

독립성분 분석기법에 의한 집중 상태 뇌파의 주파수 요소 특성

김병남¹, 유선국^{2*}

¹연세대학교 생체공학협동과정, ²연세대학교 의과대학 의학공학교실

Features of EEG Signal during Attentional Status by Independent Component Analysis in Frequency-Domain

Byeong-Nam Kim¹ and Sun-Kook Yoo^{2*}

¹Graduate School of Biomedical Engineering, Yonsei University

²Department of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

요약 본 연구에서는 작업수행시의 집중상태 변화를 검출하기 위하여 2011년 1~2월 동안 집중을 유발하는 시각유발자극에 대하여 생체신호를 측정된 피험자들 중 한명의 뇌파신호를 분석하였다. 두피에서 측정된 뇌파신호로부터 집중관련 뇌 안에 서의 발원 신호와 안구운동잡음 신호를 분리하기 위하여 독립성분 분석기법을 측정뇌파 신호에 적용하였다. 안구운동잡음신 호가 제거된 집중관련 신호원을 단시간 푸리에 변환하여 주파수 성분 신호를 연속적으로 축적함으로써 시변 특징 형태를 나타내는 에포크 그래프와 스펙트럴 칼라 맵에서의 도식 표현상 규칙성을 향상 시킬 수 있었다. 추출한 감각운동리듬 (SMR: 12-15 Hz) 과 세타파 리듬 (4-7 Hz) 관련 집중 지표는 집중시험시간이 경과함에 따라 증가 하였다. 실험을 통하여 단시간 푸리에 변환과 결합한 독립성분 분석기법은 참여자의 집중상태 변화를 분석하는데 사용 할 수 있을 것이다.

Abstract In this paper, electroencephalographic (EEG) signal of one among subjects measured biosignal with visual evoked stimuli inducing the concentration was analyzed to detect the changes in the attention status during attention task fulfillment from January to February, 2011. The independent component analysis (ICA) was applied to EEG signals to isolate the attention related innate source signal within the brain and Electroculogram (EOG) artifact from measured EEG signals at the scalp. The consecutive accumulation of short time Fourier transformed (STFT) attention source signal with excluded EOG artifact can enhance the regular depiction of EPOCH graph and spectral color map representing time-varying pattern. The extracted attention indices associated with somatosensory rhythm (SMR: 12-15 Hz), and theta wave (4-7 Hz) increase marginally over time. Throughout experimental observation, the ICA with STFT can be used for the assessment of participants' status of attention.

Key Words : Attention, Electroencephalogram(EEG), Event-Related Potential(ERP), Independent Component Analysis(ICA)

1. 서론

집중하여 인지적인 사고를 하는 것은 뇌의 인지적 하 위 체계에서의 지각이나 작업 기억, 반응 선택과 같은 여

러 관점에서 논의 되어 왔으며, 이를 연구하기에 앞서 사 건관련 유발전위 (Event-Related Potential, ERP)에 관한 연구는 수십 년 동안 이루어져왔다. 근래에는 환경이나 주의력 결핍 등으로 주의 집중에 어려움을 겪고 있는 사

본 논문은 2013년도 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임(No. 2010-0026833)

*Corresponding Author : Sun-Kook Yoo(Yonsei Univ.)

Tel: +82-2-2228-1919 email: sunkyoo@yuhs.ac

Received December 10, 2013

Revised (1st February 2, 2014, 2nd February 7, 2014)

Accepted April 10, 2014

람들이 증가함에 따라, 사건관련 유발전위와 뇌파 (Electroencephalogram, EEG)를 주파수 대역별로 분석하여 집중 정도의 변화를 관찰 하는 연구들이 진행되었다[1,2].

사건관련유발전위는 어떠한 자극이 반복적으로 제시 되었을 때 유발되는 뇌의 전위차로, 뇌파를 통해 알 수 있다. 일정한 자극이 반복적으로 주어졌을 때 뇌파의 변화가 복잡하고 역동적이지만 일정간격으로 나타나는 특징을 이용하여 사건관련 유발전위 분석이 가능하다. 하지만 실질적으로 두피에서 측정된 뇌파 신호는 다중의 신호원이 합쳐있으며, 안구 전위도 (Electrooculogram, EOG)와 같은 노이즈 성분도 포함되어 있어 사건관련 유발전위 신호 해석에 어려움이 있다.

일반적으로 안구 전위도와 같은 노이즈를 제거하는 방법으로 대역 필터 (Band filter)나 주성분 분석기법 (Principle Component Analysis, PCA), 독립성분 분석기법 (Independent Component Analysis, ICA), 웨이블릿 변환 (Wavelet Transform) 등의 분석 기법에 대한 연구들이 진행되었다. 대역필터를 이용한 방법은 뇌파성분에 해당하는 주파수대역이 제거되는 문제점이 있으며, 주성분분석기법은 노이즈성분과 뇌파성분의 구별이 어려운 문제점이 있어 독립성분분석기법과 웨이블릿변환이 노이즈 성분제거에 많이 이용된다[3-6].

