

인간-기계 인터페이스를 위한 근 부피 센서 개발

Development of the MVS (Muscle Volume Sensor) for Human-Machine Interface

임동환¹, 이희돈¹, 김완수¹, 한정수³, 한창수^{2,✉}, 안재용⁴

Dong Hwan Lim¹, Hee Don Lee¹, Wan Soo Kim¹, Jung Soo Han³, Chang Soo Han^{2,✉}, and Jae Yong An⁴

¹ 한양대학교 기계공학과 (Department of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.)

² 한양대학교 로봇공학과 (Department of Robot Engineering, Hanyang Univ.)

³ 한성대학교 기계시스템공학과 (Department of Mechanical System Engineering, Hansung Univ.)

⁴ 관동대학교 제일병원 정형외과 (Department of Pathology and Orthopedics, Cheil General Hospital, Kwandong Univ.)

✉ Corresponding author: cshan@hanyang.ac.kr, Tel: +82-31-400-5247

Manuscript received: 2013.1.21 / Accepted: 2013.7.17

There has been much recent research interest in developing numerous kinds of human-machine interface. This field currently requires more accurate and reliable sensing systems to detect the intended human motion. Most conventional human-machine interface use electromyography (EMG) sensors to detect the intended motion. However, EMG sensors have a number of disadvantages and, as a consequence, the human-machine interface is difficult to use. This study describes a muscle volume sensor (MVS) that has been developed to measure variation in the outline of a muscle, for use as a human-machine interface. We developed an algorithm to calibrate the system, and the feasibility of using MVS for detecting muscular activity was demonstrated experimentally. We evaluated the performance of the MVS via isotonic contraction using the KIN-COM[®] equipment at torques of 5, 10, and 15 Nm.

Key Words: Human-Machine interface (인간-기계 인터페이스), Human-Machine interaction (인간-기계 상호작용), Measuring system of muscle activation (근육 활성화 측정 장치), Intention Sensing (의도 추측), Muscle Volume Sensor (근 부피 센서)

1. 서론

최근 산업, 의료, 재활 등 다양한 분야에서 인간-기계 인터페이스에 대한 관심이 높아짐에 따라 인간의 의도파악을 위한 연구가 활발히 진행되고 있다.¹ 인간의 의도를 파악하기 위한 방법으로는 크게 인체 동작 시 발생하는 물리적 변화량 측정 방법과 생체신호 변화량 측정 방법으로 분류 할 수 있다. 물리적 변화량 측정 방법은 사람 동작 시 발생하는 힘 또는 관절각도를 센서를 사용하여 측정하기 때문에 동작이 발생된 후 의도 파악이 가능하다는 단점을 가지고 있다. 그러나, 생체신호

변화량 측정 방법은 인체에 발생하는 전기적 신호를 측정하는 방법으로써 동작이 발생되기 전 의도를 먼저 획득하기 때문에 물리적 변화량 측정 방법보다 동작의도 예측이 빠르다는 장점을 가지고 있다. 이와 같은 특징으로 인하여 인간의 의도를 파악하기 위한 분야에서는 생체신호 측정 방법이 많이 사용되고 있으며, 대표적으로 뇌전도(EEG: electroencephalogram), 근전도(EMG: electromyogram), 심전도(ECG: electrocardiogram) 등이 있다. 특히 동작의 의도와 밀접한 관계를 이루고 있는 근전도는 인간-기계의 상호작용 인터페이스 분야에서 다양하게 연구되고 있다.²⁻⁶ 근전도는 근육의 수축 정도

에 따라 근육에서 발생하는 미세 전류 신호를 말하며, 근전도 센서는 미세 전류 신호를 증폭하여 근육의 활성화도 측정하는 장치이다. 하지만 근전도 센서를 통해 정확한 신호를 얻기 위해서는 피부표면에 정확히 부착하여야 하며, 사용자의 신체적 상태에 따라 다르게 측정 될 수 있고, 외부적인 노이즈에 영향으로 오류가 발생하기 쉽다는 단점이 있다. 그래서 최근에는 이러한 단점을 보완하기 위해서 다양한 방법으로 의도를 획득하기 위한 근육 활성화도 센서를 개발하려는 연구가 진행되고 있다. 일본의 Nagasaki 대학에서는 근경도 센서(MSS: Muscle stiffness sensor)를 개발하여 근육의 활성화 정도에 따른 근육의 경도 변화를 측정하여 근육의 활성화도를 파악하였다.⁷ 그러나 센서에 돌출부가 존재하여 신체에 부착 시 피부의 통증을 유발하는 단점을 갖고 있다. 또한 일본의 Hokkaido 대학에서는 초음파센서를 이용하여 근육 수축 시 근섬유 밀집을 통한 근육 밀도 변화에 따른 파형의 변화를 측정하였으며, 한국과학기술원 대학에서는 앞서 설명한 방법과 유사하게 근육 밀도의 변화를 측정하지만, 광학소자를 사용하여 빛의 투과율을 측정하는 방식으로 근육의 활성화를 측정하도록 개발하였다.^{8,9} 하지만 근육밀도를 이용하여 근육의 활성화도를 측정하는 센서의 경우 외란에 민감한 형태를 보이기 때문에 적용이 어렵다.

