

## Wavelet 방법론을 이용한 수면뇌파분석 고찰

### An Introduction to Quantitative Analyses of Sleep EEG Via a Wavelet Method

김 종 원

Jong Won Kim

#### ■ ABSTRACT

**Objective:** Among various methods developed to quantitatively explore electroencephalograms (EEG), we focused on a wavelet method that was known to yield robust results under nonstationary conditions. The aim of this study was thus to introduce the wavelet method and demonstrate its potential use in clinical sleep studies.

**Method:** This study involved artificial EEG specifically designed to validate the wavelet method. The method was performed to obtain time-dependent spectral power and phase angles of the signal. Synchrony of multichannel EEG was analyzed by an order parameter of the instantaneous phase. The standard methods, such as Fourier transformation and coherence, were also performed and compared with the wavelet method. The method was further validated with clinical EEG and ERP samples available as pilot studies at academic sleep centers.

**Result:** The time-frequency plot and phase synchrony level obtained by the wavelet method clearly showed dynamic changes in the EEG waveforms artificially fabricated. When applied to clinical samples, the method successfully detected changes in spectral power across the sleep onset period and identified differences between the target and background ERP.

**Conclusion:** Our results suggest that the wavelet method could be an alternative and/or complementary tool to the conventional Fourier method in quantifying and identifying EEG and ERP biomarkers robustly, especially when the signals were nonstationary in a short time scale (1–100 seconds). **Sleep Medicine and Psychophysiology 2012 ; 19(1) : 11-17**

**Key words:** QEEG · Wavelet · Phase synchrony · Time-frequency plot.

11

## 서 론

뇌파(electroencephalogram : EEG)는 뇌 뉴론들의 전기적 활동이 두피(scalp)에 전파되어 온 것을 측정한 포텐셜 에너지이며(Nunez 1991), 1920년대 Hans Berger에 의해 최초로 측정되었다(Berger 1929). 이후 1950년대를 지나면서 디지털

및 정량화 뇌파(QEEG)를 표준화 하려는 노력(Thatcher와 Lubar 2009)과 함께 정신/신경 질환 환자들의 다양한 증상을 그들의 전기적 뇌활동과 연결시키려는 시도와 더불어 수면 상태에서 변화하는 다양한 생체 변화를 EEG로 관찰하고 해석하려는 시도들이 있어 왔다(Rechtschaffen과 Kales 1968 ; AASM 2007). 이 EEG의 장점으로는 시간 분해능(temporal resolution)이 높아서, 전기적 뇌활동을 초 단위 이하 짧은 시간 단위로 세밀하게 관찰할 수 있다는 것을 들 수 있으며, 두 개절개가 필요없기에(noninvasive) 안전하며, 고가의 장비가 필요하지 않기 때문에 MRI, SPECT, PET, fMRI과 같은 뇌 영상기법에 비해 저렴하며, 나아가 휴대용 장비로도 손쉽게 측정할 수 있다는 것들을 찾을 수 있다.

임상 EEG 신호를 정량적으로 분석하는 방법들은 수학 및 공학 신호처리 기술을 의공학에 접목시킴으로서 지난 수 십 년 동안 비약적인 발전을 해왔다. 가장 일반적으로 사용되는 Fourier 방법을 비롯하여, 단일 혹은 다중 채널로 기록된 뇌

Received: May 28, 2012 / Revised: June 6, 2012

Accepted: June 7, 2012

호주 시드니대학교 물리학과

NHMRC Centre for Integrated Research and Understanding of Sleep, Woolcock Institute of Medical Research, Glebe NSW 2039, Australia  
Brain Dynamics Centre, Westmead Millennium Institute, Sydney Medical School-Western, Westmead Hospital, Westmead, NSW 2145, Australia

**Corresponding author: Jong Won Kim**, School of Physics, The University of Sydney, Sydney NSW 2006, Australia  
Tel: +61-2-9351-5896, Fax: +61-2-9351-7726  
E-mail: jongwon.kim@sydney.edu.au

파를 분석하는 다양한 선형 및 비선형 방법들이 개발되어 있으나, 이 방법들에 대한 자세한 설명은 임상결과 및 의미를 중점적으로 다루는 본 학술지 성격에 부합되지 않으므로, 참고 문헌을 인용하는 것으로 대체한다(Kantz와 Schreiber 2004 ; Kim 2008 ; Al-Nashash 등 2009 ; Quiroga 2009 ; Kim 등 2010). 이러한 정량화 방법 뿐만 아니라, 장시간동안 측정되는 생체 신호의 특징 상 어쩔 수 없이 나타나는 다양한 생리적 혹은 기계적 잡음 등을 제거하기 위한 다양한 방법들도 개발되었다. 특히, 안구 운동의 잡음을 제거하기 위해서는 independent component analysis(Hyvarinen 등 2001)가 일반적으로 사용되는 데, 여기에 대한 자세한 소개는 Hoffmann과 Falkenstein(2008)에서 찾을 수 있다. 이 외에도, 두 피에서 측정된 뇌파를 이용하여 대뇌피질(cortex) 혹은 시상(thalamus) 등에 위치한 뉴런의 전기적 활동을 유추하여 그 기원을 찾는 시도(inverse problem or source localization)도 있어 왔다(Pascual-Marqui 1999 ; Nunez와 Srinivasan 2006).

