

수면발생과정의 뇌파를 대상으로한 탈경향변동분석의 적용

건국대학교 의과대학 정신건강의학교실,¹ 충북대학교 의과대학 정신건강의학교실, 의학연구소²

박 두 흠¹ · 신 철 진²

Application of Detrended Fluctuation Analysis of Electroencephalography during Sleep Onset Period

Doo-Heum Park, MD,¹ Chul-Jin Shin, MD²

¹Department of Psychiatry, Konkuk University School of Medicine, Seoul, Korea,

²Department of Psychiatry, College of Medicine and Medical Research Institute, Chungbuk National University, Cheongju, Korea

Objectives Much is still unknown about the neurophysiological mechanisms or dynamics of the sleep onset process. Detrended fluctuation analysis (DFA) is a new tool for the analysis of electroencephalography (EEG) that may give us additional information about electrophysiological changes. The purpose of this study is to analyze long-range correlations of electroencephalographic signals by DFA and their changes in the sleep onset process.

Methods Thirty channel EEG was recorded in 61 healthy subjects (male : female = 34 : 27, age = 27.2 ± 3.0 years). The scaling exponents, alpha, were calculated by DFA and compared between four kinds of 30s sleep-wakefulness states such as wakefulness, transition period, early sleep, and late sleep (stage 1). These four states were selected by the distribution of alpha and theta waves in O1 and O2 electrodes.

Results The scaling exponents, alpha, were significantly different in the four states during sleep onset periods, and also varied with the thirty leads. The interaction between the sleep states and the leads was significant. The means (± standard deviation) of alphas for the states were 0.94 (± 0.12), 0.98 (± 0.12), 1.10 (± 0.10), 1.07 (± 0.07) in the wakefulness, transitional period, early sleep and late sleep state respectively. The mean alpha of anterior fifteen leads was greater than that of posterior fifteen leads, and the two regions showed the different pattern of changes of the alpha during the sleep onset periods.

Conclusions The characteristic findings in the sleep onset period were the increasing pattern of scaling exponent of DFA, and the pattern was slightly but significantly different between fronto-temporal and parieto-occipital regions. It suggests that the long-range correlations of EEG have a tendency of increasing from wakefulness to early sleep, but anterior and posterior brain regions have different dynamical process. DFA, one of the nonlinear analytical methods for time series, may be a useful tool for the investigation of the sleep onset period.

Key Words Sleep onset period · Electroencephalography · Detrended fluctuation analysis.

Received: September 16, 2011 / **Revised:** October 7, 2011 / **Accepted:** November 7, 2011

Address for correspondence: Chul-Jin Shin, MD

Department of Psychiatry, College of Medicine and Medical Research Institute, Chungbuk National University, 52 Naesudong-ro, Heungdeok-gu, Cheongju 360-100, Korea

Tel: +82-43-269-6235, **Fax:** +82-43-267-7951, **E-mail:** cjshin@chungbuk.ac.kr

서 론

수면발생과정은 각성상태에서 수면에 이르는 중간 이행과정으로 수면의 생리적인 과정이나 의미를 이해하는데 중요한 부분으로 여겨진다.¹⁾ 수면현상은 일상생활에서 익숙한 현상임에도 불구하고 아직까지 정확한 신경생리학적 과정이 밝혀져

있지 않으며, 수면현상 자체를 이해하는 한 방법으로 수면발생과정 연구되고 있다.²⁾

초기에는 수면발생과정이 하나의 지점으로 생각되었으나 최근에 와서는 특정한 지점이 있는 것이 아니라 여러 가지 뇌파적, 생리학적, 행동적인 지표들이 각각 점진적으로 이행되는 일련의 과정으로 여겨지며,²⁾ 특히 비침습적이고 시간해상도가 우

수한 뇌파자료가 분석에 많이 이용되고 있다.

