

착지 후 점프 시 높이가 하지 관절의 변화와 부상기전에 미치는 영향

조준행¹

¹연세대학교 교육과학대학 체육교육과

The Effects of Landing Height on the Lower Extremity Injury Mechanism during a Counter Movement Jump

Joon-Haeng Cho¹

¹Department of Physical Education, College of Sciences in Education, Yonsei University, Seoul, Korea

Received 28 January 2012; Received in revised form 3 February 2012; Accepted 11 March 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to determine the effects of landing height on the lower extremity during a counter movement jump. Fourteen healthy male subjects (age: 27.00±2.94 yr, height: 179.07±5.03 cm, weight: 78.79±6.70 kg) participated in this study. Each subject randomly performed three single-leg jumps after a single-leg drop landing (counter movement jump) on a force platform from a 20 cm and 30 cm platform. Paired t-test (SPSS 18.0; SPSS Inc., Chicago, IL) was performed to determine the difference in kinematics and kinetics according to the height. All significance levels were set at $p < .05$. The results were as follows. First, ankle and knee joint angles in the sagittal plane increased in response to increasing landing height. Second, ankle and knee joint angles in the frontal plane increased in response to increasing landing height. Third, there were no significant differences in the moment of each segment in the sagittal plane for the jumping height increment. Fourth, ankle eversion moment and knee valgus moment decreased but hip abduction moment increased for the jumping height increment. Fifth, Ankle and knee joint powers increased. In percentage contribution, the ankle joint increased but the knee and hip joints decreased at a greater height. Lastly, as jumping height increased, the power generation at the ankle joint increased. Our findings indicate that the height increment affect on the landing mechanism the might augment loads at the ankle and knee joints.

Keywords : Counter Movement Jump, Injury Mechanism, Moment, Power

I. 서 론

점프 동작은 운동선수뿐만 아니라 일반인들도 경험하는 인간의 기본적인 동작이며(Adrian & Cooper, 1989; Lee, Lee & Choi, 2001), 점프 후 착지 동작은 자유낙하에 의한 피할 수 없는 동작이다(Cho, 1999).

점프 동작은 다중 관절(Multi-joints)의 폭발적인 근수축을 통해 이루어지며(Aragon-Vargas & Gross, 1997), 하지 관절의 신전 동작을 통해 지면을 미는 힘으로 몸을 공중으로 떠오르게 하는 동작으로써(Adrian & Cooper, 1989), 경기 결과의 중요한 요소이므로 점프 높이를 향상시키기 위한 방법들에 대한 연구들이 활발히 진행되어져 왔다(Blattner & Noble, 1979; Genuario & Dolgener, 1980; Kollias, Hatzitaki, Papaikakovou, & Giatsis, 2001; Vanrenterghem, Lees & Clercq, 2008). 하지만 점프 동작 이후 수반된 착지 동작은 운동 부상과 밀접한 관련이 있기 때문에 착지와 부상의 관련성에 대한 연구들도 활발하게 진행되어지고 있다(Cho & Kim, 2011; Ross & Guskiewicz, 2004; Safran,

Corresponding Author : Joon-Haeng Cho
Department of Physical Education, College of Science in Education,
Yonsei University, Shinchon-Dong, Seodaemun-Gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-2123-4720 / Fax : +82-2-356-0942
E-mail : joonhaeng@yonsei.ac.kr

Benedetti, Bartolozzi & Mandelbaum, 1999). 착지 중 부상은 인체가 견딜 수 없는 강한 지면반력에 의한 충격이 전달되어지거나 잘못된 자세로 착지할 경우 비접촉성 부상(non-contact injury)이 자주 발생하게 된다(Kirkendall & Garret, 2000; Meuffels & Verhaar, 2008; Olsen, Mylblebust, Engebretsen & Bahr, 2004; Safran et al., 1999; Zhang, Bates & Dufek, 2000).

스포츠 상황에서는 수행의 목적에 따라 혹은 좋은 수행 결과를 위해 높은 점프가 요구되며, 그에 따른 다양한 착지의 형태가 나타나게 되는데(Koh, Cho, Moon, Lee & Lee, 2011), 특히 착지 시 양발보다는 한발로 착지하는 경우가 많고 양발 착지에 비해 하지 관절의 부상의 위험성이 높다(Olsen et al., 2004). 발목 관절은 족저굴곡(plantarflexion)과 내번(inversion)된 상태로 착지 시 발목의 전거비인대(anterior talofibular ligament) 염좌 부상(sprain injury)이 자주 발생하며(Safran et al., 1999), 무릎은 착지 시 약간의 굴곡과 함께 외반(valgus)각이 증가하고 특히 무릎의 신전 모멘트와 외반 모멘트가 증가할 경우 전방십자인대 파열(anterior cruciate ligament rupture)과 같은 심각한 부상이 발생한다고 보고하였다(Ford, Myer & Hewett, 2003; Hewett, Lindenfeld, Riccobene & Noyes, 1999; Sell, Ferris, Abt, Tsai, Myers, Fu & Lephart, 2006). 이처럼 점프 동작은 경기력의 향상과 관련이 있으며, 착지 중 부상이 빈번하게 발생하는 만큼 점프와 착지에 대한 분석이 활발히 진행되어지고 있다.

실제의 상황에서는 착지 과정 중 충격을 흡수하기 위한 동작을 완벽하게 취한 후 다음 동작으로 진행되는 것이 아니라 충격흡수를 완벽하게 수행하지 못한 채 곧바로 연속적인 다음 동작으로 진행되는 경우가 대부분이다. 이처럼 착지와 점프 동작은 분리될 수 없는 연속 동작임에도 불구하고 지금까지의 연구들은 이를 분리하여 진행해왔지만 연속적인 착지 후 점프 동작에 대한 연구는 미흡한 실정이다. 또한 착지의 높이가 높아질 경우 위치 에너지의 상승에 의한 충격력이 증가함으로써 신체에 가해지는 부하가 높아짐에 따라 부상의 위험성이 증가할 수 있게 된다(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993)고 하였는데, 스포츠에서는 상황에 따라 다양한 높이의 점프 동작이 발생하는 만큼 다양한 높이에서의 착지 후 점프 동작이 분석되어야 할 필요성이 느껴진다.

