

Bispectrum 및 Correlation 을 이용한 뇌유발전위 검출

한 상우, 안 창범
광운대학교 전기공학과

Evoked Potential Estimation using the Iterated Bispectrum and Correlation Analysis

S. W. Han and C. B. Ahn
Department of Electrical Engineering, Kwangwoon University

Abstract

Estimation of the evoked potential using the iterated bispectrum and cross-correlation (IBC) has been tried for both simulation and real clinical data. Conventional time average (TA) method suffers from synchronization error when the latency time of the evoked potential is random, which results in poor SNR distortion in the estimation of EP waveform. Instead of EP signal average in time domain, bispectrum is used which is insensitive to time delay. The EP signal is recovered by the inverse transform of the Fourier amplitude and phase obtained from the bispectrum. The distribution of the latency time is calculated using cross-correlation between EP signal estimated by the bispectrum and the acquired signal.

For the simulation, EEG noise was added to the known EP signal and the EP signal was estimated by both the conventional technique and bispectrum technique. The proposed bispectrum technique estimates EP signal more accurately than the conventional technique with respect to the maximum amplitude of a signal, full width at half maximum(FWHM), signal-to-noise-ratio, and the position of maximum peak. When applied to the real visual evoked potential(VEP) signal, bispectrum technique was able to estimate EP signal more distinctively. The distribution of the latency time may play an important role in medical diagnosis.

1. 서론

뇌에서 발생한 신호는 보통 자발적으로 나타나는 EEG 와 외부자극에 의하여 발생하는 유발전위(EP)로 나뉘어진다. 유발전위는 자극의 종류에 따라서 VEP(Visual Evoked Potential) 와 P300 (Auditory Evoked Potential) 등 여러 가지로 분류할 수 있다. 보통 EP 는 EEG 신호보다 작아서 신호처리를 하지 않을 경우 눈으로 확인하기는 어렵다. 기존의 방법에서 EP 는 자극

에 동기되어 있고, EEG 는 Random 하다고 가정하여 단순히 평균을 취함으로써 EP를 EEG로부터 분리해왔다. 그러나 실제 clinical 한 데이터에서 자극이 주어지고난 후, EP 가 나타나는데 걸리는 latency time 이 고정되어있지 않고 random 한 특성을 갖고 있기 때문에 기존의 방법에 의한 추정으로는 정확한 EP 파형을 얻을 수 없을 뿐만 아니라 latency time 추정에도 많은 문제점을 안고 있다.

본 논문에서는 bispectrum을 사용하여 유발전위를 검출 하였다. Bispectrum은 linear phase 에 무관하기 때문에 delay 에 영향을 받지않고 원 신호의 파형을 복구할 수 있다. Bispectrum 방식으로 EP 신호의 파형이 복구되면 이것을 prototype 으로 하여 개별 EP 신호와의 cross-correlation을 통하여 시간지연의 분포를 얻을 수 있다. 본 알고리즘의 특성을 분석하기 위해 simulation 을 통하여 알고있는 EP 파형에 EEG 잡음을 실어 EP 를 검출해 보았고, 실제 유발전위를 사용하여 EP 신호의 검출 및 시간지연분포를 측정해 보았다.

2. Bispectrum

실수값을 갖고 평균이 0인 discrete sequence $\{x(k)\}$ 가 stationary 하다고 가정하면 power spectral density 는 아래와 같이 정의된다.

$$\Phi(\omega) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} R(m) \exp(-j\omega m) \quad , \quad |\omega| < \pi \quad (1)$$

여기에서 $R(m)$ 은 autocorrelation 으로서

$$R(m) = E\{x(k)x(k+m)\} \quad (2)$$

(2) 식과 유사하게 triple correlation 을 아래와 같이 정의하면,

$$T(m,n) = E\{x(k)x(k+m)x(k+n)\} \quad (3)$$

Bispectrum 은 아래와 같이 표시될 수 있다.

$$\beta(\omega_1, \omega_2) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} \sum_{n=-\infty}^{\infty} T(m,n) \exp(-j(\omega_1 m + \omega_2 n)) \quad (4)$$

