

최소 제곱 가속 기반의 적응 디지털 필터를 이용한 두피 뇌전도에서의 심전도 잡음 추정 및 제거

論 文

56-7-26

A Method for Estimation and Elimination of ECG Artifacts from Scalp EEG Using the Least Squares Acceleration Based Adaptive Digital Filter

趙 盛 必* · 宋 美 惠* · 朴 鎬 東* · 李 景 中†

(Sung Pil Cho · Mi Hye Song · Ho Dong Park · Kyoung Joung Lee)

Abstract - A new method for detecting and eliminating the Electrocardiogram(ECG) artifact from the scalp Electroencephalogram(EEG) is proposed. Based on the single channel EEG, the proposed method consists of 4 procedures: emphasizing the R-wave of ECG artifact from EEG using the least squares acceleration(LSA) filter, detecting the R-wave from the LSA filtered EEG using the phase space method and R-R interval, generating the delayed impulse synchronized to the R-wave and elimination of the ECG artifacts based on the adaptive digital filter using the impulse and raw EEG. The performance of the proposed method was evaluated in the two separating parts of R-wave detection and, ECG estimation and elimination from EEG. In the R-wave detection, the proposed method showed the mean error rate of 6.285(%). In the ECG estimation and elimination using simulated and/or real EEG recordings, we found that the ECG artifacts were successfully estimated and eliminated in comparison with the conventional multi-channel techniques, in which independent component analysis and ensemble average method are used. From this we can conclude that the proposed method is useful for the detecting and eliminating the ECG artifact from single channel EEG and simple for ambulatory/portable EEG monitoring system.

Key Words : Electrocardiogram artifacts, Electroencephalogram, Least squares acceleration filter, Adaptive Digital Filter

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[1].

뇌전도 신호의 주파수 영역 분석은 시간 영역 분석과 함께 표준적인 뇌전도 분석 방법 중의 하나로 뇌전도 신호의 주파수를 여러 대역으로 분류하는 것을 기본으로 한다. 하지만 뇌전도 신호에 잡음이 포함된 경우, 특히 뇌전도 신호와 잡음의 주파수 성분이 중첩되는 경우에는 뇌전도 신호의 정확한 주파수 분석이 어렵게 된다. 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 전기

장(electrical field)이 신체를 통해 전파되어 두피에서 측정되는 뇌전도 신호에 영향을 주는 것으로 주기적이고 크기가 큰 특징이 있다[2, 3].

뇌전도 신호에 포함된 심전도 잡음을 제거하기 위하여 여러 연구가 진행되었다. Nakamura 등은 뇌전도 신호의 비정상성(non-stationarity)을 가정하여 앙상블 평균(ensemble average)에 기초한 심전도 잡음 제거 방법을 제안하였다[4]. 이 방법에서는 뇌전도와 동시에 측정된 심전도에 뇌전도 신호를 동기화하여 뇌전도 신호를 분할하였다. 그리고 분할된 전체 구간에 대한 앙상블 평균을 계산하여 뇌전도 신호에 포함된 심전도의 모양을 추출하고 이를 심전도의 R 파(R-wave)에 동기화하여 뇌전도 신호에서 빼주었다[4]. 이외에도 적응 디지털 필터(adaptive digital filter, ADF)와 독립 성분 분석(independent component analysis, ICA)을 이용한 방법들이 고안되기도 하였다[5-7]. 적응 디지털 필터를 이용한 연구에서는 뇌전도 신호를 주 입력(primary input)으로 하고 동시에 측정된 심전도 신호를 기준 입력(reference input)으로 하는 적응 잡음 제거기(adaptive noise canceller, ANC)를 사용하여 뇌전도에 포함된 심전도 잡음을 제거하였다[5]. 독립 성분 분석에서는 심전도 잡음이 포함된 복수 채널의 뇌전도 신호를 독립 성분으로 분리하고 심전도를 제거하였다[6, 7].

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[4-7]. 하지만 이러한 방법들은 다수의 생체신호를 사용하기 때문

* 正 會 員 : 延世大學校 醫工學科 博士課程

† 교신저자, 正會員 : 延世大學校 醫工學科 教授 · 工學博士
延世醫療工學硏究員 · 移動型 應急醫
療情報시스템開發센터

E-mail : lkj5809@yonsei.ac.kr

接受日字 : 2007年 2月 8日

最終完了 : 2007年 4月 23日

에 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 기반으로 심전도 잡음을 효과적으로 제거할 수 있는 새로운 방법을 제안한다.

2. 실험방법

본 논문에서 제안한 뇌전도에 포함된 심전도 잡음을 제거하기 위한 신호처리 과정은 크게 심전도의 R 파 검출 과정과 적응 디지털 필터를 이용한 심전도 추정 및 제거의 두 가지 단계로 구성된다. 모든 신호처리 과정은 Matlab 7.0 (Mathworks, 미국)을 이용하여 처리하였다.

2.1 뇌전도에 포함된 심전도 R 파 검출 및 임펄스 구성

뇌전도에 포함된 심전도 신호의 R 파를 검출하기 위해 우선 최소 제곱 가속(least squares acceleration, LSA) 필터를 사용하여 스파이크(spike) 형태의 R 파를 부각시킨다. 그 다음 위상 공간 매핑(phase space mapping) 방법과 심박간격(R-R interval) 기반으로 R 파를 검출하고 이로부터 R 파와 동기화 된 임펄스(impulse)를 구성한다.