따라서 본 연구에서는 두 가지 높이에서의 착지 후 연속된 점프 동작을 분석함으로써 착지와 점프의 연속된 동작이 하지 관절의 움직임에 미치는 영향 및 부상과의 관련성을 찾고자 하며, 더 나아가 점프 및 착지 동작에 대한 메카니즘을 밝힘으로써 스포츠 현장에서 필요한 기술 향상과 부상을 예방하기 위한 정보를 제공하는데 본 연구의 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구를 위해 최근 6개월 이내에 하지 관절 및 전신에 어떠한 부상도 경험하지 않은 14명의 체육과 남학생이 참가하였다. 이들 모두는 오른발잡이로써, 주 2회 이상 농구 동아리 활동을 통해 점프와 착지 동작에 익숙한 자들이었으며, 피험자의 평균 연령은 27.0±2.9 yrs, 신장 179.1±5.0 cm, 체중 78.8±6.7 kg이다.

2. 실험 장비

본 연구에서의 착지 후 점프 동작에 대한 3차원적 동작을 분석하기 위해 8대의 Vicon Camera(Vicon Motion Systems, Oxford Metrics, Oxford, UK)를 이용하여 200 Hz로 수집하였으며, AMTI 지면반력기 1대(OR6-7, AMTI, Watertown, MA)를 이용하여 2000 Hz로 지면반력 데이터를 수집하였다. 착지 후 점프 동작 시 착지와 점프의 높이를 통제하기 위해 20 cm와 30 cm의 목재 점프대를 각각 2대씩 사용하였다.

3. 실험 절차

착지 후 점프 동작 시 하지 관절의 움직임을 분석하기 위해 Vicon Nexus의 Plug in Gait 하지 관절 모델(Plug-in Gait model marker set : lower extremity)을 사용하였다.

각자의 신발 형태에 따른 에러를 제거하기 위해 동일한 제품의 운동화(FTY No. CLU 600001, Adidas)를 착용하였으며, 해부학적 경계점에 마커를 부착 시 발생할 수 있는 마커의 흔들림에 따른 에러를 최소화하기 위해 실험 전 참가자 모두는 동일한 제품의 검정색 스판 타이즈를 착용하였다. 14 mm 구형반사 마커는 오른쪽과 왼쪽 ASIS, PSIS, mid thigh, knee lateral epicondyle, mid shank, ankle lateral malleolus, heel, 2nd metatarsophalangeal joint 등에 부착되었다.

본 실험에서는 20 cm에서 드롭랜딩 후 연속된 동작으로 20 cm 높이로 점프하는 동작과 30 cm에서 드롭랜딩 후 연속된 동작으로 30 cm 높이로 점프하는 동작으로 설정하였다(Figure 1 참조). 또한 점프대 및 착지대와 지면반력기의 거리는 20 cm로 설정하였다(Cho & Kim, 2011).

실험 중 발생할 수 있는 부상을 예방하기 위해 약 10분간의 준비운동과 스트레칭을 통해 워밍업이 충분히 실시되었으며, 실험 전 드롭랜딩과 점프 동작 그리고 연속된 동작으로써 착지 후 점프 동작을 충분히 연습한 후 실험을 실시하였다.

착지 후 점프 동작은 자체적으로 제작한 20 cm와 30 cm 높이의 점프대 위에서 실시하였으며, 양 어깨에 양 손을 교차시켜 상지를 고정시킴으로써 순수한 하지 관절의 움직임의 변화를 분석하였다.

본 연구에서는 외발 착지(single leg landing) 후 외발 점프(single leg jump) 동작으로써 착지 과정 중 점프대에 착지 후 중심을 잡지 못하고 점프하여 착지대에 착지하지 못한 경우, 지면반력기와 착지대에서 중심을 잡지 못한 경우, 양손 중 한 손이라도 어깨에서 떨어진 경우, 착지 후 지면반력기 위에서 지연된 상태로 점프를 하는 경우, 왼발이 지면에 닿는 경우는 실패로 간주하였으며, 각 연구대상자 별 성공적인 3회의 데이터를 습득하여 분석하였다.

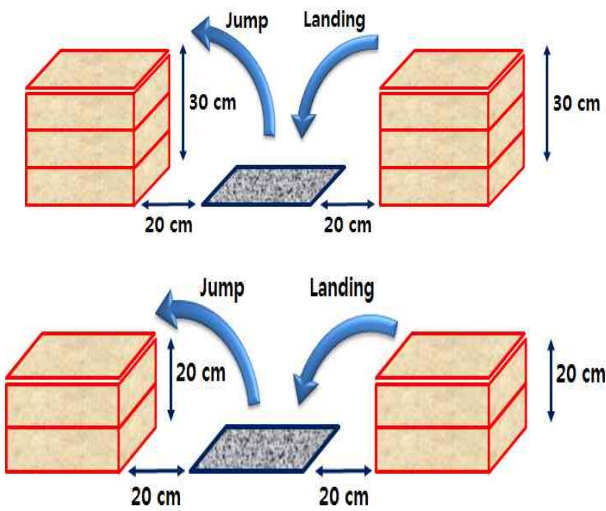


Figure 1. Definition of movement and Experimental setup

4. 자료 분석

착지 후 점프 동작에 대한 하지 관절의 움직임을 분석하기 위해 Vicon Nexus 동작분석 프로그램(Vicon Motion Systems, Oxford Metrics, Oxford, UK)을 이용하여 운동학적, 운동역학적 데이터를 습득하였으며, 높이에 따른 차이를 분석하기 위해 Labview 6.1(National Instruments Co, Texas, USA)을 사용하여 필요한 변인들을 추출하였다.

착지 후 점프 동작에 대한 분석을 위해 착지 구간은 착지 순간으로부터 최대 무릎굴곡 시점까지로 설정하였으며, 점프 구간은 최대 무릎굴곡 시점 이후부터 앞꿈치가 지면에서 떨어지는 시점까지로 설정하였다.

