

드롭 착지와 착지 후 점프 시 충격흡수 기전의 차이 분석

조준행¹ · 김경훈² · 고영철²

¹한성대학교 교양교직학부 · ²연세대학교 교육과학대학 체육교육학과

Analysis of the Differences of the Shock Absorption Strategy between Drop-Landing and Countermovement-Jump

Joon-Haeng Cho¹ · Kyoung-Hun Kim² · Young-Chul Koh²

¹Department of General Education Program, Hansung University, Seoul, Korea

²Department of Physical Education, College of Science in Education, Yonsei University, Seoul, Korea

Received 31 October 2012; Received in revised form 11 December 2012; Accepted 29 December 2012

ABSTRACT

The aim of this study was to investigate and identify the differences in lower extremity energy dissipation strategies between drop-landing and countermovement-jump maneuvers. Fourteen recreational athletes (Age : 23.3±2.1 years, Height : 172.3±4.0 cm, Weight : 69.2±4.7 kg) were recruited and instructed to perform drop-landing from 45 cm height and countermovement-jump from 45 cm to 20 cm height. The landing phase was taken as the time between initial contact and peak knee flexion. A motion-capture system consisting of eight infra-red cameras was employed to collect kinematics data at a sampling rate of 200 Hz and a force-plate was used to collect GRF data at a sampling rate of 2000 Hz. Paired t-test was performed to determine the difference in kinematics and kinetics variables between each task. During the countermovement-jump task, all of lower extremity joint ROM and the hip joint eccentric moment were decreased and the ankle joint plantarflexion moment was increased than drop-landing task. In the eccentric work during countermovement-jump task, the ankle joint displayed greater while knee and hip joint showed lesser than drop-landing. Therefore, the knee joint acted as the key energy dissipater during drop-landing while the ankle joint contributed the most energy dissipation during countermovement-jump. Our findings collectively indicated that different energy dissipation strategies were adopted for drop-landing and countermovement-jump.

Keywords : Drop Landing, Countermovement Jump, Eccentric Moment, Eccentric Work

I. 서 론

대부분의 육상 스포츠에서는 점프 동작이 포함되어 있고, 착지 동작은 점프 후 증력에 의한 피할 수 없는 동작으로써(Kim, Koh & Cho, 2012), 하지 관절의 부상과 밀접한 관련이 있는 동작이므로 많은 연구들이 활발하게 진행되고 있다(Boden, Dean, Feagin & Garret, 2000; Dufek & Bates, 1990; Olsen, Mylchreest,

Engebretsen & Bahr, 2004; Safran, Benedetti, Bartolozzi & Mandelbaum, 1999; Yeow, Lee & Goh, 2010; Zhang, Bates & Dufek, 2000).

착지 과정 중 발생하는 부상의 주요한 원인으로는 잘못된 자세(Ford, Myer & Hewett, 2003; Hewett, Myer & Ford, 2004; Kim et al., 2012; Olsen et al., 2004)와 충격을 충분히 흡수하지 못할 경우를 들 수 있다(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993; Yeow et al., 2010; Yeow, Lee & Goh, 2011; Zhang et al., 2000). 따라서 착지 시 부상을 예방하기 위해서는 안정된 자세와 충격을 효율적으로 흡수하는 것이 중요하다(Cho, Koh, Lee & Kim, 2012). 특히 착지 시 발생하는 큰 충격은 급성 및 만성적인 근골격계 부상의 원인이 되므로 적절하게 흡수하기 위한

Corresponding Author : Young-Chul Koh
Department of Physical Education, Yonsei University, Shinchon-dong,
Seodaemun-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-2123-4720 / Fax : +82-62-572-5651
E-mail : sm6553@yonsei.ac.kr

기전과 전략이 필요하므로 착지 시 충격흡수와 관련된 연구들이 활발하게 진행되어져 오고 있다(Boling, Bolga, Mattacola, Uhl & Hosey, 2006; Cho et al., 2012; Devita & Skelly, 1992; Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993; Yeow et al., 2010).

착지 시 충격흡수 기전에 대한 선행연구들을 살펴보면 충격을 증가시키는 주요 변인으로는 착지의 형태(연성 vs 경성), 높이, 거리, 지면의 상태 그리고 신발 착용 유무 등을 언급하였으며(Cho et al., 2012; Devita & Skelly, 1992; Hagins, Pappas, Kremenic, Orishimo & Rundle, 2007; Marquez, Masumura & Ae, 2009; Shultz, Schmitz, Tritsch & Montgomery, 2012), 충격을 효과적으로 흡수하기 위해서는 관절의 가동범위를 증가시켜야 한다고 하였다(Devita & Skelly, 1992). 특히 착지의 높이가 높아질 경우 증가한 위치에너지에 의해 충격이 더 커지는 만큼 각 관절의 굴곡 움직임을 증가시켜야 인체에 전달되는 충격에 의한 부상을 예방할 수 있다고 하였다(Devita & Skelly, 1992; Yeow et al., 2010).

