

좌우 이두근의 근전도 출력에 따른 뇌파의 활성도 변화와 관련성 탐색

Electroencephalogram(EEG) Activation Changes and Correlations of signal with EMG Output by left and right biceps

전 부 일*, 김 종 원*

Bull Jeon*, Jongwon Kim*

Abstract

This paper confirms whether the movement or specific operation of the muscles in the process of transferring a person from the brain can find a signal showing an essential feature of a certain part of the brain. As a rule, the occurrence of EEG(Electroencephalogram) changes when a signal is received from a specific action or from an induced action. These signals are very vague and difficult to distinguish from the naked eye. Therefore, it is necessary to define a signal for analysis before classification. The EEG form can be divided into the alpha, beta, delta, theta and gamma regions in the frequency ranges. The specific size of these signals does not reflect the exact behavior or intention, since the band or energy difference of the activated frequencies varies depending on the EEG measurement domain. However, if different actions are performed in a specific method, it is possible to classify the movement based on EEG activity and to determine the EEG tendency affecting the movement. Therefore, in this article, we first study the EEG expression pattern based on the activation of the left and right biceps EMG, and then we determine whether there is a significant difference between the EEG due to the activation of the left and right muscles through EEG. If we can find the EEG classification criteria in accordance with the EMG activation, it can help to understand the form of the transmitted signal in the process of transmitting signals from the brain to each muscle. In addition, we can use a lot of unknown EEG information through more complex types of brain signal generation in the future.

요 약

본 논문은 인간의 의지가 뇌로부터 전달되는 과정에서 근육의 움직임이나 동작이 뇌의 특정 부위에서 유의미한 특징을 나타내는 신호를 찾아낼 수 있는지를 확인한다. 일반적으로 뇌파의 발생은 특정한 동작을 유발하고 유발된 동작으로부터 신호를 받아 변화를 보인다. 이러한 신호는 불확실성이 높으며 육안으로 판별하기엔 그 차이를 파악하기 어렵다. 따라서 분류에 앞서 어떤 신호를 분석할 것인지 정의하는 과정이 필요하다. 뇌파 혹은 뇌전도의 형태는 주파수 대역별로 분류하였을 경우, 알파, 베타, 델타, 세타, 감마의 영역으로 나눌 수가 있다. 뇌파의 측정 부위에 따라 활성화되는 주파수의 대역이나 에너지의 차이가 다르기 때문에 이들 신호의 특정한 크기가 정확한 동작이나 의지를 표현한다고 할 수는 없지만, 특정한 영역에서 다른 동작을 했을 경우의 뇌파 활성도를 기준으로 동작을 분류하거나, 동작에 영향을 미치는 뇌파의 경향성을 판단할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 1차적으로 근육의 좌우 이두근의 근전도가 활성화 되는 시점을 기준으로 뇌파의 발현형태를 관찰하고, 이후 좌완과 우완의 근육 활성화에 따른 뇌파의 유의미한 차이를 뇌파를 통해 유추할 수 있는지를 검증한다. 근전도의 좌우활성화에 따른 뇌파의 분류기준을 찾을 수 있다면, 뇌로부터 발현된 신호가 각각의 근육에 전달되는 과정에서 전이된 신호의 형태를 파악하는데 도움을 줄 수 있으며, 향후 더욱 복잡한 뇌신호의 발생 유형을 통해 알려지지 않은 많은 뇌파의 정보를 활용할 수 있을 것으로 판단한다.

Key words : EMG, EEG, signal analysis, user intention, Theta frequency

* School of Electrical, Electronics and Communication Engineering, KOREATECH

★ Corresponding author

E-mail : kamui@koreatech.ac.kr, Tel : +82-41-560-1249

※ Acknowledgment

“This paper was studied in 2019 by the support of the Education Research and Development Project of the Koreatech.” provided the original work is properly cited.

Manuscript received Jun. 13, 2019; revised Jun. 26, 2019; accepted Jun. 28, 2019.

This is an Open-Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium,

I. 서론

최근 바이오산업 및 인공지능과 관련된 기술이 각광받게 되면서 인체 내에서 발견되는 생체신호를 정보화하기 위한 바이오센서의 활용과 연구가 다양하게 이루어지고 있다. 지속적인 인간수명 연장 추세에 따라 건강이나 웰스케이어에 관한 사회적 관심이 높아지면서 생체 신호처리 기반의 의료기구나 보조기구에 관한 연구도 더불어 관심을 받고 있다.

