

편평족 노인의 계단 하강 보행 시 아치 지지형 인솔 종류에 따른 족저압력 및 균형성 평가

한기훈*¹ · 배강호¹ · 정하곤² · 하민성³ · 최도열¹ · 이종숙¹ · 양정옥^{1†}

¹신라대학교 웰빙체육학부, ²동주대학교, ³츠쿠바대학교 체육과학전공
(2018년 8월 22일 접수: 2018년 9월 18일 수정: 2018년 9월 27일 채택)

Comparison of plantar pressure and COP parameters in three types of arch support insole during stair descent in elderly with flatfoot

Ki-Hoon Han*¹ · Kang-Ho Bae¹ · Ha-gon Jung² · Min-Sung Ha³
Do-Yeol Choi¹ · Joong-Sook Lee¹ · Jeong-Ok Yang^{1†}

¹Division of Kinesiology, Silla Univ., Busan, Korea

²Dongju College, Busan, Korea

³Health and sports sciences, Univ. of Tsukuba, Ibaraki, Japan

(Received August 22, 2018; Revised September 18, 2018; Accepted September 27, 2018)

요약 : 본 연구의 목적은 평발을 가진 여성 노인의 계단 하강 보행 시 일반인솔 및 아치 지지형 인솔을 적용에 따른 족저압력 및 압력중심점 변인들의 차이를 조사하는데 목적이 있다. 족저압력 분석장비(Pedar-X, Novel, Germany)를 사용하여 14명의 편평족 노인을 대상으로 3종류(일반인솔, A형 인솔, B형 인솔)의 인솔착용 후 최대족저압력, 평균족저압력, 접촉면적, 압력중심점의 이동거리, 변위 및 최대범위의 평균값을 산출하였으며, 일원변량분석(one-way ANOVA)를 이용하여 인솔 종류간 평균을 비교하였다. 족저압력 변인 중 최대족저압력은 중족부의 M3, 평균족저압력은 M2, M3, M4 영역에서, 접촉면적은 M2, M3, 그리고 M6 영역에서 통계적으로 유의한 차이를 보였으며, 압력중심점 변인 중 전후축과 좌우축에서 압력중심점의 이동거리에서 통계적으로 유의한 차이를 보였다. 족저압력 평가결과 아치 지지 기능을 가진 인솔을 삽입한 A와 B형 인솔에서 족궁지지 영역인 M3의 최대압력은 B형 인솔과 A형 인솔이 일반인솔과 비교했을 때 높게 나타났다. 좌우축, 전후축 압력중심점의 이동거리는 A형과 B형 인솔 모두 일반 인솔에 비해 짧게 나타났다.

주제어 : 평발, 노인, 아치 지지형 인솔, 족저압력, 압력중심점

Abstract : The purpose of this study was to compare plantar pressure and COP parameters in three types of arch support insole during stair descent in elderly with flatfoot. A total of 14 women elderly were recruited for this study. Pedar-X was used to obtain plantar pressure(peak pressure, mean

†Corresponding author

(E-mail: cdy1213@gmail.com)

pressure, and contact area) and COP(distance, displacement, excursion) parameters. One-way ANOVAs were used to compare peak pressure, mean pressure, and contact area, distance of COP, displacement of COP, and excursion of COP. Among the plantar pressure parameters, significant($p < 0.05$) differences were observed in M3 for the peak pressure, M2, M3, and M4 for the mean pressure, and M2, M3, and M6 for the contact area. Among the COP parameters, distances of COP both in the mediolateral and anteroposterior axes revealed significant($p < 0.05$) differences. The larger peak pressure values of type A and B insoles were observed as compared to normal insole. The larger peak pressure and shorter COP distance values of type A and B insoles were observed as compared to normal insole.

