

드롭랜딩 시 낙하높이에 대한 시각 및 인지 정보가 착지 전략에 미치는 영향

은선덕¹ · 양종현² · 김용운³ · 강명수² · 곽창수⁴

¹국립재활원 재활연구소 · ²서울대학교 사범대학 체육교육과 ·

³경남대학교 사범대학 체육교육과 · ⁴한림대학교 자연과학대학 체육학부

The Effect of Visual & Cognitive Information of Landing Height on Landing Strategy during Drop Landing

Seon-Deok Eun¹ · Jong-Hyun Yang² · Yong-Woon Kim³ · Myeong-Soo Kang² · Chang-Soo Kwak⁴

¹Korea National Rehabilitation Research Institute, Seoul, Korea

²Department of Physical Education, College of Education, Seoul National University, Seoul, Korea

³Department of Physical Education, College of Education, Kyungnam University, Changwon, Korea

⁴Department of Physical Education, College of Natural Sciences, Hallym University, Chuncheon, Korea

Received 31 October 2012; Received in revised form 30 November 2012; Accepted 20 December 2012

ABSTRACT

The purpose of this study was to determine the effects of landing height information on landing strategy during a drop landing. Ten healthy male subjects (age: 22.1±1.9 year, height: 178.4±7.8 cm, mass: 75.3±9.4 kg) participated in this study. Each participant was asked to jump with both legs off a 40 cm high box on one of the three plates with different thickness (0 cm, 13 cm, 26 cm). In the first condition, subjects were given both cognitive and visual information about the jumping heights. In the second, they were given only cognitive information without visual one, and in the third, no information about the height was provided to subjects. (Only the data collected from the 40 cm height landing were analyzed and reported in the present study.) The results showed that landing strategies during a double-leg drop landing from 40 cm height were not significantly affected by visual and cognitive information blockages. Also, there were no statistically significant differences in landing strategies between the three conditions even though the mean differences attained in this study seemed to warrant further studies investigating the relationship between landing strategies and cognitive information.

Keywords : Drop Landing, Landing Strategy, Visual Information, Cognitive Information

I. 서 론

인간의 모든 행동은 중추신경계의 지배를 받는다. 특히 착지와 관련해서 중추신경계는 발이 지면에 닿기 이전에 이미 전제적인 착지 양상을 파악하고 예상되는 지면반력의 크기에 따라

근육의 동원량 및 동원시기를 조절한다. 이러한 조절 메카니즘의 복잡성은 착지가 다양한 환경에서 일어나고 그 때마다 조금씩 다른 조절 방법을 사용하고 있다는 것을 이해할 때 더욱 명백해진다. 따라서 착지와 관련된 인간의 근신경 조절 메카니즘 전반을 이해한다는 것은 확실히 쉽지 않은 일이다. 하지만 분명한 것은 비일상적으로 큰 지면반력이 가해진 상황이라면, 지면반력에 대한 예측이 실패할 경우 골격과 관절 구조뿐만 아니라 근-건 복합체(muscle-tendon complex)에도 심각한 부상을 가져올 수 있다는 점이다(Mizrahi & Susak, 1982). 예를 들면 지나친 근육강직은 건과 관절 및 근육에 유해할 수 있고 반대로 부족한 근육강직은

Corresponding Author : Chang-Soo Kwak
Department of Physical Education, College of Natural Sciences, Hallym University, 1 Hallymdaehak-gil, Chuncheon, Gangwon-do, Korea
Tel : +82-33-248-2256 / Fax : +82-33-248-2004
E-mail : cskwak@hallym.ac.kr
이 논문은 2009년 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임[NRF-2009-353-G00048].

부드러운 착지에 필요한 관절회전을 방해할 수도 있다. 또한 예측하지 못한 낙하에서는 부적절한 근육강직이 관찰되는 반면 의도된 착지에서는 지면에 발이 닿기 이전에 이미 준비된 근육 활동 양상을 보여준다. 결론적으로 자기주도적 낙상과 예기치 못한 낙상은 골격 상해에 있어서 전혀 다른 패턴을 보여주게 된다 (Teh, Firth, Sharma, Wilson, Reznick, & Chan, 2003). 따라서 중추 신경계가 충격 흡수를 어떻게 계획하고 조절하는지를 정확히 이해하기 위해서는 낙상과 관련된 상해 메커니즘을 설정하고 그것을 방지할 수 있는 조절 전략을 설계해야 한다(DeGoede, Ashton, & Schulz, 2003).

