

논문 2013-50-12-34

뇌파신호의 동기해석을 위한 위상검출기의 성능비교

(Performance Comparison of Phase Detectors for the Synchronization Analysis of Electroencephalographic Signal)

김혜진*, 이지은*, 유선국**

(HyeJin Kim, JeeEun Lee, Sun K. Yoo[©])

요약

뇌파의 위상동기 특성의 해석은 뇌기능 정보 처리 네트워크의 이해에 있어서 중요한 요소이다. 본 연구에서는 위상동기 성능을 분석하기 위하여 시간 국부화 기능을 갖는 웨이블릿 변환방법, 힐버트변환 방법, 복소복조방법을 백색잡음혼입한 뇌파 중심 주파수 대역신호에 합성한 모의 데이터와 실제 뇌유발전위에 적용하여 위상오프셋, 위상변화 시점, 대역간 상호간섭을 분석하였다. 모의데이터와 실제 데이터에 대하여 웨이블릿 변환방법이 δ , θ , α 대역신호 분할과 위상동기 성능 분석에 가장 우수 하였으며, 복소복조 방식은 큰 혼입잡음 환경에서는 사용에 한계점이 있었으나 위상변화 시점의 검출에는 좋은 성능을 보였다. 실제 데이터에 대하여 추정된 위상변화시점과 위상오프셋은 복소복조방법이 가장 좋은 성능을 보였다. 실험 관측을 통하여 뇌파의 위상동기 현상의 해석에 웨이블릿 방식이 가장 적절하였으며, δ 대역 이상신호에 대한 위상동기 응용에는 복소복조 방법도 사용될 수 있을 것이다. 특히 웨이블릿 방식과 복조복조방법은 간접적으로 위상변화 시점을 검출하여 뇌기능의 변화시점 추정에 응용될 수 있을 것이다.

Abstract

The analysis of phase synchronization characteristics from EEG signals is important for the understanding of information processing functionality in the brain network. In this paper, wavelet transformation(WT), Hilbert transformation (HT), complex demodulation (CD) methods having time localization characteristics were applied to real evoked potential data and noise added simulation data with center frequencies corresponding to EEG bands for the estimation performance analysis of phase offset, phase changing point, and interband crosstalk. The WT is the best both in δ , θ , and α band signal decomposition, and in analyzing phase synchronization performance. The CD can be efficiently used in changing point detection under tolerant noise condition because of its abrupt performance degradation over noise endurance level. From experimental observations, the WT is the most suitable in phase synchronization application of EEG signal, and the CD can be affordable in restricted application such as changing point detection for higher bands than δ . Particularly, WT and CD can be used to detect the changing instant of brain function by indirectly estimating the phase changing point.

Keywords : Synchronization, Phase Detector, EEG

* 학생회원, 연세대학교 일반대학원 생체공학협동과정

(Graduate School of Biomedical Engineering, Yonsei University, Seoul, Korea)

** 정회원, 연세대학교 의과대학 의학공학교실

(Department of Medical Engineering, Yonsei University College of Medicine, Seoul, Korea),

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

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

접수일자: 2013년8월29일, 수정완료일: 2013년11월27일

I. 서 론

인간의 뇌는 신경들의 서로 연결된 상호작용에 의하여 효율을 높이며, 필요로 하는 기능과 임무에 따라 뇌의 연결과 동작은 수시로 변화해가며, 복잡한 뇌기능 정보 처리 네트워크를 동적으로 구성한다^[1]. 동적인 뇌기능 네트워크의 핵심적인 요소는 리듬에 따른 진동(Oscillation) 과 위상동기(Phase Synchronization) 다^[1-4]. 따라서 진동 주파수에 따라서 변화하는 뇌파의 위상동기 현상의 해석은 뇌기능 정보 처리 네트워크의 이해에 있어서 중요한 요소이다.

뇌에서의 정보처리는 뇌 신경 그룹간의 연관된 상호작용이라고 알려져 왔다^[2]. 하나의 신경이 아닌 여러 신경이 그룹지어 주기적인 리듬에 따라 상호 협력적으로 동작한다면 뇌에서의 에너지 사용은 매우 효율적이 될 것이며, 뇌안에서의 정보처리 효율은 증가할 것이다^[3]. 즉, 인지, 기억, 의식등 모든 뇌에서의 작용은 서로 동기된 진동에 의해 발생되며, 뇌파분석에서 많이 사용되는 θ , α 대역은 뇌의 인지과정과 관련된 주파수 진동으로 알려져 왔다^[4]. 따라서 신경간의 상호 동작하는 형태는 측정된 뇌파에서 진동주파수와 위상동기 형태의 변화에 영향을 받아 동적으로 표현되며^[3], 뇌기능의 선택과 동작은 동기에 의한 결합으로 해석된다^[5].

수시로 변화하는 뇌기능 변화에 따른 위상동기 진동 시점의 변화는 '위상리셋' 현상으로 설명되어 왔으며^[6-7], 변화된 위상은 뇌기능이 수행할 일정 시간동안, 수 msec 에서 수백 msec 동안 안정되게 유지되는 '위상잠김' 현상으로 뇌기능이 수행한다고 인지되어 왔다^[1,6]. 따라서 뇌진동 변화에 대한 뇌의 위상리셋 시점의 변화와 위상고정 기간의 검출은 뇌기능의 동적기능 해석과 이해에 중요한 특징 변수이다.

