

드롭랜딩 시 착지형태에 따른 충격흡수구간의 운동역학적 특성

박규태¹·유경석²

¹인천대학교 예술체육대학 체육학부 · ²초당대학교 예체능계열 사회체육학부

The Biomechanical Properties of the Shock Absorption Phase during Drop Landing According to Landing Types

Gu-Tae Park¹ · Kyoung-Seok Yoo²

¹Division of Sport Science, College of Arts and Physical Education, Incheon National University, Incheon, Korea

²Division of Sports and Leisure Studies, School of Arts and Physical Education, Chodang University, Jeollanamdo, Korea

Received 30 January 2015; Received in revised form 22 March 2015; Accepted 27 March 2015

ABSTRACT

Objective: The purpose of this study was to investigate the biomechanical properties of shock absorption strategy and postural stability during the drop landing for each types.

Methods: The motions were captured with Vicon Motion Capture System, with the fourteen infra-red cameras (100Hz) and synchronized with GRF(ground reaction force) data(1000Hz). Ten male soccer players performed a drop landing with single-leg and bi-legs on the 30cm height box. Dependent variables were the CoM trajectory and the Joint Moment. Statistical computations were performed using the paired *t*-test and ANOVA with Turkey HSD as post-hoc.

Results: The dominant leg was confirmed to show a significant difference between the left leg and right leg as the inverted pendulum model during Drop Landing(Phase 1 & Phase 2). One-leg drop landing type had the higher CoM displacement, the peak of joint moment with the shock absorption than Bi-leg landing type. As a lower extremity joint kinetics analysis, the knee joint showed a function of shock absorption in the anterior-posterior, and the hip joint showed a function of the stability and shock absorption in the medial-lateral directions.

Conclusion: These findings indicate that the instant equilibrium of posture balance(phase 1) was assessed by the passive phase as Class 1 leverage on the effect of the stability of shock absorption(phase 2) assessed by the active phase on the effect of Class 2 leverage.

Application: This study shows that the cause of musculo-skeletal injuries estimated to be focused on the passive phase of landing and this findings could help the prevention of lower damage from loads involving landing related to the game of sports.

Keywords: Shock Absorption, Stability, Balance, Dominant Leg

I. 서론

드롭랜딩(drop landing)은 보행(gait), 달리기(running) 등과 같이 매일 일상운동에서 충격흡수가 순간적인 반발력으로 빈

번한 발생하는 동작이다. 이 때 인체는 다양한 착지 조건에서 발생하는 충격흡수로서 지면반발력을 최소화하고 안정된 자세를 유지하려고 하는 노력은 출생 이후 숙련과정을 거쳐 효율성이 향상된다(Santello, 2005). 착지동작 시 충격흡수는 일반적으로 충분하지 않은 예기치 못하는 돌발 상황에서 공간 상의 감각계와 중추신경계 그리고 근골격계가 하나의 시스템으로 연동되어 자세제어를 하여야 하는 복합운동이라 할 수 있다(Santello, 2005; Winter, et al., 1998).

본 연구의 드롭랜딩은 역진자운동(inverted pendulum exercise)

Corresponding Author : Kyoung-Seok Yoo
Division of Sports and Leisure Studies, School of Arts and Physical Education, Chodang University, 380, Muangum, Jeollansmdo, Korea
Tel : +82-61-450-1328 / Fax : +82-61-450-1328
E-mail : ksyoo@cdu.ac.kr
이 논문은 인천대학교 2014년도 자체연구비 지원에 의하여 연구되었음.

에 속하는 운동기전으로 좁은 기저면 위의 체간균형을 유지하기 위해 외력의 힘에 대하여 자세안정을 위한 반작용력으로 회복력(restoring force)이 나타난다. 동시에 충격흡수에 대한 완충작용으로 보행과 달리기에서와 같이 접지구간에서 편심성(원심성)운동과 동심성(구심성)운동이 나타난다(Santello, 2005). 이 때 체간의 운동진행방향과 하지관절운동의 방향이 동일할 때 동심성운동이 나타나며, 그렇지 않을 경우 편심성운동이 발생된다(Winter, 2005; Winter et al., 1998, Whittle, 1991). 그러나 정적인 바로서기동작 자세조절 운동을 포함하여 드롭랜딩과 같은 계획된 착지동작에서도 지면접지 초기구간은 자세조절이 쉽지 않거나 급작스런 짧은 순간에 반사적으로 대응하는 이른바 척수반사가 나타난다(Freitas et al., 2009; Zatsiorsky & Duarte, 2000). 즉 착지동작 시 자세변화에 의한 체간진동이 발생하게 되는데, 안정된 평형의 자세조절의 회복모멘트(restoring moment)가 하지의 발목관절과 엉덩관절에서 수행한다고 보고되고 있다(Freitas et al., 2009). 걸음걸이의 운동구조 또한 역진자모델로서 지지구간 후반 발목관절의 배측굴곡에 의한 진출(push off)시 동심성수축(concentric contraction)에 의해 추진력을 얻지만, 지지구간 초반의 발뒤축 접지기(heel strike)는 상체 및 중력선이 하지보다 뒷부분에 위치하기에 편심성수축(eccentric contraction)이 발생되어 보행 시 추진력을 얻을 수 있게 된다(Whittle, 1991). 이와 같이 드롭랜딩 시 착지 전 반부는 근육이 미처 대응하지 못하는 편심운동으로 수동관절운동(passive ROM)이 발생되어 수의적인 근수축이 일어나지 않지만, 착지 후반부는 근육이 대응하는 동심운동으로 능동관절운동(active ROM)이 종아리근육의 근수축에 의해 이루어지는 수의운동(voluntary movement)을 하는 운동구조를 갖는다고 할 수 있다(Decker, et al., 2003; Prapavessis & McNair, 1999). 즉 지면반발력의 수직성분과 수평성분으로 구분하여 양의 수직성분(positive vertical GRF)은 신체를 윗방향으로 가속시키고, 양의 수평성분(positive horizontal GRF)은 신체를 전방으로 가속시킨다(Winter, 1990).

