

보행 시 신발의 아웃솔 형태가 하지 관절 운동과 발의 압력에 미치는 영향

김의환¹ · 김성섭² · 권문석² · 위응량² · 임정³ · 정재욱⁴

¹용인대학교 무도대학 유도학과 · ²용인대학교 스포츠·웰니스연구소 · ³경민대학교 생활체육과 · ⁴린코리아 연구개발센터

The Effect of Form and Hardness of Outsoles on the Motion of the Lower Extremity Joints and on Foot Pressure during Gait

Eui-Hwan Kim¹ · Sung-Sup Kim² · Moon-Seok Kwon² · Ung-Ryang Wi² · Jung Lim³ · Chae-Wook Chung⁴

¹Department of Judo, College of Martial Art, Yongin University, Yongin, Korea

²Sports & Wellness Research Center, Yongin University, Yongin, Korea

³Department of Practical Physical Education, Kyungmin University, Ujeongbu, Korea

⁴R&D Center, Ryn Korea, Busan, Korea

Received 29 April 2011; Received in revised form 16 May 2011; Accepted 22 June 2011

ABSTRACT

The purpose of this study was to analysis the effect of form and hardness of outsoles on the motion of the lower extremity joints and on foot pressure during gait. The subjects were 15 women(mean age, 48.5±2.4 years), who had no serious musculoskeletal, coordination, balance or joint/ligament problems within 1 year prior to the study. The pelvic tilt, joint angles at the lower extremities and the vertical ground reaction force(GRF) were compared during gait with 3 types of shoes (A, B, C) by using one-way repeated ANOVA($p<.05$). During gait, the peak tilt angle and the range of motion(ROM) of the ankle and knee joints were found to be significantly different among the 3 types of shoes. The type C shoes showed a significantly lower mean second maximum vertical GRF than types A and B. The curved outsoles of type C shoes, which had a form and hardness different from those of A and B, was designed strategically for walking shoes to provide stability to the Additionally, type C induced the dispersion of eccentric pressure and made the center of pressure roll over to the center line of the foot.

Keywords : Form and Hardness of Outsoles, Lower Extremity Joints, Groud Reaction Force, Center of Pressure, Gait

I. 서 론

보행 동작은 인간의 일상생활 속에서 가장 많이 수행되는 동작으로서 신체의 가속과 제어를 위해 반복적인 하지 관절의 굴곡과 신전 운동을 수반한다(Perry, 1992; Winter, 1990). 그리고 보행 동작 시 하지 관절의 운동은 골반과 체간을 포함한 상체

의 동적 안정성과 균형을 결정하는 요인으로 작용한다(Chae et al., 2006). 특히, 보행 시 지면과 직접적으로 접촉하는 신체부위인 발 분절과 하퇴 분절의 움직임에 의해 결정되는 발목관절의 내/외번, 내/외 회전 운동의 증가는 잘못된 보행습관이나 부적절한 신발 착용으로 인해 발생하게 되는 대표적인 현상이다.

보행 동작 시 발목 관절은 발이 지면에 닿기 전에는 외번 동작이 발생하고 발이 지면에 닿는 순간부터는 내번 동작이 발생한 후 발이 지면에서 떨어지는 순간 다시 외번 동작이 발생하게 된다. 발목 관절의 내/외번 동작은 지면과 접촉 시 발에 전달되는 수직 충격력을 스스로 완화시키는 기능도 있지만, 과도한 발목 관절에서의 내/외번 운동은 발목 관절의 안정성을 저하시

본 논문은 2011 용인대학교와 (주)RYN Korea간의 산학협력에 의하여 수행한 것임.
Corresponding Author : Moon-Seok Kwon
Sports & Wellness Research Center, Yougin University,
470 Samga-Dong, Cheoin-Gu, Yougin, Korea
Tel : +82-31-8020-2565 / Fax : +82-31-8020-3140
E-mail : km2565@hotmail.com

켜 발목 관절 상해 위험성을 상승시키는 요인으로 보고되고 있다(Lee, Park & Park, 2008; Lee & Kim, 2009). 하지 관절을 Kinematic Chain의 관점에서 해석하면, 발목 관절의 운동 변화는 보행 시 엉덩이와 무릎 관절의 운동에도 영향을 미치게 된다. 그러므로 발목 관절의 운동을 결정하는 발과 하퇴 분절의 운동은 보행 동작을 결정하는 중요한 요인으로 보고되고 있다(Perry, 1992). 그러므로 발의 보호와 동시에 지면과 발 분절의 접촉 시 신체운동량과 지면 반발력에 의해서 발생하는 충격력을 흡수할 뿐만 아니라 발목 관절의 운동과 밀접한 관련성이 있는 신발의 기능과 역할은 중요하게 다루어지고 있다(Han, et al., 2006; Lee et al., 2008).

