

# 멀티레이트 신호처리와 동적 레이턴스 보정에 의한 단일 응답 유발전위 뇌파 추출

(Estimation of single-trial event-related potentials using  
multirate signal processing & dynamic latency  
compensation)

李龍喜\*, 李斗秀\*

(Yong Hee Lee and Doo Soo Lee)

## 요 약

유발전위뇌파의 연속적인 동적 모니터링을 위해 멀티레이트 신호처리를 이용한 피크의 레이턴스 교정 및 동적 할당에 의한 평균가산법을 제시한다. 제시한 방법은 시변 특성을 지닌 유발전위뇌파에서 현재 측정된 응답과 기준응답사이의 피크간 레이턴스 지연 성분을 검출하고 업 샘플러, 저역통과 필터, 그리고 다운 샘플러로 구성된 멀티레이트 신호처리방법을 이용하여 기준 응답의 피크 레이턴스를 현재 응답의 피크 레이턴스로 보정하게 된다. 최종적으로 보정된 기준 응답과 현재 응답을 평균가산함으로써 현재의 피크 레이턴스를 기준으로 한 단일 응답 결과를 얻을 수 있게 된다. 그리고 다음 응답의 기준 응답은 현재의 최종 응답으로 갱신하게 된다. 결과에서 모의 실험에 의한 정량적 평가와 실제의 임상 데이터를 통한 결과가 제시된다. 결과를 통해 제안한 방법이 기존의 이동 평균가산법에 비해 유발전위뇌파의 시간에 따른 동적인 변화를 더 정확히 반영하며 연속적인 모니터링에 효과적임을 보인다.

## Abstract

We present an average method based on the multirate signal processing and dynamic allocation average for the purpose of monitoring event-related potentials(ERP) and continuously and dynamically. In the proposed method, first, latency shifts are detected through the cross correlation between a current response and the reference response. Then, the multirate signal processing which is composed of up-sampler, lowpass filter, and down sampler is performed to compensate the latency shifts of the reference response, therefore we obtain the reference response with a peak latencies compensated by those of a current response. Finally, the single response is obtained by averaging the compensated reference response and a current response. In the simulation, the results of quantitative evaluation by simulation and the results using clinical data are presented. From the result, the proposed method reflects dynamic time-varying ERP more exactly than previous methods and is also effective in consecutive monitoring of ERP.

## I. 서 론

인체의 신경학적인 손상 및 수술중 신경 손상 유도

\* 正會員, 漢陽大學校 電子工學科

(Dept. of Electronic Engineering, Hanyang Univ.)

接受日字: 1997年10月22日, 수정완료일: 1997年12月4日

를 검출하기 위해 자극에 따른 응답을 측정하는 방법(event-related potential)이 이용되고 있으며, 이러한 방법 중 특히 뇌신경의 반응을 측정하는 유발전위뇌파(evoked potential)는 임상에서 널리 이용되고 있는 측정 방법이다<sup>[1,2]</sup>. 유발전위뇌파의 특징적인 피크는 신경활동에 대한 중요한 정보를 제공하며 시간에 따른

파형의 모양 및 피크 레이턴스(latency)의 변화는 신경 손상 정도를 파악하는데 결정적인 파라미터(parameter)로서 진단에 반영되고 있다<sup>[1,2,3]</sup>. 이러한 유발전위 뇌파의 파형 모양 및 변화를 얻는 데는 크게 정적인 모니터링(monitring) 방법과 동적인 모니터링 방법이 사용되고 있다.

정적인 모니터링은 주로 신경계의 기능적 이상 유무를 측정하기 위한 방법으로 전체 응답을 대상으로 피크 레이턴스를 측정하여 정상인의 결과와 비교를 통해 임상진단에 사용하는 방법이다<sup>[2,3,4]</sup>. 이러한 방법에는 전체 응답을 앙상블 평균(ensemble average)하여 얻는 평균가산법이 많이 이용되어 왔다<sup>[4,5]</sup>. 그러나 유발전위뇌파에서 전체적인 응답 및 개별적인 피크들이 시간에 따라 랜덤하게 변화한다는 연구 결과들이 보고 되면서 최근에 전체 응답 및 개별 피크의 시변 특성을 반영하기 위한 레이턴스 보정 방법들이 연구되었다<sup>[6,7,8,9,10]</sup>. 이러한 방법들은 단순한 평균가산에 비해 훨씬 향상된 파형을 얻을 수 있고 피크 레이턴스도 정확하게 얻을 수 있는 잇점을 가지고 있다. 다음으로 동적 모니터링은 수술 전 마취상태의 판독이나 신경계와 연결된 부위의 수술에서 신경계 손상정도를 측정하고 이를 경계(alarm)하기 위해 연속적으로 모니터링하는 방법이다. 즉 자극에 따른 피크 레이턴스의 변화를 매 횟수마다 얻어내고 이를 바탕으로 기준 응답과의 피크 레이턴스 차이 및 진폭 응답 변화를 측정함으로써 마취 상태를 파악하거나 또는 신경계의 손상을 최소화하는 수술을 유도하는 것이다<sup>[11,12]</sup>. 동적인 모니터링 방법은 연속적인 측정을 목적으로 하기 때문에 정적인 모니터링 방법에서와 같이 다양한 레이턴스 교정 방법을 적용하는 것이 어렵다. 이것은 레이턴스 교정을 위해 미리 전체 응답에 대한 평균 가산결과를 얻어 기준 신호로 설정해야 하기 때문이다. 동적인 모니터링 방법의 측정방법은 현재 평균가산법에서 가산 횟수를 이동 평균하는 방법을 통해 이루어지고 있다<sup>[11]</sup>. 이 경우 유발전위뇌파에서 피크 레이턴스의 시변 특성 역시 가산 횟수에 의해 평균화 되기 때문에 정확한 피크 레이턴스 변화를 얻는 것이 어렵다. 가산 횟수를 적게 하면 시변 특성을 바로 반영할 수 있으나 아티팩트의 영향으로 신호 대 잡음비가 좋지 않아 피크 레이턴스를 측정하기 어렵고 가산 횟수가 커지면 평균화된 파형의 모양 및 피크를 쉽게 얻을 수 있으나 시간에 따른 피크 레이턴스의 변화를 얻을 수 없게 된다.