착지 시 각 관절의 굴곡 동작은 신장성 수축(eccentric contraction)에 의한 신장성 신전 모멘트(eccentric extension moment)의 크기를 잘 조절해야 효율적으로 착지할 수 있으며(Cho, Kim, Moon & Lee, 2011), 높은 곳에서 착지할 경우에는 충격량이 증가하기 때문에 더 큰 신전 모멘트를 발생시켜야 한다(Devita & Skelly, 1992). 또한 Zhang et al.(2000)에 따르면 각 관절의 모멘트와 각도의 변화량을 곱하여 각 관절의 일량을 분석한 결과 충격력이 클수록 충격을 흡수하기 위한 일량이 증가한다고 보고하였다. 더불어 착지 시 각 관절의 일량을 유기적으로 잘 조절해야 만이 안전하고 효율적으로 흡수할 수 있으며(Coventry, O'Connor, Hart, Earl & Ebersole, 2006; Zhang et al., 2000), 특히, 무릎 관절의 비중이 높기 때문에 무릎 관절의 역할이 매우 중요하다고 하였다(Cho et al., 2012; Decker, Torry, Wyland, Sterett & Steadman, 2003; Zhang et al., 2000). 이처럼 착지 시 충격을 효율적으로 흡수하기 위해서는 무릎 관절의 역할이 중요하며, 각 관절은 굴곡 움직임과 신장성 근 수축에 의한 근 모멘트, 일량 및 일량의 비율을 잘 조절해야 한다는 것이다.

지금까지 대부분의 선행연구들에서는 자유낙하 시 충격흡수를 충분하게 할 수 있는 드롭랜딩을 위주로 설정하였다. 하지만 실제의 스포츠 상황에서는 착지 직후 곧바로 다음 동작으로 진행되어져야 하는 경우가 많으므로 충격을 충분하게 흡수할 수 없는 경우가 대부분이다(Cho, 2012).

즉, 충격흡수 기전에 대한 현실적인 분석을 위해서는 실험 상황에서의 착지보다는 착지 후 연속적인 다음 동작을 포함한 실제에 가까운 착지 형태의 동작을 분석해야할 것이다. 이를 통해 두 동작 간 충격흡수 기전의 차이점을 살펴봄으로써, 착지 시 충격을 효과적으로 흡수하기 위한 동작을 어떻게 제어하는 지와 충격 흡수 전략에 대한 현실적인 분석이 이루어져야 할 것으로 생각된다.

따라서 본 연구의 목적은 드롭랜딩 동작과 실제 스포츠 상황에서 빈번하게 발생하는 착지 후 연속적인 움직임으로 이어지는 동작간의 비교를 통해 착지 시 충격흡수 기전 및 착지 전략의 차이를 비교 분석하고자 하는 것이다.

본 연구 목적을 달성하기 위해서 다음과 같이 가설을 설정하였다. 착지 시 두 동작 간 충격흡수를 위한 각 하지관절의 가동범위, 모멘트, 그리고 일량은 다를 것이며, 그로 인해 충격흡수기전에 변화가 나타날 것이다.

II. 연구 방법

1. 연구대상자

서울시 소재 모대학 체육계열학과 대학생 중 오른쪽 다리가 주동발인 14명의 남자 대학생(Age : 23.3 ± 2.1 years, Height : 172.3 ± 4.0 cm, Weight : 69.2 ± 4.7 kg)을 대상으로 하였다.

본 연구의 취지를 이해하고 실험에 동의한 참가자들로 구성되었으며, 실험 전 6개월 이내 하지 근골격계의 수술 및 부상이력이 없고, 실험 당시 하지에 진단받은 질환이 없으며 자각적인 통증이 없는 대상자에 한하여 진행하였다.

2. 실험 장비

이 실험에 사용된 장비로는 동작의 운동학(kinematic), 운동역학적(kinetic) 변인들을 분석하기 위하여 3차원 동작분석 적외선 카메라(Vicon Camera, Vicon MX-F20, Oxford Metrics, Oxford, UK) 8대와 지면반력기(AMTI, OR6-7, Watertown, MA) 1대를 사용하였다.

동작분석 장비는 200 Hz, 지면반력기는 2,000 Hz로 데이터를 수집하였으며, 모든 신호는 신호통합기(Vicon MX Giganet)에 연결하여 동기화 및 신호를 수집하였다.

3. 실험 절차

실험에 참가한 모든 피험자는 개개인 복장 및 신발에 의한 에너지를 최소화하기 위해서 짧고 달라붙는 스판 소재의 검은색 타이즈를 착용하고 A 사의 운동화를 착용하도록 하였다.

우선 피험자의 신체 계측 정보(신장, 체중, 하지 길이, 각 관절 폭)를 측정 및 수집하였다.