본 논문에서는 뇌파를 이용하여 사건관련 유발전위에 해당하는 시간 영역에 대해 윈도우 기법을 사용한 후 독립성분 분석기법을 이용하여 안구 전위도 등의 노이즈 성분을 제거함으로써 사건관련 유발전위 성분을 상대적으로 강화시켜 시간에 따른 주파수 성분의 크기변화도 집중상태를 해석 해보고자 하였다.

2. 연구 방법

2.1 실험 방법

2.1.1 집중 인지 실험

집중 인지 실험은 시간이 지남에 따라 주의 집중에 대한 뇌기능의 변화를 분석하기 위하여 주의 반응이 포함된 프로토콜로 2011년 1~2월 동안 실험하였다. 자극으로는 청각 자극보다 사건관련 유발전위가 잘 관찰 되는 시각 자극을 사용하였다.

본 연구의 뇌파신호 분석에 이용된 데이터는 신경정

신과적 질병 경험이 없는 건강한 피험자들 중에서 무작위로 선정된 성인 남성 1명의 뇌파이다.

실험에서 주어지는 시각적 자극은 3개의 숫자 '1', '2', '3' 를 세 자릿수로 배열하는데 두 자리의 숫자는 같고 나머지 한 자리의 숫자는 다른 숫자로 구성하여 전방에 놓인 모니터로 보여주었다.

실험은 어떠한 시각적 자극도 주어지지 않은 눈 뜬 상태로 10분 동안 휴식을 취한 후에 수행하였으며, 숫자 자극이 주어지는 주의집중상태와 단순한 '+' 기호만 주어지는 비 집중상태를 반복하여 약 7분 동안 진행하였다.

2.1.2 데이터 수집

뇌파는 국제뇌파학회연합 표준전극배치법 (ten-twenty electrode system, 10-20법)을 기준으로 F3, F4, Cz, Pz 4 채널에서 측정하였다. 뇌파 증폭기는 MP150 (Biopac systems, Inc., USA)를 이용하였고 측정대역은 저역저지 차단 주파수 0.1 Hz, 고역저지 차단 주파수는 100 Hz인 대역통과필터를 사용하였고 60 Hz 대역저지필터를 적용하였다. 뇌파의 저장은 샘플링 주파수 1 KHz로 디지털 변환하여 기록하였다.

2.2 분석 방법

반복적으로 주어진 자극에 대해서 사건관련 유발전위 성분에 대한 분석 방법으로 윈도우 기법과 독립성분 분석 기법을 적용하여 사건관련 유발전위 성분을 상대적으로 강화하였고 시간에 따른 집중도 지표의 변화를 해석하기 위해 다음과 같이 실시하였다.

2.2.1 적용 배경

본 집중 인지 실험은 숫자 자극이 주어지는 주의 집중 상태와 단순한 기호만이 주어지는 이완 상태를 반복하는 구성으로 이루어져 있어 자극이 주어지는 상태에 따라 뇌파 신호를 블록 단위로 나누었고 주의집중 상태의 뇌파만으로 신호를 재구성하기 위해 윈도우 함수를 이용하여 블록 단위의 처음과 끝의 불연속적인 오차를 최소화할 수 있다[7,8].

뇌파 신호에는 안구전위도나 몸의 움직임 등에 의한 노이즈들이 포함 있으며 주위집중 상태의 뇌파만으로 재구성한 신호도 노이즈 제거와 사건관련유발전위에 해당하는 성분만 추출하는 것이 필요하다. 이러한 문제는 독립성분분석기법을 이용하여 해결 할 수 있는데 각 성분

들이 통계적으로 독립적이며, 독립적인 성분들이 비정규 분포를 따른다는 가정에서 관측된 뇌파를 이용하여 사건 관련 유발전위를 추정하여 분리하는데 적용할 수 있다[9].

주파수 성분 분석을 위해서 단시간 푸리에 변환을 이용하였다. 짧은 시간동안 급격히 변화하는 뇌파 신호의 특성상 푸리에 변환은 주파수 성분의 변화에 대한 시간 축의 분석이 어려운 반면에 단시간 푸리에 변환은 신호를 연속적인 짧은 시구간으로 나누어, 일정 시간 안에서 단시간 푸리에 분석을 함으로써 시점의 정보를 얻을 수 있다는 장점이 있다[10].

