Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 24, No. 1, 2014, 59-66

ISSN 1226-2226(Print), ISSN 2093-9752(Online)
http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2014.24.1.059
http://www.kssb.or.kr

성인 여성의 외발 착지 동작 시 무릎관절 근육 피로와 과체중이 충격 흡수에 미치는 영향

김태현[1] · 염창홍[2]
[1]동아대학교 대학원 태권도학과, [2]동아대학교 스포츠과학대학 스포츠지도학과

Effects of Knee Joint Muscle Fatigue and Overweight on Shock Absorption during Single-Leg Landing of Adult Women

Tae-Hyeon Kim[1] · Chang-Hong Youm[2]
[1]*Department of Taekwondo, Graduate School, Dong-A University, Busan, Korea*
[2]*Department of Coaching, College of Sport Sciences, Dong-A University, Busan, Korea*
Received 29 January 2014; Received in revised form 28 February 2014; Accepted 19 March 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the effects of knee joint muscle fatigue and overweight on shock absorption during single-leg landing of adult women. Written informed consent forms, which were approved by the human subject research and review committee at Dong-A University, were provided to all subjects. The subjects who participated in this study were divided into 2 groups: a normal weight group and an overweight group, consisting of 15 young women each. Both the normal weight group and the overweight group showed that use soft landing and ankle dominant strategy. The peak vertical ground reaction force, the knee joint absorption power, and eccentric work done, as the increase of knee joint muscle fatigue level, showed a decrease. And the hip joint absorption power and eccentric work done, as the increase of weight, was less than the overweight group showed the normal weight group. In conclusion, the accumulation of the knee joint muscle fatigue and the increase of body weight may lead to an increased risk of injury during landing.

Keywords : Muscle Fatigue, Knee, Overweight, Landing, Moment

I. 서 론

착지는 스포츠 상황뿐 아니라 일상생활에서도 빈번하게 수행되는 동작으로 착지 시 신체가 경험하는 수직 지면반력은 체중의 최소 3배에서 최대 11배에 달한다(Kellis & Kouvelioti, 2009; McNitt-Gray, 1991; Olney & Richards, 1996). 수직 지면반력은 하지에 충격력으로 전달되어 근골격계에 의해 흡수된다(Kellis & Kouvelioti, 2009; Olney & Richards, 1996). 착지 시 발생되는 충격은 급성 손상뿐 아니라 하지 관절의 과사용에 따른 상해 유발 가능성을 증가시킨다(James, Dufek, & Bates, 2000; Kellis & Kouvelioti, 2009). 특히 외발 착지 동작은 무릎관절의 비접촉성 전방십자인대 손상 위험에 기여하는 주요한 요인 중 하나이며(Pappas, Sheikhzadeh, Hagins, & Nordin, 2007; Yeow, Lee, & Goh, 2011; Mokhtarzadeh et al., 2013), 비접촉성 전방십자인대 손상 중 약 70%는 점프 후 착지 혹은 커팅 동작에서 발생된다(Mokhtarzadeh et al., 2013). 여성 선수들의 경우 남성 선수보다 비접촉성 전방십자인대 손상의 발생율이 2-7배 더 높은 것으로 보고되고

이 논문은 김태현 (2013) 의 석사학위 중 일부를 발췌하였음.
Corresponding Author: Chang-Hong Youm
Department of Coaching, College of Sports Sciences, Dong-A University, 840 Hadan-dong, Saha-gu, Busan, Korea.
Tel : +82-51-200-7830 / Fax : +82-51-200-7805
E-mail: chyoum@dau.ac.kr
이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (NRF-2011-327-G00132).

있다(De Loes, Dahlstedt, & Thomee, 2000). 따라서 착지 동작과 충격흡수와 관련된 연구는 상해 예방 및 운동 수행력 개선을 위하여 생체역학 연구자들의 상당한 관심을 받아왔다.

