

논문 2013-50-12-31

뇌파 집중력 분석을 이용한 제어 신호 발생

(Generation of Control Signal based on Concentration Detection using EEG signal)

강 병 근*, 윤 길 원**

(ByeongKeun Kang and Gilwon Yoon[©])

요 약

뇌전도 분석에 의한 제어신호의 검출은 다양한 분야에 활용될 수 있다. 다채널 뇌파 연구는 측정 시스템이 복잡해지고 착용이 불편해진다는 단점이 있어서 본 논문에서는 실용적인 응용을 우선으로 하였고 단 채널 기반으로 집중에 의한 on/off 제어 신호를 신뢰성 있게 검출할 수 있는 방법을 연구하였다. 평상시 휴식 상태와 집중하였을 때의 알파, 베타 및 세타파의 대역 신호를 분석하였으며 이 때 파워스펙트럼과 히스토그램에서의 차이를 검출하였다. 세타파를 이용하였을 때 보다 베타/세타를 이용해 집중력 검출을 하는 것이 더 좋은 결과를 나타내었다. 세타파만을 이용하였을 때보다 평균 검출 시간이 단축되었으며 또한 집중 전 휴식시간이 길어질수록 검출 성공률이 낮아지며, 검출 시간도 상대적으로 길어졌다. 휴식시간 10초의 경우 개인마다 검출 성능의 차이는 있었지만 평균 91%의 검출 성공률과 검출 시간은 평균 20.2초의 결과를 얻었다.

Abstract

Control signal generated from EEG (electro-encephalogram) can be used in many applications. In our study, for the purpose of developing practical instruments, a single channel system of providing reliable on/off signals was investigated since a multi-channel system can be bulky and expensive. Brainwaves in alpha, beta and theta bands were analyzed in order to extract reliable control signals when the concentration state reached. Rest and concentration states were differentiated based on power spectrum and histogram analysis. A better performance was obtained when the ratio between the beta and theta bands was used compared to the theta band only. In general, the longer the rest period before concentration, the lower success rate was. In addition, longer rest time produced longer detection time. Though there were individual differences, in case of 10-second rest time, a success rate of 91% and a detection time of 20.2 seconds was achieved on average.

Keywords : EEG, Beta, Theta, Concentration, Control

I. 서 론

* 학생회원, 서울과학기술대학교 전자정보공학과
(Department of Electronic and Information Engineering, Seoul National University of Science and Technology, Seoul, Korea)

** 정회원, 서울과학기술대학교 전자IT미디어공학과
(Department of Electronic and IT Media Engineering, Seoul National University of Science and Technology, Seoul, Korea)

[©] Corresponding Author(E-mail: gyoon@seoultech.ac.kr)

※ This work was supported by Seoul National University of Science and Technology

접수일자: 2013년8월9일, 수정완료일: 2013년11월22일

1929년 뇌파 또는 뇌전도 (EEG, electro-encephalogram)를 두 개골을 열지 않고 측정하게 된 이래로 다양한 분야에서 널리 쓰이고 있다.^[1~2] 인간의 두피에서 측정 가능한 자발적 전기 활동인 뇌파는 두뇌의 활동 변화를 시간적, 공간적으로 파악할 수 있는 수단으로 의학이나 심리학에서 널리 사용되었다.^[3~4] 최근에는 SMR (Sensorimotor Rhythms), SSVEP (Stead-State Visually Evoked Potential), directional tuning을

이용하여 인체의 상태나 의도적으로 뇌파를 제어함으로써 이를 다른 기기 특히 컴퓨터와 연결해 뇌-컴퓨터 인터페이스 BCI (Brain Computer Interface)에 관한 연구가 활발히 진행 중이다.^[5~10] 이러한 BCI 기술은 최근 수가 증가하는 ADHD (Attention Deficit / Hyperactivity Disorder) 아동이나 중증 신체장애인의 제어 등 의료적인 목적으로 연구되고 있을 뿐 아니라 터치스크린, 증강현실 등을 잇는 차세대 인터페이스로 활용될 것으로 기대되어 많은 연구가 진행되고 있다.^[11]

