

## 헛디딤 보행특성 분석

황선홍\*, 류기홍\*, 금영광\*, 김영호#

### Gait Analysis on Unexpected Missing Foot Steps

Sun Hong Hwang\*, Ki Hong Ryu\*, Young Kwang Keum\* and Young Ho Kim#

#### ABSTRACT

In the present study, three-dimensional motion analyses were performed to determine biomechanics of the lower extremity in unexpected missing foot steps for ten healthy young volunteers. In unexpected missing foot steps, the whole plantar surface of the foot or the heel contacted to the ground. A rapid ankle dorsiflexion was found right after missing foot steps and an increased plantarflexion moment was noted during loading response. After the unexpected situation, the breaking force increased rapidly. At this time, both tibialis anterior and soleus were simultaneously activated. Moreover, the range of motion at ankle, knee and hip significantly decreased during stance. In pre-swing, rectus femoris and biceps femoris prevented the collapse of the lower limbs. During late stance, propulsive forces decreased and thus, both plantarflexion moment and power generation were significantly reduced. On the opposite side, hip extension and pelvic upward motion during terminal swing were significant. Due to the shortened pre-swing, the energy generation at the ankle to push sufficiently off the ground was greatly reduced. This preliminary study would be helpful to understand the biomechanics of unexpected dynamic perturbations and valuable to prevent frequent falling of the elderly and patients with gait disorders.

**Key Words** : unexpected missing foot steps (헛디딤), gait analysis (보행분석), perturbation (돌발상황), postural balance (자세균형)

#### 1. 서론

넘어짐은 일상생활을 수행하는 동안 균형이나 안정성을 잃으면서 신체의 일부분이 바닥에 닿는 것을 의미하며 외상, 골절 등의 합병증을 유발하여 환자나 노약자들의 재활의욕을 저하 시킨다.<sup>1</sup>

65세 이상 노인의 30~50% 이상이 매년 1회 이상의 넘어짐을 경험하고 있으며 이들의 40% 이상이 다시 넘어짐을 경험하고 있다.<sup>2</sup>

자세균형 유지를 위한 요소들로 근골격계 요소(musculo-skeletal components)와 신경계 요소(neural component)가 있다. 근골격계 요소는 관절 가동범

접수일: 2006년 8월 23일; 게재승인일: 2006년 11월 16일

\* 연세대학교 대학원 의공학부

# 교신저자: 연세대학교 의공학부, 의료공학연구원

E-mail younghokim@yonsei.ac.kr Tel. (033) 760-2859

위, 척추의 유연성, 근육의 특성, 체절사이의 생체 역학적인 관계 등을 포함하며, 신경계 요소는 신경근 반응협력(neuromuscular response synergy)을 포함하는 운동과정(motor process)과 시각(visual), 전정계(vestibular system) 및 체성감각계(somatosensory system)와 같은 감각작용(sensory process)등을 포함한다.

정적인 자세에서 신체의 균형을 유지하기 위한 관절의 움직임 전략에는 발목관절 전략(ankle strategy), 엉덩관절 전략(hip strategy) 및 두 관절을 동시에 사용하는 통합전략(combined strategy) 등이 있는데 일반적으로 통합전략이 이용된다.<sup>3,4,5</sup> 또한 정적인 상태에서 균형을 유지할 수 없는 큰 동요가 발생할 경우 걸음 전략(steping strategy)과 같은 동적인 방법이 사용된다.<sup>3</sup> Nashner 등<sup>4</sup>은 직립 상태에서 플랫폼 동요 시 엉덩관절의 신전없이 발목을 움직여서 균형을 유지하고, 빠른 속도로 플랫폼을 동요시킬 때는 주로 통합전략을 이용하여 균형을 회복한다고 보고하였다. 한편, 파킨슨질환(Parkinson's disease)이나 국소허혈(ischemia) 등과 같이 체성감각(somatosensory)의 손상이 있는 환자들은 정적 직립상태에서 통합전략을 사용하여 평형을 유지한다고 발표되었다.<sup>6</sup> Hughes 등<sup>7</sup>은 직립 상태에서 플랫폼을 전방으로 동요시킬 때, 발목관절과 무릎관절의 굴곡을 통하여 체중심을 낮춤으로써 균형회복을 한다고 보고하였다. Pai 등<sup>8</sup>은 기립자세에서 허리를 잡아 당기는 동요를 일으킨 후 정상인과 노약자의 반응을 비교하였으며, 태기식 등<sup>9</sup>은 직립자세에서 전방으로 0.1m/sec와 0.2m/sec의 두 가지 속도로 15cm의 동요를 유발시켰을 때 느린 속도에서는 발목전략을 주로 사용하며, 빠른 속도에서는 무릎관절에 비해 발목관절과 엉덩관절의 움직임이 커지므로 통합전략이 사용되고 동요의 크기 및 가속구간, 등속구간, 감속구간의 크기가 동적 균형회복에 큰 영향을 미친다는 것을 보고하였다.