근 피로는 에너지를 흡수하고 최대 근력을 발생시키는 근 섬유의 능력이 과도한 활동에 의해 감소되는 현상으로 정의되며(Kim & Youm, 2013; Bisson, McEwen, Lajoie, & Bilodeau, 2011), 스포츠 상황뿐 아니라 일상생활에서 흔하게 나타나는 현상이다(Kim & Youm, 2013; Ledin, Fransson, & Magnusson, 2004). 그 원인은 근육의 구심성 신경의 방전 패턴 변화와 중앙처리 손상, 원심성 신경 경로의 손상, 근 방추의 정보를 변경시키는 대사산물의 축적 등이 있으며, 근육을 수축하기 위한 모든 과정에서 발생되는 부전의 결과라고 할 수 있다(Bisson et al., 2011; Kim & Youm, 2013). 이러한 근 피로의 발생은 외부 환경에 대한 반응시간, 관절의 위치 감각, 동작의 협응과 제어의 정확도와 같은 생체역학과 신경근 요인들에 영향을 미친다(Kellis & Kouvelioti, 2009; Kim & Youm, 2013). 그러나 근피로가 스포츠 동작 및 운동 수행에 미치는 전반적인 기전에 대한 연구보고는 다소 부족한 실정이다.

Kim, Shin, Seon과 Kwon (2008)은 비만인과 정상인 그룹을 대상으로 드롭(drop) 착지 동작 시 발생되는 수직 지면반력과 운동학적 변인들을 분석한 결과, 비만인 그룹은 정상인 그룹에 비해 드롭 착지 동작 시 최대 수직 지면반력이 크게 나타났다고 하였으며, 이와 같이 과도한 체중의 증가로 인해 유발되는 수직 지면반력의 증가는 하지 관절에 가해지는 충격력을 보다 크게 발생시키고, 관절의 표면과 다른 근골격계의 구조에 반복적인 부하를 주어 상해 발생율을 증가시킨다(Kim et al., 2008; Kim & Youm, 2013; McMillan, Pulver, Collier, & Williams, 2010). 이러한 증가된 체중은 무릎과 허리에 손상을 유발시키는 직접적인 원인 또는 낙상이나 골절과 같은 2차적인 손상을 증가시키는 요인이 된다(Goulding et al., 2000; Smith, Roan, & Lee, 2010). 그러나 여성을 대상으로 착지 동작과 체중에 관한 생체역학적 연구는 국내?외 모두 다소 부족한 실정이다.

인체는 주로 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절을 통해 착지 시 발생되는 부하의 전이를 최소화하고 흡수한다(Dufek & Bates, 1990). 착지 시 충격 흡수 전략과 관련된 많은 연구에서 남성의 발목관절 저측 굴곡근, 무릎관절 신전근, 엉덩관절 신전근의 에너지 흡수율은 각각 22%, 41%, 38%로 나타났으며(McNitt-Gray, 1991; Zhang, Bates, & Dufek, 2000), 여성은 40%, 41%, 19%로 나타났다(Devita & Skelly, 1992; Schot, Dufek, & Bates, 1994). 이와 같이 착지 시 무릎관절은 남녀 모두에게 주요한 충격흡수 역할을 하고 있음을 알 수 있다(Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003). 또한 Padua 등 (2006)은 피로 후 착지 시 관절 움직임 제어를 위한 세 가지 전략을 정의하였다. 그 전략은 착지 시 발목 관절에 크게 의존하는 발목관절 우성전략, 착지 시 길항근 근활성 패턴이 감소하는 길항근 억제전략, 착지 시 대퇴사두근에 보다 크게 의존하는 대퇴사두근 우성전략으로 구성된다. 피로 시 남녀 모두 발목관절 우성전략과 길항근 억제전략을 사용하며, 특히 여성들은 남성들과 비교 시 보다 큰 대퇴사두근 우성전략을 사용한다고 하였다(Kellis & Kouelioti, 2009).

따라서 착지 시 충격 흡수에 주요한 역할을 수행하는 무릎관절근 피로와 과체중이 하지 관절의 충격 흡수에 미치는 영향에 대한 연구의 필요성이 요구된다. 따라서 이 연구의 목적은 외발 착지 시 무릎관절 근육 피로와 과체중이 충격 흡수에 미치는 영향을 알아보고자 하는 것이다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상 및 실험장비

이 연구의 대상자는 일상생활에 문제가 없으며, 최근 6개월 내 하지 관절에 정형 외과적 병력이 없는 20대 여성을 무작위로 선발하였으며, 피험자 선정은 체질량지수를 이용하여 25-29.9 kg/m^2 내에 있는 15명을 과체중 그룹, 18.5-24.9 kg/m^2 내에 있는 15명을 정상 그룹으로 분류하였다(WHO, 2004). 실험 전 동아대학교 병원 내에 있는 임상윤리위원회(IRB)의 심의와 실험 동의서를 받았으며, 실험이 진행되는 동안 피험자는 운동 프로그램 참여를 제한하였다. 이 연구에 참여한 대상자들의 신체적 특성은 <Table 1>, 사용된 장비는 <Table 2>와 같다.