인간의 사고와 행동에 영향을 미치는 인지와 기억 수행에는 실시하는 일에 따라 활성화되는 영역도 다르며 또한 나이, 개개인의 능력 그리고 뇌질환의 유무 등에 따라서도 그 패턴이 변할 수도 있다.^[12] 그중에 집중력의 경우 일반적으로 알파, 베타 그리고 세타파가 영향을 미치는 것으로 알려져 있다.^[13~14] 따라서 본 논문의 목표로 지향하고 있는 것은 복잡하고 부착하기 힘든 다 채널 뇌파측정을 사용하는 대신, 휴대용이고 간단하며 저가의 단일 채널 뇌파 측정기를 가지고 안정적인 제어 신호를 획득 할 수 있는 새로운 집중력 검출 방법을 제안하고, 성능을 분석하여 제어 신호로서 집중력의 활용 가능성을 연구하는 것이다.

여러 가능성과 제반 사항들을 분석하기 위하여 신호 분석은 상용 시스템인 Labview™를 사용하였다. 시스템 구성은 뇌파 측정 회로와 검출된 뇌파 신호를 NI (National Instruments)社의 myDAQ 하드웨어를 이용하여 아날로그 신호를 디지털화한 다음 신호분석을 하였다. 전극 부착 위치는 International 10-20 system을 이용하였다.

II. 본 론

시스템 구성은 그림 1과 같이 EEG 신호를 아날로그 회로로부터 검출하였다. 전극은 일회용 Ag/AgCl을 사용하였으며 아날로그 회로는 차동증폭기인 Instrumentation amplifier, 대역필터, 노치필터 그리고 증폭기로 구성하였다. 이 신호는 myDAQ 하드웨어로 연결하여 아날로그 신호를 디지털화하였다. 디지털 신호는 Labview™를 활용하여 신호처리와 특징점 추출을 수행하였다.

전처리과정으로는 EEG 아날로그 회로로부터 10kHz의 샘플링으로 raw signal을 획득하고 2kHz의 재샘플링을

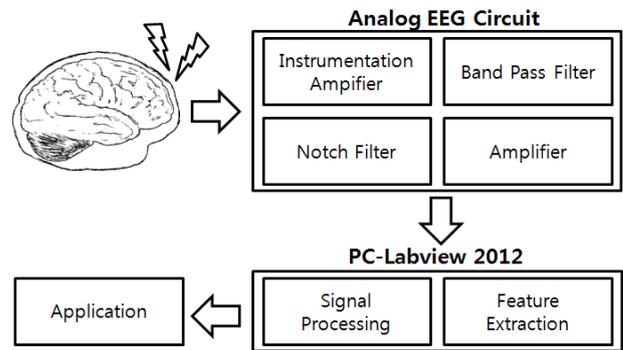


그림 1. 시스템 구성도
Fig. 1. System block diagram.

거친 후 알파파는 8~13Hz, 베타파는 14~30Hz, 세타파는 4~7Hz의 Band Pass Filtering을 통해 계산하였다.

전처리 과정을 거친 신호들을 바탕으로 특징을 추출하였다. 우선 전처리 과정을 거친 신호들을 FFT(Fast Fourier Transform)로 변환하였다. FFT 변환 식은 (1)과 같다. 매 0.5 ms 마다 FFT 연산을 하였으며 신호들의 파워스펙트럼을 구하였다. 해당 밴드 대역의 파워스펙트럼의 피크 값의 변화를 히스토그램으로 감지하여 집중력 검출을 하였다.

$$H_n = \frac{1}{N} \sum_{m=0}^{N-1} h_m e^{(-2\pi mn/N)} \quad (0 \leq n \leq N-1) \quad (1)$$

$$h_n = \sum_{m=0}^{N-1} H_m e^{(2\pi nm/N)} \quad (0 \leq n \leq N-1)$$

세타파의 경우 그림 2와 같이 집중을 하지 않았을 때는 파워스펙트럼이 0~20dB에서 형성이 되지만 집중하였을 때는 피크 값이 0dB 이하로 줄어드는 현상이 있다.

