

논문 2013-50-12-32

지연보상 위너 필터링에 의한 유발전위 파형개선

(Enhancement of Evoked Potential Waveform using Delay-compensated Wiener Filtering)

이 지 은*, 유 선 국**

(JeeEun Lee and Sun K. Yoo[©])

요 약

본 연구에서는 자극에 대한 유발전위 발현시점의 변화와 유발전위에 혼입된 무작위 잡음을 시간지연현상과 자음혼입 가법 모형으로 모델링 하였다. 동기시점 불일치에 따른 평균화 처리과정의 유발전위 신호의 왜곡을 개선하기 위하여 시간지연추정을 잡음제거 위너필터에 결합한 복합적 시간지연보상-잡음개선 위너필터-양상불평균 처리기법 (DWEA: Delay compensated Wiener filtered ensemble averaging)을 적용하였다. 제시한 방법의 성능은 임의의 시간지연과 크기의 변화를 변화시킨 백색잡음 데이터를 합성한 대리모의실험을 통하여 검증하였다. 모의실험데이터에 대하여 DWEA 방법이 위너필터링양상불평균 방법과 기존의 양상불평균방법보다 우수 하였다. DWEA 방법은 10% MSE 오차한계에 대하여 잡음이득 7까지 동작 가능하였다. 실험결과를 통하여 DWEA 방법은 잡음의 혼입과 동기 불일치 현상을 보이는 유발전위의 신호개선의 가능성을 제시하였다.

Abstract

In this paper, the evoked potential(EP) was represented by additive delay model to comply with the variational noisy response of stimulus-event synchronization. The hybrid method of delay compensated-Wiener filtered-ensemble averaging(DWEA) was proposed to enhance the EP signal distortion occurred during averaging procedure due to synchronization timing mismatch. The performance of DWEA has been tested by surrogated simulation, which is composed of synthesized arbitrary delay and arbitrary level of added noise. The performance of DWEA is better than those of Wiener filtered-ensemble averaging and of conventional ensemble averaging. DWEA is endurable up to added noise gain of 7 for 10 % mean square error limit. Throughout the experimentation observation, it has been demonstrated that DWEA can be applied to enhance the evoked potential having the synchronization mismatch with added noise.

Keywords : Evoked potential, Wiener filter, Averaging

* 학생회원, 연세대학교 일반대학원 생체공학협동과정
(Graduate School of Biomedical Engineering,
Yonsei University, Seoul, Korea)

** 정회원, 연세대학교 의과대학 의공학학교실
(Department of Medical Engineering,
Yonsei University College of Medicine, Seoul,
Korea),

© Corresponding Author(E-mail: sunkyoo@yuhs.ac)

※ 본 연구는 2012년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로
한국연구재단의 지원을 받아 수행되었음
(No.2010-0026833).

접수일자: 2013년8월12일, 수정완료일: 2013년11월27일

I. 서 론

뇌에 일정한 자극을 주어 뇌에서 발생하는 전기신호인 뇌파 (EEG: Electroencephalography)를 측정하는 뇌유발전위(EP: Evoked Potential)는 신경정신학적 진단 및 검사뿐만 아니라 뇌-기계 인터페이스에서 많이 사용하는 중요한 인체 내의 생체신호이다^[1~3]. 행동, 기억, 판단, 감정, 휴식 등 우리 몸의 모든 기능을 관장하는 뇌의 전기적인 활동은 매우 복잡하며, 측정된 뇌파신호

는 뇌기능의 변화에 따라서 수시로 변화하는 동적변화 특성을 보인다. 자극에 대한 동기없이 뇌 안의 여러 기능이 복합적으로 나타나는 자발뇌파(Spontaneous EEG)라 불리는 뇌파신호 만으로는 인체 내의 기능에 대한 해석은 개괄적이고 제한적일 수밖에 없다^[3]. 주어진 자극에 대하여 뇌 안에서 발생하는 전기적인 활동은 자극에 대하여 동일하게 반응한다고 생각 할 수 있다. 뇌기능에 대응하는 자극을 주어 이때 측정된 뇌파신호는 자극에 대한 뇌에서의 반응이 측정되는 뇌기능 대응신호로 생각 할 수 있다. 또한 여러 번의 동일 자극을 주고 자극에 동기하여 신호를 측정한다면, 해석하고자 하는 기능에 대한 여러 번의 동일한 기능신호를 측정할 수 있다. 그러나 자극에 유발되어 측정된 유발전위는 신호대 잡음비가 열악하며, 신호의 크기가 μV 단위의 극 미소 전압 신호이다^[3-7]. 측정된 신호에는 자극에 유발된 신호뿐만 아니라 무작위로 변화하는 자발뇌파와 주위 잡음이 포함된다. 혼입된 잡음을 개선하며 미소전압 신호를 측정하기 위하여 동일한 자극을 여러 번 반복하고, 측정된 신호를 평균한다면, 동일한 형태의 유발된 신호는 남아있고, 무작위로 변화하는 잡음신호는 평균회수에 비례하여 억제된다.

