

드롭 랜딩에서 발끝자세가 무릎관절 운동역학에 미치는 영향

주지용¹ · 김영관² · 김재필³

¹전남대학교 대학원 체육학과 · ²전남대학교 사범대학 체육교육과 · ³순천대학교 인문예술대학 사회체육학과

Effect of Toe Headings on the Biomechanics of Knee Joint in Drop Landing

Ji-Yong Joo¹ · Young-Kwan Kim² · Jae-Pil Kim³

¹Department of Physical Education, Graduate School, Chonnam National University, Gwangju, Korea

²Department of Physical Education, College of Education, Chonnam National University, Gwangju, Korea

³Department of Social Physical Education, College of Humanities and Arts, Suncheon National University, Suncheon, Korea

Received 14 February 2014; Received in revised form 21 April 2014; Accepted 1 May 2014

ABSTRACT

The purpose of this study was to investigate the effect of the toe headings on the biomechanics of knee joint in drop landing in an attempt to find the potential risk of non-contact anterior cruciate ligament (ACL) injury. Seventeen male college students (20.5±1.1 yrs; 175.2±6.4 cm; 68.8±5.8 kg), having no neuromuscular injury within an year, participated in this study. Three different toe headings such as toe-in (TI), neutral (N), and toe-out (TO) positions were tested. Motion capturing system consisting of eight high speed cameras and two force platforms were used to collect three-dimensional motion data and ground reaction force data during landing. Results indicated joint angles and peak joint moments were significantly affected by the toe headings. TI position produced larger valgus angle due to reduce knee distance in addition to higher flexion and valgus moment than other positions, which was somewhat vulnerable to the potential risk of non-contact ACL injury. TO position caused the largest internal rotation angle with smaller joint moments. Therefore, it is recommended that athletes need to land on the ground with neutral toe-heading position as possible in order to minimize the potential risk of non-contact ACL injury.

Keywords : Drop Landing, Toe Heading Position, Kinetic Analysis, ACL Injury, Kinematics

I. 서 론

점프 후 착지 동작은 중력에 의해 일어나는 피할 수 없는 동작이며 대부분 스포츠 활동에서 발생한다(Kim, Koh, & Cho, 2012). 이것은 하지 관절의 부상과 밀접한 관련이 있어 지금까지 많은 연구들이 활발하게 진행되어 왔다(Boden, Dean, Feagin, & Garret, 2000; Dufek & Bates,

1990; Olsen, Myblebust, Engebrestsen, & Bahr, 2004; Safran, Zachazewski, Benedetti, Bartolozzi, & Mandelbaum, 1999; Yeow, Lee, & Goh, 2010; Zhang, Bates, & Dufek, 2000). 잘못된 착지 자세는 하지 관절 부상의 주요한 원인으로 작용하고 있는데 그 중 전방십자인대(anterior cruciate ligament [ACL]) 부상이 가장 대표적인 것 중 하나이다(Ford, Myer, & Hewett, 2003; Hewett, Myer, & Ford, 2004; Kim et al., 2012; Olsen et al., 2004).

ACL 부상은 축구나 농구 경기에서 빈번히 발생하며, 그 중 70%는 비접촉 상황에서 발생하고 있다고 보고되었다. 비접촉 ACL 부상 당시 상황을 살펴보면 감속을 하면서 방향전환이나 커팅(cutting)을 시도할 때, 점프 후 무릎이 완전한 신전이거나 그 근처에서 착지할 때, 발이 지면에

위 논문은 2012년 전남대학교 학술연구비 지원에 의하여 연구되었음.
Corresponding Author Young-Kwan Kim
Department of Physical Education, Chonnam National University, 77
Yongbong-ro, Buk-gu, Gwangju, 500-757, Korea
Tel : +85-62-530-2553 / Fax : +82-62-530-2563
E-mail : ykkim01@jnu.ac.kr

박힌 상태에서 축회전(pivot)을 할 때 빈번히 발생하는 것으로 보고되었다(Boden et al., 2000; Shimokochi & Shultz, 2008).

비접촉 ACL 부상 메커니즘을 자세히 살펴보면 착지할 때 무릎에 과도한 외반모멘트가 발생할 경우(Hewett et al., 2005)와 과도한 내회전모멘트가 발생할 경우(Meyer & Haut, 2008), 그리고 단순하중보다는 복합하중으로 외반모멘트와 내·외회전모멘트가 동시에 무릎에 발생할 경우 그 위험도가 높다고 보고되었다(Koga et al., 2010; Shimokochi & Shultz, 2008; Shin, Chaidhari, & Andriacchi, 2011). Shimokochi와 Shultz (2008)는 인터뷰와 211건의 ACL 부상 비디오 분석결과를 통해 단순 무릎 내회전에 의한 ACL 부상은 18건, 단순 외회전에 의한 것은 6건, 외반과 내회전이 동시 발생한 것은 28건, 외반과 외회전이 동시 발생한 것은 27건으로 복합하중에 의한 부상이 매우 심각하다고 하였다. Shin 등 (2011)은 또한 3차원 모델링 시뮬레이션을 통해 외발 착지하는 과정에서 외반 모멘트 또는 내회전 모멘트가 단독으로 존재할 때보다 외반과 내회전 모멘트가 동시에 작용할 때 ACL 변형률(strain)이 훨씬 증가하여 부상위험도가 매우 높다고 주장하였다.

이에 따라 올바른 착지 자세를 통해 무릎에 과도한 응력집중과 복합하중을 피하는 것이 ACL 부상 방지에 도움을 줄 수 있는 길이다. 특히, 착지 때 엉덩관절 내전이 발생하면 두 무릎 사이 간격이 줄어들고, 이를 보상하려는 과도한 무릎 외반(valgus)이 유발되어 ACL 부상 위험성이 높다(Noyes, Barber-Westin, Fleckenstein, Walsh, & West, 2005; Olsen et al., 2004). 즉, 적절한 무릎 간격을 유지가 매우 중요한데, 이것은 엉덩관절의 움직임에 의해 영향을 받을 수도 있지만, 착지할 때 발끝의 회전각 위치에 따라 달라질 수도 있다. 하지만, 지금까지 착지 발끝자세에 따른 부상 발생 위험 요인 연구는 매우 부족하였다(Ishida et al., 2013).

