

**EOG(Electro-oculogram) 신호를 이용한 Interface 장치 개발**

김수종\*, 유호선\*, 김영철\*\*

\*충북대학교 전자공학과, \*\*충북대학교 전자공학과

**Development of Interface device with EOG Signal**

Su Jong Kim\*, Ho Sun Ryu\*, Young Choi Kim\*\*

\*School of Electrical and Computer Eng, Chungbuk National University, Korea.

\*\*Dept. of Electronics Eng, Chungbuk National University, Korea.

**Abstract** This paper presents a development of interface device for electro-oculogram(EOG) signal and it's application to the wireless mouse of wearable PC. The interface device is composed of five bio-electrodes for detecting oculomotor motion, several band-pass filters, instrumentation amplifier and a microprocessor. we have first analyzed impedance characteristics between skin and a bio-electrode. since the impedance highly depends on human face, it's magnitude differs from person. this interface device was applied to develop a wireless mouse for wearable PC, as a Bio Machine Interface(BMI). Where in the prompt on PC monitor is controlled by only EOG signals. this system was implemented in a Head Mount Display(HMD) unit. experimental results show the accuracy of above 90%.

**1. 서 론**

U-Health Care의 요소기술 중 하나는 인간의 생체 신호인 뇌파(EEG), 심전도(ECG), 근전도(EMG), 안전도(EMG) 측정 및 해석하여 건강 검진을 할 수 있는 생체신호 계측분야이다. 생체신호(Bio Potential)와 유비쿼터스 컴퓨팅(Ubiquitous Computing)의 결합으로 웨어러블 헬스케어(Wearable Computer-Health Car)를 놓고 있다.

**<표 1> 고전적인 생체신호 측정 및 응용현황**

분류	핵심 기술	응용분야
뇌파(EEG)	-생체전극 설치기술 -신호증폭기술 -신호처리, 기록, 해석 기술	-REM 측정 -간질병 -치매진단 -뇌사확인
심전도(ECG)	-생체전극 설치기술 -신호처리, 기록, 해석 기술	-부정맥검사 -협심증 -심근경색 -심장병
근전도(EMG)	-생체전극기술 -신호증폭기술 -신호처리, 기록, 해석 기술	-근피로도 -근육수축력 -근육통 진단
안전도(EOG)	-생체전극 설계기술 -신호처리 기술, 해석 기술	-안구감사

표1에 도시한 바와 같이 국내에서는 생체신호를 이용한 응용분야는 단순히 병원에서 인간의 건강을 모니터링 하거나 검진하는 수준에 있으나, 최근 활발한 연구가 일어나고 있다. 본 논문은 EOG신호를 계측한 후 웨어러블 컴퓨터(Wearable Computer)의 마우스 포인터(Mouse Pointer)를 기존의 정보 입력단말기 없이 움직일 수 있는 BMI(Bio Machine Interface)시스템을 제안한다. 이 시스템은 크게 생체신호를 측정하는 생체전극(Bio Electrode), 생체신호를 증폭하는 아날로그 회로(Amplifier Analog Circuit), 인공산물파 전원노이즈(60[Hz])를 제거하는 신호처리 필터회로(Signal Filter Circuit), 필터링 된 신호를 A/D변환을 통해 해석할 수 있는 마이크로프로세서(MCU), 해석된 결과를 무선 전송하는 Bluetooth, OS가 포팅 되어 마우스 포인터를 움직일 수 있는 Embedded Board로 구성되어 있다. \*

본 논문의 범위는 인간과 기계가 하나로 연결되어 인간의 신체적인 손과 발 동작 없이 원하는 정보를 입력 할 수 있고, 특정 제어장치를 새로운 개념으로 제어할 수 있다는 것에 중점을 두었으며, 모든 시스템은 자체 개발 하

\*\* 책임저자(Corresponding Author)

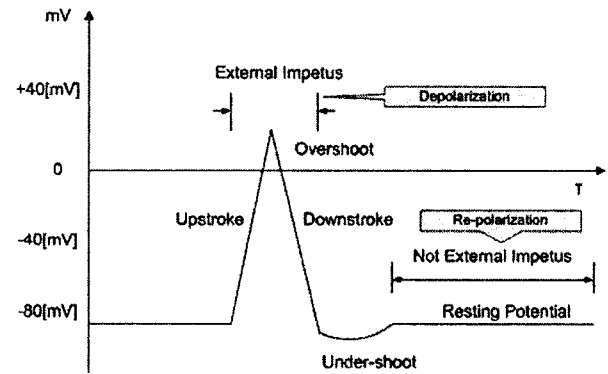
\* 본 연구는 보건복지부 의료기기기술 개발 사업비(0405-ER01-0304-0001)에 의하여 연구되었음.

