

물리적 인간 기계 상호작용을 위한 근육의 기하학적 형상 변화를 이용한 상지부 움직임 예측

Prediction of the Upper Limb Motion Based on a Geometrical Muscle Changes for Physical Human Machine Interaction

한 효녕, 김정*
(Hyonyoung Han¹ and Jung Kim¹)

¹Korea Advanced Institute of Science and Technology

Abstract: Estimation methods of motion intention from bio-signal present challenges in man machine interaction(MMI) to offer user's command to machine without control of any devices. Measurements of meaningful bio-signals that contain the motion intention and motion estimation methods from bio-signal are important issues for accurate and safe interaction. This paper proposes a novel motion estimation sensor based on a geometrical muscle changes, and a motion estimation method using the sensor. For estimation of the motion, we measure the circumference change of the muscle which is proportional to muscle activation level using a flexible piezoelectric cable (pMAS, piezo muscle activation sensor), designed in band type. The pMAS measures variations of the cable band that originate from circumference changes of muscle bundles. Moreover, we estimate the elbow motion by applying the sensor to upper limb with least square method. The proposed sensor and prediction method are simple to use so that they can be used to motion prediction device and methods in rehabilitation and sports fields.

Keywords: flexible piezo cable, wearable sensor, muscle activation, motion estimation

I. 서론

인간 기계 상호작용 기술은 재활 및 의료 분야에서 상하지 절단 환자 및 근력이 부족한 노인 및 환자에게 적용할 수 있는 움직임 보조 장치 및 근력강화 장치로 연구되고 있다[1,2]. 인간과 기계가 상호작용을 하기 위해서는 먼저 사용자의 의도를 파악해야 하며, 파악한 의도에 맞게 정확하고 안전하게 사용하고자 하는 기계 및 시스템을 동작 시켜야 한다. 사람의 의도를 파악하기 위해서는 기계적 장치 및 광학적 장치들이 연구되어 왔으나, 장치 크기 및 장소적 제한 등의 문제점들이 있어 이를 극복하기 위하여 생체신호를 이용하려는 연구자들도 많다. 골격 근육은 사람의 의도대로 움직이도록 하는 인체 구동기로, 골격근육의 활성도를 측정함으로써 움직임 의도를 파악할 수 있다. 이러한 근육의 활성도를 측정하기 위해 근육을 구동시키는 신경신호인 근전도(EMG: electromyography)를 피부 표면에서 얻는 표면 근전도 방법과 근육의 수축 및 팽창시 발생하는 중방향의 기계적 진동 현상으로부터 측정하는 근진동(MMG: mechanomyography) 센서[5-7]가 사용되고 있다[3,4]. 그러나 표면 근전도 센서는 양질의 신호를 얻기 위해서는 신호를 추출할 수 있는 정확한 위치에 부착해야 한다. 또한 고배율 증폭을 통한 노이즈와 외부의 전자기적 노이즈가 심하여 정밀하고 신뢰성 있는 신호를 얻기 어려우며, 고가의 장비라는 단점이 있다. 또한 근진동 센

서는 일반 소형 가속도 센서로 사용 가능하여 저렴하지만, 사용이 복잡하고, 물리적으로 낮은 근육 활성도를 갖는 신호는 측정하기 어렵다는 단점을 가지고 있다.

본 논문에서는 위에서 언급한 센서 부착 위치에 민감성, 사용의 복잡함 등의 단점들을 보완한 착용형 근육 활성도 측정하는 센서를 개발하고자 한다. 본 연구에서는 근육 활성화 시 나타나는 근육의 기하학적 형상인 단면적 변화를 움직임 의도 예측에 사용했다. 밴드 형태로 구성된 유연한 압전 케이블(flexible piezoelectric cable)을 이용하여 단면적을 측정하는 착용형 근육 활성도 측정 센서(pMAS: piezo cable muscle activation sensor)를 설계했고, 상완부에 적용하여 팔꿈치의 움직임을 예측했다.

II. 배경 이론

1. 근육 활성화 과정

인체의 골격근육(skeletal muscle)은 뇌로부터 전해지는 신경 신호에 의해 활성화되며, 이러한 근육의 활성화는 근육을 구성하는 근섬유(muscle fiber) 내부에 층으로 이루어져 있는 요소들이 신경신호 전달시 서로 교차하여 겹쳐지면서 일어나는 현상으로, 골격근육은 길이방향으로 수축하게 됨에 따라 횡방향의 단면적은 팽창하고, 내부의 근섬유의 밀도와 근육의 경도가 변하게 된다[8]. 골격근육의 물리적 변화 중에서 근육의 단면적 변화는 인체 외형에서의 기하학적 변화로 나타내어지며 비침습적으로 측정할 수 있어, 이를 이용하여 근육의 활성도를 예측할 수 있다.

