Title

Biomechanical analysis of injury factor according to the change of direction after single leg landing

Author

Jong-Bin KIM, & Sang-Kyoon Park, PhD,

Author information

Department of Physical Education / Graduate School of Korea National Sport Unversity.
Mobile: 82-10-5052-2882.
Korea National Sport University
Yangjaedaero 1239, Songpa-gu, Seoul, Korea 05541

Tel. +82-2-410-6927
Fax +82-2-410-6927
Mobile +82-10-5052-2882
Email: kjb36@nate.com

Corresponding Author

Sang-Kyoon Park, PhD, Associate Professor.
Biomechanics Laboratory, Motion Innovation Center, School of Physical Education, Korea National Sport University, 1239 Yangjae, Songpa-gu, Seoul 05541, Republic of Korea
Tel: +82-2-410-6952
Fax: +82-2-410-6952
Mobile +82-10-5378-9617
E-mail: spark@knsu.ac.kr

Acknowledgments

This work was supported by Korea National Sport University.

.

Abstract

Objective : The purpose of this study was to understand the injury mechanism and to provide quantitative data to use in prevention or posture correction training by conducting kinematic and kinetic analyses of risk factors of lower extremity joint injury depending on the change of direction at different angles after a landing motion.

Method : This study included 11 men in their twenties (age: 24.6 ± 1.7 years, height: 176.6 ± 4.4 cm, weight: 71.3 ± 8.0 kg) who were right-leg dominant. By using seven infrared cameras (Oqus 300, Qualisys, Sweden), one force platform (AMTI, USA), and an accelerometer (Noraxon, USA), single-leg drop landing was performed at a height of 30 cm. The joint range of motion (ROM) of the lower extremity, peak joint moment, peak joint power, peak vertical ground reaction force (GRF), and peak

vertical acceleration were measured. For statistical analysis, one-way repeated-measures analysis of variance was conducted at a significance level of α < .05.

Results : Ankle and knee joint ROM in the sagittal plane significantly differed, respectively (F = 3.145, p = .024; F = 14.183, p = .000), depending on the change of direction. However, no significant differences were observed in the ROM of ankle and knee joint in the transverse plane. Significant differences in peak joint moment were also observed but no statistically significant differences were found in negative joint power between the conditions. Peak vertical GRF was high in landing (LAD) and after landing, left 45° cutting (LLC), with a significant difference (F = 9.363, p = .000). The peak vertical acceleration was relatively high in LAD and LLC compared with other conditions, but the difference was not significant.

Conclusion : We conclude that moving in the left direction may expose athletes to greater injury risk in terms of joint kinetics than moving in the right direction. However, further investigation of joint injury mechanisms in sports would be required to confirm these findings.

Keywords : Single-leg landing, Change of direction, Lower extremity injury, Range of motion, Joint moment, Joint power

Introduction

스포츠 부상은 다양한 경기에서 빈번하게 일어나고 있으며, 경기력 향상과 부상 예방을 위한 많은 연구가 이루어지고 있다 (Mcnitt-Gray, 1989). 특히 하지 관절의 부상은 약 77%가 발생되는데, 무릎 관절에서 21%, 그리고 발목 관절에서 18%로 많은 비중을 차지하고 있으며 (Tropp, Askling & Gillquist, 1985), 손상을 유형별로 관찰한 결과, 무릎 관절 손상 중 전방 십자 인대가 약 50%, 내측부인대가 13% 등으로 발생한 것을 보고하였으며 (Majewski, Susanneet & Klaus, 2006), 이 중 전방십자인대 (anterior cruciate ligament [ACL]) 는 실제 운동 상황에서 비 접촉성으로 인한 부상이 약 70 %라고 하였다 (Meyer & Haut, 2008). 발목 관절에서는 염좌가 50%, 경련 17%, 타박 12%, 골절 5%, 의 빈도를 나타난다고 하였으며 (Hang, 2013), 그 중 발목 관절에서 염좌를 경험한 선수는 70% 이상이 재 손상과 기능적 이상 등의 추가적으로 반복적인 증상을 경험하고 있다고 하였다 (Anandacoomarasamy & Barnsley, 2005). 이렇듯 스포츠 경기 및 훈련 중에 무릎 관절의 인대 손상과 발목 관절의 염좌 부상 등이 발생되고 있다 (Hootman, Dick & Agel, 2007).

부상 발생의 원인을 살펴보면 작은 하지 관절의 가동 범위와 큰 충격력 (Chae & kang, 2009; Kim, Oh, Jeong, 2015; Yeow, Lee, & Goh, 2011), 큰 외반각 (Cho, Kim, Moon, Cho & Lee, 2010; Shin, Choi & Kim, 2015)으로 인해 발생된다고 보고 하였으며, 일반 착지와 인지하고 있는 착지를 비교한 연구에서는 인지하고 있는 착지 시 무릎 관절의 굴곡 각이 일반 착지 보다 큰 것으로 보고되었다 (Choi, 2015; Schmitz, Kulas, Perrin, Riemann, & Shultz, 2007; Sigward, Pollard, & Powers, 2012). 그리고 실제 스포츠 동작을 모방한 착지 연구에서는 착지 후 점프 동작 이후 착지 시 하지 관절의 충격 부하로 인해 부상이 나타날 수 있다고 보고 하였다 (Kim & Cho, 2012). 이는 착지 하는 동안 불충분한 충격 흡수로 인해 하지 관절의 부상이 발생되고, 충격량의 증가는 근골격계 손상 율을 증가시키는 원인이 된다고 보고 하였다 (Hewett, Myer, & Ford, 2004; Yeow et al., 2011).

또한 착지동작 상황에서 양발 착지보다 외발 착지가 하지 관절 부상이 더 많이 발생되는데 외발 착지 동작은 양발 착지 동작에 비해 무릎 관절에서 짧은 시간에 큰 움직임을 일으키는 동작으로, 편측성 움직임을 많이 보이는 동작 이라고 하였다 (Taylor, Ford, Nguyen & Shultz, 2016). 그리고 외발 착지 동작에 관한 연구를 관찰 해본 결과, 지면과 초기 접촉 시 발의 전족 부로 지면에 딛게 되면서 부상이 유발되며, 착지 뿐만 아니라 갑작스러운 방향전환 시에도 많은 발목관절 염좌와 점퍼 무릎(Jumper knee) 부상을 야기 시킨다고 보고하였다 (Boden, Dean Feagin & Garrett, 2000; Gehring, Melnyk & Gollhofer, 2009). 방향전환 동작과 관련된 연구에서는 방향전환

메모 [오전
referring

메모 [오전
was read
correded
direction
going righ

메모 [오전
modified
comment

메모 [오전
journal re
Included

메모 [오전

을 예측 유무(Houck, Duncan & Haven, 2006, 2007)에 따라 부상 기전이 크게 발생되고, 방향전환 각도에 따른 차이 (Lee, 1998; Kwon, Jung, Park, Kwon & Shin, 2007)에서도 부상 기전이 크게 이루어 졌다고 하였다.

