KJAB

Korean Journal of Applied Biomechanics 2023; 33(1): 25-33
http://dx.doi.org/10.5103/KJAB.2023.33.1.25
http://e-kjab.org eISSN 2093-9752

ORIGINAL

Effects of Preferred Arch Height and Hardness of the Insole on Static Arch Height and Ankle Stability

인솔의 아치높이 및 경도 선호도가 정적 아치 높이 및 발목 안정성에 미치는 영향

Sihyun Ryu, Young-Seong Lee, Soo-Ji Han, Sang-Kyoon Park

Motion Innovation Center, Korea National Sport University, Seoul, South Korea

Received : 06 March 2023
Revised : 20 March 2023
Accepted : 21 March 2023

Corresponding Author
Soo-Ji Han
Motion Innovation Center, Graduate School of Korea National Sport University, Seoul, 05541, South Korea
Email : soojihan823@gmail.com

Corresponding Author
Sang-Kyoon Park
Motion Innovation Center, Korea National Sport University, Seoul, 05541, South Korea
Email : spark@knsu.ac.kr

Objective: The purpose of this study was to investigate the differences in static arch height and ankle stability according to the preference for insole height and hardness in the arch area.

Method: The study participants were 20 adult males (age: 22.7 ± 1.8 yrs., height: 175.3 ± 4.3 cm, body weight: 72.5 ± 7.7 kg). First, the arch heights of all subjects were measured in static postures (sitting and standing). The inversion and eversion movements of the ankle joint were analyzed during walking (1.3 m/s & 1.7 m/s) and running (2.7 m/s & 3.3 m/s). The variables (static arch height, and inversion and eversion angle of ankle joint) were compared by classifying groups according to the preference for the height and hardness of the arch of the insole. First, it was divided into a high arch insole preference group (HAG, n=8) and a low arch insole preference group (LAG, n=12) according to the preference for the arch height of the insole. Second, it was divided into a high hardness insole preference group (HHG, n=7), medium hardness insole preference group (MHG, n=7), and low hardness insole preference group (LHG, n=6), according to the preference for the arch hardness of the insole.

Results: First, the range of motion (ROM) of inversion-eversion at the ankle joint during walking was statistically smaller in HAG than in LAG (p<.05). Second, the arch height change of HHG was statistically greater than that of MHG and LHG (p<.05).

Conclusion: In the case of flexible flat feet with a large change in arch height, providing a high hardness arch insole that can disperse foot pressure can improve comfort. It was found that people with high medial and lateral sway of the ankle joint preferred a low arch insole, but it is necessary to differentiate and compare the insole heights of the arch part in detail. In addition, in the case of fast motion such as running, the preference for the arch height and hardness of the insole was not related to the static arch height and ankle stability.

Keywords: Insole preference, Insole height, Insole hardness, Static arch height, Ankle joint stability

INTRODUCTION

발은 신체를 지탱하는 중요한 역할을 하며 보행 시 체중의 80% 이상의 부하를 받는다(Park, Seo, Lee, Jung & Lim, 2010; Su, Mo, Guo & Fan, 2017). 발은 내측 종아치(medial longitudinal arch), 외측 종아치(lateral longitudinal arch), 횡아치

Copyright © 2023 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.

(transverse arch)를 통해 체중을 분산시켜 신체의 안정성을 높이며, 아치는 오래 서 있거나 걸을 때 피로감을 감소시켜주는 역할을 한다(Asghar & Naaz, 2022; Kim, 2021). 이때, 내측 종아치의 높이에 따라 정상발(normal arch), 평발(low arch), 오목발(high arch)로 구분할 수 있다(Park, Park & Kim, 2010; Han et al., 2018). 낮은 아치의 평발은 선천적이거나 후천적인 요인으로 아치가 무너져 발목의 과도한 회내 움직임이 나타남에 따라 정상적인 충격흡수가 어려워 발의 피로가 증가하고 균형 감각이 저하될 수 있다(Han et al., 2018; Wang, Chen & Lin, 2020). 반면, 높은 아치의 오목발은 보행 중 지지구간의 접촉 면적이 감소함에 따라 압력이 발 전체에 분산되지 않고 전족부에 집중되거나 발목 상해 및 피로골절, 전방 무릎 통증 등 하지 관련 상해를 초래하기도 한다(Teyhen et al., 2009). 이렇듯 비정상적인 아치 형태로 인한 통증과 질병, 추가적인 상해는 일상생활에 부정적인 영향을 미칠 수 있으므로(Buerk & Albert, 2001; Ledoux et al., 2003), 아치 부위 인솔의 경도와 높이 조절을 통하여 발의 형태를 교정하고 하지 움직임을 개선하여 올바른 자세와 정상적인 보행을 유도하려는 노력이 지속되고 있다(Chiu & Wang, 2007; Lullini et al., 2020; Park et al., 2010; Ryu et al., 2018).

