

착지의 높이와 거리가 무릎 부상 메카니즘에 미치는 영향

조준행¹ · 김로빈²

¹연세대학교 교육과학대학 체육교육과 · ²한성대학교 교양교직학부

The Effects of Landing Height and Distance on Knee Injury Mechanism

Joon-Haeng Cho¹ · Ro-Bin Kim²

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

²Department of Liberal Arts and Science, Hansung University, Seoul, Korea

Received 30 April 2011; Received in revised form 9 May 2011; Accepted 24 June 2011

ABSTRACT

Various jumping and landing motions are shown during sports event. But most previous studies have not considered landing height and distance simultaneously. The purpose of this study was to identify the effects of landing height and distance on knee injury mechanism. Fourteen male (age: 28.86±1.99 yrs, height: 177.00±4.69 cm, weight: 76.50±6.41 kg) participated in this study. The subjects attempted drop landing task onto the ground from 30 cm to 45 cm heights and to 20 cm to 40 cm distances. The results were as follows. First, higher drop landing height and longer distance showed greater degree of maximal knee flexion and valgus. Second, higher drop landing height and longer distance showed greater maximal knee extension moment and varus moment. Third, higher drop landing height and longer distance showed larger maximal knee absorption power. Lastly, higher drop landing height showed increased Peak GRF. Landing height was more related to the cause of injury, which was indicated by increased maximal knee extension moment, peak GRF and maximal knee absorption power. Landing distance was also associated with increased knee valgus moment and absorption power during landing. These results suggest that landing height and distance may be the cause of injury.

Keywords : Drop Landing, Knee Injury, Landing Height, Landing Distance

I. 서론

착지는 운동 중 다양한 상황에서 뿐만 아니라 일상생활에서도 빈번하게 경험하는 동작으로서 착지 시 발생하는 높은 수직 지면반력과 착지자세의 기계학적 변화는 근골격계의 부상과 밀접한 관련이 있다(Cavanagh & Lafortune, 1980; Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993).

축구와 농구, 배구 등과 같은 경쟁이 심한 스포츠에서는 경기의 목적과 상황에 따라 다양한 점프의 형태가 발생하며, 종

은 결과를 위해 상대보다 더 높은 점프를 필요로 하는 경우가 많다. 점프 후 착지는 중력에 의해 나타나는 피할 수 없는 동작으로써 착지 시 신체는 근력을 이용한 관절의 굴곡 동작을 통해 충격을 흡수해야 한다.

하지만 착지 중 감당할 수 없는 큰 충격이 신체에 전달될 경우 부상이 발생할 수 있게 되며(Boden, Dean, Feagin & Garrret, 2000; Dufek & Bates, 1990; Fagenbaum & Darling, 2003; Hughes & Watkins, 2006), 잘못된 자세(Olsen, Myblebust, Engebretsen & Bahr, 2004; Safran, Benedetti, Bartolozzi & Mandelbaum, 1999)로 착지할 경우 발목 부상뿐만 아니라 비접촉성 전방십자인대의 부상(non-contact anterior cruciate ligament injury)을 유발시킬 수 있게 된다(Kirkendall & Garret, 2000; Meuffels & Verhaar, 2008). 전방십자인대의 부상은 착지 시 약간의 무릎 굴곡과 함께 외반(valgus)되어진 상태에서 많이 발생하게 된다(Olsen, et al., 2004;

본 연구는 한성대학교 교내 연구비 지원과제임.

Corresponding Author : Ro-Bin Kim

Department of Liberal Art and Science, Hansung University,
Samseon-dong, Seongbuk-Gu, Seoul, Korea

Tel : +82-2-760-4479 / Fax : +82-2-760-4442

E-mail : kimrobin@hansung.ac.kr

Takeda, Xerogears, Liversay, Fu & Woo, 1994).

이와 같이 착지 후 발생하는 지면반력의 크기가 크고 잘못된 동작으로 착지할 경우 무릎의 부상이 발생할 수 있게 된다. 착지 시 충격력은 수직 높이에 의한 위치 에너지에 의해 결정되며, 스포츠에서는 다양한 점프의 높이가 나타나는 만큼 많은 선행연구들에서는 점프의 높이에 따른 충격력과 부상의 관련성에 대해 살펴보았다.

Dufek과 Bates(1990), McNitt-Gray(1993)는 40, 60, 100 cm 높이에서 체조 선수와 아마추어 선수들의 착지 동작을 운동학, 운동학적인 분석 결과 수직 높이가 증가할수록 착지 순간 발생하는 수직지면반력과 신체 내부에서 발생하는 부하가 증가한다고 보고하였다.

Lee, Kim, Cho와 Moon(2010)은 착지 높이에 따른 하지 관절의 부상 메커니즘에 대해 살펴본 결과, 착지 높이에 따른 하지 관절의 운동학적 변인에서는 큰 차이가 나타나지 않았으나, 운동역학적인 변인에서 최대 수직지면반력과 부하율이 증가하는 것으로 보고하였다. 이와 함께 착지의 높이가 증가할수록 발목, 무릎, 엉덩 관절은 충격을 흡수하기 위해 더 굴곡시킨다고 보고하였다.

점프의 높이는 하지관절의 신전력의 크기에 따라 다양한 높이의 점프가 발생할 수 있게 되는데, 이때 달려오는 속도에 따라 점프의 수평 거리 또한 다양하게 나타날 수 있게 된다.

