

Original Article

# Predictive Factors for Inversion and Eversion of the Ankle based on the Area of Center of Pressure (CoP) Trajectories during Walking

Sihyun Ryu<sup>1</sup>, Sang-Kyoon Park<sup>1</sup> and Ho-Jong Gil<sup>2\*</sup>

<sup>1</sup>Korea National Sport University

<sup>2</sup>Korea Institute of Sport Science (Korea National Sport University)

## Article Info

Received 2024. 09. 27.

Revised 2024. 11. 19.

Accepted 2024. 11. 26.

## Correspondence\*

Ho-Jong Gil

gilhojong@gmail.com

## Key Words

Center of pressure (CoP),

Ankle instability,

Ankle eversion,

Gait assessment

**PURPOSE** This study analyzed the relationship between the center of pressure (CoP) trajectory area and ankle inversion/eversion movement across different walking speeds and established a new assessment method for predicting ankle instability.

**METHODS** Twenty-seven healthy young adult males (20 yrs) performed treadmill walking trials at three speeds (slow, normal, and fast). Their cumulative CoP trajectory area and ankle inversion/eversion angles were analyzed, with particular focus on the third quadrant area (3QA). **RESULTS** During slow walking, mediolateral CoP range ( $p < .05$ ) and 3QA ( $p < .05$ ) increased significantly compared to normal and fast walking. Concurrently, ankle inversion/eversion angle ( $p < .05$ ) and range of motion ( $p < .05$ ) also increased. Furthermore, 3QA exhibited significant negative correlations with maximum ankle eversion angle ( $p = .001$ ) and eversion angular velocity ( $p = .005$ ).

**CONCLUSIONS** This study provides findings that the CoP trajectory's cumulative area, specifically 3QA, serves as a critical predictor of ankle joint eversion kinematics. These findings have potential implications for ankle instability assessment, prevention, footwear design, and rehabilitation protocols.

## 서론

보행 및 달리기 시 발목관절의 과도한 외변 동작은 하지의 발, 발목, 하퇴 및 무릎에 부상을 일으킬 가능성이 높다(Clancy, 1982; Clement et al., 1984). 또한, 발목관절의 내·외변 가동 범위가 증가할수록 발목관절 손상을 증가시킬 수 있다는 측면(Ryu, 2010)에서 발목관절의 좌우 흔들림은 상해 위험 요인으로 평가된다. 이러한 발목관절의 불안정성은 발목 부상의 직접적인 원인이 될 수 있으며, 노인의 경우, 걸기의 불안정성이 증가할수록 낙상 위험성도 증가한다(Kanemitsu et al., 2023; Sultan et al., 2023). 따라서, 발목관절의 불안정성을 정확히 판단하고 평가하는 노력이 요구된다.

보행 및 달리기 시 하지의 불안정성 및 불균형을 평가하는 데 힘의 작용점(center of pressure, [CoP])의 움직임이 많이 활용되고 있다(Diaz et al., 2018; Fischer & Wolf, 2016; Hansen et al., 2017;

Louey et al., 2017; Lynall et al., 2017; Park & Woo, 2015; Sugawara et al., 2016; Weaver et al., 2016; Weerasinghe et al., 2017; Zare & Maghooli, 2016; Zhai et al., 2017). CoP는 지면반력의 작용점으로 보행 및 달리기 시 지면을 지지하는 구간에서 CoP 궤적의 변화를 통해 하지와 지면 간의 유기적 관계를 판단할 수 있다(Chiu et al., 2013; Giacomozzi et al., 2002; Pataky et al., 2011). 낙상을 경험한 노인은 그렇지 않은 노인에 비하여 CoP 평균 범위가 크게 나타났으며(Ferine et al., 1982), CoP 범위는 낙상을 예측하는 요인으로 보고되었다(Maki et al., 1994; Collins & De Luca, 1995). 특히, CoP의 좌우 움직임은 낙상을 예측하고, 자세의 안정성을 평가하는 요인으로 활용되고 있다(Bergland et al., 2003; Melzer et al., 2010; Melzer & Oddsson, 2004; Piirtola & Era, 2006; Stel et al., 2003).

최근에는 보행 및 달리기 시 일정한 하지 움직임이 반복된다는 점에서 CoP 궤적을 누적시켜 이때 누적된 면적과 발목관절 움직임의 관련성을 살펴보았다(Gil et al., 2019). 위 연구에서 달리기 속도가 증가할수록 CoP 궤적의 누적 면적이 감소하였으나, 발목관절 최대외 변각은 증가하였다. 위 선행연구(Gil et al., 2019)를 통하여 CoP 궤

© This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution Non-Commercial License (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc/4.0/>), which permits unrestricted non-commercial use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work is properly cited.

