

# 비선형 상관차원 분석을 통한 EEG 뇌파신호 특성 추출\*

강 근\*\* 이 형\*\*\*

Kun Kang Hyoung Lee

## Abstract

For measuring EEG with the international 10-20 electrode system on 16 channels, and to analyze the interrelationship between the original signals and the changed signals after the stimulation, we use the scent of lavender which stimulates the olfactory sense. Moreover, the effect of the scent stimulation to the brain is analyzed. The purpose of this analysis is to apply these results to the computerized mapping of the brain signals and to find possible ways of specifying the source of the brain signals through various medical applications.

key words : 생체신호 분석, EEG, 상관차원, 비선형분석

\* 본 연구는 산자부 차세대 기술개발 위탁과제로 지원을 받아 수행되었음

\*\* 대전대학교 대학원 정보통신공학과 kkang@ice.dju.ac.kr

\*\*\* 대전대학교 컴퓨터정보통신공학부 hlee@dju.ac.kr

## 1. 서론

인간의 뇌에 대한 연구는 오늘날 의학, 생물학, 물리학뿐만 아니라 다른 여러 분야의 주관심사이며 생체신호에 대한 다양한 측정도구 및 처리기법이 연구개발되고 있다. 뇌를 측정하기 위한 EEG(ElectroEncephaloGraphy)신호, 신경전류에 의한 자기장을 검출하는 MEG(MagnetoEncephaloGraphy), 신경세포 활동 시 증가하는 산소소모량의 증가를 영상화하는 functional-MRI, 양전자 방출단층촬영(Positron Emission Tomography, PET), 단일광자 방출 전산화단층촬영(Single Photon Emission Computed Tomography, SPECT) 등과 같은 장비가 이용되고 있으나 뇌의 기능적인 이상을 보여주는 도구로 EEG를 활용하고 있다.

Electric Potential을 검출하는 EEG 신호는 우리 뇌의 150만개 뉴런이 서로 정보를 주고받음으로써 발생하는 이온들의 신호로써, 신경조직들은 전도성 매질에 둘러싸여 있기 때문에 발생된 전류는 피부표면에까지 형성되고, 전류는 옴의 법칙에 의해 나타나므로 이들의 전위를 측정한다[1][2][3].

뇌에서 발생된 신호는 1980년 이전까지만 해도 확률과정(stochastic process)으로 발생된 '소음'(noise)으로 여겨졌으나 최근 비선형 동역학 연구에 의해서 뇌파는 잡음이 아니라 의미 있는 신호이고, 뇌의 정보처리 과

정의 정보를 갖고 있는 결정론적인 카오스 신호라는 사실이 보고되면서 많은 연구가 진행되고 있다. 이에 따라 비선형 분석방법 중 상관차원을 이용하여 뇌파신호의 부분적인 특성을 파악할 수 있다[4][5][6].

그러므로 뇌에서 발생하는 EEG 신호의 특징을 찾기 위해 신호 특성이 강한 라벤더 향을 후각 자극으로 제시하여 비선형 분석법을 이용한 뇌 부위 중 국제 전극 배치법에 따라 상관차원을 구하여 측정하였다.

본 실험에서 사용한 16채널은 뇌의 전 영역을 포함하며, 8채널보다 다양한 부위를 측정하므로 본 논문에서는 향기 전과 후의 뇌의 상태 변화가 어느 부위에서 발생하는지에 대해 연구한다[7].

실험 방법으로는 정신 질환이 없는 20~30세의 정상인 20명을 대상으로 하였으며, 잡음을 최대한 줄이기 위해 실드룸(shield room)에서 측정하여 artifact를 최소화 시켰다.

EEG 측정방법으로는 국제 전극 배치법인 International 10-20 electrode system을 적용하여 단극유도법으로 주파수 샘플링은 초당 400Hz로 측정하였다[1].

## 2. 비선형분석

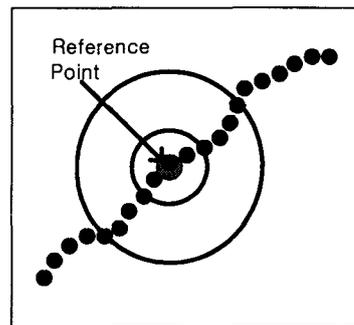
### 2.1 상관차원

EEG가 random한 신호라고 가정하면 데이터간에 상관관계(Correlation)가 없으므로 모델링하려면 많은 변수가 필요하게 된다. 그러나 EEG가 deterministic chaotic system에서 만들어진 신호라고 결정되면, 몇개의 변수로 표현할 수 있다는 것을 의미한다 [8].