이와 같은 이유로 신발은 오랜 기간 동안 발의 부상 위험을 줄여주는 기능으로 인식되어 왔으며(Lee, Sung & Song, 2007), 현재는 단순히 발을 보호하는 목적에만 제한되지 않고, 하지 근육들의 피로감소와 신체관절에 가해지는 충격력을 완화시켜 하지관절과 허리관절의 상해 예방, 자세 교정의 기능을 위해 개발되어지는 신발에 대한 연구들이 수행되어져 오고 있다(Kim, Chung & Lim, 2006; Kwak, 1999; Lee et al., 2007; Lee et al., 2008; Shin & Jin, 2006). 대부분의 기능성을 가진 신발들은 보행 시 발의 뒤꿈치에서부터 발가락 끝까지 지면과 고른 접촉을 유도하여 과도한 발목 관절 운동의 감소를 유도함과 동시에 뒤꿈치에서부터 점진적으로 신체무게중심을 전방으로 운동시킴으로써 하지 관절에 가해지는 충격 완화를 목적으로 개발되어져 왔다(Choi & Lee, 2002; Kim & Chae, 2007). 기능성 신발의 구조와 경도는 보행 시 발생하는 하지 관절의 충격력을 결정하는 중요한 요인들로 인식되고 있다(Eun, Yu & Shin, 2007; Kim, Cho, Jung, Kim, Choi & Cha, 2007; Kim & Chung, 2010). 이러한 하지 관절의 충격력 흡수 기능을 결정짓는 신발의 중요 요소 중 하나가 바로 솔(sole)이며, 이러한 솔(sole)의 기능 중에도 신발 바닥에 부착된 아웃솔(Outsole)의 형태와 경도는 보행 시 하지 관절 운동 및 하지 근육들의 활성화도와 매우 밀접한 관련이 있다(An, Kim & Lee, 2007). 그리고 보행 동작 시 아웃솔의 형태와 경도는 개인의 신체적 특성과 보행 습관 및 지면 상태와 같은 다양한 요인들과 함께 하지 관절 운동을 결정짓는 요인으로 작용한다(Kim et al., 2010).

현재 국내에는 다양한 기능성 보행 전문 신발들의 개발이 활발하게 이루어지고 있으며, 이에 따른 기능적 측면에서의 아웃솔 형태와 경도의 변화를 통해 최적화된 보행 전문 신발을 개발하기 위해 노력해 왔다. 따라서 본 연구는 보행 시 신발의 아웃솔 형태가 하지 관절 운동과 발의 압력에 미치는 영향을 분석하는데 목적이 있다. 그리고 본 연구를 통해 신발 기능적 측면에서 아웃솔의 형태와 경도의 변화에 따른 보행 동작의 변화를 운동역학적 측면에서 설명할 수 있을 것으로 기대한다.

II. 연구 방법

1. 연구 대상자

본 연구에 참여한 대상자들은 최근 1년 동안 하지 근 골격계에 이상이 없으며, 정상발의 형태를 갖춘 성인 여성 15명을 선정하였다(age: 48.5 ± 2.4 year, height: 155.4 ± 4.9 cm, weight: 57.2 ± 4.7 kg). 실험 전 모든 대상자들에게 실험의 내용과 목적을 충분히 설명하고 실험 참여 동의서를 사전에 받은 후 실험에 필요한 신체적 특성을 측정하고 실험에 참여하도록 하였다.

2. 실험 장비

본 연구의 동작분석, 지면반력 데이터 수집을 위해 사용된 실험장비 및 장비 배치도는 <Table 1>, <Figure 1> 에서 보는 바와 같다.

Table 1. Experimental equipments

Classification	Model	Manufacture
Motion capture	MX13 1.3 Motion Capture Camera 7unit	Vicon (UK)
	MX Control	Vicon (UK)
Data acquisition	MX Net	Vicon (UK)
	BP400600 1unit BP600900 1unit	AMTI (USA)
Force Platform	Martin calipers	Takei (Japan)
Human measurement	F-scan	Tskscan(USA)
Foot Pressure	NEXUS 1.5	Vicon (UK)
	Polygon version 3.1 build 201	Vicon (UK)

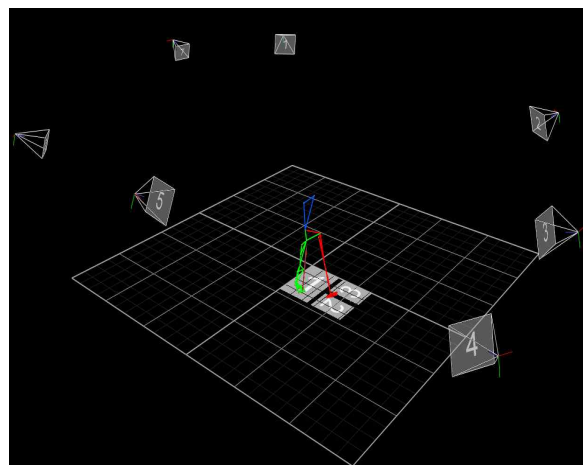


Figure 1. Experimental equipments set-up

3. 실험 절차

본 실험은 경기도 소재에 Y대학교 스포츠·웰니스연구센터의 생체역학실험실에서 실시하였다. 실험 전 대상자의 보행주로의 모든 공간을 충분히 확보할 수 있게끔 동작분석용 적외선 카메라 7대를 설치하였고, NLT방법을 이용하여 3차원 캘리브레이션을 실시하였으며 좌우축, 전후축 그리고 수직축으로 구성된 전역좌표계를 설정하였다. 이후 실험 대상자는 타이즈로 환복한 후 충분한 워밍업과 함께 대상자들의 신체와 신발에 좌·우측에 각각 한 개씩 표면 반사마커(직경 14 mm)를 부착하였으며 부착 위치는 어깨돌기(R/L shoulder), 천골(Middle of posterior superior iliac spine), 전상장골극(R/L ASIS), 대퇴 외측의 대전자(R/L lateral greater trochanter), 대퇴 외측의 아래에서 1/3 지점(R/L Lateral Thigh), 외측 상관절융기(R/L lateral epicondyle), 내측 상관절 융기(R/L medial epicondyle), 무릎 앞쪽의 돌기부위(R/L tibial tuberosity), 정강이 외측의 중간지점 (R/L lateral shank), 발목 외측의 복사뼈(R/L lateral malleus), 발목 내측의 복사뼈(R/L medial malleus), 발 외측의 전족부(R/L fifth metatarsal head), 발 내측의 전족부(R/L first metatarsal head), 뒤꿈치(R/L heel), 발가락(R/L toe)으로 총 29개를 이용하였다. 그리고 인체 분절은 모두 몸통, 골반, 대퇴, 하퇴, 발로 구분하여 모두 8개의 분절로 정의하였다.