2.1.1 LSA 필터를 이용한 R 파 강조

LSA 필터는 유한 임펄스 응답(finite impulse-response, FIR) 형태의 필터로서, 이산 신호의 미분(derivative) 또는 가파름(sharpness)을 추정하기 위한 방법으로 제안되었다 [8]. LSA 필터는 p 개의 샘플로 구성된 이산 신호를 평균 제곱 오차(mean squared error, MSE)를 최소화하는 n 차 다항식으로 근사화 시킨 후 이 다항식의 n 계 미분을 계산한다. 이 경우 n 차 다항식에 대해 n 계 미분을 사용하기 때문에 복잡한 계산 없이 n 차 다항식의 계수를 그대로 사용할 수 있는 장점이 있으며, LSA 필터의 계수는 닫힌 형식(closed form)으로 계산된다. 2계 미분의 경우 신호의 가속도와 같은 의미를 갖고 있으므로 최소 제곱 가속 필터라고 한다[8]. LSA 필터는 가속도를 구하는 다른 방법과 비교할 때 잡음에 강인한 장점이 있으며, FIR 필터 형태로 표현되기 때문에 계산이 간단하고 실시간으로 적용이 가능하다[8]. LSA 필터의 차수 p 는 강조하고자 하는 스파이크 형태의 신호를 구성하는 샘플의 개수에 대응하기 때문에 신호의 가파름에 따라 LSA 필터의 차수를 결정할 수 있다[8]. 예를 들어, 뇌전도에 심전도 잡음이 섞인 경우 심전도의 QRS 콤플렉스 부분은 뇌전도 신호와 비교하여 날카롭기 때문에 QRS 콤플렉스를 구성하는 샘플의 개수를 계산하여 LSA 필터의 차수에 적용하면 뇌전도 신호에서 QRS 콤플렉스 부분이 강조된 출력을 얻을 수 있다.

그림 1은 200Hz로 샘플링된 뇌전도 신호(C4-A1)에 대하여 다양한 차수(p)의 LSA 필터를 이용하여 1계 미분의 추정 결과를 나타낸 것이다. 그림 1(a)는 심전도 잡음이 유입된 뇌전도 신호를 나타낸 것으로 원(○)으로 표시된 부분이

QRS 콤플렉스의 R 파의 첨두치에 해당한다. 그림 1(a)의 뇌전도 신호에 대하여 심전도 잡음을 관찰한 결과 QRS 콤플렉스의 R 파는 9~10개의 샘플로 구성된 것을 확인할 수 있었다. 그림 1(b), (c), (d)는 각각 5, 9, 13차 LSA 필터를 이용하여 뇌전도 신호의 1계 미분을 추정한 것이다. 각 신호에 대하여 심전도의 R 파의 첨두치에 해당하는 부분을 그림 1(a)와 마찬가지로 원(○)으로 표시하였다. 그림 1에서 알 수 있듯이 QRS 콤플렉스가 발생한 구간의 LSA 필터의 출력은 다른 구간과 비교하여 큰 값을 나타내며, 5차와 13차 LSA 필터의 결과보다 9차 LSA 필터의 결과가 QRS 콤플렉스를 잘 강조함을 알 수 있다. 따라서 본 연구에서는 9차 LSA 필터를 사용하여 뇌전도에 포함된 심전도 잡음을 강조하도록 하였다.

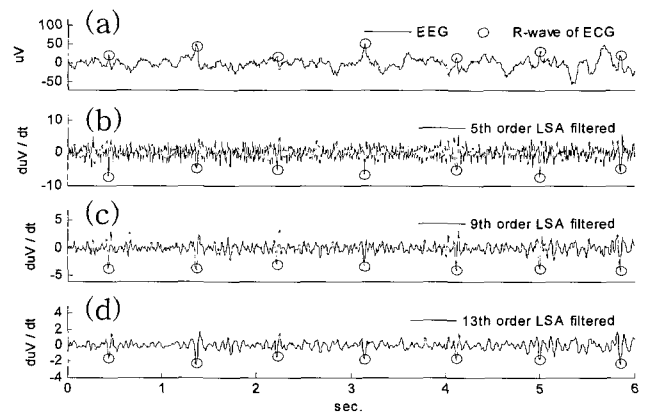


그림 1 심전도 잡음이 유입된 뇌전도와 LSA 필터 결과 (a) 심전도 잡음이 유입된 뇌전도 신호 (b) 5차 LSA 필터 결과 (c) 9차 LSA 필터 결과 (d) 13차 LSA 필터 결과

Fig. 1 EEG with ECG artifact and LSA filtered EEG (a) EEG with ECG artifact (b) 5th order LSA filtered EEG (c) 9th order LSA filtered EEG (d) 13th order LSA filtered EEG

2.1.2 위상 공간과 심박 간격을 이용한 R 파 검출

LSA 필터를 사용해 추정된 뇌전도의 1계 미분에서 R 파를 검출하기 위해서 위상 공간 매핑 방법과 심박간격을 이용하였다. 그림 2는 심전도 한 비트(beat)에 해당하는 구간을 나타낸 것으로 그림 2(a)는 심전도 잡음이 있는 뇌전도와 9차 LSA 필터 출력, 그리고 동시에 측정된 심전도 신호를 나타낸 것이며, 심전도와 LSA 필터의 출력의 위상 공간을 각각 그림 2(b)와 (c)에 나타내었다. 그림 2(a)의 LSA 필터의 출력과 심전도에서 음영으로 표시된 부분이 R 파의 첨두치가 존재하는 영역이며, 이에 해당하는 위상 공간 영역을 그림 2(b)와 (c)에서 음영으로 표시하였다. 심전도의 위상 공간에서 R 파는 원점을 기준으로 일사분면에, LSA 필터 출력의 위상 공간에서는 삼사분면에 존재하는 것을 볼 수 있다. 이와 같은 특징을 바탕으로 R 파를 검출하는 방법은 다음과 같다.

