

착지 높이와 지면 형태가 하지 관절에 미치는 영향

김은경¹

¹삼육대학교 보건복지대학 생활체육학과

The Effect on the Lower Limbs Joint as the Landing Height and Floor Pattern

Eun-Kyong Kim¹

¹Department of Leisure & Sports, College of Health & Welfare, Sahmyook University, Seoul, Korea

Received 30 September 2011; Received in revised form 13 October 2011; Accepted 20 December 2011

ABSTRACT

In this study, the lower limbs joints were analyzed for features based on the biomechanical characteristics of landing techniques according to height and landing on the ground type (flats and downhill). In order to achieve the objectives of the study, changes were analyzed in detail contents such as the height and form of the first landing on the ground at different angles of joints, torso and legs, torso and legs of the difference in the range of angular motion of the joint, the maximum angular difference between joints, the lower limbs joints difference between the maximum moment and the difference between COM changes. The subjects in this study do not last six months did not experience joint injuries 10 males in 20 aged were tested. Experimental tools to analyze were the recording and video equipment. Samsung's SCH-650A model camera was used six units, and the 2 GRF-based AMTI were used BP400800 model. 6-unit-camera synchronized with LED (photo cell) and Line Lock system were used. the output from the camera and the ground reaction force based on the data to synchronize A / D Syc. box was used. To calculate the coordinates of three-dimensional space, 1m × 3m × 2m (X, Y, Z axis) to the size of the control points attached to the framework of 36 markers were used, and 29 where the body was taken by attaching a marker to the surface. Two kinds of land condition, 40cm and 60cm in height, and ground conditions in the form of two kinds of flat and downhill slopes (10°) of the landing operation was performed and each subject's 3 mean two-way RM ANOVA in SPSS 18.0 was used and this time, all the significant level was set at $\alpha=0.05$. Consequently, analyzing the landing technique as land form and land on the ground, the changes of external environmental factors, and the lower limbs joints' function in the evaluation were significantly different from the slopes. Landing of the slop plane were more load on the joints than landing of plane. Especially, knee extensor moment compared to the two kinds of landing, slopes plane were approximately two times higher than flat plane, and it was statistical significance. Most of all not so much range of motion and angular velocity of the shock to reduce stress was important. In the further research, front landing as well as various direction of motion of kinetic, kinetic factors and EMG variables on lower limbs joints of the study in terms of injury-prevention-approach is going to be needed.

Keywords : Landing Height, Floor Pattern, Landing Techniques, Lower Limbs Joint, Joint Moment

I. 서 론

신체운동 시 공중동작 이후 중력에 의해 낙하되는 수동적인 동작이 포함되는 착지동작은 대부분의 신체운동 수행 시 가장

본 논문은 김은경(2010) 박사학위 논문 중 일부를 발췌한 논문임.
Corresponding Author : Eun-Kyong Kim
Department of Leisure and Sports, College of Health & Welfare,
Sahmyook University, 815 Hwarang-ro Nowon-gu, Seoul, Korea
Tel : +82-2-3399-1685 / Fax : +82-2-3399-1692
E-mail : ekkim@syu.ac.kr

본 논문은 2011년도 삼육대학교 학술진흥연구비 지원에 의한 논문임.

빈번하게 수행되는 동작 중 하나이다(Tillman, Criss, Brunt, & Hass, 2004). 착지 시 신체운동량에 의해서 발생하는 큰 수직반발력은 착지 후 신체에 큰 충격력으로 작용하기 때문에 안정적인 착지동작을 수행하기 위해서는 착지 국면에서 신체운동량과 수직반발력을 감소시킬 수 있는 착지기술이 필요하다(Min, J. A, 2002; McNitt-Gray, Hester, Mathiyakom, & Munkasy, 2001; Zhang, Bates, & Dufek, 2000; Devita & Skelly, 1989).

착지기술은 하지 관절(발목, 무릎, 엉덩)의 굴곡운동과 하지 근육의 신장성 수축의 두 가지 하지 관절의 기능에 의해서 결

정되기 때문에 착지 시 신체 균형유지에 직접적으로 작용하는 수직 반발력의 크기와 하지 관절에 가해지는 부하의 양은 하지 관절의 굴곡운동에 의해서 결정된다(Devita & Skelly, 1992).

그러므로 하지 관절에 가해지는 부하를 감소시키기 위해서는 착지국면에서 하지 관절의 상호 협응적 굴곡운동이 수행되어야 한다. 그리고 하지 근 골격계의 신장성 수축운동은 착지 시 신체에 가해지는 충격력 흡수 기능뿐만 아니라 신체 수직운동량 감소와 신체운동의 제어능력을 결정한다(Blackburn & Padua 2008; Kulas, Zalewski, Hortobagyi & Devita, 2008; Lee, S. Y., Lee, S. M., & Choi, J. Y., 2001; Lee, J. K., 1994; McNitt-Gray, 1993).

착지 시 운동 상황에 따른 신체와 지면이 이루는 위치적 조건 즉, 경사의 정도는 착지기술에 영향을 미치는 외부요인 중 하나이다. 착지동작 시 신체운동으로 인해 발생하는 신체의 기울어짐은 무게중심의 위치를 지지면의 가장자리에 위치하게 함으로써 안정적이고 균형적인 착지동작의 수행을 어렵게 한다(Kulas, et al., 2008). 착지 높이 또한 착지동작 시 착지기술에 많은 영향을 미치는 외부적 환경 요인 중 하나이다.

착지 시 하지 관절에 가해지는 부하의 원인이 되는 수직 반발력은 착지 높이가 높아질수록 증가한다. Gross와 Nelson(1988)은 정상 체중인 사람들을 대상으로 수직점프 후 착지동작에서 피험자 체중의 약 3.5배에서 최대 7.1배의 최대수직반발력이 발생하는 것으로 보고하였으며, Hyoku, Shibukawa, Ae, Hashihara, Yokoi, & Kawabata(1984)는 0.5m 높이에서 착지를 시도했을 때 피험자 체중의 약 3배의 최대수직반발력이 발생하는 것으로 보고하였다. 또한 McNitt- Gray(1993)는 체조선수와 에어로빅선수를 대상으로 3단계의 다른 높이에서 드롭(drop) 착지를 실시한 결과 착지 높이가 높을수록 수직반발력을 증가시키는 것으로 보고하였다.