본 연구에서는 동적 모니터링 방법에 정적 모니터링에서와 같은 레이턴스 교정 방법을 도입함으로써 매 응답에서의 정확한 피크 레이턴스를 얻을 수 있는 방법을 전개 한다. 이 방법은 기존의 레이턴스 교정 방법들이 레이턴스를 교정하기 위해 전체응답을 얻은 후 기준 신호를 설정하여 입력 신호와 교차 상관을 취함으로써 매 순간의 시간적인 변화특성을 연속적으로 반영할 수 없는 단점을 동적 레이턴스 교정 평균 가산법을 전개함으로써 해결하게 된다. 이 과정에서 각 응답의 피크간 레이턴스 변화는 멀티레이트 신호처리를 이용하여 보정하게 된다. 논문에서는 각 과정을 기술하고 실험에서 기존 방법의 결과와 정량적인 비교를 수행한다.

## II. 멀티레이트 신호처리와 동적 레이턴스 교정 평균 가산법의 전개

### 1. 레이턴스 지연 검출

유발전위뇌파의 동적 변화는 자극에 따른 각 응답에서의 피크 레이턴스 변화를 통해 얻어진다. 그러나 단일 응답을 통해 피크 레이턴스를 얻는 것은 일반적으로 낮은 신호 대 잡음비 때문에 매우 어려운 과정으로 알려져 있다<sup>[4,5]</sup>. 피크 레이턴스를 얻는 대신 단일 응답으로부터 레이턴스의 변화를 쉽게 추정할 수 있는 방법이 최근의 연구에서 제시되었다<sup>[10]</sup>. 이 방법은 매 순간의 피크 레이턴스를 얻기 위해 응답을 구분화한 후 각 구간에서 기준 신호와 교차 상관 함수(cross correlation)값을 구해 근사적으로 피크 레이턴스를 추정하는 방법이다. 전체 과정은 다음과 같다. 먼저  $i$  번째 측정된 신호  $s_i(k)$ 는 식(1)과 같이 구간으로 나뉘어져 근사적으로  $j$ 개의 구간으로 구성된 기준 신호  $b_j(k)$ 로 모델된다.

$$s_i(k) \cong \sum_{j=1}^D b_j^i(k - \tau_i) \quad (1)$$

$$b_j(k) \cong \sum_{k=1}^{\beta} b_j^k \quad (2)$$

$$r_i^j(\tau_i) = \sum_{k=1}^{\beta} b_j^k(k) s_i^j(\tau_i + k), 0 \leq \tau_i \leq \beta \quad (3)$$

여기서  $D$ 는 유발전위뇌파 응답의 구간수이며  $\tau_i$ 는  $i$ 번째 응답의  $j$ 번째 구간 응답지연을 나타낸다. 또한  $\beta$ 는  $j$ 번째 구간의 간격이다. 구간별 응답지연은 기준 신호와 측정된 신호와의 식(3)과 같은 교차 상관함수

를 이용하여 최대값을 갖는  $t_i$ 를 구함으로써 피크 레이턴스의 구간별 변화를 얻을 수 있게 된다. 평균가산법의 경우 이러한 레이턴스의 변화  $t_i$ 를 무시하기 때문에 결과적으로 파형의 진폭이 작고 응답 파형이 왜곡되는 결과를 나타낸다.

2. 멀티레이트 신호처리에 의한 레이턴스 보정

전절에서 얻은 각 구간에서의 레이턴스 지연  $t_i$ 는 구간별 레이턴스 지연을 나타낸 것으로 이전 응답과 현재 응답의 동적인 변화를 나타낸다. 현재의 자극에 따른 단일 응답을 얻기 위해 본 연구에서는 이전의 동적 변화를 반영한 평균가산 출력을 기준 응답으로 설정하고 이 응답과 식(3)에 의해 검출된 레이턴스 지연을 가지고 기준 응답의 레이턴스를 교정한다. 그리고 교정된 기준 응답과 현재 응답의 평균 가산 출력을 얻으으러서 레이턴스가 교정되고 신호 대 잡음비가 향상된 현재의 응답을 추정하게 된다. 이를 위해 먼저 기준 응답을 시변 특성에 따라 식(4)에 의해 매 응답마다 갱신해야 한다. 기준 신호는  $p_i(k)$  현재 응답 이전까지의 레이턴스가 교정된 평균가산 결과인  $\bar{s}_{i-1}(k)$ 를 나타낸다.