착지 동작 중 발목과 무릎은 착지 순간 시점(Olsen et al., 2004)에서 잘못된 동작으로 착지 시 부상이 자주 발생하며(Safran et al., 1999), 최대 수직지면반력 시점에서 가장 큰 부하를 받게 된다(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993; Zhang et al., 2000). 따라서 착지 구간에 대한 구체적인 분석을 위해 부상

Table 1. Movement & event

Movement	Event
Landing	IC : initial contact
	PVGRF : peak vertical ground reaction force
	MKF : maximum knee flexion
Jump	TO : toe off

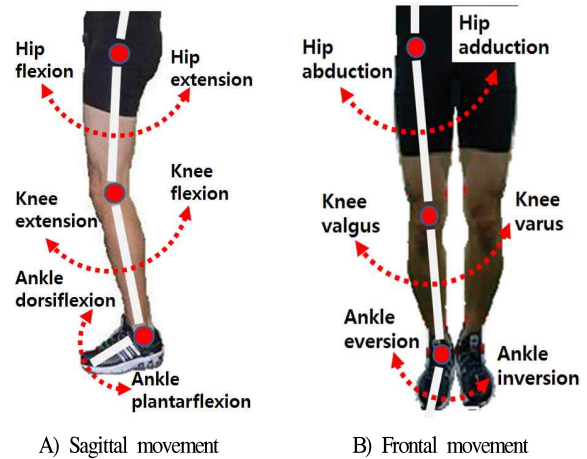


Figure 2. Joint movement

이 자주 발생하는 3가지 시점(IC : 착지순간 시점, PVGRF : 최대 수직지면반력 시점, MKF : 최대 무릎굴곡 시점)으로 나누었으며(Cho & Kim, 2011), 점프 구간은 최대 무릎굴곡 이후 지면이 발에 떨어지는 시점(TO)으로 나누어 총 4개의 시점으로 나누어 분석하였다(Table 1 참조).

운동학적 변인으로는 시점 별 각 관절의 시상면과 관상면적움직임(Figure 2 참조)과 착지와 점프 시 각 관절의 운동 범위를 살펴보기 위해 착지구간과 점프구간 동안의 최대각으로부터 최소각까지의 전체 가동범위(ROM : range of motion)를 분석하였다.

운동역학적 변인을 알아보기 위해 모멘트는 시상면에서 발목의 최대 족저굴곡 모멘트를, 무릎과 엉덩의 최대 신전 모멘트를 살펴보았으며, 관상면에서는 발목의 최대 내반 모멘트, 무릎의 최대 외반 모멘트, 엉덩의 최대 외전 모멘트를 살펴보았다.

각 관절의 파워(Joint power)는 각 관절에서의 충격흡수 파워(Absorption power)와 발현 파워(Generation power)를 살펴보았다.

5. 통계 처리

착지 후 점프 동작 시 각 관절의 운동학적, 운동역학적 변인들에 대한 차이를 검증하기 위해 SPSS 18.0 통계 패키지 프로그램 내의 paired t-test를 이용하여 분석하였으며, 유의수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

Ⅲ. 결 과

1. 운동학적 변인

<Table 2>는 착지 후 점프 동작 시 시상면과 관상면에서 발목, 무릎, 엉덩 관절의 각 시점 별 움직임을 나타낸 것이다.

시상면에서의 움직임을 각 시점별로 살펴본 결과 IC 시점에서는 높이가 높을 경우 발목의 족저굴곡각이 증가하였지만 무릎과 엉덩 관절의 굴곡각은 감소한 것으로 나타났다($p<.05$).

PVGRF 시점에서는 높이가 높을 경우 발목의 배측굴곡각과 무릎 및 엉덩 관절의 굴곡각이 감소한 것으로 나타났다($p<.05$).

높이가 높을 경우 MKF 시점에서는 발목의 배측굴곡각이 감소하였으며($p<.05$), TO 시점에서는 발목의 족저굴곡각과 무릎 및 엉덩 관절의 굴곡각이 감소한 것으로 나타났다($p<.05$).

관상면에서의 움직임을 시점 별로 살펴본 결과 IC와 PVGRF, TO 시점 등 모든 시점에서 높이가 높을 경우 발목 관절의 외번($p<.05$). 하지만 MKF 시점에서는 높이가 높을 경우 무릎 관절의

각은 감소하고 엉덩 관절의 외전각은 증가한 것으로 나타났다. 외반각과 엉덩 관절의 외전각이 증가한 것으로 나타났다($p<.05$).

2. 운동역학적 변인

높이에 따른 시상면에서의 모멘트는 차이가 나타나지 않았으나, 관상면에서는 발목 관절의 내번 모멘트와 무릎 관절의 외반 모멘트는 감소한 것으로 나타난 반면($p<.05$), 엉덩 관절의 외전 모멘트는 증가한 것으로 나타났다($p<.05$).

<Table 4>는 착지 후 점프 동작 시 각 관절에서의 충격흡수 파워와 발현 파워 그리고 각 관절에서 충격흡수 파워의 비율과 발현 파워의 비율을 나타낸 것이다.

충격흡수 파워를 살펴본 결과 높이가 높을 경우 발목과 무릎 관절의 충격흡수 파워가 증가한 것으로 나타났으며($p<.05$), 충격흡수 파워의 비율을 살펴본 결과 발목의 비율은 증가하였지만 무릎과 엉덩관절의 비율은 감소한 것으로 나타났다($p<.05$).

발현 파워를 살펴본 결과 높이가 높을 경우 발목 관절의 발현 파워만이 증가한 것으로 나타났다($p<.05$).