최근, 보행 시에 돌발적으로 미끄러짐(slip), 걸림(stumbling), 헛디딤(trip)과 같은 상황을 유도하여 삼차원 동작분석시스템을 이용하여 균형회복 기전을 밝히려는 연구가 진행되고 있다.<sup>10-15</sup> You 등<sup>10</sup>

과 Cham 등<sup>11</sup>은 보행 중에 미끄러짐을 유발시켜 체중심 및 압력중심의 이동을 평지보행과 비교하였으며 Ferber 등<sup>12,13</sup>은 보행 시 플랫폼의 동요에 따른 관절각도, 근전도, 모멘트, 지면반발력 등을 관찰하여 보행주기에 따른 균형회복 반응을 관찰하였다. Bhatt 등<sup>14</sup>은 보행 중에 전방향으로 미끄러짐이 발생하였을 때 보행속력에 따라 무게중심의 이동과 이동속도 사이에 높은 연관성을 보이며 균형을 회복한다는 것을 밝혔으며, Cordero 등<sup>15</sup>은 보행 중 전방에 돌발적인 장애물에 걸려서 동요가 발생할 때 최소 세 걸음 후에 정상적인 보행상태로 회복된다고 하였다.

본 연구에서는 발뒤축 접지 직전에 바닥이 내려앉도록 고안한 돌발유도시스템을 이용하여 헛디딤을 유도하고 헛디딤이 일어나기 전과 후의 보행 인자와 관절운동각도, 지면반발력, 모멘트, 일률 등을 측정하여 헛디딤 보행에 대한 균형회복의 기전에 대해서 알아보았다.

## 2. 방법

### 2.1 실험 대상

본 연구에서는 신경계 또는 근골격계에 이상이 없는 건강한 성인 남자 10명을 피실험자로 선정하였다. (Table 1)

Table 1 General characteristics of the subjects (N=10)

	평균±편차	범위
나이 (세)	21.6±1.84	20~24
키 (cm)	168.2±4.24	160~174
몸무게 (kg)	62.8±9.13	51.0~74.9

### 2.2 실험 방법

#### 2.2.1 돌발유도시스템

돌발상황을 유도하기 위해서 AC 모터와 유압 펌프를 이용하여 구동부를 구성하였으며 유압실린더에 의해서 수직방향으로 자유롭게 이동할 수 있는 돌발유도시스템을 설계 제작하였다. 프레임의 가로와 세로길이는 각각 660mm, 1300mm이고 상승높이는 630mm이며 이동속도는 7cm/sec이다. 최

대수용 하중은 630kg, 정격용량은 1.8kW이며 이동 높이를 조정할 수 있도록 제한스위치(limit switch)를 사용하였다.

### 2.2.2 삼차원 보행분석

보행분석을 위해서 6개의 근적외선 카메라와 4개의 힘측정판, 근전도 시스템(MA300, Motion Lab, 미국)을 삼차원 동작분석시스템(VICON motion system Ltd., 영국)과 연동하여 사용하였다. 근적외선 카메라는 120Hz, 근전도시스템과 힘측정판은 1080Hz의 샘플링률로 데이터를 획득하여 상용프로그램인 Matlab 6.5(Mathworks Inc., 미국)를 사용하여 분석하였다.

