

## 단일 채널 두피 뇌전도에서의 심전도 잡음 추정 및 제거

조성필\* · 송미혜\* · 박호동\* · 이경중\* · \*\* · 박영철\*\*\*

연세대학교 의공학과\*, 이동형 응급의료정보 시스템 개발 센터\*\*, 연세대학교 컴퓨터정보통신공학부\*\*\*

### Estimation and Elimination of ECG Artifacts from Single Channel Scalp EEG

Sung Pil Cho\* · Mi Hye Song\* · Ho Dong Park\* · Kyoung Joung Lee\* · \*\* · Young Cheol Park\*\*\*

Dept. of Biomedical Engineering, Yonsei Univ.\*, Center for Emergency Medical Informatics\*\*, Computer & Telecommunications Engineering Division, Yonsei Univ.\*\*\*

**Abstract** - A new method for estimating and eliminating electrocardiogram (ECG) artifacts from single channel scalp electroencephalogram (EEG) is proposed. The proposed method consists of emphasis of QRS complex from EEG using least squares acceleration (LSA) filter, generation of synchronized pulse with R-peak and ECG artifacts estimation and elimination using adaptive filter. The performance of the proposed method was evaluated using simulated and real EEG recordings, we found that the ECG artifacts were successfully estimated and eliminated in comparison with the conventional multi-channel techniques, which are independent component analysis (ICA) and ensemble average (EA) method. In conclusion, we can conclude that the proposed method is useful for the detecting and eliminating the ECG artifacts from single channel EEG and simple to use for ambulatory/portable EEG monitoring system.

#### 1. 서 론

뇌전도 검사는 비침습적으로 대뇌기능을 평가할 수 있는 방법으로 간질 등의 뇌질환뿐만 아니라 수면의학 분야에서도 중요한 역할을 한다. 뇌전도 검사는 그 목적에 따라 병원 또는 연구소의 검사실에서 측정이 이루어지지만 최근에는 여러 가지 장점 및 필요성으로 인해 이동형(ambulatory) 또는 휴대형(portable) 뇌전도 검사에 대한 수요가 증가하고 있다. 뇌전도 측정 시 전극을 통해 유입되는 신호는 뇌전도뿐만 아니라 근전도, 안전도, 심전도 등의 각종 잡음이 포함되어 있으며, 이러한 잡음은 뇌전도 신호에 지속적으로 왜곡을 발생시켜 분석의 오류를 증가시키는 원인이 된다. 특히 심전도 잡음은 심장의 전기장(electrical field)이 신체를 통해 전파되어 두피에서 측정되는 뇌전도 신호에 영향을 주는 것으로 주기적이고 크기가 큰 특징이 있다[1]. 뇌전도 신호에 포함된 심전도 잡음을 제거하기 위하여 여러 연구가 진행되었다. 뇌전도 신호의 비정상성(non-stationarity)을 가정하여 앙상블 평균(ensemble average)에 기초한 심전도 잡음 제거 방법, 적응 디지털 필터(adaptive digital filter, ADF)와 독립 성분 분석(independent component analysis, ICA)을 이용한 방법들이 고안되기도 하였다[2-4].

뇌전도 신호에 포함된 심전도 잡음을 제거하기 위한 기존의 방법들은 심전도 잡음의 정보를 알기 위해서 심전도를 동시에 측정하거나, 또는 심전도 잡음이 포함된 복수 채널의 뇌전도를 동시에 사용하여 심전도 잡음을 제거하였다[2-4]. 하지만 이러한 방법들은 다수의 생체신호를 사용하기 때문에 저장용량과 처리능력에 한계가 있는 이동형 또는 휴대형 뇌전도 검사 장치에서 단점으로 작용할 수 있다.

본 논문에서는 이동형 또는 휴대형 뇌전도 검사 장치에서 실시간으로 처리가 가능하며 단일 채널 뇌전도에 포함된 심전도 잡음을 검출하는 방법과 적응 디지털 필터 기반의 심전도 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 새로운 방법을 제안한다.

#### 2. 본 론

제안된 방법은 1) 최소 제곱 가속 필터(least squares acceleration filter, LSAF)를 이용하여 뇌전도에 유입된 심전도의 R 파를 부각시키는 과정, 2) 위상학적 매핑과 심박 간격을 이용하여 R 파의 첨두치를 검출하는 과정, 3) 적응 필터를 이용하여 심전도 잡음을 추정 및 제거하는 과정으로 구성된다. 그림 1에 제안된 방법의 블록도를 나타내었다.

