Binary Harmony Search 기반의 EEG 채널 그룹화를 이용한 다중 자극에 반응하는 뇌파 신호의 특성 연구

Brain Wave Characteristic Analysis by Multi-stimuli with EEG Channel Grouping based on Binary Harmony Search

이 태 주, 박 승 민, 심 귀 보*

(Tae-Ju Lee¹, Seung-Min Park¹, and Kwee-Bo Sim¹)

¹School of Electrical and Electronics Engineering, Chung-Ang University

Abstract: This paper proposed a novel method for an analysis feature of an Electroencephalogram (EEG) at all channels simultaneously. In a BCI (Brain-Computer Interface) system, EEGs are used to control a machine or computer. The EEG signals were weak to noise and had low spatial resolution because they were acquired by a non-invasive method involving, attaching electrodes along with scalp. This made it difficult to analyze the whole channel of EEG signals. And the previous method could not analyze multiple stimuli, the result being that the BCI system could not react to multiple orders. The method proposed in this paper made it possible analyze multiple-stimuli by grouping the channels. We searched the groups making the largest correlation coefficient summation of every member of the group with a BHS (Binary Harmony Search) algorithm. Then we assumed the EEG signal could be written in linear summation of groups using concentration parameters. In order to verify this assumption, we performed a simulation of three subjects, 60 times per person. From the simulation, we could obtain the groups of EEG signals. We also established the types of stimulus from the concentration coefficient. Consequently, we concluded that the signal could be divided into several groups. Furthermore, we could analyze the EEG in a new way with concentration coefficients from the EEG channel grouping.

Keywords: brain-computer interface, EEG, harmony search, channel grouping, multi stimuli

I 서론

두뇌 상태가 변화할 때 발생하는 전기적 특성인 EEG를 이용해 기계 장치나 컴퓨터를 제어하는 BCI system은 사람의 생각만으로 장치를 자유자재로 다룰 수 있어 차세대 인터페이스로 각광을 받고 있다. 특히 심상만을 이용하여 장치 제어가 가능하기 때문에 잔존 근육 및 신경이 필요한 근전도 방식의 제어[1]를 적용할 수 없는 환자들도 기계 장치 혹은 컴퓨터를 제어할 수 있다는 점에서 주목할 만하다. 근래에는 VEP (Visual Evoked Potential), P300, 뮤 리듬 등, 다양한 종류의 뇌파 반응을 이용한 BCI system이 등장하였고 응용 분야로 휠체어를 움직이거나 로봇 의수를 작동시키는 등의 다양한 연구가 진행되어 왔다[2-4]. 특히 다양한 방법을 이용해 연구가 진행되었던 시각 자극을 통한 문자 입력기[5]는 상용화를 앞두고 있을 정도로 많은 발전을 하였다. 최근에는 국내에서도 BCI system을 이용해 로봇을 제어하는 등의 연구들이 진행되고 있다[6].

BCI system을 구현하는데 가장 기초가 되는 단계는 신호

의 습득 단계이다. 노이즈를 최소화하여 원하는 신호만을 깨끗하게 습득할 수 있다면 이후의 신호 처리 및 의도 추론 과정에서 발생할 수 있는 문제점을 줄일 수 있을 것이다. 그러나 EEG 신호를 측정하는 대부분의 방식은 비침습적 방식으로, 두피를 따라 전극을 부착하여 뇌파를 습득하기 때문에 공간 해상도가 낮고, 노이즈에 취약 할 수밖에 없는 문제점이 발생한다[7,8]. 따라서 EEG를 이용하여 BCI system을 개발하려면 노이즈에 대한 충분히 대비를 갖추어야 하고, 공간 해상도를 높이기 위해서 많은 전극들을 설치해야 한다[9]. 이러한 내용을 바탕으로 지금까지의 연구들은 장치를 동작하기 위해서 한 가지의 자극을 피험자에게 주었고 이 때 발생하는 뇌파의 변화만을 탐구, 분석하였기 때문에 측정된 많은 채널 중에서 일부, 혹은 다른 두뇌 영역은 전극을 설치하지 않고 목표로 하는 채널만 선택하여 전극을 설치해 왔었다[10]. 이런 경우, 두뇌의 다른 영역에서 발생하는 뇌파들이 어떠한 변화를 이루고 있는지 지금까지 무시되어 왔고, 많은 채널 중 일부 채널만을 사용할 수밖에 없어 효율적인 뇌파 측정이 어려웠다[11-13].

