

일어서기 동작 시 발 뒷굽의 형태가 하지 관절 움직임에 미치는 영향

김윤진¹, 박지원²

¹대구가톨릭대학교 대학원 물리치료학과, ²대구가톨릭대학교 의과대학 물리치료학과

The Influence of Shoes with Different Heels on Movement of Lower Limb Joints during Sit-to-stand

Yun-Jin Kim¹, Ji-Won Park²

¹Department of Physical Therapy, General Graduate School, Catholic University of Daegu, ²Department of Physical Therapy, College of Medical Science, Catholic University of Daegu

Purpose: The purpose of this study was to investigate changes in movement strategies of lower limb joints depending on the type of heel during sit-to-stand.

Methods: Twenty healthy females participated in this study. All subjects performed sit-to-stand three times each with three different types of heels - bare feet, 9 cm high-heeled shoes, and unstable shoes. Trails were conducted in random order. Three-dimensional motion analysis systems were used for collection and analysis of the kinematic data of lower limb movements.

Results: Results of this study showed kinematic differences in pelvis, hip joints, knee joints, and ankle joints during sit-to-stand based on the type of heels. At the initial sit-to-stand, hip joint flexion, knee joint flexion, ankle joint flexion, and ankle joint inversion showed significant differences. The maximal angles of hip joint flexion, hip joint adduction, knee joint flexion, ankle joint flexion, and ankle joint inversion were significantly different, while hip joint adduction, pelvic forward tilt, hip joint rotation, knee joint flexion, ankle joint flexion, and ankle joint inversion differed significantly during the terminal of sit-to-stand.

Conclusion: Therefore, the type of heel played an important role in selection of lower limb movements during sit-to-stand which were essential parts of daily life movements.

Keywords: Sit-to-stand, Different types of heels, Lower limb joints

I. 서론

발은 자세의 안정성을 맨 처음으로 인지하는 부위이다.¹ 이러한 발을 다양한 지면의 특성에 대해 불편함 없이 보행할 수 있도록 해주며, 외부의 충격으로부터 보호하는 데 중요한 역할을 하는 것이 신발이다.² 신발, 그리고 신발 안의 안창, 신발 외

부의 바깥창은 지면의 종류, 상태뿐만 아니라 발을 통해 받아들이는 정보원이 되는데,³ 신발은 운동을 하는 동안 발의 지지면과 안정성을 향상시켜주기 위해 디자인하고,⁴ 보행 시 발을 지지해줌으로써 보행의 효율을 증진시킨다.⁵ 이렇듯 발의 보호와 보행의 편의성을 위해 신발을 착용하고 또한 목적에 따라서 패션을 위한 구두, 운동을 목적으로 한 운동화⁶, 치료의 중재를 목적으로 한 신발 내 삽입물⁷ 등 종류가 다양해지고 세분화되고 있다.

최근에, 젊은 여성은 외적인 모습을 위해 낮은 굽 신발보다 높은 굽 신발을 착용하는 것을 선호한다고 하였고,⁸ 일상생활 중에 이를 신고 생활하며 보행을 한다.⁹ 이러한 높은 굽 신

Received March 15, 2013 Accepted April 10, 2013

Corresponding author Ji-Won Park, mylovept@hanmail.net

Copyright © 2013 by The Korean Society of Physical Therapy

This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/>) which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

발을 착용하는 것은 보행의 운동학과 운동역학을 변형시키는 데, 보행 속도를 느리게, 보폭 길이를 짧아지게 하고,¹⁰⁻¹² 신체 배열을 변화시켜¹³ 슬관절 굴곡과 발목관절 족저 굴곡, 골반 전방전위, 체간 신전 각도를 증가시킨다.^{14,15} 또한 기저면을 좁게 하고 무게 중심의 위치를 높게 하여 보행 시 불안한 자세를 갖게 하는데,¹⁴ 좁은 기저면 때문에 뒤꿈치가 지면에 닿은 순간 불안정한 자세를 보상하기 위해 발뒤꿈치가 회내(pronation)하게 만들고 발바닥의 압력이 앞꿈치로 쏠리게 만드는 구조 때문에 엄지발가락으로의 압력이 증대된다.¹⁵ 그리고 발 통증,¹⁶ 무릎 통증¹⁷과 정상적인 보행 패턴을 변형시키고,¹⁰ 또한 보행 시 지면에 닿는 순간 충격 힘을 생성하여 골격에 전달하는데¹² 이러한 힘으로 인하여 연부조직손상,¹⁸ 퇴행성 관절손상을 유발시킨다.¹¹

반면에 최근 운동학, 운동역학적으로 후방이 낮은 기능성 신발들에 관한 연구가 이루어져 왔고, 이러한 신발들이 재활에 도움을 줄 수 있다고 제안되고 있다. 전·후 방향으로의 둥근 밑창은 불안정성 지지면을 제공하고,³ 발뒤꿈치 닿기에서 발 끝 떼기까지 발을 잡아주어 관절의 움직임을 줄인다.¹⁹ 또한 관절에 가해지는 부하를 감소시켜 관절과 관련된 통증을 감소, 움직이는 축에 가까운 근육을 강화시키며, 적절한 균형을 유지하기 위한 하지 안정근의 지속적인 수축을 하는데 중요한 역할을 한다.³ 많은 사람들은 신발을 착용하여 일상생활을 하며, 보행을 비롯한 다양한 기능적인 활동을 수행하는 데, 특히 앉은 자세에서 일어서기 동작²⁰ 등은 일상생활 동작에서 기본적인 기능을 위해 필요한 전제조건이며 매우 빈번하게 접하는 활동이다.

