
생체신호를 이용한 새로운 형태의 기계 제어 인터페이스 구현방법

A New Design Method of Machine Control Interface by Using Bio-signals

변종길*, 진경수**, 박병우*

충북대학교 전기전자공학부*, 충북과학대학 전자정보과**

Jong-Gil Byeon(jgb5413@naver.com)*, Kyung-Soo Jin(ksjin@ctech.ac.kr)**

Byoung-Woo Park(bwpark@chungbuk.ac.kr)*

요약

본 논문은 생체신호(EEG/EOG)를 이용한 기계 작동 시스템을 구현하는 방법을 소개한다. 더 나아가서는 EEG/EOG 반응 컴퓨터 시스템이나 일반 바이오피드백(biofeedback) 시스템과 접목시키는 목적도 포함하고 있다. 이를 위해서 선정된 뇌파 대역의 스펙트럼 특성이나 EEG 리듬 요소, 그리고 그것들의 조합 지수 및 EOG 파라미터에 반응하여 기능을 수행하는 무선 완구 원격조종 시스템을 구현하고자 한다. 이러한 생체신호 처리 모듈 전체를 헤드셋에 내장 시켜서 사용자의 편의성을 제공하고 기존의 BCI 시스템과는 새로운 차원의 시스템 구현 방법을 제시한다.

■ 중심어 : | 생체신호 | 뇌전도(腦電圖) | 안전위도(眼電位圖) | 건식전극 | 전-전두엽 |

Abstract

This paper introduces a new design method of realizing the machine control interface by using bio-signals(EEG/EOG). This method can be further expanded to be applied to the computer system responding to EEG or EOG signals and the general bio-feedback system. For this reason, we made the remotely controlled toy system controlled by the EEG spectrums, their combination indexes, and EOG parameters. And the headset that has bio-signal processing modules built-in offers convenience for users, and this make much more advanced system than any other existing BCI and BMI system.

■ keyword : | EEG | EOG | FFT | BCI | BMI | CMRR |

I. 서론

본 논문은 인체의 두피부분에서 발생하는 두 가지 종류의 생체신호 즉, EEG(electroencephalogram, 腦電圖)와 EOG(electrooculogram, 眼電位圖)를 이용하여 무선 조종 완구의 기능, 즉 이동방향, 속도 및 시정각

(예, 전조등, 경적 등) 기능을 제어하기 위한 무선 시스템과 그 방법에 관해 설명하고자 한다. 기존의 뉴로 피드백 장치, 생체신호 응용 게임, 집중력 훈련 프로그램 등은 컴퓨터 환경 하에서 물리적 제어가 아닌 소프트웨어적 디스플레이, 제어와 훈련을 목적으로 EEG 파라미터 이용한 제한적인 연구와 개발 주로 이루어져 왔다

[1][2][3][4]. 즉, 컴퓨터 게임과 같은 형태의 소프트웨어적 훈련 절차를 포함하는 뉴로 피드백을 통하여 특정한 목적의 정신 상태(예, 주의집중, 알파파)에 영향을 주고자 하는 것들이 대부분이다. 본 논문에서는 이러한 기존의 BCI(brain computer interface)의 틀을 벗어나서 장소에 구애받지 않고 자연스럽게 뉴로 피드백을 얻을 수 있는 방법을 제시한다. 이를 위해 완구의 제어 명령 신호로 추출하고자 FFT(fast fourier transformation)을 이용하여 실시간 모드로 분석된 EEG의 특정 주파수 대역들의 스펙트럼 전력과 그 조합들, 그리고 EOG 파라미터를 사용하여 그 신호들을 이용하여 완구를 원격으로 조종하는 시스템 구성과 그 방법을 보여준다. 상기 목적을 달성하기 위해서 사용자의 머리에 장착할 수 있는 생체신호 검출방법과 조건화된 EEG와 EOG 신호를 원격 조종기 장치로 무선 전송하기 위한 신뢰성 있는 무선 송·수신기 시스템을 적용시킴으로써 BCI 기술 분야의 확장과 더불어 BMI(brain machine interface)라는 새로운 분야를 창출하고자 한다. 이를 위한 본 기술 구현은 사용자가 뇌 전위와 안 전위를 이용하여 쉽게 제어할 수 있고 그 조작 순서를 쉽게 학습할 수 있는 장난감 자동차에 적용되었다.