임상뇌파 분석에는 일반적으로 Fourier 방법으로 계산한 파워 스펙트럼 분석이 널리 사용된다. 하지만 이 Fourier 방법은 정상상태(stationary) 가설, 규칙성(periodic boundary) 조건 등 몇 가지 엄밀한 조건이 충족되는 상황에서 그 유용성이 높으나, 잡음이나 기타 artifact 들이 많은 뇌파 분석에는 어느 정도 제한이 따른다. 따라서 본 연구에서는, 앞에서 언급한 다양한 수학 및 의공학 방법론 중, 비정상상태(nonstationary) 신호 분석에 적합한 wavelet 방법을 채택하였다. 이 방법론에 대한 자세한 이론적 소개는 Amara(1995)에서 찾을 수 있다. 본

연구에서는 새로운 wavelet 방법에 대한 간략한 소개와 더불어, 그것을 인공뇌파 및 임상뇌파에 적용한 결과들을 Fourier 방법을 응용해서 얻은 결과들과 비교 분석하였다. 이러한 분석결과들을 바탕으로 wavelet 방법을 이용한 수면뇌파 연구의 유용성 및 향후 발전 가능성을 논의하는 것이 본 연구의 주된 목적이다.

## 방 법

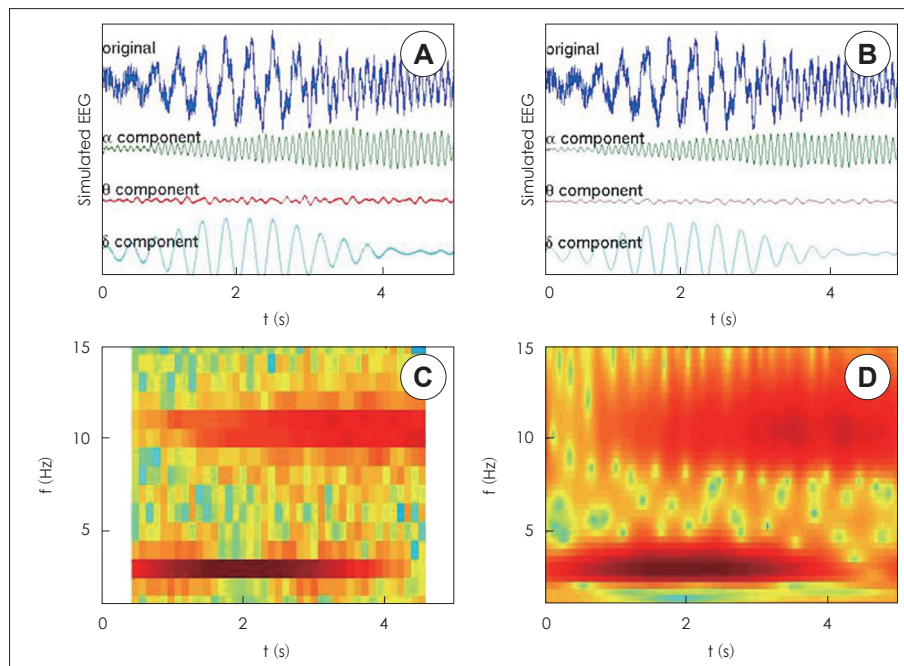
### 1. 연구 대상

#### 1) 인공뇌파 수학적모형

본 연구에서 소개되는 wavelet 뇌파 분석방법을 검증하기 위해, 특정된 성질을 가진 인공뇌파가 아래의 수식에 의해 만들어져 분석되었다.

$$EEG = RD(t) + A_{\delta} \sin(2\pi f_{\delta} t + \phi_{\delta}) \times e^{-(t-2)^2/2} + A_{\alpha} \sin(2\pi f_{\alpha} t + \phi_{\alpha}) \times e^{-(t-4)^2/6}$$

이 뇌파는 250 Hz로 샘플링되어 5초간 만들어졌는데, 불규칙한 노이즈(Random Noise ; RN)와 2초 전후로 강한 델타 파(3 Hz)가 약 2초간 ( $1 < t < 3$ ) 발생한 것을, 그리고 4초 전후로 약한 알파파 (10.5 Hz)가 약 2.5초간 ( $2.5 < t < 5$ ) 발생한 것을 시뮬레이션 한 것이다(Figure 1). 그리고 다중채널 뇌파 시뮬레이션을 위하여 각 채널별 세기와 phase(A and  $\phi$ )를 적절히 조절하여 후두엽(occipital) 부근에서 coherence 가 커지도록 하였다(Figure 2).



**Fig. 1.** Comparison of the Fourier transformation (FT) and wavelet methods (WT) : (a) and (b) decompositions of EEG via FT and WT, respectively ; (c) and (d) corresponding spectral power via FT and WT, respectively. Red color denotes stronger spectral power.

