

건강한 성인의 슬개건 반사 시 무릎 감쇠효과를 고려한 대퇴사두근의 근력 및 근활성도 예측

강문정* · 조영남* · 유흥희*†

* 한양대학교 기계공학과

Identification of Muscle Forces and Activation of Quadriceps Femoris Muscles of Healthy Adults Considering Knee Damping Effects during Patellar Tendon Reflex

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

* Dept. of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.

(Received July 25, 2013; Revised October 23, 2013; Accepted October 25, 2013)

Key Words: Patellar Tendon Reflex(슬개건 반사), Hill-type Muscle Model(힐-타입 근육 모델), Activation(근활성도), Muscle Force(근력)

초록: 인체 해석모델은 주로 인간이 의식적으로 행하는 운동을 중심으로 발전해 왔다. 의식적 운동과 달리 슬개건 반사는 뇌를 거치지 않고 일어난다. 본 연구는 건강한 성인의 슬개건 반사로 인한 대퇴부의 근력과 근활성도를 해석적으로 예측하고자 하였다. 해석 모델은 시상면에서 평면운동을 하고, 앉은 자세에서 상체와 허벅지를 고정시켜 종아리만 진자 운동이 가능하도록 모델링 하였다. 무릎은 레볼루트 조인트로 모델링 하였고, 발목관절은 고정시켜 종아리와 발을 하나의 강체로 가정하였다. 근력은 Mamizuka 의 실험 결과로부터 얻은 운동학 정보를 이용하여 역동역학 해석을 통해 구하였으며, 근활성도는 Hill-type 근육 모델을 이용하여 예측하였다. 해석 결과는 실험결과를 통해 검증되었다.

Abstract: Most analytical models of the human body have focused on conscious responses. A patellar tendon reflex, a representative example of spinal reflexes, occurs without a neural command. Muscle forces and activation of the quadriceps femoris muscles in healthy adults during patellar tendon reflex are identified in this study. The model is assumed to move in the sagittal plane, and the thigh and the trunk are assumed to be fixed in a sitting position so that the shank can move similar to a pendulum. The knee joint is modeled as a revolute joint, and the ankle joint is modeled as a fixed joint so that the shank and the foot can be regarded as one rigid body. Muscle forces are calculated following the inverse dynamic approach. Kinematic data obtained from an experiment (Mamizuka, 2007) are used as input data. Muscle activations are identified using a Hill-type muscle model. The obtained simulation results are compared with experimental results for validating the model and the underlying assumptions.

- 기호설명 -

a : 근육의 활성화도
 c : 무릎의 감쇠 계수
 D_{pt} : 슬개건에 걸리는 힘의 모멘트 팔길이
 ε : 건의 변형률
 F^m : 근력
 F_o^m : 최대근력
 F^t : 건의 수축력

F_p^t : 슬개건의 수축력
 g : 중력가속도
 γ : 종아리의 도선과 종아리와 발의 무게 중심 사이의 각도
 $I^{L/O}$: 종아리와 발의 무릎에 대한 관성모멘트
 L : 무릎에서 종아리와 발의 무게중심까지의 거리
 l^m : 근육의 길이
 M : 종아리와 발의 무게
 ϕ : 우모각 (deg)
 q_1 : 무릎의 각도
 u_1 : 정강뼈의 각가속도