적의 누적 면적은 달리기 시 발목관절 외변각을 예측하는 변인으로 활용 가능성을 제시하여 CoP 누적 자료에 대한 해석의 가능성을 확대시켰다는 점에서 의미가 있다. 그러나 CoP 궤적의 누적 면적 중 전후와 좌우, 혹은 어느 영역의 크기가 발목관절의 내·외변과 직접적인 관련이 있는지 제시하기에는 한계가 있다. 따라서, CoP 궤적의 누적 면적을 산출하고, 어느 영역의 크기가 발목관절 움직임과 관련성이 높은지 확인할 필요가 있으며, CoP 누적 자료의 새로운 분석 기법을 제시할 필요가 있다.

이에 본 연구에서는 보행 속도 변화에 따라 CoP 궤적의 누적 면적에 대한 각 사사분면의 넓이 차이를 살펴보고, 각 영역의 넓이가 발목관절 최대외변각과 외변각속도에 미치는 영향력을 분석하고자 하였다.

### 연구방법

#### 연구 대상

본 연구는 최근 3개월 이내에 정형외과적 병력이 없으며, 일상 활동에서 보행 및 주행에 문제가 없는 20대 성인 남성 27명(평균 연령: 21.1±1.8세, 신장: 174.0±6.0 cm, 체중: 70.8±9.0 kg)을 대상으로 하였다. 이들은 주 3회 이상 야외 활동에 참여하는 자들로 선정되었다. 모든 참가자는 연구 목적과 절차에 대한 충분한 설명을 듣고 자발적으로 참여에 동의하였다.

#### 실험 절차

본 연구에서는 대상자 간의 유사한 보행 형태를 유도하기 위하여 하지 길이가 반영된 보행 속도를 선정하였으며, 선호속도 보행과 가장 유사한 최적의 보행속도를 산출하기 위하여 Froude number (Fr)가 0.25라고 보고한 Vaughan & O'Malley(2005)의 연구를 근거로, 아래의 공식에 따라 산출하였다. 이때, 하지 길이는 엉덩관절점(greater trochanter) 높이로 설정하였으며(Alexander & Jayes, 1983; Choi et al., 2011; England & Granata, 2007; Vaughan & O'Malley, 2005; Yoo et al., 2016), 평균 하지 길이는 0.88±0.05 m이다.

$$Fr = v^2/gL$$

$$v^2 = Fr \times gL$$

$$v = \sqrt{Fr \times gL}$$

이때, Fr = Froude number, v = 보행 속도, g = 중력 가속도, L = 하지 길이이다.

따라서 본 연구에서 대상자들이 실시한 3가지 보행 조건은 느린 보행(slow walking [SW], Fr=0.15, 1.14 m/s), 정상 보행(normal walking [NW], Fr=0.25, 1.47 m/s), 빠른 보행(fast walking [FW], Fr=0.35, 1.74 m/s)이다. 이 세 가지의 보행 속도로 트레드밀(Instrumented treadmill, Bertec, USA) 위에서 보행을 실시하였으며, 인체 관절점(left & right greater trochanter, left femoral condyles, left medial & lateral malleolus, left heel bone, left 1<sup>st</sup> & 5<sup>th</sup> phalanges and left toe)에 반사마커를 부착하고 8대의 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden)로 촬영하였다. 이때, 5분간 트레드밀 보행에 적응한 후, 보행속도별 30 스트라이드를 촬영하였으며, 카메라와 지면반력기의 촬영속도는 각각 200Hz, 2000Hz로 설정하였다.

#### 자료 처리

본 연구에서는 보행속도별 수집된 자료 중 10 stance에 해당하는 자료를 활용하였으며, 피험자 간 동일한 발 공간 내 CoP 벡터의 비교를 위해서 수집된 발의 마커(left toe, 1<sup>st</sup> phalange, 5<sup>th</sup> phalange, heel bone)를 벡터 변환하여 동일 위상계로 정렬한 후, CoP 또한 동일하게 전환하였으며, 발의 중양을 기준으로 재정의하는 표준화를 시도하였다. 이후 표준화된 공간의 기준을 바탕으로 CoP 면적을 사분면으로 분할하여 피험자 간 힘의 흐름이 어느 영역에 집중되었는지 발을 기준으로 비교하였다(Figure 1). 이때, 개인의 발 변형을 포함한 완벽한 표준화는 불가능하므로(Hoey et al., 2022) 발 분절을 동일 계측으로 계산하는 운동역학적 마커 기반 표준화를 선택하였으며, CoP 면적을 구하는 공식(Shoelace Formula)은 Braden(1986)의 이론을