하지만 실제 스포츠 경기 상황에서 선수들은 선행 연구들의 방향 이외에도 착지 시 다양한 방향으로 전환을 해야 하는 상황에 직면하게 되고, 이때 착지와 동시에 하지 관절의 손상 위험성 또한 증대될 것으로 판단한다. 또한 이러한 연구 분석에서는 하지 관절의 각도와 모멘트를 산출하여 무릎 관절과 발목 관절의 부상 기전의 연관성을 제시하였지만 진행 방향을 다양하지 않았으며, 드롭박스의 높이의 변화를 주었으며, 양쪽 다리로 진행 하였을 때 분석하였으며, 양발착지 후 방향전환을 분석하였는데 드롭박스에서 외발로 착지 순간을 분석은 미비한 실정이다.

따라서 본 연구의 목적은 착지 후 진행 방향을 인지 하고 있는 상태에서 외발 착지 동작 시 관절의 가동범위 및 관절 모멘트, 관절 파워, 그리고 지면반력과 가속도계를 이용하여 하지관절 부상 기전을 분석하여 규명하고, 다양한 각도의 방향 전환 시 위험 요인에 이해하여, 재활 훈련 및 올바른 트레이닝 등에 활용 할 수 있는 하지 관절 부상의 정량적인 자료를 제공하고자 한다.

Method

1. Participants

서울시 소재 K 대학의 체육 계열 학과 대학생 중 주동 발이 오른쪽 다리인 11 명의 성인 남성 (age : 24.6±1.7 years, height : 176.6±4.4 cm, weight : 71.3±8.0 kg)을 대상으로 하였다.

본 연구의 목적을 이해하고 실험에 동의한 대상자들로 진행 하였고, 6 개월 이내에 하지 근골격계에 수술 및 부상 이력이 없으며, 실험 당시 하지 관절에 진단받은 질환이 없는 대상자에 한하여 진행 하였고, 해당 연구 기관의 윤리 위원회(IRB)에서 승인을 받고 실험을 실시하였다 (KNSU 산학협력단-1000, 20160805).

2. Measurements

촬영 장비는 7 대의 적외선 카메라 (Oqus 300, Qualisys, Sweden)를 설치 하였고, 촬영 속도 (sampling rate)는 200 Hz 으로 설정하였으며, 지면의 충격을 측정하기 위해 지면반력기 (BP12001200, AMTI, USA) 1 대를 설치 하였고 sampling rate 는 2000 Hz 로 설정하였다. 그리고 충격 기전을 알아보기 위해 가속도계 (DTS accelerometer 400 g, Noraxon, USA)를 경골에 부착하여 신호를 무선 송신기를 통해 받았으며, (sampling rate)는 500 Hz 로 설정하였다. 3 차원 공간 좌표 방향과 지면반력 방향은 X 축은 좌(-) · 우(+), Y 축은 전(+) · 후(-), Z 축은 수직(+)으로 설정하였다 (Figure 1). 측정 장비는 Qualisys 사의 Qualisys Track Manager (QTM) 프로그램을 이용하여, 각 관절 점에 부착된 반사마커와 지면반력에 대한 원자료 (raw data) 를 획득 하였으며, 자료 분석은 Matlab R2014a (The Mathworks, USA) 과 Visual3D (C-Motion, USA) 를 이용하였다. 영상 자료는 획득 과정에서 생긴 노이즈를 제거하기 위해 Smoothing 은 Butterworth 2nd order low-pass filter 로 하였으며, 이때 3 차원 좌표의 차단주파수는 12 Hz (Ford, Myer & Hewett, 2007)로 설정하였고, 지면반력기의 차단주파수는 100Hz (Sell et al., 2007)로 하였다.

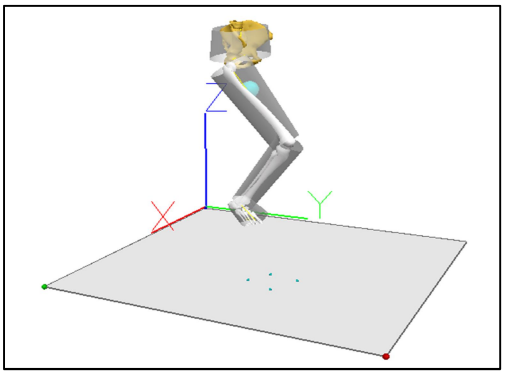


Figure 1. coordinate system

3. Data processing

본 연구에서는 실험에 참가한 모든 대상자에게 실험에 들어가기 전에 피로를 유발시킬 수 있는 강도 높은 신체 활동을 실시하지 않았으며, 실험 전 목적과 절차를 충분히 숙지한 뒤 자발적으로 참여 의사를 밝힌 대상자에게 동의서를 작성하게 한 후 실험을 실시하였다.
우선 대상자들의 신체 정보 (나이, 신장, 체중)를 수집하고, 실험 과정에서 안전을 위해 준비운동을 10 분간 실시하였다. 그 후 하의 타이즈를 착용하고 자신의 신발을 신게 한 후, 오른쪽 하지 관절에 구형 반사마커를 15 개와 분절의 움직임을 파악하기 위해 대퇴와 하퇴에 각각 1 개씩 반사마커가 붙어 있는 클러스터를 2 개를 부착하였다 (Figure 2). 그리고 충격 기전을 알아보기 위하여 경골에 가속도계 1 개를 부착하였다.
높이를 통제하기 위하여 지면반력기와 30 cm 거리를 둔 곳에 드롭박스 (50 x 40 x 30 cm)을 설치하였다. 촬영 전 피험자에게 진행 방향을 미리 알려 줘서 인지하고 있을 수 있도록 하였으며, 진행방향은 랜덤으로 선별하여 실시하였다.