$$p_i(k) = \bar{s}_{i-1}(k), L < i \tag{4}$$

$$p_{L+1}(k) = \frac{1}{L} \sum_{i=1}^L s_i(k) \tag{5}$$

식 (5)는 초기 기준 신호의 설정을 나타낸 것으로 L이 크면 초기 기준 응답의 신호 대 잡음비가 좋은 것을 의미한다. 현재의 입력 신호의 레이턴스로 기준 신호의 레이턴스 변화  $t_i$ 를 교정하기 위해 식(6)과 같이 각 구간에서 레이턴스 이동을 시켜 교정시킨 후 구간 내에서 이동으로 나타나는 샘플 차이  $t_i$ 를 보정하게 된다.

$$p'_i(k) = \sum_{j=1}^D p_i(\beta^j_i - \tau_i) \tag{6}$$

$$w_i(n) = \sum_{j=1}^D p'_i(\beta^j_i k) \tag{7}$$

$$v_i(n) = \sum_{j=1}^D h_j(m) w_i(n) \tag{8}$$

$$\bar{p}_i(k) = \sum_{j=1}^D v'_j((\beta^j_i - \tau_i)n) \tag{9}$$

이 과정은 인터플레이터(interpolator)와 다운 샘플러(down sampler)로 구성된 멀티레이트 신호처리<sup>[13]</sup>

를 필요로한다. 인터플레이터(interpolator)는 식(7), 식(8)과 같이 업샘플러(up sampler)와 에어리어싱(alising) 방지를 위한 저역통과 필터로 구성되어 있다. 즉 j번째 구간에서의 길이가  $\beta^j$ 이며 레이턴스 지연이  $t_i$ 이면 구간내에서 파형의 이동에 의해 보정 전의 샘플은  $\beta^j - t_i$ 가 된다. 따라서  $\beta^j - t_i$ 를  $\beta^j$ 의 샘플로 보정하는 것은 업샘플러에 의해  $\beta^j$ 배의 업샘플링을 수행하고 에어리어싱을 없애기 위한 저역 통과 필터링, 그리고 식(9)의 다운샘플러에 의해  $\beta^j - t_i$ 배의 다운샘플링을 하는 것으로 수행된다. 샘플링 레이트(sampling rate)의 변경은 기준 샘플링 레이트가 일 때 교정후의 샘플링 레이트는  $\frac{\beta^j}{\beta^j - t_i} F_s$ 된다. 그림 1은 멀티레이트 신호처리의 개요를 보여주고 있다. 그림에서  $h(m)$ 은 에어리어싱 방지 저역 통과 필터의 임펄스(impulse) 응답이다. 본 연구에서는 에어리어싱 방지를 위해 5차의 버터워스(Butterworth)필터<sup>[13,14]</sup>를 이용하였으며 매 응답마다 샘플차이가 변경될 때 차단 주파수는  $\frac{\beta^j}{\beta^j - t_i} F_s$ 로 바뀌므로 필터 계수도 바뀌게 된다. 그림 2는  $P_i, s_i, p_i, \bar{P}_i$ 의 구간별 레이턴스 변화를 도식적으로 나타낸 것이다.

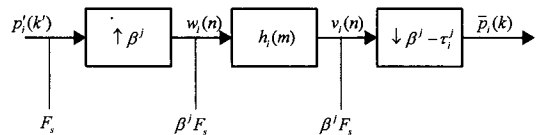


그림 1. 레이턴스 보정을 위한 멀티레이트 신호처리 Fig. 1. Multirate signal processing for latency compensation.

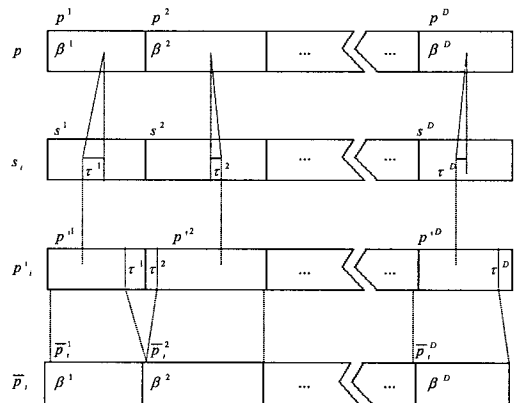


그림 2. 구간별 레이턴스 변화의 도식적 설명 Fig. 2. Schematic description of segment latency.

3. 동적 할당에 의한 단일응답 유발전위뇌파 추출  
 교정된 기준 응답과 현재 응답을 이용하여 레이턴스를 교정하고 향상된 유발전위뇌파를 얻기 위하여 동적인 할당에 의한 평균 가산을 수행한다. 식(6)-(9)에서 교정된 각 구간 출력의 기준 응답 지연은  $i$ 번째이지만 가산 결과는  $i-1$ 번째의 응답을 나타낸다. 이 결과로부터 최종적인  $i$ 번째 교정 가산 출력은 다음에 의해 얻을 수 있다. 식 (10)에서 현재의 입력을 기준하여 응답 지연 교정된 과 현재의 입력 을 가산하여 평균 하면  $\bar{s}_1$ 을 얻게되며 이 값을 다음 입력에 대한 기준 신호  $p_2$ 로 설정하고  $p_2$ 를 식(3)과 (6)에 의해 교정한 후  $s_2$ 와 가산 출력  $\bar{s}_2$ 를 얻게 되며 임의의  $i$ 번째 자극에 의한 응답은 식(11)에 의해 얻을 수가 있게 된다.

