

논문 2013-50-10-24

시각 자극의 집중에 따른 뇌유발전위의 공간-주파수 상관 분석

(Spatio-Spectral Coherence Analysis of ERP signals for Attentional
Visual Stimulus)

이 벽 진*, 유 선 국**

(ByuckJin Lee and SunKook Yoo[©])

요 약

본 논문에서는 인간의 시각집중에 따른 뇌기능을 코히어런스와 바이코히어런스 방법을 이용하여 해석하였다. 집중에 관련된 시각자극 실험을 통하여 유발된 뇌유발전위 데이터와 합성한 모의실험 데이터를 통하여, 바이코히어런스는 고정된 두피에서 서로 다른 주파수 대역간의 위상 동조를 보이는데, 코히어런스는 고정된 주파수 대역에서 서로 다른 두피 위치간의 위상동조를 나타내는데 유효하다는 것을 확인 하였다. 두 방법 모두 자극시점과 첨가된 백색잡음의 크기에 영향을 받았다. 집중관련 자극수행에 대하여 바이코히어런스는 θ , δ , α 대역간의 위상동조를, 코히어런스는 뇌의 전두엽과 두정엽 간의 위상동조를 보였으며, 비집중 자극 수행에 대해서는 위상동조 현상이 두드러지지 않게 관측됨으로써, 인간의 집중과 관련하여 뇌의 기능적인 공간-주파수 간의 차이를 확인할 수 있었다.

Abstract

In this paper, the brain function in relation with human's visual attention was investigated by means of coherence and bicoherence methods. Throughout experimentation with attentional visual stimulus ERP (Event Related Potential) data and synthesized simulated data with different combinations of parameters, it is demonstrated that bicoherence and coherence can be useful to reveal the phase synchronies between different frequency bands at fixed scalp location, and between different scalp locations at fixed frequency band, respectively. Both methods are also affected by time interval from the onset, and the level of white noise added. The phase coupled relationships among θ , δ , and α bands, and between frontal and central lobes were observed for attentional tasks, while those were little observable for inattentional tasks, which can show brain's functional spatio-spectral differences associated with human's attention.

Keywords : ERP, Bicoherence, Coherence

* 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: sunkyoo@yuhs.ac)

※ 이 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로
한국연구재단(No.2010-0026833)의 지원을 받아
수행된 연구결과입니다.

접수일자: 2013년7월19일, 수정완료일: 2013년10월3일

I. 서 론

뇌파는 대뇌피질의 신경 세포들의 활동에 수반되어 생성되는 전기적 변화의 총합이 두피에 부착된 전극을 통해 기록된 것이며, 시간과 공간에 따른 통계적 특성을 가진 복잡한 신호이다.^[1] 뇌의 기능에 따른 뇌신경의 발현은 신경 다발의 동시적 동조현상으로 표현되는 뇌의 변조(neuro modulation)로 알려져 있다. 어떠한 기능

에 따라 발현되는 신경세포들은 특정 지어지는 주파수로 변조되며 같은 기능을 수행하는 뇌 내부의 기관들은 서로 신경으로 연결되어 동작한다. 그러므로 뇌의 부위와 주파수에 따른 신경들이 서로 동조되는 현상을 해석하는 것은 뇌의 기능과 뇌 부위의 연결도를 이해하는 중요한 해석방법이다.^[2] 한 신경 세포의 말단이 다른 신경 세포 집단과의 융합으로 인해 발생하는 신호는 EEG(Electroencephalogram)의 전력 스펙트럼에서 하나의 구성 요소의 원인이 될 수 있다. 이러한 경우 두 개의 서로 다른 진동자(oscillator)에 의해 활성화된 신경 세포는 두 개의 서로 다른 주파수로 구성된 출력을 생성할 수 있다. 그러나 두 주파수는 서로 부수적인 연결을 통해 비선형적인 위상 동조현상의 원인이 된다.^[3,4]

뇌 기능의 동조현상은 신경의 위상을 해석함으로써 처리되어왔다. 여러 연구가 주파수 간의 위상 동조 현상과 뇌 부위간의 위상 동조현상을 해석하였으나 공간과 주파수간의 해석이 복잡적으로 수행되지는 않았다.^[2,3,5] 뇌기능의 이해는 뇌에서 자발적으로 발생하여 복잡하며 임의의 특징을 보이는 자발뇌파(spontaneous EEG) 보다는 동일한 자극의 반복에 대하여 동일한 뇌 기능 현상을 나타내는 뇌 유발전위(ERP)의 해석이 효율적인 것으로 알려져 왔다. 뇌 유발전위는 공간, 주파수간 위상해석을 통해 동기되어 동작하는 내부 신경의 기능과 관련된 해석의 중요한 척도가 된다. 뇌파 같은 비선형 신호의 특징인 두 성분 간의 위상동조에 대한 정보를 얻기 위해서는 2차원 이상의 고차원 스펙트럼 분석방법이 필요하며 바이스펙트럼 분석방법을 통해 뇌파에서 주파수 간 위상의 동조관계를 확인 할 수 있다.^[6,7] 코히어런스 방법으로 두 채널의 뇌파 신호간의 특정 주파수에 대한 위상동조의 정도에 대한 정보를 얻을 수 있으며, 바이코히어런스 방법으로 한 채널의 뇌파 신호에서 두 주파수 간의 위상동조에 대한 정보를 얻을 수 있다.

본 연구에서는 자발뇌파 신호의 변화를 최대한 억제 하면서 뇌 기능에 관련된 동일 지역에서의 주파수 변조 동조특성과 서로 다른 뇌 기관내의 공간 연결 변조 동조특성을 공간-주파수간 복합적으로 분석해보고자 한다. 자극에 대한 집중에 따른 뇌파의 코히어런스와 바이코히어런스 분석을 통해 뇌의 기능적 차이를 확인하고 이에 대한 공간, 주파수 간 위상의 동조관계를 분석하였다. 앞의 두 방법을 통해 다중 채널로부터 뇌 유발

전위를 측정하고 이를 이용해 채널 내의 주파수 간의 위상 동조관계와 채널 간의 특정 주파수의 위상 동조관계를 함께 분석해봄으로써 시각 자극의 집중에 따른 공간-주파수간의 상관관계를 분석하였다. 그리고 파라미터의 변화가 집중 시 뇌파에 대한 분석결과에 영향을 어떤 영향을 미치는지 함께 확인하였다.

II. 방법

1. 바이코히어런스

가. 고차스펙트럼

파워 스펙트럼(자기 상관)을 통해 신호의 가우시안 및 선형 관계만을 확인 할 수 있는 반면에, 고차 스펙트럼은 비가우시안 및 비선형 특성을 파악할 수 있다.^[8,9]

뇌파 신호의 한 채널에서 특정 두 주파수간의 연관관계를 위상 동조관계를 통해 확인하기 위해 바이코히어런스 방법을 사용하였다.

$X(n)$ 을 정상성, 이산, 평균이 0인 랜덤프로세스라고 할 때, $X(n)$ 의 3차 모멘트(또는 triple correlation) $m_3^{xxx}(\tau_1, \tau_2)$ 은 다음 수식으로 정의된다.^[10]

$$m_3^{xxx}(\tau_1, \tau_2) = E[x(n)x(n+\tau_1)x(n+\tau_2)] \quad (1)$$

$E[\cdot]$ 는 기댓값이며, τ_1, τ_2 는 시간 지연이다.

