

40채널 뇌자도 신호의 잡음제거 및 분석을 위한 신호처리 시스템 개발

이동훈, 신원창*, 이용호**, 권혁찬**, 홍종배***, 안창범*
 광운대학교 전기공학과*, 한국표준과학연구원**, 서울대학교 물리교육학과***

The Development of Signal Processing System for the Noise Reduction and An in 40 Channel SQUID Signal

D. H. LEE*, W. C. Shin*, Y. H. Lee**, H. C. Kwon**, J. B. Hong***, C. B. Ahn*
 Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University
 Korea Research Institute of Standards and Science
 Department of Physics Education, Seoul National University

Abstract - 본 논문의 목적은 측정된 뇌자도 신호의 잡음제거 및 분석을 목적으로 하는 뇌자도 신호처리 시스템의 개발이다. 뇌자도 신호의 크기는 매우 작고 외부 노이즈 환경에 민감하게 반응하기 때문에 다양한 신호 처리 기법을 이용하여 뇌자도 신호의 신뢰성을 높이는 것이 중요하다. 본 논문에서는 40채널 SQUID 시스템을 이용하여 뇌에서 발생하는 자기 신호를 측정하고, 측정된 데이터에 존재하는 노이즈 성분을 선형필터와 SQUID 시스템의 레퍼런스 채널을 이용하여 제거하며, 이를 분석하는 뇌자도 신호처리 시스템을 개발하였다. 실제로 청각자극을 이용하여 뇌자도 신호를 측정, 분석함으로써 개발된 뇌자도 신호처리 시스템의 신뢰성을 확인하였다. 또한 측정된 뇌자도 신호에서 주파수 대역에 따른 뇌자도 신호의 분포를 Map으로 구성하였으며, dipole source의 위치를 표시하였다.

위한 시스템에서 발생하는 경우가 가장 많으며, 이를 해결하기 위하여 여러 가지 선형 필터링 기법을 사용하였다.

2.1.1 FFT(Fast Fourier Transform)

뇌자도 신호는 1~30Hz 사이의 주파수 영역에 분포하는 일정한 패턴을 가진 신호 특성을 가지게 된다. 따라서 뇌자도 신호에서 이러한 주파수 특성을 구분해 내는 것이 중요하며, 이를 통하여 뇌자도 신호에 존재하는 원 신호와 노이즈 성분의 신호도 구분할 수 있다. 이를 위하여 Nyquist Sampling Theorem을 적용하였고, 데이터의 주파수 특성은 아래와 같이 구분하였다.

$$\Delta: 1\text{Hz} \leq f < 4\text{Hz}$$

$$\Theta: 4\text{Hz} \leq f < 8\text{Hz}$$

$$\text{Alpha}: 8\text{Hz} \leq f \leq 13\text{Hz}$$

$$\text{Beta}: f > 13\text{Hz}$$

1. 서 론

1970년 David Cohen에 의하여 시도된 뇌자도 신호의 측정은 1970년 Zimmerman등에 의한 초전도 양자 간섭 소자(SQUID: Superconduct Quantum Interface Device)의 개발로 뇌자도 신호를 얻어냄으로써 뇌의 기능적인 분석을 위한 연구가 활발하게 진행되었다. 뇌자도는 EEG와 더불어 뇌의 기능적 분석 방법의 하나로 뇌에서 발생하는 자기적인 신호를 자장센서인 SQUID를 이용하여 측정하고, 측정된 자장 분포로부터 자장을 발생시키는 전류원 위치의 시간적, 공간적 변화과정을 알아내는 방법이다. 뇌자도 신호는 뇌의 시간적 분해능이 뛰어나고 비접촉 비파괴적인 분석이 가능하며, 인체의 기능적인 정보를 얻는데 유용하다. EEG에 비하여 정밀하고 정확한 신호를 감지할 수 있다. 그러나 뇌자도 신호 신호의 크기가 작고 외부에서 발생하는 노이즈 성분에 매우 민감하게 반응한다는 단점을 가지고 있다. 따라서 본 논문에서는 이러한 뇌자도 신호 측정의 단점을 해결하기 위하여 측정된 뇌자도 신호에 다양한 필터링 기법을 적용하여 신호에 존재하는 Artifact 성분을 제거하여 뇌자도 신호의 신뢰성을 향상시키기 위한 방법을 제안하고, 또한 비선형 신호 해석방법인 카오스 해석법을 적용하여 뇌자도 신호의 카오스적 요소를 찾아보았으며, 뇌자도 신호 분석을 위한 뇌자도 맵핑 시스템을 개발하였다.