$$\begin{aligned} \bar{s}_1 &= \frac{\bar{p}_1 + s_1}{2} = p_2 \\ \bar{s}_2 &= \frac{2 \bar{p}_2 + s_2}{3} = p_3 \\ \bar{s}_3 &= \frac{3 \bar{p}_3 + s_3}{4} = p_4 \end{aligned} \tag{10}$$

$$\begin{aligned} &\dots\dots\dots \\ \bar{s}_T &= \frac{T \bar{p}_T + s_T}{T+1} = p_{T-1} \\ &\dots\dots\dots \end{aligned} \tag{11}$$

$$\bar{s}_i(k) = \frac{i \bar{p}_i(k) + s_i(k)}{i+1}$$

식(11)는 현재의 응답과 기준 응답만을 가지고 구하기 때문에 이동 평균가산법에 비해 메모리를 적게 사용하게 되며 연속적인 순차식으로 매 순간의 응답을 얻을 수가 있다. 이 과정은 매 입력마다 식(11)에 의해 현재 응답의 레이턴스를 기준으로 한 단일 응답 결과를 얻을 수 있고 시변 특성에 따라 동적인 특성을 나타낸다. 또한 응답이 증가할수록 전체의 가산횟수가 증가하기 때문에 향상된 신호를 얻을 수 있게 된다. 그림 3은 각 과정에서의 얻어지는  $p_i, s_i, \bar{p}_i, \bar{s}_i$ 을 도식적으로 설명한 것으로 구간  $D=3$ 일 때의 예이다. 여기서  $p_i$ 는 기준 신호로 이전  $i-1$ 회의 교정 가산 신호, 현재의 응답은  $s_i$ 로 신호대 잡음비가 좋지 않은 것을 나타내고 있으며 이 입력과  $p_i$ 와의 구간별 응답 지연 성분은 식(3)으로부터  $\tau_1, \tau_2$ , 그리고  $\tau_3$ 이다. 기준 신호  $p_i$ 를 응답 지연 교정한 신호는  $\bar{p}_i$ , 이 결과  $s_i$ 과

$\bar{p}_i$ 는 같은 구간 응답 지연을 갖게 되며 이것을 가산하여 향상된 현재의 최종 출력  $\bar{s}_i$ 를 얻게 된다.

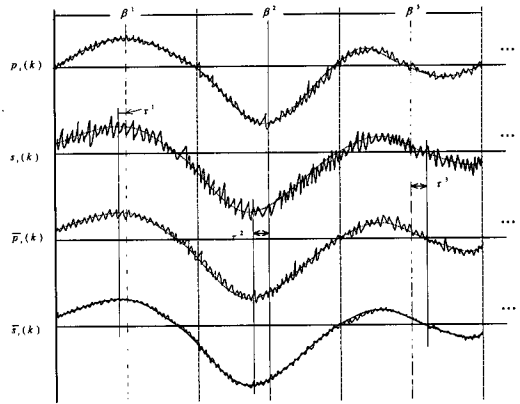


그림 3. 각 응답신호의 처리결과 예  
 Fig. 3. Examples of each signal.

### III. 실험 및 고찰

본 연구에서 제안한 동적 레이턴스 교정에 의한 단일 응답 유발전위뇌파 추출 방법의 성능을 평가하기 위해 실험은 먼저 정량적 평가를 위해 피크 레이턴스가 랜덤하게 변화하는 모의 실험 데이터를 구성하고 다음으로 모의 실험을 통해 기준 방법과 제안한 방법에 의한 결과를 비교하였으며 최종적으로 임상 데이터에 적용하였다.

#### 1. 모의 실험 기준 유발전위 뇌파 설정

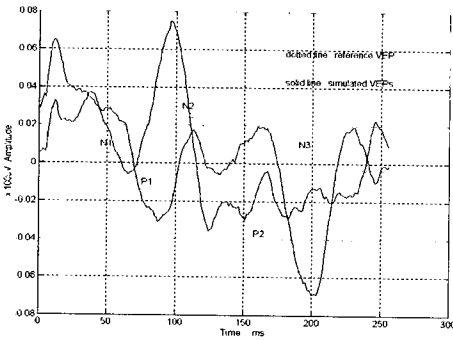
실험을 위한 기준 응답은 시각 자극에 의한 유발전위뇌파(visual evoked potential : VEP)를 설정하였으며 이를 이용하여 동적인 레이턴스 변화와 배경 아티팩트가 부가된 응답을 구성하였다. 피크 레이턴스의 시변 특성은 표1에서와 같이 시각 유발전위뇌파의 지배적인 피크 응답인 N1, P1, N2, P2, 그리고 N3를 기초로 랜덤하게 변화하도록 만들었다. 이러한 응답에서 특히 P1, N2, 그리고 P2 피크 응답은 가장 안정적인 응답으로서 정상인의 경우 반드시 나타나야 하는 중요한 피크 레이턴스이다. 전체 응답은 150회를 만들었다. 응답 길이는 자극당 256ms로 구성하였다.

아티팩트 및 부가 잡음은 배경 아티팩트 모델로서 많이 사용되고 있는 Xiau-Hu가 제안한 식(12)의 자기회기(autoressive)모델을 사용하여 실제의 배경

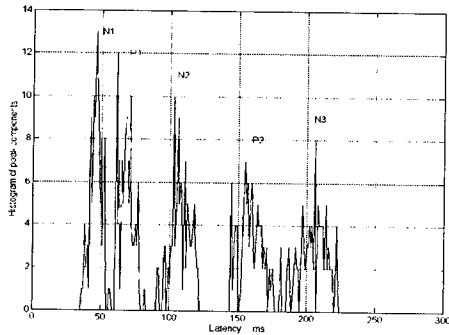
표 1. 기준 응답의 피크 레이턴스 분포  
Table 1. Distribution of peak latencies on the reference VEPs.

