

# 이중 주파수 tACS를 이용한 안정상태 시각 유발 전위 반응 향상

김정희<sup>1</sup> · 김상수<sup>1</sup> · 정영진<sup>1,2,3\*</sup> · 김도원<sup>1,2,3\*</sup>

<sup>1</sup>전남대학교 바이오메디컬공학협동과정, <sup>2</sup>전남대학교 헬스케어메디컬공학부,

<sup>3</sup>전남대학교 헬스케어의공학연구소

## Enhancing Multiple Steady-State Visual Evoked Potential Responses Using Dual-frequency tACS

Jeonghui Kim<sup>1</sup>, Sang-Su Kim<sup>1</sup>, Young-Jin Jung<sup>1,2,3\*</sup> and Do-Won Kim<sup>1,2,3\*</sup>

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

<sup>2</sup>School of Healthcare and Biomedical Engineering, Chonnam National University

<sup>3</sup>Research Center for Healthcare-Biomedical Engineering, Chonnam National University

(Manuscript received 12 April 2024 ; revised 24 April 2024 ; accepted 24 April 2024)

**Abstract:** Steady-state visual evoked potential-based brain-computer interface (SSVEP-BCI) is one of the promising systems that can serve as an alternative input device due to its stable and fast performance. However, one of the major bottlenecks is that some individuals exhibit no or very low SSVEP responses to flickering stimulation, known as SSVEP illiteracy, resulting in low performance on SSVEP-BCIs. However, a lengthy duration is required to enhance multiple SSVEP responses using traditional single-frequency transcranial alternating current stimulation (tACS). This research proposes a novel approach using dual-frequency tACS (df-tACS) to potentially enhance SSVEP by targeting the two frequencies with the lowest signal-to-noise ratio (SNR) for each participant. Seven participants (five males, average age: 24.42) were exposed to flickering checkerboard stimuli at six frequencies to determine the weakest SNR frequencies. These frequencies were then simultaneously stimulated using df-tACS for 20 minutes, and the experiment was repeated to evaluate changes in SSVEP responses. The results showed that df-tACS effectively enhances the SNR at each targeted frequency, suggesting it can selectively improve target frequency responses. The study supports df-tACS as a more efficient solution for SSVEP illiteracy, proposing further exploration into multi-frequency tACS that could stimulate more than two frequencies, thereby expanding the potential of SSVEP-BCIs.

**Key words:** Steady-state visual evoked potential (SSVEP), Dual-frequency tACS (df-tACS), Signal-to-noise ratio (SNR), Brain-computer interface (BCI)

## I. 서 론

\*Corresponding Author : Young-Jin Jung

Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University, 50 Daehak-ro, Yeosu, Republic of Korea

Tel: +82-61-659-7366

E-mail: yj@jnu.ac.kr

\*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

본 연구는 2023년도 식품의약품안전처의 재원으로 식의약 안전기술 연구개발 사업(RS-2023-00215716)과 2023년도 전라남도 재원으로 전남인재평생교육진흥원 지원을 받아 수행됨.

뇌-컴퓨터 인터페이스(brain-computer interface, BCI)는 뇌에서 발생하는 신경생리학적 신호를 측정 및 분석하여 사람의 의도를 분석하고 이를 컴퓨터 등의 외부기기를 직접 제어하거나 통신할 수 있게 하는 기술이다[1,2]. BCI는 뇌에서 발생하는 신호를 직접적으로 외부 장치에 전달하기 때문에, 일반적인 의사소통에 사용되는 말초신경계 및 근육 없이 의사의 전달이 가능하다[3,4]. 이러한 특징 덕분에 처음에는 전신마비 등의 환자들이 일반적인 의사소통 방식을 사용하기

어려울 때 도움을 주기 위해 개발되었으나, 최근 휴대용 뇌파 기기의 보급 및 건식 전극을 활용한 BCI 전용 기기들의 보급이 가속화되며[5] 일상생활이나 가상현실에서 보조적인 입력 수단으로도 활용될 수 있을 것으로 전망된다.

BCI는 사용자의 의도를 읽어내는 것이 중요하며, 이를 위한 방법은 크게 자극 기반 BCI와 비자극 기반 BCI로 구분된다[6,7]. 대다수의 연구들은 사용자가 제시되는 자극에 대한 선택적 집중을 하는 동안 발생하는 뇌신경생리학적 신호를 구분하여 사용자의 의도를 파악하는 자극 기반의 BCI에 초점을 맞추고 있다. 이때 사용되는 자극은 서로 구별할 수 있는 성질을 가진 시각적, 청각적 혹은 촉각적 자극이며, 그중에서도 반복적인 시각적 자극을 통해 유도되는 안정상태시각 유발전위(steady-state visual evoked potential, SSVEP)가 대다수의 연구를 차지하고 있다[8-14].

SSVEP는 일정한 주파수로 점멸하는 자극을 바라보고 있는 동안 사용자의 시각 피질에서 시각 자극의 점멸 주파수와 동일한 주파수로 뇌파가 동기화되는 나타나는 반응을 말한다. SSVEP 기반의 BCI는 서로 다른 주파수로 점멸하는 자극을 동시에 보여줄 때, 사용자가 목표 자극을 응시함으로써 해당 주파수의 뇌파를 유발하고, 이를 감지하여 해당 자극과 사전에 대응되어 있는 명령어를 외부기기에 전달하는 방식으로 작동한다[15].

