

DSP chip 과 Microcomputer를 이용한 뇌 유발전위 추정기의 구현

김 정우, 유 세근, 민 병관, 김 중원, 김 성환

서울 시립대학교 전자공학과

Implementation of EP waveform Estimator using DSP chip and Microcomputer

J.W.Kim, S.K.Yoo, B.G.Min, J.W.Kim, S.H.Kim.

Dept. of Electronics Eng. Seoul City Univ.

Evoked potentials(EP) measured with scalp electrodes are often described as a deterministic process corrupted by uncorrelated electrical activities occurring in the brain and These electrical activities(ongoing EEG) refer to noise in EP recording. The Conventional method to determine the EP waveform requires long recording time. Unfortunately most of algorithm developed are too complicated for implementation in real time. Thus, common EP recording devloes use Ensemble average for real time processing.

In this paper introduce EP recording hardware for processing advanced algorithm in real time. This hardware is composed of DSP chip(TMS320c25) and microcomputer.

I. 서론

전극(scalp electrode)을 이용하여 측정된 EP는 뇌에 항상 존재하는 전기적 현상(ongoing EEG)과 중첩되어 기록된다. 두피(scalp)에서 기록되는 뇌파의 진폭(5~300uV)이 EP의 진폭보다 일반적으로 크기때문에 측정된 신호에서 순수한 EP를 추정(estimation)하기 위한 알고리즘들이 연구되었다.

가장 일반적인 방법은 연속적으로 기록된 신호들의 조화평균(ensemble average)을 구하는 것으로 현재 임상적(clinical application)으로 사용되고 있다. 이 알고리즘은 연속적인 자극에 의하여 기록된 EP가 결정적(deterministic)이고 잡음(noise)의 평균이 0인 랜덤신호(random signal)일 때 가장 적절한 추정기가 된다. 이 방법에 의하여 EP를 추정할 경우, 진단에 필요한 파형(EP response)을 얻기 위하여 시각 유발전위(Visual EP)는 수십번, 감각 유발전위(Somatosensory EP)는 수백번, 그리고 청각 유발전위(Auditory EP)는 수천번의 연속적인 자극을 조화평균 하여야 한다[1]. 이 방법의 단점은 진단에 필요한 파형을 얻기위한 측정시간이 길고, 측정시간이 길어지면 신호와 잡음의 stationary를 가정하기 힘들다[2][3]. 따라서, 측정시간을 단축시키기 위한 신호처리 알고리즘들이 제안되었다.

신호와 잡음이 Jointly wide-sense stationary 하고 잡음의 평균이 0인 경우, 추정된 EP와 측정된 EP의 MSE(mean square error)를 최소화하는 Wiener 필터링이 적용되었다.[4][5][6][7]. 그러나 이방법의 단점은 신호와 잡음의 특성(spectra)을 알고 있어야 하고, 임상적으로 적용될 경우 환자의 질병에 따라 상이한 EP를 추정하기 어렵다. 따라서, 기록된 신호로부터 EP와 잡음의 특성을 추정하여 MSE를 최소화하는 A.P.W.F(a posteriori Wiener filter)가 제안되었다[8][9]. 이러한 알고리즘들의 단점은 푸리에변환(Fouler Transform)이나 Normal equation의 해를 구하기 위하여 많은 연산량을 요구하기 때문에 실시간 처리가 어렵다[10]. 기존의 장비들은 EP응답을 얻기 위하여 조화평균 알고리즘을 사용하고 있으며, 실시간처리를 위하여 시스템의 많은 부분이 하드웨어로 구현되어 있다.

본 논문에서는 개발된 EP추정 알고리즘(A.P.W.F)을 실시간으로 처리할 수 있는 하드웨어를 구현하였다.

