

역동역학해석 및 근전도 신호를 이용한 앉기-서기 동작에서의 하지 관절 모멘트 및 근력 예측[§]

김 윤 혁^{**} · 프티탄프^{*}

* 경희대학교 기계공학과

Estimation of Joint Moment and Muscle Force in Lower Extremity During Sit-to-Stand Movement by Inverse Dynamics Analysis and by Electromyography

Yoon Hyuk Kim^{**} and Bui Thi Thanh Phuong^{*}

* Dept. of Mechanical Engineering, Kyung Hee Univ.

(Received December 29, 2009 ; Revised August 10, 2010 ; Accepted August 10, 2010)

Key Words: Inverse Dynamics Analysis(역동역학해석), Muscle Force(근력), Sit-to-Stand(앉기-서기), Electromyogram (EMG, 근전도), Biomechanics(생체역학)

초록: 앉기-서기 동작은 인간의 생체역학적 기능 정도를 결정할 수 있는 기본적인 일상생활 동작의 하나이다. 동작 중 발생하는 관절의 운동 정보와 모멘트, 그리고 근력을 예측하는 것은 앉기-서기 동작의 특성을 이해하는데 필요하다. 본 연구에서는 동작 기반 역동역학해석 프로그램과 근전도 기반 근력예측 프로그램을 개발하였다. 개발된 프로그램과 앉기-서기 동작 실험에서 측정된 동작, 지면반력, 그리고 근전도신호 정보를 이용하여 실험적 방법으로 측정하기 힘든 관절각도, 관절모멘트, 및 근력을 예측하고 기존 연구결과와 비교하여 검증하였다. 개발된 기법과 프로그램들은 일상생활 동작에서의 관절 생체역학과 근육 협응에 대한 지식을 얻는 데 사용될 수 있으리라 기대한다.

Abstract: Sit-to-stand movement is a basic movement in daily activities. On the basis of this movement, the biomechanical functions of a person can be evaluated. The study of the joint kinematics, moment, and muscle coordination is necessary to understand the characteristics of the sit-to-stand movement. We have developed a motion-based program for inverse dynamics analysis and the electromyogram-based program for muscle force prediction. The joint kinematics and the kinetic results estimated on the basis of obtained motion data, ground reaction force, and electromyogram signals were compared with those reported in previous studies, and the muscle forces determined by the two methods were compared with each other. The methods and programs developed in this study can be used to understand biomechanics and muscle coordination involved in basic movements in daily activities.

1. 서론

앉기-서기(sit-to-stand) 동작은 일상생활에서 가장 보편적인 동작 중 하나로서 의자나 바닥에서 앉은 상태에서 일어나는 동작이다. 고령화 사회가 진행됨에 따라 노인들이 앉기-서기 동작에서 어려움을 겪고 있다는 연구들이 많이 발표되었고,^(1~3) 우리나라의 통계적 자료에 의하면 65세 이상의 노인의 일상생활 동작 중에서 앉기-서기 동

작이 스스로 할 수 없는 동작의 하나로 나타났다.⁽⁴⁾ 또한 성인병의 하나인 비만도 앉기-서기 동작을 어렵게 하는 원인으로 알려져 있다.⁽³⁾ 따라서 앉기-서기 동작에 대한 생체역학적 연구를 통하여 앉기-서기 동작의 기전을 이해하고 근골격계의 노화와 비만이 동작에 미치는 영향을 연구하는 것이 매우 중요하다고 할 수 있다.