SSVEP 기반의 BCI는 사전에 BCI 사용을 위한 훈련이 거의 필요 없거나 매우 적으며, 다른 방법들에 비하여 반응의 신호-대-잡음비(signal-to-noise ratio, SNR)가 우수하고, 높은 정보 전송률(information transfer rate, ITR)을 가진다. 또한 복잡한 신호처리 방법이 없이도 간단하게 구현할 수 있고 사용자가 부착해야 하는 전극의 개수도 다른 방법들에 비해 상대적으로 적어 일반인이 일상생활에서 사용하기에 가장 거부감이 적으면서 성능이 우수한 BCI 방식으로 평가 받고 있다[16].

위와 같은 다양한 장점으로 인하여 SSVEP 기반의 BCI는 BCI 분야에서 가장 많은 연구가 이루어지고 있는 분야이기도 하나, 일반인이 일상생활에서 활용하기에는 다양한 장벽이 있다. 가장 큰 이유 중 하나는 'SSVEP 문맹(illiteracy)' 때문이다[17,18]. SSVEP 문맹은 특정 주파수로 깜박이는 빛에 대해 뇌 반응이 미약하거나 전혀 나타나지 않는 현상을 말하며, 전체 인구의 약 20~30%의 사람들이 해당한다고 보고되고 있다[19]. SSVEP 문맹은 점멸하는 주파수 전체에 대한 반응이 없을 때도 있으나, 특정 주파수에만 반응을 보이지 않는 경우도 있어, 상용화된 SSVEP 기반 BCI의 보편적 활용 가능성을 제한하고 있다.

연구자들은 이러한 제한에도 불구하고 SSVEP 기반의 BCI의 보편적인 사용을 위한 다양한 해결책을 제시하였다. Gemblar 등의 연구에서는 사용자에게 따라 SSVEP-BCI 매개

변수를 최적화할 수 있는 SSVEP-BCI wizard를 개발함으로써 ITR 향상 및 SSVEP 문해율을 향상시킬 수 있다고 보고하였다[20]. 또한, Wang 등의 연구에서는 연구에서는 사건관련전위(event-related potential, ERP)와 SSVEP를 결합 하이브리드 패러다임을 제시함으로써 분류 정확도 향상을 보고하였다[21].

이와 같은 접근법들은 SSVEP 문맹 현상을 직접적으로 해결하기보다는 시각 자극 방식의 변화를 통한 간접적 대응 또는 하이브리드 BCI를 통해 대체적인 BCI 접근 방식을 제공함으로써 이 문제에 접근한다. 그러나, 근본적으로 미약한 SSVEP 반응을 직접적으로 향상시키는 구체적인 방안이 제시되지 않았다.

최근, 비침습적 신경 조절 방법인 경두개전기자극(transcranial electric stimulation, tES)이 SSVEP 문맹 문제의 해결책으로 제시되었다[22]. tES는 두피 표면에 부착된 전극을 통해 뇌에 1~2 mA의 전류를 인가하여 뉴런들의 안정막전위를 조절함으로써 뉴런의 활동을 억제하거나 증진하는 기술이다[23]. tES는 전류 인가 방식에 따라 직류를 인가하는 경두개직류자극(transcranial direct current stimulation, tDCS)과 교류를 인가하는 경두개교류자극(transcranial alternating current stimulation, tACS)으로 구분된다[24,25].

이 중 Liu 등의 연구는 SSVEP 자극과 동일한 주파수로 tACS를 자극하며 SSVEP 반응을 향상할 수 있는지에 대한 연구를 실시하였다[26]. 선례 연구에서는 정수리와 후두엽에 부착된 전극을 통하여 10 Hz의 tACS를 인가하였을 때, 해당 자극 주파수에 대한 SSVEP 반응이 강화되는 것이 확인되었다. 이러한 연구 결과는 tES가 SSVEP 문맹의 근본적인 원인인 뇌 반응을 직접 조절할 수 있는 가능성을 나타낸다.

하지만 tACS 자극은 단일 주파수에 대하여 일반적으로 20분 가량의 시간이 소요되는 만큼, SSVEP 기반 BCI를 사용하기 위한 반응을 한 개 이상 향상해야 하는 경우 더 많은 시간이 필요하다는 단점이 존재한다. 또한 tACS의 자극 효과가 짧게는 5분부터 70분까지 보고되고 있는 만큼[26,27], 여러 개 주파수에 대하여 순차적으로 자극을 하여도 실제 BCI를 사용하는 단계에서는 그 효과가 유지되지 않을 수도 있다. 따라서 SSVEP-BCI 시스템이 제공하는 자극 주파수 중 여러 주파수에 대하여 illiteracy를 보이는 사용자가 동일한 시간을 활용해 tACS로 반응을 향상시킬 수 있다면 SSVEP-BCI의 범용성을 확장할 수 있을 것으로 기대된다.

