

뇌파 분석 시스템에서의 Artifact 제거를 위한 적응 기법에 관한 연구

유선국* · 김기만** · 김남현*

= Abstract =

A Study on the Adaptive Technique for Artifact Cancelling in Electroencephalogram Analysis System

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

Several types of electrical artifact seen on electroencephalogram(EEG) records are described. Those are the EOG and the PVC roller pump noise, and so on. 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, whose artifacts may not be acceptable in some cases of automatic EEG processing. Thus we studied the method for cancelling these artifacts. This proposed method does not use the reference channel, and is realized by connecting the linear predictor and the fixed FIR filter for the EOG artifact, and by cascading the linear predictor and the noise canceller for the pump artifact. The simulation results illustrate the performances of the proposed method in terms of the capability of interferences suppression. In the results we obtained about 20 dB noise reduction.

Key words : EEG, Artifacts, Adaptive Filter

서 론

뇌파(EEG)는 뇌의 활동을 나타내는 복잡한 전기 신호이다. 임상에서 뇌파로부터 많은 신경학적, 정신적인 질병을 진단하기 위한 정보를 얻을 수 있으며 수술시 환자의 상태를 모니터링 할 수 있다. 예를들어 허혈성 뇌졸중(ischemic stroke)과 같은 뇌질환을 갖는 환자를 관찰하기 위해 뇌혈류 순환 상태를 실시간으로 검사하고자 하는 노력이 지속적으로 이어져 왔으며, 그 결과 Xenon isotope를 이용하는 SPECT, analog EEG등이 개발되었다. 최근 이러한 감시 장치는 과거 아날로그 방식에서 벗어나 성능이 우수한 디지털 방식으로 전환되고 있는 추세이다. 그러나 장비를 운용중에 여러가지 요인들로 인하여 원하지 않은 잡음 또는 artifact가 실제 뇌파와 섞여서 분

석 장비에 입력되어 환자 상태에 대한 판단을 어렵게 하거나 오판할 확률을 높이게 된다. 따라서 정확한 진단을 위하여 이러한 artifact의 제거는 필수적인 요소가 된다.

뇌파 수집시 발생하는 artifact의 원인으로는 수술시 사용하는 roller 펌프에 의한 것[2]과 환자의 눈의 움직임 즉 EOG에 기인한 것[1]등을 들 수 있다. 이러한 artifact들의 특징은 항상 일정한 특성을 갖고 있는 것이 아니라 시간에 따라 변화한다는 것이다. 펌프의 경우 수술시 항상 일정 회전 수를 유지하는 것이 아니라 수술 상황에 따라 회전 수가 변화하며 이에 따라 artifact 특성도 변화한다. 아울러 뇌파 역시 시간에 따라 그 통계적인 특성이 변화하는 nonstationary한 특징을 가지며, 스펙트럼은 Chi-square 분포를 갖는다고 알려져 있다[3]. 따라서 artifact를 제거하기 위해서는 항상 고정된 특성을 갖는

* 연세대학교 의과대학 의용공학교실

** Department of Medical Engineering, Yonsei University

*** 한국해양대학교 이공대학 전자공학과

**** Department of Radio Sciences & Engineering, Korea Maritime University

본 연구는 1996년도 연세대학교 학술연구비 지원에 의한 것이다.

통신지자 : 유선국, (120-749) 서울특별시 서대문구 신촌동 134, Tel. (02)361-5403, Fax. (02)361-5403

시스템보다는 신호의 통계적인 특성에 기반을 둔 적응 시스템(adaptive system)이 유리하다.

그동안 적응 잡음 제거와 관련하여 능동 소음 제어, 통신, 음향과 같은 분야에서 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 논문에서는 뇌파 신호 수집시 발생하는 artifact를 적절히 제거하는 방법에 대해서 제안한다. 이를 위해 먼저 artifact 가운데 EOG와 수술시 roller 펌프 동작에 기인한 잡음의 특성에 대해 고찰하고, 이를 제거하기 위한 방법으로써 기존의 방법과 달리 보조 채널이 요구되지 않는 방법을 연구한다. 연구된 방법은 끝으로 실험을 통해 연구된 방법의 효율성을 입증한다.