Keywords : Flatfoot, Elderly, Arch Support Insole, Plantar Pressure, Center of Pressure(COP)

1. 서론

발은 내측종아치(medial longitudinal arch)의 높이에 따라 보통 아치(정상발), 낮은 아치(편평족), 높은 아치(요족)로 구분할 수 있다[1]. 낮은 아치의 편평족은 선천적으로 앞발에 대한 뒤꿈치 뼈가 회전을 과도하게 하여 발아치가 비정상적으로 낮아져 발바닥 안쪽의 내측종아치가 편평하게 변형이 된다. 이 때문에 충격흡수가 어려워 발이 쉽게 피로해지며, 균형 감각이 떨어진다[2]. 대부분의 인간은 평발로 태어나지만, 걸음마를 시작한 후 16세 전후가 되면 발아치 유지를 돕는 힘줄과 뼈를 받쳐주는 근육 및 인대가 강화되면서 아치 형태로 완성되고, 일부 사람은 평생 아치가 낮은 평발의 형태로 지내기도 한다. 그러나 정상적인 아치의 발을 가진 사람도 노화에 의해 발바닥이 편평해지면서 평발이 되는 확률이 높아진다[3].

비정상적 보행의 형태는 신체적 장애를 가진 사람에게서만 나타나는 것이 아니라 정상인들에게도 자주 나타나고 있으며[4], 특히 신체적 장애가 전혀 없는 노인들에게서 많이 발생되고 있다. 그 주된 원인으로 평발과 같은 발 아치(arch)의 형태를 들 수 있다. 비정상적인 발 아치의 형태가 보행기능장애를 유발할 수 있는데[5], 낙상 노인의 10-25%는 비정상적인 보행 형태와 평행감각 부족과 같은 보행기능장애가 원인이라고 보고하였다[6]. 또한, 노인들은 균형능력의 감퇴로 낙상의 위험요인이 계속해서 증가된다고 보고되고 있다[7].

평발은 내측종아치가 낮아지고, 지면과의 접지면적이 넓어져 보행기능 장애가 나타난다. 아치 지지형 인soles을 착용하게 되면 무너진 아치가 정

상발의 아치 형태가 되면서 정상적인 접지면적이 만들어지고, 지지하는 발 전체로 압력이 분산되는 효과로 인해 정상적인 보행을 할 수 있게 된다[8]. 아치 지지형 인soles의 삽입으로 발생하는 효과에 관련한 연구를 살펴보면, 보행 시 발 표면에 발생하는 압력을 발 전체에 분산시켜 특정 부위에 압력이 집중되는 것을 감소시킬 수 있었으며[9], 아치 지지형 인soles착용으로 발의 아치 형태가 오랫동안 원형을 유지한다고 보고하였다[10]. 인soles 착용에 따른 평발의 보행분석연구에서 발의 좌우축(mediolateral axis)에서 압력중심점이 과도하게 medial 방향으로 치우치는 것을 정상보행에서의 압력중심점 이동경로와 근접하게 만들어준다고 보고하였다[11].

아치 지지형 인soles착용에 따른 보행분석은 주로 평지에서의 보행 형태 분석을 통하여 보행보조장치의 개발이 이루어져왔다. 하지만 다양한 보행 환경에 맞는 적절한 연구 설계를 통해 보행보조장치의 성능을 평가하는 것이 필요하다. 특히, 평지 보행과는 정반대의 보행 형태를 나타내는 것이 계단 하강 보행이다. 평지보행에서 입각기 초기 발 뒤꿈치부터 지면과 접촉하는 것과 달리 계단 하강 보행에서는 입각기 초기에 앞꿈치를 지면과 먼저 접촉하기 때문에 족저인대가 늘어나고 그것에 의해 지면으로부터 받는 충격력이 족저인대로 저장된다[12]. 또한 계단과 같이 체중부하와 다리의 힘이 보다 많이 요구되며, 낙상 시 더욱 치명적인 부상을 동반할 수 있는 계단에서의 노인의 편평족에 대한 연구는 부족한 실정이다. 따라서, 본 연구의 목적은 평발을 가진 여성 노인 대상자들이 계단 하강 보행에서 일반인soles 및 아치 지지형 인soles을 적용하였을 때 족저압력 및 압력중심점의 차이를

통해 인솔 개발을 위한 정량적인 데이터를 제시하고자 한다.

2. 연구방법

2.1. 연구대상자

본 연구는 B시에 소재한 S대학교 시니어헬스케어센터 프로그램에 참여하는 만 65세 이상이며, 평발을 제외하고 신체적 장애를 가지지 않은 여성 노인 14명을 대상으로 실시하였다. 측정 전 연구목적을 설명하였으며, 이를 이해하고 자발적으로 참여를 희망하는 노인을 연구대상자로 선정하였다. 평발의 유무 검사는 정적 평형성 측정기(Gaitview AFA-50)를 통해 측정되었다. 연구대상자들의 특성은 <Table 1>과 같다.

