

무릎 관절 근육 피로와 과체중이 착지 시 하지 관절의 각변위와 모멘트에 미치는 영향

김태현¹ · 염창홍²

¹동아대학교 대학원 태권도학과 · ²동아대학교 스포츠과학대학 스포츠지도학과

Effects of Knee Joint Muscle Fatigue and Overweight on the Angular Displacement and Moment of the Lower Limb Joints during Landing

Tae-Hyeon Kim¹ · Chang-Hong Youm²

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

²Department of Coaching, College of Sport Sciences, Dong-A University, Busan, Korea

Received 30 January 2013; Received in revised form 20 March 2013; Accepted 21 March 2013

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the effects of knee joint muscle fatigue and overweight on the angular displacement and moments of the lower limb joints during landing. 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. The knee joint muscle fatigue during landing was found to increase the dynamic stability by minimizing the movements of the coronal and horizontal planes and maintaining a more neutral position to protect the knee. The effect of body weight during landing was better in the normal weight group than in the overweight group, with the lower limbs performing their shock-absorbing function in an efficient manner through increased sagittal movement. Therefore, accumulated fatigue of knee joint muscles or overweight may be highly correlated with the increase in the incidence of injury during landing after jumping, descending stairs, and downhill walking.

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

I. 서 론

근 피로는 에너지를 흡수하고 최대 근력을 발생시키는 근 섬유의 능력이 과도한 활동에 의해 감소되는 현상으로 정의되며(Bisson, McEwen, Lajoie, & Bilodeau, 2011),

스포츠 상황뿐 아니라 일상생활에서 흔하게 나타나는 현상이다(Ledin, Fransson & Magnusson, 2004). 근 피로의 원인은 근육의 구심성 신경의 방전 패턴 변화와 중앙처리 손상, 원심성 신경경로의 손상, 근 방추의 정보를 변경시키는 대사산물의 축적 등이 있으며, 근육을 수축하기 위한 모든 과정에서 발생하는 손상의 결과라고 할 수 있다(Bisson et al., 2011). 이와 같이 근 피로의 발생 과정은 복잡하고, 다양한 부위에서 발생되기 때문에 그 기전을 이해하는 것은 다소 어렵다(Ledin et al., 2004). 또한 근피로와 운동 수행간의 관계 및 전반적인 기전에 대한 연구 보고는 미흡한 실정이다.

근 피로는 외부 환경에 대한 반응시간, 관절의 위치 감각, 동작의 협응과 제어의 정확도와 같은 생체역학적 · 신

이 논문은 김태현 (2013) 의 석사학위 중 일부를 발췌하였음
이 논문은 2012년 제93회 전국체육대회기념 제50회 한국체육학회 학술발표회에서 발표된 논문임.

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: chyoun@dau.ac.kr

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임 (NRF-2011-327-G00132).

경근적 요인에 영향을 미치며(Kellis & Kouvelioti, 2009), 혈액 내 근 단백질 증가, 초기 지연성 근육통, 부종, 관절의 가동범위 감소, 고유감각 기능과 신경근 제어 기능의 감소를 수반한다(Byrne, Twist & Eston, 2004). 이러한 현상들은 근골격계의 부상으로 연결되며, 일상생활과 스포츠 활동에서 상당한 양의 시간적·물리적 손실을 가져온다(Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005; Kellis & Kouvelioti, 2009). 근골격계 부상 중 하지의 발생율은 다른 신체 부위에 비해 높은 것으로 보고되었으며(Hootman, Dick & Agel, 2007), 특히 스포츠 상황에서는 착지 동작 시 더욱 많이 발생하는 것으로 보고되고 있다(Hawkins, Hulse, Wilkinson, Hodson & Gibson, 2001; Olsen, Myklebust, Engebretsen & Bahr, 2004). 이러한 착지 동작은 걷기, 뛰기, 계단 내려오기 등과 같은 움직임에서 중력에 의해 발생하는 수동적인 활동으로써(Kim, Shin, Seon & Kwon, 2008), 스포츠 상황뿐 아니라 일상생활에서 빈번하게 수행되는 활동이다(Kellis & Kouvelioti, 2009). 따라서 부상 예방과 운동 수행력 개선을 위하여 운동역학 연구자들의 상당한 관심을 받아왔다.

착지 시 부하는 발, 무릎, 엉덩이, 척주로 전이되며, 인체는 주로 발목관절, 무릎관절, 엉덩관절을 통해 이러한 부하의 전이를 최소화하고 흡수한다(Dufek & Bates, 1990). 그러나 착지 시 충격력에 의한 부하의 전이를 효율적으로 제어하지 못한다면, 경골의 피로골절, 무릎의 연골 연화증, 연골 손상, 요추 손상 등의 부상으로 이어진다(Dufek & Bates, 1990). 이 중에서 무릎관절은 착지 시 부하를 많이 받는 부위로서 충격 흡수를 위해 주요한 역할을 한다(Decker, Torry, Wyland, Sterett & Steadman, 2003; Zhang, Bates & Dufek, 2000). 선행 연구에 의하면, 착지 시 피험자들이 무릎관절 굴곡 각도를 크게 하여 충격을 줄이는 것으로 나타난 연구 보고와(Decker et al., 2003; Devita & Skelly, 1992; Malinzak, Colby, Kirkendall, Yu & Garrett, 2001), 이와는 반대로 착지 시 피험자들이 무릎관절 굴곡 각도를 작게 하여 충격을 줄이는 것으로 나타난 연구 보고가(Chappell, Yu, Kirkendall, & Garrett, 2002; Chappell et al., 2005; Yu, Lin & Garrett, 2006) 있다.

Kellis & Kouvelioti(2009)는 남녀 성인 각 10명을 대상으로 등속성 장비의 무릎관절 최대 신전 및 굴곡 토크 30% 수준의 주동근과 길항근 피로가 30 cm 높이에서 외발 착지 시 근활동과 수직지면반력에 미치는 효과에 대한 연구를 수행하였으며, 그 결과, 무릎관절의 신전근 피로는 착지의 초기 접촉 시 최대 무릎관절 및 엉덩관절 굴곡각도를 증가시키는 것으로 나타났으나, 무릎관절 굴곡근 피로는 하지 관절의 운동학적 변인에 유의한 영향을 미치지 않은 것으로 나타났다. 따라서 무릎관절의 신전 및 굴곡

피로는 피로 근육 부위에 따라 영향을 받는 것으로 보고하였다. Gehring, Melnyk & Gollhofer(2009)는 남녀 각 13명을 대상으로 레그 프레스(leg press) 장비를 이용하여 최대부하의 50%수준으로 남녀 각 116회와 120회 반복 후 발생한 피로가 52 cm 높이에서 두발 착지 시 무릎관절 조절 전략에 미치는 효과에 대한 연구를 수행하였으며, 그 결과, 최대 무릎관절 굴곡각도가 증가하는 것으로 보고하였다. 이와 같이 피로 유발 방법, 피로 수준, 착지 높이 등 실험 조건에 따라 무릎 관절의 충격 흡수 전략은 다양한 양상이 나타남을 알 수 있다.