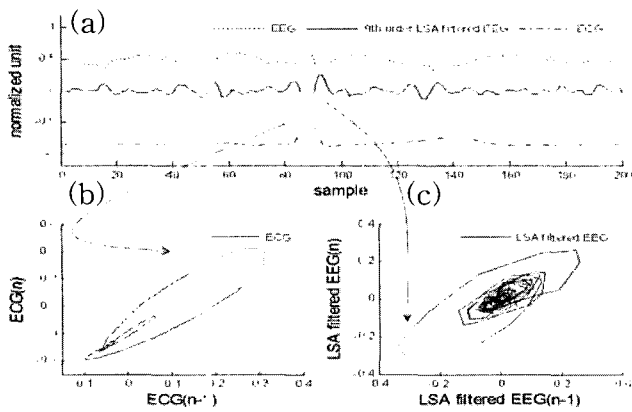


그림 2 LSA 필터링 된 뇌전도와 심전도의 위상공간 (a) 한 비트의 심전도 잡음이 유입된 뇌전도 신호와 동시에 측정된 심전도 신호 및 9차 LSA 필터 결과 (b) 심전도 신호의 위상 공간 (c) 9차 LSA 필터 결과의 위상 공간

Fig. 2 Phase space plot of LSA filtered EEG and ECG (a) EEG with one beat ECG artifact and simultaneously measured ECG (b) phase space plot of ECG (c) phase space of 9th order LSA filtered EEG

- 단계 1: LSA 필터 출력의 위상 공간에서 미리 설정된 문턱치 이하인 점들을 검출하고 이를 1차 후보라고 한다.
- 단계 2: 연속적인 1차 후보에서 최소인 점을 선택하고 이를 2차 후보라고 한다.
- 단계 3: 2차 후보 사이의 간격을 계산하고 연속적인 5개의 2차 후보 간격 평균의 70% 이상인 점들을 선택하여 R 파를 추정한다.
- 단계 4: 추정된 R 파에 동기화된 임펄스를 구성한다.

그림 3은 앞서 기술한 방법으로 뇌전도에 포함된 심전도의 R 파를 검출하여 R 파와 동기화된 임펄스를 생성한 결과를 나타낸 것이다. 그림 3(a)는 심전도 잡음이 유입된 뇌전도 신호를 나타낸 것으로 사각형(□)으로 표시된 부분이 심전도 신호의 R 파의 첨두치에 해당한다. 그림 3(b)는 뇌전도 신호의 LSA 필터 출력과 단계 1에서 기술한 1차 후보에 해당하는 점을 나타낸 것으로 1차 후보는 원(○)으로 표시하였다. 그림 3(b)에서 알 수 있듯이 한 비트에 해당하는 구간에서 여러 개의 점들이 검출되었다. 그림 3(c)는 뇌전도 신호의 LSA 필터 출력과 단계 2에서 기술한 2차 후보에 해당하는 점을 나타낸 것으로 2차 후보는 원(○)으로 표시하였다. 하지만 심전도의 R 파가 없는 곳에서도 2차 후보가 검출된 것을 볼 수 있다. 그림 3(d)는 뇌전도 신호의 LSA 필터 출력과 단계 3에서 기술한 추정된 R 파를 나타낸 것으로 추정된 R 파에 해당하는 점은 원(○)으로 표시하였다. 그림 3(c)의 2차 후보와는 다르게 일부 잘못 선택된 점들이 제거된 것을 알 수 있다. 그림 3(e)는 최종적으로 추정된 R 파를 사용하여 구성된 임펄스를 나타낸 것으로 사각형(□)으로 표시된 부분이 실제 심전도 신호의 R 파에 해당한다. 그림 3(e)에서 보는바와 같이 실제 심전도의 R 파와 동기화된 임펄스가 만들어지는 것을 알 수 있다. 기준으로 사용하는 실제 심전도의 R 파를 검출하는 방법은 전처리 과정을

거친 심전도 신호에 가변 문턱치를 적용하여 R 파를 검출하는 방법을 사용하였다[9].

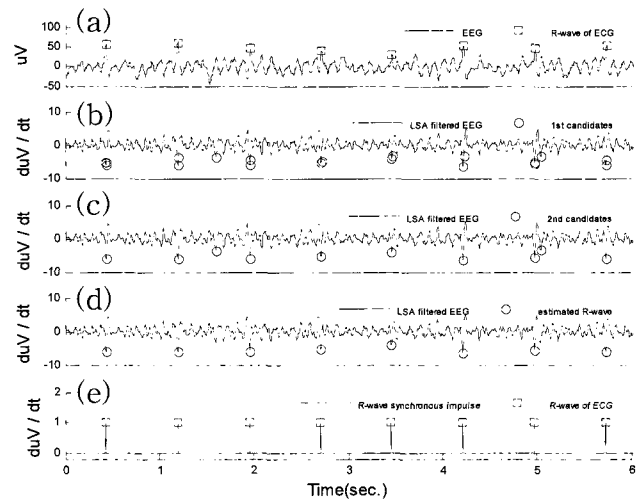


그림 3 R-peak 검출 및 임펄스 생성 과정 (a) 심전도 잡음이 유입된 뇌전도 (b) LSA 필터 결과와 1차 R 파 후보 (c) LSA 필터 결과와 2차 R 파 후보 (d) LSA 필터 결과와 R 파 추정 결과 (e) R 파 추정 결과에 따른 임펄스 구성

Fig. 3 Procedure of R-peak detection and impulse generation (a) EEG with ECG artifact (b) LSA filtered EEG and 1st R-peak candidates (c) LSA filtered EEG and 2nd R-peak candidates (d) LSA filtered EEG and estimation of R-peaks (e) Impulse generation according to the R-peak estimation

2.2 적응 임펄스 상관 필터를 이용한 심전도 추정

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[10].