앉기-서기 동작에 대한 임상 및 생체역학적 연구는 90년대부터 다양하게 수행되었으나, 대부분 동작분석기나 지면반력기 등을 이용한 동작분석 및 관절의 운동학(kinematics), 상하체의 체절 이동속도나 가속도, 근전도(electromyogram, EMG) 신호를 이용한 하지 근활성도를 측정하는 연구,

§ 이 논문은 대한기계학회 2009년도 추계학술대회 (2009. 11. 4-6., 용평리조트) 발표논문임

* Corresponding Author, yoonhkim@khu.ac.kr

© 2010 The Korean Society of Mechanical Engineers

근길이 변화 예측에 관한 연구들이었다.^(1,3) 또한 앉기-서기 동작을 이용하여 파킨슨씨병등과 같은 다양한 노령 질환에 대한 임상적인 연구들이 활발하게 수행되었다.⁽²⁾ 그러나 인체 동작을 직접적으로 생성하는 요인인 하지 근육들의 근력 및 근협응에 대한 연구는 아직까지 발표된 바가 없다.

최근에 전산생체역학 기술 및 의료영상 기반 인체 모델링 기술의 발전에 따라 인체 근골격계를 모델링하여 동작분석 정보로부터 관절 모멘트와 근력을 예측하는 역동역학(inverse dynamics) 해석 기술^(5,6)과 EMG 측정 신호를 이용하여 근력을 예측하는 수치해석 기술^(7,8)이 개발되어 보행, 계단 오르기 등의 동작을 생성하는 하지의 근력협응에 대한 연구들이 진행되었다. 역동역학 해석 기술을 이용한다면 실험적 방법으로부터 측정할 수 없는 일상동작에서 발생하는 인체 관절의 토크를 시뮬레이션으로 예측할 수 있다. 그러나 역동역학해석 기술 및 EMG 기반 근력예측 기술을 동시에 이용하여 앉기-서기 동작에서의 관절 모멘트 및 근협응과정을 예측한 연구는 발표된 바 없다.

본 논문에서는 앉기-서기 동작의 근골격 해석을 위한 하지의 근골격 모델을 개발하고, 역동역학해석 기법과 EMG 기반 근력예측 기법을 구현하였다. 이를 이용하여 앉기-서기 동작에서 하지 관절에서의 관절운동 및 관절모멘트, 그리고 주요 하지 근력을 동작분석 실험 및 EMG 신호를 이용하여 예측하고, 이 두 방법에 의해 예측된 근력을 비교하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 동작분석 및 근전도신호 측정

앉기-서기 동작에서 하지 근력을 예측하기 위하여, 키 174 cm, 몸무게 73Kg의 근골격 질환이 없는 27세 남자를 선정하고, 팔을 사용하지 않고 의자에서 일어나는 앉기-서기 동작을 10회 이상 반복하였다(Fig. 1(a)). 피검자에게는 좌우 다리에 균형을 하중이 부과되고, 상체의 움직임을 최소화하도록 지도하였다. 또한 실험의 일관성을 위하여, 발바닥을 붙인 상태에서 일어나고, 가능하면 발목관절을 사용하지 않는 엉덩이-무릎관절을 이용한 앉기-서기 동작을 하도록 지도하였다. 동작을 수행하는 동안 반사마커를 피검자의 하지 각 부위에 붙이고 6개의 카메라로 마커의

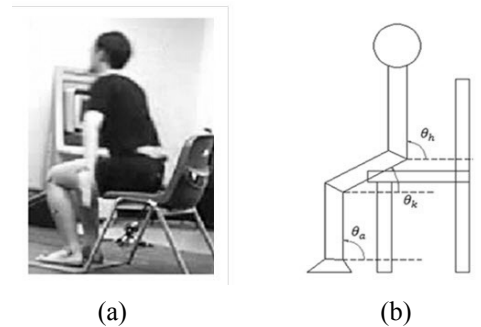


Fig. 1 (a) Experiment set-up of sit-to-stand; (b) Definition of joint angles in hip (θ_h), knee (θ_k), and ankle (θ_a)

