

## 인지부하의 정도에 따른 뇌신경생리학적 변화

권주희<sup>1</sup> · 김의진<sup>2</sup> · 김정희<sup>3</sup> · 임창환<sup>2</sup> · 김도원<sup>3,4,5\*</sup>

<sup>1</sup>전남대학교 의공학협동과정, <sup>2</sup>한양대학교 생체공학학과, <sup>3</sup>전남대학교 바이오메디컬공학협동과정  
<sup>4</sup>전남대학교 의공학과, <sup>5</sup>전남대학교 헬스케어메디컬공학부

### Changes in Electrophysiological Activation Due to Different Levels of Cognitive Load

Joo-Hee Kwon<sup>1</sup>, Euijin Kim<sup>2</sup>, Jeonghui Kim<sup>3</sup>, Chang-Hwan Im<sup>2</sup> and Do-Won Kim<sup>3,4,5\*</sup>

<sup>1</sup>Interdisciplinary Program of Biomedical Engineering, Chonnam National University

<sup>2</sup>Department of Biomedical Engineering, Hanyang University

<sup>3,4</sup>Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University

<sup>5</sup>School of Healthcare and Biomedical Engineering, Chonnam National University

(Manuscript received 28 January 2022 ; revised 10 February 2022 ; accepted 10 February 2022)

**Abstract: Purpose:** For now, cognitive load is assessed based on survey-based methods, which can be difficult to track the amount of cognitive load in real-time. In this study, we investigated the difference in electrophysiological activation due to different levels of cognitive load not only at sensor-level but also at source-level using electroencephalogram that might be potentially used for quantitative cognitive load evaluation. **Materials and Methods:** In this study, ten healthy subjects (mean age  $24.3 \pm 2.1$ , three female) participated in the experiment. All participants performed 4 sessions of n-back task in different difficulties: 0-, 1-, 2-, and 3-back during electroencephalogram recording. For sensor-level analysis, we calculated the event-related potential and event-related spectral perturbation while low resolution brain electromagnetic tomography (LORETA) to estimate the source activation. Each result was compared between different workload conditions using statistical analysis. **Results:** Statistical results revealed that the accuracy of the task performance was significantly different between different cognitive loads ( $p = 0.018$ ). The post-hoc analysis confirmed that the accuracy of the 3-back task was significantly decreased compared to 1-back condition ( $p = 0.018$ ), but not with 2-back condition ( $p = 0.180$ ). ERP results showed that P300 target amplitude between 1-back and 3-back had a marginal difference in Cz ( $p = 0.059$ ) and Pz ( $p = 0.093$ ). A significant inhibition in Cz high-beta activation ( $p = 0.017$ ) and decrease in source activation of right parahippocampal gyrus was found in 3-back condition compared to 1-back condition ( $p < 0.05$ ). **Conclusion:** In this study, we compared the sensor- and source-level differences in electroencephalogram between different levels of cognitive load, that were found to be in line with the previous reports related to cognitive load evaluation. We expect that the outcome of the current study can be used as a feature to establish a quantitative cognitive load assessment system.

**Key words:** Cognitive workload, n-back task, Electroencephalogram, Event-related potential, Event-related spectral perturbation, Source activity

## 1. 서 론

인지부하는 작업자가 학습 또는 과제 해결 과정에 있어 발생하는 정신적인 노력의 양을 말하며, 과제의 난이도나 복잡성, 학습 방법 등의 외적요인이나 작업기억, 문제해결 전략 등 다양한 요인에 의해 결정된다[1,2]. 따라서 동일한 작업이 주어진 경우라도 개개인의 인지자원에 따라 느끼는

\*Corresponding Author : Do-Won Kim  
Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University, 50 Daehak-ro, Yeosu, Republic of Korea  
Tel: +82-61-659-7364  
E-mail: down.kim@jnu.ac.kr  
이 논문은 전남대학교 학술연구비(신진연)로 지원에 의하여 연구되었음(과제번호: 2018-0921).

인지부하의 정도는 다르며, 적당량의 인지부하는 일의 효율이나 생산성을 높일 수 있다. 하지만 본인이 가지는 인지자원을 넘어서게 되는 경우 인지 과부하(cognitive overload)가 발생하게 되며, 인지 과부하 상태가 지속된다면 과제를 수행함에 있어 잘못된 판단이나 중대한 실수를 초래하게 된다. 이러한 실수 및 오판은 크고 작은 인적 재해를 초래할 수 있으며 실제로 대형 교통사고들이 오판으로 인한 인적 재해로 밝혀진 바 있다[3-8].

인지심리학분야에서는 인지부하를 정량적으로 평가하는 다양한 설문도구들을 제안하였다. 대표적인 예로는 National Aeronautics and Space Administration-Test Load Index (NASA-TLX) [9], workload-compensation-interference/technical effectiveness scale [10], subjective rating scale [11], overall workload scale [12], subjective workload assessment techniques [13], subjective mental effort rating scale [14] 등이 개발되었으며, 주로 설문지를 통한 사용자가 느끼는 인지부하 혹은 작업기억의 수준을 주관적으로 평가하는 방법들이다.

설문지를 이용한 측정 방법은 평가가 쉽고, 일정 기간동안 주관적으로 느낀 인지부하에 대하여 스스로 평가할 수 있다는 장점이 있으나 측정자의 직무, 행동 및 작업에 대한 기억 등 주관적인 관점에 의해 응답 편향이 발생할 가능성이 크기 때문에 정량화가 어렵다는 단점이 있다[15]. 또한 인지부하가 주어지는 기간동안 인지부하를 측정하고자 할 때 수행중인 작업을 중지해야 하는 단점이 있어 시간에 따른 인지부하의 변화를 관찰하기에 적합하지 않다[16,17].