본 연구에서는 근력 및 재활 운동에서 많이 사용하는 상지부의 움직임을 예측하기 위해서 상완부의 근육 활성도를 측정하고자 한다. 상지부 팔꿈치의 굴곡(flexion)과 신전(extension)

* 책임저자(Corresponding Author)

논문접수: 2010. 6. 10., 수정: 2010. 7. 12., 채택확정: 2010. 7. 20.

한효녕, 김정:KAIST 기계공학과

(hhn98@kaist.ac.kr/jungkim@kaist.ac.kr)

※ 이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단-공공복지안전사업의 지원을 받아 수행된 연구임 (No. 2010-0020449).

을 담당하는 골격근육은 상지부 상완에 있는 이두근(biceps brachii)과 삼두근(triceps brachii)으로 서로 반대 방향에 위치하여 이두근은 굴곡을, 삼두근은 신전을 담당한다. 상완부에는 이두근과 삼두근을 포함하는 여러 근육들로 구성되어 있으며, 움직임에 따라 활성화 되는 근육이 다르게 되어 각 근육의 단면적은 다르게 변한다. 하지만 전체 상완부의 단면적 중 이두근의 단면적 변화 폭이 다른 근육들보다 월등하게 크기 때문에, 이러한 상완부의 지형적 특성을 이용하여, 이두근의 활성도를 측정함으로써 팔꿈치의 움직임을 예측할 수 있다.

2. 근육 활성화시의 상지부의 기하학적 형상 변화

상완부의 근육활성시 단면 둘레 변화를 측정하기 위하여 그림 1과 같이 Motion Capture (Hawk digital camera, Motion Analysis Corporation) 장비를 이용하였다. 어깨와 팔꿈치 사이를 중앙부와 각 방향으로 5cm되는 곳으로 나누어 각각 앞면(anterior)와 뒷면(posterior)에 마커 7개씩을 부착하여 3부분의 단면적 변화를 측정했다. 팔꿈치에 가까이 있는 1구간은 마커 1, 4, 7, x, g, d, a로 연결되었으며, 중앙인 2 구간은 마커 2, 5, 8, y, h, e, b로, 어깨 가까이에 있는 구간 3은 3, 6, 9, z, l, f, c 마커를 이용하여 측정했다.

활성화에 따른 지형 변화를 관측하기 위해 팔꿈치의 굽힘 각도 변화 시 각 마커의 위치를 3차원으로 측정했다. 마커의 위치를 이용하여, 마커 간의 거리 정보를 구할 수 있으며, 각 구간별로 마커 사이의 거리들을 합하여 단면적 둘레를 측정했다. 그림 2의 실험 결과를 보면, 굽힘 각도에 따라 각 단면적 둘레가 추세를 보이고 있다. 특히 굵은 점선으로 표시된 2구간과 3구간을 합한 부분의 신호를 보면 비례하게 증가하며, 0.961의 상관관계(cross correlation)로 $y = 0.17x - 2.48$ 과 같은 관계식으로 나타낼 수 있다. 따라서 팔꿈치 각도에 비례하는 단면적을 보이는 2와 3 구간 모두를 포함하는 범위에서 실험하고자 한다.

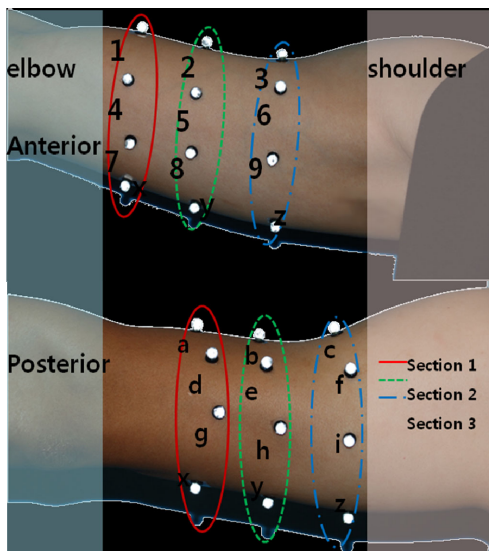


그림 1. 상완부의 둘레 변화 측정을 위한 운동수집 장비의 마커 부착.

Fig. 1. Marker position of motion capture for measurement of circumference of upper limb.