Artifact의 특성

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

눈의 움직임에 의한 artifact는 특히 뇌손상을 입은 아기(baby)나 frontal tumour를 갖는 환자에 있어 뇌파의 분류를 어렵게 한다. EOG가 첨가된 뇌파와 주파수 대역에서 정규화(normalization)된 스펙트럼을 그림 1에 나타

내었다. 그림은 갑작스러운 파형 변화로 인하여 고주파 성분이 발생함을 보여준다. 이렇게 EOG가 첨가된 뇌파에서 EOG를 제거하기 위하여 기존에는 눈 주위에 보조 전극들을 부착하고 이로부터 EOG를 수집하여 사용하였다. 그러나 이 방법은 부가적인 보조 전극을 필요로 한다는 단점을 지니고 있다.

수술시 혈액 순환을 돕기 위해 roller 펌프를 사용하는 경우가 있다. PVC로 구성된 tube가 그림 2와 같은 모양을 갖는 펌프에 연결되어 혈액을 순환시킨다. 이때 정전 효과(electrostatic) 또는 압전효과(piezoelectric)가 복합됨으로 인한 artifact가 발생한다[2]. 즉 펌프의 회전 속도에 비례하여 뇌파에 artifact가 첨가된다. 이 artifact는 펌프의 1회전당 두번 pumping 하므로 회전 속도 두 배만큼의 주파수가 나타난다. 그림 3에 펌프 잡음이 섞인 뇌파와 그 스펙트럼, 그리고 자기 상관 함수(autocorrelation function)를 각각 나타내었다. 그림으로부터 강한 단일 주파수 성분과 그 고조파(harmonics) 성분들이 뇌파에 첨가됨을 알 수 있다.

이 두 종류 잡음의 특징은 주기성이 강하고 뇌파에 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 뇌파를 측정하는 위치와 매우 근접해 있기 때문에 보조 전극 사용시 보조 전극을 통하여 EOG 뿐만 아니라 뇌파도 함께 입력될 수 있으며, 이 경우 잡음 제거기의 성능이 저하된다. Roller 펌프 사용시에는 이 artifact만을 수집하기 위해 펌프에 진동 센서와 같은 보조 전극을 부착해야 하는 불편함이 따른다.

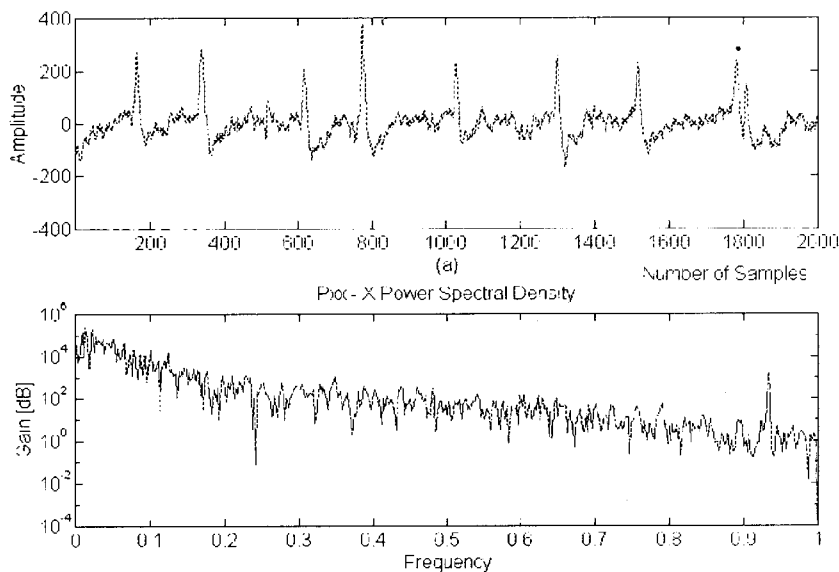


그림 1. EOG가 첨가된 EEG, (a) 파형, (b) 정규화된 스펙트럼
Fig. 1. EEG with EOG, (a) waveform, (b) normalized spectrum