하지 관절의 운동역학적, 운동학, 운동역학적 자료를 수집하기 위하여 Helen Hayes marker set을 수정한 Plug in gait marker set를 이용하여 14 mm의 구형 반사 마커 16개를 다음과 같이 해부학적 경계점에 부착하였다.

부착 위치는 left and right Anterior Superior Iliac Spines(ASIS), Posterior Superior Iliac Spine(PSIS), left and right thigh; left and right lateral epicondyle of the knee, left and right tibia, left and right lateral malleolus of the ankle, left and right calcaneus, left and right second metatarsal head이다. 충격흡수 기전을 살펴보기 위한 수행 과제는 오른발을 이용한 외발 착지(single leg landing) 과 외발 착지 후 점프(counter movement jump)로써, 높이를 통제하기 위해 두 과제 모두 45 cm 높이의 목재 점프대 위에서 실시되어졌다(Cho et al., 2012). 45 cm에서 착지 후 연속 동작의 높이를 설정하기 위해 실험 전 3명에게 각각 5, 10, 15, 20, 25, 30 cm 높이로 다시 뛰어 올라가는 사전 실험을 실시한 결과 5 ~ 15 cm까지에서는 하지 관절의 운동학적, 운동역학적인 패턴의 변화가 크게 나타나지 않았으나 20 cm에서부터 패턴의 차이가 나타났다. 하지만 25 cm 이후부터는 실패에 따른 낙상 및 부상의 위험이 있어 본 연구에서는 패턴의 변화가 나타나면서도 부상의 위험성이 낮은 20 cm 높이로 설정하게 되었다(Figure 1).

착지 시 양팔의 움직임에 의한 하지 관절 움직임의 에너지를 최소화하기 위해 양손은 양어깨에 교차시켜 고정하였으며, 반복 동작에 의한 학습효과를 제거하기 위해 랜덤하게 실시되어졌다. 실험 참가자들이 수행과제를 무리 없이 수행할 수 있도록 연습을 충분히 한 후 본 실험을 진행하였다.

4. 자료 처리 및 분석

이 실험에 있어 운동역학적, 운동학적 변인에 대한 자료 처리를 위하여 Nexus software(Oxford Metrics, Inc.)와 Labview 6.1 version 소프트웨어를 활용하였다.

운동학적 변인은 대퇴, 하퇴, 발 각 분절에 지역좌표를 설정하여 하지 관절 각도를 Cardan angles를 이용해 산출하였으며, 운동역학적 변인은 역동역학(inverse dynamics)을 활용하여 산출하였다. 수집된 자료의 필터링은 Nexus software 내에 포함된 Woltring filter기능을 활용하였으며 평균제곱오차(mean squared error) 수준은 10 mm²으로 하였다. 각 피험자들 간 몸무게 차이에 의한 오차를 없애기 위하여 지면반력은 각 피험자들의 %신체질량(body mass)으로 표준화하여 사용하였다.

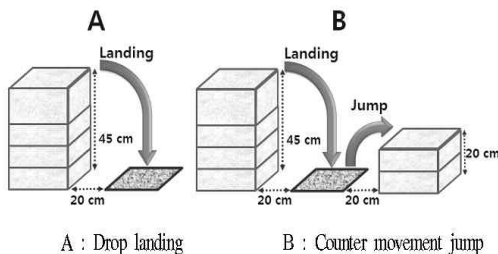


Figure 1. Landing type

충격흡수 동작을 분석하기 위한 구간은 오른발이 지면에 닿는 착지 순간(initial contact, IC) 순간으로부터 오른쪽 무릎이 최대 굴곡 되는 시점(maximum knee flexion, MKF)까지로 설정하여 분석하였고(Figure 2), 착지 구간에서의 각 관절의 운동 범위를 살펴보기 위해 최대 각으로부터 최소 각까지의 전체 가동범위(range of motion, ROM)를 분석하였다.

운동역학적 변인을 알아보기 위해 최대 신전 모멘트(peak extension moment), 신장성 일량(eccentric work) 그리고 일량의 비율(contribution to total work)등의 변인을 분석하였다. 각 관절의 일량은 모멘트와 각도의 변화량을 곱한 값으로써, 파워를 미분하여 각 관절의 일량을 산출하였으며(Zhang et al., 2000), 각 관절의 신장성 일량을 모두 합한 후 각 관절의 일량으로 나누어 백분율을 산출하여 각 관절의 일량의 비율을 계산하였다(Yeow, Lee & Goh, 2009).

5. 통계 처리

각 수행동작에서 성공적인 3회의 동작이 나올 때까지 실시하였고 3회의 평균값을 산출하였으며, 14명의 평균과 표준편차를 산출하였다. 산출된 운동학, 운동역학적 변인들의 차이를 비교하기 위해서 SPSS 18.0 version(SPSS Inc., Chicago, IL, USA) 통계 프로그램을 이용하여 대응표본 t검정(paired t-test)을 실시하였으며, 유의수준은 .05로 하였다. 산출된 평균과 표준편차를 이용한 효과의 크기를 알아보기 위해서 Cohen의 effect size를 사용하였다. effect size인 d의 수치가 0부터 0.2까지는 작은 크기를 의미하며, 0.2부터 0.5까지는 중간 크기를, 0.8이상은 큰 크기의 효과를 의미하는 것이다(Cohen, 1992).