였다. 본문의 내용은 2절에서 안전도(EOG) 생체신호 생성원리와 안전도(EOG)의 신경계구성, 생체신호계측회로, 안전도(EOG) 신호해석원리, 해석된 데이터를 무선 전송하여 마우스포인터를 제어하는 임베디드보드(Embedded Board)에 대해 기술하고, 3절은 연구 결론 에 대해 정리 하였다.

**2. 본 론**

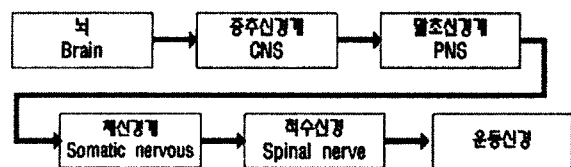
**2.1 생체 전위 발생 근원 및 안전도(EOG) 취득 신경계 구조**

생체전위는 신경, 근육, 선(Glandular)조직의 구성성분인 흥분성 세포들의 전기화학적 작용에 의해 발생하는데 이 전위는 전기적으로 안정 상태를 유지하지만 적절한 자극을 받게 되면 활동전위(Action Potential)를 발생 시킨다. 흥분성세포가 외부로부터 자극을 받지 않는 경우 세포 내부와 외부 간에 일정한 전위를 유지하고 있는데 이 전위를 안정막전위(Resting Potential)라고 한다. 안정막전위의 크기는 세포의 종류에 따라 차이가 있지만 -50[mV]~ -90[mV] 정도이며 세포막 양단에 분포하고 있는 이온( $Na^+$ ,  $K^+$ )들에 의해 형성된다.



**<그림 1> 흥분성 세포의 외부자극 반응**

외부자극을 받으면 세포 내-외부 이온( $Na^+$ ,  $K^+$ )들에 영향을 받아 탈분극(Depolarization)현상이 발생하고, 시간이 지난 후  $K^+$  이온은 세포외부로 유출되기 때문에 세포막 전위는  $Na^+$  평형전위에 도달 하지 못하고 음의 방향으로 도달해 재-분극(Re-polarization) 현상이 생긴다. 인체는 외부로부터 자극을 받으면 뇌로 입력되는데, 입력된 신경을 전달하는 매체는 신경계의 기본단위로써 뉴런(Neuron)이다. 뉴런의 구조는 크게 수상돌기(Dendrite), 축색돌기(Axon), 신경말단으로 구성되어 있다. 축색돌기는 수상돌기나 세포에서 전달되는 신호를 신경충격(Neural Impulse)또는 활동전위로 바꾸어 신경말단으로 보내게 된다. 또한, 신경말단은 자신과 연결된 다른 뉴런의 수상돌기로 전달시켜 최종적으로 인간의 뇌로 전달하게 된다. 인간의 뇌는 신경계로부터 전달된 자극을 판단하여 환경과 조건에 알맞은 응답을 신체에 전달하게 된다. 우리가 사용하는 안전도(EOG)신호의 신경계 구조는 그림3과 같다.

