

근 부피 센서를 이용한 인체 팔꿈치 관절의 동작 토크 추정

Torque Estimation of the Human Elbow Joint using the MVS (Muscle Volume Sensor)

이희돈¹, 임동환¹, 김완수¹, 한정수², 한창수^{1,✉}, 안재용³
Hee Don Lee¹, Dong Hwan Lim¹, Wan Soo Kim¹, Jung Soo Han², Chang Soo Han^{1,✉}, and Jae Yong An³

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

² 한성대학교 기계시스템공학과 (Department of Mechanical System Engineering, Hansung Univ.)

³ 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 / Revised: 2013.3.4 / Accepted: 2013.3.12

This study uses a muscle activation sensor and elbow joint model to develop an estimation algorithm for human elbow joint torque for use in a human-robot interface. A modular-type MVS (Muscle Volume Sensor) and calibration algorithm are developed to measure the muscle activation signal, which is represented through the normalization of the calibrated signal of the MVS. A Hill-type model is applied to the muscle activation signal and the kinematic model of the muscle can be used to estimate the joint torques. Experiments were performed to evaluate the performance of the proposed algorithm by isotonic contraction motion using the KIN-COM® equipment at 5, 10, and 15Nm. The algorithm and its feasibility for use as a human-robot interface are verified by comparing the joint load condition and the torque estimated by the algorithm.

Key Words: Muscle Volume Sensor (근 부피 센서), Human Intent Estimation (사람 의도 추정), Human Joint Torque Estimation (인체 관절토크 추정), Muscle Activation Signal (근육활성도 신호), Human Muscle Model (인체 근육모델)

기호설명

$u_{MVS}(t)$ = MVS(Muscle Volume Sensor) signal
 $f(\theta_{elbow})$ = Calibration function of the MVS signal
 $u(t)$ = Muscle activation signal
 $a(t)$ = Normalized muscle activation signal
 l^m = Muscle length
 v^m = Muscle contraction speed
 l^{MA} = Moment arm length
 F^{mt} = Muscle-tendon force
 F_{CE}^m = Contractile element force of the muscle
 F_{PE}^m = Parallel element force of the muscle
 τ_{elbow} = Estimated torque of the elbow joint

1. 서론

최근 로봇분야에서 인간-로봇 협업(human-robot cooperation)에 대한 관심이 높아짐에 따라 인간-로봇 인터페이스(HRI: Human-Robot Interface)에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. HRI는 로봇의 제어 입력 또는 피드백을 목적으로 사람의 동작의도(human motion intent)를 획득하는 기술로서 인간-로봇 협업 작업에서 가장 중요한 요소이다. 이와 같이 사람의 동작의도를 파악하는 HRI 기술을 이용하여 인간-로봇 협업작업을 수행하기 위해서는 인체 동작에 따른 관절의 각도 혹은 토크를 예측할 수 있어야 한다.¹ 동작의도 파악을 위한 대표적인

방법으로는 근육의 활성화 측정을 통한 관절토크 예측 모델이 있으며, 관절토크 예측 모델로는 근육모델 또는 신경망(neural network) 알고리즘을 사용한 다양한 연구들이 이루어지고 있다.^{2,4}

근육활성도를 측정하기 위하여 일반적으로 EMG (electromyogram) 센서를 사용하며, 사람의 팔이나 다리 등 신체 부위에 부착하여 근육의 수축 또는 인장 시 발생하는 전기적 신호를 측정함으로써 활성화도를 측정한다. 그러나 EMG 센서는 주파수 특성상 신호 수집 시 높은 주파수의 샘플링이 요구되며 피부에 전극을 부착하기 때문에 착용이 불편하며, 측정 환경에 따라 신호의 재현성이 낮다는 단점을 가지고 있다. 이러한 단점들을 해결하기 위하여 근육이 활성화될 때 발생하는 부피변화, 진동, 길이변화 등과 같은 물리적인 변화량을 측정하기 위한 센서들에 대한 연구와 센서로부터 측정된 근육활성도 신호를 사용하여 관절토크를 예측하기 위한 알고리즘에 대한 연구들이 활발하게 진행되고 있다.^{2,4,6}

본 논문에서는 앞서 언급한 근육활성도 측정을 위한 센서들 중 활성화 시 근육의 부피가 팽창하는 것을 측정하는 근 부피 센서(MVS: Muscle Volume Sensor)를 사용하여 HRI로 활용 가능한 사람의 동작의도를 추정하는 알고리즘 개발을 목적으로 한다. 이를 위해서 MVS를 통해 측정된 근육의 부피 변화량을 근육활성도 신호로 변환하기 위한 교정(Calibration)을 수행하며, 이를 입력으로 하는 근육모델을 사용하여 사람의 팔꿈치 관절의 토크를 추정하는 방법에 대해서 제시하며 관절부하 실험을 통해 토크추정 성능을 분석하여 인간-로봇 인터페이스를 위한 센서로서의 효용성을 검증하고자 한다.