본 연구에서는 3가지의 형태와 경도가 다른 아웃솔을 부착한 신발을 대상자가 원하는 신발부터 랜덤으로 착용시킨 후, 2대의 지면반력판이 설치된 약 6m의 직선거리를 1.25±0.1 m/s의 보행 속도로 보행 동작을 실시하게 하였다. 수행된 보행 동작 중 연구목적에 적합한 총 5회 동작이 나올 때 까지 실험을 실시하였으며 신체에 부착한 마커의 위치는 <Figure 2>와 같다. 3가지의 신발유형은 크게 A, B, C 나누었다. A(curved form shoes)와 C(curved 3point shoes)는 유선형 아웃솔 신발, B(normal shoes)는 일반형태의 아웃솔 신발로 A, B, C 유형의 신발 모두 아웃솔 전체 경도는 KSM6518 A type 방법에 의해 측정된 65±2°로 설계되었으며, C 유형의 신발은 아웃솔의 3 Point에 KSM6518 C type 방법에 의해 측정된 27±2°로 설계되었고 <Figure 3>과 같다.

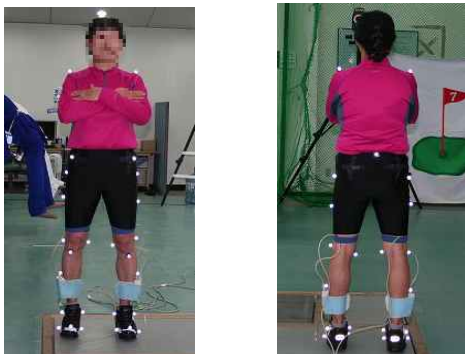


Figure 2. Marker placements



Figure 3. 3 Type of shoes

4. 자료 분석

본 연구에서 보행동작분석을 위한 분석 이벤트 및 국면은 <Figure 4>와 같다.

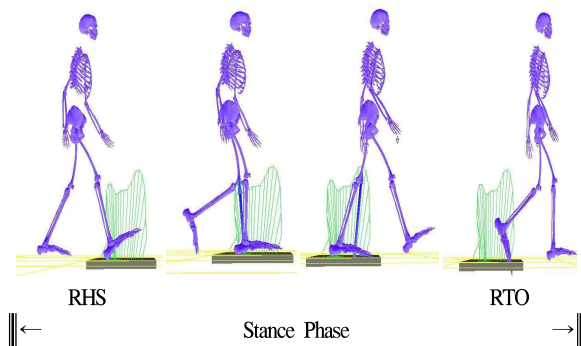


Figure 4. Event & phase

첫 번째 이벤트(event)는 뒤꿈치 착지(right heel strike : RHS) 시점 즉, 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿은 순간으로 정의하였고, 두 번째 이벤트(event)는 발가락 이지(right toe-off : RTO) 즉, 오른발 앞꿈치가 지면에서 떨어지는 순간으로 지정하였다. 이에 근거한 분석국면(phase)은 입각기(stance phase)로서 RHS에서 RTO까지 오른발 지지국면을 분석하였다. 동작분석시스템에서의 운동학적 변인 분석을 위하여 리얼타임 적외선 카메라(Mx1 3, Vicon, UK) 7대를 대상자의 전후, 좌우, 대각선 방향으로 설치하였고 이 때 카메라의 샘플링 비율을 초당 120 Hz로 설정하였다. 수집된 자료는 NEXUS 1.5 프로그램을 이용하여 처리하였다. 지면반력은 보행 시 지지하고 있는 하지의 외력을 측정하기 위해 2대의 지면반력기를 이용하여 지면반력 데이터를 획득하였으며 이때, 샘플링 비율은 1000 Hz로 하였다.

압력분포측정은 보행 시 지지하고 있는 발 압력을 측정하기 위해 F-scan의 인솔타입을 신발 안에 넣고 데이터를 획득하였으며, 이때 샘플링 비율을 1000 Hz로 설정하였으며, 전체 힘, 최대 힘, 접촉 시간, 접촉 면적, 평균 압력, 최대 압력을 분석하였다.

3차원 동작 분석에서의 분석변인으로는 골반의 좌/우측 기울기, 엉덩이·무릎·발목 관절의 굴곡/신전 각도, 발목 관절의 내/외번, 내/외 회전각도는 각 분절에 정의한 지역좌표계의 상대각을 분석하였으며, 각도 측정은 해부학적 자세를 기준으로 하였다.

지면반발력 요인들은 보행 시 지면반력기에서 발생하는 첫 번째 Peak 수직 지면반력값, 두 번째 Peak 수직 지면반력값, 두 Peak 수직 지면반력값 간의 차이, 첫 번째 Peak 수직 지면반력값 도달 시점과 두 번째 Peak 수직 지면반력값 도달시점을 분석하였다. 그리고 수직 지면반력의 크기는 대상자의 몸무게의 차이에 의해서 발생하는 차이를 보완하기 위하여 각 피험자들의 몸무게를 기준으로 수직 지면반력의 크기를 일반화하였으며, 도달시점 역시 Time normalized를 실시하여 백분율(%)로 분석하였다.

