인솔유형에 따른 노인의 정적 평형성과 족저압력 분석

배강호[1] · 신진형[1] · 이중숙[2] · 양정옥[2] · 이범진[2] · 박승범[3]

[1]신라대학교 대학원 체육학과 · [2]신라대학교 보건복지대학 웰빙체육학부 · [3]부산경제진흥원 신발산업진흥센터 성능평가지원팀

The Analyses of Plantar Foot Pressure and Static Balance according to the Type of Insole in the Elderly

Kang-Ho Bae[1] · Jin-Hyung Shin[1] · Joong-Sook Lee[2] · Jeong-Ok Yang[2] · Bom-Jin Lee[2] · Seung-Bum Park[3]

[1] Department of Physical Education, Graduate School of Silla University, Busan, Korea

[2] Department of Kinesiology, College of Health and Welfare, Silla University, Busan, Korea

[3] Footwear Biomechanics Team, Footwear Industrial Promotion Center, Busan Economic Promotion Agency, Busan, Korea.

ABSTRACT

Objective : The purpose of this study was to investigate plantar foot pressure and static balance according to the type of insole in the elderly.

Method : Thirteen elderly(mean age: 67.08±2.25 yrs, mean height: 159.63±9.64 cm, mean body weights: 61.48±9.06 kg) who had no previous injury experience in lower limbs and a normal gait pattern participated in this study. Three models of insoles of normal type, 3D type insole and triangle type insole were selected for the test. Using the Pedar-X system and Pedar-X insoles, 3.3 km/h of walking speed, and a compilation of 20 steps walking stages were used to analyze foot-pressure distribution. Static balance test were compared by using Gaitview AFA-50 and each balance(opening eyes, closing eyes)were inspected for 20 seconds. One-way ANOVA was conducted to test significance of three insoles. P-value of less than .05 were considered statistically significant.

Results : The mean foot pressure values under the fore foot regions was the lowest in 3D insole during treadmill walking(p<.o5). The mean value under the midfoot was the highest in 3D insole(left: p<.o5, right: p<.01). The mean value under the rearfoot was the lowest in 3D insole(p<.001). The maximum foot pressure values under foot regions was the lowest on both sides of the forefoot with 3D insole. A statistically significant difference was seen only in the left foot(p<.01). The maximum value under the midfoot was the highest in 3D insole(p<.001). No statistically significant difference was detected on the values under the rear foot. In the case of the ground reaction force values, statistically significant difference was seen only in the left side rearfoot(p<.01). However, the static balance values(ENV, REC, RMS, Total Lengh, Sway velocity, Lengh/ENV) did not shows significant differences by type of insole.

Conclusion : These results shows that the functional insoles can decrease the platar pressure and GRF under the forefoof and rearfoot. And also functional insoles can dislodge the overload of the rearfoot and forefoot to the midfoot. However, functional insoles can not affect static balance of the elderly.

Keywords : Gait, Foot plantar pressure, GRF, Static balance, elderly

이 논문은 2015년도 부산광역시 Brain Busan 21사업에 의하여 지원되었음.

Corresponding Author : Joong-Sook Lee
Department of Kinesiology, *College of Health and Welfare,*
Silla University, 140, Baekyang-daero 700beon-gil, Sasang-gu, Busan
Tel : +82-51-999-5064 / Fax : +82-51-999-5576
E-mail : * jslee@silla.ac.kr

Ⅰ. 서 론

현대 의학과 생활환경 개선으로 노인들의 평균수명이 증가되고 있는 가운데, 최근 65세 이상 노인은 전체 인구의 13.1%를 차지하며 고령화 사회로 진입하고 있다. 고령화 사회는 노

인이 차지하는 비율이 7%를 넘는 것을 의미하며, 우리나라의 경우 노인 인구의 비율이 매년 증가하는 추세이다(Statistics Korea, 2015). 노화로 인한 생리적인 변화는 건과 인대의 석회화 발생뿐만 아니라, 근면적 및 크기의 감소, 그리고 고유수용성 감각의 감소 등을 야기시켜, 근력 및 근지구력의 약화를 가져오게 한다(Spirduso, Francis, Eakin, & Stanford., 2005). 또한 신경계의 변화로 자극반응기간과 신경전도속도가 느려져 균형능력이 감소된다(Lee, Lee, & Song, 2014). 특히, 근력 감소는 일상생활의 활동 저하를 가져오며, 이로 인해 노인의 삶의 질을 떨어뜨린다(Jette & Branch, 1981). 건강한 삶의 질을 높이기 위하여 노인들에게 필요한 중요한 요소 중 하나가 균형 능력인데, 균형을 유지하는 능력은 일상생활을 영위해 나가거나 신체 활동을 수행하는데 있어서 가장 기본적인 필수요소이며, 안정성을 지속적으로 유지해 가는 능력을 의미한다(Cohen, Blatchly, & Gombash, 1993; Wade & Jones, 1997).

노인들에게 균형능력은 낙상과 관련이 있기 때문에 노인의 신체 능력 중 가장 중요한 부분으로 거론되고 있는데, 결국 균형을 조절하는 능력인 시각, 전정기관, 고유수용 감각기관, 그리고 근골격계 등의 능력이 쇠퇴할수록 균형능력도 감소될 수 있다고 볼 수 있다(Shumway-cook & Woollacott, 1995). 더불어 노인들에게 균형능력의 감소는 신체 균형조절과 기능 저하로 인해 보행 등과 관련된 동적 균형조절 능력이 감소하게 되면 이에 따른 낙상의 위험을 증가시키게 된다(Province et al., 1995; Lockhart, Smith, & Woldstad, 2005; Bird, Hill, Ball, & Williams, 2009).

