

얼굴 추적 기반의 잡파 혼입 방지가 가능한 뇌파 DB구축 시스템 구현

An Implementation of Brain-wave DB building system for Artifacts prevention using Face Tracking

신정훈*, 권형오*

Jeong-Hoon Shin*, Hyeong-Oh Kwon*

요약

컴퓨터를 중심으로 한 IT 기술의 비약적인 발전과 더불어, 정보산업사회가 고도화되어 감에 따라 사용자 편리를 위한 인터페이스의 지능화, 인간화에 대한 요구가 나날이 증가하고 있다. 이러한 사용자의 요구에 따라 다양한 형태의 인간친화형 사용자 인터페이스 중, 인간의 뇌를 활용한 사용자 인터페이스 즉, BCI에 관한 연구가 최근 산발적으로 다양하게 진행되고 있다. 최근 연구 개발 중인 다양한 형태의 BCI 관련 연구들은 DB구축과 관련된 원천기술 확보 측면의 연구가 배제된 채 응용기술 개발 위주로 진행되고 있는 실정이다. 이와 같은 문제점으로 인하여 BCI 관련 연구들은 연구 초기 수준을 극복하지 못하고 있으며, 체계적인 연구가 진행되어지지 않고 있는 실정이다. BCI 관련 연구의 경우 피험자로부터 수집되어지고 있는 뇌파 신호가 실험에 필요한 적절하고 의미 있는 신호인지 구분하기 힘든 실정이다. 또한, 뇌파 수집 시 실험에 불필요한 행동 즉, 심한 눈 깜박임, 침 삼키기, 얼굴 및 몸 움직임에 의한 근전도와 전극의 부착상태, 주변소음, 진동 등 실험환경에 따른 잡파의 혼입으로 인하여 정확한 뇌파 DB수집에 어려움을 겪고 있다. 이러한 피험자의 움직임 및 실험환경에 의해 혼입된 잡파의 손상된 정보로 인해 BCI 시스템 구현 시 인식률 및 성능저하를 초래할 수 있다. 따라서 본 논문에서는 뇌파를 활용한 BCI 시스템 구현 시 보다 정확하고 높은 인식률을 위한 기반 연구로서 정확하고 효율적인 뇌파 DB구축 시스템을 제안하며, 잡파가 혼입된 뇌파 DB의 최소화를 위해 피험자의 얼굴 추적을 통하여 불필요한 행동 발생 시 DB수집의 사전 차단 및 자동 재어가 가능한 DB구축 시스템을 제안한다.

Abstract

Leading of the computer, IT technology has made great strides. As an information-industry-community was highly developed, user's needs to convenience about intelligence and humanization of interface is being increased today. Nowadays, researches with are related to BCI are progress put the application-technology development first in importance eliminating research about fountainhead technology with DB construction. These problems are due to a BCI-related research studies have not overcome the initial level, and not toward a systematic study. Brain wave are collected from subjects is a signal that the signal is appropriate and necessary in the experiment is difficult to distinguish. In addition, brain wave that it's not necessary to collect the experiment, serious eyes flicker, facial and body movements of an EMG and electrodes attached to the state, noise, vibration, etc. It is hard to collect accurate brain wave was caused by mixing disturbance wave in experiment on the environment. This movement, and the experiment of subject impact on the environment due to the mixing disturbance wave can cause that lowering cognitive and decline of efficiency when embodied BCI system. Therefore, in this paper, we propose an accurate and efficient brain-wave DB building system that more exactness and cognitive basis studies when embodied BCI system with brain-wave. For the minimize about brain wave DB with mixing disturbance, we propose a DB building method using an automatic control and prevent unnecessary action, put to use the subjects face tracking.

Keywords : BCI(Brain Computer Interaction), EEG, Data Base, Face tracking

1. 서론

유비쿼터스 시대가 도래함에 따라 IT 산업은 기술적 진보와 함께 다양한 형태의 서비스 개발이 이루어지고 있다. 이러한 기술

적 진보와 서비스의 개발은 유비쿼터스 컴퓨팅 환경의 발전을 앞당겼으며, 유비쿼터스 컴퓨팅 환경의 발전에 따라 각종 정보 단말 기기의 이동성, 착용성, 사용성에 대한 중요성이 더욱 부각되고 있다. 이중 사용자가 편리하게 조작할 수 있는 수단의 제공이 점차 중요한 요소로 부각되고 있다. 이에 따라 컴퓨터와 인간의 상호작용을 효과적으로 수행하기 위한 수단으로 문자음성, 제스처, 표정인식 등 다양한 형태의 인간친화형 인터페이스의 개발이 진행되었다.

* 대구 가톨릭대

접수일자 : 2008. 6. 17 수정 완료 : 2009. 1. 24

게재확정일자 : 2009. 1. 28

다양한 형태의 인간친화형 사용자 인터페이스 중, 뇌를 활용하여 인간의 생각, 감정을 파악하거나 어떤 임의의 장치 및 컴퓨터 조작이 가능한 뇌-컴퓨터 인터페이스에 관한 연구가 최근 다양하게 진행되고 있다. 뇌-컴퓨터 인터페이스(Brain Computer Interface, BCI)는 인간과 컴퓨터 상호작용을 연구하는 HCI(Human Computer Interaction)의 한 분야로서 인간의 뇌에서 발생하는 뇌파 신호를 측정하고 측정된 뇌파의 특이점이나 특정 파라미터를 추출하는 알고리즘을 통하여 뇌와 컴퓨터 간에 통신 채널을 형성함으로써 컴퓨터와 인간 상호간의 정보를 전달할 수 있도록 하는 인터페이스 방법이다.

이러한 인간의 뇌파를 활용한 BCI 기술은 언어나 특정 신체 부위의 움직임 없이 인간과 컴퓨터 상호간의 정보를 전달할 수 있기에 언어적 의사소통이 어려운 청각장애인에게 의사소통의 수단을 제공할 수 있으며, 또한 신체적 활동이 어려운 중증 장애인에게 컴퓨터와 휠체어 등을 조작할 수 있도록 도와주어 신체 및 언어장애자를 위한 복지형 인터페이스는 물론 가상현실 기술의 입력수단 및 나아가 기존의 환경을 넘어서는 새로운 개념의 인터페이스라 할 수 있다. 그러나 뇌파는 특성상 신호가 미약하며 예측이 어려운 시계열 데이터로서 시간적 의존성이 존재하고 시간에 따라 통계적 특성이 변할 수 있는 비 정칙성(nonstationary) 신호이므로 분석이 어렵다. 또한 측정된 뇌파는 각 채널별로 서로 완전히 독립적인 것이 아니라 상호작용을 일으키기 때문에 상호작용을 하는 유효 채널과 상호 작용의 정도까지 알고 있어야 정확한 분석이 가능하다. 즉, 시계열 데이터인 뇌파의 특성에 적합한 특징추출을 위해 시계열 데이터에 적용할 수 있는 분석법인 자기회귀계수(autoregressive coefficient), 파워 스펙트럼(power spectrum), 독립성분분석(independent component analysis) 등의 다양한 알고리즘과 은닉 마르코프 모델(hidden Markov model), 선형 동적 시스템(linear dynamical system), 다층 신경 회로망(multilayer perceptron) 등의 패턴 인식기의 조합을 통한 연구가 진행 중에 있다. 하지만 효과적인 뇌파 패턴 분석을 하기 위해서는 특징추출 알고리즘과 패턴인식기의 성능을 높이기 위해 정확하고 효율적인 DB 구축부터 시작한 체계적인 연구가 진행되어야 할 것이다.[1][2][3]