드롭랜딩의 충격흡수와 관련된 선행연구로서 착지형태가 충격흡수전략에 대한 관련 연구들(Eun, et al., 2012; Lee, Lee, Choi, 2001; Koh, et al, 2001)과 무릎관절의 부상과 상해기전에 관심을 보인 연구(Kim & Youm, 2013; Lee & Lim, 2014; Cho, et al., 2010) 등이 최근에 연구된 바 있다. 또한, 드롭랜딩 시 척수반사(spinal reflex)와 중추신경계(CNS)에 의한 피드백송환이 순환되는 학습과정으로서 통합적 접근을 한 연구들도 보고된 바 있다(Qu, Nussbaum & Madigan, 2007; Prapavessis & McNair, 1999; Zatsiorsky & Duarte, 2000; Santello, 2005). 동력학 측면에서 Anderson, Madigan과 Nussbaum(2007)는 일상 활동에서의 자세안정성 연구로서 하지관절의 관절모멘트로부터 모델

변인을 산출하는 동력학 모델을 연구한 바 있고 Gautier, Marin, Leroy와 Thouvarcq(2009)는 드롭랜딩 동작 시 인체자세의 협응동력학(coordination dynamics)에서 자세 숙련성의 고찰 시 발표된 바 안정된 자세를 위한 결과로서 관절계의 협응이 주요하다고 보고된 바 개별적으로 분석하여 보고하고 있으나 각각의 지면착지 동작 간 차이는 규명하지 못했다.

이에 본 연구는 드롭랜딩 시 착지형태에 따른 충격흡수구간의 운동역학적 특성을 동력학적 접근으로 고찰하는 것이다. 이를 위하여 지면접지구간을 두 개의 기능적 구간으로 나누어 어떻게 외력과 내력이 작용하여 충격흡수와 안정된 운동제어를 수행하는지 종속변인으로 CoM 변인과 하지관절모멘트를 중심으로 드롭랜딩 시 자세안정성과 자세균형성을 해석함으로써 부상 방지와 스포츠상해예방을 위한 연구토대가 되고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구에 참가한 연구대상자는 병력이 없는 신체 건강한 C대학 축구특기생 2학년을 대상으로 하였다(N=10, 신장 175.24 ± 3.51 cm, 체중 63.17 ± 2.84 kg, 나이 21 ± 0.00 yrs). 하지의 근골격계에 부상이 있어 착지동작에 영향을 미치는 피험자는 본 실험에서 제외시켰다.

2. 실험 설계

본 연구는 착지형태에 따른 충격흡수의 지면접기 구간을 제1구간과 제2구간으로 세분하여 관측하였다. 제1구간은 외력에 의한 척수반사(spinal reflex)의 운동을 보이는 편심성(원심성) 구간으로 하였으며, 제2구간은 근골격계의 수의운동 반응을 보이는 동심성(구심성) 운동구간으로 설정하였다. 그리고 CoM과 GRF에 대한 중력선(GL)의 양의 방향과 음의 방향에 따라 착지전반부의 동심성수축과 착지후반부의 편심성수축으로 세분하였다. 착지동작의 체간진동(body sway)을 역진자운동모델로 가정하고 시상면의 앞방향과 뒷방향의 움직임을 자세안정성(posture stability)으로 정의하고, 관상면 상의 좌측과 우측방향의 움직임을 자세균형성(posture balance)으로 정의하였다. 이 때 종속변인으로는 하지관절모멘트와 인체무게중심(CoM)을 계산하여 해석하였다(Winter, et al., 1998; Winter, 2005; Yoo, Kim, & Park, 2012). CoM과 하지말단 접지점과의 상대적 위치와 방향을 상호 비교하여 자세안정성과 자세균형성을 정량적으로 평가하였다. 안정성 원리(principle of stability)에 따라 하지 지지점과 중력선(GL)과의 시

상면의 전방(+)과 후방(-) 및 관상면의 좌측(+)와 우측(-) 간 위치와 방향의 차이값이 '0'에 근접하게 계속될수록 자세 안정성과 자세 균형성이 높은 것으로 평가하였다.

3. 실험 절차

연구대상자들은 연구의 목적과 주의사항을 주지시키고 준비운동을 하면서 실험참가 서면동의서를 받은 후 본 실험에 착수하였다. 실험참여자들은 30 cm 박스 위 높이에서 양팔은 상반신에 고정된 상태로 맨발로 지정된 전방 표식지점에 착지하도록 훈련하였으며 기마자세를 취하도록 하였다. 10명의 실험대상자들은 일상적인 자연스런 동작으로 양 발 착지를 2회씩 총 4회로 하였으며 순서는 무작위로 하였다. 이후 한 발 착지 과제는 박스 위에서 편안한 한 발로 하도록 하였다. 실험장비는 3D VICON Motion Capture Systems(VICON MX-TI60, UK)의 1600만 화소급 카메라 14대, 샘플링 100Hz이다. 지면반력기(AMTI OR6-7-2000, USA) 2대, 샘플링은 1000Hz이며 분석프로그램은 VICON Nexus 1.8 3D과 Matlab(Mathworks, USA)를 사용하였다. 이 때 관찰주요 시점은 운동학적 분석과 지면반력(GRF)의 관찰값을 기초로 지면접지구간을 구분하였으며, 최초접지시점은 하지말단 접지 순간에 지면반력이 발휘되는 시점을 기준으로 하였다.

