

드롭 착지 시 착지의 높이와 키 높이 깔창이 충격흡수 기전에 미치는 영향

조준행¹ · 김로빈¹

¹한성대학교 교양교직학부

The Effect of Raised Heel Insole and Landing Height on the Shock Absorption Mechanism during Drop Landing

Joon-Haeng Cho¹ · Ro-Bin Kim¹

¹Department of Liberal Arts and Science, Hansung University, Seoul, Korea

Received 30 April 2014; Received in revised form 12 June 2014; Accepted 20 June 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyse the effect of the drop height on lower extremity and lower back kinematics and kinetics during drop landing with the use of raised heel insole. Furthermore we investigated the change that occurred in our body. Joint ROM, eccentric work and contribution to total work were calculated in 11 male college students performing drop landing with 8 motion analysis cameras and 1 forceplate. The result were as follows. First, the ROM and eccentric work were increased in all joints with the increase of the drop height. Second, the ankle ROM and eccentric work were decreased with the use of the insole. Third, the use of the lower back was increased as the use of the ankle decreased with the insole. Based on these results, we can infer that putting on the insole may contribute to chronic injury. We recommend not to use the insole during physical activity.

Keywords : Raised Heel Insole, Joint ROM, Eccentric Work, Contribution to Total Work

I. 서 론

현대인들은 여성들뿐만 아니라 남성들 또한 자신의 외모를 돋보이기 위해 많은 노력들을 하고 있다. 특히, 남성들은 자신들의 신장을 키 보이기 위한 노력을 많이 하고 있으며, 대표적인 방법으로 키 높이 깔창을 착용하는 것이다(Cho & Kim, 2012; Koo, 2011).

남성들이 키 높이 깔창을 착용하는 이유는 키 높이 깔창이 하이힐과는 달리 신발 내부에 착용하므로 자신의 작은 키를 감추면서도 신장을 높일 수가 있기 때문이다. 이로 인해 많은 남성들이 장시간 착용하고 있으며, 격한 운

동인 축구와 농구 경기 중에도 제거하지 않은 채 무의식적으로 착용하는 경우가 종종 있다.

키 높이 깔창은 신발 내 뒤꿈치 아래에 착용하므로 일반적인 보행 시 보다 족저굴곡된 상태로써 하이힐 신발 보행과 유사한 형태이므로 여러 가지 문제를 유발시킨다(Cho & Kim, 2012; Ebbeling, Hamill, & Crusemeyer, 1994; Kerrigan et al., 2005; Kerrigan, Todd, & Riley, 1998; Lee, Shieh, Matteliano, & Smiehorowski, 1990; Opila-Correia, 1990).

족저굴곡각의 증가는 해부학적 안정성을 감소시켜 발목 관절의 급성 부상인 내번 염좌(inversion sprain)의 위험성을 증가시키게 되는데(Ricard, Sherwood, Schulthies, & Knight, 2000; Safran, Benedetti, Bartolozzi, & Mandelbaum, 1999), 높은 굽 신발은 지면과 접지 시 족저굴곡각을 증가시켜(Frey, 2000; Voloshin & Wosk, 1982) 부상이 발생할 수도 있을 것이다. 또한 족저압을 앞으로 집중시켜 발의 모양 및 보행 패턴을 변형시켜(Frey, 2000;

본 연구는 한성대학교 교내 연구비 지원과제임.
Corresponding Author: Ro-Bin Kim
Department of Liberal Art and Science, Hansung University,
Samseon-dong, Seongbuk-Gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-760-4379 / Fax : +82-2-760-4442
E-mail: kimrobin@hansung.ac.kr

Voloshin & Wosk, 1982) 잘못된 자세 변화에 의한 보상 작용(Lee et al., 1990; Snow & Williams, 1994)이 나타나 발과 발목 및 무릎 관절에 만성 질환 발병률을 증가시킨다고 하였다(Nyska, McCabe, Linge, & Klenerman, 1996). 더불어 키 높이 깔창은 보행 시 발목 움직임의 감소시켜 보행의 효율성을 감소시키므로(Cho & Kim, 2012), 다른 관절을 더 사용해야 하는 보상작용(Fry, Smith & Schilling, 2003; Kerrigan et al., 1998; Powers, 2003)이 나타나 인체에는 좋지 못한 영향을 미칠 것이다.

