KJAB

Korean Journal of Applied Biomechanics 2023; 33(3): 110-117
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2023.33.3.110
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Biomechanical Analysis of Lower Extremity Joints According to Landing Types during Maximum Vertical Jump after Jump Landing in Youth Sports Athletes

유소년 스포츠 선수들의 점프착지 후 수직점프 동작 시 착지 유형에 따른 하지관절의 운동역학적 분석

Jiho Park[1], Joo Nyeon Kim[2], Sukhoon Yoon[3]

[1]Department of Sports and Exercise Science, Sunmoon University, Asan, Chungcheongnam-do, South Korea
[2]Division of Sport Science, Korea Institute of Sport Science, Seoul, South Korea
[3]Department of Community Sport, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 07 September 2023
Revised : 12 September 2023
Accepted : 12 September 2023

Corresponding Author
Sukhoon Yoon
Department of Community Sport, Korea National Sport University, 1239 Yangjae, Songpa-gu, Seoul, 05541, South Korea
Email : sxy134@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of this study was to find out kinematic and kinetic differences the lower extremity joint according to the landing type during vertical jump movement after jump landing, and to present an efficient landing method to reduce the incidence of injury in youth players.

Method: Total of 24 Youth players under Korean Sport and Olympic Committee, who used either heel contact landing (HCG) or toe contact landing (TCG) participated in this study (HCG (12): CG height: 168.7 ± 9.7 cm, weight: 60.9 ± 11.6 kg, age: 14.1 ± 0.9 yrs., career: 4.3 ± 2.9 yrs., TCG height: 174.8 ± 4.9 cm, weight: 66.9 ± 9.9 kg, age 13.9 ± 0.8 yrs., career: 4.7 ± 2.0 yrs.). Participants were asked to perform jump landing consecutively followed by vertical jump. A 3-dimensional motion analysis with 19 infrared cameras and 2 force plates was performed in this study. To find out the significance between two landing styles independent *t*-test was performed and significance level was set at .05.

Results: HCG showed a significantly higher dorsi flexion, extension and flexion angle at ankle, knee and hip joints, respectively compared with those of TCG ($p<.05$). Also, HCG revealed reduced RoM at ankle joint while it showed increased RoM at knee joint compared to TCG ($p<.05$). In addition, HGC showed greater peak force, a loading rate, and impulse than those of TCG ($p<.05$). Finally, greater planta flexion moment was revealed in TCG compared to HCG at ankle joint. For the knee joint HCG showed extension and flexion moment in E1 and E2, respectively, while TCG showed opposite results.

Conclusion: Compared to toe contact landing, the heel contact landing is not expected to have an advantage in terms of absorbing and dispersing the impact of contact with the ground to the joint. If these movements continuously used, performance may deteriorate, including injuries, so it is believed that education on safe landing methods is needed for young athletes whose musculoskeletal growth is not fully mature.

Keywords: Drop landing, Ground contact, Joint moment, Lower extremity injury

Copyright © 2023 Korean Journal of Applied Biomechanics
This is an Open Access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (http://creativecommons.org/licenses/by-nc/3.0/) which permits unrestricted noncommercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

INTRODUCTION

스포츠 상황에서 빈번하게 일어나는 달리기, 방향전환, 점프 후 착지 등의 과격한 움직임들은 하지관절의 부상을 유발하는 동작들로 알려져 있으며, 그 중 착지 동작은 중력의 영향을 가장 많이 받는 동작이다(Kim, Koh & Cho, 2012). 착지 동작 시 지면에 발 분절이 접촉하면서 충격력이 발생하게 되는데, 이때 발생되는 충격력은 체중의 2배에서 7배 이상까지 나타난다고 알려져 있다(Mizrahi & Susak, 1982; Gross & Nelson, 1988; Kellis & Kouvelioti, 2009). 이러한 충격력은 발 분절을 통해 연결되어 있는 하지분절 전체로 전달되게 되며, 이 과정에서 잘못된 자세로 착지하거나 착지 순간 발생한 충격력을 적절하게 조절하지 못한다면 연결되어 있는 하지의 뼈와 관절, 그리고 인대에 상해를 유발할 수 있다(Sanders, Medynski, Feller & Lawhorn, 2000; Agel, Arendt & Bershadsky, 2005; Yeow, Cheong, Ng, Lee & Goh, 2008; Norcross et al., 2013; Shin, 2018). 특히 점프 후 착지 동작은 스포츠 상황에서 반복적으로 수행되기 때문에 장기간 지속될 경우 이차적인 신체 변형 및 불균형, 퇴행성관절염과 피로골절과 같은 근골격계 질환이 유발될 수 있다(Stern, Moeckel & Insall, 1991; Moon, 2000). 더불어 근골격계의 성장이 완료되지 않은 어린 선수들에게는 상해와 더불어 추가적인 성장의 저하가 올 수 있기 때문에 착지로 인한 상해의 각별한 주의가 요구된다(Shin & Kim, 2018).