이와 같은 착지 높이의 증가에 의한 수직반발력의 증가는 착지 시 신체에 가해지는 충격력을 증가시키므로 이를 감소시키기 위해서는 더 큰 하지 관절의 굴곡과 하지 근육들의 신장성 수축운동을 이용한 착지기술이 요구된다. 또한 현대 스포츠 중 스키나, 보드운동은 경사면으로의 착지동작이 이루어지기 때문에 신체불균형으로 인한 하지관절의 부하를 증가 시켜 상해의 원인이 된다.

그러므로 본 연구에서는 착지 높이와 지면 형태(0°와 -10°)에 따른 착지기술을 생체 역학적 관점에서 분석하여 경사면에서의 착지기술의 특성과 착지 높이에 따른 하지 관절의 기능에 대해서 분석하고자 한다. 본 연구의 목적은 착지동작 시 착지 높이와 지면 각도에 따른 착지기술을 운동역학적으로 분석하여, 착지 시 착지 높이와 지면형태 등 외부적 환경 요인들의 변화에 대한 하지 관절의 기능을 분석하고 평가하는데 목적이 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상

본 연구의 피험자들은 최근 6개월 동안 하지 관절의 상해를 경험하지 않은 20대 성인 남성 10명을 대상으로 선정하였다. 본 실험 전 모든 피험자들에게 실험에 대한 내용과 목적을 설명하고 동의서를 작성한 다음 실험에 참여하도록 하였다. 피험자들의 신체적 특성은 나이 20.9(± 0.9)세, 신장 171.4(±3.7) cm, 체중 66.1(±6.4) kg 이었다.

2. 실험장비 및 절차

본 연구에 사용된 실험도구는 촬영 및 영상분석 장비, 자료 처리 장비로 구분된다. 카메라는 Samsung사의 SHC-650A 모델 6대(60field/s)를 이용하여 피험자들의 동작 수행을 촬영하였다. 그리고 착지동작 시 발생하는 외력 측정은 2대의 지면반력기(Force plate-AMTI BP400800)를 이용하여 초당 1000Hz의 자료를 수집하였다. 실제 동작의 3차원 공간좌표를 산출하기 위하여 1 m × 3 m × 2 m(X, Y, Z축)의 크기로 구성되어 총 36개의 마커를 부착한 통제점들을 이용하였으며, 통제점들의 원점(0, 0, 0)을 기준좌표계의 원점으로 정의하였다.

신체 외부마크의 좌표를 정량적으로 획득하기 위하여 카메라에 전해지는 신호에 역치 신호를 주어 6대의 카메라가 동시에 영상을 받아들이도록 고안된 Line Lock 시스템을 이용하였다. 카메라와 지면반력기에서 산출되는 자료의 동기화는 A/D Sync box를 이용하여 두 시스템에 동시에 역치 신호를 보냄으로써 동기화 시켰다.

기준좌표계(Global reference frame) 설정을 위하여 통제점들을 촬영하였으며, 실험 시 6대의 비디오카메라와 이벤트 동조기기(LED, photo cell : Visol, Korea)를 이용하였다. 이 때 카메라의 셔터 노출 시간은 1/500 초로 고정하였다.

본 실험에 참여한 피험자들은 인체 29곳에 표면마커(직경 20 mm)를 부착하였다. 실험이 진행되는 동안 피험자들은 연구자의 통제 하에 시작신호와 함께 착지 높이의 2가지 조건인 40 cm와 60 cm 높이에서 실시하였다. 지면 형태의 2가지 조건인 평지(0°)와 내리막 경사(-10°)순으로 착지 동작을 실시하였으며, 피험자들에 의해서 수행된 착지 동작들은 카메라를 통해서 기록과 동시에 컴퓨터 하드웨어에 저장하여, Kwon3D 3.0 프로그램을 이용하여 분석하였다.

3. 분석 이벤트 및 국면

본 연구에서는 착지 동작 중 지면반력의 크기가 가장 크기 때문에 부상이 가장 많이 발생하게 되는 2개의 주요 순간(EI-

발이 지면에 닿는 순간, E2-무릎이 최대 굴곡 되는 순간)을 1개의 국면(P1; E1-E2)으로 정의하여 분석하였으며, 표면 마크 좌표 데이터는 Butterworth low-pass 2차를 사용하여 필터링하였다. 이 때 Cut off-frequency는 6 Hz로 설정하였다(Winter, 1990).

4. 통계 처리 방법

본 연구에서는 참여한 피험자들이 40 cm, 60 cm 착지 높이와 평지와 내리막 경사 (10 °)의 상황에서 착지 동작을 수행하였으며, 연구에 적합한 3회를 분석하여 통계 처리를 위해 데이터는 각 피험자의 평균값을 통계적 실험(SPSS 18.0)에 포함시켰다. 이러한 두 가지 조건이 착지 동작 시 하지 관절에 미치는 영향을 분석하기 위하여 Two-way RM ANOVA를 실시하였으며, 이때 모든 유의수준 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

III. 연구 결과

1. 착지 동작 시 몸통과 하지 관절의 각 운동

착지 동작 시 발과 지면의 접촉에서부터 무릎관절의 최대 굴곡까지 몸통의 기울기와 하지 관절의 각운동 범위를 분석한 결과는 다음과 같다.

1) 몸통 기울기 각의 운동 범위

착지 동작 시 착지 높이(LH-Landing Height)와 지면 형태(FP-Floor Pattern)에 따른 몸통 기울기 각도의 운동 범위에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 1>와 같다.

Table 1. Range of angular motion of trunk inclination on landing (unit: deg)

	LH	FP	M	SD
40cm		flat	-25.31	6.46
		downhill	-16.78	2.70
60cm		flat	-25.60	5.97
		downhill	-18.95	6.32

착지 높이 40 cm에서 몸통의 기울기 각운동 범위는 평지에서 -25.31 °, 경사면에서 -16.78°이며, 60 cm 높이에서 착지 시 몸통의 기울기 각도는 평지에서 -25.6 °, 경사면에서 -18.95 °를 나타내었다.

