

# 전두엽에서의 EOG 제거용 다채널 뇌파 적응필터

안보섭\*, 조진호\*\*, 김명남\*\*  
\*경북대학교 전자전기컴퓨터학부  
\*\*경북대학교 의과대학 의공학교실

## Multi-Channel EEG Adaptive Filter for EOG Removal on the Frontal Lobe

B.S. Ahn\*, J.H. Cho\*\*, and M.N. Kim\*\*

\*School of Electrical Engineering and Computer Science, Kyungpook National University

\*\*Dept. of Biomedical Eng., School of Medicine, Kyungpook National University

### 요 약

전두엽에서 뇌파를 측정했을 때 안전도에 의해 뇌파는 크게 왜곡되게 되는데, 제한한 뇌파 적응 필터를 이용하여 측정된 뇌파에서 안전도를 제거하게 된다. 제한한 필터는 전두엽에서 다채널 뇌파를 처리할 수 있는 구조이며 적응필터 기반의 FIR 필터구조로 이루어져 기존의 다채널 적응필터 구조보다 계산량을 크게 줄였고, 짧은 연산 시간으로 실시간 DSP 보드 수행시 더 많은 채널을 수행할 수 있게 되었다. 또한 일반적인 적응필터와는 달리 기준신호 없이 신호처리가 가능한 적응 신호선 보정기 구조이므로 한 채널에 대해서 하나의 입력 신호로 원하는 신호를 얻을 수 있다. 실험을 통하여 제한한 FIR 필터가 뇌파 측정시 안전도를 효과적으로 제거함을 확인하였다.

### 1. 서론

최근에 뇌파에 대한 연구가 수없이 많이 이루어지고 뇌파 측정 및 분석 장비들이 개발되어지고 있는 실정이다. 일반적으로 뇌파 측정 장치 중에서 다채널 뇌파 장치는 뇌파 측정이나 분석 시스템에 있어서 없어서는 안 되는 중요한 장치가 되겠으며 뇌파 분석시 다채널 뇌파 획득을 통하여 더욱 정확한 데이터 분석을 할 수 있을 것이다.<sup>[1][2]</sup> 일반적으로 전두엽에서 뇌파 획득 시 외부잡음으로 안전도가 크게 영향을 미치게 되어 뇌파를 왜곡하는 문제점이 있다. 본 논문에서 제안한 다채널 적응필터는 전두엽에서 측정되어진 다채널 뇌파에서 외부잡음인 안전도를 제거한다.<sup>[3][4]</sup>

기존의 다채널 적응 필터보다 계산량이 크게 줄었으며 안전도를 효과적으로 제거할 수 있게 되었다. 기존의 다채널 적응 필터 구현을 위해서는 계산량이 적은 least mean square(LMS) 알고리즘을 이용하여 한 개의 DSP 보드로 다채널을 구현하거나 여러 개의 DSP 보드를 이용하여 왔다. 그리고 recursive least

square(RLS) 알고리즘을 이용한 계산량이 많은 적응 필터 같은 경우는 한 개의 DSP 보드로 여러 개의 채널을 동시에 RLS 알고리즘을 실시간으로 구현하기에는 많은 어려움이 있다. 제안한 다채널 적응필터는 기존의 다채널 적응필터 보다 계산량이 적기 때문에 한 개의 DSP보드로 다채널 뇌파 처리가 가능하다는 장점이 있다. 전두엽에서 뇌파를 획득하여 제안한 다채널 적응필터의 성능을 모의실험을 통하여 평가하였다.

전두엽에서 뇌파 획득시 전극위치는 두 가지 방법을 사용하였으며 획득한 뇌파를 다채널 적응필터를 이용하여 뇌파에 외부잡음으로 유입된 안전도를 효과적으로 제거할 수 있음을 확인하였다.