5. 통계 처리

본 연구에서 대상자는 형태와 경도가 다른 3가지 아웃솔 유형의 신발 착용 후 보행을 실시하였고 연구목적에 적합한 총 5회의 동작을 분석하였다. 이 때 모든 변인의 평균과 표준편차는 Microsoft office excel 2007을 이용하여 산출하였다. 통계프로그램인 SPSS 18.0을 이용하여 아웃솔의 형태와 경도가 보행 시 하지관절과 지면반력, 족저압력 요인들에 미치는 영향을 검증하기 위해 one-way repeated ANOVA를 실시하였으며 A, B C 신발 유형간의 차이는 대비검증(contrast test)을 실시하였고, 이때 모든 유의 수준은 $p < .05$ 로 설정하였다.

III. 결 과

1. 골반의 움직임

본 연구에 참여한 대상자들은 세가지 유형의 신발을 신고 보행 동작을 실시하였다.

Table 2. Pelvis right and left tilt angle (unit: deg)

	shoe	N	M	SD	F	p	Con.
Right Heel Touch Down	A	15	-0.65	2.48	1.931	.164	
	B	15	-0.94	2.60			
	C	15	-0.89	2.5			
Peak Left tilt angle	A	15	-3.75	2.31	6.719	.004	*
	B	15	-4.19	2.50			**
	C	15	-4.18	2.50			
Peak Right tilt angle	A	15	4.94	1.96	2.595	.092	
	B	15	5.19	1.81			**
	C	15	5.36	1.90			

A : Curved form shoes, B : Normal shoes, C : Curved 3point shoes
 Note. *, **, *** $p < .05$ Contrast : * = A vs B, ** = A vs C, *** = B vs C

<Table 2>와 같이, 최대 좌측 기울기 각도($F=6.719, p < .04$)에서는 통계적으로 유의한 차이가 있었고, 대비검증 결과 B, C 유형의 신발은 A 유형 신발에 비하여 통계적으로 큰 각도를 나타내었다. 최초 접촉 시 골반의 각도($F=1.931, p = .164$)와 최대 우측 기울기 각도($F=2.595, p = .092$)에서는 세가지 유형의 신발 간 통계적 차이가 없었으나 대비검증을 실시한 결과 최대 우측 기울기 각도에서 A와 C 유형 신발 간 통계적 차이가 있었다.

2. 보행 시 하지의 시상면상 굴·신 운동

<Table 3>과 같이, 무릎 관절의 최대 굴곡 각도에서는 세가지 유형 신발 간에 유의한 차이가 나타났으며($F=19.286, p < .05$), 대비검증 결과 A, B, C 유형의 신발 간에 모두 통계적 차이가 있었고 최대 무릎 관절의 굴곡 각도의 크기는 A, C, B 순이었다. 그리고 무릎 관절의 최대 신전 각도에서도 세가지 유형 신발 간 유의한 차이가 나타났으며($F=5.248, p < .05$), A 유형 신발이 B, C 유형 보다 통계적으로 큰 수치를 나타내었다. 하지만 보행 시 발이 지면에 최초로 접촉하는 시점에서 나타나는 최대 엉덩 관절의 굴곡 각도와($F=1.549, p = .230$) 이지 시 발생하는 엉덩 관절의 최대 신전 각도($F=0.195, p = .824$)에서는 통계적으로 유의한 차이가 없었으며, 대비검증에서도 차이가 나타나지 않았다.

Table 3. Hip and knee joint angle (unit: deg)

	shoe	N	M	SD	F	p	Con.
Peak Hip Flexion angle	A	15	38.63	6.04	1.549	.230	
	B	15	37.6	6.03			
	C	15	37.69	6.04			
Peak Hip Extension angle	A	15	-7.12	5.72	0.195	.824	
	B	15	-7.52	5.95			
	C	15	-7.49	6.19			
Peak Knee Flexion angle	A	15	-43.41	4.04	19.286	.001	*
	B	15	-37.92	3.72			**
	C	15	-40.91	2.56			***
Peak Knee Extension angle	A	15	-8.26	5.03	5.248	.012	
	B	15	-6.61	4.06			*
	C	15	-5.44	5.49			**

A : Curved form shoes, B : Normal shoes, C : Curved 3point shoes
 Note. *, **, *** $p < .05$ Contrast : * = A vs B, ** = A vs C, *** = B vs C

3. 보행 시 발목 관절 운동

보행 시 발목 관절의 운동은 <Table 4>에서 보는 바와 같이 굴곡/신전 각도의 운동범위($F=4.720, p < .05$)와 내/외번 운동범위에서 통계적으로 유의한 차이를 나타내었다($F=4.542, p < .05$). 발목 관절의 내/외 회전 각도의 운동범위에서는 유의한 차이가 없었다($F=2.647, p = .089$). 세가지 유형의 신발 간 대비검증을 실

Table 4. Range of motion(ROM) ankle joint angle (unit: deg)

	shoe	N	M	SD	F	p	Con.
Flexion/ Extension	A	15	19.95	1.93	4.720	.017	
	B	15	18.13	4.03			*
	C	15	20.03	3.36			***
Inversion/ Eversion	A	15	10.03	2.46	4.542	.020	
	B	15	11.39	2.68			***
	C	15	8.85	3.15			
Internal/ External Rotation	A	15	18.14	2.83	2.647	.089	
	B	15	19.41	5.76			***
	C	15	16.61	5.16			

A: Curved form shoes, B: Normal shoes, C: Curved 3point shoes
 Note. *, **, *** $p < .05$ Contrast: * = A vs B, ** = A vs C, *** = B vs C

시한 결과 발목 관절의 굴곡/신전 운동 범위에서는 A, C 유형의 신발이 B 유형의 신발에 비해 통계적으로 높은 수치를 나타낸 반면, 내/외번, 내/외 회전 운동범위에서는 A, C 유형의 신발이 B 유형 신발보다 통계적으로 적은 움직임을 나타내었다.

