

경험적 모드 분해를 이용한 시각자극 관련 과제수행에 대한 뇌 유발전위 진폭과 위상 변화 분석

Amplitude and phase analysis of the brain Evoked Potential about performing a task related to
visual stimulus using Empirical mode decomposition

이벽진* · 유선국**†

ByuckJin Lee* · Sun-Kook Yoo**†

*연세대학교 생체공학협동과정

*Graduate School of Biomedical Engineering, Yonsei University

**연세대학교 의학공학교실

**Department of Medical Engineering, Yonsei University

Abstract

In this paper, amplitude and phase difference patterns for theta and alpha bands of the Evoked Potential(EP) in relation to perform a task at visual stimulus were analyzed using the Empirical mode decomposition(EMD). The EMD is applied to decompose EP signals with task-related sub-frequency band signals. Intrinsic mode function was implied in Hilbert transform and instantaneous amplitude and phase differences of theta and alpha were derived from Hilbert transformed EP. In a task status, large amplitude for both bands was observed at P2, N2, and P3 points as well as maximum phase difference was observed at N1 and P2. We confirmed that both bands are associated with a task at visual stimulus, and less associated with fixation. The proposed method enhances the time and frequency resolution in comparison with band-pass filter method which observed different phase results according to conditions.

Key words: Visual stimulus, Evoked potential, Empirical mode decomposition(EMD), Hilbert transform

요약

본 논문에서는 경험적 모드 분해 방법을 이용하여 시각자극 출현에 따른 과제 수행 시 발생하는 뇌 유발전위의 θ 와 α 대역에 대한 진폭과 위상변화를 확인하였다. 과제수행에 대한 뇌 유발전위를 구성 주파수 대역 별로 분해하기 위하여 경험적 모드 분해 방법을 적용하였고, 분해된 각 내재모드함수에 힐버트 변환을 적용하여 뇌 유발전위의 θ 와 α 대역의 순간 진폭과 위상 변화를 확인하였다. 과제 수행 시 뇌 유발전위의 P2, N2과 P3지점에서 θ 와 α 대역의 진폭이 크게 관찰되었으며, N1, P2부근에서 순간 위상의 변화가 최대가 되었다. 시각 자극 출현에 따른 응시 상태에서는 두 대역 모두 관련된 위상 변화시점이 확인되지 않았다. 대역통과필터 방법 적용 시, 경험

* 본 연구는 연세대학교 의과대학 교내연구비(6-2014-0010)의 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사드립니다.

† 교신저자 : 유선국 (연세대학교 의과대학 의학공학교실)

E-mail : sunkyoo@yuhs.ac

TEL : 02-2228-1919

FAX : 02-363-9923

적 모드 분해 방법에 비해 시간과 주파수 해상도가 떨어졌으며, 필터의 파라미터에 따라 위상 변화 시점의 결과에 차이가 발생하였다. 연구를 통해 θ 와 α 대역이 시각 자극 출현에 따른 과제 수행에 대한 뇌 유발전위의 주요 성분인 θ 와 α 대역의 위상변화와 뇌 유발전위의 생성을 위상 변화와 연관 지어 해석하였다.

주제어: 시각 자극, 뇌 유발전위, 경험적 모드 분해, 힐버트 변환

1. 서론

뇌파는 대뇌피질의 신경 세포들의 활동으로 생성되는 전기적 변화가 측정된 것이며, 심신의 상태에 따라 각각 다르게 나타난다. 뇌파로부터 추출된 뇌 유발전위(EP : Evoked Potential)는 뇌의 활동 상황을 측정하는 중요한 지표가 될 수 있다.(Varela, F. et al., 2001)

뇌 유발전위는 특정 정보를 내포하는 자극을 반복 제시한 후, 이 자극 처리와 관련된 뇌의 전기적 활동만 얻은 파형이다(Karl E. Misulis & Toufic Fakhoury, 2001). 따라서 뇌 유발전위를 통한 뇌의 부위와 주파수 대역 특성의 해석은 인간의 생각이나 행동에 대한 뇌 기능의 연관성을 이해할 수 있는 효과적인 방법이 될 수 있다.

뇌의 기능에 따른 뇌신경의 발현은 신경 다발의 동시적 동조현상으로 표현되는 뇌의 변조(Neuro Modulation)로 알려져 있으며, 어떠한 기능에 따라 발현되는 신경 세포들은 특정 지어지는 주파수로 변조되어 같은 기능을 수행하는 뇌 내부의 기관들은 서로 신경으로 연결되어 동작한다(Varela, F. et al., 2001). 특히 기억이나 집중이 요구되는 인지과정은 뇌신경의 동조현상으로 나타나며(Kun Song, Ming Meng, et al., 2014), 이러한 동조 현상이 뇌 유발전위의 주요 구성 주파수 대역으로 발현된 특징은 많은 연구에서 수행되었다(Vazquez Marrufo et al., 2001; Klimesch, W., 2007; Michel, C. M. et al., 1994; Jacobs, J. et al., 2006).

이전 연구에서 위상 정보는 빠른 시간의 변화에 대한 뇌신경의 동조현상을 정확히 해석 가능하였으므로(Ademoglu, A., & Demiralp, T., 1992; Babloyantz, A., 1988), 뇌 유발전위 신호의 위상해석은 동기화 되어 동작하는 내부 신경의 기능과 관련된 해석의 중요한 척도가 될 수 있다.

뇌파의 주파수 대역($\delta(0.5-4Hz)$, $\theta(4-8Hz)$, $\alpha(8-12Hz)$, $\beta(12-30Hz)$, $\gamma(30-100Hz)$)에 대한 해석을 위

해 대역 제한된 신호로 재구성하여 분석하는 것이 일반적이며, 주파수 영역별 분해를 위해 대역통과필터가 주로 사용된다. 하지만 대역통과필터 사용 시, 이상적인 통과대역의 구현이 불가하여 인접주파수 성분의 영향을 피할 수 없으며, 이에 따라 위상왜곡의 문제가 발생하였다. 또한, cut-off 주파수 등의 선택에 따라 시간에 대한 위상정보의 잘못된 해석을 초래하였다(Sauseng, P., & Klimesch, W., 2008; Zhang, J. et al., 2014; Sweeney-Reed, C. M., & Nasuto, S. J., 2009). 시간-주파수 영역 해석방법인 웨이블릿 변환은 시간-주파수 해상도의 반비례 특성과 인접한 주파수 간의 스펙트럼 누설(Spectral leakage)현상으로 주파수 대역 별 분해 능력에 한계가 있었다(Pigorini, A. et al., 2011).

신호의 주파수 대역 별 분해를 위해 적용하는 경험적 모드 분해법(Empirical Mode Decomposition, EMD)은 원 신호를 서로 다른 주파수 성분을 포함하는 내재모드함수(Intrinsic Mode Function, IMF)집합으로 분해하는 방법이다. 이 방법은 원 신호를 주기성을 지닌 신호의 집합으로 분해하지 않기 때문에, 뇌파같은 비정상(Non-stationary) 신호에 적용하여 노이즈 성분의 제거, 특징 추출과 간질 검출 등에 적용되어 왔다(Williams, N. et al., 2011; Pachori, R. B., & Bajaj, V., 2011).