체중의 증가는 관절의 표면과 다른 근골격계의 구조에 반복적인 부하를 주어 부상의 위험을 증가시킨다(McMillan, Pulver, Collier & Williams, 2010). 증가된 체중은 무릎과 허리에 부상을 유발시키는 원인이 되며, 낙상이나 골절의 위험을 증가시킨다(Goulding et al., 2000; Smith, Roan & Lee, 2010). 이러한 이유로 과체중과 비만을 가진 대상자의 구조적, 기능적 한계에 대한 정보가 요구되고 있는 실정이다(Hills, Henning & Steele, 2002). 그러나 착지 동작 시 피로와 체중의 효과에 대한 연구는 국내외 모두 미흡한 실정이며, 특히 착지 시 부상 발생율이 높은 여성을 대상으로 한 연구는 거의 없는 실정이다.

위에서 살펴본 바와 같이, 착지 시 충격 흡수에 주요한 역할을 수행하는 무릎 관절 근육군의 피로와 과체중이 하지 관절의 운동학적·운동역학적 변인에 미치는 영향에 대한 연구의 필요성이 요구된다. 따라서 이 연구의 목적은 무릎 관절 근육 피로와 과체중이 착지 시 하지의 부상 기전과 관련된 소요시간 및 하지 관절의 각변위와 모멘트에 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 선발하여, 체질량지수(body mass index)에 따라 과체중($25 < \text{BMI} < 29.9 \text{ kg/m}^2$) 15명과 정상체중($18.5 < \text{BMI} < 24.9 \text{ kg/m}^2$) 15명을 선발하였다(WHO, 2004). 실험 전 동아대학교 병원 내에 있는 임상윤리위원회(IRB)의 심의와 피험자들의 실험 동의를 받았다. 실험이 진행되는 동안 피험자는 일상생활 이외에 다른 운동 프로그램 참여를 제한하였다. 이 연구에 참여한 대상자들의 신체적 특성은 <Table 1>과 같으며, 사용된 장비는 <Table 2>와 같다.

실험실내 착지 동작을 수행하는 위치에 지면반력판(AMTI OR6-7, Watertown, MA, US)과 적외선 카메라

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 m±sd, 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)

(Vicon MX-T10, Oxford Metric Ltd, Oxford, UK)를 설치하였으며, 샘플링 주파수는 영상 데이터 120 Hz, 지면반력 데이터 1200 Hz로 설정하였다. 지면반력판 위에는 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.

2. 실험 절차

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 측정하고 다음 체질량지수를 산출하였으며, 캘리퍼와 줄자를 이용하여 대상자들의 전상장골극간의 너비, 무릎관절과 발목관절의 너비, 다리 길이를 측정하였다. 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.

이 연구의 실험 순서는 약 10분간의 준비 운동을 수행한 후, 마커를 부착하고 정적 캘리브레이션을 수행하였다. 피로 전 측정으로 약 5회의 외발 착지를 실시하고, 그 다음 등속성 장비를 이용하여 각속도 90°/s에서 피로 유발 운동을 시작하여 최대 무릎관절 신전토크가 50% 이하로 3회 이상 연속 발생 시 피로 유발 운동(Fagenbaum & Darling, 2003)을 중지한 다음, 약 5회의 외발 착지를 실시하였다. 외발 착지 방법은 실험자의 지시에 따라 40 cm

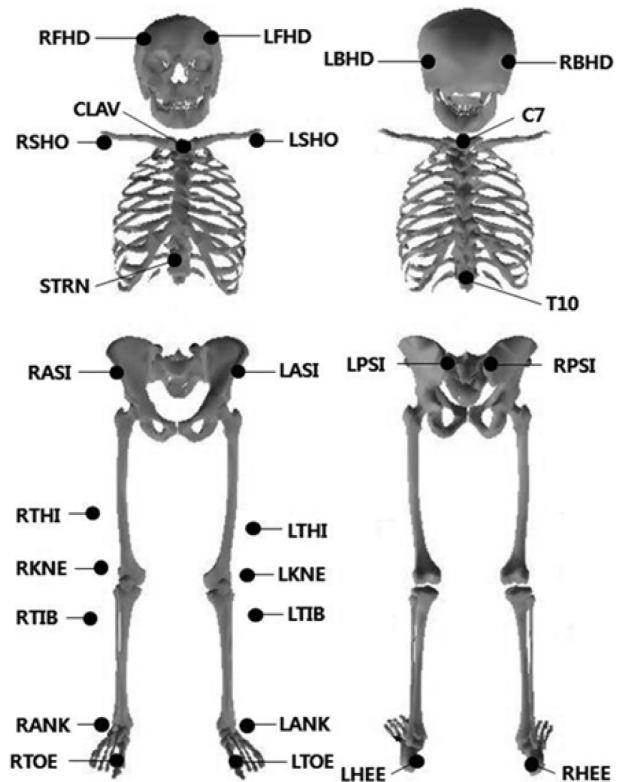


Figure 1. Plug in gait full body model

높이의 계단위에 올라가 시작 신호에 맞추어 우성 다리를 앞으로 내민 후, 지지하고 있는 다리를 이륙시켜 우성다리로 착지하게 하였다(Lawrence III, Kernozek, Miller, Torry & Reuteman, 2008; Pappas, Sheikhzadeh, Hagins & Nordin, 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 III et al., 2008; Kellis & Kouvelioti, 2009). 선행 연구에 의하면, 근 피로 효과 연구에서 운동 강도 및 피로 유발 속성에 따라 차이가 있으나, 발목관절의 경우, 약 10-30분 이내에 회복되는 것으로 보고되었으며(Adlerton, Moritz & Moe-Nilssen, 2003; Yaggie & McGregor, 2002; Bisson et al., 2011), 무릎관절의 경우, 약 5초간의 최대 등척성 수축 시 피로 효과는 약 1-2분(Froyd, Millet & Noakes, 2013), 70%와 100%의 고강도 등속성 반복 운동 시 피로 효과는 각각 3

Table 3. Peak extension torque and number of repetitions

	peak extension torque(Nm)	peak extension torque/FFM(Nm/kg)	number of repetitions(times)
NG(n=15)	88.46±14.86	2.20±0.32	36.67±9.31
OG(n=15)	109.86±25.15	2.24±0.36	39.13±12.12
t-value	2.837*	0.252	0.625

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

시간과 33시간(Rasstad & Hallen, 2000), 등속성 장비를 이용한 최대 신장성, 등척성, 단축성 수축 운동 시 약 24 시간(Michaut, Pousson, Millet, Belleville, & Van Hoecke, 2003) 이내에 회복되는 것으로 보고되었다. 따라서 이 연구의 피로 후 착지동작은 피로 유발 운동 후 5분 이내로 제한하였으며, 피로 효과 감소를 예방하기 위해 가능한 빠르게 진행하였다.

3. 최대 무릎관절 신전토크 측정 및 피로 유발 방법

최대 무릎관절 신전토크의 측정과 피로 유발 방법은 등속성 동력계(Cyberx 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 하였으며, 각속도는 90 %를 사용하였다. 운동 중지 기준은 최대 무릎관절 신전토크가 50% 이하로 3회 이상 연속 발생 시로 하였다(Fagenbaum & Darling, 2003).