착지를 준비하는 사전 근수축은 착지 전 약 200 ms 에서 일어난다(Melville & Watt, 1971). 하지만 이와 같은 사전 근수축은 착지 높이에 대한 정보가 있을 경우에 일어나므로 높이에 대한 정보가 주어지지 않을 경우 착지 이후의 신속한 자세조절을 위해서는 새로운 전략을 필요로 하게 된다.

착지를 하는 과정에서 시각 정보는 착지 표면을 지각하고 착지 높이를 인지하여 착지 시 발생하는 충격을 흡수하기 위하여 관절과 근육을 미리 준비시키는 역할을 수행한다(Gibson, 1979; Sidaway, McNitt-Gray & Davis, 1989). 이러한 시각 정보가 차단되었을 때 충격 흡수 및 조절에 미치는 영향에 대한 다양한 연구가 진행되었다(Kim & Ko, 1997; Santello, McDonagh & Challis, 2001; Jo, 2004; Koh, Cho, Moon, Lee & Lee, 2011).

하지만 시각 정보가 차단되었다라든 착지 높이에 대한 인지적 정보는 제공이 가능하다. 따라서 시각적 정보가 차단된 상황에서 인지적 정보의 제공이 충격 흡수 및 조절 전략에 미치는 영향을 함께 살펴본 연구는 거의 찾아볼 수 없었다. 즉 주어지는 정보가 시각적 정보를 배제한 인지적 정보에만 국한되었을 경우에는 또 다른 전략이 필요할 수도 있다.

실제 운동 상황에서는 상황에 따라 시각 정보가 차단된 상황에서 착지 높이를 알고 있는 경우도 있지만, 착지 높이에 대한 정보가 없거나 잘못된 정보를 가지고 있는 경우도 있을 수 있다. 이러한 경우 각 상황에 대한 충격 흡수 전략이나 자세 조절 전략을 이해한다면 향후 스포츠 상해 예방을 위한 프로그램 개발에 유용하게 사용될 수 있을 것이다.

따라서 본 연구의 목적은 드롭랜드 시 시각정보와 인지정보의 유무에 따른 충격 흡수 및 자세 조절 전략의 차이를 알아보는데 있다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구에서는 실험 전 최소 6개월 이내에 하지 근골격계에 부상 경험이 없고, 병력이 없는 성인 남성 10명(age: 22.1±1.9

ys, height: 178.4±7.8 cm, mass: 75.3±9.4 kg)이 참여 하였다. 이들은 실험의 목적과 절차에 대해 충분한 이해를 하고 실험참여 동의서를 작성한 뒤 참여하였다.

2. 실험 장비

본 실험에서는 8대의 적외선 카메라(Oqus 500, Qualisys, Gothenburg, Sweden)를 사용하여 3차원 영상자료를 100 Hz로 수집하였으며, 2대의 지면반력기(OR6-7, AMTI, Massachusetts, USA)를 사용하여 지면반력 자료를 1000Hz로 수집하였다. 영상자료와 지면반력 자료는 USB analogue acquisition interface를 통하여 동조가 되었다.

3. 실험 절차

실험 전 모든 피험자는 검정색 스판 재질의 타이즈를 착용하였으며, 복장 착용 후 신장과 체중을 측정하였다. 인체의 3차원 데이터를 수집하기 위하여 총 70개의 반사 마커를 부착하였다. 피험자들은 40 cm의 나무상자에서 위에서 지면반력기와 지면반력기 위에 있는 13 cm, 26 cm 높이의 상자 위로 내려오는 과제를 실시하였다(Figure 1).

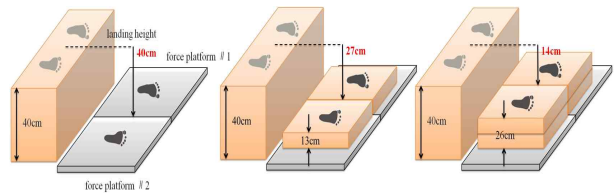


Figure 1. Placement of measure equipment & landing height

모든 피험자들은 충분한 준비운동을 실시하고 각 높이의 과제에 대한 약 5회의 연습을 하였다. 과제는 총 세 가지 조건으로 진행이 되었다. 첫 번째 조건(Condition 1)은 높이에 대한 시각정보와 인지정보가 모두 주어진 상황에서 과제를 수행하였으며, 두 번째 조건(Condition 2)은 안대를 사용하여 시각정보를 차단하였으나 착지 높이에 대한 정보를 제공한 상태에서 과제를 수행하였다. 마지막 조건(Condition 3)은 안대를 사용하여 시각정보를 차단하고 피험자가 착지 높이를 인지하지 못하도록 무작위 선정 방식으로 바닥의 높이를 변경하고, 추가적으로 높이에 대한 거짓 정보를 주어 착지 전에 근육의 예비수축이 이루어지지 않도록 하였다(Table 1).