Table 1. Subject characteristics

	Age (yrs)	Height (cm)	Weight (kg)	BMI (kg/m^2)	Leg length (cm)
NG (n=15)	22.1± 2.25	162.92± 3.91	51.98± 3.21	19.57± 0.68	33.07± 2.49
OG (n=15)	22.1± 1.67	165.17± 7.06	75.18± 11.32	27.53± 2.98	33.87± 3.68

All data means mean±standard deviation, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, BMI: Body mass index

Table 2. Experimental equipment

Equipment	Model	Manufacturer
Vicon camera	Vicon MX-T10	Vicon (UK)
Synchronizer	GIGANET	Vicon (UK)
Analysis S/W	Nexus	Vicon (UK)
Force platform	OR6-7	AMTI (US)
Force platform amplifier	MSA-6	AMTI (US)

2. 실험 절차

실험실내 착지 동작을 수행하는 위치에 지면반력판(AMTI OR6-7, US) 1대와 적외선 카메라(Vicon MX-T10, Oxford, UK) 10대를 설치하였으며, 샘플링 주파수는 영상 데이터 120 Hz, 지면반력 데이터 1200 Hz로 설정하였다. 지면반력판위에는 미끄럼 방지용 테이프를 부착하여 착지 동작 시 미끄럼이 억제되도록 하였다. 실험 절차에 따라 설치된 장비를 가동시킨 후, 전자적 드리프트(drift)를 제거하기 위해 약 45분 이상 예열하였다(Lafond, Corriveau, Hebert, & Prince, 2004). 전역좌표계는 대상자의 좌측 후방 지면의 위치를 원점으로 하였으며, 피험자의 좌우 방향을 X축, 전후 방향을 Y축, 수직 방향을 Z축으로 설정하였다.

모든 대상자들은 스판 소재의 셔츠와 반바지를 착용하도록 하였으며, 착지 동작은 맨발로 실시하게 하였다. 실험 전 체성분분석기(Body Composition Analyzer Venus 5.5, Jawon medical, Korea)를 이용하여 신장과 체중을 측정한 다음 체질량지수를 산출하였으며, 고관절, 무릎관절, 발목관절의 중심은 캘리퍼와 줄자를 이용하여 대상자들의 전상장골극간의 너비, 무릎관절과 발목관절의 너비, 다리 길이를 측정하여 산출하였다. 신체 모델은 Helen Hayes의 marker set을 수정한 Plug in gait full body model을 이용하였으며, 14 mm 구형 반사마커 26개를 <Figure 1>과 같이 부착하여 모델을 구성하였다.

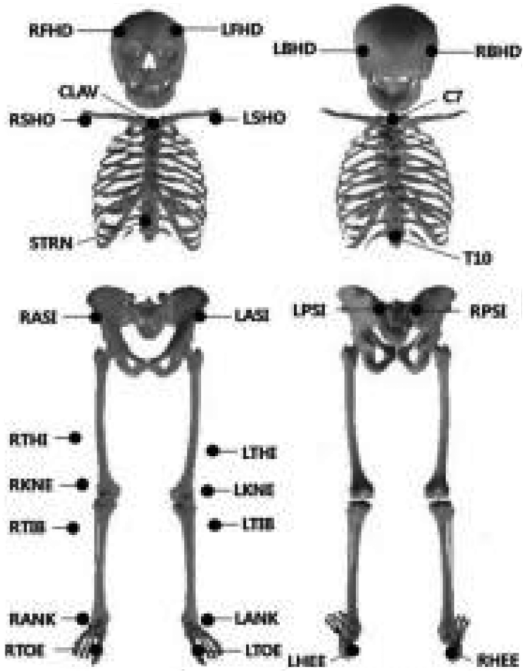

Figure 1. Plug in gait full body model

이 연구는 약 10분간의 준비 운동을 수행한 후, 마커를 부착하고 정적 캘리브레이션을 수행하였다. 피로 전 측정으로 약 5회의 외발 착지를 실시하였다. 그 다음 등속성 동력계(Cybex HUMAC NORM, CSMI, US)를 이용하여 최대 무릎관절 신전모멘트를 측정하였으며, 무릎관절의 신전근과 길항근에 피로를 유발하였다. 무릎관절의 가동범위는 신전 각도 0°에서 굴곡 각도 90°까지로 하였으며, 각속도는 90°/s를 사용하였다. 운동 중지 기준은 최대 무릎관절 신전모멘트가 각 50%와 30% 이하로 3회 이상 연속 발생 시로 하였으며, 외발 착지는 각 50%와 30% 피로 유발 운동 후, 가능한 빨리 실시하였다(Fagenbaum & Darling, 2003; Harkins, Mattacola, Uhl, Malone, & McCrory, 2005).