본 논문에서는 두뇌 활동을 여러 자극에 의해 발생된 반응의 중첩된 결과로 가정하고, 많은 채널 중 유사한 성향을 띄는 채널들을 하나의 그룹으로 묶어 동일 시간에 어떤 그룹이 활성화 되었는지를 확인하였다. 이럴 경우, 많은 채널을 그룹별로 해석이 가능하기 때문에 분석의 복잡성이 줄어들어 용이하게 분석이 가능하고, 자극이 들어올 경우 하나의

* 책임저자(Corresponding Author)

Manuscript received May 4, 2013 / revised May 31, 2013 / accepted June 20, 2013

이태주, 박승민, 심귀보: 중앙대학교 전자전기공학과

(bindaman@cau.ac.kr/sminpark@cau.ac.kr/kbsim@cau.ac.kr)

※ 본 논문은 한국연구재단 중견연구자지원사업(No. 2012-0008726)에서 지원하여 연구하였으며 연구비 지원에 감사드립니다.

자극이 아니라 다중 자극에 대한 모든 반응을 동시에 분석이 가능하다는 장점이 있다. 또한 모든 채널을 동시에 사용 가능하기 때문에 더 많은 정보를 활용할 수 있어 BCI system의 효율성을 높일 수 있다. 그룹화를 위해 BHS 알고리즘이 사용되었고, 실험을 통하여 이를 검증하였다.

II. BINARY HARMONY SEARCH

HS는 악기들의 연주에서 나타나는 화음에 착안한 알고리즘으로, meta-heuristic 최적화 기법 중 하나이다. 연주에 사용되는 n 개의 악기들을 찾아야 할 값 $x_i (i = 1, 2, \dots, n)$ 라고 했을 때 문제에서 주어진 차원의 개수는 악기의 개수인 n 이 되고, 각 악기가 낼 수 있는 음역의 범위는 x_i 가 가질 수 있는 해의 범위가 된다. 각 악기들의 음색이 얼마나 조화를 이루었는지 나타내는 목적 함수 f 가 존재하고 이 f 의 값을 최대, 혹은 최소로 해주는 x_i 의 값들이 이 목적 함수 f 의 해가 된다. 또 HS에는 기존에 얻어진 최적 값들의 조합을 저장해 주는 HM (Harmony Memory)가 존재하는데, 만약 새롭게 얻어진 x_i 의 목적함수 값이 기존에 메모리에 저장되었던 x_i 에 의한 목적함수 값보다 더 좋은 결과를 갖는다면 HM에 존재하는 x_i 중 가장 나쁜 목적함수 값을 갖는 x_i 와 새롭게 얻어진 x_i 를 바꾸어 저장한다. 이 과정을 반복하여 최적 값으로 수렴해 나갈 수 있다[14].

새로운 x_i 의 값을 찾기 위해서 세 가지 방법이 사용된다. 가능한 해 공간 내에서 무작위로 값을 할당하거나, HM에 저장되어 있는 최적 값을 참조하여 사용할 수 있고, 마지막으로 현을 조율하듯 기존 x_i 주변에 값을 사용하는 pitch adjustment를 사용할 수 있다. 이때에, HM을 참조할 확률을 HMCR (Harmony Memory Consideration Rate)이라고 하고, pitch adjustment를 수행할 확률을 PAR (Pitch Adjustment Rate)라고 한다. HMCR이나 PAR 둘 다 해당되지 않을 경우 가능한 해의 범위 내에서 무작위 값을 선택하게 된다. HS 알고리즘은 HMCR과 PAR의 값에 따라 수렴성이 결정되기 때문에 이를 개선하여 더 좋은 결과를 얻기 위한 다양한 알고리즘들이 사용되고 있다[15,16].

BHS는 해의 범위가 0 또는 1인 HS를 의미한다. 본 논문에서는 BHS를 사용해 어떤 채널이 선택되었는지 나타내었다. 선택 가능한 해의 범위가 0과 1 뿐이어서 많은 범위를 탐색해야 하는 일반 HS 알고리즘보다 빠르게 계산할 수 있는 장점이 있으나 이진코드에 적용할 때 pitch adjustment 과정에서 오작동의 우려가 있어 이를 개선하기 위한 방법들이 제시되었다[17]. 본 논문에서는 BHS를 채널 선택에 이용해 단순화한 BHS 알고리즘을 적용하였다.