Table 2. Ankle, knee, hip sagittal & frontal plane movement

(unit: deg)

event	joint	landing type	Sagittal plane				Frontal plane			
			Mean	SD	t	p	Mean	SD	t	p
IC	ankle	20 to 20	-5.19	8.21	7.115	.000***	.84	1.73	4.076	.001**
		30 to 30	-13.90	4.92			.32	1.41		
	knee	20 to 20	21.51	4.65	5.992	.000***	-.59	4.34	-1.405	.184
30 to 30	18.95	3.97	.02	3.90						
hip	20 to 20	32.75	5.30	4.418	.001**	-5.73	3.03	16.683	.000***	
	30 to 30	29.66	4.83			-10.11	3.26			
PVGR	ankle	20 to 20	23.32	6.01	3.711	.003**	6.78	1.95	3.956	.002**
		30 to 30	17.86	2.64			5.45	2.02		
	knee	20 to 20	45.81	9.66	3.757	.002**	-.25	6.07	.522	.611
30 to 30	38.21	4.51	-.79	4.97						
hip	20 to 20	38.74	7.72	4.35	.001**	.61	4.31	8.574	.000***	
	30 to 30	33.68	6.87			-5.62	2.92			
MKF	ankle	20 to 20	34.62	3.45	3.283	.006**	8.41	2.34	1.933	.075
		30 to 30	32.49	2.23			8.04	2.05		
	knee	20 to 20	62.96	7.16	-.549	.593	.31	7.30	4.407	.001**
30 to 30	63.32	6.79	-2.62	7.16						
hip	20 to 20	44.82	7.47	1.839	.089	4.03	4.15	7.546	.000***	
	30 to 30	43.16	7.78			.08	4.76			
TO	ankle	20 to 20	-15.63	5.03	6.296	.000***	1.73	2.02	7.68	.000***
		30 to 30	-20.92	3.67			.01	1.50		
	knee	20 to 20	22.59	6.44	8.242	.000***	1.34	3.11	.576	.574
30 to 30	15.85	4.44	1.13	2.47						
hip	20 to 20	12.86	7.54	3.924	.002**	-9.36	2.70	9.184	.000***	
	30 to 30	9.83	6.23			-13.61	3.90			

** $p<.01$,*** $p<.001$, IC : Initial contact, PVGRF : Peak VGRF, MKF : Maximum knee flexion, TO : Toe off

Table 3. Peak joint moment

(unit: Nm/kg)

joint	landing type	Sagittal plane				Frontal plane			
		Mean	SD	t	p	Mean	SD	t	p
ankle	20 to 20	2.93	.33	-1.955	.072	.20	.06	3.193	.007**
	30 to 30	3.00	.37			.15	.08		
knee	20 to 20	3.08	.60	-1.908	.079	2.63	.63	2.842	.014*
	30 to 30	3.34	.46			2.49	.58		
hip	20 to 20	5.35	2.78	.419	.682	2.81	.46	-3.491	.004**
	30 to 30	5.15	2.33			3.37	.92		

* $p < .05$, ** $p < .01$

Table 4. Peak joint absorption power & Contribution to total power

Power	joint	landing type	Absorption & Generation power(Watt/kg)				Contribution to total power(%)			
			Mean	SD	t	p	Mean	SD	t	p
Absorption	ankle	20 to 20	-11.80	4.17	9.172	.000***	23.28	10.57	-6.949	.000***
		30 to 30	-18.69	4.71			29.39	9.63		
	knee	20 to 20	-26.57	6.83	3.423	.005**	46.68	7.02	3.079	.009**
		30 to 30	-30.24	7.45			44.03	6.68		
	hip	20 to 20	-20.30	14.26	.471	.646	30.04	12.90	3.364	.005**
		30 to 30	-20.78	13.73			26.59	11.43		
Generation	ankle	20 to 20	16.13	2.69	-4.75	.000***	39.82	10.09	-.044	.966
		30 to 30	17.26	3.08			39.84	10.31		
	knee	20 to 20	13.63	3.17	-1.822	.092	31.88	6.49	-.254	.804
		30 to 30	14.45	3.75			32.08	5.96		
	hip	20 to 20	14.36	10.47	.652	.526	28.30	13.36	.246	.81
		30 to 30	13.89	8.82			28.08	12.82		

** $p < .01$, *** $p < .001$

IV. 논 의

본 연구는 연속 동작으로서 높이에 따른 착지 후 점프 동작(이하 연속 동작)을 분석하기 위해 설계되었다.

연속 동작 시 운동학적 변인들의 변화를 살펴본 결과 높이의 증가는 발목과 무릎, 엉덩 관절의 움직임에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 발목과 무릎, 엉덩 관절의 ROM을 살펴본 결과 높이에 따른 엉덩 관절의 시상면 움직임의 변화는 나타나지 않았다(Figure 3 참조). 하지만 발목 관절의 ROM은 20 cm와 30 cm 각각 51.34 °와 54.62 °로써 높이가 증가할 경우 발목의 움직임이 증가하였으며, 무릎의 움직임 또한 44.57 °에서 50.38 °로 증가하였다. 연속 동작 시 높이가 증가할 경우 성공적인 수행을 위해서는 엉덩 관절 보다는 발목과 무릎의 움직임을 증가시키는 것이 중요할 것으로 생각된다.

높이의 증가에 따른 시상면에서의 움직임을 각 시점 별로 살펴본 결과 IC에서는 발목의 족저굴곡각이 증가하였으며, 무릎과 엉덩의 굴곡각은 감소한 것으로 나타났다(Table 2 참조).

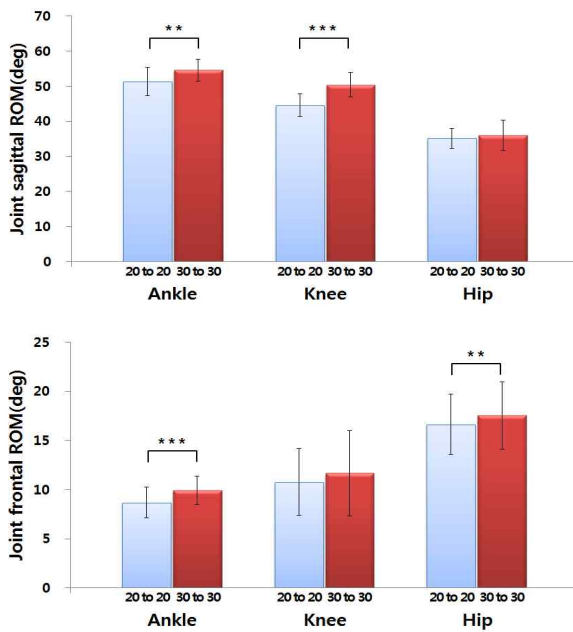
PVGRF에서는 발목의 배측굴곡각과 무릎 및 엉덩의 굴곡각이 감소한 것으로 나타났으며, MKF에서는 발목의 배측굴곡각이 유의하게 작아진 것으로 나타났다. TO에서는 발목의 족저굴곡각과 무릎 및 엉덩 관절의 신전각이 모두 증가하였다.