푸리에 변환과 같이 일정한 블록 단위로 주파수 변환하여 뇌파의 주파수진동과 위상동기의 해석에는 많은 연구가 되어 왔으나, 블록단위의 처리방법은 수시로 변화하는 뇌기능의 동적인 해석에는 제한적 이었다^[1]. 동적으로 변화하는 신호에 대한 위상리셋 시점의 해석과 위상잠김 기간의 해석이 가능한 시간국부화 기능을 갖춘 동기검출 방법으로는 웨이블릿 변환(WT: Wavelet Transformation) 방법^[8-9], 힐버트 변환(HT: Hilbert Transformation) 방법, 복소복조(CD: Complex Demodulation) 방법 등이 있다^[9-10]. 기존의 블록단위의

처리방법에 대하여 최근에는 시간국부화 기능을 이용한 뇌파의 동적해석을 위한 연구가 웨이블릿 변환 방법과 복소복조 방법에 적용되어 왔다. 웨이블릿 변환방법은 청각유발전위의 주파수 진동과 위상잠김현상의 분석에 적용 되었으며, 복소복조 방법은 뇌파의 고주파 진동의 위상동기 검출에 적용되어 왔다^[8,10].

그러나 개별적으로 적용된 시간국부화가 가능한 방법들은 뇌파분석에서 주로 사용되는 δ , θ , α 대역 뇌파에 대한 연구와 동적으로 변화하는 뇌기능에 대응하는 위상동기 검출성능에 대한 분석연구에는 매우 제한적이었다. 위상리셋 과 위상잠김, 위상의 정확도, 진동주파수 대역별 위상동기특성 및 대역간 상호간섭과 같은 복합적인 성능 분석에는 미흡하였다. 특히 뇌기능의 변화에 따른 위상동기 변화시점의 검출 가능성에 대한 연구는 이루어지지 않았다. 따라서 본 연구에서는 웨이블릿 변환방법, 힐버트 변환방법, 복소복조 방법에 대한 정량적인 위상동기 성능을 모의대역신호를 합성하여 비교하고, 이를 실제 뇌유발전위에 적용하여 봄으로서 뇌파에 의 응용 가능성과 기능변화 시점의 검출 가능성을 제시하고자 한다.

II. 재료 및 방법

1. 웨이블릿 변환에 의한 위상동기검출

시계열 입력 뇌파신호 $x(t)$ 의 연속 웨이블릿 변환은 다음과 같다^[8].

$$W_x(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{s}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^* \left(\frac{t-\tau}{s} \right) dt \quad (1)$$

여기서 s 와 τ 는 각각 스케일링 파라미터와 시간변위 파라미터이다. 위상검출을 위한 뇌파신호의 웨이블릿 변환은 연속적이며 잡음에 둔감한 복소 웨이블릿인 Morlet 웨이블릿, $\Psi(t)$ 을 적용할 수 있다^[8]. 웨이블릿 계수 $W_x(s, \tau)$ 는 시점 τ 에서 스케일 s 의 변화에 대한 상대적인 공헌도를 나타낸다. 또한 1-4 Hz, 4-8 Hz, 8-12 Hz의 대역에 대응하는 $W_x(s, \tau)$ 로부터 역웨이블릿 변환^[8]하여 $x(t)$ 를 재구성하면, δ , θ , α 대역의 신호를 복원할 수 있다.

국부위상 $\phi_{WT}(s, \tau)$ 는 $W_x(s, \tau)$ 의 실수부(Real)와 허수부(Imaginary)의 tangent 값으로 계산된다^[8].

$$\Phi_{WT}(s, \tau) = \tan^{-1} \frac{\text{Real}(W_x(s, \tau))}{\text{Imaginary}(W_x(s, \tau))} \quad (2)$$

2. 힐버트변환에 의한 위상동기검출

입력뇌파 신호, $x(t)$ 를 해석신호, $x_a(f, t)$ 로 표현하면 위상동기 검출을 할 수 있다.

$$x_a(f, t) = x(t) + ix(t) * \frac{1}{\pi t} \quad (3)$$

여기서 $x(t) * \frac{1}{\pi t}$ 는 $x(t)$ 의 힐버트 변환이며, *는 콘볼루션 연산자이다. 해석신호는 복소수로 표현되므로, 힐버트 변환에 의한 해석신호로 표현된 $x_a(f, t)$ 로부터 국부위상 $\Phi_{HT}(f, t)$ 를 계산할 수 있다.

$$\Phi_{HT}(f, t) = \tan^{-1} \frac{\text{Real}(x_a(f, t))}{\text{Imaginary}(x_a(f, t))} \quad (4)$$

3. 복소복조에 의한 위상동기검출

입력뇌파 신호, $x(t)$ 를 복소변조하여 복소수 신호 $x_c(t)$ 로 표현하고 저역통과필터링을 하면 위상동기 검출을 할 수 있다^[10]. 저역통과필터는 통과대역의 왜곡이 없게 하기 위하여 통과대역 리플이 없는 7차 IIR (Infinite Impulse Response) Butterworth 필터를 시간영역 forward 변환, reverse 변환을 반복하여 영위상 필터로 구성하였다.

$$x_c(f, t) = x(t) \exp(-i2\pi ft) \quad (5)$$

복소복조란 중심주파수 f 를 중심으로 이동되고 필터링된 복소신호를 얻는 과정이다. 따라서 각각 2 Hz, 6Hz, 10Hz 주파수 이동된 입력신호를 저역통과 필터링하면 δ , θ , α 대역에 대응하는 복소수로 표현된 $x_c(f, t)$ 를 얻을 수 있으며, $x_c(f, t)$ 로부터 국부위상 $\Phi_{CD}(f, t)$ 를 δ , θ , α 대역에 대하여 얻을 수 있다.