II. 생리학적 배경 과 잡음의 특성

2.1 뇌유발전위의 생리학적 배경

인간의 신경계는 해부학적으로 크게 중추신경계(central nervous system)와 말초신경계(peripheral nervous system)로 구분한다. 중추신경계는 뇌(brain)와 척수(spinal cord)로 구분되며 말초신경계는 감각신경섬유(sensory nerve fiber)와 운동신경섬유(motor nerve fiber)로 구성되어 있으며, 이들은 중추신경계와 신체의 각 기관을 연결 하는 역할을 한다. 인체는 외적인 환경(기계적, 열적, 화학적)변화에 대한 고유의 감각수용기(sensory receptor)를 가지고 있으며, 감각의 전달은 신경 impulse의 형태로 전달된다. 이 신경 impulse가 신경로(nerve tract)를 따라 뇌의 특수한 영역으로 인도되어 인체가 지각(perception)할 수 있게 된다. 일반적으로 말초신경에 전기적인 자극을 가하면 전기자극은 말초신경에 세포체를 두고 있는 1차 감각섬유를 따라 중추에 전달되어 2차 감각신경과 시냅스(synapse)한다. 2차 감각신경은 감각정보가 들어온 반대측으로 교차되어 고위 중추로 이어진다. 이 신경 impulse는 시상(thalamic relay nucleus)에서 3차 감각신경과 시냅스하여 최종적으로 대뇌피질의 감각영역으로 전달된다[11].

인체가 큰충격을 받았을때 외형적인 상처는 없지만 인체의 기능장이가 오는 경우가 있다. 이러한 현상은 말초신경에서 중추로 연결되는 신경로에 손상을 입어서 감각을 인지하거나 반응할 수 없는 것이다. 이때 말초신경에 전기자극을 가한다 음 해당 신경로를 관측하면 신경로의 어떤 부분에 손상을 입었는지 알수 있다. 따라서 유발전위는 신경계의 이상유무를 진단하는데 중요한 근거가 된다.

2.2 잡음의 통계적 특성

뇌유발전위의 측정시 정상적인 뇌의 전기적활동이 잡음이

된다. 뇌의 전기적 활동은 전극이나 측정부위에 따라서 크게 EEG(electroencephalogram)와 ECoG(electrocorticogram)로 나누어지며, 일반적인 임상실험에서 두피전극(scalp electrode)를 사용하기 때문에 EEG가 잡음신호가 된다. EEG는 인간의 상태에 따라 상이한 파형을 갖는데 일반적으로 휴식 상태에서 외부자극이 없을 경우 α 파형(Alpha wave)이 나타나고, 말초신경에 자극이 가해지면 α 파형은 억제되고(Alpha block) β 파형에 상당하는 파형이 나타난다[12].

도표 1.은 현재 사용되고 있는 뇌파의 경향적인 분석분야와 분석에 이용되고 있는 알고리즘이다[13].

Spontaneous Nonparoxysmal Activity
Amplitude histogram: mean, variance, higher order moments Correlation and spectrum analysis: auto- and crosscorrelation, power spectrum Spectrum method:
Spontaneous paroxysmal Activity
amplitude histogram: 4th moment, kurtosis pattern recognition technique
Activity Evoked by External Sensory Stimulation
stimulation-locked summation, crosscorrelation, template matching

표 1. 뇌파를 분석하기 위한 방법
Table 1. Method for EEG Analysis

휴식상태에서, 뇌파를 Nyquist 주파수 이상으로 샘플링하여 진폭을 시간의 함수로 나타내면, 뇌파는 확률밀도 함수가 Gaussian인 랜덤신호의 특성에 따른다[14]. 측정시간이 길어지거나, 샘플링 주파수에 따라 EEG의 통계적 특성이 변하기 때문에 실제 EEG의 특성은 stationary 하지 못하다[15]. 본 논문에서는 EP의 측정시간을 단속시킴으로서 측정되는 잡음은 확률밀도 함수가 Gaussian인 랜덤신호라고 가정한다.

