

# 표면 근전도 센서 프로토타입 개발 및 인간의 팔꿈치 관절 각도 추출 응용

## Development of Surface EMG Sensor Prototype and Its Application for Human Elbow Joint Angle Extraction

유 현 재<sup>1</sup> · 이 현 철<sup>1</sup> · 최 영 진<sup>2</sup>

Yu Hyeon-Jae<sup>1</sup> · Lee Hyunchul<sup>1</sup> · Choi Youngjin<sup>2</sup>

**Abstract** In this paper, the prototype of surface EMG (ElectroMyoGram) sensor is developed for the robotic rehabilitation applications, and the developed sensor is composed of the electrodes, analog signal amplifiers, analog filters, ADC (analog to digital converter), and DSP (digital signal processor) for coding the application example. Since the raw EMG signal is very low voltage, it is amplified by about one thousand times. The artifacts of amplified EMG signal are removed by using the band-pass filter. Also, the processed analog EMG signal is converted into the digital form by using ADC embedded in DSP. The developed sensor shows approximately the linear characteristics between the amplitude values of the sensor signals measured from the *biceps brachii* of human upper arm and the joint angles of human elbow. Finally, to show the performance of the developed EMG sensor, we suggest the application example about the real-time human elbow motion acquisition by using the developed sensor.

**Keywords** : Surface EMG sensor, Analog filters, Digital signal processing

### 1. 서 론

최근 다양한 연구 분야에서 인간의 생체신호 및 응용시스템에 관한 관심이 높아지면서, 인간의 생체신호에 대한 연구가 중요한 주제로 떠오르고 있다. 인간의 몸은 생체 구성요소 별 목적에 따라 자율적으로 EOG, ECG, EEG, EMG 등 여러 가지 생체 전기신호를 발생시킨다. 이러한 인간의 생체신호 중에서 본 논문에서 관심을 가지고 연구할 EMG (ElectroMyoGram: 근전도) 신호처리 방법은 진단의학<sup>1)</sup>, 스포츠과학<sup>2)</sup>, 재활공학<sup>3)</sup>과 같은 분야에서 인간의 골격근 해석이나 인간의 동작 정보 획득을 위해 활발히 연구되고 있다. 특히, EMG 센서 및 신호처리 기술은 로봇 응용기술로서 생체-기계 시스템을 개발하기 위한 중요한 핵심요소 중

하나가 되고 있다고 생각된다. 특히, 재활공학 분야에서의 생체-기계 시스템을 개발하기 위한 연구로 Nishikawa는 EMG 신호를 이용하여 손목의 움직임 및 손가락의 굽힘 동작을 컴퓨터로 시뮬레이션 했으며<sup>4)</sup>, 권장우는 의수 제어를 위해 HMM(hidden Markov model)과 다층 퍼셉트론을 사용해 EMG 신호의 패턴 인식에 관한 연구를 수행했다<sup>5)</sup>. 또한, Panagiotis는 ARMAX(auto-regressive moving average with exogenous output)을 사용하여 수평면상의 팔 동작을 추종하여 물건을 잡는 EMG 기반의 teleoperation 로봇 팔을 개발하였다<sup>6)</sup>. 앞에서 언급한 연구들은 EMG 신호의 획득을 위해 기존의 상용 EMG 장비를 사용하였다. 기존의 상용 EMG 장비는 대부분 의료진단의 목적을 가지고 환자의 근육상태를 측정, 분석하여 이상유무를 진단하거나 치료용으로 이용되고 있다. 이러한 EMG 장비는 의료진단이라는 사용 목적으로 인해 대부분이 고가이며, 규격이 크다. 또한, 응용 목적에 적합한 신호처리를 위해서는 Notebook이나 Desktop이 이용되어야 하며

※ 본 연구는 경기도에서 지원하는 경기도 지역 협력 연구센터(GRRC) 사업으로 수행되었음.