따라서 본 연구의 목적은 서로 다른 발끝 자세로 드롭 랜딩할 때 관절각 변화와 지면반력, 관절모멘트를 분석하여 3가지 자세 중 비접촉 ACL 부상에 취약한 착지 자세를 찾고자 하였다. 또한, 결과를 바탕으로 올바른 착지 자세 지도에 기초자료로 활용하고자 하였다.

II. 연구방법

1. 연구 대상자

연구의 대상자들은 C대학 남학생 17명(age: 20.5±1.1 yrs, height: 175.2±6.4 cm, body mass: 68.8±5.8 kg)으로 최근 1년 동안 하지 근골격계 질환이 없었던 학생이었다.

2. 실험 장비

8대의 적외선 고속 카메라(Eagle®, Motion Analysis, USA)와 업체 제공 소프트웨어인 Cortex 4.0®(Motion Analysis, USA)를 이용하여 드롭 랜딩 동작을 정밀하게 측정하였다. 착지할 때 발생하는 지면반력은 2대의 지면반력기(Type 9281E, Kistler, USA)를 이용하여 측정하였다. 카메라 영상 취득률은 120 Hz이었고, 지면반력 취득률은 1,200 Hz이었다. 연구 대상자는 몸에 흡착되는 반바지를 착용한 상태에서 실험에 임하게 하였고, 영상자료 수집을 위해 19 개의 19 mm 반사마커를 해부학적 주요점들 위에 고정하였다(Figure 1, Table 1).

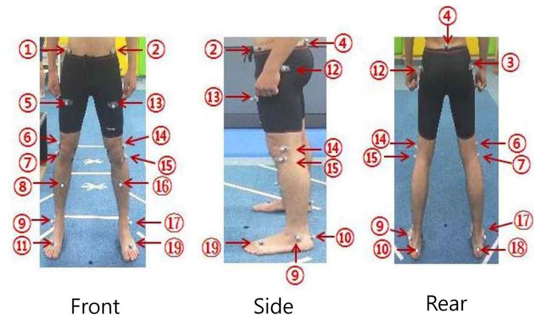


Figure 1. Layout of 19 reflective markers on the lower body

Table 1. Description of anatomical locations on 19 reflective markers

Number	Location
①	Right anterior superior iliac spine (ASIS)
②	Left anterior superior iliac spine (ASIS)
③	Right greater trochantor
④	Middle of posterior superior iliac spines
⑤	Right thigh
⑥	Right knee1 (lateral condyle of femur)
⑦	Right knee2 (top of the fibular)
⑧	Right shank
⑨	Right ankle (lateral malleolus)
⑩	Right heel (back of calcaneous)
⑪	Right toe (2nd metatarsal-phalangeal joint)
⑫	Left greater trochantor
⑬	Left thigh
⑭	Left knee1 (lateral condyle of femur)
⑮	Left knee2 (top of the fibular)
⑯	Left shank
⑰	Left ankle (lateral malleolus)
⑱	Left heel (back of calcaneous)
⑲	Left toe (2nd metatarsal-phalangeal joint)

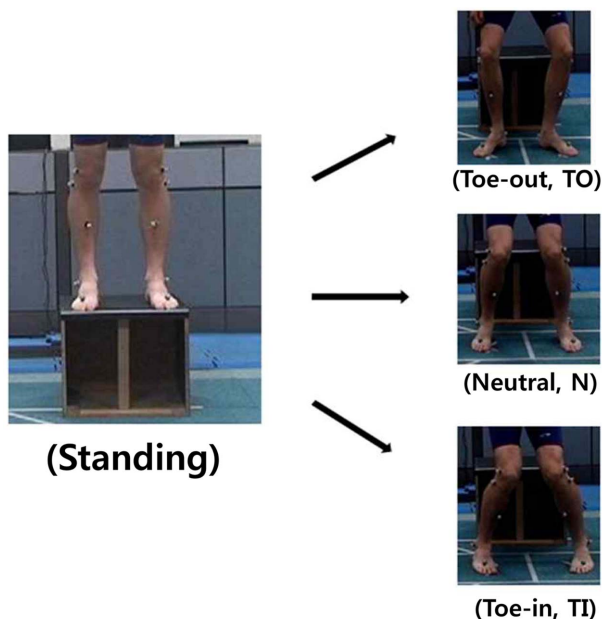


Figure 2. Standing position on the box and three different toe-heading positions

3. 실험 절차

먼저 연구 대상자에게 실험에 대한 정보를 충분히 전달하였고, 실험 전 10분 정도 자유롭게 워밍업과 스트레칭을 실시하게 하였다. 이후 대상자는 35 cm 높이의 박스 위에 올라가 지면 위로 떨어지는 드롭 랜딩을 각 발끝자세 당 5회씩 실시하였고 그 평균값을 통계에 활용하였다. 발끝자세 순서는 교차균형설계(counter-balanced design)에 따라 진행하였다. 박스의 높이는 선행연구들(Cho & Kim, 2011; Eun, Yang, Kim, Kang, & Kwak, 2012; Ishida et al., 2013; Lee, Kim, Cho, & Moon, 2010)의 값을 토대로 평균 높이인 35 cm으로 설정하였다. 드롭 랜딩 발끝자세는 세 가지 형태로 중립자세(neutral, N 자세)는 대상자의 어깨 넓이 폭으로 두발을 평행하게 착지하는 자세로 정의하였다. 그리고, N 자세에서 발앞끝을 밖으로 30° 벌린(외전시킨) 착지 자세를 TO 자세(toe-out), 발앞끝을 안으로 30° 오므린(내전시킨) 착지 자세를 TI 자세(toe-in)로 정의하였다(Figure 2). 발끝을 내전(adduction)과 외전(abduction)시킬 때 중족(제 2 중족지절관절 마커와 뒷꿈치의 중점)을 기준으로 중족 사이 거리를 어깨넓이로 유지시켰다. 일관된 착지 발끝자세를 이끌기 위해 바닥에 흰색 테잎을 붙였고, 신발의 특성으로 발생하는 외부 요인들을 배제하려고 맨발로 착지토록 하였다. 반복 측정에 따른 피로를 최소화하기 위해 30초 간의 휴식이 각 드롭 랜딩 시기 사이에 주어졌다.

