KJAB
Korean Journal of Applied Biomechanics 2025; 35(2): 98-106
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2025.35.2.98
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752
ORIGINAL

Effect of Genu Valgum and Foot Angle Setting on the Center of Pressure during Bodyweight Squats

자가체중 스쿼트 시 외반슬 유무와 발 각도 설정이 신체 압력중심에 미치는 영향

Chanki Kim[1,2,5], Hojun Joo[2,5], Eunbin Choi[2,5], Hyungwoo Lee[1,2,5], Kyoungkyu Jeon[1,2,3,4,5]

[1]Division of Sport Science, Incheon National University, Incheon, South Korea
[2]Department of Human Movement Science, Incheon National University, Incheon, South Korea
[3]Health Promotion Center, Incheon National University, Incheon, South Korea
[4]Sport Science Institute, Incheon National University, Incheon, South Korea
[5]Functional Rehabilitation Biomechanics Laboratory, Incheon National University, Incheon, South Korea

Received : 14 March 2025
Revised : 16 April 2025
Accepted : 28 April 2025

Corresponding Author
Kyoungkyu Jeon
Division of Sport Science/ Department of Human Movement Science/ Health Promotion Center/ Functional Rehabilitation Biomechanics Laboratory/ Sport Science Institute, Incheon National University, 119 Academy-ro, Yeonsu-gu, Incheon, 22012, South Korea
Email : jeonkay@inu.ac.kr

Objective: This study aims to suggest appropriate foot angle settings to prevent injuries caused by decreased postural control during squats by analyzing the effects of genu valgum and foot angle settings on center of pressure (CoP) variables during squats.

Method: The study included 30 adult women, divided into two groups: 15 in the normal group (age: 22.6 ± 1.9 years, height: 161.7 ± 2.9 cm, weight: 54.5 ± 5.8 kg) and 15 in the genu valgum group (age: 21.2 ± 2.2 years, height: 163.1 ± 3.1 cm, weight: 57.5 ± 6.4 kg). The participants performed two variations of self - weighted squats with foot angles of 0° and 30°. A two-way mixed ANOVA (group × foot angle) was conducted to compare and analyze differences in six variables (left-right and anteroposterior CoP root mean square, range, and average velocity) between the groups and conditions during the squat movement. The statistical significance level was set at $p = 0.05$.

Results: The results of the two-way mixed ANOVA indicated significant differences in the foot angle of the CoP average velocity ($F = 30.722$, $p = 0.001$, $\eta^2 = 0.523$) and the foot angle of the CoP range ($F = 7.133$, $p = 0.012$, $\eta^2 = 0.203$). Nonetheless, no interaction effect was observed.

Conclusion: The study results showed no significant differences in CoP variables between the genu valgum group and the control group. The reason for these results is that the conditions for group recruitment, appropriate conditions for movements to see CoP variables, and conditions for causing decreased postural control ability were not met. Based on this, we hope to contribute to establishing a more clear methodology in future studies.

Keywords: Squat, Dynamic postural control, Genu valgum, Center of Pressure, Foot angle

Copyright © 2025 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

외반슬(genu valgum)은 경골대퇴각(tibiofemoral angle)이 15도 이상 증가하는 무릎 관절의 기형 형태 중 하나이며, 흔히 X자 다리(knock knee)로 불린다(Addison et al., 2017; Saini, Bali, Sheth, Gahlot & Gahlot, 2010). 외반슬은 슬개골의 부정렬, 보행 및 서 있는 동안 무릎 관절의 안정성에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있으며, 무릎의 측면에 비정상적인 하중을 초래하여 관절의 퇴행과 골관절염을 유발한다(Elahi, Cahue, Felson, Engelman & Sharma, 2000; Felson et al., 2013; Frings, Krause, Akoto, Wohlmuth & Frosch, 2018). 이러한 외반슬은 남성보다 여성에게서 더 많이 발생한다고 보고된다(Powers, 2003). 또한, 무릎 관절의 외반은 엉덩 관절의 내전근 과활성, 후방 사슬 근육의 기능 장애 및 약화 및 발목 관절의 가동범위 감소와 같은 기능적 결함으로 인해 다른 하지 관절의 움직임에 영향을 주며, 이는 동적 움직임 시 요구되는 운동량을 증가시킬 것으로 예상된다(Cote, Brunet, Gansneder & Shultz, 2005; Nyland, Smith, Beickman, Armsey & Caborn, 2002). 이와 관련하여 이전 연구에서 내반슬 유형에서 발과 발목 관절의 회내 및 회외 시 균형 결손이 나타난다는 연구결과가 보고되었으며(Samaei, Bakhtiary, Elham & Rezasoltani, 2012), 거골하 관절의 회내 또는 회외의 증가는 발에 가해지는 지면 반작용력을 변화시키고, 정적 및 동적 조건 모두에서 자세 조절을 방해한다(Cote et al., 2005; Samaei, et al., 2012; Tsai, Yu, Mercer, & Gross, 2006). 또한, 외반슬이 있는 운동 선수들은 신체 압력중심을 뒤꿈치로 이동시키는 경향을 보였고, 발목 관절 주변 근육 활성화에 의존하여 균형을 유지하는 전략을 취하였다(Nyland et al., 2002). 이처럼 외반슬 집단은 정상 집단과 비교하여 동적 움직임 시 움직임의 패턴과 자세 조절 전략에서 차이를 보일 가능성이 있다.