점프의 거리와 관련된 연구들을 살펴보면 Marquez, Masumura와 Ae(2009)는 점프 거리의 증가는 인체의 무게 중심이 수평과 수직 방향으로의 속도를 증가시킴으로써 착지 순간의 기계학적 자세에 영향을 미치며, 결과적으로 최대 수직지면반력과 부하율을 증가시킨다고 보고하였다. 또한 착지 시 수평 거리가 증가함에 따라 엉덩과 무릎 관절의 굴곡각이 상대적으로 더 작게 나타났다고 하였다. 착지 중 인체 관절의 움직임이 감소한다는 것은 충격흡수를 충분히 하지 못한다는 것을 의미하는 것이다. 선행 연구(Devita & Skelly, 1992; Zhang, Bates & Dufek, 2000)들에 의하면 착지 시 무릎 관절의 증가된 경직성은 무릎 관절의 충격흡수 기전에 부정적인 영향을 미친다고 하였다. 이처럼 착지 시 수직 높이와 수평 거리의 증가는 상해의 위험성을 높이는 결과를 가져올 수 있다.

실제 운동 상황에서의 점프 및 착지 동작은 다양한 상황(달리기 속도, 점프 및 수행의 목적, 상대방과의 접촉 등)에서 발생하기 때문에 항상 일정한 높이와 거리로 착지가 이루어지지는 않는다. 같은 종목의 경기라고 할지라도 수직 높이와 수평 거리가 다양하게 나타날 수 있게 된다. 이와 같이 스포츠 상황에서는 점프의 형태가 다양한 만큼 그에 따른 여러 형태의 착지가 나타날 수 있다. 그러나 지금까지의 연구들을 살펴보면 착지 시 높이와 거리를 분리하여 살펴본 연구들이 주를 이루고 있다.

따라서 본 연구에서는 착지 시 수직 높이와 수평 거리가 무

릎 관절에 어떠한 영향을 미치는지를 밝히고 이를 스포츠 부상을 예방하기 위한 기초자료로 제시하고자 한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구에서는 총 18명의 오른발잡이인 남자 대상자들이 참가하였으며, 이중 최근 6개월 내에 부상 경험이 있고, 하지 관절의 병력이 있는 4명이 제외된 14명(age: 28.86 ± 1.99 yrs, height: 177.00 ± 4.69 cm, weight: 76.50 ± 6.41 kg)을 선정하였다. 이들 모두는 평소 축구와 농구 등의 스포츠 동아리 활동을 주 1회 이상 즐기고 있었으며, 본 실험의 주제인 점프와 착지 동작이 익숙한 자들로 하였다.

이들은 실험 전 실험의 목적과 절차를 충분히 이해하였고 실험 참가 동의서에 동의 후 참가하였다.

2. 실험장비

본 실험에서는 드롭랜드 시 하지관절의 변화를 살펴보기 위해 8대의 적외선 카메라(Vicon Camera, VICON MX-F20, Oxford Metrics, Oxford, UK)를 사용하여 3차원 동작분석을 실시하였으며, 착지 시 지면반력을 분석하기 위해 1대의 지면반력기(AMTI, OR6, Watertown, MA)를 사용하였다. 영상 데이터는 200 Hz, 지면반력 데이터는 2000 Hz로 샘플링하였다.

3. 실험 절차

실험에 참가한 모든 대상자들은 실험에 앞서 검정색 스판 재질의 타이즈를 착용하였으며, 자신에 발 사이즈에 맞는 동일한 제품의 운동화(FTY No. CLU 600001, Adidas)를 착용하였다.

복장 및 운동화 착용 후 신장과 체중을 측정하였으며, 각 대상자들의 신체적 특성을 측정하기 위해 줄자와 캘리퍼를 이용하여 상지 및 하지관절의 해부학적 자료를 측정하였다.

본 실험에서는 인체의 3차원적 데이터를 수집하기 위해 Helen Hayes marker set을 수정한 Plung in Gait Full Body Model을 사용하였다. 14 mm 구형 반사 마커는 7th cervical vertebral bone, 10th thoracic vertebral bone, clavicolosternal joint, xiphoid process에 한 개씩 부착하였으며, 좌우 forward head, backward head, shoulder acromion, elbow lateral epicondyle, 1st wrist, 2nd wrist, 2nd metacarpophalangeal joint, ASIS, PSIS, mid thigh, knee lateral epicondyle, mid shank, ankle lateral malleolus, heel, 2nd metatarsophalangeal joint 등 총 35개의 마커를 부착하였다.

Lee et al.(2010)은 착지 높이에 따른 하지관절의 부상 메커니즘을 분석하기 위해 착지의 높이를 30 cm와 45 cm로 설정하였다. 높이에 따른 무릎 부상 메커니즘을 알아보기 위해 자체적으로 제작한 목제 점프대를 이용하였으며, 선행연구와 같은 두 가지 높이(30 cm와 45 cm)에서 드롭랜딩을 실시하였다.

점프대와 지면반력기까지의 거리를 설정하기 위해 실험 전 5명의 대상자를 상대로 0, 10, 20, 30, 40, 50, 60 cm의 거리로 측정을 실시하였다. 0, 10 cm 거리에서는 거리가 너무 짧아 착지 시 신체의 일부가 점프대와 접촉이 됨으로써 부상의 위험성과 함께 성공적인 착지를 하지 못하였지만 선행연구에서의 20 cm 거리(Goh, Cho, Moon, Lee & Lee, 2011; Cho, Kim, Moon, Cho & Lee, 2010; Lee et al., 2010)에서는 안정적인 성공적인 착지가 가능하였다. 또한 50 cm 이상에서는 착지 후 중심을 잡지 못해 성공적인 착지를 하지 못하였다. 따라서 본 연구에서는 대상자들의 안전과 성공적인 착지를 위해 20 cm와 그 거리에 2배가 되는 40 cm로 설정하여, 두 가지 거리에서 드롭랜딩을 실시하였다(Figure 1).