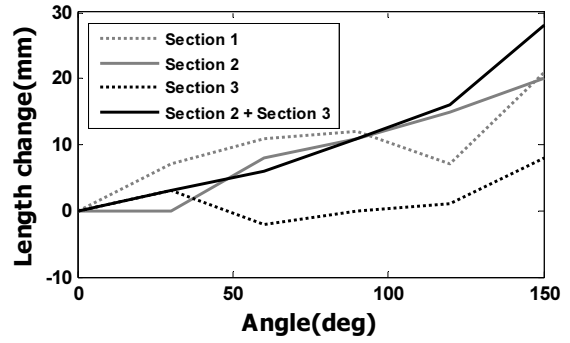


그림 2. 팔꿈치 굽힘각도에 따른 각 부분의 둘레 변화.

Fig. 2. Change of circumference according to elbow flexion.

3. 압전 케이블

연속적으로 변화하는 상완부의 형상 및 단면적 변화를 측정하기 위해서 근육활성도 측정 센서는 사용자에게 불편함 없이 수축 팽창이 가능한 유연한 형태를 가져야 한다. 변위나 압력센서로 사용되는 압전 물질은 수직 방향으로 가해지는 힘 혹은 변형량에 대해 전압을 발생하는 물질이며, 그 중에서도 압전 케이블(Xire, Piezolab)은 일반적으로 고체형태인 압전물질과 달리 유연성을 갖는 압전 물질을 이용하여 제작되어 모형을 변형할 수 있다는 장점이 있어 본 단면적 둘레 변화 측정 센서로 사용했다. 케이블은 길이 방향 변형에는 영향을 받지 않으며, 수직 방향의 장력과 휘어짐, 굽힘 등에 영향을 받게 되어 신호를 발생한다. 따라서 길이 방향으로 인장 수축이 불가능한 1차원적인 선형태의 케이블을 이용하여 길이방향의 변화를 측정하기 위해서는 2차원적인 밴드 형태로 설계하여 측정할 것이다.

$$\tau = R \times C \tag{1}$$

케이블의 캐패시턴스 C는 560pF/m으로 케이블의 길이에 따라 용량이 변하며, 본 특성은 센서의 연결되는 회로의 저항 R과 결합되어 (1)을 통하여 시정수를 결정한다.

III. 방법

1. 센서부 설계

상완부의 단면적 둘레를 측정하기 위해 길이 변화를 측정 가능한 형태로 센서가 설계되어야 하기 때문에 그림 3과 같이 케이블 굽힘을 이용하여 2차원 설계를 하였다. 길이 변화

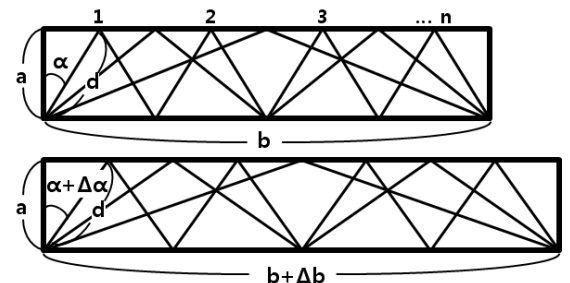


그림 3. 압전케이블을 이용한 길이 변화에 선형적인 결과를 보이는 밴드 형태의 센서 설계.

Fig. 3. Design of a band type stretch sensor that is linear to length change using piezo cable.

로 인해 발생하는 케이블의 굽힘 각도 변화는 압전 물질에게 응력을 가해주며, 이 응력으로 인하여 전압이 발생된다. 따라서 센서의 민감도는 케이블의 굽힘 부분의 각도 변화함에 직접적으로 영향을 받고 있으며, 각 굽힘의 변환 각도는 굽힘 수 n 에 따라 변하게 된다.

센서는 그림 3에서와 같이 길이 b 와 폭 a , 굽힘각 α 로 나타내어진다. 길이변화에 영향을 받지 않는 케이블의 빗면 길이 d 는 (2)에서와 같이 a, b 로 나타낼 수 있으며, 굽힘 각도 α 는 (3)과 같이 굽힘을 이루는 두 변 d 와 b , n 으로 표현할 수 있다. 길이 변화 $b + \Delta b$ 에 따라 다른 한 변 a 의 길이도 함께 변화하므로 변하지 않는 성분 d 를 이용하여 (4)와 같이 변화 Δb 에 따른 굽힘 각도 변화 $\Delta \alpha$ 를 구할 수 있다.

$$d = \sqrt{a^2 + \frac{b^2}{2 \times n}} \quad (2)$$

$$\sin(\alpha) = \frac{b}{d} = \frac{b}{2 \times n \times d} \quad (3)$$

$$\Delta \alpha = \arcsin\left(\frac{b + \Delta b}{2 \times n \times d}\right) - \alpha \quad (4)$$

