

<학술논문>

DOI <http://dx.doi.org/10.3795/KSME-A.2014.38.10.1147>

ISSN 1226-4873(Print)
2288-5226(Online)

의자에서 일어서는 동작 시 불확실성을 고려한 인체 하지부 근력 해석[§]

조영남* · 강문정* · 채제욱** · 유홍희*†

* 한양대학교 기계공학부, ** 국방과학연구소

Estimation of Human Lower-Extremity Muscle Force Under Uncertainty While Rising from a Chair

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

* Dept. of Mechanical Engineering, Hanyang Univ.,

** Agency for Defense Development

(Received March 14, 2014 ; Revised July 30, 2014 ; Accepted August 7, 2014)

Key Words: Biomechanics(생체역학), Muscle Force(근력), Lower Extremity(하지부), Uncertainty Analysis(불확실성 해석), Optimization(최적화)

초록: 인체의 근골격계 모델을 이용해 근력을 예측하기 위해서는 인체 및 근육의 물성치를 알아야 한다. 하지만 이러한 물성치들은 측정하기도 어렵고 사람마다 편차도 크다. 따라서 이러한 물성치들의 변화에 따라 근력이 얼마나 달라지는지 예측할 필요가 있다. 본 연구의 목적은 인체 및 근육 물성치의 불확실성을 고려하여 의자에서 일어서는 동작 시 인체 하지부의 근력을 예측하는 절차를 정립하는 것이다. 인체 하지부는 8 개의 Hill-type 근육-건 모델이 포함되어 있는 다물체 시스템으로 모델링 하였다. 이 모델은 시상면(sagittal plane)에서 평면운동을 하는 4 자유도 시스템이다. 각 근력은 일어서는 운동을 하는 동안 근육이 소모한 에너지가 최소화 되도록 근력이 결정된다는 가정 하에 최적화 방법을 이용하여 구하였다. 또한 인체 물성치가 불확실성을 가질 때 근력의 표준편차를 First Order Reliability Method 를 이용하여 구하였다. 그 결과 주동근 근력의 표준편차는 150~300N 로 상당히 크게 계산되는 것을 알 수 있었다.

Abstract: Biomechanical models are often used to predict muscle and joint forces in the human body. For estimation of muscle forces, the body and muscle properties have to be known. However, these properties are difficult to measure and differ from person to person. Therefore, it is necessary to predict the change in muscle forces depending on the body and muscle properties. The objective of the present study is to develop a numerical procedure for estimating the muscle forces in the human lower extremity under uncertainty of body and muscle properties during rising motion from a seated position. The human lower extremity is idealized as a multibody system in which eight Hill-type muscle force models are employed. Each model has four degrees of freedom and is constrained in the sagittal plane. The eight muscle forces are determined by minimizing the metabolic energy consumption during the rising motion. Uncertainty analysis is performed using a first-order reliability method. The one-standard-deviation range of agonistic muscle forces is calculated to be about 150–300 N.

- 기호설명 -

a : 활성화도
 e : 신경 자극

F^m : 근력
 F_o^m : 최적근력
 f_A : 수축요소가 발생시키는 수축력
 l^m : 근육의 길이
 l_o^m : 근육의 최적길이
 f_v : 근육의 수축속도에 따른 근력 변화
 v : 근육의 수축 속도

[§] 이 논문은 2014년도 대한기계학회 신뢰성부문 춘계학술대회 (2014. 2. 26.-28., 제주대) 발표논문임

† Corresponding Author, hhyoo@hanyang.ac.kr

© 2014 The Korean Society of Mechanical Engineers

- f_p : 수동요소가 발생시키는 수축력
- ϕ : 우모각
- F^t : 건의 수축력
- ε : 건의 변형률
- l^{mt} : 근육-건 전체 길이
- l'_s : 건의 자유길이
- BIF : Biceps femoris caput brevis
- GAS : Gastrocnemius
- GMAX : Gluteus maximus
- HAMS : Hamstrings
- RF : Rectus femoris
- SOL : Soleus
- VAS : Vastus
- TA : Tibialis anterior

1. 서론

인체공학적 제품 설계 또는 인체 부상 기전 연구 등을 위해 인체 각 근육의 근력, 관절에 작용하는 하중에 관한 연구가 많이 진행되고 있다. 하지만 이러한 정보를 인체에서 직접 측정하는 것은 안전 및 윤리적 문제로 인하여 거의 수행되지 못하고 있다. 따라서 인체의 CT 이미지나 사체 등을 이용하여 인체 해석 모델을 구축하고 이를 활용해 체내에서 발생하는 힘들을 예측하는 연구가 많이 이루어지고 있다.

