

생체전위를 이용한 중증 운동장애자들을 위한 컴퓨터 접근제어장치 설계

論 文

55D-11-6

Design of Computer Access Devices for Severely Motor-disability Using Bio-potentials

鄭 星 在* · 金 明 東** · 朴 贊 元*** · 金 一 煥†

(Sung-Jae Jung · Myung-Dong Kim · Chan-Won Park · Il-Hwan Kim)

Abstract - In this paper, we describe implementation of a computer access device for the severely motor-disability. Many people with severe motor disabilities need an augmentative communication technology. Those who are totally paralyzed, or "locked-in" cannot use conventional augmentative technologies, all of which require some measure of muscle control. The forehead is often the last site to suffer degradation in cases of severe disability and degenerative disease. For example, In ALS(Amyotrophic Lateral Sclerosis) and MD(Muscular dystrophy) the ocular motoneurons and ocular muscles are usually spared permitting at least gross eye movements, but not precise eye pointing. We use brain and body forehead bio-potentials in a novel way to generate multiple signals for computer control inputs. A bio-amplifier within this device separates the forehead signal into three frequency channels. The lowest channel is responsive to bio-potentials resulting from an eye motion, and second channel is the band pass derived between 0.5 and 45Hz, falling within the accepted Electroencephalographic(EEG) range. A digital processing station subdivides this region into eleven components frequency bands using FFT algorithm. The third channel is defined as an Electromyographic(EMG) signal. It responds to contractions of facial muscles and is well suited to discrete on/off switch closures, keyboard commands. These signals are transmitted to a PC that analyzes in a time series and a frequency region and discriminates user's intentions. That software graphically displays user's bio-potential signals in the real time, therefore user can see their own bio-potentials and control their physiological signals little by little after some training sessions. As a result, we confirmed the performance and availability of the developed system with experimental user's bio-potentials.

Key Words : bio-potentials, EEG, EMG, EOG, FFT

1. 서 론

중증운동장애를 가진 많은 사람들은 자기 자신을 표현하기 위해 부가적인 의사소통기술을 필요로 한다. 그러나 완전 마비된 사람(totally paralyzed) 이나 잠금증후군(locked-in syndrome), 혹은 루게릭병이라고 알려진 근위축성측색경화증(ALS-Amyotrophic Lateral sclerosis)을 앓고 있는 사람들은 어느 정도 근육컨트롤을 요구하는 기존의 대체 의사소통기술을 사용할 수 없다[1]. 지난 수십 년 동안 사람들은 EEG (Electroencephalogram)활동 혹은 그 외의 뇌기능의 전기 생리적인 측정이 외부세계에 메시지와 명령을 보내기 위한 새로운 비근육적인 채널을 제공할 수 있는지에 대해서 고찰하였다. 지난 십수년 동안 뇌기능의 새로운 이해, 강력하면서도 저렴한 컴퓨터 장치의 도래, 장애를 가진 사람들의 욕구와 잠재적 능력에 대한 인식의 증가 등에 의해서 고무되고 촉진되어진 생산적인 BCI(Brain Computer Interface)

연구 프로그램들이 생겨났다. 이들 프로그램은 근위축성측색경화증, 뇌졸중(Brainstem Stroke), 척추손상(Spinal Cord Injury)과 같은 심각한 신경근육질환(Severe Neuromuscular Disorder)을 앓고 있는 사람들을 위한 새로운 대체의사소통과 제어기술을 개발하는데 집중했다[1]-[3]. 다만 잠금증후군을 앓고 있는 사람들처럼 신체를 전혀 움직일 수 없지만 눈을 깜빡이는 경우가 있을 수 있으며, 또 다른 신체장애자의 경우 미세하게나마 안면근육을 움직일 수 있는 경우도 있다. 따라서 안면에서 얻어진 생체신호에서 제어입력신호로 활용 가능한 신호는 정해진 것이 아니며 환자에 따라서 틀려지게 된다. 결국 획득 가능한 생체신호 중에서 가장 활용도가 뛰어난 신호를 제어입력으로 사용하는 것은 전체시스템의 성능을 향상시키는 좋은 방법이라 할 수 있다. 한편, 뇌파는 비침투적이고 반복사용이 가능하며 자기공명영상법(MRI)나 양전자단층촬영(PET)에 비해 속도가 빠른 장점으로 인해 임상적인 분야에 많이 사용되었다[4]-[6]. 하지만 최근에는 BCI와 같이 뇌파를 새로운 의사소통의 수단으로 여기고 이에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 뇌기능의 이해에 따라 두뇌의 정해진 위치에 전극을 배치하고 위치에 따른 상관관계를 분석하는 연구가 많이 진행 중이다 [1]-[3][7][8]. 국내에서도 최근 뇌파와 BCI에 대한 연구가 활발히 진행 중이며 특히 뇌파장치를 이용하여 감성의 정량화에 대해서 연구하는 감성분야와 임상분야에서 연구가 활

† 교신저자, 正 會 員 : 江原大學校 電氣電子工學部 教授 · 工博
E-mail : ihkim@kangwon.ac.kr

* 準 會 員 : 江原大學校 制御計測學科 博士課程

** 準 會 員 : 江原大學校 制御計測學科 碩士課程

*** 正 會 員 : 江原大學校 電氣電子工學部 教授 · 工博

接受日字 : 2006年 9月 12日

最終完了 : 2006年 10月 10日

발히 진행 중이다. 그러나 이러한 뇌파장치의 대부분은 고가이며 휴대하기에는 부적합하여 장애인들의 의사소통 수단으로 사용하기에는 부적당하다. 이경일 등[9]이 순수 뇌파의 획득을 위한 전치증폭부와 디지털 신호처리부를 중심으로 포터블 뇌파 바이오피드백 시스템을 개발하고 뇌파에서 EEG 신호만을 추출하였으나, 중증 장애인의 경우 EEG 이외의 신호를 이용하여 의사소통할 수 있는 가능성을 배제하였으며, 또한 EEG 신호의 경우 주파수 영역 처리가 더욱 중요하다. 고로, 본 논문에서는 휴대가 가능한 생체전위를 컴퓨터의 제어입력신호로 사용하기 위한 하드웨어적인 설계와 구현을 보이고, 이렇게 획득한 생체신호의 효용성과 활용성을 응용 소프트웨어를 통해 검증하고자 한다. 본 논문에서는 이마에 부착한 전극을 통해서 획득한 수십 μV 의 미세한 생체전위를 증폭기와 필터를 통해서 증폭하고 필터링 후 신호를 생체신호 별로 분리되도록 설계하였다. 이렇게 분리된 신호는 제어입력으로 개별적으로 사용되어 피실험자의 상황에 맞게 사용될 수 있다. 기존의 뇌파장치는 고가는 물론 부피와 사용법이 복잡해서 많은 환자들이 사용하기에 어려움이 있었다. 이를 보완하기 위해 본 시스템에서는 가급적 소형으로 만들어 휴대성과 활용도를 높이고자 했다. 휴대성을 높이기 위해서 소형과 저전력 소모가 요구되므로 이들 요구에 적합하도록 건전지로 구동되며 평상시에는 전력의 소모를 차단하는 방식으로 설계하였다. 전극에서 획득된 생체전위신호는 전치증폭부(Pre-amplifier)와 대역필터를 거치면서 외부잡음제거와 증폭이 되며, 증폭된 신호는 A/D 변환기를 통해 마이크로컨트롤러로 입력된다. 마이크로컨트롤러는 입력신호를 디지털신호처리한 후 시리얼통신을 통해서 PC로 처리결과를 전송한다. 디지털신호처리는 FFT(Fast Fourier Transform) 알고리즘을 이용하여 시계열 데이터를 주파수영역의 데이터로 변환시킨다[10]. 사용자는 PC의 모니터를 통해서 주파수영역에서 신호의 크기를 실시간으로 보게 된다. 사용자는 실시간으로 표시되는 자기 자신의 생체신호와 자신의 의도사이의 상관관계를 찾아서 의도적으로 조절하고자 노력해야 하며 적절한 훈련과 피드백을 통해서 제어입력으로 사용되는 생체신호를 원하는 수준까지 조절할 수 있게 된다.

