

# 청각 기반 뇌-컴퓨터 인터페이스 구현을 위한 골전도 이어폰의 활용 가능성

이주옥 · 주경호 · 김도원\*

전남대학교 의공학과

## Feasibility of Bone Conduction Earphones for Auditory Brain-Computer Interface

Ju-Ok Lee, Gyeong-Ho Ju and Do-Won Kim\*

Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University

(Manuscript received 8 January 2020 ; revised 20 January 2020 ; accepted 29 January 2020)

**Abstract:** Auditory stimuli are commonly used in various electroencephalogram experiments, also in EEG-based brain-computer interface systems. However, using conventional earphones that blocks the ear canal attenuates or even blocks external environmental sound which might cause loss of crucial information from surroundings. Instead, bone-conductive earphones are able to deliver sound through vibration without blocking the ear canal. To investigate the feasibility of the bone-conductive earphones for auditory-stimuli based experiments, we compared N100 event-related potential features as well the event-related spectral perturbation and inter-trial coherence of auditory steady-state response between conventional and bone-conductive earphones. The results showed no significant differences between bone conduction and conventional earphones regardless of distinct sound pressures. This result shows that bone conductive earphones can be used for auditory experiments when the environmental sound is crucial to the user.

**Key words:** Bone conduction earphone, Electroencephalogram (EEG), Auditory-steady state response (ASSR), Brain-computer interface (BCI)

### I. 서 론

뇌전도(electroencephalogram, EEG)는 뇌의 뉴런에서 발생하는 전기생리학적 신호를 간접적으로 측정할 수 있는 생체 신호로써 다양한 뇌의 기능을 비침습적으로 탐구할 수 있는 유용한 수단이다[1]. 특히 뇌에서 정보를 지각하고 처리하는데 걸리는 시간은 수백 ms 이내로 매우 빠르며 다양한 뇌 부위에서 동시다발적으로 이루어지므로 시간분해능이 우수한 뇌전도는 뇌에서 발생하는 다양한 지각, 인지 및 사

고 과정을 유추하는데 많은 도움을 주고 있다[2-4]. 이렇게 뇌의 기능을 탐구하는 과정에서 밝혀진 뇌의 반응들은 다시 여러 의료분야에 접목되어 새로운 진단 기술들에 응용되고 있다. 예를 들어 청각 신호에 대한 반응을 이용하여 청각 기능을 검사하거나[5], 중증정신질환의 감별 및 진단을 시도하기도 하며[6,7], 나아가 마취 심도를 정량화하는 시도들이 이루어 지고 있다[8].

최근의 연구들에서는 뇌전도 등의 뇌신경신호를 이용하여 사용자의 의도를 파악하고 이를 의사소통 하는데 사용하거나 혹은 기기를 조작하는 뇌-컴퓨터 인터페이스(brain-computer interface, BCI)를 개발하는 데에도 활발히 이용되고 있다[9-11]. BCI는 원래 자발적으로 움직이지 못하는 사지마비환자 등의 의사소통을 위하여 개발된 기술에서 시작되었으나, 이를 일상생활에 접목하여 사용할 수 있는 보조 입력수단이나 사용자의 의도 분류에 응용하려는 시도도 증가하고 있다[12].

일반적으로 이러한 BCI 기술은 크게 자극 기반 BCI와 비

Corresponding Author : Do-Won Kim  
Department of Biomedical Engineering, Chonnam National University, 50 Daehak-ro, Yeosu 59626, Republic of Korea  
Tel: +82-61-659-7364  
E-mail: down.kim@jnu.ac.kr  
이 연구는 2018년도 정부(과학기술정보통신부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업(NRF-2018R1A4A1025704)의 성과물임.

자극 기반 BCI로 나눌 수 있으며, 대다수의 연구들은 자극 기반 BCI에 집중이 되어있다[13,14]. 자극 기반 BCI의 경우 주어진 시각 혹은 청각 등의 외부의 자극에 대해 선택적 집중을 하였을 때 발생하는 독특한 뇌파 패턴을 이용하는 방법이다. 예를 들어 현재 가장 정보전달율(information transfer rate)이 우수한 방법은 특정한 주파수로 점멸 되는 시각 자극을 응시 하였을 때 발생하는 반응을 이용하는 시각 기반 BCI이며[15], 다양한 청각 신호에 대한 반응을 사용하는 청각 기반 BCI들도 다양하게 연구되고 있다[16,17].