앉은 자세에서 일어서기(sit-to-stand) 동작은 일상적인 움직임으로,²¹ 일상생활에서 가장 일반적으로 요구되는 기능적 과제이다.²² 또한 보행과 같은 기능적인 활동을 하기 위하여 선행이 되는 중요한 동작이며,²³ 기술적 연구 및 재활 연구에서 자주 사용하는 실용적인 평가방법이 된다.^{24,25} 이러한 동작은 걷기와 계단 오르기 동작보다 하지 관절토크와 관절가동성에서 운동역학적 기능이 더 요구되며,²⁶ 힘 변화 조절과 과도한 힘 발생을 예방 또는 균형을 잃지 않기 위해 최적의 신경근 협응과 자세적 조절이 필요하다.²⁷

최근까지 이루어진 선행 연구들을 살펴보면, 다른 종류의 신발 착용 후 보행 시 지면반력의 형태 비교,²⁸ 높은 굽 신발 보행 시 전면 접촉인술에 따른 보행 변수의 변화²⁹ 불안정성 신발 착용에 따른 정적 직립 자세 및 보행 자세의 변화³⁰ 등 비교적 다양한 분야의 연구들이 이루어지고 있으나 대부분 보행의 변화를 운동학, 운동역학적인 관점으로 연구하였고, 정상성인을 대

으로 발 뒷굽 형태가 다른 신발 착용 후 일상생활과 밀접한 일어서기 동작 시 하지 관절 움직임에 관한 운동학적인 관점의 연구는 아직 미흡한 것으로 나타났다. 따라서 본 연구는 건강한 성인 여성을 대상으로 높은-발 뒷굽 형태의 신발과 후방이 낮은 불안정성-발 뒷굽 형태의 신발을 착용하는 동안 일어서기 동작 시 하지 관절의 각도를 측정하여 각 관절의 분절이 동작을 수행하는 시점에서 어떤 움직임의 전략을 가지는지를 알아보고자 하였다. 이러한 동작을 수행하는 동안 발 뒷굽 형태가 다른 신발 착용으로 하지 관절에서의 한 관절 움직임이 변화하거나 감소할 경우에는 다른 관절에서 보상작용³¹이 나타날 것이고, 움직임의 변화양상이 높은-발 뒷굽 형태의 신발과 후방이 낮은 불안정성-발 뒷굽 형태의 신발간의 분명한 차이가 나타날 것이라 예상하였으며, 일어서기 동작 시 안정성과 관절상해 위험성, 임상적인 증재에 관한 기초자료를 제공하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상 및 기간

본 연구는 대구가톨릭대학교에 재학 중인 건강한 성인 여성 20명을 대상으로 2012년 8월부터 9월까지 실시하였다. 대상자 선정 기준은 다음과 같다.

- 첫째, 최근 1년간 하지의 근골격계 이상이 없는 자
- 둘째, 선천적인 기형, 정형 외과적 질환이나 변형이 없는 자
- 셋째, 신경학적으로 손상이 없는 자
- 넷째, 우성 발이 오른발인 자(right-footed)

모든 대상자들의 오른발잡이 선별기준은 차기 동작(kicking)을 수행할 때 사용하는 다리로 오른쪽 다리를 선호하는 자로 선정했고,³² 대상자들은 실험하기 전, 실험과정에 대해 충분한 설명을 듣고 실험 참여에 자발적으로 동의하였다.

2. 실험방법

1) 측정도구

(1) 하지의 관절 운동학 측정

3차원 동작 분석기(Motion Analysis Corp., Santarosa, CA, USA)는 8개의 적외선카메라로 구성되어있고, cortex motion capture software 1.1.4.386 프로그램(Motion Analysis Corp.)을 이용하여 카메라 프레임 비율 120 Hz에서 기능적인 동작을 수행하는 동안 대상자의 골반, 고관절, 슬관절, 발목관절의 움직임을 측정하였다(Figure 1). 3차원 동작 분석기의 표식자(marker)는 Helen-hayes market set 방법으로 부착하여 부착 부위는 다음과 같다. 전상장골근(anterior superior iliac spine),

