

정상족과 편평족의 Arch Support 사용에 따른 운동역학적 분석

박승범¹ · 박재영² · 김경훈³

¹신발산업진흥센터 성능평가지원팀 · ²동의대학교 예체능대학 레저스포츠학과 · ³경성대학교 대학원 체육학과

Biomechanical Analysis of Arch Support Devices on Normal and Low Arch

Seung-Bum Park¹ · Jae-Young Park² · Kyung-Hun Kim³

¹Footwear Biomechanics Team, Footwear Industrial Promotion Center, Busan, Korea

²Department of Leisure Sports, College of Sports Science, Dong-Eui University, Busan, Korea

³Department of Physical Education, Graduate School of Kyungsoo University, Busan, Korea

Received 11 December 2009; Received in revised from 7 January 2010; Accepted 25 March 2010

ABSTRACT

The purpose of this study was to the kinetic variables effects from the use of arch support inserts on low-arched people. We selected 10 people for the research and separated them into 2 groups, 5 people for the normal arched group and 5 people for the low arched group. Each group wear shoes which have a 3 step convertible arch support (level 0, level 2, level 5) and we measured their foot pressure and 3D motion analysis data. As a result, we found that the mean pressure at the heel of the low arched group was decreased when using the arch supports. The arch support induced the correct grounding area for the foot and dispersion of foot pressure. 3D motion analysis found that as the height of the arch support was increased, the movement of the Y-axis(inversion-eversion) was increased to relieve the shock to the heel. The arch support insert limited the range of motion(ROM) of the Z-axis(abduction-adduction) of the low arched person's ankle joint and prevented ankle injury caused by the excessive eversion when walking. Low arched people are seen to be easily tired due to the ineffective shock absorption of the knees and abnormal walking motion. In order to improve the problems, a 3 step convertible arch support(level 5) insert would improve the low-arched people's walking ability. In other words, the low arched people should be expected to walk as well as normal arched people when they wear shoes with the arch support insert.

Keywords : Low arch, Foot pressure, Gait pattern, Arch support devices

I. 서 론

보행은 인간이 일상생활에서 수행하는 가장 자연스러운 동작으로써 인간이 수행하는 활동 중 가장 높은 빈도를 보이고 있다(김성민, 김성재, 배하석, 최병철, 2005). 일반적으로 보행은 하지의 수많은 골격근과 신경들이 총괄적으로 반응하며 발의 형태에 따라 보행 시 다양한 결과를 보이고 있다(Mohsen

& Mark, 2002; Williams, McClay & Hamill, 2001). 그리고 보행은 발뒤꿈치, 발바닥 그리고 발끝으로 이어지는 일련의 상호작용을 통한 운동과정을 통해 발생하며 발뒤꿈치 접지기 시에 나타나는 충격력 및 회족 제어력, 족저부 압력의 분포 등이 상해와 관련되어 활발한 연구가 진행되어 오고 있다(Nigg, Stefanyshyn, Cole & Boyer, 2005). 또한 보행 속도에 따라 다양한 형태의 하지질환이 발생할 수 있으며(Segal et al., 2004) 발바닥에 발생하는 압력의 증가로 인해 발바닥 궤양, 스트레스 골절(Michelson, Durant & McFarland, 2002), 근막염, 뒤꿈치의 충격 그리고 증줄골통 등으로 나타나게 된다(Burnfield, Few, Mohammed & Perry, 2004; Morag & Cavanagh, 1999). 이렇게

Corresponding Author : Seung-Bum Park
Footwear Biomechanics Team, Footwear Industrial Promotion Center,
1735-1 Songjeong-Dong Kangseo-Gu, Busan, Korea
Tel : +82-51-979-1800 / Fax : +82-51-979-1729
E-mail : sbpark@shoenet.org

보행 시 발생하는 다양한 현상은 차후 상해로 발전 될 수 있으며(Korpelainen, Orava, Karpakka, Siira & Hulkko, 2001) 이러한 상해를 예방하기 위해 신발의 기능적 중요성은 크다고 할 수 있다.

이처럼 신발은 인간이 생활 및 보행에 있어서 매우 중요한 역할을 가지고 있으며 과거에는 발을 보호하기 위한 수단으로 사용되어져 왔으나 현재는 기능성이 중요시되며, 발에 발생하는 여러 가지 증상과 발의 기형 예방에 중점이 되고 있다(Stewart, Gibson & Thomson, 2007). 또한 좀 더 편안한 보행을 제공해 주기 위한 신발이나 건강상에도 도움이 되는 신발들이 선호되고 있는 실정이며 맨발 보행 시 나타나는 연구를 통해 신발의 다양한 기능적 특성을 보강해 나가고 있다(Armdt, Ekenman, & Westblad, 2002). 이와 같은 연구들로 최근 급격한 신발의 기능적 발전을 유도하고 있으며 신발의 역할 또한 다양해지고 있다(곽창수, 목승환, 권오복, 2005).

