

# 로봇 원격제어를 위한 MYO 기반의 모션 추정 시스템 설계 연구

채정숙<sup>†</sup>, 조경은<sup>††</sup>

## A Study on MYO-based Motion Estimation System Design for Robot Control

Jeongsook Chae<sup>†</sup>, Kyungeun Cho<sup>††</sup>

### ABSTRACT

Recently, user motion estimation methods using various wearable devices have been actively studied. In this paper, we propose a motion estimation system using Myo, which is one of the wearable devices, using two Myo and their dependency relations. The estimated motion is used as a command for remotely controlling the robot. Myo's Orientation and EMG signals are used for motion estimation. These two type data sets are used complementarily to increase the accuracy of motion estimation. We design and implement the system according to the proposed method and analyze the results through experiments. As a result of comparison with previous studies, the accuracy of motion estimation can be improved by about 12.3%.

**Key words:** Motion Estimation, Bayesian Probability, Myo, Orientation, EMG

### 1. 서 론

사물인터넷 기반의 컴퓨터 및 가전, 모바일 기기 등을 비롯한 다양한 웨어러블 디바이스를 이용한 음성이나 섬세한 인체의 움직임을 활용한 NUI(Natural User Interface)/NUX(Natural User eXperience) 인터페이스 기술이 많이 연구되고 있다. 특히, 모션인식 기반 사용자 인터페이스 기술은 날로 발전하여 최근에는 로봇제어, 의료장비 수술제어, 음악 제어 등 다양한 분야에 적용되고 있으며 관련 기기들과의 최적화를 위한 기술 개발의 필요성이 증대되고 있다. 키넥트와 립모션과 같은 카메라 기반의 모션인식 기

술과 자이로 센서, 터치 센서 등이 내제되어 있는 장치를 몸에 착용해 이를 입력 수단으로 하여 데이터를 측정하는 형태로 모션 인식하는 방식으로 나눌 수 있다. 이러한 모션 컨트롤 장비들은 사람의 미세한 움직임을 인식하거나, 자유로운 다양한 모션을 인식하여 제스처 기반의 사용자 인터페이스를 경험하게 한다. 팔에 밴드를 착용하여 근육이나 팔의 각도를 감지하거나 반지를 착용하여 손가락 제스처로 정보 입력 및 주변기기 제어하거나 장갑을 착용하여 사용자의 손 모션을 인식하기도 한다. 이와 같은 웨어러블 제스처 컨트롤러(Wearable Gesture controller)는 웨어러블 디바이스 기술의 발달과 함께 다양한 형태

※ Corresponding Author : Kyungeun Cho, Address: 30, Pildongro-1-gil, Jung-gu, Seoul 04620, Republic of Korea, TEL : +82-2-2260-3834, FAX : +82-2-2290-1329, E-mail : cke@dongguk.edu  
Receipt date : Sep. 21, 2017, Revision date : Nov. 9, 2017  
Approval date : Nov. 13, 2017

<sup>†</sup> Dept. of Multimedia Eng., Graduate School, Dongguk University-Seoul  
(E-mail : jschae@dongguk.edu)

<sup>††</sup> Dept. of Multimedia Eng., Graduate School, Dongguk University-Seoul

※ This work was supported by the sk National Research Foundation of Korea (NRF) grant funded by the Korea government (MSIP) (NRF-2015R1A2A2A01003779).