Hill⁽¹⁾과 Huxley⁽²⁾ 등은 근육의 수학적 모델을 제안하였다. Brand 등⁽³⁾은 사체를 이용해 근육이 뼈에 부착되어 있는 위치에 대해 연구하였고, Leva 등⁽⁴⁾은 인체 각 분절의 물성치에 대해 연구하였다. 이러한 인체의 해석적 모델링에 관한 연구뿐만 아니라 인체 모델을 이용하여 특정 동작을 수행할 때 근력을 예측하는 연구들도 활발히 진행되었다. 근력 예측에는 주로 최적화 방법이 많이 사용되고 있는데 Pandy 등⁽⁵⁾은 제자리에서 가장 높이 뛰는 동작을 할 때, Raasch 등⁽⁶⁾은 페달을 구르는 동작을 할 때, Anderson 등⁽⁷⁾은 걷는 동작을 할 때의 근력을 최적화 방법을 통해 예측하였다. 이외에도 He 등⁽⁸⁾은 고양이를 대상으로 작은 외란이 있을 때 자세를 유지하기 위한 제어 이득값에 대해 연구하였고, Buchanan 등⁽⁹⁾은 현재 널리 쓰이고 있는 Hill-type 근육 모델에 대해 정리하였다. Hoy 등⁽¹¹⁾은 인체 하지부의 근골격계 모델에 대해 연구하였고, Nuzik⁽¹²⁾는 의자에서 일어서는 동작 시 하지부의 움직임에 대해 연구하였다.

인체 해석 모델을 이용하여 근력을 예측하기 위해서는 인체 및 근육의 물성치를 알아야 한다. 하

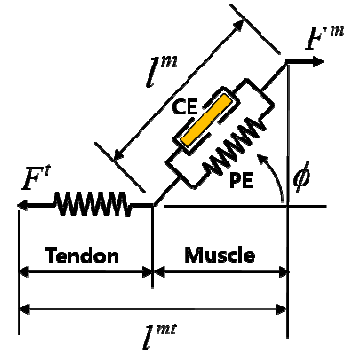


Fig. 1 Hill-type musculotendon model

지만 이러한 물성치들은 측정하기도 어렵고 사람마다 편차도 크다. 또한 같은 사람이라 할지라도 시간에 따라 변할 수 있다. 따라서 불확실성 해석을 통해 이러한 물성치들의 변화에 따라 근력이 얼마나 달라지는지 예측할 필요가 있다. 본 연구의 목적은 인체 및 근육 물성치의 불확실성을 고려하여 의자에서 일어서는 동작 시 인체 하지부의 근력을 예측하는 절차를 정립하는 것이다. 이를 위해 인체의 하지부를 8 개의 Hill-type 근육 모델을 포함한 2 차원 평면운동을 하는 다물체 시스템으로 모델링 하였다. 또한 본 연구에서 인체 근골격계의 모델링 및 해석에는 MATLAB 이 이용되었다.

2. 하지부 모델

2.1 근육 모델

본 연구에서는 Hill-type 근육-건 모델을 이용하여 인체의 근육을 모델링 하였다(Fig. 1). 이 모델에서 근육은 자발적인 수축력을 발생시키는 수축요소(contractile element)와 비선형 스프링과 같은 역할을 하는 수동요소(passive element)로 구성되어 있다. 근육에서 발생된 수축력은 건(tendon)을 통해 뼈에 전달된다. 근육과 건은 특정 각도를 이루고 있고 이 각도를 우모각(pennation angle)이라 한다. 우모각은 근육의 길이에 따라 달라진다.

신경으로부터 근육에 자극(neural excitation)이 가해지면 근육이 활성화 된다. 여기서 신경 자극과 근육의 활성화도(activation)는 각각 최대값으로 정규화시켜 0 에서 1 사이의 값을 가지며 근활성도 값은 신경 자극 값에 점근적으로 가까워지는 반응을 보인다. 두 변수 사이의 관계를 활성화동역학(activation dynamics)이라 하고 아래의 식으로 표현할 수 있다.⁽⁸⁾

$$\dot{a}(t) = (e(t) - a(t))(c_1 e(t) + c_2) \tag{1}$$

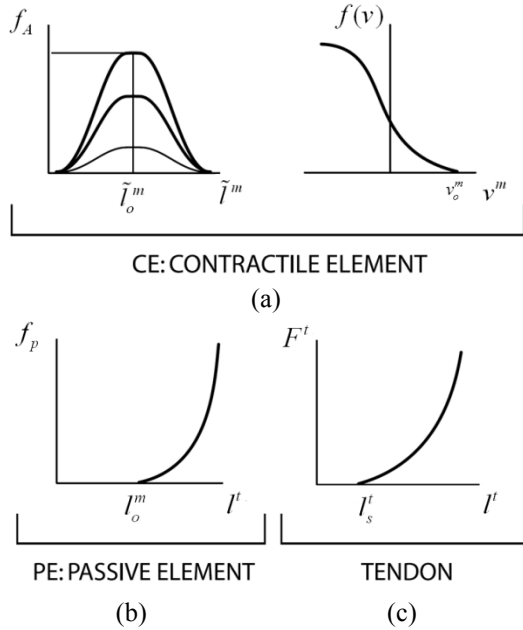


Fig. 2 Change of contraction force of the (a) contractile element, (b) the passive element, (c) the tendon

여기서 c_1, c_2 는 활성도가 신경 자극에 수렴하는 속도를 결정하는 상수이다.