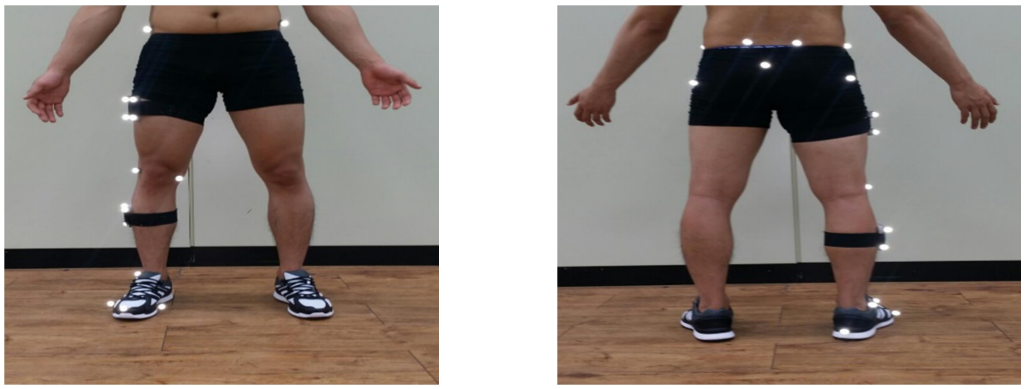


Figure 2. Maker set & Accelerometer location

착지 시 충격력이 적용되지 않게 왼발은 신전 시킨 다음, 오른발을 전방으로 무게 중심 이동만으로 외발 착지 (single leg landing)를 실시하게 하였으며, 참가자들이 동작을 무리 없이 수행할 수 있도록 충분한 연습을 하게 한 후 실시하였다. 착지 시 양팔은 마주 걸어 손을 양쪽 겨드랑이 밑에 두고 실시하였고, 실험 동작 중에 착지 시 지면반력기 밖으로 발이 나가는 경우, 중족 착지와 후족 착지가 일어나는 경우, 팔의 움직임이 있는 경우, 착지 시 중심을 잡지 못하고 쓰러지는 경우는 실패 동작으로 간주하였다. 가장 자연스러운 동작을 분석하기 위하여 착지 후 방향별로 10 회를 실시하여 분석하였다.

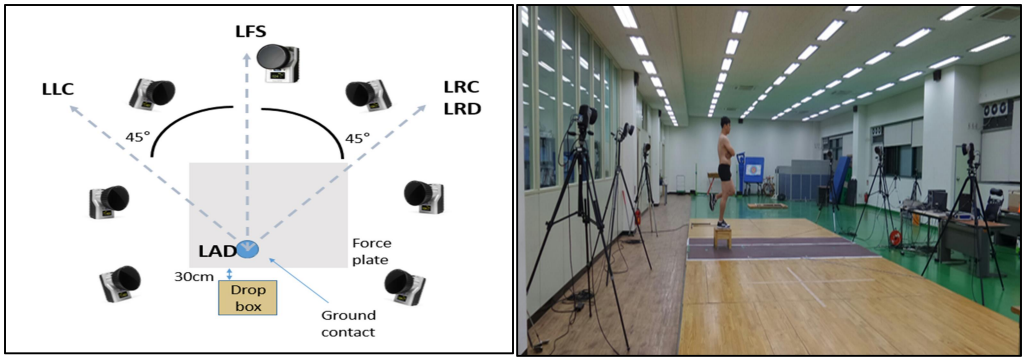
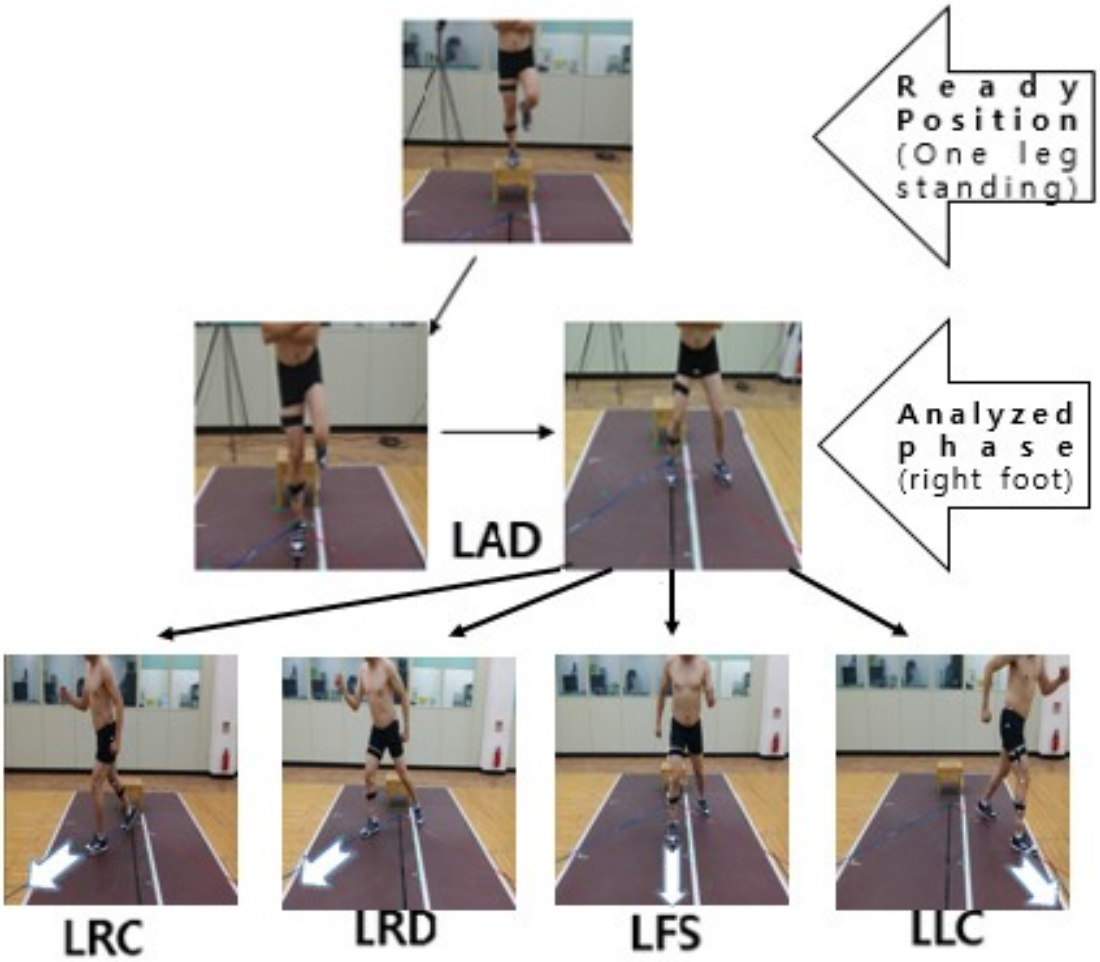


Figure 3. Experimental setup

외발 착지 후 진행 방향은 총 5 가지로 정의하였다. 제자리 착지 (Landing [LAD]), 오른쪽 방향으로 45°로 왼발 이동 (after Landing, right 45° cutting [LRC]), 오른쪽 방향으로 45°로 오른발 이동 (after Landing, right 45° direct [LRD]), 제자리 착지 후 앞쪽 방향으로 이동 (after Landing, forwad step [LFS]), 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (after Landing, left 45° cutting [LLC])을 연속 동작으로 실시하였다 (Figure 4). 이벤트 분석 구간은 지면에 닿는 순간을 event1, 최대 수직지면반력값 일 때 event 2, 오른쪽 무릎 최대 굴곡 각도를 event 3 으로 설정하였다.

4. Statistical analysis

본 연구의 통계 처리 방법은 SPSS 21.0(IBM, USA)로 각 변인을 일원 반복 측정 분석(one-way repeated ANOVA)으로 실시하였고, 이때 유의 수준은 α=. 05 로 설정하였다. 유의한 효과 차이가 나타나면 Bonferroni 다중 비교 방법을 통해 사후 검증(post-hoc)을 실시하여 효과 발생 원인을 파악하였다.



