

Effects of Forefoot Rocker Bottom shoes with Metatarsal Bar on gait during the stance phase of human walking

Ji-Yong Jung¹, In-Sik Park^{1,2}, Yonggwan Won³, Dae-Kyu Kwon^{4,5}, Jung-Ja Kim^{4,5}

¹Department of Healthcare Engineering, Graduate School of Chonbuk National University, Jeonju, 567-756

²Biomechanics Co., Ltd, Goyang, 410-722

³School of Electronics and Computer Engineering, College of Engineering, Chonnam University, Gwangju, 500-757

⁴Division of Biomedical Engineering, College of Engineering, Chonbuk National University, Jeonju, 567-756

⁵Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National University, Jeonju, 567-756

ABSTRACT

Objective: The aim of this study was to investigate the effects of forefoot rocker bottom shoes with metatarsal bar on gait during the stance phase of human walking. **Background:** In recent years, many studies related to various functional shoes have been conducted. One of the most important factors in developing the functional shoes for more efficient gait is the shoe outsole. As metatarsal bar transform the shape of the outsole as well as take forefoot rocker, more specific research related to the effects of shoe outsole structure and metatarsal bar on gait is needed. **Method:** Ten healthy young females participated in this study as the subjects. Each subject walked on a treadmill at a speed of 3km/h for 1 minute while under the following conditions: (1) with normal shoes and (2) with forefoot rocker bottom shoe with metatarsal bar. Muscle activities of four muscles (rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior, and medial gastrocnemius) were acquired by the surface electrodes, and these data were rectified and normalized to the average activity to determine relative changes in muscles during walking. Also, plantar pressure distributions were obtained by using the Pedar Insole-system and various pressure parameters (force, peak pressure, and mean pressure) were analyzed during the stance phase of walking. **Results:** Muscle activity in rectus femoris, biceps femoris, and medial gastrocnemius decreased significantly ($p < 0.05$) from initial contact to terminal stance while tibialis anterior activity decreased insignificantly during initial contact and loading response, and medial gastrocnemius activity increased during terminal stance when wearing forefoot rocker bottom shoe with metatarsal bar. The force and mean pressure increased significantly ($p < 0.05$) while peak pressure decreased significantly ($p < 0.05$) during the stance phase of gait. **Conclusion:** The structure of the forefoot rocker bottom shoe with metatarsal bar can help to push the ground efficiently during walking and to walk more comfortably by reducing the fatigue of muscle and relieving the peak pressure. **Application:** This paper might help to design the structure of shoes and evaluate various functional shoes for more efficient gait.

Keywords: Forefoot rocker bottom shoe, Metatarsal bar, Muscle activity, Plantar pressure, Stance phase

1. Introduction

신발은 일상 생활에서 걸을 때 나타나는 발과 지면 사이의 접촉에서 충격을 흡수하고 발의 안정성을 증가시킬 뿐만 아니라 선 상태와 이동 상태에서는 발을 보호하고 지지하는 역할을 수행하여 지속적으로 효율적인 보행을 유지할 수 있게 도와준다. 일반적으로, 걷거나 운동할 때 사용되는 신발들은 자세와 보행을 안정시키고 발에 가해지는 높은

압력을 감소시키는데 목적을 두고 설계되어진다(Demura et al., 2012).

최근 기능성 향상을 강조한 다양한 신발에 관한 연구들이 많이 진행되어져 왔으며, 이러한 기능성 신발의 효율성 평가에 있어 신발이 미치는 생체역학적인 영향에 대해 분석하는 것은 매우 중요하다고 할 수 있다(Myers et al., 2006). 기능성 신발 착용에 따른 족저압력 분포의 특성은 중족과 후족에서의 최대 압력이 각각 21%, 11%로 감소하는 경향을 보이고(Stewart et al., 2007), 관절 모멘트(joint moment)와 압력

중심(center of pressure)에서도 기능성 신발에 의해 성별에 따른 유의한 차이가 발생하게 되며 이러한 관절에서의 변화는 발목의 시상면에서 가장 유의하게 나타난다(Nigg et al., 2010). 또한, 운동학적, 운동역학적, 근 활성화 특성을 변화시켜 보행에 있어 긍정적인 영향을 미치게 된다 (Nigg et al., 2006).