이러한 변화를 검출하기 위해 파워스펙트럼의 진폭을 히스토그램의 x축으로 설정하여 각 진폭의 크기에 따라 발생 빈도를 측정하였다. 그림 3은 세타파의 경우 휴식하였을 때와 집중하였을 때의 히스토그램의 변화를 보여 주고 있다. 휴식 상태일 경우 자주 나타나고, 집중 상태일 경우 자주 나타나지 않는 파워스펙트럼에서의 14~20dB에 해당하는 영역을 히스토그램에서 산술평균을 식(2)와 같이 구하였다.

$$\text{산술 평균} = \frac{1}{N-M} \sum_{k=M}^N h[k] \quad (2)$$

$h[k]$: k 주파수에서의 백분위값, M : 해당 주파수 대역의 최소값
 N : 해당 주파수 대역의 최대값

이 값들을 이용하여 집중력지수 (concentration

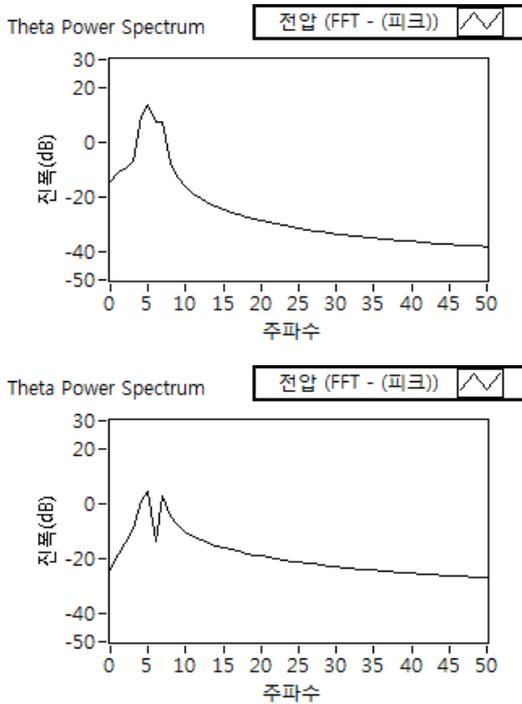


그림 2. 휴식 상태(上)와 집중 상태(下)에서의 세타파 파워스펙트럼
 Fig. 2. Power spectrum of theta wave during relaxation (upper)and concentration (lower).

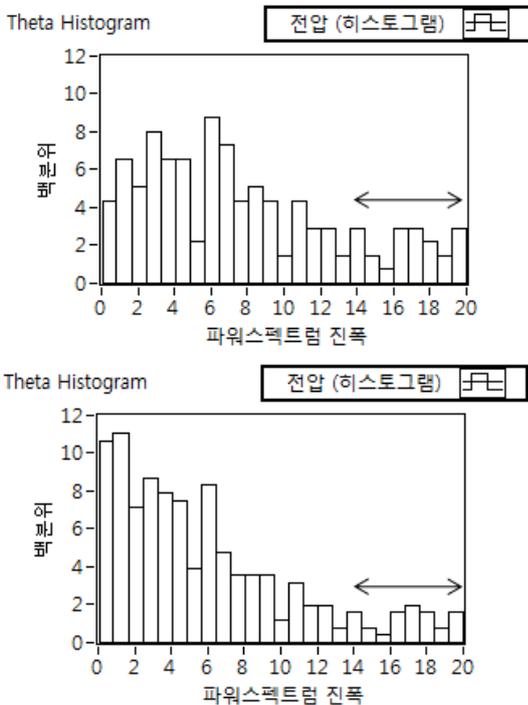


그림 3. 휴식 상태(上)와 집중 상태(下)에서의 세타파 히스토그램
 Fig. 3. Histograms of theta wave during relaxation (upper) and concentration (lower).

