

보행 시 신발 굽 높이에 따른 발/발목 복합체의 Roll-Over 특성

Foot/Ankle Roll-Over Characteristics According to Different Heel Heights of Shoe during Walking

김영호***[†], 최희석*

Young-Ho Kim***[†] and Hue-Seok Choi*

초 록 본 연구에서는 여러 굽 높이의 신발을 신고 보행하는 동안 발/발목 복합체의 roll-over 모양을 분석하였다. 본 연구를 위해서 근골격계 및 발 질환이 없는 15명의 건강한 성인 여성들을 대상으로 보행분석을 수행하였고, 실험에는 굽 높이가 다른 4종의 신발을 사용하였다. 보행분석 시 roll-over의 특성을 구하기 위해 초기접지기부터 반대발 초기접지기까지의 발목 및 무릎의 반사마커 궤적과 지면반발력의 압력중심 데이터를 이용하였다. 연구결과로 굽 높이가 증가할수록 roll-over의 모양은 원위방향으로 이동하고 그 특성은 굽 높이에 상관없이 일정한 형태로 관찰되었다. 또한, 6 cm이하의 신발에서는 roll-over의 곡률중심이 수직방향으로 이동함으로써 일정한 roll-over 특성을 유지하도록 발/발목 복합체에서 자동으로 적응함을 알 수 있었다. 그러나 그 이상의 굽 높이의 신발에서는 발목관절만으로 충분한 균형을 보장할 수 없으므로 무릎 및 엉덩관절의 보상작용이 동시에 일어남을 알 수 있었다. Roll-over 특성에 대한 본 연구결과는 인간 보행의 보다 간단하고 넓은 이해를 제공할 것이고, 나아가 의지 또는 보조기와 같은 재활기기의 보다 넓은 이해를 제공할 수 있을 것으로 기대된다.

주요용어: 발/발목 roll-over 특성, 신발 굽, 보행분석, 압력중심

Abstract This study investigated the effects on foot and ankle roll-over characteristics according to different heel heights during walking. Fifteen female volunteers who have neither musculoskeletal nor foot problems were participated in gait analyses, wearing four different pairs of shoes in different heel heights. To obtain roll-over shape of foot/ankle complex, we used trajectories of knee and ankle joints as well as the center of pressure between initial contact and opposite initial contact. Results revealed that the entire roll-over shape moved distally as the heel height increased but roll-over characteristics showed uniformly with different heel heights. In addition, we found that nondisabled persons automatically adapted to their foot/ankle complex to varying heel heights within 6 cm, by moving the origin of roll-over shape distally to maintain roll-over characteristics. However, since the balance of the gait only by the ankle joint could not be achieved beyond the heel height of 6 cm, compensations at the knee and the hip joints occurred simultaneously. Roll-over characteristics in human walking would provide simpler and wider understanding of human walking, and furthermore could be applied to the wide understanding of prosthetics and orthotics of the lower extremity as well as orthopaedic shoes.

Keywords: Foot/ankle roll-over characteristic, heel height, gait analysis, center of pressure

1. 서 론

인간의 보행은 하지가 체중을 지탱하고 몸 전체의 균형을 유지하면서 한 곳에서 다른 곳으로 체간을 이동하는 것으로, 인간의 신경 및 근골격 조직들이 전체적으로 작용하는 복잡한 과정으로 이루어진다[1]. 보행 시, 상지는 몸 전체의 질량중심에서 하나의 하중을 형성하며 역진자 운동을 하게 되고, 하지는 상지를 지탱하고 이동시키는 역할을 담당한다. 이러한 하지의 역할은 엉덩관절, 무릎관절, 그리고 발목관절에 의해 수행된다.