최대 무릎관절 신전토크와 피로 유발 운동 결과는 <Table 3>과 같다. 최대 무릎관절 신전토크는 과체중 그룹이 정상체중 그룹보다 더 높은 것으로 나타났으나 ($t_{28}=2.837, p=.008$), 제지방량으로 표준화한 신전토크는 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으며, 피로 유발 운동 반복횟수 또한 그룹 간에 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

4. 자료 처리

이 연구의 착지 동작에 대한 영상자료와 지면반력자료의 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, 평균하였다(Gehring et al., 2009). 영상자료와 지면반력자료는 Butterworth low-pass filter 2차를 이용하여 차단주파수 6 Hz로 필터링하였다(Decker et al., 2003; Pappas et al., 2007). 외발 착지 동작은 3개의 이벤트(E1: 착지 다리의 초기 접촉 시점, E2: 최대 수직지면반력 시점, E3: 최대 무릎굴곡 시점)와 2개의 구간(P1: E1과 E2 사이, P2: E2와 E3 사이)으로 구분하여 분석하였다(Koh, Cho, Moon,

Table 4. Definition of joint moments

Joint moments	Positive(+)
Ankle joint	Plantarflexion
	Abduction
	External rotation
Knee joint	Extension
	Abduction
	External rotation
Hip joint	Extension
	Abduction
	External rotation

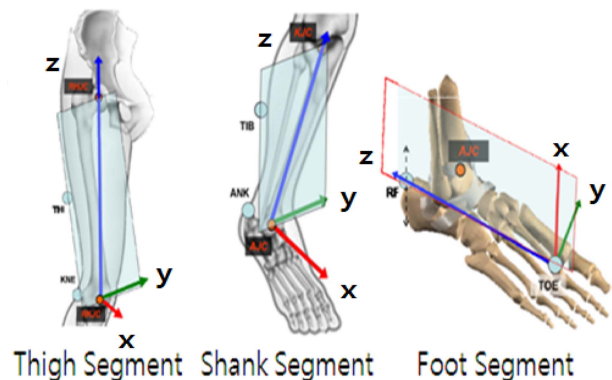


Figure 2. Local axis of lower limb segments

Lee & Lee, 2011; Edwards et al., 2010). 분석 변수는 각 구간별 소요시간 및 총소요시간과 하지 관절의 각변위와 모멘트를 전후면, 좌우면, 수평면 움직임으로 산출하였다. 하지 관절의 이벤트별 각위치는 Plug in gait full body model을 이용하였으며, 근위분절의 지역좌표계를 기준으로 원위분절의 지역좌표계가 움직인 변위를 나타내는 상대각도로 산출하였으며(Figure 2), 하지 관절의 구간별 각변위는 각 이벤트 간의 각위치 차이로 산출하였다. 하지 관절의 모멘트는 역동역학을 이용하여 산출하였으며, 벡터 정의는 <Table 4>와 같다.

5. 통계 처리

통계 처리는 SPSS 20.0을 이용하여 각 변수들의 평균과 표준편차를 산출 하였으며, 과체중 그룹과 정상체중 그룹 간과 피로유발 운동 전·후 간의 상호작용 효과와 주효과 검정을 위해 반복측정에 의한 two-way ANOVA를 실시하였다. 통계적 유의수준은 .05로 하였다.

III. 결 과

1. 구간별 소요시간 및 총소요시간

착지 동작의 구간별 소요시간 및 총소요시간에 대한 결과는 <Table 5>와 같다. P1, P2, 총소요시간 모두에서 그룹과 시기간 상호작용 효과, 그룹간 주효과, 시기간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2. 하지관절 각변위

1) 발목관절 각변위

발목관절 각변위에 대한 결과는 <Table 6>과 같다. 좌우면의 P1 구간에서 그룹과 시기간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=11.498$, $p=.002$)는 유의한 차이가 나타

났다. 수평면의 P1 구간에서 그룹과 시기간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=12.909$, $p=.001$)는 유의한

Table 5. Elapsed time (Unit : s)

		Time		F^a	t^b
		Pre	Post		
P1	NG	0.11±0.01	0.11±0.01	0.181(T)	0.768
	OG	0.10±0.01	0.10±0.02	0.570(G)	0.002
	t^c	0.591	0.794	0.184(T×G)	
P2	NG	0.14±0.07	0.15±0.07	0.105(T)	0.678
	OG	0.13±0.05	0.13±0.07	0.826(G)	0.167
	t^c	0.563	1.006	0.330(T×G)	
Total	NG	0.25±0.07	0.26±0.07	0.178(T)	0.840
	OG	0.23±0.05	0.23±0.06	1.221(G)	0.177
	t^c	0.689	1.248	0.473(T×G)	

All data means m±sd, P1: Phase 1, P2: Phase 2, Total: Total time, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, ^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 paired *t*-test, ^c: Result of independent *t*-test

Table 6. The angular displacement of ankle joint (Unit: °)

		Time		F^a	t^b	
		Pre	Post			
Sagittal plane	P1	NG	48.10±4.03	48.51±4.21	1.263(T)	0.673
		OG	47.58±6.31	45.32±6.76	1.046(G)	1.471
		t^c	0.272	1.552	2.608(T×G)	
	P2	NG	9.16±3.47	10.82±4.79	1.839(T)	2.146*
		OG	8.40±5.14	8.85±5.45	0.773(G)	0.334
		t^c	0.477	1.054	0.604(T×G)	
Frontal plane	P1	NG	4.59±1.50	4.32±1.50	11.498(T)*	2.482*
		OG	4.59±1.58	4.19±1.32	0.016(G)	2.426*
		t^c	0.004	0.257	0.439(T×G)	
	P2	NG	0.61±0.53	0.93±0.80	1.368(T)	1.692
		OG	1.25±0.92	1.26±0.91	3.595(G)	0.066
		t^c	2.329*	1.079	1.147(T×G)	
Transverse plane	P1	NG	-21.51±6.03	-20.15±6.00	12.909(T)*	2.752*
		OG	-21.69±6.45	-19.93±6.01	0.000(G)	2.467*
		t^c	0.079	0.103	0.222(T×G)	
	P2	NG	-2.53±2.05	-3.73±3.23	0.904(T)	1.691
		OG	-4.99±3.32	-4.86±3.09	3.775(G)	0.146
		t^c	2.443*	0.984	1.387(T×G)	

All data means m±sd, P1: Phase 1, P2: Phase 2, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, ^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 paired *t*-test, ^c: Result of independent *t*-test, *: $p<.05$

Table 7. The angular displacement of knee joint (Unit : °)

		Time		F^a	t^b	
		Pre	Post			
Sagittal plane	P1	NG	33.11±5.77	33.46±4.93	0.216(T)	0.336
		OG	29.39±4.26	28.36±5.44	6.550(G)*	0.985
		f^c	2.011	2.691*	0.877(T×G)	
	P2	NG	15.73±7.04	17.61±7.84	1.046(T)	2.362*
		OG	13.94±6.35	13.72±5.35	1.511(G)	0.155
		f^c	0.731	1.588	1.669(T×G)	
Frontal plane	P1	NG	9.28±8.02	8.56±8.21	4.139(T)	1.396
		OG	6.41±6.43	5.08±5.07	1.584(G)	1.537
		f^c	1.081	1.398	0.367(T×G)	
	P2	NG	7.97±3.84	10.14±5.07	2.906(T)	2.678*
		OG	10.86±6.94	11.20±6.45	1.031(G)	0.271
		f^c	1.416	0.500	1.568(T×G)	
Transverse plane	P1	NG	4.75±3.78	4.68±3.60	0.690(T)	0.185
		OG	3.80±4.55	4.81±3.35	0.099(G)	0.950
		f^c	0.619	0.108	0.914(T×G)	
	P2	NG	0.81±2.50	0.63±1.99	1.817(T)	0.649
		OG	-0.52±2.91	0.49±2.99	0.659(G)	1.842
		f^c	1.347	0.152	3.746(T×G)	

