

# EEG의 잡파 특성 분석

## Artifacts characteristic analysis of EEG

양은주, 조한범, 김응수  
대전대학교 대학원 전자공학과

EunJoo Yang, Hanbum Cho, EungSoo Kim  
Dept. of Electronics Eng, Graduate School, Daejeon Univesity  
E-mail : eskim@dju.ac.kr

### ABSTRACT

뇌파(Electroencephalogram, EEG)는 뇌 신경세포가 정보를 처리하는 과정에서 발생하는 전기적인 신호를 두피 표면에서 측정하는 것이다. 이러한 뇌파는 비침습적인 방법으로 전기적인 신호를 측정하며 측정시 여러 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.

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

### 1. 서론

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

뇌파란 대뇌피질에서 일어나는 뇌 세포 활동의 전기적 전위라 할 수 있다. 대뇌피질의 기능은 단일 뉴런의 활동이 아니라 수많은 뉴런들의 활동에 의한다. 뇌 중추신경계의 자발적 신경 활동을 전극을 통해 수신하여 뇌파기기 내에서 증폭, 여과 과정 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 개발로 인해 뇌 기능 전반을 이해하기 위한 도

구로 폭 넓게 사용되어지고 있다.

뇌파는 비침습적인 방법으로 전기적인 신호를 측정하므로 실제로 활성화된 부위를 포함한 좀 더 넓은 뇌 영역에 대한 신호가 섞여 측정된다고 볼 수 있다. 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 EOG 등이 지속적으로 측정되는 뇌파에 영향을 주고 있으며, 선형 및 비선형 분석에 있어서 오차를 증가시키는 원인이 되고 있다.

따라서 이러한 잡파를 분리, 제거하려는 노력이 계속되어 왔고 최근에는 주축 성분 분석(Principal Component Analysis, PCA)과 독립 성분 분석(Independent Component Analysis, ICA) 등을 이용하여 잡파를 제거하는 연구가 계속되고 있다.

그러나 본 연구에서는 적극적으로 잡파를 활용할 수 있는 방법에 대하여 기술하였다. Eye\_blinking, Eye\_rolling, Muscle 등이 포함된 뇌파들에 대하여 선형 및 비선형 분석을 실시하였으며 이를 통

하여 잡파의 특성과 그 이용방법에 대하여 살펴보았다.

## 2. 이론

### 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(수십 $\mu$ V)이기 때문에 이 신호를 증폭해서 기록할 때에 여러 가지 잡파의 혼입 가능성이 있다.

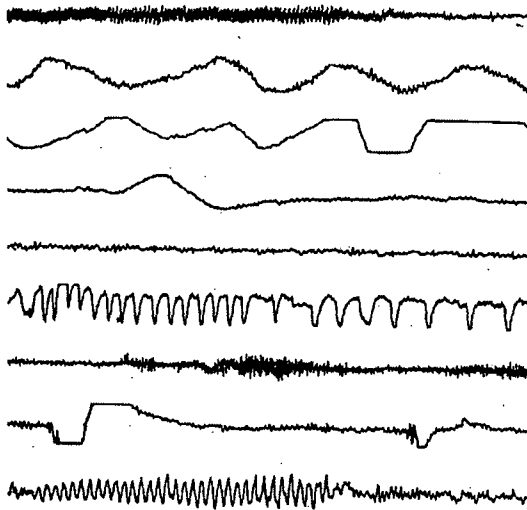


그림 1. 각종 잡파(artifact)

(그림 1)은 대표적인 각종 잡파를 나타낸 것으로서 위에서부터 교류장애, 호흡, 발한, 피부전기(galvanic skin reaction <GSR>), 심전도, 눈깜박임, 근전도, 몸 움직임, 정전기에 대한 잡파 측정 신호를 나타낸 것이다.

### 2.2 파워 스펙트럼(Power spectrum)

파워스펙트럼분석(Power spectrum analysis)은 시간에 따라 변하는 시계열신호를 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.

