한국인 족형을 적용한 트레일 러닝화의 생체역학적 분석

박승범¹ · 이경득¹ · 김대웅¹ · 유중현¹ · 김경훈^{1,2} · 안창신² · 이태용³

¹부산경제진흥원 신발산업진흥센터 성능평가지원팀 · ²경성대학교 대학원 체육학과 · ³싱가폴국립대학교 의용공학부

Biomechanical Analysis of Trail Running Shoes Applied to Korean Shoe-Lasts

Seung-Bum Park¹ · Kyung-Deuk Lee¹ · Dae-Woong Kim¹ · Jung-Hyeon Yoo¹

Kyung-Hun Kim^{1,2} · Chang-Shin An² · Tae-Yong Lee³

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

²Department of Physical Education, Graduate School of Kyung Sung University, Busan, Korea

³Division of Bioengineering, National University of Singapore, Singapore

Received 30 April 2010; Received in revised from 24 June 2010; Accepted 27 June 2010

ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze biomechanical factors of trail running shoes applied to Korean shoe-last. 10 healthy male subjects with an average age of 37.2 years(SD=8.28), weight of 69.6 kg(SD=10.56) and a height of 171 cm(SD=4.93) were recruited for this study. Ten males walked on a treadmill wearing four different shoes. Foot pressure data was collected using a Pedar-X mobile system(Novel GmbH., Germany) operating at the 1000 Hz. Surface EMG signals for tibialis anterior, gastrocnemius, vastus lateralis and biceps femoris were acquired at 1000 Hz using Noraxon TeleMyo DTS system(Noraxon Inc., USA). Foot pressure and leg muscle fatigue were measured and calculated during walking. The results are as follows: After walking 60 minutes, Type A showed a lower MPF. MPF values were significantly different from each muscle($p<.05$). Therefore, Type A shoe might decrease muscle fatigue in the legs while walking. In addition, Type A showed that Type A shoe has the highest contact area and the lowest maximum pressure. As a result of the analysis, Trail running shoes will use a new design to reduce muscle fatigue and are expected to increase comfort and fitting.

Keywords : Trail Running, Shoe Last, Foot Pressure, Muscle Fatigue

I. 서론

트레일 러닝(Trail Running)은 산속의 작은 길, 오솔길을 뜻하는 “Trail”과 달린다는 의미의 “Running”이 결합된 의미로, 산속을 달린다는 의미이다. 산뿐만 아니라, 포장되지 않은 길, 숲이나 들판 등을 걸거나 달리는 것을 말한다. 국내의 경우 트

레일 러닝은 1980년대 후반 산악구보로 알려졌으며, 최근 일반인들에게 스포츠로 자리 잡으면서 많은 인기를 얻고 있다. 트레일 러닝은 최근 들어 가장 빠르게 성장하고 있는 산업중의 하나이며 자연체험에 대한 수요증대는 앞으로도 계속 이어질 것으로 보인다(Breejen, 2006; Mehmetohlu, 2007; Nyaupane, Morais, & Graefe, 2004).

트레일 러닝은 일반 러닝과 달리 지면을 달리거나 걷는 운동으로 지면의 상태에 따라 여러 가지 부상이 발생할 수 있다. Blake와 Fergusson(1993)은 트레일 또는 워킹을 하는 동안 발목의 염좌가 발생할 수 있다고 하였으며, O'Loughlin, Murawski, Egan과 Kennedy(2009)는 여러 가지 스포츠 활동에서 발생할

Corresponding Author : Seung-Bum Park

Footwear Biomechanics Team, Footwear Industrial Promotion Center, Busan Economic Promotion Agency, 1735-1 Songjeong-Dong Kangseo-Gu, Busan, Korea
Tel : +82-51-979-1800 / Fax : +82-51-979-1729

E-mail : sbpark@shoenet.org

본 논문은 2009년도 지식경제부 산업원천기술개발사업의 지원에 의하여 수행되었음(과제번호: 10034744)

수 있다고 보고하였다. 우리나라 지형의 산은 대부분 지면이 딱딱하고 바위나 돌 등으로 인해 고르지 못한 특성을 가지고 있다. 이러한 산악조건은 등산 시 발의 부상을 야기할 수 있으며, 장시간 산행 시 발의 피로를 가중시키며(박승범, 이중숙, 2007), 이러한 불규칙한 지면에서의 하이킹은 부상의 위험성이 잠재하기 때문에 특별히 디자인된 기능적 등산화의 착용을 권장하고 있다(Hettinga, Stefanyshyn, Fairbairn & Worobets, 2005).

