

정신적 피로 판별을 위한 뇌파 스펙트럼 기반 특징 파라미터 도출

서쌍희

경남대학교 컴퓨터공학부 교수

Derivation of EEG Spectrum-based Feature Parameters for Mental Fatigue Determination

Ssang-Hee Seo

Professor, School of Computer Science and Engineering, Kyungnam University

요약 본 논문은 뇌파 측정 및 분석을 통해 정신적 피로를 반영하는 특징 파라미터를 도출하고자 하였다. 이를 위해 30분간 눈을 감은 편안한 안정 상태와 뺄셈연산을 암산으로 수행하는 작업을 통해 정신적 피로를 유도하였다. 5명의 피험자가 실험에 참가하였으며, 피험자들은 모두 대학 재학 중인 오른손잡이 남학생들이며 평균 나이는 25.5세이다. 정신적 피로를 반영하는 특징 파라미터 도출을 위해 실험 처음과 마지막에서 수집된 뇌파에 대해 스펙트럼분석을 수행하였다. 분석 결과, 정신적으로 피로할수록 후두엽 및 측두엽 위치에서 알파대역의 절대파워는 증가한 반면 상대파워는 감소하였다. 또한 안정 상태와 작업 상태간 파워 차이는 절대파워에 비해 상대파워가 크게 나타났다. 이 결과는 후두엽 및 측두엽 위치에서의 알파 상대파워가 정신적 피로를 반영하는 특징 파라미터임을 나타낸다. 본 연구 결과는 운전 중 피로 및 졸음 판단과 같은 정신적 피로 판별을 위한 자동화시스템 개발을 위한 특징 파라미터로 활용될 수 있다.

주제어 : 정신적 피로, 뇌파, 스펙트럼분석, 특징 파라미터, 안정 상태, 작업 상태

Abstract In this paper, we tried to derive characteristic parameters that reflect mental fatigue through EEG measurement and analysis. For this purpose, mental fatigue was induced through a resting state with eyes closed and performing subtraction operations in mental arithmetic for 30 minutes. Five subjects participated in the experiment, and all subjects were right-handed male students in university, with an average age of 25.5 years. Spectral analysis was performed on the EEG collected at the beginning and the end of the experiment to derive feature parameters reflecting mental fatigue. As a result of the analysis, the absolute power of the alpha band in the occipital lobe and the temporal lobe increased as the mental fatigue increased, while the relative power decreased. Also, the difference in power between resting state and task state showed that the relative power was larger than the absolute power. These results indicate that alpha relative power in the occipital lobe and temporal lobe is a feature parameter reflecting mental fatigue. The results of this study can be utilized as feature parameters for the development of an automated system for mental fatigue determination such as fatigue and drowsiness while driving.

Key Words : Mental fatigue, EEG, Spectrum analysis, Feature parameter, Resting state, Task state

*This results was supported by "Regional Innovation Strategy(RIS)" through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education(MOE)(2021RIS-003)

Corresponding Author : Ssang-Hee Seo(shseotwin@kyungnam.ac.kr)

Received August 16, 2021

Revised September 7, 2021

Accepted October 20, 2021

Published October 28, 2021

1. 서론

일상에서 발생하는 크고 작은 사고들에 있어 시스템과 장비의 오작동뿐만 아니라 그것을 다루는 사람의 역할이 점점 더 명확해지고 있다. 작업자 기능상태(OFS operator functional state)는 작업자의 작업 수행능력과 개인의 배경상태(background state)간의 관련성을 인정하는 용어이다. 작업자 기능 상태는 작업자의 인지와 역량에 따라 작업자가 얼마나 잘 작업 요구에 반응할 수 있는가를 반영한다[1]. 특히 안전이 중요한 복잡한 시스템을 제어해야 하는 작업자는 작업 동안 긴장을 늦추거나 휴식을 취할 수 없으며, 작업시간이 길어지면 이로 인한 후유증이 발생한다. 작업자 기능 상태는 크게 상황인식(situation awareness), 정신적 부담(mental workload) 그리고 정신적 피로(mental fatigue) 관점에서 평가될 수 있다. 정신적 피로는 작업이 진행됨에 따라 누적되며, 작업 중에 발생하는 예기치 못한 문제를 신속하게 이해하고 대응하는 작업자의 능력을 크게 감소시킬 수 있다. 정신적 피로는 개인의 육체적, 심리적 상태와 밀접한 관련이 있다. 정신적 피로는 피곤함을 느끼기도 하고 주의 집중을 해야 하는 상황에서 주의력을 떨어뜨리거나 부적절하거나 관련이 없는 자극에 대한 반응 억제 속도가 느려진다[2-4].

이러한 정신적 피로를 평가하기 위한 다양한 방법들이 사용되어왔다. 이 방법들은 NASA Task Load Index[5], Karolinska Sleepiness Scale[6], Epworth Sleepiness Scale[7] and the Chalder Fatigue Scale[8] 등이다. 이러한 방법들은 설문에 의한 자기보고식 방법으로 개인의 주관적인 평가에 의해 결과가 편향될 수 있다. 보다 객관적인 방법은 사용자가 피곤할 때 이와 관련된 행동을 모니터링 하는 방법이다. 예를 들면 운전자가 운전하는 동안 가속페달을 누르거나 핸들을 움직이는 것과 같은 주행 능력과 머리 움직임, 눈 깜빡임, 하품 등을 모니터링 하는 것이다. 이 보다 더 효과적인 방법은 사용자의 생리적 신호를 모니터링 하는 것이다. 생리적신호는 정신적 피로의 징후가 나타나기 이전에 생리적 신호의 변화가 시작되므로 정신적 피로를 평가하는 가장 신뢰할 수 있는 방법이다. 이 분야 많은 연구자들은 주로 호흡, 근전도(EMG), 심전도(ECG), 안전도(EOG), 뇌파(EEG) 등을 사용하였다. 생리적 신호를 사용하는 방법은 신뢰할 수 있는 방법임에도 불구하고 정신적 피로를 평가하기 위해 몇 가지 문

제점들이 존재한다. 첫째, 일반적으로 측정을 위해 사용자에게 센서를 부착한다. 이것은 작업자에게 불편함을 유발하고 측정되는 신호에 영향을 미친다[9]. 둘째, 분석 정확도가 측정된 신호의 질에 아주 민감하다. 이러한 신호는 잡음에 아주 민감하고 유용한 정보를 제공하기 위해 적절한 전처리가 필요하다. 이러한 생리적신호들 중 EEG는 비침습적이며, 높은 시간해상도를 가지는 장점 때문에 가장 많이 활용된다[10,11].