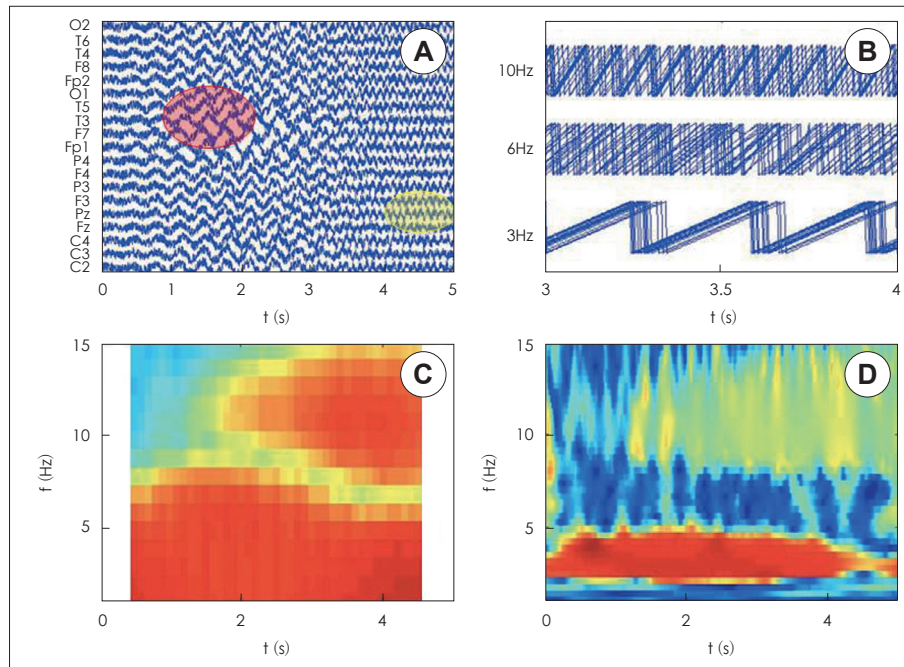
## 2) 임상뇌파

입면주기 전후로 측정된 뇌파와 GoNoGo 프레임 하에서 측정된 evoked-response potential(ERP) 뇌파 샘플이 각각 하나씩 분석되었다. 입면주기 뇌파는 multiple sleep latency tests(MSLT)를 통해 2시간 간격으로 총 5회 측정되었으며, C3, F4, O1, P4 네 개의 채널에서 200 Hz로 샘플링되었다. ERP 뇌파는 확장된 10/20 시스템을 사용하여 총 26 EEG 채널에서 500 Hz로 샘플링되었는데, 본 연구에서는 Cz 채널만 분석되었다. 그리고 GoNoGo 프레임에 의해, 피험자가 시각 자극에 반응하여 컴퓨터 버튼을 입력하게 실험이 시행되었으며, 피험자가 올바르게 반응한 상태에서 측정된 뇌파만을 추출하여 ERP를 구하였다. 표적(Target, 녹색) 및 배경(background, 적색) 자극은 무작위로, 4분간 150회 주어졌다. 피험자 두 명은 모두 정상 대조군에서 선택되었다. 이 샘플 뇌파들은 수면연구센터에서 연구목적으로 기록된 것으로서, 연구윤리규정(IRB)을 포함하여, 뇌파 측정에 자세한 사항 및 피험자들의 자세한 임상적 특성은 참고문헌 혹은 해당 수면센터 홈페이지에서 찾아볼 수 있다(Kim 등 2009b ; BRAINnet.net 2012).

## 2. 뇌파 분석법

### 1) Wavelet 방법

Wavelet 방법은 시간 변수가 하나 더 주어진다는 점을 제외하고는, Fourier 방법과 매우 비슷하다. 이 wavelet 방법 장점으로는 기저 함수(base function)가 특정된 시간에 좁게 분포한 가우스형태를 띄고 있기 때문에, 어느 시점에서 시계열이 급격하게 변화할 때, 그 특성을 분석하기에 용이하다는 것을 들 수 있다. 간략하게 수식으로 표현하자면, 주어진 시계열  $x(t)$ 는 Morlet wavelet 방법에 의해 시계열의 주파수와 시간 컴포넌트로 분해할 수 있으며, 그 컴포넌트의 세기  $c(t, f)$ 를 Table 1에서 언급한 수식으로 분해할 수 있다. 일반적으로  $c(t, f)$ 는 복소수이며, 그 절대값의 제곱이 특정 시점  $t$ 에서 주파수  $f$ 에 해당하는 스펙트럼 세기가 된다. Fourier 방법은 주어진 시간 구간에서 단 한 번만 스펙트럼을 계산할 수 있지만, wavelet 방법은 각 시점에 해당하는 스펙트럼을 구할 수 있기 때문에 뇌파스펙트럼의 시간에 따른 변화를 살펴볼 수 있다. 이러한 Fourier 방법의 제한점을 보완하기 위해 moving windows 방법을 함께 사용하기도 한다(Kim 등 2009b). 본



**Fig. 2.** Comparison of global synchrony via coherence and phase synchrony methods. (A) EEG at 19 electrodes where the areas with red and yellow color denote a phase desynchrony at the delta and alpha frequencies, observed at Fp1 and T3, and Pz ( $\sim 10$  Hz), respectively, (B) instantaneous phase angles  $\theta(f)$  at each electrode where phase angles plotted overlapping each other denote higher synchrony, (C) and (D) the level of the global synchrony measured via coherence and phase synchrony, respectively. Red color denotes higher synchrony. See Table 2 for the definition of the global synchrony.

