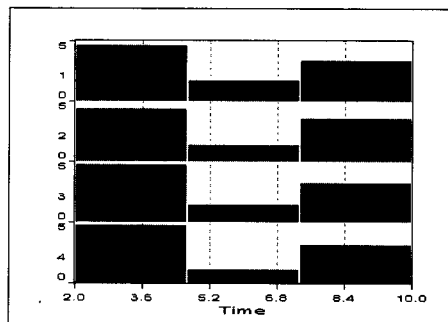


그림 9. 상관 차원  
Fig. 9. Correlation dimension

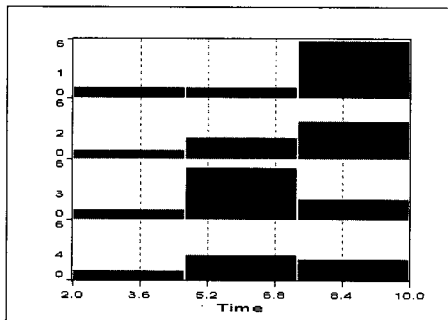


그림 10. 리아프노프 지수  
Fig. 10. Lyapunov exponent

표 1. 눈 깜박임 잡파가 섞인 뇌파의 파워스펙트럼 및 상관차원, 리아프노프 지수 값 비교  
 Table 1. Power spectrum, correlation dimension, lyapunov exponent of EEG with eye blinking artifact

Ch	Power spectrum			Correlation dimension			Lyapunov exponent		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Fp1	367.42	1402.69	345.22	4.90810	1.61314	4.98368	1.55938	3.25830	0.65407
Fp2	411.63	1159.78	428.12	4.56850	2.02889	4.56216	0.99838	1.09852	0.78527
F7	258.11	429.99	219.78	4.37028	3.14170	4.50847	0.75643	1.01430	0.65761
F8	213.25	481.12	158.07	4.28724	1.80376	4.46360	0.82191	1.39354	0.91957

\*(A: 눈 깜박임 전, B: 눈 깜박임 상태, C: 눈 깜박임 후)

표 2. 눈 움직임 잡파가 섞인 뇌파의 파워스펙트럼 및 상관차원, 리아프노프 지수 값 비교  
 Table 2. Power spectrum, correlation dimension, lyapunov exponent of EEG with eye movement artifact

Ch	Power spectrum			Correlation dimension			Lyapunov exponent		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Fp1	113.33	614.63	129.89	5.693916	2.119987	5.601666	0.606192	1.773554	5.161719
Fp2	132.27	496.36	124.08	5.600871	2.308892	5.842158	1.001991	1.173979	2.737097
F7	127.73	484.75	161.13	5.508295	2.510875	5.021482	0.345213	1.687978	1.464682
F8	120.06	324.40	115.89	5.359716	3.684875	5.450610	0.450107	2.359681	1.925017

\*(A: 눈 움직임 전, B: 눈 움직임 상태, C: 눈 움직임 후)

표 3. '으' 발음 잡파가 섞인 뇌파의 파워스펙트럼 및 상관차원, 리아프노프 지수 값 비교  
 Table 3. Power spectrum, correlation dimension, lyapunov exponent of EEG with muscle artifact

Ch	Power spectrum			Correlation dimension			Lyapunov exponent		
	A	B	C	A	B	C	A	B	C
Fp1	494.41	3960.11	350.99	4.97667	1.19730	4.70749	0.36863	1.26720	0.63236
Fp2	488.79	3401.26	384.79	5.05575	1.07947	4.77622	0.60430	1.20452	0.52535
F7	320.27	4060.90	299.68	5.46832	0.79156	4.73294	2.77330	1.79739	0.56751
F8	323.17	3940.60	312.26	5.19948	1.00712	4.84156	0.33467	1.17503	-0.096

\*(A : '으' 발음 전, B : '으' 발음 상태, C : '으' 발음 후)

### 3.3 이용 방법에 대한 고찰

본 연구의 궁극적인 목표는 사람의 생각만으로 기기를 제어하는 것이다. 현재 이와 같은 연구를 위하여 비 침습적인 측정 방법으로 뇌기능 연구에 널리 사용되고 있는 뇌파를 이용한다. 지금까지 뇌파를 이용하여 기기를 제어하기 위한 연구에서는 다양한 정신상태에서 뇌파가 변하는가 하는 문제와 인위적으로 특정 상태에 몰입함으로써 알파파를 발생시켜 그것을 이용하여 기기를 조작하는 등의 부분적인 연구가 진행되어져 왔다. 그러나 지금까지의 연구결과로는 다양한 정신상태에 따른 뇌파의 특성 파악이 쉽지 않다는 것이 확인되어 왔으며, 이러한 뇌파를 발생시키기 위한 환경의 조성도 또한 쉽지 않다는 점이다. 그밖에도 특정 상태에 따른 뇌파의 분류가 결코 확률적으로 구분되어지지 않으며, 정확도를 가져야 할 기기조작에 적용하기에는 위험부담 요소가 많다는 점을 들 수 있다.