본 연구는 자동화된 정신적 피로 판별시스템을 구축하기 위한 정신적 피로를 반영하는 특징 파라미터를 추출하고자 한다. 자동화된 판별시스템은 실시간으로 데이터를 수집하고 특징을 추출한 후 이를 판별하는 과정을 거친다. 한 피험자에 대해서도 시간에 따라 신호의 변화가 크고, 피험자들 간 신호 차이가 큰 EEG 신호 특성 때문에 성능이 좋은 판별시스템을 구축하는 것은 어렵다. 성능이 좋은 판별시스템 구축을 위해서는 정신적 피로를 효과적으로 반영하는 데이터의 특징을 추출하고 주요 위치를 파악하여 처리속도를 높여야 한다. 이 작업은 판별시스템의 성능 및 정확도와 밀접한 관련을 가지고 있다. 따라서 본 논문은 EEG를 기반으로 정신적 피로를 반영하는 특징 주파수 대역 및 주요 위치를 특징파라미터로 정의하였으며 실험을 통해 특징파라미터를 도출하고자 한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장은 널리 사용되고 있는 EEG 분석방법과 정신적 피로 평가와 관련된 기존 연구 결과를 나타내고, 3장은 특징 파라미터 도출을 위한 본 연구의 실험 환경 및 실험과정을 설명한다. 4장은 스펙트럼 분석과 뇌 맵핑을 통해 추출된 특징 파라미터를 나타내며, 5장은 추출된 특징 파라미터들에 대해 고찰한다. 마지막으로 6장은 본 연구의 결론을 포함한다.

2. 관련 연구

2.1 EEG기반 정신적 피로 평가시스템

일반적으로 EEG 기반의 정신적 피로 평가 구조는 크게 데이터 수집, 데이터전처리, 특징추출과 정신적 피로 상태 분류로 이루어진다. Fig. 1은 정신적 피로 평가를 위한 전체구조를 나타낸 것이다. 작업장에서 일하는 작업자로부터 뇌파를 수집한 후, 잡음을 제거하는 전처리 단계를 거친 후 정신적 피로 관련 특징 인자들을 추출하고 이를 기반으로 피로 여부를 판단한다. 피로여부는 정신적 피로 평가 알고리즘에서 특정 임계치를 초과

할 경우 피로로 판단하며 이를 작업자에게 다시 알려줌으로써 발생하는 크고 작은 사고들을 미연에 방지할 수 있다[12]. 이러한 평가 구조에서 뇌파 속에 포함된 잡음을 제거하고 특징을 추출하는 과정은 전체 시스템의 성능과 밀접한 관련이 있다.

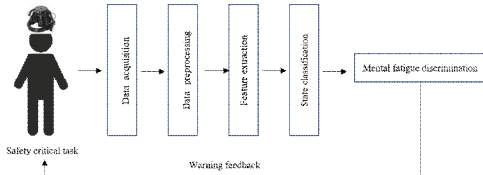


Fig. 1. Architecture of EEG-based mental fatigue assessment system

2.2 스펙트럼분석

Neurometrics은 뇌 기능 이상을 반영하는 전기적인 활동의 양적인 측면을 검출하고, 확률을 추정하여 각종 질환을 구별하는 방법이다. Neurometrics는 행동과 인지기능의 이상을 보이는 질환의 전기 생리학적 인 평가를 할 수 있도록 해주며, 규정화된 방법을 사용하기 때문에 다른 자료와도 서로 결과를 비교할 수 있다는 장점이 있다. Neurometrics 분석방법을 통해 얻어진 지표로는 절대파워(absolute power), 상대파워(relative power), 양반구간 비대칭도(power asymmetry), 양반구간 동시성(phase coherence) 등이 있다. 절대파워는 뇌의 활동이 어느 정도가 되는가를 의미하며, 상대파워는 뇌의 전기적인 활동이 어떻게 분포되어 있는지를 반영한다. 양반구간 비대칭도는 뇌 활동이 얼마나 균형이 잘 맞는지를 알려주며, 기능 이상을 보이는 뇌 피질 부위를 추정할 수 있게 해준다. 또한 양반구간 동시성은 양반구의 동일한 부위에서 뇌의 전기적 활동도가 얼마나 기능적인 동시성을 보이는가를 의미한다[13].

뇌파분석 중 가장 많이 사용하는 분석방법이 스펙트럼분석이다. 스펙트럼분석은 푸리에 변환을 통하여 뇌파를 처리한다. 뇌파는 푸리에 변환을 통하여 뇌파는 각각의 사인파 혹은 코사인파로 분리가 되며, 각 에포크에서의 사인파, 코사인파를 주기에 따른 진폭의 양으로 표시하는 것을 말한다. 이 분석에 의해 나타난 주기별 진폭의 양을 절대파워라고 한다. 스펙트럼 분석에서는 파워가 주로 사용되는데 이것은 진폭의 제곱(μV^2)으로 표시되며 전기적인 신호의 실제적인 양을 반영한다. 상대파워는 전체 주파수 영역의 절대파워에 대한 특정

주파수 영역의 절대파워 비율을 뜻한다. 본 논문에서는 눈 움직임에 의한 델타영역 오염을 피하기 위해 절대 델타 영역을 제외한 전체 파워에 대한 알파파워의 비율을 상대파워로 정하였다. 이러한 EEG 스펙트럼 분석을 통해 인지나 기능적인 행동을 이해하고 비정상에 대한 진단을 수행할 수 있다.

