

# Exploration of the Effects of Gait Correction Insoles on Changes in Center of Pressure

## 보행 교정용 인솔 착용에 따른 압력중심의 변화 탐색

Sungmin Kim<sup>1</sup>, Min-Ki Lee<sup>2</sup>, Myung-Sung Kang<sup>3</sup>, Chong-Ku Hah<sup>4\*</sup>

김성민<sup>1</sup>, 이민기<sup>2</sup>, 강명성<sup>3</sup>, 하종규<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup> Professor, Department of Sport Science, Kongju National University, Korea, [ksm0201@kongju.ac.kr](mailto:ksm0201@kongju.ac.kr)

<sup>2</sup> Professor, Department of Physical Education, Kongju National University, Korea, [mkleee@kongju.ac.kr](mailto:mkleee@kongju.ac.kr)

<sup>3</sup> Professor, Department of Sports Medicine, Gwangju Health University, Korea, [mksang@ghu.ac.kr](mailto:mksang@ghu.ac.kr)

<sup>4</sup> Doctor, Research and Data Bank Incorporation, Korea, [kuya-hah@hanmail.net](mailto:kuya-hah@hanmail.net)

Corresponding author: Chong-Ku Hah

**Abstract:** The purpose of this study is to explore an insole that maximizes arch support function and the efficiency of the center of pressure (CoP) movement, and to comprehensively investigate walking patterns through CoP analysis by applying it to a real walking environment. The study subjects were 6 general university students (3 male and 3 female) in their 20s. They performed 10 walking trials each, totaling 20 trials, both with and without the insole. Subjects were instructed to walk at their usual, comfortable pace to induce a natural gait. The results showed that the foot progression angle was more internally rotated (toeing in) when wearing the insole (Insole: -1.97 deg; No Insole: 0.14 deg). The anterior-posterior range of the CoP was wider without the insole (Insole: 105.33 %; No Insole: 107.89 %), while the overall length (Insole: 167.23 %; No Insole: 162.87 %), medial-lateral range (Insole: 79.37 %; No insole: 67.05 %), and medial-lateral standard deviation (Insole: 19.51 %; No Insole: 14.93 %) were all greater when wearing the insole. The terminal CoP position (Insole: 97.33 %; No Insole: 104.05 %) and its absolute value (Insole: 100.42 %; No Insole: 104.05 %) were higher in the condition without the corrective insole. The developed insole reduced unnecessary lateral shift of the center of pressure on the foot and induced medial movement, thereby alleviating heel instability. Furthermore, it effectively reduced excessive load concentration on the forefoot and improved gait efficiency when the insole was worn.

**Keywords:** Insole, Center of Pressure, Gait, Arch Support

**요약:** 본 연구의 목적은 본 연구는 아치 지지 및 보행 기능을 강화한 인솔이 보행 효율성에 미치는 영향을 탐색하고자 한다. 연구의 대상자는 A지역에 거주하는 20~30대 일반 남녀 대학생 각각 3명씩 총 6명을 모집하였고, 인솔 착용과 인솔 미착용 상태에서 보행을 10회씩 총 20회 수행하였다. 자연스러운 보행동작을 유도하기 위하여 연구대상자가 평소에 걷는 보행속도로 수행할 수 있도록 지시하였다. 연구결과, 발 진행각은 착용 시 안쪽으로 발끝이 모아졌다

Received: January 06, 2026; 1<sup>st</sup> Review Result: February 04, 2026; 2<sup>nd</sup> Review Result: March 10, 2026  
Accepted: April 10, 2026

(착용: -1.97 deg; 미착용: 0.14 deg). 압력중심 전후 범위는 미착용 시 더 넓은 범위가 나타났고(착용: 105.33 %; 미착용: 107.89 %), 전체 길이(착용: 167.23 %; 미착용: 162.87 %), 좌우 범위(착용: 79.37 %; 미착용: 67.05 %), 좌우 표준편차(착용: 19.51 %; 미착용: 14.93 %)는 모두 착용 시 더 크게 나타났다. 발기 CoP 위치(착용: 97.33 %; 미착용: 104.05 %) 및 절대값(착용: 100.42 %; 미착용: 104.05 %)은 보행 교정 인솔 미착용 시 더 높게 나타났다. 개발된 인솔은 발에 대한 압력 중심의 불필요한 가쪽 이동을 제한하고 내측 이동을 유도하여 발뒤꿈치의 불안정성을 완화하며, 인솔 미착용 시 앞꿈치로의 과도한 하중 집중과 보행 효율 저하가 발생했던 부분을 개선할 수 있는 가능성을 시사하였다.

**핵심어:** 인솔, 압력중심, 보행, 아치 지지

## 1. 서론

보행(gait)은 일상생활에서 인간이 가장 많이 수행하는 동작으로, 신체의 가속과 제어를 위해 하지관절은 굽힘(flexion)과 펴기(extension) 동작을 반복적으로 수행되고, 이들의 유기적인 협응과 제어를 통해 보행의 안정성과 균형성이 결정된다[1]. 하지만 보행 시 신체에 가해지는 부하는 체중의 약 2~3배가 되기 때문에 근피로 및 불안정한 동적 움직임이 수행되어 변형된 보행 패턴 및 다양한 부상을 유발할 수 있다[2]. 예를 들어 발목관절의 안쪽(inversion)/가쪽번짐(eversion), 안쪽돌림(internal rotation)/가쪽돌림(external rotation)의 과도한 움직임은 불안정한 보행 패턴을 수행되는 대표적인 현상이다.

