

## 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발이 하지 근 활성화도 및 족저압력 분포에 미치는 영향

박인식<sup>1, 2</sup> · 정지용<sup>1</sup> · 전근환<sup>1</sup> · 원용관<sup>3</sup> · 김정자<sup>4</sup>

<sup>1</sup>진북대학교 대학원 헬스케어공학과 · <sup>2</sup>(주)바이오메카닉스

<sup>3</sup>전남대학교 공과대학 전자컴퓨터공학부 · <sup>4</sup>진북대학교 공과대학 바이오메디컬공학부

### Effects of Forefoot Rocker Shoes with Metatarsal Bar on Lower Extremity Muscle Activity and Plantar Pressure Distribution

In-Sik Park<sup>1,2</sup> · Ji-Yong Jung<sup>1</sup> · Keun-Hwan Jeon<sup>1</sup> · Yonggwon Won<sup>3</sup> · Jung-Ja Kim<sup>4</sup>

<sup>1</sup>Department of Healthcare Engineering, Graduate School of Chonbuk National University, Jeonju, Korea

<sup>2</sup>Biomechanics Co., Ltd, Goyang, Korea

<sup>3</sup>School of Electronics and Computer Engineering, College of Engineering, Chonnam National University, Gwangju, Korea

<sup>4</sup>Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University, Jeonju, Korea

Received 31 January 2012; Received in revised form 8 February 2012; Accepted 23 March 2012

#### ABSTRACT

The purpose of this study was to evaluate the effects of forefoot rocker shoes equipped with a metatarsal bar on lower extremity muscle activity and plantar pressure distribution. Ten healthy women in the age of twenties were participated in this study as the subjects. All subjects walked on a treadmill(Gait Trainer, BIODEX, USA) wearing normal shoes and metatarsal bar shoes, during which the plantar pressure distribution and muscle activity were measured. Using Pedar-X system(Novel GmbH, Germany), the plantar pressure was measured for six regions of the foot: forefoot, midfoot, rearfoot, 1st metatarsal, 2-3th metatarsal, and 4-5th metatarsal, and for each sub-region, 4 features such as maximum force, contact area, peak pressure, and mean pressure were analyzed based on the plantar pressure. EMG(Electromyography) activity was measured by attaching surface electrodes to the rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, and gastrocnemius medial head, and magnitude of muscle contraction was analyzed in IEMG(Integrated EMG) value. The results show that the maximum force, contact area, peak pressure, and mean pressure in the midfoot all increased while maximum force, peak pressure, contact area, mean pressure in the 1st metatarsal and 2-3th metatarsal all decreased when wearing functional shoes. Also, muscle activities in the four muscles were all decreased when wearing the functional shoes. This paper suggests that forefoot rocker shoes equipped with a metatarsal bar can help disperse the high pressure and absorb the shock to the foot as well as give positive influence on gait pattern and postural stability by reducing muscle fatigue during walking.

**Keywords :** Forefoot Rocker Shoes, Metatarsal Bar, Plantar Pressure, EMG Activity, Gait

## I. 서 론

발은 사람의 몸에서 가장 복잡한 근·골격 구조 중의 하나이

이 논문은 2009년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임(No. 2009-0077586).

Corresponding Author : Jung-Ja Kim

Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University, 664-14 Deokjin-dong 1, Deokjin-ku, Jeonju-si, Korea

Tel : +82-63-270-4102 / Fax : +82-63-270-2247

E-mail : jungjakim@jbnu.ac.kr

며 서있거나 보행하는 동안 매우 효율적인 방법으로 몸을 움직이고 체중을 지지하는 기능을 한다(Ramanathan, Kiran, Arnold, Wang & Abboud, 2010). 보행의 각 주기에서 하지와 유기적으로 연결되어 작용하는 발은 인간에게 있어 가장 중요한 이동 수단이라고 할 수 있으며 보행 시 체간 이동에 필요한 추진력과 진행 방향을 제공한다. 발의 구성요소들은 선 상태와 이동 상태에서 발의 기능을 잘 수행할 수 있도록 기본적인 고정 구조를

이루기도 하고, 각각의 상태에서 달라지는 서로 간의 결합에 의해 몇 가지 정형적인 형태와 구조를 이루게 된다. 보행 과정 중에 발이 이루는 형태는 각 시기에 따라 달라지며, 발이 보행 중에 이루는 형태에 따라 나타나는 하지 근육의 활성도와 족저 압력의 분포를 통해 보행 주기 패턴을 알 수 있다(Perry, 1992). 이러한 발을 외부의 열이나 냉기, 외부 물체와의 접촉으로 인한 손상으로부터 보호하는 측면에서 핵심적인 역할을 하고 있는 신발은 보행이나 달리기 시 지면으로부터 받는 충격을 흡수 하여 발과 하지의 피로를 줄여줌으로써 상해를 사전에 예방하며 발을 보조하여 안정성을 증가시킨다(Choi & Lee, 2001; Lee, 2009; Landry, Nigg & Tecante, 2010). 보행 시 착용하는 신발의 종류는 디자인과 기능에 따라 매우 다양하며 근육 활동(Murley, Landort, Menz & Bird, 2009), 자세 제어(Menz & Sherrington, 2000; Wilson, Rome, Hodgson & Ball, 2008) 및 운동 성능(Stefanyshyn & Nigg, 2000) 등 다양한 분야에서 신발에 대한 연구가 이루어져 왔다. Choi와 Kwon(2003)은 특수한 목적이나 기능성을 가진 신발에 대한 평가에 있어 운동학적, 운동역학적 분석이 중요하다고 하였으며, O' Malley, FitzPatrick, Quinlan와 O'Rourke(2006)는 신발의 형태에 따라 인간의 허리와 발에 부상이 유발될 수 있다고 하였다. 또한, Park et al.(2010)은 올바른 걷기가 신발을 통해 생산된 힘의 효율적인 변환에 의존한다고 하였다. 신발의 밑창이 지면으로부터 발을 보호하고 신발 자체의 내구성을 위해 기계적 강도를 가질 경우, 정지 상태에서는 큰 문제가 없지만 보행할 때 발의 자연스러운 움직임을 제한하여 올바른 발의 보행 형태를 이루는 것을 방해하게 된다. 반대로, 밑창이 너무 부드러운 재질로 형성될 경우 신발의 내구성과 발의 안정성이 떨어질 수 있으며, 재질에 따라 내구성을 갖추기 위해 추가적으로 비용이 부담이 발생할 수 있다. 따라서 기능성 신발의 설계에 있어 충격 흡수와 안정성 및 운동 조절 기능이 반드시 고려되어야 하며, 이러한 기능성에 대한 평가는 대부분 신발과 인솔의 기능성과 소재 연구에서 생체역학적 분석(biomechanical analysis)과 성능평가를 통해 이루어지고 있다(Park, Lee, Kim, Yoo, & Kim, 2011).

