

주 성분 분석법을 이용한 심자도 및 유발자계 신호에서 펄스 잡음 및 뇌자도 잡음 제거

이동훈\*, 장경심\*, 김인기\*, 정동현\*, 최종필\*, 김기태\*, 이홍규\*\*, 허영\*\*\*, 안창범\*  
 \*광운대학교 전기공학과, \*\* (주)아이슬테크놀로지, \*\*\*한국전기연구원 전자의료기기 연구그룹

Noise Reduction for the MEG and MCG using the PCA

D. H. Lee\*, K. S. Chang\*, I. G. Kim\*, D. H. Chung\*, J. P. Choi\*, H. K. Lee\*\*, Y. Huh\*\*\*, C. B. Ahn\*  
 \*Dept of Electrical Eng., Kwangwoon University, \*\*ISOL Tech, \*\*\*Korea Electrotechnology Research Inst.

**Abstract** - 본 논문에서는 생체자기신호의 잡음제거 기법 중 PCA(Principal Component Analysis) 알고리즘을 사용하여 효과적으로 노이즈를 제거하기 위한 방법을 제안하였다. 61 채널 SQUID 시스템을 이용하여 심자도 신호를 측정하였고, 40 채널 SQUID 시스템을 이용하여 뇌자도 신호를 측정하였다. 그리고, 측정된 신호 성분들을 제안한 방법을 이용하여 주성분들을 분리하였고, 이들 중에서 노이즈 성분을 추정하여 측정된 신호에서 제거하였다. 이러한 방법을 이용한 결과, 심자도 신호에 존재하는 펄스 노이즈로 인하여 왜곡된 생체 자기 신호의 노이즈를 감소시킬 수 있었으며, 뇌자도 신호에 존재하는 외부 노이즈 성분을 제거하여 임상 진단에 유용한 데이터를 얻을 수 있었다.

$$S = \text{cov}(B) = \frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (X_i - \bar{X})(X_i - \bar{X}) \quad (2)$$

얻어낸 공분산 행렬 S에 대하여 분산의 고유값  $\lambda$ 와 고유벡터 A를 구할 수 있다. 이때 각각의 고유값의 크기 순서, j값의 변화에 따라 변화하는 부분들을 분리한 component를 각각 Principal component라 하며 PC score는 아래와 같은 방법으로 얻을 수 있다.

$$\frac{\lambda_j}{\lambda_1 + \lambda_2 + \dots + \lambda_p} \times 100 = \frac{\lambda_j}{\sum_{j=1}^p \lambda_j} \times 100[\%] \quad (3)$$

1. 서 론

다채널 SQUID 시스템을 이용하여 측정된 생체 자기 신호에는 여러 가지 신호 성분들을 포함하고 있다. 측정된 창자 자극에 의한 뇌자도 신호의 경우, 유발 자계 신호로 이루어져 있지만 자발 자계에 의한 신호도 함께 포함되어 있다. 특히 뇌의 모든 영역을 측정할 수 있는 시스템에서 자발 자계 신호는 모든 채널에 고르게 분포하고 있다. 따라서 유발 자계 신호를 측정하고자 할 때는 이 자발자계 신호가 유발 자계 신호의 왜곡을 일으키는 원인이 될 수 있다.

또한 심자도 신호의 경우 시간의 변화에 따른 자계 분포가 임상적으로 중요한데 신호 내부에 존재하는 노이즈 성분은 이러한 자계 분포를 분석하는데 오류를 발생시킬 수 있다. 또한 일반적인 average 방법은 랜덤한 특성을 가지는 노이즈 성분들은 제거할 수 있지만 특정한 형태를 가지는 노이즈 성분에 대하여서는 원 신호와 분리해 내는 것이 어렵다.본 논문에서는 그림 1에서 보여주는 것처럼 PCA 방식을 이용하여 신호에 존재하는 신호들의 주 성분들을 분리해 내고 이중 특정한 형태를 가지는 노이즈 성분들을 제거하였다.

