

# 착지 동작 시 깔창 높이가 20대 남성의 하지 관절 각도와 근활성도에 미치는 영향

유경태

남서울대학교 물리치료학과 교수

## The Effect of the Insole Height on Lower Limb Joint Angle and Muscle Activity at Landing when the Maximal Ground Reaction Force of Male in Their 20s

Kyung-Tae Yoo

Professor, Department of Physical Therapy, Namseoul University

**요약** 본 연구의 목적은 착지 시 키 높이 깔창 높이에 따라 젊은 남성의 최대지면반발력시 하지관절각도와 근 활성도에 미치는 영향을 분석하는데 있다. 20대 남성을 대상으로 총 3주에 걸쳐 한 주당 0, 3, 5cm의 폴리우레탄 소재의 깔창 중 무작위로 하나를 착용하여 40cm 높이의 플랫폼 위에서 Force plate로 착지 동작을 시행하였다. 착지 동작 중 최대 지면반발력시 하지의 관절 각도와 넓다리곧은근, 넓다리두갈래근, 앞정강근, 장딴지근의 근활성도를 측정하였다. 깔창의 높이에 따른 하지 관절 각도와 근활성도의 변화를 비교하기 위해 반복요인이 있는 분산분석(one-way ANOVA)을 실시하였다. 하지관절각도 분석 결과 깔창의 높이가 높아질수록 좌측 발목관절 각도에 영향을 주었으며, 근활성도 분석 결과 깔창의 높이가 높아질수록 우측 앞정강근과 양쪽 넓다리 두갈래근에 영향을 주었다. 하지 근육의 충분한 근력증가를 통하여 착지시 신체를 보호할 수 있을 것이라고 생각되며 깔창의 종류에 따라 영향을 미치는 근육과 하지관절의 각도도 다를 수 있으므로 그에 대한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

**주제어** : 깔창, 키높이, 관절각도, 근활성도, 하지

**Abstract** The purpose of this study is to analyze the effect of the height and insole height upon landing on the lower limb joint angle and muscle activity during maximum ground repulsion in young men. For a male in their twenties, a landing motion was performed with a force plate on a 40cm-high platform by wearing one of 0, 3, 5cm polyurethane insoles per week for a total of 3 weeks. During the landing motion, the joint angle of the lower extremities and the muscle activity of the rectus femoris, biceps femoris, anterior tibialis and calf muscles were measured during the maximum ground repulsion. In order to compare the changes in the joint angle and muscle activity of the lower limbs according to the height of the insole, a one-way ANOVA with repetitive factors was performed. As a result of the analysis of the lower limb joint angle, the higher the height of the insole affected the angle of the left ankle joint. As a result of the muscle activity analysis, the higher the height of the insole affected the right anterior tibialis muscle and biceps femoris. It is thought that it is possible to protect the body when landing through sufficient muscle strength increase of the lower limb muscles. As the angle of the affected muscle and lower limb joint may be different depending on the type of insole, it is considered necessary to study it.

**Key Words** : Insole, Lower limb, Angle, Muscle activity, Heel-up

\*Funding for this paper was provided by Namseoul University year 2020.

Corresponding Author : Kyung-Tae Yoo(taeyoo88@nsu.ac.kr)

Received October 21, 2020

Revised November 19, 2020

Accepted December 20, 2020

Published December 28, 2020

## 1. 서론

신발은 지면으로부터 작용하는 충격을 감소시키고 냉기나 열기 등의 외부 환경에 의한 손상으로부터 발을 보호하기 위해 개발되어 왔다[1]. 최근 연예인을 비롯하여 많은 젊은이들 사이에서 하지길이를 길게 보이기 위해 운동화 내부에 키 높이 깔창을 사용해 오고 있으며 [2], 신발이 지닌 기능적 측면을 무시하고 작은 키를 보완하고 다리를 길어 보이게 하기 위해 불편함을 감수하면서 뒷굽이 높은 하이힐을 착용하거나 신발 내부에 키 높이 깔창을 착용한 상태로 보행 및 운동을 수행하고 있다. 이는 보행 패턴을 변형시켜 보상작용을 유발시키며, 족저압(plantar pressure)과 자세를 변형시켜 허리 통증(Back pain)과 척추앞굽음증(Lordosis) 등의 여러 가지 정형외과적 질환을 유발시킨다[3]. 굽이 높은 신발은 발목 관절의 역할이 감소하게 되어 인접 관절에서 부하가 증가할 수 있다[4]. 키높이 깔창은 두께가 두꺼워짐에 따라 체중이 앞으로 치우치면서 전족부에 작용하는 부하량이 증가하여 비정상적인 족저압력을 유발시키며, 장시간 착용 시에는 전족부 통증 및 무지외반과 같은 족부질환 및 기형의 발생이 우려된다[5]