마커표식점은 하지관절 권장 표식점인 골반 4개 표식점 RIAS(right ilium anterior superior), LIAS(left ilium anterior superior), RIPS(right ilium posterior superior), LIPS(right ilium posterior superior), 하지 대퇴 1/3위치점(LT/Rt), 무릎관절(LT/Rt), 하퇴 1/3위치점(LT/Rt), 발목관절 제1, 2지절골 중간점(LT/Rt), 발뒤꿈치(LT/Rt) 포함하여 상지 및 체간(Trunk, Head) 등 Vicon Modlue 프로토콜에 따라 3차원 데이터를 취득하였다.

4. 분석구간

본 연구의 분석구간은 착지 시 1차적인 주요 이벤트 시점(event)으로는 지면접지 최초시점(E3, foot ground contact), 착지 후 최대지면반발력 시점(E4, Max. ground force) 그리고 최대 무릎굴곡시점(E5, Max. knee flexion)의 3개 시점을 중심으로 하였다. 이 때 관찰구간(Phase)은 다음과 같다.

- ① 제1구간(Phase 1: E3 - E4), ② 제2구간(Phase 2: E4 - E5)

5. 자료 분석

1) 3차원 좌표의 정의 및 관절모멘트 산출

본 연구의 좌표축을 정의할 때, 해부학적 자세를 기준으로 X축은 앞뒤방향(anterior direction)이며, Y축은 좌우방향(medio-lateral

direction)이고, 시상면(전후면)의 운동은 뒤쪽에서 앞쪽이 (+)방향, 관상면(좌우면)은 왼쪽에서 오른쪽이 (+)방향으로 각각 정의하였다. 각변위와 관절모멘트의 정의는 <Table 1>, <Figure 1>과 같다.

Table 1. Orientation of joint movement

Axis	Ankle	Knee	Hip
Motion	X	Dorsiflexion(+) Plantarflexion(-)	Flexion(+) Extension(-)
	Y	Inversion(+) Eversion(-)	Adduction(+) Abduction(-)
Moment	X	Dorsiflexion(+) Plantarflexion(-)	Flexion(+) Extension(-)
	Y	Inversion(+) Eversion(-)	Adduction(+) Abduction(-)

2) 하지 관절모멘트 정의

하지 관절모멘트는 각변위와 지면반발력의 벡터 곱으로 산출하였다. 구체적인 정의는 <Figure 1> (A)에 제시된 바와 같이 지면반발력(GRF)은 수직선을 중심으로 무게중심점(CoM)이 뒤쪽에 위치하면 -GRF(negative GRF), 앞쪽에 위치하면 +GRF로 하였다(Winter, 2005). 각변위의 운동방향과 지면반발력의 방향이 서로 다른 경우 (-)수동모멘트(passive moment)로서 원심성운동을, 각변위와 지면반발력이 동일방향일 경우 (+)능동모멘트(active moment)로서 구심성운동으로 각각 정의하였다(Winter, 2005). <Figure 1> (B)는 지면접지구간의 관절모멘트이다. 이 때 Phase 1 (E3-E4)는 수동모멘트이며, 편심성 근수축(eccentric contraction)에 의한 원심성운동이 발생된다. 이 때 $-M_{min}$ 은 수동모멘트의 최대값이다. 반면 Phase 2 (E4-E5)는 능동모멘트 구간이며 동심성 근수축(concentric contraction)에 의한 구심성운동이 발생된다. $+M_{max}$ 는 모멘트 최대값이다. 본 연구에서는 하지관절모멘트의 수동모멘트 최저값(-Min값), 능동모멘트 최대값(+Max값)의 평균값(N=10)을 산출하여 자료분석을 하였으며, 각 연구대상자들의 체중(kg)으로 표준화하여 비교하였다.

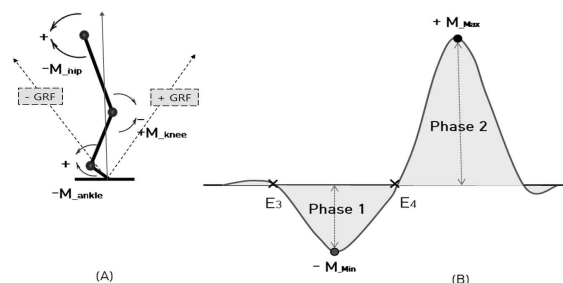


Figure 1. Joint Moment of force profiles from underlying impact absorption in lower extremity: (A) free body diagram, (B) Hip Moment of force during drop landing. $-M_{min}$: Minimum of Passive Moment, $+M_{max}$: Maximum of Active Moment. E3: foot contact, E4: Max. ground force

6. 통계처리

드롭랜딩 시 지면접지 구간을 중심으로 각변위와 GRF의 1차 데이터를 취득 후 CoM과 관절모멘트를 종속변인으로 2차 데이터로 피험자들의 양측 하지 간 주동발을 검증하였으며, 이후 주동발을 중심으로 최대값과 최소값 그리고 두 집단의 평균값을 계산하였다. 통계처리는 SPSS(ver. 20)을 이용하였으며, 두 착지 간 비교는 각각 독립표본 t-검정(Independent samples t-test)과 일원배치분산분석(ANOVA)을 하였으며 분산의 동질성은 Levene 검증과 사후처리(post-hoc)는 Turkey HSD로 각각 수행하였다.

III. 결 과

1. 두발 착지 시 좌/우측 관절모멘트의 차이

1) 시상면 관절모멘트

<Table 2>와 같이 시상면 상의 두발 착지 시 제1구간(E4-E3)의 관절모멘트는 엉덩관절(Rt, -1.95Nmm), 무릎관절(Lt - 0.46Nmm), 발목관절(Lt, Rt - 0.05Nmm) 순으로 두발 착지 간 유의한 통계적 차이는 없었다. 제2구간(E5-E4)의 관절모멘트는 엉덩관절(Rt, +4.49Nmm), 무릎관절(Rt +2.28Nmm), 발목관절(Rt +1.40Nmm) 순으로 나타났다.