특히, 인간의 뇌를 활용한 BCI 관련 연구의 경우 보다 정확하고 체계적인 시스템 구현을 위해 뇌파 수집 시 잡파가 혼입되어 지지 않은 정확한 뇌파 DB를 구축하는 것이 무엇보다 중요하다고 할 수 있다. 하지만 뇌파 수집 시 실험에 불필요한 피험자의 무의식적인 행동과 실험환경에 의해 혼입된 잡파의 영향으로 인해 보다 정확하고 안정적인 뇌파를 수집하기 어렵다. 또한 뇌파 수집 시 피험자의 실험상태 즉, 피험자의 실험에 불필요한 움직임 및 전극의 부착상태, 주변소음, 진동이 발생하여 잡파가 혼입될 수 있으므로 실험자는 지속적으로 피험자를 관찰하여야 한다. 뇌파 수집 시의 잡파 혼입은 뇌파를 활용한 BCI 시스템 구현 시 인식을 및 성능저하를 유발할 수 있으며 실험자의 수동적인 피험자 실험상태 확인은 뇌파 수집 지연 및 측정의 비효율성을 초래할 수 있다.

따라서 본 논문에서는 뇌파를 활용한 BCI 시스템 구현 시 보다 정확하고 높은 인식을 위한 기반 연구로서 뇌파 수집 시 영상 입력 장치를 활용하여 피험자의 실험 상태를 관찰함으로써 실험자의 수동적인 피험자 실험상태 확인으로 인한 수집 지연을 감소시키고 측정의 효율성을 높였다. 또한 보다 안정적이며 잡파가 혼입된 뇌파 DB의 최소화를 위해 피험자의 얼굴 추적을 통하여 실험에 불필요한 피험자의 무의식적인 행동 발생 시 DB수집의 사전 차단 및 자동 제어가 가능한 뇌파 DB 구축 시스템을 제안한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 2장에서 기존 BCI 관련 연구의 동향 및 문제점을 분석하였으며, 3장에서는 본 논문에서 제안한 시스템의 개발환경 및 시스템의 전체 흐름도와 얼굴 추적에 활용한 Haar like feature, AdaBoost 학습 알고리즘에 대해 기술한다. 4장에서는 본 논문에서 구현한 시스템의 실험 및 결과로써 시스템의 전체적인 구성도를 나타냈으며, 실험에 따른 결과를 도출하고 마지막으로 5장에서 결론 및 향후 연구방향에 대해 기술한다.

II. 관련 연구 동향

최근 뇌파를 활용한 BCI 관련 연구가 다양하게 진행되고 있으나 기존의 BCI 관련 연구는 뇌파DB구축부터 시작한 원천기술 확보 측면의 연구가 전무한 실정이다. 따라서 본 장에서는 기존 BCI관련 연구를 뇌파DB구축 시 뇌파 측정 환경 즉, 뇌파 수집 시 피험자와 실험자의 실험환경에 대해 분석하고 이에 대한 문제점을 제시함으로써 BCI관련 연구에서 초기 뇌파 수집 시 피험자 및 실험자 실험 환경의 중요성을 확인한다.

2.1 바이오 피드백을 이용한 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템 연구

본 연구는 EEG 신호를 이용하여 상, 하, 좌, 우 4방향으로 커서 이동 방향을 제어할 수 있는 time-multiplexing 기법을 이용한 BCI 시스템을 개발하였다. 대뇌피질의 기능에 대한 신경생리학적 및 심리학적 이해 및 뇌파 발생과의 관련성에 대한 이해를 바탕으로 Fp1, Fp2, Cz, C3, C4, T4 등의 여러 전극 위치를 활용하였다. 분리된 신호의 특징 정보를 이용하여 bio-feedback을 통한 컴퓨터와 피험자의 상호훈련을 수행하는 하이브리드 인식기를 구현하였다. 본 연구에서 구현한 인식기를 사용하여 뇌파를 실시간 측정 시 피험자의 상황에 의해 발생할 수 있는 데이터의 변이에 의한 오차를 줄이기 위해 인식 문턱치를 측정시마다 보정하였고 bio-feedback을 이용하여 피험자의 훈련도 수행하였다.[4]

2.1.1 뇌파 측정 방법

본 연구의 실험은 피험자에 따라 mental task에 따른 뇌파의 측정을 위해 Fp1, Fp2, C3, C4나 Fp1, Fp2, Cz, T4의 위치에 4개의 전극쌍을 사용하였으며 실험 공간은 암실이나 특수한 방음 처리가 된 제약된 환경에서 실험을 하지 않고 그림 1과 같이 피험자와 실험을 모니터링 하는 사람 사이에 간단한 칸막이 정도만을 설치하여 일반 연구실 환경에서 수행하였다.

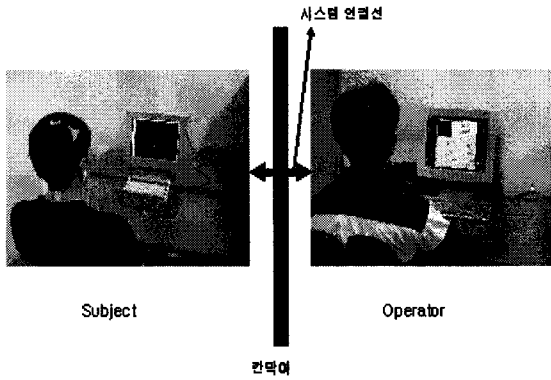


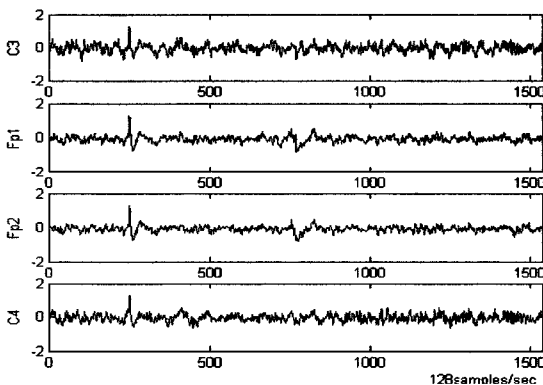
그림 1. 뇌파 측정 환경
Fig. 1. EEG measurement environment

뇌파의 신호가 매우 미약하여 주위 상황의 변화에 민감하게 반응하므로 움직임에 의해 발생하는 EMG 신호를 최소화하기 위하여 실험자에 의해 컴퓨터를 조작하여 피험자는 상상만을 하게 하였다.