본 논문에서는 이와 관련하여 뇌에서 발생하는 인간의지(action-willingness) 정보가 근육활동(action)과 연계되는 과정에서, 뇌의 두피로부터 뇌전도(EEG : Electroencephalogram) 혹은 뇌파(brain waves)를 수집하고, 이와 동시에 근전도(EMG : Electromyogram)를 수집하여 뇌와 근육 사이의 정보 전달 경로(path) 내에 뇌와 근육사이에서 정보를 전달하기 위한 특정한 프로토콜이나, 명확히 구분 될 수 있는 행동에 대한 차이점을 EEG, EMG데이터의 분석을 통해 유추가 가능한지 여부를 알아보는데 그 목적이 있다.

사람이 동작을 할 때는 특정한 근육의 활동패턴을 EMG센서를 통해 추출할 수 있는데 이는 근육의 형태나 상황에 따라 다양하게 나타난다. 하지만 동작을 하거나 근육의 수축량이 증가하여 관절을 움직이게 되면 특정한 값 이상의 출력을 통해 근수축 정도와 사용자의 근육상태 등을 확인할 수가 있다. 기본적으로 그 출력은 보통 시간 영역에서 전압의 크기로 표현되는데 발견된 전압은 그 크기가 작아 형태적 구분이 확인하지 못하여 분석을 위한 일정수준의 증폭과정을 거쳐 활용된다. 이렇게 출력된 신호는 반드시 뇌로부터 특별한 명령을 전달받은 결과이며 근육의 동작과정에서 또 다른 신호를 뇌로 전달하게 된다.

일반적으로 기계장치나 로봇의 움직임을 위하여 근육활동에 해당하는 액츄에이터(Actuator)의 동작을 위해 전기모터를 이용한다고 가정하면, 특정 활동을 위하여 전기신호를 송신하고 그에 따른 피드백(Feedback) 신호를 이용하여 대상 기계장치나 로봇 등을 제어시스템을 통해 제어하게 된다. 이와 마찬가지로 인체도 특별한 신호가 뇌와 근육 사이에서 상호전달 됨을 가정 할 수 있다.

인체로부터 추출되는 EMG, EEG는 전기적 신호

의 형태로 획득되지만, 인체 내부에서 운용되는 생체 신호는 신경 전달물질에 의해 뇌에서 근육으로 전이되는 형태이기 때문에 EEG, EMG는 직접 측정된 신호가 아니다[1]. 따라서 EEG와 EMG데이터의 가공, 분석 등을 통해 두 신호 사이의 연관성을 확인하는 과정이 필요하다.

본 논문에서는 EEG와 EMG데이터의 동시 수집을 위한 실험환경 및 방법을 정의하고, 피실험자를 통해 EEG, EMG데이터를 획득하였다. EEG와 EMG의 동기화된 신호 저장장치를 이용하여 좌완, 우완 이두근 활동에 대한 EMG와 EEG를 동시에 저장하고, 이와 같은 시점에서의 EEG는 뇌의 운동영역[2]을 담당하고 있는 중앙부 센서를 통해 획득하였으며, 좌완과 우완 이두근의 개별 동작을 통해 획득된 뇌전도의 변화와 근육활동을 구분(좌/우)할 수 있는 요소가 저장된 데이터 내에 존재 하는지 여부를 알아보기 위한 분석과정을 진행하였다. 이런 과정을 통해 특정 근육동작에 영향을 미치는 뇌전도의 특이점이 있다면, 이를 활용하여 뇌와 관련된 근육활동 분야의 제어기 또는 신호 변환기 등의 연구 영역 확대에 이어질 수 있는 가능성을 확인하는데 그 목적이 있다.

II. 본론

1. EMG 및 EEG 생체신호의 취득

생체신호는 일반적으로 전극을 통해 음이온을 다수 함유하는 전해질과 피부가 반응함으로써 일어나게 되는 전기 화학적 반응을 통해 미세한 전류의 흐름을 만든다[3]. 이 신호는 흥분 자극에 의한 이온전달을 통한 전기신호의 출력일 수도 있으며, 해당 부위의 근육활동에 의한 출력 신호를 포함하기도 한다. 시냅스(Synapse)를 통한 신경자극의 전달에 의한 전기신호는 인체 내부에서 전달되는 신호이기 때문에 생체센서를 통해 취득한 데이터라 하더라도 그 값이 정확히 전달된 신호인지, 종단부 또는 표면에서 자체 발생한 신호인지 구분하기 어려우며, 발견 형태가 시간의 차원에 대해 선형적인 특성을 보이지 않기 때문에 추출된 신호가 무엇을 의미하는지 확인하기 어렵다. 따라서 정확한 생체신호를 측정하여 유효한 데이터를 추출하여 확보하는 단계가 무엇보다 중요하다. 일반적으로 생체신호는 측정 부위에 따라 유효한 신호 주파수 대역

을 가지는데, 근전도는 10~500Hz, 뇌전도는 50Hz 이하의 신호를 그 유효 주파수 범위로 정한다[4]. 또한 그 크기가 수uV~mV 이하로 미세하기 때문에 일정 수준 이상의 거시적 신호로 증폭하여 필요한 연산 및 가공이 가능한 신호변환 단계가 반드시 요구된다. 본 연구에서는 활용된 데이터는 주파수 대역 별로 구분하여 추출하였으며, 측정결과 분석을 통해 나타난 근육동작과 기준신호 사이에 유의미한 차이를 보이는 신호를 분석 대상의 기준으로 활용하였다.