LAD – Landing, LRC - after Landing, Right 45° Cutting, LRD - after Landing, Right 45° Direct, LFS - after Landing, Forward Step, LLC - after Landing, Left 45° Cutting.

Results

1. Peak GRF & Accelermeter

방향전환에 따른 하지관절의 지면반력 최대 값과 가속도계 수직 최대값을 분석한 결과, 지면반력 수직 최대값은 LAD방향이 4.17±0.99 %BW와 LLC방향으로 이동이 4.10±0.53 %BW (F=9.363, *p*=.000)으로 크게 나타났다. 그리고 가속도계 수직 최대값은 LAD방향이 26.93±9.34 g 와 LLC 방향으로 이동이 26.35±8.27 g 로 크게 나타났다. 지면반력 최대값(F=9.363 *p*=.000)에서는 유의한 차이가 나타났지만, 가속도계 수직 최대 값은 유의한 차이가 나타나지 않았다 (Table 1).

Table 1. Result of GRF & Accelermeter variable

	LAD M(SD)	LRC M(SD)	LRD M(SD)	LFS M(SD)	LLC M(SD)	F (*p*)	Post-hoc	ES(η^2)	power
GRF peak (%BW)									
Peak vertical	4.17 (0.99)	3.35 (1.11)	3.37 (0.99)	3.98 (0.61)	4.10 (0.53)	9.363 **(.000)***	LRD< LAD LRD< LLC	.48	.99
Accelerometer (g)									
Peak vertical	26.93 (9.34)	23.29 (9.82)	24.16 (10.31)	23.75 (8.19)	26.35 (8.27)	2.113 (.143)		.17	.40

LAD - Landing, **LRC** - after Landing, Right 45° Cutting, **LRD** - after Landing, Right 45° Direct, **LFS** - after Landing, Forward Step, **LLC** - after Landing, Left 45° Cutting. *P< .05

2. Peak joint power

방향전환에 따른 하지관절의 최대 조인트 파워을 분석한 결과, 발목관절의 최소값은 LLC 방향으로 이동이 -34.83 ±11.69 W/kg 으로 가장 작게 나타났고, LFS 방향으로 이동이 -23.02±10.39 W/kg (F=1.179, *p*=.335)으로 크게 나타났으며, 무릎관절의 최소값 LAD 방향으로 이동이 -18.39±14.39 W/kg으로 작게 나타났고, LFS 방향으로 이동이 -6.97±16.93 W/kg (F=1.373, *p*=.261)가 높게 나타났으며, 각 관절에서는 유의한 차이는 나타나지 않았다 (Table 2).

Table 2. Result of joint power variable
(unit : W/kg)

Peak joint power	LAD M(SD)	LRC M(SD)	LRD M(SD)	LFS M(SD)	LLC M(SD)	F (*p*)	Post-hoc	ES(η^2)	power
[sagittal plane]									
Ankle	-32.03 (10.68)	-26.01 (10.00)	-23.33 (10.78)	-23.02 (10.39)	-34.83 (11.69)	1.179 (.335)		.10	.34
Knee	-18.39 (14.30)	-10.27 (14.48)	-9.17 (15.19)	-6.97 (16.93)	-15.59 (17.39)	1.373 (.261)		.29	.39

LAD - Landing, **LRC** - after Landing, Right 45° Cutting, **LRD** - after Landing, Right 45° Direct, **LFS** - after Landing, Forward Step, **LLC** - after Landing, Left 45° Cutting. *P< .05

3. Peak joint moment

방향전환에 따른 하지관절의 최대 관절 모멘트을 분석한 결과, 착지 시 발목관절의 내전 모멘트는 LLC 방향으로 이동이 1.47±.64 Nm/kg으로 가장 크게 나타났으며, LFS방향으로 이동은 0.99±0.64 Nm/kg (F=4.298, *p*=.00

6)으로 작게 나타났다. 무릎관절의 외반 모멘트는 LAD방향으로 이동이 -2.05±1.02 Nm/kg 으로 크게 나타났으며, LLC방향으로 이동이 -1.61±1.05 Nm/kg (F=5.700, *p*=.006)으로 작게 나타났다. 그리고 발목관절의 외전 모멘트는 LLC방향으로 이동이 -0.80±0.27 Nm/kg 으로 크게 나타났고, LRC방향으로 이동이 -0.58±0.30 Nm/kg(F=.600, *p*=.665)으로 작게 나타났으며, 무릎관절의 외회전 모멘트에서는 LLC방향으로 이동이 0.71±0.27 Nm/kg 으로 크게 나타났고, LRC방향으로 이동이 -0.59±0.30 Nm/kg (F=4.980, *p*=.014)에서 작게 나타났다. 횡단면에서 발목관절을 제외한 나머지 변인에서 유의한 차이가 나타났다 (Table 3).

Table 3. Result of joint moment variable
(unit : Nm/kg)

Peak moment	LAD M(SD)	LRC M(SD)	LRD M(SD)	LFS M(SD)	LLC M(SD)	F *(p)*	Post-hoc	ES(η^2)	power
[frontal plane]									
Ankle (inversion)	1.23 (0.61)	1.15 (0.60)	1.19 (0.55)	.99 (0.64)	1.47 (0.64)	4.298 **(.006)***	LRC< LLC LRD< LLC LFS< LLC	*.30*	*.88*
Knee (valgus)	-2.05 (1.02)	-1.96 (1.04)	-1.82 (1.03)	-1.79 (1.15)	-1.61 (1.05)	5.700 **(.006)***	LLC <LAD LLC <LRC LLC <LFS	*.36*	*.88*
[transverse plane]									
Ankle (abduction)	-0.66 (.28)	-0.58 (0.30)	-0.66 (.33)	-0.70 (0.34)	-0.80 (0.27)	.600 (.665)	LRC< LFS	.06	.18
Knee (external rotation)	-0.68 (0.28)	-.59 (0.30)	-0.67 (0.33)	-.69 (0.37)	-0.71 (0.27)	4.980 **(.014)***	LRC< LFS.	.33	.781

LAD - Landing, **LRC** - after Landing, Right 45° Cutting, **LRD** - after Landing, Right 45° Direct, **LFS** - after Landing, Forward Step, **LLC** - after Landing, Left 45° Cutting. *P< .05

4. Joint ROM

방향전환에 따른 하지관절의 가동범위을 분석한 결과, 착지 시 시상면(sagittal plane)에서 발목관절의 가동범위는 LFS방향으로 이동이 56.59±6.75° 으로 가장 크게 나타났고, LAD방향은 49.77±7.16° (F=3.145, *p*=.024)으로 작게 나타났다. 무릎관절에서 굴곡신전 가동범위는 LRD방향으로 이동이 75.63±18.74° 으로 크게 나타났으며, LLC방향으로 이동이 50.36±5.67° (F=14.183, *p*=.000)으로 작게 나타났다. 횡단면 (transverse plane)에서는 발목관절의 가동범위는 LRC 방향으로 이동이 22.06±10.82° 으로 크게 나타났고, LLC방향으로 이동이 14.31±5.95° (F=6.276, *p*=.068)으로 작게 나타났다. 무릎관절 가동범위는 LRC 방향으로 이동이 25.07±3.00° 으로 가장 크게 나타났고, LLC 방향으로 이동이 21.87±3.82° (F=1.675, *p*=.175)으로 가장 작게 나타났다. 횡단면에서 무릎관절을 제외한 나머지 변인에서 유의한 차이가 나타났다 (Table 4).