2. 본 론

2.1 뇌자도 신호처리

뇌자도 신호는 그 크기가 매우 작고 외부 환경에 민감하게 동작하기 때문에 이를 해결하기 위하여 측정된 뇌자도 신호를 필터링을 하여 신호의 신뢰성을 높이기 위한 다양한 신호처리 알고리즘을 적용하였다. 뇌자도 신호에 존재하는 잡음신호들은 대부분 뇌자도 신호를 얻기

2.1.2 옵셋 및 기울기 보정

뇌자도 신호는 신호의 입력을 받을 때 눈의 움직임이나 근육의 움직임 또는 심장 박동등에 의한 신호의 Artifact 신호가 발생하고, SQUID 시스템에서의 온도의 변화와 정자계의 변화에 따라 신호의 DC 성분의 노이즈 성분이 발생하게 된다. 이러한 원인들 때문에 뇌자도 신호에 존재하는 DC 성분의 노이즈와 1차원 직선에 동기화된 노이즈 성분을 제거한다. 각 채널별로 평균을 구하고 뇌파 전위값에서 평균값을 빼서 뇌자도 신호에 존재하는 DC offset 값을 제거하였고, 뇌자도 신호의 amplitude와 직선 값과의 제곱 오차를 최소화하는 직선의 기울기와 절편값을 구하여 직선의 값이 뇌자도 신호에 존재하는 노이즈 신호가 되며 이것을 제거하여 교정된 새로운 뇌파 전위 값을 얻었다.

$$a = \frac{cov(X, Y)}{var(X)}$$

$$b = E[Y] - \frac{cov(X, Y)}{var(X)} E[X]$$

여기서, $cov(X, Y)$ 는 분산이고, $var(X)$ 는 표준편차를 의미한다.

2.1.3 60Hz Notch Filter

외부에서 발생하는 노이즈 성분들 중에서 기저선의 변동, 전자 장치에 의한 열잡음, 그리고 전력선에서 발생하는 60Hz 상용주파수 성분은 뇌자도 신호에 매우 민감하게 동작한다. Notch Filter를 이용하여 이러한 노이즈 성분을 제거한다.

2.1.4 FIR Filter and IIR Filter

FIR 필터는 시간영역에서 임펄스 응답이 유한한 필터로서 선형 위상의 특성을 정확하게 용이하게 표현할 수

있는 필터이다. 또한 Feedback에 의한 bias가 없기 때문에 매우 안정하다는 특징을 가지고 있다. 따라서 주파수 대역과 Filter arm으로 구분하여 뇌자도 신호에 적용하였다.

$$y(n) = \sum_{m=-\infty}^{m=\infty} h(n-m)x(m)$$

한편, IIR 필터는 필터계수에 민감하게 동작하므로 효과가 빠른 필터로 사용할 수 있다.

$$\frac{Y(z)}{X(z)} = \frac{b_0 + b_1z^{-1} + b_2z^{-2} + \dots}{a_0 + a_1z^{-1} + a_2z^{-2} + \dots}$$

2.1.5 Noise Subtraction

뇌자도 신호를 측정하기 위한 SQUID 시스템은 뇌자도 신호 측정 채널과 주위의 field를 측정하기 위한 레퍼런스 채널로 구성하였고, 레퍼런스 채널에서 측정된 신호를 원래 채널에서 감하여 뇌자도 신호에 존재하는 노이즈 신호를 제거하는 기능을 한다. Subtraction Gain을 설정하여 노이즈를 제거하는 방법은 아래와 같은 식과 같다.

$$S(t) = X(t) - (\alpha_1 R_{X1}(t) + \alpha_2 R_{X2}(t)) - X \text{ 채널}$$

$$S(t) = Y(t) - (\beta_1 R_{Y1}(t) + \beta_2 R_{Y2}(t)) - Y \text{ 채널}$$

여기서, S(t)는 최종 결과, X(t) 측정 신호, $R_{X1}(t)$, $R_{X2}(t)$ 는 레퍼런스 채널, $\alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2$ 는 X, Y 채널에 대한 Subtraction Gain이다.