수면현상을 이해하는 생리학적인 연구방법은 뇌파검사 기기나 수면다원검사 기기들의 발달로 급격하게 발전되어 왔다. 뇌파의 대상으로 한 연구는 초기의 정성적인 분석으로부터 근래의 스펙트럼 분석과 같은 정량적인 분석까지 여러 연구들이 행하여져 왔으며,^{3,4)} 이러한 선행적인 분석이 가지고 있는 여러 가지 한계점을 보완 또는 극복하기 위한 여러 가지 분석방법들이 제안되고 실험적으로 사용되어져 왔다. 뇌파와 같은 복잡한 신호를 대상으로 정량화할 수 있는 몇 가지 비선형적인 방법들이 연구에 이용되었는데, 혼돈이론 등에 기반한 프랙탈 차원, 상관차원 등의 변수를 분석하는 차원분석 등이 시행되었는데,⁵⁾ 뇌파와 같이 잡음성 신호가 많은 시계열 자료들은 저차원에서 수렴 매립되지 않고 고차원으로 점차적으로 발산하는 양상을 보여 분석과정이 까다롭고 임의적이 되는 약점을 가지고 있었다. 이외에도 발산지수와 같은 초기 조건의 민감성 등을 정량화한 변수들이 이용되기도 하였다.⁶⁾

최근에는 두피에서의 신호를 3차원적으로 재구성하는 방법이나⁷⁾ 비선형적인 방법으로 탈경향변동분석과 같은 방법들이 뇌파분석에 많이 이용되고 있다. 탈경향변동분석은 기존의 분석에 비하여 잡음에 덜 민감하고 시계열이 비정상상태에 있더라도 적용이 가능한 분석으로 장기 시간상관성을 비교하는 지표로 사용될 수 있어 시스템의 내외부적인 요인에 따른 변동성을 추정하는 데 적합하다.⁸⁾

탈경향변동분석방법은 우선 시계열자료에서 그 평균값을 뺀 적분 시계열을 만든 다음, 구간을 증가시켜가면서 각 구간별로 구한 탈경향신호와 적분시계열 신호사이의 잔차의 합을 구한 다음, 구간의 크기가 증가할수록 구간과 잔차의 합이 어떤 양상으로 변화하는가를 알아보는 것이다. 이러한 탈경향분석변동은 심전도 자료나 뇌파자료의 분석에 사용되어져 왔으며 일부 그 유용성이 입증되기도 하였다.⁹⁻¹²⁾ 뇌파를 대상으로 탈경향변동분석을 시행한 연구로는 수면 단계에 따른 변화나 기면병에서의 소견을 연구한 것이 있고,^{13,14)} 정신분열병 환자의 뇌파를 대상으로 한 것도 있다.¹⁵⁾

본 연구는 탈경향변동분석을 수면발생기 뇌파에 적용하여 전극별, 수면발생기의 각 단계별로 축척지수를 구한 뒤 이 수치가 어떤 양상으로 변화하는지를 살펴보았다.

방 법

연구대상

61명의 대상자가 서울 건국대학교병원에서 모집되었다. 대상자 중 34명은 남자였으며 평균연령은 26.6 ± 2.4 세였고, 여성은 27명이었으며 평균 28.0 ± 3.5 세였다. 정상인 남성 혹은 여

성으로 40세 미만이고 21세 이상이며, 정상 뇌파소견을 보이고 오른손잡이인 사람만을 대상으로 하였다. 정상적인 수면발생 과정에 영향을 줄 수 있는 신경과적인 질환을 앓은 과거력이 있거나 정신과적인 병력이 있는 경우 또는 물질남용 등의 병력이 있는 사람은 제외되었으며, 심혈관계 질환이나 호흡기 질환 또는 수면무호흡증 및 기타 수면장애가 있는 사람도 제외되었다. 뇌파검사 전 24시간 이내에 술을 마신 사람은 제외되었으며 Beck Depression Inventory¹⁶⁾상 14점 이상이나 Beck Anxiety Inventory¹⁷⁾상 16점 이상인 사람도 정신과적인 질환의 가능성을 고려하여 역시 제외되었다. WHO의 Obese Class I, II, III에 해당하는 사람 역시 제외되었다.

대상자들은 실험에 관하여 설명을 들었고 동의서에 서명하였으며 실험절차는 건국대학교병원의 임상시험위원회의 승인을 받았다.