본 논문에서는 뇌 유발전위 신호의 인접 주파수 대역 별 분해의 정확도 향상을 위해 경험적 모드 분해를 적용하고자 한다. 분해된 내재모드함수 중에서 뇌 유발전위의 주요 구성성분인 θ 와 α 대역의 내재모드함수에 대한 시간에 따른 진폭과 위상을 추출하기 위하여 힐버트 변환(Hilbert Transform, HT)을 적용하고자 한다(Klimesch, W. et al., 2004). 시간에 따른 순간 진폭과 위상정보를 이용하여 시각 자극 출현에 따른 과제 수행 시, θ 와 α 대역의 진폭, 위상의 특성을 확인하고자 한다. 또한, 대역통과필터와 경험적 모드 분해법의 주파수 대역 별 위상추출 성능을 비교하고자 한다.

2. 방법

2.1 실험 방법

2.1.1 시각 자극 출현에 따른 과제 수행/응시

심혈관계 및 신경계 질환 및 병력이 없는 건강한 성인을 대상으로, 총 15명(남성 9명, 여성 6명)에 대해 실험을 진행하였다. 피험자의 평균연령은 31세, 범위는 21~41세이며, 모든 피험자는 실험 전 피험자 동의서를 작성하였다

시각 자극을 위해 무작위(1,2,3 중 하나)로 세 개의 숫자 집합을 구성하여 화면에 나타내고, 피험자에게 나머지 두 개와 다른 하나의 숫자에 해당하는 버튼을 누르게 하여 자극 출현에 따른 지시받은 과제 수행을 하도록 하였다. 예를 들어, 화면에 “122”로 결합된 숫자집합이 나오게 되면 피험자는 “1”이 적힌 버튼을 누른다.

자극은 약 3초마다 한 번씩 나오며, 각 자극 후 1.5초 동안에는 이미지가 없는 빈 화면에 “+”모양의 자극을 주어 단지 시각자극에 대한 응시만을 유도하였다. 실험은 1회, 약 7분 정도 소요되었다.

2.1.2 실험 데이터 수집

뇌파 측정을 위한 전극은 국제 전극 부착시스템인 10-20 시스템을 준수하여 4채널(F3, F4, Cz, Pz)을 측정하였고, 접지 전극과 기준 전극은 각각 목 뒤 중앙과 귓볼에 부착하였다.

Biopac의 MP100과 EEG100C를 이용하여 다중 채널에서 측정된 뇌파 신호는 1kHz로 샘플링 되었고 0.5Hz 고대역 통과 필터, 100Hz 저대역 통과 필터, 60Hz 노치필터를 사용하여 뇌파 신호의 필터링을 수행하였다. 또한, 뇌파 신호는 5000배 증폭되었다.

데이터 분석은 한 명의 뇌파 신호를 이용하여 수행하였다. 측정 데이터는 ‘과제 수행’ 데이터(숫자 자극 시점을 기준으로 자극 전 0.5sec, 자극 후 1.0sec 동안 1500샘플씩 144Epoch의 데이터)와 ‘응시’ 데이터(“+”모양의 자극 시점을 기준으로 자극 전 0.5sec, 자극 후 1.0sec 동안의 총 1500샘플씩 144Epoch의 데이터)로 재구성 하였다. 각 Epoch의 처음 300msec과 끝200msec 길이를 제거하여 1000msec 기간의 데이터로 재구성하

여 분석하였다.

전체 Epoch 중 분석 구간에 안구운동(Electro oculogram, EOG)잡음이 포함된 Epoch를 눈으로 확인하여 제외하였다. 제거된 Epoch는 14개(약 9.7%)이었다.

안구운동 잡음의 제거 후 남은 총 130개 Epoch의 뇌파 신호에 대한 앙상블 평균을 계산하여 뇌 유발전위를 추출하였다. 움집임에 대한 과제 수행과 응시 상태에 대한 차이를 가정하여, 두정엽(Central lobe)에서 측정된 뇌 유발전위 신호를 분석하였다.

2.2 분석 방법

‘과제 수행’과 ‘응시’ 상태에 대한 뇌 유발전위에 경험적 모드분해를 적용하여 신호를 주파수 영역에 따라 분해하였다. 그리고 분해된 각 신호에 힐버트변환을 적용하여 진폭과 위상을 추출하였다. 분해성능의 비교를 위해 대역통과필터 방법을 적용한 결과와 비교하였다. 대역통과필터는 4차 butterworth IIR대역통과필터를 forward-reverse로 구성하여 영위상 필터로 적용하였다.

2.2.1 경험적 모드 분해에 의한 신호 분해

뇌파는 비선형(Nonlinear), 비정상성(Nonstationary) 신호이며, 여러 개의 주파수 성분이 혼합되어 있다. Huang 등(1998)은 임의의 신호를 주파수 수준으로 분해하는 경험적 모드 분해법을 고안하였다. 경험적 모드 분해법은 원신호를 다음의 두 성질을 만족 하는 내재모드함수의 집합으로 분해한다.(Huang, N. E. et al., 1998).

- 1) 국소 극값의 개수와 국소 극대값과 국소 극소값 사이에 존재하는 영통과점(zero-crossing)의 개수의 차이는 한 개 이하이다.
- 2) 국소 극대값과 국소 극소값의 평균값은 0이다.

이 두 성질은 각 내재모드함수가 국소 시간에 대하여 단 하나의 진동모드를 가지며, 크기와 주파수가 변조된 비정상 상태의 신호가 될 수 있음을 의미한다. 따라서 국소 시간에서 원신호에 포함되어있는 하나 이상의 주파수 성분은 경험적 모드 분해를 통해 서로 다른 주파수 성분을 가지는 내재모드함수들로 분해될

수 있다.

경험적 모드 분해를 이용한 뇌 유발전위의 시간-주파수 분해과정은 다음과 같다(Rilling, G., Flandrin, P., & Goncalves, P., 2003).

- (1) 뇌 유발전위 신호 $x(t)$ 를 내재모드함수와 잔여신호로 분해하는 다음의 과정을 거치며 이를 체거름 과정(sifting)이라 한다. 여기서, $x(t)$ 는 첫 번째 체거름 과정의 대상 신호이며, t 는 각 샘플 지점(Single sample point)을 의미한다.

1-1) 대상 신호의 국소 극대값과 국소 극소값을 찾는다.

1-2) 보간법(Interpolation)을 이용하여 국소 극대값에 의한 상위막(Upper Envelop) $e_u(t)$ 을 형성한다. 마찬가지로 국소 극소값에 의한 하위막(Lower Envelop) $e_l(t)$ 을 형성한다.

1-3) 계산된 상위막과 하위막의 평균값으로 평균막 $m_1(t)$ 을 계산한다.

$$m_1(t) = \frac{e_1^u(t) + e_1^l(t)}{2} \quad (1)$$

1-4) 신호 $x(t)$ 와 평균막 $m_1(t)$ 의 차이를 계산하여 고주파 성질을 가지는 신호 $d_1(t)$ 를 생성한다.

$$d_1(t) = x(t) - m_1(t) \quad (2)$$

1-5) 1-4)과정에서 계산된 $d_1(t)$ 가 내재모드함수의 두 성질을 만족할 때까지 1-1)에서 1-4) 과정을 반복하여 첫 번째 내재모드함수 $d_1(t) = IMF_1(t)$ 를 구한다.