일상생활 속에서 착지 동작은 버스에서 하차할 경우, 계단에서 내려올 경우, 경사진 내리막길을 내려올 경우, 장애물을 넘을 경우 등 반복적이면서도 빈번하게 나타난다[6-8]. 인체는 이동을 하거나 움직이는 동안 지면으로부터 충격을 받으며 하지 관절은 빠른 굽힘 동작을 통해 충격을 흡수하게 된다[6,7,9]. 착지 동작은 공중동작 이후 중력으로 인해 낙하되어 근육들의 신장성 수축 활동에 의해 수행된다[10,11]. 이때 인체가 받는 충격은 착지 높이가 높을수록 증가하게 되고[6, 7, 9], 착지 동작 시 발생하는 지면반발력은 인체에 충격력으로 전달되어 하지 관절 손상의 주된 요인인 과부하를 발생시킨다[12-15]. 이러한 착지 과정에서 잘못된 근력과 움직임이 발생하게 되면, 강성도를 증가시켜 관절은 부하를 받게 된다[16]. 착지를 하는 높이는 하지 근육의 근육활성과 지면반발력에 영향을 미치게 되고, 발과 발목 등의 하지의 다양한 인대, 관절, 피로 골절, 연골 파괴, 근육의 손상 등을 유발시킬 수 있다[12,17].

여성의 높은 굽 신발은 그 높이에 따라 신체배열을 변화를 분석한 결과, 보상작용으로써 허리에 과도한 앞굽음(hyper lordosis, 과전만)을 유도하여 요통을 유발시킨다고 보고하였다[18]. 또한, 높은 굽을 착용한 상태

로 보행을 하게 되면, 에너지 소모량이 증가되고, 근 피로를 가중시키게 되며, 발목관절의 안정성을 유지하는 근육의 불균형을 초래한다고 보고하였으며[19], 굽 높이는 인체의 가동성과 안정성에 영향을 주어 근골격계의 문제를 발생시킨다고 보고 하였다[20].

이처럼 선행연구에서는 깔창의 착용에 따른 보행, 균형, 모멘트, 족저압 등에 대한 연구와 여성의 높은 굽 신발에 대한 연구가 대부분이다. 따라서 본 연구에서는 젊은 남성들을 대상으로 세 가지 종류의 키높이 깔창을 착용하여 이러한 깔창의 높이가 충격량이 가장 큰 최대지면 반발력 일 때의 하지의 관절 각도와 근활성도에 미치는 영향에 대해 알아보고자 하였다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구대상

본 연구는 천안시 N 대학에 재학 중인 성인 남자 15명을 무작위 선정하였다. 실험 전 대상자들은 본 연구의 목적과 방법에 대해 충분히 설명을 듣고 이해한 후 모두 자발적으로 실험동의서에 서명하였으며, 평발을 가진 자, 최근 6개월간 키높이 깔창을 착용한 자, 하지의 신경학적 또는 근골격계 질환이 있는 자들은 제외하였다.

### 2.2 측정 도구

대상자의 일반적 특성을 파악하기 위해 체성분분석기(Inbody 720, 바이오스페이스, 대한민국)를 이용하였다. 착지 동작 시 최대 지면반발력 값을 파악하기 위해 Force platform(GRF, BTS, Italy)를 이용하였으며, 하지 관절 각도를 측정하기 위해 3차원 동작분석기(Smart E, BTS, Italy)를 이용하였고, 하지 근활성도를 측정하기 위해 무선 전극 EMG 시스템(Free EMG, BTE Tech., Italy)를 이용하였다. 연구에 사용된 측정 도구는 Table 1과 같다.