파워스펙트럼은 모멘트(moment), 큐물런트(cumulant)를 이용하여 자기상관 값을 푸리에 변환(Fourier transform)한 것으로 아래 식(1)로 정의한다.

$$P(\omega) = \sum_{r=-\infty}^{\infty} c^2 x e^{-j(\omega r)} \quad (1)$$

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. 파워스펙트럼은 주파수간의 위상관계가 제거되므로 선형 시스템 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 얻는 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(2)과 같은 dimension의 일반적인 정의를 이용한 것이기 때문이다. 즉 dimension은 식(2)를 만족하기 때문에 상관함수는 식(3)와 같이 정의 된다.

$$V = ar^d \quad (2)$$

(V:부피, a:상수, r:거리, d:차원)

$$C(r) = \frac{1}{N^2} \sum_{i=0}^n \sum_{j=0}^n H(r - \left| \vec{x}_i - \vec{x}_j \right|) \quad (3)$$

따라서 상관차원은 아래 식과 같이 나타내어진다.

$$C(r) = r^d \quad (4)$$

$$\ln C(r) = d \ln r \quad (5)$$

$$d = \frac{\ln C(r)}{\ln r} \quad (6)$$

### 2.4 리아프노프 지수(Lyapunov exponent)

리아프노프 지수는 초기 조건에 대한 민감성(sensitive dependence on initial conditions)을 나타내는 지수로써, 위상 공간에서 다른 초기 위

치 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 카오스계임이 확인되는 셈이며, 리아프노프 지수값이 클수록 발산정도가 더 큼을 의미한다. 뇌파의 신호는 카오스계이므로 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 운동궤적을 구현하고 가까이 있는 두 점 사이의 거리를 구한 후 단위시간이 지난 후에 그러한 두 점 사이의 멀어진 거리와의 적당한 관련비를 계산하는데, 이러한 작업을 재적 위의 모든 점에서 반복하여 그 평균값을 구해야 한다.

### 3. 방법 및 시뮬레이션

#### 3.1 측정

뇌파는 국제 표준 전극배치법인 10-20system을 이용하여 측정하였다. 피험자는 뇌 질환을 가지고 있지 않은 정상인을 대상으로 하였으며, 편안히 누운 상태에서 기록되어졌다. 뇌파를 기록하기 전에 4가지(눈 깜박임, 눈 굴림, ‘아’발음, ‘으’

발음)자극을 지시하고 상태를 수행하는 동안 1분 동안 기록하였다. 이와 같이 측정된 뇌파는 총 4개 채널(Fp1, Fp2, F7, F8)에 대해 측정되었으며 샘플링 주파수는 256Hz로 측정되었다. (그림 2)는 4가지 자극 중 ‘아’ 발음을 할 때를 중심으로 자극 전과 자극 후 12초간을 나타낸 것이다.

#### 3.2 분석

잡파가 포함된 뇌파를 자극을 받았을 때를 중심으로 자극 전과 자극 후 12초를 구간으로 하여 4초 간격으로 파워 스펙트럼 및 상관차원과 리아프노프 지수값을 구하였다. 눈 깜박임과 눈 움직임, 안면근 운동이 포함된 뇌파에 대하여 잡파가 발생한 시점과 그 전후를 비교하였다. 파워 스펙트럼을 분석한 결과 중 ‘아’ 발음 상태에서의 뇌파를 (그림 3)에 나타내었다. 다른 2가지 상태에서의 측정값도 (표 1), (표 2)에 나타내었다. (표 1, 2.)에서의 A는 잡파 발생전 4초간, B는 잡파 발생 4초간, C는 잡파 발생후 4초간을 나타낸 것이다. 여기에서도 나타나듯이 B에서의 파워 스펙트럼의 값이 A와 C의 값에 비해 커짐을 확인할 수 있었다. 또한 상관차원지수는 잡파 발생 구간에서 다소 낮게 측정되었다. 파워스펙트럼과 상관차원과는 달리 리아프노프 지수는 구별할 만한 지표값을 나타내지 못했다.