Fig. 1은 헛디딤 보행실험을 위한 4개의 힘측정판(FP1, FP2, FP3, FP4)의 배열이며 네 개의 활보 A, B, C, D로 구분하였다. 활보 A는 왼발의 초기 접지에서 다음 초기접지까지 헛디딤 이전의 수평 보행 구간을 의미하며 활보 B는 오른발의 한 보행주기로 말기유각기에 헛디딤이 발생하는 구간이다. 활보 C는 오른 발의 헛디딤을 포함한 왼발의 한 보행주기이며 활보 D는 헛디딤으로부터 시작되는 한 보행주기이다.

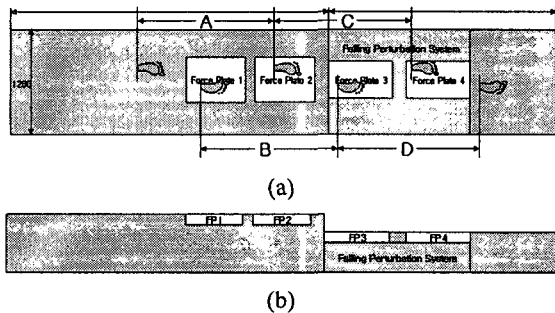


Fig. 1 The alignment of four force platforms in experiments of unexpected missing foot steps  
(a) Top view, (b) Side view

FP1에서 피실험자의 오른발 발가락 들림이 일어난 직후 피실험자가 들림상황을 인식하지 못하도록 지면하강 시스템이 작동되도록 하였으며 이에 따라 FP3에서 오른발 초기접지 시기에 헛디딤

이 일어나도록 유도하였다. 피실험자는 편안한 속도로 맨발보행을 하였으며 충분한 보행훈련 후 실험을 수행하였다. 각 피실험자에 대해서 평지보행 3회, 헛디딤 보행 1회를 무작위 순서로 진행시켜 헛디딤 보행을 미리 예상치 못하게 하였다.

관절운동을 측정하기 위하여, 피실험자의 위앞 엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 위뒤엉덩뼈가시(posterior superior iliac spine), 무릎관절의 가쪽위관절용기(lateral epicondyle), 발목관절의 가쪽복사뼈(lateral malleolus), 둘째 발허리머리(second metatarsal head), 발뒤꿈치(heel) 등의 해부학적 위치에 총 16개의 반사마커(reflective marker)를 부착하고 하지 분절의 운동을 관찰하였다. 또한 하지 운동에 중요한 역할을 담당하는 앞정강근(tibialis anterior, TA), 가자미근(soleus, SO), 넓다리곧은근(rectus femoris, RF), 넓다리두갈래근(biceps femoris, BF), 중간볼기근(gluteus medius, GMd) 등 총 10개 근육에 표면전극을 부착하여 근전도 신호를 측정하였으며 대역통과필터(Butterworth 4차 30-500Hz)를 사용하여 잡음을 제거하였다.

## 3. 결과 및 고찰

### 3.1 관절운동각도

Fig. 2는 헛디딤이 일어나는 활보 D에서 주요 시점을 보여준 사진이다.



Initial Contact Mid-stance Opposite Initial contact Toe off  
Fig. 2 The photographs in unexpected missing foot steps

헛디딤 보행이 일어날 때 초기접지는 발바닥 전체로 지면과 닿는 특징을 보였으며, 중간입각기에 상지가 전방으로 이동하며 하지를 들어올렸다. 반대 발 초기접지에서는 발 앞부분이 지면과 닿았으며 이때 상체가 앞으로 숙여져 있음을 알 수

있었다.