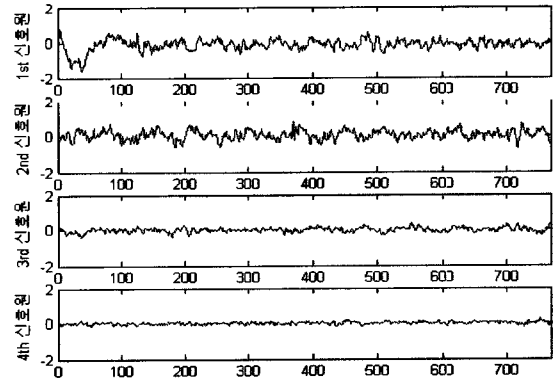
2.1.2 문제점

본 연구는 암실이나 특수한 방음처리가 된 제약된 환경이 아닌 일반 연구실 환경에서 수행되었으며 피험자와 실험을 모니터링 하는 실험자 사이에 간단한 칸막이 정도만을 설치하여 실험자가 피험자를 지속적으로 모니터링 할 수 있게 하였다. 피험자의 EMG 및 EOG 신호를 최소화하기 위하여 실험자는 지속적으로 피험자를 관찰하며 이와 더불어 피험자 화면을 제어하게 된다. 이러한 실험자의 수동적인 피험자 실험상태 확인은 실험의 상태 제어에 있어 한계성을 지니게 되며 지속적으로 실험자에 의한 실험 상태 확인 및 제어는 뇌파 DB구축에 있어 뇌파 수집 지연 및 측정의 비효율성을 초래하게 된다.

그림 2의 (A)에서 도시되어진 바와 같이 측정된 4개의 신호는 모두 유사해 보이며, 눈의 움직임과 같은 잡음 성분이 포함되어 있음을 알 수 있다.



(A)



(B)

그림 2. (A)ICA 수행 전 채널별 뇌파신호
(B)ICA 수행 후 채널별 뇌파신호

Fig. 2. (A)4 Channel EEG signal without ICA.
(B)4 Channel EEG signal with ICA.

피험자의 EMG 및 EOG 신호에 따른 잡파의 혼입을 방지하기 위하여 실험자가 지속적으로 관찰했음에도 불구하고 잡파의 혼입이 발생 하였으며 이에 따라 ICA기법[5]을 활용하여 잡파를 분리하고자 하였으나 그림 2의 (B)에 도시된 바와 같이 순수뇌파 이외에 심박동, 호흡, 미세한 근육의 움직임, 장비자체의 신호 간섭 등의 잡음 영향으로, 시간영역에서 저주파이며, 고주파 신호의 특성을 나타내는 순수 뇌파의 분리가 완벽하게 이루어지지 않음을 알 수 있다.

2.2 인지적 정신과제 판정을 위한 EEG해석 연구

본 연구는 인간의 인지과정에서 일어나는 정신작용을 뇌파를 이용하여 해석한다. 피험자는 실험 task에서 화면에 제시되는 시각적 자극에 대한 반응, 문제의 해석, 손동작 제어와 키 선택을 수행한다. 인지적 정신상태 일 때에 뇌파의 상태를 주파수 영역으로 해석한다. 본 연구에서는 과거에 뇌에 이상이 없는 건강한 피험자를 대상으로 실험하였다. 인지상태 뇌파측정을 위한 실험과제는 3가지로 실시했고 인지상태와 비교를 위해서 휴식상태 뇌파를 측정하여 실험했다. 또한 BPF(Band Pass Filter)를 통해서 $\alpha, \beta, \delta, \theta, \gamma$ 파 형태로 신호를 분석하여 정신상태 판별에 이용했다.[6]

2.2.1 뇌파 측정 방법

본 연구에서 피험자의 뇌파는 총 6개의 전극(Fp1, Fp2, C3, C4, O1, O2)을 통하여 측정한다. 피험자의 정신적 사고와 관련된 뇌파를 관측하므로 전두엽 부분에 전극을 배치하여 부착한다.

두피에 부착한 전극을 통하여 전달되는 뇌파전위는 250Hz로 샘플링 되어 실험자의 컴퓨터에 나타나며, 피험자는 컴퓨터 모니터에 제시되는 문제에 의해 자극되고 이 자극에 대해서 판단하여 키를 선택한다. 그림 3은 피험자의 뇌파 측정 실험 장면이다.

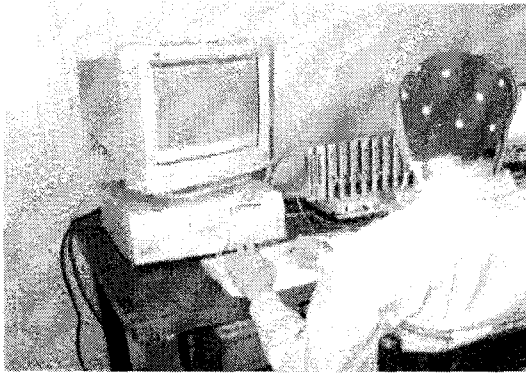


그림 3. 뇌파 측정 사진

Fig. 3. Photograph of EEG measurement

피험자에게 제시되는 문제는 10문제로 구성된다. 각 문제는 10초 동안 피험자 화면에 제시되고 이 시간동안 피험자는 3가지 키(key)를 이용해서 선택한다. 선택된 결과가 맞는지 여부는 알 수 없고 실험이 끝난 다음 알 수 있다.

2.2.2 문제점

그림 3에서 보여지는바와 같이 피험자는 컴퓨터 모니터로부터 자극 제시를 받게 되며 이에 대한 응답을 키보드의 키를 이용하게 된다. 실험자는 피험자의 우측에 위치하여 피험자의 상태를 지속적으로 확인하게 되며 실험에 필요한 장치의 관리와 조정을 하게 된다. 하지만 피험자의 키보드 조작은 앞서 언급한 바와 같이 근전도(EMG)에 따른 잡파의 혼입을 유발할 수 있으며 피험자의 눈 깜박임 및 안구의 움직임 또한 잡파의 혼입을 야기할 수 있다.

실험자의 피험자 상태 확인이 객관적인 기준에 의해 이루어지지 않을 경우 매 실험마다 잡파 혼입에 따른 실험 중단 및 상태 제어에 있어 상이한 결과를 나타낼 수 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위해서는 영상 입력 장치를 활용하여 얼굴 추적을 함으로써 피험자의 실험 상태에 따른 변화를 수치적으로 정량화 하여 뇌파 수집 시 피험자의 상태 제어가 보다 객관적으로 이루어져야 할 것이다.