2. 본 론

2.1. 생체신호

인간의 두피에서 측정된 생체신호에는 다양한 생체신호들이 함께 포함되어 있다. 주요한 생체신호들에는 EEG, EMG(근전도), EOG(안전위도) 등이 존재한다. EOG는 안구 운동에 의해서 주로 발생하는 생체신호이고, EMG는 안면근육에 의해서 생성되는 신호이다. EEG는 뇌의 상태와 활동에 의해서 생성되는 생체신호이다[4][5]. 이들 신호 중 EEG신호를 제외한 나머지 신호들은 순수 EEG 신호만을 획득하여 분석하고자 하는 시스템에서는 신호해석에 방해가 되는 신호로서 Artifact 신호로 취급되며, 이들 Artifact 신호들을 제거하여 순수한 EEG신호만을 얻고자 하는 연구도 많이 존재한다[4][5]. 하지만 본 논문에서 사용자의 상태에 따라 EEG는 물론 EMG, EOG의 신호들도 활용할 수 있는 시스템을 만들고자 한다. EEG의 패턴은 일반적으로 피크와 피크사이의 범위는 $0.5 \sim 100 \mu\text{V}$ 이다. 이것은 ECG(심전도) 신

표 1 EEG 신호의 분류

Table 1 EEG classification

Alpha	8~13Hz	눈 감음, 보통의 성인, 휴식상태, 이완
Beta	13~30Hz	긴장, 흥분, 집중
Theta	4~8Hz	어린이와 성인의 감정적 스트레스, 뇌 이상
Delta	0.5~4Hz	깊은 수면, 마취, 뇌질환

호보다 100배 정도 낮은 값이다[5]. 푸리에 변환을 통해서 얻은 EEG 신호의 파워스펙트럼을 구할 수 있으며 서로 다른 주파수를 가지는 사인파의 파워스펙트럼을 볼 수 있다. 비록 스펙트럼은 연속적이지만, 0Hz에서 샘플주파수의 1/2 주파수까지, 개인의 뇌의 상태가 어떤 주파수를 더욱 지배적으로 만들 수 있다. 뇌파는 표 1와 같이 주파수 범위에 따라 크게 4개의 기본적인 그룹으로 구분되어지며 주파수에 따른 뇌의 상태와 기능이 틀러지게 된다[4][5][11].

2.2. 시스템 구성

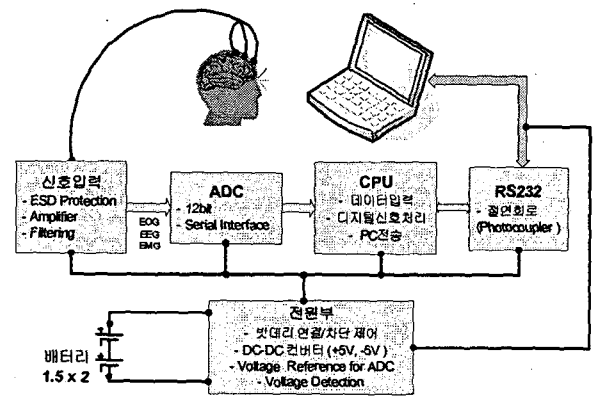


그림 1 시스템 구성 블록도

Fig. 1 System basic configuration

시스템의 전체구성은 그림 1와 같다. 기본적으로 신호입력부, 전원부, 신호처리부, 통신부분으로 구성된다. 신호입력부는 이마에 있는 전극에서 입력되는 신호에서 잡음제거와 증폭 및 필터링하여 원하는 주파수 대역의 신호를 분리한 후 신호처리부로 전달한다. 신호처리부는 입력받은 신호를 디지털 처리하여 주파수영역의 데이터로 변환하는 역할을 한다. PC 자체에는 전원공급장치, 팬 등 많은 전자소자들로 인한 상당한 잡음이 존재하는데 이들 신호를 여과 없이 그대로 인터페이스하면 시스템은 잡음의 영향을 상당히 받게 된다. 특히 생체전위와 같이 미세한 신호를 증폭하는 회로에서는 그 영향이 더욱 커지게 된다. 따라서 PC의 잡음을 제거하기 포토커플러를 이용한 절연회로를 구현하였다. 또한 본 시스템은 휴대 가능한 장치를 만들고자 하기 때문에 건전지를 사용한다. 따라서 건전지의 전압을 OP-Amp 등 다른 소자들의 동작전압으로 변환하기 위한 DC-DC 변환기, 그리고 A/D 변환기의 기준전압을 생성하는 전원부가 있다. 또한 가능한 장치를 오래 사용하기 위해서 사용하지