드롭랜딩 시 발생할 수 있는 부상을 예방하기 위해 약 15분간의 준비운동과 스트레칭을 통해 워밍업이 충분히 실시되었으며, 점프 전 약 5회의 연습 드롭랜딩을 실시하였다.

실제 경기 중에는 양발보다는 한발로 착지하는 경우가 많으며, 특히 무릎의 부상은 한발로 착지할 경우 많이 발생(Olsen, et al., 2004)하기 때문에 본 연구에서는 오른발을 이용한 한발 드롭랜딩(single leg drop landing)을 실시하였다. 드롭랜딩 시 경성 착지(stiff landing)를 할 경우 높은 지면반력에 의해 신체에 과도한 부하가 발생함으로써 부상의 위험성을 높아질 수 있기 때문에(Devita & Skelly, 1992; Decker, Torry, Wyland, Strett & Steadman, 2003) 본 연구에서는 안전한 실험을 위해 연성 착지(soft landing)를 하도록 지시하였다.

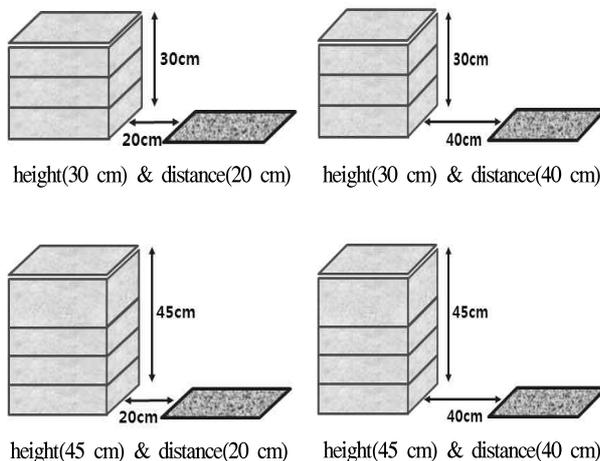


Figure 1. Jump box & Force plate form condition

드롭랜딩의 과정은 점프대 위에서 실시하였으며, 순수한 하지 관절의 움직임만을 분석하기 위해 양손은 양어깨에 교차시켜 고정하였다. 점프대 위에서 “준비”라는 구령에 왼발을 들고, “시작”이라는 구령에 각각의 높이와 거리에서 실시하였고, 시행에 따른 학습효과를 제거하기 위해 각각의 점프는 체비뽑기를 이용하여 랜덤하게 실시되었다.

착지 동작을 수행 중 점프대 보다 높게 점프한 경우, 착지 시 지면반력이 밖으로 발이 나가는 경우, 착지 후 중심을 잃고 넘어지는 경우, 발이 지면반력기에서 회전되거나 점프되는 동작이 나올 경우, 왼발이 지면에 닿는 경우 등의 동작이 나올 경우에는 실패로 간주하고 다시 실시하도록 지시하였다. 이렇게 하여 성공적인 3회의 동작이 나올 때까지 실시하였다.

4. 자료 처리 및 분석

착지에 대한 무릎 관절의 움직임을 분석하기 위해 Vicon Nexus 동작분석 프로그램(Vicon Motion Systems, Oxford Metrics, Oxford, UK)을 이용하여 운동학적, 운동역학적 데이터를 추출한 후 Labview 6.1(National Instruments Co, Texas, USA) 소프트웨어를 활용하여 결과를 산출하였다.

하지 관절의 부상은 착지 과정 중 발생하게 됨으로 본 연구에서는 분석 구간을 착지순간으로부터 최대 무릎굴곡 구간까지로 설정하였다. 착지를 하는 과정 중 발목 및 무릎 관절의 부상은 착지순간 시점(Olsen et al., 2004)에서 잘못된 동작에 의해 발생(Safran et al., 1999)하며, 최대 수직지면반력 시점에서 전방십자인대에 가장 큰 부하가 발생한다(Cerulli, Benoit, Lamontagne, Caraffa & Liti, 2003)고 하였다.

따라서 본 연구에서는 무릎 관절의 부상 시점을 세분화하여 분석하기 위해 착지순간(IC : initial contact)시점과 최대 수직지면반력 발생 시점(PVGRF : peak vertical ground reaction force), 최대 무릎굴곡 시점(MKF : maximum knee flexion) 시 무릎 관절의 시상면(sagittal plane)과 관상면(frontal plane)적 움직임을 분석하였다.

운동역학적 변인분석으로는 최대 무릎 신전 모멘트(peak knee extension moment), 최대 외반 모멘트(Peak valgus moment), 무릎 충격흡수과워(peak knee absorption power) 그리고 최대 수직지면반력(peak VGRF)를 분석하였다.

5. 통계 처리

착지 동작은 각각 3회를 실시하였으며, 모두 평균과 표준편차로 구하였다. 산출된 운동학적, 운동역학적 변인들에 대한 차이를 검증하기 위해 SPSS 18.0 통계패키지 내의 repeated measurement Two-Way ANOVA를 사용하여 분석하였으며, 유의 수준은 .05로 설정하였다.

III. 연구결과

<Table 1>은 착지의 높이와 거리에 따른 무릎 관절의 움직임을 나타낸 것이다.

시상면에서의 움직임을 살펴본 결과 착지 순간 시점에서의 무릎 굴곡각은 높이간의 차이와 거리간의 차이는 나타나지 않았으며($p>.05$), 상호작용 또한 없는 것으로 나타났다($p>.05$). 최대 수직지면반력 시점에서의 무릎 굴곡각은 높이가 높을 경우 증가하였지만($F=6.264, p=.026$), 거리간의 차이($F=3.510, p=.084$)와 상호작용은 없는 것으로 나타났다($F=.127, p=.727$). 하지만 높이가 증가할 경우($F=100.152, p=.000$)와 거리가 증가할 경우($F=61.677, p=.000$)에는 최대 무릎굴곡각이 증가한 것으로 나타났고 상호작용은 없는 것으로 나타났다($F=2.231, p>.05$).