를 가지며 각기 다른 기능을 수행하며 발전하고 있다. 최근에는 탈믹 랩(Thalmic Lab)에서 개발한 팔에 착용하는 암 밴드 형태의 Myo를 이용한 다양한 연구도 있다. Myo는 밴드 안에 있는 센서를 통해 팔 또는 다리 착용 부위의 근육 움직임을 인식하는 제스처 기반의 웨어러블 디바이스로 근육의 신호와 3차원 가속센서를 사용하여 손가락의 모양과 제스처를 다양한 형태의 신호로 인식한다. Myo안에 내장된 센서가 사용자 근육의 움직임과 전기적 활동을 인지하여 팔 움직임을 인터페이스로 사용할 수 있다. Myo 안에 내장되어있는 센서로 Orientation  $x, y, z$ , 관성 측정 장치(Inertial Measurement Unit, IMU), (Electromyography, EMG) 데이터를 동시에 획득할 수 있는 장점이 있어 로봇제어, 원격 의료 지원 시스템 등 그 활용분야가 매우 광범위하다. 그러나 Myo는 착용하는 부위의 근육에 대한 신호만 감지함으로 정확한 모션 추정을 위해서는 여러 개의 Myo를 착용해야만 한다. 따라서 적은 수의 Myo를 착용하고도 여러 개를 착용하는 것과 유사한 인식률을 나타내는 시스템 및 알고리즘에 관한 연구가 필요하다. 이를 개선하고자 본 논문에서는 다수개의 Myo를 이용한 학습을 통해 실제 인식단계에서는 하나의 Myo로 모션 추정이 가능한 시스템의 설계 방법을 제안한다. Myo에서 측정되는 EMG와 Orientation 데이터를 상호 보완적으로 사용하여 모션 추정의 인식률을 개선할 수 있었으며, 실험을 통해 데이터를 정량적으로 분석하고 선행연구와 비교하여 결과를 분석한다.

본 논문의 구성은 다음과 같다. 1장에서는 서론에 대해 소개하고, 2장에서는 본 연구와 관련된 전반적인 연구내용에 대해 기술한다. 3장에서는 제안하는 시스템의 각 세부 모듈을 설계하고 시스템 구현 내용에 대해 기술한다. 4장에서는 제안된 모션 추정 시스템을 구현하고, 실험을 통해 결과를 확인하고 분석하며 5장에서 결론을 맺고 향후 연구내용에 대해 기술한다.

## 2. 관련 연구

모션 추정 및 모션 인식은 스마트 디바이스를 이용해 사용자의 몸짓이나 손동작의 데이터를 처리해 물체의 움직임이나 위치를 인식하는 기술로 카메라 및 비디오 파일에서 영상을 추출해 영상처리를 통한 모션 인식이 주를 이루었다[1,2]. 이후 마이크로소프트

트사의 키넥트(Microsoft Kinect)[2,3,4]와 립모션(Leap Motion)[5], 3D 제스처 트랙커(GestTrack3D Hand Tracker[6]), 탈믹 연구실의 Myo(Thalmic Labs)[7,8,9]등의 웨어러블 디바이스의 등장으로 이를 이용한 모션 추정 방법에 관한 기술로 발전되었다. 모션인식 선행연구들을 구체적으로 살펴보면 다음과 같다.

Strelow and Singh[10]는 카메라와 다양한 센서를 사용하여 움직임을 추정하는 방법을 제안하였다. 카메라, 자이로 센서 및 가속도 센서에서 측정된 데이터와 함께 사용하여 추정된 움직임 추정방법과 카메라만 독립적으로 사용했을 경우의 움직임 추정 값을 서로 비교해 서로 보완해서 사용했을 경우 성능이 보다 향상됨을 보여주었다.

Majoe[11] et al. 는 아바타로 복제해 무에타이(Tai Chi movements)를 인식하는 연구를 수행하였다. 무에타이는 24개의 상위 운동과 70개의 하위 운동으로 구성되며, 실험을 위해 사용자는 몸에 10 개의 센서를 부착한 후 복제된 아바타는 이들의 움직임을 재현해냈다. 팔과 다리의 움직임을 K-means 클러스터링 알고리즘을 사용하였고, 인식을 위한 알고리즘을 HMM(Hidden Markov Model)을 사용하여 모션에 대한 특징을 추출하여 적용했다. 이러한 연구는 특수한 경우에도 적용이 가능함을 보여주고 그 응용분야를 더욱 넓일 수 있는 가능성을 보여주었다.