Table 4. Result of joint ROM variable
(unit : deg)

JOINT ROM	LAD M(SD)	LRC M(SD)	LRD M(SD)	LFS M(SD)	LLC M(SD)	F *(p)*	Post-hoc	ES(η^2)	power
[sagittal plane]									

Ankle (dorsiflexion)	49.77 (7.16)	50.12 (14.13)	56.51 (6.74)	56.59 (6.75)	51.13 (6.38)	3.145 (.024)*	LAD < LRC, LAD < LRD LRD < LFS, LAD< LFS LLC < LFS	.24	.77
Knee (flexion)	62.05 (11.84)	71.59 (15.49)	75.63 (18.74)	59.76 (16.49)	50.36 (5.67)	14.183 (.000)*	LAD < LRD, LLC < LAD LLC < LRC, LFS < LRD	.59	1.00
[transverse plane]									
Ankle (adduction)	18.29 (8.79)	22.06 (10.82)	20.45 (12.36)	19.63 (8.45)	14.31 (5.95)	6.276 (.068)		.39	.98
Knee (internal rotation)	23.08 (5.12)	25.07 (3.00)	23.47 (4.46)	22.47 (5.85)	21.87 (3.82)	1.675 (.175)	LLC < LRC	.14	.47

LAD – Landing, LRC – after Landing, Right 45° Cutting, LRD – after Landing, Right 45° Direct, LFS – after Landing, Forward Step, LLC – after Landing, Left 45° Cutting. *$P<$ .05

Discussion

본 연구는 외발 착지 후 방향전환에 따른 하지관절의 상해 요인을 알아보기 위하여 하지관절의 지면반력의 수직최대값, 가속도계의 수직 최대값, 최대관절 파워, 최대관절 모멘트, 가동범위을 이용하여 하지관절의 상해요인에 관한 운동역학적 특성을 분석하였다.

우선 발이 지면에 닿았을 때의 충격력을 알아보기 위하여 외발 착지 시 방향전환 별 수직 지면반력 최대값은 제자리 착지 (LAD)에서 4.17±0.99 %BW와 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC)시 4.10± 0.53 %BW로 크게 나타났으며, 제자리 착지 (LAD)와 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC)에 유의한 차이가 나타났다. Cowley, Ford, Myer, Kernozek와 Hewett (2006)의 연구에서는 농구와 축구선수를 대상으로 예상치 못한 컷팅 시 지면반력의 최대값과 유사하게 나타났고, 또한 Kellis과 Kouvelioti (2009)의 연구에서는 외발 착지 시 지면반력의 최대값는 4.19±0.40 %BW으로 나타났는데, 제자리착지 (LAD)와 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC) 동작에서 결과가 유사하게 나타났다. 그리고 가속도계 수직 최대값 또한 제자리 착지 (LAD) 26.93±9.34 g와 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC) 26.35±8.27 g로 다른 방향 동작에 비해 크게 나타났는데, Tran, Netto, Aisbett와 Gastin (2010)의 연구에서 착지 시 지면반력의 최대값과 가속도계의 유의한 결과는 본 연구와 유사하게 나타났다. 그리고 Yeh 등 (2013)이 착지 시 큰 충격으로 인해 발목의 염좌나 무릎의 ACL 손상 발생 위험이 크다고 보고하였는데, 본 연구에서도 제자리 착지 (LAD)와 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC)이 착지 시 하지관절에 전달되는 충격이 크게 나타났으며, 그 충격으로 인해 신체로 전이되어 인대 및 관절에 상해를 유발시킬 수 있다고 사료된다.

그리고 착지 후 방향전환 별 하지관절의 최대 관절 파워를 살펴보니 제자리 착지 (LAD)동작에서 발목관절은 -32.03± 10.68 W/kg로 무릎관절은 -18.39± 14.30 W/kg으로 나타났다. 또 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC)동작에서 발목관절은 -34.83± 11.69 W/kg로 무릎관절은 -15.59± 17.39 W/kg로 나타났다. 발목 관절과 무릎 관절에서는 모두 유의한 차이가 나타나지 않았다. Kim과 Cho (2012)의 연구에서는 드롭랜딩 시 높이 변화에 따른 인체 분절의 충격흡수에 관한 결과와 유사하게 나타났으며, 관절에서 부적 증가는 충격 흡수 능력으로 볼 수 있다고 하였다(Kwon, 2012; Zhang, Bates & Dufek, 2000). 본 연구의 관절 파워의 부적증가는 발목관절과 무릎관절에서 충격력의 크기 정도를 예상할 수 있었고, 발목 관절에서 무릎 관절로 충격력의 부하가 전이 되는데 무릎관절의 부적증가로 무릎의 충격을 신장성 수축으로 에너지를 흡수하여 ACL 상해위험을 낮추는 방어기전이라고 생각한다.

하지관절의 최대 모멘트에서 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC) 동작의 발목관절 내번 (inversion)모멘트는 1.47±0.64 Nm/kg로 가장 크게 나타났으며, 무릎관절 외반(valgus)모멘트에서는 -1.61±1.05 Nm/kg로 가장 작게 나타났다. 그리고 무릎관절에서 외반(valgus)모멘트가 제자리 착지(LAD) 동작에서 가장 크게 나타났는데, 이는 Shimokochi, Ambegaonkar, Meyer, Lee & Shultz, (2013)의 외발착지 시 상해에 관한 연구의 무릎 외반 (valgus)모

멘트 결과와 매우 유사하게 나타났으며, 이때 발목관절의 외전 (abduction)모멘트는 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC) 동작이 -0.80±0.27 Nm/kg로 무릎관절의 외회전 (external rotation)모멘트는 -.71±.27 Nm/kg로 크게 나타났는데, 유의한 차이는 무릎 관절에서 나타났다. 무릎 모멘트에서는 내회전 모멘트도 부상의 원인이 되지만(Meyer & Haut, 2008) 외반(valgus)모멘트가 발생한 상태에서 외회전이 걸리는 복합하중이 부상 발생 위험도를 증가시킨다고 보고하였다 (Shimokochi & Shultz, 2008; Shin, Chaudhari & Andriacchi, 2011). 그리고 Kirkendall과 Garrett (2000)은 발목관절에서 내번 (inversion)모멘트와 무릎관절의 외반 (Valgus)모멘트 과 내회전 (internal ratation) 움직임을 알면 상해을 예방할 수 있다고 보고 하였다. 본 연구에서는 발목관절의 내번 (inversion)모멘트와 무릎관절의 외회전 모멘트는 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동(LLC) 동작에서 다른 진행방향보다 발목관절의 외측부 인대중 전거비인대(anterior talofibular ligament [ATFL]) 상해 발생 가능성은 높고, 무릎관절의 ACL 상해는 제자리 착지(LAD)동작이 외반(valgus)모멘트가 가장 커서 상해의 발생 위험성이 크다고 예상된다.