위의 설문도구를 사용한 인지부하 측정의 단점을 보완하기 위하여 생체신호를 이용하여 인지부하를 정량적으로 평가하기 위한 연구들이 진행되고 있다[15,18-20] 안구 운동을 이용하는 경우는 동공 확장 정도, 눈 깜빡임 횟수 및 시선 추적 정보를 이용하여 인지부하를 평가하는 방법들에 대하여 연구가 되었으며[20-24] 심박수의 경우 심박변이도의 RR간격 혹은 저주파/고주파의 비율을 통한 평가방법들이 제시되었다[22,25,26]. 하지만, 안구운동이나 심박수를 이용한 인지부하의 평가는 낮은 수준의 인지 과제에서만 민감하거나 판단에 많은 시간이 필요하고, 심리상태나 감정 등의 다른 외부요인에도 영향을 받는 등의 한계점이 존재한다[27,28].

뇌파는 앞선 여러 생체 신호보다 인지부하에 대해 일관된 반응을 보이며, 인지 과제에 의한 측정자의 정신 상태 변화를 추적하기에 용이한 생체 신호이다[29,30]. 뇌파는 시간에 따른 정신 상태의 변화를 추적할 수 있는 충분한 시간해상도를 가지고 있고 다른 뇌신경신호에 비하여 측정이 용이하여 인지 과학 및 심리학의 분야에서 다양한 유형의 정신 활동 및 작업량을 모니터링 하고 측정하는데 주로 사용되고 있다[24,25,31-34].

뇌파를 이용한 인지부하의 분석은 인지 부하의 정도와

신경생리학적인 변화의 상관성을 규명하는데 초점이 맞춰져 있으며, 주로 전극 수준에서의 주파수 스펙트럼의 변화나 인지부하 및 작업기억과 관련이 높은 사건유발전위의 진폭 및 지연시간을 이용하여 수행되었다. 사건유발전위의 경우 작업부하의 증가에 따른 P300 진폭의 감소가 가장 일반적으로 보고되었으며[30,35] 초기 감각 및 인지과정을 반영하는 N100, N200 및 P200의 진폭 감소를 보이는 연구들도 존재한다[30,36]. 작업부하의 증가에 따른 주파수 스펙트럼의 변화는 알파파의 감소 및 세타파의 증가가 가장 일관된 변화를 보였으며 델타/베타/감마파의 변화에도 관련이 있는 것으로 보고되었다[37-39]. Brouwer[30]의 연구에서는 주파수 특징과 사건관련전위 특징을 결합해 사용함으로써 인지 부하의 추정 가능성을 타진하였으며, Fz, FCz 및 Pz 전극의 사건관련전위 정보를 이용하여 인지부하를 66%의 정확도로 분류하였으며, 주파수 정보를 결합하여 분류를 시도한 결과 69%의 정확도로 분류하는데 성공하였다.

위의 실험들에서 피험자들에게 정량적인 인지부하를 주기 위한 행동실험으로는 N-back task가 가장 많이 이용되고 있다. N-back task는 피험자에게 시간에 따라 순차적으로 제시되는 시각 혹은 청각 자극 등의 감각정보 가운데 현재 제시된 자극이 n번 이전에 주어진 자극과 일치할 때 행동반응을 요구되는 인지 과제이다. 지속적으로 갱신되는 자극과 이전 자극 정보를 기억하는 작업을 동시에 진행하기 때문에 인지부하를 유도하기 쉬우며, n을 증가시킴으로써 난이도를 정량적으로 증가시키기 쉽다는 장점이 있어 인지부하를 조사하는 많은 연구에서 사용 중이다[30,34,40].

하지만 이러한 연구들은 인지부하의 추정을 위하여 전극 수준에서의 신호를 주로 이용하였으며 신호원 수준에서의 뇌 전류원의 차이를 규명한 연구는 많지 않다. 따라서 본 연구에서는 서로 다른 인지부하상태에서 측정된 뇌파신호를 이용하여 기존의 주파수 스펙트럼 및 사건유발전위의 차이를 확인하고 나아가 뇌신호원 분석을 통한 신경생리학적 차이를 확인하고자 한다. 실험 참가자들이 인지과제를 수행하는 동안 측정된 뇌전도 신호를 이용하여 참가자들에게 주어진 인지부하의 정도에 따라 나타나는 신경생리학적 변화를 관찰하고, 이를 통해 인지부하에 관여하는 뇌부위를 탐색하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 실험 참가자

실험 참가자는 뇌신경학적 질병이나 간질에 대한 병력이 없고 정상시력을 가진 일반인 10명(평균 나이:  $24.30 \pm 2.06$  세, 남:여 = 7:3)을 대상으로 수행되었다. 실험 참여 하루 전부터 극심한 운동이나 음주를 자제하고 충분한 수면 후 실험에

참여할 수 있도록 하였고, 실험 3시간 전부터 흡연을 금하였다. 본 연구는 임상시험계획에 대한 한양대학교 생명윤리심의위원회(Institutional Review Board; IRB)의 승인을 받은 후 실험 되었으며, 모든 실험 참가자는 실험에 관한 설명을 들은 후 자발적으로 동의한 인원만 참가하였다.

**2. N-back task**

본 연구에서는 n-back task를 0-9로 이루어진 10개의 숫자를 모니터를 통해 시각적으로 제시하는 형태로 구현되었다. 피험자들은 제시되는 시각자극이 이전의 n번째 자극과 동일한 표적자극(target)인 경우에는 키보드의 좌측 화살표 버튼을, 표준자극(non-target)이 제시되는 경우는 우측 화살표 버튼을 누르도록 지시하였다(그림 1). 각 자극은 500 ms 동안 화면 중앙에 제시되었고, 안구 움직임을 최소화하기 위하여 다음 자극이 제시되기 전까지 1800 ms ~ 2000 ms의 무작위 간격 동안 제시된 십자가를 응시하도록 하였다. 제시된 자극의 수는 총 100개로 구성되었으며, 모든 난이도 조건에서 표적 자극(target)과 표준자극(non-target)은 3:7의 비율로 제공되었다.