제2구간에서는 두발 착지 간 통계적으로 유의한 차이가 엉덩관절($p<.026$), 무릎관절($p<.030$), 발목관절($p<.009$) 순으로 나타남으로서 우측하지(Rt foot)가 주동다리인 것으로 나타났다. 본 연구결과 주동발이 우측하지는 10명중 8명이며, 좌측하지는 2명으로 나타났다.

2) 관상면 관절모멘트

<Table 3>과 같이 제1구간에서는 하지관절 엉덩관절, 무릎관절 그리고 발목관절에서 내전모멘트(- 값)가 나타났으며, 제2구간에서는 엉덩관절, 무릎관절 그리고 발목관절에서 외전모멘트(+ 값)가 최고값을 나타냈다. 두발 착지 시 제1구간(E4-E3)의 음(-)의 관절모멘트는 우측(+)보다는 좌측(-) 하지에서 보다 크게 나타났고, 특히 엉덩관절(Lt, -1.46Nmm), 무릎관절(Lt - 0.45Nmm), 발목관절(Lt - 0.16Nmm) 순으로 엉덩관절이 통계적으로 의미 있는 차이를 나타냈다.

반면 제2구간에서 양(+)의 관절모멘트는 엉덩관절(Rt, +0.66 Nmm), 무릎관절(Rt +0.34Nmm), 발목관절(Rt +0.12Nmm) 순으로 나타났으며, 엉덩관절($p<.040$), 무릎관절($p<.017$) 그리고 발목관절($p<.010$) 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났다.

Table 2. Comparison of Joint Moment

Phase	Joint	Motion	GRF	Joint Moment(Nmm)		t	p	
				Left Leg	Right Leg			
Sagittal plane	Phase 1	Hip	Adduction(+)	(-)	-1.70(0.55)	-1.95(0.74)	1.721	.119
		Knee	Adduction(+)	(-)	-0.46(0.23)	-0.42(0.18)	-0.485	.639
		Ankle	Eversion(+)	(-)	-0.05(0.00)	-0.05(0.01)	1.000	.343
Phase 2	Phase 2	Hip	Adduction(+)	(+)	3.23(1.49)	4.49(1.53)	-2.650	.026*
		Knee	Adduction(+)	(+)	1.76(0.51)	2.08(0.32)	-2.579	.030*
		Ankle	Eversion(+)	(+)	1.14(0.24)	1.40(0.18)	-3.293	.009**

Values are Means(SD), $p^* <.05$, $p^{**} <.01$

Table 3. Comparison of Joint Moment

Phase	Joint	Motion	GRF	Joint Moment(Nmm)		t	p	
				Left Leg	Right Leg			
Coronal plane	Phase 1	Hip	Adduction(+)	(-)	-1.46(0.76)	-0.64(0.45)	-3.956	.003**
		Knee	Adduction(+)	(-)	-0.45(0.37)	-0.31(0.18)	-1.428	.187
		Ankle	Eversion(+)	(-)	-0.16(0.05)	-0.15(0.10)	-.252	.807
Phase 2	Phase 2	Hip	Adduction(+)	(+)	0.35(0.18)	0.66(0.30)	-2.393	.040*
		Knee	Adduction(+)	(+)	0.19(0.14)	0.34(0.19)	-2.938	.017*
		Ankle	Eversion(+)	(+)	0.02(0.02)	0.12(0.10)	-3.258	.010**

Values are Means(SD), $p^* <.05$, $p^{**} <.01$

Table 4. Comparison of Joint Moment among three Group

Phase	Joint	Motion	GRF	Joint Moment (Nmm)			F	P	post-hoc Turkey HSD	
				G1	G2	G3				
Sagittal Plane	Phase 1	Hip	Flexion(+)	(-)	-1.70(0.55)	-1.95(0.74)	-1.52(0.39)	1.390	.266	
		Knee	Flexion(+)	(-)	-0.46(0.23)	-0.42(0.18)	-0.78(0.41)	4.558	.020*	b<c
		Ankle	PlantaFlexion(+)	(-)	-0.05(0.00)	-0.05(0.01)	-0.05(0.01)	0.665	.522	
Phase 2	Hip	Flexion(+)	(+)	3.23(1.50)	4.49(1.53)	3.41(1.04)	2.451	.145		
	Knee	Flexion(+)	(+)	1.76(0.51)	2.08(0.32)	2.46(0.31)	8.206	.002**	a<c	
	Ankle	PlantaFlexion(+)	(+)	1.14(0.24)	1.40(0.18)	2.20(0.50)	26.834	.000**	a=b<c	

Note. G1: group1(Lt leg), G2: group2(Rt leg), G3: group3(dominant leg)
Values are Means(SD), $p < .05$, $p < .01$

Table 5. Comparison of Joint Moment among three Group

Phase	Joint	Motion	GRF	Joint Moment (Nmm)			F	P	post-hoc Turkey HSD	
				G1	G2	G3				
Coronal Plane	Phase 1	Hip	Flexion(+)	(-)	-1.46(0.76)	-0.64(0.45)	-0.55(0.72)	5.760	.008**	a>b=c
		Knee	Flexion(+)	(-)	-0.45(0.37)	-0.31(0.18)	-0.07(0.04)	6.456	.005**	a>c
		Ankle	PlantaFlexion(+)	(-)	-0.16(0.05)	-0.15(0.10)	-0.21(0.16)	0.878	.427	
Phase 2	Hip	Flexion(+)	(+)	0.35(0.19)	0.66(0.30)	1.73(0.55)	37.130	.000**	a=b<c	
	Knee	Flexion(+)	(+)	0.19(0.14)	0.34(0.20)	1.17(0.30)	55.302	.000**	a=b<c	
	Ankle	PlantaFlexion(+)	(+)	0.02(0.02)	0.12(0.10)	0.15(0.08)	8.648	.001**	a<b, a<c	

