BCI 시스템 구현을 위한 모델링

Modeling for Implementation of a BCI System

김미혜*, 송영준**
충북대학교 전기전자컴퓨터공학부*, 충북대학교 BITRC**

Mi-Hye Kim(mhkim@cbnu.ac.kr)*, Young-Jun Song(songyjorg@dreamwiz.com)**

요약

BCI시스템은 뇌 자체에서 발생하는 전기적인 신호를 측정하여 콘트롤 또는 통신 시스템에 접목시키는 것이다. 이 시스템은 뇌파의 움직임을 실시간으로 검출하고 이를 통해 발생된 신호를 사용하여 전자장비 또는 소프트웨어에 바탕을 둔 프로세서 등을 조정할 수 있다.

본 논문에서는 다양한 정신 상태에서 발생한 뇌전위 신호를 분석하고 인식하는 뇌-컴퓨터간 인터페이스 시스템을 개발할 때 뇌파 측정시 혼합되는 잡음제거 및 분리에 관한 것을 다루고자 한다. BCI시스템 구현을 위한 뇌파 분류과정에서 이분법의 수리적 모델을 사용하여 뇌파를 분류하고 잡음구간을 추출하는 방법을 제안하였다.

■ 중심어 : | 뇌-컴퓨터인터페이스 | 뇌파 | 특징추출 | 분류 알고리즘 | 이분법 |

Abstract

BCI system integrates control or telecommunication system with generating electric signals in scalp itself after signal acquisition. This system detect a movement of EEG at real time, can control an electron equipment using a generated signal through EEG movement or software -based processor.

In this paper, we deal with removing and separating artifacts induceced from measurement when brain-computer interface system that analyzes recognizes EEG signals occurred from various mental states. In this paper, we proposed a method of EEG classification and an artifact interval detection using bisection mathematical modeling in the EEG classification process for BCI system implementation.

■ keyword : | BCI(Brain-Computer Interface) | EEG| Feature Extraction | Classify Algorithm | Bisection Method |

I. 서론

BCI(Brain-Computer Interface)는 인간과 컴퓨터 상호 작용을 연구하는 HCI(Human-Computer Interface)의 한 분야로써, 뇌파기를 통해 특정상태의 뇌파 신호를 측정하여 특이점이나 특징을 추출하고 이를 분류한 후 일반적인 제어 신호로 변환하여 컴퓨터나 기기 등을 제어하는 시스템 관련 기술이다. 즉, BCI시스템은 뇌

* 본 논문은 2005학년도 충북대학교 학술지원사업의 연구비 지원에 의하여 연구되었습니다.

접수번호 : #070814-002
접수일자 : 2007년 08월 14일
심사완료일 : 2007년 08월 24일
교신저자 : 김미혜, e-mail : mhkim@cbnu.ac.kr

자체에서 발생하는 전기적인 신호를 측정하여 콘트롤 또는 통신 시스템에 접목시키는 것을 말한다. 이러한 측정들은 인간의 두피(scalp)에서 비침습식(noninvasively)으로 측정이 이루어지고 그 결과 뇌전도(EEG, electroencephalogram)를 얻을 수 있다[1][2].

BCI 시스템은 임상에 있어서 신경학에 기반을 둔 최신의 기술 분야 일 뿐만 아니라, 뇌신경과 주변 근육의 움직임이 없이 뇌 활동 자체를 발전시킬 수 있고, 사용자가 그 자신의 생각만으로 현실의 상황을 조절할 수 있도록 만드는 가능성을 밝혀내는 뇌과학 분야에 있어서 새로운 패러다임이라 할 수 있다. 이를 이루기 위해 사용자는 단순히 제시된 몇 가지 정신 상태에 집중을 하고 EEG 상에서 그 정신상태가 몇 가지 패턴으로 반영이 되어 나타난다. 그와 동시에 BCI시스템 상에서 이 패턴들은 전등을 켜거나 휠체어를 움직임 등과 같은 행동에 관한 특징, 또는 졸리움과 같은 수면 상태나 간질이나 정신장애 같은 정신적 질환의 특징을 추출할 수 있으며 이들은 이전에 설정된 패턴들의 특징에 의해 분류된다.

(activity), 파(wave), 율동(rhythm)이 있다. 활동은 전위의 변동을 가리키며, 파는 활동의 개개 요소를 가리킨다. 율동은 거의 일정한 주기 및 파형을 가지고 반복되는 파로 이루어진 활동을 가리킨다. [표 1]은 EEG 주파수와 상태를 분류한 것이고 [그림 1]은 각 뇌파의 출력특성을 보여준다.