index)를 구하였다. 그림 3에서와 같이 세타파를 집중력 지수로 이용하게 되면 집중 상태에서는 집중력 지수가 휴식 상태에 비하여 줄어들게 되면서 휴식상태를 기준으로 얼마나 감소했나를 판단 기준으로 삼을 수 있다. 알파파와 베타파도 위의 방법으로 집중력 지수를 구하였으며, 집중력 지수의 확인은 매 1초 마다 실시하였다.

III. 실험

실험은 그림 4와 같이 International 10-20 system에 따라 Fp1, A2(Reference) 그리고 목뒤(Ground) 세 부위에 Ag/AgCl 일회용 전극을 부착하여 진행하였다. Fp1 전극은 차동증폭기의 +로 A2는 -로 back은 접지로 연결하였다.

각 실험은 순서는 그림 5와 같이 하였다. 실험 준비를 한 후 측정 준비가 되면 이 때 부터 일정한 휴식시간(rest)을 가졌다.

휴식시간은 집중(concentration)하기 전에 뇌파를 측정하는 시간으로 휴식시간을 10초에서부터 50초까지 10초 단위로 늘리면서 5가지 경우로 나누어 측정을 진행하였다. 휴식할 때는 스크린의 집중력 지수를 보지 않고 아무 생각도 하지 않는 상태를 유지 하도록 하였다. 집중할 때에는 모니터를 통해 표시되는 집중력 지수를

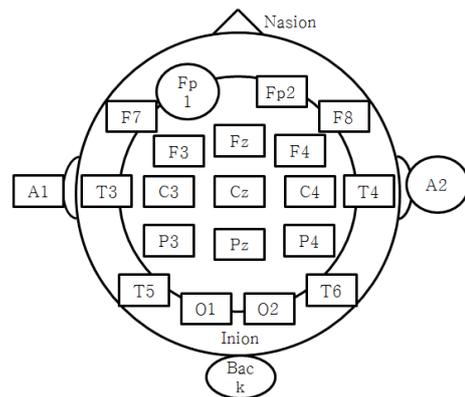


그림 4. 전극 부착 위치 (Fp1, A2, back)
 Fig. 4. Location of the electrodes (Fp1, A2, back).

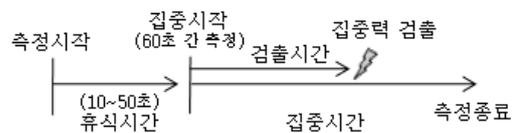


그림 5. 측정 방법
 Fig. 5. Measurement System.

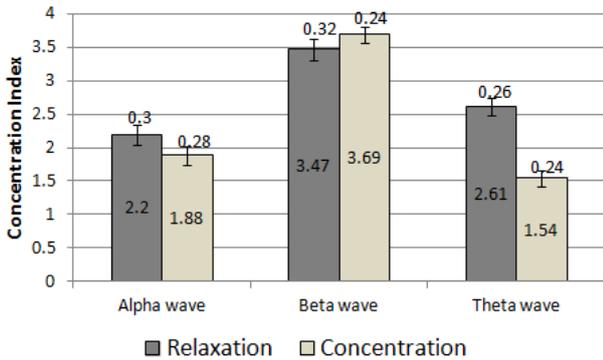


그림 6. 휴식 상태와 집중 상태의 집중력 지수의 변화
Fig. 6. Concentration index during relaxation and concentration.

