

신장반사로 인한 근활성도 예측 모델을 이용한 삼두박근 반사 해석

강문정* · 조영남* · 채제욱** · 유흥희*†

* 한양대학교 융합기계공학과, ** 국방과학연구소

Analysis of Elbow Reflexes Using Activation Model for Stretch Reflex

Moon Jeong Kang*, Young Nam Jo*, Je Wook Chae** and Hong Hee Yoo*†

* Dept. of Mechanical Engineering, Hanyang Univ., ** Korea Agency for Defense Development

(Received May 27, 2014 ; Revised November 29, 2014 ; Accepted December 2, 2014)

Key Words: Elbow Reflex(삼두박근 반사), Stretch Reflex(신장 반사), Muscle Activation(근활성도)

초록: 삼두박근 반사는 인체 상지에서 발생하는 대표적인 신장반사이며 경추의 이상 등을 판단하는데 중요한 역할을 수행한다. 본 연구에서는 이를 생체역학적으로 해석하기 위하여 새롭게 정의된 신장반사 해석 모델을 이용하여 해석적으로 상완 이두박근과 삼두박근의 근활성도 및 상완의 운동 정보를 예측하였다. 해석을 통해 예측된 운동 정보와 실험 결과가 같도록 하는 근활성도를 구하고, 이를 근전도 실험 결과와 비교하여 해석 모델과 방법의 타당성을 검증하였다. 제안된 모델과 실험을 통해 얻은 관절의 각도들의 최소자승오차는 0.056 으로 기존의 모델을 사용하여 얻은 오차의 절반 수준이다. 이것은 제안된 모델이 실제 현상과 잘 부합한다는 것을 나타낸다.

Abstract: The elbow reflex, a principal reflex in the upper extremity, plays an important role in the diagnosis of cervical spine syndromes. In this study, the muscle activations of brachial biceps and triceps, and the kinematics of upper extremities were predicted using an activation model for the stretch reflex. The muscle activations that equated the simulation results estimated by the analysis model with the experimental results were obtained first, and the activations obtained from the simulations were compared with the electromyography signals obtained from the experiments, for model validation. The root mean squares error of the joint angles (obtained from experiments and simulation using the suggested model) was 0.056, a value that is half of that obtained using the previous model. This demonstrates that the suggested model corresponded well with the actual reflex.

- 기호설명 -

a	: 근육의 활성도	F^m	: 근력
c	: 팔꿈치 관절의 감쇠 계수	I^{No}	: 하완과 손의 팔꿈치 관절에 대한 관성 모멘트
D_b	: 이두박근에 걸리는 힘의 모멘트 팔길이	L_c	: 팔꿈치 관절에서 하완과 손의 무게중심까지의 거리
D_r	: 삼두박근에 걸리는 힘의 모멘트 팔길이	L_{FS}	: 근육의 자유길이
ε	: 건의 변형률	L_r	: 근육의 신장범위
F_B^m	: 상완 이두박근의 근력	L_r	: 근길이의 한계값
F_r^m	: 상완 삼두박근의 근력	l^m	: 근육의 길이
F_o^m	: 최대 근력	l_o^m	: 최대근력을 발생시키는 근육의 길이
F^t	: 건의 수축력	l_s'	: 건의 자유길이
		λ_L	: 비례상수
		λ_V	: 비례상수
		M	: 하완과 손의 질량

† Corresponding Author, hhyoo@hanyang.ac.kr

ϕ	: 우모각(deg)
q_1	: 팔꿈치 관절의 각도
σ	: 비례상수
u_1	: 하완의 각속도
v^m	: 근육의 수축 속도
V_T	: 근육의 수축 속도의 한계값
V_{max}	: 근육의 최대 수축 속도

1. 서 론

신장반사는 뇌의 명령에 따라 운동하는 의식적인 반사와는 달리 척수의 명령에 따라 운동하는 무조건 반사의 일종이다. 이 현상은 신장자극을 받은 골격근이 해당근육을 보호하기 위해 무의식적으로 수축과 이완을 반복하도록 유도한다. 따라서 근육은 언제나 적당한 긴장도를 유지할 수 있으며, 이는 직립자세에서 중요한 역할을 수행한다. 신장반사는 척수를 중추로 하는 반사이므로 신경계 질환의 판단에 활용되며, 뇌를 거치지 않는 빠른 반응 특성으로 인해 민첩성을 요하는 스포츠에서 활용되기도 한다.