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 4와 같이 심전도의 R 파와 동기화된 임펄스를 기준 입력으로 사용한다. 적응 임펄스 상관 필터의 계수를 갱신하기 위한 방법으로 NLMS (normalized least mean square) 알고리즘을 사용하였다. NLMS 알고리즘은 계산이 간단하며, LMS 알고리즘과 비교하여 입력 신호의 파워 변화에 영향을 덜 받는 장점이 있다.

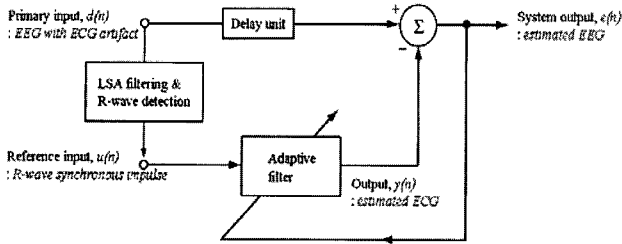


그림 4 적응 임펄스 상관 필터의 구조
Fig. 4 Structure of adaptive impulse correlated filter

3. 실험결과 및 고찰

3.1 실험 대상 및 데이터 획득

본 연구에서 제안한 최소 제곱 가속 기반의 적응 임펄스 상관 필터(least squares acceleration based adaptive impulse correlated filter)를 이용한 뇌전도에서 심전도 잡음 추정 및 제거 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 전극배치법에 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

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.

$$Error\ rate(\%) = \frac{FP+FN}{total\ beats} \times 100 \quad (1)$$

식 (1)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.

표 1 R 파 검출 결과
Table 1 Results of R wave detection

피험자	총갯수 (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

피험자 5에서 가장 빈번하게 오류가 발생한 원인으로 피험자의 움직임에 의해 고주파 잡음이 유입된 경우와 심전도 잡음의 크기가 작은 경우를 들 수 있다.

그림 5에 뇌전도에 유입된 심전도 잡음의 R 파를 잘 검출한 경우와 그렇지 못한 경우를 나타내었다. 그림 5(a)는 심전도 잡음이 유입된 피험자 3의 뇌전도 신호와 동시에 측정된 심전도 신호이다. 그림 5(a)에 제안한 방법을 통해 측정된 R 파를 원(○)으로 나타내었고, 동시에 측정된 심전도 신호로부터 검출한 R 파를 사각형(□)으로 표시하였다.

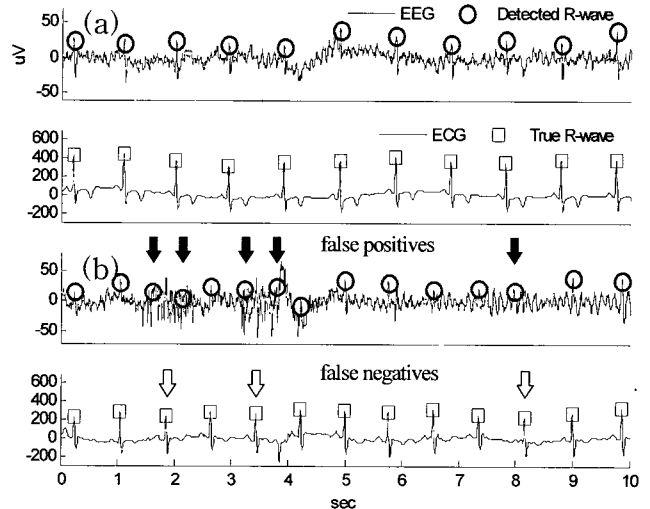


그림 5 뇌전도에서 측정된 R-peak(○)와 동시에 측정된 심전도에서 검출한 R-peak(□) (a) 정확히 검출한 경우 (b) 고주파 잡음으로 오차가 발생한 경우

Fig. 5 R-peak estimation from EEG with ECG artifact and R-peak detection from simultaneously measured ECG (a) Correctly detected (b) Errors were produced because of the high frequency noise

그림 5(a)에서 보는바와 같이 뇌전도에 유입된 심전도 잡음은 배경 뇌전도에 비하여 크기가 크고 주기적이며 스파이크처럼 날카로운 형태를 갖기 때문에 제안한 방법을 통해 뇌전도에서 검출한 R 파(○)와 심전도 신호에서 검출된 R 파(□)의 위치가 일치함을 알 수 있다. 그림 5(b)는 피험자 5의 뇌전도 신호와 동시에 측정된 심전도 신호이다. 그림

5(b)에 제안한 방법을 통해 추정된 R 파를 원(○)으로 나타내었고, 심전도 신호로부터 검출한 R 파를 사각형(□)으로 표시하였다. 그림 5(b)에서 화살표로 표시된 부분은 각각 FP와 FN을 나타낸다. 그림 5(b)에서 보는바와 같이 심전도 잡음뿐만 아니라 고주파 잡음도 함께 유입된 것을 알 수 있다. 이 고주파 잡음은 배경 뇌전도와 다르게 스파이크 형태를 갖기 때문에 심전도 잡음의 R 파와 겹치는 구간에서는 LSA 필터와 심박간격에 기초한 방법으로는 구분하기 어려웠다.

LSA 필터의 경우 간단한 계산으로 뇌전도에 포함된 스파이크 성분을 강조하는데 훌륭한 성능을 보였다. 하지만 뇌전도에서 흔히 나타나는 근전도 신호의 고주파 잡음에 민감한 단점이 있다. 또한 위상 공간과 심박간격 기반의 R 파 검출 방법은 심전도 잡음의 크기가 작거나 근전도 잡음에 의해 가려지는 경우 고정 문턱치를 이용한 방법은 한계를 갖는다. 그러므로 이러한 요인에 의해 심전도 잡음 검출의 저하를 극복하기 위해서는 부가적인 알고리즘 조정이 필요하다.