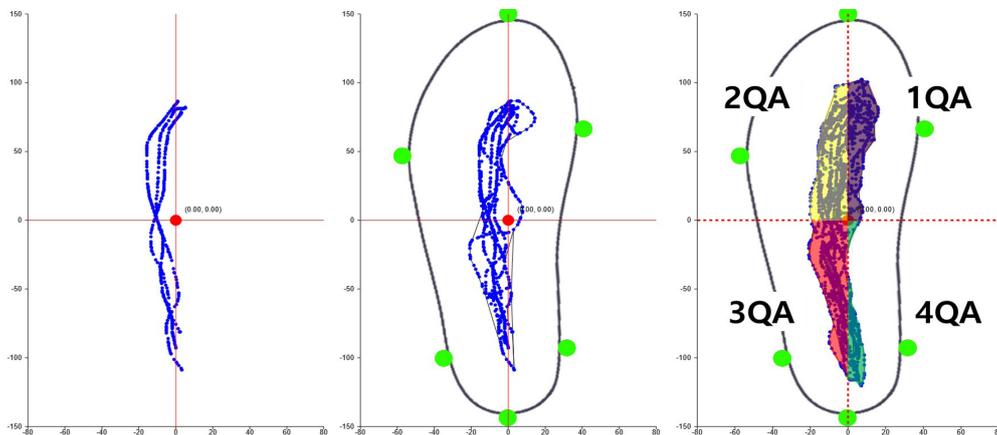


Fig. 1. Visualization of the calculation process for estimating CoP area

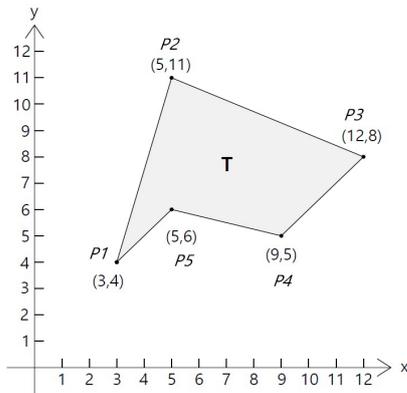


Fig. 2. Visualization of the shoelace formula (Barden, 1986; Gil et al., 2019)

접목한 Gil et al.(2019)의 연구를 기초로 산출하였다(Figure 2).

$$Area = \frac{1}{2} \left| \sum_{i=1}^{n-1} x_i y_{i+1} + x_n y_1 - \sum_{i=1}^{n-1} x_{i+1} y_i - x_1 y_n \right|$$

발목관절의 내·외변각은 cardan의 3차원 각 산출 공식을 근거로 하는 Ryu & Hamill(2003)의 선행 연구에서 검증된 방법을 기초로 계산하였으며, 모든 분석은 Matlab R2016a software (The MathWorks, USA)에서 산출하였다.

$$Ankle\ Angle = \begin{bmatrix} \alpha \\ \beta \\ \gamma \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \arctan2(R_{23}, R_{33}) \\ \arcsin(-R_{13}) \\ \arctan2(R_{12}, R_{11}) \end{bmatrix}$$

$$R = S_f^T S_t \text{ (rotation matrix from tibia to foot)}$$

$$S_f = [S_{f1} \times R_{f1} \ S_{f2} \times R_{f2} \ S_{f3} \times R_{f3}]$$

$$S_t = [S_{t1} \times R_{t1} \ S_{t2} \times R_{t2} \ S_{t3} \times R_{t3}]$$

$$Ankle\ Eversion = \arctan2((S_e \times R_e) \cdot n, S_e \cdot R_e)$$

이때, S는 분절 좌표계, T는 하퇴분절, f는 발 분절, e는 외변각도 계산에 사용되는 벡터이다.

본 연구에서 살펴본 분석 변인은 지지구간(heel contact [HC], Toe-off [TO])에서 CoP의 누적된 사사분면의 면적, CoP의 좌·우 범위, 관상면의 발목관절각, 최대각, 각변위, 각속도, 최대각속도이다.

통계 처리

본 연구에서 보행 속도 간에 발목관절 내·외변 각과 각속도, CoP 궤적의 누적 면적의 차이를 살펴보기 위하여 반복측정변량분석(one-way repeated measure A NOVA)를 실시하였으며, 사후검증(post-hoc)으로는 Tukey HSD 를 실시하였다. 또한, CoP 궤적의 누적 면적이 발목관절 최대외변각과 외변각속도에 미치는 영향력을 살펴보고자 단계선택(Step Wise)으로 다중회귀분석(Multiple Regression Analysis)을 실시하여 각 사사분면의 누적 면적의 설명력(r<sup>2</sup>)을 확인하고 상대적 중요도(β)를 살펴보았다. 또한, 독립변인 간의 관련성을 나타내는 분산팽창지수(Variance Inflation Factor, VIF)를 제시하였으며, VIF 지수가 4.0을 초과하면 다중공선성에 문제가 있는 것으로 간주하였다(Dattalo, 2013). 또한, 회귀모형의 적합도를 판단하는 Durbin-Watson 값을 제시하였으며, 2에 가까울수록 회귀모형이 적합하다는 의미이다. 이때, 모든 통계값의 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

연구결과

CoP 궤적의 누적 면적

우선, 보행 속도 변화에 따른 CoP 궤적의 누적 면적에 대한 각 사사분면의 넓이 차이는 <Table 1>과 같다. SW와 NW의 좌우 CoP 범위는 FW에 비하여 크게 나타났다(p<.05). 또한, SW의 3 사분면 CoP 누적 면적은 NW와 FW에 비하여 크게 나타났다(p<.05).