표 1은 굽힘 수 n 에 따른 전체 굽힘 각도 변화 $\Delta \alpha$ 및 n 이 무한히 큰 수일 때에 나타나는 수렴 각도(45.8 deg)와 오차를 보여주고 있다. 본 수식 결과 굽힘 수가 적으면 적을수록 각도 변화가 커진다는 것을 보이고 있다. 하지만 굽힘 수가 적을수록 착용감 및 센서 형태 유지가 좋지 않기 때문에 본 연구에서는 위의 사항들을 고려하여 최대 변형량과 5%이내의 차이를 보이는 6번의 굽힘을 갖는 센서를 제작했다.

표 1. 굽힘 수에 따른 전체 굽힘 각도 변화 및 수렴각도와 의 오차.

Table 1. Total angle change and convergence tolerance according to number of twist.

n	$\Delta \alpha$ (deg)	수렴각도와의 오차(%)
3	54.7	19.5
4	50.0	9.1
5	48.3	5.4
6	47.5	3.6
7	47.0	2.6
8	46.7	2.0
9	46.5	1.5
10	46.4	1.2

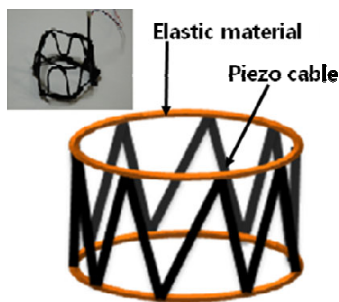


그림 4. 근육 활성화 측정을 위한 부피 변화 센서 (pMAS).
Fig. 4. Stretch sensor for measurement of muscle activation (pMAS).

센서는 상완부 외형에 맞추어 길이 300mm, 폭 50mm, 센서를 제작했다. 설계에 사용된 케이블의 길이는 2.4 m로 $560 \text{ pF/m} * 2.4\text{m} = 134\text{pF} = 1.34\text{nF}$ 의 캐패시턴스를 갖으며, 잡음 및 시간 지연 효과가 적도록 $100\text{k}\Omega$ 저항을 사용하여 (1)의 계산을 통하여 0.134 ms의 시정수를 갖는다.

pMAS는 그림 4와 같이 굽힘 형태로 설계된 압전 케이블과 케이블의 형태를 유지하기 위하여 각 변에 사용된 탄성 물질로 구성되어 밴드 형태로 제작했다. 센서는 밴드 내부에 단면적이 변함에 따라 케이블의 굽힘 각도가 변하며, 이 때 발생하는 센서 신호를 이용하여 단변적 변화를 측정할 수 있다.

2. 회로 구성

pMAS로부터 발생하는 신호에서 필요한 정보를 획득하기 위하여 증폭 및 필터 등의 신호 처리가 필요하다. 먼저 측정된 원신호는 매우 작고 잡음을 포함하기 때문에 그림 5와 같은 회로를 제작하여 신호 증폭 및 노이즈를 제거했다. 회로에서는 8차의 저주파 통과 필터를 이용하여 100Hz 이하의 성분들만 추출했다. 외부 잡음의 영향을 줄이기 위해 공통모드 이득(CMMR)이 높은 차동증폭기를 사용하여 센서 신호를 1000 배 증폭했다. 회로에서 필터 및 증폭된 신호는 16bit 해상도를 갖는 DAQ 보드(NI USB 6211, National Instrument, Co.)를 통하여 200Hz의 샘플링 속도로 컴퓨터로 수집되며 Matlab (Mathworks)에서 디지털 신호처리를 했다.

회로로부터 획득된 신호 $s(t)$ 는 센서의 둘레 변형량(mm/sec)의 물리량을 나타내는 신호로, 둘레(mm) 물리량으로 변환 시켜야 한다. 따라서 다음과 같이 $s(t)$ 를 적분하여 둘레 변화를 나타내는 $s_{int}(t)$ 로 변환 시킬 수 있다.

$$s_{int}(t) = \int s(t) dt \quad (5)$$

3. 회로 특성 실험

근육 활성화시 상완부의 단면적 둘레 변화 측정하기 위해 단면적 변화를 모사하는 단축 제어장치를 구성했다. 본 구동 장치는 2상 스텝모터(PK244PA, Oriental Motor Co., Ltd.)로 구동되는 LM guide 구동기(KR2006A, THK)에 반원기둥(half cylinder) 형상을 체결했으며 구동부는 축의 1회전당 6mm 이동 할 수 있다. 반원기둥 형상은 센서를 장착하는 부위로 지름 90mm의 원기둥을 나누어 한 쪽 반원기둥은 고정되어 있고, 다른 한 쪽은 구동기의 너트 블록에 장착되어 이동함으로써 전체를 원형으로 유지하며 둘레를 변화시켰다. 스텝모