가. 근전도와 뇌전도의 출력

신호의 추출은 각각 EMG 2개 채널과 EEG의 8개 채널을 좌완과 우완으로 나누어 추출하였다. 좌완의 이두근과 삼두근이 수축하였을 경우 근육의 출력은 그림 1과 같이 나타난다. 근육의 동작이 이루어질 경우 EMG는 일반적으로 0전위의 베이스라인을 지속하다 근육에 부착된 EMG 패치의 전해질과 수축에 의한 이온전도도의 증가로 부착된 활성전극과 참조전극과의 전위차에 의해 기준전극을 중심으로 그 출력을 보인다.

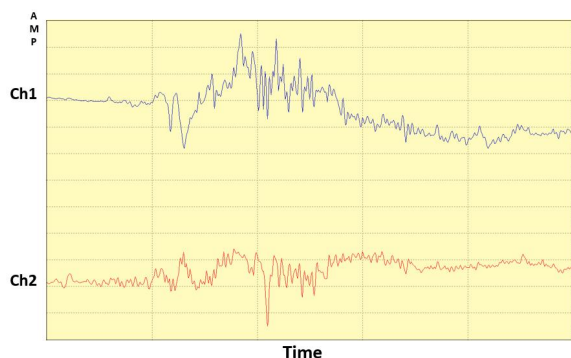


Fig. 1. EMG of biceps and triceps in muscle contraction and relaxation.

그림 1. 근육의 수축과 이완시의 이두근 및 삼두근의 EMG

근육이 수축을 일으키게 되면 수축하는 정도에 따라 근육출력의 피크값(peak value)과 평균값(average value)이 증가하며, 일반적으로 근육의 수축도와 근육을 통한 부하의 크기는 비례하여 증가하는 특성을 나타낸다[5]. 본 연구에서는 이러한 근육의 출력이 발생할 경우 의 뇌신호의 변화를 확인하기 위해 동시간대에 발생하는 뇌전도의 출력을 EMG와 동기화 하여 측정하였다. 이는 뇌전도와 근전도의 동시 추출을 통해 뇌와 근육간의 데이터 전송과정

에서 발생하는 변화를 오차 없이 확인할 수 있다. 뇌전도의 추출을 위한 샘플링 레이트는 500Hz로 설정하였으며, 추출을 위해 QEEG 64X의 8채널 뇌파데이터와 두 근육의 데이터를 동시에 측정하였다. 근육과 뇌파의 측정을 근전도 및 뇌파 측정 전극 부착 위치는 다음의 그림 2와 같다. 뇌파의 전극 배치법[6]에 근거하여 정수리를 기준으로 전후 8개의 센서를 부착하였으며, 각각 부위명은 다음의 채널의 번호 순으로 F3, C3, CP3, P3, F4, C4, CP4, P4 이다.

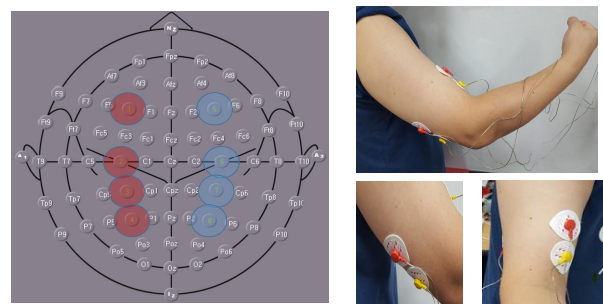


Fig. 2. Electrode position of EMG and EEG.

그림 2. 근전도 및 뇌전도의 전극 위치

나. 분석을 위한 실험 구성

데이터 추출을 확인하고 실험을 위한 실험 계획은 그림 3과 같다.