따라서, 본 연구에서는 SSVEP 문맹 현상 극복을 위한 새로운 접근법으로 이중 주파수 경두개교류자극(dual-frequency tACS, df-tACS)을 제안한다. 같은 자극시간 동안 한 가지 주파수에 대한 SSVEP 반응을 향상할 수 있었던 기존 방식에서 나아가 동일한 자극 시간에 두 가지 주파수를 향

상할 수 있는 방법에 대한 방법을 제시함으로써 SSVEP 반응이 상대적으로 약한 주파수들에 대하여 동시적인 개선 가능성을 탐색하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 실험 참가자

본 연구는 총 7명의 참가자(남성 5명, 여성 2명; 나이:  $24.42 \pm 2.19$ )을 모집하였다. 모든 피험자들은 실험에 영향을 미칠 수 있는 신체적 또는 정신적 질환이 없는 사람들로 선발하였으며, 특히 광과민성 발작 혹은 뇌전증에 대한 과거력이 있는 피험자들은 선발에서 제외하였다. 참가자들은 실험 하루 전부터 강도 높은 운동과 음주를 자제하고 최소 6시간 이상 수면을 취하도록 하였으며, 실험 당일에는 실험 시작 2시간 전부터 카페인 섭취와 흡연을 금지하도록 안내하였다. 본 연구는 임상시험연구계획서에 대한 전남대학교 생명윤리심의위원회(Institutional Review Board : IRB, No.1040198-210708-HR-103-03)의 승인을 받았으며, 모든 실험 참가자는 실험에 관한 설명을 들은 후 실험 전 동의서를 작성한 실험 참가자에 한해 실험이 수행되었다.

### 2. 경두개교류자극(transcranial alternating current stimulation, tACS)

경두개교류자극을 인가하기 위하여 Startstim R32 (Neuroelectronics, Barcelona, Spain)를 사용하였다. 일반적인 tACS 자극의 경우 인가되는 교류파형이 단일 주파수를 가지는 정현파를 사용하는 것이 일반적이거나, 본 연구에서는 서로 다른 두 개의 주파수를 동시에 인가하기 위하여 두 개의 정현파를 중첩 시킨 파형을 사용하였다. 인가되는 자극 전류  $s(t)$ 는

$$s(t) = \sin(2\pi f_1 t) + \sin(2\pi f_2 t)$$

와 같이 계산하였으며,  $f_1$ 과  $f_2$ 는 서로 다른 자극 주파수,  $t$ 는 시간을 나타낸다. 새로운 파형을 인가 시에는 순간 최대 전류 값이 2 mA가 넘지 않도록 제한하였다.

tACS 자극을 위한 전극은 PISTIM (Ag/AgCl,  $3.14 \text{ cm}^2$ )이 사용되었으며, 전극과 두피 사이의 저항을 줄이기 위해 전도성 젤을 사용하였다. 시각피질의 효과적인 자극을 위하여 선례연구를 참조하여 자극 전극을 Oz와 Cz 위치로 설정하였다 [28,29].

### 3. 실험 절차 및 뇌파 측정

실험 참가자들은 240 Hz 주사율(refresh rate)의 LCD 모니터로부터 30 cm 떨어진 곳에 마련된 의자에 앉아, 뇌파 측정 및 tACS 자극 중에는 모니터 화면을 응시하도록 하였다. 이 과정에서 실험 참가자의 안구 운동이나 몸의 움직임이 실험 데이터에 잡음으로 기록될 수 있다는 점을 고려하여 최대한 움직이지 않도록 지시하였다.

그림 1은 실험의 전체 진행 과정을 나타내며, 전체 실험에 소요된 시간은 약 40분이었다. 먼저, 참가자들은 눈을 감은 상태에서 1분 동안 안정 상태의 뇌파를 측정하였다. 이후에는 참가자들의 SSVEP 반응을 확인하기 위하여 화면 중앙에 제시되는 체커보드 자극을 응시하도록 하였다. 체커보드 자극은 총 6가지 주파수(5.3, 6.7, 7.5, 8.9, 10, 12.6 Hz)가 사용되었으며, 자극의 길이는 5초로 제시되었다. 각 자극은 주파수별로 10번씩 무작위 순서로 제시되었으며, 자극 간 간격은 2초로 설정하였다.

위 실험에서 측정된 SSVEP 반응을 바탕으로 각 개인별 SSVEP 반응의 SNR이 가장 낮은 주파수를 2개 선정하고 이를 식 (1)을 기반으로 tACS 자극 파형을 생성하였다. 생성된 tACS 자극은 피험자에게 20분 동안 인가하였으며 자극이 주어지는 동안 화면에서 제시되는 fixation cross를 응시하도록 지시하였다. 자극이 모두 끝난 후에는 자극으로 인한 SSVEP의 변화를 확인하기 위하여 자극 전과 동일한 방법으로 각 주파수별 SSVEP 반응을 확인하는 실험을 수행한 후, 1분간 눈을 감고 안정상태 뇌파를 측정하였다.