인간의 발 및 발목관절은 여러 개의 뼈와 근육, 인대 등으로 구성되어 가장 복잡한 근골격계를 형성하고, 보행 시 가장 큰 에너지의 변환을 담당한다. 보행에 있어서 중요한 역할을 담당하는 발/발목 복합체에 대한 많은 연구들이 수행되었다. Perry[2]는 세 가지 라커인 발뒤꿈치 라커(heel rocker), 발목 라커(ankle rocker), 발앞꿈치 라커(forefoot rocker)를 이용하여 발/발목 복합체를 설명하였다. 또한 Ju[3]와 Koopman[4]은 보행의 컴퓨터 모델링을 위하여 발을 라커로 표현한 결과 모델이 특정한 발 형상에서 매우 민감함을 지적하였다. 특히 Koopman[4]은 발의 형상이 보행 시 지면반발력과 골반의 회전에 큰 영향을 미친다고 발표하였다.

비장애인은 서로 다른 굽 높이의 신발에도 큰 어려움 없이 쉽게 적응한다. 그러나 의족착용자들의 경우 굽 높이가 변하면 그 높이에 자발적으로 적응하지 못하여 새로운 의족 정렬이 요구된다. 의족의 정렬은 의족 착용자들의 보행 형태를 좌우하는 매우 중요한 요소임에도 불구하고, 정량적이고 과학적인 정렬 방법이 아니고 제작 기사들의 많은 경험과 기술을 바탕으로 이루어지고 있다.

Roll-over는 보행의 입각기 동안 발에서 나타나는 라커의 외면적인 형태이다. 최근의 연구들[5,6]에서 Perry에 의해 제안된 세 가지 라커들을 하나의 연결된 roll-over 모양으로 나타내어 발과 발목의 복합체의 움직임에 설명한 바 있다. 또한 Knox[7]는 정상인과 의족의 roll-over의 모양을 측정하여 의족이나 비정상적인 발목의 움직임에 관한 정보를 제공할 수 있다고 하였다. 효과적인 보행을 위하여 적절한 roll-over의 모양은 매우 중요하다. 인간 하지의 고유한 특성을 잘 나타내 주는 발뒤꿈치 라커, 발목 라커, 발앞꿈치 라커를 연속적인 하나의 형태로 나타낼 수 있는 발/발목 복합체의 roll-over 모

양은 의족의 정렬방법을 보다 쉽게 정량화할 수 있으며, 의족의 설계나 성능평가 등을 위한 주요 정보를 비교적 간단하게 제공할 수 있다.

본 연구에서는 향후에 다양한 발 질환 및 의족, 보조기 등의 설계 및 평가에 적용하고자 굽 높이가 다른 신발을 착용하고 보행할 때 나타나는 발/발목의 roll-over 모양을 보행분석 실험을 통하여 측정, 분석하였다.

2. 방 법

2.1. 피검자 및 신발

본 연구를 위해서, 근골격계 및 발 질환이 없는 건강한 성인 여성들 중 하이힐을 신고 보행하는데 불편함이 없는 15명의 여성을 대상으로 동작분석 실험을 수행하였다 (Table 1).

Table 1 General characteristics of subjects for this study (N=15)

	평균 ± 편차	범위
나이 (세)	23.7 ± 1.1	21 ~ 24
키 (cm)	158.7 ± 2.9	153.5 ~ 164
몸무게 (kg)	53.9 ± 4.9	43.6 ~ 63.6

실험에 사용된 신발은 모두 네 종류로, 굽이 없는 평평한 신발, 디자인은 동일하나 굽 높이가 각각 3 cm, 6 cm, 9 cm인 세 종류의 하이힐이었으며 크기는 모두 235 mm이었다(Fig. 1). 신발이 바뀔 때마다 그 신발에 익숙해지도록 실험실에서 약간의 보행연습을 한 후, 각 피검자의 편안한 보행속도에서 실험을 진행하였다.