III. 결 과

<Table 1>은 착지 형태에 따른 각 관절의 가동범위를 나타낸 것으로써, 착지 후 점프 시 모든 관절의 가동범위가 감소한 것으로 나타났다($p < .05$).

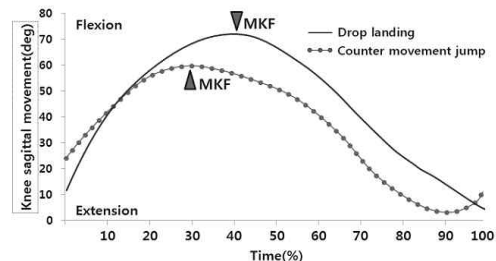


Figure 2. Definition of event

Table 1. Joint ROM

		(unit: deg)		
Joint	type	Mean ± SD	<i>t</i>	es(type)
Ankle	DL	46.56 ± 6.08	4.768***	1.348
	CMJ	39.66 ± 3.92		
Knee	DL	59.18 ± 7.68	8.167***	2.224
	CMJ	44.13 ± 5.71		
Hip	DL	29.29 ± 10.91	5.873***	1.532
	CMJ	16.16 ± 5.29		

*** $p < .001$, DL : drop landing, CMJ : counter movement jump, es(type) : effect size for landing type

Table 2. Peak joint extension moment

		(unit: Nm/kg)		
joint	type	Mean ± SD	<i>t</i>	es(type)
ankle	DL	-2.84 ± 0.56	4.581***	0.810
	CMJ	-3.31 ± 0.59		
knee	DL	-2.67 ± 0.39	0.272	0.035
	CMJ	-2.69 ± 0.46		
hip	DL	-5.60 ± 0.99	-3.816**	-0.778
	CMJ	-4.80 ± 1.07		

** $p < .01$, *** $p < .001$, DL : drop landing, CMJ : counter movement jump, es(type) : effect size for landing type

Table 3. Peak joint eccentric work

		(unit: Joule/kg)		
joint	type	Mean ± SD	<i>t</i>	es(type)
ankle	DL	-1.22 ± 0.32	5.995***	0.622
	CMJ	-1.44 ± 0.40		
knee	DL	-1.45 ± 0.39	-3.520**	-0.698
	CMJ	-1.20 ± 0.33		
hip	DL	-0.94 ± 0.38	-4.403***	-1.118
	CMJ	-0.60 ± 0.19		

** $p < .01$, *** $p < .001$, DL : drop landing, CMJ : counter movement jump, es(type) : effect size for landing type

Table 4. Contribution to total work

		(unit: %)		
joint	type	Mean ± SD	<i>t</i>	es(type)
ankle	DL	34.58 ± 10.82	-5.692***	-0.889
	CMJ	44.74 ± 12.00		
knee	DL	39.86 ± 8.22	2.976*	0.368
	CMJ	36.73 ± 8.80		
hip	DL	25.56 ± 8.27	5.042***	0.983
	CMJ	18.54 ± 5.81		

* $p < .05$, *** $p < .001$, DL : drop landing, CMJ : counter movement jump, es(type) : effect size for landing type

<Table 2>는 착지 형태에 따른 각 관절의 최대 신전 모멘트를 나타낸 것으로서, 착지 후 점프 시 무릎 관절에서는 차이가 나타나지 않았으나($p > .05$), 발목 관절의 족저굴곡 모멘트가 증가한 반면($p < .001$, $d = .810$), 엉덩 관절의 신전 모멘트는 감소한 것으로 나타났다($p < .01$, $d = -.778$).

<Table 3>은 착지 형태에 따른 각 관절의 최대 신장성 일량을 나타낸 것으로서, 착지 후 점프 시 발목 관절의 신장성 일량은 증가한 반면($p < .001$, $d = .622$), 무릎($p < .01$, $d = -.698$)과 엉덩 관절($p < .001$, $d = -1.118$)은 감소한 것으로 나타났다.

<Table 4>는 착지 형태에 따른 각 관절의 사용비율을 나타낸 것으로서, 착지 후 점프 시 발목 관절의 사용비율은 증가한 반면($p < .001$, $d = .889$), 무릎($p < .05$, $d = .368$)과 엉덩 관절($p < .001$, $d = .983$)은 감소한 것으로 나타났다.