체중 부하의 분포는 가만히 서 있는 상태에서와 보행할 때 서로 다르게 나타나는데 보행 시 체중과 바닥을 밀고 나가는 운동(push-off)에서 중족골두에 많은 압력이 가해지게 된다. 중족골 통증(metatarsalgia)은 주로 두 번째 중족골두에서 반복되는 높은 압력과 마찰로 인해 발생하게 된다(Fuhrmann, Roth, & Venbrocks, 2005). 이러한 중족골 통증을 예방하고 치료하는데 많이 사용되는 방법이 중족골 패드(metatarsal pad)와 중족골 바(metatarsal bar)이다. 중족골 패드는 인솔과 함께 신발 내부에서 사용되지만 중족골 바는 신발의 아웃솔에 위치하여 신발의 형태를 외부적으로 변형시킨다(Deshaies et al., 2011). 중족골 바는

발목이 족저굴곡(plantarflexion)되면서 중족골두와 발가락 첫 마디를 이루는 기절골이 연결된 관절부분이 위쪽으로 굽혀지는 발뒤꿈치 들기(heel-off)에서 중족골과 기절골이 펴지면서 발가락이 지면을 미는 발끝떼기(toe-off)가 쉽게 이루어질 수 있도록 함으로써 보행의 편의성을 높여준다. Deshaies et al.(2011)은 바(bar) 타입의 중족골 패드를 전장 인솔(full length insoles)에 부착하였을 때 돔(dome) 타입의 중족골 패드에서보다 더 큰 최대 평균 족저압의 감소 효과가 있다고 하였으며, Owings, Woerner, Frampton, Cavanagh & Botek(2008)은 중족골 바가 있는 맞춤형 인솔과 일반 맞춤형 인솔에서 측정된 중족에서의 부하 감소를 비교하였을 때 중족골 바가 있는 맞춤형 인솔에서 부하의 감소가 더욱 지속되었다고 하였다.

최근 헬스케어에 대한 관심이 높아지면서 기능성 향상을 강조한 신발에 대한 연구들이 많이 진행되고 있다. Romkes, Rudmann와 Reinald(2006)는 일반 신발과 불안정성 신발을 신고 보행했을 때의 발목 관절과 하지근육의 활성도를 비교하여 기능성 신발이 보행에 있어 긍정적인 효과를 미친다고 하였으며, 이러한 기능성 신발에서의 생체학적, 근신경계 변화 또한 연구되었다(Nigg, Hintzen & Ferber, 2006). Park, An와 Lee(2006)는 기능성 신발의 장기간 착용이 직립자세 및 보행 역학에 변화를 가져온다고 하였으며, Lee와 Sung(2008)은 운동학적 분석과 발의 압력분포, EMG 분석을 통해 기능성 신발과 일반 신발과의 차이점을 보고 하였다. An, Kim와 Lee(2007)는 신발 아웃솔(outsole)의 굴곡 형태에 따른 하지근육활동의 특성과 보행 패턴의 비교 연구를 통해 최적의 신발 굴곡형태를 연구하였으며, Erdemir et al.(2005)은 유한 요소 모델(finite element models)을 이용하여 특정 부위에 가해지는 부하를 경감시킬 수 있는 신발 디자인에 대해 연구하였다.

효율적인 보행을 위한 기능성 신발 개발에 있어 고려해야 하는 중요한 요소 중에 하나는 솔(sole)이며 그 중에서도 신발의 아웃솔은 신발에 가해줄 수 있는 변화에 있어 가장 기본이 된다고 할 수 있다. 이러한 아웃솔의 형태는 보행 시 하지 근 활성도와 족저압력 분포에 영향을 미치기 때문에 장시간의 보행에서도 발과 근육에 무리를 주지 않으면서 편안하게 걸을 수 있도록 하는 기능성 신발 연구에서 신발의 아웃솔 변형에 따른 생체역학적인 보행 특성을 분석해야 한다.

이에 본 연구에서는 일반 신발(Normal Shoes, NS)과 신발의 아웃솔과 미드솔(midsole) 사이에 중족골 바가 위치한 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발(Metatarsal Bar Shoes, MBS)을 착용하고 걸었을 때 나타나는 하지 근 활성도와 족저압력 분포를 측정하고 이를 생체역학적으로 비교 분석하여 기능성 신발의 효과를 평가하였다.

## II. 연구방법

### 1. 연구 대상자

본 연구에서는 하지의 근골격계에 질병이나 부상을 입은 적이 없고 족부 변형이 없어 정상적인 보행에 문제가 없는 20대의 여성 10명을 대상으로 실험을 진행하였다. 연구 대상자의 신체적 특성은 평균 연령 23.9±1.2 year, 평균 신장 162.8±4.8 cm, 평균 체중 51.3±3.6 kg, 평균 발 사이즈 224.5±4.2 mm이다. 연구에 참가한 모든 연구대상자에게 실험 전 실험 목적과 실험 절차에 대해 충분히 설명하였으며 동의서를 작성 후 실험을 실시하였다.