본 논문에서는 앞서 개발된 센서들의 단점을 개선하고, 착용자의 피부에 직접 접촉할 필요 없이 의복 위에 착용이 가능하며, 외부 노이즈 영향이 작은 착용형 근육 활성화도 측정센서를 개발하고자 한다. 따라서 근육 활성화 시 나타나는 근육의 기하학적 형상의 변화를 측정하여, 인간-기계 상호작용 기술에 이용할 수 있는 근 부피 센서(MVS: Muscle Volume Sensor)를 개발하였으며, 관절부하실험을 통해 각 부하에 따른 근육 활성화도 변화 측정이 가능한지 검증하였다.

2. 근육활성도 측정 개념

2.1 근육의 구조와 동작

근육계(muscular system)는 근육조직(muscular tissue)으로 구성되며, 일반적으로 기능에 따라 평활근(smooth muscle)과 신장근(extensor muscle), 골격근(skeletal muscle)으로 나뉘어진다. 그 중에서 골격근은 다른 두 근육과 달리 중추신경계의 명령에 따라 자발적인 활성화가 가능하여 뼈와 뼈 사이에

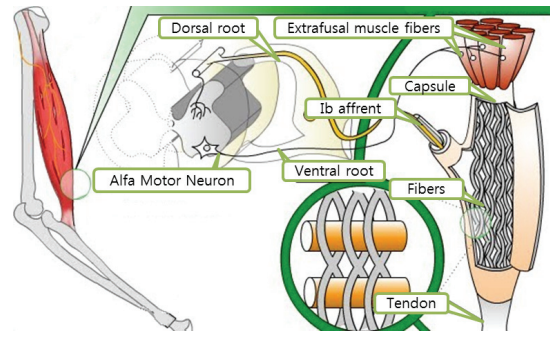


Fig. 1 Skeletal Muscle and Structure of Motor Unit

고무줄처럼 연결되어 필요 시 근육이 수축하면서 뼈를 당겨서 몸을 움직일 수 있게 된다.

골격근에 대한 활성화 과정을 살펴보면, Fig. 1 과 같이 동작 정보를 담은 신경신호는 뇌로부터 중추 신경계를 통하여 근육으로 전달되어 자극하게 되고, 자극으로 활성화 된 근육은 수축하게 되어 전체 근섬유 다발은 짧아지고 두꺼워지게 된다. 이에 따라서 근육은 부피가 증가하게 되고, 미세 전류 발생되며 근육의 경도 등이 변화하게 된다.¹⁰

2.2 근육 활성화도에 따른 근육부피 변화

앞서 설명한 것과 같이 근육 활성화로 나타나는 근육 부피는 근섬유의 길이에 따라서 근육의 생리학적 단면적(PCSA: Physiological Cross-Sectional Area)을 식(1)과 같이 표현 할 수 있다.

$$PCSA = \frac{\text{Muscle Volume}}{\text{Fibre Length}} \quad (1)$$

생리학적 단면적은 식(2)와 같이 근육의 근력 F 을 파악 할 수 있으며 관절의 토크를 예측 할 수 있는 중요한 변수로 작용한다.^{11,12}

$$F = k \cdot PCSA \quad (2)$$

Where, $k = 20 \sim 40 N/cm^2$

따라서 부피 변화에 의한 단면적 변화를 측정하여 근육의 활성화를 나타낼 수 있다. 그러나 동작 생성시 활성화되는 수 많은 근육의 단면적을 개별적으로 측정 하기에는 어려움이 있다. 하지만 관절의 움직임인 굽곡(flexion)과 신전(extension)을 담당하는 근육들은 대개 주동근과 길항근으로 서로 나누어져 동작하기 때문에 신체 외형에서 근육의 단면적 변화를 측정하여도 근육의 동작에 대한

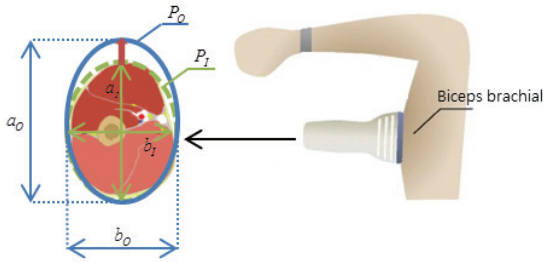


Fig. 2 Physiological Cross Sectional Area of the muscle

활성도를 측정 할 수 있다.