결국 일상생활에서 가장 많고 쉽게 접할 수 있는 이동능력인 보행은 노인의 균형과도 밀접한 관련을 가질 뿐 아니라, 낙상과 직접적 연관이 있는 인간의 움직임이라고 할 수 있다. Lee 등 (2010)은 보행과 균형능력과의 관계에서 신체를 이동하면서 균형능력은 불안정해지는데, 신체를 안정시키기 위하여 하지와 다른 하지 사이, 하지와 상지 사이의 연속적인 균형 조절이 필요하다고 하였다(Lee, et al., 2010). 또한 Cromwell 과 Newton (2002)은 보행 시 신체를 추진할 수 있는 능력은 안정성과 매우 관계가 높은데, 신체를 추진할 수 있는 능력의 감소는 하지 관절의 전반적 기능 약화로부터 온다고 하였다(Kerrigan et al., 1998). 결국 노인은 노화로 인한 하지의 기능 약화와 이동시 균형의 감소로 인해 보폭 및 보행속도 저하 등을 유발시켜 전체적 보행능력이 감소되며, 이러한 요소들이 낙상의 주요한 위험요인이 된다고 보고하였다(Park, Choi, & Hwang, 2002).

보행능력과 관련해서 신발에 깔창이나 보조물 등의 형태로 삽입하였을 경우, 대부분 족저압력의 분산효과가 있으며, 근전도 및 동작분석에서 정상의 보행형태와 유사한 효과가 있음을 강조하며 개발되어지고 있다. 각 제조사에서 소개하는 제품들은 디자인 면에서는 다양하나 효과와 특성은 유사하며, 바른보행을 유도하고 보행 안정성과 통증해소, 관절기능 회복 등의 효과를 내세우고 있다(Song, Lee, Baek & Park, 2008). Min-Chi 와 Mao-Jiun (2007)은 장시간 기립작업을 수행하는 사람이 착용하는 일반적인 신발에 족궁을 지지하는 인솔을 삽입하였을 때 발을 지지하는 면적이 증가하여 압력분산 효과가 있다고 하였으며, Donovan, Mary, Paul, Kirk 와 Michaek (2007)는 인솔의 중족골 부위에 패드를 삽입하였을 때 발의 스트레스 감소 및 압력분산 효과가 관찰되었다고 보고하였다. 족저압력에서는 발교정구 착용으로 정상보행에 근접해지는 개선효과를 보인다고 하였으며(Lee, Lee, Lee & Park, 2007), Song, Lee, Baek 과 Park l (2008)은 발 교정구 착용 전에는 후족의 외측에서 높은 압력분포를 나타냈고, 발 교정구 착용 후에는 전족부의 중앙 및 좌측에서 높은 압력분포를 나타냈다. 이러한 결과는 발 교정구 착용 시 충격흡수가 비교적 잘 이루어졌고, 또한 추진력에도 도움을 줄 것이라고 보고되고 있다.

이에 본 연구에서는 노인들의 낙상 및 상해에 밀접한 관련이 있는 보행 시 족저압력과 정적 평형성에 대해 관심을 가지고, 2가지 관점에서 접근하였다. 노인이 착용한 인솔 유형에 따라 트레드밀 보행 시 족저압력과 최대지면반력에 어떠한 영향을 미칠 것인가 하는 점이다. 두 번째는 노인의 착용한 인솔 유형에 따라 기립 시 정적 평형성에 어떠한 차이가 나타날까 하는 점이다. 이에 본 연구는 여성노인들을 대상으로 인솔유형에 따라 보행 시 족저압력과 기립 시 정적 평형성을 정량적으로 측정하여 낙상에 쉽게 노출되는 노인들의 인솔 유형에 따른 기립 시 정적 평형성과 보행 시 족저압력을 측정을 통한 종족골의 피로골절과 족저근막염 등 족저관련 상해 및 낙상 예방을 위한 기초자료를 제공할 필요성이 있다.

따라서 본 연구는 인솔 삽입형 족저압력 측정기와 정적 평형성 측정기를 이용하여 트레드밀 운동 시 인솔유형에 따른 평균족저압력, 최대족저압력, 부위별 압력분포를 분석하고, 기립 시 개안과 폐안상태의 평형성을 측정하여 노인들의 인솔 착용 시의 기능성 확인하며 근골격계, 신경계 환자 등의 보행 훈련에 도움을 줄 수 있을 것으로 기대되며, 트레드밀 보행 시 노인들의 하지 상해와 낙상을 보다 효과적으로 예방할 수 있는 인솔 개발에 대한 과학적인 기초자료를 구축하는데 그 목적이 있다.

Ⅱ. 연구방법

1. 연구 대상자

본 연구의 대상자는 부산광역시에 위치한 S대학교 평생교육

원에 참여하는 노인 중 발의 형태는 후족 착지형이며, 족저압 측정기를 통해 센서가 보행주기 동안 순차적으로 작동하는 정상족(normal foot)형태를 가진 노인들을 선정하였고 족저압 측정기를 통해 편평족(low-arched foot)과 고궁족(high-arched foot) 형태를 보이는 대상은 제외하였으며 최근 1년간 하지의 상해 경력이 없는 사람 중 13명을 선정하였다.

모든 연구 대상자에게 실험 전 본 연구에 대한 취지와 목적을 충분히 설명하고 피험자가 자발적으로 서명한 실험참가 동의서를 받은 후 실험을 실시하였다. 연구대상자의 특성은 <Table 1>과 같다.

Table 1. General characteristics of the subjects

N =13	Age (yrs)	Height (cm)	Weight (kg)	Foot length (mm)		Arch of the foot(cm)	
				L	R	L	R
A	66	151.4	77.1	220	225	1.1	0.9
B	66	147.5	52.2	231	230	0.4	0.4
C	69	155.1	55.1	235	230	0.8	0.8
D	69	156.2	69.3	230	230	0.7	0.5
E	65	155.3	51.7	230	229	1	0.6
F	70	158.5	62.8	240	241	1.1	0.9
G	65	155.1	51.8	230	229	1	0.6
H	65	158.2	59.7	227	224	0.7	0.4
I	72	170.5	65.3	245	245	0.8	0.9
J	65	165.5	65.1	232	230	0.8	0.8
K	67	155.1	62.8	235	232	0.9	0.7
L	66	162.2	50.5	232	231	1	1
M	67	185.7	75.9	270	270	2	1
M	67.08	159.63	61.48	235.15	234.31	0.95	0.75
SD	2.25	9.64	9.06	12.07	12.15	0.36	0.25