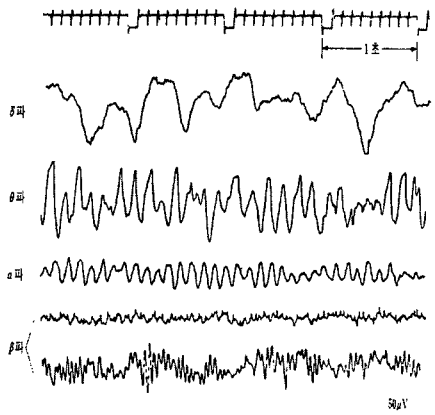

그림 1. 뇌파의 출력 형태

표 1. 뇌파의 분류와 그 특성

뇌 파	주 파 수	진폭	의 식	범 위	정 신 상 태
델타(δ)파	0.5 ~ 3 Hz	20~200 μV	무의식	다 양	· 깊은 수면
세타(θ)파	4 ~ 7 Hz	20~100 μV	내적의식	전두부 측두부	· 졸음 상태, 얕은 수면 · 초능력 발휘할 때의 EEG
알파(α)파	8 ~ 9 Hz (slow-α)	20~60 μV	내적의식	후두부 두정부	· 명상, 무념무상
	10 ~ 12 Hz (middle-α)				· 공부, 능률향상, 정신통일상태, 기억력, 집중력, 스트레스 해소
	12 ~ 13 Hz (fast-α)				· 주의 집중과 약간의 긴장
베타(β)파	14 ~ 30 Hz	2 ~20 μV	외적의식	전중심부 전두부	· 평상시의 EEG · 외계와 대응하여 긴장상태에서 일을 처리하고 있는 상태
감마(γ)파	30 Hz 이상	2~20 μV	외적의식	-	· 불안, 흥분

EEG는 대뇌피질 내의 신경세포의 전기적 활동을 두피에 부착한 전극을 통하여 기록한 것으로, 뇌파는 1~50 Hz의 주파수와 약 10~200μV 의 진폭을 가지며 1929년 독일의 생리학자 Hans Berger에 의해 처음으로 시도되었다[3][4]. 이 전기적 활동성은 후에 EEG라고 명명하였고, EEG가 피험자의 정신적 상태에 따라 변한다는 것을 보였다[4]. EEG의 기본 요소로 활동

일반적으로 두피전극 부착은 국제 10-20 시스템 방법을 따르는데, 이 방법은 각 전극별로 해당되는 뇌 부위가 [그림 2]와 같다. EEG 신호는 두피 상에서 국제 10-20 시스템 전극 위치에 기초로 하여 중앙부의 C3 와 C4 영역에서 Fpz 를 접지로 하고 양 귓불을 기준전극으로 하여 측정을 한다[7].

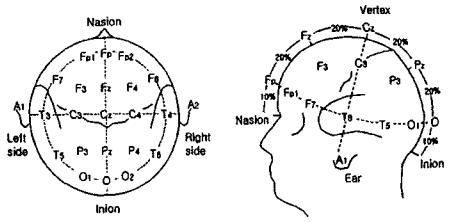

그림 2. 뇌파 기록을 위한 국제 10-20 전극 배치

최적의 뇌파를 얻기 위해서는 장비특성을 개선하거나, 뇌파 측정방법이나 환경을 개선하는 외란 제거와 적절한 정신적 자극과 EEG 센서 위치 결정과 같은 내란 제거가 필수적이다. BCI 시스템을 구현하기 위해서는 최적의 방법으로 뇌파를 측정하는 첫 번째 단계에서 측정된 뇌파를 최적의 방법으로 특징정보나 분류방법을 분석하는 단계로 이어지며 마지막으로 최적의 뇌파 학습모델 및 BCI 사용자 인터페이스 환경 구현으로 정리할 수 있다. 세 단계 모두 서로 연관되어 중첩되어 있다. 최적의 뇌파라 함은 특징정보가 잘 나타나서 분류가 잘 될 수 있는 뇌파를 의미한다.