보행전문용 신발에 관한 다양한 연구를 살펴보면 이창민, 김진훈, 오연주, 및 김대웅(2008)은 최근 보행 활동 시 다양한 기능성 및 높은 효율을 제공하는 보행전문용 신발의 개발 및 활용도가 증가하고 있으며, 보행전문용 신발은 장시간의 운동으로 인한 부하감소와 보행 형태의 교정을 위해 아웃솔을 둥근 형태로 제작하여 자연스러운 보행을 하도록 돕는다고 하였다. 그리고 Stewart, Gibson과 Thomson(2007)은 보행전문용 신발의 착용 시 체중을 자연스럽게 이동시켜줌으로써 족궁 및 뒤꿈치 부분의 압력을 분산시키는 기능을 가지며, 운동 시 안정된 자세를 유발하고 발의 편안함을 제공한다고 하였다. Brown, Wersch, Harris, Klein과 Janisse(2004)의 연구에 따르면 발바닥에 발생하는 압력을 감소시켜 주면 발바닥의 궤양성 질환을 방지하는 효과가 높다고 보고하고 있다. 또한 Stewart(2005)는 연질의 뒷굽소재를 사용하여 설계된 신발 착용에 따른 일반 신발과의 발압력 분포 비교에서 보행 시 전족부, 중족부, 기립 시 중족부, 후족부에서 최대 압력이 감소함을 보고하였다. Kanatli, Yetkin과 Yalcin(2003) 그리고 Burns, Keenan과 Redmond(2005)의 연구 결과와 같이 다른 구조물이 부착된 보행 보조기구의 사용 시 높은 족저압력으로 인한 부상의 위험을 예방 할 수 있다고 하였다. 하지만 걷기나 보행활동을 위한 신발은 개개인의 특성에 맞게 제공되어야 그 기능을 충분히 발휘할 수 있다고 하였다(Nigg, Hintzen & Ferber, 2006).

인간의 발형태는 고궁족(high arch), 정상족(normal arch) 그리고 편평족(low arch)으로 나누어 볼 수 있다. 그 중에서 편평족은 내측 세로궁이 소실되어 족저부가 편평하게 되는 변형의 총칭으로(김현우, 박진, 강웅식, 박희완, 2001), 전체인구 중 약 5% 정도의 편평족이 존재한다고 하였으며, 선천적 혹은 후천적으로 발생하며 거골의 내측 회전 및 내측 중 아치(medial

longitudinal arch of foot) 높이의 감소 및 전족부의 외전 및 회내를 특징으로 한다고 하였다(문정석, 배우현, 서정국, 이우천, 2008). 이처럼 편평족의 족궁 형태는 보행 시 통증, 퇴행성 관절염, 스트레스프롤 등 의 상해와 관련이 있다고 보고되고 있다(Kitaoka, Luo & An, 1998). 또한 Lauren, Leslie, Roger와 Joshua(2007)는 발 형태학과 하지상해 사이의 관련성은 아직 불명확하다고 하였으나, 고궁족과 편평족은 발의 상해가 일어날 수 있는 빈도가 높다고 하였다(Ledoux, Shofer, & Ahroni, 2003).

편평족과 정상족 사이의 다양한 스포츠 동작에 있어 족저 부하의 차이점에 대한 Robin, Nathan, James와 Bavornrit(2009)의 연구를 살펴보면, 연구대상자 12명을 대상으로 하여 족저 압력을 총 8가지 구역으로 나누어 측정하였을 때 발바닥 구역에 있어 운동별 차이가 발생하는 것으로 나타났으며, 특히 편평족은 중족에서 최대압력이 감소하는 연구결과를 발표한 적도 있다. 이에 정상족 연구대상자들은 내측, 외측, 중족 그리고 상해에 낮은 위험성을 가지고 있다고 하였으며 박승범 등(2009)은 고궁족에서는 접지면적이 감소하고, 발 관절가동범위의 제한으로 발이 딱딱해지고, 움직임이 제한적이며, 체중분산 효과저하로 충격 흡수능력이 저하된다고 하였다.

정상족은 정상적인 발의 형태, 충격 흡수능력, 보행능력 그리고 추진능력 등 일반적인 발의 기능을 수행할 수 있으며, 편평족은 발의 충격 흡수능력 저하, 발의 과도한 움직임 발생, 발의 후족부 제어력의 감소로 과도한 회내운동이 발생한다고 하였다. 그리고 이중현, 이영신, 이재욱, 및 박성하(2007)는 발 교정구 인솔을 착용하고 난 후에는 대퇴이두근, 외측광근 그리고 전경골근에서 근육의 활성화 정도가 감소하며 개선효과를 보인다고 하였으며, 발 교정구 인솔을 착용한 보행에서 정상족의 보행보다는 고궁족과 편평족에서 보행 시 각 다리 관절의 각도 변화를 지연 및 완화하여 보행자가 편안하게 보행을 할 수 있게 한다고 보고한 바 있다. 또한 송주호(2008)는 발 교정구의 착용으로 인하여 회내가 다소 감소됨으로써 경골의 내측회전으로의 전이가 감소한다고 하였다. 따라서 편평족을 가지고 있는 사람이 반복적인 체력활동을 할 경우 하지에 급만성적인 과사용으로 인한 동통이 발생하는 경우 하지의 경련, 근육의 조기 피로 그리고 뒤꿈치 통증 등을 유발할 수 있고 만성적인 피곤함을 느끼게 된다(문정석 등, 2008). 이렇게 다양한 문제점들을 보완하기 위하여 편평족은 보행 시 기능성을 가진 신발의 선호도가 날로 증가하고 있는 추세이다.

이처럼 편평족이 기능성 신발을 사용함으로써 족궁을 보정하여 정상족의 보행과 유사한 기능을 제공해 줄 수 있으며 족궁을 지지함으로써 회내의 양을 줄이고 보행 시 발생하는 족저압력을 감소시켜 편평족이 일상생활을 수행함에 있어 삶의 질을 개선할 수 있도록 하는 것에 그 목적이 있다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구에 참여한 연구대상자는 과거 하지의 병력이 없으며, 정상적인 보행 형태를 가지고 있는 신체 건강한 20~30대 남성 10명을 대상으로 실시하였다. 본 실험에 앞서 <Figure 1>과 같이 podoscopy장비를 사용하여 각 대상자들의 족궁의 형태를 검사하였다<Figure 1>. 검사결과를 토대로 <Table 1>과 같이 정상족 5명, 편평족 5명으로 선정하였으며, 각각의 연구대상자 발에 맞는 신발을 준비하여 착용하게 하였다.