인간의 발바닥은 활 모양으로 탄력성이 있고, 이 구조를 아치(arches)라고 한다[3]. 그 중 안쪽 세로아치(medial longitudinal arch) 형태는 하중으로 인한 압박을 전후방 경골건(tibialis tendon), 긴종아리근(peroneus longus muscle), 발바닥의 내재근(intrinsic muscles)들이 유기적으로 움직이면서 아치의 구조를 유지한다[4]. 보행 시 발이 지면에 접촉할 때, 지면반력(ground reaction force, GRF)은 강한 충격이 발생한다[5]. 이 때 아치는 평평하게 변형되면서 발 뒤꿈치와 발가락 부위에 가해지는 충격을 균형있게 분산시켜 특정 부위에 압력이 과도하게 집중되는 것을 방지한다[5][6]. 또한 무릎, 엉덩관절, 척추 등 관절 및 뼈에 전달되는 부담을 크게 줄여주는 것으로 알려져 있다[7].

오랜시간 동안 하지관절에 반복적으로 부하가 가해지면 아치는 그 기능을 유지하지 못하고 퇴화할 수 있다. 보행 시 안쪽 세로아치의 높이가 감소하면서 발뒤꿈치의 움직임 감소 및 발의 과도한 바깥돌림 움직임으로 연결된다[8]. 하지관절의 바깥돌림 움직임은 보행 시 압력 중심이 2~4번째 발가락으로 집중되고 이러한 보행 형태는 팔자걸음(toeing-out gait)으로 나타난다[8]. 팔자걸음은 골반이 가쪽으로 돌아간 상태에서 발 진행각(foot progression angle, FPA)이 5° 보다 크게 나타나 무릎관절 및 발 안쪽의 부하가 증가하면서 전방 추진력을 저하시킨다[9]. 또한 안쪽 세로아치의 지속적인 내림(descensus)이 나타나고, 이로 인해 발바닥과 지면의 접촉 면적이 증가하여 하지관절의 불안정성을 유발한다[10]. 따라서 일상생활에서 오랜시간 동안 보행 시 지속적으로 아치를 유지하면서 정상적인 보행 형태가 수행되는 외적인 구조 보완이 필요하다.

보행 시 아치의 지지 형태를 쉽게 보완하는 방법 중 하나가 신발 내 인솔(insole)을 착용하는 것이다. 아치를 지지하는 인솔은 일차적으로 발의 충격을 흡수시켜주는 외적인 구조물로[11], 목말밑관절(subtalar joint)이 과도하게 옆침(pronation)되어 발배뼈(navicular

bone)의 높이도 함께 낮아지고, 그 외 다른 발뼈들도 정렬의 변화를 방지하는 역할을 한다[12]. 하지만 과도하게 높은 정도의 인솔로 아치를 지지하는 부분은 아치 이외에 다른 부위의 최대 족저압력이 증가하여 발의 피로와 부상 위험이 증가할 수 있다[13]. 그렇기 때문에 보행 시 아치의 움직임 유연하도록 일정 수준의 높이와 탄성을 유지하는 인솔의 형태가 추천된다[14].

보행 시 발에 가해지는 압력은 뒤꿈치가 지면에서 떨어질 때 발의 안쪽으로 이동하며, 주로 발바닥 앞쪽의 안쪽 부분과 엄지발가락에 집중된다. 보행 시 압력 이동은 몸을 앞으로 밀어내는 추진력을 만들고, 보행 시 몸이 좌우로 흔들리지 않고 직선으로 걷는데 도움을 준다[15]. 이 때 물리적으로 4~5번째 방향으로 이동하는 압력중심을 인솔의 구조를 통해 의도적으로 엄지발가락 방향으로 유도할 경우 발의 피로를 감소시킬 수 있다. 이전의 인솔과 관련된 보행 연구에서는 평발 교정, 기능성 인솔과 관련된 연구가 대부분이었다[16][17]. 하지만 인솔의 구조를 통해 올바른 보행을 유도하는 기능적 개선은 통증 완화나 아치 지지 외 압력중심의 궤적을 능동적으로 변화시킴으로써 올바른 보행 습관을 가질 수 있다는 점에서 차별성을 지닌다. 본 연구를 통해 아치 지지와 압력중심을 효율적으로 이동시킬 수 있는 인솔 구조를 제작하여(이하 보행 교정용 인솔) 보행 시 압력중심의 기전을 탐색할 필요가 있다. 본 연구는 아치 지지 및 보행 기능을 강화한 인솔이 보행 효율성에 미치는 영향을 규명하고자 한다. 이를 위해 인솔 제작 후 실제 보행 분석을 실시하였으며, CoP의 내측 이동 및 내·외측 편차, 보행 말기 CoP 위치 등 정량적 지표를 통해 인솔의 기능적 유효성을 탐색하는 것을 목적으로 한다. 이에 본 연구의 가설은 다음과 같다. 첫째, 보행 교정용 인솔 착용 시 보행 중 발진행각은 안쪽으로 유도될 것이고, 둘째 압력중심은 가쪽(4-5번째 중족골)으로의 이동이 감소하고, 안쪽(엄지발가락 방향)으로 이동될 것이다. 그리고 압력중심의 안쪽 움직임 증가로 인해 전체 이동경로 또한 더 길게 나타날 것이다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구 대상