웨어러블 디바이스는 이러한 손이나 몸동작 인식을 위한 모션 컨트롤 디바이스뿐만 아니라, 인간의 뇌를 연구하는 분야(Brain Computer Interface, BCI)에서도 많은 연구가 되고 있다[12]. 인간의 뇌를 컴퓨터에 연결하여 뇌파를 측정하여 수신된 뇌파를 분석하고 명령하는 작업이 필요하다. 이 뇌파를 인식하는 데는 두피에 직접 센서를 부착하는 침습형(Invasive)과 헬멧이나 헤드셋과 같은 장비를 사용하는 비 침습형(Noninvasive) 장비로 나뉘는데 직접 뇌에 부착하는 장비로 뇌파를 정확하게 측정할 수 있는 장점은 있으나 전자 장비임으로 두피에 직접 부착하는 침습형인 경우 인체에 무리를 줄 수 있는 위험부담을 감수해야 하는 어려움이 있다. 이런 문제를 개선하기 위해 머리띠 형태나 안면근육의 운동을 감지하여 표정의 변화를 감지하는 등 비 침습형 장비를 통한 연구가 다양하게 시도되고 있다[12,13].

Park et al.[14]는 사용자 움직임을 감지하기 위해 팔 근육의 움직임의 근전도 신호로 측정된 후 사용자 동작을 판별하기 위하여 퍼지 C-평균 클러스터링 알고리즘을 적용하여 처리하였다. 순수 퍼지 알고리즘을 적용해 정확도 90%의 동작 판별성을 보여주는 연구를 수행하였으나 근전도 신호만으로는 측정 대상자에 따라 매우 달라지는 근전도 신호의 특성으로 이를 보정해야하는 알고리즘의 보안이 필요하다.

Lee et al.[9]은 4개의 센서를 사용하여 학습한 후 1개의 Myo를 사용하여 베이지안 확률[15]에 의한 모션 추정 방법을 제안하였다. 측정된 데이터에서 데이터가 있는 구간만 고려하여 재 정의하여 데이터구간을 의미 있는 데이터로 구간을 나누는 알고리즘을 제안하여 모션 추정하는 방법을 제안하였다. 그러나 동시에 Orientation x, y, z를 고려하지 않고 하나의 값을 사용하였고, 데이터가 있는 구간의 길이가 일정하지 않고 가변적이네 이 구간을 동일한 구간으로 나누어 처리함으로써 중간에 손실되는 데이터 구간이 있어 이 역시 모션 추정의 정확도를 떨어뜨리는 문제점이 있다.

이에 본 논문에서는 제안하는 시스템의 실험 결과를 선행연구 Lee et al.[9]의 연구과 비교 실험하여 정확도를 분석하였다.

### 3. 제안한 방법

#### 3.1 시스템 개요

본 장에서는 Myo를 이용한 모션 추정 방법에 대한 시스템 설계 방법에 대해 기술한다. Myo를 이용한 모션 추정 시스템은 Orientation과 EMG를 서로 보완적으로 사용하여 사용자의 모션을 추정하기 위한 방법을 제안한다. Myo를 이용하여 모션을 추정하기 위해서 한 쪽 팔의 상하에 Myo를 착용한 후 Myo

의 종속 관계를 정의한 후 학습한다. 인식단계에서는 팔의 하단에 착용한 Myo 하나만으로 측정된 데이터를 학습단계에서 정의된 Myo의 상/하의 종속관계에 의해 해당 모션을 추정하게 된다. Myo를 이용한 모션 추정을 위한 시스템은 다음그림 Fig. 1과 같다.

전체 시스템은 데이터 처리 모듈, 학습 모듈 그리고 인식 모듈로 구성된다. 데이터 처리 모듈에서는 Myo의 Orientation과 EMG를 측정하고 기록하고 한다. 각 데이터는 학습 모듈로 전송된다. 학습 모듈에서는 Orientation과 EMG를 받아서 베이지안 확률을 구한 후 각각 유전자 알고리즘에 의해 가중치를 계산하게 된다. 계산된 가중치는 베이지안 확률에 다시 반영되어 최종 확률을 계산한다. 이 논문에서는 베이지안 확률과 가중치를 결정하는 방법은 포함하지 않는다. 인식 모듈에서는 가중치가 적용된 베이지안 확률로 최종 모션을 추정한다. Orientation과 EMG는 학습을 통해 각각 확률을 가지게 되며, 두 데이터 타입에서 계산된 확률 중 더욱 높은 값을 가지는 쪽으로 최종 모션이 결정된다. 이 모션 추정된 결과는 어플리케이션에서 아바타를 통해 추정된 모션을 재구성해 실험 후 바로 결과를 확인할 수 있도록 설계되었다.