2.2.2 적용 기법

뇌파 신호 $y(n)$ 가 자극 i 에 대해서 식 (1)과 같이 N 개의 블록 $f_i(n)$ 가 시계열 형태의 신호로 이루어져 있을 때

$$y(n) = \sum_{i=1}^N f_i(n) \quad (1)$$

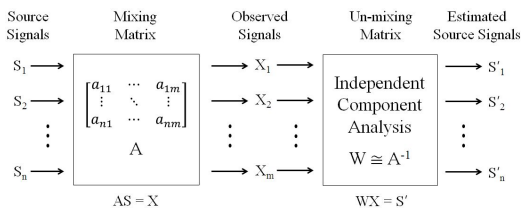
주의 집중 상태에 해당하는 구간의 신호만으로 $x(n)$ 을 재구성 한다면 식 (2)와 같이 윈도우 함수 $w(n)$ 을 블록마다 적용하여 블록 처음과 끝의 불연속적인 문제를 최소화 할 수 있다[7-8].

$$x(n) = \sum_{i=1}^N f_i(n) \cdot w(n) \quad (2)$$

측정된 뇌파를 이용하여 다윈의 독립적인 신호원을 분리하는 것은 독립성분 분석기법을 이용하였고 그 흐름은 Fig. 1과 같다.

두피에서 측정된 뇌파 $X(t)$ 는 식 (3)과 같이 알 수 없는 신호원 $S(t)$ 가 임의의 혼합 매트릭스 A 로 섞여있는 신호이다.

$$A \cdot S(t) = X(t) \quad (3)$$



[Fig. 1] The flowchart of Independent Component Analysis.

신호원을 구하기 위해서 먼저 측정된 신호의 평균값이 '0' 이 되도록 신호의 평균값으로 빼주어 Centering을 한 뒤, $X(t)$ 의 데이터를 변환하여 공분산 행렬이 단위 행렬이 되도록 Whitening을 거쳐서 $W^T \cdot X(t)$ 가 통계적으로 비정규성 (non-Gaussianity)이 최대가 되는 $W (\cong A^{-1})$ 를 구함으로써 식 (4)와 같이 $S'(t)$ 를 구할 수 있다[9].

$$A^{-1} \cdot X(t) \cong W \cdot X(t) = S'(t) \quad (4)$$

본 논문에서는 독립성분 분석기법 중에서도 A. Hyvärinen, et al. 이 제안한 FastICA 기법을 이용하였으며, FastICA 알고리즘은 다음의 과정을 따른다.

임의의 초기 가중 벡터 W 를 선택한 후, 식 (5)를 이용하여 W^+ 를 구한 후

$$W^+ = E\{Xg(W^T X)\} - E\{g'(W^T X)\} W \quad (5)$$

식 (6)을 이용하여 W 가 수렴할 때까지 W^+ 를 반복하여 계산한다.

$$W = W^+ / \|W^+\| \quad (6)$$

독립성분 분석 이후 시간에 따른 신호의 주파수 성분 분석을 위해서 단시간 푸리에 변환을 이용하였으며, 식 (7)과 같이 표현 할 수 있다[10].

$$X(k, m) = \sum_{n=0}^{N-1} x[n]w[n+m]e^{-j\frac{2\pi k}{N}n} \quad (7)$$

여기서 $x[n]$ 은 신호함수이며, $w[n+m]$ 는 윈도우함수이다.

2.2.3 집중도 지표

뇌파는 여러 주파수 성분으로 구성된 신호인데 대표적인 주파수 대역별로 의미하는 뇌의 상태를 Table 1에서 나타내고 있다.

주파수 대역들 중에서 집중상태의 변화를 가늠 할 수 있는 감각운동리듬 (SMR: 12-15 Hz)과 세타파 (theta wave: 4-7 Hz)의 대역별 크기를 구한 후, 식 (8)을 이용하여 시도별 집중도 지표 (Attention Indicator)를 계산한다[11].

집중상태일 때 감각운동리듬의 크기가 증가함에 따라 집중지표도 증가하며, 반대로 피험자가 긴장이 완화되거나 졸음이 오게 되는 이유로 집중하지 못하면 집중도 지표는 감소하게 된다[12].

[Table 1] Frequency band of EEG

Band	Frequency (Hz)	State
Delta	0.5 - 4	Deep Sleep
Theta	4 - 7	Sleep, Relax
Alpha	8 - 12	Awake
Low Beta	13 - 20	Activity
High Beta	21 - 30	Excitement
SMR	12 - 15	Attention

$$\text{집중도지표} = \frac{SMR}{\theta} \quad (8)$$

2.2.4 신호 분석

뇌파의 특징은 일정한 자극을 반복적으로 주었을 때 측정되는 뇌파의 형태가 복잡하지만 일정한 패턴을 가지는 것이다. 이러한 특징을 이용하여 사건관련 유발전위를 해석 할 수 있는데 자극 시점을 기준으로 -0.62 초에서 1.38 초 범위의 신호들만 분석하기 위해 윈도우 함수인 해밍 윈도우 (Hamming window)를 적용하였다.