(단위 : ms)

피크 레이턴스	N1	P2	N2	P2	N3
평균(mean)	45.8	68.5	107.8	159.1	204.6
표준편차(SD)	4.08	5.01	7.17	8.14	10.08
피크 존재 구간(peak interval)	36~57	61~82	91~121	145~176	181~223



(a) 기준 VEP 응답 및 2회의 모의 실험용 VEP 응답 (-6dB)  
(a) Reference VEP and VEPs for simulation.



(b) 기준 응답의 피크 레이턴스 분포  
(b) PCDF of reference responses.

그림 4. 모의 실험용 데이터  
Fig. 4. Data for simulation.

아티팩트에 근접한 모델을 만들었다<sup>[8]</sup>. 식(12)에서  $w(k)$ 는 백색 가우시안 잡음이다. 본 연구에서는 실제의 시각 유발전위뇌파의 신호대 잡음비와 유사한 6dB

신호를 구성하였다. 그림 4(a)는 배경 아티팩트를 부가하여 구성한 6dB 신호의 2회의 단일 응답을 나타낸 것이다. 그림에서 보듯이 1회의 응답만으로 유발전위 뇌파의 특징은 나타나지 않는 것을 알 수 있다.

$$n_s(k) = \sum_{j=1}^4 a_j n_s(k-j) + w(k) \quad (12)$$

$$a_j = [1.50840 \quad 0.15870 \quad -0.30109 \quad -0.0510]$$

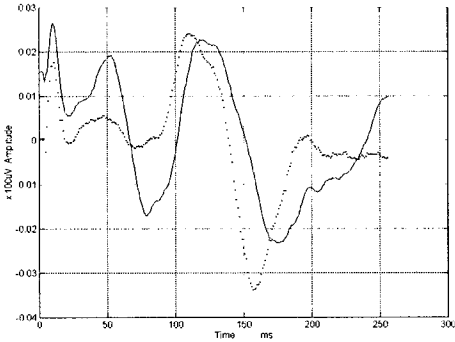
그림 4(b)는 초기 100회의 피크 성분의 분포 함수 (peak components distribution function : PCDF) 를 나타낸 것이다.

2. 모의 실험 데이터에 의한 결과

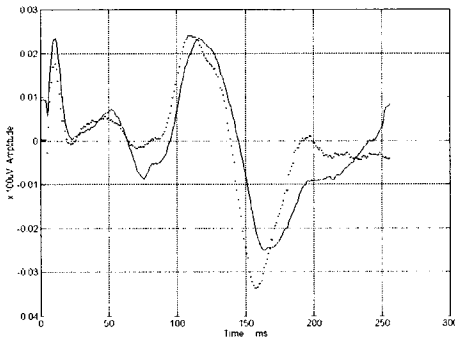
그림 5는 그림 4의 기준 데이터를 바탕으로 이동 평균가산법과 제한한 방법에서 얻은 유발전위뇌파의 응답을 나타낸 것이다. 그림 5(a)는 이동 평균법과 제안한 방법 둘 다 10회의 초기 평균을 취하고 10번째 이후의 응답을 나타낸 것이다. 이 경우 제안한 방법은 20회의 가산결과가 얻어지게 된다. 점선이 현재의 기준 응답이고 실선이 이동 평균가산법에 의한 결과이다. 기준 응답의 피크 레이턴스와 이동 평균법에서의 피크 레이턴스가 상당히 차이가 있음을 알 수 있다. 그림 5(b)는 제안한 방법의 결과로 신호가 이동 평균법에 비해 더 향상되었으며 피크 레이턴스도 기준 응답을 따라가는 것을 볼 수 있다. 그림 5(c)와 5(d)는 피크의 분포를 나타낸 것으로 그림 4(b)의 기준 응답의 피크 분포와 비교하여 이동 평균법의 경우 평균 피크 레이턴스에 몰려 있는 것을 볼 수 있으며 제안한 방법의 결과는 그림 4(b)의 분포에 더 유사한 것을 볼 수 있다. 이것은 이동 평균법의 경우 피크의 변화가 이동 평균된 피크를 나타내기 때문에 랜덤한 피크의 변화를 반영하지 못하는 결과이다. N3피크 레이턴스는 두 방법 모두 피크검출에서 이후의 피크를 잘못 검출하는 경우가 많았다. 이것은 배경 아티팩트에 N3피크가 묻히는 경우이다. 그러나 임상에서 보통 P1, N2, 그리고 P2피크 레이턴스를 기본 레이턴스로 이용하는 점을 고려하면 N3피크 레이턴스의 잘못된 검출은 무시할 수 있다. 그림 5(e)는 기준 응답과의 신호 대 잡음비를 얻은 것이다. 이동 평균법의 경우 거의 일정한 값을 나타내나 제안한 방법의 경우 응답 횟수가 증가할수록 더 향상된 신호를 얻는 것을 보여주고 있다.

그림 6은 초기 평균 값을 50회로 하고 측정된 결과를 나타낸 것이다. 그림 6(a)와 6(b)는 10회 이후에

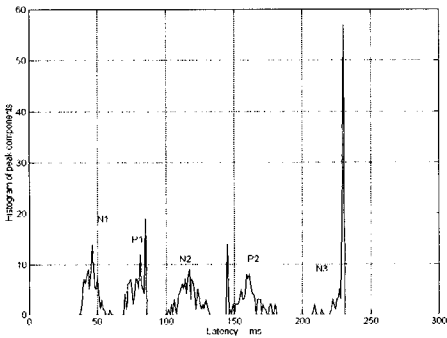
측정한 결과로 초기 가산 횟수가 많기 때문에 응답 파형은 이동 평균법과 제안한 방법이 거의 비슷하게 나타나고 있으나 점선의 모의 기준 응답과 비교하여 제안한 방법의 피크 레이턴스가 이동 평균에 비해 더 일치하고 있음을 볼 수 있다.