<sup>1</sup> 한양대학교 대학원 전자전기제어계측공학과 석사과정

<sup>2</sup> 한양대학교 전자컴퓨터공학부 조교수 (책임저자)

측정 범위의 한계를 센서 제작 회사에서 제한한다는 단점이 있다. 이는 로봇공학의 큰 분야 중 하나인 생체 로봇 개발에 큰 장애가 되고 있다. 이러한 로봇 응용 재활시스템의 개발을 위해서는 생체 신호의 획득에 적합한 센서 개발이 선행되어야 한다. 특히 생체로봇 구현을 위해서는 무엇보다 휴대성(portability)이 보장되어야 하며, 인간이 개발된 센서를 측정 부위에 부착함에 있어 불편함이 없어야 한다. 이러한 생체 신호 획득을 위한 연구로 이명준은 마이크로프로세서(PIC16F73)와 DE-2.3 근전도 전극을 사용하여 근전도 진폭신호의 MAV(mean average value)를 이용한 의수 제어와 전동 휠체어 제어에 관한 연구를 하였으며<sup>6)</sup>, 초기원은 SUS440 금속을 사용한 전극과 대역통과 필터, 대역저지 필터, 교류결합증폭기, 절대평균값 회로로 구성된 근전도수용 소형 표면 근전위 센서를 개발하였다<sup>7)</sup>. 참고문헌 [7]에서 개발한 센서는 의수용에 국한된다는 것과 획득된 근전도 신호를 별도의 마이크로프로세서를 사용해 처리해야 한다는 단점이 있다. 위에서 언급된 문제제기를 가지고 우리는 센서의 소형화가 필요하다고 판단하였으며 또한 전체 시스템의 집적화가 이루어져야 한다고 판단하였다. 본 논문에서는 EMG 신호 획득을 위해서 소형화, 모듈화된 EMG 센서 개발 및 센서 응용 신호처리 과정을 기술하고자 한다.

본 논문은 다음과 같이 구성된다. 2장에서는 개발된 표면 EMG 센서 보드의 구성 요소를 기능별로 나누어 설명하며, 3장에서는 개발된 EMG 센서 보드를 인간 팔의 상완 이두근(biceps brachii)에 부착하여 팔꿈치(human elbow) 동작 정보를 추출하는 응용 예를 실험으로 제시하여 개발된 EMG 센서의 성능 및 유효성을 보이고자 한다. 마지막 4장에서는 본 연구의 성과를 정리한다.

## 2. 표면 EMG 센서 개발

본 논문에서 개발된 EMG 센서 보드는 다음과 같이 총 5부분으로 구성된다.

- 생체 신호획득 단
- 아날로그 증폭 단
- 아날로그 필터 단
- A/D 변환단
- 응용 프로그램 작성을 위한 디지털 신호처리 단

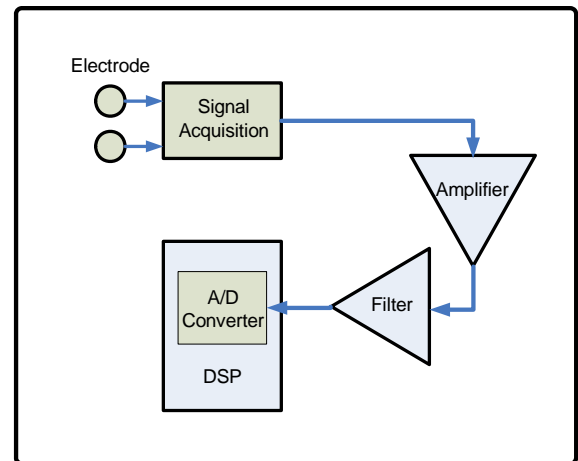


그림 1. 센서모듈의 신호흐름 블록다이어그램

센서를 소형화하기 위해 아날로그 신호를 다루는 생체 신호획득 단, 아날로그 증폭 단, 아날로그 필터 단을 하나의 모듈로 구성하였으며, 디지털 신호처리를 위해 DSP 칩에 내장되어 있는 ADC와 응용 프로그램 작성을 위한 디지털 신호처리 단을 또 하나의 다른 모듈로 구성하였다. 그림 1은 EMG 센서 모듈의 전체 신호처리 흐름을 보여주는 블록 다이어그램이며, 다음 단락부터 각 단계에서의 하드웨어 구성과 신호처리 과정에 대해 기술하였다.