4. 보행 시 지면반력

보행 시 첫 번째 최대 반력수치가 발생한 시점($F=31.370, p < .05$), 두 번째 최대 반력수치가 발생한 시점($F=4.061, p < .05$), 두 번째 최대 반력 수치($F=3.360, p < .05$), 두 반력 간의 차이 ($F=5.662, p < .05$)에서는 통계적으로 유의한 차이가 있는 것으로 나타났으며, 대비검증 결과 첫 번째 최대반력 발생 시점에서는 A 유형의 신발이 B, C 유형 신발에 비해 통계적으로 빠르게 나타났고, 두 번째 최대반력 발생 시점에서는 A 유형 신발이 B 유형 신발에 비해 유의하게 빠르게 나타났다. 그리고 두 번째 최대 반력 수치와 두 반력 간의 차이 결과에서는 B, C 유형의 신발 간 통계적 차이를 나타내었다. 그리고 오른발 접촉 시 발생한 첫 번째 최대 반력 수치에서는 신발들 간에 통계적 차이가 없었다($F=1.232, p = .307$).

5. 보행 시 족저압력

보행 시 전체 힘($F=2.210, p = .122$), 최대 힘($F=1.051, p = .359$), 접촉시간($F=0.163, p = .850$), 접촉면적($F=0.213, p = .809$), 평균압력 ($F=0.330, p = .720$), 최대 압력($F=0.065, p = .938$)과 같은 압력 변인들은 <Table 5>와 같이 A, B, C 유형의 신발 간에 통계적 차이를 나타내지 않았다. 그러나 평균값을 보면 평균압력과 최대 힘, 최대 압력은 A, C, B 유형의 신발 순, 전체 힘과 접촉시간은 C, A, B 유형의 신발 순, 접촉면적은 C, B, A 유형의 신발 순으로 나타나 유선형 신발이 일반형 신발에 비해 보행 시 중족기의 과도한 회내 운동이 감소됨을 알 수 있었다.

Table 5. Ground reaction force (unit: N/BW)

	shoe	N	M	SD	F	p	Con.
1st Maximum Force time(%)	A	15	24.07	1.16	31.370	.001	
	B	15	21.87	1.51			*
	C	15	21.87	.99			**
1st Maximum Force	A	15	1.22	.07	1.232	.307	
	B	15	1.19	.07			
	C	15	1.21	.06			
2nd Maximum Force time(%)	A	15	76.53	1.55	4.061	.028	
	B	15	77.47	1.41			*
	C	15	76.67	1.54			
2nd Maximum Force	A	15	1.15	.08	3.360	.049	
	B	15	1.16	.07			***
	C	15	1.12	.07			
1st & 2nd Maximum Force difference	A	15	-.08	.07	5.662	.009	
	B	15	-.04	.09			***
	C	15	-.09	.08			

A: Curved form shoes, B: Normal shoes, C: Curved 3point shoes
 Note. *, **, *** $p < .05$ Contrast: * = A vs B, ** = A vs C, *** = B vs C

Table 6. Variable of pressure

	shoe	N	M	SD	F	p	Con.
Total Force(kg)	A	15	52.41	10.19			
	B	15	48.06	10.64	2.210	.122	
	C	15	55.86	9.7			
Peak Force(kg)	A	15	5.25	2.25			
	B	15	4.29	1.4	1.051	.359	
	C	15	5	1.86			
Contact Time(Sec.)	A	15	.5755	.04133			
	B	15	.5753	.03495	.163	.850	
	C	15	.5818	.03455			
Contact Area(cm ²)	A	15	26.15	9.35			
	B	15	28.3	11.81	.213	.809	
	C	15	28.96	15.18			
Mean Pressure (Kpa)	A	15	223.58	97.38			
	B	15	203.77	103.76	.330	.720	
	C	15	220.77	104.72			
Peak Pressure (Kpa)	A	15	560.65	303.81			
	B	15	521.07	342.19	.065	.938	
	C	15	530.28	299.1			

A: Curved form shoes, B: Normal shoes, C: Curved 3point shoes
 Note. *, **, *** $p < .05$ Contrast: * = A vs B, ** = A vs C, *** = B vs C

COP 변위의 패턴을 살펴보면, <Figure 6>와 같이 A 유형의 신발은 중반부까지 오른쪽으로 이동하는 패턴을 나타내 보였으며, B 유형의 신발은 오른쪽으로 이동하였다가 중반부부터 다시 왼쪽으로 이동하는 패턴을 보였으며, C 유형의 신발은 계속 오른쪽으로 이동하는 패턴을 나타내 보였다. C 유형 신발의 COP의 변화는 A와 B 유형 신발보다 기저면 중심선에 가깝게