Table 1. Measurement apparatus

Field of measurement	Name	Manufacturer	Country
Body composition analyzer	InBody 720	Biospace	Korea
GRF	Force platform	BTS	Italy
Motion analyzer	Smart E	BTS	Italy
EMG	Free EMG	BTS	Italy

대상자의 일반적 특성 파악 후 대상자들은 개인의 발 크기에 맞는 같은 회사에서 제작된 신발 안에 0cm, 3cm, 5cm의 세 가지 깔창을 무작위로 착용하여 착지 동작을 수행하였다. 착지 동작 수행 중 최대 지면 반발력을 측정하여 최대 지면반발력이 최대일 때의 하지 관절 각도와 근활성도를 측정하였다. 신발을 착용하기 전 깔창의 높이에 대해서는 대상자에게 알려주지 않았다 [21], 대상자들은 착지 동작 전 실험 절차 및 동작에 대한 충분한 설명을 들은 후 반팔과 반바지를 착용한 채 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절의 각도를 측정하기 위한 마커와 하지 근활성도를 측정하기 위한 표면전극을 부착하였다. 동작의 영향을 배제하기 위해 손은 허리에 고정된 자세를 유지하였고 점프 시 무릎을 약 90°까지 굽힘 시킨 후(Athanasios Tsiokanos 등, 2002) 40cm 플랫폼 위에 선 상태에서 우세 발을 전방으로 내딛음으로써 체중이동에 의한 자유낙하가 자연스럽게 이루어질 수 있도록 유도하였으며, 착지된 후에는 자연스러운 굴곡 동작이 유발될 수 있도록 하였다[22]



Fig. 1. Marker and surface electrode attachment area

하지의 관절 각도를 측정하기 위해 동작분석기를 이용하여 신체에 부착된 마커 위치 정보를 측정하였다. 반사 마커는 어깨, 엉덩관절, 무릎관절, 발목관절, 발가락에 부착하였다[23]. 하지의 근활성도를 측정하기 위해 넓다리곧은근(Rectus femoris, 대퇴직근), 넓다리두갈래근(Biceps femoris, 대퇴이두근), 앞정강근, 장딴지근에 표면전극을 부착하였다(Fig. 1). 근활성도 결과의 표준화를 위해 최대 수의적 등척성 수축력(Maximal voluntary isometric contraction, MVIC)을 측정하였다. MVIC 측정 시, 넓다리곧은근의

경우, 의자에 앉아 무릎관절을 90° 굽곡시킨 상태에서 정강뼈(tibia, 경골)를 수직으로 위치시키고 저항은 발목 앞부분에서 뒷방향으로 적용하였고, 넓다리두갈래근의 경우, 의자에 앉아 무릎관절을 90° 굽힘시킨 상태에서 정강뼈를 수직으로 위치시키고 저항은 발목 뒷부분에서 앞방향으로 적용하였다. 앞정강근의 경우, 의자에 앉아 무릎관절을 90° 굽곡시킨 상태에서 정강뼈를 수직으로 위치시키고, 저항은 발가락 끝부분에 수직하 방향으로 적용하였고, 장딴지근의 경우, 기립한 상태에서 발을 어깨 너비로 벌린 후 발끝을 세운 상태에서 저항은 어깨위에서 수직하 방향으로 적용하였다[22]. 하지 관절 각도와 근활성도 결과의 정확한 측정값을 얻기 위해 3번 반복 측정하여 평균값을 구하여 그 값을 자료처리에 이용하였다[21].

2.3. 자료 처리 방법

본 연구의 자료 결과는 SPSS ver. 20.0 for Windows를 이용하여 분석되었다. 정규분포성을 입증하기 위해 K-S test를 이용하였으며, 착지 동작 시 키높이 깔창 높이(0cm, 3cm, 5cm)에 따른 하지 관절 각도의 근활성도의 결과를 비교 분석하기 위해 일원분산분석(One-way ANOVA)를 이용하였으며, 유의한 차이가 날 경우, 사후 검정으로 LSD를 이용하였다. 통계적 유의수준은  $\alpha=.05$ 로 설정 하였다.