2. 인체 동작 토크 추정 개념

MVS를 사용하여 인체 팔꿈치 관절의 동작의도를 예측하기 위하여 본 논문에서는 근육활성도 모델(muscle activation model), 팔꿈치 관절 모델(elbow joint model) 및 근육모델(muscle model)을 사용한다. Fig. 1은 인체 동작의도 추정 개념을 도식화한 것이다. 근육활성도 모델에서는 MVS에서 측정된 신호를 교정을 통하여 인체기구학적 요인에 의한 근육 부피변화를 제거하고, 이를 정규화를 통한 근육활성도 신호(muscle activation signal)를 생성한다. 그리고, 팔꿈치 관절 모델에서는 팔꿈치

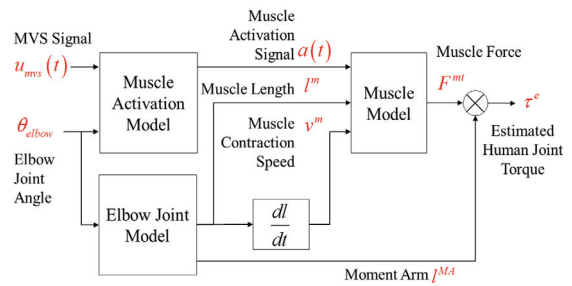


Fig. 1 Concept of the human intent estimation

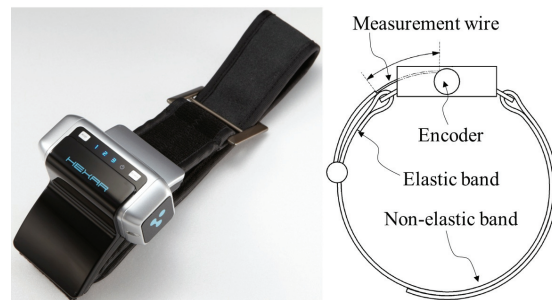


Fig. 2 MVS for muscle activation measurement

관절을 동작하기 위한 대표근육인 biceps와 triceps 근육의 현재 길이와 수축되는 속도, 그리고 모멘트 암(moment arm) 길이를 계산한다. 근육모델은 Hill's 모델을 사용하여 근육을 모델링 하였다.⁷ 근육모델로부터 biceps와 triceps의 수축력을 계산하고, 모멘트 암의 길이와 곱을 통하여 사람의 동작의도에 따른 관절토크를 추정한다.

3. 인체 동작 토크 추정 기법

3.1 근육활성도 모델

본 연구에서는 근육활성도를 측정하기 위하여 MVS를 사용한다. MVS는 Fig. 2에서 보이는 것과 같이 벨트 형태로 인체 팔 또는 다리에 부착이 가능하며, 인체 동작에 따라 벨트의 길이가 늘어나는 정도를 측정하여 근육의 부피 변화량을 측정할 수 있도록 개발되었다. 이 센서는 크게 고정부와 측정부로 구성되어 있다. 인체 고정부는 비탄성(non-elastic)밴드와 탄성(elastic)밴드를 사용하여 인체에 부착이 가능하며, 근육의 부피 팽창 시 밴드가 늘어나도록 설계되어 있다. 측정부에서는 근육의 부피 변화에 따라 발생하는 비탄성 밴드의 길이 변화량을 측정하기 위하여 와이어와 엔코더를

사용하였다. MVS는 앞서 설명한 것과 같이 벨트의 길이 변화량을 측정하기 위하여 엔코더를 사용하기 때문에 노이즈에 대하여 매우 강인 특성을 가지며, 필터를 사용한 신호처리가 필요 없다.

인체 근육의 부피변화는 크게 기구학적인 요인과 동작의도에 의한 요인에 의하여 발생한다. 기구학적 요인은 관절의 각도에 따라 발생하는 근육형상의 변형에 따른 부피변화를 의미하며, 동작의도에 의한 요인은 근육의 활성화로 인한 근육부피의 변화를 의미한다. 인체 동작 시 근육의 부피변화는 항상 이 두 가지 요인이 혼합된 형태로 나타나며, 교정을 통하여 기구학적인 요인을 제거한 후 사람의 동작의도에 의해 발생한 근육의 부피변화량을 측정함으로써 MVS를 사용하여 근육활성도($u(t)$) 측정이 가능하다.