### 2. 실험 도구 및 절차

#### 1) 전족부 굴림 구조를 가진 기능성 신발

본 연구에서 사용된 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발은 걸감과 안감이 합성피혁과 mesh 원단으로 구성된 갑피(upper)와 파이론(Phylon) 재질의 미드솔 본체를 기본구성으로 하고 고무(rubber)재질의 아웃솔에서 발의 중족골부에 해당하는 부분에서 발의 좌우 폭 방향으로 길게 형성된 돌출부에 덧담부(padded part)가 추가적으로 접착 구성되는 것을 특징으로 하는 신발 밑창을 갖는다. 덧담부에는 중족골 바가 발의 좌우 방향으로 길게 형성되어 있다. 중족골 바 부분에는 밑창 내부의 일부가 제거된 상태에서 발바닥과 면하는 위쪽으로 중족골 바에 가해지는 압력을 분산, 완화하기 위한 부드러운 탄성재(elastics)를 추가적으로 구성한다. 전족부와 중족골 바 사이에 위치한 중족골 바는 발의 폭 방향으로 위치하고 발의 길이 축으로 절단한 상태에서 볼 때 후방부가 전방부에 비해 더욱 두껍게 형성되며 끝단 부근까지 두꺼운 형태가 유지되어 볼록한 곡선형 바닥인 전족 라커(forefoot rocker)를 이루게 된다(Figure 1)(대한민국 특허: 등록번호10-0995491, 2010년).

기능성 신발에서의 물성 테스트에 따른 각 부의 경도를 살펴보면 인솔은 46도, 미드솔은 64도, 아웃솔은 85도였다(Figure 2(a)).

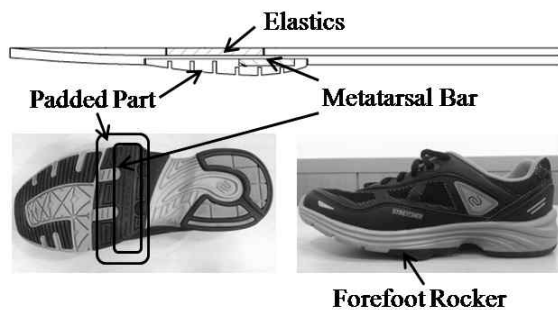


Figure 1. Structure characteristics of metatarsal bar shoes

#### 2) 일반 신발

본 연구에서는 기능성 신발의 평가를 위하여 갑피의 재료 구성, 인솔, 미드솔, 아웃솔의 재료와 경도를 고려하여 기능성 신발과 가장 비슷한 조건의 타사 제품을 비교군으로 선정하였다(Figure 2(b)). 일반 신발에서의 물성 테스트에 따른 각 부의 경도는 인솔은 41도, 미드솔은 61도, 아웃솔은 83도였으며 각 부를 구성하는 재질의 원재료가 똑같았기 때문에 물성에는 차이가 없었다.

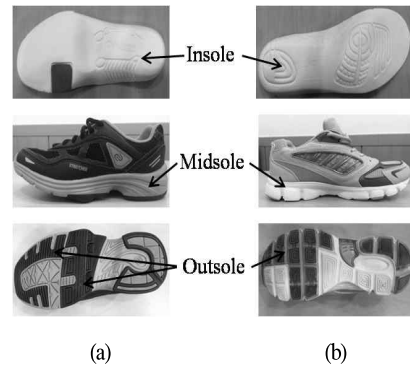


Figure 2. Testing Shoes (a) Metatarsal Bar Shoes(MBS),(b) Normal Shoes(NS)

실험에 사용된 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발과 일반 신발의 사이즈는 모두 230 mm에서 240 mm로 하여 피험자가 자신의 발에 맞는 신발을 신고 걸을 수 있게 하였다.

#### 3) 실험 장비 및 실험 방법

본 연구는 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발의 생체역학적 특성을 평가하기 위해 신발을 신고 걸을 때 나타나는 근전도와 족저압력 분포를 측정하였다. 근전도 데이터는 <Figure 3>에 보이는 바와 같이 Bignoli 8 System(Delsys Inc., USA)를 사용하여 측정되었다. 하지 근 활성화 분석을 위해 양쪽 다리의 대퇴직근(rectus femoris, RF), 대퇴이두근(biceps femoris, BF), 전경골근(tibialis anterior, TA), 내측비복근(gastrocnemius medial head, GM)에 DE-3.1 surface electrode(Delsys Inc., USA)가 부착되었다. 전극은 이중 차등(double differential) 전극으로 3개의 순은 막대가 10 mm 간격으로 나란히 배열되어 있으며, 양쪽 끝 두 개는 활성전극(active electrode), 가운데 하나는 기준 전극(reference electrode)으로 구성되어 있다.

족저압력 분포 데이터는 <Figure 4>와 같이 Pedar-X System(Novel GmbH, Germany)을 사용하여 수집되었다. 각 인솔은 99개의 정전 용량 센서로 구성되어 있으며 초당 100 Hz의 샘플 속도로 센서에서 측정된 압력 데이터는 무선 블루투스 시스템 형식으로 전송되어 컴퓨터에 저장된다. 이 시스템의 재현성에 대한 내용은 이전 연구에서 상세하게 연구되었다(Putti, Arnold, Cochrane & Abboud, 2007).



Figure 3. Bignoli-8 EMG System



Figure 4. Pedar-X System

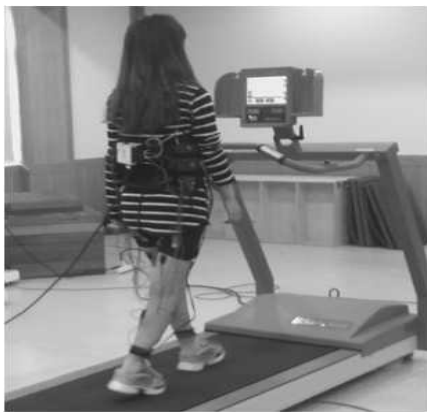


Figure 5. Plantar pressure and EMG measurement

모든 피험자는 Gait Trainer 트레드밀(BIODEX, USA)에서 일반 신발과 중족골 바를 이용한 기능성 신발을 착용하고 3 km/h의 속도로 1분 동안 보행하였다(Figure 5). Ryu, Choi, Choi와 Chung(2006)은 20대의 젊은 여성의 평균 보행 속도가 1.08±0.14 m/s라고 하였으며, 본 연구에서는 기존 연구의 보행 속도를 참고하여 모든 피험자들이 평소와 같이 편안하게 걸을 수 있는 보행 속도를 선정하였다. 실험 전 피험자에게 신발을 착용시킨 후 실험 조건과 같은 속도로 5분간 걷게 하여 실험 시 일반 신

발과 기능성 신발에서 자연스럽게 걸을 수 있도록 하였다. 보행 시 나타날 수 있는 피험자의 피로를 방지하기 위해, 실험 간 5분간의 휴식을 취하였다.