본 연구에서는 사람의 생각만으로 기기를 제어하고자 하는 궁극적인 목표에 도달하기 위한 수단으로서 먼저, 뇌파 측정시 자주 혼입되어 나타나 시각적 분석 및 정량

적 분석에서의 오차 증가의 원인이 되어 왔던 잡파를 이용하여 기기를 제어하는 방법을 찾고자 한다. 이와 같은 연구를 통하여 다양한 정신상태에 따른 뇌전위의 분석과 함께 잡파를 대상으로 이를 적극적으로 활용함으로써 각 잡파마다 다르게 나타나는 특성을 최대한 이용하여 이를 구분하고 분류함으로써 기기를 제어하는 신호로 변환하여 간단한 의식적 노력으로 발생시킨 잡파를 원격에 있는 기기를 제어하는 신호로 활용하고자 한다. 개발될 시스템의 개략적인 구도는 그림 11과 같다.

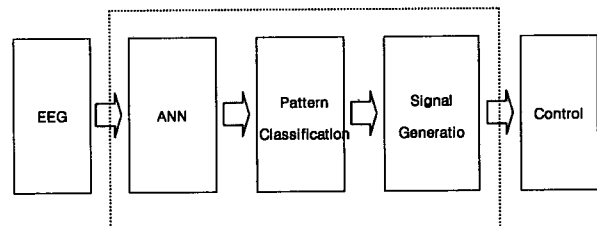


그림 11. 뇌파 이용 기기 제어 시스템  
 Fig. 11. Control system using EEG

앞으로는 본 연구를 바탕으로 눈의 깜박임과 안구운동 및 안면근 잡파 신호의 특성을 구분하고 분류하는 ANN 모델을 개발하고 이를 이용하여 전기적 신호로 변환하는 알고리즘의 개발을 통하여 측정된 신호를 구분짓고 대상 기기를 조작하기 위한 신호로 변환하기 위한 전처리기로 활용하여 Brain Computer Interface를 하고자 한다.

#### 4. 결 론

뇌파는 수많은 뉴런들의 활동에 의한 전위들을 대뇌 피질에서 측정하여 합한 값이다. 따라서 크기는 뉴런들의 활동 정도를 나타내는 좋은 예이다. 이러한 특성 때문에 뇌파는 뇌 활동에 대한 좋은 연구자료가 된다. 그러나 뇌파는 뉴런들의 활동 정도만이 아니라 눈 깜박임이나 안구의 운동, 신체의 각 부분, 예를 들어 손이나 발의 움직임, 심장의 박동, 호흡 등과 주위 환경이나 측정 장비 등의 영향으로 다양한 형태의 잡파가 유입, 혼합된 모습을 갖는다. 지금까지는 주로 뇌파에 섞여 측정되는 이러한 잡파들을 제거하여 재구성한 뇌파를 임상에서 사용하기 위한 연구가 주로 이루어졌다.

본 연구에서는 뇌파를 분석함에 있어 방해가 되는 잡파에 대하여 긍정적이고 적극적인 방향에서 이를 이용하여 제어 시스템에 적용할 수 있는 가능성을 시험해 보고자 잡파의 특성을 분석해 보았다. 본 논문에서는 잡파 중에서 비교적 쉽게 발생시킬 수 있으며 측정 시 높은 값을 갖는 안구 운동과 근육 운동에 대하여 뇌파를 측정하여 선형 분석법인 파워 스펙트럼과 비선형 분석법인 리아프노프 지수와 상관차원을 이용하여 잡파가 섞인 특정 뇌파에 대하여 유의미한 특징을 알아보았다.

뇌파에 유입되는 잡파 중에서 눈의 움직임이나 근육의 움직임은 시각적으로도 쉽게 판별 가능하였다. 또한 측정된 뇌파 파형의 모양을 비교하면 눈동자의 깜박임과 움직임은 약간의 공부를 통하여 구분할 수 있을 것으로 본다.

본 논문에서는 눈의 움직임과 안면근의 움직임에 의한 파형이 대체적으로 쉽게 시각적으로 구분이 가능한 점을 활용하였다. 파워 스펙트럼과 상관차원을 구하였을 경우에는 잡파 발생 전과 후에 변화가 있었으나 리아프노프 분석법에서는 차이를 찾을 수 없었다. 눈 움직임과 안면근의 움직임을 알아내는데 선형 분석법인 파워 스펙트럼과 비선형 분석법인 상관 차원을 이용함이 가능하나, 계산시간을 비교해 보면 계산이 복잡한 상관차원 분석법이 값을 구하는데 시간이 더 걸리므로 실시간으로 결과를 내기 위해서는 파워 스펙트럼이 더 쉽게 쓰일 수 있겠다.

파워스펙트럼과 상관차원의 유의미한 차이를 나타내는 잡파의 특성은 눈 깜박임이나 안면근 움직임을 준 상태와 가만히 있는 상태를 구분할 수 있는 척도로 쓰일 수 있으므로 제어 시스템에서의 '0'과 '1' 상태 값으로 생각해 볼 수 있다. 이러한 점을 확장하여 여러 발생 가능한 잡파에 따른 특징을 구분할 수 있다면 2<sup>n</sup>개의 선택이 가능할 것이다. 이러한 결과는 뇌 질환이나 또는 다른 질환으로 전신이 마비된 환자의 경우에도 눈 깜박임이나 안면근 움직임만을 통해 제어 신호를 만들어 자신이 원하는 시스템의 운용에 적용할 수 있는 가능성을 나타내

보았다.