관상면에서의 움직임을 살펴본 결과 착지 순간 시점에서의 무릎 내반각은 높이가 낮을 경우 큰 것으로 나타났지만($F=63.620, p=.000$), 거리간의 차이($F=3.827, p=.072$)와 상호작용은 없는 것으로 나타났다($F=.273, p=.610$).

최대 수직지면반력 시점에서의 외반각을 살펴본 결과 높이가 증가할 경우 무릎 외반각이 증가하였지만($F=9.198, p=.010$), 거리간의 차이는 없었으며($F=.126, p=.729$), 상호작용은 있는 것으로 나타났다($F=5.672, p=.033$). 사후검증 결과 가까운 거리(20 cm)에서는 착지의 높이가 높을 경우 외반각이 증가한 것으로 나타났으나($p<.05$), 먼 거리(40 cm)에서는 높이간의 차이는 없는 것으로 나타났다($p>.05$).

최대 무릎 굴곡 시점에서의 무릎 외반각은 높이간의 차이와 거리간의 차이는 없었으며, 상호작용 또한 없는 것으로 나타났다($p>.05$).

Table 1. Knee movement

		Knee flexion(+)/extension(-) angle					Knee varus(+)/valgus(-) angle				
	height	distance	Mean	SD	F	Mean	SD	F			
IC	30	20	11.99	4.85	height length height*length	2.22	3.47	63.620***	height length height*length	3.827	
	30	40	10.94	3.89		2.48	3.13				
	45	20	12.39	3.18		.86	3.35				
	45	40	11.89	4.20		1.32	3.72				.273
PVGRF	30	20	33.70	4.71	height length height*length	-0.31	3.77	9.198**	height length height*length	.126	
	30	40	32.88	5.58		-0.70	3.68				
	45	20	34.81	4.99		-1.32	3.84				
	45	40	33.71	5.02		-1.08	3.81				5.672*
MKF	30	20	61.36	9.77	height length height*length	.89	7.13	.316	height length height*length	.804	
	30	40	66.72	7.60		100.152***	.65				8.18
	45	20	71.12	10.06		61.677***	-0.11				7.94
	45	40	74.32	10.64		2.231	.90				9.02

* $p<.05$, ** $p<.01$, *** $p<.001$, IC : initial contact, PVGRF : peak vertical ground reaction force, MKF : maximum knee flexion

Table 2. Knee moment

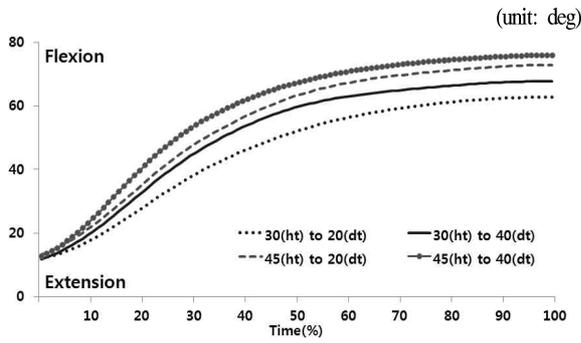
		Knee flexion(+)/extension(-) moment				Knee varus(+)/valgus(-) moment				
height	distance	Mean	SD	F	Mean	SD	F			
30	20	2.65	.41	height length height*length	1.59	.35	58.265***	height length height*length	15.826**	
30	40	2.82	.43		218.089***	1.80				.33
45	20	3.08	.43		25.003***	1.77				.38
45	40	3.22	.49		.462	1.96				.34

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

Table 3. Knee absorption power & VGRF

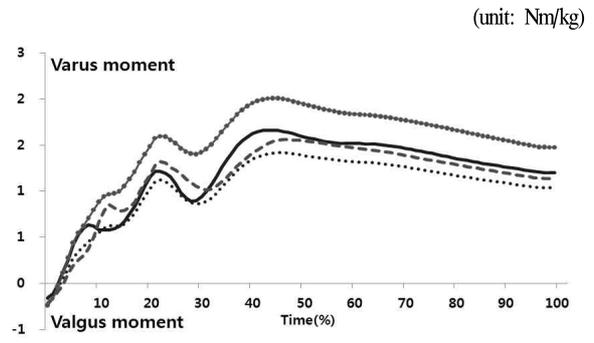
		Knee absorption power(Watt)			VGRF(BW)			
height	distance	Mean	SD	F	Mean	SD	F	
30	20	-22.90	5.35	height length height*length	3.42	.49	210.826***	
30	40	-28.69	4.92		558.920***	3.57		.54
45	20	-33.52	4.92		81.458***	4.17		.61
45	40	-37.99	5.65		1.829	4.40		.62