EEG를 기반으로 한 정신적 피로 관련 연구들이 다양하게 진행되어왔다. EEG 연구의 공통적인 발견 중의 하나는 각성상태가 감소하면 낮은 주파수 대역인 알파 및 세타 주파수 대역의 활동이 증가한다는 것이다[14]. 그러므로 알파 및 세타 파워는 피험자가 경험하는 피로 수준의 적절한 지표로 사용될 수 있다[15]. Putilov AA는 정신적 피로도가 증가하면 눈을 떴을 때 알파파워가 증가하고 눈을 감았을 때 알파파워가 감소한다고 보고했다[16]. Craig A는 전두엽 theta 활동은 사람이 피곤할 때 증가하며, Alpha 활동은 후두엽, 두정엽 부근에서 증가한다고 주장하였으며, Beta 활동은 정신적 피로도와 관련하여 명확하지 않다고 보고했다[17]. 그러나 Gang Li는 작업 상태보다 안정 상태에서 alpha(8-10Hz) 대역의 상대파워가 보다 높게 나타나며, 절대파워보다 상대파워가 정신적 피로를 더 잘 반영한다고 보고하였다[18]. 주파수 대역별로 나누어 분석하면 미세한 주파수 영역을 파악할 수 있으며 활성화된 뇌 기능을 확인할 수 있다. 이를 기반으로 본 연구에서는 FFT변환을 통한 주파수대역 분석방법을 사용하였다. Fig. 2는 정신적 피로와 파워스펙트럼 분석 지표와의 관계를 나타낸 것이다.

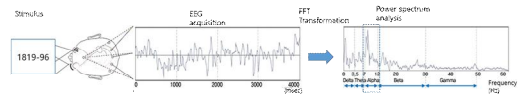


Fig. 2. Relationship between mental fatigue and power spectrum analysis index

3. 연구 방법

3.1 데이터 수집

3.1.1 연구 대상

본 실험은 대학 재학 중인 5명의 건강한 남학생을 대상으로 진행하였다. 5명 모두 오른손잡이이며, 평균 나이는 25.5세이다. 모든 피험자는 뇌 관련 장애를 가지고 있지 않으며, 모든 피험자들에게 실험 8시간 전에

는 담배, 커피, 차를 마시지 말도록 요청하였다. 모든 참가자들로부터 본 실험관련 동의서를 받았다.

3.1.2 실험환경

본 연구는 뇌파 수집을 위해 미국 Wearable Sensing사의 DSI-24 뇌파 측정 센서와 DSI-streamer 소프트웨어를 사용하였다. DSI-24는 뇌 기능 및 상황 연구에 주로 사용되는 비침습형 웨어러블 뇌파 장비이다. 이 장비는 실험실 환경에서 EEG를 쉽고 편안하게 측정한 후 측정된 EEG 데이터를 블루투스 또는 유선 마이크로 USB 케이블을 통해 PC로 전송한다. Fig. 3은 DSI-24 헤드셋을 나타낸 것이다.



Fig. 3. DSI-24 headset

DSI-24 헤드셋은 Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, T3, C3, Cz, C4, T4, T5, P3, P4, T6, O1, O2 위치에 20개의 활성전극을 포함하고 있으며, M1, M2 2개의 기준전극을 가지고 있다. 또한 공통모드 신호의 레벨을 표시하는 CM 채널이 있으며, 전극위치는 국제10-20 시스템에 근거한다. Fig. 4는 10-20시스템에 근거한 DSI-24 헤드셋의 전극위치를 나타낸 것이다.

DSI-streamer 소프트웨어는 수집된 EEG 데이터에 대하여 고역통과 및 저역통과 필터링을 수행하며 실시간으로 수집된 EEG 데이터를 화면에 표시한다. 원시 EEG 데이터는 .EDF 또는 .CSV 형식으로 저장된다.

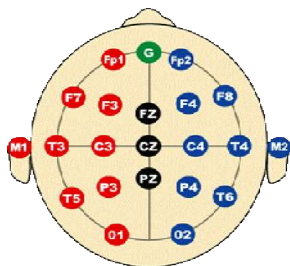


Fig. 4. Location of the DSI-24 headset of 10-20 international system

3.1.3 실험 절차

본 연구는 정신적 피로 유도를 위해 암산으로 수행하는 산술빨셈 문제를 사용하였다. 본 연구에서 사용한 실험프로토콜은Li의 연구를 수정하여 사용하였다. 모든 시도는 세 단계로 구성된다. 첫 번째 단계는 편안한 상태 유도를 위해 눈을 감은 상태로 1분간 뇌파측정이 이루어진다. 두 번째 단계는 주의집중 및 각성을 요구하는 산술빨셈연산이 1분간 진행된다. 산술빨셈 문제는 4 자리 수 숫자와 빨셈 연산자 그리고 두 자리 수 숫자로 구성된다. 각 수는 프로그램에 의해 랜덤하게 발생된다. 피험자는 실험자의 지시에 따라 눈을 뜬 상태에서 화면에 나타난 숫자에 대한 빨셈을 수행한 후 결과를 말한다. 실험자는 피험자가 말한 결과를 컴퓨터에 대신 입력한다. 결과 입력 후 새로운 빨셈 문제가 나타난다. 이 과정을 1분간 진행한다. 피험자의 계산능력에 따라 1분간 나타나는 문제 개수는 달라질 수 있다. 세 번째 단계는 다음 자극간의 간격(inter-trial interval)이며 1분간 진행된다. 이 단계는 눈을 뜬 상태이며, 빈 화면이 나타난다. 1회 실험은 총 10번의 시도로 이루어지며 전체 30분이 소요된다. Fig. 5는 전체 뇌파데이터 수집 과정을 나타낸 것이다.