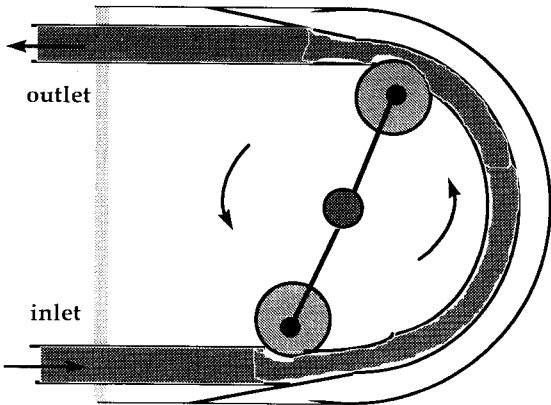


그림 2. Roller 펌프의 구조도
Fig. 2. Schematic diagram of the roller pump

제안된 구조

본 논문에서는 보조 전극을 사용하지 않고 뇌파에 첨가된 EOG나 펌프 잡음을 제거하는 방법에 대하여 연구한다. 잡음제거를 위한 일반적인 방법으로 기존에는 그림 4와 같은 구조를 갖는 적응 잡음 제거기를 사용하였다. 주 입력과 보조 입력으로 구성된 잡음 제거기내의 계수들은 여러 가지 알고리즘에 의해 구해질 수 있으나 그중 효율성과 계산량 측면에서 잇점이 있는 LMS(Least Mean Square) 알고리즘이 대표적이다. 계수들은 보조 입력의

선형 조합과 주 입력 신호와의 차인 오차 신호 $e(n)$ 의 자승을 최소화하는 방향으로 계산된다. $w_i(n)$ 을 i 번째 계수라 하면 이는 다음과 같이 구한다.

$$w_i(n+1) = w_i(n) + 2\mu e(n)x(n-i+1) \quad i=1, \dots, L \quad (1)$$

위에서 μ 는 수렴 속도를 지배하는 상수로써 큰 값이면 빠른 수렴 속도를 갖게되나 수렴후 오차가 크게 된다. 따라서 수렴 상수는 입력되는 신호의 파워에 따라 적절하게 결정토록 한다. $x_i(n)$ 는 보조 채널내의 i 번째 시간 지연 값이다. 또한 수렴 속도를 향상시키기 위해 필터 부분에 transversal(Tapped-Delay-Line) 구조 대신 격자형(lattice)이나 Gram-Schmidt 구조를 사용할 수 있다.

앞서 설명된 바와 같이 보조 전극을 사용하기 어려운 경우를 위하여 본 논문에서는 보조 입력을 사용하지 않는 구조를 제안한다. 제안된 구조는 앞절에서 논의된 artifact의 종류에 따라 다른 구조를 갖는다. 먼저 EOG artifact를 제거하기 위해 그림 5와 같은 구조를 제안한다. 그림에서 lower path는 일반적인 적응 디지털 필터로서 선형 예측(linear prediction) 모드로 동작하고, upper path는 고정된 계수값을 갖는 일반적인 디지털 필터로 적응 디지털 필터에서 계산된 계수값을 그대로 복사하여 사용한다. upper path와 lower path는 D 샘플만큼 시간 지연이 있다. 이 구조의 의미는 D 샘플이전에 구한 계수를 이용하여 현재 입력 데이터를 필터링한다는 것으로 지속적으로 입력되는 뇌파 성분은 적응 디지털 필터가 이미

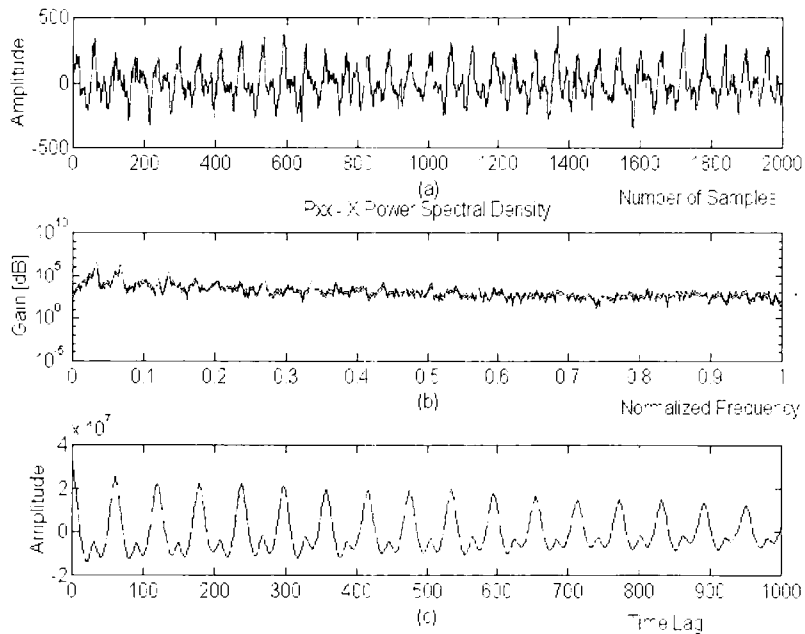


그림 3. 펌프 잡음이 섞인 EEG, (a) 파형, (b) 정규화된 스펙트럼, (c) 자기 상관 함수
Fig. 3. EEG with the pump noise, (a) waveform, (b) normalized spectrum, (c) autocorrelation function