**3. 실험 절차 및 뇌파 측정**

피험자들은 뇌파 측정을 위하여 별도로 마련된 공간에서 책상위에 비치된 모니터 앞 1 m 거리에 편안한 자세로 착석하도록 하고 화면에 응시하도록 하였다. 키보드는 피험자의 무릎위에 올려 두고 오른손으로 자연스럽게 키보드의 화살표 버튼을 누를 수 있도록 하였다. 실험 중 실험 참가자는

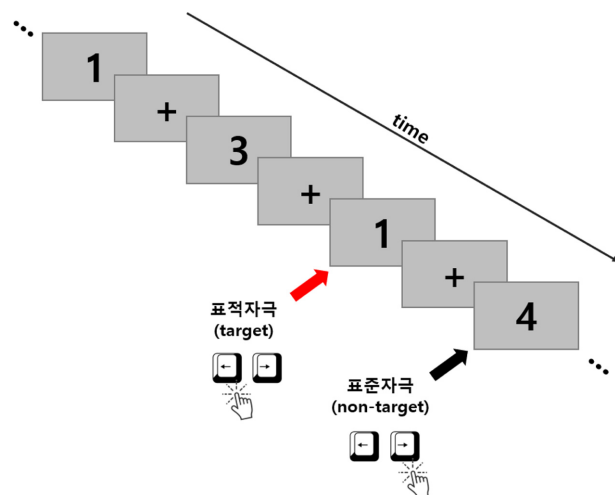


그림 1. 본 실험에서 사용된 n-back task 중 2-back task 실험의 예시. 실험 참가자들은 현재 숫자가 2회 이전에 제시되었던 숫자와 일치하는 경우(표적자극) 좌측 화살표 버튼을 누르도록 지시하였다  
 Fig. 1. Schematic representation of the 2-back task. Participants had to press the left button of the mouse whenever a number appeared on the screen two steps before was the same.

안구 혹은 몸의 움직임 등을 자제하도록 요구하여 뇌신경신호 측정 시 발생할 수 있는 잡음(artifact)을 최소화하였다.

피험자들은 총 4회의 서로 다른 인지 부하 조건(n = 0, 1, 2, 3)에서 n-back task를 수행하였으며 인지부하의 순서는 피험자별로 무작위로 제시되었다. N-back task는 각 조건당 약 5분이 소요되었으며, 각 조건이 시작하기 전 짧은 연습 과정을 통하여 피험자들이 실험을 잘 이해하고 있는지 확인 하였다. 0-back 조건은 실험참가자들이 좌측 혹은 우측 화살표 중 임의로 선택하여 응답하도록 하였다. 난이도 조건 전후로 2 분간 화면에 제시된 십자가를 응시하는 동안 안정상태 뇌파를 측정하는 과정을 포함하여 전체 실험에 소요된 시간은 30분 전후였다.

뇌파 신호 획득을 위하여 BioSemi ActiveTwo(BioSEMI, Amsterdam, Netherlands) 증폭기를 사용하였다. 전극은 습식 능동전극을 이용하였으며 국제 10-20 전극 배치법(international 10-20 system)에 의거하여 총 32개의 전극 위치(Fp1, Fp2, F7, F3, Fz, F4, F8, FC5, FC1, FC2, FC6, T7, C3, Cz, C4, T8, CP5, CP1, CP2, CP6, P7, P3, Pz, P4, P8, PO3, PO4, O1, Oz, O2)에서 측정되었다. 증폭기의 표본추출비율(sampling frequency)은 2048 Hz으로 설정하였으며, CMS-DRL 피드백 루프를 기반으로 공통모드 전압을 기준으로 상대적인 전압이 측정되었다.

**4. 뇌파 전처리 및 분석**

측정된 뇌전도 신호를 분석에 사용하기 위하여 먼저 기준 전극(reference electrode)을 공통 평균 기준 도출법(common average reference, CAR)을 사용해 측정 시 유입된 공통 잡음 성분을 제거하였다. 이후 0.5~30 Hz 필터를 적용하여 사건 유발전위(event-related potential, ERP)를 계산하기 위한 주파수 대역의 신호만을 추출하였고, 전두엽 부위에서 측정된 신호에서 주성분분석법(principle component analysis, PCA)을 통한 눈깜빡임 신호를 제거하였다. 위의 과정 이후에도 움직임에 의한 잡음이나 국지적인 신호이상 등 제거되지 않은 잡음은 훈련된 전문가에 의하여 수동으로 분석에서 제외하였다. 잡음이 제거된 신호는 자극 제시 시점을 기준으로 -200 ms ~ 1000 ms 구간을 추출(epoching)하였고, 뇌신경 신호로 보기 어려운 신호(-120 uV 미만 혹은 120 uV 이상의 진폭)이 포함되어 있는 epoch은 분석에서 제외하였다. 전처리를 위한 모든 과정은 CURRY 8(Compumedics, TX, USA)의 표준 전처리 과정을 따랐다.

인지부하에 따른 뇌에서의 반응 차이를 확인하기 위하여 전처리된 뇌전도 신호를 이용하여 1) ERP 분석, 2) event-related spectral perturbation(ERSP)와 3) 뇌신호원 분석을 수행하였다. ERP와 ERSP 분석은 MATLAB 2018a (MathWorks INC., MA, USA)와 EEGLAB Toolbox (<https://>

scn.ucsd.edu/eeglab)를 사용하였고, 뇌신호원 분석은 LORETA (<https://uzh.ch/keyinst/loreta>)을 사용하여 분석하였다.

ERP 분석은 각 피험자의 인지 부하별로 표적자극 시행과 표준자극 시행을 구분하여 앙상블 평균(ensemble averaging)을 통하여 계산하였다. 계산된 개인별, 인지부하별, 자극별로 계산된 ERP 신호는 Fz, Cz, 및 Pz 전극의 300-600 ms 구간에서 P300 성분의 전위값(amplitude) 및 지연 시간(latency)을 추출하였다.

ERSP는 자극이 제시된 이후 시간에 따른 주파수 스펙트럼의 변화를 관찰하는 분석으로 자극 시점 이전의 주파수 스펙트럼 대비 변화를 관찰하는 분석이다. 본 연구에서는 Fz, Cz, 및 Pz 전극의 ERSP를 계산하고 300~600 ms 구간의 delta(0.5 Hz ~ 3.5 Hz), theta(4 Hz ~ 7.5 Hz), alpha(8 Hz ~ 13.5 Hz), low-beta(14 Hz ~ 19.5 Hz) 및 high-beta(20 Hz ~ 30 Hz) 대역의 평균값을 계산하였다. Beta 이상의 대역은 전처리에서 대역 통과 필터를 사용하였기 때문에 분석에서 제외되었다.

