

# 보행 시 발생하는 하지근육의 힘의 변화에 대한 해석

김영은\*·전응식\*\*

## Analysis of Muscle Force Variation in the Lower Extremity during the Gait

YoungEun Kim, Eungsik Jeon

**Key Words:** Muscle Force(근육의 힘), Gait(보행), Optimization Technique(최적화 기법), Lower Extremity(하지)

### Abstract

A mathematical model was developed to calculate the muscle force of lower extremity during the gait. We constructed a model of human locomotion, which includes a musculo-skeletal system with 7 segments and 16 lower limb muscles. Using a optimization technique, muscle forces variation of the lower extremity during the gait were generated and its result was verified by comparing a experimental results of EMG analysis. Moreover, the walking movement of the model could be compared quantitatively with those of experimental studies in human by inverse dynamics.

### 1. 서론

보행은 인체가 이동하기 위한 가장 기본적인 운동으로 100여개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 함께 작용하는 복합적인 동작이다. 보행의 형태는 생활습관이나 문화적 특성, 신체적인 특성이나 성격 등에 많은 영향을 받기 때문에 개인의 보행 형태는 다르게 나타난다. 이러한 보행 동작이 올바르지 않을 경우 관절, 근육, 뇌와 신체구조 등에 질병을 야기시킬 수 있음이 밝혀져 있다(Scott, 1990). 또한 각종 교통사고를 비롯하여 스포츠 사고 등으로 말미암은 신경, 근육, 뼈 등의 손상이나 질병 등의 여러 가지 원인으로 인해 하지 장애자의 수는 점점 늘어가고 있는 추세이다. 이들 하지 상해자의 치료와 재활을 위한 보조기구나 의족의 설계와 성능 평가를 위한 체계적인 자료와 기준이 요구됨에 따라 최근 들어 보행에 관한 연구가 더욱 활발해지고 있으며, 컴퓨터의 발전과 더불어 지면반력기와 영상분석 시

스템 등의 첨단 측정 장비들의 개발이 보행의 과학적인 연구에 많은 공헌을 하였다. 보행 연구의 초기에는 주로 실험적인 방법을 이용하였지만, 1970년대 이후부터 하지와 근육의 수학적 모델이 개발되기 시작하면서 근육, 인대와 관절 접촉력 등의 복잡한 수치를 계산할 수 있게 되었다.

하지의 수학적 모델 및 보행과 관련된 최근의 연구를 살펴보면, 1990년에 M. Pandy 등이 수직 점프 운동의 해석을 위한 하지의 모델을 개발하여 수직 점프시 각 관절의 변위와 작용 근육의 힘을 계산하였고, M. G. Hoy 등은 하지의 각 관절에서의 근육과 건(tendon), 모멘트 암(moment arm)이 미치는 영향을 고려한 하지의 수학적 모델을 개발하였다. 1993년에 Lacker 등은 발목관절을 90°로 고정시킨 단순한 보행 모델을 개발하여 각 관절의 각도변위를 계산하였으며, 1995년에는 G. Taga가 신경신호를 고려한 하지의 근골격 모델을 개발하여 각 관절의 토크를 계산하

\* 단국대학교 기계공학과

\*\* 단국대학교 대학원

였다. 1996년에는 B. I. Prilutsky 등과 G. Wu 등이 각각 실험 결과로부터 관절의 회전력과 근육의 힘을 역산하였다. 1997년에 D. W. Risher 등은 각 하지 관절의 회전력과 지면반력만을 고려한 모델을 이용하여 실험 결과로부터 관절의 변위와 회전력을 역산하였고, L. A. Gilchrist 등은 측정된 결과로부터 역산한 관절의 회전력을 이용해서 근육을 고려하지 않은 모델에 적용, 시뮬레이션하여 각 하지 분절의 변위와 지면반력을 계산하였다. 1998년에 M. Garcia는 무릎 관절을 고려하지 않은 단순한 2분절 보행 모델로 경사면을 피동(passive)보행하는 운동을 해석하여 경사각도에 따른 안정도와 분절의 각도변화를 계산하였다. 인체의 보행 운동에 관한 연구는 하지의 구조와 운동 메카니즘의 복잡성으로 인해 아직 정확하고 일반적인 해석적 모델이 없는 실정이며, 해석적 모델로부터 얻어진 결과의 비교와 검증은 실험적으로 측정된 정상보행(normal gait)의 통계적 결과에 의존하고 있다. 본 연구에서는 이미 개발된 수직 점프 모델과 근육 모델을 응용, 확장하여 보행 운동의 해석을 위한 모델을 수립하고, 최적화 기법을 이용해서 지금까지 해석이 불가능하였던 보행시 각 근육에서 발생하는 힘의 변화를 해석하였다.