신장반사에 대한 이해는 인체의 자세유지, 인공 근육 개발, 운동선수의 경기력 향상 등의 다양한 분야에 적용되는 중요한 요소이다. 신장반사는 인체의 정상적인 보행 및 점프 후 착지와 같은 동작에 핵심적인 요소이지만 기존의 인체운동 해석모델은 이를 직접 고려하지 않고, 운동오차를 최소화하기 위한 제어방법 등을 사용하여 문제를 해결하고 있다. 따라서 기존의 인체운동 해석모델은 신장반사가 유발하는 운동의 특성을 명확하게 구현하고 설명할 수 없다. 최근 활발하게 이뤄지고 있는 인공근육에 관한 연구⁽¹⁾ 역시 아직까지는 신장반사 현상을 고려하고 있지 않다. 신장반사가 고려된 인공근육은 인체의 근육보호나 균형유지에 유용하게 활용될 수 있다. 또한 신장반사의 빠른 반응 속도를 이용하는 역도나 단거리 달리기와 같은 종목의 선수들에게 신장반사에 대한 연구는 경기력 향상으로 이어질 수 있다.

앞서 언급한 신장반사의 중요성 및 필요성에도 불구하고, 일반적으로 이뤄지고 있는 인체해석 연구들⁽²⁻⁶⁾에 비해 신장반사를 고려한 인체해석 모델링 연구는 충분히 이뤄지지 않고 있다. 신장반사에 관한 연구는 신장반사의 원인과 기능적 특성과 같은 기초 연구⁽⁷⁻⁹⁾에서 시작되어 이후에는 이와 관련된 질환을 파악하기 위한 실험을 수행한 연구^(10,11)가 주류를 이뤄왔다. 1954년 Hammond⁽⁸⁾는 팔꿈치

관절의 갑작스런 신전 현상에 따른 상완 이두박근의 수축 현상을 이해하기 위해 신장반사로 인한 이두박근의 근활성도에 대한 연구를 수행하였다. Ghez 등⁽⁹⁾은 Hammond의 연구를 토대로 신장반사의 원리와 기능적 특성을 파악하기 위한 연구를 수행하였다. 최근에는 신장반사와 관련된 질환인 경직을 진단하기 위한 실험에 관한 연구가 많이 진행되었다. 경직은 신장반사가 과도하게 일어나 생기는 질환으로서 상지, 하지, 경부에서 주로 일어나며 근육이 과도하게 수축하여 정상적인 거동에 문제를 일으킨다. 이를 진단하기 위해 크게 두 가지 방법이 사용되는데, 하나는 건을 망치로 두드려 신장반사를 유도하는 것이고, 다른 하나는 지체를 완전히 편 상태에서 관절을 기준으로 지체를 자유 낙하시켜 신장반사를 유도하는 것이다. 이 중 후자를 진자실험이라 하며, Wartenberg⁽¹⁰⁾에 의해 처음 수행되었다. 이른 현재 경직환자의 진단을 위해 가장 널리 사용되고 있는 방법이다. 이외에도 신장반사를 고려한 인체 해석모델에 관한 연구가 일부 수행되었으나^(11,12) 대부분은 실험적으로 신장반사가 인체 해석모델에 미치는 영향을 파악하거나 제어를 이용하여 신장반사의 역할을 구현하는 수준에 그치고 있다. 최근에도 신장반사에 관한 연구⁽¹⁵⁻¹⁷⁾가 꾸준히 이뤄지고 있으나 대부분은 특정 동작에서 신장반사로 인해 발생하는 기능적 특성이나 실험을 통한 근전도 신호의 분석에 초점을 맞추고 있다. 해석적으로 신장반사의 영향을 구현할 수 있는 연구⁽¹¹⁻¹⁴⁾가 일부 수행되었는데, 대부분은 제어를 기반으로 하고 있으며 신장반사의 실제 반사공을 정확하게 구현하지는 못하고 있다. 해석 모델은 주로 근육의 길이와 수축 속도를 활용한 수식을 이용하여 신장반사로 인한 근육의 활성도를 예측하고 있다. He 등^(11,12) 신장반사로 인한 근활성도를 예측할 수 있는 모델을 제안하고 진자실험을 통해 유도한 슬개건 반사에 대하여 적용하고 실험을 통하여 검증하였다. 제안된 모델은 근육의 수축 속도와 길이로부터 근육의 활성도를 예측하고 있다.