착지 높이에 의해서는 몸통의 기울기 각운동 범위에 변화가 없었으나, 평지에 비해 경사면에서의 착지 시 몸통의 기울기

각운동 범위가 작게 나타났다. 착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 몸통 기울기 각도에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 2>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=0.608, p=.446$). 착지 조건 중 착지 높이에 따른 몸통의 기울기 각운동에는 통계적 차이가 없었으나($p>.05$), 지면형태에서는 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p<.05$).

Table 2. Result of the body inclination angular motion in the range of two-way RM ANOVA

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	15.15	1	15.15	0.81	.393
	Error	169.05	9	18.78		
	FP	575.69	1	575.69	52.62	.001
	Error	98.46	9	10.94		
	LH * FP	8.93	1	8.93	0.84	.382
	Error	95.17	9	10.57		
Tests of Between-Subjects Effects Error		759.87	9	84.43		

2) 발목 관절 각운동 범위

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 발목관절 각운동 범위에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 3>과 같다. 착지 높이가 40 cm에서 발목관절 각운동 범위는 평지에서 46.06 °, 경사면에서 46.62 °이며, 60 cm 높이에서 발목관절 각운동 범위는 평지에서 48.38 °, 경사면에서 47.45 °를 나타내어, 착지 높이와 지면형태에 따른 발목관절의 각운동 범위에는 큰 차이가 없는 것으로 나타났다.

Table 3. Range of angular motion of ankle joint on landing (unit: deg)

	LH	FP	M	SD
40cm		LH	46.06	6.34
		Error	46.62	7.01
60cm		FP	48.38	7.43
		Error	47.45	8.59

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 발목관절 각운동 범위에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 4>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=0.908, p=.353$). 그리고 착지 조건 중 착지 높이와 지면형태에 따른 발목관절 각운동 범위에는 통계적 차이가 없었다($p>.05$).

Table 4. Range of angular motion of the ankle joint at landing, two-way RM ANOVA result

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	24.67	1	24.67	4.39	.065
	Error	50.47	9	5.61		
	FP	0.35	1	0.35	0.01	.911
	Error	239.80	9	26.64		
	LH * FP	5.59	1	5.59	0.83	.385
	Error	60.40	9	6.71		
Tests of Between-Subjects Effects Error		1614.54	9	179.39		

3) 무릎 관절 각운동 범위

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 각운동 범위에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 5>와 같다. 착지 높이 40 cm에서 무릎관절 각운동 범위는 평지에서 -74.17°, 경사면에서 -80.76°이며, 60 cm 높이에서 무릎관절 각운동 범위는 평지에서 -77.39°, 경사면에서 -81.01°을 나타내었다. 착지 조건 중 착지 높이에 비해 지면형태에 따라 무릎관절의 각운동 범위가 커졌다.

Table 5. Range of angular motion of knee joint on landing (unit: deg)

	LH	FP	M	SD
40cm	LH		-74.17	5.71
	Error		-80.76	12.70
60cm	FP		-77.39	5.34
	Error		-81.01	14.35

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 각운동 범위에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 6>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다(F=0.958, p=.341). 그리고 착지 조건 중 착지 높이와 지면형태에 따른 무릎관절 각운동 범위에서 통계적 차이는 없었다(p>.05).

Table 6. Range of angular motion of the knee joint at landing, two-way RM ANOVA result

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	30.05	1	30.05	1.76	.218
	Error	153.85	9	17.10		
	FP	260.54	1	260.54	2.38	.157
	Error	983.77	9	109.31		
	LH * FP	22.18	1	22.19	0.76	.406
	Error	262.84	9	29.20		
Tests of Between-Subjects Effects Error		2456.00	9	272.89		

4) 엉덩이 관절 각운동 범위

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 엉덩이관절 각운동 범위에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 7>과 같다. 착지 높이 40 m에서 무릎관절 각운동 범위는 평지에서 44.26°, 경사면에서 37.12°이며, 60 cm 높이에서 무릎관절 각운동 범위는 평지에서 44.79°, 경사면에서 37.79°를 나타내어 두 가지 착지 높이에서 모두 평지에 비해 경사면에서 엉덩관절의 각운동 범위가 작은 것으로 나타났다.

Table 7. Range of angular motion of hip joint on landing (unit: deg)

	LH	FP	M	SD
40cm	LH		44.26	7.54
	Error		37.12	5.99
60cm	FP		44.54	6.44
	Error		37.79	8.58

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 엉덩관절 각운동 범위에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 8>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다(F=0.016, p=.902). 착지 조건 중 착지 높이에 따른 엉덩관절 각운동 범위에는 통계적 차이가 없었으나(p>.05), 지면형태에서는 통계적 차이를 나타내었다(p<.05).

Table 8. Range of angular motion of the hip joint at landing, two-way RM ANOVA result

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	2.27	1	2.26	0.11	.743
	Error	178.94	9	19.88		
	FP	482.17	1	482.16	14.74	.004
	Error	294.32	9	32.70		
	LH * FP	0.36	1	0.36	0.01	.909
	Error	236.77	9	26.31		
Tests of Between-Subjects Effects Error		1161.78	9	129.09		

2. 착지 동작 시 하지 관절의 각속도

착지 동작 시 발이 지면과 최초로 접촉하면서부터 무릎관절이 최대로 굴곡할 때 까지 하지 관절의 최대 각속도를 분석한 결과는 다음과 같다.

1) 발목 관절 각속도

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 발목관절 최대 각속도에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 9>와 같다.

착지 높이 40 cm에서 발목관절 최대 각속도는 평지에서 473.31 %/s, 경사면에서 423.19 %/s 이며, 60 cm 높이에서 발목관절 최대 각속도는 평지에서 498.61 %/s, 경사면에서 468.12 %/s 를 나타내어 착지 높이의 조건이 같을 때는 평지가 경사면에 비해 발목관절 각속도가 높은 수치를 보였으며, 착지 높이가 높아질수록 발목관절 각속도 수치는 상승하였다.