인체는 연결된 사슬로써(Fry et al., 2003; Powers, 2003), 키 높이 깔창을 착용 후 보상작용이 나타나는 것은 당연할 것이다. 그러나 족저압력 및 운동학적 분석을 통해 보상작용에 대해 언급하기에는 부족함이 느껴지며, 객관적인 분석을 위해서는 인체 내에서 발생한 운동역학적 기전을 분석하는 것이 필요하다(Kim & Cho, 2013). 하지만 그에 따른 분석은 이루어지지 않은 실정이다.

착지 시 충격을 흡수 및 분산시키기 위해서는 발목, 무릎, 엉덩 관절 및 허리 등의 유기적인 굴곡 움직임과 운동역학적인 전략이 필요하다(Cho, Kim, & Koh, 2012; Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993; Yeow, Lee, & Goh, 2011). 발목 관절의 대표적인 부상인 내반 염좌 부상은 접지 시 족저굴곡각의 증가와 함께 위험성이 높아 지는데(Ricard et al., 2000; Safran et al., 1999), 키 높이 깔창은 족저굴곡각을 증가시켜 내반 염좌를 유발시킬 수도 있는 주요한 원인이 될 수 있을 것이다. 또한 키 높이 깔창에 의한 발목 움직임이 감소(Cho & Kim, 2012) 함으로써 보상작용에 의한 만성 부상의 위험성이 있을 것이라 생각되지만 이에 대한 객관적인 분석은 이루어지지 않은 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 드롭 착지 시 충격을 흡수하는 과정에서 키 높이 깔창에 의한 발목 움직임의 감소가 충격흡수 기전 및 보상작용에 어떠한 영향을 미치는가를 분석하는데 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구를 위해 모대학교 남자 대학생 11명(age: 23.6±2.1 yrs, height: 176.0±3.1 cm, weight: 69.1±2.9 kg)이 참가하였으며, 이들 모두는 후족보행을 하는 오른발잡이로써, 최근 6개월 내 어떠한 부상 경험도 없는 자들이었다.

2. 실험 도구 및 절차

본 연구에서 착지 동작 시 하지 관절의 운동학적, 운동

역학적 정보를 수집하기 위해 적외선 카메라 8대(Vicon MX-F20, UK)로 구성된 3차원 동작 분석 시스템(Motion Systems, UK)을 사용하였으며, 1대의 지면반력기(AMTI, USA)를 사용하였다. 영상 데이터는 200 Hz로 수집하였으며, 지면반력은 2000 Hz로 수집하였다.

전신의 운동학적, 운동역학적 변인들을 분석하기 위한 모델로 Vicon Motion System 내 Plug in Gait Full Body Marker Set을 사용하였다. 총 35개의 구형 반사마커는 7th cervical vertebral bone, 10th thoracic vertebral bone, claviculosternal joint, xiphoid process에 한 개씩 부착하였으며, 좌우 forward head, backward head, shoulder acromion, elbow lateral epicondyle, 1st wrist, 2nd wrist, 2nd metacarpophalangeal joint, ASIS, PSIS, mid thigh, knee lateral epicondyle, mid shank, ankle lateral malleolus, heel, 2nd metatarsophalangeal joint 등에 부착하였다.

산출된 운동역학적 정보는 각 개인들의 체중으로 나누어 일반화(normalization)하였으며, 참가자 모두는 스펀 재질의 전신 운동복과 A사의 운동화를 착용하게 하였다. 실험에 앞서 실험 중 발생할 수 있는 부상을 예방하기 위해 참가자 모두는 약 30분간의 준비운동을 철저히 실시하였으며, 깔창 착용 후에도 자연스러운 동작이 나올 수 있도록 충분한 시간동안 착용하게 하였고 보행과 착지 동작을 충분히 연습하였다.

<Figure 1>은 각 착지대의 높이와 지면반력기까지의 거리 등을 나타낸 것이며, 모든 피험자는 양손을 양어깨에 교차시켜 고정시킴으로써, 착지 시 양팔 움직임에 의한 에너지를 최소화 하였다(Cho, Koh, Lee, & Kim, 2012).



Figure 1. Landing heights & force plate condition



Figure 2. 4 cm raised heel insole

피험자들은 “준비”라는 구호에 점프대 위에서 양손을 교차시킨 후 왼쪽 다리를 들고 자연스러운 상태로 서있게 하였으며, “시작”이라는 구호에 오른 다리를 이용해 착지하게 하였다. 자유낙하를 유도하기 위해 점프대 위에서는 무릎 및 엉덩 관절의 움직임을 최소화하였고 무게 중심을 앞으로 이동시켜 착지를 유도하였다.