머리에 장착된 생체신호 처리모듈로부터 발생된 무선 신호는 무선 원격 조종기의 수신기에서 수신된다. 이 생체신호 처리모듈에는 생체신호의 아날로그 전처리 모듈 뿐만 아니라 디지털 신호처리 모듈이 내장되어 있어 수신된 신호에 대해 실시간으로 FFT 분석을 수행하고, 스펙트럼 전력, 주파수 특성, 그리고 알파(alpha), 베타(beta) 혹은 세타(theta) 등과 같은 EEG 패턴을 추출하고 그 조합 지수 등을 계산하여 정량화된 출력 신호로 변환한다. EEG의 정량화된 특성들은 최소한 한번 이상 이전에 기록된 EEG 자료로부터 얻어진 역치 수준(threshold level 또는 문턱치 수준)과 비교된다. 이러한 EEG 파라미터의 변환 신호는 완구의 기능을 제어하기 위한 신호로 사상(mapping)되어 완구로 다시 무선 전송된다. 이 신호는 완구 자체에 내장된 마이크로프로세서의 제어 입력 신호, 즉 명령 신호가 된다. 이 수신된 명령신호에 따라서 무선 제어완구의 여러 기능들을 무선 조종할 수 있게 한다.

II. 연구방법

1. 생체신호의 측정

생체신호의 검출은 두피와 접촉을 통해 생체전위를 검출하는 전극(electrode)에 의해서 이루어지는데 임상에서는 대부분 수동전극을 사용하여 전도성 젤과 함께 사용을 한다. 그러나 본 연구에서는 이러한 전극을 내장할 수 있는 헤드셋을 고안하여 그 안에 전극을 내장하는 것으로 제안한다. 일반적으로 생체신호의 기록을 위해서 전극들은 금/금도금이나 은/은도금 금속재질로 만들어지며 낮은 임피던스를 유지하기 위하여 특별한 전도성 접착제(예, TEN20, Weaver & Co)나 EEG 전극 크림(예, EC2, Grass Instruments)을 전극면에 사용한다. 그러나 본 논문에서는 건식전극을 적용하여 전도성 접착제를 사용하지 않는다. 이러한 건식전극의 구성 및 형태는 이와 관련한 이전의 연구내용을 근거로 개선하여 제작 하였다[5][6].

1.1 EEG 신호검출

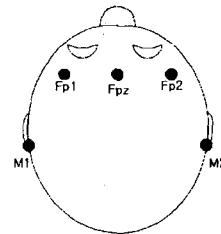


그림 1. EEG 측정을 위한 전극의 위치

EEG 신호의 검출을 위해서 두피에 부착되는 전극의 위치는 국제 10/20 전극 시스템에 따른다[7]. 그림 1에서 보듯이 제시된 구현에서 EEG 활동은 단극(monopolar) 및 양극 유도법(bipolar method) 모두에 의해 측정될 수 있다[8]. 그림에서 Fp는 전-전두엽(frontal pole)을 나타내고 M1과 M2는 좌/우측 귀볼 영역을 각각 나타낸다. 양극 유도법인 경우 이마 정중앙 Fpz(center of pre-frontal)를 참조전극으로 하여 두개골의 횡단 중앙을 중심으로 좌측 및 우측 전-전두엽 영역 Fp1과 Fp2로부터 신호를 측정한다. 이와 같이 양극 유도법은 측정 관심 영역에 두개의 활성 전극을 위치시

각 각 피질 영역으로부터 검출된 전기적 전위차를 측정한다. 이러한 양극 유도법은 근육(예, 안구 근육)에서 발생하는 잡음 신호로부터 비교적 자유롭기 때문에 특히 사용자가 아동인 경우에 적용하는 것이 바람직하다.

단극 유도법은 표준 참조전극 부착 영역이 사용되는 또 다른 EEG 측정 기법으로 본 연구에서 선호된다. EEG 단극 측정법은 관심 영역에 활성 전극을 부착하고, 참조전극이라 불리는 또 다른 전극을 불활성 영역, 즉 컷블(M1 그리고 M2)이나 유양돌기(귀 후면 돌출부) 등에 부착한다. 현재 제시된 구현에서는 유양돌기가 참조전극 위치로 사용되었다. 측정은 Fpz 전극을 접지 전극으로 하여, 좌측 전-전두엽 영역 Fp1과 좌측 참조전극 M1이 비교되고(Fp1-M1), 우측 중앙 전-전두엽 영역 Fp2와 우측 참조전극 M2이 비교된다(Fp2-M2).