Table 9. The maximum angular velocity of the ankle joint on the landing (unit: deg/sec)

LH	FP	M	SD
40cm	LH	473.31	22.88
	Error	423.19	75.98
60cm	FP	498.61	50.50
	Error	468.12	57.95

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 발목관절 최대 각속도에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 10>에서 보는 바와 같이 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=0.016$, $p=.902$). 착지 조건 중 지면형태에 따른 발목관절 최대 각속도에는 통계적 차이가 없었으나($p>.05$), 착지 높이에 서는 통계적 차이를 나타내었다($p<.05$).

Table 10. The maximum angular velocity of the ankle joint at landing, two-way RM ANOVA results

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	12328.95	1	12328.95	11.66	.008
	Error	9520.59	9	1057.84		
	FP	16250.32	1	16250.33	4.73	.058
	Error	30930.99	9	3436.78		
	LH * FP	963.56	1	963.56	1.46	.257
	Error	5929.12	9	658.79		
Tests of Between-Subjects Effects	Error	63457.48	9	7050.83		

2) 무릎 관절 각속도

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 최대 각속도에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 11>과 같다.

Table 11. The maximum angular velocity of the knee joint on landing (unit: deg/sec)

LH	FP	M	SD
40cm	LH	-563.19	18.04
	Error	-585.91	46.98
60cm	FP	-597.74	17.67
	Error	-608.41	41.48

착지 높이 40 cm에서 무릎관절 최대 각속도는 평지에서 -563.19 %/s, 경사면에서 -585.91 %/s 이며, 60 cm 높이에서 무릎관절 최대 각속도는 평지에서 -597.74 %/s, 경사면에서 -608.41 %/s 를 나타내었다. 착지 높이가 높아질수록 무릎관절 최대 각속도 수치는 증가하였고, 착지 높이의 조건이 같을 때는 평지에 비해 경사면에서 다소 높은 수치를 나타내었다.

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 최대 각속도에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 12>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=0.978$, $p=.336$). 착지 조건 중 지면형태에 따른 무릎관절 최대 각속도에는 통계적 차이가 없었으나($p>.05$), 착지 높이에 서는 통계적 차이를 나타내었다($p<.05$).

Table 12. The maximum angular velocity of the knee joint at landing, two-way RM ANOVA results

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	8136.09	1	8136.09	23.11	.001
	Error	3168.79	9	352.09		
	FP	2787.52	1	2787.51	1.23	.296
	Error	20376.88	9	2264.10		
	LH * FP	363.22	1	363.22	0.93	.360
	Error	3513.01	9	390.33		
Tests of Between-Subjects Effects	Error	14037.27	9	1559.69		

3) 엉덩관절 각속도

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 엉덩관절 최대 각속도에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 13>과 같다. 착지 높이 40 cm에서 엉덩관절 최대 각속도는 평지에서 290.68 %/s, 경사면에서 234.54 %/s 이며, 60 cm 높이에서 무릎관절 최대 각속도는 평지에서 303.07 %/s, 경사면에서 245.18 %/s 를 나타내었다. 착지 높이가 높아질수록 엉덩관절 최대 각속도 수치는 증가를 보였으며, 착지 높이가 같을 때 경사면에서의 엉덩관절 최대 각속도가 평지에 비해 낮은 수치를 나타내었다.

Table 13. The maximum angular velocity of the hip joint on landing (unit: deg/sec)

LH	FP	M	SD
40cm	LH	290.68	31.78
	Error	234.54	11.04
60cm	FP	303.07	19.03
	Error	245.18	20.94

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 엉덩관절 최대 각속도에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 14>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=0.022, p=.885$). 착지 조건 중 착지 높이에 따른 엉덩관절 최대 각속도에는 통계적 차이가 없었으나 ($p>.05$), 지면형태에 서는 통계적 차이를 나타내었다($p<.05$).

Table 14. The maximum angular velocity of the hip joint at landing, two-way RM ANOVA results

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	1324.50	1	1324.50	5.98	.037
	Error	1992.28	9	221.36		
	FP	32503.16	1	32503.16	74.83	.001
	Error	3909.17	9	434.35		
	LH * FP	7.63	1	7.63	0.02	.903
	Error	4370.29	9	485.59		
Tests of Between-Subjects Effects	Error	7119.71	9	791.08		

3. 착지 동작 시 하지 관절 모멘트

착지 동작 시 발이 지면과 최초로 접촉하면서부터 무릎관절이 최대로 굴곡할 때 까지 하지 관절에서 발생하는 최대 모멘트를 분석한 결과는 다음과 같다.

1) 발목 관절 모멘트

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 발목관절 최대 모멘트에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 15>와 같다. 착지 높이가 40 cm에서 착지 시 발목관절 최대 신전모멘트는 평지에서 -1.34 N·m/kg, 경사면에서 -0.66 N·m/kg을 보였으며, 60 cm 높이에서 발목관절 최대 신전모멘트는 평지에서 -1.41 N·m/kg, 경사면에서 -0.72 N·m/kg으로 나타났다. 착지 높이가 높아질수록 발목관절 최대 신전모멘트의 증가되었으며, 평지에 비해 경사면에서의 발목관절 최대 신전모멘트의 수치가 낮게 나타났다.

Table 15. The maximum moment of the ankle joint on landing (unit: N·m/kg)

	LH	FP	M	SD
40cm		LH	-1.34	0.26
		Error	-0.66	0.14
60cm		FP	-1.41	0.21
		Error	-0.72	0.17

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 발목관절 최대 신전모멘트에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 16>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=0.121, p=.732$). 착지 조건 중 착지 높이에 따른 발목관절 최대 신전모멘트에는 통계적 차이가 없었으나($p>.05$), 지면형태에 서는 통계적 차이를 나타내었다($p<.05$).

Table 16. The maximum moment of the ankle joint at landing, two-way RM ANOVA results

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	0.04	1	0.04	14.32	.004
	Error	0.03	9	0.01		
	FP	4.69	1	4.69	260.76	.001
	Error	0.16	9	0.02		
	LH * FP	0.01	1	0.01	0.07	.796
	Error	0.15	9	0.02		
Tests of Between-Subjects Effects	Error	1.12	9	0.12		

2) 무릎 관절 모멘트

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 최대 모멘트에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 17>과 같다. 착지 높이가 40 cm에서 착지 시 무릎관절 최대 신전모멘트는 평지에서 1.65 N·m/kg, 경사면에서 2.35 N·m/kg을 보였으며, 60 cm 높이에서 무릎관절 최대 신전모멘트는 평지에서 1.78 N·m/kg, 경사면에서 2.6 2N·m/kg로 나타났다. 착지 높이가 높아질수록 무릎관절 최대 신전모멘트의 증가되었으며, 평지에 비해 경사면에서의 무릎관절 최대 신전모멘트의 수치가 높게 나타났다.