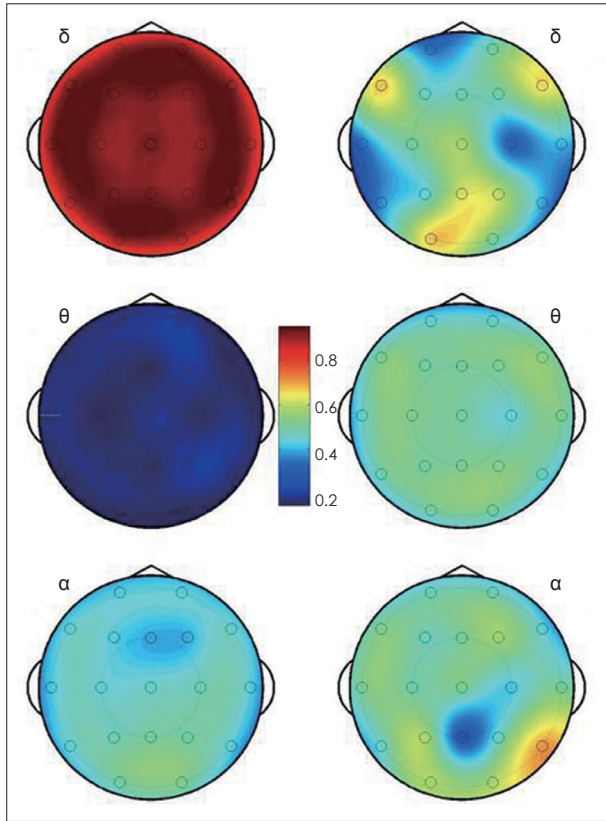
**Table 1.** Comparison of a wavelet method and Fourier transformation

	Wavelet (Morlet)	Fourier
Variables	Time and frequency	frequency
Base function	$\Psi(t, f) = e^{-t^2/2\sigma^2 + 2\pi i f t}$	$\Psi(t, f) = \cos(2\pi f t)$ , or $\sin(2\pi f t)$
Decomposition	$c(t, f) = \frac{1}{N_f} \int_{-\infty}^{\infty} x(t') \Psi^*[(t' - t), f] dt'$	$c(f) = \frac{1}{N} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \Psi^*(t, f) dt$
Spectral power	$ c(t, f) ^2$	$ c(f) ^2$



**Table 2.** Comparison of the phase synchrony and coherence

	Phase synchrony	Coherence
Measures	Phase angle	Cross spectral power
Equation	$\tan[\theta(t, f)] = \frac{\text{Im}[c(t, f)]}{\text{Re}[c(t, f)]}$	$C_{xy} = \frac{ P_{xy}(f) ^2}{P_{xx}(f)P_{yy}(f)}$
Local sync	$\Phi_x = 1 - \frac{1}{\sum_{y \neq x} w( x-y )} \sum_{y \neq x} w( x-y ) \left( \frac{\theta_x - \theta_y \bmod 1}{2\pi} \right)$	$C_x = \frac{1}{\sum_{y \neq x} w( x-y )} \sum_{y \neq x} w( x-y ) C_{xy}$
Global sync	$\Phi = \frac{1}{N} \left  \sum e^{2\pi i \theta_x} \right $ , or $\frac{1}{N} \sum \Phi_x$	$C = \frac{1}{N} \sum C_x$

**Fig. 3.** Local synchrony at given frequency bands : Coherence (left column) and phase synchrony (right column). See Table 2 for the definition of the local synchrony. Color scales to the strength of coherence or phase synchrony.

연구에서, 인공뇌파의 경우에는 1초 크기의 window를 0.1초씩 옮기면서(90% 중복사용), 입면주기 뇌파 샘플의 경우에는 10초 크기의 window를 1초씩 옮기면서, Fourier 방법을 적용하였고, 그 결과를 wavelet 방식에서 얻은 결과와 비교하였다.

## 2) 위상 동조화(Phase synchrony) 방법

앞에서 구한  $c(t, f)$ 의 실수 값과 허수 값을 삼각함수 공식에 적용하면, 시계열  $x(t)$  각 시점에 해당되는 위상각(phase angle)  $\theta(t, f)$ 을 구할 수 있다. 이러한 위상각들을 서로 비교함으로써 다중채널뇌파의 동조화 정도(synchrony level)를 계산할 수 있으며 뇌파들이 완전히 일치하는 경우는 1의 값을, 랜덤인 경우는 0의 값을 갖는다. 이 위상 동조화 방법과 일반적으로 널리 사용되는 coherence 방법과의 비교는 Table 2에 정