근육의 단면적 변화를 통한 근육활성도 측정을 위하여 근육의 단면적 형상을 Fig. 2와 같이 간소화하여 식(3)인 타원으로 가정하여 표현하였다.

$$\frac{x^2}{a_m^2} + \frac{y^2}{b_m^2} = 1 \quad (a_m > b_m) \quad (3)$$

하지만, 근육의 단면적 변화를 직접적으로 측정할 수 없기 때문에 타원의 장축 \$a_m\$ 과 단축 \$b_m\$ 을 사용하여 \$P_m\$ 으로 정의된 근육의 둘레로 표현하였으며,

$$P_m = 2\pi a_m \left[1 - \sum_{n=1}^{\infty} \left(\left(\frac{1 \cdot 3 \cdot 5 \cdots (2n-1)}{2 \cdot 4 \cdot 6 \cdots 2n} \right)^2 \frac{e_m^{2n}}{2n-1} \right) \right] \quad (4)$$

여기서 이심률 \$e_m\$ 은 타원의 장·단축 길이에 의해 식 (5)와 같이 정의된다.

$$e_m = \sqrt{1 - \frac{b_m^2}{a_m^2}} \quad (5)$$

따라서, 근육 활성화에 따른 근육 둘레의 변화 \$\Delta x\$ 는 근육 활성화 전 둘레 \$P_1\$ 와 활성화 후의 둘레 \$P_0\$ 의 차이로 표현될 수 있다.

$$\Delta x = P_0 - P_1 \quad (6)$$

이와 같이 본 논문에서는 근육 활성화 시 발생하는 근육의 단면적 변화를 신체외형의 둘레 변화량으로 가정하며, 이를 측정 할 수 있는 근 부피센서(MVS: Muscle Volume Sensor)를 개발하고자 한다.

3. 근 부피 센서 설계

3.1 기구 설계

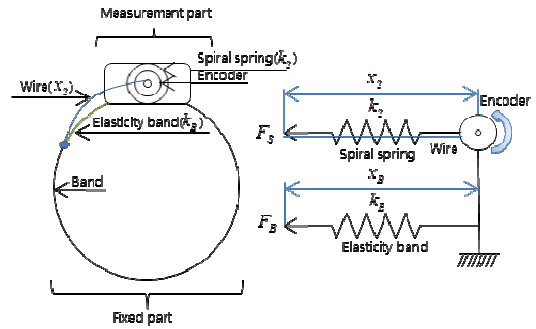


Fig. 3 Conceptual Design of the Muscle Volume Sensor (MVS)

MVS는 근육 활성화 시 발생하는 단면적 변화 측정을 위해 둘레변화를 세밀하게 측정할 수 있어야 하며, 또한 인체에 부착이 용이하게 설계되어야 한다. 따라서 근활성도 측정을 위해 개발된 MVS는 길이의 변화량을 측정 할 수 있는 측정부와 근육의 변화를 측정부에 전달하고 착용형태를 유지하기 위한 고정부로 나뉘어 구성되었다.

측정부는 미세하게 변화하는 근육의 단면적 변화를 측정 할 수 있도록 높은 분해능으로 설계되어야 하며, 이를 위해서 단면적 둘레의 변화인 길이의 변화량을 회전의 변화량으로 변환시켜 그 회전량을 측정하는 방식을 사용하였다. 와이어는 길이의 변화량을 회전의 변화량으로 변환시키기 위해 사용되었고 이를 통한 회전량 변화량을 측정하기 위하여 엔코더를 사용하였다. 개발된 측정부의 길이 분해능 \$l_d\$ 는 식(7)과 같이 엔코더의 축 반경 \$r_c\$ 과 회전 분해능 \$d\$ 에 의해 결정되며, 이를 통해서 높은 민감도를 갖도록 설계 하였다.

$$l_d = \frac{2r_c\pi}{d} \quad (7)$$

또한 와이어를 감고 있는 엔코더 축에는 회전형 스프링을 사용하여 근육 팽창에 의해 풀어진 와이어를 수축 시 되감을 수 있도록 탄성력을 갖게 설계 하였다.

