

Effects of Limited Dorsiflexion Range of Motion on Movement Strategies during Landing

발등굽힘 관절가동범위 제한이 착지 시 움직임 전략에 미치는 영향

Inje Lee^{1,2}, Donggun Kim³, Hyeondeukje Kim³, Hyunsol Shin³, Jiwon Lee³, Yujin Jang³, Myeongwoo Pi¹

¹Department of Sports Rehabilitation Medicine, Kyungil University, Gyeongsan, South Korea

²International Olympic Committee Research Centre KOREA, Seoul, South Korea

³Department of Sports, Kyungil University, Gyeongsan, South Korea

Received : 20 October 2023

Revised : 23 November 2023

Accepted : 23 November 2023

Objective: This study aimed 1) to compare the Landing Error Scoring System (LESS) score and movement patterns during landing of the lesser dorsiflexion range of motion (LDFROM) group to that with the greater dorsiflexion range of motion group, and 2) to identify the correlation between the weight-bearing dorsiflexion range of motion (WBDF ROM), LESS score, and movement patterns during landing.

Method: Fifty health adults participated in this study. WBDF ROM was measured using the weight bearing lunge test while movement patterns during landing was assessed using the LESS. The joint angles of the ankle, knee and hip joints during landing were analyzed using the 2D video analysis. After mean value of WBDF ROM was calculated, participants were divided into two groups (GDFROM and LDFROM) based on the mean value. The Mann-Whitney *U* test was used to identify differences in movement strategies during landing between two groups and the Pearson's correlation analysis was performed to determine relationships between WBDF ROM and movement strategies.

Results: The LDFROM group showed the poorer LESS score and stiffer landing kinematics during landing compared to the GDFROM group ($p<0.05$). In addition, DFROM was significantly related to the LESS score and landing kinematics ($p<0.05$) except for total hip excursion ($p=0.228$).

Conclusion: Our main findings showed that the LDFROM group had poorer landing quality and stiffer landing movements compared to the GDFROM group. In addition, increase of WBDF ROM significantly improved landing quality and soft-landing movements. To reduce shock during landing such as ground reaction forces, individuals need to better utilize WBDF ROM and lower extremity movements based on our findings. Therefore, intervention programs for safer landings should include exercises that increase WBDF ROM and utilize eccentric contraction.

Keywords: Biomechanics, Kinematics, Movement compensation, Stiff landing, Video analysis

Corresponding Author

Inje Lee

Department of Sports
Rehabilitation Medicine, Kyungil
University, Room 117, Faculty
Research Building, 50 Gamasil-gil,
Hayang-eup, Gyeongsan-si,
Gyeongbuk 38428, South Korea

Email : injelee@kiu.kr

INTRODUCTION

발목은 발과 정강뼈(tibial) 및 종아리뼈(fibula)로 구성된 아래다리(lower leg)를 연결하는 관절로 복잡한 기능해부학적 특성을 가지고 있다. 발목은 해부학적 관점에서 발목 복합체라는 명칭으로 불리는데, 발목 복합체(ankle complex)는 목말종아리관절(talocrural joint), 목말밑관절(subtalar joint), 그리고 먼쪽정강종아리관절(distal tibiofibular joint)로 구성되며 이 세 관절은 움직임 시 기능적으로 함께 작용하는 특성을 가지고 있다(Hertel, 2002). 발목 복합체는 빗축(oblique axis)를 가지고 있어 순수한 단평면 움직임(uniplanar motion)이 아닌 다평면 움직임(multiplanar motion)을 수행하게 되며, 운동사슬적(kinetic chain) 관점에 따라서 발목의 움직임은 몸쪽 분절(proximal segment)인 정강뼈에 영향을 미치게 되고 이 움직임은 지속적인 몸쪽 분절 전이를 통해 신체 전반적으로 영향을 미치게 된다(Neumann, 2016). 보행이나 착지, 호핑과 같은 운동기술 수행 시 지면에 가장 먼저 닿는 신체 부위는 발이며 이를 통제하는 관절이 발목이기 때문에(Neumann, 2016), 안정적인 신체활동을 위해서는 발목의 기능이 중요하다고 볼 수 있다. 발목 복합체는 시상면(sagittal plane), 이마면(frontal plane), 수평면(transverse plane) 등 세 가지 자유도를 가지고 있는데 이중 시상면은 가장 큰 움직임 범위를 가지고 있으며 신체 이동에 중요한 기능을 담당한다. 시상면에서는 발등굽힘(dorsiflexion)과 발바닥굽힘(plantar flexion)이 일어나고 이 동작은 충격흡수 및 힘 발생 등을 통해 신체 위치를 이동시킬 수 있다(Neumann, 2016).