스쿼트는 닫힌 사슬 운동으로 다관절의 협응이 필요한 움직임이다(Martínez-Cava, Morán-Navarro, Sánchez-Medina, González-Badillo & Pallarés, 2019). 외반슬이 있는 성인 여성은 스쿼트 시 무릎 관절이 외반되는 경향이 있고, 이를 동적 무릎 외반(dynamic knee valgus)라 부르며, 다발성 하지 부상의 위험인자로 분류된다(Hirth & Padua, 2007). 이러한 운동학적 차이는 스쿼트 시 하지 부상의 고위험 요인 중 하나로 여겨진다(Zawadka et al., 2020). 외반슬을 가진 사람을 대상으로 스쿼트 동작을 조사한 선행연구들은 대체로 동적 무릎 외반과 같은 운동학적 차이를 중심으로 외반슬의 특징을 규명하고자 하였다. 이러한 운동학적 차이는 자세 제어 능력 및 고유수용성 감각에 결함으로 이어질 수 있고, 이러한 점은 부상 위험을 높이는 또 다른 요인으로 작용할 수 있다(Saki, Romiani, Ziya & Gheidi, 2022).

스쿼트 시 여러 부상 위험인자를 예방하고자 제시되는 조건 중 하나는 발 각도의 중재이다(Chung & Lim, 2018; Escamilla et al., 2001; Lorenzetti et al., 2018). 일반적으로 스쿼트 시 발 각도는 10도 외전이 권장된다(Myer et al., 2014). 스쿼트 시 발 각도를 중재한 다른 선행연구에서는 동적 무릎 외반 감소의 측면에서는 21도 외전이 효과적이고, 42도 외전과 같은 과도한 외전은 오히려 무릎 관절의 변위를 크게 만들어 악영향을 미칠 수도 있다고 보고했다(Lorenzetti et al., 2018). 마찬가지로, 스쿼트 시 발 각도를 45도 외전 시킨 경우 중립(0도)인 경우보다 압력중심의 전후방 변위 및 이동 거리가 유의하게 증가하여 동작의 안정성이 감소하였다(Chung & Lim, 2018).

앞선 내용을 토대로 외반슬이 있는 사람에게 스쿼트 시 부상 요인은 과도한 동적 무릎 외반 뿐만 아니라, 자세 제어 능력 저하도 포함된다고 여겨진다. 그러나 외반슬 집단의 스쿼트 동작을 압력중심(Center of Pressure, CoP)에 초점을 맞추어 검토하고, 스쿼트 시 부상 위험을 감소시키기 위해 발 각도의 중재를 진행하여 보다 안정적인 스쿼트 동작을 제시한 연구는 미비한 실정이다. 따라서, 본 연구의 목적은 스쿼트 동작 시 외반슬 유무 및 발 각도 설정이 CoP 변인에 미치는 영향을 분석함으로써 스쿼트 중 자세 제어 능력 저하로 인한 부상을 예방하기 위해 적절한 발 각도 설정을 제시하는 것이다. 본 연구는 다음과 같은 가설을 구성하였다: (1) 스쿼트 시 외반슬 집단은 정상 집단에 비해 압력중심 변인에서 더 큰 변위를 보일 것이다(Saki et al., 2022). (2) 스쿼트 시 외반슬 집단은 발 각도가 30도인 조건에서 0도인 조건보다 CoP 변인에서 더 큰 변위를 보일 것이다(Chung & Lim, 2018). 이러한 가설을 바탕으로 외반슬 집단이 정상 집단에 비해 자세 제어 능력 저하가 나타나고, 스쿼트 동작 시 자세 제어 능력 저하로 인한 악영향을 예방할 수 있는 적절한 발 각도 설정 조건을 제시할 수 있을 것이다.

METHOD

1. 대상자

본 연구의 대상자는 최근 1년간 근골격계 질환 및 수술 경험이 없는 만 19세 이상 성인 여성으로, 무릎 관절 정렬 형태에 따라 정상 집단 15명과 경골대퇴 각도가 15도 이상인 외반슬 집단 15명으로 모집하여 총 30명의 대상자가 실험에 참여하였다. 본 연구는 I대학교 기관생명윤리위원회에 승인 내용을 기반으로 수행되었다(INUIRB No. 7007971-202207-004A). 본 연구 대상자들의 신체적 특징은 <Table 1>과 같다.

2. 측정

모든 대상자는 실험 전 무릎 관절 정렬 형태를 파악하기

Table 1. Demographic information of participants

Variables	Group	N	Average	*t*	*p*
Age (yrs)	N	15	22.64±1.90	1.786	.085
	G		21.26±2.21		
Height (cm)	N	15	161.75±2.90	-1.249	.222
	G		163.14±3.10		
Weight (kg)	N	15	54.52±5.86	-1.312	.201
	G		57.54±6.48		
BMI (kg/m^2)	N	15	20.80±2.00	-1.006	.323
	G		21.58±2.19		
TFA (°)	N	15	7.85±0.77	-19.356	.001***
	G		15.76±1.33		

Note. significant at ***p < .001
Data are mean ± standard deviation; N: normal group; G: genu valgum; BMI: Body mass index; TFA: Tibiofemoral angle