(4) 식은 또한 Fourier 영역에서 다음과 같이 나타낼 수 있는데,

$$\beta(\omega_1, \omega_2) = E[X(\omega_1)X(\omega_2)X(-\omega_1 - \omega_2)] \quad (5)$$

여기에서, $X(\omega)$ 는 $x(k)$ 의 Fourier 변환이다. 만약에 $x(k)$ 가 l points shift 되어 측정되었다고 하고 이것을 $\hat{x}(k)$ 로 나타내면,

$$\hat{x}(k) = x(k-l) \quad (6)$$

$$\hat{X}(\omega) = X(\omega)e^{-j\omega l} \quad (7)$$

(5) 식을 이용하여 $\hat{x}(k)$ 에 대한 bispectrum 을 구해보면,

$$\begin{aligned} \hat{\beta}(\omega_1, \omega_2) &= E[\hat{X}(\omega_1)\hat{X}(\omega_2)\hat{X}(-\omega_1 - \omega_2)] \\ &= E[X(\omega_1)e^{-j\omega_1 l} X(\omega_2)e^{-j\omega_2 l} X(-\omega_1 - \omega_2)e^{j(\omega_1 + \omega_2)l}] \\ &= E[X(\omega_1)X(\omega_2)X(-\omega_1 - \omega_2)] \\ &= \beta(\omega_1, \omega_2) \end{aligned} \quad (8)$$

따라서, 시간영역에서 l point shift 된 $\hat{x}(k)$ 의 bispectrum 은 $x(k)$ 의 bispectrum 과 동일함을 알 수 있다. (5) 식에 의하여 shift 에 영향받지 않는 bispectrum 을 계산한 후, bispectrum으로부터 EP 신호를 복구함으로써 보다 정확하게 EP 파형을 추정할 수 있다[1-3]. Bispectrum 으로 추정된 EP 파형을 template 로 하여 잡음과 EP 가 공존하는 수집된 데이터와의 cross correlation 을 취하여 latency time 에 대한 정보를 추출하며, 이 때 correlation peak 가 현격하지 않거나 peak position 이 latency time 의 기대치를 지나치게 벗어나는 경우는 EEG 잡음이 과다한 경우로 간주하여 평균에서 제외시켰다. 이러한 데이터는 평균과정에서 신호대잡음비의 향상을 가져오기보다 degradation 을 가지고 오기 때문이다. correlation 을 이용하여 과다한 잡음이 내재한 데이터를 제외시킨 후, 다시 bispectrum 을 통한 EP 파형과 latency time 추정 과정을 수 차례 반복함으로써 보다 정확한 EP 파형과 latency time 분포를 얻게 된다.

3. 실험 결과

Bispectrum 과 시간 영역에서의 ensemble 평균에 의한 EP 신호 추정의 성능을 비교하기 위하여 주어진 EP 파형에 실제로 측정된 EEG 신호를 섞어 만든 뇌파 신호를 가지고 computer simulation 을 해 보았다. Simulation 에 사용한 EP 파형은 아래와 같이 표시될 수 있는데,

$$s(n) = \begin{cases} A \exp(-n/15) \sin(n/5), & 0 \leq n < 156 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (9)$$

여기에서 A 는 신호대잡음비를 조정하기 위한 상수이다. (9)식으로 주어지는 s(n)은 n=6일때 peak값을 갖는다. 따라서 전체 뇌파신호(p(n))는,

$$p(n) = e(n) + s(n+d), \quad 0 \leq n < 255 \quad (10)$$

여기에서 e(n) 은 12 bits/sample precision 으로 측정된 EEG 신호로써 $-2048 \leq e(n) < 2048$ 의 값을 가지며 d 는 latency time 을 나타내는 random variable 로써 아래의 probability density function 을 갖는다.

$$P_D(d) = \begin{cases} \frac{1}{31}, & -85 \leq n < 115 \\ 0, & \text{otherwise} \end{cases} \quad (11)$$