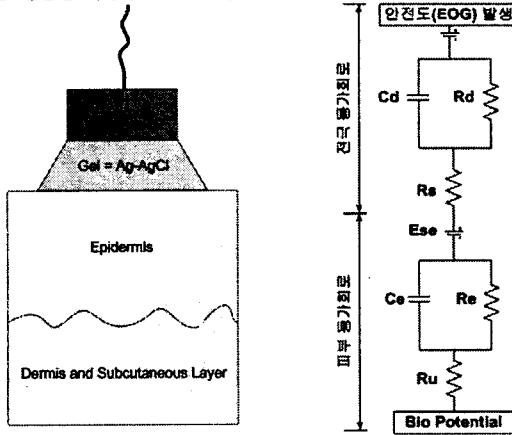


**<그림 2> 안전도(EOG) 신경계구조**

인체는 신경계는 크게 세 분류로 나누어 본다면 임의의 상황을 판단하는 뇌, 중추신경계(CNS), 말초신경계(PNS)로 볼 수 있다. 뇌에서는 눈동자 움직임을 판단하고, 중추신경계로 전달하게 된다. 중추신경에서 각 부위로 퍼져 나가는 말초신경계를 통하여 자율적인 운동과는 무관한 운동 신경을 자극하여 눈동자를 좌, 우, 상, 하 움직이게 된다. 본 연구의 시스템(BMI)은 사용자가 임의의 목적을 달성하기 위해서 눈동자를 좌, 우, 상, 하 움직여 안전도 전위를 취득하므로 자율신경계(Autonomic Nervous)와는 무관하다.

### 2.1.1 생체전극(Bio Electrode)과 피부(Skin) 인터페이스

인간의 피부는 피하지방조직(Hypodermis), 진피(Dermis), 표피(Epidermis)로 구성되어 있다. 또한, 계속 재생되는 표피 면은 전극과 피부의 인터페이스에 중요한 영향을 주고 있다. 표피 면은 표피각질층(Stratum Corneum), 표피과립층(Stratum Granulosum), 표피배아층(Stratum Germinativum)으로 구성되어 있는데, 이 표피 면을 전기적으로 분석하면 저항성분과 용량성 리액턴스성분이 합쳐진 임피던스(Impedance)매질이다. 피하지방조직과 진피 영역은 단순한 저항성분으로 작용한다.



〈그림 3〉 피부와 생체전극의 전기적 등가회로

생체전극의 구성은 전극과 Ag-AgCl(은-염화은) 전해질로 구성되어 비부면에 닿게 되는데 그림3과 동일하게 생체전극도 주파수에 영향을 받는 임피던스 매질이다. 상용화된 생체전극은 자체 임피던스 변화율이 아주 작다. 생체전극과 피부면의 총 임피던스 합은 다음과 같이 얻을 수 있다.

$$Z = \left( R_u + \frac{R_e}{1 + j\omega R_e C_e} \right) + \left( R_s + \frac{R_d}{1 + j\omega R_d C_d} \right)$$

그림3에서 생체전극을 제외한 피부 면을 전기적 등가회로로 모델링 하여  $C_e, R_e, R_u$  값들을 얻을 수 있었다.  $1\text{cm}^2$ 면적의 비부에 대해서, 피부 임피던스는  $1[\text{Hz}]$ 에서 약  $200\text{k}\Omega$ 이며,  $1[\text{MHz}]$ 에서는 약  $200\Omega$ 로 감소한다.

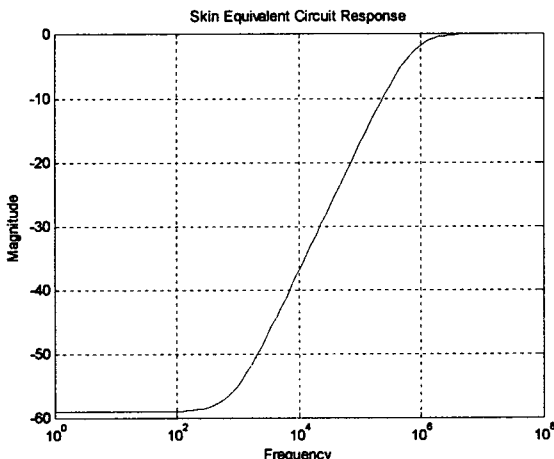
고주파 영역:  $\frac{1}{\omega C_e} < R_u, \frac{1}{\omega C_e} < R_e$ , 전체 임피던스( $Z$ ) =  $R_u \cong 200\Omega$

저주파영역:  $\frac{1}{\omega C_e} > R_d$ , 전체 임피던스( $Z$ ) =  $R_u + R_e \cong 200\text{k}\Omega$

따라서,  $R_e = 180\text{k}\Omega$ 이다.  $R_u < R_d$ 임을 고려하여  $C_e$ 를 구할 수 있다.