2. 인솔모델

실험에 사용할 일반 인솔은 일반적인 쿠션과 충격완화의 기능을 가진 인솔을 선택하였으며, 3D 인솔은 아치 부분의 하드웨지(hard wedge)는 발의 족궁 지지를 통한 발의 피로 및 통증 감소의 기능이 있고, 쿠션과 착화감이 향상되며, 종골을 바르게 잡아주어 발의 과도한 회내와 회외를 바로잡아주고 골격의 정렬을 유도할 수 있으며 중족골에 포론이 부착되어 쿠션감을 제공하는 인솔로 선택하였다(경도 45, C type, 박리강도 63 N/cm). 그리고 트라이앵글 인솔은 외측을 올려주어 보행 시 땅을 디딜 때 외측으로 디디는 위치를 중앙으로 유도되게 설계되어, 인솔 뒷부분에 U자 모양으로 덧대어진 딱딱한 소재(경도 75, C type)의 사출물은 내외측아치의 지지를 도와주고, 종골의 안정적으로 잡아 줌으로써 종골의 Neutral(중립)을 유지시켜 주어 내회전을 막아준다고 주장하는 인솔을 선택하였다(경도 45, C type, 박리강도 63 N/cm). 일반 인솔과 3D 인솔 및 트라이앵글 인솔의 형태는 <Figure 1>에서 보는 바와 같다.

Normal 3D Triangle

Figure 1. Types of insoles

3. 실험방법 및 실험도구

본 연구에서 사용된 측정도구는 <Table 2>와 같다.

Table 2. Measurement equipments

Section	Measurement equipment's name	Models	Purpose of use	Production Companies
Measurement equipment	Body Composition Analyzer	X-Scan PLUS Ⅱ	Physical Properties Measurement	JAWON
	Plantar pressure measurement equipment	Pedar-x	Plantar pressure & pressure center moving path Measurement	Novel
	Digital video camera	GK-2 NTSC	Walking motion recording	Canon
	Static balance measurement equipment	Gaitview AFA-50	Static balance measurement	Alfoots .Inc.
Processing unit	Plantar pressure analysis software	Pedar-x Recorder	Pressure data analysis	Novel
	Laptop	Xnote LPG1	Data analysis	LG

(1) 트레드밀 보행 시 족저압력 측정

본 연구는 모든 피험자들에게 실험의 내용과 목적을 설명한 후, 실험동의서를 받고 실험을 실시하였다. Studenski 등 (2011)은 65세 이상 노인 3만 4천 485명을 대상으로 보행속도를 측정하고 6-21년 동안 지켜본 결과 65세 이상 노인의 평균 보행속도는 3.31 km/h(0.92±0.27 m/s)로, 본 연구에서 는 트레드밀에서 <Figure 2>와 같이 보행속도 3.3 km/h로 노인의 평균 보행 속도에 맞춰 피험자가 보폭과 보수가 자연스러운 동작이 이루어 질 때까지 연습을 실시한 후 본 실험을 실시하였다. 먼저 일반인솔을 착용하여 측정한 후 3D 인솔을 착용, 최종적으로 트라이

앵글 인솔을 착용하여 보행하는 순서로 실험을 하였다. 1분간 1회씩 개인당 3회 측정하였으며, 총 1분간 1회 보행중 일관된 보행을 보이는 20보의 데이터를 추출하였고 측정과 측정 사이에는 1분간 휴식을 하였다. 실험 도중 센서에 오류가 생겼을 시 장치를 재착용 및 오류확인 후 다시 실험을 하였다. 압력 측정을 위해 <Figure 3>과 같이 영역(mask)생성을 통해 영역을 전족부(forefoot), 중족부(midfoot), 후족부(rearfoot) 3개의 영역으로 구분하여(Park et al., 2011), 센서에서 감지되는 단위 면적과 그들에게 가해지는 압력을 구획별로 합하여 착용 시 발에 가해지는 족저압력을 객관적으로 측정하기 위하여 Pedar-X system 활용하여 보행 시 지지발의 평균족저압력, 최대족저압력, 체중대비 최대수직 지면반력, 부위별 족저압력분포를 측정하였다.

Figure 2. Pedar-X setting and test scene

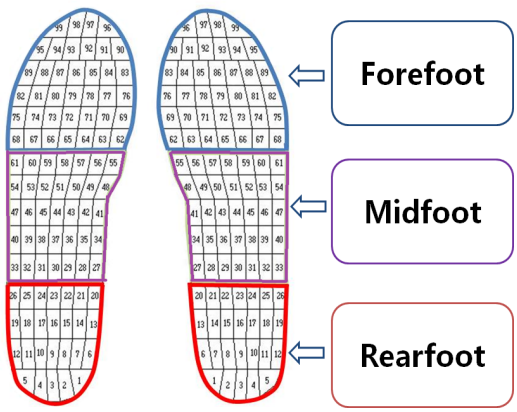


Figure 3. The division of plantar region

(2) 정적 평형성 검사

본 연구에서 평형성 검사는 피험자에게 실험의 목적과 방법에 대해 자세히 설명을 한 후 개안과 폐안(eye open, close)의 조건에서 몸의 무게중심 흔들림을 <Figure 4>에서 묘사하고 있는 정적 평형성 측정기로 정해진 시간(20초)동안 가만히 서있게 한 다음, 측정하였다. 눈을 뜨고 측정했을 때(개안 시; eye open)에는 전방 15° 벽에 마커를 부착하여 시선을 고정시킨 뒤에 측정을 하였으며 평형성 측정도 족저압력 측정과 마찬가지로 신발을 신은 채로 일반 인솔, 3D 인솔, 트라이앵글 인솔 순으로 인솔을 교체 후에 측정을 하였다.