착지 시 한 손이라도 어깨에서 떨어질 경우, 착지 후 발이 약간이라도 돌아가거나 튕겨질 경우, 중심을 잡지 못하고 넘어지거나 흔들릴 경우 등은 실패로 간주하였다.

착지의 순서는 착지 높이 및 깔창 착용에 따른 학습 효과를 제거하기 위해 실험 전 예비뛺기를 통해 랜덤하게 이루어졌다.

깔창은 가장 쉽게 구할 수 있는 4 cm 높이의 폴리우레탄(poly urethane) 재질의 제품으로써(Figure 2), 깔창을 미착용 시에는 No로 표시하였으며, 착용 시에는 Insole로 표시하였다.

3. 연구 변인 및 자료 분석

1) 분석 구간

인체는 공중 동작 이후 지면에 닿는 순간(initial contact [IC])부터 굴곡 동작을 통해 충격을 흡수하게 되며, 부상 또한 충격흡수를 위한 과정에서 발생하므로 본 연구의 분석 구간은 IC로부터 최대 무릎 굴곡(maximum knee flexion [MKF])까지로 설정하였다.

2) 분석 변인

분석 구간 내에서 발목과 무릎, 엉덩 관절 및 허리의 가동범위와 신장성 일량 그리고 관절의 사용비중을 살펴보았으며, 각 변인에 대한 정의는 다음과 같다.

관절의 가동범위(Joint ROM): 해부학적 자세인 각 관절 및 분절이 신전된 상태를 기준(0°)으로 하였으며, 분석 구간인 IC로부터 MKF 내에서 충격을 흡수하기 위한 발목과 무릎, 엉덩 그리고 허리의 총 굴곡움직임을 각 관절의 가동범위로 정의하여 분석하였다(Figure 3).

관절의 신장성 일량(Joint eccentric work): 충격을 흡수하기 위한 각 관절의 신장성 일량을 살펴보기 위해 각 관절 모멘트와 각속도를 곱하여 관절 파워를 산출하였으며(Zhang, Bates, & Dufek, 2000), 이를 적분시켜 각 관

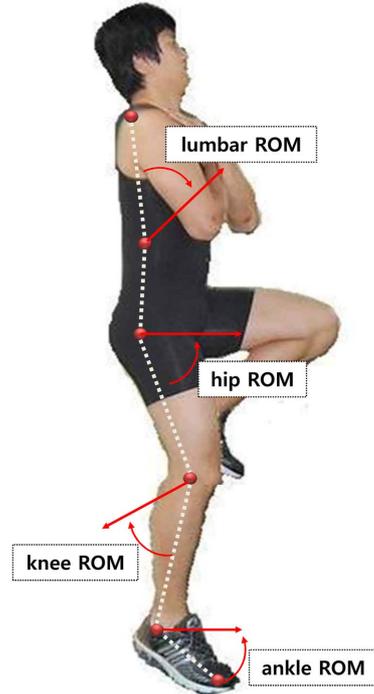


Figure 3. Joint ROM

절의 일량을 산출하였고 이중 음(negative)의 값인 신장성 일량을 분석하였다(Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003; DeVita & Skelly, 1992; Kulas, Zaleski, Hortobagyi, & DeVita, 2008; Winter, 1990).

관절의 사용비중(Contribution to total eccentric work): 각 관절에서 발생한 신장성 일량을 모두 합한 후 각 관절의 일량으로 나누어 백분화시킴으로써, 충격흡수를 위한 각 관절의 사용비중을 살펴보았다(Cho et al., 2012; Zhang et al., 2000).

모든 동작은 각각 4회의 성공적인 동작이 나올 때까지 실시하였으며, 모두 평균으로 산출하였다. 모든 데이터는 각 대상자들의 체중으로 나누어 일반화하였으며, Labview 6.1(National Instruments, USA)을 사용하여 변인들을 추출하였다.