† Corresponding Author, hhyoo@hanyang.ac.kr

1. 서 론

산업이 발전함에 따라 직업과 관련된 근골격계 질환이 기하급수적으로 증가해왔다.⁽¹⁾ 또한, 스포츠에 대한 관심이 높아짐에 따라 운동선수들의 경기 능력을 향상시키고, 근골격계 부상을 사전에 예방하는 것은 중요한 화두로 떠올랐다. 따라서 인체 해석모델을 이용한 근골격계 부상 및 질환에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다. 이 때 사용되는 인체 해석모델은 뇌의 명령에 의해서 의식적으로 행해지는 운동을 중심으로 발전되어 왔다.^(2,3) 신장반사는 척수반사의 일종으로 뇌의 명령 없이 근육을 수축시킨다는 점에서 기존의 운동과 다르다. 신장반사 중 슬개건 반사는 일상생활에서 가장 빈번하게 발견된다. 슬개건 반사는 슬개건이 과신장 되었을 경우에 대퇴사두근에 반사적으로 수축이 일어나 해당 근육을 보호하는 현상이다. 이러한 현상은 달리기나 점프 후 착지 시 순간적으로 과도한 신장이 발생하는 근육을 무의식적으로 수축시켜 신체의 균형을 유지하고 보호하게 된다.

근육 모델에 관한 연구는 Hill의 연구⁽⁴⁾를 시작으로 발전해왔다. Zajac⁽⁵⁾은 Hill의 연구를 발전시켜 근육-건 모델을 제안했으며, 이 모델은 현재 인체해석을 위한 모델 중 가장 널리 활용되고 있다. Hoy⁽⁶⁾는 Zajac이 제안한 모델을 인체 하지에 적용하여 해석을 수행하였으며, 이 때 필요한 근육의 길이나 근육이 낼 수 있는 최대 힘과 같은 물성치들을 사체 실험을 통하여 구하였다. Menegaldo⁽⁷⁾는 이러한 물성치 중 인체 하지의 각 근육의 길이를 무릎 각도에 따라 더욱 세밀하게 측정하였다. 인체해석을 위해서는 근육 모델 외에도 인체 각 분절의 길이 및 질량에 관한 정보도 필요하다. Ma⁽⁸⁾는 한국 성인을 대상으로 이러한 인체의 물성치를 측정된 자료를 회귀 방정식으로 모델링 하여 제안하였다.

슬개건 반사에 대한 연구는 1970년대를 기점으로 본격적으로 진행되어왔다. Simons⁽⁹⁾는 슬개건을 hammer로 두드리려 종아리가 튀어 오르게 하는 실험을 통해 슬개건 반사를 유도하였으며, 이 때 hammer가 슬개건을 두드리는 힘과 하지 근 장력을 측정하였다. He⁽¹⁰⁾는 슬개건 반사 실험을 통해 대퇴부의 EMG 신호를 측정하였으며, Mamizuka⁽¹¹⁾와 Ohtaki⁽¹²⁾는 슬개건 반사 시 종아리 각속도를 측정하여 슬개건 반사 응답을 정량화하기 위한 척도로 제안하였다.

Table 1 Anthropometric data

Subject	Age	H(cm)	M(kg)	$I^{L/O}$ (kgm ²)	L_s (m)
H1	21	177.0	5.81	0.36	0.39
H2	36	172.2	5.46	0.32	0.37

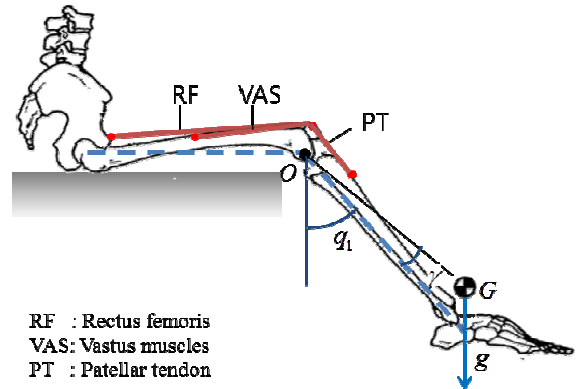


Fig. 1 Musculoskeletal model

슬개건 반사로 인해 무의식적으로 근력이 발생되어 인체의 균형을 잡는 운동을 해석하기 위해서는 먼저 슬개건 반사가 근육에 미치는 영향을 파악해야 한다. 그러나 지금까지 수행된 슬개건 반사에 대한 연구는 슬개건 반사를 유도하여 정강이가 자유 스윙하는 동작에 대한 실험과 해석을 통한 무릎의 모멘트 예측에 한정되어 있다. 따라서 본 연구에서는 슬개건 반사로 인한 대퇴부의 근력과 근육의 활성화도 변화를 해석적으로 예측하는 것을 연구의 목적으로 하였다.