$$C_e = \frac{1}{2\pi f R_e} = \frac{1}{2\pi * 100 * (199.8 * 10^3)} = 7[\text{nF}]$$

$$H(s) = \frac{(R_e R_u C)s + R_u}{(R_e R_u C)s + R_e R_u} = \frac{0.252s + 200}{0.252s + 180200}$$



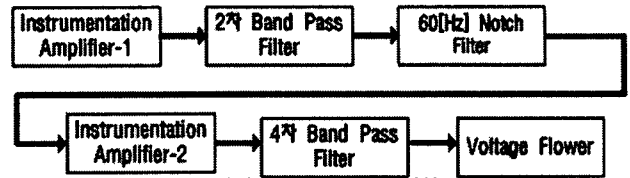
〈그림 4〉 인체의 피부 등가회로의 주파수 응답 특성

우리는  $1\text{cm}^2$  피부 면에 대한 저항성 성분과 용량성 리액턴스 성분의 값을 구할 수 있었다. 그림5는 인간의 피부를 등가회로로 나타내었을 때 주파수 응답 특성을 보여주고 있다. 저주파 영역에서는 약  $-59[\text{dB}]$  감소되고,  $1[\text{MHz}]$  고주파로 갈수록 등가회로의 임피던스가 감소하여 입력된 신호가 감소되지 않고 출력됨을 알 수 있다.

### 2.2 안전도 신호의 증폭(Amplifier) 및 필터링(Filtering)

일반적으로 안전도(EOG)는 각막과 망막 간에는 일정한 전위가 존재한다. 이 일정한 쌍극자는 생체전극을 코와 관자놀이 위에서 눈의 좌측과 우측까지 부착시킴으로써 눈의 위치를 측정하기 위해 사용한다. 인간의 눈이 정면을 응시할 때는 안전도 출력은 제로가 되며, 눈동자가 왼쪽을 응시하면 각막은 좌측전극에 가깝게 되며 더욱 양(+)성분을 띠게 된다. 평면상의 응시 각도  $30^\circ$ 까지는 일정한 선형관계를 유지하며,  $30^\circ$  이상의 각도에서는  $1^\circ$ 당  $20[\mu\text{V}]$ 의 레벨변위가 생긴다.

안전도(EOG)의 크기는  $0.05[\text{mV}] \sim 3.5[\text{mV}]$ 의 크기를 가지고, 눈동자의 움직임에 발생하는 안전도의 Frequency는  $0[\text{Hz}]$ 의 DC전위로 바라보아도 무방하다. 인간의 안전도(EOG) 신호를 측정하기 위한 회로는 그림 6과 같이 구성되어 있다.

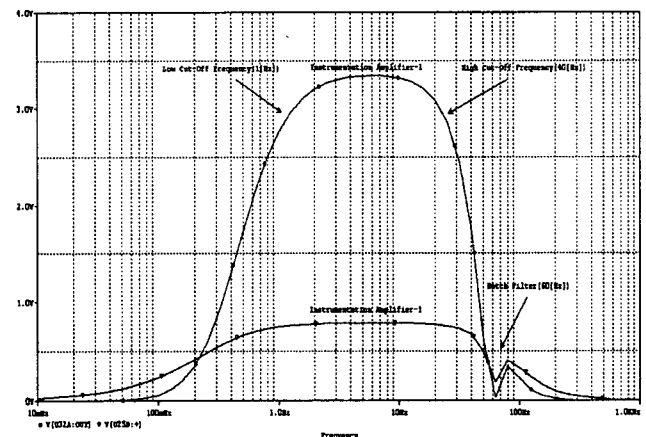


〈그림 5〉 안전도(EOG) 신호 측정회로 블록도

생체신호를 측정하기 위해 높은 입력임피던스 갖고 낮은 출력임피던스를 갖는 차동증폭(Differential Amplifier)를 전치증폭기(LA)로 사용하였다. 전치증폭기의 동상신호 제거 비(CMRR)값은  $80[\text{dB}]$  이상 갖도록 하였다. 전치증폭기(LA-1)와 후단증폭기(LA-2)의 총 증폭 Gain값은 그림4에서 보듯이 저주파 영역에서  $-59[\text{dB}]$ 을 보상 해줄 수 있는  $943$ 배의 Gain값으로 설정 하였다.

$$\text{Amplifier Gain(A/D Reference } 3.3[\text{V}]) = 20\log \frac{3.3}{(3.5 * 10^{-3})} = 59.4[\text{dB}]$$