나타났으며, 초기 지면접촉기 지면과 접촉한 하지에 체중이 부과되는 중족기에서 확연한 결과를 보였다. 특히 A 유형의 신발에서 초기지면접촉과 중족기의 후방지지기에서 좁은 면적에서 상대적으로 큰 압력이 나타났다. B 유형의 신발은 A 유형의 신발보다 지지지역이 넓게 나타남을 알 수 있었으며 중족기의 지지구간인 전방지지기에서 A, C 유형의 신발에 비해 상대적으로 길다는 것을 알 수 있었다. 신발 C의 경우 신발 B와 초기지면접촉과 중족기 초기에서 유사한 압력패턴과 분포를 보인다. 그러나 중족기의 압력분산에서 상대적으로 넓고 긴 시간을 이용하는 형태가 나타났다. 이 부분에서 A, B 유형의 신발에서 볼 수 없는 회내방향의 저항에 의한 압력분포도 발견되었다. 지면이지구간(RTO)에서는 가장 큰 압력을 나타냈다.

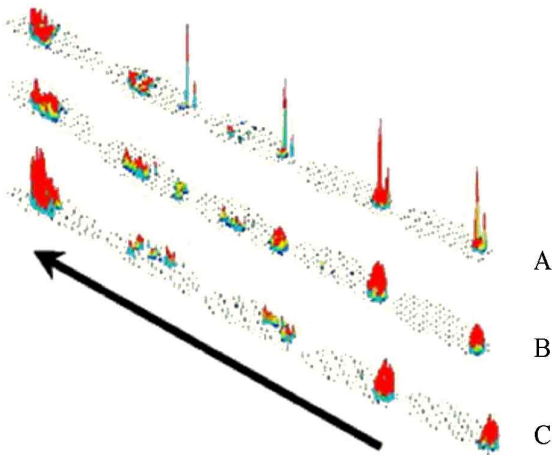


Figure 5. Foot pressure of the subject 1 during the gait with 3 types of shoes(A : Curved form shoes, B : Normal shoes, C : Curved 3point shoes)

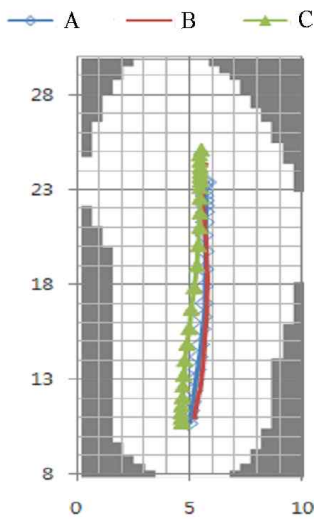


Figure 6. Average of COP displacement(cm) on the right side during the gait with 3 types of shoes(A : Curved form shoes, B : Normal shoes, C : Curved 3point shoes)

신발 유형간의 압력을 비교한 결과 A 유형의 신발은 최대 힘, 평균 및 최대압력에서 가장 크게 나타냈으며, B 유형의 신발은 최대 힘, 평균 및 최대압력과 접촉면적에서 가장 낮은 수치를 나타내었다. C 유형의 신발은 전체 힘과 접촉시간 및 면적에서 가장 크게 나타내었다. 이 부분은 <Figure 5, 6>의 COP 이동에서 나타났듯이 각 대상자별로 공통적인패턴을 나타내 보였다.

IV. 논 의

본 연구의 결과에서는 보행 시 오른발이 최초로 지면과 접촉할 때 골반의 좌측 기울기 각도는 A, B, C 유형의 신발 모두 큰 차이를 보이지 않았으나, 최대 좌측 기울기와 우측 기울기 각도는 <Table 2>와 같이 A 유형의 신발에 비하여 B, C 유형의 신발을 착용하였을 때 다소 증가하는 것으로 나타났다. 보행 시 신체의 가속과 감속 운동은 하지 관절의 굴신 운동에 의해 많은 영향을 받는다. 이러한 하지 관절의 굴신 운동이 연속적으로 수행됨과 동시에 신체의 동적 안정성도 유지되어야만 효과적인 보행 동작을 수행하는데 있어서 용이하다. 실제적으로 보행 시 지면과 접촉하는 신발의 아웃솔의 구조적 형태가 신체 안정성에 영향을 미치는 것으로 보고되고 있으며 이에 대한 선행 연구 중, An et al.(2007)은 엉덩 관절의 운동 범위에서 전방과 후방굴곡형 신발과 일반 신발의 차이가 나타나지 않은 반면 무릎 관절의 운동 범위는 전방굴곡형 신발에서 유의하게 증가한 것으로 보고하였다. 본 연구에서도 아웃솔의 형태와 경도에 의해 구분한 세가지 유형의 신발을 대상자들에게 착용시킨 후 보행 동작을 분석하여 유사한 결과를 도출하였다. <Table 3>과 같이 무릎 관절의 최대 굴곡 각도는 37-38°, 최대 신전 각도는 약 -7로 큰 차이를 보이지 않았다. 이에 반해 무릎 관절의 최대 굴곡 각도는 A 유형 신발이 -43°, C 유형 신발이 -40°, B 유형 신발이 -37° 순으로 나타났고, 최대 신전 각도는 A 유형 신발이 -8°, B 유형 신발이 -6°, C 유형 신발이 -5° 순으로 나타나 아웃솔 형태가 유선형인 A, C 유형의 신발이 일반 형태인 B 유형의 신발에 비하여 무릎의 굴신 운동의 범위를 약 4° 정도 증가시키는 것으로 나타내었다.