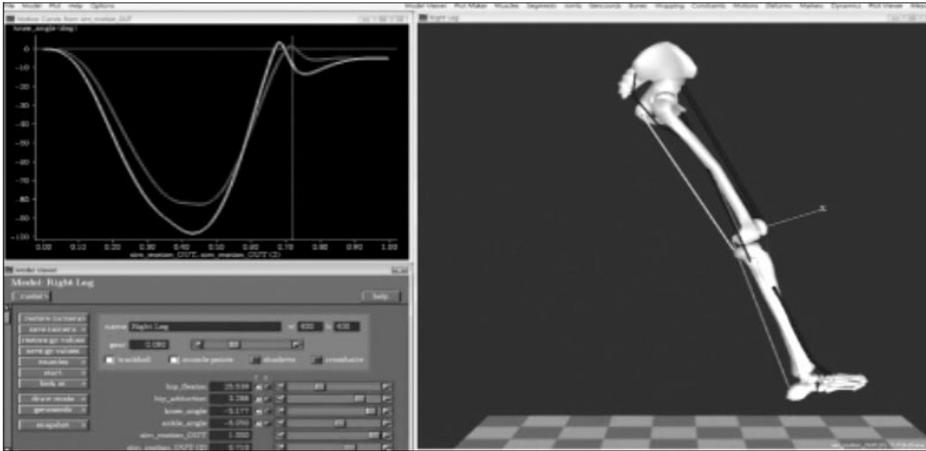


Figure 1. 3D motion capture system. Motion capture software (SIMM bio-mechanics software 6.0.2 program; Motion Analysis Corp., Santarosa, CA, USA).



Figure 2. Shoes for experiment. (A) High-heeled shoes, (B) unstable shoes.

후상장골근(posterior superior iliac spine), 천골(sacral), 허벅지(thigh), 안쪽 무릎(medial knee), 바깥쪽 무릎(lateral knee), 정강이(shank), 안쪽 복사뼈(medial malleolus), 바깥쪽 복사뼈(lateral malleolus), 발뒤꿈치(heel), 두 번째와 세 번째 엄지 사이(toe)이다. 천골을 제외한 나머지 부위는 양쪽으로 부착하여 총 21개의 표식자를 이용하였다.

(2) 발 뒷굽 형태 조건에 따른 실험용 신발

본 연구에 사용한 발 뒷굽 형태 조건 별 신발은 맨발(barefoot, BF), 구두(high-heeled shoes, HH), 불안정성 신발(unstable shoes, US)이다.

맨발의 발 뒷굽 높이는 0 cm이고, 구두는 발 뒷굽 높이를 9 cm 높게 형성한다(Figure 2A). 불안정성 신발은 밑창이 둥근 형태로 서 있는 자세를 취할 때 발 뒷굽 높이가 후방으로 좀 더 낮은 굴곡의 특성을 가지고 있으며, 불안정성 지면을 형성한다(Figure 2B).

(3) 동작 별 제어 도구

본 연구에 사용한 동작 별 제어 도구는 의자(chair)이다. 의자는 일어서기(sit-to-stand) 동작 시 사용하며 팔걸이와 등받이가 없고, 높이는 대상자가 맨발로 앉았을 때 고관절과 슬관절이 거의 90도를 형성하도록 조절하였다.

2) 실험절차

대상자들은 실험을 수행하기 전 나이, 신장, 체중, 발 길이, 발 너비 등을 측정하였다. 대상자는 발 뒷굽의 형태 조건 별 일어서기 동작을 3번씩 반복 수행하였다. 발 뒷굽의 형태 조건들은 맨발, 9 cm 굽 높이의 구두, 불안정성 신발이고, 일어서기 동작은 의자에 앉은 자세에서 일어서기 동작을 수행하였다. 대상자들의 모든 실험은 무작위 순서로 수행하였고, 동작들 사이에 3분 혹은 피로도를 느끼지 않는 만큼의 휴식시간이 주어졌다.

3) 일어서기 동작(sit-to-stand task)
 대상자의 시작 자세는 팔을 몸통에 교차해서 의자에 앉은 자세이다. 대상자는 청각적 신호를 들으면 시작 자세에서 일어서는 동작을 수행한다.⁸

4) 용어정리
 본 연구에서 발 뒷굽 형태 조건들은 다음과 같은 약어를 사용하였다.

- (1) BF: 맨발(barefoot)
- (2) HH: 9 cm 구두(high-heeled shoes)
- (3) US: 불안정성 신발(unstable shoes)

5) 자료수집
 본 연구의 하지 관절의 운동학 자료는 일어서기 동작 시 수행 동안 다음과 같은 시점에서 수집하였다. 일어서기 동작 시 시작 자세, 동작 주기, 마지막 자세에 해당하는 시점으로 시작 자세는 앉은 자세, 동작 주기시점에서는 관절의 최대각도, 마지막 자세는 일어서 있는 자세에 해당한다.

3. 통계 분석

하지 관절의 평균 각도 자료는 SIMM biomechanics software 6.0.2 프로그램으로 분석하였고(Figure 1), 통계처리는 PASW ver. 18.0 프로그램(IBM Co., Armonk, NY, USA)을 이용하였다. 연구 대상자의 일반적인 특성은 기술통계량의 빈도분석으로 분석하였고, 발 굽 형태 조건과 일어서기 동작에 따른 하지 관절의 각도를 비교하기 위해 반복 측정된 일요인 분산 분석(repeated one-way ANOVA)을 사용하였다. 발 뒷굽 형태 조건들의 다중 비교를 위해 본페로니 수정법(Bonferroni's

adjustment)을 적용하였고, 통계학적 유의수준 α 는 0.05로 설정하였다.

III. 결과

1. 연구 대상자의 일반적인 특성

본 연구에 참여한 대상자는 여성 20명이며, 평균 나이 22.7세, 키 160.4 cm, 체중 50.3 kg, 발 길이 23.5 cm, 발 너비 9.8.0 cm이었다.