4. 통계 처리

키 높이 깔창 착용 후 두 가지 높이에서 드롭랜딩 시 수집된 11명의 4회의 평균과 표준 편차를 산출하였다. IBM SPSS 21 version(IBM, USA) 통계 프로그램 내 이원배치 분산분석(Two-Way ANOVA with repeated measures)을 사용하여 분석하였으며, 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하였다. 상호작용에 따른 사후검증은 bonferroni를 사용하였으며, 산출된 평균과 표준편차를 이용한 효과의 크기

(effect size)를 분석함으로써, 드롭랜딩 시 두 착지 높이 간의 차이와 깔창의 유무에 따른 효과를 살펴보았다. 효과의 크기가 0부터 0.2까지는 차이 및 효과가 작음을, 0.2부터 0.5까지는 중간이며, 0.8 이상은 차이 및 효과가 크다는 것을 의미한다(Cohen, 1992).

III. 결 과

1. 각 관절의 가동범위

<Table 1>은 각 관절의 가동범위를 나타낸 것으로써, 모든 관절에서 착지 높이와 깔창 착용에 따른 상호작용은 나타나지 않았다($p > .05$). 주효과 검증결과 모든 관절에서 착지 높이에 따른 차이가 나타났으나($p < .05$) 무릎과 엉덩 관절은 깔창 착용에 따른 차이는 나타나지 않았다($p > .05$).

2. 각 관절의 신장성 일량

<Table 2>는 각 관절의 신장성 일량을 나타낸 것으로써, 발목 관절과 허리에서 상호작용이 나타났다($p < .05$). 사후검증 결과 발목 관절의 경우에는 깔창 착용 후 낮은 높이보다는 높은 높이에서 착지 시 신장성 일량이 크게 감소한 반면, 허리는 높은 높이에서 착지 시 크게 증가한 것으로 나타났다. 주효과 검증결과 모든 관절에서 착지 높이에 따른 차이가 나타났으나($p < .05$) 무릎과 엉덩 관절은 깔창 착용에 따른 차이는 나타나지 않았다($p > .05$).

3. 각 관절의 사용비중

<Table 3>은 각 관절의 사용비중을 나타낸 것으로써, 허리에서 상호작용이 나타났다($p < .05$). 사후검증 결과 깔창 착용 후 낮은 높이보다는 높은 높이에서 착지 시 허리의 사용비중이 더 증가한 것으로 나타났다. 주효과 검증결과 발목 관절과 허리는 착지 높이와 깔창 착용에 따른 차이가 나타났으나($p < .05$), 엉덩 관절에서는 차이가 나타나지 않았으며($p > .05$), 무릎은 깔창 착용에 따른 차이만 나타났다($p < .05$).

IV. 논 의

착지는 점프 후 중력에 의해 피할 수 없는 동작으로써(Cho et al., 2012), 스포츠 활동뿐만 아니라 일상생활에서도 필수적인 동작이다. 보행과 달리기 및 점프 후 착지 시 발생하는 지면반력에 의한 큰 충격은 인체에 부정적인 영향을 미치며(Cavanagh & Lafortune, 1980; McNitt-Gray, 1993), 근골격계 질환 및 골관절염을 유발시키는 주요한 원인이 되기 때문에(Nigg, Bahlsen, Luethi, & Stroke, 1987), 충격흡수 및 착지 시 부상을 예방하기 위한 측면에서의 연구들이 활발하게 이루어지고 있다(Boden, Dean, Feagin, & Garrett, 2000; Dufek & Bates, 1990; Hootman, Dick, & Agel, 2007; Olsen, Myblebust, Engebrestsen, & Bahr, 2004).

착지 시 인체가 받는 충격을 적절하게 흡수하고 분산시키기 위해서는 발목과 무릎, 엉덩 및 몸통 등을 순차적이

Table 1. Joint ROM(unit: deg)

joint	heights	No		Insole		t	es(l)	F
		Mean±SD	Mean±SD					
lumbar	30 cm	7.0±2.7	8.8±3.4	-2.129	-0.591	height insole height * insole	15.231** 5.328* 1.430	
	45 cm	13.6±7.4	16.5±7.2	-2.192	-0.389			
	t	-3.460**	-4.151**					
	es(H)	-1.196	-1.356					
hip	30 cm	15.2±4.8	15.4±4.5	-0.243	-0.041	height insole height * insole	39.534*** 2.223 2.157	
	45 cm	21.3±5.4	24.9±7.5	-1.978	-0.540			
	t	-6.794***	-5.515***					
	es(H)	-1.198	-1.532					
knee	30 cm	41.6±4.0	41.8±4.6	-0.106	-0.032	height insole height * insole	132.105*** 0.914 3.178	
	45 cm	50.0±5.2	52.8±6.4	-1.385	-0.477			
	t	-7.425***	-9.868***					
	es(H)	-1.819	-1.970					
ankle	30 cm	37.9±7.5	32.8±2.0	2.655*	0.935	height insole height * insole	48.079*** 32.523*** 3.851	
	45 cm	48.3±5.3	38.9±5.2	6.721***	1.795			
	t	-5.317***	-5.111***					
	es(H)	-1.606	-1.551					