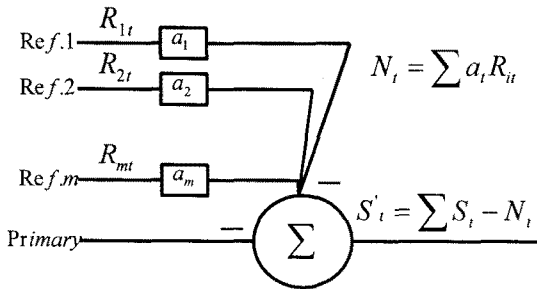


그림 1 - Noise Subtraction Gain 설정의 개념도

위의 식에서와 같이 레퍼런스 채널은 SQUID 시스템에서 위치에 민감하게 동작하기 때문에 SQUID 시스템에 존재하는 4개 채널에 대하여 다른 Gain Level을 적용하여야 한다. 따라서 X, Y 채널 당 두 개의 레퍼런스 채널을 사용하여 다른 $\alpha_1, \alpha_2, \beta_1, \beta_2$ 값을 설정하고 이를 이용하여 노이즈를 제거한다. 즉, 위의 그림에서와 같이 일반적인 SQUID 시스템에 대한 Subtraction Gain의 설정은 m 개의 레퍼런스 채널에 대하여 각각 a_m 의 채널 gain을 가지고 있다고 하면, SQUID 시스템에서의 신호는 전체 신호(Primary Signal)에서 레퍼런스 채널의 신호의 합을 제하여 준 것과 같다. 이때 각 레퍼런스 채널의 Gain 값은 $0 \leq a_m \leq 1$ 의 범위 안에 존재한다.

2.1.6 Wavelet Filter

웨이블릿은 신호의 위치와 주파수 분해능을 일정하게 유지할 수 있다. 이는 어떤 임의의 신호를 분석하기 위해서 웨이블릿 원형 함수를 확장과 수축을 반복하면서 시간축을 따라 이동하면서 컨볼루션을 취해주면 임의의 신호와 웨이블릿 원형함수가 적교 조건을 만족하는 곳에서 해당되는 주파수 성분을 검출할 수 있다.

$$\phi^{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \phi\left(\frac{x-b}{a}\right)$$

$$G(a, b) = \int g(x)\phi^{a,b}(x) dx$$

여기에서 $\phi(x)$ 는 원형 웨이블릿 함수이고, $\phi^{a,b}(x)$ 는 웨이블릿 변환의 기저함수이다. $G(a, b)$ 는 웨이블릿 기저함수 $\phi^{a,b}(x)$ 의 성분이다.

2.1.7 Chaos Analysis

뇌자도 신호는 4차이상의 선형시스템이므로 분석하기가 매우 어렵다. 따라서 뇌자도 신호를 분석하기 위하여 카오스 알고리즘을 적용하였다. 카오스란 결정론적 비선형 동적 시스템에서 일어나는 잡음과 같은 현상으로써 불규칙한 진동 일정한 제한 값을 가지고 진동하며, 초기 조건에 매우 민감하게 동작한다는 특징을 가지고 있다. 따라서 카오스 이론을 이용하여 뇌자도 신호의 카오스적 요소를 판별해 내고 여러 가지 파라미터에 대한 결과를 얻어내며 시물레이션을 통하여 뇌자도 신호의 카오스적인 요소를 찾아낼 수 있도록 하였다. 시계열 데이터의 해석을 위한 Embed Dimension과 Time delay 값을 결정하여 데이터를 재구성하는 방법과 재구성되어진 데이터를 위상공간에 디스플레이를 하여 뇌자도 신호가 어떠한 형태의 자기 유사성을 가지고 있는지를 Attractor를 이용하여 시각적으로 확인하여 볼 수 있도록 하였다.