III. EEG 신호의 그룹화 방법 제안

인간의 두뇌는 내부 혹은 외부에서 주어지는 자극에 반응하여 EEG 신호가 발생하고, 이 때 발생한 신호가 특정 부위에서 나타나는 경향을 가지고 있다. 만약 여러 자극이 사람에게 가해질 때, 각 자극에 의해 발생한 뇌파의 반응이 중첩이 될 뿐, 서로에게 간섭을 하지 않는다고 가정을 한다면, 자극에 의해 발생하는 뇌파는 중첩의 원리를 따른다고

할 수 있고 뇌파의 전체 반응은 개별 자극에 대한 반응들의 선형 결합이라고 생각할 수 있다[18]. 따라서 특정 시점을 기준으로 피험자에게 가해지는 자극의 수와 그 자극에 대한 반응의 수는 같고, 이 때 나타나는 각 반응들을 별개의 그룹으로 생각해 그룹들의 합으로 신호를 나타낼 수 있다. 이 내용을 수식으로 표현하면 다음의 식(1)과 같다.

$$F(t, \bar{g}) = \sum_{i=1}^{\Gamma} r_{i|t} \cdot G_{i|t} \quad (1)$$

여기서 $\bar{g}$ 는 특정 시간 t 에서 64개의 채널들이 갖는 뇌파의 크기를 의미하고, Γ 는 피험자에게 주어진 반응의 총 개수 즉, 채널이 짝지어진 그룹의 개수를 의미한다. $G_{i|t}$ 는 시간 t 에서 존재하는 i 번째 그룹을 의미하고, $r_{i|t}$ 는 시간 t 에서 i 번째 그룹이 얼마나 활성화 되었는지 나타내는 채널의 집중도 계수를 의미한다. 집중도 계수는 다음과 같이 전체 채널과 해당 그룹사이의 power의 비율을 의미한다.

$$r_{i|t} = \frac{i\text{번째 그룹의 power}}{\text{전체 채널의 power}} \quad (2)$$

즉 이 집중도 계수가 큰 그룹은 t 시간에 가장 활성화되어 피험자가 집중을 하고 있는 주요 그룹으로 볼 수 있고, 이 집중도 계수가 낮은 그룹은 상대적으로 영역이 활성화된 정도가 낮다고 볼 수 있다. 집중도 계수는 시간에 따라 값이 변화하지만, 특정 시간동안 피험자가 어떤 자극에 집중을 유지할 수 있으면 그 시간에서는 일반적인 상수항으로 볼 수 있으므로, 본 논문에서는 정해진 시간 내에서 일정한 상수 값으로 간주하고 내용을 전개하였다.

채널들을 각 그룹으로 나누기 위해서는 다음과 같은 수식 (3)을 목적 함수로 BHS 알고리즘을 수행하였다.

$$\max \frac{1}{(N-1)^2} \sum_{i=1}^{N-1} \sum_{k=i+1}^N \frac{\text{corrcoef}(x_i, x_k)}{(N-i)^2} \quad (3)$$

여기서 N 은 하나의 그룹을 구성하고 있는 채널의 개수를 나타내고, x_i, x_k 는 그 그룹에 속하는 채널을 의미한다. $\text{corrcoef}(\cdot)$ 은 두 채널 사이의 상관 계수를 구해주는 함수를 뜻한다. 식(3)에서 표현하고 있는 목적함수는 서로 유사한 경향을 지니어 상관 계수가 큰 채널들을 찾아 이들을 하나의 그룹으로 엮기 위해, 상관 계수의 전체 합을 가장 크게 만드는 조합을 발견하기 위한 것이다. 여기서 사용되는 분모 항들은 상관 계수의 합을 평준화하기 위한 것으로, 만약 이 분모 항들로 상관계수의 합을 나누지 않을 경우 채널들 사이의 상관 계수 값에 관계없이 모든 신호를 선택할 때 그 합이 가장 크게 나오므로 BHS 알고리즘을 수행하고 나면 모든 항을 선택할 가능성이 있다. 이러한 문제점을 방지하기 위해 상관 계수의 합에 사용된 채널들의 개수의 제곱으로 주어진 두 채널 간의 상관 계수의 합을 나누어 주었고, 그룹에 속한 채널의 개수의 제곱으로 다시 전체 상관 계수들의 합을 나누어 주었다.

위의 과정을 거쳐 일단 그룹에 속하게 된 신호는 다음 계산에서 제외시켰다. 중첩에 원리를 가정하였으므로, 그룹 사이에 중복되는 채널이 존재하여도 관계없으나, EEG 분석

및 계산의 복잡도를 낮추고자 중복되는 채널이 좀 더 상관 계수가 큰 그룹을 선택하여 중복되지 않도록 하였다.