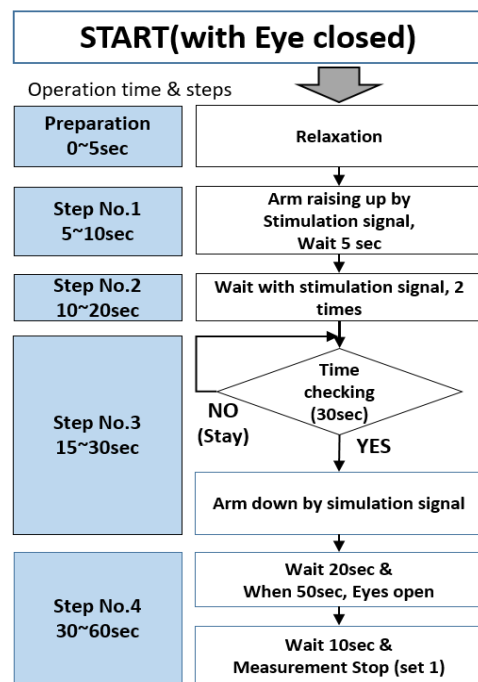


Fig. 3. Experiment procedure for data acquisition.

그림 3. 데이터 취득을 위한 실험 절차

피실험자를 대상으로 근육의 동작은 특정 자극에 반응하였을 경우의 데이터를 확인할 수 있도록 구성하였다. 자극의 경우 청각 자극으로 설정하고 특정 시간이 경과하여 자극이 제시되면 근육이 동작할 수 있도록 설정하였다. 실험을 위한 실험 절차의 구성은 그림 3과 같다.

측정 전 피실험자를 통해 예게 유해요소 최소화를 위한 외부환경 적응을 위해 5초간 대기 후 자극 신호를 받는다. 동작은 세 구간으로 나누어 측정한다. 1번째 구간은 자극 신호를 받고 이두근 수축을 위한 굽힘 동작, 2번째 구간은 자극을 받은 굽힘 상태를 자극이 2회 발생할 동안 유지하여 올린 상태에서 대기하는 동작, 3번째 구간은 자극을 받고 펴는 동작으로 구성하였고 펴는 동작이 끝나는 시점을 기준으로 다음 자극 신호까지 대기하고 대기음을 듣고 눈을 뜬 상태에서 측정 종료음을 듣고 실험 셋을 마무리한다. 1세트 실험은 소요시간을 60초로 구성하였고, 우완과 좌완으로 각각 50회씩 반복하여 측정하였고 추출된 데이터는 다음 그림 4와 같이 나타난다.

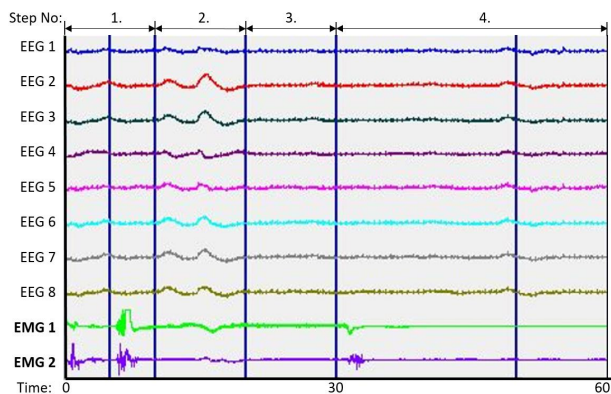


Fig. 4. Outputs for 8-channel EEG and 2-channel EMG.
그림 4. 8채널 뇌전도 및 2채널 근전도의 출력

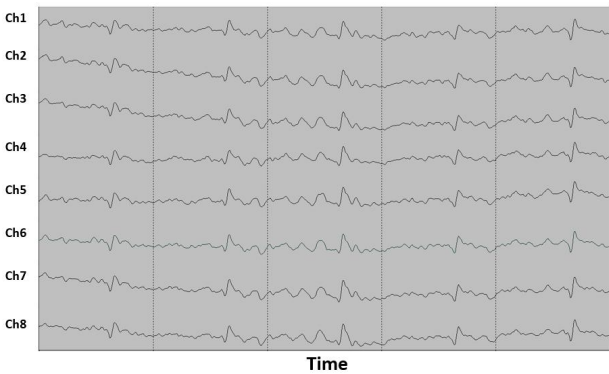
그림 4의 세로축은 각 채널별, 실험 구간별 측정 신호의 전압레벨을 나타내며, 가시성을 위해 채널별로 별도로 표시된다. 시간 축의 구분선은 자극 신호(Stimulation signal)의 발생 시점을 나타내며, 데이터의 구간별(Step No.)해석을 위하여 추출된 데이터를 자극신호 발생시점을 기준으로 정형화하여 저장한다.