바라보며 집중력 지수가 상승한다는 생각을 하도록 하였다. 측정과 측정 사이에는 최소 1분간의 시간 간격을 가져서 한 측정이 다음 측정에 영향이 미치지 않도록 하였다. 즉 준비시간, 휴식시간, 집중시간의 순서로 진행되었다. 개인별 측정은 각 케이스별 15회씩 총 75회 이루어져 총 225회의 측정을 하였다.

그림 6은 피시험자 중 한 사람의 총 75회의 뇌파 측정에서 휴식 상태와 집중 상태에서의 알파파, 베타파 그리고 세타파의 집중력 지수의 변화를 평균값과 표준편차로 보여주고 있다. 세타파와 알파파는 집중 상태일 때 휴식 상태일 때 보다 산술평균이 더 낮다. 반면에 베타파는 휴식 상태일 때 보다 집중 상태일 때 산술평균이 더 높다. 이는 다른 연구에서도 같은 경향이 보고된 바가 있다.^[15] 이는 휴식 상태나 이와 비슷한 졸린 상황에서는 알파파, 세타파가 활성화된다는 사실을 확인할 수 있다. 그리고 집중 상태는 뇌가 일을 하는 것이므로 베타파가 활성화되는 것을 확인할 수 있다.

집중력 검출의 중요한 성능은 검출 시간, 검출 성공률 그리고 신뢰성이다. 따라서 집중력 지수의 변화가 가장 큰 세타파를 이용하는 것이 적절하다. 추가적으로 세타파만을 이용하는 것 보다는 베타파와 같이 세타파와는 다르게 집중 시 증가하는 값을 이용하여 그 비(베타/세타)를 이용하는 방법도 적용해 보기로 하였다. 알파파의 경우도 집중 시에 세타파와 같이 감소를 하나 그 감소 폭이 미미하여 추가적으로 알파파 대역을 이용하는 것은 큰 효과가 없을 것으로 보였다. 베타/세타 파라미터의 값이 집중할 때 더욱 크게 변화할 것으로 보이며, 무엇보다도 시간에 따라 달라질 수 있는 뇌파의 DC 레벨의 차이를 상쇄시킬 수 있는 이점이 있기

표 1. 세타(θ), 베타(β)/세타파(θ)를 이용한 집중력 검출 방법의 성공률 및 평균 검출 시간

Table 1. The success rate and the average detection time in concentration detection using theta (θ) and the ratio between beta (β) and theta (θ).

휴식시간 (초)	성공률(%)		평균 검출 시간(초)	
	θ	β/θ	θ	β/θ
10	93	93	19.40	16.62
20	86	87	33.06	30.18
30	53	60	37.60	32.05
40	46	53	43.87	40.62
50	40	40	46.50	45.41

때문이다.

그 결과 표 1과 같이 평균 검출 시간은 세타파만 이용하였을 때 보다 베타파/세타파를 이용하였을 때 평균 3.11초 단축되었고, 집중력 검출 성공률은 휴식시간이 30초, 40초일 때 7%가량 증가하였다. 또한 집중 전 휴식시간이 길어질수록 검출 성공률이 낮아지며, 검출 시간도 상대적으로 길어진다. 이는 휴식시간이 길어질수록 집중하기 어렵다는 것을 의미하게 된다.

그림 7에서 보는 바와 같이 베타파/세타파를 사용하였을 경우 휴식시간에 따라 시간별 집중력 지수의 변화는 집중 전 휴식시간이 길어질수록 집중력 지수 변화가 천천히 일어나 집중력 검출 시간이 길어지는 것을 볼 수 있다.

이와 같은 분석을 토대로 본 연구에서는 집중력 검출하기 위한 threshold 값은 휴식 시간 직후 집중력 지수를 기준으로 30%이상 증가한 경우로 설정하였으며, 60초 이내에 threshold 값을 넘지 못하면 실패로 처리하였다.