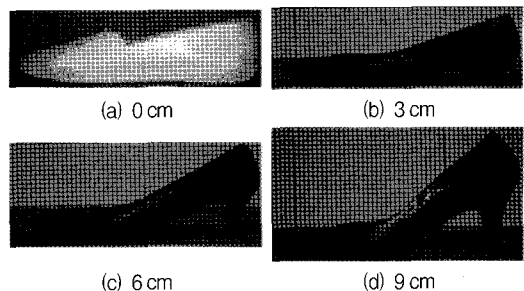


Fig. 1 Four shoes with different heel heights in this study

2.2. 보행분석

본 연구를 위해서 6대의 적외선 카메라를 사용한 삼차원 동작분석시스템(VICON Motion Systems Ltd., 영국)과 2개의 힘측정판(AMTI, 미국)을 연동하여 120 Hz의 샘플링으로 보행중 삼차원 운동학적 데이터를 측정하였다. 실험 직전 삼차원 실험공간의 정량적 좌표를 정의하기 위하여 보정작업을 시행하였다. Helen-Hayes marker set[8]에 입각하여 14 mm의 구형반사마커 16개를 위앞엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 위뒤엉덩뼈가시(posterior superior iliac spine), 무릎관절의 가쪽위관절융기(lateral epicondyle), 발목관절의 가쪽복사뼈(lateral malleolus), 둘째 발허리머리(second metatarsal head), 발뒤꿈치(heel), 대퇴(thigh) 및 하퇴(tibia)의 외측 등의 해부학적 위치에 부착하였다(Fig. 2). 먼저 맨발로 보행실험을 한 후, 굽 없는 평평한 신발과 굽 높이가 3 cm, 6 cm, 9 cm인 하이힐을 차례대로 착용하고 보행하였다. 신발이 바뀔 때 마다 정적 기립 상태에서 정적 검사를 시행하였으며 각 신발에 대해서 세 번의 실험을 반복하였다.

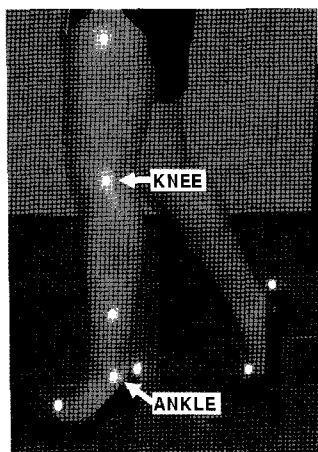


Fig. 2 Marker locations for measuring roll-over shapes

2.3. Roll-over 분석

Fig. 3과 같이, 시상면에서 관찰되는 발/발목의 roll-over 모양을 나타내기 위해 초기접지기(initial contact)에서 반대발 초기접지기 (opposite initial contact) 사이의 발목과 무릎에 부착된 마커의 궤적

(수직(Z) 및 진행(X)방향)과 진행방향의 압력중심(center of pressure)을 사용하였다. Roll-over 모양의 계산은 실험실 좌표계(X, Z)에서 발목을 기준으로 정의된 정강이(S_x, S_z)로 압력중심을 변환함으로써 이루어지며 그 방법은 Fig. 3과 같다.

먼저 발목에서 압력중심까지의 거리(d)를 식 (1)을 이용하여 구하였다.

$$d = \sqrt{(COP_x - ANKLE_x)^2 + ANKLE_z^2} \quad (1)$$

여기에서 COP_x 는 진행 방향의 압력중심, $ANKLE_x$ 및 $ANKLE_z$ 는 각각 발목관절 마커의 진행방향 및 수직방향의 좌표이다. 또한 무릎관절의 진행방향 및 수직방향 좌표를 이용하여 정강이와 실험실 수직축이 이루는 각도(θ)를 아래와 같이 계산하였다.

$$\theta = \tan^{-1} \left(\frac{KNEE_x - ANKLE_x}{KNEE_z - ANKLE_z} \right) \quad (2)$$

발목에서 압력중심을 연결한 직선과 실험실 수직축과의 각도(α)를 구한 후 이 각도를 이용하여 발목을 기준으로 정의된 정강이의 진행방향 축과 그어진 선과의 각도(β)를 식 (3)을 통해서 구하였다.

$$\alpha = \tan^{-1} \left(\frac{COP_x - ANKLE_x}{ANKLE_z} \right) \quad (3)$$

$$\beta = \frac{\pi}{2} - \theta - \alpha$$

식 (3)으로부터 roll-over의 X, Y 좌표는 각각 다음과 같이 계산된다.

