

# 인체 하지부 근골격계 모델 및 의자에서 일어서는 동작 시 근력 예측

## A Musculoskeletal Model of a Human Lower Extremity and Estimation of Muscle Forces while Rising from a Seated Position

조 영 남\*·유 흥 희†

Young Nam Jo and Hong Hee Yoo

(2011년 12월 27일 접수 ; 2012년 5월 16일 심사완료)

**Key Words** : Biomechanics(생체역학), Musculoskeletal System(근골격계), Lower Extremity(하지부), Muscle Force(근력)

### ABSTRACT

An analytical model for a human body is important to predict muscle and joint forces. Because it is difficult to estimate muscle or joint forces from a human body, the objective of this study is the development of a reliable analytical model for a human body to evaluate the lower extremity muscle and joint forces. The musculoskeletal system of the human lower extremity is modeled as a multi-body system employing the Hill-type muscle model. Muscle forces are determined to minimize energy consumption, and we assume that motion is constrained in the sagittal plane. Muscle forces are calculated through an equilibrium analysis while rising from a seated position. The musculoskeletal model consists of four segments. Each segment is a rigid body and connected by frictionless revolute joints. Muscles of the lower extremity are simplified to seven muscles with those that are not related to the sagittal plane motion are ignored. Muscles that play a similar role are combined together. The results of the present study are compared with experimental results to validate the lower extremity model and the assumptions of the present study.

### 기 호 설 명

$a$  : 활성화도  
 $\varepsilon$  : 건의 변형률  
 $F^m$  : 근력  
 $F_o^m$  : 최대근력

$F'$  : 건의 수축력  
 $f_a$  : Contractile element에 의한 수축력  
 $f_p$  : Passive element에 의한 수축력  
 $v$  : 근육의 수축 속도  
 $l^m$  : 근육의 길이  
 $l_o^m$  : 근육의 최적길이  
 $l'$  : 건의 길이  
 $l'_s$  : 건의 자유길이  
 $l^{m'}$  : 근육과 건의 길이  
 $\phi$  : 우모각  
 $\phi_0$  : 최적길이 상태에서의 우모각  
 $\theta$  : 관절의 각도

† 교신저자; 정회원, 한양대학교 기계공학부  
E-mail : hhyoo@hanyang.ac.kr  
Tel : (02)2220-0446, Fax : (02)2299-8169

\* 정회원, 한양대학교 기계공학과

# 이 논문의 일부는 2011년 추계 소음진동 학술대회에서 발표되었음.

## 1. 서 론

생활 수준의 향상과 건강에 대한 관심 증가로 인해 인간중심적인 제품에 대한 수요가 커지고 있다. 그에 따라 우리 생활과 밀접한 관련이 있는 제품들의 인체공학적 설계는 필수불가결한 요소가 되었다. 이러한 인체공학적 설계는 노약자를 위한 재활기구나 보조기구에서 군인들의 신체 능력과 생존성 향상을 위한 동력형 외골격(power suit)에 이르기까지 다양한 산업분야에서 응용되고 있다. 지금까지는 인체공학적 제품을 설계 하는데 있어서 사람 또는 인체 모형을 이용해 직접 실험을 하고 이를 통해 축적된 자료와 오랜 제품 생산 경험이 많이 이용되어 왔다. 하지만 이러한 방법으로 제품을 설계하기 위해서는 상당한 시간과 비용이 필요하다. 때문에 오래전부터 신뢰할 수 있는 인체 해석 모델을 만들고 이를 제품 설계에 이용해 제품의 생산에 소요되는 비용, 시간 등을 줄이기 위한 시도를 해 왔다.

