

착지 시 외부 무게 부하에 따른 남성과 여성의 하지 관절 각속도, 모멘트, 에너지 흡수에 미치는 영향

권문석¹

¹용인대학교 스포츠·웰니스연구센터

Effect of Added Mass between Male and Female on The Lower Extremity Joints Angular Velocity, Moment, Absorb Energy During Drop Landing

Moon-Seok Kwon¹

¹Department of Sports & Wellness Research Center, Yongin University, Yongin, Korea

Received 30 July 2012; Received in revised form 21 August 2012; Accepted 20 September 2012

ABSTRACT

This study aimed to analyze the effects of external load between male and female on angular velocity, moment, and absorbed energy of the lower-extremity joints during drop landing. The study subjects were 9 male(mass = 70.82±4.64 kg, height = 1.71±0.04 m, age = 24.5±1.84 years), 9 female(mass = 50.14±4.09 kg, height = 1.61±0.03 m, age = 23.6±2.62 years), without any serious musculoskeletal, coordination, balance, or joint/ligament problems for 1 year before the study. The angular velocity, flexion/extension and abduction/adduction moments, and absorbed energy of the lower-extremity joints were compared between the men and women during drop landing under 4 different conditions of external load(0%, 8%, 16%, and 24%) by using two-way repeated ANOVA($p < .05$). The women landed with a greater peak angular velocity of the ankle joint, greater peak inversion moment, and lower peak hip-extension moment than the men did, under all 4 conditions. Additionally, the landing characteristics of the women were distinct from those of the men; the women showed a greater peak knee-adduction moment and greater absorbed energy of the knee joint. These differences indicate that anterior cruciate ligament(ACL) strain was greater in the women than in the men and therefore, women may be at a higher potential risk for noncontact injuries of the ACL with an increase in external load.

Keywords : Added Mass, Joint Angular Velocity, Moment, Absorb Energy, Drop Landing

I. 서론

운동 수행 시 발생하는 전방십자인대(anterior cruciate ligament; ACL) 상해는 대표적인 비접촉 상해 중 하나이다(McNitt-Gray, Hester, Mathiyakom & Munkasy, 2001). ACL 상해는 신체 운동의 방향 전환과 정지를 위해 수행되는 감속 동작시 발생률이

높은 것으로 보고되고 있다(Kernozek, Torry, Hoof, Cowley & Tanner, 2005; Gehring, Melnyk, & Gollhofer, 2009). ACL 상해는 발과 지면의 접촉 시 신체 정렬 상태, 큰 지면반발력 그리고 무릎 관절의 과부하를 발생시키는 대퇴근육들의 신장성 수축 정도 등과 같은 다양한 요인들의 복합적인 작용에 의해 발생한다(Chappell, Yu, Kirkendall & Garrett, 2002). 특히, 착지 시 신체 수직 운동량의 증가에 따른 지면반발력의 상승은 무릎 관절에서 발생하는 부의 크하기를 결정하는 충격력과 하지 근육의 신장성 수축 요인들을 상승시켜 ACL 상해 위험성을 상승시키는 것으로 선행연구들에 의해 보고되고 있다(Chappell et al., 2002; Decker, Torry, Wyland, Sterett & Richard Steadman, 2003). 이와

Corresponding Author : Moon-Seok Kwon
Sports & Wellness Research Center, Yongin University, 470 Samga-dong,
Cheoin-gu, Yongin-si, Gyeonggi-do, Korea
Tel : +82-31-8020-2565 / Fax : +82-31-8020-3140
E-mail : km2565@hotmail.com

같은 이유로 착지와 관련된 많은 선행 연구자들은 착지 시 외부 환경(착지 높이, 지면형태 등), 개인적 특성(연령, 성별, 습관 등)에 따른 지면반발력과 하지 관절 굴곡 운동 그리고 관절 모멘트, 파워, 흡수 에너지양을 분석하여 하지 관절의 착지 기능과 역할과 ACL 상해의 위험성에 관한 연구들을 수행하여 왔다(Devita & Skelly, 1992; Hagins, Pappas, Kremenic, Orishimo & Rundle, 2007; McNitt-Gray, 1993; Decker, et al., 2003).

과도한 체중은 착지 높이(Arampatzis, Morey-Klapsing & Bruggemann, 2003; McNitt-Gray, 1993)와 함께 신체 수직 운동량을 증가시키는 주된 요인 중 하나이며 착지 시 큰 지면반발력을 발생시킨다. 더욱이 비만, 임신 등으로 급격히 증가된 상체의 무게 증가는 몸통의 굴신 운동 시 힙 관절의 기계적 하지 관절의 굴곡/신전 모멘트에 변화를 발생시킨다(Paul, Salle & Frings-Dresen, 1996). 따라서 무게 증가에 따른 착지 동작 시 힙 관절의 관절 운동과 착지 전략의 변화는 kinetic chain의 측면에서 잠재적으로 무릎과 발목 관절의 착지 전략에도 영향을 준다(Devita & Skelly, 1992; Sturmer, Gunther & Brenner, 2000; Decker, et al., 2003). 착지 시 신체 감속 운동을 안정적으로 수행하기 위해서는 중력 방향으로 운동하는 신체 무게 중심을 지면에 접촉된 양 발의 기저면 범위 안에서 하지 관절의 신장성 굴곡을 통해 감속시켜야 한다(McNitt-Gray et al., 2001). 하지만 착지 동작 시 신체 수직 운동량을 증가시키는 요인 중 하나인 과도한 무게 증가가 하지 관절의 착지 전략에 미치는 영향에 대해서는 아직 잘 알려져 있지 않다. 비록 Minetti Ardiago, Susta와 Cotelli(1998)는 비만인들(0.9~1.3 m)과 정상 체중인들(1.6~2.0 m)의 착지 가능한 최대 높이에 대해 제시하였으나, 모델을 통해 얻은 이론적 연구에서 제시된 결과였다.