Figure 1. Podoscopy testing

Table 1. Information on the study subjects

subjects	height (cm)	weight (kg)	shoe size (mm)	(M±SD)
				age (yrs)
normal arch(n=5)	175.8±2.17	77.0±8.30	266±2.24	29.8±2.37
low arch(n=5)	176.2±2.77	67.2±5.22	268±2.74	29.2±5.22

2. 실험도구 및 절차

본 연구 목적을 수행하기 위하여 족저압력분포 측정과 3차원 동작분석을 실시하였다. 연구대상자들은 몸에 달라붙는 타이즈를 착용하여 트레이드밀에서 보행을 하도록 하였으며 이때의 보행속도는 Ryu, Choi, Choi와 Chung(2006)의 연구에서 나타난 한국인의 평균일반 보행속도 0.66 m/step을 참고하여 약 4.2 km/h의 속도로 하였다. 그리고 족궁지지 구조물을 사용하지 않은 0단계와 족궁지지 구조물을 2단계(17.14 mm), 5단계(19.72 mm)로 부착하여 실시하였다.

1) 족저압력 측정도구

본 연구에 사용된 족저압력 측정장비는 <Figure 2>와 같이 무선 블루투스 형식으로 데이터 전송이 가능한 Novel GmbH사의 Pedar-X Mobile System을 사용하였다. 인솔형태의 센서를 신발 내부에 부착하여 좌우 각각 99개의 압력센서를 통해 발

의 압력을 측정하며 힘, 최대압력, 평균압력 그리고 접지면적을 산출할 수 있다. 본 연구에서는 인솔형 압력센서를 왼쪽 신발에 부착한 후 발전체의 압력을 측정하였다.

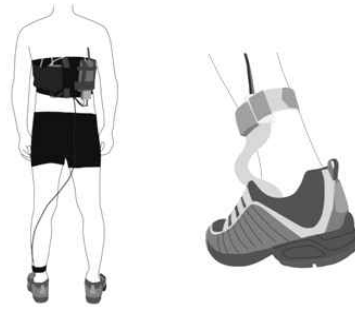


Figure 2. Pedar-X Mobile System

2) 3차원 동작 분석 측정도구

본 연구의 영상자료 수집을 위해 Qualisys사의 적외선 카메라 6대를 사용하였으며 실험 전 NLT(Nonlinear Transformation) 방법을 이용하여 캘리브레이션(calibration)을 하였다. 각 카메라의 기준좌표계를 설정 한 다음 영상자료 수집을 위해 <Figure 3>과 같이 오른쪽 하지에 22개의 반사마크를 부착하여 동작분석을 실시하였다. 그리고 영상 자료처리는 Visual 3D 프로그램을 통해 자료를 산출 하였으며 3차원 위치 좌표를 계산하기 위해 Qualisys 사의 QTM(Qualisys Track Manager)프로그램을 이용하여 자료를 산출 하였다.

자연스러운 실험동작을 위해 해당 동작을 위해 충분한 보행 연습을 실시하였으며 <Figure 3>과 같이 오른손법칙에 따라 전역좌표계의 X축을 좌-우, Y축을 전-후 그리고 Z축을 수직방향으로 설정하였다.

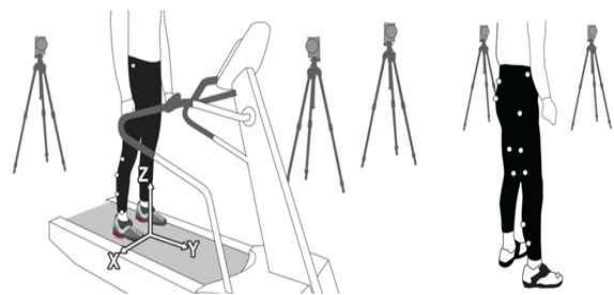


Figure 3. Maker setting and Lab coordinate system

3) 연구에 사용된 신발

본 연구에서 사용된 신발은 <Figure 4>와 같이 H사의 단계별 조절이 가능한 족궁지지 구조물이 부착된 신발로써 족궁지지 구조물을 부착하지 않은 0단계, 중간단계인 2단계 그리고 최고 단계인 5단계를 부착하여 분석하였다.



Figure 4. Testing shoe and arch support device

3. 자료 처리

본 연구에서는 편평족의 족궁지지 구조물 부착에 따른 보행효과를 분석하기 위해 다음의 <Table 2>에 나타난 바와 같이 족저압력분석에서는 전족(foot), 중족(midfoot), 후족(rearfoot) 그리고 발전체(foot)에서 나타나는 평균압력(mean pressure)과 접지면적(area)을 분석하였다. 3차원 동작분석에서는 발목(ankle joint), 무릎(knee joint) 그리고 고관절(hip joint)에서 나타나는 X축의 굴곡-신전(flexion-extension), Y축의 내반-외반(inversion-eversion) 그리고 Z축의 회내-회외(pronation-supination)의 관절가동범위를 비교하였다.