본 연구에서 신발 종류에 따른 발목 관절의 굴곡/신전 운동의 범위에서는 <Table 4>와 같이 유선형인 C(20°)와 A 유형의 신발(19°)이 B 유형의 신발(18°)에 비해 상대적으로 운동 범위를 크게 나타낸 반면, 내반/외반 운동의 범위에서는 B 유형 신발(11°), A 유형 신발(10°), C 유형 신발(8°) 순이었으며, 내회전/외회전 운동 범위에서도 B 유형 신발(19°), A 유형 신발(18°), C 유형 신발(16°) 순으로 나타났다. 이는 아웃솔 형태가 유선형인 A, C 유형 신발이 일반 형태인 B 유형 신발에 비해 보행 동작 시 발목 관절이 신체를 가속과 감속시키는 기능을 하는데 있어

서 상대적으로 발목 관절의 굴곡/신전 운동의 기여가 큰 것을 알 수 있었으며, 반면 내번/외번과 내회전/외회전 운동은 적은 기여를 하는 것을 알 수 있다. 이는 아웃솔의 형태가 유선형의 아웃솔 형태가 일반형에 비해 보행 시 발목 관절의 안정성이 높다는 것을 의미한다. 더욱이, C 유형 신발의 경우 같은 유선형 아웃솔인 A 유형 신발에 비하여 발목 관절의 내번/외번과 내회전/외회전 운동의 범위가 적게 나타났다. 그러므로 아웃솔의 형태가 유선형이지만 아웃솔의 3개 지점에 경도의 차이를 두어 만들어진 C 유형의 신발이 A 유형 신발에 비하여 발목 관절의 안정성이 높은 것을 알 수 있었다. Park, An과 Lee(2006)는 유선형 신발의 경우 보행 시 발목 관절의 배측과 저측 굴곡 각도가 증가하는 것으로 보고하였다. 그리고 An et al.(2007)은 신발 아웃솔 형태의 변화에 의해 발목 관절 운동의 가동 범위의 변화를 가져오므로써 다른 하지 관절의 보상 운동 또는 근육의 활동이 요구되어지는 것으로 보고하였다. Choi와 Kwon(2003)은 유선형 형태의 신발은 보행 시 발목 관절의 화내 운동의 감소로 인해 안정적 후측 제어 기능을 수행하는데 있어서 보다 용이한 것으로 보고하였다.

본 연구에서 <Table 5>와 같이, 보행 시 지지구간 중 1번째 최대 반력이 발생한 시점은 A 유형의 신발이(24%) B(21%), C(21%) 유형의 신발에 비해 늦게 나타났으며, 2번째 최대 반력이 발생한 시점은 B 유형의 신발이(77%) A(76%), C(76%) 유형의 신발에 비해 늦게 나타났다. 그리고 1번째 최대 수직반발력에서는 A(1.22 N/BW), C(1.21 N/BW), B(1.19 N/BW) 유형의 신발들 간에 통계적 차이가 없었고, 2번째 최대 수직반발력에서는 B(1.16 N/BW), A(1.15 N/BW), C(1.12 N/BW) 유형의 신발 순으로 나타났다. 보행 시 하지 관절의 운동은 신체를 전방으로 가속 또는 감속시키는 기능을 수행하는 동시에 지면에서 발생하는 반발력에 의해 발생하는 충격력을 감소시키는 역할을 담당한다(Perry, 1992). 더욱이, 보행 시 발생하는 최대 수직 반발력은 주행속도, 지면형태, 주행형태 등과 함께 신발의 특성에 의해서도 영향을 받는다(Choi & Kwon, 2003; Kwak, 1999). 특히, 유선형 신발의 경우 일반 형태의 신발에 비해 지면에서 발생하는 수직반발력을 감소시키게 되는데 이는 유선형 신발이 일반형 신발에 비해 구조적 차이가 있기 때문에 발생된 결과로 보고되고 있다(Choi & Kwon, 2003; Song, Lee, & Sung, 2008). 본 연구에서는 1번째 최대 수직 반발력에서와 2번째 최대 반발력의 차이에서 일반 형태의 아웃솔 신발인 B(-0.04 N/BW) 유형의 신발은 유선형 신발인 A(-0.08 N/BW), C(-0.09 N/BW) 유형의 신발에 비해 다소 적은 수치를 나타내었다. 이는 유선형 아웃솔 신발의 경우 일반형 형태 신발 보다 신체를 전방으로 운동시키는 구간 인 추진기 시에 발생하는 수직 반발력에 있어서 상대적으로 작은 수치를 나타내었음을 의미한다. 또한 아웃솔 3개 지점의 경도의 차이를 둔 C 유형 신발의 경우 같은 아웃솔

형태이지만 아웃솔의 경도가 같은 A 유형 신발에 비해 상대적으로 더 작은 수직반발력이 발생함을 알 수 있었다. 그러므로 신발 아웃솔의 경도의 전략적 변화에 따라 수직반발력의 크기에 차이가 발생한다(Lee & Kim, 2009).