연구방법

뇌파검사

뇌파검사는 전자차폐된 검사실에서 시행되었으며, 소음이 차단되고 온도와 습도는 쾌적한 상태로 자동 유지되고 있었고, 모두 오전 8시에서 9시 사이에 시행되었다. 30채널(FP1, FP2, F3, F4, F7, F8, FT7, T8, FC3, FC4, FZ, FCZ, T7, T8, C3, C4, CZ, TP7, TP8, CP3, CP4, CPZ, P3, P4, P7, P8, PZ, O1, O2, OZ)을 사용하여 뇌파자료를 얻었으며 기준전극은 양쪽 귀에 부착하였고 국제 10/20 시스템에 의거하여 전극을 부착하였다. 대상자는 앙와위에서 눈을 감은 상태로 'wakefulness', 'transition state', 'early sleep', 그리고 'late sleep' 등의 4가지 상태에서 각각 30초간의 뇌파신호를 습득하였다. 각각의 상태는 O1과 O2 전극에서 얻어진 뇌파의 알파파와 세타파의 분포에 따라 정해졌다. 'wakefulness'는 100% 알파파 양상을 보이는 구간으로 정의했고, 'transition period'는 'wakefulness'의 15초 구간과 1단계 수면의 처음 15초 구간이 이어지는 곳으로 정의했으며 'early sleep'은 'transition period' 바로 다음에 나타나는 30초 구간으로 정의하였고 'late sleep'은 1단계 수면의 마지막 30초 구간으로 정의하였다.

뇌파검사는 뉴로스캔(Neuroscan) 4.3.3버전(Compumedics®, Abbotsford, Australia)을 사용하여 측정되었다. 안구운동의 영향을 배제하기 위하여 안전도를 위한 전극이 부착되었다. 신호 추출빈도는 채널당 500 Hz였으며 민감도는 0.15 uV, 저역차단 필터는 0.05 Hz, 고역차단 필터는 60 Hz로 세팅되었다.

탈경향변동분석(Detrended fluctuation analysis)

대상자의 뇌파자료로부터 O1 전극에서 얻어진 시계열 $x(i)$ 를

만들고, 해당 시계열에서 전체의 평균값인 χ_{mean} 을 차감한 후, 그 차이들로 이루어진 적분 시계열 $y(k)$ 를 만든다.

$$(1) y(k) = \sum_{i=1}^k [\chi(i) - \chi_{mean}]$$

$\chi(i)$: i 번째 뇌파신호, χ_{mean} : $\chi(i)$ 시계열의평균

다음으로 $y(k)$ 시계열을 단위 길이 n 인 분절로 나눈다. 이 때 n 은 보통 3 이상으로부터 최대 총 데이터 개수까지의 숫자 N 까지 될 수 있다. 이 연구에서는 n 은 3부터 $N/4$ 까지로 제한하였다. 각 분절별로 국소적인 선형기울기를 얻은 후에 이를 $y_n(k)$ 라고 한다면 $y(k)$ 에서 각 분절의 국소적인 선형 기울기인 $y_n(k)$ 를 빼고, 이러한 차이의 제곱의 평균을 구한다.

$$(2) F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum [y(k) - y_n(k)]^2}$$

$$(3) F(n) \propto n^a$$

이어서 식(2)에서 계산되어 나온 $F(n)$ 값과 n 이 식(3)과 같은 관계에 있을 때 a 가 축척지수가 된다.

통계분석

통계분석은 SPSS 12.0을 사용하였으며 유의수준은 0.05로 하였다. 탈경향변동분석을 통하여 얻어진 축척지수는 수면 발생과정의 단계별, 그리고 개개의 전극별 또는 전후, 좌우 그룹별로 반복측정 분산분석을 통하여 비교하였다.