$$\Phi_{CD}(f, t) = \tan^{-1} \frac{\text{Real}(x_c(f, t))}{\text{Imaginary}(x_c(f, t))} \quad (6)$$

4. 위상변화

식(2) (4) (6)에 의하여 추정된 위상신호를 시간에

대하여 미분하면 순간위상변화(Instant Phase Difference) $I_\Phi(f, t)$ 를 계산할 수 있으며, 시간 국부적인 변화점이다.

$$I_\Phi(f, t) = \Delta \Phi(f, t) / \Delta t \quad (7)$$

또한 중심주파수 f 와 위상오프셋 η 인 정현파에 대하여 추정된 위상 ($2\pi ft + \eta$)의 시간에 대한 미분인 순간위상변화는 중심주파수의 추정이다. 만약 f 가 변화가 없는 고정 주파수라면 순간위상변화는 η 값의 변화를 반영한다.

5. 실험 데이터

웨이블렛 변환방법, 힐버트 변환방법, 복소복조 변환방법에 대한 정량적인 위상동기 성능을 분석하기 위하여 모의실험데이터, $A \cos(2\pi ft + \eta)$ 형태의 정현파 신호를 신호이득 A 를 1로 하여 1 초 데이터를 1 msec 샘플 간격으로 합성하였다. 뇌파분석에서 주로 사용하는 대역에 대한 뇌파신호의 위상리셋과 위상잠김, 추정 위상의 정확도, 진동주파수 대역별 위상동기 특성 및 대역간 상호간섭을 분석하기 위하여 δ , θ , α 중심주파수 각각에 대하여 서로 다른 η 값으로 개별적으로 합성한 3개의 대역별 단일중심주파수 합성신호와 2개의 서로 다른 대역신호와 η 값을 복합한 하나의 복합신호를 합성하였다. 복합합성신호는 임의시점에서의 기능변화의 검출 가능성을 모의실험하기 위하여 500 msec 변화시점에 η 값을 변화시켰다. 두 개의 합성대역은 θ , α 이다. 또한 잡음에 대한 뇌파의 영향을 분석하기 위하여 백색잡음의 크기를 10까지 변화시켜가며 합성신호에 더하여 사용하였다.

실제 뇌파신호에 해당하는 신호는 유발전위를 사용하였다. 한명의 정상 건강인에 대하여 시각 자극을 100번 반복하여 시각유발전위를 측정하였으며^[12], 이중 한 개의 구간 데이터를 시간국부 기능을 갖는 위상동기 분석에 사용하였다. 뇌파는 두정엽 전극에서 귀를 기준전극으로 하는 단극 측정방식으로 MP150 (Biopac Co.)을 사용하여 측정하였으며, 0.1 Hz 고역통과 필터와, 100 Hz 저역통과 필터, 60 Hz 노치 필터를 사용하였으며, 샘플링 주파수는 1000 Hz 이다.

III. 결 과

그림 1과 2는 단일 중심주파수, 정현파 이득 A=1, 무잡음 혼입 상태에서 모의실험 데이터를 합성한 경우이다. 그림 1은 위상오프셋 η 를 $\pi/4$ 하여 중심주파수 f 를 δ (2 Hz), θ (6 Hz), α (10 Hz)로 합성한 모의실험 데이터에 대하여 웨이블릿변환방법 (WT), 힐버트변환방법 (HT), 복소복조(CD) 적용하여 추정된 추정 위상오프셋과

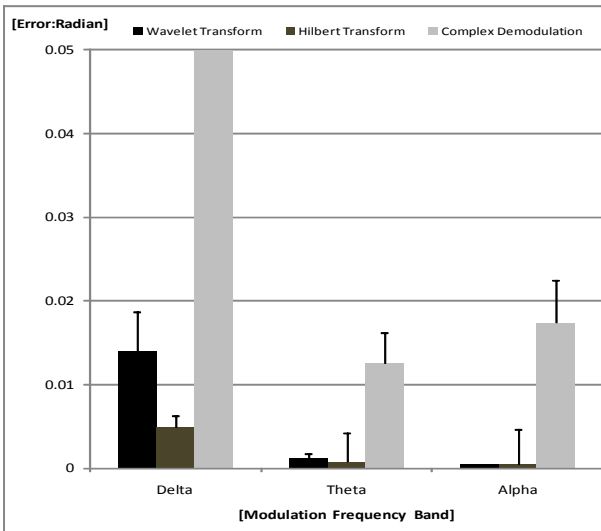


그림 1. WT, HT, CD 방법에 의한 δ , θ , α 중심주파수의 추정위상오프셋 오차

Fig. 1. Estimated phase delay errors of δ , θ , α center frequencies for WT, HT, and CD methods.

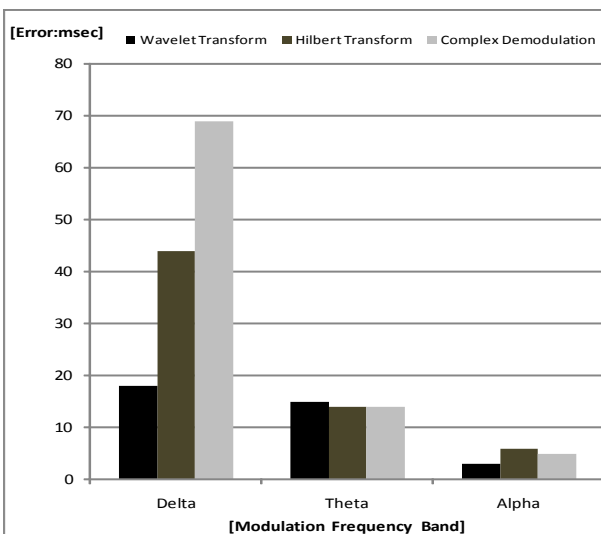


그림 2. WT, HT, CD 방법에 의한 δ , θ , α 의 추정위상 변화시점 오차

Fig. 2. Estimated phase changing point error of δ , θ , α for WT, HT and CD methods.