신발의 영향에 대한 연구는 근육 활동(Murley, Landorf, Menz & Bird, 2009), 자세 제어(Menz & Sherrington, 2000; Wilson, Rome, Hodgson & Ball, 2008) 및 운동 성능(Stefanyshyn & Nigg, 2000) 등 다양한 분야에서 이루어져 왔으며, 트레일 러닝과 하이킹에서 발생하는 상해에 대한 선행연구에서 Harald와 Matthias(2009)는 딱딱한 신발을 착용하였을 때 산책이나 하이킹하는 동안 무릎 근육의 조기 피로가 발생할 수 있다고 보고하고 있으며, 장기산행에는 발목이 부드러운 등산화를 신는 것이 발목의 피로를 방지하기 때문에 좋다고 하였다. 또한 Stewart, Casey, Laura, Patricia, Edward, James와 Joseph(2009)는 근골격계의 부상은 장거리 하이킹 간의 병적 상태의 중요한 원인을 나타낸다고 보고하였다. 올바른 걷기는 신발을 통해 근골격계시스템에 의해 기계적으로 생산된 힘의 효율적인 변환에 의존한다. 예를 들어 신발 중창(midsole)의 점탄성 특성과 신발의 무게는 에너지 소모에 영향을 미칠 수 있다(Stefanyshyn et al., 2000). 트레일 러닝 시 부상을 줄이는 하나의 방법으로 초경량 배낭으로 알려진 가벼운 배낭과 단단하지 않은 신발을 사용하는 방법이 있다(Stewart et al., 2009). 반면, 선행연구를 살펴보면 장거리 하이킹에 대한 상해와 질병의 종류는 보고되는 반면, 배낭 무게와 부상의 패턴, 신발의 영향에 대한 연구는 거의 없는 실정이다(Boulware, 2004; Boulware, Forgey & Martin, 2003; Crouse & Josephs, 1993; Federiuk, 1999; Gardner & Hill, 2002).

트레일 러닝화는 장시간 착용하고 고르지 못한 지형으로부터 받는 충격력으로 인해 피로감이 가중된다. 족저압력은 신발의 착화감과 발의 피로에 관련된 변인으로 신발의 생체역학적 평가에 있어 중요한 요인이 된다. 족저압력 분포에 관련된 선행연구를 살펴보면, 족저압의 분석에 있어서 Muelle(1995)는 부상과 관련하여 반복되는 과도한 족저압의 경우 발의 많은 부상의 원인이라 하였고, Cavanagh, Hewitt와 Perry(1992)는 족저압 측정은 미래 신발에 정보를 제공하거나 신발 구조의 효율성을 평가하는데 사용될 것이라 보고하였으며 여러 연구에서 사용되고 있다.

또한 트레일 러닝화를 장시간 착용하고 활동을 할 경우 하지의 피로가 가중되게 되며(Stewart et al., 2009), 등산품을 사용했을 때 사용하지 않은 경우보다 대퇴직근, 내측광근, 외측광근, 전경골근, 대퇴이두근에서 근활동량이 적게 나타난다고

보고하고 있으며(서정석, 김용운, 윤태진, 2007), 안정성과 효율성이 증가하고 하지 부하 감소에 효과적이라는 연구결과를 보고하고 있다(Bohne & Abendroth-smith, 2007; Wilson, Torry, Decker, Kernozek & Steadman, 2001). 반면 신발에 관련된 근전도 분석은 주로 신발 착용에 따른 근육 강화 및 운동계의 문제를 예방하고 아킬레스건의 문제나 만성 요통과 같은 재활의 목적으로 연구되어왔다(Attinger, Stacoff, Balmer, Durrer, & Stussi, 1998; Nigg, Hintzen, & Ferber, 2006; Romkes, Rudmann, & Reinald, 2006; Stewart, 2005; Vernon, Wheat, Naik & Pettit, 2004).

이러한 선행연구를 바탕으로 트레일 러닝화가 갖추어야 할 조건으로는 경량성, 접지력, 착용감, 내구성 등을 들 수 있으며, 일반 러닝화와 달리 쿠션 기능을 유지하면서 울퉁불퉁한 길에서 요철 등으로부터 발을 보할 수 있는 기능이 필수적이다. 또한 트레일 러닝은 대부분 장시간 이루어지는 경우가 많기 때문에 장시간 착용에도 발과 하지의 피로가 적고, 발의 충격력을 흡수 할 수 있는 신발 구조와 압력을 분산할 수 있는 인솔(inline)이 요구된다.

이에 본 연구에서는 기존의 트레일 러닝화의 문제점을 보완하고 트레일 러닝화 개발에 있어 한국인의 족형을 적용한 신발의 라스트와 인솔의 기능적 부분을 고려하여 착용 시 발의 피로감과 압력을 경감시켜주고, 하지의 근 피로도를 감소시킬 수 있는 트레일 러닝화에 대한 생체역학적 분석을 통한 신발의 기능성을 평가하였다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구에 참여한 연구대상자는 과거 하지와 발에 질환 경험 없이, 정상적인 보행 형태를 가지고 있는 신체 건강한 20~30대 남성 10명을 대상으로 실시하였다. 연구대상자의 신체적 특성은 <Table 1>과 같다. 모든 연구대상자는 실험 전 실험의 목적과 내용을 확인하고 참가동의서를 작성 후 실험을 실시하였다.