2. 데이터 분석 방법

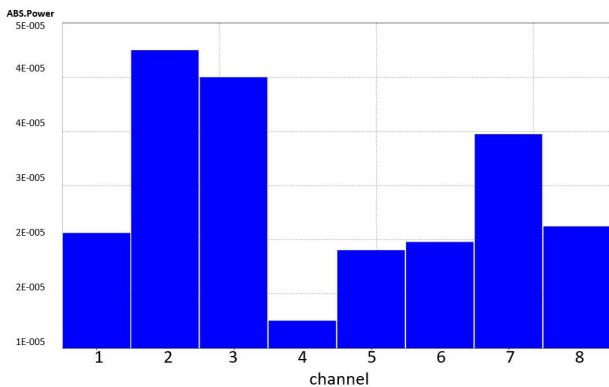
분석을 위해서 실험 과정을 통해 획득한 데이터

의 진폭(Amp: Amplitude) 출력과 주파수 특성을 확인하는 과정을 진행하였다. 먼저, 동작이 이루어지는 과정에서 전달된 신호가 있는지 확인하기 위해 동작이 제시되는 시점인 자극시간 전 후의 근전도 출력을 기준으로 8채널 데이터의 좌반구와 우반구에 위치한 뇌파의 정보를 별도로 추출하였다. 뇌파의 주파수 특성을 비교하기 위해 본 연구에서는 세타파(Theta Frequency : 4~7 or 8Hz)를 기준으로 데이터를 분석하였다. 일반적으로 세타파는 정적인 상태 또는 안정된 상태의 수면상태나 정서적으로 안정한 상태에서 그 값이 증가되는 특성을 보인다[7]. 본 연구에서는 근육의 동작과 동작 이전의 상태를 구분할 수 있는 뇌파로 세타파의 특성 변화에 주목했다. 상대적 안정기를 갖는 시점의 EEG의 에너지는 동작이 진행되는 과정에서의 활성화도의 차이를 보이고 뇌의 부분에 따라 다르게 특성을 보이며, 동작을 위한 신호의 전달에 영향을 미칠 수 있을 것으로 가정했다. 보통의 경우, 알파파와 베타파가 뇌의 운동영역 활성화 부분에서 강도가 높게 나타나는 특성을 보이지만 동작이 이루어지는 과정에서 주파수의 특성은 매우 확연하게 변하기 때문에 이 두 대역의 주파수로는 동작의 유무를 가늠할 만한 신호의 변화를 감지하기 어렵다. 이러한 이유로 본 연구에서는 세타 대역의 주파수 정보가 동작으로 이어지는 과정에서 특정한 신호를 가진 소스(Source)로 활용되었을 것을 가정하였다. 근전도 발생에 따른 시점에서의 EEG의 각 채널별 세타파의 값을 확인하기 위해 절대주파수 추출을 실행하였다. 각 신호의 구간별 세타파의 출력 강도는 다음 그림 5와 같은 형태로 추출할 수 있다. 그림 5의 a는 근육정보의 활성화 시, EEG의 특정 영역을 뽑아 그 시점 혹은 구간에서 활성화된 채널별 세타파의 강도를 채널별로 나타낸다. 뇌파는 잘 알려진 것처럼 시계열 데이터의 분석법을 통해 분석하면 그 차이를 육안으로 구분하기 어려워 다수의 분석이나 변환 방법을 사용하여 데이터를 가공하여 구분 가능한 신호로 변환하거나, 데이터의 총 출력 패턴의 유사성을 기준으로 같은 동작을 반복할 수 있으며, 특정한 동작을 했을 경우의 기본 데이터를 기준으로 일치 정도를 파악하여 유사 신호 발생시점의 출력 결과를 원래 동작의 의도 또는 타겟(Target)으로 인식할 수 있도록 분석하고 활용하는 연구가 일반적이다. 그림 5의 b는 각 채널별

EEG의 시계열 데이터를 FFT변환하여 절대 세타 값을 추출하여 채널별로 그 강도를 도식화한 그래프이다. 1~4번 채널이 좌반구의 4개 채널데이터를 표시하고, 5~8번 채널이 우반구의 4개 채널의 뇌파 강도를 나타낸다.



a. Channel-specific EEG data at a specific point in time



b. The intensity of theta wave of EEG by channel

Fig. 5. Energy intensity of EEG standard signals and Theta waves.

그림 5. 뇌파의 표준 신호와 세타파의 에너지 강도

FFT변환에 의한 세타파 강도의 추출을 위한 과정은 다음 식 (1)과 (2)에서 보인다.

$$H(f_n) = \sum_{k=0}^{N-1} h_k e^{-j2\pi kn/N} = H_n \quad (1)$$

분석을 위해 추출한 데이터는 샘플링 표본인 N을 기준으로 대역별 에너지를 주파수 축에 표시할 수 있도록 구성하였다. 다음의 식(2)는 주파수 대역의 정보를 추출하여 세타 대역의 뇌파의 강도를 볼 수 있도록 결과를 출력한다.

$$H_{n(n=4 \sim 8)} = \sum_{k=0}^{N-1} h_k e^{-j2\pi kn/N} \quad (2)$$

본 연구에서는 자극이 제시된 시점에서의 근육

수축 시점을 기준으로 세타파의 강도를 통해 분류된 채널별 신호와 분석을 위한 Raw데이터를 각각 우완과 좌완의 데이터로 나누어 처리하여 데이터 셋(set)을 구성하였으며, 자극 제시 전/후의 3sec의 시간 간격을 기준으로 데이터의 변환을 진행하였고, 각 데이터의 값을 분석하기 위한 처리과정을 통해 결과를 도출하였다. 3sec의 시간은 동작 자극 후 EMG가 활성화되어 근육의 활성을 눈으로 확인하기에 충분한 시간을 의미하며, 자극 전의 데이터도 같은 데이터 셋을 획득하기 위해 동일한 간격으로 샘플을 취득하였다.