합성위상오프셋에 대한 오차($|\pi/4 - \hat{\eta}|$) 평균과 양의 표준편차를 표시한 막대그래프이다 (큰값을 갖는 CD의 δ 에 대한 평균 0.3585은 0.05로, 최대표시한계 0.05를 넘어가는 표준편차 0.186은 무표시로 표시제한). 고정된 한 개의 중심주파수와 위상오프셋에 대하여 합성한 정현파에 대한 $\hat{\eta}$ 오차는 HT 방법이 모든 δ , θ , α 에서 가장 낮은 오차를 보이며 가장 정밀하였으며, CD가 가장 높은 오차를 보였다. CD는 특히 직류 오프셋성분의 분리가 어려운 δ 에서 추정 오차치가 가장 컸으므로 δ 대역에서 사용에 한계가 있음을 알 수 있다.

그림 2는 합성파형의 위상오프셋 η 를 0에서 500 msec 순간에 $3\pi/4$ 로 변화하여 합성하였다. 합성데이터의 중심주파수의 변화, 즉 δ , θ , α 에 대한 WT, HT, CD 방법의 순간위상변화의 변화 시점을 검출하여 추정된 위상 변화시점(Λ)에 대한 오차 ($|500\text{msec} - \hat{\Lambda}|$)이다. 저주파수의 시간분해능이 열악한 δ 대역에서 WT, HT, CD 모든 방법에서 오차가 컸으며, 고주파 대역 α 에서는 적은 오차를 보였다. 모든 대역 δ , θ , α 에서 WT 방법은 상대적으로 적은오차를 보였으며, CD 방법은 θ , α 대역에서 상대적으로 HT 방법보다 적은 오차를 보였으므로 δ 대역에서 사용에 한계가 있음을 알 수 있다.

그림 3과 4는 고정된 중심주파수 θ 에 대하여, 혼입 백색잡음의 이득 A를 0 - 10 까지 변화시켜 가며 측정된 추정위상오프셋과 위상변화시점 오차이다. 그림 3은 혼입백색잡음에 대한 추정 위상오프셋오차이다. WT, HT, CD 모두 위상오프셋오차는 잡음의 크기에 비례하였으며,

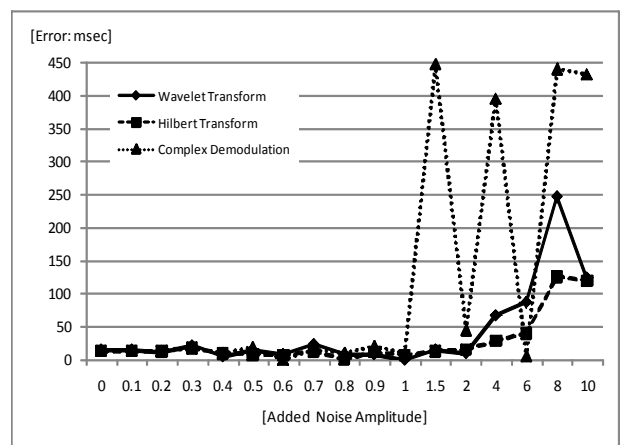


그림 3. WT, HT, CD 방법에 의한 혼입잡음 크기에 대한 추정위상오프셋 오차

Fig. 3. Estimated phase offset errors of WT, HT, and CD methods for added noise amplitude.

모든 경우 잡음크기 2부터 오차는 급속히 증가하며, 불안전 진동하여 사용의 한계점이다. WT 방법의 오차 증가율은 가장 완만한 우수한 성능을 보였으나, CD 방법은 혼입잡음이 1 부터는 급속히 진동하여 큰 잡음에서

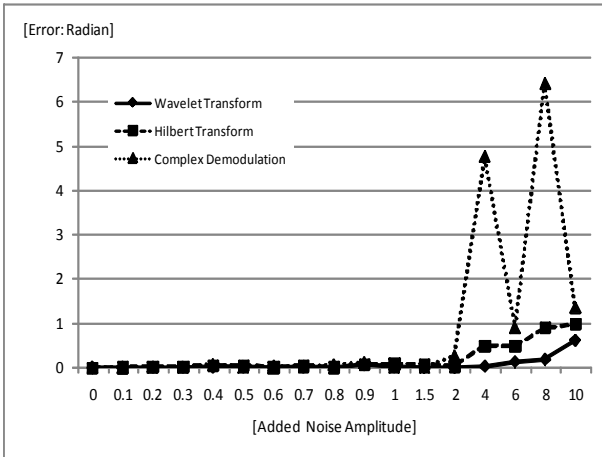


그림 4. WT, HT, CD 방법에 의한 혼입잡음 크기에 대한 추정위상변화시점 오차
Fig. 4. Estimated phase changing point errors of WT, HT, and CD methods for added noise amplitude.

는 매우 불안정한 특성을 보였으므로 CD는 잡음이 적은 경우의 적용에 적당함을 알 수 있다.