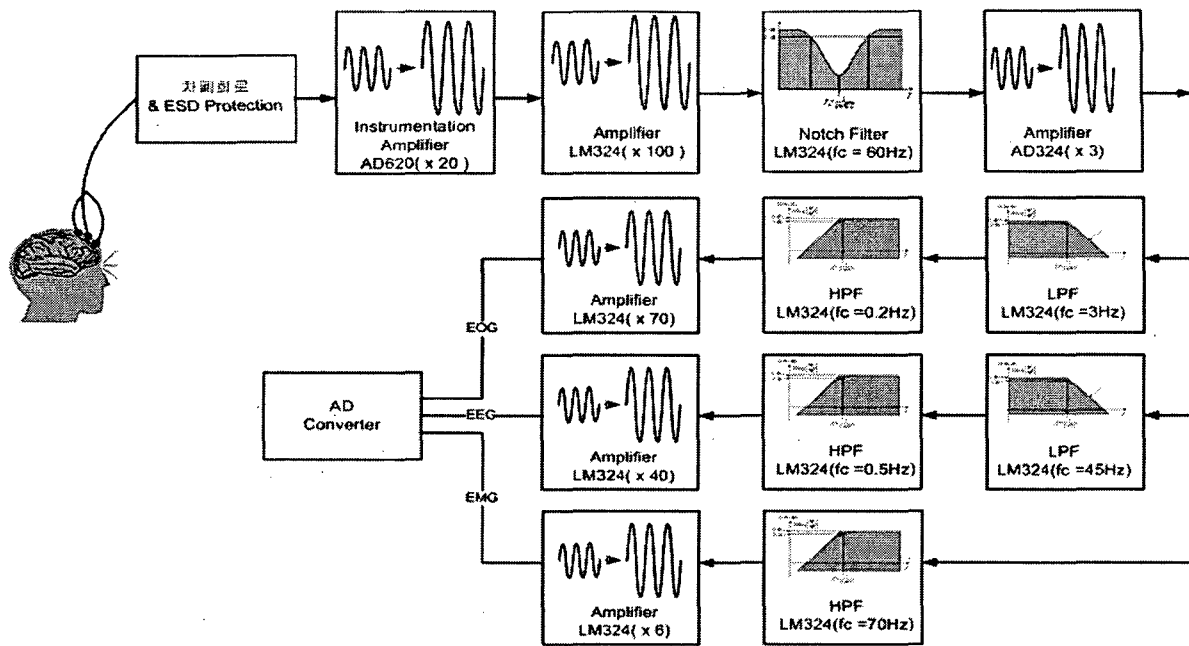


그림 2 생체신호의 증폭과 필터링
Fig 2 Amplifying and filtering of bio-potentials

않을 때 건전지의 소모를 방지할 필요가 있다. 이를 위해 PC와의 접속을 감지해서 건전지의 연결 및 차단을 하는 감지회로가 있다.

2.2.1 생체전위신호

본 시스템에서는 컴퓨터 제어 입력으로 사용되는 다중 신호들을 생성하기 위해서 이마에서 발생하는 뇌파와 생체에서 발생하는 생체전위를 사용한다. 3개의 염화은(AgCl) 생체전극이 헤드밴드를 통해서 이마에 부착된다. 이 전극은 0.3 μ V의 생체전위까지 검출할 수 있다. 전극은 비침투적인 방식이므로 쉽게, 반복적으로 신호들을 검출할 수 있다. 임피던스 레벨은 50k Ω 이하이고 피부준비(skin preparation)가 거의 필요 없다. 이마는 심각한 신체장애 혹은 퇴행성 질환의 경우 기능퇴화(degradation)가 일어나는 마지막 장소인 경우 종종 있다. 예를 들면 ALS와 MD(Motor Disability, 운동장애)의 경우에, 안구운동 신경세포(ocular motor neuron)와 안구 근육이 비록 정확한 눈의 초점제어는 아니지만, 거친 눈의 움직임을 허용하는 경우가 종종 있다. 따라서 이마에서 측정된 생체신호 중에서 사용자에게 가장 적합한 혹은 가장 효율성이 높은 신호를 선택하여 제어 입력 신호로서 사용한다.

2.2.2 신호입력부

뇌파센서를 통해 두피에서 측정된 생체전위는 수십 μ V의 아주 미세한 신호이므로 이를 1만배이상의 증폭을 통해 0~5V의 신호로 증폭하게 된다. 두피의 생체전위는 차폐 회로를 거친 후 증폭과정과 필터링, 그리고 다시 증폭과정을 통해 A/D 변환기로 입력되게 된다. 그 과정은 그림 2와 같다. 입력신호들은 소프트웨어의 계산 부하를 최소화하기 위해 기본적으로 하드웨어에서 주파수영역에 따라서 필터링 되도록 구성하였다. 두피에서 입력된 신호는 신체에서 발생할 수

있는 정전기로 인한 장비의 손상을 막고 잡음을 제거하기 위해 차폐회로와 정전기방지(ESD protection)회로를 통과하게 된다[9]. 차폐회로를 통과한 신호는 차등증폭회로를 통해서 1차 증폭된다. 본 시스템에서는 Analog Devices社의 AD620을 사용하였다. 일차 증폭된 신호를 LM324 증폭기를 통해 2차 증폭을 하였다. 이차 증폭시 전단에서 저증폭률을 후단에서 고증폭률을 갖도록 설계하였다. 일차와 이차 증폭 회로를 통해서 생체전위는 약 2000배로 증폭되게 된다. 증폭된 신호는 기본 60Hz의 노치필터링을 통해 계측기와 인체에서 생기는 60Hz의 신호를 제거한다. 노치필터를 통과한 신호는 다시 약간의 증폭을 거친 후에 3개의 채널로 나뉘어진다. 그림 2와 같이 신호는 저역필터(LPF)와 고역필터(HPF)를 거치면서 EOG, EEG, EMG에 해당하는 주파수 대역의 신호를 필터링하게 된다. EOG신호는 0.2Hz~3Hz, EEG는 0.5~45Hz, EMG는 70~1000Hz에 해당하는 신호로 구분된다. 필터를 거치면서 신호의 크기는 감소되는데 증폭기를 통과하면서 필터에서 감소된 크기를 보상하게 된다. 증폭률은 각 채널에 따라서 다르게 설정하였다. 이것은 이마에서 발생하는 생체전위의 크기가 신호에 따라 다르기 때문이다. 일반적으로 EOG 신호의 크기는 수 μ V의 크기이지만 EMG 신호는 수백 μ V까지의 크기이다. 따라서 신호의 종류에 따라서 증폭률을 다르게 함으로 A/D변환기의 입력크기를 일정하게 만들고자 하였다. A/D변환기는 입력 받은 아날로그의 생체신호를 128~1kHz의 샘플링 주파수에 의해 디지털 값으로 변환한 후 CPU에 전송한다.

2.2.3. 전원부

본 시스템은 휴대가 가능한 의사소통장치를 목표로 하였다. 이를 위해 외부에서 전원을 받아들이기 보다는 자체에 파워를 가질 필요가 있다. 본 시스템에서는 1.5 V의 건전지

2개를 사용하여 자체의 전원을 공급하도록 하였다. 건전지를 사용하기 위해서 2가지의 작업이 필요하다. 하나는 +3V의 건전지 전압을 +5V, -5V의 다른 소자들이 사용할 수 있는 동작전압으로 전환하기 위한 변압회로와 장치를 사용하지 않을 때 자동으로 건전지로부터의 파워를 차단하여 쓸데없는 건전지의 소모를 방지하는 회로가 필요하다. 건전지의 파워유입을 차단하는 회로는 그림 3처럼 PC의 RS232C케이블의 제어흐름단자(RTS)를 이용한다. 케이블이 연결되고 PC에서 제어흐름단자를 High로 세팅하여 릴레이를 구동시켜 2차 측이 On 되어 건전지가 연결되도록 하고 시리얼케이블이 연결되지 않았거나 PC프로그램에서 제어흐름단자를 Low로 세팅하면 릴레이가 Off 되어 2차 측 건전지의 연결을 차단하는 방식이다. 이런 릴레이를 이동하는 방식의 또 다른 장점은 PC측과 본 시스템이 완전히 절연되어 PC측의 잡음의 유입을 막을 수 있다는 것이다. 이렇게 건전지를 통해서 받은 +3V의 전압은 Step-up DC/DC 변환기를 통해서 +5V 정전압으로 변환되고 +5V는 다시 Pump Charge 형의 Step-Down DC/DC 변환기를 통해서 -5V로 변환된다.