리하였다. Coherence는 Fourier 방법을 응용하여 계산할 수 있다. 이를 위해서 Hamming window로 가중치를 주고, 자료 값 256개씩을 50% 중복사용하면서 계산하였다. 아울러, 앞에서 언급한 moving windows 방식을 적용하여 시간에 따른 coherence 변화를 구하였고, 그 결과를 wavelet 방법으로 구한 위상 동조화 정도와 비교하였다. 특정 채널 위치에서의 동조화 정도 혹은 coherence는 둘씩 묶어서 계산한 값들을 가중치를 적용한 평균 값으로 구할 수 있다. 여기서 가중치는 각 채널 사이의 거리에 의한 지수함수로 아래와 같이 표현할 수 있다. 즉,  $w(r) = e^{-r/r_0}$  여기서  $r$ 은 채널  $x$ 와  $y$ 사이의 거리이며,  $r_0$ 은 effective axonal range이며 그 값은 8.6 cm이다(Kim 등 2009a). 이렇게 구해진 결과는 적절한 속채우기법(interpolation)을 통해서 2차원 Figure로 표현될 수 있다(Figure 3).

## 3. 통 계

뇌파의 spectral power density는 스펙트럼 세기 절대값을 전체 주파수 영역 스펙트럼 세기 총합으로 나눈 것이며, 각 주파수 영역은 미국수면학회 매뉴얼을 기준으로 하여, 델타(1~4 Hz), 세타(4~8 Hz), 알파(8~13 Hz), 및 베타파(13~30 Hz) 등으로 나누었다(Iber 등 2007). 각 주파수 영역의 세기가 입면주기 전후로 자른 세 시간대별로 paired t-test로 통계검증하였다. 통계적 유의성은  $p < 0.05$ 를 기준으로 하였다.

## 결 과

### 1. 인공뇌파 분석결과

단일 채널 뇌파는 Fourier 방법 또는 wavelet 방법으로 그 뇌파의 주기적 활동을 분해할 수 있다. Figure 1A, B에서 볼 수 있듯이, 두 방법 모두 성공적으로 2초 부근에서 발생한 델타파 활동과 4초 부근에서 발생한 알파파 활동을 분해해 내었다. 이는 주어진 뇌파가 인위적으로 그 두 개의 활동을 가지도록 만들어졌기 때문에 합당한 결과로 볼 수 있었다. Figure 1C, D는 각 방법으로 계산한 파워 스펙트럼의 시간에 따른 변화를 보여주었는데, wavelet 방법이 좀 더 좋은 시간 분해능을 가짐을 알 수 있었다.

다중 채널 뇌파 분석결과와 Figure 2에서 볼 수 있는데,

패널(a)는 각 채널에서 측정된 뇌파를, 패널(b)는 그 뇌파의 위상각을 wavelet 방식으로 구해서, 델타/세타/알파파 활동에 해당되는 위상각들을 시계열로 나타낸 것이다. Figure 2A에서 볼 수 있듯이, 뇌파들은 강한 델타파 활동으로 동조화되어 있도록 만들어졌기 때문에 델타 주파수에 해당되는 위상각들은 대부분의 시점에서 일치함을 알 수 있었다. 뿐만 아니라 알파 주파수 위상각들도 동조화 정도가 세타 활동에 비해서 강하다는 것을 알 수 있었다. 패널(c)는 coherence 방법으로, (d)는 위상각으로 전체(global) 동조화 정도를 측정된 결과를 보여준다. Coherence는 위상 동조화에 비해 그 값이 다소 크게 측정되는데, 특히 고주파수 영역에서 왜곡의 정도가 심해짐을 볼 수 있었다.

이러한 동조화 정도를 각 채널별로 나눠서 주어진 시간 5초간 평균된 지역(local) 동조화 정도를 분석한 결과는 Figure 3에서 찾아볼 수 있는데, coherence 방법은 델타/세타파 활동의 채널 위치에 따른 차이를 찾지 못하였고, 알파파 동조화 정도가 occipital 부근에서 다소 크게 나온 것을 알 수 있었다. 이것은 역시 인공 뇌파가 occipital 부근에서 동조화가 크도록 만들어졌기에 타당한 결과다. 그런데 인공 뇌파는 다양한 노이즈를 포함하고 있기 때문에, 뇌파들의 위상각은 쉽게 바뀔 수도 있다. Figure 2A에서 보여주듯이, 붉은 색으로 그려진 부분은 ( $t=1.5s$  부근) 델타파 활동이 Fp1과 T3 채널 등에서 180도 정도 위상이 틀어졌음을, 그리고 노란 색 부분은 ( $t=4.5s$  부근) 알파파 활동이 Pz 채널에서 위상이 틀어졌음을 알 수 있었다. 이러한 세밀한 동조화 정도의 차이는 coherence 방법에서는 전혀 측정되지 않았으며, 위상 동조화 방법

에서만 발견할 수 있었다. Figure 3 오른쪽 열에서 델타파 활동의 동조화 정도가 Fp1, T3, C4 등에서 약하게 나온 것과 알파파 활동의 동조화 정도가 Pz에서 약하게 나온 것이 그 좋은 예임을 알 수 있었다.