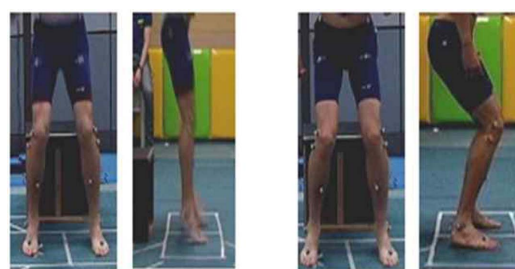


Figure 3. Definition of events

4. 자료 처리

착지 동작을 2개의 주요 시점(event)와 1개의 국면(phase)으로 나누어 세부적인 비교를 진행하였다. 첫 번째 시점은 발이 지면에 닿는 발접촉(foot contact [FC])으로 수직지면반력이 나타나기 시작하는 때이고, 두 번째 시점은 무릎관절 굴곡각이 최대가 되는 최대무릎굴곡(maximum knee flexion [MK])이었다(Figure 3). 또한, FC 시점에서 MK 시점으로 가는 국면을 하강국면으로 정의하였다.

측정된 반사마커 위치 자료는 Cortex 4.0[®]에서 차단주파수(cutoff frequency) 8 Hz의 저역통과필터(Butterworth low pass 4th order filter)를 통과하였고, 지면반력자료는 차단주파수 50 Hz의 저역통과필터를 통과하였다. 평활화를 마친 마커 위치 자료를 가지고 각 분절의 3차원 지역 좌표축을 정의하였고, Kinetic 2.0[®] (Motion Analysis, USA) 모듈을 이용하여 무릎 관절각(joint angle), 관절모멘트(resultant joint moment)를 계산하였다. 역동역학(inverse dynamics) 해석에 사용된 피험자 신체 분절 모수치(body segment parameter)는 de Leva (1990)의 관성 모멘트, 무게중심 위치, 분절 질량이었다. 양발착지이기 때문에 대칭성이라고 가정하고 오른쪽 다리 결과만을 분석하였다.

다음과 같은 종속변인들이 통계분석에 사용되었다. 하강 국면 소요시간은 FC 시점에서 MK 시점까지 걸린 시간이고, 무릎 사이거리는 FC 시점 이후 두 무릎관절중심 사이의 거리로 정의되었다. 그리고 실험 설계상 TI, N, TO 발끝자세 사이에 각각 30° 차이를 요구하였으나 실제 착지할 때 발끝 각도가 요구한 것과 다를 것이 예상되어 실제 착지발끝 각도를 계산하였다. 발끝각은 뒷꿈치에서 발앞꿈치에 이르는 벡터와 전역좌표계 사이에 나타난 회전각이었다. 무릎관절각은 허벅지와 종아리 분절 지역좌표계에서 형성되는 방향코사인에 따라 달라지는 오일러(Euler)각으로 허벅지에 대한 종아리의 상대적인 움직임을 기술한 값이다. 전통적인 역학 규칙에 따라 오일러각 첫 번째 회전은 굴곡·신전각(flexion/extension angle), 두 번째 회전은 외반·내반각(valgus/varus angle), 세 번째 회전은 내회전·외회전각(internal/external rotation angle)으로 정의하였다.

지면반력은 피험자를 기준으로 전후방축(anterio/posterior axis), 내외측(medial/lateral axis), 수직축(vertical axis) 방향으로 정의하였고, 무릎관절 모멘트는 오일러각 정의와 동일하게 굴곡·신전모멘트, 외반·내반모멘트, 내회전·외회전모멘트로 정의하였다. 통계에 적용한 지면반력은 FC 직 후 최대지면반력값으로 정의하였고, 관절모멘트는 FC 시점 직 후 최대수직지면반력이 발생할 때까지 생성된 모멘트의 평균값으로 정의하였다.

5. 통계 처리

귀무가설 검증을 위해 착지 발끝각, 무릎 사이 거리, 무릎관절각에 대해서는 이원반복측정분산분석(two-way repeated measure ANOVA, 시점×발끝자세)을 실시하였고, 하강구면 소요시간, 최대지면반력, 관절모멘트에 대해서는 일원반복측정분산분석(one-way repeated measure ANOVA, 발끝자세)을 실시하였다. 이 때 유의수준은 .05로 설정하였