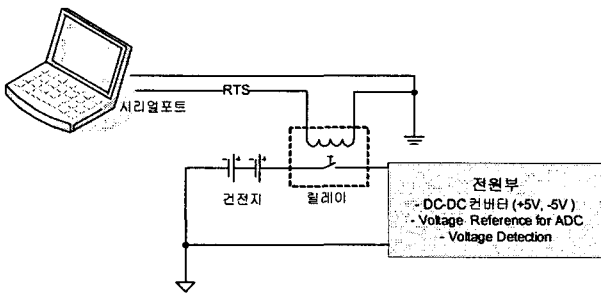


그림 3 건전지 제어
Fig 3 Battery Control

2.2.4 디지털신호처리부

CPU는 A/D 변환기에서 입력 받은 디지털 값의 생체전위를 디지털 신호 처리하여 PC로 전달한다. A/D변환기에서 입력 받는 데이터는 EOG, EMG, EEG 신호이다. EOG, EMG신호는 안구운동 혹은 안면근육의 움직임에 의해 생성되는 생체전위로서 주파수영역에서의 해석보다는 시간축상의 신호의 크기와 파형의 형태가 중요시되는 신호이다. 즉 기준이상의 신호를 검출하여 제어입력으로 사용되는 신호이다. 하지만 EEG신호는 뇌파이론에 따라 주파수영역에서 알파파, 베타파, 세타파 등으로 나뉘며 뇌의 상태에 따라 특정 주파수 영역의 크기가 증가하거나 감소하게 된다[4][5][11]. 이것은 안구운동과 안면근육조차도 사용하지 못하는 환자들 의 경우에 마지막으로 이용 할 수 있는 제어 신호로 휴식, 집중, 연산과 같은 특정한 상황에서의 뇌의 상태를 제어 입력신호로 사용하는 경우이다. 본 시스템은 두피 전체에 걸쳐서 EEG신호를 획득하는 것이 아니라 단지 이마에 위치한 전극을 통해서만 EEG신호를 받아들인다. 이로 인해 뇌 전체에 걸쳐 상관관계를 규명하여 분석하는 Spatial Pattern 분석방법을 사용할 수 없으며 단지 두피 전체에 존재하는 (물론 전두엽에서 발생하는 뇌파의 신호가 가장 큰 영향을 미친다) EEG신호만으로 뇌의 현재 상태를 파악하게 된다.

EEG신호는 시간영역이 아닌 주파수영역에서 고유한 특

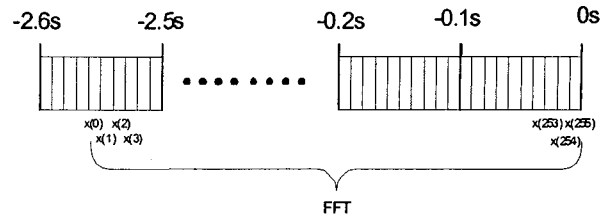


그림 4 FFT신호입력
Fig 4 FFT signal inputs

성을 나타낸다. 따라서 입력된 시간상의 데이터는 푸리에 변환을 통해 주파수 영역의 데이터로 변환된다. 연속적인 데이터는 A/D변환기에서 일정한 샘플링 타임에 의해 변환되므로 이산데이터이다. 이산데이터의 주파수변환은 DFT(Discrte Fourier Transform) 공식에 따른다[10]. 그러나 DFT는 입력 개수 N에 대해 N²의 복소곱셈과 N(N-1)의 복소덧셈이 필요하므로 많은 연산으로 인해 실시간시스템에서 그대로 사용하기에 무리가 있다[10]. 연산을 줄이기 위해 고속푸리에 변환 FFT(Fast Fourier Transform)알고리즘을 사용한다. FFT는 2의 지수승으로 구성된 입력개수를 홀수항과 짝수항으로 나누어 DFT 반복해서 적용하는 방식으로 계산량을 현격히 줄일 수 있어서 실시간을 요하는 시스템에서 필수적으로 사용한다. 본 시스템에서 주파수 변환하는 신호는 EEG 신호로서 0.5~45Hz 사이의 주파수 신호이다. 따라서 Nyquist Theorem 에 따라 최고 90Hz이상의 샘플링 주파수를 가져야 한다. 본 시스템에서 사용한 설정 값은 다음과 같다.

$$f_s = 100\text{Hz} , N : 2^8 = 256 , \text{Period} : 0.1\text{s}$$

f_s 는 A/D 변환기의 변환주기, 즉 샘플링 주파수이고, N은 FFT를 수행할 입력신호의 개수로서 2의 지수승으로 구성되어야 한다. 본 시스템에서는 100Hz의 샘플링주파수와 FFT 입력크기로 256으로 설정하였다. 또한 Period는 FFT를 수행하는 주기로 0.1 초마다 주파수변환을 실시한다. 초기 값 0 으로 설정된 입력버퍼에서 FFT 수행하는 순간에 그림 4와 같이 현재시간(0s)부터 이전의 256개의 데이터 (256초 이전데이터)에 대해서 FFT를 실행한다. FFT 결과 0~50Hz 의 주파수 영역의 데이터가 생성되며 주파수 Resolution은 $f_s/N=0.390625\text{Hz}$ 이다. CPU의 수행능력대비 FFT의 계산량을 계산하여 실시간으로 적용하기에 적합한가를 알아보는 것은 시스템의 안정성과 정확성을 위해 중요하다. FFT에 공식에 따른 계산량은 $M\log_2 N$ 복소곱셈과 복소 덧셈이 필요하고 입력이 복소수가 아니라면 대칭성을 적용할 수 있고, 그에 따라 $\frac{N}{2}\log_2 N$ 복소곱셈과 $M\log_2 N$ 의 복소 덧셈으로 계산량을 줄일 수 있다. 하나의 복소곱셈은 4개의 실수 곱셈과 2개의 실수 덧셈으로 이루어지므로, 실수 곱셈의 숫자는 $2M\log_2 N$ 이고, 마찬가지로 하나의 복소덧셈은 2개의 실수 덧셈으로 이루어진다. 따라서 최종적인 실수 덧셈은 $3M\log_2 N$ 이 된다. 본 시스템이 채택한 마이크로컨트롤러는 Atmel社의 Atmega128이다. 이는 16MIPS(Million Instruction Per Second)의 성능을 가지는 AVR로서 곱셈은 2사이클, 덧

샘은 1사이클이 사용된다[12]. 따라서 FFT를 수행하기 위해 필요한 총 사이클은 $7N \log_2 N$ 사이클이 된다. Period 0.1초마다 FFT를 수행하므로 1초당 FFT를 위해 수행되는 클럭 사이클은 수식(1)와 같다.

$$\text{Cycles per Second} = \frac{7N \log_2 N}{\Delta t} \quad (1)$$

표 2는 FFT의 입력개수에 따른 시스템의 부하를 계산한 것이다. 16MIPS CPU의 동작능력에 대해 256개수의 입력을 가지는 FFT의 계산적인 부하는 0.9%로 실시간으로 FFT를 적용하기에 충분하다.