외발 착지 방법은 실험자의 지시에 따라 40 cm 높이의 점프대 위에 올라가 시작 신호에 맞추어 우성 다리를 앞으로 내민 후, 지지하고 있는 다리를 이륙시켜 우성다리로 착지하게 하였다(Lawrence, Kernozek, Miller, Torry, & Reuteman, 2008; Pappas et al., 2007). 그리고 팔의 영향을 최소화하기 위하여 서로 교차한 후, 가슴에 붙이도록 하였으며(Decker et al., 2003), 우성 다리 결정은 자가 보고와 공을 차게 하는 테스트를 통해 이루어졌다(Lawrence et al., 2008; Kellis & Kouvelioti, 2009). 선행 연구에 의하면, 무릎 관절의 경우, 70%의 고강도 등속성 반복 운동 시 피로 효과는 약 3시간 동안 유지되는 것으로 보고되었다(Rasstad & Hallen, 2000). 이 연구의 피로 후 5회의 착지동작 실험에 소요되는 시간은 5분 이내로 제한하여 진행하였으며, 이 시간은 피로 효과의 감소를 줄이는데 적절한 것으로 판단된다.

3. 자료 처리

이 연구의 착지 동작에 대한 영상자료와 지면반력 자료의 동기화, 수집, 분석은 Nexus software (Vicon, UK)를 이용하였으며, 피로 전과 후에 약 5번의 외발 착지 자료를 수집하여 그 중 3회의 성공적인 착지를 분석한 후 평균하여 산출하였다(Gehring, Melnyk, & Gollhofer, 2009). 영상자료와 지면반력자료는 Butterworth low-pass filter 2차를 이용하여 차단주파수 6 Hz로 필터링하였다(Decker et al., 2003; Pappas et al., 2007).

충격흡수를 위한 착지 구간은 우성다리의 발앞꿈치가 지면반력판에 착지하는 순간(지면반력값 10 N)에서 무릎관절의 최대굴곡시점으로 정의하여 분석하였다(Yeow, Lee, & Goh, 2010). 분석 변수는 최대수직지면반력(peak vertical GRF)과 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절의 파워(power, 1)와 일량(work, 2)을 산출하였으며, 관절파워는 각 관절의 각속도와 모멘트의 곱으로 산출하였으며, 음의 값은 관절의

흡수 파워로 정의하였다. 관절에서 행한 일의 양은 관절파워와 충격흡수에 소요된 시간의 적분으로 산출하였으며, 음의 값은 관절의 신전에 기여하는 일의 양으로 정의하였다(Yeow et al., 2010). 변수들의 표준화는 신체 질량(body mass)으로 나누어 산출하였다.

$$Jointpower = M \times \omega \quad (1)$$

$$Jointpower = \int_{t_i}^{t_f} P\,dt \quad (2)$$

4. 통계 처리

통계 처리는 SPSS 20.0(IBM, USA)을 이용하여 각 변수들의 평균과 표준편차를 산출 하였으며, 그룹간(정상체중 그룹, 과체중 그룹)과 피로유발 운동 시기(사전, 최대 무릎관절 신전 모멘트 50%수준, 최대 무릎관절 신전 모멘트 30% 수준)간의 상호작용 효과와 주효과 검정을 위해 반복측정에 의한 *two-way* ANOVA를 실시하였다. 그룹 간 사후검정은 독립표본 *t*-test, 시기 간 사후 검정은 *Bonferroni*를 실시하였다. 통계적 유의수준은 *.05*로 하였다.

III. 결 과

1. 최대 무릎관절 신전모멘트와 피로유발 운동 결과

최대 무릎관절 신전모멘트와 피로 유발 운동 결과는 <Table 3>과 같다. 최대 무릎관절 신전모멘트는 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 피로 유발 운동 반복횟수 또한 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2. 최대수직지면반력

최대수직지면반력에 대한 결과는 <Table 4>와 같다. 최대수직지면반력은 시기간 주효과($F_{2,56}=24.278,\ p=.000$)에서 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, 정상체중 그룹은 최대 무릎관절 신전모멘트 50%와 30%가 사전보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났으며, 과체중 그룹은 최대 무릎관절 신전모멘트 30%가 사전보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났다.