위하여 고니어미터(Jamar, USA)를 활용하여 경골대퇴 각도를 측정하였다. 경골대퇴 각도는 전상장골극에서 슬개골 중앙까지 가상의 선인 대퇴골 축(axis of femur)과 슬개골 중앙과 발목 중앙중심점을 연결하는 가상의 선인 경골 축에 정렬한 후 사이의 각도이며, Coppa 등 (2022)의 선행연구를 참고하여 경골대퇴 각도가 6-14도 사이를 정상 집단으로 구분하였고, 15도 이상은 외반슬 집단으로 구분하였다. 이후 대상자는 연구실에 동작 분석 슈트(Motion Analysis Corp., USA)을 착용하고 Modified Helen Hayes Markers Set (Kadaba et al., 1989)에 의거하여 좌우 16개의 관절 마커(Shoulder, Elbow, Wrist, ASIS, Lateral Knee, Medial Knee, Lateral Ankle, Medial Ankle)와 15개의 트레킹 마커(Top Head, Front Head, Rear Head, R.Offset, V.Sacral, R/L Greater Trochanter, R/L Thigh, R/L Shank, R/L Heel, R/L Toe), 총 31개의 마커 부착하였다. 정적 자세 측정 후 측정 동작에 방해가 되지 않도록 양쪽 내측의 무릎과 발목 관절에 부착된 4개의 마커를 제거하여 총 27개의 마커를 사용하여 동작을 측정하였다. 이후 부상을 예방하기 위해 약 5분 간 스트레칭과 자가체중 스쿼트 동작에 대해 설명을 들은 후 본 실험을 진행하였다.

자가체중 스쿼트 동작 측정을 위해 영상 분석 카메라(Eagle 6, Raptor-E 2, Kestrel 2200 6, Motion Analysis Corp., USA)를 대상자를 중심으로 전후측 및 좌우측 방향에 총 14대의 카메라를 좌표 기준점으로부터 동작의 범위를 포함할 수 있도록 설정하였다. 실험 동작에 대한 공간 좌표의 설정은 대상자의 정면 방향을 Y축, 좌우 방향을 X축, 지면과 수직 방향을 Z축으로 하였다. 본 실험은 동작 분석 시스템(Motion Capture System, Motion Analysis Corp., USA)와 2대의 지면반력기(AMTI Inc., USA)를 동기화하여 자가체중 스쿼트 동작을 분석하였다. 모든 대상자는 2대의 지면반력기에 발을 각도 별(0도 & 30도)로 위치시키고 자가체중 스쿼트 동작을 발 각도당 5회씩 3세트를 측정하였으며, 전체 시도 중 성공적인 3회를 선정하여 평균값을 결과에 제시하였다.

Table 2. Foot angle and foot width conditions during bodyweight squats

Foot angle	Foot width	Foot position
0°	Distance between ASIS 150%	
30°		

Abbreviation. ASIS: Anterior superior iliac spines

대상자의 발의 너비는 Escamilla 등 (2001)의 연구를 참고하여 전상장골극 사이 거리 기준 150%로 설정하였으며, 발 각도는 Lorenzetti 등 (2018)의 연구를 참고하여 중립 각도인 0도와 외회전 각도인 30도에서 자가체중 스쿼트 동작을 측정하였다(Table 2). 발의 중립 각도는 종골의 중심과 두 번째 발가락 사이를 일직선으로 지나가는 선과 평행한 선으로 하

며, 외회전은 발의 중립 위치 기준으로 바깥쪽으로 30도 외전 위치로 설정하였다. 발 각도에 따른 순서 효과를 차단하기 위해 무작위로 진행하였으며, 근피로의 영향을 방지하기 위해 세트 사이 약 2분의 휴식을 취하였다. 대상자의 팔의 위치는 어깨 높이로 팔을 앞으로 뻗은 채로 통일하여 진행하였으며, 무릎 관절 굴곡 각도가 90도 이상일 때 동작 분석 프로그램(EvaRT, Motion Analysis Corp., USA)을 활용하여 특정 소리가 나도록 설정하여 모든 대상자의 스쿼트 하강 시 최소 무릎 관절 굴곡 각도가 90도가 될 수 있도록 하였다. 스쿼트 시 90도만 하강하더라도 충분한 차이가 나타나고 120도 이상 하강할 시에는 동작의 난이도가 증가하며(Kim, Choi & Ko, 2017), 스쿼트 깊이가 깊어질수록 무릎 관절 부하와 스트레스가 증가하기 때문에(Straub & Powers, 2024), 무릎 관절 굴곡 각도를 90도로 설정하였다.

3. 자료 처리

자가체중 스쿼트 동작 평가를 위해 동작 분석 시스템을 통해 데이터를 수집하였다. 동작 자료 분석을 위해 각 대상자의 골반 무게중심(center of gravity, CoG)의 Z축 위치를 기준으로 가장 높은 시점을 초기 굴곡 시점, 가장 낮은 시점을 최대 굴곡 시점으로 설정하였으며, 초기 굴곡 시점부터 최대 굴곡 시점을 지나 최대 신전 시점까지를 스쿼트 1회로 설정하였다(Figure 1). 측정하는 동안 수집된 마커 위치 데이터와 지면반력 데이터는 Visual 3D 프로그램(version 6.01.06; C-Motion, USA)을 활용하여 압력중심 변인을 산출하였다. 반사 마커 위치 좌표 값을 수집하는데 있어 발생하는 노이즈를 제거하기 위해 Butterworth 4th order lowpass filter 필터 처리 후 차단 주파수(cut-off frequency)를 10 Hz로 설정하였다. 또한, 지면반력의 아날로그 신호에 포함된 노이즈를 제거하기 위해 Butterworth 4th order lowpass filter cut-off frequency 6 Hz의 필터링을 적용하였다.