Table 1. General characteristics of the subjects

(M±SD)				
Subjects	Height (cm)	Weight (kg)	Shoe size (mm)	Age (yrs)
n=10	171.0±4.93	69.6±10.56	265.0±2.23	37.2±8.28

2. 실험도구 및 절차

1) 실험에 사용된 신발

본 연구에 사용된 신발은 총 4가지로 개발된 트레일 러닝화(Type A), 타사 기존 트레일 러닝화 두 종류(Type B, Type C), 일반 러닝화(Type D)를 선정하였다(Figure 1).

개발된 트레일 러닝화는 기존 트레일 러닝화와 달리 구조적인 특성을 가진다(Figure 2). 개발 트레일 러닝화는 한국인 2만명의 발 측정데이터 기반으로 제작된 라스트를 적용하여 발 형상에 가깝도록 설계하였으며, 신발 내부에 삽입되는 인솔(insole) 및 미드솔(midsole), 아웃솔(outsole)이 발바닥의 형태와 유사하게 제작되었다. 본 연구에서는 개발된 트레일 러닝화의 평가를 위해 족저압력분포 측정과 근전도 측정을 실시하였다.

Figure 1. Testing shoes

Figure 2. Development shoes structure

2) 실험도구 및 방법

본 연구는 개발 트레일 러닝화의 생체역학적 분석을 위해 족저압력분포 측정과 근전도 측정을 실시하였다. 연구대상자들은 보행 시 불편함과 데이터 수집 시 오차를 줄이기 위해 몸에 밀착되는 타이즈를 착용하고 트레드밀에서 보행을 실시하였다(Figure 3). 보행속도는 한국인의 평균일반 보행속도

0.66 m/step을 참고하여 약 4.2 km/h의 속도로 하였다(Ryu, Choi, Choi, & Chung, 2006). 족저압력은 측정은 처음 보행을 시작할 때 실시하였으며, 근전도 측정은 처음 보행 시 1차 측정을 실시한 후 60분간 보행을 실시한 후 2차로 측정을 하였다. 근전도 측정 근육은 하지 근육 중 전경골근(TA, Tibialis Anterior), 비복근(GA, Gastrocnemius), 외측광근(VL, Vastus Lateralis), 대퇴이두근(BF, Biceps Femoris)을 선정하였으며, 각 피험자는 60분간 보행을 실시한 후 근피로 누적 요인을 최소화하기 위하여 하루 동안 충분한 휴식을 취한 다음 다른 신발을 착용하고 보행을 실시하였으며, 신발은 랜덤으로 선정하여 측정을 하였다.

Figure 3. Foot pressure and EMG measurement

Figure 4. Pedar-X Mobile System(Novel)

Figure 5. TeleMyo DTS Telemetry(Noraxon)

족저압력분포 측정을 위해 무선 블루투스 형식으로 데이터

전송이 가능한 Novel GmbH사의 Pedar-X Mobile System를 사용하였으며(Figure 4), 압력 측정이 가능한 인솔형 센서를 오른쪽 신발 내부에 삽입한 후 트레드밀에서 보행을 실시하였다. 근전도 측정은 무선 근전도 측정 시스템인 미국 Noraxon사의 TeleMyo DTS Telemetry를 사용하였으며(Figure 5), 전극 부착 부위를 표시하여 측정 근육 위치를 동일하게 하였다.

3. 자료 처리

족저압력분포 분석을 위해 Novel Multimask 13.3.24 프로그램을 이용하였다. 측정된 데이터는 먼저 영역(Mask) 생성을 통해 영역을 후족부(M1, Rearfoot), 중족부(M2, Midfoot), 전족부(M3, Forefoot) 그리고 발전체(Total)로 할당하였으며(Figure 6), Group Editing을 통하여 각 신발 종류별로 데이터 그룹을 생성한 다음 Groupmask Evaluation을 통해 각 데이터의 처음 5스텝과 마지막 5스텝을 제외한 15스텝에 대한 접촉면적(Contact areas), 최대힘(Maximum force), 최대압력(Peak pressure), 최대평균압력(Maximum mean pressure)을 비교하였다.

근전도 분석은 Noraxon MyoResearch XP System(version 1.04)을 사용하여 측정 근육의 근전도 신호를 검출하였다. 신호의 왜곡을 최소화하기 위해 PreAmps 회로(Baseline noise < 1 uV RMS, Input impedance > 100 Mohm, CMR > 100 dB, Input range = +/- 3.5 mV, Base gain = 400)를 가진 센서(Pinch-style terminal electrode connections)를 사용하였다. 표면전극은 2 cm 간격으로 고정되어진 듀얼전극을 사용하였으며 측정오차를 줄이기 위해 약 10분간의 에이징(aging)을 수행하였으며, 1,000 Hz의 sampling frequency로 근전도 데이터를 수집하였으며, MPF(Mean Power Frequency)를 이용하여 근피로도도를 분석하였다.

Figure 6. Foot pressure measurement mask

4. 통계처리

각 신발의 족저압력분포와 근전도 분석은 Minitab 15 프로그램을 이용하여 각 신발별 유의성에 대한 검증은 .05의 유의수준에서 One-way ANOVA 분석을 이용하여 비교하였다.