3. 연구 결과

3.1. 대상자들의 일반적 특성

본 연구에 참가한 대상자들의 일반적 특성은 Table 2와 같다.

Table 2. General characteristics of the participants

Variable	Mean ± SD
Age (years)	21.7 ± 1.9
Height (cm)	169 ± 2.6
Weight (kg)	68.9 ± 2.5
BMI (kg/m <sup>2</sup> )	24.1 ± 2.5

3.2. 키높이 깔창 높이에 따른 하지 관절각도비교

키높이 깔창 높이에 따른 하지 관절각도 비교 결과는 Table 4와 같다. 왼쪽 발목관절 각도에서 유의한 차이가 나타났으며( $p<.05$ ), 오른쪽 엉덩관절, 왼쪽 엉덩관

절, 오른쪽 무릎관절, 왼쪽 무릎관절, 오른쪽 발목관절에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 왼쪽 발목관절 각도의 사후검증 결과는 Table 3과

같다. 사후검정 결과 0cm가 5cm보다 유의하게 낮았다( $p < .05$ ).

Table 3. Post-test results for left ankle joint angle

Lower extremities Joint	Insole height (I)	Insole Height (J)	Average difference (I-J)	Standard error	p
Left ankle	0cm	3cm	-4.00	2.01	.054
		5cm	-4.95	2.01	.018*
	3cm	0cm	4.00	2.01	.054
		5cm	-.95	2.01	.638
	5cm	0cm	4.95	2.01	.018*
		3cm	.95	2.01	.638

\* $p < .05$ ; Expressed as mean  $\pm$  standard deviation

Table 4. The statistical analysis and comparison of lower extremities joint angle according to insole height.

Lower extremities joint	Insole height	Mean $\pm$ SD	F	p
Right Hip joint (°)	0cm	131.35 $\pm$ 10.02	0.595	.556
	3cm	132.26 $\pm$ 10.71		
	5cm	127.73 $\pm$ 14.80		
Left Hip joint (°)	0cm	130.75 $\pm$ 14.03	0.329	.722
	3cm	134.44 $\pm$ 12.28		
	5cm	132.15 $\pm$ 11.23		
Right Knee joint (°)	0cm	132.46 $\pm$ 10.10	1.455	.245
	3cm	136.86 $\pm$ 6.73		
	5cm	136.71 $\pm$ 6.73		
Left Knee joint (°)	0cm	131.02 $\pm$ 10.52	0.679	.512
	3cm	134.59 $\pm$ 7.03		
	5cm	133.42 $\pm$ 7.73		
Right Ankle joint (°)	0cm	82.55 $\pm$ 7.92	1.952	.155
	3cm	87.08 $\pm$ 6.03		
	5cm	87.91 $\pm$ 9.61		
Left Ankle joint (°)	0cm	82.00 $\pm$ 5.91	3.392	.043*
	3cm	86.00 $\pm$ 4.86		
	5cm	86.95 $\pm$ 5.74		

\* $p < .05$

### 3.3. 키높이 깔창 높이에 따른 근활성도 비교

키높이 깔창 높이에 따른 근활성도 비교 결과는 Table 5와 같다, 오른쪽 넙다리두갈래근, 왼쪽 넙다리두갈래근, 오른쪽 앞정강근의 근활성도에서 유의한 차이가 나타났고( $p < .05$ ), 왼쪽 앞정강근과 오른쪽 넙다리곧은근과 왼쪽 넙다리곧은근, 오른쪽 장딴지근과 왼쪽 장딴지근의 근활성도에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

유의한 차이가 나타난 오른쪽 넙다리두갈래근과 왼쪽 넙다리두갈래근, 오른쪽 앞정강근의 사후검증 결과는 Table 6과 같다. 사후검정 결과, 3cm가 5cm보다 유의하게 높았다( $p < .05$ ).

## 4. 고찰

본 연구는 착지 시 키높이 깔창의 높이에 따른 하지

의 근활성도와 관절 각도를 측정하여 하지에 미치는 영향을 분석하였다. 키높이 깔창 높이에 따른 하지 관절 각도 비교 결과, 왼쪽 발목관절각도에서 유의한 차이가 나타났으며, 그 외 관절각도에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 유의한 차이가 나타난 왼쪽 발목관절각도의 사후검정 결과, 0cm가 5cm보다 유의하게 낮았다.