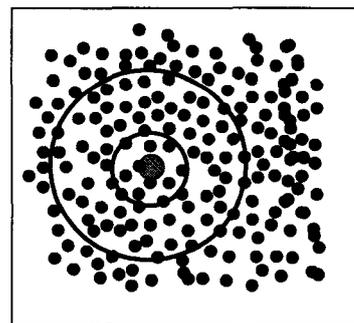
그리고 뇌의 상태가 바뀔 때 상관차원의 값이 바뀌는 것을 통해 뇌의 상태가 변할 때마다 coupling의 정도가 달라진다는 것을 알 수 있다. 따라서 정보를 처리하거나 여러 가지 기능들을 수행할 때 몇 가지 요소들이 서로 유기적으로 결합하고 coupling되어 처리함을 알 수 있다.

[그림-1]의 (a)에서 1차원 곡선에 따라 어느 정도 일정하게 분포하는 점들의 집합이 있다고 가정하면 기준점(reference point)을 하나 정하고, 거리  $r$  안에 다른 점들이 얼마나 있는지 센다면  $r$  이 증가함에 따라 거리  $r$  안에 있는 점의 수는  $r$  에 따라 증가할 것이다. [그림-1]의 (b)와 같이 2차원 표면에서도 어느 정도 일정하게 분포하는 점들이 있다고 가정하면 하나의 기준 점에서 거리  $r$  안에 있는 점의 수도원의 면적  $\pi r^2$ 에 비례할 것이다. 비슷하게 점들이 3차원 공간에 일정하게 분포한다면 기준점을 중심으로 거리  $r$  안에 있는 점의 수는 구의 부피인  $4/3\pi r^3$ 에 비례할 것이다. 일반적으로  $m$ 차원 공간을 통해 분포하는

점들의 경우, 기준 점에서 거리  $r$ 보다 가까운 점들의 수는  $r^m$ 에 비례한다 [9].



(a)



(b)

[그림-1] 상관차원(Correlation Dimension)

점들의 집합인 시계열의 위상공간 분포에서 상관적분을 계산할 때 기준점으로 각각의 점들을 사용하고,  $r$  이 내에 얼마나 많은 다른 점들이 있는 개수를 셀 때 이 개수는  $m$ 차원 공간에서 분포하는 점들의 상관적분 값이  $r^m$ 에 비례하여 다음 식(2.1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$C(r) = Ar^m \quad \text{식(2.1)}$$

여기서  $A$ 는 비례상수이고, 식(2.2)의 양변에  $\log$ 값을 취하면 다음과 같이 쓸 수 있다.

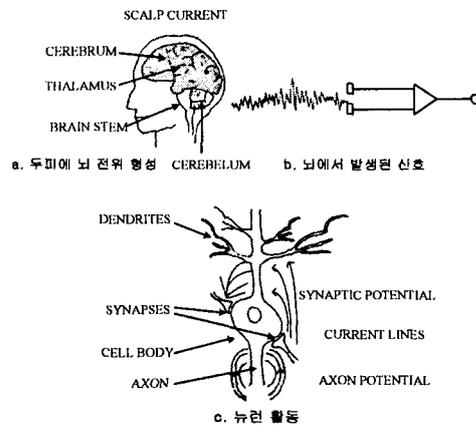
$$\log C(r) = m \log r + \log A \quad \text{식(2.2)}$$

여기서  $m$ 값을 찾기 위해서는  $\log C(r)$ 과  $\log r$ 사이의 그래프를 그려서 나타나는 직선의 기울기를 구하여 상관차원을 계산하며, 이때 계산된 값은 우리가 흔히 아는 정수차원 1, 2, 3, ..차원이 아니라 1.23, 2.34, ... 등으로 표현되는 분수차원(Fractional Dimension)으로 계산된다.

또한, D2를 계산하기 위해서는 우선 매립차원(embedded dimension)을 결정하는 것이 중요하다. 매립이란 신호를 시간에 따라 측정된 데이터로 그 계의 동력학적 정보를 가지고 있으므로 그 계의 상태를 알아보기 위해 얻어진 1차원 측정 시계열을 위상공간에 적절히 재구성하는 과정이다. 매립차원을 결정하기 위하여 Kennel[10]등에 의해 제안된 FNN(False Nearest Neighbors) 방법이 일반적으로 많이 사용된다. 이 방법은 끌개차원 이하에서는 위상공간 궤적 상의 가장 가까운 이웃점들이 차원이 낮을 때는 대부분 거짓이웃이 되며, 끌개차원에 접근함에 따라 거짓이웃의 수가 줄어드는 성질을 이용해서 매립차원을 결정하게 된다.