아치 지지형 인솔 착용이 정상발, 평발, 오목발의 보행에 미치는 효과를 살펴본 연구(Lee, Lee, Park & Lee, 2007)에서 아치 지지형 인솔이 발의 과도한 회내 움직임을 감소시키고, 보행 중 근 활성도를 감소시킨다고 보고되었다. 이와 유사한 연구(MÜNDERMANN, Stefanyshyn & Nigg, 2001; Su et al., 2017)에서도 아치 높이가 낮은 평발인 사람이 아치 높이를 높여주는 고경도 인솔을 선호한다는 결과가 보고됨에 따라 인솔 경도와 아치 높이가 발의 생체역학적 특성 및 보행과 관련성이 높은 것으로 판단된다(Sarikhani, Motalebizadeh, Asiaei & Kamali Doost Azad, 2016). 그럼에도 불구하고 일부 연구(Su et al., 2017)에서는 인솔의 경도가 지나치게 큰 경우 최대 족저압력이 증가하여 하지관절에 가해지는 부하 증가와 상해 위험성이 있으며, 아치 높이가 지나치게 높은 경우에도 발꿈치 입방관절(calcaneocuboid joint)의 응력이 증가된다고 보고되었다. 이것은 인간의 발 형태가 성별, 연령, 체질량지수(BMI)에 따라 연조직이나 편평도, 치수 등의 개인차가 있으므로(Su et al., 2017; Zhao, Gu, Yu, Ma & Zhou, 2020), 적절한 인솔의 두께와 높이, 경도 조절이 무엇보다 중요하다(Sarikhani et al., 2016). 특히, 아치 부위의 인솔 경도에 따라 선호도가 다르게 나타나기 때문에(Anderson, Williams & Nester, 2020), 맞춤형 인솔을 제작하는데 있어 아치 부위의 인솔 경도 및 높이뿐만 아니라 개개인의 선호도도 고려될 필요가 있다(Krauss et al., 2008; Mauch et al., 2009).

발의 내측 종아치의 평가는 보통 구조적 아치와 기능적 아치로 구분되어 왔다(Langley, Cramp & Morrison, 2015; Hollander et al., 2019). 구조적 아치는 체중을 지지하지 않은 앉은 자세에서의 아치 높이(0% support of body weight)와 체중을 지지하는 서있는 자세에서의 아치 높이(50% support of body weight)를 의미하며, 기능적 아치는 체중 지지 여부에 따른 아치 높이의 차이를 의미한다(Williams & McClay, 2000). 체중 부하의 10~90%까지 아치의 변화가 크지 않은 발은 경직되거나 낮은 이동성을 의미하는 반면, 큰 변화가 있는 발은 높은 이동성과 유연성을 의미한다(Nigg, Khan, Fisher & Stefanyshyn, 1998; Williams & McClay, 2000). 이러한 구조적, 기능적 아치를 평가하여 나타나는 발의 형태와 이동성을 통해 부상을 예측할 수 있다.

따라서 인솔의 아치 부위 높이와 경도를 다르게 조절하여 선호도를 조사하고 이에 따른 구조적, 기능적 아치의 차이와 더불어 발목 안정성(내, 외번 가동범위와 최대 외번각)을 살펴보는 것은 맞춤형 인솔 제작을 위해 선행되어야 할 중요한 과제이다. 이에 본 연구에서는 인솔의 아치 부위 높이 및 경도에 대한 선호도를 조사하고 그에 따라 나타나는 정적 아치 높이와 발목 안정성의 차이를 살펴보고자 하였다. 본 연구의 가설은 다음과 같다. 첫째, 인솔의 높은 아치와 고경도 아치를 선호하는 사람은 정적 아치 높이가 낮거나 아치 높이 변화가 클 것이다. 둘째, 인솔의 높은 아치와 고경도 아치를 선호하는 사람은 보행 시 내, 외번 가동범위와 최대 외번각이 클 것이다. 셋째, 인솔의 높은 아치와 고경도 아치를 선호하는 사람은 달리기 시 내, 외번 가동범위와 최대 외번각이 클 것이다.

METHOD

1. 연구 대상

본 연구에는 성인 남자 20명이 참여하였으며, 인솔의 아치 선호도에 따라 집단을 2가지 방법으로 구분하였다(Figure 1). 우선, 인솔의 아치 높낮이 선호도에 따라 높은 아치 인솔 선호 집단(High arch insole preference group [HAG], n=8, age: 23.1±2.2 years, height: 176.5±3.2 cm, body weight: 71.1±8.9 kg)과 낮은 아치 인솔 선호 집단(Low arch insole preference group [LAG], n=12, age: 22.4±1.4 years, height: 176.8±4.1 cm, body weight: 72.2±6.9 kg)으로 구분하였다. 다음으로는 인솔의 아치 경도 선호도에 따라 고경도 아치 인솔 선호 집단(High hardness insole preference group [HHG], n=7, age: 23.0±1.7 years, height: 174.8±2.0 cm, body weight: 73.3±6.4 kg)과 중경도 아치 인솔 선호 집단(Medium hardness insole preference group [MHG], n=7, age: 22.4±1.5 years, height: 174.9±5.3 cm, body weight: 72.5±10.0 kg), 저경도 아치 인솔 선호 집단(Low hardness insole preference group [LHG], n=6,

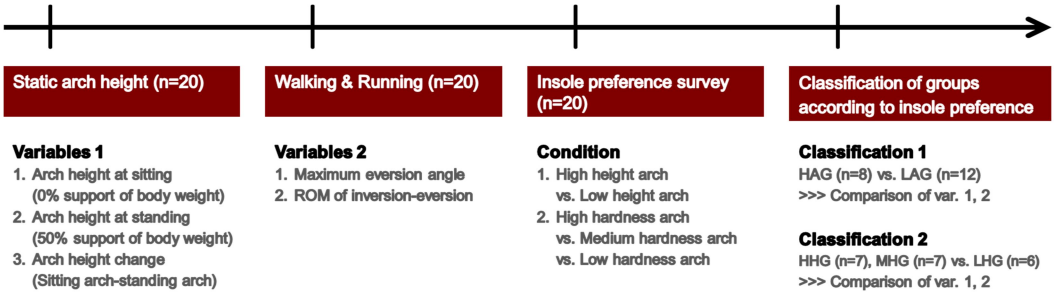

Figure 1. Study progressing.

