생체신호 기반 HCI를 위한 표면 근전도 센서

*정혁[1], 김종성[1], 손욱호[1], 이희영[2]
[1]한국전자통신연구원, [2]서울산업대
e-mail : *jay@etri.re.kr*

An EMG Sensor for Utilizing Biosignal-based HCI

*Hyuk Jeong[1], Jong-Sung Kim[1], Wook-Ho Son[1], Hee-Young Lee[2]
[1]Electronics and Telecommunications Research Institute,
[2]Seoul National University of Technology

Abstract

In this paper, an EMG (Electromyography) sensor for utilizing an EMGl-based HCI are described. The EMG sensor is a dry type and has high gain (1000-10000). Therefore, this sensor can be properly applied to HCI devices using EMG signals without additional amplification circuit.

I. 서론

근육이 활성화 될 때 발생되는 근전도 등의 생체신호를 이용하여 컴퓨터 등을 제어하고자 하는 생체신호 기반 HCI (Human Computer Interaction) 분야에서는 고통 없이 편안하게 획득할 수 있는 표면 근전도(sEMG)를 이용한다. 기존의 측정 방식으로 한 채널의 표면 근전도를 얻으려면 기준전극과 측정전극의 바이폴라 습식 전극을 피부에 부착해야 한다. 습식 전극은 전극영역이 Ag/AgCl 성분의 전해질로 이루어져 있으며 5-6cm 지름의 스티커로 피부에 고정된다. 표면 근전도는 부착된 기준전극의 전압을 기준으로 측정전극의 전압과의 차를 차동 증폭하여 얻어내게 된다. 습식 바이폴라 전극은 1회용이어서 측정시마다 새로운 전극을 사용해야한다. 또한 피부에서 측정되는 표면 근전도의 전압이 대략 10 mV (peak-to-peak)로 아주 미세하여[1] 신호감쇠와 잡음 억제를 위해 케이블의 길이에 상당한 제한이 발생한다. 따라서 본 논문에서는 탈부착의 번거로움을 최소화하고 충분한 증폭률을 갖는 건식타입의 표면 근전도 센서에 대해 기술하고자한다.

II. 본론

그림 1은 본 연구에서의 건식 타입의 근전도 센서 외관이다. 본 근전도 센서는 증폭기 및 각종 필터와 측정부를 통합한 형태로써, 평행으로 부착된 두 개의 은 전극을 사용하여 표면 근전도를 유도한다. 은 전극은 99.9%의 순은으로써 피부 표면의 이온 흐름을 최대로 하게 되며, 부착 전 피부에 특별한 처리를 가하지 않아도 정상적인 측정을 가능하게 한다.

그림 1. 본 논문에서의 근전도 센서.

또한 21 × 29mm 정도의 작은 사이즈로써 두 극의 간

격이 동일하므로 신체의 각 측정부위별 상대적 표면 근전도를 비교적 정확하게 측정할 수 있다.

그림 2는 본 근전도 센서의 블록도를 나타낸다. 은 전극에서 유도된 근전도 신호는 센서 내부의 MAX4194 차동증폭기와 일반 연산증폭기를 이용한 증폭과정을 통해 최대 3.3 V 레벨의 전압으로 증폭되며, 이를 통해 전송 시의 신호 안정성과 신호 대 잡음비를 확보할 수 있게 된다. 일반적으로 근육의 운동으로 인해 나타나는 표면 근전도의 주기는 대략 0.3 ~ 3 ms 이므로, 센서 내부에는 차단주파수 80Hz의 고역통과필터와 차단주파수 450Hz의 저역통과필터를 사용하여 표면 근전도 대역의 신호만 필터링하여 출력하도록 회로를 설계하였다. 증폭 배율의 조정을 위해 일렉트로드의 상단에 반고정 저항을 부착하였고, 이를 통해 증폭기의 증폭배율을 조정함으로써 일렉트로드의 전체 증폭배율을 930배에서 약 10,000배까지 조정 가능하다.