2. 모델링

2.1 근골격계 모델

슬개건 반사를 구현하기 위해 앉은 자세에서 슬개건을 자극하여 종아리가 튀어 오르는 운동을 가정하였다. 이 운동은 슬개건 반사에 의해서만 일어나는 운동이므로 슬개건 반사와 근력과의 관계를 파악하기에 용이하다. 해석 모델은 시상면에서 평면운동을 한다고 가정하고, 무릎을 레볼루트 조인트(revolute joint)로 모델링 하였다(Fig. 1). 이 때 앉은 자세에서 상체, 골반과 허벅지는 고정시키고, 종아리와 발은 하나의 강체로 간주하여 진자 운동이 가능하도록 하였다. 종아리와 발의 질량과 길이 등의 물성치는 기존 연구자료들⁽⁸⁾ 바탕으로 해석에 사용된 피실험자의 신체조건에 맞게 보정하여 사용하였다(Table 1).

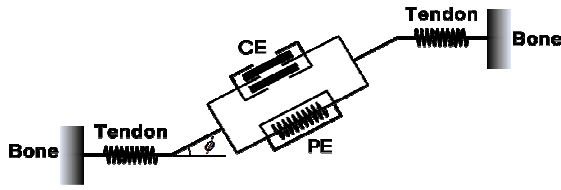


Fig. 2 Hill-type muscle model

해석모델은 시상면 운동에 관여하는 근육만을 고려하였다. 햄스트링 근육은 슬개건 반사를 보조하기 위해 길항근으로 작용하지만 그 효과가 미미하다고 가정하여 대퇴사두근만 고려하였다. 대퇴사두근은 대퇴직근(RF)과 광근(VAS)으로 이뤄져 있으며, 슬개건에 연결되어 뼈에 근력을 전달한다. 이상의 가정 및 내용을 바탕으로 다음과 같은 운동방정식을 유도하였다. 이 때 일반좌표로써는 그림 1에 표시된 무릎 각도를 선정하였다.

$$I^{L/O} \ddot{u}_1 + MLg \sin(q_1 + \gamma) - F_p^i D_{p_i} = 0 \quad (1)$$

2.2 근육-건 모델

근력을 계산하기 위하여 Zajac 이⁽⁵⁾ 제안한 Hill-type 근육 모델을 이용하였다. 이 모델은 근력을 발생시키는 근육과 근력을 뼈에 전달하는 건으로 구성되어 있으며, 근육과 건은 우모각(ϕ)을 이루며 연결되어있다(Fig. 2).

근육모델은 뇌의 명령에 따라서 수축하는 능동요소(Contractile element, CE)와 외력에 의해서 일정 길이 이상이 되면 뇌의 명령 없이 수축하는 수동요소(Passive element, PE)로 구성되어 있다. 능동요소(CE)가 발생시키는 근력의 크기는 해당 근육의 길이에 따라 달라지며, 근육이 최적길이(l_0^m)일 때 최대값을 갖는다. 또한, 능동요소의 근력은 근육의 활성도에 따라 달라지는데, 활성도가 클수록 큰 근력을 발생시킨다. 이 때 근활성도는 근육에서 측정된 전기적 신호(EMG)를 해석모델에 적용하기 위해 정규화와 필터링 과정을 거쳐 얻어진 0 과 1 사이 수치 값이며, 이 값이 1 일 때 근육이 최대 근력을 발생시킨다. 수동요소는 근육 길이가 최적 길이(l_0^m) 이상일 때만 수축력을 발생시킨다. 그러므로 근력은 다음 식과⁽¹³⁾ 같이 능동요소와 수동요소가 발생시킨 근력들의 합으로 표현될 수 있다.