기능성 신발 개발에 있어 신발의 아웃솔(outsole) 형태는 반드시 고려해야 하는 중요한 요소 중에 하나로 이러한 신발의 외부 변형은 입각기(stance phase)와 유각기(swing phase)에서의 보행 특성에 직접적으로 영향을 미치게 된다. 중족골 바(metatarsal bar)는 신발의 아웃솔에 위치하여 신발의 형태를 외부적으로 변형시키는 장치로 그 목적에 따라 다양한 재질 (고무, 폴리우레탄, 코르크 등)로 만들어진다. 보행 시 중족골두(metatarsal head)에 가해지는 높은 압력과 마찰은 신체의 압력 중심이 중족골에 이르게 되는 말기 입각기(terminal stance) 단계에서 제2,3중족골두 아래에 가장 높게 나타나게 되는데(Perry, 1992), 중족골 바는 지면 반발력을 중족골두 뒤쪽으로 이동시키면서 높은 압력으로 인해 발생하는 통증을 경감시키는 동시에 발뒤꿈치 들기(heel-off)에서 발끝때기(toe-off)의 과정이 쉽게 이루어질 수 있도록 하는 전족 라커(forefoot rocker)를 형성한다. 전족 라커 구조는 전족에 가해지는 압력을 분산시키고 중족지절관절(metatarsophalangeal joint, MTPJ)에서의 무리한 족배굴곡(dorsiflexion)을 막아주면서 안정적인 중간 입각기를 제공하는 역할을 수행하기 때문에 다리의 수직 방향 힘이 전방 추진력으로 바뀌면서 하지가 앞으로 나아갈 때 더욱 효율적인 추진을 할 수 있게 한다. 기존 연구에서는 이러한 중족골 바를 신발 및 인솔에 적용하였을 때 평균 족저압력과 높은 부하가 감소하였기 때문에 중족골 바가 보행에 긍정적인 영향을 미친다고 하였다(Owings et al., 2008, Deshaies et al., 2011).

현재까지 신발의 아웃솔 형태를 변화시킨 기능성 신발에 관한 연구들이 많이 진행되어져 왔지만, 아웃솔에 중족골 바를 장착하여 전족 라커 구조를 제공하는 기능성 신발에 관한 연구는 거의 없었으며, 이러한 신발의 외부적 변형이 보행에 미치는 영향을 생체역학적으로 분석하는 연구 또한 부족한 실정이다.

이에 본 연구에서는 일반 신발과 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발을 착용하고 보행하였을 때 입각기 단계에서 나타나는 하지 근육 활성화와 족저압력 분포를 측정 및 분석하여 중족골 바를 이용한 신발의 외부적 변형이 보행 시 인체에 미치는 영향을 평가하였다.

2. Method

2.1 Subjects

본 연구는 정상적인 보행이 가능한 20대의 여성 10명을 피험자로 선정하여 실험을 진행하였으며, 대상자는 하지의 근골격계에 부상을 입은 적이 없는 건강한 자로 제한하였다. 피험자의 신체적 특성은 평균 나이 23.9±1.2 year, 평균 신장 162.8±4.8 cm, 평균 몸무게 51.3±3.6 kg, 평균 발 사이즈 224.5±4.2 mm로 측정되었다 (Table 1). 실험 전 모든 피험자에게 실험 목적과 실험 절차에 대하여 충분히 설명한 후 실험을 실시하였다.