나. 주파수 영역에서 바이스펙트럼의 추정

M 개의 sample로 구성된 총 N 개의 Epoch(분석을 위한 일정길이의 데이터 샘플의 집합)에 대한 각각의 푸리에 변환의 계수를 $X(f)$ 이라고 하자. 3차 모멘트가 푸리에 스펙트럼의 존재에 대한 Dirichlet 조건을 만족한다면, 식(1)의 푸리에 변환은 바이스펙트럼으로 정의된다.^[11]

$$B(f_1, f_2) = \sum_{i=1}^N X_i(f_1)X_i(f_2)X_i^*(f_1+f_2) \quad (2)$$

$X^*(f_1+f_2)$ 는 켈레(conjugate)복소수이며, i 는 Epoch 숫자를 나타낸다.

전력스펙트럼은 모든 위상 관계를 억제하므로, 주파수간의 위상관계에 대한 답을 제공 할 수 없다. 하지만 주파수간의 위상관계를 표현하는 바이스펙트럼은 위상

동조를 검출하고 정량화 할 수 있다.^[12]

다. 바이스펙트럼을 통한 주파수간 위상 관계 식(2)의 극좌표 형식 표현은 다음과 같다.

$$B(f_1, f_2) = E[|X(f_1)X(f_2)X^*(f_1 + f_2)| \times e^{j(\varnothing(f_1) + j\varnothing(f_2) + \varnothing(f_1 + f_2))}] \quad (3)$$

각 Epoch의 세 개의 푸리에 계수의 곱을 평균함으로써 두 주파수간의 위상 동조관계가 있는지를 확인할 수 있다. 각 Epoch간의 푸리에 계수의 위상이 관련이 없다면, 벡터의 합의 결과에 의해 모든 Epoch에 대한 바이스펙트럼의 크기는 0에 가까워지게 된다. 반면에, 비슷한 위상 값을 가지는 각 Epoch에 대한 바이스펙트럼의 계산 결과는 0이 아닌 값을 가지게 된다. 따라서 바이스펙트럼은 두 주파수 변수에 대한 푸리에 계수 사이의 상대적 위상 정보를 포함하기 때문에 위상 간의 동조관계를 확인할 수 있다.^[13]

라. 바이코히어런스

위상 동조의 정도만을 확인하기 위해 바이스펙트럼을 신호의 크기를 이용해 정규화한 바이코히어런스를 사용한다. $f_1, f_2, f_1 + f_2$ 의 파워 스펙트럼의 곱의 평균으로 정규화 함으로써 0에서 1사이의 값을 갖는 바이코히어런스를 정의할 수 있으며 식은 다음과 같다.^[11]

$$BIC^2(f_1, f_2) = \frac{|B(f_1, f_2)|^2}{P(f_1)P(f_2)P(f_1 + f_2)} \quad (4)$$

$P(\cdot)$ 는 해당 주파수에 대한 전력스펙트럼의 크기를 말하며, 전력스펙트럼이 한 주파수에 대한 함수인 반면에 바이코히어런스는 두 주파수에 대한 함수로 표현된다.

2. 코히어런스

두피의 서로 다른 지점에서 측정된 뇌파 신호 간의 연관관계의 확인을 코히어런스 방법을 사용하였다.

가. 상호전력스펙트럼

하나의 함수로 다른 신호의 변화를 예측할 수 있는 경우 실수로 구성된 두 정상성 랜덤프로세스 $x(t)$ 와 $y(t)$ 는 상관관계가 있다고 말할 수 있으며 상호연관함

수 $R_{xy}(\tau)$ 는 다음 수식으로 나타낼 수 있다.

$$R_{xy}(\tau) = E[x(t)y(t+\tau)] \quad (5)$$

τ 는 시간지연이며, $E[\cdot]$ 는 기댓값이다.

높은(1에 가까운) 상호연관의 값은 x 는 0이 아닌 시간 지연으로 y 의 재현을 가능하게 한다.

두 랜덤 프로세스 x 와 y 의 상호전력스펙트럼은 상호연관함수의 푸리에 변환이며, 식(6)과 같이 정의된다.^[7]

$$P_{xy}(f) = \sum_{i=1}^N X(f)Y^*(f) \quad (6)$$

이것은 특정 주파수 f 에 대한 신호의 복소 푸리에 계수와 나머지 신호의 푸리에 계수의 복소 켈레의 곱의 N 개의 Epoch에 대한 기댓값으로 표현된다.

나. 코히어런스

코히어런스는 상호전력스펙트럼을 두 신호의 자기전력스펙트럼으로 정규화 함으로써 계산할 수 있다.

$$MSCoherence(f) = \frac{|P_{xy}(f)|^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)} \quad (7)$$

여기서, $P_{xy}(\cdot)$ 는 두 신호 x 와 y 의 상호전력스펙트럼, $P_{xx}(\cdot)$ 와 $P_{yy}(\cdot)$ 는 각각 x 와 y 의 자기전력스펙트럼이다.^[5,7]

따라서, 특정 주파수 f 에 대한 두 신호 사이의 관계는 f 에 대해 대역 통과된 신호 사이의 상관 계수 x 와 y 의 코히어런스를 통해 확인할 수 있다.

다. 위상과 주파수의 연관

식(6)을 $X(f)Y^*(f) = |X(f)Y^*(f)|e^{j(\phi_x(f) - \phi_y(f))}$ 의 극좌표 형식으로 표현 할 수 있으며, N 개의 Epoch에서 $\Delta\phi_{XY} = \phi_X(f) - \phi_Y(f)$ 의 값들에 의한 코히어런스 결과를 통해 두 신호의 위상 동조관계를 확인할 수 있다. 만약 모든 Epoch에 대해 $\Delta\phi$ 의 값이 일정하다면 코히어런스 값은 1이 된다. 따라서 특정 주파수에서 1에 가까운 코히어런스 값은 그 주파수에서 두 신호의 강한 위상 동조를 나타낸다. 반면에 각 Epoch에 대한 $\Delta\phi$ 의 결과가 다를 경우 코히어런스의 값은 그것보다 작은 값을 가진다.^[2]

III. 실험

모의실험 데이터와 실제 측정된 ERP 데이터에 대하여 코히어런스와 바이코히어런스를 확인하였다. 그리고 백색잡음과 자극시점에 대한 결과의 차이를 확인하였다.

1. 모의실험 데이터

모의실험 데이터는 뇌파 구성의 대표적 주파수 영역 $\delta, \theta, \alpha, \beta, \gamma$ 의 중심 주파수 성분($\delta = 2Hz, \theta = 6Hz, \alpha = 10Hz, \beta = 20Hz, \gamma = 40Hz$)의 정현파 신호로 구성하였다. $Signal_1$ 의 경우 θ 와 α 간의 주파수간 위상동조관계가 있다고 가정하여 $\theta + \alpha(16Hz)$ 주파수의 정현파를 추가 하였다.

$$Signal_1 = \sum_{n=1}^6 A_n \cos(f_n + \phi_n) \quad (8)$$

$$f_1 = \delta, f_2 = \theta, f_3 = \alpha, f_4 = \theta + \alpha, f_5 = \beta, f_6 = \gamma$$

이고, $A_n (n = 1, 2, \dots, 6)$ 은 모두 1이다.

