

안전사고 예방을 위한 Brain-Computer Interface 기반 인지평가 도구 개발

이 충 기* · 유 선 국**

*한국과학기술연구원 바이오닉스연구단 · **연세대학교 의과대학 의학공학교실

A Development of Cognitive Assessment Tool based on Brain-Computer Interface for Accident Prevention

Chung-Ki Lee* · Sun-Kook Yoo**

*Bionics Research Group, Korea Institute of Science and Technology

**Dept. of Medical Engineering, College of Medicine, Yonsei University

Abstract

A number of Brain-Computer Interface (BCI) studies have been performed to assess the cognitive status through EEG signal. However, there are a few studies trying to prevent user from unexpected safety-accident in BCI study. The EEGs were collected from 19 subjects who participated in two experiments (rest & event-related potential measurement). There was significant difference in EEG changes of both spontaneous and event-related potential. Beta power and P300 latency may be useful as a biomarker for prevention of response to safety-accident.

Keywords : Prevention, Safety-Accident, Brain-Computer Interface, Cognition, EEG

1. 서 론

안전사고에 대한 예방은 사고에 대한 사람들의 인식을 전략적인 정책이나 구조적인 절차의 홍보와 교육을 통해서만 막을 수 있는 것이 아니라, 최근 주목을 받고 있는 뇌-컴퓨터 인터페이스 기술을 이용하면 인간의 인지상태를 정량적으로 평가하고 수치화 할 수 있음으로써 인지능력저하로 인한 안전사고가 일어날 수 있는 가능성을 조기에 예측하고 사용자나 보호자에게 피드백을 해줄 수 있다[1]. 뇌-컴퓨터 인터페이스 기술이란 인간의 뇌파 신호를 측정하고 여러 가지 다양한 방법을 통해 분석함으로써 정량화된 값으로 수치화 가능하다[2]. 본 연구에서는 안전사고 예방을 위한 뇌-컴퓨터

인터페이스 기반의 사용자 피드백 시스템을 제안한다.

2. 뇌-컴퓨터 인터페이스

뇌-컴퓨터 인터페이스 기술에 가장 중요하고 근본적인 부분은 안정된 뇌파신호 획득 및 처리다. 뇌파신호란 두뇌피질의 아주 미약한(μV) 전기적인 활성정도를 머리피부 위에서 증폭과 필터링을 통하여 얻어지는 신호다. 일반적으로 뇌-컴퓨터 인터페이스 기술은 자발적 뇌파분석[3]과 외부자극에 의한 유발 전위분석[3-4]을 중심으로 뇌의 활성정도를 분석할 수 있다.

† 본 연구는 2011년도 정부(교육과학기술부) 한국연구재단(No. 7-2010-0582)과 지식경제부 한국산업기술포진원의 전략기술인력양성사업의 지원으로 수행된 결과임.

† 교신저자: 유선국, 서울시 서대문구 신촌동 성산로 연세의료원 제증관 1층 의학공학교실

M · P: 010-3456-2435, E-mail: sunkyoo@yuhs.ac

2011년 10월 20접수; 2011년 12월 24일 수정본 접수; 2012년 3월 4일 게재확정

먼저 자발적 뇌파의 분석 방법으로 뇌파는 0Hz 부터 100Hz 까지 5가지 대역의 의미 있는 주파수 성분으로 신호를 분류 할 수 있다. 저주파부터 고주파까지 나열해보면 delta (0~4Hz), theta (4~8Hz), alpha (8~12Hz), beta (12~30Hz), 그리고 gamma (30~100Hz)와 같이 정의되어 진다[1].

자발적 뇌파의 분석방법은 푸리에변환을 이용해서 시간영역에서 주파수영역으로 변환해주고 위와 같이 정의된 영역별 Power의 합으로 각각의 활성정도를 나타낼 수 있다. 각 대역별 활성정도에 따른 인지-생리학적 적응도의 차이는 <표 1>에서 정리하고 있다. 최근 연구결과에 따르면[5] 인지장애를 가지고 있는 환자군과 정상인군의 뇌파의 주파수분석 결과를 비교했을 때, 저주파 성분은(theta, delta) 측두엽, 후두엽에서 증가하는 반면에 고주파 성분은(alpha, beta) 전두엽, 측두엽, 후두엽에서 감소하는 특징을 나타냈다.