3. 하지관절의 파워

하지관절의 파워에 대한 결과는 <Table 5>와 같다. 발목관절 파워는 시기간 주효과($F_{2,56}=7.215,\ p=.000$)에서 유의한 차이가 나타났으나, 사후검정 결과, 유의한 차이는 나타나지 않았다. 무릎관절 파워는 시기간 주효과($F_{2,56}=25.384,\ p=.000$)에서 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, 정상체중 그룹은 50%와 30%가 사전보다 작은 것으로 나타났으며, 과체중 그룹은 사전>50%>30% 순으로 나타났다. 엉덩관절 파워는 그룹간 주효과($F_{2,56}=14.074,\ p=.001$)에서 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, 사전($t_{28}=3.951,\ p=.000$), 50%($t_{28}=3.697,\ p=.001$), 30%($t_{28}=3.196,\ p=.003$) 모두에서 과체중 그룹이 정상체중 그룹보다 작은 것으로 나타났다.

4. 하지관절의 일량

하지관절의 일량에 대한 결과는 <Table 5>와 같다. 발목관절의 일량은 시기간 주효과($F_{2,56}=3.749,\ p=.030$)에서 유의한 차이가 나타났으나, 사후검정 결과, 유의한 차이는 나

Table 3. The peak extension moment of knee joint and the number of repetitions

	Peak extension torque/FFM (Nm/kg)	Number of repetitions (times)
NG (n=15)	2.20±0.32	36.67±9.31
OG (n=15)	2.24±0.36	39.13±12.12
t-value	0.252	0.625

All data means m±sd, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, FFM: fat-free mass, *: $p<.05$

Table 4. The peak vertical ground reaction force

		Time			F^a	*post-hoc*
		Pre	50%	30%		
Peak VGRF (N/kg)	NG	24.24±2.30	22.21±2.23	21.98±2.04	24.278(T)*	Pre>50%, 30%
	OG	24.50±1.45	23.06±2.73	23.06±1.26	1.280(G)	Pre>30%
	t^b	.372	.927	1.919	1.285(T×G)	

All data means m±sd, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, 50% & 30%: 50% & 30% level of peak extension torque of knee joint, [a]: Result of repeated measures two-way *ANOVA*, T: Main effect of time, G: Main effect of groups, T×G: Interaction effects of time × group, [b]: Result of independent *t*-test, ns: non-significant, *: $p<.05$

Table 5. The power, eccentric work done, and contribution of ankle, knee, and hip joint

			Time			F^a	*post-hoc*
			Pre	50%	30%		
Power (W/kg)	Ankle	NG	-121.67±15.07	-116.49±14.65	-109.30±16.23	7.215(T)* .000	ns
		OG	-110.65±19.77	-106.42±16.59	-101.80±19.66	3.174(G)	ns
		t^b	1.717	1.763	1.139	.211(T×G)	
	Knee	NG	-42.75±18.43	-34.79±14.44	-27.04±14.99	25.384(T)* .000	Pre>50%, 30%
		OG	-42.80±13.30	-36.75±18.14	-29.45±15.11	.077(G)	Pre>50%>30%
		t^b	.007	.326	.437	.189(T×G)	
	Hip	NG	-31.11±11.21	-31.04±11.84	-30.31±10.45	1.121(T)	ns
		OG	-11.09±16.10	-13.53±14.00	-15.07±15.23	14.074(G)* .001	ns
		t^b	3.951* .000	3.697* .001	3.196* .003	2.332(T×G)	
Work (Ws/kg)	Ankle	NG	-13.81±2.02	-13.36±1.75	-12.26±2.45	3.749(T)* .030	ns
		OG	-12.38±2.72	-12.08±2.84	-9.98±6.31	3.763(G)	ns
		t^b	1.628	1.487	1.305	.247(T×G)	
	Knee	NG	-4.84±2.07	-4.02±1.65	-2.90±1.80	16.154(T)* .000	Pre>30%, 50%>30%
		OG	-4.78±1.54	-4.17±2.05	-2.68±2.92	.005(G)	Pre>50%, 30%
		t^b	.089	.215	.241	.125(T×G)	
	Hip	NG	-3.53±1.28	-3.55±1.33	-3.47±1.31	.545(T)	ns
		OG	-1.31±1.96	-1.60±1.83	-1.58±2.00	12.261(G)	ns
		t^b	3.661* .001	3.345* .002	3.061* .005	.669(T×G)	