Table 1. Existence of visual & cognitive information at each condition

	Visual information	Cognitive information
Condition 1	○	○
Condition 2	×	○
Condition 3	×	×

4. 자료 처리 및 분석

시간적으로 동조된 2차원 좌표쌍으로부터 3차원 좌표를 얻어내는 방법은 NLT(Non Linear Transformation) 방식으로 계산되는 Qualisys Track Manager(QTM) 소프트웨어를 이용하여 확보하였다. Qualisys System을 이용해 실시간으로 획득한 마커의 3차원 좌표값은 QTM을 통해 C3d 파일의 형태로 변환시켜 인체 모델링 및 영상분석프로그램인 Visual 3D(C-Motion Inc. USA)를 사용하여 모델링 및 변인 산출을 하였다.

인체에 부착된 각 마커의 3차원 좌표값은 차단주파수(cut-off frequency) 7의 Butterworth 4th order lowpass filter로 필터링하여 노이즈를 제거하였다. 그 후 필터링 된 마커의 정보를 이용해 좌우 양측의 발(foot), 하퇴(shank), 대퇴(thigh), 골반(pelvis), 상체(trunk), 머리(head) 분절을 강체로 모델링 하였고, 분절의 질량, 질량중심점, 관성모멘트 등은 Dempster(1955)의 인체계측정보(Body segment parameter)를 적용하였다.

관절중심점(joint center)을 추정하기 위하여 엉덩관절은 Bell, Pedersen & Brand(1990)의 추정방법을 변형한 CODA 방식으로, 무릎과 발목관절은 각 관절의 내측과 외측에 부착된 마커들의 중점을 찾는 midpoint 방식으로 각각 산출하였다.

지면반력기로 얻어진 자료는 차단주파수(cut-off frequency) 10 Hz의 Butterworth 4th order lowpass filter로 필터링하여 노이즈를 제거하였다.

본 연구에서는 다양한 시점에서의 자세제어 전략을 알아보기 위하여 각 관절의 착지 전 50 ms(e1), 착지 순간(e2), 신체 중심점이 최저인 순간(e3) 등 총 3개의 시점을 설정하였다. 분석은 40 cm 높이에서의 드롭랜딩 자료만을 대상으로 하였으며, 관절 각도 변인은 피험자의 우세발의 자료를 사용하였다.

좌우방향의 지면반력 값은 각각의 지면반력 값을 비교/분석 하였으며, 수직방향과 전후방향의 지면반력과 COP는 두 지면 반력의 데이터를 합쳐서 계산하였다.

착지 후 자세의 안정성은 <Figure 2>의 공식을 사용하여 전후 안정지수(anterior-posterior stability index, APSI), 좌우안정지수(medial-lateral stability index, MLSI) 그리고 전체안정지수(overall stability index, OSI)로 나누어 살펴보았다(Arnold & Schmitz, 1998).

$$APSI = \sqrt{\frac{\sum (0 - Y)^2}{\# \text{ samples}}} \quad MLSI = \sqrt{\frac{\sum (0 - X)^2}{\# \text{ samples}}}$$

$$OSI = \sqrt{\frac{\sum (0 - X)^2 + \sum (0 - Y)^2}{\# \text{ samples}}}$$

Figure 2. Formulas for calculating the anterior-posterior stability index (APSI), medial-lateral stability index (MLSI), and overall stability index (OSI). (0 = Target point)

5. 통계 처리

세 가지 조건에서 드롭랜딩 시 운동학적, 운동역학적 변인들에 대한 차이를 검증하기 위하여 SPSS statistics 19.0(IBM) 통계 패키지를 사용하여 일원변량분석(One-way ANOVA)으로 분석하였다. 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 설정하였다.

III. 연구 결과

<Table 2>는 세 가지 조건에 대한 시상면상에서의 엉덩 관절, 무릎 관절, 발목 관절의 각도와 가동범위를 나타낸 것이다. <Figure 3, 4, 5>는 e1~e3 구간의 엉덩 관절, 무릎 관절, 발목 관절의 움직임을 나타낸 그래프이다.