첫째, 인간의 근육에서 근전도 신호를 얻기 위한 방법으로는 침 전극법과 표면 전극법이 있다. 일반적으로 특정한 근육에서 정확한 근전도 신호를 얻기 위해서는 침 전극법이 사용되지만, 이러한 방법은 의학 전문의의 주관 하에 시행되어야 하며, 피 실험자의 몸에 직접 바늘을 투입해야 하는 불편함이 있으므로 본 연구에서는 비교적 측정이 용이한 표면 전극법을 이용하였다. 신호 측정을 위해 피부에 부착될 전극으로는 감도가 뛰어나며 1회용으로 이용 가능한 은/염화은(Ag/AgCl) 전극을 사용하였으며, Ag/AgCl 전극으로부터 양 극성(bipolar) 전기신호를(주로 근전도 신호) 검출하기 위해 스냅전극들을 이용하였다. 본 전극들을 이용하여 미세한 표면 EMG 신호를 정밀하게 획득할 수 있었다. Bipolar 스냅전극은 LAXTHA사에서 제조한 것을 이용하였다.

둘째, 인간의 근육 표피에서 측정되는 EMG 신호는 수백~수천  $\mu V$ 로 아주 미세한 전기 신호이다<sup>8)</sup>. 그러므로 이러한 미세한 근전도 신호를 일반적인 DSP에 전달해 주기 위해서는 DSP에서 처리 가능한 신호 수준으로 획득된 EMG 신호를 증폭해 주어야 한다. 본 논문에서는 AD620이라는 차동(Differential) 증폭기를

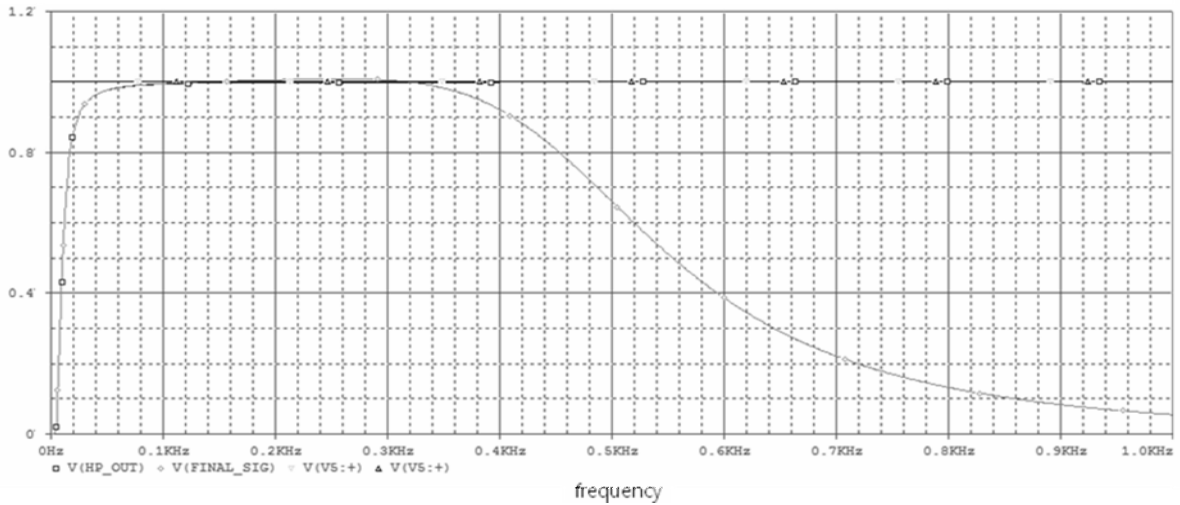


그림 2. HPF와 LPF의 주파수 크기 선도

사용하여 근육으로부터 측정된 미세 신호를 약 1000 배 정도 증폭하였다.

셋째, 일반적으로 유용한 인간의 표면 근전도 신호는 문헌에 따라 다소 차이는 있으나 8~500Hz 사이에 분포하는 것으로 참고문헌 [6]에 보고되어 있다. 그러므로 우리는 다음과 같은 방법으로 증폭된 신호를 아날로그 필터링 하였다.