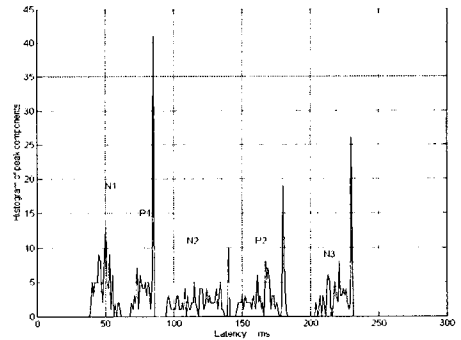
(a) 이동 평균법에 의한 결과(10번째 응답)  
(a) Result of the moving average method (tenth response)



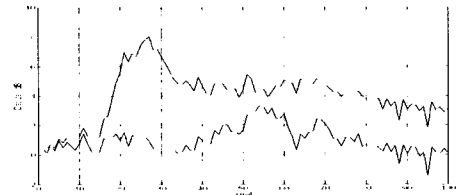
(b) 제안한 방법의 결과(10번째 응답)  
(b) Result of the present method (tenth response)



(c) 이동 평균법에 의한 피크 레이턴스 분포  
(c) PCDF of the moving average method

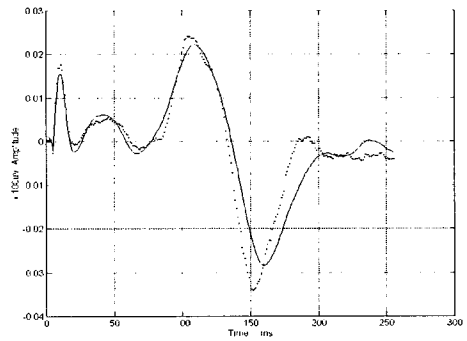


(d) 제안한 방법에 의한 피크 레이턴스 분포  
(d) PCDF of the presented method

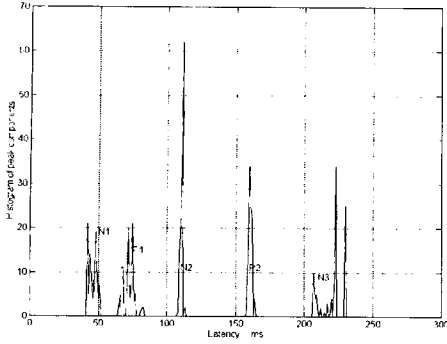


(e) 이동 평균법과 제안한 방법의 동적 성능 비교  
(윗부분 곡선: 제시한 방법의 결과, 아랫부분곡선 : 이동 평균법의 결과)  
(e) Dynamic performance of the moving average method & the presented method (upper curve : the presented method, lower curve : the moving average method)

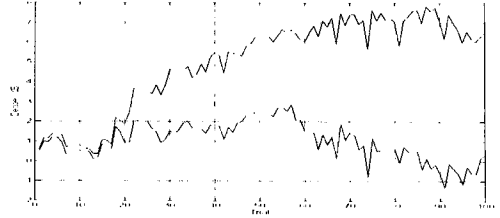
그림 5. 모의 실험 결과(초기 평균 L=10 회)  
Fig. 5. Results of simulation. (initial average L =10 times)



(a) 이동 평균법에 의한 결과(10번째 응답)  
(a) Result of the moving average method (tenth response)



(c) 이동 평균법에 의한 피크 레이턴스 분포  
(c) PCDF of the moving average method

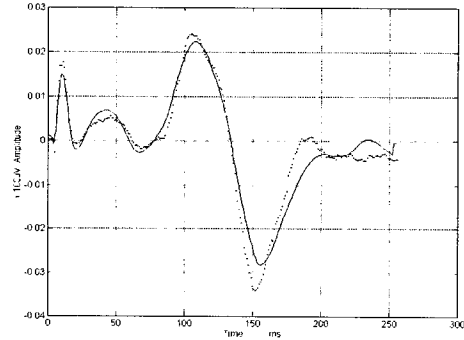


(e) 이동 평균법과 제안한 방법의 동적 성능 비교  
(윗부분 곡선:제시한 방법의 결과, 아랫부분곡선 : 이동 평균법의 결과)  
(e) Dynamic performance of the moving average method & the presented method (upper curve : the presented method, lower curve : the moving average method)

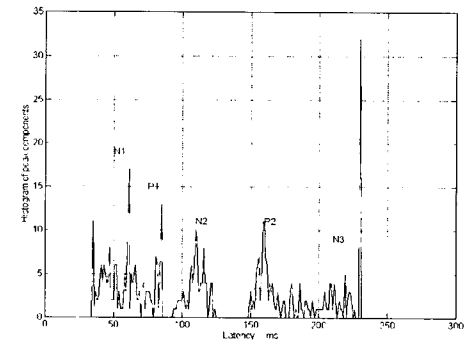
그림 6. 모의 실험 결과(초기 평균 L=50회)

Fig. 6. Results of simulations (initial average L=50 times)

그림 6(c)와 6(d)는 피크 레이턴스의 분포를 얻은 것으로 이동 평균법의 경우 평균 피크 레이턴스에 몰려 있는 것을 볼 수 있으며 제안한 방법의 경우 그림 4(b)의 기준 응답 신호의 분포에 접근하고 있음을 볼 수 있다. 그림 6(e)는 이동평균법과 제안한 방법의 동적 성능을 비교한 것으로 초기 가산횟수가 많기때문에 그림 5의 결과보다 더 향상된 성능을 보여주고 있다. 이동 평균법의 경우 그림 5와 마찬가지로 일정한 값을 유지하나 제안한 방법의 결과는 응답 횟수가 증가함에 따라 향상됨을 알 수 있다.