$$\begin{aligned} \tilde{F}^m &= \{ \tilde{f}_a(a, \tilde{l}^m) + f_p(\tilde{l}^m) \} \cos\phi(\tilde{l}^m) \\ \tilde{F}^m &= F^m / F_0^m, \quad \tilde{l}^m = l^m / l_0^m \end{aligned} \quad (2)$$

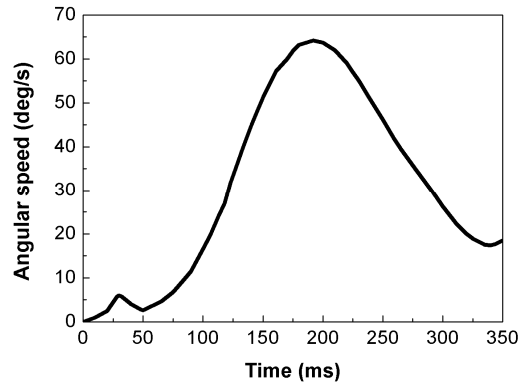


Fig. 3 Initial angular velocity (Mamizuka, 2007)

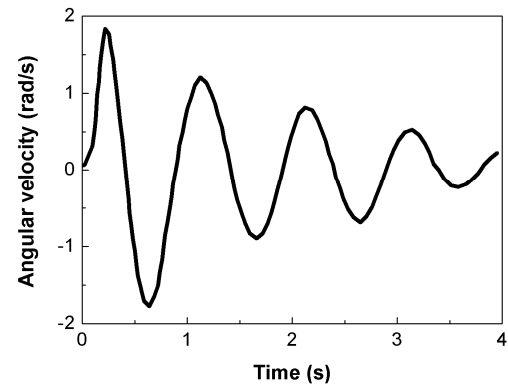


Fig. 4 Overall angular velocity (Ohtaki, 2009)

건 모델은 건의 자유길이(tendon slack length, l_s^t) 이상이 되면 아래의 식과⁽¹³⁾ 같이 건의 변형률에 따라 복원력을 발생시킨다.

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

3. 해석방법

3.1 역동역학 해석

해석은 역동역학(Inverse dynamics)을 이용하여 수행하였다. 즉, 실험결과로부터 얻은 인체 하지의 운동 정보를 이용해 운동방정식을 풀고, 기하학적 정보를 바탕으로 근력을 구한 뒤 Hill-type 근육 모델을 이용하여 근육의 활성도를 예측하였다.

운동정보는 Mamizuka 와 Ohtaki 의 실험 결과^(11,12)를 토대로 해석조건에 필요한 정보를 생성하여 사용하였다. Mamizuka 는 슬개건을 고무 망치로 두드려 종아리가 튀어 오르게한 후, 종아리의 초기 가속도

