

論文97-34S-10-9

# 유발전위 뇌파 신호의 추출을 위한 구간 레이턴스 교정 평균가산 (Segments latency corrected average for evoked potentials)

李 龍 喜 \* , 李 斗 秀 \*

(Yong Hee Lee and Doo Soo Lee)

## 요 약

시변 특성을 지닌 유발전위뇌파를 추출하기위해 구간 레이턴스 교정 평균가산법을 제시한다. 이 방법은 세가지 단계로 구성되어 있다. 먼저 아티팩트의 영향을 줄이고 배경 잡음을 제거하기 위하여 적응 필터링을 수행하는 과정, 다음으로 구간을 설정하고 이전에 얻어진 유발전위뇌파와 측정된 것과의 교차 상관함수에 의한 구간 응답 지연을 검출하는 과정, 그리고 마지막으로 검출된 구간별 응답 지연 성분을 가지고 그룹화하여 평균가산한 후 전체 교정된 유발전위뇌파를 얻는 과정이다. 이 과정에서 기존의 평균가산법, Woody의 방법, 그리고 피크 성분 레이턴스 교정 평균가산법등의 결과들이 비교된다. 결과를 통해 제안한 방법이 유발전위뇌파의 측정에서 기본 피크의 레이턴스 변화를 반영하면서 향상된 결과를 얻을 수 있음을 보인다.

## Abstracts

To extract time-varying evoked potential (EP), segment latency corrected average method is presented. This method is composed of three steps. First, adaptive filtering for reducing the effect of artifacts and removing background noise is performed. Next, validated intervals of individual segments are aligned, and latency components are detected by cross-correlation between the previously obtained and measured EPs within the intervals. Finally, after the detected latency component, responses of segments are grouped and averaged, the whole corrected EP signal is obtained. In the experiments, the results of the conventional methods including simple averaging, Woody's method, and peak component latency corrected averaging are obtained, the results compared with the present method for evaluating performance. Therefore, the presented method confirms that it reflects the latency variations of fundamental peaks and gets the improved EP.

## I. 서 론

유발전위뇌파는 소리, 빛, 또는 전기적인 자극과 같은 외적인 자극에 의해 뇌의 신경계에서 나타나는 전기생리화학적 응답으로서 특징적인 피크의 모양 및 시간에 따른 변화는 신경 활동에 관한 중요한 정보를 제공하고 있다<sup>[1,2,3]</sup>. 유발전위 뇌파는 보통 자발적인 뇌파(electroencephalogram: EEG) 및 생리적인 다른

신호들의 영향으로 신호대잡음비(signal to noise ratio: SNR)가 극히 낮아 단일 자극만으로 얻는 것은 매우 어렵다. 고전적으로 이러한 유발전위뇌파를 측정하기 위해 많은 횡수를 앙상블 평균(ensemble average)하여 얻는 평균가산법이 사용되었다<sup>[1,4,5]</sup>. 그러나 이 방법은 유발전위뇌파가 시간에 관계없이 일정한 응답을 나타내는 안정 신호라는 가정하에 수행되었으며 결과적으로 얻어진 유발전위뇌파는 많은 횡수를 산술적으로 평균가산함으로써 생리적인 파형들이 누그러지는 경향을 나타냈다. 근래의 연구는 유발전위 뇌파가 시간에 따라 전체적인 응답 및 개별적인 피크

\* 正會員, 漢陽大學校 電子工學科

(Dept. of Elec. Eng., Hanyang University)

接受日字: 1997年7月23日, 수정완료일: 1997年9月23日

들도 랜덤하게 변화한다고 보고하고 있다<sup>[6,7,8,9,10]</sup>. 몇몇 연구자들은 이러한 유발전위뇌파의 시변 특성을 극복하기 위한 방법들을 연구하였다. Woody는 유발전위뇌파의 전체 응답의 랜덤한 변화를 기준 파형과 측정된 파형간의 교차 상관함수에 의해 구한 후 교정하여 평균가산하는 방법을 제시하였다<sup>[8]</sup>. 결과적인 응답은 고전적인 평균가산에 비해 훨씬 향상된 파형을 얻을 수 있었으나 개별적인 피크의 변화는 반영하지 못했다. 그 후 McGillem은 Woody 방법의 한계를 극복하기 위해 피크 레이턴스 교정 평균가산법(latency corrected average : LCA)을 제시하였다<sup>[6]</sup>. 이것은 먼저 피크의 존재 구간을 설정하고 이 구간에서 각각 기준 파형과 측정된 파형간에 교차 상관함수를 구하여 개별 피크를 그룹화한 후 이를 가산하는 방법으로 기존의 방법에 비해 더 많은 유발전위뇌파의 특징적인 정보를 제공하였다. 최근에 Xiao Hu는 LCA방법을 적용하는데 전처리과정으로 적응필터를 도입하여 좋은 결과를 얻었다<sup>[7,11]</sup>. LCA방법은 고전적인 평균가산법에서 얻을 수 없는 유발전위뇌파의 다양한 피크 정보를 제공한다는 점에서 기존의 방법보다 우수하다고 평가되고 있으나 구현 방법이 복잡하고 피크의 존재구간과 그 외의 구간사이 불연속적인 구간이 필연적으로 생기게 되며 이 구간에서 불필요한 피크가 생기는 경우가 있어 기본 파형과의 혼동을 주기도 한다. 또한 측정된 신호의 신호대잡음비가 낮은 경우나 주변 아티팩트(artifacts)의 영향이 큰 경우 각 응답에서 피크를 검출하는 것이 상당히 어려운 점도 문제점으로 지적되고 있다<sup>[6]</sup>.