All data means m±sd, P1: Phase 1, P2: Phase 2, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, 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 paired t-test, c: Result of independent t-test, *: $p < .05$

Table 8. The angular displacement of hip joint (Unit : °)

		Time		F^a	t^b	
		Pre	Post			
Sagittal plane	P1	NG	14.35±3.72	14.11±4.03	0.270(T)	0.360
		OG	13.69±4.81	14.49±3.88	0.009(G)	0.970
		f^c	0.417	0.265	0.956(T×G)	
	P2	NG	9.16±5.91	9.06±5.95	0.130(T)	0.107
		OG	8.68±7.53	8.32±6.64	0.072(G)	0.415
		f^c	0.196	0.324	0.041(T×G)	
Frontal plane	P1	NG	9.03±3.56	8.64±3.73	0.352(T)	0.587
		OG	3.94±4.89	3.84±5.38	9.895(G)*	0.202
		f^c	3.263*	2.839*	0.127(T×G)	
	P2	NG	7.45±3.76	8.16±4.66	0.003(T)	0.714
		OG	7.12±3.71	6.35±3.64	0.673(G)	0.941
		f^c	0.241	1.180	1.322(T×G)	
Transverse plane	P1	NG	25.59±9.80	24.84±9.24	4.954(T)*	0.823
		OG	24.29±10.39	21.14±8.95	0.541(G)	2.106
		f^c	0.353	1.113	1.870(T×G)	
	P2	NG	8.09±3.79	10.08±5.08	2.613(T)	2.057
		OG	12.01±7.42	12.55±7.41	2.318(G)	0.437
		f^c	1.822	1.063	0.866(T×G)	

All data means m±sd, P1: Phase 1, P2: Phase 2, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, 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 paired t-test, c: Result of independent t-test, *: $p < .05$

차이가 나타났다.

2) 무릎관절 각변위

무릎관절 각변위에 대한 결과는 <Table 7>과 같다. 전후면의 P1 구간에서 그룹과 시기간 상호작용 효과, 시기간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 그룹간 주효과($F_{1,28}=6.550, p=.016$)는 유의한 차이가 나타났다.

3) 엉덩관절 각변위

엉덩관절 각변위에 대한 결과는 <Table 8>과 같다. 좌우면의 P1 구간에서 그룹과 시기간 상호작용 효과, 시기간

주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 그룹간 주효과($F_{1,28}=9.895, p=.004$)는 유의한 차이가 나타났다. 수평면의 P1 구간에서 그룹과 시기간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=4.954, p=.034$)는 유의한 차이가 나타났다.

3. 하지관절의 이벤트별 모멘트

1) 발목관절 모멘트

발목관절 모멘트에 대한 결과는 <Table 9>와 같다. 전후면의 E2에서 그룹과 시기간 상호작용 효과, 그룹간 주효

Table 9. The moment of the ankle joint

(Unit : Ncm/kg)

		Time		F^a	t^b	
		Pre	Post			
Sagittal plane	E1	NG	-2.47±1.10	-2.48±1.01	0.854(T)	0.073
		OG	-3.04±1.10	-3.26±0.82	0.052(G)	1.114
		f^c	1.522	2.334*	4.134(T×G)	
	E2	NG	25.96±3.07	24.21±3.25	23.727(T)*	4.950*
		OG	24.86±2.34	24.07±2.60	0.387(G)	2.060
		f^c	1.106	0.135	3.396(T×G)	
	E3	NG	174.60±38.51	176.71±33.59	0.045(T)	0.286
		OG	172.76±30.14	168.52±33.55	0.194(G)	0.627
		f^c	0.146	0.668	0.401(T×G)	
Frontal plane	E1	NG	0.03±0.13	0.04±0.18	1.668(T)	0.435
		OG	0.00±0.10	0.03±0.10	0.208(G)	1.545
		f^c	0.717	0.218	0.365(T×G)	
	E2	NG	-12.37±15.11	-9.87±13.92	7.912(T)*	2.945*
		OG	-12.67±12.61	-10.99±11.43	0.022(G)	1.378
		f^c	0.059	0.240	0.302(T×G)	
	E3	NG	-3.62±13.03	-5.14±11.24	0.517(T)	1.913
		OG	3.04±9.62	1.42±8.72	1.279(G)	1.256
		f^c	1.592	0.526	5.195(T×G)*	
Transverse plane	E1	NG	-1.84±0.67	-1.57±0.50	13.031(T)*	2.724*
		OG	-1.77±0.83	-1.39±0.84	0.253(G)	2.535*
		f^c	0.244	0.724	0.412(T×G)	
	E2	NG	35.39±15.68	32.38±16.03	11.080(T)*	2.086
		OG	29.39±16.67	26.16±15.93	1.111(G)	2.699*
		f^c	1.016	1.066	0.014(T×G)	
	E3	NG	41.02±16.98	41.65±17.94	0.372(T)	0.460
		OG	46.08±16.97	43.74±20.92	0.300(G)	0.965
		f^c	0.818	0.293	1.138(T×G)	

All data means m±sd, E1: Event 1, E2: Event 2, E3: Event 3, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, ^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 paired *t*-test, ^c: Result of independent *t*-test, *: $p < .05$

과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=23.727$, $p=.000$)는 유의한 차이가 나타났다. 좌우면의 E2에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=7.912$, $p=.009$)는 유의한 차이가 나타났다. E3에서 그룹간 주효과, 시기간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 그룹과 시기 간 상호작용 효과($F_{1,28}=5.195$, $p=.030$)는 유의한 차이가 나타났다.

수평면의 E1에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=13.031$, $p=.001$)는 유의한 차이가 나

타났다. E2에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=11.080$, $p=.002$)는 유의한 차이가 나타났다.

2) 무릎관절 모멘트

무릎관절 모멘트에 대한 결과는 <Table 10>과 같다. 전후면의 E2에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=21.760$, $p=.000$)는 유의한 차이가 나타났다. E3에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 시기간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 그룹

Table 10. The moment of the knee joint (Unit : Ncm/kg)