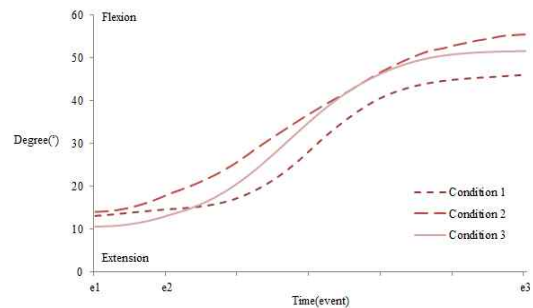


Figure 3. Hip flexion/extension angle

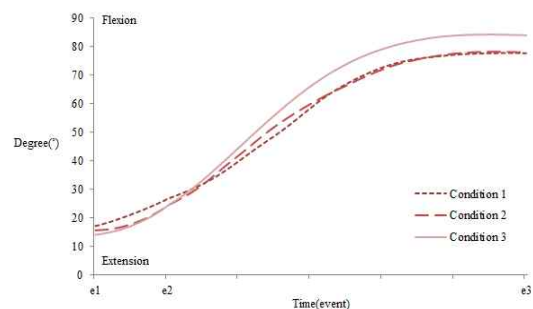


Figure 4. Knee flexion/extension angle

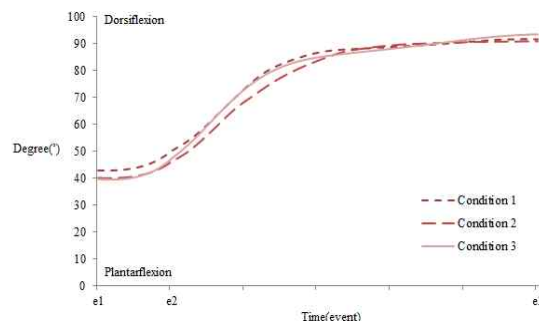


Figure 5. Ankle dorsiflexion/plantarflexion angle

Table 2. Angle & range of motion of lower extremity

(unit: deg)

event	Joint	Condition 1		Condition 2		Condition 3		F	p
		Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD		
e1 (before 50ms IC)	Hip	13.12	9.61	14.04	14.47	10.63	13.27	.194	.824
	knee	17.18	5.48	15.67	10.10	14.10	6.48	.409	.668
	Ankle	42.86	4.98	40.08	5.26	39.66	6.81	.915	.412
e2 (IC)	Hip	14.64	9.33	18.06	14.62	13.15	11.22	.446	.645
	Knee	26.64	7.00	24.25	12.74	24.19	6.87	.226	.799
	Ankle	50.12	5.57	46.17	5.27	47.28	6.37	1.256	.301
e3 (Low COM)	Hip	46.06	15.11	55.51	25.08	51.55	19.09	.553	.582
	Knee	77.69	10.73	77.90	19.09	83.95	15.66	.523	.598
	Ankle	91.63	8.55	90.85	7.54	93.51	5.55	.349	.708
ROM (e2-e3)	Hip	51.05	7.77	53.66	11.87	59.76	14.03	1.506	.240
	Knee	23.08	3.29	24.50	5.32	26.59	5.06	1.451	.252
	Ankle	41.51	8.55	44.68	5.72	46.23	6.31	1.193	.319

Table 3. Distance, time & average velocity & peak acceleration of COM

	Condition 1		Condition 2		Condition 3		F	p
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD		
COM _z Distance (m)	0.24	0.02	0.25	0.07	0.27	0.06	.903	.417
COM Time (s)	0.18	0.03	0.19	0.06	0.21	0.05	.858	.435
COM _z Average Velocity (m/s)	1.33	0.13	1.34	0.13	1.32	0.14	.257	.775
COM _z Peak Acceleration (m/s ²)	26.74	4.98	23.06	6.43	22.33	3.72	2.092	.143

Interval : e2 ~ e3

Table 4. Peak GRF, peak GRF time, loading rate

	Condition 1		Condition 2		Condition 3		F	p	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
Vertical GRF	Peak GRF (N/BW)	3.75	0.67	3.29	0.75	3.27	0.46	1.827	.180
	Peak GRF time (s)	0.07	0.01	0.09	0.03	0.07	0.01	3.353	.050
	Loading rate (N/BW/s)	60.22	17.54	42.51	17.08	48.48	13.04	3.166	.058

Table 5. COP distance & stability

	Condition 1		Condition 2		Condition 3		F	p
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD		
COP x (mm)	40.76	7.33	37.31	6.37	39.64	8.12	.582	.566
COP y (mm)	75.29	8.23	69.78	10.54	72.04	7.09	1.004	.380
COP xy (mm)	90.41	10.91	81.83	11.28	85.21	9.76	1.640	.213
APSI	3.28	1.18	2.68	1.61	2.20	1.08	1.705	.201
MLSI	3.75	1.65	3.00	1.86	3.34	1.63	.479	.625
OSI	5.05	1.84	4.22	2.07	4.15	1.56	.745	.484

Interval : e2 ~ e3

<Table 2>와 <Figure 3, 4, 5>를 살펴보면 각 시점에서 하지 관절 각도와 가동범위는 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다.