Table 1. Comparison of CoP variables between gait speed

CoP variables	SW <sup>a</sup>	NW <sup>b</sup>	FW <sup>c</sup>	F	p	post-hoc	Effect size (η <sub>p</sub> <sup>2</sup> )	Statistical power
ML CoP range (cm)	5.17±0.72	5.06±0.65	4.60±0.57	8.204	.001*	a,b>c	.240	.950
1QA in cumulative area of CoP (cm <sup>2</sup> )	12.28±7.77	12.74±8.90	13.46±7.88	.260	.772	-	.010	.089
2QA in cumulative area of CoP (cm <sup>2</sup> )	22.13±5.89	19.18±9.82	22.17±7.05	1.779	.179	-	.064	.356
3QA in cumulative area of CoP (cm <sup>2</sup> )	27.96±7.43	21.46±9.75	22.28±9.95	6.010	.004*	a>b,c	.188	.864
4QA in cumulative area of CoP (cm <sup>2</sup> )	12.28±7.77	12.74±8.90	13.46±7.88	.260	.772	-	.010	.089

SW: slow walking (1.14 m/s), NW: normal walking (1.47 m/s), FW: fast walking (1.74 m/s), CoP: center of pressure, ML: mediolateral, QA: quadrant area

\* indicates statistically significant difference between gait speed

**Table 2.** Comparison of ankle joint kinematics at frontal plane between gait speed

Ankle joint kinematics	SW <sup>a</sup>	NW <sup>b</sup>	FW <sup>c</sup>	<i>F</i>	<i>p</i>	post-hoc	Effect size ( $\eta_p^2$ )	Statistical power
IN/EV angle at HC (deg)	0.57±4.24	0.00±4.01	-0.17±4.30	5.695	.006*	a>c	.180	.844
IN/EV angle at TO (deg)	1.07±5.51	0.02±5.46	-0.34±5.51	9.677	.000*	a>b,c	.271	.976
ROM of IN / EV (deg)	9.44±2.76	8.67±2.20	8.27±2.07	10.184	.000*	a>b,c	.281	.982
Maximum EV angle (deg)	-5.57±2.68	-4.85±2.37	-4.77±2.32	1.952	.152	-	.070	.386
Maximum IN angle (deg)	1.86±4.54	1.38±3.88	1.16±4.18	3.599	.034*	a>c	.122	.641
Maximum EV angular velocity (deg/s)	-50.54±22.14	-55.88±23.88	-60.67±26.58	4.885	.011*	c>a	.158	.781
Maximum IN angular velocity (deg/s)	56.53±22.16	56.18±22.45	53.15±22.58	1.784	.178	-	.064	.357

SW: slow walking (1.14 m/s), NW: normal walking (1.47 m/s), FW: fast walking (1.74 m/s), IN: inversion(+), EV: eversion(-), ROM: range of motion, HC: heel contact, TO: toe off

\* indicates statistically significant difference between gait speed

**Table 3.** Descriptive information of multiple regression analysis for Maximum EV angle

Independent variables	Non-standardized coefficients		Standardized coefficients ( $\beta$ )	<i>t</i>	<i>p</i>	VIF
	B	Standard error				
(constant)	-2.764	.698		-3.961	.000	
3QA in cumulative area of CoP	-.096	.027	-.370	-3.539	.001*	1.000

$R^2 = .137$ ,  $F(1, 79) = 12.527$ ,  $p = .001$

Durbin-Watson = 2.278

EV: eversion, CoP: center of pressure, QA: quadrant area

\* indicates statistically significant difference between gait speed

**Table 4.** Descriptive information of multiple regression analysis for Maximum EV angular velocity

Independent variables	Non-standardized coefficients		Standardized coefficients ( $\beta$ )	<i>t</i>	<i>p</i>	VIF
	B	Standard error				
(constant)	-36.535	7.060		-5.175	.000	
3QA in cumulative area of CoP	-.802	.275	-.312	-2.917	.005*	1.000

$R^2 = .097$ ,  $F(1, 79) = 8.507$ ,  $p = .005$

Durbin-Watson = 1.953

EV: eversion, CoP: center of pressure, QA: quadrant area

\* indicates statistically significant difference between gait speed

두 번째로, 발목관절의 내·외변각과 각속도는 <Table 2>와 같다. SW에서 뒤꿈치가 지면에 닿는 순간 내·외변각은 FW에 비하여 크게 나타났으며( $p < .05$ ), SW에서 발끝이 떨어지는 순간과 내·외변 각동범 위는 NW와 FW에 비하여 크게 나타났다( $p < .05$ ). 또한, SW의 최대내 변각은 FW에 비하여 크게 나타났으나( $p < .05$ ), SW의 최대외변각속 도는 FW에 비하여 작게 나타났다( $p < .05$ ).