2. 일어서기 동작 시 시작 자세의 발 뒷굽 형태 조건에 따른 하지 관절 각도 변화

1) 골반 각도(pelvic angle)

일어서기 동작 시 시작 자세에서 골반 전방전위(forward tilt), 골반 측방전위(lateral tilt), 골반 회전(rotation)의 각은 발 뒷굽의 형태 조건 BF, HH, US 모두 유의한 차이가 없었다(Table 1).

2) 고관절 각도(hip joint angle)

일어서기 동작 시 시작 자세에서 고관절 굴곡(flexion)의 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 사후분석의 결과로 BF과 HH, BF과 US 착용 시 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$). 고관절 내전(adduction), 회전(rotation)의 각은 발 뒷굽의 형태 조건 BF, HH, US 모두 유의한 차이가 없었다(Table 1).

3) 슬관절 각도(knee joint angle)

일어서기 동작 시 시작 자세에서 슬관절 굴곡(flexion)의 각은 발 뒷굽의 형태 조건 BF, HH, US 모두 유의한 차이가 있었다($p < 0.05$) (Table 1).

Table 1. Sit-to-stand of lower limb joints angle (initial)

Sit-to-stand (initial)	BF	HH	US	F	p
Pelvic forward tilt	-5.75±4.19	-5.62±5.74	-4.93±5.98	0.22	0.803
Pelvic lateral tilt	-0.44±1.70	0.12±1.83	-0.27±1.55	2.31	0.113
Pelvic rotation	0.67±3.41	0.61±3.08	1.13±2.66	1.01	0.375
Hip flexion	64.37±5.13	73.01±6.94	72.40±6.04	23.60	0.000*
Hip adduction	-5.55±4.49	-6.59±4.53	-6.45±4.78	2.64	0.099
Hip rotation	0.49±3.47	1.51±3.40	0.77±3.21	0.84	0.439
Knee flexion	90.47±6.36	101.15±6.14	96.78±5.24	52.52	0.000*
Ankle flexion	8.65±4.89	-13.20±6.27	2.97±5.73	140.87	0.000*
Ankle inversion	-11.39±7.82	-5.10±10.29	-7.11±8.52	6.73	0.003*

Values are presented as mean±standard deviation.

BF: barefoot group, HH: high-heeled shoes group, US: unstable shoes group.

* $p < 0.05$.

4) 발목관절 각도(ankle joint angle)
일어서기 동작 시 시작 자세에서 발목관절 굴곡(flexion)의 각은 발 뒷굽의 형태조건 BF, HH, US 모두 통계학적으로 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 발목관절 내반(inversion)의 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 사후 분석의 결과로 BF와 HH, BF와 US 착용 시 유의한 차이가 있었다($p<0.05$) (Table 1).

3. 일어서기 동작 수행 동안의 발 뒷굽의 형태 조건에 따른 하지 관절 최대 각도 변화

1) 골반 각도(pelvic angle)
일어서기 동작 수행 동안의 골반 전방전위, 측방전위, 회전의 최대 각은 발 뒷굽의 형태 조건 BF, HH, US 모두 유의한 차이가 없었다(Table 2).

2) 고관절 각도(hip joint angle)
일어서기 동작 수행 동안의 고관절 굴곡의 최대 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 사후분석의 결과로 BF와 HH 착용 시 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 고관절 내전의 최대 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 사후분석의 결과로 BF와 HH 착용 시 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 고관절 회전의 최대 각은 발 뒷굽의 형태 조건 BF, HH, US 모두 유의한 차이가 없었다(Table 2).

3) 슬관절 각도(knee joint angle)
일어서기 동작 수행 동안의 슬관절 굴곡의 최대 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며,

사후 분석의 결과로 BF와 HH 착용 시 유의한 차이가 있었다($p<0.05$) (Table 2).

4) 발목관절 각도(ankle joint angle)
일어서기 동작 수행 동안의 발목관절 굴곡의 최대 각에서는 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, BF와 HH와 US 착용 시 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 발목관절 내반의 최대 각에서는 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 사후 분석의 결과로 BF와 HH, BF와 US 착용 시 유의한 차이가 있었다($p<0.05$) (Table 2).

4. 일어서기 동작 시 끝 자세의 발 뒷굽 형태 조건에 따른 하지 관절 각도 변화

1) 골반 각도(pelvic angle)
일어서기 동작 시 끝 자세의 골반 전방전위의 각은 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 사후 분석의 결과로 BF와 US의 착용 간의 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 골반 측방전위, 회전의 각은 발 뒷굽의 형태 조건 BF, HH, US 모두 유의한 차이가 없었다(Table 3).