하지만 이러한 방법들은 사용자에게 지속적으로 자극을 제시해야 된다는 점에서 실생활에서 사용하기에 어려움이 있다. 시각 기반 BCI의 경우는 피험자에게 자극을 제공할 수 있는 디스플레이 혹은 빛이 점멸하는 디바이스가 시야 범위 안에 있어야 하기 때문에 일상 생활에서 계속 지니고 있기 어렵거나 이동성에 제약이 있고 시야 범위를 제한하는 단점들이 있다. 청각 BCI의 경우, 헤드폰이나 이어폰 사용은 주변 환경음을 감소하거나 차폐하게 되어 주변의 중요한 음성정보를 제대로 전달받지 못하며, 스피커를 사용하는 경우 이동성에 제약을 받을 수 있다. 따라서 실생활에서 BCI를 이용하기 위해서는 이동성에 제약이 없으며 일상생활에 지장을 주지 않는 방법을 고려해야 할 것이다.

골전도 이어폰은 귀 주변의 연골이나 연조직을 통해 내이에 진동을 전달하는 방식[18]으로 최근 상용화된 제품들이 출시되고 있다. 골전도 이어폰은 일반적인 이어폰과는 다르게 외이도를 막지 않고도 소리를 전달 할 수 있기 때문에 환경음을 차단하지 않은 채로 소리 자극의 전달이 가능하다. 하지만 아직까지 골전도 이어폰을 이용하였을 때 청각 BCI에서 사용하는 자극들이 일반 이어폰을 사용했을 때와 동일한 뇌 반응을 보이는지 확실하지 않다.

따라서 본 연구에서는 청각 자극을 골전도 이어폰을 통해 전달하였을 때의 뇌파 반응을 일반 이어폰을 사용했을 때와 비교하여 골전도 이어폰이 BCI를 포함한 다양한 뇌파실험에서 사용될 수 있을지를 검증하고자 한다. 본 연구에서는 이전 연구[16]를 참조하여 청각 BCI의 일종인 청성 안정 유발 자극(auditory steady-state response, ASSR)을 제시하였을 때, N100 사건 유발 전위(event-related potential, ERP)의 전위값과 지연시간, 시간-주파수 분석 및 시행 간 동시성을 비교하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 참가자

본 연구에는 자발적으로 참여의사를 밝힌 10명의 피험자를 대상으로 진행되었다(나이 평균:  $23.7 \pm 4.8$ , 여자 참가자 4명). 대상자 중 뇌파 측정에 영향을 미칠 수 있는 신경정신과 관련

질환이나 청각 관련 질환이 있는 피험자들은 실험에서 모집에서 제외되었다. 실험에 앞서 모든 10명의 피험자에게 본 연구의 목적 및 실험 과정을 충분히 설명하였으며, 동의를 한 피험자들에게 연구 동의서에 서명을 받았다. 본 연구는 전남대학교병원 생명윤리심의위원회의 승인을 받아 수행하였다(CNUH-2019-131).

### 2. 실험방법

자극은 일반 이어폰(HSS-F630; LG Electronics, Korea)과 유선 골전도 이어폰(Sportz Titanium; AfterShokz, NY, USA)을 통하여 피험자에게 제시되었다. 무선 골전도 이어폰의 경우, 블루투스 통신으로 인한 지연시간으로 인하여 자극 별 자극 제시 시점이 달라지거나 신호가 유실될 수 있는 점을 감안하여 유선 골전도 이어폰을 사용하였다. 골전도 이어폰의 진동판을 제외한 구조물은 전극선이나 두피에 직접적인 진동을 전달하지 않도록 진동 소자를 제외한 부분을 부드러운 스폰지로 감싸 직접적으로 머리에 접촉하는 것을 방지하였다.