Table 2. Analysis factors

foot pressure analysis*		3D motion analysis**	
No.	description	No.	description
1	forefoot	1	ankle
2	midfoot	2	knee
3	rearfoot	3	hip
4	foot	-	-

* mean pressure, area

** X-axis : flexion-extension
Y-axis : inversion-eversion
Z-axis : pronation-supination

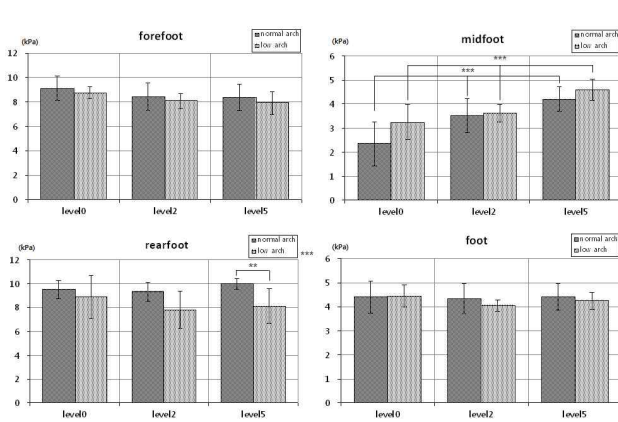


Figure 5. mean pressure analysis

4. 통계처리

본 연구의 비교대상인 정상족과 편평족의 족저압력과 3차원 동작분석은 Minitab 15 프로그램을 이용하여 족궁지지 구조물의 높이 간 그리고 정상족과 편평족의 발형태 간 One-way ANOVA 분석을 실시하였으며 통계적 유의수준은 $\alpha=0.05$ 로 하였다.

III. 결과

1. 족저압력 분석

본 연구는 정상족과 편평족의 족궁높이에 따른 생체역학적 영향에 관한 연구로써 족저압력 분석 결과는 다음과 같다.

1) 평균압력 분석

정상족과 편평족의 족궁지지 구조물 사용 단계 간의 평균압력 분석 결과에서 <Table 3>, <Figure 5>와 같이 정상족과 편평족 모두 중족에서만 유의한 차이($p<0.01$)를 보였다. 정상족의 경우 0단계(2.350 kPa), 2단계(3.515 kPa) 그리고 5단계(4.198 kPa) 순으로 나타났으며 편평족의 경우 0단계(3.244 kPa), 2단계(3.617 kPa) 그리고 5단계(4.584 kPa) 순으로 나타나 정상족과 편평족 모두 높은 단계의 족궁지지 구조물을 사용함에 따라 평균압력이 증가하는 것을 알 수 있었다.

족궁지지 구조물 사용 시 정상족과 편평족 간의 평균압력 분석 결과에서는 <Table 3>, <Figure 5>와 같이 5단계 사용 시 후족에서만 유의한 차이($p<0.05$)를 보였으며 정상족의 평균압력(9.994 kPa)이 편평족의 평균압력(8.113 kPa) 보다 높게 관찰되었다. 발전체에서의 평균압력을 살펴보면 족궁지지 구조물의 단계에 따른 유의한 차이는 발생하지 않았으며 값에도 큰 차이는 없는 것으로 나타났다.

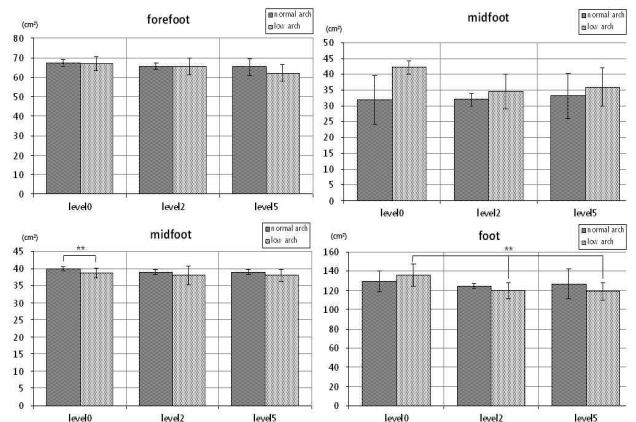


Figure 6. area analysis

Table 3. mean pressure analysis(A) and area analysis(B)

(unit: kPa, cm²)

		mean pressure(A)				area(B)			
		level 0	level 2	level 5	p-value	level 0	level 2	level 5	p-value
forefoot (M±SD)	normal arch	9.099±1.006	8.431±1.118	8.389±1.092	0.521	67.432±1.883	65.602±1.724	65.254±4.184	0.450
	low arch	8.760±0.486	8.099±0.627	7.921±0.928	0.182	66.850±3.547	65.550±4.189	62.230±4.294	0.215
p-value		0.516	0.578	0.486		0.754	0.980	0.292	
midfoot (M±SD)	normal Arch	2.350±0.915	3.515±0.699	4.198±0.509	0.006***	31.894±7.796	31.918±2.027	33.182±7.177	0.933
	low arch	3.244±0.718	3.617±0.366	4.584±0.454	0.005***	42.252±2.050	34.460±5.542	36.018±5.979	0.059
p-value		0.124	0.779	0.241		0.021**	0.364	0.516	
rearfoot (M±SD)	normal Arch	9.521±0.771	9.329±0.791	9.994±0.477	0.331	39.904±0.707	38.910±0.693	38.910±0.693	1.000
	low arch	8.894±1.798	7.797±1.556	8.113±1.439	0.555	38.576±1.440	37.956±2.826	37.948±1.742	0.863
p-value		0.494	0.085	0.024**		0.660	0.484	0.284	
foot (M±SD)	normal Arch	4.407±0.669	4.323±0.633	4.406±0.549	0.970	129.550±10.970	124.610±2.800	126.800±15.580	0.785
	low arch	4.446±0.451	4.050±0.232	4.246±0.362	0.259	135.600±11.200	119.560±8.270	118.950±9.320	0.030**
p-value		0.915	0.392	0.600		0.413	0.232	0.362	

