

## 뇌파의 비선형적 분석을 위한 Tool 개발

이화여자대학교 의과대학 신경과학교실, 병리학교실\*

최윤정 · 한운섭\* · 최경규

= Abstract =

### Development of Computerized Tools for Nonlinear Analysis of EEG

Yoon-Jeong Choi · Woon-Sub Han\* · Kyong-Gyu Choi

Department of Neurology, Pathology,\* College of Medicine, Ewha Womans University

**Objectives** : EEG is a record of electronic signals of brain. If there are effective methods for analysis of EEG signal it can be used as a diagnostic tool for diseases related to brain function. We developed a new diagnostic system for analysis of EEG by using nonlinear dynamic theory.

**Methods** : We made a basic computer program which was designed to analysis of pattern of EEG. For analysis of pattern, EEG signal was processed by variable experimental analytical methods and grouped by common pattern.

**Results** : Program was composed of multiple systems. Signal generating system was composed of Lorenz signal generation and Rossler signal generation parts. EEG processing system was composed of Normalization, Band pass filtering, First Second difference, Add random noise and Surrogate making parts. EEG analyses system was composed of Spectral analyses, Phase space analyses, Correlation analyses and Mode analyses parts. Pattern recognition and grouping system was composed of data format, Power spectrum, Neural network process and Classification parts.

**Conclusion** : We developed a basic computer program for systemic analysis of EEG by Nonlinear analysis methods.

**KEY WORDS** : EEG · Non linear analysis · Correlation dimension.

## 서 론

현재까지 이루어지고 있는 뇌 의학을 포함한 의학 연구의 방향은 주로 생물학적, 화학적 방법들을 통해 이루어졌다. 그러나 물리학적, 수학적 원리들은 그 자체로서 자연 현상의 운용 법칙들을 내포하고 있다는 점을 상기할 때 무생물을 주로 다루면서 물질의 기본 법칙들을 탐구해 온 공학, 물리학, 수학적 도구들을 생물학, 의학에 적절히 적용한다면 지금까지 파악하지 못했던 새로운 원

리들을 이해할 수 있을 것으로 기대된다<sup>1-7)12)</sup>. 특히 뇌는 수많은 신경세포들이 엉켜있는 생물학적 대상인 동시에, 여러 신경전달 물질들이 상호 신호를 교환하는 화학적 대상이며, 특히 몸의 다른 부위에 비해 전기적 신호를 통해 정보를 주고받으며 전자기적 신호를 끊임없이 방출하는 물리학적 대상이기도 하다. 이러한 성질 중, 뇌에서 발생하는 전기적 신호를 기록한 것을 뇌파(electroencephalography, EEG)라고 한다. MRI나 PET 등의 진보된 영상 장치들이 구조적이고 기능적인 뇌 영상을 통해 뇌 기능 상태 파악과 질병의 진단, 치료에 기여하고 있다.

그러나 이러한 장치들의 결정적인 약점은 천 분의 일초 정도의 짧은 시간에 변화하는 뇌 상태를 시간적으로 반영하지 못한다는 것이다. MRI, PET의 경우만 해도 최소한 수 분 동안 기록하여 한 영상을 얻어낸다고 보면 될 것이다. 뇌파 기록은 수십 개의 전극을 통해 동시에 초당 수백 번의 전위 변화 기록이 가능하다. 따라서 시시각각 변하는 뇌 상태를 그대로 반영할 가능성이 크다<sup>16)17)</sup>. 물론 뇌파에도 극복해야 할 단점이 있으나 뇌파를 적절히 이용하면 연속적인 실시간 뇌 상태 변화를 추정할 수 있는 유용한 기록이 될 수 있다<sup>5)6)</sup>. 특히 뇌파 측정에 의한 뇌 질환 관련 진단법은 신경학<sup>10)11)15)22)</sup>, 정신과학<sup>18)19)21)</sup> 신경외과<sup>9)</sup> 등 여러 분야에서 대뇌의 기능적인 혹은 기질적 병변의 필수적인 검사 방법으로 인정되고 있다.

현재 바이오 산업의 성장으로 뇌파 측정과 분석에 관련된 프로그램들과 장비가 하고는 있지만<sup>17)</sup>, 대부분 연구에 직접 사용하기에 불편함이 많고 그 수준이 해외의 장비에 비해 다소 성능이 떨어지는 것이 사실이다. 따라서 실용성이 뛰어나고 신기술이 도입된 프로그램 및 장비의 국내 개발이 시급히 요구되어지는 실정이다.

본 연구는 비선형 동역학 이론을 이용하여 뇌파를 시공간적으로 분석해 내고 이를 지능형 시스템에 도입함으로써 진단시스템을 개발하는 것을 목적으로 하였다. 이를 위해 선형 분석법을 비롯하여 비선형 분석법 및 신경망 분석이 가능한 하나의 시스템을 개발하였다. 선형분석법으로는 Fast Fourier Transform(FFT)와 같은 신호처리 분석이 있고<sup>1-4)6)7)12)14)</sup>, 비선형분석법으로는 Correlation Dimension<sup>1)20)</sup>, Largest Lyapunov Exponents<sup>10)13)19)</sup>, Recurrent Plot 등 다양한 비선형 분석법이 있다. 본 연구를 통해 개발하려는 진단 시스템은 이렇게 분석되어진 뇌파 신호를 효과적으로 분류하고 특정 패턴이나 질환으로 구분하기 위해 신경망 분석을 도입하여 뇌 기능 연구 및 진단을 위한 도구로써 충분히 활용이 되어지도록 하는 것을 목표로 하였다.

## 대상 및 방법

본 연구를 통해 개발하려는 진단시스템은 최대 64 채널까지의 모든 뇌파에 대해 적용이 가능한 시스템이므로, 특정 피험자와 뇌파 측정에 제한이 없다. 따라서 가장 기본적인 뇌파 샘플을 시험적으로 만든 프로그램에 적용함

으로써 뇌파 진단시스템을 위한 프로그램을 개발하였다.

시스템의 기능은 기본적으로 뇌파 신호에 대한 다양한 선형, 비선형 분석 처리가 가능하고 분석 결과를 실시간으로 시각적으로 보여주며 분석한 뇌파를 패턴에 따라 인식하여 분류해 내는 것으로 설정하고 시스템의 구성을 다음과 같이 분류하였다.