3.3 심전도 잡음 추정 및 제거

뇌전도 신호에 심전도 잡음이 유입된 경우 뇌전도 신호는 심전도 잡음과 배경 뇌전도(background EEG) 신호로 구성된다. 이 경우 배경 뇌전도 신호 및 심전도 잡음의 정확한 형태를 알 수 없기 때문에 제안한 방법을 이용한 심전도 잡음 추정 및 제거 성능을 정량적으로 평가하기 어렵다. 따라서 실제로 심전도 잡음이 유입된 뇌전도 신호 대신 모의 신호를 생성하여 제안한 방법의 성능을 평가한 다음 실제 신호에 적용하였다.

3.3.1 심전도의 변화가 없는 모의 신호를 이용한 경우

우선 뇌전도에 포함된 심전도 잡음이 매 비트마다 진폭과 심박간격의 변화를 갖지 않는 경우를 가정하고 200개의 샘플로 구성된 정상인의 심전도 한 비트를 100회 반복하여 20,000 샘플의 모의 심전도 신호를 구성하였다. 다음으로 평균이 0인 랜덤 신호 20,000 샘플을 생성하여 배경 뇌전도 신호로 사용하였다. 마지막으로 모의 심전도 신호에 배경 뇌전도 신호를 더해 주어 심전도 잡음이 존재하는 모의 뇌전도 신호를 구성하였다. 그리고 랜덤 신호의 크기를 변화시켜 신호 대 잡음비가 각각 다른 모의 뇌전도 신호들을 구성하였다. 본 논문에서 사용된 신호 대 잡음비는 식 (4)와 같이 모의 심전도 신호와 배경 뇌전도 신호의 파워의 비율을 의미한다.

$$SNR(dB) = 10 \log_{10} \left(\frac{\sum ECG_{artifact}^2}{\sum background_{EEG}^2} \right) \quad (2)$$

모의 뇌전도 신호의 경우 신호 대 잡음비를 -5dB에서 1dB 씩 증가시켜 15dB까지 16 단계의 모의 뇌전도 신호를 생성하였다. 그림 6은 본 연구에서 사용된 모의 심전도 신호와 신호 대 잡음비에 따른 모의 뇌전도 신호의 일부를 나타낸 것이다. 그림 6의 모의 심전도 신호는 2,000 샘플까지 나타내었으며, 모의 뇌전도 신호는 1,000 샘플까지 나타내었다.

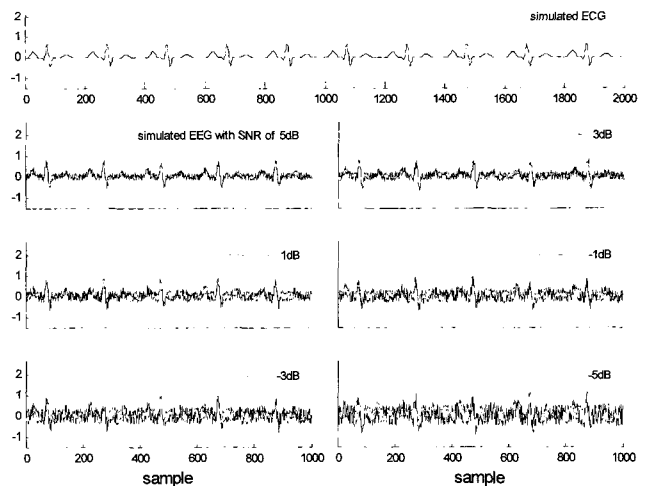


그림 6 일정한 심전도 잡음을 갖는 모의 뇌전도
Fig. 6 Simulated EEG with uniform ECG artifact

제안한 방법의 심전도 추정 및 제거 성능을 평가하기 위하여 다른 연구에서 많이 사용하고 있는 앙상블 평균 방법과 독립 성분 분석의 결과를 함께 비교하였다. 적응 임펄스 상관 필터에서 계수는 200차로 설정하였으며, 학습률은 경험적으로 0.1로 설정하였다. 주 입력에는 모의 뇌전도를 기준 입력에는 R 파와 동기화된 임펄스를 사용하여 모의 심전도를 추정하였다. 앙상블 평균 방법에서는 심전도의 R 파에 모의 뇌전도 신호를 동기화하여 분할하였다. 그리고 분할된 전체 구간에 대한 앙상블 평균을 계산하여 뇌전도 신호에 포함된 심전도의 모양을 추출하고 이를 R 파에 동기화하여 배열함으로써 모의 심전도를 추정하였다[4]. 독립 성분 분석 방법에서는 모의 심전도가 포함된 총 3 종류의 모의 뇌전도 신호에 대한 독립 성분 분석을 통해 모의 심전도를 추정하였다. 성능 평가 과정은 첫 번째로, 신호 대 잡음비가 주어지면 이에 해당하는 모의 뇌전도 신호(모의 심전도 100 비트 + 랜덤 배경 뇌전도)를 생성한다. 단, 독립 성분 분석을 할 경우 3 종류의 신호를 생성하였다. 두 번째로, 이 신호에 대하여 각 알고리즘을 수행하고 각 알고리즘으로 추정된 심전도 신호와 모의 심전도 신호와의 평균 제곱근 오차(root mean square error, RMSE)를 계산한다. 상기의 두 과정을 16 단계의 신호 대 잡음비에 대하여 각 100회씩 수행하고 평균을 계산하였다.

