

블루투스 기반 휴대용 무선 EEG 측정시스템의 개발

The development of a bluetooth based portable wireless EEG measurement device

이 동 훈, 이 충 헌
Dong-Hoon Lee^{***}, Chung-heon Lee^{*}

Abstract

Since the interest of a brain science research is increased recently, various devices using brain waves have been developed in the field of brain training game, education application and brain computer interface. In this paper, we have developed a portable EEG measurement and a bluetooth based wireless transmission device measuring brain waves from the frontal lobe simply and conveniently. The low brain signals about 10~100 μ V was amplified into several volts and low pass, high pass and notch filter were designed for eliminating unwanted noise and 60Hz power noise. Also, PIC24F192 microcontroller has been used to convert analog brain signal into digital signal and transmit the signal into personal computer wirelessly. The sampling rate of 1KHz and bluetooth based wireless transmission with 38,400bps were used. The LabVIEW programing was used to receive and monitor the brain signals. The power spectrum of commercial biopac MP100 and that of a developed EEG system was compared for performance verification after the simulation signals of sine waves of 1 μ V, 0~200Hz was inputted and processed by FFT transformation. As a result of comparison, the developed system showed good performance because frequency response of a developed system was similar to that of a commercial biopac MP100 inside the range of 30Hz specially.

요 약

최근 뇌 과학 연구에 관심이 높아지면서 두뇌 훈련게임, 교육응용분야 및 BCI(brain Computer Interface)등 여러 분야에서 뇌파를 이용한 장치들이 개발 되고 있다. 본 논문에서는 전두엽 뇌파를 이용해서 간편하고 손쉽게 사용할 수 있는 블루투스 기반 무선 포터블형 뇌파 측정장치를 설계 제작하였다. 10~100 μ V의 낮은 진폭을 가진 뇌파를 증폭하여 수V까지 증폭하였고 불필요한 잡음신호와 60 Hz의 전원 노이즈를 제거 하기위하여 저역필터, 고역필터 및 노치 필터를 설계하였다. 또한, 아날로그 뇌파신호를 디지털신호로의 변환과 PC로의 무선 전송을 위해 PIC24F192 마이크로컨트롤러를 사용하였다. AD변환 샘플링율은 1kHz로 하였고, 블루투스방식의 무선전송방식을 이용하여 38,400bps로 PC로 전송하였다. PC로 입력할 때 LabVIEW 프로그램을 이용하여 뇌파신호를 수신하여 모니터링 하였다. 상용 뇌파측정 장치인 Biopac MP100과 개발된 장치에 각각 1 μ V, 0~200Hz의 동일한 사인파 시뮬레이션 신호를 입력한 후 FFT 변환 후 각각 파워스펙트럼을 분석하여 성능 검증을 비교했다. 상용 Biopac 시스템 MP100과 비교해 본 결과 특히, 30Hz이하의 주파수영역에서 유사한 주파수 응답 특성결과를 얻어 제작된 시스템의 정확도가 우수함을 알 수 있었다.

Key words : EEG, Bluetooth, Signal Processing, LabVIEW

* 동명대학교 의용공학과,
(Dept. of Biomedical Engineering, Dongmyong University)

★ 교신저자(Corresponding author) : 이동훈

※ 감사의 글 (Acknowledgment)

본 논문은 교육과학기술부와 지식경제부의 출연금및 보조금으로 수행한 산학협력중심대학육성사업의 연구결과입니다.
接受日:2010年 6月 3日, 修正完了日: 2010年 6月 27日

1. 서론

현대의 뇌 과학에 대한 연구는 매우 빠른 속도로 발전해 가고 있다. 사람의 행위에 따라 분석하고 유추하는 과거와는 달리 뇌 세포에서 일어나는 전기적인