III. A Posteriori Wiener Filter

Wiener 필터는 신호와 잡음이 Jointly wide-sense stationary하고 잡음의 평균이 0인 경우 MSE를 최소화 하는 선형최적(Linear optimal) 필터로 알려져 있다. 특히 신호와 잡음이 uncorrelated되어 있다면 최적 필터의 전달함수(Optimum filter transfer function)는 다음과 같다[16].

$$H_{opt}(w) = \frac{\Phi_{ss}(w)}{\Phi_{ss}(w) + \Phi_{nn}(w)} \quad (1)$$

3.1 A.P.W.F in frequency domain

두피전극을 통하여 기록되는 EP 응답은 다음과 같이 모델링 할 수 있다.

$$x_i(t) = s(t) + n_i(t) \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

$$0 \leq t \leq T$$

$s(t)$: Evoked potential response
 $n_i(t)$: Zero-mean random noise
 N : The number of sample function

신호와 잡음이 uncorrelated되어 있고 연속적인 자극에 의하여 기록되는 잡음의 특성이 랜덤신호이면, N번 자극에 의하여 기록되는 EP의 조화평균은 다음과 같다.

$$\bar{x}(t) = s(t) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(t) \quad 0 \leq t \leq T \quad (3)$$

A.P.W.F는 신호의 power spectrum(Φ_{ss})과 잡음의 power spectrum(Φ_{nn})을 추정하기 위하여 조화평균한 신호의 power spectrum과 샘플함수의 power spectrum의 조화평균한 값을 이용한다. 식(2)와 식(3)을 푸리에변환(Fourier Transform)하여 $E\{\Phi_{ss}(w)\}$ 와 $E\{\Phi_{nn}(w)\}$ 에 대하여 정리하면, 신호와 잡음의 추정 spectra를 구할 수 있다.

$$E\{\Phi_{xx}(w)\} = E\{\Phi_{ss}(w)\} + \frac{1}{N} E\{\Phi_{nn}(w)\} \quad (4)$$

$$E\{\Phi_{xx}(w)\} = E\{\Phi_{ss}(w)\} + E\{\Phi_{nn}(w)\} \quad (5)$$

$$E\{\Phi_{ss}(w)\} = \frac{N}{N-1} [E\{\Phi_{xx}(w)\} - \frac{1}{N} E\{\Phi_{xx}(w)\}] \quad (6)$$

$$E\{\Phi_{nn}(w)\} = \frac{N}{N-1} [E\{\Phi_{xx}(w)\} - E\{\Phi_{ss}(w)\}] \quad (7)$$

신호와 잡음의 power spectrum의 기대값(Expectation)은 샘플함수의 개수에 따라 $\frac{1}{N}$ 배 추경된다. 따라서 A.P.W.F의 전달함수는 다음과 같다[8][9].

$$\hat{H}(w) = \frac{\hat{\Phi}_{ss}(w)}{\hat{\Phi}_{ss}(w) + \frac{1}{N} \hat{\Phi}_{nn}(w)} \quad (8)$$

A.P.W.F의 출력은 식(8)의 전달함수와 조화평균의 푸리에변환을 주파수 영역에서 곱한 다음 역푸리에변환(Inverse Fourier transform)하여 얻는다.

$$\hat{s}(t) = F^{-1}\{ \hat{H}(w) X(w) \} \quad (9)$$

추경된 EP와 실제 EP의 MSE(mean square error)를 식(10)과 같이 정의 할때 Parseval의 이론을 이용하면, 조화평균과 A.P.W.F의 MSE는 다음과 같다.

$$MSE = \frac{1}{T} \int_0^T [\hat{s}(t) - s(t)]^2 dt \quad (10)$$

$$E\{e_{av}(n)\} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{1}{N} \Phi_{nn}(w) dw \quad (11)$$

$$E\{e_w(n)\} = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{\frac{1}{N} \Phi_{ss}(w) \Phi_{nn}(w)}{\Phi_{ss}(w) + \frac{1}{N} \Phi_{nn}(w)} dw \quad (12)$$

3.2 A.P.W.F in time domain

Wide-sense stationary process인 경우 신호의 power spectrum과 correlation 함수는 Wiener-Khinchin relation을 갖는다. 시간영역에서는 신호와 잡음의 power spectrum 대신 autocorrelation을 추정하여 최적해(optimal solution)를 구한다. 시간영역에서 Wiener 필터를 구성할 경우 주파수 영역과 달리 필터의 차수에 따라 연산량을 조절할 수 있는 장점이 있으나 normal equation을 풀기 위한 Matrix 연산이 필요하다. 식(13)은 일반적인 FIR Wiener 필터의 구조이다

$$\sum_{j=-m}^m h(j) R_{xx}(l-j) = R_{xs}(l) \quad l = -m, \dots, m \quad (13)$$

$h(j)$ 는 필터의 계수로서 $2m+1$ 의 차수를 갖는다. 필터의 계수는 식(13)의 normal equation의 해를 구함으로써 얻는다.