스포츠 상황에서 발생할 수 있는 점프 후 착지에 대한 상해 위험을 감소시키기 위해 많은 연구자들은 착지하는 상황을 가정한 드롭 랜딩(drop landing) 동작을 통해 연구를 진행하고 있다(Dufek & Bates, 1990; Jeong & Shin, 2017; Yeow et al., 2008; Zhang, Bates & Dufek, 2000). 드롭 랜딩이란 연구자가 설정한 높이와 거리에서 추가적인 도약 없이 뛰어내려 착지하는 동작으로 많은 연구자들은 착지 시 나타나는 하지관절 각도변화, 지면반력, 그리고 하지관절 모멘트를 통하여 스포츠 상황에서 상해의 위험을 감소시키기 위한 전략을 제시하고 있다. 선행연구에 따르면 드롭 랜딩을 수행하는데 있어 발목관절은 발 분절과 하퇴 분절을 연결하는 지레로서 연결 되어있는 상위 분절을 큰 범위로 가동시켜 완충작용을 수행하는 중요한 역할을 하고 있다고 보고되고 있으며(Gross & Nelson, 1988; Shin, 2016), 착지 시 발 분절이 지면에 접촉하는 형태가 전족을 착지할 때 최대 지면반력이 감소하여 장기적인 상해 잠재력을 감소시킨다고 보고되고 있다(Shin, 2018). 또한 하지관절의 굽힘 동작을 수행하는 과정에서 하지 근육의 신장성 수축에 의한 폄 모멘트의 크기를 잘 조절해야 효율적으로 착지할 수 있다고 보고되고 있으며(Zhang et al., 2000; Cho, Koh, Lee & Kim, 2012), 무릎관절에서 완화되는 충격의 비중이 높기 때문에 무릎관절의 역할이 중요하다고 보고되고 있다(Shin, 2018). 그 중에서도 착지 시 발 분절이 지면에 접촉하는 형태는 충격력을 완화하는 기전과 깊은 관련성을 가지고 있다고 알려져 있는데, 지면에 발 앞굽으로만 접촉하는 것이 앞굽과 뒷굽을 동시에 접촉하여 착지하는 것 보다 최대 지면반력이 감소하고 발바닥굽힘 모멘트와 무릎관절의 굽힘 동작 범위가 증가하게 되어 장기적인 하지 상해의 잠재력을 감소시키고 보고하고 있다(Kovacs et al., 1999; Cortes et al., 2007; Teng, Leong & Kong, 2020; Shin, 2022).

그러나 대부분의 선행연구들은 충격흡수를 충분하게 수행할 수 있도록 수직으로 낙하한 후 발 앞굽으로 착지를 완료하기까지 시간이 충분한 드롭 랜딩 동작만을 분석하거나(Yeow, Lee & Goh, 2011; Cho et al., 2012; Shin, 2016), 스포츠 선수들이 평소 선호하는 자연스러운 형태로 지면에 접촉하는 것이 아닌 의도적으로 착지방법을 변형시켜 연구를 수행하여 왔기 때문에(Kovacs et al., 1999; Shin, 2018; Teng et al., 2020), 착지 직후 곧바로 다음 동작으로 진행되어져야 하는 실제 스포츠 상황을 평가하는 데는 어려움이 있었다(Cho, Kim & Koh, 2012).

따라서 본 연구는 숙련도가 낮은 유소년 선수들을 대상으로 드롭 랜딩 후 점프 동작 시 하지 상해를 예측할 수 있는 하지관절각, 각속도, 지면반력, 부하율, 충격량, 관절 모멘트 변인들을 통해 착지 유형에 따른 충격흡수 기전을 확인하여 선수들에게 부상의 위험성 알리고 상해발생율을 낮추기 위한 효율적인 착지방법을 알려주는 것에 그 목적이 있다.

METHODS

1. 연구대상

대한 체육회 산하 종목협회에 선수로 등록되어 경기와 훈련을 수행하는 남, 여 105명의 유소년 선수들이 본 연구의 연구 대상자로 참여하였다. 참여 대상자 중 본 연구주제에 적합한 대상자를 선정하기 위해 1) 선수경력 1년 이상의 2) 주동발이 오른발을 사용하는 선수 중 3) 1년 이내로 하지 수술경험과 부상경험이 없는 선수를 대상으로 하였고, 4) 드롭 랜딩 동작 수행 시 하지 근골격에 통증이 없는 선수를 대상으로 선정하였다. 연구에 참여한 105명의 대상자 중 연구주제에 적합한 착지 유형을 가진 대상자를 선정하기 위해 30 cm 높이의 발판 위에서 특별한 착지방법의 지시 없이 선수가 사용하는 신발과 선호하는 방법으로 착지 동작을 자유롭게 수행하도록 지시하였고, 이때 지면과 발이 닿을 때 뒷굽이 먼저 닫는 대상자를 Heel contact group (HCG), 발 앞굽이 먼저 닫는 대상자를 Toe contact group (TCG)으로 선정하였다(Fig. 1). 최종분류 결과 착지 유형 별로 각각 12명(HCG 신장: 168.7±9.7 cm, 체중: 60.9±11.6 kg, 나이 14.1±0.9 yrs., 경력: 4.3±

2.9 yrs.; TCG 신장: 174.8±4.9 cm, 체중: 66.9±9.9 kg, 나이 13.9 ±0.8 yrs., 경력: 4.7±2.0 yrs.)의 대상자를 선정하여 연구를 진행하였다. 본 연구는 연구기관 내 생명윤리위원회의 승인을 받은 후 진행되었으며(KISS-21018-2111-04), 모든 대상자와 대상자 보호자의 자발적 동의를 얻은 후 실행하였다.