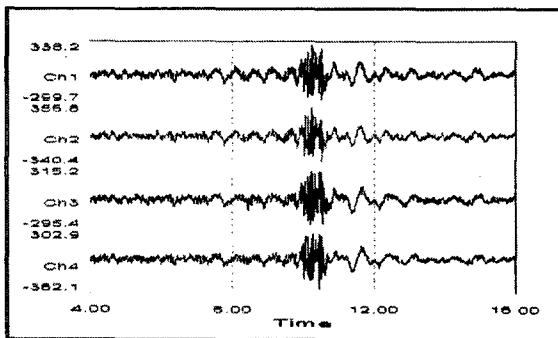


그림 2. ‘아’발음 상태의 뇌파

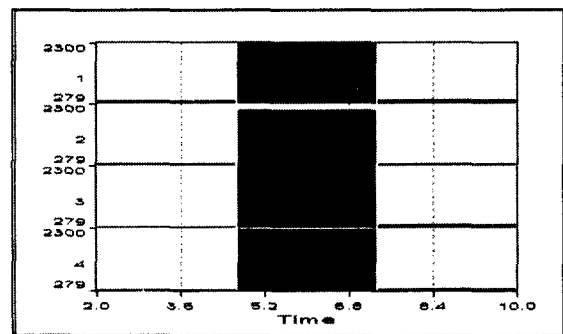


그림 3. 파워 스펙트럼

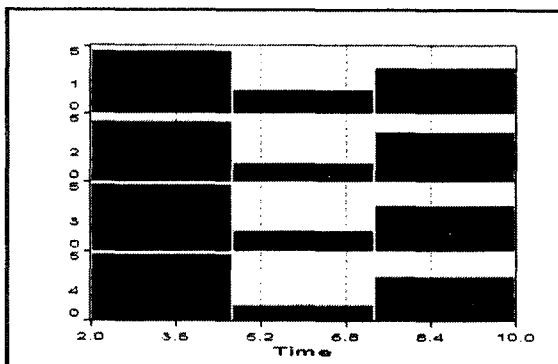


그림 4. 상관 차원

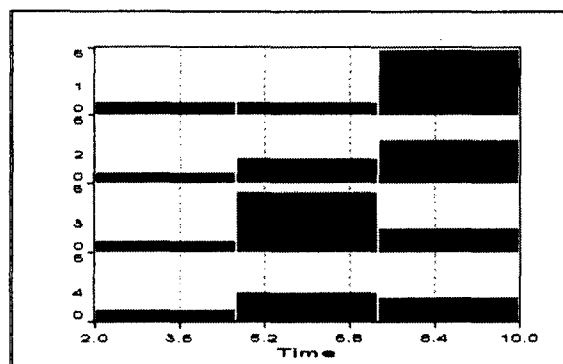


그림 5. 리아프노프 지수

#### 4. 결론

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.

파워스펙트럼과 상관차원의 유의미한 차이는 눈 깜박임이나 안면근 움직임을 준 상태와 가만히 있는 상태를 구분할 수 있는 척도로 제어 시스템에서의 '0'과 '1' 상태 값으로 생각해 볼 수 있다. 이러한 연구결과는 뇌질환이나 또는 다른 질환으로 전신이 마비된 환자의 경우에도 눈 깜박임이나 안면근 움직임만을 통해 제어 신호를 만들어 시스템에 적용할 수 있는 가능성을 나타내 보았다.

#### 5. 참고 문헌

[1] A.Wolf, J.B.Swift, H.L Swinney and J.A. Vanstano(1985), *Deterministic Lyapunov exponents from a time series*, Physica D vol. 16, 285-317  
 [2] J.P.Eckmann, S. O. kamphorst, D. Ruelle and S. Ciliberto(1986), *Lyapunov exponents from time series*, Phys. Rev. A34, 4971-4979

[3] 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  
 [4] S.Makeig, et al, "Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data", "Advances in Neural Information Processing Systems", Vol.8, 1996.  
 [5] Richard F.Thompson, "뇌", 성화사, 1989  
 [6] H.Kantz and T.Schreiber, *Nonlinear Time Series Analysis* (Cambridge University press, 1997)  
 [7] 정재승, 이경진, "생체신호의 비선형 분석 및 그 응용", 물리학과 첨단기술, 제 10권 3호, 2001.  
 [8] 진승현, "알파파 자극 제시 후 뇌파의 ICA 및 비선형 분석", 물리학과 한국과학기술원, 박사학위논문, 1999.  
 [9] 이유정, "뇌파의 비선형 동역학 및 독립성분 분석을 통한 뇌 기능 연구", 선문대학교 대학원 석사학위논문, 2002.

-----  
 감사의 글 : 본 연구는 ETRI 위탁연구사업의 지원을 받아 수행되었습니다.

(표 1) 눈 깜박임 잡파가 섞인 뇌파의 파워스펙트럼 및 상관차원, 리아프노프 지수 값 비교

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) '으' 발음 잡파가 섞인 뇌파의 파워스펙트럼 및 상관차원, 리아프노프 지수 값 비교

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)