IV. 논 의

본 연구에서는 드롭랜딩과 착지 후 점프 시 두 동작 간 충격 흡수 기전의 차이를 살펴보기 위해 설계되었으며, 본 연구의 가설로는 착지 시 두 동작 간 충격흡수를 위한 각 하지관절의 가동범위, 모멘트, 그리고 일량은 차이가 있으며, 그로 인해 충격흡수기전에 변화가 있을 것이다. 착지 과정 중 충격을 흡수하기 위해서는 각 관절의 굴곡 움직임이 필요하므로(Devita & Skelly, 1992; Yeow et al., 2009), 각 관절의 가동범위를 살펴본 결과 드롭랜딩보다는 착지 후 점프 시 모든 관절의 가동범위가 작아진 것을 확인할 수 있었다(Table 1).

McCaw & Cerullo(1999)는 착지 시 충격에 의한 부상을 예방하기 위해서는 각 관절의 굴곡 움직임을 크게 증가시켜야 한다고 하였으며, 높이에 따른 하지 관절의 부상 메커니즘에 대해 분석한 Lee, Kim, Cho와 Moon(2010)의 결과를 살펴보면 45 cm 높이에서 드롭랜딩 시 발목의 가동범위는 약 45.71°, 무릎은 61.13°, 엉덩은 40.61°로써, 본 연구에서의 결과와 유사하였다. 하지만 착지 후 점프 시에는 드롭랜딩과 달리 모든 관절에서의 가동범위가 감소한 것을 확인할 수 있었다. 이러한 결과는 충격을 완벽하게 흡수하여 착지 동작을 마무리하는 드롭랜딩과는 다르게 착지 후 점프 시에는 지면반력에 의해 발생된 각 관절의 굴곡 토크(torque)를 이겨내고 즉, 주저앉지 않고 연속적인 동작을 하기 위한 대응전략으로써(Cho, 2012), 실제의 상황에서는 각 관절의 굴곡 움직임을 충분하게 사용하지 못하여 충분한 충격흡수가 이루어지지 못하였음을 보여준 것으로 생각되므로 추후에는 실제 상황에서 나타나는 착지 형태를 모방한 연구들이 진행되어야 할 것으로 생각된다.

각 관절의 움직임은 각 분절의 움직임에 관여하는 근육에 의한 근 모멘트에 의해 조절되며, 특히 착지 시에는 신장성 수축에 의한 근 모멘트가 발생하므로(Cho et al., 2011), 각 관절의 최대 신장성 신전 모멘트의 크기를 살펴보았다. 그 결과 두 동작 간 무릎 관절의 신전 모멘트에서는 차이가 나타나지 않았으나, 발목 관절의 족저굴곡 모멘트는 증가한 반면, 엉덩 관절의 신전 모멘트는 감소한 것으로 나타났다.