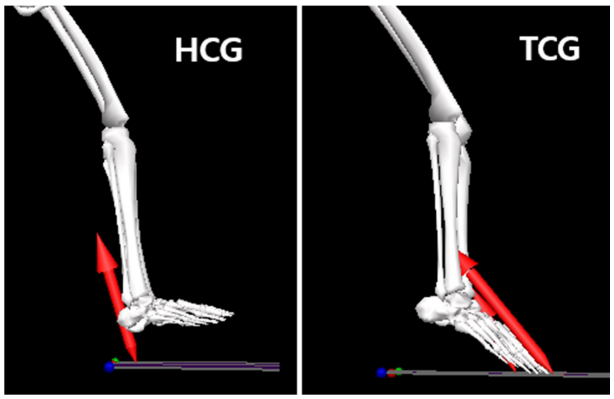

Figure 1. Drop landing Types

2. 연구방법

모든 대상자는 보호자와 함께 연구에 대한 설명을 듣고 키, 체중 측정 후 상·하의 타이즈를 착용하고 32개의 마커(marker)를 하지 분절과 관절점에 부착하였다. 하체를 7개의 분절로 모델링 하기 위하여 양쪽 엉덩뼈가시, 양쪽 위앞엉덩뼈가시, 양쪽 위 뒤엉덩뼈가시, 양쪽 넙다리뼈 큰돌기, 양쪽 넙다리, 양쪽 뒤넙다리, 양쪽 무릎 안쪽 위관절융기, 양쪽 무릎 가쪽 위관절융기, 양쪽 정강이뼈거친면, 양쪽 가쪽 복사, 양쪽 안쪽 복사, 양쪽 첫 번째 발허리뼈머리, 양쪽 다섯 번째 발허리뼈머리, 양쪽 발가락, 양쪽 발꿈치뼈에 마커를 부착하였다. 모든 대상자는 연구자에게 평가 방법에 대한 설명을 듣고, 개인 운동화를 착용한 후 준비운동과 동작의 연습 시간을 제공한 후 실험을 실시하였다. 각 대상자들은 30 cm 수직 높이의 발판 위에서 신장의 50%의 앞쪽에 위치한 지면반력기에 착지 후 최대 높이로 점프를 수행하였으며(Welling, Benjaminse, Gokeler & Otten, 2016), 총 10회 반복하였고, 1) 발판에서 두 발이 동시에 점프한 동작, 2) 지면반력기에 두발이 동시(0.01초 이내)에 접촉한 동작, 3) 지면반력기를 벗어나지 않고 착지한 동작, 4) 착지 후 멈추지 않고 수직점프를 수행한 동작을 성공적인 동작으로 설정하여 연구의 분석에 사용하였다(Fig. 2).

Figure 2. Experimental protocol

3. 자료처리

본 연구의 목적을 수행하기 위하여 19대의 적외선 카메라(Oqus700+, Qualisys, Sweden)와 2대의 지면반력기(Kistler, Sweden)를 이용한 3차원 동작분석이 실시되었으며, 이때 각각의 샘플링율은 250 Hz, 2,500 Hz로 설정하였다. 실험 동작은 Qualisys Track Manager (Qualisys, Sweden)를 이용하여 원자료(Row data)를 획득하였으며, 실험 중 발생되는 랜덤 오류를 최소화하기 위해 버터워스 2차 저역 통과 필터를 사용하여 필터링 하였고, 차단주파수는 6 Hz로 설정하였다. 본 연구에서 수행된 동작은 주동측 발의 초기 지면 접촉 순간(Initial contact, [E1]), 주동측 발의 최대 수직 지면반력 발현 순간(Peak force, [E2]), 주동측 발의 최대 무릎굽힘 순간(Maximum knee flexion, [E3])의 3가지 시점에서 분석하였다(Fig. 3). 각 시점에서 연구에 필요한 변인들은 Visual 3D (C-motion, USA)를 사용하여 산출하였다. 착지 유형 간 주동측 하지관절의 운동학적 변화를 알아보기 위해 관절각 및 가동범위(Joint angle & Range of motion), 각속도(Angular velocity)를 산출하였다. 또한 운동역학적 변화를 알아보기 위해 최대 수직 지면