상지의 대표적인 신장반사 현상으로 삼두박근 반사가 있다. 삼두박근 반사는 팔꿈치 상부의 건을 자극할 경우 이두박근이 수축하며 신전운동을 하는 현상이다. 이는 삼두박근의 급격한 신장을 방지하여 해당근육의 손상을 예방하고, 경추의 질환 여부를 판단하는 등 중요한 역할을 수행한다. 따라서 본 연구에서는 신장반사로 인한 근활성도 예측 모델을 이용하여 삼두박근 반사의 생체역학적 연구를 수행하고, 신장반사 해석모델의 확장

Table 1 Anthropometric data

M (kg)	$I^{A/O}$ (kgm ²)	L_c (m)
2.01	0.099	0.18

Table 2 Muscle properties of upper limbs

Actuator	F_o^m (N)	l_o^m (m)	ϕ (deg)	l_s^m (m)
TR	2333	0.0877	15	0.1925
BC	849	0.1422	10	0.2298

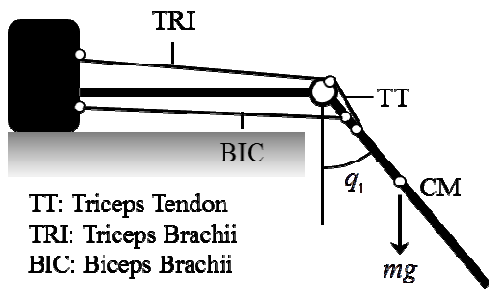


Fig. 1 Musculoskeletal model

가능성에 대하여 고찰하였다.

2. 모델링

2.1 근골격계 모델

신장반사에 의한 근육의 활성도를 의식적인 운동에 의한 근육의 활성도와 구분하기 위해 진자 실험을 가정하였다. 일반적으로 근력을 예측하기 위해 측정된 근전도(EMG) 신호 결과는 뇌의 명령에 의해 의식적으로 발생한 신호와 척수의 명령에 의해 무의식적으로 발생한 신호가 합쳐진 결과이므로 신장반사에 의한 효과를 구분해내기 어렵다. 진자 실험의 경우 동작의 특성상 의식적인 근력 발생을 배제한 상태에서 신장반사만의 효과를 고려할 수 있다.

해석 결과를 실험을 통해 검증하기 위하여 본 연구에서는 Feng^(19,20)의 삼두박근 반사 실험을 대상으로 해석을 수행하였다. 실험은 남성 1인을 대상으로 수행되었으며, 실험에 앞서 체중 및 상완과 하완의 길이를 측정하였다. 피실험자들은 엎드려 누운 채로 상완을 고정시켜 시상면에서 하완이 진자 운동이 가능하도록 하였다. 팔꿈치가 완전히 신전된 상태에서 예고 없이 떨어뜨려 신장반사를 유도하였다. 하완이 진자 운동을 하는 동안 이두박근과 삼두박근에 TELEMG를 이용하여 표면 EMG 신호를 측정하였으며, 실험 후에 별도로 최

대 EMG 신호를 측정하여 실험결과를 그 값으로 정규화하였다. 또한 전기각도계를 이용하여 팔꿈치 관절의 각 변위를 실시간으로 측정하였다.

실험과 유사한 상황을 모델링하기 위하여 하완과 손은 하나의 강체로 간주하여 시상면에서 평면 운동을 한다고 가정하였고, 팔꿈치 관절은 1 자유도를 갖는 회전 조인트(revolute joint)로 모델링하였다. 근육은 삼두박근 반사에 주동근으로 작용하는 상완 삼두박근과 길항근인 상완 이두박근을 고려하였다.

이상의 가정을 바탕으로 다음과 같은 운동방정식을 유도하였다. 이 때 일반좌표로써 Fig. 1에 표시된 팔꿈치의 각도를 사용하였다.

$$I^{A/O}\ddot{u}_1 + cu_1 + ML_c g \sin q_1 - F_T^m D_T + F_B^m D_B = 0 \quad (1)$$

위 식은 팔의 관성에 의한 효과, 팔꿈치 관절 구조물 간의 마찰로 인한 감쇠효과, 중력에 의한 효과를 고려하고 있다. 이 때 하완과 손의 질량 및 길이 등에 관한 물성치는 기존 연구자료^(5,23)를 바탕으로 실험에 사용된 피실험자의 신체 조건^(19,20)에 맞게 보정하여 사용하였다(Table 1). 상완 삼두박근과 이두박근에 의한 근력은 Hill 타입 근육모델에 의해 계산된 값을 사용하였으며, 각 근육의 길이와 팔꿈치관절에 대한 모멘트 팔 길이는 참고 논문의 값을⁽⁶⁾ 사용하였다.

2.2 근육-건 모델

식 (1)의 근력을 계산하기 위하여 Zajac 이⁽²⁾ 제안한 Hill 타입 근육 모델을 사용하였다. Hill 은⁽²⁴⁾ 개구리를 대상으로 실험을 하여 근육의 수축속도와 근력의 관계를 규명하였으며, Zajac 은 그의 연구를 발전시켜 근육-건 모델을 제안하였다. 이는 현재 인체 해석에 사용되는 근육 모델 중 가장 널리 사용되고 있는 모델이다.