- (2) 신호 $x(t)$ 를 내재모드함수 $IMF_1(t)$ 와 잔여신호 $r_1(t)$ 로 분해한다.

$$r_1(t) = x(t) - IMF_1(t) \quad (3)$$

- (3) 잔여신호 $r_1(t)$ 에 대해 과정 (1)-(3)을 반복한다.
- (4) 반복 과정 도중 $r_i(t)$ 가 내재모드함수의 성질을 만족하지 않는 단조함수가 된 경우, 분해과정을 중단한다.
- (5) 최종적으로 뇌 유발전위 신호는 k 개의 내재모드함수와 최종 잔여신호로 구성된다.

$$x(t) = \sum_{i=1}^k IMF_i(t) + r_k(t) \quad (4)$$

경험적 모드 분해를 통해 분해된 뇌 유발전위의 각 내재모드함수는 원신호에 포함된 고주파 신호부터 저주파 신호까지 차례로 추출된 결과이며, 최종 잔여신호는 원신호의 경향성(trend)을 반영하게 된다.

2.2.2 순간 진폭 및 위상 추출

경험적모드분해를 통해 추출된 각 내재모드함수에 대하여 힐버트 변환을 적용하였다. 추출된 각 내재모드함수는 힐버트 변환을 통해 해석신호로 재구성되었다. 해석신호는 복소 형태이므로 이를 통해 순간 진폭(Instantaneous Amplitude, IA)와 순간 위상(Instantaneous Phase, IP)을 계산할 수 있다. 각 내재모드함수에 대한 힐버트 변환은 다음으로 정의된다(Le Van Quyen, M. et al., 2001; Equis, S., & Jacquot, P., 2010).

$$H[IMF_i(t)] = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{IMF_i(\tau)}{t-\tau} d\tau \quad (5)$$

여기서 t 는 각 샘플 지점을 의미하며, $i = 1, 2, \dots, k$ 이다.

해석신호 $z_i(t)$ 는 다음과 같이 구성된다.

$$z_i(t) = IMF_i(t) + jH[IMF_i(t)] = a_i(t)e^{j\phi_i(t)} \quad (6)$$

식에서 $a_i(t)$ 와 $\phi_i(t)$ 는 각각 순간 진폭과 순간 위상각이며 다음과 같이 계산할 수 있다.

$$a_i(t) = \sqrt{IMF_i(t)^2 + H[IMF_i(t)]^2} \quad (7)$$

$$\phi_i(t) = \tan^{-1}\left(\frac{H[IMF_i(t)]}{IMF_i(t)}\right) \quad (8)$$

순간위상정보로부터 위상 변화시점의 추출을 위해 인접한 두 샘플시점 간 순간 위상의 변화(Instantaneous phase difference)를 계산하였다.

$$diff(\phi_i(t)) = \phi_i(t) - \phi_i(t-1) \quad (9)$$

또한, 순간 주파수(Instantaneous frequency)는 순간 위상의 미분 값으로 정의된다.

$$f_i(t) = \frac{1}{2\pi} \times \frac{d\phi_i(t)}{dt} \quad (10)$$

3. 결과

3.1. 과제 수행/응시에 따른 뇌 유발전위 비교

‘과제 수행’과 ‘응시’상태 데이터에 대하여 시각 자극 시점부터 600msec동안의 진폭과 위상변화를 비교하였다.

그림 1은 시각 자극 출현 시 ‘과제 수행’과 ‘응시’상태 데이터 각각에 대하여 자극 시점 이후 600msec 기간 동안 각 Epoch를 한 그림에 겹쳐 그리고 앙상블(ensemble) 평균으로 뇌 유발전위를 추출한 그림이다. 그림 1(a)는 시각자극 출현 시 과제 수행의 결과로 뇌파에 대한 뇌 유발전위를 확인하였다. ‘과제 수행’ 시, 유발된 뇌파에 대한 중첩의 결과인 뇌 유발전위의 주요 peak를 확인하였다.

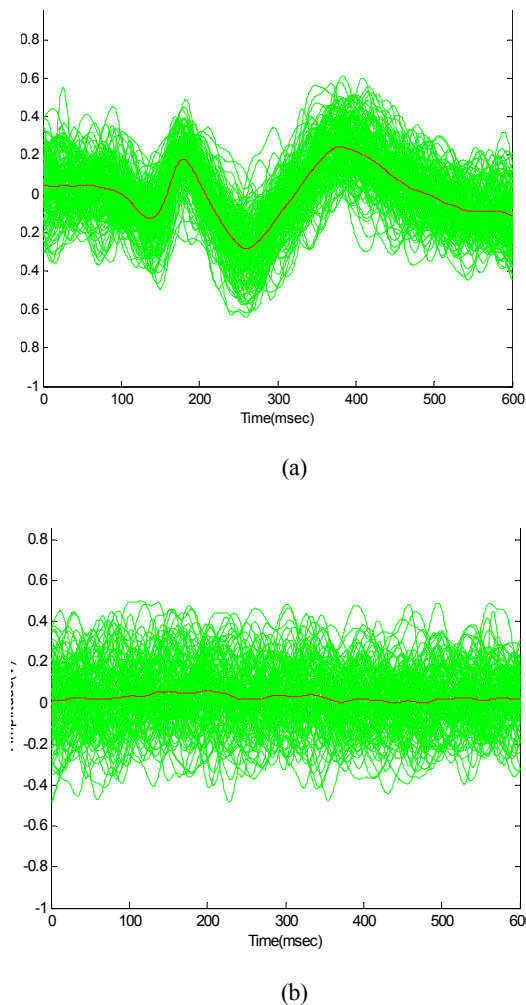


Figure 1. (a)'Task' and (b)'Fixation' status data for visual stimulus

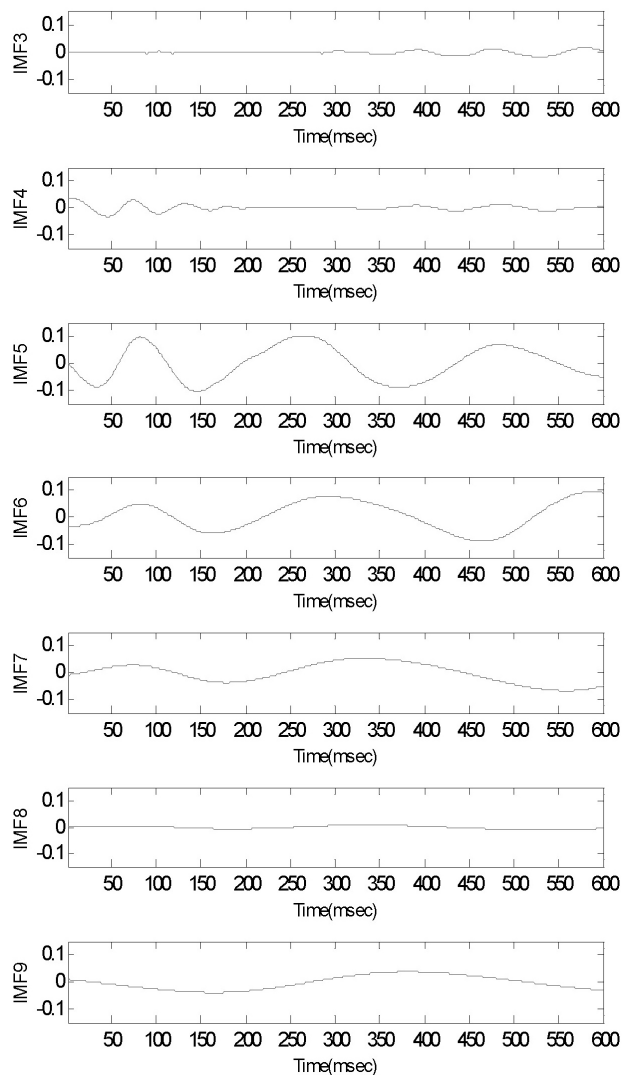
과제 수행 시 확인된 뇌 유발전위에서는 약 120-150msec에서 N1, 150-200msec에서 P2, 250-300msec에서 N2, 마지막으로 350msec-420msec에서 P3을 확인하였다.