### 2. 다채널 적응필터

적용필터는 입력신호를 받아서 원하는 신호로 처리해 가는 과정에서 적응학습법을 이용해서 원하는 신호와 일치하는 출력을 만들어 내는 필터이다. 적응 알고리즘에는 LMS 와 RLS 알고리즘을 비롯하여 많은 적응 알고리즘이 있으며 RLS 알고리즘이 LMS 알고리즘보다 수렴 속도는 빠르지만 계산량이 많은 단점이 있다. 일반적으로 기존의 다채널 적응필터 모델은

본 연구는 한국과학재단 목적기초연구(R01-2001-00489)지원으로 수행되었음.

병렬 구조로 되어 있으며 각 채널에 대해서 각각의 적응 필터를 사용하고 있다. 계산량이 적은 LMS 알고리즘을 다채널 적응 필터에 사용하면 큰 문제는 없지만 복잡한 알고리즘을 가진 성능이 우수한 적응 필터를 사용하였을 경우는 계산량이 많기 때문에 하나의 DSP 보드에 다채널 구현은 어려움이 있다.<sup>[5]-[7]</sup>

제안한 다채널 적응필터의 구조를 그림 1에서 보았다. 다채널 적응필터에서 첫 번째 채널에 적응필터 알고리즘을 기반으로 하는 적응 신호선 보정기 (adaptive line enhancer, ALE)를 사용하였으며 하나의 채널에 대해서는 하나의 입력 신호만으로 알고리즘 처리 후 출력할 수 있다. 이는 일반적인 적응필터에서 입력해야 하는 기준신호가 불필요하기 때문에 더 많은 채널을 구현할 수 있는 장점이 있다. 두 번째 채널부터 나머지 채널들에 대해서는 첫 번째 채널에서 사용한 가중치 벡터 값을 이용한 FIR 필터 구조로 이루어져 있다. 그림 1에서의 적응필터내의 알고리즘에 사용된 수식들은 다음과 같다.

$$y_1(n) = \hat{w}_1^H(n)x(n) \quad (1)$$

$$e_1(n) = x(n-d) - y_1(n) \quad (2)$$

$$\hat{w}_1(n+1) = \hat{w}_1(n) + \mu x(n)e_1(n) \quad (3)$$

식 (1), (2) 및 (3)은 LMS 알고리즘을 위한 식들이며,  $\mu$  는 수렴상수 값이다. 또한 식 (1)은 FIR 필터에도 사용되어 진다.

한 채널에서 적응필터를 이용하여 얻어진 가중치

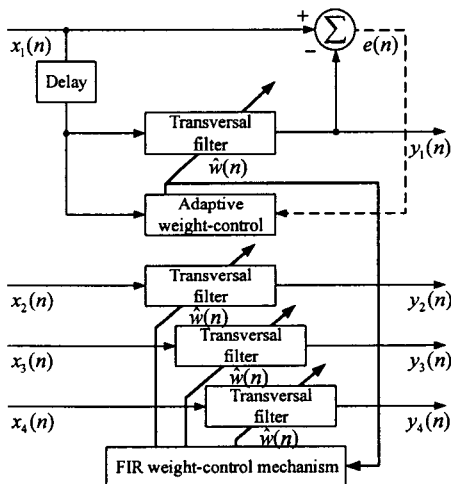


그림 1. 제안한 다채널 적응필터 구조

벡터값을 다른 채널에서 FIR 디지털 필터의 가중치 벡터 값으로 사용할 수 있는 이유는 전두엽에서 뇌파를 측정할 때 얻어지는 안전도의 위상과 크기가 4채널에서 유사하게 나타나기 때문이다. 안전도의 위상이 크게 변화되지 않는다면 제안한 다채널 적응필터는 기존의 각 채널에 적응필터를 사용한 구조만큼의 효과를 얻을 수 있으며 실험을 통하여 다채널 적응필터의 성능을 검증했다.