$u(t)$ 는 식(1)에 의하여 교정 할 수 있다. 여기에서 u_{MVS} 는 MVS에서 측정되는 근육부피 변화량이며, $f(\theta_{elbow})$ 은 팔꿈치 관절 각도 변화에 의한 기구학적 근육부피 변화량 함수이다. $f(\theta_{elbow})$ 은 식(2)와 같이 3차 다항식 형태로 표현되며, 여기에서 polynomial coefficients (c_i)는 MVS 착용 후 인체에 부하를 가하지 않은 상태에서 최초 1회 동작 시 측정된 팔꿈치 관절 각도에 대하여 MVS 신호를 polynomial curve fitting 기법을 사용하여 도출한다.⁴

$$u(t) = u_{MVS}(t) - f(\theta_{elbow}) \quad (1)$$

$$f(\theta_{elbow}) = \sum_{i=0}^3 c_i \cdot \theta_{elbow}^i \quad (2)$$

이와 같은 방법으로 교정한 신호 $u(t)$ 를 근육모델의 입력으로 사용하기 위하여 정규화(normalization) 과정이 필요하다. 정규화된 근육활성도 신호($a(t) \in [0,1]$)는 근육이 최대 등척성 수축(maximal voluntary contraction) 상태에서 측정된 $u(t)$ 의 신호가 1이 되며, 근육이 활성화 되지 않을 때 0이 되도록 정규화한다.⁸

3.2 팔꿈치 관절 모델링

Fig. 1의 개념설계에서 설명한 것과 같이 근육모델은 현재의 근육 길이와 속도를 입력으로 사용한다. 일반적으로는 모션캡처(motion capture) 장비를 사용하여 사람 관절의 위치 및 속도를 측정하고 전문 S/W를 사용하여 관절 각도 및 토크 등의 정보를 획득한다. 하지만 이러한 방법은 사용공간의 제약이 발생하며, 획득한 데이터를 이용하여

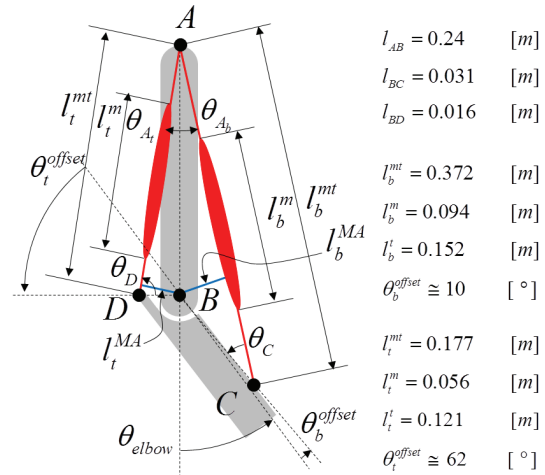


Fig. 3 Kinematic analysis of the human elbow joint

신호처리를 통해 관절토크를 산출하기 때문에 실시간 제어가 중요한 인간-로봇 인터페이스에 적용이 어렵다. 따라서 인체 관절과 근육의 구조를 단순화하여 기구학적인 접근이 필요하다.^{9,10} Fig. 3은 사람의 팔꿈치 관절과 biceps 및 triceps에 대하여 단순화하여 도식화한 것이다.

Biceps와 triceps의 근육(muscle)과 건(tendon)의 길이 (l_b^m, l_t^m)는 식(3)과 같으며, 근육모델의 입력으로 사용되는 자세에 대한 근육 길이 (l_b^i, l_t^i)는 식(4)와 같은 방법으로 계산이 가능하다. 여기에서 건의 길이 (l_b^o, l_t^o)는 근육이 최대 근력 시 약 3%의 길이 변화를 가지기 때문에 상수로 가정한다.¹¹ 근육의 초기 길이 (l_{bo}^m, l_{to}^m), 우모각 (ϕ_{bo}, ϕ_{to}) 및 건의 길이 (l_b^i, l_t^i)는 Holzbaaur, K. R. S.¹²의 논문에 기재되어 있는 인자의 값을 피실험자의 팔 길이에 맞게 비율적으로 변경하여 사용하였다.