## 2.2 EEG 생체신호 처리

피부표면에 형성되는 전위(Electric Potential)의 근원은 몸의 각 기능을 담당하는 뉴런에서 세포막으로 투과해 지나가는 이온들에 의해 발생하는 전류이다. 이들 신경조직들은 전도성 매질에 둘러싸여 있기 때문에 조직에서 발생한 전류는 피부표면에까지 형성되어 몸의 법칙에 의해 전위가 나타난다. 뇌세포에 근원이 있는 것을 뇌전도(EEG), 심장에 근원이 있는 것을 심전도(ECG), 근육에서 발생하는 것을 근전도(EMG)라고 한다. 이 밖에도 ERG, EOG등이 있다[11].



[그림-2] 뇌전위 발생 메커니즘

[그림-2]는 뇌전위 발생 메커니즘이다. 뇌조직에는 100억개 정도의 뉴런이 있으며, 하나의 뉴런은 약 1,000개 정도의 다른 뉴런과 연결되어 정보를 주고 받는다. 실제 사람의 모든 사고 및 행동은 이들 뉴런의 활동에 영향을

받는다. 뉴런의 흥분과 전도는 뉴런막의 이온통로( $\text{Na}^+$ ,  $\text{K}^+$ ,  $\text{Ca}^{2+}$ )에 의존한다. [그림-2]의 c는 뉴런이 활동할 때 이온의 이동에 의해 발생하는 전류를 나타내고 있다. 하나의 뉴런에서 발생하는 전류는 매우 미약하지만 실제 뇌가 정보처리를 수행할 때는 여러 개의 뉴런이 동시에 흥분하며 제법 큰 전류를 형성하며, 이때의 전류는 [그림-2]의 a처럼 주위의 전도성 매질(뇌막, 두개골, 두피)로 흘러 머리표면에 전류를 형성한다. 따라서 머리표면에 전극을 부착하여 적절히 증폭하면 [그림-2]의 b처럼 뇌전위를 측정할 수 있다. 이렇게 발생하는 뇌전위는 보통 수십  $\mu\text{V}$  정도로 매우 미약하며 주파수 영역은 0.1Hz에서 40Hz 정도이다.

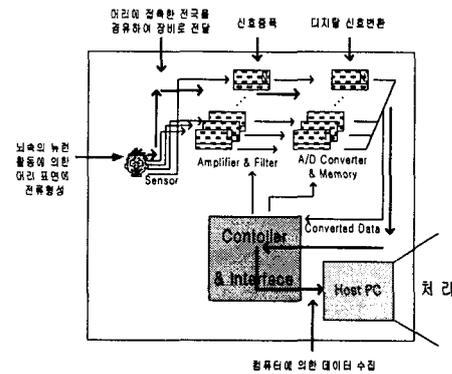
### 3. 실험환경 및 방법

#### 3.1 EEG 신호 측정

EEG 생체 신호 측정을 위해 펜티엄 4 1.6Ghz, 윈도 2000 환경에서 측정하였고, EEG 측정장비는 grass-telefactor사의 Aurora 시스템을 이용하였으며 최대 32채널까지 측정 가능하고, 초당 400개의 샘플링이 가능하게 구성되어 있다[11].

[그림-3]은 뇌전위 수집과정으로서 뇌 속에 뉴런활동에 의해 발생한 전류를 전극을 부착하여 측정하게 되며, 아날로그 신호를 증폭한 후 디지털 신

호로 다시 변환한다. 그 후 변환된 데이터를 PC에 이진 값으로 저장한다.



[그림-3] 뇌전위 수집과정

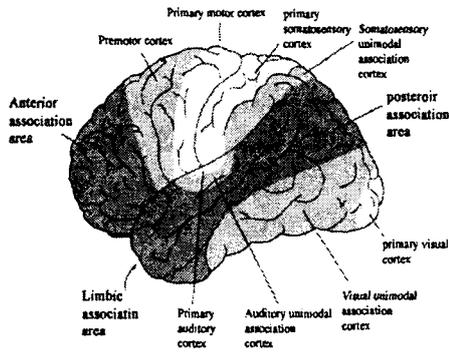
EEG 신호를 측정하기 위해 모든 실험은 소음이나 빛, 전기적 잡음을 최소화 하는 쉴드룸을 이용하여 artifact를 최소화 시켰다. 또한, EEG 측정 대상은 20~30세의 정상인을 대상으로 향기 맡기 전, 후에 대하여 각각 60초 이상 기록하였으며, 초당 400 샘플링으로 측정한다.