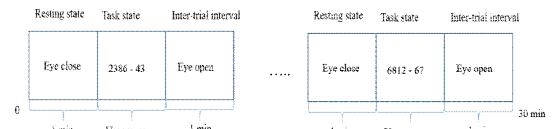


Fig. 5. EEG data acquisition procedure

4. 결과

4.1 절대파워

4.1.1 안정 상태

본 연구에서 사용한 실험은 총 30분에 걸쳐 10회 산술암산을 연속적으로 진행한다. 시간이 지남에 따라 피험자의 정신적 피로가 증가할 것으로 가정하였으며, 첫 시도와 마지막 시도가 진행될 때의 스펙트럼분석을 통해 정신적 피로 발생 시의 특징을 파악하고자 하였다. Fig. 6은 첫 시도와 마지막 시도를 할 때 안정 상태에 대한 전 채널에서의 알파대역 절대파워를 나타낸 것이며, Fig. 7은 Fig. 6에 대한 뇌활성 맵을 나타낸 것이다.

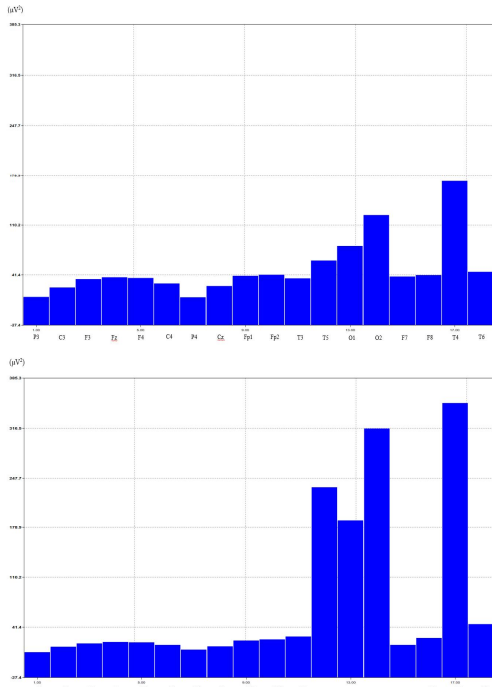


Fig. 6. Absolute power of resting state (a) first trial (b) final trial

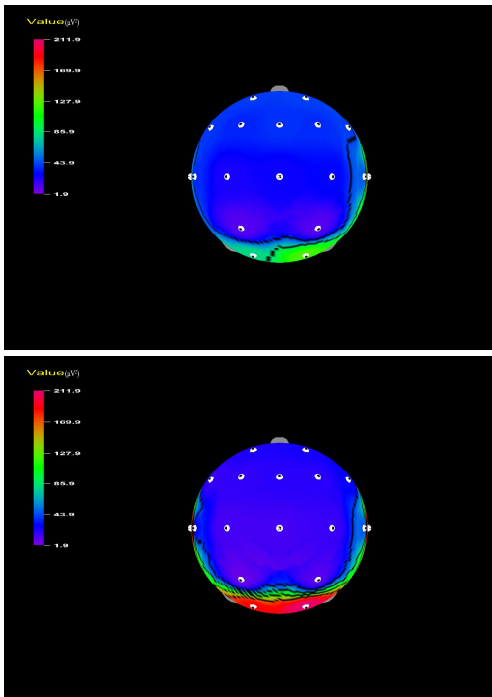


Fig. 7. Brain topography of absolute power in resting state (a) first trial (b) final trial

Fig. 6의 x 축은 채널을 나타낸 것이며, y축은 파워 (μV^2)값을 나타낸 것이다. x 축 채널 순서는 P3, C3, F3, Fz, F4, C4, P4, Cz, Fp1, Fp2, T3, T5, O1, O2, F7, F8, T4, T6 이며, 총 5명의 피험자 중 한 명의 피험자에 대한 결과를 예시로 나타내었다.

Fig. 6과 7은 눈을 감은 안정 상태임에도 불구하고 첫 시도에 비해 마지막 본 시도에서 T5, O1, O2, T4 위치인 후두엽과 측두엽의 알파 절대파워가 증가함을 보여주고 있다. 이 결과는 정신적으로 피곤하면 눈을 감은 상태에서 특정 위치의 알파 절대파워가 증가한다는 것을 의미한다.

4.1.2 작업 상태

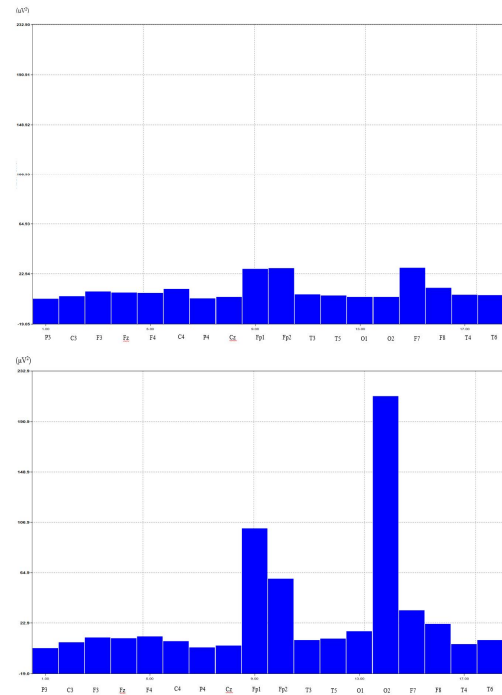


Fig. 8. Absolute power of task state (a) first trial (b) final trial

Fig. 8은 실제 주의를 기울여 암산으로 산술연산 작업을 수행할 경우 첫 시도와 마지막 시도에서의 알파대역의 절대파워 값을 나타낸 것이며, Fig. 9는 Fig. 8에 대한 뇌 활성 맵을 나타낸 것이다. 첫 시도에 비해 마지막 본 시도에서 Fp1, Fp2, O2 위치인 전전두엽과 후두엽의 알파대역 절대파워가 증가함을 보여주고 있다. Fp1, Fp2 위치는 고도의 인지기능과 관련된 대표적 위

치료 산술연산 수행에 따른 활성 위치로 해석될 수 있다. 안정 상태와 작업 상태를 모두 고려하면 정신적으로 피곤할수록 후두엽에서의 알파 절대파워가 증가함을 보여준다.