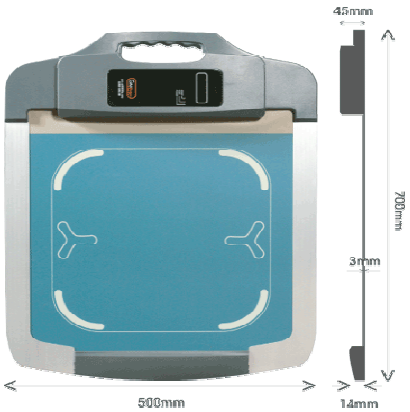


Figure 4. Gaitvew AFA-50

4. 자료처리방법

자료는 보행동작이 자연스럽게 수행된 3회를 측정하여 평균값을 사용하였고, 1회 측정 시 오른발과 왼발 스텝 각각 20보의 족저압력 자료를 수집하여 Pedar-X system에서 제공하는 프로그램을 활용하여 처리하였다. 자료통계처리는 실험절차에 따라 각 피험자의 인솔별 자료를 전족, 중족, 후족을 나누어 인솔 종류별 평균족저압력, 최대족저압력, 최대수직 지면반력을 산출하였으며. 최대수직 지면반력은 수집된 값을 피험자 별로 체중으로 나누어 표준화시켰다.

정적 평형성 측정 데이터는 ENV(외주면적), REC(단형면적), RMS(실효가면적), Total Lengh(총궤적장), Sway velocity(Cop 속도), Lengh/ENV(단위 외주면적 궤적장)의 데이터를 분석하였다. 통계처리는 SPSS Ver. 23.0 프로그램을 활용하여 일원변량분석(One-way ANOVA)을 사용하였고, 사후검정은 Tukey 검정을 채택하였으며, 통계적 유의수준은 α= .05로 설정하였다.

Ⅲ. 결 과

이 연구에서의 인솔 유형별로 트레드밀 보행 시 족저압력과 기립 시 평형성을 측정하여 분석한 결과는 다음과 같다.

Table 3. Mean plantar pressure of Normal, 3D & Triangle insole (unit: kPa)

Section		Normal (A)	3D (B)	Triangle (C)	F	*p*	Post-hoc
		M±SD	M±SD	M±SD			
Fore foot	Left	110.05±15.17	100.01±15.99	107.09±22.19	3.182	.045*	A>B*
	Right	111.71±19.30	106.34±15.40	112.31±20.42	1.232	.295	
Mid foot	Left	67.71±13.18	63.72±10.08	70.89±13.77	3.248	.042*	C>B*
	Right	64.83±10.31	63.14±7.78	70.76±10.79	6.606	.002**	C>A* C>B**
Rear foot	Left	112.13±14.71	94.94±17.04	97.73±19.80	11.071	.000***	A>B*** A>C**
	Right	112.44±15.51	96.11±15.97	101.44±19.42	9.304	.000***	A>B*** A>C*

*p< .05, **p< .01, ***p< .001

Table 4. Maximum plantar pressure of Normal, 3D & Triangle insole (unit: kPa)

Section		Normal (A)	3D (B)	Triangle (C)	F	*p*	Post-hoc
		M±SD	M±SD	M±SD			
Fore foot	Left	289.59±51.13	255.62±71.52	248.36±59.16	5.046	.008**	A>B* A>C**
	Right	276.33±76.74	300.40±79.62	296.72±75.25	1.100	.336	
Mid foot	Left	134.09±26.34	120.96±22.60	148.54±27.51	11.348	.000***	C>A* C>B***
	Right	129.09±17.64	123.90±22.37	154.45±26.68	20.529	.000***	C>A*** C>B***
Rear foot	Left	151.22±19.03	139.36±24.81	146.92±41.65	1.557	.215	
	Right	157.50±16.96	145.63±22.26	150.76±35.57	2.024	.137	

*p< .05, **p< .01, ***p< .001

1. 평균족저압력

보행속도 3.3 km/h의 Pedar-X system에서 제공하는 프로그램을 활용하여 인솔 유형별 평균족저압력을 측정하여 분석한 결과는 <Table 3>과 같다. 평균족저압력의 경우 왼발의 전족부에서 일반 인솔의 평균은 110.05±15.17 kPa, 로 가장 높은 족저압을 나타냈으며 3D 인솔의 경우 100.01±15.99 kPa, 로 유의하게 가장 낮은 족저압력을 나타내었다(p<.05). 전족부의 오른발에서는 일반 인솔에서 111.71±19.30 kPa로 가장 높게, 3D 인솔의 경우 106.34±15.40 kPa로 가장 낮은 족저압력을 나타내었으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

중족부의 경우에는 왼발과 오른발에서 3D 인솔의 족저압력이 가장 낮게 나타났으며(p<.05, p<.01), 일반 인솔, 트라이앵글 인솔 순으로 낮은 족저압력을 나타내었다.

후족부의 경우 일반 > 트라이앵글 > 3D 인솔 순으로 높은 평균 족저압이 나타났다(p<.001).

2. 최대족저압력

보행속도 3.3 km/h의 Pedar-X system에서 제공하는 프로그램을 활용하여 인솔 유형별 최대족저압력을 측정하여 분석한 결과는 <Table 4>과 같다. 왼발의 전족부의 일반 인솔의 최대족저압력은 289.59±51.13 kPa로 가장 높은 족저압력을 나타내었다(p<.01). 오른발에서는 3D 인솔에서 300.40±79.62 kPa로 가장 높은 족저압을 나타냈으나 통계적으로 유의한 차이는 없었다. 중족부에서는 3D 인솔의 경우 양발에서 120.96±22.60 kPa, 123.90±22.37 kPa로 가장 낮은 족저압력을 나타내었으며, 트라이앵글 인솔에서 148.54±27.51 kPa, 154.45± 26.68 kPa로 가장 높은 최대족저압력을 나타내었다(p<.001). 후족부에서도 3D, 트라이앵글, 일반 인솔 순으로 낮은 압력을 나타내었지만 통계적 유의성은 없었다.