* $p < .05$, ** $p < .01$, *** $p < .001$, es(H) : effect size for landing height, es(l) : effect size for insole

Table 2. Joint eccentric work(unit: Joule/kg)

joint	heights	No		Insole		t	es(I)		
		Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD				
lumbar	30 cm	-0.15±0.08	-0.18±0.10	1.600	0.319			height	52.272***
	45 cm	-0.33±0.14	-0.46±0.23	3.641**	0.712			insole	10.864**
	t	7.345***	6.492***					height * insole	11.971**
	es(H)	1.558	1.637						
hip	30 cm	-0.39±0.18	-0.39±0.18	-0.033	-0.006			height	41.296***
	45 cm	-0.75±0.28	-0.78±0.25	0.608	0.131			insole	0.165
	t	5.754***	6.462***					height * insole	0.869
	es(H)	1.519	1.801						
knee	30 cm	-1.03±0.33	-1.11±0.29	0.995	0.251			height	88.875***
	45 cm	-1.84±0.40	-1.97±0.45	1.117	0.313			insole	1.270
	t	8.628***	8.727***					height * insole	0.563
	es(H)	2.193	2.276						
ankle	30 cm	-1.09±0.22	-0.86±0.16	-4.038**	-1.191			height	39.652***
	45 cm	-1.61±0.31	-1.15±0.27	-7.381***	-1.578			insole	68.535***
	t	5.299***	5.963***					height * insole	6.976*
	es(H)	1.915	1.313						

*p<.05, **p<.01, ***p<.001, es(H) : effect size for landing height, es(I) : effect size for insole

Table 3. Contribution to total eccentric work(unit: %)

joint	heights	No		Insole		t	es(I)		
		Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD	Mean±SD				
lumbar	30 cm	5.54±2.68	8.92±3.34	-2.335*	-0.456			height	22.621***
	45 cm	7.41±3.43	12.69±5.09	-3.610**	-0.755			insole	12.944**
	t	-3.495**	-4.346***					height * insole	5.342*
	es(H)	-0.609	-0.875						
hip	30 cm	15.05±7.32	15.35±6.90	-0.284	-0.043			height	1.551
	45 cm	16.52±5.89	17.80±5.01	-1.134	-0.234			insole	.594
	t	-1.118	-1.299					height * insole	1.425
	es(H)	-0.222	-0.405						
knee	30 cm	38.36±9.88	42.44±9.86	-1.908	-0.515			height	.615
	45 cm	40.50±7.29	44.11±9.67	-2.199	-0.538			insole	4.939*
	t	-0.69	-0.818					height * insole	.057
	es(H)	-0.247	-0.171						
ankle	30 cm	41.06±7.74	33.29±6.94	3.309**	0.921			height	17.808**
	45 cm	35.57±5.85	25.41±6.08	6.645***	1.535			insole	29.970***
	t	2.308*	7.142***					height * insole	1.536
	es(H)	0.8	1.206						

p<.01, *p<.001, es(H) : effect size for landing height, es(I) : effect size for insole

면서도 유기적으로 굴곡시켜야 한다(Cho et al., 2012; Yeow, Lee, & Goh, 2009). 이러한 충격은 착지의 높이와 착지의 형태에 따라 다양하게 나타나는데, 특히 높이의 증가와 함께 충격이 증가하므로(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993), 큰 충격을 흡수하기 위해서는 인체의 굴곡 움직임을 더 크게 증가시켜야 한다. 하지만 이 과정에서 한 관절의 움직임이 제한된다면 착지의 형태가 변화하게 되며, 인체가 받는 충격을 감소시키기 위한 또 다른 전략으로써 다른 관절의 움직임을 증가시키게 된다(Fry et

al., 2003; Powers, 2003).