- 1) 8Hz의 차단주파수를 갖는 고 대역 통과 필터 (HPF: High Pass Filter) 적용
- 2) 500Hz의 차단주파수를 갖는 저 대역 통과 필터(LPF: Low Pass Filter) 적용

위와 같은 방법으로 증폭된 EMG 신호를 필터링 하기 위하여 각각의 필터를 HPF는 8차 필터로 LPF는 4차 필터로 설계하였다. 저주파 영역에 포함되어 있는 신호의 DC 성분을 빠르게 제거하기 위하여 8차 HPF 필터를 이용하였다. 먼저 8차의 HPF 필터의 차단주파수(cutoff frequency)를 결정하기 위해 다음 식 (1)을 이용하여 계산하였다.

$$\begin{aligned}
 f_{hc1} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A1}R_{B1}C_{A1}C_{B1}}} \\
 f_{hc2} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A2}R_{B2}C_{A2}C_{B2}}} \\
 f_{hc3} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A3}R_{B3}C_{A3}C_{B3}}} \\
 f_{hc4} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A4}R_{B4}C_{A4}C_{B4}}} \\
 f_{hout} &= \sqrt[4]{f_{hc1}f_{hc2}f_{hc3}f_{hc4}}
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

여기서  $R$  은 HPF에 이용된 저항 값을 의미하며,  $C$  는 HPF에 이용된 Capacitance 값을 의미하며,  $f_{hout}$  는 HPF의 차단주파수이다. 그리고 HPF의 차단주파수를 설정하기 위한 각각의 변수들을 다음 표 1에 나타내었다.

표 1. 8차 High Pass Filter의 차단주파수

| $i$        | $R_{Ai}$ | $R_{Bi}$ | $C_{Ai}$ | $C_{Bi}$ | $f_{hci}$ |
|------------|----------|----------|----------|----------|-----------|
| 1          | 200k     | 200k     | 100n     | 100n     | 7.958Hz   |
| 2          | 160k     | 240k     | 100n     | 100n     | 8.122Hz   |
| 3          | 110k     | 360k     | 100n     | 100n     | 7.998Hz   |
| 4          | 110k     | 390k     | 100n     | 100n     | 7.684Hz   |
| $f_{hout}$ |          |          |          |          | 7.939Hz   |

다음으로 고주파 영역에 포함되어 있는 잡음을 제거하기 위하여 4차의 LPF 필터를 이용하였으며, 이의 차단주파수를 결정하기 위해 다음 식 (2)을 이용하여 계산하였다.

$$\begin{aligned}
 f_{lc1} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A1}R_{B1}C_{A1}C_{B1}}} \\
 f_{lc2} &= \frac{1}{2\pi\sqrt{R_{A2}R_{B2}C_{A2}C_{B2}}} \\
 f_{lout} &= \sqrt{f_{lc1}f_{lc2}}
 \end{aligned}
 \tag{2}$$

여기서  $f_{lout}$  는 LPF의 차단주파수이며, LPF의 차단주파수를 설정하기 위한 각각의 변수들은 다음 표 2에 나타내었다.

표 2. 4차 Low Pass Filter의 차단주파수

| $i$        | $R_{Ai}$ | $R_{Bi}$ | $C_{Ai}$ | $C_{Bi}$ | $f_{lci}$  |
|------------|----------|----------|----------|----------|------------|
| 1          | 7k       | 20k      | 33n      | 22n      | 499.2152Hz |
| 2          | 5.6k     | 20k      | 100n     | 10n      | 475.5664Hz |
| $f_{lout}$ |          |          |          |          | 487.2473Hz |

위에서 설계한 HPF와 LPF를 이용한 8~500Hz Band Pass Filtering의 정확성을 살펴보기 위해서 주파수 크기 선도를 위에서 설계된 회로에 적용하여 그림 2와 같이 얻을 수 있었으며, 그림 2에서 보여지듯이 유효 주파수 영역의 신호만이 걸러질 수 있도록 설계되었음을 확인할 수 있다.