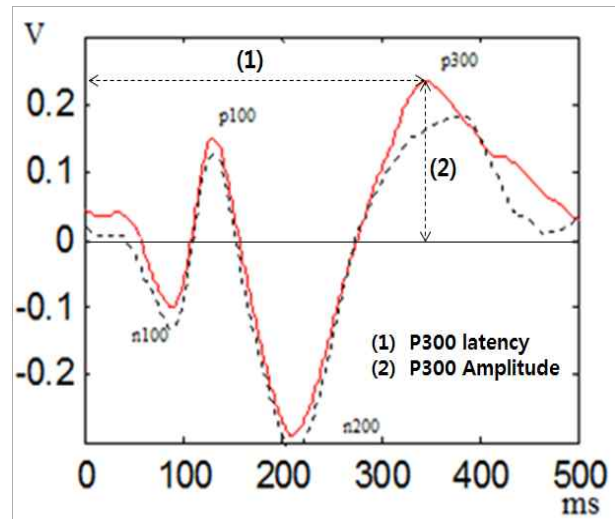
<표 1> 뇌파의 활성정도에 따른 대역별 인지-생리학적 응답[6]

뇌파 성분	인지-생리학적 응답
Delta (0-4Hz)	깊은 수면상태 일 때 강하게 나타남 마취상태일 때 크게 나타남
Theta (4-8Hz)	졸린 상태일 때 나타남
Alpha (8-12Hz)	눈을 감았을 때, 휴식/명상 상태일 때 두드러지게 나타남
Beta (12-30Hz)	고도의 집중상태나 일 때 나타남
Gamma (30-100Hz)	두 개 이상의 감각기관에서 정보를 처리할 때, gamma의 주파수영역에서 감소는 인지상태의 저하를 의미함

자발적 뇌파 분석방법 외에 외부자극에 의한 사건-유발 전위분석 방법이 있다. 사건-유발전위란, 외부자극이 일어난 시점에서 수 msec이내에 일어나는 뇌파 전위의 크기 및 지연 응답을 수치화 하여 나타내는 방법이다. 보통 한 번의 자극에 대한 뇌파의 응답이 명확하게 나타나지 않기 때문에 여러 번의 자극을 반복적으로 주고 자극 시점에 따라 응답이 나타나는 뇌파신호의 평균을 취해보면 자극에 대한 응답은 강조 되고 자극과 관련 없는 신호는 미약해지는 앙상블-평균화 기법을 사용한다. 자극 후 300msec이후에 나타나는 뇌파의 응답을 P300 이라고 정의하고 300msec 근방에 나타나는 신호의 최대 크기 및 그때의 지연시간이 인

지상태를 정량적으로 나타내는 지표로 사용되고 있다 [7, 8]. <그림 1>은 사건-유발 전위의 뇌파 응답을 나타내고 있다. 300msec 근방에 있는 피크의 크기와 지연 값에 인지-생리학적 의미가 있으며, 인지능력이 퇴화된 사람일수록 P300 피크의 크기가 작아지고 지연 값이 길어 졌다는 연구 결과가 있다[5, 9].

그러므로, 자발적 뇌파의 주파수 성분과 사건-유발전위의 P300 요소들 이용하면 인간의 인지상태를 정량적으로 평가할 수 있을 뿐만 아니라 간단한 뇌파 계측장비와 분석알고리즘이 주어진다면 간단한 측정만으로 안전사고에 대한 예방을 가능하게 할 수 있다.