뇌파 신호는 Startstim R32 (Neuroelectronics, Barcelona, Spain)으로 측정하였다. 국제 10-20 전극 배치법(international 10-20 system)을 따라 전체 32개의 전극 위치(Fp1, Fp2, F7,

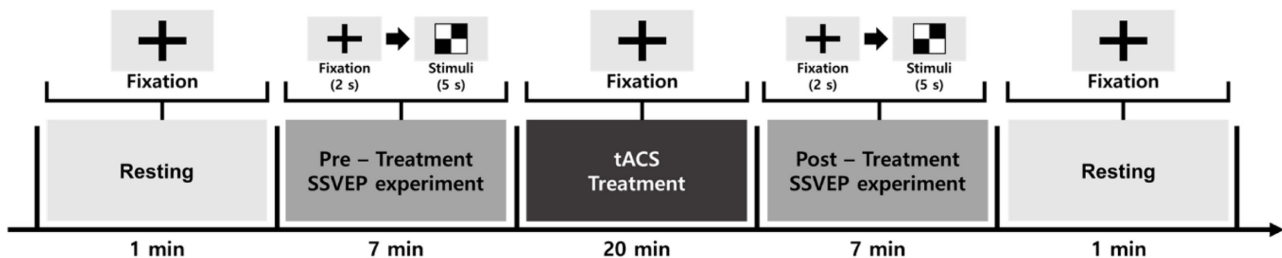


그림 1. 전체적인 실험 과정에 대한 모식도

Fig. 1. The overall procedure of the experiment

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)에 전극을 부착하였으며, 데이터 획득을 위한 샘플링 주파수는 500 Hz로 설정하였다.

4. 뇌파 전처리 및 분석

측정한 뇌파 데이터는 먼저 1 Hz~50 Hz 대역통과필터 (bandpass filter)를 적용하여 저주파 및 고주파 성분을 제거 하였다. 잡음이 제거된 신호는 시각 자극 제시 시점을 기준으로 0 s~5 s 구간을 추출(epoching)하였다. 본 연구에서는 시각 피질이 위치한 후두엽 3개의 채널(O1, Oz, O2) 데이터만을 분석에 활용했다. 전처리를 위한 모든 분석은 MATLAB R2020b(Mathworks, MA, USA)를 사용하였다.

경두개교류자극이 SSVEP에 미치는 영향을 확인하기 위해 피험자마다 각 자극 주파수에 대한 absolute power와 SNR을 계산하였다. Absolute power는 고속푸리에변환(fast Fourier transform, FFT)을 통하여 각 채널과 epoch 별로 주파수 스펙트럼을 구하고, 주어진 시각 자극의 주파수 크기를 추출하였다. 이후, 채널의 결과를 평균하여 각 피험자마다 자극 주파수 별로 6개의 평균 absolute power를 획득하였다. SNR은 스펙트럼에서 자극 주파수의 power를 자극 주파수 ± 0.5 Hz power의 평균으로 계산하였으며, absolute power와 동일하게 자극 주파수 별로 계산하여 채널에 대하여 평균하였다.

5. 통계 분석

본 연구에서는 실험 참가자들의 경두개교류자극 전후로 자극 주파수에 대한 SSVEP 반응의 absolute power 및 SNR이 통계적으로 유의미한 차이를 보이는지 조사하였다. 이를 위해 자극 전후의 absolute power 및 SNR의 차이를 각각 repeated measured ANOVA를 이용하여 유의미한 교호작용에 대하여 탐색하였으며, 유의미한 차이가 발생하는 조

표 1. 실험 참가자별 SSVEP 반응의 SNR이 가장 낮은 두 개의 주파수 목록

Table 1. List of the two frequencies with the lowest SNR of SSVEP response of each participant

Subjects	Frequency (Hz)	
	Lowest ( $f_{stim1}$ )	2 <sup>nd</sup> lowest ( $f_{stim2}$ )
D01	12.6	5.3
D02	6.6	5.3
D03	8.9	7.5
D04	10.0	8.9
D05	5.3	12.6
D06	5.3	8.9
D07	12.6	10.0

건에 대해서는 비모수적 통계방법인 Wilcoxon signed-rank test를 이용하여 사후 분석을 수행하였다. 모든 통계적인 검정은 SPSS23.0(SPSS Inc., Chicago, IL, USA)을 이용하여 수행되었다.

III. 연구 결과

표 1은 피험자별 SSVEP 반응이 가장 낮은 주파수( $f_{stim1}$ )와 두 번째로 낮은 주파수( $f_{stim2}$ )를 나타내며, SSVEP 반응이 가장 낮은 두 개 주파수의 순서가 동일한 피험자는 없었다.

표 2는 실험 참가자들이 경두개교류자극을 인가 받기 전 (pre-tACS)과 인가 받은 후(post-tACS)의 모든 피험자에 대한 absolute power 및 SNR값의 평균을 나타낸다. SSVEP 반응의 SNR 수치는 자극 시점(pre vs post)와 자극 조건( $f_{stim1}$  vs  $f_{stim2}$  vs  $f_{non-stim}$ )에 대한 유의미한 주 효과를 보였으며 (자극 시점:  $p < 0.001$ , 자극 조건:  $p = 0.005$ ), 자극 시점\*자극 조건에 대한 유의미한 교호작용도 발견되었다( $p < 0.002$ )[그림 2(a)].