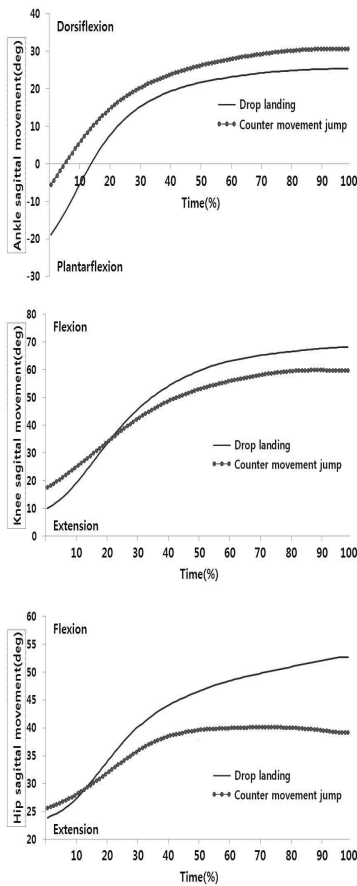


Figure 3. Joint sagittal plane movement

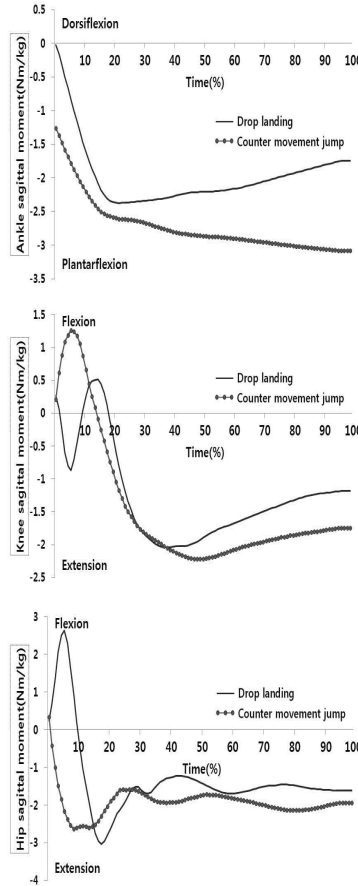


Figure 4. Joint sagittal plane moment

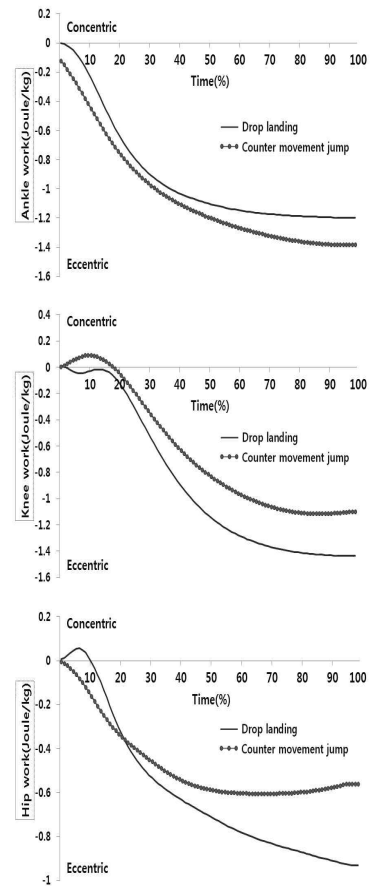


Figure 5. Joint work

특히, 두 동작 간의 큰 차이는 발목 관절에서 나타났는데, 최대 족저굴곡 모멘트는 드롭랜딩 시 20 % 시점에서 발생한 이후 점차 그 크기가 감소하는 패턴을 보여준 반면, 착지 후 점프 시에는 20 % 이후에도 계속적으로 그 크기가 증가하는 전혀 다른 패턴으로 나타났다(Figure 3). 이는 두 동작 간의 차이를 보여준 것으로써, 드롭랜딩 시에는 착지 초반부에 비복근과 가자미근의 신장성 근수축을 통해 충격을 흡수하면 되지만 착지 후 점프 시에는 흡수와 동시에 점프를 해야 하기 때문에 근수축력을 지속적으로 유지해야 하면서도 점프를 위한 수축력의 증가로 인해 나타난 차이로 생각된다.

엉덩 관절의 신전 모멘트에 대한 Yeow et al.(2011)은 한발 드롭랜딩 시 다른 관절에 비해 엉덩 관절의 신전 모멘트가 가장 크다고 하였으며, 본 연구에서도 엉덩 관절에서 가장 큰 것으로 나타났다. 그러나 착지 후 점프 동작을 실시할 경우 엉덩 관절의 신전 모멘트는 감소한 것으로 나타났다. Cho(2012)는 각각 20 cm와 30 cm 높이에서 착지 후 점프 동작 시 난이도가 높은 30 cm에서 엉덩 관절의 신전 모멘트가 5.4 Nm/kg에서 5.2 Nm/kg로 감소하였다고 보고하였다. 본 연구에서도 상대적으로

난이도가 높은 착지 후 점프 시 엉덩 관절의 신전 모멘트가 감소한 것으로 나타나 성공적인 수행을 위해 엉덩 관절의 역할이 상대적으로 감소한 것이라 생각된다.

충격흡수 과정 중 무릎 관절의 역할이 중요하므로 무릎 관절의 신전 모멘트의 크기를 살펴본 결과 연속 동작 시 더 큰 신전 모멘트가 필요할 것으로 생각되었지만 두 착지 형태 간의 차이는 나타나지 않았다. 일반적으로 착지 시 지면반력의 크기가 같다면 무릎 굴곡각이 클 경우 지면으로부터 발생한 굴곡 토크(torque)가 증가하기 때문에 이 상황에서는 주저앉지 않기 위해 더 큰 신전 모멘트를 발생시켜야 한다(Cho, 2012). <Figure 3>에서 무릎 굴곡각은 착지 후 점프 시 낮게 나타났는데, 이에 대한 통계분석을 실시한 결과 드롭랜딩($68.14 \pm 7.98^\circ$)에 비해 착지 후 점프($59.77 \pm 5.84^\circ$) 시 무릎의 굴곡각이 크게 낮은 것으로 나타났다($p < .001$, $d = 1.198$). 앞서 언급한 바와 같이 성공적인 연속 동작을 실시하기 위한 전략으로 무릎을 덜 굴곡시킨 것이라 생각된다. 그럼에도 불구하고 신전 모멘트의 크기에서 차이가 없었다는 것은 반대로 이야기해 착지 후 점프 동작 시 상대적으로 더 큰 힘을 발휘한 것이라고 할 수 있다.

다음으로 충격흡수를 위한 신장성 일량(eccentric work)을 살펴본 결과 절대적인 크기는 무릎, 발목, 엉덩 순으로 나타났으며, 이러한 결과는 McNitt-Gray(1993)와 Zhang et al.(2000)의 연구 결과와 일치하였다.