II. 연구배경

BCI 연구는 1980년대 후반부터 시작되었고, 사용자의 근육에 의존하지 않고 단지 뇌의 의지(인간의 생각)만으로 기계와 의사 소통을 가능하게 하는 목적으로 출발하였다[17]. 현재 뇌파를 이용한 BCI 연구 중 자발전위(spontaneous EEG)를 이용하는 방범은 사람은 훈련을 통해 자신의 자발전위(파)의 방출량을 조절할 수 있다는 것이다[17]. Wolpaw는 이 점을 착안해서 컴퓨터와 의 의사소통채널로 이용하였다[18]. 또 다른 최근의 연구가 들은 피험자가 특정 과제(task)를 수행하고 있을 때 나오는 뇌파 신호의 인식을 패턴인식 문제로 보고 해결하고 있다[5]. 즉 기존의 신경망[17]이나 LVQ (learning vector quatization) 또는 DSLVQ (distinction sensitive learning vector quantization)등의 인식기로 뇌와 패턴인식 문제를 해결하고 있다[18][19]. 변동하는 뇌파를 BCI의 입력 신호로 사용하기 위해서는 신뢰할 수 있는 매개변수를 추출하는 것이 중요하다. 이를 위해 다양한 정신상태에 따른 뇌파의 특성을 구분하기 위한 연구들이 수행되어 왔으나 현재까지의 기술로는 특정 상태에 따른 뇌파의 분류가 결코 쉽지 않으며 정확도를 가져야 할 기기 조작에는 위험 부담요소가 많다[13][14]. 따라서 본 논문에서는 뇌파 측정시 쉽게 섞이기 쉬운 잡파를 제거하기 위하여 이분법적 방법을 제안하였다. 잡파는 뇌파 측정 시 본래의 뇌파 이외의 다른 여러 전위가 유입되는 것을 말한다. 뇌파는 극히 미약한 전위이기 때문에 이것을 증폭해서 기록할 때, 여러 가지 잡파가 섞이기 쉽다. 이러한 잡파는 뇌파를 정확히 판독하거나, 분석하는데 오차를 증가 시키는 원인이 되어 왔다. 따라서 이러한 잡파 분리 및 제거하는 노력이 계속 되어왔다. 최근에는 정확한 측정을 위한 측정장비 개발, 주축성분 분석(Principal Component Analysis, PCA)과 독립성분 분석(Independent Component Analysis, ICA) 등에 대한 연구가 진행되고 있다[15][16]. 이러한 잡음은 종종 그 특징적인 모양과 분포에 따라 인식되며, 이 중 대표적인 잡음 몇 가지는 피험자가 의도적으로 발생시킬 수 있고 일정한 패턴을 나타내기도 한다. 따라서 본 논문에서는 졸린 상태의 피험자의 의도적인 각성상태 구간을 인식할 수 있는 방법을 제안 하고자 한다.

III. BCI 시스템

3.1 BCI 시스템 구조

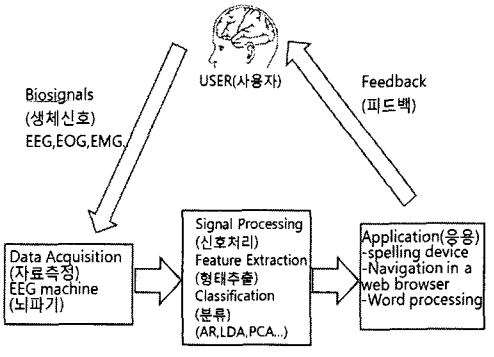

그림 3. BCI시스템의 구조

BCI 시스템 구조는 [그림 3]과 같다. 먼저 사용자의 특정 정신상태에 따른 뇌파 데이터를 뇌파기를 통해 측정한다. 획득된 뇌파데이터는 HMM (Hidden Markov Models), ANN(Artificial Neural Networks), FFT(Fast Fourier Transform), AR(Autoregressive) 모델 등을 이용하여 적당한 신호 처리를 한 후 이를 인식, 분류하여 제어신호로써 일반화 시킨다[8][16]. 이러한 과정을 거친 최종 출력 신호는 방향 제어 시스템, 간단한 워드 프로세서. TV ON/OFF 등에 사용된다. 이러한 적용 시스템은 사용자에게 피드백 되어 컴퓨터와 통신할 수 있게 된다.

본 연구의 목적은 뇌파에 포함된 특정 잡음을 이분법적 방법으로 제거하고자 한다. 먼저 졸린 상태의 피험자는 각성하는 의도적인 잡음을 발생시킨다. 두 번째 뇌파기를 통해서 이 신호를 기록한다. 세 번째 측정되는 뇌파를 일정 구간으로 잘라 전처리 한 후 이분법을 사용하여 잡음을 추출한다. 잡음을 찾기 위해서는 다양한 상태에서 기록하였다.

