

직렬로 연결된 적응 필터링을 이용한 EEG내의 잡음 제거

김기만, 유선국, 김남현

연세대학교 의과대학 의용공학교실

Noise Cancellation using Cascaded Adaptive Filtering in EEG

K.M. Kim, S.K. Yoo, and N.H. Kim

Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

ABSTRACT

An adaptive digital filtering of the electroencephalogram(EEG) is a successful way of suppressing mains interference, but it affects some of the frequency components of the signal, an artifact which not be acceptable in some cases of automatic EEG processing. The types of electrical artifact seen on EEG records is described. Those are the EOG and the PVC roller pump noise. And we study the method for cancelling these artifacts. The method does not need the reference channel, and are obtained by cascading the linear predictor and the noise canceller. The simulation results illustrate the performances of the presented method in terms of the capability of interferences suppression.

I. 서론

EEG는 뇌의 활동을 나타내는 복잡한 전기 신호이다. 임상에 있어서 EEG로부터 많은 신경학적, 정신적인 질병을 진단하기 위한 정보를 얻을 수 있으며 수술시 환자의 상태를 모니터링 할 수 있다. 따라서 종합적인 뇌기능 감시 장치를 개발하려는 노력이 지속되고 있으며, 이러한 감시 장치는 과거 아날로그 방식에서 벗어나 보다 성능이 우수한 디지털 방식으로 전환되고 있는 추세이다. 그러나 운용중에 여러가지 요인들로 인하여 원하지 않은 잡음 또는 artifact가 실제 뇌파와 섞여서 분석되어 환자 상태에 대한 판단을 흐리게 하거나 오관할 확률을 높게 된다. 뇌파 수집시 발생하는 artifact의 원인 가운데 대표적인 것으로 눈의 움직임에 기인한 것[1]과

수술시 사용하는 roller pump에 의한 것[2]등을 들 수 있다. 이러한 artifact의 특징중의 하나는 항상 일정한 특성을 갖고 있는 것이 아니라 시간에 따라 변화한다는 것이다. 아울러 뇌파 역시 시간에 따라 그 통계적인 특성이 변화하는 nonstationary한 특징을 가지며, 스펙트럼은 Chi-square 분포를 갖는다고 알려져 있다[3]. 따라서 artifact를 제거하기 위해서는 고정된 시스템보다는 신호의 통계적인 특성에 기반을 둔 적응 시스템(adaptive system)이 유리하다.

그동안 적응 잡음 제거와 관련하여 많은 연구가 진행되었으며, 특히 의용 공학 관련 분야에서도 널리 연구되었다[4,5]. 대표적인 방법은 보조 채널을 이용하여 주 채널로 들어오는 잡음을 제거하는 것으로써 주 채널과 보조 채널내 신호의 상관 관계에 따라 성능이 결정된다. 본 연구에서는 뇌파 신호 수집시 발생하는 artifact를 적절히 제거하는 방법에 대해서 연구한다. 먼저 artifact 가운데 EOG와 수술시 roller pump 동작에 기인한 잡음에 대해 고찰하고, 이를 제거하기 위한 방법으로써 보조 채널이 요구되지 않는 방법을 연구한다. 끝으로 실험을 통해 연구된 방법의 효율성을 입증한다.

II. Artifact

EEG 모니터링시 다양한 잡음원으로부터 잡음 신호가 수집된다. 이러한 잡음으로는 환자의 호흡이나 근육의 움직임에 기인한 것, 전원의 60 Hz 잡음, 각종 cable이나 전극에 의한 것등이 있다. 또한 눈의 움직임에 의한 EOG(electrooculogram)와 수술시 혈액의 순환을 위해 사용하는 roller pump에 기인한 것이 있다.

눈의 움직임에 의한 잡음은 특히 뇌손상을 입은

아기(baby)나 frontal tumour를 갖는 환자에게서 뇌파의 분류를 어렵게 한다. EOG가 첨가된 EEG와 그 스펙트럼을 그림 1에 나타내었다. 그림은 갑작스러운 파형 변화로 인하여 고주파 성분이 발생함을 보여준다. 이렇게 EOG가 첨가된 EEG에서 EOG를 제거하기 위하여 기존에는 눈 주위에 보조 전극들을 부착하여 사용하였다. 그러나 이 방법은 부가적인 보조 전극을 필요로 한다는 단점을 지니고 있다.