착지 시 방향전환별 비교에서 발목관절의 굴곡신전 가동범위는 제자리 착지 (LAD)방향 49.77±7.16° (F=3.145, p=.024)이 다른 방향보다 작은 것으로 나타났는데, 이는 Nordin과 Dufek(2016)의 무게 부하율별 착지연구에서 나타난 발목관절의 가동범위와 유사한 결과가 나타났고, Kim과 Cho(2012)의 컷팅방향에 따른 연구결과에서는 외발착지 시 발목관절 가동범위 46.56±6.08 °와 유사한 경향을 나타났다. 또한 Myer 등 (2015)에서의 외발 착지와 양발 착지의 비교연구에서 외발 착지의 ROM 패턴 유형과 유사하게 나타났다. 방향전환을 하는 다른 동작들의 발목관절 가동범위는 제자리 착지 (LAD)동작에 비해 발목관절 가동범위가 모두 크게 나타났는데, 이는 진행 방향을 인지하고 착지 후 방향전환을 하지 않는 제자리 착지 동작이기 때문에 가동범위가 작은 것으로 사료되며, 이로 인해 하지관절에 손상기전 중 하나인 지면 반력의 충격력을 발목관절의 굴곡 신전으로 인해 흡수 하는 것으로 사료된다. 무릎관절의 골곡 신전 가동범위에서는 오른쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LRD) 75.63±18.74° 이 크게 나타났으며, 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC) 50.36±5.67° 으로는 작게 나타났다. McNair, Marshall 과 Matheson (1990)에 따르면 ACL 부상은 무릎이 최대로 신전했을 때보다 20°굴곡 사이에서 일어 난다고 보고 하였으며, Yeow, Lee 와 Goh(2009)의 결과에서는 각 관절의 충격 흡수를 위해 무릎관절의 굴곡 움직임을 크게 한다고 보고하였다. 본 연구에서는 오른쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LRD) 크게 나타났는데 충격의 흡수가 크다고 사료되며, 이는 인체에 전달되는 충격을 흡수하기 위해 크게 나타났다고 할 수 있다. 그리하여 인지하고 있는 방향으로 빠르게 전환을 하기 위해 관절의 가동범위가 크게 나타났다고 사료된다.

하지관절의 상해기전을 살펴보면 발목관절은 저축굴곡 (planter flexion)되고 내번 (inversion)되어진 상태에서 반복 착지를 하게 될 경우에 빈번하게 ATFL가 가장 많은 상해가 발생된다고 하였으며 (Safran, Benedettl, Bartolozzi, & Mandelbaum, 1999), 무릎관절의 상해 기전으로는 발이 지면에 견고하게 고정되어 있는 상태에서 무릎관절의 과신전 (hyperextension)과 외번력 (valgus)에 의한 원인과 고정되어 있는 경골(tibia)에 대해 대퇴골 (fermur)의 축회전과 후방 병진운동으로 인해 ACL상해가 발생된 된다고 보고 하였다 (Neumann, 2010).

본 연구와 비교하여 보면 착지 시 제자리착지 (LAD)동작과 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC)동작에서 지면반력의 최대값과 가속도계 최대 수직값이 가장 높게 나타나서 충격을 크게 받는 것으로 예측할 수 있으며, 최대 관절 파워로 인해 착지 시 발목관절과 무릎관절의 부하는 오른쪽 방향으로 45°로 왼발이동 (LRC)와 오른쪽 방향으로 45°로 오른발이동 (LRD)에 비해 제자리착지 (LAD)와 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC)가 더 큰 충격 흡수를 하고 있다고 볼 수 있다. 가동범위에서는 비교에서는 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC) 동작이 오른쪽 방향으로 45°으로 왼발 이동 (LRC)에 비해 더 작은 것으로 나타났으며, 최대 관절 모멘트에서는 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC) 동작이 더 작게 나타났는데 이는 최대 모멘트는 무릎관절 굴곡 각도의 감소는 무릎관절의 외반을 감소시킨다는 보고와 유사하였다 (Lepers, Hausswirth, Mailetti, Briswalter & Hoecke, 2000). 이에 따라 진행방향을 인지 후 착지 시 방향전환을 실시하면 오른쪽으로 이동보다 왼쪽 방향으로 이동이 손상 발생 할 경우가 더 크다고 사료된다. 그리고 진행 방향을 인지하고 있는 상태에서 착지 후 이동 하지 않고 제자리착지 (LAD)동작이 다른 동작에 비해 손상 발생 위험이 가장 크다고 사료된다.

Conclusion

본 연구는 11명의 20대 남성을 대상으로 외발 착지 시 방향전환에 따른 하지관절의 운동역학적 분석을 실시 하였다. 지면반력의 최대수직값과 가속도계의 수직 최대값, 각 관절의 최대 관절 파워, 관절 모멘트, 가동범위로 부상기전을 알아보았다.

하지관절의 지면반력의 수직 최대값과 가속도계 수직 최대값에서는 제자리 착지 (LAD) 동작에서 가장 크게 나타났다. 관절 파워에서는 제자리 착지 (LAD)와 왼쪽 방향으로 45°오른발 이동 (LLC)에서 충격 흡수가 큰 것으로 나타났지만 통계적인 유의한 차이는 나타나지 않았다. 발목관절의 내전 모멘트는 제자리 착지 (LAD)와 왼쪽 방향으로 45° 오른발 이동 (LLC)에서 크게 나타났으며, 무릎관절의 외반 모멘트에서는 왼쪽 방향으로 45° 오른발 이동 (LLC)이 크게 나타났다. 가동범위는 오른쪽 방향으로 45° 오른발 이동 (LRD)과 왼쪽 방향으로 45° 오른발 이동 (LLC)의 가동범위 차이가 가장 크게 나타났다. 오른발로 착지 후 오른쪽 방향으로 진행하는 것 보다 왼쪽 방향으로 진행할 때 부상이 더 많이 발생될 것으로 예상된다. 그리고 제자리 착지 (LAD) 또한 많은 충격을 받아 손상 위험이 발생된다.

추후 연구에서는 외발 착지 시 진행 방향에 따른 근육의 움직임을 알아보기 위해 근전도 분석과 근력 측정기를 이용한 분석 통해 충격 흡수에 대한 하지관절 근육의 기여도 분석이 이루어져야 할 것이며, 주동발의 반대발의 관한 연구도 이루어져야 할 것으로 생각한다.