고정부는 측정부의 와이어와 결합하여 근육의 변화를 측정부로 전달하는 역할과 착용 형태를 유지하기 위한 역할로 사용된다. 착용형태를 유지하기 위해서는 일정량 이상에 힘이 필요하게 되는데 만약 비탄성 밴드만을 이용하여 고정시키면 근육 부피 변화를 방해하는 요소로 작용하여 정확한 측정이 불가능하게 된다. 이에 고정부는 탄성력을

가진 밴드와 결합하여 근육의 변화에 따라 밴드가 늘어 나도록 설계 하였다.

이와 같이 센서 설계에는 회전형 스프링과 탄성밴드인 두 가지 탄성물을 결정해야 하며, 이 두 종류의 탄성물은 센서의 민감도와 밀접한 관련이 있다. 만약 탄성물이 크게 설계된다면 근육의 팽창을 방해 하게 되므로 작은 근육 팽창력에는 길이 분해능 l_d 에 만족 하지 못하여 측정이 되지 않을 것이다. 결국 작은 근육 변화에도 민감하게 측정하기 위해서는 두 가지 탄성물의 선정이 중요하다.

먼저 두 탄성물을 선정하기 위하여 병렬로 구성된 두 개의 탄성체는 식(8)와 같이 정의 하며, k_s 는 회전형 스프링의 탄성률이며, k_B 는 밴드의 탄성률이다.

$$k_T = k_s + k_B \quad (8)$$

회전형 스프링 k_s 는 역할에 따라 구동에 만족 하는 낮은 탄성률로 선정해야 한다. 만약 탄성률이 높으면 근육의 변화를 직접적으로 방해하여 밴드에 전달하는 근육의 변화를 받아들이지 못하여 센서의 민감도가 떨어지게 된다. 그러므로 회전형 스프링의 탄성률은 다음과 같이 선정하였다.

$$k_s \ll k_B \quad (9)$$

고정부는 착용성에 필요한 탄성력 k_B 을 발생해야 하며 근육의 변화에 방해하지 않도록 선정해야 한다. 하지만 이 두 조건은 서로 상반된 조건으로 서로에게 영향을 주게 된다. 착용성을 위해서는 탄성률이 높게 설계하여 몸에 흔들림이 없이 착용되도록 해야 하지만 그 결과 근육의 변화를 방해하게 된다. 그러므로 밴드의 탄성률은 실험을 통하여 센서의 민감도에 만족하는 탄성밴드를 찾아 선정하였다.

각 조건에 만족하도록 설계된 MVS을 Fig. 4와 같이 근육의 변화량 따라 표현하면, 식(10)와 같이 근육의 팽창력 변화 ΔF_T 는 회전형 스프링의 힘 변화 ΔF_s 와 탄성밴드의 힘 변화 ΔF_B 로 전달되며, 각 힘의 변화는 식(11)과 같이 밴드의 탄성률 k_B 와 와이어의 탄성률 k_s 에 의해 밴드의 변화량

Δx_B 와 와이어의 변화량 Δx_s 이 나타나게 되어 측정된다.

$$\Delta F_T(t) = \Delta F_s(t) + \Delta F_B(t) \quad (10)$$

$$\Delta x_s(t) = \frac{\Delta F_s(t)}{k_s} \quad \Delta x_B(t) = \frac{\Delta F_B(t)}{k_B} \quad (11)$$

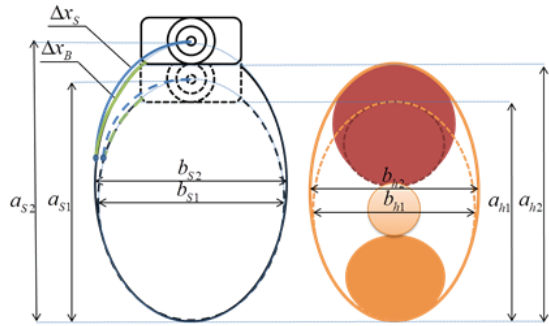


Fig. 4 Variation of the sensor and muscle

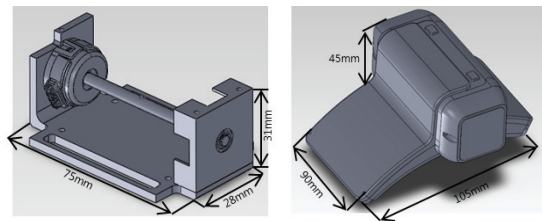


Fig. 5 Muscle Volume Sensor Design

Fig. 4와 같이 근육 활성화에 의해 변형된 Δx_s 는 식(4)에 타원의 둘레 변화량에 의해서 식(12)와 같이 근육의 둘레 P_{hm} 의 변화량은 센서의 둘레 P_{sm} 의 변화량으로 측정된다.