3.2 기존의 분류 모델링

수면뇌파의 국제 분류는 크게 5단계로 나눈다. 제1단계 수면은 알파파가 50%이하 이고 세타파가 50%이상일 경우로 정의되며 잔물결파가 출현하게 된다. 제 2단계 수면은 두정부에 12-14Hz 의 수면 방추파가 최소 0.5 초 이상 나타나거나 K복합(K-complex)이 나타날 경우로 정의한다. 제3단계 수면은 2Hz 이하, 75μV 이상의 델타파가 수면 판독 단위의 20-50%이하로 나타난다. 제 4단계 수면은 수면이 더욱 깊어져 전반적으로 불규칙적인 돌발성, 지속성, 광범위성의 100μV 이상의 고 진폭 서파, 2Hz 이하의 델타파가 50% 이상 출현하는 시기를 말하며, 이 시기를 대서기파라고도 한다. 마지막으로 REM (rapid eye movement) 수면기는 2-7Hz의 저 진폭 쎄타파와 서파(slow wave)등 여러 가지 뇌파가 출현하게 되며 이 시기의 특징은 급속 안구 운동이 나타난다.

수면뇌파는 다섯 단계로 구분하여 해석하지만 각 수면기마다 나타나는 특징이 미세하기 때문에 비전문가 육안으로 구분하기는 매우 어렵다. 이러한 수면뇌파의 특징을 정확히 분석하기 위하여 각 수면기마다 뇌파의 주파수를 정량적으로 해석하는 방법이 연구된 바 있다[8][10][11]. [그림 4]과 [그림 5]의 결과를 수면단계 주파수 영역으로 해석하면 주파수 영역특성과 시간영역에서 진폭의 크기가 각기 다름을 확인할 수 있다. 또한 대체적으로 한 그래프에서 특정 수면단계로 분류하고자 할 때 짧은 시간구간에서 다른 뇌파영역에 속하거나 분류 판정에 혼란을 주게 되는 경우가 있다.

졸린 상태에서 의도적인 각성 상태로의 유도에 의한 잡음의 특징은 두드러지게 나타난다. [그림 4]는 수면 3단계 상태의 졸린 피험자가 카페인 복용 후 간헐적으로 잡음을 발생하는 경우이다.

[그림 5]는 수면 2단계에 근접한 피험자의 뇌파 파형을 나타내고 있다.

본 연구에서 측정된 뇌파는 국제 10-20 시스템 전극법을 이용하여 전극의 기준점은 A1과 A2로 삼았다. 실험의 뇌파는 16개의 전극 Fp1, Fp2, C3, C4, O1, O2, T3, T4, F3, F4, P3, P4, F7, F8, T5, T 를 통하여 측정하였다. 뇌파 전문가에 의해 수면 뇌파로 파정된 것이다. 수면 뇌파는 (주) stellate에서 개발한 하모닉 시스템을 사용하였다.

뇌파의 상태를 인식하기 위해서는 잡음을 정확하게 인식하여 분류하는 것이 가장 중요하다. 정확하고 정밀한 뇌파 측정을 위해서 잡음 발생 요인에 대한 처치가 필요하므로 주요성분분석(PCA), 독립성분분석(ICA), 선형분리법 등을 적용하여 잡음분리 및 제거에 관한 연구가 이루어져 왔다[15-17].

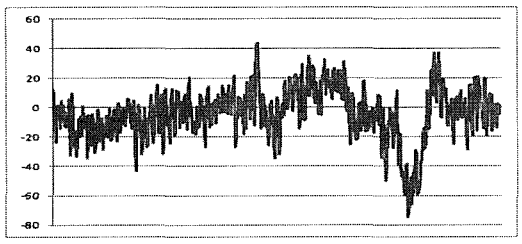

그림 4. 수면 3단계에 준하는 졸린 상태

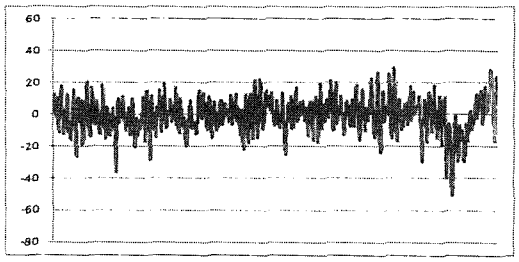

그림 5. 수면 2단계에 준하는 졸린 상태

주요성분 분석법이 데이터 특징 분리의 특성을 갖는 반면, 선형분리법은 데이터 자체의 클래스 분류 특성을 갖는다.