III. 결 과

1. 근전도(EMG) 분석

각 신발 착용에 따른 보행 시 근피로도 변화를 분석하기 위하여 각 신발을 착용하고 처음 보행을 시작할 때 근전도를 측정하였으며, 측정이 완료된 후 60분간 착용한 상태로 보행을 실시한 후 근전도 값을 측정하였다. 각 시간별 및 시간변화에 따른 각 신발에 대한 근전도 측정결과는 다음과 같다.

1) 각 시간별 평균 MPF

각 신발에 대한 보행 시작 시점에서의 MPF(Mean Power Frequency) 변화를 분석한 결과 다음의 <Table 2, Figure 7>과 같이 각 신발 간 모든 측정근육에서 통계적으로 유의한 차이가 나타났다($p < .05$).

Table 2. Result for the MPF (unit: Hz)

Time	Muscle	Type A	Type B	Type C	Type D	p-value
0	TA	77.84 ±16.54 ^a	89.79 ±10.86	81.98 ±8.44	89.93 ±11.22	0.00*
	GA	107.24 ±15.91	102.47 ±26.84	107.10 ±12.45	124.03 ±11.49	0.00*
	VL	35.35 ±21.11	52.08 ±18.50	40.51 ±3.26	65.96 ±11.54	0.00*
	BF	61.76 ±27.75	59.28 ±14.43	73.90 ±2.66	73.70 ±47.57	0.00*
60	TA	82.48 ±9.29	87.57 ±11.66	86.45 ±6.41	85.20 ±10.25	0.00*
	GA	108.07 ±13.27	92.99 ±28.64	106.13 ±6.27	122.15 ±19.59	0.00*
	VL	40.31 ±17.59	55.01 ±16.20	27.46 ±12.11	45.90 ±26.87	0.00*
	BF	60.17 ±34.27	43.66 ±16.78	46.90 ±10.77	34.02 ±18.73	0.00*

^aM±SD, * $p < .05$

TA=Tibialis Anterior, GA=Gastrocnemius, VL=Vastus Lateralis, BF=Biceps Femoris

보행 시작 시점(0분)에서 각 측정 근육별 결과를 살펴보면 전경골근(TA)에서는 Type A가 77.84±16.54 Hz로 가장 낮게 나타났고, Type D가 89.93±11.22 Hz로 가장 높게 나타났다. 비복근(GA)에서는 Type B가 102.47±26.84 Hz로 가장 낮게, Type D가 124.03±11.49 Hz로 가장 높게 나타났다. 외측광근(VL)에서는 Type A가 35.35±21.11 Hz로 가장 낮게, Type D가 65.96±11.54 Hz로 가장 높게 나타났다. 대퇴이두근(BF)에서는 Type B가

59.28±14.43 Hz로 가장 낮게 나타났고, Type C가 73.90±2.66 Hz로 가장 높게 나타났으며, 모든 측정근육에서 각 신발별 평균 MPF가 유의한 차이를 보인다($p<.05$).

각 신발을 60분간 착용한 후 각 신발별 평균 MPF를 살펴보면 <Table 2, Figure 8>과 같다. 측정 결과 전경골근에서 Type A가 82.48±9.29 Hz로 가장 낮게, Type B가 87.57±11.66 Hz로 가장 높게 나타났다. 비복근에서는 Type B가 92.99±28.64 Hz로 가장 낮게, Type D가 122.15±19.59 Hz로 가장 높게 나타났다. 외측광근에서는 Type C가 27.46±12.11 Hz로 가장 낮게, Type B가 55.01±16.20 Hz로 가장 높게 나타났으며, 대퇴이두근에서는 Type D가 34.02±18.73 Hz로 가장 낮게, Type A가 60.17±34.27 Hz로 가장 높게 나타났다. 60분간 착용한 후 측정된 MPF에서도 모든 측정근육에서 각 신발별로 유의한 차이를 보인다($p<.05$).

Figure 7. Result for the MPF - 0 minute

Figure 8. Result for the MPF - 60 minutes

2) 시간 변화에 따른 각 신발별 평균 MPF

시간 변화에 따른 보행전과 60분간 보행을 실시한 후의 MPF값에 대한 변화량을 분석하였다. 보행전 각 피험자와 근육별로 MPF값 간에 차이는 normalized된 값을 사용하였으며, normalized MPF 값은 다음의 식으로 도출하였으며, 그 결과는 <Table 3, Figure 9>와 같다.

$$\text{Normalized MPF} = \frac{\text{60분에 측정된 MPF 평균}}{\text{초기 측정된 MPF 평균}}$$

위 식을 바탕으로 normalized MPF 값이 1보다 작으면 MPF 값이 감소하였다고 볼 수 있다(공용구 등, 2009).