본 논문에서는 피크의 검출대신 측정된 유발전위뇌파를 몇 개의 작은 구간으로 구분한 후 각 구간에서의 기준 신호와 측정된 신호와의 레이턴스 지연을 구해 보정하여 유발전위뇌파를 얻는 구간 레이턴스 교정 평균가산법을 제시한다. 이 방법은 기존의 Woody의 전체 레이턴스 교정 가산법과 LCA방법을 보완한 방법으로 전체 및 개별 피크의 변화를 반영하면서 피크 검출과정을 필요로 하지 않는다. 또한 구간과 구간사이의 불연속성도 거의 나타나지 않는다. 과정은 크게 전처리 과정, 구간 레이턴스 지연 검출과정, 그리고 레이턴스 교정 평균가산 과정으로 나뉘어 있다. 본 논문에서는 각 과정을 기술하고 실험에서 기존의 방법의 결과와 정량적인 비교를 수행한다.

## II. 구간 레이턴스 교정 평균가산법

자극에 대한 응답의 일반적인 이산시간 모델은 다음 식(1)과 같이 나타낸다<sup>[4,5]</sup>.

$$x_i(k) = s_i(k) + n_i(k), 0 \leq k \leq N-1 \quad (1)$$

여기서  $N$ 은 자극에 따른 응답의 샘플수이며  $x_i(k)$ ,  $s_i(k)$  그리고  $n_i(k)$ 는 각각  $i$ 번째 자극에 의한 측정된 응답, 유발전위뇌파 응답, 그리고 부가된 잡음 성분을 나타낸 것이다. 부가 잡음은 가우시안 백색 모델일 경우 단순 평균 가산법만으로도 효과적으로 제거되나 대부분의 경우 배경 EEG 및 생리적인 아티팩트는 가우시안 백색 잡음 모델을 따르지 않기 때문에 시변 특성을 고려한 적응 필터링을 적용하게 된다.

### 1. 적응 필터링에 의한 전처리 과정

유발전위뇌파의 전처리 과정으로서 적응 필터링을 수행한다<sup>[16]</sup>. 유발전위뇌파의 측정에서 적응필터의 사용은 시변 특성을 반영함으로써 배경 EEG 및 아티팩트를 효과적으로 제거하여 신호대잡음비를 향상시킬 수 있음이 많은 연구에 의해 보고되었다<sup>[11,12,13,14,15]</sup>. 일반적으로 RLS(recursive least squares)와 LMS(least mean square)알고리즘이 사용되나 유발전위뇌파의 측정에서는 LMS알고리즘이 구조가 단순하여 많이 사용되고 있다<sup>[12,13,14]</sup>. 본 연구에서도 LMS알고리즘을 적용하였다. 측정된 신호의 적응 필터에 의한 추정 표현식은 식(2)과 같이 나타낼 수 있다.

$$\begin{aligned} \hat{s}_i(k) &= \sum_{l=-m}^m (h(l)x_i(k-l)), 0 \leq k \leq N-1 \\ &= h^T x_i \end{aligned} \quad (2)$$

여기서  $h = [h_m \dots h_0 \dots h_m]^T$ ,  $x_i = [x_i(k-m) \dots x_i(k) \dots x_i(k+m)]^T$ 이며  $m$ 은 양의 정수로서 적응 필터의 차수는  $2m+1$ 이다. 적응 필터의 임펄스 응답 벡터  $h$ 는 최소 자승 에러  $J$ 를 최소화하는 값으로 결정한다. 즉 식(3)에 의해 얻어진다.

$$\min_h \{J(h)\} = \min \{E\{[x_i^a(k) - \hat{S}_i(k)]^2\} \quad (3)$$

여기서  $x_i^a$ 는  $i$ 번째 적응 필터의 기준 입력으로서 본 연구에서는 식(4)와 같이 이전의  $M$ 회의 평균가산

출력을 이용하였다.

$$x_i^d(k) = \frac{1}{M} \sum_{a=1}^M x_{i-a}(k) \quad (4)$$

2. 구간 레이턴스 지연 검출

기준신호와 현재 측정된 신호와의 구간 레이턴스 변화를 얻기 위해 식(2)에서 측정된 필터링 후의  $\hat{s}_i(k)$ 을 몇 개의 구간으로 나누어 구간 시변특성을 반영한 식(5)와 같이 나타낸다.

$$\begin{aligned} \hat{S}_i(k) &\cong \sum_{j=1}^D (k - \tau_j) \\ \rho(k) &= \sum_{j=1}^D \rho^j \end{aligned} \quad (5)$$

여기서  $D$ 는 유발전위뇌파 응답의 구간수이며  $j$ 는 구간의 응답을 나타내는 첨자이다.  $\rho(k)$ 는 유발전위뇌파의 기준신호이며  $\tau_j$ 는  $i$ 번째 응답의  $j$ 번째 구간 레이턴스 지연을 나타낸다. 이러한 표현은 실제로 있어 각 피크 성분들을 구해야 하는 LCA방법보다 단순한 계산을 제공한다. 즉 개별 피크의 레이턴스를 계산하여 교정하는 대신 구간별 레이턴스를 구해 교정하기 때문에 개별 피크에 대한 정보 없이도 적용이 가능하다. 식(5)에서 기준신호는 Woody의 방법과 같이 평균 가산된 신호를 이용한다. 기준 신호와  $i$ 번째 측정된 신호와의 구간별 레이턴스 지연  $\tau_j$ 를 계산하기 위해 기준 파형과 측정된 파형간에 식(6)의 교차 상관함수를 이용한다.