뇌신호원 분석은 두피에서 측정된 뇌신경신호를 이용하여 대뇌피질의 activation을 최적화 방법을 통하여 추정하는 분석방법이다. 다양한 뇌신호원 분석 연구에 따르면 소수의 전극을 이용하여 뇌신호원을 추정하는 경우 신호원 분석의 해상도가 낮거나 잘못된 위치로 추정할 수 있다고 알려져 있어[41,42] 일반적으로는 64개 이상의 전극을 사용하는 것을 권장하고 있으나, 최소 32개의 전극 이상을 사용하는 경우 유의미한 결과로 해석할 수 있다고 알려져 있다[41]. 본 연구에서 사용된 low resolution brain electromagnetic tomography (LORETA) 방법은 뇌의 회백질을 일정한 크기의 복셀(voxel)로 고르게 나누어 각 위치마다 전류원의 분포를 최적화 방법을 통하여 추정하는 방법으로, 피험자 별로 뇌부위의 전류원을 계산할 수 있다[43,44].

인지부하의 정도에 따른 뇌 전류원의 활성화 차이를 알아보기 위하여 난이도별 표적자극과 표준자극의 ERP 신호 중 300 ms ~ 600 ms 시간 범위 동안의 신호에 대한 뇌전류원을 추정하였다. 분석 시 사용한 뇌모델은 소프트웨어에서 제공하는 MNI 152 표준 뇌템플릿을 5 mm × 5 mm × 5 mm의 크기를 가지는 6239개의 복셀(voxel)로 이루어진 모델을 사용하였다.

## 5. 통계

실험 참가자들에게 주어진 인지부하의 정도에 따른 ERP, ERSP 및 신호원의 차이를 확인하기 위하여 다음과 같은 통계 방법을 사용하였다. 먼저 ERP의 경우, 인지부하가 주어진 1-back, 2-back 및 3-back 조건에서 획득된 P300의 전위 peak값과 지연시간의 차이를 Friedman 검정을 이용하여 확인하였으며, 유의미한 차이가 발생하는 조건에 대해서는 Wilcoxon signed-rank test를 이용하여 사후 분석을

시행하였다. 모든 통계적인 검정은 SPSS23.0(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하여 진행되었다.

신호원의 통계적인 처리는 인지부하로 인한 신호원의 차이를 확인하기 위하여 각 조건 별 표적자극과 표준자극 사이의 신호원의 차를 계산한 후 비교하였다. 이때 비교를 위해 사용된 통계기법은 LORETA 소프트웨어에 포함되어 있는 statistical non-parametric permutation test(SnPM)를 이용하였다[43,44].

## III. 연구 결과

### 1. 행동검사 결과

표 1은 각 인지 부하에 따른 표적자극과 표준자극에 대하여 올바르게 응답한 정답률을 나타낸다. 10번 실험 참가자의 경우, 행동 데이터의 유실로 인하여 2-back과 3-back 조건의 행동자료는 분석에서 제외되었다.

상대적으로 낮은 인지부하가 주어지는 1-back 조건일 때 평균 95.20%의 정답률을 보이는 반면, 높은 인지부하가 주어지는 3-back 조건일 때 83.11%의 정답률로 난이도의 증가에 따라 정답률이 감소하는 것을 확인할 수 있다. 통계 검정 결과 각 난이도별 응답 정확도의 유의미한 차이를 확인할 수 있었으며( $p = 0.018$ ), Wilcoxon signed-rank task를 통한 사후 검정에서는 가장 낮은 난이도의 1-back task와 3-back task의 조건 간 유의미한 차이가 발견되었다( $p = 0.018$ ). 다른 두개의 난이도 조합(1-back vs 2-back, 2-back vs 3-back)에서는 유의미한 행동검사의 차이를 발견할 수 없었다. 따라서 이후의 분석은 행동검사에서 차이가 있는 1-back 조건과 3-back 조건을 중심으로 수행하였다.

표 1. 각 피험자의 인지부하 정도에 따른 행동실험 정확도

Table 1. Each participant's performance accuracy for various levels of cognitive load

Subject	1-back	2-back	3-back
1	82	62	78
2	90	88	72
3	100	100	94
4	94	92	84
5	100	80	76
6	98	100	78
7	100	98	100
8	100	86	72
9	94	100	94
10	94	-	-
Mean	95.2	89.6	83.1

표 2. Fz, Cz 및 Pz 위치에서 표적자극(target) 및 표준(non-target)자극의 P300의 진폭과 지연시간

Table 2. The average P300 waveforms recorded at Fz, Cz, and Pz electrode sites for the 1-back (blue solid) and 3-back (red dashed) conditions

		Peak Amplitude ( $\mu V$ )			Latency (ms)		
		Target	non-Target	p-value	Target	non-Target	p-value
1-back	Fz	2.403 ± 2.700	1.167 ± 1.569	0.059	407.857 ± 87.374	448.459 ± 91.961	0.169
	Cz	3.934 ± 3.114	2.042 ± 2.302	0.037*	500.041 ± 95.356	471.932 ± 86.684	0.594
	Pz	4.634 ± 1.269	2.768 ± 1.366	0.013*	374.917 ± 53.629	459.244 ± 99.834	0.022*
3-back	Fz	1.176 ± 1.758	1.809 ± 0.946	0.241	448.508 ± 99.884	461.684 ± 91.817	0.799
	Cz	2.308 ± 2.459	1.477 ± 1.054	0.285	525.173 ± 82.103	476.568 ± 71.210	0.153
	Pz	3.196 ± 1.731	2.157 ± 1.225	0.047*	454.364 ± 95.287	453.436 ± 87.498	0.575