Table 17. The maximum moment of the aknee joint on landing (unit: N·m/kg)

	LH	FP	M	SD
40cm		LH	1.65	0.19
		Error	2.35	0.19
60cm		FP	1.78	0.21
		Error	2.62	0.28

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 최대 신전모멘트에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 18>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=3.078, p=.096$). 착지 조건 중 착지 높이와 지면형태에 따라 무릎관절 최대 신전모멘트는 통계적 차이를 나타내었다($p<.05$).

Table 18. The maximum moment of the knee joint at landing, two-way RM ANOVA results

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	0.39	1	0.39	36.05	.001
	Error	0.10	9	0.01		
	FP	6.00	1	6.00	165.90	.001
	Error	0.33	9	0.04		
	LH * FP	0.06	1	0.06	2.21	.171
	Error	0.23	9	0.03		
Tests of Between-Subjects Effects Error		1.14	9	0.13		

3) 엉덩관절 모멘트

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 엉덩관절 최대 모멘트에 대한 기술통계 분석 결과는 <Table 19>과 같다. 착지 높이가 40 cm에서 착지 시 무릎관절 최대 신전모멘트는 평지에서 -2.45 N·m/kg, 경사면에서 -1.22 N·m/kg을 보였으며, 60 cm 높이에서 무릎관절 최대 신전모멘트는 평지에서 -2.47 N·m/kg, 경사면에서 -1.39 N·m/kg으로 나타났다. 착지 높이의 차이에 따라 엉덩관절 최대 신전모멘트의 변화는 나타나지 않은 반면, 지면 형태에서 평지에 비해 경사면에서 엉덩관절 최대 신전모멘트의 수치가 매우 낮게 나타났다.

Table 19. The maximum moment of the hip joint on landing (unit: N·m/kg)

	LH	FP	M	SD
40cm	LH		-2.45	0.40
	Error		-1.22	0.19
60cm	FP		-2.47	0.46
	Error		-1.39	0.34

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 최대 신전모멘트에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 20>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다(F=0.227, p=.640). 착지 조건 중 착지 높이에 따른 엉덩관절 최대 신전모멘트에는 통계적 차이가 없었으나(p>.05), 지면형태에 서는 통계적 차이를 나타내었다(p<.05).

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 무릎관절 최대 신전모멘트에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 21>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다(F=0.227, p=.640). 착지 조건 중 착지 높이에 따른 엉덩관절 최대 신전모멘트에는 통계적 차이가 없었으나(p>.05), 지면형태에 서는 통계적 차이를 나타내었다(p<.05).

Table 20. The maximum moment of the knee joint at landing, two-way RM ANOVA results

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	0.08	1	0.08	0.34	.577
	Error	2.24	9	0.25		
	FP	13.24	1	13.24	35.09	.001
	Error	3.40	9	0.38		
	LH * FP	0.06	1	0.06	0.21	.661
	Error	2.75	9	0.31		
Tests of Between-Subjects Effects Error		6.65	9	0.74		

4. 착지 동작 시 신체 무게 중심

착지 동작 시 발이 지면과 최초로 접촉하면서부터 무릎관절이 최대로 굴곡할 때 까지 신체 무게중심 이동변위를 분석한 결과는 <Table 21>과 같다.

Table 21. The body center of gravity displacement at landing (unit: cm)

	LH	FP	M	SD
40cm	LH		34.28	2.74
	Error		34.97	5.97
60cm	FP		35.52	3.14
	Error		35.19	7.46

착지 높이가 40 cm에서 착지 시 신체 무게중심 이동변위는 평지에서 34.28 cm, 경사면에서 34.97 cm를 보였으며, 60 cm 높이에서 신체 무게중심 이동변위는 평지에서 35.52 cm, 경사면에서 35.19 cm로 나타났다. 착지 높이와 지면형태에 따른 신체 무게중심 이동변위는 변화가 나타나지 않았다.

Table 22. The body center of gravity displacement at landing, two-way RM ANOVA results

	Source	SS	df	MS	F	p
Within-subject	LH	5.33	1	5.33	1.70	.225
	Error	28.20	9	3.13		
	FP	0.32	1	0.32	0.02	.902
	Error	180.98	9	20.11		
	LH * FP	2.66	1	2.66	0.24	.638
	Error	101.04	9	11.23		
Tests of Between-Subjects Effects Error		667.43	9	74.16		

착지 동작 시 착지 높이와 지면 형태에 따른 신체 무게중심 이동변위에 대한 two-way ANOVA 결과는 <Table 22>에서 보는 바와 같이, 착지 높이와 지면형태에 따른 상호작용 효과는 없는 것으로 나타났다($F=0.370, p=.551$). 착지 조건 중 착지 높이와 지면형태에 따른 신체 무게중심 이동변위에는 통계적 차이가 없는 것으로 나타내었다($p>.05$).

IV. 논 의

본 연구에서는 착지 높이와 지면 형태(평지Flat와 경사면 downhill slope-D,H,S)에 따른 하지 관절 착지 기술의 특성을 분석하는데 목적이 있었다. 인체 운동을 감속시키는 착지 동작 중 발이 지면과 닿는 초기 접촉기에 하지 관절의 굴곡/신전 상태와 몸통의 전방 기울기 각도는 착지 기술에 변화를 가져온다(Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003; Kulas, Zalewski, Hortobagyi, & Devita, 2008). 실제적으로 착지 기술은 착지 시 하방으로 운동하는 인체 질량과 중력가속도에 의해서 발생하는 신체 운동량을 조절함과 동시에 충격력을 감소시키는 기능을 담당한다. 착지의 조건 중 착지높이에 따른 착지 동작 수행 시 높은 곳에서 착지를 수행 할수록 신체 운동 속도와 신체에 가해지는 충격력이 증가되기 때문에 이를 감소시킬 수 있는 착지 동작이 요구된다(Devita & Skelly, 1992; McNitt-Gray, 1993).