2) 고관절 각도(hip joint angle)
일어서기 동작 시 끝 자세의 고관절 굴곡의 각은 발 뒷굽의 형태 조건 BF, HH, US 모두 유의한 차이가 없었다. 고관절 내전의 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 사후분석의 결과로 BF와 HH 착용 시 유의한 차이가 있었다($p<0.05$). 고관절 회전의 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었고, 사후 분석

Table 2. Sit-to-stand of lower limb joints angle (maximal)

Sit-to-stand (maximal)	BF	HH	US	F	p
Pelvic forward tilt	32.09±5.21	29.50±6.39	32.34±8.53	2.78	0.075
Pelvic lateral tilt	1.55±1.58	1.64±1.65	1.86±1.97	0.48	0.626
Pelvic rotation	2.97±3.51	2.59±3.39	3.23±3.02	0.48	0.417
Hip flexion	88.63±4.43	92.11±4.07	90.43±14.00	5.00	0.013*
Hip adduction	-1.64±3.49	-2.80±3.41	-1.73±3.56	3.86	0.030*
Hip rotation	2.91±3.98	3.71±3.35	2.31±3.67	3.22	0.064
Knee flexion	92.36±6.44	102.74±6.11	96.70±16.04	46.78	0.000*
Ankle flexion	16.74±4.54	-3.29±4.81	20.16±5.71	194.19	0.000*
Ankle inversion	-8.01±10.65	1.54±10.79	-2.37±9.03	13.57	0.000*

Values are presented as mean±standard deviation.

BF: barefoot group, HH: high-heeled shoes group, US: unstable shoes group.

* $p<0.05$.

Table 3. Sit-to-stand of lower limb joints angle (terminal)

Sit-to-stand (terminal)	BF	HH	US	F	p
Pelvic forward tilt	15.65±4.43	13.75±4.08	14.48±4.21	5.74	0.007*
Pelvic lateral tilt	-0.09±0.77	-0.23±0.91	-0.20±1.03	0.32	0.730
Pelvic rotation	0.01±2.45	-0.73±2.92	0.31±2.77	3.24	0.050
Hip flexion	7.20±6.95	6.97±6.26	5.72±6.09	2.30	0.114
Hip adduction	-2.74±3.25	-3.74±3.06	-3.08±2.95	3.70	0.034*
Hip rotation	-4.29±6.80	-4.99±6.83	-7.54±6.47	9.87	0.000*
Knee flexion	-2.09±3.15	-0.60±3.67	-2.41±4.40	6.26	0.004*
Ankle flexion	-6.18±4.72	-27.30±2.87	-13.21±2.70	317.86	0.000*
Ankle inversion	-15.82±6.43	-8.17±10.840	-9.92±9.54	10.64	0.000*

Values are presented as mean±standard deviation.

BF: barefoot group, HH: high-heeled shoes group, US: unstable shoes group.

*p<0.05.

의 결과로 BF과 US, HH과 US 착용 시 유의한 차이가 있었다 (p<0.05) (Table 3).

3) 슬관절 각도(knee joint angle)

일어서기 동작 시 끝 자세의 슬관절 굴곡의 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, 사후 분석의 결과로 BF과 HH, HH과 US 착용 시 유의한 차이가 있었다(p<0.05) (Table 3).

4) 발목관절 각도(ankle joint angle)

일어서기 동작 시 끝 자세의 발목관절 굴곡의 각은 발 뒷굽의 형태 조건 모두 통계학적으로 유의한 차이가 있었다(p<0.05). 발목관절 내반의 각은 발 뒷굽의 형태 조건에 따라 통계학적으로 유의한 차이가 있었으며, BF과 HH, BF과 US 착용 시 유의한 차이가 있었다(p<0.05) (Table 3).

IV. 고찰

본 연구는 건강한 성인 여성을 대상으로 일어서기 동작 시 발 뒷굽 형태 조건에 따른 하지 관절의 운동학적인 움직임의 변화를 알아보고자 하였다. 일어서기 동작을 수행하는 동안 맨발(barefoot), 9 cm 구두(high-heeled shoes), 불안정성 신발(unstable shoes) 착용에 따른 하지 관절의 운동학적인 움직임 변화는 3차원 동작 분석 시스템을 통해 측정 및 분석을 하였다.

발 뒷굽의 형태 조건에 따라 각각의 관절 움직임이 달라졌고, 각 분절마다 동작을 수행하는 시점에서 변화된 움직임의 전략으로 동작을 수행함을 알 수 있었다.

신발은 자세의 안정성을 맨 처음으로 인지하는 부위인 발1

을 다양한 지면의 특성에 대해 불편함 없이 보행할 수 있도록 해주며, 외부의 충격으로부터 보호하는데 중요한 역할을 한다.² 발의 보호와 보행의 편의성을 위해 신발을 착용하고 또한 목적에 따라서 신발의 종류가 다양해지고 세분화되고 있는데, 최근에 많은 사람들은 높은 굽의 신발, 밑창이 둥근 불안정성 신발을 착용하여 보행을 비롯한 다양한 기능적인 활동을 수행하며, 특히 기능적인 활동의 앉은 자세에서 일어서기 동작³⁰은 일상생활동작에서 기본적인 기능을 위해 필요한 전제조건으로 매우 빈번하게 접하는 활동이다. 그리하여 신발에 관한 연구,^{3,4} 일상생활에서 기능적인 활동으로의 일어서기 동작에 관한 연구^{20,33} 등 빈번하게 이루어지고 있다.