앞서 언급하였듯이 발목 복합체에 있어서 시상면 동작이 중요하는데 이중 발등굽힘이 여러 가지 기능적 및 근골격계 문제를 야기할 수 있기 때문에 많은 연구자들에 의해 연구되었다(Kang, Lee, Park & Oh, 2015; Kim, Park, Kim, Lee & Lee, 2021; Lee, Jeon, Ha & Lee, 2022; Macrum, Bell, Boling, Lewek & Padua, 2012). 발등굽힘에 있어 가장 대표적인 문제는 발등굽힘 관절가동범위의 제한이다. 발등굽힘 관절가동범위 제한은 선천적으로 타고날 수도 있지만 장딴지근(gastrocnemius)과 가자미근(soleus)의 단축(Radford, Burns, Buchbinder, Landorf & Cook, 2006), 가쪽발목염좌(lateral ankle sprain, LAS) 후 종아리뼈의 변위(Hertel, 2002), 손상 이후 관절운동형상학의 변화(Delahunt et al., 2018) 등의 다양한 원인을 통해 발생할 수 있다. 발등굽힘 관절가동범위 제한은 보행(Lee et al., 2022)이나 스쿼트(Macrum et al., 2012), 측면 계단 내려가기(Kim et al., 2021), 동적 균형 능력(Kang et al., 2015) 등에 영향을 미친다고 보고되었다. 여러 선행연구에서 제시한 문제들은 운동사슬적 관점에 의해 몸쪽 분절 및 관절에서 보상작용을 야기하기 때문에 발등굽힘 관절가동범위의 제한이 다른 관절에서의 통증이나 부상으로 악화되지 않도록 주의를 기울여야 한다.

스포츠 활동 중 가장 빈번하게 사용되는 동작 중 하나는 점프 후 착지이다. 착지는 발목과 무릎, 엉덩관절을 적절하게 사용하여 충격을 흡수해야 하며 하지의 정렬상태도 유지해야 하는 기술이다. 잘못된 자세로 착지할 경우 앞십자인대(anterior cruciate ligament, ACL)와 LAS 등의 급성 손상뿐 아니라 누적된 충격으로 야기되는 만성 손상도 발생할 수 있기 때문에 면밀히 관찰되고 적절한 착지 전략 교육을 받을 필요가 있다. 스포츠의학에서 동작분석의 표준 평가법(gold standard)은 마커 기반의 3차원 동작분석이지만 이는 실험실 내에서 수행해야 하며 마커를 붙이고 고가의 장비를 활용해야 하기 때문에 공간적, 시간적, 비용적 측면에서 제약이 큰 분석법이다. 반면 착지 시 수행되는 동작을 17문항으로 평가하여 움직임 수준을 정량화함으로써 ACL과 LAS 등의 하지 손상 스크리닝에 사용 가능한 착지 오류 검사 시스템(landing error scoring system, LESS)은 실시간으로 착지 시 움직임 전략에 대해 평가할 수 있는 도구이다(Harriss, Khan, Song, Register-Mihalik & Wikstrom, 2019; Padua et al., 2009; Padua et al., 2015). LESS는 카메라 두 대를 사용하여 약간의 공간만 있다면 어디서든 수행 가능하기 때문에 비교적 저렴하고 편리한 검사법으로 현장에서 많이 사용되고 있으며, 3차원 동작분석과 비교함으로써 신뢰도 및 타당도를 확인하여 개발된 신뢰할만한 임상 평가 도구이다(Padua et al., 2009). 따라서 LESS를 사용하여 발목 관절가동범위 제한이 착지 움직임 전략에 미치는 영향을 확인한다면 발목 관절가동범위 제한이 있는 사람들에게 착지 전략 교육의 필요성을 제시할 수 있을 것이며 현장성 높은 다양한 연구방법들이 연구에 도입되어 현장과 연구 사이를 연결할 수 있는 교두보가 될 수 있을 것이다.

본 연구의 목적은 1) 발등굽힘 관절가동범위 수준에 따라 나뉜 두 집단 간 LESS 점수 및 착지 시 시상면의 하지 관절 각도 차이를 규명하고 2) 발등굽힘 관절가동범위와 LESS 점수 및 착지 시 하지 관절각도 간 상관관계를 규명하는 것이다. 본 연구의 가설은 다음과 같이 설정하였다: 1) 발등굽힘 관절가동범위가 큰 집단(greater dorsiflexion range of motion group, GDFROM)은 발등굽힘 관절가동범위가 제한된 집단(limited dorsiflexion range of motion group, LDFROM)보다 좋은 LESS 점수와 부드러운 착지를 위한 큰 하지 관절각도를 보일 것이다; 2) 발등굽힘 관절가동범위와 LESS 점수 및 착지 시 하지 관절각도는 유의한 상관관계가 관찰될 것이다.

METHODS

1. 연구대상자

본 연구를 위해 20~35세 사이의 성인 50명을 모집하였다. 본 연구를 위한 연구참여 기준은 다음과 같다: 1) 최근 3개월

Table 1. Demographic characteristics of participants

Variable	Total (N=50)		GDFROM (n=25)		LDFROM (n=25)		<i>p</i>
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	
Age (years)	21.9	2.4	21.7	2.0	22.0	2.8	0.865
Height (cm)	173.1	7.0	172.6	7.4	173.6	6.7	0.655
Body weight (kg)	74.6	12.5	71.8	11.4	77.4	13.1	0.093
BMI (kg/m ²)	24.8	3.2	24.0	2.9	25.6	3.3	0.054
WBDF ROM (°)	41.3	6.2	46.3	3.3	36.3	3.9	<0.001***

*** $p < 0.001$.

Abbreviation: GDFROM, greater dorsiflexion range of motion; LDFROM, limited dorsiflexion range of motion; SD, standard deviation; WBDF ROM, weight-bearing dorsiflexion range of motion

