

## 높은 굽 신발 보행 시 전면 접촉인솔이 보행 변수에 미치는 영향

문곤성, 김택훈  
한서대학교 물리치료학과

### Abstract

#### The Effect of Total Contact Inserts on the Gait Parameters During High-Heeled Shoes Walking

Gon-sung Moon, Ph.D.  
Tack-hoon Kim, Ph.D., P.T.  
Dept. of Physical Therapy, Hanseo University

The purpose of this study was to investigate the effect of high heeled shoes with the total contact insert (TCI) on the frontal plane of the joints for the lower extremity during the gait. Ten healthy females voluntarily participated in this study and the height of the high heeled shoes was 7 cm. A three-dimensional motion analysis system (VICON) and force plates were used to analyze the movements of the joints for the lower extremities. The results were as follows: There were no significant differences for the angle value on the event of the gait cycle in the maximum eversion and inversion of the ankle joint, the varus and valgus of the knee joint, and the adduction and abduction of the hip joint ( $p>.05$ ). But, there was a significant difference for the range of motion in the ankle joint ( $p<.05$ ). The value of ankle and knee moment with a TCI was less than the value for no TCI. And there were significant differences for the moment value of the maximum inversion and eversion on the ankle joint and for the maximum varus and valgus on the knee joint ( $p<.05$ ). Therefore, a TCI would be effective in stabilizing the joints of the lower extremities and increasing the balance of a body to reduce the injure from a fall during the gait.

**Key Words:** Gait; High-heeled shoes; Total contact insert.

### I. 서론

보행은 일정한 방향으로 속도를 유지하면서, 신체를 단계적으로 움직이며 몸 전체를 이동시키는 운동으로 정의할 수 있다. Whittle(1990)은 보행을 100여 개의 골격근이 상지와 하지의 여러 관절과 협응을 잘 이루어야 가능한 복합적인 동작이라고 하였으며, Galley와 Foster(1987)는 보행에서의 하지는 머리, 체간, 팔과 상호 연관성을 가지며, 기본적으로 체중 부하 구조를 가지고, 안정성과 균형을 유지하여 신체를 전방으로 추진시켜 이동에 필요한 기본적 운동을 제공한다고 하였다.

이러한 정상적인 보행을 위해 신발은 지면과 닿는 면적

이 넓고, 굽이 낮으며, 재질이 부드럽고 유연한 것이 좋다는 것이 일반적이다. 그러나 현대 사회에서 여성들이 선호하는 높은 굽 신발(high heel shoes)은 자신의 개성과 패션의 미적 아름다움을 추구하기 위한 수단으로 인식되어 다양한 형태로 발전하였다. Frey 등(1993)은 여성들에 대한 신발 착용 실태에 관한 설문 조사 결과 여성의 37~69%가 높은 굽 신발을 선택한다고 하였다.

이렇게 최근 여성들이 선호하고 있는 높은 굽 신발은 좁은 발가락 박스(toe box), 전방으로 튀어나온 힐 캡(heel cap), 지나친 저축 굴곡으로 발목 관절에 영향을 미쳐 발의 안정성을 감소시켜 특히 발목의 염좌와 낙상의 원인인 것으로 알려져 있다(Ebbeling 등, 1994; Gajdosik

등, 1999; Stefanyshyn 등, 2000). 또한, 남성보다 여성에게서 2배 이상 발병률을 보이는 무릎 골관절염(knee osteoarthritis)의 원인으로 여성의 호르몬이나 골반의 각도 차이 등의 내적요인보다는 신발이나 활동 형태, 체중과 같은 외적인자(extrinsic factor)가 여성들의 무릎 골관절염에 더 많은 영향을 미칠 것이라고 하였다(Kerrigan 등, 2000; Syed와 Davis, 2000). Kerrigan 등(1998)은 여성에게 높은 무릎 골관절염의 원인으로 높은 굽 신발이 무릎 관절의 토크(torque)를 증가시키며, 이는 무릎관절의 퇴행성 변화와 관련이 있음을 입증하였다.