Table 1. Characteristics of subjects

	Subjects(female=10)
Age(years)	23.9±1.2
Height(cm)	162.8±4.8
Weight(kg)	51.3±3.6
Shoe size(mm)	224.5±4.2

2.2 Shoe conditions

본 연구에서 사용된 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발(Forefoot Rocker Bottom Shoe with Metatarsal Bar, FRS)은 각 부의 경도가 인솔 46도, 미드솔 64도, 아웃솔 85도로 이루어져 있다. 신발의 아웃솔은 고무(rubber)재질로 구성되고 아웃솔에서 발의 중족골부에 해당하는 부분에서 발의 좌우 폭 방향으로 길게 형성된 돌출부에 덧댄부(padded part)가 부착되어 있는 것을 특징으로 하는 신발 밑창을 가지고 있다. 덧댄부에는 중족골 바가 발의 폭 방향으로 좌우에 길게 형성되어 있는데 전족부와 중족부 사이에 위치한 중족골 바는 전방부에 비해 후방부가 더욱 두껍게 형성되기 때문에 볼록한 곡선형 바닥인 전족 라커를 이루게 된다. 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발의 기능성을 평가하기 위해 갑피(upper), 인솔(insole), 미드솔



Forefoot rocker bottom shoe
with metatarsal bar

Normal
shoe

Figure 1. Shoe conditions

(midsole), 아웃솔의 재료와 경도가 가장 비슷한 타사 제품의 일반 신발을 대조군으로 선정하였으며 각 부의 경도는 인솔 41도, 미드솔 61도, 아웃솔 83도였다 (Figure 1). 모든 신발의 사이즈는 230 mm에서 240 mm로 하였다.

2.3 Instruments

본 연구에서는 모든 피험자의 하지 근 활성도와 족저압력 분포를 측정하였다. 근 활성도는 DE-3.1 이중차등전극(double differential surface electrode)을 양쪽 다리의 대퇴직근(rectus femoris), 대퇴이두근(biceps femoris), 전경골근(tibialis anterior), 내측비복근(medial gastrocnemius)에 부착하여 Bionli 8 System(Delsys Inc., Boston, USA)을 통해 1,000 Hz로 수집되었다. 족저압력 분포는 Pedar in-shoe measurement system (Novel GmbH., Munich, Germany)을 사용하여 수집되었다. 99개의 정전 용량 센서로 구성된 이 시스템은 100 Hz의 샘플링으로 측정된 데이터를 무선 블루투스 시스템 방식으로 전송하여 저장하게 된다.

2.4 Procedure

각 피험자는 일반 신발과 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발을 신고 Gait Trainer 트레드밀(BIODEX, USA)에서 3 km/h의 보행 속도로 1분 동안 걸었다(Figure 2). 트레드밀의 속도는 젊은 여성의 평균 보행 속도를 참고하여 피험자들이 가장 편안하게 걸을 수 있는 속도로 선정하였다 (Ryu et al., 2006). 실험에 앞서 일반 신발과 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발을 신고 걷게 하여 최대한 자연스럽게 걸을 수 있도록 하였으며, 실험 중간에 근 피로도를 방지하기 위해 피험자들에게 5분간의 휴식을 취하도록 하였다.



Figure 2. EMG and plantar pressure measurement during walking on treadmill

2.5 Data analysis

EMG 신호는 LabVIEW (National Instrument Corp., Texas, USA)를 통해 처리되었다. 수집된 데이터는 20-450 Hz의 sixth order Butterworth bandpass filter를 거쳐 정류되었다. Linear envelope를 생성하기 위해, 데이터를 6 Hz cutoff frequency를 지나는 sixth order Butterworth low-pass filter를 사용하여 필터링하였다 (Schmitz et al., 2009). 모든 피험자의 각 근육에 대한 근전도 데이터는 입각기 단계의 0%에서 100% 동안의 평균 신호로 표준화(normalization)되었다. 입각기 단계를 측정하기 위해 Pedar-X Insole Software (Novel GmbH., Munich, Germany)를 사용하였다. 이 프로그램은 센서에 부착된 힘, 최대 압력, 평균 압력에 대한 정보를 제공한다. 각 피험자의 minimum force threshold가 초기 접지기(initial contact)와 발끝떼기 단계를 알아내기 위해 사용되었다. 그 다음으로 계산된 평균 표준화 EMG 데이터와 힘, 최대 압력, 평균 압력을 포함하는 족저압력 분포가 다음과 같은 입각기 단계로 구분되었다: 초기 접지기 (0-2%), 부하 반응기 (loading response, 0-10%), 중간 입각기 (mid-stance, 10-30%), 말기 입각기 (30-50%).