내 스포츠 활동에 영향이 있는 부상 경험이 없는 사람; 2) 주 3회 이상 규칙적인 신체활동을 수행하는 사람; 3) 실험 시 점프와 착지를 정상적으로 수행할 수 있는 사람. 표본수는 파워 분석을 통해 G Power 3.0.10을 사용하여 최소 46명의 연구대상자 표본수를 산출하였다($\alpha=0.05$, $\text{power}(1-\beta)=0.8$, $d=0.854$; Macrum et al., 2012). 본 연구는 학회의 연구윤리 지침을 준수하여 연구 참여로 인해 발생할 수 있는 신체적 위험성에 대하여 충분히 설명하였고 연구 참여에 대한 자발적 동의를 획득한 후 진행되었다. 연구대상자에 대한 인구통계학적 특성은 <Table 1>과 같다.

2. 연구절차

연구대상자 모집 후 모든 연구대상자는 다음과 같은 절차를 통해 실험에 참여하였다: 1) 준비운동; 2) 발등굽힘 관절가동범위 측정; 3) LESS 측정. 준비운동은 일관적인 정보 수집을 위해 5분 동안의 걷기 및 가벼운 스트레칭을 통해 수행되었다. 발등굽힘 관절가동범위 측정은 체중부하 런지 검사(weight-bearing lunge test)를 통해 측정하였다. 연구대상자는 측정하고자 하는 발을 앞으로 내밀고 두 번째 발가락과 발꿈치 중앙이 바닥에 붙어있는 테이프와 정렬되도록 위치시켰으며, 발바닥이 지면에서 떨어지지 않은 상태로 무릎을 두 번째 발가락 방향 앞쪽으로 가능한 멀리 보냈다. 이때 정강뼈 거친면(tibial tuberosity) 아래에 전자경사계(iPhone 12, Apple Inc., Cupertino, CA, US)를 위치시킨 후 가상의 수직선과 정강뼈 몸통(tibial shaft)간 각도를 측정하였다(Kang et al., 2015) (Figure 1). 측정 애플리케이션으로 iPhone 내에 있는 "Measure"를 사용하였다. iPhone을 이용한 전자경사계는 선행연구를 통해 발등굽힘 관절가동범위 측정에 대한 타당도 및 신뢰도가 검증된 바 있다(Balsalobre-Fernández, Romero-Franco, & Jiménez-

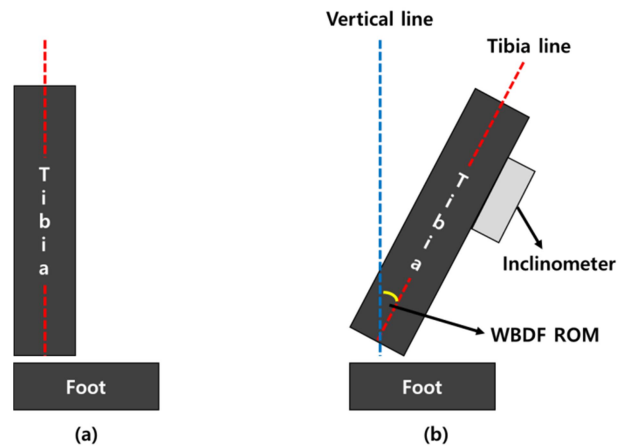


Figure 1. Experimental method of measurements of WBDF ROM. (a) Start position, (b) Measurement position. Abbreviation: ROM, range of motion; WBDF, weight bearing dorsiflexion

Reyes, 2019). 발등굽힘 관절가동범위는 총 3회 측정하였으며 평균 값을 산출하여 분석에 사용하였다. 측정자의 측정신뢰도(intraclass correlation coefficients, ICC) 분석 결과는 <Table 2>에 제시되어 있으며 신뢰도에 대한 해석은 다음과 같다: 부족함(poor), $0.5 > ICC$; 보통(moderate), $0.5 \leq ICC < 0.75$; 좋음(good), $0.75 \leq ICC < 0.9$; 훌륭함(excellent), $0.9 \leq ICC$ (Koo & Li, 2016).

LESS 측정을 위한 실험 세팅은 <Figure 2>와 같다(Padua et al., 2015). 연구대상자는 30 cm 높이의 점프박스에 신발을 벗고 두발로 선 후 연구자의 신호에 따라 신장의 50% 되는 위치로 점프하여 착지하였고 착지 후 가능한 높이 수직점프를 수행하였다. 수행되는 모든 동작을 두 대의 카메라(iPhone 12