많은 수의 반복된 자극에 대한 유발전위의 측정은 필수적이며, 이때의 조건은 동일한 자극에 대한 자극시점으로부터 동기되어 측정된 유발전위가 변화하지 않아야 한다. 변하지 않는 신호에 대한 평균화 과정은 신호에 대한 잡음억제 효과를 볼 수 있고, 자극한 뇌기능에 대응하는 정확한 유발전위를 얻을 수 있다. 그러나 인간의 뇌는 주위 환경의 변화, 자극에 대한 적응, 피로, 생리, 정신 상태 등의 변화에 의하여 측정된 신호는 자극시점에 불일치된 변화하는 형태를 보이게 된다. 동기신호에 대하여 변화된 파형은 평균화 처리과정의 결정적인 문제점이며, 자극에 대한 불일치(비동기) 정도, 혼입된 잡음의 크기, 반복횟수에 영향을 받은 정도에 비례하여 평균처리 된 유발전위의 파형은 왜곡된다^[1,6]. 따라서 뇌 안에서 영향을 받아 지연 반응하는 불일치된 측정 유발전위 신호를 뇌 안에서의 실제적인 동작시점에 동기시킬 수 있다면, 좀 더 강한 혼입잡음의 억압과 비동기에 의한 유발전위의 왜곡감소가 가능하게 되어 측정된 미소크기의 유발전위 측정의 정확도가 증가 될 것이다.

본 연구에서는 일정한 자극에 대응하여 유발된 뇌기

능 유발전위에 대하여 뇌에서의 동작조건변화에 따른 유발전위 활성화 반응의 변화를 시간지연 특성의 변화로 모델링 하였고 동시에 유발전위에 혼입된 잡음, 즉 자발뇌파 신호와 측정 잡음 신호를 랜덤 잡음신호로 모델링 하였다. 유발전위 신호의 모델링으로부터 변화된 반응의 시간지연을 추정하여 측정된 유발전위의 자극시점 불일치를 개선하였으며, 유발전위 처리의 평균화처리 과정에 위너 (Wiener) 필터링 기법을 시간 추정 방법에 복합 적용하여 불일치 왜곡을 개선하며 동시에 혼입된 잡음을 제거하는 복합적 시간지연보상-잡음개선 처리 기법을 적용하였다. 제시한 방법의 유용성은 대리 모의실험 데이터 (surrogation)를 통하여, 실제로 측정된 유발전위에 무작위 시간변동과 무작위 잡음을 첨가한 데이터를 합성하여 적용한 방법의 유용성을 검증하였다.

II. 재료 및 방법

1. 유발전위 모델

일정한 자극으로 유발된 자극에 대한 뇌에서의 처리 과정은 동일하다고 가정 할 수 있다^[1,2]. 즉, 동일한 입력 자극에 대하여 뇌에서 활성화 되는 신경 다발의 위치, 반응시점, 여러 위치 간 연결된 신경다발의 동작은 일정하므로, 전체의 활성화 과정을 하나의 신호원으로 식 (1)과 같이 나타낼 수 있다.

$$y_i(m) = G_i(m) s(m) \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (1)$$

여기서 $s(m)$ 는 자극에 대하여 뇌 안에서 일정하게 반응하는 유발전위 신호원(source) 이다. N 번의 반복된 동일 자극을 주었을 때, $y_i(m)$ 는 i 번째 자극에 대하여 두피전극에서 측정된 i 번째 유발뇌파전위이다. 한 번의 자극에 대하여 획득한 M 개의 샘플은 자극에 대하여 뇌에서 순차적 반응하는 주어진 자극에 대한 반응 데이터 구간을 나타낸다. 즉, 한 개의 에포크(epoch), $\{m=1, 2, \dots, M\}$, 의 측정된 유발전위 샘플은 M 개 이다. 여기서 측정된 유발전위는 유발전위신호원 $s(m)$ 이 뇌 기관과 두개(skull)로 구성된 체적전도계(volume conduction system)를 통하여 측정된 전기신호이다^[1,6]. 두개로 고정된 뇌 기관의 구조적 변화는 극히 제한적이므로, 체적전도계의 전기적 물성변화는 변화가 없다고 근사화 할 수 있다. 즉, 체적전도계의 보정 (normalized)

전달함수 $G_i(m)$ 는 상수 1로 근사화 한다. 이상적인 조건에서 측정된 유발전위신호는 시간에 대한 변화가 없는 $y_i(m) = s(m)$ 이다.

그러나 외부자극에 대한 뇌의 반응 시점은 주위환경의 변화에 영향을 받는다^[6]. 지속되는 외부자극에 대한 측정 시 외부 환경조건이 변화하고, 반응의 지속에 따른 피로, 적응에 대한 집중력 변화 등으로 연속된 동일 외부 자극에 대한 뇌의 반응은 자극 유발 시점으로부터 뇌는 주위반응조건에 순응하는 기간만큼의 시간 지연을 갖고 유발전위신호원이 활성화 된다고 생각할 수 있다. 또한 측정된 신호는 자율뇌파의 변화, 측정 잡음의 혼입 등의 영향으로 유발전위신호원에 잡음신호가 포함되어진 가법모형(additive model)으로 간략화하여^[5,7] 식 (2)로 모델링 할 수 있다.

$$y_i(m) = s(m - \tau_i) + n_i(m) \quad i = 1, 2, \dots, N \quad (2)$$

여기서 $y_i(m)$ 는 i 번째 자극에 대하여 τ_i 만큼 시간지연을 갖고 반응하는 유발전위신호원에 $n_i(m)$ 만큼 i 번째 잡음이 혼입되어 측정된 신호이다. 혼입된 잡음 $n_i(m)$ 은 유발전위신호원 $s(m)$ 의 발생과 관련이 없으므로, $n_i(m)$ 은 $s(m)$ 과 상관관계가 없는 백색잡음으로 근사화 한다.