$$\begin{aligned} \text{Roll-over X} &= d \cdot \cos(\beta) \\ \text{Roll-over Y} &= -d \cdot \sin(\beta) \end{aligned} \quad (4)$$

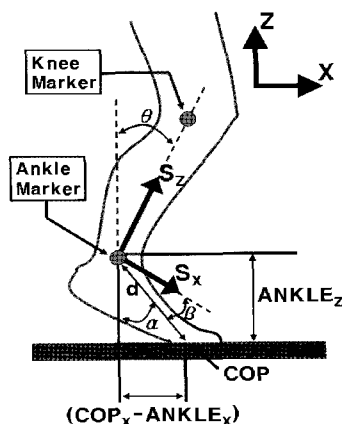


Fig. 3 The diagram of a leg to calculate roll-over shapes during stance phase

모든 데이터는 상용프로그램인 Matlab 6.5 (Mathworks Inc., 미국)을 사용하여 최소자승법을 적용하여 roll-over 모양을 원호로 나타낸 후, 원호의 곡률반경(R)과 곡률중심(X_0 , Y_0)을 구하였다. 굽 높이에 따른 roll-over 모양의 곡률반경과 곡률중심의 통계적 분석을 위해서 SPSS 12.0 (SPSS Inc., 미국)을 사용하여 $p < 0.05$ 를 기준으로 일원배치 분산 분석(one-way ANOVA)을 수행하였다.

3. 결과 및 토의

Table 2는 실험을 통해서 얻어진 보행의 시공간적 인자들이다. 분속수는 주어진 시간에 걸은 보(step)의 수이고, 발가락 들림기는 한 보행주기(100%)에서 이루어지는 입각기의 끝을 의미한다. 활보장은 같은 발이 다시 최초 발뒤축접지가 될 때까지의 이동거리를 말하며, 보장은 하나의 활보에서 한쪽 발의 최초 발뒤축접지에서 반대 발의 최초 발뒤축접지가 될 때까지의 이동거리이다. 굽 높이가 증가할수록 분속수가 유의하게 증가하며 입각기가 유의하게 증가함을 알 수 있다($p < 0.05$). 또한 활보장과 보장은 굽 높이의 증가에 따라 유의하게 감소하였다($p < 0.05$). 0 cm의 굽 높이에 비하여 6, 9 cm의 굽 높이의 신발을 신고 보행하는 경우 보행속도가 다소 증가함을 알 수 있었으나 통계적 유의성은 크지 않았다.

Fig. 4는 굽 높이가 다른 각 신발에 대하여 하지관절의 시상면 운동을 한 보행주기를 100%로 하여 나타낸 것이다. 발뒤꿈치가 지면에 닿은 후(보행주기의 약 0~10%) 발목관절은 저굴을 하여 발 전체가 지면에 평평하게 닿도록 한다. 이 때 맨발, 0 cm, 3 cm, 6 cm, 9 cm 굽 높이의 신발에 대한 저

굴 운동은 각각 5.6 ± 1.3 , 7.4 ± 0.5 , 5.9 ± 1.6 , 7.9 ± 2.1 , 6.9 ± 1.6 도로 통계적 유의성은 보이지 않았으나, 0 cm에 비하여 6 cm, 9 cm의 굽 높이의 신발에서 유의하게 지연되었다($p < 0.05$). 입각기가 진행됨에 따라서(보행주기의 약 10~45%) 경골부가 발보다 앞으로 움직이고 발목관절은 배굴을 하게 된다. 이 때 맨발, 0 cm, 3 cm, 6 cm, 9 cm의 굽 높이의 신발에 대해서 배굴각도는 각각 14.1 ± 1.2 , 15.2 ± 2.0 , 18.6 ± 1.1 , 22.1 ± 1.8 , 21.6 ± 1.4 도로 3 cm, 6 cm, 9 cm의 굽 높이의 신발에서 유의하게 증가하고, 6 cm, 9 cm의 굽 높이의 신발에서 입각기 최대 배굴이 유의하게 지연됨을 알 수 있었다($p < 0.05$).