2.2. 실험 인솔

본 연구에서 아치 지지형 인솔 종류에 따른 족저압력 및 균형성을 평가하기 위해 사용된 기능성 인솔은 <Fig. 1>과 같이 한국 F사에서 제작한 인솔 2종류(A형, B형 인솔; 경도 45)를 사용하였다. 일반인솔은 연구대상자들이 평상 시 착용한 신발에 삽입된 기존인솔을 사용하였다.

A형 인솔은 종족골 내측을 하드웨지(hard wedge)가 지지하여 발의 통증 및 피로를 경감시켜주며 종골의 과도한 회내와 회외를 감소시켜 골격정렬 및 신체안정성을 증가시키는 목적으로 개발되었다. B형 인솔은 A형과 마찬가지로 하드웨지가 삽입되어 있으며 하드웨지의 위치를 비스듬하게 조절하여 보행 시 발의 회전운동 시에 내측아치를 지지하고 안정적인 보행을 보조할 수 있게 설계되었다. 또한 아치부분을 부분절개하여 착용 시 아치부분을 지지하게 되지만 아치가 높아 생기는 부담감을 줄여주며, 전족이나 후족에 유발되는 압력을 분산시키도록 개발되었다. 또한 발 후족부에 포른을 부착하여 초기 입각기 시에 후족부에 충격을 완화시켜주는 기능도 추가되었다.



A type insole

B type insole

Fig. 1. Arch Support Insole.

3. 측정도구 및 측정방법

3.1. 족저압력 및 균형성 측정

본 연구에서 족저압력 및 균형성 측정은 족저압력 분석장비(Pedar-X, Novel, Germany)를 사용하여 측정하였다. 연구대상자는 계단에서의 자연스러운 보행동작 수행 및 보행속도에 따른 위험성을 제거하기 위해 연구대상자의 평상시 계단 하강 보행속도로 동작을 수행하도록 하였다. 연구대상자가 착용한 3가지 인솔(일반인솔, A형 인솔, B형 인솔)의 족저압력 변인(최대족저압력, 평균족저압력, 접촉면적) 및 압력중심점 변인(이동거리; distance of COP, 변위; displacement of COP, 최대범위; excursion of COP)을 측정하였다.

족저압력 변인은 <Fig. 2>와 같이 각 연구대상자 별로 발의 영역을 6개의 영역(M1: 내측 전족부, M2: 외측 전족부, M3: 내측 아치, M4: 외측 아치, M5: 내측 후족부, M6: 외측 후족부)으로 구분하여 변인들을 산출하였다. 압력중심점 변인의 방향은 좌우축은 Mediolateral axis(X축), 전후축은 Anteroposterior axis(Y축)으로 정의 하

Table 1. Anthropometric information of subjects

(M±SD)

N	Age(yr)	Height(cm)	Weight(kg)
14	68.71±2.88	156.22±3.49	56.95±6.36

였다 (Fig. 3). 계단 하강 보행동작 측정을 위해 디딤면 길이 28cm, 계단 높이 16cm인 5개의 계단이 사용되었다. 계단 하강 보행동작 시 모든 연구대상자는 오른발로 출발하였으며, 오른발이 닿는 3번째 스텝을 데이터로 사용하였다.

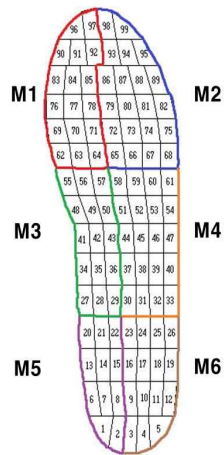


Fig. 2. Plantar pressure area.

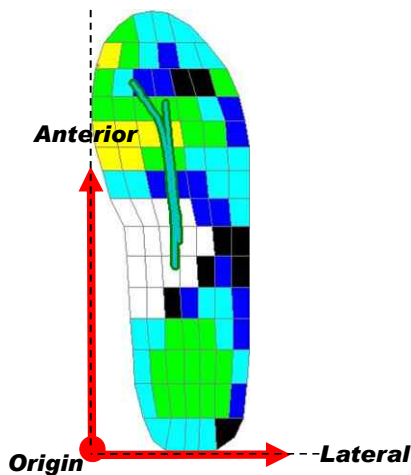


Fig. 3. COP direction.