$\phi_2 = \frac{\pi}{4}, \phi_3 = \frac{\pi}{3}, \phi_4 = \phi_2 + \phi_3$ 로 지정하였고, 나머지는 무작위의 위상 값으로 지정하였다.

$$Signal_2 = \sum_{n=1}^5 A_n \cos(f_n + \phi_n) \quad (9)$$

$$f_1 = \delta, f_2 = \theta, f_3 = \alpha, f_4 = \beta, f_5 = \gamma,$$

$A_n (n = 1, 2, \dots, 5)$ 은 모두 1이다.

$\phi_2 = \frac{\pi}{3}, \phi_3 = \frac{\pi}{2}$ 로 지정하였고, 나머지는 무작위의 위상 값으로 지정하였다.

두 신호 모두 샘플링 주파수는 1kHz이며, 백색 잡음을 추가하고^[11], Chebyshev Type2 IIR 고역통과필터를 forward-reverse로 구성하여 영위상 필터로 DC-offset을 제거하였다. 1024-길이 FFT를 수행하고 $Signal_1$ 에 대한 바이코히어런스 결과와 $Signal_1$ 과 $Signal_2$ 간의 코히어런스 결과를 확인하였다. 또한 백색 잡음 추가의 유무와 추가된 잡음 정도에 따른 결과의 차이를 확인하였다.

2. 실제 측정된 ERP 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. 실험은 1회, 약 7분 정도 소요되었다. Biopac의 MP100과 EEG100C를 이용하여 다중 채널에서 측정된 신호의 증폭 및 필터링을 수행하였고, 1kHz로 샘플링 하였다.^[14] 측정 데이터는 집중 데이터(숫자 자극 시점을 기준으로 자극 전 0.5초, 자극 후 1.0초 동안의 총 1500×144개의 데이터)와 비집중 데이터(“+”모양의 자극 시점을 기준으로 자극 전 0.5초, 자극 후 1.0초 동안의 총 1500×144개의 데이터)로 재구성 하고, 두 신호에 백색 잡음의 추가 후, DC-offset을 영위상 IIR 고역통과필터로 제거하였다. 1024-길이 FFT를 수행하고 코히어런스와 바이코히어런스를 계산하였다.

집중 데이터와 비집중 데이터의 바이코히어런스와 코히어런스 결과에 대한 집중비를 각각 계산하였다.

$$BIC_r = \frac{|BIC_A - BIC_I|}{BIC_I} \times 100(\%) \quad (10)$$

여기서 BIC_r, BIC_A, BIC_I 는 각각 바이코히어런스 집중비, 집중(Attention) 데이터의 바이코히어런스, 비집중(Inattention) 데이터의 바이코히어런스를 말한다.

$$MSC_r = \frac{|MSC_A - MSC_I|}{MSC_I} \times 100(\%) \quad (11)$$

여기서 MSC_r, MSC_A, MSC_I 는 각각 코히어런스 집중비, 집중 데이터의 코히어런스, 비집중 데이터의 코히어런스를 말한다.

백색 잡음의 유무와 정도에 따른 결과의 차이를 확인하였으며, 측정 데이터의 경우 자극 시점을 기준으로 512개, P300 지점을 중심으로 512개, 자극 후 600ms(ERP 패턴 이후)를 중심으로 512개에 대한 창함수(해밍창)를 적용하고 결과를 비교하여 창함수의 적용 위치에 따른 결과의 차이를 확인하였다.

IV. 결 과

1. 모의실험 데이터 결과

가. 바이코히어런스

그림 1은 모의실험 데이터($Signal_1$)에 대한 바이코히어런스 결과를 바이코히어런스 맵으로 나타낸 것이다.

위상 동조관계가 있다고 가정한 $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$ 간 바이코히어런스 결과는 0.9이상의 높은 값이 나왔고, 위상 동조관계가 없는 나머지 주파수간에는 약 0.3 이하의 낮은 값이 나왔다. 각 Epoch에 대한 바이스펙트럼의 위상의 분산은 2.8419에서 3.8825의 범위의 값이 나왔고, $\theta - \alpha$ 의 경우 위상 동조의 결과로 0.0047의 값이 확인되었다. 각 Epoch에 대한 바이스펙트럼은 복소수 이므로 위상의 분산이 작을수록 복소수 합의 결과인 전체 Epoch에 대한 바이스펙트럼 결과는 크게 나오는 것을 확인하였다. 즉, 위상동조관계가 있는 주파수 대역은 위상의 분산이 작았으며, 비동조 특성을 보이는 나머지 주파수 대역에서는 넓은 분산을 보였다.

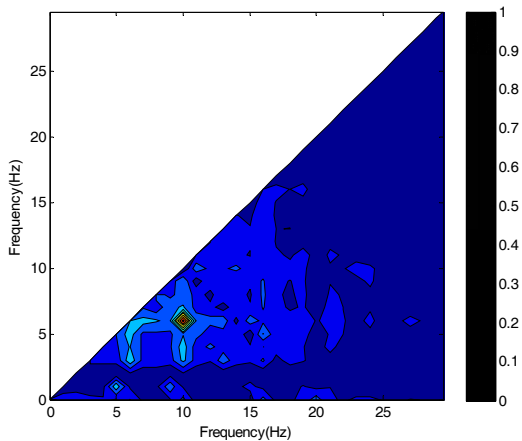


그림 1. 모의실험 데이터(Signal1)에 대한 바이코히어런스 지도

Fig. 1. Bicoherence map for simulation data(Signal1).

나. 백색 잡음 정도에 대한 바이코히어런스

그림 2는 $Signal_1$ 에 백색잡음을 추가하지 않고 바이코히어런스를 계산하였을 때의 바이코히어런스 맵을 나타낸 것이다. 백색 잡음(SNR : 10dB)을 추가했을 때의 바이코히어런스 결과인 그림 1과 비교하였을 때 위상 동조관계가 없는 주파수 간의 바이코히어런스가 약 0.4 높게 나왔다.

바이코히어런스는 전력스펙트럼에 대한 바이스펙트럼의 비 이므로 0에 가까운 작은 전력 값과 바이스펙트럼 값을 가지는 위상동조관계가 없는 주파수대역의 경

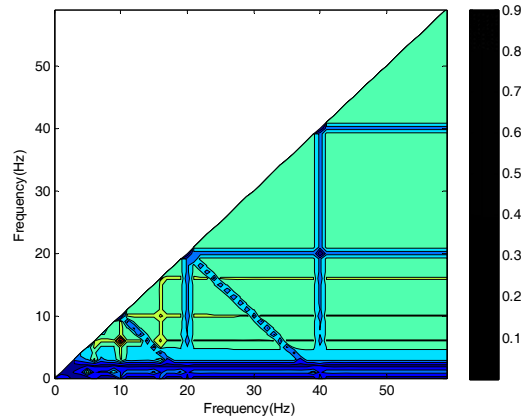


그림 2. 백색 잡음을 추가하지 않았을 때 바이코히어런스

Fig. 2. Bicoherence without white gaussian noise added.