#### 3.2 시스템 설계

데이터 처리 모듈은 Myo의 Orientation와 EMG를 측정하고 기록하며 학습단계로 데이터를 전송하는 모듈이다. Fig. 2는 왼쪽 팔의 상하에 Myo를 착용한 후 측정되는 EMG 신호를 보여준다. EMG는 8개의 신호로 구성되며 착용하는 EMG 센서 위치에 따라 근육의 종류와 세기가 다르다.

학습 모듈에서는 Orientation과 EMG에 대해 각각 베이지안 확률을 구하고 이를 기반으로 유전자 알고리즘에 의해 가중치를 결정한다. 베이지안 확률과 가

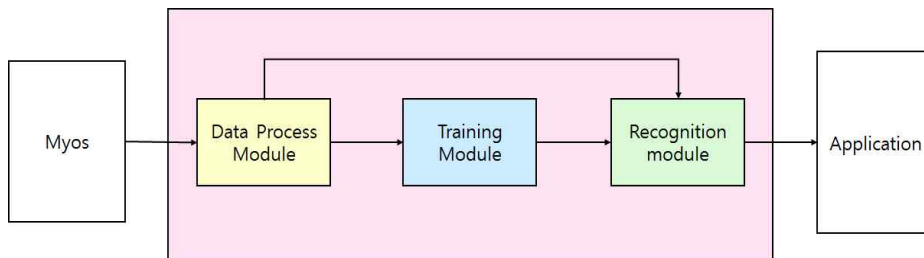


Fig. 1. System slow chart.

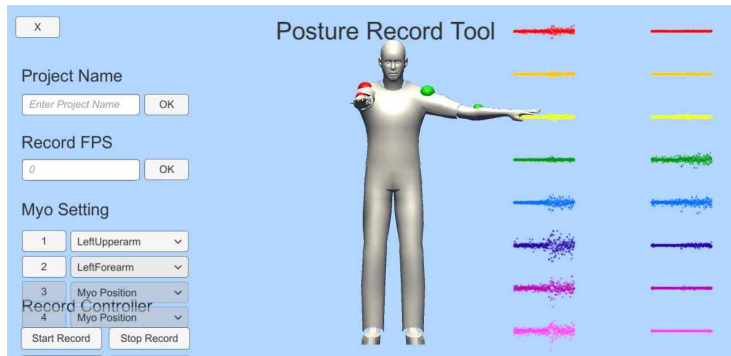


Fig. 2. EMG signals of Myos.

중치는 Fig. 3과 같이 학습 모듈안의 프로세스에 의해 결정된다. 예를 들어, Orientation의 확률은 Orientation x,y,z와 EMG에 대해 각각 계산한다. Orientation x, y, z에 대해 최댓값을 가지는 확률의 모션을

$$\operatorname{argmax}_{o_i^x} (o_i^x | o_t^x, o_t^y, o_t^z), \operatorname{argmax}_{o_i^y} (o_i^y | o_t^x, o_t^y, o_t^z),$$

$$\operatorname{argmax}_{o_i^z} (o_i^z | o_t^x, o_t^y, o_t^z) \text{로 정의하고, EMG에 대한 최댓값을 갖는 확률모션은 } \operatorname{argmax}_{e_i^x} (e_i^x | e_t^x, e_t^y, e_t^z),$$

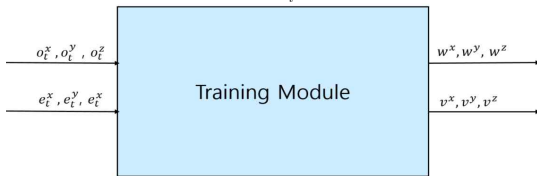


Fig. 3. Training module.

$$\operatorname{argmax}_{e_i^y} (e_i^y | e_t^x, e_t^y, e_t^z), \operatorname{argmax}_{e_i^z} (e_i^z | e_t^x, e_t^y, e_t^z) \text{로 정의한다.}$$

인식 모듈은 학습 모듈에서 처리된 가중치 기반의 베이지안 확률의 학습데이터와 모션 추정을 위해 새롭게 측정된 사용자 데이터 Orientation과 EMG의 베이지안 확률을 결정한 후 비교를 통해 최종 모션을

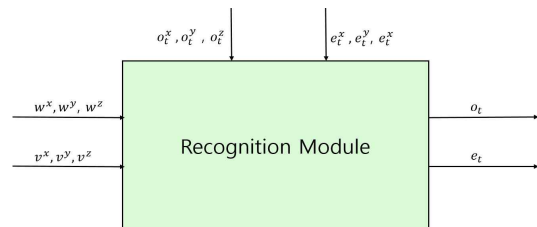


Fig. 4. Recognition module.