Reference

Anandacoomarasamy, A., & Barnsley, L. (2005). Long term outcomes of inversion ankle injuries. *British Journal of Sports Medicine, 39(3)*, 1-4.

Boden, B. P., Dean, G. S., Feagin, J. A., & Garrett, W. E. (2000). Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics, 23(6)*, 573-578.

Chae, W, S., & Kang, N, J. (2009). Effects of wearing spandex pants on pmpact forces and muscle activities during Drop Landing, *Korean Joumal of Sport Biomechanics*, *19(3)*, 603-610.

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 Joumal of Sport Biomechanics*, *20(1)*, 67-73.

Choi, J. K. (2015). Kinetic comparison analysis about normal landing and intentional landing for safety at drop landing movement. *The Koeran Journal of Sports Science, 23(6)*, 1467-1477.

Cowley, H. R., Ford, K. R., Myer, G. D., Kernozek, T. W., & Hewett, T. E. (2006). Differences in neuromuscular strategies between landing and cutting tasks in female basketball and soccer athletes. *Journal of Athletic Training, 41(1)*, 67-73.

Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2007). Reliability of landing 3D motion analysis: implications for longitudinal analyses. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 39(11)*, 20-21.

Gehring, D., Melnyk, M., & Gollhofer, A. (2009). Gender and fatigue have influence on knee joint control strategies during landing. *Clinical Biomechanics, 24(1)*, 82-87.

Hang, B. (2013). Acute sports-related lower extremity injuries. *Clinical Pediatric Emergency Medicine*, *14(4)*, 304-317.

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 & Joint Surgery, 86(8)*, 1601-1608.

Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training, 42*(2), 311-319.

Houck, J. R., Duncan, A., & De Haven, K. E. (2006). Comparison of frontal plane trunk kinematics and hip and knee moments during anticipated and unanticipated walking and side step cutting tasks. *Gait &Posture. 24(3),* 314-322.

Houck, J.R., Wilding, G.E., Gupta, R., De Haven, K.E., & Maloney, M. (2007). Analysis of EMG patterns of control subjects and subjects with ACL deficiency during an unanticipated walking cut task. *Gait & Posture*. *25(3)*, 628-638.

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. (2012). The influence of cutting direction on risk factors of anterior curuciate ligamentlijury. *Journal of Sport and Leisure Studies, 48(2)*, 795-802.

Kim, J. S., Oh, J. H & Jeong, I. S. (2015). A biomechanical analysis on the action of volleyball vertical jumping performance. *Journal of Korean Society for the Study of Physical Education, 19(4)*, 131-143.

Kirkendall, D. T., & Garrett, W. E. (2000). The anterior cruciate ligament enigma: injury mechanisms and prevention. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 372, 64-68.

Kwon, M. S. (2012). Effect of added mass between male and female on the lower extremity joints angular velocity, moment, Absorb energy during drop landing. *Korean Joumal of Sport Biomechanics*, *22(3)*, 325-332.

Kwon, O. B., Jung, C. J., Park, K. J., Kwon, M.S., & Shin, S. H.(2007). The analysis of joint motion and moment of Lower extremities to cutting angles. *Korean Journal of Physical Eduaction*, *46(2)*, 451-459.

Lepers, R., Hausswirth, C., Maffiuletti, N., Brisswalter, J., & van Hoecke, J. (2000). Evidence of neuromuscular fatigue after prolonged cycling exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 32(11)*, 1880-1886.

Lee, K. K. (1998). The effect of turning direction on lower extremity joint moment. *Journal of Biomechanics, 8(2), 21-42.*

Majewski, M., Susanne, H., & Klaus, S. (2006). Epidemiology of athletic knee injuries: A 10-year study. *The Knee*, *13*, 184-188.

McNair, P., Marshall, R., & Matheson, J. (1990). Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *The New Zealand Medical Journal, 103(901)*, 537-539.

McNitt-Gray, J. L. (1989). The influence of impact speed on joint kinematics and impulse characteristics of drop landings. *Journal of Biomechanics, 22(10)*, 1054.

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.

Myer, G. D., Bates, N. A., Dicesare, C. A., Foss, K. D. B., Thomas, S. M., Wordeman, S. C., Suqimoto, D., Roewer, B. D., Mckeon, J. M. M., Stasi, S. L. D., Noehren, B. W., McNally, M., Ford, K. R., Kiefer, A. W., & Di Stasi, S. L. (2015). Reliability of 3-dimensional measures of single-leg drop landing across 3 institutions: implications for multicenter research for secondary ACL-injury prevention. *Journal of Sport Rehabilitation, 24(2)*, 198-209.

Neumann D. A. (2010). Kinesiology of the musculoskletal system: foundations of rehabilitation 2nd ed, St. Louis, MO: Mosby/Elsevier

Nordin, A. D., & Dufek, J. S. (2016). Neuromechanical synergies in single-leg landing reveal changes in movement control. *Human Movement Science, 49*, 66-78.

Safran, M. R., Benedetti, R. S., Bartolozzi 3rd, A., & Mandelbaum, B. R. (1999). Lateral ankle sprains: a comprehensive review: part 1: etiology, pathoanatomy, histopathogenesis, and diagnosis. *Medicine and Science in Sports and Exercise, 31(7)*, 429-437.

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(6)*, 681-688.

Sell, T. C., Ferris, C. M., Abt, J. P., Tsai, Y. S., Myers, J. B., Fu, F. H., & Lephart, S. M. (2007). Predictors of proximal tibia anterior shear force during a vertical stop-jump. *Journal of Orthopaedic Research*, *25(12)*, 1589-1597.

Shin, E.S., Choi, J. K., & Kim, S. D. (2015). Kinematical analysis of the causes of injury during landing in floor exercises by middle school male athletes. *The Korean Journal of Sports Science*, *24(3)*, 1693-1702.

Shimokochi, Y., Ambegaonkar, J. P., Meyer, E. G., Lee, S. Y., & Shultz, S. J. (2013). Changing sagittal plane body position during single-leg landings influences the risk of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy, 21(4)*, 888-897.

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.

Sigward, S., Pollard, C., & Powers, C. (2012). The influence of sex and maturation on landing biomechanics: implications for anterior cruciate ligament injury. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports, 22(4)*, 502-509.

Taylor, J. B., Ford, K. R., Nguyen, A. D., & Shultz, S. J. (2016). Biomechanical comparison of single- and double-leg jump landings in the sagittal and frontal plane. *American Orthopaedic Society for Sports Medicine*, *4(6)* 1-9.

Tran, J., Netto, K., Aisbett, B., & Gastin, P. (2010). Validation of accelerometer data for measuring impacts during jumping and landing tasks. *International Society of Biomechanics in Sports.* 1-4.