		Time		F^a	t^b	
		Pre	Post			
Sagittal plane	E1	NG	-16.33±4.85	-15.15±3.48	1.530(T)	1.451
		OG	-17.94±7.56	-16.84±6.23	0.767(G)	0.665
		f^c	0.695	0.917	0.002(T×G)	
	E2	NG	139.09±51.11	119.33±39.97	21.760(T)*	3.197*
		OG	140.23±39.91	125.56±49.05	0.052(G)	3.637*
		f^c	0.068	0.381	0.477(T×G)	
	E3	NG	98.46±38.17	104.01±31.45	0.711(T)	0.734
		OG	75.10±30.32	77.89±36.47	4.636(G)*	0.437
		f^c	1.856	2.101*	0.078(T×G)	
Frontal plane	E1	NG	-3.88±3.48	-2.96±2.98	3.542(T)	1.427
		OG	-3.75±3.00	-3.09±3.14	0.000(G)	1.228
		f^c	0.107	0.119	0.096(T×G)	
	E2	NG	77.56±24.87	67.05±26.21	21.942(T)*	3.355*
		OG	73.01±42.32	63.69±40.34	0.102(G)	3.273*
		f^c	0.359	0.271	0.079(T×G)	
	E3	NG	73.53±30.59	71.82±30.34	0.083(T)	0.448
		OG	74.52±31.46	74.66±32.23	0.030(G)	0.036
		f^c	0.087	0.248	0.116(T×G)	
Transverse plane	E1	NG	-1.59±0.59	-1.36±0.50	8.635(T)*	2.798*
		OG	-1.38±0.50	-1.14±0.65	1.268(G)	1.762
		f^c	1.025	1.047	0.010(T×G)	
	E2	NG	14.58±10.21	14.51±9.60	0.651(T)	0.056
		OG	13.78±13.20	12.28±12.92	0.135(G)	1.017
		f^c	0.186	0.536	0.539(T×G)	
	E3	NG	13.51±12.27	12.77±13.95	1.894(T)	0.509
		OG	23.46±10.51	21.74±11.27	4.806(G)*	1.649
		f^c	2.386*	1.937	0.303(T×G)	

All data means m±sd, E1: Event 1, E2: Event 2, E3: Event 3, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, ^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 paired *t*-test, ^c: Result of independent *t*-test, *: $p<.05$

Table 11. The moment of the hip joint

(Unit : Ncm/kg)

		Time		F^a	f^b	
		Pre	Post			
Sagittal plane	E1	NG	17.58±15.21	13.06±10.12	2.402(T)	1.343
		OG	24.13±20.21	18.93±14.60	1.755(G)	0.983
		f^c	1.003	1.281	0.012(T×G)	
	E2	NG	102.74±41.50	108.34±41.04	8.032(T)*	1.368
		OG	38.32±50.64	53.04±48.73	13.504(G)*	2.501*
		f^c	3.811*	3.362*	1.619(T×G)	
	E3	NG	159.96±52.72	156.78±48.18	0.027(T)	0.570
		OG	126.21±31.34	127.95±41.02	4.081(G)	0.259
		f^c	2.131*	1.764	0.318(T×G)	
Frontal plane	E1	NG	-9.55±7.60	-8.25±6.94	2.066(T)	0.728
		OG	-7.20±8.94	-4.75±9.18	1.171(G)	1.286
		f^c	0.774	1.178	0.196(T×G)	
	E2	NG	122.35±30.31	103.73±29.37	16.604(T)*	3.783*
		OG	134.57±53.14	126.85±51.74	1.115(G)	1.944
		f^c	0.773	1.310	1.906(T×G)	
	E3	NG	72.28±54.12	64.64±56.91	2.503(T)	1.160
		OG	90.87±38.47	83.98±54.10	1.086(G)	1.077
		f^c	1.084	0.955	0.007(T×G)	
Transverse plane	E1	NG	-0.70±1.07	-0.76±0.94	0.008(T)	0.466
		OG	-0.55±1.74	-0.47±1.75	0.197(G)	0.307
		f^c	0.294	0.563	0.221(T×G)	
	E2	NG	-21.46±10.09	-18.38±8.64	4.571(T)*	1.929
		OG	-16.73±10.81	-15.74±11.10	1.046(G)	0.954
		f^c	1.239	0.726	1.215(T×G)	
	E3	NG	-31.43±12.70	-30.11±9.93	0.043(T)	0.804
		OG	-23.82±9.49	-25.58±9.86	2.663(G)	1.409
		f^c	1.859	1.254	2.221(T×G)	

All data means m±sd, E1: Event 1, E2: Event 2, E3: Event 3, NG: Normal weight group, OG: Overweight group, ^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 paired *t*-test, ^c: Result of independent *t*-test, *: $p < .05$

간 주효과($F_{1,28}=4.636$, $p=.040$)는 유의한 차이가 나타났다.

좌우면의 E2에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=21.942$, $p=.000$)는 유의한 차이가 나타났다. 수평면의 E1에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=8.635$, $p=.007$)는 유의한 차이가 나타났다. E3에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 시기간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나,

나, 그룹간 주효과($F_{1,28}=4.806$, $p=.037$)는 유의한 차이가 나타났다.

3) 엉덩관절 모멘트

엉덩관절 모멘트에 대한 결과는 <Table 11>과 같다. 전 후면의 E2에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=8.032$, $p=.008$)와 그룹간 주효과($F_{1,28}=13.504$, $p=.001$)는 유의한 차이가 나타났다.

좌우면의 E2에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=16.604$, $p=.000$)는 유의한 차이가 나타났다. 수평면의 E2에서 그룹과 시기 간 상호작용 효과, 그룹간 주효과는 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 시기간 주효과($F_{1,28}=4.571$, $p=.041$)는 유의한 차이가 나타났다.

IV. 논 의

이 연구는 착지 시 충격 흡수에 주요한 역할을 수행하는 무릎 관절 근육군의 피로와 과체중이 하지의 부상 기전과 관련된 소요시간 및 하지 관절의 각변위와 모멘트에 미치는 영향을 알아보려고 하는 것이다.

착지는 일상생활이나 운동 수행 시 자주 일어나는 동작으로 인체는 주로 발목 관절, 무릎관절, 엉덩관절을 통해 착지 시 부하의 전이를 최소화하고 흡수한다(Dufek & Bates, 1990). 특히 무릎관절은 하지의 관절 중에서 착지 시 부하를 많이 받는 관절로서 충격을 지속적으로 흡수하는 역할을 한다(Decker et al., 2003; Zhang et al., 2000). 또한 착지는 발목 염좌뿐 아니라 비접촉성 전방십자인대 파열과 같은 주요한 무릎관절의 손상 요인이다(Chappell et al., 2002, 2005; Decker et al., 2003; Devita & Skelly, 1992; Malinzak et al., 2001). 따라서 많은 연구자들은 착지 시 충격력과 무릎 부하율을 최소화할 수 있는 생체역학적 요인에 관한 연구에 관심을 가지고 있는 실정이다.

선행 연구에 의하면, 비접촉성 전방십자인대 부상의 잠재적 위험 요인들에 관한 연구는 해부학적 및 호르몬 요인과 신경근 및 생체역학적 요인으로 나누어 접근하였으며, 특히 수정이 가능한 신경근 및 생체역학적 요인에 집중하여 연구하였다(Benjaminse et al., 2008; Harmon & Ireland, 2000). 따라서 잠재적으로 수정 가능한 요인으로 신경근 피로에 대한 연구와 전방십자인대 손상과 발목 염좌와 같은 하지 부상 기전의 차이를 규명하기 위해 생체역학적 요인에 대한 연구가 진행되고 있는 실정이다(Cortes et al., 2007; Dufek & Bates, 1990; Onate et al., 2005; Padua, Carcia, Arnold & Granata, 2005).