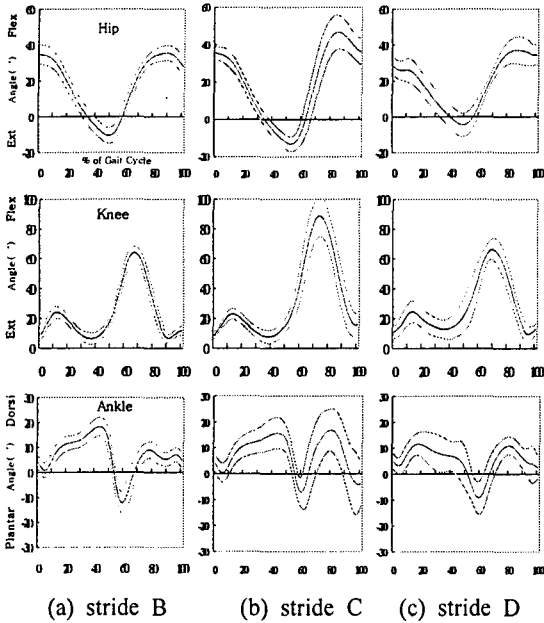


Fig. 3 Joint angles in missing foot step

Table 2 Comparison of peak angles

Maximum Joint angle	pairs	Mean(°)	SD(°)	p
Hip extension	B - C	2.07	1.65	0.049
Hip flexion (swing)	B - C	-15.78	7.83	0.011
Knee flexion (swing)	B - C	-27.72	10.29	0.004
Ankle dorsi flexion (stance)	B - C	2.19	1.60	0.038

Fig. 3은 각 활보에 따른 시상면에서의 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 관절운동각도 이고 Table 2는 활보 B에 대해 활보 C에서의 관절각도 변화가 유의한지 알아보기 위한 대응표본 검정결과이다. 헛디딤이 발생하는 활보 C의 유각기 말기에 발목의 배굴, 무릎관절의 굴곡, 엉덩관절의 굴곡이 과도하게 발생하였다 ( $p < 0.05$ ). 또한 입각기 말기에 엉덩관절의 신전이 증가함을 알 수 있었다

( $p < 0.05$ ). 헛디딤이 지면에 발이 닿은 경우, 반대쪽 발의 발목관절은 전유각기가 짧아져 충분하게 저굴하지 못하고 무릎과 엉덩관절은 굴곡하며 골반경사가 커진다. 이를 통해 반대쪽 발이 헛디딤 경우 유각기 전에 들발상황을 인식하고 들어올림 전략으로 균형을 유지함을 알 수 있었다. 헛디딤 이후 입각기 초기에 발목관절은 배굴, 무릎관절과 엉덩관절은 굴곡하였다. 이때 엉덩관절 굴곡은 상체가 앞으로 숙어짐에 의해 굴곡이 발생하며 입각기동안 하지가 주저앉아 발목과 무릎의 움직임이 감속하였다. 또한 유각기동안 발목 관절이 배굴, 무릎관절과 엉덩관절이 굴곡하여 들어올림 전략을 취하였다.

### 3.2 지면 반발력

Fig. 4는 평지보행, 헛디딤 보행에서 수직, 전후, 내외 방향의 지면반발력을 보여준다. 그림에서 V1, V2, V3, V4는 각각 초기접지 직후, 하중수용기 직후, 중간입각기, 반대발 초기접지 직후에 지면반발력 특성을 비교하기 위한 특징점으로 정의하였다. 평지보행에서 수직 지면반발력은 초기접지 직후에 V1이 발생한다. 보행 중에 하중수용기 직후와 반대발 초기접지 직후에 두 번의 정점이 발생한다. V2는 하중수용기동안 반대발로부터 체중심이 이동하여 발생하는 정점으로 제동력이라고 한다. V3는 입각기동안 체중심 가속도가 상방을 향하면서 지면반발력이 감소하는 구간 중 정점에 해당하는 특징점이다. V4는 하지를 들어올리기 위해 지면을 밀어주어 발생하는 힘으로 추진력이라고 한다. Table 3은 그림에 표기된 특징점들의 값이 각 활보에 따라 얼마나 유의하게 변화하였는지 활보 B를 기준으로 대응표본 검정을 한 결과이다.