Tropp, H., Askling, C., & Gillquist, J. (1985). Prevention of ankle sprains. *The American Journal of Sports Medicine, 13(4)*, 259-262.

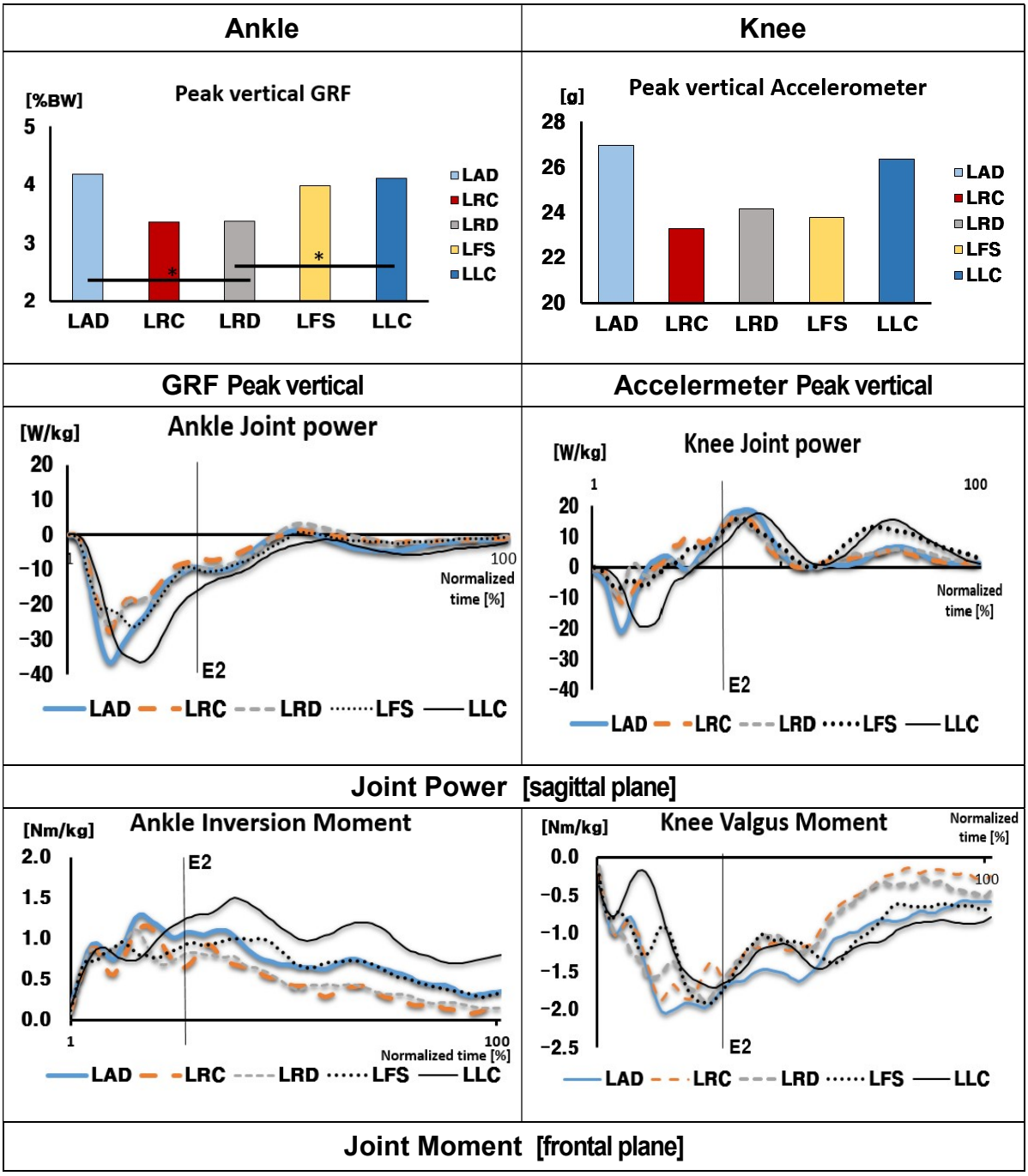
Yeh, C. C., Chang, S. F., Huang, T. Y., Chang, H. I., Kuo, H. C., Wu, Y. C., & Chen, C. N. (2013). Shear stress modulates macrophage-induced urokinase plasminogen activator expression in human chondrocytes. *Arthritis Research & Therapy, 15(2)*, 1-13.

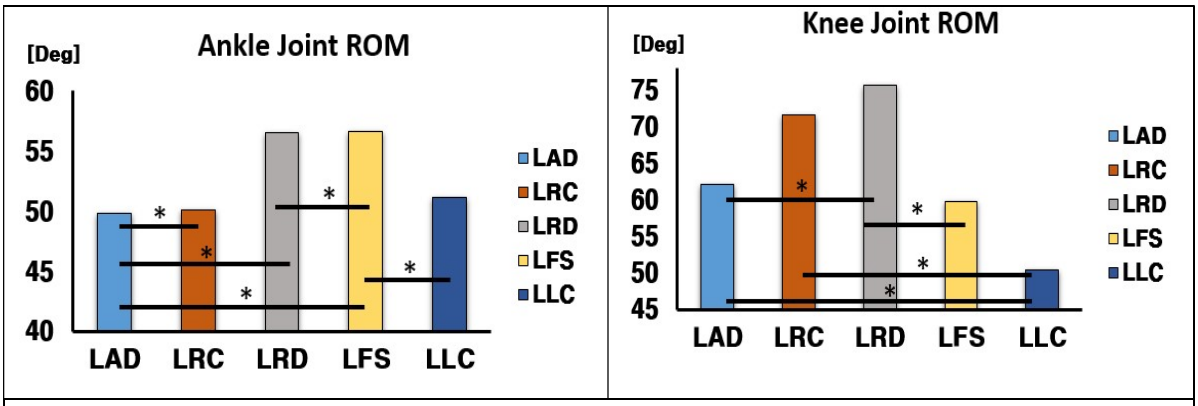
Yeow, C., Lee, P., & Goh, J. (2009). Effect of landing height on frontal plane kinematics, kinetics and energy dissipation at lower extremity joints. *Journal of Biomechanics, 42(12)*, 1967-1973.

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. 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.

Appendix


Ankle
Knee
[%BW]
Peak vertical GRF
5
4
3
2
LAD
LRC
LRD
LFS
LLC
[g]
Peak vertical Accelerometer
28
26
24
22
20
GRF Peak vertical
Accelermeter Peak vertical
[W/kg]
Ankle Joint power
20
10
0
-10
-20
-30
-40
1
100
Normalized time [%]
E2
LAD LRC LRD LFS LLC
Knee Joint power
Joint Power [sagittal plane]
[Nm/kg]
Ankle Inversion Moment
2.0
1.5
1.0
0.5
0.0
Knee Valgus Moment
0.0
-0.5
-1.0
-1.5
-2.0
-2.5
Joint Moment [frontal plane]



Joint ROM [sagittal plane]