신호를 획득하고 분석해서 직접 구동장치를 제어할 수 있게 되었다. 이러한 뇌 세포의 전기적 활동을 이용한 기술로 두뇌 인터페이스 기술(BCI:Brain Computer Interface)이 있다[1]. BCI기술은 인간 컴퓨터 인터페이스(HCI:Human Computer Interface) 기술 중 하나이며, 현재 세계 여러 나라에서 연구가 이루어지고 있다[1,2]. 브레인 컴퓨터 인터페이스를 통해서 온오프(ON/OFF)장치제어, 가전제품 제어, 로봇제어 및 생각만으로도 휠체어 제어가 가능한 연구 결과가 보고되어 지고 있다[3]. 또한 자신의 뇌파 상태를 직접 보면서 스스로를 통제하여 원하는 뇌파 상태로 만드는 뉴로피드백 훈련 등 여러 가지 형태로 뇌를 활성화하고 뇌파를 이용한 연구들이 진행되고 있다. 이와 같은 기술을 구현하기 위해서는 뇌파에서 발생하는 전기신호를 측정하고 처리 및 해석 하는 기술이 요구된다. 일반적으로 생체 계측시스템을 구성하기 위해서는 기본적으로 네 가지 요소인 측정 대상, 센서부, 신호처리부, 그리고 출력부가 필요하게 된다[4]. 측정 대상에 해당하는 뇌파는 1~100 Hz의 주파수와 약 10~100 μV 의 매우 낮은 전위를 가진다. 이러한 미약한 뇌파신호를 실질적인 데이터로 사용하기 위해서는 높은 증폭률이 필요하며, 뇌파 속에 혼입된 잡음을 제거하기 위하여 하드웨어로 설계된 저역필터, 고역필터 및 노치필터 등이 필요하게 된다. 신호 증폭과 필터를 거친 뇌파 출력신호는 아날로그 뇌파신호임으로 디지털신호로 변환한 후 유선이나 무선으로 PC에 입력된다. 입력된 디지털 뇌파신호는 시간영역에서 뇌파신호 특징 값을 추출하던가 고속주파수변환(FFT)기법을 통해 주파수영역으로 전환한 후 신호처리 및 분석과정을 거친 후 특징 값을 추출하여 최종 사용하게 된다. 이러한 형태의 기존 뇌파 측정 장치는 필요 이상의 크기와 유선을 이용한 데이터 전송방식을 주로 채택하고 있어서 최근에 연구하는 뇌파를 이용한 소형 및 휴대용 장치기술로 연동하기가 불편하였다. 이를 위하여 본 논문에서는 소형화된 휴대용 EEG(electroencephalogram) 신호 처리장치를 개발 하였으며, 기존의 유선으로 전송되던 뇌파데이터를 보안 하고자, 블루투스를 이용하여 무선 전송할 수 있도록 개발 하였다.

II. 뇌파신호측정 장치 설계 및 시뮬레이션

1. 시스템 구성

뇌파 측정 모듈의 구성은 일반적인 생체 시스템 구성과 마찬가지로 측정대상, 센서부, 신호처리부 및 출력부를 중심으로 구성되었으며 뇌파 신호처리를 위해 전치증폭기, 저역필터, 고역필터 및 노치필터를 설계 하였다. 필터 처리된 뇌파 신호는 PIC24F192 (Microchip사, 미국) 마이크로컨트롤러를 사용하여 디지털신호로 변환하였다. 블루투스를 이용하여 뇌파데이터를 PC로 전송하기 위해 LabVIEW(NI사, 미국) 프로그램을 사용하였다.

뇌파 신호는 한 쌍의 전극(electrode)을 사용하여 전두엽에서 검출 하였다. 전극은 인체를 부피전도계로 모델링할 때, 각각의 전극이 인체 내부에 흐르고 있는 이온의 흐름을 전류로 변환하거나 또는 그 반대 방향으로 변환하는 기능을 수행한다. 이로 인해 전두엽에 부착된 두 전극사이에 감지되는 전위차는 수 μV 정도의 작은 신호임으로 최종적으로 사용할 수 있는 전압단위로 증폭하기 위해서 계측용 증폭기 (Instrument amplifier)를 사용해야 한다. 이때 유의할 것은 입력임피던스가 높고, 공통성분제거비가 높고 입력 바이어스전류는 낮은 증폭기를 선정하여야 한다[4]. 그림 1은 뇌파 신호를 측정하기 위한 전체 시스템 구조도를 보여주고 있다.

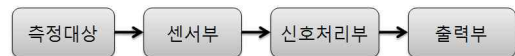


Fig. 1. The total structure diagram of EEG measurement system

그림 1. 전체 뇌파 측정 시스템의 구조도

2. 전치증폭단

뇌에서 발생하는 뇌파는 1~100 Hz이하의 주파수 범위와 10~100 μV 범위의 진폭 값을 나타내므로 ECG나 EMG의 생체신호에 비해 낮고 민감하다. 전극으로부터 들어온 뇌파신호를 안정적이며 저렴한 가격으로 작게 만들기 위해서 모놀리딕 구조를 갖고 있는 계장증폭기를 사용하였다.

본 논문에서는 생체전위증폭기용 소자인 INA128(TI사, 미국)을 사용해 전치증폭단을 설계 제작하였다. 그림 2와 같은 차동증폭 형태로 구성된

INA128은 R_G 값을 이용하여 V_{IN}^- , V_{IN}^+ 의 두 전극의 뇌파 입력값의 차이 값을 증폭하며 두 입력의 공통성분은 제거하는 생체신호 계측용 계장증폭기이다.

