Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 25, No. 3, 2015, 311-322

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2015.25.3.311
http://www.kssb.or.kr

착지 높이와 무릎관절 근육 피로가 착지 후 방향 전환 동작 시 하지관절의 움직임에 미치는 영향

김유경[1] · 염창홍[2]

[1]동아대학교 대학원 태권도학과 · [2]동아대학교 건강과학대학 건강관리학과

Effects of Landing Height and Knee Joint Muscle Fatigue on Movement of the Lower Extremity during Cutting After Landing

You-Kyung Kim[1] · Chang-Hong Youm[2]

[1]*Department of Taekwondo, Graduate School, Dong-A University, Busan, Korea*

[2]*Department of Health Care & Science, College of Health Sciences, Dong-A University, Busan, Korea*

Received 23 July 2015; Received in revised form 4 September 2015; Accepted 30 September 2015

ABSTRACT

Objective : The purpose of this study was to investigate the effects of landing height and knee joint muscle fatigue on the movement of the lower extremity during cutting after landing.

Method : Subjects included 29 adults (age: 20.83±1.56 years, height: 172.42±9.51 cm, weight: 65.07±10.18 kg). The subjects were asked to stand on their dominant lower limb on jump stands that were 30 and 40 cm in height and jump from each stand to land with the dominant lower limb on a force plate making a side step cutting move at a 45° angle with the non-dominant lower limb. The fatigue level at 30% of the knee extension peak torque using an isokinetic dynamometer.

Results : The results showed that the difference of landing height increased maximum range of motion and angular velocity of hip, knee, and ankle joints in the sagittal plane, and in the angular velocity of motion of the hip joint in the sagittal plane. The maximum range of motion of the knee joint in the sagittal plane and the frontal plane decreased on landing from both heights after the fatigue exercise. The angular velocity of the hip joint in the sagittal plane, and the maximum range of motion of the hip joint in the transverse plane decreased for both landing heights after the fatigue exercise. The angular velocity of the hip joint in the frontal plane decreased for the 30 cm landing height after the fatigue exercise. On the other hand, the angular velocity and maximum range of motion of the ankle joint in the sagittal plane for both landing heights, and the angular velocity and maximum range of motion of the ankle joint in the frontal plane increased on landing from the 40 cm height after the fatigue exercise.

Conclusion : Different landing heights of 30 and 40 cm and 30% fatigue of peak torque of knee extensor found a forefoot and stiff landing strategy, when cutting after landing. These results might be due to decline in the shock absorption capability of the knee joint and the movement capability related to cutting while increasing the contribution of the ankle joint, which may cause increased ankle joint injuries.

Keywords : Muscle Fatigue, Knee, Landing, Cutting, Lower Extremity

Ⅰ. 서 론

근피로는 일상적인 신체활동과 스포츠 활동 시 발생되는 필연적인 현상으로 최대 힘 또는 순발력 발생 능력의 감소를 말한다(Enoka & Duchateau, 2008; Gandevia, 2001; Lepers, Maffiuletti, Rochette, Brugniaux, & Millet, 2002). 이러한 근피로의 발생 기전은 다양하며, 특히 운동 과업에 따라 영향을 받는다(Davis & Walsh, 2010; Lee, Becker, & Binder-Macleod, 2000). 근피로에 영향을 미치는 주요 변수는 운동 형태, 운동 강도, 부하, 이용된 특정 근육, 신체적 환경, 근수축과 안정의 시간 비율 등을 포함한다(Davis & Walsh, 2010).

이 논문은 김유경(2013)의 석사학위논문 중 일부를 발췌하였음
Corresponding Author : Chang-Hong Youm
Department of Health Care and Science, College of Health Sciences, Dong-A University, 840 Hadan-dong, Saha-gu, Busan, Korea
Tel : +82-51-200-7830 / Fax : +82-51-200-7505
E-mail : chyoum@dau.ac.kr
이 논문은 동아대학교 교내연구비 지원에 의하여 연구되었음

Copyright@ 2015 by Korean Society of Sport Biomechanics

수의적 근수축의 반복에 의해 피로가 발생되면 외적인 자극에 대한 반응시간 지연(Chappell et al., 2005; Häkkinen, Komi, & Kauhanen, 1986), 관절 움직임과 위치 정보 전달에 기여하는 고유감각의 능력 감소(Chabran et al., 2002; Hiemstra, Lo, & Fowler, 2001; Miura et al., 2004), 움직임의 협응력과 운동제어의 정확성 감소(Chabran et al., 2002; Sparto, Parnianpour, Reinsel, & Simon, 1997), 근수축 효율성의 감소가 나타난다(Chabran et al., 2002). 이러한 근피로는 신경근 제어에 부정적인 영향을 미쳐 부상 위험이 높은 움직임 전략을 초래하게 되고(McLean et al., 2007), 특히 시합의 마지막 단계에서 더 증가하는 경향이 있는 것으로 보고되고 있으며, 이러한 피로의 누적은 부상발생 증가의 직접적인 원인이 된다(McLean et al., 2007; Price, Hawkins, Hulse, & Hodson, 2004; Urabe et al., 2005).

착지는 일상생활뿐 아니라 농구, 체조, 배구 등과 같이 스포츠 활동 시 요구되는 필수적이며 흔한 동작이다(Dufek & Bates, 1991; Hrysomallis, 2007; Jo, 1999; Kim, Shin, Seon, & Kwon, 2008; Marshall, Covassin, Dick, Nassar, & Agel, 2007). 이러한 착지는 에너지를 흡수하기 위해 다양한 움직임 패턴 사용이 요구되며, 착지 시 사용되는 주요 전략은 전족 착지와 후족 착지(Cortes et al., 2007), 그리고 연성 착지와 경성 착지가 있다(Devita & Skelly, 1992). 인체는 주로 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절을 통해 착지 시 발생되는 부하의 전이를 최소화하고 흡수한다(Dufek & Bates, 1991). 그러나 착지 시 발생하는 부하를 흡수하는 기여도는 성별, 착지 높이, 착지 형태 등에 따라 다르게 나타난다. 착지 시 에너지 흡수 전략과 관련된 많은 연구에서 남성의 발목관절 저측 굴곡근, 무릎관절 신전근, 엉덩관절 신전근의 에너지 흡수율은 각각 22%, 41%, 38%로 나타났으며(McNitt-Gray, 1993; Zhang, Bates, & Dufek, 2000), 여성은 40%, 41%, 19%로 나타났다(Devita & Skelly, 1992). 이와 같이 착지 시 무릎관절은 남녀 모두에게 주요한 충격흡수 역할을 하고 있음을 알 수 있다(Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003).

선행연구에 의하면, Fagenbaum과 Darling(2003)은 남자 농구선수 6명과 여자 농구선수 8명을 대상으로 무릎관절 최대 신전토크의 50%와 25% 피로가 25.4 cm, 50.8 cm 높이에서의 점프-착지 시 전방십자인대 상해에 따른 전략 변화를 분석한 결과, 무릎관절 각도에서 여자선수가 남자선수보다 유의하게 크게 나타났으나, 피로 효과에서는 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 무릎관절의 굴곡 각가속도에서 여자선수가 남자선수보다 유의하게 크게 나타났으며, 피로효과에서는 25.4 cm와 50.8 cm 높이 모두에서 무릎관절 최대 신전토크의 50%> 25%> 사전 순으로 유의하게 감소하는 것으로 나타났다고 보고하였다. Kellis와 Kouelioti(2009)는 무릎관절 주동근과 길항근의 최대 신전토크의 30% 피로가 30 cm 높이에서의 드롭(drop) 착지 시 대퇴근 활동과 수직지면반력에 미치는 영향을 분석한 결과, 무릎신전근 피로 후 초기 접촉 시 시상면상에서의 무릎관절 각위치의 유의한 증가와 최대 무릎관절각도 및 엉덩관절 각도의 유의한 증가가 나타났다고 하였다.

근피로와 관련된 연구 중 피로 수준은 운동 수행 중 피로로 인해 발생되는 부상 발생의 시점과 관련된 주요한 변인이다(Kellis & Kouelioti, 2009). 따라서 이러한 피로 수준을 통하여 피로와 수행력 간의 관계뿐 아니라 피로 수준의 평가와 정량화를 위한 연구가 이루어지고 있다(Fagenbaum & Darling, 2003; Gear, 2011; Harkins, Mattacola, Uhl, Malone, & McCrory, 2005; Kellis & Kouelioti, 2009). 특히 최대 수의적 수축 시 최대 토크 50% 수준은 근피로 지표로 많이 사용되었으나, 이는 빠른 회복율과 짧은 피로 효과로 인하여 근피로 유도의 좋은 지표인지 아닌지(Harkins et al., 2005) 추가의 연구가 이루어지고 있는 실정이나 다소 부족한 것으로 판단된다.