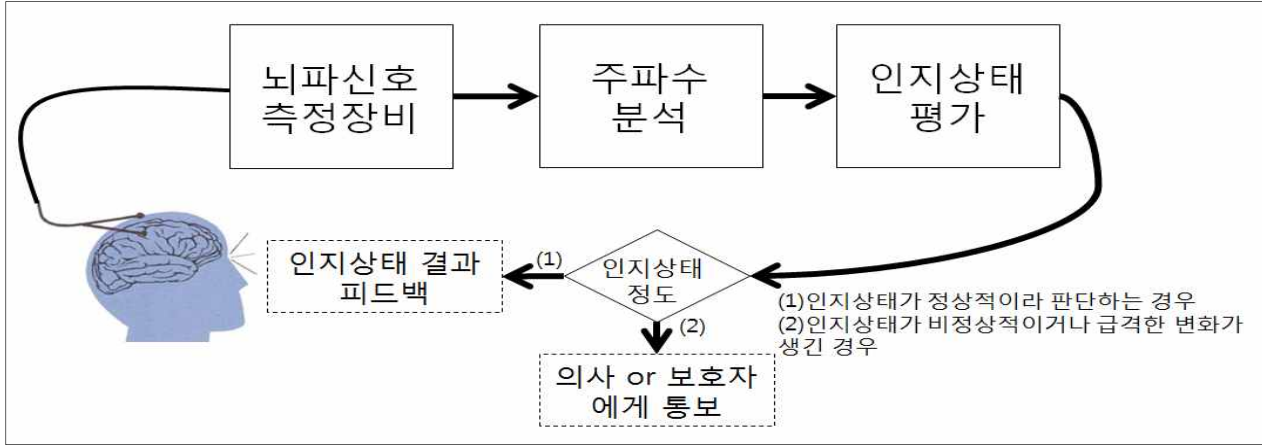
<그림 1> 시각자극에 대한 사건-유발전위 반응 N100, P100, N200, P300 유발전위 반응, Flanker 테스트 반응, 실선: 일치에 대한 반응, 점선: 불일치에 대한 반응

3. 방법

3.1 뇌-컴퓨터 인터페이스 기반 안전사고 예방을 위한 사용자 피드백 알고리즘

3.1.1 자발적 뇌파 분석 기반 분석 알고리즘

인지상태를 정량적으로 파악하기 위한 자발적 뇌파 분석 기법은 주파수 분석 기법을 기본으로 한다. 인지와 관련된 뇌파의 주파수 성분은 휴식 및 수면상태에서 뇌파 리듬 분석을 통해서 정량화 할 수 있다. 주파수 영역으로 변환한 신호는 전체가 포함된 주파수 Power 영역의 크기와 Delta, Theta, Alpha, Beta, 그리고 Gamma가 각각 속한 Power 영역의 비례 값으로 인지상태를 판단하는 정규화 된 값을 추출해낸다[7,8,10]. 뇌파신호를 통한 인지상태 분석 순서도는 <그림 2>에



<그림 2> 자발적 뇌파전위 기반 인지상태 평가 시스템; 사람의 두뇌 피부위에서 얻어지는 뇌파는 측정 장비로부터 증폭되고 컴퓨터에 저장된다. 실시간 컴퓨터에 저장되는 뇌파 신호는 신호처리 과정을 통해(주파수분석) 주파수 영역별 활성정도를 계산되고 저장된다. 계산된 정량화된 뇌파추출 값은 연령별/성별 기준을 통해 인지상태를 평가한다. 추정된 평가결과가 정상적인 때 본 알고리즘은 사용자에게 직접 피드백 되고, 그렇지 않으면 의사나 보호자에게 결과가 통보되는 시스템이다. 단, 인지상태의 정확한 평가를 위해서 한국인의 인지상태별 뇌파 데이터베이스가 확보되어 있어야 좀 더 신뢰할만한 인지상태를 평가할 수 있다.

서 자세히 나타내고 있다. 뇌파측정을 위한 전극의 위치는 국제 10-20 전극 배치법을 따른다. 본 연구에서는 사용자의 편의성과 관련연구에서 얻어낸 연구결과[5]를 바탕으로 전극의 위치를 전두엽(F3, F4)과 두정엽(POz)을 권장한다.