다양한 EP 신호대 EEG 잡음비에 대하여 bispectrum 과 시간 영역에서의 평균에 의한 EP 추정 결과를 표 1에 나타내었다. 표 1 에서 입력 SNR 및 PSNR 과 출력 NMSE 는 아래 식으로 계산하였다.

$$SNR = 20 \log_{10} \sqrt{\frac{\frac{1}{256} \sum_{i=0}^{255} s^2(i)}{\frac{1}{M \cdot 256} \sum_{j=0}^{M-1} \sum_{i=0}^{255} e_j^2(i)}} \quad (12)$$

표 1. 다양한 EP 신호대 EEG 잡음비에 대하여 제안한 iterated bispectrum and correlation (IBC) 과 conventional 방법 (시간 영역에서의 평균 time average (TA)에 의한 EP 신호 추정.

입력 뇌파 신호		출력 EP 추정신호 (IBC/TA)			
PSNR [dB]	SNR [dB]	Max. Peak*	Peak Position*	FWHM*	NMSE
19.41	4.69	0.98/0.33	107/103	0.9/2.1	0.031/0.561
17.47	2.76	0.99/0.38	107/103	0.9/1.6	0.058/0.525
14.97	0.26	1.01/0.33	107/104	0.8/2.2	0.090/0.576
12.27	-2.43	0.98/0.34	106/104	0.9/1.8	0.363/0.526
11.45	-3.26	0.97/0.34	107/104	0.9/1.7	0.381/0.559

* Max. Peak 와 FWHM 은 original 신호를 1.0 으로 normalize 를 하였고 peak position 은 106 이다.

$$PSNR = 20 \log_{10} \sqrt{\frac{s_{peak}^2}{\frac{1}{M * 256} \sum_{j=0}^{M-1} \sum_{i=0}^{256} e_j^2(i)}} \quad (13)$$

$$NMSE = \frac{\sum_{n=0}^{256} (s(n) - \hat{s}(n))^2}{\sum_{n=0}^{256} s^2(n)} \quad (14)$$

여기에서 M은 epoch수를 나타내고, e_j 는 j번째 epoch의 EEG를 나타낸다. 그리고 s_{peak} 는 $s(n)$ 의 최대치를 나타내고, $\hat{s}(n)$ 은 추정된 EP 신호를 나타낸다. 표 1에서 알 수 있듯이 IBC 방식에 의한 EP 추정 은 TA 방식에 비하여 peak amplitude, FWHM, NMSE 모두에 대하여 보다 우수함을 알 수 있다. 표 1의 SNR이 0.26[dB]일 때, IBC 및 TA 방식으로 추정된 EP 파형을 그림 1에 나타내었다. 그림 1에서 보듯이 IBC 방식에 의하여 추정된 EP 신호는 원 EP 신호와 거의 비슷한 파형폭과 모양을 가지고 있는 반면에, TA 방식으로 추정된 EP 신호는 latency time이 일치하지 않아서 파형폭이 넓어지고 모양도 많이 왜곡된 것을 알 수 있다. 제안된 IBC 방식을 실제 VEP 신호에 적용해 보기 위하여, 흑백의 체크무늬를 0.5 초 간격으로 inverting 하여 환자에게 자극을 가한 후, 자극에 등기를 맞추어 visual EP를 측정하였다. 데이터 수집 sampling rate는 796 Hz이고, visual pattern의 변화하는 순간을 0으로 하여 -20msec에서 280msec까지 256 sample VEP를 300개 측정하였다. 그림 2(a)는 제안된 Iterated Bispectrum and Correlation (IBC) 방식에 의하여 추정된 EP 신호이고 (b)는 time 영역에서의 평균 (TA)에 의하여 추정된 EP 신호이다. 그림 2에서 볼 수 있듯이 TA에 의한 파형 (b)는 IBC에 의한 파형 (a)에 비하여 넓게 퍼져있는 것을 알 수 있다. 이것은 시간지연 변화에 대한 교정 없이 평균을 취한데서 발생한 에러이며 이 경우 peak amplitude에서의 감소도 심각하여 EP 추정에 어려움이 많다. 반면에 IBC 방식에 의하여 추정된 EP 신호는 random delay에 의한 영향을 받지 않으므로 time average에서와 같이 EP 파형이 무너지는 것을 막을 수 있다. 더욱이 bispectrum과 cross correlation을 함께 반복적으로 사용함으로써 정확한 EP 파형의 추정 뿐만 아니라 latency time의 분포도 구할 수 있다. Latency time 분포는 새로운 임상진단 파라미터로써 potential을 가지고 있는 것으로서 기대된다. 예를 들면, 실제 측정된 VEP 신호에서의 latency time 분포를 그림 3에 나타내었다. 그림 3에서 볼 수 있듯이 latency time의 분포는 약 30 ms 동안(105ms - 135ms)에 걸쳐 퍼져있음을 알 수 있다.