$$r_j^i(\tau_j) = \sum_{k=-\beta^j}^{\beta^j} \rho^j(k) \hat{S}_i(\tau_j + k), 0 \leq \tau_j \leq \beta^j \quad (6)$$

$$\tau_j^i = \max_{\tau} (r_j^i(\tau)) \quad (7)$$

여기서  $\beta^j$ 는  $j$ 번째 구간 테이타 샘플수이다. 구간에서의 지연은 식(6)에서 최대값을 갖는 지연을 식(7)에서 찾음으로서 얻게 된다.

3. 레이턴스 교정 평균가산

전절에서 얻은 각 구간에서의 레이턴스 응답은 기준신호와와의 구간별 레이턴스 지연을 나타낸 것으로 이전 응답과 현재 응답의 동적인 변화를 의미한다. 각 구간에서 얻어진 레이턴스는  $\beta^j$ 를 기준으로 교정해야 한다. 이것은 한 구간에서 측정된 레이턴스가  $\tau_j$ 일 경우

측정한 신호를  $k - \tau_j$  만큼 교정하는 것을 말하며 교정 후 식(8)에 의해 각 구간별로 그룹화하게 된다. 여기서  $L$ 은 전체 수행 횟수이며  $\bar{S}^j(k)$ 는  $j$ 번째 구간의 레이턴스를 교정하고 평균가산한 구간 출력이다.  $\bar{S}^j(k)$ '는 최종 출력을 나타낸다. 식 (8)식에 의해 그룹화된 결과는 식(9)에서 평균가산함으로써 최종 결과를 얻게 된다.

$$\bar{S}^j(k) = \sum_{l=1}^L \hat{S}_i^j(k - \tau_j^l), j=1,2,\dots,D \quad (8)$$

$$\bar{S}(k) = \frac{1}{L} \sum_{j=1}^D \bar{S}^j(k) \quad (9)$$

그림 1은 구간 레이턴스 교정 평균가산법의 도식적인 설명을 나타낸 것으로  $\rho^j$ 에서 굵은 점은 기준 신호의 중심점이고  $\hat{S}_i$ 에서는 기준신호에 대응하는 점으로 교차 상관함수가 최대인 점을 의미한다.  $\bar{S}_i$ 는  $\tau_j$ 만큼 보정한 것을 의미한다. 식(9)에서 얻은 출력은 실제 응용에서 구간과 구간사이 연결을 위해 후처리 과정을 필요로 한다. 이 경우 결과적인 전체 파형의 왜곡을 막기 위해 저역 통과 필터링 대신 몇가지 방법들이 제시되어 있다<sup>[6,11]</sup>. 본 연구에서는 구간사이에서 이동평균을 취해 수행한다. 이것은 단순하면서도 구간내 다른 파형에 영향을 주지 않기때문에 효과적이다. 이동평균은 식(10)에 의해 수행된다. 여기서  $Z$ 는 양의 정수로서 이동 평균의 구간을 의미한다.

$$\bar{s}(k) = \frac{1}{2Z+1} \sum_{n=-Z}^Z \bar{S}(k-n) \quad (10)$$

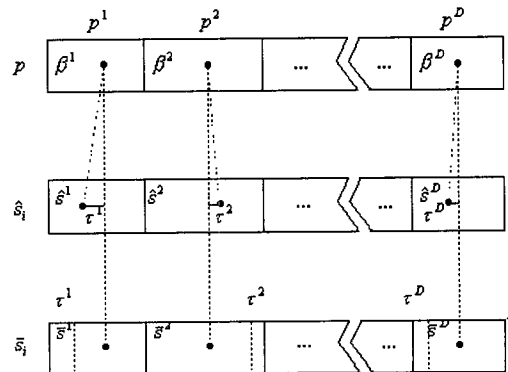


그림 1. 구간 레이턴스 교정 평균가산법의 개요도  
Fig. 1. schematic of segment latency corrected average method.