2. 시간지연 위너필터

시간지연의 보정은 반응시점의 변화가 있는 유발전위측정신호를 이상적인 유발전위신호원에 일치 시키는 것이다. 시간지연을 추정하기 위한 잡음이 혼입된 샘플 신호의 처리과정은 잡음이 혼입된 측정신호, $y_i(m)$ 의 필터링 과정으로 생각 할 수 있으며, 이 과정에서 최적화된 필터계수를 갖는 필터가 식 (3)과 같은 위너 필터이다^[8].

$$e_i(m) = s(m) - \mathbf{w}^t \mathbf{y}_i \quad (3)$$

여기서 에러신호 $e_i(m)$ 은 필터링 된 신호와 유발전위신호원과의 차이이며, \mathbf{y}_i 는 측정유발전위 신호 $y_i(m)$ 의 M 샘플에 대한 입력벡터이다. 위너필터 계수벡터 \mathbf{w} 는 에러신호의 평균자승오차(mean square error)를 최소화시켜 계산한다. 시간지연이 포함된 최적화된 위너필터 계수를 주파수 영역으로 표현하면,

$$W_i(f) = \frac{P_s(f)}{(P_s(f) + P_{n_i}(f))} e^{-j2\pi f \tau_i} \quad (4)$$

여기서 $W_i(f)$, $P_s(f)$, $P_{n_i}(f)$ 는 각각 주파수 영역에서의 위너필터 계수, 유발전위신호원의 파워스펙트럼 밀도(PSD: Power Spectral Density), 잡음의 파워스펙트럼 밀도이다. 유발전위 신호원은 일정하고, 잡음은 백색잡음특성을 가지므로 $P_s(f)$ 와 $P_{n_i}(f)$ 는 자극 순서, i 에 무관한 고정된 값을 갖는다. 따라서 τ_i , $P_s(f)$ 와 $P_{n_i}(f)$ 를 추정하면 잡음이 혼입된 시간지연을 갖는 유발전위로부터 최적계수를 위너필터링(\mathbf{w} 계수 필터)을 통해 잡음이 억제되고 정렬된 측정유발전위 신호를 개선할 수 있다. τ_i 를 추정하기 위해서 설정한 시간지연 모델의 특성과 혼입된 잡음 특성 모델의 영향에 둔감한, Moddemeyer 상호정보량(MI: Mutual Information) 기반 시간지연 추정방법을 적용하였다^[7]. 즉, τ_i 를 설정한 탐색창 구간에서 $-S_w \leq \tau_i \leq S_w$ 이동하면서 상호정보량 함수를 최적화 하는 τ_i 를 결정한다.

3. 평균 위너필터

N 번의 자극에 대하여 추정된 τ_i 가 주어졌다면, 유발전위의 계산은 N 번의 자극에 대하여 측정한 N 개의 유발전위 에포크 데이터를 앙상블 (ensemble) 평균하여 식 (5)와 같다.

$$\overline{y_i(m)} = \sum_{i=1}^N s(m - \tau_i) + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N n_i(m) \quad (5)$$

앙상블 평균된 샘플 데이터와 측정된 샘플데이터를 주파수 영역으로 변환하면^[4~5],

$$P_{y_i}(f) = P_s(f) e^{-j2\pi f \tau_i} + P_{n_i}(f) \quad (6)$$

$$P_y(f) = P_s(f) \sum_{i=1}^N e^{-j2\pi f \tau_i} + \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N P_{n_i}(f)$$

주파수 응답 특성이 일정한 백색잡음은 시간지연과 무관하므로, 유발전위신호원의 주파수 지연응답을 τ_i 만큼 보정한다면 (주파수 영역에서 $e^{j2\pi f \tau_i}$), 식(6)의 연립방정식으로부터 유발전위 신호원과 잡음의 파워스펙트럼 밀도를 앙상블 평균하여 식 (7)과 같이 추정한다.

$$P_s(f) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left\{ \frac{N}{N-1} P_{y_i}(f) + \frac{P_{y_i}(f)}{N-1} \right\} \quad (7)$$

$$P_n(f) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \left[\frac{N}{N-1} \{P_{y_i}(f) - P_{y_i}(f)\} \right]$$

$P_s(f)$, $P_{n_i}(f)$, 과 τ_i 를 추정한다면, 유발전위의 계산은 시간지연보상 위너필터링을 통하여 시간지연 보상되고 잡음이 개선된 측정신호를 앙상블 평균하여 표현한다.

4. 유발전위 데이터

시각 자극을 위해 무작위(1,2,3 중 하나)로 세 개의 숫자집합을 구성하고, 피험자에게 화면의 나머지 두 개와 다른 하나의 숫자에 해당하는 버튼을 누르게 하였다. 자극은 약 3초마다 한 번씩 나오며, 각 자극 후 1.5초 뒤에 이미지가 없는 빈 화면에 “+”모양의 자극을 주어 다음 자극에 대한 준비를 하도록 하였다^[9]. 신경학적 병력이 없는 정상의 건강한 20대 성인남성 일인을 대상으로 유발전위를 측정하였으며, 숫자에 대한 시각 자극을 1500 msec 간격으로 100번 반복하여 집중 시각에 반응하는 시각유발전위를 측정하였다. 유발전위는 두정엽 전극에서 귀를 기준전극으로 하는 단전위(monopolar) 측정방식으로 MP150 (Biopac Co.)을 사용하여 측정하였다. 0.1 Hz 고역통과 필터와, 100 Hz 저역통과 필터, 60 Hz 노치 필터를 사용하였으며, 샘플링 주파수는 1000 Hz 이다.