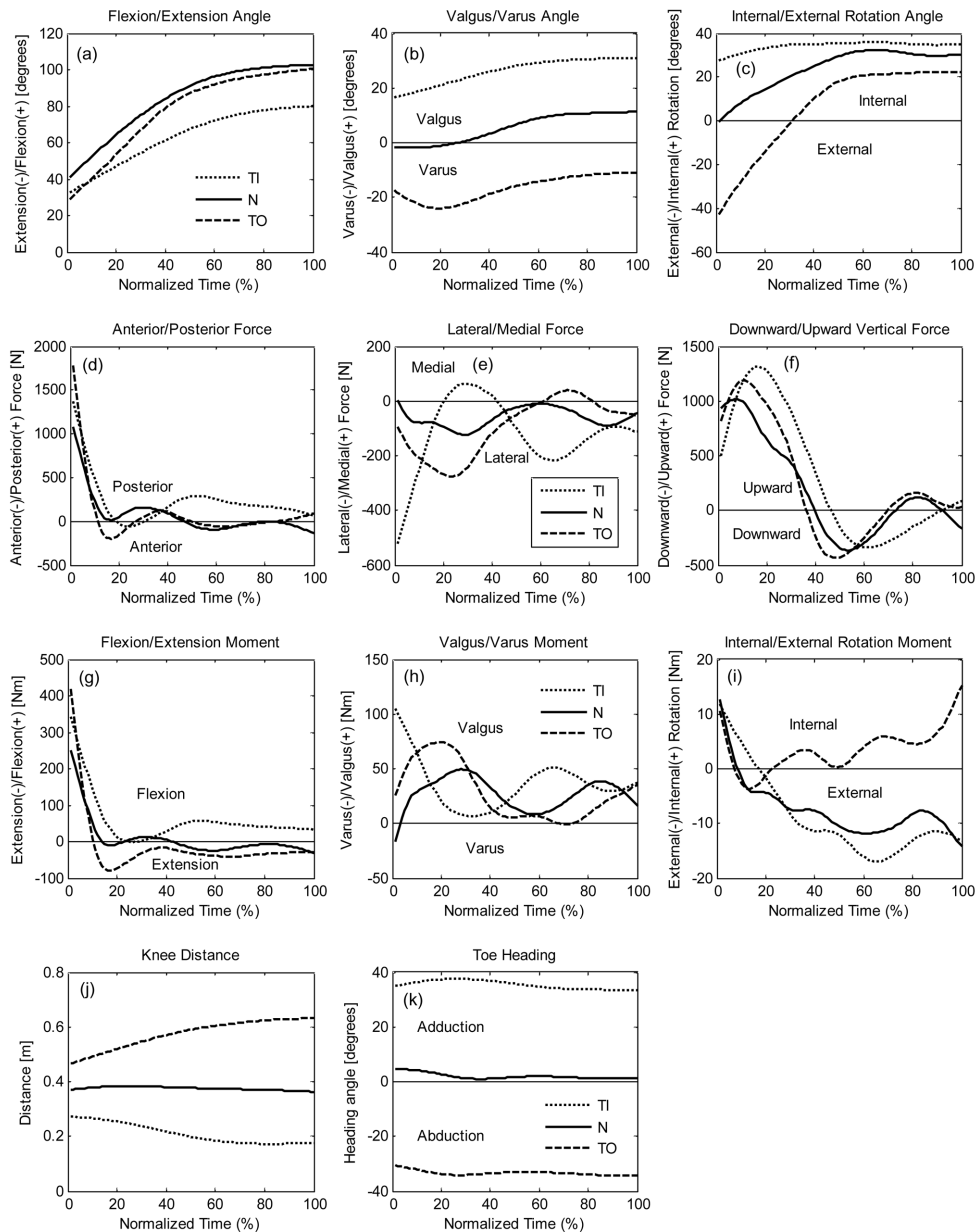


Figure 4. Changes in biomechanical variables according to the toe-heading positions of a subject: (a) to (c) are 3D joint angles, (d) to (f) are directional joint forces, (g) to (i) are joint moments, (j) is the knee distance between left and right knees, and (k) is the toe-heading angles

고, 유의한 주효과가 나타나면 Bonferroni 다중비교 방법을 통해 사후검증(post-hoc)을 실시하여 주효과 발생 원인을 파악하였다.

III. 결 과

드롭 랜딩(drop landing)할 때 3가지 발끝자세(N 자세, TO 자세, TI 자세)와 착지 후 시간에 따라 변화하는 운동역학 변인의 예는 <Figure 4>와 같았다. 이것은 17번째 대상자가 5회씩 드롭 랜딩한 것을 평균하여 나타낸 것으로 시간 축은 하강국면(FC 시점부터 MK 시점까지)을 표준화하여 100%로 나타내었다. 17번째 대상자의 결과를 보면 FC 이후 시상면에서 굴곡이 발생하였고, 관상면에서는 외반, 수평면에서는 내회전이 발생하였으나 발끝자세에 따라 조금씩 다른 양상을 보여주었다(Figure 4(a)-(c)). <Figure 4(d)>에서 <Figure 4(f)>는 무릎관절에서 발생하는 관절력을 나타낸 것으로 전후면에서는 후방지면반력이 감소하고 수평면에는 외측지면반력이 증가하거나 감소하는 모습을 보여 주었다. 관절모멘트는 FC 이후 굴곡모멘트가 급격히 감소하였고, 관상면에서는 발끝자세에 따라 외반모멘트가 감소하거나 증가하는 모습을 보였다(Figure 4(g)-(i)). 무릎 사이 거리는 발끝자세에 따라 벌어지거나(TO 자세) 모아졌다(TI 자세, Figure 4(j)). 착지 발끝각의 경우 FC 이후 약간씩 내전과 외전 변화를 보여주었다(Figure 4(k)). 17명의 평균 자료를 가지고 분석한 통계 결과는 다음과 같았다.

1. 하강국면 소요시간과 무릎 사이 거리

발끝자세에 따라 FC 시점에서 MK 시점에 이르는 하강국면 소요시간을 비교해 보면 통계적으로 차이가 나타났다($F_{2,32}=8.25, p<.01$). Bonferroni 다중비교 결과 TO 자세(0.16 ± 0.06 초)와 N 자세(0.16 ± 0.06 초)의 차이는 없었지만, 두 자세 모두 TI 자세 결과(0.13 ± 0.05 초)보다 유의하게 길게 나왔다($p<.05$).

무릎 사이 거리는 시점과 발끝자세에 따라 유의한 상호작용효과가 나타났다($F_{2,32}=58.7, p<.01$). 사후검증 결과 TI 자세는 무릎이 유의하게 모아졌고(FC 시점에서 0.26 ± 0.07 m와 MK 시점에서 0.21 ± 0.03 m), TO 자세는 무릎이 유의하게 벌어졌다(FC 시점에서 0.36 ± 0.13 m와 MK 시점에서 0.47 ± 0.14 m). N 자세의 경우 무릎 사이 거리 변화가 없었다(Figure 5).