몇몇 선행연구들은 인체 운동 시 backpack 무게(체중의 10%에서 64%)에 의한 신체 운동량의 증가가 하지 관절의 역학적 변인들에 미치는 영향을 연구하였으며, 그 결과 신체에 부과된 외부 무게는 신체 안정성 저하, 하지 관절의 신전 모멘트 증가, 힙 관절의 굴곡 운동과 신전근들의 수축에 영향을 주는 것으로 보고되었다(Goh, Thambyah & Bose, 1998; Tilbury-Davis & Hooper, 1999; Holt, Wagenaar, LaFiandra, Kubo & Obusek, 2003; Al-Khabbaz, Shimada & Hasegawa, 2008). 또한, 외부 무게 증가는 반복적인 신체 감속 운동 시 하지 근육의 신장성 수축과 등척성 수축을 동시에 발생시키며, 이는 하지 관절의 에너지 흡수 기능과 신장성 굴곡 운동의 저하를 유발할 뿐만 아니라 관절의 강직도를 상승시키는 원인으로 작용한다(Holt et al., 2003). 그러므로 하지 관절의 신장성 굴곡에 의한 착지 전략(신전 모멘트, 에너지 흡수)은 착지 시 개인의 착지 기술(하지 관절의 굴곡 각도, 각속도)에 의해 다르게 나타난다(Devita & Skelly, 1992; Zhang, Bates & Dufek, 2000; Blackburn & Padua, 2008; Kulas, Zalewski, Hortobagyi & DeVita, 2008).

착지 기술과 전략은 개인의 신체적 능력에 따라 다르게 나타난다(Minetti et al., 1998). 특히, Decker et al.(2003)는 성별에 따라 착지 기술에서 차이를 보이며, 이는 여성들이 남성들에 비해 상대적으로 약한 하지 근력을 나타내었기 때문인 것으로 보고하였다. 더욱이, 여성들은 남성들에 비해 착지 시 큰 무릎 관절의 굴곡과 외반 동작을 수행하며, 이는 non-contact ACL 상해와 밀접한 관련성이 있는 것으로 보고되었다(Chappell, et al., 2002; Decker, et al., 2003; Ford, Myer, & Hewett, 2003). 이러한 착지 시 여성들의 무릎 관절 운동은 남성들 보다 약한 하지 근력, 큰 Q-angle과 같은 여성들의 신체적 특성에 의해 영향을 받게 되며, 이는 ACL 상해와 밀접한 관련이 있는 것으로 보고되고 있다(Decker, et al., 2003; Kernozek et al., 2005). 따라서 성별에 따른 착지 동작을 이해하기 위해서는 하지 관절의 신장성 굴곡 운동에 의해 결정되는 착지 기술과 착지 전략을 분석하여야 하며 하지 관절에서 흡수하는 에너지의 양을 부가적으로 제시하여야 한다.

이와 같이 외부 무게 부하에 의한 신체 수직 운동량의 증가와 성별의 요인들은 착지 시 하지 관절의 착지 기술과 전략에 영향을 주는 요인들임에도 외부 무게 부하에 따른 여성과 남성들의 하지 관절 운동역학적 요인들의 변화에 대해서는 잘 알려져 있지 않다. 그러므로 본 연구의 목적은 외부 무게 부하에 따른 남성과 여성의 하지 관절 각속도, 신전/외전 모멘트와 하지 관절에서 흡수된 에너지를 분석하는데 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구에 참여한 남자 9명($n = 9$, mass = 70.82±4.64 kg, height = 1.71±0.04 m, age = 24.5±1.84 years), 여자 9명 ($n = 9$, mass = 50.14±4.09 kg, height = 1.61±0.03 m, age = 23.6±2.62 years)의 대상자들은 최근 1년 동안 하지 근골격계 병력이 없었으며, 실험에 앞서 일주일 전부터 스트레칭과 점프 및 착지 동작들을 연습하였다.

2. 실험 장비 및 절차

실험에 참여한 피험자들은 실험에 대한 정보를 충분히 전달 받은 후 몸무게와 신장 그리고 BMI(body mass index: 19.9 kg/m² < 정상 BMI < 24.9 kg/m²) 측정을 위해 신체조성 검사(Inbody220, Biospace Inc., Korea)에 참여하였다. 피험자들은 검은색 spandex 재질의 반바지와 티셔츠를 착용하였으며, 신발의 특성으로 발생하는 외부 요인들을 사전에 배제하기 위하여 맨

발로 실험에 참여하였다. 모든 피험자들은 실험 전 40 cm 높이 나무 박스의 가장자리에 검은색 테이프로 표시된 곳에 양발로 서서 착지를 준비한 후 양발 착지 동작에 익숙해질 수 있도록 연습하였다(Decker, et al., 2003; Hagins, et al., 2007). 인체측정용 줄자(Lufkin W606PM flexible steel tape, USA), 인체계측기(GPM, Swiss)를 이용하여 피험자들의 anterior superior iliac spine(ASIS) 간의 길이, 신체 각 분절 길이와 둘레를 측정하였다. 인체에는 right/left side acromion processes, anterior superior iliac spines, sacrum(posterior superior iliac spine 1/2), great trochanters, lateral aspect right middle of thighs and shanks, medial and lateral femoral condyles, malleoli, second metatarsal heads에 21개의 외부 반사 마크(15mm)를 부착하였다. 외부 마커를 이용하여 힙 관절(Tylkowski, Simon & Mansour, 1982), 무릎과 발목 관절(midpoint method)를 정의하였다. 해부학적 자세에서 static trial을 촬영한 후 great trochanters, medial femoral condyles and malleoli 마커들은 제거하였으며, 이후 실제 착지 동작을 실시하였다. 이때 팔의 운동으로 인해 발생할 수 있는 영향들을 배제하기 위하여 양팔을 가슴에 크로스하여 상지의 움직임을 최소화하도록 하였다.