우 $\frac{0}{0}$ 형태의 계산결과가 오히려 1에 가까운 큰 값이 될 수 있다. 이는 잘못된 위상동조관계이며, 바이코히어런스의 잘못된 해석의 결과가 된다. 따라서 전력밀도스펙트럼이 일정한 값을 가지는 백색 잡음의 추가는 전체 주파수의 전력스펙트럼의 크기를 증가시키며, 주파수간 위상 동조관계에는 영향을 미치지 않으면서 바이코히어런스 값을 감소시키며, 이러한 백색 잡음의 추가는 잘못된 위상 동조관계의 결과를 억제하는데 유용하다. 하지만 추가된 잡음의 정도에 따라 바이코히어런스의 결과는 달라지며, 유효한 잡음 정도를 확인하기 위해 추가된 잡음의 정도에 대한 바이코히어런스의 결과의 차이를 확인해보았다. 그림 3은 $Signal_1$ 에 대한 신호 대 잡음비(SNR : Signal to Noise Ratio)를 20dB에서 0dB 까지 5dB씩 감소시키면서 잡음의 증가에 대한 바이코히어런스 값의 변화를 나타낸 것이다. 위상 동조관계가 있는 $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$, 위상 동조관계가 없는 $\alpha(10Hz)$ 와 $\beta(20Hz)$ 에 대한 바이코히어런스 결과의 변화를 확인하였다.

추가된 잡음의 크기가 커질수록 바이코히어런스 결과는 위상 동조관계에 상관없이 작아졌다. 위상 동조관계가 없는 α 와 β 의 바이코히어런스 결과가 잡음 정도의 변화에 더 큰 변화폭을 보였으며, 15dB에서 10dB에서 바이코히어런스 값의 차이가 0.11로 가장 크게 나왔다. 위상 동조관계가 없는 주파수의 경우 0에 가까운 바이코히어런스 결과가 나와야하므로 잡음의 정도가 클수록

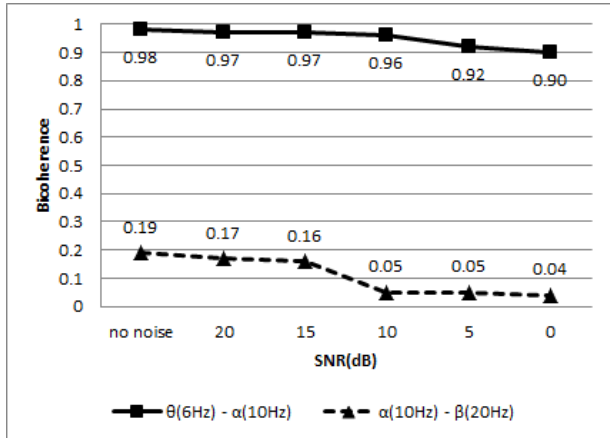


그림 3. 추가된 백색 잡음 정도에 따른 바이코히어런스
Fig. 3. Bicoherence for the level of white gaussian noise.

정확한 결과에 가까워지므로 잡음의 크기가 클수록 좋지만 잡음이 클수록 위상 동조된 주파수간의 바이코히어런스 역시 작아지므로 5dB-10dB 범위의 잡음 설정이 가장 유효한 것으로 판단된다.

다. 코히어런스

그림 4는 모의 실험 데이터($Signal_1$ 과 $Signal_2$)의 코히어런스 결과 중 0Hz에서 약50Hz의 범위의 결과이다. $\theta(6\text{Hz})$ 와 $\alpha(10\text{Hz})$ 에서 위상 동조관계에 의해 약 0.98의 코히어런스의 결과가 나왔고, 각 Epoch에 대한 상호전력스펙트럼의 위상의 분산은 θ 와 α 모두 0.0001 미만이었다. 위상 동조관계가 없는 나머지 주파수에서 분산은 0.1294에서 0.3474의 범위였고, 코히어런스 결과

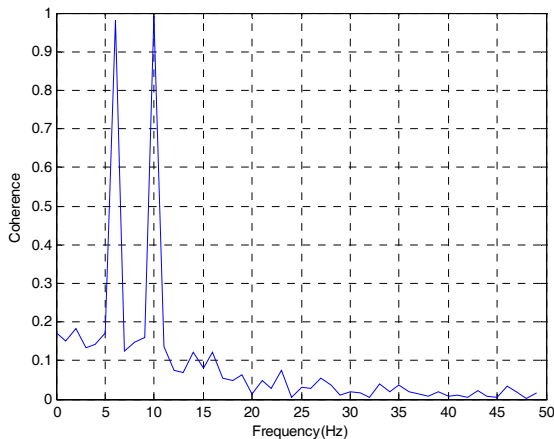


그림 4. 모의실험 데이터의 코히어런스 결과
Fig. 4. Coherence result of two simulation signals.

는 0.2 미만 이었다.

라. 백색 잡음 정도에 대한 코히어런스

그림 5는 $Signal_1$ 과 $Signal_2$ 에 백색잡음을 추가하지 않았을 때의 코히어런스 결과를 0Hz에서 약50Hz 범위에서 나타낸 것이다. 백색 잡음(SNR : 10dB)을 추가했을 때의 코히어런스 결과인 그림 4과 비교하였을 때 위상 동조관계가 없는 주파수 간의 코히어런스가 높게 나왔다. 코히어런스는 두 신호의 전력스펙트럼에 대한 상호전력스펙트럼의 비 이므로 0에 가까운 작은 전력값을 가지는 주파수대역의 경우 코히어런스 결과 값에 큰 영향을 미친다. 따라서 바이코히어런스와 마찬가지로 백색 잡음의 추가는 위상 동조관계에는 영향을 미치지 않으면서 코히어런스 값을 감소시키며, 이러한 백색

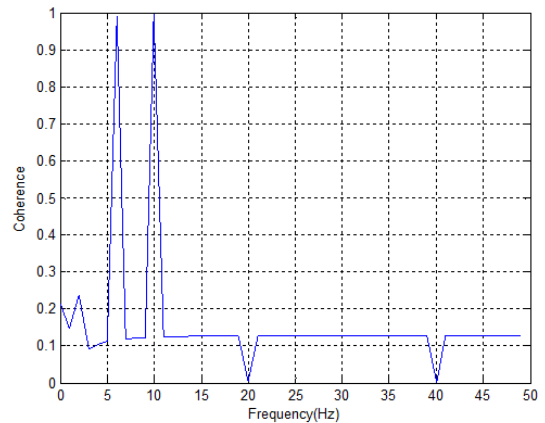


그림 5. 백색 잡음을 추가하지 않았을 때의 코히어런스 결과
Fig. 5. Coherence without white gaussian noise added.

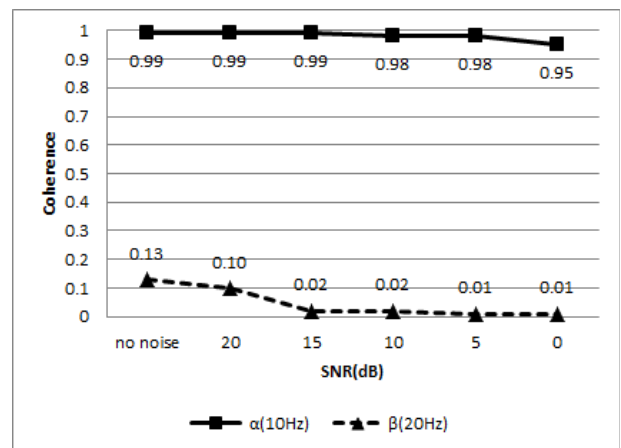


그림 6. 잡음 정도에 따른 코히어런스
Fig. 6. Coherence for the level of white gaussian noise.