*** $p<.001$



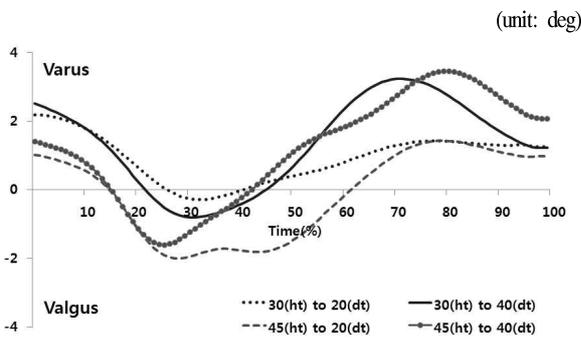
ht : height, dt : distance

Figure 2. Knee flexion/extension angle



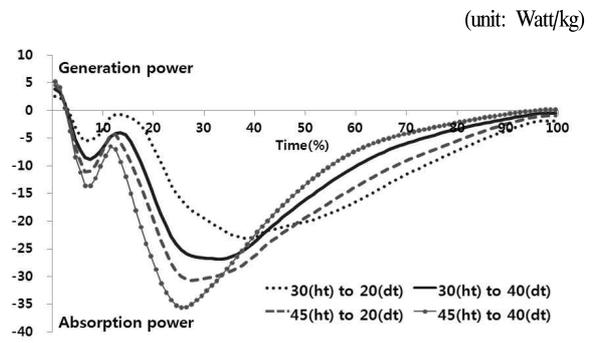
ht : height, dt : distance

Figure 5. Knee valgus/varus moment



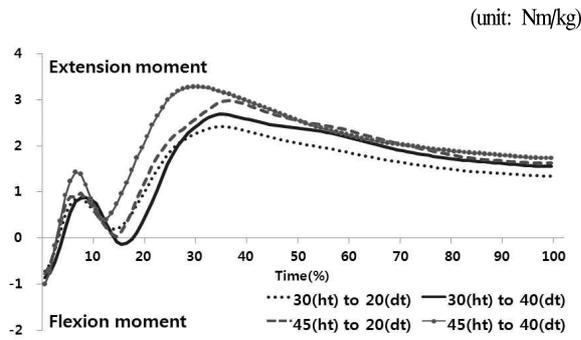
ht : height, dt : distance

Figure 3. Knee valgus/varus angle



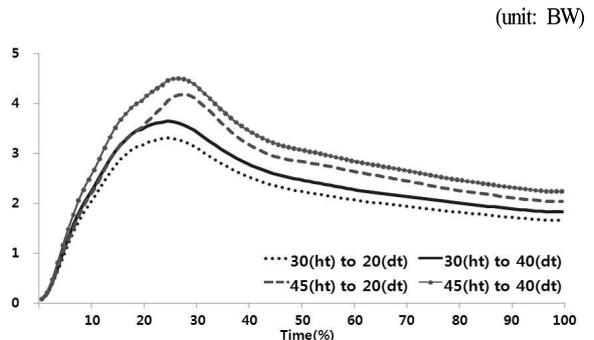
ht : height, dt : distance

Figure 6. Knee generation/absorption power



ht : height, dt : distance

Figure 4. Knee flexion/extension moment



ht : height, dt : distance

Figure 7. Vertical GRF

<Table 2>는 착지의 높이와 거리에 따른 무릎 관절의 모멘트를 나타낸 것이다.

시상면에서의 무릎 신전 모멘트를 살펴본 결과 높이가 증가할 경우($F=218.089, p=.000$)와 거리가 증가할 경우($F=25.003, p=.000$) 최대 무릎 신전 모멘트가 증가하였지만, 상호작용은 없는 것으로 나타났다($F=.462, p=.509$).

관상면에서의 무릎 내반 모멘트를 살펴본 결과 높이가 증가할 경우($F=58.265, p=.000$)와 거리가 증가할 경우($F=15.826, p=.002$)

최대 내반 모멘트가 증가하였지만, 상호작용은 없는 것으로 나타났다($F=.229, p=.640$).

<Table 3>은 착지의 높이와 거리에 따른 무릎 관절의 충격흡수파워와 최대 수직지면반력을 나타낸 것이다.

무릎 관절의 충격흡수파워를 살펴본 결과 높이가 증가할 경우($F=558.920, p=.000$)와 거리가 증가할 경우($F=81.458, p=.000$) 최대 무릎 충격흡수파워가 증가하였지만, 상호작용은 없는 것으로 나타났다($F=1.829, p=.199$).

수직지면반력을 살펴본 결과 높이가 증가할 경우($F=210.826$, $p=.000$)와 거리가 증가할 경우($F=21.715$, $p=.000$) 최대 수직지면반력이 증가하였지만, 상호작용은 없는 것으로 나타났다($F=.800$, $p=.387$).

IV. 논 의

현대의 스포츠는 매우 빠르고 박진감이 넘치는 경기를 추구하고 있다. 많은 운동선수들은 경기 중 좋은 결과와 좋은 경기 내용을 위해 무리한 동작을 수행함으로써 부상의 위험에 노출되어 있다. 운동 중 스포츠 손상은 방향전환(turning)을 하거나 점프 후 착지 과정에서 주로 발생하게 되며(Alentorn-Geli, et al., 2009), 특히 점프 후 착지 동작은 발목뿐만 아니라 무릎의 심각한 부상으로써 비접촉성 전방십자인대 부상(non-contact anterior cruciate ligament injury)을 유발시키는 주요 동작 중 하나이다(Kirkendall & Garret, 2000; Meuffels & Verhaar, 2008).

경기 중에는 여러 상황에 따라 점프의 높이와 거리가 다양하게 나타날 수 있다. 따라서 본 연구에서는 각각 두 가지 착지의 높이와 거리가 무릎 관절의 부상 메카니즘에 어떠한 영향을 미치는 가를 살펴봄으로써 부상을 예방하기 위한 자료를 제공하는데 목적이 있다.

두 가지 높이와 거리에 따른 시점별 무릎 관절의 운동학적인 변화를 살펴본 결과 높이가 증가할 경우에는 착지순간 시점에서의 무릎 외반각을 증가시켰고, 최대 수직지면반력 시점에서의 무릎 굴곡각과 외반각을 증가시켰으며, 최대 무릎 굴곡각을 증가시켰다. 거리가 증가할 경우에는 최대 무릎 굴곡각을 증가시키는 것으로 나타났다.