#### 참 고 문 헌

- [1] Alan Wolf et al, Jack B. Swift, Harry L. Swinney and John A. Vastano, "Determining Lyapunov Exponents From a Time series", Physica D. Vol.16, pp.285-317, 1985
- [2] J.P.Eckmann, S. O. kamphorst, D. Ruelle and S. Ciliberto(1986), Lyapunov exponents from time series, Phys. Rev. A34, 4971-4979
- [3] Peter.Grassberger, Itamar.Procaccia, "Measuring the strangeness of strange attractors", Physica D Vol. 9, pp. 189-208, 1993.
- [4] Peter.Grassberger, Itamar.Procaccia, "Dimension and entropies of strange attractors from a fluctuating dynamic approach", Physica D. Vol.13, pp.34-54, 1984.
- [5] Naoto Burioka, Germaine, Franz Halberg, Daniel T. Kaplan, Relationship between correlation dimension and indices of linear analysis in both respiratory movement and electroencephalogram , Clinical Neurophysiology 112(2001)1147-1153
- [6] S.Makeig, et al, "Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data", "Advances in Neural Information Processing Systes", Vol.8,1996.
- [7] Richard F.Thompson, "Brain", 성화사, 1989
- [8] H.Kantz and T.Schreiber, Nonlinear Time Series Analysis (Cambridge University press, 1997)
- [9] T. Subba Rao, "Analysis of Nonlinear Time Series(and Chaos) . by Bispectral Methods", Nonlinear Modeling and Forecasting, SFI Studies in the Sciences of Complexity, Vol. 7, pp. 199~224, 1992
- [10] Chrysostomos L.Nikias, Mysore R.Raghu-veer, "Bispectrum Estimation : A Digital Signal Processing Framework", Proceeding of the IEEE, Vol. 75, No. 7, July, 1987
- [11] 정재승, 이경진, "생체신호의 비선형 분석 및 그 응용", 물리학과 첨단기술, 제 10권 3호, 2001.
- [12] 진승현, "알파파 자극 제시 후 뇌파의 ICA 및 비선형 분석", 물리학과 한국과학기술원, 박사학위논문, 1999.
- [13] 이유정, "뇌파의 비선형 동역학 및 독립성분 분석을 통한 뇌 기능 연구", 선문대학교 대학원 석사학위논문, 2002.
- [14] 정호선, 여진경, "뇌와 카오스", ohm사, 1998.
- [15] 윤중수, "뇌과학 개론", 고려의학, 1999.
- [16] 한선호, Satio Shoji, "임상뇌파", 일조각, 1987.
- [17] 김대식, 김영배, "뇌파 검사학", 고려의학, 2001.

교신저자 : 김웅수(eskim@dju.ac.kr)

저 자 소 개



**김응수(Eung-Soo Kim)**

1977년 : 부산대학교 공과대학 전자공학과 졸업  
1979년 : 부산대학교 대학원 전자공학과 졸업(석사)  
1993년 : 日本 東北大學校 공학연구과 전자공학과 졸업 (박사)  
1986년~1987년 : 日本 Waseda University 객원연구원

1984년~1994년 : 한국전자통신연구원 책임연구원  
1994년~2000년 : 선문대학교 전자정보통신공학부 교수  
2000년~현재 대전대학교 공과대학 컴퓨터정보통신공학부 교수

관심분야 : Neural network and Brain computing, Statistical physics of neural net, Chaos and Fractal theory in neural network, Bioinformatics, And mainly engaged in research on BCI and signal processing of the biomedical signals, EEG, ECG, fMRI.

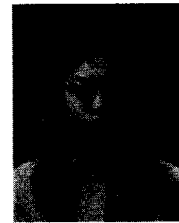
연구실 : 042-280-2584  
휴대폰 : 019-220-1611  
F a x : 042-284-0109  
e-mail : eskim@dju.ac.kr



**신동선(Dong-sun Shin)**

2001년 2월 : 대전대학교 공과대학 전자공학과 졸업  
2001년 3월 : 대전대학교 대학원 전자공학과 입학  
2002년 현재 대전대학교 대학원 전자공학과 석사 과정

관심분야 : Neural network, Statistical physics of neural net, Chaos and Fractal theory in neural network, Brain Computer interface..  
e-mail : shn8559@hanmail.net



**양은주(Eun-joo Yang)**

2002년 2월 : 대전대학교 공과대학 전자공학과 졸업  
2002년 3월 : 대전대학교 대학원 전자공학과 입학  
2002년 현재 대전대학교 대학원 전자공학과 석사과정

관심분야 : Independent Component Analysis, Neural Network, Brain-Computer Interface, Chaos and Fractal theory in neural network  
e-mail : eunjoo04@dju.ac.kr