$$s(k) = \sum_{j=-m}^m h(j)x(k-j) \quad (14)$$

여기서 R_{xx} 는 샘플함수의 autocorrelation으로 $2m+1$ 의 정방행렬로서 non-singular를 가정한다. R_{xx} 는 신호와 잡음이 uncorrelated되어 있을 경우 R_{ss} 가 된다.

$$\begin{aligned} E\{x_1(t_1)x_j(t_2)\} &= E\{s(t_1)s(t_2)\} + E\{n_1(t_1)n_j(t_2)\} + \\ &E\{s(t_1)n_j(t_2)\} + E\{s(t_1)n_1(t_2)\} \\ &= E\{s(t_1)s(t_2)\} = R_{ss}(t_1-t_2) \end{aligned}$$

R_{ss} 를 N 개의 샘플함수로 부터 추정할 경우,

$$\hat{R}_{ss}(k_1, k_2) = \frac{1}{N(N-1)} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N x_i(k_1)x_j(k_2) \quad i \neq j \quad (15)$$

이 추정기는 unbiased 되어 있고 N 이 ∞ 가 되면 추정기의 variance는 0이 된다. 식(15)를 계산하기 위해서는 N 개의 샘플함수를 모두 저장하고 있어야 하는 어려움이 있다. 이 식을 다시정리하면,

$$\begin{aligned} \hat{R}_{ss}(k_1, k_2) &= \frac{N}{N(N-1)} \left[\sum_{i=1}^N x_i(k_1) \sum_{j=1}^N x_j(k_2) \right. \\ &\quad \left. - \sum_{r=1}^N x_r(k_1)x_r(k_2) \right] \quad (16) \end{aligned}$$

$$\hat{R}_{ss}(k_1, k_2) = \frac{N \bar{x}(k_1)\bar{x}(k_2) - R_{xx}(k_1, k_2)}{(N-1)} \quad (17)$$

식(17)과 같이 샘플함수의 autocorrelation의 평균과 조화평균으로 R_{ss} 를 추정할 수 있다.

IV. 하드웨어 및 소프트웨어 구성

4.1 하드웨어 구성

본 시스템은 크게 microcomputer, DSP(digital signal processor), A/D converter, anti-aliasing filter 그리고 EP simulator로 구성된다. 전체적인 블록도는 그림 1.과 같다. 시스템의 전체적인 제어는 알고리즘이 DSP의 프로그램 메모리에 전달되기 전까지는 microcomputer가 가지고 있으나, 일단 프로그램이 수행되면 모든 제어는 DSP가 가지게 되며 microcomputer는 단지 데이터를 전달받아 모니터(monitor)에 나타내어 주는 역할만 한다. 시스템의 구조가 소프트웨어에 기반을 두고 있으므로 프로그램 메모리가 비교적 큰 Texas Instruments사의 TMS320C25를 선택 하였다[17]. 이 DSP칩은 각각 64K의 외부 데이터 메모리와 외부 프로그램 메모리를 갖는다. 결과를 화면에 출력하기 위하여 microcomputer와 DSP를 동시에 동작하도록 하였다. DSP의 외부 메모리를 32K의 광역메모리와 32K의 지역메모리로 나누어 광역메모리를 microcomputer가 access할 수 있게 하였다[18].

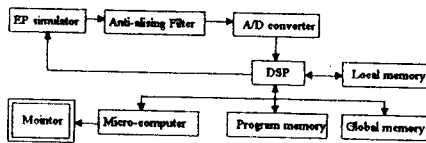


그림 1. 시스템 블록도
Fig 1. System Block diagram

그림 2.는 시스템의 전체적인 Timing diagram이다. EP신호를 처리하기 위한 알고리즘이 DSP가 관장하는 프로그램 메모리에 전달되고, microcomputer가 start신호를 DSP칩에 전달하면 프로그램이 수행되기 시작한다. DSP가 일정한 시간간격

(2~3Hz)으로 자극을 EP simulator에 전달하면 simulator는 램(RAM)에 저장되어 있는 EP신호를 D/A를 통하여 출력한다. 출력된 신호는 다시 A/D되어 DSP의 지역메모리(local memory)에 저장된다. 신호의 수집이 끝나면 DSP는 A.P.W.F의 전달함수를 구하고 필터의 출력을 계산한다. 계산이 끝나면 결과값을 광역 메모리로 옮기고 microcomputer에게 데이터를 display하도록 한다.