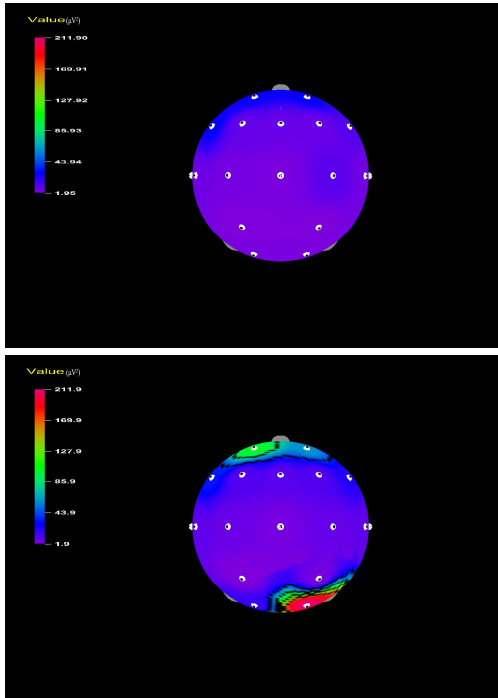


Fig. 9. Brain topography of absolute power in task state (a) first trial (b) final trial

4.2 상대파워

4.2.1 안정 상태

일반적으로 실험에 참여하는 피험자의 두피두께, 전극과 피부와의 접촉상태에 따라 뇌파파형의 진폭의 크기가 조금씩 달라지며 이러한 진폭의 크기는 절대파워 값에 영향을 준다. 여러 피험자를 대상으로 진행하는 실험의 경우 개인별 편차가 크게 나타난다. 따라서 본 논문에서는 동일한 조건에서의 상대파워 값도 분석하였다. 상대파워는 전체 주파수 영역의 절대파워에 대한 특정 주파수 영역의 절대파워 비율을 뜻하므로 전체 주파수 영역을 기준으로 했을 때 알파 주파수 대역의 상대적인 활성도를 파악할 수 있다. Fig. 10은 첫 시도와 마지막 시도를 할 때 안정 상태에 대한 전 채널에서의 알파 대역 상대파워를 나타낸 것이며, Fig. 11은 Fig. 10에 대한 뇌활성 맵을 나타낸 것이다.

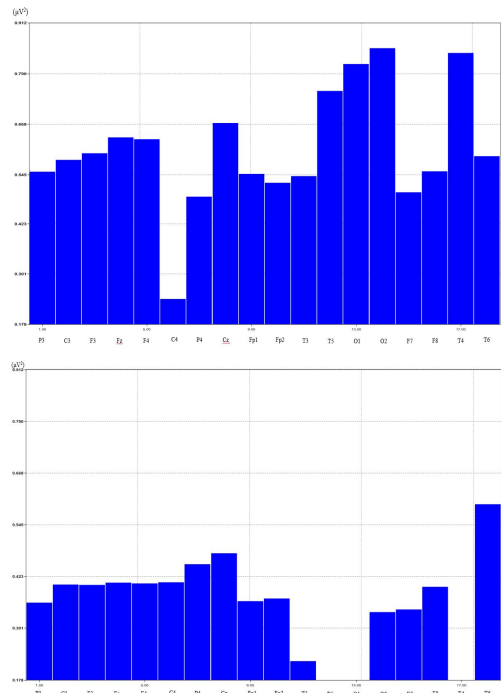


Fig. 10. Relative power of resting state (a) first trial (b) final trial

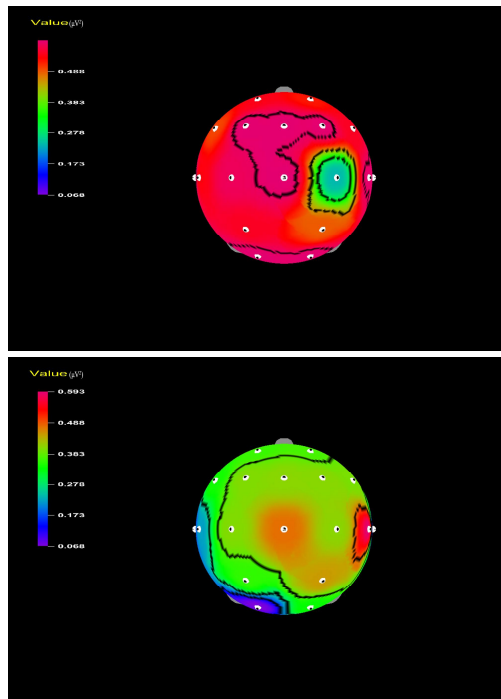


Fig. 11. Brain topography relative power in resting state (a) first trial (b) final trial

절대파워 값과 달리 전 채널에서 알파 대역의 상대파워가 줄어드는 것을 확인할 수 있으며, 특히 주요 위치인 측두엽과 후두엽(T5, O1, T4)에서의 상대파워 값의 감소가 두드러졌다.

4.2.2 작업 상태

Fig. 12는 실제 주의를 기울여 암산으로 산술연산 작업을 수행할 경우 첫 시도와 마지막 시도에서의 알파 대역의 상대파워 값을 나타낸 것이며, Fig. 13은 Fig. 12에 대한 뇌 활성화 맵을 나타낸 것이다. 작업 상태에서는 안정 상태와 유사하게 대체로 알파대역 상대파워가 줄어드나 특히 후두엽 O2의 위치에서 오히려 증가함을 나타낸다.