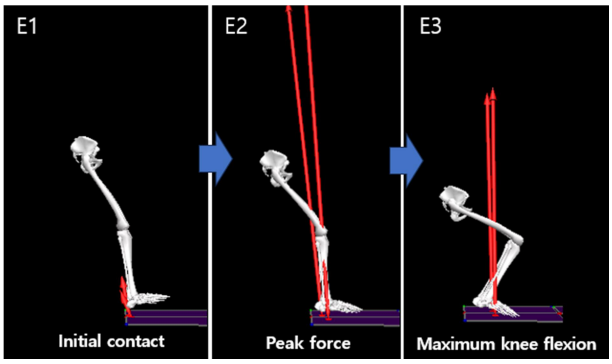

Figure 3. Events for drop landing

반력(Peak force), 부하율(Loading rate), 충격량(Impulse), 관절 모멘트(Joint moment)을 산출하였다. 이때 지면반력값은 각 대상자의 체중으로 나누어 산출하였고, 부하율은 수직 지면반력값을 대상자의 체중으로 나눈 후 E1부터 E2까지 소요된 시간으로 나누어 산출하였으며, E1부터 E3까지의 수직 지면반력값을 대상자의 체중으로 나눈 후 합산하고, 소요된 시간을 곱하여 충격량을 산출하였다. 하지관절 각도의 정의는 무릎, 엉덩관절의 굽힘과 발목관절의 발등굽힘을 양의 값(+, Positive)으로 정의하였으며, 폄과 발목관절의 발바닥굽힘을 음의 값(–, Negative)으로 정의하였다.

4. 통계방법

착지 유형 간의 주동측 하지관절의 운동학 및 운동역학적 변인의 차이를 검증하기 위해 독립표본 *t*-검정(Independent *t*-test)을 실시하였다. 이때 통계적 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

RESULTS

착지 유형에 따른 주동측 하지관절의 각도를 분석한 결과 발목관절, 무릎관절, 그리고 엉덩관절은 각각 E1, E2, 그리고 E3에서 HCG가 TCG보다 통계적으로 유의하게 큰 발등쪽굽힘각, 큰 폄각, 그리고 큰 굽힘각을 나타내었다(Table 1, $p<.05$). 또한 발목관절의 경우 HCG가 TCG보다 유의하게 작은 관절가동범위를 나타낸 반면 무릎관절은 HCG가 TCG보다 큰 관절가동범위를 나타내었다(Table 1, $p<.05$).

또한 관절 각속도의 경우, 발목은 E1과 E2에서 HCG가 TCG보다 통계적으로 유의하게 큰 발바닥쪽굽힘 각속도가 크게 나타났으며(Fig. 4, Table 2, $p<.05$), 엉덩관절의 경우 E1에서 HCG가 TCG보다 유의하게 빠른 굽힘 각속도를 나타내었다(Table 2, $p<.05$).