그림 1(b)는 시각 자극 출현 시 응시 상태에 대한 결과이며, 응시 상태에서는 뇌 유발전위 peak를 확인할 수 없었다.

3.2. 과제 수행/응시에 따른 진폭 특성

그림2는 과제 수행과 응시 상태의 뇌 유발전위 데이터에 대한 경험적 모드 분해를 통해 추출된 일련의 내재모드함수를 나타낸 그림이다.

그림 2(a)에 과제 수행 데이터의 내재모드함수들을



(a)

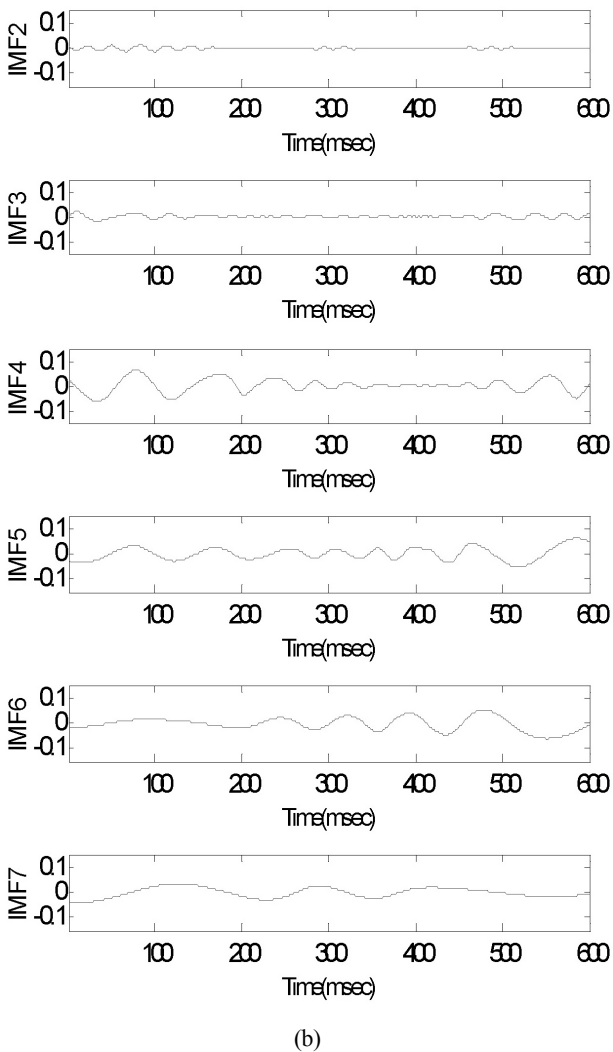


Figure 2. IMFs of (a)'Task' and (b)'Fixation' status data

나타내었으며, 전체 10개의 내재모드함수 중 뇌파의 $\delta, \theta, \alpha, \beta$ 대역에서 벗어나는 1,2번째 내재모드함수와 최종 잔여신호인 10번째 신호는 제외하고, 나머지 7개의 내재모드함수만 표시하였다. 내재모드함수는 차례로 고주파에서 저주파 대역의 주파수 영역의 신호로 분해되었으며 5, 6번째 내재모드함수의 평균 주파수 대역이 θ, α 대역에 해당하였다.

또한, 이 두 내재모드함수의 peak 진폭이 약 0.1로 가장 크며, 뇌 유발전위 패턴의 형태와 유사하였다.

그림 2(b)는 응시 상태 뇌 유발전위 데이터에 대한 경험적 모드 분해를 통해 추출된 내재모드함수들을 나타낸 그림이다. 전체 8개의 내재모드함수 중 $\delta, \theta, \alpha, \beta$ 대역에 해당하는 2-7번째 내재모드함수만을 그림 2(b)에 나타내었다. θ, α 에 해당하는 5,6번째 내재모드함수의 peak진폭이 과제수행의 결과(그림 2(a))에 비하여

약 0.5 낮았다.

주파수 대역 별 자극 시점 이후 진폭 변화를 비교하기 위하여 각 내재모드함수에 힐버트 변환을 적용하고 순간 진폭을 추출하였다. 추출된 위상값을 컬러 매핑(mapping)하여 비교하였다.

그림 3은 과제수행과 응시 상태 뇌 유발전위 신호의 전체 내재모드함수 중 $\delta, \theta, \alpha, \beta$ 대역에 해당하는 내재모드함수에 대한 순간 진폭을 나타낸 그림이다. 그리고 자극 시점 이후 600msec 기간 동안의 진폭값을 컬러로 매핑하여 나타내었으며, 그림에서 붉은 계열의 색상으로 표현될수록 큰 진폭 값을 나타낸다.

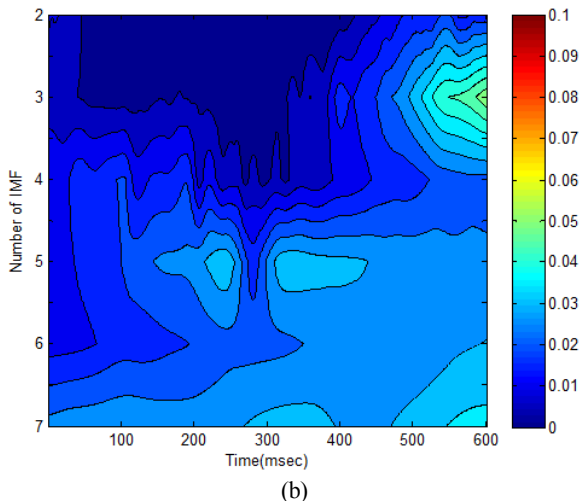
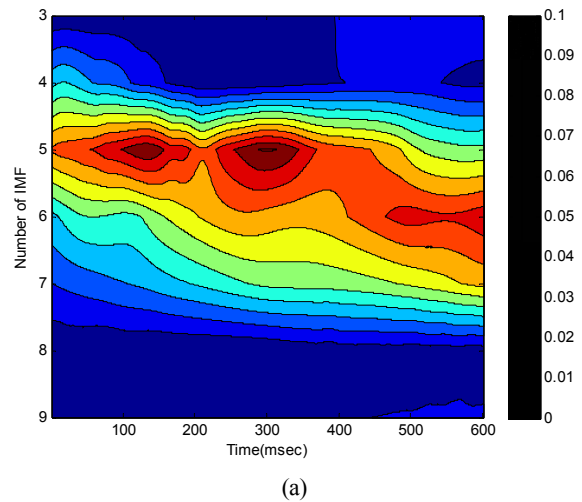


Figure 3. Color map of Instantaneous Amplitude using EMD and HT

(a) Task (b) Fixation status

과제수행 데이터의 3-9번째 내재모드함수에 대한 순간 진폭을 그림 3(a)에 나타내었다. θ 와 α 대역이 확

인되는 5, 6번째 내재모드함수가 뇌 유발전위의 주요 피크지점(N1, P2, N2, P3)이 관찰되는 100-400msec 구간에서 0.08V 이상의 진폭을 확인하였다.