지금까지의 시상면에서의 움직임과 ROM을 살펴본 결과 높이가 증가할 경우 착지 시 발생하는 충격력을 흡수하고 점프력을 증가시키기 위해서는 각 관절의 움직임을 증가시켜야 한다는 것을 확인할 수 있었다. 하지만 MKF 시점에서의 무릎과 엉덩 굴곡각은 높이에 따른 차이가 나타나지 않았다.

Lee, Kim, Cho & Moon(2010)은 30 cm와 45 cm에서 드롭랜딩 시 높이가 증하게 되면 MKF 시점에서의 무릎과 엉덩 관절의 굴곡각이 증가한다고 보고하였는데, 본 연구에서는 무릎과 엉덩 관절의 굴곡각이 높이에 따른 차이가 나타나지 않았다. 이것은 충격 흡수만을 위한 드롭랜딩과의 차이점으로써 착지 후 점프 시 주저 없이 연속적인 점프를 하기 위한 대응전략으로 생각된다.

연속 동작 시 높이에 따른 발목과 무릎, 엉덩 관절의 관상면적 ROM을 살펴본 결과(Figure 3 참조) 무릎의 ROM은 차이가

없었으나, 발목의 ROM은 20 cm와 30 cm 각각 8.68 °와 9.91 °로써 높이가 증가할 경우 발목 관절의 움직임이 증가하였으며, 엉덩 관절 또한 16.66 °에서 17.55 °로 증가하였다. 연속동작 시 높이의 증가는 발목과 엉덩 관절의 관상면 ROM을 증가시키는 것을 알 수 있었다.



** $p < .01$, *** $p < .001$

Figure 3. Joint ROM

연속 동작 시 높이에 따른 관상면적 움직임을 시점 별로 살펴본 결과 IC와 PVGRF 그리고 TO 시점 모두 발목의 외번각이 감소하였으며, 엉덩의 외전각은 증가한 것으로 나타났다. 하지만 MKF에서는 높이에 따른 발목의 변화는 나타나지 않았고 무릎의 외번각은 증가하고 엉덩의 외전각은 감소한 것으로 나타났다.

본 연구의 결과 높이가 증가할 경우 발목의 족저굴곡각은 증가하고, 외번각은 감소하였다. 즉, 족저굴곡각과 내번각이 증가한다는 것이다. 족저굴곡각과 내번각의 증가는 발목의 내번 염좌(inversion sprain)에 의한 외측부인대(ankle lateral ligament)의 부상 위험성을 증가시킨다(Safran et al., 1999). 따라서 높이의 증가는 발목의 부상을 유발시킬 수 있는 주요한 요소라는 것을 의미한다. 또한 무릎 부상의 위험성이 높은 시점인 PVGRF와 MKF 사이에서 무릎이 굴곡된 상태에서 외번각이 증가하고 있었기 때문에 전방십자인대 부상의 위험 요소(Hewett et al., 1999)도 확인이 되었다. 하지만 엉덩 관절의 경우 착지 시 외전각 보다 TO에서 외전각이 더 증가한 것으로 나타났는데, 이것은 착지 시 충격을 흡수하기 위해서도, 점프 시 점프력을 상승시키기 위해서도 엉덩 관절의 굴곡/신전 동작뿐만 아니

라 외전 동작이 사용되어진다는 것을 알 수가 있었다.

지금까지 하지 관절의 운동학적 변인들을 살펴본 결과 연속 동작은 착지 후 다음 동작을 수행해야하기 때문에 착지 패턴이 드롭랜딩과는 차이점이 있음을 확인하였다. 특히 부상의 위험성이 높은 IC와 PVGRF 그리고 MKF 시점에서 시상면과 관상면에서의 복합적인 움직임이 발목 및 무릎 관절의 위험요소가 될 수도 있음을 확인하였다. 더불어 연속 동작 시 엉덩 관절은 시상면에서의 움직임뿐만 아니라 관상면에서의 외전 동작이 점프에 필요한 점프력을 얻기 위한 방법으로 사용되어졌다는 것도 보여주었다.

지금까지의 높이에 따른 운동학적 변화들과 차이점은 관절의 움직임을 조절하는데 필요한 모멘트의 변화에 의해 발생한 결과이다. 따라서 높이에 따른 시상면과 관상면에서의 모멘트를 살펴보았다(Figure 4).

시상면에서 각 관절의 모멘트를 살펴본 결과 높이에 따른 차이는 나타나지 않았지만, 높이가 증가할 경우 발목의 족저굴곡 모멘트와 무릎의 신전 모멘트가 큰 경향이 있는 것으로 나타났다. 관상면에서 각 관절의 모멘트를 살펴본 결과 높이가 증가할 경우 발목의 내번 모멘트와 무릎의 외번 모멘트는 감소하였으나, 엉덩의 외전 모멘트는 증가한 것으로 나타났다.

수직 점프에 대한 선행연구를 살펴본 결과 Kim(2008)은 주사용발(dominant leg)로 외발 수직점프 시 발목과 무릎, 엉덩 관절에서의 신전 모멘트는 각각 2.10, 1.87, 1.94 Nm/kg라고 하였다. 또한 Kim & Eun(2009)은 몸통 운동의 제약이 최대 수직점프의 수행에 미치는 영향을 알아본 결과 발목과 무릎, 엉덩이에서 각각 1.40, 1.58, 1.94 Nm/kg의 신전 모멘트가 발생하였으며, 그 결과 47 cm 가량 점프하였다고 보고하였다.