Note. G1: group1(Lt leg), G2: group2(Rt leg), G3: group3(dominant leg)
Values are Means(SD), $p < .05$, $p < .01$

2. 한발과 두발 착지형태에 따른 관절모멘트의 차이

1) 시상면 관절모멘트

두발 착지와 한발 착지 시 3가지 하지관절에 대한 결과는 <Table 4>와 같다. 제1구간의 (-)원심성 수동운동 시 엉덩관절의 양발착지인 좌측(G1, -1.70Nmm)과 우측(G2, -1.95Nmm)이 한발 착지다리(G3, -1.52Nmm)보다 크다. 그러나 무릎관절의 경우 한발착지다리(G3, -0.78Nmm)가 양발착지의 좌측(G1, -0.46Nmm)과 우측(G2, -0.42Nmm)보다 크게 나타났으며, G1과는 통계적으로 의미 있는 차이가 나타났다($p < .05$). 반면 하지말단 발목관절은 차이가 나타나지 않았다.

제2구간의 경우 <Table 4>에 나타난 바와 같이 엉덩관절에서는 유사하게 나타났으나, 무릎관절의 경우 G1(1.76Nmm), G2(2.08Nmm)과 G3(2.46Nmm) 간 통계적으로 유의하게 차이가 나타났다($p < .002$). 발목관절의 경우도 G3(2.20Nmm)가 G1(1.14Nmm)과 G2(1.40Nmm)보다 크게 작용하였으며 두발 착지 하지들과 통계적으로 차이가 있는 것으로 나타났다($p < .000$). 이 때 양발 착지 시 편안한 발이 관절모멘트 피크값이 크게 나타났으며 본 연구결과 한발 뛰기 시 선호하는 우성 발로 나타났다.

2) 관상면 관절모멘트

좌우면 상의 두발 착지와 한발 착지 시 3가지 하지관절에 대한 결과는 <Table 5>와 같다. 제1구간의 경우 엉덩관절에서 G1(-1.46Nmm)이 G2(-0.64Nmm)과 G3(-0.55Nmm)보다 크게 나타나났으며 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .008$) 무릎관절의 경우도 G1(-0.45Nmm)이 G2(-0.31Nmm)과 G3(-0.07Nmm)로 G1과 G3 간 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .005$). 반면 발목관절에서는 의미 있는 차이가 나타나지 않았다.

제2구간의 경우 한발 착지 G3가 두발 착지 G1과 G2보다 엉덩관절, 무릎관절 그리고 발목관절에서 모두 통계적으로 유의한 차이로 크게 발현되었다. 제 1구간의 경우와 정반대 현상이다. 즉 엉덩관절의 G3(1.73Nmm)는 G1(0.35Nmm), G2(0.66Nmm)보다 약 3배의 큰 차이로 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .000$). 무릎관절의 경우도 G3(1.17Nmm)는 G1(0.19Nmm), G2(0.34Nmm)으로 G2의 약 4배 차이로 크게 나타남으로서 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .000$). 뿐만 아니라 발목관절에서 G3(0.15Nmm)는 G1(0.02Nmm), G2(0.12Nmm)으로 G1과 통계적 유의한 차이를 보였다($p < .01$).

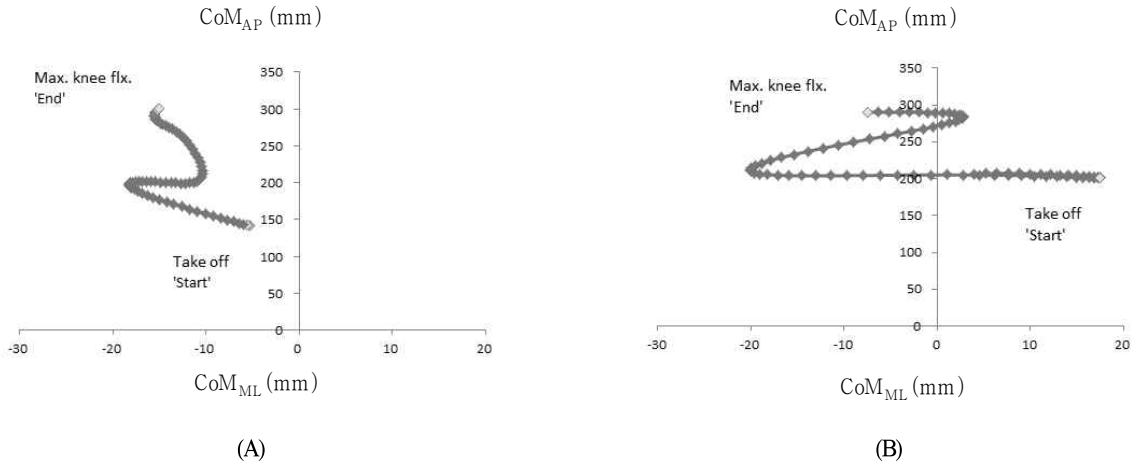


Figure 2. A representative example of the results of the CoM during drop landing (A) Bi-legs, (B) Single-leg. Participant JSH, male, age 21 yrs; Ht 1.78 m Wt 71 kg.