운동역학적 변화를 살펴본 결과 높이와 거리가 증가할 경우 무릎의 최대 신전 모멘트와 최대 내반 모멘트를 증가시켰으며, 최대 충격흡수과위와 최대 수직지면반력을 증가시키는 것으로 나타났다.

본 연구의 결과 착지를 하는 동안 높이가 증가할 경우에는 최대 수직지면반력 시점에서의 굴곡각과 최대 무릎 굴곡각이 증가한 것으로 나타났는데, McNitt-Gray(1991)와 Decker et al.(2003)은 착지 시 무릎 굴곡각을 증가시켜주는 것은 착지 시 발생하는 지면반력을 줄여주기 위한 동작으로써 신체에 전달되어지는 충격을 감소하기 위한 것이라고 하였다.

착지 높이에 따른 하지관절의 부상 메카니즘을 살펴본 Lee et al.(2010)은 30 cm와 45 cm 높이에서 한발 드롭랜딩을 실시한 결과 점프의 높이가 증가할 경우 최대 무릎 굴곡각이 증가한다고 보고하였고 본 연구에서의 결과와 유사하였으며, 높이가 증가할 경우 충격을 흡수하기 위해 무릎의 굴곡각을 증가시키는 것을 알 수가 있었다.

착지 시 무릎 굴곡각에 대한 선행연구(Boden et al., 2000; Fagenbaum & Darling, 2003; Ford, Myer & Hewett, 2003)에서는 여성은 남성에 비해 착지 시 무릎 굴곡각이 낮아 무릎의 전방 십자인대의 부상율이 8배 이상 높다고 하였으며, 부상을 줄여주기 위해서는 무릎을 충분히 굴곡시켜야 한다고 하였다. 이처럼 착지를 하는 착지를 하는 동안 무릎의 굴곡각을 증가시키는 것은 전방십자인대의 부상을 줄여줄 수 있다(Thomas, Michael & Mark, 2008). 하지만 Rafael, et al.(2008), Escamilla, et al.(2009)에 의하면, 체중의 부하와 함께 무릎 굴곡각이 증가할 경우 슬개대퇴 압박력(patellofemoral compressive force)이 증가함으로써 대표적인 만성 질환인 슬개대퇴통증 증후군(patellofemoral pain syndrome)이 발생할 수도 있다고 보고하였다.

점프 후 착지는 수없이 반복되는 피할 수 없는 동작으로써 착지 시 충격을 흡수하기 위해 필요한 동작일 수밖에 없다. 하지만 충격을 흡수하기 위한 이러한 무릎의 굴곡 동작은 전방십자인대 부상과 같은 급성 부상(acute injury)을 막아줄 수는 있겠으나, 반복적인 굴곡 동작은 만성적인 부상(chronic injury)을 유발할 수도 있게 된다.

따라서 현장에 있는 선수들뿐만 아니라 지도자들도 이점을 이해해야 할 것이며, 부상을 줄이기 위해서는 충분한 휴식과 더불어 신장성 수축 훈련을 병행되어야 할 것으로 생각된다.

반면, 착지의 거리에 대한 Marquez et al.(2009)의 연구에서 착지 거리의 증가는 무릎의 굴곡각을 감소시킨다고 보고하였는데, 본 연구에서는 무릎 굴곡각이 증가한 것으로 나타났다. 이러한 차이점은 점프 형태의 차이로써 선행연구에서는 동적인 동작인 배구의 스파이크 동작인 반면 본 연구에서는 정적인 동작인 점프대 위에서의 착지에 의해 발생된 차이로 생각된다.

Olsen et al.(2004)은 착지과정 중 외반각의 증가는 무릎의 전방십자인대의 손상을 유발시킬 수 있다고 하였는데, 본 연구의 결과 착지의 높이가 증가할 경우 착지순간 시점과 최대 수직지면반력 시점에서의 외반각이 증가한 것으로 나타났다. 이처럼 높이의 증가는 무릎의 외반각을 증가시킴으로써 부상을 유발시킬 수 있는 중요한 요소라는 것을 알 수가 있었다.

무릎 관절의 모멘트를 살펴본 결과 높이의 증가와 거리의 증가 모두 최대 신전 모멘트와 내반 모멘트를 증가시키는 것으로 나타났다.

착지 높이에 대한 선행연구(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1991; Richard & Veatch, 1990)에 의하면, 착지의 높이가 증가할 경우 인체는 더 큰 충격을 받는다고 하였으며, 이때 충격을 흡수하기 위해서는 강한 신장성 수축(eccentric contraction)을 통해 무릎을 굴곡시켜야 한다고 하였다. 본 연구의 결과와 일치하는 것으로써 착지 높이에 대해 연구한 Yeow, Lee와 Goh(2009)의 결과와도 유사하였다.

하지만 일반적으로 무릎의 심각한 부상은 외부로부터 생성

된 외반 모멘트의 크기가 증가할 경우 잘 발생하게 된다. 따라서 외반 모멘트에 대한 인체에서의 반응인 내반 모멘트의 크기를 살펴본 결과 높이와 거리가 증가할 경우 그 크기 또한 증가한 것으로 나타났다. 이와 같은 결과는 다음과 같은 원인으로 생각된다.