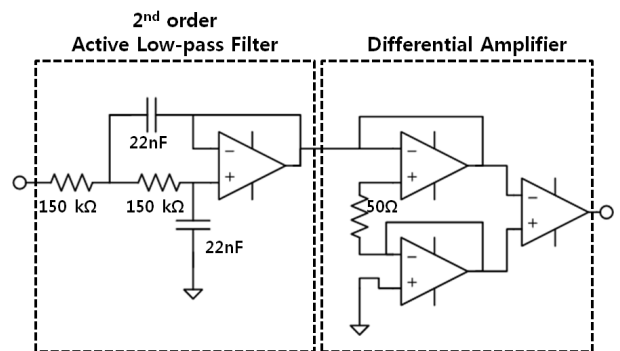


그림 5. 필터 및 증폭 회로.
Fig. 5. Filter and amplification circuit.

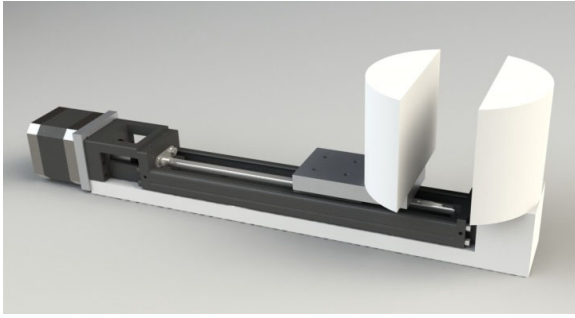


그림 6. 센서의 인장특성 파악을 위한 단축 구동장치.
Fig. 6. 1D Control device for verification of sensor property.

터는 2상 드라이버(CSD2112-P, Oriental Motor Co., Ltd.)에 의해 구동되며, 입력 펄스당 1.8 deg회전하도록 설정했으며, 2 상 드라이버는 임베디드 컨트롤 및 데이터 수집 시스템(NI cRIO 9012, National Instruments)에서 생성된 디지털 출력 펄스 신호를 받았다. LabVIEW(National Instruments)로 작성한 프로그램으로 이동 추이를 정하여 디지털 입/출력 모듈을 통해 신호를 출력했고, 구동기는 이동 속도는 25mm/s로 움직이며 실험했다.

실험은 구동기를 이용하여 둘레 길이 300mm를 기준으로 350mm까지 10mm씩 5단계로 변화를 주며 실험을 했다. 그림 7은 구동기 실험 결과로, 단면적 변화에 따라 센서의 결과값 $s_{ini}(t)$ 가 선형적으로 변함을 보여주고 있다. 이와 같은 결과는 센서가 상완부 단면적 변화에 비례하는 근육의 활성도를 예측할 수 있음을 보여주고 있다.

4. 움직임 예측 알고리즘

둘레 변화와 선형적 관계를 갖는 pMAS를 이용하여 움직임을 예측하기 위해서 최소자승법(least mean square)을 이용했다. 예비 실험을 통하여 팔꿈치 각도를 30, 60, 90, 120, 150 deg를 각각 5초 동안 유지하고 0deg로 이완시키는 운동을 통해 얻은 신호를 이용하여 그림 8과 같이 최소자승법을 이용하여 움직임을 예측할 수 있으며, 그래프를 통하여 측정값 (x_i, y_i) 사이의 관계를 (6)과 같은 선형식으로 모델링 할 수 있다. 최소자승법은 관계식의 적합한 상수를 도출하는 방법으로, 수식 (7)과 같이 측정 값 y_i 와 이론 값 $a \times x_i - b$ 의 차

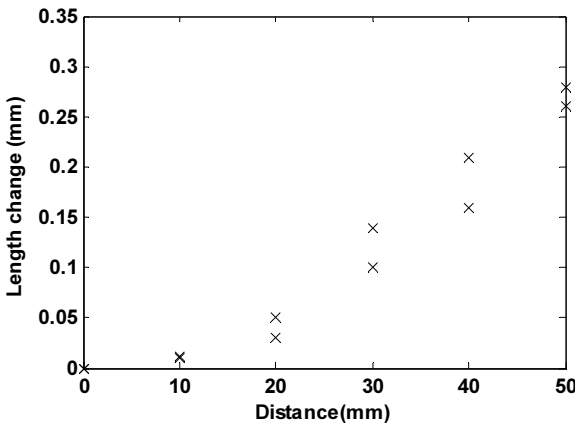


그림 7. 둘레 변화에 따른 센서 출력 값.
Fig. 7. Sensor output according to circumference changes.