사용자에게 편안함과 안정성을 제공하고 보행을 용이하게 하며, 발에서 나타나는 근골격계 질환을 예방하고 치료할 수 있는 보존적인 방법으로 힐컵(heel cup), 족궁 보조기(arch support), 중족골 패드(metatarsal pad) 그리고 전면접촉인솔(total contact insert; TCI) 등과 같은 족부 보조기(foot orthosis/inserts)가 사용되고 있다. Vicenzino(2004)는 발과 하지의 정상적인 기능을 위해 생체역학적 정렬을 수정하는데 족부 보조기가 효과적임을 밝히고 있다. Lee 등(2005)은 4가지 종류의 족부 보조기를 사용한 보행 연구에서 족부 보조기를 착용하지 않은 신발과 비교할 때 힐컵의 착용한 신발의 경우 뒤꿈치 압력(heel pressure)이 24.3%, TCI의 착용에서는 25% 감소되었으며, 충격력(impact force)은 힐컵 착용이 18.6%, TCI 착용은 33.2% 감소되었다고 하였다. 족궁 보조기는 내측 전족부 압력(medial forefoot pressure)을 15% 감소시켰으며, TCI는 24%를 감소시켰음을 밝혔다. 또한, Hong 등(2005)은 TCI를 평편하거나 낮은 굽 신발에 사용한 경우보다 높은 굽 신발에 적용하였을 때 충격량을 더 유의하게 감소시키고, 족부 압력을 재분배하는데 효과적이어서 충격에너지를 흡수하는데 도움이 된다고 하였다. 그러나 TCI가 수직력, 전후전단력, 내외측 전단력에는 영향을 미치지 않는다고 하였는데, 이것은 족부 보조기의 재질에 따라 충격을 흡수하는 것이 다르기 때문이라고 제시하였다. Tang 등(2003)은 발뒤꿈치 손상환자에게 발바닥 전체 닿는 인솔을 사용하지 않은 경우 걷는 속도와 보폭이 감소하고, 양발지지 기간이 길어지고, 한발 지지 기간이 짧아진다고 하였다. 또한 고관절 힘 생성 능력과 발목관절 힘 생성 능력에 영향을 미치며, 인솔을 사용한 경우 보행 형태가 좋아진다고 하였다. 고은혜 등(2008)은 하지 근육의 피로 상태 동안 높은 굽 신발을 사용하는 경우에 TCI 적용한 높은 굽 신발 보행은 관절의 보상 전략을 방지하고, 특히 고관절의 에너지 효율 측면에서 효과적이었다고 밝히며, 높은 굽 신발 착용 시

하지 관절의 에너지 생성 및 흡수에 영향을 미치는 TCI를 적용하는 것을 제안하였다.

보행 동작에서 관상면(frontal plane)에 대한 하지 관절의 운동은 신체의 균형을 나타내는데 아주 중요한 요소라고 할 수 있다(Eng와 Winter, 1995). 압력 중심의 측면 기울기 성향은 장딴지근 외측, 내측에 피로를 가중시켜 불균형성 활동을 초래하고, 이들 근육에 의해 발생한 합근의 편차와 아킬레스건을 통한 종골로의 전이는 발을 외측으로 기울도록 하는 내전 모멘트(adduction moment)를 발생케 한다. 이런 내전으로부터 발을 정상적으로 보호하는 긴종아리근(peroneus longus)은 높은 굽 높이가 증가하면 할수록 활동에 한계를 보여 피로에 더 민감하게 작용해 발의 안정성을 감소시킨 결과 동적 안정성이 감소되어 발목의 염좌나 낙상을 유발시킬 잠재적 가능성이 높아진다(Gefen 등, 2002). 이와 관련하여 Stefanyshyn 등 (2000)은 굽 높이의 변화는 주로 좌우 지면 반발력과 충격력의 신뢰성에 영향을 준다고 밝히고 있다.

지금까지 높은 굽에 신발에 대한 보행 분석과 이에 따른 인솔의 효과 검증에 대한 연구는 많이 이루어져 왔으나 대부분 하지 관절의 굴곡, 신전 운동에 대한 분석이 주를 이루었다. 높은 굽 신발 보행 시 신체의 균형을 이해하기 위해서는 관상면에서의 하지 관절의 운동에 대한 이해가 필수적이며, 특히 족부보조기 착용 시 하지 관절의 관상면에서의 연구가 선행되어야 할 것으로 생각된다. 본 연구의 목적은 높은 굽 신발의 보행 시 TCI의 적용이 하지 관절의 관상면 운동에 대한 각도와 모멘트에 어떠한 영향을 미치는지 알아보는데 있다.

## II. 연구방법

### 1. 연구대상자

본 연구는 최근 1년간 하지에 상해를 입지 않고, 하지에 선천적인 기형, 정형 외과적 질환이나 변형이 없으며 거골하 관절(subtalar joint) 각도가 5° 이상 차이를 보이지 않는 대상자를 선정하였다. 또한, 3년 동안 일주일에 평균 3~5회 정도 높은 굽 신발을 착용해 온 20대 여성 10명을 대상으로 연구를 진행하였다. 연구 대상자들의 신장은 163.2±3.7 cm, 체중은 57.7±6.0 kg, 연령은 22.3±1.7년 이었다. 높은 굽 신발은 7 cm 높이의 신발이었으며, 끈이나 고리가 없고, 발등이 드러나는 구두로 선정하였다.