### 1. 신호 발생 부

- 1) Lorenz system
- 2) Rossler system

### 2. 신호 전처리 부

- 1) 정량화(Normalization)
- 2) 밴드 패스 필터링(Band pass filtering)
- 3) 잡음 추가(Add noise)
- 4) 미분(Differential)
- 5) Surrogating

### 3. 신호 분석 부

- 1) 스펙트럼 분석(Spectrum analyses)
  - 파워 스펙트럼
  - 로그 스케일 파워 스펙트럼
  - 바이 스펙트럼
- 2) 위상공간 분석(Phase space analyses)
  - 위상공간 구현(Reconstruction of phase space)
  - 상관 차원(Correlation dimension)
  - 발산 지수(Largest Lyapunov exponent)
  - 리커런스 그림(Recurrence plot)
  - 디퍼런스 그림(Difference plot)
- 3) 상관 분석(Correlation analyses)
  - 자기 상관(Autocorrelation)
  - 상호 정보(Mutual information)
  - 삼차 상관(Triple correlation)
- 4) 모드 분석(Mode analyses)
  - 주축 분석(Principle component analysis)

### 4. 신호 후처리 부(Neural network processing)

- 1) Setting Layer
- 2) Learning Processing and Making Weight File
- 3) Classifier Start with Test File

### 5. 부가 기능들

- 1) Copy & Paste : 분석한 결과 그림들을 복사하여

다른 문서로 이동하는 기능.

2) Print : 분석한 결과를 프린트하는 기능

3) Save : 분석한 결과를 저장하는 기능

시스템 운영 환경 및 데이터 형식은 다음과 같이 지정하였다.

- Windows 95/98/2000 또는 Windows NT

- 뇌파 채널 최대 64채널까지 가능(Neural Network Processing의 경우 8채널)

- 아스키 파일로 열(column)의 수는 채널을 의미하고 행(row)은 샘플링되어 저장된 데이터를 의미.

뇌파의 분석을 위한 방법은 일반적으로 크게 네 단계를 거치게 되는데 첫째, 측정된 뇌파를 불러오고 둘째, 전처리과정을 거쳐 신호를 분석이 용이하게 가공하며 셋째, 분석법의 특성에 따라 알맞은 분석법을 선택하여 분석하고 넷째, 적당한 분석법에 의해 분석된 객관적인 데이터를 신경망 분류기인 후처리과정을 통해 뇌파의 패턴을 분류하는 것이다.

만들어진 뇌파 프로그램 구성에서 각각의 분석 과정을 좀 더 자세히 살펴보면 프로그램에서 실행파일 eeganalyer.exe를 실행하고 메뉴에서 File에 있는 Open 항목을 눌러 분석할 데이터 파일을 선택한 뒤 선택한 데이터 파일에 대한 정보를 입력하는 대화상자에 "데이터 개수, 샘플링 시간, 채널 수"를 입력한다. 이러한 과정을 수행하면 뇌파 파형을 보여주는 윈도우가 나타나는데 분석하고자 하는 채널을 마우스로 선택하면 빨간색으로 바뀌어 채널별로 분석이 가능해진다. 순서대로 나오는 분석 절차에 따라 메뉴에 있는 다양한 분석법 중 원하는 분석법을 선택하면 분석된 결과가 새 윈도우에 그려지고 분석된 결과를 메뉴에서 File에 있는 Save 항목을 눌러 결과를 저장하도록 한다.

## 결 과

### 1. 프로그램

뇌파 신호 분석 프로그램 : eeganalyer.exe

뇌파 신호 패턴 인식 및 분류 프로그램 : brain.exe

### 2. 뇌파 분석 및 패턴분류 시스템 구축

위의 두 프로그램을 통합하여 뇌파 신호 분석 및 패턴 인식 분류 시스템 구현.

## 3. 세부 결과

### 1) 신호 발생 부

대표적인 카오스 신호인 로렌즈(Lorenz)와 뢰슬러(Rosler)신호를 발생시키는 부분이다. 이렇게 검증된 카오스 신호를 발생시켜 봄으로써 개발된 프로그램의 성능을 쉽게 평가해 볼 수 있다. 메뉴에서 Signal Generating을 클릭하면 다음과 같이 발생시킬 신호를 선택할 수 있다.

(1) 로렌즈 신호 발생부(Lorenz signal generation)

로렌즈 계를 기술하는 3개의 비선형 미분방정식을 룡지-쿠타(Runge-Kutta) 알고리즘에 따라 수치적으로 적분하여 해를 구한다. 대화상자를 통해 미분 방정식의 고정 변수 및 초기값, 데이터 개수, 샘플링 시간 등을 사용자가 원하는 값으로 설정할 수 있다.

(2) 뢰슬러 신호 발생부(Rosler signal generation)

뢰슬러 계를 기술하는 3개의 비선형 미분방정식을 룡

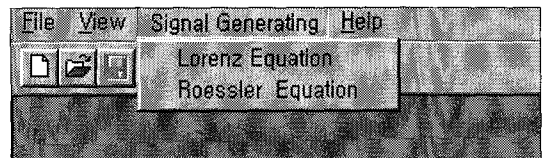


Fig. 1. Program toolbar.

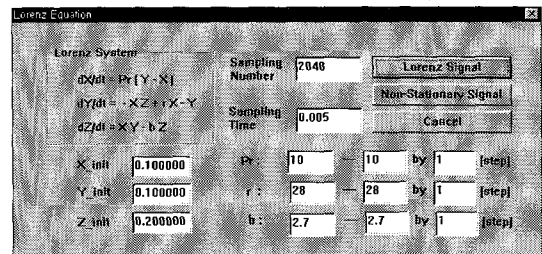


Fig. 2. Toolbox of Lorenz signal generation.

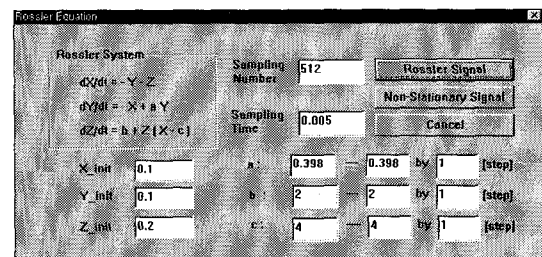


Fig. 3. Toolbox of Rosler signal generation.

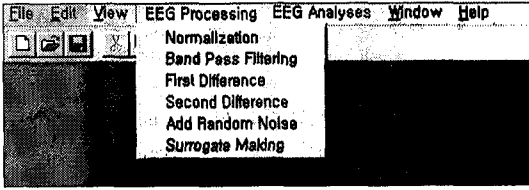


Fig. 4. Toolbar of EEG processing.

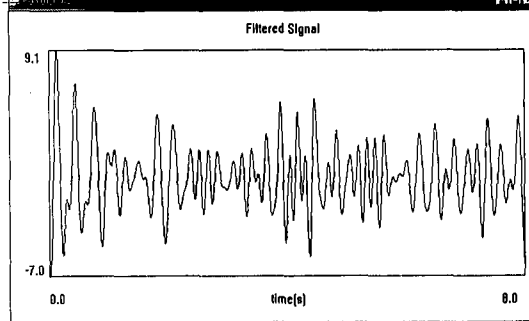
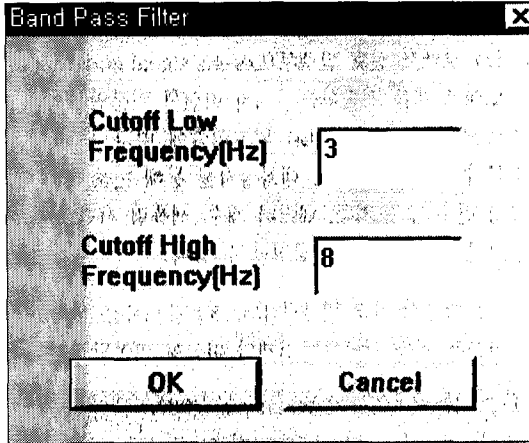


Fig. 5. Toolbox of band pass filtering and filtered signal.