##### 2.1 뇌전도에 유입된 심전도 R 파 검출 및 임펄스 구성

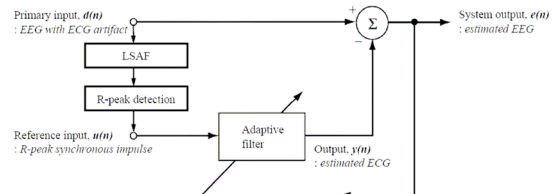
LSAF는 유한 임펄스 응답(finite impulse-response, FIR) 형태의 필터

로서, 이산 신호의 미분(derivative) 또는 가파름(sharpness)을 추정하기 위한 방법으로 제안되었으며, 생체신호의 날카로운 부분을 강조하는데 탁월한 성능을 보인다[5]. 뇌전도에 유입된 심전도의 R 파는 배경 뇌전도와 비교하여 매우 날카롭기 때문에 LSAF를 적용하여 뇌전도에 유입된 ECG 신호의 R파를 강조하였다. LSAF의 차수(order) 9차를 사용하였으며, LSAF의 출력  $y(n)$ 과 계수  $W_L$ 은 아래와 같이 나뉠 수 있다.

$$y(n) = \sum_{k=0}^8 \{w_L(k) \cdot d(n-k)\}, \quad n = 1, 2, 3, \dots \quad (1)$$

$$w_L = [0.0606, 0.0152, -0.0173, -0.0368, -0.0433, -0.0368, -0.0173, 0.0152, 0.0606]^T$$

LSAF의 출력에서 R 파의 첨두치를 검출하기 위하여 위상학적 매핑과 심박간격을 이용하였다. 우선 지연시간이 5 msec(1 sample)인 위상 공간에서 미리 설정된 문턱치 이하인 점들을 검출하고 연속적으로 문턱치 이하에 존재하는 점들 중 최소인 점(R 점 후보)을 선택하였다. 다음으로 최소점들 사이의 간격을 계산하여 현재의 간격이 이전 5개 간격의 평균값보다 70% 이상이 되는 점을 R 점으로 선택하였다. 마지막으로 선택된 R 점과 동기화하여 폭(width)이 1 샘플인 펄스를 생성하였다.



〈그림 1〉 제안된 신호처리 방법의 블록도

##### 2.2 적응 필터를 이용한 심전도 잡음의 추정 및 제거

뇌전도에 포함된 심전도를 추정 및 제거하기 위한 방법으로 적응 임펄스 상관 필터(adaptive impulse correlated filter, AICF)를 사용하였다. 적응 임펄스 상관 필터는 사건 유발 전위(event-related potential, ERP)의 결정적 신호(deterministic signal)를 추정하기 위해 제안된 방법으로 전통적으로 사용되던 앙상블 평균 방법과 비교하여 결정적 신호의 과도적인 변화를 잘 반영하는 장점이 있다[6].

적응 임펄스 상관 필터는 일반적인 적응 잡음 제거 필터와 유사하지만 입력에 사용되는 신호의 특성이 다르다. 일반적인 적응 잡음 제거 필터의 경우, 주 입력으로 결정적 신호를 포함하는 배경(background) 신호가 사용되며, 기준 입력으로는 주 입력에 포함된 결정적 신호와 상관관계가 있는 신호가 사용된다. 그러나 적응 임펄스 상관 필터의 경우에는 결정적 신호의 발화(activation)와 동기화된 임펄스가 기준 입력으로 사용된다는 차이점이 있다. 예를 들어 뇌전도에 포함된 심전도 잡음을 제거하기 위하여 적응 임펄스 상관 필터를 구성할 경우, 그림 1과 같이 심전도의 R 파와 동기화 된 임펄스를 기준 입력으로 사용한다. 적응 임펄스 상관 필터의 계수를 갱신하기 위한 방법으로 NLMS (normalized least square mean) 알고리즘을 사용하였다. NLMS 알고리즘은 계산이 간단하며, LMS 알고리즘과 비교하여 입력 신호의 파워 변화에 영향을 덜 받는 장점이 있다.

#### 3. 실험결과 및 고찰

##### 3.1 실험 대상 및 데이터 획득

본 연구에서 제안된 방법을 이용한 뇌전도에서 심전도 잡음 추정 및 제

거 방법의 성능을 평가하기 위하여 건강한 성인 남성 6명으로부터 뇌전도와 심전도 신호를 측정하였다. 모든 피험자는 팔걸이가 있는 의자에 편안히 앉고 눈을 감은 상태로 움직이지 않도록 주의를 주고 10분 동안 뇌전도와 심전도를 측정하였다. 각 신호는 바이오팩(Biopac, Biopac Systems, 미국)을 사용하여 측정하였다. 뇌전도 신호(C3-A2, C4-A1, O2-A1)는 10~20 진극배치법에 기초하여 측정하였으며, 증폭기의 이득은 5000배, 대역통과필터는 1~35Hz로 설정하였다. 심전도 신호(Lead I)의 경우 증폭기의 이득은 5000배, 대역통과필터는 0.5~35Hz로 설정하였다. 측정된 신호는 200Hz로 샘플링하여 PC에 저장하였다.