& iPhone SE3, Apple Inc., Cupertino, CA, US)를 사용하여 오른쪽과 정면에서 60 frames/sec로 촬영하였다. 정면에서 촬영하는 연구자가 신호를 보낼 때 두 카메라가 동시에 촬영되었으며 2차 신호와 함께 연구대상자가 점프 후 착지를 수행하였다. 총 3회의 측정이 이루어졌으며 각 시도에 대한 LESS 점수를 산출하여 총점의 평균 값을 분석에 사용하였다. LESS 점수는 다음과 같이 해석된다(Padua et al., 2009): 훌륭함(excellent), $LESS \leq 4$; 좋음(good), $4 < LESS \leq 5$; 보통(moderate), $5 < LESS \leq 6$; 부족함(poor), $LESS > 6$. LESS 평가도구의 17문항은 발이 지면에 처음 닿는 순간(initial contact, IC)의 시상면에서 무릎, 엉덩관절, 발목의 각도, 이마면에서 발너비 및 착지 대칭성, 수평면에서 발목의 각도 등을 포함하고, IC부터 착지 동안 무릎이 가장 많이 굽혀진 순간(maximum knee flexion, MKF)까지 시상면에서 무릎, 엉덩관절 및 몸통의 관절각변위와 이마면에서 무릎의 관절각변위 등을 포함한다. 또한 착지에 대한 전반적인 평가를 통해 착지 시 문제가 있는 동작이 발견될 경우 카운트를 하여 LESS 점수가 높을수록 좋지 않은 착지 동작을 의미한다(Padua et al., 2009).

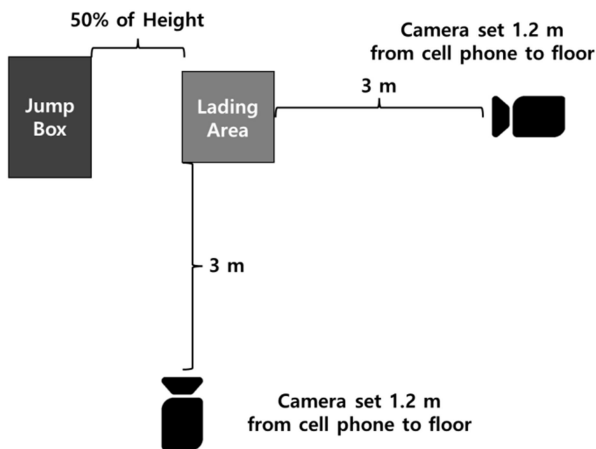


Figure 2. Experimental setting for the landing error scoring system

3. 데이터 처리

착지 시 하지 관절각도를 산출하기 위해 Kinovea 프로그램 0.9.1 (Kinovea open-source project, www.kinovea.org)을 사용하여 2차원 비디오분석을 수행하였다. Kinovea 프로그램은 3차원 동작분석 데이터와 비교했을 때 발목, 무릎, 엉덩관절에서 0.85 이상의 ICC를 보여주어 좋은 신뢰도를 보고하였다(Fernandez-Gonzales et al., 2020). 그러나 분석연구원의 신뢰도가 중요하기 때문에 신뢰도 확보를 위한 작업이 선행될 필요가 있다. 하지 관절각도 산출에 대한 분석연구원의 신뢰도는 <Table 2>와 같으며 ICC를 기준으로 0.9 이상의 훌륭한 신뢰도가 확인되었다. 하지 관절각도는 시상면(오른쪽)에서 촬영한 영상을 사용하였으며 분석 시점은 IC와 MKF로 결정하였다(Figure 3). 또한 IC부터 MKF까지 움직인 범위를 총 움직임(total excursion)으로 정의하여 산출하였다. 각 시점의 발목, 무릎, 엉덩관절의 각도는 다음과 같은 방법으로 산출하였다: 1) 발목각도=90-(정강뼈와 발분절의 상대각도); 2) 무릎각도=180-(허벅지뼈와 정강뼈의 상대각도); 3) 엉덩관절 각도=180-(몸통과 허벅지뼈의 상대각도). 각 분절을 정의하는 기준

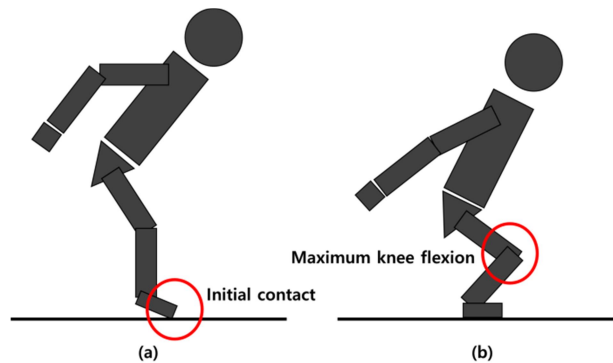


Figure 3. Event timing of the 2D video analysis on the lower extremity kinematics during landing (a) Initial contact during landing phase, (b) Maximum knee flexion during landing phase

Table 2. Results on reliability of investigators

Variable	ICC (2,3)	Interpretation
WBDF ROM	0.959	Excellent
Ankle joint angles computed by 2D video analysis	0.927	Excellent
Knee joint angles computed by 2D video analysis	0.908	Excellent
Hip joint angles computed by 2D video analysis	0.958	Excellent

Abbreviation: ICC, intraclass correlation coefficients; ROM, range of motion; WBDF, weight bearing dorsiflexion

은 다음과 같다: 1) 정강뼈, 종아리뼈머리(fibular head)와 가쪽복사뼈(lateral malleolus)를 연결하는 직선; 2) 발분절, 5번째 발허리뼈머리 바닥면(plantar surface of the 5th metatarsal head)와 발꿈치뼈 바닥면(plantar surface of the calcaneus)을 연결하는 직선; 3) 허벅지뼈, 허벅지뼈 큰돌기(greater trochanter of the femur)와 허벅지뼈 가쪽위관절용기(lateral epicondyle of the femur)를 연결하는 직선; 4) 몸통, 허벅지뼈 큰돌기와 어깨뼈 봉우리(acromion process of the scapula)를 연결하는 직선, 각 관절각도에 대해 양의 값(positive value)은 발등굽힘, 무릎 및 엉덩관절 굽힘(flexion)으로 정의하였으며 음의 값(negative value)은 발바닥굽힘, 무릎 및 엉덩관절 펴(extension)으로 정의하였다.