### 3. 자료 분석

측정된 근전도 신호는 EMGwork 3.5 signal acquisition software(Delsys Inc., USA)를 통해 분석되었다. 근전도 신호는 1kHz로 샘플링 하였으며 Bandwidth는 0-450 Hz로 하였다. 근력의 크기는 정류시킨 근전도 신호(rectified EMG)를 근 수축 지속시간에 대하여 적분하는 IEMG(Integrated EMG)값으로 분석하였다.

실험 조건에 따라 측정된 족저압력 분포 분석을 위해 Pedar-X Insole Software(Novel GmbH, Germany)를 사용하여 전족부(Forefoot, FF), 중족부(Midfoot, MF), 후족부(Rearfoot, RF), 제1 중족골부(1st Metatarsal, 1st MT), 제2-3중족골부(2-3th Metatarsal, 2-3th MT), 제4-5중족골부(4-5th Metatarsal, 4-5th MT)로 나누어 영역(mask)을 생성하였으며(Figure 6), 최대 힘(maximum force), 접촉 면적(contact area), 최대 압력(peak pressure), 평균 압력(mean pressure)을 비교하였다.

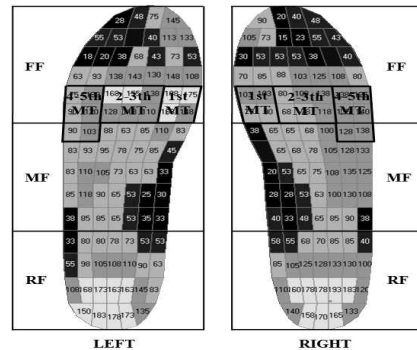


Figure 6. Plantar pressure measurement mask

### 4. 통계 처리

기능성 신발 착용에 따른 족저압력 분포와 근전도의 차이를 알아보기 위해 통계 프로그램 SPSS 18.0(Chicago, IL)을 사용하였다. 다변량분산분석(multivariate analysis of variance, MANOVA)을 실시하여 유의 수준  $p < .05$ 에서 통계적 유의성을 검증하였다.

## III. 결 과

### 1. 근전도(EMG : Electromyography)

전족부 굴림 구조를 가진 기능성 신발 착용이 보행 시 하지

근 활성도에 어떠한 영향을 미치는지를 평가하기 위해 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근의 근 활성도를 측정하였다.

실험 조건에 따른 NS와 MBS에서의 근 활성도 측정 결과를 살펴보면 RF에서는 NS와 MBS 각각 왼쪽의 근 활성도가  $37.19 \pm 8.36 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $24.44 \pm 1.04 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$  ( $p=0.000$ ), 오른쪽의 근 활성도가 NS와 MBS 각각  $38.50 \pm 7.71 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $26.48 \pm 1.02 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$  ( $p=0.000$ )로 감소하였으며, BF에서도 왼쪽의 근 활성도가 NS와 MBS 각각  $31.19 \pm 7.59 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $19.40 \pm 9.03 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$  ( $p=0.000$ ), 오른쪽의 근 활성도가 NS와 MBS 각각  $19.72 \pm 6.38 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $12.30 \pm 4.87 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$  ( $p=0.002$ )로 MBS에서 모두 유의하게 감소하였다. 또한, TA에서도 왼쪽의 근 활성도가 NS와 MBS 각각  $31.21 \pm 8.29 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $23.92 \pm 8.36 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$  ( $p=0.023$ ), 오른쪽의 근 활성도가 NS와 MBS 각각  $34.08 \pm 8.67 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $25.94 \pm 9.02 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$  ( $p=0.019$ ), GM에서도 왼쪽의 근 활성도가 NS와 MBS 각각  $27.30 \pm 8.79 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $18.00 \pm 6.89 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ , 오른쪽의 근 활성도가 NS와 MBS 각각  $28.93 \pm 9.23 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 에서  $19.80 \pm 7.36 \mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ 로 RF와 BF에서의 결과와 같이 MBS를 착용하였을 때 모두 유의하게 감소하였다(Figure 7, Table 1).

Table 1. Result of EMG measurement (unit:  $\mu\text{Vrms} \cdot \text{sec}$ )

		NS	MBS	p-value
RF	Left	$37.19 \pm 8.36$	$24.44 \pm 1.04$	0.000*
	Right	$38.50 \pm 7.71$	$26.48 \pm 1.02$	0.000*
BF	Left	$31.19 \pm 7.59$	$19.40 \pm 9.03$	0.000*
	Right	$19.72 \pm 6.38$	$12.30 \pm 4.87$	0.002*
TA	Left	$31.21 \pm 8.29$	$23.92 \pm 8.36$	0.023*
	Right	$34.08 \pm 8.67$	$25.94 \pm 9.02$	0.019*
GM	Left	$27.30 \pm 8.79$	$18.00 \pm 6.89$	0.001*
	Right	$28.93 \pm 9.23$	$19.80 \pm 7.36$	0.008*