## 2. 실험방법 및 절차

본 연구는 높은 굽 신발의 착용 후 보행 시 TCI 적용이 여성의 보행 변인에 어떠한 영향을 미치는지를 검증하기 위해 하지의 관절들에 대한 운동학 자료와 운동역학적 자료를 수집하여 분석하였다. 이러한 연구의 목적을 달성하기 위하여 H대학교 운동 분석실에 설치된 3차원 동작분석 시스템(3D motion analysis system)<sup>1)</sup>과 지면반력기(force plate)<sup>2)</sup>를 이용하였다. 6대의 적외선 카메라를 10 m의 보행로의 앞쪽과 뒤쪽에 설치하였으며, 표본추출률(sampling rate)은 120 Hz으로 하였고, 지면반력기의 표본추출률은 240 Hz으로 하였다. 적외선 카메라와 지면반력 신호의 동조는 Vicon Motion Systems의 Data Station과 연결된 아날로그 신호 제어 상자(analogue signal control box)를 통해 이루어졌다. 하지의 발목, 무릎, 엉덩 관절에 대한 3차원 데이터를 수집하기 위하여 Plugin Gait 마커세트를 이용하였으며, 14 mm 구형 반사 마커를 양면 테이프를 이용하여 피험자의 하지에 부착하였다. 오른쪽과 왼쪽의 각 위양엉덩뼈가시(anterior superior iliac spine), 천추(sacrum), 가쪽 넓적다리 중앙(lateral mid thigh), 가쪽 위관절융기(lateral epicondyle), 가쪽 종아리 중앙(lateral mid shank), 가쪽 망치뼈(lateral malleolus), 발뒤꿈치(heel), 발가락(toe) 등, 15개의 발광 마커를 해부학적 경계점에 부착하였다(그림 1)(그림 2). 높은 굽 신발에 적용할 한 쌍의 전면 접촉인솔의 제작을 위해 대상자들의 족문(foot print)을 측정하였으며, 음성석고(negative casting) 형식과 양성석고(positive casting) 형식을 통해 단단한 재질의 전면 접촉 인솔을 족부 보조기 제작 20년의 경험이 많은 의지 보조기 기사를 통하여 제작하였다.

대상자들은 실험을 위한 복장을 착용하였으며, 관절 회전 중심의 좌표 값을 얻기 위해 동작 분석 시스템에 입력되는 기본 인체계측 자료를 측정하였다. 대상자들은 간단한 준비 운동과 함께 높은 굽 신발에 익숙해질 때까지 충분한 연습 시간을 가졌으며, 평소 편안한 속도로 보행하도록 지시받았고, 5회의 자료를 획득하여 정확한 수행으로 판단되는 3회의 자료를 분석하였다. 보행 주기(gait cycle)에 대한 정규화(normalization)는 동작 분석 시스템(VICON)에서 제공하는 Polygon 프로그램을 이용하였다.



그림 1. 정면에서 본 반사마커 부착 위치.



그림 2. 측면에서 본 반사마커 부착 위치.



그림 3. 보행의 주요 동작 시점.

## 3. 동작시점 및 동작구간

높은 굽 신발에 대한 전면 접촉 인솔의 적용이 여성의 보행 패턴에 어떠한 영향을 미치는지 알아보기 위하여 동작 시점 및 동작 구간을 분류하였다(그림 3). 보행 주기는 오른발을 기준으로 뒤꿈치 접지기(heel strike: HS)부터 동측발의 다음 뒤꿈치 접지기까지를 100%로 하였다. 특히, 입각기(stance phase) 동안 높은 굽 신발에 대한 TCI의 적용이 하지 관절에 어떠한 영향을 미치는지를 알아보기 위하여 입각기에서 중요한 뒤꿈치 접지기 반대 발 발가락 들림(opposite toe off: OTO), 중간입각기(mid stance: MS), 발뒤꿈치 들림(heel up: HU), 발가락 들림(toe off: TO)의 동작 시점으로 분류하였다(Perry, 1992).

## 4. 통계처리

자료의 통계처리를 위해 SPSS ver. 15.0 프로그램을 사용하였다. 대상자의 보행주기에 따른 하지 관절의 각도와 최댓값, 가동범위, 모멘트와 모멘트의 최댓값을 구

1) VICON, Oxford Metrics Ltd., Oxford, England.

2) Ver. 3.2.6. Type 9286AA. Kistler Instrument AG, Winterthur, Switzerland.

하였다. TCI의 적용 유무에 따라 두 조건간 차이가 있는지를 분석하기 위하여 t-검정을 사용하였으며, 통계학적 유의 수준은  $\alpha$ 는 .05로 설정하였다.

### III. 결과

#### 1. 하지 관절의 각도 변화

##### 가. 관상면에서의 발목 관절 각도

높은 굽 신발 보행 시 TCI 적용 유무에 따른 발목 관절의 각도 변화는 다음과 같다(표 1). 발목 관절의 각도는 입각기동안의 각 동작 시점에서 TCI 적용에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 최대 내번(maximum inversion) 각도와 최대 외번(maximum eversion) 각도에서도 유의한 차이가 나타나지 않았다

( $p>.05$ ). 그러나 관절의 전체 가동범위(range of motion; ROM)에서는 TCI 적용이  $4.97\pm 2.47^\circ$ , TCI 미적용이  $3.16\pm 2.30^\circ$  로 나타나 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다( $p<.05$ ).

##### 나. 관상면에서의 무릎 관절의 각도

높은 굽 신발 보행 시 TCI 적용 유무에 따른 무릎 관절의 각도 변화는 다음과 같다(표 2). 무릎 관절의 각도는 입각기동안의 각 동작 시점에서 TCI 적용에 따라 통계적으로 유의가 차이가 나타나지 않았다( $p>.05$ ).

##### 다. 관상면에서의 엉덩 관절 각도

높은 굽 신발 보행 시 TCI 적용 유무에 따른 엉덩 관절의 각도 변화는 다음과 같다(표 3). 엉덩 관절의 각도는 입각기동안의 각 동작 시점에서 TCI 적용에 따라 통계적으로 유의가 차이가 나타나지 않았다( $p>.05$ ).