4. 통계분석

집단 간 평균비교를 위해 발등굽힘 관절가동범위의 평균을 산출하고, 평균 값을 기준으로 GDFROM 집단과 LDFROM 집단으로 분류하였다. 집단 분류 후, 정규성을 검증하였으나 정규성이 만족되지 않았기 때문에 비모수검정인 Mann-Whitney U 검정을 통해 평균비교를 수행하였으며 집단 간 평균크기 차이를 확인하기 위해 효과크기(effect size)를 산출하였다. 효과크기는 Cohen's d 를 산출하였으며 해석은 다음과 같다 (Cohen, 1992): 작음(small), $0.2 \leq d < 0.5$; 중간(medium), $0.5 \leq d$

< 0.8 ; 큼(large), $d \geq 0.8$. 발등굽힘 관절가동범위와 착지 시 움직임 전략간 상관관계 분석은 집단 구분없이 모든 연구대상자의 정보를 Pearson 상관분석에 투입하여 분석하였으며 상관관계(r)는 다음과 같은 기준으로 해석한다: 매우 낮은 상관, $r < 0.2$; 낮은 상관, $0.2 \leq r < 0.4$; 중간 상관, $0.4 \leq r < 0.6$; 높은 상관, $0.6 \leq r < 0.8$; 매우 높은 상관, $0.8 \leq r \leq 1.0$. 모든 통계적 유의수준은 0.05로 설정하였다.

RESULTS

집단 간 움직임 전략의 차이에 대한 결과는 <Table 3>과 같다. LESS 점수의 경우 NDFROM 집단은 GDFROM 집단에 비해 유의하게 좋지 않은 결과를 보여주었으며 중간 효과크기가 확인되었다. 착지 시 하지 관절각도의 경우 엉덩관절의 총 움직임을 제외하고($p \geq 0.05$), 나머지 모든 변인에서 유의한 차이가 관찰되었다($p < 0.05$). IC 시 발목각도, MKF 시 발목과 무릎각도, 발목의 총 움직임 범위는 큰 효과크기를 보였으며, IC 시 엉덩관절 각도와 MKF시 엉덩관절 각도는 중간 효과크기를 보였고, IC 시 무릎각도와 무릎의 총 움직임에서는 작은 효과크기가 관찰되었다. 발등굽힘 관절가동범위와 착지 시 움직임 전략간 상관관계 결과는 <Table 4>와 같다. 발등굽힘 관절가동범위와 엉덩관절의 총 움직임을 제외하고($p \geq 0.05$), 나머지 변인은 모두 유의한 관계가 있는 것으로 관찰되었다

Table 3. Results on discrete points of movement patterns during landing

Variable	Total (N=50)		GDFROM (n=25)		LDFROM (n=25)		U	p	d
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD			
LESS score (score)	5.32	1.42	4.6	1.1	6.0	1.4	135.5	<0.001***	0.566
Ankle angles at IC (°)	-12.2	8.0	-18.1	5.4	-6.2	5.3	44.0	<0.001***	0.859
Knee angles at IC (°)	27.6	8.0	30.4	7.4	24.8	7.7	183.5	0.013*	0.413
Hip angles at IC (°)	64.5	14.6	71.0	10.3	58.0	15.6	147.0	0.001**	0.530
Ankle angles at MKF (°)	22.6	6.5	27.2	5.4	18	3.8	53.0	<0.001***	0.830
Knee angles at MKF (°)	88.0	10.6	95.6	6.2	80.4	8.5	31.0	<0.001***	0.901
Hip angles at MKF (°)	115.0	13.2	120.0	11.0	110.0	13.2	133.5	<0.001***	0.573
Total ankle excursion (°)	34.8	13.0	45.3	7.7	24.2	7.2	21.0	<0.001***	0.933
Total knee excursion (°)	60.4	11.2	65.2	7.9	55.6	12.0	169.0	0.005**	0.459
Total hip excursion (°)	50.4	15.4	49.3	12.4	51.6	18.0	259.0	0.304	0.171

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$

Abbreviation: GDFROM, greater dorsiflexion range of motion; IC, initial contact; LDFROM, limited dorsiflexion range of motion; MKF, maximum knee flexion; SD, standard deviation

Note: Positive values mean dorsiflexion, and knee and hip flexion while negative values indicate plantarflexion, and knee and hip extension

Table 4. Results on Pearson's correlation analysis between WBDF ROM and movement patterns during landing

Correlation	Joint angles at IC		Joint angles at MKF		Total excursion		LESS score
	Joint	$r(p)$	Joint	$r(p)$	Joint	$r(p)$	$r(p)$
WBDF ROM	Ankle	-0.821 ($<0.001^{***}$)	Ankle	0.622 ($<0.001^{***}$)	Ankle	0.821 ($<0.001^{***}$)	
	Knee	0.352 (0.012 [*])	Knee	0.754 ($<0.001^{***}$)	Knee	0.463 ($<0.001^{***}$)	-0.617 ($<0.001^{***}$)
	Hip	0.537 ($<0.001^{***}$)	Hip	0.393 (0.005 ^{**})	Hip	-0.174 (0.228)	

* $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

Abbreviation: ROM, range of motion; WBDF, weight bearing dorsiflexion

($p<0.05$). 발등굽힘 관절가동범위와 LESS 점수, IC 시 발목각도는 부적 상관관계로 나타났고 그외 변인은 정적 상관관계로 확인되었다.