결 과

각 채널별로 수면발생과정의 4가지 단계에 따른 축척지수의 값은 Table 1과 같다. 수면상태에 따른 축척지수는 'wakefulness'에서 0.94 ± 0.12 , 'transition state'에서 0.98 ± 0.12 , 'early sleep'에서 1.10 ± 0.10 , 그리고 'late sleep'에서는 1.07 ± 0.07 이었다. 이러한 수면 상태에 따른 축척지수의 차이는 통계적으로 유의하였으며(repeated measure ANOVA, sleep state effect, $df = 3$, $F = 51.58$, $p = 0.000$), 채널별로도 유의한 차이 있고 있었고(channel effect, $df = 29$, $F = 174.56$, $p = 0.000$), 수면상태에 따른 축척지수의 변화도 채널별로 다르게 나타났다(sleep state*channel effect, $df = 87$, $F = 19.04$, $p = 0.000$). Bonferroni 교정 사후검증을 통해서도 수면이 진행됨에 따라 'early sleep' 단계 까지는 이전 단계에 비하여 유의하게 축척지수가 증가하였고, 'late sleep' 단계에서는 이전 단계보다 감소하였다(tests of within-subjects contrasts, $p = 0.003$, $p = 0.000$, $p = 0.000$ for 'transition state' vs. 'wakefulness', 'early sleep' vs. 'transition state', 'late sleep' vs. 'early sleep' respectively).

중심라인에 있는 전극을 제외한 24개의 채널에서 비교한 좌

Table 1. The scaling exponents, alphas, of thirty EEG channels in four different sleep onset periods*

	Wakefulness (mean \pm SD)	Transition (mean \pm SD)	Early sleep (mean \pm SD)	Late sleep (mean \pm SD)
Fp1	1.15 \pm 0.18	1.17 \pm 0.17	1.30 \pm 0.13	1.24 \pm 0.11
Fp2	1.12 \pm 0.18	1.17 \pm 0.15	1.28 \pm 0.12	1.22 \pm 0.10
FT7	1.10 \pm 0.19	1.14 \pm 0.16	1.22 \pm 0.12	1.14 \pm 0.08
FT8	1.08 \pm 0.18	1.14 \pm 0.15	1.20 \pm 0.11	1.13 \pm 0.09
Fz	0.96 \pm 0.15	0.98 \pm 0.13	1.08 \pm 0.10	1.07 \pm 0.09
FC3	0.96 \pm 0.16	0.99 \pm 0.13	1.09 \pm 0.10	1.06 \pm 0.09
FC4	0.96 \pm 0.14	0.99 \pm 0.13	1.08 \pm 0.09	1.05 \pm 0.09
FCz	0.93 \pm 0.14	0.95 \pm 0.12	1.04 \pm 0.09	1.02 \pm 0.09
F3	1.02 \pm 0.17	1.06 \pm 0.14	1.16 \pm 0.11	1.12 \pm 0.09
F4	1.01 \pm 0.16	1.05 \pm 0.14	1.14 \pm 0.10	1.11 \pm 0.09
F7	1.16 \pm 0.20	1.21 \pm 0.17	1.29 \pm 0.13	1.19 \pm 0.08
F8	1.13 \pm 0.19	1.21 \pm 0.16	1.27 \pm 0.13	1.18 \pm 0.09
C3	0.91 \pm 0.16	0.93 \pm 0.13	1.04 \pm 0.08	1.03 \pm 0.09
C4	0.90 \pm 0.14	0.93 \pm 0.12	1.04 \pm 0.07	1.03 \pm 0.09
CP3	0.85 \pm 0.15	0.88 \pm 0.14	1.02 \pm 0.07	1.02 \pm 0.08
CP4	0.84 \pm 0.13	0.88 \pm 0.12	1.02 \pm 0.06	1.02 \pm 0.09
CPz	0.83 \pm 0.14	0.86 \pm 0.12	1.00 \pm 0.07	1.01 \pm 0.08
Cz	0.88 \pm 0.14	0.91 \pm 0.12	1.02 \pm 0.09	1.00 \pm 0.09
O1	0.76 \pm 0.17	0.84 \pm 0.18	1.04 \pm 0.11	1.04 \pm 0.08
O2	0.79 \pm 0.17	0.87 \pm 0.18	1.02 \pm 0.09	1.05 \pm 0.12
Oz	0.80 \pm 0.18	0.89 \pm 0.20	1.03 \pm 0.11	1.04 \pm 0.08
P3	0.81 \pm 0.15	0.84 \pm 0.15	1.00 \pm 0.06	1.02 \pm 0.07
P4	0.78 \pm 0.15	0.84 \pm 0.15	1.00 \pm 0.06	1.02 \pm 0.08
P7	0.88 \pm 0.18	0.92 \pm 0.15	1.05 \pm 0.09	1.04 \pm 0.07
P8	0.83 \pm 0.17	0.90 \pm 0.16	1.04 \pm 0.08	1.04 \pm 0.07
Pz	0.78 \pm 0.13	0.82 \pm 0.12	0.99 \pm 0.06	1.01 \pm 0.08
T7	1.04 \pm 0.18	1.08 \pm 0.16	1.16 \pm 0.12	1.11 \pm 0.08
T8	1.01 \pm 0.16	1.07 \pm 0.15	1.14 \pm 0.10	1.10 \pm 0.09
TP7	0.96 \pm 0.17	0.99 \pm 0.15	1.08 \pm 0.10	1.06 \pm 0.07
TP8	0.93 \pm 0.16	0.99 \pm 0.17	1.08 \pm 0.08	1.07 \pm 0.08