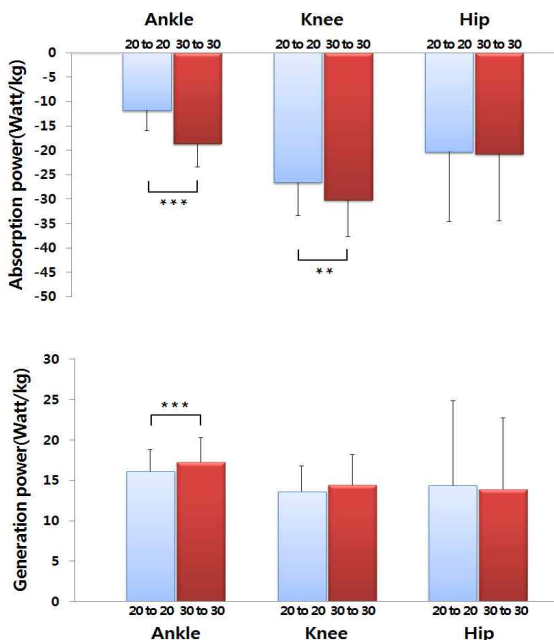
본 연구에서는 착지 후 20 cm와 30 cm로 다시 점프하기 위해 필요한 모멘트가 선행연구결과 보다 더 큰 것으로 나타났으며, 이것은 착지 시 발생된 충격을 흡수하면서도 주지않지 않고 착지의 높이와 동일한 높이로 다시 점프를 하기 위해서는 더 큰 힘이 필요하다는 것을 보여준 것이다.

착지에 대한 선행연구를 살펴본 결과 Yeow et al.(2011)은 60 cm에서 외발로 착지 시 발목은 약 4 Nm/kg, 무릎은 약 1.5 Nm/kg 그리고 엉덩 관절에서는 약 6 Nm/kg의 모멘트가 발생한다고 하였으며, 관상면에서의 무릎 외번 모멘트는 약 1.5 Nm/kg, 엉덩 외전 모멘트는 약 0.6 Nm/kg, 발목 내번 모멘트는 약 0.3 Nm/kg라고 하였다. 또한 Cho & Kim(2011)은 착지의 높이와 거리에 따른 무릎 관절의 부상 메커니즘을 분석한 결과 30 cm와 45 cm의 높이에서 착지 시 무릎의 신전 모멘트는 2.65에서 3.08 Nm/kg로 증가한다고 보고하였다. 하지만 연속 동작을 실시할 경우 선행연구들에서보다 낮은 높이임에도 불구하고 20 cm와 30 cm 높이에서 착지 시 무릎의 신전 모멘트는 각각 3.08과 3.34 Nm/kg로써 20 cm 연속 동작은 45 cm 드롭랜딩(Cho

& Kim, 2011)에서 발생된 무릎 신전 모멘트(3.08 Nm/kg)와 같을 정도로 매우 동적인 동작이라는 것을 보여주었다.

Markolf et al.(1995)은 시상면과 관상면에서의 모멘트에 대해 무릎의 신전 모멘트와 외반 모멘트가 증가할 경우 무릎의 부상이 발생할 확률이 높아진다고 하였다. 본 연구의 결과 관상면에서는 높이가 증가할 경우 무릎의 외반 모멘트가 감소하였지만 엉덩 관절의 외전 모멘트는 증가한 것으로 나타났다. 이처럼 무릎의 외반 모멘트가 감소한 이유는 점프를 하기 위해 사용된 엉덩 관절의 외전 모멘트가 증가함으로써 무릎이 안쪽으로 들어가는 힘이 상대적으로 낮아졌기 때문으로 생각된다.

지금까지의 모멘트에 대한 결과를 종합해보면, 높이가 증가할 경우 시상면 모멘트의 크기는 차이가 나타나지 않았지만 증가하는 경향이 있었고, 오히려 높이가 높아질 경우 부상의 원인이 되는 무릎의 외반 모멘트는 감소하였다. 이러한 결과로 볼 때 연속 동작은 높이에 따른 차이가 없어 보이거나 혹은 부상의 위험성이 감소한 것으로 보일 수도 있다. 하지만 여기서 중요한 것은 앞선 드롭랜딩에 대한 선행연구보다 발목과 무릎, 엉덩 관절의 시상면 및 관상면에서의 모멘트가 더 높았다는 것이다. 즉, 착지 시 주저앉지 않고 다시 점프를 하기 위해서는 더 큰 모멘트가 필요하다는 것을 보여준 것이며, 선행연구에서의 드롭랜딩 보다 관상면에서의 모멘트가 크게 나타남으로써 연속 동작에 대한 위험성을 확인시켜준 것으로 생각된다. 따라서 본 연구에서와 같이 실제의 상황에서 잘 사용하는 현실적인 동작을 분석할 필요성을 재확인 시켜준 것이라고 할 수 있겠다.



** $p < .01$, *** $p < .001$

Figure 5. Absorption & Generation power

착지 시 발생하는 충격은 인체에 부상을 유발시킬 수 있는 주요한 요소이다(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1991; Richard & Veatch, 1990). 이 때 인체는 각 관절의 굴곡각을 증가시킴으로써 지면반력과 같은 충격을 흡수하기 위한 동작을 실시한다. 신전 모멘트와 관절의 각속도를 곱한 값을 파워라 하며, 음의 값은 충격흡수 파워(Absorption power)를, 양의 값은 발현파워(Generation power)를 의미한다.

<Figure 5>는 각 관절의 충격흡수 파워와 발현 파워를 나타낸 것이다. 연속 동작 시 높이의 증가는 착지과정에서 발생된 발목과 무릎 관절의 충격흡수 파워를 증가시켰으며, 점프 시 발생된 발현 파워는 발목 관절에서 증가하였다.