위치좌표를 측정하였다(Hawk, Motion Analysis Inc., USA). 마커정보로부터 엉덩이(hip), 무릎(knee), 발목(ankle)의 각도와 각속도 그리고 각가속도 등을 계산하였다. 앉기-서기 동작실험을 하는 동안 발바닥에 위치한 힘판(force plate; 4060, Bertec Inc., USA)으로부터 3차원 힘과 모멘트의 외부 지면반력 신호를 측정하였다. 동시에 8채널 근전도시스템(Myosystem 1400A, Noraxon Inc., USA)을 이용하여 대퇴직근(rectus femoris, RF), 내외측광근(medial & lateral vastus, VS), 앞정강근(tibialis anterior, TA), 대둔근(gluteus maximus, GU), 반막모양근(semimembranosus, SE), 장단지근(gastrocnemius, GA), 대퇴이두근(biceps femoris short, BS), 넙치근(soleus, SO) 등의 하지 주요 근육의 근전도 신호를 측정하였다.⁽⁹⁾

2.2 하지 근골격 모델링

앉기-서기 동작에서 하지관절의 관절모멘트와 근력을 예측하기 위한 역동역학해석을 수행하기 위하여, MATLAB의 SimMechanics toolbox를 기반으로 하지의 근골격 모델을 개발하였다. 이를 위해 하지를 2차원 3자유도 4분절의 강체모델로 정의하고, 엉덩이, 무릎, 발목 관절을 각각 회전조인트로, 대퇴(thigh), 하퇴(shank), 몸통(trunk), 발(foot)을 각각 강체로 정의하였다(Fig. 1(b)). 신체의 키에 비례한 강체분절의 길이와 질량, 질량관성모멘트 등의 정보는 참고문헌의 비례식을 이용하였다.⁽¹⁰⁾ 모델에 사용되는 근육의 두 부착위치, 근단면적(physiological cross-sectional area, PCSA), 최대근력 등의 근육정보도 기존 문헌자료를 이용하였다.⁽⁹⁾ 엉덩이, 무릎, 발목관절의 각도는 수평선으로부터 시계반대방향을 양의 방향으로 정하

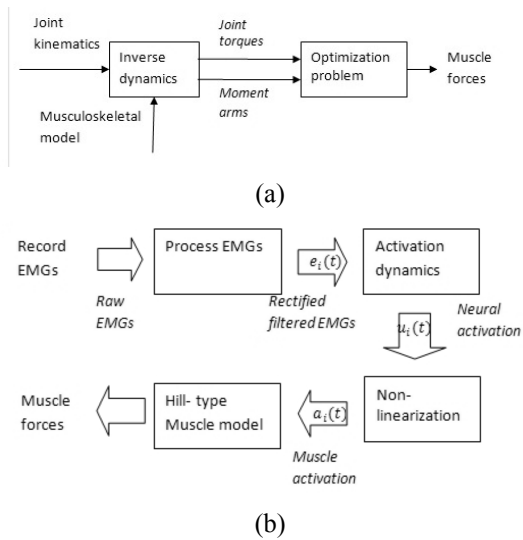


Fig. 2 Schematic diagrams of motion analysis based muscle force prediction and EMG-based muscle force estimation⁽¹²⁾

였다(Fig. 1(b)).

2.3 역동역학해석

본 논문에서는 동작실험에서 측정된 관절운동 정보와 하지 근골격 모델을 이용하여 하지근력을 예측하는 역동역학해석 프로그램을 개발하였다(Fig. 2(a)). 먼저, 동작분석실험에서 측정된 마커의 위치정보를 이용하여 관절중심에서의 각도를 계산한 후, 각속도와 각가속도를 차례로 계산하였다. 이 후, MATLAB의 SimMechanics toolbox를 이용하여 운동방정식을 구성한 후, 세 관절의 각가속도 정보로부터 관절모멘트를 계산하고, 근육의 부착 위치 변화와 모멘트길이(moment arm) 등을 계산하였다. 각 시간단계에서의 계산된 관절모멘트는 관절에서 인대와 연골로부터 발생하는 수동관절모멘트(passive joint moment) 성분과 하지 근육들이 수축작용하여 발생한 근력에 의한 능동관절모멘트(active joint moment) 성분으로 구성할 수 있다.⁽¹¹⁾