Fig. 4(a)의 FP2는 헛디딤이 일어나기 직전 반대측 발의 지면반발력으로, 평지보행과 유사한 모습을 보이며 FP3에서는 하강된 지면을 인식하지 못하여 발바닥 전체로 지면과 닿아 초기접지 직후 V1의 정점이 크게 발생하였다 ( $p < 0.05$ ). 하중수용기동안 큰 충격량이 발생하여 V2의 정점이 크게 나타났으며 ( $p < 0.05$ ) V4의 정점도 감소하였으나 유의한 차이는 없는 것으로 나타났다 ( $p > 0.05$ ).

FP4에서는 평지보행에 비해 제동력이 증가하고 추진력이 감소하였다.

Fig. 4(b)는 전후 방향의 지면반발력을 나타낸 것이다. 그림에서 AP1, AP2, AP3은 각각 초기접지 직후, 하중수용기 직후와 반대발의 초기접지 직후에 해당한다. FP2에서, 반대발은 헛디딤이 발생하여 전유각기동안 서서히 감소되었다. FP3에서 AP1과 AP2의 정점이 평지보행에 비해 크게 증가하며 ( $p<0.05$ ) AP3의 정점이 감소하였다 ( $p<0.05$ ). FP4에서는 피실험자에 따라 전후 방향 지면반발력의 편차가 크게 나타났다.

Fig. 4(c)는 내외 방향의 지면반발력으로 ML1, ML2, ML3, ML4, ML5의 정점은 각각 초기접지 직후, 반대발의 발가락들림기, 중간입각기, 반대발의 초기접지 직후, 발가락 들림 직전 등에 발생하는 특징적이다. FP3에서 ML1의 정점이 크게 증가하였으며 단하지지지기동안 외측 방향으로 지면반발력이 지속적으로 발생하였다. FP4에서, 헛디딤 보행의 경우 평지보행에 비해 입각기 초기에 외측 방향의 지면반발력이 오래 유지되어 ML1의 정점이 늦게 발생하였다. 또한 중간입각기에서 외측 방향으로 지면반발력이 크게 발생하며 ML5의 정점이 감소하였다 ( $p<0.05$ ).

### 3.3 근전도

Fig. 5는 활보에 따라 헛디딤 보행의 근전도 신호이다. 그림에서 점선은 평지보행의 근전도 신호를 나타낸 것이다. 헛디딤 보행이 나타나는 활보 B의 말기 유각기에서 앞정강근과 넙다리곧은근이 평지 보행에 비하여 더 활성화되었다. 활보 C에서, 반대발의 헛디딤으로 인하여 전유각기 이후 앞정강근, 넙다리곧은근, 넙다리두갈래근, 중간볼기근의 큰 활성화는 그림 3(b)에서의 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 과도한 관절운동 각도를 보이는 것과 연관지어 설명할 수 있다. 활보 D에서는 헛디딤 이후 입각기 초기에 모든 근육이 평지보행에서 보다 더 활성화됨을 알 수 있다.

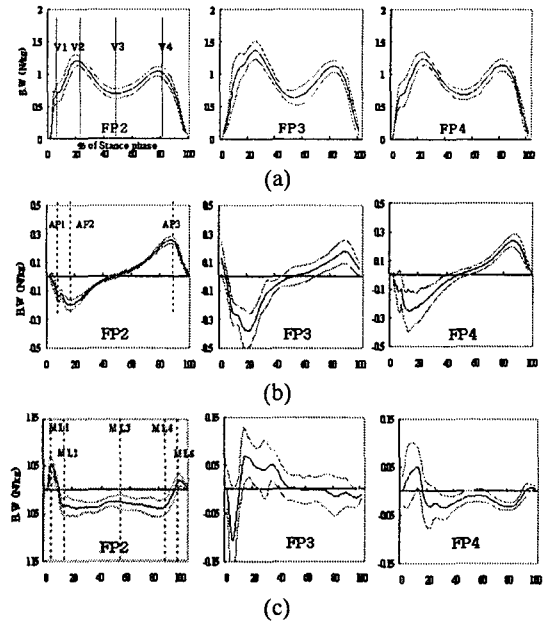


Fig. 4 GRFs in unexpected missing foot steps  
(a)Vertical, (b)Anterior-posterior,  
(c)Medial-lateral