착지 시 굴곡 움직임을 증가시키기 위해 인체는 착지 순간 시점에서는 신전된 상태로 착지하며, 충격을 흡수하기 위해 신속하게 굴곡시킨다(Cho et al., 2012; Yeow et al., 2011). 이때 발목 관절은 착지 순간 시점에서 족저굴곡된 상태로 착지하며, 배측굴곡이 이루어진다(Safran et al., 1999). 하지만 본 연구의 결과에서는 깔창 착용 후 배측굴곡각이 크게 감소함으로써, 발목 관절이 충격을 충분히 흡수하지 못했음을 확인할 수 있었다. 특히 깔창 착

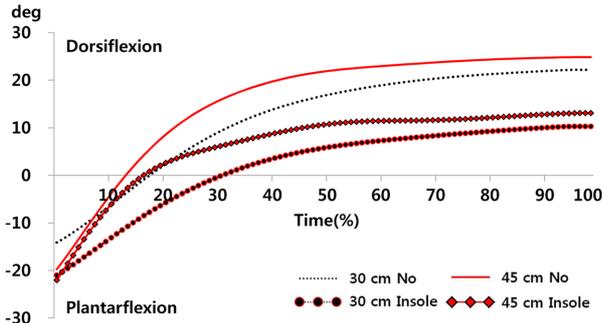


Figure 4. Ankle sagittal movement

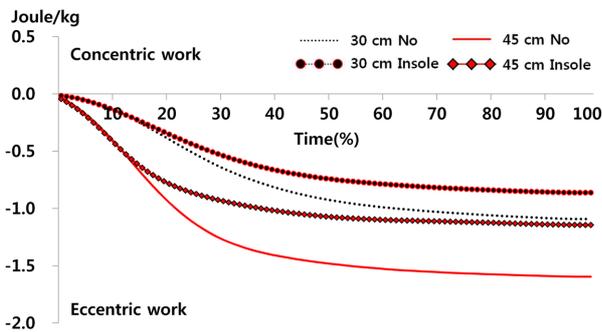


Figure 5. Ankle concentric-eccentric work

용 후 낮은 높이인 30 cm에서 착지할 경우에는 15% 가량 가동범위가 감소한 반면 높은 높이인 45 cm에서 착지할 경우에는 20% 가량이 감소함으로써, 동일한 깔창을 사용하더라도 높은 높이에서 착지할 경우 발목의 움직임을 감소시킨다는 것을 확인할 수 있었다(Figure 4).

발목 관절의 해부학적 안정성은 족저굴곡이 증가하거나 배측굴곡이 감소할수록 낮아지므로 내번 염좌의 위험성이 증가하게 된다(Caulfield & Garrett, 2002; Safran et al., 1999). 본 연구의 결과 깔창 착용 후 두 높이 모두에서 배측굴곡이 감소하였는데, 이는 깔창이 내번 염좌 부상의 위험성을 높일 수도 있음을 보여준 것이라 생각된다. 그러나 무릎과 엉덩 관절의 움직임은 착지 높이의 증가와 함께 가동범위가 증가하였지만 깔창 착용 후 발목 움직임의 감소에 따른 무릎과 엉덩 관절 및 허리에서의 운동학적 보상작용은 나타나지 않았다.

Zhang 등 (2000)은 3가지 높이(0.32, 0.62, 1.03 m)에서 3가지 형태의 착지(연성, 보통, 경성)를 실시한 결과 착지의 높이가 증가할수록 각 관절의 신장성 일량은 증가한다고 보고하였다. 또한 착지의 높이와 형태에 따라 충격을 흡수하기 위한 움직임과 흡수 기전에는 차이가 있지만 모든 상황에서도 무릎 관절의 역할이 가장 중요하다고 하였다. 충격을 흡수하기 위한 각 관절의 사용비중에서도 무릎 관절은 높이와 형태에 따른 차이 없었으며, 원위 관절인 발목과 근위 관절인 엉덩 관절은 상호적으로 가감이 되고