이때 향기 맡기 전에 대하여 먼저 측정한 후, 5분 후에 라벤더 향을 맡게 하고, 동일한 방법을 적용하여 측정한다.

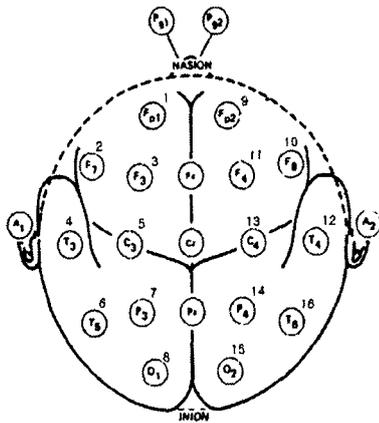
[그림-4]는 뇌의 부위별 기능에 대한 그림이며, [그림-5]처럼 16 채널을 선택하여 전극을 부착하였고, Jasper(1958)에 의해 처음으로 발표된 국제 전극 배치법인 International 10-20 electrode system을 적용하여 단극유도법으로 뇌파를 측정한다.

단극유도법은 활성전극이 위치해 있는 뇌의 전위 변동에 절대치에 가까운

파를 기록할 수 있으며, 부위별 전위를 비교하는데 용이한 장점이 있다. 전극을 부착 및 측정은 신호측정 표준기법 따른다.



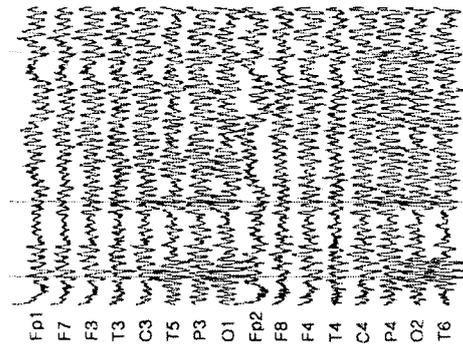
[그림-4] 뇌 부위별 기능[1]



[그림-5] 뇌 전극 배치도

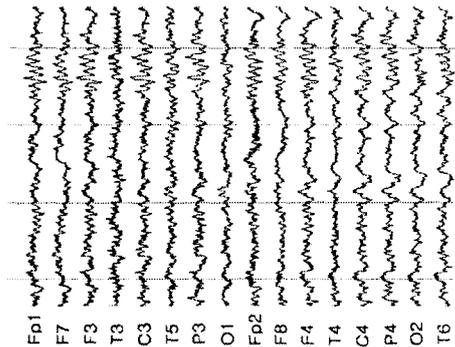
3.2 뇌파 추출

[그림-6]은 라벤더 향기 맡기 전에 측정된 뇌파의 그림이다. 총 16개 채널에 대한 뇌파이며, [그림-7]은 라벤더 향기를 맡은 후에 측정된 뇌파이다.



[그림-6] 라벤더 향기 맡기 전의 뇌파

비교시 전체적으로 파형이 높게 측정되고 있다는 것이 육안으로도 확인할 수 있다.



[그림-7] 라벤더 향기 맡은 후의 뇌파

3.3 실험방법

본 논문에서 뇌파 신호를 측정하기 위하여 다음 방법에 따라 진행하였다.

단계 1 : 국제 전극 배치 법으로 두피에 16개 채널 전극 부착한다.

단계 2 : 아날로그 신호를 A/D 컨버터를 이용하여 초당 400 샘플링으로 40초의 데이터를 디지털 데이터로 변환한다.

단계 3 : 변환된 EEG 데이터의 상관차원을 구한다.

a. 식(2.2)에 따라 위상계적을 구한다.

b. 식(2.3)에 따라 r값을 작은 값부터 서서히 증가시키면서 각 r에서의 C(r)을 구한다.

단계 4 : 향기전의 값을 구하고 다시 단계 1~3의 단계를 거쳐 향기 후의 값을 구한다.

단계 5 : 향기 전, 후의 상관차원의 값을 구한다.

단계 6 : 통계치리로 유의한 결과 값을 찾아내어 채널 특성을 추출한다.

이용해 데이터를 추출한 후 상관차원을 구해 통계처리 프로그램인 SPSS 11.0을 사용하여 t-test로 분석한 결과 값은 [표-1]와 같다.