* : the mean alpha was significantly different according to the four sleep onset periods (repeated measure ANOVA, $df = 3$, $F = 51.58$, $p = 0.000$), and thirty channels (repeated measure ANOVA, $df = 29$, $F = 174.56$, $p = 0.000$). The interaction between sleep state and channel was also significant (repeated measure ANOVA, $df = 87$, $F = 19.04$, $p = 0.000$), EEG : electroencephalography

우반구 간의 비교는 $p = 0.064$ 로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

30개의 채널 중 전두부 전극(fronto-central leads) 15개(Fp1, Fp2, FT7, FT8, Fz, FC3, FC4, FCz, F3, F4, F7, F8, C3, C4, Cz)와 후두부 전극(parietotemporooccipital leads) 15개(CP3, CP4, CPz, O1, O2, Oz, P3, P4, P7, P8, Pz, T7, T8, TP7, TP8)를 비교해본 결과, 전두부의 축척지수는 수면상태별로 각각 1.03 ± 0.09 , 1.07 ± 0.11 , 1.16 ± 0.01 , 1.11 ± 0.07 로 나타났으며 후두부는 각각 0.86 ± 0.08 , 0.91 ± 0.08 , 1.04 ± 0.05 , 1.04 ± 0.03 로 나타나 전두부의 축척지수가 높게 나타났다(anterior-posterior effect, $df = 1$, $F = 282.25$, $p = 0.000$, sleep

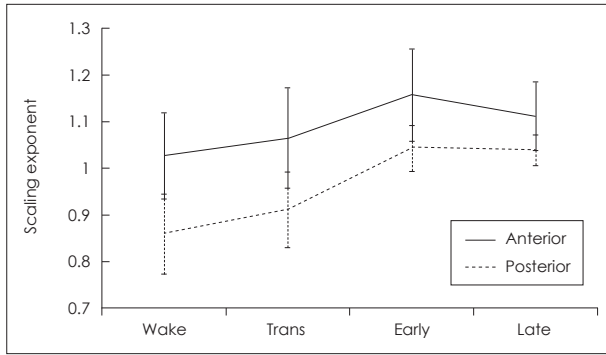


Fig. 1. The scaling exponents of the anterior fourteen channels and posterior sixteen channels for four states of sleep onset processes. The difference between two areas were statistically significant (anterior-posterior effect, $df = 1$, $F = 282.25$, $p = 0.000$, sleep state*anterior-posterior effect, $df = 3$, $F = 40.10$, $p = 0.000$).

state*anterior-posterior effect, $df = 3$, $F = 40.10$, $p = 0.000$) (Fig. 1).