근육이 활성화되면 근육의 길이, 수축속도, 근활성도에 따라 수축요소에서 근력이 발생된다. 이는 수축동역학(contraction dynamics)라 하고 수식으로 나타내면 아래와 같다.⁽⁹⁾

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

$$\tilde{F}^m = F^m / F_o^m$$

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

$$\phi(t) = \sin^{-1} \left(\frac{\sin \phi_o}{\tilde{l}^m(t)} \right) \quad (3)$$

여기서 수축요소가 발생시키는 수축력은 근육의 길이가 최적길이(optimal length)에 가까울수록, 수축속도가 작을수록, 근활성도가 클수록 커진다(Fig. 2). 수동요소가 발생시키는 수축력은 근육의 길이가 길수록 커진다. 근육의 길이에 따라 수축요소가 발생시키는 근력(f_A)은 Delp 가 제시한 근활성도가 1 일 때의 실험 자료(ISB web)⁽¹⁰⁾를 보간하여 계산하였고 근활성도가 1 보다 작을 때의 근력은 활성도에 비례하여 작아진다고 가정하였다. 수축속도에 따른 근력(f_V)의 변화는 본 연구에서는 고려하지 않았다. 수동요소가 발생시키는 수축력(f_p)은 아래의 식으로 계산할 수 있다.⁽⁹⁾

Table 1 Properties of muscles (Menegaldo, 2003)

	F_o^m (N)	l_o^m (m)	ϕ_o (°)	l_s^t (m)
BIF	402	0.173	23.0	0.100
GAS	1601	0.051	14.3	0.401
GMAX	2290	0.145	3.0	0.133
HAMS	2350	0.111	7.5	0.336
RF	779	0.084	5.0	0.346
SOL	4109	0.030	23.6	0.269
TA	1052	0.100	6.0	0.264
VAS	4530	0.087	3.0	0.136

$$f_p(\tilde{l}^m) = \frac{e^{10(\tilde{l}^m-1)}}{e^5} \quad (4)$$

근육은 건에 특정 각도만큼 기울어져 연결되어 있는데 이를 우모각(ϕ)이라 한다. 따라서 실제 건에 전달되는 근력은 실제 근육이 발생시키는 수축력과 차이가 있다. 식 (3)의 경우 참고문헌에서 제시된 식을 정규화된 근육의 길이를 사용하여 표현하였다.

건의 변형률에 따른 수축력은 아래의 식으로 계산할 수 있다.⁽⁹⁾

$$\tilde{F}^t = \begin{cases} 1480.3\varepsilon^2 & 0 < \varepsilon < 0.0127 \\ 37.5\varepsilon - 0.2375 & \varepsilon \geq 0.0127 \end{cases} \quad (5)$$

$$\tilde{F}^t = F^t / F_m^o$$

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

식 (5)에서 건의 수축력은 건의 변형률에 따라 다른 수식으로 계산된다. 이는 건의 변형률이 작을 때, 수축력을 거의 발생시키지 않는 현상을 반영한 것이다. 건의 변형률은 건과 근육의 기하학적인 관계로 계산될 수 있다.

식 (6)에서 근육-건 전체 길이는 관절의 각도에 대한 함수로 그 관계는 Menegaldo⁽¹¹⁾가 제시한 자료를 이용하였다.

근육과 건은 서로 연결되어 있으므로 근육이 발생시키는 근력과 건의 수축력은 같다. 따라서 식 (2), (5)에서 미지수는 활성도, 근육의 길이, 근력으로써 개이고 근활성도가 주어지면 두 식으로부터 근력을 구할 수 있다. 각 근육의 물성치는 Menegaldo⁽¹²⁾

Table 2 Length, Mass, CG position of the segments

	Length(m)	Mass(kg)	CG position
Shank	0.394	4.036	0.595
Thigh	0.440	7.125	0.533
Pelvis	0.110	4.354	0.441
Trunk	0.369	20.882	1

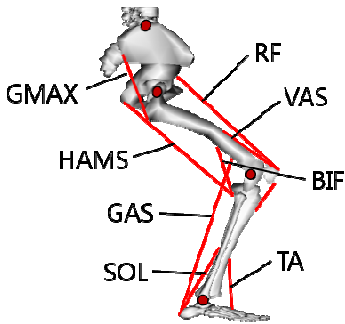


Fig. 3 Lower extremity musculoskeletal model

가 제시한 자료를 인용하였고 Table 1 에 나타내었다.