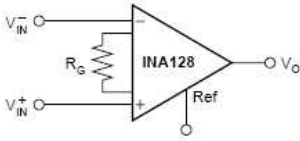


Fig. 2. Diagram of Pre-amplifier for EEG signal measurement

그림 2. 뇌파 신호 측정을 위한 전치 증폭기

전치증폭기의 증폭률은 식 (1)과 같이 증폭도를 결정할 수 있다. R_G 값을 $5.6\text{ k}\Omega$ 저항으로 사용하여 증폭률은 10배로 설계하였다. 처음부터 증폭율을 올리면 불필요한 잡음도 증폭됨으로 증폭도의 적절한 조정이 필요하게 된다. 여기서는 V_{IN}^- , V_{IN}^+ , Ref 세 단자를 이용하여 단극 유도법(Mono-polar)과 양극유도법(bi-polar)으로 측정 가능하도록 구성하였다.

$$G = 1 + \frac{50\text{K}\Omega}{R_G} \quad (1)$$

그림 3은 설계된 전치증폭기가 제대로 동작하는지를 검증하기 위해 멀티심을 이용해 전치증폭기의 뇌파 신호 증폭정도를 측정된 시뮬레이션 결과이다. 설계한 대로 입력 $99.9\ \mu\text{V}$ 의 입력신호가 약 10배 증폭되어 $1.004\ \text{mV}$ 로 증폭되어 나타남을 알 수 있었다.

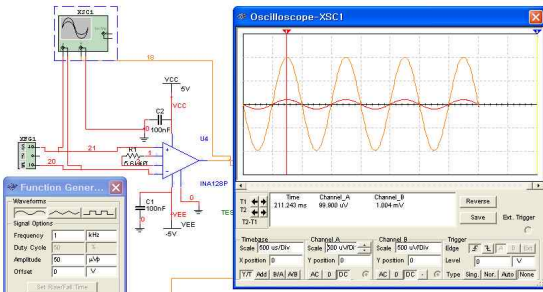


Fig. 3. Diagram of the simulation result of EEG pre-amplifier

그림 3. 전치증폭부의 시뮬레이션 결과

3. 1차 교류증폭회로

전치증폭기를 통해 획득된 뇌파신호는 1차 교류증폭회로를 통해서 직류-오프셋 신호를 제거하기 위해 $0.48\ \text{Hz}$ 의 차단주파수를 갖는 고역필터와 100Hz 이하의 뇌파신호에서 감쇄가 없도록 $482\ \text{Hz}$ 정도에서 차단주파수를 갖는 저역필터 및 이득은 101배로 증폭할 수 있도록 설계하였다. 즉, 이 주파수 대역을 벗어나는 뇌파는 불필요한 신호이므로 감쇄나 차단된다. 초단증폭부에서 발생하는 직류-오프셋 전압은 초단 전극에서의 발생하는 전기화학적 전압성분이 가장 크고, 그 외 연산증폭기 입력바이어스 전류에 의해서도 발생할 수 있다.

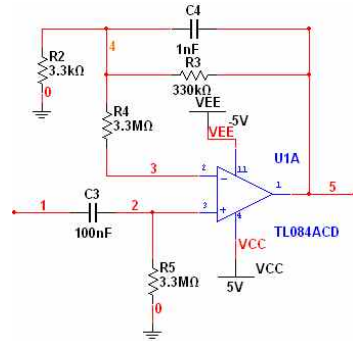


Fig. 4. Diagram of 1st AC amplification circuit
그림 4. 1차 교류 증폭회로

식(2)~식(4)은 1차 교류증폭 회로의 각각의 필터의 차단주파수와 신호가 증폭되는 이득 값을 나타내는 수식이다. 즉, 고역필터의 차단주파수는 식(2)와 같으며,

$$f_{hc} = \frac{1}{2\pi C_3 R_5} \quad (2)$$

저역필터의 차단주파수는 식(3)과 같다.

$$f_{lc} = \frac{1}{2\pi C_4 R_3} \quad (3)$$

또한, 증폭기의 이득은 식(4)와 같다.

$$\text{Gain} = 1 + \frac{R_3}{R_2} \quad (4)$$

그림 4는 1차 교류증폭회로를 나타내고 있으며 그림 5는 교류 증폭회로의 주파수응답에 대한 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 고역필터부의 차단주파수는 $0.481\ \text{Hz}$ 이고 저역필터부의 차단주파수는 $434\ \text{Hz}$ 이고 중간대역에서의 이득은 $40\ \text{dB}$ 로 101배가 증폭되었음을 보여줌으로 설계한 대로 결과가 나온 것을 알 수 있었다.