윈도우 기법을 적용한 후 사건관련 유발전위 성분이 포함되어 있는 구간의 신호만으로 재구성하였지만 수많은 신호원이 섞여있기 때문에 4개 채널에 신호로부터 독립성분 분석기법을 이용하여 여러 신호원으로 분리하였다.

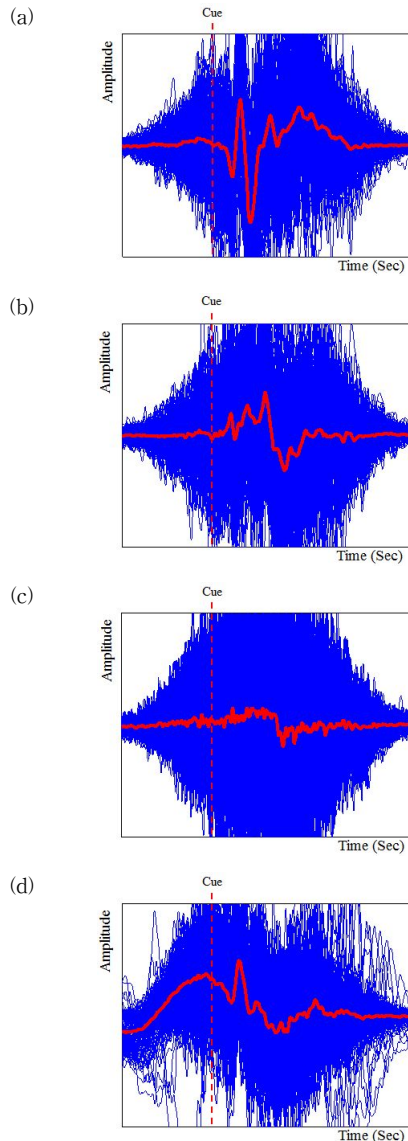
분리된 신호원들 중 사건관련 유발전위로 추정되는 신호원을 가지고서 각 채널별 측정되는 신호로 재구성하였다.

이후 비 집중 상태의 신호와 집중상태의 독립성분 분석기법이 적용되기 전,후의 신호를 단시간 푸리에 변환 (Short Time Fourier Transform)하여 0-50 Hz 사이의 주파수 대역별 크기로 각 시도별 집중도 지표를 계산하여 집중 상태 변화 추세를 분석하였으며, 과제간의 추세 차이에 대한 유의성 검증을 위해 T-test를 이용하였고 독립성분 분석기법이 적용되기 전,후간의 유의성 검증을 위해 Paired T-test, 시간에 따른 집중지표변화 추세를 검증하기 위해 회귀분석을 이용하였다.

3. 결과

각 채널별로 사건관련 유발전위에 해당하는 구간에 윈도우 기법을 적용시킨 후, 독립성분 분석기법을 이용하여 안구 전위도를 포함하는 노이즈를 제거하고 사건관

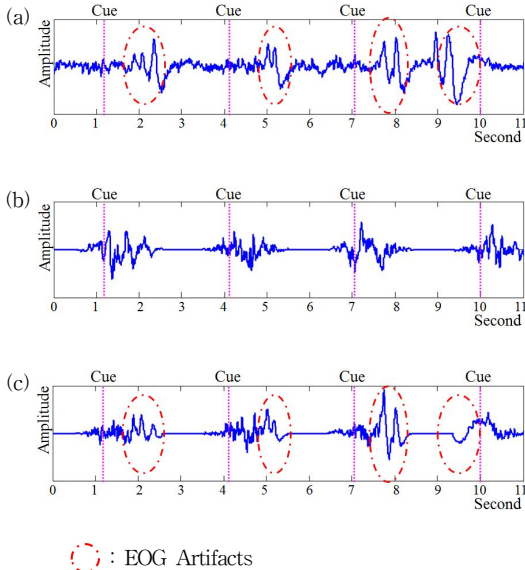
련 유발전위에 해당하는 신호원을 추출하였다. 집중상태와 연관된 주파수 대역의 크기를 구하여 각 시도별 마다 집중도 지표를 구하여 집중실험이 진행됨에 따른 집중상태의 변화를 관찰하였다.



[Fig. 2] Estimated source signal by ICA
(a) Source #1 (b) Source #2
(c) Source #3 (d) Source #4

Fig. 2는 독립성분으로 추정되는 신호원 별로 자극 시점 기준의 일정 구간의 양상별 평균을 구한 것이다. 여러

신호원들 중에서 Fig. 2의 (a)가 사건관련 유발전위이고, 나머지 노이즈 신호들 중에서 (d)는 안구전위도에 해당하는 잠음임을 확인하였다.