2.3 뇌-컴퓨터-인터페이스를 위한 EEG 기반의 피험자 반응시간 감지 연구

본 연구는 인지적 긍정/부정 선택 과제의 수행 시 뇌파를 이용하여 피험자의 반응시간(RT, response time)을 예측하는 방법에 관하여 기술한다. 실험 task에서 피험자는 시각적 자극에 대한 반응, 문제의 해석, 손 움직임의 조절, 손동작 등과 관련된 뇌 활동을 유발 한다. 이와 같은 피험자의 정신상태의 변화를 CT(cut time), ST(selection time), RP(repeated period) 등을 정의하여 모델링하고, 선택시간 ST를 감지하여 피험자의 반응시간 RT를 예측한다.

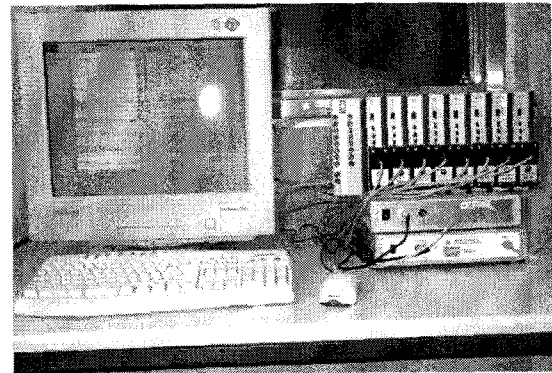
본 연구는 기존의 인지적인 정신상태 판별을 위한 방법들이나 왼손/오른손 동작구분 방법들과 결합하여 사용할 경우 BCI를 위한 기반 기술로 활용하기위한 연구이다.[7]

2.3.1 뇌파 측정 방법

피험자의 뇌파는 총 8개의 전극을 통하여 측정한다. 전극은 국제 표준 규격인 10-20 국제 전극 배치법에 맞추어 Fp1, Fp2, F3, F4, Fz, C3, C4, Cz의 위치에 부착하였다. 두피에 부착한 전극을 통하여 전달되는 뇌파 전위는 128Hz로 샘플링 되어 실험자의 컴퓨터 화면에 나타나고, 동시에 기억장치에 저장된다. 또한 뇌파에 혼합되는 전원 noise를 제거하기 위하여 60Hz notch필터를 사용한다.



(A)



(B)

그림 4 (A). 피험자의 실험 장면

(B). 뇌파 측정 장비 및 실험자 운영 화면

Fig. 4 (A). Subject's experiment screen

(B). EEG measurement equipment and Operator's screen

그림 4(A)에서 보이는 바와 같이 피험자 앞에 설치되어 있는 컴퓨터 모니터를 통하여 자극(문제)이 제시 된다. 피험자는 이 자극에 대하여 긍정적으로 생각하면 YES 키를 부정적으로 생각하면 NO 키를 선택한다. 모니터 화면과 피험자와의 거리는 약 50cm 정도이고, 편한 자세로 앉은 상태에서 실험을 한다. 그림 4(B)의 왼쪽에 보이는 모니터 화면은 실험자용 운영 화면이다. 이 화면을 통하여 실험자는 피험자의 뇌파 상태를 관측할 수 있고 또한 실험에 필요한 메시지를 피험자에게 전달할 수도 있다. 이러한 시스템은 피험자가 있는 방음실 외부에 위치한다.

2.3.2 문제점

실험자는 피험자가 있는 방음실 외부에 위치하여 뇌파 상태를

관측하며 피험자에게 실험에 필요한 메시지를 전달하게 된다. 하지만 피험자가 직접적으로 키보드의 키를 활용하여 금/부정의 의사표현을 하게 된다면 키보드를 사용하는 과정에서 근전도(EMG)가 발생할 가능성이 존재한다. 또한 실험자는 피험자가 실험하고 있는 방음실 외부에 위치하고 있으므로 피험자의 실험상태 즉, 피험자의 얼굴 및 몸 움직임, 심한 눈 깜박임 등을 확인할 수 없기에 정확한 피험자의 실험상태 제어에 있어 많은 제약이 따른다.

그림 5는 본 실험에서 측정된 각 전극 위치별 뇌파신호를 나타낸다. 그림 5에서 보여지는바와 같이 측정된 뇌파 신호로부터 눈의 깜박임과 눈동자의 굴림 등에 의하여 발생하는 안전도(EOG) 및 호흡과 근육의 움직임에 유발되는 근전도(EMG)의 영향이 포함되어져 있음을 알 수 있다.

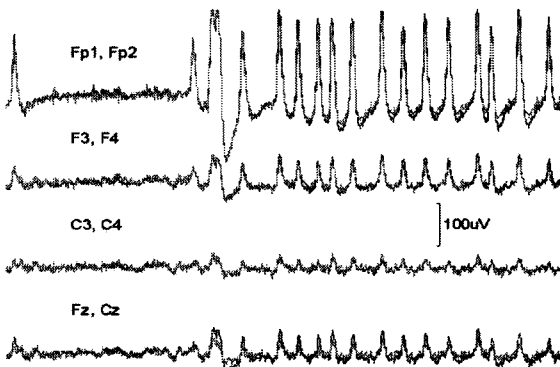


그림 5. 측정된 뇌파 신호
Fig. 5. An EEG signal.

앞서 언급한 바와 같이 피험자의 실험 상태에 따라 뇌파 수집 시 근전도(EMG) 및 안전도(EOG)에 따른 잡파가 혼입되어질 수 있으며 잡파가 혼입된 뇌파 신호를 이용하여 BCI 시스템에 활용하게 된다면 시스템의 근본적인 인식을 저하 및 성능저하를 야기한다. 이러한 근본적인 문제점을 해결하기 위해서는 뇌파 수집 당 시부터 피험자의 실험에 불필요한 행동으로 인한 잡파의 혼입을 막기 위한 실험자의 지속적인 실험 상태 확인 등이 요구 된다.

III. 얼굴추적을 활용한 뇌파 DB구축 시스템

본 논문에서는 기존 BCI 관련 연구의 문제점인 실험자의 수동적이며 주관적인 피험자 실험상태 확인에 따른 뇌파 수집 지연 및 측정의 비효율성을 해결하기 위해 영상 입력 장치를 활용하여 지속적으로 피험자의 실험 상태를 확인할 수 있도록 하였으며, 또한 피험자의 심한 눈 깜박임, 안구운동, 침 삼키기, 얼굴 및 몸 움직임 등에 따른 근전도(EMG)와 전극의 부착상태, 불량전극, 전극유도선의 흔들림, 진동 등 실험환경에 의해 혼입된 잡파의 영향으로 인한 BCI 시스템의 인식률 및 성능저하의 최소화를 위하여 얼굴추적을 활용함으로써 피험자의 얼굴 및 몸 움직임에 따른 잡파 혼입의 사전 차단 및 제어가 이루어지도록 하였다.