□M±SD, \*significant difference between NS and MBS at  $p < .05$

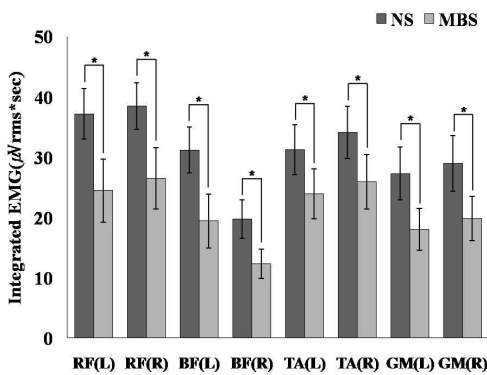


Figure 7. Results of EMG measurement

## 2. 족저압력 분포(Distribution of plantar pressure)

중족골 바 형태의 전족부 라커 신발이 보행 시 족저압력 분포에 어떠한 영향을 미쳤는지를 평가하기 위해 전족부, 중족부, 후족부, 제1중족골부, 제2-3중족골부, 제4-5중족골부에서의 최대 힘(maximum force), 접촉 면적(contact area), 최대 압력(peak pressure), 평균 압력(mean pressure)을 분석하였다.

실험 조건에 따른 NS와 MBS에서의 최대 힘의 결과를 비교해 보면 FF에서는 NS와 MBS 각각  $360.00 \pm 66.30 \text{ N}$ 에서  $350.19 \pm 71.35 \text{ N}$ , RF에서는 NS와 MBS 각각  $352.12 \pm 44.20 \text{ N}$ 에서  $337.98 \pm 55.57 \text{ N}$ , 1st MT에서는 NS와 MBS 각각  $87.60 \pm 28.32 \text{ N}$ 에서  $78.52 \pm 27.67 \text{ N}$ , 2-3th MT에서는 NS와 MBS 각각  $104.67 \pm 13.54 \text{ N}$ 에서  $90.11 \pm 12.62 \text{ N}$  ( $p=0.000$ ), 4-5th MT에서는 NS와 MBS 각각  $100.69 \pm 17.03 \text{ N}$ 에서  $79.09 \pm 11.81 \text{ N}$  ( $p=0.000$ )으로 나타났으며, MBS를 착용했을 때 각 영역에서의 최대 힘이 감소하였지만, MF에서는 NS와 MBS 각각  $170.22 \pm 13.98 \text{ N}$ 에서  $242.77 \pm 34.83 \text{ N}$  ( $p=0.000$ )으로 최대 힘이 유의하게 증가한 것을 알 수 있다(Figure 8, Table 2).

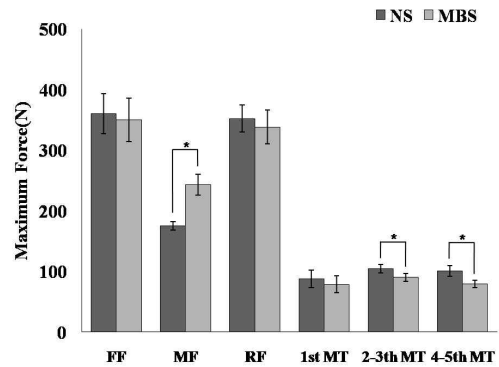


Figure 8. Maximum force

접촉 면적에서의 결과를 살펴보면 FF에서는 NS와 MBS 각각  $51.22 \pm 11.06 \text{ cm}^2$ 에서  $51.81 \pm 11.30 \text{ cm}^2$ , MF에서는 NS와 MBS 각각  $30.64 \pm 5.62 \text{ cm}^2$ 에서  $44.04 \pm 7.30 \text{ cm}^2$  ( $p=0.000$ ), RF에서는 NS와 MBS 각각  $39.38 \pm 7.27 \text{ cm}^2$ 에서  $41.49 \pm 9.07 \text{ cm}^2$ , 1st MT에서는 NS와 MBS 각각  $8.20 \pm 2.62 \text{ cm}^2$ 에서  $8.36 \pm 2.58 \text{ cm}^2$ , 2-3th MT에서는 NS와 MBS 각각  $11.83 \pm 3.26 \text{ cm}^2$ 에서  $11.87 \pm 3.30 \text{ cm}^2$ , 4-5th MT에서는 NS와 MBS 각각  $11.59 \pm 3.26 \text{ cm}^2$ 에서  $12.38 \pm 3.41 \text{ cm}^2$ 로 MBS를 신고 걸었을 때 전체적인 접촉면적이 증가하였으며, MF에서의 접촉면적이 다른 영역의 접촉면적에 비해 유의하게 증가하였다는 것을 확인할 수 있다(Figure 9, Table 2).

실험 조건에 따른 NS와 MBS에서의 최대 압력에 대한 결과를 살펴보면 FS를 착용하고 걸었을 때 최대 압력이 FF에서는 NS와 MBS 각각  $255.78 \pm 56.20 \text{ kPa}$ 에서  $255.53 \pm 69.90 \text{ kPa}$ , MF에서는 NS

Table 2. Distribution of Plantar Pressure

		NS	FS	p-value			NS	FS	p-value
Maximum force (N)	FF	360.00 ±66.3	350.19 ±71.35	0.526	Contact area (cm <sup>2</sup> )	FF	51.22 ±11.06	51.81 ±11.30	0.819
	MF	170.22 ±13.98	242.77 ±34.83	0.000*		MF	30.64 ±5.62	44.04 ±7.30	0.000*
	RF	352.12 ±44.20	337.98 ±55.57	0.068		RF	39.38 ±7.27	41.49 ±9.07	0.252
	1st MT	87.60 ±28.32	78.52 ±27.67	0.101		1st MT	8.20 ±2.62	8.36 ±2.58	0.767
	2-3th MT	104.67 ±13.54	90.11 ±12.62	0.000*		2-3th MT	11.83 ±3.26	11.87 ±3.30	0.954
	4-5th MT	100.69 ±17.03	79.09 ±11.81	0.000*		4-5th MT	11.59 ±3.26	12.38 ±3.41	0.231
Peak pressure (kPa)	FF	255.78 ±56.20	255.53 ±69.90	0.531	Mean pressure (kPa)	FF	36.59 ±6.32	35.51 ±6.54	0.531
	MF	172.02 ±32.74	138.50 ±26.13	0.000*		MF	19.26 ±2.18	26.49 ±2.70	0.000*
	RF	185.38 ±19.35	174.78 ±19.26	0.001*		RF	51.90 ±4.19	49.70 ±6.07	0.001*
	1st MT	210.56 ±19.35	175.65 ±61.90	0.009*		1st MT	84.07 ±25.94	75.03 ±26.50	0.080
	2-3th MT	165.60 ±14.81	147.83 ±14.98	0.000*		2-3th MT	64.98 ±5.10	57.09 ±6.74	0.000*
	4-5th MT	178.25 ±45.41	128.80 ±16.04	0.000*		4-5th MT	64.55 ±12.73	50.75 ±8.85	0.000*