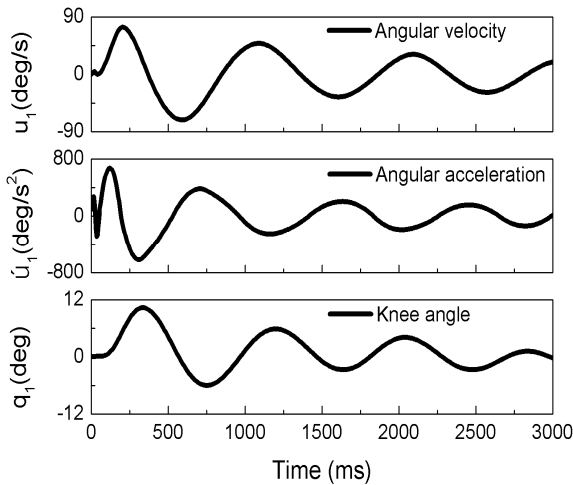


Fig. 5 Modified kinematic data for analysis

정보를 발목 관절에 부착된 센서를 통해서 얻었다 (Fig. 3). 또한 피실험자의 종아리의 길이를 포함한 신체정보와 각속도의 최대값 및 최대값에 도달하는 시간정보를 정리하여 함께 제시하였다. Ohtaki는 같은 실험을 더 정밀한 센서를 이용하여 종아리가 자유스윙하는 구간까지 포함하여 가속도를 측정하였다(Fig. 4). Ohtaki의 연구에는 피실험자의 신체정보가 구체적으로 나와있지 않으므로, 본 연구에서는 Mamizuka의 논문에 나온 피실험자의 신체정보를 이용하여 Ohtaki의 가속도 그래프 개형을 따르도록 정강이의 각속도 정보를 유추하였다(Fig. 5). 또한, 유추한 각속도를 간단한 미적분을 이용하여 무릎의 각도와 종아리의 각가속도 정보를 생성하였다(Fig. 5).

위에서 얻은 운동항정보를 이용하여 운동방정식을 풀면 무릎에 걸리는 모멘트가 얻어지는데, 이 값을 슬개건의 모멘트 팔 길이로 나눠주면 건에 걸리는 힘을 예측할 수 있다. 슬개건에 작용하는 힘의 모멘트 팔 길이는 무릎의 각도에 따라 달라지며, 이 값은 기존 연구결과에서⁽¹⁴⁾ 인용하였다. 슬개건에 작용하는 힘은 다시 대퇴직근(RF)과 광근(VAS)의 건으로 분배되며, 두 근육의 단면적 비(pCSA)로 힘이 분배된다고 가정하였다. 이 때 사용된 각 근육의 단면적은 기존의 연구결과를⁽¹⁵⁾ 이용하였다. 각 근육으로 분배된 힘에 우모각을 고려하여 근력을 구하였으며 근활성도는 Hill-type 근육모델을^(6,7) 이용하여 예측되었다. 해석에 사용된 근육 물성치들은 Table 2에 나타나 있다.

3.2 무릎의 감쇠효과 고려

실제 무릎 관절은 이를 구성하는 구조물 간의 마찰로 인한 에너지 손실이 존재한다. 이러한 손

Table 2 Muscle parameters for Hill-type muscle model

Actuator	pCSA(%)	F_o^M (N)	l_o^M (m)	ϕ (deg)	l_s' (m)
RF	23.63	779	0.0840	5	0.3460
VAS	76.37	4530	0.0857	4.38	0.1407

실을 고려하기 위하여 감쇠를 추가로 고려하였다. 선형 감쇠로 가정하고 아래와 같이 무릎의 감쇠 효과를 고려한 운동방정식을 유도하였다.

$$I^{L/O}\ddot{u}_1 + cu_1 + MLg \sin(q_1 + \gamma) - F_p' D_{pt} = 0 \quad (4)$$

4. 해석 결과 및 검증

4.1 근력 및 근 활성화도

Fig. 6는 슬개건에 자극을 준 직후부터 3초간의 결과를 나타낸 것이다. 이 결과는 피실험자 2(H2)에 대한 결과이며, 감쇠계수로는 0.6이 사용되었다. 그래프에서 위에 두 결과는 각각 대퇴직근(RF)과 광근(VAS)의 근력과 근활성도를 나타낸다. 근력과 근활성도는 서로 유사한 경향을 보였다. 근력의 경우 단면적이 큰 광근의 근력이 대퇴직근의 근력보다 3배 이상 컸다. 이것은 슬개건에 작용하는 힘을 두 근육의 단면적의 비로 나누었기 때문이다. 따라서 두 근육의 근력의 절대적인 크기는 단면적의 비에 따라 다소 달라질 수 있다. 근활성도의 경우 근력의 결과와는 반대로 대퇴직근의 결과가 광근의 결과보다 큰 것으로 예측되었다. 이것은 각 근육이 낼 수 있는 최대 힘이 다르기 때문이다. 단면적은 광근이 대퇴직근보다 3배 이상 크지만, 광근의 최대근력이 대퇴직근의 최대 근력보다 6배 가까이 크기 때문에 두 근육의 근활성도비는 2배 미만으로 줄어들었다. 마지막 그래프는 운동방정식의 입력으로 사용한 무릎각도와 다리의 각속도 정보이다. 그래프에서 초반에 회색 음영부분은 실질적으로 신장반사가 일어난 부분을 의미하며, 이후의 구간에서 정강이는 자유 스윙 운동을 하게 된다. 이 범위를 근력 및 근활성도의 결과와 함께 보면 슬개건 반사가 일어난 초기의 약 350ms 동안의 값이 그 이후의 값보다 약 5배가량 크다는 것을 확인할 수 있다. 이를 종합하면 슬개건 반사가 일어나면 반사가 일어나지 않을 때보다 근수축이 훨씬 크게 일어난다는 것을 알 수 있다. 이 현상은 슬개건 자극으로 인해 순간적으로 과신장된 근육이 해당근육의 파열을 막기 위해 강하게 수축하는 것으로 해석된다.