표 1. 관상면에서의 발목 관절의 각도

단위: °

	HS <sup>b</sup>	OTO <sup>c</sup>	MS <sup>d</sup>	HU <sup>e</sup>	TO <sup>f</sup>	최대 내번 각도(+)	최대 외번 각도(-)	관절 가동범위
No TCI <sup>g</sup>	$-.39\pm 2.13^a$	$.55\pm 1.53$	$.33\pm 1.79$	$-.21\pm 2.24$	$.84\pm 1.42$	$2.12\pm 1.71$	$-1.02\pm 2.27$	$3.16\pm 2.30$
TCI	$-.26\pm 2.32$	$.96\pm 3.01$	$-.04\pm 2.95$	$-1.01\pm 3.19$	$-.71\pm 3.46$	$2.71\pm 1.94$	$-2.25\pm 4.11$	$4.97\pm 2.47$
t	-.22	-.66	.58	1.10	1.33	-1.25	1.45	-3.06
p	.83	.51	.56	.28	.19	.21	.15	.00

<sup>a</sup>평균±표준편차, <sup>b</sup>heel strike, <sup>c</sup>opposite toe off, <sup>d</sup>mid stance, <sup>e</sup>heel up, <sup>f</sup>toe off, <sup>g</sup>TCI 미착용, <sup>h</sup>TCI 착용.

표 2. 관상면에서의 무릎 관절의 각도

단위: °

	HS <sup>b</sup>	OTO <sup>c</sup>	MS <sup>d</sup>	HU <sup>e</sup>	TO <sup>f</sup>	최대 내반 각도(+)	최대 외반 각도(-)	관절 가동범위
No TCI <sup>g</sup>	$-.69\pm 2.76^a$	$5.07\pm 4.90$	$1.42\pm 2.44$	$-.75\pm 1.99$	$4.27\pm 6.69$	$6.91\pm 5.29$	$-2.41\pm 2.53$	$9.32\pm 78.69$
TCI <sup>h</sup>	$-.19\pm 3.02$	$6.91\pm 4.59$	$1.61\pm 2.59$	$-.87\pm 2.07$	$3.89\pm 7.17$	$6.38\pm 4.80$	$-2.02\pm 2.46$	$8.42\pm 67.92$
t	-.67	-1.50	-.29	.24	.21	.22	-.61	.42
p	.50	.14	.77	.81	.83	.82	.54	.68

<sup>a</sup>평균±표준편차, <sup>b</sup>heel strike, <sup>c</sup>opposite toe off, <sup>d</sup>mid stance, <sup>e</sup>heel up, <sup>f</sup>toe off, <sup>g</sup>TCI 미착용, <sup>h</sup>TCI 착용.

표 3. 관상면에서의 엉덩 관절의 각도

단위: °

	HS <sup>b</sup>	OTO <sup>c</sup>	MS <sup>d</sup>	HU <sup>e</sup>	TO <sup>f</sup>	최대 내전 각도(+)	최대 외전 각도(-)	관절 가동범위
No TCI <sup>g</sup>	$2.78\pm 3.68^a$	$7.37\pm 4.00$	$6.40\pm 2.87$	$3.58\pm 3.27$	$-3.71\pm 3.92$	$9.62\pm 3.09$	$-4.62\pm 4.16$	$14.24\pm 3.70$
TCI <sup>h</sup>	$1.80\pm 3.79$	$6.84\pm 3.73$	$6.54\pm 2.93$	$3.95\pm 3.00$	$-3.50\pm 3.96$	$9.12\pm 3.05$	$-4.52\pm 4.22$	$13.64\pm 3.17$
t	1.01	.53	-.18	-.45	-.20	.63	-.09	.67
p	.32	.60	.86	.65	.84	.53	.93	.51

<sup>a</sup>평균±표준편차, <sup>b</sup>heel strike, <sup>c</sup>opposite toe off, <sup>d</sup>mid stance, <sup>e</sup>heel up, <sup>f</sup>toe off, <sup>g</sup>TCI 미착용, <sup>h</sup>TCI 착용.

## 2. 하지 관절의 모멘트 변화

### 가. 관상면에서의 발목 관절 모멘트

높은 굽 신발 보행 시 TCI 적용 유무에 따른 발목 관절의 모멘트 변화는 다음과 같다(표 4). 발목 관절의 모멘트는 TCI를 적용한 조건에서 각 동작 시점에 대하여 일관되게 감소하였으며, 보행 주기 중 입각기 동안의 TO 시점을 제외한 모든 각 동작 시점에서 TCI 적용에 따라 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다. 최대 내번 모멘트(maximum inversion moment)는 TCI 적용 시 감소하였으나 최대 외번 모멘트(maximum eversion moment)는 증가하였고 통계적으로도 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05).