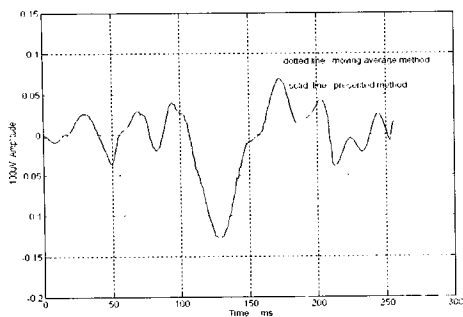
(b) 제안한 방법의 결과(10번째 응답)  
(b) Result of presented method(tenth response)



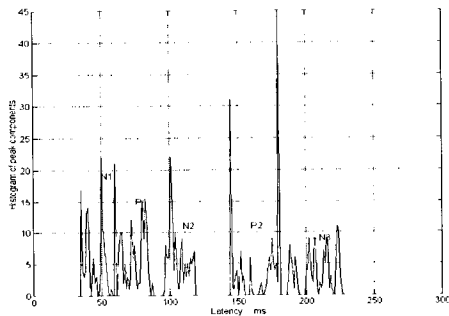
(d) 제안한 방법에 의한 피크 레이턴스 분포  
(d) PCDF of the presented method

### 3. 임상 데이터에 의한 결과

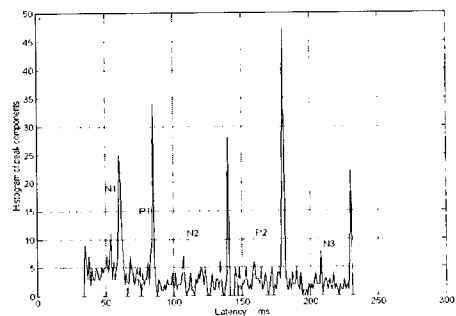
임상 데이터는 2인의 정상인으로부터 시각유발전위를 측정하여 수집하였다. 실험환경은 GrassP511앰프와 DT2821로 구성하였고 GrassP511앰프에서는 60Hz 노치필터링과 1-300Hz 대역 필터링을 수행하도록 셋팅하였다. 디지털 변환은 샘플링주파수 1kHz, 샘플당 12bits 해상도로 하여 Global Lab.프로그램상에서 얻었다. 자극은 적색의 LED 매트릭스 가글로 주어졌으며 자극 후 256ms 동안의 응답을 측정하였다. 측정 전극은 오른쪽 귀를 기준 전극으로 설정하고 후두부(occipital lobe)에서 측정하였으며 전체 측정횟수는 150회를 측정하였다. 측정된 유발전위뇌파는 전처리 과정으로 1-70Hz 디지털 대역 필터링을 거친 후 이동 평균가산법과 제안한 방법을 적용하여 결과를 비교하였다.



(a) 이동 평균법과 제안한 방법의 결과  
 (a) Result of the moving average method & the presented method



(b) 이동 평균법에 의한 피크 레이턴스 분포  
 (b) PCDF of the moving average method

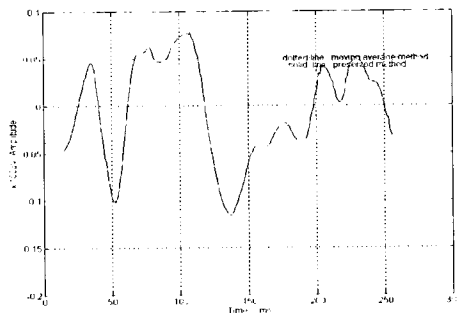


(c) 제안한 방법에 의한 피크 레이턴스 분포  
 (c) PCDF of the presented method

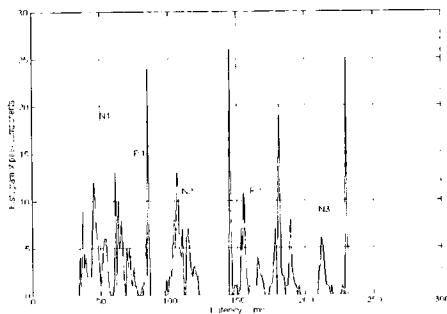
그림 7. 임상 데이터에 의한 결과 (대상 1, L=50 회)  
 Fig. 7. Results of human data. (subject 1, L=50 times)

먼저 그림 7(a)는 20회의 초기 가산 후 20번째의 응답을 나타낸 것이다. 20회의 평균 가산은 일반적으로 판독이 어렵기 때문에 이 값을 이용하면 두 방법의