1.2 EOG 신호검출

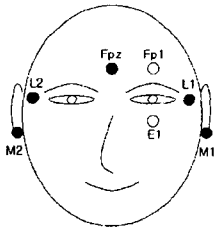


그림 2. EOG 측정을 위한 전극의 위치

그림 2는 본 연구에 따른 수직 및 수평 EOG 기록을 위한 전극의 위치를 도시한 것이다. 각 전극의 위치는 이전의 여러 연구에서 제시된 방법을 적용 하였다 [9][10]. 수평 안구 움직임을 기록하기 위하여 동공과 수평선상에 있는 눈의 바깥쪽 좌우 주변부에 전극 L1과 L2를 부착한다. 한편 수직 안구 움직임을 기록하기 위하여 수평 안구 움직임을 기록하기 위해 사용된 수평선과 수직으로 교차하는 선상에서 눈의 상하 주변부에 전극 Fp1과 E1을 부착한다. 이때 안구의 상하 움직임을 위한 기록 위치는 전-전두엽 EEG를 측정하기 위해 부착된 것과 동일한 전극 위치 Fp1이 사용된다. EOG 기록을 위한 또 다른 위치의 수는 응용 사양에 따라서 권장된다. 제기된 구현에서 2개의 채널이 사용될 수 있는데, 한 채널은 수직 안구움직임과 관련된 VEOG

(Vertical EOG)이며, 다른 채널은 수평 안구 움직임과 관련된 HEOG(horizontal EOG)이다. 수직 EOG(VEOG)의 경우, 하나의 전극은 눈썹으로부터 약 2cm 상단에 부착되며, 또 다른 전극 E1은 아래 눈꺼풀로부터 약 2cm 하단에 부착된다. 수평 EOG(HEOG)의 경우, 전극 L1과 L2가 각각 좌우 눈 꼬리로부터 바깥쪽으로 2.5cm 떨어진 위치에 부착된다. 이때 유양돌기 영역(M1이나 M2)이나 이마 정중앙 Fpz 전극이 참조전극으로 사용된다.

2. 전체 시스템 구성

그림 3은 본 논문에서 제시한 생체신호를 이용한 완구조종 시스템의 전체 구성도를 보여준다. 다중 전극이 부착되어 있는 헤드셋을 사용자의 두피에 간편하게 착용시켜 헤드셋의 활성 전극들을 통해 표준 뇌 위치로부터 수십 마이크로 볼트 단위의 미세한 EEG와 눈 주변으로부터 EOG를 검출한다.

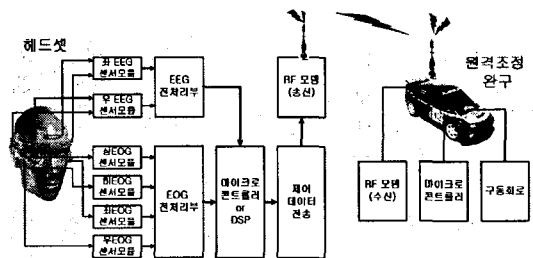


그림 3. 생체신호를 이용한 완구조종 시스템 구성도

검출된 각 생체신호는 EEG와 EOG 전처리부에서 디지털 신호처리가 용이 하도록 조건화된다. EEG 신호의 처리에 있어서는 그림 1에서 설명한 방식으로 2채널로 좌/우측의 뇌파성분이 검출이 된다. 또한 EOG 신호의 검출에 있어서는 그림 2에서 설명 하였듯이 상/하 그리고 좌/우의 2 채널로 신호의 검출과 각 신호에 대한 별도의 EOG 신호처리가 이루어진다. 이 조건화는 증폭과 아날로그 필터링과 같은 생체신호에 대한 아날로그 신호처리를 의미하고 그 이후 아날로그-디지털 변환, 생체신호에 대한 콘트롤 신호 계산과 같은 생체신호의 디지털 신호처리가 이루어진다. 이 디지털 신호처리는

FFT나 다른 적절한 뇌 전위 신호 분석 방법들을 이용한 EEG의 디지털 신호 처리를 수행하고, 상술한 분석의 결과를 원격조정 완구 자동차의 원격 조작을 위해서 완구 무선 송신기와 인터페이스 되는 제어 신호로 변환한다. 그 다음 송신기(transmitter)에서 RF(radio frequency)로 변조되고 안테나를 통하여 송신된다. 적용된 무선 전송 방법은 일반적으로 원격조정 완구에서 적용되고 있는 27MHz 대역의 ASK(amplitude shift keying)와 ISM(industrial, scientific, and medical) 대역에서 FSK 통신기법을 사용한다.