족저 압력의 측정 결과 바닥의 경도차를 두어 과도한 화내의 방지를 위한 의도는 COP의 내측유도를 통해 나타났다고 볼 수 있었다. 평균좌표의 변위보다 각 대상자의 동일구조 속 변화가 더 크게 나타나는 것으로 보아 통계적 유의성보다는 세가지 신발 유형에 따라 나타나는 걷기동작의 변화를 살피는 것에 의미를 두었다. 유선형으로 일정량의 질량과 그로인한 관성을 갖는 A 유형 신발은 초기지면지지구간에서 편중된 압력과 충격을 발생시킴을 알 수 있었다. 이는 좌우 동일 경도 내의 외솔과 높은 외솔높이가 과도한 충격량을 보일 수 있음을 나타내지만 중족기 지지구간의 빠른 전방이동은 중족기의 가속을 유지하거나 유리하게 해주고 있음을 알 수 있었다. 이는 유선형 신발의 형태인 C에서도 나타났는데 결국 C 유형 신발은 B 유형 신발보다는 큰 차이의 가속으로 중족기 후반 압력의 전방전환을 나타내었고, A 유형의 신발보다는 중족기 후반 압력분포의 분산을 나타낸 후발이 지면에서 이지될 때 나타난 높고 넓은 압력구조는 신체 운동의 전방전환을 용이하게 유도하는 것으로 나타났다.

V. 결론

본 연구에서 보행 시 신발의 아웃솔 형태가 하지 관절 운동과 발의 압력에 미치는 영향을 분석한 결과 유선형 아웃솔 신발은 일반 형태의 아웃솔 신발에 비해 발목의 내번/외번 운동과 내회전/외회전 운동 범위를 감소 시켰으며, 이는 보행 시 발목과 무릎 관절의 굴곡과 신전 운동을 증가시켜 신체의 전방이동성을 용이하게 하였다. 그리고 아웃솔 형태가 유선형인 신발 간에도 아웃솔의 3지점에 부분적으로 경도의 차이를 둔 신발의 경우 발목 관절의 내번/외번 운동과 내회전/외회전 운동 범위가 아웃솔의 경도가 일정한 신발에 비해 더욱 감소되었으며 수직 지면반발력 또한 감소되었다. 그리고 C 유형의 신발은 초기 지지구간과 중족기 초반의 편중적 압력구조의 분산, COP의 이동 경로를 족저의 중심선으로 유도, 그리고 중족기 후반과 지면이 지기에서 발에 가해지는 하중의 의도적 집중과 분산의 효과가 있음을 알 수 있었다.

참고문헌

An, S. Y., Kim, B., & Lee, K. K.(2007). A Comparative study of

- characters of muscle activity in lower limb and gait pattern on type of heel rockers. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(1), 111-119.
- Chae, W. S., Lim, Y. T., Lee, M. H., Kim, J. J., Kim, Y. J., Jang, J. I., Park, W. K., & Jin, J. H.(2006). The effects of wearing roller shoes on muscle activity in the lower extremity during walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(3), 137-148.
- Choi, K. J., & Kwon, H. J.(2003). Sport biomechanical comparative analyses between general sporting shoe and functional walking shoe. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 13(2), 161-173.
- Choi, S. B., & Lee, W. J.(2002). Influences of shoe shape and gait characteristics on feet discomforts according to women's foot type. *The International Journal of Costume Culture*, 10(3), 306-317.
- Eun, S. D., Yu, Y. J., & Shin, H. S.(2007). The effects of gel-type insole on patients with knee osteoarthritis during gait. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(3), 181-188.
- Han, Y. M., Choi, J. S., Kim, H. S., Lim, Y. T., Yi, J. H., Tack, G. R., Yi, K. O., & Park, S. B.(2006). The differences of the normalized jerk according to shoes, velocity and slope during walking. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(2), 1-8.
- Kim, E. H., Cho, H. K., Jung, T. W., Kim, S. S., & Chung, C. W.(2010). The biomechanical wvaluation of functional insoles. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(3), 345-353.
- Kim, E. H., Chung, C. W., & Lim, J.(2006). The Bbiomechanical evaluation of new walking-shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(2), 193-205.
- Kim, J. J., Choi, S. B., & Cha, S. E.(2007). A study on the ground reaction forces and plantar pressure variables in different safety shoes and applying insole during walking. *The Journal of Korean Society of Occupational and Environmental Hygiene*, 17(2), 131-143.
- Kim, Y. J., & Chae, W. S.(2007). The plantar pressure comparison between the curved rear balance shoes and normal shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(3), 173-180.
- Kwak, C. S.(1999). The evaluation of running shoe function as wearing periods. *The Korean Journal of Physical Education*, 38(2), 483-497.
- Lee, C. H., Sung, B. J., & Song, J. H.(2007). The kinematical comparative analysis between spring shoe and general shoe. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 17(1), 99-109.
- Lee, J. S., Park, S. K., & Park, S. B.(2008). A biomechanical research for incorates a rounded sole with a 20 degree heel lift in functional shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 18(4), 135-142.
- Lee, Y. K., & Kim, Y. H.(2009). Influence of midsole hardness on vertical ground reaction force and heel strike angle during men's and women's running. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(2), 379-386.
- Perry, J.(1992). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*. New Jersey: SLACK.
- Park, K. R., An, S. Y., & Lee, K. K.(2006). Effect of 12-week wearing of the unstable shoes on the standing posture and gait mechanics. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(3), 165-172.
- Shin, S. H., & Jin, Y. W.(2006). Biomechanical comparison analysis of popular insole and functional insole of running shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(3), 9-18.
- Song, J. H., Lee, C. H., & Sung, B. J.(2008). A comparative analysis in kinetics between spring shoes and normal shoes. *Korean Journal of Sport Science*, 19(1), 1-8.
- Winter, D. A.(1990). *Biomechanics and Motor Control of Human Movement*. New York: John Wiley and Sons.