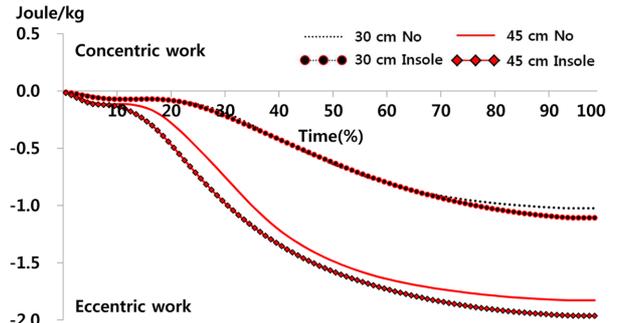


Figure 6. Knee concentric-eccentric work

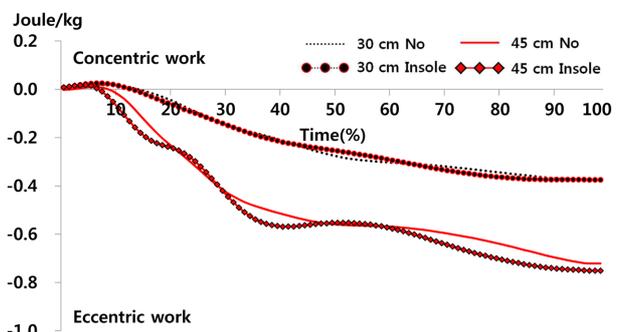


Figure 7. Hip concentric-eccentric work

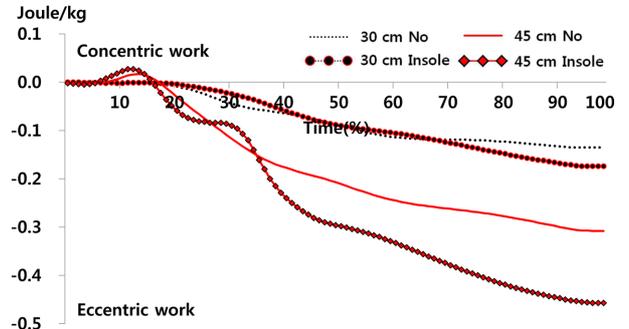


Figure 8. Lumbar concentric-eccentric work

있음을 보여주었다.

충격흡수는 하지 관절뿐만 아니라 전신을 통해 이루어 지므로(Cho et al., 2012), 본 연구에서는 상체인 허리까지 분석하였다(Figure 5-8). 그 결과 착지 높이의 증가와 함께 허리 및 모든 관절에서 신장성 일량이 증가하였으며, 발목 관절의 비중이 감소함으로써 엉덩 관절의 비중이 증가하였다. 특히 모든 컨디션에서 무릎 관절은 가장 큰 비중을 차지해 두 결과 모두 선행연구와 유사하였다(Figure 9).

본 연구에서 주요 관점은 깔창 착용 후 발목 움직임의 감소로 인한 허리 및 하지 관절의 운동학적, 운동역학적 변화를 살펴보는 것이다. 그 결과 깔창 착용 후 원위 관절인 발목 움직임과 신장성 일량 및 사용비중이 감소함으로

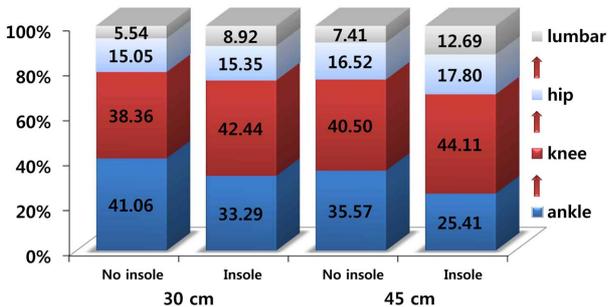


Figure 9. Contribution to total joint work

써, 엉덩 관절에서는 차이가 나타나지 않았으나 보다 근위 분절인 허리의 사용비중이 증가해 선행연구에서의 결과와 유사하였다.

선행연구에서는 발목과 엉덩 관절에서 상호적인 보상작용이 나타났으나 본 연구에서는 엉덩 관절보다 근위인 허리에서 보상작용이 나타난 것으로 생각되며, 보상작용이 나타난 부위가 다른 이유는 높이와 수행과제에 따른 차이로 판단된다.

V. 결 론

30 cm와 45 cm 높이에서 드롭 착지 시 깔창 미착용 및 깔창 착용 후 하지 관절의 운동학적, 운동역학적 변화에 대해 다음과 같은 결론을 도출하였다.

1. 높이의 증가와 함께 모든 관절에서 가동범위와 신장성 일량이 증가하였다.
2. 깔창 착용 후 발목 관절의 가동범위와 신장성 일량이 감소하였다.
3. 깔창 착용 후 발목 관절의 사용비중이 감소함으로써, 허리의 사용비중이 증가하였다.

점프 후 착지는 운동뿐만 아니라 일상생활에서도 쉽게 경험하는 일반적인 동작이다. 깔창 착용 후 충격을 흡수하기 위한 움직임과 일량이 발목 관절에서 감소하였으며, 그로 인해 발목 관절의 사용비중이 감소함으로써 허리에 사용비중이 증가하게 되었다. 즉, 보상 작용이 허리에서 나타났음을 확인할 수 있었다.