그림 4는 혼입백색잡음에 대한 추정한 위상변화시점에 대한 오차 이다. 잡음이 증가할수록 WT, HT, CD 모두 오차가 증가하며, 잡음 크기 2 부터는 변화시점 오차가 급속히 증가하는 그림 3.의 추정 위상오프셋과 유사한 특성을 보이고 있다.

그림 5와 6은 서로 다른 두 개의 θ , α 대역에 대한 위상변화를 모의실험 하였다. 각각의 이득 A가 0.5인 두 개의 합성파를 500 msec 구간에서 η 를 0에서 $3\pi/4$ 로 변화시켜 합성한 데이터에 대한 무잡음 상태가 그림 5이며, 합성데이터에 대하여 크기 2인 백색잡음을 혼입한 경우가 그림 6이다.

그림 5 a의 합성데이터에 대하여 각각 WT, HT, CD 방법으로 분해한 θ 대역신호 (그림 5의 c, j, q)와 α 대역신호 (그림 5의 d, k, r), 대역간섭에 의하여 추출된 δ 대역신호 (그림 5의 b, i, p)를 보면 WT 방법이 전구간에서 안정된 θ , α 대역신호를 분해하고 있으며 δ 대역신호에서 대역간 상호 간섭이 가장적었으며, HT와 CD는 θ , α 대역에 대한 정현파 특성이 왜곡과 상호간섭이

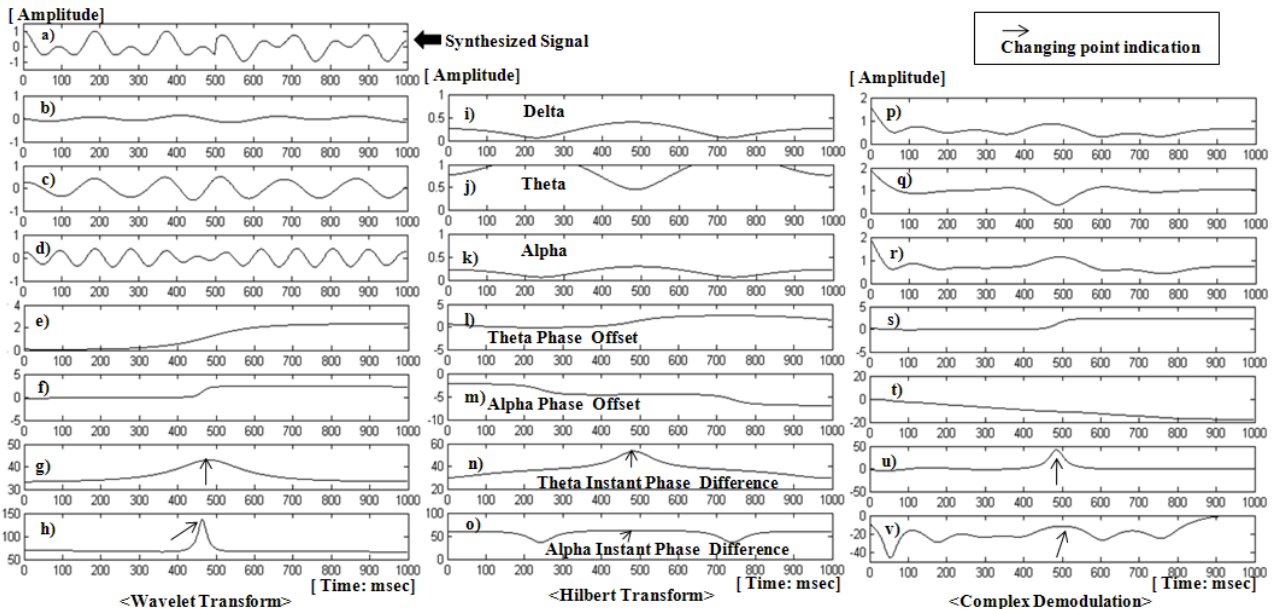


그림 5. 위상변화를 갖는 θ , α 주파수 합성파에 대한 WT, HT, CD 방법의 위상추출성능 분석(a) 합성파 (b)(i)(p) δ , (c)(j)(q) θ 대역파, and (d)(k)(r) α 대역파, (e)(l)(s) δ 위상지연, (f)(m)(t) α 위상오프셋, (g)(n)(u) δ 위상변화시점, (h)(o)(v) α 위상변화시점.
Fig. 5 The analysis of phase extraction performance for synthetic wave with two θ , and α frequencies and phase offset transition point. (a) synthesized signal (b)(i)(p) δ , (c)(j)(q) θ , and (d)(k)(r) α decomposed signals, phase offsets for (e)(l)(s) δ and (f)(m)(t) α , instant phase differences for (g)(n)(u) δ and (h)(o)(v) α .