$$l_b^m = l_{AB}^2 + l_{BC}^2 - 2l_{AB}l_{BC} \cos(\theta_{elbow} + \theta_b^{offset}) \quad (3)$$

$$l_t^m = l_{AB}^2 + l_{BD}^2 - 2l_{AB}l_{BD} \cos(\theta_{elbow} + \theta_t^{offset})$$

$$l_b^i = \sqrt{(l_{bo}^m \sin \phi_{bo})^2 + (l_b^m - l_b^o)^2} \quad (4)$$

$$l_t^i = \sqrt{(l_{to}^m \sin \phi_{to})^2 + (l_t^m - l_t^o)^2}$$

근육의 수축력으로부터 관절의 토크를 계산하기 위하여 biceps와 triceps 근육의 모멘트 암 길이 (l_b^{MA}, l_t^{MA})가 필요하다. 식(5)와 식(6)은 현재 팔꿈치 각도로부터 biceps와 triceps의 모멘트 암 길이를 계산하기 위한 계산식이다. 인체의 특성상 모멘트

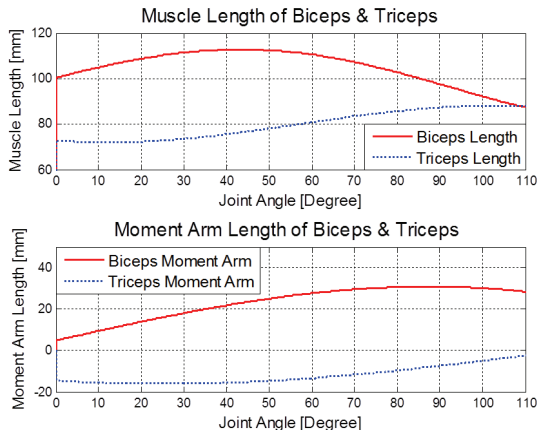


Fig. 4 Kinematic analysis result of the human elbow joint

암 길이가 0이 되는 위치가 존재하지 않으므로 이를 θ_b^{offset} 과 θ_t^{offset} 을 사용하여 반영하였다. θ_b^{offset} 과 θ_t^{offset} 은 Pigeon, P.¹³의 논문에 기재되어 있는 인체의 모멘트 암 길이의 최대값을 피실험자의 팔 길이에 맞게 비율적으로 변경하고, 이와 유사한 값을 갖도록 하는 offset 값을 결정하였다. Fig. 4는 팔꿈치 관절 각도에 따른 biceps와 triceps의 근육길이와 모멘트 암 길이를 계산한 결과이다.

$$l_b^{MA} = l_{BC} \sin \theta_c$$

where,

$$\theta_c = \theta_{elbow} + \theta_b^{offset} - \theta_{A_b}$$

$$\theta_{A_b} = \text{actan} \left(\frac{0.031 \sin(\theta_{elbow} + \theta_b^{offset})}{0.031 \cos(\theta_{elbow} + \theta_b^{offset}) + 0.24} \right)$$

$$l_t^{MA} = l_{BD} \sin \theta_D$$

where,

$$\theta_D = 180^\circ - \theta_{elbow} + \theta_t^{offset} + \theta_{A_t}$$

$$\theta_{A_t} = \text{actan} \left(\frac{0.0161 \sin(\theta_{elbow} + \theta_t^{offset} + 180^\circ)}{0.0161 \cos(\theta_{elbow} + \theta_t^{offset} + 180^\circ) + 0.24} \right)$$

3.3 인체 근육 모델링

사람의 근육 시스템은 앞 절에서 언급한 것과 같이 근육과 건으로 구성되어 있다. 이에 대하여 Hill은 CE (Contractile Element), PE (Parallel Element), SE (Serial Element)와 같이 3가지 구성요소로 모델링 하였다.⁷ 여기에서 CE는 능동적 근력(active muscle force)으로써 사람의 의도에 따라 힘을 발생하