3. 최대수직 지면반력

보행속도 3.3 km/h의 Pedar-X system에서 제공하는 프로그램을 활용하여 인솔 종류별의 최대수직 지면반력을 측정하여 각

Table 5. Maximum vertical GRF of Normal, 3D & Triangle insole (unit: N/kg)

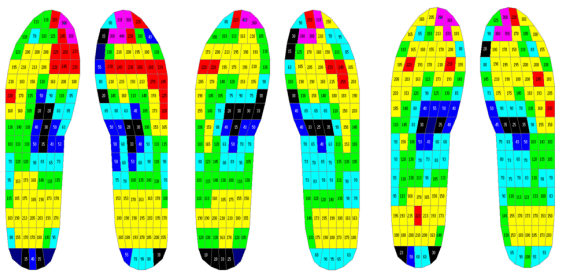
Section		Normal (A)	3D (B)	Triangle (C)	F	*p*	Post-hoc
		M±SD	M±SD	M±SD			
Fore foot	Left	9.43±1.86	8.61±1.99	9.16±2.19	1.638	.199	
	Right	9.62±2.20	9.01±1.91	9.40±1.92	.922	.401	
Mid foot	Left	4.78±1.01	4.71±0.69	4.88±0.81	.401	.670	
	Right	4.45±0.88	4.61±0.64	4.70±0.70	1.082	.343	
Rear foot	Left	6.21±1.08	5.41±1.06	5.65±1.19	5.301	.006**	A>B**
	Right	6.08±0.93	5.68±0.74	5.89±0.93	2.049	.134	

*$p<$ .05, **$p<$ .01, ***$p<$ .001

각의 피험자의 체중으로 나누어 표준화시켜 분석한 결과는 <Table 5>와 같다. 전족부의 왼발과 오른발의 지면반력은 일반 인솔에서 9.43±1.86 N/kg, 9.62±2.20 N/kg로 3가지 인솔 중 가장 높게 나타났고, 3D 인솔의 왼발과 오른발의 지면반력은 8.61±1.99 N/kg, 9.01±1.91 N/kg로 3가지의 인솔 중 가장 낮은 체중대비 지면반력이 나타났으나 통계적 유의성은 나타나지 않았다. 중족부에서는 트라이앵글 인솔에서 왼발과 오른발 각각 4.88±0.81 N/kg, 4.70±0.70 N/kg으로 가장 높은 지면반력을 나타냈으며 통계적 유의성은 나타나지 않았다. 후족부의 경우 왼발에서 3D 인솔이 5.41±1.06 N/kg으로 가장 낮게, 일반 인솔에서 6.21±1.08 N/kg으로 가장 높은 것으로 나타났다($p<$.01).

4. 부위별 족저압력 분포

보행속도 3.3 km/h의 보행 시 Pedar-X system에서 제공하는 프로그램을 활용하여 인솔 유형별로 부위별 족저압력 분포를 그림으로 나타내어 분석한 결과는 <Figure 5>와 같다. 사진에서 붉은색이 높은 압력분포를 나타낸 부위인데 일반 인솔에 비해 3D 인솔 및 트라이앵글 인솔의 족저압력 분포가 전족부의 과도한 압력이 크게 감소한 것을 알 수 있고, 전반적으로 족저압력의 분포가 골고루 분산되었음을 확인 할 수 있었다.



Normal 3D Triangle

Figure 5. Parts of plantar pressure on types of insoles

5. 기립 시 평형성 분석

기립 시 개안과 폐안(eye open, close)의 조건에서 몸의 무게중심 흔들림을 정적 평형성 측정기로 20초 동안 측정한 결과는 <Table 6>, <Table 7>과 같다.

정적 평형성 측정 데이터는 ENV(외주면적), REC(단형면적), RMS(실효가면적), Total Lengh(총궤적장), Sway velocity(COP 속도), Lengh/ENV(단위 외주면적 궤적장)의 데이터를 분석한 결과 인솔 종류별 평형성에서 유의한 차이는 나타나지 않았다.

단위 외주면적 궤적장의 경우 값이 높을수록 Sway가 안정적이라고 평가할 수 있는데 개안 시에는 트라이앵글 인솔이 2.16±0.68 1/mm로 가장 높은 값을 나타내었으나 폐안 시에는 1.86±0.54 1/mm로 가장 낮은 평형성을 나타내었다. 이를 포함한 외주면적, 단형면적, COP 속도, 총궤적장에서도 인솔 유형별로 유의한 차이는 나타나지 않았다.

Table 6. Eye opening balance of Normal, 3D & Triangle insole

Section	Normal	3D	Triangle	F	*p*
	M±SD	M±SD	M±SD		
ENV(mm^2)	124.12 ±64.96	144.20 ±82.84	116.82 ±53.96	.560	.576
REC(mm^2)	364.59 ±238.72	363.88 ±263.82	326.38 ±254.02	.097	.907
RMS(mm^2)	143.42 ±119.08	142.54 ±109.34	145.43 ±106.61	.002	.998
Total Lengh(mm)	221.05 ±88.70	246.70 ±100.90	228.58 ±76.35	.284	.754
Sway velocity (mm/s)	11.05 ±4.43	12.34 ±5.04	11.42 ±3.82	.286	.753
Lengh/ENV (1/mm)	2.08 ±1.06	1.99 ±0.78	2.16 ±0.68	.127	.881

*$p<$ .05, **$p<$ .01, ***$p<$ .001

Table 7. Eye closing balance of Normal, 3D & Triangle insole

Section	Normal	3D	Triangle	F	*p*
	M±SD	M±SD	M±SD		
ENV(mm^2)	173.56 ±104.53	174.38 ±108.83	184.56 ±85.84	.046	.955
REC(mm^2)	383.38 ±213.46	470.45 ±301.05	537.03 ±335.00	.932	.403
RMS(mm^2)	148.66 ±109.07	209.62 ±168.39	227.10 ±165.38	.978	.386
Total Lengh(mm)	291.28 ±100.35	304.84 ±103.38	310.52 ±120.98	.108	.898
Sway velocity (mm/s)	14.55 ±5.01	15.24 ±5.18	15.52 ±6.04	.111	.895
Lengh/ENV (1/mm)	2.01 ±1.06	2.01 ±0.65	1.86 ±0.54	.168	.846