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

2) 접지면적 분석

정상족과 편평족의 족궁지지 구조물 사용 단계 간의 접지면적 분석 결과에서 <Table 3>, <Figure 6>과 같이 편평족의 발진체에서만 족궁지지 구조물의 단계 간 유의한 차이($p < .05$)를 보였다. 그리고 0단계(135.600 cm²), 2단계(119.560 cm²), 5단계(118.950 cm²) 순으로 나타나 높은 단계의 족궁지지 구조물을 사용함에 따라 접지면적이 감소함을 알 수 있었다. 또한 전족과 후족의 경우 유의한 차이는 보이지 않지만 높은 단계의 족궁지지 구조물을 사용함에 따라 접지면적이 감소함을 알 수 있었다.

족궁지지 구조물 사용 시 정상족과 편평족 간의 접지면적 분석 결과에서 <Table 3>, <Figure 6>과 같이 0단계 사용 시 중족에서만 유의한 차이($p < .05$)를 보였으며 정상족의 접지면적(31.894 cm²)이 편평족의 접지면적(42.252 cm²) 보다 낮게 관찰되었다. 그리고 중족에서 편평족의 접지면적이 정상족보다 높음을 알 수 있었다. 하지만 통계적으로 유의한 차이는 보이지 않았다.

2. 3차원 동작 분석

본 연구는 정상족과 편평족의 족궁높이에 따른 운동역학적 영향에 관한 연구로써 족궁지지 구조물 사용 시 하지의 관절 가동범위를 알아보기 위해 실시한 3차원 동작 분석결과는 다음과 같다.

1) 발목관절 분석

정상족과 편평족의 족궁지지 구조물 사용 단계 간의 발목관절 가동범위 분석 결과에서 <Table 4>, <Figure 7>과 같이 높은 단계의 족궁지지 구조물을 사용함에 따라 Y축(내반-외반) 관절가동범위가 증가하는 경향을 나타내고 있음을 알 수 있었다. 그리고 정상족과 편평족 간의 발목관절 가동범위 분석 결과 Z축(회내-회외)에서 족궁지지 구조물 사용 시 편평족의 회외-회내 관절가동범위를 제한하여 줄 수 있는 것으로 나타났다. 하지만 족궁지지 구조물 사용 단계 간과 정상족과 편평족 간에는 유의한 차이가 나타나지 않았다.

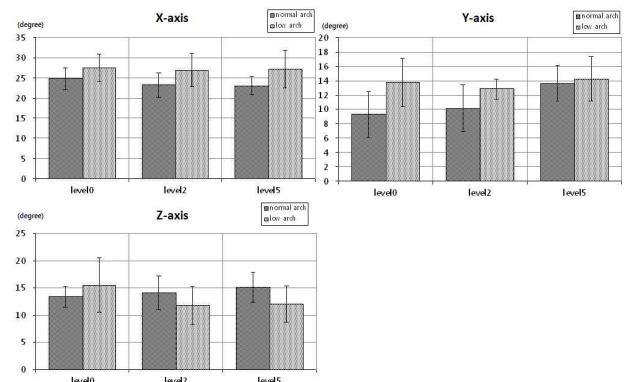


Figure 7. ankle joint analysis

Table 4. ankle(A), knee(B) and hip(C) range of motion analysis

(unit: deg)

		ankle(A)				knee(B)				hip(C)			
		level 0	level 2	level 5	p-value	level 0	level 2	level 5	p-value	level 0	level 2	level 5	p-value
X (M:SD)	normal	24.761	23.262	23.036	0.548	36.639	37.316	36.228	0.962	33.808	34.410	36.211	0.652
	arch	±2.677	±2.937	±2.242		±8.291	±4.981	±4.859		±4.172	±4.344	±4.074	
	low	27.351	26.874	27.171		0.982	34.117	34.763		37.109	0.729	39.512	
	arch	±3.367	±4.029	±4.644		±6.012	±6.811	±5.650		±8.640	±10.321	±9.350	
p-value		0.215	0.144	0.111		0.597	0.518	0.798		0.220	0.338	0.513	
Y (M:SD)	normal	9.355	10.159	13.621	0.109	7.218	7.884	8.550	0.819	8.790	9.230	10.388	0.608
	Arch	±3.200	±3.261	±2.504		±3.400	±2.796	±3.677		±2.860	±2.854	±1.833	
	low	13.771	12.848	14.222		0.729	7.840	9.399		9.774	0.801	10.188	
	arch	±3.331	±1.425	±3.086		±2.648	±4.608	±6.452		±2.456	±2.940	±1.117	
p-value		0.065	0.182	0.744		0.755	0.547	0.722		0.431	0.267	0.167	
Z (M:SD)	normal	13.340	14.081	15.165	0.568	16.481	17.575	16.990	0.756	11.246	12.201	14.232	0.430
	Arch	±1.939	±3.161	±2.754		±2.326	±2.070	±2.452		±3.879	±3.501	±3.350	
	low	15.462	11.725	11.998		0.302	10.533	10.554		12.562	0.616	13.748	
	arch	±5.046	±3.509	±3.362		±3.702	±4.103	±3.127		±2.759	±4.869	±5.655	
p-value		0.406	0.297	0.142		0.016**	0.009***	0.037**		0.274	0.111	0.240	