잡음의 추가는 잘못된 위상 동조관계의 결과를 억제하는데 유용하다. 하지만 추가된 잡음의 정도에 따라 코히어런스의 결과는 달라지며, 유효한 잡음 정도를 확인하기 위해 추가된 잡음의 정도에 대한 코히어런스의 결과의 차이를 확인해보았다.

그림 6은 $Signal_1$ 과 $Signal_2$ 에 대한 혼입 잡음비를 20dB에서 0dB까지 5dB씩 감소시키면서 잡음의 증가(SNR의 감소)에 대한 코히어런스 값의 변화를 나타낸 것이다. 공간적 위상 동조관계가 있는 $\alpha(10Hz)$ 와 위상 동조관계가 없는 $\beta(20Hz)$ 에 대한 코히어런스 결과의 변화를 확인하였다.

바이코히어런스와 마찬가지로 추가된 잡음의 크기가 커질수록 코히어런스 결과는 위상 동조관계에 상관없이 작아졌다. 위상 동조관계가 없는 β 의 코히어런스 결과에서 15dB와 20dB의 코히어런스 값의 차이가 0.08로 가장 큰 차이가 나왔다. 위상 동조관계가 없는 주파수의 경우 0에 가까운 코히어런스 결과가 나와야하고, 그림 6에서 잡음의 정도가 클수록 정확한 결과에 가까워지므로 15dB 보다 작은 SNR을 갖는 잡음의 추가를 했을 때 이론적 결과인 0에 근사한 결과를 얻을 수 있지만, 위상 동조관계가 있는 $\alpha(10Hz)$ 의 경우 5dB와 0dB에서 코히어런스 결과의 차이가 0.03으로 가장 크므로 5dB에서 15dB사이의 잡음 추가 시 유효한 결과를 얻을 수 있다. 같은 신호로 바이코히어런스와 코히어런스 분석을 해야 하는 경우 두 결과에 대해 모두 유효한 결과를 얻은 잡음의 범위인 5dB~10dB의 SNR을 갖는 잡음 추가 시 가장 유효한 결과를 얻을 수 있다.

2. ERP 측정 데이터 결과

가. 바이코히어런스

두정엽에 대한 주파수간 위상 동조관계를 확인하였다. 시각자극 시점으로부터 500ms의 데이터에 해밍창을 적용하였고, 백색잡음(10dB SNR)을 추가한 후 집중유무에 대한 바이코히어런스를 확인하였다.

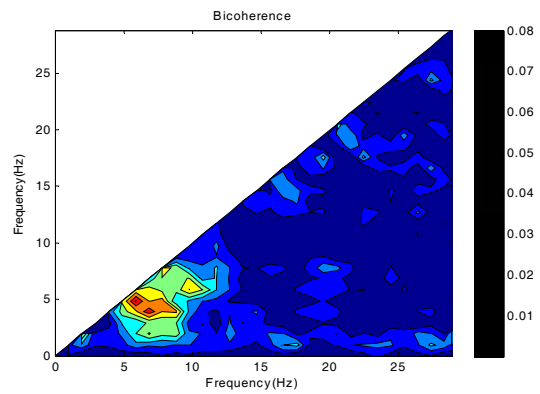
표 1은 집중 데이터와 비집중 데이터에 대한 주파수대역간 바이코히어런스 결과와 식(10)으로 계산된 바이코히어런스 집중비에 대한 결과를 나타낸 표이다.

Elgar의 연구^[15]에서 20개의 Epoch에 대한 바이코히어런스의 95% 유의수준은 0.15이며, 이는 이론적으로 바이코히어런스의 값이 0인 가우시안 백색 잡음의 입력

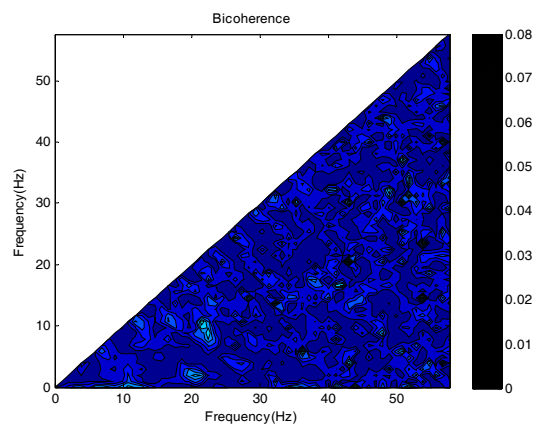
표 1. 집중유무에 대한 바이코히어런스 결과와 집중비

Table 1. Chart of bicoherence results for attention and inattention and attention ratio.

뇌파 대역	집중	비집중	집중비
$\delta - \theta$	0.042	0.001	2.02
$\delta - \alpha$	0.019	0.010	0.43
$\delta - \beta$	0.010	0.027	0.88
$\delta - \gamma$	0.002	0.008	0.30
$\theta - \alpha$	0.051	0.005	2.00
$\theta - \beta$	0.013	0.003	0.47
$\theta - \gamma$	0.009	0.007	0.12
$\alpha - \beta$	0.001	0.001	0.03
$\alpha - \gamma$	0.002	0.010	0.40
$\beta - \gamma$	0.015	0.016	0.01



(a)



(b)

그림 7. 집중 데이터(a)와 비집중 데이터(b)에 대한 바이코히어런스의 결과 비교

Fig. 7. Comparison of bicoherence result for attentional data(a) and inattentional data(b).

에 대해 바이코히어런스의 분포가 0.15 미만의 값일 확률이 95%라는 것을 말한다. 따라서 144개의 Epoch에 대한 95%의 유의 확률은 약 0.02이며 (표 1)에서 집중 시 δ 와 θ , θ 와 α 에서 바이코히어런스는 약 0.04가 나왔고 따라서 위상 동조관계가 있다고 할 수 있다. 또한 집중비는 δ 와 θ , θ 와 α 의 결과에서만 2%이상의 값이 나왔고, 위상 동조관계가 없는 나머지 주파수 간 집중비는 0.01에서 0.88의 값이 나왔으므로 집중비를 통해 주파수간 위상 동조관계를 구분할 수 있었다.

그림 7은 집중 데이터와 비집중 데이터에 대한 바이코히어런스 맵을 나타낸 것이며, 집중 시 $\delta(2Hz)$ 와 $\theta(6Hz)$, $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$ 에서 약 0.04 이상의 값이 나왔고(그림 7(a)), 비집중 시에는 모든 주파수 대역에서 0.02 이하의 낮은 값이 나왔으며, 이를 통해 집중 시 δ 와 θ , θ 와 α 간 위상 동조관계를 확인 하였다.