1) 신체압력중심 분석

본 연구에서는 자가체중 스쿼트 동작에 대한 자세 조절 및 균형 능력을 정량적 자료를 수집하기 위해 스쿼트 1회의 하강부터 상승이 끝나는 구간 동안의 좌우(mediolateral, ML) 및 전후(anteroposterior, AP) CoP의 표준편차와 범위 그리고 평균 속도를 산출하였다. CoP의 표준편차는 변동성을 측정하

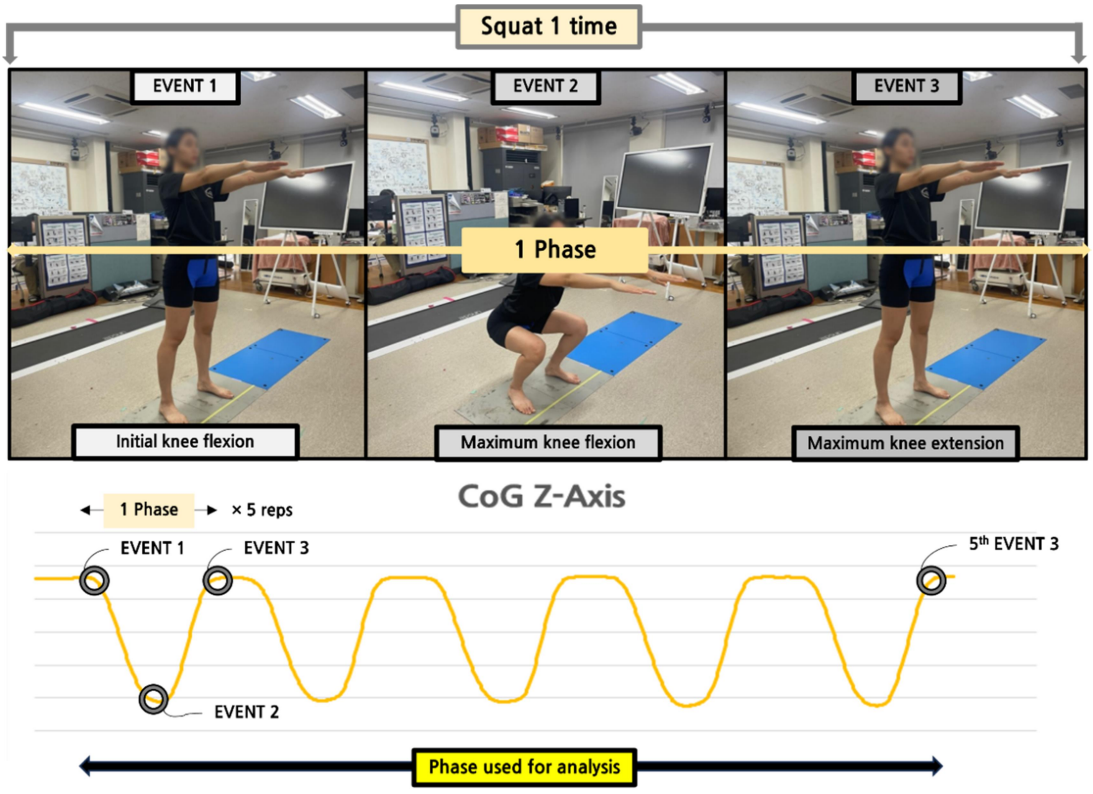

Figure 1. Event and phase

Table 3. Summary of the definition of the features

Feature	Formula	Units
ML_n		
AP_n		
X_n	$ML_n - \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} ML_i$	cm
Y_n	$AP_n - \frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} AP_i$	cm
RMS ML	$\sqrt{\frac{1}{N}\sum_{n=1}^{N} X_n^2}$	cm
Range ML	$\max(1 \le n \le m \le N)\lvert X_{n+1} - X_m \rvert$	cm
Sway length ML	$\sum_{n=1}^{N-1} \lvert X_{n+1} - X_n \rvert$	cm
Mean SPD ML	$\frac{Sway\ length}{T}$	cm.s^{-1}

Note. ML_n: Mediolateral (ML) coordinates; AP_n: Antero-posterior (AP) coordinates; X_n: Centered ML coordinates; Y_n: Centered AP coordinates; RMS ML: Root mean square ML; RANGE ML: Amplitude ML; Mean SPD ML: Average velocity ML

기 위한 변인으로, 동작 수행 과정에서의 일관된 균형 능력을 확인하기 위해 수집하였다. CoP 범위는 CoP의 최대 및 최소 위치 간의 거리이며, CoP의 평균 속도는 다양한 CoP 변수 중 가장 널리 사용되는 변수로 특히, CoP 전후 방향의 평균 속도는 시각적 피드백에 따른 자세 변화에 영향을 받는 것으로 나타났으며, 낙상 위험을 예측하는 변수로 간주된다(Howcroft, Lemaire, Kofman & McIlroy, 2017). 선행연구에 의하면, CoP 속도는 하지의 주동근과 길항근의 동시 수축 전략 증가와 같은 신경근 현상과 유의하게 상관관계가 있었으며(Carpenter, Frank, Silcher & Peysar, 2001; Ho & Bendrups, 2002; Melzer, Benjuya & Kaplanski, 2004), 평균 속도는 발목 신전근 활동을 제어하는 중요한 요인이 될 수 있다고 보고되고 있다(Masani, Popovic, Nakazawa, Kouzaki & Nozaki, 2003).