∞M±SD, \*significant difference between NS and MBS at p<.05

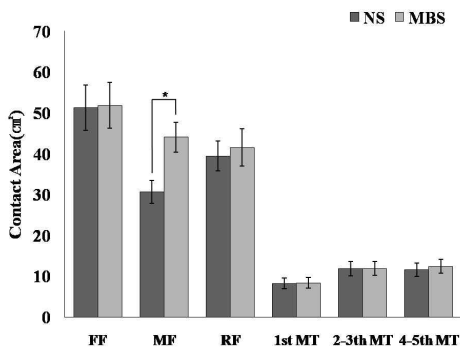


Figure 9. Contact area

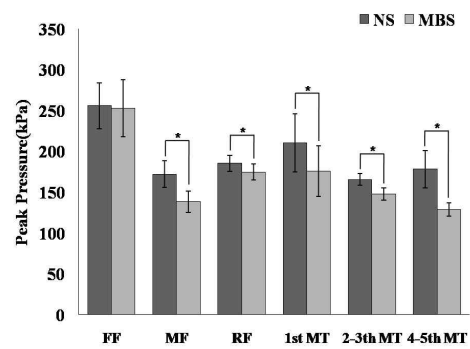


Figure 10. Peak pressure

와 MBS 각각 172.02±32.74 kPa에서 138.50±26.13 kPa(p=0.000), RF에서는 NS와 MBS 각각 185.38±19.35 kPa에서 174.78±19.26 kPa(p=0.001), 1st MT에서는 NS와 MBS 각각 210.56±19.35 kPa에서 175.65±61.90 kPa(p=0.009), 2-3th MT에서는 NS와 MBS 각각 165.60±14.81 kPa에서 147.83±14.98 kPa(p=0.000), 4-5th MT에서는 NS와 MBS 각각 178.25±45.41 kPa에서 128.80±16.04 kPa(p=0.000)로 감소한 것을 알 수 있으며 FF 영역을 제외한 모든 영역에서 통계적 유의성이 있었다(Figure 10, Table 2).

실험 조건에 따른 NS와 MBS에서의 평균 압력에 대한 결과를 살펴보면 MBS를 착용하고 걸었을 때 FF에서는 NS와 MBS

각각 36.59±6.32 kPa에서 35.51±6.54 kPa, RF에서는 NS와 MBS 각각 51.90±4.19 kPa에서 49.70±6.07 kPa(p=0.001), 1st MT에서는 NS와 MBS 각각 84.07±25.94 kPa에서 75.03±26.50 kPa, 2-3th MT에서는 NS와 MBS 각각 64.98±5.10 kPa에서 57.09±6.74kPa(p=0.000), 4-5th MT에서는 NS와 MBS 각각 64.55±12.73 kPa에서 50.75±8.85 kPa(p=0.000)로 평균 압력이 NS를 착용했을 때보다 감소하는 것을 알 수 있으며, MF에서는 다른 영역에서의 평균 압력 패턴과는 달리 NS와 MBS 각각 19.26±2.18 kPa에서 26.49±2.70 kPa(p=0.000)로 압력이 유의하게 증가하였다는 것을 확인할 수 있다(Figure 11, Table 2).

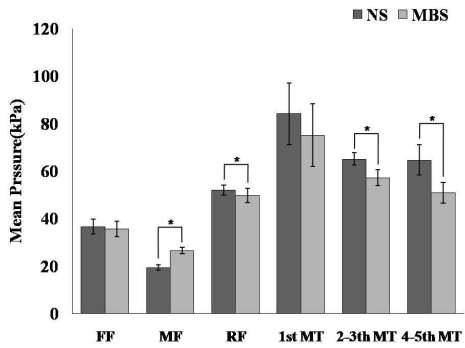


Figure 11. Mean pressure

#### IV. 논 의

본 연구의 결과에서 실험 조건에 따른 일반 신발과 신발의 아웃솔과 미드솔 사이에 중족골 바가 위치한 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발에서의 족저압력 분포를 살펴보면 전족부 굴뚝 구조를 가진 기능성 신발을 착용하였을 때 최대 힘이 중족부에서는 유의하게 증가하지만 다른 영역에서는 감소하는 패턴을 보였으며, 제2-3중족골부, 제4-5중족골부에서는 통계적으로도 유의한 차이를 보이는 것을 확인하였다. Jacob와 Zollinger(1992)의 연구에서 입각기의 발끝밀기(push-off) 단계에서 제1중족골부와 제2중족골부의 힘의 분포가 높게 나타난다고 하였기 때문에 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발에서의 제1중족골부와 제2-3중족골부의 최대 힘의 감소는 신발의 기능성 평가에 있어 상당히 중요한 의미가 있다고 할 수 있다. 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발을 착용하였을 때 중족부에서의 접촉 면적은 유의하게 증가하였으며, 전족부, 후족부, 제1중족골부, 제2-3중족골부, 제4-5중족골부 영역에서의 접촉면적 또한 증가하는 것으로 나타나 신발의 아웃솔과 미드솔 사이에 위치한 중족골 바와 중족골두에 가해지는 압력을 분산하고 완화시키는 탄성체(elastics)가 있는 기능성 신발이 보행 시 발의 압력을 고르게 분포시킨다는 것을 알 수 있다(Figure 12).