다만 엉덩 관절에서 condition 1은 condition 2와 condition 3에 비해 좁은 가동범위를 보여주었다. 무릎관절에는 특별한 차이가 관찰되지 않았으나 발목 관절에서는 condition 3의 경우 착지 전에도 가장 신전시킨 상태에서 준비동작을 취하였으며 착지 이후 관절의 가동범위를 증가시키면서 착지하는 경향을 나타냈다.

<Table 3>은 e2 ~ e3구간에서 COM의 이동 거리, 이동 시간, 평균 이동 속도, 최대 가속도를 나타낸 것이다. 통계적으로 유의한 차이를 보여준 항목은 없으나 condition 1에서 착지 후 신체중심의 수직 이동이 상대적으로 작은 것으로 나타났다.

이러한 경향은 e2 ~ e3 구간에서 시간에 따른 COM의 수직 경로를 보여준 <Figure 6>에서도 알 수 있으며 착지기 전체에 걸쳐서 나타났다.

착지기 동안 착지에 소요된 시간의 경우도 통계적 유의성은 없으나 평균적으로 condition 1에서 0.18초로 가장 짧게 나타났고, 반대로 condition 3에서 0.21초로 가장 길게 나타났다.

착지기 동안 COM의 최대가속도 역시 통계적으로 유의한 결과는 나타나지 않았다. 하지만 condition 1이 condition 2와 3에 비해 평균적으로 빠른 것으로 나타났다.

<Figure 7>에서는 e2 ~ e3 구간에서의 시간에 따른 COM의 가속도를 보여주고 있다. 이 그림에서도 condition 1은 condition 2와 3에 비해서 초기에 급격한 속도 증가와 높은 최대 가속도를 보였으며, 반대로 condition 2의 경우 최대 가속도는 condition 3과 비슷하나 condition 1과 3에 비해서 속도 증가가 완만한 것으로 나타났다.

착지기 동안의 수직지면반력과 부하율에 대한 자료는 <Table 4>와 <Figure 8>에서 확인할 수 있다. 수직지면반력 및 부하율에 대한 결과 역시 통계적으로 유의한 차이는 확인되지 않았다. 하지만 평균적으로 condition 1에서 condition 2와 condition 3에 비해 상대적으로 높은 최대수직지면반력과 부하율을 나타냈다. 착지기 동안 수직지면반력의 변화 패턴을 살펴보면 condition 1과 condition 3에서는 착지기의 40% 시점에서 최대수직지면반력이 나타난 반면 condition 2에서는 50% 시점에서 나타났다.

<Table 5>는 e2 ~ e3 구간에서 COP의 이동 범위 및 안정성 지수를 나타낸다.

착지 후 COP의 범위는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지는 않았다. 하지만 condition 2가 condition 1과 3에 비해 평균적으로 작게 나타났다.

마찬가지로 유의한 차이를 보이지는 않았지만, 전후방향과 좌우방향 그리고 전체방향에서의 안정성 지수는 condition 1이 condition 2와 3에 비해서 크게 나타났다.

