

보행 시 하지근육 역할에 대한 최적화 기법적 해석

김영은* · 전용식**

단국대학교 기계공학과*, 단국대학교 대학원**
(2003년 8월 6일 접수, 2003년 12월 26일 채택)

Analysis of Lower Extremity Muscle Force Variations during the Gait Cycle with Optimization Method

Young Eun Kim, Eungsik Jeon

(Received August 6, 2003. Accepted December 26, 2003)

요약: 보행시 하지 주요 근육내의힘의 변화를 계산 하기 위한 수학적 모델을 개발 하였다. 인체는 7개의 운동 분절로 모델링 하였으며, 하지 당 8개의 주요 근육을 고려한 모델을 사용하였다. 보행시 하지 근육의 발생하는 힘의 변화는 최적화 기법을 적용하여 계산 하였으며, 계산 결과는 기존의 EMG 데이터와 비교 검토 하여 모델의 타당성을 확인 하였다. 또한 보행시 각 운동 분절의 운동 데이터를 이용하여 역동력학적 기법으로 구해진 하지 관절내의 토크량의 변화와 비교에서도 본 연구에서의 계산 결과는 만족할 만한 일치를 보이고 있었다.

Abstract: A mathematical model of human gait was developed to calculate the muscle forces of the lower extremity during walking. The musculoskeletal model consisted of 7 segments and 16 lower extremity muscles. The muscle forces variation during the gait calculated with optimization technique showed a good agreement with previously reported experimental results, mostly EMG variation. Moreover, the resulting joint torques matched well with those from the kinematic data and the inverse dynamics.

Key words: Muscle Force(근육력), Gait(보행), Optimization Technique(최적화기법), Lower Extremity(하지)

서 론

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 개개인의 보행 형태는 다르게 나타난다. 이러한 보행 동작이 올바르지 않을 경우 관절, 근육, 뇌와 신체구조 등에 질병을 야기시킬 수 있음이 밝혀져 있다[1]. 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 장애자의 치료와 재활을 위한 보조기구나 의족의 설계와 성능 평가를 위한 체계적인 자료와 기준이 요구됨에 따라 최근 들어 보행에 관한 연

구가 더욱 활발해지고 있으며, 컴퓨터의 발전과 더불어 지면반력기와 영상분석 시스템 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, Pandy 등[2,3]이 수직 점프 운동의 해석을 위한 하지의 모델을 개발하여 수직 점프 시 각 관절의 변위와 작용 근육의 힘을 계산하였고, Hoy 등[4]은 하지의 각 관절에서의 근육과 건(tendon), 모멘트 암(moment arm)이 미치는 영향을 고려한 하지의 수학적 모델을 개발하였다. 한편 Taga[5]는 신경신호를 고려한 하지의 근-골격 모델을 개발하여 보행 시 각 관절에 발생하는 토크량을 계산하였다. Prihutsky 등[6]과 Wu 등[7,8]은 실험 결과들을 이용하여 역 동력학(inverse dynamics)기법을 사용하여 관절의 토크량을 역산하였다. Risher 등[9]은 각 하지 관절의 토크량과 지면반력만을 고려한 모델을 이용하여 실험 결과로부터 관절의 변위와 토크량을 역산하였고, Gil

이 연구는 2003학년도 단국대학교 대학연구비의 지원으로 연구되었음.
통신저자: 김영은, (140-714) 서울 용산구 한남동 산 8
단국대학교 기계공학과

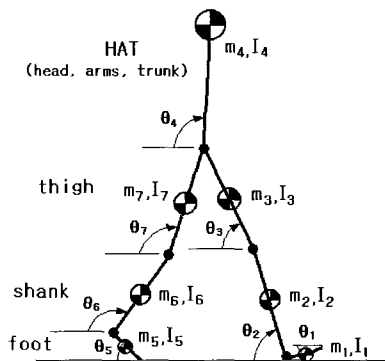


그림 1. 인체 분절 모델
Fig. 1. Body-segmental model for gait analysis

christ 등[10]은 측정된 결과로부터 역산한 관절의 토크량을 이용하여 근육을 고려하지 않은 모델을 사용하여 각 하지 분절의 변위와 지면반력을 계산하였다. Garcia[1]는 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 메커니즘의 복잡성으로 인해 매우 제한적인 조건에 한하여 해석이 수행되고 있으며, 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 이용하여 보행 시 각 근육에서 발생하는 힘의 변화를 해석하였다.