일반 신발과 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발을 신고 걸었을 때 측정된 근 활성도와 족저압력 분포 사이의 통계적 유의성을 알아보기 위해 SPSS 18.0 (Chicago, IL)을 사용하여 대응표본 t-검정(paired t-test)을 유의 수준 $p < 0.5$ 에서 실시하였다.

3. Results

3.1 Muscle Activity

일반 신발과 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발을 신고 걸었을 때 근 활성도와 족저압력 분포를 측정하여 기능성 신발이 미치는 영향을 분석하였다(Table 2).

Figure 3에 보이는 바와 같이, 대퇴직근의 근 활성도 결과를 살펴보면 초기 입각기 단계에서 NS를 신었을 때 왼쪽과 오른쪽의 근 활성도가 각각 0.031 ± 0.002 , 0.031 ± 0.003 으로 나타났지만, FRS를 신었을 때 왼쪽과 오른쪽에서 각각 0.019 ± 0.002 , 0.021 ± 0.003 로 유의하게 감소하였으며($p < 0.05$), 이와 같이 유의하게 감소하는 근 활성도 패턴이 부하 반응기, 중간 입각기, 말기 입각기 단계에서 모두 나타났다. 대퇴이두근의 활성도는 NS를 신고 걸었을 때 초기 입각기 단계에서 왼쪽과 오른쪽에 각각 0.026 ± 0.001 , 0.021 ± 0.003 으로 나타났고, FRS를 신고 걸었을

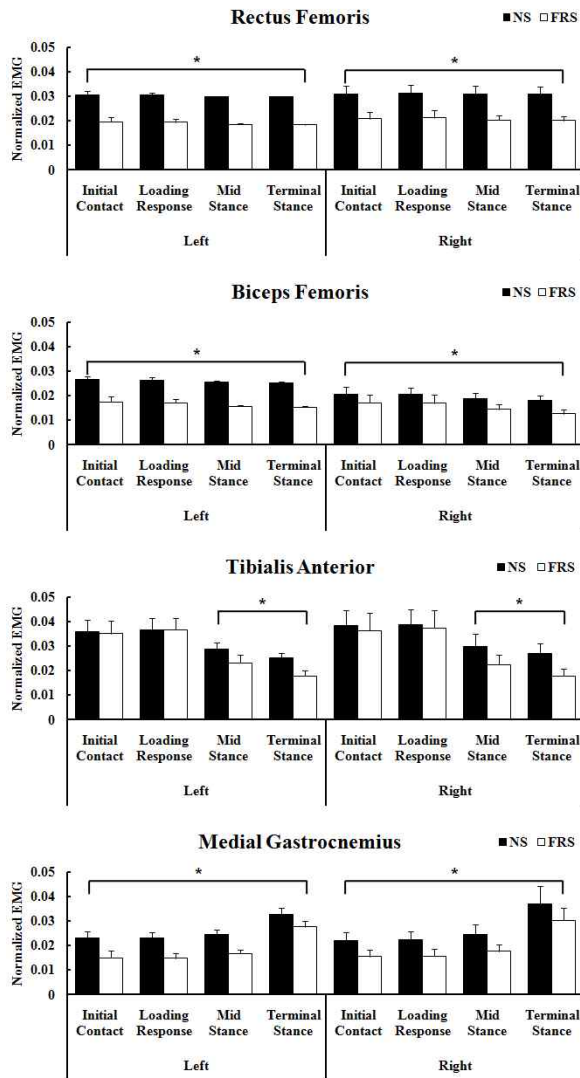


Figure 3. EMG activity of rectus femoris, biceps femoris, tibialis anterior and medial gastrocnemius(* $p<0.05$)