IV. 실험 방법

뇌파의 그룹화를 확인하기 위해서 다음과 같은 방법으로 실험을 수행하였다. 실험은 총 세 명의 건강한 20대 후반 남성 피험자를 대상으로 진행되었다. 각 피험자별로 하나의 세션이 7개의 epoch으로 이루어진 세션을 6번 반복하였고, 이 하나의 실험을 자극에 대한 피드백 없이 10회 반복하여 실시하였다. EEG 신호를 얻기 위해서 실험에 사용한 장비는 NeuroScan사의 Stim2와 Synamps2 이었고, 신호를 처리하고 분석하기 위해서는 NeuroScan사의 Curry7과 MathWorks사의 Matlab 프로그램을 사용하였다. 실험에 사용된 채널수는 총 69개이며 이 중에서 5개의 전극은 노이즈 제거 및 공통 접지로 사용되었다. NeuroScan사에서 나온 quik cap을 이용하여 전극을 두피에 부착하였고, quik cap에 사용된 69개 전극의 배치는 international 10-20 system을 따르고 있다.

장비를 통해 측정된 EEG 신호는 샘플링 주파수를 250 Hz로 하여 디지털로 저장되었다. 신호 분석에 사용된 주파수 영역은 α 파부터 γ 파까지의 주파수 대역인 8 Hz에서 70 Hz까지의 대역에 Bandpass filter를 이용해 습득하였다. 이는 낮은 주파수대역에 존재하는 생체 노이즈의 제거와 함께 인간의 의식적인 두뇌활동이 이 주파수 대역과 연관되어 있기 때문이다[19]. 추가 설치된 5개의 전극을 통해서 눈의 깜빡임 및 심박동에 의한 노이즈를 제거하였다. 피험자는 근육의 움직임에 의해 발생할 수 있는 노이즈를 가능한 한 예방하기 위하여 편한 자세에서 움직임을 최소화하였다. 실험실 환경은 아래의 그림 1과 같이 구성되었다.

이번 실험에 사용된 자극은 총 세 종류로, 청각에 대한 자극, 시각에 대한 자극 그리고 피험자가 직접 손가락을 움직이는 운동을 자극으로 사용하였다. 각 자극은 피험자에게 1 초씩 제시되었으며 3개의 자극이 번갈아 제시되었다. 청각 자극을 수용하기 위해서 피험자는 이어폰을 이용하여 소리를 들었으며 시각 자극을 수용하기 위해서 모니터를 계속 응시하도록 지시받았다. 또한 피험자가 운동을 하고자 하는 심상을 갖고 행동을 할 수 있도록 뇌파 기록 결과에 cue가 표시되는 입력 패드를 사용해 움직임을 확인하였다.

그림 2는 한 세션에 사용된 자극들이 어느 시간에 어떻게 주어졌는가를 timing chart를 통하여 표시한 것이다. S1,

그림 1. EEG 신호 측정 환경.

Fig. 1. EEG signal acquisition condition.

그림 2. 한 세션에 사용된 자극의 timing chart.

Fig. 2. Stimuli timing chart of one session.

S2, S3는 차례대로 자극 1, 2, 3을 의미하고, 자극 1, 2, 3의 순서는 세션별로 다르게 설정하여 피험자가 항상 무작위 순서로 자극을 받도록 하였다. 처음 세 번의 epoch은 한 가지 자극이 번갈아 가며 제시되고 다음 세 번 epoch에는 두 가지의 자극이 돌아가면서 피험자에게 제시된다. 마지막 7 번째 epoch에서는 세 가지의 자극이 동시에 제시된다. 각 epoch 사이의 휴식시간은 2초로 지정하였으나, 운동 자극이 주어지기 직전에는 휴식 시간이 끝나기 300 ms 전에 화면에 ‘+’ 기호를 표시를 하여 다음에 나타날 자극이 운동 자극임을 피험자에게 상기시켜주어 갑작스럽게 주어진 자극에 운동 심상 및 실제 동작 행위를 놓치지 않도록 하였다.