*p< .05, **p< .01, ***p< .001

Ⅳ. 논의

1. 평균족저압력

인솔은 신발에 직접 착용하는 것으로 발을 보호하고 충격을 감소시키는 기능을 하기 때문에 신발의 착용감을 좋게 하는 것으로 보고되고 있다. 인솔 착용은 족궁의 높이에 따른 인솔과의 접촉에서 틈을 최소화 하기 때문에 동적인 동작이나 보행 시 족궁의 붕괴(Flatting of arch)를 막아준다고 보고되고 있다(Kogler, Solommidis & Paul, 1995). Park 등 (2011)은 기능성 인솔 착용이 일반 인솔보다 발바닥의 접촉면적을 증가시켜 발을 보고하고 부하를 감소시킨다고 보고하였다. 그러나 Nigg (2001)는 충격을 흡수하는 인솔을 착용할 경우 부상의 위험을 감소시킬 수는 있지만 골절의 사고를 감소시키는 것에는 부정적이라는 의견을 제시하기도 하였다. Jo (2004)는 소재별로 인솔을 5가지로 구분하여 족저압력 데이터를 수집한 결과, Arufoam 소재에서 후족부 충격흡수 유리하며, x2소재에서는 충격분산 효과 뛰어났고, Plastazote 소재에서는 발가락 부위 압력분산에 유리한 결과가 나타났다고 보고하였다. Woo 등 (2015)은 기능성 인솔 착용 시 전족부와 후족부에서 낮은 족저압력과 지면반력을 나타내었다고 보고하였으며, Lee (2011)는 내측아치의 경사각도가 올라갈수록 후족부 내측에서 족저압력이 감소되었음이 관찰되었다고 하였다. Kim (2011)은 인솔의 후족부의 경사가 높아질수록 압력 분산효과가 있다고 하였으나 통계적으로 유의성은 나타나지 않았다고 하였다. Kim (2008)은 인솔의 경도가 높아질수록 충격흡수가 뛰어나다는 연구결과를 발표하였고 본 연구와 관련된 선행연구 결과와 비교해 보면 3D 인솔과 트라이앵글 착용 시 전족과 후족부에서 특히나 감소된 족저압력을 보이고, 특히나 3D 인솔에서 족저압력의 감소가 더욱 두드러지게 나타났고 내측 아치를 잡아주는 트라이앵글 인솔 착용 시 중족부의 족저압을 높여줌으로써 전족과 후족의 높은 족저압력을 분산시키는 효과를 보이는 것으로 나타났으며, 이는 선행연구와도 일치하는 결과라고 할 수 있다. 본 연구결과의 평균족저압력은 왼발과 오른발 모두 일반 인솔보다 2가지 기능성 인솔의 평균족저압력이 전족부와 후족부에서 모두 낮게 나타난 것으로 분석되었다. 따라서 이러한 결과는 기능성 인솔의 착용 시 발의 압력을 분산시켜 발을 보호하는 기능을 가지고 있다고 판단된다.

2. 최대족저압력과 최대수직 지면반력

인체는 걷거나 달리기와 같이 신체활동을 하게 되면 지면으로부터 충격력과 같은 힘을 받게 된다. 이러한 힘은 곧바로 발을 통하여 우리 인체에 전달되어 관절이나 건, 인대에 부하로서 작용하게 된다. 부하가 인체에 반복적이나 과도하게 작용되면 요추통증(Wosk & Voloshin, 1982), 피로골절(Milgrom, 1985) 등과 같은 부상의 원인이 된다. 한편, 장년 이상의 노인층의 경우 인체가 쇠퇴기에 접어들어 인체의 근육의 탄성과 근력이 많이 감소하게 된다. 따라서 인체조직의 취약성 때문에 적은 부하라 하더라도 부상의 발생확률이 높아지게 된다. 발보조기 및 인솔의 효과로는 발바닥 전체에 압력을 골고루 분산시켜서 압력이 많이 작용하여 문제가 되는 특정 부위의 압력을 감소시키는 효과(Jin, 2007)와 발을 이상적인 자세로 다시 위치시키거나 지지하게 하는 교정효과로 분류할 수 있다(Hunter, Dolan & Davis, 1995). 또한 Song (2008)은 족부의 정렬, 지지, 족부 기형의 예방 및 교정, 그리고 족부의 기능향상을 위해 발보조기가 사용된다고 하였다. 발보조기는 하지 상해의 가장 기본적인 원인이라고 할 수 있는 과도한 회내나 회외의 방지, 수직 충격력 감소를 목적으로 사용되어지며 많은 연구들이 진행되어지고 있다(Gross et al., 1993; Kang, 2008; Lee, 2010; Hyung, 2008). 특히 발보조기 및 인솔에 대한 연구들에서 종골의 관상면 움직임이 발의 회내 운동 측정의 중요한 척도로 여겨졌으며, 일반적인 기능성 인솔의 처방에 있어서는 과도한 발의 회내 운동의 제어가 가장 중요한 목적이었다. 후족부의 과도한 움직임과 비정상적인 하지정렬은 하지손상과 밀접하게 연관되어 있다.

이러한 선행연구결과들은 보행에서 최대족저압력과 최대수직 지면반력을 낮추어 충격을 감소시키는 것이 바람직한 것으로 제시하고 있는데, 본 연구결과의 노인의 최대족저압력과 최대수직 지면반력은 왼발과 오른발 모두 일반 인솔의 평균보다 3D 인솔 및 트라이앵글 인솔의 최대수직 지면반력이 모두 낮게 나타난 것으로 분석되었다. 따라서 이러한 결과는 기능성 인솔이 일반 인솔보다 발바닥에 가해지는 충격량을 줄여 주기

때문에 노인들의 보행 시 과도한 부하로 인한 하지 손상 및 부상확률을 낮춰줄 것으로 판단된다.

3. 부위별 족저압력 분포

족부의 충격이 반복될 경우 상해유발 가능성(Olsen, Myblebust, Engebrestsen, & Bahr, 2004; Hootman, Dick, & Agel, 2007; Woo et al., 2015)이 높아 질 수 있다. 따라서 이러한 선행연구결과들은 보행 시 높은 족저압력 분포가 한곳에 집중되면 발바닥 한곳에 부담을 많이 줄 수 있으므로 바람직하지 못한 것으로 제시하고 있다. 본 연구의 결과 부위별 족저압력을 시각적으로 판단해 볼 때 일반 인솔보다 3D 인솔 및 트라이앵글 인솔의 부위별 족저압력 분포가 특히 전족부에서 눈에 띄게 낮아진 것을 확인할 수 있었다. 특히 <Figure 4>에서와 같이 붉은색과 보라색의 족저압력 분포가 많으면 많을수록 발바닥 한곳에 부담을 많이 줄 수 있으므로 바람직하지 못한 것으로 평가될 수 있는데, 일반 인솔의 경우 상대적으로 바람직하지 못한 족저압 분포를 보이고 있는 것으로 나타났다. 특히나 노인들의 경우 청, 중년층에 비해 부하에 취약하므로 기능성 인솔의 착용 시 조금 더 원할한 보행을 할 수 있을 것으로 판단된다.