착지 높이는 착지 시 착지 형태를 결정하는 외부요인 중 하나로 스포츠 손상과 관련되어 연구가 진행되고 있으며, 선행연구에 의하면, 착지 높이의 증가에 따라 무릎관절은 착지 높이가 높을수록 초기 지면 접촉과 최대 무릎 굴곡 시점에서 외전이 나타났다는 보고(Yeow, Lee, & Goh, 2009)와 좌우면상의 변화가 없거나 내전이 나타났다(Shin, Chaudhari, & Andriacchi, 2009; Pappas, Sheikhzadeh, Hagins, & Nordin, 2007; Chappell et al., 2005)는 보고 간에 상충된 결과를 초래하고 있다. 또한 착지 높이는 무릎관절 굴곡각도에 유의한 영향을 미치며(Yeow, Lee, & Goh, 2010; Ali, Robertson, & Rouhi, 2014); Fagenbaum & Daling, 2003), 외발 착지 시 무릎관절은 충격 흡수에 기여하는 주요한 역할을 수행하고 있음을 알 수 있다. 착지 높이에 따른 선행 연구들은 주로 30～60 cm 범위 내에서 이루어지고 있으나, 착지 높이의 차이가 다소 큰 것으로 판단되어 보다 작은 범위로 명확한 연구가 필요한 것으로 판단된다.

착지와 관련된 선행 연구는 스포츠 종목 특성 혹은 성별에 따른 차이 등 다양하게 이루어지고 있으나, 다양한 스포츠를 즐기는 젊은 성인 참가자들에 대한 착지 기전 및 그에 따른 부상 기전에 관한 연구는 부족한 실정이다. 또한 대부분 스포츠 동작은 다양한 점프 높이에서의 착지, 근피로 수준, 착지 후 방향 전환 등 서로 다른 운동 조건에서 연속적인 움직임으로 발생된다. 그러나 착지 높이, 착지 후 방향 전환의 연속 동작, 피로 수준을 동시에 고려한 연구는 거의 없는 실정이다.

따라서 이 연구는 착지 높이와 무릎관절 피로가 착지 후 방향 전환 동작 시 하지관절의 움직임에 미치는 영향을 분석하는데 그 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

이 연구 대상자는 최근 6개월 내 하지 관절에 정형 외과적 병력이 없는 20대 성인 29명을 대상(연령: 20.83±1.56 세, 신장: 172.42±9.51 cm, 체중: 65.07±10.18 kg)으로 하였다. 실험 전 피험자의 실험 동의를 받았으며, 실험이 진행되는 동안 피험자들은 일상생활 이외에 다른 운동 프로그램의 참여를 제한하였다. 장비는 영상분석과 지면반력분석을 위해 9대의 적외선 카메라(MX-T10, Vicon, UK)를 이용하였다. 실험 및 분석 장비의 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. Experimental equipment

Equipment	Model	Manufacturer
Body Composition Analyzer	Venus 5.5	Jawon medical(Korea)
Vicon camera	Vicon MX-T10	Vicon(UK)
Synchronizer	GIGANET	Vicon(UK)
Analysis S/W	Nexus	Vicon(UK)
Isokinetic dynamometer	Cybex	CSMI(US)

2. 실험 절차

이 연구의 실험은 총 3회에 걸쳐 이루어졌으며, 1일차에는 실험 동의서 작성, 신체활동 능력 질문지 작성, 신체조성 측정, 착지 적응, 등속성 장비 적응 훈련, 피크 토크 측정을 실시하였다. 2일차에는 약 10분간의 준비 운동을 수행한 후, 반사 마커를 부착하고 정적 캘리브레이션을 실행한 다음, 먼저 피로 유발 전 30 cm 높이에서 착지 후 방향전환 동작 5회를 실시하였다. 그 다음 등속성 동력계를 이용하여 최대 무릎관절 신전모멘트 값이 30%이하로 3회 이상 연속으로 나타나게 되면 피로 유발 운동을 중지한 후, 등속성 장비에서 벗어나 30 cm 높이에서 착지 후 방향전환 동작을 5회 실시하였다. 3일차에는 2일차의 순서와 같이 40 cm 높이에서 사전과 30% 피로 운동을 한 다음, 착지 후 방향전환 동작을 5회 실시하였다. 무릎관절의 경우, 최대 70% 이상의 고강도 등속성 반복 운동 시 피로 효과는 약 3시간 동안 유지된다(Rasstad & Hallén, 2000). 따라서 피로 유발 효과의 지속을 유지하기 위하여 최대한 노력하였으며, 착지 후 방향전환 동작은 가능한 1분 이내에 완료하였다(Fagenbaum & Darling, 2003; Harkins et al., 2005).

실험장비 배치는 실험이 이루어지는 공간 내에 적외선 카메라(Vicon MX-T10, Oxford Metric Ltd, Oxford, UK) 9대를 설치하였다. 전역좌표계는 대상자의 좌측 후방 지면의 위치를 원점으로 하였으며, 피험자의 좌우 방향을 X축, 전후 방향을 Y축, 수직 방향을 Z축으로 설정하였다<Figure 1>. 모든 대상자들은 스판 소재의 셔츠와 반바지를 착용하도록 하였으며, 착지 동작 시 맨발로 동작을 실시하게 하였다. 실험 전 체성분분석기(Venus 5.5, Jawon medical, Korea)를 이용하여 대상자의 신장과 체중을 측정하였으며, 줄자와 캘리퍼를 이용해 대상자의 다리 길이, 무릎 너비, 발목 너비를 측정하였다. 신체 모델은 Helen hayes marker set을 수정한 Plug in gait full body model을 이용하였으며, 14 mm 구형 반사마커 26개를 부착하여 모델을 구성하였다(Figure 2).

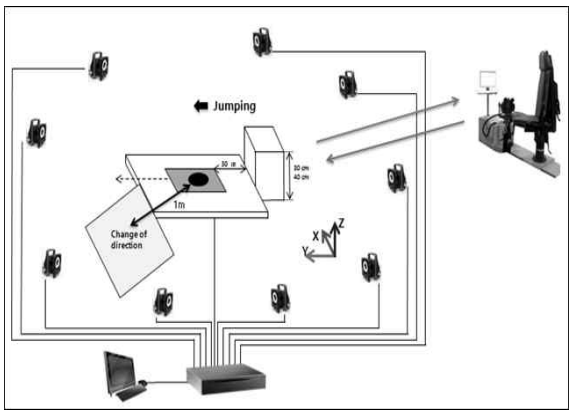

Figure 1. Equipment placement

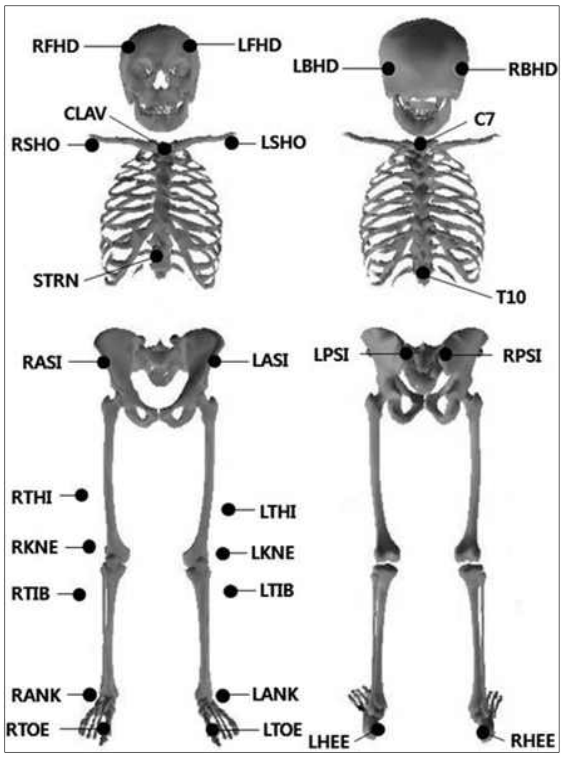

Figure 2. Plug in gait full body model

착지 방법은 실험자의 지시에 따라 30 cm와 40 cm 높이의 점프대 위에 올라가 시작 신호에 맞추어 점프대 위에서 착지 지점위로 우성 다리를 이용하여 착지하였으며, 비우성 다리는 우성 다리의 발목 내측 복사뼈보다 위에 위치하도록 하였다. 착지 시 사용된 우성 다리 결정은 자가 보고와 공을 차게 하는 테스트를 통해 이루어졌으며, 모든 피험자는 오른 다리 우성이었다(Kellis & Kouvelioti, 2009; Lawrence, Kernozek, Miller, Torry, & Reuteman, 2008). 우성 다리로 착지 후 비우성 다리는 사이드 스텝 컷팅 동작의 진행 방향(45°)으로 동작을 수행하였으며, 팔의 영향을 최소화하기 위해 팔은 나란하게 신전하여 엉덩이의 뒤쪽 아래 부위에 붙인 상태에서 착지를 수행하였다(Kellis & Kouvelioti, 2009).