완구 안에 내장되어 있는 수신모뎀은 안테나를 통하여 전송된 신호를 수신하여 복조하고 EEG 신호에 대해 FFT 분석 및 EOG 파형 분석을 수행한다. 이 데이터들은 출력 신호로 변환되고, 무선 조종 방법의 접속을 위한 인터페이스를 제공한다. 또한 본 연구에서 완구의 또 다른 구현은 운송매체 이외에 다른 것, 예를 들면, 안테나를 가지며 전기적으로 작동하는 인형(예, 로봇 인형이나 어떤 동물 캐릭터)이 될 수 있다. 또한 완구 안에 내장된 마이크로 콘트롤러와 구동회로는 무선으로 수신되어 복조된 신호에 따라서 자동차 내부의 전방모터, 후방모터 제어, 조향장치 제어, 경적 신호음 제어등과 같은 완구의 동작을 콘트롤한다.

2.1 EEG & EOG 전처리부

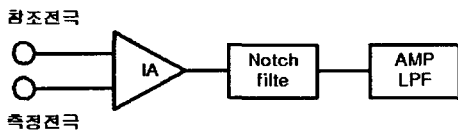


그림 4. EEG와 EOG 전처리부 구성도

그림 4는 두피로부터 추출된 원(raw) EEG와 EOG 신호의 아날로그 신호 처리를 위한 전처리부의 내부 블록도를 나타낸 것이다. 측정하려는 EEG의 경우 그 주파수 0.1Hz~40Hz까지 분포를 하고 그 진폭레벨은 20~100μV에 이른다. EOG의 경우 눈 움직임의 속도에 따라 차이가 있기는 하나 일반적으로 0.05mV~3.5mV의 레벨을 갖고 평면상의 응시각도 30도까지는 EOG 출력간의 관계는 거의 선형관계를 유지하고 1도 당 20μ

V의 레벨 변위가 있다 [11]. 순수한 EEG 및 EOG 신호 성분을 얻기 위하여 인체에서 발생하는 반세포전위(half-cell potential) 즉, 동상성분을 제거하여 증폭하는 방법이 필요한데 이는 그림 4에서 보여지는 IA (instrumentation amplifier)에서 이루어진다. 이 IA의 사양에서 중요한 것은 동상제거비 (CMRR, common mode rejection ratio : > 80dB), 입력 임피던스 (>100MΩ), 그리고 입력 잡음밀도(<100nV/√Hz) 등이다. 또한 전력선 및 인체에 의해 유발될 수 있는 60Hz성분을 제거하기 위한 고-Q 노치필터(High-Q Notch Filter)로 구현되고, 고주파 대역이외의 성분을 제거하기 위한 저역통과 필터 (LPF, low pass filter)와 신호의 분석이 용이하도록 신호크기로 올리기 위한 추가적인 증폭기(amplifier)가 기본적으로 구현이 되어야 한다. EOG 신호의 추출에서 AC 증폭기 설계방법과 DC 증폭기 설계방법으로 나뉘는데 둘 다 장단점을 가지고 있고 신호의 안정성으로 위해서 대부분 AC 증폭기를 구현한다. 그러나 AC 증폭기 형태로 구현함으로써 얻어지는 EOG 신호의 안정성은 신호간의 미세한 레벨분류와 같은 능력면에서 떨어져 이를 만회할 수 있는 DC 증폭기에 대한 연구도 활발히 진행 중이다. 본 논문에서는 DC 증폭기를 적용하였고 그에 따른 베이스라인의 변동은 자체의 아날로그 계환 회로를 통하여 최소화시켰다.