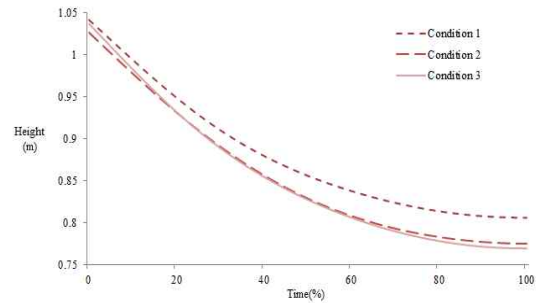


Figure 6. COM_z path

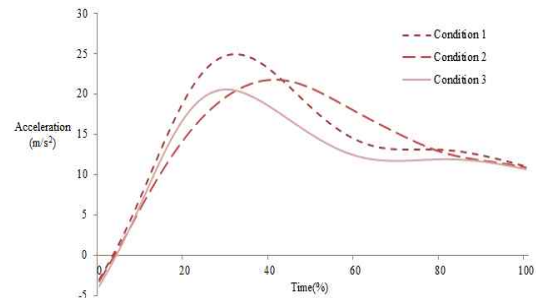


Figure 7. COM_z acceleration

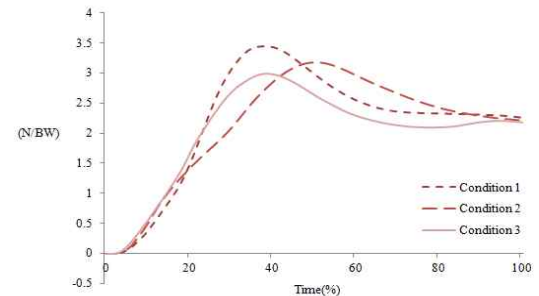


Figure 8. Vertical GRF

IV. 논 의

착지전략은 착지 전 근육활동의 역할에 따라 다양하게 나타나며, 많은 학자들이 착지 전 사전 근수축의 유무에 관심을 갖는다. 즉 착지 준비상황에서의 사전 근수축은 발의 착지와 관절 회전 이후 신속하고 강한 하지 신전근들의 수축을 준비하는 핵심요소로 간주된다.

신속한 하지 신전근들의 수축에서 첫 번째 고려대상이 되는 것이 바로 근육이다. 즉, 전체 근-건 복합체의 반응을 고려할 때 근육 강직은 신경 자극에 의해 조절될 수 있는 유일한 요소로 해석되어야 한다. 왜냐하면 건의 강직(tendon stiffness)은 일정한 것으로 간주되기 때문이다(Zajac, 1989). 그러므로 착지 후의 자세조절 전략은 근육 강직의 조절이 착지 이전의 시각적

정보에 의한 신경자극에 의한 것인지 아니면 착지 직후 체성감각기관을 통한 신경자극에 의한 것인지가 핵심이 된다고 볼 수 있다. 또한 시각적 정보를 동반한 인지정보에 의한 신경자극과 단순히 인지적 정보에만 의존한 신경자극의 결과가 자세조절 전략에 어떠한 영향을 미치는지는 여전히 관심의 대상이다.

본 연구에서는 실제 근육의 활동에 관심을 둔 것이 아니라 근육의 활동 결과로 인해 외부적으로 나타나는 양상의 변화를 살펴보고자 하였다. 하지만 결과적으로 모든 분석 변인들에 있어서 피험자 수의 부족과 피험자 간 착지 양상의 다양성으로 인해 통계적 유의성을 찾아낼 수는 없었다. 그러므로 여기에서는 단순 기술통계와 변화 양상에 대한 분석을 토대로 자세조절 전략의 차이를 살펴보았다.

먼저 착지 전후의 하지 관절각의 변화를 살펴보면, 착지 높이에 대한 시각적 정보가 제공된 Condition 1에서는 착지 전에 비해 착지 시 엉덩 관절을 굴곡 시키는 정도가 적은 경향을 보여주었고, 착지 이후에도 상대적으로 몸통의 활동 정도가 많지 않은 것으로 나타났다. 반면 모든 정보가 차단된 Condition 3의 경우 착지 이후 엉덩 관절의 ROM이 상대적으로 크게 나타났다. 이는 선행연구(Kim et al., 1997; Koh et al., 2011)와 유사한 결과로서 높이에 대한 정보가 없을 경우 충격 흡수를 위해 상체를 보다 앞으로 굽히는 동작을 취했기 때문으로 풀이된다. 즉 엉덩 관절에서 충격력이 작용하는 거리를 길게 가져감으로써 충격에 따른 체부 손상을 감소시키기 위한 동작으로 볼 수 있다.

무릎 관절에서의 변화도 비슷한 양상을 나타냈는데, Jo(2004)와 Santello et al.(2001)은 눈가림이 드롭랜딩의 착지 동작에 미치는 영향을 알아보는 연구에서 드롭랜딩에서 시각의 방해는 착지 순간 무릎각을 적절히 조절하지 못하게 되므로 효과적인 착지 동작이 이루어질 수 없을 뿐만 아니라 상해의 위험까지 있다고 보고하였다. 하지만 본 연구에서는 시각정보와 인지정보를 완전히 차단한 상황에서 무릎관절의 활용이 가장 높았고 시각은 차단되었지만 높이에 대한 정보가 있는 상황에서도 무릎의 활용도가 약간 더 높았다.

또한 Condition 3에서는 발목관절의 ROM이 상대적으로 크게 나타났는데 이는 충격흡수를 위한 전략으로 볼 수도 있겠지만, 착지 직후 체성감각 기관을 통한 신경자극을 조금이라도 빨리 받기 위한 준비동작으로 볼 수도 있을 것이다. 즉 예상된 낙하 후의 착지보다 예상치 못한 낙하 후의 착지에서 더 큰 지면반력이 나타난다는 사실은 착지 전 근육 활동 패턴의 차이와 관련이 있기 때문에(Fu & Hui, 2002), 시각적 정보가 차단된 상황에서는 사전 근수축이 일어나지 못했고 그로인해 발생된 큰 충격을 감소시키기 위해 의도적으로 하지 관절의 움직임 범위를 증가시켰다고 생각된다.