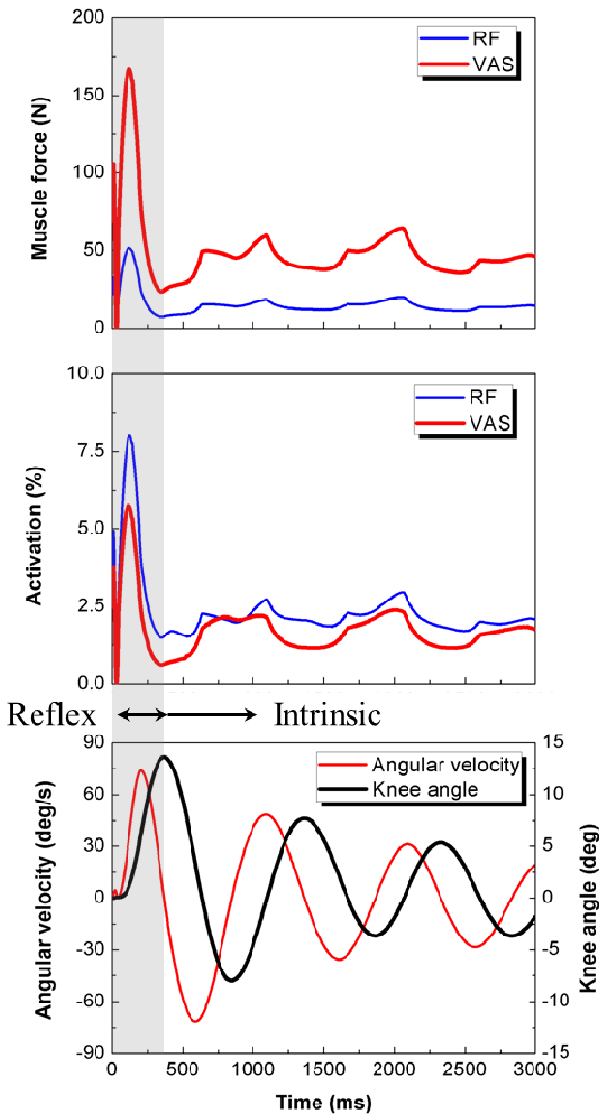


Fig. 6 Results of muscle forces and activation

4.2 무릎의 감쇠 효과

무릎을 구성하는 구조물간의 마찰로 인한 에너지 손실을 고려하기 위해 감쇠 계수에 따른 무릎 관절의 모멘트 변화를 예측해 보았다(Fig. 7). 감쇠 계수가 커질수록 진폭이 작아지다가 약 0.5 를 기준으로 위상이 반전되는 것을 확인할 수 있다. 적절한 감쇠계수 값을 찾기 위해 본 연구를 통해 구한 모멘트 결과와 실험을 통하여 얻은 모멘트 결과⁽¹²⁾를 비교하였다. Fig. 8 은 피실험자 H2 에 대한 결과를 Mamizuka 의 결과와 비교한 것으로 감쇠계수가 0.6 일 때 두 결과가 가장 유사한 경향을 보였다. 다른 피실험자를 대상으로 한 결과에서는 약간씩 다른 감쇠계수 값을 가졌지만 대체로 0.5 내외의 값을 가졌다.