2.2 마이크로 콘트롤러 및 DSP 부

이 영역에서는 아날로그로 먼저 전 처리된 생체신호를 입력으로 받아서 각 신호에 대한 분석과 그에 해당하는 제어신호를 발생 시키는 역할을 한다. 즉, 생체신호의 ADC(analog-to-digital conversion), 디지털 필터링(FIR, finite impulse response), ICA(independent component analysis) 바탕으로 한 순수 EEG 추출, FFT분석을 통한 주파수별 전력분포 계산, FFT 분석 결과를 바탕으로 한 각 EEG 출력신호 종류(delta, theta, alpha, beta, gamma rhythms)별 주파수와 각 전력분포 연산, 그 조합지수 계산 및 그에 따른 완구 자동차의 제어신호 발생을 시킨다. 즉, 본 논문에서는 EEG의 알파리듬(8Hz~12Hz)과 베타리듬(13Hz~35Hz)

또는 쉐타리듬(4Hz~7Hz) 간의 비율을 제어신호로 활용 완구 자동차의 속도를 조정 한다. EEG 신호는 사용자별로 전부 다르기 때문에 각기 다른 제어신호가 발생되고 이 각기 다른 신호의 분석을 바탕으로 미리 설정된 완구 자동차의 속도에 매칭하도록 하였다. 즉, 사용자 자신의 뇌파상태를 원격 조종완구의 동작에 맞추도록 유도된다.

EOG 신호의 처리에 있어서는 눈동자의 위치에 따른 레벨을 바탕으로 완구 자동차의 전진, 후진, 정지 그리고 좌/우 방향이 조절된다. 이 또한 사용자별로 그 레벨이 다르게 발생하지만 미리 다수의 피험자를 통해 설정된 조정 값에 따라 사용자가 맞추어가는 형태를 취한다. 이를 위해 EOG 신호처리를 위한 데이터 저장 및 DC 베이스 라인 분석, DAC를 통한 DC 베이스 라인 값 연산, 처리된 EOG 신호를 이용한 완구의 제어신호 생성 등의 역할을 수행한다. 마지막으로 송신부 송신을 위한 통신 알고리즘 구현 및 RF 모형을 컨트롤하기 위한 제어신호를 만들어 낸다.

2.3 송수신 RF 모델

송신부 RF 모델은 정량화된 뇌-전위 신호를 입력으로 받아서 완구를 무선 조종할 수 있는 완구의 기계 제어 신호와 매핑하여 RF 신호로 변조하고 완구로 무선 전송한다. 일반적으로 구현된 원격조정 완구의 경우 대부분 20MHz~80MHz의 주파수 대역폭과 ASK 통신방식에 바탕을 둔 간단한 제어 방식을 택하고 있다. 본 논문에서는 이러한 원격조정 완구의 조정기의 제어부분을 생체신호와 연동할 수 있게 개조 하였다. 이렇게 함으로써 사용자는 조정기 없이 헤드셋을 착용하고 원격조정 완구를 조정할 수 있게 된다. 그런데 이러한 ASK에 바탕을 둔 통신 방식은 그 자체의 잡음 성분이 상당히 발생하여 사실상 간단한 완구의 무선제어와 같은 적용에 이외에는 그다지 선호되지 않는 통신방법이다. 이러한 개선책으로 ISM 주파수 대역과 FSK 통신방식에 바탕을 RF 모델을 개발하였다. 이를 위해서는 모델칩이 필수적인데 본 논문에서 적용된 칩은 434MHz ISM 밴드에서 FSK 변복조를 동시에 수행하는 트랜시버 칩을 적용 하였다. 또한 어떠한 RF 모델을 적용하든 구동이 가

능 하도록 하드웨어를 구현 하였다. 적용된 FSK 변복조 모뎀의 사양은 다음과 같다:

- 주파수 대역 : 434MHz ISM Band
- Data rate : 최대 1Mbps
- TX출력 전력범위 : -15dBm~+5dBm
- RF sensitivity : -100dBm @ 64kbps
- 변복조 방식 : Frequency Shift Keying

2.4 수신부 마이크로 컨트롤러 및 구동회로

헤드셋 내부에 내장된 마이크로 컨트롤러 및 DSP 부에서 정해진 완구의 제어신호를 바탕으로 완구를 구동시킨다. 즉, 수직 EOG(VEOG)인 경우에는 완구의 전진과 후진 동작 조정, 수평 EOG(HEOG)의 경우에는 완구의 좌회전 그리고 우회전 조정, 베타(beta)파의 레벨에 따라서는 완구 회전 각도를 조정, 쉐타(theta)파의 레벨에 대해서는 각각 속도의 감소의 조절, 또는 각 파의 비율(예, beta/alpha, beta/(alpha+theta)등)값에 대해서는 미리 설정된 단계에 따른 완구의 속도 증가 또는 감소 조정, 눈깜빡임에 의한 완구의 구동과 멈춤 조정, 그리고 기타 이러한 생체신호 특성들의 조합에 따른 완구의 경적이나 헤드라이트의 조정등을 실제로 완구가 수행할 수 있도록 제어하고 구동시키도록 만드는 역할을 수행한다.