정상보행 시 무릎관절은 입각기 초기(보행주기의 약 0~15%)에 굴곡하다가 중간입각기(보행주기의 약 15~40%)에 신전하게 된다. 맨발, 0 cm, 3 cm, 6 cm, 9 cm의 굽 높이의 신발에 대해서 9 cm의 굽 높이가 신발에 대해서 입각기 초기의 굴곡/신전운동이 유의하게 크게 나타남을 알 수 있었다($p < 0.05$). 정상보행 시 반대발이 지면에 닿을 때 (보행주기의 약 50%), 엉덩관절은 최대신전을 하게 된다. 맨발, 0 cm, 3 cm, 6 cm, 9 cm의 굽 높이의 신발에 대해서 이 때의 신전운동은 각각 40.3 ± 1.6 , 42.3 ± 1.6 , 42.9 ± 1.7 , 44.7 ± 1.8 , 44.6 ± 2.1 도로, 맨발에 비하여 6 cm, 9 cm의 굽 높이의 신발에서 신전운동이 유의하게 증가됨을 알 수 있었다($p < 0.05$). 이 결과로 비장애인은 어느 정도의 굽 높이의 신발에 대해서는 두 번째 라커구간인 발목 라커 구간(보행주기의 10~45%)에서 발목관절의 배굴을 통해 몸을 안정하게 유지하지만, 신발의 굽이 너무 높으면 발목관절만으로 적응하기 어려워져서 엉덩관절의 신전이 크게 나타남을 알 수 있다.

Table 2 General gait parameters

(N=15)

신발 종류	분속수 (steps/min)	발가락들림기 (%)	활보장 (m)	보장 (m)	보행속력 (m/s)
맨발	113.0 ± 5.8	$58.1 \pm 1.1^*$	1.23 ± 0.06	0.62 ± 0.03	$1.16 \pm 0.05^*$
0 cm	$109.7 \pm 4.7^*$	59.0 ± 1.6	$1.30 \pm 0.07^*$	0.65 ± 0.04	1.18 ± 0.06
3 cm	$112.3 \pm 2.8^*$	$60.2 \pm 1.3^*$	$1.29 \pm 0.05^*$	$0.64 \pm 0.03^*$	1.20 ± 0.06
6 cm	$115.9 \pm 4.0^*$	$61.4 \pm 1.2^*$	$1.28 \pm 0.05^*$	0.64 ± 0.03	$1.24 \pm 0.03^*$
9 cm	$120.1 \pm 7.2^*$	$63.2 \pm 1.1^*$	$1.21 \pm 0.04^*$	$0.61 \pm 0.02^*$	1.22 ± 0.04

*: $p < 0.05$

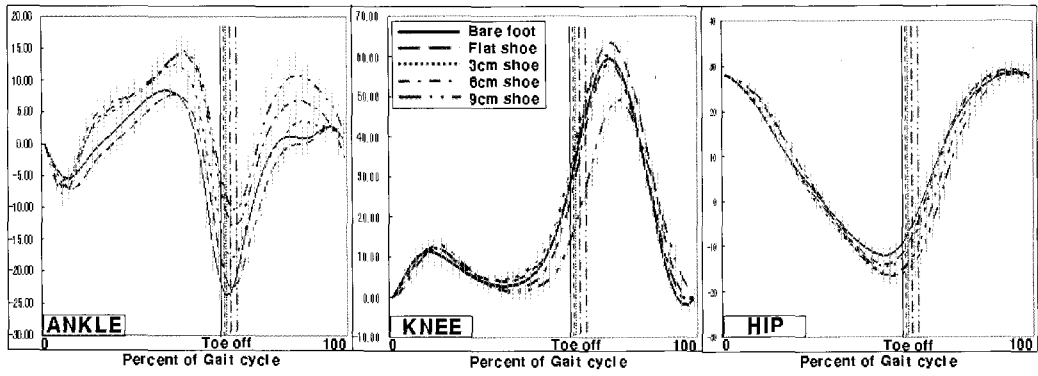


Fig. 4 Flexion/extension angles at ankle, knee and hip joints with various heel heights