[표-1] 향기 맡기 전, 후의 뇌파변화

채널	향기 맡기 전		향기 맡은 후		t	P
	mean	SD	mean	SD		
Fp1	2.434512	0.376573	2.484184	0.254266	-0.522	0.607
F7	2.333299	0.529079	2.524159	0.197614	-1.731	0.1
F3	2.397259	0.515744	2.558604	0.115914	-1.477	0.156
T3	2.323356	0.475828	2.521136	0.149769	-1.99	0.061
C3	2.377334	0.494875	2.572375	0.121359	-1.901	0.073
T5	2.395107	0.481489	2.571119	0.177598	-1.7	0.105
P3	2.381633	0.474669	2.561432	0.138471	-1.86	0.079
O1	2.342831	0.464647	2.563987	0.158238	-2.474	0.023*
Fp2	2.425107	0.349427	2.485988	0.247318	-0.718	0.482
F8	2.46266	0.378357	2.523927	0.166188	-0.858	0.402
F4	2.388229	0.510309	2.563472	0.180939	-1.596	0.126
T4	2.444698	0.428606	2.592861	0.147016	-2.039	0.056
C4	2.44876	0.383019	2.589853	0.145053	-1.843	0.081
P4	2.438744	0.442568	2.576281	0.156609	-1.816	0.085
T6	2.440232	0.391513	2.500484	0.183959	-0.817	0.424
O2	2.382529	0.486409	2.557571	0.14261	-1.817	0.085

## 4. 실험결과 및 분석

### 4.1 상관차원 분석

#### 4.1.1 향기 맡기 전, 후의 뇌파 변화

[그림-5]에 나와있는 전극 부착위치에 16채널을 연결하고 A/D 컨버터를

먼저 상관차원을 계산하기 위해 매립 차원을 FNN 방법으로 결정하는 TISEAN 2.1[12]을 이용하였으며 그 결과 6차원의 매립차원이 결정되었다.

[표-1]의 분석결과를 보면 O1채널에 통계적으로 신뢰할 수 있는 유의한 결과 값이 나타났다. 그러나 T3, C3, P3, T4, C4, P4 영역도 유의한 수준에 들진 못했지만, 향기 맡기 전과 후에 차이를 보였으며, 이 채널에 해당하는 영역은 1차 운동피질(Primary motor cortex), 시각 연합영역(Visual association area)으로 향기를 맡은 후 감각부분과 운동 영역에 높은 상관차원을 보였다.

#### 4.1.2 $\delta$ 파(delta wave)

delta파는 성인의 깊은 수면상태 등에서 나오는 파형으로 1차 감각영역인 C4 채널에서 유의한 값이 나왔으며, 그 결과 값은 [표-2]과 같다.

[표-2] delta파의 향기 맡기 전, 후의 뇌파변화

채널	향기 맡기 전		향기 맡은 후		t	P
	mean	SD	mean	SD		
Fp1	2.49525	0.256095	2.544304	0.162923	-0.803	0.432
F7	2.547498	0.157115	2.541263	0.146661	0.123	0.903
F3	2.487839	0.245638	2.580158	0.19855	-1.965	0.064
T3	2.452073	0.364156	2.529698	0.200846	-1.026	0.318
C3	2.468553	0.234935	2.542355	0.119934	-1.436	0.167
T5	2.472627	0.227938	2.56585	0.1858	-1.41	0.175
P3	2.48243	0.335054	2.602164	0.150032	-1.438	0.167
O1	2.467128	0.265241	2.586414	0.128611	-1.904	0.72
Fp2	2.489071	0.393291	2.591338	0.220478	-1.033	0.315
F8	2.527232	0.269629	2.606408	0.118162	-1.454	0.162
F4	2.554718	0.222787	2.549618	0.234931	0.072	0.944
T4	2.565696	0.217935	2.584096	0.149415	-0.314	0.757
C4	2.449183	0.255117	2.592014	0.145869	-2.187	0.041*
P4	2.501676	0.253457	2.583492	0.107677	-1.33	0.199
T6	2.507455	0.203141	2.5837	0.166097	-1.159	0.261
O2	2.494458	0.385698	2.56117	0.157888	-0.74	0.468

C4는 1차 감각영역으로 이 영역은 모든 감각의 신체부위와 부위별 대응 연결이 매우 뚜렷한 부분이며, 특히, C4 영역은 코 부분에 해당하는 부분으로 delta파는 C4영역에서 향기 맡기 전보다 후에 높은 상관차원 값이 나왔으므로 뇌의 상호정보 전달 활동이 향 자극 후에 복잡해진다는 결과가 나왔다.

#### 4.1.3 $\theta$ 파(theta wave)

$\theta$ 파는 4.0~7.9Hz 사이에 나타나며, 졸음 상태, 얇은 수면 등에서 나오는 것으로 알려져 있으며 [표-3]와 같이

유의한 값은 나오지 않았다.