넷째, 앞의 절차들을 통해 증폭되고, 필터링된 신호는 이제 DSP에서 읽어 들일 수 있는 수백~수천 mV 정도의 아날로그 신호이다. 이제는 TI사에서 제작한 TMS320F2812 DSP의 주변장치로 붙어 있는 12bit ADC를 이용하여 디지털신호로 변환한다. 디지털로 변환된 EMG 신호는 신호처리가 용이한 장점을 갖는다. 엄밀하게 얘기하면, 여기까지의 과정이 센서 개발 과정이다.

다섯째, DSP내에서 디지털 신호로 존재하는 EMG신호는 사용 목적에 맞는 응용 프로그램의 작성 및 구동을 통해 이용될 수 있다. 이 과정을 본 논문에서는 디지털 신호처리 과정이라 말하고 있다. 개발된 센서 전체의 초기 모델(Prototype)은 다음 그림 3과 같다. 사실 그림 3에 제시된 센서 모듈은 개발된 센서의 동작 특성을 확인하기 위하여 수작업으로 개발되었다. 센서의 성능을 확인한 후 센서를 소형화 시키기 위한 추가 개발 과정이 아직 남겨져 있다. 개발된 표면 EMG 센서의 성능을 확인하기 위해 본 논문에서는 인간 팔의 상완 이두

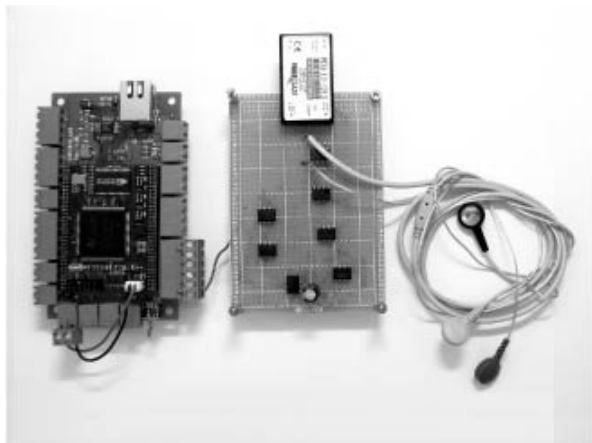


그림 3. 개발된 EMG 센서의 Prototype

근(biceps brachii)으로부터 팔꿈치(human elbow)의 동작 정보를 개발된 표면 EMG 센서를 이용하여 추출하는 예를 보이고자 한다. 팔꿈치의 동작 정보를 얻기 위한 디지털 신호처리 과정은 다음 3장에서 자세히 설명한다.

### 3. 센서 응용: 팔꿈치 동작 정보 추출

앞 장에서 기술된 5단계의 과정을 거쳐 개발된 그림 3과 같은 표면 EMG 센서로부터 팔꿈치 동작 정보를 추출하기 위해 다음과 같은 간단한 신호처리 알고리즘을 DSP에 작성하여 센서 응용 프로그램을 작성하였으며, 전체 신호처리 과정은 다음과 같다.

첫째, 일반적으로 EMG 신호의 주파수 정보는 근육 일률(power) 혹은 피로(fatigue)와 같은 근육의 상태에 관한 다양한 정보를 포함하고 있으며, 팔꿈치 동작 정보는 EMG 신호의 진폭에 내포하고 있다. 또한 빠르고 정확한 데이터 수집을 위해 DSP에서의 샘플링 주파수를 1000Hz로 설정하였으며, 획득된 데이터는 다음과 같은 형태로 절대값을 취한다.

$$X[k] = |x[k]| \quad \text{for } k = 1, 2, 3, \dots, n \quad (3)$$

여기서  $x[k]$ 는 개발된 EMG 센서로부터 얻어진 디지털 원 신호의 데이터를 의미하며,  $X[k]$ 는 절대값을 취한 후의 신호의 데이터 값이다. 그리고  $n$ 은 전체 샘플의 수이다.

둘째, 알고리즘의 단순화를 위해 우리는 획득된 데이터를 20개의 샘플을 한 구간으로 묶고, 다음과 같이 한 구간 내의 절대값 신호  $X[k]$  중에서 최대 값을 획득한다.

$$X_{\max}[i] = \max_{1 \leq k \leq 20} X[k] \quad (4)$$

여기서  $X_{\max}[i]$ 는 한 구간인 20개씩의 절대값  $X[k]$  중에서 최대값을 의미하고  $i$ 는  $1, 2, 3, \dots, (n/20)$ 이다.