Table 6. Comparison of CoM Trajectory in Drop Landing

Plane	CoM	Bi-Leg. Landing	Single-Leg Landing	<i>t</i>	<i>p</i>
Sagittal	Phase 1	0.97(0.34)	-1.05(1.47)	1.339	.210
	Phase 2	5.42(2.18)	-7.63(6.96)	1.789	.102
Coronal	Phase 1	-25.90(1.80)	-29.19(1.21)	1.516	.149
	Phase 2	-69.95(4.42)	-88.54(6.67)	2.324	.032*

Note. A: Drop landing with both legs, B: Drop landing with Single leg
 Values are Means(SD), $p < .05$, $p < .01$

3. 착지형태에 따른 CoM의 분석

<Figure 2>의 실험대상자 표본사례에 나타난 바와 같이 무게중심(CoM)의 변화는 하지상단에 위치한 운동제어로서 한발 착지가 두발 착지 보다 역진자진동이 크다. <Figure 2> 는 좌우방향의 CoM궤적 운동범위가 큰 반면 <Figure 2> <A>는 전후방향의 CoM궤적 운동범위가 상대적으로 다소 크다. 구체적으로 <Table 6>에서 시상면(sagittal plane) 상의 제1구간 양발 착지(bi-leg. landing) 시 CoM 위치는 앞쪽 전방(0.97mm)에 위치한 반면 한발 착지(single-leg landing) 시는 뒤쪽 후방(-1.05mm)로 위치하고 있는 것으로 나타나고 있다. 제2구간은 양발 착지 시 전방(5.42mm)으로 앞으로 전진하여 이동하였으며, 한발착지의 경우 보다 후방(-7.63mm)으로 이동하였다.

<Table 6>의 관상면에서는 CoM 이동궤적이 한발착지와 양발착지의 제1구간과 제2구간 모두에서 좌측(-)방향으로 무게중심궤적이 이동되었다. 착지형태에 따른 한발과 두발착지 간 무게중심 궤적은 제1구간에서의 유의한 차이는 나타나지 않았지만, 제2구간에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .032$).

기저면이 좁은 한발착지의 CoM궤적이 체간상단부에서 보다 많은 역진자운동을 하였다.

IV. 논 의

본 연구에서 착지형태에 따른 충격흡수의 운동역학적 특성은 다음과 같다. 본 연구의 가정 중 하나인 양발 착지 시 주동하지의 존재를 확인하는 것이다. 주동하지란 상대적으로 힘을 많이 발휘하며, 제1구간과 제2구간에서 크게 기능을 하거나 또는 제1구간보다는 능동수축구간인 제2구간에서 집중적으로 큰 힘을 보인다면 확실히 되는 주동하지라 할 수 있다 (Yoo, Kim, & Park, 2012). 양발 착지형태는 두 발 간 넓은 기저면 때문에 전후방향의 충격흡수로서 굴곡모멘트가 주요하다. 이에 본 연구결과 시상면의 능동구간인 제2구간에서 우측 하지(엉덩관절, 무릎관절, 발목관절)에서 통계적으로 유의한 차이가 있었고, 엉덩관절은 수동구간인 제1구간에서도 또한

주동적으로 큰 힘이 나타났다(Table 2). 관상면 제1구간과 제2구간에서 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타났으며, 엉덩관절의 경우 제2구간의 우측 하지에서도 충격흡수에 기여하고 있었다(Table 3). 이에 본 연구결과를 종합하면 양발 착지 시 편안한 발이 관절모멘트 피크값이 크게 나타났으며, 한발 뛰기 시 선호하는 발이 우성발인 것으로 나타남으로서 본 연구결과의 관절모멘트 크기가 충격흡수와 자세안정성 해석에 척도가 된다고 판단된다. 이외에도 착지동작 시 무릎의 십자인대 부상이 많이 발생하는데 선행연구를 보면 주동다리의 우성하지(dominant leg)에서 빈번하게 발생됨을 확인할 수 있다(Cruz et al., 2013; Lee & Lim, 2014; Schmitz, et al., 2007). 주동발과 보조발이 관상면 좌우방향에서 교차적으로 충격분산을 하는 것으로 나타나고 있는데 관상면 제1구간 시 수동모멘트 구간에서 좌측하지 내 엉덩관절에서 크게 나타났지만, 제2구간인 능동모멘트 구간에서는 엉덩관절이 우측에서 크게 나타남으로서 무게중심 좌우이동패턴에 따라 충격흡수하는 것과 함께 양 하지가 동시에 닿는 것보다는 순차적으로 한발 씩 닿는 것이 운동역학적 측면에서 보다 효과적인 충격흡수 완충전략이라 할 수 있다(Anker, et al., 2008). 또한 관상면의 제1구간에서는 편심성수축이 보조하지인 왼발에서 크게 나타났으며, 이후 제2구간에서는 우측하지인 주동하지에서 동심성수축 구간에서 크게 나타났다. 또한 좌우 기울기의 균형성 조절 시 제1구간과 제2구간에서 주동발과 보조발이 교차함으로서 자세안정성과 균형성이 발휘되고 있는데 이는 좌우 비대칭현상보다는 무게중심이동에 대한 인체의 자세안정성과 충격흡수전략 중 하나로서 이해된다(Cruz et al., 2013; Schmitz, et al., 2007). 본 연구의 제1구간의 관절모멘트 시 원심성 근수축의 Negative Movement는 부상예방 차원에서 관련성이 크며 제2구간 굴곡모멘트의 구심성 근수축 형태보다 평소 근육에 수의 운동에 의한 자극을 받지 못하기에 다양한 방면에서 자극을 해주는 트레이닝이 필요하며 이에 대한 결과로 무릎십자인대의 스트레스 및 부상을 예방에도 도움을 줄 수 있다(Kim & Youm, 2013; Lee & Lim, 2014; Schmitz, et al., 2007). 이외에도 DeVita와 Skelly (1992)에 의하면 지면착지 순간 편심성 운동에 크기에 따라서 하지관절에 부상발생 관련성이 큰 것으로 보고한 바 있다. 한발 착지는 두발 착지 보다 착지 지지발의 기저면이 좁고 CoM진동이 큰 역전자운동의 형태를 갖기에 두발 착지 형태보다 좌우균형의 평형성 확보가 중요하다. 발바닥의 해부학적 구조를 살펴보면 앞뒤방향으로 종적으로 길며 중족족지관절(m etatarsophalangeal joint; MJ)과 발목관절 등에 의해 전후의 자세안정성에 운동제어가 가능하지만 관상면의 경우는 그렇지 못하기 때문에 불안한 구조이다. 제2구간인 착지자세에서는 무게중심점인 하중(저항점)은 지면의 축