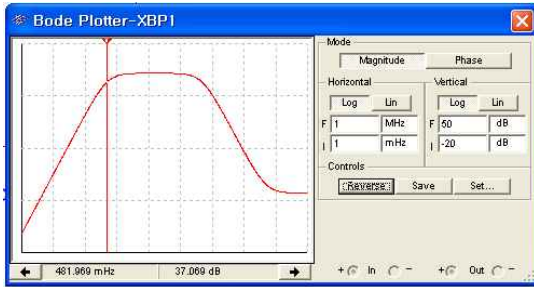


Fig. 5 Diagram of the frequency response of AC amplification circuit
 그림 5. 교류 증폭회로의 주파수응답

4. 2차 저역필터

그림 6은 단일 증폭을 갖는 셀런-키 방식의 2차 저역필터를 보여주고 있다. 그림 7에서 보여주는 것처럼 시뮬레이션 결과, 차단주파수는 50 Hz이며 단일이득의 저역필터의 특성을 보여주고 있다. 뇌파신호의 관심영역 주파수는 30 Hz이하에 거의 모든 신호가 있으므로 50 Hz의 저역필터를 설계하였다.

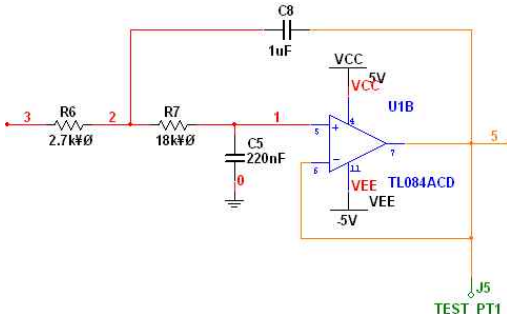


Fig. 6. Diagram of 2nd low pass filter.
 그림 6. 2차 저역필터회로

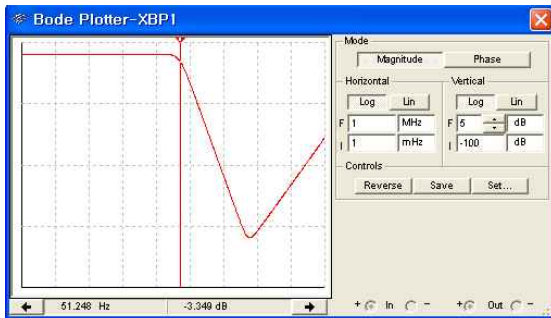


Fig. 7. Diagram of the frequency response curve of 2nd low pass filter.
 그림 7. 2차 저역필터회로의 주파수 응답곡선

5. 노치 필터

뇌파 신호의 경우 신호가 매우 미약하며 불필요한 60 Hz의 전원노이즈를 제거하기 위하여 노치필터를 사용하였고 그림 8과 같이 설계했다. 회로에서 R과 C의 값으로 60 Hz의 주파수 성분 값을 제거하도록 수식 (5)를 이용하여 설정하였다.

$$f_0 = \frac{1}{2\pi C_6 \sqrt{R_1 R_9}},$$

$$\text{Band Width} = 2f_0 \sqrt{\frac{R_1}{R_9}} \quad (5)$$

단, $C_6=C_7=C_9=C_{10}$ 이며 $R_{10}=R_1/R_9$ 이다.

그림 9는 멀티심 시뮬레이션 프로그램을 통한 결과를 보여주고 있다. 주파수별 크기 값을 보여주는 Bode Plotter를 통해 알 수 있는 것처럼 60 Hz 신호에서 약 -12.9 dB가 감쇄됨을 볼 수 있었다. 시간영역에서 신호의 감쇄정도를 보기 위해 오실로스코프로 측정한 결과 입력신호 60 Hz의 10 mV가 2.25 mV로 감쇄됨을 확인할 수 있었다. 그러므로 노치필터를 통해 60 Hz의 전원 노이즈가 정상적으로 제거되었다.

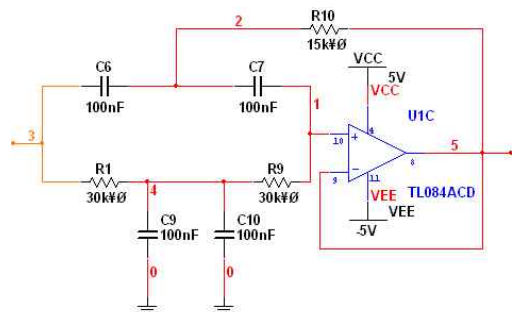


Fig. 8. Diagram of 60 Hz Notch Filter
 그림 8. 60 Hz 노치 필터

6. 2차 교류증폭회로

최종단으로 AC증폭회로를 설계하여 노치 필터 이후 뇌파 영역이외의 신호 주파수를 제거하였다. 저역필터의 차단주파수는 482 Hz로, 고역필터의 차단주파수는 0.482 Hz로 설계하였고, 이득은 100배로 더 증폭시켰다.