하지만 한 발 착지 시 시각차단의 효과를 연구한 Koh et al.(2011)의 연구에서 엉덩 관절이 다른 관절에 비해 시각 차단

시 활용이 크다는 연구 결과를 뒷받침 할 결과를 얻지는 못했다.

신체중심의 이동경로와 최저점까지의 이동 시간에 대한 결과는 통계적인 유의성은 없었지만 Condition 1에 비해 Condition 3이 3 cm 가량 더 길고 0.03 초 가량 더 긴 시간동안 착지한 것으로 나타났다. 이는 착지 이후의 충격을 감소시키기 위해 힘의 작용거리와 작용시간을 증가시킨 것으로 풀이된다. COM의 최대가속도가 Condition 3에서 가장 작게 나타난 것도 같은 이유 때문으로 생각된다.

착지기 동안의 수직지면반력의 변화에서는 통계적으로 유의한 결과는 아니지만 Condition 1에서 다른 두 경우에 비해 평균적으로 큰 값을 보였다. Koh et al. (2011)의 연구에서는 한 발 착지 시 시각이 차단되면 수직지면반력이 커진다는 결과를 보고했고, Dicus & Seegmiller(2012) 역시 예측하지 못한 한 발 착지 시 지면반력이 유의하게 증가한다고 보고했는데 본 연구에서는 반대의 결과를 나타냈다. 이러한 결과는 한 발 착지와 두 발 착지라는 차이점에 기인하거나 실험설계의 차이에 기인한 것으로 판단되며 추후 비교 연구의 필요성이 있을 것으로 판단된다. 본 연구에서 다른 결과를 나타낸 이유가운데 하나로는 높이에 대한 시각적 정보가 있는 상태이고 부상에 대한 위험이 없음을 인지했기 때문에 자세조절에 대한 부담 없이 편하게 착지한 결과가 일면 작용했기 때문으로 생각된다.

착지 이후 지면반력의 압력중심의 이동거리에 대한 결과에서는 큰 차이는 아니지만 모든 방향으로의 이동거리에서 Condition 2가 상대적으로 짧은 것으로 나타났다. 이러한 결과를 해석하면 눈을 가린 상태에서 높이에 대한 정보를 알고 착지했을 때 가장 안정된 착지를 했다고 볼 수 있다. 반대로 Condition 1에서 전후 방향으로 가장 안정되지 못한 착지를 한 것으로 나타났는데 이러한 결과도 앞서와 마찬가지로 자신있게 뛰어내림으로 인해 신체가 오히려 앞으로 쏠리면서 나타난 결과로 생각된다.

안정성 지수를 분석한 결과에서도 모든 방향에서 Condition 1이 안정성이 떨어지는 것으로 나타난 반면 Condition 2와 Condition 3의 안정성이 높은 것으로 나타났다. Koh et al.(2011)의 연구에서는 한발 착지 시 시각정보가 차단될 경우 안정성이 나빠진다는 결과를 보고했는데 본 연구에서는 오히려 반대 양상을 나타냈다. 이는 수직지면반력의 결과에서와 마찬가지로 실험조건(실험설계, 랜딩 높이, 착지방법)의 차이에 기인한다고 생각된다. 더불어 본 연구의 시각정보가 제공된 착지에서는 높이에 대한 시각적 정보가 있으므로 좀 더 과감히 착지 한 결과로 풀이된다. 반면 시각정보와 인지정보가 차단된 상태에서는 오히려 조심해서 착지하게 되고 이것이 안정성을 높인 결과로 이어진 것이 아닐까 추정해 볼 수 있다. 이때 학습의 효과가 일부 작용했거나 착지 높이가 피험자가 위협을 느낄 만큼 높지 않고 비교적 안전한 두 발로 착지한 것이 안정성 지수에 영향을 미친 것으로 해석할 수도 있을 것이다.

종합하면 두 발을 이용한 40 cm 높이에서의 드롭랜딩에서는 시각 및 인지차단이 자세조절에 유의한 영향을 미치지 않았다. 또한 드롭 랜딩에서 피험자가 상해의 위험이 없다고 판단 되는 높이에서는 특별히 충격흡수나 자세조절을 위해 노력하지 않는다는 점을 알 수 있었다. 다만, 신체중심의 경우 시각 정보를 차단할 경우 높이에 대한 정보가 있더라도 시각적 정보가 제공된 경우와 비슷한 조절 양상을 보이지 않으며, 전체적인 양상은 높이에 대한 정보와 시각적 정보가 전혀 없는 경우와 비슷한 패턴을 보일 가능성이 있다는 것이다. 또한 시각정보는 차단되었다고 인지 정보가 제공될 경우 착지전 사전 근수축이 일어나게 되는데 이 경우에도 두 발 착지인 경우에는 자세조절 양상이 시각 정보가 제공된 경우와 다를 수 있다는 것이다.