본 연구는 CoP 궤적을 분석하는데 있어 지면반력기 위에서 대상자들 간의 발 위치의 변동성을 고려하여 산술 평균을 기준으로 중심화 하여 분석하였다(Qiu & Xiong, 2015). 본 연구의 종속 변수인 CoP의 표준편차는 중심화된 궤적(Xn, Yn)을 기준으로 제곱 평균 제곱근(root mean square, RMS)을 산출하였다. 이는 2차원 신호에서 각 지점에서 원점까지의 거리의 제곱 값의 산술 평균의 제곱근에 해당된다. CoP의 범위는 두 지점 간의 최대 거리로 CoP의 최대 위치와 최소 위치 간의 거리를 의미한다. CoP의 평균 속도는 CoP의 연속적인 점들 간의 거리의 합계(sway path or cop path)를 시간으로 나눈 값이다(Table 3).

Table 4. Results of anteroposterior CoP by group

Variables	Group	0°	30°
RMS (cm)	Normal	.009±.001	.010±.002
	Genu valgum	.009±.002	.010±.001
MV (cm.s^{-1})	Normal	.322±.028	.342±.034
	Genu valgum	.332±.041	.355±.056
Range (cm)	Normal	.044±.009	.049±.009
	Genu valgum	.044±010	.049±.009

4. 통계 처리

본 연구에서 수집된 모든 데이터는 Windows SPSS 28.0 (IBM, USA)를 통해 분석되었으며, 모든 변인은 평균 및 표준편차로 산출하였다. 발 각도 0도와 30도 조건에 따른 스쿼트 동작 시 정상 집단과 외반슬 집단에서 집단 간 및 집단 내 CoP에 대한 6개의 변인(좌우 및 전후 CoP 제곱 평균 제곱근, 범위 및 평균 속도) 차이를 분석하기 위해 이원 혼합분산 분석(two-way mixed ANOVA; group foot angle)을 실시하였으며, 모든 통계적 유의 수준은 α = .05로 설정하였다.

RESULTS

집단 간 자가체중 스쿼트 시 전후 CoP 제곱 평균 제곱근, 평균 속도 및 범위에 대한 평균은 <Table 3>과 같다. 이원 혼합분산 분석 결과, CoP 평균 속도의 발 각도(F = 30.722, p = .001, η^2 = .523)와 CoP 범위의 발 각도 (F = 7.133, p = .012, η^2 = .203)에서 유의한 차이가 나타났으나 상호작용 효과는 나타나지 않았다(Table 4, 5).

집단 간 자가체중 스쿼트 시 좌우 CoP 표준편차, 평균 속도 및 범위에 대한 평균은 Table 6과 같다. 이원 혼합분산 분석 결과, CoP 제곱 평균 제곱근, 평균 속도 및 범위 변인 모두 통계적으로 유의한 차이가 나타나지 않았다(Table 7).

Table 5. Results of two-way mixed ANOVA of anteroposterior CoP

	Group	SS	df	MS	*F*	*p*	η^2
RMS (cm)	Group	1.474	1	1.474	.234	.632	.008
	FA	3.847	1	3.847	2.131	.155	.071
	FA × Group	1.037	1	1.037	.057	.812	.002
MV ($cm.s^{-1}$)	Group	.002	1	.002	.603	.444	.021
	FA	.007	1	.007	30.722	**0.001*****	.523
	FA × Group	3.299	1	3.299	.150	.702	.005
Range (cm)	Group	3.637	1	3.637	.003	.960	0
	FA	.0003	1	.0003	7.133	**.012***	.203
	FA × Group	9.980	1	9.980	.002	.963	0

Note. CoP: center of pressure; SS: Sum of squares; df: Degree of freedom; MS: Mean square; FA: Foot angle; RMS: Root mean square; MV: Mean velocity. significant at *$p < .05$; ***$p < .001$

Table 6. Results of mediolateral CoP by group

Variables	Group	0°	30°
RMS (cm)	Normal	.015±.004	.014±.003
	Genu Valgum	.014±003	.014±.005
MV ($cm.s^{-1}$)	Normal	.223±.025	.224±.023
	Genu valgum	.220±.038	.222±.037
Range (cm)	Normal	.056±.013	.052±.011
	Genu valgum	.053±010	.052±.015

Note: Data are mean ± standard deviation. 0°: Foot angle 0°; 30°: Foot angle 30°; CoP: center of pressure; RMS: Root mean square, MV: Mean velocity

Table 7. Results of two-way mixed ANOVA of mediolateral CoP

	Group	SS	df	MS	*F*	*p*	η^2
RMS (cm)	Group	2.256	1	2.256	.074	.788	.003
	FA	4.308	1	4.308	.625	.436	.022
	FA × Group	3.589	1	3.589	.521	.476	.018
MV ($cm.s^{-1}$)	Group	8.749	1	8.749	.042	.838	.002
	FA	3.428	1	3.428	1.783	.193	.060
	FA × Group	1.130	1	1.130	.588	.450	.021
Range (cm)	Group	2.570	1	2.570	.095	.760	.003
	FA	.0001	1	.0001	2.285	.142	.075
	FA × Group	4.056	1	4.056	.670	.420	.023

Note: Data are mean ± standard deviation. CoP: center of pressure; SS: Sum of squares; df: Degree of freedom; MS: Mean square; FA: Foot angle; RMS: Root mean square; MV: Mean velocity

DISCUSSION

본 연구의 목적은 스쿼트 동작 시 외반슬 유무 및 발 각도 설정이 CoP 변인에 미치는 영향을 분석함으로써 스쿼트 중 자세 제어 능력 저하로 인한 부상을 예방하기 위해 적절한 발 각도 설정을 제시하는 것이다. 외반슬 집단과 정렬이 바른 대조 집단으로 나누고, 스쿼트 시 발 각도를 두 가지로 설정하여 수행하였으며, 스쿼트 동작 중 CoP의 제곱 평균, 제곱근, 평균 속도 및 범위를 분석하였다.