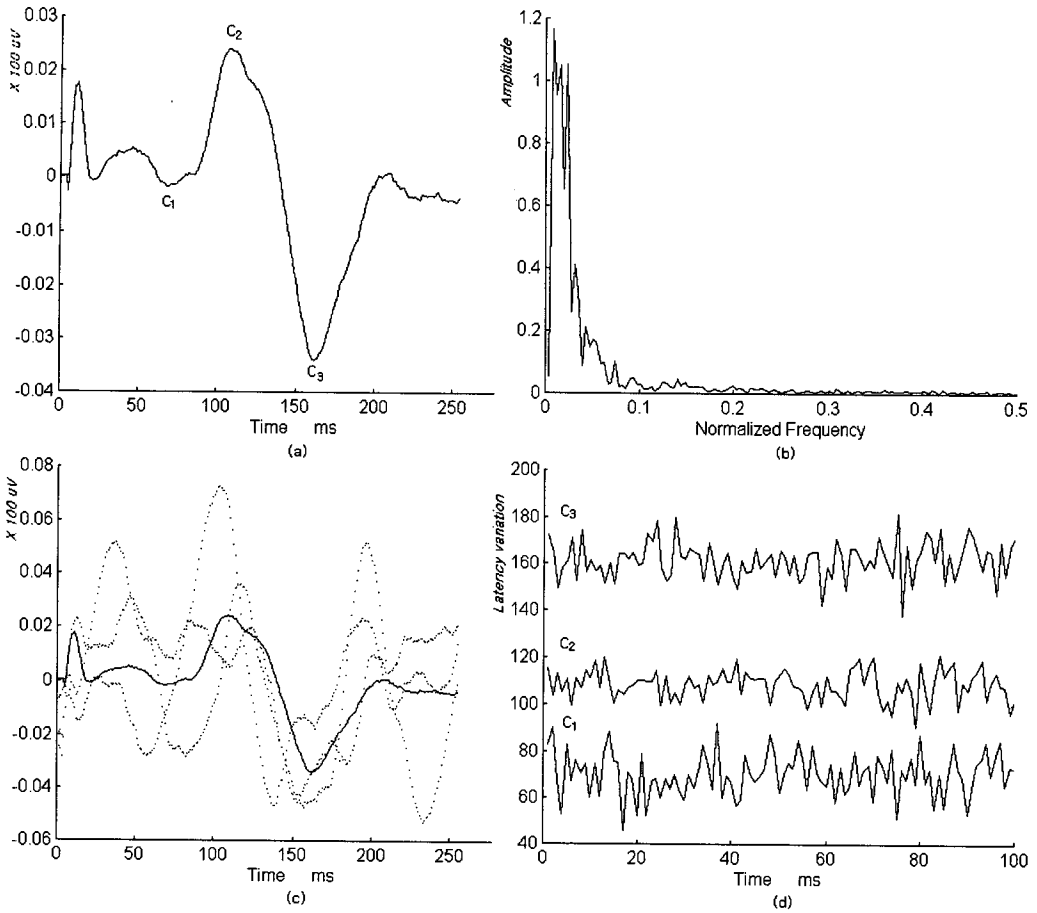


그림 2. 모의 실험용 데이터

(a)기준 신호 (b)모델된 신호의 정규화한 주파수분포 (c) 모델된 신호의 응답(점선) 및 기준 신호 (d)  $C_1, C_2, C_3$  피크의 랜덤 변화값

Fig. 2. Evoked potentials for simulation.

(a) reference evoked potential (b) spectrum of simulated evoked potential (c) simulated evoked potentials (dash line) and reference evoked potential(solid line) (d) random values of  $C_1, C_2,$  and  $C_3$  peaks

### III. 실험 및 고찰

위에서 기술한 유발전위뇌파의 추정 방법을 비교하고 성능을 평가하기 위해 실험은 두가지 방법으로 나누어 수행하였다. 먼저 모델된 신호를 이용한 정량적인 성능 평가를 하였으며 다음으로 실제 측정된 데이터에 적용하여 결과를 얻어냈다.

정량적인 성능 평가를 위해 피크 레이턴스를 알고 있는 시각 유발전위 뇌파의 기준 신호를 만들고 각 피크 응답을 피크간 15%이내에서 랜덤하게 변화하도록 설정하였으며 여기에 배경 EEG 및 아티팩트 요소로

서 배경 잡음 성분을 추가 하였다. 그림 2(a)는 설정된 기준 신호이며  $C_1, C_2, C_3$  는 일반적으로 시각 유발전위 뇌파에서 중요시하는 각 피크를 나타낸 것이다. 보통 자극 방법에 따라 차이가 있지만  $C_1$  의 경우 평균 70ms에서 나타나는 음의 피크파,  $C_2$  는 평균 100ms에서 나타나는 양의 피크파, 그리고  $C_3$ 는 평균 165ms사이에서 나타나는 음의 피크파이다<sup>[1,2,3]</sup>. 여기서 피크 레이턴스 변화는 0- $C_1$  응답,  $C_1$ - $C_2$  응답,  $C_2$ - $C_3$  응답,  $C_3$ -끝까지의 응답을 구간내에서 랜덤하게 변화하도록 하였다. 배경 잡음은 실제의 경우 백색 잡음으로 나타나지 않으며 본 연구에서는 Xiau-Hu<sup>[7]</sup>

가 제안한 식(11)의 자기회기(autoregressive)모델을 사용하여 실제의 배경잡음에 근접한 모델을 만들었다. 식(11)에서  $w(k)$ 는 백색 가우시안 잡음이다.

$$n_i(k) = 1.5084n_i(k-1) + 0.1587n_i(k-2) - 0.30109n_i(k-3) - 0.0510n_i(k-4) + w(k) \quad (11)$$

기준 신호는 배경 잡음과의 신호대 잡음비가 -6dB를 나타내도록 합성하였다. 그림 2(b)는 모델된 신호의 주파수 분포를 나타낸 것이다. 샘플링 주파수는 기준 신호의 경우  $F_s = 1\text{kHz}$ 로 설정했을때 대부분 70Hz 이내에 분포하는 것을 볼 수 있다. 그림 2(c)는 모델된 신호의 응답(점선)과 기준신호를 나타낸 것이다. 그림 2(d)는 각 피크의 랜덤한 변화 값을 나타낸 것이다.

전체 기준 신호는 총 100회의 응답을 갖도록 설정하였으며 표 1에 100회의 모델된 기준 신호의 피크 평균 및 표준 편차를 나타냈다.