Fig. 5는 15명의 피검자가 4종류의 신발을 착용하고 보행할 때 초기접지기에서 반대발 초기접지기 동안의 발/발목 복합체의 roll-over 모양을 평균과 편차를 함께 나타낸 것이다. 그림에 나타난 바와 같이, 굽 높이가 증가할수록 보행 시 발/발목 복합체의 roll-over 궤적이 몸 쪽에서 멀어지는 원위방향으로 이동하고 그 모양이 굽 높이에 관계없이 유사함을 알 수 있다. 이는 정상적인 보행자가 굽 높이가 다른 신발을 신고 보행할 때 발/발목 복합체에서 저굴을 통해서 굽 높이에 적응할 수 있음을 의미한다. 또한 이것은 굽이 높은 신발을 신고 보행하는 경우 에너지 소모가 증가한다는 선행 연구 결과[9]와 상응하는 것이다. 또한 발/발목 복합체 전체의 roll-over 모양에서 초기 궤적은 완만한 원호 형태가 아님을 알 수 있는데, 힘측정판 데이터를 확인한 결과 이것이 하중수용기의 초기 단계에서 발생하는 것을 확인할 수 있었다.

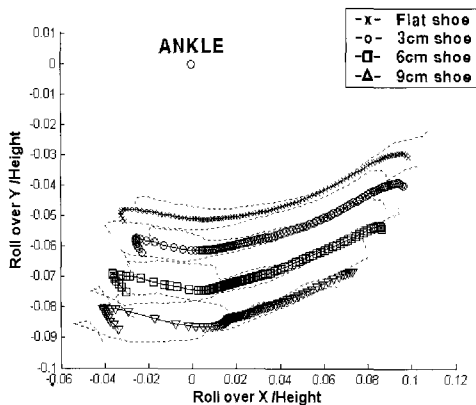


Fig. 5 Roll-over shapes for different heel heights, normalized by the body height

Fig. 6, Fig. 7, Fig. 8은 각각 Fig. 4에 있는 roll-over 모양의 곡률반경과 곡률중심의 진행방향(X) 및 수직방향(Y) 좌표이다. Fig. 6과 같이, 굽 높이가 증가할수록 발/발목 복합체 roll-over 모양의 곡률반경은 감소하는 추세를 보이나 굽 높이가 가장 높은 9 cm 신발을 제외하고 0 cm, 3 cm, 6 cm 높이의 세 종류 신발에서는 유의한 차이를 보이지 않았다($p < 0.05$). 이는 비장애인은 6 cm 이하의 굽 높이의 신발에 대해서는 발/발목 복합체의 보상작용을 통해서 자동적으로 적응하며 보행할 수 있도록 일정한 roll-over 모양을 유지한다는 것을 의미한다. 그러나 굽 높이가 매우 높은 9 cm의 신발의 경우 발목관절만으로 충분한 균형을 보장할 수 없으므로, Gard[5]의 연구결과와 유사하게 무릎관절의 보상작용이 동시에 일어남을 확인할 수 있었다. 이것은 9 cm 신발에서 무릎의 굴곡/신전이 더 많이 일어나는 것으로도 알 수 있었다(Fig. 4). 또한 9 cm의 굽 높이 신발 데이터를 제외한 경우 곡률반경의 평균은 신장의 17%로, 이것은 곡률반경이 무릎과 발목 관절의 사이에 있음을 의미한다. Fig. 7의 곡률중심의 진행방향으로의 이동은 신발 굽 높이에 따라 유의한 차이를 보이지 않았다($p < 0.05$). 한편 Fig. 8에서와 같이, 굽이 높은 신발을 착용할수록 곡률중심의 수직방향 위치가 현저하게 낮아짐을 알 수 있었다($p < 0.05$).