근육-건 모델은 근력을 발생시키는 근육부와 근력을 뼈에 전달하는 건부로 구성되어 있으며, 근육과 건은 우모각을 이루며 연결되어 있다.⁽²⁾ 근육 모델은 뇌의 명령에 따라 수축하는 능동 요소(Contractile element, CE)와 외력에 의해서 일정길이 이상이 되면 뇌의 명령 없이 복원력을 발생하는 수동요소(Parallel element, PE)로 구성된다. 능동요소(CE)는 근육의 전기적 신호인 근활성도와 근력과 근 길이 및 근 수축속도와의 관계에 따라 근력이 결정된다. 수동요소(PE)는 근육이 최대 힘을 낼 수 있는 최적길이 이상이 되면 지수적으로 힘을 발생시키며, 능동요소와 수동요소의 힘을 합하

여 최종적인 근력을 예측하게 된다. 이를 정리하면 다음 식⁽²⁾과 같다.

$$F^m = F_o^m \{f_a(a, l^m, v^m) + f_p(l^m)\} \cos \phi \quad (2)$$

위 식에서 사용되는 근육의 최적길이나 최대근력과 같은 물성치들은 실험에 의해 연구된 기존 문헌⁽²⁵⁾을 사용하였으며 Table 2에 정리되어 있다.

건 모델은 스프링과 같이 특정 길이 이상이 되면 건의 변형률에 따라 다음과 같은 관계⁽¹⁸⁾에 의해 수축력을 발생시킨다.

$$\frac{F^t}{F_o^m} = \begin{cases} 0 & \varepsilon \leq 0 \\ 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (3)$$

2.3 근활성도 예측 모델

근활성도란 근육에서 측정된 근전도 신호 (Electromyography signal, EMGs)을 해석모델에 적용하기 위해 정규화와 필터링 등의 과정을 거쳐 얻어진 0 과 1 사이의 값이며, 이 값이 1 일 때 근육이 최대 근력을 발생시킬 수 있다. 신장반사로 인해 활성화되는 근력을 계산하기 위해서는 신장반사에 의한 근육의 활성도가 어느 정도인지에 대한 예측이 선행되어야 한다. 이에 대한 연구는 He^(11,12)에 의해 수행되었다. 그는 신장반사 해석을 위한 근활성도 해석 모델을 제안하였다. 이 모델은 한계값(threshold), 활성값(gain), 위상차(delay)로 구성되며, 한계값 이상이 되면 주어진 위상차 후에 주어진 활성값만큼 근육을 활성화시키며 다음과 같은 식 (4)로 표현된다.

$$a(t) = \sigma \left[(l^m - L_T) + (v^m - V_T) \right] \quad \text{if } l^m > L_T, v^m > V_T \quad (4)$$

$$\text{where, } L_T = L_{FS} - \lambda_L L_R, \quad V_T = \lambda_V V_{\max}$$

근육의 길이의 한계값 (L_T)은 근육의 길이(L_{FS})에서 근육의 신장 범위(L_R)에 비례하는 값의 차에 의해 결정된다. 근육의 신장 속도의 한계값(V_T)은 근육의 최대 신장속도(V_{\max})에 비례하는 값으로 결정된다. 근육의 길이와 신장속도가 정의한 한계값을 넘으면 근육은 현재 길이와 신장속도에서 한계값과의 차이에 비례하여 활성화된다. 이는 신장반사가 근육의 신장속도에 비례하고 근육의 길이와 관련된다는 정성적인 연구 결과에 상응하는 모델이다.

He 가 제안한 모델은 근육의 신장 속도와 길이만으로 신장반사에 의한 근육의 활성도를 예측할 수

있는 장점이 있지만, 길이와 속도의 차원을 고려하지 않고 있다. 따라서 Feng^(19,20)은 이러한 차원을 고려하기 위하여 각 요소의 최대값으로 길이와 속도에 관련된 항을 나눠주어 무차원화한 값을 이용하였다. 이러한 방식으로 무차원화를 할 경우 근육이 가질 수 있는 최대의 길이나 신장 속도에 비해 신장반사가 일어나는 동안의 근육의 길이나 신장속도가 어떠한 비율을 갖는지에 초점을 맞추게 된다. 그러나 실제 신장반사 현상에 관한 연구⁽¹¹⁻¹⁷⁾를 살펴보면 근육이 가질 수 있는 최대 길이나 신장속도는 운동에 중요한 요소가 아니다. 본 연구에서는 해석하려는 시점에서의 근육의 신장속도와 길이가 한계값에서 얼마나 벗어나는지가 주요 정보라고 생각하고, 각 요소의 한계값을 이용하여 무차원화를 수행하였다. 이 경우 한계값을 적절히 정의하는 것이 결과에 중요한 영향을 미칠 수 있다. 근육 모델에 관련된 이론을 검토해보면 근육은 최대의 힘을 발생할 수 있는 최적의 길이(L_o^m)를 갖는다.⁽²⁾ 따라서 본 연구에서는 근육의 최적 길이(L_o^m)에 비해 현재의 길이가 얼마만큼의 크기를 갖는지를 중요한 요소로 생각하여 길이와 관련된 한계값을 새롭게 정의하였다. 또한, 신장반사와 관련된 기존의 두 모델은 근육의 길이에 관련된 한계값을 정의할 때 근육의 전체 길이(L_{FS})와 운동에 의존하는 값(L_R)의 차이를 사용한다. 따라서, 새롭게 정의된 길이 관련 한계값을 사용할 경우, 고려해야 할 항이 줄어들어 물성치의 측정오차나 계산 오차를 줄일 수 있는 이점도 있다. 이상을 바탕으로 새롭게 정의된 모델을 정리하면 다음과 같다.