모든 피험자들은 사전에 측정된 개인의 체중을 기준으로 0%, 8%, 16%, 24%로 설정된 4가지 조건의 무게 부하 조끼를 착용하고 총 20번의 착지 동작을 실시하였다(Kwon, Kim & Shin, 2007). 무게 부하 조끼에 부과된 무게는 좌, 우, 앞, 뒤 균형을 고려하여 부과하였다. 그리고 사전 외부 무게 정보로 인해 발생할 수 있는 근육 신경계의 조작 현상들을 배제하기 위하여 피험자들에게는 알려주지 않았으며, 반복 측정과 외부 무게 부하로 인한 근육의 피로를 고려하여 무게 부하가 바뀌는 시점을 기준으로 피험자 간 교차 실험을 실시하였다. 실험 시 kinematic data 분석을 위한 착지 동작의 영상 자료는 60 Hz로 설정된 6대의 카메라(SHC-650A, Samsung Inc, Suwon, Korea; shutter speed, 1/500 sec.)와 multi-capture 시스템(video capture software Visol Inc, Kwangmyung, Korea)을 이용하여 영상데이터를 수집하였으며, 양발로 착지 시 외력 측정은 1080 Hz로 설정된 2대의 지면반력기(AMTI model BP400800; Advanced Medical Technology Inc, Watertown, MA, USA)를 이용하여 수집하였다.

3. 자료 분석

실험 전 통제점들(control object, Visol Co., Korea)을 카메라로 촬영하였으며, 48개의 통제점 마커를 이용하여 DLT(direct linear transformation) parameters(Abel-Aziz & Karara, 1971)를 산출하여 기준 좌표계(global reference frame)는 X(좌, 우 축), Y(전, 후 축), Z(상, 하 축)으로 구성된 캘리브레이션을 정의하였다. 그리고 착지 동작 시 몸통, 골반 및 양쪽 대퇴, 하퇴, 발 분절들의 3

차원 운동 분석을 위한 지역 좌표계는 Kwon3d 3.1 software(Visol Inc, Korea)에 의해 (X - 좌, 우 축, Y - 전, 후 축, Z - 분절의 장축) 정의되었다. 신체 분절들의 anthropometrics 정보는 Zatsiorsky(2002)에 의해 제시된 방법을 이용하였다. 각 카메라에서 얻어진 영상자료 간의 동기화를 위해 2대의 LED(light emitting Diodes, Visol Co., Korea)를 A/D box(VSAD-102-32C, Visol Co., Korea)에 연결하여 6대의 카메라에서 측정하였으며, 영상 자료와 지면반력 자료 간의 동기화를 위해 외부 채널을 지면반력기에 연결하여 LED와 동일한 시간에 3v의 역치 신호를 발생시켰다. 실시간으로 측정된 착지 동작에서 데이터의 정량화에 실패하는 자료를 제외한 성공적인 동작 5 trial을 수치화하였고 영상에서 획득된 외부 마커의 3차원 데이터는 Second order-butterworth filter(6 Hz)를 이용하여 필터하였다.

힙, 무릎, 발목 관절의 각속도는 근위 분절 좌표계에 대한 원위 분절 좌표계의 상대 지향각을 시간으로 미분하여 계산하는 Cardan orientation 방법을 이용하였다. 하지 관절의 각도는 각 피험자들을 대상으로 해부학적 자세로 촬영한 Static trial에서 산출된 각도를 기준으로 계산하였다. 하지 관절 모멘트는 피험자들의 신체 분절 관성치, 실험을 통해 산출한 운동학적 데이터와 지면반력 데이터를 inverse dynamics 방법에 대입하여 계산하였다(Zatsiorsky, 2002). 관절 모멘트는 관절 근육의 수축(muscle contraction)과 인대(ligament), 건(tendon), 근육 비활동(inactive component of muscle)의 수동적 요소들에 의해서 발생하며, 광범위한 의미에서 관절에서 발생한 근육의 힘으로 평가된다(Zajac, Neptune & Kautz, 2002). 그러므로 착지 시 발목과 힙에서 발생하는 신전 모멘트(negative value)와 무릎에서 발생하는 신전 모멘트(positive value)는 하지 근육들의 신체 운동 감속 능력을 평가할 수 있는 지표로 이용된다. 하지 관절 근 파워는 각 관절에서 산출된 모멘트에 관절의 각속도를 곱하여 산출하였다. 하지 관절 근 파워의 positive value는 관절 근육의 단축성 수축을 negative value는 관절 근육의 신장성 수축을 의미한다. 착지 동작 시 하지 관절에서 흡수된 에너지는 관절 근 파워 커브곡선에서 음의 수치를 적분하여 산출하였다(Winter, 1990). 본 연구에서 산출한 모든 변인들은 착지 동작 시 발과 지면의 최초 접촉(10N of vertical ground reaction force)에서부터 골반 무게 중심 위치가 최소가 될 때까지의 구간을 분석하였다. 그리고 하지 관절 모멘트, 에너지 흡수 수치는 피험자들 신체적 특성(몸무게와 신장)에 의해 발생하는 오차를 줄이기 위하여 몸무게와 신장을 기준으로 일반화하였다(Decker et al., 2003; Kulas et al., 2008).