때 이러한 근 활성도가 왼쪽과 오른쪽 각각에 0.017 ± 0.002 , 0.017 ± 0.003 으로 유의하게 감소하였으며($p<0.05$), 대퇴직근에서 측정된 근 활성도 결과와 같이 입각기 단계 동안에 점차 유의하게 감소하는 패턴을 보였다. 전경골근에서는 초기 입각기와 부하 반응기 단계 동안에 NS와 FRS 모두에서 높은 근 활성도가 나타났으며 입각기 단계가 진행됨에 따라 NS와 FRS에서의 근 활성도에서 차이가 발생하게 되는데, 중간 입각기에서 NS에서는 근 활성도가 왼쪽과 오른쪽 각각 0.028 ± 0.003 , 0.029 ± 0.005 로, FRS에서는 왼쪽과 오른쪽 각각 0.023 ± 0.003 , 0.022 ± 0.004 로 감소하고 말기 입각기에서 NS에서는 왼쪽과 오른쪽 각각 0.025 ± 0.002 , 0.027 ± 0.003 으로, FRS에서는 왼쪽과 오른쪽 각각 0.018 ± 0.002 , 0.018 ± 0.003 으로 모두 유의하게 감소한다($p<0.05$). 입각기

동안에 측정된 두 조건에서의 내측비복근 활성도 패턴은 말기 입각기 단계로 나아가면서 점차 증가하는 경향을 보였으며, NS와 FRS에서의 근 활성도를 비교하였을 때 초기 입각기 단계에서부터 왼쪽과 오른쪽의 근 활성도가 NS에서는 각각 0.023 ± 0.002 , 0.022 ± 0.003 으로, FRS에서는 왼쪽과 오른쪽이 각각 0.015 ± 0.003 , 0.015 ± 0.002 로 나타나면서 FRS를 신었을 때 부하 반응기, 중간 입각기, 말기 입각기 단계의 근 활성도가 모두 유의하게 감소하였다($p<0.05$).

일반 신발과 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발에서 측정된 족저압력 분포는 보행 시 발생하는 힘, 최대 압력, 평균 압력으로 나누어 분석되었다. Figure 4에 보이는 바와 같이, 초기 입각기에서부터 말기 입각기 단계까지 힘과 평균 압력은 NS에 비해 FRS에서 모두 유의하게 증가하는 경향을 보였다. 힘에서의 가장 큰 차이는 NS를 신었을 때 왼쪽과 오른쪽 각각 360.137 ± 9.244 , 374.487 ± 9.498 로, FRS를 신었을 때 369.724 ± 7.848 , 390.196 ± 5.433 으로 측정된 중간 입각기 단계에서 발생하였으며, 평균 압력에서도 이 단계에서 NS에서 왼쪽과 오른쪽 각각 28.617 ± 0.731 , 29.759 ± 0.736 으로, FRS에서는 왼쪽과 오른쪽 각각 29.388 ± 0.648 , 31.026 ± 0.418 로 큰 차이가 발생하였다. 최대

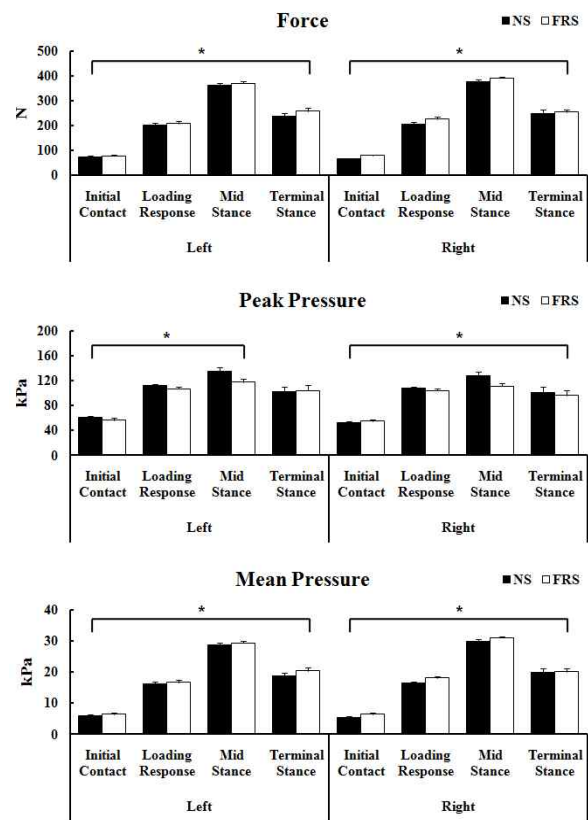


Figure 4. Force, peak pressure, and mean pressure(* $p<0.05$)