2. 착지 발끝각 변화

<Figure 6>는 착지한 후 발끝자세의 변화를 나타낸 것이다. FC 시점에서 TI 자세는 내전각($22.2\pm 6.69^\circ$), TO 자세

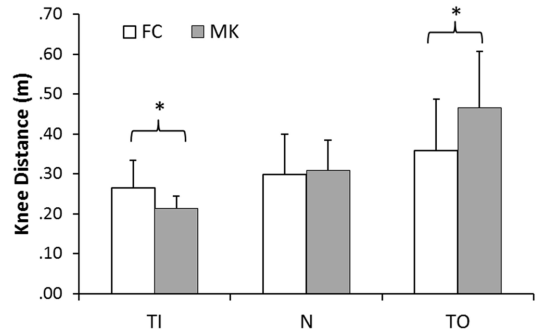


Figure 5. Changes in knee distance according to the toe-heading position by event (TI: toe-in, N: neutral, TO: toe-out, FC: foot contact, MK: maximum knee flexion). * indicates significant difference($p<.05$)

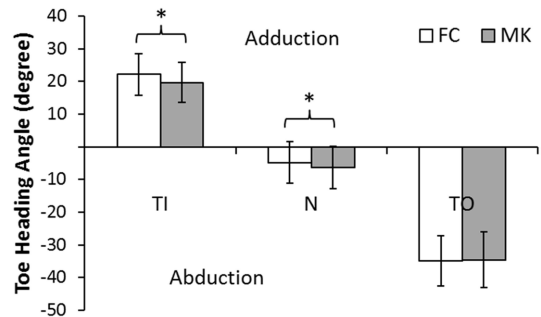


Figure 6. Changes in toe angles of the foot according to the toe heading by the event (TI: toe-in, N: neutral, TO: toe-out, FC: foot contact, MK: maximum knee flexion). * indicates significant difference($p<.05$)

는 외전각($-34.9\pm 7.70^\circ$), N 자세는 작은 외전각($-4.8\pm 6.38^\circ$)을 보여주었다. 이원반복측정분산분석을 실시한 결과, 시점과 발끝자세에 의한 상호작용효과가 있었다($F_{2,32}=8.25, p<.01$). 사후검증 결과 TI와 N 자세에서는 초기값 대비 각각 2.54° 와 1.55° 외전이 발생하였지만($p<.05$), TO 자세에서는 변화가 없었다. 각 조건에서 정확히 30° 간격을 유지하지 못했지만 착지할 때 TI 자세의 경우 N 자세에 비해 평균 27.0° 내전, TO 자세는 평균 30.0° 외전을 유지하였다.

3. 무릎관절각의 변화

1) 굴곡각의 변화

<Figure 7>은 시상면에서 발생하는 굴곡각 변화를 나타낸 것으로 상호작용효과가 나타났다($F_{2,32}=10.8, p<.01$). 사후검증 결과 FC에서는 N 자세($28.3\pm 5.1^\circ$)와 TO 자세($22.2\pm 4.6^\circ$)가 유의하게 차이가 났었는데, MK에서는 TI 자세($65.3\pm 9.0^\circ$)와 N 자세($72.1\pm 12.5^\circ$)가 유의하게 차이가 발생하였다. TI 자세에서는 FC 값 대비 39.4° 의 굴곡각이 MK에서 증가한 반면, TO 자세에서는 MK에서 46.8° 의

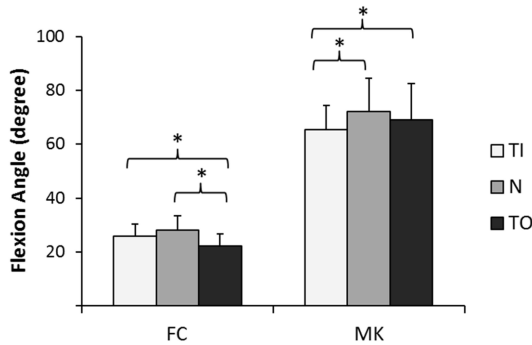


Figure 7. Changes in knee flexion angle according to the toe heading by the event (TI: toe-in, N: neutral, TO: toe-out, FC: foot contact, MK: maximum knee flexion). * indicates significant difference($p < .05$)

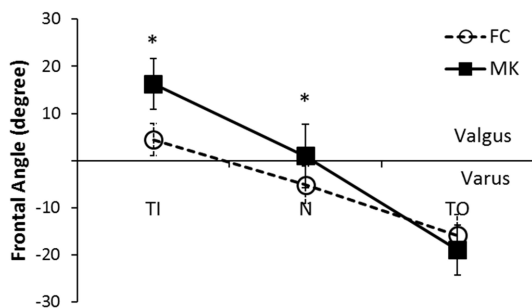


Figure 8. Changes in valgus/varus angle according to the toe heading by the event (TI: toe-in, N: neutral, TO: toe-out, FC: foot contact, MK: maximum knee flexion). * indicates significant difference between FC and MK($p < .05$)

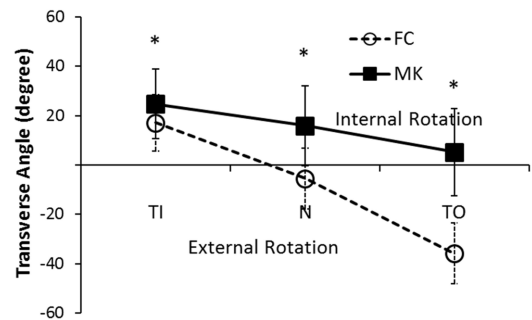


Figure 9. Changes in internal/external rotation angle according to the toe heading by the event (TI: toe-in, N: neutral, TO: toe-out, FC: foot contact, MK: maximum knee flexion). * indicates significant difference between FC and MK($p < .05$)

굴곡각 증가하였다.