고찰

뇌파가 비선형동력학을 가지는 복잡계의 특징을 가지고 있다는 사실은 이미 여러 연구에서 밝혀졌는데,¹⁸⁻²⁰ 당시의 초기 연구들은 복잡계를 상태공간 내에서 재구성하여 끝개의 특징, 즉 주로 차원적 복잡성을 정량화하는 방법을 사용하였다. 그러나 뇌파신호가 정상적이지 않으며(non-stationary), 잡음성 신호도 많이 포함되어 있어 이러한 분석에 적합하지 않다는 사실을 알게 되었다. 이후로는 탈경향변동분석과 같은 방법을 이용하여 뇌파신호의 장기상관성(long-range temporal correlation)을 평가하려는 노력이 있어 왔다.^{13,21,22} 복잡계들은 누승법칙을 따르는 장기상관성을 가지는데, 이러한 시스템은 축척무관성(scale-free)을 가지며 자기유사성을 가지는 프랙탈 형태의 특징이기도 하다. 뇌파신호의 이러한 축척무관성 역학과 장기상관성은 자기조직화적 고비성(self-organized criticality, 이하 SOC)의 한 발현으로 생각되는데,²¹⁻²³ 신경망은 많은 수의 기본적인 단위들(뉴런), 이들 간의 국소적이고 비선형적인 상호작용, 내인적인 매개변수들의 어느 정도의 확률계적인 변동, 공간적인 패턴으로 정보를 저장할 수 있는 능력과 같이 SOC 시스템들이 가지고 있는 공통적인 모습을 보여주기 때문이다.²¹

탈경향변동분석으로 평가된 뇌파신호의 특징은 과거 연구들과 같이 축척지수가 0.5 이상 1.5 미만으로 나타났다. 무작위 숫자나 백색잡음과 같은 어떤 법칙이나 경향이 없는 상태에서는 0.5 정도로 나타나며, 무방향 보행과 같은 시계열은 1보다 크게 나타나고 브라운 잡음과 같은 형태의 신호는 1.5 정도로 나타나는데, 생체 신호는 1.0에 비교적 가깝게 나타나는 게 보통이다.⁸ 이번 연구에서 전체 축척지수자료를 대상으로 한

평균값은 1.02였으며 표준편차는 0.18이었다. 최대값은 1.65였고 최소값은 0.42였으며, 축척지수의 95%는 0.66부터 1.38 사이에 존재하였다. 축척지수의 계산식(3)에서 보이는 $\log F(n)$ 와 $\log(n)$ 이 선형적으로 나타나 과거의 여러 연구결과들처럼 누승법칙을 따르는 장기상관성을 가지는 것으로 나타났다.

과거 뇌파를 대상으로 탈경향변동분석을 시행한 연구들로는 우선 눈을 감은 상태와 뜬 상태에서 알파파 및 베타파의 축척지수의 변화를 보고 하거나,²² 수면뇌파를 대상으로 분석을 시행한 것¹³ 또는 간질이나 치매와 같은 특정질환 환자의 뇌파를 대상으로 한 것^{24,25} 등이 있으며 수면발생과정의 뇌파에 적용하여 수면현상을 이해하려는 연구는 찾아보기 어렵다.

수면발생과정은 각성상태에서 수면이 유도되는 과정의 기간으로 수면자체의 생리를 이해하기 위한 중요한 수단 하나로 여겨져 왔다. 뇌파를 이용한 수면발생과정에 대한 연구는 주로 스펙트럼분석 등이 많이 행해졌는데, 그간의 연구들을 요약해 본다면 공통적인 결과는 수면발생과정 동안 알파파와 베타파의 파워가 특히 후두엽부분에서 두드러지게 감소하며, 델타와 세타파는 중심전극 부위에서 증가가 두드러진다는 소견으로 요약될 수 있다.²⁶⁻²⁹ 그러면서 알파파의 우세가 뇌의 뒤쪽에서 앞쪽으로 이동하게 된다.