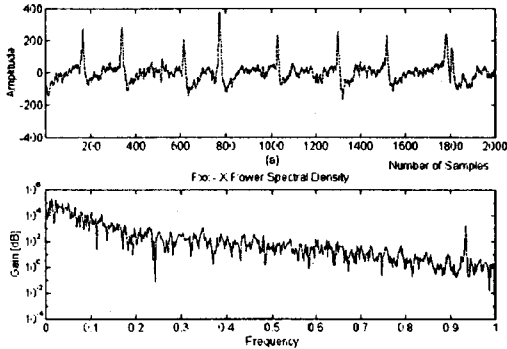


그림 1. EOG가 첨가된 EEG, (a) 파형, (b) 스펙트럼.
Fig. 1. EEG with EOG, (a) waveform, (b) spectrum.

수술시 혈액 순환을 돕기 위해 roller pump를 사용하는 경우가 있다. PVC로 구성된 tube가 그림 2와 같은 형태의 pump에 연결되어 혈액을 순환시킨다. 이때 electrostatic 또는 piezoelectric 효과가 복합되어 이로 인해 artifact가 발생한다[2]. 이 pump의 회전 속도에 따라 EEG에 첨가되는 잡음의 주파수가 변화하게 된다. 즉 1회전당 두번 pumping 하므로 회전 속도 두 배 만큼의 주파수가 나타난다. 그림 3에 pump 잡음이 섞인 EEG와 그 스펙트럼, 그리고 자기 상관 함수(autocorrelation function)를 각각 나타내었다. 그림은 강한 단일 주파수 성분과 그 고조파(harmonics) 성분들이 EEG에 첨가됨을 알 수 있다.

이 두 종류 잡음의 특징은 주기성이 강하고 EEG에 비해 그 파워가 훨씬 크다는 것이다. 일반적인 적응 필터에서는 이러한 잡음을 제거하기 위해 보조 전극을 요구하나 여러 제한 조건으로 인해 사용이 어려운 때도 발생한다. 예를 들어 EOG 같은 경우 EEG를 측정하는 위치와 매우 근접해 있기 때문에 보조 전극 사용시 보조 전극을 통하여 EOG 뿐만 아니라 EEG도 함께 입력될 수 있으며, 이러면 잡음 제거의 성능이 저하된다. roller pump 사용시에는 이 artifact만을 수집하기 위해 pump에 진동 센서와 같은 보조 전극을 부착해야 하는 불편함이 따른다.

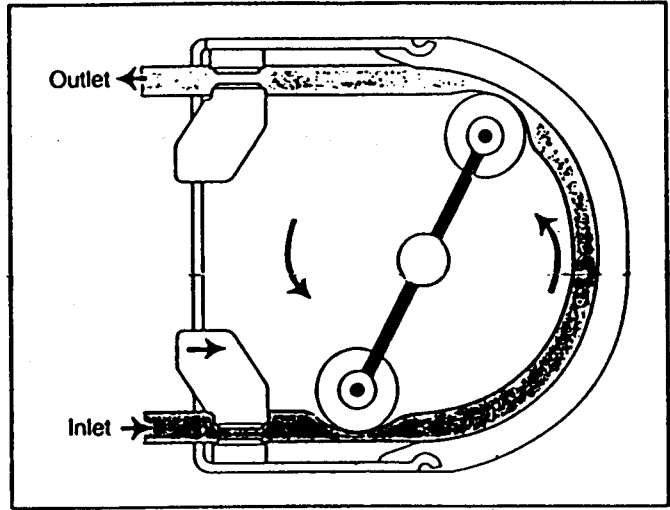


그림 2. Roller pump의 구조도.
Fig. 2. Schematic diagram of the roller pump.

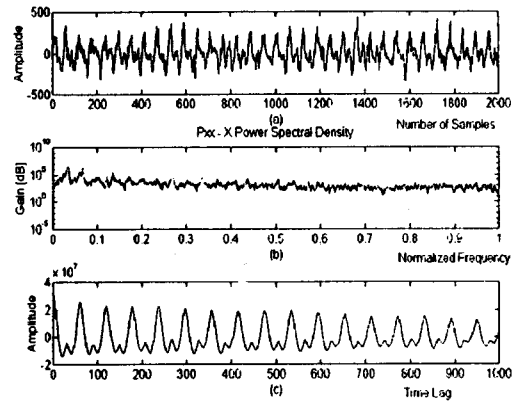


그림 3. pump 잡음이 섞인 EEG, (a) 파형, (b) 스펙트럼. (c) 자기 상관 함수.
Fig. 3. EEG with the pump noise, (a) waveform, (b) spectrum, (c) autocorrelation function.