$$a(t) = \sigma \left[\frac{1}{L_T} (l^m - L_T) + \frac{1}{V_T} (v^m - V_T) \right] \quad \text{if } l^m > L_T, v^m > V_T \quad (5)$$

$$\text{where, } L_T = \lambda_L L_o^m, \quad V_T = \lambda_V V_{\max}$$

식 (5)에서 활성값 (gain)을 정리해보면, 다음 식 (6)과 같다.

$$a(t) = \sigma \left[\left(\frac{l^m}{\lambda_L L_o^m} - 1 \right) + \left(\frac{v^m}{\lambda_V V_{\max}} - 1 \right) \right] \quad (6)$$

따라서 새롭게 정의된 모델은 근육의 최적 길이와 현재 길이 및 최대 신장 속도와 현재 속도에 비례하는 활성도를 갖게 된다.

3. 해석 방법 및 결과

3.1 해석 방법

신장반사는 근방추에서 인식된 자극으로부터 시

작된다. 근방추란 근육 내에서 근육의 길이를 감소하여 근육의 길이를 적절하게 유지시켜주는 근섬유집합체이다. 근방추는 근섬유가 신장되면 구심성 뉴런으로 신호를 보내고, 연합뉴런이 이 신호를 받아 근섬유를 수축시키도록 명령을 내리게 된다. 이러한 생체 작용을 해석적으로 구현하기 위하여 Fig. 2 와 같은 과정을 적용하였다. 각 근육에서 인지한 신장 자극은 척수의 명령에 의해 근육으로 전달되는데, 이러한 자극을 수학적으로 표현한 것이 근활성도이다. 일반적으로 인체의 운동을 해석할 때 Fig. 2 의 세 번째 과정을 통해 측정된 신호로부터 얻은 값(u)을 근활성도(a)로 전환하는 과정을 거치지만, 본 연구에서는 앞서 식 (6)에서 제시한 모델을 이용하여 예측한 값이 바로 근활성도(a)라고 사용하였다. 그 후, 모델을 통해 계산된 근활성도와 근육의 물성치들을 고려하여 Hill-타입 근육모델을 이용하여 근력을 계산한다. 마지막으로 예측된 근력과 인체의 기하학적, 측정학적 요소들을 고려하여 운동방정식을 풀면 지체의 운동 정보를 얻을 수 있다. 예측된 운동 정보 중 팔꿈치 관절의 각도와 하완의 각속도로부터 해당 시점에서의 근육의 길이와 신장 속도를 구할 수 있다. 이 값들을 제안된 근활성도 예측 모델에 활용하여 다음 시점에서의 근활성도를 예측할 수 있다. 해석의 타당성 검증을 위하여 Fig. 2 와 같은 방법으로 예측된 팔꿈치 관절의 각도나 하완의 각속도와 같은 운동 정보가 실험에서 측정된 결과와 같아지도록 하는 근활성도를 결정하고, 근전도 신호 측정 결과와 비교하였다.

3.2 해석 결과

신장반사로 인한 근활성도 모델을 이용하여 시간에 따른 팔꿈치 관절의 각도가 실험값과 같아지도록 근육특성 관련 파라미터들을 조절하여 근활성도를 예측하였다(Fig. 3(a)). 그래프에서 붉은색의

굵은 실선은 본 연구에서 제안된 모델을 사용한 해석결과를 나타내고, 검정색의 얇은 실선은 기존 모델을 이용해 예측한 팔꿈치 관절의 각도⁽¹⁹⁾를 나타낸다. 파란색 도형과 점선으로 나타낸 그래프는 참고문헌⁽¹⁹⁾의 실험 결과이다. 관절의 각도는 완전히 신전된 상태를 0 도로 가정하고 운동이 멈춘 후의 각도를 기준으로 무차원화한 결과이다. 해석 결과에 사용된 파라미터는 Table 3 에 정리된 값을 사용하였다. Fig. 3(a)에서 0.5 초 부근의 결과는 여전히 차이를 보였지만, 이후의 결과에서는 새로 제안된 모델이 현상을 더 정확하게 구현하는 것을 확인하였다. 두 결과에서 해석과 실험값의 최소사승오차를 비교해보면, 기존 모델의 결과는 0.101, 새로 제안된 모델의 결과는 0.056 으로 약 2 배 정도 오차가 줄은 것을 확인할 수 있다.