Hill은 근육의 수학적 모델을 제안하였고<sup>(1)</sup> Zajac은 Hill의 근육 모델을 발전시켜 현재 가장 널리 쓰이고 있는 근육-건(musculotendon) 모델을 제안하였다<sup>(2)</sup>. Drillis 등은 인체 각 분절(segment)의 길이, 무게, 무게중심, 부피 등에 관한 연구를 하였다. Brand 등은 인체 하지부의 각 분절에 대해 좌표계를 정의하고 그 좌표계를 기준으로 건이 뼈에 연결되어 있는 위치에 대해 연구하였다<sup>(3)</sup>. Delp는 이전에 보고된 자료들과 젊은 사체를 이용해 인체 하지부의 43개 근육에 대한 Hill-type 근육 모델의 물성치들을 제안하였고<sup>(4)</sup> Menegaldo 등은 관절의 각도에 따른 근육-건 길이와 관절에 대한 모멘트 팔 길이의 변화를 근사다항식으로 나타내었다<sup>(5)</sup>. 그리고 해석시간을 단축시키기 위해 하지부의 근육들을 보다 적은 수의 근육들로 단순화하고 그 물성치들을 제안하였다<sup>(6)</sup>.

또한 특정 동작을 할 때 인체에서 발생하는 근전도(electromyography, EMG) 신호를 분석하여 각 근육이 얼마만큼의 힘을 발생시키고 있는지를 예측하고 그 결과를 바탕으로 관절에 가해지는 힘을 계산한 연구도 진행되어 왔다. Dahlqvist 등은 squatting 동작을 할 때, Ellis 등은 의자에서 일어서는 동작을 할 때<sup>(7)</sup>, Smith 등은 제자리에서 뛰는 동작을 할 때

무릎관절에 가해지는 힘에 대해 연구하였다.

이처럼 인체의 근골격계 모델이나 특정한 동작에서의 근력, 관절에 작용되는 힘 등에 대한 연구는 많이 이루어져 왔다. 하지만 인체공학적인 설계에 적용하기에는 아직 해석 결과의 적확성이나 다양한 동작과 환경에 적용하기 위한 범용성이 부족한 실정이다. 따라서 이 연구에서는 인체와 외부 물체 또는 외력간의 상호작용을 보다 쉽게 고려할 수 있는 인체모형을 만드는 것을 목표로 하고 있다. 이를 위해 인체 하지부의 근골격계를 Hill-type 근육 모델을 이용한 다물체 시스템으로 모델링 하였다. 이 모델을 이용하여 의자에서 일어서는 동작을 할 때 근육이 발생시키는 힘과 무릎관절에 작용하는 힘을 구하였고 실험결과와 비교해 보았다.

## 2. 근골격계 모델

### 2.1 근골격계 모델

인체 하지부의 근골격계를 정강이, 허벅지, 골반 그리고 상체의 네 개의 분절과 일곱 개의 근육으로 이루어진 다물체 시스템으로 모델링 하였다(Fig. 1). 각 분절의 물성치는 기존의 연구 결과를 인용하였고 Table 1에 정리하였다<sup>(8)</sup>. 여기서 무게중심의 위치는 몸의 중심에 가까운 쪽에서 무게중심까지의 거리를 분절의 길이로 나눈 것이다.

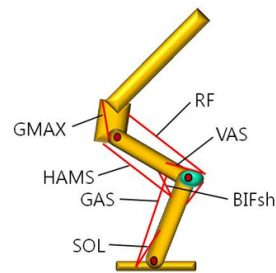


Fig. 1 The musculoskeletal model

Table 1 Properties of segments

Segment	Length(m)	Mass(kg)	Mass center
Shank	0.40	2.598	0.5909
Thigh	0.45	7.572	0.6070
Pelvis	0.095	3.906	0.482
Trunk	0.6	18.948	1

의자에서 일어나는 운동을 하는 동안 측면방향으로의 움직임은 상대적으로 작으므로 시상면(sagittal plane)에서 평면운동을 한다고 가정하였다. 관절은 마찰이 없는 레볼루트 조인트(revolvute joint)로 모델링 하였다. 또한 인체 하지부의 근육들을 Menegaldo 등의 연구를 참고하여 시상면 운동에 거의 관여하지 않는 근육은 제거하고 비슷한 역할을 하는 근육들은 하나의 근육으로 묶어 일곱 개의 근육으로 단순화 하였다<sup>(6)</sup>. 근육이 연결되어 있는 위치는 Brand 등의 연구 결과를 인용하였다<sup>(3)</sup>.