### 3. 실험 결과

#### 3.1 제안한 다채널 적응필터의 성능평가를 위한 모의 실험

제안한 다채널 적응필터의 성능 검증을 위하여 임의로 만들어진 안전도 파형은 그림 2와 같으며 4채널 적응필터의 입력으로 사용하였다. 그림 2의 2, 3번째 입력은 1번째 입력보다 45° 지연되어졌으며 크기는 2번째 입력과 3번째 입력이 줄어든 형태를 가지며 4번째 입력은 1번째 입력보다 22.5° 시간 지연되어진 파형의 형태를 가지고 크기는 일치하게 만들었다. 그림 2와 같이 임의로 만들어진 안전도 파형에 피험자가 안정된 상태에서 전두엽에서 측정되어진 뇌파를 합하여 그림 3의 (a)와 같이 만들었다. 뇌파를 획득한 피험자는 26 세의 남성이며 눈을 감고 측정하였다. 표본화 주파수는 250 Hz이며, 측정 시간은 15 초였다. 증폭도는 20000 이었으며, 뇌파신호 대역 이외의 신호를 제거하기 위하여 0.5 ~ 30 Hz의 대역 통과 필터를 사용하였다. 그림 3의 (a)와 같이 입력되어진 파형에 대해서 제안한 다채널 적응필터 처리한 파형의 결과가 그림 3의 (b)이다.

그림 3의 결과파형에서 안전도의 현저한 감소를 관찰할 수 있다. 제안한 다채널 적응필터의 평가는 표 I 과 표 II에서와 같이 나타낼 수 있다. 표 I 은 기존의 다채널 적응필터와 제안한 다채널 적응필터의 표준 상관 계수 (normalized correlation coefficient) 및 신호 대 잡음비 (signal to noise ratio, SNR)를 통한

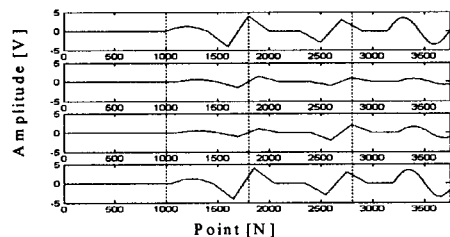
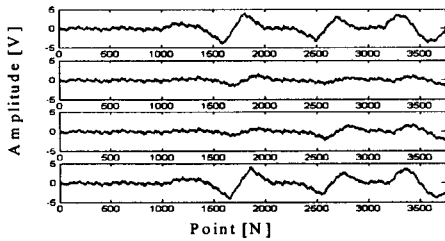
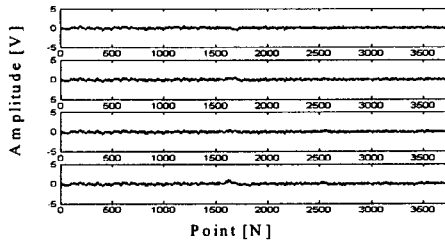


그림 2. 다채널 적응필터의 성능 검증을 위해 임의로 만들어진 파형



(a)



(b)

그림 3. 제안한 다채널 적응필터의 성능 검증을 위한 모의 실험 결과: (a) 입력 파형; (b) 출력 파형

성능 비교를 나타내고 있다. 표 II는 제안한 다채널 적응필터가 기존의 다채널 적응필터의 계산량을 비교 하였다. 표 I에서 기존의 다채널 적응필터와 제안한 적응필터의 성능을 평가해 보았을 때, 표준 상관 계수 및 신호 대 잡음비에서 거의 일치하는 성능을 보였다. 제안한 다채널 적응필터가 기존의 다채널 적응필터보다 계산량 면에서 크게 감소하였다는 것을 표 II에서 곱과 합 의 수의 비교를 통해서 알 수 있다. 표 II에서 T는 적응필터의 계산량 계산에서 가중치 벡터 (tap-weight vector)의 수를 뜻하며 채널의 수가 많을 수록 계산량의 차이는 크게 날 것이다.