$$\Delta x_s(t) = P_{s2}(t) - P_{s1}(t) \cong P_{h2}(t) - P_{h1}(t) \quad (12)$$

센서의 측정부는 Fig. 5와 같이 가로 75 mm, 세로 28 mm, 높이 31 mm으로 설계하여 제작하였으며, 회전 분해는 1°인 엔코더 선정과 함께 엔코더의 직경은 4 mm로 제작하였다. 그 결과 측정 할 수 있는 길이 분해 l_d 는 69.8 μm 으로 결정되었다. 또한 측정부에 사용된 스프링 탄성률 k_s 는 8.5 mN/mm이며, 고정부에 사용된 탄성밴드의 탄성률 k_B 는 실험을 통하여 0.183 N/mm로 결정하였다.

센서의 케이스는 착용성 향상을 위해 인체 외형에 따라 곡선 형태로 설계되어 가로 105 mm, 세로 90 mm, 높이 45 mm으로 제작하였으며, 의복에 부착성 향상을 위해 케이스 밑면과 밴드는 옷에 마찰이 강한 재질을 사용하여 제작하였다.

3.2 회로 구성

센서로부터 측정된 데이터를 획득하고자 센서의 회로는 크게 송신부와 수신부로 나누어 설계하였다.

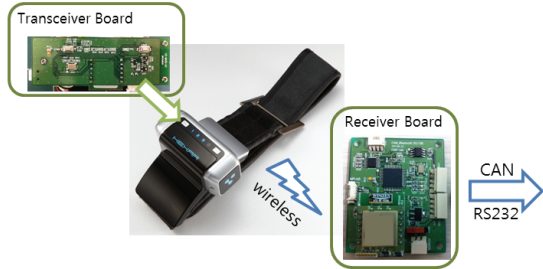


Fig. 6 Configuration of the MVS communication

송신부는 센서의 측정부로부터 발생하는 엔코더의 신호 획득과 센서의 Calibration 처리를 위해 마이크로프로세서(dsPIC33xx)을 이용하였으며, 편의성과 착용성 등을 위해 무선통신이 가능한 블루투스(FB755AC) 모듈을 선정하여 송신부를 장착하였다. 그리고 수신부는 블루투스 수신부를 장착하여 무선데이터를 획득할 수 있게 하였으며, 마이크로프로세서를 이용하여 수신된 데이터는 CAN (Controller Area Network), UART (Universal Asynchronous Receiver Transmitter) 통신으로 변화하여 인간-기계 인터페이스에 사용이 용이하도록 구성하였다. 또한 센서의 빠른 반응을 위하여 송신부와 수신부는 데이터 처리 후 5ms마다 송신과 수신 가능하게 하였다.

3.3 근육부피 신호 보정 알고리즘

인간의 근육 단면적 변화는 크게 기구학적인 변화와 근육 활성화에 의한 변화로 발생한다. 기구학적 변화는 관절의 각도에 따라 발생하는 근육형상의 변화로 나타나며, 근육 활성화에 의한 변화는 사람의 의도에 의한 변화를 의미한다. 인간의 동작 시 나타나는 근육의 변화는 항상 이 두 가지 요인이 혼합된 형태로 나타나며 보정을 통하여 기구학적인 요인을 제거한 후 근육의 변화량을 측정함으로써 근육활성도 측정이 가능하다.

$x(t)$ 는 식(13)에 의하여 보정할 수 있다. 여기에서 $x_s(t)$ 는 센서에서 측정되는 근육의 단면적 변화량이며, $f(\theta_{elbow})$ 은 팔꿈치 관절 각도 변화에 의한 기구학적 근육의 단면적 변화로 표현된 함수이다. $f(\theta_{elbow})$ 은 식(2)와 같이 3차 다항식 형태로 표현되며, 여기에서 polynomial coefficients (c_i)는 센서 착용 후 최초 1회 인체에 부하를 가하지 않은

상태에서 동작 시 팔꿈치 관절 각도에 대하여 센서신호를 polynomial curve fitting 기법을 사용하여 도출한다.