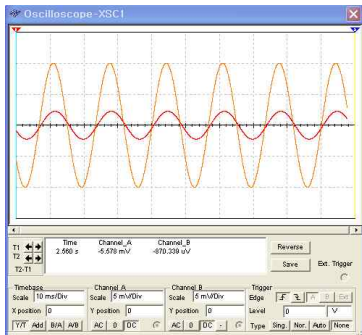
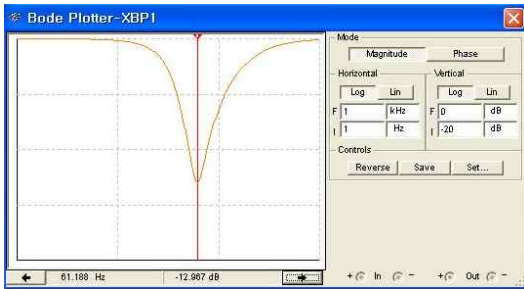


Fig. 9. Diagram of the simulation result of 60 Hz Notch Filter

그림 9. 60 Hz 노치 필터의 시뮬레이션 결과

이는 뇌파신호가 아닌 DC성분과 100Hz이하의 뇌파신호의 감쇄는 적게하기 위해 차단 주파수를 약 482정도로 설정하였지만 100Hz 정도에서 설정해도 무방하다. 그림 10은 2차 교류증폭회로를 보여주고 있으며 그림 11는 설계한 데로 입력신호가 100배 증폭되어 출력됨을 시뮬레이션을 통해 확인하였다. 필터의 차단주파수의 경우에도 Bode plotter에 보인 것처럼 저역과 고역필터에서 설계한 것처럼 차단주파수가 설정되었음을 확인할 수 있었다.

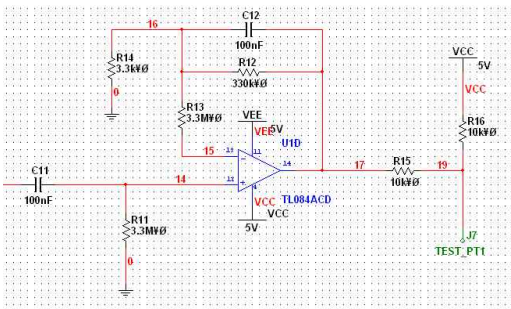


Fig. 10. Diagram of 2nd AC amplification circuit

그림 10. 2차 교류증폭회로

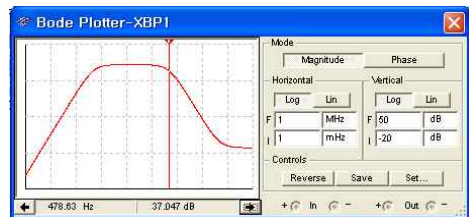
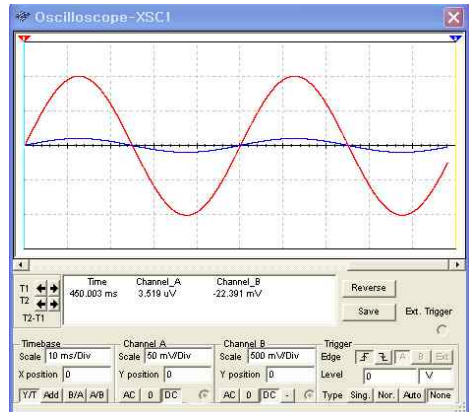


Fig. 11. Diagram of the simulation result on amplification and frequency characteristic about 2nd AC amplifier

그림 11. 2차 교류증폭회로의 증폭도와 주파수 특성 시뮬레이션 결과

III. 연구방법

1. 휴대용 뇌파측정장치 및 무선전송장치 제작

뇌파모듈은 하드웨어적으로 증폭 및 필터링하기 위한 아날로그모듈과 아날로그 모듈에서 처리된 신호를 디지털로 변환하여 전송하기 위한 PIC24F192 MCU 모듈로 구성되어 있다. PIC24F192는 16-bit 마이크로 컨트롤러이며 16-채널, 500 ks/s와 10/12bit A/D 컨버터가 내장되어 있어 원활한 신호변환이 가능하다. 그림 12는 뇌파 신호를 처리할 수 있는 마이크로 컨트롤러 및 데이터 처리모듈의 회로도를 보여주고 있다. 마이크로컨트롤러의 동작전압은 3.3 V이고 ADC 분해능은 10 bit이고 ADC 샘플링 속도는 1KHz로 설정하였다. 블루투스과 통신하여 무선 데이터 전송이 가능하며 통신거리의 약 10 M이다. 주파수 범위는 2.4 GHz ISM Band, 감도는 -83 dBm, 전송파워는 4 DBm, 크기는 18x20 mm, 통신속도는 38.400bps, 인터

페이스는 UART(TTL Level), 전원은 3.3 V를 사용하는 블루투스 모듈을 사용하였다.