5. 대리모의실험 데이터

모의실험을 위한 데이터는 시각자극실험으로부터 측정된 시각유발전위데이터와, 균등분포, 백색표준분포로부터 합성된 데이터를 복합하여 구성하였다. 시각자극에 동기되어 측정된 유발전위 데이터를 100번 앙상블 평균하고, 평균한 데이터의 분산(σ^2)이 1이 되도록 정규화 하여 한 개의 에포크에 해당하는 500 개의 샘플 ($M=500$)을 갖는 모의 유발전위신호원, $s(m)$,을 구성하였다. $-50 \leq \tau_i \leq 50$ 구간 (50 샘플, 50 msec)에서 균등분포(uniform distribution)를 갖는 백색잡음 모델로부터 전체 에포크 수 ($N=50$)에 대응하는 50개의 τ_i 를 무작위 추출하였다. 잡음 $n_i(m)$ 은 평균이 1이고 분산이 1인 정규분포를 갖는 정규백색잡음분포로부터 에포

크당 500 샘플, 즉 전체 25,000 (500 X 50) 샘플을 합성하였다. 잡음의 크기 조절은 $n_i(m)$ 에 이득(A)을 곱하여 조정하였다. 최종적으로 대리모의실험을 위하여 합성된 측정신호 $y_i(m)$ 은 $s(m)$ 을 합성된 τ_i 만큼 이동한 후에 $n_i(m)$ 을 더하여, $y_i(m) = s(m - \tau_i) + A n_i(m)$, 구성하였다.

모의실험은 τ_i 를 -50 msec에서 +50 msec 까지, 크기 A를 0에서 20까지 변화시켜가며 지연오차 추정의 정확도, 주파수응답특성, 평균자승오차를 분석하였다.

III. 결과

유발전위의 파형개선 효과 모의실험 데이터와 실제 유발전위 데이터를 사용하여 분석하였다. 모의실험데이터에 대하여, 그림 1의 (a)는 합성한 모의 유발전위 신호원 $s(m)$ 이고, (b)는 잡음의 크기이득 A (Noise Power/Signal Power)를 1로 하여 합성한 잡음을 혼입한 한구간의 에포크 (500 샘플)에 해당하는 합성된 측정신호 $y_i(m)$ 이고 (c)는 A를 10으로 하여 합성한 잡

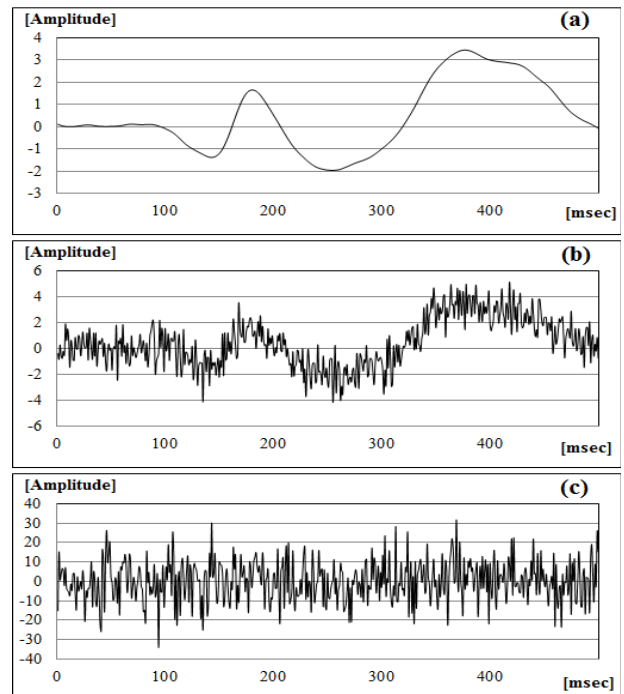


그림 1. 합성된 대리모의 시험데이터 (a) 유발전위신호원, (b) A=1, 합성측정신호 (c)A=10 합성측정신호
 Fig. 1. Synthesized surrogated test data (a) EP source, (b) A=1 synthesized measured EP (c)A=10 synthesized measured EP.

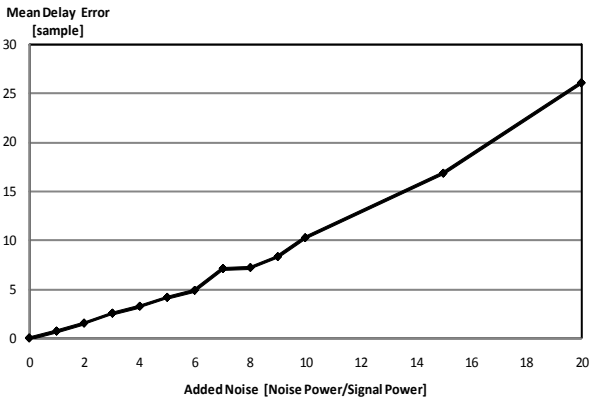


그림 2. 합성된 잡음 신호 크기 변화에 대한 평균 시간 지연 추정 오차
Fig. 2. Mean delay estimation error in terms of changes in level of added noise.

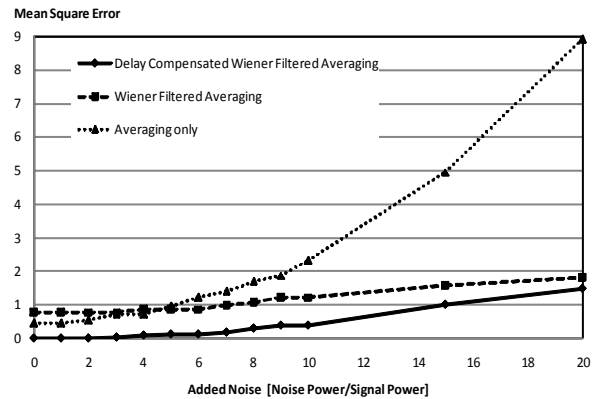


그림 4. 합성된 잡음 신호 크기 변화에 대한 평균자승 오차
Fig. 4. The mean square error in terms of changes in level of added noise.