본 연구는 수면발생과정의 뇌파에 탈경향변동분석을 적용하였는데, 연구에서 정의한 네 가지 단계에서 축척지수가 유의하게 차이가 나타났으며, 좌우 간의 차이는 발견하지 못하였으나, 전두중심영역과 나머지 후두부의 차이는 유의하게 나타났다. 우선 수면발생과정의 기간 중 단계가 진행될수록 축척지수는 높아졌는데, 과거의 연구결과들을 보면 각성 상태에서 알파파가 베타파보다 축척지수가 높게 나타났고,²² 수면뇌파를 대상으로 한 연구에서도 1단계, 2단계, 서파수면으로 갈수록 축척지수가 유의하게 증가하였다.¹³ 이러한 결과로 미루어 축척지수 결과를 선형적인 분석과 연관시켜 본다면 델타, 세타, 알파, 베타 등 주파수가 증가할수록 축척지수는 낮아지는 소견이 있다고 할 수 있을 것이다. 그렇다면 수면의 단계가 깊어질수록 축척지수가 높아지는 현상을 설명할 수 있다. 또한 이러한 결과는 뇌의 앞 뒤 간의 유의한 축척지수의 차이와 이러한 차이가 단계가 진행될수록 작아지는 현상도 어느 정도 설명할 수 있을 것이다. 즉 각성시 눈을 감은 상태에서는 전두중심부위보다는 후두부에서 알파파의 증가가 두드러지게 나타나다가 단계가 진행됨에 따라 전체부위에서 알파나 베타파가 사라지고 세타, 델타파가 증가하게 되므로 초기 각성시의 부분적인 차이가 수면의 단계가 진행됨에 따라 작아지게 되므로 축척지수의 차이가 점차 작아지는 것을 설명할 수 있다. 이러한 설명은 선형적인 결과와 잘 연관되는 설명이기는 하지만 축척지수의 변화를 수면의 초기에서만 살펴보고 서파수면 단

계에서의 변화는 본 연구에서는 조사하지 않았으며, 축척지수의 작은 차이가 정확히 뇌내에서 어떠한 의미를 가지는지 알지 못하므로 아직 단언하기는 어렵다. 또한 축척지수의 수면단계에 따른 증가 경향이 각성 상태에서 수면으로 들어감에 따라 외부의 영향에 따른 역동의 변화가 줄어들고 내인적인 요인에 따른 변동성이 상대적으로 증가하기 때문일 가능성도 배제할 수 없다.

본 연구는 수면발생과정의 뇌파를 대상으로 탈경향변동분석을 시행하였고, 뇌파신호의 장기상관성을 재확인하였으며, 수면발생과정 중 축척지수의 변화양상을 확인하였다는데 의미가 있다고 생각된다. 그러나 수면발생과정 중 나타나는 생리학적 기전은 어떤 한 가지 연구방법만으로 밝혀질 것은 아니며 추후 시간 및 공간해상도 증가와 함께 3차원적으로 신호를 재구성한 후 기존의 선형적인 방법 및 탈경향변동분석과 같은 비선형적 분석을 시행하는 것이 크게 도움이 될 것으로 판단된다.

중심 단어: 수면발생과정 · 뇌파 · 탈경향변동분석.

Acknowledgments

이 논문은 2010년도 충북대학교 학술연구지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었음(This work was supported by Chungbuk National University Grant in 2010).

Conflicts of interest

The authors have no financial conflicts of interest.

REFERENCES

- 1) Lee HK, Park DH. Sleep onset period from the EEG point of view. *Sleep Med Psychophysiol* 2009;16:16-21.
- 2) Ogilvie RD. The process of falling asleep. *Sleep Med Rev* 2001;5:247-270.
- 3) Abenson MH. EEGs in chronic schizophrenia. *Br J Psychiatry* 1970;116:421-425.
- 4) Harris AW, Bahramali H, Slewa-Younan S, Gordon E, Williams L, Li WM. The topography of quantified electroencephalography in three syndromes of schizophrenia. *Int J Neurosci* 2001;107:265-278.
- 5) Pritchard WS, Duke DW. Measuring "chaos" in the brain: a tutorial review of EEG dimension estimation. *Brain Cogn* 1995;27:353-397.
- 6) Micheloyannis S, Flitzanis N, Papanikolaou E, Bourkas M, Terzakis D, Arvanitis S, et al. Usefulness of non-linear EEG analysis. *Acta Neurol Scand* 1998;97:13-19.
- 7) Park DH, Shin CJ. Three dimensional electroencephalographic mapping with eLORETA during sleep onset period. *European Psychopharmacol* 2010;20:S230.
- 8) Seely AJ, Macklem PT. Complex systems and the technology of variability analysis. *Crit Care* 2004;8:R367-R384.
- 9) Mäkikallio TH, Koistinen J, Jordaens L, Tulppo MP, Wood N, Golsarsky B, et al. Heart rate dynamics before spontaneous onset of ventricular fibrillation in patients with healed myocardial infarcts. *Am J Cardiol* 1999;83:880-884.
- 10) Penzel T, Kantelhardt JW, Grote L, Peter JH, Bunde A. Comparison of detrended fluctuation analysis and spectral analysis for heart rate