표 2 FFT 계산부하
Table 2 FFT calculation load

Length	Frequency Resolution	Cycles per Second	16MIPS CPU Load
N=256	0.390625Hz	143360	0.9%
N=128	0.78125Hz	62720	0.39%

2.2.5. 통신부분

CPU에서 디지털 신호처리된 데이터는 PC에 전송되어 뇌파가 화면에 표시된다. PC와의 인터페이스는 RS-232C 통신 규격에 따른다. 본 시스템에서는 PC로부터의 잡음유입을 막기 위해 PC측과 연결된 모든 단자를 포토커플러를 사용하여 절연하였다. RS-232C 통신케이블의 제어흐름단자(DTR, RTS)를 이용하여 포토커플러를 구동시킴으로서 시스템의 전원유입 없이도 시리얼 데이터 전송이 가능하도록 구현하였다.

3. 실험결과

3.1. 시뮬레이션 결과

그림 5는 본 논문에서 구현한 하드웨어 구성의 Notch Filter 전단과 후단에서 측정된 주파수 영역에서의 전압을 PSpice를 이용하여 시뮬레이션 한 파형이다. 60Hz 에서 밴드 리젝션이 일어나는 것을 볼 수 있다. 그림 6은 EOG, EEG, EMG에 대한 주파수 영역에서의 증폭율을 시뮬레이션 한 파형이다. 그림 6은 증폭과 밴드패스를 거친 후 A/D 변환기에 입력되는 단자에서 측정된 값으로, 각 신호에 해당하는 주파수 영역에서만 신호의 증폭이 이루어지는 것을 그림을 통해서 알 수 있다. 따라서 실제로 구현하는 하드웨어 상에서 입력신호들은 주파수에 따라서 분리될 것이다.

3.2. 실제 파형의 모습

그림 7는 그림 2의 AD620 차동증폭기를 거친 직후의 뇌파의 형태로서 주파수에 따라 분리되기 이전 신호의 형태이다. 그림 2에서 설명한 바와 같이 20배 증폭되었음에도 불구하고 20mV의 미세한 신호이다. 그림 7의 신호에 섞여있는 EOG, EMG, EEG 신호들을 주파수별로 분리한 신호가 그림 8~그림 10이다. 그림 8~그림 10은 실제 구현한 하드웨어에서 증폭기와 필터를 거치면서 주파수별로 분리된 신호

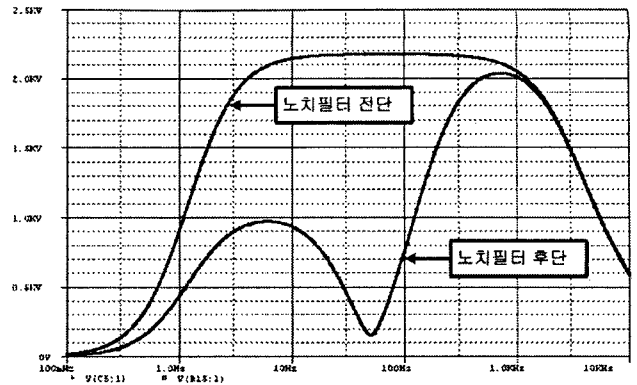


그림 5 설계한 노치필터 시뮬레이션
Fig 5 Simulation of the designed notch filter

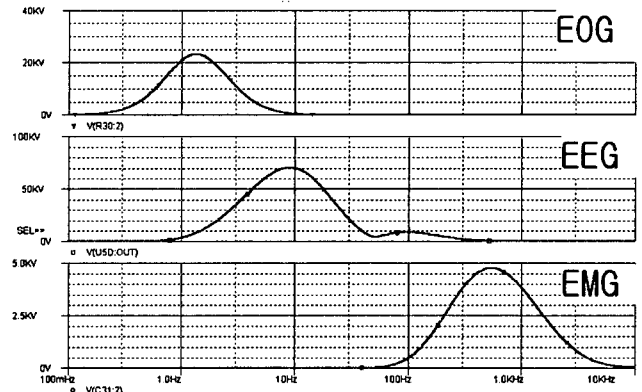


그림 6 신호의 증폭을 시뮬레이션
Fig 6 Simulation of amplified signals

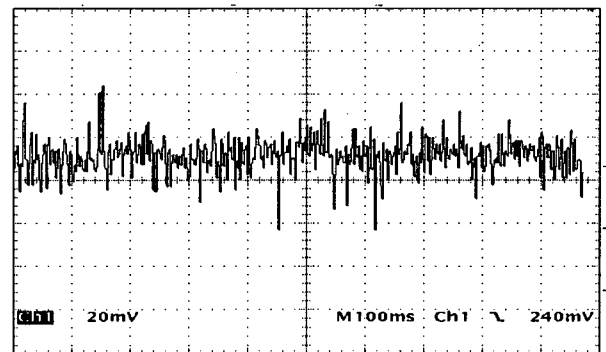


그림 7 분리 전 뇌파
Fig 7 Brain-wave before dividing

들로서 A/D변환기에 입력되는 신호를 오실로스코프를 이용하여 캡처한 것이다. 그림 8은 주파수 70~1kHz 영역의 신호로서 EMG 신호이다. 스코프 중앙의 신호들이 피실험자가 안면근육을 움직였을 때 생성되는 신호이다. 그림 9는 0.1~3Hz의 EOG 파형이다. 이 파형은 좌측, 우측의 안구를 움직였을 때의 파형이다. 그림 10은 0.5~45Hz 영역의 EEG신호로서 이 신호를 주파수 변환을 통해서 알파파와 베타파 등의 의미 있는 신호로 변환하게 된다.

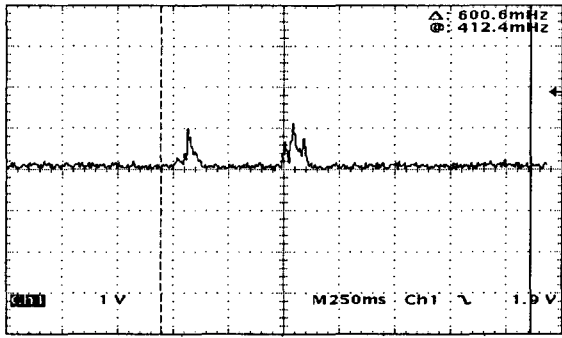


그림 8 EMG 신호(70~1kHz)
Fig 8 EMG signal(70~1kHz)

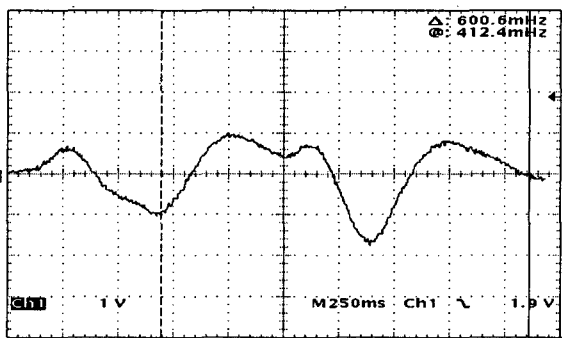


그림 9 EOG 신호(0.1~3Hz)
Fig 9 EOG signal(0.1~3Hz)

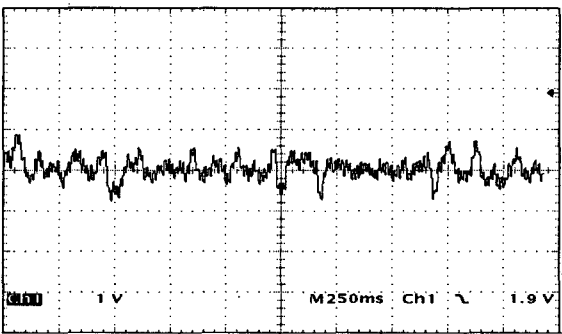


그림 10 EEG신호(0.5~45Hz)
Fig 10 EEG signal(0.5~45Hz)

3.3 생체신호의 응용

본 논문에서 제안하고 구현한 방식으로 획득한 신호의 유효성과 활용성을 응용프로그램을 통해서 검증해보았다. 마이크로컨트롤러에서 입력신호를 디지털신호처리한 후 시리얼 통신을 통해서 PC로 전송하면, PC에서 그림 11와 같이 응용프로그램을 구성하였다.