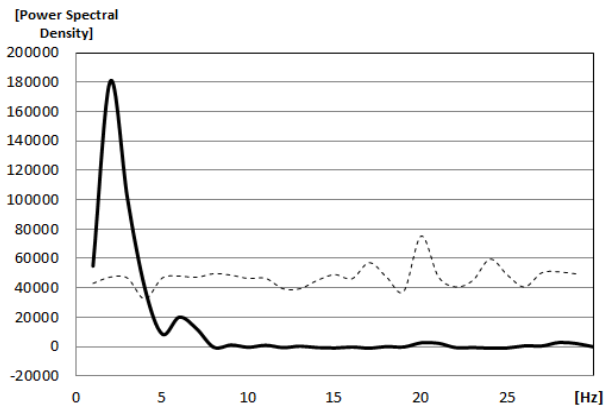


그림 3. 추정된 신호원과 잡음의 파워 스펙트럼 밀도 함수 (실선: 신호원, 점선: 잡음)
Fig. 3. estimated power spectral densities of signal source and noise. (line: signal, dotted line: noise).

음을 혼합한 합성된 측정신호이다.

탐색창 구간 $S_w = 50$ 샘플 (50 msec) 내에서 τ_i 를 변화시켜 합성한 50개의 모의유발전위 신호원 데이터에 혼합된 잡음의 이득 A 를 0 ∞ 20 까지 변화시켜 가며 추정된 $\hat{\tau}_i$ 의 정확도를 그림 2와 같이 분석하였다. 시간 지연추정오차(추정된 $\hat{\tau}_i$ - 합성한 τ_i)의 50개 예포크에 대한 평균오차는 혼합된 잡음의 크기에 비례하여 선형적으로 증가 하였다. 즉 자발뇌파의 크기가 크고 측정 잡음의 크기가 증가 할수록 유발전위의 시간지연 추정은 부정확해지게 되고, 앙상블 평균된 유발전위의 부정확도도 증가함을 알 수 있다. 그러나 본 연구에서 적용한 방법은 혼합된 잡음의 크기, A 가 6보다 작은 경우

(잡음의 파워가 유발전위의 파워보다 6배 큰 경우)에서는 원신호원의 50 msec 범위내의 지연에 대해 10 % 미만의 적은 지연오차 (5 샘플=5 msec) 내에 드는 지연오차 추정의 정확도를 보였다.

50 msec 내의 시간지연을 갖는 유발전위신호원에 잡음의 이득, A 를 10으로 하여 추정한 (식 7) 유발전위 신호원과 잡음의 파워스펙트럼밀도이다(그림 3). 추정된 신호원의 파워스펙트럼밀도는 시각 자극 유발전위의 특성인 12 Hz 미만의 δ, θ, α 대역 특성을, 추정된 잡음의 파워스펙트럼밀도는 백색잡음 특성을 보이고 있다. 혼합 잡음과 시간지연의 영향에도 추정된 파워스펙트럼 밀도는 합성한 신호특성과 잘 맞았다. δ, θ, α 대역에서 신호원과 잡음원의 주파수 특성은 겹치므로 일반적인 주파수 대역제한필터로는 신호와 잡음의 분리가 제한됨을 알 수 있다.

50 msec 내의 시간지연을 갖는 유발전위신호원에 잡음의 이득, A 를 0 ∞ 20 까지 변화시켜 가며 측정된 원유발전위 신호와 추정된 유발전위 신호와의 평균자승오차(MSE: Mean Square Error)를 3가지 방법에 대하여 그림 4와 같이 비교하였다. 3가지 방법은 본 연구에서 제시한 시간지연보상-잡음개선위너필터적용-앙상블평균-유발전위 (DWEA: Delay compensated Wiener Filtered Ensemble Averaging EP), 잡음개선 만을 적용한 잡음개선위너필터적용-앙상블평균-유발전위 (WEA: Wiener Filtered Ensemble Averaging EP)와 기존의 평균화 과정만을 적용한 앙상블평균-유발전위 (EA: Ensemble Averaging EP) 이다. 모의유발전위 신호원

(최대진폭 3.45 와 최소진폭 -1.97)의 10 % 허용오차한계 MSE 값 (0.3)에 대한 DWEA의 잡음이득(A)는 7 (잡음파위가 유발전위파위보다 7배 큰 경우) 까지 허용되는 정확도를 보였으며, WEA와 EA는 모두 만족하지 못하였다. MSE 값 1 (허용오차 18.5 %)에 대한 DWEA의 A 는 10, WEA의 A 는 9, EA의 A 는 7이었다. 또한 20 % 허용오차한계 MSE 값(1.17)에 대하여 DWEA의 A 는 15, WEA의 A 는 10, EA의 A 는 7이었다. 모든 혼입 잡음에 대하여 DWEA는 MSE 1.5 미만의 우수한 성능을 보였고, DWEA 보다 떨어졌으나 WEA의 성능

은 MSE 1.8 미만의 좋은 성능을 보였으나, 혼입잡음의 A 가 4이하에서는 기존의 EA 방법이 WEA 방법보다 우수 하였다. 적은 혼입잡음에 대하여서는 시간지연을 보정하지 않고 잡음만을 제거하는 WEA 방법이 혼입잡음을 처리하지 않는 기존의 EA 방법보다 성능이 떨어진다. 높은 잡음에 대해서는 EA 방법의 MSE가 지수함수적으로 나빠짐을 알 수 있으므로 실험에 적용한 적은 수에 의한 평균(50회)은 유발전위의 잡음억제에 한계가 있음을 알 수 있다. 즉 앙상블 평균이 어느 정도 혼입잡음을 억제하나, 유발전위의 개선은 시간동기가 중요한