### 3.2 R 파 검출 결과

본 연구에서 제안한 심전도 잡음이 유입된 뇌전도에서 R 파 검출성능을 평가하기 위하여 심전도 신호에서 직접 검출한 R 파를 기준으로 정하고 식 (1)로 정의되는 오차율을 계산하였다.

$$Error\ rate(\%) = \frac{FP+FN}{total\ beats} \times 100 \quad (2)$$

식 (2)에서 FN(false negative)은 R 파가 존재하지만 검출하지 못한 비트의 개수를 의미하며, FP(false positive)는 R 파가 존재하지 않는데 검출한 비트의 개수를 의미한다. 표 1은 6명의 피험자로부터 측정된 심전도 잡음이 유입된 뇌전도 신호에서 제안된 방법에 의해 R 파를 검출한 결과이다. 6명의 피험자로부터 측정된 뇌전도 신호에 유입된 심전도 비트의 총 숫자는 3,978개로 평균적으로 분당 66.3개의 심전도 비트가 유입되었다. 총 3,978개의 심전도 비트에 대해서 3,853개의 비트를 정확히 검출하였으며, FP는 125개, FN은 125개로 250개의 오류비트가 발생하여 평균적으로 6.285%의 에러율을 나타내었다. 가장 높은 오차율을 보인 피험자 5를 제외하면 본 연구에서 제안한 방법은 뇌전도에 유입된 심전도의 R 파를 검출하는데 우수한 성능을 보인다. 피험자 5에서 가장 빈번하게 오류가 발생한 원인으로서는 피험자의 움직임에 의해 고주파 잡음이 유입된 경우와 심전도 잡음의 크기가 작은 경우를 들 수 있다.

〈표 1〉 6명의 피험자에 대한 R 파 검출 결과

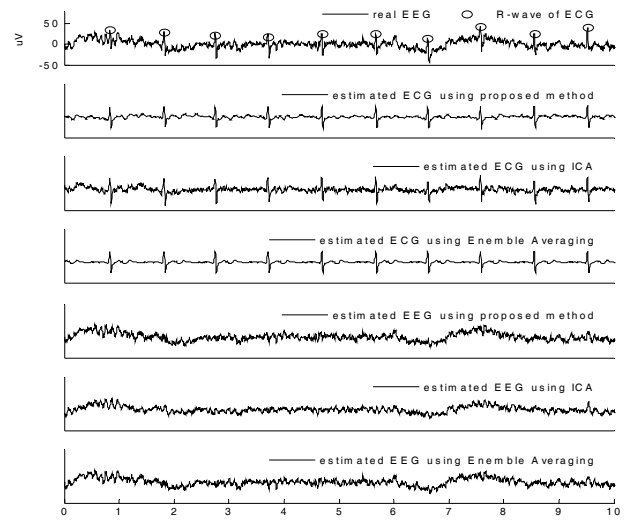
피험자	총개수 (beat)	TP (beat)	FP (beat)	FN (beat)	검출오류 (beat)	에러율 (%)
1	735	715	20	20	40	5.442
2	583	559	16	24	40	6.861
3	608	603	4	5	9	1.480
4	746	725	21	21	42	5.630
5	755	714	48	41	89	11.788
6	551	537	16	14	30	5.445
합계	3978	3853	125	125	250	6.285