3.2. 데이터 분석

본 연구에서 통계 분석에 사용된 변인은 최대 족저압력, 평균족저압력, 접촉면적, 압력중심점의 이동거리, 변위 및 최대범위였으며, 데이터 분석에서 3회 반복 측정한 데이터의 평균값을 모든 통계 분석에 사용하였다. 일반인솔과 2가지의 기능성 인솔 착용 시 변인들의 값을 비교분석하기

위해 일원변량분석(one-way ANOVA)을 실시하였고, 사후검정은 Bonferroni 방식을 사용하였다. 본 연구의 유의수준은 $\alpha=.05$ 로 설정하여 유의성을 검증하였으며, 본 연구의 실험을 통해 수집된 모든 데이터는 SPSS V.23.0(SPSS, Inc., Chicago, IL) 프로그램을 사용하여 분석되었다.

4. 결과 및 논의

4.1. 아치 지지형 인솔 종류에 따른 족저압력 변인 결과

본 연구에서 계단하강 보행 시 아치 지지형 인솔 종류에 따른 족저압력 변인들의 결과는 <Table 2>와 같다. 계단 하강 보행시 아치 지지형 종류에 따른 오른발의 최대족저압력에서 전족부(M1 과 M2), 중족부(M4) 및 후족부(M5 와 M6) 에서 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다. 최대족저압력의 경우 중족부의 M3 ($F=17.998, p=.001$)에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검증에서 B형 인솔(108.17 ± 27.63 kPa)이 일반인솔(70.87 ± 17.96 kPa)과 A형 인솔(80.96 ± 22.98 kPa)보다 최대 족저압력이 높게 나타났다.

평균족저압력은 M2($F=3.340, p=.041$), M3 ($F=33.864, p=.001$) 그리고 M4($F=3.763, p=.028$)에서 통계적으로 유의한 차이가 있었다. 사후검증 결과를 보면, M2 영역에서 일반인솔 (67.04 ± 16.32 kPa)이 B형 인솔(55.62 ± 16.59 kPa)보다 높게 나타났다. M3 영역에서는 B형 인솔(36.37 ± 10.68 kPa)이 A형 인솔(19.20 ± 8.93 kPa)과 일반인솔(17.03 ± 5.13 kPa)보다 높았으며, A형 인솔은 일반인솔 보다 높은 평균족저압력을 보였다. M4 영역에서는 B형 인솔 (59.84 ± 13.82 kPa)이 A형 인솔(46.85 ± 15.3 kPa) 보다 높은 결과를 보여주었다.

아치 지지형 인솔 종류에 따른 접촉면적에서는 M2($F=11.881, p=.001$), M3($F=30.948, p=.001$) 그리고 M6($F=3.662, p=.030$)에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다(Table 4). 사후검증 결과, M2 영역에서 일반인솔(27.07 ± 1.772 kPa)이 A와 B형 인솔(25.08 ± 2.09 와 24.05 ± 2.82 kPa)보다 높게 나타났다. M3 영역에서는 A와 B형 인솔 (13.98 ± 3.15 와 15.84 ± 3.58 kPa)이 일반인솔 (8.98 ± 2.99 kPa)보다 높았으며, M6 영역에서는 B형 인솔(18.88 ± 2.22 kPa)이 일반 인솔($16.59 \pm$

Table 2. Comparison of plantar pressure parameters (unit: kPa)