2.2 근골격계 모델

본 연구에서 인체는 상체, 골반, 허벅지, 정강이의 네 분절과 여덟 개의 Hill-type 근육-건 모델로 구성된 다물체 시스템으로 모델링 하였다(Fig. 3). 각 분절의 길이, 질량 및 무게중심의 위치는 Table 2 에 나타내었다. Table 에서 무게중심의 위치는 머리에서 먼 쪽의 관절로부터 분절의 무게중심까지의 길이를 분절 전체의 길이로 나눈 값을 나타낸다. 근육이 뼈에 연결되어 있는 위치는 Hoy⁽¹³⁾가 제안한 자료를 인용하였다.

일어서는 운동을 하는 동안 발은 지면에 고정되어 미끄러지지 않는다고 가정하여 모델링하지 않았고 두 다리에 동일한 하중이 가해진다고 가정하여 한쪽 다리만을 모델링 하였다. 시상면(sagittal plane)에서 평면 운동을 한다고 가정하여 각 관절은 핀조인트로 모델링 하였다.

3. 해석 방법

3.1 근력 결정 방법

근력을 결정하기 위해 먼저 역동역학 해석을 통하여 의자에서 일어서는 동작을 수행할 때 각 관절의 구동토크(driving torque)를 구하였다(Fig. 4).

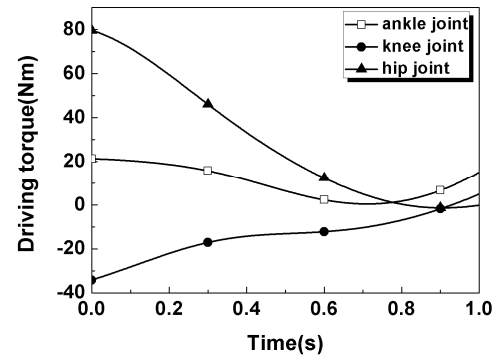


Fig. 4 Driving torque while rising from a seated position

일어서는 동작 수행 시 구동토크는 Newton method 를 이용하여 역동역학 해석을 통해 구하였다. Fig. 4 를 보면 0 초에서 일어서기 시작하여 1 초에서는 완전히 일어난 상태이다. 일어서는 동작은 Nuzik⁽¹⁴⁾가 제시한 자료를 인용하였다. 하지만 모델의 자유도 수(3 개)에 비해 결정해야 할 근력의 수(8 개)가 더 많다. 따라서 일어서는 동작을 발생시킬 수 있는 무수히 많은 근력 조합이 존재한다. 본 연구에서 유일한 근력 조합을 결정하기 위해 근력은 의자에서 일어서는 동안 근육이 소모한 에너지가 최소화되도록 결정된다고 가정하고 최적화 방법을 이용해 구하였다. 이 최적화 과정을 정식화하면 아래와 같다.

$$\begin{aligned}
 &\text{Find} && e_1, e_2, \dots, e_9 \\
 &\text{Minimize} && \sum_1^8 E_n \\
 &\text{Subject to} && (T_{muscle} - T_{motion})_{ankle} = 0 \\
 &&& (T_{muscle} - T_{motion})_{knee} = 0 \\
 &&& (T_{muscle} - T_{motion})_{hip} = 0 \\
 &&& 0 \leq e_n \leq 1
 \end{aligned} \tag{7}$$

여기서 e_n 는 각 근육의 신경자극, E_n 는 근육이 소모한 에너지, T_{muscle} 은 근육에 의해 관절에 발생되는 토크, T_{motion} 은 동작을 발생시키기 위해 관절에 가해져야 할 토크이다. 근육이 소모한 에너지는 Umberger⁽¹⁵⁾가 제시한 방법을 이용하여 아래의 식으로 구하였다.

$$\dot{E} = \dot{h}_A + \dot{h}_M + \dot{h}_{SL} + \dot{w}_{CE}$$

여기서 h_A 는 activation heat rate 로 활성화동역학 과정에서 소모된 에너지를 h_M 과 h_{SL} 은 각각 maintenance heat rate 와 shortening/lengthening heat rate 로 수축동역학 과정에서 소모된 에너지를 w_{CE}

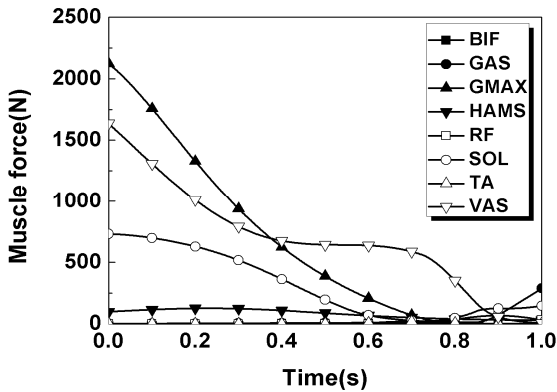


Fig. 5 Muscle force while rising from a seated position

는 mechanical work rate 로 근력이 수행한 일 에너지를 나타낸다.