그리고 회로에 전원을 공급하기 위한 3.3 V의 전원 모듈에는 리튬폴리머 전지를 사용할 수 있도록 충전 회로가 설계되어 있고 USB를 이용하여 외부에서 전원을 입력 받아 사용할 수 있으며 충전이 가능하도록 하였다. 충전완료 상태를 램프로 표시할 수 있도록 구성하였으며 그림 13은 전원공급장치의 회로도도를 보여주고 있다.

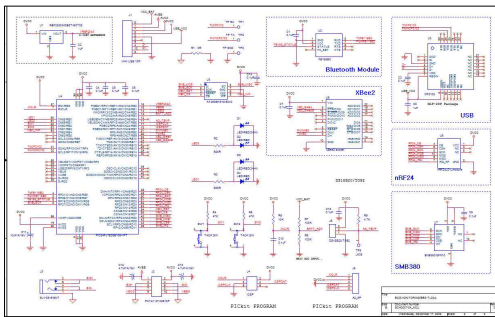


Fig. 12. Diagram of Micro controller and data processing module

그림 12. 마이크로 컨트롤러 및 데이터 처리 모듈

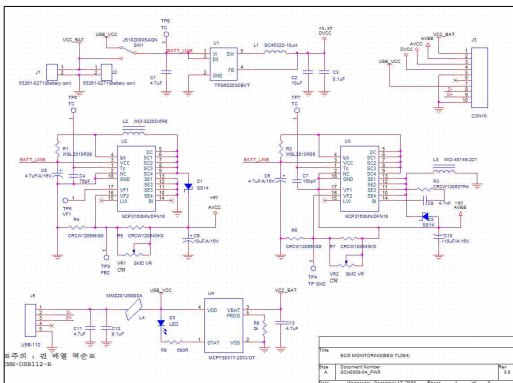


Fig. 13. Diagram of power manager and Ni-Ion charger.
그림 13 Power manager 및 Ni-Ion charger 회로도

최종적으로 개발된 휴대용 뇌파 신호측정 및 무선 전송장치를 그림 14에서 보여주고 있다. 그림 중 위쪽 보드는 휴대용 전원공급장치이고 아래쪽은 휴대용 뇌파측정장치 및 블루투스 무선 전송장치를 위한 보드이다. 그림의 긴 케이블은 전원공급용 케이블이다.



Fig. 14. Developed portable EEG measurement and wireless transmission device

그림 14. 개발된 휴대용 뇌파측정 장치 및 무선전송장치

2. 뇌파 신호 무선전송 실험

휴대용 뇌파 획득 장치를 통해 신호계측, 증폭 및 필터링된 뇌파 데이터를 PIC24F192 내부의 ADC를 이용하여 디지털로 변환하였다. 디지털로 변환된 신호는 블루투스와 LabVIEW 전송프로그램을 통하여 PC로 전송되고 전송된 신호는 컴퓨터 모니터를 통해 모니터링 하였다. 그림 15는 뇌파 신호의 무선전송시스템의 개략도를 보여주고 있다.

뇌파신호는 PIC24F192 마이크로컨트롤러를 사용하여 신호를 처리하였다. 뇌파데이터는 주로 50 Hz 이하의 주파수 대역을 갖고 있는 뇌파신호를 1KHz로 샘플링 하였으며 샘플링된 뇌파 값은 10bit의 이진 값으로 표시하였으며 각각의 측정된 신호 값을 구분하기 위해 16진수 4자리 문자값과 구분문자(())로 구성된 패킷으로 만들어 컴퓨터로 전송하였다. 구분된 신호는 MCU의 내부 명령에 따라 블루투스를 통해 연속적으로 PC로 보내진다. PC에서는 LabVIEW 통신 프로그램을 이용하여 데이터를 전송받게 된다. PC로 수신된 16진수 뇌파 데이터를 분류하기 위하여 다음과 같은 방식을 사용하였다. 연속적으로 들어오는 뇌파데이터를 구분하기 위하여 []를 이용하여 16진수의 4문자를 분류하였고, 분류된 문자는 배열에 동적으로 할당 되도록 하였다. 그리고 연속적으로 입력이 받아진 데이터는 가장 앞 열의 데이터와 가장 뒷 열의 데이터가 손실될 수 있으므로 가장 앞 열의 배열과 뒷 열의 배열은 잘라내기 하여 최종적인 데이터를 PC에서 복원하였다. 그림 16은 측정된 뇌파 신호를 PC로 전송하기 위한 LabVIEW 프로그램의 블록다이어그램을 보여주고 있다.