본 연구에 참여한 대상자는 대한민국 A지역에 거주하는 20~30대 일반 남녀 대학생 각각 3명씩 총 6명을 모집하였다(남: 연령 -  $26.5 \pm 4.8$  years, 신장 -  $1.73 \pm 0.08$  m, 체중 -  $63.8 \pm 4.1$  kg, BMI -  $22.1 \pm 1.4$   $kg/m^2$ , 발사이즈 - 270 mm, 발너비 - 105~110 mm, 발 아치형태 - 정상; 여: 연령 -  $26.1 \pm 5.4$  years, 신장 -  $1.6 \pm 0.03$  m, 체중 -  $53.2 \pm 2.4$  kg, BMI -  $20.7 \pm 1.2$   $kg/m^2$ , 발사이즈 - 240 mm, 발너비 - 92~93 mm, 발 아치형태 - 정상). 실험일로부터 6개월 이내 하지부상을 경험하지 않고, 보행 시 어려움이 없는 대상으로 선정하였다. 연구대상자는 실험에 대한 설명을 듣고 자발적으로 서면 동의 후 실험을 실시하였다.

### 2.2 연구 장비

#### 2.2.1 실험 신발 및 보행 교정용 인솔

모든 연구대상자들의 자연스러운 보행동작을 유도하기 위하여 연구대상자가 평소에 걷는 속도로 보행을 수행할 수 있도록 지시하였다. 연구대상자들은 [그림1 좌]와 같이 동일한 A사의 운동화에 (주)알앤디비의 기능성 인솔(Good Step)을 착용 대 미착용의 두 가지 상황에서 실험을 실시하였다[그림1 우].



[그림 1] 실험 운동화(좌) 및 인솔(우)

[Fig. 1] Running shoes (left) and insole (right)

사용된 운동화는 인솔의 기능을 극대화하기 위해 미드솔(midsole)과 아웃솔(outsole) 내 많은 기능이 포함되지 않은 평평한 운동화로 사용하였다. 보행 시 압력중심은 뒤꿈치가 지면에 닿는 초기 접촉 시 발뒤꿈치의 약간 바깥쪽(외측)에서 시작된다. 이후 중간 단계로 넘어가면서 하중은 발의 바깥쪽 테두리를 따라 앞으로 이동하며 밀기 단계에 이르면 하중은 다시 발의 안쪽으로 꺾여 엄지발가락 쪽으로 집중된다. 보행 교정용 인솔은 체중지지 시에도 발의 아치를 유지하고, 압력중심의 궤적이 안쪽으로 이동할 수 있도록 4~5번째 발가락 부위의 높이를 보강한 인솔을 사용하였다.

### 2.2.2 지면반력 측정기(force plate)

보행 시 연구대상자들의 압력중심을 측정하기 위하여 1대의 지면반력 측정기(Kistler, Type 9286AA, switzerland)를 사용하였다. 압력중심 데이터 수집 시 sampling frequency는 1000 hz로 설정하였다.

## 2.3 연구 절차

모든 연구대상자들은 실험에 대한 자세한 설명을 듣고 동의서에 서명한 후 발너비(발의 안쪽과 바깥쪽으로 가장 튀어나온 지점 사이의 수평 직선 거리)와 길이(엄지발가락 혹은 둘째발가락 ~ 발뒤꿈치 직선 길이)를 측정하였고, 준비된 실험용 신발을 착용하였다. 간단한 스트레칭과 자신의 보행 속도로 2회 연습 후 실험 시 10 m 전방 보행을 수행하였다. 이들에게 보행 시 양발(좌우 순)로 지면반력 측정기를 정확하게 밟도록 유도하였고, 정확히 밟지 않았을 경우 실패로 간주하여 재차 보행을 실시하였다. 그리고 다른 신발(인솔 착용 혹은 미착용)을 착용한 후 동일한 방법으로 10회 보행 데이터를 수집하였다(각각 10번씩 총 20회). 두 종류의 신발들은 무작위 순서로 착용하고 실험을 실시하였고, 10회 측정 후 연구대상자들에게 5분의 휴식시간을 제공하였다.

## 2.4 자료분석

압력중심 데이터는 Cut-off frequency를 10 hz로 정한 후 4th order Butterworth low-pass filter를 사용하여 필터링을 진행하였다[18]. 그리고 압력중심의 분석변인은 총 9가지 변인으로 [표 1]과 같다.