All data means m±sd, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, 50% & 30%: 50% & 30% level of peak extension torque of knee joint, [a]: Result of repeated measures two-way *ANOVA*, T: Main effect of time, G: Main effect of groups, T×G: Interaction effects of time × group, [b]: Result of independent *t*-test, ns: non-significant, *: $p<.05$

타나지 않았다. 무릎관절의 일량은 시기간 주효과($F_{2,56}=16.154,\ p=.000$)에서 유의한 차이가 나타났다. 사후검정 결과, 정상체중 그룹은 30%는 사전보다 작고, 30%는 50%보다 작은 것으로 나타났으며, 과체중 그룹은 50%와 30%가 사전보다 작은 것으로 나타났다. 엉덩관절의 일량의 그룹간 주효과는 나타나지 않았으나, 사후검정 결과, 사전($t_{28}=3.661,\ p=.001$), 50% ($t_{28}=3.345,\ p=.002$), 30% ($t_{28}=3.061,\ p=.005$) 모두에서 과체중 그룹이 정상체중 그룹보다 작은 것으로 나타났다.

IV. 논 의

이 연구는 외발 착지 시 무릎관절 근육 피로와 과체중이 충격 흡수에 미치는 영향을 알아보고자 하는 것이며, 이 연구의 최대수직지면반력 결과, 정상체중 그룹에서는 최대 무릎관절 신전모멘트의 50%와 30% 피로 수준에서 피로 유발 이전보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났으며, 과체중 그룹에서는 최대 무릎관절 신전모멘트의 30% 피로 수준에서 피로 유발 이전보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 충격흡수를 위한 착지 구간에서 발생된 무릎관절의 흡수파워 결과, 정상체중 그룹에서는 최대 무릎관절 신전모멘트의 50%와 30%가 피로 유발 이전보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났으며, 과체중 그룹에서는 피로 유발 이전>50%>30% 순으로 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 무릎관절의 신장성 일량 결과, 정상체중 그룹에서는 최대 무릎관절 신전모멘트의 30%는 피로 유발 이전보다 감소가 나타났으며, 최대 무릎관절 신전모멘트의 30%는 50%보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 과체중 그룹에서는 최대 무릎관절 신전모멘트의 50%와 30%가 피로 유발 이전보다 유의하게 감소하는 것으로 나타났다.

피로 유발 후 착지 시 관절의 움직임을 제어하는 전략은 세 가지로 나눌 수 있으며, 그 전략은 발목우성전략, 길항근 억제전략, 대퇴사두근 우성전략으로 구성된다(Padua et al., 2006). 무릎관절 근육 피로 시 남녀 모두 발목관절 우성 전략을 사용하는 것으로 보고하였으며(Padua et al., 2006), 이 연구의 결과에서도 유사하게 발목관절에 크게 의존하는 발목관절 우성전략을 이용하여 충격을 흡수하고 있는 것으로 판단된다. 또한 여성은 남성에 비해 발이 지면에 접촉하는 시점에서 발목관절과 무릎관절을 보다 신전

된 자세로 착지하는 연성 착지 전략을 이용한다(Cortes et al., 2007). 이러한 연성 착지는 주로 무릎관절 신전근을 이용하여 충격을 흡수하며, 그 결과 최대수직지면반력은 감소된다(Devita & Skelly, 1992; Kellis & Kouvelioti, 2009; Madigan & Pidcoe, 2003). 이 연구의 결과에서도 마찬가지로 최대 무릎관절 신전모멘트의 피로 수준 증가에 따라 최대수직지면반력의 감소가 나타났으며, 이러한 결과는 착지로 인한 역학적 충격을 최소화하기 위한 노력의 결과인 것으로 판단된다(Kellis & Kouvelioti, 2009). 그러나 여성의 경우, 이러한 착지 전략은 근육의 피로 혹은 균형 상실 등 동작의 적절한 제어가 이루어지지 않으면, 잠재적 상해 발생 위험이 증가될 수 있다(Decker et al., 2003).