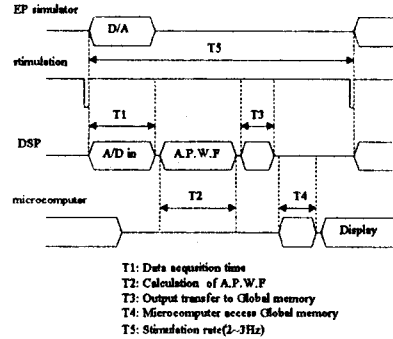


그림 2. 시스템 Timing diagram
Fig 2. System Timing diagram

4.2 소프트웨어 구성

알고리즘을 주파수 영역과 시간영역에서 각각 구현하였다. 그림 3.은 주파수영역에서 그림 4.는 시간영역에서의 A.P.W.F의 흐름도이다. 그림 3.은 샘플함수에 대하여 매번 신호와 잡음의 spectra를 추정하여 A.P.W.F의 전달함수를 구한다. 조화평균의 퓨리에변환에 전달함수를 곱해서 역퓨리에 변환하여 EP를 추정한다. 그림 4.는 샘플함수의 autocorrelation을 구하여 차수 만큼의 정방행렬을 만든다. 조화평균과 샘플함수의 autocorrelation을 이용하여 R_{ss} 를 추정하고 normal equation의 해를 구한다. Normal equation의 해, 즉 FIR Wiener필터의 계수와 조화평균을 곱해서 EP를 추정한다.

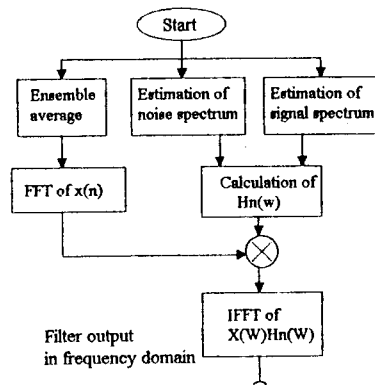


그림 3. 주파수영역에서의 흐름도
Fig 3. Flowchart in Frequency domain

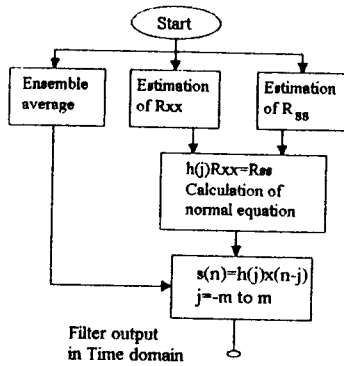


그림 4. 시간영역에서의 흐름도
Fig 4. Flowchart in Time domain

V. Simulation and Result

A.P.W.F와 조화평균의 동작특성을 비교하기 위하여 신호와 잡음을 다음과 같이 발생시켰다. EP신호는 데이터방이 가장 많은 감각 유발전위를 선택하여 수행시간이 가장 긴 경우를 가정하였다. Peroneal nerve를 200번 자극하여 조화평균한 실제 임상신호를 declamation과 Interpolation을 이용하여 평활(smoothing)하였다. 이 신호를 잡음이 없음을 EP로 가정하였다. 잡음은 컴퓨터의 랜덤신호 발생함수를 이용하여 확률밀도함수가 Uniform인 랜덤신호를 발생시킨다음 Central limit 이론을 이용하여 white gaussian 잡음을 발생시켰다. 이 랜덤신호를 Lowpass 필터링하여 EEG의 주파수 특성을 갖도록 하였다. 그림 5.는 잡음의 autocorrelation과 crosscorrelation을 보여준다. 그림 5에서는 잡음이 랜덤신호이기 때문에 시간차(τ)가 크짐에 따라 autocorrelation값이 줄어든다.