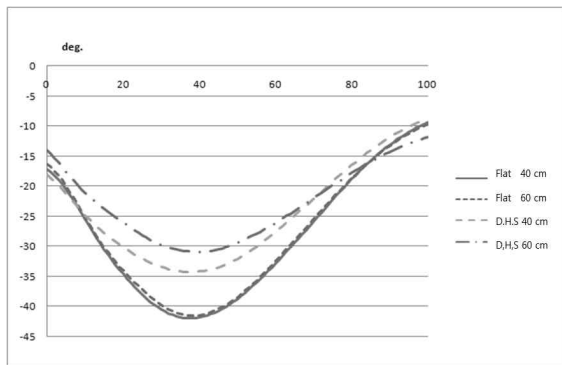


Figure 1. Anterior trunk incline angle

본 연구에서는 착지 초기 접촉 시 몸통 전방 기울기와 하지 관절 각도를 착지 높이와 지면형태에 따라 분석하였다. 그 결과는 <Figure 1>에서 보는 바와 같이 착지 높이가 상승함에 따라 몸통의 전방 기울기 각도는 감소한 반면, 하지 관절 중 발목 관절은 착지높이의 변화에 영향을 받지 않았고, 평지에 비하여 경사면에서 신전된 상태를 나타내었다. 무릎관절 각도는 착지 높이와 지면형태 변화에 영향을 받지 않았다.

그리고 엉덩이 관절 각도는 지면형태 변화에 영향을 받지

않은 반면, 착지높이가 증가함에 따라 초기 접촉 시 엉덩이 관절이 신전된 상태를 나타내었다. 그러므로 착지 높이가 높아짐에 따라 증가하는 신체 운동량과 충격력의 감소를 위해 하지 관절의 신전과 몸통의 직립 상태를 유지한 상태에서 초기 접촉 동작이 수행되었고, 평지보다 경사면에서 지면과 직접적으로 접촉하는 발분절의 저축 회전으로 인해 발목관절이 신전된 것을 알 수 있었다. 그러므로 착지높이가 상승하고 평지에 비해 경사면에서의 착지 동작 수행 시 발과 지면이 닿는 초기 접촉기에 몸통 전방 기울어짐을 감소시키고 하지 관절을 최대한 신전되어 수행된 것을 알 수 있었다.

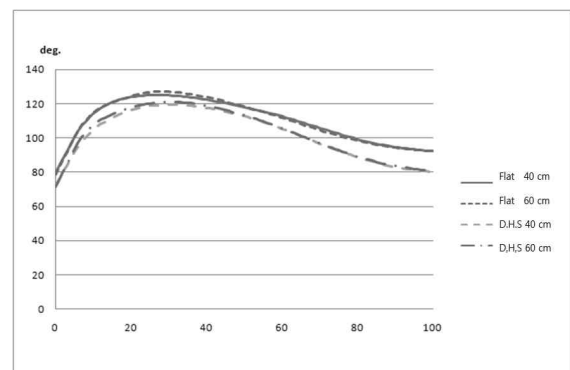


Figure 2. The angle of ankle joint

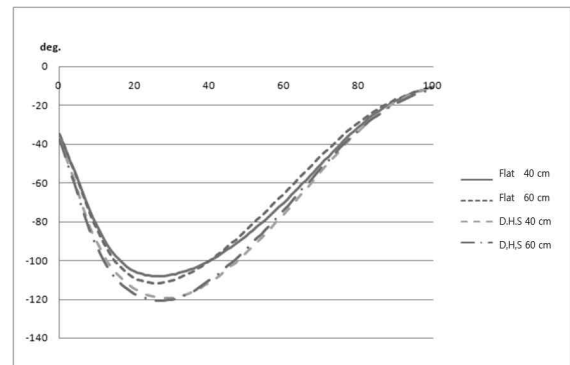


Figure 3. The angle of knee joint

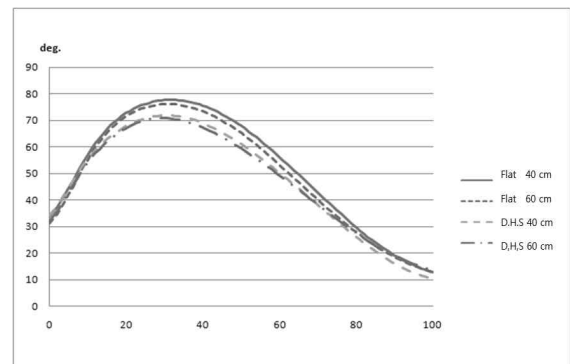


Figure 4. The angle of hip joint

착지높이와 지면형태에 따른 착지 동작 수행 시 초기 접촉기의 몸통과 하지 관절의 각도는 발과 지면의 접촉에서부터 무릎관절 최대 굴곡 시점까지의 몸통 기울기와 하지 관절의 각운동 범위에 영향을 분석한 결과는 <Figure 2>, <Figure 3>, <Figure 4>에서 보는 바와 같다.