Fig. 3(b)는 해석모델을 통해 예측한 상완 삼두박근과 이두박근의 시간에 따른 근활성도 결과를 나타낸다. 빨간색 선은 이두박근 (Biceps brachii), 검정색 선은 삼두박근 (Triceps brachii)의 활성도를 의미한다. 점선은 기존에 제안된 모델을 이용하여 근활성도를 예측한 결과⁽¹⁹⁾를 나타내며, 실선은 본 연구에서 제시한 모델을 이용하여 근활성도를 예측한 결과이다. 참고문헌의 근활성도는 근전도 신호 측정을 통해 검증한 결과이므로 본 연구에서는 참고문헌의 결과를 해석의 검증 기준으로 두었다. 실험 결과 두 결과에서 근육이 활성화되는 시점은 유사한 경향을 보였다. 첫 스윙이 일어나기 전에 상완 삼두박근이 가장 먼저 활성화되고, 팔꿈치 관절의 각도가 최소가 되었을 때 상완 이두박근이

Table 3 Parameters in the activation model

λ_L	λ_r	σ
0.2	0.35	0.001

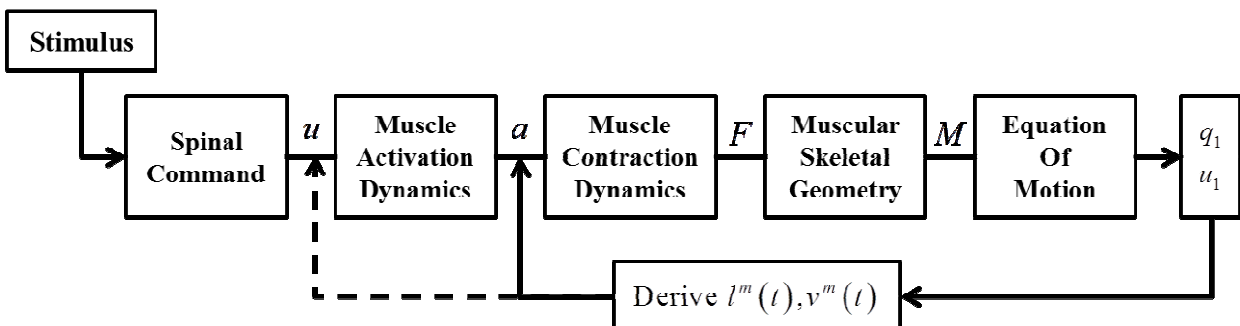
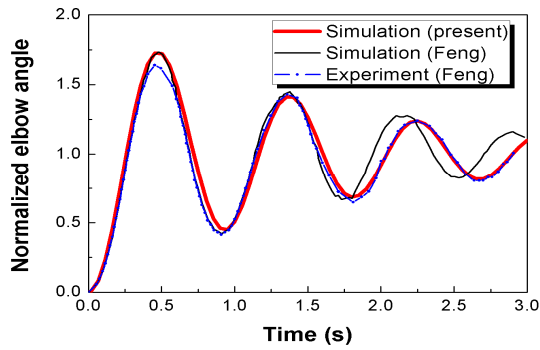
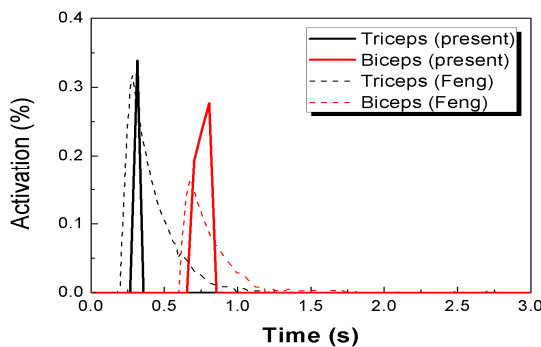


Fig. 2 Analysis procedure of a stretch reflex. u : excitation, a : activation, F : muscle force, M : moment



(a) Comparison of elbow angles



(b) Muscle activation of biceps and triceps brachii

Fig. 3 Results of simulations and experiments

활성화되는 것으로 나타났다. 이러한 결과의 원인은 첫 스윙이 일어나는 동안 삼두박근의 갑작스러운 신장으로 인하여 삼두박근에서 신장반사를 일으키고, 관절의 회전방향이 바뀌는 순간에는 이두박근의 신장으로 인하여 이를 수축시키는 반응이 일어나기 때문이다. 두 결과를 종합해 보면, 새롭게 제시된 모델은 기존의 결과와 유사한 근육의 활성도를 발생시키지만 그로 인해 발생하는 하완의 거동은 실제 현상을 더 정확하게 구현하고 있음을 확인할 수 있다.