2) 내반·외반각의 변화

착지 후 발생하는 내반·외반각 변화에 있어서도 발끝자세와 시점에 의한 유의한 상호작용효과가 나타났다(Figure 8,

Table 2. Comparison of peak GRF according to the toe-heading positions (unit : BW)

Direction	TI	N	TO	F	p
Posterior	0.24±0.03	0.23±0.04	0.20±0.04	14.0	<.01*
	(TO<TI, N)				
Medial	0.21±0.07	0.08±0.05	0.11±0.02	60.8	<.01*
	(N<TO<TI)				
Vertical	1.94±0.34	1.89±0.44	2.02±0.43	3.13	.06

* $p < .05$, TI: toe-in, N: neutral, TO: toe-out, FC: foot contact, MK: maximum knee flexion, BW: body weight

Table 3. Comparison of joint moment according to the toe-heading positions (unit : BW-HT)

	TI	N	TO	F	p
Flexion	0.30±0.12	0.22±0.09	0.19±0.06	9.04	<.01*
	(TI>N, TO)				
Valgus	0.10±0.08	0.07±0.04	0.07±0.04	3.21	.06
Internal Rotation	0.0025	0.0008	0.0008	0.48	.63
	±0.0062	±0.0067	±0.0067		

* $p < .05$, TI: toe-in, N: neutral, TO: toe-out, FC: foot contact, BW: body weight, HT: height

$F_{2,32}=3.76, p < .05$). 사후검증 결과 TI 자세에서 TO 자세로 갈수록 착지할 때 내반각이 유의하게 증가하였다($p < .05$). 하지만, 발끝자세에 따라 다른 결과가 나왔다. TI와 N 자세에서는 하강하면서 외반각이 유의하게 발생한 반면, TO 자세에는 통계적으로 유의한 변화가 없었다.

3) 내회전·외회전각 비교

<Figure 9>는 착지 후 내회전·외회전각 변화를 나타낸 것이다. 이원반복측정분산분석을 실시한 결과 상호작용효과가 있었다($F_{2,32}=84.7, p < .01$). FC에서 TI 자세는 내회전각, TO 자세는 외회전각을 보여 주었고, 하강국면에서 모든 자세에 걸쳐 내회전각이 발생하였다. TI 자세는 내회전각이 작게 발생하였지만, TO 자세는 내회전각이 크게 발행하여 상호작용효과를 나타내었다.

4. 최대지면반력 비교

하강국면에서 발생하는 지면반력(ground reaction force [GRF]) 중에서 각 방향으로 발생하는 최대값(자중으로 표준화한 값)을 일원반복측정분산분석을 통해 조사한 결과 <Table 2>과 같았다. 전후방향($F_{2,32}=14.1, p < .01$)과 내외측방향($F_{2,32}=60.8, p < .01$) 최대지면반력에서 발끝자세에 의한 주효과가 있었다. 착지 후 후방으로 작용하는 TO 자세의 최대지면반력은 TI 자세와 N 자세에 의한 후방 최대지면반력값보다 유의하게 작았다($p < .01$). 내외측방향에서는 착

지 직 후 내측으로 발생하는 최대지면반력은 TI 자세가 가장 크고, 그 다음 TO 자세와 N 자세 순으로 나타났다 ($p < .01$). 수직방향의 최대지면반력은 TO 자세의 평균값이 다른 조건에 비해 조금 컸지만 발끝자세에 따라 유의한 평균차이가 없었다.

5. 관절모멘트 비교

착지 후 하강국면에서 최대수직지면반력까지 무릎에 걸리는 관절모멘트를 통계처리한 결과 <Table 3>와 같았다. 발끝자세에 의한 주효과는 굴곡모멘트에서만 있었다 ($F_{2,32}=9.04$, $p < .01$). TI 자세에서 발생하는 굴곡모멘트 (0.30 ± 0.12 BW·HT)가 N 자세 (0.22 ± 0.09 BW·HT)와 TO 자세 (0.19 ± 0.06 BW·HT)에서 나온 값보다 유의하게 컸다. 외반모멘트와 내회전 모멘트는 TI 자세의 평균값이 컸지만 통계적으로 다른 자세에 비해 유의하지 않았다.

IV. 논 의

본 연구는 드롭 랜딩 시 어떤 발끝자세가 무릎에 과부하를 주어 비접촉 ACL 부상에 취약한 것인지 알기 위해 의도적으로 발끝자세를 달리하여 착지하는 실험을 실시하였다. 이에 따라 17명의 남자 대학생들이 35 cm 높이 박스에서 맨발로 바닥에 5회씩 착지하였다. 이 때 발앞꿈치를 안쪽으로 30° 회전시킨 TI (toe-in) 자세, 바깥쪽으로 30° 회전시킨 TO (toe-out) 자세를 인위적으로 만들어, 정상적인 중립(N) 자세 착지 결과와 함께 비교하였다. 실험 결과 발끝자세가 FC 시점부터 다르기 때문에 3차원 관절각은 물론 다른 변인들에 있어서도 유의한 상호작용효과나 주효과를 발생시켰다.

연구결과 착지 후 쉽게 눈에 띄는 반응은 무릎 사이 거리 변화이었다. TI 자세로 착지할 때는 무릎 사이 거리가 유의하게 줄었고, TO 자세로 착지할 때는 유의하게 늘어났다. N 자세의 착지는 무릎 사이 거리 변화를 이끌지 못했다. 무릎 사이 거리는 무릎관절의 운동학 및 운동역학 변인에 많은 영향을 주었다.

운동학 변인 측면에서 보면 무릎 사이 거리 변화로 인해 관상면에서 외반각이 커지게 하기도 하고(TI 자세), 작지만 내반각이 발생하기도 하였다(TO 자세). 특히 줄어든 무릎 사이 간격 때문에 TI 자세에서는 무릎 잠김(locking) 현상이 발생하면서 굴곡각이 다른 두 가지 조건에 비해 유의하게 작았고 하강국면 소요시간도 유의하게 짧았다. 반면에 TO 자세로 인한 무릎 사이 거리 증가는 더 큰 굴곡각 변화를 유도하였고, 대퇴경골관절의 스크류 홈(screw-home) 메커니즘에 따라 내회전각이 TI 자세보다 월등이 크게 나왔다. 하지만, 관상면에서는 작은 내반각을 유도하

여 TI 자세와는 다른 양상을 보여 주었다.