그림 7은 신호 대 잡음비에 따른 각 알고리즘의 평균 제곱근 오차를 나타낸 것이다. 세 가지 알고리즘 모두에서 신호 대 잡음비가 커질수록 즉, 모의 배경 뇌전도 신호의 파워가 작을수록 평균 제곱근 오차가 감소함을 알 수 있다. 원으로 표시된 앙상블 평균 방법의 경우 변화가 작지만 점선으로 표시된 그림에서 알 수 있듯이 신호 대 잡음비가 커질수록 평균 제곱근 오차가 감소한다. 세 가지 알고리즘 중에서 앙상블 평균 방법의 평균 제곱근 오차가 영(zero)에 가까운 가장 우수한 성능을 나타내며, 제안한 적응 임펄스 상관 필터, 독립 성분 분석의 순서대로 좀 더 큰 평균 제곱근 오차를 보이고 있다. 앙상블 평균 방법이 가장 우수한 성능을 나타내는 이유는 형태가 같은 심전도 신호가 반복적으로 배열되어 있고 각각의 길이 또한 200 샘플로 같기 때문에 배

경 뇌전도로 사용된 랜덤 신호 부분의 앙상블 평균이 영 (zero)에 가까워져 심전도 신호 부분만 남기 때문이다. 적응 임펄스 상관 필터의 경우 처음에는 앙상블 평균 방법과 약간의 차이를 보이지만 신호 대 잡음비가 커질수록 비슷한 수준의 평균 제공근 오차를 나타내며, 독립 성분 분석의 결과와 비교하여 성능 면에서 우수함을 알 수 있다.

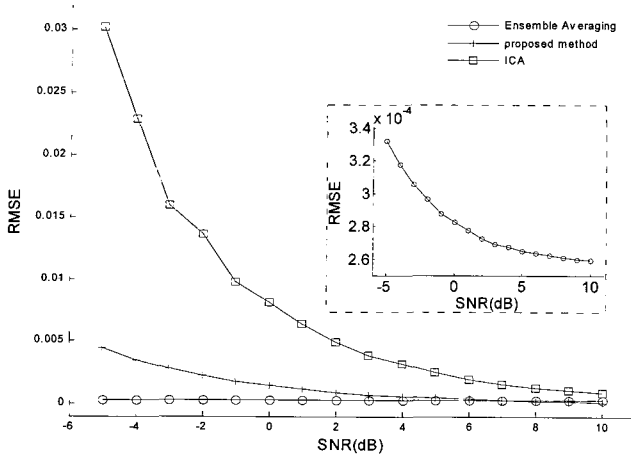


그림 7 일정한 심전도 잡음을 갖는 모의 뇌전도에서 SNR에 따른 평균 제공근 오차

Fig. 7 Root mean square error versus SNR using simulated EEG with uniform ECG artifact

여러 신호 대 잡음비를 갖는 모의 뇌전도 신호 중에서 -1dB의 신호에 대한 각 알고리즘의 추정 결과와 그 오차를 그림 8에 나타내었다. 그림 8(a)는 실험에 사용된 모의 심전도 신호와 -1dB의 신호 대 잡음비를 갖는 모의 뇌전도 신호를 나타낸 것이다. 그림 8(b)는 적응 임펄스 상관 필터의 심전도 추정 결과 및 오차이다. 그림 8(b)에서 보는바와 같이 약 6번째 비트 이후로는 알고리즘의 오차가 수렴되는 것을 알 수 있다. 그림 8(c)는 독립 성분 분석 방법의 심전도 추정 결과 및 오차이다. 그림 8(c)에서는 일정한 오차를 갖지만 적응 임펄스 상관 필터의 오차보다 큰 것을 알 수 있다. 그림 8(d)는 앙상블 평균 방법의 심전도 추정 결과 및 오차로서 일정하면서 가장 작은 오차를 보인다.

3.3.2 심전도의 변화가 있는 모의 신호를 이용한 경우

뇌전도에 포함된 심전도 잡음이 매 비트마다 진폭과 심박 간격이 변화하는 경우를 가정하였다. 정상인으로부터 심전도를 측정하고 200Hz로 샘플링한 다음 연속적인 96개의 비트를 추출하여 20,000 샘플의 크기를 가지는 모의 심전도 신호를 구성하였으며, 초당 0.91~1.15회의 심박률을 나타내었다. 그리고 앞서 기술한 방법과 동일 과정을 통해 적응 임펄스 상관 필터와 앙상블 평균 방법, 독립 성분 분석 방법의 심전도 추정 및 제거 성능을 함께 비교하였다. 그림 9는 진폭과 심박간격에 변화가 있는 심전도 잡음을 포함하고 있는 모의 뇌전도 신호를 신호 대 잡음비에 따라 나타낸 것이다.

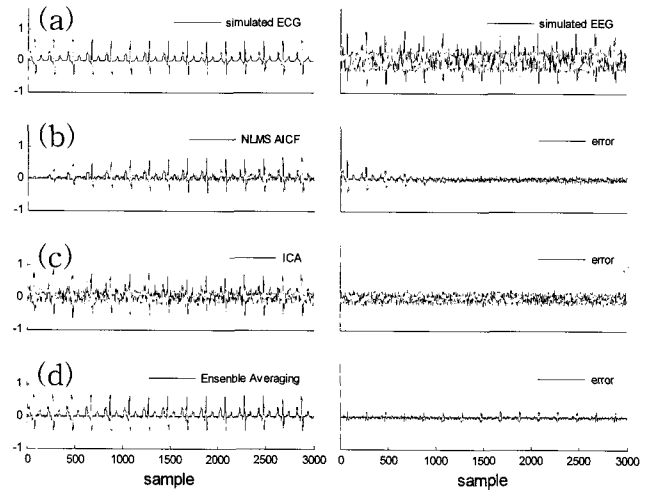


그림 8 일정한 심전도 잡음을 갖는 경우의 심전도 잡음 추정 및 오차 (SNR = -1dB) (a) 모의 심전도와 뇌전도 (b) AICF 결과 (c) ICA 결과 (d) 앙상블 평균 결과