나. 바이코히어런스의 파라미터에 대한 변화

(1) 백색 잡음 정도에 대한 바이코히어런스

그림 8은 백색 잡음 정도에 따른 바이코히어런스 결과의 변화를 집중 유무 데이터에서 $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$ 의 바이코히어런스 결과로 나타낸 그래프이다. 시뮬레이션 결과와 마찬가지로 잡음을 추가하지 않았을 경우 가장 큰 결과가 나왔고 잡음의 크기가 커질수록(SNR이 20dB에서 0dB로 낮아질수록) 집중 유무에 관계없이 바이코히어런스 결과는 작아졌다. 따라서

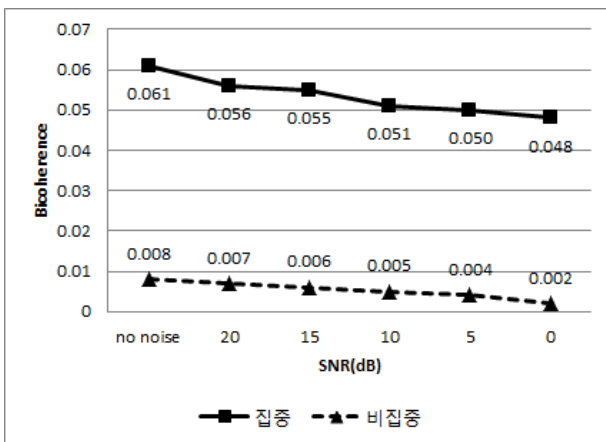
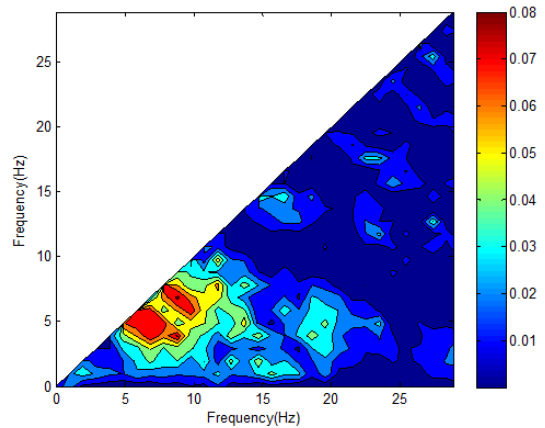


그림 8. 백색 잡음 정도에 따른 $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$ 의 바이코히어런스 결과

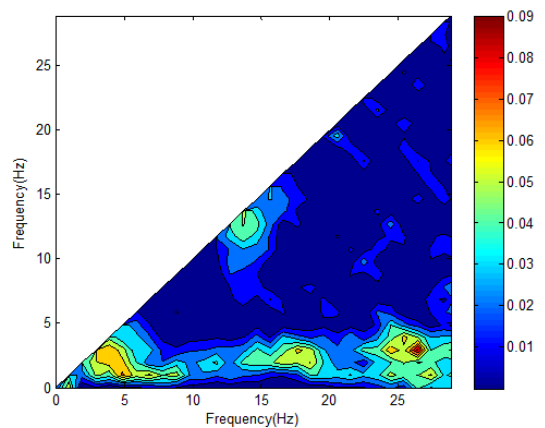
Fig. 8. Bicoherence of $\theta(6Hz)$ and $\alpha(10Hz)$ for the level of white gaussian noise added.

바이코히어런스 계산 전 뇌파의 신호처리 과정에서 잡음의 추가를 통해 위상 동조관계가 없는 주파수 성분간의 바이코히어런스 값이 실제보다 높게 나오는 것을 억제시켜야 한다. 하지만 위상 동조관계가 있는 주파수간의 결과 값 역시 작아지기 때문에, 중간 범위의 5dB에서 15dB 범위의 잡음 선택 시 유효한 결과를 얻을 수 있다. 시뮬레이션 데이터와 다르게 잡음 크기 간 차이가 나머지에 비해 크게 나오는 구간이 나타나지 않았다. 따라서 사용되는 신호에 따라 적절한 잡음 크기의 선택이 요구되어진다.

(2) 창함수의 적용 위치에 대한 바이코히어런스
집중 시 두정엽 데이터에 대해 ERP의 효과를 분석하



(a)



(b)

그림 9. P300 중심의 500ms 동안의 해밍창(a), 600ms 중심의 500ms 동안의 해밍창(b) 적용에 대한 바이코히어런스 결과 비교

Fig. 9. Comparison of bicoherence result with centered at P300, 500ms Hamming(a), centered at 600ms, 500ms Hamming(b).

기 위하여 숫자자극 시점으로부터 500ms 기간(N200지점이 해밍창의 중심)의 데이터에 대한 해밍창의 적용(그림 7(a)), P300지점을 중심으로 500ms의 해밍창의 적용(그림 9(a)), 자극 후 600ms(ERP 패턴 이후)를 중심으로 500ms의 해밍창(그림 9(b))의 적용에 대한 결과를 비교하였다.

사진자극 시점을 시작으로 500ms 기간에는 단기 집중으로 인해 δ 와 θ , θ 와 α 사이의 위상 동조관계가 확인되었고, 그림 9(a)는 시각자극에 대한 인지부분에 큰 영향을 받는 P300지점의 데이터의 큰 진폭에 대해서 스펙트럼 누설현상이 크게 나타났고, 그 영향으로 $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$ 의 위상 동조관계가 더욱 두드러지게 나타났지만 $\delta(2Hz)$ 와 $\theta(6Hz)$ 간의 위상 동조관계는 오히려 잘 드러나지 않았다. 그림 9(b)에서는 집중의 약화로 인해 θ 와 α 의 위상관계는 사라지고 오히려 $\delta(2Hz)$ 와 $\beta(25Hz)$ 의 범위에서 높은 위상 동조관계가 나타났다.

그림 7(a)의 결과는 2Hz에서 15Hz 범위의 주파수간 위상동조관계에 대한 선행 연구^[16]의 결과와 일치하며 따라서 시각 자극시점을 시작점으로 약 500ms기간의 ERP 데이터에 대한 바이코히어런스 분석 결과가(그림 7(a)) 가장 유효한 주파수간 위상 동조관계임을 확인하였다.

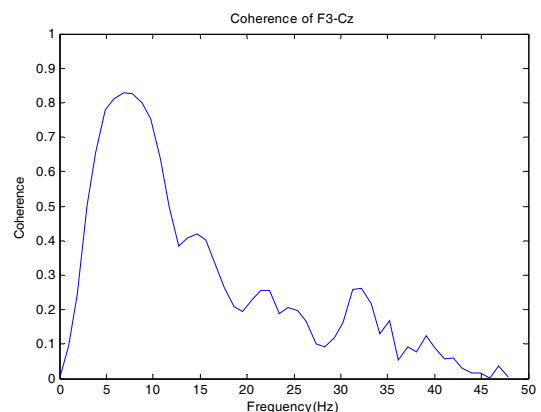
다. 코히어런스

전두엽과 두정엽 간의 뇌파에 대한 공간적 위상 동조관계를 확인하였다. 시각 자극 시점으로부터 500ms동안의 데이터에 해밍창을 적용하였고, 잡음(신호대 잡음비 : 10dB)을 추가한 데이터에 대한 코히어런스 결과를 확인하였다.