피험자들은 책상에 비치된 모니터에서 1 m 떨어진 의자에 편안한 자세로 착석하고 일반 이어폰과 골전도 이어폰을 모두 착용한 채로 실험을 진행하였다. 실험에 앞서 일반 이어폰과 골전도 이어폰에서 제시되는 동일한 음성 자극이 서로 다른 음량으로 지각될 수 있는 점을 감안하여 일반 이어폰의 음량을 기준으로 골전도 이어폰의 음량을 교정하였다. 이는 1000 Hz 순음 자극을 일반 이어폰과 골전도 이어폰에 번갈아가면서 제시하며 골전도 이어폰을 통해 지각되는 음량이 일반 이어폰에서 제공되는 음량과 동일하다고 보고할 때까지 조절하는 방식으로 실시되었다. 위와 같이 일반 이어폰과 골전도 이어폰의 음량을 맞추는 작업을 일반 이어폰에서 제시되는 음량을 기준으로 50, 60, 70, 및 80 dB에 대하여 반복하여 실시하였다[19].

본 실험에서는 일반 이어폰 및 골전도 이어폰을 통하여 ASSR 반응을 유발하기 위해 1000 Hz의 순음을 40 Hz로 진폭 변조(amplitude modulation) 시킨 음성 자극을 사용하였다(wav format, 44.1 kHz sampling rate, 16-bit). 자극은 4개의 서로 다른 음량(50, 60, 70, 80 dB)으로 제시되었으며 각 음량당 150 회씩 총 600 회를 무작위 순서로 제시하였다. 자극의 길이는 500 ms였으며, 자극 간 간격은 800 에서 1200 ms 사이로 100 ms 간격을 두고 무작위로 제시되었다. 청각 자극이 주어지는 동안 참가자들은 모니터 화면의 중앙에 제시되는 십자가를 응시하도록 하였다.

### 3. 데이터 획득 방법

#### (1) 뇌전도 측정 및 전처리

본 실험에서 뇌전도 신호는 국제 10-20 전극 배치법

(International 10-20 system)에 의거하여 총 32개 위치 (Fp1, Fp2, AF3, AF4, 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)에 능동 전극을 부착하여 측정하였다. 신호의 측정에는 ActiveTwo (BioSEMI, Netherlands) 증폭기를 이용하였으며, CMS-DRL 피드백 루프를 기반으로 공통 모드 전압에 상대적인 전압이 기록되었다. 뇌전도 신호는 2048 Hz 표본추출 비율로 수집되었다.

측정된 신호는 분석에 사용하기 위하여 먼저 기준 전극 (reference electrode)을 공통 평균 기준 도출법(common average reference, CAR)을 적용하여 측정 시 유입된 공통 잡음 성분을 제거하였다. 또한 0.1-100 Hz 대역 통과 필터와 60 Hz 대역 저지 필터를 사용하여 기저선을 교정하고 전원 선으로 인한 간섭을 제거하였으며, 전두엽 부위의 신호에서 눈 깜빡임으로 인한 잡음은 주성분분석법(principle component analysis, PCA)을 이용하여 제거 하였다. 단, 사건유발전위 (event-related potential)를 확인하기 위한 데이터는 0.1-30 Hz 대역 필터링을 사용하였으며 이후의 전처리는 동일한 과정으로 진행하였다. 이후 청각 자극 시점을 기준으로 -200~600 ms 구간을 추출(epoching)하여  $-75\sim 75 \mu\text{V}$ 를 초과하는 전압이 포함된 시행(epoch)은 분석에서 제외하였다. 일반 이어폰을 이용하여 자극을 전달하였을 때 전처리를 통과하고 남은 epoch의 개수는 각각  $119.78 \pm 26.89$  (80 dB),  $116.56 \pm 30.07$  (70 dB),  $119.78 \pm 27.51$  (60 dB),  $114.13 \pm 28.88$  (50 dB) 였으며, 골전도 이어폰을 이용하는 경우에는  $120.00 \pm 24.48$  (80 dB),  $119.00 \pm 25.82$  (70 dB),  $122.11 \pm 25.42$  (60 dB),  $119.50 \pm 29.24$  (50 dB)였으며, 이들 모두가 추후 분석에서 사용되었다. 전처리를 위한 모든 과정은 CURRY8 소프트웨어(Compumedics, TX, USA)를 사용하였다.

#### (2) 데이터 분석 및 통계 분석 방법

일반 이어폰과 골전도 이어폰에서 유발된 반응의 차이를 확인하기 위하여 측정된 뇌전도 신호를 이용하여 1) ERP 분석, 2) event-related spectral perturbation (ERSP)와 3) 시행 간 동시성 (inter-trial coherence, ITC) 분석을 시행하였다. 모든 분석은 MATLAB 2018a (MathWorks Inc., MA, USA)와 MATLAB 기반 EEGLAB Toolbox [20]를 사용하였다.