선행연구에서는 높은 굽 신발은 발바닥 굽힘(plantar flexion, 족저굴곡) 각을 증가시키지만 발등 굽힘 각은 감소시킨다고 보고하였다[6]. 발목 관절의 해부학적 안정성은 발바닥 굽힘이 증가하거나 발등 굽힘이 감소할수록 낮아지므로 안쪽 변잡 염좌의 위험성이 증가하게 된다[24, 25]. 착지 시 충격을 흡수하기 위해 발목관절의 각 변위를 크게 하는 것으로 보고하였고[26], 착지 시 관절의 움직임을 조절하는 전략은 세 가지로 나눌 수 있는데, 착지 시 발목관절에 크게 의존하는 발목 우성전략, 길항근 근활성의 패턴이 감소하는

Table 5. The statistical analysis and comparison of muscle activity according to insole height

Muscle	Insole height	Mean ± SD	F	p
Right Rectus femoris (mV)	0cm	0.62 ± 0.22	0.327	.723
	3cm	0.65 ± 0.16		
	5cm	0.60 ± 0.17		
Left Rectus femoris (mV)	0cm	0.61 ± 0.23	0.040	.961
	3cm	0.61 ± 0.19		
	5cm	0.59 ± 0.16		
Right Biceps femoris (mV)	0cm	0.23 ± 0.12	4.436	.018*
	3cm	0.27 ± 0.18		
	5cm	0.16 ± 0.08		
Left Biceps femoris (mV)	0cm	0.22 ± 0.08	4.902	.012*
	3cm	0.25 ± 0.06		
	5cm	0.16 ± 0.09		
Right Tibialis anterior (mV)	0cm	0.63 ± 0.19	4.305	.020*
	3cm	0.73 ± 0.11		
	5cm	0.56 ± 0.14		
Left Tibialis anterior (mV)	0cm	0.62 ± 0.25	3.103	.055
	3cm	0.69 ± 0.10		
	5cm	0.53 ± 0.14		
Right Gastrocnemius (mV)	0cm	0.73 ± 0.16	0.109	.897
	3cm	0.72 ± 0.09		
	5cm	0.71 ± 0.18		
Left Gastrocnemius (mV)	0cm	0.74 ± 0.17	0.701	.502
	3cm	0.73 ± 0.11		
	5cm	0.68 ± 0.16		

\*p < .05

Table 6. Post-test results of the biceps muscle of the right and left thigh and the right anterior tibialis muscle.

Muscle	Insole height (I)	Insole height (J)	Average difference (I-J)	p
Right Biceps femoris	0cm	3cm	-.04	.257
		5cm	.06	.078
		3cm	.04	.257
	3cm	5cm	.10	.005*
		0cm	-.06	.078
		5cm	-.10	.005*
Left Biceps femoris	0cm	3cm	-.03	.224
		5cm	.05	.068
		3cm	.03	.224
	3cm	5cm	.09	.003*
		0cm	-.05	.068
		3cm	-.09	.003
Right Tibialis anterior	0cm	3cm	.09	.109
		5cm	.07	.205
		3cm	.09	.109
	3cm	5cm	.16	.006*
		0cm	-.07	.205
		3cm	-.16	.006*

\*p < .05; Expressed as mean ± standard deviation

길항근 억제전략, 넓다리 네갈래근에 의존하는 넓다리 네갈래근 우성전략으로 구성된다고 보고 하였다[27]. Gribble 등[28]은 발목관절 전략을 사용하지 않으면 낙상의 위험이 있다는 결과를 통하여 보았을 때, 본 연구에서도 유사하게 발목 우성전략을 사용하여 충격을 흡수하고 있는 것으로 판단된다. 각도변인 중에서 오른쪽과 왼쪽 발목관절각도는 굽 높이가 증가할수록 발목 관절의 각도가 크게 나타났는데, 이러한 결과는 굽 높

이가 증가할수록 발바닥 굽힘의 형태를 취하기 때문으로 보여진다.