하지 모델링

1. 근골격 모델

하지의 근-골격 모델은 상체, 넓적다리, 정강이, 발 등 네 개의 강체분절(rigid-body segment)로, 왼쪽과 오른쪽 하지를 합쳐 총 7개의 분절로 구성하였다(그림 1). 각 분절의 관절은 마찰이 없는 1 자유도 관절로 가정 하였으며 하지를 움직이는 작동체로서 그림 2에서 보이는 바와 같은 8개의 주요 근육으로 구성하였다. 그림에서 TA, SOL, OPF, GAS는 각기 앞경골근(tibialis anterior), 가자미근(solus), 하퇴굽힘근육무리(other plantarflexors), 그리고 장딴지근(gastronecmius)을 각기 나타내고 있다. 한편 VAS, HAMS, RF, GMAX는 대퇴넓은근(rectus femoris), 무릎오금근(hamstrings), 대퇴곧은근(rectus femoris) 그리고 큰둔부근(gluteus maximus)을 각기 나타내고 있다.

2. Musculotendon actuator 모델

근육이 발생시키는 힘을 계산하기 위해 Hill 타입 모델에서 근육의 수동적 요소(passive element)를 고려치 않은 그림 3

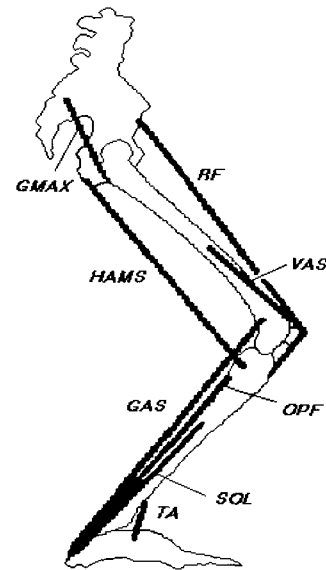


그림 2. 인체 하지의 근육 모델
Fig. 2. Musculoskeletal model for the human lower limb

과 같은 작동체 모델[4]을 적용하였다. 근육은 수많은 근섬유가 모인 다발이 건에 연결되어 있는 형태로 이루어져 있는데, 이 작동체 모델에서는 모든 근섬유가 평행하고 같은 폐네이션 각도(pennation angle)로 건(tendon)에 부착되어 있으며, 근섬유의 수축 시에 그 부피와 단면적이 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. 골격근에 발생하는 힘 \dot{P}^T 는 Pandy 등[2,3]에 의해 제안되었던 식을 본 해석 모델에 적용시켜 정리 하면 다음과 같다.

$$\dot{P}^T = \frac{-k^T \cdot \dot{P}^T \cdot l^M}{\dot{P}^T \cdot \tan^2 \alpha \cdot \cos \alpha - v^{MT} \cdot \tan^2 \alpha \cdot \cos \alpha \cdot k^T} \quad (1)$$

윗 식에서 v^{MT} , α , l^M 은 각기 근육길이의 변화 속도, 근육의 폐네이션 각도 그리고 근육의 길이를 각기 나타내고 있다. \dot{P}^T 는 근육의 활성화 속도, $\dot{\alpha}(t)$ 와 그림 3의 작동체 모델에서 발생하는 힘 P^M 의 함수가 된다. 여기서 P_0^M 은 근육이 발생시킬 수 있는 최대의 힘을 의미하며 \hat{l}^M 은 l^M 을 최적근육길이 l_0^M 으로 나눈 값으로 표기된다.

$$\dot{P}^T = P^M \left(\frac{\dot{\alpha}(T)}{P_0^M} \right) \sqrt{1 - \left(\frac{\sin \alpha_0}{\hat{l}^M} \right)^2} \quad (2)$$

위 식에서 α_0 는 최적근육길이 l_0^M 에서의 근육의 폐네이

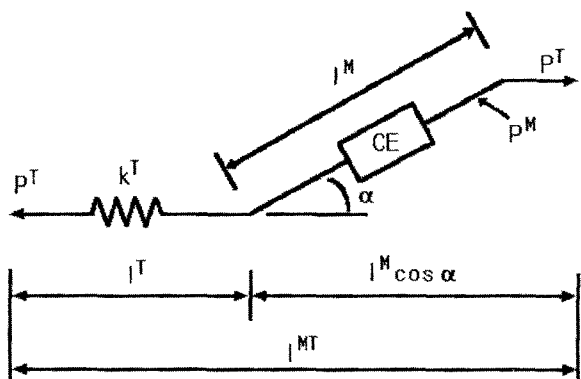


그림 3. 건-근육 모델
Fig. 3. Musculotendon actuator model

선 각도를 나타내고 있다.