추정하게 된다. Fig. 4는 인식 모듈에 대한 그림이다. 이와 같이 두 데이터 타입의 베이지안 확률은 비교를 통해 확률이 더욱 큰 쪽의 모션을 선택함으로써 최종 모션이 결정된다. 모션 추정 확률은

$$\operatorname{argmax}_{o_i^x} (o_i^x | w^x \times o_t^x, w^y \times o_t^y, w^z \times o_t^z),$$

$$\operatorname{argmax}_{o_i^y} (o_i^y | w^x \times o_t^x, w^y \times o_t^y, w^z \times o_t^z),$$

$$\operatorname{argmax}_{o_i^z} (o_i^z | w^x \times o_t^x, w^y \times o_t^y, w^z \times o_t^z) \text{로 정의한다.}$$

#### 4. 실험 및 분석

##### 4.1 실험

제안된 시스템을 검증하기 위한 시스템 구성은 다음과 같다. 탈믹랩에서 제공하는 Myo와 인터페이스를 위해 제공된 SDK를 이용해 사용자 모션을 추정하는 어플리케이션을 개발한다. 시스템은 Win10 운영체제 기반 Unity 5.4.2로 구현하였으며, 실험 장비는 블루투스 2.0 기반의 Myo를 2개 사용하였다. Fig.

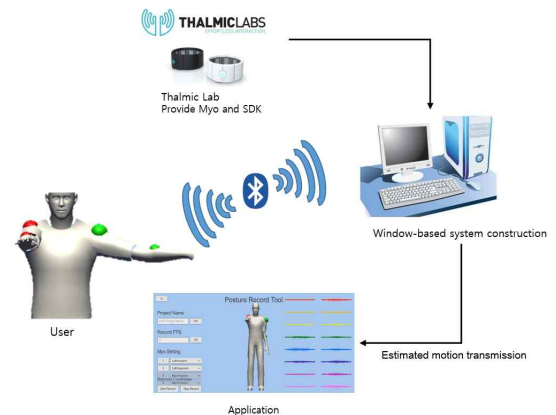


Fig. 5. Framework of Myo System.

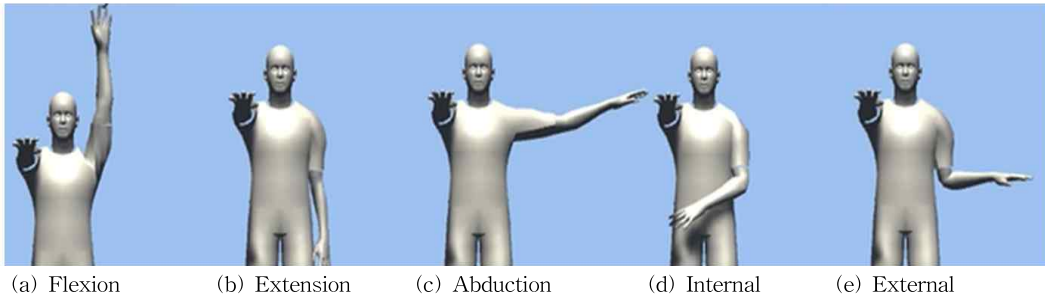


Fig. 6. The five defined postures.

5에 실험 환경 구축의 시스템 프레임워크를 보여준다.

구현된 어플리케이션을 통해 선행 연구 방법과 제안된 방법의 모션 추정 결과를 실험을 통해 비교한다. 학습을 위해 팔의 주요 동작을 Fig. 6과 같이 5가지로 정의한 후 피험자의 왼쪽 팔의 상하에 Myo를 착용한 후 7명이 정의된 5개 동작을 10분 간격으로 10회씩 30프레임으로 기록한다.