### 나. 관상면에서의 무릎 관절 모멘트

높은 굽 신발 보행 시 TCI 적용 유무에 따른 무릎 관절의 모멘트 변화는 다음과 같다(표 5). 무릎 관절의 모

멘트는 입각기 동안의 MS, HU 시점에서 TCI 적용에 따라 감소하였으며 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으나 다른 동작 시점에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 무릎 관절의 최대 내반 모멘트(maximum varus moment)는 TCI 적용 시 감소하였으나, 최대 외반 모멘트(maximum valgus moment)는 증가하였고 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05).

### 다. 관상면에서의 엉덩 관절 모멘트

높은 굽 신발 보행 시 TCI 적용 유무에 따른 엉덩 관절의 모멘트 변화는 다음과 같다(표 6). 엉덩 관절의 모멘트는 입각기 동안의 HS 시점을 제외한 모든 시점에서 TCI 적용에 따라 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났으며 엉덩 관절의 최대 내전 모멘트와 외전 모멘트에서도 TCI 적용에 따라 통계적으로 유의한 차이가 없는 것으로 나타났다(p>.05).

표 4. 관상면에서의 발목 관절의 모멘트

단위: Nm/kg

	HS <sup>b</sup>	OTO <sup>c</sup>	MS <sup>d</sup>	HU <sup>e</sup>	TO <sup>f</sup>	최대 내번 모멘트(+)	최대 외번 모멘트(-)
No TCI <sup>g</sup>	.09±.11 <sup>a</sup>	.90±.58	.64±.40	.91±.63	.04±.04	1.06±.59	-.03±.14
TCI <sup>h</sup>	.03±.08	.46±.69	.32±.48	.44±.77	.02±.02	.69±.55	-.17±.35
t	2.19	2.65	2.83	2.58	1.91	2.51	2.10
p	.03	.01	.00	.01	.06	.02	.04

<sup>a</sup>평균±표준편차, <sup>b</sup>heel strike, <sup>c</sup>opposite toe off, <sup>d</sup>mid stance, <sup>e</sup>heel up, <sup>f</sup>toe off, <sup>g</sup>TCI 미착용, <sup>h</sup>TCI 착용.

표 5. 관상면에서의 무릎 관절의 모멘트

단위: Nm/kg

	HS <sup>b</sup>	OTO <sup>c</sup>	MS <sup>d</sup>	HU <sup>e</sup>	TO <sup>f</sup>	최대 내반 모멘트(+)	최대 외반 모멘트(-)
No TCI <sup>g</sup>	.05±.12 <sup>a</sup>	1.21±.66	.95±.39	1.44±.62	.16±.19	1.63±.61	-.12±.09
TCI <sup>h</sup>	.01±.10	.94±.69	.67±.41	.99±.72	.11±.15	1.25±.62	-.21±.18
t	1.70	1.56	2.74	2.61	1.14	2.39	2.37
p	.09	.13	.00	.01	.26	.02	.02

<sup>a</sup>평균±표준편차, <sup>b</sup>heel strike, <sup>c</sup>opposite toe off, <sup>d</sup>mid stance, <sup>e</sup>heel up, <sup>f</sup>toe off, <sup>g</sup>TCI 미착용, <sup>h</sup>TCI 착용.

표 6. 관상면에서의 엉덩 관절의 모멘트

단위: Nm/kg

	HS <sup>b</sup>	OTO <sup>c</sup>	MS <sup>d</sup>	HU <sup>e</sup>	TO <sup>f</sup>	최대 내전 모멘트(+)	최대 외전 모멘트(-)
No TCI <sup>g</sup>	-.04±.19 <sup>a</sup>	1.11±.84	1.17±.45	2.17±.59	.31±.25	2.27±.61	-.44±.29
TCI <sup>h</sup>	-.15±.19	.93±.76	.96±.44	1.86±.64	.26±.21	1.96±.66	-.56±.35
t	2.40	.90	1.83	1.91	.85	1.90	1.42
p	.02	.37	.07	.06	.40	.06	.16

<sup>a</sup>평균±표준편차, <sup>b</sup>heel strike, <sup>c</sup>opposite toe off, <sup>d</sup>mid stance, <sup>e</sup>heel up, <sup>f</sup>toe off, <sup>g</sup>TCI 미착용, <sup>h</sup>TCI 착용.

#### IV. 고찰

류지선(2009)은 하이힐 굽 높이의 증가가 보행 시 발 분절을 지나치게 저축 굴곡시켜 하지 협응 작용의 저하에 영향을 미치며, 이로 인해 보행 시 에너지 소비를 증가시켜 효율성을 떨어뜨릴 수 있고, 근 피로를 가속시켜 여러 가지 부작용을 유발하는 것을 추정할 수 있다고 하였다. 또한, 신발의 굽이 증가할수록 하이힐 보행의 협응성 부재는 특히 장시간의 하이힐 보행으로 인한 피로 상태에서 발목 관절의 근 조절 능력을 저하시켜 발 분절의 내, 외번 움직임은 둔화시켜 예기치 못한 저항에 대처 능력을 저하시킬 가능성도 예측된다(Gefen 등, 2002). 이로 인해 하지 관절과 분절 사이의 협응성 부재 현상은 보행 시 발의 국부적 안정성에 영향을 미쳐, 발목 관절의 염좌와 낙상과 같은 잠재적인 상해 유발의 원인이 된다고 밝히고 있다(Ebbeling 등, 1994; Gajdosik 등, 1999).