Fig. 8 ECG artifact estimation and error with uniform ECG artifact (SNR = -1dB) (a) Simulated ECG and EEG (b) Result of the AICF (c) Result of the ICA (d) Result of the ensemble averaging

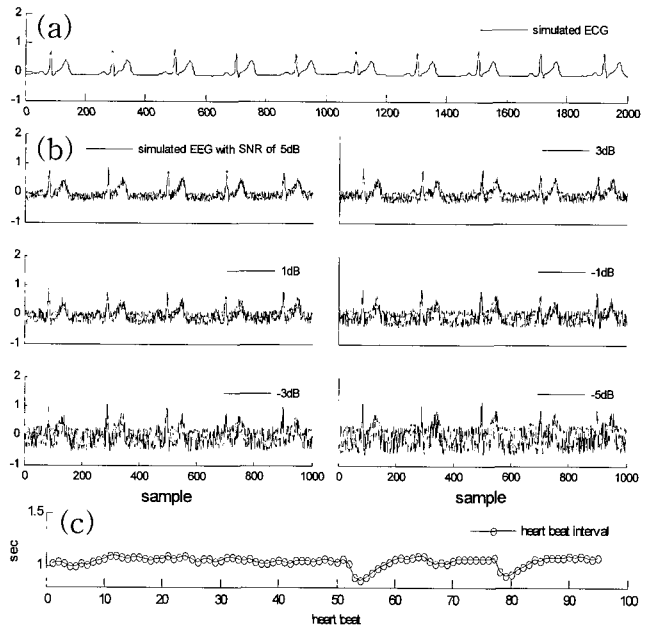


그림 9 심전도 잡음에 변화가 있는 모의 뇌전도 (a) 변화가 있는 모의 심전도 잡음 (b) 모의 뇌전도 (c) (a)의 심박간격

Fig. 9 Simulated EEG with changeable ECG artifact (a) Simulated changeable ECG (b) Simulated EEG (c) heart beat interval of (a)

그림 9(a)에서 모의 심전도 신호는 2,000 샘플까지 나타내었으며, 그림 9(b)의 모의 뇌전도 신호는 1,000 샘플까지 나타내었다. 그림 9(c)는 심전도 신호의 심박간격의 변화를 나타내었다.

그림 10은 신호 대 잡음비에 따른 각 알고리즘의 평균 제곱근 오차를 나타낸 것이다. 세 가지 알고리즘 모두에서 신호 대 잡음비가 커질수록 즉, 모의 배경 뇌전도 신호의 파워가 작을수록 평균 제곱근 오차가 감소하는 것은 앞서 변화가 없는 심전도를 사용한 경우(그림 7 참고)와 동일하지만 적응 임펄스 상관 필터가 평균적으로 가장 우수한 성능을 보이는 차이점이 있다.

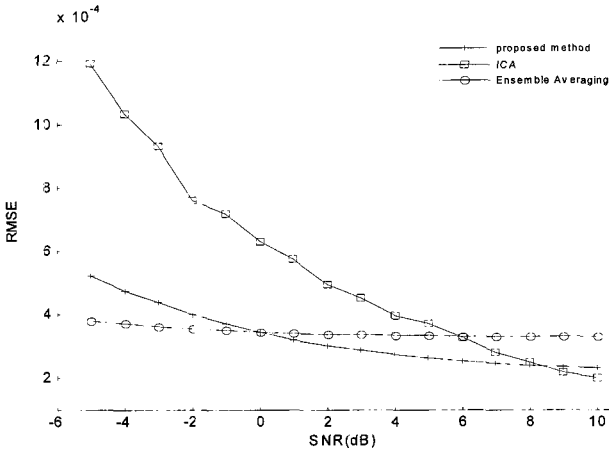


그림 10 심전도 잡음에 변화가 있는 모의 뇌전도에서 SNR에 따른 평균 제곱근 오차
 Fig. 10 Root mean square error versus SNR using simulated EEG with changeable ECG artifact

앙상블 평균 방법의 경우 모의 뇌전도 신호 전 구간에 대한 평균을 사용하기 때문에 개별적인 심전도 잡음의 변화에 대응하지 못하지만 적응 임펄스 상관 필터의 경우 심전도 잡음의 변화에 적응적으로 계수를 갱신하기 때문에 더 우수한 결과를 나타내었다고 사료된다. 독립 성분 분석의 경우 신호 대 잡음비가 높은(상대적으로 심전도 신호가 큰) 신호에 대해서는 우수한 성능을 보였지만, 신호 대 잡음비가 낮은 경우에는 세 가지 알고리즘 중에서 가장 큰 평균 제곱근 오차를 보였다.

3.3.3 실제 신호를 이용한 경우

가지막으로 심전도 잡음이 포함된 실제 뇌전도 신호에 대하여 제안한 방법과 앙상블 평균 방법, 독립 성분 분석 방법을 적용하여 비교하였다. 그림 11은 피험자 3의 뇌전도 신호와 세 가지 방법을 이용하여 추정된 심전도 잡음과 뇌전도 신호의 일부를 나타낸 것이다. 그림 11(a)는 심전도 잡음이 포함된 뇌전도 신호이며, 심전도 잡음의 R 파를 원(○)으로 표시하였다. 그림 11(b)~(d)는 차례로 적응 임펄스 상관 필터와 독립 성분 분석, 앙상블 평균 방법을 이용하여 추정된 심전도 잡음을 나타낸 것이다. 그림 11(b)~(d)에서 보는 바와 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 신

호(그림 11(a))에 섞여있는 약간의 고주파와 저주파 성분도 함께 분리하였다. 그림 11(e)~(g)는 원 신호(그림 11(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.