표 2. 경두개교류자극을 인가받기 전(pre-tACS)과 인가받은 후(post-tACS) SSVEP 반응의 SNR과 absolute power의 평균

Table 2. Average values of SNR and absolute power before (pre-tACS) and after (post-tACS) applying transcranial alternating current stimulation

	Pre-tACS	Post-tACS	<i>p</i>
<b>Signal-to-Noise Ratio</b>			$< 0.001^\dagger$
Lowest ( $f_{stim1}$ )	0.818 ± 0.057	1.071 ± 0.069	0.018
2 <sup>nd</sup> lowest ( $f_{stim2}$ )	0.901 ± 0.076	1.073 ± 0.091	0.018
Non-stim ( $f_{non-stim}$ )	1.141 ± 0.076	1.041 ± 0.022	0.018
<b>Absolute Power</b>			0.047 <sup>†</sup>
Lowest ( $f_{stim1}$ )	0.196 ± 0.071	0.165 ± 0.073	-
2 <sup>nd</sup> lowest ( $f_{stim2}$ )	0.196 ± 0.070	0.168 ± 0.070	-
Non-stim ( $f_{non-stim}$ )	0.269 ± 0.134	0.146 ± 0.021	-

<sup>†</sup>Statistical results of period \*Condition interaction

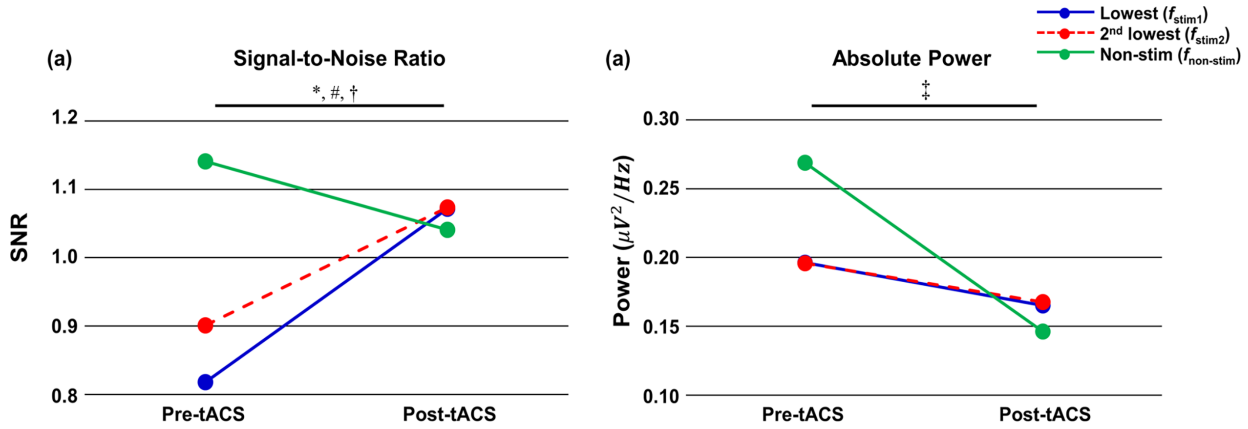


그림 2. tACS 각 자극 조건에 따른 (a) SNR과 (b) absolute power의 변화. tACS 인가 이전에 SNR 반응은 세 조건(가장 반응이 낮은 주파수, 두번째로 낮은 주파수, 미인가 주파수)에 대한 전후의 차이가 존재하였으나(\*:  $f_{stim1}$ 에 대한 사후분석  $p < 0.05$ ; #:  $f_{stim2}$ 에 대한 사후분석  $p < 0.05$ ; †:  $f_{non-stim}$ 에 대한 사후 분석  $p < 0.05$ ), absolute power는 자극시점과 자극 조건의 유의미한 교호작용만 발견되었으나 사후분석에서 조건간 유의미한 차이를 발견할 수 없었음(‡: 자극 시점 \* 자극 조건의 교호작용  $p < 0.05$ )

Fig. 2. Changes in (a) SNR and (b) absolute power according to each tACS stimulation condition. Before the application of tACS, there were differences in SNR responses among three conditions (the frequency with the lowest response, the second lowest frequency, and the non-applied frequency) (\*: post-hoc analysis for  $f_{stim1}$   $p < 0.05$ ; #: post-hoc analysis for  $f_{stim2}$   $p < 0.05$ ; †: post-hoc analysis for  $f_{non-stim}$   $p < 0.05$ ). However, although a significant interaction between stimulation timing and stimulation condition was found in absolute power (‡: interaction in stimulation timing \* stimulation condition  $p < 0.05$ ), no significant differences were found between conditions in the post-hoc analysis

사후분석을 통하여 각 자극 조건별로 tACS 자극 전후의 SNR 차이를 검정한 결과, SNR의 반응이 가장 낮은 주파수는 tACS 자극 전( $0.818 \pm 0.057$ )에 비하여 자극 후( $1.071 \pm 0.069$ )에 유의미한 SNR의 증가( $p = 0.018$ )를 보였으며, 두번째로 SNR 반응이 낮았던 주파수 역시 tACS 자극 전( $0.901 \pm 0.076$ )에 비하여 자극 후( $1.073 \pm 0.091$ ) 유의미한 SNR의 증가( $p=0.018$ )를 확인하였다. 하지만 tACS 자극을 하지 않은 비자극 주파수들의 경우 평균 SNR은 자극 전과 후의 유의미한 감소를 확인할 수 있었다(pre:  $1.141 \pm 0.076$ , post:  $1.041 \pm 0.022$ ,  $p = 0.018$ ).

tACS 자극 시점 별로 대하여 각 자극 조건에 대하여 사후 분석을 실시한 결과, tACS 자극 전에는 세 자극 조건 사이의 SNR에 유의미한 차이가 발견되었으나(Friedman test,  $\chi^2(2) = 14.00$ ,  $p = 0.001$ ), 이후 각 자극 쌍별로 실시한 사후 검정에서 차이가 발견되지 않았으며( $p > 0.05$ ), tACS 자극 후에는 각 자극 조건 사이에 유의미한 차이가 발견되지 않았다( $p = 0.867$ ).