운동학적 결과만 놓고 볼 때 착지 후 TI 자세에서 나오는 외반각 증가는 ACL 부상위험성을 높인다고 볼 수 있다(Noyes et al., 2005; Olsen et al., 2004). Noyes 등(2005)에 의하면 점프 후 착지과정에서 여성들은 무릎 사이를 모으는 경향이 있고, 이에 따라 무릎 외반각 정렬이 이루어지지 않고 부상 위험이 있다고 하였다. 또한 Olsen 등(2004)의 비디오분석 연구에서도 여자 핸드볼 선수들의 비접촉 ACL 부상은 과격한 외반이 수반된 상태에서 종아리의 내회전 또는 외회전이 발생할 때 대부분 발생하였다. 따라서, 과도한 외반각은 착지 후 피해야할 첫 번째 자세이다. 또한 TO 자세에 의해 발생하는 과도한 내회전각의 발생도 무릎에 좋지 않은 결과를 유도할 수 있기 때문에 주의해야할 자세이다(Ishida et al., 2013; Koga et al., 2010). Koga 등(2010)은 근골격계 모델을 기반으로 10건의 비접촉 ACL 사건 비디오를 분석한 결과 착지 후 40 ms 이내에 발생하는 급격한 내회전이 대부분의 비접촉 ACL 부상에서 나타나는 것을 보여 주었다. 이것은 과도한 내회전각으로 인해 인대섬유의 변형률 속도(strain rate)에 영향을 주어 부상으로 이어지는 경우가 발생하기 때문이다(Pioletti, Rakotomanana, & Leyvraz, 1999).

착지 시 발끝자세는 운동역학 변인들에게도 영향을 주었다. 후방으로 작용하는 최대지면반력에서는 TI 자세와 N 자세의 값이 TO 자세가 이끌어낸 값보다 유의하게 컸다. 또한, 내측으로 발생하는 내외측방향 최대지면반력에서는 TI 자세에 의한 값이 다른 두 가지 조건들보다 유의하게 컸다(Yeow et al., 2010). 이러한 결과는 관절모멘트에도 영향을 미치게 된다. 본 실험 결과 착지 후 최대수직지면 반력에 이르기 전까지 TI 자세의 굴곡모멘트가 다른 두 조건들보다 유의하게 컸으며, 외반모멘트 역시 다른 조건들보다 통계적으로 유의하지는 않았지만 컸었다($p = .06$). 이는 TI 자세가 운동역학적으로 좋은 착지자세가 아님을 알 수 있었다.

비접촉 ACL 부상 메커니즘 관점에서 볼 때 과도한 외반모멘트(Hewett et al., 2005)와 과도한 내회전모멘트(Meyer & Haut, 2008)도 부상의 원인이 되지만 외반모멘트가 발생한 상태에서 내회전이나 외회전이 걸리는 복합하중이 부상 발생 위험도를 증가시킨다고 보고되었다(Koga et al., 2010; Shimokochi & Shultz, 2008; Shin et al., 2011). 실험 결과 위험요소인 복합하중에 가장 취약한 자세는 착지 직 후 외반모멘트와 내회전모멘트가 동시에 걸리는 자세인데, 본 연구에서는 내회전모멘트가 매우 작게 걸려 복합하중 위험성은 낮다고 볼 수 있었다. 하지만, TI 자세는 내측방향의 최대지면반력을 유도하여 ACL 이외에도 연골 부위에 발생하는 전단력(shear force)으로도 영향을 줄 수 있을 것으로 생각되었다. 과도한 전단력(shear

force)이 오랫동안 반복적으로 누적이 되면 전단력에 취약한 무릎연골이나 반월상관에 악영향을 주어 퇴행성 관절염의 원인 중 하나가 될 수도 있어 조심해야 할 것이다 (Yeh et al., 2013).

TO 자세는 FC 이후 긴 하강국면 소요시간과 큰 굴곡각 때문에 무릎에 걸리는 굴곡모멘트, 내반모멘트, 내회전모멘트의 수준이 다른 조건들과 동일하거나 낮게 발생하여 무릎에 걸리는 위험요소는 TI 자세에 비해 낮다고 볼 수 있다. 하지만, MK 시점에서 과도한 내회전각이 발생하기 때문에 다른 형태의 부상위험요소로 작용할 수 있어 무릎에 안전한 착지 자세라고 볼 수 없다. 따라서, 착지 시 가장 위험요소가 적은 자세는 N자세이다.

본 연구결과를 통해 볼 때 운동선수들은 점프 후 착지할 때 되도록 N 자세, 즉 중립의 발끝자세를 가지는 것이 필요하겠다. 이를 위해서는 다양한 훈련방법들이 제시될 수 있지만, 무릎과 엉덩관절을 주변으로 하는 내측 근육(내측광근, 반건형근, 반막상근)과 외측 근육(외측광근, 대퇴이두근)등의 균형있는 근력조화를 만들어 낼 수 있는 훈련이 필요하다고 할 수 있다(Alentorn-Geli et al., 2009; Hewett, Meyer, & Ford, 2005; Noyes et al., 2005). 만약 내측과 외측 근력 균형이 깨지게 되면 착지 후 강한 근력을 가진 근육 쪽으로 내회전 또는 외회전이 발생하여 중립자세가 아닌 자세에서 착지가 이루어질 수 있고 복합하중이 무릎에서 발생할 수도 있다. 따라서, 선수와 코치들은 이점을 유의하여 보강 훈련법을 통해 중립자세의 무릎이 되도록 하는 것이 매우 중요하다.

본 연구에서는 몇 가지 한계점이 있다. 우선 참여자들의 유연성을 들 수 있다. 30° 안쪽인 TI 자세와 30° 바깥쪽인 TO 자세를 요구하고 바닥면에 테이핑을 하여 가이드를 하였지만, 개인에 따라 완벽히 30° 조건을 유지하기 힘들었다. 또한, 실험할 때 참여자들이 의식적으로 발끝자세를 가져가다 보니 자연스러운 착지보다는 어색한 착지가 발생하는 경우도 있었다. 따라서, 본 연구결과는 비접촉 ACL 부상 원인 파악의 기초자료로 활용될 수 있으나 실제 부상 상황과는 거리가 있을 것으로 생각되었다.