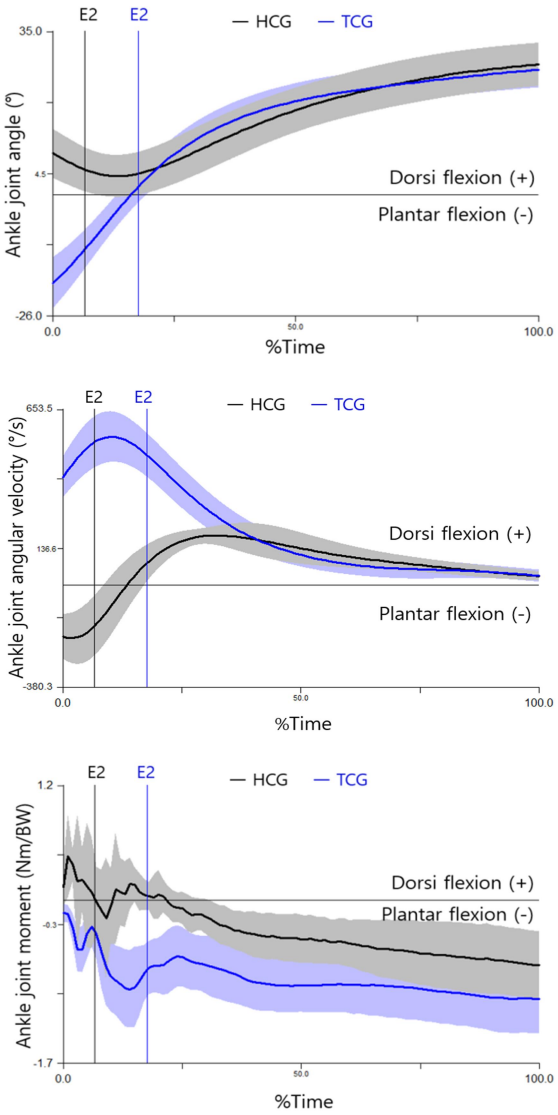

Figure 4. Movement of ankle Joint according to landing types

Table 1. Joint angle according to landing types unit: deg

	Ankle joint dorsi flexion (+)/plantar flexion (–)				Knee joint flexion (+)/extension (–)				Hip joint flexion (+)/extension (–)			
	E1	E2	E3	RoM	E1	E2	E3	RoM	E1	E2	E3	RoM
HCG	**8.83*** **(5.22)**	5.51 (5.20)	27.90 (4.63)	**33.30*** **(6.02)**	18.96 (3.16)	**27.52*** **(3.04)**	95.04 (11.62)	**77.31*** **(12.56)**	39.18 (8.21)	43.57 (7.81)	**75.82*** **(11.73)**	38.11 (11.65)
TCG	**-19.07** **(5.43)**	1.30 (5.87)	26.96 (3.76)	**52.90** **(6.61)**	21.33 (5.92)	**43.99** **(9.12)**	86.98 (8.09)	**68.42** **(6.78)**	34.09 (6.82)	42.21 (6.55)	**66.00** **(8.78)**	32.67 (6.86)

*$p<.05$
HCG: Heel contact group, TCG: Toe contact group; E1: initial contact; E2: maximum vertical force; E3: maximum knee flexion

Table 2. Joint angular velocity according to landing types unit: deg/s

	Ankle angular velocity dorsi flexion (+)/plantar flexion (–)			Knee angular velocity flexion (+)/extension (–)			Hip angular velocity flexion (+)/extension (–)		
	E1	E2	E3	E1	E2	E3	E1	E2	E3
HCG	**-184.26*** **(83.03)**	**-147.24*** **(100.97)**	31.88 (17.66)	438.84 (58.81)	576.76 (48.83)	-0.31 (12.10)	**231.08*** **(44.55)**	277.19 (48.85)	-18.63 (29.14)
TCG	**402.23** **(75.40)**	**476.27** **(77.39)**	25.17 (23.42)	457.81 (70.76)	618.97 (66.22)	-6.38 (19.94)	**156.13** **(27.93)**	246.65 (42.58)	-31.62 (21.74)

*p<.05
HCG: Heel contact group, TCG: Toe contact group; E1: initial contact; E2: maximum vertical force; E3: maximum knee flexion

Table 3. Peak force, loading rate, impulse according to landing types

	Impulse ((N/bm) · s)	Peak force (N)	Loading rate ((N/bm)/s)
HCG	**0.29±.02***	**3.86±.99***	**257.08±167.80***
TCG	**0.26±.02**	**2.33±.60**	**69.22±34.89**

*p<.05
HCG: Heel contact group, TCG: Toe contact group

Table 4. Resultant Joint moments according to landing types unit: Nm/kg

	Ankle joint moment dorsi flexion (+)/plantar flexion (–)			Knee joint moment flexion (+)/extension (–)			Hip joint moment flexion (+)/extension (–)		
	E1	E2	E3	E1	E2	E3	E1	E2	E3
HCG	**0.12*** **(.27)**	**0.02*** **(.81)**	**-0.68*** **(.36)**	**-0.24*** **(.38)**	**0.49*** **(1.24)**	-1.48 (.22)	**0.15*** **(.81)**	-1.75 (3.71)	-1.90 (.81)
TCG	**-0.13** **(.12)**	**-1.22** **(.41)**	**-1.03** **(.37)**	**0.71** **(.46)**	**-0.90** **(.90)**	-1.52 (.48)	**-1.32** **(.81)**	-2.50 (1.89)	-1.88 (.73)

*p<.05
HCG: Heel contact group, TCG: Toe contact group; E1: initial contact; E2: maximum vertical force; E3: maximum knee flexion

본 연구결과 HCG가 TCG보다 통계적으로 유의하게 큰 수직 지면반력, 높은 부하율 그리고 큰 충격량을 나타내었다(Table 3, p<.05). 발목관절 모멘트의 경우 E1과 E2에서 HCG는 발등굽힘 모멘트를 나타낸 반면 TCG는 발바닥굽힘 모멘트를 나타내었으며, E3에서는 TCG가 HCG에 비하여 큰 발바닥굽힘 모멘트를 나타내었다(Fig. 4, Table 4, p<.05). 무릎관절의 경우 E1에서 HCG는 폄 모멘트를 나타내는 반면 TCG는 굽힘 모멘트를 나타내었으며, E2 에서는 HCG는 굽힘 모멘트를 나타내는 반면 TCG는 폄 모멘트를 나타내었다(Table 4, p<.05). 마지막으로 엉덩관절은 E1에서 HCG는 굽힘 모멘트를 나타내는 반면 TCG는 폄 모멘트를 나타냈다(Table 4, p<.05).

DISCUSSION

유소년 시기는 골격과 근육이 급격하게 성장하는 신체적 미성숙 기간으로 이 시기에 전문적인 운동을 수행하고 있는 유소년 스포츠 선수들의 경우 잠재적 상해 위험을 가지고 있으나 경쟁과 잦은 운동 빈도 그리고 낮은 운동 숙련도 등으로 인해 부상에 쉽게 노출되어 있다(Shin & Kim, 2018). 그 중에서도 많은 스포츠 상황에서 빈번하게 발생하는 착지 동작은 강하고 반복적인 충격에 노출되어 있으며, 이러한 동작에 기인한 부상 최소화하기 위한 전략은 선수들의 경기력 증가와 상해예방에 직결된다고 할 수 있다.