일어서는 동작을 500 개의 단계로 나누고 위의 최적화 각 단계마다 수행함으로써 시간에 따른 근력의 변화를 구하였다.

3.2 불확실성 해석 방법

본 연구에서 불확실성 해석은 first order reliability method(FORM)를 이용하여 수행하였다. 이 방법은 Taylor 급수 1 차항까지 이용하여 확률변수의 모집단이 정규분포를 가질 때 확률변수의 평균과 분산, 민감도 정보를 이용해 시스템 관심 응답의 평균과 분산을 구하는 것이다. 이를 수식으로 나타내면 아래와 같다.

$$Y = g(b_1, b_2, \dots, b_n) \quad (8)$$

$$E(Y) = g(\mu_{b_1}, \mu_{b_2}, \dots, \mu_{b_n}) \quad (9)$$

$$Var(Y) = \sum_{i=1}^n \left(\frac{\partial Y}{\partial b_i} \right)^2 Var(b_i) \quad (10)$$

여기서 Y 는 관심응답이고 b_i 는 확률변수, μ_{b_i} 는 확률변수의 평균을 나타낸다. 본 연구에서 불확실성을 갖는 매개변수는 분절의 길이, 분절의 질량, 근육의 최적길이, 건의 자유길이이고 관심응답은 근력이다. 하지만 위의 네 매개변수의 변동계수(coefficient of variation)와 관련된 통계적 자료는 존재하지 않아 길이 관련 매개변수의 경우는 키와, 질량 관련 매개변수의 경우는 몸무게와 변동계수가 같다고 가정하였고 그 값은 Durkin⁽¹⁶⁾의 연구를 참고해 각각 0.04, 0.15 를 사용하였다.

4. 해석 결과 및 결론

4.1 해석 결과

위에서 설명한 최적화 방법을 이용해 하지부의

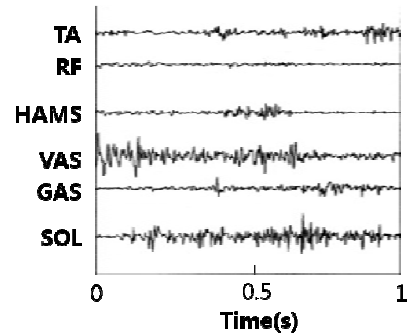


Fig. 6 EMG signals while rising from a seated position (Khemlani, 1998)

근력을 구하였고 그 결과를 Fig. 5 에 나타내었다. 또한 Khemlani⁽¹⁷⁾의 근전도(EMG)신호 실험 결과를 Fig. 6 에 나타내었다. Fig. 5 및 6 을 보면 0 초에서 일어서기 시작하여 1 초에서는 완전히 일어난 상태이다. 실험 결과를 보면 VAS 근과 SOL 근이 주동근이라는 것을 알 수 있고 이는 해석 결과에서도 동일하게 나타난다. 하지만 SOL 근의 근력이 변하는 경향은 해석과 실험이 서로 다르다. 이는 본 연구의 역동역학 해석 시 사용된 Nuzik 가 제시한 의자에서 일어설 때의 동작 변화와 근전도 신호 측정 실험에서 피험자의 동작 변화 사이에 차이가 있기 때문일 것이라고 생각된다. 실제로 55 명의 피험자를 대상으로 실험을 수행한 Nuzik 의 결과를 보면 분절 각도의 표준편차가 약 5~10 도 정도로 사람마다 차이가 있음을 제시하였다. 동일한 피험자를 대상으로 일어서는 동작과 근전도 신호를 동시에 측정한다면 비슷한 경향의 근력 해석 결과를 얻을 수 있을 것이라고 판단된다.

또한 해석 결과를 보면 세 주동근을 제외한 나머지 근육은 거의 근력을 발생시키지 않는다. 하지만 실험 결과를 보면 주동근이 아닌 근육에서도 상대적으로 작기는 하지만 어느 정도 근력이 발생되는 것을 알 수 있다. 이러한 길항근은 동작 수행 시 균형 유지를 위해 작용하게 되는데 이를 제대로 반영하지 못하는 것은 에너지 소모를 최소화하도록 근력을 결정하는 방법의 한계이고 향후 보완이 필요한 부분이다.