[표-3] theta파의 향기 맡기 전, 후의 뇌파변화

채널	향기 맡기 전		향기 맡은 후		t	P
	mean	SD	mean	SD		
Fp1	2.560806	0.166944	2.543576	0.172667	0.308	0.761
F7	2.521406	0.19347	2.574704	0.127905	-0.928	0.365
F3	2.545192	0.180106	2.605493	0.989085	-1.63	0.12
T3	2.485558	0.243041	2.526178	0.11313	-0.904	0.377
C3	2.567152	0.106678	2.588181	0.075786	-0.676	0.507
T5	2.575267	0.151554	2.601657	0.126933	-0.573	0.573
P3	2.549816	0.187015	2.621883	0.082991	-1.508	0.148
O1	2.518103	0.18391	2.576594	0.094725	-1.277	0.217
Fp2	2.563528	0.149627	2.544786	0.200976	0.373	0.713
F8	2.560147	0.130408	2.559309	0.124703	0.023	0.982
F4	2.536563	0.174049	2.558916	0.153761	-0.461	0.65
T4	2.58022	0.104444	2.613642	0.104672	-1.056	0.304
C4	2.568865	0.127943	2.572093	0.094793	-0.101	0.921
P4	2.527804	0.111778	2.574729	0.115722	-1.571	0.133
T6	2.57734	0.198819	2.570704	0.119912	0.122	0.904
O2	2.5477	0.146011	2.584378	0.122661	-0.977	0.341

[표-3]의 결과 theta파는 오히려 향기를 맡은 후에 더 낮은 값이 나오거나 향기 맡기 전, 후의 결과 값에 많은 차이를 보이지 않았다. 그것은 꾸벅꾸벅 졸거나 멍한 상태, 최면 상태일 때 생기는 뇌파인 theta파가 향기의 영향을 받아 대체적으로 감소한 것으로 해석된다.

#### 4.1.4 $\alpha$ 파(alpha wave)

alpha파는 명상파라고도 하며, 근육이 이완되고 마음이 편안하면서도 의

식이 집중되어 있는 상태에 나오며, 건강하고 스트레스 없는 상태의 사람들에게 이런 alpha파가 많이 생성되는 경향이 있다.

[표-4] alpha파의 향기 맡기 전, 후의 뇌파변화

채널	향기 맡기 전		향기 맡은 후		t	P
	mean	SD	mean	SD		
Fp1	2.5112	0.20036	2.5144	0.17676	-0.052	0.959
F7	2.5229	0.17446	2.5421	0.10505	-0.405	0.69
F3	2.5399	0.16167	2.5693	0.10713	-0.615	0.546
T3	2.4006	0.3436	2.5522	0.13874	-2.14	0.046*
C3	2.5089	0.11713	2.5736	0.0773	-2.071	0.052
T5	2.5399	0.19244	2.6065	0.08222	-2.275	0.218
P3	2.5327	0.22433	2.6142	0.07819	-1.493	0.152
O1	2.4884	0.204	2.6038	0.0924	-2.16	0.044*
Fp2	2.5366	0.13512	2.5109	0.15385	0.632	0.535
F8	2.5266	0.20265	2.5434	0.11855	-0.303	0.766
F4	2.5632	0.18778	2.5256	0.13514	0.866	0.397
T4	2.5506	0.13814	2.6027	0.14027	-1.184	0.251
C4	2.5139	0.19518	2.5797	0.091	-1.728	0.1
P4	2.5241	0.17839	2.5948	0.06726	-1.668	0.112
T6	2.5081	0.17293	2.5857	0.13821	-1.661	0.113
O2	2.5286	0.14257	2.5719	0.8273	-1.187	0.25

공부능률 향상, 정신통일 상태, 기억력과 집중력 최대 상태, 스트레스 해소 등에 많은 도움을 주는 alpha파는 T3, O1 두 곳에서 나타났다.

#### 4.1.5 $\beta$ 파(beta wave)

마지막으로 [표-5]은 beta파의 분석 결과로 거의 대부분 채널에서 beta파가 증가하였으며, T3에 유의한 값이

나왔다.