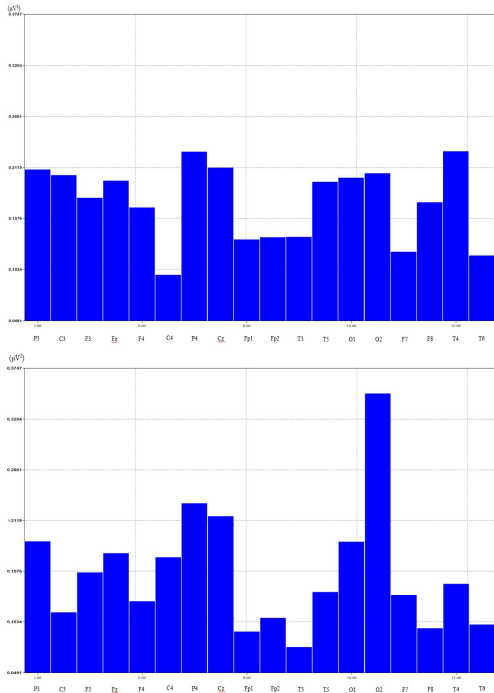


Fig. 12. Relative power of task state (a) first trial (b) final trial

Fig. 12와 Fig. 13의 결과는 정신적으로 피로하면 눈을 감은 편안한 상태에서는 후두엽 부분의 알파 상대파워가 감소하고, 정신적 피로를 유발할 수 있는 산술연산 작업을 수행할 때는 오히려 후두엽 부분의 알파 상대파워가 증가한다는 것을 나타낸다.

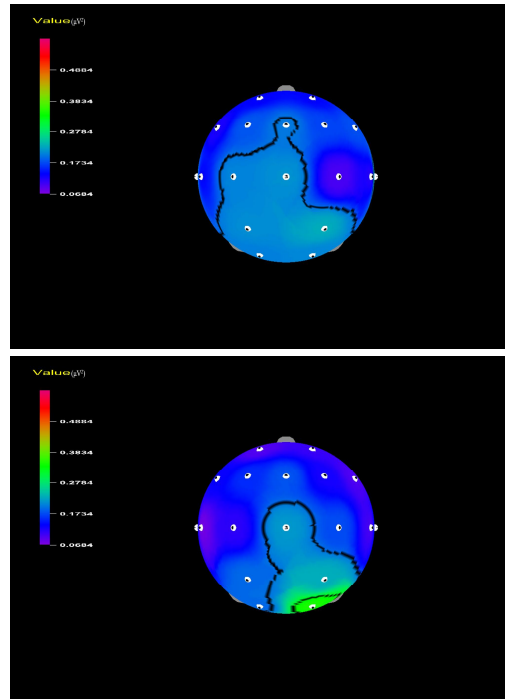


Fig. 13. Brain topography relative power in task state (a) first trial (b) final trial

4.3 상태간 절대파워와 상대파워 차이

입력되는 데이터들의 특성이 분명해수록 판별시스템의 성능에 긍정적 영향을 미친다. 스펙트럼 분석을 통해 얻어진 절대파워와 상대파워 특징을 비교 분석함으로써 보다 적절한 특징 파라미터를 도출할 수 있다. Fig. 14은 안정 상태와 작업 상태간의 알파대역 절대파워 차이를 나타낸 것이며, Fig. 15는 안정 상태와 작업 상태간의 알파대역 상대파워 차이를 나타낸 것이다. Fig. 14으로부터 첫 시도의 경우 측두엽(T3, T4), 후두엽(O1, O2)에서 안정 상태와 작업 상태간 절대파워 차이가 비교적 크게 나타난다. 마지막 시도의 경우 전전두엽(Fp1, Fp2) 위치에서 안정 상태에 비해 작업 상태의 알파 절대파워 오히려 더 크게 나타났다. 알파 상대파워 차이를 나타낸 Fig. 15는 거의 전 채널에서 첫 시도에 비해 마지막 시도의 상대파워 차이가 줄어드는 것을 나타내었으며, 특히 후두엽(O1, O2), 측두엽(T4)은 안정 상태에 비해 작업 상태의 상대파워 값이 큰 것으로 나타났다. 이 결과를 바탕으로 후두엽 및 측두엽 위치에서의 알파 상대파워가 정신적 피로를 반영하는 특징 파라미터가 될 수 있다.