### 3.2 뇌파를 이용한 다채널 적응필터의 실험

뇌파를 이용한 다채널 적응필터의 실험을 위하여 Biopack사의 MP150 시스템을 사용하여 뇌파를 측정 하였으며, 피험자는 26 세의 남성이며 눈을 감고 측정 하였다. 표본화 주파수는 250 Hz이며, 측정 시간은 15 초였다. 증폭도는 20000 이었으며, 뇌파신호 대역 이외의 신호를 제거하기 위하여 0.5 ~ 30 Hz의 대역 통과 필터를 사용하였다. 뇌파는 4 채널로 전극 위치는 그림 4의 A, B, C, D 위치에서 한번 측정하였고, 전극 위치를 바꾸어서 E, F, G, H 위치에서 한 번 더 측정 하였다. 측정되어진 4 채널 뇌파를 다채널 적응필터의 입력으로 실험에 사용하였다.

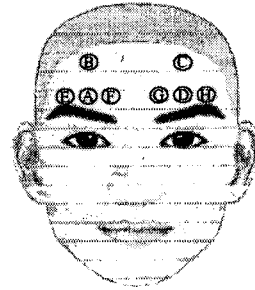


그림 4. 다채널 뇌파 전극 위치

표 I. 기존의 다채널 적응필터와 제안한 다채널 적응필터와의 성능 비교

Channel	Conventional multi-adaptive filter		Proposed multi-adaptive filter	
	Normalized correlation coefficient	SNR (dB)	Normalized correlation coefficient	SNR (dB)
I	0.992	17.8	0.992	17.8
II	0.926	8.45	0.924	7.92
III	0.961	11.16	0.958	10.64
IV	0.992	17.94	0.992	17.98

표 II. 기존의 다채널 적응필터와 제안한 다채널 적응필터와의 계산량 비교

Channel	Conventional multi-adaptive filter		Proposed multi-adaptive filter	
	Number		Number	
	Multiply	Addition	Multiply	Addition
I	4T	2T+1	4T	2T+1
II	4T	2T+1	1T	1T
III	4T	2T+1	1T	1T
IV	4T	2T+1	1T	1T
Total	16T	8T+4	7T	5T+1

전극 위치 A, B, C, D 와 E, F, G, H에서 측정되어진 4채널 뇌파신호는 그림 5와 그림6의 (a)와 같이 나타난다. 그림 5와 6의 (a)에서와 같이 뇌파신호 획득 시 8 초 가량은 눈만 감고 있는 상태였으며, 다음 4 초 가량은 눈을 좌우로 움직인 상태였고, 마지막 3 초 가량은 눈을 아래위로 움직여서 뇌파 및 안전도를 얻었다. 그림 5와 6의 결과 파형들을 통하여 알 수 있듯이 네 개의 채널에서 각각 안전도를 효과적으로 제거하고 있음을 관찰할 수 있었다. 하지만 눈을 깜박이기 시작한 시점인 8 초 부분의 파형에서는 제안한 다채널 적응필터의 약점을 관찰 할 수 있었다. 3 개의 채널이 첫 번째 채널의 가중치 벡터를 이용하기 때문에 나머지 채널의 안전도가 발생하는 위치의 위상이 크

게 앞질렀을 경우는 안전도가 완벽하게 제거되지 않음을 관찰할 수 있었다. 뇌파에서 안전도가 크게 유입되었을 때 적응필터 처리후 신호 대 잡음비를 보면 17 dB정도 좋아졌으며 안전도가 적을 때는 10 dB정

도의 효과를 보임을 알 수 있었다. 그리고 뇌파의 신호처리 전후의 상관도가 4 채널에서 평균 96.5 %를 보이며 거의 일치하였다.