표 1. 기준 신호의 레이턴스  
Table 1. latencies of reference Eps.  
(단위 : ms)

피크 레이턴스	레이턴스 지연	모델된 신호의 평균 레이턴스	레이턴스의 표준 편차
C1	69	70.41	9.38
C2	109	108.63	6.30
C3	162	161.78	8.03

각 방법을 적용하기에 앞서 전처리 과정으로 적응 필터링을 수행하였다. 이 때  $u=0.01$ ,  $m=15$ 인 31차의 적응 필터링을 수행하였으며 기준 입력  $x_j^n$ 는  $M=10$ 으로 이전 10회의 평균가산한 신호를 사용하였다. 모델된 신호를 바탕으로 단순 평균가산법, Woody의 전체 레이턴스 보정 방법, LCA방법과 제안한 구간 레이턴스 교정 평균 가산법을 적용하여 출력을 얻었다. McGillem 및 Xiau-Hu의 방법에서 피크의 존재 구간은 기준신호(C<sub>1</sub>, C<sub>2</sub>, C<sub>3</sub>)의 피크 범위에서 20%로 설정하였다. 각 방법의 출력은 전체적으로 단순 평균가산법과의 비교를 위해 아티팩트의 판정은 별도로 수행하지 않았으며 현재 응답의 레이턴스를 얻지 못할 경우 이전 출력으로 대체하도록 하였다. 제안한 방법에서 구간간격  $\beta^j = 64$ ,  $j=1,2,\dots,4$ 로 설정하였다. 그림 3는 100회의 응답을 가지고 각 방법을 적용하여 얻은

출력을 나타낸 것으로 점선이 평균 피크를 가지고 있는 기준 신호이다.

그림에서 보듯이 결과에 있어 그림 3(a)의 단순 가산법의 경우 상당히 진폭이 떨어지며 파형이 누그러지는 것을 볼 수 있다. 그림 3(b)의 Woody의 방법은 평균 가산법보다 큰 진폭 응답을 나타내고 있으나 각 개별적인 레이턴스 변화를 고려하지 않았기 때문에 여전히 개별 피크의 모양은 누그러져 있음을 볼 수 있다. 그림 3(c)의 LCA방법은 기준 신호와 비교하여 피크의 모양을 유지하고 있음을 확인할 수 있다. 그러나 앞서 지적한 바와 같이 피크와 피크간의 불연속성으로 인한 응답(148ms) 및 불필요한 피크(66ms)가 나타남을 볼 수 있다. 그림 4(d)는 제안한 구간 응답 교정 가산법은 피크의 모양에 있어 평균 가산법과 Woody의 방법보다는 덜 누그러져 있음을 볼 수 있다. 표 1에 평균 레이턴스를 가지는 기준 신호와의 피크 레이턴스 및 최소 지승 오차를 측정된 것을 나타냈다. 표 2에서 보듯이 피크의 정확도는 3개의 피크를 종합할 때 가장 좋은 결과를 보였으며 파형의 일치도를 나타내는 평균 지승 오차도 LCA 방법에 비해서는 우수한 것을 보여주고 있다.

표 2. 각 결과의 레이턴스 및 평균 지승 오차

Table 2. latency and mean squared error of results.

유발전위뇌파 추정 방법	피크의 평균 응답 (단위 : ms) (()내의 값은 기준신호의 레이턴스)			평균 지승에러
	C1 피크 (69)	C2 피크 (109)	C3 피크 (162)	
평균가산법	72	113	166	39
전체 응답 교정 가산법 (Woody 방법)	77	116	162	33
레이턴스 교정가산법 (LCA)	77	105	169	63
구간 레이턴스 교정 가산법	75	112	163	40

다음으로 실제 측정된 데이터를 대상으로 측정하였다. 유발전위뇌파의 추정 방법을 비교하기 위해 3대상으로부터 시각유발전위를 측정하여 처리하였다. 실험은 종합 병원 수술실에서 정상인 성인 남자 3인을 대상으로 수행하였으며 실험 환경은 GrassP511앰프와 ADC