Variable	area	M±SD			F	p	post-hoc
		Normal	Type A	Type B			
Peak pressure	M1	239.90±74.69	253.48±79.03	287.12±80.48	2.518	.087	
	M2	146.83±36.23	143.07±35.34	134.90±35.70	.742	.480	
	M3	70.87±17.96	80.96±22.98	108.17±27.63	17.998	.000*	B>N, A
	M4	101.44±44.91	90.38±30.53	112.88±21.35	2.900	.061	
	M5	106.44±39.19	86.65±38.27	96.15±35.66	1.844	.165	
	M6	106.73±39.43	95.49±43.00	109.52±46.65	.771	.466	
Mean pressure	M1	104.25±22.88	105.32±19.48	93.29±29.35	1.962	.148	
	M2	67.04±16.32	61.53±14.83	55.62±16.59	3.340	.041*	N>B
	M3	17.03±5.13	19.20±8.93	36.37±10.68	33.864	.000*	B>A, A>N
	M4	53.08±21.19	46.85±15.31	59.84±13.82	3.763	.028*	B>A
	M5	69.45±27.94	61.22±29.43	66.59±25.16	.598	.553	
	M6	60.25±27.25	56.44±31.00	67.12±27.66	.914	.405	
Contact area	M1	22.18±1.92	21.78±1.80	21.19±2.35	1.572	.214	
	M2	27.07±1.77	25.08±2.09	24.05±2.82	11.881	.000*	N>A,B
	M3	8.98±2.99	13.98±3.15	15.84±3.58	30.948	.000*	A,B>N
	M4	25.66±2.21	24.61±2.63	25.64±1.88	1.810	.171	
	M5	13.33±2.18	13.27±2.58	13.97±1.65	.815	.447	
	M6	16.59±3.28	17.52±3.54	18.88±2.22	3.662	.030*	B>N

* $p < .05$

3.28kPa)보다 높은 결과를 보여주었다.

정상족과 편평족을 대상으로 족저압력을 총 8 가지 영역으로 나누어 측정한 결과 정상족은 중 족부에서 최대압이 증가하는 것으로 나타나, 중족 상해에 낮은 위험성을 가지고 있다고 하였다[13]. 또 다른 연구는 족궁지지 구조물 사용 시 높은 족저압력으로 인한 부상의 위험을 예방할 수 있다고 보고하였다[14][15]. 또한, 내측종아치 부위에 패드를 삽입한 인솔을 착용하였을 때 발표면 전체로 압력분산 효과가 관찰되었다[16]. 본 연구에서 아치 지지 기능을 가진 인솔을 삽입한 A와 B형 인솔에서 족궁지지 영역인 M3의 최대압력은 B형 인솔(108.17kPa)과 A형 인솔(80.96kPa)이 일반인솔(70.87kPa)과 비교했을 때 최대 족저압력이 높게 나타났다. 이는 아치 지지형 인솔의 착용이 내측종아치 부분을 지지함으로써 M3 영역까지 족저압력을 충분히 분산시킨 것으로 판단된다. 족저 압력의 분산은 발표면 전체에 고르게 체중을 분산시켜 근골격계 부상을 줄일 수 있다 [17]는 연구 결과에 비추어 볼 때, 족저압력에서는 A와 B형 인솔의 착용으로 압력분산의 개선

이루어 족다고 볼 수 있다.

선행연구에서 인솔 및 발보장구에 대한 평가는 관상면에서 종골의 움직임이 발의 회내 및 회외 운동 측정의 중요한 척도로 여겨졌으며, 일반적으로 인솔의 기능에 있어서는 과도한 발의 회내 운동의 제어가 가장 중요한 목적이라고 하였다[18]. 또한 평발을 가진 사람은 초기 입각기에서의 과도한 회내 현상이 나타나 종족궁의 과도한 긴장으로 인해 탄성에너지 저장 및 배출에 불리하며 중간 입각기 이후부터는 발의 회외가 일어나며, 잠김현상이 일어나 지렛대 역할을 해야 할 종족궁에서 가동성이 늘어나 발목 불안정성을 증가시킨다고 하였다[19]. 본 연구결과에서 일반인솔 착용 시 M2영역(외측 전족부)에서 B형 인솔에 비하여 높은 평균족저압력이 나타났으며, M3영역(내측 아치)에서는 A형, B형 인솔 착용 시 일반인솔의 착용 시보다 높은 평균족저압력이 나타났다. 이러한 결과는 일반인솔 착용 시 추진단계에서 종골의 회외가 발생하여 외측전족부(M2)의 높은 족저압력으로 나타난 것으로 판단되며, 이는 추진력 및 발목안정성 측면에서 볼 때 A형, B형

Table 3. Comparison of COP parameters

(unit: mm)

Variable	M±SD			F	p	post-hoc
	Normal	Type A	Type B			
X Distance	41.23±8.40	32.31±8.48	31.31±6.67	9.035	.000*	N>A, B
X Displacement	18.61±6.88	14.34±8.45	14.16±7.70	2.251	.114	
X Exsursion	24.01±7.21	20.50±5.78	22.30±6.07	1.637	.203	
Y Distance	186.57±45.50	150.71±32.0	153.96±31.49	5.604	.006*	N>A, B
Y Displacement	10.71±13.48	12.09±8.31	14.33±9.58	.747	.477	
Y Exsursion	87.47±22.20	75.55±16.06	79.92±15.41	2.293	.110	

* $p < .05$

인솔에 비해 불리한 것으로 판단된다.