2.2 근육 모델

근육은 Zajac이 제안한 Hill-type 근육 모델을 이용하여 모델링 하였다(Fig. 2)<sup>(2)</sup>. 이 모델은 수축력을 발생시키는 부분인 근육과 근육이 발생시킨 힘을 뼈에 전달해주는 부분인 건의 두 부분으로 이루어져 있다.

근육은 자발적으로 수축력을 발생시키는 즉, 액추에이터(actuator)와 같은 역할을 하는 수축요소(contractile element, CE)와 의지와 상관없이 특정 길이 이상이 되면 수축력을 발생시키는 즉, 고무줄과 비슷한 역할을 하는 수동요소(passive element, PE)가 병렬로 연결되어 있다. 수축요소의 경우 근육의 길이, 활성화도, 수축 속도 등에 따라 수축력이 달라지게 된다(Figs. 3, 4). 근육의 길이가 최적길이(optimal muscle length,  $l_m^o$ )에 가까울수록, 그리고 활성화도(activation,  $a$ )가 클수록 또한 수축 속도가 작을수록 더 큰 수축력을 발생시킨다. 수동요소의 경우에도 근육의 길이에 따라 수축력이 달라진다. 수동요소는 근육의 길이가 최적길이 이상이 되면 수축력을 발생시키기 시작하여 길이가 늘어날수록 더 큰 힘이 발생된다.

건은 근육의 수동요소와 마찬가지로 특정 길이 이상이 되면 수축력을 발생시키기 시작하는데 이를

건의 자유길이(tendon slack length,  $l_s^t$ )라고 한다. 건은 근육과  $\phi$ 만큼의 각도로 연결되어 있는데 이를 우모각(pennation angle)이라고 한다.

Hill-type 근육 모델에서 근력은 아래의 식 (1)과 같이 표현할 수 있다<sup>(9)</sup>.

$$\tilde{F}^m = \{ \tilde{f}_a(a, \tilde{l}^m) \tilde{f}(\tilde{v}) + \tilde{f}_p(\tilde{l}^m) \} \cos \phi(\tilde{l}^m) \quad (1)$$

$$\tilde{F}^m = F^m / F_o^m \quad (2)$$

$$\tilde{l}^m = l^m / l_o^m \quad (3)$$

여기서 틸다(tilde) 표시는 정규화된 값을 의미한다. 근육의 수축속도가 빠를수록 발생시킬 수 있는 힘의 크기는 줄어들게 되는데<sup>(10)</sup> 이 연구에서는 수축속도에 따른 근력의 변화는 고려하지 않았다. 즉, 등척성(isometric) 운동을 한다고 가정하였고 이때 식 (1)에서  $f(v)$ 는 1이 된다.

등척성 운동에서는 근육이 발생시키는 힘의 크기와 건이 뼈에 전달하는 힘의 크기가 같게 된다. 그러

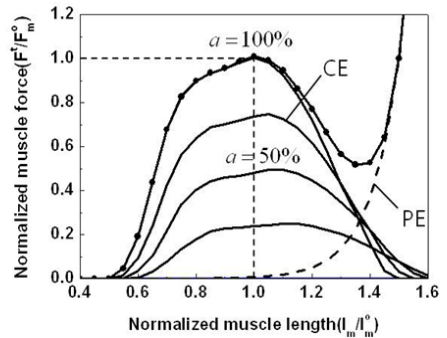


Fig. 3 Muscle force-length relations

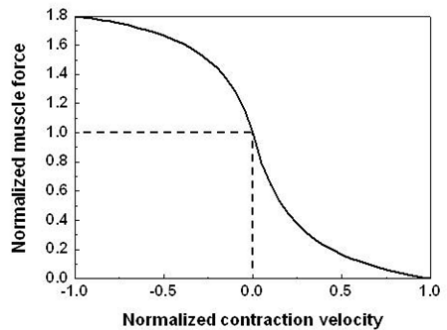


Fig. 4 Muscle force-contraction speed relations

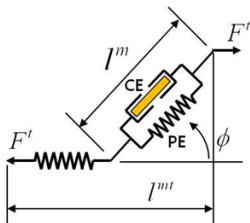


Fig. 2 The musculotendon model

므로 근력은 식 (4)에서와 같이 건의 변형률에 대한 함수로도 나타낼 수 있다<sup>(9)</sup>.