4. 결론

유발전위 신호의 파형 및 latency time 분포의 추정을 위하여 bispectrum과 cross correlation을 반복적으로 사용하면

서 SNR을 향상시키는데 기여할 수 있는 데이터만을 선별적으로 사용하는 방법을 제한하였다. 기존의 시간 영역에서의 평균 방식은 latency time이 random할 경우 파형이 심하게 왜곡된다. 반면에 제안된 방법은 delay에 영향 받지 않는 bispectrum으로 파형을 추정하고, cross correlation으로 latency time을 분리한다. 이 때 잡음이 너무 심하여 SNR 개선에 도움이 되지 않는 데이터는 배제한다. 이러한 과정을 반복적으로 적용함으로써 보다 정확한 EP 신호를 추정할 수 있다. 또한 이 과정에서 얻어지는 latency time 분포는 새로운 임상 진단 파라미터로서의 잠재성을 가지고 있다. 컴퓨터 시뮬레이션 및 실제 VEP 데이터로 EP 신호를 측정해 본 결과 제한한 알고리즘이 기존의 시간 영역에서의 평균 방식에 비하여 현저하게 우수한 성능이 보이는 것을 확인할 수 있었다.

참고문헌

- [1] C. L. Nikias and M. R. Raghuveer, "Bispectrum Estimations: A Digital Signal Processing Frame Work," Proc. IEEE, vol. 75, pp. 865-891, July 1987.
- [2] M. Nakamura, "Waveform Estimation from Noisy Signals with Variable Signal Delay Using Bisepectrum Averaging," IEEE Trans. Biomedical Eng., vol. BME-40, no. 2, Feb. 1993.
- [3] T. Matsuoka and T. J. Ulrich, "Phase Estimation Using the Bispectrum," Proc. IEEE, vol. 70, pp. 205-213, Oct. 1984.

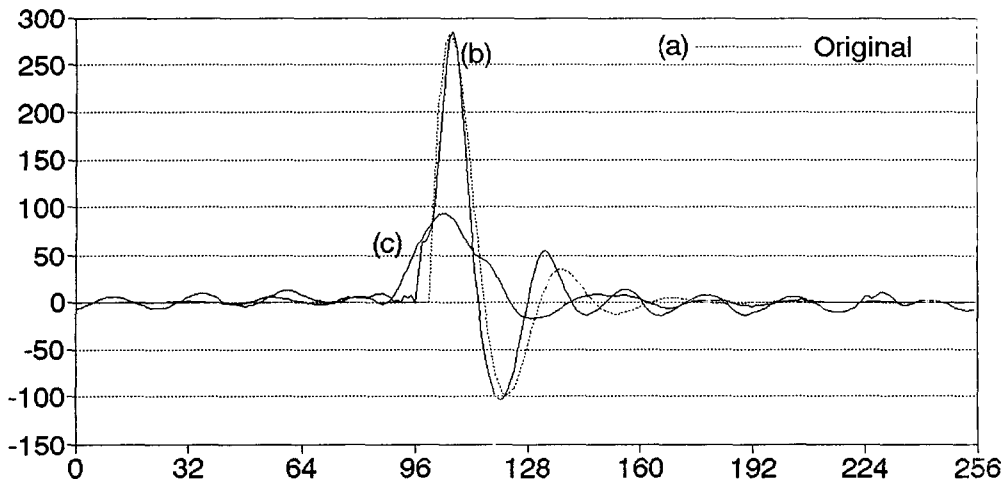


그림 1. Computer simulation 에서 IBC 방식과 시간평균에 의하여 구한 파형 비교.