SSVEP 반응에 대한 absolute power는 자극 시점과 자극 방식에 대한 유의미한 주효과는 관찰되지 않았으나(자극 시점 주 효과:  $p = 0.109$ , 자극 조건 주 효과:  $0.663$ ) 자극 시점\* 자극 조건의 유의미한 교호작용( $p = 0.047$ )이 확인되었다. 따라서 유의미한 교호작용에 대한 사후 분석을 실시하였으나, 모든 조건에서 유의미한 차이는 발견되지 않았다( $p > 0.05$ ) [그림 2(b)].

#### IV. 고찰 및 결론

본 연구는 서로 다른 두 주파수를 가지는 파형을 중첩하여 tACS의 자극 파형으로 이용하는 개인 맞춤형 이중 주파수 tACS(df-tACS)를 제안하였다. 단일 주파수에 대한 자극이 가능한 기존 tACS와 비교하여 같은 시간 동안 서로 다른 두 개의 주파수에 대한 자극을 실시한 결과, tACS 자극 전 낮은 SNR 반응을 보이는 주파수에 대하여 absolute power는 전후의 차이는 큰 변화가 관찰되지 않았으나, 자극하는 주파수의 SNR은 크게 향상된 것을 관찰하였다. 이는 단일 주파수 자극 중심의 방식에서 벗어나 다양한 주파수를 동시에 자극할 수 있는 새로운 시도이다.

tACS가 SSVEP에 미치는 영향을 보고한 선례 연구들은 많지 않으나, 본 연구의 결과는 이전 연구에서 보고된 SSVEP 반응 개선과 일부 일치하는 결과를 보인다. Liu 등의 연구에서는 피험자들에게 10 Hz tACS 자극 전후로 10 Hz의 시각 자극을 응시하게 하여 SSVEP 반응의 absolute power와 SNR가 모두 증가함을 보고하였다[26]. 본 연구의 결과 역시 자극이 주어지는 주파수들은 SSVEP 반응의 SNR이 크게 향상되었으나, absolute power에서는 유의미한 변화가 관찰되지 않았다.

SSVEP 반응의 SNR 향상은 SSVEP 반응이 없거나 낮은 SSVEP 문맹인 사람들에게 직접적으로 BCI의 성능 향상을 가지고 올 수 있을 것으로 기대된다. 많은 SSVEP 기반 BCI 연구들은 SSVEP의 power나 SNR 등을 주요 지표로 사용

하고[30-32] 있는 만큼 SNR의 향상은 분류 정확도와 밀접한 관계를 가지고 있으며, 이는 BCI 성능의 주요 지표인 정보전달율(information transfer rate, ITR) 개선될 것으로 보인다. 본 연구는 특히 이전 tDCS 자극이 SSVEP에 미치는 영향을 보고한 선행연구와 동일하게 자극 전 SSVEP 반응의 SNR이 낮은 SSVEP 주파수에 효과적이라는 결과와 일치한다[33]. 물론 SNR이 높은 주파수에 대한 tACS 자극은 주어지지 않았기 때문에 tACS가 높은 SNR 반응을 가지는 주파수에 대한 효과는 미지수지만, 선행 연구에서 보고한 바와 같이 낮은 SNR을 가지는 주파수에 대한 SNR의 개선 효과를 입증할 수 있었다. 이는 tACS가 SSVEP 반응이 낮거나 없는 피험자들의 SSVEP 기반의 BCI 사용성을 강화할 수 있을 것으로 예상되며, 특히 본 연구에서 제시하는 같은 시간 동안 두 가지 주파수의 반응을 동시에 개선할 수 있는 이중 주파수 tACS 자극이 효과적일 것으로 생각된다.

SSVEP 자극에 대한 absolute power의 경우 선행 연구와는 다르게 본 연구에서는 tACS의 자극에 absolute power의 향상을 발견할 수 없었다[26,34,35]. 이러한 상반된 결과는 이중 주파수 자극으로 인한 것인지에 대한 후속 연구들이 필요하나, 피험자의 피로도 등의 기저 상태나 실험 조건이 주는 영향을 배제할 수 없다[36-39]. 특히 사후 분석에서 유의하지 않았지만 SSVEP 반응의 absolute power는 자극 전후와 조건에 대한 유의미한 교호작용이 발견되었고 이는 비자극 주파수들의 absolute power의 감소로 인한 것으로 보이는 만큼, 피험자들의 피로도의 증가로 SSVEP 반응이 전후로 크게 감소하였지만, 이중 주파수 tACS로 자극하는 주파수는 반응의 감소가 적었던 것으로 생각할 수 있다.