[Fig. 3] Estimated EEG signals by ICA
 (a) Original EEG (b) Decomposed ERP Signal
 (c) Decomposed EOG Signal

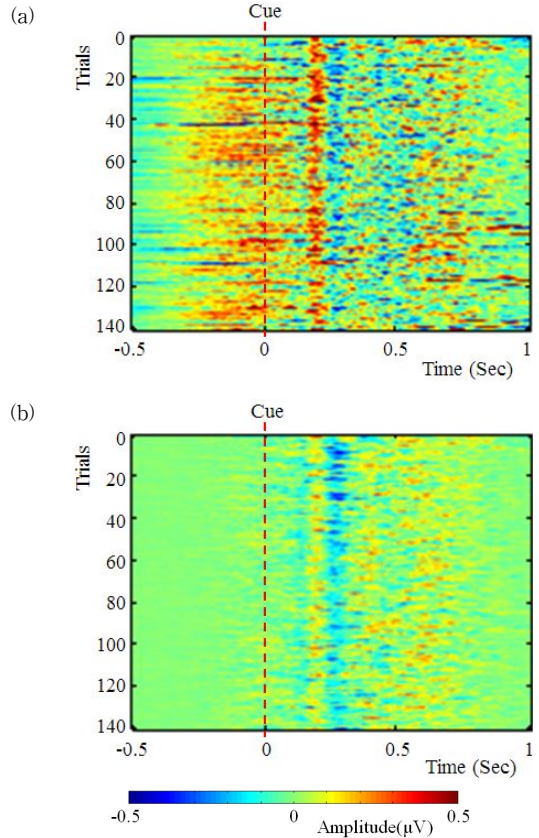
Fig. 3은 같은 시점에서의 측정된 뇌파신호와 사건관련 유발전위, 안구전위도의 파형의 패턴을 비교하기 위해 나열한 것으로 독립성분 분석기법을 이용함으로써 뇌파신호에서 사건관련 유발전위와 안구전위도의 신호원들로 분리되었음을 확인하였다.

각 채널별로 독립성분 분석기법이 적용되기 전과 후의 사건관련 유발전위 패턴을 비교하기 위해 시계열에 따라 신호의 크기를 색으로 표현하는 에포크 그래프를 채널 F3의 시도 횟수마다 나타내었다[Fig. 4].

Fig. 4의 (a)를 보면 독립성분 분석기법이 적용되기 전 전두엽 채널 F3에서 측정된 뇌파에서는 자극 시점 이전과 자극 시점의 0.8 초 정도 이후에 안구 전위도 등의 노이즈 성분들을 확인 할 수 있었고, 독립성분 분석기법이 적용된 후인 (b)가 (a)에 비해 노이즈 성분은 많이 제거된 것으로 관찰 되었으며, 시도별 나타나는 신호의 규칙성이 향상된 것으로 보인다.

단시간 푸리에 변환 (Short Time Fourier Transform) 을 이용하여 0-50 Hz 사이의 주파수 대역별로 성분 분포

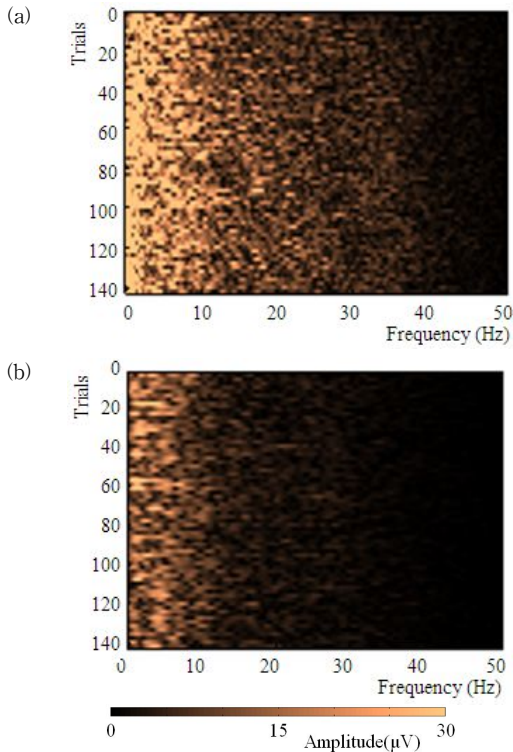
를 구하였으며 대표적으로 채널 F3의 주파수 성분 분포를 시도 횟수마다 나타내었다[Fig. 5].



[Fig. 4] Epoch graphs at Ch F3
 (a) Before ICA (b) After ICA

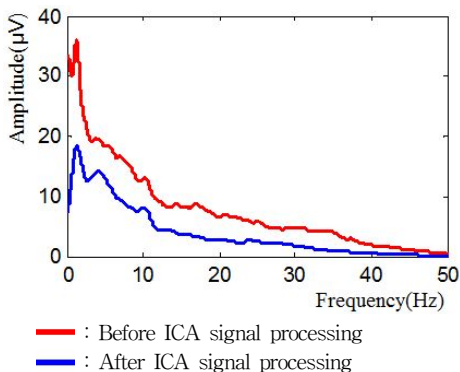
독립성분 분석기법이 적용되기 이전의 주파수 대역별 성분 분포를 나타내는 Fig. 5의 (a) 그래프에서 주파수가 증가함에 따라 성분 크기가 감소하는 추세로 주파수 성분들이 존재하였다.