## 2. 모델링 방법

### 2.1 근육격 모델

하지의 근육격 모델은 상체, 넓적다리, 정강이, 발 등 네 개의 강체분절(rigid-body segment)로, 왼쪽과 오른쪽 하지를 합쳐 총 7개의 분절로 구성하였다(Fig.1). 각 분절의 관절 자체에는 마찰이 없는 것으로 가정하였으며 하지를 움직이는 작동체(actuator)로서 8개의 근육으로 구성하였다.

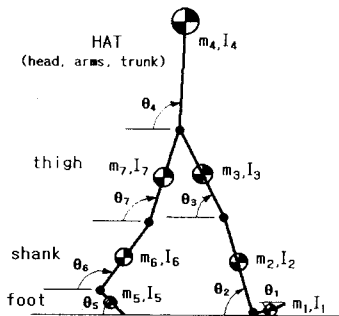


Fig. 1 Segmental model for the gait motion

### 2.2 Musculotendon actuator model

근육이 발생시키는 힘을 계산하기 위해 Figure 2와 같은 근육의 작동체 모델을 도입하였다(Hoy, et al., 1990). 근육은 수많은 근섬유가 모인 다발이 건에 연결되어 있는 형태로 이루어져 있는데, 이 작동체 모델에서는 모든 근섬유가 평행하고 같은 폐네이션 각도로 건(tendon)에 부착되어 있으며, 실제로는 근섬유의 수축시에 그 부피와 단면적이 변화하지만 일정하다고 가정하였다. 또한 건은 선형탄성체로 가정하였다.

폐네이션 각도는 근섬유가 수축할수록 증가하기 때문에 건과 근섬유, 근육의 길이, 길이의 변화속도, 근육이 발생시키는 힘의 변화속도 관계에 영향을 미치며 근섬유의 수축은 근육의 활성화 요소에 영향을 받는다. 근육의 힘의 변화속도는 다음 식과 같다(M. G. Pandy et al., 1990).

또한  $\dot{P}^T$ 는 근육의 활성화 속도,  $\dot{a}(t)$ 와 Fig. 2의 작동체 모델에서 발생하는 힘  $P^{CE}$ 의 함수가 된다. 여기서  $P_0^M$ 은 근육이 발생시킬 수 있는 최대의 힘을 의미한다.

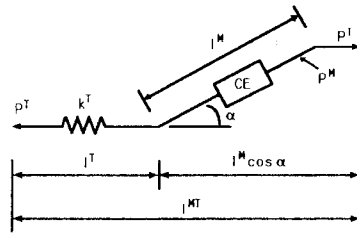


Fig. 2 Musculotendon actuator model

$$\begin{aligned}
 P^T &= \frac{-k^T \cdot \dot{P}^T \cdot l^M}{\dot{P}^T \cdot \tan^2 \alpha \cdot \cos \alpha - v^{MT} \cdot \tan^2 \alpha \cdot \cos \alpha \cdot k^T} \\
 &= \frac{-k^T \cdot \dot{P}^T \cdot l^M}{\sin^2 \alpha_0 (\dot{P}^T - v^{MT} \cdot k^T)} \\
 &\quad \frac{1}{\sqrt{l^M \sqrt{l^M} - \sin^2 \alpha_0}}
 \end{aligned} \tag{1}$$

$$\dot{P}^T = P^{CE} \left( \frac{\dot{a}(T)}{P_0^M} \right) \sqrt{1 - \left( \frac{\sin \alpha_0}{\sqrt{l^M}} \right)^2} \tag{2}$$

$$\begin{aligned} \dot{a}(t) = & (1/\tau_{rise})(1-a)u(t) \\ & + (1/\tau_{fall})(a_{min}-a)[1-u(t)]; \end{aligned} \quad (3)$$

$$u(t) = 0, 1$$

$u(t)$ 는 근육으로 전달되는 순수한 신경신호이고  $\tau_{rise}$ 와  $\tau_{fall}$ 은 시상수로서 각각 근육 활성화의 생성시간(20ms)과 소멸시간(200ms)을 의미하며,  $a_{min}$ 은 근육 활성화의 최저 시간(0.05s)을 나타낸다. 신경신호  $u(t)$ 는 0과 1 중 하나의 값을 가지며 그 사이의 값에서는 근육의 활성화가 정확하지 않을 수 있다. 즉, 신경신호  $u(t)=1$ 이면 근육이 활성화되어 수축을 일으켜 힘을 발생시키고,  $u(t)=0$ 이면 근육은 이완된다.