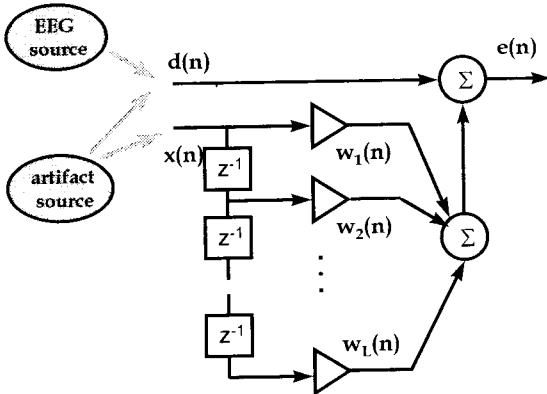


그림 4. 일반적인 적응 잡음 제거기의 구조
Fig. 4. Block diagram of typical adaptive noise canceller

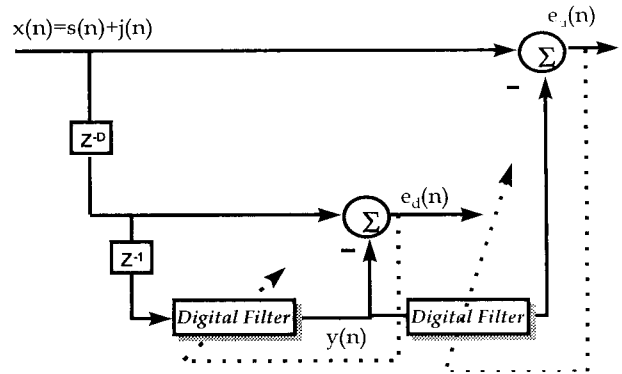


그림 6. 직렬 구조를 갖는 적응 잡음 제거기
Fig. 6. Adaptive noise canceller with cascade structure

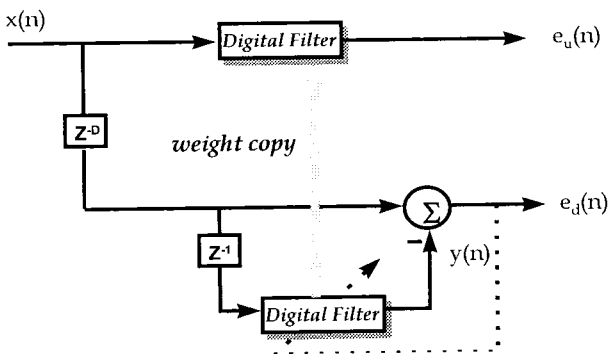


그림 5. EOG artifact 제거를 위한 적응 잡음 제거기 구조
Fig. 5. Block diagram of an adaptive noise canceller for cancelling the EOG artifact

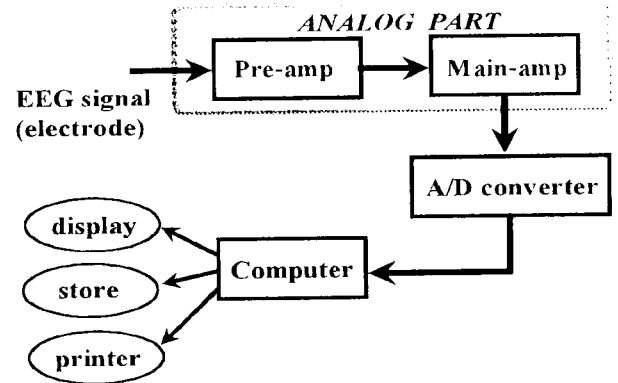


그림 7. 데이터 수집 과정도
Fig. 7. Flow diagram of the data collection

학습되어 있지만 짧은 순간 갑작스럽게 입력되는 EOG artifact는 적응하지 못하기 때문에 제거된다.