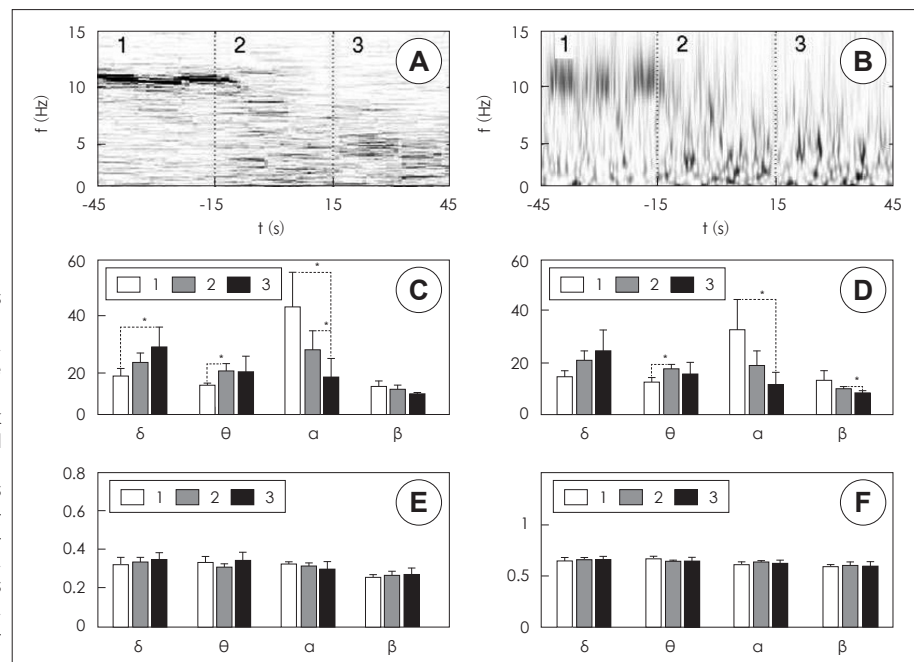
## 2. 입면주기분석 예

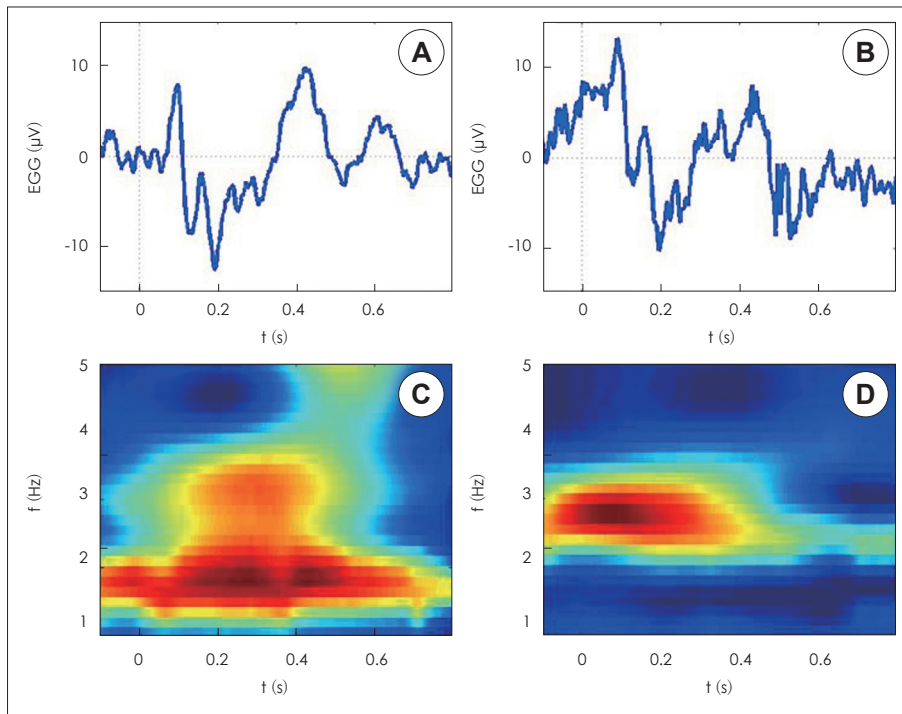
입면주기 뇌파를 Fourier 방법과 wavelet 방법으로 분석하여 비교한 결과는 Figure 4에서 찾아볼 수 있다. 패널(a)와 (b)에서는 C3 채널에서 측정된 뇌파를 두 가지 방식으로 계산한 파워 스펙트럼을 시간과 주파수, 이차원에서 비교하였다. 두 방법 모두 입면 전( $t < -15s$ )에서 강한 알파파 활동을, 입면 후( $t > 15s$ )에서는 세타파 및 델타파 활동이 상대적으로 커짐을 보여주었으나, 시간 분해능에서는 wavelet 방식이 더 우월함을 확인할 수 있었다. 이러한 스펙트럼 세기를 다섯 번 시행된 MSLT를 통해 통계적으로 비교 분석한 결과는 패널(c)와(d)에서 찾을 수 있는데, 두 방법 모두 델타파 활동이 입면과정에서 증가하고, 알파파 활동이 감소하는 패턴이 통계적으로 유의미함을 보여주었다. C3, F4, P4, O1 네 채널 뇌파들의 상호 관계는 trial-averaged coherence[패널(e)]와 trial-averaged 위상 동조화 정도[패널(f)]로 확인할 수 있는데, 입면 후 그 값들이 각 주파수 영역에서 증가하는 경향성을 발견할 수 있다. 하지만 두 방법 모두 통계적으로 유의미한 차이를 보여주지는 않았다.