착지 시 몸통의 각운동 범위는 착지높이에는 영향을 받지 않았으나 평지에 비해 경사면에서의 착지 시 몸통의 기울기 각운동 범위가 작아졌다. 발목관절의 각운동 범위는 초기 접촉 시 경사면에서 발목관절의 신전각도가 평지에 비해 컸음에도 불구하고 지면형태에 따라 차이를 보이지 않았고 착지높이에도 차이가 없었다. 무릎관절의 각운동 범위에서도 착지높이와 지면형태에 따라 통계적 차이는 나타나지 않았으나, 경사면에서 각운동 범위가 평지보다 크게 나타났다. 그리고 엉덩관절 각운동 범위는 경사면에서 평지보다 작게 나타났다. 실제적으로 신체 운동의 수직 운동과 충격력을 최소화하기 위하여 수행되는 하지 관절의 굴곡 운동은 신체의 착지 기술을 결정하는 중요한 요인들이다. 그리고 이러한 요인들은 착지 동작 시 신체 운동을 감속과 신체에 가해지는 충격력을 감소시키기 위해 수행되는 착지 기술을 결정한다(McNitt-Gray, 1993; Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003; Kulas, Zalewski, Hortobagyi, & Devita, 2008). Blackburn & Padua.(2008)은 착지 동작 시 몸통의 전방 기울기 각도의 증가로 인해 무릎과 엉덩이 관절의 굴곡 각도의 증가를 발생시킨 것으로 보고하였다. 본 연구에서는 초기 접촉 시 평지에 비하여 경사면에서 몸통과 하지 관절의 신전에 의해 보다 직립된 자세에서 착지 동작이 수행되었음에도 불구하고 하지 관절 각운동 범위의 통계적 증가를 나타내지는 않았다. 하지만 경사면에서의 착지 동작 시 안정적 착지를 수행하기 위해 무릎관절의 굴곡 각운동 범위는 증가되고 몸통 전방 기울기 각도와 발목관절 그리고 엉덩이 관절의 굴곡 운동 범위가 감소한 것으로 나타났다. 이것은 착지 시 신체 무게 중심이 과도하게 아래로 떨어지는 것을 막기 위해 발목관절이 신전되면서 발목관절과 엉덩이 관절의 굴곡 운동 범위가 감소된 것으로 사료된다. 하지만 착지 동작 시 착지 높이와 지면형태에 따른 신체 무게중심 이동변위를 분석한 결과, 착지 높이와 지면형태에 따른 차이가 없는 것으로 나타났다.

착지 동작 시 발과 지면의 접촉에서부터 무릎관절이 최대로 굴곡 되는 시점까지의 하지 관절의 최대 각속도에서 발목관절과 무릎관절의 최대 각속도는 착지높이의 의한 차이를 보인 반면, 엉덩이 관절 최대 각속도는 지면형태에 의해 차이를 나타내었다. 하지 관절 최대 각속도 요인들을 착지 조건의 변화에 따라 살펴보면, 착지높이가 높아짐에 따라 발목, 무릎, 엉덩이 관절의 최대 각속도는 증가하였다. 그리고 평지에 비해 경사면에서 발목과 엉덩이 관절 최대 각속도는 낮은 수치를 나타낸 반면, 무릎 관절 최대 각속도는 경사면에서 평지보다 높은 수

치를 나타내었다.

착지 동작 시 신체 운동을 정지시키고 지면과의 접촉 시 지면에서 발생하는 반발력 인해 신체에 전달되는 충격력은 위해 하지 관절에 작용하는 근육들의 신장성 수축을 통해 흡수된다(Gross & Nelson, 1988; Minetti, Ardigo, Susta, & Cotelli, 1998; McNitt-Gray, Hester, Mathiyakom, & Munkasy, 2001). 하지 근육들의 신장성 수축은 각 근육군들이 작용하는 관절에서 신전모멘트를 발생시키게 되며, 이러한 하지 관절의 신전모멘트의 변화는 착지 시 외부적 환경에 의해 많은 영향을 받게 된다(McNitt-Gray, 1993; Hagins, Pappas, Kremenic, Orishimo, & Rundle, 2007). 대표적인 착지 시 외부적 환경 중 착지 높이의 변화는 무릎관절의 각도 범위와 각속도의 증가와 함께 신전모멘트의 증가를 발생시키게 된다. 본 연구에서도 착지 시 착지 높이의 변화에 따른 무릎관절의 역학적 요인들의 결과는 <Figure3>, <Figure 6>에서 나타났듯이 선행연구들의 결과와 같았다. 착지 동작 시 발생하는 무릎관절의 변화를 운동역학적 관점에서 충격력을 흡수하기 위해 무릎관절의 신전모멘트를 증가시켰을 경우 다른 관절에서의 충격력 흡수량이 감소하게 되며 이는 발목과 엉덩관절 신전모멘트의 감소시키게 된다(Zhang, Bates, & Dufek, 2000; Decker, Torry, Wyland, Sterett, & Steadman, 2003).