[표 1] 분석 변인

[Table 1] Analysis Variables

변인	단위	내용 및 해석
FPA (Foot Progression Angle)	deg	보행 시 10~60% 지지기 구간에서 보행 시 발이 전진하는 진행 방향(전신의 이동 방향)과 발의 긴 축(long axis) 사이에 형성되는 각도
CoP AP(anterior-posterior) range	%	압력중심이 전후(Anterior-Posterior, AP) 방향으로 이동한 총 범위를 각 개인의 발 길이(Foot Length, FL)로 정규화하여 백분율(%)로 나타낸 지표 $\text{Normalized AP range} = \frac{\text{AP range}}{\text{foot width}} \times 100$
CoP path length	%	압력중심이 이동한 전체 경로의 길이를 각 개인의 발 길이로 정규화하여 백분율로 나타낸 지표 $\text{CoP path} = \frac{\sqrt{x^2 + y^2}}{\text{foot length}} \times 100$
CoP ML(mediolateral range) range	%	압력중심이 좌우(Mediolateral, ML) 방향으로 이동한 총 범위를 각 개인의 발 너비(Foot width)로 정규화하여 백분율로 나타낸 지표 $\text{Normalized ML range} = \frac{\text{ML range}}{\text{foot width}} \times 100$
CoP ML SD (standard deviation)	%	압력중심 좌우방향의 표준편차를 발 너비로 정규화하여 백분율로 나타낸 지표 $\text{Normalized ML standard deviation} = \frac{\text{ML standard deviation}}{\text{foot width}} \times 100$
Terminal CoP position	%	최종 위치를 발 길이로 정규화하여 백분율로 나타낸 지표 $\text{Terminal CoP} = \frac{\text{final CoP position}}{\text{foot length}} \times 100$
Absolute terminal CoP position	%	압력중심의 최종 위치를 절대값으로 계산한 후 발 길이로 정규화하여 백분율로 나타낸 지표 $\text{Terminal CoP} = \left  \frac{\text{final CoP position}}{\text{foot length}} \times 100 \right $
Path straightness index (PSI)	index	압력중심의 직선경로를 총 경로의 길이로 나눈 지표 $\text{PSI} = \frac{\text{straight path}}{\text{total path}}$
Left-right symmetry index (SI)	%	왼발과 오른발 간 압력중심의 차이를 정량화한 지표 $\text{SI} = \frac{ X_{\text{left}} - X_{\text{right}} }{0.5 \times (X_{\text{left}} + X_{\text{right}})} \times 100$

### 3. 연구 결과

본 연구에서 보행용 교정 인soles을 착용에 따른 압력중심의 결과는 [표 2]와 같다. 발 진행각은 착용 시 안쪽으로 발끝이 모아졌다(착용:  $-1.97 \pm 12.48$ ; 미착용:  $0.14 \pm 9.21$ ). 압력중심 전후 범위는 미착용 시 더 넓은 범위가 나타났고(착용:  $105.33 \pm 14.91$ ; 미착용:  $107.89 \pm 7.91$ ), 전체 길이(착용:  $167.23 \pm 83.75$ ; 미착용:  $162.87 \pm 33.50$ ), 좌우 범위(착용:  $79.37 \pm 63.38$ ; 미착용:  $67.05 \pm 50.08$ ), 좌우 표준편차(착용:  $19.51 \pm 18.72$ ; 미착용:  $14.93 \pm 9.36$ )는 모두 착용 시 더 크게 나타났다.

말기 CoP 위치(착용:  $97.33 \pm 28.53$ ; 미착용:  $104.05 \pm 8.87$ ) 및 절대값(착용:  $100.42 \pm 13.62$ ; 미착용:  $104.05 \pm 8.87$ )은 보행 교정 인sole 미착용 시 더 높게 나타났다.

[표 2] CoP 분석 결과

[Table 2] The Results of COP Analysis during Gait

항목	착용	미착용	차이	비고
FPA (deg)	$-1.97 \pm 12.48$	$0.14 \pm 9.21$	2.11	착용: Toe in 미착용: Toe out
CoP AP range (%)	$105.33 \pm 14.91$	$107.89 \pm 7.91$	2.56	착용 < 미착용
CoP path length (%)	$167.23 \pm 83.75$	$162.87 \pm 33.50$	-4.36	착용 > 미착용
CoP ML range (%)	$79.37 \pm 63.38$	$67.05 \pm 50.08$	-12.32	착용 > 미착용

CoP ML SD (%)	19.51±18.72	14.93±9.36	-4.58	착용>미착용
Terminal CoP position (%)	97.33±28.53	104.05±8.87	6.72	착용<미착용
Absolute terminal CoP position (%)	100.42±13.62	104.05±8.87	3.63	착용<미착용
PSI (index)	0.68±0.12	0.67±0.07	-0.01	착용≐미착용
SI (%)	54.84±42.39	61.08±37.28	6.24	착용≐미착용

#### 4. 논의

본 연구의 목적은 아치 지지 및 보행 기능을 강화한 인솔이 보행 효율성에 미치는 영향을 규명하고자 한다. 이를 위해 아치를 지지하고, 안쪽으로 압력중심이 이동할 수 있는 구조의 보행 교정용 인솔을 제작하였고 10 m 보행을 통해 지면반력 측정기를 이용하여 압력중심의 움직임을 분석하였다.