Figure 2. (Left) Walking (1.3 m/s & 1.7 m/s) and (Right) running (2.7 m/s & 3.3 m/s) on treadmill.

age: 22.8±2.3 years, height: 176.1±5.7 cm, body weight: 71.5 ±7.2 kg)로 구분하였다. 본 연구는 K대학교 생명윤리 심의 승인(과제관리번호: 1263-201909-HR-042-01)을 받아 진행되었으며, 모든 대상자의 자발적 동의로 진행되었다.

2. 측정 방법

우선, 연구 대상자의 구조적 아치를 측정하기 위하여 맨발로 체중을 지지하지 않고 의자에 앉은 자세(0% support of body weight)와 양발을 지지하고 선 자세(50% support of body weight)에서 오른발의 아치 높이를 아치 높이 측정기(X-shoe, Korea)로 측정하였다. 그 다음으로 발목 안정성을 확인하기 위해 적외선 카메라(Oqus 300, Qualisys, Sweden) 8대를 사용하였으며, Treadmill (Instrumented treadmill, Bertec, USA) 위에서 보행(1.3 m/s & 1.7 m/s)과 달리기(2.7 m/s & 3.3 m/s)를 실시하였다(Ryu et al., 2018; Ryu & Park, 2020; Ryu & Park, 2021). 이때, 적외선 카메라의 촬영속도(sampling rate)는 100 Hz로 설정하였다. 자연스러운 보행과 달리기를 유도하기 위하여 신발을 착용한 후, 준비운동과 충분한 적응시간을 주었다. 이때, 모든 대상자가 동일한 신발(Questar Ride, Adidas)과 신발에 내장된 기본 인솔을 착용하고 진행하였으며(Figure 2), 30 stride를 촬영한 뒤 일정한 주기를 보이는 10 stride를 분석하였다.

3. 자료 처리

본 연구에서는 Qualisys Track Manager (Qualisys, Sweden)를 사용하여 하지에 부착한 마커의 위치좌표를 수집하였으며, Matlab R2014b (The Mathworks, USA)에서 지지구간의 발목관절각을 산출하였다. 이때, 자료 수집 중 발생되는 오류(noise)는 Butterworth 2차 저역 필터로 제거하였으며, 차단주파수(cut-off frequency)는 10 Hz로 설정하였다.

4. 분석 변인

본 연구에서 분석한 발목관절각은 트레드밀 보행 및 달리기 전, 정적인 해부학적 자세의 분절 마커 좌표 값을 이용하여 오른손 법칙에 의한 벡터 곱(cross product)으로 기준 단위벡터를 설정하였다. 이 단위벡터는 오른손 법칙에 의한 벡터 곱(cross product)으로 계산되었다. 또한, 하퇴와 발 분절의 기준 단위벡터(calibration unit vector)와 보행 및 달리기 시 계산된 분절의 단위벡터(tracking unit vector)의 곱을 3 × 3 행렬로 표현하여 발목관절각을 산출하였다(Hamill & Ryu, 2003; Winter, 2009). 본 연구에서는 집단 간에 차이를 살펴보기 위

하여 발목관절의 내번과 외번 움직임에 대한 가동범위(Range of motion)와 최대 외번각을 산출하여 비교하였다.

5. 인솔 특성 및 선호도 조사

본 연구에서 사용된 인솔(제조사명: X-shoe, 특허 등록번호: 10-1995532, Ryu & Park, 2020; Ryu & Park, 2021)은 전족과 중족, 후족 부위의 조립 형태로 구성되어 있으며, 내외측 아치의 높이와 경도 조절이 가능하다. 본 연구에서는 인솔의 아치 부위에 대한 선호도를 조사하기 위하여 전족과 후족, 중족의 높이와 경도를 동일한 조건으로 제한한 뒤, 먼저 인솔의 아치 부위 경도가 Asker-C 40일 때 아치 부위의 높낮이를 2가지(20 mm vs. 17 mm)로 제시하였으며, 두 번째로 아치 높이가 17 mm 일 때 아치 부위를 3가지의 경도(Asker-C 50 vs. 40 vs. 30)로 변화를 주어 제시하였다(Figure 3).

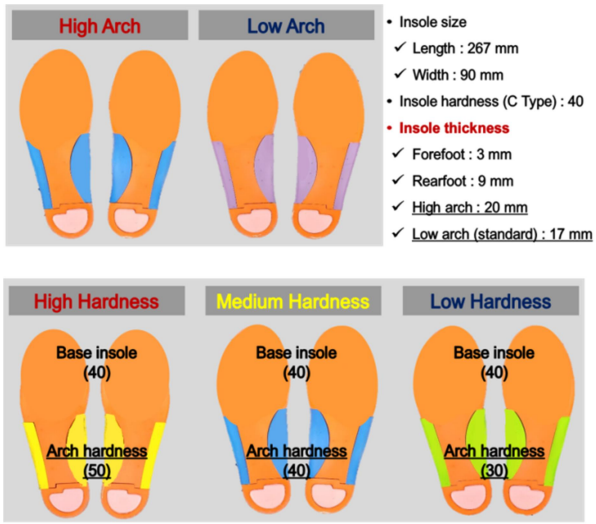

Figure 3. Arch characteristics of insole conducted preference survey, (Top) high arch vs. low arch, (Bottom) High hardness arch, medium hardness arch, vs. low hardness arch.