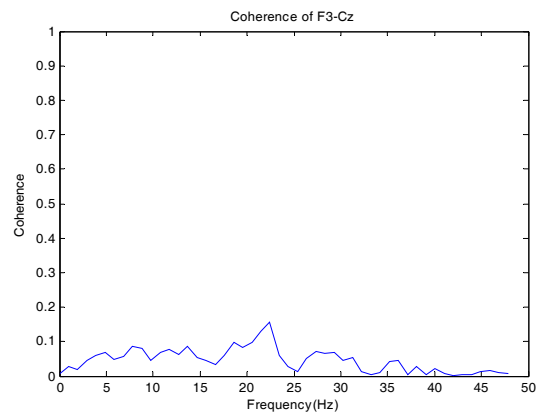
표 2에 집중 데이터와 비집중 데이터에 대한 전두엽과 두정엽의 코히어런스 결과와 식(11)로 계산된 코히어런스 집중비에 대한 결과를 나타내었다. 집중 시 $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$ 에서 코히어런스는 약 0.7에서 0.8의 값이 나왔고 집중비는 30%이상의 값(나머지 주파수 대역에서는 약 0.3에서 0.5 범위의 값)이 나왔으므로 위상 동조관계의 유무에 따라 약 30%의 차이를 보였다. 따라서 코히어런스 집중비로 위상 동조관계의 유무를 확인할 수 있다. 비집중 데이터에 대한 코히어런스 결과는 약 0.01에서 0.08의 값이 나왔고 따라서 위상 동조관계가 나타나지 않았다.

표 2. 집중 유무에 대한 코히어런스와 집중비
Table 2. Chart of coherence results for attention, inattention and attentional ratio.

뇌파 대역	집중	비집중	집중비
δ	0.129	0.018	5.54
θ	0.804	0.079	36.25
α	0.746	0.072	33.68
β	0.202	0.103	4.96
γ	0.087	0.020	3.36



(a)



(b)

그림 10. 집중 데이터(a)와 비집중 데이터(b)에 대한 전두엽과 두정엽 간 코히어런스 결과

Fig. 10. Comparison of coherence result for attentional data(a) and inattentional data(b) of Frontal lobe - Central lobe.

그림 10은 집중 데이터와 비집중 데이터에 대한 코히어런스 그래프를 나타낸 것이며, 집중 시 $\theta(6Hz)$ 와 $\alpha(10Hz)$ 에서 약 0.8 이상의 값이 나왔고(그림 10(a)), 비집중 시에는 모든 주파수 대역에서 0에서 약 0.02 이

하의 낮은 값이 나왔으며(그림 10(b)), 이를 통해 집중 시 두정엽과 정두엽 간의 θ 와 α 의 공간적 위상 동조관계를 확인 하였다.

라. 코히어런스의 파라미터에 대한 변화

(1) 백색 잡음 정도에 대한 코히어런스

그림 11은 백색 잡음 정도에 따른 코히어런스 결과의 변화를 두정엽과 정두엽간의 집중 유무 데이터에서 α (10Hz)의 코히어런스 결과로 나타낸 그래프이다. 시뮬레이션 결과와 마찬가지로 잡음을 추가하지 않았을 경우 가장 큰 결과가 나왔고 잡음의 크기가 커질수록 (SNR이 20dB에서 0dB로 낮아질수록) 집중 유무에 관계없이 바이코히어런스 결과는 작아졌다. 잡음이 5dB와 0dB일 때 코히어런스 결과의 차이가 집중 유무 두 경우 모두 가장 크게 나왔다. 비집중 데이터에서는 0에 가까운 값일수록 정확한 결과이지만 집중 데이터에 대해서는 위상동조관계의 약화를 의미하기 때문에 결과값이 크게 감소한 0dB의 잡음의 추가는 바람직하지 않다. 따라서 바이코히어런스와 유사하게 중간 범위의 5dB에서 15dB 범위의 잡음 선택 시 유효한 결과를 얻을 수 있다. 코히어런스 역시 사용되는 신호에 따라 적절한 잡음 크기의 선택이 요구되어진다.

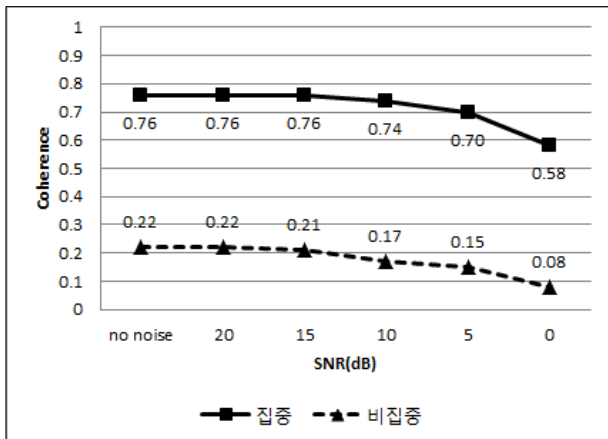


그림 11. 백색 잡음 정도에 대한 집중 데이터의 α (10Hz)의 코히어런스 결과

Fig. 11. Coherence of α for the level of white gaussian noise.

(2) 창함수의 적용 위치에 대한 코히어런스

두정엽과 정두엽간 집중 데이터에 대한 ERP의 효과

를 분석하기 위하여 숫자자극 시점으로부터 500ms 기간(N200지점이 해밍창의 중심)의 데이터에 대한 해밍창의 적용(그림 10(a)), P300지점을 중심으로 500ms의 해밍창의 적용(그림 12(a)), 자극 후 600ms(ERP 패턴 이후)를 중심으로 500ms의 해밍창의 적용(그림 12b)에 대한 결과를 비교하였다. 사진자극 시점을 시작으로 500ms 기간에는 단기 집중으로 인해 θ (6Hz)와 α (10Hz)에서 공간적 위상 동조관계가 확인되었고, 그림 12(a)는 시각자극에 대한 인지부분에 큰 영향을 받는 P300지점의 데이터의 큰 진폭에 대해서 스펙트럼 누설현상이 크게 나타났고, 그 영향으로 θ (6Hz)와 α (10Hz)의 위상 동조관계가 더욱 두드러지게 나타났지만 β (20Hz)간의 위상 동조관계는 오히려 잘 드러나지 않았다. 그림 12(b)에서는 집중의 약화로 인해 θ 와 α 의 위상관계는 약 0.2 감소한 위상 동조관계가 나왔다.

그림 10(a)의 결과는 시각 자극에 대한 집중 시 공간

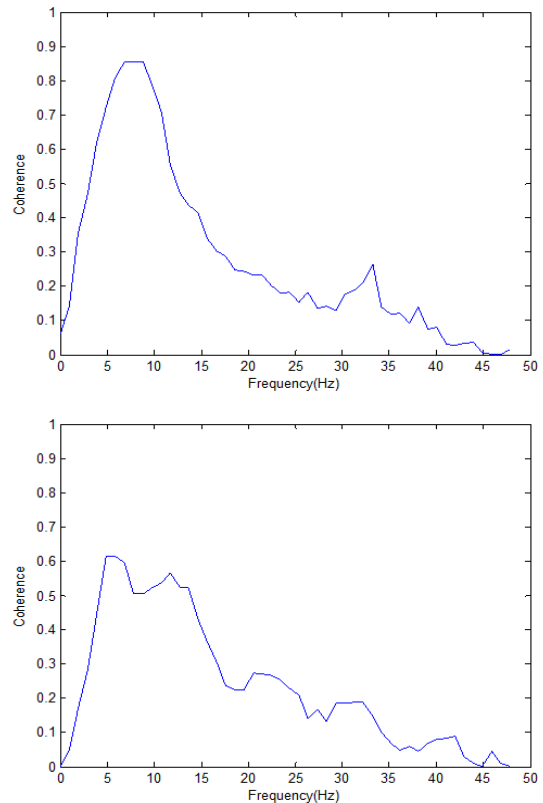


그림 12. P300 중심의 500ms 동안의 해밍창(a), 600ms 중심의 500ms 동안의 해밍창(b) 적용에 대한 코히어런스 결과 비교

Fig. 12. Comparison of coherence result with centered at P300, 500ms Hamming(a), centered at 600ms, 500ms Hamming(b).