ERP 분석의 경우 전처리 과정 이후 각 피험자 마다 음량 크기 별 시행을 앙상블 평균(ensemble averaging)을 하였다. 계산된 개인-음량 별 ERP 신호에서 청각 반응을 확인하기 위하여 Cz 전극의 N100 성분의 전위값과 시간 지연을 기록하였다. N100 성분[21]은 계산된 ERP의 50-200 ms 구간에서 가장 큰 음성 전위 값을 선별하였다.

ERSP는 신호의 시간에 따른 주파수 스펙트럼의 변화를 관찰하는 분석으로, 자극 시점 이전의 주파수 스펙트럼 대비 자극 시점 이후의 스펙트럼 변화를 관찰하는데 사용된다. 본 연구에서는 Cz 전극에서의 40 Hz ASSR의 반응을 확인하기 위하여 39-41 Hz 대역의 ERSP 값을 100-500 ms 구간에 대하여 음량 별로 평균을 계산하였다.

ITC는 조건 별 시행에서 각 전극에서 발생하는 신호의 위상 동시성(phase coherence)을 계산하는 방법으로, 각 시행 간 위상의 동기화 정도를 정량화 해서 나타내는 수치이다. ITC는 자극으로 인한 유발 전위(evoked power)를 확인하는데 사용된다. ERSP와 마찬가지로 39-41 Hz 대역의 ITC 수치를 100-500 ms 구간에 대하여 평균을 음량 별로 계산하였다.

일반 이어폰과 골전도 이어폰으로 제시한 소리 자극으로 인한 N100 전위값, 지연시간, ERSP 및 ITC의 통계적인 비교를 위하여 제시된 음량 별로 비모수 통계 방법인 Wilcoxon signed rank-sum test를 수행하였다(SPSS 23.0; SPSS Inc., Chicago, IL, USA).

### III. 연구 결과

#### 1. ERP 분석

그림 1은 소리 자극에 의해서 발행하는 ERP 파형의 집단 평균을 청각 자극 제시 방법과 음량 별로 나타낸 것이다. 일반적으로 청각 자극에 의해서 발생하는 N100 파형이 모든 조건에서 나타남을 확인 할 수 있다. 80 dB 및 50 dB의 경우 골전도 이어폰을 이용하여 자극 제시하였을 때의 N100 반응이 일반 이어폰으로 자극을 제시하였을 때보다 파형이 작은 것을 관찰 할 수 있으나, 두 제시 방법에 따른 N100의 전위값과 지연 시간의 통계적인 차이는 없었다( $p > 0.05$ , 표 1).

#### 2. ERSP 및 ITC 분석

골전도 이어폰을 이용하여 80 dB로 청각 자극을 전달 하였을 때에 가장 큰 반응을 보였으며, 50 dB를 제외한 조건 들에서 ASSR 반응을 관찰 할 수 있었다(그림 2). ITC의 경우에도 80 dB의 크기로 골전도 이어폰을 이용하는 경우 가장 큰 시행 간 위상 동기화를 보였으며, 전체적으로 ERSP에 비하여 더 뚜렷한 반응을 관찰할 수 있었다(그림 3). 단, ERSP와 ITC 모두 50 dB 자극 조건에서 뚜렷한 반응이 나타나지 않았다. 자극 전달 방식에 따른 ERSP와 ITC의 자극 음량 별 통계적인 차이는 관찰되지 않았다( $p > 0.05$ , 표 1).