한편 근육의 활성화 속도 $\dot{a}(t)$ 는 다음과 같이 표기된다.

$$\dot{a}(t) = (1/\tau_{rise})(1-a)u(t) + (1/\tau_{fall})(a_{min} - a)[1-u(t)]; u(t) = 0, 1 \quad (3)$$

식 (3)에서 $u(t)$ 는 근육으로 전달되는 순수한 신경신호이고 τ_{rise} 와 τ_{fall} 은 시상수로서 각각 근육 활성화의 생성시간(20ms)과 소멸시간(200ms)을 의미하며, a_{min} 은 근육 활성화의 최저 시간(50ms)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.

건 강성도 k^T 는 $37.5P_M^*/l_s^T$ 로 표기되며[4] l_s^T 는 이완 시 건의 길이를 나타내고 있다.

최적화 문제

본 보행 운동 모델을 해석하기 위해 다음과 같은 최적화 문제로 구성하였다.

1. 목적함수

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

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

이 i 는 8개의 골격근을 의미하며, 순서대로 앞경골근, 하퇴골근, 장딴지근, 대퇴넓은근, 무릎요근, 무릎, 그리고 큰둔부근을 나타낸다.

조건

목적함수에 대한 구속 조건은 Pandy 등[2,3]에 의되었던 점프 시 하지분절에 대한 운동방정식과 같은 6절동역학(body-segmental dynamics)식을 이용하여 다음이 표기 하였다.

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

위 식에서 각 항들은 다음을 각기 의미하고 있으며 각 운동 분절에서의 물성치 값들은 Pandy 등의 모델에 사용되었던 값과 동일한 값이 적용되었다.

$\dot{\theta}$: 각 분절의 각속도

$A(\theta)$: 질량 매트릭스

$B(\theta)\ddot{\theta}^2$: 코리올리스가속도와 구심가속도

$C(\theta)$: 중력 가속도

$DM(\theta)P^T$: 근육력에 의한 각 운동 분절의 발생하는 토크

$T(\theta, \dot{\theta})$: 외부에서 가해지는 관절의 토크량

$$\dot{a}(t) = (1/\tau_{rise})(1-a)u(t) \quad (6)$$

$$+ (1/\tau_{fall})(a_{min} - a)[1-u(t)]; u(t) = 0, 1$$

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

아울러 각 분절에서의 운동 각도 제한을 다음과 같이 설정하였다.

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

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

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

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

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

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

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

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

1) 왼발체공(left swing)시

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

$$l_2 \sin \theta_2 + l_3 \sin \theta_3 - l_5 \sin \theta_5 - l_6 \sin \theta_6 - l_7 \sin \theta_7 > 0 \quad (15)$$

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

2) 오른발체공(right swing)시

왼발 체공 시와 반대로 오른쪽 발이 지면에서 떨어지므로

표 1. 근육과 건의 물성치

Table 1. Muscle properties(4)

Actuator	Muscle		Tendon	
	α_0 (deg)	P_0 (N)	l_0^M (m)	l_s^T (m)
SOL	20.0	4235	0.024	0.270
OPF	10.0	3590	0.038	0.273
TA	5.0	1400	0.101	0.235
GAS	12.0	2370	0.048	0.425
VAS	10.0	5400	0.084	0.225
RF	14.0	930	0.082	0.410
HAMS	9.0	2350	0.107	0.385
GMAX	0.0	2650	0.180	0.001

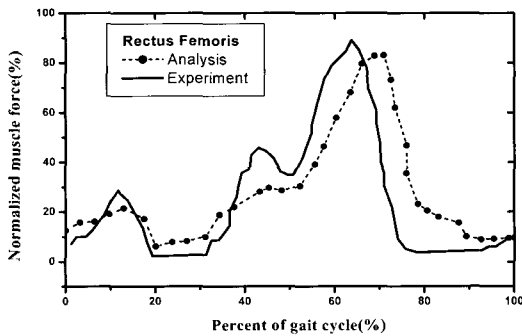


그림 5. 표준화된 대퇴골은근의 계산 결과와 기존의 실험 결과와의 비교

Fig. 5. Comparison of normalized muscle force of the Rectus Femoris

오른쪽 하지의 최하위 지점은 고관절로부터 지면까지의 수직거리보다 짧아야 한다. 따라서 그 조건은 다음 식과 같다.