2.2 뇌자도 맵핑 시스템의 구성

뇌자도 맵핑 시스템은 뇌자도 신호 측정 시스템에서 얻어진 신호를 순차적으로 사용자가 분석할 수 있도록 구성하였다. 그리고 윈도우 환경에서 시각적으로 사용자가 확인할 수 있도록 윈도우 기반의 Win32 함수를 사용하였으며 Visual C++ 6.0 컴파일러를 사용하여 윈도우즈 95와 윈도우즈 NT 4.0에서 동작이 가능하도록 프로그래밍을 하였다. 뇌자도 맵핑 시스템은 크게 다섯 단계로 나누어서 기능적인 구분이 가능하다. 실제 데이터를 측정하고 측정 환경을 설정하기 위한 Data Acquisition Mode, 측정된 데이터를 시각적으로 확인하고 신호에 존재하는 Artifact 성분을 제거하기 위한 Data Review Mode, 뇌자도 신호처리 알고리즘을 이용하여 데이터를 재구성하기 위한 Noise Reduction Mode, 실제 분석을 위한 데이터를 생성하고 시각적 분석을 가능하게 한 Data Map Mode, 그리고 최종 출력하기 위한 Print Mode로 구성하였다.

2.2.1 Data Acquisition Mode

데이터 측정을 위한 데이터 입력 채널은 20채널의 x 성분 자장 측정과 20 채널 y 성분 자장 측정 그리고 잡음 상쇄를 위한 잡음 신호 측정을 위한 4채널로 총 44채널로 구성되어있다. 데이터의 디스플레이는 측정과 동시에 디스플레이가 가능하게 구성하였고 x 성분 자장 디스플레이, y 성분 자장 디스플레이, 또는 dual mode로 볼 수 있도록 하였다. Data Acquisition Board로 Data Translation 사의 DT3003을 사용하였다. 또한 데이터 샘플링은 MEG는 256 샘플링, VEF는 796샘플링, AEF는 365 샘플링을 하도록 하였다.

2.2.2 Data Review Mode

측정한 데이터를 시간적인 흐름에 따라서 사용자가 확인할 수 있도록 하고, 전문가가 판정한 데이터에 포함된 Artifact 채널을 제거하기 위한 기능을 포함하고 있다. 이를 위하여 채널의 Gain을 자유롭게 조정하고 또한 데이터를 epoch 단위로 나누어서 확인할 수 있도록 구성하였다. 또한 MEG & EF 채널의 구성에 따라서 x 채널 성분만을 확인하거나 y 채널 성분만을 확인할 수 있도록 하였다.

2.2.3 Data Noise Reduction Mode

Data Review Mode에서 사용자에게 의해 관찰되어진

이터에 존재하는 노이즈 성분은 구현한 여러 가지 필터링 방법을 통하여 제거한다. 그리고, 이러한 노이즈 제거의 방법은 사용자가 시간 영역과 주파수 영역에서 그 결과를 동시에 확인할 수 있도록 시스템을 구현하였다. 노이즈 성분을 제거하고 사용자는 시각적으로 확인할 수 있으며 분석이 용이한 파일의 형식으로 재구성되어진다. 앞에 언급한 다양한 신호처리 기법에 의하여 실제 뇌자도 신호의 결과를 시각적으로 확인할 수 있다.

2.2.4 Data Map Mode

재구성된 데이터는 시간영역에서의 분석과 주파수 영역에서의 분석을 한다. 일반적으로 MEG 데이터의 재구성된 파일은 주파수 영역의 데이터로 이루어지며, 주파수 Range에 따른 특성을 사용자가 확인할 수 있도록 구성하였다. 또한 EF 데이터는 시간의 흐름에 따라서 변화되어지는 데이터의 모양을 볼 수 있도록 구성하였다.

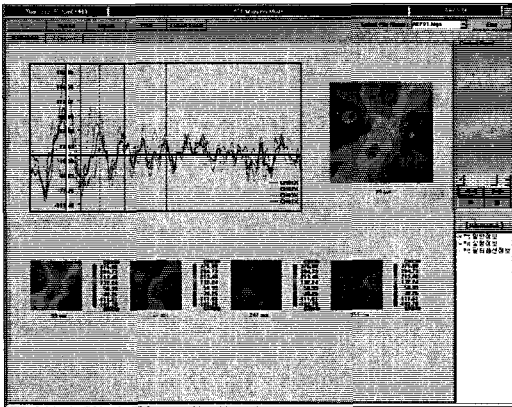


그림 2 - 측정된 AEF 데이터의 분석화면

2.2.5 Dipole Source Localization

뇌자도 신호는 사람의 머리 근처의 한 점에서 자기장의 성분을 시간의 함수로 기록하는 것이다. 뇌에서 측정 한 자장 분포로부터 사람의 두뇌 내부에서의 전류 분포를 계산하고 이를 시각적으로 확인할 수 있도록 구성하였다. 개발된 알고리즘을 이용하여 Single Dipole의 좌표를 계산하고 표시하였다.