지-쿠타(Runge-Kutta) 알고리즘에 따라 수치적으로 적분하여 해를 구한다. 대화상자를 통해 미분 방정식의 고정 변수 및 초기값, 데이터 개수, 샘플링 시간 등을 사용자가 원하는 값으로 설정할 수 있다.

## 2) 신호 전처리 부

실제로 데이터를 분석하기 전에 데이터를 사용자가 원하는 형태로 전환하는 과정이다. 이 과정을 거친 데이터는 분석을 보다 용이하게 하고 데이터의 신뢰도를 높이는 역할을 하게 된다. 정규화를 비롯하여 필터링, 잡음 추가 등 기본적으로 신호처리 과정에 필요한 분석법들을 포함한다.

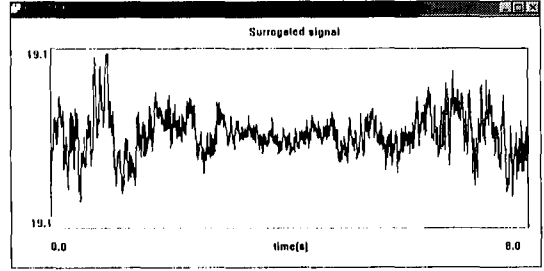


Fig. 6. Surrogated signal of previously filtered signal, Fig. 5.

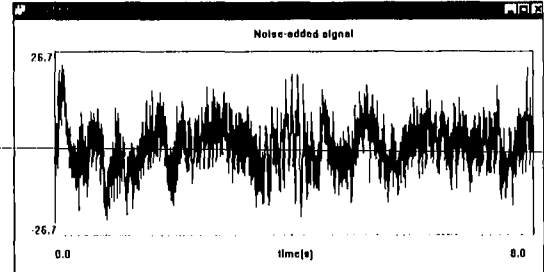
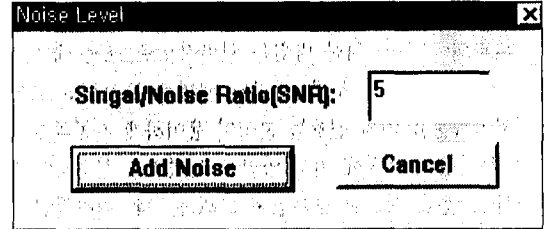


Fig. 7. Toolbox of add noise process and processed signal.

### (1) 밴드 패스 필터링(Band pass filtering)

원하는 주파수 대역의 값만을 처리하고 싶을 때 사용한다. Low pass filtering과 high pass filtering을 동시에 할 수 있으며 대화상자를 통해 사용자가 low pass cut frequency와 high pass cut frequency를 입력하여 필요한 주파수 대역의 신호를 추출할 수 있다.

### (2) Surrogating

신호의 주파수 공간에서 phase를 randomize한 후 다시 복원한다. 이는 무작위 신호와의 유의한 차이를 조사하기 위해 흔히 이용되는 과정이다.

### (3) 잡음 추가(Add noise)

사용자가 대화상자를 통해 신호 대 잡음 비율(SNR)을 입력하면 신호에 해당하는 SNR을 지닌 백색 잡음을 추가한다. 이는 신호 분석 과정에서 잡음에 대한 효과를 조사할 때 흔히 이용된다.



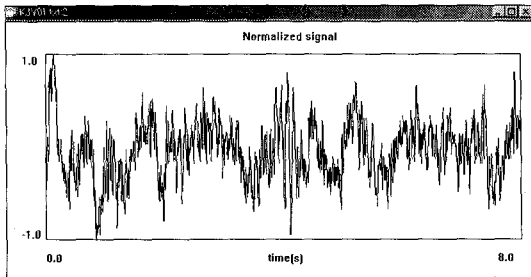
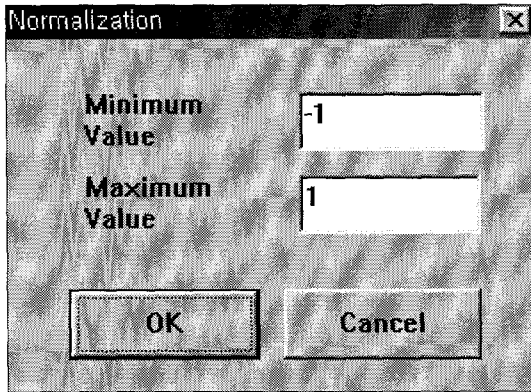


Fig. 8. Toolbox of normalization process and processed signal.

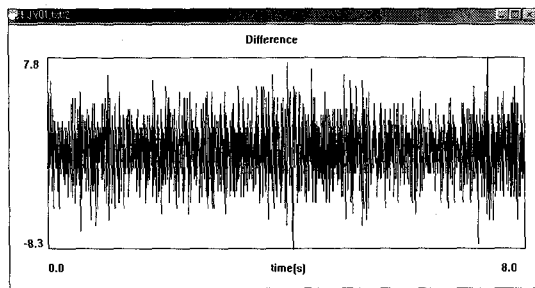


Fig. 9. Signals processed by first difference.

#### (4) 정규화(Normalization)

신호의 진폭을 특정한 범위 내로 정규화 한다. 사용자가 대화상자를 통해 원하는 범위를 설정할 수 있다. 이는 신호의 진폭에 대한 차이를 없애고자 할 때 사용된다.

#### (5) 일차·이차 미분(First·Second Difference)

신호를 미분하면 시간에 대한 신호의 변화율을 의미한다. 이러한 일차 미분 값으로 시간에 대한 변화율을 그래프로 확인할 수 있으며, 다른 신호와의 차이점을 확인할 수 있다. 또한 이차 미분은 일차보다 한 차원 높은 미분 값을 얻을 수 있다. 아래 Fig. 9는 일차 미분 결과를, Fig. 10은 이차 미분 결과를 보여준다.

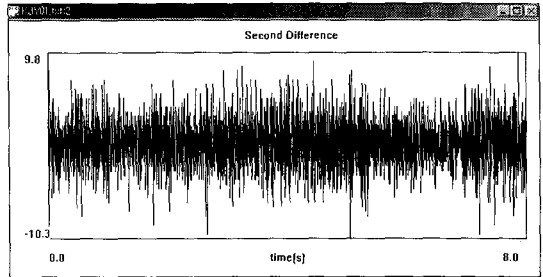


Fig. 10. Signals processed by second difference.