Table 3. Result for the normalized MPF

Muscle	Type A	Type B	Type C	Type D	p-value
TA	1.13 ±0.40 ^a	0.98 ±0.14	1.08 ±0.21	0.96 ±0.13	0.00*
GA	1.02 ±0.16	0.92 ±0.17	1.00 ±0.16	0.99 ±0.16	0.00*
VM	1.53 ±0.99	1.24 ±0.67	0.75 ±0.26	0.70 ±0.39	0.00*
BF	0.96 ±0.49	0.80 ±0.43	0.63 ±0.32	0.55 ±0.26	0.00*

^aM±SD, * $p<.05$

TA=Tibialis Anterior, GA=Gastrocnemius, VL=Vastus Lateralis, BF=Biceps Femoris

Figure 9. Result for the normalized MPF

분석결과 전경골근에서 Type B와 Type D가 1이하로 60분간 보행 후 측정된 MPF 값이 초기 값보다 작은 것을 알 수 있으며, 비복근에서도 Type B와 Type D에서 1보다 작은 값을 보였다. 또한 외측광근에서는 Type C와 Type D가, 대퇴이두근에서는 모든 신발이 1보다 작은 값을 보였으며, 모든 측정근육에서 각 신발별로 유의한 차이를 보였다($p<.05$).

Table 4. Result for the Foot pressure

Variable	Mask	Type A	Type B	Type C	Type D	p-value
Contact area(cm ²)	Total	147.64±5.74 ^a	138.59±8.42	138.80±5.83	145.72±7.13	0.008*
	M1	40.34±0.58	40.13±1.48	39.79±1.01	40.38±0.80	0.562
	M2	49.35±5.58	41.39±7.20	41.34±4.67	47.42±6.30	0.007*
	M3	57.95±1.54	57.07±2.12	57.68±1.20	57.92±2.47	0.76
Maximum Force(N)	Total	756.08±73.34	738.29±86.21	767.05±99.81	757.87±86.14	0.901
	M1	492.75±52.91	476.49±83.40	502.86±83.48	467.74±33.90	0.646
	M2	206.86±66.09	178.94±46.21	187.45±47.79	211.82±46.37	0.454
	M3	592.30±72.81	595.76±81.25	598.68±67.94	602.77±93.97	0.992
Peak Pressure(mmHg)	Total	1561.20±271.93	1801.21±256.30	1874.10±412.70	1679.69±190.82	0.106
	M1	1293.63±143.70	1403.85±149.61	1559.16±243.66	1377.23±148.61	0.016*
	M2	965.72±299.89	780.16±204.56	882.67±279.77	873.42±253.42	0.481
	M3	1540.47±281.83	1792.66±264.63	1770.06±449.46	1654.50±203.68	0.266
Maximum Mean Pressure (mmHg)	Total	719.22±74.23	704.68±64.87	707.82±64.87	695.62±73.51	0.898
	M1	927.77±90.83	890.10±145.46	954.04±140.94	894.39±78.51	0.585
	M2	412.30±77.30	403.33±101.45	450.33±111.40	391.09±62.52	0.501
	M3	771.41±88.52	786.63±89.87	785.26±74.46	797.88±98.22	0.992

^aM±SD, * $p < .05$, Total=Foot, M1=Rearfoot, M2=Midfoot, M3=Forefoot

2. 족저압력(Foot Pressure) 분석

보행 시 발생하는 발의 압력을 관찰하기 위한 각 신발 별 접촉면적(Contact area), 최대힘(Maximum Force), 최대압력(Peak Pressure), 최대평균압력(Maximum Mean Pressure)의 분석결과는 <Table 4>와 같다.

1) 접촉면적 변화 분석

보행 시 각 신발에 따른 접촉면적에 대한 변화를 발전체(Total)와 후족부(M1), 중족부(M2), 전족부(M3)로 나누어 분석한 결과는 <Table 4, Figure 10>과 같다.

Figure 10. Contact Area

발전체에 대한 각 신발간의 접촉면적에 대한 분석을 실시한 결과 Type A가 147.64±5.74 cm²로 가장 넓게 나타났고 Type B가 138.59±8.42 cm²로 가장 좁은 접촉면적을 보였다. 전체적인 결과는 Type A > Type D > Type C > Type B순으로 나타났으며 각 신발들 간에 유의한차이가 나타났다($p < .05$). 후족부에서는 Type D > Type A > Type B > Type C순으로 나타났으며 유의한 차이는 없었다. 중족부에서는 Type A > Type D > Type B > Type C순으로 나타났으며 각 신발들 간에 유의한 차이가 나타났다($p < .05$). 전족부에서는 Type A > Type D > Type C > Type B순으로 나타났으나 유의한 차이는 없었다.

2) 최대힘 변화 분석

각 신발에 따라 발과 지면과의 접촉 시 발생하는 최대힘에 대한 변화를 발전체, 후족부, 중족부, 전족부로 나누어 분석한 결과는 <Table 4, Figure 11>과 같다.

발전체에 대한 최대힘은 Type C가 767.05±99.81 N으로 가장 크게 나타났으며 Type B가 738.29±86.21 N으로 가장 작게 나타났다. 최대힘은 Type C > Type D > Type A > Type B순으로 나타났으며 통계적 유의한 차이는 보이지 않았다. 후족부의 경우 Type C > Type A > Type B > Type D순으로 나타났으며, 중족부의 경우 Type D가 211.82±46.37 N으로 가장 크게 관찰되었으며, Type A > Type C > Type B순으로 나타났다. 전족부의 경우 Type D > Type C > Type B > Type A순으로 나타났으며 전족부의 최대힘은 Type A가 가장 작게 나타났으나, 최대힘의 경우 각 부위에서 통계적 유의한 차이는 없었다.