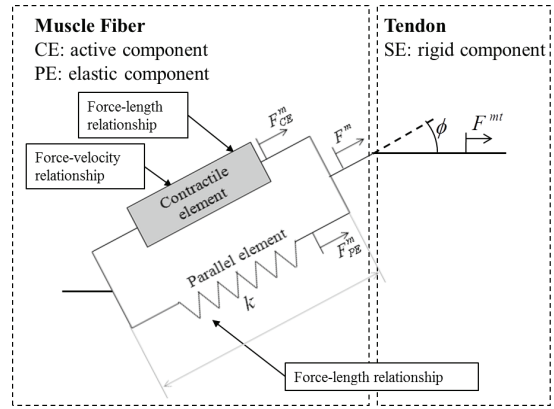


Fig. 5 Human muscle-tendon modeling

는 액추에이터(actuator)에 해당하며, 힘-길이, 힘-속도와의 관계로 근육의 힘을 표현할 수 있다. PE는 수동적 근력(passive muscle force)을 발생하는 구성요소로서 근육이 인장되면 탄성(elastic) 물체로 모델링 가능하다. 마지막으로 SE는 건을 모델링 한 것으로서 점탄성(visco-elastic) 또는 탄성(elastic) 성질을 가지는 물체로 모델링 가능하며,¹⁴ 일반적으로 비선형 스프링으로 모델링 한다. 하지만 건은 힘을 생성하는 것이 아니라 근육으로부터 발생한 근력을 전달하는 역할을 한다. 또한 최대 근력 발생 시 건의 변형률은 약 3%이며, 근육-건의 길이를 0.2m로 가정 시 약 0.06m의 미소한 변형이 발생한다.³ 따라서, 본 논문에서는 SE 요소를 강체로 가정하고 CE와 PE 요소만을 사용하여 근육을 모델링 하였다(Fig. 5).

근육-건으로부터 발생하는 힘 (F^m) 는 건을 강체로 가정하였기 때문에 식(7)과 같이 나타낼 수 있다. 여기에서 F^m 는 근육에서 발생하는 힘을 나타내며, 식(8)과 같이 모델링 할 수 있다. F_{CE}^m 는 근육에서 발생하는 능동적 근력이며, 식(9)와 같이 모델링 한다. 식(9)에서 $a(t)$ 는 정규화된 근육활성화 신호이며, F_o^m 은 사람의 최대 근력, $f(l)$ 은 힘과-근육 길이의 관계, $f(v)$ 는 힘과 근육 수축 속도와의 관계이다. $f(l)$ 은 식(10)과 같이 정의되며, 여기에서 l^m 은 근육의 길이이다. $f(v)$ 은 식(11)과 같이 정의되며, v^m 은 근육의 수축 속도, v_o^m 은 근육의 최대 수축속도이다. v_o^m 은 일반적으로 $10l_o^m/s$ 로 근사화하여 사용 가능하다. F_{PE}^m 는 근육에서 발생하는 수동적 근력이며, 근육이 인장되면 비선형 스프링과 같이 지수함수를 사용하여 식(12)와 같이 모델링 할 수 있다.⁸

$$F^{ml} = F^m \cos \phi \tag{7}$$

$$F^m = F_{CE}^m + F_{PE}^m \tag{8}$$

$$F_{CE}^m = f(v) f(l) a(t) F_o^m \tag{9}$$

$$f(l) = -6.25(\tilde{l}^m)^2 + 12.5(\tilde{l}^m) - 5.25 \tag{10}$$

where, $\tilde{l}^m = l^m / l_o^m$

$$f(v) = \frac{F_o^m b - av^m}{b + v^m} \tag{11}$$

where, $a \cong 2.5F_o^m$, $b = \frac{a}{F_o^m} v_o^m$

$$F_{PE}^m = \frac{e^{10(\tilde{l}^m - 1)}}{e^5} \tag{12}$$

3.4 팔꿈치 관절토크 추정

앞서 설명한 것과 같이 본 연구에서는 팔꿈치 관절을 동작하는데 필요한 근육들 중 대표 근육인 biceps와 triceps을 모델링에 반영하였으며, 식(7)과 식(8)을 사용하여 근육활성도 $a(t)$ 에 의한 근육의 수축력 (F^{ml})을 계산하였다. 또한 식(5)와 식(6)을 사용하여 현재 팔꿈치 관절 각도에 대한 근육의 모멘트 암 길이를 계산하였다. 이를 사용하여 식(13)과 같이 biceps의 토크 (τ_b)와 triceps에 의한 토크 (τ_t)의 합력으로 팔꿈치 관절의 토크를 계산할 수 있다. 여기에서 F_b^{ml} 는 biceps에 의한 수축력, F_t^{ml} 는 triceps에 의한 수축력이다.

$$\tau_{elbow} = \tau_b + \tau_t \tag{13}$$

where, $\tau_b = F_b^{ml} \cdot l_b^{MA}$, $\tau_t = F_t^{ml} \cdot l_t^{MA}$

4. 실험 및 고찰

MVS센서를 사용한 팔꿈치 관절의 동작의도 추정기법에 대한 검증은 위하여 Fig. 6과 같이 실험환경을 구축하였다. 그림에서와 같이 피실험자의 복을 입은 상태에서 biceps부위에 MVS를 부착하고 biceps의 등장성 수축(isotonic contraction) 동작 시 팔꿈치 관절의 토크를 추정하는 실험을 수행하였다. 등장성 수축 실험 시 관절부하를 변경하며 인가하기 위하여 다관절 재활 장비인 KIN-COM 125AP® (Chatanooga Group, Inc., Hixson, TN)을 사용하여 5 Nm, 10 Nm, 15 Nm의 팔꿈치 관절 부하를 설정하였으며, biceps의 등장성 수축운동 동작범위