4. 통계 처리

착지 동작 시 외부 무게 부하 조건(0%, 8%, 16%, 24%)에 따라 분석된 발목, 무릎, 힙 관절의 최대 각속도, 최대 관절 신전

외전 모멘트 및 에너지 흡수량은 5번 동작을 오른쪽 왼쪽 하지 관절에서 계산된 변인들을 평균값을 이용하였다. 모든 변인들의 평균 데이터는 두 개의 독립변인인 성별과 외부무게 부하 조건에 따라 통계 프로그램에 입력하였다(SPSS 18.0 SPSS Inc., Chicago, IL 60606, USA). 착지 동작 시 성별과 외부 무게 부하가 힙, 무릎, 힙 관절의 미치는 영향을 분석하기 위해 two-way repeated measures ANOVA(2 gender X 4 external load condition) 기법이 사용되었다($\alpha=.05$). 두 변인 간의 상호 작용 검증은 bonferroni post-Hocs를 사용하였고, 각 외부 무게 부하 조건에서 성별에 따른 변인들을 pair comparison 하였으며, 외부 부하 조건에 따른 반복 검증 시 발생하는 type I error를 보완하기 위하여 bonferroni adjustment를 실시하였다.

III. 결 과

1. 성별과 외부 부하 조건에 따른 하지 관절 각속도

Two-way repeated measures ANOVA 분석 결과 <Table 2>와 같이, 무릎($F=4.915$)과 힙 관절 각속도($F=2.923$)에서 성별과 외부 무게 부하에 따른 상호작용 효과가 나타났으나($p<.05$), 발목 관절 각속도에서는 나타나지 않았다($F=0.074, p>.05$). 외부 무게 부하의 주 효과는 무릎 관절 각속도에서 나타났으며($F=4.687, p<.05$), 남자 그룹은 외부 무게 부하에 따라 통계적으로 차이를 보이지 않은 반면, 여자 그룹은 0%로에 비해 16%($p=.005$), 24%($p=.023$), 8%에 비해 16%($p=.004$)에서 무릎 관절 각속도에서 유의한 감소를 나타내었다.

성별에 따른 주 효과는 발목 관절 각속도에서 통계적 유의성을 보였으며($F=4.974, p<.05$), 0%($p=.043$)와 8%($p=.032$)의 외부 무게 부하 조건에서 여성 그룹이 남성 그룹에 비해 통계적으로 유의하게 높은 각속도 수치를 나타내었다.

2. 성별과 외부 부하 조건에 따른 하지 관절 모멘트

<Table 3>과 같이 발목($F=.545$), 무릎($F=.400$), 힙($F=.607$) 관절 신전 모멘트에서는 성별과 외부 무게 부하에 따른 상호작용 효과가 나타나지 않았다($p>.05$). 그러나 외부 무게 부하의 주 효과는 발목($F=28.469$), 무릎($F=7.275$), 힙($F=10.979$) 관절 신전 모멘트에서 나타났으며($p<.05$), 외부 무게 부하 증가에 따른 발목 관절 신전 모멘트는 남자 그룹만이 0%에 비해 24%($p=.021$)에서 통계적으로 의미 있는 증가를 보였으며, 무릎 관절 신전 모멘트는 남, 여 그룹 모두 8%, 16%, 24%에서 유의한 증가를 보였고($p<.05$), 힙 관절 신전 모멘트는 두 그룹 모두 24%에서 외부 무게 부하로 인한 의미 있는 증가를 보였다($p<.05$). 성별에 따른 주 효과는 힙 관절 신전 모멘트에서만 통계적 유의성을 보였으며($F=18.316, p<.05$), 발목($F=.627$)과 무릎($F=3.111$) 관절 신전 모멘트에서는 유의성이 없었다($p>.05$). 0%($p=.001$)와 8%($p=.003$), 16%($p=.002$), 24%($p=.003$)의 외부 무게 부하 조건에서 남자 그룹이 여자 그룹에 비하여 통계적으로 높은 힙 관절 신전 모멘트 수치를 나타내었다.

발목 관절의 내반 모멘트($F=.850$), 무릎 관절의 내/외전 모멘트($F=.232$), 힙($F=.499$) 관절 내/외전 모멘트에서 성별과 외부 무게 부하에 따른 상호작용 효과는 나타나지 않았다($p>.05$). 외부 무게 부하 조건에 따른 주 효과는 발목 관절의 내반 모멘트에서만 나타났으며($F=6.863, p<.05$), 구체적으로 여자 그룹에서 0%에 비해 24%($p=.025$) 조건에서 유의한 증가를 보였다. 성별에 따른 주 효과에서는 0%($p=.020$), 8%($p=.017$), 24%($p=.028$) 외부 무게 부하 조건에서 남자 그룹이 여자 그룹에 비해 유의하게 높은 발목 내반 모멘트를 나타내었다.

그리고 무릎 관절의 내/외반 모멘트에서는 0%($p=.001$), 8%($p=.006$), 16%($p=.007$), 24%($p=.003$)의 외부 무게 부하 조건에서 남자 그룹은 외전 모멘트가 나타난 반면, 여자 그룹은 내전 모멘트를 나타내어 유의한 차이를 나타내었다.