동일한 방법으로, 응시 상태 데이터의 $\delta, \theta, \alpha, \beta$ 대역에 해당하는 2-7번째 내재모드함수에 대한 순간 진폭 맵을 그림 3(b)에 나타내었다. θ, α 대역에서 과제 수행과 응시 상태 간 순간진폭의 차이가 크게 나타났으며 θ, α 대역에 해당하는 5, 6번째 내재모드함수의 진폭이 과제수행 데이터에 비해 평균 0.05V 낮았다. δ, β 대역의 경우 두 상태 간 차이가 0.01V 미만이었다.

3.3. 과제 수행/응시에 따른 위상변화 비교

표 1은 시각 자극 시점부터 뇌 유발전위의 패턴이 관찰되는 400msec 동안의 각 내재모드함수의 평균 순간 주파수를 나타낸 것이다.

시각 자극시점으로부터 뇌 유발전위가 나타나는 400 msec기간 동안에 대하여 뇌 유발전위의 진폭에 크게 영향을 미치는 θ 와 α 대역에 대하여 위상변화를 비교하였다. 과제수행과 응시 상태 모두 5, 6번째 내재모드함수가 θ, α 대역에 해당하였다. 힐버트 변환을 통해 두 모드의 순간 위상 값을 추출하였고, 연속된 두 시간샘플 간 위상 값의 차이를 계산하여 순간 위상의 변화를 분석하였다. Z-Test를 수행하여 95% 유의수준에서 신뢰구간의 상위 경계지점을 임계값으로 지정하였고, 임계값 이상의 위상변화 값을 가지는 결과에 대

하여 비교하였다.

그림 4(a)와 4(b)는 과제수행에 따른 뇌유발전위의 α 와 θ 대역의 위상 변화를 나타낸 그림이다.

그림 4(a)에서 자극 이후 0-50msec와 100- 250msec 구간에서 α 대역의 점선으로 표시한 임계값 이상의 위상 변화를 확인하였다.

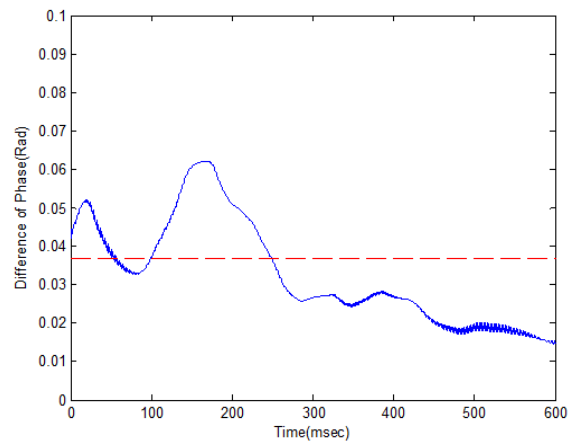
임계값 이상이 나타난 위상변화지점 중 100msec-250msec구간은 그림 1에서 N1, P2, N2지점에 해당하였다. 또한, 위상변화의 최대값은 150msec지점에서 약 0.06radian이었다.

θ 대역의 위상변화를 나타내는 그림 4(b)의 경우, α 대역과 일치하는 구간인 자극 이후 0-50msec와 100msec - 250msec 구간에서 임계값 이상의 위상 변화를 확인하였다. α 성분에 비하여 위상 변화의 최대값이 확인되는 시점은 30msec정도 늦은 180msec지점이었으며, 이 지점은 뇌 유발전위의 P2 위치에 해당하였다. 위상 변화의 최대값은 0.035radian으로 α 대역에 비하여 약 0.025radian 작았다.

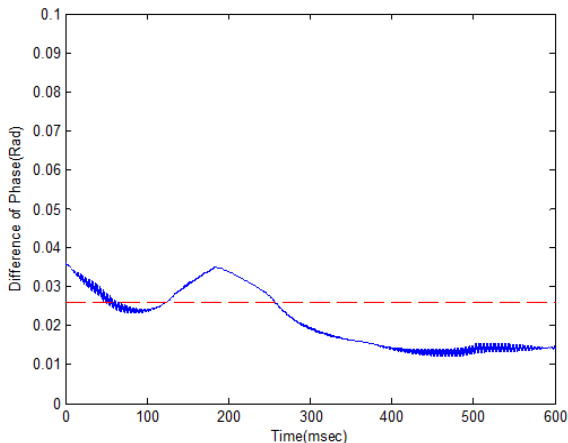
4(c)와 4(d)는 응시상태 데이터의 α 와 θ 대역에 대한 위상 변화를 나타낸 그림이다. α 대역의 경우, 시각 자극 시점으로부터 0-100msec, θ 대역의 경우, 시각 자극 시점으로부터 0-200msec 기간 동안 임계값 이상의 위상변화 값을 확인하였다. 과제수행과 다르게 200msec 이후 구간에서 임계값 이상의 위상변화가 나타나지 않았다.

Table 1. Mean frequency of each Intrinsic mode function with 'task' and 'fixation' status

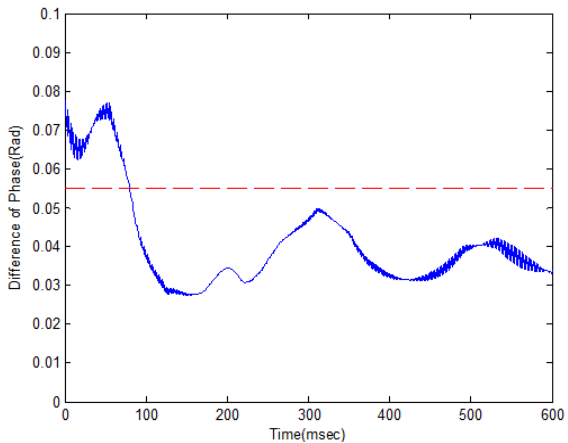
No. IMF	Mean frequency(Hz)	
	Task	Fixation
1	158.8	117.2
2	110.1	35.0
3	29.4	27.3
4	14.2	14.0
5	8.5	11.2
6	4.7	5.4
7	1.8	3.7
8	1.5	1.1
9	1.0	