V. 결 론

본 연구는 17명 남자 대학생을 대상으로 드롭 랜딩할 때 발끝자세에 따른 무릎관절의 운동역학적 분석을 시행하고 그 결과를 통해 비접촉 ACL 부상에 취약한 착지 자세 여부를 파악하였다. 세 가지 발끝자세는 발끝을 안쪽으로 하는 TI(toe-in) 자세, N(neutral) 자세, 바깥쪽으로 하는 TO(toe-out) 자세로 하였으며 각 자세에서 5회씩 드롭 랜딩한 것을 평균하여 통계처리한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

첫째, 착지 시 발끝자세에 따라 두 무릎사이가 모이지거나(TI 자세), 벌어지거나 하였다(TO 자세). 이에 따라 FC 직 후 관절각, 최대지면반력, 관절모멘트 등에서 발끝자세와 시점에 의한 상호작용효과나 주효과를 볼 수 있었다.

둘째, TI 자세는 FC 이후 과도한 외반각을 유도하였고, 다른 자세에 비해 굴곡모멘트와 외반모멘트가 컸지만, 내회전모멘트값이 무척 작아 복합하중으로 비접촉 ACL 부상을 유발할 수 있는 가능성이 매우 낮았다. 하지만, 무릎 보호 차원에서 무릎 잠김(locking) 현상이 일어나지 않게 주의할 필요가 있다.

셋째, TO 자세에서는 FC 이후 굴곡각이 증가하면서 무릎에 부하는 줄여주었다. 하지만, 과도한 내회전각을 이끌어 내었기에 무릎관절에 부하를 줄 수 있는 자세로 여겨졌다.

결론적으로 비접촉 ACL 부상 방지를 위해서 착지 시 중립자세가 추천되는 바이고, 되도록이면 과도한 TI 자세나 TO 자세는 착지할 때 피해야 할 것이다.

참고문헌

- Alentorn-Geli, E., Myer, G. D., Silvers, H. J., Samitier, G., Romero, D., Lázaro-Haro, C., & Cuqat, R. (2009). Prevention of non-contact anterior cruciate ligament injuries in soccer players. Part 2: a review of prevention programs aimed to modify risk factors and to reduce injury rates. *Knee Surgery, Sports Traumatology, & Arthroscopy*, 17(8), 859-879.
- Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics*, 23(6), 573-578.
- Cho, J. H., & Kim, R. B. (2011). The effects of landing height and distance on knee injury mechanism. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 21(2), 197-205.
- de Leva, P. (1990). Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*, 29(9), 1223-1230.
- 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.
- Eun, S. D., Yang, J. H., Kim, Y. W., Kang, M. S., & Kwak, C. S. (2012). The effect of visual and cognitive information on landing height on landing strategy during drop landing. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 22(4), 405-411.
- Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2003). Valgus knee motion during landing in high school female and male basketball players. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(10), 1745-1750.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., & Ford, K. R. (2004). Decrease in neuromuscular control about the knee with maturation in female athletes. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, 86-A(8), 1601-1608.
- Hewett, T. E., Myer, G. D., Ford, K. R., Heidt, R. S., Colosimo, A. J., McLean, S. G., van den Bogert, A. J., Paterno, M. V., & Succop, P. (2005). Biomechanical measures of neuromuscular

- control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *American Journal of Sports Medicine*, 33(4), 492-501.
- Ishida, T., Yamanaka, M., Takeda, N., Homan, K., Koshino, Y., Kobayashi, T., Matsumoto, H., & Aoki, Y. (2013). The effect of changing toe direction on knee kinematics during drop vertical jump: a possible risk factor for anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery Sports Traumatology Arthroscopy*. doi: 10.1007/s00167-013-2815-22013.
- Kim, K. H., Koh, Y. C., & Cho, J. H. (2012). Dimensional analysis of knee movement and angular velocity during landing: gender differences and landing height. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 49(2), 909-918.
- Koga, H., Nakamae, A., Shima, Y., Iwasa, J., Myklebust, G., Engebretsen, L., Bahr, R., & Krosshaug, T. (2010). Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *American Journal of Sports Medicine*, 38(11), 2218-2225.
- Lee, S. C., Kim, K. H., Cho, J. H., & Moon, G. S. (2010). Injury mechanism of lower extremity joint according to landing height. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 42(2), 1067-1076.
- Meyer, E. G., & Haut, R. C. (2008). Anterior cruciate ligament injury induced by internal tibial torsion or tibiofemoral compression. *Journal of Biomechanics*, 41(16), 3377-3383.
- Noyes, F. R., Barber-Westin, S. D., Fleckenstein, C., Walsh, C., & West, J. (2005). The drop-jump screening test: Difference in lower limb control by gender and effect of neuromuscular training in female athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 33(2), 197-207.
- Olsen, O. E., Myklebust, G., Engebretsen, L., & Bahr, R. (2004). Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *American Journal of Sports Medicine*, 32(4), 1002-1012.
- Pioletti, D. P., Rakotomanana, L. R., & Leyvraz, P. F. (1999). Strain rate effect on the mechanical behavior of the anterior cruciate ligament-bone complex. *Medical Engineering & Physics*, 21(2), 95-100.
- Safran, M. R., Zachazewski, J. E., Benedetti, R. S., Bartolozzi, A. R., & Mandelbaum, R. (1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review part 2: treatment and rehabilitation with an emphasis on the athlete. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7 Suppl), 438-447.
- Shimokochi, Y., & Shultz, S. J. (2008). Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *Journal of Athletic Training*, 43(4), 396-408.
- Shin, C. S., Chaudhari, A. M., & Andriacchi, T. P. (2011). Valgus plus internal rotation moments increase anterior cruciate ligament strain more than either alone. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(8), 1484-1491.
- Yeh, C. C., Chang, S. F., Huang, T. Y., Chang, H. I., Kuo, H. C., Wu, Y. C., Hsieh, C. H., Shi, C. S., & Chen, C. N. (2013). Shear stress modulates macrophage-induced urokinase plasminogen activator expression in human chondrocytes. *Arthritis Research and Therapy*, 15(2), R53.
- Yeow, C. H., Lee, P. V., & Goh, J. C. (2010). Sagittal knee joint kinematics and energetics in response to different landing heights and techniques. *Knee*, 17(2), 127-131.
- 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.