본 연구 결과 모든 CoP 변인에서 집단 및 조건 간 상호작용이 나타나지 않았다. 이러한 결과가 나타난 첫 번째 이유는 발 각도라고 사료된다. 스쿼트 시 3가지 발 각도(-45도, 0도, +45도) 설정에 따른 CoP 변위를 통해 동작의 안정성을 조사한 연구에 따르면, 0도에서 가장 동작의 안정성이 높았고, 나머지 2가지 발 각도 조건에서는 안정성이 낮게 나타났다(Chung & Lim, 2018). 선행연구와 본 연구의 차이점은 발 각도 설정 조건이다. 발 각도를 30도로 설정한 이유는 발 각도의 과도한 외전(42도)은 무릎 외반 변위를 증가시킬 가능성이 있고(Lorenzetti et al., 2018), 이러한 외반슬의 운동학적 특징인 과도한 무릎 외반은 정적 및 동적 균형 유지 능력에 결함이 발생할 가능성이 있다(Nakagawa & Petersen, 2018). 또한, 닫힌 사슬 운동인 스쿼트 동작에서 과도한 발 각도의 외전은 무릎 관절의 정렬을 방해하기 때문에 균형을 유지하는 능력이 저하될 수 있다(Schoenfeld, 2010). 앞선 선행연구들을 토대로 본 연구에서는 발 각도 외전을 최대 30도로 설정하여 진행하였고, 이는 발 각도에 따른 자세 제어 능력의 저하를 초래하지 않을 가능성이 있다고 사료된다.

상호작용 효과가 나타나지 않은 두 번째 이유는 자가체중 스쿼트 조건이라 판단된다. 동적 무릎 외반 유무에 따라 자세 흔들림을 비교한 선행연구에 따르면, 본 연구 결과와 동일하게 집단 간 어떠한 차이도 나타나지 않았고, 이러한 결과가 나타난 이유로 측정 도구 차이, 자세 안정성 검사의 변동성 민감도, 검사 시 자세 불일치 등을 제시하였으며, 자세 안정성을 검토하기 위해서는 더 정교한 접근 방법이 필요하다고 제안했다(Karimi, Seidi, Mousavi, Alghosi & Morad, 2023). 특히, 동적 안정성을 평가하기 위해서는 신체 기능적으로 더 연관성이 있는 과제를 선정해야 할 필요성을 강조하였는데(Karimi et al., 2023), 본 연구에서 선택한 과제는 스쿼트 동작이고, 이는 선행연구에서 언급한 기능적 연관성을 충족한 과제라고 사료된다. 그러나, 양측성 운동은 일측성 운동에 비해 움직임 패턴이 비교적 유사하여 유의한 차이가 나타나지 않을 수 있고(Flanagan & Salem, 2007), 부하량이 낮은 동작으로는 CoP 변동성에 영향을 미칠 수 없으며(Hannan & King, 2022), 비교적 난이도가 쉬운 과제일 경우에도 CoP의 변동성에 차이가 나타나지 않을 수도 있다(Toriyama, Nakamae, Abe, Hirata & Adachi, 2024). 이를 토대로 자가체중 스쿼트가 아닌, 충분한 부하가 가해지는 중량 스쿼트였다면 집단 간 유의한 차이가 나타났을 수도 있다고 추정된다.

마지막으로 본 연구 대상자의 집단 분류는 무릎 관절 정렬에 따라 분류되었으나 신체 특성 중 BMI를 정상 범주만을 모집하였다. 외반슬인 경우 대체로 비만을 동반할 가능성이 높고, 이러한 비만은 보통 하지 병리의 증가와 심각성을 동반한다(Mandel et al., 2021). 비만으로 인해 햄스트링 유연성과 엉덩 관절 가동 범위가 감소할 수 있고(Sjolie, 2004), 제한된 가동 범위로 인해 균형 및 자세 조정 능력에 부정적인 영향을 미칠 수 있다고 보고했다(Hills, Hennig, McDonald & Bar-Or, 2001). 그러나 본 연구 대상자의 경우 BMI가 정상 범주에 속한 건강한 성인 여성이었기 앞서 언급한 영향을 받지 않았을 가능성이 있다. 더불어 숙련도가 높을수록 움직임이 더 안정적으로 나타날 수 있고, 숙련도가 낮을 경우 CoP 이동 경로나 균형에 영향을 미칠 수 있는데(Lorenzetti et al., 2018), 본 연구 대상자를 모집할 때 운동 경력을 고려하지 않은 점이 영향을 미쳤을 수 있다고 사료된다. 마지막으로, 발목 가동성이 큰 경우 스쿼트 동작에서 무릎 관절 굴곡의 범위가 증가하게 되어 동적 무릎 외반의 특징이 나타나지 않을 가능성이 있다(Dill, Begalle, Frank, Zinder & Padua, 2014). 본 연구에서 대상자의 발목 가동성을 평가하지 않았기 때문에, 이에 대한 영향을 파악하기 어렵다고 여겨진다.