4. 결론

본 연구는 새롭게 제안된 신장반사를 위한 근활성도 예측 모델을 이용하여 삼두박근 반사에 대한 생체역학적 해석을 수행하였다. 신장반사만의 영향을 고려하기 위하여 상지의 진자운동을 대상으로 해석을 수행하고, 참고 문헌의 실험 결과와 비교를 통해 검증하였다. 한계값(threshold)을 최대 근력을 낼 수 있는 근육의 길이를 이용한 값으로 정의하고, 이 값을 이용하여 무차원화를 적용할 경우 기존^(11,12)보다 실제 현상을 더 정확하게 구현할 수 있었다. 두 개의 해석결과 모두 무차원화를 적용하였지만 어떤 값을 기준으로 하느냐에 따라

결과가 다르다는 것을 의미한다. 또한, 새로 정의된 한계값이 기존보다 간단하면서도 실제현상을 더 정확히 구현할 수 있음을 확인하였다.

예측된 삼두박근의 활성도 결과는 슬개건 반사의 진자운동 실험 결과^(11,12)와 유사하다. 신장자극이 가장 급격하게 발생하는 첫 스윙에서는 해당 근육이 가장 먼저, 크게 활성화되었고, 그 이후로는 길항근이 운동을 보조하는 경향을 나타냈다. 슬개건 반사에서 햄스트링과 대퇴직근은 각각 삼두박근 반사에서 상완 이두박근과 상완 삼두박근에 해당한다. 이로부터 진자 실험을 통해 유도한 신장 반사가 일어날 경우 근육이 활성화되는 시점에 대한 공통적인 특징을 발견할 수 있었다.

본 연구는 신장반사 해석을 위한 모델을 새롭게 정의함으로써 기존보다 나은 결과를 얻을 수 있었다. 하지만 해석 시 실제 팔을 구성하는 근육을 모두 반영하지 않았으며, 근육 모델에 사용되는 근육의 물성치들은 피실험자에게서 직접 얻은 정보가 아닌 사체실험을 통해 측정된 값들을 사용했기 때문에 현상을 완전하게 구현하지 못한 한계가 있다. 또한 근골격계 모델링에 사용된 가정 중 팔꿈치 관절을 1 자유도로 모델링한 것은 실제 인체의 움직임과는 다르다. 따라서 현재 모델로는 초반의 스윙까지 정확히 구현하기는 어렵다. 해석의 정확도를 높이기 위해서는 더 많은 근육을 고려하고, 관절의 자유도를 증가시킨 모델을 이용한 연구가 필요할 것이다. 추후에는 모델의 파라미터에 대한 통계적 연구와 인체해석모델에 활용할 수 있는 방법에 대한 연구를 수행할 예정이다.

후 기

이 논문은 국방과학연구소 생존성 기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음(계약번호 UD1200190D).

참고문헌 (References)

- (1) Madden, J.D.W., Vandesteeg, N. A., Anquetil, P. A., Madden P.G.A., Takshi A., Pytel, R.Z., Lafontaine. S R., Wieringa, P. A. and Hunter I. W., 2004, "Artificial Muscle Technology: Physical Principles and Naval Prospects," *IEEE J. Oceanic Eng.*, Vol. 29, No. 3, pp.706~728
- (2) Zajac, F. E., 1989, "Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control," *Critical Reviews in Biomed. Eng.*, Vol. 17, No. 4, pp. 395~411
- (3) Hoy, M. G., Zajac, F. E. and Gordon, M. E., 1990, "A

