

ARX 모델과 적응 필터를 이용한 단일 유발 전위의 추정

김명남 · 조진호* · 김남균** · 이건일

Estimation of Single Evoked Potential Using ARX Model and Adaptive Filter

Myoung Nam Kim, Jin Ho Cho*, Nam Gyun Kim**, Kuhn Il Lee

— Abstract —

A new estimation method of single-EP(evoked potential) using adaptive algorithm and parametric model is proposed. Since the EEG(electroencephalogram) signal is stationary in short time interval, the AR(autoressive) parameters of the EEG are estimated by the Burg algorithm using the EEG of prestimulus interval. After stimulus, the single-EP is estimated by adaptive algorithm. The validity of this method is verified by the simulation for generated auditory single-EP based on parametric model.

1. 서 론

빛, 음향 및 피부 자극등에 의한 신경 경로의 유발전위(evoked potential)는 임상적인 지각 및 감각 연구에 매우 유용하다.

그러나, 이 연구에서 중요한 문제점은 유발전위에 뇌전도(electroencephalogram)잡음이 혼입된다는 것이며, 이를 제거하기 위해 지금까지 동기화된 평균법이 주로 사용되고 있다. 그러나, 이 방법은 많은

수의 단일 시행(single trial)응답들을 평균하는 것이므로, 단일 자극에 의한 단일 유발전위(single-evoked potential)의 형태를 알 수 없으며, 또한 단일 유발전위들 간의 변동성도 알 수 없다.

Spreckelsen¹⁾은 계수 모델 및 칼만(Kalman) 필터를 이용하여 단일 유발전위의 추정에 대한 연구 결과를 발표하였다. 이들은 뇌전도를 백색 잡음의 AR(autoressive) 모델로 두어 자극전의 뇌전도에서 AR 계수들을 Burg 알고리즘으로 구하고, 유발전위를 무한 임펄스 응답(IIR)으로 두어 IIR의 ARMA 계수들을 LS(least square) 알고리즘으로 구하였다. 그런 다음, 구해진 AR 및 ARMA 계수들로써 칼만 필터 처리를 하여 단일 유발전위를 추정하였다. 그러나, 이 방법은 미리 AR 및 ARMA 계수들을 각각 다른 알고리즘으로 추정한 뒤 칼만 필터 처리를 해야 하므로 계산이 복잡하다는 단점을 갖는다.

한편, Cerutti²⁾은 유발전위 및 뇌전도의 조합된 모델을 ARX(autoressive with exogenous input) 모델로 변환시켜 LS 알고리즘으로써 계수들을 추정하고, 추정한 AR 및 MA(moving average) 계수들로써

〈접수 : 1989년 11월 27일〉

경북대학교 공과대학 전자공학과.

* 경북대학교병원. 의공학과, 경북대학교 전자공학과.

** 경북대학교 의대학 의공학과.

Dept. of Electronics, College of Engineering,

Kyungbuk National University.

* Dept. of Biomedical Eng., Kyungbuk University

Hospital, Dept. of Electronics, Kyungbuk

National University.

** Dept. of Biomedical Eng., College of Medicine,

Chonbuk National University.

구성된 시 불변 필터에 평균 유발전위를 통과시켜 단일 유발전위를 얻었다. 그러나, 이 방법은 평균 유발전위를 입력으로 하여 미리 계수를 추정된 뒤 필터를 재 구성하며, 이 필터에 다시 평균 유발전위를 통과시켜 단일 유발전위를 추정하기 때문에 온 라인(on-line) 방식으로 처리할 수 없는 단점을 갖는다.

본 논문에서는 유발전위와 뇌전도의 조합 모델인 ARX 모델에서 단일 유발전위를 추정하기 위해 자극 전에 추정된 AR 계수와 적응 필터를 이용한 새로운 추정 방법을 제시하였다. 이 방법에서는 자극을 가하기 전의 뇌전도 신호로부터 Burg 알고리즘으로 AR 계수를 추정된 뒤 적응 필터를 이용하여 단일 유발전위를 추정한다. 이로써, 단일 유발전위 정보의 재 저장 없이 온라인으로 처리할 수 있으며 기존의 방법보다 수행이 간단하다. 이의 타당성을 청각 유발전위에 대한 시뮬레이션을 통해 확인하였다.