p<.05, *p<.01

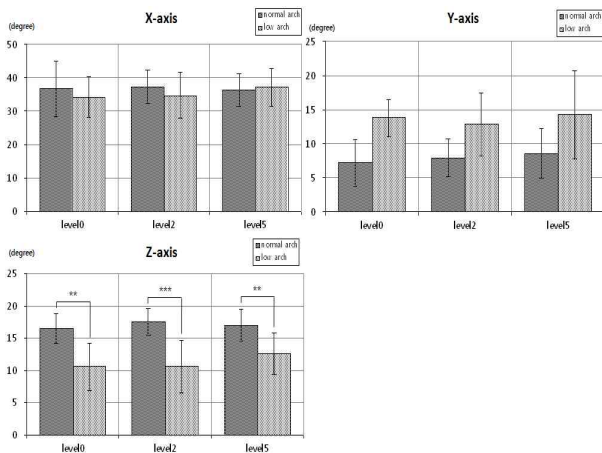


Figure 8. knee joint analysis

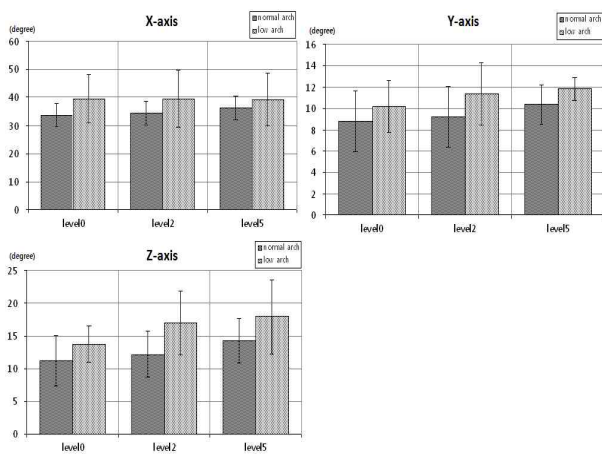


Figure 9. hip joint analysis

그리고 정상족과 편평족 간의 발목관절 가동범위 분석 결과 Z축(회내-회외)에서 족궁지지 구조물 사용 시 편평족의 회외-회내 관절가동범위를 제한하여 줄 수 있는 것으로 나타났다. 하지만 족궁지지 구조물 사용 단계 간과 정상족과 편평족 간에는 유의한 차이가 나타나지 않았다.2) 무릎관절 분석

족궁지지 구조물 사용에 따른 정상족과 편평족 간의 무릎관절 가동범위 분석 결과에서 <Table 4>, <Figure 8>과 같이 Y축(회내-회외)에서만 통계적으로 유의한 차이(p<.05)를 보였다. Y축의 모든 단계에서 편평족이 정상족에 비해 무릎관절 가동범위가 0단계에서 약 57%, 2단계에서 약 67% 그리고 5단계에서 약 35% 낮게 나타남을 알 수 있었다. 그리고 족궁지지 구조물 사용 단계 간의 무릎관절 가동범위 분석 결과에서는 정상족과 편평족 모두 유의한 차이를 보이지 않았지만 편평족의 경우 높은 단계의 족궁지지 구조물 부착 시 모든 축의 무릎관절 가동범위가 증가함을 알 수 있었다.

3) 고관절 분석

정상족과 편평족의 족궁지지 구조물 사용 단계 간의 고관절 가동범위 분석 결과에서 <Table 4>, <Figure 9>와 같이 유의한 차이는 나타나지 않았다. 하지만 X축(골곡-신전)의 편평족을 제외한 모든 축에서 고관절 가동범위가 증가하는 경향을 보임을 알 수 있었다. 그리고 정상족과 편평족 간의 고관절 가동범위 분석 결과 편평족의 경우 모든 단계에서 높은 관절가동범위를 나타내며 정상족과 유사한 관절가동범위를 제공받기 위해서는 5단계의 족궁지지 구조물 사용이 요구됨을 알 수 있다.

IV. 논 의

정상족과 편평족의 족궁지지 구조물 사용에 따른 단계 간의 평균압력 분석 결과 높은 단계의 족궁지지 구조물 사용 시 평균압력이 증가함을 알 수 있었다. 이는 족궁지지 구조물 사용 시 족궁에 적절한 자극을 유도하여 주는 것으로 판단된다. 또한 정상족과 편평족의 족궁 형태에 따른 분석결과 보행 시 발이 쉽게 피로해지는 편평족의 뒤꿈치에 발생하는 평균압력을 줄여 정상적인 보행활동을 유도해 줄 수 있을 것으로 보인다. 이는 Mueller와 Strube(1997)의 연구에서 같이 중족부가 높게 설계된 신발 착용 시 최대압력을 줄여주는 효과와 유사한 결과를 보고 있다.

발전체에서 평균압력을 살펴보면 정상족과 편평족 간의 차이는 Bavornrit, James, Nathan과 Robin(2008)의 연구에서와 같이 유의한 차이를 보이지 않는 것으로 나타났다. 이는 족궁지지 구조물 부착으로 족궁에 적절한 자극을 제공하지만 발전체에 발생하는 평균압력은 변하지 않아 족궁지지 구조물 부착에 따른 보행 시 족저압력에 의한 피로의 차이는 보이지 않을 것으로 판단된다.

정상족과 편평족의 족궁지지 구조물 사용에 따른 단계 간의 접지면적 분석 결과 편평족에서만 높은 단계의 족궁지지 구조물 사용 시 접지면적이 감소함을 알 수 있었다. 이는 족궁지지 구조물 사용 시 정상족과 유사한 족궁의 형태를 제공함으로써 보행 시 정상적인 접지면적을 유도하여 발 전체에 압력분산 효과를 제공해 줄 것으로 보인다. 이러한 결과는 Fuller, Schroeder와 Edwards(2001)의 연구결과와 같이 보행 시 피로예방을 위해 압력을 줄여야 한다는 결과와 유사한 경향을 보이고 있다. 또한 정상족과 편평족의 족궁 형태에 따른 분석 결과 편평족이 정상족 보다 중족에서 높은 접지면적이 나타나 발이 쉽게 피로해지는 원인으로 규명해 볼 수 있다.