적 위상 동조관계를 갖는 주파수대역인 θ 와 α 가 비집중 데이터의 결과와 비교했을 때 약 0.7의 차이를 보이며, θ 와 α 의 시각 자극에 대한 코히어런스 증가에 대한 연구^[17]의 결과에 가장 일치하다. 시각 자극시점을 시작점으로 약 500ms기간의 ERP 데이터에 대한 코히어런스 분석 결과가(그림 10(a)) 가장 유효한 공간적 위상 동조관계임을 확인하였고 이 결과는 바이코히어런스를 통해 얻은 결과와 일치하였다.

V. 결 론

본 논문에서는 집중 유무에 대한 뇌파의 차이를 알아보기 위해 뇌파 신호의 위상 정보를 통한 바이코히어런스와 코히어런스의 방법을 사용하였다.

바이코히어런스의 경우 고차스펙트럼 분석방법으로써 신호의 비선형적 특성인 이차위상결합에 대한 정보를 제공한다. 실험을 통해 집중관련 자극수행 시 집중초기(500ms 내)에 뇌파의 δ 와 θ 간의 연관이 강하게 나타남을 확인하였으며, 이는 단기집중으로 인한 결과이다. 바이코히어런스의 결과 초기에 δ - α 범위 내에서 강하게 나타났고 시간이 지날수록 집중의 정도가 떨어짐에 따라 위상 동조관계는 약해지는 것을 확인하였다. 반면, 비집중 자극수행 시에는 뇌파의 기능적인 연관관계는 없었다.

집중에 따른 뇌의 공간적 위상 동조관계를 확인하기 위해 코히어런스 방법을 사용하였으며 전두엽과 두정엽의 뇌파 사이에 θ 와 α 의 위상 동조관계를 확인하였다. 비집중 자극 수행 시 채널 간 위상 동조관계는 나타나지 않았다.

두 방법 모두 자극시점과 첨가된 백색잡음의 크기에 영향을 받았으며, 적절한 파라미터 사용에 대한 이해와 주의가 요구되어진다.

본 연구를 바탕으로 앞으로의 연구에서는 뇌파의 위상 동조관계에 대한 변화를 시간에 따라 더욱 정밀하게 분석해 보고자 한다. 또한 시각적 자극의 종류에 따른 위상의 동조관계의 차이에 대한 분석에도 도움을 받을 수 있을 것으로 생각된다.

REFERENCES

[1] E. Basar, "EEG-Brain Dynamics. Relation

- between EEG and Brain Evoked Potentials," Amsterdam-Elsevier/North-Holland, 1980.
- [2] Francisco Varela et al, "The brainweb: Phase synchronization and large-scale integration," *Nature Reviews Neuroscience*, vol.2, pp.229-239, April 2001.
- [3] Ahmet Ademoglu, Tamer Demiralp, "Quadratic phase coupling of Electroencephalogram(EEG) and Evoked Potentials(EP), Biomedical Engineering Days 1992, pp.146-150, Istanbul.
- [4] A. Babloyantz, "Chaotic dynamics in the brain activity," in Basar E. (ed)EEG-Brain Dynamics. Relation between EEG and Brain Evoked Potentials, Berlin Heidelberg New York Springer, pp.196-202, 1988.
- [5] Brian J. Roach, Danial 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 pp907-926, 2008.
- [6] Shen Minfen, Sun Lisha, Xu Congtao, Zhu Guoping, "Application of higher-order statistics for the analysis of electroencephalogram in different brain functional states", *ICONIP '99*, vol.2, pp.622 - 626. 1987.
- [7] Carter, G.Clifford, "Coherence and time delay estimation", *Proceedings of the IEEE*, vol.75, no.2, pp.236-255.
- [8] C. L. Nikias and M. R. Raghuveer, "Bispectrum estimation: A digital signal processing framework," *Proceedings of the IEEE*, vol.75, pp.869 - 891, July 1987.
- [9] Ji-Wu Zhang et al, "Bispectrum analysis of focal ischemic cerebral EEG signal using third-order recursion method," *Biomedical Engineering, IEEE*, vol.47, Issue. 3, pp.352-359, March 2000.
- [10] Helmut Schwilden, "Concepts of EEG processing: from power spectrum to bispectrum, fractals, entropies and all that," *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, vol.20, Issue.1, pp.31 - 48, March 2006.
- [11] Vinod Chandran, "Time-varying bispectral analysis of visually evoked multi-channel EEG," *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, July 2012.
- [12] M. R. Raghuveer and C. L. Nikias, "Bispectrum estimation: A parametric approach," *IEEE Trans. Acoust., Speech, Signal Processing*, vol.33, pp.1113 - 1230, Oct. 1985.

[13] Jeffrey C. Sigl, Nassib G. Chamoun, “An introduction to bispectral analysis for the electroencephalogram,” *Journal of Clinical Monitoring*, vol.10, no.6, pp392-404, Nov 1994.

[14] ChungKi Lee, “Quantitative Analysis of Affective States based on Psycho-physiological Research using Biosignal Processing Technique,” The graduate School, Yonsei University, Seoul, Korea, 2011.

[15] S Elgar, R Guza, “Statistics of bicoherence,” *IEEE Trans. Acoust. Speech Signal Process.* vol.36, pp.1667 - 1668, 1988.

[16] Y Tang, A Norcia, “Coherent bispectral analysis of the steady-state vep”, IEEE 17th Annual Conf. Eng. in Medicine and Biology Society, vol 2, pp.901 - 902, Montreal, Canada, 1995.

[17] É. A. Kostandov et al, “Synchronization of EEG Theta and Alpha Rhythms in an Unconscious Set to the Perception of an Emotional Facial Expression,” *Neuroscience and Behavioral Physiology*, vol. 40, Issue. 2, pp.197-204, Feb 2010.

저 자 소 개



이 벽 진(학생회원)
 2013년 연세대학교
 의용전자공학 학사
 2013년~현재 연세대학교 대학원
 생체공학협동과정
 석사과정

<주관심분야 : 생체신호처리, 의료영상>



유 선 국(정회원)-교신저자
 1981년 연세대학교
 전자공학과 학사
 1985년 연세대학교
 전자공학과 석사
 1989년 연세대학교
 전자공학과 박사
 1995년~현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실
 교수

<주관심분야 : u-Health, 의료영상, 생체신호처리 및 패턴인식, 감성공학>