기본적인 선형분리 알고리즘은 다음과 같다.

[단계 1] 각 클래스내의 공분산을 구한다.

$$cov_j = (x_j - mu_j)(x_j - mu_j)^T \quad (1)$$

cov_j : 공분산 행렬

mu_1 : 클래스 1의 평균

mu_2 : 클래스 2의 평균

[단계 2] 클래스 내 분산행렬을 구한다.

$$S_w = 0.5 \times cov_1 + 0.5 \times cov_2 \quad (2)$$

S_w : 클래스내 분산행렬

[단계 3] 클래스 간 분산행렬을 구한다.

$$S_b = (mu_1 - mu_2) \quad (3)$$

S_b : 클래스 간 분산행렬

[단계 4] 클래스내 분산 행렬 S_w와 클래스 간 분산 행렬 S_b 를 이용하여 최적의 hyperplane 을 결정하는 hyperplane 에 수직인 벡터 $[w_1, w_2]$와 이 벡터와 전체 데이터의 평균을 이용하여 hyperplane의 off-set w_0 를 구한다.

$$[w_1, w_2]^T = S_w^{-1} \times S_b \quad (4)$$

$[w_1, w_2]^T$: 최적의 hyperplane 결정하는 hyperplane 에 수직인 벡터

$$w_0 = [w_1, w_2]^T \times mu \quad (5)$$

w_0 : off-set

mu : 전체 데이터 평균

[단계 5] 모든 데이터들을 구해진 $[w_1, w_2]$벡터와의 내적에 off-set 을 뺀 결과가 0보다 크게 되는 것들을 하나의 클래스로 분류하고 0보다 작게 되는 것들을 또 다른 하나의 클래스로 분류한다.

모든 데이터 d_i 대해서

$$[w_1, w_2]^T \cdot d_i - w_0 > 0 \rightarrow d_i \in class_1 \quad (6)$$

$$[w_1, w_2]^T \cdot d_i - w_0 \leqq 0 \rightarrow d_i \in class_2$$

선형 분리법은 Fisher가 제안한 방법으로 원 데이터들의 위치를 변화시키지 않고 클래스 내부와 클래스 간의 분산 정보를 이용하여 클래스간의 분리 특성을 높이려는 방법이다. 이 방법은 대부분의 데이터 들에서 정확한 선형분리 결과를 보였으나 두 클래스의 데이터 크기의 차이가 클 경우 잘못 분류되는 결과를 낳는 경우가 생길 수 있음을 실험을 통해서 확인 할 수가 있다.

3.3 이분법적 분류 모델링

뇌파는 사람의 심리 상태나, 행동 형태, 그리고 육체적 피로도 등에 의해서 상이하게 발생할 수 있다. 사람이 발생하는 뇌파를 분류하여, 피험자의 심리 상태나 육체적 피로도 등을 알 수 있다면 그에 맞는 치료법으로 대처할 수 있게끔 할 수 있다. 그러나 이러한 뇌파의 변화는 미세한 변화를 통해 발생할 수도 있으므로, 뇌파분류 모델링 기법이 필요하게 되었다. 분류 알고리즘은 각각의 뇌파 데이터가 어떤 집단에 속하는지를 분류하는 알고리즘이다. 형태추출 단계에서 추출된 특징들은 분류기의 입력으로 이용된다. 이 때 특징 추출이 잘 되었다면 인식율 역시 높게 나온다. 사람은 같은 심리적 상태가 지속되지 않고 순간순간에 여러 가지 생각을 하게 되고 이는 곧 뇌파의 파형을 변이시킨다. 따라서 집중을 한다거나 숙면을 취하고자 할 경우, 이러한 다

른 생각에 대한 뇌파를 분석함으로써 보다 더 집중하고 숙면에 취할 수 있도록 외부 환경을 맞추어 줄 수 있다. 이는 피험자 기대, 동기, 주의산만과 같은 On-line 신호처리 결과에 영향을 미치는 특성들이 가능한 많이 고려되고 제어되어져야 한다는 것을 의미한다.