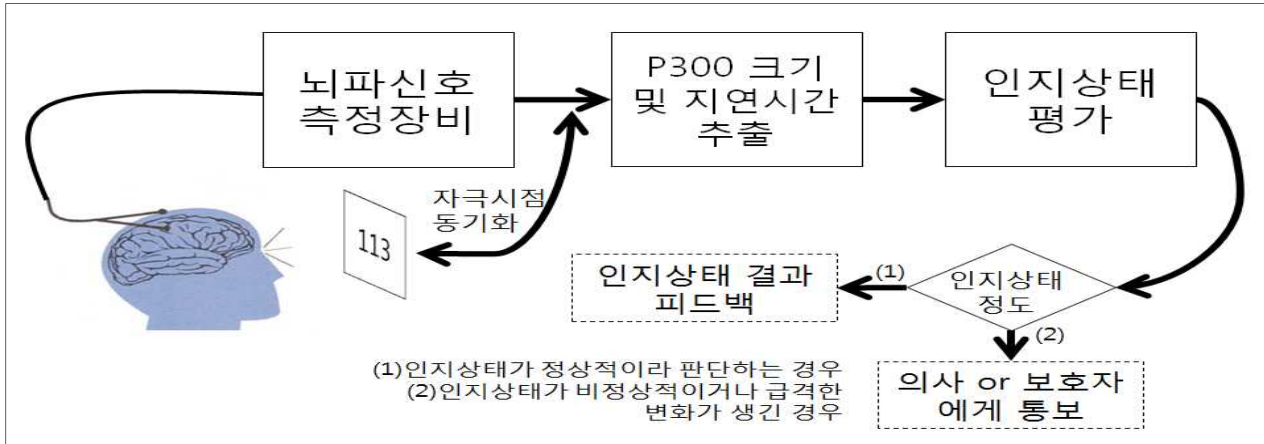
본 연구에서는 성인 남녀 19명을 대상으로 뇌파에서의 Delta, Theta, Alpha, Beta, 그리고 Gamma를 Beck의 우울척도와 상관관계를 검증한다. Beck의 우울척도는 실험자의 심리적 우울상태를 설문조사는 도구로써 [12, 13] 뇌파를 측정된 모든 실험자에게 자가설문 하도록 했다. 총 20개의 문항으로 되어 있고 각 문항마다 객관식 4문항으로 구성되어 있으며 배점은 0~3점으로 정해졌다. 값이 작을수록 긍정적인 문항이 배치되어 있고 값이 클수록 부정적인 문항이 배치되어 있다. 실험자가 설문평가가 모두 끝난 후 각문항의 점수를 합하여 뇌파에서 얻은 3가지 항목과 상관관계를 비교했다.

3.1.2 사건-유발 전위 기반 분석 알고리즘

자발적 뇌파 신호와는 대조적으로 사건-유발 전위분석은 뇌파신호 측정기와 시각/청각 자극을 줄 수 있는 자극기가 반드시 동기화되어야 한다. 왜냐하면 자극 시점에 따라서 유발되는 뇌파의 위상응답을 시간해상도를 msec단위로 분석하기 때문이다. 본 연구에서는 시각자극만을 이용해서 시공간에서 P300의 크기와 지연정도를 수치화해서 나타냈다. 자발적 뇌파신호와 마찬가지로 측정되어 추출된 P300 값들과 Beck의 우울척도와 상관관계를 통해 인지상태 평가에 널리 사용되고

있는 설문지의 수치화된 값과 실험자로부터 얻은 정량화된 뇌파신호와의 상관관계를 분석했다. 시각자극으로는 {1, 2, 3}의 숫자 중에서 무작위로 2가지 종류의 숫자를 선택하고 2가지 숫자를 가지고 3개의 연속된 숫자 조합을 무작위로 나타난다. 여기서 생성될 수 있는 숫자 조합은 총 18개가 된다. 예를 들어서 {112, 121, 211, 223, 232, 322, 113, 131, 311, 122, 212, 221, 233, 323, 332, 133, 313, 331} 같은 숫자조합을 나타낼 수 있다. 이때 실험자는 주어진 숫자조합 3개 중 하나의 값만 다르게 나타나는데 다르게 나타나는 숫자위치의 값의 버튼을 누르도록 했다. 실험자가 가지고 있는 버튼은 각 1, 2, 3 번으로 구성된 키보드로 제작했다.