- Musculoskeletal Model of the Human Lower Extremity: the Effect of Muscle, Tendon and Moment Arm on the Moment-Angle Relationship of Musculotendon actuators at the Hip, Knee and Ankle," *J. Biomech.*, Vol. 23, No. 2, pp.157~169.
- (4) Menegaldo, L. L., Fleury, A. T. and Weber, H. I., 2004, "Moment Arms and Musculotendon Lengths Estimation for a Three-dimensional Lower-limb Model," *J. Biomech.*, Vol. 37, pp. 1447~1453.
- (5) Leva, P. D., 1996, "Adjustments To Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters," *J. Biomech.*, Vol. 29, No. 9, pp. 1223~1230.
- (6) Pigeon, P., Yahia, L. and Feldman, A. G., 1996, "Moment Arms And Lengths Of Human Upper Limb Muscles As Functions Of Joint Angles," *J. Biomech.*, Vol. 29, No. 10, pp. 1365~1370.
- (7) Katz, R. T. and Rymer, W. Z., 1989, "Spastic Hypertonia: Mechanisms and Measurement," *Arch. Phys. Med. Rehab.*, Vol. 70, pp. 144~155.
- (8) Hammond, P.H., 1954, "Involuntary Activity in Biceps Following the Sudden Application of Velocity to the Abducted Forearm," *J. Physiol. (Lond.)* Vol. 127, p. 23
- (9) Ghez, C. and Shinoda, Y., 1978, "Spinal Mechanisms of the Functional Stretch Reflex," *Exp. Brain. Res.*, Vol. 32, pp. 55~68.
- (10) Wartenberg, R., 1951, "Pendulousness of the Leg as a Diagnostic Test," *Neurology*, Vol. 1, pp. 18~24.
- (11) He, J., Norling, W. R. and Wang, Y., 1997, "A Dynamic Neuromuscular Model for Describing the Pendulum Test of Spasticity," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 44, pp. 175~184.
- (12) He, J., 1998, "Stretch Reflex Sensitivity: Effects of Postural and Muscle Length Changes," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 6, No. 2, pp. 182~189.
- (13) Schuurmans, J., Helm, C. T. and Schouten, A. C., 2011, "Relating Reflex Gain Modulation in Posture Control to Underlying Neural Network Properties Using a Neuromusculoskeletal Model," *J. Comput. Neurosci.*, Vol. 30, pp. 555~565.
- (14) Mugge, W., Abbink, D. A., Schouten, A. C., Dewald, J. P. A. and Helm, C. T., 2010, "A Rigorous Model of Reflex Function Indicates that Position and Force Feedback are Flexibly Tuned to Position and Force Tasks," *Exp. Brain. Res.*, Vol. 200, pp. 325~340.
- (15) Vedula, S., Kearney, R. E., Wagner, R. and Stapley, P. J., 2010, "Decoupling of Stretch Reflex and Background Muscle Activity During Anticipatory Postural Adjustments in Humans," *Exp. Brain. Res.*, Vol. 205, pp. 205~213.
- (16) Ritzmann, R., Kramer, A., Gollhofer, A. and Taube, W., 2013, "The Effect of Whole Body Vibration on the H-reflex, the Stretch Reflex, and the Short-latency Response During Hopping," *Scand. J. Med. Sci. Sports*, Vol. 23, pp. 331~339.
- (17) Obata, H., Kawashima, N., Akai, M., Nakazawa, K. and Ohtsuki, T., 2010, "Age-related Changes of the Stretch Reflex Excitability in Human Ankle Muscles," *J. Electromyogr. Kines.*, Vol. 20, No. 1, pp. 55~60.
- (18) Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K. and Beiser, T. F., 2004, "Neuro-musculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements from Measurements of Neural Command," *J. Appl. Biomech.*, Vol. 20, pp. 367~395.
- (19) Feng, C. J. and Mak, A.F.T., 1998, "Neuromuscular Model for the Stretch Reflex in Passive Movement of Spastic Elbow Joint," *Proc. IEEE Eng. Med. Bio. Soc.*, Vol. 20, No. 5, pp. 2317~2320.
- (20) Feng, C. J. and Mak, A.F.T., 1998, "Neuromuscular Model for," *Proc. Bio. Soc.*, Vol.20, No.5, pp. 2317~2320.
- (21) Lin, D. C. and Rymer, W. Z., 1991, "A Quantitative Analysis of Pendular Motion of the Lower Leg in Spastic Human Subjects," *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, Vol. 28, No.9, pp. 906~918.
- (22) Kang, M. J., Jo, Y. N. and Yoo, H. H., 2014, "Identification of Muscle Forces and Activation of Quadriceps Femoris Muscles of Healthy Adults Considering Knee Damping Effects during Patellar Tendon Reflex," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. B*, Vol. 38, No. 1, pp. 57~62.
- (23) Veeger, H. E. J., Van der Helm, F. C. T., Van der Woude, L. H. V., Pronk, G. M. and Rozendal, R. H., 1991, "Inertia and Muscle Contraction Parameters for Musculoskeletal Modelling of The Shoulder Mechanism," *J. Biomech.*, Vol. 24, No. 7, pp. 615~629.
- (24) Hill, A. V., 1938, "The Heat of Shortening and Dynamics Constants of Muscles," *Proceedings of the Royal Society of London, Series B, Biological Sciences*, Vol. 126, No. 843, pp. 136~195.
- (25) Garner, B. A. and Pandy, M. G., 2010, "Musculoskeletal Model of the Upper Limb Based on the Visible Human Male Dataset," *Comp. Meth. Biomech. Biomed. Eng.*, Vol. 4, pp. 93~126.