본 논문에서는 측정된 데이터들의 주파수 대역에서 나타나는 특징을 분석하여 피험자의 현재 상태를 분류하고자 한다. 이 때 피험자가 실험의도와 다른 의도적인 의식이나 주위산만으로 인하여 발생하는 잡음(artifact)을 이분법적 수리모델을 이용하여 제거하는 뇌파분류 방법을 제안하였다. 또한 제거된 잡음들을 배열하여 특징을 추출하여 분석함으로써 피험자가 실험도중에 의식적으로 의도했던 상태를 분류할 수 있다. 피험자의 졸린 상태를 감안하여 뇌파측정 두 가지 결과를 수면뇌파 상태로 분류하면 [그림 4]와 [그림 5]와 같다. 본 실험에서는 사람의 심리 상태에 따라 값이 순간적으로 변화되는 잡음 지점을 찾고 이를 표시하기 위한 방법으로 수치해석의 이분법을 이용하였다.

수치해석적 측면에서의 이분법은 실근이 존재하는 구간이 결정되면 그 구간 내에 임의의 점을 초기치로 하여 유한한 단계를 사용하여 근사근을 구하는 일종의 구간법이다. 이 방법은 시각적으로 이해할 수 있도록 그래프적인 방법을 사용하였다. 이분법의 특징은 주어진 유한 폐구간 [a, b]에서 함수값의 음, 양이 존재하는 성질을 이용하는 것이다. 이러한 이분법의 특징을 보완하여 다음과 같은 단계적 순서로 주어진 측정뇌파에서 잡음구간을 제거하는 것이다.

1. 주어진 시간영역 [a, b]에서 뇌파의 파형을 시간단위 별(1초 간격으로)로 분석한 후 형태 특징(평균)과 관련이 적은 시간영역을 조사한다. 즉, [표 1]에서 제시한 뇌파 분류와 그 특징 중에서 같은 특징 영역 속에 속하지 않는 시간대를 추출한다.

2. 형태추출 단계에서 추출된 특징과 같은 뇌파 특징 영역 속에 속하지 않는 뇌파의 경우 측정된 데이터에 관한 주파수 분석을 1에서 나눈 시간 단위의 $\frac{1}{2}$만큼 이동시킨 후 주파수 영역의 특징을 조사한다. 예를 들어 [0, 1], [1, 2]... 등과 같이 1초 간격으로 뇌파의 특징을 분류하였다면 1초의 절반인 0.5초 이동시켜 [0.5, 1.5], [1.5, 2.5]... 와 같이 시간영역을 재조정한 후 주파수 영역을 분석한다.

3. 시간영역에서의 폐구간 [a, b]에서 양 끝점 a, b를 이용하여 이등분점을

$$x_1 = \frac{a+b}{2}$$

을 구하고 $[a, x_1]$에서의 주파수 값과 $[x_1, b]$에서의 주파수 값을 구한다.

4. 두 구간에서의 정량적인 특징 값을 비교한 후 [a, b] 구간의 특징 값과의 차이가 큰 부분을 잡음으로 간주한다.

앞에서 [그림 3]에 대한 자료를 분석하면 [표 2] 같이 나타 낼 수 있으며, 0.5초 이동시킨 주파수 데이터를 추가 분석하였다.

[표 2]에서 보듯이 [3, 4] 초 사이와 [9, 10] 초 사이의 주파수 값이 특별히 다른 시간대 구간들에서와 차이가 난다. 따라서 세 번째 칼럼과 같이 0.5초 이동하여 얻은 결과 값을 구할 수 있다. 주파수 값이 1초 간격의 뇌파의 움직임을 하나의 단위로 하여 주파수로 환산하여 살펴보면, 아주 졸린 상태의 델타 상태에 있으나, 중간에 아주 낮은 주파수 대역이 있음을 알 수 있다.

이는 심리적 상태가 순간적으로 다른 의식을 함으로써 발생할 수 있다. 이에 이전 0.5초 이후 0.5초의 간격으로 구성되는 1초 간격의 파형을 분석하여 안정적 심리 상태에서 순간적인 의식 상태를 구분 짓는다.

현재 상태의 값이 이전 또는 이후에 가까울 경우, 의식이 주어지는 지점에서는 이전의 파형 또는 이후의 파형의 연속성이 있다고 여겨질 수 있다. 이에 이러한 구간에 대해서는 좌우 구간의 상태를 보고 어느 쪽의 파형이 주변에 더 영향을 받았는지 안다. 이에 이러한 임펄스 잡음과 같은 의식적인 상태를 추출하여 심리적 안

정 상태 또는 하나의 심리 상태에서 다른 심리 상태의 출현을 모아서 어떠한 의식을 취하였는지 참고 자료로 삼는다.