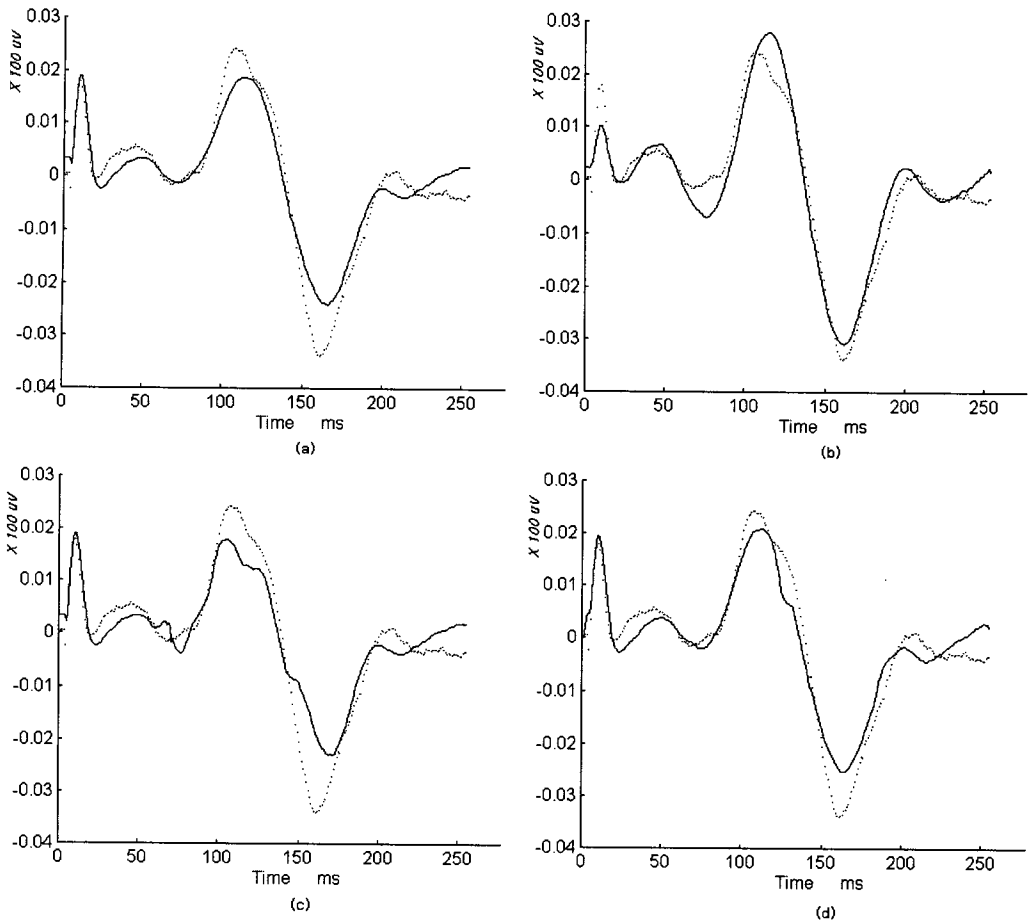


그림 3. 100회의 가산 출력 결과

- (a) 평균가산법 (b) Woody의 방법 (c) 피크 레이턴스 교정 평균가산법  
(d) 구간 레이턴스 교정 평균가산법

Fig. 3. results of each method.

- (a) average (b) Woody's method (c) latency corrected average method  
(d) segment latency corrected average method

로 구성하였다. GrassP511앰프는 60Hz 노치필터링과 1-300Hz 대역 필터링을 수행하도록 셋팅하였고 디지털 변환 후 차단 주파수 70Hz의 저역 통과 필터링을 수행하였다. 자극은 적색 LED 매트릭스 가글로 주어졌으며 자극 주기는 자극당 0.683초로 설정하였다. 측정 전극은 오른쪽 귀를 기준 전극으로 설정하고 후두부(occipital lobe)에서 측정하였으며 테이타 측정 시간(sweep time)은 자극 후 256ms, 샘플링은 1kHz로 하였다. 전체 측정횟수는 250회를 측정하였으며 총 250회중 적용 필터 초기입력 10회를 제외한 적용 필터의 출력 240회를 각 방법을 통해 구했다. 그림 4는 각 방법을 통해 얻은 최종적인 유발전위뇌파이다. 이

경우 비교를 위해 평균가산법을 점선으로 나타냈다.

그림 4-1는 Woody의 방법을 적용한 결과로 (a), (b), 그리고 (c)는 점선으로 나타나 있는 평균가산법보다 큰 응답을 나타내고 있다. 레이턴스 및 파형의 모양은 전체 레이턴스를 교정하기 때문에 평균가산법과 별반 차이가 없음을 보여준다. 그림 4-2는 LCA 방법의 결과들이다. 다양한 파형을 보여주고 있으며 피크의 모양도 두드러지게 나타나 기본 피크를 구별하는 데는 어려움이 있음을 보여준다. LCA 방법은 개별 피크의 정보를 바탕으로 한다는 점에서 우수한 방법이나 대부분 임상에서 사용되는 기본 피크성분들은 3-5개 정도로 제한적인 점을 감안하면 기본 피크 이외의