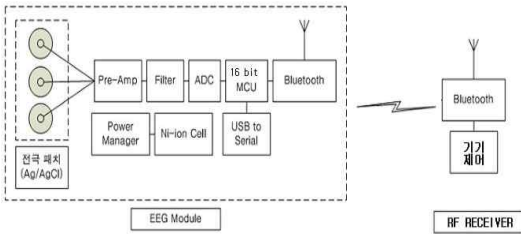


Fig. 15. Diagram of the wireless transmission system of EEG signal

그림 15. 뇌파 신호 무선전송시스템

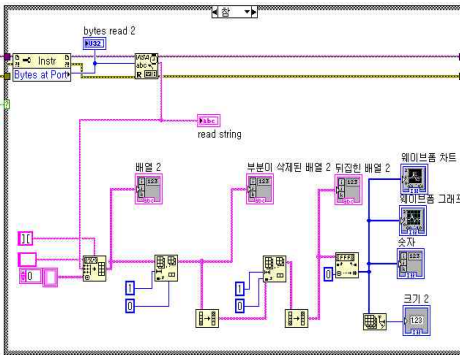


Fig. 16. LabVIEW program for receiving the bluetooth signal wirelessly

그림 16. LabVIEW 무선 블루투스 수신 프로그램

IV 연구결과

최종적으로 개발된 뇌파 측정장치와 PIC 마이크로컨트롤러를 통해 아날로그 뇌파신호를 디지털로 변환 후 블루투스를 통해 PC로 보내진 뇌파신호와 상업용 뇌파 측정장치인 Biopac MP100 시스템을 통해 획득된 뇌파신호를 상호 비교하여 보았다. 그림 17에서 보여주는 것처럼 개발된 뇌파장치는 기존 장치와 비교해 볼 때 데이터 전송 및 업데이트 속도와 주파수 손실에도 문제가 없었으며 설계 제작된 필터의 성능도 잘 작동하고 있음을 비교파형을 통해 알 수 있었다. 하지만 뇌파의 측정위치에 따라 심전도 신호가 완벽히 제거 되지 않아 낮은 진폭의 불필요한 심전도 신호가 관찰 되었다. 그러므로 측정 전극을 붙일 때 세심한 주의와 이후 디지털 필터 설계문제에서 다루어야 할듯하다.

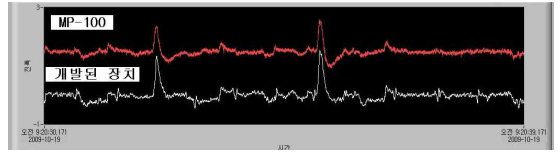


Fig. 17. EEG signal comparison by measuring MP100 Biopac system and developed system.

그림 17. MP 100 Biopac 시스템과 개발된 시스템으로 측정된 뇌파 신호의 비교

3. 뇌파 신호 FFT처리를 통한 성능 비교

PC로 전송된 데이터를 주파수 대역으로 분류하기 위하여 수식(6),(7)의 공식으로 FFT 주파수 분석을 시도하여 보았다.

$$H(f_n) = h_k e^{-j2\pi kn/N} = H_n \tag{6}$$

$$h_k = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} H_n e^{-2\pi kn/N} \tag{7}$$

기존의 상용 Biopac MP100 시스템과 개발된 뇌파 장치의 성능을 비교, 검증하기 위하여 뇌파의 일반적인 주파수 영역인 0.1~100Hz 시뮬레이션 신호를 각각 입력하여 주파수 특성을 파악하였다. 즉, 1μV, 0~200Hz의 시뮬레이션용 사인파를 연속적으로 발생시켜 Biopac MP100 시스템과 동시에 개발된 휴대용 EEG 측정 장치의 전극을 통해 입력하였다. 출력은 주파수별 파워스펙트럼으로 특성을 분류하였다. 실험결과와는 그림 18에 보인 것처럼 필터링 된 주파수 값이 30Hz 이하에서 주로 나타나는 것을 알 수 있었다. 또한 두 장치를 통해 나온 필터 특성은 뇌파 값이 중시되는 50Hz미만에서 비슷한 특성을 보여주는 것을 알 수 있었다. 100Hz 이후에는 다소 다른 주파수의 특성을 나타냄을 볼 수 있지만 사용되는 영역 주파수가 아님으로 별 의미는 없게 된다.

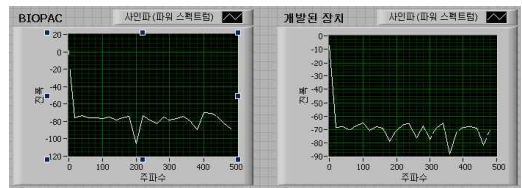


Fig. 18. EEG frequency spectrum comparison by measuring

그림 18. 뇌파 신호의 주파수 스펙트럼 결과

그러므로 Biopac MP100 상용장치와 비교해서 개발된 휴대용 뇌파측정장치는 유용하게 사용될 수 있으리라 본다. 그림 19는 Biopac MP100과 개발된 휴대용 무선 EEG 측정 장치를 이용한 비교실험 장면을 보여주고 있다.