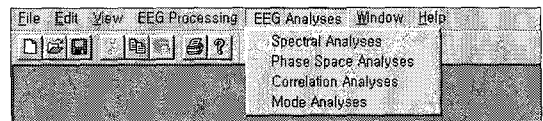


Fig. 11. Toolbar of EEG analysis on monitor.

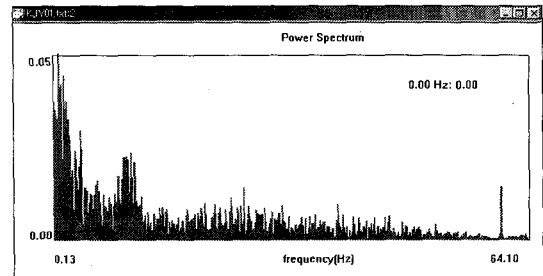


Fig. 12. Power spectrum of signals after spectral analyses process.

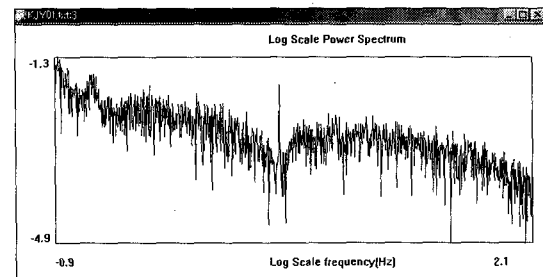


Fig. 13. Transformed power spectrum of signals by log scale.

### 3) 신호 분석부

신호 분석부는 크게 네 부분으로 이루어져 있다. Spectral Analyses 부분은 신호의 주파수 분석을 담당하고, Phase Space Analyses 부분은 상관차원 및 발산지수 분석과 같은 비선형 동역학 분석법을 포함하고 있으며, Correlation analyses 부분은 지연 시간을 구하는 분석법이 포함되어 있다. 마지막으로 Mode Analyses 부분

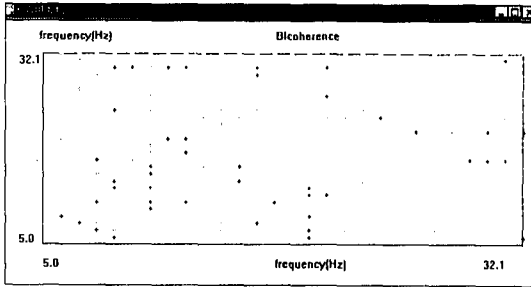


Fig. 14. Bispectrum of EEG signals.

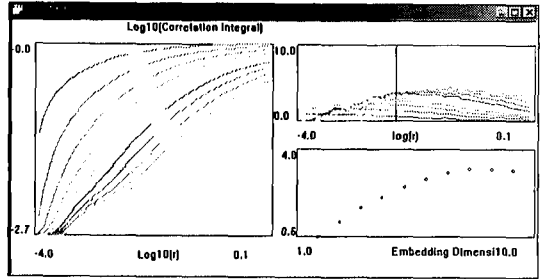


Fig. 17. Correlation dimension.

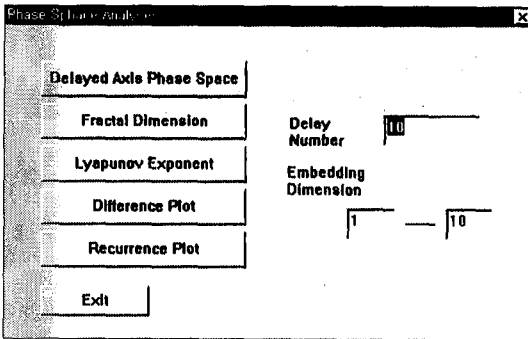


Fig. 15. Toolbox of phase-space analyses.

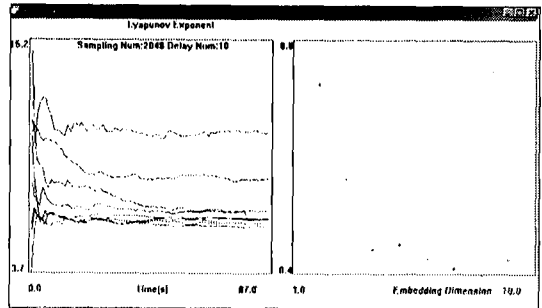


Fig. 18. Largest Lyapunov exponent.



Fig. 16. Reconstructed phase signals of EEG.

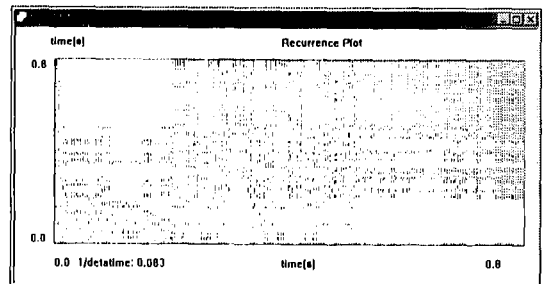


Fig. 19. View of recurrence plot on program.

에는 주축분석이 포함되어져 있다.

### (1) 스펙트럼 분석(Spectral analyses)

#### ① 파워 스펙트럼

신호를 푸리에 변환(fast fourier transform)하여 주파수 공간에 주파수 성분별로 기여도를 나타낸다. X축은 주파수를 Y축은 파워 값을 나타낸다. 분석하고자 하는 신호의 주파수 분포 및 그 파워를 알 수 있다.

#### (2) 로그 스케일 파워 스펙트럼

파워스펙트럼을 로그스케일(Log scale)로 그린 것이다. 이는  $1/f$  구조를 보기에 용이.

### ① 바이스펙트럼

기존의 파워 스펙트럼(power spectrum)에 비해 신호의 위상 정보까지 줄 수 있는 것으로서, 한 단계 더 높은 차원(제곱의 비선형성)의 스펙트럼이 바이스펙트럼(bispectrum)이다.

이는 하나의 주파수가 다른 하나의 주파수와 관련되어 새로운 제 3의 주파수를 만드는 계의 특성을 반영해 준다. 즉 일률 스펙트럼(power spectrum)이, 신호에 섞인 주파수성분의 기여도를 크기에 반영하여 나타내어 주는 데 비해, 바이스펙트럼은 어떠한 주파수성분이 계 내에서의 독립적인 두 주파수의 관련성(quadratic coupling)에 의해 발생되었다는 위상정보를 보여준다. 따라서 특정한

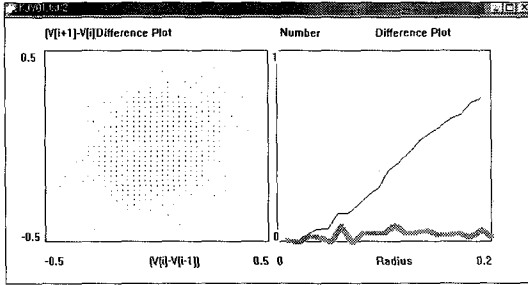


Fig. 20. Difference plot of EEG signal.