본 연구는 발 뒷굽의 형태 조건으로 맨발(BF), 높은 굽 구두(HH), 불안정성 신발(US)을 사용하였으며, 일어서기 동작은 Kim 등⁸의 연구에서 수행한 것으로 시작 자세, 동작 수행 동안의 최대 관절각도, 끝 자세 시점에서 측정하였다. Hatton 등³⁴은 최근 선행 연구에서 발 보조기와 구두 안창을 포함한 신발 중재는 정적과 동적인 기능적인 능력에 영향을 줄 수 있다고 보고하였고, Jackman과 Kandarian³⁵, Spector³⁶는 신발의 구성은 보행과 다른 운동 활동에 대해 안정성을 제공하기 위함이라고 하였다. Moon과 Kim²⁹은 높은 굽 신발의 보행 시 전면접촉인술의 적용이 하지 관절의 관상면 운동에 대한 각도와 모멘트에 어떠한 영향을 미치는지 알아보았고, 관상면에서 발목 관절의 과도한 내반 움직임을 차단하여 발목 관절에 대한 상해 위험을 감소시켜 슬관절, 엉덩 관절에 대한 보상 전략을 방지하는 데 효율적이라고 보고하였다. 본 연구에서는 선행연구와 달리 보행이 아닌 일상생활과 밀접한 일어서기 동작을 수행하여 발 뒷굽의 형태조건이 하지 관절의 운동에 어떠한 영향을 미치는지 알아보았다.

Kim 등⁸은 다른 굽 형태의 구두를 착용하는 동안 앉은 자세에서 일어서기 동작 시 자세적 조절에 관한 연구하여 1 cm, 4 cm, 8 cm 높이의 신발 조건들 사이에 앉은 자세에서 일어서기 동작의 시작지점에서 고관절 굴곡 각도는 거의 90도를 나타내었고 1 cm와 4 cm 구두 굽의 조건들보다 8 cm 구두 굽의 조건에서 좀 더 크게 나타났다. 본 연구에서는 일어서기 동작 시 시작 자세에서 고관절 굴곡의 각은 HH 착용 시 고관절 굴곡의 움직임이 증가하였고, 발 뒷굽의 형태로 인해 발목관절의 움직임이 제한되어 보상작용으로 고관절 굴곡의 움직임이 증가한 것으로 생각된다. 슬관절 굴곡의 각은 HH 착용 시 슬관절의 굴곡 움직임이 증가하였고, 이는 발 뒷굽이 높은 형태로 인해 발목관절이 저축 굴곡이 되면서 슬관절의 굴곡이 증가하였다고 생각된다. 발목관절 굴곡의 각은 HH 착용 시 발목관절의 저축 굴곡의 움직임이 증가하였고, 발목관절 내반의 각은 조건 모두 외반의 움직임을 나타냈으며, HH, US 착용 시 외반의 움직임이 감소하였다.

Demura와 Demura³⁷는 보행 시 3가지 다른 형태 등근 밑창의 신발 착용이 하지의 전·후 방향 관절각도와 근 수행력에 미치는 영향에 대한 연구를 하여 보행 동안의 각 관절의 최대 각도를 측정하였는데, 고관절 최대 굴곡 각은 stretch walker (SW)보다 Flat-bottomed shoes (FS) 착용 시 유의한 증가를 보였고, 슬관절 최대 굴곡 각은 SW보다 FS, Masai barefoot technology (MBT) 착용 시 유의한 증가를 보였으며, 발목관절 최대 굴곡 각은 유의한 차이를 보이지 않았다고 보고했다. 또한, 등근 밑창의 신발보다 일반적인 신발을 착용했을 때 고관절, 슬관절, 발목관절의 움직임이 더 증가하였다고 보고했다. 본 연구에서는 선행 연구와는 달리 일어서기 동작 수행 동안 일반적인 신발이 아닌 발 뒷굽이 높은 신발인 HH와 후방굴곡의 불안정성 신발인 US를 착용하였고, 다른 조건보다 HH를 착용했을 때 고관절 굴곡의 최대 각은 BF보다 최대굴곡의 움직임이 증가하였으며, 고관절 내전의 최대 각은 외전의 움직임이 증가하였다. 슬관절 굴곡의 최대 각은 최대굴곡의 움직임이 증가, 발목관절 굴곡의 최대 각은 발 뒷굽의 높이가 높은 형태로 인해 제한된 저축 굴곡의 움직임을 나타내었으며, 동작 수행 시 다른 조건에 비해 발목관절의 과도한 힘이 유발되었을 것이라 생각된다. 발목관절 내반의 최대 각은 최대 내반의 움직임이 증가함을 보여 선행 연구와는 다른 결과를 보였다.

Kim 등³⁸은 다른 선행연구에서 보행 시 지면과 접촉하는 신발의 아웃솔의 구조적 형태가 신체 안정성에 영향을 미친다고 보고되고 있다고 하였으며, 다른 형태의 신발을 착용하였을 때 골반의 최대 좌측 기울기와 우측 기울기의 유의한 차이를

보였다고 하였다. 본 연구에서는 일어서기 동작 시 시작 자세와 동작 수행 동안의 골반 전방전위, 측방전위, 회전의 최대 각은 발 뒷굽의 형태가 다른 신발인 HH와 US 착용을 착용하였을 때 유의한 차이를 보이지 않았다. 끝 자세에서는 골반 전방전위에서만 유의한 차이를 보여 선행연구와는 다른 결과를 보였다.