\*p<0.05, \*\*p<0.01

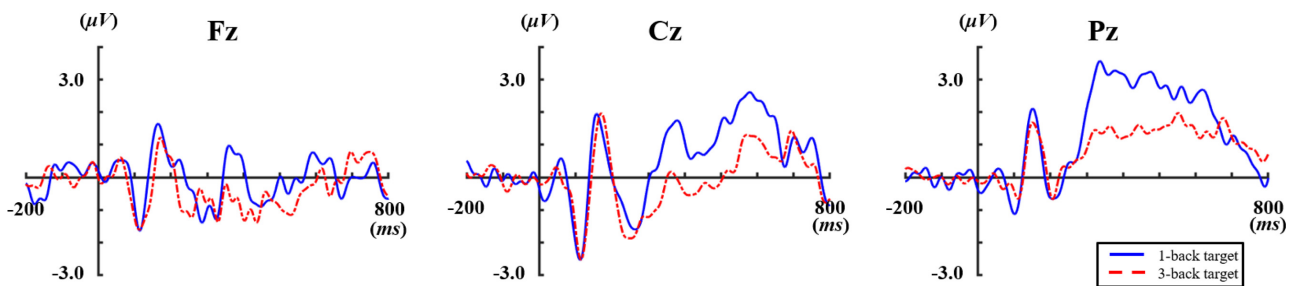


그림 2. Fz, Cz 및 Pz 위치에서 측정된 1-back(파란 실선)과 3-back (붉은 점선) 조건의 표적자극에 대한 사건 유발전위

Fig. 2. The average P300 waveforms recorded at Fz, Cz, and Pz electrode sites for the 1-back (blue solid) and 3-back (red dashed) conditions

56

## 2. 사건유발전위 결과(ERP)

표 2는 1-back과 3-back 조건 별 Fz, Cz 및 Pz 전극에서의 표적자극과 표준자극의 P300 전위값과 지연시간을 나타내며, 그림 2는 해당 조건의 표적자극에 대한 ERP를 모든 피험자에 대하여 평균한 파형이다. 상대적으로 적은 양의 인지 부하가 주어진 1-back 조건에서는 표적자극과 표준자극에 대한 amplitude 차이가 Cz(p = 0.037)와 Pz(p = 0.013)에서 나타났으나, 인지부하가 과중하게 걸린 3-back task에서는 Pz 전극(p = 0.047)에서만 나타났다. 지연시간의 경우도 1-back의 Pz 조건에서 표적자극의 지연시간이 표준자극의 지연시간보다 유의미하게 짧음을 관찰하였으나(p = 0.022), 다른 전극과 조건에서는 차이 나지 않았다.

1-back과 3-back의 표적자극에 대한 전위값을 비교하였을 때에는 Fz, Cz 및 Pz 전극에서 유의미한 차이를 확인할 수 없었으나, Cz(p = 0.059)와 Pz(p = 0.093)에서는 marginal 한 차이를 관찰할 수 있었다. 지연시간의 경우 3-back 조건이 1-back에 비하여 Pz 전극의 P300이 유의미하게 지연된 반응을 보였다(p = 0.022).

## 3. 사건관련스펙트럼섭동(ERSP) 결과

ERSP 분석은 사전관련전위와 마찬가지로 P300 ERP 분석과 동일한 구간인 300~600 ms 사이의 표적자극에 대한

반응을 주파수 대역별 power를 평균하여 1-back 조건과 3-back 조건을 비교하였으며 두 조건 간 통계적인 결과를 확인하였다(표 3). 1-back 조건에서 high-beta 주파수 대역의 power가 3-back 조건에 비하여 Cz 전극에서 유의미하게 큰 것이 관찰되었으며(p = 0.017), Pz 전극의 delta 대역(p = 0.093)과 theta 대역(p = 0.059)에서 보이는 marginal 한 차이를 제외하고는 모두 유의미한 차이를 보이지 않았다.

## 4. 신호원 분석

그림 3은 300~600 ms 구간에서 구해진 표적자극과 표준자극의 신호원의 차이를 계산하였을 때, 1-back과 3-back의 조건에서 유의미한 차이를 보이는 위치를 나타낸다. 검정 결과 1-back 조건에 비하여 3-back 조건일 때 우측 parahippocampal gyrus 위치의 활성화도가 유의미하게 감소하는 것을 확인하였다(표 4). 1-back조건과 3-back 조건의 표적자극에 대한 신호원만을 비교하였을 때에는 두 조건 간 유의미한 차이를 발견할 수 없었다.

## IV. 고찰 및 결론

본 연구는 주어지는 인지부하의 정도가 다른 인지과제를 수행하는 동안 뇌파를 측정하여 인지부하에 따른 행동 및

표 3. 1-back 및 3-back 조건에서 표적자극에 대한 ERSP 값의 전극 및 주파수 대역별 평균 값(300-600 ms)

Table 3. The averaged event-related spectral perturbation (ERSP) of 300-600 ms of electrode Fz, Cz, and Pz for distinct frequency bands

Feature		1-back	3-back	p-value
Delta (dB)	Fz	1.413 ± 1.664	1.313 ± 2.075	0.445
	Cz	2.138 ± 1.599	1.416 ± 1.076	0.445
	Pz	1.873 ± 2.224	0.941 ± 1.043	0.093
Theta (dB)	Fz	1.130 ± 1.320	0.971 ± 2.081	0.878
	Cz	1.633 ± 2.080	0.891 ± 1.160	0.333
	Pz	1.161 ± 1.984	-0.054 ± 0.952	0.059
Alpha (dB)	Fz	-0.067 ± 1.356	-0.500 ± 1.909	0.508
	Cz	-0.912 ± 2.156	-1.551 ± 2.209	0.386
	Pz	-2.315 ± 2.329	-2.622 ± 1.855	0.646
Beta <sub>1</sub> (dB)	Fz	0.519 ± 1.030	-0.172 ± 1.561	0.386
	Cz	-0.819 ± 0.820	-0.983 ± 1.539	0.878
	Pz	-1.087 ± 1.570	-1.339 ± 1.506	0.799
Beta <sub>2</sub> (dB)	Fz	-0.014 ± 1.513	0.026 ± 1.351	0.878
	Cz	0.506 ± 1.288	-0.800 ± 1.623	0.017*
	Pz	-0.771 ± 0.752	-0.587 ± 1.740	0.721