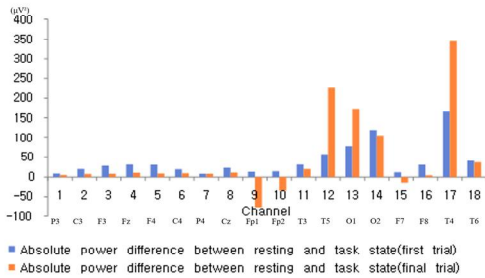


Fig. 14. The difference of absolute power between resting state and task state

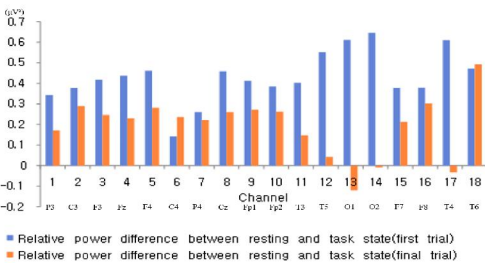


Fig. 15. The difference of relative power between resting state and task state

5. 고찰

장시간 진행된 정신적 피로는 스트레스와 주의력 결핍을 유발하며, ADHD 환자의 진단을 위한 EEG 분석에 관한 기존 연구는 알파대역이 성인 주의력 결핍 및 과잉행동 장애에 대한 판별인자가 될 수 있음을 나타내고 있다[19]. 본 연구는 정신적 피로에 의한 기존 연구를 바탕으로 알파대역 스펙트럼 분석을 통해 특징 파라미터를 도출하고자 하였다. Fig. 6, 7은 첫 시도에 비해 마지막 시도에서 후두엽과 측두엽 알파파워가 증가한 것을 보여주며, 이것은 정신적으로 피곤하면 눈을 감은 편안한 상태에서도 해당 위치의 알파파워가 증가함을 보여준다. Fig. 8, 9는 암산으로 계산을 하는 작업 상태에서의 뇌 활성 특성을 나타낸 것으로 안정 상태와 달리 전전두엽과 후두엽에서 알파파워가 증가한 것으로 나타났다. 작업 상태는 화면을 보고 산술연산을 수행하므로 인지기능을 담당하는 전전두엽이 보다 활성화된 것으로 해석된다. 이 결과들은 정신적으로 피곤하면 후두 및 측두 영역의 알파 절대파워가 증가하는 것을 보여준다.

Fig. 10, 11은 안정 상태의 알파 상대파워 특성을 나

타낸 것으로 Fig. 6, 7과 달리 전 영역에서 알파 상대파워 값이 감소하는 것으로 나타났다. 이 결과는 알파 절대파워와 상반되는 결과로 볼 수 있으나, 베타, 감마 등 다른 주파수 대역의 활성도가 커짐에 따라 상대적으로 알파 대역의 활성도가 감소한 것으로 해석된다. 그럼에도 불구하고 절대파워에서 주요 영역으로 볼 수 있는 측두엽과 후두엽의 상대파워 감소가 두드러진 점을 고려하면 안정 상태에서 정신적 피로와 관련하여 해당 위치가 주요 영역임을 확인할 수 있다. Fig. 12, 13은 작업 상태의 알파 상대파워 특성을 나타낸 것으로 전반적으로 대부분의 채널에서 안정 상태와 유사하게 상대파워가 감소함을 보여준다. 특징적인 점은 후두엽 O2 위치에서 상대파워가 오히려 증가하는 것으로 나타났다. 이 결과는 알파 대역이 지각과 주의력에 중요한 영향을 미치며, 특히 암산과 같은 처리를 수행할 때 증가한다는 기존의 연구와 일치한다[20]. 이러한 결과들은 정신적 피로를 반영하는 주요 위치가 측두엽 및 후두엽이며, 정신적으로 피로할수록 알파 절대파워는 증가하고 알파 상대파워는 감소함을 나타낸다. 따라서 측두엽(T4, T5)과 후두엽(O1, O2) 위치는 정신적 피로를 반영하는 특징 파라미터가 된다. Fig. 14, 15는 알파 절대파워와 상대파워에 대한 안정 상태와 작업 상태간 차이를 나타낸 것이며, 상태간 차이가 클수록 보다 좋은 특징 파라미터가 될 수 있다. Fig. 14로부터 피험자가 피곤하지 않은 상태인 첫 시도에서 눈을 감은 안정 상태의 알파 절대파워가 작업 상태의 알파 절대파워에 비해 크게 나타나는 것은 일반적인 현상이다. 작업 상태인 뿔셈 연산을 수행할 때 측두엽 및 후두엽의 차이가 큰 것은 산술연산을 수행할 때 주요 EEG 변화를 나타낸 기존 연구와도 일치한다[21]. 그러나 정신적 피로가 유도된 마지막 시도에서 측두엽 및 후두엽의 알파 절대파워가 줄어들면서 차이가 훨씬 크게 나타났으며, 특히 전전두엽의 알파 절대파워는 안정 상태에 비해 작업 상태에 오히려 더 크게 나타났다. 주의력 결핍에 관한 전전두엽 위치에서의 알파 절대파워 증가는 피로에 의한 스트레스 및 주의력 결핍 시 나타나는 현상으로 해석될 수 있다. Fig. 15는 전반적으로 피곤하지 않은 첫 시도에서 상태간 알파 상대파워 차이가 크게 나지만 피곤한 마지막 시도에서 상태간 알파 상대파워 차이가 줄어드는 것을 나타내며, 특히 후두엽(O1, O2), 측두엽(T4)의 차이가 크고, 오히려 안정 상태에 비해 작업 상태의 알

파 상대파워가 큰 것으로 나타났다. Fig. 14, 15로부터 알파 상대파워가 정신적 피로를 반영하는 보다 적절한 특징파라미터가 될 수 있음을 알 수 있다.

6. 결론

개인의 정신적 피로는 일상생활에서 발생하는 다양한 사고의 주요 요인이 된다. 특히 주의를 요하는 위험한 작업이나 운전의 경우 사용자의 정신적 피로는 사고 발생의 주요 요인이 되며, 그 피해는 몹시 크다. 따라서 이러한 위험을 사전에 방지하기 위해 실시간으로 사용자의 상태를 측정 및 분석하여 피로정도를 사용자에게 알려주는 자동화된 판별시스템 개발이 필요하다. 신뢰성 있는 자동화 판별시스템 개발을 위해서는 무엇보다도 정신적 피로를 반영하는 데이터의 특징 추출이 중요하다. 본 논문은 EEG 신호를 기반으로 정신적 피로를 반영하는 주요 특징 파라미터를 도출하였다. 연구결과는 스펙트럼 분석을 통해 후두엽 및 측두엽 위치에서의 알파 절대파워 및 상대파워가 정신적 피로를 반영하는 것으로 나타났다. 정신적으로 피로할수록 주요 위치에서의 알파 절대파워는 증가하고 알파 상대파워는 감소하는 것으로 나타났으며, 절대파워에 비해 상대파워의 차이가 보다 분명하게 나타났다.