독립성분 분석기법이 적용된 후 단시간 푸리에 변환을 거친 결과 그래프 Fig. 5의 (b)와 Fig. 6에서도 독립성분 분석을 통해서 주파수 성분들이 감소하는 것을 확인하였다. 특히 전두엽 영역의 채널에서 안구 전위도에 해당하는 0.1-10 Hz 대역의 감소폭이 다른 채널보다 컸으며, 10 Hz 이상 성분들의 분포와 크기도 감소하였다. 이는 독립성분 분석기법에 의해 사건관련 유발전위 이외의 성분들이 제거되어 나타난 결과로 보인다.

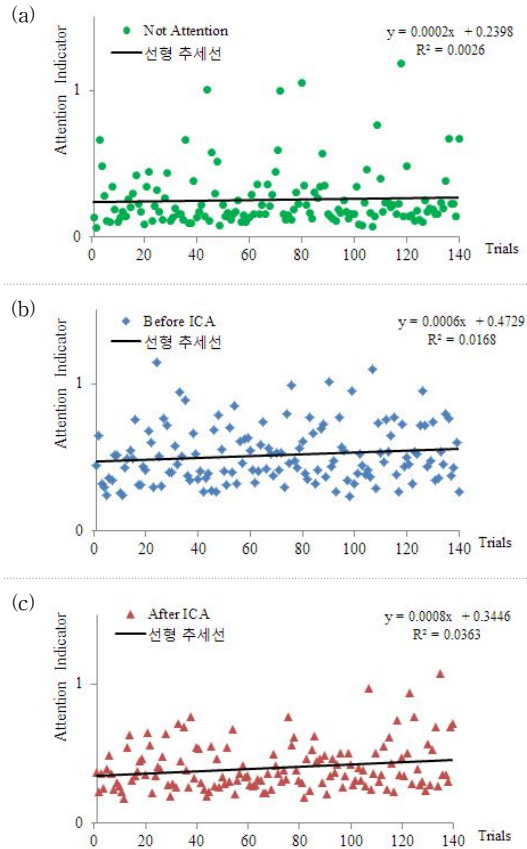


[Fig. 5] Color map of the STFT spectra of epochs at Ch F3
(a) Before ICA (b) After ICA

일반적으로 피험자가 실험에 집중하여 과제를 수행하면 시간이 지남에 따라 피험자의 집중상태가 고조되며 SMR 파가 증가한다. 이를 확인하기 위해 비 집중상태와 집중상태일 때 독립성분 분석기법이 적용되기 전,후의 집중도 지표를 Fig. 7과 같이 그래프로 나타내었으며, 집중상태의 변화 추세를 보기위해 선형 추세선을 이용하였다.



[Fig. 6] Mean spectrum of epochs at Ch F3



[Fig. 7] Attention indicator graph and linear trend line
(a) Not Attention (b) Attention, Before ICA
(c) Attention, After ICA

비 집중상태에서는 집중상태의 변화가 없었으며 독립성분 분석기법이 적용되기 전과 후 모두 선형 추세선이 증가 형태임을 확인하였다[13].

비 집중상태와 집중상태를 Table 3, 4와 같이 통계적으로 분석해 보았을 때 유의미한 차이를 확인 할 수 있었으며, 독립성분분석 기법이 적용되기 전과 후의 대응표본 비교분석에서도 통계적으로 유의미한 차이를 Table 5를 통해 알 수 있었다.

독립성분분석 기법이 적용되었을 때 근소하게 집중지표의 분산이 감소하였으며 추정된 회귀모형이 통계적 유의성 ($p < 0.05$)을 따르며 집중 상태의 경향성이 있음을 확인하였고, 집중지표의 증가 추세 기울기가 증가하였다.

[Table 2] Mean and Variation

Result	Not Attention	Before ICA (Attention)	After ICA (Attention)
Mean	0.258063	0.516977	0.400927
Variance	0.039250	0.037604	0.028838

[Table 3] T-test (Not Attention & Before ICA)

Result	
T-test statistic	11.01113
Two tailed T-test p value	1.29×10^{-23}
Two tailed T-test critical value	1.968596

H₀ : mean of 'Not Attention' = mean of 'Before ICA'
 H₁ : mean of 'Not Attention' ≠ mean of 'Before ICA'
 Significance level : 5%

[Table 4] T-test (Not Attention & After ICA)

Result	
T-test statistic	6.455035
Two tailed T-test p value	4.85×10^{-10}
Two tailed T-test critical value	1.968596

H₀ : mean of 'Not Attention' = mean of 'After ICA'
 H₁ : mean of 'Not Attention' ≠ mean of 'After ICA'
 Significance level : 5%