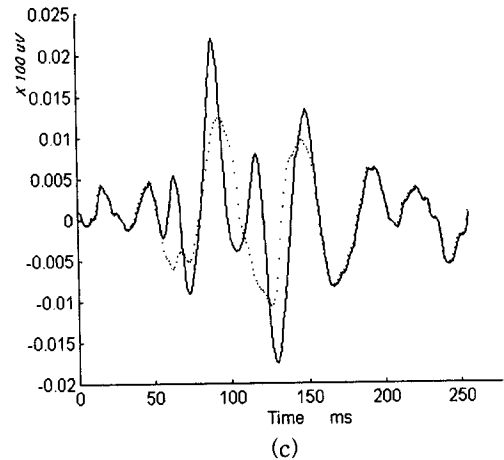
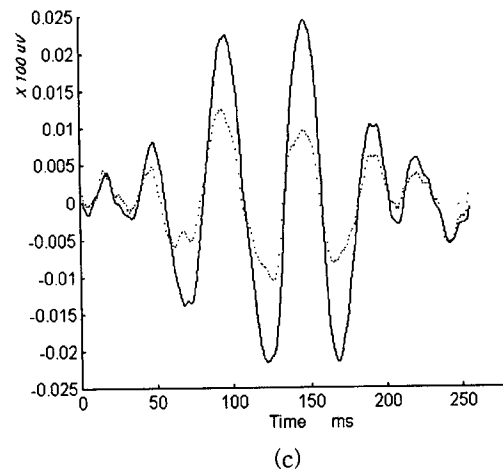
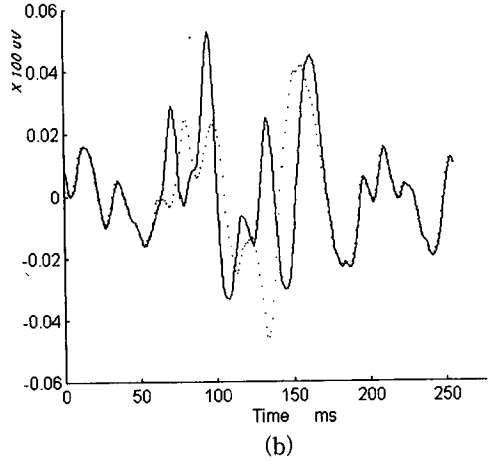
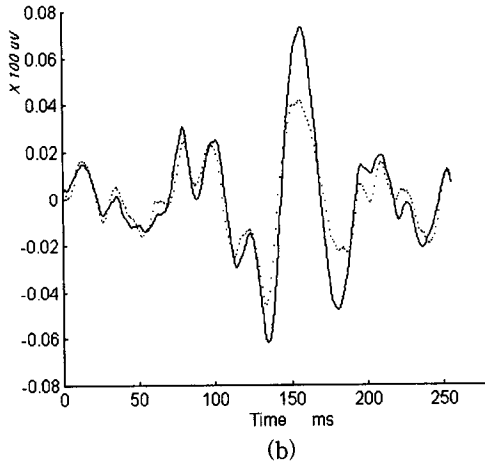
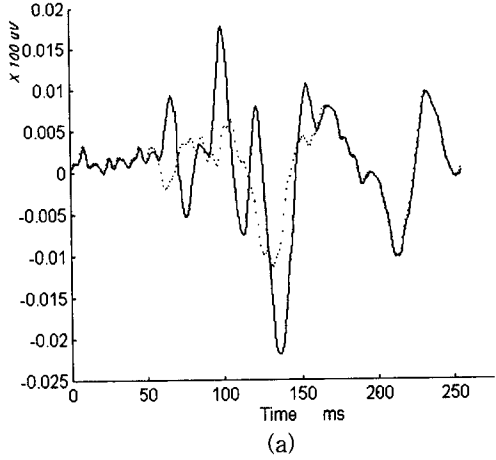
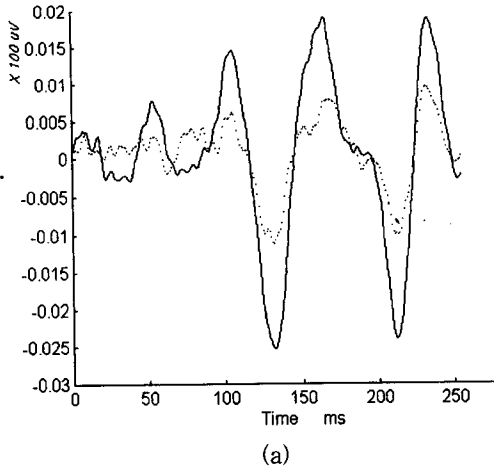


그림 4-1. Woody의 방법 결과  
 (a) 대상 1 (b) 대상 2 (c) 대상 3  
 점선은 평균가산 결과임  
 Fig. 4-1. results of Woody's method  
 (a) subject 1 (b) subject 2 (c) subject 3  
 The dashed line is a result of averaging.

그림 4-2. LCA의 방법 결과  
 (a)대상 1 (b) 대상 2 (c) 대상 3  
 점선은 평균가산 결과임  
 Fig. 4-2. results of LCA method  
 (a) subject 1 (b) subject 2 (c) subject 3  
 The dashed line is a result of averaging.

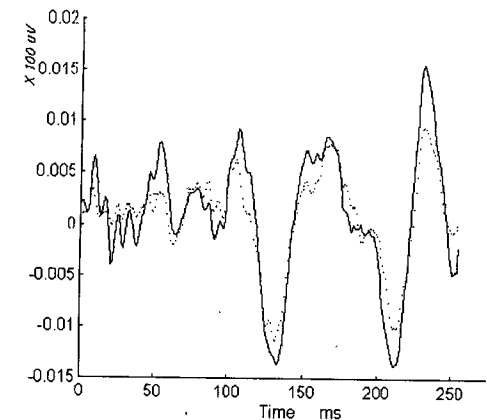
피크 정보는 오히려 기본피크를 찾는데 방해가 될 수도 있다. 그림 4-3은 제안한 구간 레이턴스 교정 평균가산법의 결과들이다. 평균가산법에 비해 개별 피크 레이턴스가 교정된 것을 보여주고 있으며 파형의 응답도 향상되었음을 볼 수 있다. 이 결과는 모의 실험을 통한 결과와 일치하는 결과이다.

IV. 결론

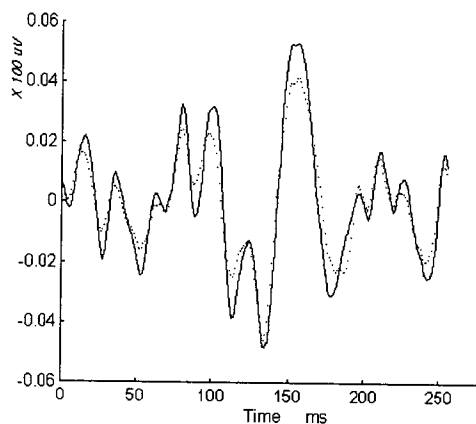
본 논문에서는 유발전위뇌파의 정확한 피크 레이턴스를 얻기 위해 구간 레이턴스 교정 가산 방법을 전개하였다. 제시한 방법은 시변 특성을 지닌 유발전위뇌파의 특징을 반영하는데 구간별 레이턴스 지연을 측정하여 교정하는 방법을 사용함으로써 개별 피크를 얻지 않고 레이턴스 교정에 적용할 수 있음을 보였다. 시물레이션 결과에서 시각 유발전위뇌파를 통해 제안한 방법이 기존의 방법에 비해 개별 피크 레이턴스의 교정 및 파형의 일치율을 나타내는 자승 오차 에러가 우수한 것을 보였고 실제의 임상데이터에 의한 결과도 모의 실험과 일치하는 결과를 얻었다.