Cho & Kim(2011)은 30 cm와 45 cm에서 드롭랜딩 시 각각 -22.90과 -33.53 Watt/kg의 충격흡수 파워가 발생함으로써 높이의 증가와 함께 무릎 충격흡수 파워도 증가한다고 보고하였다. 본 연구에서도 20 cm와 30 cm 각각 -26.57과 -30.24 Watt/kg이 발생함으로써 높이의 증가와 함께 그 크기도 증가한 것으로 나타났다. 하지만 30 cm 높이일 경우 선행연구에서의 높이와 동일함에도 불구하고 연속 동작 시 더 큰 충격흡수 파워가 발생한다는 것을 확인할 수 있었다. 또한 Kim & Eun(2009)은 47 cm로 수직점프 시 발목과 무릎, 엉덩 관절의 최대 파워 출력을 각각 12.56, 10.18, 6.43 Watt/kg이라고 보고하였다. 본 연구에서는 착지 후 20 cm 높이로 점프하여 올라가기 위해서 각각 16.13, 13.63, 14.36 Watt/kg이 발생 하였으며, 30 cm의 경우 17.26, 14.45, 13.89 Watt/kg이 발생함으로써 충격흡수 파워와 발현 파워 모두 선행연구 보다 더 높은 것을 알 수 있었다. 이처럼 단순한 드롭랜딩과 수직점프가 아닌 연속 동작을 수행하기 위해서는 낮은 높이에서도 많은 힘이 필요하다는 것이며, 반대로 말하면 관절 연결 및 연부 조직에 발생하는 부하가 증가할 수 있음을 보여준 것이라고 할 수 있겠다(Self & Paine, 2001; Zhang et al., 2000).

<Figure 6>은 전체적인 충격흡수 파워의 패턴을 알아보기 위한 각 관절의 충격흡수 파워의 비율(% absorption power)을 나타낸 것이다. 높이가 증가할 경우 무릎과 엉덩 관절에서의 비율은 낮아졌지만, 발목에서의 비율은 증가하였다. 하지만 발현 파워의 비율에서는 높이에 따른 차이가 없었다.

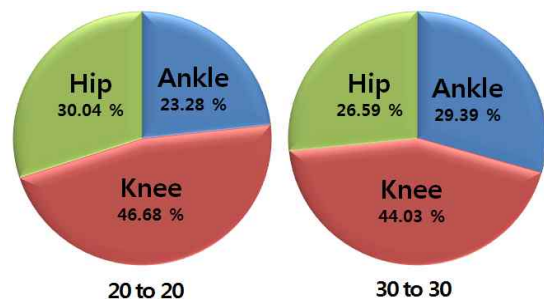


Figure 6. Contribution to total power

McNitt-Gray(1993)와 Zhang et al.(2000)은 드롭랜딩 시 무릎, 발목, 힙 관절 순으로 충격흡수 파워의 비율이 나타난다고 보고하였다. 본 연구에서는 드롭랜딩이 아닌 연속 동작으로써 착지 시 충격흡수 파워의 비율을 살펴본 결과 20 cm에서는 무릎(46.68 %), 엉덩(30.04 %), 발목(23.28 %) 순이었으나, 높이가 증가할 경우 무릎(44.03 %), 발목(29.39 %), 엉덩(26.59 %) 순으로 충격흡수파워의 비율이 변화하였다. Kwon & Kim(2011)는 착지 동작 시 힙 관절 굴신 운동 차이가 하지 관절의 각운동과 모멘트에 미치는 영향에서 힙 관절의 굴신 동작에 의해 각 관절에의 일률이 변화한다고 하였다. 본 연구에서는 연속 동작으로써 높이에 따라 엉덩과 발목 관절의 일률에 대한 순서가 변화함으로써 엉덩 관절의 비중은 감소하고 발목 관절의 비중이 증가하는 것을 확인하였다. 하지만 두 높이 모두 무릎 관절의 비중이 큰 차이를 하고 있었다는 것을 알 수 있었고 이러한 결과로 살펴볼 때 연속 동작 또한 무릎의 사용비율이 매우 높다는 것으로서 높이의 증가는 무릎의 부상의 위험성을 더 높여주는 요소라고 할 수 있겠다. 또한 발목 관절의 비중이 높아질 경우 아킬레스건에 부하가 증가함으로써 부상의 위험성이 증가(Self & Paine, 2001; Zhang et al., 2000)하게 되는데, 본 연구에서도 높이가 증가할 경우 발목 관절에서의 비중이 증가한 만큼 이를 참고하여 비복근과 가자미근의 근력강화와 함께 스트레칭을 통해 아킬레스건의 부상을 예방하기 위한 조치가 필요할 것으로 생각된다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 착지 후 점프 동작 시 높이가 하지 관절 움직임의 변화와 부상 메카니즘에 미치는 영향을 알아보는 데 있었으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 시상면에서는 높이가 높아질 경우 발목과 무릎 관절의 움직임이 증가하였다.
2. 관상면에서는 높이가 높아질 경우 발목과 엉덩 관절의 움직임이 증가하였다.
3. 시상면에서의 모멘트는 높이에 따른 차이가 나타나지 않았다.
4. 관상면에서의 모멘트는 높이가 높아질 경우 발목의 내반 모멘트와 무릎의 외반 모멘트는 감소한 반면 엉덩 관절의 외전 모멘트는 증가하였다.
5. 높이가 높아질 경우 발목과 무릎 관절의 충격흡수 파워가 증가하였으며, 충격흡수 파워의 비율은 발목 관절의 비율이 증가한 반면 무릎과 엉덩 관절의 비율은 감소하였다.

6. 높이가 높아질 경우 발목 관절의 발현 파워만이 증가하였고, 발현 파워의 비율은 차이가 나타나지 않았다.