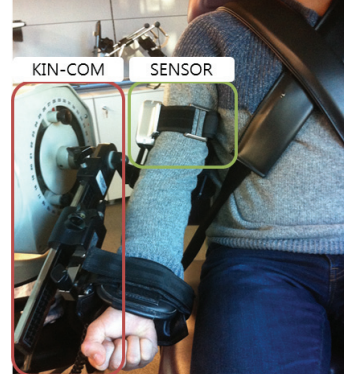


Fig. 7 Experimental setup for the verification of the MVS

$$x(t) = x_s(t) - f(\theta_{elbow}) \quad (13)$$

$$f(\theta_{elbow}) = \sum_{i=0}^3 c_i \cdot \theta_{elbow}^i \quad (14)$$

4. 실험 및 결과

개발한 MVS의 근육 활성화 신호를 검증하기 위하여 Fig. 7과 같이 실험환경을 구축하였다. 그림에서와 같이 피실험자의 상완부에 MVS를 부착하고, 다 관절 재할 장비인 KIN-COM[®]을 사용하여 부하에 따른 MVS의 활성화도 변화를 측정하는 실험을 실행하였다. 실험은 총 3명의 피험자를 대상으로 실행하였으며, 실험에 참여하기 전 피험자는 KIN-COM[®]에 적응을 위해 1세트 실시 후 충분한 휴식을 갖고 본 시험을 실행하였다. 센서의 보정을 진행하기 위하여 KIN-COM[®] 동작범위를 0° ~ 110° 설정 후 무 부하 동작(passive motion)을 수행하였으며, 획득한 센서의 신호와 각도 데이터를 사용하여 보정알고리즘을 거쳐 Polynomial coefficients를 도출하였다.

앞 실험에서 구한 Polynomial coefficients를 이용하여 센서를 보정 한 후 실험을 진행하였으며, 부하 실험인 등장성 수축(isotonic contraction) 운동을 위해 KIN-COM[®]의 동작 범위를 20 ~ 110° 설정 후 5Nm, 10Nm, 15Nm으로 관절부하를 변경하면서 MVS 신호를 측정하였다. 또한 3명의 피실험자의 실험 결과를 비교하고자 정규화 데이터인 최대 등적성 수축(isometric maximum voluntary contraction)

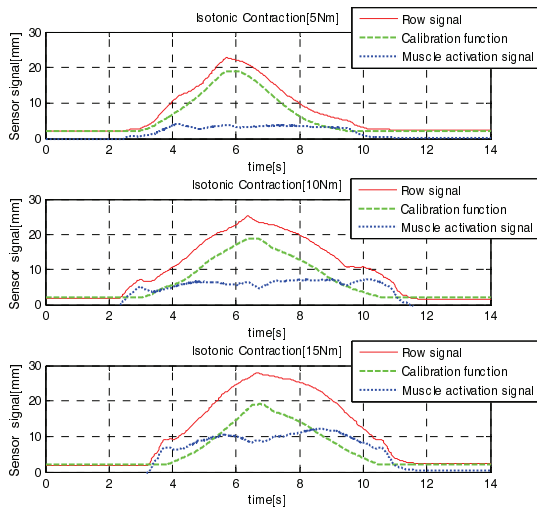


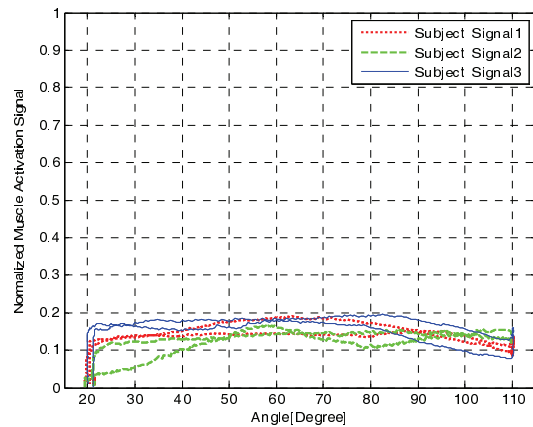
Fig. 8 Calibrated muscle activation signal (-: Row signal, --: Calibration function, •: muscle activation signal)

운동을 실험하였다.