실험에 사용한 청각 자극은 1000 Hz의 순수한 톤으로 1 초 동안 피험자의 오른쪽, 왼쪽 귀에 동시에 가해졌다. 청각 자극의 제작은 Stim2를 이용하였으며, 장비에 의해 통제되는 앰프를 사용하여 딜레이로 인한 오차가 발생하지 않도록 하였다. 또 청각 자극이 발생하는 시각은 cue를 통해 관찰자가 확인하도록 하였고 음량은 피험자가 불편함을 갖지 않고 문제없이 자극을 인지할 수 있는 크기로 조절하여 사용하였다. 시각 자극은 화면에 나타난 녹색 화면을 응시하도록 하였고, 화면이 주어지는 시간은 1초 동안으로, 피험자는 집중해서 응시하도록 지시하였다. 시각 자극이 주어지지 않는 경우에 화면에는 검은색 화면만이 나타나도록 하였다. 운동 자극은 사용자에게 운동을 준비하라는 지시를 하는 십자 마커가 화면에 300 ms 동안 나타난 다음 1 초 동안 화면에 흰색 글자로 ‘press button’이라는 문장을 나타내어 이 지시기가 화면에 뜨는 동안만 반응 패드를 이용해 특정 버튼을 반복해서 입력하도록 하였다. 패드의 버튼을 누르게 되면 cue가 기록되도록 하여 추후 자료 분석에 용이하도록 하였다. 버튼을 누르는 손은 오른손이나 왼손의 구분 없이 피험자가 편하게 느끼는 손을 사용할 수 있도록 하였고, 처음 선택한 손을 실험이 끝날 때 까지 계속해서 사용하도록 지시하였다. 노이즈를 최소화하기 위해 버튼을 누르는 외의 동작은 최소한이 되도록 사전에 지시하였다.

본 논문의 실험에 사용된 BHS 알고리즘의 HMCN은 95%였고, PAR은 5%였다. 또한 HM의 크기는 10개였다. BHS는 1,000번 계산을 반복하여 최적 값을 찾았다.

V. 실험 결과 및 고찰

1. 실험 결과

실험은 Curry 7을 이용해 필터를 적용한 데이터를 Matlab 프로그램을 이용하여 수행하였다. 각 자극별로 얻어진 피험자 한 명당 60개의 데이터를 평균 낸 EEG 신호를 대상으로 EEG Channel 그룹화를 수행하였다. EEG 그룹화 계산 과정은 10회를 반복하여 수행되었고 얻어낸 결과를

표 1. 자극에 따른 피험자별 주요 EEG 채널 그룹.

Table 1. Major EEG channel group of subjects by stimuli.

	자극 종류	그룹
(a)	청각	[FPZ,FP2,FC1,C5,FC2,PO7,OZ,PO3,CB1,O2] [F5,F3,T7,FC3,CP2,TP7,CPZ,P4]
	시각	[P8,PO7,CB2,O1,OZ]
	운동	[AF4,FZ,F1,FT7,PZ,PO8,OZ,O1] [F7,CP5,C4,CP2,CP1,P6,P4]
	청각+시각	[FP1,AF4,F4,F2,FCZ,FT8] [P8,PO6,PO8,O2]
	청각+운동	[F7,F5,C4,CP4,CP6,PO3,PO6] [FC1,P1,FC4,P6,PO8,O2,CB2]
	시각+운동	[F6,FC5,CP4,C4,CP1] [P6,PO6,OZ,CB1]
	청각+시각+운동	[FP1,F1,AF3,AF4,FZ,FC1,FCZ] [FP2,F4,F3,F2,FC2,PO8,CP4,P3,CB2] [F6,CZ,C1,P5,CP5,CP3,CPZ,PO5]
(b)	청각	[FP1,FP2,F3,AF4,F5,FC2,T7,TP7,T8,CP6,CP6, PZ,P7,P1,P6,POZ,PO7]
	시각	[FC1,FC2,FCZ,FC4,CP6,PO3,P6,PO8] [P7,CB1,POZ,PO6]
	운동	[FP1,FPZ,AF3,F1,AF4,F4] [PF6,C3,C4,CPZ,T8]
	청각+시각	[FC5,TP7,C3,C6,P4,P5] [PO3,PO4,OZ,PO8,O1,CB2,O2]
	청각+운동	[F2,F6,FC6,C1,CZ,C4,P1,PZ,P4,PO7,O2,OZ] [AF3,AF4,F4,FC5,C3,C6]
	시각+운동	[CZ,C4,CPZ,CP4,CB1,PO5,O1] [CP1,PZ,P4,PO3,POZ]
	청각+시각+운동	[FPZ,FP2,AF4,F8,C5] [F3,CP1,C1,P1,PZ] [F2,FC1,F6,C2,T7]
(c)	청각	[FT7,CP2,PO7,P6,PO5] [TP7, PO4, OZ, PO6, O2]
	시각	[TP8,POZ,P8,PO4,PO8,O1,CB1] [PO3,PO6,OZ,CB2,O2]
	운동	[F3,FC1,C1,FCZ,O1,CB1,OZ,CB2,O2]
	청각+시각	[FP1,FPZ,AF3,AF4,FZ,F1,F2] [F8,FC6,C4,T7,CP5,P2,P5,P3]
	청각+운동	[FP1,FPZ,FP2,AF3,F1,FZ,C1] [F2,F4,FCZ,FC3,FC2,CP5,C6,CPZ]
	시각+운동	[FP1,FPZ,AF3,FZ,F2,FC1,FC2,FCZ,C3,P7,P1] [C1,C2,P2,P5,PO4,CB2,PO8]
	청각+시각+운동	[FP1,FPZ,AF4,FP2,F3,FCZ,F1,CP3] [FC5,FC1,C3,FC6,CP2,CZ] [PO6,PO8,CB1,OZ,O2,CB22]