Fig. 5에서 하중수용기의 초기에 나타나는 특징적인 roll-over 형태를 해석하기 위하여 초기접지기에서 반대발 초기접지기 사이의 데이터로부터 하중수용기 초기의 데이터를 힘측정판의 신호를 이용하여 제외하고 본래의 roll-over 형태와 비교하였다. Fig. 9와 Fig. 10은 하중수용기의 초기를 제외한

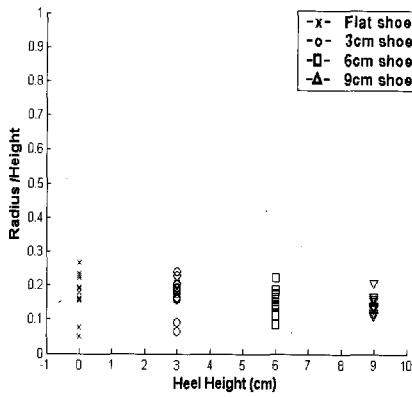


Fig. 6 Radii of roll-over shapes for different heel heights, normalized by the body height

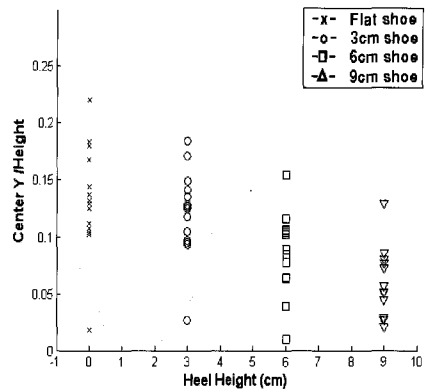


Fig. 8 Center Y(vertical direction) of roll-over shapes for different heel heights, normalized by the body height

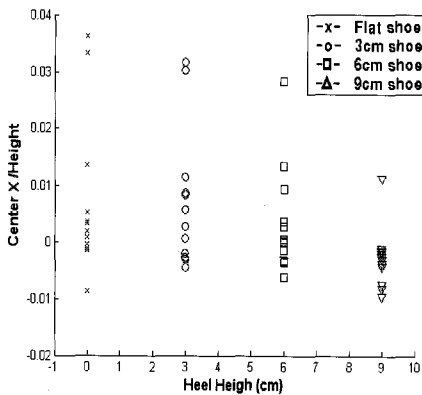


Fig. 7 Center X(walking direction) of roll-over shapes for different heel heights, normalized by the body height

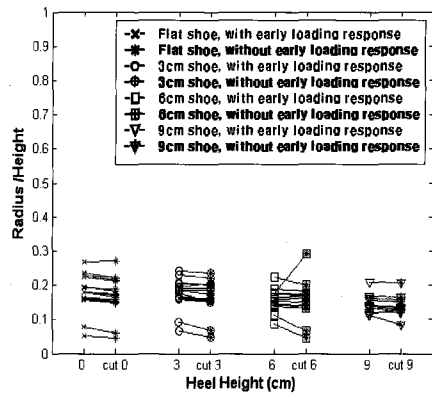


Fig. 9 Comparison of radii of roll-over shapes with and without early loading response phase, normalized by the body height

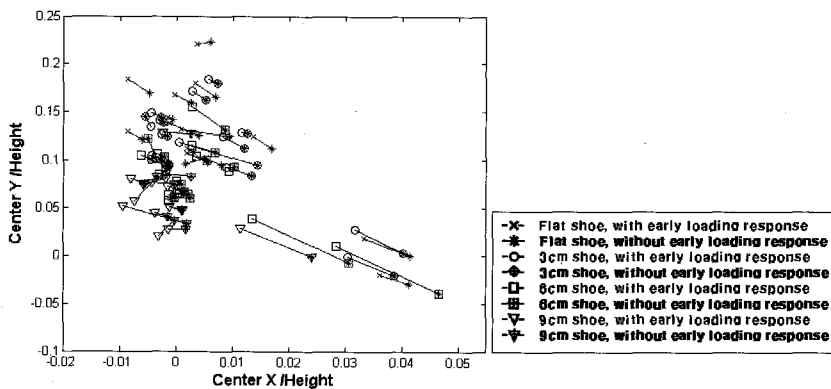


Fig. 10 Comparison of center locations of roll-over shapes with and without early loading response phase, normalized by the body height