Figure 11. Maximum Force

3) 최대압력 변화 분석

각 신발에 따라 발과 지면과의 접촉 시 발생하는 최대압력에 대한 변화를 발전체, 후족부, 중족부, 전족부로 나누어 분석한 결과는 <Table 4, Figure 12>와 같다.

발전체에 대한 최대압력 변화를 살펴보면 Type A가 1561.20 ± 271.93 mmHg로 가장 작게 나타났으며, Type C가 1874.10 ± 412.70 mmHg로 가장 큰 값을 보였다. 전체적인 결과는 Type C > Type B > Type D > Type A순으로 나타났으며 통계적 유의한 차이는 없었다. 후족부에서는 Type A가 1293.63 ± 143.70 mmHg로 가장 작게 나타났으며, Type C가 1559.16 ± 243.66 mmHg로 가장 큰 값을 보여 통계적으로 유의한 차이를 보였다($p < .05$). 중족부의 경우는 Type A > Type C > Type D > Type B순으로 나타났으며 유의한 차이는 없었다. 후족부의 경우 Type A가 1540.47 ± 281.83 mmHg로 가장 작게 나타났으며, Type B가 1792.66 ± 264.63 mmHg로 가장 큰 값을 보였으나 통계적 유의한 차이는 관찰되지 않았다.

Figure 12. Peak Pressure

4) 최대평균압력 변화 분석

각 신발에 따른 보행 시 발생하는 최대평균압력에 대한 변화를 발전체, 후족부, 중족부, 전족부로 나누어 분석한 결과는 <Table 4, Figure 13>과 같다.

발전체에 대한 평균압력의 변화는 Type B가 695.62 ± 73.75 mmHg로 가장 작게 나타났으며, Type A가 719.22 ± 74.23 mmHg로 가장 크게 나타났다. 전체적인 결과는 Type A > Type C > Type B > Type D순으로 나타났으며 통계적 유의한 차이는 없었다. 후족부에서 Type B가 890.10 ± 145.46 mmHg로 가장 작게 나타났으며, Type C가 954.04 ± 140.94 mmHg로 가장 크게 나타났다. 전체적인 결과는 Type C > Type A > Type D > Type B순으로 나타났다. 중족부의 경우 Type C > Type A > Type B > Type D순으로 나타났으며, 전족부에서는 Type D > Type B > Type C > Type A순으로 나타났다. 최대평균압력의 경우 발전체, 후족부, 중족부, 전족부 모두에서 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

Figure 13. Maximum Mean Pressure

IV. 논 의

보행전에서 각 신발별 MPF를 측정된 결과 Type A는 전경골근, 외측광근에서 가장 작은 값을 보였으며, Type B의 경우 비복근과 대퇴이두근에서 가장 작은 MPF 값을 보였다.

각 신발을 60분간 착용한 후 근육별 MPF에서 전경골근에서는 Type A가, 비복근에서는 Type B, 외측광근에서는 Type C, 대퇴이두근에서는 Type D가 가장 작은 값을 보였으며, 근육별로 일반화된 경향을 볼 수 없었다.

근피로 현상을 규명하기 위한 접근은 EMG신호를 이용하여 진폭(Amplitude)의 크기나 주파수대(Frequency band)의 전이

(Shift)현상을 분석함으로써 측정 가능하며(서승록, 우승완, 2000), Dolan, Mannion와 Adams(1995)는 EMG를 이용하여 sub-maximal 상태에서 작업을 실시한 후 근육의 피로 분석 시 사용되는 MF(Mean frequency)의 주파수 천이(Frequency shift)를 이용하여 근육의 피로를 분석 하였으며, MF나 MPF(median power frequency)가 높은 주파수에서 낮은 주파수로 천이가 크게 나타나는 것을 보여 주어 근육의 피로가 더 커진다고 보고 하였다. 본 연구에서는 처음 보행 시 측정값과 60분간 보행을 한 후 측정된 값에 대한 주파수 천이를 조사하여 각 신발을 착용하고 60분간 보행을 했을 때의 근피로도를 조사하였다.

분석결과, 전경골근과 비복근에서 Type B와 Type D 신발의 MPF값이 1이하로 나타나 근피로도가 발생하였고, 외측광근에서는 Type C, Type D 신발이 1보다 작은 값을 보여 근피로가 발생하였음을 알 수 있으며, 대퇴이두근에서는 모든 신발이 1보다 작은 값을 보여 신발의 종류와 관계없이 근피로가 발생함을 알 수 있다. 반면 Type A 신발의 경우 전경골근, 비복근, 외측광근에서 MPF값이 1보다 높게 나타나 다른 신발보다 근피로가 적을 것으로 보인다. 몇몇 연구결과에 의하면 특정근육의 주파수는 시간에 따라 다소 증가하는 경향이 보고되고 있으나, 그 이유에 대한 적절한 해석은 언급되지 않고 있다(Arphorn, Limmongkok, Pruktharathikul, Jalayondeja, & Chaikittipom, 2008). 본 연구에서도 Type A 신발의 경우 대퇴이두근을 제외하고 1보다 높게 나타나 정확한 해석을 위해 장시간 착용을 통한 시간별 근피로도를 확인 할 필요가 있다.