III. 시스템 구현

그림 5는 본 연구에서 제작된 시스템을 보여주고 있다. 전체 시스템은 앞서 언급한 능동 건식 전극과 기타 처리 모듈을 장착하고 있는 일체형 간이 헤드셋과 원격 조종 자동차로 이루어진다. 생체신호의 추출은 각 간이 헤드셋에 내장된 건식신서들에 의해서 이루어진다. 구현된 헤드셋은 크게 두 가지 기능을 수행하는데 사용자의 EEG 상태를 디스플레이 해주는 기능과 EOG 움직임에 따라서 자동차의 동작을 제어하는 기능이 그것이다. 전면부의 위쪽 LED 10개는 각각 알파파와 베타파의 레벨을 표시해 주는데 각 레벨에 따라서 LED가 켜진다. 그리고 눈동자의 움직임을 확인할 수 있는 LED

가 부착되어 있다. 생체신호의 전처리와 디지털 신호 처리를 위한 호로는 헤드셋 정면의 2층으로 이루어진 PCB 모듈로 구성이 되어 있다. 또한 제어신호의 무선 송신을 위해서는 왼쪽에 RF 모듈이 장착되어 있다. 내부의 전원 공급용으로는 +7.2V의 건전지가 쓰인다.

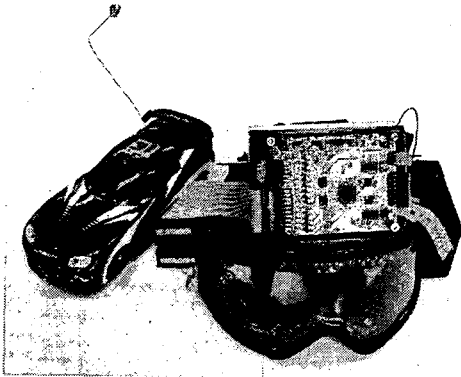


그림 5. 제작된 시스템 형태

RF 송수신 모듈의 경우 434MHz 대역의 모듈을 자체적으로 구현 하였다(그림 6). 제작된 RF 송수신 모듈은 주파수 오프셋이 250kHz인 FSK 특성을 보여준다. 또한 실제 적용에서는 동작완구에서 사용되는 27MHz를 그대로 적용하여 완구를 제어하였다.

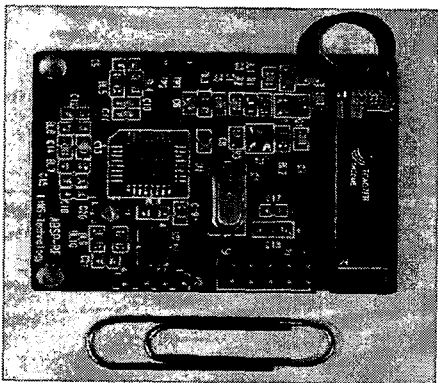


그림 6. 제작된 434MHz ISM밴드용 트랜시버 모듈

그림 7은 제작된 일체형 간이 헤드셋을 착용하고 실제 완구를 제어하는 모습이다. 전체적인 완구의 동작은 실제 무선 리모콘을 다루듯 바로 자유롭게 방향을 제어

할 수는 없었지만 약 20분 정도의 훈련시간을 가진 후에는 자신의 생체신호와 완구의 동작이 매칭이 되었다. 이는 사용자 별로 다른 EEG와 EOG 특성을 가지고 있기 때문에 시스템에 적응하는 데에는 약간의 훈련 시간이 걸리게 되고 이는 모든 BCI 시스템에서 필요한 과정이다.



그림 7. 생체신호를 사용한 완구의 원격제어 모습

하지만 본 연구에서 제시된 방법은 훈련 동안에도 지루하지 않으면서도 재미있게 사용자의 생체신호를 조절할 수가 있는 점이 기존의 BCI 시스템과 크게 차이가 나는 점이다. 또한 개발된 생체신호 추출 및 처리 그리고 제어신호를 송신하는 일체형 헤드셋은 제시된 원격 조정 자동차의 조정 외에도, PC용 게임에의 응용(예, Play station 또는 X-Box), 아케이드 게임기에 적용, 스포츠 영역에서의 집중력 훈련, 국방에서의 응용 으로 확대 될 수 있을 것이다.