DISCUSSION

본 연구는 LDFROM 집단과 GDFROM 집단 간 LESS 점수 및 착지 시 움직임 패턴의 차이를 규명하고 발등굽힘 관절가동범위와 LESS 점수 및 착지 시 움직임 패턴의 상관관계를 규명하기 위해 수행되었다. 본 연구의 주요 결과는 다음과 같다: 1) LDFROM 집단은 GDFROM 집단에 비해 좋지 않은 LESS 점수를 보였으며 뻣뻣한 착지 전략을 보여주었다; 2) 발등굽힘 관절가동범위와 LESS 점수 및 착지 시 움직임 패턴은 유의한 상관관계를 보였다.

본 연구에서 발등굽힘 관절가동범위가 제한된 집단은 그렇지 않은 집단에 비해 착지 시 움직임의 질적 점수와 뻣뻣한 착지 전략을 사용하는 것으로 확인되었다. 효과크기를 고려했을 때, 발목 움직임의 차이가 큰 것으로 확인되었다. LDFROM 집단은 6.2°의 발바닥굽힘 상태로 IC를 수행하였고 체중이 최저점으로 내려간 순간인 MKF 시에는 18°의 발등굽힘 상태를 보였다. 따라서 IC부터 MKF까지 총 24.2°의 발목 움직임만을 사용하여 착지한 것을 확인할 수 있었다. 반면 GDFROM 집단은 18.1°의 발바닥굽힘 상태로 IC를 수행하였고 MKF 시에는 27.2°의 발등굽힘을 만들어냄으로써 총 45.3°의 발목 움직임을 사용하여 충격을 흡수하였다. 또한 엉덩관절의 총 움직임을 제외한 모든 변인에서 그룹간 차이가 관찰되었는데 이는 발목뿐 아니라 무릎과 엉덩관절의 착지 시 움직임 전략에서도 차이가 있다는 것을 암시할 수 있다. 이는 선행연구의 결과와 전반적으로 일치한다. 발등굽힘 관절가동범위 수준에 따라 분류된 집단 간 측면 계단 내려오기 시 하지관절의 각도의 유의한 차이가 보고되었다(Kim et al., 2021). 발등굽힘

관절가동범위가 큰 집단은 작은 집단에 비해 발목, 무릎, 엉덩관절에서 유의하게 큰 발등굽힘 및 굽힘각도를 사용하는 것으로 관찰되었다. 측면 계단 내려오기는 착지 시 충격흡수 동작과 유사하기 때문에 본 연구와 일치하는 결과가 나타난 것으로 생각된다. 또한 다른 선행연구에서는 발등굽힘 관절가동범위에 따른 집단 간 착지 시 하지 관절각도 차이를 분석하지는 않았으나 두 변인 간 유의한 상관관계를 보고하였기 때문에 같은 경향성을 보이는 것으로 생각된다(Fong, Blackburn, Norcross, McGrath & Padua, 2011; Hoch, Farwell, Gaven & Weinhandl, 2015). 착지 시 수직 지면 반력(vertical ground reaction forces)은 체중의 4.5배까지 증가하는 것으로 나타났다(McNair & Prapavessis, 1999). 수직 강직도(vertical stiffness)는 수직 지면 반력을 질량중심의 수직변위로 나눔으로써 산출하고, 관절 강직도(joint stiffness)는 관절 모멘트의 변화 값을 관절각도의 변화 값을 나누어 산출한다(Hamill, Moses & Seay, 2009; Liu et al., 2006). 따라서 체중의 4.5배까지 증가하는 수직 지면 반력을 흡수하기 위해서는 각 관절에서 큰 움직임을 수행함으로써 수직 및 관절 강직도를 감소시킬 필요가 있다. 본 연구 결과에서 관찰된 착지 시 집단 간 운동학적 변인의 차이는 질적 평가인 LESS 점수에서도 확인되었다. LESS 점수는 시상면과 이마면에서 충격흡수를 위해 하지관절의 사용 능력을 평가함으로써 산출된다. LESS 점수 산출 기준을 고려할 때 본 연구에서 관찰된 LDFROM 집단의 뻣뻣한 착지 움직임 전략이 유의한 차이를 만든 것으로 생각된다.