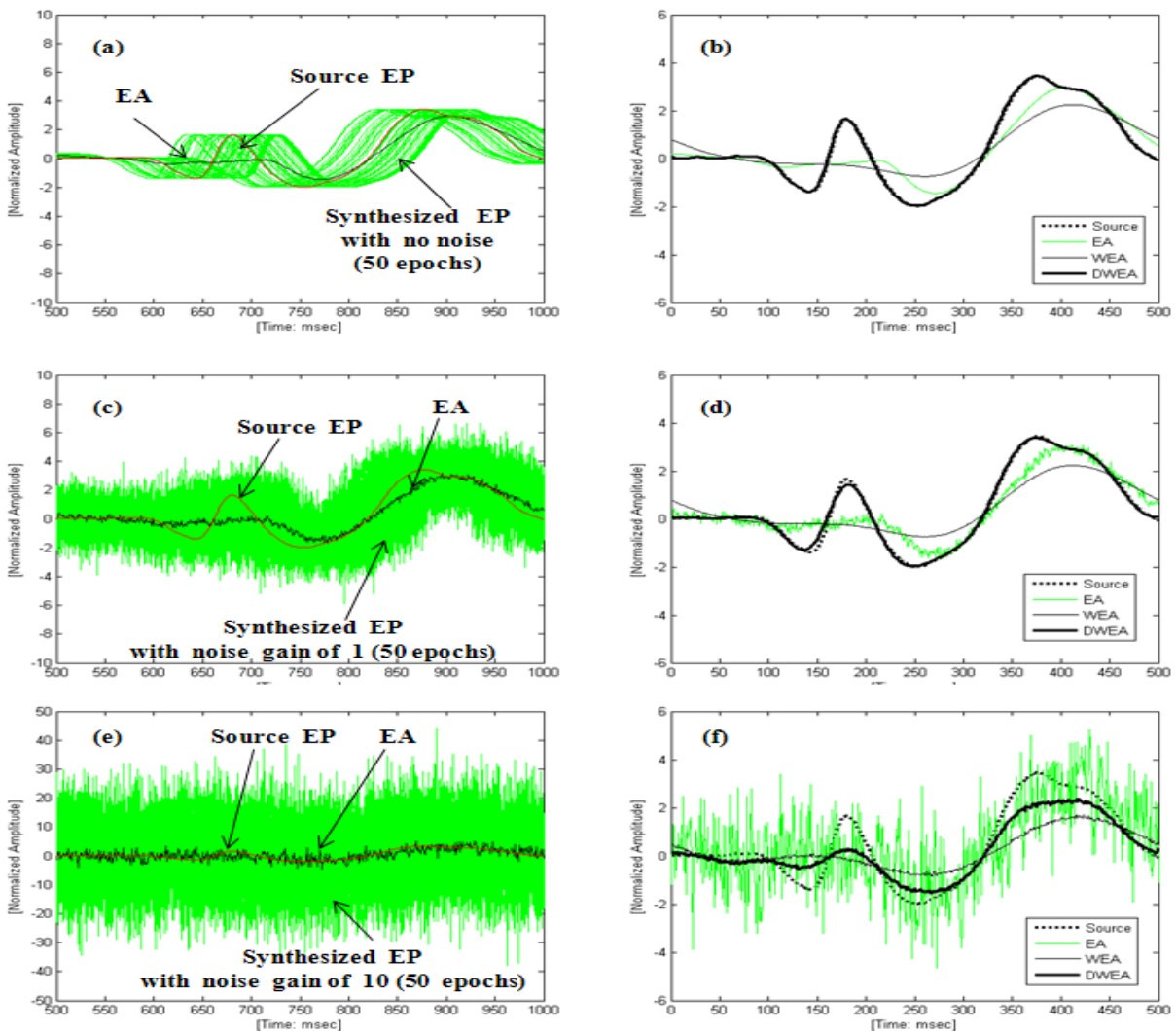


그림 5. 합성된 신호원에 대해 개선한 유발전위 (a) $A=0$, 합성측정신호, (c) $A=1$, 합성측정신호, (e) $A=10$, 합성측정신호, (b) (a)에 대해 개선한 EP, (d) (c)에 대해 개선한 EP, (f) (e)에 대해 개선한 EP
 Fig. 5. Enhanced EP for synthesized signals. (a) $A=0$, synthesized measured signal, (c) $A=1$, synthesized measured signal, (e) $A=10$, synthesized measured signal, (b) enhanced EP signals for (a), (d) enhanced EP signals for (c), (f) enhanced EP signals for (e)

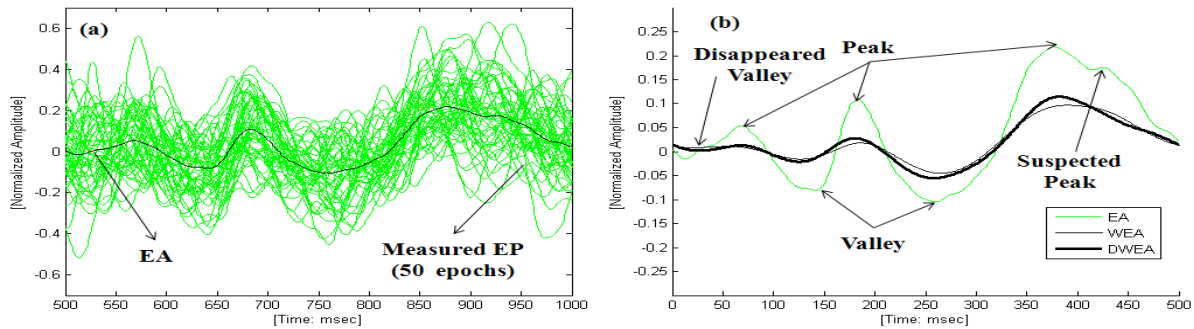


그림 6. 측정된 신호에 대해 개선한 유발전위 (a) 측정된 신호 (b) 개선한 유발전위
Fig. 6. Enhanced EP (b) for measured real signals (a).