이러한 이유로 높은 굽 신발의 보행 시 힐킥, 족궁 보조기, 중족골 패드 그리고 TCI 등과 같은 족부 보조기에 대한 연구가 진행되어 오고 있다. Lee(2005) 등은 4 가지 종류의 족부 보조기를 사용한 보행 연구에서 힐킥은 뒤꿈치 압력(heel pressure)과 충격량(impact force)을 유의하게 감소시켰으며, 족궁 보조기는 내측 전족부 압력을 유의하게 감소시켰으나 TCI은 충격량, 뒤꿈치 압력 그리고 내측 전족부 압력을 모두 유의하게 감소시킨다고 하였다. 또한, 높은 굽 신발 보행 시 충격력의 60.5±17.2% BW가 힐킥을 착용하였 때 48.6±11.7% BW, TCI 착용하였을 때 40.6±13.0% BW로 유의하게 감소하였고, 족궁 보조기를 착용하였을 때는 51.5±10.0% BW, 중족골 패드를 착용하였을 때는 54.8±14.2% BW로 감소하였으나 유의한 차이가 없다고 밝히고 있다.

고은혜 등(2008)은 높은 굽 신발 보행 시 TCI 착용에 따른 보행 연구에서 TCI 미착용 시 초기 접지기 수직력은 55.82±12.29% BW, TCI 착용 시에는 44.84±7.69% BW로 유의하게 감소하였으며, 첫 번째 최대 수직력은 각각 141.19±13.46% BW, 135.76±3.94% BW 감소하였으며, 후방전단력은 각각 30.86±8.48% BW, 27.16±3.01% BW로 감소하였다고 보고하였다. 내측력은 각각 6.59±2.08% BW, 5.83±2.63% BW로 감소하였으며, 외측력은 각각 1.87±1.02% BW, 2.55±1.97% BW로 증가하였다고 밝히고 있다. 또한, 발목 관절의 최대 배측 굴곡 모멘트와 저축 굴곡 모멘트도 TCI의 착용 시 감소하였음을 밝히고 있다.

본 연구에서 발목 관절의 최대 내번과 외번 각도는

TCI 착용 유무에 따라 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나 발목 관절의 가동 범위에서는 TCI 미착용 시 3.16±2.30°, 착용 시 4.97±2.47°로 증가하여 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05). 이것은 TCI의 착용이 발목 관절을 지나치게 경직시키지 않으며 보행할 수 있도록 한다는 것을 의미하는 것으로 TCI의 착용이 발목 관절의 운동성을 증가시키고 있음을 보여 주는 것이다. 발목의 내번 각도는 TCI 착용 시와 미착용 시 거의 유사한 반면 외번의 각도는 미세하지만 증가하는 경향을 보였다. 또한, 발목 관절의 최대 내번 모멘트(maximum inversion moment)는 TCI 착용 시 감소하였고, 최대 외번 모멘트(maximum eversion moment)는 TCI 착용 시 증가하였으며, 통계적으로도 유의한 차이가 있는 것으로 나타났다(p<.05). 발목 관절의 상해 중에서 가장 빈번하게 발생하는 상해 기전은 저축 굴곡(plantar flexion)과 과도한 내번(inversion)이 일어날 때 발생할 확률이 가장 높다고 하였다(Safran 등, 1999). 본 연구에서 TCI 착용 시 내번 모멘트의 감소와 외번 모멘트의 증가는 발목 관절의 내번으로 인한 발목 관절의 상해 기전에 대하여 반대의 결과를 제시하는 것이며, 고은혜 등(2008)의 연구에서 TCI 착용 시 내측력의 감소와 외측력의 증가에 대한 결과를 반영하는 것이다. 즉, TCI 착용이 발목 관절을 더 외번 시키며 외번 모멘트를 증가시켜 안정성을 확보하여 내번으로 인한 발목 관절의 상해를 감소시킬 수 있다는 것을 의미한다고 할 수 있다.

Gehlsen 등(1986)은 맨발, 운동화, 높은 굽 신발 착용에 대한 보행 비교 연구에서 입각기 동안 무릎의 내외반 각도를 각각 2.12±1.03°, 2.06±1.01°, 1.84±.88°를 보고하였으며, 높은 굽이 무릎 관절의 가동범위에 영향을 끼치지 않는 것으로 밝히고 있다. Opila-Correia(1990)는 낮은 굽 신발과 높은 굽 신발 착용 시 운동학적 분석에서 무릎 관절의 최대 내반 각도를 1.5°, 2.5°로 보고하였으며 외반 각도를 3.6°, 2.5°로 보고하여 굽 높이에 따라 큰 차이가 없었다고 하였다. 본 연구에서도 최대 내반 각도는 TCI 미착용 시 6.91±5.29°와 TCI 착용 시 6.38±4.80° 나타났으며, 무릎 관절의 최대 외반 각도는 TCI 미착용 시 -2.41±2.53°와 TCI 착용 시 -2.02±2.46°로 나타나 TCI 착용 여부가 무릎 관절의 운동에 커다란 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다. 그러나 무릎 관절에서 발생한 모멘트는 TCI 미착용 시 보다 TCI 착용 시 내반 모멘트가 감소하는 경향을 보였으며, 특히, MS와 HU 시점 그리고 최대 내반 모멘트에서는 통계적으