### IV. 고찰 및 결론

본 연구는 실생활에서 사용 가능한 청각 기반 BCI의 실

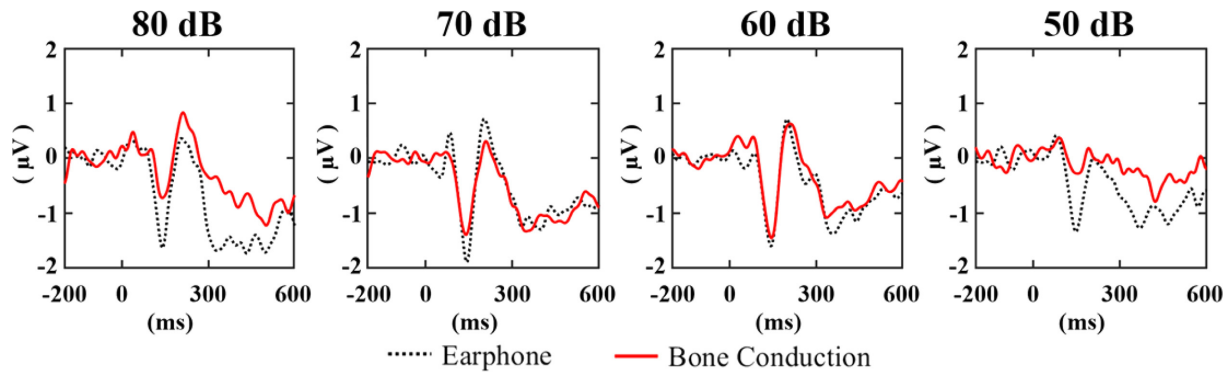


그림 1. 청각 전달 방식(검은 점선: 일반 이어폰, 붉은 실선: 골전도 이어폰)에 따른 자극의 음량 별 사건유발전위 평균

Fig. 1. Grand averaged event-related potentials of each sound pressure according to the delivery method of the auditory stimuli (black dotted line: conventional earphone, red solid line: bone conduction earphone)

표 1. 청각 자극의 전달 방식(일반 이어폰, 골전도 이어폰)에 따른 N100 전위값, 지연시간, ERSP, ITC의 비교

Table 1. Comparison of N100 amplitude, latency, ERSP, and ITC response according to the delivery method of the auditory stimulus

	Conventional Earphone	Bond Conduction Earphone	<i>p</i>
<i>N100 amplitude (μV)</i>			
80 dB	-1.827 ± 0.689	-1.461 ± 0.768	0.508
70 dB	-2.001 ± 0.964	-1.684 ± 0.697	1.000
60 dB	-1.782 ± 0.781	-1.604 ± 0.566	1.000
50 dB	-1.584 ± 0.762	-0.812 ± 0.545	0.727
<i>N100 latency (ms)</i>			
80 dB	145.05 ± 20.40	132.74 ± 24.70	0.508
70 dB	142.72 ± 7.91	138.49 ± 15.46	1.000
60 dB	139.08 ± 10.22	142.12 ± 13.65	0.180
50 dB	147.41 ± 9.62	169.02 ± 55.68	0.727
<i>ERSP (dB)</i>			
80 dB	0.216 ± 0.217	0.798 ± 0.942	0.508
70 dB	0.183 ± 0.233	0.009 ± 0.257	1.000
60 dB	0.187 ± 0.356	0.145 ± 0.194	1.000
50 dB	0.181 ± 0.224	-0.009 ± 0.176	0.727
<i>ITC (n.s.)</i>			
80 dB	0.204 ± 0.047	0.315 ± 0.203	0.508
70 dB	0.161 ± 0.035	0.140 ± 0.039	1.000
60 dB	0.148 ± 0.027	0.138 ± 0.044	1.000
50 dB	0.120 ± 0.034	0.107 ± 0.023	0.727

25

용성 제고를 위하여 주변 환경음을 차폐하지 않으면서도 청각 자극을 전달 할 수 있는 골전도 이어폰의 활용 가능성을 확인하였다. 그 결과 골전도 이어폰을 사용하는 경우 발생하는 뇌의 반응이 일반 이어폰을 사용했을 때와 통계적으로 유의미하지 않은 것으로 나타난 것으로 보아 청각 기반 BCI에서 청각 자극 제시를 위하여 골전도 이어폰을 사용 할 수

있을 것으로 보인다. 통계적인 차이는 없으나, 일부 조건에서는 골전도 이어폰을 사용할 때의 반응이 일반 이어폰을 사용하는 것에 비하여 작게 보이는데, 이는 골전도의 음량을 정확히 이어폰으로 제시하는 것과 정확하게 일치 시킨 것이 아닌, 사용자의 지각 수준에서 비슷하게 설정한 결과로 보이며, 이러한 단점을 극복하기 위해 더 많은 피험자들을