## 3. ERP분석 예

GoNoGo 프레임으로 측정된 표적 및 배경 ERP를 wave-

**Fig. 4.** Quantitative EEG analysis across the sleep onset period (SOP) via FFT and coherence (left column), and the Morlet wavelet and phase synchrony (right column). (A) and (B) time-frequency plots where dark areas denote stronger spectral power, (C) and (D) trial-averaged spectral power density (in %) across the SOP, (E) trial-averaged coherence, (F) trial-averaged phase synchrony. Here, the numbers (1, 2, and 3) represent the time intervals before, onset, and after the SOP, respectively. The symbol. \* : Denotes  $p < 0.05$ .





**Fig. 5.** Morlet wavelet analysis of evoked-response potentials (ERP). (A) target and (B) background ERP, (C) and (D) corresponding time-frequency plots where red areas denote stronger spectral power. The vertical lines at  $t=0$  [panels (A) and (B)] denote the onset of stimuli.

let 방법으로 분석한 결과는 Figure 5에서 볼 수 있다. 패널 (a)와 (b)에서 볼 수 있듯이, ERP의 일반적인 특징인 N100와 P200을 확인할 수 있었는데, 이러한 파형은 time-frequency 스펙트럼 세기로도 알 수 있었다. 표적 ERP time-frequency 세기[패널(c)]는 2 Hz 주파수 영역에서 강한 스펙트럼 세기를 지속적으로 보였으며, 3 Hz 영역에서도 스펙트럼 세기가 0.3 초 부근에서 강해짐을 볼 수 있었다. 하지만 배경 ERP[패널(d)]에서는 3 Hz 주파수에서 강한 스펙트럼 세기가 0~0.3초 사이에서 발견되었다. 이러한 차이는 표적과 배경 ERP 뇌파를 발생하는 뇌작용에 차이가 있다는 것을 의미한다(Kerr 등 2009).

## 고 찰

본 연구의 핵심 주제는 wavelet 방법이 수면 뇌파 분석에 얼마나 유효한가를 검증하는 것이었다. Wavelet 방법은 널리 사용되는 Fourier 방법이 가지고 있는 단점인 비고정상성(nonstationarity) 제약을 해결할 수 있고, 또 시간에 따른 스펙트럼 세기를 쉽게 추정할 수 있다는 장점이 있기에 뇌파 분석에 적합한 방법이라고 볼 수 있다. 인공뇌파 분석결과에서 알 수 있듯이, wavelet 방법의 결과는 전반적으로 Fourier 방법의 결과와 일치하며, 그 시간 분해능 및 위상 동기화 정도 등에서 Fourier 방법보다 뇌파의 특성을 더 잘 발견하였다. 아울러, 입면주기 임상뇌파 분석에에서는 wavelet 방법이 Fourier 방법의 대체재 혹은 보완재로서의 가능성을 보였다.

며, ERP 분석에에서는 ERP 파형을 시간 및 주파수 차원에서 새롭게 재구성하였고, 그 결과가 표적 및 배경 ERP 특성을 구별할 수 있는 새로운 정량화 수치를 제공할 수 있음을 보였다.

이러한 성공적인 결과들에도 불구하고, 이 연구결과를 단순 일반화 하기에는 다소 어려움이 있다. 본 연구의 제한점으로는 분석에 사용된 임상 수면뇌파 자료가 충분하지 못하다는 것을 들 수 있다. 첫째, 피험자 수가 적어서 다양한 수면변과 관련된 임상적 특성을 파악할 수 없었으며, 둘째로는 뇌파 채널 수가 적어서 전기적 뇌활동의 공간적 분포에 대한 해상력이 높지 못하며 아울러 다중채널간 상호관계 coherence나 위상 동기화 정도를 통계적으로 유의미하게 구하지 못하였다. 이는 향후 폭넓은 환자군을 대상으로 한, 20채널 이상 고밀도 다중채널 뇌파를 대상으로 한 연구를 통해서, 본 연구에서 제시한 wavelet 방법의 적합성을 다시금 재확인해야 할 필요성이 있다는 것을 의미한다.

이러한 제한점에도 불구하고 본 연구는 wavelet 방법이 수면뇌파를 분석하는데 유용하며, 또 일반적인 Fourier 방법으로는 찾기 힘든, 짧은 시간 스케일(1-100s)에서 급격하게 뇌파가 변화하는 입면 주기 혹은 ERP 실험 등에서, 뇌파에 관련된 생물표지자(biomarker)들을 성공적으로 찾아낼 수 있다는 것을 예시하였다는 점에서 의의가 있다. 이상의 결과들로 미루어 보아, wavelet 방법은 기존의 Fourier 방법의 대체 혹은 보완하는 방법으로서 앞으로 수면뇌파 정량 분석연구에 많은 도움이 될 것으로 기대한다.