적응 디지털 필터 부분에 transversal 구조를 사용하고 그 계수 값들을 구하기 위해 LMS 알고리즘을 사용한다면 관련 식은 다음과 같다.

$$e_d(n) = x(n-D) - \sum_{i=1}^L w_{i_i}(n) x(n-i-D) \quad (2)$$

$$w_{i_i}(n+1) = w_{i_i}(n) + 2\mu e_d(n) x(n-i-D) \quad i=1, \dots, L \quad (3)$$

$$e_2(n) = \sum_{i=1}^L x(n-i-1) w_{i_i}(n) \quad (4)$$

윗 식에서 $w_{i_i}(n)$ 은 적응 필터의 계수이며, 그 수는 L개 로 하였다.

또 다른 artifact인 roller 펄프에 기인한 잡음을 제거하

기 위하여 그림 6과 같은 cascade 구조를 갖는 잡음 제거기를 제안하였다. 입력 채널 $x(n)$ 에는 순수한 뇌파 신호 $s(n)$ 과 펄프 잡음인 $j(n)$ 이 섞여 들어온다고 가정한다. 이 구조는 첫단에 선형 예측기를 사용하고, 두 번째 단에 잡음 제거기를 갖는다. 즉 선형 예측기의 역할은 후단 잡음 제거기의 보조 입력을 얻기 위한 것으로서 펄프 artifact는 뇌파에 비해 그 파워가 상대적으로 크므로 선형 예측기의 수렴 계수를 적절히 조정함으로써 뇌파와 artifact를 분리할 수 있다. 만약 적정 수렴 계수값을 사용하였다면 선형 예측기의 오차 신호는 뇌파 성분을 갖고, 필터 출력은 artifact 성분을 갖는다. 이 필터 출력을 다시 잡음 제거기의 보조 입력으로 사용한다. 따라서 후단 잡음 제거기의 주 입력에는 뇌파와 펄프 artifact가 입력되고, 보조 입력 부분에는 펄프 artifact 성분이 입력되어 전체 출력 $e_1(n)$ 으로 뇌파 성분만 나타낸다.

$$e_d(n) = x(n-D) - y_1(n) \quad (5)$$

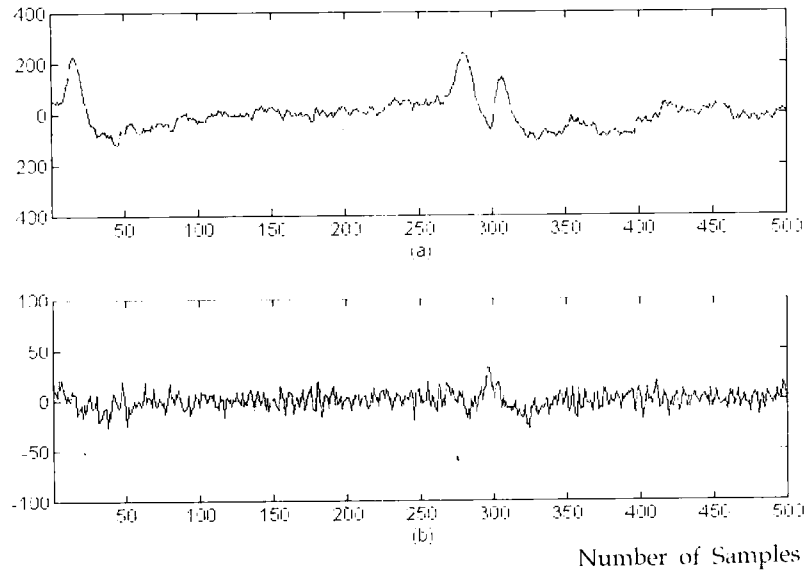


그림 8. EOG 잡음 제거, (a) 입력 신호, (b) 출력 신호
 Fig. 8. EOG noise cancellation, (a) input signal, (b) output signal