또한 Kim 등⁸은 동작의 마지막 지점에서 고관절 신전 각도는 3가지 신발 형태간의 유의한 차이가 없다고 하였는데, 선행연구와는 달리 본 연구에서는 일어서기 동작 시 끝 자세에서 고관절 내전의 각은 HH 착용 시 고관절 외전의 움직임이 증가하였다. 고관절 회전의 각은 US 착용 시 외회전의 움직임이 증가하였고, 슬관절 굴곡의 각은 조건 모두 슬관절 신전의 움직임을 나타내었으며 HH 착용 시 다른 조건보다 슬관절 신전의 움직임이 감소하였다. 이는 발 뒷굽이 높은 형태로 인해 슬관절 신전의 움직임을 감소시켜, 서 있는 자세 균형을 유지하기 위한 것으로 생각된다. 발목관절 굴곡의 각은 HH 착용 시 발목관절은 신발구조상 제한된 저축 굴곡의 움직임을 나타내었으며, 동작 수행 시 BF, US에 비해 발목관절의 과도한 힘이 유발되었을 것이라 생각된다. 발목관절 내반의 각은 조건 모두 외반의 움직임이 나타났으며, HH와 US 착용 시 외반의 움직임이 감소하였다. 따라서 일어서기 동작 시 시작 자세는 앉은 자세를 말하며, HH 착용 시 고관절 굴곡의 움직임이 증가하였고, 슬관절의 굴곡 움직임이 증가하였고, 발목관절의 저축 굴곡의 움직임이 증가하였다. HH, US 착용 시 외반의 움직임이 감소하였다. 일어서기 동작 수행 동안에서의 각 관절 최대 각은 HH 착용 시 고관절 최대 굴곡 각은 증가, 고관절 최대 내전 각은 외전의 움직임이 증가, 슬관절 최대 굴곡 각은 움직임이 증가하였다. 발목관절 최대 굴곡 각은 저축 굴곡의 움직임을 나타내었으며, 발목관절 최대 내반 각은 내반의 움직임이 증가하였다. 일어서기 동작 시 끝 자세는 서 있는 자세를 말하며, HH 착용 시 고관절 외전의 움직임이 증가, 슬관절 신전의 움직임은 감소, 발목관절 저축 굴곡의 움직임이 증가하였다. US 착용 시 골반 전방전위의 움직임은 감소, 외회전의 움직임이 증가하였으며, 또한 HH와 US 착용 시 발목관절 외반의 움직임이 감소하였다. 이러한 결과로 발 뒷굽이 높은 형태 조건은 동작을 수행하는 동안 발목관절, 슬관절, 고관절의 움직임에 변화를 주었음을 알 수 있었고, 하지 관절 움직임의 전략에 영향을 미친다고 생각된다.

본 연구의 결과는 일어서기 동작 시 발 뒷굽 형태가 다른 종류의 신발 착용이 하지 관절의 운동학적인 움직임에 변화를 주어 다른 움직임의 전략이 나타났음을 알 수 있었다. 특히 구

두 착용 시 시상면의 움직임이 증가하였고, 발 뒷굽이 높은 형태로 인한 제한된 발목관절 움직임이 일어나기 동작을 수행하기 위해 보상작용으로 발목관절, 슬관절, 고관절, 골반에서 변화된 움직임을 나타낸 것이라 생각된다. 이는 한 관절에서의 과도한 힘이 발생하였을 것이며, 통증 유발과 동작 수행 동안의 안정성 및 관절상해 위험성을 제시할 수 있다고 생각된다.

반면에 불안정성 신발 착용은 상대적으로 움직임이 적어 관절에 과도한 힘의 발생은 적을 것이고, 이는 동작 수행 시 보다 효율적이고 안정적으로 수행할 수 있을 것이라 생각되며, 재활치료 부분에서 하지 움직임과 관련된 동작을 수행 시 불안정성 면의 도구를 치료의 중재로 적용하는 것을 제시해 볼 수 있다.

그러나 본 연구는 하지 관절의 운동학적인 관점으로만 연구를 하였기 때문에 이러한 변화만으로는 어떤 종류의 신발이 신체에 더 좋은 영향을 미친다고 결론을 짓기에는 어려움이 있었다. 또한 실험에 참여한 대상자들을 젊은 여성들로 제한하였으며 대상자의 수도 적었다. 그리하여 향후 연구에서는 더 많은 표본수의 환자를 대상으로 하지의 보조기 착용, 테이핑 등의 중재를 적용하여 이러한 중재가 일상생활과 관련된 기능적인 동작에 운동학, 운동역학적으로 어떠한 영향을 미치는가를 제시할 것이다.

참고문헌

1. Freeman MA, Wyke B. Articular reflexes at the ankle joint: an electromyographic study of normal and abnormal influences of ankle-joint mechanoreceptors upon reflex activity in the leg muscles. *Br J Surg*. 1967;54(12):990-1001.
2. McPoil TG Jr. Footwear. *Phys Ther*. 1988;68(12):1857-65.
3. Nigg B, Hintzen S, Ferber R. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2006;21(1):82-8.
4. Landry SC, Nigg BM, Tecante KE. Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. *Gait Posture*. 2010;32(2):215-9.
5. Delisa JA, Gans BM, Currie DM. *Rehabilitation medicine: principles and practice*. 2nd ed. Philadelphia, Lippincott Company, 1993.
6. Kim YW. The Effects of the Gait Types on Shoes with Curved Outsole and Barefoot. *Korean J Exerc Rehabil*. 2011;7(4):145-53.
7. Seong DY, Kim JH, Park JW. The effect of changes in foot cutaneous sensation on plantar pressure distribution during gait. *J Korean Soc Phys Ther*. 2012;24(5):306-12.
8. Kim MH, Yi CH, Yoo WG et al. EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women. *Hum Mov Sci*. 2011;30(3):596-605.