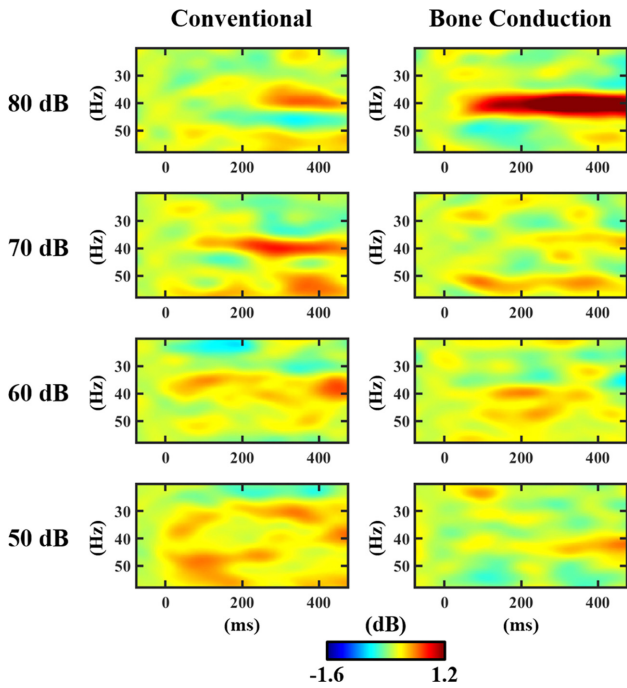


그림 2. 청각 전달 방식(좌: 일반 이어폰, 우: 골전도 이어폰)에 따른 음량 별 시간-주파수 반응

Fig. 2. Time-frequency power of each sound pressure according to the delivery method of the auditory stimuli (left panel: conventional earphone, right panel: bone conduction)

26

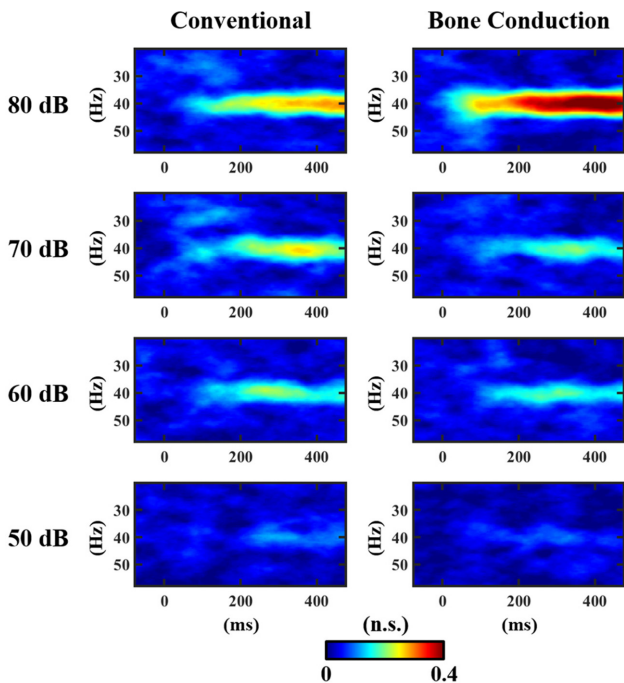


그림 3. 청각 전달 방식(좌: 일반 이어폰, 우: 골전도 이어폰)에 따른 음량 별 시행 간 위상 동기화

Fig. 3. Inter-trial coherence of each sound pressure according to the delivery method of the auditory stimuli (left panel: conventional earphone, right panel: bone conduction)

대상으로 실험할 필요가 있을 것으로 보인다.

본 연구에서는 청각 자극을 골전도 이어폰을 통하여 제시 하였을 경우 일반 이어폰과 비슷한 뇌 반응을 보이는 것으로 관찰 되었다. 청각 기반 실험들 중 주변 환경음이 중요한 뇌 파 실험에 골전도 이어폰을 사용될 수 있을 것으로 보이며, 특히 최근 다양하게 출시되고 있는 휴대용 뇌파 기기에 골전도 이어폰을 접목하여 일상생활에 제약 없이 사용할 수 있는 청각 기반 BCI를 구현할 수 있을 것으로 사료된다.