보행 교정용 인솔을 착용한 후 보행 시 연구대상자들은 발이 안쪽으로 모아지는 움직임이 나타났다(착용: -1.97 deg, 미착용: 0.14 deg). 자연스러운 보행 시 발의 압력중심 이동경로는 지지기 약 60 % 까지(발 뒤꿈치에서 앞꿈치로의 방향)는 최소 가쪽으로 이동이 나타나는데 이 과정에서 발뒤꿈치의 안쪽번짐이 수행된다[19]. 발 뒤꿈치의 안쪽번짐 시 체중이 압력중심 부위로 집중되기 때문에 불안정한 접촉력이 발생하고 보행 시 신체의 불균형이 발생한다[20]. 이때 재차 신체 균형을 유지하기 위해서는 빠른 속도로 동일한 크기의 가쪽번짐 모멘트를 생성해야 하지만, 이러한 움직임은 발과 발목 관련 구조에 스트레스를 증가시켜 발목의 병리 현상(ankle pathologies)을 유발할 수 있다[21]. 따라서 보행 시 압력중심의 지속적인 동적 불안정성을 제한하기 위한 인솔의 안쪽 움직임 유도는 교정용 보행 인솔의 효과가 나타난 것으로 보인다.

압력중심의 전후방향 움직임은 보행 교정용 인솔의 미착용 시 더 많은 움직임이 나타났다. 발의 세로 방향에 대한 압력중심의 이동경로는 주로 관절의 시상면(sagittal plane) 움직임에 의해 결정된다[22]. 선행연구에서는 압력중심의 전방 움직임은 발목의 목말종아리관절(talocrural joint)을 기준으로 지면반력이 작용하는 위치가 발목에서 멀어질 경우 발목관절의 모멘트를 증가시켜 전방으로의 추진력이 증가한다고 보고하였다[23, 24]. 이로 인해 발 앞꿈치(forefoot) 부위에 하중이 증가하게 된다[23, 24]. 따라서 보행 교정용 인솔 착용 시에는 압력중심의 전후방 이동이 상대적으로 안정화되면서 발목관절에 작용하는 모멘트가 감소하고, 발 앞꿈치에 집중되는 과도한 하중이 완화될 가능성이 있다. 이러한 변화는 보행 시 추진력의 조절과 발목관절의 부하 감소를 통해 보다 효율적이고 안전한 보행 패턴의 형성에 기여할 수 있다고 판단된다.

압력중심의 전체 이동경로와 좌우방향 이동은 보행 교정용 인솔 착용 시 더 크게 나타났다. 이는 인솔 미착용에 비해 전후방 이동이 감소한 반면, 좌우이동이 증가하면서 전체 이동경로가 상대적으로 증가한 결과로 해석된다. 압력중심의 좌우이동은 보행의 동적 안정성을 평가하는 중요한 지표로, 일반적으로 rocker 기전(뒤꿈치-발목-앞꿈치로 이어지는 연속적인 움직임)이 정상적으로 작동할 경우 좌우이동은 일정한 패턴을 유지하며 과도하게 증가하지 않는다[25]. 선행연구에서는 보행 초기 단계에서 발이 아치 지지대와 접촉하면 압력중심의 급격한 좌우이동이 제한되어 보다 안정적이고 부드러운 보행이 이루어진다고 보고하였다[19]. 그러나 본 연구에서 사용한 보행 교정용 인솔은

발의 동적 불안정성 움직임을 의도적으로 제한하는 구조로, 선행연구와 달리 압력중심의 좌우 이동이 증가한 것으로 판단된다[19][26]. 이러한 좌우 움직임의 증가는 제어되지 않은 흔들림에 의한 변동성이기 보다는 인솔의 설계 원리에 따라 압력중심이 바람직한 궤적으로 재설정되는 과정에서 나타난 방향의 이동으로 해석될 수 있다[27]. 보행 시 압력중심의 좌우 이동은 질량중심을 지지기저 내에서 안정적으로 이동시키고 단하지 지지기 동안 균형을 유지하기 위한 필수적인 기전으로, 일정 범위 내에서의 ML 변위 증가는 체중 전이의 원활성과 추진력 생성에 기여할 수 있다[28]. 이는 보행 불안정성 증가 보다는 전후방 진행의 효율성을 확보하기 위한 조절된 이동으로 이해할 수 있다.

특히, 선행연구에서는 압력중심의 변화 양상을 해석할 때 단순한 변위 크기 증가와 함께 변동성과 방향성을 구분할 필요가 있다고 하였다[29]. 변동성 증가는 주기 간 불규칙성이나 예측 불가능한 흔들림의 증가를 의미하는 반면, 방향성 변화는 특정 기전이나 정렬 변화에 따라 압력중심의 이동 경로가 보다 일관된 방향으로 재구성되는 것을 의미한다. 본 연구에서 관찰된 압력중심의 좌우 이동 증가는 인솔에 의해 유도된 발의 정렬 및 하중 전달 경로의 변화에 따라 압력중심 궤적이 재조정된 결과로 해석된다. 따라서 이는 비제어적 변동성 증가가 아닌, 보행 전략의 재조직화에 따른 기능적이고 적응적인 방향성 변화로 보는 것이 타당하다.