4.1. 아치 지지형 인솔 종류에 따른 COP 변인 결과

본 연구에서 계단하강 보행 시 아치 지지형 인솔 종류에 따른 압력중심점 변인들의 결과는 <Table 3>과 같다. 계단 하강 보행시 아치 지지형 종류에 따른 오른발의 좌우축(Mediolateral: X축)에서는 압력중심점의 이동거리($F=9.035$ $p=.001$)에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검증에서 일반 인솔(41.23mm)이 A형 인솔(32.31mm)과 B형 인솔(31.31mm)보다 압력중심점의 이동거리가 길게 나타났다. 오른발의 전후축(Anteroposterior: Y축)에서는 압력중심점의 이동거리($F=5.604$ $p=.006$)에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다. 사후검증 결과는 전후축과 마찬가지로 일반 인솔(186.57mm)이 A형 인솔(150.71mm)과 B형 인솔(153.96mm)보다 압력중심점의 이동거리가 길게 나타났다. 전후축과 좌우축에서 압력중심점의 변위와 최대범위에서는 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았다.

선행연구에서는 자세 안전성을 위해서는 압력중심점의 움직임이 적게 나타나는 것이 도움이 된다고 보고되었으며[20], 이는 계단 하강 보행 시 나타나는 안정성과 압력중심점은 깊은 연관이 있는 것으로 판단된다. 또한 평발보행자는 정상인의 보행에서 나타나는 중간 입각기에서의 내측아치 잠김 현상이 나타나지 않으며, 종족궁이 지렛대 역할을 하지 못하게 되어 중간 입각기부터 추진기까지 종족궁에서 가동성이 늘어나 발목안정성이 감소하게 된다[19] 본 연구의 결과와 같이 좌우축, 전후축 압력중심점의 이동거리에서 일반인솔이 A형과 B형인솔 모두에 비해 길게 측정되

었다. 또한 비록 통계적으로 유의한 차이는 나타나지 않았지만 일반인솔 착용 시 압력중심점의 최대범위 및 변위에서도 상대적으로 높은 수치를 나타냈다. 이는 일반인솔이 아치를 지지하는 기능이 없어 평발을 가진 피험자들이 계단 하강 보행 시 신체압력중심점이 그만큼 크게 이동하였다는 것을 의미하며, 균형을 유지하기 위한 전후, 좌우로의 보상기전이 많이 나타난 것으로 보인다. 본 연구의 결과를 종합해 볼 때 아치 지지형 인솔의 착용이 압력중심점 이동길이가 짧은 반면, 아치를 지지하지 못할 시에는 압력중심점의 이동길이가 길어지고 그 결과 보행의 안정성을 높이기 위한 노력이 더 요구되어, 낙상사고의 위험성이 증가할 수 있다고 사료된다.

본 연구에서 피험자의 신장과 체중은 족저압력 및 균형을 평가하는데 있어서 영향을 미칠 수 있는 요인으로 고려되지 못한 제한점이 있었다. 차후 연구에서는 신장과 체중을 공변인으로 통제한 ANCOVA(공변량분석)로 재 분석하는 것도 차후 연구에 도움을 줄 수 있을 것이라 판단된다.

5. 결론

본 연구는 평발을 가진 여성노인의 계단 하강 보행에서 일반인솔 및 아치 지지형 인솔을 적용하였을 때 족저압력 및 압력중심점에 대한 비교분석을 실시한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다. 첫째, 족저압력 평가결과 아치 지지 기능을 가진 인솔을 삽입한 A와 B형 인솔에서 종족지지 영역인 M3의 최대압력은 A형 인솔과 B형 인솔이 일반인솔과 비교했을 때 높게 나타났다. 이는 A와

B형 인솔의 착용으로 압력분산의 개선 이루어 졌다고 판단된다. 둘째, 좌우측, 전후측 압력중심점의 이동거리는 A형과 B형인솔 모두 일반 인솔에 비해 짧게 나타났다. 이는 A형과 B형 인솔의 착용은 안정성을 높이는데 더 효과적일 수 있다고 사료된다.