착지는 일상생활이나 운동 시 자주 일어나는 동작으로 인체는 주로 발목 관절, 무릎관절, 엉덩관절을 통해 착지 시 부하의 전이를 최소화하고 흡수한다(Dufek & Bates, 1990). 특히 무릎관절은 성별에 상관없이 부하를 많이 받는 관절로서 충격을 지속적으로 흡수하는 역할을 한다(Decker et al., 2003; Zhang et al., 2000). 남성은 무릎관절과 엉덩관절에 의존하여 충격을 흡수하는 반면, 여성은 발목관절과 무릎관절에 의존하여 충격을 흡수하는 것으로 보고되었다(Devita & Skelly, 1992; McNitt-Gray, 1991; Schot, Dufek, & Bates, 1994; Zhang et al., 2000). 이와 유사하게 이 연구의 모든 피험자들은 발목관절에 의존하여 충격을 흡수하는 경향이 있으며, 이 연구의 최대 무릎관절 신전모멘트의 피로 수준 증가에 따라 발목관절과 무릎관절의 충격 흡수 능력은 감소가 나타난 반면, 엉덩관절의 충격 흡수 능력에는 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과, 또한 여성의 착지 특성은 엉덩관절의 충격 흡수 능력이 낮은 것으로 보고한 선행 연구 결과와 유사하게 나타난 것으로 판단된다(Decker et al., 2003; Malinzak, Colbyb, Kirkendallc, Yu, & Garrettc, 2001). 이러한 결과는 여성들의 착지 시 발생되는 잠재적 위험을 최소화하기 위해 엉덩관절을 이용하는 충격 흡수 능력의 강화가 필요할 것으로 판단된다.

근 피로는 근골격계와 신경계에 영향을 미치는 외적 요인으로 대부분의 선수 상해에 많은 영향을 미치며 활발한 운동이나 시합의 후반에 일어난다(Chappell et al., 2005; Padua et al., 2006). 이러한 피로의 누적은 무릎의 동적 안정성에 영향을 미치게 되고, 그 결과, 무릎관절은 느슨해지고, 운동 제어 능력은 감소되며, 균형 제어 능력과 고유수용성 감각의 감소가 나타난다(Johnston, Howard, Cawley, & Losse, 1998; Miura et al., 2004; Rozzi, Lephart, & Fu, 1999). 이 연구에서 나타난 결과와 같이 무릎관절의 누적된 피로로 인한 착지 시 충격 흡수는 발목관절에 의존하게 되며, 이러한 발목관절의 과도한 부하는 결국 착지 시 충격력에 의한 부하의 전이를 효율적으로 제어하지 못하는 원인이 되어 경골의 피로골절, 무릎의 연골 연화증, 연골과 요추 부상(Dufek & Bates, 1990), 발목 염좌와 비접촉성 전방십자인대 파열(Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002; Chappell, Herman, et al., 2005; Decker et al., 2003; Devita & Skelly, 1992; Malinzak et al., 2001) 등의 상해로 이어질 것이다(Kim & Youm, 2013).

과체중이 충격흡수에 미치는 효과에 대한 이 연구의 엉덩관절의 흡수 파워와 신장성 일량의 결과는 사전, 50%, 30% 모두에서 과체중 그룹이 정상체중 그룹보다 유의하게 작은 것으로 나타났다. 그러나 발목관절과 무릎관절의 파워와 일량에서는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이 연구의 두 그룹 모두 연성 착지 전략을 이용하였으며 발목관절과 무릎관절에 의존하는 형태로 착지하였다. 그러나 정상 체중 그룹은 발목관절과 무릎관절의 과부하를 조절하기 위하여 엉덩관절의 충격 흡수 능력을 적절하게 유지하고 있는 반면에 과체중 그룹은 상대적으로 엉덩관절의 충격 흡수 능력을 유지하지 못하는 것으로 판단된다. 따라서 이러한 체중의 증가는 착지 시 근골격계의 구조에 부하를 주어 상해를 유발시키는 직접적인 원인 또는 낙상이나 골절과 같은 이차적인 위험을 증가시킬 수 있는 것으로 판단된다(Goulding et al., 2000; McMillan et al., 2010; Smith et al., 2010).

V. 결 론

이 연구는 외발 착지 시 무릎관절 근육 피로와 과체중이 충격 흡수에 미치는 영향을 알아본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다. 정상 체중과 과체중 그룹 모두 연성 착지와 발목관절 우성전략을 이용하는 것으로 나타났다. 무릎관절의 피로 수준 증가에 따라 최대수직지면반력, 무릎관절의 흡수파워, 신장성 일량은 감소가 나타났다. 체중의 증가에 따른 엉덩관절의 흡수 파워와 신장성 일량은 과체중 그룹이 정상체중 그룹보다 작은 것으로 나타났다. 결론적으로 무릎 관절 근육 피로 누적이나 체중의 증가는 착지 시 상해 위험의 증가를 초래할 것으로 예측된다.