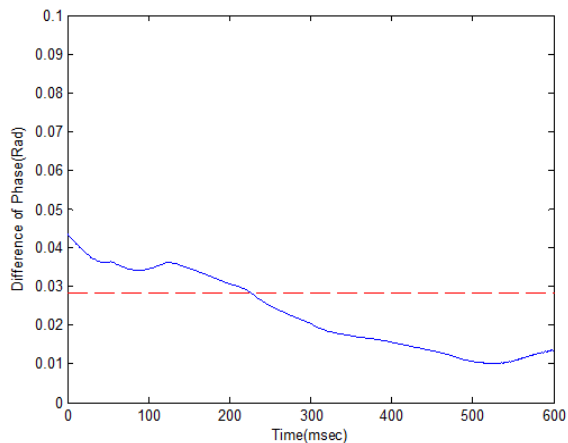
(a)



(b)



(c)



(d)

Figure 4. Instantaneous phase difference using EMD and HT
 (a) Alpha band for task (b) Theta band for task
 (c) Alpha band for fixation (d) Theta band for fixation

3.4. 경험적 모드 분해와 대역통과필터의 진폭, 위상변화 비교

경험적모드분해와 대역통과필터의 주파수 대역 간 분해성능 비교를 위하여 과제수행 시 뇌 유발전위 신호에 대역통과 필터를 적용하였다. 뇌 유발전위 신호를 γ 대역을 제외한 $\delta, \theta, \alpha, \beta$ 대역 신호로 분해하였다. 분해된 네 주파수 대역에 대하여 힐버트 변환을 적용하여 순간 진폭과 위상을 추출하였고, 앞서 분석한 방법과 동일하게 나타내어 두 방법 간 결과의 차이를 비교하였다.

그림 5는 대역통과필터를 이용하여 뇌 유발전위를 주파수 대역에 따라 분해한 후, 힐버트 변환을 적용하여 추출된 순간 진폭의 결과를 나타낸 그림이다. 뇌파의 5개의 주파수 대역 중 γ 대역을 제외한 나머지 4개의 뇌파 주파수 영역에 대한 각각의 순간 진폭을 값에 따라 컬러 매핑하여 맵으로 나타내었다.

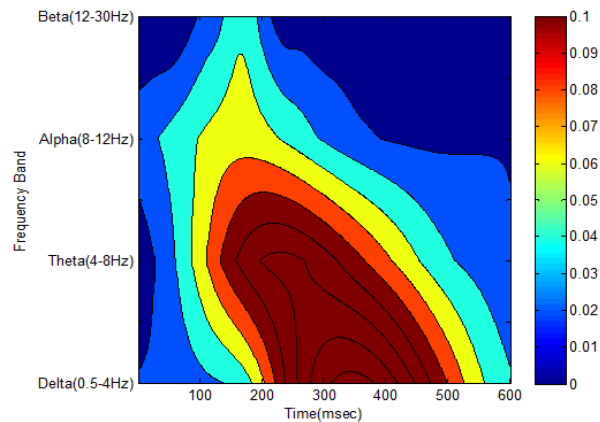


Figure 5. Instantaneous Amplitude of task data using BPF and HT

경험적 모드 분해를 이용한 결과인 그림 3(a)와 비교하였을 때, 대역통과필터를 적용한 그림 5의 경우 대역통과필터 적용 시 이상적인 필터설계의 불가로 인해 인접 주파수 성분을 완전히 걸러내지 못하는 것으로 확인되었다. 그 결과, δ 대역은 뇌 유발전위가 확인된 200-500msec구간에서 인접한 주파수 대역인 θ 대역의 영향을 받아 진폭의 세기가 경험적 모드분해의 결과와 비교 시 평균 약 0.06V 크게 나타났다. 대역통과필터를 이용한 주파수 대역 분해 시 뇌 유발전위의 주요 구성성분이 아닌 δ 대역의 진폭 크기에 영향을

미치는 것을 확인하였다. 또한, 시간 영역에 대한 해상도가 떨어져 θ 와 α 대역신호의 진동에 의한 순간 진폭의 변화를 확인할 수 없었으며, 약150-400msec 구간에서 평균 0.7V 이상의 진폭을 확인하였다.

그림 6은 대역통과필터의 차단주파수에 따른 위상 추출결과를 나타낸 그림이다. θ 와 α 대역의 차단 주파수(cut-off Frequency)를 다르게 설정하여 대역폭의 차이를 가지도록 하였으며, 주파수 대역 신호에 대하여 힐버트 변환을 적용하여 얻은 순간 위상 변화를 나타내었다.

그림 6(a)는 α 대역의 순간 위상의 변화를 확인하기 위하여 4Hz의 대역폭을 가지는 8-12Hz의 대역통과필터를 적용한 결과를 나타낸 것이다.

자극시점 이후 400msec에서 600msec 동안에 임계값 이상의 위상변화를 확인하였으며, 해당 위치는 뇌 유발전위 패턴 이후의 위치이었다. 이 구간은 경험적 모드 분해를 이용한 결과인 그림 6(a)에서는 임계값 이상의 위상변화가 발견되지 않은 구간이었다. 대역폭이 2Hz인 9-11Hz의 대역통과필터가 적용된 결과인 그림 6(c)에서는 550msec-600msec의 기간 동안 임계값 이상의 위상변화가 발생하였다.

따라서, 대역통과필터의 대역 차이로 의해 약 150msec의 위상동기화 구간의 차이가 발생하였지만, 임계값과의 차이가 0.003radian미만으로 뚜렷한 위상변화시점을 구분할 수 없었다.

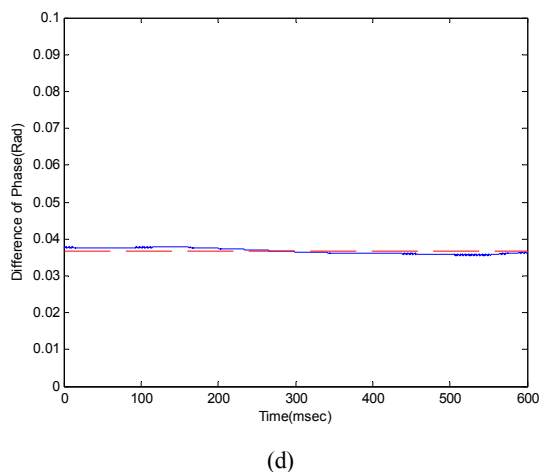
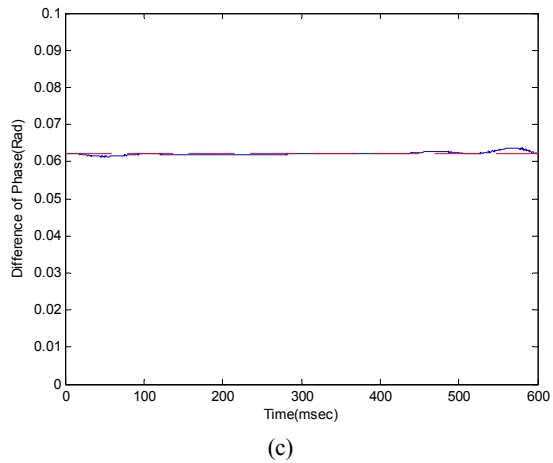
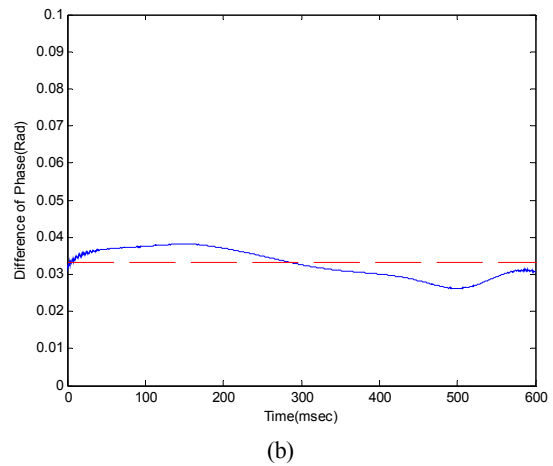
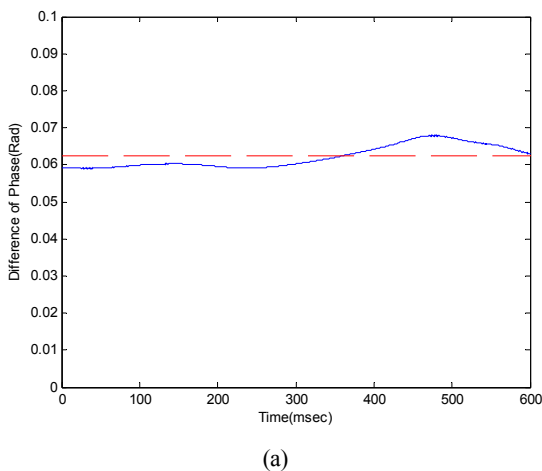