- ①. 초기화과정 - 클릭레벨설정, 변수초기화, 버퍼초기화
- ②. 화면에 입력신호를 표시
- ③. 판별알고리즘 실행(On/Off, Left/Right)
- ④. 클릭신호나 명령신호가 들어오면 화면에 표시하거나 외부장치에 명령어를 출력

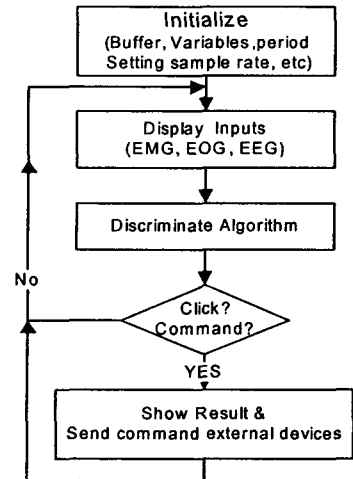


그림 11 응용프로그램 동작순서도
Fig. 11 Flowchart of application program

위의 ②~④ 과정을 설정된 주기(Period - 0.1 초) 마다 반복한다. 본 논문에서는 클릭(On/Off)과 좌우(Left/Right)에 대한 판별 가능성에 대해서만 실험을 하였다. 본 실험장치의 대상자들이 말이나 글로서 스스로의 의사표현이 불가능한 심각한 운동장애자임을 고려한다.

3.3.1 EMG Click Test

그림 12는 EMG신호를 입력신호로 선택하여 클릭테스트를 한 결과이다. 클릭 레벨 밑으로 EMG 신호가 일정시간 유지되는 안정 상태에서 좌측 하단의 원의 도형이 나타나면 그에 맞춰 안면근육을 움직여 EMG 신호를 생성한다. 점선으로 이루어진 'Click Level' 이상의 EMG 신호가 입력되고 판별알고리즘에서 클릭신호라고 인식되면 클릭 구간을 화면에 표시하고 우측하단에 "Click"이란 메시지와 함께 원의 출현부터 클릭신호를 생성할 때까지의 응답시간을 표시하도록 하였다. 본 실험은 장애가 없는 사람이 테스트를 한 파형으로 실제의 장애를 가진 사람들은 그림 12처럼 명확한 신호와 빠른 응답을 나타내기 어려울 수 있다. 이때는 Click Level의 신호를 감소시키는 등의 세밀 조정이 필요하다.

그림 13와 그림 14처럼 연속적인 EMG 신호의 생성으로 On/Off이외에 Left/Right 신호를 생성할 수 있다. 좌측하단에 임의로 발생하는 도형의 색깔과 모양에 따라 좌/우측을 구분하였다. 그림 13처럼 사각형이 나타날 때는 안면근육을 이용해서 한 번의 클릭신호를 생성해서 좌측을 선택하고, 그림 14처럼 원이 나타나면 일정시간 내에 2번의 클릭신호를 생성해서 우측을 선택하게 된다. 이와 같은 응용은 마우스의 좌/우측 움직임을 제어하거나 워드프로세서의 철자를 찾는 데 유용하게 사용될 수 있다.

3.3.2 EOG 신호

그림 15는 EOG 신호를 이용한 클릭 테스트를 한 실험의 결과이다. 그림 15의 우측 신호가 안구를 움직여서 생성되는 신호의 모습이고, 가운데의 작은 신호들이 눈의 깜빡임에 의해 생성되는 신호의 모습이다. 그 신호의 차이가 적어서 변별력이 상당히 떨어졌다. 하지만 눈동자는 움직일 수 있으나