토대로 그룹화가 된 빈도가 가장 높게 나온 채널끼리 묶어 내어 64개의 채널들을 새로운 그룹으로 만들었다. 그 결과 평균적으로 23개의 그룹들로 분류되는 것을 확인 할 수 있었다. 새롭게 다시 묶어진 그룹들은 다른 그룹들보다 많은 채널을 지니고 있는 그룹들과 2개 내지 세 개의 채널로 작게 묶이는 그룹으로 구분할 수 있었다. 우측의 표 1은 피험자 별로 그룹의 크기에 따른 주요 그룹을 나타낸 것이다.

대체적으로 청각 자극이 들어올 경우, 측두엽의 T영역 부근이 활성화 되는 것을 볼 수 있고, 시각 자극에 대해선 후두엽 부근의 O영역들이, 운동에 대해서는 운동 중추를 담당하는 C영역 부근이 활성화는 것을 확인 할 수 있었다. 또한 사고를 담당하는 전두엽의 F영역과 같은 경우, 거의 모든 자극에서 활발한 움직임을 보이는 것을 알 수 있었다.

그림 3. 청각, 시각, 운동 자극시 피험자별 최대 크기를 갖는 그룹들.

Fig. 3. Major group made by sound, visual, motory stimuli from subject (a), (b) and (c).

피험자 (a)의 청각의 경우에는 만들어진 두 그룹을 표시 하였는데, 위의 그룹은 속한 채널수가 가장 많은 그룹이고, 아래 그룹은 일반적으로 청각 자극이 들어올 때 발현되는 영역과 가까운 그룹을 나타낸다. 이는 가장 큰 그룹이 자극에 대한 반응을 나타내는 것이 아닌, 다른 요인 즉, 집중도에 반응을 표현하는 정도가 다를 수 있다는 것을 보여준다.

각 피험자별로 두 개 혹은 세 개의 자극이 주어졌을 때 자극에 반응하는 채널들은 하나의 자극이 주어졌을 때와 비슷한 영역들이 동시에 활성화되는 것 역시 알 수 있다. 피험자 A의 ‘청각+시각’의 경우에는 전두엽의 F영역과 후두부의 O 영역이 동시에 반응하는 것을 볼 수 있고, ‘청각+운동’의 경우에는 C4를 비롯한 C영역과 O2, CB2와 같은

후두엽부분의 활성화를 확인 할 수 있다. 나머지 모든 자극에 경우에 대해서도 마찬가지로 확인 가능하다.

피험자 (b)의 경우에는 두 가지 자극이 주어지는 상황에서 ‘청각+시각’에서 TP7, FC5, P5등의 측두엽이 활성화 되는 것과 동시에 O1, CB2, O2, OZ와 같은 후두엽의 시각 담당 영역이 그룹을 이루고 있음을 확인 가능하였다. 이는 피험자 (a)의 경우와 마찬가지로 동시에 주어지는 자극에 대해 동시에 반응이 나타나는 것을 BHS알고리즘을 통하여 구별할 수 있음을 나타내고 있다. 모든 자극이 주어질 경우에는 운동 영역의 그룹과 청각 영역의 그룹으로 나뉘어졌고, 시각 영역의 그룹은 작은 그룹으로 되어 있어 주요 그룹을 나타내는 표 1에는 나타나있지 않음을 확인하였다. 결론적으로 피험자 B역시 A와 마찬가지로 각 자극별로 반응을 결합해 생각할 수 있음을 알 수 있다.

피험자 (c)도 앞선 두 피험자와 비슷한 결론을 도출 할 수 있고 특히 모든 자극 동시에 주어질 경우 사고를 담당 한 F영역, 운동을 담당하는 C영역 그리고 시각의 O영역이 그룹별 분리되었다. 결과적으로 세 피험자 모두 동시에 받은 자극에 대한 반응을 그룹으로 나눌 수 있었다.