위의 수식을 사용하여 생체자기신호의 PC score를 구한 뒤 고유값과 고유벡터를 정렬하면, 신호 크기의 순서대로 Principal Component를 얻어낼 수 있으며, 아래의 식 (4)와 같이 주된 성분을 제외한 나머지 부분을 노이즈 성분으로 제거할 수 있다.

$$B_{new} = B - B a_j a_j' \\ = B - (B')' a_j a_j' \quad (4)$$

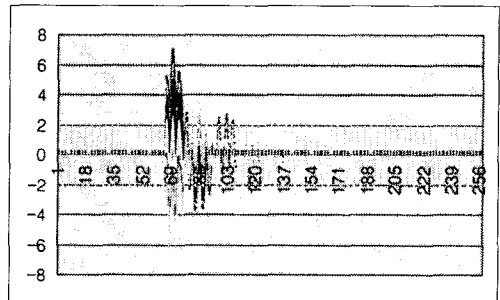
2. 본 론

2.1 주 성분 추출

측정된 생체자기신호를 아래 식 (1)과 같이 정렬한다.

$$B = \begin{bmatrix} B_{11} & B_{12} & \Lambda & B_{1p} \\ B_{21} & B_{22} & \Lambda & B_{2p} \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ M & M & & M \\ \dots & \dots & \dots & \dots \\ B_{k1} & B_{k2} & \Lambda & B_{kp} \end{bmatrix} \quad (1)$$

이때 B의 공분산 행렬을 구하면 아래의 수식으로 표현이 가능하다.



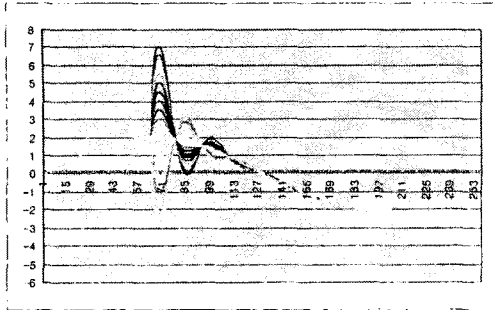


그림 1. 시뮬레이션 데이터

## 2.2 심자도 신호와 유발 자계 신호

심자도 신호를 측정하기 위하여 서울 삼성 병원에 설치되어 있는 61채널 심자도 시스템을 사용하여 심장의 자발 자계 신호를 측정하였고, 대전 표준과학 연구원에 설치된 40 채널 뇌자도 시스템을 사용하여 뇌의 청각 자극에 의한 유발 전위 신호를 측정하였다. 청각 자극을 이용한 유발 자계 신호는 80 dB의 신호 세기를 가지면서 1초 마다 한번씩 자극을 가하여 뇌의 반응을 측정하였다.

심자도 신호의 경우, 실시간에 따라 변화하는 심장의 전류원의 정확한 위치를 분석해 내는 방법을 사용하며, 유발자계 신호의 경우, 실시간으로 변화하는 전류원의 위치를 분석하지 않고 반복적으로 얻어진 데이터를 가지고 평균을 취하여 전류원의 위치를 분석한다.

따라서 본 논문에서 사용한 심자도 신호와 유발 자계 신호는 앞에서 서술한 분석 방법을 고려하여 주성분을 분석하였다. 즉 측정된 각각의 1 epoch 심자도 신호에 대하여 주성분 분석법을 적용하여 노이즈를 제거하였다. 또한 평균을 취한 유발 자계 신호에 대하여 주성분 분석법을 적용하여 노이즈를 제거하였다.

## 3. 결 과

앞 절에서 설명한 방법을 이용하여 얻은 결과를 정리하였다. 먼저 시뮬레이션 신호에 노이즈 신호를 첨가하고, 주성분 분석법을 사용하여 노이즈로 추정된 신호를 제거함으로써 알고리즘의 유용성을 검증하였다. 아래의 그림 2는 시뮬레이션 데이터에 주성분 분석 방법을 적용한 결과이다. 주성분 분석법을 사용하면, 원 신호와 노이즈 신호의 크기에 상관없이 노이즈 신호를 제거할 수 있음을 알 수 있다.

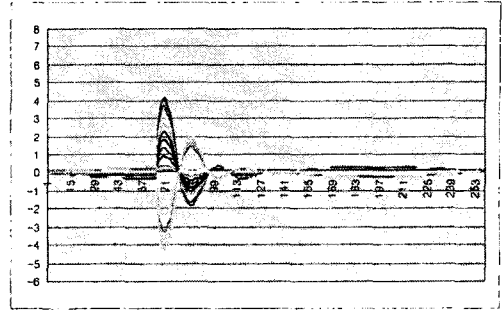
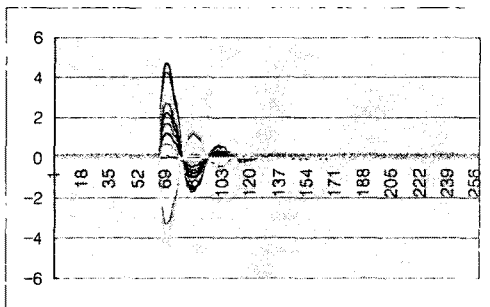