선행 연구들에서 뒷 굽이 높은 신발을 착용 시 하지 및 허리에 좋지 못한 영향을 미친다고 하였으며, 본 연구에서도 운동역학적 분석을 통해 허리에 좋지 못한 영향을 미칠 수도 있음을 확인할 수 있었다.

많은 남성들이 깔창을 착용하고 있으며, 격렬한 운동 시에도 깔창을 착용하는 경우가 있는데, 이러한 결과 볼 때 키 높이 깔창은 발목에 좋지 못한 영향을 미치며, 그로 인해 허리에서 보상작용이 나타나는 만큼 키 높이 깔창을 안전하게 사용하기 위해서는 운동 중에는 제거하는 것이 좋

을 것으로 생각된다.

참고문헌

- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Caulfield, B., & Garrett, M. (2004). Changes in ground reaction force during jump landing in subjects with functional instability of the ankle joint. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 617-621.
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.
- Cho, J. H., Koh, Y. C., Lee, D. Y., & Kim, K. H. (2012). The study of strategy for energy dissipation during drop landing from different heights. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(3), 315-324.
- Cho, J. H., & Kim, R. B. (2012). The effect of raised heel insole on patellofemoral compressive force during walking. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 50, 935-944.
- Cho, J. H., Kim, K. H., & Koh, Y. C. (2012). Analysis of the differences of the shock absorption strategy between drop-landing and countermovement-jump. *Korean Journal of Biomechanics*, 22(4), 379-386.
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112(1), 155-159.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics(Bristol, Avon)*, 18(7), 662-669.
- DeVita, P., & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(2), 370-377.
- Ebbeling, C. J., Hamill, J., & Crusemeyer, J. A. (1994). Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 19(4), 190-196.
- Frey, C. (2000). Foot health and footwear for women. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372, 32-44.
- Fry, A. C., Smith, J. C., & Schilling, B. K. (2003). Effect of knee position on hip and knee torques during the barbell squat. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 17(4), 629-633.
- Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training*, 42(2), 311-319.
- Kerrigan, D. C., Todd, M. K., & Riley, P. O. (1998). Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet*, 351(9113), 1399-1401.
- Kerrigan, D. C., Johansson, J. L., Bryant, M. G., Boxer, J. A., Della Croce, U., & Riley, P. O. (2005). Moderate-heeled shoes and knee joint torques relevant to the development and pro-

- gression of knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86(5), 871-875.
- Kim, R. B., & Cho, J. H. (2013). An analysis on the contribution to lower limb joint according to the gender and gait velocity. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(2), 159-167.
- Koo, B. O. (2011). The effect of height increase elevator shoes insole on gait and foot pressure. *Journal of the Korean Society of Physical Medicine*, 6(2), 199-205.
- Kulas, A., Zalewski, P., Hortobagyi, T., & DeVita, P. (2008). Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 180-185.
- Lee, K. H., Shieh, J. C., Matteliano, A., & Smiehorowski, T. (1990). Electromyographic changes of leg muscles with heel lifts in women: therapeutic implications. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(1), 31-33.
- McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landing from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Luethi, S. M., & Strokes, S. (1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 20(10), 951-959.
- Nyska, M., McCabe, C., Linge, K., & Klenerman, L. (1996). Plantar foot pressures during treadmill walking with high-heel and low-heel shoes. *Foot & Ankle International*, 17(11), 662-666.
- Olsen, O. E., Myblebust, G., Engebresten, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanism for anterior cruciate ligament injuries in team handball. *American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Opila-Correia, K. A. (1990). Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(11), 905-909.
- Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 33(11), 639-646.
- Ricard, M. D., Sherwood, S. M., Schulthies, S. S., & Knight, K. L. (2000). Effects of tape and exercise on dynamic ankle inversion. *Journal of Athletic Training*, 35(1), 31-37.
- Safran, M. R., Benedetti, R. S., Bartolozzi, A. R., & Mandelbaum, B. R. (1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7 Suppl), S429-437.
- Snow, R. E., & Williams, K. R. (1994). High heeled shoes: their effect on center of mass position, posture, three-dimensional kinematics, rearfoot motion, and ground reaction forces. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(5), 568-576.
- Voloshin, A., & Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15(1), 21-27.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1967-1973.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*, 30(3), 624-635.
- Zhang, S. N., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(4), 812-819.