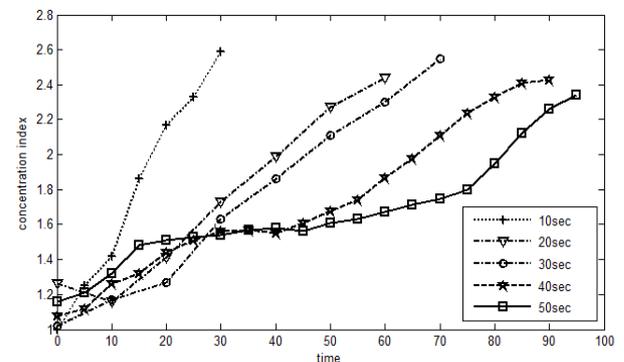


그림 7. 휴식시간에 따른 집중력 지수의 변화 그래프
Fig. 7. Concentration indices for different resting time with respect to time.

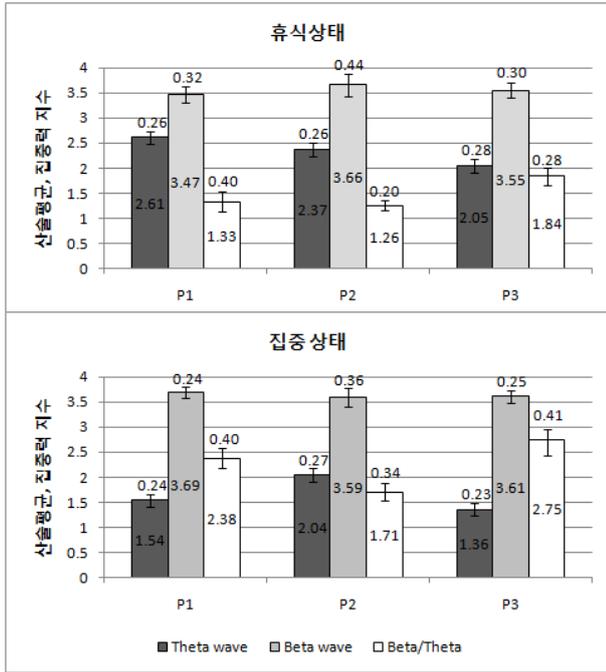


그림 8. 휴식 상태와 집중 상태의 집중력 지수의 변화
Fig. 8. Concentration indices during relaxation and concentration.

60초로 제한한 이유는 실생활에서 1분 이상 응답을 기다려야 하는 경우는 사용하기 쉽지 않다고 판단했기 때문이다.

개인마다의 편차를 보기 위하여 세 피험자를 대상으로 같은 실험을 하였다. 그림 8은 각 참가자들의 휴식 상태와 집중 상태에서의 베타파와 세타파 그리고 베타파/세타파의 집중력 지수(산술평균)의 변화와 표준편차를 보여주고 있다. 세타파는 집중 상태일 때 휴식 상태일 때 보다 산술평균이 평균 0.7 정도 감소했다. 베타파는 휴식 상태일 때 보다 집중 상태일 때 산술평균이 평균 0.05 정도 상승했다. 이는 다른 연구에서도 같은 경향이 보고된 바가 있다.^[16] 베타파/세타파는 3명의 참가자 모두 집중력 지수가 평균 0.8 정도 상승했다.

표 2는 휴식시간에 따른 개인 별 성공률과 검출시간을 나타내고 있다. 표 2에서 보는 바와 같이 베타파/세타파를 이용하여 집중력 검출하였을 때 3명의 참가자 간의 성공률이나 평균 검출 시간에 차이는 보였지만 같은 경향을 보였다. 가장 우수한 결과는 휴식시간이 10초일 때로 87~93% 성공률과 16.62~24.3초의 검출시간을 보였다. 본 연구에서 휴식 시간을 나누어 측정을 시도한 이유는 휴식 시간의 길이에 따라 집중력 검출에 영향을 줄 수 있기 때문이다.

표 2. 베타(β)/세타파(θ)를 이용한 집중력 검출 방법의 성공률 및 평균 검출 시간

Table 2. The success rate and the average detection time in concentration detection using the ratio.