본 연구는 tACS가 동시에 선택적으로 두 가지 주파수를 대상으로 미치는 경향을 확인하였으나, 다음과 같은 개선이 필요하다. 먼저 추가적인 피험자 모집을 통하여 통계적 검정력의 확보가 필요하다. 이는 absolute power가 사전연구와 다른 경향을 보이는 점이나, 사후분석에서 유의미한 차이를 발견하지 못한 점에 대한 설명을 보완할 수 있을 것으로 보인다. 또한 tACS으로 인한 SSVEP 반응의 SNR 개선이 어느 정도 지속되는지, 완전히 반응이 없는 주파수에 대해서도 반응 향상을 확인할 수 있는지에 대한 연구를 추가적으로 진행할 필요가 있다.

본 연구는 동시에 두 가지 주파수 자극을 할 수 있는 이중 주파수 tACS를 제안하였으며, 이로 인하여 SSVEP 반응의 SNR을 크게 향상 수 있음을 확인하였다. 이 방법은 자극의 개선이나 분류기의 개선을 통하여 SSVEP 문맹을 비간접적으로 해결하려고 한 방법에 비하여 뉴런들의 반응을 향상할 수 있는 직접적인 방법으로 의미가 있다. 또한 대부분의 선행 연구들이 단일 주파수 자극에 집중하였던 반면, 본 연구는 각 참가자에게 SNR이 가장 낮은 두 가지 주파수를 대상으로

동시에 자극을 적용하여서 SSVEP 문맹을 극복할 수 있음을 제시하였고, 향후 SSVEP 기반 BCI의 대중화에 사용될 수 있을 것으로 생각된다.

## References

- [1] Wolpaw JR, Birbaumer N, McFarland DJ, Pfurtscheller G, Vaughan TM. Brain-computer interfaces for communication and control. *Clin Neurophysiol*, 2002;113(6):767-791.
- [2] Im CH. "Introduction to EEG-Based Brain-Computer Interface (BCI) Technology. *J Biomed Eng Res*, 2010;31(1):1-13.
- [3] Collinger JL, Wodlinger B, Downey JE, Wang W, Tyler-Kabara EC, Weber DJ, McMorland AJ, Velliste M, Boninger ML, Schwartz AB. High-performance neuroprosthetic control by an individual with tetraplegia. *The Lancet*, 2013; 381(9866):557-564.
- [4] Nijboer F, Sellers EW, Mellinger J, Jordan MA, Matuz T, Furdea A, Halder S, Mochty U, Krusienski D, Vaughan T. A P300-based brain-computer interface for people with amyotrophic lateral sclerosis. *Clin Neurophysiol*, 2008;119(8): 1909-1916.
- [5] <https://www.biopac.com/events/cognixion-wearable-bci/> Accessed on 1 Mar 2024.
- [6] Hwang H-J, Kim S, Choi S, Im C-H. EEG-based brain-computer interfaces: a thorough literature survey. *Int J Hum Comput*, 2013;29(12):814-826.
- [7] Ramadan RA, Vasilakos AV. Brain computer interface: control signals review. *Neurocomputing*, 2017;223:26-44.
- [8] Nijboer F, Furdea A, Gunst I, Mellinger J, McFarland DJ, Birbaumer N, Kübler A. An auditory brain-computer interface (BCI). *J Neurosci Methods*, 2008;167(1):43-50.
- [9] Kim D-W, Lee J-C, Park Y-M, Kim I-Y, Im C-H. Auditory brain-computer interfaces (BCIs) and their practical applications. *Biomed Eng Lett*, 2012;2:13-17.
- [10] Brouwer A-M, Van Erp JB. A tactile P300 brain-computer interface. *Front Neurol*, 2010;4:1440.
- [11] Herweg A, Gutzeit J, Kleih S, Kübler A. Wheelchair control by elderly participants in a virtual environment with a brain-computer interface (BCI) and tactile stimulation. *Biol Psychol*, 2016;121:117-124.
- [12] Diez PF, Mut VA, Avila Perona EM, Laciari Leber E. Asynchronous BCI control using high-frequency SSVEP. *J Neuroeng Rehabil*, 2011;8:1-9.
- [13] Müller-Putz GR, Scherer R, Brauneis C, Pfurtscheller G. Steady-state visual evoked potential (SSVEP)-based communication: impact of harmonic frequency components. *J Neural Eng*, 2005;2(4):123-130.
- [14] Wu Z, Lai Y, Xia Y, Wu D, Yao D. Stimulator selection in SSVEP-based BCI. *Med Eng Phys*, 2008;30(8):1079-1088.
- [15] Norcia AM, Appelbaum LG, Ales JM, Cottareau BR, Rossion B. The steady-state visual evoked potential in vision research: A review. *J Vis*, 2015;15(6):1-46.
- [16] Vialatte F-B, Maurice M, Dauwels J, Cichocki A. Steady-state visually evoked potentials: focus on essential paradigms and future perspectives. *Prog Neurobiol*, 2010;90(4):418-438.
- [17] Edlinger G, Allison BZ, Guger C. How many people can use a BCI system? In: Kansaku K, Cohen LG, Birbaumer N. *Clinical Systems Neuroscience*, Tokyo:Springer Tokyo, 2015;33-