4.2 결과 분석

실험을 통해 선행 연구와 본 논문에서 제안하는

방법의 모션 추정 결과를 Table 1에서 볼 수 있다. Table 1은 두 방법에 대해 Orientation의 raw data와 모션 추정 결과 오차를 더한 표로 선행연구(a)에서는 각 모션에 대한 오차의 합이 95.88를 보였고, 제안된 방법의 모션 추정 결과 65.1이었으며, EMG에 의한 누적오차는 96.03으로 제안한 방법이 선행연구보다 약 12.3%의 성능을 개선하였다. EMG에 대한 모션추정 오차율도 선행연구방법과 비슷한 37.5%의 오차율을 보여 EMG만으로도 모션 추정이 가능함을 실험을 통해 알 수 있다.

Table 1. The sum of the difference between the original and the estimated motion of Orientations by previous research and proposed research

| 5 Motion  | Bayesian probability[9] |         |         | Genetic algorithm |         |         | Weighted EMG |          |          |
|-----------|-------------------------|---------|---------|-------------------|---------|---------|--------------|----------|----------|
|           | X                       | Y       | Z       | X                 | Y       | Z       | X            | Y        | Z        |
| Flexion   | 4.51853                 | 2.3859  | 8.76733 | 1.70883           | 2.74371 | 2.10896 | 2.65962      | 2.71801  | 5.60275  |
| Extension | 3.76703                 | 0.78364 | 5.04440 | 2.81713           | 0.93760 | 0.9398  | 5.41570      | 0.77523  | 4.55483  |
| Abduction | 7.15299                 | 8.29048 | 6.40735 | 5.02514           | 8.03015 | 4.71392 | 7.64642      | 9.64094  | 5.72577  |
| Internal  | 4.69961                 | 13.2501 | 3.36971 | 3.67461           | 9.59814 | 4.42801 | 4.01989      | 10.2233  | 7.95543  |
| External  | 3.73615                 | 20.1542 | 3.55418 | 3.52220           | 10.3868 | 4.48866 | 4.48350      | 20.19237 | 4.42234  |
| Total     | 23.8743                 | 44.8645 | 27.143  | 16.7479           | 31.6964 | 16.6793 | 24.2251      | 43.54986 | 28.26114 |
|           | 95.88(37.3%)            |         |         | 65.1(25%)         |         |         | 96.03(37.3%) |          |          |
| 257.0418  |                         |         |         |                   |         |         |              |          |          |

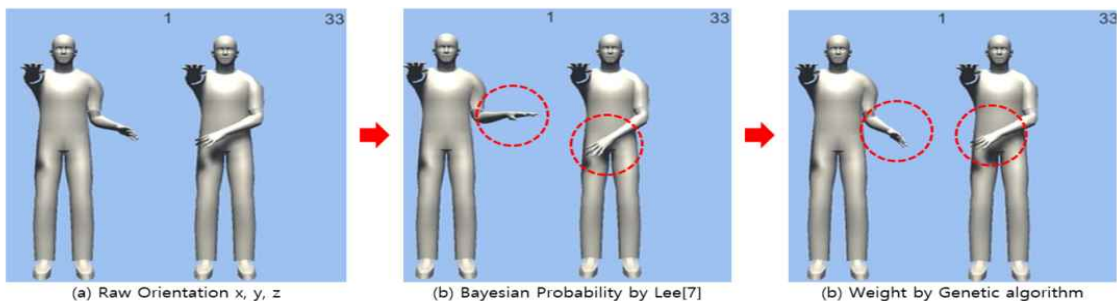


Fig. 7. Result Screen of Motion Estimation.

Fig. 7은 Internal 모션에 대해 모션 추정 결과를 그림으로 보여준다. 전체 프레임 중 1, 33번에 대한 키 프레임의 모션 추정된 결과를 비교한 것으로 (b)는 선행방법의 모션추정 결과 붉은색 원안의 모션추정 에러를 확인할 수 있으며, (c) 제안된 방법에서는 모션추정이 비교적 정확한 것을 알 수 있다. Orientation x,y,z에 가중치 각각 부여함으로써 보다 정확도를 높일 수 있었다.