III. Cascade 구조

본 연구에서는 보조 전극을 사용하지 않고 EEG에 첨가된 EOG나 pump 잡음을 제거하는 방법에 대하여 연구한다. 기존에는 그림 4와 같은 구조를 갖

직렬로 연결된 적응 필터링을 이용한 EEG내의 잡음 제거

는 적응 잡음 제거기를 사용하였다. 주 입력과 보조 입력으로 구성된 잡음 제거기내의 계수들은 여러 가지 알고리즘에 의해 구해질 수 있으나 그중 효율성과 계산량의 잇점이 있는 LMS(Least Mean Square) 알고리즘이 대표적이다. $w_i(n)$ 을 i 번째 계수라 하면 이는 다음과 같이 구한다.

$$w_i(n+1) = w_i(n) + 2\mu e(n)x_i(n) \quad (1)$$

위에서 μ 는 수렴 속도를 지배하는 상수이며, $x_i(n)$ 은 i 번째 보조 채널 값이다. 또한 수렴 속도를 향상시키기 위해 필터 부분에 격자형(lattice)이나 Gram-Schmidt 구조를 사용한다.

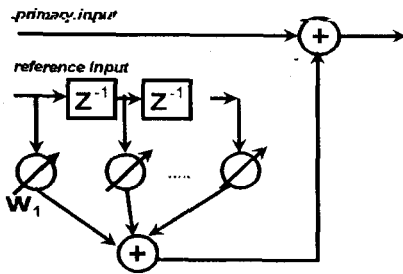


그림 4. 일반적인 적응 잡음 제거기.
Fig. 4. Typical adaptive noise canceller.

그러나 앞서 설명된 바와 같이 보조 전극을 사용하기 어려운 경우를 위하여 그림 5와 같은 이중 구조를 갖는 잡음 제거기를 제안하였다. 입력 채널에는 순수한 EEG 신호 $s(n)$ 과 EOG 또는 pump 잡음인 $j(n)$ 이 섞여 들어온다고 가정한다. 이 구조는 초단에 선형 예측기(linear predictor)를 사용하고, 후단에 잡음 제거기를 이용한 것이다. 즉 선형 예측기의 역할은 후단 잡음 제거기의 보조 입력을 얻기 위한 것으로써 갑자기 EOG와 같은 artifact가 발생할 경우 예측되지 않기 때문에 artifact 성분은 오차 출력으로 나오게 되어 향상된 잡음 성분을 얻도록 한다. 결국 전체 잡음 제거기의 출력은 EEG 성분만을 나타내게 된다. 이와 같은 구조는 spike성 artifact를 제거하는데 매우 효율적이다. spike성 artifact의 경우 과거 median 필터링에 의해 제거하였으나 이 과정에서 정상적인 EEG 신호도 왜곡이 발생하는 단점이 있다.

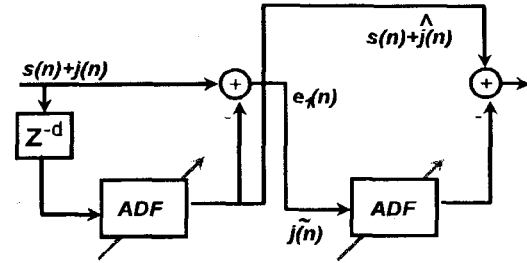


그림 5. 직렬 구조를 갖는 적응 잡음 제거기.
Fig. 5. Adaptive noise canceller with cascade structure.

IV. 시뮬레이션 결과 고찰

본 절에서는 제안된 방법의 성능을 고찰하기 위하여 실험을 수행하였다. 그림 6과 같은 실험 장치를 구성하여 데이터를 수집하였다. 데이터는 128 Hz의 표본화 주파수를 가지며 DC 오프셋과 60 Hz 전원 잡음등을 제거하기 위하여 각각 고역 통과 필터와 노치 필터를 사용하였다. EOG 잡음이 섞인 데이터는 정상인의 것을 수집하였으며, pump 잡음의 경우 심장 수술키 동시에 지속적으로 데이터를 수집하였다.

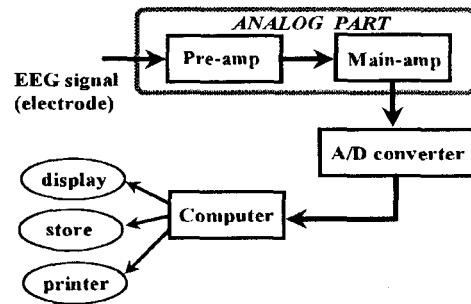


그림 6. 데이터 수집 과정도.
Fig. 6. Flow of data collection

그림 7과 8에는 각각 EOG 잡음인 경우와 pump 잡음인 경우의 결과들을 나타내었다. 이때 구성된 적응 필터는 선형 예측을 위하여 10 샘플 지연된 값을 사용하였고, 계수는 14개 수렴 상수는 10^{-5} 로 하였다. 두 결과 모두 잡음이 제거된 결과를 볼 수 있다. 그러나 일부 구간에 대해서 완전히 잡음이 제

거되지 못한 것을 볼 수 있는데 이는 수렴 계수나 또는 필터내의 계수의 갯수를 적절히 조절한다면 해결될 수 있다.