위와 같은 숫자조합을 때 실험자는 다음과 같은 버튼을 누른다. {112: 두 번째, 121: 두 번째, 211: 두 번째, 223: 세 번째, 232: 세 번째, 322: 세 번째, 113: 세 번째, 131: 세 번째, 311: 세 번째, 122: 첫 번째, 212: 첫 번째, 221: 첫 번째, 233: 두 번째, 323: 두 번째, 332: 두 번째, 133: 첫 번째, 313: 첫 번째, 331: 첫 번째} 위와 같이 순간적으로 숫자조합이 화면에 나타나고 인지적인 처리에 의해 직관적으로 선택해야하는 상황에서 112 같은 숫자조합은 세 번째 버튼을 누르기 쉽다. 그렇기 때문에 본 연구에서는 심리적인 우울척도를 반영하는 Beck의 우울척도와 뇌파의 P300 유발전위의 크기 및 지연정도의 상관관계를 나타내려 했다. <그림 3>은 사건-유발 전위에 대한 전반적인 흐름을 나타내고 있다.



<그림 3>사건-유발 전위 기반 인지상태 평가 시스템; 본 시스템은 자발뇌파 분석 장비와 구조적인 흐름은 유사하지만 외부자극 디바이스가 추가적으로 들어간다는 점과 자극을 주는 디바이스와 뇌파 신호측정 장비 간에 시간-동기화가 이루어져야 한다. 그리고 본 시스템은 단 한번의 자극으로 반응을 보는 장비가 아니라 여러 번의 반복적인 자극에 대한 동기화된 평균을 나타내기 때문에 측정이 모두 끝날 때까지 숫자조합이 나타나는 화면을 집중해야 한다. 다시 말해서, 뇌파 측정은 <그림 2>와 동일하지만 사용자에게 집중력을 요구한다는 점과 주파수 변환을 사용하지 않고 시간영역에서 양상을 평균화과정을 통해 P300의 크기와 지연시간을 계산한다는 차이점이 있다. 공통적으로는 <그림 2>와 마찬가지로 인지상태 평가를 가능하게 하는 한국인의 표준화된 데이터베이스가 필요하다.

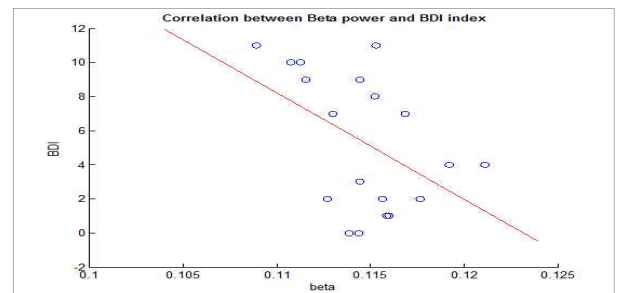
4. 결과 및 토의

뇌파신호처리를 거친 뇌파의 특성 값들과 설문심리 평가의 결과와 상관관계를 분석하기 위해서 Pearson 상관계수를 도출했다. 자발적 뇌파신호에서 추출해낸 특징요소 5가지와 사건유발전위에서 추출해낸 2가지 특징과 Beck의 우울척도 간에 상관관계를 분석한 결과는 <표 2>에 나타나 있다.