4. 기립 시 정적 평형성

압력 중심의 이동과 관련된 기존의 연구들은 힘판을 이용한 정적 기립자세에서 이루어졌으며 이를 균형능력과 연계시켜서 설명해 왔다. Yoon, Park 과 Kim (2002)은 환측에 일괄적으로 10mm 신발을 높인 후 정적체중부하율이 유의하게 증가되었다고 하였고, Hong (2003)은 편마비 환자의 마비측에 안창삽입 후 운동치료를 한 실험군에서 균형능력의 유의한 차이를 보였다. 또한 Jin (2007)은 발교정구 착용후 걷기운동을 10주간 그룹에서 앞, 뒤, 좌, 우 균형능력이 상승되었다고 하였다. 또한 Yang (2013)은 고등학생 30명을 대상으로 키높이 양말, 키높이 인솔, 키높이 구두 착용 시 정적 평형성 분석을 한 결과 맨발상태에서의 균형능력이 가장 뛰어났다고 보고하였으며, 그 다음으로는 키높이 구두 착용 시 균형 지수가 높은 것으로 관찰되었다고 하였다. 본 연구에서도 기립자세에서의 정적 균형에서 일반 인솔과 기능성 인솔이 삽입된 상태에서의 개안과 폐안 상태의 20초간의 압력 중심점의 변화를 봤을 때 유의한 차이는 나타나지 않아 선행연구와는 일치하지 않은 결과가 나왔다. Winter (1995)는 정적인 기립상황에서 압력중심의 전후 이동은 족관절의 저측 굴곡근 및 배측 굴곡근에 의해 조절된다고 하였다. 이는 발교정구나 기능성 인솔을 착용한 상태에서 충분한 적응시간이나 일정한 훈련기간 없이 적용하여 정적 평형성을 측정하였을 때 노인의 경우 기립 시 족관절 배측굴곡근의 활성화에는 기여하는 바가 적었다고 판단된다.

Ⅴ. 결론

이 연구는 보행 시 일반 인솔(2차원 평면인솔)과 3D 인솔 및 트라이앵글 인솔 착용 시 보행 시 노인에게 발에 가해지는 족저압력과 기립 시 평형성을 측정한 후 노인에 대한 기능성 인솔의 효과를 검증하기 위하여 65세 이상 노인 13명을 선정하고, Pedar-X system 활용하여 보행속도; 3.3 km/h 로 보행 시 평균족저압력, 최대족저압력, 최대수직 지면반력과 개안과 폐안 시 20초 동안의 압력중심점 이동 측정을 통한 평형성 검사 결과 다음과 같은 결론을 얻었다. 족저압력 분석결과 2가지 종류의 기능성 인솔이 일반 평면인솔보다 평균족저압력, 최대족저압력, 체중대비 최대수직 지면반력 분석에서 전족부와 후족부에서 전체적으로 낮은 평균족저압력과 최대족압력 그리고 지면반력을 나타냈다. 이와 같이 평균족저압력과 최대족저압력 그리고 최대수직 지면반력의 수치가 낮게 나타나면 발에 가해지는 압력과 충격을 분산시킬 수 있다고 말할 수 있는데 기능성 인솔의 경우 노인들의 보행 시 하지 손상을 예방할 수 있다고 판단된다.

노인의 기립자세의 평형성에서는 기능성 인솔 착용 시 유의한 차이가 나타나지 않았고 이는 선행연구들과 비교해 볼 때 균형능력이나 평형성에 대한 좀 더 다양한 평가 방법을 연구할 필요가 있다고 보여진다.

지금 까지 노인용으로 개발된 발교정구나 인솔은 해외 브랜드를 카피하거나 과학적인 효과검증이 부족한 실정이고 새로운 제품을 개발하거나 적용을 하기 위해서는 기존에 상품화 되어 있는 제품에 대한 검사나 평가가 인체공학적인 측면에서 다양하게 평가되어야 할 것으로 생각된다.

참고문헌

Bird, M. L., Hill, K., Ball, M., & Williams, A. D. (2009). Effects of resistance and flexibility exercise interventions on balance and related measures in older adults. *Journal of Aging and Physical Activity, 17*(4), 444-454.

Cohen, H., Blatchly, C. A., & Gombash, L. L. (1993). A study of the clinical test of sensory interaction and balance. *Physical Therapy, 73*(6), 346-351.

Cromwell, R. L., & Newton, R. A. (2002). Forrest G. Influence of vision on head stabilization strategies in old. *The Journals of Gerontology, 57*(7), 442-448.

Donovan, J. L., Mary, K. H., Paul, K. C., Kirk ,E .S ., & Michael ,J. M. (2007). Effect of footwear and orthotic devices on stressor eduction and soft tissue strain of the neuropathic foot. *Clinical Biomechanics, 22,* 352-359.

Gross, M. L., & Napoli, R. C. (1993). Treatment of lower extremity injuries with orthotics shoe insert. *Sports Medicine, 15,* 69~70.

Hong, D. S. (2003). *A Study on Effect of Therapeutic Exercise through Lifting a paralyzed side Shoe upon Balancing Ability of Hemiplegic Patients.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Korea University.

Hootman, J. M., Dick, R., & Agel, J. (2007). Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: summary and recommendations for injury prevention initiatives. *Journal of Athletic Training, 42*(2), 311-319.

Hunter, S., Dolan, M. G., & Davis,. M. (1995). *Foot Orthotics in Therapy and Sport.* Champaign, Human Kinetics.

Hyung, I. H. (2008). *The effect of Balance and Muscle Activities on the Stability of Foot.* Unpublished doctoral dissertation, Graduate School of Daegu University.