선형 예측기와 잡음 제거기가 서로 직렬로 연결된 이중 구조를 갖는 잡음 제거기에 대해 연구하였다. 실험 결과 그 효율성을 입증하였다. 앞으로 다수의 채널을 이용하는 방법에 대해 연구할 필요성이 있다.

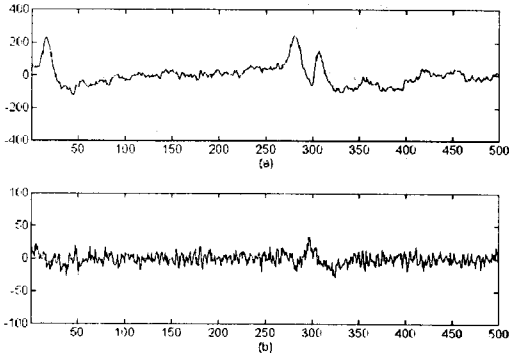


그림 7. EOG 잡음 제거, (a) 입력 신호, (b) 출력 신호.
Fig. 7. EOG noise cancellation, (a) input signal, (b) output signal.

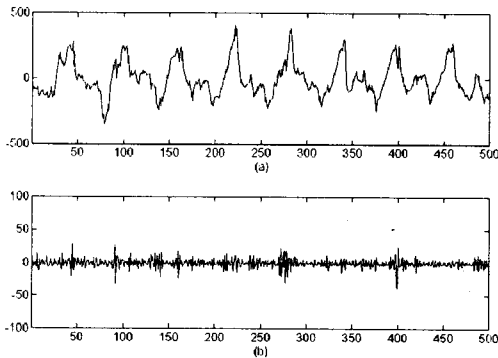


그림 8. pump 잡음 제거, (a) 입력 신호, (b) 출력 신호.
Fig. 8. Pump noise cancellation, (a) input signal, (b) output signal.

V. 결 론

본 연구에서는 EEG 데이터 수집시 첨가되는 잡음을 제거하기 위한 방법을 제안하였다. 특히 본 연구에서 고려된 잡음은 EOG와 roller pump에 의한 잡음이다. 이 잡음의 특징은 주기성이 강하고 EEG에 비해 상대적으로 파워가 매우 크다는 것이다. 기존의 방법처럼 보조 전극을 사용하지 않기 위하여

참 고 문 헌

- [1] E. Niedermeyer and F.L. Da Silva, *Electroencephalography : Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*, 3rd ed., Williams & Wilkins, Maltimore, 1993.
- [2] E.J. Snyder, G.J. Shovlin, S.G. Beacham, and J. Gesink, "Artifact induced by roller pump tubing on EEG tracings of neonatal ECMO patients," *J. of Clinical Eng.*, vol.20, no.1, pp.39-47, 1995.
- [3] M. Yelderman, B. Widrow, J.M. Cioffi, E. Hesler and J.A. Leddy, "ECG enhancement by adaptive cancellation of electrosurgical interference," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol.BME-30, no.7, pp.392-398, July 1983.
- [4] E.R. Ferrara and B. Widrow, "Fetal electrocardiogram enhancement by time-sequenced adaptive filtering," *IEEE Trans. Biomedical Eng.*, vol.BME-29, pp.458-460, June 1982.
- [5] S.V. Vaseghi and P.J.W. Rayner, "Detection and suppression of impulsive noise in speech communication system," *IEE Proc.*, vol.137, part 1, no.1, pp.38-46, Feb. 1990.
- [6] J.S. Barlow, "Methods of analysis of nonstationary EEGs with emphasis on segmentation techniques : a comparative review," *J. of Clinical Neurophysiology*, vol.2, no.3, pp.267-304, 1985.
- [7] L. Gang, Y. Qilian and Y. Xuemin, "A new adaptive coherent model algorithm for removal of power-line interference," *J. of Clinical Eng.*, vol.20, no.2, pp.147-150, 1995.
- [8] E.C. Ifeachor and B.W. Jarvis, *Digital signal processing - a practical approach*, Addison-wesley publishing co., 1993.