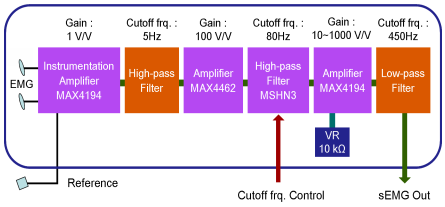

그림 2. 근전도 센서의 블록도

다음 그림은 본 근전도 센서의 주파수 특성을 기존의 상용 제품의 특성과 비교한 것이다.

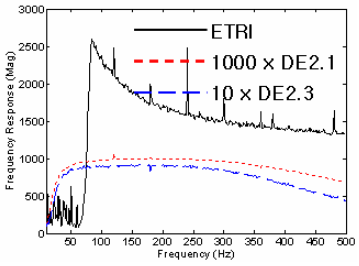

그림 3. 근전도 센서의 주파수 특성.

그림에서 DE2.1과 DE2.3은 Delsys사 제품의 주파수 특성을 나타낸 것으로서 증폭률이 본 연구에서의 센서와 큰 차이가 있어서 각각의 1000배 및 10배의 값을 곱하여 나타낸 것이다. 그림에서 기존의 상용 제품의 경우 주파수에 따라 주파수 반응이 비교적 일정하게 나타난다. 그렇지만 본 연구에서의 근전도 센서는 80Hz의 차단 주파수를 기준으로 주파수가 증가함에 따라 크기 응답이 감소하는 경향이 있으며 특정 주파수에서 증폭이 주변 주파수와 차이가 있는 경우가 있다. 그렇지만 본 연구에서 개발된 근전도 센서는 HCI에 목적에 맞도록 근전도 신호를 충분히 증폭하고 잡음이 적어야 하는 조건만 만족시키면 되므로 크기 응답 곡선이 주파수 대역에 따라 일정하지 않아도 특별한 문제는 없다. 또한 본 연구에서의 근전도 센서는 기존의 상용 제품에 비해 30배 내지 1000배의 신호증폭률을 제공하여 부가 증폭회로 없이 근전도 센서만으로도 HCI에 필요한 근전도 신호를 확보할 수 있다.

다음 그림은 본 연구에서의 근전도 센서를 이용하여 이물기를 수행 했을 때의 좌측 관자근 부근에서 획득한 근전도 신호를 시간 축 상에서 나타낸 것이다. 그림에서 수평 직선으로 표시되어 있는 것은 이 물기를 지시하기 위한 패턴으로서 값이 1인 경우에는 이 물기를 수행하지 않을 때이며 2일 경우에는 좌측이 물기를, 3일 경우에는 우측이 물기를, 4일 경우에는 양측이 물기를 수행하라는 것을 의미한다. 이 물기를 수행하라는 명령에 따라 이 물기를 수행하는데 반응 시간이 필요하며 이때의 시간은 약 0.1초에서 0.5초 사이이다. 이를 고려할 때 이 물기를 수행하지 않을 때와 이 물기를 수행 할 때의 차이를 획득된 근전도 신호로부터 쉽게 구분할 수 있음을 확인하였다.

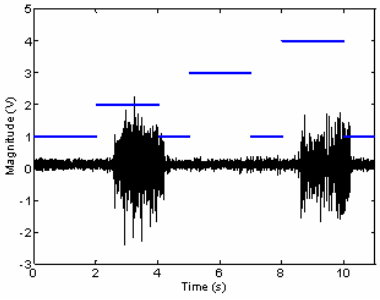

그림 4. 좌측 관자근에서 측정한 근전도 예.

III. 결론

본 연구에서 개발된 근전도 센서는 건식 타입으로서 전해질 없이 피부에 직접 접촉하여 사용할 수 있고 고배율의 증폭이 가능하여 근전도 신호를 이용하는 HCI 분야 [2, 3]에 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

참고문헌

[1] C. Luca, *Surface Electromyography: Detection and Recording*, Delsys, 2002. (www.delsys.com)

[2] 정혁, 김종성, 손욱호, "사지마비 장애인용 근전도 기반 휠체어 인터페이스", 2005 대한전자공학회 하기학술대회, 28, 1, 141-144, 2005

[3] H. Jeong, J. S. Kim, and J. H. Choi, "A Study of an EMG-controlled HCI Method by Clenching Teeth," LNCS 3101, 163-170, 2004.