하지만 착지 후 점프 동작 시에는 발목, 무릎, 엉덩 순으로 나타나 두 동작 간 차이를 확인할 수 있었다(Figure 5). 착지 과정에서 무릎 관절의 역할이 가장 중요하다고 하였으며(Decker et al., 2003; Zhang et al., 2000), 선행연구들과 마찬가지로 드롭랜딩 시에는 무릎 관절이 충격을 흡수하기 위해 가장 많이 사용되어졌음을 확인할 수 있었다. 그러나 연속 동작 시에는 발목이 가장 큰 일을 하였고, 무릎과 엉덩 관절은 감소한 것을 확인할 수 있었는데, 이는 착지 과정 중 발생된 모멘트의 크기에 비해 가동범위가 감소하여 발생한 것으로써, 연속 동작 시 드롭랜딩에 비해 무릎과 엉덩 관절에서는 충분한 충격흡수가 이루어지지 않았다는 것을 의미한다. 반면 발목의 경우에는 가동범위가 감소하였지만 족저굴곡 모멘트의 크기가 매우 크고 최대 무릎 굴곡 시점까지 지속적으로 유지 및 증가함으로써, 신장성 일량은 증가한 것으로 생각된다(Figure 3 & 4). 즉, 연속 동작 시에는 무릎이 아닌 발목의 역할이 매우 중요하다는 것이다.

각 관절의 신장성 일량의 비율을 살펴본 결과에서도 발목의 비중은 크게 증가한 반면, 무릎과 엉덩 관절은 그 비중이 감소한 것으로 나타났다(Figure 6).

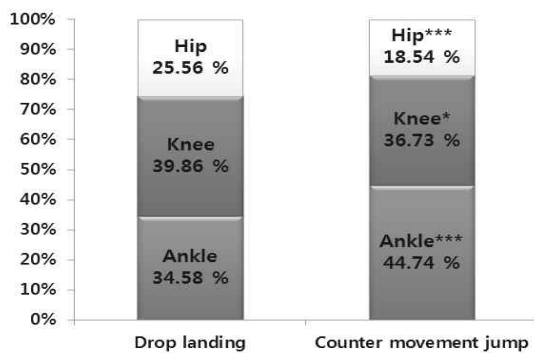


Figure 6. Contribution to total work

많은 선행연구들의 결과와 마찬가지로 드롭랜딩 시에는 무릎 관절의 역할이 중요하다는 것을 확인하였지만 실제의 상황에서는 발목의 역할이 가장 커 일반적인 착지 동작과는 다른 기전이 나타났음을 확인하였다. 이러한 연구 결과는 이전의 선행연구들과의 차이점으로써, 드롭랜딩과 같은 단순한 과제를 통해 분석할 것이 아니라 실제의 상황을 모방한 실험들이 이루어져야 할 필요성이 있음을 보여준 것이라 생각된다. 착지와 관련된 많은 연구들에서 무릎은 충격흡수를 위한 중요한 관절이라고 하였으며(Decker et al., 2003; Zhang et al., 2000), 심각한 부상이 많은 관절이라고 하였다(Meuffels, & Verhaar, 2008;

Kirkendall & Garrett, 2000). 하지만 스포츠 부상은 발목이 가장 많이 발생하는데(Raschka, Glaser & Marees, 1995; Yeung, Chan, So, & Yuan, 1994), 그 이유를 본 연구의 결과를 통해 생각해본다면 발목 관절의 비중이 가장 컸기 때문이라고 조심스레 생각된다.

그러므로 무릎 관절뿐만 아니라 발목 부상을 예방하기 위한 방법에 대한 연구들이 필요할 것이며, 현장에서는 발목 움직임 조절하는 하퇴 근육의 강화 운동과 부상을 예방하기 위한 트레이닝, 보호대 및 테이핑의 착용(Alt, Lohrer & Gollhofer, 1999; Caraffa, Cerulli, Progetti, Aisa & Rozzo, 1996; Firer, 1990; Hewett, Stroupe, Nance & Noyes, 1996; Tropp, Asklung & Gillquist, 1985)과 같은 여러 가지 방법에 대한 분석도 이루어져야 할 것이다.

V. 결론 및 제언

드롭랜딩과 착지 후 점프 동작 시 각 관절의 운동학적, 운동역학적인 차이는 다음과 같다.

1. 착지 후 점프 동작 시 각 관절의 가동범위가 모든 관절에서 감소하였다.
2. 착지 후 점프 동작 시 발목 관절의 족저굴곡 모멘트는 증가한 반면, 엉덩 관절의 신전 모멘트는 감소하였다.
3. 착지 후 점프 동작 시 발목 관절의 신장성 일량은 증가한 반면, 무릎과 엉덩 관절에서는 감소하였다.
4. 착지 후 점프 동작 시 발목 관절의 사용 비중은 증가한 반면, 무릎과 엉덩 관절에서는 감소하였다.

착지는 부상과 밀접한 관련이 있는 동작으로써, 착지 시 올바른 충격흡수 전략이 필요하다. 실험 상황에서의 드롭랜딩을 분석한 많은 선행연구에서 충격흡수를 위한 많은 비중이 무릎 관절에서 차지하므로, 무릎 관절의 중요성에 대해 강조하였다. 하지만 본 연구를 통해 알 수 있었던 것은 실제의 스포츠 동작을 모방한 착지 후 점프 동작 시에는 무릎보다는 발목 관절의 비중이 큰 것으로 나타나 드롭랜딩과는 다른 형태의 기전이 발생되었음을 확인할 수 있었다.