요소임을 알 수 있다.

그림 5의 (a), (c), (e) 각각은 50 msec 내의 시간지연을 갖는 유발전위신호원 (진한 실선 적색)을 기준으로 잡음이득, A 의 0, 1, 10 값에 대한 합성 데이터를 자극을 기준으로 500 msec 구간단위로 50개의 합성된 예포크를 중첩 표시하고(호린실선 녹색), 앙상블 평균 EA (굵은 점선 흑색)과 함께 그린 그림이다. (b), (d), (f) 각각은 (a), (c), (e) 데이터를 처리한 DWEA, WEA, EA 방법으로 처리 한 결과를 이상적인 유발전위신호원 (Source: $s(m)$)과 비교한 결과이다. 모든 잡음에 대하여 연구에서 제안한 DWEA 방식이 이상적인 유발전위신호원과 가장 근접하고 (잡음이득 0과 1에서 거의 완벽한 일치, 그림 b), 원신호원의 국부고점(peak)과 국부저점(valley)을 (유발전위의 대표적인 P100, N200, P300 점 대응) 잘 표시하고 있다 (그림 (b)(d)(f)). WEA 방법은 잡음의 영향은 많이 개선하였으나 (잡음이득 0,1,10에 대한 거의 동일한 파형, 그림 (b)(d)(f)), 시간지연을 보상하지 못하여 동기가 흐트러진 정렬에 의한 평균처리하는 유발전위 신호원에 비해 유발전위의 크기가 많이 줄어들고, 국부고점과 국부저점의 형태가 왜곡된 형태를 보인다. 즉, 잡음개선만으로는 유발전위의 중요한 매개변수의 측정(고점과 저점의 위치에 크기)에 문제점이 있음을 알 수 있다. EA는 모든 잡음 (그림 (v)(d)(f))에 대하여 국부고점과 국부저점이 모두 왜곡되거나 없어지고 유발전위의 형태에 잡음에 영향을 받아 잡음의 변화가 상당히 남아 있는 특징을 보인다. 특히 잡음의 크기 10에서는(그림 (f)) 잡음의 영향으로 유발전위의 형태를 알아보기 어려울 정도로 왜곡이 심하였다.

실제 측정된 유발전위 데이터에 의하여 그림 6의 (a)는 실제로 측정된 (2.4절) 유발전위 데이터 50 예포크를

중첩 표시하고(호린실선 녹색), 앙상블 평균 EA (굵은 실선 흑색)과 함께 그린 그림이다. (b)는 (a) 데이터를 DWEA, WEA, EA 방법으로 처리 한 결과를 비교한 그림이다. EA, WEA, DWEA 모두 국부고점과 국부저점이 동일한 시점에서 일치하고 있었으나, EA 방법은 작은 고점의 변화가 많으므로 (그림 (b)에서 약 430 msec 구간) 잡음의 영향에 의한 의심되는 고점이 관측된다고 생각할 수 있다. 반면 DWEA와 WEA는 순간적인 변화가 제거된 완만한 형태를 보이나 (고점과 저점의 추출이 용이), WEA방법은 DWEA에 비해 고점이 많이 둔화된 특징(약 70 msec 구간)을 보이고 있다. 실제적으로는 뇌의 내부에서 발생하는 유발전위 신호원을 모르므로, 기본적인 유발전위 지식에 의한 파형의 형태만을 볼 때 DWEA 방식이 가장 적절함을 알 수 있다.

IV. 고 찰

최소자승오차를 최소화 하는 선형 필터에 근간을 두고 있는 위너필터는 선형예측, 반향예측, 신호 복원, 채널동기화, 시스템동정 등 많은 분야에 응용이 되어왔으며, 특히 잡음제거(denoising) 분야에 많은 적용이 되어왔다^[8]. 신호원에 대하여 상관관계가 없는 잡음에 대하여 잡음제거 능력이 우수한 위너필터는 뇌파의 잡음제거, 특히 뇌유발전위로부터 잡음을 제거하여 평균화처리를 통한 유발전위 신호의 개선에 적용이 되어왔다^[4~5]. 신호대 잡음비가 열악한 유발전위 신호만으로는 뇌기능에 대응하는 유발전위 신호원을 정확히 알 수 없으므로, 측정된 유발전위 신호를 개선하여 향상된 평균 유발전위를 얻음으로서 좀 더 정확한 뇌기능을 해석하기 위한 시도가 되어 왔다. 최근에는 유발전위 데이터