수동관절모멘트는 피검자자의 해부학적 형상, 관절연부조직(인대, 연골 등)의 강성 및 형상, 부착위치 등에 크게 영향을 받지만, 본 연구에서는 과거 문헌에서 발표한 관절의 각도와 수동관절모멘트 사이의 비선형 실험식을 사용하였다.⁽¹¹⁾ 능동관절모멘트를 하지 근육에 배분하기 위하여 준정적 최적화 수식을 구현하였다.⁽⁵⁾ 최적화 수식에서는 하지 근력

들이 변수가 되고, 각 근육의 생리학적 최대치를 제한하고,⁽¹²⁾ 근력이 발생하는 모멘트가 역동역학해석에서 계산한 능동관절모멘트와 일치하도록 제한조건을 추가하였으며 최적화 수식의 목적함수는 하지 근육의 하중을 근단면적으로 나눈 근응력(muscle stress)의 3제곱의 합으로 하였다.⁽⁵⁾ 개발된 프로그램에서는 MATLAB의 Optimization toolbox를 이용하였다.

2.4 근전도신호 기반 근력예측

근전도 측정실험에서 산출되는 정보는 근육의 활성화정도이다. 그러나 근전도실험의 제한과 근전도신호로부터 근력을 예측하는 과정의 단순화로 인하여, 정확한 근력을 근전도에서 직접적으로 예측할 수는 없다. 하지만 최근의 문헌들에서 다양한 실험을 통하여, 근전도로부터 근력을 예측하는 시도를 수행하고, 이 과정에서 다양한 실험식을 이용한 모델링 기법들을 발표하였다.⁽¹²⁾ 본 논문에서는 참고문헌들에서 발표된 근전도신호 기반 근력예측 프로그램을 MATLAB 기반으로 개발하였다.

근전도신호로부터 근력을 예측하는 흐름도는 Fig. 2(b)와 같다. 먼저, 측정된 근전도 신호에 절대값을 취한 후(rectify), 3Hz의 차단주파수(cut-off frequency)로 필터링한 후, 적절한 구간평균화(window averaging) 과정을 통하여 부드러운 신호 $e(t)$ 를 얻는다. 다음, 활성화 동역학 식을 이용하여 신경활성정보 $e(t)$ 를 계산한다.⁽¹³⁾ 그 후, 신경활성정보로부터 근활성정보 $a(t)$ 를 기존의 실험식들을 이용하여 계산한다.^(7,8) 마지막으로 근활성정보 $a(t)$ 로부터 근생체역학(muscle biomechanics) 분야에서 널리 알려진 Hill-type 모델의 근력-길이, 근력-수축속도 관계식을 이용하여 근력을 예측한다. 이에 대한 자세한 수식은 생체역학 교재나 많은 참고문헌들에서 찾을 수 있다.^(8,9) 실제로는, 근전도 신호로부터 근력을 예측하는 과정에서 사용된 많은 실험인자들을 피검자의 특성에 맞도록 다양한 실험을 통하여 보정(calibration)하는 과정을 반드시 수행해야 하지만, 이러한 과정이 매우 복잡하고 큰 실험을 필요로 하기 때문에 본 연구에서는 기존문헌에서 사용한 인자의 수치들을 사용하였다.