제안된 방법과 선행 연구의 모션 추정 결과를 Orientation x, y, z에 대해 각각 비교 분석해보면 그림Fig. 8와 같다. 각 그래프에서 연두색 막대그래프는 선행연구를 나타내고, 주황색 막대그래프는 제안한 방법을 의미하며, 보라색 막대그래프는 EMG에 대한 누적오차를 표시한다. (a)Abduction에서는 세 가지 방법 모두 Orientation x, y, z에 대한 고른 오차를 보였으며, (b)External에서는 Orientation y에 대한 누적오차가 세 방법 모두 큰 것을 알 수 있다. 이는 External의 경우 팔이 허리중심의 안에서 밖으로 펴는 동작으로 x축의 변화가 크고 y축이 변화가 크지 않아 정확한 추정이 어려웠음을 알 수 있다. (c)Internal 모션 역시 Orientation y에 대한 오차가 세 방법 모두 큰 것을 알 수 있는데 이 역시 팔을 안으로 접는 동작으로 x축의 변화는 크나 y축의 변화가 작아 정확한 추정이 어려웠음을 알 수 있다. 특히 x축에 대한 EMG 에러가 높기 나타났는데, 근전도 센서에서 측정되는 신호가 다른 동작에 비해 크지 않아 오차가 발생한 것으로 추정한다.(d)Extension은 세 방법 모두 고르게 좋은 결과를 보였다. 이 모션은 동작의 움직임이 커 좋은 결과를 나타내었다. (e)Flexion은 Orientation x, y, z에서 모두 고르게 낮은 오차율을 보였음을 알 수 있다. 그림에서 확인하듯 각 Orientation x, y, z에 대해 가중치를 부여하여 모션 추정을 했을 때 더욱 정확한 추정이 가능함을 알 수 있었고, 동작이 클수록 모션 추정이 정확도가 올라가는 것도 알 수 있다.

## 5. 결 론

본 논문에서는 로봇의 원격 제어를 위한 Myo기반의 사용자 모션 추정 시스템 설계 연구에 관한 내용으로 다수의 Myo를 착용한 후 이들의 종속관계를 정의한 뒤 하나의 Myo로 모션 추정이 가능한 시스템

프레임 워크를 설계하는 방법을 제안한다. 제안된 시스템의 실험 결과 선행 연구방법보다 모션 추정의 정확도를 12.3% 개선할 수 있었다. 또한 제안된 시스템의 모션 추정된 결과를 Raw data와 오차 비교를 통해 분석하였고, 선행연구와도 모션 추정 결과를 비교하여 표로 제시하였다. 실험을 통해 모션이 클수록 보다 정확한 모션 추정 결과를 보이는 것을 확인할 수 있었으며, 모션의 종류에 따라 Orientation x, y, z에 대한 민감도가 다르기 때문에 각 속성에 대해 가중치를 반영했을 때 모션 추정 정확도가 높아지는 것을 확인할 수 있었다. 제안된 시스템은 팔뿐 아니라 발과 같은 신체의 다른 부위에 착용해도 실험이 가능하도록 범용적으로 구현하였으며, Myo의 추가 삭제 및 Myo 착용 후 데이터 획득의 오류도 쉽게 확인할 수 있도록 구현하였다.

향후연구과제로 신체의 다른 부위에 대한 실험 및 알고리즘 성능을 확인하고 가중치를 더욱 효과적으로 반영하는 기법에 대한 연구가 필요하다.

## REFERENCES

- [1] G.C. Luh, H.A. Lin, Y.H. Ma, and C.J. Yen, "Intuitive Muscle-Gesture based Robot Navigation Control Using Wearable Gesture Armband," *Proceedings of the 2015 International Conference on Machine Learning and Cybernetics*, pp. 389-395, 2015.
- [2] S.B. Lee, and I.H. Jung, "A Design and Implementation of Natural User Interface System Using Kinect," *Journal of Digital Contents Society*, Vol. 15, No. 4, pp. 473-480, 2104.
- [3] G.C. Chang, J.W. Park, C.M. Oh, and C.W. Lee, "A Decision Tree Based Real-time Hand Gesture Recognition Method Using KINECT," *Journal of Multimedia Information System*, Vol. 16, No. 12, pp. 1393-1402, 2013.
- [4] M.G. Hseo, S.Y. Kim, J.B. Ju, and C. Lee, "Frequency Estimation of Human Movements Using Kinect and Its Application," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 20, No. 8, pp. 1248-1257, 2017.
- [5] M. Khademi, H.M. Hondori, A. Mckenzie, L.