휴식 시간 (초)	성공률(%)			평균 검출 시간(초)		
	P1	P2	P3	P1	P2	P3
10	93	87	93	16.62	24.3	19.7
20	87	80	87	30.18	34.4	27.3
30	60	67	73	32.05	41.8	29.5
40	53	73	73	40.62	39.3	29.7
50	40	60	67	45.41	44.0	38.5

표 2에서와 같이 참가자 3명 모두 휴식시간이 길어질수록 검출 성공률이 낮아지며, 검출 시간도 상대적으로 길어졌다. 휴식 시간이 50초가 되었을 때는 성공률은 40~67%로 떨어지고, 평균 검출 시간은 38.5~45.41초로 길어졌다. 물론 집중상태 검출 시간을 본 연구에서 제한한 60초 보다 더 긴 시간을 설정할 경우 집중력 지수는 계속 그러나 서서히 올라가 집중된 상태에 올 수는 있을 것으로 보인다. 이는 그림 7에서 잘 볼 수 있는데 집중 전 휴식시간이 길어질수록 집중력 지수 변화가 천천히 그렇지만 지속적으로 증가하고 있음을 볼 수 있었다. 문제는 실생활에 응용할 때 집중 검출하는데 보내는 시간이 짧을수록 좋기 때문에 단채널 뇌파측정기를 이용하여 장치를 구현할 때 휴식시간도 고려해야 할 것으로 보인다.

IV. 결 론

뇌파로부터 안정적인 제어신호를 획득할 수 있다면 그 활용 범위가 매우 다양하다는 생각에 이번 연구를 진행하였다. 기존의 연구에서는 뇌파를 이용해 집중력 검출을 하여 신호의 분석에 초점이 맞춰져 있다.^[16] 반면 본 연구는 복잡하고 고가의 다채널 뇌파측정기를 지양하고 저가이면서 간단한 단일 채널 뇌파측정기를 상용화로 개발할 때 적용할 수 있는 것을 목표로 하였다. 이를 위하여 새로운 집중력 검출 방법의 성능을 분석하여 집중력 검출 성공률 및 평균 검출 시간의 데이터를 분석함으로써 실제 활용 되었을 때 실현 가능성에 대한 보다 구체적인 검증하였다.

실험 결과 휴식 상태와 집중 상태에서 가장 큰 변화를 보이는 뇌파는 세타파였으며 가장 큰 값으로 감소하

였다. 베타파는 알파파와 세타파와는 다르게 집중 상태 일 때 집중력 지수가 증가하였다. 따라서 뇌파를 이용한 집중력 검출에서 베타파/세타파를 이용하여 최고 93% 성공률과 최소 검출 시간 16.62 초의 우수한 성능을 얻을 수 있었다. 또한 집중력 검출 성능에 집중 전 휴식 시간도 영향을 미쳤다. 집중 전 휴식 시간이 길어질수록 검출 성능이 좋지 않으므로 집중 전 휴식시간은 10초 정도로 짧게 하는 것이 바람직한 것으로 나타났다. 본 연구는 소형이며 착용하기 편한 뇌파 제어 장치를 구현하는 것이 가능성을 검증하였다. 향후 이 연구를 바탕으로 하여 장애인들을 위한 각종 제어 시스템과 집중력 결핍 장애 아동들을 위한 집중력 향상 게임 등에 적용하고자 한다.