세 번째로, 각 사사분면의 CoP 누적 면적이 발목관절 최대외변각 에 미치는 영향력을 살펴보면(Table 3), 독립변수들의 설명력을 나타 내는 결정계수는  $R^2 = .137$ 로 나타났으며,  $F(1, 79) = 12.527$ ,  $p = .001$  수준에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 추정된 다중회귀식은 최대 외변각 =  $-.096 \times 3QA - 2.764$ 로 나타났다. 3사분면(3QA)의 누적 면적은 발목 최대외변각( $p = .001$ ) 및 외변각속도( $p = .005$ )와 유의한 부적 상관관계를 보여, 3사분면 면적이 클수록 외변 움직임이 증가하 는 경향이 나타났다.

마지막으로 각 사사분면의 CoP 누적 면적이 발목관절 최대외변 각속도에 미치는 영향력을 살펴보면(Table 4), 독립변수들의 설명력 을 나타내는 결정계수는  $R^2 = .097$ 로 나타났으며,  $F(1, 79) = 8.507$ ,  $p = .005$  수준에서 통계적으로 유의하게 나타났다. 추정된 다중회귀식 은 최대외변각속도 =  $-.802 \times 3QA - 36.535$ 로 나타났다. 3QA( $\beta = -.802$ ,  $t = -3.539$ ,  $p = .001$ )는 최대외변각속도에 통계적으로 유의한 부 적 영향을 미치는 것으로 나타났다.

## 논의

본 연구에서는 보행 속도 변화에 따른 CoP 궤적의 누적 면적과 발목 관절 내·외변 움직임 간의 관계를 분석하여 발목관절 불안정성을 평 가하고 예측하는 새로운 방법을 제시하고자 하였다. 보행 속도에 따

른 CoP 궤적의 누적 면적 분석 결과, 느린 보행(SW) 시 좌우 CoP 범위가 빠른 보행(FW)에 비해 유의하게 크게 나타났다. 특히 3사분면의 CoP 누적 면적이 SW에서 NW와 FW에 비해 유의하게 크게 나타났다. 이는 발의 외측 후방부에 더 많은 압력 분포와 변동성이 존재함을 의미하며, 보행 속도가 감소할수록 발의 압력 중심이 후방으로 이동한다는 Chiu et al.(2013)의 연구와 일치한다. 또한 느린 보행 시 CoP의 좌우 범위가 증가한 것은 보행 안정성을 확보하기 위한 보상 작용으로 해석될 수 있으며(Maki et al., 1994), 이는 자세 안정성 확보 전략과 유사하다. 이러한 결과는 Lugade & Kaufman(2014)의 연구에서도 유사하게 나타났는데, 그들은 다양한 발 위치에 따른 CoP 궤적을 분석하여 발의 내변과 외변 시 CoP가 각각 발의 외측과 내측에 위치함을 보고하였다. 이는 본 연구에서 관찰된 느린 보행 시 CoP의 좌우 범위 증가와 맥락을 같이 한다.

발목관절의 운동학적 변인을 살펴보면, SW에서 뒤꿈치 접지 순간과 발끝이지 순간의 내변각이 FW에 비해 유의하게 크게 나타났으며, 내·외변 가동 범위도 NW와 FW에 비해 SW에서 유의하게 크게 나타났다. 이러한 결과는 Hintermann et al.(1994)의 연구에서 제시한 바와 같이, 보행 속도가 느릴수록 발목관절의 움직임이 증가하는 경향과 일치한다. 또한 지지기 동안 최대 외변각이 발생한 시점과 이지 사이에서 SW의 최대 내변각이 FW에 비해 유의하게 크게 나타나, 느린 보행 시 발목관절의 내변 움직임이 더 크게 일어날 수 있음을 시사한다. 이는 Kim & Collins(2015)의 연구에서처럼, 보행 속도가 느릴수록 발목 관절의 내·외변 토크 변화가 더 크게 나타나는 현상과 일맥상통한다.

특히, 회귀분석 결과 3사분면의 CoP 누적 면적이 발목관절 최대 외변각과 외변 각속도에 유의한 부정 영향을 미치는 것으로 나타났는데, 이는 발의 외측 후방부에서 발생하는 압력 분포의 증가가 발목관절 외변 동작 증가와 밀접한 관련이 있음을 의미하며, 느린 보행 패턴에서 두드러지는 것을 확인할 수 있다. 이러한 결과는 Willems et al.(2005)이 제시한 발목 불안정성과 CoP 궤적의 관계를 더욱 구체화한 것으로, 발목 불안정성 평가 및 예방을 위한 새로운 접근 방법을 제시한다는 점에서 의의가 크다. 또한, Francis et al.(2013)의 연구에서 보고된 바와 같이, 발목 관절의 움직임이 CoP 궤적에 미치는 영향을 고려할 때, 본 연구의 결과는 발목 관절의 안정성과 CoP 궤적 간의 밀접한 관계를 더욱 강조한다고 볼 수 있다.