\*p<0.05

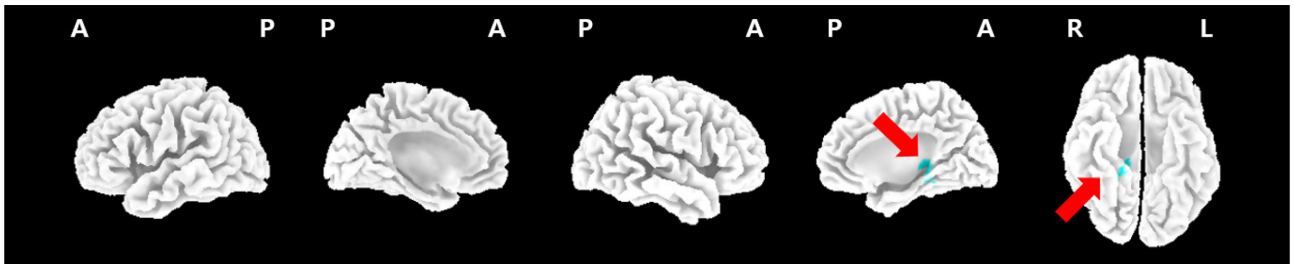


그림 3. 1-back 조건과 3-back 조건 사이에 유의미한 활성도의 차이가 있는 뇌전류원 복셀(voxel)의 위치 (A: anterior, P: posterior, R: right, L: left)

Fig. 3. The location of the voxel with significant activation difference between 1-back and 3-back condition

표 4. 1-back 조건과 3-back 조건 사이에 유의미한 활성도의 차이가 있는 뇌전류원 복셀(voxel)의 해부학적 위치 정보

Table 4. The anatomical information of the voxel with significant activation difference between 1-back and 3-back condition

	MNI coordinates			Brodmann area	Brain region
	X	Y	Z		
3-back Target - nonTarget	20	-35	-10	35	Parahippocampal Gyrus
vs 1-back	20	-35	-5	27	Parahippocampal Gyrus
Target -nonTarget	15	-35	0	27	Parahippocampal Gyrus
	20	-40	-10	36	Parahippocampal Gyrus

뇌신경신호의 변화를 관찰하였다. 높은 인지부하와 낮은 인지부하가 주어졌을 때 피험자들의 과제 수행 정확도 면에서 유의미한 차이를 발견하였으며, 이들이 주파수 스펙트럼의 high-beta 대역과 parahippocampal gyrus의 활성도의 차이를

나타내었으며, P300 전위값은 Cz 및 Pz 전극에서 marginal한 차이를 발견할 수 있었다.

행동결과의 경우 인지 부하를 정량적으로 증가함에 따라 과제수행의 정확도가 낮아지는 것을 관찰할 수 있었으며



난이도에 따른 적당한 인지부하가 주어졌음을 확인하였다. 특히 1-back과 3-back 조건의 정확도 차이는 유의미한 차이를 확인할 수 있었으나 2-back task는 다른 인지부하 조건과 차이가 없어 차이나는 두 조건에 대해서만 뇌신경신호의 차이를 확인하는 것이 적합했다고 여겨진다.

인지부하에 따른 사건관련전위는 표적자극에 대한 ERP의 진폭이 3-back 조건에 비하여 1-back 조건이 큰 것을 확인할 수 있었지만, 통계적으로는 marginal한 차이만이 발견되었다. 이는 선례 연구들에서 인지부하의 정도에 따라 P300의 진폭이 줄어드는 경향과 일치하는 결과를 보인다[45-47].

ERSP를 이용한 주파수 스펙트럼 분석의 경우에는 후두엽의 high-beta에서 유의미한 차이가 발생한 것을 확인할 수 있었다. Wilson과 Hankis[48]의 연구에 따르면, 항공기 조종사에게 비행 단계별로 뇌파를 측정하여 주파수별 스펙트럼을 확인한 결과 인지부하가 주어졌을 때 beta 대역의 power가 인지부하가 적은 상황에 비하여 감소하는 것을 확인하였고, 관련 연구들에서도 beta 대역의 활성화 정도와 인지부하가 부적 상관관계를 보고하는 결과들이 발표되었다[49]. 선례 연구를 토대로 보았을 때, 본 연구결과에서 높은 인지부하가 주어진 3-back 조건에서 1-back 조건보다 high-beta 대역 power의 유의미한 감소는 높은 인지 부하에 필요한 노력을 반영하는 것으로 보인다.

뇌파 신호 국소화 결과는 높은 인지부하의 작업을 수행할 때 parahippocampal gyrus 부위의 신호원의 감소를 발견하였다. 해당 부위는 시각 자극으로 처리되는 정보에서 context를 처리하는데 관여하는 부위로[50], 본 실험에서 사용된 자극이 표적자극인지 표준자극인지의 의미 해석에 관련된 활동으로 생각할 수 있다. 실제 유사한 작업기억 관련 인지과제를 수행한 기능적 자기공명영상(functional magnetic resonance imaging) 연구들에서 실험 참가자가 받게 되는 인지부하량의 변화에 따라 cingulate gyrus, inferior temporal gyrus, middle temporal gyrus 및 parahippocampal gyrus 위치에서 유의하게 혈류량의 변화가 관찰되었다[51-53]. 따라서 각 자극이 표적 혹은 표준자극인지 구분하는 것이 높은 인지부하 조건에서 어려움을 느끼고, 이로 인하여 해당 부위에 대한 활성도가 낮아진 것으로 생각될 수 있다.

본 연구의 결과가 대다수 사전의 연구들과 유사한 결과들을 확인할 수 있음에도 불구하고 다음의 한계점을 가지고 있다. 먼저 행동 실험의 결과가 1-back 조건과 3-back 조건에서 유의미한 차이를 보였지만, 개별 피험자의 난이도별 정확도 변화를 살펴보게 되면, 인지부하의 변화에 따라 과제 수행 정확도에 큰 변화를 보이는 피험자들이 있는 반면, 급격하게 정확도가 감소하거나 유지되는 인원들이 혼재되어 있어 뇌전도 결과를 해석함에 있어 주의가 필요하다. 특히 피험자의 수가 많지 않은 관계로 추가적인 피험자 모집을 통하여 실험

참가자가 가지고 있는 인지자원을 기준으로 나누어 분석할 필요가 있을 것으로 생각된다.