REFERENCES

- [1] F. Rosler, "From single-channel recordings to brain-mapping devices," *History of Psychology*, Vol. 8, no. 1, pp. 95-117, 2005.
- [2] K. R. Godfrey and D. M. Bruce, "Computer analysis of brainwaves," *Electronics & Power*, Vol. 22, issue. 8, pp. 510-514, August 1976.
- [3] N. Sulaiman, N. H. A. Hamid, Z. Hj Murat and M. N. Taib, "Initial investigation of human physical stress level using brainwaves," in Proc. of IEEE Student Conf. on Research and Development, pp. 230-233, UPM Serdang, Malaysia, Nov. 2009.
- [4] K. S. Park, B. G. Min, C. W. Lee, "A Study on Computer-Assisted Automatic Spike Detection System in EEG Signal of Epileptic Patients," *Journal of the IEEK*, Vol. 17, no. 6, pp. 28-32, December 1980.
- [5] L. Kirkup, A. Searle, A. Craig, P. Mclsaac, P. Moses, "EEG-based system for rapid on-off switching without prior learning", *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 35, pp. 504-509, 1997.
- [6] J. R. Wolpaw, D. J. McFarland, "Multichannel EEG-based brain-computer communication," *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, vol. 90, pp. 444-449, 1994.
- [7] A. Erfanian and A. Erfani, "ICA-based classification scheme for EEG-based brain-computer interface: the role of mental practice and concentration skills," in Proc. of the 26th Annual International Conf. on of the IEEE EMBS, pp. 235-238, September 2004.
- [8] J. H. Park, "Fusion of brain and IT," *Journal of the IEEK*, Vol. 37, No. 5, pp. 95-102, May 2010.
- [9] B. Blankertz, F. Losch, M. Krauledat, G. Dornhege, G. Curio, K. R. Muller, "The Berlin Brain-Computer Interface: Accurate Performance From First-Session in BCI-Naïve Subjects," *Biomedical Engineering*, IEEE Transactions on, Vol. 55, No. 10, pp. 2452-2462, October 2008.
- [10] H. G. Yeom, J. S. Kim, C. K. Chung, "Estimation of the velocity and trajectory of three-dimensional reaching movements from non-invasive magnetoencephalography signals," *J Neural Eng.* Vol. 10, No 2, February 2013.
- [11] TW Eum, E-S Kim, "EEG-based brain computer interface technology," *J. of the Korean Institute of Information Scientists and Engineers*, Vol. 22, No. 2, pp 5-19, Feb 2004.
- [12] W. Klimesch, "EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis," *Brain Research Reviews*, vol.29, issue.2-3, pp. 169 - 195. Elsevier, 1999.
- [13] M. Vázquez Marrufo, E. Vaquero, M. J. Cardoso, C. M. Gómez, "Temporal evolution of alpha and beta bands during visual spatial attention," *In Cognitive Brain Research*, vol.12, pp. 315 - 320. Elsevier, 2001.
- [14] Y. B. Koh, M. K. Ahn, W. B. Kim, S. C. Jun, "A Study of quantifying concentration index using electroencephalography," *Journal of HCI Korea*, pp. 23-25, Kangwon, Korea, January 2012.
- [15] K. Yaomanee, S. Panngum, P. I. Na Ayuthaya, "Brain signal detection methodology for attention training using minimal EEG channels," in Proc. of IEEE Conf. on ICT & engineering, pp. 84-89, Bangkok, Thailand, November 2012.
- [16] C. H. Lee, J. W. Kwon, G. D. Kim, J. E. Hong, D. S. Shin, D. H. Lee, "A Study on EEG based Concentration Transmission and Brain Computer Interface Application," *Journal of the IEEK*, Vol. 46, no. 2, pp. 41-46 , March 2009.

저 자 소 개



강 병 근(학생회원)
 2007년~현재 서울과학기술대학교
 전자정보공학과
 학사 과정.
 <주관심분야 : Brain-Computer
 Interface, u-Health, 생체신호처
 리>



윤 길 원(정회원)
 1977년 서울대학교 전기공학
 학사.
 1984년 The University of Texas
 at Austin, Electrical &
 Computer Engineering
 석사.
 1988년 同 대학원 박사.
 2003년~서울과학기술대학교 전자IT미디어
 공학과 교수.
 <주관심분야 : 의료전자, u-Health, 생체신호>