2.5 개발 프로그램 검증

본 연구에서 개발된 동작분석정보 기반 역동역학해석 프로그램과 근전도신호 기반 근력예측 프

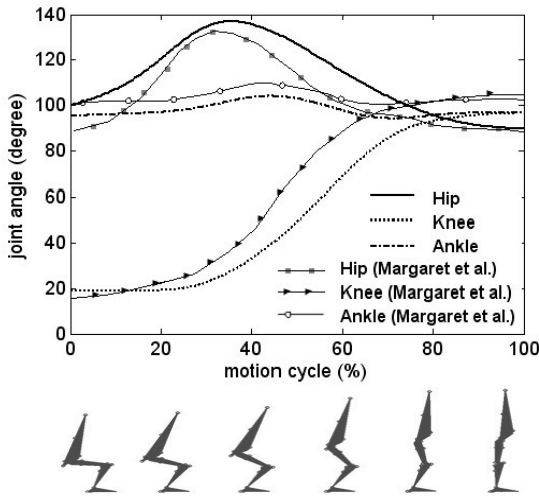


Fig. 3 Joint angles of in hip, knee, and ankle during sit-to-stand movement

로그를 검증하기 위하여 앉기-서기 동작에서의 관절운동정보와 관절모멘트 결과를 기존의 실험 및 해석 문헌의 결과와 비교하였다. 관절모멘트에서 피검자의 키와 몸무게의 효과를 상쇄하기 위하여 관절모멘트를 키와 몸무게로 나누어 정규화하였다. 그리고 역동역학해석에서 예측한 근력을 근전도 신호에서 예측한 근력과 비교를 하여 근력 예측 프로그램의 타당성을 검증하였다.

3. 결과 및 고찰

앉기-서기 동작에서 측정된 엉덩이, 무릎, 발목 관절에서의 각도는 Fig. 3과 같다. 엉덩이관절 각도는 전방가속 초기에 약 100° 에서부터 의자에서 일어나는 순간에 약 140° 까지 굴곡(flexion)되다가, 다시 서기단계(rising phase)에 약 90° 까지 신전(extension)되었다. 무릎관절은 전방가속단계에서는 일정한 각도를 유지하다가 의자에서 떨어지는 단계(seat-off phase)에서 신전이 시작되어 완전히 섰을 때에는 약 90° 가 넘는 완전신전 상태가 되었다. 실험 프로토콜에서 피검자에 지도한 것과 같이, 발목관절을 가능하면 사용하지 않도록 하였기에, 그림에서 보는 바와 같이, 발목관절의 각도의 변화는 미미하였다. 본 연구에서 계산한 결과를 기존의 연구와 비교하여 보면, 피검자의 신체적 차이, 앉기-서기 동작에 대한 개인차, 그리고 실험 프로토콜(동작분석 마커의 위치나 관절 회전중심 선정 등)의 차이에도 불구하고 비슷한 관절운동학 정보를 나타내어, 본 연구에서

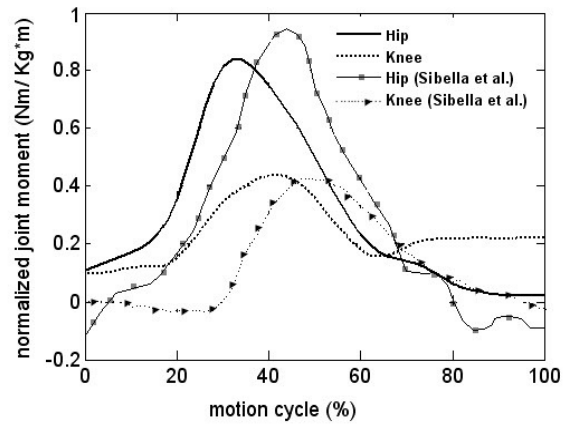


Fig. 4 Normalized joint moment in hip and knee with respect to the weight and height during sit-to-stand movement

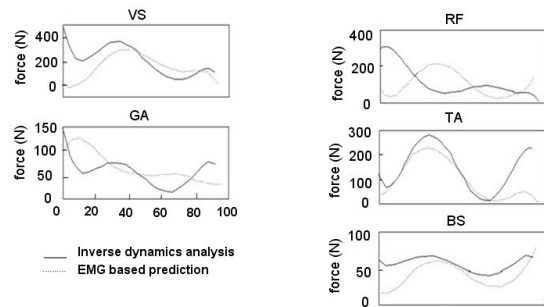


Fig. 5 Estimation of major muscle forces of leg during sit-to-stand movement from inverse dynamics analysis and EMG-based prediction algorithm. RF: rectus femoris, VS: medial & lateral vastus, TA: tibialis anterior, GA: gluteus maximus, BS: biceps femoris short

개발한 프로그램의 간접 검증이 되었다.