3. 좌우 이두근의 데이터와 EEG 분석 결과

이두근의 수축시 활성화된 뇌파의 데이터를 자극 제시 시점을 기준으로 확인하면 그림 6과 같으며, 자극이 활성화된 후 세타 데이터의 자극 전 후의 데이터를 비교할 수 있다.

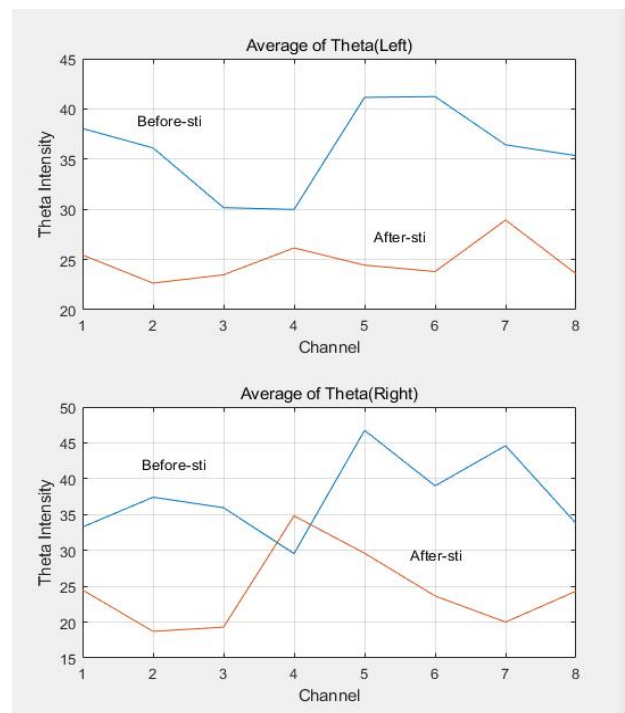


Fig. 6. Theta data before and after stimulation of EEG during left/right operation.

그림 6. 좌/우완 동작시 EEG의 자극 전후 세타 데이터

동작이 이루어짐에 따라 근전도의 활성화될 경우의 세타 데이터는 실험결과 자극을 받기 전에 비해 두 팔에서 자극을 받은 후에 그 강도가 줄어드는 경향을 보인다. 본 연구에서 알아보고자 하는 목적은 좌우 팔 근육의 동작 시 활성화되는 뇌파에서

팔로 전이되거나 뇌로 전달되는 신호의 특이성을 분류할 수 있는 신호가 있는지 알아보는 것이다. 물론 측정하는 뇌의 포인트에 따라 결과가 상이할 수 있지만, 본 실험을 통해 취득한 데이터를 확인하면 세타 데이터는 동작시 활성도가 줄어든다. 이러한 현상이 나타나는 이유는 특정한 뇌의 포인트에 따라 세타값의 분포가 특별한 의미를 가진 신호로 작용할 가능성이 있다. 이와 더불어 그림 7에서는 각 채널 별 Amp 전압 출력과 세타 데이터의 강도를 통해 근육 동작시 출력의 변화를 그래프를 통해 확인한다.

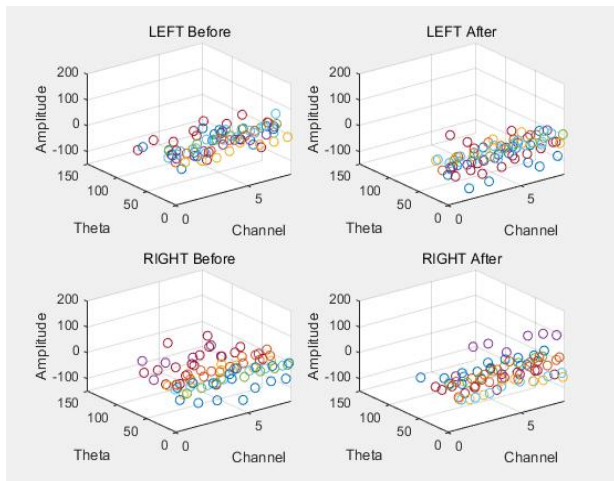
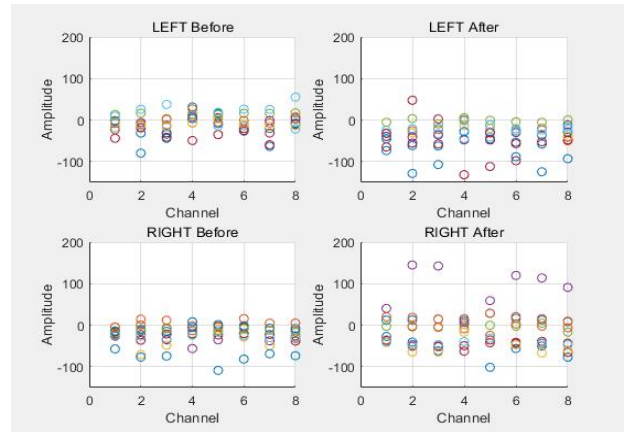