$$l_6 \sin \theta_6 + l_7 \sin \theta_7 - l_1 \sin \theta_1 - l_2 \sin \theta_2 - l_3 \sin \theta_3 > 0; \quad (17)$$

$$\theta_3 > 90^\circ \quad (18)$$

3) 양발지지기(double stance)

처음의 왼발체공과 나중의 오른발 체공을 구분하기 위해 그 사이의 양발 지지기 상태에서의 조건은 다음 식과 같이 주어진다.

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

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

3. 계산

최적화 문제의 해석은 대화형 설계최적화 소프트웨어인

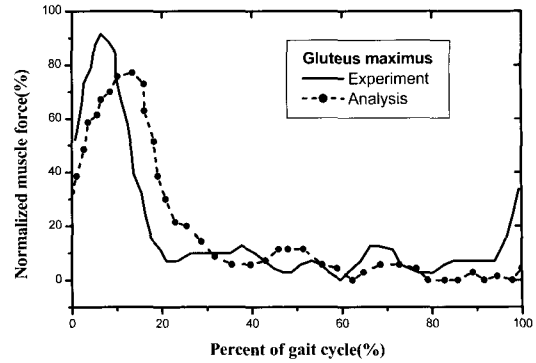


그림 4. 표준화된 큰 둔부근의 계산 결과와 기존의 실험 결과와의 비교
Fig. 4. Comparison of normalized muscle force of the Gluteus Maximus

Idesign(ver. 3.5)을 사용하였고 Fortran PowerStation 4.0을 이용해 Console application으로 컴파일 하여 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 조건 문으로 제어하였다.

프로그램 상에서 사용된 초기값은 Taga[5]의해 사용되었던 값을 이용하였으며 다음과 같다.

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

표 1 은 각 근육모델에 사용되었던 물성치를 보여 주고 있다.

해석결과 및 고찰

보행 시 하지 각 근육에 발생되는 힘을 최대 발생 근육력에 대해 표준화(normalizing) 시킨 후 근전도 측정 결과[6]와 비교하여 본 해석의 타당성을 확인하여 보았다. 8개의 근육 중 대퇴넓은근과 하퇴굽힘근육무리의 결과는 비교할 근전도 측정 결과가 없어 나머지 6개의 근육에 대한 해석 결과만을 실험 결과와 비교하여 본 결과 6개 근육에서 비교적 일치된 경향을 보이고 있었다. 이와 같은 결과 중 큰 둔부근과 대퇴골은근에 대해 비교한 예를 그림 4, 5에서 각기 보여 주고 있다. 특히 비교적 큰 힘을 발생시키고 관절의 움직임에 큰 영향을 미치는 대퇴골은근과 장딴지근, 그리고 가자미근의 활성화가 두드러지게 높고 또한 힘의 크기도 측정 결과보다 10~30%까지 작게 나왔으며 이러한 변위와 활성화의 시간적 처짐은 구속조건에서의 오차로 판단된다. 즉 보행시 인대(ligament)로 연결

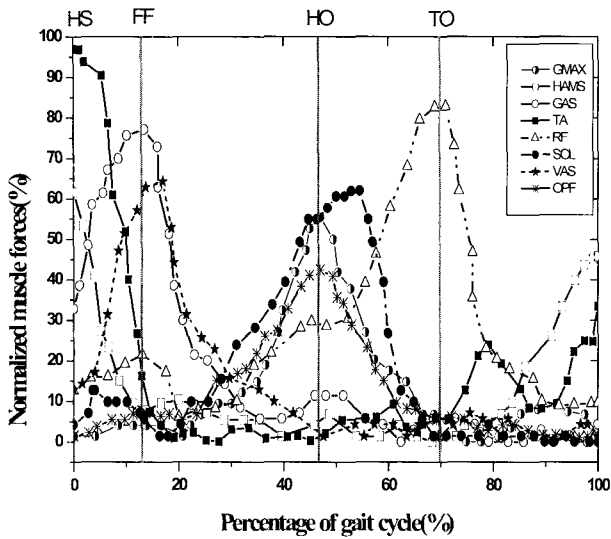


그림 6. 보행 시 하지 근육내의 표준화된 힘의 변화
 Fig. 6. Normalized muscle forces variation during the gait cycle