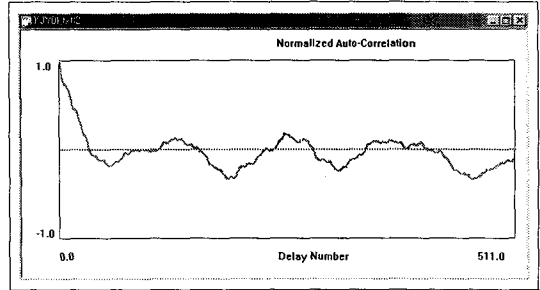


Fig. 22. View of signals processed by Autoregulation.

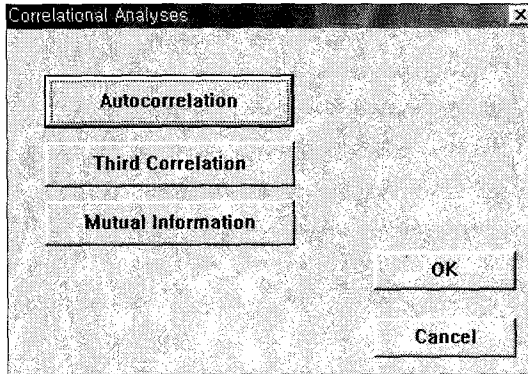


Fig. 21. Toolbox of correlation analyses.

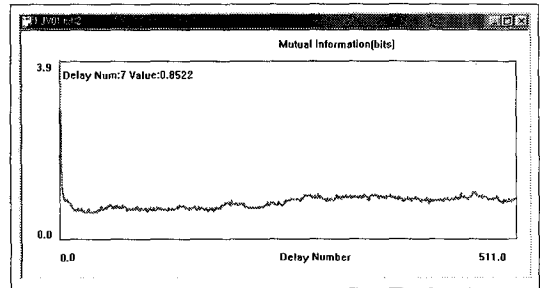


Fig. 23. View of signals processed by mutual information.

주파수 값이 독립적인 계의 단위에서 비롯되지 않고 어떠한 원리에 의해 발생되는지를 알려 줌으로써 신호를 발생시키는 계의 구체적인 매카니즘을 이해하는데 도움이 된다. 뇌전위 신호로부터 바이스펙트럼을 구함으로써 이를 스펙트럼에 표시되는 주파수 성분들간의 관련성을 찾을 수 있다. 예를 들면 특정한 상황에서 뇌 시스템 내부의 어떤 두 개의 신경 뉴런 그룹들 사이의 연결성(coupling coefficient)이 강해지면서 새로운 주파수 성분을 지닌 전기신호를 발생, 전달시키는데 이때 어떤 주요 주파수를 지니는 신경 뉴런들이 연결성이 강해지는지를 바이스펙트럼의 피크값들을 통해 알 수 있게 된다. 아래 그림에서 보여지는 그림에서 X축과 Y축 모두 주파수를 나타내며 점들이 피크값을 나타내어 두 주파수 사이에 관련성이 있는 부분에 표시되어짐을 알 수 있다.

### (3) 위상공간 분석(Phase space analyses)

위상공간 분석은 다섯 가지 분석법으로 이루어져 있다. 각 분석법에 따라 신호에서 여러 가지들을 분석할 수 있으며, 분석하고자 하는 신호에 따라 지연시간과 embedding 차원 값을 설정해 줄 수 있도록 되어 있다.

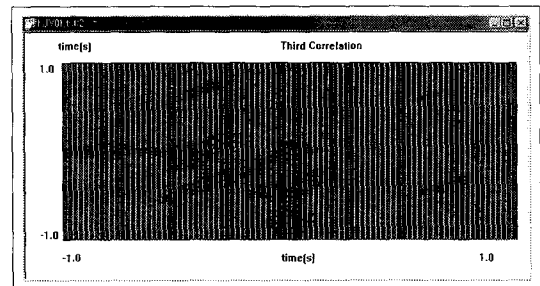


Fig. 24. View of signals processed by triple correlation.

① 위상 공간 구현(Reconstruction of phase space)  
신호로부터 지연축으로 구현한 3차원 위상공간을 보여준다. 이 끝개를 이용하여 신호의 카오스적인 특성을 확인 할 수 있으며, 그 모양이 계의 동역학적 특성이 되기도 한다.

### ② 상관 차원(Correlation dimension)

대화 상자를 통해 지정한 embedding 차원의 범위 내에서 상관차원을 계산한다. 지연시간도 대화 상자를 통해 사용자가 설정할 수 있다. 상관차원을 구하기 위해 G-P 알고리즘을 사용하였다. 계의 상태는 위상공간의 한 점으로 대응되어져 시간이 지남에 따라 궤적(phase trajec-

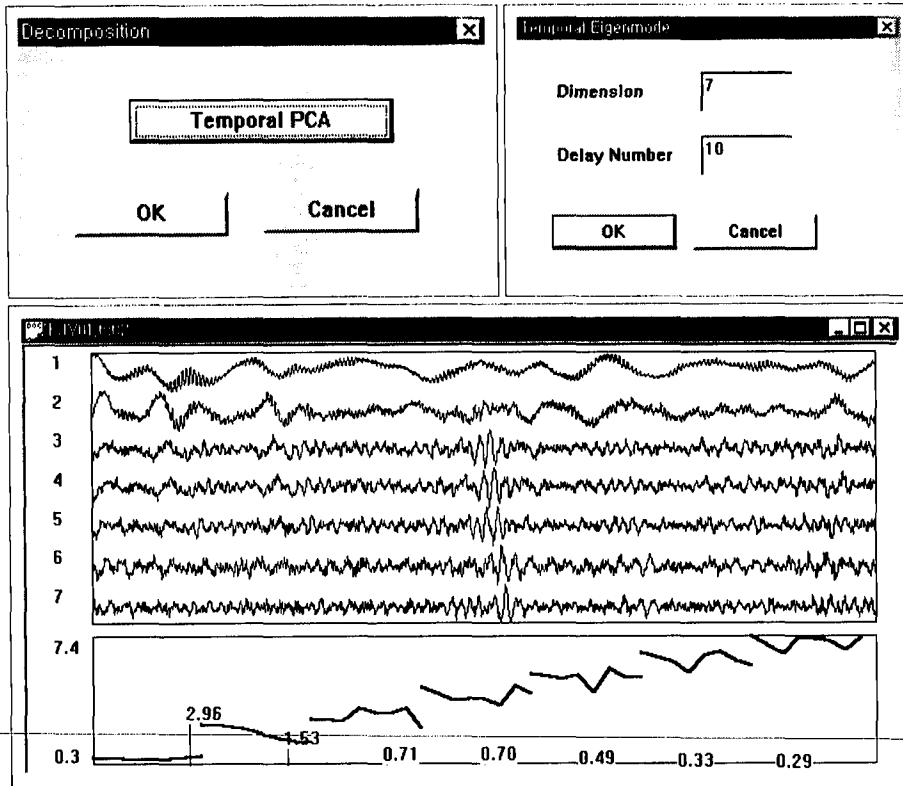


Fig. 25. Toolbox of principle component analyses & signals.