### 3. 최적화 문제

본 보행 운동 모델을 해석하기 위해 최적화 문제로 구성하였다.

#### 3.1 목적함수

정상적인 보행 운동은 최소의 힘으로 이루어진다고 가정하여 목적함수를 각 골격근의 힘의 합으로 하였고 이를 최소화하도록 해석하였다.

$$\text{Min } \sum P_i^T = f[\theta, \dot{\theta}, \ddot{\theta}, P^T, a(t)]; \quad (4)$$

첨자  $i$ 는 8개의 골격근을 의미하며, 순서대로 TA, SOL, OPF, GAS, VAS, HAMS, RF, GMAX를 나타낸다.

#### 3.2 제한조건

목적함수에 대한 구속 조건은 하지분절에 대한 운동방정식으로부터 다음의 식을 얻을 수 있다.

$$\begin{aligned} \ddot{\theta} = & [A(\theta)]^{-1} [B(\theta)\ddot{\theta}^2 + C(\theta) \\ & + DM(\theta)P^T + T(\theta, \dot{\theta})] \end{aligned} \quad (5)$$

$$\begin{aligned} \dot{a}(t) = & (1/\tau_{rise})(1-a)u(t) + (1/\tau_{fall}) \\ & (a_{min}-a)[1-u(t)]; \end{aligned} \quad (6)$$

$$u(t) = 0, 1$$

$$0 < a(t) \leq 1 \quad (7)$$

각 분절에서의 운동각도 제한을 다음과 같이 설정 하였다.

$$\theta_1 \geq 0^\circ \quad (8)$$

$$0 < \theta_2 < 180^\circ \quad (9)$$

$$0 < \theta_3 < 180^\circ \quad (10)$$

$$80^\circ < \theta_4 < 100^\circ \quad (11)$$

$$\theta_5 \geq 0^\circ \quad (12)$$

$$0 < \theta_6 < 180^\circ \quad (13)$$

$$0 < \theta_7 < 180^\circ \quad (14)$$

한편 체공상태인 하지의 제한은 다음과 같이 왼쪽과 오른쪽 하지를 나누어 구분하였다.

#### 1) Left swing시

최초 양발 지지기의 상태에서 먼저 체공 상태로 들어가는 왼쪽 발이 지면에서 떨어지므로 왼쪽 하지의 최하위 지점은 고관절로부터 지면까지의 수직거리보다 짧아야 한다. 그 조건은 다음 식과 같다.

$$l_2 \sin \theta_2 + l_3 \sin \theta_3 - l_5 \sin \theta_5 - l_6 \sin \theta_6 \quad (15)$$

$$- l_7 \sin \theta_7 > 0;$$

$$\theta_1 > 90^\circ \quad (16)$$

(단,  $\theta_5 \geq 90^\circ$  일 때는 왼발에서 뒤꿈치가 가장 지면에서 가까운 거리이므로  $l_5 \sin \theta_5$ 은 무시한다.)

#### 2) Right swing시

Left swing과 반대로 오른쪽 발이 지면에서 떨어지므로 오른쪽 하지의 최하위 지점은 고관절로부터 지면까지의 수직거리보다 짧아야 한다. 따라서 그 조건은 다음 식과 같다.

$$l_6 \sin \theta_6 + l_7 \sin \theta_7 - l_1 \sin \theta_1 - l_2 \sin \theta_2 \quad (17)$$

$$- l_3 \sin \theta_3 > 0;$$

$$\theta_5 > 90^\circ \quad (18)$$

(단,  $\theta_1 \geq 90^\circ$  일 때는 왼발에서 뒤꿈치가 가장 지면에서 가까운 거리이므로  $l_1 \sin \theta_1$ 는 무시한다.)