표 2. 카페인 복용 후 주파수 변화

시간 (Sec)	주파수 (Hz)	시간 (Sec)	주파수 (Hz)
0-1	3.125	0.5-1.5	3.174603
1-2	3.278689	1.5-2.5	3.278689
2-3	3.174603	2.5-3.5	3.125
3-4	2.985075	3.5-4.5	3.278689
4-5	3.389831	4.5-5.5	3.076923
5-6	3.508772	5.5-6.5	3.448276
6-7	3.571429	6.5-7.5	3.773585
7-8	3.703704	7.5-8.5	3.571429
8-9	3.773585	8.5-9.5	4.347826
9-10	3.846154	9.5-10.5	3.225806
평균	3.44	평균	3.43
분산	0.085861	분산	0.150133

3~4Hz에서의 의심 구간은 2.5초와 3.0초의 1초와 3.0초와 3.5초의 간격으로서, 각 0.5초마다 좌우 상태를 보고 이의 잡음 여부를 구분해 볼 수 있다. 심리적 안정 상태인 수면 상태에서 의식적으로 행동하게 되는 임펄스 잡음들은 구간별로 추출되어 한 곳에 모이고, 입력 파형에 대해서는 색상을 취하여 구분 짓는다. 이렇게 구분 짓기 위한 방법은 이분법으로서 아래와 같이 설명될 수 있다.

[표 2]에서 시간영역 [3, 4]에서의 주파수 값은 약 2.985075이다. 시간단위가 1초이므로 0.5초 이동시킨 시간영역 구간에 대한 분석자료에서 [2.5, 3.5] 구간의 주파수 값과 [3.5, 4.5] 구간의 주파수 값 3.125와 3.278689 값을 얻을 수 있다. 두 값 중에서 [표 2]의 전체 평균값과 차이가 더 크거나 다른 뇌파 대역의 주파수의 특징을 나타낼 우려가 있는 3.125의 값을 잡음으로 간주하여 잡음처리 하도록 한다. 여기서 유의할 점은 주파수 대역의 값이 평균값과 큰 차이가 날지라도 특징 추출 시 나타나는 현상의 값이라면 잡음으로 제거해서는 안 된다.

IV. 결과 및 분석

본 연구에서는 이분법의 수리적 모델을 사용한 뇌파 분류로 피험자의 상태 분류 및 피험자가 뇌파 측정시 의도적인 의식을 하는 잡음 구간을 추출하였다. 뇌파분석 작업은 전문지식이 요구되는 반면에 많은 시간이 소요되는 단순 반복적인 방법으로 이루어지는 경우가 많다.

기존의 선형분리법이 데이터 분리정도를 최적화 시키기 위해 각 클래스 내의 분산(within-class variance)의 비를 최대화 하는 패턴 알고리즘이다 . 즉 선형분리법에서 off-set w_0 는 수식에서 알 수 있듯이 전체 데이터의 평균값에 영향을 받게 된다. 그런데 전체 평균값을 단순히 두 클래스의 평균값의 중간값을 취하게 되면 클래스의 크기 정보에 영향을 받을 수 있게 된다. 클래스 크기의 차이가 클 경우 평균값이 특정 클래스에 더 영향을 받아 어는 한 쪽으로 치우치는 결과를 얻을 수 있고 아로 인해 잘못 분류되는 데이터의 수가 증가되는 현상이 발생 할 수 있음을 실험을 통해 확인 할 수 있다.

본 논문에서 제안한 이분법의 개념을 이용하여 뇌파의 특성을 검출하고 분류하는 과정에서 전체 평균을 사용하지 않고 각 구간과 구간사이의 데이터 값을 비교함으로써 평균차이가 큰 경우에 대한 편중현상을 보완할 수 있다. 검출된 뇌파 데이터들을 비정상(non-stationary) 과정으로 판정되어진 구간의 주파수들을 배열하여 그 특징을 재추출하면 피험자가 의도적으로 어떤 의식을 하는지에 대한 특성을 찾아 낼 수 있기도 하다. 예를 들어 졸음 상태의 피험자가 간간이 불규칙적으로 의식을 깨우는 경우 실험에서는 스파이크 파형으로 나타나며 이분법을 이용한 특징 추출 시에는 해당 시간 구간과 특징 파형이 버려질 것이며 이들을 배열하게 되면 얕은 졸음 혹은 명상과 같은 단계로 특정 짓게 된다. 앞으로 뇌파 신호의 정확한 분류를 위해서 다양한 형태의 뇌파신호에서 정확한 분석과 검출이 가능한 알고리즘 개발이 이루어져야 할 것이다.