Reference

1. J. J. Kim, Everything you need to run. Knowledge Smith Publishers, (2003).
2. G. H. Jang, J. Y. Huh, Shoes Design, Johyungsa Publishers, (1992).
3. S. B. Choi, "Influences of Shoe Shape and Gait Characteristics on Feet Discomforts according to Women's Foot Type", Unpublished Doctor's thesis, graduate school of konkuk University, (2001).
4. S. R. Kang, J. W. Nah, C. U. Hong, T. K. Kwon, "The Development of Smart Insole for Improvement of Human Body Imbalance during Walking", Journal of the Korean Society for Precision Engineering, Vol.35 No.1, pp. 53-59, (2018).
5. S. Y. Oh, D. A. Suh, "Producing the insoles for flat feet of senior men using 3D systems based on 3D scanning, 3D modeling, and 3D printing". Journal of The Costume Culture Association, Vol.25, No.3, pp. 270-284, (2017).
6. T. F. Jiang, "High-frequency stabilization and high-order harmonic generation of an excited Morse oscillator under intense fields", *Journal of Physical Review A*, Vol.48, No.5, pp. 3995-3998, (1993).
7. J. Y. Bae, S. I. Cho, "Effects of community-based comprehensive fall prevention program on muscle strength, postural balance and fall efficacy in elderly people", *Journal of Korean Academy of Nursing*, Vol.44, No.6, pp. 696-707. (2014).
8. K. H. Kim, "Biomechanical analysis of arch support devices on normal and low arch", Unpublished master's thesis, graduate school of Kyungsung University, (2011).
9. M. C. Chiu, Wang. M. J. "Professional foot wear evaluation for clinical nurses". *Applied Ergonomics*, Vol.38, pp. 133-141, (2007).
10. G. F. Kogler, S. E. Solomonidis, J. P. Paul, "Invitro method for quantifying the effectiveness of the longitudinal arch support mechanism of a foot orthosis", *Clinical Biomechanics*, Vol.10, No.5, pp. 245-252, (1995)
11. J. H. Lee, Y. S. Lee, J. O. Lee, S. H. Park, Biomechanical Gait Analysis and Simulation on the Normal, Cavus and Flat Foot with Orthotics. *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers - A*, Vol.31, No.11, 1115-1123, (2007).
12. S. Au, M. Berniker, H. Herr, "Powered ankle-foot prosthesis to assist level-ground and stair-descent gaits," *Neural Netw*, Vol.214, pp. 654-66, (2008)
13. M. Robin, A. Nathan, A. James, C. Bavornrit, "Difference in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks". *Gait& Posture*, Vol.29, No.4, pp. 582-586, (2009).
14. Kanatli, U., Yetkin, H., & Yalcin, N. The relationship between accessory navicular and medial longitudinal arch: evaluation with plantar pressure distribution measurement system. *Foot and Ankle*, Vol.24, No.6, pp. 486-489.(2003).
15. J. Burns, A. Keenan, A. Redmond, "Foot type and overuse injury in triathletes", *Journal of the American Podiatric Medical Association*, Vol.95, No.3, pp. 235-241, (2005).
16. J. L. Donovan, K. H. Mary, K. C. Paul, E. S. Kirk, J. M. Michael, "Effect of foot wear and orthotic devices on stress reduction and soft tissue strain of the neuropathic foot". *Clinical Biomechanics*, Vol.22, pp. 352-359, (2007).
17. 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, Vol.24, No.4 pp. 23-30, (2005).
18. K. H. Bae, “ analyses of plantar foot pressure and static balance according to the type of insole in the elderly”, Unpublished master’s thesis, graduate school of Silla University, (2016).
 19. K. T. Lee, Foot and ankle surgery, Koonja Publishers, (2004).
 20. R. M. Palmieri, C. D. Ingersoll, M. B. Stone, B. A. Krause, “Center-of-Pressure Parameters Used in the Assessment of Postural Control,” Journal of Sport Rehabilitation, Vol.11, pp. 51-66, (2012).