모든 형태의 착지를 하는 동안 최대 수직지면반력 시점 이후 무릎은 외반되어진 상태였다. 높이가 증가할 경우에는 외반 각 자체가 증가하였기 때문에 내반 모멘트가 증가한 것으로 생각되며, 거리가 증가할 경우에는 외반각의 크기에서는 차이가 없었으나 최대 수직지면반력이 컸기 때문에 내반 모멘트를 증가시킨 것으로 생각된다. 높이와 거리의 증가 모두 착지를 하는 동안 외반된 상태 즉, 발보다 무릎이 안쪽으로 들어온 상태에서 지면반력이 증가함으로써 발이 바깥쪽으로 나가려는 모멘트가 증가하였기 때문으로 생각된다.

시상면과 관상면 모멘트의 결과를 종합해 보면 신전 모멘트와 내반 모멘트는 높이와 거리에 영향을 받고 있는 것으로 나타났다. 착지 시 무릎의 신전 모멘트와 외반 모멘트가 증가하게 되면 전방십자인대의 장력을 증가시킴으로써 부상으로 연결되어질 수 있다고 하였다(Markolf et al., 1995). 즉, 전방십자인대 부상에 높이와 거리 모두가 영향을 미치고 있다는 것을 알 수가 있었다.

착지를 하는 동안 대퇴사두근(quadriceps femoris muscle)의 강한 근 수축은 무릎 신전 모멘트를 발생시키는 반면, 경골의 전방 끌림 힘(tibial anterior shearing force)을 증가시키게 된다(Li et al., 1999). 반대로 슬굴근(hamstring)은 경골의 전방 끌림 힘을 줄여줄 수 있게 된다. 또한 대퇴사두근과 슬굴근의 적절한 근 수축은 무릎의 신전모멘트와 외반 모멘트를 감소(Arendt & Dickm 1995; Ford et al., 2003)시켜줄 수 있다. 따라서 전방십자인대의 부상을 예방하기 위해서는 슬굴근의 강화 훈련도 포함되어져야 할 것으로 생각된다.

관절에서의 파워는 관절에서 발생된 모멘트와 각속도를 곱한 것으로 정의하는데, 모멘트와 각속도의 방향이 같은 경우를 단축성 근수축(concentric contraction)에 의한 발현 파워(generation power)를 의미하며, 방향이 다를 경우를 신장성 근수축(eccentric contraction)에 의한 충격흡수파워(absorption power)를 의미한다. 본 연구에서는 착지 무릎 관절의 충격흡수파워를 살펴보았다.

착지 시 발생하는 충격을 흡수하기 위한 무릎 관절의 충격흡수파워를 살펴본 결과 높이의 증가뿐만 아니라 거리의 증가 또한 무릎 관절에서의 충격흡수파워를 증가시키는 것으로 나타났다.

Yeow et al.(2009), Yeow, Lee와 Goh(2010)는 드롭랜딩 시 높이의 증가는 무릎 관절의 충격흡수파워를 증가시킨다고 보고하였으며, 본 연구에서의 결과와 일치하였다. 또한 Zhang, Bates와 Dufek(2000)은 착지 시 자세 변화에 따른 충격흡수파워의 증가는 관절의 부상을 유발시킬 수 있는 요소라고 보고하였는데, 착지의

높이뿐만 아니라 거리 또한 무릎의 충격흡수 파워를 증가시킴으로써 무릎 상해의 원인이 될 수 있다는 것을 알 수가 있었다.

착지 중 발생하는 지면반력은 경골의 피로골절(stress fracture), 무릎 슬개골의 슬개골 연골연화증(patellar chondromalacia), 연골 파괴, 요추 통증의 원인이 될 수 있다(Dufek & Bates, 1990; McNitt-Gray, 1993). 높이와 거리에 따른 최대 수직지면반력을 살펴본 결과 높이와 거리의 증가는 최대 수직지면반력을 증가시킨 것으로 나타났다. 이러한 결과는 착지의 높이가 증가할 경우 최대 수직지면반력이 증가한다고 보고한 Lee et al.(2010)의 연구와 일치한 것으로서 수직지면반력은 인체에 직접적으로 큰 충격을 전달함으로써 부상을 유발시킬 수 있다. 지면으로부터 큰 힘이 전달되는 최대 수직지면반력 시점에서 무릎이 외반되어지게 되면, 직접적인 충격뿐만 아니라 지면반력에 의한 외반각과 외반 모멘트가 증가할 수 있게 됨으로써 무릎의 부상이 발생할 수 있게 된다. 따라서 훈련 시 자세의 안정성에 대한 내용도 포함되어져야 할 것으로 생각된다.

착지 거리에 대한 연구에서 Marquez et al.(2009)은 착지 거리가 증가할 경우에는 하지 관절의 움직임이 감소함으로써 최대 수직지면반력이 증가한다고 하였으나 본 연구에서는 최대 무릎 굴곡각이 증가하였음에도 불구하고 최대 수직지면반력은 증가한 것으로 나타났다. 이러한 차이점은 앞서 언급한 착지 형태의 차이점과 더불어 거리의 증가와 함께 공중에서 몸이 앞으로 나가는 속도가 그만큼 빨라졌기 때문에 최대 수직지면반력이 증가한 것으로 생각되며, 추후 거리에 대한 전진 속도와 지면반력과의 관련성에 대한 연구도 진행되어져야 할 필요성이 있을 것으로 생각된다.

본 연구의 전체적인 결과들을 살펴보면 높이의 증가뿐만 아니라 거리의 증가 또한 무릎 부상의 원인이 될 수 있는 것으로 판단된다. 이전 선행연구들에서는 높이의 변화를 통해 높이가 증가하게 되면 부상의 위험성이 높아진다고 하였지만 거리의 증가 또한 무릎 부상 기전에 영향을 줄 수 있다는 것을 본 실험을 통해 확인할 수 있었다. 따라서 무릎 부상이 많이 발생하는 운동선수들에게는 경기 중 다양한 착지의 형태가 발생하는 만큼 다양한 방법으로 높이뿐만 아니라 거리의 변화에 대해 대처할 수 있는 운동 프로그램이 필요하다는 것을 보여준 것이라고 할 수 있겠다.