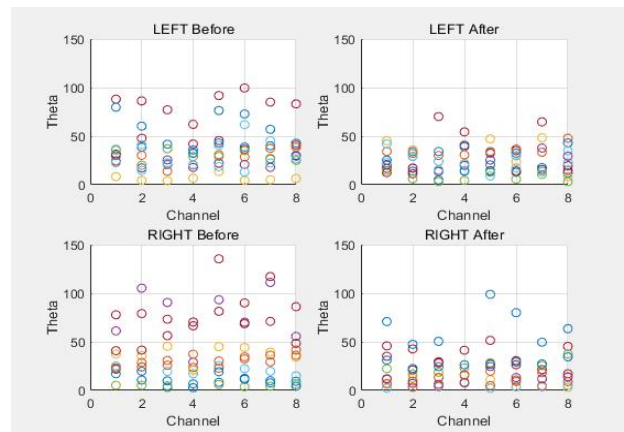
Fig. 7. Theta and Amp Data by Channel.
그림 7. 채널별 Theta 및 Amp Data

앞선 그림 7을 채널별로 비교하여 그림 8에 나타내었다. 그림 8의 a의 경우 채널에 관한 Amp데이터의 결과이다. Amp출력(Amplitude Output: 진폭 출력 전압)은 좌완의 경우 보편적으로 자극 전의 출력이 높게 나타난 반면 우완은 자극 후의 출력이 높게 나타났다. 그림 8의 b의 경우, 자극 전후의 세타 데이터의 출력을 비교한다. 세타의 경우 좌우에 관계없이 일반적으로 출력의 강도가 자극 후에 떨어지며 특정 값의 분포에 수렴하여 편차가 줄어드는 결과를 확인할 수 있다. 그림 8의 c는 좌우 뇌파의 세타 강도에 따른 Amp 출력의 결과를 보인다. 좌완과 우완 모두에서 자극 후의 세타 출력이 자극 전에 비해 낮은 값에 수렴하는 모습을 보이고 있으며 베이스 라인인 0V 근처에서 Amp값이 줄어드는 경향을 보이며 Theta 축을 따라 길게 늘어지는 분포를 보이다 자극 후에 Amp출력의 분포가 넓어지는 특징을 보인다. 이는 채널 별 출력 데이터가 Amp

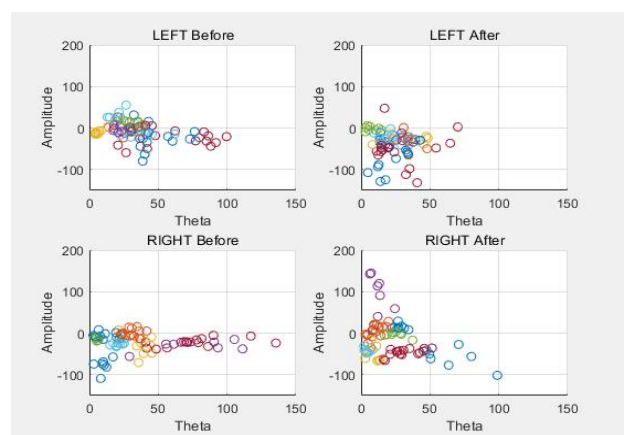
와 세타 데이터에 관하여 연관된 특징을 보이고 있다는 것을 보여준다.



a. Amp data by action of EEG before and after stimulation



b. Theta data by action of EEG before and after stimulation



c. Amp and Theta data by action of EEG before and after stimulation

Fig. 8. Analysis of the Relationship between Data Before and After Stimulation by Operation

그림 8. 동작별 자극 전후 데이터 간의 관계 해석

전기적으로 뇌로부터 전달된 신호는 피부와 표피 외부에서 간접적으로 측정되는 신호이기 때문에 신

경 전달에 의한 내부적 전기신호를 직접 추출할 수 없으므로 위와 같은 연관된 신호의 관계가 동작이나 관절의 움직임 및 의도의 발현 유무를 구분하는 신호로 활용할 가능성이 있을 것으로 판단된다.