인 발 앞부분과 하지근육(힘점)의 중간 사이에 배열형태인 제2종 지레로서 하중이 뒷부분으로 이동하면 충격흡수력과 자세안정성에서 자세제어 시 어렵게 된다. 이러한 것은 무의식으로 이루어지기도 하지만 충격흡수 및 자세안정성이 중추신경계(CNS)에 의한 피드백송환이 태어나면서 학습된다는 발표된 바 있다(Zatsiorsky & Duarte, 2000; Santello, 2005).

시상면의 편심성구간인 제1구간에서 한발착지 G3의 무릎관절($p < .020$)이 안정성 기능에 주요한 역할을 하는 것으로 나타났다(Table 4). 이는 무릎관절의 수동모멘트로서 척추반사에 의한 충격흡수기능을 가졌다(Cruz, et al., 2013; Elphinston, 2013). 한발 착지의 무릎관절은 엉덩관절과 발목관절보다 1차적 충격흡수의 완충작용을 하는 것으로 나타났다. Kernozok, et al. (2005)의 착지높이 60cm에서 무릎관절이 운동상해와 관련하여 굴곡모멘트에서 충격흡수기전으로 주요한 것으로 보고하고 있다. 능동구간인 제2구간에서 발목관절(G3)이 큰 것은 지면접지 순간 발목관절에서 보다 적극적으로 능동 자세제어 측면에서 자세안정성에 관여한 것으로 보인다. 하지관절 중 엉덩관절에서 관절모멘트 최대값 G3가 양발착지보다 가장 클 것으로 예측되었으나 양발착지는 제1구간과 제2구간에서 작았다. 위의 현상은 한발 착지 시 접지하지 위에 중력선이 위치 시킴으로서 자세 균형성의 성공여부가 운동상해 및 부상예방과 결부될 수 있다. 즉 본 실험대상자들은 한발착지 형태인 G3가 착지 전 몸통제어의 예비동작으로 착지 전 무게중심의 가슴과 골반 선 상 위에 확보하는 것은 자세안정성과 충격흡수에 보다 주요할 것으로 판단된다. 결과적으로 한발착지형태는 앞뒤 방향에서 자세안정성이 크지만 통계적 차이는 없었고, 오히려 좌우방향의 체간기울기에 의한 자세 균형성이 통계적으로 유의한 차이가 나타난 것은 자세균형성 조절이 보다 중요하다고 할 수 있다(Table 4, Table 5). 본 논의에서 CoM 균형제어로서 전방 및 후방위치 신체안정성과 좌우측 밸런스에 대한 자세조절 시 CoM의 변위와 속도변화 예측이 가능하다(Pai & Patton, 1997). 이와 같이 드롭랜딩 시 역전자모델 운동으로서 CoM 중심선과 기저면에 따른 상호관계가 충격흡수 및 자세안정성에 COM이 직접적으로 영향을 미치게 된다(Winter, et al., 2009). 시상면 상에서 착지형태에 따른 무게중심패턴이 통계적 차이는 발견되지 않았지만, 관상면 상에서는 모두 능동적인 수축구간인 제2구간에서 통계적으로 유의하게 나타났다(Table 6). 특히 신체중심선 위에 무게중심이 있을 경우와 신체중심선 위에 무게중심이 없을 경우 관절모멘트의 영향이 지대하게 되는데 이는 지렛대 원리로 설명이 가능하다. 드롭랜딩 제2구간은 스쿼트 자세로 제2종 지레에 해당되므로 힘에서 이득을 보는 구조로서 보다 안정적인 자세제어를 쉽게 할 수 있다. 반면 드롭랜딩 초반인 제1구간은 체중부하, 회전

축, 힘점배열형태를 보이는 제1종 지레이다. 제1구간이 보다 불안정한 구간으로 힘에서 제어하기 수월한 제2구간(제2종 지레)의 자세확보가 긴요한 전략으로 제2종 지레 유형의 자세를 만드는 것이 중요하다고 판단된다. 한발 착지 경우는 본 실험 결과 전반부는 하중(저항점)인 무게중심 위치가 뒤쪽에 위치하여 중력중심선이 발바닥 축 선 상이나 중간위치에서 중립기마자세로 마무리 되는 것이 중요하다. 위의 결과들로부터 하지관절의 근골격계 부상과 상해가 착지전반 시점인 제1구간이 주요하며 충격흡수전략 상 편심성구간의 자세 안정성과 균형성이 보다 강조되어야 할 것이다.

V. 결 론

본 연구는 드롭랜딩 시 착지형태에 따른 충격흡수구간의 운동역학적 특성을 고찰하는 것으로 3차원 관절모멘트와 무게중심점을 종속변인으로 다음과 같은 결론을 얻었다.