본 연구 결과, 왼쪽 발목각도에서 5cm가 0cm보다 유의하게 높게 나타난 것은 굽 높은 신발을 착용하고 서있을 때 무게중심은 상체에서는 앞쪽으로, 하체에서는 뒤쪽으로 이동한다는 선행연구의 결과[29]를 토대로 보았을 때, 인체중심이 전방으로 기울어지는 것을 방지하기 위해 5cm에서의 각도가 더 크게 나타났다고 생각된다.

선행연구에서 무릎 관절 각도와 엉덩 관절 각도는 굽의 높이가 증가함에 따라 많은 차이를 보이지 않아서 보행과 비슷한 하지 관절 운동의 변화를 보인다고 보고 하였는데[30], 이러한 결과를 통하여 본 연구 결과를 보았을 때, 엉덩 관절 각도와 무릎 관절각도에서 유의한 차이가 나타나지 않은 것은 굽이 높을수록 신체 균형유지를 위해 발목 관절을 중립에 위치시키기 위한 것으로 사료된다.

키높이 깔창 높이에 따른 근활성도 비교 결과, 오른쪽 넙다리 두갈래근, 왼쪽 넙다리 두갈래근, 오른쪽 앞정강근의 근활성도에서 유의한 차이가 나타났으며, 왼쪽 앞정강근과 오른쪽 넙다리곧은근, 왼쪽 넙다리곧은근, 오른쪽 장딴지근과 왼쪽 장딴지근의 근활성도에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 유의한 차이가 나타난 오른쪽 넙다리 두갈래근, 왼쪽 넙다리 두갈래근, 오른쪽 앞정강근의 사후검증 결과, 3cm가 5cm보다 유의하게 높았다.

선행연구에서는 작은 움직임으로 체중을 띄워 올려 착지를 하며 충격을 흡수하는 동작을 하여 하지의 근활성도를 측정할 결과, 넙다리 두갈래근과 앞정강근이 무릎을 굽힘 시킬 때 체중이 앞으로 이동하지 않게 하기 위하여 오랫동안 활성화 되어 있는 것으로 보인다고 보고하였다[31]. 김해진 등[32]은 인체중심 전후 변위에 대한 결과에서 3cm 굽의 전체변위가 가장 큰 인체중심 변위를 보인다고 보고하였다. 본 연구에서 오른쪽 넙다리 두갈래근, 왼쪽 넙다리 두갈래근, 오른쪽 앞정강근에서 3cm가 5cm보다 유의하게 높게 나타난 것은 선행 연구를 토대로 3cm 깔창에서 착지 시 인체중심이 가장 많이 변위되어 앞으로 이동된 중심을 바로잡기 위해 앞정강근과 넙다리 두갈래근에서 가장 많이 활성화 되었다고 유추할 수 있다.

선행연구에서 높은 굽을 착용하는 것은 장딴지근의 근활성도를 증가시켜 발과 발목의 근육 불균형으로 안정성을 감소시키게 되고, 신체 전반적인 근골격계 문제를 초래할 수 있다고 보고하였다[33, 34]. 본 연구에서 오른쪽 장딴지근과 왼쪽 장딴지근에서 유의한 차이가 나타나지 않은 것은 장딴지근이 작용함으로써 발생할 수 있는 부상에 대한 보호 작용이라고 생각된다.

선행연구결과와 본 연구의 결과를 종합해보면 키높이 깔창을 착용한 상태에서는 발목의 발바닥 굽힘이 증가하게 되어 체중이 전방 이동되는 것을 방지하기 위해

저측 굴곡근인 장딴지근 보다 앞정강근에서 더 크게 활성화 되었으며, 넙다리 두갈래근 또한 앞으로 이동된 중심을 바로잡기 위해 많은 활성화를 보였다고 사료된다.

본 연구의 제한점은 나이가 20대 남성으로 한정적이었으며, 탈착식 깔창만을 적용했다는 점에 있다. 향후 연구에서는 다양한 연령대의 남성으로 구성되고 탈착식 키높이 깔창뿐만이 아닌 고정식 깔창의 비교에 대한 연구가 필요할 것으로 생각되며 착지 동작 시 최대 지면반발력 일 때의 운동학적 분석과 상해요인에 대한 연구가 더 이루어져야 한다고 생각된다.