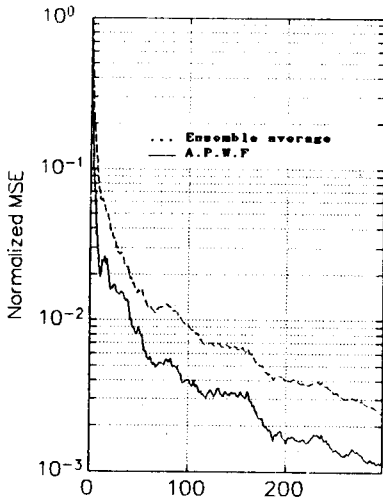


그림 6. 조화평균과 A.P.W.F의 MSE
Fig 6. MSE of Ensemble average and A.P.W.F

샘플함수는 잡음과 신호를 중첩시켜서 simulation에 필요한 신호를 만들었다. simulation은 감각 유발전위의 측정을 고려하여 신호대 잡음비(SNR)가 -10dB 이고 300개의 샘플함수에 대하여 수행하였다. 그림 6.은 A.P.W.F와 조화평균의 MSE를 샘플함수의 수에 대하여 나타내었다. simulation 결과 A.P.W.F가 조화평균에 비하여 2배이상 MSE가 작았다. 신호대 잡음비가 감소함에 따라 A.P.W.F는 조화평균보다 더 나은 특성을 나타내며 샘플함수의 수가 증가하면 A.P.W.F와 조화평균은 일정한 비율로 MHSE(minimum mean square)에 접근하였다. 그림 7.은 샘플함수가 150개 이고 SNR이 -10dB 일때 추정된 EP파형이다.

도표 2.는 실제 구성한 하드웨어의 동작특성을 알기위하여 알고리즘이 DSP칩과 Microcomputer(386-PC)에서 실행될때의 수행시간을 측정된 결과이다.

Algorithm	DSP chip	Microcomputer
FFT	32.8 msec	378 msec
IFFT	34 msec	395 msec
Power spectrum	37 msec	432 msec
1024 multiplication	1.132 msec	7.02 msec
1024 addition	1.024 msec	6.84 msec
1 cycle	150 msec	1.6 sec

표 2. 알고리즘의 수행시간
Table 2. Processing time of algorithm

VI. 결론

EP의 측정시간과 자극횟수를 단축시키기 위한 많은 알고리즘이 제안되었지만 하드웨어의 제한때문에 실용화 되지 못했다. 본 논문에서 구성한 하드웨어를 이용하여 사전지식(priori knowledge)없이 EP를 추정할 수 있는 A.P.W.F를 실시간으로 처리하였다. 매번 자극(2~3Hz)에 의하여 EP를 추정하기 위한 알고리즘은 400ms 이내에 수행되어야 하는데 일반적인 microcomputer는 1초이상의 시간이 걸리며, 화면에 결과를 출력하기 위해서는 on-line 처리를 할 수 없다. 본 논문에서 구한 하드웨어는 실시간 처리를 위하여 알고리즘의 처리부분과 화면출력부를 분리하여 병렬처리하였다. 매번 자극에 의하여 DSP칩은 150msec 이내에 결과를 광역메모리에 전달한다. 광역메모리에 저장된 결과는 microcomputer에 의하여 DSP의 동작상태와 무관하게 화면에 출력된다.

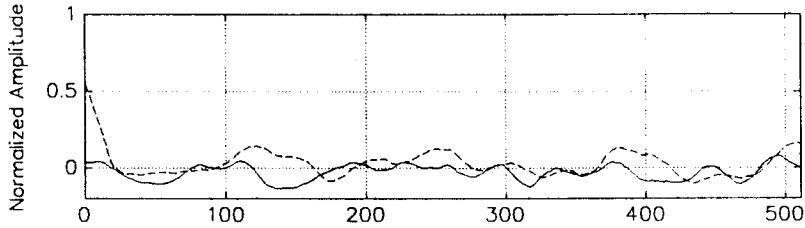


그림 5. 잡음의 autocorrelation과 crosscorrelation
Fig 5. Autocorrelation and crosscorrelation of noise