참 고 문 헌

[1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interfaces for communication and control," Clin. Neurophysiol, Vol.113, No.6, pp.767-791, 2002.

[2] 모리 아키다네, *뇌 100가지 새로운 지식*, 전파과학사, 1993.

[3] 윤중수, *뇌파학 개론*, 고려의학, 1999.

[4] H. Berger, "Uber das elecktrenkephalogram des menscen," Arch Psychiatr.Nervenkr. Vol.87, pp.527-570, 1929.

[5] 김도연, 이광형, 황민철, "뇌-컴퓨터 인터페이스를 위한 개인의 특성을 반영하는 뇌파 분류기", 정보과학회논문지:소프트웨어 및 응용, 제27권, 제1호, pp.24-32, 2000.

[6] F. H. Patrcia and T. Sannit, *A review of international ten twenty system of electrode placement*, Grass Instrument Company, 1974.

[7] H. D. Seo and M. S. Kim, "Analysys of Sleep EEG Stage Using Wavelet and Fourier," WC2003, Sydeny, pp.890-893, 2003.

[8] 김민수, 서희돈, "수면단계 뇌파 검출을 위한 Fourier 와 Wavelet 해석", 의공학회논문지, 제24권, 제6호, pp.487-494, 2003.

[9] J. Kamia, "Conscious control of brain waves," Psychol Today, Vol.6, pp.56-60, 1968.

[10] A. Kassamatau and T. Hirai, "An electroencephalic study of Zen meditation," Psychologia, Vol.12, pp.205-225, 1969.

[11] M. B. Sterman and L. Friar, "Suppression of seizures in an epileptic following sensorimotor EEG feedback training," Electroencephalogr Clin Neurophysiol, Vol.33, No.1, pp.89-95, 1972.

[12] 변종길, *EEG/EOG 신호를 이용한 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 개발*, 충북대학교 박사학위논문, 2005.

[13] T. Egner, E. Strawson, and J. H. Gruzelier, "EEG signature and phenomenology of alpha/theta neurofeedback training versus mock feedback," Appl Psychophysiol Biofeedback, Vol.27, No.4, pp.261-270, 2002.

[14] S. Makeig, T. P. Jung, A. J. Bell, D. Ghahremani, and T. J. Sejnowski, "Independent Component Analysis of Electroencephalographic Data," Advenced in Neural Information processing Systems, Vol.8, pp.145-151, 1996.

[15] H. Kantz and T. Schreiber, *Nonlinear Time Series Analysis*, Cambridge Univ. press, 1997.

[16] A. M. Martinez and A. C. Kak, "PCA versus LDA," IEEE Trans. on Pattern analysis and Machine Intelligence, Vol.23, No.2, pp.228-233, 2001.

[17] D. J. McFarland, G. W. Neat, R. F. Read, and J. R. Wolpaw, "An EEG-based method for graded cursor control," Psychobiology, Vol.21, No.1, pp.77-81, 1993.

[18] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Simultaneous EEG 10Hz desynchronization and 40Hz synchronization during finger movements," nero Report, Vol.3, pp.1057-1060, 1992.

[19] G. Pfurtscheller and C. Neuper, "Event-related synchronization of mu rhythm in the EEG over the cortical hand area in man," Neuroscience Letters. Vol.174, pp.93-96, 1994.

저 자 소 개

김 미 혜(Mi-Hye Kim) 종신회원

- 1992년 2월 : 충북대학교 수학과 (이학사)
- 1994년 2월 : 충북대학교 수학과 (이학석사)
- 2001년 2월 : 충북대학교 수학과 (이학박사)
- 2001년 4월 ~ 2004년 8월 : 충북대학교 전기전자컴

퓨터공학부 초빙조교수
- 2004년 9월 ~ 현재 : 충북대학교 전기전자컴퓨터공학부 조교수

<관심분야> : 퍼지이론, 뇌과학

송 영 준(Young-Jun Song) **종신회원**

- 1994년 2월 : 충북대학교정보통신 공학과 (공학사)
- 1996년 8월 : 충북대학교 정보통신공학과 (공학석사)
- 2004년 8월 : 충북대학교 정보통신공학과 (공학박사)
- 2006년 11월 ~ 현재 : 충북대학교 BIT연구중심대학 사업단 초빙조교수

<관심분야> : 영상 인식, 영상 처리, 얼굴 인식