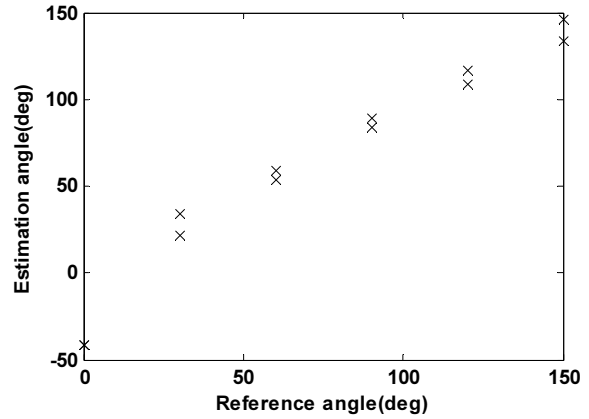


그림 8. 최소자승법을 이용한 움직임 예측.
Fig. 8. Motion estimation using least mean square method.

이의 제곱 합 E 를 최소로 만들어주는 상수 a 와 b 를 결정하는 방법이다. 이 움직임 예측 방법은 착용 초기에 실행하여 각 사용자에게 적합하도록 갱신하여 사용할 수 있도록 만들었다.

$$y = a \times x + b \tag{6}$$

$$E = \sum_i (y_i - (a \times x_i + b))^2 \tag{7}$$

IV. 실험

1. 실험 준비

pMAS 센서를 이용하여 상완부의 단면적 변화를 측정했다. 상완부의 근육활성도는 2.1절에서 밝힌 바와 같이 팔꿈치와 어깨의 중앙부부터 50mm 되는 부근까지의 둘레 변화와 비례하게 나타난다. 따라서 pMAS 센서를 사용자의 상완부의 중앙에서 위쪽에 착용(그림 9)하여 실험했다. 센서 신호는 DAQ보드에서 수집되며, 수집된 데이터는 Matlab에서 실시간 신호처리되고, Matlab GUI를 이용하여 그림 9와 같은 사용자 인터페이스를 만들었다. 또한 엔코더를 팔꿈치에 부착하여 실제 각도 변화와 비교했다.

사용자 인터페이스는 (1) 원형 데이터를 나타내는 그래프, (2) 각도로 예측된 데이터를 나타내는 그래프 및 (3) 실제 각도로 보여주는 그래프로 결과를 보여주고 있다. 사용자에게 적합한 예측 모델을 적용하기 위하여 3.4절에서 소개된 실험

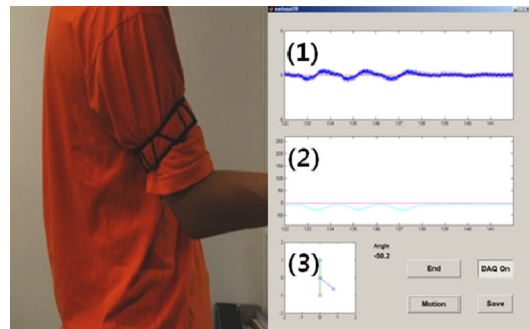


그림 9. 움직임 예측 실험을 위한 pMAS 착용과 실험에서 사용한 사용자 인터페이스.
Fig. 9. pMAS setting for motion estimation test and user interface.

및 모델링을 선행했으며, 예측 모델을 적용하여 팔꿈치의 움직임 각도를 예측했다.

2. 실험 및 결과

팔꿈치 움직임 변화 실험은 각도 변화와 변환 속도에 대하여 실험했다. 팔꿈치의 움직임은 0~150deg까지 30deg 간격으로 각 5초씩 유지했으며, 각도 변환 사이에는 0deg로 만들어 5초간 유지하고 다음 각도로 진행하는 방식으로 진행되었다. 또한 원신호는 길이 변화율을 측정하므로 각도 변화 속도가 각도 예측에 미치는 영향을 살펴보기 위하여 25mm/sec 및 12.5mm/sec 두 가지 속도에 대하여 실험했으며, 그 결과는 각각 그림 10(a)와 (b)에 보여주고 있다.