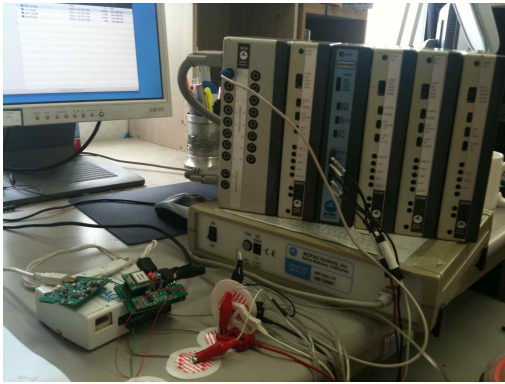


Fig. 19. Scene of comparison experiment using Biopac MP100 and a developed portable wireless EEG measurement device

그림 19. Biopac MP100과 개발된 휴대용 무선 EEG 측정 장치를 이용한 비교실험 장면

V 결론

본 논문에서는 최근 사용되는 뇌파 학습장치, 뇌파 게임장치, BCI 장치로 사용될 수 있도록 소형화되고 무선으로 전송 가능한 뇌파 신호 측정 장치를 개발하였다. 10~100 μV 의 낮은 진폭을 가진 뇌파를 V단위의 신호로 증폭하였고 60 Hz의 전원 노이즈를 제거하기 위하여 저역필터, 고역필터 및 노치 필터 필터를 사용하였다. 또한 ADC 및 PC로의 무선 전송을 위해 PIC24F192와 블루투스모듈을 사용하였고 AD 변환은 1KHz로 샘플링한 후 블루투스를 이용하여 PC로 무선 전송하였다. 개발된 휴대용 무선 EEG 측정 장치를 통해 PC로 입력된 뇌파신호는 상업용 Biopac 시스템과 상호 비교해 본 결과 특히, 중요한 30Hz이하의 주파수영역에서 사용 Biopac MP100 장치와 유사한 주파수 응답 특성을 보임으로 개발된 장치는 뇌파측정 장치로 활용할 수 있으리라 본다. 본 논문은 기존의 고가이며 유선방식의 큰 사이즈의 뇌파측정장치를 3.3V의 휴대용전원과 휴대가 간편한 소형 블루투스 무선방식을 채용함으로써 뇌파를 이용한 컴퓨터 인터페이스분야, 게임레저 산업분야, 뇌파를 이용한 산업 기계의 원격제어시스템 분야 및 뇌파응용 교육분야 등 다양한 산업에 적용할 수 있으리라 본다.

참고문헌

- [1] Jose del R. Millan et al, "Noninvasive Brain-Autuuated Control of a Mobile Robot by Human EEG", IEEE Trans. on Biomedical Eng. vol. 51, no 6,1026-1033, June 2004.
- [2] J.R. Wolpaw, D.J. McFarland, and T. M. Vaughan, "Brain-computer interface research at the Wadsworth center," IEEE Tans. Rehab. Eng., vol. 8, pp 222-226, June 2000.
- [3] Young Joo Kim, Min Cheol Whang, Hee Kang "A Research on BCI using Coherence between EEG and EMG," Journal of the Ergonomics Society of Korea, Vol. 27, No. 2 pp.9-14, May 2008
- [4] Eung Je Woo, "Biopotential signal measurement, processing and Analysis", Jouranl of the Korean Society of Precision Engineering Vol. 21, No.4, April 2004
- [5] 조성필의 3명, "최소 제곱 가속기반의 적응 디지털 필터를 이용한 두피 뇌전도에서의 심전도 잡음 추정 및 제거", 전기학회논문지, Vol.56, No. 7, pp1331-1338

저 자 소 개

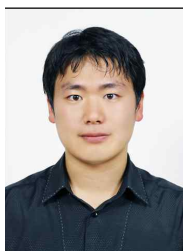
이 동 훈 (정회원)



1987년 인하대학교 전자공학과 졸업 (공학사)
 1993년: 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학석사)
 2001년: 인하대학교 대학원 전자공학과 (공학박사)
 1987년10월~2006년2월 원자력 의학원 책임연구원
 2006년 3월~현재 : 동명대학교 의용공학과 조교수

<주관심분야> BCI, 생체신호처리, 의료방사선공학

이 충 헌 (학생회원)



2009년 동명대학교 메카트로닉스 공학과 졸업 (공학사)
 2009년~현재 동명대학교 의용공학과 석사과정 재학 중

<주관심분야> 바이오메디컬시스템, 로봇제어, BCI