Table 3 Comparison of ground reaction forces

Comparing pairs	Mean (B.W)	SD (B.W.)	p
V1 B - C	-0.50	0.08	0.000
V2 B - C	-0.20	0.05	0.001
V2 B - D	-0.29	0.11	0.004
V4 B - C	-0.01	0.01	0.130
V4 B - D	0.11	0.01	0.000
AP1 B - C	0.16	0.06	0.003
AP2 B - C	0.15	0.07	0.008
AP3 B - C	0.07	0.03	0.003
ML5 B - D	0.01	0.01	0.034

### 3.4 관절모멘트

Fig. 6은 헛디딤 보행에서 관절모멘트를 활보에 따라 나타낸 것이다. Table 4는 두 번째 지지모멘트와 입각기 발목모멘트에 대하여 헛디딤 이전과 이후 얼마나 유의한 변화를 보이는지 알아본 검정 결과이다. 발목 모멘트는 헛디딤 이후 입각기 초기에 최대 저굴 모멘트가 발생하며 반대발이 지면

에 닿는 순간 발생하는 정점의 값은 평지보행에 비해 감소하였다 ( $p < 0.05$ ). 무릎 모멘트는 돌발적으로 지면이 하강하여 유각기 말기에 무릎 굴곡모멘트가 지속적으로 증가하며 엉덩관절 모멘트는 엉덩관절의 신전이 지속됨에 따라 굴곡모멘트가 증가하였다. 헛디딤 이후 무릎 모멘트는 입각기 초기에 신전모멘트가 증가하며 엉덩관절 모멘트는 유각기 동안 신전모멘트가 감소하였다. 지지모멘트는 두 번째 정점이 감소한 것으로 보이나 유의한 차이는 없는 것으로 분석되었다 ( $p > 0.05$ ).

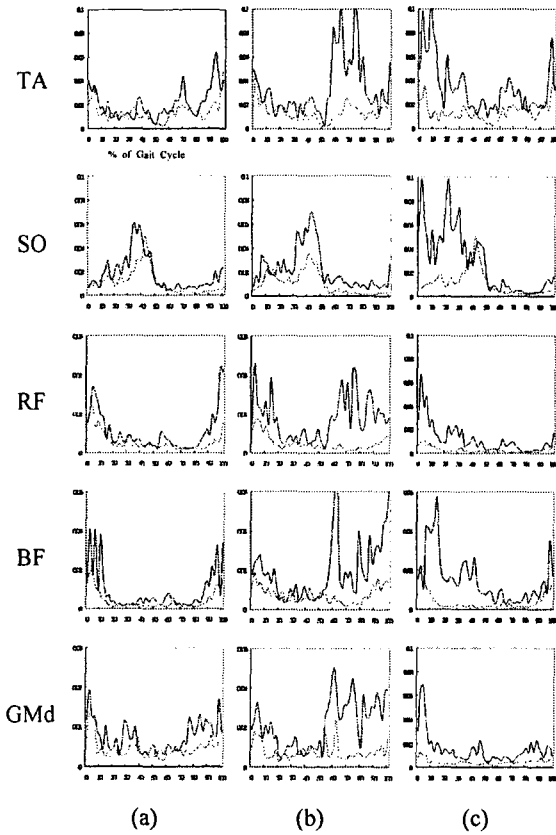


Fig. 5 EMG signals in unexpected missing foot steps (dotted line: level walking) (a) stride B, (b) stride C, (c) stride D

Table 4 Comparing peak moments

Peak moment pair	Mean (Nm/kg)	SD (Nm/kg)	P
Support moment, 2nd peak B - D	0.068	0.087	0.155
Ankle moment, 2nd peak B - D	0.478	0.216	0.008