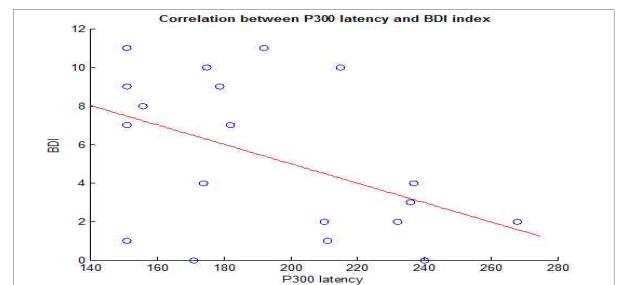
<표 2> 자발적 뇌파신호 추출 특징(Delta, Theta, Alpha, Beta, 그리고 Gamma), 사건-유발 전위 특징(P300 크기, 지연 값)과 Beck의 우울척도 값 간에 Pearson 상관관계 분석

특징 값 ∞ Beck의 설문 값	상관계수	유의성
Delta	-0.075	> 0.05
Theta	-0.103	> 0.05
Alpha	-0.276	> 0.05
Beta*	-0.467	< 0.05
Gamma	0.411	> 0.05
P300 latency*	-0.465	< 0.05
P300 Amplitude	-0.167	> 0.05

단, N = 19, * 표시는 통계적으로 유의미함을 뜻함
실험참가자 남녀 모두 합쳐 19명의 7개의 뇌파추정 값과 설문통계 값의 상관관계를 분석한 결과 Beta (R=-0.467)와 P300 지연 값(R=-0.465)이 통계적으로 유의미한 수치를 나타냈다 <그림 4-5>.



<그림 4> Beta 와 BDI 값의 Pearson 상관관계분석결과(R = -0.467; p < 0.05), y=76.72 - 622.89x



<그림 5> P300 latency 와 BDI 값의 Pearson 상관관계분석결과(R = -0.465; p < 0.05), y=15.08 - 0.05x

모두 음의 상관관계를 지니고 있음으로 자발적인 뇌파의 Beta가 강하게 나타날수록 낮은 수치의 우울척도와 상관관계가 있음을 나타냈으며, 사건-유발전위는 응답이 빠른(작은 P300 지연 값) 실험자일수록 우울척도와 음의 상관관계를 나타냈다. 여기서 Beck의 우울척도 수치가 낮은 실험자일수록 우울하지 않은 사람이고, 높은 수치일수록 우울한 사람으로 정의된다.

본 연구의 한계점은 안전사고 예방을 위한 뇌-컴퓨터 기반 인지측정 도구로써 실시간 생체신호 처리는 반드시 이루어져야한다. 하지만, 생체신호는, 특히 뇌파, 움직임에 의한 동잡음이나 외부환경 잡음에 상당히 민감하다는 단점이 있기 때문에 측정 시 사용자의 움직임이 제한되어야하고 강력한 자장이 유발되는 장비는 되도록 비해야한다. 추가적으로, 자발뇌파 전위는 휴식 상태에서 측정할 수 있는데 반해, 사건-유발전위 측정 방법은 자극을 줄 수 있는 추가적인 장비가 필요하다.

5. 결 론

본 논문에서는 안전사고 예방을 위해서 뇌-컴퓨터 기반의 인지상태 평가도구를 제안한다. 안전사고 예방을 위한 기존의 방식과 궁극적 목적이 크게 다르진 않지만 생체신호를 이용해서 사용자의 인지상태를 평가하고, 추정된 인지상태 지표를 기반으로 사용자의 인지상태를 모니터링 할 수 있을 뿐만 아니라 만성적인 피로나 스트레스로 인해 발생할 수 있는 안전사고에 대한 위험을 감지하고 미연에 방지한다는 특성이 있다. 향후 소형화되고 이동식이 가능한 생체신호 계측장비 개발과 동시에 표준화되고 일반화된 인지상태지표를 기반으로 사용자의 인지상태를 좀 더 정확하고 정밀하게 측정할 수 있다면, 본 논문에서 제안하는 시스템은 인간의 삶의 질을 높일 뿐만 아니라 교육, 의료 및 게임 분야에도 적극 활용 될 것으로 예상된다.