3.1 개발환경

본 논문에서 구현한 얼굴 추적을 활용한 뇌파 DB구축 시스템

은 Workstation (CPU:콘로 E6600, Memory:4GB)과 실험 상태 확인 및 피험자 얼굴 추적을 위한 영상 입력 장치로 Logitech QuickCam Ultra Vision 을 사용하였으며, 4채널 전산화 뇌파측정기인 QEEG-4(LXE3204, LAXTHA Inc.)를 이용하여 뇌파 수집을 하였다.

운영체제는 WindowsXP Professional을 사용하였으며, 뇌파 측정기로부터 Raw Data를 얻기 위해 LAXTHA에서 제공하는 인터페이스 관련 라이브러리를 사용하였다.

3.2 얼굴 후보 영역 검출

얼굴 후보 영역 검출 방법에는 지식기반(Knowledge-Based), 특징기반(Feature-Based), 템플릿기반(Template-Based), 상태기반(Appearance-Based) 방법이 있다.

본 논문에서는 Haar-like feature와 AdaBoost 학습 알고리즘을 이용하여 검출하는 방식을 사용한다. Haar-like feature와 AdaBoost 학습 알고리즘은 전형적인 얼굴 검출 알고리즘 중의 하나이다. Haar-like feature는 얼굴 검색에서 주로 사용하는 기법으로 많은 프로토타입이 존재하며 그중 AdaBoost 학습 알고리즘에 의해서 얼굴을 잘 표현하는 프로토타입만을 사용함으로써 보다 효율적인 얼굴 검출이 가능하다.[8]

3.2.1 Haar-like feature

Haar-like feature 방식은 Viola가 처음 얼굴 검출에서 사용한 가장 간단하면서도 효율적인 인식자로서 계산방법에 있어 단순 합 연산만을 이용한다. 이는 얼굴 검출에 있어 픽셀을 이용한 연산이 아닌 특징 값을 이용하여 각 영역 안의 픽셀 값을 더한 후 영역 합을 구하고 그 값들에 가중치를 곱한 합만을 계산한다.

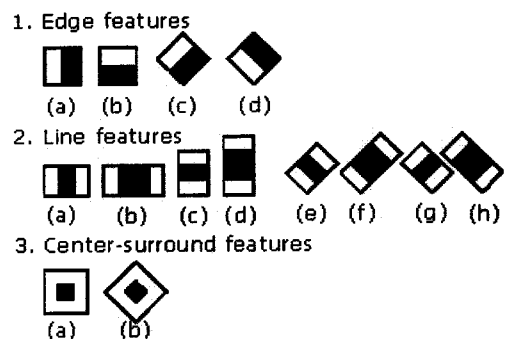


그림 6. Haar-like feature의 프로토타입
Fig. 6. Prototype of Haar-like feature

Haar-like feature는 많은 프로토타입이 존재하며 이를 그림 6에 나타내었다. 또한 특징 값들은 x와 y방향으로 최대 24*24까지 크기가 확장되며 윈도우에서 위치할 수 있는 여러 경우로 자유롭게 변하므로 많은 특징 값을 얻을 수 있다. 최대 24*24 크기 윈도우의 경우 약 118,000개의 특징 값이 존재한다. 특징 값은 아래 식(1)으로 정의 된다.[9]

$$feature_i = \sum_{j \in \{1, \dots, N\}} \omega_j RecSum(r_j) \quad (1)$$

ω_i : 가중치

$RecSum(r_i)$: 사각형 r_i 의 넓이

3.2.2 AdaBoost 학습 알고리즘

Freund와 Schapire에 의해 소개된 AdaBoost 학습 알고리즘은 가장 잘 알려져 있는 Boost 알고리즘으로 단순하면서도 효율적인 학습 알고리즘으로써 t 개의 약한 분류기의 선형적인 결합을 통하여 최종적으로 높은 검출성능을 가지는 강한분류기를 생성하여 분류하는 기법이다. 또한 에러율은 약한 분류기의 수가 증가할수록 영점에 지수 적으로 근접함이 증명되었다.[9]

각 Haar-like feature가 약한 분류기가 되고 이는 학습 데이터로부터 확률분포를 통해 확률이 높은 데이터를 바탕으로 Cascade 구조의 단계적 접근을 통해 강한 분류기가 된다. 그림 7은 Cascade 접근법을 나타낸다.

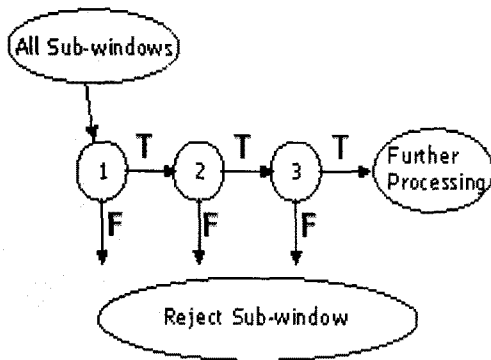


그림 7. Cascade 접근법
Fig. 7. Cascade of Classifiers

각각의 Sub-windows에 이미지가 적용되며 분류기의 일정한 계를 거치는 동안 에러는 단계별로 제거된다. Stage의 수를 조절하게 되면 성능을 유동적으로 조절할 수 있다.

3.3 얼굴추적을 활용한 뇌파 DB구축 시스템 구현

본 논문에서는 영상 입력 장치를 이용하여 얼굴추적을 활용한 뇌파 DB구축 시스템을 제안한다. 제안된 시스템은 선행 연구로 구현되어진 DB구축 시스템[11]을 기반으로 피험자에게 지침을 전달하게 되며 수집된 뇌파의 파형과 스펙트로그램을 출력 하게 된다. 또한 영상 입력 장치를 활용하여 피험자의 실험 상태를 화면에 나타내어 실험자가 지속적으로 관찰할 수 있으며 실험에 참여하고 있는 피험자의 얼굴 영역을 검출, 추적하여 검출 되어진 피험자의 얼굴 영역의 위치를 화면의 우측에 x축과 y축으로 수치화 하여 나타낸다.

본 논문에서 구현되어진 얼굴 추적을 활용한 뇌파 DB구축 시스템은 수집되어지는 뇌파 데이터에 대하여 파형과 스펙트로그램의 형태로 출력하게 되며 출력되어진 파형과 스펙트로그램의 변화가 문턱치(w_MAX)를 넘어설 경우 얼굴 영역의 위치 변화를

확인하게 된다. 얼굴 영역의 위치 변화는 이전 얼굴 영역 위치값 (m_pX , m_pY)과 이후 얼굴 영역 위치값(m_nX , m_nY)의 차이가 되며 식 (2)과 같이 표현된다.

$$change = |m_X(t) - m_X(t+1)| \geq MAX \quad (2)$$

m_X : 얼굴 영역 위치 좌표값

MAX : 얼굴 영역 위치변화 최대값

파형과 스펙트로그램의 변화가 문턱치를 넘어서고 두 얼굴 영역 위치 값의 차이가 얼굴 영역 위치변화 최대값(MAX)을 넘어설 경우 피험자의 얼굴 움직임에 따른 잡파의 혼입으로 판단하여 뇌파 데이터 수집이 중지된다. 그림 8은 구현되어진 뇌파 DB구축 시스템의 전체적인 흐름도를 나타낸다.