최대 무릎관절 신전토크의 측정과 피로 유발 방법은 등속성 동력계(Cybex HUMAC NORM, CSMI, US)를 이용하였으며, 실험으로 인한 부상을 방지하기 위해 측정 전 약 10분 간 준비운동을 실시하였다. 무릎관절의 가동범위는 신전 각도 0°에서 굴곡 각도 90°까지로 설정하였으며, 각속도는 60°/s를 사용하였으며, 최대 무릎관절 신전모멘트는 5회의 평균값을 이용하여 산출하였다. 피로 유발 운동은 무릎관절 신전근과 굴곡근을 동시에 유발하였으며, 운동 중지 기준은 무릎관절의 최대 토크 값을 측정한 후, 최대 무릎관절 신전 시 토크의 30% 수준 이하로 감소되어 3회 이상 연속적으로 발생 시 중지하였다(Fagenbaum & Darling, 2003; Kim & Youm, 2013). 착지 후 방향전환 동작을 위한 피로 유발 운동 반복횟수는 30 cm 높이에서 65～103 회, 40 cm 높이에서 63～90 회로 나타났다.

3. 자료 처리

이 실험의 우성 다리 착지 동작에 대한 영상자료와 지면반력자료의 동기화, 수집, 분석은 Nexus software(Vicon, UK)를 이용하였으며, 피로 유발 운동 후 각각의 점프 높이에서 피로 전과 후에 약 5번의 우성 다리 착지 자료를 수집하여 성공적인 착지 5회를 평균하여 분석하였다(Gehring, Melnyk, & Gollhofer, 2009). 영상자료의 샘플링 주파수는 120 Hz, 수집된 자료는 Butterworth low-pass filter 2차, 차단주파수 6 Hz로 필터링하였다(Decker et al., 2003; Pappas et al., 2007).

착지 후 방향전환 동작에 대해 구체적인 분석을 위하여 이벤트(E1, E2, E3)와 구간(P1, P2)으로 나누어 분석하였으며(Koh, Cho, Moon, Lee, & Lee, 2011), E1은 착지 발의 초기 지면 접촉 시점, E2는 착지 다리의 최대 무릎 굴곡 시점, E3는 착지발의 이지 시점, 구간 1(P1)은 E1와 E2 사이(충격흡수 구간), 구간 2(P2)는 E2와 E3 사이로 무릎 굴곡각이 최대가 되는 시점부터 발이 지면에 떨어지는 시점을 말한다. 분석변수는 하지관절의 이벤트별 각위치, 충격흡수 구간내 가동범위, 하지관절의 구간별 평균 각속도이며, 가동범위는 E2와 E1의 각도의 차이를 이용하였으며, 하지관절 각도 정의는 다음과 같다(Figure 3).

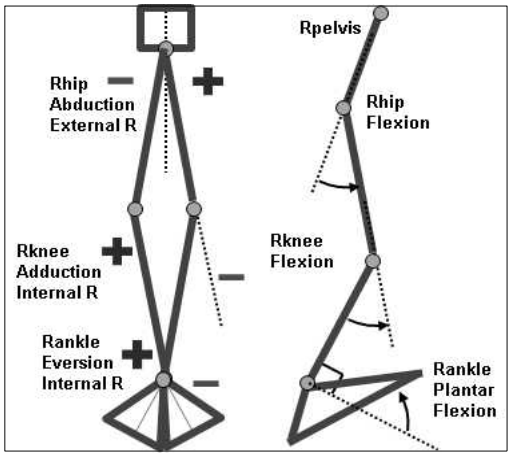

Figure 3. Angle definition of lower extremities

4. 통계처리

통계 처리는 SPSS 20.0을 이용하여 각 변수들의 평균과 표준편차를 산출 하였으며, 착지 높이와 피로 수준 간의 상호작용 효과와 주 효과는 반복측정에 의한 *two-way ANOVA*, 피로 전·후 간의 평균 차이와 점프 높이 간의 평균 차이는 대응표본 *t*-test를 실시하였다. 통계적 유의수준은 *.05*로 하였다.

III. 결 과

1. 발목관절의 각위치

시상면 각위치 결과<Table 2>, E1의 경우, 높이와 피로 간 상호작용효과($F_{1,28}$=4.632, p=.040), 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=22.891, p=.000), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=28.093, p=.000)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=5.426, p=.000)과 피로 후(t_{28}=3.043, p=.005) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 저측 굴곡각도가 유의하게 큰 것으로 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=6.122, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=2.275, p=.031) 모두 피로 전 보다 피로 후 저측 굴곡각도가 유의하게 큰 것으로 나타났다. E2의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=5.653, p=.024), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=6.652, p=.015)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.861, p=.008) 40 cm 높이가 30 cm 높

Table 2. The angular position of ankle joint (°)

		Height	Pre	Post	*t*-value	*F*-value
Sagittal plane	E1	30 cm	-12.92±7.68	-17.50±8.08	6.122*	22.891* (H)
		40 cm	-19.06±5.87	-21.20±7.77	2.275*	28.093* (F)
		t-value	5.426*	3.043*		4.632* (H×F)
	E2	30 cm	32.71±5.43	34.23±4.79	2.543*	5.653* (H)
		40 cm	34.65±6.89	35.82±7.07	1.906	6.652* (F)
		t-value	2.861*	1.744		0.330 (H×F)
	E3	30 cm	-2.60±6.61	-1.26±6.60	1.315	4.408* (H)
		40 cm	-0.68±6.97	1.54±8.13	2.086*	4.443* (F)
		t-value	1.515	2.171*		0.522 (H×F)
Frontal plane	E1	30 cm	-1.30±1.89	-1.36±1.81	0.732	8.333* (H)
		40 cm	-0.17±1.63	-0.32±1.90	0.968	2.341 (F)
		t-value	2.870*	2.701*		0.192 (H×F)
	E2	30 cm	1.69±1.13	1.79±1.43	0.815	7.567* (H)
		40 cm	2.66±1.85	2.94±1.79	1.960	3.761 (F)
		t-value	2.533*	2.827*		1.156 (H×F)
	E3	30 cm	-0.89±1.82	-0.85±1.76	0.293	12.077* (H)
		40 cm	0.25±1.82	0.64±2.11	2.499*	3.795 (F)
		t-value	2.866*	3.887*		3.572 (H×F)
Transverse plane	E1	30 cm	6.04±10.25	6.18±9.99	0.264	3.879 (H)
		40 cm	0.99±12.85	1.96±12.84	1.189	1.648 (F)
		t-value	2.117*	1.728		0.594 (H×F)
	E2	30 cm	-13.85±8.84	-12.88±9.01	1.929	11.827* (H)
		40 cm	-20.20±10.54	-19.39±10.17	1.317	3.607 (F)
		t-value	3.408*	3.379*		0.068 (H×F)
	E3	30 cm	2.62±11.09	2.43±10.36	0.230	5.299* (H)
		40 cm	-2.17±14.36	-4.24±14.91	2.382*	3.004 (F)
		t-value	1.883	2.616*		3.006 (H×F)

All data means mean±standard deviation, *p<.05

이 보다 배측 굴곡각도가 유의하게 큰 것으로 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 후(t_{28}=2.543, p=.017) 배측 굴곡각도가 유의하게 큰 것으로 나타났다. E3의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=4.408, p=.045), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=4.443, p=.044)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 후(t_{28}=2.171, p=.039) 30 cm 높이에서는 저측굴곡, 40 cm 높이에서는 배측굴곡이 나타나, 높이 간 유의한 차이가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이(t_{28}=2.086, p=.046)에서 피로 전에는 저측굴곡, 피로 후에는 배측굴곡이 나타나, 피로 간 유의한 차이가 나타났다.