참고 문헌

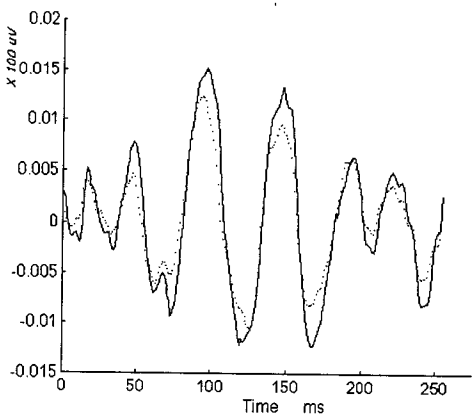
- [1] Rainer Spehlmann, "Evoked Potential Primer", Butterworth Publishers, 1985.
- [2] Chales M. Epstein and Mary R.Andriola, "Introduction to EEG and Evoked Potentials", Lippincott Company, 1983.
- [3] A.M. Halliday, "Evoked Potentials in Clinical Testing", Churchill Livingstone, 1993.
- [4] Edmund M. Glaser, "Principles of Neurobiological Signal Analysis", Academic Press, pp. 233-290, New York, 1976.
- [5] Samuel Sokol, "Visually Evoked Potentials: Theory, Techniques and Clinical Applications", Survey of Ophthalmology, Vol. 21, No. 1, July 1976.
- [6] Clare D. McGILLEM, Jorge I.AUNON, and Carlos A. POMALAZA, "Improved Waveform Estimation Procedures for Event-Related Potentials", IEEE Trans. Bio-medical Eng. Vol.32 No.6, June 1985.
- [7] Xiao-Hu, Yi-Sheng Zhang, and Zehn-Ya,



(a)



(b)



(c)

그림 4-3. 구간 레이턴스 교정 평균가산법  
(a) 대상 1 (b) 대상 2 (c) 대상 3  
점선은 평균가산 결과임

Fig. 4-3. Results of segments latency corrected average method  
(a) subject 1 (b) subject 2 (c) subject 3  
The dashed line is a result of averaging.

그림 4. 임상 데이터에 의한 결과들  
Fig. 4. results for human's data.

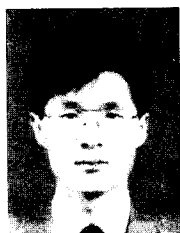


- "Peak Component Latency-Corrected Average Method for Evoked Potential Waveform Estimation", IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol.41 No.11. November 1994.
- [8] C. D. Woody, "Characterization of an adaptive filter for the analyses of variable latency neuroelectric signals," Med. Biol. Eng., vol. 5, pp. 539-553, 1967.
- [9] Xuan Kong, and Nitish V. Thaker, "Adaptive Estimation of Latency Changes in Evoked Potentials", IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol.43 No.2. February 1996.
- [10] D.H Lange and G.F.Inbar, "Estimation of Morphologically Varying Single Evoked Brain Potentials", Proc. of the 16th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 217-218, November 1994.
- [11] Xiao-Hu Yu and Zhen-Ya He, "Time-Varying Adaptive Filter for Evoked Potential Estimation," IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol. 41. No. 11, November 1994.
- [12] KAI-BOR YU, CLARE D.MC GILLEM, "Optimum Filters for Estimating Evoked Potential Waveforms", , IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol.30 No.11, November 1983.
- [13] Earl R. Ferrara, JR., and Bernard Widrow, "Multichannel Adaptive Filtering for Signal Enhancement", IEEE Trans. Vol. ASSP-29, No. 3 June 1981.
- [14] E. C. Ifeacher, "A new microcomputer-based online ocular artefact removal (OAR) system", IEE Proc., Vol. 133, Pt. A, No. 5, July 1986.
- [15] Yong Hee Lee, Sun I. Kim & Doo Soo Lee, "Removal of Artifacts from Visual Evoked Potentials using a Linear Prediction Algorithm", 3rd Asia/Pacific Regional Conference of the IEEE Engineering and Physics in Medicine, pp 198, 20-24 Nov. 1995.
- [16] Simon Haykin, "Adaptive Filter Theory", Prentice Hall, pp. 367-438, New Jersey, 1988.

---

 저 자 소 개
 

---



李 龍 喜(正會員)  
 第 34卷 S編 第 3號 參照  
 1993년 3월 ~ 현재 한양대학교  
 전자공학(박사과정). 주관심분야는  
 생체 신호처리, DSP 응용

李 斗 秀(正會員) 第 34卷 S編 第 3號 參照  
 1979년 3월 ~ 현재 한양대학교  
 전자공학과 교수. 주관심분야는 디  
 지털 신호처리, 의공학, 시스템 해  
 석