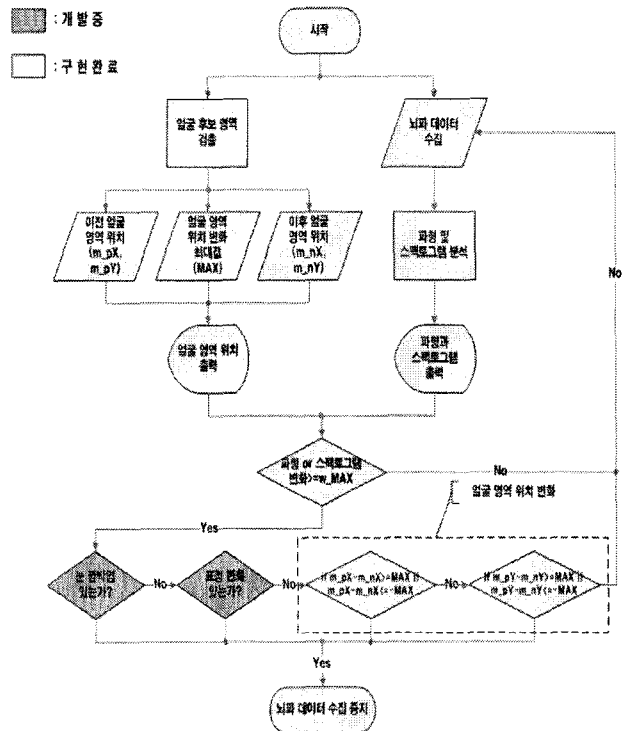


그림 8. 시스템 흐름도
Fig. 8. System flow chart

IV. 실험 및 결과

본 논문에서 구현한 시스템은 전산화 뇌파측정기인 QEEG-4(모델명:LXE3204, LAXTHA Inc.)장비를 이용하여 뇌파를 측정하였으며, 피험자의 실험 상태 확인 및 얼굴 추적을 위한 영상입력 장치로는 웹캠을 활용하였다.

실험은 피험자가 자신의 생각을 쉽게 집중할 수 있도록 오감 연상기법을 활용하여 상세한 지침을 내려주게 된다. 지침은 숫자 1, 2, 3, 4에 대하여 청각, 시각, 청각+시각의 순서로 제시되어지며 마지막으로 화살표를 표시하여 눈의 움직임을 유도하는 구간으로 구성되어진다. 제시되는 지침에 대하여 피험자는 머릿속

으로 숫자를 상상하게 되며 각 구간별 지침은 피험자의 앞에 설치되어있는 컴퓨터 모니터 화면에 나타내어진다.

피험자의 뇌파는 128Hz샘플링, 12-bit AD변환에 의해 컴퓨터로 저장되었다. 뇌파 측정 위치는 그림 9에 도시되어진 바와 같이 10-20국제전극배치법에 의해 F3, F4, T3, T4의 위치에 측정전극을 부착하였으며, 기준전극은 왼쪽 귀밑, 접지전극은 오른쪽 귀밑에 부착하였다.

사용된 전극은 금으로 도포된 접시형태의 디스크전극이며, 피부와의 접촉저항을 최소화하기위해 먼저 알코올 솜을 이용하여 머리표면의 이물질들을 닦아낸 후 접시전극에 뇌파전용 전극 풀을 묻혀 부착하였다. 또한 부착된 접시전극위에 거즈를 살짝 덮어줌으로써 전극풀이 빨리 굳지 않고 머리표면에 잘 고정되도록 처치하였다.

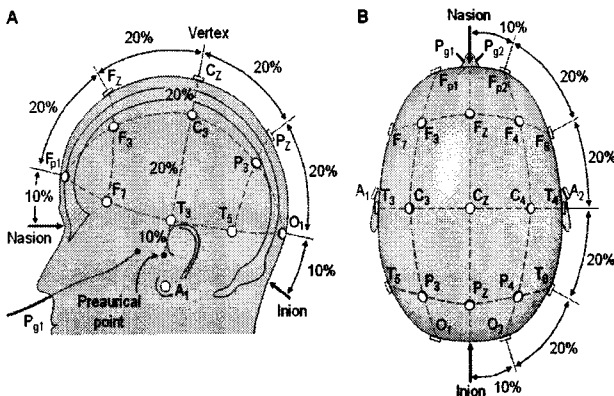


그림 9. 10-20 국제 전극 배치법.

Fig. 9. International 10-20 electrode system.

4.1 실험환경 및 시스템 구성

본 논문에서 수행되어진 뇌파측정 실험은 카메라가 고정되어 있고 조명의 변화 및 소음의 크기가 크지 않은 일반 실험실 환경에서 진행되었으며 실험에 참가한 피험자는 뇌질환 관련 병력이 없으며 신체적, 인지적으로 건강한 20세에서 26세 사이의 정상인 50명으로 구성하였다.

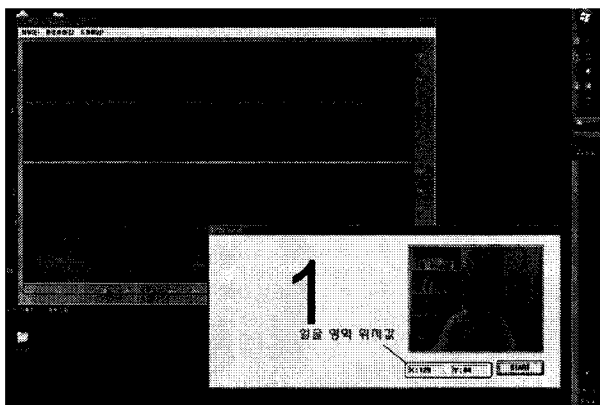


그림 10. 뇌파 DB구축 시스템 구성

Fig. 10. Brain-wave DB building system using the face tracking

그림 10은 얼굴 추적을 통한 뇌파 DB구축 시스템의 전체적인 구성을 나타낸다. 구현되어진 뇌파 DB구축 시스템은 수집되어지는 뇌파 데이터의 파형과 파워 스펙트로그램의 변화를 실시간 확인 가능하며, 피험자는 모니터 화면에 제시되어지는 각 구간별 지침에 따라 머릿속으로 숫자를 상상하며 실험에 참여하게 된다. 또한 영상 입력 장치를 활용하여 피험자의 실험 상태를 확인할 수 있으며 얼굴 추적을 통하여 실험에 불필요한 움직임 발생 시 뇌파 수집 중지를 알리는 경고음과 함께 뇌파 수집이 중지 된다.