피로는 근골격계와 신경계에 영향을 미치는 외적 요인으로, 대부분의 선수 부상에 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; Rozzy, Lephart & Fu, 1999). 결과적으로 착지 시 충격력에 의한

부하의 전이를 효율적으로 제어하지 못한다면, 경골의 피로골절, 무릎의 연골 연화증, 연골과 요추 부상(Dufek & Bates, 1990), 발목 염좌와 비접촉성 전방십자인대 파열(Chappell et al., 2002, 2005; Decker et al., 2003; Devita & Skelly, 1992; Malinzak et al., 2001) 등의 부상으로 이어진다.

이 연구에서 하지의 구간별 각변위는 전후면, 좌우면, 수평면상의 움직임 분석하였다. 무릎관절은 성별에 상관없이 착지 시 충격을 흡수하는 주요한 부위이며(Decker et al., 2003), 착지와 관련된 전방십자인대 부상 기전에서도 무릎관절의 각도 변화는 중요한 요인으로 작용한다(Padua et al., 2006; Russell, Palmieri, Zinder & Ingersoll, 2006). 착지 시 발이 지면에 접촉하는 시점에서 여성은 남성에 비해 무릎관절을 보다 신전된 자세로 착지하며(Cortes et al., 2007), 무릎관절 외반의 움직임이 보다 큰 것으로 보고되고 있다(Chappell, Creighton, Giuliani, Yu & Garrett, 2007). 착지 기술 전략은 연성 착지와 경성 착지로 구분할 수 있으며, 무릎 신전근은 연성 착지 시 많은 에너지를 흡수하고, 발목 저축굴곡근은 경성 착지 시 많은 에너지를 흡수한다(Devita & Skelly, 1992). 이 연구의 무릎관절 근육 피로 전과 후에서 정상 체중과 과체중 그룹 모두 연성 착지 형태를 이용하여 충격을 흡수하는 것으로 나타났다.

이 연구에서 무릎관절의 구간별 각변위 결과는 전후면 상 P1에서 정상 체중 그룹이 과체중 그룹보다 유의하게 큰 것으로 나타났다. Devita & Skelly(1992)의 연구에 의하면, 착지 시 피험자들은 무릎관절 굴곡 각도를 크게 하여 충격을 줄이는 것으로 보고하였으며, Kellis & Kouvelioti(2009)는 무릎관절의 신전근 피로 시 착지의 초기 접촉 시 최대 무릎관절 및 엉덩관절 굴곡각도를 증가시키는 것으로 보고하였으며, Gehring et al.(2009)는 무릎관절 신전근 피로 시 최대 무릎관절 굴곡각도가 증가하는 것으로 보고하였다. 그러나 Chappell et al.(2002, 2005)은 무릎관절 굴곡 각도를 작게 하여 충격을 줄인다고 보고하여 다양한 결과가 보고되고 있음을 알 수 있다.

이 연구의 정상 체중 그룹의 경우, 착지 시 충격을 흡수하기 위해서는 하지 관절들을 보다 굴곡 시켜야하며, 특히 무릎관절은 보다 더 굴곡 시켜야한다는 선행 연구 결과(Decker et al., 2003, Devita & Skelly, 1992; Dufek & Bates, 1990; Zhang et al., 2000)와 유사하게 나타났음을 알 수 있다. 그러나 과체중 그룹의 경우에는 정상 체중 그룹보다 무릎관절 굴곡 각도를 작게 하여 충격을 흡수하고 피로 후 보다 무릎관절 안정성을 조절하고 있는 것으로 판단된다(Chappell et al., 2002, 2005). 이러한 이유는 무릎관절 굴곡 각도의 감소가 무릎관절의 외반을 감소시키고 무릎관절의 작은 굴곡 각도는 무릎관절의 신전 근력을 크게 요구하지 않기 때문이다(Lepers, Hausswirth, Maiuletti,

Briswalter & Hoescke, 2000). 또한 착지 시 무릎관절 굴곡 각도 감소는 뼈의 구조와 무릎을 둘러싼 측부 인대와 같은 비수축성 조직에 의존하는 것으로 보고되고 있다 (Lepers et al., 2000). 이로 인하여 이 연구의 좌우면상 P1에서 두 그룹 모두 피로 후 무릎 관절 각변위가 다소 감소하는 경향이 나타났으며, 그룹 간에는 피로 전과 후 모두 정상 체중 그룹이 과체중 그룹보다 무릎 관절 각변위가 다소 크게 나타났다.

발목관절의 구간별 각변위 결과는 전후면상에서는 유의한 차이가 나타나지 않았으나, 정상 체중 그룹과 과체중 그룹 모두 착지 시 충격을 흡수하기 위해 발목관절의 각변위를 크게 하는 것으로 보고하고 있는 선행 연구의 결과와 유사하게 나타난 것으로 판단된다(Devita & Skelly, 1992; Dufek & Bates, 1990; Gehring et al., 2009; Zhang et al., 2000). 이와 같은 발목관절 배측굴곡의 가동범위 증가는 부하가 주어졌을 때, 경골을 앞쪽으로 고정시켜주는 역할을 하여 발목의 안정성을 증가시켜 준다(Hertel, 2002). 이 연구의 좌우면상 P1에서는 피로 효과로 인하여 유의한 감소가 나타났다. 이러한 결과는 피로 후 발목관절의 안정성을 증가시키기 위한 의도로 판단되며, 발목관절의 내번 움직임을 감소시키기 위한 것으로 여겨진다(Lepers et al., 2000).

엉덩관절의 구간별 각변위는 전후면상 P1과 P2 모두에서 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 결과는 피로와 성차에 따른 착지 연구에서 엉덩관절 굴곡 각도는 유의한 차이가 나타나지 않았다고 보고한 Habu, Sell, Myers, Abt & Lephart.(2004)의 연구와 유사하게 나타난 것으로 판단된다. 이와는 반대로 여성의 착지 특성은 엉덩관절의 굴곡 각도의 감소가 나타난다고 보고한 결과와는 다소 차이가 있음을 알 수 있다(Decker et al., 2003; Malinzak et al., 2001). 좌우면상 P1에서 정상 체중 그룹이 과체중 그룹보다 유의하게 큰 것으로 나타났다. 그러나 피로 효과는 유의한 차이가 나타나지 않았다. 이러한 이유도 마찬가지로 무릎관절 굴곡을 크게 하는 착지 전략과 작게 하는 전략 간의 차이에 의한 것으로 판단된다. 따라서 정상 체중 그룹의 착지 전략과 과체중 그룹의 착지 전략 간의 다소 차이가 있음을 알 수 있으며, 이러한 결과는 착지 시 발생하는 잠재적 위험을 최소화하기 위한 착지 방법을 교육할 수 있는 트레이닝 프로그램을 개발하기 위한 기초자료를 제공할 수 있을 것이다.

피로 유발 후 착지 시 관절의 움직임을 제어하는 전략은 세 가지로 나눌 수 있으며, 그 전략은 착지 시 발목관절에 크게 의존하는 발목 우성전략, 착지 시 길항근 근활성 패턴이 감소하는 길항근 억제전략, 착지 시 대퇴사두근에 보다 크게 의존하는 대퇴사두근 우성전략으로 구성된다(Padua et al., 2006). 피로 시 남녀 모두 발목 우성전략을 사용하는

것으로 보고하였으나(Padua et al., 2006), 이 연구의 결과에서도 유사하게 발목 우성전략과 대퇴사두근 우성전략을 이용하여 충격을 흡수하고 있는 것으로 판단된다.