$$\tilde{F}^t = \begin{cases} 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (4)$$

$$\tilde{F}^t = F^t / F_o^m \quad (5)$$

$$\varepsilon = \frac{l^t - l_s^t}{l_s^t} = \frac{l^m(\theta) - l_o^m \tilde{l}^m \cos \phi - l_s^t}{l_s^t} \quad (6)$$

$$\phi = \sin^{-1} \left( \frac{l_o^m \sin \phi_o}{l^m} \right) = \sin^{-1} \left( \frac{\sin \phi_o}{\tilde{l}^m} \right) \quad (7)$$

식 (7)은 우모각을 계산한 식으로 근육과 건의 기하학적 관계에 의해 얻어진 것이다<sup>(9)</sup>.

식 (1)과 식 (4)에서 미지수는  $\tilde{F}^t, a(t), l^m$ 이다.  $l^m(\theta)$ 는 관절의 각도에 따라 정해지는 값이고 나머지는 근육의 물성치들이다. 해석에 사용된 근육의 물성치는 Table 2에 정리하였다<sup>(4,11)</sup>. 따라서 식이 두 개이고 미지수가 세 개이므로 하나의 미지수가 결정되면 근력을 구할 수 있다. 위의 미지수 중 활성도는 1과 0사이의 값으로 자발적으로 근력을 발생시키는 정도를 나타낸다. 활성도를 1과 0으로 결정하고 위 식을 풀면 근육이 발생시킬 수 있는 힘의 상한과 하한인 최대등척근력(maximum isometric muscle force)과 최소등척근력(minimum isometric muscle force)을 구할 수 있다(Fig. 5).

Table 2 Parameters of muscles

Muscle	$F_o^m (N)$	$l_o^m (m)$	$\phi_o$ (deg)	$l_s^t (m)$
Rf	779	0.084	5.0	0.346
GMAX	2290	0.145	3.0	0.133
HAMS	2350	0.111	7.5	0.336
VAS	4530	0.087	3.0	0.136
SOL	4109	0.030	23.6	0.269
GAS	1601	0.051	14.3	0.401
BIFsh	402	0.173	23.0	0.100

### 3. 해석 조건

의자에서 일어서는 운동을 하는 동안 발바닥은 땅에 고정되어 미끄러지지 않고 양쪽 다리에 동일한 하중이 가해진다고 가정하였다. 또한 앞에서 설명한 바와 같이 시상면에서 평면운동을 한다고 가정하였다. 일어서는 동안 각 관절의 각도 변화는 Nuzik(1986)의 연구 결과를 참고하였다<sup>(12)</sup>.

운동을 하는 동안 근력은 앞서 구한 근육이 발생시킬 수 있는 힘의 상한과 하한인 최대등척근력과 최소등척근력 사이에서 정적 평형 상태를 유지하는 조건 하에 에너지 소모를 최소화 하도록 결정된다고 가정하였다. 여기서 에너지는 근육이 수행한 역학적 에너지를 의미한다. 즉, 운동을 하는 동안 근육이 수행한 역학적 에너지가 최소화 되어 가장 적은 에너지로 운동을 할 수 있도록 근력이 결정된다고 가정하였다. 역학적 에너지를 최소화하기 위해서는