본 연구 결과는 정신적 피로와 관련성이 높은 주의력 결핍, 스트레스, 정신적 작업 등 EEG 기반의 판별시스템 개발에 필요한 특징 파라미터로 활용될 수 있으며, 운전 중 졸음 및 피로 탐지와 같은 응용에 적용할 수 있다. 향후 EEG를 기반으로 자율신경계 신호인 ECG, EMG 등 다중 생체신호를 포함한 연구를 진행하여 정신적 및 육체적 피로를 함께 반영하는 피로 판별 시스템을 개발할 예정이다.

REFERENCES

- [1] G. R. J. Hockey. (2003). *Operator functional state: the assessment and prediction of human performance degradation in complex tasks*. Amsterdam: IOS Press.
- [2] R. Z. Guo et al. (2018). The impairing effects of mental fatigue on response inhibition: An ERP study. *PLoS ONE*, 13(6), e0198206. DOI : 10.1371/journal.pone.0198206
- [3] M. M. Lorist, M. A. Boksem & K. R. Ridderinkhof. (2005). Impaired cognitive control and reduced cingulate activity during mental fatigue. *Brain Res Cogn Res*, 24(2), 199-205. DOI : 10.1016/j.cogbrainres.2005.01.018
- [4] M. Boksem & M. Tops. (2008). Mental fatigue: costs and benefits. *Brain Res Rev*, 59(1), 125-139. DOI : 10.1016/j.brainresrev.2008.07.001
- [5] S. G. Hart & I. E. Staveland. (1988). Development of nasa-tlx (task load index): Results of empirical and theoretical research. *Advances in psychology*, 52, 139-183. DOI : 10.1016/s0166-4115(08)62386-9
- [6] T. Akerstedt & M. Gillberg. (1990). Subjective and objective sleepiness in the active individual. *International Journal of Neuroscience*, 52(1-2), 29-37. DOI : 10.3109/00207459008994241
- [7] M. W. Johns. (1991). A new method for measuring daytime sleepiness: the Epworth sleepiness scale. *sleep*, 14(6), 540-545. DOI : 10.1093/sleep/14.6.540
- [8] T. Chalder et al. (1993). Development of a fatigue scale. *Journal of psychosomatic research*, 37(2), 147-153. DOI : 10.1016/0022-3999(93)90081-p
- [9] W. Zhu, H. Yand, Y. Jin & B. Kiu. (2017). A method for recognizing fatigue driving based on dempster-shafer theory and fuzzy neural network. *Mathematical Problems in Engineering*, 2017. DOI : 10.1155/2017/6191035
- [10] V. Menon, S. Rivera, C. White, G. glover & A. Reiss. (2000). Dissociating prefrontal and parietal cortex activation during arithmetic processing. *Neuroimage*, 12(4), 357-365. DOI : 10.1006/nimg.2000.0613
- [11] S. W. Chuang, L. W. Ko, Y. P. Lin, R. S. Huang, T. P. Jung & C. T. Lin. (2012). Co-modulatory spectral changes in independent brain processes are correlated with task performance. *Neuroimage*, 62(3), 1469-1477. DOI : 10.1016/j.neuroimage.2012.05.035
- [12] B. He, S. Gao, H. Yuan & J. R. Wolpaw. (2013). *Brain-computer-interfaces*. Neural Engineering. Boston : Springer.
- [13] J. S. Kwon. (2000). The clinical utility of EEG mapping. *Annals of Clinical Neurophysiology*, 2(1), 41-46.
- [14] C. Lafrance & M. Dumont. (2000). Diurnal variations in the waking EEG: comparison with

sleep latencies and subjective alertness. *Journal of Sleep Research*, 9(3), 243-248.

DOI : 10.1046/j.1365-2869.2000.00204.x

- [15] M. A. Boksem, T. F. Meijman & M. M. Lorist. (2005). Effects of mental fatigue on attention: An ERP study. *Cognitive Brain Research*, 25(1), 107-116.
DOI : 10.1016/j.cogbrainres.2005.04.011
- [16] A. A. Putilov & O. G. Donskaya. (2014). Alpha attenuation soon after closing the eyes as an objective indicator of sleepiness. *Clin Exp Pharmacol Physiol*, 41(12), 956-964.
DOI : 10.1111/1440-1681.12311
- [17] A. Craig, Y. Tran, N. Wijesuriva & H. Nguyen. (2012). Regional brain wave activity changes associated with fatigue. *Psychophysiology*, 49(4), 574-582.
DOI : 10.1111/j.1469-8986.2011.01329.x
- [18] G. Li et al. (2020). The impact of mental fatigue on brain activity: a comparative study both in resting state and task state using EEG. *BMC Neuroscience*, 21(20).
DOI : 10.1186/s12868-020-00569-1
- [19] M. Adamou, T. Fullen & S. L. Jones. (2020). EEG for diagnosis of adult ADHD: a systematic review with narrative analysis. *Front Psychiatry*, 11, 871.
DOI : 10.3389/fpsy.2020.00871
- [20] E. Magosso, F. D. Crescenzo, G. Ricci, S. Piastra & M. Ursino. (2019). EEG alpha power is modulated by attentional changes during cognitive tasks and virtual reality immersion. *Computational Intelligence and Neuroscience*, 2019.
DOI : 10.1155/2019/7051079
- [21] E. C. Thomeer, C. J. Stam & T. C. van Woerkom. (1994). EEG changes during mental activation. *Clin Electroencephalogr*, 25(3), 94-98.
DOI : 10.1177/155005949402500305

서쌍희(Ssang-Hee Seo)

[정회원]



- 1993년 2월 : 경남대학교 전자계산학과(공학석사)
- 2000년 8월 : 경남대학교 컴퓨터공학과(공학박사)
- 2012년 3월 ~ 현재 : 경남대학교 컴퓨터공학부 교수

· 관심분야 : 인지공학, 뇌-컴퓨터 인터페이스, 딥러닝, 사물인터넷

· E-Mail : shseotwin@kyungnam.ac.kr