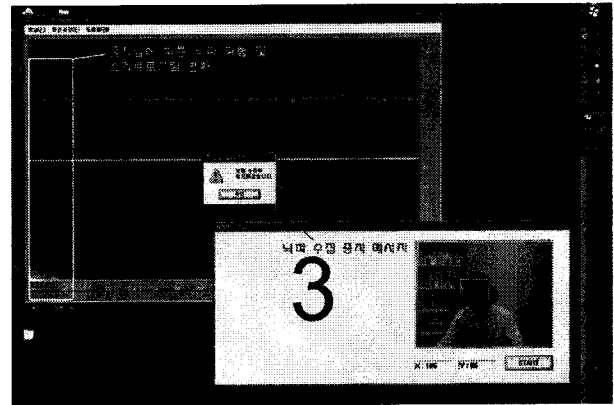


그림 11. 얼굴 움직임에 따른 뇌파수집 중지

Fig. 11. Experiment stopped by facial movement

본 논문에서 구현되어진 시스템은 수집되어지는 뇌파 데이터의 파형 및 스펙트로그램의 변화가 일정 수준 이상을 벗어날 경우 피험자의 얼굴 위치 변화를 확인하게 되며 피험자의 얼굴 위치 변화가 얼굴 영역 위치 변화 최대값 이상일 경우 얼굴 움직임에 따른 잡파의 혼입으로 판단하여 뇌파 수집을 중지 하게 된다. 그림 11은 뇌파 수집 시 실험에 불필요한 피험자의 얼굴 움직임으로 인하여 뇌파 수집이 중지되는 것을 나타낸다.

4.2 결과 및 분석

본 논문에서 수행한 실험은 피험자에게 청각, 시각, 청각+시각, 눈의 움직임 구간으로 구성되어진 지침을 내려줌으로써 피험자가 오감정보를 활용하여 보다 정확한 상상을 할 수 있도록 하였다. 청각 지침은 1부터 4까지의 숫자를 음성으로 들려주게 되며 시각 지침은 1부터 4까지의 숫자를 화면에 표시하게 된다. 청각+시각의 지침은 청각 지침과 시각 지침을 합한 즉, 숫자를 화면에 표시함과 동시에 음성으로 들려주게 된다. 마지막으로 눈 움직임에 대한 지침은 화면에 화살표를 표시함으로써 피험자가 화살표 방향에 맞추어 눈을 움직일 수 있도록 하였다. 실험에 참여한 피험자 50명에 대하여 피험자별 각 5회씩 실험을 반복하였다.

대부분의 BCI관련 연구는 수집되어진 뇌파의 잡파를 제거하기 위해 다양한 분석기법을 활용하여 뇌파와 잡파를 분리하게 된다. 하지만 다양한 분석기법을 활용함에도 불구하고 완벽하게 순수 뇌파와 잡파를 분리하는데 한계가 존재한다. 이와 같이 완벽하게 분리가 이루어지지 않은 뇌파 데이터를 BCI 관련 연구에 활용할 경우 인식을 및 성능저하를 초래할 수 있다.

이와 같은 인식을 및 성능저하를 줄이기 위해서는 뇌파를 분석 해독하는 단계 이전에 뇌파를 수집하는 단계에서부터 뇌파에 잡파가 혼입되는 것을 방지하여 보다 신뢰성 높은 뇌파 데이터를 BCI 시스템에 활용하는 것이 필요하다.

따라서 본 논문에서는 피험자의 불필요한 행동에 따른 잡파의 혼입을 사전 차단하기 위하여 영상 입력 장치를 활용하여 얼굴 추적을 함으로써 피험자의 얼굴 움직임에 따른 잡파의 혼입을 사전 차단하는 뇌파 DB구축 시스템을 제안하였다.

구현되어진 시스템은 수집되어지는 뇌파 데이터의 파형과 파워 스펙트로그램을 화면에 표시하여 실험자가 실시간으로 뇌파 파형 및 파워 스펙트로그램을 확인할 수 있으며 또한 영상 입력 장치를 활용하여 피험자의 실험 상태를 확인하게 된다. 특히, 얼굴 추적 기술을 활용하여 피험자의 얼굴 움직임이 있을 경우 뇌파 수집을 중지하여 실험을 중단하게 된다. 표 2는 뇌파 수집 시 각 구간별 불 합격률 및 판정 성공률이다. 불 합격률은 총 실험 실행 횟수에 대한 뇌파 수집 중단 비율로써 본 논문에서 제안한 알고리즘에 의해 피험자의 움직임에 따른 잡파 혼입 여부를 판단하여 뇌파의 수집을 중단하게 된다.

표 2. 뇌파 수집 시 불 합격률
Table 2. Error rate during EEG measurement

구분 구간	불합격률 (%)	합격된 뇌파의 잡파 혼입률(%)	불합격된 뇌파의 잡파 혼입률(%)	판정 성공률(%)
청각	20	4	100	98
시각	4	2	100	99
시각 + 청각	8	3	100	98.5
눈 움직임	46	8	100	96
평균	19.5	4.25	100	97.87

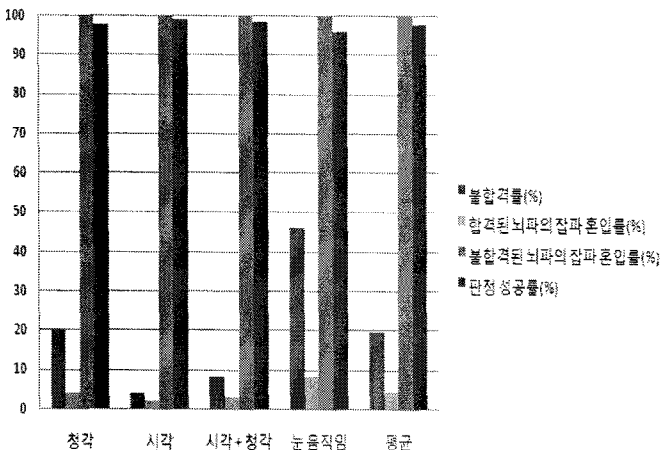


그림 12. 시스템 판정 성공률
Fig. 12. Success rate of decision

표 2에서 보여지는바와 같이 뇌파 수집 시 얼굴 추적을 활용하여 피험자의 불필요한 움직임에 대한 잡파의 혼입을 사전 차단하여 실험을 중단하였을 경우 각 구간별 평균 불 합격률 최대 46%로 나타났으며, 시스템의 판정에 따라 합격과 불합격된 뇌파 데이터로 분류하고 각 뇌파 데이터 즉, 합격과 불합격된 뇌파 데이터에 대한 잡파 혼입률에 따라 시스템의 판정 성공률을 도출하였다. 그림 12에 시스템의 판정 성공률을 나타내었다.