말기 압력중심 위치(*terminal CoP position*)는 보행 교정용 인솔을 착용하지 않았을 때 더 높게 나타났다. 말기 압력중심 위치가 나타나는 단계는 말기 지지기(*terminal stance*)와 전유각기(*pre-swing phase*)의 직전 단계로, 이 단계는 한쪽 다리가 신체를 지지하면서 발뒤꿈치가 지면에서 이륙(*heel-off*) 난 후 지지하는 발을 넘어 전진하는 시기이다. 특히 팔자걸음 시 발뒤꿈치가 지면과 늦게 이륙하면서 발뒤꿈치에서 앞꿈치로 체중이 이동하는데 시간이 오래걸리고 압력중심은 가쪽으로 이동하게 된다. 따라서 두발지지의 시간이 증가하면서 앞으로 나아가는 추진력 감소 및 보행 속도가 감소하게 된다[26]. 그렇기 때문에 말기 압력중심의 위치는 전방으로 최대한 이동한 것으로 해석할 수 있다. 이러한 움직임은 발바닥굽힘근(*plantarflexor*)의 힘이 추가적으로 발생할 수 있고 발목의 회전 모멘트도 증가하여 생체역학적으로 더 높은 근활성도가 발생한다[30].

위의 결과들을 종합해 보았을 때 발의 하중은 신발 또는 맞춤형 인솔을 생체역학적으로 설계할 필요가 있다는 것을 시사한다[31]. 인솔로 인한 아치의 지지는 발의 형태를 유지하면서 일부 하중을 가쪽에서 안쪽으로 빠르게 전달하여 하중이 집중되는 현상을 감소시킨다[20][31]. 최근에는 개인별 맞춤형 아치 서포트가 압력중심의 궤적을 최적화하여 보행 안정성을 높인다는 연구가 활발히 진행되고 있다[32]. *rocker* 기전이 보행 효율을 높이고 추진력을 향상시킨다는 결과는 본 연구에서 관찰된 내외측 이동 증가와 PSI 유지 현상을 기능적으로 뒷받침한다고 판단된다[33]. 따라서 보행 중 압력중심을 효과적으로 움직이게 하기 위해 인솔을 구조화할 필요가 있고, 본 연구에서 제안한 인솔의 구조는 발의 동적인 기능을 개선하는데 활용될 수 있다고 판단된다[6].

본 연구의 제한점은 다음과 같다. 첫째, 연구대상자가 총 6명으로 비교적 적은 표본수로 구성되어 있어 통계적 분석을 수행하기 어려웠으며, 이는 결과 해석의 일반화 가능성을 제한한다. 둘째, 본 연구는 건강한 성인을 대상으로 하여 보행 교정 인솔의 역학적인 변화에 대한 가능성을 확인하였지만, 근골격계 질환자나 고령자 등 다양한 변인을 가진 대상자에게 일반화하기에는 한계가 있다. 향후 연구에서는 충분한 표본을 확보하여 통계적 검증을 기반으로 한 체계적인 분석이 필요하다.

## 5. 결론

본 연구는 아치 지지 및 보행 기능을 강화한 인솔이 보행 효율성에 미치는 영향을 규명하고자 한다. 이를 위해 인솔 제작 후 실제 보행 분석을 실시하였으며, 압력중심의 내측 이동 및 내·외측 편차, 보행 말기 압력중심 위치 등 정량적 지표를 통해 인솔의 기능적 유효성을 탐색하는 것을 목적으로 하였다.

연구 결과, 본 연구에서 개발한 인솔은 압력중심의 동적 불안정성 움직임을 제어하고 내측 이동을 유도하였으며, 이는 초기 지지기에서 발생할 수 있는 발뒤꿈치의 불안정한 안쪽번짐을 완화하는 데 기여한 것으로 판단된다. 또한 압력중심의 전체 이동경로와 좌우이동의 거리가 증가하였는데, 이는 인솔 구조가 가쪽 이동을 제한함으로써 rocker 기전이 보다 원활하게 작동한 결과로 해석된다. 말기 압력중심 위치는 인솔 미착용 시 인솔 착용 시 보다 전방에 위치하면서, 지면에서의 접촉 시간이 길어지고 보행 효율 저하로 해결될 가능성이 있다. 다만, 본 연구는 적은 표본 수로 인해 통계적 유의성 검정을 거치지 못한 탐색적 연구의 성격을 띤다. 따라서 본 연구에서 관찰된 역학적 변화를 확정적인 효과로 단정하기에는 한계가 있으며, 수치적 경향성을 확인한 수준에서 결과 해석이 이루어져야 한다.