족저압력 분석결과 접촉면적에서 Type A 신발은 각 영역에서 다른 신발보다 높게 나타났으며, 이는 발바닥 형상에 가깝게 설계된 인솔로 인해 발바닥과의 접촉면적이 증가한 것으로 보인다. 최대힘의 경우 모든 영역에서 각 신발 간에 유의한 차이가 없었으나, 발과 지면이 이지(toe off)되는 순간 힘을 전달하는 전족부에서 Type A가 가장 작은 최대힘 값이 관찰되었다. 이러한 결과는 박종진(2009)의 연구결과에서와 같이 전족 부위에 발가락의 변형을 유발할 수 있는 높은 압력분포로 인한 구속압을 감소시켜 줄 수 있을 것으로 판단된다. 최대압력 분석 결과를 살펴보면 후족부에서 Type A < Type D < Type B < Type C 순으로 낮은 값이 관찰되었으며 통계적으로도 유의한 차이를 보였다. 이는 보행 시 지지(heel strike)구간에서 발생하는 충격량을 감소시켜 장시간 보행 시 발의 피로도를 감소시켜 줄 수 있으며 오연주와 이창민(2009)의 연구 결과에서와 같이 신체에 전달되는 충격력을 경감시켜 하지 관절에 발생하는 부하 줄여 줄 수 있는 중요 요인으로 판단된다.

평균압력에 대한 분석의 결과를 살펴보면 전족부에서 Type A < Type C < Type B, Type D순으로 낮은 값이 관찰되었으나 각 신발의 모든 영역에서 유의한 차이는 보이지 않았다. 이러한 결과는 최대힘 분석 결과와 유사하게 나타났다.

V. 결 론

본 논문에서는 근피로도, 족저 접촉면적, 최대힘, 최대압력, 평균압력을 분석하여 보행 시 발생하는 근육피로 경감효과 및 발의 충격력 완화, 신체 피로도 경감효과를 알아보았다.

근피로도에 대한 결과를 살펴보면 보행 시 주로 사용되는 근육 중 대퇴이두근에서는 모든 신발에서 보행에 따른 근피로도가 발생하였으나 외측광근에서는 Type C와 Type D, 전경골근과 비복근에서는 Type B와 Type D에서 근피로도가 발생함을 알 수 있었다. 즉, Type A의 경우 대퇴이두근을 제외한 다른 근육에서 보행에 따른 근피로도가 적게 나타나 알 수 있었다. 이로써 Type A 신발 착용 후 보행 시 근피로를 경감시키는 데 효과적인 것으로 판단된다.

또한, 발의 압력변화에 대한 결과를 살펴보았을 때 Type A의 경우 접촉면적이 다른 신발보다 넓게 나타나 착화감을 향상시켜 줄 것으로 보이며, 최대압력의 경우 발전체에서 다른 신발보다 낮게 나타났으며, 후족부의 경우 유의한 차이를 보여 충격흡수 및 압력분산에 긍정적인 효과를 줄 것으로 사료된다. 또한 한국형 족형을 적용한 라스트 및 인솔, 미드솔, 아웃솔을 사용함으로써, 발과 신발간의 접촉면적 증가로 인해 발에 발생하는 최대힘과 최대압력의 감소로 인해 보행 시 발생하는 발의 피로를 감소시키고, 근전도 측정결과와 같이 하지의 피로 감소와 연관될 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구는 한국인 발 측정 데이터를 바탕으로 개발된 라스트를 적용한 트레일 러닝화의 족저압력분포 변화 및 하지의 근피로도에 대한 생체역학적 분석을 실시하였다. 추후 연구에서는 운동학적인 분석을 통한 보행분석이 추가로 이루어져야 할 것으로 생각되며, 장시간 착용 시 착용 시간별로 시간 변화에 따른 근피로도를 알아봄으로써 개발 신발에 대한 추가적인 실험이 필요할 것으로 생각된다.