V. 결론 및 제언

본 연구의 목적은 착지의 높이와 거리가 하지관절에 어떠한 영향을 미치는 가를 알아보는데 있었으며, 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 착지 높이와 거리의 증가는 무릎의 굴곡각과 외반각을 증가시켰다.
2. 착지 높이와 거리의 증가는 무릎의 최대 신전과 내반 모멘트를 증가시켰다.
3. 착지 높이와 거리의 증가는 최대 무릎 충격흡수파워를 증가시켰다.
4. 착지 높이와 거리의 증가는 최대 수직지면반력을 증가시켰다.

위와 같은 결과들을 종합해 보면 무릎의 부상 메커니즘에 높이뿐만 아니라 거리 또한 운동학적, 운동역학적으로 영향을 미칠 수 있다는 것을 알 수가 있었다.

따라서 운동선수들은 연습기간 동안 적절한 훈련을 통해 균형이 있는 신체 발달을 도모해야하고, 스스로도 부상을 예방하는 기본적인 지식을 습득하고, 평소 자기관리를 통해 부상을 예방하기 위한 노력을 해야 한다. 지도자들 또한 선수의 부상을 예방하기 위한 안전한 훈련 프로그램을 실시해야하며, 선수의 안전을 책임져야 한다. 하지만 실제 현장에서 지도자들은 아직도 이를 인식하지 못하고 경기력 향상을 위해 시합 위주의 훈련을 실시함으로써 선수들의 부상위험을 증가시키고 있다. 물론 연습 경기 또한 중요하지만 현장에서는 신체발달을 위한 다양한 훈련프로그램과 더불어 여러 점프의 형태가 포함되어진 훈련 프로그램도 실행되어야 할 것이다. 나아가서 급성부상뿐만 아니라 만성부상을 막기 위한 충분한 휴식도 동반되어야 할 것이다.

참고문헌

- Arendt, E., & Dick, R.(1995). Knee injury patterns among men and women in collegiate basketball and soccer. NCAA data and review of literature. *American Journal of Sports Medicine*, 23, 694-701.
- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lazaro-Haro, C., & Cugat, R.(2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 1: Mechanisms of injury and underlying risk factors. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 17, 705-729.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E.(2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Cavanagh, P. R., & LaFortune, M. A.(1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.
- Cerulli, G., Benoit, D. L., Lamontagne, M., Caraffa, A., & Liti, A.(2003). In vivo anterior cruciate ligament strain behaviour during a rapid deceleration movement : case report. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, 11(5), 307-311.
- Cho, J. H., Kim, K. H., Moon, G. S., Cho, Y. J., & Lee, S. C.(2010). Analysis of injury mechanism on ankle and knee during drop landing according to landing directions. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 20(1), 67-73.
- Devita, P., & Skelly, W. A.(1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24, 108-115.
- 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.
- 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.
- Escamilla, R. F., Zheng, N., Macleod, T. D., Edwards, W. B., Imamura, R., Hreljac, A., Fleisig, G. S., Wilk, K. E., Moorman, C. T., & Andrews, J. R.(2009). Patellofemoral joint force and stress during the wall squat and one-leg squat. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(4), 879-888.
- 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. *The American Journal of Sports Medicine*, 31(2), 233-240.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E.(2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Goh, 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.
- Hughes, G., & Wakins, J.(2006). A risk-factor model for anterior cruciate ligament injury. *Sports Medicine*, 36(5), 411-428.
- Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E.(2000). The anterior cruciate ligament enigma. injury mechanisms and prevention.

- Clinical Orthopedics and Related Research*, 372, 64-68.
- 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.
- Li, G., Rudy, T. W., Sakane, M., Kanamori, A., Ma, C. B., & Woo, S. L.(1999). The importance of quadriceps and hamstring muscle loading on knee kinematics and in-situ forces in ACL. *Journal of Biomechanics*. 32(4), 395-400.
- Markolf, K. L., Burchfield, D. M., Shapiro, M. M., Shepard, M. F., Finerman, G. A., & Slauterbeck, J. L.(1995). Combined knee loading states that generate high anterior cruciate ligament forces. *Journal of Orthopaedic Research*, 13, 930-935.
- 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.
- McNitt-Gray, J.(1991). Kinematics and impulse characteristics of drop landings from three heights. *International Journal of Sports Biomechanics*, 7, 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.
- Rafael, F., Naiquan, Z., Toran, D., Brent, E., Alan, H., Glenn, S., Kevin, E., Claude, T., & Rodney, I.(2008). Patellofemoral compressive force and stress during the forward and side lunge with and without a stride. *Clinical Biomechanics*, 23, 1026-1037.
- 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.
- 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.
- Takeda, Y., Xerogeanes, J. W., Livesay, G. A., Fu, F. H., & Woo, S. L.(1994). Biomechanical function of the human anterior cruciate ligament. *Arthroscopy*, 10(2), 140-147.
- Thomas, W. K., Michael, R. T., & Mark, I.(2008). Gender differences in lower extremity landing mechanics caused by neuromuscular fatigue. *The American Journal of Sports Medicine*, 36, 554-565.
- Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H.(2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics*, 42, 1967-1973.
- Yeow, C. H., Lee, P. V. S., & Goh, J. C. H.(2010). Shod landing provides engaged energy dissipation at the knee joint relative to barefoot landing from different heights. *The Knee*, 2010, THEKNE-01377.
- Zhang, S., Bates, B. T., & Dufek, J. S.(2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32, 812-819.