Table 2. Angular velocity of ankle, knee, hip joint during the drop landing

Condition		0%		8%		16%		24%		Main effect		Interaction effect
Group		Male	Female	Male	Female	Male	Female	Male	Female	load	sex	
Peak angular velocity	Ankle	396.44# (40.16)	449.8# (60.74)	388.29# (35.27)	444.19# (62.07)	391.26 (43.92)	442.24 (62.91)	385.69 (46.55)	440.02 (62.62)	.291	.040	.974
	Knee	-446.13 (36.92)	-473.22 (43.97) b, c	-450.88 (36.24)	-468.63 (45.27) d	-448.53 (31.25)	-452.78 (40.89) b, d	-447.46 (30.81)	-455.89 (38.78) c	.006	.425	.005
	Hip	165.13 (33.20)	186.44 (37.88)	181.35 (37.99)	185.63 (38.95)	179.3 (34.24)	179.23 (34.00)	182.3 (36.19)	184.77 (32.18)	.173	.669	.043

0% : No load, 8% : added load 8% of body weight, 16% : added load 16% of body weight, 24% : added load 24% of body weight, Note. #, a, b, c, d, e, f. $p < .05$, Contrast between sex: # = Male vs Female, Contrast among the added load condition: a = 0% vs 8%, b = 0% vs 16%, c = 0% vs 24%, d = 8% vs 16%, e = 8% vs 24%, f = 16% vs 24%

Table 3. Ankle, knee, hip joint Peak extension, adduction(+)/abduction(-) moment during the drop landing

(unit: N · m/Height*kg)

Condition	0%		8%		16%		24%		main effect		interaction effect	
	Male	Female	Male	Female	Male	Female	Male	Female	load	sex		
Peak extension moment	Ankle	-5.6 (1.24) c	-5.34 (0.96)	-5.76 (1.58)	-5.67 (0.86)	-6.09 (1.31)	-5.71 (1.09)	-6.20 (1.27) c	-5.85 (1.06)	.001	.627	.654
	Knee	9.72 (0.91) a, b, c	10.64 (1.01) a, c	10.23 (0.93) a, e	11.08 (1.00) a, e	10.71 (1.23) b	11.32 (1.06) f	11.12 (1.26) c, e	11.98 (0.92) c, e, f	.001	.097	.753
	Hip	-4.81# (1.21) c	-2.96# (0.63) c	-5.29# (1.35)	-3.52# (0.75)	-5.58# (1.14)	-3.34# (1.35) f	-5.97# (1.18) c	-4.24# (0.86) c, f	.001	.001	.614
Peak adduction/abduction moment	Ankle	-0.48# (0.33)	-0.88# (0.33)	-0.51# (0.37)	-0.93# (0.29)	-0.58 (0.37)	-0.91 (0.31) f	-0.61# (0.43)	-1.03# (0.28) f	.001	.024	.473
	Knee	-0.46# (1.26)	1.69# (0.95)	-0.33# (1.65)	1.69# (0.97)	-0.62# (1.83)	1.50# (0.97)	-0.67# (1.63)	1.60# (0.98)	.279	.003	.874
	Hip	0.14 (1.74)	-0.11 (1.99)	0.34 (2.02)	0.27 (2.06)	0.34 (2.20)	0.02 (1.93)	0.41 (2.28)	-0.06 (2.06)	.386	.770	.685

0% : No load, 8% : added load 8% of body weight, 16% : added load 16% of body weight, 24% : added load 24% of body weight, Note. #, a, b, c, d, e, f $p < .05$, Contrast between sex: # = Male vs Female, Contrast among the added load condition: a = 0% vs 8%, b = 0% vs 16%, c = 0% vs 24%, d = 8% vs 16%, e = 8% vs 24%, f = 16% vs 24%

Table 4. Energetic of ankle, knee, hip joint during the drop landing

(unit: J/Height*kg)

Condition	0%		8%		16%		24%		main effect		interaction effect	
	Male	Female	Male	Female	Male	Female	Male	Female	load	sex		
Peak absorb energy	Ankle	-3.15 (0.67) b, c	-3.61 (0.57) a, c	-3.29 (0.81) d, e	-3.93 (0.69) a	-3.66 (0.79) b, d	-4.03 (0.80)	-3.67 (0.80) c, e	-4.23 (0.87) c	.001	.159	.417
	Knee	-5.7# (1.13) a, b, c	-7.8# (1.33) a, b, c	-6.27# (1.33) a, e	-8.44# (1.49) a, e	-6.9# (0.88) b	-8.85# (1.56) b, f	-7.2# (0.93) c, e	-9.61# (1.59) c, e, f	.001	.002	.382
	Hip	-1.3# (0.62) b, c	-0.76# (0.35) c	-1.58 (0.72)	-1.02 (0.55)	-1.7 (0.80) b	-1.03 (0.61)	-1.96 (0.96) c	-1.29 (0.65) c	.001	.062	.813

0% : No load, 8% : added load 8% of body weight, 16% : added load 16% of body weight, 24% : added load 24% of body weight, Note. #, a, b, c, d, e, f $p < .05$, Contrast between sex: # = Male vs Female, Contrast among the added load condition: a = 0% vs 8%, b = 0% vs 16%, c = 0% vs 24%, d = 8% vs 16%, e = 8% vs 24%, f = 16% vs 24%