Table 2. Muscle activity and plantar pressure

				Stance phase of gait cycle			
				Initial Contact	Loading Response	Mid Stance	Terminal Stance
Muscle activity	Left	Rectus Femoris	NS	0.031±0.002	0.030±0.001	0.029±0.001	0.029±0.001
			FRS	0.019±0.002*	0.019±0.001*	0.018±0.001*	0.018±0.001*
		Biceps Femoris	NS	0.026±0.001	0.026±0.001	0.025±0.001	0.025±0.001
			FRS	0.017±0.002*	0.017±0.001*	0.015±0.001*	0.015±0.001*
		Tibialis Anterior	NS	0.036±0.004	0.037±0.004	0.029±0.003	0.025±0.002
			FRS	0.035±0.005	0.037±0.004	0.023±0.003*	0.018±0.002*
	Right	Medial Gastrocnemius	NS	0.023±0.003	0.023±0.002	0.025±0.002	0.033±0.002
			FRS	0.015±0.002*	0.015±0.002*	0.017±0.002*	0.027±0.002*
		Rectus Femoris	NS	0.031±0.003	0.031±0.003	0.031±0.003	0.031±0.003
			FRS	0.021±0.003*	0.021±0.003*	0.020±0.002*	0.020±0.001*
		Biceps Femoris	NS	0.021±0.003	0.020±0.003	0.019±0.002	0.018±0.002
			FRS	0.017±0.003*	0.017±0.003*	0.014±0.002*	0.013±0.001*
		Tibialis Anterior	NS	0.038±0.006	0.039±0.006	0.030±0.005	0.027±0.004
			FRS	0.036±0.007	0.037±0.007	0.022±0.004*	0.018±0.003*
Plantar pressure	Left	Force	NS	73.682±3.671	202.236±7.069	360.137±9.244	235.280±14.229
			FRS	77.861±5.366*	207.505±9.126*	369.724±7.848*	256.822±13.009*
		Peak Pressure	NS	60.495±2.339	111.437±2.926	135.442±5.213	102.365±7.525
			FRS	56.384±3.047*	106.432±3.786*	117.172±4.879*	104.045±8.409
		Mean Pressure	NS	5.954±0.342	16.137±0.579	28.617±0.731	18.639±1.134
			FRS	6.355±0.413*	16.646±0.729*	29.388±0.648*	20.284±1.061*
	Right	Force	NS	65.269±3.079	206.221±5.782	374.487±9.498	248.966±16.041
			FRS	78.356±5.101*	225.159±8.487*	390.196±5.433*	253.044±12.001*
		Peak Pressure	NS	52.785±1.789	107.731±2.312	127.434±7.048	101.063±8.903
			FRS	54.899±2.657*	103.696±3.697*	110.646±4.654*	96.247±8.684*
		Mean Pressure	NS	5.317±0.306	16.459±0.501	29.759±0.736	19.715±1.389
			FRS	6.402±0.375*	17.998±0.684*	31.027±0.418*	20.082±0.991*

Mean±SD, *p<0.05

압력은 NS에서보다 FRS를 신고 걸었을 때 모두 유의하게 감소하였는데, 특히 중간 입각기 단계에서 NS를 착용했을 때 왼쪽과 오른쪽 각각 135.442±5.213, 127.434±7.048로 가장 높았던 압력이 FRS를 착용한 후 왼쪽과 오른쪽 각각 117.172±4.879, 110.646±4.654로 크게 감소하는 것으로 나타났다.