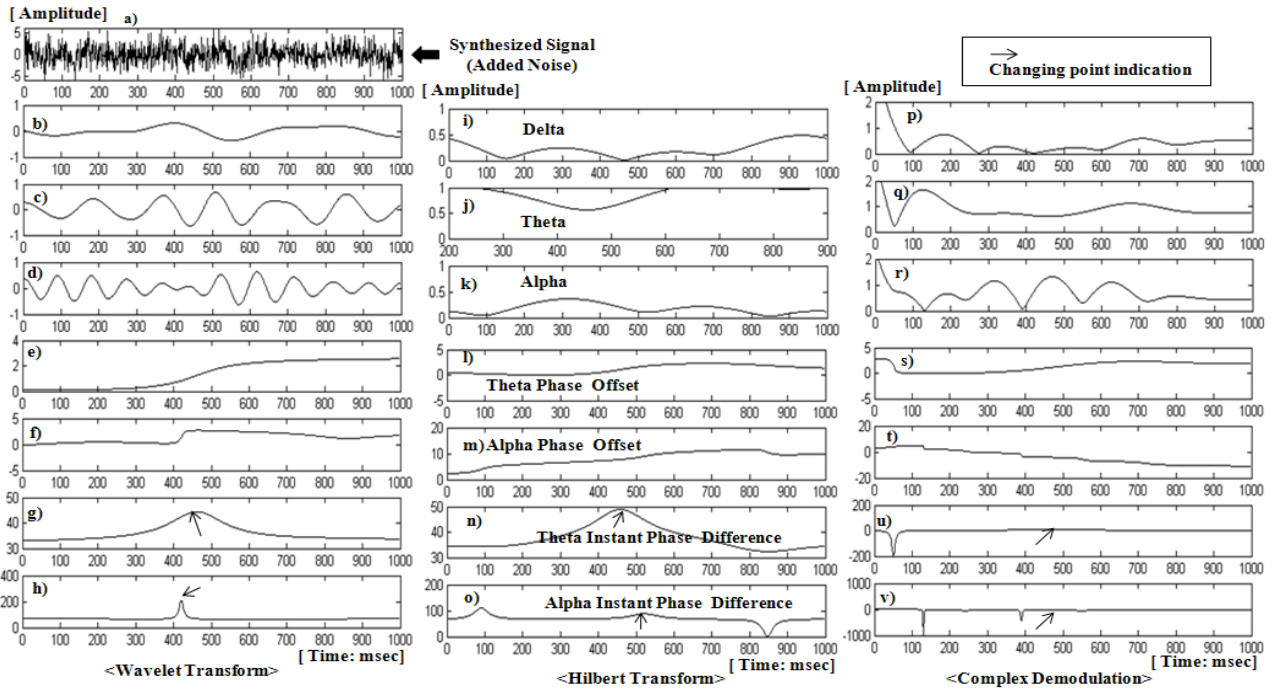


그림 6. 잡음혼입 위상변화를 갖는 θ , α 주파수합성파에 대한 WT, HT, CD 방법의 위상추출성능 분석(a) 잡음혼입합성 파 (b)(i)(p) δ , (c)(j)(q) θ 대역파, and (d)(k)(r) α 대역파, (e)(l)(s) δ 위상오프셋, (f)(m)(t) α 위상오프셋, (g)(n)(u) δ 위상변화시점, (h)(o)(v) α 위상변화시점.
 Fig. 6. The analysis of phase extraction performance for noise added synthetic wave with θ , and α frequencies and phase offset transition point. (a) noise added synthesized signal (b)(i)(p) δ , (c)(j)(q) θ , and (d)(k)(r) α decomposed signals, phase offsets for (e)(l)(s) δ and (f)(m)(t) α , instant phase differences for (g)(n)(u) δ and (h)(o)(v) α .

크음을 알 수 있다. θ 대역 (그림 5의 e, l, s), α 대역 (그림 5의 f, m, t)에서 추정된 위상오프셋을 합성 값인 0-500 msec 구간에서 0과 500-1000msec 구간에서 $3\pi/4$ 과 비교하면, WT 가 θ 대하여 추정오프셋 0.13과 2.73 과 α 에서 -0.01과 2.35 구간값으로 안정되게 추정하며, HT와 CD는 불안정한 추정값을 보임을 알 수 있다. HT는 θ 에서 추정오프셋 -0.14과 2.48 과 α 에서 -3.57 과 -5.76 이며, CD는 θ 에서 추정오프셋 0.05과 2.33 과 α 에서 -6.00 과 -15.76 이었다. θ (그림 5의 g, n, u), α 대역 (그림 5의 h, o, v)에서의 500 msec에서 위상변화시점 검출성능을 보면 WT 가 θ 에서 추정변화시점 483 msec과 α 에서 465 msec에서 안정되게 추정하며, CD는 HT보다는 우수하나 WT 보다 열등한 추정값을 보임을 알 수 있다. HT는 θ 에서 추정위상변화시점 486 msec와 α 에서 493 msec 이며, CD는 θ 에서 추정위상변화시점 486 msec와 α 에서 502 msec 이다. 특히 α 에서 CD 침두치의 형태는 WT 보다 변곡점을 찾기 어려울 정도로 완만하였다.

잡음이 혼입된 그림 6의 모든 경우도 무잡음 경우인 그림 5와 유사하게 WT 가 모든 면에서 우수한 성능을 보였으며, 특히 위상변화 시점의 검출에 CD는 θ , α 대역 모두에서 (그림 6의 u, v), 변화시점에 대한 침두치의 변화가 매우 작은 잡음신호에 취약 함을 알 수 있다. 그림 7은 시각자극에 대하여 실제로 측정된 유발전위 데이터의 한 구간 데이터이다. 유발전위에 대하여 각각 WT, HT, CD 방법으로 분해한 δ 대역신호 (그림 7의 b, i, p), θ 대역신호 (그림 7의 c, j, q)와 α 대역신호 (그림 7의 d, k, r)를 보면 ERP 신호가 δ , θ , α 신호가 합성되어 나타난다는 Yeung 결과^[6]와 WT방법이 가장 잘 일치하고 있음을 알 수 있다. 위상오프셋인 θ 대역 (그림 7의 e, l, s)와 α 대역 (그림 7의 f, m, t)를 비교하면 WT가 HT나 CD 보다 위상오프셋의 변화가 적음을 알 수 있다. WT의 위상변화 시점은 유발전위 P300^[11]의 변화 시점과 중점인 그림 7. h 의 약 300msec와 550 msec 시점과 일치하고 있으며, 유발전위의 ERN(Error Related Negativity)^[6]의 시점인 그림 7. g의 750 msec