본 연구는 기존 연구들과 비교하여 CoP 궤적의 누적 면적을 사사분면별로 세분화하여 분석함으로써, 특정 영역의 면적이 발목관절 외변 움직임과 직접적으로 연관되어 있음을 밝혀냈다. 이는 Hertel et al.(2006)이 제시한 CoP 궤적 분석의 유용성을 더욱 구체화한 것이다. 또한 발목관절의 불안정성을 평가하는 데 있어 CoP 누적 면적의 사사분면 분석 방법이 새로운 인사이트를 제공한다. 이는 Wong et al.(2008)의 연구에서 제시된 발 형태와 CoP 궤적의 관계를 더욱 확장시킨 것으로, 발목 관절의 움직임과 CoP 궤적 간의 관계를 더욱 세밀하게 분석할 수 있는 방법을 제시했다고 볼 수 있다. 이러한 결과는 보행 재활 및 운동 처방 분야에서 유용하게 적용될 수 있을 것으로 기대되며, 다양한 신발 디자인이나 보조기구의 효과를 평가하는 연구에도 적용할 수 있어, 발목관절 안정성을 향상시키는 제품 개발에 기여할 수 있을 것이다.

결론적으로, 본 연구는 CoP 궤적의 누적 면적, 특히 3사분면 영역이 발목관절 외변 동작을 예측하는 중요한 요인임을 밝혔다. 이러한 결과는 발목 불안정성 평가 및 예방을 위한 새로운 지표로 활용될 수

있으며, 보행 재활 및 운동 처방 분야에서 유용하게 적용될 것이다. 또한 CoP 누적 면적의 사사분면 분석 방법은 하지 운동역학 연구에 새로운 분석 기법을 제공하여 관련 연구의 발전에 기여할 것으로 기대된다.

## 결론 및 제언

본 연구는 보행 속도 변화에 따른 CoP 궤적의 누적 면적과 발목관절 내·외변 움직임의 관계를 분석하여, 발목관절 불안정성을 평가하고 예측하는 새로운 방법을 제시하고자 하였다. 느린 보행 시 CoP 궤적의 좌우 범위와 3사분면 누적 면적이 유의하게 증가하였으며, 발목관절의 내·외변각과 가동범위도 커졌다. 회귀분석을 통해 3사분면의 CoP 누적 면적이 발목관절 최대외변각과 외변각속도에 영향을 미치는 것으로 나타났다.

결론적으로, CoP 궤적의 누적 면적, 특히 3사분면 영역은 발목관절 외변 동작을 예측하는 중요한 요인으로 밝혀졌다. 이는 발목 불안정성 평가 및 예방에 활용될 수 있으며, 재활 프로그램 개발, 신발 디자인 및 보조기구 개발 시 발의 압력 분포를 고려한 설계에 도움이 될 것으로 생각된다.

## CONFLICT OF INTEREST

논문 작성에 있어서 어떠한 조직으로부터 재정을 포함한 일체의 지원을 받지 않았으며 논문에 영향을 미칠 수 있는 어떠한 관계도 없음을 밝힌다.

## AUTHOR CONTRIBUTION

Conceptualization: S Ryu, HJ Gil, SK Park, Data curation: S Ryu, HJ Gil, Formal analysis: HJ Gil, Methodology: S Ryu, SK Park, HJ Gil, Project administration: S Ryu, SK Park, Visualization: HJ Gil, Writing-original draft: S Ryu, HJ Gil, Writing-review & editing: HJ Gil, SK Park, S Ryu