발목관절의 가동범위 분석 결과에서는 높은 단계의 족궁지지 구조물을 사용함에 따라 Y축(내번-외번)의 관절가동범위가 증가하는 경향을 보이고 있다. 이는 김승재(2006)의 연구에서와 같이 발뒤꿈치 접지 시 발생하는 충격량을 감소시키기 위해 Y축의 관절가동범위가 발생하며 족궁지지 구조물의 단계가 높아질수록 충격량을 감소시키기 위한 관절가동범위가 활성화되기 때문인 것으로 판단된다. 또한 편평족의 회외-내내 관절가동범위를 제한하여 Lee, Jeong과 Andris(2001)의 연구에서와 같이 보행 시 발생하는 과회내로 인한 상해를 예방할 수 있을 것으로 판단된다.

무릎관절의 가동범위는 편평족이 정상족에 비해 낮게 나타나며 고관절의 경우에서도 유사한 경향을 보이고 있다. 편평족의 관절가동범위가 낮게 나타남으로 인해서 보행 시 하지관

절의 충격흡수 기능 및 이상적인 보행동작의 저해 반응을 알 수 있다. 이로 인해 Yamada와 Demura(2008)의 연구에서와 같이 고관절의 신전근의 약화를 유발하여 발이 쉽게 피로해지는 원인으로 작용할 것으로 보이며 발의 Karen과 Asa(2001)의 연구와 같이 움직임이 부족하여 보행 시간이 경과함에 따라 족저압력이 증가할 것으로 보인다. 이러한 결과들은 Kakihana et al.(2005)과 Shimada et al.(2006)의 연구에서와 같이 무릎관절의 적절한 움직임을 통해 부상을 예방할 수 있을 것으로 보인다. 편평족의 경우 보행 시 정상족과 유사한 관절가동범위를 제공받기 위해서는 5단계의 족궁지지 구조물 사용이 요구되어 진다.

V. 결 론

보행은 수많은 골격근과 신경들이 총괄적으로 반응하여 수행되어지며 이에 따라 발의 형태는 중요한 변수로 작용하고 있다. 일률적인 형태의 신발이 아닌 높이 조절이 가능한 족궁지지 구조물을 사용함으로써 두 가지 유형의 족궁을 가진 피험자를 대상으로 평균압력, 접지면적과 하지관절의 가동범위를 분석하였고, 그 결과는 다음과 같다.

1. 족궁지지 구조물을 사용함으로써 보행 시 발이 쉽게 피로해지는 편평족의 뒤꿈치에 발생하는 평균압력을 줄여 줌으로써 정상적인 보행활동을 유도해 줄 수 있을 것으로 보이며 족궁에 적절한 자극을 제공하지만 발전체에 발생하는 평균압력은 변하지 않아 족궁지지 구조물 부착에 따른 보행 시 족저압력에 의한 피로의 차이는 보이지 않을 것으로 판단된다.
2. 편평족이 정상족 보다 중족에서 높은 접지면적이 나타나는 것이 편평족의 발이 쉽게 피로해지는 원인으로 규명해 볼 수 있으며 정상족과 유사한 족궁의 형태를 제공함으로써 정상적인 접지면적을 유도하여 발전체에 압력분산 효과를 제공해 줄 것으로 보인다.
3. 발뒤꿈치 접지 시 발생하는 충격량을 감소시키기 위해 발목관절의 Y(내번-외번)축 가동범위가 증가하며 족궁지지 구조물의 단계가 높아질수록 충격량을 감소시키기 위한 관절가동범위가 활성화되기 때문인 것으로 판단된다. 그리고 편평족 발목관절의 Z축(회외-회내) 가동범위를 제한하여 줄 수 있는 것으로 나타나 보행 시 발생하는 과회내로 인한 상해를 예방할 수 있을 것으로 판단된다.
4. 편평족의 보행 시 무릎관절의 충격량 흡수 기능과 이상적인 보행동작을 할 수 없으며 이로 인해 편평족의 발이 쉽게 피로해지는 원인이 됨을 알 수 있었다. 그리고 하지말단에서 발생하는 충격을 흡수하기 위해 고관절에서

의 관절가동범위가 증가하는 것으로 보인다.

이와 같이 편평족이 정상족과 유사한 고관절의 가동범위를 제공받기 위해서는 5단계의 족궁지지 구조물 사용이 요구됨을 알 수 있다. 이는 족궁지지 구조물을 사용함으로써 편평족의 정상적인 족궁형태를 유도하여 안정적이며 올바른 보행을 제공해 줄 수 있을 것으로 판단된다.