9. Franklin ME, Chenier TC, Brauning L et al. Effect of positive heel inclination on posture. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995;21(2):94-9.
10. Esenyel M, Walsh K, Walden JG et al. Kinetics of high-heeled gait. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2003;93(1):27-32.
11. Kerrigan DC, Todd MK, Riley PO. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet*. 1998;351(9113):1399-401.
12. Voloshin AS, Loy DJ. Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from the high-heel gait: I—temporal domain study. *Gait Posture*. 1994;2(2):117-22.
13. 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.
14. Opila-Correia KA. Kinematics of high-heeled gait. *Arch Phys Med Rehabil*. 1990;71(5):304-9.
15. Snow RE, Williams KR. High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil*. 1994;75(5):568-76.
16. Gefen A, Megido-Ravid M, Itzhak Y et al. Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait Posture*. 2002;15(1):56-63.
17. Edwards L, Dixon J, Kent JR et al. Effect of shoe heel height on vastus medialis and vastus lateralis electromyographic activity during sit to stand. *J Orthop Surg Res*. 2008;3:2.
18. Voloshin A, Wosk J. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *J Biomech*. 1982;15(1):21-7.
19. Janisse DJ, Janisse E. Shoe modification and the use of orthoses in the treatment of foot and ankle pathology. *J Am Acad Orthop Surg*. 2008;16(3):152-8.
20. Cahill BM, Carr JH, Adams R. Inter-segmental co-ordination in sit-to-stand: an age cross-sectional study. *Physiother Res Int*. 1999;4(1):12-27.
21. Shin HK, Ryu YU. The effects of seat surface inclination on the onset of muscle contraction during sit-to-stand in healthy adults. *J Korean Soc Phys Ther*. 2012;24(6):383-7.
22. Park MC, Lee MH. Analysis of muscle activity on foot position during a sit-to-stand activity in the elderly. *J Korean Soc Phys Ther*. 2011;23(1):1-5.
23. An SH, Lee JH. Reliability and validity of the postural assessment scale for stroke in chronic stroke patients. *J Korean Soc Phys Ther*. 2009;21(1):9-17.
24. Kerschman-Shindl K, Uher E, Kainberger F et al. Long-term home exercise program: effect in women at high risk of fracture. *Arch Phys Med Rehabil*. 2000;81(3):319-23.
25. Lord SR, March LM, Cameron ID et al. Differing risk factors for falls in nursing home and intermediate-care residents who can and cannot stand unaided. *J Am Geriatr Soc*. 2003;51(11):1645-50.
26. Yu B, Holly-Crichlow N, Brichta P et al. The effects of the lower extremity joint motions on the total body motion in sit-to-stand movement. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 2000;15(6):449-55.
27. Papa E, Cappozzo A. Sit-to-stand motor strategies investigated in able-bodied young and elderly subjects. *J Biomech*. 2000;33:1113-

- 22.
28. Chae WS. The effects of wearing roller shoes on ground reaction force characteristics during walking. *Korean J Sport Biomech.* 2006;16(1):101-8.
29. Moon GS, Kim TH. The effect of total contact inserts on the gait parameters during high-heeled shoes walking. *J Korean Acad Univ Trained Phys Ther.* 2011;18(2):1-8.
30. Park KR, An SY, Lee KK. Effects of 12-week wearing of the unstable shoes on the standing posture and gait mechanics. *Korean J Sport Biomech.* 2006;16(3):165-72.
31. Powers CM. The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2003;33(11):639-46.
32. Palluel E, Ceyte H, Olivier I et al. Anticipatory postural adjustments associated with a forward leg raising in children: effects of age, segmental acceleration and sensory context. *Clin Neurophysiol.* 2008;119(11):2546-54.
33. Rowe PJ, Myles CM, Walker C et al. Knee joint kinematics in gait and other functional activities measured using flexible electrogoniometry: how much knee motion is sufficient for normal daily life? *Gait Posture.* 2000;12(2):143-55.
34. Hatton AL, Dixon J, Martin D et al. The effect of textured surfaces on postural stability and lower limb muscle activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(5):957-64.
35. Jackman RW, Kandarian SC. The molecular basis of skeletal muscle atrophy. *Am J Physiol Cell Physiol.* 2004;287(4):C834-43.
36. Spector SA. Trophic effects on the contractile and histochemical properties of rat soleus muscle. *J Neurosci.* 1985;5(8):2189-96.
37. Demura T, Demura S. The effects of shoes with a rounded soft sole in the anterior-posterior direction on leg joint angle and muscle activity. *Foot (Edinb).* 2012;22(3):150-5.
38. Kim EH, Kim SS, Kwon MS et al. The effect of form and hardness of outsoles on the motion of the lower extremity joints and on foot pressure during gait. *Korean J Sport Biomech.* 2011;21(2):223-30.