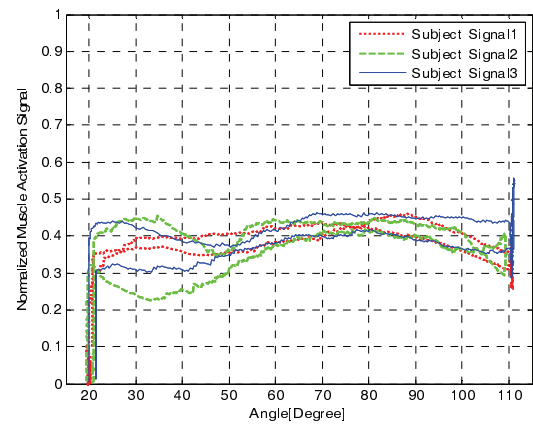
Fig. 8은 관절부하를 변경하여 실험한 결과를 측정된 센서 신호와 관절각도에 따른 Calibration 함수, Calibration된 근육활성도 신호를 나타낸 것이다. 실험결과 관절의 부하가 5 Nm, 10 Nm, 15 Nm로 증가할수록 센서 신호가 증가함을 확인할 수 있으며, Calibration 함수는 관절각도에 따른 함수로써 관절의 부하와 관계 없이 동일함을 확인할 수 있다. 그 결과 센서 신호에서 Calibration 함수 값을 제거한 근육활성도 신호는 부하가 증가할수록 증가됨을 확인할 수 있다.

Fig. 9는 실험을 통해 측정된 MVS의 근육 활성화 신호를 정규화하여 3명의 데이터를 부하 5 Nm, 10 Nm, 15 Nm로 분류하여 동작각도와 함께 그래프로 나타낸 것이다. 실험 결과 정규화된 3명의 데이터는 각 부하에서 유사한 활성화 수치를 나타내며 부하가 5 Nm, 10 Nm, 15 Nm로 증가함에 따라 측정된 근육 활성화 신호도 함께 증가하는 모습을 확인할 수 있다.

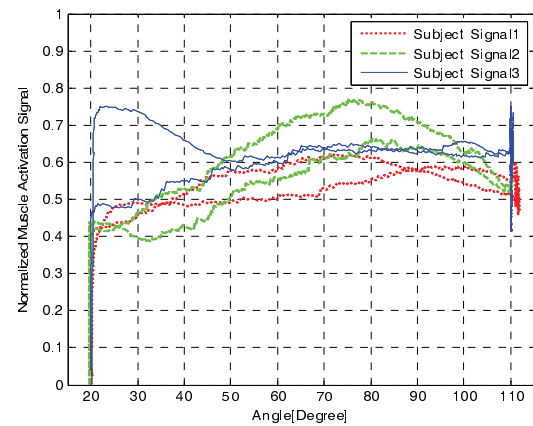
Fig. 9에서 나타난 부하에 따른 MVS 신호의 근육 활성화도 변화량을 정량적인 수치로 나타내기 위해서 3명의 수치를 평균화 하여 Fig. 10과 같이 그래프로 나타내었다. 그래프 결과를 살펴보면 5 Nm에는 0.121, 10 Nm에는 0.295, 15 Nm에는 0.443이 산출되어 나타났으며, 부하가 5 Nm씩 증가함에 따라



(a) 5 Nm, Isotonic Contraction



(b) 10 Nm, Isotonic Contraction



(c) 15 Nm, Isotonic Contraction

Fig. 9 Normalized muscle activation signal according to the joint angle

라 근육 활성화도는 약 0.16씩 증가함을 확인할 수 있었다. 이와 같이 MVS를 통하여 측정되는 근 단

면적 돌레의 변화량은 앞 장에서 설명한 근 단면적 변화와 같이 근력을 파악할 수 있는 변수로 작용하여 부하가 증가함에 따라 MVS의 근육 활성화 신호가 증가하는 것을 볼 수 있었다.

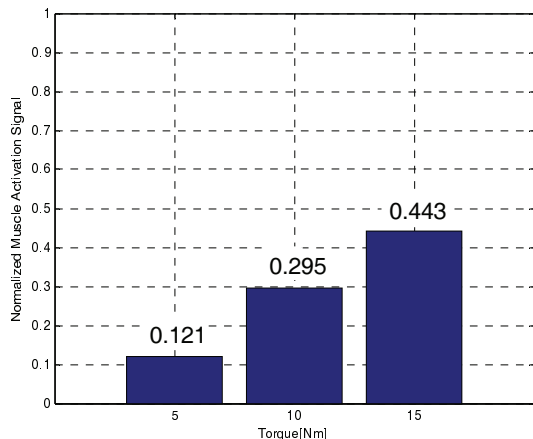


Fig. 10 Average of the normalized muscle activation

5. 결론

본 연구에서는 인간-기계의 상호작용 기술을 위한 동작 의도 센서인 MVS를 개발하였다. 센서를 개발하기 위하여 근육 활성화 시 나타나는 근육의 동작과 형상을 파악하였으며, 근육의 부피에 따라 변화하는 단면적과 근육활성도의 관계에 대해서 이해하였다. 근육의 변화를 측정하기 위해 엔코더와 두 탄성체를 이용한 MVS센서를 설계하여 제작하였으며, 센서의 측정신호로부터 근육 활성도를 파악하기 위한 보정알고리즘을 개발하였다.