2. 이 론

2-1 유발전위 및 뇌전도의 조합된 모델

유발전위 및 뇌전도의 조합된 일반적인 모델은 그림 1과 같다.³⁾ 평균 유발전위 $u(n)$ 가 전달함수(transfer function) $H_s(z)$ 의 필터를 통과하여 만든 유발전위 $s(n)$ 은

$$s(n) = C^T S(n-1) \quad (1)$$

이며, 여기서

$$C^T = [a_1, \dots, a_p, b_1, \dots, b_m] \quad (2)$$

$$S^T(n-1) = [s(n-1), \dots, s(n-p), u(n), \dots, u(n-m+1)] \quad (3)$$

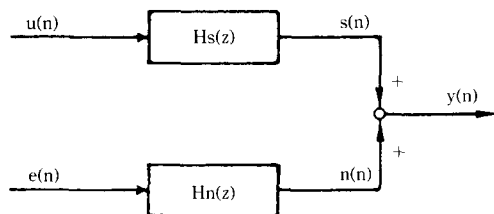


그림 1 유발전위 및 뇌전도의 조합된 모델.
Fig. 1 Combined model of EP and EEG.

이다. $u(n)$ 은 단일 시행 응답들을 동기화된 평균법으로 구한 것이다.

백색 잡음 $e(n)$ 이 전달 함수 $H_n(z)$ 의 필터를 통과한 뇌전도 $n(n)$ 은

$$n(n) = A^T N(n-1) + e(n) \quad (4)$$

이며, 여기서

$$A^T = [a_1, \dots, a_p] \quad (5)$$

$$N^T(n-1) = [n(n-1), \dots, n(n-p)] \quad (6)$$

이다. $s(n)$ 과 $n(n)$ 의 합이 단일 시행 응답 $y(n)$ 이 된다. 즉,

$$y(n) = s(n) + n(n) \quad (7)$$

이다. 이 그림의 전달 함수 $H_s(z)$ 및 $H_n(z)$ 는 각각 ARMA 및 AR 모델로서 다음과 같다. 즉,

$$H_s(z) = B(z)/A(z) \quad (8)$$

$$H_n(z) = 1/A(z) \quad (9)$$

이다. 여기서, $B(z)$ 는 영점만을 갖는 전달 함수이며 $1/A(z)$ 는 극점만을 갖는 전달 함수이다.

Cerutti 등³⁾은 이 모델을 계수 인식이 가능한 ARX 모델로 변환하였으며, 변환된 모델은 그림 2와 같다. 이들은 LS 알고리즘을 사용하여 이 모델의 계수들을 추정된 뒤, 이들 계수들로서 그림 1의 모델을 재 구성하여 단일 유발전위를 추정하였다.

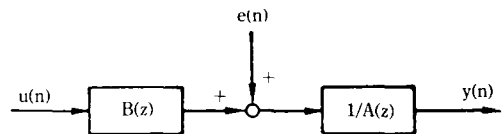


그림 2 단일 시행 응답의 ARX 모델.
Fig. 2 ARX model of single trial response.

2-2 제안 방법

본 논문에서는 그림 2의 ARX 모델에서 단일 유발전위를 추정하기 위해 단일 시행 바로 전에 뇌전도의 AR 계수를 추정하고 적응 필터를 이용한 새로운 추정 방식을 그림 3과 같이 제안하였다.

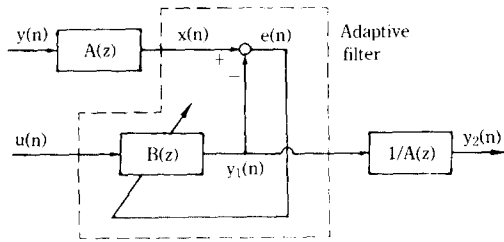


그림 3 제안한 단일 유발전위 추정 블록도.

Fig. 3 Proposed single block diagram evoked potential estimation

뇌전도 신호는 비정상적(non-stationary)인 신호이나 1초 정도의 짧은 구간에서는 정상적이라고 가정할 수 있다. 또한 유발전위는 이 구간 보다 더 짧은 시간에 발생하므로, 자극전의 뇌전도로써 Burg 알고리즘등을 이용하여 AR 계수 $A(z)$ 들을 추정할 수 있다. 자극후, 측정된 $y(n)$ 이 필터 $A(z)$ 를 통과한 신호 $x(n)$ 은

$$x(n) = B^T U + e(n) \quad (10)$$

이고 여기서

$$B^T = [b(n), \dots, b(n-m+1)] \quad (11)$$

$$U^T = [u(n), \dots, u(n-m+1)] \quad (12)$$

이다. 이 $x(n)$ 을 원 입력(primary input)으로 하고, 동기화된 평균 유발전위 $u(n)$ 을 기준 입력(reference input)으로 하여 적응 필터 전달 함수 $B(z)$ 로써 구한 신호 $y_1(n)$ 은

$$y_1(n) = B^T U \quad (13)$$

이다. 이 때 적응 필터 계수 B 는 적응 알고리즘에 의해 새로 정해진다.