tory)을 형성하는 많은 점이 찍히게 된다. 에르고딕 조건 (ergodic condition)을 거의 만족시키는 충분히 많은 위상 공간에 찍힌 점들로부터 임의의 한 중심에서 한 면의 길이가  $a$  내에 있는 점의 개수를 헤아린다. 길이가 증가하는 비율에 따른 점의 개수가 증가하는 비율을 평균적으로 구함으로써 위상공간에서의 공간적 상관관계(용량 차원)를 알 수 있다. 공간적 상관관계를 구하는 방법에 따라 Fractal dimension, Correlation dimension, Information dimension 등 7가지의 다른 종류의 차원들이 있으나 모두 상호관련성을 지니고 있으며 다소 차이가 있으나 거의 유사한 값을 지닌다. 이러한 공간적 상관관계가 일정하게 나타날 수 있는 위상공간을 먼저 구현하는 것이 우선되어야 하며 이는 실험적인 데이터의 경우 embedding 차원을 참고하여 구현한다. Taken이 제시한 embedding 차원은 위상공간의 차원을 낮은 차원(1)에서 높은 차원(15)까지 높여가면서 각 차원으로 구현된 위상공간에서 상관차원 값이 일정하게 수렴하기 시작하는 차원이다. 일반적으로 embedding 차원이 클수록 계를 기

시험용임	31	4월 22일 8	6	5	1024		
196	183	181	176	174	185	176	172
201	192	190	187	180	196	185	186
195	189	184	185	171	196	182	181
197	191	181	190	159	198	182	181
193	187	176	189	151	191	180	176
199	185	182	195	169	197	172	176
203	188	183	196	166	198	176	184
200	185	183	196	168	200	170	181
199	183	185	195	162	202	185	185
193	186	185	189	162	197	184	186

Fig. 26. Format of input data.

술하는 데 필요한 독립변수의 개수가 커짐을 의미하고 같은 embedding 차원에서 구해진 상관차원이 클수록 독립 변수들의 상호 긴밀성이 커짐을 의미한다.

③ 가장 큰 발산 지수(The largest Lyapunov exponent)

대화 상자를 통해 지정한 embedding 차원의 범위 내에서 가장 큰 발산지수를 계산한다. 지연시간도 대화 상자를 통해 사용자가 설정할 수 있다. 가장 큰 발산지수를 계산하기 위해 Wolf 알고리즘을 사용하였다. 계의 상태는 위상공간의 한 점으로 대응되어져 시간이 지남에 따



라 궤적(phase trajectory)을 형성하게 되는데. 카오스 계인 경우 이 궤적은 초기값이 약간만 달라지더라도 달라지기 전의 궤적과는 매우 다른 궤적을 따라 움직이는 특징이 있다. 이때 위상공간에서 다른 초기위치 사이의 작은 거리가 시간이 지남에 따라 얼마나 지수함수적으로 멀어지면서 발산하는지를 정량적으로 나타낼 수 있는데, 이를 이른바 발산지수라 한다. 계의 발산지수 값들 중에 양의 값이 있으면, 그 계는 초기조건에 민감한 발산 특징을 지니는 카오스 계임이 확인되는 셈이며, 발산 지수 값이 클수록 발산정도가 더 큼을 뜻한다. 뇌전위 신호는 카오스 계이므로 일반적으로 양의 발산지수(largest Lyapunov exponent)를 지니게 되는데, 그 값의 크기가 그 상태의 뇌 시스템이 외부적인 섭동(외부 자극)에 얼마나 민감한지를 보여준다. 뇌전위 신호로부터 발산지수 값을 얻기 위해서는 먼저 위의 끝개에서처럼 위상공간에 운동궤적을 구현하고 가까이 있는 두 점 사이의 거리를 구한 후 단위시간이 지난 후에 그러한 두 점 사이의 떨어진 거리와의 적당한 관련비를 계산하는데, 이러한 작업을 궤적 위의 모든 점에서 반복하여 그 평균값을 구해야 한다. 실제 적용 예는 다음과 같다. 주기적인 상태(Periodic State)에서 Largest Lyapunov exponent는 0이 되며, 카오스 상태(Chaotic State)에서는 양수이어야 한다. 다음 그림은 주기적인 신호와 카오스 신호를 로렌즈 방정식을 이용하여 모의적으로 만든 후 발산 지수값을 비교한 것이다. 주기적인 신호에 대해서는 0으로 수렴하고 카오스 신호의 경우엔 양수값을 지님을 확인할 수 있다.

#### ④ 리커런스 그림(Recurrence Plot)

위상공간 내에서 특정한 값보다 가까이 있는 두 벡터들을 2차원 공간에 표시한 그림이다. 이 2차원 그림에 나타나는 선분의 굵기, 간격, 기울기 등에 의해 신호가 독특하게 특징지어질 수 있다.

#### ⑤ 디퍼런스 그림(Difference Plot)

디퍼런스 그림을 이용하여 신호에서 거리에 따른 점의 증가 양상을 시각적으로 확인할 수 있다.

#### (4) 상관 분석(Correlational analysis)

위상공간 분석은 세 가지 분석법으로 이루어져 있다. 자기상관(Autocorrelation)과 상호정보(Mutual Information)은 신호의 지연시간(delay time)을 결정해주는

분석법이고, 삼차상관(Triple correlation)은 자기상관 값보다 한 차원 높은 값이다.

#### ① 자기상관(Autocorrelation)

Delay된 신호에 대한 자기 상관값을 보여준다. 위상 공간 구현 시 지연시간 결정에 이용하기도 한다. X축의 Delay number가 처음으로 0이 되는 지점의 값을 지연 시간 값으로 사용한다.

#### ② 상호 정보(Mutual Information)

Delay된 신호에 대한 상호 정보 값을 보여준다. 위상 공간 구현 시 지연시간 결정에 이용하기도 한다. 자기상관 값은 선형 상관성을 보여주는 반면, 상호 정보는 선형 요소 뿐 아니라 일반적인 상관성을 보여주는 좀 더 엄격한 개념이다.

#### ③ 삼차 상관(Triple correlation)

서로 다르게 지연된 신호들 사이의 상관성을 보여준다.

#### (5) 모드 분석(Mode analysis)

#### ① 주축 분석(Principle component Analyses)

선택된 뇌전위에 대해 모드의 개수를 7, 지연개수를 10 이라고 설정하면 다음과 같이 7개로 분해된 principle components들과 모드벡터, 모드 기여도가 나타난다.