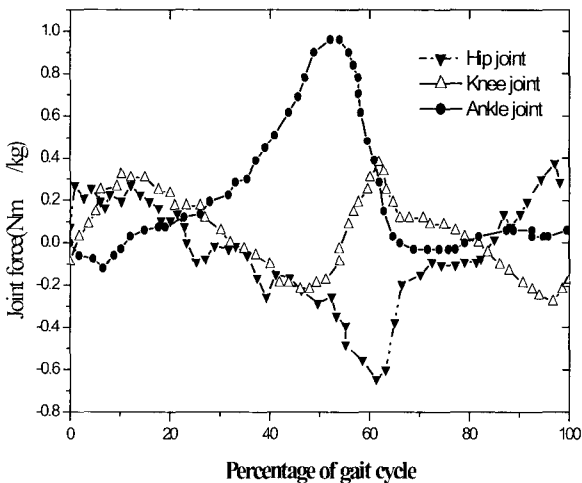


그림 8. 보행 시 하지 관절내의 토크량의 변화
 Fig. 8. Variation of the joints moment in the lower extremity during the gait cycle

되어 있는 관절에서의 동시에 발생하는 다른 방향으로의 회전 방향과 선이방을 고려하지 않은 단순한 1개관절로 단순화 시킨 것 등이 측정 결과와의 차이에 관련이 있을 것으로 여겨진다. 아울러 이와 같은 차이는 실험 대상체와 본 연구에서 사용한 모델과의 차이에서도 야기될 것으로 예상되고 있다. 그러나 부분별로 약간의 차이에도 불구하고 전체적인 경향은 실제 보행의 경우와 대체로 일치하고 있으며, 특히 지지기에서 제공기로의 전환 시 두드러지게 변화하는 네 개의 근육인 장딴지근(gastrocnemius), 가자미근(soleus), 앞경골근(tibialis anterior), 대퇴넓은근(rectus femoris)의 경향이 뚜렷이 일치함을 볼

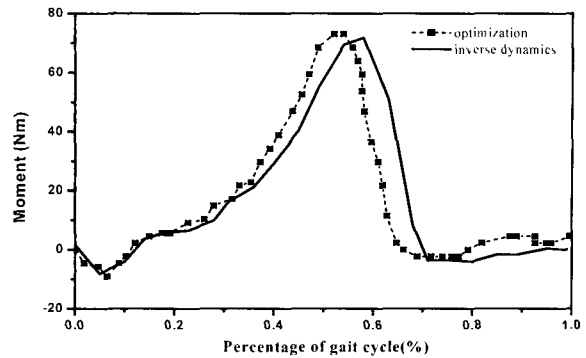


그림 7. 보행 시 발목관절의 토크량의 변화 비교
 Fig. 7. Variation of the ankle joint moment variation during the gait cycle

수 있었다.

한 보행 사이클 동안에 발생하는 하지 근육내의 힘의 변화를 그림 6에서 보여 주고 있다. 보행 사이클이 시작되는 HS (Hill Strike)에는 하지 근육 중 앞경골근과 무릎넓은근이 주된 역할을 하고 있음을 알 수 있다. 특히 이 단계에서는 발목의 각도를 유지해야 하는 상태이기 때문에 상대적으로 TA의 역할이 중요함을 보이고 있다. FF(Foot Flap)로 진행됨에 따라 앞의 두 근육의 역할은 점차로 감소하는 반면에 장딴지근의 역할이 점차로 증대되어 FF 상태에서는 가장 큰 역할을 하게 된다. 이와 동시에 HS에서는 미미한 역할을 하던 대퇴넓은근의 역할이 증대되고 있다. FF상태에서 HO(Hill Off) 상태로 보행이 진행됨에 따라 그동안 역할이 미미 하였던 가자미근, 큰둔부근, 하퇴굴힘근육부리, 하퇴근육부리의 역할이 증대되며 특히 큰둔부근은 HO시 최대의 힘이 발생 하게 된다. TO(Toe Off) 상태로 진행됨에 따라 모든 근육의 역할은 감소되는 한편 RF의 역할은 점차로 증대되어 TO시 최대의 힘이 발생하게 된다. 이와 같은 해석 결과는 TO시의 추진력을 제공하는 주근육이 RF임을 명확히 보여주고 있다. TO 이후의 체공 상태에서는 HS시 주된 역할을 하였던 앞경골근과 대퇴넓은근의 역할이 점차로 활성화되어 HS에 대한 준비를 하고 있음을 보여 주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 보행 사이클이 100% 인 상태에서는 아직 체중이 실리지 않은 HS 상태의 바로 직전 단계이므로 보행 사이클 시작 단계에서와 같은 크기의 근육력이 발생되고 있지 않다.