셋째, 본 논문에서는 EMG 신호의 진폭만을 추출하였으며, 또한 인간의 팔꿈치 동작은 빠른 동작이 불가능하므로 EMG 신호의 고 주파수 영역 성분을 제거한다. 그러므로 우리는 다음과 같이 식 (4)에 의해 얻어진 신호를 디지털 저 대역 통과 필터(Digital LPF)를 이용하여 다음과 같이 처리한다.

$$X_{LPF}[i] = AX_{\max}[i] + (1-A)X_{LPF}[i-1] \quad (5)$$

여기서  $X_{LPF}[i]$ 는 LPF를 사용하여 얻은 최종 신호이며,  $A = T/\tau$ ,  $\tau = 1/(2\pi f_c)$ ,  $T$ 는 샘플링 주기로 여기서  $T$ 는 0.02[s] (20/1000)이다. 그리고  $f_c$ 는 디지털 저 대역 통과 필터의 차단 주파수(cutoff frequency)를 의미한다.

생체-기계 시스템에 응용하기 위한 목적으로 EMG 신호를 이용하여 인간의 동작을 모방하는 기존의 연구에서는 learning method<sup>[3]</sup>, 절대적분치, 영교차수, 신호의 AR(auto regressive)계수 및 AR계수의 캡스트럼계수 등의 특징 추출 방법<sup>[9]</sup>, HMM(hidden Markov model) 및 MLP(multilayer perceptron)를 이용한 특징 추출<sup>[4]</sup>, 퍼지-SOFM(self organizing feature map) 방식<sup>[10]</sup>, RMSD(root mean square deviation)를 통한 EMG 신호의 진폭 및 주파수 특성 분석 방법<sup>[11]</sup> 등 패턴 인식을 통한 동작의 패턴 분류 방법이 대부분의 신호처리 방법이였다. 본 논문에서 제안된 알고리즘은 원신호의 진폭 값을 간단한 신호처리를 통해 각도 값으로 바로 맵핑 함으로써 신호처리과정을 단순화하여 계산시간을 줄일 수 있으며, 실시간으로 구현이 가능하다.

다음 그림 4에서 제안된 알고리즘을 이용하여 팔꿈치의 굽힘(0~750samples)과 펴짐(750~1500samples) 동작을 수행한 원 데이터에 식 (3)~(5)까지의 디지털 신호처리 절차를 적용하여 얻어진 결과를 보였다. 다시 설명해서 먼저 절대값을 원 데이터에 취하고, 다음으로 20개의 sample마다 최대값을 취하고 다음으로 0.5Hz의 차단주파수의 디지털 저 대역 통과 필터를 취하여 최종적으로 그림 4의 0.5Hz-LPF 데이터를 얻었다. 또한 시뮬레이터에서 가상 팔이 인간의 팔꿈치 동작을 추종하기 위해서는 그림 4와 같은 실시간 신호처리 과정