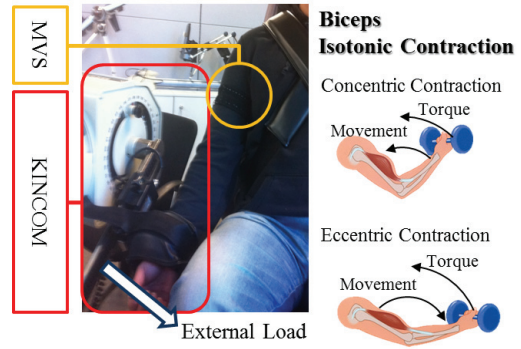


Fig. 6 Experimental setup for the verification of the human intent estimation

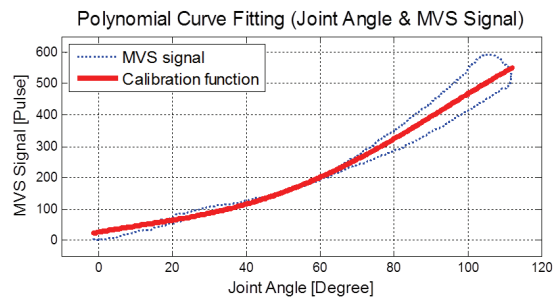


Fig. 7 Polynomial curve fitting result for the MVS calibration

를 20°에서 110° 까지 수행하도록 설정하였다. KIN-COM®은 설정한 동작범위 내에서 부하 이상의 힘이 발생되어야만 동작된다.

팔꿈치 관절토크 추정 실험에 앞서 MVS 신호로부터 근육활성도 신호회득을 위한 교정을 수행하였다. Fig. 7은 측정된 MVS 신호에서 인체 기구학적 요인을 제거하기 위하여 교정 함수를 생성한 결과를 나타낸 것이다. 인체 무부하 동작 시 관절 각도와 근육부피 변화량을 측정하고, 이를 사용하여 Polynomial curve fitting을 사용하여 Polynomial coefficients 도출하였다.

Fig. 8은 biceps 등장성 수축 실험 시 측정된 MVS 신호와 관절각도에 따른 교정 함수로 계산된 값, 교정된 근육활성도 신호를 나타낸 것이다. 실험결과 관절의 부하가 5 Nm, 10 Nm, 15 Nm로 증가할수록 MVS 신호가 증가함을 볼 수 있으며, 교정 함수는 관절각도에 따른 함수로써 관절의 부하와 관계 없이 동일함을 볼 수 있다. 그 결과 MVS 신호에서 교정 함수 값을 제거한 근육활성도 신호는 부하가 증가할수록 증가됨을 볼 수 있다.