본 연구결과에 따르면 발등굽힘 관절가동범위는 LESS 점수 및 착지 시 움직임 패턴과 유의한 상관관계가 있는 것으로 관찰되었다. 발등굽힘 관절가동범위는 IC 시 발목관절 각도 및 LESS 점수와 유의한 부적 상관관계를 보였으며 엉덩관절의 총 움직임을 제외한 나머지 변인과는 유의한 정적 상관관계를 나타냈다. 이는 발등굽힘 관절가동범위가 증가할수록 IC 시 발목관절 각도는 발바닥굽힘이 되며 LESS 점수는 낮아

지면서 움직임의 질적 수준이 향상됨을 의미한다. 또한 발등 굽힘 관절가동범위가 증가하면 IC 시 무릎 및 엉덩관절의 굽힘이 증가하며, MKF 시 발목의 발등굽힘과 무릎 및 엉덩관절의 굽힘이 증가하고, 최종적으로 발목과 무릎의 총 움직임이 유의하게 증가함을 나타낸다. 상관관계 수준을 고려할 때, 발등굽힘 관절가동범위는 발목의 움직임 패턴 및 LESS 점수와 높음에서 매우 높음의 상관관계가 있는 것으로 확인되었고, 무릎은 낮음에서 높음, 엉덩관절은 매우 낮음에서 중간 수준의 상관관계를 보였다. 상관관계의 통계적 결과를 고려한다면 부드러운 착지 전략을 위해서 발등굽힘 관절가동범위는 결코 간과되어서는 안 되며 스포츠 활동에 참여하는 많은 사람들에게 사전 평가 및 향상을 위한 중재요인으로서 다뤄질 필요가 있을 것이다. 본 연구의 결과는 선행연구들과 일치하는 부분과 상충하는 부분이 모두 존재한다. 선행연구에 따르면 만성 발목 불안정성이 있는 사람의 발등굽힘 관절가동범위는 한 발 착지(single leg landing) 시 최대 발등굽힘, 무릎 및 엉덩관절 굽힘과 시상면에서 하지 세 관절의 총 움직임, 수직 지면 반력과 중간에서 높은 수준의 상관관계를 보고하였다(Hoch et al., 2015). 그러나 IC 시 하지관절과는 작은 상관관계를 보인 것으로 확인되었다(Hoch et al., 2015). 또 다른 선행연구는 발등굽힘 관절가동범위가 증가할수록 착지 시 무릎의 총 움직임 증가와 수직 지면 반력이 감소하는 것으로 보고하였다(Fong et al., 2011). 본 연구와 선행연구에서는 발목 및 무릎의 총 움직임에서 일관된 결과를 보였으나 다른 변인의 경우 본 연구와 다른 결과를 보이거나 분석하지 않은 변인에 대한 결과로 확인된다. 이러한 차이는 발등굽힘 관절가동범위의 측정 방법(체중부하 런지검사, 앉은 상태로 수동적 관절가동범위 측정), 착지 과제(두발 착지, 한 발 착지), 운동학 데이터 산출 방법(2차원 비디오 분석, 3차원 동작 분석)의 차이 등에서 기인한 것으로 생각된다.

본 연구에는 몇 가지 제한 점이 존재한다. 첫째, 적은 표본수로 정규분포를 만족하지 못했다. 정규분포를 만족하지 못하여 비모수검정을 사용하였으나 집단을 대표하기 위해서는 보다 큰 표본수로 분석을 할 필요가 있다고 생각된다. 둘째, 본 연구의 상관관계 분석결과를 해석할 때 발등굽힘 관절가동범위의 정상 수준을 고려할 필요가 있다. 상관관계의 특성상 한 변인의 증가는 다른 변인의 증가 혹은 감소를 의미하지만 발등굽힘 관절가동범위에 대한 표준 데이터(normative data)를 고려하여 일정 범위 내에서의 해석이 필요할 것이다. 셋째, 손상기전에는 이마면 및 수평면에서의 움직임이 매우 중요하지만 본 연구에서는 해당 운동면을 다루지 않았다. 2차원 비디오 분석은 카메라 위치에 따라서 관절 각도가 다르게 산출될 수 있으며, 특히 이마면에서의 영상은 순수한 이마면 움직임만을 분석하는 것이 아니라 수평면에서의 동작도 영향을 미칠 수 있기 때문에 본 연구에서는 시상면의 움직임만

을 분석하였다. 따라서 이마면 및 수평면에서의 움직임을 해석할 수 없다는 점에서 발등굽힘 관절가동범위가 3차원적 착지 움직임 전략에 미치는 영향을 제시할 수 없다는 제한점이 있다. 이러한 제한점에도 불구하고 본 연구는 현장에 있는 스포츠과학 전문가가 적용하기 편리한 연구방법을 사용하였으며 현장에서 직접 적용할 수 있는 결과를 도출했다는 점에서 의미있는 연구라고 판단된다.

CONCLUSION

본 연구의 결과를 종합적으로 고려할 때, 스포츠 활동 전에 발등굽힘 관절가동범위 증가는 스포츠 손상 예방을 위한 부드러운 착지 전략 및 충격흡수 능력 향상에 기여할 것으로 생각된다. 추가적으로 충격흡수를 위해 착지 시 하지관절 사용을 증가시킬 필요가 있는데 이는 신장성 수축 운동을 통해서 다루어질 필요가 있다. 따라서 스포츠 활동 전에 발등굽힘 관절가동범위 증가와 신장성 수축 운동을 준비운동 및 손상 예방 프로그램에 포함시킨다면 안전하고 기능적으로 우수한 스포츠 활동을 할 수 있을 것으로 기대된다.

ACKNOWLEDGEMENT

The authors would like to thank all participants and the investigator (Heehun Kang). We also appreciate the International Olympic Committee Research Centre KOREA.