참고문헌

- 고용구, 김대민, 이수진, 이재훈, 이용호, 이경숙, 손성태 (2009). 하지 자세가 근전도, 심박수 그리고 불편도에 미치는 영향분석. **대한인간공학회지**, 28(1), 9-19.
- 박승범, 이중숙(2007). 등산화의 종류와 보행동작에 따른 지면 반력 및 족저압력 분석. **한국운동역학회지**, 17(4), 190-200.
- 박종진(2009). 하이힐 굽 높이에 따른 보행 시 족저압 변화 비교 분석. **한국운동역학회지**, 19(4), 771-778.
- 서승록, 우승완(2000). 근전도분석에 의한 VDT작업의 누적의

- 상에 관한 연구. *경영과학연구*, 9, 45-56.
- 서정석, 김용운, 윤태진(2007). 등산복 사용이 보행과 근활동에 미치는 영향. *한국운동역학회지*, 17(3), 209-215.
- 오연주, 이창민(2009). 보행 시 하지 관절의 3축 충격가속도에 관한 연구. *대한인간공학회지*, 28(3), 33-39.
- Arphorn, S., Limmongkok, Y., Pruktharathikul, V., Jalayondeja, W., & Chaikittipom, C.(2008). *The modified sculptors' workstation in pottery handicraft for reducing muscular fatigue and discomfort*, The 8th IIES International Symposium, the 1st East Asian Ergonomics Federation Symposium, UOEH, Japan.
- Attinger Brnz, D., Stacoff, A., Balmer, E., Durrer, A., & Stussi, E.(1998). *Walking pattern with missing heel shoes*. In: Proceedings of 11th Conference of European Society of Biomechanics. Toulouse, France, 132.
- Blake, R. L., & Ferguson, H. J.(1993). Walking and hiking injuries. A one year follow-up study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. 83(9), 499-503.
- Bohne, M., & Abendroth-smith, J.(2007). Effects of hiking downhill using trekking poles while carrying external loads. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 39, 177-183.
- Boulware, D. R.(2004). Gender differences among long-distance backpackers: a prospective study of women Appalachian Trail backpackers. *Wilderness and Environmental Medicine*. 15, 175-180.
- Boulware, D. R., Forgey, W. W., & Martin, W. J.(2003). Medical risks of wilderness hiking. *American Journal of Medicine*. 114, 288-293.
- Breejen, L. D.(2006). The experience of long distance walking: A case study of the West Highland Way in Scotland. *Tourism management*, 28(6), 1417-1427.
- Gardner, T. B., & Hill, D. R.(2002). Illness and injury among longdistance hikers on the Long Trail, Vermont. *Wilderness and Environmental Medicine*. 13, 131-134.
- Cavanagh P. R, Hewitt F. G. & Perry J. E.(1992). In-shoe plantar pressure measurement: a review. *The foot*, 2, 185-194.
- Crouse, B. J., & Josephs, D.(1993). Health care needs of Appalachian Trail hikers. *The Journal of Family Practice*. 36, 521-525.
- Dolan, P., Mannion, F., & Adams, M. A.(1995). Fatigue of the elector spinae muscles: A quantitative assessment using "frequency banding" of the surface electromyography signal, *Spine*, 20(2), 149-159.
- Federiuk, C. S.(1999). Clinical update on emergency medical care in the wilderness. *Wilderness and Environmental Medicine*. 10, 20-24.
- Harald B., & Matthias H.(2009). Effect of boot shaft stiffness on stability joint energy and muscular co-contraction during walking on uneven surface. *Gait & Posture*. 30(2), S43-S44
- Hettinga, B. A., Stefayshyn, D. J., Fairbairn, J. C. & Worobets, J. T.(2005). Biomechanical effects of hiking on a non-uniform surface. *Proceeding of the 7th Symposium on Footwear Biomechanics*, Cleveland, OH, USA, 41-42.
- Mehmetoglu, M.(2007). Typologising nature-based tourists by activity- Theoretical and practical implications. *Tourism management*, 28(3), 651-660.
- 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, 657-664.
- Mueller M. J.(1995). Use of an In-shoe pressure measurement system in the management of patients with neuropathic ulcers or metatarsalgia. *Journal sports & Physical Therapy*, 21(6), 328-336.
- 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, 172-187.
- Nigg, B., Hintzen, S., Ferber, R.(2006). Efeect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*. 21(1):82-88.
- Nyaupane, G. P., D. B. Morais, & A. R. Graefe.(2004). Nature-based tourism constraints: A cross-activity comparison. *Annals of Tourism Research*, 31(3), 540-555.
- O'Loughlin, P. F., Murawski, C. D., Egan, C., & Kennedy, J. G.(2009). Ankle instability in sports. *The Physician and Sportsmedicine*. 37(2), 93-103.
- Romkes, J., Rudmann, C., Reinald Brunner, R.(2006). Change in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*. 21:75-81.
- 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.

Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M.(2000). Energy aspects associated with sport shoes. *Sportverletz Sportschaden* 14(3), 82-89.

Stewart, A., Casey, M., Laura, F., Patricia, M., Edward, P., James, A., & Joseph, H.(2009). The Impact of Footwear and Packweight on Injury and Illness Among Long-Distance Hikers. *Wilderness and Environmental Medicine*, 20, 250-256.

Vernon, T., Wheat, J., Naik, R., Pettit, G.(2004). Change in gait characteristics of a normal, Healthy population due to an unstable shoe construction. *Sheffield Hallam U. UK*.

Wight, P. A.(1996). North American ecotourists: Market profile and trip characteristic. *Journal of Travel Research*, 34(2), 2-10.

Wilson, J., Torry, M. R., Decker, M. J., Kernozek, T., & Steadman, J. R.(2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 142-147.