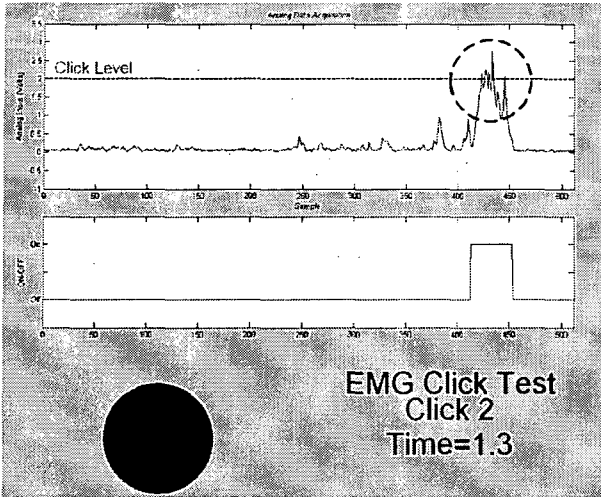


그림 12 EMG 클릭테스트
Fig. 12 EMG Click Test

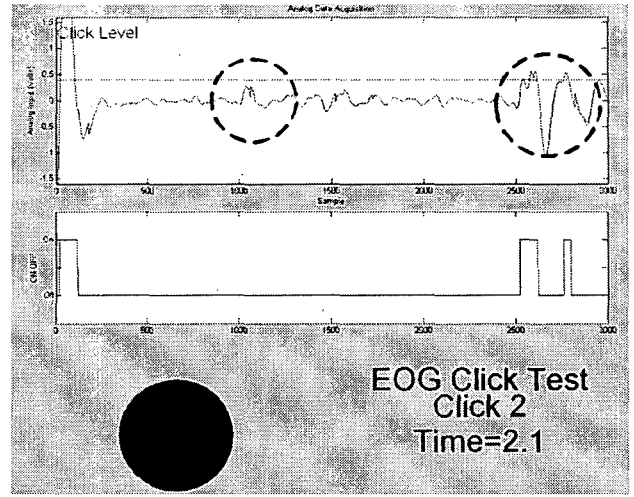


그림 15 EOG 클릭테스트
Fig 15 EOG Click test

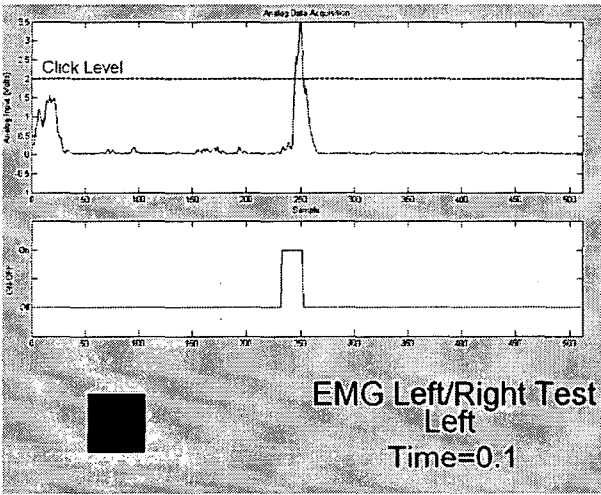


그림 13 EMG 좌우테스트 - 왼쪽
Fig. 13 EMG Left/Right Test - Left

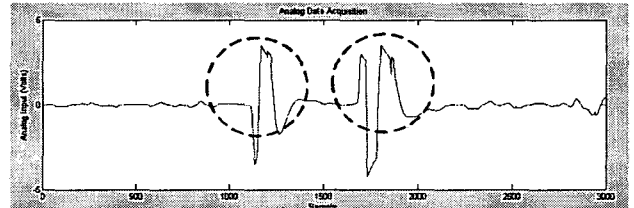


그림 16 EOG 패턴
Fig. 16 EOG pattern

눈꺼풀을 움직이지 못하는 환자의 경우에는 충분한 변별력을 가질 것으로 추측된다. 특히 EOG신호는 전극의 좌우측에서 생기는 신호의 위상차이로 인해 독특한 파형이 생성되게 된다. 그림 16은 좌측 눈을 깜빡일 때와 우측 눈을 깜빡일 때의 신호의 파형을 연속적으로 캡처한 것으로 그 형태가 거의 반대로 이루어짐을 알 수 있다. 이러한 신호는 입력 신호의 패턴인식을 통해 좌우 구별이 가능함을 보여주고 있다.

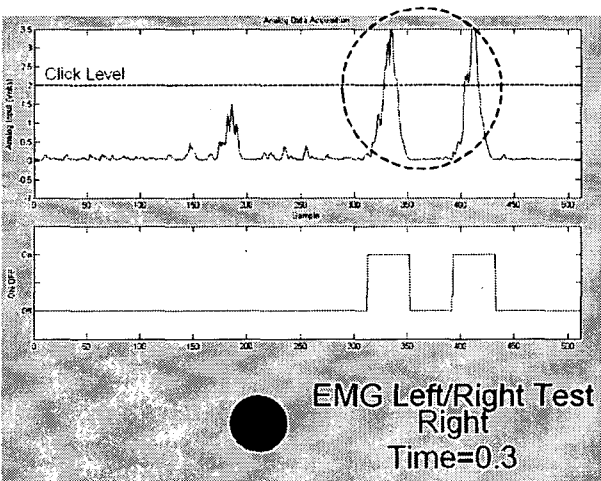


그림 14 EMG 좌우테스트 - 오른쪽
Fig. 14 EMG Left/Right Test

3.3.3. EEG 신호 해석

그림 17은 EEG 신호해석의 모습이다. 상단의 윈도우는 EEG 입력신호의 파형이다. 샘플링주파수에 따라 샘플링된 신호가 0.1초마다 업데이트되어 표시된다. 매 0.1초마다 실제로 입력되는 신호를 연속적으로 표시하는 일종의 스코프이다. 입력된 신호는 0.1초마다 FFT 변환에 의해 주파수신호로 변환되게 된다. 입력 샘플링 주파수가 100Hz이면 출력되는 주파수는 0~50Hz사이의 주파수영역으로 변환된다. FFT 변환 결과에 대해서 파워스펙트럼을 데시벨 수치로 크기를 구한다. 이것은 연속적인 시계열 입력신호에서 뇌에 존재하는 주파수 성분의 크기를 구하는 것으로 현재 뇌의 상태에 따라 특정 주파수 크기가 변화한다. 변환된 주파수 영역의 데이터를 주파수 범위에 따라 B1~B11의 11개로 나눈 후 화면에 표시한 것이 최하단의 윈도우이다. 주파수 범위는 뇌 파 이론에 따르며 일반적으로 델타(0.5~4Hz), 세타(4~7Hz), 알파(8~13Hz), 베타(14~30Hz), 근육(30~45Hz)주파수 영역으로 나누어진다[4][5][11]. 본 논문에서는 알파파와 베타파를

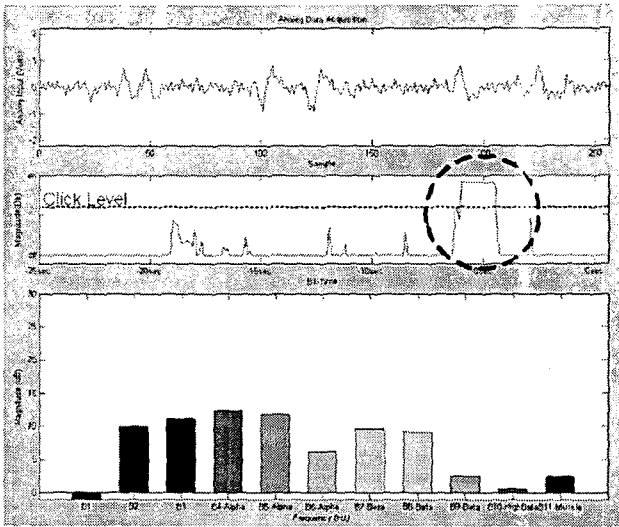


그림 17 EEG 클릭테스트
Fig 17 EEG Click test

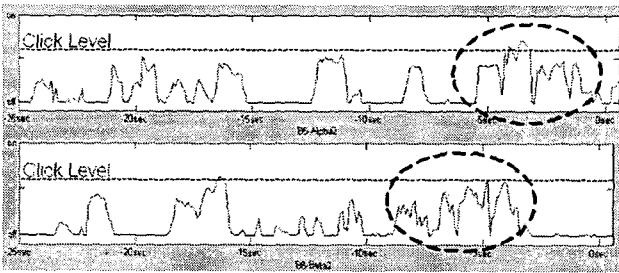


그림 18 EEG 클릭테스트- 알파파, 베타파
Fig 18 EEG 클릭테스트- Alpha, Beta wave

좀 더 세분화하였다. 이렇게 실시간으로 현재 자신의 뇌에 존재하는 뇌파를 피실험자가 눈으로 확인함으로써 일정한 뇌파를 생성하기 위해 의도적으로 노력하게 되고, 그로 인해 뇌파를 제어할 능력을 점차적으로 갖게 된다. B1~B11의 분리된 주파수영역의 신호 중에서 제어입력으로 사용하고자 하는 신호를 미리 선택하여야 한다. 미리 선택된 제어입력 신호가 실시간으로 표시되는 것이 그림 17의 가운데 원도우의 모습이다. 그림 17에서는 B1의 신호를 제어입력신호로 사용한 것으로 B1의 파형은 눈의 깜박임에 영향을 많이 받았다. 스크린 중앙의 클릭레벨을 넘지 않는 작은 신호는 눈을 깜박일 때마다 생성되는 신호이다. 피실험자가 의도적으로 크게 눈을 깜박이면 클릭레벨을 뛰어넘는 그림 17의 점선안의 신호와 같은 클릭레벨을 넘는 신호가 생성되고 클릭으로 판별된다. 안구운동, 안면근육을 사용하지 못하는 경우에는 알파파(B4~B5) 혹은 베타파(B7~B10) 신호를 사용하여 제어입력신호를 생성해야 한다. 그림 18는 알파파와 베타파를 이용하여 클릭신호를 생성하는 실험모습으로 응용프로그램의 가운데윈도우만을 따로 떼어내어 표시하였다. 그림 18의 점선안의 파형이 클릭을 위해 피실험자가 신호를 생성한 부분이지만 그림 17의 B1신호처럼 명확한 클릭신호를 제시하지 못하고 있다. 이것은 EEG신호의 비선형성에 기인하며 또한 이마에 여러 신호가 복합적으로 존재하기 때문이라고