## References

- [1] Olejniczak P. Neurophysiologic basis of EEG. *J Clin Neurophysiol.* 2006;23(3):186-9.
- [2] Başar E. Dynamics and Evoked Potentials in Sensory and Cognitive Processing by the Brain. Berlin: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 1988.
- [3] Elbert T, Rockstroh B. Threshold regulation: A key to the understanding of the combined dynamics of EEG and event-related potentials. *J Psychophysiol.* 1987;1(4):317-33.
- [4] Makeig S. Auditory event-related dynamics of the EEG spectrum and effects of exposure to tones. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1993;86(4):283-93.
- [5] Paulraj MP, Subramaniam K, Yaccob SB, Adom AHB, Hema CR. Auditory evoked potential response and hearing loss: a review. *Open Biomed Eng J.* 2015;9:17-24.
- [6] Boutros NN, Arfken C, Galderisi S, Warrick J, Pratt G, Iacono W. The status of spectral EEG abnormality as a diagnostic test for schizophrenia. *Schizophr Res.* 2008;99(1):225-37.
- [7] Kim D-W, Lee S-H, Shim M, Im C-H. Estimation of Symptom Severity Scores for Patients with Schizophrenia Using ERP Source Activations during a Facial Affect Discrimination Task. *Front Neurosci.* 2017;11(436):1-6.
- [8] Schraag S, Bothner U, Gajraj R, Kenny GNC, Georgieff M. The Performance of Electroencephalogram Bispectral Index and Auditory Evoked Potential Index to Predict Loss of Consciousness During Propofol Infusion. *Anesth Analg.* 1999; 89(5):1311-5.
- [9] Lotte F, Bougrain L, Cichocki A, Clerc M, Congedo M, Rakotomamonjy A, Yger F. A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces: a 10 year update. *J Neural Eng.* 2018;15(3):1-28.
- [10] Lotte F, Congedo M, Lecuyer A, Lamarche F, Arnaldi B. A review of classification algorithms for EEG-based brain-computer interfaces. *J Neural Eng.* 2007;4(2):R1-R13.
- [11] Wolpaw JR, McFarland DJ, Neat GW, Forneris CA. An EEG-based brain-computer interface for cursor control. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1991;78(3):252-9.
- [12] Wolpaw JR, Birbaumer N, Heetderks WJ, McFarland DJ, Peckham PH, Schalk G, Donchin E, Quatrano LA, Robinson CJ, Vaughan TM. Brain-computer interface technology: A review of the first international meeting. *IEEE T Rehabil Eng.* 2000;8(2):164-73.
- [13] Hwang H-J, Kim S, Choi S, Im C-H. EEG-Based Brain-Computer Interfaces: A Thorough Literature Survey. *Int J Hum Comput Interact.* 2013;29(12):814-26.
- [14] Ramadan RA, Vasilakos AV. Brain computer interface: con-

- trol signals review. *Neurocomputing*. 2017;223:26-44.
- [15] Xing X, Wang Y, Pei W, Guo X, Liu Z, Wang F, Ming G, Zhao H, Gui Q, Chen H. A High-Speed SSVEP-Based BCI Using Dry EEG Electrodes. *Sci Rep*. 2018;8(1):14708.
- [16] Kim D-W, Hwang H-J, Lim J-H, Lee Y-H, Jung K-Y, Im C-H. Classification of selective attention to auditory stimuli: Toward vision-free brain–computer interfacing. *Journal of Neuroscience Methods*. 2011;197(1):180-5.
- [17] Schreuder M, Rost T, Tangermann M. Listen, You are Writing! Speeding up Online Spelling with a Dynamic Auditory BCI. *Front Neurosci*. 2011;5(112):1-12.
- [18] Reinfeldt S, Håkansson B, Taghavi H, Eeg-Olofsson M. New developments in bone-conduction hearing implants: a review. *Med Devices (Auckl)*. 2015;8:79-93.
- [19] Vander Werff KR. Accuracy and Time Efficiency of Two ASSR Analysis Methods Using Clinical Test Protocols. *J Am Acad Audiol*. 2009;20(7):433-52.
- [20] Delorme A, Makeig S. EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis. *J Neurosci Meth*. 2004;134(1):9-21.
- [21] Jansen BH, Hegde A, Boutros NN. Contribution of different EEG frequencies to auditory evoked potential abnormalities in schizophrenia. *Clin Neurophysiol*. 2004;115(3):523-33.