[표-5] beta파의 향기 맡기 전, 후의 뇌파변화

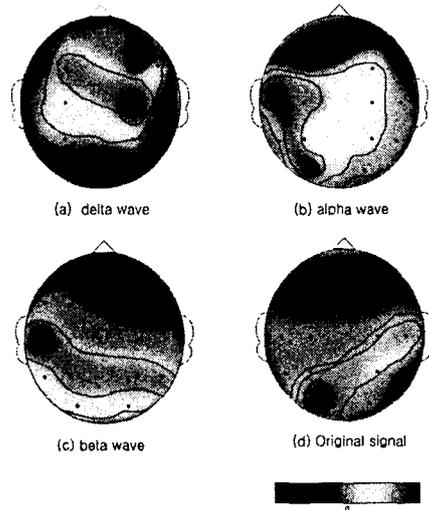
채널	향기 맡기 전		향기 맡은 후		t	P
	mean	SD	mean	SD		
Fp1	2.435458	0.370407	2.522099	0.200418	-0.94 3	0.358
F7	2.44534	0.337315	2.536913	0.195125	-1.27 6	0.217
F3	2.437271	0.397114	2.540604	0.223062	-1.16 2	0.26
T3	2.355595	0.472369	2.556576	0.194221	-2.14	0.046 *
C3	2.465287	0.385289	2.560333	0.149347	-1.17 6	0.254
T5	2.373108	0.405655	2.519621	0.22857	-1.71 7	0.102
P3	2.4143	0.356192	2.569157	0.172582	-2	0.06
O1	2.385456	0.296148	2.480935	0.280695	-1.38 4	0.182
Fp2	2.490265	0.328701	2.477936	0.280868	0.157	0.877
F8	2.465505	0.277974	2.52617	0.226622	-1.02 3	0.319
F4	2.461432	0.369049	2.52145	0.250675	-0.73	0.474
T4	2.45609	0.469194	2.526082	0.308816	-1.15 9	0.261
C4	2.470423	0.368702	2.555141	0.189011	-1.22 2	0.237
P4	2.409217	0.350338	2.528805	0.185511	-1.85 6	0.079
T6	2.358403	0.389278	2.50143	0.196188	-1.80 3	0.087
O2	2.367161	0.386032	2.491579	0.157985	-1.53 6	0.141

beta파의 경우 좌측두엽 부분인 T3 영역에 유의한 값이 나왔으며, 라벤더

향이 theta파를 제외한 다른 주파수대역(delta파, alpha파, beta파)에 고루 영향을 준다.

### 4.2 결과분석

주파수 대역으로 나누어 분석한 결과 [그림-8]과 같은 결과를 얻었으며, 고진폭 신호인 (a) delta파에서 C4영역인 1차 감각피질(Primary somatosensory cortex) 부분에 유의한 값이 나오고, 보다 낮은 진폭인 (b)의 alpha파에서는 T3영역의 대뇌 변연계 연합영역(Limbic association area)과 O1영역의 시각연합영역(Visual association area) 두 곳에서 유의한 값이 나왔으며 주파수대별 뇌 전위로 는 [그림-8]과 같다.



[그림-8] 주파수 대역별 패턴

마지막으로 가장 낮은 진폭의 (c) beta파는 T3 영역에서 유의한 값이 나왔다.

분석결과를 해석해 보면, delta파에서 유의한 값이 나온 C4는 1차 감각영역으로 향에 대한 기억의 연상작용과 감성적 자극이 전달되어 유의한 값이 나왔다.

또한, alpha파는 T3, O1에서 유의한 값이 나왔는데, T3는 대뇌 변연계 연합영역, O1은 시각 연합영역으로 이중 T3는 변연계에 속하는 구조로 1차 감각인 후각(olfaction)을 받아들이는 부위들이 있는 곳이기 때문에 높은 상관성을 보였으며, O1은 향에 대한 기억 연상 작용으로 유의한 값이 나왔다.

beta파에서도 유의한 값이 T3 즉, 대뇌 변연계 연합영역에서 나왔으므로 향이 후각을 받아들이는 부위와 감각을 담당하는 영역에 영향을 주며, 유의한 값이 모두 증가하는 결과가 나왔다.

## 5. 결론

본 논문에서는 향기 자극에 의한 두뇌에서의 유발전위를 EEG를 이용하여 뇌파를 비선형 방법으로 분석하여 보았다.

기존의 선형 방법으로는 뇌에서 발생하는 빠른 속도의 정보처리 과정을 분석하는데는 한계가 있었지만, 비선형 분석 방법인 상관차원을 이용하여 분

석하므로, 뇌에서 발생하는 신호의 비선형 특성을 찾을 수 있고, 뉴런들 간의 상호 정보전달 과정을 찾는 데 많은 변수를 사용하는 선형 분석방법보다 단지 몇 개의 변수로만 정의가 가능한 비선형 특성을 이용하므로 선형분석방법을 대신하여 이용될 수 있다.