Jette, A. M., & Branch, L. G. (1981). The framingham disability study: II. Physical disability among the aging. *American Journal of Public Health, 71*(11), 1211-1216.

Jin, S. H. (2007). *The Effects of Custom Orthotics on Foot Biomechanics, Posture, Pressure, Balance, and Pain.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Ewha Womans University.

Joo, C. I. (2004). *Study on the Measurements of Plantar Foot Pressure Distribution for understanding Characteristics of Insole Materials : Focused on the Insole Materials in Footwear.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Korea University of Technology and Education.

Kang, H. J. (2008). *The Effect of a Customized Insole for High Arched Patients with Hind foot Supination.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Yonsei University.

Kerrigan, D. C., Todd, M. K., Della Croce, U., Lipsitz, L. A., & Collins, J. J. (1998). Biomechanical gait alterations independent of speed in the healthy elderly: Evidence for specific limiting impairments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation, 79*(3), 317-322.

Kim, C. S. (2008). *A Study On the EVA Material Hardness Effect to the Balance and Cushion in Case of Standing and Walking.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Dongseo University.

Kim, K. H. (2011). *Biomechanical Analysis of Arch Supprot Devices on Normal and Low Arch.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Kyungsung University.

Kogler, G. F., Solomnidis, S. E, & Paul, J. P. (1995). Invitro method for quantifying the effectiveness of the long- itudinal arch support mechanism of the orthoses. *Clinical Biomechanics, 10*(5), 245-252

Lee, H. J., Song, C. H., Lee, K. J., Lee, Y. W., Lee, G. C., Shin, W. S., & Lee, S. W. (2010). The effects of complex exercise training for lower legs muscle strength, muscle endurance, balance ability and gait ability in the elderly. *Journal of Sport and Leisure Studies, 41*(2), 935~947.

Lee, H. K., Lee, J. C., & Song, G. H. (2014). The effects of rhythmic sensorimotor training in unstable surface on balance ability of elderly women. *Journal of the Korean Academy of Family Medicine, 9*(2), 181-191.

Lee, H. T. (2010). *The Effect of the Wedge Insole Angle of Supinated Group on Foot Contact Time, Foot Contact Area and Foot Pressure While Walking.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Pukyong National University.

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

Lee, J. I. (2011). *The Effect of Wedge insole of Pronated Group on Maximum Force.* Unpublished master's thesis, Graduate School of Pukyong National University.

Lockhart, T. E., & Smith, J. L., & Woldstad, J. C. (2005). Effects of aging on the biomechanics of slips and falls. *Human Factors, 47*(4), 708-729.

Milgrom, C., Giladi, M., Kashtan, H., Simkin, A., Chisin, R., Margulies, J., Steinberg, R., Aharonson, Z., & Stein, M. (1985). A Prospective study of the effect of a shock-absorbing orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits. *Foot & Ankle 6,* 101-14.

Min-Chi, C., & Mao-Jiun, J. W. (2007). Professional footwear evaluation for clinical nurses. *Applied Ergonomics, 38,* 133-141.

Nigg, B. M. (2001). The role of impact forces and foot pronation: A new paradigm. *Clinical Journal of Sport Medicine 11,* 2-9.

Olsen, O. E., Myblebust, G., Engebresten, L., & Bahr, R. (2004).

Injury mechanism for anterior cruciate ligament injuries in team handball. *American Journal of Sports Medicine, 32*(4), 1002-1012.

Park, J. S., Choi, E. Y., & Hwang, T. Y. (2002). The effects of strengthening leg Muscular strength on the elderly's walking and balance ability. *The journal of Korean society of physical therapy, 14*(2), 71-79.

Park, S. B., Lee, K. D., Kim, D. W., Ryu, J. H., & Kim, K. H. (2011). Comparative analysis of foot pressure distribution by functional Insole to be transformed and restored during walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 21*(2), 231-241.

Province, M. A., Hadley, E. C., Hornbrook, M. C., Lipsitz, L. A., Miller, P., Mulrow, C. D., Ory, M. G., Sattin, R. W., Tinetti, M. E., & Wolf, S. L. (1995). The effects of exercise on falls in elderly patients. *The Journal of the American Medical Association, 273*(17), 1341-1347.

Shumway-cook, A., & Woollacott, M. H. (1995). *Motor Control; Theory and Practical Applications*. Baltimore, Williams & Wilkin.

Song,. J. H. (2008). The Kinematic comparative study about effects of foot orthotics. *Korean Journal of Sport Science, 19*(3), 11-21.

Song,. J. H., Lee, S. H., Baek, J. H., & Park, J. H. (2008). The influence kinetic variables of the foot orthotics wearing. *Korean Journal of Sport Science, 19*(4), 55-63.

Spirduso, W. W., Francis, K., Eakin, T., & Stanford, C. (2005). Quantification of manual force control and tremor. *Journal of Motor Behavior, 37*(3), 197-210.

Statistics Korea (2015). 2015 Elderly Demographics. from http://kostat.go.kr.

Studenski, S., Perera, S., Patel, K., Rosano, C., Faulkner, K., Inzitari, M. (2011). Gait speed and survival in older adults. *JAMA, 305*(1), 50-58.

Wade, M. G., & Jones. (1997). The role of vision and spatial orientation in the maintenance of posture. *Physical Therapy, 77*(6), 619-628.

Winter, D. A. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture. 3*(4), 193-214.

Woo, J. H., Lee, J. S., Yang, J. O., Lee, B. J., Han, D. W., Bae, K. H., Park, S. M., & Bae, J. W. (2015). Analysis of plantar foot pressure according to 2D & 3D insole types during treadmill gait. *Korean Journal of Sport Biomechanics, 25*(1), 113-122.

Wosk, J. & Voloshin, A. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics, 15*, 21-27.

Yang, S. M. (2013). *The Effects of the Balance among the increasing Hight Shoes, Socks and Insoles in Men*. Unpublished master's thesis, Graduate School of Catholic University of Daegu.

Yoon, J. K., Park, J. M., & Kim, J. M. (2002). The effect of shoe lift of the paretic limb on gait patterns in hemiplegics. *The journal of Korean society of physical therapy, 9*(2), 83-96.