인솔에 대한 선호도 조사는 대상자가 인솔 유형을 인지하지 못하도록 인솔 착용 순서를 무작위로 진행하였으며, 아치 부위의 높이와 경도에 대한 선호도를 명확하게 구분하기 위하여 아치 부위 높이가 다른 2가지 인솔을 먼저 착용하여 선호도를 조사한 후, 아치 부위 경도가 다른 3가지 인솔을 착용하여 선호도를 조사하였다. 선호도 조사를 위한 인솔 착용 기간은 각 인솔마다 3일간 모든 일상생활 중 착용하였으며(Penny et al., 2018; Ryu & Park, 2021), 매일 1시간씩 규칙적인 보행을 실시하도록 유도하였다.

6. 통계 분석

위와 같이 인솔의 아치 부위 특성에 따른 선호도를 조사한 후, 선호도에 따라 집단을 구분하여 사전에 조사된 각 대상자의 아치와 보행 및 달리기 시 발목 안정성의 차이를 비교하였다. 첫 번째는 인솔의 아치 부위 높낮이에 따라 HAG와 LAG 간에 정적 아치와 발목관절각의 차이는 독립표본 t 검증(independent t-test)으로 살펴보았다. 두 번째는 인솔의 아치 부위 경도에 따라 HHG와 MHG, LHG 간에 정적 아치와 발목관절각의 차이는 일원변량분석(one-way ANOVA)으로 살펴보았으며, 사후분석(post-hoc)은 LSD 방법을 사용하였다. 이때, SPSS Ver. 18.0 software (IBM, USA)를 사용하였으며, 유의수준은 α = .05로 설정하였다.

RESULTS

1. 인솔 아치 높이 선호도(HAG, LAG)에 따른 정적 아치 높이 및 발목 안정성의 차이

인솔의 아치 부위 높이 선호도에 따른 HAG와 LAG 집단의

Table 1. Differences in arch height between HAG and LAG

Variables	HAG (n=8)	LAG (n=12)	t value	p value	Effect size (Cohen' d)
Arch height at sitting (cm) (0% support of body weight)	1.23±0.23	1.30±0.29	-.608	0.276	0.284
Arch height at standing (cm) (50% support of body weight)	0.79±0.29	0.85±0.43	-.362	0.361	0.172
Arch height change (cm) (Sitting arch-standing arch)	0.44±0.16	0.45±0.36	-.091	0.464	0.045

HAG: high arch insole preference group, LAG: low arch insole preference group

Table 2. Differences in ankle stability between HAG and LAG during walking

Variables	HAG (n=8)	LAG (n=12)	*t* value	*p* value	Effect size (Cohen' *d*)
AEA at 1.3 m/s walking	-0.82±1.58	-1.67±1.42	1.255	0.113	0.566
AEA at 1.7 m/s walking	-0.91±1.80	-1.79±1.49	1.188	0.125	0.531
RAIE at 1.3 m/s walking	6.84±1.82	8.34±1.83	-1.794	0.045*	0.819
RAIE at 1.7 m/s walking	6.21±1.75	7.90±1.87	-2.036	0.029*	0.936

HAG: high arch insole preference group, LAG: low arch insole preference group, AEA: Maximum ankle eversion angle, RAIE: Range of motion of ankle inversion-eversion
*Indicates statistically significant difference between groups

Table 3. Differences in ankle stability between HAG and LAG during running

Variables	HAG (n=8)	LAG (n=12)	*t* value	*p* value	Effect size (Cohen' *d*)
AEA at 2.7 m/s running	-2.67±1.22	-3.63±1.93	1.247	0.114	0.595
AEA at 3.3 m/s running	-2.92±1.62	-3.93±2.05	1.173	0.128	0.549
RAIE at 2.7 m/s running	8.46±1.93	9.85±2.79	-1.221	0.119	0.579
RAIE at 3.3 m/s running	8.95±2.44	10.39±2.99	-1.125	0.138	0.525

HAG: high arch insole preference group, LAG: low arch insole preference group, AEA: Maximum ankle eversion angle, RAIE: Range of motion of ankle inversion-eversion

Table 4. Differences in arch height between HHG, MHG, and LHG

Variables	HHG (n=7)	MHG (n=7)	LHG (n=6)	*F* value	*p* value	Post-hoc	Effect size (ω^2)
Arch height at sitting (cm) (0% support of body weight)	1.34±0.24	1.23±0.26	1.23±0.33	.379	0.345	–	0.021
Arch height at standing (cm) (50% support of body weight)	0.67±0.20	0.91±0.40	0.90±0.48	.924	0.208	–	0.003
Arch height change (cm) (Sitting arch-standing arch)	0.67±0.31	0.31±0.21	0.33±0.22	4.370	0.015*	H > M, L	0.101

HHG: hard hardness insole preference group, MHG: medium hardness insole preference group, LHG: low hardness insole preference group
*Indicates statistically significant difference between groups

아치 높이와 보행 및 달리기 지지구간의 발목관절 가동범위와 최대 외번각은 <Table 1-3>과 같다. 두 집단 간 아치 높이와 달리기 시 발목관절각은 통계적으로 유의한 차이가 없었다. 그러나 보행 시 발목관절의 내, 외번 가동범위는 HAG가 LAG에 비하여 통계적으로 작게 나타났다(p<.05).