TP: true positive, FP: false positive, FN: false negative

### 3.3 잡음 추정 및 제거 결과

심전도 잡음이 포함된 실제 뇌전도 신호에 대하여 제안한 방법과 앙상블 평균 방법, 독립 성분 분석 방법을 적용하여 비교하였다. 그림 2는 피험자 3의 뇌전도 신호와 세 가지 방법을 이용하여 추정된 심전도 잡음과 뇌전도 신호의 일부를 나타낸 것이다. 그림 2(a)는 심전도 잡음이 포함된 뇌전도 신호이며, 심전도 잡음의 R 파를 원(○)으로 표시하였다. 그림 2(b)~(d)는 차례로 적응 임펄스 상관 필터와 독립 성분 분석, 앙상블 평균 방법을 이용하여 추정된 심전도 잡음을 나타낸 것이다. 그림 2(b)~(d)에서 보듯와 같이 세 가지 방법 모두에서 심전도 잡음의 QRS 콤플렉스를 확연히 구분할 수 있었다. 적응 임펄스 상관 필터의 경우 앙상블 평균 방법의 결과와 유사하며, 독립 성분 분석의 결과는 적응 임펄스 상관 필터와 앙상블 평균 방법의 결과와 다르게 심전도 잡음 이외의 다른 부분도 함께 분리하는 것처럼 보인다. 특히, 원 신호(그림 2(a))에 섞여있는 약간의 고주파와 저주파 성분도 함께 분리하였다. 그림 2(e)~(g)는 원 신호(그림 2(a))에서 세 가지 방법으로 추정된 심전도 잡음을 각각 빼주어 뇌전도 신호를 추정된 결과이다. 각각의 뇌전도 추정값들이 큰 차이를 보이지 않지만 독립 성분 분석으로 추정된 뇌전도 신호의 경우에는 다른 두 가지 경우와 비교하여 고주파 성분과 저주파 성분이 감소된 결과를 보인다. 적응 임펄스 상관 필터의 심전도 잡음 추정 및 제거 성능은 단일 채널 뇌전도만을 사용하였음에도 불구하고 2채널 이상의 신호를 사용하는 독립 성분 분석과 앙상블 평균 방법과 비교하여 비슷하거나 더 우수한 성능을 보였다. 적응 임펄스 상관 필터의 우수한 점은 심전도 비트 사이의 변화를 적응적으로 반영하기 때문에 앙상블 평균 방법과 비교하여 좀 더 실용적이다. 또한, 독립 성분 분석과

비교하여 적응 임펄스 상관 필터는 효율적인 NLMS 알고리즘을 사용하기 때문에 연산이 간단하고 실시간 잡음 추정 및 제거가 가능한 장점이 있다.



〈그림 2〉 추정된 심전도 잡음 및 뇌전도 신호

## 4. 결 론

본 논문에서는 단일 채널 뇌전도에 유입된 심전도 잡음을 제거하기 위한 새로운 방법을 제안하였다. LSA 필터는 간단한 계산으로 뇌전도에 유입된 심전도 잡음의 스파이크 성분을 강조하는데 훌륭한 성능을 보였으며, 위상공간과 심박 간격에 기초한 R 파 검출방법은 우수한 검출 성능을 보였다. 검출된 R 파에 기반한 적응 임펄스 상관 필터를 구성하여 뇌전도 신호에서 심전도 잡음을 효과적으로 추정하고 제거하였다. 적응 임펄스 상관 필터의 성능은 2채널 이상의 신호를 사용하는 독립 성분 분석과 앙상블 평균 방법과 비교하여 비슷하거나 더 우수한 성능을 보였다. 본 연구에서 제안한 방법은 기존의 방법과 달리 심전도 잡음의 정보를 알기 위해서 심전도를 동시에 측정하거나, 또는 심전도 잡음이 포함된 복수 채널의 뇌전도를 동시에 측정할 필요가 없기 때문에 저장용량과 처리능력에 한계가 있는 이동형 또는 휴대형 뇌전도 검사 장치에서 장점으로 작용할 수 있다.

### 감사의 글

본 연구는 보건복지부 보건과학기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(02-PJ3-PG6-EV08-0001)

### [참 고 문 헌]

- [1] J.-P. Lanquart, M. Dumontb, and P. Linkowski, "QRS artifact elimination on full night sleep EEG," *Med. Eng. Phys.*, vol. 28, pp. 156-165, 2006.
- [2] M. Nakamura and H. Shibasaki, "Elimination of EKG artifacts from EEG records," *Electroencephalogr. Clin. Neurophys.*, vol. 66, pp. 89-92, 1987.
- [3] Rajeev Agarwal, "Automatic Detection of Micro-Arousals," *Proc. 27th Annu. Int. Conf. IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, Shanghai, China, Sep. 2005*, pp. 1158-1161.
- [4] Weidong Zhou, "Removal of ECG Artifacts from EEG Using ICA," *Proc. 24th Annu. Int. Conf. IEEE, Engineering in Medicine and Biology Society, Houston, USA, Oct. 2002*, pp. 206-207.
- [5] M. G. Frei, R. L. Davidchack, and I. Osorio, "Least Squares Acceleration Filtering for the Estimation of Signal Derivatives and Sharpness at Extrema," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 6, pp. 971-977, 1999.
- [6] P. Laguna, R. Jane, O. Meste, P. W. P. P. Caminal, H. Rix, and N. V. Thakor, "Adaptive filter for event-related bioelectric signals using an impulse correlated reference input: comparison with signal averaging techniques," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 39, pp. 1032-1044, 1992.