본 연구에서는 상관차원을 이용하여 EEG 각 채널간의 신호를 구하고, 라벤더 향을 이용하여 후각 자극을 제시하였으며, 제시전과 제시후의 뇌파의 변화를 정량화 하였고, 향기 맡기 전과 후에 대하여 뇌에서 발생하는 정보처리 과정을 지도화하여 분석하였다.

t-test 검증 결과는 전체 채널의 평균이 증가하고, 후두엽 부분인 O1 채널에서 유의한 결과가 나왔으며, 향기 맡기 전보다 향기를 맡은 후에 상관차원이 증가하는 결과가 나왔으며, 상관차원이 증가한 결과가 나온 것은 향을 맡기 전보다 향을 맡은 후에 뇌에서 활발한 정보처리 과정이 진행되고, 향에 대한 기억의 연상작용으로 인하여 높은 상관차원이 나왔다고 판단된다.

또한, 뇌파를 주파수대역과 발생특성으로 delta파, theta파, alpha파, beta파로 나누어 상관차원을 분석한 결과, delta파는 C4에서 alpha파는 T3, O1, beta파는 T3에서 라벤더 향에 대한 자극을 확인하였고, 건강하고 스트레스 없는 상태의 사람들에게 나온다는 alpha파에 대해 라벤더 향이 인체에 상당히 좋은 영향 준다는 사실과 일치되며, 후각을 담당하는 대뇌 변연계 연합영역과 감각을 담당하는 1차 감각

영역에 영향을 준다는 것을 확인하였다.

그러므로 EEG 장비를 이용한 객관화된 뇌파분석 자료로 자극을 제시하여 분석하거나, 뇌파 신호를 증폭하고 비선형 분석방법을 적용하여 분석하면 뇌파신호의 시간에 따른 파형별 뇌 부위의 변화 특성을 찾는 의미 있는 분석 방법이 될 것이라고 판단된다.

## 참 고 문 헌

- [1] Eric R. Kandel, James H. Schwartz, Thomas M. Jessel, Principles of neural science - Fourth Edition, Graw-Hill, 2000.
- [2] Babloyantz, A. Salazae, J. M., and Nicolis. C., "Evidence of chaotic dynamics of brain activity during the sleep cycle," Phys. Lett. A 111, pp.152-156, 1985.
- [3] H. J. Ben, Wei-Kang Cheng, "Structural EEG engineer", IEEE Engineering in medicine and biology magazine, pp.41-45, 1988.
- [4] K. G Choi, E.K Cho, S.H Chae, E-S. Kim, J.S Kim, "Spectral and Bispectral EEG analysis in acute unilateral ischemic stroke patients," Neurology Psychiatry and Brain Research. 7:9-14, 1999.
- [5] Skrandies k, "Evoked potentials correlates of semantic meaning-- A brain mapping study," Brain Res Cog Brain Res 6(3), pp.173-83. 1998 Jan
- [6] McKeown MJ, Humphries C, Achermann P et. al. "A new method for detecting state changes in the EEG: exploratory application to sleep data," J Sleep Res: 7 Suppl 1, pp.48-56, 1998.
- [7] URL : <http://www.neuroimage.net/qeeg.htm>
- [8] 문희태, "카오스와 비선형 동역학," 서울대학교 출판부, 2001.
- [9] "Complexity V2.0 manual," (주)락싸, <http://www.laxtha.com>
- [10] M. B. Kennel, R. Brown, and H. D. I. Abarbanel, "Determining embedding dimension for phase-space reconstruction using a geometrical construction," Phys. Rev. A 45, 3403, 1992.
- [11] grass-telefactor사 Aurora System, <http://www.grass-telefactor.com/>
- [12] URL : <http://www.mpipks-dresden.mpg.de/~tisean/>

■ 저자소개



**강 근**

2001년 2월: 대전대학교 정보통신공학과 (공학사)

2001년 3월~현재:

대전대학교대학원 정보통신공학과 석사과정

<관심분야> 영상압축, 생체신호처리



**이 형**

1964년 2월: 서울대학교 수학교육과 졸업

1971년 2월: 성균관대학교 전자계산학과

석사

1992년 2월: 조선대학교 전기공학과 박사

1993. 3월~현재: 대전대학교 컴퓨터정보통신공학부 교수

1995. 3월~1997. 2월: 대전대학교 전자계산소 소장

1999. 3월~2001. 3월: 대전대학교 공과대학 학장

2000. 1월~현재: 한국정보기술응용학회 회장

2000. 3월~현재: 대전대학교 산학협력연구원장

2000. 9월~현재: 대전대학교 한의학응용공학연구소장

<관심분야> 계산이론, 컴퓨터그래픽스, 신호처리