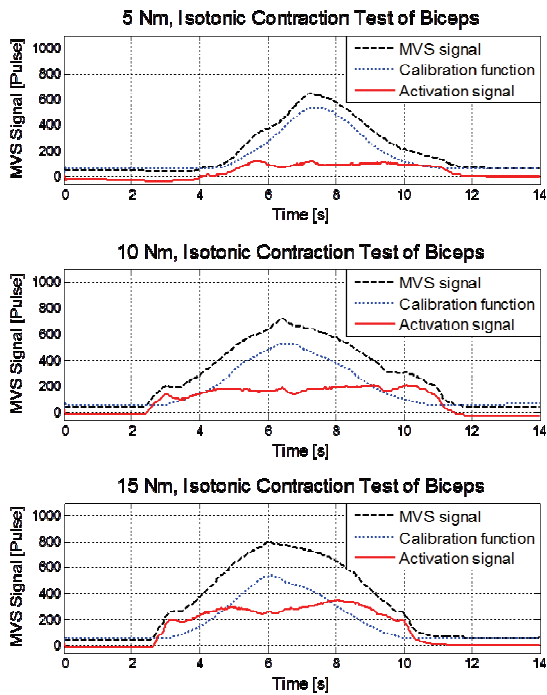


Fig. 8 Calibrated muscle activation signal

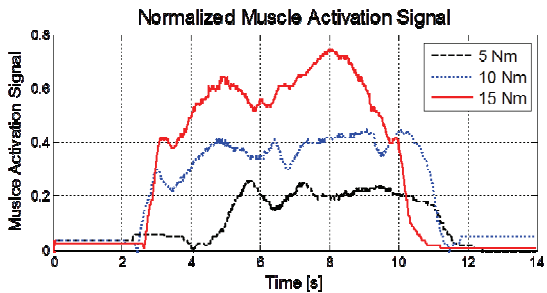


Fig. 9 Normalized muscle activation signal

Fig. 9는 이를 정규화한 결과를 나타낸 것이며, 피실험자의 최대 등척성 수축 상태에서 측정된 최대 근육활성도가 1이 되도록 정규화 하였다. 실험 결과를 살펴보면 정규화된 근육활성도 신호는 관절부하가 5 Nm 일 때 약 0.2, 10 Nm 일 때 약 0.4, 15 Nm 일 때 약 0.6 임을 확인할 수 있으며, 관절부하를 5 Nm 증가할 때마다 근육활성도는 약 0.2씩 증가하였다.

Fig. 10은 앞장에서 제시한 MVS를 통해 측정된 근육활성도 신호를 입력으로 사용하여 인체 관절 모델과 근육모델을 통해 추정된 팔꿈치 관절의 토크를 나타낸 것이다. 그림에서 보이는 것과 같이

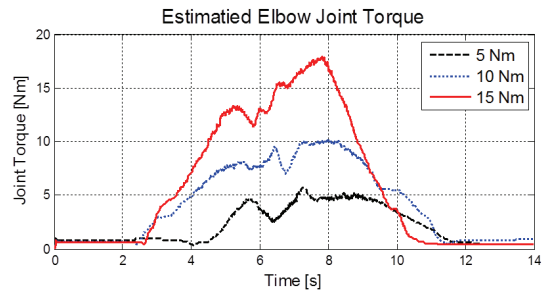


Fig. 10 Estimated torque of the human elbow joint

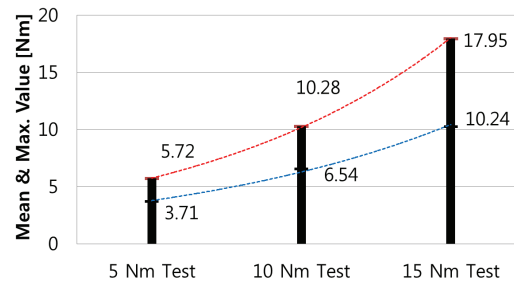


Fig. 11 Mean and maximum value of the estimated torque

관절부하가 증가 함에 따라 MVS를 사용하여 추정 한 관절토크가 유사하게 증가함을 볼 수 있다.

Fig. 11은 추정된 팔꿈치 관절토크의 평균값과 최대값을 나타낸 것이다. 팔꿈치 관절부하를 5 Nm, 10 Nm, 15 Nm로 증가시키에 따라 추정된 관절토크의 평균값은 관절부하 조건 보다 작은 3.71 Nm, 6.54 Nm, 10.24 Nm이었으며, 최대값은 5.72 Nm, 10.28 Nm, 17.95 Nm으로써 관절부하 조건과 유사하였다.

실험 결과를 확인해보면 관절부하 조건과 추정 한 관절토크의 평균값 사이에 약 1.3 Nm에서 4.8 Nm 정도의 토크 차이가 존재한다. 그 원인은 앞장에 설명된 팔꿈치 관절 모델에서 모멘트 암 길이 최대값을 실제 인체의 모멘트 암 길이의 최대값과 유사하도록 θ_b^{offset} 과 θ_{elbow}^{offset} 을 결정함에 따라 최대값을 가지는 팔꿈치 각도영역을 제외한, 초기시작 각도와 동작 종료 각도에 대하여 실제 인체의 모멘트 암 길이 보다 작게 모델링 되었기 때문에 모델에 의해 예측된 관절토크는 작게 계산되었다.