본 연구에서 제안한 인솔은 압력중심 이동 패턴을 변화시켜 올바른 보행 습관으로 개선하는데 잠재적인 가능성을 가지는 것으로 확인되었다. 향후 연구에서는 표본 수를 확대하여 본 연구결과의 통계적 일반화 가능성을 확보하고, 족저압 분포, 보행 효율, 추진력, 그리고 장기 착용에 따른 피로도 감소 및 통증 완화와 같은 다각적인 생체역학 변인을 활용하여 인솔의 임상적 효과를 정량적으로 검증할 필요가 있다.

## References

- [1] J. Chae, A. Quinn, K. El-Hayek, J. Santing, R. Berezovski, M. Harley, Delay in initiation and termination of tibialis anterior contraction in lower-limb hemiparesis: relationship to lower-limb motor impairment and mobility, *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, (2006), Vol.87, No.9, pp.1230-1234.  
DOI: 10.1016/j.apmr.2006.05.007
- [2] D. J. Lott, M. K. Hastings, P. K. Commean, K. E. Smith, M. J. Mueller, Effect of footwear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot, *Clinical Biomechanics*, (2007), Vol.22, No.3, pp.352-359.  
DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2006.10.010
- [3] A. Lees, M. Lake, L. Klenerman, Shock absorption during forefoot running and its relationship to medial longitudinal arch height, *Foot & Ankle International*, (2005), Vol.26, No.12, pp.1081-1088.  
DOI: 10.1177/107110070502601214
- [4] E. P. Mulligan, P. G. Cook, Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function, *Manual Therapy*, (2013), Vol.18, No.5, pp.425-430.  
DOI: 10.1016/j.math.2013.02.007
- [5] R. J. Butler, J. Hamill, I. Davis, Effect of footwear on high and low arched runners' mechanics during a prolonged run, *Gait & Posture*, (2007), Vol.26, No.2, pp.219-225.  
DOI: 10.1016/j.gaitpost.2006.09.015
- [6] B. Li, Q. Xiang, X. Zhang, The center of pressure progression characterizes the dynamic function of high-arched feet during walking, *Journal of Leather Science and Engineering*, (2020), Vol.2, No.1, article 1.  
DOI: 10.1186/s42825-019-0016-6
- [7] T. Prachgosin, D. Y. Chong, W. Leelasamran, P. Smithmaitrie, S. Chatpun, Medial longitudinal arch biomechanics

- evaluation during gait in subjects with flexible flatfoot, *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, (2015), Vol.17, No.4, pp.121-130.  
DOI: 10.5277/ABB-00296-2015-02
- [8] D. S. Williams, I. S. McClay, J. Hamill, T. S. Buchanan, Lower extremity kinematic and kinetic differences in runners with high and low arches, *Journal of Applied Biomechanics*, (2001), Vol.17, No.2, pp.153-163.  
DOI: 10.1123/jab.17.2.153
- [9] R.-B. Kim, S.-J. Kim, The influence of step length on the angle and ROM of the lower limb joint during walking, *The Korean Journal of Physical Education*, (2001), Vol.40, No.2, pp.813-820.  
UCI: I410-ECN-0102-2021-600-000649010
- [10] S. N. Issa, D. Dunlop, A. Chang, J. Song, P. V. Prasad, A. Guermazi, C. Peterfy, S. Cahue, M. Marshall, D. Kapoor, Full-limb and knee radiography assessments of varus-valgus alignment and their relationship to osteoarthritis disease features by magnetic resonance imaging, *Arthritis Care & Research*, (2007), Vol.57, No.3, pp 398-406.  
DOI: 10.1002/art.22618
- [11] D. R. Bonanno, K. B. Landorf, S. E. Munteanu, G. S. Murley, H. B. Menz, Effectiveness of foot orthoses and shock-absorbing insoles for the prevention of injury: a systematic review and meta-analysis, *British Journal of Sports Medicine*, (2017), Vol.51, No.2, pp.86-96.  
DOI: 10.1136/bjsports-2016-096671
- [12] S. S. Schulthies, D. O. Draper, A modified low-dye taping technique to support the medial longitudinal arch and reduce excessive pronation, *Journal of Athletic Training*, (1995), Vol.30, No.3, pp.266-268.  
Available from: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC1317874/>
- [13] S. Su, Z. Mo, J. Guo, Y. Fan, The effect of arch height and material hardness of personalized insole on correction and tissues of flatfoot, *Journal of Healthcare Engineering*, (2017), Vol.2017, No.1, 8614341.  
DOI: 10.1155/2017/8614341
- [14] E. H. Kim, H. K. Cho, T. W. Jung, S. S. Kim, J. W. Chung, The biomechanical evaluation of functional insoles, *Korean Journal of Sport Biomechanics*, (2010), Vol.20, No.3, pp.345-353.  
DOI: 10.5103/KJSB.2010.20.3.345
- [15] C. M. Lee, Y. J. Oh, The development of the insole for gait load decreasing by biomechanics analysis, *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, (2005), Vol.24, No.4, pp.23-30.  
DOI: 10.5143/JESK.2005.24.4.023
- [16] D. K. Seo, Effects of functional insole on walking in the elderly, *Journal of the Korea Academia-Industrial*, (2019), Vol.20, No.12, pp.280-286.  
DOI: 10.5762/KAIS.2019.20.12.280
- [17] K. H. Han, K. H. Bae, H. G. Jung, M. S. Ha, D. Y. Choi, J. S. Lee, J. O. Yang, Comparison of plantar pressure and COP parameters in three types of arch support insole during stair descent in elderly with flatfoot, *Journal of Oil & Applied Science*, (2018). Vol.35, No.3, pp.948-955.  
DOI: 10.12925/jkocs.2018.35.3.948
- [18] H. Liu, D. Ye, Y. Yang, S. Zhang, Effects of orthotic insoles on gait biomechanics in runners with flatfoot under different gait loads, *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, (2026), Vol.36, No.1, e70205.  
DOI: 10.1111/sms.70205
- [19] S. J. MacKenzie, R. J. Lavers, B. B. Wallace, A biomechanical comparison of the vertical jump, power clean, and jump squat, *Journal of Sports Sciences*, (2014), Vol.32, No.16, pp.1576-1585.  
DOI: 10.1080/02640414.2014.908320
- [20] B. Li, X. Zhang, The dynamic characteristics of the center of pressure for toe-out gait: implications for footwear design, *Journal of Leather Science and Engineering*, (2022), Vol.4, No.1, article 12.  
DOI: 10.1186/s42825-022-00088-1
- [21] X. Zhang, B. Li, K. Hu, Q. Wan, Y. Ding, B. Vanwanseele, Adding an arch support to a heel lift improves stability and comfort during gait, *Gait & Posture*, (2017), Vol.58, pp.94-97.  
DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.07.110