본 연구에서 스쿼트 시 집단 및 조건에 대한 상호작용 효과가 나타나지 않았다는 점을 고려할 때 연구의 제한점은 다음과 같다. 먼저, 스쿼트 동작에서 발 각도 조건이 대상자들에게 CoP 변위를 초래할 만한 설정이 아니었을 수도 있다. 추후 연구에서는 이 점을 참고하여 발 각도 설정을 다양하고 넓은 범주에서 설정해야 할 필요가 있다. 두 번째 제한점은 자가체중 스쿼트 동작이 CoP 변위를 보기에 충분한 부하를 주지 못하였을 수 있다. 따라서 추후 연구에서는 중량 스쿼트, 또는 단일 다리 스쿼트와 같은 동작을 통해 CoP 변위를 검토해야 할 필요가 있다. 세 번째 제한점은 외반슬 대상자를 모집할 때 무릎 관절의 구조적인 정렬만을 고려하여 분류하였다. 그러나 외반슬의 특징을 보여주는 신체 특성 및 동적 움직임, 관절 가동성, 그리고 동작에 대한 숙련도나 운동 경력을 포함시키지 않아서 집단의 특성이 연구의 결과에 나타나지 못하였다. 추후 연구에서는 외반슬 집단의 특성을 잘 나타낼 수 있는 조건을 구체화하여야 할 필요가 있다.

CONCLUSION

본 연구의 목적은 스쿼트 동작 시 외반슬 유무 및 발 각도 설정이 CoP 변인에 미치는 영향을 분석함으로써 스쿼트 중 자세 제어 능력 저하로 인한 부상을 예방하기 위해 적절한

발 각도 설정을 제시하는 것이나, 유의한 상호작용 효과가 나타나지 않았다. 이러한 결과가 나타난 이유는 집단 모집의 조건, CoP 변인을 보기 위한 동작의 적합한 조건, 그리고 자세 제어 능력 저하를 초래하기 위한 조건을 충족시키지 못하였기 때문이다. 따라서, 본 연구는 기존 연구의 목적과 가설에 도달하지는 못하였으나, 이를 토대로 외반슬 집단의 특성을 나타내기 위해 고려되어야 할 여러 조건과 CoP 변인을 검토하기 위한 동작 및 조건의 고려 사항을 제시하여, 추후 연구에서 보다 명확한 방법론을 구축하는데 기여하고자 한다.

REFERENCES

Addison, O., Inacio, M., Bair, W. N., Beamer, B. A., Ryan, A. S. & Rogers, M. W. (2017). Role of hip abductor muscle composition and torque in protective stepping for lateral balance recovery in older adults. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *98*(6), 1223-1228.

Carpenter, M. G., Frank, J. S., Silcher, C. P. & Peysar, G. W. (2001). The influence of postural threat on the control of upright stance. *Experimental Brain Research*, *138*, 210-218.

Chung, E. K. & Lim, B. O. (2018). The effects of foot position on dynamic stability during squat in female with genu varum. *The Korean Journal of Sports Medicine*, *36*(4), 207-213.

Coppa, V., Marinelli, M., Procaccini, R., Falcioni, D., Farinelli, L. & Gigante, A. (2022). Coronal plane deformity around the knee in the skeletally immature population: A review of principles of evaluation and treatment. *World Journal of Orthopedics*, *13*(5), 427.

Cote, K. P., Brunet, M. E., Gansneder, B. M. & Shultz, S. J. (2005). Effects of pronated and supinated foot postures on static and dynamic postural stability. *Journal of Athletic Training*, *40*(1), 41.

Dill, K. E., Begalle, R. L., Frank, B. S., Zinder, S. M. & Padua, D. A. (2014). Altered knee and ankle kinematics during squatting in those with limited weight-bearing-lunge ankle-dorsiflexion range of motion. *Journal of Athletic Training*, *49*(6), 723-732.

Elahi, S., Cahue, S., Felson, D. T., Engelman, L. & Sharma, L. (2000). The association between varus-valgus alignment and patellofemoral osteoarthritis. *Arthritis & Rheumatism: Official Journal of the American College of Rheumatology*, *43*(8), 1874-1880.

Escamilla, R. F., Fleisig, G. S., Zheng, N., Lander, J. E., Barrentine, S. W., Andrews, J. R., Bergemann, B. W. & Moorman, C. T. (2001). Effects of technique variations on knee biomechanics during the squat and leg press. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, *33*(9), 1552-1566.

Felson, D. T., Niu, J., Gross, K. D., Englund, M., Sharma, L., Cooke, T. D. V., Guermazi, A., Roemer, F. W., Segal, N., Goggins, J. M., Lewis, C. E., Eaton, C. & Nevitt, M. C. (2013). Valgus malalignment is a risk factor for lateral knee osteoarthritis incidence and progression: findings from the Multicenter Osteoarthritis Study and the Osteoarthritis Initiative. *Arthritis and Rheumatism*, *65*(2), 355-362.

Flanagan, S. P. & Salem, G. J. (2007). Bilateral Differences in the net joint torques during the squat exercise. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, *21*(4), 1220-1226.

Frings, J., Krause, M., Akoto, R., Wohlmuth, P. & Frosch, K. H. (2018). Combined distal femoral osteotomy (DFO) in genu valgum leads to reliable patellar stabilization and an improvement in knee function. *Knee Surgery, Sports Traumatology, Arthroscopy*, *26*, 3572-3581.

Hannan, K. B. & King, A. C. (2022). Lower limb ground reaction force and center of pressure asymmetry during bodyweight squats. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *17*(6), 1075.

Hills, A., Hennig, E., McDonald, M. & Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *International Journal of Obesity*, *25*(11), 1674-1679.