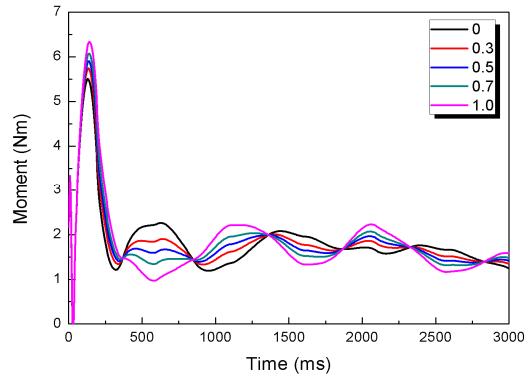


Fig. 7 Moment results with regard to damping coefficient

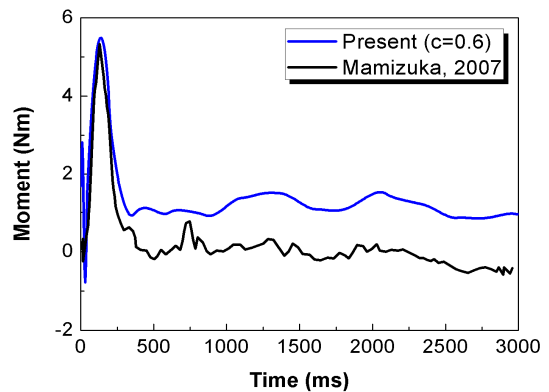


Fig. 8 Comparison of the knee joint

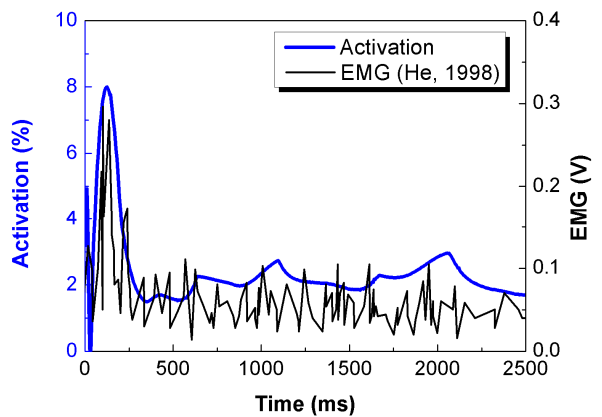


Fig. 9 Comparison of the activation and EMG signal

4.3 검증

해석을 통해 얻은 근육의 활성화도(Activation)를 실험을 통해 측정된 대퇴직근의 EMG 신호 결과⁽¹⁰⁾와 비교 하였다(Fig. 9). EMG 신호는 필터링과 정규화의 과정을 거쳐서 근 활성화도로 전환되기 때문에 두 결과의 경향이 일치하면 해석결과를 검증할 수 있다. 그래프에서 두 결과가 일치하므로 본 연구에 사용된

가정과 해석결과가 타당하다고 할 수 있다.

5. 결 론

본 연구는 슬개건 반사가 일어나는 동안 대퇴사두근의 근력과 근활성도를 Hill-type 근육 모델을 이용하여 해석적으로 예측하였다. 해석 결과의 정확성과 가정을 검증하기 위해 무릎에 작용하는 모멘트와 근활성도를 각각 실험 결과와 비교하였다. 해석 결과 슬개건 반사가 일어날 경우 그렇지 않을 경우에 비해 근력과 근활성도가 5 배정도 크게 발생하는 것을 확인하였다. 이는 슬개건의 신장반사로 인해 일어나는 대퇴사두근의 근수축을 정량적으로 구한 값이다. 이 값은 실험방법이나 피실험자의 신체조건에 따라 약간씩 차이가 있을 수 있으나 건강한 성인의 경우 유사한 결과를 얻었다. 따라서 근력의 최대값과 정강이가 자유 스윙하는 동안의 근력의 비는 추후 경직(spasticity)와 같은 질병을 판단하는 척도로 활용될 수 있다. 또한, 착지와 같은 동작의 해석에 신장반사의 효과를 고려하기 위해서는 근육의 순간적인 길이변화와 근력간의 관계를 정량화할 수 있는 모델에 대한 연구가 필요할 것이다. 본 연구는 신장반사로 인한 근력과 근활성도를 정량적으로 제한함으로써 앞서 말한 신장반사 해석모델 개발에 활용될 수 있다.