참고문헌

- 곽창수, 목승환, 권오복(2005). 달리기 속도의 증가에 따른 운동화 중저의 경도와 신발바닥의 두께가 신발의 볼 굴곡각도에 미치는 영향. **한국운동역학회지**, 15(4), 153-168.
- 김성민, 김성재, 배하석, 최병철(2005). 지면반발력을 이용한 인공족관절의 보행평가 기법에 관한 연구. **한국정밀공학회지**, 22(5), 197-204.
- 문정석, 배우한, 서정국, 이우천(2008). 거골하 관절 제동술을 이용한 편평족의 치료 결과. **대한족부족관절학회지**, 12(2), 117-121.
- 박승범, 이정호, 이경득, 김대웅, 안창신, 김경훈, 박상준(2009). 족궁지지 구조물의 단계변화에 따른 족저압력 변화 및 착화감 비교. 제90회 전국체육대회 기념 제47회 한국체육학회 학술발표회 논문집, 194.
- 송주호(2008). 보행 시 발 교정구 착용에 따른 운동학적 비교 연구. **체육과학연구**, 19(3), 11-21.
- 이중현, 이영신, 이재욱, 박성하(2007). Orthotics 착용에 따른 정상, 요족, 편평족의 생체역학적 보행분석 및 시뮬레이션. **대한기계학회논문집 A권**, 31(11), 1115-1123.
- 이창민, 김진훈, 오연주, 김대웅(2008). 운동효과 증진을 위한 Arch Support 효과에 관한 연구. **대한인간공학회지**, 27(3), 71-79.
- Arndt, A., Ekenman, I., & Westblad, P.(2002). Effects of fatigue and load variation on metatarsal deformation measure in vivo during barefoot walking. *Journal of Biomechanics*, 35, 621-628.
- Bavornrit, C., James, A., Nathan, A., & Robin, M.(2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait & Posture*, 28(3), 405-411.
- Burns, J., Keenan, A., & Redmond, A.(2005). Foot type and overuse injury in triathletes. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 95(3), 235-241.
- Brown, D., Wersch, J. J., Harris, G. F., Klein, J., & Janisse, D.(2004). Effect of rocker soles on plantar pressures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(1), 81-86.
- Burnfield, J. M., Few, C. D., Mohammed, O. S., Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 78-84.
- Fuller, E., Schroeder, S., & Edwards, J.(2001). Reduction of peak pressure on the forefoot with a rigid rocker-bottom postoperative shoe. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(10), 501-507.
- Kakahana, W., Akai, M., Nakazawa, K., Takashima, T., Naito, K., & Torii, S.(2005). Effects of laterally wedged insoles on knee and subtalar joint moments. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 86, 1465-1671.
- Kanatli, U., Yetkin, H., & Yalcin, N.(2003). The relationship between accessory navicular and medial longitudinal arch: evaluation with plantar pressure distribution measurement system. *Foot & Ankle*, 24(6), 486-489.
- Karen, M., & Asa, K.(2001). Standing and very slow walking: foot pain-pressure threshold, subjective pain experience and work activity. *Applied Ergonomics*, 32, 81-90.
- Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., & An, K. N.(1998). Three-dimensional analysis of flatfoot deformity: cadaver study. *Foot & Ankle*, 19, 447-451.
- Korpelainen, R., Orava, S., Karpakka, J., Siira, P., & Hulkko, A.(2001). Risk factors for recurrent stress fractures in athletes. *American Journal of Sports Medicine*, 29(3), 304-310.
- Lauren, E., Leslie, L., Roger, D., & Joshua, B.(2007). Foot morphology and foot/ankle injury in indoor football. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 10, 311-319.
- Ledoux, W., Shofer, J., & Ahroni, J.(2003). Biomechanical differences among pes cavus, neutrally aligned, and pes planus feet in subjects with diabetes. *Foot & Ankle*, 24(11), 845-850.
- Lee, C. M., Jeong, E. H., & Andris, F.(2001). Biomechanics effects of wearing high-heeled shoes. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 28, 321-326.
- Michelson, J., Durant, D., & McFarland, E.(2002). The injury

- risk associated with pes planus in athletes. *Foot & Ankle*, 23(7), 629-633.
- Mohsen, R., & Mark, E.(2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait & Posture*, 15, 282-291.
- Morag, E., & Cavanagh, P. R.(1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32, 359-370.
- Mueller, M., & Strube, M.(1997). Therapeutics footwear: enhanced function in people with diabetes and transmetatarsal amputation. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 78(9), 952-956.
- Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R.(2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21, 82-88.
- Nigg, B., Stefanyshyn, D., Cole, G., & Boyer, K.(2005). *Footwear research-past, present and future*. Proceedings. of the 7th symposium on Footwear Biomechanics. Cleveland, OH, USA.
- Robin, M., Nathan, A., James, A., & Bavornrit, C.(2009). Difference in plantar loading between flat and normal feet during different athletic tasks. *Gait & Posture*, 29(4), 582-586.
- Ryu, T., Choi, H. S., Choi, H., & Chung, M. K.(2006). A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data. *Industrial Ergonomics*, 36, 1023-1030.
- Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., o'Brien, M., & Sangeorzan, B.(2004). The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot & Ankle*, 25(12), 926-933.
- Shimada, S., Kobayashi, S., Wada, M., Uchida, K., Sasaki, S., & Kawahara, H.(2006). Effects of disease severity on response to lateral wedged shoe insole for medial compartment knee osteoarthritis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 87, 1436-1441.
- Stewart, L., Gibson, J. N. A., & Thomson, C. E.(2007). In-shoe pressure distribution in "unstable" (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study. *Gait & Posture*, 25, 648-651.
- Stewart, L., Gibson, J. N. A., & Thomson, C. E.(2007). In-Shoe pressure distribution in "unstable"(MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study. *Gait & Posture*, 25, 648-651.
- Yamada, T., & Demura, S.(2008). Relationships between ground reaction force parameters during a sit-to-stand movement and physical activity and falling risk of the elderly and a comparison of the movement characteristics between the young and the elderly. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 10, 10-16.
- Williams, D., McClay, I., & Hamill, J.(2001). Arch structure and injury patterns in runners. *Clinical Biomechanics*, 16(4), 341-347.