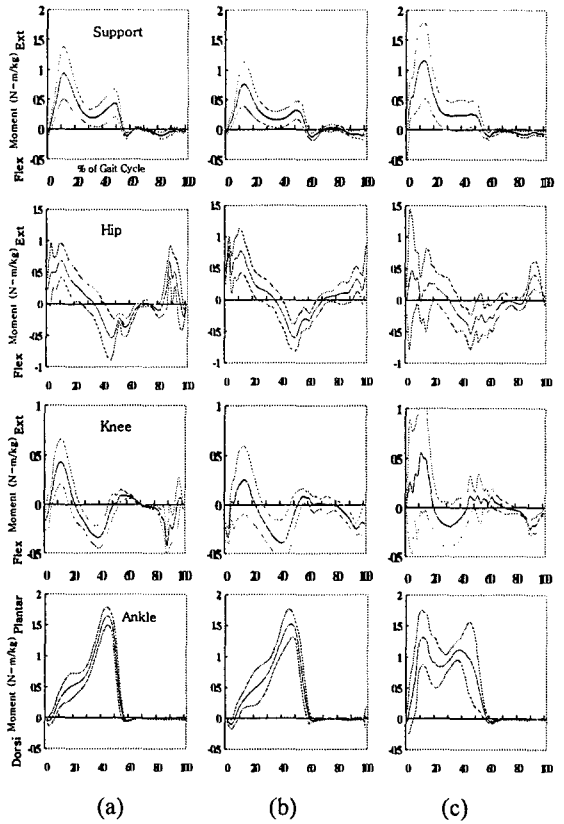


Fig. 6 Joint moments in unexpected missing foot steps (a): stride B, (b): stride C, (c): stride D

### 3.5 일탈

Fig. 7은 헛디딤 보행의 활보에 따라 관절 일탈을 나타낸 것이다. 헛디딤이 발생할 때, 반대쪽 발은 전유각기 이후 배굴하며 무릎관절에서는 에너

지를 흡수하고 엉덩관절에서는 에너지를 생성하였다. 또한 엉덩관절이 외전하고 대퇴가 내회전하며 에너지 생성이 증가하였다.

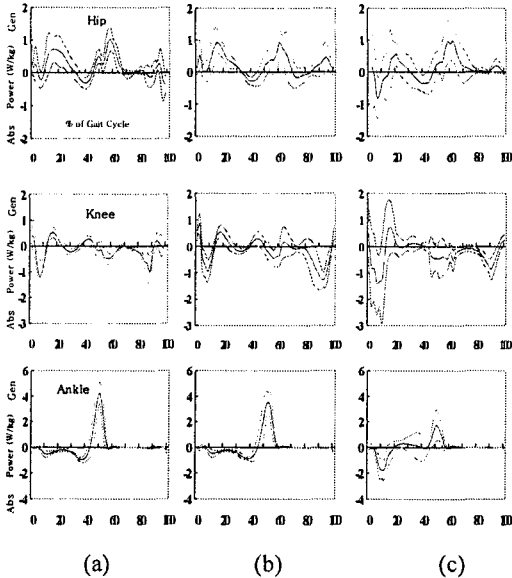


Fig. 7 Joint powers in unexpected missing foot steps  
(a): stride B, (b): stride C, (c): stride D

#### 4. 결론

본 연구에서는 헛디딤 보행을 삼차원 동작분석 시스템을 사용하여 동작특성 및 균형회복 기전에 대해 분석하였다. 헛디딤이 발생할 때 헛딛는 발의 발목은 배굴되어 지면과 닿은 직후 발바닥 전체로 빠르게 접촉하였다. 엉덩관절은 수평보행에 비해 크게 신전하였다. 이때 반대쪽 발은 유각기에서 골반을 크게 들어올리고 발목이 배굴 후 저굴되어 발 앞부분으로 지면과 닿는다. 또한 무릎 관절의 굴곡이 크게 발생하며 엉덩관절은 굴곡 후 신전하였다. 전유각기 이후 앞정강근의 활성화로 발목관절이 배굴되며 중간볼기근의 활성화로 엉덩관절은 외전하였다. 전유각기가 짧아짐에 따라 지면을 충분히 추진해주지 못하여 전유각기동안 에