하지의 이벤트별 모멘트는 전후면, 좌우면, 수평면상의 움직임을 분석하였다. 무릎관절의 이벤트별 모멘트 결과는 전후면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 무릎관절의 신전 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 그리고 최대 무릎굴곡 시점(E3)에서 정상 체중 그룹이 과체중 그룹보다 무릎관절의 신전 모멘트가 유의하게 큰 것으로 나타났다. 좌우면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 무릎관절의 외반 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 수평면상 초기 접촉 시점(E1)에서 피로 후 무릎관절의 내측 회전 모멘트가 감소하는 것으로 나타났으며, 최대 무릎굴곡 시점(E3)에서 정상 체중 그룹이 과체중 그룹보다 무릎관절의 외측 회전 모멘트가 유의하게 작은 것으로 나타났다. 이러한 연구 결과는 전후면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 무릎관절의 신전 모멘트 감소는 Nyland, Shapiro, Caborn, Nitz & Malone (1997)의 연구와 유사한 것으로 판단된다. Nyland et al.(1997)에 의하면, 햄스트링 근육 피로 시 최대 충격 시점에서 무릎 관절의 신전 모멘트의 감소가 나타났다고 하였다. 무릎관절 굴곡 각도의 감소는 수직지면반력 증가, 경골 원위부의 전방 전단력 증가, 무릎 신전 모멘트의 증가와 관련이 있으며, 이는 곧 충격력 증가의 원인이 된다(Chappell et al., 2002; Decker et al., 2003; Devita & Skelly, 1992; Malinzak et al., 2001).

Benjaminse et al.(2008)은 남녀 각 15명을 대상으로 트레드밀 달리기를 이용하여 피로를 유발시켰을 때, 외발 스톱-점프 과업에 미치는 영향을 연구한 결과, 피로는 초기 접촉 시 최대 무릎 외반각도 감소, 무릎관절 굴곡 각도 감소가 나타났다고 하였다. 이러한 무릎관절 외반 각도 감소는 전방십자인대의 압박과 관련된 무릎관절 내반 각도 증가와 무릎관절 외반 모멘트 증가를 막기 위한 방어적인 노력으로 판단된다(Benjaminse et al., 2008). 이러한 결과는 무릎 안정성을 증가시키고 무릎을 보호하기 위해 좌우면상에서 하지를 중립 자세로 유지하고자 노력한 결과라고 보고하였다(Benjaminse et al., 2008). 위 연구 결과와 유사하게 이 연구 결과에서도 피로 후 무릎관절의 외반 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다.

발목관절의 이벤트별 모멘트 결과는 전후면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 발목관절 저측굴곡 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 좌우면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 발목관절 내번 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났으며, 최대 무릎굴곡 시점(E3)에서 정상 체중 그룹은 발목관절 내번 모멘트가 나타났으나, 과체중 그룹에서는 외번 모멘트가 나타났

다. 수평면상 초기 접촉 시점(E1)에서 피로 후 발목 관절 내측 회전 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났으며, 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 발목 관절 외측 회전 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 선행 연구에 의하면, 착지 시 발생하는 에너지를 흡수하기 위해서 착지가 일어나는 전 구간에서 하지 관절들을 보다 굴곡시켜야하며(Decker et al., 2003, Devita & Skelly, 1992), 발의 앞꿈치부터 착지가 시작되어야 한다고 보고하였다(Gross & Nelson, 1988; Valiant & Cavanagh, 1985). 나아가 착지 시 부상을 줄이기 위해서는 가능한 중립 자세를 유지하고, 착지 후 빨리 안정화하는 능력이 필요하다(Ross & Guskiewicz, 2003; Wikstrom, Powers & Tillman, 2004). 따라서 이 연구의 과체중 그룹의 경우, 초기 접촉 시점(E1)에서 발목관절의 배측굴곡 모멘트가 정상 체중 그룹보다 다소 큰 경향이 나타났으며, 수평면상 초기 접촉 시점(E1)에서 피로 후 내측 회전 모멘트의 감소가 나타났다. 이러한 이유는 보다 신전된 자세와 안정성 확보를 위한 노력으로 발목관절의 배측 굴곡근과 내측 회전근 사용이 증가된 것으로 판단된다. 그리고 정상 체중 그룹의 경우, 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 발목관절의 저축굴곡 모멘트, 내번 모멘트, 외측 회전 모멘트 감소는 충격 흡수와 관절의 안정성을 유지하기 위하여 발목관절 저축 굴곡근, 내번근, 외측 회전근의 이용이 증가된 것으로 판단된다.

엉덩관절의 이벤트별 모멘트 결과는 전후면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 엉덩관절의 신전 모멘트가 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 그리고 정상 체중 그룹이 과체중 그룹보다 엉덩관절 신전 모멘트가 유의하게 큰 것으로 나타났다. 좌우면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 엉덩관절의 외전 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 수평면상 최대 수직지면반력 시점(E2)에서 피로 후 내측 회전 모멘트가 유의하게 감소하는 것으로 나타났다. 선행 연구에 의하면, 여성의 착지 특성은 엉덩관절의 굴곡 각도는 감소되는 것으로 나타나며, 이는 엉덩관절의 신전근 활동이 증가하고 있음을 말한다(Decker et al., 2003; Malinzak et al., 2001). 이 연구 결과와 유사하게 피로 후 엉덩관절의 신전 모멘트가 유의하게 증가하는 것으로 나타났다. 이러한 결과는 피로로 인하여 엉덩관절 신전근의 주동근 활동이 증가된 것으로 여겨진다.

V. 결 론

이 연구는 착지 시 충격 흡수에 주요한 역할을 수행하는 무릎 관절 근육군의 피로와 과체중이 하지의 부상 기전과 관련된 소요시간 및 하지 관절의 각변위와 모멘트에

미치는 영향을 알아본 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. P1, P2, 총소요시간 모두에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다.

2. 발목관절 각변위는 좌우면과 수평면의 P1에서 피로 후 유의하게 감소하였다. 무릎관절 각변위는 전후면 P1에서 정상체중 그룹이 과체중 그룹보다 크게 나타났다. 엉덩관절 각변위는 좌우면의 P1에서 정상체중 그룹이 과체중 그룹보다 크게 나타났으며, 수평면의 P1에서 피로 후 유의하게 감소하였다.

3. 발목관절 모멘트는 전후면 E2에서 피로 후 저축굴곡 모멘트가 유의하게 감소하였다. 좌우면의 E2에서 피로 전보다 피로 후 내번 모멘트가 유의하게 감소하였다. 수평면의 E1에서 피로 후 내측회전 모멘트가 유의하게 감소하였으며, E2에서 피로 후 외측회전 모멘트가 유의하게 감소하였다.

4. 무릎관절 모멘트는 전후면 E2에서 피로 후 신전 모멘트가 유의하게 감소하였으며, E3에서 정상체중 그룹이 과체중 그룹보다 신전 모멘트가 크게 나타났다. 좌우면의 E2에서 피로 후 외전 모멘트가 유의하게 감소하였다. 수평면의 E1에서 피로 후 내측회전 모멘트가 유의하게 감소하였으며, E3에서 정상체중 그룹이 과체중 그룹보다 외측회전 모멘트가 작게 나타났다.