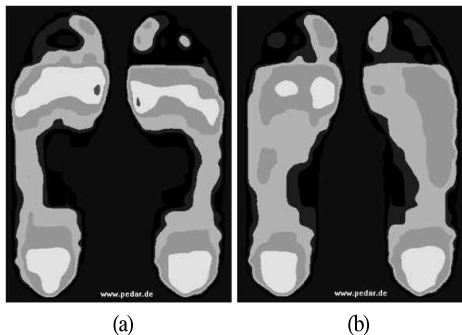


Figure 12. Plantar pressure distribution pattern (a) Normal Shoes(NS), (b) Metatarsal Bar Shoes(MBS)

최대 압력은 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발을 착용하고 걸었을 때 중족부, 후족부, 제1중족골부, 제2-3중족골부, 제4-5중족골부에서 유의하게 감소하였는데 측정된 모든 영역에서 발생하는 최대 압력의 감소는 발의 전체적인 접촉면적이 증가하면서 나타나는 것으로 사료된다. Hayafune, Hayafune와 Jacob(1999)는 전족이 지면에 닿게 되는 말기 입각기(terminal stance)에 제1중족골두, 제2-3중족골두에서 높은 압력이 발생한다고 보고하였으며, Morag와 Cavanagh(1999)는 이러한 높은 압력은 발의 불편함을 유발할 수 있다고 하였다. 실험 결과와 같이 이 영역에서 압력이 감소하였다는 것은 신발의 아웃솔과 미드솔(midsole) 사이에 위치한 중족골 바가 보행 시 발생할 수 있는 족저 조직의 스트레스(plantar tissue stress)를 줄여주면서 지속된 압력으로 인한 통증 완화에도 도움을 줄 수 있다는 것을 나타낸다. 평균 압력은 전족부, 후족부, 제1중족골부, 제2-3중족골부, 제4-5중족골부에서는 감소하였으며 후족부, 제2-3중족골부, 제4-5중족골부에서는 통계적인 유의성이 있었다. 반면에, 중족부에서의 평균압력은 다른 영역에서와는 달리 유의하게 증가하였는데 이러한 변화는 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발의 구조적 특성으로 인해 증가한 중족부에서의 접촉 면적 증가와 연관된 것으로 판단된다.

현재까지 신발의 형태에 따른 기능성 신발에 관한 연구에서 보행 시 나타나는 하지 근 활성화도에 대한 연구는 많이 부족한 실정이다. 기존의 연구를 살펴보면, Romkes et al.(2006)과 Nigg et al.(2006)은 기능성 신발을 신고 보행 시 하지 근 활성화도가 증가한다고 하였지만, Sacco et al.(2012)는 기능성 신발을 신고 걸었을 때 오히려 하지 근 활성화도가 감소한다고 하였다.

본 연구에서의 근 활성화도에 대한 결과를 살펴보면 일반 신발과 신발의 아웃솔과 미드솔 사이에 중족골 바가 위치한 기능성 신발을 착용하고 걸었을 때 양측 하지에서 측정된 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근의 근 활성화도가 모두 유의하게 감소하였다. 본 연구에서 착용한 기능성 신발이 중족골 바에 의해 형성되는 볼록한 곡선형 바닥인 전족 라커 구조를 이루기 때문에 발뒤꿈치 들기 단계에서 발끝밀기 단계로의 진행이 더욱 용이하며, 신발의 중족골두 부분에 위치한 탄성체로 인해 추진 단계에서 중족골두가 더 아래쪽으로 이동하면서 족저굴곡을 심화시켜 발에 축적된 근육의 탄력을 이용하여 더 효율적으로 앞발을 지면을 밀게 한다. 이로 인해 내측비복근의 활성화도가 감소하게 되며 이러한 내측비복근의 활성화도 감소는 전-유각기(pre-swing)와 초기 유각기(initial swing)에서 활성화되는 대퇴직근, 중간유각기(mid swing) 이전 동안에 수축하며 말기유각기(terminal swing) 초기에 이르러 근 활성성이 최고점에 도달하는 대퇴이두근, 전-유각기의 1/2후에 지속적으로 족관절 배측굴곡(dorsiflexion)을 제공하는 전경골근에도 영향을 미치는 것으로 사료된다. 기능성 신발에 대한 아웃솔 변형에 따른 실험

결과를 통해 신발의 아웃솔과 미드솔 사이에 중족골 바가 위치한 기능성 신발이 전족 라커를 형성하면서 하지 근육의 활성도를 지속적으로 완화시키고 이완시켜 장시간의 보행으로 인해 발생하는 근육의 피로도를 줄여주고 보행 시 사용되는 에너지 효율성에 있어서도 긍정적인 영향을 미쳐 더욱 효율적인 보행을 하는데 있어 많은 도움을 줄 수 있다고 판단된다.

## V. 결 론

본 연구에서는 신발의 아웃솔과 미드솔 사이에 중족골 바가 위치한 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발과 일반 신발을 착용 후 보행하였을 때 나타나는 하지 근 활성도와 족저압력 분포를 측정하고 이를 생체역학적으로 분석하여 기능성 신발을 평가하였다.

족저압력 분포는 전족부, 중족부, 후족부, 제1중족골부, 제2-3중족골부, 제4-5중족골부로 영역을 나누어 측정하였으며 각 영역에 따른 최대 힘, 접촉 면적, 최대 압력, 평균 압력을 비교 분석하였다. 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발을 착용하였을 때 중족부에서의 최대 힘, 접촉 면적, 최대 압력, 평균 압력은 모두 유의한 차이를 보였으며, 보행에서의 추진 시 발생하는 제1중족골부와 제2-3중족골부에서의 최대 힘, 최대 압력, 평균 압력이 모두 감소하여 신발의 아웃솔과 미드솔 사이에 중족골 바가 위치한 기능성 신발이 보행 시 나타나는 중족골두에서의 높은 압력을 분산시키고 충격을 흡수하는데 있어 도움을 줄 수 있을 것으로 판단된다. 또한, 측정된 모든 영역에서의 접촉 면적이 증가하였기 때문에 보행 시 발의 좌우 균형과 힘의 배분을 더욱 적절하게 조절되면서 자세 및 보행 안정성에도 긍정적인 영향을 미칠 것으로 판단된다.