생각된다. 게다가 본 실험은 장애가 없는 정상인을 대상으로 실험한 것으로 눈의 깜박임, 호흡, 근육 움직임 등에 영향을 더욱 많이 받고 있다. 그림 18와 같은 명확하지 않은 신호를 제어 입력신호로 사용하기 위해서는 소프트웨어적으로 더욱 진보된 판별알고리즘을 사용해야 하며 이에 대한 연구가 진행되어야 할 것으로 생각된다. 그러나 위의 어는 신호를 사용하는 처음에는 원하는 신호를 제대로 생성하지 못할 수 있지만 반복적인 훈련을 통해서 원하는 신호를 생성해내는 능력이 점차 향상될 것이다.

4. 결 론

중증 운동능력을 상실한 사람들의 많은 경우는 미세하나마 안구운동이나 안면근육을 사용할 수 있는 경우가 있다. 본 논문에서 제안한 방법은 EMG, EOG, EEG 신호를 분리해서 각각 제어신호의 입력으로 사용할 수 있음을 보였다. 이러한 시스템의 장점은 환자의 상태와 특성에 따라서 가장 적합한 신호를 선택하여 입력신호로 사용하므로 제어 성능이 뛰어난 컴퓨터 접근 제어방식을 구축할 수 있다는 점이다. 다만 EEG를 이용한 제어신호입력은 아직 충분하지 않으며 이에 대한 추가의 연구가 필요하다. 실제 실험에서는 안구운동이나 안면근육을 자유자재로 사용할 수 있는 일반인들을 대상으로 실험을 하였다. 처음보다는 몇 번의 훈련세션 후에 더욱 높은 성공률을 보였으며 이를 통해 중증 운동장애자들도 반복적인 훈련을 통해서 실제적으로 사용가능한 수준까지 성공률을 높일 수 있을 것으로 추측되고 또한 그들의 상황을 감안한다면 더욱 효과가 뛰어날 것으로 생각되어진다. 왜냐하면 그들에게는 바깥세상과의 유일한 연결고리일지 모를 의사소통장치를 사용하고자 하는 관심과 노력은 일반인들보다 훨씬 뛰어날 것이기 때문이다. 앞으로 실제적인 장애를 가진 사람들을 대상으로 효과를 검증하여야 하는 과제가 남아 있다. 또한 본 장비는 휴대형의 뇌파 장비로서 자율운전방지장치와 같이 이동성을 요구하면서 뇌의 상태를 파악해야 하는 장치로서도 활용가치가 충분할 것으로 생각된다.

감사의 글

이 논문은 강원대학교 BK21사업 및 정보통신연구소 지원에 의하여 이루어진 연구로서, 관계부처에 감사사를 드립니다.

참 고 문 헌

[1] J.R.Wolpaw, N.Birbaumer, D.J. McFarland, G.Pfurscheller, and T.M. Vaughan, "Brain-Computer Interfaces for communication and control", *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, vol. 113, no. 6, pp. 767-791, June 2002.

[2] G.Pfurscheller, D. flotzinger, and J.Kalcher, "Brain-Computer Interface - A new communication device for handicapped persons," J. Microcomput. Applicat., vol.16, pp. 293-299, 1993.

[3] A. Kubler, B. Kotchoubey, T. Hinterberger, N. Ghanayim, J. Perelmouter, M. Schauer, C. Fritsch, E. Taub, and N. Birbaumer, "The thought translation device: A neurophysiological approach to communication in total motor paralysis," Exp. Brain Res., vol. 124, no. 2, pp. 223-232, Jan. 1999.

[4] E.Niedermeyer, F.H.Lopes da Silva. Electroencephalography: Basic principles, clinical applications and related fields, 3rd edition, Lippincott, Williams & Wilkins, Philadelphia, 1993.

[5] M.Teplan, "Fundamentals of EEG Measurement", Measurement Science Review, Vol. 2. Section 2, 2002.

[6] Zhang Zuoseng. Chen Weiming, "Development of EEG biofeedback system and research of the biofeedback in the alpha frequency band" Engineering in Medicine and Biology Society. 1988. Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE. vol. 3. pp. 1482-1483, 1988.

[7] Gerwin Schalk, Dennis J. McFarland, Thilo Hinterberger, Niels Birbaumer, and Jonathan R.Wolpaw, "BCI200: A General-Purpose Brain-Computer Interface (BCI) System," IEEE Trans, Biomedical Eng., vol. 51, No. 6, June 2004.

[8] J.R. Wolpaw, D.J.McFarland, and T.M.Vaughan, "Brain-computer interfaces research at the Wadsworth center," IEEE Trans. Rehab. Eng, vol. 8, pp. 222-226, June 2000.

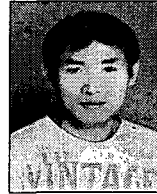
[9] 이경일, 안보섭, 박정제, 이승하, 조진호, 김명남 "포터블 뇌파바이오피드백 시스템을 위한 전치증폭기 및 DSP 하드웨어의 설계", 센서학회지 제12권 제13호, 2003년 5월.

[10] "The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing", Available : <http://www.dspguide.com/pdfbook.htm>

[11] J.D. Bronzino. Principles of Electroencephalography, In : J.D. Bronzino ed. The Biomedical Engineering Handbook, pp. 201-212, 1995.

[12] Datasheet of ATmega128, Atmel, Available : <http://www.atmel.com>

저 자 소 개



정성재(鄭星在)

강원대학교에서 제어계측 학사, 석사학위를 각각 1999년과 2001년에 받았으며, 현재 동대학원에서 박사과정 중에 있다. 관심 분야는 통신, 제어시스템 및 휴먼인터페이스이다.



김명동(金明東)

강원대학교에서 제어계측 학사학위를 2005년에 받았으며, 현재 동대학원에서 석사과정 중에 있다. 관심 연구 분야는 제어 시스템, 지능 제어, 마이크로프로세서 응용이다.



박찬원(朴贊元)

고려대학교에서 전기공학 학사, 석사, 박사 학위를 각각 1978년, 1982년, 1987년에 받았으며, 1987년 강원대학교 전기전자공학부 교수로 임용되어 현재 동 학부 교수로 재직 중이다. 관심 연구 분야는 센서계측신호처리, A/D변환 및 마이크로프로세서 응용이다.



김일환(金一煥)

서울대학교에서 제어계측 학사, 석사 학위를 각각 1982년과 1988년에 받았으며, 1993년에 일본 토호쿠 대학에서 공학 박사 학위를 받았다. 1995년 강원대학교 전기전자공학부 교수로 임용되어 현재 동 학부 교수로 재직 중이다. 관심 연구 분야는 제어, 메카트로닉스 및 휴먼 인터페이스이다.