3. 성별과 외부부하 조건에 따른 하지 관절 흡수에너지

<Table 4>에서 보는 바와 같이, 착지 동작 시 발목(F=965), 무릎(F=1.042), 힙(F=.317) 관절에서 흡수된 에너지양에 대한 상호작용 효과는 나타나지 않았다($p < .05$). 외부 무게 부하의 주 효과는 발목(F=18.492), 무릎(F=55.743), 힙(F=15.146) 관절의 흡수 에너지양에서 나타났다($p < .05$). 남자 그룹의 발목 관절에서 흡수된 에너지양은 0%에 비해 16%($p=.015$), 24%($p=.003$) 그리고 8%에 비해 16%($p=.040$), 24%($p=.042$)에서 통계적으로 의미 있는 증가를 보인 반면, 여자 그룹은 8%($p=.038$), 24%($p=.001$)에서 나타났다. 무릎 관절에서 흡수된 에너지양은 두 그룹 모두 외

부 무게 부하의 증가에 따라 통계적으로 의미 있는 증가를 보였다($p < .05$). 그리고 남자 그룹이 16%($p=.039$), 24%($p=.003$)에서 의미 있는 힙 관절 에너지 흡수 양의 증가를 보인 반면 여자 그룹은 24%($p=.017$)에서만 통계적으로 의미 있는 증가를 보였다.

성별에 따른 주 효과는 무릎 관절에서 흡수된 에너지양에서 통계적 유의성을 보였으며($p < .05$), 0% $p=.002$), 8%($p=.005$), 16%($p=.005$), 24%($p=.001$)의 모든 조건에서 여자 그룹이 남자 그룹에 비하여 많은 에너지를 흡수하였다. 발목과 힙 관절에서는 성별에 따른 주 효과가 나타나지 않았으며($p > .05$), 두 그룹은 외부 무게 부하 조건 24%에서 힙 관절 에너지 흡수량의 의미 있는 증가를 보였다($p < .05$).

IV. 논 의

본 연구는 착지 시 무릎 부하와 성별이 하지 관절의 각속도, 모멘트, 에너지 흡수에 미치는 영향을 분석하는 데 목적이 있었다. 착지 시 하지 관절들은 발과 지면의 접촉 시부터 신체 무게 중심을 정지할 때까지 신체에 전달되는 충격력을 감소시키기 위해 굴곡 운동을 수행한다. Decker et al.(2003)는 동일한 높이에서 착지 동작을 수행하였더라도 성별의 특성에 따라 하지 관절의 굴곡 각속도에는 차이가 있으며, 여성이 남성에 비해 상대적으로 큰 수치를 나타낸 것으로 보고하였다. 본 연구에서도 <Table 2>와 같이 모든 부하 조건에서 하지 관절의 굴곡 각속도는 남성 그룹보다 여성 그룹에서 높은 수치를 나타내었다. 그리고 McNitt-Gray(1993)는 착지 높이가 증가할수록 하지 관절의 굴곡 각속도가 증가하며, 이는 신체 수직 운동량과 신체와 지면의 접촉 시 지면반발력의 증가로 인해 착지 시 신체에 가해지는 충격력을 감소시킬 수 있는 하지 관절의 착지 기술이라 보고하였다. 그러나 본 연구를 통해 하지 관절 별로 무릎 변화에 따른 여성과 남성 그룹의 특성을 살펴보면, 발목 관절 굴곡 각속도는 두 그룹 모두 무릎 증가로 인해 감소하였고, 0%와 8%에서 성별에 따른 차이를 나타내었으나, 상호작용 효과는 없었다. 그리고 무릎 관절의 굴곡 각속도에서 남성 그룹은 변화를 보이지 않았지만, 여성 그룹은 무릎 부하의 증가에 따라 유의한 감소를 나타내었으며, 힙 관절의 각속도에서 여성 그룹의 변화는 없었던 반면 남성 그룹은 0%에 비해 다른 무릎 부하 조건에서 각속도의 수치가 높게 나타났다. 이러한 결과로 인해 무릎과 힙 관절의 굴곡 각속도에서는 상호작용 효과가 나타났음을 알 수 있었다. 이는 외부 무릎 부하로 인한 신체 수직 운동량의 증가는 착지 높이와는 다른 형태의 하지 관절 착지 기술로 반영되어 수행된 결과이며, 성별에 따라 외부 무릎 부하로 인해 하지 관절의 굴곡 각속도에 차이가 있음을 의미한다.

착지 시 착지 높이 또는 몸통에 부과되는 외부 무릎에 의한 신체 수직 운동량의 상승은 하지 관절의 신전 모멘트를 상승시키는 것으로 보고되었다(McNitt-Gray, 1993; Zhang et al., 2000; Kulas et al., 2008). 본 연구에서도 <Table 3>과 같이 착지 시 발목, 무릎, 힙 관절의 신전 모멘트는 무릎 부하 증가로 인해 의미 있는 상승을 나타내었다. 이러한 외부 무릎 부하 증가는 보행, 달리기, 착지 등의 반복 운동 시 하지 근육들의 신장성 수축을 상승시켜 근피로를 증가시키게 된다(Al-Khabbaz et al., 2008; Tilbury-Davis & Hooper, 1999). 또한 무릎 부하의 증가로 인해 나타나는 하지 관절 운동 범위 감소, 무릎과 발목 관절 신전근들의 등척성 수축 증가현상은 근피로와 관절의 경직도를 급격히 상승시켜 관절 상해 위험성을 상승시키게 된다(Holt, Wagenaar, LaFiandra, Kubo & Obusek, 2003).

그리고 본 연구에서 성별에 따른 착지 시 하지 관절 신전 모멘트를 살펴보면 힙 관절에서만 통계적 차이를 나타내었다.