본 논문에서 구현한 뇌파 DB구축 시스템의 판정 성공률은 평균 97%이상으로 나타났으며, 뇌파 수집 시 실험자의 수동적인 실험 상태 확인이 아닌 영상 입력 장치를 통한 실험 상태 확인과 얼굴 추적을 통한 피험자 얼굴 움직임에 따른 잡파 혼입의 효율적인 사전 차단으로 보다 정확한 뇌파 데이터를 수집할 수 있었다.

V. 결론

최근 뇌를 활용하여 인간의 생각, 감정을 파악하거나 어떤 임의의 장치 및 컴퓨터 조작이 가능한 뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)에 관한 연구가 활발하게 진행되고 있다. 그러나 뇌파는 특성상 신호가 미약하며 주변 환경의 영향 및 피험자의 실험 상태에 따른 잡파의 혼입이 쉽다는 문제점을 가지고 있다. 특히, 이러한 문제점 중 실험에 불필요한 피험자의 움직임 즉, 심한 눈 깜박임, 침 삼키기, 얼굴 및 몸 움직임에 따른 근전도(EMG)와 전극의 부착상태, 주변소음, 진동 등 주변 환경에 의해 혼입되어진 잡파의 영향으로 인해 보다 정확한 뇌파 수집이 어려운 실정이다.

보다 정확한 뇌파 데이터의 활용을 위해 다양한 분석기법을 활용하여 잡파를 제거, BCI 관련 연구에 활용되고 있으나 순수 뇌파와 잡파의 완벽한 분류에는 한계점이 존재한다. 따라서 보다 정확한 뇌파 데이터의 수집을 위해서는 뇌파 수집 단계에서부터 피험자의 실험 상태 및 실험환경에 따른 잡파 혼입의 사전 차단을 위한 실험자의 지속적인 관찰이 요구되고 있는 실정이다. 하지만 피험자의 움직임에 따른 잡파 혼입의 판단기준이 명확하지 않으며 지속적인 실험자의 피험자 실험 상태 확인은 뇌파 수집 지연 및 측정의 비효율성을 초래할 수 있다.

본 논문에서는 수동적인 실험자의 피험자 상태 확인에 따른 뇌파 수집 지연 및 측정의 비효율성과 같은 문제점을 해결하고 보다 정확한 뇌파 데이터의 수집을 위한 방안으로 뇌파 수집 시 영상 입력 장치를 활용하여 피험자의 실험 상태를 확인하였으며 또한 얼굴 추적을 통하여 피험자의 움직임에 따른 잡파의 혼입을 사전 차단하였다. 얼굴 추적에 따른 구간별 평균 불 합격률 최대 46%로 나타났으며, 합격 및 불합격된 뇌파의 잡파 혼입률에 따른 시스템 판정 성공률은 평균 97%이상으로 나타났다. 본 논문에서 구현한 뇌파 DB구축 시스템을 활용하여 피험자의 움직임에 따른 잡파의 혼입을 효율적으로 차단함으로써 보다 정확한 뇌파 데이터를 수집할 수 있었다.

향후 다양한 기법을 활용하여 눈 깜박임, 침 삼키기 및 표정 변화에 따른 잡파 혼입의 사전 차단 및 자동 제어 기법을 뇌파 DB구축 시스템에 적용한다면 뇌파 수집 시 보다 안정화되고 신뢰성 있는 뇌파 데이터를 얻을 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

[1] 류창수, 송윤선, 이창용, 문성실, 배병훈, 조훈영, 최정미, “뇌파를 이용한 지능적 휴먼 시스템 인터페이스 기술에 관한 연구”, 정보통신부, 1999. 2.

[2] 명현, 김풍민, 이동우, 신동선, 이명철, 배희연, 권혁준, “뇌파 기반의 차세대 휴먼 인터페이스 개발에 관한 연구”, 정보통신부, 2003. 5.

[3] 최종원, “뇌-컴퓨터 인터페이스(BCI)기술 동향”, 한국 특허정보원, 2003. 12.

[4] 배일한, 반상우, 이민호, “바이오 피드백을 이용한 뇌-컴퓨터 인터페이스 시스템”, 정보과학회지, 제22권 제2호, pp. 45-51, 2004. 2.

[5] A. Hyvarinen and E. Oja, “Independent component analysis,” Neural Networks, vol. 13, pp. 411-430, 2000.

[6] 김민수, 서희돈, “인지적 정신과제 판정을 위한 EEG 해석”, 센서학회지, 제12권 제6호, pp. 289-297, 2003. 11.

[7] 신승철, 류창수, 송윤선, 남승훈, “뇌-컴퓨터-인터페이스를 위한 EEG 기반의 피험자 반응시간 감지”, 정보과학회논문지, 제29권 제11호, pp. 837-850, 2002. 12.

[8] 박성훈, 이재호, 김희율, “Haar-like feature/LDA를 이용한 얼굴 인식”, 2004년 제 16회 영상처리 및 이해에 관한 워크샵 발표 논문집, 2004. 1.

[9] Rainer Lienhart and Jochen Mayd, “An Extended Set of Haar-like Features for Rapid Object Detection”, IEEE ICIP 2002, Vol. 1, pp. 900-903, 2002.

[10] P. viola, M. Jones, “Raid object detection using a boosted cascade of simple features”, IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, 2001.

[11] 신정훈, 진상현, “오감자극을 활용한 효율적인 뇌파 DB구축 시스템”, 한국 신호처리 시스템학회 논문지, 제 8권 제 4호, pp. 227-236, 2007. 10.



권 형 오(Hyeong-Oh Kwon)

2003년 3월 대구가톨릭대학교 컴퓨터정보통신공학부
 2006년 9월-현재 대구가톨릭대학교 컴퓨터정보통신공학부 HCI 연구실(연구원)
 2009년 3월 성균관대학교 전자전기컴퓨터공학과

관심분야 : BCI, EEG 신호처리



신 정 훈(Jeong-Hoon Shin)

1992년 2월 성균관대 전자공학과(학사)
 1994년 2월 성균관대 전자공학과(석사)
 2004년 2월 성균관대 전기전자및컴퓨터공학과(박사)

1994년 SKC 중앙연구소 광기록 연구실
 1995년 ~ 2002년 DACOM 종합연구소 가입자장치 개발팀
 2002년 (주)시너텔 연구소 책임연구원
 2003년 (주)아진비전 연구소 수석연구원
 2003년 ~ 2004년 인덕대학 정보통신전공 겸임교수
 2005년 ~ 현재 대구가톨릭대학교 컴퓨터정보통신공학부 교수
 2005년 ~ 현재 DGIST 컨버전스미디어분과 위원장
 2005년 ~ 현재 대구전략산업기획단 임베디드SW분과 위원장
 관심분야 : HCI, BCI, 오감정보처리