Figure 6. Instantaneous phase difference of task data using BPF and HT.

- (a) Cut-off Frequency with 8-12Hz
- (b) Cut-off Frequency with 4-8Hz
- (c) Cut-off Frequency with 9-11Hz
- (d) Cut-off Frequency with 5-7Hz

그림 6(b)는 θ 대역의 순간 위상의 변화를 확인하기 위하여 4Hz의 대역폭을 가지는 4-8Hz의 대역통과필터를 적용한 결과를 나타낸 것이다. 자극시점부터 약 300msec까지 임계값 이상의 위상변화를 확인하였다. 경험적 모드 분해를 적용한 결과인 그림 4(b)와 비교하였을 때, 0-120msec에서도 임계값 이상의 위상변화를 확인하였다. 하지만, 2Hz의 대역폭인 5-7Hz의 대역통과필터를 적용한 결과인 그림 6(d)에서는 0-270msec 구간에서 임계값 이상의 위상변화를 확인하였다. 서로 다른 대역을 가지는 대역통과필터 적용에 대하여 두 결과는 약 30msec의 위상 변화 구간에 차이가 나타났으며, 최대값과 임계값의 차이가 0.001radian미만으로 변화가 크게 발생하는 구간을 구별할 수 없었다.

따라서 θ 와 α 대역 모두 대역통과필터의 대역폭과 cut-off주파수의 차이에 따라 위상변화의 시점에 차이가 발생하였음을 확인하였다.

4. 고찰 및 결론

본 논문에서는 시각 자극 출현에 따른 과제 수행 시 나타나는 뇌 유발전위에 대하여 시간에 따른 진폭과 위상의 특징을 확인하였다.

뇌 유발전위의 주요 구성 주파수 성분으로 알려진 θ 와 α 대역에 대한 진폭과 위상변화를 해석하기 위하여, 경험적 모드 분해를 적용하였다(Klimesch, W., 1999). 뇌 유발전위 신호를 주파수 대역 별로 분해하였고, 분해된 각 내재모드함수 중 θ 와 α 대역에 해당하는 내재모드함수에 대하여 힐버트 변환을 적용하였다. 이를 통해 순간 진폭과 위상을 추출하였으며, 시간에 따른 값의 변화를 확인하였다.

시각 자극 출현에 따른 과제 수행 시 시각 인지 및 과제 수행을 위한 인지과정에 의한 뇌 유발전위가 나타났지만, 응시 상태에서는 뇌 유발전위가 생성되지 않았으며 이는 시각 자극 정도에 차이가 발생하였으며, 시각 자극 출현 시점 이후 동일한 인지과정이 반영되지 않았기 때문으로 생각된다. 과제 수행 시 확인된 뇌유발전위 패턴 중 N1, P2, N2가 확인되는 100-300msec의 경우 θ , α 대역의 위상변화와 연관하여 해석할 수 있었다

Freunberger 등(2007)은 시각 자극에 대한 뇌 유발전위의 P2가 나타나는 지점에서 각 뇌파신호에 대한 θ 대역의 위상동기화가 최대가 된다고 하였으며, Won Sup Kim 등(2006)은 뇌 유발전위가 위상 잠김(Phase-locking)에 의한 θ , α 대역 신호들의 중첩으로 발생된다고 하였다.

따라서, 뇌 유발전위의 주요 패턴이 나타나는 구간에 대하여 주파수 대역의 위상 차이가 크게 발생한 것은 시각 자극에 의한 뇌기능의 변화로 뇌파신호의 구성성분이 변화하는 것으로 해석가능하다. 이것은 위상의 미분 값으로 정의되어지는 순간주파수의 변화가 발생한다는 것으로도 해석할 수 있다. 따라서 뇌 유발전위의 주요 peak가 발생한 지점에서 위상변화가 증가한 것은 시각 자극 출현에 대한 인지과정으로 인해 뇌파의 구성 주파수 성분에 변화가 발생한 것으로 해석할 수 있다.

진폭에 대한 컬러맵에서는 과제수행으로 인한 집중 및 인지과정에 의한 뇌 유발전위 패턴의 주요 구성성분이 θ , α 대역임을 확인하였다.

순간 위상의 변화에서는 두 주파수 대역 모두 P2 지점 부근에서 위상 변화의 최대지점이 나타났고, α 대역의 위상변화 최대지점이 θ 대역의 위상변화 최대지점보다 약 30msec 앞서 발견되었다. 이는 시각 자극이 제시되기 전 안정상태인 피시험자 뇌파의 지배적 성분인 α 대역이 자극 제시 후 인지 및 집중하여 주어진 작업을 수행하는 과정에서 비활성화 되고, θ 대역은 활성화되는데, 이 때 두 대역에서 위상 변화가 크게 나타난 것으로 해석된다(Klimesch, W. et al., 2004; Freunberger, R. et al., 2007).

반면에, 응시 상태에 대한 위상 변화는 자극 시점에서 임계값 이상의 값을 가졌으나, 각 Epoch간의 동기화된 성분의 중첩이 이루어지지 않았기 때문에 이후 시점에서 임계값 이상의 위상 변화 값을 확인할 수 없었다.

따라서 시각 자극 출현 시마다 반복된 동일 과제수행 시, θ , α 대역 성분의 유사한 위상변화가 발생하였으며, 이로 인한 유사한 패턴을 가지는 두 주파수 대역 신호의 중첩의 결과로 뇌 유발전위 패턴이 생성되었다고 할 수 있다.

대역통과필터를 이용한 뇌파의 주파수 대역별 분해

방법과 비교한 결과에서는 경험적 모드 분해 이용 시 주파수 영역 별 순간 진폭 및 위상 정보의 분석 결과가 대역통과필터를 적용했을 때보다 정확하였으며. 이것은 대역통과필터의 θ , α 대역의 각 cut-off 주파수와 대역폭이 주파수 대역별 분해의 결과에 상호영향을 주는 것으로 해석할 수 있다. 따라서 대역통과필터 사용 시 분석 신호에 따라 파라미터 선정에 주의할 기을일 필요가 있다.