REFERENCES

- Balsalobre-Fernandez, C., Romero-Franco, N. & Jimenez-Reyes, P. (2019). Concurrent validity and reliability of an iPhone app for the measurement of ankle dorsiflexion and interlimb asymmetries. *Journal of Sports Sciences*, 37(3), 249-253.
- Cohen, J. (1992). Statistical power analysis. *Current Directions in Psychological Science*, 1(3), 98-101.
- Delahunt, E., Bleakley, C. M., Bossard, D. S., Caulfield, B. M., Docherty, C. L., Doherty, C., Fourchet, F., Fong, D. T., Hertel, J., Hiller, C. E., Kaminski, T. W., McKeon, P. O., Refshauge, K. M., Remus, A., Verhagen, E., Vicenzino, B. T., Wikstrom, E. A. & Gribble, P. A. (2018). Clinical assessment of acute lateral ankle sprain injuries (ROAST): 2019 consensus statement and recommendations of the International Ankle Consortium. *British Journal of Sports Medicine*, 52(20), 1304-1310.
- Fernandez-Gonzales, P., Koutsou, A., Cuesta-Gomez, A.,

- Carratala-Tejada, M., Miangolarra-Page, J. C. & Molinarueda, F. (2020). Reliability of Kinovea software and agreement with a three-dimensional motion system for gait analysis in healthy subjects. *Sensors*, *20*(11), 3154.
- Fong, C. M., Blackburn, J. T., Norcross, M. F., McGrath, M. & Padua, D. A. (2011). Ankle-dorsiflexion range of motion and landing biomechanics. *Journal of Athletic Training*, *46*(1), 5-10.
- Hamiil, J., Moses, M. & Seay, J. (2009). Lower extremity joint stiffness in runners with low back pain. *Research in Sports Medicine*, *17*(4), 260-273.
- Harriss, J., Khan, A., Song, K., Register-Mihalik, J. K. & Wikstrom, E. A. (2019). Clinical movement assessments do not differ between collegiate athletes with and without chronic ankle instability. *Physical Therapy in Sport*, *36*, 22-27.
- Hertel, J. (2002). Functional anatomy, pathomechanics, and pathophysiology of lateral ankle instability. *Journal of Athletic Training*, *37*(4), 364-375.
- Hoch, M. C., Farwell, K. E., Gaven, S. L. & Weinhandl, J. T. (2015). Weight-bearing dorsiflexion range of motion and landing biomechanics in individuals with chronic ankle instability. *Journal of Athletic Training*, *50*(8), 833-839.
- Kang, M. H., Lee, D. K., Park, K. H. & Oh, J. S. (2015). Association of ankle kinematics and performance on the Y-balance test with inclinometer measurements on the weight-bearing lunge test. *Journal of Sport Rehabilitation*, *24*(1), 62-67.
- Kim, K., Park, D. C., Kim, M. J., Lee, I. & Lee, S. Y. (2021). Relationships between ankle dorsiflexion range of motion and lower extremity kinematics during lateral step down. *The Korean Journal of Physical Education*, *60*(6), 389-399.
- Koo, T. K. & Li, M. Y. (2016). A guideline of selecting and reporting intraclass correlation coefficients for reliability research. *Journal of Chiropractic Medicine*, *15*(2), 155-163.
- Lee, I., Jeon, H. G., Ha, S. & Lee, S. Y. (2022). The relationships between ankle kinematics during running and static ankle measurements in youth soccer players. *International Journal of Applied Sports Sciences*, *34*(2), 128-138.
- Liu, Y., Peng, C. H., Wei, S. H., Chi, J. C., Tsai, F. R. & Chen, J. Y. (2006). Active leg stiffness and energy stored in the muscles during maximal counter movement jump in the aged. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *16*(4), 342-351.
- Macrum, E., Bell, D. R., Boling, M., Lewek, M. & Padua, D. (2012). Effect of limiting ankle-dorsiflexion range of motion on lower extremity kinematics and muscle-activation patterns during a squat. *Journal of Sport Rehabilitation*, *21*(2), 144-150.
- McNair, P. J. & Prapavessis, H. (1999). Normative data of vertical ground reaction forces during landing from a jump. *Journal of Science and Medicine in Sport*, *2*(1), 86-88.
- Neumann, D. A. (2016). *Kinesiology of the musculoskeletal system*. 3rd edition. Elsevier, St. Louis: Elsevier, Inc.
- Padua, D. A., DiStefano, L. J., Beutler, A. I., De la Motte, S. J., DiStefano, M. J. & Marshall, S. W. (2015). The landing error scoring system as a screening tool for an anterior cruciate ligament injury-prevention program in elite-youth soccer athletes. *Journal of Athletic Training*, *50*(6), 589-595.
- Padua, D. A., Marshall, S. W., Boling, M. C., Thigpen, C. A., Garrett, W. E. & Beutler, A. I. (2009). The landing error scoring system (LESS) is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: the jump-ACL study. *The American Journal of Sports Medicine*, *37*(10), 1996-2002.
- Radford, J. A., Burns, J., Buchbinder, R., Landorf, K. B. & Cook, C. (2006). Does stretching increase ankle dorsiflexion range of motion? A systematic review. *British Journal of Sports Medicine*, *40*(10), 870-875.