역동역학해석으로부터 계산한 앉기-서기 동작에서 키와 몸무게에 대하여 정규화한 관절모멘트의 결과는 Fig. 4와 같다. 엉덩이 및 무릎의 관절모멘트는 초기에 모두 0.2 Nm/(Kg·m)보다 작은 값을 보이다가, 전방가속 단계에서 두 관절 모두 지속적으로 관절모멘트가 증가하여, 의자에서 일어나는 단계(seat-off phase)에서 엉덩이관절의 경우 최대 0.8 Nm/(Kg·m), 무릎관절의 경우 최대 0.4 Nm/(Kg·m)의 값을 나타내었다. 정규화된 엉덩이와 무릎 관절의 모멘트는 기존 문헌의 결과와 비교하였을 때, 최대값 발생 시간이 차이는 있는 것을 제외하고는 절대값이나 패턴이 매우 비슷하였다. 관절모멘트의 최대값 발생 시간 지연은 피검자에 따라 발목관절을 사용하는 패턴이

다르므로 엉덩이 관절과 무릎 관절의 모멘트 생성이 늦어지게 되어 발생하게 된다.

역동역학해석 및 최적화기법을 이용하여 예측한 근력과 근전도 신호로부터 예측한 근력을 비교한 결과를 보면, 내외측광근(VS), 앞정강근(TA), 장단지근(GA)에서는 비교적 두 방법에 의한 예측근력의 크기와 패턴이 비슷함을 볼 수 있었으나, 대퇴직근(RF), 대퇴이두근(BS)에서는 근력의 크기와 패턴이 다름을 알 수 있었다(Fig. 5). 이 때, 대둔근(GU), 반막모양근(SE), 넓치근(SO)의 근력은 근전도 신호의 노이즈 문제로 예측할 수 없었다. 두 기법에서 예측한 근력의 차이는 두 방법 각각이 가지고 있는 제한점과 연관되어 있다고 할 수 있다. 그리고 본 연구에서 예측된 근력들은 모두 문헌에 알려진 각 최대근력의 범위 내에서 발생함을 알 수 있었다.⁽¹⁴⁾

본 연구에서 제안된 역동역학해석 기법 및 근전도신호 기반 근력예측 기법 모두 각각의 데이터 및 기법의 제한이 많이 존재한다. 먼저 역동역학해석 기법에서는, 1) 하지 모델만 고려, 2) 2차원 모델, 3) 관절을 회전조인트로 모델링, 4) 근육 모델 정보를 기존의 자료에 의존하여 피검자의 특성 미반영, 5) 하지 근육 중 주요 8개 근육만 모델링 등의 여러 제한점이 존재한다. 근전도신호 기반 근력예측 기법에서는, 1) 근전도 부착 위치에 따른 신호변화 및 노이즈 발생, 2) 근전도에서 근력을 예측할 때 사용한 다양한 수식들이 모두 실험식에 근거, 3) 개별 피검자에게 적용되기 위하여 필요한 신경-근육 인자들을 고려하지 못하고 문헌자료를 그대로 사용 등이 있으며, 그 외에도 많은 제약이 존재함이 사실이다. 따라서 보다 정확한 근력을 예측하기 위해서는 근골격모델 및 역동역학해석 기법을 개선하고, EMG 신호 기반 예측에서 사용되는 인자들을 피검자에 맞도록 최적화하는 기술들이 적용되어야 한다.

4. 결 론

본 연구에서는 역동역학해석 프로그램과 근전도기반 근력예측 프로그램을 개발하였고, 기존의 실험적인 방법으로부터 측정할 수 없는 앉기-서기 동작에서 발생하는 하지 관절의 운동정보와 관절모멘트 그리고 운동을 유발한 하지 주요 근력을 적절한 범위 내에서 예측할 수 있었다. 향

후 연구에서는, 본 연구에서 사용된 모델을 개선하고, 해석에 피검자의 특성을 반영하는 인자들을 고려하여, 다양한 환경과 동작에서 피검자의 생체역학적 특성을 분석할 수 있을 것이 기대된다.