참고문헌

Bisson, E. J., McEwen, D., Lajoie, Y., & Bilodeau, M. (2011). Effects of ankle and hip muscle fatigue on postural sway and attentional demands during unipedal stance. *Gait and Posture,* 33(1), 83-87.

Cortes, N., Onate, J. A., Abrantes, J., Gagen, L., Dowling, E., & Van Lunen, B. (2007). Effects of gender and footlanding techniques on lower extremity kinematics during drop-jump

landings. *Journal of Applied Biomechanics, 23,* 289-299.

Chappell, J. D., Yu, B., Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2002). A comparison of knee kinetics between male and female recreational athletes in stop-jump tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 30(2), 261-267.

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.

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, 662-669.

De Loes, M., Dahlstedt, L. J., & Thomee, R. (2000). A 7-year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 10(2), 90-97.

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 and Science in Sports and Exercise,* 22(3), 370-377.

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, 233-240.

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

Goulding, A., Taylor, R. W., Jones, I. E., McAuley, K. A., Manning, P. J., & Williams, S. M. (2000). Overweight and obese children have low bone mass and area for their weight. *International Journal of Obesity,* 24, 627-632.

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 dysfunction. *Journal of Athletic Training,* 40, 191-194.

James, C. R., Dufek, J. S., & Bates, B. T. (2000). Effects of injury proneness and task difficulty on joint kinetic variability. *Medicine and science in sports and exercise,* 32(11), 1833-1844.

Johnston, R. B., Howard, M. E., Cawley, P. W., & Losse, G. M. (1998). Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Medicine and science in sports and exercise,* 30(12), 1703-1707.

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.

Lafond, D., Corriveau, H., Hébert, R., & Prince, F.(2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation,* 85(6), 896-901.

Lawrence, 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, 806-813.

Ledin, T., Fransson, P., & Magnusson, M. (2004). Effects of postural disturbances with fatigued triceps surae muscles or with 20% additional body weight. *Gait and Posture,* 19(2), 184-193.

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

Malinzak, R. A., Colbyb, S. M., Kirkendallc, D. T., Yu, B., & Garrettc, W. E. (2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics,* 16(5), 438-445.

McNitt-Gray, J. L. (1991). Kinematics and Impulse Characteristics of Drop Landing From Three Heights. *International Journal of Sport Biomec*hanics, 7(2), 201-224.

McMillan, A. G., Pulver, A. M., Collier, D. N., & Williams, D. S. (2010). Sagittal and frontal plane joint mechanics throughout the stance phase of walking in adolescents who are obese. *Gait and Posture,* 32(2), 263-268.

Miura, K., Ishibashi, Y., Tsuda, E., Okamura, Y., Otsuka, H., & Toh, S.(2004). The effect of local and general fatigue on knee proprioception. *The Journal of Arthroscopic and Related Surgery,* 20(4), 414-418.

Mokhtarzadeh, H., Yeow, C. H., Goh, J. C. H., Oetomo, D., Malekipour, F., & Lee, P. V. (2013). Contributions of the soleus and Gastrocnemius muscles to the anterior cruciate ligament loading during single-leg landing. *Journal of Biomechanics,* 46, 1913-1920.

Olney, S. J., & Richards, C. (1996). Hemiparetic gait following stroke. Part I: Characteristics. *Gait & Posture,* 4(2), 136-148.

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, 77-84.

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

Rozzi, S. L., Lephart, S. M., & Fu, F. H. (1999). Effects of muscular fatigue on knee joint laxity and neuromuscular characteristics of male and female athletes. *Journal of Athletic Training,* 34(2), 106-114.

Schot, P. K., Bates, B. T., & Dufek, J. S. (1994). Bilateral performance symmetry during drop landing: a kinetic analysis. *Medicine and science in sports and exercise,* 26(9), 1153-1159.

Smith, B., Roan, M., & Lee, M. (2010). The effect of evenly distrib-

uted load carrying on lower body gait dynamics for normal weight and overweight subjects. *Gait and Posture,* 32(2), 176-180.

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, 127-131.

Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane. *Human Movement Science,* 30, 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, 812-819.