4. Discussion

본 연구에서는 입각기 단계시 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발이 보행에 미치는 영향을 알아보기 위해 하지 근 활성도와 족저압력 분포를 측정하였다. 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발을 신고 걸었을 때 측정된 대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근의 근 활성도가 유의하게 감소하였다. 기존 연구에서는 기능성 신발에서 하지 근 활성도의 변화가 증가하거나 감소하는 경향으로 나타난다고 하였으며 이러한 변화가 보행에 직접적인 영향을 미칠 수도 있다고 하였다(Romkes et al., 2006, Nigg et al., 2006). 일반적으로 입각기 단계에서 전경골근과 내측비복근에서 가장 큰 활성이 나타나게 되는데, 전경골근

은 초기 입각기에 크게 활성화되어 배측굴곡을 제공하고 뒤꿈치가 바닥에 닿을 때 발을 지지하면서 부하 반응기에 필요한 동작을 준비하여 보행 시 충격 흡수를 할 수 있게 하며 내측비복근은 발을 앞으로 나아가게 하는 추진력을 제공하고 발목에서 경골의 안정성을 위해 말기 입각기 단계에서 활성화된다. 아웃솔에 중족골 바가 위치한 기능성 신발의 구조는 전족 라커 구조를 이루기 때문에 말기 입각기 단계에서 내측비복근의 활성도를 감소시키면서 더욱 효율적으로 유각기 단계로 진행할 수 있게 하며 이로 인해 유각기 단계에서 활성화되는 대퇴직근과 대퇴이두근의 활성화에도 긍정적인 영향을 미치게 된다. 또한, 보행 시 최소한의 전경골근 활성화로 충격을 흡수하면서 안정감 있는 체중부하를 유지하도록 하기 때문에 장시간의 보행으로 인해 발생하는 근 피로도를 감소시키며 보행 시 사용되는 에너지 효율성에서도 많은 도움을 줄 수 있다고 사료된다.

중족골 바 타입의 전족부 라커 신발에서 측정된 힘과 평균 압력은 입각기 단계 동안에 정상 신발에 비해 모두 유의하게 증가한 반면에 최대 압력은 감소하는 경향을 나타냈으며 특히 중간 입각기 단계에서 가장 유의한 압력의 차이가 발생하였다. 보행 시 발생하는 높은 압력은 발의 불편함을 유발하게 되는데(Morag and Cavanagh, 1999), 입각기 단계에서 최대 압력이 감소하면서 최대 힘과 평균 압력이 증가하였다는 것은 국소 조직에 나타나는 족저 조직의 스트레스를 줄여 압력으로 인한 통증을 완화시키고 발과 지면이 닿는 면적을 증가시키면서 발에 가해지는 압력을 고르게 분포시킨다는 것을 의미한다. 기능성 신발의 아웃솔에 부착된 중족골 바는 발이 지면과 접촉되어질 때 발생하는 힘을 효율적으로 분산시키고 발목 관절에서의 무리한 굴곡을 제한하면서 하지 근육에서의 근 활성도를 감소시킬 뿐만 아니라 안정성을 제공하기 때문에 일반 신발을 신고 보행할 때보다 더욱 효율적이면서도 편안한 보행을 할 수 있게 하는데 도움을 줄 수 있다고 사료된다.

5. Conclusion

본 논문에서는 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발이 입각기 단계에서 하지 근 활성도와 족저압력 분포에 미치는 영향을 분석하여 신발의 외부적 변형이 보행 시 인체에 미치는 영향을 평가하였다.

대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 내측비복근의 활성도는 중족골 바 타입의 전족부 라커 신발을 신고 걸었을 때

유의하게 감소하였으며 중족골 바와 전족 라커 구조가 입각기와 유각기 단계에서의 하지 근육들이 효율적으로 활성화되도록 하며 이로 인해 무리한 근육의 사용으로 인해 나타나는 근 피로도를 감소키며 장시간의 보행에서도 효율적이면서도 편안한 보행을 할 수 있게 도울 수 있다.

중족골 바는 입각기 단계에서 지면과 발이 닿는 상태에서 발생하는 힘과 압력을 발 전체로 분산시키며 전족 라커를 제공하여 중간 입각기와 말기 입각기 단계에서 전족에 가해지는 높은 압력을 감소시키기 때문에 전체 보행 주기 동안에 발의 좌우 균형을 안정적으로 조절하고 자세 및 보행 안정성에도 지속적으로 긍정적인 영향을 미칠 것으로 판단된다.