6. 참 고 문 헌

- [1] Ernst Niedermeyer, Fernando Lopes da Silva,(2005). Electroencephalography: basic principle, clinical applications and related fields, Lippincott Williams & Wilkins
- [2] Pfurtscheller, G. et al. (2010). The hybrid BCI, *frontiers in Neuroscience*, Volume 4, Article 30
- [3] Jonathan R. Wolpaw, et al,(2002). Brain-computer interfaces for communication and control, *Clinical Neurophysiology* 113 767-791
- [4] Niels Birbaumer, and Leonardo G Cohen, (2007). Brain-Computer interfaces: communication and restoration of movement in paralysis, *Journal of Physiology* 579.3 pp 621-636
- [5] Jee Hoon Roh, et al. (2011) Region and frequency specific changes of spectral power in Alzheimer's disease and mild cognitive impairment, *Clinical Neurophysiology* 122, 2169-2176
- [6] Electroencephalography, <http://en.wikipedia.org/wiki/Electroencephalography>
- [7] Paul L, Nunez, Ramesh Srinivasan, (2006). *Electrical Fields of the Brain: The Neurophysic of EEG*, second edition, Oxford University Press
- [8] Saeid Sanei and J.A. Cahmbers, (2007). *EEG Signal Processing*, John Wiley & Sons, Ltd
- [9] Robert M. Chapman, (2011). Brain ERP components predict which individuals progress to Alzheimer's disease and which do not, *Neurobiology of Aging* 32, 1742-1755
- [10] Klimesch, W. (1999). EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: A review and analysis. *Brain Research Reviews*, 29, 169 - 195.
- [11] Jensen, O., & Tesche, C. D. (2002). Frontal theta activity in humans increases with memory load in a working memory task. *European Journal of Neuroscience*, 15, 1395 - 1399.
- [12] Beck_Depression_Inventory, http://en.wikipedia.org/wiki/Beck_Depression_Inventory
- [13] 이영호, 송종용(1991),BDI, SDS, MMPI-D 척도의 신뢰도 및 타당도에 대한 연구. *한국심리학회지: 임상*, 15권 1호, 98-113
- [14] Pfurtscheller, G.,Woertz, M., Supp, G., & Lopes da Silva, F. H. (2003). Early onset of post-movement beta electroencephalogram synchronization in the supplementary motor area during self-paced finger movement in man. *Neuroscience Letters*, 339, 111 - 114.
- [15] Dale, A. M., & Sereno, M. I. (1993). Improved localization of cortical activity by combining EEG and MEG with MRI cortical surface reconstruction: A linear approach. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 5(2), 162-176.
- [16] Pascal Hot et al, (2011) Changes in sleep theta rhythm are related to episodic memory impairment in early Alzheimer's disease,

Biological Psychology, 87, 334-339

- [17] Gevins, A., Smith, M. E., McEvoy, L., & Yu, D. (1997). High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: Effects of task difficulty, type of processing, and practice.

Cerebral Cortex, 7, 374 - 385.

- [18] Rajeev Agarwal and Jean Gotman, (2001). Computer-Assisted Sleep Staging, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol, 48, No, 12

저 자 소 개

이 충 기



연세대학교 의공학 학사(2004), 연세대학교 생체공학 전기전자 석사(2006), 연세대학교 생체공학 전기전자 박사(2011)를 졸업 하였으며, 현재 한국과학기술연구원 박사후연구원으로 재직 중이다. 관심분야는 생체신호처리, Brain-Computer Interface, 감성,

인지, 수면상태 분석이다.

주소: 서울시 성북구 화랑로 14길 5 한국과학기술연구원 바이오닉스 연구단

유 선 국



연세대학교 전기공학과 학사(1981), 석사(1985), 박사학위(1989)를 취득하였다. 현재 연세대학교 의과대학 의학공학교실 교수로 재직 중이며, 연세의료원 의료정보실 부실장 및 의학공학교실 주임교수, 그리고 생체공학협동과정 주임교수를 역임 했다. 연구의 관심분야

는 생체계측, 의료영상정보, 원격의료 시스템이다.

주소: 서울시 서대문구 신촌동 연세의료원 제증과 1층 의학공학교실