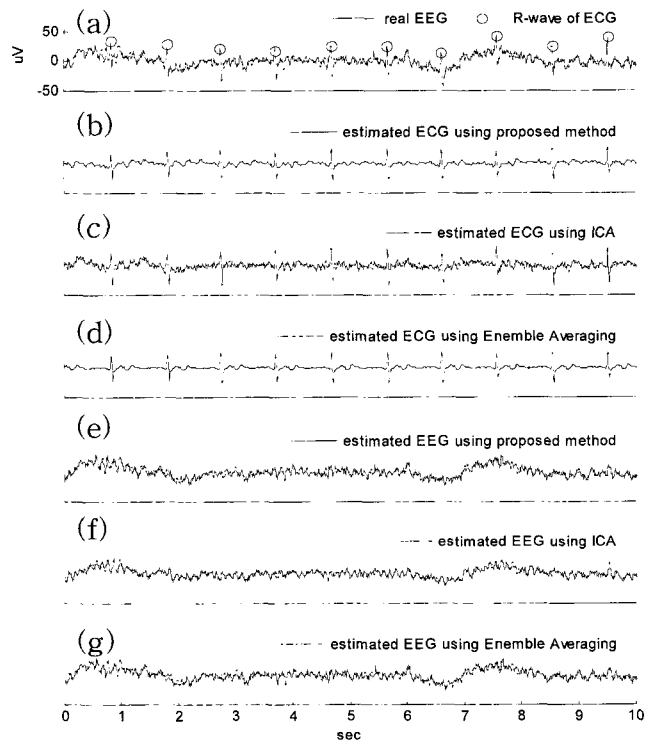


그림 11 실제 뇌전도 신호를 이용한 심전도 잡음 및 배경 뇌전도 추정 결과 (a) 심전도 잡음이 유입된 실제 뇌전도 (b) AICF를 이용한 심전도 추정 (c) ICA를 이용한 심전도 추정 (d) 앙상블 평균을 이용한 심전도 추정 (e) AICF를 이용한 뇌전도 추정 (f) ICA를 이용한 뇌전도 추정 (g) 앙상블 평균을 이용한 뇌전도 추정

Fig. 11 Estimation result of ECG artifact and background EEG using real EEG (a) real EEG with ECG artifact (b) ECG estimation using AICF (c) ECG estimation using ICA (d) ECG estimation using ensemble averaging (e) EEG estimation using AICF (f) EEG estimation using ICA (g) EEG estimation using ensemble averaging

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 보건의료기술진흥사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.(02-PJ3-PG6-EV08-0001)

참 고 문 헌

[1] E. Waterhouse, "New Horizons in Ambulatory Electroencephalography," *IEEE Eng. Med. Biol. Mag.*, vol. 22, pp. 74-80, 2003.

[2] 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.

[3] G. Dirlich, L. Vogl, M. Plaschke, and F. Strian, "Cardiac field effects on the EEG," *Electroencephalogr. Clin. Neurophys.*, vol. 102, pp. 307-315, 1997.

[4] M. Nakamura and H. Shibasaki, "Elimination of EKG artifacts from EEG records," *Electroencephalogr. Clin. Neurophys.*, vol. 66, pp. 89-92, 1987.

[5] 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.

[6] Wcidong 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.

[7] Fabienne Poree, Amar Kachenoura, Herve Gauvrit, Catherine Morvan, Guy Carrault, and Lotfi Senhadji, "Blind Source Separation for Ambulatory Sleep Recording," *IEEE T. Inf. Technol. Biomed.*, vol. 10, No. 2, 2006.

[8] 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.

[9] Willis J. Tomkins, "Biomedical digital signal processing" Prentice-Hall, 1993.

[10] 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.

저 자 소 개



조 성 필 (趙 盛 必)

1978년 11월 9일생. 2001년 연세대학교 의공학과 졸업. 2003년 동 대학원 의료공학협동과정 졸업(공학석사). 2004년~현재 동 대학원 의공학과 박사과정.
Tel : 033-760-2808, Fax : 033-763-1953
E-mail : saylas@bme.yonsei.ac.kr



송 미 혜 (宋 美 惠)

1979년 4월 26일생. 2003년 연세대학교 의공학과 졸업. 2005년 동 대학원 의공학과 졸업(공학석사). 2005년~현재 동 대학원 의공학과 박사과정.
Tel : 033-760-2808, Fax : 033-763-1953
E-mail : song@bme.yonsei.ac.kr



박 호 동 (朴 鎬 東)

1974년 9월 12일생. 2001년 연세대학교 의공학과 졸업. 2002년 동 대학원 의공학과 졸업(공학석사). 2002년~현재 동 대학원 의공학과 박사과정.
Tel : 033-760-2808, Fax : 033-763-1953
E-mail : hodong@bme.yonsei.ac.kr



이 경 중 (李 景 中)

1958년 9월 17일생. 1981년 연세대학교 전기공학과 졸업. 1983년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학석사). 1988년 동 대학원 전기공학과 졸업(공학박사). 1993년 미국 Case Western Reserve Univ. 객원교수. 현재 연세대학교 의공학과 교수.
Tel : 033-760-2433, Fax : 033-763-1953
E-mail : lkj5809@yonsei.ac.kr