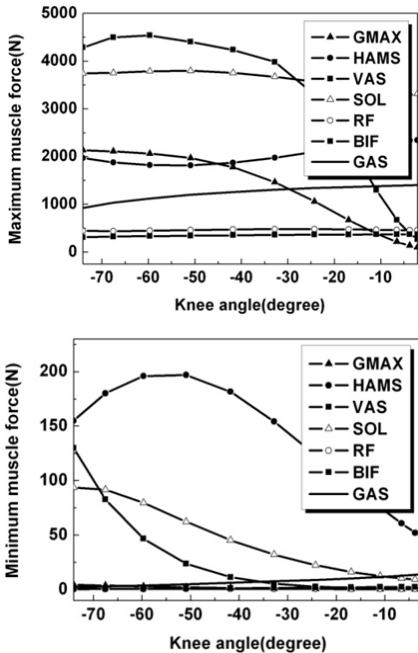


Fig. 5 The maximum and minimum muscle force

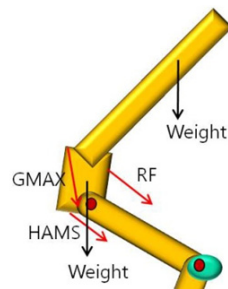


Fig. 6 Equilibrium analysis

의자에서 일어나는 운동과 반대되는 근육인 무릎과 상체 그리고 발목을 굽히는데 쓰이는 근육의 근력은 최소가 되어야 한다. 또한 정적 평형 해석을 통해 근력을 구하였기 때문에 천천히 운동하는 경우에는 오차가 크지 않겠지만 빠르게 운동을 하는 경우에는 어느 정도 오차가 발생할 수 있다.

고관절(hip joint)에 대해 정적 평형 해석을 수행한 과정을 Fig. 6에 나타내었다. 그림에서 보는 바와 같이 근력이 작용하지 않는다면 상체와 골반의 무게로 인해 상체는 앞으로 넘어지게 된다. 정적 평형 상태를 유지하기 위해서는 골반에 연결되어 있는 세 근육으로 인해 발생하는 고관절에 대한 모멘트가 상체와 골반의 무게에 의해 발생하는 모멘트를 상쇄시켜야 한다. 이를 식으로 나타내면 아래와 같이 표현할 수 있다.

$$GMAX \cdot GMAX_H + HAMS \cdot HAMS_H + RF \cdot RF_H + W_U \cdot U_H + W_P \cdot P_H = 0 \quad (8)$$

위 식에서  $GMAX$ ,  $HAMS$ ,  $RF$ 는 각각  $GMAX$ ,  $HAMS$ ,  $RF$ 근의 근력을,  $GMAX_H$ ,  $HAMS_H$ ,  $RF_H$ 는 각각  $GMAX$ ,  $HAMS$ ,  $RF$ 근의 근력의 고관절에 대한

모멘트 팔의 길이를,  $W_U$ ,  $W_P$ 는 각각 상체와 골반은 무게를,  $U_H$ ,  $P_H$ 는 각각 상체와 골반의 무게에 의한 힘의 고관절에 대한 모멘트 팔의 길이를 나타낸다. 무릎관절과 발목관절에 대해서도 이와 같이 평형방정식을 세울 수 있다. 이렇게 계산된 근력이 정적 평형 상태를 유지하는 것을 상용프로그램을 통해 확인하였다.

#### 4. 결 과

위에서 설명한 조건을 바탕으로 인체 하지부 근육의 근력과 슬개골 압축력(patellofemoral compressive force)을 구하고 Ellis(1984)의 실험결과<sup>(7)</sup>와 비교해 보았다. 이 실험결과는 의자에서 일어나는 운동을 하는 동안 근전도(EMG) 신호를 측정해 그 데이터를 바탕으로 구해진 것이다. 비교 결과를 Fig. 7에 나타내었다. 근력의 경우  $-15^\circ$  이후의 HAMS근의 근력이 매우 작아져 약간의 근력 차이로도 매우 큰 오차로 계산되는 부분을 제외하면 오차는 평균적으로 약 16% 정도로 비교적 잘 일치한다. 이로부터 앞서 설명된 인체의 근골격계 모델과 근력을 구하기 위한 가정들이 인체의 특성을 어느 정도 잘 반영한다는 것을 알 수 있다. 또한  $-60^\circ$  전후로 두 결과의 차이가 비교적 크게 나타나는 것을 볼 수 있는데 이는 일어나는 운동을 하는 동안 피험자의 자세와 해석에 사용된 자세의 차이 때문일 것이라고 생각된다. 실험결과에서는 피험자의 발목관절이나 고관절의 각도는 명시되어 있지 않고 근력의 변화에 가장 큰 영향을 미치는 무릎관절의 각도 변화에 따른 결과만 제시되어 있다. 이 연구에서는 일어나는 운동을 하는 동안 각 관절의 각도 변화를 Nuzik의