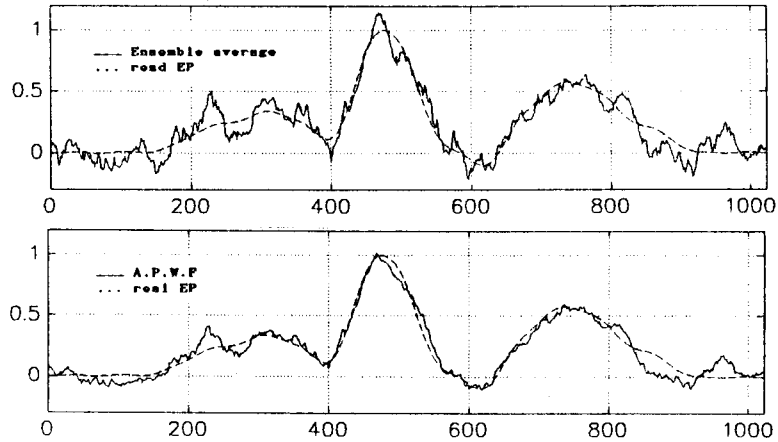


그림 7. 추정된 뇌유발전위의 파형(N=150)
Fig 7. Estimated EP waveform (N=150)

참고 문헌

- [1] Jay A. Liveson, M.D., Laboratory Reference for Clinical Neurophysiology.
- [2] N. Kawabata, A Nonstationary analysis of the electroencephalogram, IEEE Trans. Bio-Med. Eng., vol. BME-20, pp.444-452, Nov. 1973.
- [3] CLARE D. MCGILLEM, JORGE I. AUNON and KAI-BOR YU, Signal and Noise in Evoked Brain Potentials, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-32, NO.12, december 1985, pp.1012~1016.
- [4] V. Albrecht and Radil-Weiss, Some comments on the derivation of the Wiener filter average evoked potentials, Biol. Cybern., vol 24, pp. 43-46, 1976.
- [5] ELOISE H. CARLTON and SIDNEY KATZ, Is Wiener Filtering an Effective Method of Improving Evoked Potential Estimation?, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-27, NO.4, april 1980, pp.187~192.
- [6] KAI-BOR YU and CLARE D. MCGILLEM, Optimum Filters for Estimating Evoked Potential Waveforms, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-30, NO.11, november 1983, pp.730~737.
- [7] John G. Proakis, Charles M. Rader, Fuyun Ling, Chrysostomos L. Nikias, Advanced digital signal processing (Macmillan) pp.239~251.
- [8] J. P. C. de Weerd and W. L. J. Martens, Theory and Practice of A Posteriori Wiener Filtering of Averaged Evoked potentials, Biol.Cybernetics 30, pp.81~94 (1978).
- [9] J. P. C. de Weerd, A Posteriori Time - Varing Filtering of Averaged Evoked Potentials, Biol. Cybern.41, pp.211~222, 1981.
- [10] M. Furst, Optimal a Posteriori Time Covain Filter for Average Evoked Potentials, IEEE Trans. Biomed. Eng., Vol.38, NO.9, september 1991, pp.827~833.
- [11] 강두희, 생리학, (서울:신광출판사 개정 3판, 1988), pp.16-1~16-52.
- [12] John G. Webster, Medical instrumentation application and design, Houghton Mifflin, 1978.
- [13] G.Dumermuth et al., Numerical analysis of electroencephalographic data, IEEE Trans. Audio Electroacout., vol AU-18, pp. 404-411, 1970.
- [14] R. Elud, Gaussian behavior of the electroencephalogram: changes during performance of mental task, Science, vol.164, pp. 328-331, 1967.
- [15] J. A. McEwen and G. B Anderson, Modelling of stationary and gaussianity of spontaneous electroencephalographic activity, IEEE Trans. Bio-Med., vol. BME-22, pp. 361-369, Sept. 1975.
- [16] Peyton z. Peebles, JR. Probability, random variables, and random signal principles., second edition.
- [17] Second-Generation TMS320 User's Guide. Texas Instruments., 1987
- [18] Digital signal processing application with the TMS320 Family, Prentice hall and Texas Inst., 1987