하지의 3개 관절에서 보행 시 발생하는 토크량의 변화를 보행 데이터를 이용하여 역 동력학의 방법으로 구한 결과와 비교적 잘 일치하고 있는 양상을 보여주고 있다. 그림 7은 하지의 3개 관절 중 발목관절(ankle joint)에서 구해진 토크량의 변화를 역 동력학적 방법으로 구해진 관절의 토크량의 변화[9]와 비교하여 보여주고 있다. 그림 8에서는 보행 주기에 따른 3개 관절에서 발생하는 토크 값을 인체 모델의 질량으로 나눈 값의 변화를 보여 주고 있다. FF 상태에서 상대적으로 무릎관절의 토크량 값이 증대되고 있으며 HO 직후 발목 관절의 토크

가 최대 값을 보이고 있다. 이보다는 약간 늦게 HO에서 TO 사이에서 무릎관절과 고관절에서도 최대 토크량이 발생되고 있다. 이와 같은 사실은 HO시의 몸을 진행 방향으로 이동 시켜 TO 상태로 만들어지는 추진력이 일차적으로 발목관절에서 발생되고 있으며 이어서 무릎관절과 고관절에서 추가적인 추진력이 발생되고 있음을 나타내고 있다.

결 론

본 연구에서는 기존에 발표되었던 수직점프 모델을 기초로 하여 보행운동의 해석을 위한 모델을 수립하고 이를 해석하였다. 하지를 7개의 분절과 16개의 골격근으로 구성하여 모델링 하였으며 이를 최적화 문제로 구성하여 대화형 설계최적화 프로그램인 Idesign으로 해석하였다. 전체적인 해석 결과는 정상 보행 운동의 특징과 매우 일치되게 나타내었다. 본 연구에서 개발되었던 모델을 토대로 하여 앞으로 인대 등을 고려한 상세 근-골격 모델로 확장 시킬 수 있다면 더욱 정확한 결과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다. 또한 본 연구의 모델을 일부 수정하여 하지 장애자에 대한 연구가 수행된다면 하지 장애자를 위한 의족이나 보조기구의 설계에 매우 중요한 정보를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

참 고 문 헌

1. M. Garcia, A. Chatterjee, A. Ruina, and M. Coleman, "The Simplest Walking Model: Stability, Complexity, and Scaling", J. Biomechanical Engr., Vol. 120, pp. 281-288, 1998
2. M. Pandy and F. Zajac, "Optimal Muscular Coordination Strategies for Jumping", J. of Biomechanics, Vol. 24, No. 1, pp. 1-10, 1991
3. M. Pandy, F. Zajac, E. Sim, and W. Levine, "An Optimal Control Model for Maximum-Height Hu-

- man Jumping", J. of Biomechanics, Vol. 23, No. 12, pp. 1185-1198, 1990
4. M. Hoy, F. Zajac, and M. Gordon, "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
5. G. Taga, "A Model of the Neuro-Musculo-Skeletal System for Human Locomotion", Biological Cybernetics, No. 73, pp. 97-111, 1995
6. B. Prilutsky, L. Petrova, and L. Raitsin, "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
7. G. Wu, and Z. Ladin, "Biomechanical Limitations of Quasi-static Estimation of Human Joint Loading During Locomotion", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 34, pp. 472-476, 1996
8. J. Wu, and W. Herzog, "Modelling Cocentric Contraction of Muscle using an Improved Cross-Bridge Model", J. of Biomechanics, No. 32, pp. 837-848, 1999
9. D. Risher, L. Schutte, and C. Runge, "The Use of Inverse Dynamics Solutions in Direct Dynamics Simulations", J. of Biomechanical Engineering, Vol. 119, pp. 417-422, 1997
10. L. Gilchrist, and D. Winter, "A Multisegment Computer Simulation of Normal Human Gait", IEEE Trans. Rehabilitation Engr., Vol. 5, No. 4, pp. 290-299, 1997