2. 인솔 아치 경도 선호도(HHG, MHG, LHG)에 따른 정적 아치 높이 및 발목 안정성의 차이

인솔의 아치 부위 경도 선호도에 따른 HHG와 MHG, LHG 집단의 아치 높이와 보행 및 달리기 지지구간의 발목관절 가동범위와 최대 외번각은 <Table 4-6>과 같다. 집단 간 보행 및 달리기 시 발목관절각은 통계적으로 유의한 차이가 없었

Table 5. Differences in ankle stability between HHG, MHG, and LHG during walking

Variables	HHG (n=7)	MHG (n=7)	LHG (n=6)	*F* value	*p* value	Post-hoc	Effect size (ω^2)
AEA at 1.3 m/s walking	-1.80±1.80	-1.15±1.33	-.99±1.46	.525	0.301	–	0.016
AEA at 1.7 m/s walking	-2.03±1.80	-1.37±1.56	-.83±1.54	.871	0.218	–	0.004
RAIE at 1.3 m/s walking	7.57±1.57	8.57±2.09	6.97±2.05	1.175	0.167	–	0.006
RAIE at 1.7 m/s walking	7.11±1.75	8.20±2.25	6.23±1.55	1.782	0.099	–	0.025

HHG: hard hardness insole preference group, MHG: medium hardness insole preference group, LHG: low hardness insole preference group, AEA: Maximum ankle eversion angle, RAIE: Range of motion of ankle inversion-eversion

Table 6. Differences in ankle stability between HHG, MHG, and LHG during running

Variables	HHG (n=7)	MHG (n=7)	LHG (n=6)	*F* value	*p* value	Post-hoc	Effect size (ω^2)
AEA at 2.7 m/s running	-3.41±1.77	-3.23±2.18	-3.09±1.28	.050	0.476	–	0.033
AEA at 3.3 m/s running	-3.66±1.98	-3.43±2.25	-3.47±1.76	.025	0.488	–	0.034
RAIE at 2.7 m/s running	9.08±2.18	9.89±3.50	8.85±1.73	.291	0.376	–	0.024
RAIE at 3.3 m/s running	9.94±2.85	10.06±3.52	9.38±2.25	.093	0.456	–	0.031

HHG: hard hardness insole preference group, MHG: medium hardness insole preference group, LHG: low hardness insole preference group, AEA: Maximum ankle eversion angle, RAIE: Range of motion of ankle inversion-eversion

다. 그러나 HHG의 아치 변화가 MHG와 LHG에 비하여 통계적으로 크게 나타났다(p<.05).

DISCUSSION

본 연구에서는 인솔의 아치 부위 높이와 경도 선호도에 따른 구조적, 기능적 아치 높이 및 발목 안정성을 살펴보고자 하였다. 이를 통하여 아치 높이와 아치 높이 변화를 고려한 개개인에게 적합한 인솔 높이나 경도를 제안할 수 있다고 판단하였다. 평발을 지닌 사람들이 아치 높이를 증가시켜주는 고경도 인솔을 선호한다는 연구 결과(Su et al., 2017)에서 볼 수 있듯이, 인솔의 아치 높낮이와 경도 선호도에 따라 정적 아치 높이와 발목 안정성의 차이를 살펴본 이 연구는 향후 지향해야 할 개개인에게 최적화된 맞춤형 인솔 제작(Krauss et al., 2008; Mauch et al., 2009)에 기초가 될 수 있다는 측면에서 그 가치가 있다.

우선, 인솔의 아치 높이와 경도 선호도에 따른 정적 아치 높이와 아치 높이 변화를 살펴보면, 인솔 아치 높이 선호도(HAG vs. LAG)에 따른 정적 아치 높이와 아치 높이 변화의 차이는 없었으나 인솔의 고경도 아치를 선호하는 집단(HHG)의 아치 높이 변화가 인솔의 중경도 및 저경도 아치를 선호하는 집단(MHG & LHG)에 비하여 통계적으로 크게 나타났다. 보통 체중을 지지하지 않는 상태(앉은 자세)에서는 아치가 정상적인 형태로 보이지만, 체중을 지지하는 상태(서 있는 자세 혹은 보행 및 달리기 지지구간)에서는 아치가 쉽게 무너지고 사라지는 경우를 유연성 평발이라 정의하며(Cen, Xu, Baker & Gu, 2020; Kuhn, Shibley, Austin & Yochum, 1999), 평발 인구 중에서 66%가 유연성 평발로 보고되고 있다(Tang et al., 2015). 그 원인으로는 딱딱한 지면에서의 반복적인 움직임과 발 내재근 및 발바닥 근막의 과도한 신전, 뒤쪽 정강근(tibialis posterior)의 기능 이상, 과체중, 비정상적으로 엎침 되어 있는 발(pronated foot) 등으로 보고되고 있다(Flemister et al., 2007; Han & Shin, 2018; Kim et al., 2001). 이렇듯 아치가 쉽게 무너지는 유연성 평발은 아치 부위의 인솔 소재가 단단할수록 발 전체에 압력을 분산시켜 발의 회내 동작을 억제하고 정상보행을 유도할 수 있다(Lee et al., 2007; Chiu & Wang, 2007; Park et al., 2010). 따라서 본 연구에 참여한 대상자의 구조적 아치 높이(i.e. 0% or 50% support of body weight)에 대한 차이는 인솔 선호도와 관련이 없는 것으로 나타났으나, 아치 변화가 큰 유연성 평발을 지닌 대상자일수록 아치 부위가 상대적으로 딱딱한 고경도 인솔을 선호한 것으로 판단된다. 이것은 맞춤형 인솔 제작에 개개인의 아치 변화(체중 지지 여부