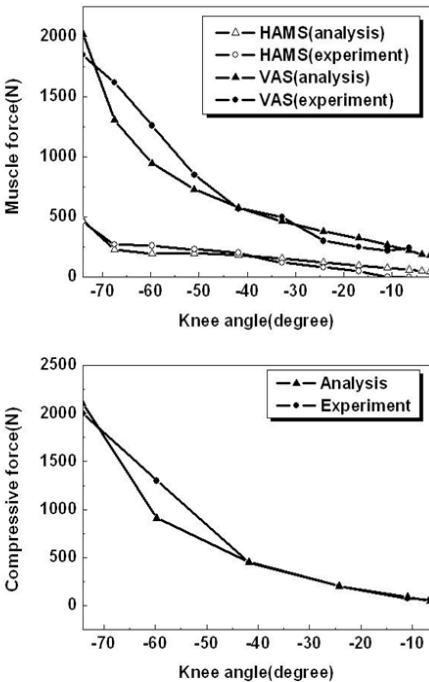


Fig. 7 The comparison with experimental results

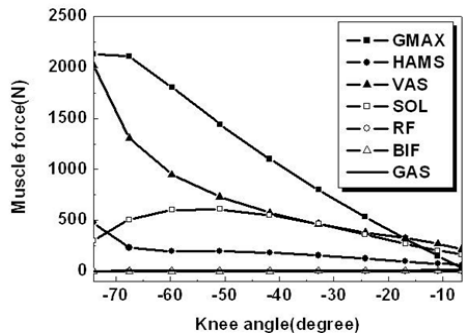


Fig. 8 Muscle forces while rising from a chair

연구 결과를 바탕으로 결정하였다. 그러므로 두 자세에서 고관절과 발목관절 각도에 어느 정도 차이가 있는 구간이 있을 수 있고 근력에도 다소 차이가 날 수 있다.

의자에서 일어서는 운동을 하는 동안 근력의 변화를 Fig. 8에 나타내었다. 동작의 초기에는 무릎이 많이 굽혀져 있어 자세를 유지하기 위해 상대적으로 큰 근력이 작용한다. 일어서면서 자세 유지를 위해 관절에 작용해야 하는 모멘트의 크기가 줄어들어 감에 따라 근력도 점점 줄어들게 된다. 또한 일어서는 운동이 아닌 무릎을 굽히는 방향으로 무릎관절에 모멘트를 발생시키는 BIFsh, GAS근에는 근력이 거의 발생되지 않는 것을 볼 수 있다. 고관절에 대해 상체를 굽히는 방향으로 모멘트를 발생시키는 RF근 역시 힘을 거의 발생시키지 않는다. HAMS근의 경우 무릎을 굽히는 방향으로 모멘트를 발생시키지만 상체의 자세를 유지하기 위해 동작 초기에는 500 N 정도의 근력이 발생하는 것을 볼 수 있다.

슬개골 압축력의 경우에도 무릎이 많이 굽혀져 있을 때에는 비교적 큰 값을 가지지만 일어서면서 근력이 줄어들어 감에 따라 슬개골 압축력 역시 줄어들게 된다.