## 참고문헌

- Alexander, R. M., & Jayes, A. S. (1983). A dynamic similarity hypothesis for the gaits of quadrupedal mammals. *Journal of Zoology*, 201(1), 135-152.
- Bergland, A., Jarnlo, G. B., & Laake, K. (2003). Predictors of falls in the elderly by location. *Aging Clinical and Experimental Research*, 15, 43-50.
- Braden, B. (1986). The surveyor's area formula. *The College Mathematics Journal*, 17(4), 326-337.
- Chiu, M. C., Wu, H. C., & Chang, L. Y. (2013). Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait & Posture*, 37(1), 43-48.
- Choi, J. S., Kang, D. W., & Tack, G. R. (2011). A preliminary study on personal preferred walking speed. *Journal of Sport and Leisure Studies*, 45(2), 721-728.
- Clancy JR, W. G. (1980). Runners' injuries: Part one. *The American Journal of Sports Medicine*, 8(2), 137-138.
- Clement, D. B., Taunton, J. E., Smart, G. W., & McNicol, K. L. (1981). A survey of overuse running injuries. *The Physician and sportsmedicine*, 9(5), 47-58.
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1995). The effects of visual input on open-loop and closed-loop postural control mechanisms. *Experimental Brain Research*, 103(1), 151-163.
- Dattalo, P. (2013). *Analysis of multiple dependent variables*. New York, NY: Oxford University Press.
- Diaz, M. A., Gibbons, M. W., Song, J., Hillstrom, H. J., Choe, K. H., & Pasquale, M. R. (2018). Concurrent validity of an automated algorithm for computing the center of pressure excursion index (CPEI). *Gait & Posture*, 59, 7-10.
- England, S. A., & Granata, K. P. (2007). The influence of gait speed on local dynamic stability of walking. *Gait & Posture*, 25(2), 172-178.
- Fernie, G. R., Gryfe, C. I., Holliday, P. J., & Llewellyn, A. (1982). The relationship of postural sway in standing to the incidence of falls in geriatric subjects. *Age and Ageing*, 11(1), 11-16.
- Fischer, A. G., & Wolf, A. (2016). Body weight unloading modifications on frontal plane joint moments, impulses, and center of pressure during overground gait. *Clinical Biomechanics*, 39, 77-83.
- Francis, C. A., Lenz, A. L., Lenhart, R. L., & Thelen, D. G. (2013). The modulation of forward propulsion, vertical support, and center of pressure by the plantarflexors during human walking. *Gait & Posture*, 38(4), 993-997.
- Giacomozzi, C., Caselli, A., Macellari, V., Giurato, L., Lardieri, L., & Uccioli, L. (2002). Walking strategy in diabetic patients with peripheral neuropathy. *Diabetes Care*, 25(8), 1451-1457.
- Gil, H., Ryu, S., Park, S. K., & Ryu, J. S. (2019). Analysis of the area of center of pressure (COP) trajectories according to running speed and its correlation with ankle joint motion. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, 37(6), 691-702.
- Hansen, C., Rezzoug, N., Gorce, P., Isableu, B., & Venture, G. (2017). Center of pressure based segment inertial parameters validation. *PLOS ONE*, 12(6), e0180011.
- Hertel, J., Olmsted-Kramer, L. C., & Challis, J. H. (2006). Time-to-boundary measures of postural control during single-leg quiet standing. *Journal of Applied Biomechanics*, 22(1), 67-73.
- Hintermann, B., Nigg, B. M., Sommer, C., & Cole, G. K. (1994). Transfer of movement between calcaneus and tibia in vitro. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 349-355.
- Hoey, C., Wang, A., Raymond, R. J., Ulagenthiran, A., & Okholm Kryger, K. (2022). Foot morphological variations between different ethnicities and sex: A systematic review. *Footwear Science*, 15(1), 55-71.
- Kanemitsu, M., Nakasa, T., Ikuta, Y., & Adachi, N. (2023). Decreased joint position sense of the ankle joint is a risk factor for falls in the elderly. *Curēus*, 15(12), e51084.
- Kim, M., & Collins, S. H. (2015). Once-per-step control of ankle-foot prosthesis push-off work reduces effort associated with balance during walking. *Journal of Neuroengineering and Rehabilitation*, 12, 1-13.
- Louey, M. G. Y., Mudge, A., Wojciechowski, E., & Sangeux, M. (2017). A model to calculate the progression of the centre of pressure under the foot during gait analysis. *Gait & Posture*, 57, 147-153.
- Lugade, V., & Kaufman, K. (2014). Center of pressure trajectory during gait: A comparison of four foot positions. *Gait & Posture*, 40(1), 252-254.
- Lynall, R. C., Zukowski, L. A., Plummer, P., & Mihalik, J. P. (2017). Reliability and validity of the ProtoKinetics Movement Analysis Software in measuring center of pressure during walking. *Gait & Posture*, 52, 308-311.
- Maki, B. E., Holliday, P. J., & Topper, A. K. (1994). A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. *Journal of Gerontology*, 49(2), M72-M84.
- Melzer, I., & Oddsson, L. I. E. (2004). The effect of a cognitive task on voluntary step execution in healthy elderly and young individuals. *Journal of the American Geriatrics Society*, 52(8), 1255-1262.
- Melzer, I., Kurz, I., & Oddsson, L. I. E. (2010). A retrospective analysis of balance control parameters in elderly fallers and non-fallers. *Clinical Biomechanics*, 25(10), 984-988.
- Park, G., & Woo, Y. (2015). Comparison between a center of mass and a foot pressure sensor system for measuring gait parameters in healthy adults. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3199-3202.
- Pataky, T. C., Bosch, K., Mu, T., Keijsers, N. L. W., Segers, V., Rosenbaum, D., & Goulermas, J. Y. (2011). An anatomically unbiased foot template for inter-subject plantar pressure evaluation. *Gait & Posture*, 33(3), 418-422.
- Piirtola, M., & Era, P. (2006). Force platform measurements as predictors of falls among older people—a review. *Gerontology*, 52(1), 1-16.
- Ryu, J. S. (2010). Effects of high-heeled shoes with different heights on balance during standing and walking. *Korean Journal of Sport*

*Biomechanics*, 20(4), 479-486.