두발 착지 시 좌측하지와 우측하지 간 주동하지의 존재를 확인할 수 있었다. 착지형태와 관련하여서는 한발 착지형태가 두발착지보다 CoM 변동이 크고 하지관절모멘트의 최대값이 크기에 보다 큰 스트레스에 노출된 것으로 나타났다. 또한 하지관절의 기능적 측면에서 시상면의 충격흡수는 제1구간(편심성구간)과 제2구간(동심성구간)의 무릎관절에서 주로 나타난 반면 관상면은 제1구간과 제2구간에서 주로 엉덩관절에서 충격흡수 및 자세안정성에 기여도가 높은 것으로 나타났고, 제1구간과 제2구간의 충격흡수에서는 자세균형과 자세안정성이 각각 나타났다. 결론적으로 충격흡수구간 초기는 제 1종 지레로서 편심성수축 특성에 의한 수동구간이 특징으로 나타났으며, 제2구간은 제1구간에 의한 능동적 관절운동이 자세 안정성과 균형성으로 제 2종 지레배열로 힘에서 이득을 보는 구간으로 분석되었다. 따라서 이와 관련하여 하지관절의 근골격계 부상과 상해가 제1구간에 집중될 것으로 추정되기에 충격흡수 전략 상 편심성구간을 포함하는 자세 안정성과 균형성의 운동 프로그램이 강조되어야 할 것이다.

참고문헌

- Anderson, D. E., Madigan, M. L., & Nussbaum, M. A. (2007). Maximum voluntary joint torque as a function of joint angle and angular velocity: model development and application to the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 40(14), 3105-3113.
- Anker, L. C., Weerdesteyn, V., van Nes, I. J., Nienhuis, B., Straatman, H., & Geurts, A.C. (2008). The relation between postural stability and weight distribution in healthy subjects. *Gait & Posture*, 27, 471-477.
- 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 landings according to landing directions. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 20(1), 385-390.
- Cruz, A., Bell, D., McGrath, M., Blackburn, T., Padua, D., & Herman, D. (2013). The effects of three jump landing tasks on kinetic and kinematic measures: implications for ACL injury research. *Research in Sports Medicine*, 21(4), 330-342.
- Decker, 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. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 24(1), 108-115.
- Elphinston, J. (2013). Stability, Sport and Performance Movement. Practical Biomechanics and Systematic Training for Movement Efficiency and Injury Prevention. Lotus Publishing Chichester, England.
- Eun, S. D., Yang, J. H., Kim, Y. W., Kang, M. S., & Kwak, C. S. (2012). The effect of visual & cognitive information if landing height on landing strategy during drop landing. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 22(4), 405-411.
- Freitas, P. B., Freitas, S. M., Duarte, M., Latash, M. L., & Zatsiorsky, V. M. (2009). Effects of joint immobilization on standing balance. *Human Movement Science*. doi:10.1016/j.humov.2009.02.001.
- Gardner, J. K., McCaw, S. T., Laudner, K. G., Smith, P. J., & Stafford, L. N. (2012). Effect of ankle braces on lower extremity joint energetics in single-leg landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 44(6), 1116-1122.
- Gautier, G., Marin, L., Leroy, D., & Thouvenecq, R. (2009). Dynamics of expertise level: Coordination in handstand. *Human Movement Science*, 28, 129-140.
- Jian, Y., Winter, D. A., Ishac, M. G., & Gilchrist, L. (1993). Trajectory of the body COG and COP during initiation and termination of gait. *Gait & Posture*, 1, 9-22.
- Kemozeok, T. W., Torry, M. R., Van Hoof, H., Cowley, H., & Tanner, S. (2005). Gender differences in frontal and sagittal plane biomechanics during drop landing. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 37, 1003-1012.
- Kim, T. H., & Youm, C. H. (2013). Effects of knee joint muscle fatigue and overweight on the angular displacement and moment of the lower limb joints during landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 23(1), 63-76.
- Koh, Y. C., Cho, J. H., Moon, G. S., Lee, H. D., & Lee, S. C. (2001).

- Effects of visual information blockage on landing strategy during drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(1), 31-38.
- Lee, G. S., & Lim, B. O. (2014). Effects of landing tasks on the anterior cruciate ligament injury risk factors in female basketball Players. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 24(4), 385-390.
- Lee, G. S., & Lim, B. O. (2014). Effects of landing tasks on the anterior cruciate ligament injury risk factors in female basketball players. *Korean Journal of Sports Biomechanics*, 24(4), 385-390.
- 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 Sports Biomechanics*, 10(2), 385-390.
- Pai, Y. C., & Patton, J. (1997). Center of mass velocity position predictions for balance control. *Journal of Biomechanics*, 30, 347-354.
- Prapavessis, H., & McNair, P. (1999). Effects of instruction in jumping technique and experience jumping on ground reaction force. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29(6), 352-356.
- Qu, X. D., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2007). A balance control model of quiet upright stance based on an optimal control strategy. *Journal of Biomechanics*, 40, 3590-3597.
- Santello, M. (2005). Review of motor control mechanism underlying impact absorption from falls. *Gait & Posture*, 21, 85-94.
- Schmitz, R. J., Kulas, A. S., Perrin, D. H., Riemann, B. L., & Shultz, S. J. (2007). Sex differences in lower extremity biomechanics during single leg landings. *Clinical Biomechanics*, 22, 681-688.
- Whittle, M. (1991). *Gait Analysis : An Introduction*. Butterworth-Heinemann, Ltd. Hally Court, Jordan Hill, Oxford.
- Winter, D. A. (2005). *Biomechanics and motor control of human movement*. Hoboken: Wiley.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Prince, F., Ishac, M., & Gielo-Perczak, K. (1998). Stiffness control of balance in quiet standing. *Journal of Neurophysiology*, 80, 1211-1221.
- Yoo, K. S., Kim, H. K., & Park, J. H. (2012). A Biomechanical Assessment of the Sliding Motion of Curling Delivery in Elite and Subelite Curlers. *Journal of Applied Biomechanics*, 28, 694-700.
- Zatsiorsky, V. M., & Duarte, M. (2000). Rambling and Trembling in Quiet Standing. *Motor Control*, 4, 185-200.
- 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.