에 따른 아치 높이의 차이 값)를 고려하여 경도 설정이 일부분 가능할 것이라 기대되며, 이와 관련한 세부적인 기준 설정이 요구된다. 또한, 위에서 언급된 유연성 평발의 원인과 본 연구 결과를 바탕으로 아치 부위의 경도 조절은 유연성 평발을 억제하고 개선하는 중재 효과로 활용될 가능성이 있으므로 향후에는 착용 기간에 따른 유연성 평발 개선 여부도 살펴볼 필요가 있다. 이에 인솔의 높은 아치와 고경도 아치를 선호하는 사람이 정적 아치 높이가 낮거나 아치 높이 변화가 클 것이라는 첫 번째 가설은 일부 수용되었다.

두 번째로, 인솔의 아치 높이와 경도 선호도에 따른 보행 시 내, 외번 가동범위와 최대 외번각을 살펴보면, 인솔 아치 경도 선호도(HHG vs. MHG vs. LHG)에 따른 내, 외번 가동범위와 최대 외번각의 차이는 없었으나 인솔의 높은 아치를 선호하는 집단(HAG)의 내, 외번 가동범위는 상대적으로 인솔의 낮은 아치를 선호하는 집단(LAG)에 비하여 통계적으로 작게 나타났으며, 최대 외번 각도가 작게 나타나는 경향을 보였다. 즉, 보행 시 발목관절의 좌우 흔들림이 큰 사람이 오히려 인솔의 낮은 아치를 선호한다는 결과라 볼 수 있으며, 본 연구의 두 번째 가설과 상반되는 결과이다. 본 연구에서 발목 안정성을 평가하기 위해 실시한 보행 및 달리기 시 착용한 인솔은 연구방법에 언급된 것과 같이 신발에 내장된 기본 인솔이며, 기본 인솔의 두께는 전족, 중족, 후족, 아치 부위 모두 3 mm이다. 그러나 본 연구에서 사용된 조립 형태의 인솔의 두께는 전족이 3 mm, 후족이 9 mm, 낮은 아치가 17 mm, 높은 아치가 20 mm이다. 인솔의 높이를 고려해본다면, 본 연구에서 착용한 낮은 아치 인솔의 경우 신발에 내장되어 있는 기본 인솔에 비하여 무려 14 mm가 더 높은 인솔이라는 점에서 결코 낮은 아치 인솔이라 보기 어렵다. 따라서, 발목관절의 좌우 흔들림과 최대 외번각이 큰 경우는 기본 인솔에 비하여 급격히 높아진 아치 인솔 중에서도 상대적으로 낮은 인솔(i.e. 기본 인솔에 비해서는 이미 14 mm 높음)을 선호한 것으로 판단된다. 또한, Miyamoto et al. (2023)의 연구에 따르면 아치 지지대 착용은 발목관절(ankle joint)의 움직임을 감소시키는 반면, 보상적으로 거골하관절(subtalar joint)의 움직임을 증가시킨다고 보고하였으나, 본 연구에서는 거골하관절과 발목관절을 분리하지 않고 하나의 발목관절과 발 분절로 정의하였다. 따라서, 해당 결과가 두 가지 관절의 움직임 중 어떠한 움직임을 의미하는 것인지 명확한 판단을 하기 어려우므로, 후속 연구를 통해 인솔의 경도와 높이에 따른 발목 및 거골화관절의 움직임을 세분화시켜 살펴볼 필요가 있다. 이에 인솔의 높은 아치와 고경도 아치를 선호하는 사람이 보행 시 내, 외번 가동범위와 최대 외번각이 클 것이라는 두 번째 가설은 기각되었으나, 위에서 언급한 것과 같이 가설과 상반된 결과로 해석하기 어려우며, 향후 인솔 아치 부위의 높이는 세밀하게 조정될 필요가 있다.

세 번째로, 인솔의 아치 높이와 경도 선호도에 따른 달리기 시 내, 외번 가동범위와 최대 외번각을 살펴본 결과, 인솔의 아치 높이 및 경도 선호도에 따른 차이는 없었다. 보통 인솔의 아치 높이 및 경도 조절은 정적인 아치 개선과 정상 보행을 유도한다는 연구(Lee et al., 2007; Chiu & Wang, 2007; Gilmour & Burns, 2001; Park et al., 2010; Ugolini & Raikin, 2004)를 바탕으로 달리기에서도 인솔 선호도에 따라 발목 안정성의 차이를 예측하였으나 유의미한 결과는 없었다. 인솔 경도를 전체적으로 조절하여 달리기 시 충격 흡수 기능을 비교한 연구(Ryu & Park, 2020)에서도 신발에 내장된 기본 인솔에 비하여 상대적으로 두꺼운 경도 조절 인솔의 충격 흡수 기능이 뛰어난 것으로 나타났으나 인솔 경도 간에는 차이가 없었다. 보행에 비하여 상대적으로 과격하고 빠른 움직임이 나타나는 달리기에서는 인솔의 경도 및 높이 조절보다는 아웃솔의 외형적인 변화로 발목관절의 내, 외번 가동범위가 감소되었다고 보고된 연구(Ryu, Stefanyshyn, Kong & Park, 2021)와 같이 신발의 구조적인 변화를 고려할 필요가 있다. 이에 인솔의 높은 아치와 고경도 아치를 선호하는 사람이 달리기 시 내, 외번 가동범위와 최대 외번각이 클 것이라는 세 번째 가설은 기각되었으며, 인솔의 아치 경도 및 높이에 대한 선호도는 달리기 시 발목 안정성과 관련성이 없는 것으로 판단된다.