관상면 각위치 결과, E1의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=8.333, p=.007)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.870, p=.008)과 피로 후(t_{28}=2.701, p=.012) 모두 30 cm높이가 40 cm높이보다 외번각이 유의하게 큰 것으로 나타났다. E2의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=7.567, p=.010)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.533, p=.017)과 피로 후(t_{28}=2.827, p=.009) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이보다 내번각이 유의하게 큰 것으로 나타났다. E3의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=12.077, p=.002)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.866, p=.008)과 피로 후(t_{28}=3.887, p=.001) 30 cm 높이에서는 내번각, 40 cm 높이에서는 외번각이 나타나, 높이 간 유의한 차이가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.499, p=.019) 유의하게 큰 내번각이 나타났다.

수평면 각위치 결과, E2의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=11.827, p=.002)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=3.408, p=.002)과 피로 후(t_{28}=3.379, p=.002) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 큰 외회전이 나타났다. E3의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=5.299, p=.029)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 후(t_{28}=2.616, p=.014) 30 cm 높이에서는 내회전, 40 cm 높이에서는 외회전이 나타나, 높이 간 유의한 차이가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.382, p=.024) 유의하게 큰 외회전이 나타났다.

2. 무릎관절의 각위치

시상면 각위치 결과 <Table 3>, E2의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=11.026, p=.003), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=14.242, p=.001)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=3.131, p=.004)과 피로 후(t_{28}=3.007, p=.006) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 큰 굴곡각이 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=3.836, p=.001)와 40 cm 높이(t_{28}=2.923, p=.007) 모두 피로 전 보다 피로 후 유의하게 작은 굴곡각이 나타났다. E3의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=7.446, p=.011), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=7.461, p=.011)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 후(t_{28}=3.029, p=.005) 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 큰 굴곡각이 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=3.583, p=.001) 유의하게 큰 굴곡각이 나타났다.

수평면 각위치 결과, E1의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=6.230, p=.019)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.242, p=.033)과 피로 후(t_{28}=2.674, p=.012) 모두 30 cm 높이가 40 cm 높이에서 보다 유의하게 큰 외회전이 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.718, p=.011) 유의하게 큰 외회전이 나타났다. E2의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=10.178, p=.003)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.961, p=.006)과 피로 후(t_{28}=3.388, p=.002) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 큰 내회전이 나타났다. E3의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=9.155, p=.005)가 나타났다. 높이 간 사후검정

Table 3. The angular position of knee joint (°)

		Height	Pre	Post	*t*-value	*F*-value
Sagittal plane	E1	30 cm	12.89±6.77	12.38±6.68	0.886	0.041 (H)
		40 cm	12.14±5.20	12.66±6.59	0.833	0.000 (F)
		t-value	0.596	0.225		1.746 (H×F)
	E2	30 cm	51.14±6.10	48.12±7.25	3.836*	11.026* (H)
		40 cm	55.48±7.43	52.06±8.30	2.923*	14.242* (F)
		t-value	3.131*	3.007*		0.149 (H×F)
	E3	30 cm	17.27±6.72	18.60±5.08	1.210	7.446* (H)
		40 cm	19.78±7.12	22.48±6.55	3.583*	7.461* (F)
		t-value	1.876	3.029*		1.358 (H×F)
Frontal plane	E1	30 cm	0.34±3.94	0.61±3.41	1.245	0.065 (H)
		40 cm	0.33±4.47	0.31±4.96	0.051	0.453 (F)
		t-value	0.018	0.444		0.337 (H×F)
	E2	30 cm	-0.98±9.40	-1.47±7.75	0.906	0.236 (H)
		40 cm	-2.55±11.15	-2.13±10.42	0.819	0.009 (F)
		t-value	0.635	0.303		1.375 (H×F)
	E3	30 cm	-0.45±5.04	0.06±4.41	1.633	0.631 (H)
		40 cm	-1.33±5.11	-0.53±5.96	1.882	6.961* (F)
		t-value	0.963	0.580		0.276 (H×F)
Transverse plane	E1	30 cm	-4.81±7.60	-5.78±7.07	2.718*	6.230* (H)
		40 cm	-0.11±8.57	-0.24±9.16	0.200	2.073 (F)
		t-value	2.242*	2.674*		1.281 (H×F)
	E2	30 cm	4.41±8.06	4.09±8.12	1.274	10.178* (H)
		40 cm	11.22±8.64	11.60±8.80	0.772	0.009 (F)
		t-value	2.961*	3.388*		1.804 (H×F)
	E3	30 cm	-3.30±7.15	-3.81±6.91	1.294	9.155* (H)
		40 cm	2.61±8.89	2.67±8.90	0.079	0.241 (F)
		t-value	2.811*	3.145*		0.577 (H×F)

All data means mean±standard deviation, *$p<.05$

Table 4. The angular position of hip joint (°)

		Height	Pre	Post	*t*-value	*F*-value
Sagittal plane	E1	30 cm	29.14±7.03	28.92±6.11	0.317	2.890 (H)
		40 cm	30.70±6.98	30.81±7.36	0.157	0.010 (F)
		t-value	1.413	1.782		0.191 (H×F)
	E2	30 cm	32.18±8.80	26.83±9.67	6.676*	2.229 (H)
		40 cm	33.93±8.51	28.64±11.67	4.223*	38.889* (F)
		t-value	1.371	1.288		0.002 (H×F)
	E3	30 cm	-1.99±7.63	-3.31±6.93	1.815	2.456 (H)
		40 cm	-0.69±6.81	-1.37±8.01	0.922	3.051 (F)
		t-value	1.174	1.681		0.474 (H×F)
Frontal plane	E1	30 cm	-8.71±3.85	-9.85±4.03	2.515*	30.206* (H)
		40 cm	-12.42±3.30	-13.17±3.43	1.354	4.927* (F)
		t-value	5.075*	5.031*		0.487 (H×F)
	E2	30 cm	-5.98±5.30	-6..44±5.14	0.684	0.023 (H)
		40 cm	-6.06±5.84	-6.14±5.31	0.108	0.239 (F)
		t-value	0.092	0.378		0.193 (H×F)
	E3	30 cm	-18.40±4.76	-17.70±4.70	1.577	0.763 (H)
		40 cm	-18.12±5.81	-16.82±4.98	2.155*	5.543* (F)
		t-value	0.327	1.500		0.888 (H×F)
Transverse plane	E1	30 cm	-12.96±11.83	-10.60±12.05	4.914*	0.594 (H)
		40 cm	-14.61±13.47	-13.25±12.64	2.215*	18.063* (F)
		t-value	0.586	0.944		2.265 (H×F)
	E2	30 cm	-6.54±10.72	-7.06±11.08	1.103	0.071 (H)
		40 cm	-7.36±12.44	-7.82±12.34	0.816	1.637 (F)
		t-value	0.273	0.254		0.006 (H×F)
	E3	30 cm	-20.64±11.79	-18.53±10.95	4.409*	0.199 (H)
		40 cm	-19.41±13.67	-17.07±12.94	4.482*	38.196* (F)
		t-value	0.402	0.485		0.104 (H×F)

All data means mean±standard deviation, *$p<.05$

결과, 피로 전(t_{28}=2.811, p=.009)과 피로 후(t_{28}=3.145, p=.004) 모두 30 cm 높이에서는 외회전이, 40 cm 높이에서는 내회전의 나타나, 높이 간 유의한 차이가 나타났다.

3. 엉덩관절의 각위치

시상면 각위치 결과<Table 4>, E2의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=38.889, p=.000)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=6.676, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=4.223, p=.000) 모두 피로 전 보다 피로 후 유의하게 작은 굴곡각이 나타났다.

관상면 각위치 결과, E1의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=30.206, p=.000), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=4.927, p=.035)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=5.075, p=.000)과 피로 후(t_{28}=5.031, p=.000) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 큰 외전이 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.515, p=.018) 유의하게 큰 외전이 나타났다. E3의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=5.543, p=.026)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.155, p=.040) 유의하게 작은 외전이 나타났다.