이 신호를 필터 $1/A(z)$ 에 통과시켜 단일 유발전위 $y_2(n)$ 을 얻는다. 추정된 단일 유발전위 $y_2(n)$ 는

$$y_2(n) = A^T Y_2(n-1) + y_1(n) \quad (14)$$

이며, 여기서

$$Y_2^T(n-1) = [y_2(n-1), \dots, y_2(n-p)] \quad (15)$$

이다. 이상의 수행 단계는 그림 4와 같다.

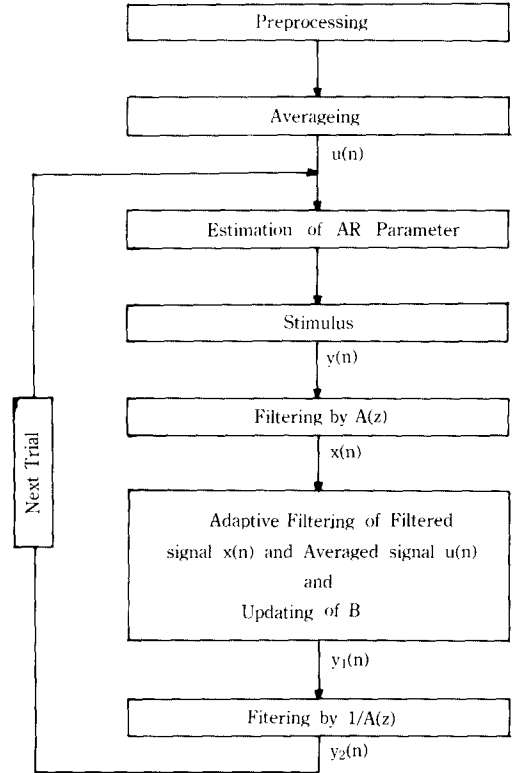


그림 4 제안한 추정 방법의 수행 단계.

Fig. 4 Steps of proposed estimation method.

3. 시뮬레이션 결과 및 고찰

제안한 방법의 타당성을 확인하기 위하여 청각 유발전위에 대해서 시뮬레이션을 하였다. 적응 알고리즘으로는 LMS 알고리즘³⁾을 사용하였다.

실제적인 평균 유발전위를 얻기 위해 동기화된 평균 가산기(Nicolet, CA-1000)를 이용하였으며, 전극은 정상적인 사람의 두정부, 이주 및 전두부에 각각 능동 전극, 기준전극 및 접지 전극을 부착하였다. 이 평균 유발전위를 그림 3의 기준 신호 $u(n)$ 으로 사용하였으며, 그 파형은 그림 5(a)와 같았다. 그림 1의 모델에서 임의의 AR 및 MA 계수들을 갖는 필터를 수행하여 구한 단일 유발전위는 그림 5(b)와 같았다. 이때 사용한 차수, AR 계수 및 MA 계수의 각 값은 표 1과 같다.

그림 5(b)의 단일 유발전위에서 5개의 첨두 부분의

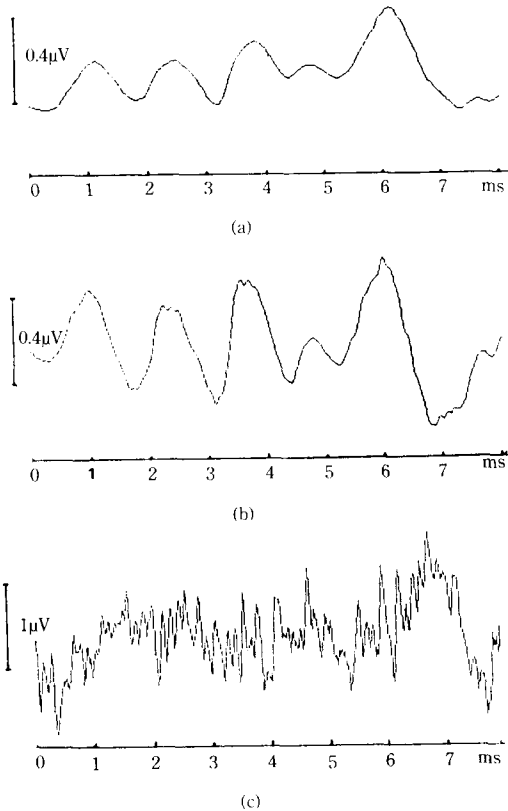


그림 5 시뮬레이션 신호 : (a) 평균 유발전위 $u(n)$
(b) 단일 유발전위 $s(n)$ 및 (c) 뇌전도 $n(n)$.

Fig. 5 Simulation signal : (a) averaged EP $u(n)$
(b) single EP $s(n)$ and (c) EEG $n(n)$.