## 5. 결 론

이 연구에서는 인체의 하지부를 강체로 된 4개의 분절과 Hill-type 근육 모델을 이용한 7개의 근육으로 모델링 하였다. 시상면에서 평면운동을 하고 근력은 에너지 소모를 최소화 하도록 결정된다는 가정 하에 정적 평형 해석을 통하여 의자에서 일어서는 동안 근력과 슬개골 압축력을 예측해 보았다. 또한 그 결과를 실험결과와 비교해 보았다. 그 결과 해석 결과와 실험결과의 오차가 약 16% 정도로 비교적 잘 일치하였고 이로부터 앞서 설명된 근골격계 모델과 가정들이 의자에서 일어서는 동안 인체의 특성을 어느 정도 잘 반영한다는 것을 알 수 있었다.

향후에는 보다 구체적인 실험 데이터를 확보하여 인체 모델의 검증을 더욱 철저히 하고 인체의 다른 분절들과 근육들을 모델에 추가하여 의자에서 일어서는 동작 이외의 다양한 동작 및 인체에 외력이 작용하는 경우에도 신뢰할만한 결과를 얻을 수 있

는 인체 해석 모델을 만드는 것에 대한 연구가 필요하다.

## 후 기

이 논문은 2012년 국방과학연구소 생존성 기술특화연구센터의 사업으로 지원받아 연구되었음.

이 논문은 2012년도 2단계 두뇌한국21 사업에 의하여 지원되었음.

## 참 고 문 헌

- (1) 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.
- (2) 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.
- (3) Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pedersen, D. R., Clark, C. R. and Valkrienen, F. M., 1982, A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy, Journal of Biomechanical Engineering, Vol. 104, No. 4, pp. 304~310.
- (4) Delp, S. L., 1990, Surgery Simulation: A Computer-graphics System to Analyze and Design Musculoskeletal Reconstructions of the Lower Limb, Stanford University, Ph. D. Thesis.
- (5) Menegaldo, L. L., Fleury, A. T. and Weber, H. I., 2004, Moment Arms and Musculotendon Lengths Estimation for a Three Dimensional Lower-limb Model, Journal of Biomechanics, Vol. 37, No. 9, pp. 157~169.
- (6) Menegaldo, L. L., Fleury, A. T. and Weber, H. I., 2003, Biomechanical Modeling and Optimal Control of Human Posture, Journal of Biomechanics, Vol. 36, No. 11, pp. 1701~1712.
- (7) Ellis, M. I., Seedhom, B. B. and Wright, V., 1984, Forces in the Knee Joint whilst Rising From a Seated Position, Journal of Biomedical Engineering, Vol. 6, No. 2, pp. 113~120.

(8) Chaffin, D. B., Andersson, B. J. and Martin, B. J., 2006, Occupational Biomechanics, Force Ed., John Wiley & Sons, Inc., Hoboken, New Jersey, Chap. 3.

(9) Buchanan, T. S., Lloyd, D. G., Manal, K. and Besier, T. F., 2004, Neuromusculoskeletal Modeling: Estimation of Muscle Forces and Joint Moments and Movements from Measurements of Neural Command, Journal of Applied Biomechanics, Vol. 20, pp. 367~395.

(10) Neptune, R. R. and Sasaki, K., 2005, Ankle Plantar Flexor Force Production is an Important Determinant of the Preferred Walk-to-run Transition Speed, The Journal of Experimental Biology, Vol.

208, pp. 799~808.

(11) Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E. S. and Levine, W. S., 1990, An Optimal Control Model for Maximum-height Human Jumping, Journal of Biomechanics, Vol. 23, No. 12, pp. 157~169.

(12) Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A. and Hirt, S., 1986, Sit-to-stand Movement Pattern, Physical Therapy, Vol. 66, No. 11, pp. 1708~1713.

(13) Namgoong, H. and Yoo, H. H., 2010, Modal Analysis of Human Leg with Respect to Hip Joint Position by Using Multibody Modeling, Transactions of the Korean Society for Noise and Vibration Engineering, Vol. 20, No. 8, pp. 761~766.