수평면 각위치 결과, E1의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=18.063, p=.000)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=4.914, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=2.215, p=.035) 모두 피로 전 보다 피로 후 유의하게 작은 외회전이 나타났다. E3의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=38.196, p=.000)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=4.409, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=4.482, p=.000) 모두 피로 전 보다 피로 후 유의하게 작은 외회전이 나타났다.

4. 충격흡수구간 내 하지관절의 가동범위

발목관절의 시상면 가동범위 결과 <Table 5>, 높이와 피로 간 상호작용효과($F_{1,28}$=5.509, p=.026), 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=52.386, p=.000), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=57.762, p=.000)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=6.867, p=.000)과 피로 후(t_{28}=5.387, p=.000) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 가동범위가 유의하게 증가하였다. 피로 간 사후

Table 5. The range of motion of Lower extremities (°)

		Height	Pre	Post	*t*-value	*F*-value
Ankle	Sagittal plane	30 cm	48.12±7.76	54.18±7.92	7.918*	52.386* (H)
		40 cm	55.79±7.32	59.30±8.38	3.929*	57.762* (F)
		t-value	6.867*	5.387*		5.509* (H×F)
	Frontal plane	30 cm	3.32±1.52	3.43±1.52	0.701	0.001 (H)
		40 cm	3.16±1.45	3.56±1.64	2.540*	7.505* (F)
		t-value	0.431	0.330		1.310 (H×F)
	Transverse plane	30 cm	21.98±6.94	20.69±6.19	2.553*	4.015 (H)
		40 cm	23.41±5.50	23.39±6.35	0.033	2.912 (F)
		t-value	1.419	2.293*		2.944 (H×F)
Knee	Sagittal plane	30 cm	40.96±5.06	39.24±5.57	2.128*	15.784* (H)
		40 cm	45.04±6.37	42.33±7.65	2.292*	7.293* (F)
		t-value	3.702*	2.918*		0.696 (H×F)
	Frontal plane	30 cm	7.86±3.66	6.54±3.82	3.111*	2.968 (H)
		40 cm	9.64±4.65	8.48±3.62	2.515*	13.613* (F)
		t-value	1.548	1.789		0.073 (H×F)
	Transverse plane	30 cm	10.61±4.17	11.26±4.05	1.756	8.561* (H)
		40 cm	12.88±4.51	13.39±5.79	0.981	2.635 (F)
		t-value	3.023*	2.506*		0.053 (H×F)
Hip	Sagittal plane	30 cm	8.21±3.17	7.12±3.20	1.409	6.354* (H)
		40 cm	8.69±3.02	9.03±4.39	0.455	0.373 (F)
		t-value	0.789	2.706*		2.497 (H×F)
	Frontal plane	30 cm	7.76±2.70	7.75±2.68	0.019	45.117* (H)
		40 cm	11.09±4.79	11.11±4.07	0.024	0.000 (F)
		t-value	5.294*	6.325*		0.001 (H×F)
	Transverse plane	30 cm	11.38±4.94	7.49±3.59	7.422*	1.893 (H)
		40 cm	11.91±5.60	9.38±5.18	5.360*	74.431* (F)
		t-value	0.492	2.408*		4.210* (H×F)

All data means mean±standard deviation, *$p<.05$

검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=7.918, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=3.929, p=.001) 모두 피로 전 보다 피로 후 가동범위가 유의하게 증가하였다.

관상면 가동범위 결과, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=7.505, p=.011)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전 보다 피로 후(t_{28}=2.540, p=.017) 가동범위가 유의하게 증가하였다. 수평면 가동범위 결과, 높이 간 사후검정 결과, 피로 후(t_{28}=2.293, p=.030) 40 cm 높이가 30 cm 높이에서 보다 가동범위가 유의하게 증가하였다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전 보다 피로 후(t_{28}=2.553, p=.016) 가동범위가 유의하게 감소하였다.

무릎관절의 시상면 가동범위 결과, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=15.784, p=.000), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=7.293, p=.012)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=3.702, p=.001)과 피로 후(t_{28}=2.918, p=.007) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이보다 가동범위가 유의하게 증가하였다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=2.128, p=.042)와 40 cm 높이(t_{28}=2.292, p=.030) 모두 피로 전 보다 피로 후 가동범위가 유의하게 감소하였다.

관상면 가동범위 결과, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=13.613, p=.001)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=3.111, p=.004)와 40 cm 높이(t_{28}=2.515, p=.018) 모두 피로 전 보다 피로 후 가동범위가 유의하게 감소하였다. 수평면 가동범위 결과, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=8.561, p=.007)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=3.023, p=.005)과 피로 후(t_{28}=2.506, p=.018) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 가동범위가 유의하게 증가하였다.

엉덩관절의 시상면 가동범위 결과, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=6.354, p=.018)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 후(t_{28}=2.706, p=.011) 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 가동범위가 유의하게 증가하였다. 관상면 가동범위 결과, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=45.117, p=.000)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=5.294, p=.000)과 피로 후(t_{28}=6.325, p=.000) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 가동범위가 유의하게 증가하였다. 수평면 가동범위 결과, 높이와 피로 간 상호작용효과($F_{1,28}$=4.210, p=.050) 및 피로 간 유의한 주효과(t_{28}=74.431, p=.000)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 후(t_{28}=2.408, p=.023) 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 가동범위가 유의하게 증가하였다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=7.422, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=5.360, p=.000) 모두 피로 전 보다 피로 후 가동범위가 유의하게 감소하였다.

5. 하지관절의 구간별 각속도

발목관절 시상면 각속도 결과<Table 6>, P1의 경우, 높이와 피로 간 상호작용효과($F_{1,28}$=5.537, p=.026), 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=17.472, p=.000), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=37.491, p=.000)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=4.115, p=.000)과 피로 후(t_{28}=2.877, p=.008) 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 증가하였다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=6.678, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=4.178, p=.000) 모두 피로 전 보다 피로 후 유의하게 증가하였다. P2의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=4.503, p=.043)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.055, p=.049) 유의하게 증가하였다. 관상면 각속도 결과, P1의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=16.462, p=.000)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=3.441, p=.002) 유의하게 증가하였다. 수평면 각속도 결과, P2의 경우, 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=3.169, p=.004) 유의하게 감소하였다.

Table 6. The angular velocity of the ankle joint (°/s)

		Height	Pre	Post	*t*-value	*F*-value
Sagittal plane	P1	30 cm	257.31±62.24	316.99±64.89	6.678*	17.472* (H)
		40 cm	296.70±59.43	335.97±73.31	4.178*	37.491* (F)
		t-value	4.115*	2.877*		5.537* (H×F)
	P2	30 cm	-194.58±58.21	-217.97±38.39	2.055*	0.194 (H)
		40 cm	-207.44±46.37	-212.49±40.02	0.862	4.503* (F)
		t-value	0.958	0.940		2.269 (H×F)
Frontal plane	P1	30 cm	17.05±9.33	19.30±9.42	2.008	0.105 (H)
		40 cm	15.61±8.35	19.51±10.74	3.441*	16.462* (F)
		t-value	0.738	0.095		0.981 (H×F)
	P2	30 cm	-14.71±9.12	-16.06±8.71	1.138	0.452 (H)
		40 cm	-14.20±7.55	-14.20±8.94	0.004	0.871 (F)
		t-value	0.254	1.028		0.772 (H×F)
Transverse plane	P1	30 cm	-113.24±49.36	-117.00±44.42	0.827	1.336 (H)
		40 cm	-118.13±41.24	-126.67±45.78	1.539	2.227 (F)
		t-value	0.688	1.422		0.652 (H×F)
	P2	30 cm	93.86±42.56	93.85±35.64	0.002	0.393 (H)
		40 cm	104.21±34.64	91.93±42.66	3.169*	4.053 (F)
		t-value	1.315	0.276		3.802 (H×F)

All data means mean±standard deviation, *$p<.05$

Table 7. The angular velocity of the knee joint (°/s)