[Table 5] Paired T-test (Before ICA & After ICA)

Result	
T test statistic	7.205127
Two tailed T-test p value	3.44×10^{-11}
Two tailed T-test critical value	1.977304

H₀ : mean of 'Before ICA' = mean of 'After ICA'
 H₁ : mean of 'Before ICA' ≠ mean of 'After ICA'
 Significance level : 5%

4. 결론 및 고찰

집중상태의 변화는 뇌파의 특정 주파수 대역을 통해 가늠 할 수 있다. 하지만 뇌파에는 안구 전위도 등의 노이즈 신호가 포함되어있어 집중상태의 변화를 분석하는데 어려움이 있다. 이러한 문제의 해결 방법으로 대역 저지 필터, 주성분 분석기법, 웨이블릿 필터 등의 방법들이 제안된다.

본 논문에서는 뇌파를 이용하여 사건관련 유발전위에 해당하는 시간영역에 대해 윈도우 함수를 적용 시킨 후 독립성분 분석기법을 이용하여 노이즈 제거 및 사건관련

유발전위에 해당하는 신호원을 추정하여 분리하였다. 이후 단시간 푸리에 변환하여 감성운동리듬과 세타파 대역의 신호 크기를 구하여 집중도지표 값을 통해 시간에 따른 집중도의 변화를 관찰하였다.

사건관련 유발전위에 해당하는 신호를 연속적으로 축적하여 시변형태로 나타내었을 때 Fig. 4에서 독립성분 분석기법이 적용된 경우 규칙성이 향상된 것을 확인하였는데 이는 사건관련 유발전위 이외의 성분들이 제거되었기 때문으로 생각된다. Fig. 5에서 F3 채널의 주파수 성분이 두드러지게 감소하는 것은 전두엽에 위치한 채널이 안구전위도의 영향을 많이 받기 때문으로 생각된다.

비 집중상태에서는 집중 지표의 분포에 대한 유의성을 확인 할 수 없었으며 이는 실험 수행 내용과 같이 피험자가 이완 상태로 과제를 수행하였기 때문으로 생각된다.

뇌파신호에서 유효한 성분을 확인하기 위해 노이즈를 제거하는 방법으로 대역필터, 주성분분석기법이 이용되는데 유효한 신호성분도 제거하거나 유효한 성분만을 추출해내지 못하는 문제점이 있다. 본 논문에서는 독립성분 분석기법을 이용하여 ERP 성분을 추출하였다. 독립성분 분석기법이 적용되기 전과 후의 집중도 지표의 분포 차이는 독립성분 분석기법이 적용되기 전에는 선형 추세선의 기울기를 통해 집중 상태가 증가하는 것을 예상하였지만 지표들의 분포에 대한 유의성은 확인할 수 없었다. 반면, 독립성분 분석기법이 적용된 후 추정된 회귀모형이 통계적 유의성 ($p < 0.05$)에 따라 집중 상태의 경향성이 있는 것으로 확인되었다. 이는 노이즈 성분들의 포함여부가 지표들의 분포 및 집중상태 추세에 가장 큰 영향을 미치며 독립성분 분석기법을 이용함으로써 노이즈 영향을 최소화 할 수 있었다[14,15].

뇌파로부터 집중 상태를 확인할 수 있는 방법으로 다른 연구들에서는 ERP 패턴의 각 피크점의 크기 등의 특징들을 이용하기도 한다. 본 연구에서는 독립성분 분석기법이 적용된 뇌파의 채널수가 다소 적었기 때문에 사건관련 유발전위에 해당하는 신호원이 통계적으로 완벽히 추정되어 분리되는데 제한이 있을 것으로 생각되어 주파수 성분을 이용하였고, 단시간 푸리에 변환과 결합한 독립성분 분석기법이 실험 참여자의 집중상태 변화를 분석하는데 사용 할 수 있음을 확인하였다[1].

향후 연구에서는 32 채널 이상의 EEG 신호를 이용하여 독립성분 분석기법에 의한 신호원 분류를 통해 집중도 지표를 보다 정확히 파악 하며, 웨이블릿 필터 등의

방법을 이용한 노이즈제거와 ERP 패턴 분석을 통한 집중지표 추출에 대한 연구를 진행할 계획이다.

References

[1] J.L. Steven, F.W. Geoffrey, K.V. Edward, "Event-related potential studies of attention", *Trends in Cognitive Sciences*, Vol. 4, No. 11, pp. 432-440, November 2000. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S1364-6613\(00\)01545-X](http://dx.doi.org/10.1016/S1364-6613(00)01545-X)

[2] S. Woltering, J. Jung, Z. Liu, R. Tannock, "Resting state EEG oscillatory power differences in ADHD college students and their peers", *Behavioral and Brain Functions*, pp. 8-60, 2012.