### 3) Double stance

처음의 left swing과 나중의 right swing를 구분하기 위해 그 사이의 양발 지지기 상태에서의 조건을 다음 식과 같이 주었다.

$$l_1 \sin \theta_1 + l_2 \sin \theta_2 + l_3 \sin \theta_3 - l_6 \sin \theta_6 - l_7 \sin \theta_7 = 0 \quad (19)$$

즉, left swing이 끝나고 왼발의 뒤꿈치와 오른발의 발끝이 지면에 닿아있는 상태이므로 고관절로부터 각 하지의 최하위 지점까지의 수직거리는 같아야 한다.

### 3.3 계산

최적화 문제의 해석은 대화형 설계최적화 소프트웨어인 Idesign v3.5(Arora, 1984)를 사용하였고 Fortran PowerStation 4.0을 이용해 Console application으로 컴파일하여 수행하였다.

지면에 대한 발의 스프링 효과  $T_{R,L}(\theta, \dot{\theta})$ 는 발가락이 지면에서 떨어지는 순간부터 다시 발바닥이 지면에 완전히 닿았다가 뒤꿈치가 떨어지는 순간까지 0의 값을 가지도록 프로그램 상에서 제한하였고, 체공상태의 양발지지기와 각 하지의 체공상태 조건 역시 프로그램 상에서 조건문으로 제어하였다.

프로그램 상에서 사용된 초기값(G. Taga, 1995)과 주요 물성치값들은 다음과 같다.

$$\begin{aligned} \theta_1 &= 31.11^\circ, & \theta_2 &= 81.25^\circ, \\ \theta_3 &= 37.41^\circ, & \theta_4 &= 90.99^\circ, \\ \theta_5 &= 56.38^\circ, & \theta_6 &= 92.99^\circ, \\ \theta_7 &= 92.70^\circ, & \dot{\theta}_1 &= -8.0, \\ \dot{\theta}_2 &= -5.0, & \dot{\theta}_3 &= -1.0, \\ \dot{\theta}_4 &= 0.0, & \dot{\theta}_5 &= 0.0, \\ \dot{\theta}_6 &= 2.0, & \dot{\theta}_7 &= 1.0. \end{aligned}$$

Table 1. Muscle properties  
(Wickiewicz et al., 1983; M. G. Hoy et al., 1990)

Actuator	Muscle		
	$\alpha_0$ (deg)	$P_0$ (N)	$l_0^M$ (m)
SOL	20.0	4235	0.024
OPF	10.0	3590	0.038
TA	5.0	1400	0.101
GAS	12.0	2370	0.048
VAS	10.0	5400	0.084
RF	14.0	930	0.082
HAMS	9.0	2350	0.107
GMAX	0.0	2650	0.180

Table 2. Tendon properties  
(Wickiewicz et al., 1983; M. G. Hoy et al., 1990)

Actuator	Tendon	
	$\epsilon_0^T$ (%)	$l_s^T$ (m)
SOL	2.5	0.270
OPF	2.6	0.273
TA	2.7	0.235
GAS	3.9	0.425
VAS	3.0	0.225
RF	2.6	0.410
HAMS	2.6	0.385
GMAX	5.3	0.001

Table 3. The body-segmental parameters used for the skeletal model(Pandy et al., 1990)

Segment	$m$ (kg)	$l_c$ (m)	$l_i$ (m)	$I_i$ (kgm <sup>2</sup> )
Foot	2.2	0.095	0.175	0.008
Shank	7.5	0.274	0.435	0.065
Thigh	15.15	0.251	0.400	0.126
HAT	51.22	0.343	0.343	6.814

## 4. 해석결과 및 고찰

보행 운동 모델의 해석 결과를 실험 결과와 비

교하여 관절의 각도 변위 결과를 Fig. 3,4 에서 보여주고 있다. 관절의 각도 변위 결과는 그림에서 볼 수 있듯이 매우 정확하게 실험 결과와 일치하고 있다. 일반적으로 보행 주기의 약 60% 근처에서 체공기가 시작되는데 해석 결과에서도 매우 일치된 경향을 볼 수 있다.