		Height	Pre Mean±SD	Post Mean±SD	*t*-value	*F*-value
Sagittal plane	P1	30 cm	214.94±43.17	217.64±40.88	0.404	6.137* (H)
		40 cm	236.68±43.26	226.40±43.39	1.650	0.481 (F)
		t-value	2.924*	1.323		3.592 (H×F)
	P2	30 cm	-185.18±56.02	-180.06±25.77	0.440	3.759 (H)
		40 cm	-208.00±29.01	-181.42±28.79	5.969*	6.135* (F)
		t-value	1.924	0.419		3.132 (H×F)
Frontal plane	P1	30 cm	-7.94±41.55	-13.39±38.53	2.173*	0.095 (H)
		40 cm	-15.37±50.78	-12.88±44.14	0.986	0.770 (F)
		t-value	0.627	0.047		4.569* (H×F)
	P2	30 cm	4.10±35.05	11.47±32.31	2.255*	0.006 (H)
		40 cm	5.80±45.77	8.27±36.50	0.812	5.427* (F)
		t-value	0.153	0.361		1.089 (H×F)
Transverse plane	P1	30 cm	53.03±28.85	60.54±29.01	2.892*	4.077 (H)
		40 cm	62.70±27.80	69.39±35.57	1.800	6.674* (F)
		t-value	2.067*	1.748		0.061 (H×F)
	P2	30 cm	-43.67±25.26	-49.78±22.47	2.109*	3.011 (H)
		40 cm	-50.81±27.25	-57.09±28.03	2.238*	6.598* (F)
		t-value	1.404	1.992		0.003 (H×F)

All data means mean±standard deviation, *$p<.05$

무릎관절 시상면 각속도 결과<Table 7>, P1의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=6.137, p=.020)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.924, p=.007) 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 증가하였다. P2의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=6.135, p=.020)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=5.969, p=.000) 유의하게 감소하였다. 관상면 각속도 결과, P1의 경우, 높이와 피로 간 상호작용효과($F_{1,28}$=4.659, p=.041)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.173, p=.038) 유의하게 증가하였다. P2의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=5.427, p=.027)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.255, p=.032) 유의하게 증가하였다. 수평면 각속도 결과, P1의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=6.674, p=.015)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=2.067, p=.048) 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 증가하였다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=2.892, p=.007) 유의하게 증가하였다. P2의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=6.598, p=.016)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=2.109, p=.044)와 40 cm 높이(t_{28}=2.238, p=.033) 모두 피로 전 보다 피로 후 유의하게 증가하였다.

Table 8. The angular velocity of the hip joint (°/s)

		Height	Pre	Post	*t*-value	*F*-value
Sagittal plane	P1	30 cm	16.63±29.05	-13.89±35.98	6.684*	0.062 (H)
		40 cm	17.07±32.76	-16.76±44.99	6.084*	59.273* (F)
		t-value	0.079	0.486		0.324 (H×F)
	P2	30 cm	-186.11±57.68	-184.90±32.23	0.106	1.649 (H)
		40 cm	-200.47±20.83	-184.40±28.27	3.398*	1.574 (F)
		t-value	1.421	0.129		1.871 (H×F)
Frontal plane	P1	30 cm	15.43±22.22	21.23±21.65	1.615	43.841* (H)
		40 cm	34.44±26.73	41.27±24.73	1.975	4.292* (F)
		t-value	5.647*	5.708*		0.086 (H×F)
	P2	30 cm	-65.08±33.60	-68.20±22.58	0.523	0.029 (H)
		40 cm	-68.32±33.44	-63.37±31.81	1.188	0.050 (F)
		t-value	0.473	1.207		1.657 (H×F)
Transverse plane	P1	30 cm	35.80±29.89	21.87±29.67	4.519*	1.880 (H)
		40 cm	40.72±33.18	32.66±39.96	2.032	12.065* (F)
		t-value	0.809	1.856		3.311 (H×F)
	P2	30 cm	-78.51±30.55	-70.09±24.26	1.968	5.716* (H)
		40 cm	-71.28±26.69	-58.78±27.58	4.972*	11.608* (F)
		t-value	1.483	3.259*		1.445 (H×F)

All data means mean±standard deviation, *$p<.05$

엉덩관절 시상면 각속도 결과<Table 8>, P1의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=59.273, p=.000)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이(t_{28}=6.684, p=.000)와 40 cm 높이(t_{28}=6.084, p=.000) 모두 피로 전 보다 피로 후 유의하게 감소하였다. P2의 경우, 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=3.398, p=.002) 유의하게 감소하였다. 관상면 각속도 결과, P1의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=43.841, p=.000), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=4.292, p=.048)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 전(t_{28}=5.647, p=.000)과 피로 후(t_{28}=5.708, p=.000) 모두 40 cm

높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 증가하였다. 수평면 각속도 결과, P1의 경우, 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=12.065, p=.002)가 나타났다. 피로 간 사후검정 결과, 30 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=4.519, p=.000) 유의하게 감소하였다. P2의 경우, 높이 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=5.716, p=.024), 피로 간 유의한 주효과($F_{1,28}$=11.608, p=.002)가 나타났다. 높이 간 사후검정 결과, 피로 후(t_{28}=3.259, p=.003) 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 유의하게 감소하였다. 피로 간 사후검정 결과, 40 cm 높이에서 피로 전보다 피로 후(t_{28}=4.972, p=.000) 유의하게 감소하였다.

Ⅳ. 논 의

이 연구의 목적은 착지 높이와 무릎관절 피로가 착지 후 방향 전환 동작 시 하지관절의 움직임에 미치는 영향을 분석하고자 하였으며, 그 결과, 30 cm와 40 cm 높이 차이와 최대 무릎관절 신전토크 30% 수준의 피로는 착지 후 방향 전환 동작 시 무릎관절의 충격흡수 능력이 감소되는 것으로 나타났으며, 피로 전 충격흡수 기전은 무릎관절에 의존하는 것으로 나타났으나, 피로 후에는 발목관절에 의존하고 있어 충격흡수 전략의 변화가 나타났다.

1. 착지 높이에 따른 효과

발목관절 각위치에 대한 시상면상 결과, E1은 피로 전과 피로 후 모두 착지 높이가 높을수록 저측굴곡 각도의 증가, E2는 피로 전 착지 높이가 높을수록 배측굴곡 각도의 증가, E3는 피로 후 30 cm 높이에서는 저측굴곡, 40 cm 높이에서는 배측굴곡이 나타났다. 관상면상 결과, E1은 피로 전과 피로 후 모두 30 cm 높이가 40 cm 높이 보다 외번각의 증가, E2는 피로 전과 피로 후 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 내번각의 증가, E3는 피로 전과 피로 후 30 cm 높이에서는 외번각, 40 cm 높이에서는 내번각이 나타났다. 수평면상 결과, E1은 피로 전 30 cm 높이가 40 cm 높이 보다 내회전의 증가, E2는 피로 전과 피로 후 모두 40 cm 높이가 30 cm 높이 보다 외회전의 증가, E3는 피로 후 30 cm 높이에서는 내회전, 40 cm 높이에서는 외회전이 나타났다.

착지는 에너지를 흡수하기 위해 다양한 움직임 패턴의 사용이 요구되며, 착지 시 지면에 처음 접촉하는 지점에 따라 전족 착지와 후족 착지로 나뉜다(Cortes et al., 2007). 전족 착지는 점프 후 착지 형태로 발의 앞부분이 먼저 착지하는 것으로 무릎관절의 경도와 관련되며, 후족 착지는 걷기와 조깅과 같은 이동 착지로서 뒤꿈치가 먼저 착지하는 것으로 발목관절의 경도와 관련된다(Butler, Crowell, & Davis, 2003). 이러한 관점에서 이 연구에서 나타난 착지 전략은 각각의 높이에서 모두 전족착지인 것으로 나타났다. 이 연구 결과, 시상면상 E1의 경우, 착지 높이가 높을수록 저측굴곡각의 증가, 관상면상 E2의 경우, 피로 후 착지가 높을수록 외번각의 증가, 수평면상 E2의 경우, 피로 후 착지가 높을수록 외회전의 증가가 나타났다.

Padua 등(2006)은 피로 후 착지 시 관절 움직임 제어를 위한 세 가지 전략을 정의하였으며, 그 전략에는 착지 시 발목관절에 크게 의존하는 발목 우성 전략, 착지 시 길항근 근활성 패턴이 감소하는 길항근 억제전략, 착지 시 대퇴사두근에 크게 의존하는 대퇴사두근 우성 전략이 있다. 이 연구 결과, 발목관절의 구간별 각속도에서 시상면상 P1의 경우, 피로 전과 피로 후 모두 착지 높이가 높을수록 증가하였고, 발목관절의 가동범위에서 시상면상의 경우, 피로 전과 피로 후 모두 착지 높이가 높을수록 증가하였다. 따라서 착지 높이가 높을수록 발목에 의존하는 발목관절 우성 전략이 나타난 것으로 판단된다. 그리고 이러한 착지 높이에 따른 발목 우성 전략은 발목관절의 과부하로 이어져 상해 발생의 증가에 영향을 미칠 수 있을 것이다. 또한 발목관절과 관련된 상해 발생의 85%는 외측에서 발생된 염좌이며, 이는 발목관절의 과도한 내번으로 인하여 발생된다(Gutierrez, Jackson, Dorr, Margiotta, & Kaminski, 2007).