- 66.
- [18] Allison BZ, Neuper C. Could anyone use a BCI? In: Tan DS, Nijholt A. *Brain-computer interfaces: Applying our Minds to Human-Computer Interaction*, London:Springer London, 2010;35-54.
- [19] Volosyak I, Valbuena D, Luth T, Malechka T,Graser A. BCI demographics II: How many (and what kinds of) people can use a high-frequency SSVEP BCI? *IEEE Trans Neural Syst Rehab Eng*, 2011;19(3):232-239.
- [20] Gembler F, Stawicki P,Volosyak I. Autonomous parameter adjustment for SSVEP-based BCIs with a novel BCI wizard. *Front Neurosci*, 2015;9:155623.
- [21] Wang M, Daly I, Allison BZ, Jin J, Zhang Y, Chen L,Wang X. A new hybrid BCI paradigm based on P300 and SSVEP. *J Neurosci Methods*, 2015;244:16-25.
- [22] Zhang S, Gao X, Cui H,Chen X. Transcranial direct current stimulation-based neuromodulation improves the performance of brain-computer interfaces based on steady-state visual evoked potential. *IEEE Trans Neural Syst Rehab Eng*, 2023;31:1364-1373.
- [23] Reed T,Cohen Kadosh R. Transcranial electrical stimulation (tES) mechanisms and its effects on cortical excitability and connectivity. *J Inherited Metab Dis*, 2018;41:1123-1130.
- [24] Fertonani A,Miniussi C. Transcranial electrical stimulation: what we know and do not know about mechanisms. *Neuroscientist*, 2017;23(2):109-123.
- [25] Yavari F, Jamil A, Samani MM, Vidor LP,Nitsche MA. Basic and functional effects of transcranial Electrical Stimulation (tES)—An introduction. *Neurosci Biobehav Rev*, 2018;85: 81-92.
- [26] Liu B, Yan X, Chen X, Wang Y,Gao X. tACS facilitates flickering driving by boosting steady-state visual evoked potentials. *J Neural Eng*, 2021;18(6):066042.
- [27] Kasten FH, Dowsett J,Herrmann CS. Sustained aftereffect of  $\alpha$ -tACS lasts up to 70 min after stimulation. *Front Hum Neurosci*, 2016;10:245.
- [28] Neuling T, Wagner S, Wolters CH, Zaehle T,Herrmann CS. Finite-element model predicts current density distribution for clinical applications of tDCS and tACS. *Front Psychiatry*, 2012;3:25619.
- [29] Antal A, Kincses TZ, Nitsche MA, Bartfai O,Paulus W. Excitability changes induced in the human primary visual cortex by transcranial direct current stimulation: direct electrophysiological evidence. *Invest Ophthalmol Vis Sci*, 2004;45(2):702-707.
- [30] Lin J, Liang L, Han X, Yang C, Chen X,Gao X. Cross-target transfer algorithm based on the volterra model of SSVEP-BCI. *Tsinghua Sci Technol*, 2021;26(4):505-522.
- [31] Chen X, Liu B, Wang Y,Gao X. A spectrally-dense encoding method for designing a high-speed SSVEP-BCI with 120 stimuli. *IEEE T Neur Sys Reh*, 2022;30:2764-2772.
- [32] Na R, Hu C, Sun Y, Wang S, Zhang S, Han M, Yin W, Zhang J, Chen X,Zheng D. An embedded lightweight SSVEP-BCI electric wheelchair with hybrid stimulator. *Digit Signal Process*, 2021;116:103101.
- [33] Kim D-W, Kim E, Lee C,Im C-H. Can anodal transcranial direct current stimulation increase steady-state visual evoked potential responses? *J Korean Med Sci*, 2019;34(43):e285.
- [34] Neuling T, Rach S,Herrmann CS. Orchestrating neuronal networks: sustained after-effects of transcranial alternating current stimulation depend upon brain states. *Front Hum Neurosci*, 2013;7:161.
- [35] Vosskuhl J, Huster RJ,Herrmann CS. Increase in short-term memory capacity induced by down-regulating individual theta frequency via transcranial alternating current stimulation. *Front Hum Neurosci*, 2015;9:257.
- [36] Cao T, Wan F, Wong CM, da Cruz JN,Hu Y. Objective evaluation of fatigue by EEG spectral analysis in steady-state visual evoked potential-based brain-computer interfaces. *Biomed Eng Online*, 2014;13:1-13.
- [37] Toffanin P, de Jong R, Johnson A, Martens S. Using frequency tagging to quantify attentional deployment in a visual divided attention task. *Int J Psychophysiol*, 2009;72(3):289-298
- [38] Joon Kim Y, Grabowecky M, Paller KA, Muthu K,Suzuki S. Attention induces synchronization-based response gain in steady-state visual evoked potentials. *Nat Neurosci*, 2007; 10(1):117-125.
- [39] Zanto TP, Jones KT, Ostrand AE, Hsu W-Y, Campusano R,Gazzaley A. Individual differences in neuroanatomy and neurophysiology predict effects of transcranial alternating current stimulation. *Brain Stimul*, 2021;14(5):1317-1329.