본 연구에서 불확실성 해석은 위에서 언급했듯이 FORM 을 이용하여 수행하였다. 먼저 각각의 매개변수가 시스템 성능에 미치는 영향을 살펴보기 위해 매개변수 별로 불확실성 해석을 수행하였다(Fig. 7). 그래프의 가운데 선은 근력의 평균을 나타낸 것이고 위 아래의 선은 각각 평균에 표준편차를 더하고 뺀 값이다. 결과를 보면 근육의 물성치에 비해 분절의 물성치가 불확실성을 가질 때

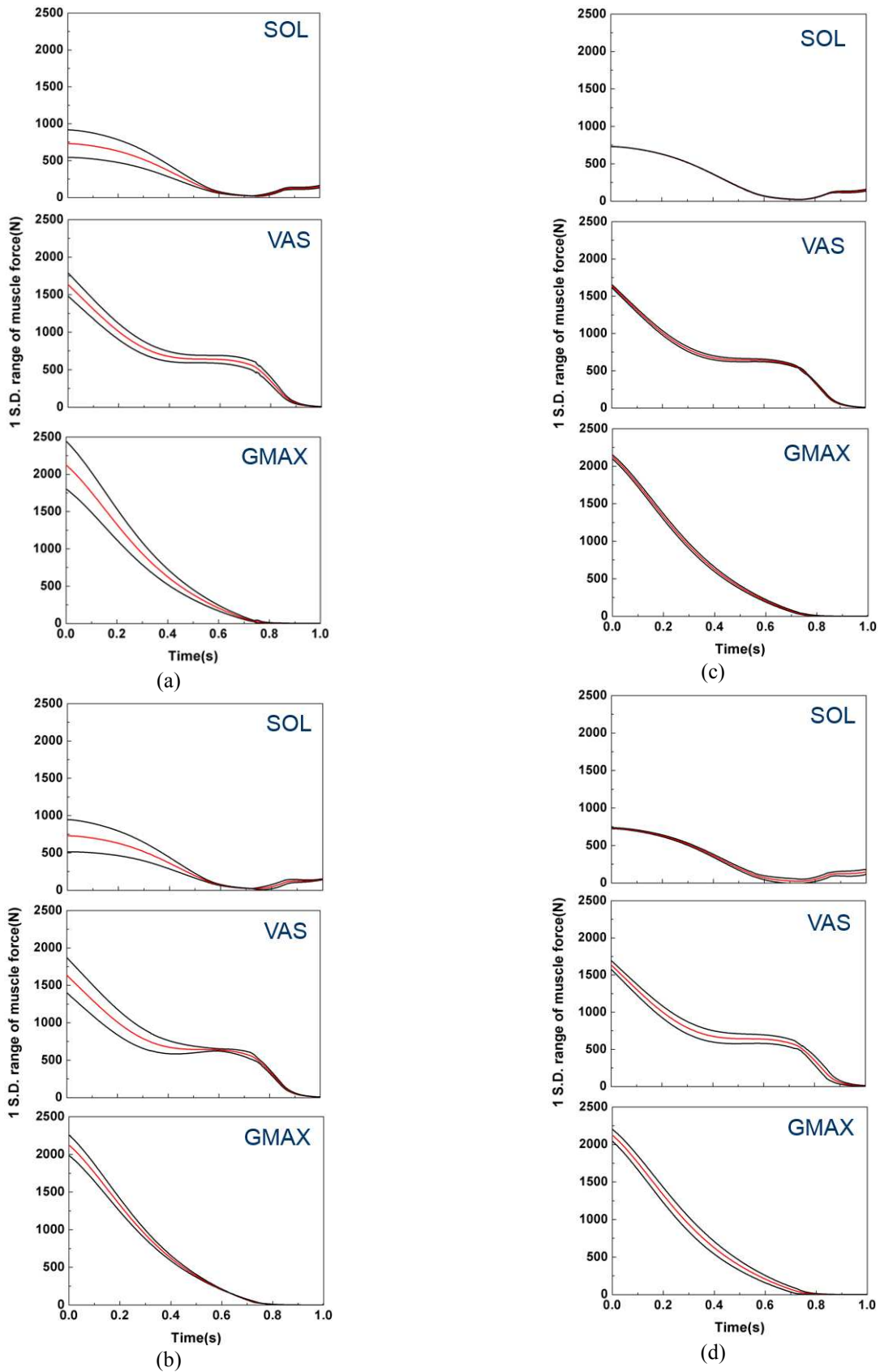


Fig. 7 Uncertainty analysis results. Uncertain parameter: (a)segment mass, (b)segment length, (c)optimal muscle length, (d)tendon slack length