따라서 추후 연구에서는 보다 현실적이고 실제적인 동작을 통한 분석이 이루어져야 할 것이며, 이를 통해 부상을 예방하기 위한 방법들에 대해서도 연구가 이루어져야 할 것으로 생각된다.

참고문헌

Alt, W., Lohrer, H., & Gollhofer, A.(1999). Functional properties of adhesive ankle taping: Neuromuscular and mechanical

- effects before and after exercise. *Foot and Ankle International*, 20(4), 238-245.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E.(2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Boling, M. C., Bolgia, L. A., Mattacola, C. G., Uhl, T. L., & Hosey, R. G.(2006). Outcomes of a weight-bearing rehabilitation program for patients diagnosed with patellofemoral pain syndrome. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87(11), 1428-1435.
- Caraffa, A., Cerulli, G., Proietti, M., Aisa, G., & Rizzo, A. (1996). Prevention of anterior cruciate ligament injuries in soccer. A prospective controlled study of proprioceptive training. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*, 4(1), 19-21.
- Cho, J. H., Kim, K. H., Moon, G. S., & Lee, S. C.(2011). The differences in patellofemoral compression force with different height. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(3), 335-343.
- 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.
- Cho, J. H., Koh, Y. C., Lee, D. Y., & Kim, K. H.(2012). The study of strategy for energy dissipation during drop landing from different heights. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(3), 315-324.
- Cohen, J.(1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112(1), 155-159.
- 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(Bristol, Avon)*, 21(10), 1090-1097.
- Decker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I., & Richard Steadman, J.(2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics(Bristol, Avon)*, 18(7), 662-669.
- DeVita, P., & Skelly, W. A.(1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Dufek, J. S., & Bates, B. T.(1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 22(2), 370-377.
- Firer, P.(1990). Effectiveness of taping for the prevention of ankle ligament sprains. *British Journal of Sports Medicine*, 24(1), 47-50.
- 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, 1745-1750.
- 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(Bristol, Avon)*, 22(9), 1030-1036.
- Hewett, T. E., Stroupe, A. L., Nance, T. A., & Noyes, F. R.(1996). Plyometric training in female athletes. Decreased impact forces and increased hamstring torques. *American Journal of Sports Medicine*, 24(6), 765-773.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R.(2004). Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 86, 1601-1608.
- Kim, K. H., Koh, Y. C., & Cho, J. H.(2012). The 3 dimensional analysis of knee movement and angular velocity during landing: gender differences and landing height. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 49(2), 909-918.
- Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.(2000). The anterior cruciate ligament enigma: Injury mechanisms and prevention. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (372), 64-68.
- Kulas, A., Zalewski, P., Hortobagyi, T., & DeVita, P.(2008). Effects of added trunk load and corresponding trunk position adaptations on lower extremity biomechanics during drop-landings. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 180-185.
- Lee, S. C., Kim, K. H., Cho, J. H., & Moon, G. S.(2010). Injury mechanism of lower extremity joint according to landing height. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 42(2), 1067-1076.
- Marquez, W. Q., Masumura, M., & Ae, M.(2009). The effects of jumping distance on the landing mechanics after a volleyball spike. *Sports Biomechanics*, 8(2), 154-166.
- McCaw, S. T., & Cerullo, J. F.(1999). Prophylactic ankle stabilizers affect ankle joint kinematics during drop landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(5), 702-707.
- McNitt-Gray, J. L.(1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three heights. *Journal of Biomechanics*,

26(9), 1037-1046.

- Meuffels, D. E., & Verhaar, J. A. N.(2008). Anterior cruciate ligament injury in professional dancers. *Acta Orthopaedica*, 79(4), 515-518.
- 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(4), 1002-1012.
- Raschka, C., Glaser, H., & de Mares, H.(1995). Etiological accident types and recommendations for prevention in basketball. *Sportverletz Sportschaden*, 9(3), 84-91.
- Safran, M. R., Zachazewski, J. E., Benedetti, R. S., Bartolozzi, A. R., & Mandelbaum, R.(1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review part 2: treatment and rehabilitation with an emphasis on the athlete. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7 Suppl), S438-447.
- Shultz, S. J., Schmitz, R. J., Tritsch, A. J., & Montgomery, M. M.(2012). Methodological considerations of task and shoe wear on joint energetics during landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 22(1), 124-130.
- Tropp, H., Askling, C., & Gillquist, J.(1985). Prevention of ankle sprains. *American Journal of Sports Medicine*, 13(4), 259-262.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C.(2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42(12), 1967-1973.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C.(2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee*, 17(2), 127-131.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C.(2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*, 30(3), 624-635.
- Yeung, M. S., Chan, K. M., So, C. H., & Yuan, W. Y.(1994). An epidemiological survey on ankle sprain. *British Journal of Sports Medicine*, 28(2), 112-116.
- 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.