Hirth, C. J. & Padua, D. A. (2007). Clinical movement analysis to identify muscle imbalances and guide exercise. *Athletic Therapy Today*, *12*(4), 10-14.

Ho, C. Y. & Bendrups, A. P. (2002). Ankle reflex stiffness during unperceived perturbation of standing in elderly subjects. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, *57*(9), B344-B350.

Howcroft, J., Lemaire, E. D., Kofman, J. & McIlroy, W. E. (2017). Elderly fall risk prediction using static posturography. *PLoS One*, *12*(2), e0172398.

Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H., Wootten, M., Gainey, J., Gorton, G. & Cochran, G. (1989). Repeatability of kinematic, kinetic, and electromyographic data in normal adult gait. *Journal of Orthopaedic Research*, *7*(6), 849-860.

Karimi, K., Seidi, F., Mousavi, S. H., Alghosi, M. & Morad, N. H. (2023). Comparison of postural sway in individuals with and without dynamic knee valgus. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *15*(1), 75.

Kim, K. H., Choi, H. S. & Ko, S. S. (2017). Effect of stance width and angles of knee on repetition, total work and

EMG during squat. *The Asian Journal of Kinesiology*, *19*(3), 27-34.

Lorenzetti, S., Ostermann, M., Zeidler, F., Zimmer, P., Jentsch, L., List, R., Taylor, W. R. & Schellenberg, F. (2018). How to squat? Effects of various stance widths, foot placement angles and level of experience on knee, hip and trunk motion and loading. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *10*, 1-11.

Mandel, M., Seeley, M., American Board of Orthopedic Surgery., Wheatley, B., Woo, B., Young, A., Fabricant, P. D. & Cornell, M. (2021). Genu valgum and obesity in the pediatric patient: American Academy of Pediatrics Itasca, IL, USA.

Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Sánchez-Medina, L., González-Badillo, J. J. & Pallarés, J. G. (2019). Velocity-and power-load relationships in the half, parallel and full back squat. *Journal of Sports Sciences*, *37*(10), 1088-1096.

Masani, K., Popovic, M. R., Nakazawa, K., Kouzaki, M. & Nozaki, D. (2003). Importance of body sway velocity information in controlling ankle extensor activities during quiet stance. *Journal of Neurophysiology*, *90*(6), 3774-3782.

Melzer, I., Benjuya, N. & Kaplanski, J. (2004). Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. *Age and Ageing*, *33*(6), 602-607.

Myer, G. D., Kushner, A. M., Brent, J. L., Schoenfeld, B. J., Hugentobler, J., Lloyd, R. S., Vermeil, A., Chu, D. A., Harvin, J. & McGill, S. M. (2014). The back squat: A proposed assessment of functional deficits and technical factors that limit performance. *Strength and Conditioning Journal*, *36*(6), 4-27.

Nakagawa, T. H. & Petersen, R. S. (2018). Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. *Physical Therapy in Sport*, *34*, 174-179.

Nyland, J., Smith, S., Beickman, K., Armsey, T. & Caborn, D. N. (2002). Frontal plane knee angle affects dynamic postural control strategy during unilateral stance. *Medicine & Science in Sports and Exercise*, *34*(7), 1150-1157.

Powers, C. M. (2003). The influence of altered lower-extremity kinematics on patellofemoral joint dysfunction: a theoretical perspective. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *33*(11), 639-646.

Qiu, H. & Xiong, S. (2015). Center-of-pressure based postural sway measures: Reliability and ability to distinguish between age, fear of falling and fall history. *International Journal of Industrial Ergonomics*, *47*, 37-44.

Saini, U. C., Bali, K., Sheth, B., Gahlot, N. & Gahlot, A. (2010). Normal development of the knee angle in healthy Indian children: a clinical study of 215 children. *Journal of Children's Orthopaedics*, *4*(6), 579-586.

Saki, F., Romiani, H., Ziya, M. & Gheidi, N. (2022). The effects of gluteus medius and tibialis anterior kinesio taping on postural control, knee kinematics, and knee proprioception in female athletes with dynamic knee valgus. *Physical Therapy in Sport*, *53*, 84-90.

Samaei, A., Bakhtiary, A., Elham, F. & Rezasoltani, A. (2012). Effects of genu varum deformity on postural stability. *International Journal of Sports Medicine*, *33*(06), 469-473.

Schoenfeld, B. J. (2010). Squatting kinematics and kinetics and their application to exercise performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, *24*(12), 3497-3506.

Sjolie, A. N. (2004). Low-back pain in adolescents is associated with poor hip mobility and high body mass index. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*, *14*(3), 168-175.

Straub, R. K. & Powers, C. M. (2024). A biomechanical review of the squat exercise: implications for clinical practice. *International Journal of Sports Physical Therapy*, *19*(4), 490.

Toriyama, M., Nakamae, A., Abe, T., Hirata, K. & Adachi, N. (2024). Dependence on visual information in patients with ACL injury for multi-joint coordination during single-leg squats: a case control study. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation*, *16*(1), 87.

Tsai, L. C., Yu, B., Mercer, V. S. & Gross, M. T. (2006). Comparison of different structural foot types for measures of standing postural control. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *36*(12), 942-953.

Zawadka, M., Smolka, J., Skublewska-Paszkowska, M., Lukasik, E., Bys, A., Zielinski, G. & Gawda, P. (2020). Sex-dependent differences in single-leg squat kinematics and their relationship to squat depth in physically active individuals. *Scientific Reports*, *10*(1), 19601.