그림 2 : 시뮬레이션 결과

또한 아래의 그림 3, 4와 같이 심자도 신호와 유발자계 신호에 포함된 노이즈 성분을 제거하였다. 특히 심자도 신호 각 채널에 상호 연관이 없는 펄스 잡음이 측정되었으며, 이러한 신호가 주성분 분석법을 사용하면 완벽하게 제거되어 점을 알 수 있었다. 또한 유발 전위 신호에서 아래의 그림 2에서 볼 수 있는 바와 같이 시뮬레이션 데이터에서 노이즈라 가정된 성분이 완벽하게 제거됨을 볼 수 있었고, 뇌자도 신호와 심자도 신호에서도 노이즈 성분을 제거할 수 있음을 확인하였다. 특히 심자도 신호를 측정하기 위한 SQUID 시스템에서 발생한 펄스 노이즈 성분을 완벽하게 제거할 수 있었다.

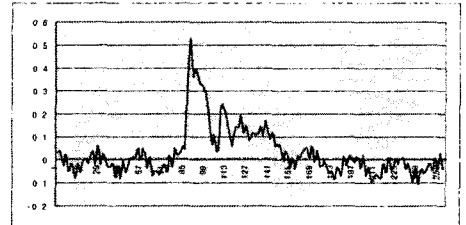
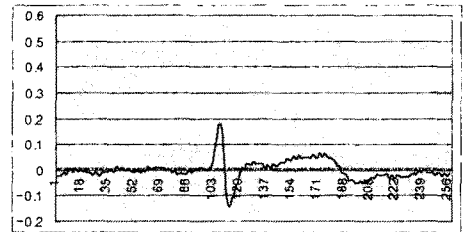
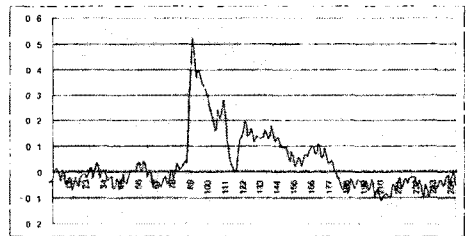


그림 3 : 주성분 분석 결과 (심자도)  
(상) 원신호 (중) 주성분 분석 결과 : 신호  
(하) 주성분 분석 결과 : 노이즈

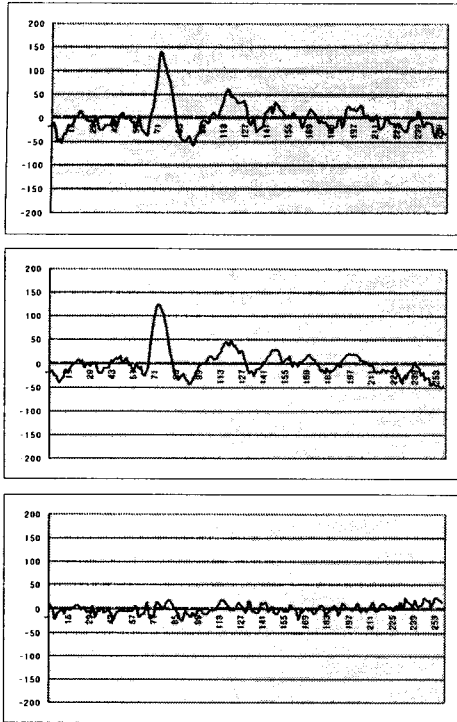


그림 4 : 주성분 분석 결과 (유발자계)  
 (상) 원신호 (중) 주성분 분석 결과 : 신호  
 (하) 주성분 분석 결과 : 노이즈

#### 4. 결 론

본 논문에서는 심자도 신호와 유발자계 신호에 포함된 노이즈 신호를 주 성분 분석법을 이용하여 제거하기 위한 방법을 제안하였다. 이를 위하여 61채널 심자도 시스템과 40 채널 뇌자도 시스템을 이용하여 데이터를 측정하였다. 주 성분 분석법은 시스템의 각 채널에 대하여 상관 관계가 존재하지 않는 노이즈 신호를 제거하는 데 효과적인 방법으로 생각된다.

#### [참 고 문 헌]

- [1] Tetsuo Kobayashi "Principal Component Elimination Method for the Improvement of S/N in Evoked Neuromagnetic Field Measurements", IEEE TRANS. Biomag, Eng. Vol 46, August 1999.
- [2] 이동훈, "뇌자도 신호처리 시스템 연구", 광운대학교, 1998.
- [3] C.B. Ahn, D.H. Lee, W.C. Shin, H.C. Kwon, and Y.H. Lee, "Adaptive noise subtraction for measurement of evoked field with various models and adaptation parameters," Proceeding of the Biomag2000, pp.887-890, Espoo, Finland, 2000.