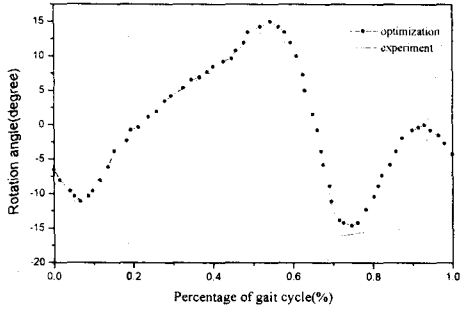


Fig. 3 Verification of ankle joint angular displacement

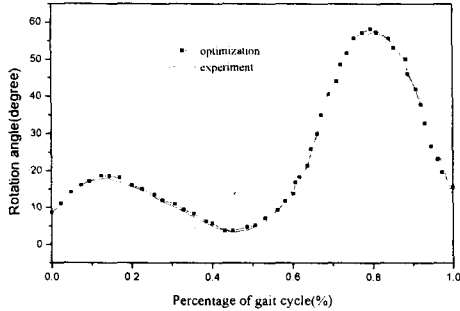


Fig. 4 Verification of knee joint angular displacement

각 근육의 힘은 백분율로 노말라이징(normalizing)하여 근전도 측정 결과(Prilutsky et al., 1996)와 비교하였다. 관절의 회전력(joint force)은 각 분절에 작용하는 근육의 힘과 모멘트 암의 벡터적으로 구한 후 역동력학(inverse dynamics)의 방법으로 구한 해석 결과(Risher et al., 1997)와 비교 검토 하였다. 8개의 근육 중 대퇴넓은근(vasti)과 하퇴굽힘근육무리(other plantarflexors)의 결과는 비교할 근전도 측정 결과가 없어 나머지 6개의 근육에 대한 해석 결과만을 비교하였다. 이외 같은 결과중 일부를 Fig.

5,6에서 보여 주고 있다. 특히 비교적 큰 힘을 발생시키고 관절의 움직임에 큰 영향을 미치는 대퇴곧은근(rectus femoris)과 장딴지근(gastrocnemius), 가자미근(soleus)의 활성화가 두드러지게 낮고 또한 힘의 크기도 측정 결과보다 10~30%까지 작게 나왔음을 볼 수 있다. 이러한 변위와 활성화의 시간적 처짐은 구속조건에서의 오차로 판단된다. 즉 관절에 연결되어 있는 인대(ligament)를 고려하지 않은 것이 근육 힘의 측정 결과와의 차이에 관련이 있는 것으로 보인다. 그러나 전체적인 경향은 실제 보행의 경우와 대체로 일치하고 있으며, 특히 지지기에서 체공기로의 전환시 두드러지게 변화하는 네 개의 근육인 장딴지근(gastrocnemius), 가자미근(soleus), 앞경골근(tibialis anterior), 대퇴곧은근(rectus femoris)의 경향이 뚜렷이 일치함을 볼 수 있다.

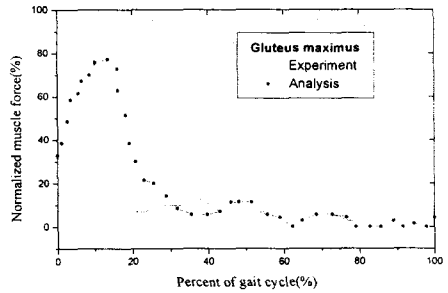


Fig. 5 Verification of normalized muscle force of gluteus maximus

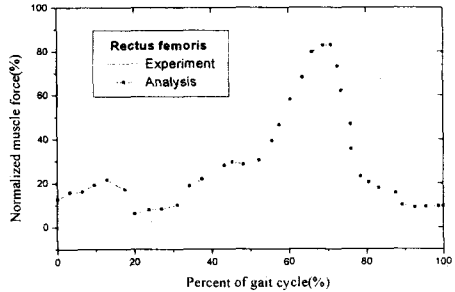


Fig. 6 Verification of normalized muscle force of rectus femoris

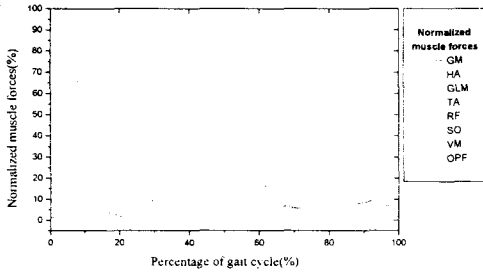


Fig. 7 Normalized muscle force variation during the gait

Fig. 7은 한 보행 주기에서 발생하는 8가지 근육에서의 힘의 변화량을 보여주고 있다. 한편 하지의 3개 관절에서 보행시 발생하는 토크량의 변화는 역동력학의 방법으로 구한 결과와 매우 잘 일치하고 있는 양상을 보여주고 있다.