CONCLUSION

본 연구는 인솔의 아치 부위 높이와 경도 선호도에 따른 구조적, 기능적 아치 높이 및 발목 안정성(내, 외번 가동범위와 최대 외번각)의 차이를 규명하고자 하였다. 본 연구를 통해 도출된 결론은 다음과 같다. 첫째, 아치 변화가 크게 나타나는 평발의 경우 발의 압력을 분산시킬 수 있는 고경도 인솔을 제공하는 것이 착화감을 높일 수 있다. 둘째, 발목관절의 좌우 흔들림이 큰 사람의 경우 아치의 높이가 낮은 인솔을 선호하는 것으로 나타났으나 인솔의 높이를 세부적으로 구분하여 비교해 볼 필요가 있다. 셋째, 달리기와 같은 빠른 움직임이 나타나는 동작의 경우 인솔의 아치 높이와 경도에 대한 선호도는 발목 안정성과 관련이 없는 것으로 나타났다.

본 연구에서는 인솔 아치 높이와 경도의 선호도 조사에 사용된 인솔과 보행 및 달리기 시 착용한 신발의 기본 인솔을 다르게 적용하여 인솔 선호도에 따른 대상자의 구조적, 기능적 아치와 발목 안정성의 차이를 분석하였다. 본 연구의 결과를 바탕으로 추후 맞춤형 인솔 제작 시 경도 설정을 위한 세부적인 기준을 확립할 필요가 있으며, 보행이나 달리기 같은 동적 상황에서도 아치 경도와 높이를 조절한 인솔을 착용하여 나타나는 아치 높이 변화와 발목 안정성의 차이를 규명할 필요가 있다. 또한, 실제 인솔 착용 효과를 보다 명확히 규

명하기 위해 족저압력이나 지면반력 데이터를 활용한 추가적인 분석이 이루어져야 할 것이다.

ACKNOWLEDGEMENT

This work was supported by the Technology development Program (S3302375) funded by the Ministry of SMEs and Startups (MSS, Korea) and PRO-SPECS of LS Networks (Seoul, Korea).

REFERENCES

Anderson, J., Williams, A. E. & Nester, C. (2020). Development and evaluation of a dual density insole for people standing for long periods of time at work. *Journal of Foot and Ankle Research*, *13*, 1-13.

Buerk, A. A. & Albert, M. C. (2001). Advances in pediatric foot and ankle treatment. *Current Opinion in Orthopaedics*, *12*(6), 437-442.

Cen, X., Xu, D., Baker, J. S. & Gu, Y. (2020). Effect of additional body weight on arch index and dynamic plantar pressure distribution during walking and gait termination. *PeerJ*, *8*, e8998.

Chiu, M. C. & Wang, M. J. J. (2007). Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Applied Ergonomics*, *38*(2), 133-141.

Flemister, A. S., Neville, C. G. & Houck, J. (2007). The relationship between ankle, hindfoot, and forefoot position and posterior tibial muscle excursion. *Foot & Ankle International*, *28*(4), 448-455.

Gilmour, J. C. & Burns, Y. (2001). The measurement of the medial longitudinal arch in children. *Foot & Ankle International*, *22*(6), 493-498.

Hamill, J. & Ryu, J. (2003). *Experiment in sport biomechanics*. Daehan media, 186-193.

Han, K. H., Bae, K. H., Jung, H. G., Ha, M. S., Choi, D. Y., Lee, J. S. & Yang, J. O. (2018). Comparison of plantar pressure and COP parameters in three types of arch support insole during stair descent in elderly with flatfoot. *Journal of the Korean Applied Science and Technology*, *35*(3), 948-955.

Han, K. H. & Shin, J. H. (2018). Difference in Muscle Activity of the Lower Extremity Muscles according to the Type of Functional Insole during Normal Walking. *The Korea Journal of Sports Science*, *27*(2), 1251-1258.

Hollander, K., Zech, A., Rahlf, A. L., Orendurff, M. S., Stebbins, J. & Heidt, C. (2019). The relationship between static and dynamic foot posture and running biomechanics: A systematic review and meta-analysis. *Gait & Posture*, *72*, 109-122.

Kim, B. (2021). Up-To-Date Knowledge for Foot Disorders. *Korean Journal of Family Practice*, *11*(1), 10-13.

Kim, H. W., Park, J., Kang, E. S. & Park, H. W. (2001). The pediatric flatfoot: its differential diagnosis and management. *Journal of Korean Foot and Ankle Society*, *5*(1), 91-101.

Krauss, I., Grau, S., Mauch, M., Maiwald, C. & Horstmann, T. (2008). Sex-related differences in foot shape. *Ergonomics*, *51*(11), 1693-1709.

Kuhn, D. R., Shibley, N. J., Austin, W. M. & Yochum, T. R. (1999). Radiographic evaluation of weight-bearing orthotics and their effect on flexible pes planus. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *22*(4), 221-226.