V. 결론 및 제언

본 연구를 통해 얻을 수 있는 결론은 40 cm 높이에서의 두 발을 이용한 드롭 랜딩에서는 시각 및 인지 차단이 자세조절 양상에 유의한 영향을 미치지 않는 것으로 나타났다. 다만 본 연구에서는 시각정보가 차단된 상태에서 인지정보만 주어졌을 경우 몇몇 변인들에서 평균차이가 나타난 것으로 볼 때 착지전략과 시각 및 인지정보의 제공 유무 간 상관관계에 대한 추가적인 연구가 필요할 것으로 생각된다. 다시 말하면 드롭랜딩에서 시각 정보가 차단된 상황에서 제공된 높이에 대한 인지 정보만으로는 시각적 정보가 제공된 상황과 동일한 자세조절 양상을 나타내지 않을 수도 있다는 것이다.

본 연구에서 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않은 것은 피험자가 40 cm미만의 높이에서는 상황을 불문하고 능숙한 자세조절이 가능한 20대 초반의 젊은이들이라는 것과, 두 발 착지는 한 발 착지와는 달리 착지전 사전근수축의 유무를 상쇄시킬 정도로 높은 착지 안정성을 갖는 것이므로 추후 연구에서는 피험자와 높이에 대한 고려가 있어야 할 것으로 생각된다.

따라서 추후 연구에서 좀 더 명확한 결론을 얻기 위해서는 피험자의 연령대와 착지 높이, 착지 방법에 따라 착지 전략이 달라질 수 있으므로 충분한 수의 다양한 피험자를 대상으로 보다 높은 위치에서의 착지 방법에 대한 연구가 필요할 것으로 사료된다.

참고문헌

Arnold, B. L., & Schmitz, R. J.(1998). Examination of balance measures produced by the biodex stability system. *Journal of Athletic Training*, 33(4), 323-327.

- Jo, S. C.(2004). The effect of blinding eyes on kinematics of drop landing. *The Korean Journal of Physical Education*, 43(3), 851-860.
- DeGoede, K. M., Ashton-Miller, J.A., & Schulz, A. B.(2003). Fall-related upper body injuries in the older adult: a review of the biomechanical issues. *Journal of Biomechanics*, 36, 1043-1053.
- Dicus, J. R., & Seegmiller, J. G.(2012). Unanticipated ankle inversions are significantly different from anticipated ankle inversions during drop landing: overcoming anticipation bias. *Journal of Applied Biomechanics*, 28(2), 148-155.
- Fu, S. N., & Hui, C. C.(2002). Mental set can modulate response onset in the lower limb muscles to falls in humans. *Neuroscience Letter*, 321(1-2), 77-80.
- Gibson, J. J.(1979). *The Ecological Approach to Visual Perception*, Boston: Houghton Mifflin.
- Kim, H. K., & Ko, Y. G.(1997). The role of vision on coordination and control of drop landing movement. *Korean Journal of Physical Education*, 36(3), 77-96.
- Koh, Y. C., Cho, J. H., Moon, G. S., Lee, H. D., & Lee, S. C.(2011). Effect of visual information blockage on landing strategy during drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(1), 31-38.
- Melville, J. G., & Watt D, G. D.(1971). Muscular control of landing from unexpected falls in man. *The Journal of Physiology*, 219, 729-737.
- Mizrahi, J., & Susak, Z.(1982). Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Engineering and Medicine*, 11(3), 141-147.
- Santello, M., McDonagh, M. J., & Challis, J. H.(2001). Visual and non-visual control of landing movement in humans. *The Journal of Physiology*, 15, 313-327.
- Sidaway, B., McNitt, G. J., & Davis, G. (1989). Visual timing of muscle preactivation in preparation for landing. *Ecological Psychology*, 3, 253-264.
- Teh, J., Firth, M., Sharma, A., Wilson, A., Reznick, R., & Chan, O. (2003). Jumpers and fallers: a comparison of the distribution of skeletal injury. *Clinical Radiology*, 58, 482-486.
- Zajac, F. E.(1989). Muscle and tendon: properties, models, scaling, and application to biomechanics and motor control. *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, 17, 359-411.