지금까지의 높이에 따른 하지 관절의 운동학적, 운동역학적 변화들을 살펴본 결과 착지 및 점프 높이의 증가는 발목과 무릎, 엉덩 관절의 움직임에 영향을 미치는 것으로 나타났다. 연속 동작으로써 착지 후 점프는 주저앉지 않고 같은 높이로 점프하기 위해 드롭 랜딩과 수직 점프 시 사용되는 힘보다 더 큰 힘이 필요하다는 것과 더불어 부상의 위험성이 높은 동작이라는 것을 확인시켜 주었다. 또한 점프의 높이를 증가시키기 위한 운동학적 측면에서는 발목과 무릎, 엉덩 관절의 움직임을 증가시켜야 하며, 충격을 흡수하거나 발현하는데 있어서는 발목의 비중이 높아진다는 것을 알 수가 있었다. 발목의 비중이 높아질 경우 아킬레스건 부상의 위험성(Self & Paine, 2001; Zhang et al., 2000)이 높은 만큼 평소 종아리 근육의 강화와 스트레칭, 휴식이 필요할 것이다. 높게 점프하기 위해서는 시상면에서의 움직임과 더불어 관상면에서의 엉덩 외전각과 외전 모멘트도 증가함으로써 엉덩 외전근인 중둔근의 근력도 필요하다는 것도 확인할 수 있었다. 실제로 중둔근의 피로 및 약화에 의한 근력 감소는 무릎의 외반 증가에 영향을 미치게 됨으로써 무릎의 부상 위험성을 높일 수 있게 된다(Claiborne et al., 2006; Ford et al., 2006). 일선 현장에서는 경기력 향상을 목적으로 점프력을 향상시키기 위한 점프 훈련이 주로 실시되어지고 있으며, 이를 위해 하지 관절의 강화 운동이 실시되어지고 있다. 하지만 훈련과 시합 경기 중 부상을 예방하면서도 점프 수행 능력을 향상시키기 위해서는 하지 관절의 근 기능 및 근력 강화를 위한 트레이닝뿐만 아니라 착지 훈련도 포함되어져야 할 것이며, 특히 중둔근의 기능 및 근력 강화 프로그램이 거의 실시되지 않는 만큼 중둔근 강화에 대한 프로그램도 포함되어져야 할 것이다.

참고문헌

- Adams, K., O'Shea, J., O'Shea, K., & Climstein, M.(1992). The effects of six weeks of squat, plyometric and squat-plyometric training on power development. *Journal of Applied Sports Science Research, Rev*, 6(1), 36-41.
- Adrian, M. J., & Cooper, J. M.(1989). *The biomechanics of human movement*. Indianapolis, Indiana : Benchmark Press.
- Argon-Vargas, L., & Gross, M. (1997). Kinesiological factors in vertical jump performance : Differences among individuals. *Journal of Applied Biomechanics*, 13(1), 24-44.

- Blattner, S., & Noble, L.(1979). Relative effects of isokinetic and plyometric training on vertical jumping performance. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 50(4), 583-588.
- Cho, J. H., & Kim, R. B.(2011). The effects of landing height and distance on knee injury mechanism. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(2), 197-205.
- Cho, S. C.(1999). Biomechanical analysis of bare foot landing and shod foot landing in drop landing. *Korean Journal of Physical Education*, 38(3), 715-725.
- Claiborne, T. L., Armstrong, C. W., Gandhi, V., & Princivero, D.(2006). Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 41-50.
- 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.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E.(2003). Valgus male basketball players. *Medicine Science and Sports in Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Ford, K. R., Myer, G. D., Smith, R. L., Vianello, R. M., Seiwert, S. L., & Hewett, T. E.(2006). A comparison of dynamic coronal plane excursion between matched male and female athletes when performing single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 33-40.
- Genuario, S. E., & Dolgener, F. A. (1980). The relationship of isokinetic torque at two speeds to the vertical jump. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 51(4), 593-598.
- 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., Lindenfeld, T. N., Riccobene, J. V., & Noyes, F. R.(1999). The effects of neuromuscular training on the incidence of knee injury in female athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 27(6), 699-706.
- Kim, Y. W.(2008). The effects of lower extremity asymmetry on performance of vertical jumping. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(1), 179-190.
- Kim, Y. W., & Eun, S. D.(2009). The effects of restricted trunk motion on the performance of maximum vertical jump. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(1), 27-36.
- Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.(2000). The Anterior Cruciate Ligament Enigma. *Injury Mechanisms and Prevention*, 372, 64-68.
- Koh, Y. C., Cho, J. H., Moon, G. S., Lee, H. D., & Lee, S. C.(2011). Effects of visual information blockage on landing strategy during drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(1), 31-38.
- Kollias, I., Hatzitaki, V., Papaikovou, G., & Giatsis, G.(2001). Using principal components analysis to identify individual differences in vertical jump performance. *Research Quarterly for Exercise & Sport*, 72(1), 63-67.
- Kwon, M. S., & Kim, S. K.(2011). Effect of flexion-extension of hip joint difference in lower extremity angular motion and joint moment during landing. *Korean Journal of Physical Education*, 50(1), 225-234.
- 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, 1067-1076.
- Lee, S. Y., Lee, S. M., & Choi, J. Y.(2001). The influence of landing style on the shock-absorbing mechanism of the lower extremity. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 10(2), 77-97.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L.(1995). Combined knee loading states thatgenerate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13(6), 930-935.
- McNitt-Gray, J. L.(1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7(2), 201-223.
- McNitt-Gray, J. L.(1993). Kinetics of the lower extremities during drop landing from three heights. *Journal of Biomechanics*, 26(9), 1037-1046.
- Meuffels, D. E., & Verhaar, J. A.(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 Mechanism for Anterior Cruciate Ligament Injuries in Team Handball. *American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Richard, M. D., & Veatch, S.(1990). Comparison of impact forces in high and low impact aerobic dance movements. *International Journal of Sports Biomechanics*, 6, 67-77.
- Ross, S. E., & Guskiewicz, K. M.(2004). Examination of static and dynamic postural stability in individuals with functionally stable and unstable ankles. *Clinical Journal of Sports Medicine*, 14(6), 332-338.

- Safran, M. R., Benedetti, R. S., Bartolozzi, A. R., & Mandelbaum, B.(1999). Lateral Ankle Sprains : A comprehensive review Part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 31(7), 429-437.
- Self, B. D., & Paine, D.(2001). Ankle biomechanics during four landing techniques. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(8), 1338-1344.
- Sell, T .C., Ferris, C. M., Abt, J. P., Tsai, Y. S., Myers, J. B., Fu, F. H., & Lephart, S. M.(2006). The effect of direction and reaction on the neuromuscular and biomechanical characteristics of the knee during tasks that simulate the noncontact anterior cruciate ligament injury mechanism. *American Journal Sports Medicine*, 34(1), 43-54.
- Vanrenterghem, J., Lees A., & Clercq, D. D.(2008). Effect of forward trunk inclination on joint power output in vertical jumping. *Journal of Strength and Coordination Research*, 22(3), 708-714.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, C. H.(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.
- Zhang, S., Bates, B. T., & Dufek, J.(2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(4), 812-819.