그림 10의 그래프에서 회색 선은 신호처리된 길이변화 량을 나타내는 신호이며, 검은 선은 적분을 통하여 얻어진 길이 변화를 나타내는 신호이다. 빠른 변화 속도에서 실험한 그림 10(a) 그래프의 회색선이 각도 변화시 그림 10(b)에서보다 높은 피크 값을 보이며, 반면에 좁은 상승 및 하강 구간을 보여주고 있다. 따라서 길이변화 신호를 보면 두 신호가 같은 값을 보여주고 있음을 확인할 수 있다. 또한 각도가 상승함에 따라 변화율 신호의 피크는 커지고, 변화 신호는 그에 비례하게 상승하는 것을 볼 수 있다. 또한 그림 10(a)와 (b)를 통하여 각도 예측은 변환 속도에 영향 없음을 보여주고 있다.

그림 11은 팔꿈치 각도 변화 동안 pMAS와 예측 알고리즘을 통한 팔꿈치 각도 변화 예측 값을 보여주고 있다. 사람에게 따라 부피 변화에 조금 다른 경향을 보이며 각도 예측에 오차가 발생되지만, 전체적으로 기준각도와 예측각도 사이에 선형적인 관계를 보인다. 본 실험결과 기준 각도와 센서를 이용한 예측 각도 사이에 0.964의 높은 상관 관계 ($p < 0.05$)가 나타났으며, 이를 통해 팔꿈치 움직임 예측이 잘 되었다고 볼 수 있다.

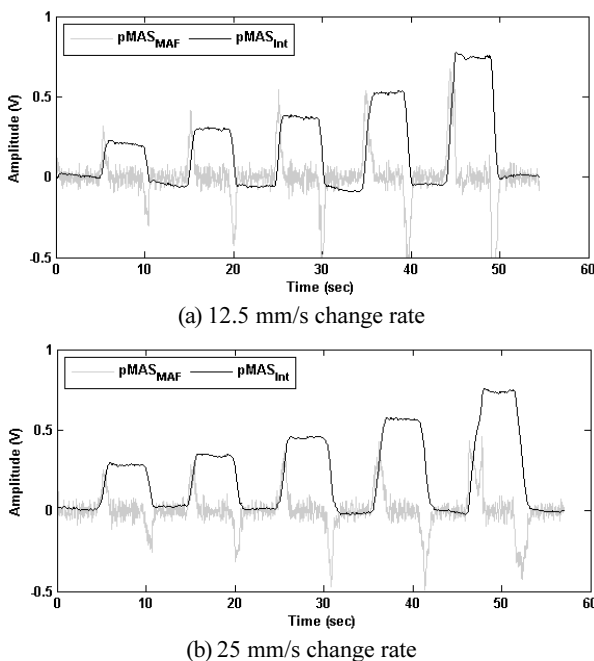


그림 10. pMAS를 이용한 팔꿈치 각도 변화 예측 실험.
Fig. 10. Elbow motion estimation using pMAS.

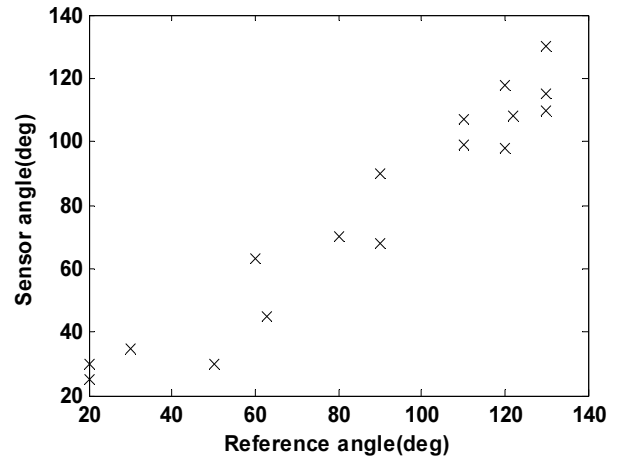


그림 11. pMAS를 이용한 각도 예측 결과.
Fig. 11. Elbow angle estimation result using pMAS.

V. 결과 및 토의

본 연구에서는 물리적 인간 기계 상호작용을 위하여 근육의 기하학적 변화를 이용한 새로운 방식의 생체신호 측정 센서를 개발하고, 사용자의 상지부에 적용하여 팔꿈치의 움직임 의도를 예측했다. 근육의 활성화도에 따른 단면적의 둘레 변화를 측정하기 위하여, 둘레 변화를 선형적으로 측정할 수 있는 밴드 형태로 구성된 압전 케이블을 사용했고, 센서의 착용감과 민감도를 고려하여 근육활성화 센서 pMAS를 제작했다. 개발된 pMAS를 인체 상완부에 적용하여 근육 활성화도에 따른 둘레 변화 측정으로 팔꿈치 각도 변화 예측했다. 본 연구에서 개발한 pMAS는 밴드 형태의 둘레변화에 유연한 장치로 착용과 사용법이 간편하다는 장점이 있으며, 특히 인체 표면으로부터 신호를 획득하는 것이 아니므로 의복 위에서도 측정 가능하다는 특징이 있다.