본 연구결과 HCG는 TCG보다 통계적으로 유의하게 큰 최

대 수직 지면반력(52.8%), 부하율(271%), 충격량(11.5%)을 나타내었다(Table 3, p<.05). 지면과 발의 접촉으로 발생하는 지면반력은 신체에 가해지는 부하와 충격량과 밀접한 관계가 있을 뿐만 아니라 근골격 상해에도 영향을 미치기 때문에 상해를 예측할 수 있게 해주는 요인이다(Kim, Cho & Lee, 2009). 따라서 선수들은 착지 동작 시 하지 전체에 전달되는 부하율과 충격량을 줄이기 위해서 효율적인 하지관절의 움직임이 요구되며(Yeow et al., 2011), 본 연구의 운동역학적 결과는 HCG가 TCG보다 착지 시 하지관절의 움직임을 효율적으로 사용하고 있음을 시사하고 있다고 생각되어진다.

본 연구결과 착지형태에 따른 이러한 하지관절의 효율적인 움직임은 발목관절에서 두드러지게 나타났는데, HCG의 경우 발등쪽굽힘 자세로 지면에 접촉하고 발바닥굽힘 각속도를 보인 반면, TCG는 발바닥굽힘의 자세로 지면에 접촉하고 발등굽힘 각속도를 나타내었다(Fig. 4, Table 1 & 2, p<.05). 본 연구의 TCG는 연성착지(soft landing) 전략을 사용하여 동작을 수행하는 것으로 보여지는데, 연성착지란 착지 동작 시 발분절이 지면에 접촉하는 순간 발생되는 큰 충격과 부하를 최소화하기 위해 발목은 발바닥쪽굽힘에서 발등쪽굽힘으로, 무릎관절과 엉덩관절은 30° 이상 굽힘 자세에서 더 큰 굽힘 동작을 취하여 하지관절의 RoM을 최대한 사용하는 방법이다(Dufek & Bates, 1990; Devita & Skelly, 1992; Lee, Lee & Choi, 2001; Shin, 2018). 즉, TCG는 착지 시 최대 충격력이 발현되기까지의 소요시간을 증가시켜 근골격계 상해를 예측할 수 있는 수직 지면반력, 부하율, 충격량의 직접적인 감소를 유도하고 있는 것으로 보이며, HCG에 비하여 통계적으로 유의하게 증가한 발등쪽굽힘 RoM은 발목에 부하가 적용될 때 정강뼈를 앞쪽으로 고정시켜주는 역할을 하여 발목의 안정성을 증가시켜주고 안전한 착지를 유도하고 있는 것으로 판단된다(Kim et al., 2009; Hertel, 2002; Gross & Nelson, 1988).

본 연구결과 착지구간인 E1과 E2에서 HCG은 발등굽힘 모멘트, TCG는 발바닥굽힘 모멘트를 나타내었다(Fig. 4, Table 4, p<.05). 이러한 결과는 TCG가 착지 시 발바닥 굽힘근들의 신장성 수축을 통해 수직으로 낙하하는 속도를 제어함으로서 충격을 효과적으로 흡수하려고 하는 노력으로 보인다(Devita & Skelly, 1992). 또한 실제 스포츠 상황처럼 착지 동작 이후 추가적인 동작을 수행할 경우 발목관절의 발바닥굽힘 모멘트가 더욱 필요하기 때문에 TCG의 이러한 노력은 2차점프에 긍정적인 도움을 줄 수 있다고 생각되어진다(Cho et al., 2012; Choi 2015). 반면에 HCG의 경우 착지 시 보여지는 발등쪽굽힘 자세와 작은 RoM, 그리고 낮은 발바닥쪽굽힘 모멘트는 이러한 충격흡수 기전을 수행하기 어려울 것으로 판단된다. 그러나 발목관절의 발등쪽굽힘으로 인해 충분한 충격을 흡수할 수 없다고 하더라도 무릎관절과 엉덩관절을 더 굽힘으로서 최대 수직 지면반력을 줄일 수 있기 때문에(Kim et al., 2009), 발목관절과 연결된 다른 하지관절의 움직임까지 함께 살펴볼 필요가 있고 생각된다.