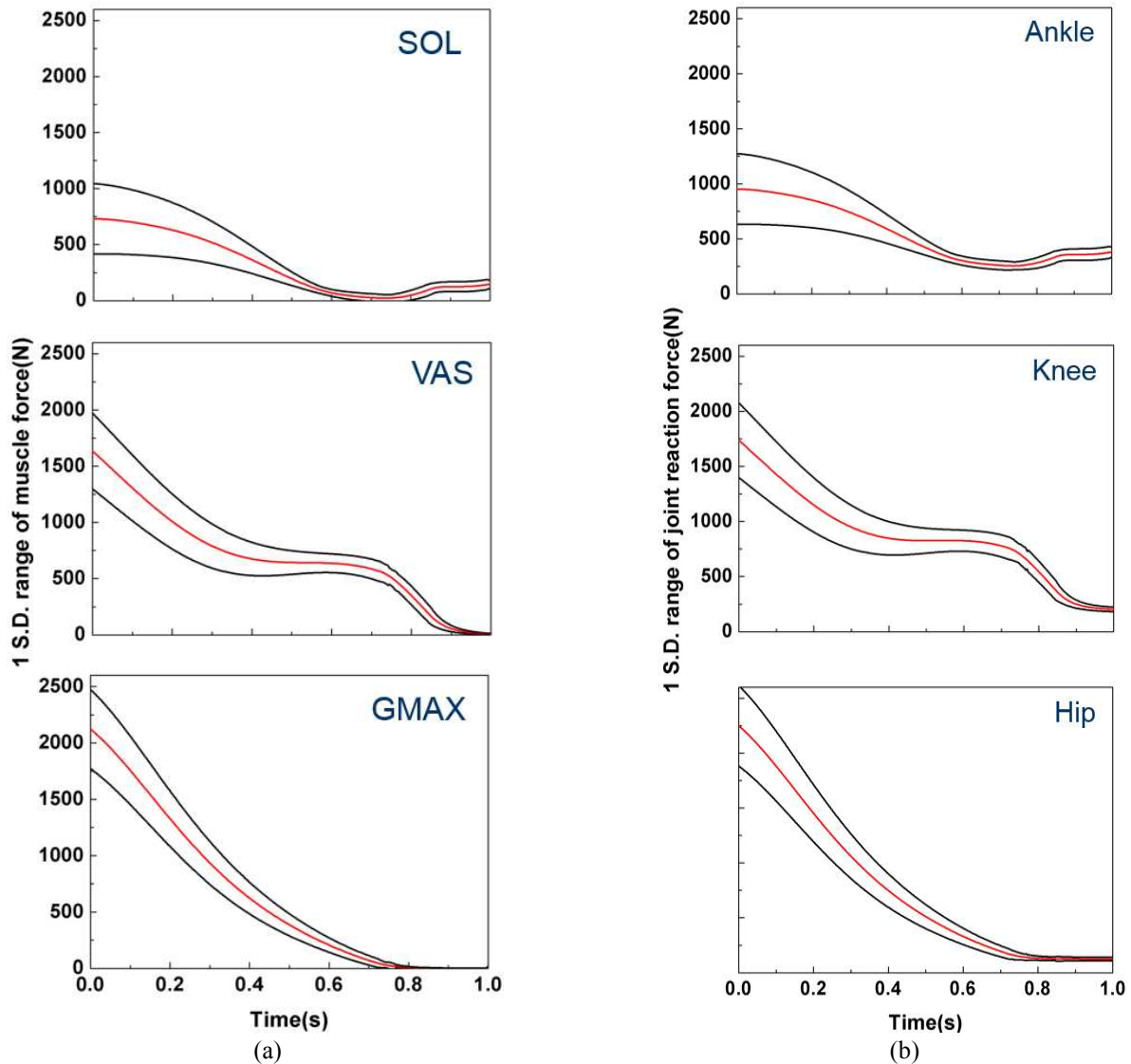


Fig. 8 Uncertainty analysis results. (a)one standard deviation range of muscle force, (b)one standard deviation range of joint reaction force

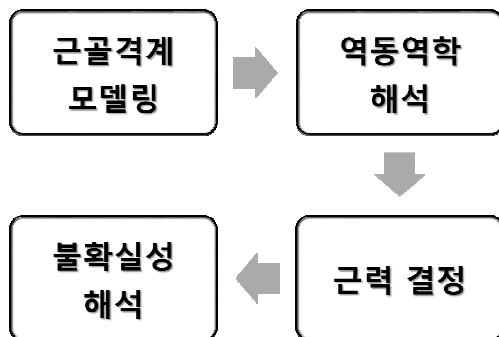


Fig. 9 Flow chart of predicting muscle force considering uncertainty

근력의 표준편차가 더 큰 것을 알 수 있다. 근육의 물성치가 바뀌면 근육이 발생시킬 수 있는 힘의 크기도 그에 따라 바뀌게 되는데 의자에서 일

어서는 동작의 특성 상 큰 근육을 필요로 하지 않고 근육이 크게 늘어나지도 않기 때문에 근육 물성치의 변화가 해석 결과에 큰 영향을 주지 못한 것이라고 판단된다. 다만 근육의 물성치 변화로 같은 근육을 발생시키기 위한 근활성도 값이 변하였고 이로 인해 근육이 소모하는 에너지가 달라지면서 어느 정도 근육에 영향을 주고 있다. 큰 근육을 필요로 하거나 근육이 많이 늘어나는 운동의 경우 근육의 물성치도 불확실성 해석 결과에 큰 영향을 줄 것이라고 생각된다.