그러나 pMAS를 통해 얻을 수 있는 정보는 상완부 전체의 둘레 변화이기 때문에, 상완부의 이두근과 같이 한 근육의 활성화도가 주요한 영향을 미치는 근육이 있는 곳에서 측정 가능하며, 전체적인 둘레 변화가 큰 위치에서 적용 가능할 것이다. 또한 본 연구는 압전소자를 이용한 센서로부터 둘레 변화율을 획득하여 디지털 적분하여 둘레 변화로 표현하기 때문에 디지털 적분 과정에서 오차가 발생할 수도 있다. 적분 오차는 시간이 지남에 따라 누적되어 센서의 측정 정확도가 낮아지게 된다는 문제점이 있다. 따라서 pMAS의 성능을 향상시키기 위해서는 적분과정에서 발생한 누적오차를 줄일 수 있는 방법을 적용한 알고리즘이 적용되어야 할 것이다. 움직임 예측을 위한 모델링 방법으로 사용한 최소자승법은 연산이 빠르고 적용하기 간단하다는 장점이 있지만, 더 정확한 예측을 위해서는 고차원 모델링 기법을 적용하는 방법도 고찰해 보아야 할 것이다.

본 연구는 비록 위와 같은 한계점을 보이고 있지만, 센서 사용의 간편성과 착용감 등의 장점으로 스포츠 분야 및 재활 분야 등에서 움직임 패턴 분석에 사용될 수 있을 것이다. 또한 센서의 둘레 변화량을 측정하는 특성은 근육 모델링에서 사용되는 요소 중 하나인 근육 길이 변화량을 측정하는 센서로도 활용될 수 있을 것이다.

참고문헌

- [1] 이희돈, 유승남, 이승훈, 장재호, 한정수, 한창수, “상지 근육지원용 웨어러블 로봇을 위한 명령 신호 생성 기법 개발,” 제어·로봇·시스템학회 논문지, 제15권 제2호, pp. 176-183, 2009.
- [2] Z. Z. Bien, K. H. Park, J. W. Jung, and J. H. Do, “Intention reading is essential in human-friendly interfaces for the elderly and the handicapped,” *Proc. of IEEE Transactions on Industrial Electronics*, Daejeon, Korea, vol. 52, pp. 1500-1505, Dec. 2005.
- [3] R. Song and K. Y. Tong, “Using recurrent artificial neural network model to estimate voluntary elbow torque in dynamic situations,” *Medical and Biological Engineering and Computing*, vol. 43, pp. 473-480, 2005.
- [4] Y. Koike and M. Kawato, “Estimation of dynamic joint torques and trajectory formation from surface electromyography signals using a neural network model,” *Biological Cybernetics*, vol. 73, pp. 291-300, 1995.
- [5] C. Choi, S. Micera, J. Carpaneto, and J. Kim, “Development and quantitative performance evaluation of a noninvasive EMG computer interface,” *IEEE transactions on bio-medical engineering*, vol. 56, pp. 188-191, 2009.
- [6] S. Morita, T. Kondo, and K. Ito, “Estimation of forearm movement from EMG signal and application to prosthetic hand control,” *Proc. of IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Yokohama, Japan, vol. 4, pp. 3692-3697, 2001.
- [7] J. Rosen, M. Brand, M. B. Fuchs, and M. Arcan, “A myosignal-

based powered exoskeleton system,” *IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics*, Seattle, USA, vol. 31, pp. 210-222, May 2001.

- [8] R. L. Lieber, *Skeletal Muscle Structure, function, & plasticity*, Lippincott, 2002.



한 효녕

2005년 KAIST 기계공학과 졸업(공학사). 2007년 KAIST 기계공학과 대학원 졸업(공학석사). 2007년~현재 KAIST 대학원 기계공학과 박사과정 재학중. 관심분야는 생체신호 측정, 인간기계상호작용.



김 정

1991년 한국과학기술원 생산공학과(공학사). 1993년 한국과학기술원 기계공학과(공학석사). 2004년 MIT 기계공학과(공학박사). 2004년~현재 KAIST 기계공학과 교수. 1995년~1996년 Carnegie Mellon University 방문 연구원. 2003년~2004년 Yantric Inc. Cambridge, MA 선임 연구원. 관심분야는 의료로봇, 생체신호 측정, 인간-기계 상호작용, 세포 조작.