후 기

본 논문은 경희대학교 2008년도 연구년 지원에 의한 결과임.

참고문헌

- (1) Janssen, W. G. M., Bussmann, H. B. and Stam, H. J., 2002, "Determinants of the Sit-to-Stand Movement: a Review," *Journal of Americal Physical Therapy Association*, Vol. 82, No. 9, pp. 866-879.
- (2) Mak, M. K. Y., Levin, O., Mizrahi, J. and Hui-Chan, C. W. Y., 2003, "Joint Torques During Sit-to-Stand in Healthy Subjects and People with Parkinson's Disease," *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, No. 3, pp. 197-206.
- (3) Sibella, F., Galli, M., Romei, M., Montesano, A. and Crivellini, M., 2003, "Biomechanical Analysis of Sit-to-Stand Movement in Normal and Obese Subjects," *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, No. 8, pp. 745-750.
- (4) Hwang, S. J., Son, J. S., Kim, J. Y., Kim, H. D., Im, D. H. and Kim, Y. H., 2008, "Analysis of Joint Movements and Changes of Muscle Length During Sit-to-Stand at Various Sitting Heights in the Korean Elderly's Daily Life," *Journal of Biomedical Engineering Research*, Vol. 29, No. 6, pp. 484-492.
- (5) Crowninshield, R. D., 1978, "Use of Optimization Techniques to Predict Muscles Forces," *Journal of Biomechanical*, Vol. 12, No. 8, pp. 627.
- (6) Anderson, F. C. and Pandy, M. G., 2001, "Static and Dynamic Optimization Solutions for Gait are Practically Equivalent," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, No. 2, pp. 153-161.
- (7) Barrett, R. S., Besier, T. F. and Lloyd, D. G., 2007, "Individual Muscle Contributions to the Swing Phase of Gait: An EMG-Based Forward Dynamics Modelling Approach," *Simulation Modelling Practice*

- and Theory*, Vol. 15, No. 9, pp. 1146~1155.
- (8) 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.
- (9) Wang, W., Compton, R. H., Carey, T. S., Gunthera, M. M., Russell, S. W. and Sellers, W. I., 2004, "Comparison of Inverse-Dynamics Musculo-Skeletal Models of AL 288-1 Australopithecus Afarensis and KNM-WT 15000 Homo Ergaster to Modern Humans, with Implications for the Evolution of Bipedalism," *Journal of Human Evolution*, Vol. 47, No. 6, pp. 453~478.
- (10) Cho, S., 2008, "Hypothetical Neural Control of Human Bipedal Walking with Voluntary Modulation," *Medical Biological Engineering and Computing*, Vol. 46, No. 2, pp. 179~193.
- (11) Silder, A., Heiderscheit, B. and Thelen, D. G., 2007, "Identification of Passive Elastic Joint Moment-Angle Relationships in the Lower Extremity," *Journal of Biomechanics*, Vol. 40, No. 12, pp. 2628~2635.
- (12) Manal, K. and Buchanan, T. S., 2003, "A One-Parameter Neural Activation to Muscle Activation Model: Estimating Isometric Joint Moments from Electromyograms," *Journal of Biomechanics*, Vol. 36, No. 8, pp. 1197~1202.
- (13) De Groote, F., Pipeleers, G., Jonkers, I., Demeulenaere, B., Patten, C., Swevers, J. and De Schutter, J., 2009, "A Physiology Based Inverse Dynamic Analysis of Human Gait: Potential and Perspectives," *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, Vol. 12, No. 5, pp. 563~574.
- (14) McLean, S. G., Su, A. and Nogat, A. J., 2003, "Development and Validation of a 2-D Model to Predict Knee Joint Loading During Dynamics Movement," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 125, No. 6, pp. 864~874.