5. 결론

본 연구에서는 인간-로봇 인터페이스로 사용 가능한 인체 동작의도 획득을 목적으로 MVS를 사

용한 인체 관절토크 추정 알고리즘을 개발하였다. MVS로 측정된 신호로부터 근육활성도 신호를 획득하기 위하여 인체 기구학적 요인에 의해 팽창된 근육부피를 분리하는 교정 방법을 고안하였으며, 이를 정규화하여 근육모델의 입력으로 사용하였다. 인체 근육모델에서는 근육활성도 신호와 기구학 모델로부터 계산된 근육의 길이를 입력으로 근육의 수축력을 계산하였으며, 이를 모멘트 암 길이와 곱을 통하여 팔꿈치 관절의 토크를 산출함으로써 근육부피변화 측정을 통한 인체 동작의도를 추정하였다. 동작의도 추정기법을 검증하기 위한 실험은 KIN-COM[®]을 사용하여 관절부하 조건을 변경하며 biceps 등장성 수축 동작에 대하여 실시하였다. 실험결과 관절의 부하조건이 증가함에 따라 MVS를 통해 측정된 근육활성도가 일정하게 증가하였으며 또한, 알고리즘을 통해 추정한 팔꿈치 관절의 토크가 유사하게 증가함을 확인하였다.

본 논문에서 제시한 MVS를 사용한 인체 동작의도 추정 기법은 근육활성도 측정을 위하여 MVS를 사용함으로써 의복 위에 부착하여 측정이 가능하고, 신호 외란에 대하여 강인하다는 특징을 가진다. 또한, 인체의 관절토크를 추정하여 동작의도를 파악할 수 있기 때문에 인간-로봇 인터페이스로 활용이 가능하다. 향후 MVS를 이용하여 획득한 동작의도신호의 신뢰성 평가를 위하여 다수의 피시험자들을 대상으로 실험을 실시하여 평가할 계획이며, 또한, 근력지원을 위한 외골격 로봇의 인간-로봇 인터페이스로 적용할 계획이다.

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. Han, H., Kwon, S., and Kim, J., "Optical muscle activation sensor for bionic applications," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 26, No. 7, pp. 15-21, 2009.
3. Fleischer, C. and Hommel, G., "A human-exoskeleton interface utilizing electromyography," IEEE Transactions on Robotics, Vol. 24, No. 4, pp. 872-882, 2008.
4. Seo, A., Jang, H., Kim, W., Han, C., and Han, J., "Development and verification of a volume sensor for measuring human behavior," International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, Vol. 13, No. 6, pp. 899-904, 2012.
5. Orizio, C., Diemont, B., Esposito, F., Alfonsi, E., Parrinello, G., Moglia, A., and Veicsteinas, A., "Surface mechanomyogram reflects the changes in the mechanical properties of muscle at fatigue," European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology, Vol. 80, No. 4, pp. 276-284, 1999.
6. Moromugi, S., Koujinal, Y., Ariki, S., Okamoto, A., Tanaka, T., Feng, M. Q., and Ishimatsu, T., "Muscle stiffness sensor to control an assistance device for the disabled," Artificial Life and Robotics, Vol. 8, No. 1, pp. 42-45, 2004.
7. Epstein, M. and Herzog, W., "Theoretical models of skeletal muscle: biological and mathematical considerations," Wiley, pp. 26-63, 1998.
8. Cavallaro, E. E., Rosen, J., Perry, J. C., and Burns, S., "Real-time myoprocessors for a neural controlled powered exoskeleton arm," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 53, No. 11, pp. 2387-2395, 2006.
9. Venture, G., Yamane, K., and Nakamura, Y., "Identifying musculo-tendon parameters of human body based on the musculo-skeletal dynamics computation and Hill-Stroeve muscle model," Proceedings of 2005 5th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots, Tsukuba, Japan, pp. 351-356, 2005.
10. Nam, Y. S., "Estimation of Muscle-tendon Model Parameters Based on Numeric Optimization," Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol. 26, No. 6, pp. 122-130, 2009.
11. Garner, B. A. and Pandy, M. G., "Estimation of

- musculotendon properties in the human upper limb,”
Annals of Biomedical Engineering, Vol. 31, No. 2, pp.
207-220, 2003.
12. Holzbaur, K. R. S., Murray, W. M., and Delp, S. L.,
“A model of the upper extremity for simulating
musculoskeletal surgery and analyzing neuro-
muscular control,” Annals of Biomedical Engineering,
Vol. 33, No. 6, pp. 829-840, 2005.
13. Pigeon, P., Yahia, L. H., and Feldman, A. G.,
“Moment arms and lengths of human upper limb
muscles as functions of joint angles,” Journal of
biomechanics, Vol. 29, No. 10, pp. 1365-1370, 1996.
14. Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K., and Besier,
T. F., “Neuromusculoskeletal modeling: estimation of
muscle forces and joint moments and movements
from measurements of neural command,” Journal of
applied biomechanics, vol. 20, No. 4, pp. 367-395,
2004.