### 4) 뇌파 패턴 인식 및 분류

#### (1) 입력 데이터

신경망을 이용한 분류기의 경우 특정 포맷의 데이터만을 입력으로 사용할 수 있다. 따라서 입력 데이터를 일정한 포맷 형식으로 바꾸어 주어야 한다. 아래 Fig. 26에 입력 데이터의 포맷 예를 나타내었다.

#### ① 파워스펙트럼

메뉴 바에서 파워 스펙트럼을 선택, 구한 후 마우스 오른쪽을 클릭하면 주파수 영역을 선택할 수 있는 창이 열린다. 분석하려는 신호의 범위를 입력함으로써 정해준 범위에서의 파워 스펙트럼 값을 구할 수 있다. Fig. 27에 입력창의 예를 보인다.

#### ② 출력 값 설정

출력 벡터 지정을 위한 아이콘을 클릭하여 분류하려는 신호의 기대 값을 설정할 수 있다. 출력벡터의 지정방법은 예를 들면, 계산시 뇌파에 대해서는(0, 1)을, 손가락

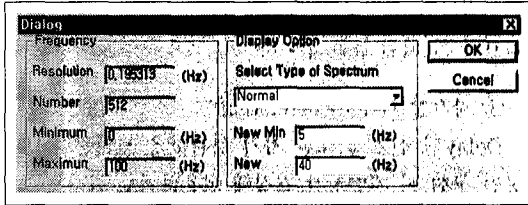


Fig. 27. Toolbox of manipulation for power spectral analyses.

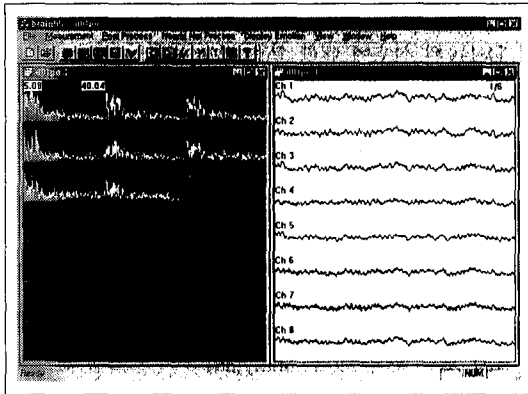


Fig. 28. Window of power spectrum and results.

움직임에 대해서는 (1, 0)를 입력하는 형식으로 계산과 손가락 움직임에 대한 뇌파 패턴을 구분할 수 있다.

### ③ 신경망 학습

메뉴에서 Neural network process를 선택한 다음, Power spectrum based를 클릭하면 신경망 학습을 위한 대화 상자가 나타난다. 첫 번째 버튼인 Setting the layers에서는 학습을 위해 총 레이어 수와 입력노드를 결정한다. 두 번째 버튼인 Learning process and making weight file에서는 학습이 실제 이루어지는데, 학습이 이루어진다는 것은 연결장도가 연산되어 저장되는 것을 나타낸다. 이 과정에서 Error tolerance rate와 학습 파라미터를 입력하는 대화상자에 사용자가 원하는 값을 설정할 수 있다. Fig. 28에 파워스펙트럼 결과 창과 그에 해당하는 뇌파 신호 선택 창이 나타나는 그림을 예로 보인다.

### ④ 분류 결과 확인

분류 결과를 확인하기 위해서는 먼저 테스트 데이터를 만들어야 한다. 테스트 데이터를 만드는 방법은 신경망 입력 데이터를 만드는 방법과 동일하나 단지 출력 노드

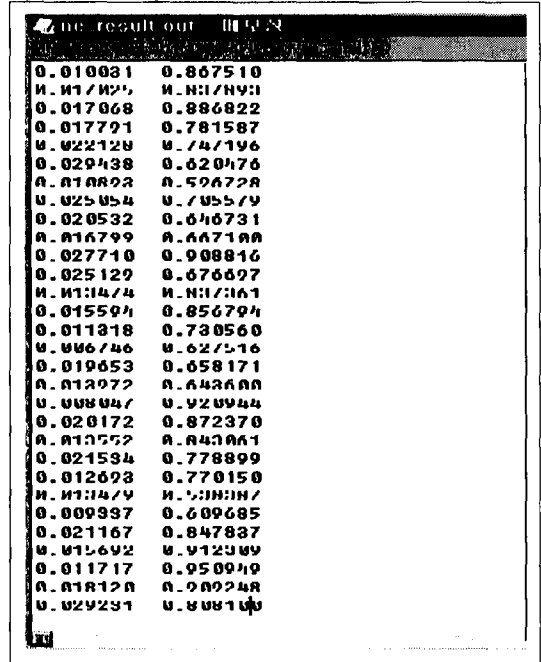


Fig. 29. \*.out file after test.

를 지정하지 않는다. 또한 저장할 때 마우스로 하지 않고 버튼을 이용해 저장한다.

테스트 데이터르 만든 후에 메뉴에서 Neural network process를 선택하고, Power spectrum based를 선택한 후 Classifier start with test file을 클릭하여 테스트를 시작한다.

테스트를 마치면 \*.out 파일이 생성된다. 이 파일은 출력 노드 값에 근사하는 값이 저장되어 있으므로 이것을 이용하여 분류율을 확인할 수 있다. 예를 Fig. 29에 보인다.

## 고 안

뇌에서 전기학적 신호가 발생한다는 사실이 1875년 동물의 뇌를 대상으로 한 실험을 통해 밝혀진 이래 1929년 처음으로 인간에게서 뇌파를 얻어내었고 이후 경련성 질환의 진단, 연구 및 수면 그리고 다양한 뇌 질환에 대한 이해에 이용되어 왔다. 현재까지 뇌파 측정을 위한 다양한 방법들이 개발되었고 뇌파가 연속적으로 실시간 뇌 상태 변화를 직접적으로 반영한다는 사실을 통해 여러 질환과의 연관성 및 진단적 의미에 대해 활발한 연구가

진행되고 있다. 뇌파는 뇌에서 발생하는 전기학적 신호이며 이를 물리학적 원리로 분석하고 해석하면 지금까지 알려지지 않았던 새로운 정보를 얻을 수 있고 이를 뇌 질환의 진단에 이용할 수 있다는 관점에서 뇌파를 시공간적으로 분석하고 이를 컴퓨터 시스템에 도입하여 진단적으로 손쉽게 이용할 수 있는 프로그램의 개발이 대두되고 있으며 본 연구를 통해 다양한 뇌파 신호를 비선형 동역학 이론을 이용하여 분석, 분류할 수 있는 시스템을 위한 기본 프로그램을 개발하였다.

## 요 약

### 연구목적 :

본 연구는 비선형 동역학 이론을 이용하여 뇌파를 시공간적으로 분석해 내고 이를 지능형 시스템에 도입함으로써 새로운 진단시스템을 개발하는 것을 목적으로 한다.