를 웨이블릿 변환시켜, 유발전위 데이터가 자극으로부터 일정 시간 범위에 발생하는 특징을 이용한 시간영역-주파수 영역 잡음향상 기법을 적용하였다^[7]. 그러나 유발전위가 외부 환경의 변화에 대하여 에포크-에포크 간 시간적인 변이^[6]가 있다는 특징은 반영하는 데는 제한적이었다. 비록 유발전위는 아니지만 뇌파신호의 시간변이를 반영하여 개선하고자 하는 시도가 간질에 대하여 시도 되었었다^[10]. 레이더 및 음향, 음과의 많은 응용 분야를 갖는 시간지연을 추정하기 위한 시도는 시간분석, 주파수 분석, 파라미터 분석 등 많은 연구가 되어 왔으나^[11], 정보이론에 근간한 방법이 가정된 모델의 실제 데이터와의 불일치, 혼입된 잡음의 불확실성에 강인한 특성을 보이므로 많은 구현 적용 되었다. 그러나 순간적인 시간 변이 특성을 보이는 유발전위에 대하여 시간 지연 추정과 잡음개선을 동시에 적용한 시도는 제한적이었으며, 시간지연을 보상하여 잡음을 개선한다면 기존의 잡음만을 개선하고, 시간지연 만을 추정한 방법의 한계를 넘을 수 있을 것이다. 비록 실시간은 아니지만 뇌 영상화 연구를 통하여 뇌기능 자극에 대하여 동일한 뇌 부위가 시점에 활성화 된다는 사실은 관측되고 있다^[12]. 그러므로 시간지연을 보상한 잡음제거는 유발전위 신호의 시간 변이 특성에 적용하여 유발전위를 개선하는 효과를 얻을 수 있을 것이다.

V. 결 론

본 연구에서는 자극에 대한 유발전위 발현시점의 변화와 유발전위에 혼입된 무작위 잡음을 시간지연현상과 자음혼입 가법모형으로 모델링 하였다. 동기시점 불일치에 따른 평균화 처리과정의 유발전위 신호의 왜곡을 개선하기 위하여 시간지연추정을 잡음제거 위너필터에 결합한 복합적 시간지연보상-잡음개선-양상불평균 처리기법을 적용하였다. 제시한 방법의 유효성은 임의의 시간지연과 크기의 변화를 변화시킨 백색잡음 데이터를 합성한 대리모의실험을 통하여 검증하였다. 모의실험 데이터에 대하여 본 연구에서 제시한 시간지연보상위너필터링양상불평균 방법이 위너필터링양상불평균 방법과 기존의 양상불평균방법보다 우수 하였다. 제시한 방법은 10% MSE 오차한계에 대하여 잡음이득 7까지, 20% MSE 오차한계에 대하여 잡음이득 15까지 동작 가능하였다. 또한 실제 유발전위 데이터에 대한 정성적 육안

관측결과 제시한 방법이 다른 방법보다 국부고점과 국부저점이 잘 표현되고 있었으며, 파형의 왜곡이 적었다. 실험결과를 통하여 제시한 방법은 잡음의 혼입과 동기 불일치 현상을 보이는 유발전위의 신호개선의 가능성을 제시하여, 앞으로 신경정신학적 연구 및 뇌-기계 인터페이스 분야에 적용이 가능 할 수 있을 것이다.

REFERENCES

- [1] A.P.Key, G.O.Dove, M.J.Maquire, "Linking brain waves to the brain: an ERP primer," *Dev Neuropsychol*, Vol.27, No.2, pp.183-215, 2005.
- [2] L. F. Nicolas-Alonso, and J. Gomez-Gil, "Brain computer interfaces, a review," *Sensors*, pp. 1211-1279, 2012.
- [3] T.W.Picton, S.Bentin, P.Berg, E.Donchin, S.A.Hillyard, R. Johnson, G.A.Miller, W.Ritter, D.S.Ruchkin, M.D.Rugg, and M.J.Taylor, "Guidelines for using human event-related potentials to study cognition: REcording standards and publication criteria," *Psychophysiology*, Vol.37, pp.127-152, 2000.
- [4] D.J.Doyle, "Some comments on the use of Wiener filtering for the estimation of evoked potentials," *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol.38, pp.533-534, 1975.
- [5] J.S.Paul, A.R.Luft, D.F.Hanley, and N.V.Thaker, "Coherence-weighted Wiener filtering of somatosensory evoked potentials," *IEEE trans. on Biomedical Engineering*, Vol.48, No.12, pp.1483-1488, 2001.
- [6] M. Ihrke, H. Schrobsdorff, and J. M. Herrmann, "Recurrence-based estimation of time-distortion functions for ERP waveform reconstruction," *International Journal of Neural Systems*, Vol.21, No.1, pp.65-78, 2011.
- [7] R. Q. Quiroga, and H. Garcia, "Single-trial event-related potentials with wavelet denosing," *Clinical Neurophysiology*, Vol.114, pp.376-390, 2003.
- [8] S. V. Vaseghi, "Advanced digital signal processing and noise reduction," *2nd Ed. John Wiley & Sons*, Ch.6, pp.178-204, 2000.
- [9] ByuckJin Lee, SunKook Yoo, "Spatio-Spectral Coherence Analysis of ERP signals for attentional visual stimulus," *Journal of the IEEK*, Vol.50, No.10, pp.217-228, 2013
- [10] R. Moddemeijer, "An information theoretic delay

estimator,” *Ninth Symp. on Information Theory in the Benelue*, pp. 26-27, 121-128, 1988.

- [11] Svante Bjorblund, “A survey and comparison of time-delay estimation methods in linear systems,” Sweden, *ISBN 91-7777373-870-0*, 2003.
- [12] M.S.Gazzaniga, R.B.Ivry, and G.R.Mangun, *Cognitive Neuroscience*, 2nd Ed., WW Norton & Company, 2002.

————— 저 자 소 개 —————

이 지 은(학생회원)

대한전자공학회 논문지

제 50 권 SC 편 제 10호 참조

유 선 국(정회원)-교신저자

대한전자공학회 논문지

제 50 권 SC 편 제 10호 참조