본 연구에서는 과제수행과 응시 상태에 대한 뇌파 신호의 특정 주파수 대역(θ , α)에서 차이가 발견된 것에 대해 인지적 기능의 활성화와 관련이 있는 것으로 해석하였다. 하지만 두 구간의 차이는 과제를 수행하였는지의 여부뿐만 아니라 화면에 나타나는 시각자극의 물리적 크기 자체에서 감각적 차이가 존재한다. 따라서 θ , α 대역에 대한 뇌 유발전위의 차이가 실제 과제 수행에 따른 인지적 활성화에 의한 것인지 자극 자체의 차이('+' vs. '122')에서 비롯되었는지 구분할 수 있는 방법이 전혀 없다.

따라서 실험 설계 시, 응시구간에 대한 시각 자극의 제시를 '+'가 아닌 과제 수행 구간과 동일한 크기와 개수의 무작위로 선택된 숫자배열을 제시한다면, 과제 수행에 따른 뇌 기능의 차이에 대한 주파수 대역의 해석의 정확성을 향상시킬 수 있을 것으로 생각된다.

향후 연구에서는 수정된 실험 프로토콜을 통해 뇌 위치 간 순간 진폭, 위상 변화의 상관관계 및 각 주파수 대역 간 상관관계와 이에 의한 뇌 유발전위 생성에 대한 연관분석을 수행하고자 한다.

REFERENCES

- Ademoglu, A., & Demiralp, T. (1992). Quadratic phase coupling of electroencephalogram (EEG) and evoked potentials(EP). In *Biomedical Engineering Days, 1992., Proceedings of the 1992 International* (pp. 146-150). IEEE.
- Babloyantz, A. (1988). Chaotic dynamics in brain activity. In *Dynamics of sensory and cognitive processing by the brain* (pp. 196-202). Springer Berlin Heidelberg.
- ChungKi Lee, (2011). Quantitative Analysis of Affective States based on Psycho-physiological Research using Biosignal Processing Technique. *The graduate School, Yonsei University, Seoul, Korea.*
- Equis, S., & Jacquot, P. (2010). Phase extraction in dynamic speckle interferometry with empirical mode decomposition and Hilbert transform. *Strain*, 46(6), 550-558.
- Freunberger, R., Klimesch, W., Doppelmayr, M., & Höller, Y. (2007). Visual P2 component is related to theta phase-locking. *Neuroscience letters*, 426(3), 181-186.
- Geum-boon Lee & Beom-joon Cho, (2010). EMD based Cardiac Arrhythmia Classification using Multi-class SVM. *Journal of the Korea Institute of Information and Communication Engineering*, 14(1), 16-22.
- Huang, N. E., Shen, Z., Long, S. R., Wu, M. C., Shih, H. H., Zheng, Q., & Liu, H. H. (1998). The empirical mode decomposition and the Hilbert spectrum for nonlinear and non-stationary time series analysis. *Proceedings of the Royal Society of London. Series A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences*, 454(1971), 903-995.
- Jacobs, J., Hwang, G., Curran, T., & Kahana, M. J. (2006). EEG oscillations and recognition memory: theta correlates of memory retrieval and decision making. *Neuroimage*, 32(2), 978-987.
- Karl E. Misulis & Toufic Fakhoury. (2001). Spehlmann's Evoked Potential Primer. *Butterworth-heinemann.*
- Kim, W. S., & Han, S. K. (2006). Phase analysis of single-trial EEGs: Phase resetting of alpha and theta rhythms. *Neurocomputing*, 69(10), 1337-1340.
- Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain research reviews*, 29(2), 169-195.
- Klimesch, W., Schack, B., Schabus, M., Doppelmayr, M., Gruber, W., & Sauseng, P. (2004). Phase-locked alpha and theta oscillations generate the P1 - N1 complex and are related to memory performance. *Cognitive Brain Research*, 19(3), 302-316.
- Klimesch, W., Sauseng, P., & Hanslmayr, S. (2007). EEG alpha oscillations: the inhibition - timing hypothesis. *Brain research reviews*, 53(1), 63-88.
- Kun Song, Ming Meng, Lin Chen, Ke Zhou, and Huan

- Luo (2014). Behavioral Oscillations in Attention: Rhythmic alpha Pulses Mediated through theta Band. *The Journal of Neuroscience*, 34(14), 4837-4844.
- Le Van Quyen, M., Foucher, J., Lachaux, J. P., Rodriguez, E., Lutz, A., Martinerie, J., & Varela, F. J. (2001). Comparison of Hilbert transform and wavelet methods for the analysis of neuronal synchrony. *Journal of neuroscience methods*, 111(2), 83-98.
- Michel, C. M., Kaufman, L., & Williamson, S. J. (1994). Duration of EEG and MEG α suppression increases with angle in a mental rotation task. *Journal of cognitive neuroscience*, 6(2), 139-150.
- Pachori, R. B., & Bajaj, V. (2011). Analysis of normal and epileptic seizure EEG signals using empirical mode decomposition. *Computer methods and programs in biomedicine*, 104(3), 373-381.
- Pigorini, A., Casali, A. G., Casarotto, S., Ferrarelli, F., Baselli, G., Mariotti, M., & Rosanova, M. (2011). Time - frequency spectral analysis of TMS-evoked EEG oscillations by means of Hilbert - Huang transform. *Journal of neuroscience methods*, 198(2), 236-245.
- Rilling, G., Flandrin, P., & Goncalves, P. (2003, June). On empirical mode decomposition and its algorithms. *In IEEE-EURASIP workshop on nonlinear signal and image processing*. 3, 8-11.
- Sauseng, P., & Klimesch, W. (2008). What does phase information of oscillatory brain activity tell us about cognitive processes? *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 32(5), 1001-1013.
- Sweeney-Reed, C. M., & Nasuto, S. J. (2007). A novel approach to the detection of synchronisation in EEG based on empirical mode decomposition. *Journal of computational neuroscience*, 23(1), 79-111.
- Sweeney-Reed, C. M., & Nasuto, S. J. (2009). Detection of neural correlates of self-paced motor activity using empirical mode decomposition phase locking analysis. *Journal of neuroscience methods*, 184(1), 54-70.
- Varela, F., Lachaux, J. P., Rodriguez, E., & Martinerie, J. (2001). The brainweb: phase synchronization and large-scale integration. *Nature reviews neuroscience*, 2(4), 229-239.
- Vazquez Marrufo, M., Vaquero, E., Cardoso, M.J., Gomez, C.M., 2001. Temporal evolution of alpha and beta bands during visual spatial attention. *Brain Res. Cogn. Brain Res.* 12, 315-320.
- Williams, N., Nasuto, S. J., & Saddy, J. D. (2011). Evaluation of empirical mode decomposition for event-related potential analysis. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 2011(1), 965237.
- Zhang, J., Wang, N., Kuang, H., & Wang, R. (2014). An improved method to calculate phase locking value based on Hilbert - Huang transform and its application. *Neural Computing and Applications*, 24(1), 125-132.

원고접수: 2014.09.05

수정접수: 2015.01.26

게재확정: 2015.02.17