### 방 법 :

최대 64 채널까지의 모든 뇌파에 대해 적용이 가능한 시스템을 구성하여 가장 기본적인 형태의 뇌파 샘플을 적용, 측정된 뇌파를 불러오고 전처리 과정을 통해 신호를 분석에 용이하게 가공하고 분석법의 특성에 따라 알맞은 분석법을 선택하여 분석하고 분석된 데이터는 후처리 과정을 통해 그 패턴을 분류하는 단계의 프로그램을 만들고 비선형 동역학 이론을 이용하여 단계별 프로그램을 구성하였다.

### 결 과 :

컴퓨터 시스템에 사용하는 프로그램을 다음과 같은 다양한 요소로 구성하였다. 신호 발생부에는 Lorenz system과 Rossler system을 포함하였다. 신호 전처리 부에는 정량화, 밴드 패스 필터링, 잡음 추가, 미분, suttogating 과정을 포함하였다. 신호 분석 부에는 스펙트럼 분석, 위상공간 분석, 상관 분석, 모드 분석을 포함하였다. 신호 후처리 부에는 setting layer, Learning processing and Making weight file, Classifier start with Test file을 포함하였다. 부가기능으로서 Copy& paste, Print, Save 기능을 포함하였고 운영 환경은 Windows 95/98/2000 또는 Windows NT를 사용하고 데이터 형식은 뇌파 채널 최대 64채널까지 가능(Neural Network Processing의 경우 8채널) 하며 아스키 파일로 열(column)의 수는 채널을 의미하고 행(row)은 샘플링되어 저장된 데이터를 의미하는 것으로 하였다.

### 결 론 :

뇌에서 발생하는 전기학적 신호를 실시간으로 손쉽게 분석하여 실제 진단에 이용할 수 있는 기본적인 컴퓨터 프로그램을 개발하였으며 이를 토대로 더욱 정교하고 객관적인 뇌파 분석 결과를 얻을 수 있는 상용 프로그램의 개발에 이용할 수 있을 것으로 생각한다.

중심 단어 : 뇌파 · 비선형적 분석 · 상관 차원.

## References

- 1) Barlow JS : "Methods of Analysis of Nonstationary EEGs, with Emphasis on Segmentation Techniques: A Comparative Review", *Jr. of Clinical neurophysiology* 1985 ; 2 (3) : 267-304
- 2) Franaszczuk PJ, Bergey GK, Kurka PJ, Eisenberg HM : "Time-frequency analysis using the matching pursuit algorithm applied to seizures originating from the mesial temporal lobe", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology* 1998 ; 106 : 513-521
- 3) Jansen BH : "Quantitative analysis of electroencephalograms: Is there chaos in the future?", *Int. J Blomed Comput* 1991 ; 27 : 95-123
- 4) Pritchard WS, Dennis WD, Kelly KK : "Dimensional analysis of resting human EEG II: Surrogate-data testing indicates nonlinearity but not low-dimensional chaos", *Psychophysiology* 1995 ; 32 : 486-491
- 5) Robert B : "Is it healthy to be chaotic?", *Science*, 1989 : 604-607
- 6) Vikram KY, Sobolewski E, Jampala VC, Jerald KAY, Suneetha Y, Gina IGEL : "Fractal dimension and approximate entropy of heart period and heart rate: awake versus sleep differences and methodological issues", *Clinical Science* 1998 ; 95 : 295-301
- 7) Chau NP, Chanudet X, Bauduceau B, Gautier D, Larroque P : "Fractal dimension of heart rate and blood pressure in healthy subjects and in diabetic subjects", *Blood Press* 1993 ; 2 (2) : 101-107
- 8) Blanco S, Figliola A, Kochen S, Rosso OA : "Using nonlinear dynamic metric tools for characterizing brain structures", *IEEE Engineering in medicine and biology, July/August, 1997* : 83-92
- 9) Yeager CL, Alberts WW, Delattree LD : "Effects of stereotaxic surgery upon electroencephalographic status of Parkinson's patients", *Neurology* 1991 ; 16 : 904-910
- 10) Pradhan N, Dutt DN : "A nonlinear perspective in under-

- standing the neurodynamics of EEG. *Computer and Biological Medicine* 1993 ; 23 :425-442
- 11) Neufeldt MY, Inzelberg R, Korzyn AD : *EEG in demented and nondemented parkinsonian patients. Acta Neurol Scand* 1988 ; 78 :1-5
  - 12) Mckewn MJ, Young GB : *Digital conversion of paper electroencephalograms using hand scanner, J Clin Neurophysiol* 1997 ; 14 (5) :406-413
  - 13) Blanco S, Figliola A, Kochen S, Rosso OA : *Using nonlinear dynamic metric tools for characterizing brain structures. IEEE Eng Med Biol*, 1997 :83-92
  - 14) Claus JJ, Ongerboer BW, Walsta GJM, Hijdra A, Verbeeten B Jr, Willemm A : *Quantitative spectral electroencephalography in predicting survival in patients with early Alzheimer disease. Arch Neurol* 1998 ; 55 :1105-1111
  - 15) Cochin S, Barthelemy C, Lejeune B, Roux S, Martineau J : *Perception of motion and qEEG activity in human adults. Electroencephal Clin Neurophysiol* 1998 ; 107 :287-295
  - 16) Fernando LDS : *Neural mechanism underlying brain waves: from neural membranes to networks Electroencephal Clin Neurophysiol* 1991 ; 79 :81-93
  - 17) Jansen BH : *Quantitative analysis of electroencephalograms: Is there chaos in the future? Int J Biomed Comput* 1991 ; 27 :95-123
  - 18) Jeong JS, Jounh MK, Kim SY : *Quantification of emotion by nonlinear analysis of the chaotic dynamics of electroencephalograms during perception of 1/f music. Biol Cybern* 1998 ; 78 (3) :217-225
  - 19) Kim DJ, Pae CU, Jeong JS, Chae JH, Kim SY, Go HJ, et al : *Nonlinear dynamic analysis using Lyapunov exponent of EEG in patients with schizophrenia. Korean J Psychopharmacol* 1998 ; 9 (1) :67-72
  - 20) Lamberts J, Van den Broek PLC, Bener L, Van den Egmond J, Dirksen R, Coenen AML : *Correlation dimension of the human electroencephalogram corresponds with cognitive load. Neuropsychobiology* 2000 ; 41 :149-153
  - 21) Luthringer R, Minot R, Toussaint M, Francoise CG, Schaltenbrand N, Macher JP : *All-night EEG spectral analysis as a tool for prediction of clinical response to antidepressant treatment. Society of Biological Psychiatry* 1995 ; 38 :98-104
  - 22) Massetani R, Strata G, Galli R, Gori S, Gneri C, Limbruno U, et al : *Alteration of cardiac function in patients with temporal lobe epilepsy: Different roles of EEG-ECG monitoring and spectral analysis of variability. Epilepsia* 1997 ; 38 (3) :363-369