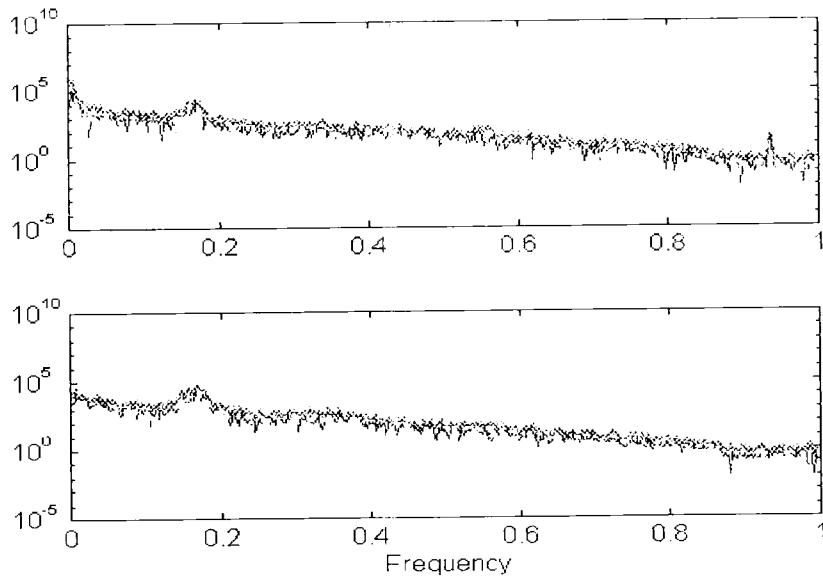


그림 9. EOG의 정규화된 스펙트럼, (a) 입력 신호, (b) 출력 신호
 Fig. 9. Normalized spectra of the EOG, (a) input signal, (b) output signal

$$w_{1i}(n+1) = w_{1i}(n) + 2\mu e_d(n)x(n-i-D) \quad (6)$$

$$e_u(n) = x(n) - y_2(n) \quad (7)$$

$$w_{2i}(n+1) = w_{2i}(n) + 2\mu e_u(n)y_1(n-i+1) \quad (8)$$

윗 식에서 $w_{1i}(n)$ 과 $w_{2i}(n)$ 는 각각 첫 번째와 두 번째 적응 필터내의 계수이며, $y_1(n)$ 과 $y_2(n)$ 은 각 적응 필터의 출력이다.

컴퓨터 시뮬레이션 및 결과 고찰

본 절에서는 제안된 방법의 성능을 고찰하기 위해서 실험을 수행하였다. 그림 7과 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

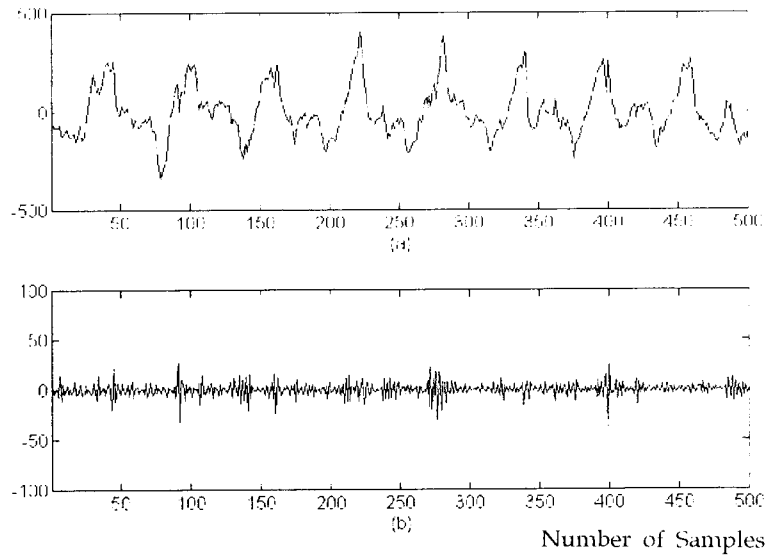


그림 10. 펌프 잡음 제거, (a) 입력 신호, (b) 출력 신호
 Fig. 10. Pump noise cancellation, (a) input signal, (b) output signal

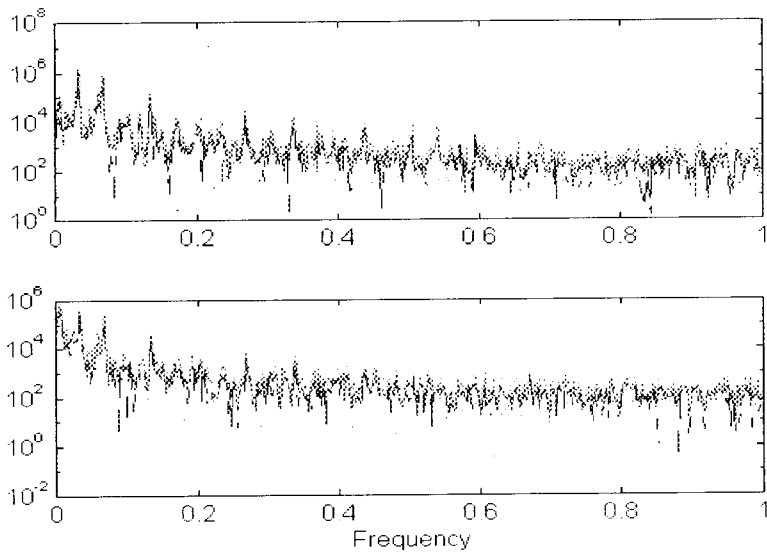


그림 11. 정규화된 펌프 잡음 스펙트럼, (a) 입력 신호, (b) 출력 신호
 Fig. 11. Normalized spectra of the pump noise, (a) input, (b) output signal