이에 관한 선행 연구들 중, Decker et al.(2003), Kemozek et al.(2005)의 연구들은 힙 관절의 신전 모멘트에서 통계적 차이를 보이지 않았으나 남성이 여성에 비해 상대적으로 큰 수치를 나타낸 것으로 보고하였다. 감속 운동 시 힙 관절의 굴곡 운동의 증가는 신체에서 가장 무거운 분절인 몸통 분절의 위치 변화를 가져오므로써 힙 관절의 신전 모멘트를 상승시키게 된다(Paul et al., 1996; Kulas et al., 2008).

착지 시 무릎 관절의 외전 운동은 최대 무릎 굴곡 운동과 더불어 ACL 상해를 유발하는 원인으로 인식되고 있다(Kemozek et al., 2005; Decker et al., 2003). 특히, 여성의 경우 남성에 비해 상대적으로 무릎 관절의 신장성 굴곡 운동에 기여하는 대퇴사두근의 근력이 약하기 때문에 이와 같은 무릎 관절의 운동이 발생하게 된다(Chappell et al., 2002; Ford et al., 2003, Salci, Kentel, Heycan, Akin & Korkusuz, 2004). 본 연구에서 착지 시 남성 그룹은 무릎 관절 외전 모멘트가 발생한 반면, 여성 그룹에서는 내전 모멘트가 발생하여 성별 간에 유의한 차이를 나타내었으며, 이는 선행 연구와 같은 결과였다. Ford et al.(2003)는 남자 그리고 여자 고등학교 농구 선수들을 대상으로 착지 동작 시 무릎 관절의 움직임 분석한 결과 여자 선수들의 무릎 관절 외전 운동이 남자 선수들에 비해 크게 나타났으며 이러한 현상은 ACL 상해의 위험성을 상승시키는 것으로 보고하였다. 여성의 내전 모멘트 상승은 결과적으로 무릎 관절의 정렬상태 저하와 좌우면상에서의 무릎 관절 내전 모멘트에 작용하는 모멘트 압의 증가로 인해 발생된다. 따라서 선행연구들은 착지 시 여성에서 나타나는 이러한 현상을 감소시키기 위해서는 대퇴사두근과 hamstring의 근력 강화 훈련이 필요하다고 제시하였다(Chappell et al., 2002; Salci, Kentel, Heycan, Akin & Korkusuz, 2004). 발목 관절의 경우 여성이 남성에 비해 높은 내반 모멘트를 나타내었으며, 두 그룹 모두 무릎 부하가 증가할수록 의미 있는 증가를 나타내었다.

착지 시 무릎 관절 외전 운동에 의해 증가되는 발목 관절의 내반 모멘트는 여성 그룹에서 높게 나타났으며, 힙 관절의 내/외전 모멘트에서는 무릎 부하와 성별에 따라 영향을 받지 않은 것으로 나타났다.

착지 시 지면과의 접촉에서 발생하는 충격력은 하지 근육들의 신장성 수축에 의해 흡수된다(Devita & Skelly, 1992; Decker et al., 2003). Zhang et al.(2000)은 착지 높이의 변화에 따른 신체 운동량 증가는 하지 관절에서 흡수해야 할 에너지량을 증가시키는 것으로 보고하였다. 또한, 착지 시 에너지 흡수 비율은 여성의 경우 무릎, 발목, 힙 관절의 순이었으며, 남성의 경우 무릎, 힙, 발목 순으로 보고되고 있다(Devita & Skelly, 1992; Zhang et al., 2000; Decker et al., 2003). 본 연구에서는 두 그룹 모두 각 부하 조건에서 무릎, 발목, 힙 관절 순으로 에너지 흡수 비율을 나타내어 선행연구들의 결과와 다소 차이가 있었다.

그러나 힙 관절에서 흡수된 에너지양이 여성 그룹에 비해 남성 그룹에서 많았으며, 발목과 무릎 관절에서 흡수된 에너지양에서 여성 그룹이 남성에 비해 많은 것으로 나타난 결과는 선행연구들과 결과와 같았다.

Decker et al.(2003)는 남성에 비해 여성의 경우 최초 접지 시 직립 된 상태에서 착지 동작을 수행하기 때문에 발목 관절 신전근들을 많이 이용하며, 이는 근피로와 착지의 불안정성을 상승시키는 것으로 보고하였다. 더욱이 이러한 여성들의 착지 특성은 무릎 관절의 안정성 저하를 유발할 수 있으며, 결과적으로 ACL 상해를 발생시킬 위험성을 상승시킨다. 이에 대해 Gehring, Melnyk와 Gollhofer(2009)은 여성들의 경우 착지 시 남성들에 비해 대퇴 외측 근육들이 내측 근육들에 비해 늦게 수축되고, 피로도가 높아질수록 발목 관절 신전근인 비복근의 이용이 감소되는 것으로 보고하였다.

특히, 본 연구에서는 여성 그룹이 남성 그룹에 비해 무릎 관절에서의 흡수 에너지양이 많았다. 이는 여성 그룹의 경우 착지 시 신체 운동의 감속을 하지 근육들 중 무릎 관절 신전근을 중점적으로 활용하는 것이 남성에 비해 높았다는 것을 의미한다. 더욱이 남성과 여성 그룹은 무릎 관절의 내/외전 모멘트에서 상이한 결과를 나타냄으로써 착지 시 하지 관절의 착지 전략에 차이를 나타내었다.