로도 유의한 차이를 나타내었다( $p < .05$ ). 그리고 최대 외반 모멘트에서는 TCI 미착용 시 보다 TCI 착용 시에서 모멘트가 유의하게 증가하였다. Esenyel 등(2003)은 운동화와 높은 굽 신발에 대한 보행 시 운동역학적 연구에서 무릎 관절의 최대 내반 모멘트(maximum varus moment)가 운동화에서  $.51 \pm .21 \text{ Nm/kg}$ , 높은 굽 신발에서  $.64 \pm .09 \text{ Nm/kg}$ 로 높은 굽 신발 보행에서 더 큰 것으로 보고하였다. 본 연구에서 TCI 착용 시에 내반 모멘트는 감소하고 외반 모멘트는 증가하였는데 이러한 결과는 TCI 착용이 발의 외반을 증가시켜 자연스럽게 무릎 관절의 외반을 증가시킨 결과라고 할 수 있다. 그러므로 TCI의 착용은 운동화나 낮은 굽 신발 보행과 유사한 보행을 하도록 하는데 기여하고 있음을 의미하는 것이다.

Opila-Correia(1990)는 낮은 굽 신발과 높은 굽 신발 착용 시 엉덩 관절의 최대 내전 각도는  $8.2^\circ$ 와  $8.4^\circ$ 로, 최대 외전각도는  $10.4^\circ$ 와  $7.9^\circ$ 로 보고하여 굽 높이가 엉덩관절의 운동에 커다란 영향을 미치고 있지 않는 것으로 보고하였다. 본 연구에서도 주요 시점과 엉덩 관절의 최대 외전 각도는 TCI 미착용 시  $-4.62 \pm 4.16^\circ$ , 착용 시  $-4.52 \pm 4.22^\circ$ 로 나타났으며, 최대 내전 각도는 TCI 미착용 시  $9.62 \pm 3.09^\circ$ , TCI 착용 시  $9.12 \pm 3.05^\circ$  나타나 TCI 착용이 엉덩 관절의 운동에 커다란 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다. Esenyel 등(2003)은 운동화와 높은 굽 신발에 대한 보행 시 운동역학적 연구에서 엉덩 관절의 최대 외전 모멘트(maximum abduction moment)가 운동화에서  $.91 \pm .14 \text{ Nm/kg}$ , 높은 굽 신발에서  $1.02 \pm .21 \text{ Nm/kg}$ 로 높은 굽 신발 보행에서 더 큰 것으로 보고하였다. 본 연구에서 엉덩 관절의 모멘트에서는 HS 시점을 제외한 모든 시점과 최대 내전 모멘트에서 TCI 미착용 시 보다 TCI 착용 시에서 내전 모멘트가 미세하게 감소하고 최대 외전 모멘트는 증가하는 경향을 보였으나 통계적으로는 유의한 차이가 나타나지 않았다( $p > .05$ ). HS 시점과 최대 외전 모멘트에서는 엉덩 관절의 외전 모멘트가 TCI 미착용 시 보다 TCI 착용 시에 더 큰 값을 나타내었는데, 발목 관절의 외반 모멘트 증가와 이에 따른 무릎 관절의 외반 모멘트 증가에 대한 보상 작용으로 엉덩 관절에서도 TCI 착용 시 외전 모멘트가 증가된 것으로 사료된다. 그러나 선행연구를 토대로 유추해 보면 반대의 결과를 나타내었다고 생각되는데 이에 대한 연구가 더 진행되어야 할 것으로 사료된다. 관상면에서 하지 관절의 운동은 보행 시 인체의 균형에 대한 안전성 확보에 따른 관절의 상해와 밀접한 관련이

있기 때문에 그 의미는 매우 중요하다.

결론적으로 높은 굽 신발에 대한 TCI의 착용은 보행 시 발목 관절의 빈번한 상해 기전에 대하여 안정성을 확보하는데 도움을 주며 하지 관절의 상해와 보행 시 신체 균형의 회복을 증가시킴으로서 낙상과 같은 위험을 감소시키는데 효과가 있음을 말할 수 있겠다. 향후에는 높은 굽 신발에 대한 다양한 족부 보조기의 적용에 대한 효과 검증과 족부 보조기의 개발에 대한 연구가 이루어져야 하겠으며, 보행뿐 아니라 다른 일상생활 동작에서도 다양한 족부 보조기의 효과와 개발을 위한 연구가 진행되어야 하겠다.