IV. 결론 및 고찰

종래 뉴로피드백 장치와 생체신호 입력-구동 게임 방법은 EEG 파라미터를 사용하는 자기-조절 학습을 목적으로 하는 특정한 절차로 제한되어 있다. 따라서 컴퓨터 게임과 같은 형태로 마련된 훈련 절차를 포함하는 뉴로피드백을 통하여 목표 정신 상태(예, 주의, 집중)에 영향을 주고자 하는 것들이 대부분이다. 또한 지금까지 개발된 생리적 제어 또는 생리적 구동 시스템들은 대체로 비디오게임으로만 제한되었다. 즉 컴퓨터 게임 이외

에 완구나 어떤 전자 기기와 같은 독립형(stand-alone) 원격 외부 기기를 조작할 목적으로 뉴로피드백 시스템이 개발되지 않았다. 이런 차원에서 보다 사용자에게 편의성을 주면서 장소에 구애를 받지 않으면 자연스럽게 뉴로 피드백을 이룰 수 있는 본 시스템은 보다 한 차원 진보된 BCI & BMI 분야를 개척할 수 있을 것으로 기대된다.

참고 문헌

[1] G. Pfurtscheller et al., "Current trends in Graz brain-computer-interface (BCI) research," IEEE Trans. Rehab. Engineering, Vol.8, pp. 216-219, 2000.

[2] J. Vidal, "Toward direct brain-computer communication," Annu. Rev. Biophys. Bioeng., pp. 157-180, 1973.

[3] J. Perelmouter, B. Kotchoubey, A. Kubler, E. Taub and N. Birbaumer, "A language supporting program for thought translation devices," Automedica, Vol.18, pp. 67-84, 1999.

[4] T. M. Vaughan, J. R. Wolpaw and E. Donchin, "EEG-based communication : Prospects and Problems," IEEE Trans. on Rehabilitation Engineering, Vol.4, No.4, 1996.

[5] A. T. Babak, T. K. Robert, and L. S. Resemary, "A dry electrode for EEG recording," Electroencephalography and clinical Neurophysiology, Vol.90, pp. 376-383, 1994.

[6] T. C. Ferree, P. Luu, G.S. Russel and D.M. Tucker, "Scalp electrode impedence, infection risk, and EEG data quality," Clinical Neurophysiology, Vol.112, pp. 536-544, 2001.

[7] F. H. Patricia and Theda Sannit, "A review of international ten twenty system of electrode

placement," Grass Instrument Company, 1974.

[8] 윤중수, "뇌과학 개론", 고려의학, 1999.

[9] 남문현, 박상희, 최역, "안구운동 측정법의 비교 고찰", 대한안과학회지, Vol.14, p. 315, 1973.

[10] R. J. Leigh and D. S. Zee, "The neurology of eye movements," 2nd ed., Philadelphia : F. A. Davis, 1991.

[11] A. F. Fuchs and E. S. Luschei, "Firing patterns of abducences neurons of alert monkeys in relationship to horizontal eye movement," J. Neurophysiol., Vol.35, pp. 445-461, 1972.

저자 소개

변 중 길(Jong-Gil Byeon)

정회원



- 1992년 : 충북대학교 전자공학과 (공학사)
- 1996년 : 충북대학교 전자공학과 (공학석사)
- 2005년 : 충북대학교 전자공학과 (공학박사)

<관심분야> : 마이크로과공학, 바이오피드백

진 경 수(Kyung-Soo Jin)

정회원



- 1984년 : 충남대학교 전자교육공학과(공학사)
- 1995년 : 충북대학교 전자공학과 (공학석사)
- 2001년 : 충북대학교 전자공학과 (공학박사)

• 1998년~현재 : 충북과학대학교 전자정보과 교수
 <관심분야> : 마이크로과공학, 바이오피드백, 공업 교육

박 병 우(Byoung-Woo Park)

정회원



- 1977년 : 한양대학교 전자통신
과(공학사)
 - 1983년 : 한양대학교 전자통신
과(공학석사)
 - 1991년 : 한양대학교 전자통신
과(공학박사)

 - 1989년~현재 : 충북대학교 전자공학과 교수
- <관심분야> : 마이크로파공학, 안테나공학, EMI/
EMC, 바이오피드백