V. 결 론

본 연구에서 착지 시 여성 그룹은 남성 그룹에 비해 통계적으로 높은 발목 관절 굴곡 각속도, 발목 관절 내반모멘트와 무릎 관절의 내전 모멘트, 낮은 힙 관절 신전 모멘트 그리고 무릎 관절에서 더 많은 에너지 흡수량을 나타내어 성별에 따라 착지 기술과 전략에 차이가 있음을 알 수 있었다.

더욱이, 여성 그룹은 무게 부하의 증가에 따라 남성에 비해 무릎 관절의 내전 모멘트와 에너지 흡수량에서 높은 수치를 나타내었다. 이는 여성이 남성에 비해 더 많은 무릎 관절 신전근들의 수축과 내전 움직임을 통해 착지 시 발생하는 충격력과 신체운동을 감소시키며, 결과적으로 ACL에 가해지는 부하를 증가시키는 상해 위험성에 많이 노출됨을 의미한다.

따라서 여성들의 대퇴사두근의 근력 강화는 착지 시 ACL 상해 위험성을 감소시키는데 도움이 될 것이라 생각된다. 그리고 무릎 관절 각속도에서 여성 그룹은 무게 증가에 의해 감소한 반면, 남성 그룹은 영향을 받지 않았으나, 외부 무게 부하의 증가는 두 그룹의 하지 관절 신전 모멘트와 에너지 흡수량을 상승시켰음을 알 수 있었다.

참고문헌

- Abdel-Aziz, Y. I., & Karara, H. M.(1971). *Direct linear transformation from comparator coordinates into object space coordinates in close-range photogrammetry*. Paper presented at the Proceedings of the Symposium on Close-Range Photogrammetry, Falls Church, VA.
- Al-Khabbaz, Y. S., Shimada, T., & Hasegawa, M.(2008). The effect of backpack heaviness on trunk-lower extremity muscle activities and trunk posture. *Gait & Posture*, 28(2), 297-302.
- Arampatzis, A., Morey-Klapsing, G., & Bruggemann, G. P.(2003). The effect of falling height on muscle activity and foot motion during landings. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13(6), 533-544.
- Blackburn, J. T., & Padua, D. A.(2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during a controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*, 23(3), 313-319.
- 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.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard Steadman, J.(2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 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.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E.(2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A.(2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics*, 24, 82-87.
- Goh, J. H., Thambyah, A., & Bose, K.(1998). Effects of varying backpack loads on peak forces in the lumbosacral spine during walking. *Clinical Biomechanics*, 13(1), 26-31.
- Hagins, M., Pappas, E., Kremenic, I., Orishimo, K. F., & Rundle, A.(2007). The effect of an inclined landing surface on biomechanical variables during a jumping task. *Clinical Biomechanics*, 22(9), 1030-1036.

- Holt, K. G., Wagenaar, R. C., LaFiandra, M. E., Kubo, M., & Obusek, J. P.(2003). Increased musculoskeletal stiffness during load carriage at increasing walking speeds maintains constant vertical excursion of the body center of mass. *Journal of Biomechanics*, 36(4), 465-471.
- Kernozek, T. W., Torry, M. R., Hoof, H. V., Cowley, H., & Tanner, S.(2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37(6), 1003-1012; discussion 1013.
- Kwon, M. S., Kim, S. K., & Shin, S. H.(2007). The effect of trunk motion and knee joint moment during deep stand to sit and sit to stand according to the trunk weight increase. *The Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(4), 89-98.
- Kulas, A., Zalewski, P., Hortobagyi, T., & DeVita, P.(2008). Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 180-185.
- McNitt-Gray, J. L.(1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- McNitt-Gray, J. L., Hester, D. M., Mathiyakom, W., & Munkasy, B. A.(2001). Mechanical demand and multijoint control during landing depend on orientation of the body segments relative to the reaction force. *Journal of Biomechanics*, 34(11), 1471-1482.
- Minetti, A. E., Ardigo, L. P., Susta, D. A., & Cotelli, F.(1998). Using leg muscles as shock absorbers: theoretical predictions and experimental results of drop landing performance. *Ergonomics*, 41(12), 1771-1791.
- Paul, J. A., Salle, H., & Frings-Dresen, M. H.(1996). Effect of posture on hip joint moment during pregnancy, while performing a standing task. *Clinical Biomechanics*, 11(2), 111-115.
- Salci, Y., Kentel, B. B., Heycan, C., Akin, S., & Korkusuz, F.(2004). Comparison of landing maneuvers between male and female college volleyball players. *Clinical Biomechanics*, 19, 622-628.
- Sturmer, T., Gunther, K. P., & Brenner, H.(2000). Obesity, overweight and patterns of osteoarthritis: the Ulm Osteoarthritis Study. *Journal of Clinical Epidemiology*, 53(3), 307-313.
- Tilbury-Davis, D. C., & Hooper, R. H.(1999). The kinetic and kinematic effects of increasing load carriage upon the lower limb. *Human Movement Science*, 18(5), 693-700.
- Tylkowski, C. M., Simon, S. R., & Mansour, J. M.(1982). *Internal rotation gait in spastic cerebral palsy in the hip*. In Proceedings of the 10th Open Scientific Meeting of the Hip Society. Mosby, St. Louis.
- Winter, D. A.(1990). *Biomechanics and motor control of human movement*. 2nd Ed. New York: A Wiley-Interscience Publication.
- Zajac, F. E., Neptune, R. R., & Kautz, S. A.(2002). Biomechanics and muscle coordination of human walking. Part I: introduction to concepts, power transfer, dynamics and simulations. *Gait & Posture*, 16(3), 215-232.
- Zatsiorsky, V. M.(2002). *Kinetic of human motion*. Champaign, IL: Human Kinetics.
- 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.