#### 4. 결론

전두엽에서 뇌파 획득시 발생하는 EOG를 효과적으로 제거하기 위한 다채널 적응필터를 제안하였다. 제안한 다채널 적응필터의 성능을 검증하기 위하여 성능 평가 모의실험 및 실제 뇌파를 측정하여 실험을 하였다. 제안한 다채널 적응필터가 기존의 다채널 적응필터와 비교해 보았을 때 안전도 제거 면에서 우수한 성능을 보였고 알고리즘의 계산량을 크게 줄임으로써 실시간 처리를 위해 DSP 보드에 탑재시 효율적인 다채널 필터 구현이 가능하게 되었다. 향후 제안한 다채널 적응필터를 DSP 시스템을 이용하여 임상 실험을 통한 시스템의 정밀도 검증 및 전두엽의 전극위치 뿐 아니라 뇌파 전 영역에서 활용할 수 있는 다채널 적응필터 설계가 필요하겠으며 계산량 면에서 뿐 아니라 제안한 필터의 EOG 제거 성능 면에서 우수한 결과가 기대된다.

#### [참고문헌]

- [1] J. R. Millan and J. Mourino, "Local neural classifier for EEG-based recognition of mental tasks," *Proceedings of the IEEE-INNS-ENNS International Joint Conference on*, vol. 3, pp. 632-636, July 2000.
- [2] J. J. Carr and J. M. Brown, *Introduction to Biomedical Equipment Technology*, Prentice Hall, 1998.
- [3] W. Philips, "Adaptive base line correction of EEG using warped polynomials," *IEEE-EMBC and CMBEC, Theme 4: Signal processing*, vol. 2, pp. 853-854, Sep. 1995.
- [4] S. Selvan and R. Srinivasan, "Removal of ocular artifacts from EEG using an efficient neural network based adaptive filtering technique," *IEEE Signal Processing Letters*, vol. 6, no. 12, pp. 330-332, Dec. 1999.
- [5] S. Haykin, *Adaptive Filter Theory*, New Jersey: Prentice Hall, 3rd ed., pp. 338-587, 1996.
- [6] W. J. Tompkins, *Biomedical Digital Signal Processing*, New Jersey: Prentice Hall, pp. 110-145, 1995.
- [7] Alberto Carini and Enzo Mumolo, "Fast square-root RLS adaptive filtering algorithms," *Elsevier Science B.V. Signal Processing 57*, pp.233-250, 1997.

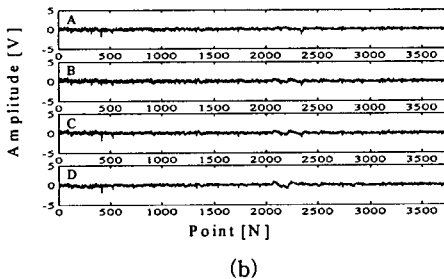
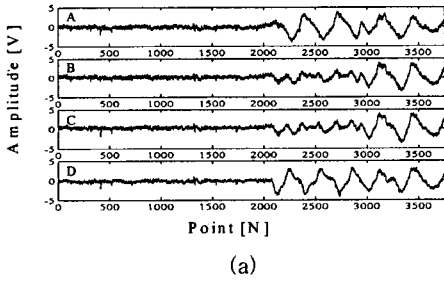


그림 5. 전극위치 A, B, C, D에서 측정되어진 뇌파를 이용한 제안한 다채널 적응필터의 실험 결과: (a) 입력 파형; (b) 출력 파형

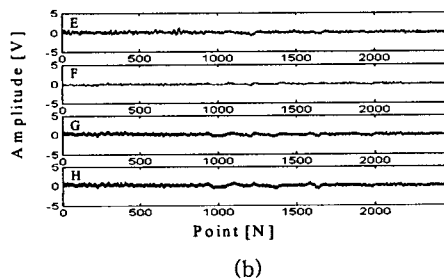
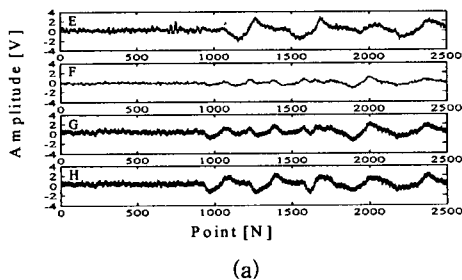


그림 6. 전극위치 E, F, G, H에서 측정되어진 뇌파를 이용한 제안한 다채널 적응필터의 실험 결과: (a) 입력 파형; (b) 출력 파형