(a) Original, (b) IBC, (c) Conventional.

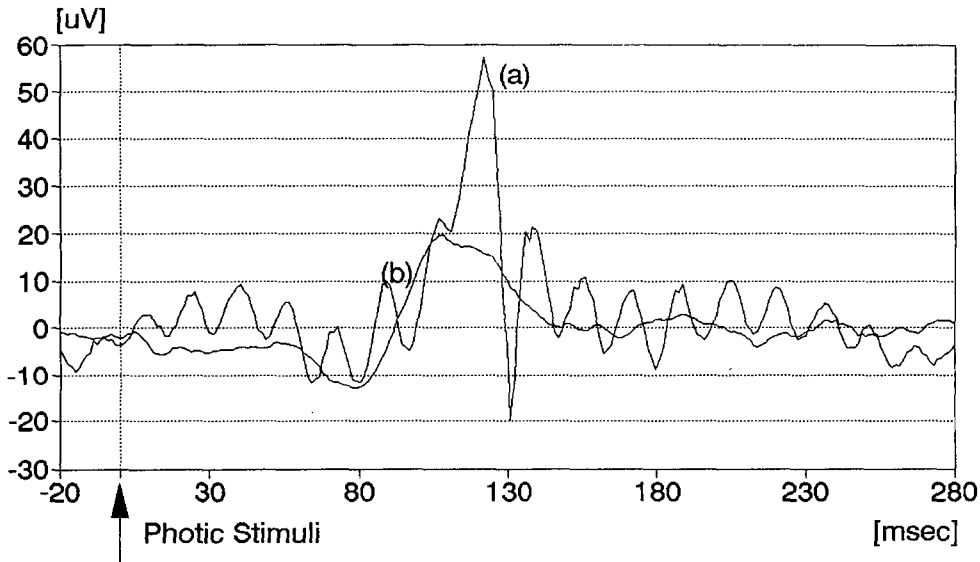


그림 2. 실제 유발전위를 IBC 방식과 시간평균에 의하여 추정한 VEP(Visual Evoked Potential). (a) IBC, (b) Conventional.

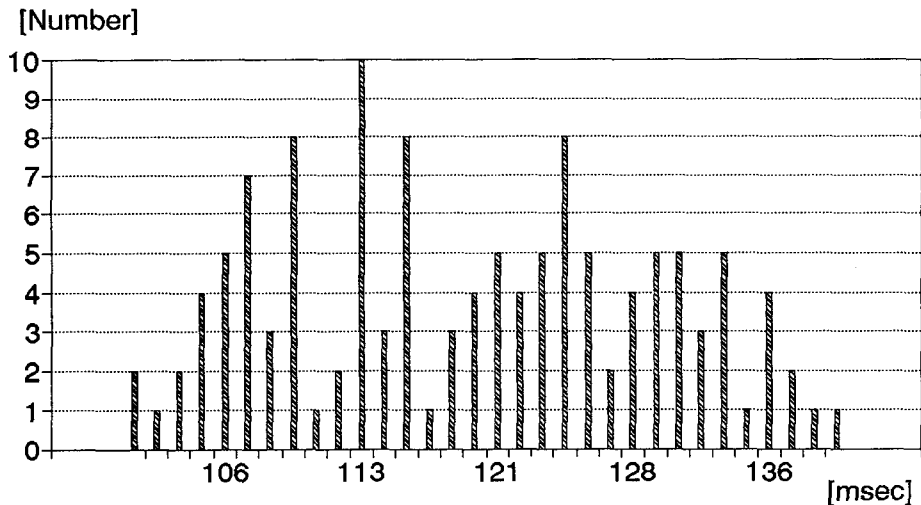


그림 3. IBC 방식으로 구한 latency time 의 분포.