보행 시 측정된 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근의 근 활성도는 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발을 착용하였을 때 모두 유의하게 감소하였다. 이는 중족골 바가 발의 중족골부에 해당하는 부분에 발의 폭 방향으로 위치하고 전방부에 비해 후방부에 더욱 두껍게 형성되어 있는 기능성 신발의 구조적 특성에 의해 나타나는 것으로 운동 시에 더욱 효율적으로 지면을 밀면서 추진을 할 수 있게 하며, 종아리에 가해지는 많은 힘과 피로도를 지속적으로 감소시켜 더욱 효율적이면서도 편안한 보행을 하게 하는데 있어 도움이 될 것이라고 사료된다.

본 연구는 중족골 바 형태의 전족부 라커 신발의 착용에 따른 생체역학적 보행 특성을 평가하기 위한 것으로 족저압력 분포와 근 활성도를 분석하였다. 추후 연구에서는 신발의 기능성을 향상하기 위하여 중족골 바의 축 방향과 크기를 다르게 하여 신발에 적용하였을 때의 보행 주기에 따른 세부적인 생체역학적 분석에 관한 연구를 수행하고자 한다.

## 참고문헌

- An, S. Y., Kim, S. 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.
- 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.(2001). Influence of Shoe Shape and Gait Characteristics on feet Discomforts according to Women's Foot Type. *The Costume Culture Association*, 10(3), 306-317.
- Deshaies, A., Roy, P., Symeonidis, P. D., LaRue, B., Murphy, N., & Anctil, É.(2011). Metatarsal bars more effective than metatarsal pads in reducing impulse on the second metatarsal head. *The Foot*, 21(4), 172-175.
- Erdemir, A., Saucerman, J. J., Lemmon, D., Loppnow, B., Turso, B., Ulbrecht, J. S., Cavanagh, P. R.(2005). Local plantar pressure relief in therapeutic footwear: design guidelines from finite element models. *Journal of Biomechanics*, 38(9), 1798-1806.
- Fuhrmann, R. A., Roth, A., & Venbrocks, R. A.(2005). Metatarsalgia. Differential diagnosis and therapeutic algorithm. *Orthopade*, 34(8), 769-772.
- Hayafune, H., Hayafune, Y., & Jacob, H. A. C.(1999). Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *The Foot*, 9(2), 88-92.
- Jacob, H. A. C., & Zollinger, H.(1992). Biomechanics of the foot-forces in the forefoot during walking and their clinical relevance. *Orthopade*, 21(1), 75-80.
- Landry, S. C., Nigg, B. M., & Tecante, K. E.(2010). Standing is an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. *Gait & Posture*, 32(2), 215-219.
- Lee, C. H., & Sung, B. J.(2008). Biomechanical analysis according to the types of shoe and speed. *The Korean Journal of Physical Education*, 47(2), 421-433.
- Lee, C. H.(2009). Kinetic Difference between Normal-design Running Shoes and Spring-loaded Running Shoes. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 19(3), 581-592.



- Menz, H. B., & Sherrington, C.(2000). The footwear assessment form; a reliable clinical tool to assess footwear characteristics of relevance to postural stability in older adults. *Clinical Rehabilitation*, 14(6), 657-664.
- Morag, E., & Cavanagh, P. R.(1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 359-370.
- Murley, G. S., Landorf, K. B., Menz, H. B., & Bird, A. R.(2009). Effect of foot posture, foot orthoses and footwear on lower limb muscle activity during walking and running: a systematic review. *Gait & Posture*, 29(2), 172-187.
- Nigg, B. Hintzen, S., Ferber R.(2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82-88.
- O'Malley, N. T., FitzPatrick, D., Quinlan, J., & O'Rourke, S. K.(2006). Assessment of the influence of shoe design on lumbar spine motion. *Journal of Biomechanics*, 39(1), 542-543.
- Owings, T. M., Woerner, J. L., Frampton, J. D., Cavanagh, P. R., & Botek, G.(2008). Custom therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief. *Diabetes Care*, 31(5), 839-844.
- Park, K. R., An, S. Y., & Lee, K. K.(2006). Effects of 12-week Wearing of the Unstable Shoes on the Standing Posture and Gait Mechanics. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 16(3), 165-172.
- Park, S. B., Lee, K. D., Kim, D. W., Yoo, J. H., Kim, K. H., An, C. S., & Lee, T. Y.(2010). Biomechanical Analysis of Trail Running Shoes Applied to Korean Shoe-Lasts. *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(2), 221-230.
- Park, S. B., Lee, K. D., Kim, D. W., Yoo, 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.
- Perry, J.(1992). *Gait Analysis: normal and pathological function*. New Jersey: SLACK, INC.
- Putti, A. B., Arnold, G. P., Cochrane, L., & Abboud, R. J.(2007). The Pedar in-shoe system: repeatability and normal pressure values. *Gait & Posture*, 25(3), 401-405.
- Ramanathan, A. K., Kiran, P., Arnold, G. P., Wang, W., & Abboud, R. J.(2010). Repeatability of the Pedar-X in-shoe pressure measuring system. *Foot and Ankle Surgery*, 16(2), 70-73.
- Romkes, J., Rudmann, C., & Reinald, B. R.(2006). Change in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 75-81.
- Ryu, T., Choi, H. S., Choi, H., & Chung, M. K.(2006). A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for estaglishing Korean gait reference data. *Industrial Ergonomics*, 36, 1023-1030.
- Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M.(2000). Energy aspects associated with sport shoes. *Sportverletz Sportschaden*, 14(3), 82-89.
- Wilson, M., Rome, K., Hodgson, D., & Ball, P.(2008). Effect of textured foot orthotics on static and dynamic postural stability in middle-aged females. *Gait & Posture*, 27(1), 36-42.