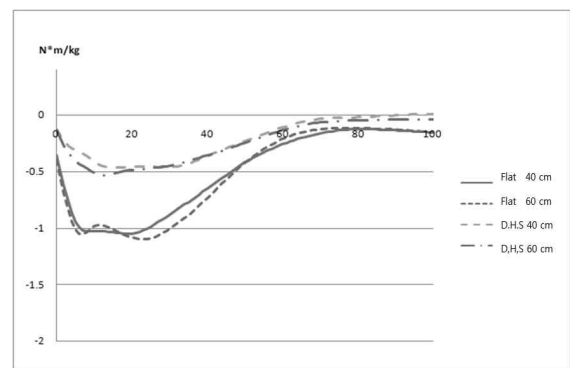


Figure 5. The extension moment of ankle joint

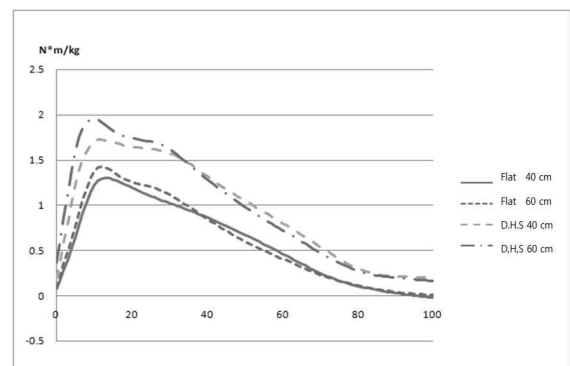


Figure 6. The extension moment of knee joint

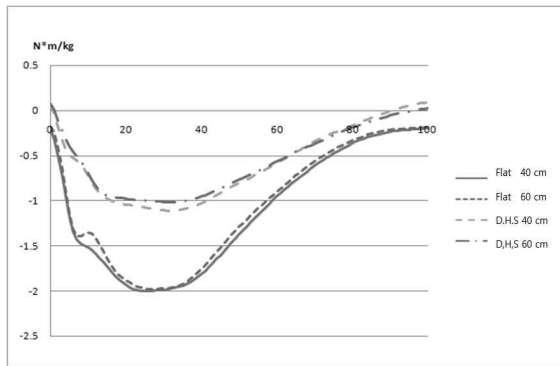


Figure 7. The extension moment of hip joint

본 연구에서 하지 관절 근육들의 신장성 수축에 의해 발생하는 하지 관절 모멘트에 대한 결과는 <Figure 5>, <Figure 6>, <Figure 7>에서 보는 바와 같다. 경사면에서의 착지 동작 시 무릎관절 신전모멘트는 평지와 비교해서 약 2배의 높은 수치를 보였고, 발목과 엉덩이 관절 신전모멘트는 수치는 평지에 비해 경사면에서는 약 1/2 정도 낮은 수치를 나타내었다.(Kulas, Zalewski, Hortobagyi, & Devita, 2008)는 착지 시 몸통이 전방으로 기울기가 증가할수록 신체 운동을 감속시키기 위해 하지 근육에 의해 발생하는 무릎 관절의 신전모멘트는 증가하는 반면, 엉덩과 발목관절의 신전모멘트는 감소하는 것으로 보고하였다. 본 연구의 <Figure 1>에서 나타난 결과와 같이 착지 동작 시 평지에 비해 경사면에서 몸통의 기울기 각도는 감소하였기 때문에 신체 운동을 감속시키기 위해 발생하는 발목과 엉덩이 관절의 신전모멘트는 감소하고 무릎관절 신전모멘트는 증가하였다. 또한 무릎관절에서의 최대 신전모멘트의 발생이 평지에서 보다 경사면에서 보다 빨리 나타났다. 이러한 무릎관절에서 최대 신전 모멘트가 빠른 시간에 나타나는 경우 상해의 위험성이 커지는 것으로 연성착지는 보통 발생시간 55%에서 경성착지는 41%에서 나타난다. 그러나 이 연구에서는 초기 착지 시 부터 분석하였기 때문에 최대 신전 모멘트가 모두 초기에 나타났으며, 특히 경사면에서 좀 더 빠르게 나타났다.

이것은 신체 무게중심이 아래로 이동하는 것을 막기 위한 고유의 기전으로 충격이 상위 분절로 전이되면서 발목관절보다 무릎관절의 신전모멘트가 증가한 것으로 사료되며, Chappel (2002) 등은 점프 후 착지 시 무릎굴곡의 감소는 수직지면 반력을 증가 시키며, 경골(Tibia) 원위부의 전방 전단력과 무릎신전 모멘트의 증가와 관련이 있다고 하였다.

V. 결 론

본 연구의 목적은 착지 동작 시 지면 형태와 착지 높이에 따

른 착지 기술을 분석함으로써 착지 시 외부적 환경 요인들의 변화에 대한 하지 관절의 기능을 분석하고 평가하는데 있었다.

결론적으로 경사면에서의 착지가 평면에서의 착지 보다 하지관절에 많은 부하를 주고 있는 것으로, 특히 무릎관절 신전 모멘트는 두 가지 착지 높이에서 평지에 비해 경사면에서 약 2 배의 통계적으로 의미 있는 높은 수치를 나타내었다. 이것은 경사면에서의 착지 시 무릎관절에 상해 위험이 크다는 것을 의미한다. 그러므로 하지관절의 가동범위와 각속도를 크게 하여 충격에 대한 스트레스를 줄일 수 있도록 하는 것이 중요하다.

추후 연구로는 착지에 영향을 미치는 외부적 요인들의 조건을 좀 더 다양하게 설정하여 전방 착지뿐만 아니라 각 방향에 따른 하지 관절의 운동학적, 운동역학적변인들의 연구로 EMG를 통한 근활성도와 함께 착지 높이를 좀 더 높은 조건에서 연구하여 상해예방 관점에서의 접근이 필요할 것으로 보인다.

참고문헌

- Blackburn, J. T., & Padua, D. A.(2008). Influence of trunk flexion on hip and knee joint kinematics during controlled drop landing. *Clinical Biomechanics*(Bristol, Avon), 23(3), 313-319.
- Deker, M. J., Torry, M. R., Wyland, D. J., Sterett, W. I. & Steadman, J. R.(2003). Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18, 662-669.
- Devita, P., & Skelly, W. A.(1989). Biomechanics of landing from a vertical jump. *Proceedings of 13th Annual American Society of Biomechanics*, 186-187.
- Devita, P. & Skelly, W. A.(1992). Effects of landing stiffness on joint kinematics and energetic in the lower extremity. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(1), 108-115.
- Gross, T. S. & Nelson, R. C.(1988). The Shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 20(5), 506-514.
- Hyoku, C., Shibukawa, K., Ae, M., Hashihara, Y., Yokoi, T., & Kawabata, A.(1984) Effect of dropping height on a buffer action in landing. In *Proc. Japanese Society of Biomechanics*, Nagoya, 203-207.
- 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-landing. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 180-185.
- Lee, J. K.(1994). *(The) Influence of Movement Velocity and Landing Techniques on Impact Force Absorption and Rearfoot Stability during Landing in Volleyball Blocking*. Unpublished Doctor's Thesis, Graduate School of Kyonggi University.
- 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.
- McNitt-Gray, J. L. (1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three height. *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.
- Min, J. A.(2002). Kinematic and Ground Reaction Force(GRF) analyses of lower extremity in two-feet and one-foot landing. Unpublished Master's Thesis, Graduate School of Yonsei University.
- Minetti, A.E., L. P., Susta, D., & Cotelli, F.(1998). Using leg muscles as shock absorbers: theoretical predictions and experimental results of drop landing performance, *Ergonomics*, 41(12), 1771-1791.
- Tillman, M. D., Criss, R. M., Brunt, D., & Hass, C. J.(2004). Landing Constraints Influence Ground Reaction Forces and Lower Extremity EMG in Female Volleyball Players. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(1), 38-50.
- 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.
- 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-landing. *Journal of Biomechanics*, 41(1), 180-185.
- McNitt-Gray, J. L.(1993). Kinetics of the lower extremities during drop landings from three height. *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., L. P., Susta, D., & Cotelli, F.(1998). Using leg muscles as shock absorbers: theoretical predictions and experimental results of drop landing performance, *Ergonomics*, 41(12), 1771-1791.
- Tillman, M. D., Criss, R. M., Brunt, D., & Hass, C. J.(2004). Landing Constraints Influence Ground Reaction Forces and Lower Extremity EMG in Female Volleyball Players. *Journal of Applied Biomechanics*, 20(1), 38-50.
- 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.