위치가 전체적인 형태가 그림 5(a)의 평균 유발전위와는 차이가 있음을 볼 수 있다. 즉, 단일 유발전위 각각의 특징이 전체적 평균으로 인해 평균 유발전위에서는 관찰할 수 없음을 알 수 있다.

배경 뇌전도는 백색 잡음을 8차의 AR 모델에 통과시켜 얻었으며 이 신호는 그림 5 (c)와 같다. 이때 이 차수의 선택은 뇌전도 신호의 AR 모델이 8차에서 12차로 구성된다는 것에 따른 것이다.⁴⁾ 이 계수들은 표 1의 단일 유발전위의 AR 계수들과 동일하다.

제안한 방법에서는 이 계수들을 자극 전 약 100ms 정도의 뇌전도로서 Burg 알고리즘을 이용하여 추정하였다.

표 1. $H_s(z)$ 의 계수.

Table 1. Parameter of $H_s(z)$.

차 수	AR 계수	MR 계수
1	1.55	0.1
2	-1.075	0.2
3	0.3265	0.3
4	0.127	0.4
5	-0.2511	-0.4
6	0.6611	-0.3
7	-0.811	-0.2
8	0.4041	-0.1

그림 6은 그림 5 (b) 신호와 그림 5(c) 신호의 합으로 이루어진 단일 시행 응답으로서 이를 그림 3에서 입력 $y(n)$ 으로 사용하였다.

제안한 방법을 이용하여 추정한 단일 유발전위는 그림 7과 같았다. 이 그림에서 임상적으로 중요한 5개의 첨두 부분의 상대적 위치와 전체적 형태가 확

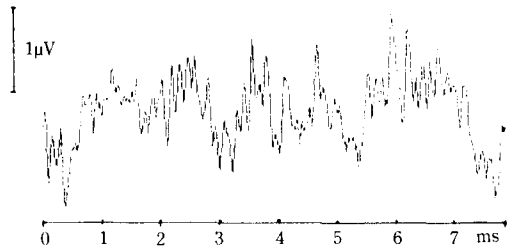


그림 6 단일 시행 응답.

Fig. 6 Single-trial response.

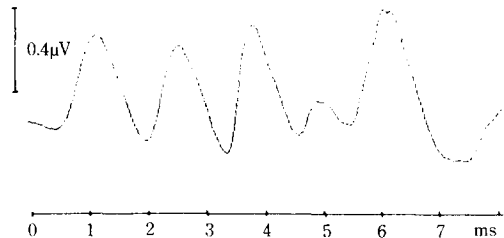


그림 7 제안된 방법의 결과.

Fig. 7 Result of proposed method.

실하게 드러나며, 이를 그림 5(b)의 것과 비교해 볼 때 첨두 부분의 위치와 기본적 형태에 있어서 아주 유사함을 알 수 있다.

4. 결 론

본 논문에서는 유발전위와 뇌전도의 조합 모델인 ARX 모델에서 단일 유발전위를 추정하기 위해 자극전에 추정된 AR 계수와 적응 필터를 이용한 새로운 추정 방법을 제시하였다. 이 방법은 자극을 가하기 전의 뇌전도 신호로부터 Burg 알고리즘으로 AR 계수를 추정한 뒤 적응 필터를 이용하여 단일 유발전위를 추정한다. 이로써, 단일 유발전위 정보의 재저장 없이 온 라인으로 처리할 수 있으며 기존의 방법보다 수행이 간단하다. 이의 타당성을 청각 유발전위에 대한 시뮬레이션을 통해 확인하였다. 본 제안 방법은 시각 유발전위에서의 안전도(electrooculogram)같은 뇌전도 이외의 다른 요인의 잡음이 포함될 경우에도 확장될 수 있을 것이다.

참 고 문 헌

- 1) M. V. Spreckelsen and B. Bromm, "Estimation of single-evoked cerebral potentials by means of parametric modeling and kalman filtering," IEEE Trans. Biomed., Vol. 35 ; 691-700, Sep. 1988.
- 2) S. M. Kay and S. L. Marple, "Spectrum analysis a modern perspective," IEEE Proc., Vol. 69 ; 1380-1419, Nov. 1981.
- 3) S. Cerutti, G. Chiarenza, D. Liberati, P. Mascellani and G. Pavesi, "A Parametric method of identification of single-trial event-related potentials in the brain," IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol. 35 ; 701-711, Sep. 1988.
- 4) S. Cerutti, D. Liberati and P. Mascellani, "Parameter extraction in EEG processing during riskful neurosurgical operation," Sign. Proc., Vol. 9 ; 25-35, 1985.
- 5) B. Widrow et al., "Adaptive noise cancellation : Principles and applications," IEEE Proc., Vol. 63 ; 1692-1716, Dec. 1975.