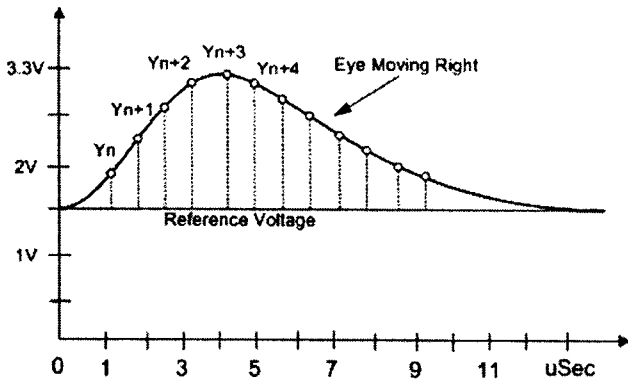
2차 Band-Pass Filter와 4차 Band-Pass Filter는 전원노이즈( $60[\text{Hz}]$ )등의 간섭과 잡음성분을 제거하기 위해 Band-Width Frequency는  $1[\text{Hz}] \sim 40[\text{Hz}]$ 로 설정하였다. 생체신호를 측정할 때 가장 문제가 되는 간섭은 전원노이즈( $60[\text{Hz}]$ )이다. 전원노이즈를 제거 할 목적으로  $38[\text{dB}]$ 의 감쇠 특성을 갖는 Notch Filter를 두었다. 마지막 후단의 전압-플로워(Voltage Follower)는 입력 임피던스가 높고, Gain 1의 특성을 가지도록 해, A/D Converter와의 임피던스 불리 목적으로 두었다.



〈그림 6〉 안전도(EOG) 측정회로의 동작 특성

### 2.2.1 안전도(EOG)신호 해석 및 Wearable Computer 마우스 제어

그림5와 같이 아날로그 회로를 구성하여 안전도(EOG)신호를 측정할 수 있었다. 아날로그 회로에서 출력되는 신호를  $2.25[\mu\text{S}]$ 의 샘플링 주기로 A/D 변환 하였을 때, 취득한 데이터는 그림7과 같은 특성을 보였다. 전치증폭기의 입력 두 양단에서 취득한 데이터는 눈동자를 우측 방향으로 움직일 때  $1.5[\text{V}]$ 의 기준전압(Reference Voltage) 이상의 변위 하였다. 또한, 눈동자를 좌측 방향으로 움직일 시 기준전압 이하로 변위 하는 것을 관찰 할 수 있었다. 아날로그 회로로부터 데이터가 MCU로 입력되면, MCU는 자동적으로  $1.5[\text{V}]$ 를 기준전압으로 판단하게 된다. 즉, 눈동자가 평면을 바라보고 있는 상태이다. 1초 동안에 측정되는 데이터는  $1/2.5[\mu\text{s}] = 400000$ 개이다. 실시간으로 입력되는 수십만 개의 데이터 중 눈동자의 움직임만을 감지하고, 변화된 전위의 최고치 값을 찾는 알고리즘은 다음과 같이 정하였다.



<그림 7> 눈동자를 우측방향으로 약50° 움직일 때의 측정 결과

특정 구간에서 첫 샘플링 된 데이터는  $Y_n$ 이다. 두 번째 샘플링 (Sampling)된 데이터는  $Y_{n+1}$ 가 되어  $Y_{n+4}$ 까지 진행되는데, ( $Y_n - Y_{n+1}$ )="음수"인 경우 최고치 값으로 진행 중인 것을 판단할 수 있다. 그 반대로 ( $Y_{n+3} - Y_{n+4}$ )="양수"의 값이 되면 최고치 값을 지난 상태가 되며, 파형은 하강하고 있다는 것을 판단할 수 있다. 또한 샘플링 된 데이터 중 최고치 데이터 값을  $Y_{n+3}$ 가 가지고 있다는 것을 알 수 있다. 위 내용은 다음과 같은 식으로 나타 낼 수 있다.

$$0 > \sum_{n=0}^{n++} (Y_n - Y_{n+1})$$

이면, 파형은 상승 중이며 최고치 값에 도달 하지 못함.

$$0 < \sum_{n=0}^{n++} (Y_n - Y_{n+1})$$

인 경우 현재 증가한 n값의 번지 데이터가 현재 진행된 파형의 최고치 값인 것을 알 수 있고, 파형은 하강 하고 있다는 것을 알 수 있었다. n값은 A/D 변환의 샘플링 개수이면서 n값이 일정하게 증가한 후, 데이터를 계산 해야 환경 노이즈에 영향을 받지 않고 정상적으로 측정 할 수 있다.