차이를 뚜렷이 구분할 수 있게 된다. 점선은 이동 평균가산법의 응답 결과를 나타낸 것으로 아티팩트의 영향으로 P1, N2, 그리고 P2의 피크 레이턴스가 뚜렷하게 나타나지 않고 있으며 특히 P1피크 레이턴스의 경우 N1피크와 구분이 애매하게 나타나고 있다. 반면 제안한 방법의 결과에서는 P1, N2, 그리고 P2의 피크 레이턴스가 뚜렷하게 나타나 있음을 알 수 있고 이 결과는 신경과 전문의의 소견과도 일치하였다. 그림 7(b)와 7(c)는 피크 분포를 얻은 것이다. 모의 실험에서와 같이 뚜렷한 분포차이는 나타나지 않지만 이동 평균의 경우 기본 피크 응답에 집중되어 있는 것을 볼 수 있다. 그림 8에서의 경우에서는 두 방법의 결과 모두 임상적으로 판독은 가능하였으나 이동 평균법의 파형은 N3파형이 비정상적으로 크게 나타나는 것을 볼 수 있다. 제안한 방법의 경우는 정상응답으로서 나타나고 있다.

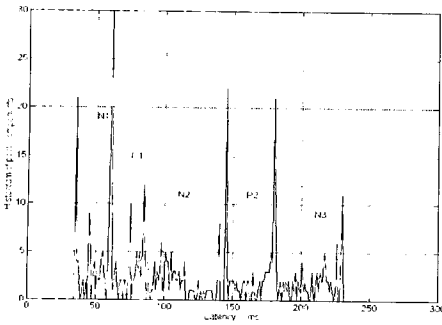


(a) 이동 평균법과 제안한 방법의 결과  
 (a) Results of the moving average method & the presented method



(b) 이동 평균법에 의한 피크 레이턴스 분포  
 (b) PCDF of the moving average method





(c) 제안한 방법에 의한 피크 레이턴스 분포  
(c) PCDF of the presented method

그림 8. 임상 테이타에 의한 결과 (대상 2, L=50회)  
Fig. 8. Results of human data. (subject 2, L=50 times)

#### IV. 결론

본 논문에서는 자극에 따른 시변 특성을 갖는 응답을 연속적으로 모니터링하기 위해 멀티레이트 신호처리를 이용한 피크의 레이턴스 교정 및 동적 할당에 의한 평균가산법을 제시하였다. 모의 실험을 통해 제안한 방법은 유발전위뇌파의 측정에서 기존의 이동 평균법보다 피크 레이턴스가 원 신호에 충실한 응답을 얻을 수 있었으며 측정 횟수가 증가할수록 향상된 신호를 얻을 수 있었다. 실제의 임상 테이타의 경우도 모의 실험의 결과와 같이 피크 레이턴스가 보다 정확한 응답을 얻을 수 있었다. 또한 동적 할당 평균가산법은 이전 응답과 현재의 응답만으로 평균 가산결과를 연속적으로 측정할 수 있는 구조를 갖고 있다.

#### 참 고 문 헌

[1] Chales M. Epstein and Mary R.Andriola, Introduction to EEG and Evoked Potentials, Lippincott Company, 1983.  
[2] A.M. Halliday, Evoked Potentials in Clinical Testing, Churchill Livingstone,1993.  
[3] Samuel Sokol," Visually Evoked Potentials: Theory, Techniques and Clinical Applications", Survey of Ophthalmology, Vol. 21, No. 1, July 1976.  
[4] Edmund M. Glaser, "Principles of Neuro-

biological Signal Analysis", Academic Press, pp. 233-290, New York, 1976.  
[5] Rainer Spehlmann, Evoked Potential Primer, Butterworth Publishers, 1985  
[6] 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.  
[7] Clare D. McGILLEM, Jorge I.AUNON, and Carlos A. POMALAZA, Improved Waveform Estimation Procedures for Event-Related Potentials, IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol.32 No.6, June 1985.  
[8] Xiao-Hu, Yi-Sheng Zhang, and Zehn-Ya, Peak Component Latency-Corrected Average Method for Evoked Potential Waveform Estimation, IEEE Trans. Biomedical Eng. Vol.41 No11. November 1994.  
[9] 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.  
[10] 이 용희, 이 두수, 유발전위 뇌파 신호의 추출을 위한 구간 레이턴스 교정 평균가산, 대한전자공학회 논문지, 제 34권 10호, 1997.  
[11] Christopher M. Loftus & Vincent C. Traynelis, Intraoperative Monitoring Techniques in Neurosurgery, McGraw-Hill, Inc. pp. 133-223, 1994.  
[12] 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.  
[13] E. C. Ifeachor & Barrie W. Jarvis, Digital Sigital Processing, Addison Wesley, 1993.  
[14] Ashok Ambardar, Analog and Digital Signal Processing, PWS Publishing Company, pp. 613-670, 1995.

## — 저 자 소 개 —

**李 龍 喜(正會員)**

1964년 8월 5일생. 1991년 2월 한양대학교 공과대학 전자공학과(학사). 1993년 2월 한양대학교 일반대학원 전자공학과(석사). 1993년 3월 ~ 현재 한양대학교 일반대학원 전자공학과(박사 과정). 주 관심

분야 : 생체 신호처리, DSP 응용

**李 斗 秀(正會員)**

1946년 7월 3일생. 1968년 2월 전북대학교 공과대학 전자공학과(학사). 1970년 2월 전북대학교 공과대학 전자공학과(석사). 1973년 2월 전북대학교 공과대학 전자공학과(박사). 1973년 2월 ~ 1979년 3월 전북대학교 전자공학과 조교수. 1979년 3월 ~ 현재 한양대학교 전자공학과 교수. 주 관심 분야 : 디지털 신호 처리, 의공학, 시스템 해석