너지 생성이 감소하였다. 헛디딤 이후 큰 충격이 발생하여 제동력이 급격한 증가를 보이며 발목관절은 급격히 배굴하여 발목 저굴 모멘트가 최대정점이 보인다. 이때 앞정강근과 가자미근의 모두 수축되어 발목 일률은 흡수되었다. 이후 입각기동안 관절 움직임이 작았으며 전유각기에서 넓다리곧은근과 넓다리 두갈래근이 수축하여 하지가 무너지는 것을 방지하고 중간 볼기근을 수축하여 엉덩관절은 외전하며 대퇴를 내회전하여 발각도가 감소하였다. 이때 추진력이 크게 감소하여 발목의 저굴 모멘트와 에너지 생성이 감소하였다.

이와 같이 분석된 헛디딤의 운동학적 운동역학적 특성은 헛딛을 때 갑자기 체중심이 아래, 앞으로 떨어지는 것을 보상하기 위하여 헛딛는 반대 발 관절들을 빠르게 굴곡하여 반대 발 하지를 들어 올림으로써 떨어진 체중심을 회복하여 균형을 유지하려는 들어올림 전략을 설명해주는 것이라 할 수 있다.

#### 후 기

본 연구는 과학기술부의 기초과학연구사업 및 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원에 의한 것입니다.

#### 참고문헌

1. Kauffman, T. L., "Geriatric Rehabilitation Manual," Churchill Livingstone, 1999.
2. Tideiksaar, R., "Falling in Old Age: Its Prevention and Treatment," Springer, 1987.
3. Shumway-Cook, A. and Woollacott, M. H., "Motor Control: Theory and Practical Applications, Baltimore," Lippincott Williams & Wilkins, 2001.
4. Nashner, L. and McCollum, G., "The Organization of Human Postural Movements: A Formal Basis and Experimental Synthesis," Behav. Brain Sci., Vol. 8, pp. 135-172, 1985.
5. Winter, D. A., "Anatomy, Biomechanics and

- Control of Balance During Standing and Walking,” Waterloo Biomechanics Inc., 1995. pp. 196-199, 2000.
6. Horak, F. B., “Clinical Assessment of Balance Disorder,” *Gait and Posture*, Vol. 6, pp. 76-84, 1997.
  7. Hughes, M. A., “Posture Responses to Platform Perturbation: Kinematics and Electromyography,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 10, pp. 318-322, 1995.
  8. Pai, Y. C., “Static versus Dynamic Predictions of Protective Stepping Following Waist-Pull Perturbations in Young and Older Adults,” *J. Biomechanics*, Vol. 31, pp. 1111-1118, 1998.
  9. Tae, K. S. and Kim, Y. H., “Balance Recovery Mechanisms Against Anterior Perturbation during Standing,” *J. Biomedical Eng. Res.*, Vol. 24, pp. 435-442, 2003.
  10. You, J. Y., “Effect of Slip on Movement of Body Center of Mass Relative to Base of Support,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp. 167-173, 2001.
  11. Cham, R. and Redfern, M. S., “Lower Extremity Corrective Reactions to Slip Event,” *J. Biomechanics*, Vol. 34, pp. 1439-1445, 2001.
  12. Ferber, R., “Reactive Balance Adjustments to Unexpected Perturbations During Human Walking,” *Gait and Posture*, Vol. 16, pp. 238-248, 2002.
  13. Ferber, R., “Gait Perturbation Response in Chronic Anterior Cruciate Ligament Deficiency and Repair,” *Clinical Biomechanics*, Vol. 18, pp. 132-141, 2003.
  14. Bhatt, T., “Influence of Gait Speed on Stability: Recovery from Anterior Slip and Compensatory Stepping,” *Gait and Posture*, In Press, 2004.
  15. Cordero, A. F., “Multiple-Step Strategies to Recover from Stumbling Perturbations,” *Gait and Posture*, Vol. 18, pp. 47-59, 2003.
  16. Hof, A. L., “On the Interpretation of the Support Moment,” *Gait and Posture*, Vol. 12,