Langley, B., Cramp, M. & Morrison, S. C. (2015). Selected static foot assessments do not predict medial longitudinal arch motion during running. *Journal of Foot and Ankle Research*, *8*(1), 1-6.

Ledoux, W. R., Shofer, J. B., Ahroni, J. H., Smith, D. G., Sangeorzan, B. J. & Boyko, E. J. (2003). Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot & Ankle International*, *24*(11), 845-850.

Lee, J. H., Lee, J. O., Park, S. H. & Lee, Y. S. (2007). Biomechanical gait analysis and simulation on the normal, cavus and flat foot with orthotics. *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, *31*(11), 1115-1123.

Lullini, G., Giangrande, A., Caravaggi, P., Leardini, A. & Berti, L. (2020). Functional evaluation of a shock absorbing insole during military training in a group of soldiers: a pilot study. *Military Medicine*, *185*(5-6), e643-e648.

Mauch, M., Grau, S., Krauss, I., Maiwald, C. & Horstmann, T. (2009). A new approach to children's footwear based on foot type classification. *Ergonomics*, *52*(8), 999-1008.

Miyamoto, T., Otake, Y., Nakao, S., Kurokawa, H., Kosugi, S., Taniguchi, A., Soufi, M., Sato, Y. & Tanaka, Y. (2023). 4D-foot analysis on effect of arch support on ankle, subtalar, and talonavicular joint kinematics. *Journal of Orthopaedic Science*, *2023*.

MÜNDERMANN, A., Stefanyshyn, D. J. & Nigg, B. M. (2001). Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, *33*(11), 1939-1945.

Nigg, B. M., Khan, A., Fisher, V. & Stefanyshyn, D. (1998). Effect of shoe insert construction on foot and leg movement. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, *30*(4), 550-555.

Park, J. S., Seo, S. K., Lee, S. H., Jung, H. S. & Lim, J. H. (2010). The Effects of the Insole Types on Lower Leg Muscle Activity during Treadmill Walking. *Journal of the Korean Academy of Clinical Electrophysiology*, *8*(2), 33-37.

Park, S. B., Park, J. Y. & Kim, K. H. (2010). Biomechanical analysis of arch support devices on normal and low arch. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, *20*(1), 91-99.

Penny, J. Ø., Speedtsberg, M. B., Kallemose, T. & Bencke, J. (2018). Can an off-the-rack orthotic stiletto alter pressure and comfort scores in the forefoot, arch and heel?. *Ergonomics*, *61*(8), 1130-1138.

Ryu, S., Gil, H., Kong, S., Choi, Y., Ryu, J., Yoon, S. & Park, S. K. (2018), The Effects of Insole Material and Hardness in Different Plantar Sites on the Comfort and Impact Absorption. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, *37*(4), 475-487.

Ryu, S. & Park, S. (2020). Effects of Heel Shape of a Shoe on the Impact and Biomechanical Characteristics during Walking. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, *39*(3), 191-203.

Ryu, S. & Park, S. (2021). The Changes in Ground Reaction Force and the Long-term Comfort during Walking by Wearing Modified Hardness of the Insole in the Areas of Fore-foot and Rear-foot. *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, *40*(1), 33-43.

Ryu, S., Stefanyshyn, D., Kong, S. & Park, S. K. (2021). Effects of a Curved Heel Shape in a Running Shoe on Biomechanical Variables and Comfort. *Applied Sciences*, *11*(8), 3613.

Sarikhani, A., Motalebizadeh, A., Asiaei, S. & Kamali Doost Azad, B. (2016). Studying maximum plantar stress per insole design using foot CT-scan images of hyperelastic soft tissues. *Applied Bionics and Biomechanics*, *2016*.

Su, S., Mo, Z., Guo, J. & Fan, Y. (2017). The effect of arch height and material hardness of personalized insole on correction and tissues of flatfoot. *Journal of Healthcare Engineering*, *2017*.

Tang, S. F. T., Chen, C. H., Wu, C. K., Hong, W. H., Chen, K. J. & Chen, C. K. (2015). The effects of total contact insole with forefoot medial posting on rearfoot movement and foot pressure distributions in patients with flexible flatfoot. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, *129*, S8-S11.

Teyhen, D. S., Stoltenberg, B. E., Collinsworth, K. M., Giesel, C. L., Williams, D. G., Kardouni, C. H., Molloy, J. M., Goffar, S. L., Christie, D. S. & McPoil, T. (2009). Dynamic plantar pressure parameters associated with static arch height index during gait. *Clinical Biomechanics*, *24*(4), 391-396.

Ugolini, P. A. & Raikin, S. M. (2004). The accessory navicular. *Foot and Ankle Clinics*, *9*(1), 165-180.

Wang, Y. T., Chen, J. C. & Lin, Y. S. (2020). Effects of artificial texture insoles and foot arches on improving arch collapse in flat feet. *Sensors*, *20*(13), 3667.

Williams, D. S. & McClay, I. S. (2000). Measurements used to characterize the foot and the medial longitudinal arch: reliability and validity. *Physical Therapy*, *80*(9), 864-871.

Winter, D. A. (2009). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. John Wiley & Sons.

Zhao, X., Gu, Y., Yu, J., Ma, Y. & Zhou, Z. (2020). The influence of gender, age, and body mass index on arch height and arch stiffness. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, *59*(2), 298-302.