무릎관절 각위치에 대한 시상면상 결과, 착지 높이가 높을수록 피로 전과 피로 후 모두 E2와 E3에서 굴곡각의 증가, 수평면상 결과, 피로 전과 피로 후 모두 E2와 E3는 내회전의 증가가 나타났다. 무릎관절의 구간별 각속도에 대한 시상면과 수평면상 결과, P1은 착지 높이가 높을수록 피로 전 증가가 나타났다. 무릎관절의 가동범위는 시상면과 수평면상 결과, 착지 높이가 높을수록 피로 전과 피로 후 모두 가동범위가 증가된 것으로 나타났다. 선행 연구에 의하면 착지 높이가 높을수록 무릎굴곡 각도가 크게 나타나 착지 높이는 무릎굴곡 각도에 유의한 영향을 미친다고 보고하였으며(Ali et al., 2014; Fagenbaum & Daling, 2003; Yeow et al., 2010), 이러한 결과는 외발착지 시 무릎관절의 굴곡각도가 충격을 흡수하는 주역할을 수행하고 있음을 알 수 있다.

2. 무릎관절 피로에 따른 효과

발목관절 각위치에 대한 시상면상 결과, E1은 피로 후 발목관절 저측굴곡 각도의 증가, E2는 발목관절의 배측굴곡 각도의 증가가 나타났다. 이러한 결과는 피로 후 충격흡수에 대한 보상작용으로 가동범위를 최대화하려는 노력의 결과인 것으로 판단된다. Coventry 등(2006)의 외발 드롭 착지 시 기능

적 운동을 이용한 하지관절의 피로가 하지관절의 충격흡수 기전에 미치는 영향에 대한 연구 결과, 피로 후 발목관절의 저측굴곡 움직임의 감소가 나타났다고 보고하였는데, 이는 이 연구의 피로 프로토콜과 Coventry 등(2006)의 하지 피로를 유발하기 위하여 기능적 피로 프로토콜 간의 차이에 의한 것으로 판단된다.

Decker 등(2003)은 드롭 착지 시 성별에 따른 하지의 에너지 흡수, 운동학, 운동역학적 차이에 대한 연구 결과, 여성이 남성보다 초기 접촉 시점에서 보다 신전된 자세를 이용하여 착지하는 것으로 보고하였으며, 이러한 결과는 착지 구간에서 발목관절의 가동범위와 각속도의 증가를 초래하였다고 하였다. Madigan과 Pidcoe(2003)는 드롭 착지 시 하지근육의 피로가 지면충격력, 하지 운동학 및 운동역학적 변인에 미치는 영향에 대한 연구 결과, 외발 착지 시 엉덩관절과 무릎관절의 가동범위는 감소하는 것으로 나타난 반면, 발목관절의 가동범위는 증가하는 것으로 나타났다고 하였다. 이 연구 결과 시상면상에서 피로 후 발목관절의 각속도와 가동범위의 증가는 이들의 선행연구 결과와 유사한 기전에 의한 것으로 판단된다. 따라서 무릎관절 근육의 피로 후 착지 시 발목관절은 충격흡수에 주요한 역할을 하는 것으로 판단된다.

무릎관절의 시상면에서 발생되는 굴곡각도는 착지와 관련된 전략 중에서 경성 착지와 연성 착지를 구분하는 척도가 되며, 착지 시 충격흡수와 관련하여 주로 다루어지는 요소이다(Cortes et al., 2007; Devita & Skelly, 1992). 경성 착지는 착지 시 지면 접촉 후 무릎관절의 상대 각도가 90°보다 작고, 발목관절의 저측굴곡근이 큰 에너지를 흡수하는 전략을 말하며, 연성 착지는 착지 시 지면 접촉 후 무릎관절의 상대 각도가 90°보다 크고, 무릎관절과 엉덩관절의 신전근에 의존하는 전략을 말한다(Devita & Skelly, 1992). 이 연구 결과 시상면상 결과, E2는 피로 전과 후 모두 90°보다 작은 굴곡각도가 나타나 경성 착지 전략이 사용된 것으로 판단된다. 충격흡수 구간인 P1의 피로 후 무릎관절의 가동범위가 감소되어 나타났다. 이와 같이 착지 후 점프 혹은 착지 후 방향 전환이 이루어지는 동작과 같이 연속적인 움직임이 일어나는 경우에는 무릎관절의 굴곡각도가 감소되는 경성 착지 전략이 나타나는데(Cho, 2012), 이 연구의 최대 무릎관절 신전토크 30% 수준의 피로는 Cho(2012)의 연구 결과와 유사하게 나타난 것으로 판단된다.

엉덩관절 각위치에 대한 시상면상 결과, E2는 피로 후 엉덩관절의 굴곡 각도 감소, P1은 피로 후 엉덩관절의 각속도가 감소된 것으로 나타났다. Cortes 등(2007)은 엉덩관절의 굴곡각도의 경우, 착지 전략에 따라 유의한 차이가 있는 것으로 보고하였다. 발의 앞꿈치 부분이 먼저 지면에 닿는 전족 착지 형태의 기술은 초기 지면 접촉 시 발의 뒤꿈치 부분이 먼저 닿는 후족 착지 형태의 기술보다 엉덩관절 굴곡각도가 유의하게 작게 나타났다고 하였으며, 이러한 결과는 동작의 순차성과 관련된 신체의 균형을 유지하기 위해 순간적으로 똑바로 선 자세가 요구되기 때문이라고 하였다. 이 연구 결과에서도 마찬가지로 피로 후 지면 접촉 시 발목관절에서 저측굴곡각도가 증가된 것으로 나타났으며, 충격흡수 구간에서는 엉덩관절의 움직임이 감소되어 나타났다.

Zhang 등(2000)의 착지 시 하지 관절의 에너지 흡수 기여도에 관한 연구 결과, 엉덩관절 굴곡각도가 에너지 흡수에 중요한 역할을 한다고 보고하였다. 그러나 Iguchi 등 (2013)의 불예측 상황의 사이드 컷팅 동작 시 성별과 피로가 하지의 운동학, 운동역학, 근육활성화에 미치는 영향에 대한 연구 결과, 피로 후 사이드 컷팅 동작 시 충격흡수 구간에서 여성이 남성에 비해 작은 엉덩관절 굴곡각도가 나타났으며, 이러한 결과는 전방십자인대 부상의 위험성을 높이는 것으로 보고하였다. 따라서 이 연구 결과, 피로 후 시상면에서 엉덩관절의 움직임이 감소가 나타났으며, 이는 선행 연구 결과와 유사한 것으로 판단된다. 또한 P2에서 피로 후 낮은 엉덩관절의 움직임이 나타났는데, 이는 무릎관절 신전근 그룹의 피로가 점프 높이를 감소시킨다는 보고(Byrne & Eston, 2002; Twist & Eston, 2007)를 통해 착지 후 방향 전환 동작에도 영향을 미치고 있음을 알 수 있다.

V. 결 론

이 연구의 목적은 착지 높이와 무릎관절 피로가 착지 후 방향 전환 동작 시 하지관절의 움직임에 미치는 영향을 알아보고자 하였으며, 그 결론은 다음과 같다.

이 연구의 30 cm와 40 cm 높이 차이는 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 시상면상 각속도와 가동범위를 증가시키는 것으로 나타났다. 무릎관절의 시상면상 및 관상면상 가동범위는 피로 후 30 cm와 40 cm 높이 모두 감소하는 것으로 나타났다. 엉덩관절의 시상면상 각속도 및 수평면상 각속도와 가동범위는 피로 후 30 cm 와 40 cm 높이 모두 감소하는 것으로 나타났다. 그러나 발목관절의 시상면상 각속도와 가동범위는 피로 후 30 cm와 40 cm 높이 모두에서 증가하는 것으로 나타났으며, 관상면상 각속도와 가동범위는 피로 후 40 cm 높이에서 증가하는 것으로 나타났다.