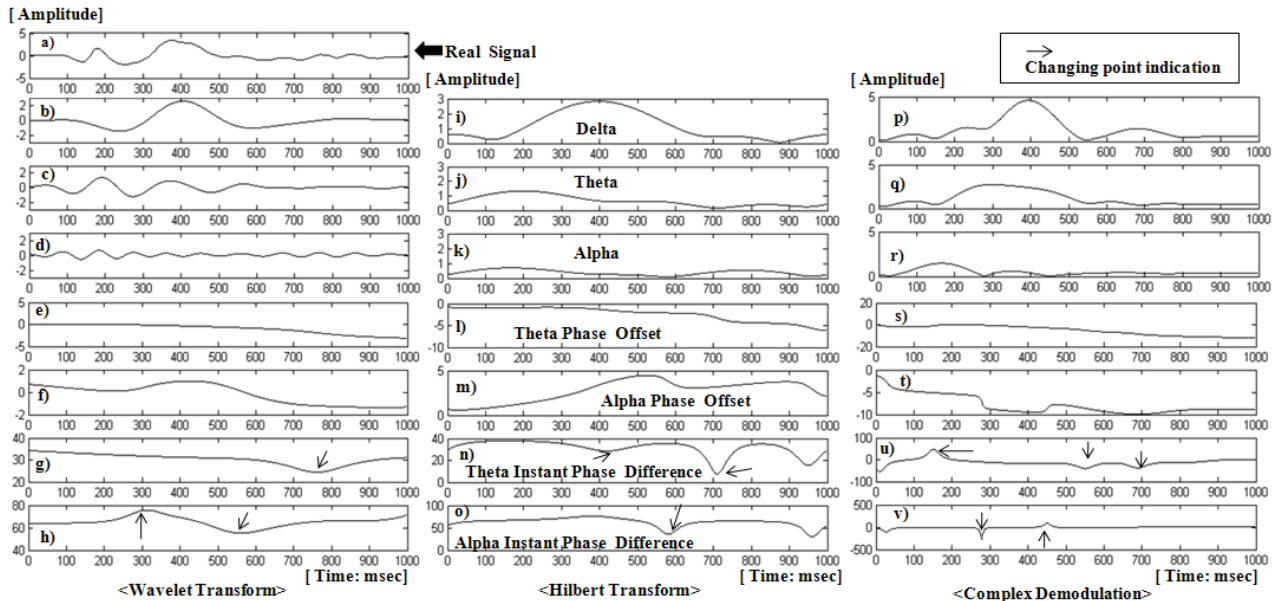


그림 7. 실 유발전위에 대한 WT, HT, CD 방법의 위상추출성능 분석 (a) 실파형 (b)(i)(p) δ , (c)(j)(q) θ 대역파, and (d)(k)(r) α 대역파, (e)(l)(s) δ 위상오프셋, (f)(m)(t) α 위상오프셋, (g)(n)(u) δ 위상변화시점, (h)(o)(v) α 위상변화시점.

Fig. 7. The analysis of phase extraction performance for real evoked potential signal. (a) real signal (b)(i)(p) δ , (c)(j)(q) θ , and (d)(k)(r) α decomposed signals, phase offsets for (e)(l)(s) δ and (f)(m)(t) α , instant phase differences for (g)(n)(u) δ and (h)(o)(v) α .

에서 유사하였다. HT의 위상변화 시점은 약 400 msec에서 P300 정점, 약 600 msec에서 P300의 종점과 정합하였으며, 약 720 msec에서 ERN 시점과 정합하였다 (그림 7.의 n, o). CD의 위상변화 시점은 약 150 msec에서 P100 침두치^[11], 약 450 msec와 550 msec에서 P300의 정점과 종점에 정합하였으며, 약 700 msec에서 ERN 시점과 정합하였다 (그림 7.의 u, v). 실제 피검자 데이터에 대하여 WT가 파형분해 능력과 위상잠김특성에 대응하는 위상오프셋의 시간 안정성에서 가장 좋았다. WT는 완만한 파형을 보이며 왜곡이 적으면서, 변화점이 명확한 특성을 보이고 있으나, 실제 유발전위의 변화시점에 대응하여 위상변화시점을 검출하는 데는 제한점이 있었다. 파형 신호의 변화시점과 위상변화 변곡점과의 시점 비교하면 CD는 파형왜곡은 심하였으나, 적은 오프셋오차로 위상 변화 시점을 검출에는 효과적임을 알 수 있다.

IV. 고찰 및 결론

위상동기검출에 일반적으로 쓰이는 STFT(Short time Fourier transform)의 주파수 분해능은 STFT에

적용되는 에포크의 크기에 따라 결정된다. 데이터는 안정되고 변화가 적다는 가정하게 처리하는 STFT은 에포크의 크기가 크면 주파수의 분해능이 좋아지나 시간 국부 변화를 검출하기 위한 시간 분해능이 나빠진다. 짧은 순간의 국부 변화를 검출하기 위해서는 에포크의 크기가 작아져야 하나, 작은 에포크의 크기는 주파수 분해능을 저하 시키는 결과를 나타내므로 시간-주파수의 관계는 역관계로 서로 상반되므로 시간-주파수 분해능을 동시에 개선할 수 없다.