Acknowledgements

This research was supported by Basic Science Research Program through the National Research Foundation of Korea(NRF) funded by the Ministry of Education, Science and Technology(2012-3003952).

References

- Demura, T., Demura, S. I., Yamaji, S., Yamada, T. and Kitabayashi, T., Gait characteristics when walking with rounded soft sole shoes, *The Foot*, 22(1), 18-23, 2012.
- Deshaias, A., Roy, P., Symeonidis, P. D., LaRue, B., Murphy, N. and Anctil, E., Metatarsal bars more effective than metatarsal pads in reducing impulse on the second metatarsal haed, *The Foot*, 21(4), 172-175, 2005.
- Myers, K. A., Long, J. T., Klein, J. P., Wertsch, J. J., Janisse, D. and Harris, G. F., Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: Gait kinematics and kinetics, *Gait & Posture*, 24(3), 323-330, 2006.
- Nigg, B. M., Hintzen, S. and Ferber, R., Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics, *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82-88, 2006.
- Nigg, B. M., G. K. E., Federolf, P. and Landry, S. C., Gender differences in lower extremity gait biomechanics during walking using an unstable shoe, *Clinical Biomechanics*, 25(10), 1047-1052, 2010.
- Owing, T. M., Woerner, J. L., Frampton, J. D., Cavanagh, P. R. and Botek, G., Custom therapeutic insoles based on both foot shape and plantar pressure measurement provide enhanced pressure relief, *Diabetes Care*, 31(5), 839-844, 2008.
- Perry, J., *Gait Analysis: normal and pathological function*, New Jersey: SLACK, INC, 1992.

- Romkes, J., Rudmann, C. and Reinald, B. R., Change in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique, *Clinical Biomechanics*, 21(1), 75-81, 2006.
- Ryu, T., Choi, H. S., Choi, H. and Chung, M. K., A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data, *Industrial Ergonomics*, 36(12), 1023-1030, 2006.
- Schmitz, A., Silder, A., Heiderscheit, B., Mahoney, J. and Thelen, D. G., Differences in lower-extremity muscular activation during walking between healthy older and young adults, *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 19(6), 1085-1091, 2009.
- Stewart, L., Gibson, J. N. A. and Thomson, C. E., In-shoe pressure distribution in “unstable” (MBT) shoes and flat-bottomed training shoes: A comparative study, *Gait & Posture*, 25(4), 648-651, 2007.

National University

Areas of interest: Bioinformatics, Data mining, Foot biomechanics

Author listings

Ji-yong Jung: cholbun@hanmail.net

Highest degree: MS, Department of Biomedical Engineering,
Chonbuk National University

Position title: Researcher, Department of Biomedical Engineering,
Chonbuk National University

Areas of interest: Bioinformatics, Foot biomechanics

In-sik Park: podiman@hanmail.net

Highest degree: BS, Department of Orthopedics and Pediatrics, New York
College of Podiatric Medicine

Position title: Researcher, Department of Biomedical Engineering,
Chonbuk National University

Areas of interest: Podiatry medicine, Biomechanics

Yonggwon Won: ykwon@chonnam.ac.kr

Highest degree: PhD, Department of Electrical and Computer
Engineering, University of Missouri System

Position title: Professor, School of Electronics and Computer Engineering,
Chonnam National University

Areas of interest: Pattern recognition, Signal & image processing,
Medical diagnosis

Dae-kyu Kwon: kwon10@jbnu.ac.kr

Highest degree: PhD, Department of Biomedical Engineering, Tohoku
university

Position title: Professor, Division of Biomedical Engineering, Chonbuk
National University

Areas of interest: Healthcare, Rehabilitation Engineering

Jung-ja Kim: jungjakim@jbnu.ac.kr

Highest degree: PhD, Department of Mathematics & Statistics, Chonnam
National University

Position title: Professor, Division of Biomedical Engineering, Chonbuk