- Ryu, J. S., & Hamill, J. (2003).** *Experiment in sport biomechanics*. Seoul: Deahan Media.
- Stel, V. S., Smit, J. H., Pluijm, S. M. F., & Lips, P. (2003).** Balance and mobility performance as treatable risk factors for recurrent falling in older persons. *Journal of Clinical Epidemiology*, 56(7), 659-668.
- Sugawara, K., Okada, K., Saito, I., Saito, A., & Wakasa, M. (2016).** Foot pressure pattern during walking in individuals with anterior cruciate ligament injury. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 106(3), 201-206.
- Sultan, A., Shabbir, M., Arshad, N., Shafee, I., Naz, A., & Hanif, M. (2023).** Correlation of Balance and Functional Ankle Instability in Elderly Women. *Annals of PIMS-Shaheed Zulfiqar Ali Bhutto Medical University*, 19(1), 1-4.
- Vaughan, C. L., & O'Malley, M. J. (2005).** Froude and the contribution of naval architecture to our understanding of bipedal locomotion. *Gait & Posture*, 21(3), 350-362.
- Weaver, B. T., Braman, J. E., & Haut, R. C. (2016).** A direct method for mapping the center of pressure measured by an insole pressure sensor system to the shoe's local coordinate system. *Journal of Biomechanical Engineering*, 138(6), 061007.
- Weerasinghe, T. W., Goonetilleke, R. S., & Reischl, U. (2017).** Pressure thresholds and stiffness on the plantar surface of the human foot. *Ergonomics*, 60(7), 985-996.
- Willems, T., Witvrouw, E., Delbaere, K., De Cock, A., & De Clercq, D. (2005).** Relationship between gait biomechanics and inversion sprains: A prospective study of risk factors. *Gait & Posture*, 21(4), 379-387.
- Wong, Y. S., Kwan, M. M. S., & Leung, A. K. L. (2008).** Reliability and validity of the center of pressure parameters for balance assessment in standing. *Journal of Biomechanics*, 41(Suppl 1), S109.
- Yoo, S. H., Kim, J. B., Ryu, J. S., Yoon, S. H., & Park, S. K. (2016).** Comparative analysis of gait parameters and symmetry between preferred walking speed and walking speed by using the Froude number. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 26(2), 221-228.
- Zare, F. E., & Maghooli, K. (2016).** Human verification using a combination of static and dynamic characteristics in foot pressure images. *Journal of Medical Signals and Sensors*, 6(4), 224-230.
- Zhai, J. N., Wang, J., & Qiu, Y. S. (2017).** Plantar pressure differences among adults with mild flexible flatfoot, severe flexible flatfoot, and normal foot when walking on level surfaces, walking upstairs, and downstairs. *Journal of Physical Therapy Science*, 29(4), 641-646.

# 힘의 작용점(CoP)에 대한 발목관절 내, 외변 예측 변수로의 가능성 연구

류시현<sup>1</sup>, 박상균<sup>1</sup>, 길호종<sup>2</sup>

<sup>1</sup>한국체육대학교 체육학과 교수

<sup>2</sup>한국스포츠과학원 초빙연구원(현, 한국체육대학교 체육과학연구소 연구원)

[목적] 본 연구는 보행 속도 변화에 따른 압력중심(CoP) 궤적의 면적이 발목관절의 내·외변 움직임에 미치는 영향을 분석하고, 발목 불안정성을 예측할 수 있는 변수인지를 조사하는 데 그 목적이 있다.

[방법] 정형외과적 병력이 없는 20대 성인 남성 27명을 대상으로 느린 보행, 정상 보행, 빠른 보행의 세 가지 속도로 트레드밀에서 보행 실험을 실시하였다. 보행 중 수집된 CoP 궤적의 누적 면적과 발목관절의 내·외변각을 비교 분석하였으며, 가장 차이를 보인 QA 영역의 영향력을 평가하였다.

[결과] 느린 보행 시 좌우 CoP 범위( $p < .05$ )와 3사분면 누적 면적( $p < .05$ )이 정상 및 빠른 보행에 비해 유의하게 증가하였으며, 발목관절의 내·외변각( $p < .05$ )과 가동범위( $p < .05$ )도 함께 증가하였다. 또한, 3사분면의 CoP 누적 면적은 발목관절의 최대외변각( $p = .001$ )과 외변각속도( $p = .005$ )에 유의한 부정 영향을 미치는 것으로 나타났다.

[결론] 본 연구는 CoP 궤적의 누적 면적, 특히 3사분면 영역이 발목관절의 외변 동작을 예측하는 중요한 요인임을 밝혀냈다. 이러한 결과는 발목 불안정성 평가 및 예방, 신발 개발과 재활 프로그램에 유용하게 활용될 수 있을 것으로 사료 된다.

## 주요어

힘의 작용점(CoP), 발목 불안정성, 발목 외변, 보행평가