2. 집중도 계수 분석

집중도 계수에 관한 내용을 분석하기 위해서 우리는 BCI 연구에 널리 사용되는 벤치마킹 dataset인 BCI competition IV의 dataset I의 피험자 d데이터를 이용하였다[20]. 이 데이터는 건강한 피험자들을 대상으로 오른손 및 왼손 움직임 상상을 수행 비교한 데이터이다. 총 59개 채널에서 나온 값을 사용하였고, 집중도 계수를 구하기 위한 그룹화는 총 10 회 반복되었다. 그룹화 빈도에 따라 재구성된 채널은 그림 4와 같은 배치를 갖는 총 7개의 그룹들로 나누어 졌다.

그림 5는 시간에 따른 그룹별 power spectrum의 변화를 나타낸다. 움직임 상상을 하는 구간 중, 600 ms 부근에서 운동과 관련된 영역을 포함한 그룹 및 사고를 담당하는 영역을 지닌 그룹이 급격히 활성화되는 것을 볼 수 있다. 이는 상상을 준비하는 200에서 400 ms 구간과는 전혀 다른 모습을 보이는 것이다. 따라서 어느 자극에 집중하는가에 따라 집중도 계수가 의미를 지니는 것을 알 수 있다.

그림 4. 도식화 된 BCI competition의 그룹화 시뮬레이션 결과.

Fig. 4. Result of Grouping simulation for BCI competition.

그림 5. 시간에 따른 그룹별 power 변화.

Fig. 5. Power change by time and group.

VI. 결론

이 논문을 통해서 우리는 뇌파 채널 사이의 상관관계수에 따라 채널별로 그룹을 나누고 이 그룹이 자극에 따라서 생성된다는 것을 밝혔다. 사람이나 동물에게 자극이 발생하면 EEG에 변화가 생기는데 두뇌의 모든 부위가 활성화 되는 것이 아니라 자극에 따라서 활성화 되는 부위가 다른 것을 확인 할 수 있었다. 이것은 기존에 알려져 있던 뇌의 부위에 따른 기능의 분화에 잘 부합하고 더 나아가 이 논문에서는 특정 동일 시간에 나타나는 각 부위의 반응을 그룹화해 선형 결합으로 표현이 가능함을 확인 할 수 있었으며, 각 그룹들의 선형 결합표현을 위한 집중도 계수를 이용하여 어떤 부위가 더 활성화 되었는지 확인이 가능하였다. 본 논문에서 제시한 분석 과정을 통해 동시에 전 채널에서 발생하는 모든 반응에 대해 관찰을 하는 것이 가능하였고, 전 채널을 분석함에 따라 사용되지 않는 채널 없이 모든 채널을 확인 가능하므로 신호 습득에 효율성을 높일 수 있었다. 또한 채널의 집중도 계수를 이용하여 신호의 특징을 검출하는 방법으로 사용할 수 있어 앞으로의 EEG 및 BCI 연구에 적용이 가능하리라 기대된다.

REFERENCES

- [1] S. H. Park, B. Hong, J. Kim, E. P. Hong, and M. Mun, "Development of the myoelectric hand with a 2 DOF auto wrist module," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 3, pp. 824-832, Aug. 2011.
- [2] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, Mar. 2002.
- [3] A. Ferreira, R. L. Silva, W. C. Celeste, T. F. Bastos Filho, and M. Sarcinelli Filho, "Human-machine interface based on muscular and brain signals applied to a robotic wheelchair," *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 90, no. 1, pp. 1-8, Nov. 2007.
- [4] J. Long, Y. Li, H. Wang, T. Yu, and J. Pan, "Control of a simulated wheelchair based on a hybrid brain computer interface," *34th Annual International Conference of*