Dodakian, C.V. Lopes, and S.C. Cramer, et al., "Free-Hand Interaction with Leap Motion Controller for stroke Rehabilitation," *Proceeding of International Conference of Human-Computer Interaction*, pp. 1663-1668, 2014.

[6] S.M Glegg, S.K. Tatla, and L. Holsti, "The GestureTek Virtual Reality System in Rehabilitation: A Scoping Review," *Disabil Rehab Assistive Technology*, Vol. 9, No. 2, pp. 89-111, 2014.

[7] I. Mendez, B.W. Hansen, C.M. Grabow, E.J.L. Smedegaard, N.B. Skogberg, and X.J. Uth, et al., "Evaluation of the Myo Armband for the Classification of Hand Motions," *International Conference on Rehabilitation Robotics*, pp. 1211-1214, 2017.

[8] M. Abduo, and M. Galster, *Myo Gesture Control Armband for Medical Applications*, University of Canterbury, Engineering Reports, 2015.

[9] S.G. Lee, Y.S. Sung, and J.H. Park, "Motion Estimation Framework and Authoring Tools Based on MYOs and Bayesian Probability," *Multimedia Tools and Applications*, Vol. 76, Issue 280, pp. 1-20, 2016.

[10] D. Strelow, and S. Singh, "Optimal Motion Estimation from Visual and Inertial Measurements," *Proceeding of the 6<sup>th</sup> IEEE Workshop on Applications of Computer Vision*, pp. 314-319, 2002.

[11] D. Majoe, L. Widmer, P. Tschiemer, and J. Gutknecht, "Tai Chi Motion Recognition, Embedding the HMM Method on A Wearable," *Proceeding of IEEE Joint Conferences on Pervasive Computing*, pp. 339-344, 2009.

[12] Korea Creative Content Agency, *Culture Technology (CT) Deep Report*, Vol. 12, Brain Computer Interface Technology Trend, 2011.

[13] I.H. Moon, M.J. Lee, J.U. Chu, and M.S. Mun, "Wearable EMG-based HCI for Electric-

Powered Wheelchair Users with Motor Disabilities," *Proceeding of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pp. 2649-2654, 2005.

[14] K.W. Park, and G.Y. Hwang, "Movement Intention Detection of Human Body Based on Electromyographic Signal Analysis Using Fuzzy C-Means Clustering Algorithm," *Journal of Korea Multimedia Society*, Vol. 19, No. 1, pp. 68-79, 2016.

[15] S.I. Yang, J.H. Hong, and S.B. Cho, "Activity Recognition Based on Multi-modal Sensors Using Dynamic Bayesian Networks," *Journal of Korean Institute of Information Scientist- and Engineers*, Vol. 15, No. 1, pp. 72-76, 2009.



채 정 숙

로봇비전, 로봇 자율주행, 영상처리, 게임 및 로봇 지능, HCI  
 목원대학교 컴퓨터공학과 공학사  
 동국대학교 컴퓨터공학과 박사과정  
 2007년~2009년 국방과학연구소  
 무인자율화 연구팀 연구원

2002년~2007년 전자통신연구원 우정기술연구센터 연구원



조 경 은

게임 및 로봇 지능, 게임엔진, 게임알고리즘, HCI  
 동국대학교 전자계산학과 공학사  
 동국대학교 컴퓨터공학과 공학석사  
 동국대학교 컴퓨터공학과 공학박사  
 2001년~현 동국대학교 멀티미디어공학과 교수

2003년 영산대학교 게임공학과 전임강사  
 2002년~2003년 안양대학교 디지털미디어학부 강의전담교수  
 1998년 독일 뮌헨공과대학교 FORWISS 연구소 방문연구원  
 1997년~1998년 독일 레겐스부르크대학교 연구원