[3] A.G. Correa, E. Laciari, H.D. Patiño, M.E. Valentinuzzi, "Artifact removal from EEG signals using adaptive filters in cascade" *Journal of Physics: Conference Series*, Vol.90, No.1, 2007. DOI: <http://dx.doi.org/10.1088/1742-6596/90/1/012081>

[4] O.G. Lins, T.W. Picton, P. Berg, M. Scherg, "Ocular artifacts in recording EEGs and event-related potentials II: source dipoles and source components", *Brain Topography*, Vol. 1, pp. 65-78, 1993. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/BF01234128>

[5] P.S. Kumar, R. Arumuganathan, K. Sivakumar, C. Vimal, "Removal of ocular artifacts in the EEG through wavelet transform without using an EOG reference channel", *International Journal of Open Problems in Computer Science and Mathematics*, Vol.1, No.3, December 2008.

[6] T.P. Jung, S. Makeig, M. Westerfield, J. Townsend, E. Courchesne, T.J. Sejnowski, "Removal of eye activity from visual event-related potentials in normal and clinical subjects", *Clinical Neurophysiology*, Vol. 111, pp. 1745-1748, 2000. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S1388-2457\(00\)00386-2](http://dx.doi.org/10.1016/S1388-2457(00)00386-2)

[7] M.L. Whitehead, A.M. Jimenez, B.B. Stagner, M.J. McCoy, B.L. Lonsbury-Martin, G.K. Martin, "Time-Windowing of Click-Evoked Otoacoustic Emissions to Increase Signal-to-Noise Ratio", *ar and Hearing*, Vol. 16 No. 6, 1995.

[8] M. Blanco-Velasco, B. Weng, E.B. Kenneth, "ECG signal denoising and baseline wander correction based on the empirical mode decomposition." *Computers in Biology and Medicine*, Vol. 38, pp. 1-13, 2008. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.combiomed.2007.06.003>

[9] A. Hyvärinen, E. Oja, "Independent Component

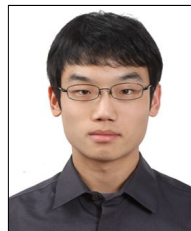
Analysis: Algorithms and Applications", *Neural Networks*. Vol. 13, pp. 411-430, 2000.

DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0893-6080\(00\)00026-5](http://dx.doi.org/10.1016/S0893-6080(00)00026-5)

- [10] B.K. Min, 'Spectral analysis of brain oscillatory activity' *Korean Journal of Cognitive Science*, Vol. 20, No. 2, pp. 155-181, 2009.
- [11] D. Vernon*, T. Egner, N. Cooper, T. Compton, C. Neilands, A. Sheri, J. Gruzeliier, "The effect of training distinct neurofeedback protocols on aspects of cognitive performance", *International Journal of Psychophysiology*, Vol 47, pp. 75 - 85, 2003. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8760\(02\)00091-0](http://dx.doi.org/10.1016/S0167-8760(02)00091-0)
- [12] C.J. Lee, "Development of the Game for Increasing Intensive Power using EEG Signal", *Journal of Korea Game Society*, Vol. 9 No. 2, April 2009.
- [13] M.B. Sterman, L. Friar, "Suppression of seizures in an epileptic following sensorimotor EEG feedback training." *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 33, pp. 89-95, 1972. DOI: [http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694\(72\)90028-4](http://dx.doi.org/10.1016/0013-4694(72)90028-4)
- [14] de Beer MSc, Ms Nicole AM, Maarten van de Velde MSc. "Clinical evaluation of a method for automatic detection and removal of artifacts in auditory evoked potential monitoring." *Journal of clinical monitoring*, Vol. 11, pp. 381-391, 1995. DOI: <http://dx.doi.org/10.1007/BF01616744>
- [15] T.D. Lagerlund, F.W. Sharbrough, N.E. Busacker. "Spatial filtering of multichannel electroencephalographic recordings through principal component analysis by singular value decomposition." *Journal of Clinical Neurophysiology*, Vol. 14, pp. 73-82, 1997. DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/00004691-199701000-00007>

김 병 남(Byeong-Nam Kim)

[준회원]



- 2013년 2월 : 연세대학교 의용공학과 학사
- 2013년 9월 ~ 현재 : 연세대학교 생체공학협동과정 석사 과정

<관심분야>

u-Health, 의료영상, 스마트 디바이스, 생체신호처리 및 패턴 인식, 감성공학

유 선 국(Sun-Kook Yoo)

[정회원]



- 1981년 2월 : 연세대학교 전기공학
학과 학사
- 1985년 8월 : 연세대학교 전기공학
학과 석사
- 1989년 8월 : 연세대학교 전기공학
학과 박사
- 1995년 3월 ~ 현재 : 연세대학교
의과대학 의학공학교실 교수

<관심분야>

u-Health, 의료영상, 스마트 디바이스, 생체신호처리 및 패턴
인식, 감성공학