## 5. 결론

본 연구에서는 성인 남성이 키높이 깔창 높이(0cm, 3cm, 5cm)가 착지 동작 시 최대 지면반발력일 때 하지관절각도와 근활성도에 미치는 영향에 대하여 분석하였다. 하지관절각도 분석 결과 깔창의 높이가 높아질수록 좌측 발목관절 각도에 영향을 주었으며, 근활성도 분석 결과 깔창의 높이가 높아질수록 우측 앞정강근과 양쪽 넙다리 두갈래근에 영향을 주었다. 하지 근육의 충분한 근력증가를 통하여 착지 시 신체를 보호할 수 있을 것이라고 생각되며 깔창의 종류에 따라 영향을 미치는 근육과 하지관절의 각도도 다를 수 있으므로 그에 대한 연구가 필요할 것으로 생각된다.

## REFERENCES

- [1] J. J. Park & S. B. Park. (2015). Biomechanical Analysis for the Development of Windlass Mechanism for Trail-walking Shoe. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 25(4), 489-498.
- [2] Y. J. Lee. (2014). The Effect of the Shoes Insole Height on the Gait in Male College Student. *The Korea Journal of Sport*, 12(4), 437-445.
- [3] J. S. Lee, D. H. Kim, B. W. Jung, D. W. Han & D. M. Park. (2011). Quality of the Material of Popular Heel-up Insole on the Mean Plantar Foot Pressure during Walking. *Korean journal of sport biomechanics*, 21(4), 479-486.
- [4] C. M. Powers. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*, 33(11), 639-646. DOI : 10.2519/jospt.2003.33.11.639
- [5] J. Yu, J. T. M. Cheung, Y. Fan, Y. Zhang, A. K. L.

- Leung & M. Zhang. (2008). Development of a finite element model of female foot for high-heeled shoe design. *Clinical Biomechanics*, 23(1), 31-38.  
DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2007.09.005
- [6] J. H. Cho, Y. C. Koh, D. Y. Lee & K. H. Kim. (2012). The Study of Strategy for Energy Dissipation During Drop Landing from Different Heights. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(3), 315-324.
- [7] P. Devita & W. A. Skelly. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Med Sci Sports Exerc*, 24(1), 108-115.
- [8] J. S. Dufek, B. T. Bates, H. P. Davis & L. A. Malone. (1991). Dynamic performance assessment of selected sport shoes on impact forces. *Medicine and science in sports and exercise*, 23(9), 1062-1067.
- [9] J. L. McNitt-Gray. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- [10] K. G. Woo, S. C. Jo, S. H. Jeong, H. S. Jang & C. H. Yang. (2006). The Effects of Floor Properties on Landing Kinematics of Drop Jump. *Journal of Coaching Development*, 8(4), 389-400.
- [11] S. H. Ryu, S. H. Kim & J. R. Cho. (2005). Finite Element Analysis of Impact Characteristics of Shoes-Leg Coupled Model to Landing Mode. *Trans Korean Soc Mech Eng A*, 29(9), 1191-1198.
- [12] J. T. Blackburn & D. A. Padua. (2007). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*, 23(3), 313-319.  
DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2007.10.003
- [13] J. L. McNitt-Gray. (1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7(2), 201-223.
- [14] S. R. Simon, E. L. Radin, I. L. Paul & R. M. Rose. (1972). The response of joints to impact loading - II In vivo behavior of subchondral bone. *Journal of Biomechanics*, 5(3), 267-272.  
DOI : 10.1016/0021-9290(72)90042-5
- [15] T. S. Gross & R. C. Nelson. (1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and science in sports and exercise*, 20(5), 506-514.
- [16] R. J. Butler, H. P. Crowell & I. M. Davis. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 18(6), 511-517.  
DOI : 10.1016/s0268-0033(03)00071-8
- [17] C. H. Yeow, P. V. Lee & J. C. Goh. (2009). Regression relationships of landing height with ground reaction forces, knee flexion angles, angular velocities and joint powers during double-leg landing. *Knee*, 16(5), 381-6.
- [18] W. G. Yoo, H. J. Lee & C. H. Yi. (2005). Effects of Medial, Lateral Wedge and Difference of Quadriceps Angle on Vastus Medialis Oblique/Vastus Lateralis Muscle Activity Ratios. *Phys Ther Korea*, 12(2), 11-19.
- [19] C. J. Barton, J. A. Coyle & P. Tinley. (2009). The Effect of Heel Lifts on Trunk Muscle Activation During Gait: A Study of Young Healthy Females. *J Electromyogr Kinesiol*, 19(4), 598-606.  
DOI : 10.1016/j.jelekin.2008.03.001
- [20] C. M. Lee & E. H. Jeong. (2004). The Study on Musculoskeletal Effects of Heel Types. *J Ergon Soc Korea*, 23(1), 39-48.  
DOI : 10.5143/JESK.2004.23.1.039
- [21] Y. K. Lee. (2014). Effects of Insole Height in Shoes on Ankle Muscle Activities and Gait Performance. *Holistic Health Association*, 4(2), 41-48.  
<http://www.earticle.net.ssl.proxy.nsu.ac.kr:8010/Article/A242383>
- [22] W. S. Chae, J. H. Jung. (2015). Wearing Carbon Nanotube-Based Insole on Resultant Joint Moment and Muscle Activity of the Lower Extremity During Drop Landing. *Korean Journal of Sport Science*, 26(3), 479-487.
- [23] Y. K. Kim, Y. H. Kim. (2011). Inter-joint Coordination and Muscle Activities of Lower Limb in Responding to Jump Height. *The Korean Society Of Sports Science*, 20(2), 1121-1130.
- [24] B. Caulfield & M. Garrett. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 617-621.  
DOI : 10.1016/j.clinbiomech.2004.03.001
- [25] M. R. Safran, R. S. Benedetti, A. R. Bartolozzi & B. R. Mandelbaum. (1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Med Sci Sports Exerc*, 31(7 Suppl), S429-437.  
DOI : 10.1097/00005768-199907001-00004
- [26] S. N. Zhang, B. T. Bates & J. S. Dufek. (2000).

Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(4), 812-819.

- [27] D. A. Padua, B. L. Arnold, B. M. Gansneder, C. R. Carcia & K. P. Granata. (2006). Fatigue, Vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *J Athl Train*, 41(3), 294-304.
- [28] P. A. Gribble, J. Hertel, C. R. Denegar & W. Buckley. (2004). The effects of Fatigue and Chronic Ankle Instability on Dynamic Postural Control, *Journal of Athletic Training*, 39(4), 321-329.
- [29] R. E. Snowwand, K. R. Williams. (1994). High heeled shoes: Their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Arch Phys Med Rehabil*, 75(5), 568-576.
- [30] G. S. Moon. (2014). The effect for the different height of high-heeled shoes on the lower extremity joint during the level running. *The Korean Society Of Sports Science*, 23(4), 1311-1324.
- [31] J. Y. Kim, Y. H. Kim. (2008). *Lower Extremity EMG Analysis on Various Landing Methods During Hopping*. In Proceedings of the Korean Society of Precision Engineering Conference (pp. 643-644). Korean Society for Precision Engineering.
- [32] J. J. Kim, K. S. Kim. (2016). A Biomechanical Analysis of Gait Variables about Shoes's Heel-height in Female College Students. *Korean Society For The Study Of Physical Education*, 20(4), 129-142.
- [33] A. Gefen, M. Megido-Ravid, Y. Itzchak & M. Arcan. (2002). Analysis of muscular fatigue and foot stability during high-heeled gait. *Gait and Posture*, 15(1), 56-63.
- [34] C. M. Lee, E. H. Jeong & A. Freivalds. (2001). Biomechanical effects of wearing high-heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28(6), 321-326.

유 경 태(Kyung-Tae Yoo)

[정회원]



- 1995년 2월 : 대구대학교 물리치료학과 졸업
- 2008년 8월 : 경희대학교 체육대학원 박사졸업
- 2009년 9월 ~ 현재 : 남서울대학교 물리치료학과 교수

- 관심분야 : 스포츠의학, 기초물리치료학
- E-Mail : taeyoo88@nsu.ac.kr