	실험 1 (예측좌표)	실제 계산 결과	실험 2 (예측좌표)	실제 계산 결과	실험 3 (예측좌표)	실제 계산 결과
x 좌표	0.0	-0.032827	1.0	1.026450	1.0	0.901790
y 좌표	0.0	0.005799	1.0	0.979496	4.0	3.847476

표 1 - Dipole 위치의 계산

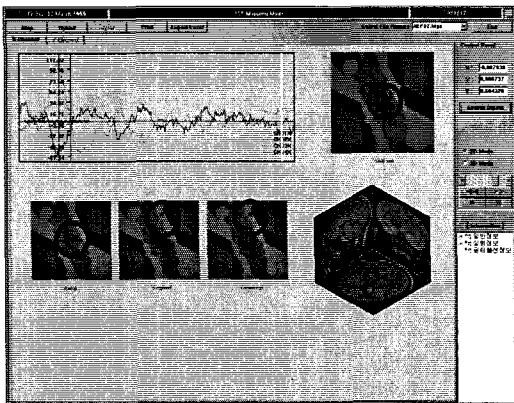


그림 3 - Dipole Source Localization의 화면

3. 결 론

뇌자도 맵핑 시스템에서 데이터의 측정과 다양한 신호처리를 위한 기본적인 Software의 구성을 하였고, 실제 SQUID 시스템과의 Integration에 초점을 맞추었다. 또한 자극 신호에 동기화 된 뇌자도 신호를 측정하여 알려진 뇌자도 신호의 특성을 확인할 수 있었다. 또한 다양한 임상 실험과 함께 뇌자도 신호처리 기술의 개발, dipole source localization을 위한 알고리즘의 개발하였다. 앞으로 뇌자도 신호의 비선형 분석을 위한 웨이블릿과 카오스 알고리즘의 개발하고, SQUID 시스템과 맵핑 시스템의 integration을 위한 인터페이스 기술 개발을 병행할 것이다.

(참 고 문 헌)

- [1] J. Malmivuo, Biomagnetism, in The Biomedical Engineering Handbook, CRC Press, 1995.
- [2] E. Niedermeyer and F.L. Da Silva, Electroencephalography : Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields, 3rd ed, Baltimore, Williams & Wilkins, 1993.
- [3] P.K.H. Wong, Introduction to Brain Topography, New York, Plenum, 1991.
- [4] K. Maurer and T. Dierks, Atlas of Brain Mapping, New York, Springer - Verlag, 1991.
- [5] C.B. Ahn, S.H. Lee, and T.Y. Lee, " EEG and Artifact Classification using Neural Network," Proc. 18th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, p.306, Amsterdam, Oct.31-Nov.3, 1996.
- [6] R. Cooper, J.W. Osselson, J.C. Shaw, EEG Technology, 3rd ed. Boston, Butterworths, 1980.
- [7] S. Haykin, Neural Networks : A Comprehensive Foundation, New York, IEEE Press, 1994.
- [8] 안창범의, EEG 및 유발전위를 이용한 진단시스템 개발, 통상산업부 공업기반기술개발사업 최종보고서, 1995.
- [9] 이용호, 권혁찬, 김진목, 박용기, "SQUID를 이용한 뇌 청각유발 자장의 측정", 의공학회지, 18권, 제4호, pp421-427, 1997.
- [10] Harm Johannes Wieringa, MEG, EEG and the Integration with Magnetic Resonance Images, thesis, 1993.
- [11] 안창범, 윤기병, "웨이블릿 변환을 이용한 무손실에 가까운 의학 영상 압축," 화상학회지 제 2권, 제 1호, pp.20-25, 1996.
- [12] Eric J. Kostelich "The analysis of chaotic time-series Data", System & Control Letters, Vol.31, pp313-319, 1997.
- [13] Grassberger, P. Procaccia, I. "Characterization of Strange Attractors", Physical Review Letters Vol.50, No.5, pp346-349, Jan, 1983.
- [14] Walter J. Freeman, "Strange Attractors that Govern Mammalian Brain Dynamics Shown by Trajectories of Electroencephalographic(EEG) Potential", IEEE Transactions on Circuits And Systems, VOL 35. No. 7, pp781-783, JULY 1988