5. 엉덩관절 모멘트는 전후면 E2에서 피로 후 신전 모멘트가 유의하게 증가하였으며, 정상체중 그룹이 과체중 그룹보다 신전 모멘트가 크게 나타났다. 좌우면의 E2에서 피로 후 외전 모멘트가 유의하게 감소하였다. 수평면의 E2에서 피로 후 내측회전 모멘트가 유의하게 감소하였다.

결론적으로 착지 시 무릎관절 근육군 피로는 발목, 무릎, 엉덩관절의 좌우면과 수평면 움직임을 최소화하여 동적 안정성을 증가시키고, 무릎을 보호하기 위한 보상적 움직임으로 중립 자세를 유지하고자 하였다. 착지 시 체중 효과는 정상 체중 그룹이 과체중 그룹보다 전후면 움직임이 크게 나타나 충격을 흡수하는 하지 관절의 기능이 좋은 것으로 판단된다. 따라서 무릎 관절 근육 피로 누적이나 과체중 혹은 비만은 점프 후 착지, 계단 내려오기, 내리막 걷기 시 부상 발생율의 증가와 상관성이 높을 것으로 판단된다.

추후 연구에서는 착지 동작 시 운동학적 및 운동역학적 변인뿐 아니라 근전도 분석을 통해 충격 흡수에 대한 하지 관절근육의 기여도에 대한 분석과 동속성 동력계와 기능적 움직임을 이용하여 피로 수준의 정량화에 대한 연구가 기대된다.

참고문헌

Adlerton, A. K., Moritz, U., & Moe-Nilssen, R.(2003). Force plate and accelerometer measures for evaluating the effect of

- muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International*, 8, 187-199.
- Anandacoomarasamy, A., & Barnsley, L.(2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries. *British Journal of Sports Medicine*, 39, 14-17.
- Benjaminse, A., Habu, A., Sell, T. C., Abt, J. P., Fu, F. H., Myers, J. B., & Lephart, S. M.(2008). Fatigue alters lower extremity kinematics during a single-leg stop-jump task. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 16, 400-407.
- 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.
- Byrne, C., Twist, C., & Eston, R.(2004). Neuromuscular function after exercise induced muscle damage: Theoretical and applied implications. *Sport Medicine*, 34, 49-69.
- 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.
- Chappell, J. D., Creighton, A. R., Giuliani, C., Yu, B., & Garrett, W. E.(2007). Kinematics and electromyography of landing preparation in vertical stop-jump risks for noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(2), 235-241.
- 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.
- 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.
- Edwards, S., Steele, J. R., McGhee, D. E., Beattie, S., Purdam, C. R., & Cook, J. L.(2010). Landing strategies of athletes with an asymptomatic patellar tendon abnormality. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 42, 2072-2080.
- 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.
- Froyd, C., Millet, G. Y., & Noakes, T. D.(2013). The development of peripheral fatigue and short-term recovery during self-paced high-intensity exercise. *The Journal of Physiology*, March 1, 1339-1346.
- 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.
- Gross, T. S., & Nelson, R. C.(1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20, 506-514.
- Habu, A., Sell, T. C., Myers, J. B., Abt, J. P., & Lephart, S. M.(2004). Fatigue and sex differences during lower extremity kinematics of a single-leg stop-jump task. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 30(2), S15.
- Harmon, K. G. & Ireland, M. L.(2000). Gender differences in non-contact anterior cruciate ligament injuries. *Clinics in Sports Medicine*, 19(2), 287-302.
- Hawkins, R. D., Hulse, M. A., Wilkinson, C., Hodson, A., & Gibson, M.(2001). The association football medical research programme: an audit of injuries in professional football. *British Journal of Sports Medicine*, 35(1), 43-47.
- Hertel, J.(2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, 37(4), 364-375.
- Hills, A. P., Henning, E. M., & Steele, J. R.(2002). The biomechanics of adiposity structural and functional limitations of obesity and implications for movement. *Obesity Reviews*, 3, 35-43.
- 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.
- Johnston, R. B., Howard, M. E., Cawley, P. W., & Losse, G. M.(1998). Effect of lower extremity muscular fatigue on motor control performance. *Medicine & Science in Sports & 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.
- 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), 031-038.
- 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 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, 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.
- Lepers, R., Hausswirth, C., Maiuletti, N., Briswalter, J., & Van hocke, J.(2000). Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Medicine and Science in Sports*

- and *Medicine*, 32, 1880-1886.
- Malinzak, R. A., Colby, S. M., Kirkendall, D. T., Yu, B., & Garrett, W. E.(2001). A comparison of knee joint motion patterns between men and women in selected athletic tasks. *Clinical Biomechanics*, 16(5), 438-445.
- 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.
- Michaut, A., Pousson, M., Millet, G., Belleville, J., & Van Hoecke, J.(2003). Maximal voluntary eccentric, isometric and concentric torque recovery following a concentric isokinetic exercise. *International Journal of Sports Medicine*, 24(1), 51-56.
- 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.
- Nyland, J. A., Shapiro, R., Caborn, D. N., Nitz, A. J., & Malone, T. R.(1997). The effect of quadriceps femoris, hamstring, and placebo eccentric fatigue on knee and ankle dynamics during crossover cutting. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 25(3), 171-184.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R.(2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 32, 1002-1012.
- Onate, J. A., Guskiewicz, K. M., Marshall, S. W., Giuliani, C., Yu, B., & Garrett, W. E.(2005). Instruction of jump-landing technique using videotape feedback: Altering lower extremity motion patterns. *American Journal of Sports Medicine*, 33, 831-842.
- Padua, D. A., Carcia, C. R., Arnold, B. L., & Granata, K. P.(2005). Gender differences in leg stiffness and stiffness recruitment strategy during two-legged hopping. *Journal of Motor Behavior*, 37, 111-115.
- 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.
- Ross, S. E., & Guskiewicz, K. M.(2003). Time to stabilization: a method for analyzing dynamic postural stability. *Athletic Therapy Today*, 8(3), 37-39.
- 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.
- Russell, K. A., Palmieri, R. M., Zinder, S. M., & Ingersoll, C. D.(2006). Sex differences in valgus knee angle during a single-leg drop jump. *Journal of Athletic Training*, 41(2), 166-171.
- Smith, B., Roan, M., & Lee, M.(2010). The effect of evenly distributed load carrying on lower body gait dynamics for normal weight and overweight subjects. *Gait and Posture*, 32(2), 176-180.
- Valiant, G. A., & Cavanagh, P. R.(1985). *A study of landing from a jump: Implications for the design of a basketball shoe*. In *Biomechanics IX-B*(edited by D. A. Winter), Champaign, IL: Human Kinetics.
- Wikstrom, E. A., Powers, M. E., & Tillman, M. D.(2004). Dynamic stabilization time after isokinetic and functional fatigue. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 247-253.
- WHO Expert Consultation (2004). Appropriate body-mass index for Asian populations and its implications for policy and intervention strategies. *Lancet*, 363(9403), 157-163.
- Yaggie, J. A., & McGregor, S. J.(2002). Effects of isokinetic ankle fatigue on the maintenance of balance and postural limits. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 83(2), 224-228.
- Yu, B., Lin, C. F., & Garrett, W. E.(2006). Lower extremity biomechanics during the landing of a stop-jump task. *Clinical Biomechanics*, 21(3), 297-305.
- 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.