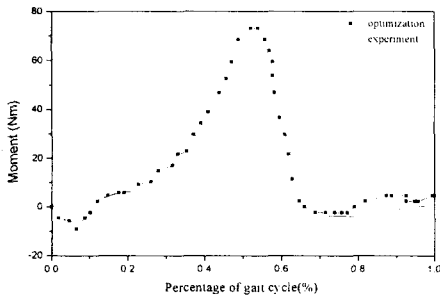


Fig. 8 Verification of ankle joint moment

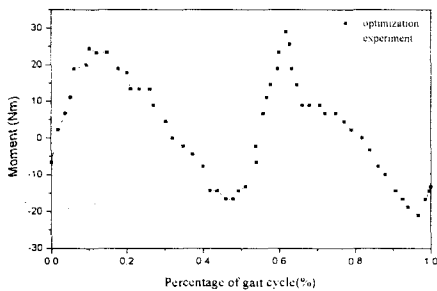


Fig. 9 Verification of knee joint moment

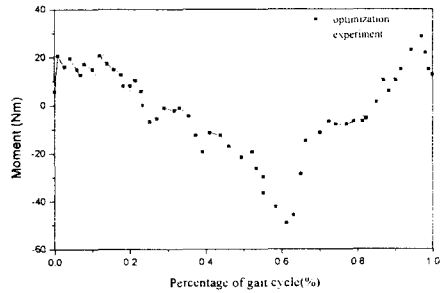


Fig. 10 Verification of hip joint moment

## 5. 결론

본 연구에서는 이미 알려진 수직점프 모델을 기초로 보행운동의 해석을 위한 모델을 수립하고 이를 해석하였다. 하지를 7개의 분절과 8개의 골격근으로 구성하여 모델링 하였으며 이를 최적화 문제로 구성하여 대화형 설계최적화 프로그램인 Idesign으로 해석하였다. 전체적인 해석 결과는 정상 보행 운동의 특징과 매우 일치되게 나타내었다. 아울러 지금까지 해석이 불가능하였던 보행시 각 근육의 역할을 정량적으로 나타낼 수가 있었다. 앞으로 인대등을 고려한 상세 근골격 모델로 확장 시킬수 있다면 더욱 정확한 결과를 얻을 수 있을 뿐만 아니라 하지 장애자를 위한 의족이나 보조기구의 설계에 직접적으로 응용될 수 있을 것으로 기대된다.

## 6. 참고문헌

1. Garcia, M., Chatterjee, A., Ruina, A. & Coleman, M., "The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling", J. Biomechanical Engr., Vol. 120, pp. 281-288.
2. Gilchrist, L. & Winter, D., "A Multisegment Computer Simulation of Normal Human Gait", IEEE Trans. Rehabilitation Engr., Vol. 5, No. 4, pp. 290-299, 1997.
3. Hoy, M., Zajac, F. & Gordon, M., "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. of Biomechanics, Vol. 23, No. 2, pp. 157-169, 1990.

4. Pandy, M., Anderson, F. & Hull, D., "A Parameter Optimization approach for the Optimal Control of Large-Scale Musculoskeletal Systems", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 114, pp. 450-460, 1992.
5. Pandy M., & Zajac, F., "Optimal Muscular Coordination Strategies for Jumping", J. of Biomechanics, Vol. 24, No. 1, pp. 1-10, 1991.
6. Pandy, M., Zajac, F., Sim, E. & Levine, W., "An Optimal Control Model for Maximum-Height Human Jumping", J. of Biomechanics, Vol. 23, No. 12, pp. 1185-1198, 1990.
7. Prilutsky, B., Petrova, L. & Raitsin, L., "Comparison of Mechanical Energy Expenditure of Joint Moments and Muscle Forces during Human Locomotion", Journal of Biomechanics, Vol. 29, No. 4, pp. 405-415, 1996.
8. Risher, D., Schutte, L. & Runge, C., "The Use of Inverse Dynamics Solutions in Direct Dynamics Simulations", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 119, pp. 417-422, 1997.
9. Taga, G., "A Model of the Neuro-Musculo-Skeletal System for Human Locomotion", Biological Cybernetics, No. 73, pp. 97-111, 1995.
10. Wu, G. & Ladin, Z., "Biomechanical Limitations of Quasi-static Estimation of Human Joint Loading During Locomotion", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 34, pp. 472-476, 1996.
11. Wu, J. & Herzog, W., "Modelling Concentric Contraction of Muscle Using an Improved Cross-Bridge Model", J. of Biomechanics, No. 32, pp. 837-848, 1999.