## V. 결론

본 연구는 높은 굽 신발의 보행 시 TCI의 적용이 하지 관절의 관상면 운동에 대한 각도와 모멘트에 어떠한 영향을 미치는지 알아보았다. 그 결과 발목 관절의 각도에서는 전체 가동범위에서만 TCI 착용 시 유의하게 증가하였다( $p < .05$ ). 발목 관절의 모멘트는 TCI 착용 시 TO 시점을 제외한 모든 각 동작 시점에서 유의하게 감소하였으며, 최대 내반 모멘트는 TCI 착용 시 유의하게 감소하였고 최대 외반 모멘트는 유의하게 증가하였다( $p < .05$ ). 무릎 관절의 모멘트는 MS, HU 시점에서 TCI 착용 시 유의하게 감소하였으며, 최대 내반 모멘트는 TCI 착용 시 유의하게 감소하였고, 최대 외반 모멘트는 유의하게 증가하였다( $p < .05$ ). 엉덩 관절의 모멘트는 입각기 동안의 HS 시점에서만 유의하게 증가하였다( $p < .05$ ). 본 연구의 결과 TCI의 착용은 관상면에서 발목 관절의 과도한 내반 움직임을 차단하여 발목 관절에 대한 상해 위험을 감소시키며 무릎, 엉덩 관절에 대한 보상 전략을 방지하는데 효율적이라고 할 수 있다.

## 인용문헌

- 고은혜, 최홍식, 김택훈 등. 하지 근육의 피로상태 동안 높은 굽 신발에 적용한 전면접촉인솔이 젊은 여성의 보행 특성에 미치는 영향. 한국 전문물리치료학회. 2008;15(1):38-45.
- 류지선. 보행 시 하이힐 높이가 국부적 동적 안정성에 미치는 영향. 한국체육학회지. 2009;48(1):431-438.
- Ebbeling CJ, Hamill J, Crussemeyer JA. Lower ex-

- tremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;19(4):190-196.
- Eng JJ, Winter DA. Kinetic analysis of the lower limbs during walking: What information can be gained from a three-dimensional model. *J Biomch.* 1995;28(6):753-758.
- Esenyel M, Walsh K, Walden JG, et al. Kinetics of High-Heeled Gait. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2003;93(1):27-32.
- Frey C, Thompson F, Smith J, et al. American orthopaedic foot and ankle society women's shoe survey. *Foot Ankle.* 1993;14(2):78-81.
- Gajdosik RL, Linden DWV, Williams AK. Influence of age on length and passive elastic stiffness characteristics of the calf muscle-tendon unit of women. *Phys Ther.* 1999;79(9):827-838.
- Galley PM, Foster AL. *Hum Movement.* 2nd ed. Melbourne. Churchill Livingstone. 1987;228-237.
- Gehlsen G, Braatz JS, Assmann N. Effects of heel height on knee rotation and gait. *Hum Mov Sci.* 1986;5:149-155.
- Gefen A, Megido-Ravid M, Itzchak Y, et al. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait Posture.* 2002;15(1):56-63.
- Hong WH, Lee YH, Chen HC, et al. Influence of heel height and shoe insert on comfort perception and biomechanical performance of young female adults during walking. *Foot Ankle Int.* 2005;26(12):1042-1048.
- Kerrigan DC, Riley PO, Nieto TJ, et al. Knee joint torques: A comparison between women and men during barefoot walking. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000;81(9):1162-1165.
- Kerrigan DC, Todd MK, Riley PO. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet.* 1998;351(9113):1399-1401.
- Lee KH, Shieh JC, Matteliano A, et al. Electromyographic changes of leg muscles with heel lifts in women: Therapeutic implications. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71(1):31-33.
- Lee YH, Hong WH. Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Appl Ergon.* 2005;36(3):355-362.
- Loy DJ, Voloshin AS. Biomechanical aspects of high heel gait. *Am Soc Bimech.* 1987:135-136.
- Nigg BM, Nurse MA, Stefanyshyn DJ. Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7 Suppl):S421-428.
- Opila-Correia KA. Kinematics of high-heeled gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 1990;71 (5):304-309.
- Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* New Jersey, Slack Inc., 1992;3-50, 413-422.
- Snow RE, Williams KR, Holmes GB Jr. The effects of wearing high heeled shoes on pedal pressure in women. *Foot Ankle.* 1992;13(2):85-92.
- Safran MR, Benedetti RS, Bartolozzi AR, et al. Lateral ankle sprains: A comprehensive review: Part 1. Etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Med Sci Sports Exerc.* 1999;31(7 Suppl):S429-437.
- Stefanyshyn DJ, Nigg BM, Fisher V, et al. The Influence of High Heeled Shoes on Kinematics, Kinetics, and Muscle EMG of Normal Female Gait. *J Appl biomech.* 2000;16:309-319.
- Syed IY, Davis BL. Obesity and osteoarthritis of the knee: Hypotheses concerning the relationship between ground reaction forces and quadriceps fatigue in long duration walking. *Med Hypotheses.* 2000;54(2):182-185.
- Tang SF, Chen CP, Hong WH, et al. Improvement of gait by using orthotic insoles in patients with heel injury who received reconstructive flap operations. *Am J Phys Med Rehabil.* 2003;82:350-356.
- Vicenzino B. Foot orthotics in the treatment of lower limb conditions: A musculoskeletal physiotherapy perspective. *Man Ther.* 2004;9(4):185-196.
- Whittle MW. *Gait Analysis: An introduction.* Oxford Butterworth-Heinemann.1990.

---

논문접수일 2011년 2월 28일

논문게재승인일 2011년 3월 24일