본 연구결과 무릎관절은 HCG는 TCG에 비하여 모든 시점에서 신전된 자세를 나타내었다(Table 1, p<.05). 또한 무릎관절 모멘트의 경우 HCG는 착지 시 신전 모멘트를 보이다 최대 지면반력 생성 시 굴곡 모멘트를 보인 반면 TCG는 반대의 현상을 나타내었다(Table 4, p<.05). 많은 선행연구들은 착지 시 지면반력이 증가될 수록 충격력을 완화하기 위해서는 무릎관절의 굽힘각과 굽힘 각속도가 중요하며, 최대 지면반력이 작용할 때 무릎의 굽힘 자세에서 폄 모멘트를 이용하여 충격을 흡수해야 한다고 보고되고 있다(Yeow et al., 2011; Kim & Cho, 2015; Ha & Park, 2018). 그러나 본 연구에서 HCG는 최대 지면반력 생성시점인 E2에서 TCG에 비하여 적은굽힘 자세와 굽힘 모멘트를 나타내므로서(HCG: 25.5°, 0.49 Nm/kg TCG: 43.99°, -0.90 Nm/kg), TCG에 비하여 충격을 흡수하기에 적절한 움직임이 아니라고 판단된다. 결과적으로 HCG은 발목관절에서 부족한 충격흡수 기전을 무릎에서 보상해주지 못했을 뿐만 아니라 TCG에 비해 효과적이지 못한 충격흡수가 이루어지고 있다고 생각된다.

엉덩관절에서 나타난 그룹간의 차이 역시 크게 다르지 않았는데, E1에서 HCG은 TCG보다 빠른 굽힘 각속도를 나타내었고 TCG는 엉덩관절 폄 모멘트를 나타낸 반면 HCG은 굽힘 모멘트를 나타내었다(Table 2 & 4, p<.05). Devita & Skelly (1992)는 착지 시 하지 근육의 신장성 수축에 의해 생성되는 발목관절의 발바닥굽힘 모멘트, 무릎과 엉덩관절의 폄 모멘트는 착지 충격을 흡수하는데 매우 중요하다고 하였다. 본 연구의 엉덩관절에서 나타난 결과는 무릎관절에서 나타난 결과와 마찬가지로 HCG가 TCG보다 엉덩관절 신전 모멘트를 통한 충격흡수가 이루어지지 못한 결과로 판단된다.

결론적으로 본 연구에서 나타난 TCG의 하지관절의 움직임은 앞선 선행연구의 결과와 일치하는 모습을 보였으나 HCG의 하지관절의 움직임은 하지관절의 발바닥굽힘 모멘트와 굽힘 동작이 제대로 수행되지 못해 적절한 충격분산이 이루어 지지 않고 있는 것으로 판단된다. 만약 이러한 유형의 착지 동작이 반복적으로 수행될 경우 이차적인 신체 변형이나 피로골절과 같은 근골격계 질환이 발생할 수 있기 때문에(Stern et al., 1991; Moon, 2000), HCG에 해당하는 선수들의 자세교정이 필요하다고 판단된다.

CONCLUSION

본 연구는 숙련도가 낮은 유소년 스포츠 선수들의 드롭 랜딩 후 수직점프 동작 시 착지 유형에 따른 운동학 및 운동역학적 차이에 따른 충격흡수 기전을 확인하였다. 연구결과 TCG은 착지 중 발생하는 충격을 무릎관절의 굽힘과 발목관

절의 발바닥굽힘 그리고 무릎관절의 폄 모멘트와 발목관절의 발바닥 굽힘 모멘트를 통해 적절히 분산시킨 반면 HCG은 무릎관절의 폄과 발목관절의 발등굽힘 그리고 무릎관절의 굽힘 모멘트와 발목의 발등굽힘 모멘트로 인해 충격이 분산되지 못해 높은 수직 지변반력과 높은 부하율, 그리고 높은 충격량이 발생하였다. 따라서 유소년 스포츠 선수들의 발 뒷굽으로 착지하는 방법은 지면과의 접촉으로 인한 충격을 관절에서 흡수하고 분산하여 부상을 방지하는 관점에서 이점이 없는 방법이라 판단되며, 이러한 동작이 장기적으로 지속될 경우 부상으로 인한 경기력의 저하가 발생할 수도 있음으로 근골격의 성장이 중요한 유소년 선수들에게 적절한 자세 조절을 통해 보다 안전한 착지방법에 대한 교육이 필요할 것으로 판단된다.

REFERENCES

Agel, J., Arendt, E. A. & Bershadsky, B. (2005). Anterior cruciate ligament injury in national collegiate athletic association basketball and soccer: a 13-year review. *The American Journal of Sports Medicine*, *33*(4), 524-531.

Cho, J. H., Kim, K. H. & Koh, Y. C. (2012). Analysis of the Differences of the Shock Absorption Strategy between Drop-Landing and Countermovement-Jump. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *22*(4), 379-386.

Cho, J. H., Koh, Y. C., Lee, D. Y. & Kim, K. H. (2012). The Study of Strategy for Energy Dissipation During Drop Landing from Different Heights. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *22*(3), 315-324.

Choi, J. K. (2015). Kinetic comparison analysis about normal landing and intentional landing for safety at drop landing movement. *The Korean Society of Sports Science*, *24*(5), 1731-1740.

Cortes, N., Onate, J., Abrantes, J., Gagen, L., Dowling, E. & Van Lunen, B. (2007). Effects of gender and foot-landing techniques on lower extremity kinematics during drop-jump land-ings. *Journal of Applied Biomechanics*, *23*(4), 289-299.