Roll-over 모양의 곡률중심 좌표와 곡률반경의 변화를 각각 나타낸 것이다. 가장 높은 9 cm 굽의 신발을 제외하고 다른 세 종류의 신발을 신고 보행하는 경우 얻은 발목관절의 곡률중심 반경에서는 모두 통계적 유의성이 없었으며, 곡률중심의 진행방향 변위에서도 통계적 차이가 관찰되지 않았다. 이와 같은 결과는 하중수용기의 초기를 포함한 전체의 roll-over 특성과 유사하므로, 세 가지 라커로 기능적으로 설명하는 roll-over 특성을 연속적인 하나의 형태로 나타낼 수 있음을 의미한다.

4. 결 론

본 연구에서는 비장애인을 대상으로 서로 다른 굽 높이의 신발을 착용하고 보행하는 동안 보행분석 실험을 수행하여 초기접지기에서 반대발 초기접지기 사이의 roll-over 특성을 해석하였다. 실험결과로, 굽 높이가 증가할수록 전체의 roll-over 모양은 원위방향으로 이동하고 roll-over 특성은 굽 높이에 관계없이 일정한 원호의 형태로 나타낼 수 있음을 알 수 있었다. 또한 비장애인은 6 cm 이하의 신발 굽 높이에 대해서도 전체 roll-over 곡률중심이 수직방향으로 이동함으로써 일정한 roll-over 특성을 유지하도록 발-발목 복합체에서 적응하고 있음을 알 수 있었다. 비장애인의 하지관절의 roll-over 특성에 대한 본 연구결과는 인간의 보행에 관한 새로운 이해를 제공하고 나아가 재활기기 특히 특수 신발 및 하지 보조기 또는 의족의 설계에 적용할 수 있는 토대를 마련할 것으로 기대한다.

후 기

본 연구는 산업자원부의 지역혁신 인력양성사업의 연구결과로 수행되었음.

참고문헌

- [1] W. Whittle, "Gait Analysis: An Introduction," Butterworth-Heinemann, Oxford, United Kingdom, (2002)
- [2] J. Perry, "Gait Analysis: Normal and Pathological Function," Slack Inc., NJ, U.S.A., (1992)
- [3] M. Ju, "The Modeling and Simulation of Constrained Dynamical Systems - with Application to Human Gait," Ph.D. Thesis, Case Western Reserve University, (1986)
- [4] B. Koopman, "The Three-Dimensional Analysis and Prediction of Human Walking," Ph.D. Thesis, The Netherlands: University of Twente, (1989)
- [5] S. A. Gard, and D. S. Childress, "What Determines Vertical Motion of the Human Body During Normal Gait?," 5th Annual GCMAS Meeting, Rochester, MN, (2000)
- [6] A. Hansen, and D. S. Childress, "Effects of Shoe Heel Height on Biologic Rollover Characteristics during Walking," J. Rehab. Res. Develop., Vol. 41, pp. 547-553, (2004)
- [7] E. Knox, "The Role of Prosthetic Feet in Walking," Ph.D. Thesis, Northwestern University, Evanston, (1996)
- [8] M. Kadaba, H. Ramakrishnan and M. Wootten, "Measurement of Lower Extremity Kinematics during Level Walking," J. Orthop. Res., Vol. 10, pp. 383-392, (1990)
- [9] C. J. Ebbeling, J. Hamill and J. A. Crusemeyer, "Lower Extremity Mechanics and Energy Cost of Walking in High-Heeled Shoes," J. Orthop. Sports Phys. Ther., Vol. 19, pp. 148-152, (1993)