MCU는 위 알고리즘을 적용하여 눈동자가 좌, 우, 상, 하로 움직일 때 발생하는 전위의 최고치 값을 측정하여 눈동자가 어느 방향으로 이동하였는지 판단 후, 상용화된 2.4[GHz]대역의 블루투스(Bluetooth)를 이용해 규약 된 프로토콜(Protocol)을 무선전송 하게 된다. 해석된 데이터를 가지고 있는 프로토콜은 무선으로 Windows CE가 포팅 된 임베디드보드(Embedded Board)로 전송하게 되며, 임베디드보드는 미리 규약 된 프로토콜(Protocol)을 바탕으로 눈동자의 움직임 방향을 판단하여 마우스 포인터가 좌, 우, 상, 하 방향으로 눈동자와 동일하게 이동하게 된다.



<그림 8> Wearable Computer 착용 모습

우리는 다음과 같은 시스템을 그림 8처럼 웨어러블 컴퓨터에 적용을 시켜, HMD(Human Mount Display)를 착용한 상태에서 웨어러블 컴퓨터의 마우스 포인터를 제어 할 수 있었다.

### 3. 결 론

본 논문 에서,는 안전도신호를 취득하여 인체의 신체적인 동작과 기존의 정보 입력단말기 없이 입의의 목적 정보를 기계에 직접 입력할 수 있는 인터페이스 장치를 개발하고 실험결과를 통해 그 성능을 보였다. 안전도(EOG)신호를 계속 시 임피던스의 영향을 많이 받는다는 것을 분석하였고, 인체의 피부 면을 전기적인 등가회로로 설계하였다. 피부의 바깥쪽에 존재하는 표피(Dermis)의 저항성 성분과 용량성 리액턴스 성분의 값들을 결정할 수 있는 방법들을 제안하였으며, 이는 인체에서 발생하는 모든 생체신호를 측정 시 매우 중요한 문제라는 것을 판단 할 수 있었다. 또한, 안전도 신호를 계속하는 아날로그 회로는 미약한 신호를 충실히 측정하도록 설계하였다. 눈동자를 움직여 마우스 포인터를 제어하는 정확도는 각각의 피검자 숙련도에 큰 영향을 받았지만, 충분한 훈련 후 90% 이상에 가까운 정확도를 가졌다. 이로부터, 우리는 국내에서 원활히 연구개발 되지 않고 있는 B MI 시스템을 개발할 수 있었다.

#### [참 고 문 헌]

[1] Dinesh Kumar, Eric Poole, "Classification of EOG for Human Computer Interface", Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference,

권호, pp. 64-67, 2001

[2] Min-Soeng Kim Chang-Hyun Kim and Ju-Jang Lee, "Classifying Neuro-Biological Signals By Evolutionary Fuzzy Classifier Construction", SI CE Annual Conference in Sapporo, pp. 1813-1818, 2004

[3] S.H>Kwon and H.C.Kim, "EOG-Based Glasses-Type Wireless Mouse For The Disabled", Proceedings of the Second Joint EMBS/BMES Conference, pp.592, 1999

[4] Jens Muhlsteff, Olaf Such, "Dry electrodes for monitoring of vital signals in functional textiles", Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 2212-2215, 2004

[5] Patrick Griss, Peter Enoksson, Heli K. Tolvanen-Laakso,, "Micromachined Electrodes for Biopotential Measurements", Journal Of Microelectromechanical Systems, vol. 10, pp. 10-16페이지, 2001

[6] Ko Keun Kim, Yong Kyu Lim, Kwang Suk Park, "The Electrically Non-Contacting ECG Measurement on the Toilet Seat Using the Capacitively-coupled Insulated Electrodes", Proceedings of the 26th Annual International Conference of the IEEE EMBS, pp. 2375-2378, 2004