III. 결론

뇌에서 전달되는 신호는 안구의 운동이나 뇌와 가까운 부분에서는 서로 간섭이나 혼입에 의한 영향을 주고받기 때문에 서로간의 연관관계를 통해 일정 패턴을 분석하거나 알고리즘을 적용하여 분류하거나 의도를 분석하는 연구사례가 있다[9]. 하지만 팔이나 다리와 같은 부분은 추출되는 신호만을 확인해서는 서로 어떤 영향을 갖고 있는지 알아내기 어렵다. 본 연구에서는 사람의 동작시에 추출할 수 있는 근전도 신호를 통해 뇌의 동작 시간을 추정하고 동기화된 신호를 통해 동작이 이루어지는 시점에서의 뇌전도를 분석하여 특이성을 가질 수 있는 뇌신호의 분석 방법을 제시하였다. 결과에서는 뇌의 특정 포인트 또는 전반적인 영역에서 4~8Hz의 저주파 영역에서 나타나는 세타 데이터와 그 강도 및 진폭 출력을 확인하였다. 또한 전달된 신호의 원천 혹은 원인이 될 수 있는 신호를 통해 좌우 이두근의 동작을 확인할 수 있는 가능성을 보였다. 향후 뇌파의 영역을 다양화하고 분석 포인트에 따른 신호의 특성을 파악할 예정이다. 또한 다수의 실험자로부터 얻을 수 있는 데이터를 다량 확보하여 분석 패턴이나 결과의 신뢰성을 높이는 연구가 필요해 보인다. 더불어 근전도 데이터를 통해 유추할 수 있는 뇌파의 데이터가 학습 알고리즘을 통해 재현해낼 수 있는지를 확인하는 등 다양한 부분에서 심도 있는 연구 계획 수립과 전개가 반드시 필요할 것으로 보인다.

References

[1] CHAKAROV, Vihren, et al. "Beta-range EEG-EMG coherence with isometric compensation for increasing modulated low-level forces," *Journal of neurophysiology*, Vol.102 No.2, pp.1115-1120, 2009. DOI: 10.1152/jn.91095.2008

[2] SARASOLA-SANZ, Andrea, et al. "A hybrid brain-machine interface based on EEG and EMG activity for the motor rehabilitation of stroke patients," In: *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)*. IEEE, pp.895-900, 2017. DOI: 10.1109/ICORR.2017.8009362

[3] LEE, Chang-Jo, "elopment of the Game for Increasing Intensive Power using EEG Signal," *Journal of Korea Game Society*, Vol.9, No.2, pp.23-28, 2009.

[4] GROSSE, P.; CASSIDY, M. J.; BROWN, P. EEG-EMG, MEG-EMG and EMG-EMG "frequency analysis: physiological principles and clinical applications," *Clinical Neurophysiology*, Vol.113, No.10, pp.1523-1531, 2002.

DOI: 10.1016/S1388-2457(02)00223-7

[5] KIM, Jung-Ja, et al. "Comparison of the maximum EMG levels recorded in maximum effort isometric contractions at five different knee flexion angles," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol.15, No.1, pp.197-206, 2005.

DOI: 10.5103/KJSB.2005.15.1.197

[6] KIM, Sun-Hee, et al. "Feature Analysis of Multi-Channel Time Series EEG Based on Incremental Model," *The KIPS Transactions: PartB*, Vol.16, No.1, pp.63-70, 2009.

DOI: 10.3745/KIPSTB.2009.16-B.1.63

[7] JANG, Jae-Kyung; KIM, Ho-Sung, "EEG analysis of learning attitude change of female college student on e-learning," *The Journal of the Korea Contents Association*, Vol.11, No.4, pp.42-50, 2011. DOI: 10.5392/JKCA.2011.11.4.042

[8] SCHMITT, Sarah E., et al. "Extreme delta brush: a unique EEG pattern in adults with anti-NMDA receptor encephalitis," *Neurology*, vol.79, No.11, pp.1094-1100, 2012.

DOI: 10.1212/WNL.0b013e3182698cd8

BIOGRAPHY

Bull Jeon (Member)



2009 : BS degree, Dept. of Electrical,
Electronics and Communication
Engineering, in KOREATECH.
2011: MS degree, Dept. of Electrical,
Electronics and Communication
Engineering, in KOREATECH.

Jongwon Kim (Member)



2006: Ph.D., KOREATECH
2016~Present : Assistant Professor,
Dept. of Electromechanical
convergence Engineering in
KOREATECH.