Devita, P. A. U. L. & Skelly, W. A. (1992). Effect of landing stiffness on joint kinetics and energetics in the lower extremity. *Medicne and Science in Sports and Exercise*, *24*(1), 108-115.

Dufek, J. S. & Bates, B. T. (1990). The evaluation and prediction of impact forces during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *22*(3), 370-377.

Gross, T. S. & Nelson, R. C. (1988). The shock attenuation role of the ankle during landing from a vertical jump. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *20*(5), 506-514.

Ha, S. & Park, S. K. (2018). The effect of box height during drop landing on risk factors of anterior cruciate ligament injury in female players. *The Asian Journal of Kinesiology*, *20*(3), 24-31.

Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, *37*(4), 364.

Jeong, J. & Shin, C. S. (2017). The effect of foot landing type on lower-extremity kinematics, kinetics, and energy absorption during single-leg landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *27*(3), 189-195.

Kellis, E. & Kouvelioti, V. (2009). Agonist versus antagonist muscle fatigue effects on thigh muscle activity and vertical ground reaction during drop landing. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *19*(1), 55-64.

Kim, K. H., Cho, J. H. & Lee, S. C. (2009). The Effect of Taping on Lower Extremity during lump Landing in Subjects with functional Ankle Instability. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *19*(2), 265-272.

Kim, K. H., Koh, Y. C. & Cho, J. H. (2012). The 3-Dimensional Analysis of Knee Movement and Angular Velocity during Landing: Gender Differences and Landing Height. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *49*, 909-918.

Kim, R. B. & Cho, J. H. (2015). Comparison between Female Volleyball Athletes' Landing and Female College Students' Landing. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *61*, 599-607.

Kovacs, I., Tihanyi, J., Devita, P., Racz, L., Barrier, J. & Hortobagyi, T. (1999). Foot placement modifies kinematics and kinetics dur-ing drop jumping. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *31*, 708-716.

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.

Mizrahi, J. & Susak, Z. (1982). Analysis of parameters affecting impact force attenuation during landing in human vertical free fall. *Engineering in Medicine*, *11*(3), 141-147.

Moon, S. G. (2000). The influence of the genu varum and the genu valgum on malalignment of the lower limb. *The Journal of Korean Academy of Orthopaedic Manual Physical Therapy*, *6*(2), 31-38.

Norcross, M. F., Lewek, M. D., Padua, D. A., Shultz, S. J., Weinhold, P. S. & Blackburn, J. T. (2013). Lower extremity

energy absorption and biomechanics during landing, part I: sagittal-plane energy absorption analyses. *Journal of Athletic Training*, *48*(6), 748-756.

Sanders, T. G., Medynski, M. A. & Feller, J. F. (2000). Bone contusion patterns of the knee at MR imaging: footprint of the mechanism of injury. *Radiographics*, *20*, S135-S151.

Shin, J. M. (2016). Changes in Lower Extremities Coordination during Drop Landing from the Different Jump Height. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *64*, 771-781.

Shin, J. M. (2018). Changes in Lower Extremities by Landing Heights and Foot Strike Patterns during Landing. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *71*, 527-537.

Shin, J. M. (2022). Effect of Landing Height, Landing Stand Width, and Foot Contact Patterns on Lower Extremity Segments in Landing Motion. *Journal of Sport and Leisure Studies*, *87*, 279-290.

Shin, Y. W. & Kim, K. I. (2018). Upper Extremity Injuries in Youth Baseball Players. *Journal of the Korean Orthopaedic Association*, *53*(3), 185-192.

Stern, S. H., Moeckel, B. H. & Insall, J. N. (1991). Total knee-arthroplasty in valgus knees. *Clinical Orthopedics and Related Research*, *273*, 5-8.

Teng, P. S. P., Leong, K. F. & Kong, P. W. (2020). Influence of foot-landing positions at initial contact on knee flexion angles for single-leg drop landings. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, *91*(2), 316-325.

Welling, W., Benjaminse, A., Gokeler, A. & Otten, B. (2016). Enhanced retention of drop vertical jump landing technique: A randomized controlled trial. *Human Movement Science*, *45*, 84-95.

Yeow, C. H., Cheong, C. H., Ng, K. S., Lee, P. V. S. & Goh, J. C. H. (2008). Anterior cruciate ligament failure and cartilage damage during knee joint compression: a preliminary study based on the porcine model. *The American Journal of Sports Medicine*, *36*(5), 934-942.

Yeow, C. H., Lee, P. V. S. & Goh, J. C. H. (2011). An investigation of lower extremity energy dissipation strategies during single-leg and double-leg landing based on sagittal and frontal plane biomechanics. *Human Movement Science*, *30*(3), 624-635.

Zhang, S., Bates, B. T. & Dufek, J. S. (2000). Contributions of lower extremity joints to energy dissipation during landings. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *32*(4), 812-819.