본 연구에서는 인지부하의 정도에 따른 뇌신경생리학적인 변화를 ERP와 ERSP를 이용하여 관찰하였으며 뇌전류원 분석을 통하여 parahippocampal gyrus의 activation이 차이 나는 것을 발견하였다. 도출된 결과를 이용하여 추후 뇌전도에 기반을 둔 인지부하의 객관적 평가지표를 마련하고 나아가 과제 수행 시 인지부하의 정도를 실시간으로 모니터링할 수 있는 시스템 개발에 활용될 수 있을 것으로 기대한다.

## References

- [1] Sweller J. "Cognitive load during problem solving: Effects on learning," *Cognitive Science*, 1988;12(2):257-285.
- [2] Conway AR, Engle RW. "Working memory and retrieval: A resource-dependent inhibition model," *Journal of Experimental Psychology: General*, 1994;123(4):354.
- [3] Biondi F, Turrill JM, Coleman JR, Cooper JM, Strayer DL. "Cognitive distraction impairs drivers' anticipatory glances: An on-road study," 2015.
- [4] Paas F, Renkl A, Sweller J. "Cognitive load theory: Instructional implications of the interaction between information structures and cognitive architecture," *Instructional science*, 2004;32(1/2):1-8.
- [5] Sheridan T, Stassen H. "Definitions, models and measures of human workload," in *Mental workload*: Springer, 1979;219-233.
- [6] Caird JK, Simmons SM, Wiley K, Johnston KA, Horrey WJ. "Does talking on a cell phone, with a passenger, or dialing affect driving performance? An updated systematic review and meta-analysis of experimental studies," *Human Factors*, 2018;60(1):101-133.
- [7] Son J, Park M. "The Impact of cognitive workload on driving performance and visual attention in younger and older drivers," *Transactions of the Korean Society of Automotive Engineers*, 2013;21(4):62-69.
- [8] Helmreich RL. "Managing human error in aviation," *Scientific American*, 1997;276(5):62-67.
- [9] Hart SG, Staveland LE. "Development of NASA-TLX (Task Load Index): results of empirical and theoretical research," in *Advances in Psychology*, P. A. Hancock and N. Meshkati Eds.: North-Holland, 1988;52:139-183.
- [10] Wierwille WW, Connor SA. "Evaluation of 20 workload measures using a psychomotor task in a moving-base aircraft simulator," *Human Factors*, 1983;25(1):1-16.
- [11] Hogervorst MA, Brouwer A-M, Van Erp JB. "Combining and comparing EEG, peripheral physiology and eye-related measures for the assessment of mental workload," *Frontiers in Neuroscience*, 2014;8:322.
- [12] Hill SG, Iavecchia HP, Byers JC, Bittner AC, Zaklade AL, Christ RE. "Comparison of four subjective workload rating scales," *Human Factors*, 1992;34(4):429-439, doi: 10.1177/001872089203400405.
- [13] Reid GB, Nygren TE. "The subjective workload assessment technique: a scaling procedure for measuring mental workload," in *Advances in Psychology*, P. A. Hancock and N. Mesh-