- variability in sleep and sleep apnea. *IEEE Trans Biomed Eng* 2003;50:1143-1151.
- 11) Tapanainen JM, Thomsen PE, Køber L, Torp-Pedersen C, Mäkikallio TH, Still AM, et al. Fractal analysis of heart rate variability and mortality after an acute myocardial infarction. *Am J Cardiol* 2002;90:347-352.
- 12) Ju G, Shin CJ, Park DH. Severity of obstructive sleep apnea and heart rate variability: detrended fluctuation analysis. *Korean J Biol Psychiatry* 2009;16:69-75.
- 13) Shin HB, Jeong DU, Kim EJ. Detrended fluctuation analysis on sleep EEG of healthy subjects. *Sleep Med Psychophysiol* 2007;14:42-48.
- 14) 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.
- 15) Shin CJ. The application of detrended fluctuation analysis for the investigation of electroencephalography. *Chungbuk Med J* 2009;19:309-316.
- 16) Beck AT, Steer RA, Brown GK. Manual for the Beck Depression Inventory-II. San Antonio, TX: Psychological Corporation;1996.
- 17) Beck AT, Steer RA. Manual for the Beck Anxiety Inventory. San Antonio, TX: Psychological Corporation;1990.
- 18) Roschke J, Basar E. The EEG is not a simple noise: Strange attractors in intracranial structures. In: Basar E, editor. *Chaos in Brain Function*. Berlin: Springer-Verlag;1990. p.49-62.
- 19) Brandt ME, Jansen BH, Carbonari JP. Pre-stimulus spectral EEG patterns and the visual evoked response. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1991;80:16-20.
- 20) Jansen BH. "Is it?" and "So what?"-A critical view of EEG Chaos. In: Duke DW, Pritchard WS, editors. *Proceedings of the Conference on Measuring Chaos in Human Brain*. Singapore: World Scientific;1991. p.83-96.
- 21) Linkenkaer-Hansen K, Nikouline VV, Palva JM, Ilmoniemi RJ. Long-range temporal correlations and scaling behavior in human brain oscillations. *J Neurosci* 2001;21:1370-1377.
- 22) Nikulin VV, Brismar T. Long-range temporal correlations in alpha and beta oscillations: effect of arousal level and test-retest reliability. *Clin Neurophysiol* 2004;115:1896-1908.
- 23) Worrell GA, Cranstoun SD, Echaz J, Litt B. Evidence for self-organized criticality in human epileptic hippocampus. *Neuroreport* 2002;13:2017-2021.
- 24) Parish LM, Worrell GA, Cranstoun SD, Stead SM, Pennell P, Litt B. Long-range temporal correlations in epileptogenic and non-epileptogenic human hippocampus. *Neuroscience* 2004;125:1069-1076.
- 25) Stam CJ, Montez T, Jones BF, Rombouts SA, van der Made Y, Pijnenburg YA, et al. Disturbed fluctuations of resting state EEG synchronization in Alzheimer's disease. *Clin Neurophysiol* 2005;116:708-715.
- 26) Ogilvie RD, Simons IA, Kuderian RH, MacDonald T, Rustenburg J. Behavioral, event-related potential, and EEG/FFT changes at sleep onset. *Psychophysiology* 1991;28:54-64.
- 27) Badia P, Wright KP Jr, Wauquier A. Fluctuations in single-hertz EEG activity during the transition to sleep. In: Ogilvie RD, Harsh JR, editors. *Sleep Onset: Normal and Abnormal Processes*. Washington, DC: American Psychological Association;1994. p.201-218.
- 28) Wright KP Jr, Badia P, Wauquier A. Topographical and temporal patterns of brain activity during the transition from wakefulness to sleep. *Sleep* 1995;18:880-889.
- 29) Hori T, Tanaka H, Hayashi M. Topographic mapping of EEG spectral power and coherence in the hypnagogic period. In: Koga Y, Nagata K, Hirata K, editors. *Brain Topography Today*. Amsterdam: Elsevier;1998.