- the *IEEE EMBS*, Aug. 2012.
- [5] S. T. Ahi, H. Kambara, and Y. Koike, "A dictionary-driven p300 speller with a modified interface," *IEEE Transaction on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, vol. 19, no. 1, pp. 6-14, Feb. 2011.
 - [6] Y. Chae, J. Jeong, and S. Jo, "Toward brain-actuated humanoid robots: asynchronous direct control using an EEG-based BCI," *IEEE Transaction on Robotics*, vol. 28, no. 5, pp. 1131-1144, Oct. 2012.
 - [7] R. Scherer, J. Faller, D. Balderas, E. V. C. Friedrich, M. Proll, and G. Muller-Putz, "Brain-computer interfacing: more than the sum of its parts," *Soft Computing*, vol. 17, pp. 317-331, no. 2, Feb. 2013.
 - [8] K. E. Ko and K. B. Sim, "HSA-based HMM optimization method for analyzing EEG pattern of motor imagery," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 17, no. 8, pp. 747-752, Jun. 2011.
 - [9] T. R. Knoshe, "Determining the number of independent sources of the EEG: a simulation study on information criteria," *Brain Topography*, vol. 11, no. 2, pp. 111-124, 1998.
 - [10] J. K. Kim, S. M. Park, K. E. Ko, and K. B. Sim, "Optimal EEG channel selection by genetic algorithm and binary PSO based on a support vector machine," *Journal of Institute of Control, Robotics and Systems (in Korean)*, vol. 19, no. 6, pp. 527-533, Jun. 2013.
 - [11] M. K. Mukul and F. Matsuno, "EEG de-noising based on wavelet-transforms and extraction of sub-band components related to movement imagination," *ICCAS-SICE 2009*, pp. 1605-1610, Aug. 2009.
 - [12] Y. Tomita, S. Ito, and Y. Mitsukura, "The EEG analysis method for obtaining the felling," *International Conference on Control, Automation and Systems 2008*, pp. 2555-2558, Oct. 2008.
 - [13] S. Mun, M. C. Park, S. Park, and M. Whang, "SSVEP and ERP measurement of cognitive fatigue caused by stereoscopic 3D," *Neuroscience Letters*, vol. 525, no. 2, pp. 89-94, Sep. 2012.
 - [14] Z. W. Geem, J. H. Kim, and G. V. Loganathan, "A new heuristic optimization algorithm: Harmony search," *Simulation*, vol. 76, no. 2, pp. 60-68, 2001.
 - [15] Z. Kong, L. Wang, and Z. Wu, "Global adaptive harmony search algorithm and its application in rough set reduction," *2012 International Conference on Computer Science and Electronics Engineering*, vol. 3, pp. 572-576, Mar. 2012.
 - [16] P. Yadav, R. Kumar, S. K. Panda, and C. S. Chang, "An intelligent tuned harmony search algorithm for optimisation," *Information Sciences*, vol. 196, pp. 47-72, Aug. 2012.
 - [17] L. Wang, R. Yan, Y. Xu, Q. Niu, P. M. Pardalos, and M. Fei, "An improved adaptive binary Harmony search algorithm," *Information Sciences*, vol. 232, pp. 58-87, 2013.
 - [18] M. Ungureanu, C. Bigan, R. Strungaru, and V. Lazarescu, "Independent component analysis applied in biomedical signal processing," *Measurement Science Review*, vol. 4, no. 2, 2004.
 - [19] R. N. Khushaba, C. Wise, S. Kodagoda, J. Luvieri, B. E. Kahn, and C. Townsend, "Consumer neuroscience: Assessing the brain response to marketing stimuli using electroencephalogram (EEG) and eye tracking," *Expert Systems with Applications*, vol. 40, no. 9, pp. 3803-3812, Jul. 2013.
 - [20] B. Blankertz, G. Dornheg, M. Krauledat, K. R. Muller, and G. Curio, "The non-invasive berlin brain-computer interface: Fast acquisition of effective performance in untrained subjects," *NeuroImage*, vol. 37, no. 2, pp. 539-550, 2007.

이 태 주

2013년 중앙대학교 전자전기공학부(공학사). 2013년~현재 중앙대학교 대학원 전자전기공학부 석·박사 통합과정. 관심분야는 Brain-computer Interface, Neuro-Robotics, Machine Learning 등.

박 승 민

2010년 중앙대학교 전자전기공학부(공학사). 2010년~현재 중앙대학교 대학원 전자전기공학부 석·박사 통합과정. 관심분야는 Brain-Computer Interface, Intention Recognition, Soft Computing 등.

심 귀 보

1984년 중앙대학교 전자공학과(공학사). 1986년 중앙대학교 전자공학과(공학석사). 1990년 The University of Tokyo 전자공학과(공학박사). 1991년~현재 중앙대학교 전자전기공학부 교수. 2002년~현재 중앙대학교 중소기업산업협력센터 센터장. 2006년~2007년 한국지능시스템학회 회장. 2007년~현재 (사)한국산학연협회 서울지역협회 회장. 2009년~2010년 중앙대학교 중앙도서관장 및 박물관장. 2011년~현재 중앙대학교 스마트지능로봇연구센터 센터장. 관심분야는 인공지능, 뇌-컴퓨터 인터페이스, 의도 인식, 감성 인식, 유비쿼터스 지능형로봇, 지능시스템, 컴퓨테이션 인텔리전스, 지능형 홈 및 홈 네트워크, 유비쿼터스 컴퓨팅 및 센서 네트워크, 소프트 컴퓨팅(신경망, 퍼지, 진화연산), 다체계 및 자율분산로봇시스템, 인공 면역시스템, 지능형 감시시스템 등. ICROS Fellow.