네 변수가 모두 불확실성을 가질 때 근육의 표준편차와 관절에 작용하는 반력을 Fig. 8에 나타내었다. 해석 결과를 보면 SOL 근의 표준편차는 최대 300N, VAS 근의 표준편차는 최대 350N, GMAX 근의 표준편차는 최대 300N 정도로 상당히

크게 계산되었다. 관절에 작용하는 하중 역시 최대 300N 정도로 크게 계산되었다. 동일한 환경에서 같은 동작을 하더라도 사람마다 근력이나 관절 반력에 큰 차이가 있을 수 있다는 것을 알 수 있다.

4.2 결 론

인체 근골격계의 물성치는 정확히 측정하기가 매우 어렵다. 또한 사람마다 편차가 크고 동일인이라 할지라도 시간에 따라 변하기도 한다. 그러므로 인체공학적인 제품을 설계할 때 근골격계의 물성치 변화에 따라 근력이 얼마나 변하는가를 예측하는 것이 매우 중요하다. 따라서 본 연구에서는 근골격계의 물성치가 불확실성을 가질 때 근력 및 관절 반력의 표준편차를 예측하는 연구를 수행하였다. 그 과정을 Fig. 9 에 나타내었다. 인체의 하지부를 8 개의 Hill-type 근육 모델을 포함한 2 차원 평면운동을 하는 다물체 시스템으로 모델링 하였다. 역동역학 해석을 통해 의자에서 일어서는 동작 시 각 관절의 구동토크를 도출하였고 최적화 방법을 이용하여 계산된 구동토크를 만족시키는 근력을 구하였다. 또한 FORM 방법을 이용해 불확실성 해석을 수행하였다. 해석 결과 근력 및 관절 반력의 표준편차는 약 300N 정도로 상당히 크게 나타나는 것을 알 수 있다. 그러므로 노약자를 위한 보조기구나 재활기구, 착용가능(wearable) 로봇 등 인체공학적인 제품을 설계할 때 이러한 사람에 따른 근력이나 관절 반력의 차이를 충분히 고려해야 할 필요가 있다.

후 기

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

참고문헌 (References)

- (1) Hill, A. V., 1938, "The Heat of Shortening and Dynamic Constants of Muscle," *Proc. of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, Vol. 126, No. 843, pp. 136~195.
- (2) Huxley, A. F., 1958, "Muscle Structure and Theories of Contraction," *Progress in Biophysical Chemistry*, Vol. 7, pp. 225~318.
- (3) Brand, R. A., Crowninshield, R. D., Wittstock, C. E., Pedersen, D. R., Clark, C. R. and van Krieken, F. M., 1982, "A Model of Lower Extremity Muscular Anatomy," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 104, No. 4, pp. 304~310.
- (4) Leva, P. De, 1996, "Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's Segment Inertia Parameters," *Journal of Biomechanics*, Vol. 29, No. 9, pp. 1223~1230.
- (5) Pandy, M. G., Zajac, F. E., Sim, E. and Levine, W. S., 1990, "An Optimal Control Model for Maximum-Height Human Jumping," *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 12, pp. 1185~1198.
- (6) Raasch, C. C., Zajac, F. E., Ma, B. and Levine W. S., 1997, "Muscle Coordination of Maximum-Speed Pedaling," *Journal of Biomechanics*, Vol. 30, No. 6, pp. 595~602.
- (7) Anderson, F. C. and Pandy, M. G., 2001, "Dynamic Optimization of Human Walking," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 123, No. 5, pp. 381~390.
- (8) He, J., Levine, W. S. and Loeb, G. E., 1991, "Feedback Gains for Correcting Small Perturbations to Standing Posture," *IEEE Transactions on Automatic Control*, Vol. 36 No. 3, pp. 322~332.
- (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, No. 4, pp. 367~395.
- (10) Forsythe, G. E. and Malcolm, B. F., 1977, *Computer Methods for Mathematical Computation*, Prentice-Hall, Englewood Cliffs.
- (11) 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. 1447~1453.
- (12) 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.
- (13) 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," *Journal of Biomechanics*, Vol. 23, No. 2, pp. 157~169.
- (14) Nuzik, S., Lamb, R., VanSant, A. and Hirt, S., 1986, "Sit-to-Stand Movement Pattern: a Kinematic Study," *Physical Therapy*, Vol. 66, No. 11, pp. 1708~1713.
- (15) Umberger, B. R., Gerritsen, K. G. M. and Martin, P. E., 2003, "A Model of Human Muscle Energy Expenditure," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 6, No. 2, pp. 99~111.
- (16) Durkin, J. L. and Dowling, J. J., 2003, "Analysis of

Body Segment Parameter Differences Between Four Human Populations and the Estimation Errors of Four Popular Mathematical Models,” *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 125, No. 4, pp. 515~522.

(17) Khemlani, M. M., Carr, J. H. and Crosbie, W. J., 1998, “Muscle Synergies and Joint Linkages in Sit-to-Stand Under Two Initial Foot Positions,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, No. 4, pp. 236~246.