향후 본 연구의 정확도를 향상시키고 보다 신뢰할만한 결과를 얻기 위해 대퇴사두근의 길항근인 햄스트링 근육의 영향을 추가하여 고려한 연구가 필요하다고 판단된다.

후 기

이 논문은 2013 년 국방과학연구소 생존성기술 특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음.

참고문헌

- (1) Kim, C. H., 2007, "Work-related Musculoskeletal Disorders (WMSDs) in Korea and Other Countries," *J. of the Society of Korea Industrial and Systems Engineering*, Vol. 30, No. 2, pp. 106~112.
- (2) Pandy, M. G. and Zajac, F. E., 1991, "Optimal Muscular Coordination Strategies for Jumping," *J. Biomechanics*, Vol. 24, No. 1, pp. 1~10.
- (3) Kim, Y. H. and Phuong B. T. T., 2010, "Estimation of Joint Moment and Muscle Force in Lower Extremity During Sit-to-Stand Movement by Inverse Dynamics Analysis and by Electromyography," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. A.*, Vol. 34, No. 10, pp. 1345~1350.
- (4) 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.
- (5) Zajac, F. E., 1989, "Muscle and Tendon: Properties, Models, Scaling, and Application to Biomechanics and Motor Control," *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, Vol. 17, No. 4, pp. 395~411.
- (6) 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. Biomechanics*, Vol. 23, No. 2, pp.157~169.
- (7) 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. Biomechanics*, Vol. 37, pp. 1447~1453.
- (8) Ma, Y., Kwon, J., Mao, Z., Lee, K., Li, L. and Chung, H., 2011, "Segment Inertial Parameters of Korean Adults Estimated from Three-dimensional Body Laser Scan Data," *J. Industrial Ergonomics*, Vol. 41, pp. 19~29.
- (9) Simons, D. G. and Lamonte, R. J., 1971, "Automated System for the Measurement of Reflex Responses to Patellar Tendon Tap in Man," *American Journal of Physical Medicine*, Vol. 50, No. 2, pp. 72~79.
- (10) He, J., 1998, "Stretch Reflex Sensitivity: Effects of Postural and Muscle Length Changes," *IEEE Trans. Rehab. Eng.*, Vol. 6, No. 2, pp. 182~189.
- (11) Mamizuka, N., Sakane, M., Kaneoka, K., Hori, N. and Ochiai, N., 2007, "Kinematic Quantitation of the Patellar Tendon Reflex Using a Tri-axial Accelerometer," *J. Biomechanics*, Vol. 40, pp. 2107~2111.
- (12) Ohtaki, Y., Mamizuka, N., Fard, M., Harada, Y., Minakuchi, Y. and Ochiai, N., 2009, "Identification of Patellar Tendon Reflex based on Simple Kinematic Measurement," *J. Biomechanical Science and Engineering*, Vol. 4, No. 2, pp. 265~273.
- (13) 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. Applied Biomechanics*, Vol. 20, pp. 367~395.
- (14) Krevolin, J. L., Pandy, M. G. and Pearce, J. C., 2004, "Moment Arm of the Patellar Tendon in the Human Knee," *J. Biomechanics*, Vol. 37, pp. 785~788.
- (15) Narici, M. V., Landoni, L. and Minetti, A. E., 1992, "Assessment of Human Knee Extensor Muscles Stress from in vivo Physiological Cross-sectional Area and Strength Measurement," *Eur. J. Applied. Physiol.*, Vol. 65, pp. 438~444.