결론적으로 30 cm와 40 cm 간 높이 차이와 무릎관절 근육그룹의 최대 토크 30%의 피로는 무릎관절 충격흡수 능력의 감소를 초래하고 이에 따른 충격흡수 전략의 변화는 발목관절

상해 증가의 원인이 될 수 있을 것으로 판단된다. 추후 연구에서는 착지 후 방향 전환 동작 시 운동역학적 변인뿐만 아니라 근전도 분석을 통해 충격흡수에 대한 하지 관절의 기여도, 나아가 하지 관절의 수행력 평가 및 상해 예방을 위한 적절한 피로 척도 개발과 관련된 연구가 기대된다.

참고문헌

Ali, N., Robertson, D. G. E., & Rouhi, G. (2014). Sagittal plane body kinematics and kinetics during single-leg landing from increasing vertical heights and horizontal distances: Implications for risk of non-contact ACL injury. *The Knee,* 21(1), 38-46.

Butler, R. J., Crowell, H. P., & Davis, I. M. (2003). Lower extremity stiffness: implications for performance and injury. *Clinical Biomechanics,* 18(6), 511-517.

Byrne, C., & Eston, R. (2002). The effect of exercise-induced muscle damage on isometric and dynamic knee extensor strength and vertical jump performance. *Journal of Sports Sciences,* 20(5), 417-425.

Chabran, E., Maton, B., & Fourment, A. (2002). Effects of postural muscle fatigue on the relation between segmental posture and movement. *Journal of Electromyography and Kinesiology,* 12(1), 67-79.

Chappell, J. D., Herman, D. C., Knight, B. S., Kirkendall, D. T., Garrett, W. E., & Yu, B. (2005). Effect of fatigue on knee kinetics and kinematics in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine,* 33(7), 1022-1029.

Cho, J. H. (2012). The effects of landing height on the lower extremity injury mechanism during a counter movement jump. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 22(1), 25-34.

Cortes, N., Onate, J., Abrantes, J., Gagen, L., Dowling, E., & Van Lunen, B. (2007). Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump landings. *Journal of Applied Biomechanics,* 23(4), 289-299.

Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., & Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics,* 21(10), 1090-1097.

Davis, M. P., & Walsh, D. (2010). Mechanisms of fatigue. *The Journal of Supportive Oncology,* 8, 164-174.

Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Steadman, J. (2003). Gender differences in lower extremity kinematic, kinetics, and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics,* 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. (1991). Biomechanical factors associated with injury during landing in jump sports. *Sports Medicine,* 12(5), 326-337.

Enoka, R. M., & Duchateau, J. (2008). Muscle fatigue: what, why and how it influences muscle function. *The Journal of Physiology,* 586(1), 11-23.

Fagenbaum, R., & Darling, W. G. (2003). Jump landing strategies in male and female college athletes and the implications of such strategies for anterior cruciate ligament injury. *American Journal of Sport Medicine,* 31(2), 233-240.

Gandevia, S. C. (2001). Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiological Reviews,* 81(4), 1725-1789.

Gear, W. S. (2011). Effect of different levels of localized muscle fatigue on knee position sense. *Journal of Sports Science and Medicine,* 10, 725-730.

Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics,* 24(1), 82-87.

Gutierrez, G. M., Jackson, N. D., Dorr, K. A., Margiotta, S. E., & Kaminski, T. W. (2007) Effect of fatigue on neuromuscular function at the ankle. *Journal of Sport Rehabilitation,* 16(4), 295-306.

Häkkinen, K., Komi, P. V., & Kauhanen, H. (1986). Electromyographic and force production characteristics of leg extensor muscles of elite weight lifters during isometric, concentric, and various stretch-shortening cycle exercises. *International Journal of Sports Medicine,* 7(3), 144-151.

Harkins, K. M., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., Malone, T. R., & McCrory, J. L. (2005). Effects of 2 ankle fatigue models on the duration of postural stability dysfuntion. *Journal of Athletic Training,* 40(3), 191-196.

Hrysomallis, C. (2007). Relationship between balance ability, training and sports injury risk. *Sports Medicine,* 37(6), 547-556.

Iguchi, J., Tateuchi, H., Taniguchi, M., & Ichihashi, N. (2013). The effect of sex and fatigue on lower limb kinematics, kinetics, and muscle activity during unanticipated side-step cutting. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy,* 22(1), 1-8.

Jo, S. C. (1999). Biomechanical analysis of bare foot landing and shod foot landing in drop jump. *The Korean Journal of Physical Education,* 38(3), 715-725.

Kellis, E., & Kouvelioti, V. (2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on high muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology,* 19, 55-64.

Kim. S. K., Shin, S. H., Seon, N. S., & Kwon, M. S. (2008). Vertical reaction force and kinematical compensation movements analysis of drop landing movement in obese and normal subjects. *Korean Journal of Sport Science,* 19(3), 1-10.

Kim, T. H., & Youm, C. H. (2013). Effects of knee joint muscle fatigue and overweight on the angular displacement and moment of the lower limb joints during landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 23(1), 63-76.

Koh, Y. C., Cho, J. H., Moon, G. S., Lee, H. D., & Lee, S. C. (2011). Effects of visual information blockage on landing strategy during drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics,* 21(1), 31-38.

Lawrence III, R. K., Kernozek, T. W., Miller, E. J., Torry, M. R., & Reuteman, P. (2008). Influences of hip external rotation strength on knee mechanics during single-leg drop landings in female. *Clinical Biomechanics,* 23(6), 806-813.

Lee, S. C., Becker, C. N., & Binder-Macleod, S. A. (2000). Activation of human quadriceps femoris muscle during dynamic contractions: effects of load on fatigue. *Journal of Applied Physiology,* 89(3), 926-936.

Lepers, R., Maffiuletti, N. A., Rochette, L., Brugniaux, J., & Millet, G. Y. (2002). Neuromuscular fatigue during a long-duration cycling exercise. *Journal of Applied Physiology,* 92(4), 1487-1493.

Madigan, M. L., & Pidcoe, P. E. (2003). Changes in landing biomechanics during a fatiguing landing activity. *Journal of Electromyography and Kinesiology,* 13(5), 491-498.

Marshall, S. W., Covassin, T., Dick, R., Nassar, L. G., & Agel, J. (2007). Descriptive epidemiology of collegiate women's gymnastics injuries: National Collegiate Athletic Association Injury Surveillance System, 1988-1989 through 2003-2004. *Journal of Athletic Training,* 42(2), 234-240.

McLean, S. G., Felin, R. E., Suedekum, N., Calabrese, G., Passerallo, A., & Joy, S. (2007). Impact of fatigue on gender-based high-risk landing strategies. *Medicine and Science in Sports and Exercise,* 39(3), 502-514.

McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics,* 26(9), 1037-1046.

Padua, D. A., Arnold, B. L., Perrin, D. H., Gansneder, B. M., Carcia, C. R., & Granata, K. P. (2006). Fatigue, vertical leg stiffness, and stiffness control strategies in males and females. *Journal of Athletic Training,* 41(3), 294-304.

Pappas, E., Sheikhzadeh, A., Hagins, M., & Nordin, M. (2007). The effect of gender and fatigue on the biomechanics of bilateral landings from a jump: peak values. *Journal of Sports Science and Medicine,* 6(1), 77-84.

Price, R. J., Hawkins, R. D., Hulse, M. A., & Hodson, A. (2004). The Football Association medical research programme: an audit of injuries in academy youth football. *British Journal of Sports Medicine,* 38(4), 466-471.

Raastad, T., & Hallén, J. (2000). Recovery of skeletal muscle contractility after high-and moderate-intensity strength exercise. *Europeon Journal of Applied Physiology,* 82(3), 206-214.

Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2009). The effect of isolated valgus moments on ACL strain during single-leg landing: a simulation study. *Journal of Biomechanics,* 42(3), 280-285.

Sparto, P. J., Parnianpour, M., Reinsel, T. E., & Simon, S. (1997). The effect of fatigue on multijoint kinematics, coordination, and postural stability during a repetitive lifting test. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy,* 25(1), 3-12.

Twist, C., & Eston, R. G. (2007). The effect of muscle-damaging exercise on maximal intensity cycling and drop jump performance. *Journal Exercise Science Fitness,* 5(2), 79-87.

Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (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. S., & Goh, J. C. H. (2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *The Knee,* 17(2), 127-131.

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.