지리학적, 유행병학적 시계열 신호의 위상해석에 적용되어온 웨이블렛 변환방법은 주파수 분해능을 유지하면서 시간 분해능을 개선시키는 시간 과 주파수 (Time-Frequency)의 동시적 함수로서 변환하는 방법이다^[8]. 연속 웨이블렛은 잉여(redundant) 분할방법이지만 다중 스케일 값에 의한 분할이 가능하며 잡음에 둔감하다^[8]. 그러나 웨이블렛 방법은 주파수간 잉여로 인하여 대역간 상호간섭 현상이 생기며, 시간-주파수 분해능의 제한을 갖고 오게 되므로, 향후 상호 간섭이 적으며, 위상변화에 대하여 민감하며 역 웨이블렛 변환이 가능한 웨이블렛 변환에 대한 지속적인 연구가 필요하다.

동적변화 뇌파에 기존에 적용되어온 힐버트 변환방

식의 성능은 제한적이며, 복소복조방식은 복조에 의한 대역이동과 저역통과 필터의 연속된 결합에 의한 처리 특성으로 저주파 대역, 특히 δ 대역의 응용에는 매우 제한적이지만 잡음이 적은 뇌파신호의 경우에는 위상시점의 변화 검출에 매우 효과적임을 알 수 있다.

뇌파의 위상동기 현상의 해석은 뇌기능 정보 처리 네트워크의 이해에 있어서 중요한 요소이다. 본 연구에서는 위상동기 성능을 분석하기 위하여 시간 국부화 기능을 갖는 웨이블릿 변환방법, 힐버트 변환 방법, 복소복조방식을 백색잡음혼입한 뇌파 중심주파수 대역신호에 합성한 모의 데이터와 실제 뇌유발전위에 적용하여 위상윤펀트, 중심주파수, 위상변화 시점을 분석하였다. 모의데이터와 실제 데이터에 대하여 웨이블릿 변환방법이 δ , θ , α 대역신호 분할과 위상동기 성능 분석에 가장 우수 하였으며, 복소복조 방식은 잡음이 큰 환경에서는 사용에 한계점이 있었으나 한계범위의 잡음 조건하에서의 위상변화 시점의 검출에는 좋은 성능을 보였다. 특히 실제 데이터에 대하여 추정된 위상변화시점과 파형의 변화시점과의 시간윤펀트는 복소복조 가장 좋은 성능을 보였다. 따라서 뇌파의 위상동기 현상의 해석에 웨이블릿 방식이 가장 적절하였으며, 제한대역신호에 대한 위상변화 시점의 응용에는 복소복조 방식도 효율적으로 사용될 수 있을 것이며, 위상변화 시점을 검출하여 뇌기능의 변화시점을 추정하는 뇌기능의 연구에 적용 가능성을 확인하였다.

REFERENCES

- [1] F. Varela, J. Lachaux, E. Rodriguez, J. artinerie, "The brainweb: Phase synchronization and Large-scale integration," *Nature Reviews Neuroscience*, Vol.2, pp.229-239, 2001.
- [2] P. Fries, J.H.Reynolds, A.E. Rorie, R. Desimone, "Modulation of Oscillatory Neuronal Synchronization by Selective Visual Attention," *Science*, Vol.291, pp.1560-1563.
- [3] G. Buzsaki, A. Draguhn, "Neuronal Oscillations in Cortical Networks," *Science*, Vol.304, pp.1926-1929, 2004.
- [4] C.E.Schroeder, P. Lakatos, "Low-frequency neuronal oscillations as instruments of sensory selection," *Trends in Neuroscience*, Vo.32, No.1, pp.9-18, 2008.
- [5] P. Fries, "A mechanism for cognitive dynamics: neuronal communication through neuronal coherence," *TRENDS in COgnitive Sciences*, Vol.9, No.10, pp.474-480, 2005.
- [6] N. Yeung, R. Bogacz, C.B.Holroyd, S. Nieuwenhuis, J. Cohen, "Theta phase resetting and the error-related negativity," *Psychophysiology*, Vol.44, pp.39-49, 2007.
- [7] R.W.Thatcher, D.M.North, C.J.Biver, "Intelligence and EEG phase reset: A compartmental model of phase shift and lock," *Neuroimage*, Vol.42, pp.1639-1653, 2008.
- [8] B. Cazelles, M. Chavez, G.C. de Magny, J. Guegan, S. Hales, "Time-dependent spectral analysis of epidemiological time-series with wavelets," *J. R. Soc. Interface*, Vol.4, pp.625-636, 2007.
- [9] B.J.Roach, D.H.Mathalon, "Event-related EEG time-frequency analysis: An overview of measures and an analysis of early gamma band phase locking in Schizophrenia, Schizophrenia Bulletin," Vol.34, No.5, pp.907-926, 2008.
- [10] R.Draganova, D. Popivanov, "Assessment of EEG frequency dynamics using complex demodulation, Physiological Research," Vol.48, pp.157-165, 1999.
- [11] 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.
- [12] HyeJin Kim, SunKook Yoo, "Analysis of the Simon effect using Amplitude of RTA-ERP and Response time," *Journal of the IEEK*, Vol.50, No.9, pp.179-185, 2013

저 자 소 개

김 혜 진(학생회원)
대한전자공학회 논문지
제 50 권 SC 편 제 9호 참조

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 9호 참조