## 요 약

**목 적 :** 본 연구는 뇌파를 정량분석하는 새로운 방법의 하나인 wavelet 방법을 소개하고 아울러 그것이 임상 수면뇌파 분석에 유용하다는 것을 검증하기 위해 시도되었다.

**방 법 :** Wavelet 방법을 검증하기 위해 수학적으로 만들어진 인공뇌파들과, 입면주기 임상 뇌파 샘플 하나와 GoNo-Go 프레임으로 측정된 ERP 샘플 하나가 사용되었다. Wavelet 방법론으로 계산된 time-frequency 파워 스펙트럼과 위상 동조화 정도가 Fourier 및 moving windows 방법으로 계산된 스펙트럼과 coherence 결과들과 비교 분석되었다.

**결 과 :** Wavelet 방법은 인공뇌파에 인위적으로 포함된 파형의 특징들을 성공적으로 분해해내었다. 임상뇌파 샘플로 한 검증에서도 그 유효성이 확인되었는데, 입면주기 전후로 보이는 스펙트럼의 변화를 유의미하게 확인할 수 있었으며, 표적(target) 및 배경(background) ERP 파형의 특징을 시간-주파수 도표(time-frequency plot)으로 잘 표현하였다.

**결 론 :** 이러한 결과를 미루어볼 때, wavelet 방법은 임상 뇌파를 정량 분석함에 있어서, Fourier 방법을 효과적으로 대체 혹은 보완함을 알 수 있었다. 특히, 뇌파가 수초에서 수백초의 짧은 시간단위에서 급격한 변화를 보이는 입면주기 뇌파와 ERP 분석에 wavelet 방법의 적합성이 크다고 볼 수 있다.

**중심 단어 :** 정량화뇌파 · 가지파동 · 위상 동조화 · 시간-주파수 도표.

## REFERENCES

Al-Nashash, Sabesan S, Krishnan B, George JS, Tsakalis K, Iasemidis L, et al. Single-channel EEG analysis. In: Tong S, Thakor NV. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications. Boston: Artech House;2009. p.51-108.  
Amara G. An introduction to wavelets. IEEE Comput Sci Eng 1995; 2:50-61.  
Berger H. Über das Elektroenzephalogramm des Menschen. Arch

Psychiatr Nerven 1929;87:527-570.  
BRAINnet.net [Internet]. Sydney: BRAINnet Foundation; c2003- [cited 2012 Jun 6]. Available from: <http://www.brainnet.net/>.  
Hoffmann S, Falkenstein M. The correction of eye blink artefacts in the EEG: A comparison of two prominent methods. PLoS ONE 2008;3:e3004:1-11.  
Hyvarinen A, Karhunen J, Oja E. Independent Component Analysis. New York: Wiley;2001.  
Iber C, Ancoli-Israel S, Chesson A, Quan SF. The AASM Manual for the Scoring of Sleep and Associated Events: Rules, Terminology and Technical Specifications. Westchester: American Academy of Sleep Medicine;2007.  
Kantz H, Schreiber T. Nonlinear Time Series Analysis. 2nd ed. Cambridge: Cambridge University Press;2004.  
Kerr CC, Rennie CJ, Robinson PA. Deconvolution analysis of target evoked potentials. J Neurosci Methods 2009;179:101-110.  
Kim JW. Linear/non-linear tools and their applications to sleep EEG: Spectral, detrended fluctuation, and synchrony analyses. Sleep Med Psychophysiol. 2008;15:5-11.  
Kim JW, Shin BH, Kim EJ, Koo YJ, Choi BH, Park KS, et al. Characteristic time scales of electroencephalograms of narcoleptic patients and healthy controls. Comput Biol Med 2010; 40:831-838.  
Kim JW, Robert JA, Robinson PA. Dynamics of epileptic seizures: Evolution, spreading, and suppression. J Theor Biol 2009;257: 527-532.  
Kim JW, Shin HB, Robinson PA. Quantitative study of the sleep onset period via detrended fluctuation analysis: Normal vs. narcoleptic subjects. Clin Neurophysiol 2009;120:1245-1251.  
Nunez PL. Neocortical Dynamics and Human EEG Rhythms. New York: Oxford University Press;1991.  
Nunez PL, Srinivasan R. Electric Fields of the Brain: The Neurophysics of EEG 2nd ed. New York: Oxford University Press; 2006.  
Pascual-Marqui RD. Review of methods for solving the EEG inverse problem. Int J Bioelectromag 1999;1:75-86.  
Quiroga RQ. Bivariable analysis of EEG signals. In: Tong S, Thakor NV. Quantitative EEG Analysis Methods and Clinical Applications. Boston: Artech House;2009. p.109-120.  
Rechtschaffen A, Kales A ed. A Manual of Standardized Terminology, Techniques and Scoring System for Sleep Stages of Human Subjects. Washington: Public Health Service, US Government Printing Office;1968.  
Thatcher RW, Lubar JF. History of the scientific standards of QEEG normative databases. In: Budzynski TH, Budzynski HK, Evans JR, Abrabanel A. Introduction to Quantitative EEG and Neurofeedback: Advanced Theory and Applications. 2nd ed. Amsterdam: Elsevier;2009. p.29-62.