개발된 MVS의 근육 활성화 신호를 검증하기 위하여 다 관절 재활 장비인 KIN-COM[®]을 사용하여 실험환경을 구축하고 부하에 따른 MVS의 활성화 변화를 측정하는 실험을 실행하였다. 실험 결과 5 Nm, 10 Nm, 15 Nm로 관절의 부하가 증가함에 따라 MVS 신호의 근 활성화도는 평균 0.148 ± 0.0216 이 증가하는 것을 확인하였다. 이를 통하여 MVS를 통한 근육활성화 측정 성능을 평가하였으며, 향후 센서의 정확도를 높이기 위한 보정 알고리즘 개발을 통해 관절의 토크추정도 가능 할 것으로 예상된다. 따라서 본 연구에서는 인간-기계 상호작용 기술에 이용할 수 있는 센서로 착용자의 피부에 직접 접촉할 필요 없이 의복 위에 착용이 가능하며, 착용시 이질감이 적고, 외부 노이즈 영향이 적은 근육 활성화 측정센서를 개발 하였다.

후 기

본 논문은 2012년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 기초연구사업(2012008672) 및 지식경제부 및 정보통신산업진흥원의 ‘융복합형로봇전문인력양성사업’ 지원사업의 연구결과로 수행되었음(NIPA-2012-H1502-12-1002).

참고문헌

1. Sato, T., Nishida, Y., Ichikawa, J., Hatamura, Y., and Mizoguchi, H., "Active understanding of human intention by a robot through monitoring of human behavior," Proc. of the IEEE/RSJ/GI International Conference on Intelligent Robots and systems, Vol. 1, pp. 405-414, 1994.
2. Cooper, R., Osselton, J. W., and Shaw, J. C., "EEG Technology," Butterworths, 3rd edition, pp.1-10, 1980.
3. De Luca, C. J., "Physiology and mathematics of myoelectric signals." IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. BME-26, No. 6, pp. 313-325, 1979.
4. Rushmer, R. F., "Cardiovascular Dynamics," WB Saunders, 4th edition, pp. 33-58, 1976.
5. Mulas, M., Folgheraiter, M., and Gini, G., "An EMG controlled exoskeleton for hand rehabilitation," Rehabilitation Robotics, pp. 371-374, 2005.
6. Seo, A. R, Jang, H. Y., Kim, W. S., Han, C. S., and Han, J. S., "Development and verification of a volume sensor for measuring human behavior," Int. J. Precis. Eng. Manuf., Vol. 13, No. 6, pp. 899-904, 2012.
7. Moromugi, S., Kim, S. H., Yoon, S. J., Matsuzaka, N., Ishimatsu, T., and Lawn, M. J., "Development of an effective training machine using muscle activity information," IEEE Industrial Electronics, pp. 4534-4539, 2006.
8. Koyama, T., Tanaka, T., Kaneko, S., Moromugi, S., and Feng, M. Q., "Integral Ultrasonic Muscle Activity Sensor for Detecting Human Motion," Proc. of the IEEE International Conference on System, Man and Cybernetics, Vol. 2, pp. 1669-1674, 2005.
9. Cen, L., Han, H. Y., and Kim, J., "Optical muscle activation sensors for estimating upper limb force

- level,” Proc. of IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference, pp. 1-4, 2011.
10. Richard, L. L., “Skeletal Muscle Structure, Function, and Plasticity,” Lippincott, 2nd Ed., pp. 113-172, 2002.
 11. Epstein, M. and Herzog, W., “Theoretical Models of Skeletal Muscle,” John Wiley & Sons, pp. 26-27, 1998.
 12. Fukunaga, T., Miyatani, M., Tachi, M., Kouzaki, M., Kawakami, Y., and Kanehisa, H., “Muscle volume is a major determinant of joint torque in humans,” Acta Physiol Scand, pp. 249-255, 2001.