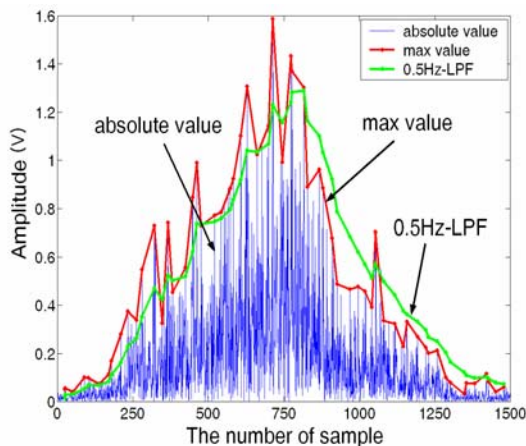


그림 4. 팔꿈치 동작 정보 추출 알고리즘

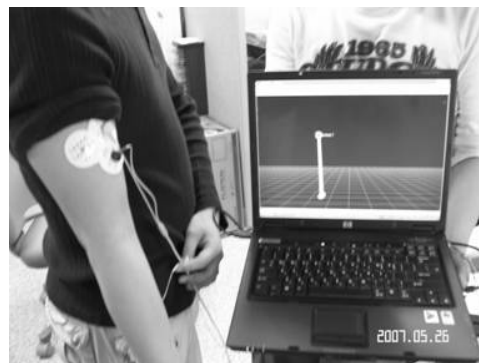
을 거쳐 얻어진 최종 데이터를 팔꿈치 관절의 구동 각도에 상응하게 하는 스케일링 함수를 찾아야 한다. 그림 4에서 보여지듯이 팔꿈치를 최대로 접었을 때는 대략 135[도]에 상응하며, 이때 측정되는 최종 데이터는 약 1.6[V]이다. 그러므로 간단하게 선형으로 fitting을 한다면, 우리는 다음과 같은 스케일링 함수를 얻을 수 있다.

$$q[i] = (135/1.6)X_{LPF}[i] = 84.375 X_{LPF}[i] \quad (6)$$

여기서  $q[i]$ 는  $i$ -번째 sample에서의 팔꿈치 관절 각도에 해당한다. 위에서 기술된 절차들이 개발된 센서를 이용하여 인간의 팔꿈치 관절 각도를 얻는 절차이다. 이를 이용한 팔꿈치 관절 각도 실시간 추종 실험결과를 그림 5에서 제시하였다.

실험은 26세의 건강한 남성을 대상으로 실시되었으며, 피 실험자의 오른팔 상완 이두근에 active 전극과 reference 전극을 약 1cm의 간격을 두고 부착하였다.

EMG 신호는 피 실험자의 측정 부위 및 상태에 민감하며 두 전극(active, reference) 사이의 간격에 따라 특정 근육 또는 근 그룹 별로 측정이 가능하다. 피 실험자는 측정 전 충분한 휴식을 취했으며, 상완 이두근의 EMG 신호를 측정하기 위해 전극의 부착부위는 상완 이두근의 운동점<sup>[12]</sup> 부위로 상완과 하완의 경계부분에서 약 5cm 위쪽에 active 전극을 부착하였고, active 전극의 반경 1cm 내에 reference 전극을 부착하였다. 피 실험자의 상완 이두근에서 측정된 EMG 신호는 개발된 센서 보드를 통해 처리되며, 처리된 데이터는 DSP와 PC와의 시리얼 통신(RS-232C)으로 Visual C++ Ver.6.0과 OpenGL로 구현한 GUI (graphic user interface)의 시뮬레이션을 위해 사용된다. 시뮬레이션을 위한 동작은 팔꿈치의 굽힘 동작이며 여러 번의 반복 실험을 통해 피 실험자와 시뮬레이터상의 가상팔의 움직임이 유사함을 보였다. 그림 5를



(a) 0도에서의 실험결과



(b) 45도에서의 실험결과



(c) 90도에서의 실험결과



(d) 135도에서의 실험결과

그림 5. 개발된 EMG 센서를 이용한 팔꿈치 관절 각 추출 실험

통해 우리는 개발된 EMG 센서의 재활 로봇이나 생체 로봇 시스템으로의 적용 가능성 및 유효성을 확인하였다.

#### 4. 결 론

본 논문에서는 EMG 센서의 개발과정을 기술하였다. 센서 프로토타입 보드는 총 5부분으로 구성되며, 센서

보드 개발을 통해 상용 EMG 장비에 비교해서 소형화 및 경량화를 달성하였다. 개발된 보드는 신호처리에 있어 강력한 성능을 가진 DSP를 사용하여 신호처리 효율을 높였으며, DSP의 16채널 ADC를 통하여 총 16 부위의 EMG 신호의 측정이 가능하므로 기존 개발된 센서보다 기능 및 활용도 측면에서 향상된 성능을 가진다. 또한 팔꿈치 동작 추출 알고리즘의 적용 예를 가지고 개발된 EMG 센서의 유효성을 보였으며, 이러한 결과를 통해 생체-기계 시스템의 여러 분야에서 응용 가능성을 보였다. 현재 두 개의 모듈로 구성된 센서를 하나의 모듈로 구성하는 작업을 진행 중에 있으며, 센서 보드의 소형화 및 집적화 작업을 통해 더욱 소형화 되고 정밀화된 센서가 개발될 것이라 예상된다. 앞으로 이러한 생체신호와 관련된 센서의 지속적인 개발을 통해 생체 로봇 구현에 최적화된 센서 모듈을 개발할 수 있을 것으로 기대한다.