- kati Eds.: North-Holland, 1988;52:185-218.
- [14] Dimitrakopoulos GN. *et al.*, "Task-independent mental workload classification based upon common multiband EEG cortical connectivity," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2017;25(11):1940-1949.
  - [15] Vanneste P. *et al.*, "Towards measuring cognitive load through multimodal physiological data," *Cognition, Technology & Work*, 2021;23(3):567-585, doi: 10.1007/s10111-020-00641-0.
  - [16] Matthews G, Winter JD, Hancock PA. "What do subjective workload scales really measure? Operational and representational solutions to divergence of workload measures," *Theor Iss Ergon Sci*, 2020;21(4):369-396, doi: 10.1080/1463922X.2018.1547459.
  - [17] Young MS, Brookhuis KA, Wickens CD, Hancock PA. "State of science: mental workload in ergonomics," (in eng), *Ergonomics*, 2015;58(1):1-17, doi: 10.1080/00140139.2014.956151.
  - [18] Wheelock A. *et al.*, "The impact of operating room distractions on stress, workload, and teamwork," *Annals of Surgery*, 2015;261(6):1079-1084.
  - [19] Romine WL. *et al.*, "Using machine learning to train a wearable device for measuring students' cognitive load during problem-solving activities based on electrodermal activity, body temperature, and heart rate: development of a cognitive load tracker for both personal and classroom use," *Sensors*, 2020;20(17):4833.
  - [20] Čegovnik T, Stojmenova K, Jakus G, Sodnik J. "An analysis of the suitability of a low-cost eye tracker for assessing the cognitive load of drivers," *Applied Ergonomics*, 2018;68:1-11.
  - [21] Marquart G, Cabrall C, de Winter J. "Review of eye-related measures of drivers' mental workload," *Procedia Manufacturing*, 2015;3:2854-2861.
  - [22] Brookhuis KA, Waard DD. "Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures," *Accident Analysis & Prevention*, 2010;42(3):898-903.
  - [23] Yamada Y, Kobayashi M. "Detecting mental fatigue from eye-tracking data gathered while watching video: Evaluation in younger and older adults," *Artificial Intelligence in Medicine*, 2018;91:39-48.
  - [24] Maldonado S, López J, Jimenez-Molina A, Lira H. "Simultaneous feature selection and heterogeneity control for SVM classification: An application to mental workload assessment," *Expert Systems with Applications*, 2020;143:112988.
  - [25] Ryu K, Myung R. "Evaluation of mental workload with a combined measure based on physiological indices during a dual task of tracking and mental arithmetic," *International Journal of Industrial Ergonomics*, 2005;35(11):991-1009.
  - [26] Heine T, Lenis G, Reichensperger P, Beran T, Doessel O, Deml B. "Electrocardiographic features for the measurement of drivers' mental workload," *Applied Ergonomics*, 2017;61:31-43.
  - [27] Hidalgo-Muñoz AR, Mouratille D, Matton N, Causse M, Rouillard Y, El-Yagoubi R. "Cardiovascular correlates of emotional state, cognitive workload and time-on-task effect during a realistic flight simulation," *International Journal of Psychophysiology*, 2018;128:62-69, doi: <https://doi.org/10.1016/j.ijpsycho.2018.04.002>.
  - [28] Myrtek M. *et al.*, "Physical, mental, emotional, and subjective workload components in train drivers," *Ergonomics*, 1994;37(7):1195-1203, doi: 10.1080/00140139408964897.
  - [29] Antonenko P, Paas F, Grabner R, Van Gog T, "Using electroencephalography to measure cognitive load," *Educational Psychology Review*, 2010;22(4):425-438.
  - [30] Brouwer A-M, Hogervorst MA, Van Erp JB, Heffelaar T, Zimmerman PH, Oostenveld R. "Estimating workload using EEG spectral power and ERPs in the n-back task," *Journal of Neural Engineering*, 2012;9(4):045008.
  - [31] Thakor NV, Tong S. "Advances in quantitative electroencephalogram analysis methods," *Annu. Rev. Biomed. Eng.*, 2004;6:453-495.
  - [32] Cabañero L, Hervás R, González I, Fontecha J, Mondéjar T, Bravo J. "Characterisation of mobile-device tasks by their associated cognitive load through EEG data processing," *Future Generation Computer Systems*, 2020;113:380-390.
  - [33] Klimesch W. "EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis," *Brain Research Reviews*, 1999;29(2-3):169-195.
  - [34] Wang S, Gwizdzka J, Chaovalitwongse WA. "Using wireless EEG signals to assess memory workload in the n-back task," *IEEE Transactions on Human-Machine Systems*, 2015;46(3):424-435.
  - [35] Kok A. "On the utility of P3 amplitude as a measure of processing capacity," (in eng), *Psychophysiology*, 2001;38(3):557-77, doi: 10.1017/s0048577201990559.
  - [36] Roy RN, Charbonnier S, Campagne A, Bonnet S. "Efficient mental workload estimation using task-independent EEG features," (in eng), *J Neural Eng*, 2016;13(2):026019, doi: 10.1088/1741-2560/13/2/026019.
  - [37] Zarjam P, Epps J, Chen F. "Characterizing working memory load using EEG delta activity," *2011 19th European Signal Processing Conference*, 2011;1554-1558.
  - [38] Dijksterhuis C, de Waard D, Brookhuis K, Mulder B, de Jong R. "Classifying visuomotor workload in a driving simulator using subject specific spatial brain patterns," (in English), *Frontiers in Neuroscience*, Original Research 2013;7, doi: 10.3389/fnins.2013.00149.
  - [39] Zarjam P, Epps J, Chen F, Lovell NH. "Estimating cognitive workload using wavelet entropy-based features during an arithmetic task," *Computers in Biology and Medicine*, 2013;43(12):2186-2195, doi: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2013.08.021>.
  - [40] Owen AM, McMillan KM, Laird AR, Bullmore E. "N-back working memory paradigm: A meta-analysis of normative functional neuroimaging studies," *Human Brain Mapping*, 2005;25(1):46-59.
  - [41] Srinivasan R, Tucker DM, Murias M. "Estimating the spatial Nyquist of the human EEG," *Behavior Research Methods, Instruments, & Computers*, 1998;30(1):8-19, doi: 10.3758/BF03209412.
  - [42] Michel CM, Murray MM, Lantz G, Gonzalez S, Spinelli L, Grave de Peralta R. "EEG source imaging," *Clinical Neurophysiology*, 2004;115(10):2195-2222, doi: <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2004.06.001>.
  - [43] Pascual-Marqui RD. "Standardized low-resolution brain electromagnetic tomography (sLORETA): technical details," *Methods Find Exp Clin Pharmacol*, 2002;24:5-12.
  - [44] Pascual-Marqui RD, Esslen M, Kochi K, Lehmann D. "Functional imaging with low-resolution brain electromagnetic tomography (LORETA): a review," *Methods and Findings in Experimental and Clinical Pharmacology*, 2002;24:91-95.
  - [45] Picton TW. "The P300 wave of the human event-related



- potential,” *Journal of Clinical Neurophysiology*, 1992;9(4): 456-479.
- [46] Sutton S, Braren M, Zubin J, John E. “Evoked-potential correlates of stimulus uncertainty,” *Science*, 1965;150(3700): 1187-1188.
- [47] Ruchkin D, Sutton S. “Emitted P300 potentials and temporal uncertainty,” *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 1978;45(2):268-277.
- [48] Wilson GF, Hankins T. “Eeg and subjective measures of private pilot workload,” *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society Annual Meeting*, 1994;38(19):1322-1325, doi: 10.1177/154193129403801916.
- [49] Matthews G, Reinerman-Jones L, Abich J, Kustubayeva A. “Metrics for individual differences in EEG response to cognitive workload: Optimizing performance prediction,” *Personality and Individual Differences*, 2017;118:22-28, doi: <https://doi.org/10.1016/j.paid.2017.03.002>.
- [50] Aminoff EM, Kveraga K, Bar M. “The role of the parahippocampal cortex in cognition,” (in eng), *Trends Cogn Sci*, 2013;17(8):379-390, doi: 10.1016/j.tics.2013.06.009.
- [51] Arsalidou M, Pascual-Leone J, Johnson J, Morris D, Taylor MJ. “A balancing act of the brain: Activations and deactivations driven by cognitive load,” *Brain and Behavior*, 2013;3(3): 273-285.
- [52] Sammer G. *et al.*, “Relationship between regional hemodynamic activity and simultaneously recorded EEG-theta associated with mental arithmetic-induced workload,” *Human Brain Mapping*, 2007;28(8):793-803.
- [53] Yi D-J, Chun MM. “Attentional modulation of learning-related repetition attenuation effects in human parahippocampal cortex,” *Journal of Neuroscience*, 2005;25(14):3593-3600.