EOG 잡음이 섞인 데이터는 정상인으로부터 수집하였으며, 펌프 잡음의 경우 심장 수술이 진행되는 동안 수시간 동안 동시에 지속적으로 데이터를 수집하였다.

그림 8과 9에는 각각 EOG 잡음이 EEG에 첨가된 경우 처리된 결과를 시간 영역과 주파수 영역으로 나타내었다. 주파수 영역 그림은 Nyquist 주파수로 정규화하였다. 이때 구성된 적응 필터 입력으로 200 샘플 지연된 값을 사용하였고, 계수는 6개 수렴 상수는 0.01로 하였다. 결과 그림은 EOG로 인해 약 60 Hz 부근에 스펙트럼이 나

타난 것을 볼 수 있으나 처리 후에는 이 잡음이 약 20 dB 감쇄된 것을 볼 수 있다.

그림 10과 11에는 펌프 잡음이 섞인 경우 처리 결과를 나타내었다. 시간 영역상의 결과를 보면 주기적인 펌프 잡음이 감쇄된 것을 볼 수 있으며, 스펙트럼 역시 펌프 잡음으로 인한 많은 고조파들을 제거하고 있음을 볼 수 있다. 처리 결과의 스펙트럼에서 약간의 고조파가 발견되는데 이것은 초기에 적응 필터가 적응하는 과정에서 발생하는 과도 상태로 인한 것이다.

결 론

본 논문에서는 뇌파 데이터 수집시 첨가되는 잡음을 제거하기 위한 방법을 제안하였다. 특히 본 연구에서 고려된 잡음은 EOG와 roller 펌프에 의한 잡음이다. 이 잡음의 특징은 주기성이 강하고 뇌파에 비해 상대적으로 전력이 매우 크다는 것이다. 따라서 본 논문에서는 artifact의 종류에 따라서 다른 구조를 제안하였다. 기존의 방법처럼 보조 전극을 사용하지 않기 위하여 EOG artifact의 경우 선형 예측기와 일반적인 FIR 필터의 병렬 연결 형태를 갖는 구조를 제안하였고, 펌프 artifact는 선형 예측기와 잡음 제거기가 서로 직렬로 연결된 cascade 구조를 갖는다. 그리고 실험 결과 그 효율성을 입증하였다. 앞으로는 연구된 구조내에서 적절한 계수의 개수, 수렴 상수 값 등에 대해서 연구되어야 하며, 다수의 채널을 이용하는 방법에 대해 연구할 필요성이 있다.

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. Yelderma, 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. Jervis, *Digital signal processing-a practical approach*, Addison-wesley publishing co., 1993.

= 국문초록 =

본 논문에서는 뇌파측정기에서 발생하는 전기적 잡음을 제거하기 위하여, 뇌파 측정시 발생하는 안구운동, PVC 롤러 펌프 잡음등을 포함하는 전기적 잡음에 대하여 기술하였다. 적응 디지털 필터는 이러한 뇌파 측정 잡음을 제거하는 효과적인 방법이다. 그러나 일반적인 적응 디지털 필터는 뇌파신호의 일부 주파수 성분에 영향을 주게되므로 자동 뇌파 처리에는 부적합하다. 그러므로 본 고에서 이러한 뇌파잡음을 제거하기 위하여 제안한 방법은 일반적인 적응디지털 필터의 참조채널을 사용하지 않으며, EOG 잡음을 제거하기 위하여 선형예측기와 고정차수 FIR 필터를 연결하였으며, 펌프잡음을 제거하기 위하여 선형예측기와 잡음제거기를 연결함으로써 실현하였다. 또한 시뮬레이션을 통한 결과는 잡음제거 능력의 관점에서 제안한 방법의 성능을 분석하였으며, 결과적으로 약 20 dB의 잡음제거 성능을 보였다.