- [22] E. A. Fuller, Center of pressure and its theoretical relationship to foot pathology, *Journal of the American Podiatric Medical Association*, (1999), Vol.89, No.6, pp.278-291.  
DOI: 10.7547/87507315-89-6-278
- [23] X. Pan, J.-j. Bai, J. Sun, Y. Ming, L.-r. Chen, Z. Wang, The characteristics of walking strategy in elderly patients with type 2 diabetes, *International Journal of Nursing Sciences*, (2016), Vol.3, No.2, pp.185-189.  
DOI: 10.1016/j.ijnss.2016.05.002
- [24] D. R. Carrier, N. C. Heglund, K. D. Earls, Variable gearing during locomotion in the human musculoskeletal system, *Science*, (1994), Vol.265, No.5172, pp.651-653.  
DOI: 10.1126/science.8036513
- [25] A. Haim, N. Rozen, A. Wolf, The influence of sagittal center of pressure offset on gait kinematics and kinetics, *Journal of Biomechanics*, (2010), Vol.43, No.5, pp.969-977.  
DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.10.045
- [26] X. Zhang , B. Li, Influence of in-shoe heel lifts on plantar pressure and center of pressure in the medial–lateral direction during walking, *Gait & Posture*, (2014), Vol.39, No.4, pp.1012-1016.  
DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.12.025
- [27] A. D. Grant, Gait analysis: Normal and pathological function, *Journal of the American Medical Association*, (2010), Vol.304, No.8, pp.907-907.  
DOI: 10.1001/jama.2010.1210
- [28] A. Erdemir, S. J. Piazza, Rotational foot placement specifies the lever arm of the ground reaction force during the push-off phase of walking initiation, *Gait & Posture*, (2002), Vol.15, No.3, pp.212-219.  
DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00192-8
- [29] M. Khoury, A. Wolf, E. M. Debbi, A. Herman, A. Haim, Foot center of pressure trajectory alteration by biomechanical manipulation of shoe design, *Foot & Ankle International*, (2013), Vol.34, No.4, pp.593-598.  
DOI: 10.1177/1071100713477613
- [30] H. Chen, D. Sun, Q. Zhang, Y. Yuan, Y. Song, F. Li, Q. Liu, I. Bíró, J. Sárosi, J. Simon, Biomechanical effects of varying arch support hardness in foot orthosis for adults with flexible flatfoot: A comprehensive Bayesian statistical analysis, *Gait & Posture*, (2025), Vol.110085.  
DOI: 10.1016/j.gaitpost.2025.110085
- [31] A. Malki, M. Hajibozorgi, G. J. Verkerke, R. Dekker, J. M. Hijmans, Plantar pressure reduction in the heel region through self-adjusting insoles with a heel cup in standard and individualized rocker shoes, *Clinical Biomechanics*, (2024), Vol.116, 106281.  
DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2024.106281
- [32] M. Khosravi, T. Babae, A. Daryabor, M. Jalali, Effect of knee braces and insoles on clinical outcomes of individuals with medial knee osteoarthritis: A systematic review and meta-analysis, *Assistive Technology*, (2022), Vol.34, No.5, pp.501-517.  
DOI: 10.1080/10400435.2021.1880495
- [33] K. E. Shaw, J. M. Charlton, C. K. Perry, C. M. de Vries, M. J. Redekopp, J. A. White, M. A. Hunt, The effects of shoe-worn insoles on gait biomechanics in people with knee osteoarthritis: a systematic review and meta-analysis, *British journal of sports medicine*, (2018), Vol.52, No.4, pp.238-253.  
DOI: 10.1136/bjsports-2016-097108