#### 참고문헌

- [1] R. J. P. de Figueiredo Et al, "An Algorithm for Sequential Signal Estimation and System Identification for EMG Signals," IEEE Trans on BME, vol, 31, NO. 3, March, 1984.
- [2] S. H. Lee, and G. N. Saridis, "The control of a prosthetic arm by EMG pattern recognition," IEEE Trans on Automatic Control, vol. 29, No.4, pp.290-302, Apr, 1984.
- [3] D. Nishikawa, W. Yu, H. Yokoi, and Y. Kakazu, "EMG Prosthetic Hand Controller Using Real-Time Learning Method," Proc. Of IEEE Int'l Conf. on Systems, Man and Cybernetic, 1999.
- [4] 권장우, 홍승홍, "의수 제어를 위한 HMM-MLP 근전도 신호 인식 기법", J. of KOSOMBE, vol. 17, No. 3, pp.379-385, 1996.
- [5] Panagiotis K. Artemiadis, Kostas J. Kyriakopoulos, "EMG-based Teleoperation of a Robot Arm in Planar Catching Movements using ARMAX Model and Trajectory Monitoring Techniques", Proc. Of the 2006 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Orlando, Florida, May, 2006.
- [6] 이명준, 문익혁, 문무성, "근전도 기반 휴먼-컴퓨터 인터페이스를 위한 이중 문턱치 기법", J. Biomed. Eng. Res, vol. 25, No. 6, pp.471-478, 2004.
- [7] 최기원, 성소영, 문인혁, "근전도의수용 소형 표면 근전위 센서의 개발", 2005년 11월 전자공



- 학회 논문지 제 42권 SC 편 제 6호, pp.359-368.
- [8] Hoshimiya Nozomu, 의용계측의 기초, 양서각, 2004.
- [9] 장영건, 홍승홍, “의수제어를 위한 인체학습시스템에 관한 연구”, J. of KOSOMBE, vol. 15, No. 4, pp.465-473, 1994.
- [10] 이정훈, 정경권, 이현관, 염기환, “가상 로봇 팔 제어를 위한 퍼지-SOFM 방식의 근전도 패턴 인식”, 2003년 3월 전자공학회 논문지 제 40권 CI 편 제 2 호, pp. 91-98.
- [11] Yu Su, Mark H. Fisher, Andrzej Wolczowski, G. Duncan Bell, David J. Burn, Robert X. Gao, “Towards an EMG-Controlled Prosthetic Hand Using a 3-D Electromagnetic Positioning System”, IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, vol. 56, No. 1, pp.178-186, Feb, 2007.
- [12] 위승두, 윤상화, 윤진환, 근기능 해부학, 대경, 1998.



### 최 영 진

1994 한양대학교 정밀기계공학과(공학사)

1996 포항공과대학교 기계공학과(공학석사)

2002 포항공과대학교 기계공학과(공학박사)

2002~2005 한국과학기술연구원 (KIST) 지능로봇연구센터 선임연구원

2005~현재 한양대학교 전자컴퓨터공학부 조교수

관심분야 : 생체로봇, 재활공학, 휴먼모델링, 휴머노이드, 로봇 보행, 전신공조, PID제어



### 유 현 재

2006 부산외국어대학교 정보통신공학과(공학사)

2006~현재 한양대학교 전자전기 제어계측공학과 석사과정

관심분야 : 생체로봇, 재활공학, 휴먼 모델링



### 이 현 철

2007 한양대학교 전자전기공학부(공학사)

2007~현재 한양대학교 전자전기 제어계측공학과 석사과정

관심분야 : 생체로봇, 재활공학, 휴먼 모델링