

## 맨발 구조를 모사한 3D Bootie 공법을 적용시킨 트레킹화의 생체역학적 특성 평가

유찬일<sup>1</sup>, 전근환<sup>2</sup>, 원용관<sup>3</sup>, 김정자<sup>4,5\*</sup>

<sup>1</sup>전북대학교 헬스케어공학과, <sup>2</sup>군장대학교 작업치료과

<sup>3</sup>전남대학교 전자컴퓨터공학부, <sup>4</sup>전북대학교 바이오메디컬공학부, <sup>5</sup>전북대학교 고령친화 복지기기 연구센터

### Biomechanical Evaluation of Trekking Shoes using 3D Bootie Method as Mimics Barefoot Form

Chan-Il Yoo<sup>1</sup>, Keun-Hwan Jeon<sup>2</sup>, Yonggwon Won<sup>3</sup>, Jung-Ja Kim<sup>4,5\*</sup>

<sup>1</sup>Department of Healthcare Engineering, Chonbuk National University,

<sup>2</sup>Department of Occupational Therapy, Kunjang College,

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

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

<sup>5</sup>Research Center of Healthcare & Welfare Instrument for the Aged, Chonbuk National University.

**요약** 본 연구에서는 F사가 맨발 보행 효과에서 착안하여 최적의 착화감과 압력 분산의 효과를 트레킹화에 접목시키기 위해 고안한 3D Bootie 공법을 적용시킨 트레킹화에 대한 생체역학적 분석을 수행하였다. 이를 위해 비교군으로써 M사, K사의 일반 트레킹화에 대하여, 신체 건강한 20대 남성 13명을 대상으로 보행 시 족저압력분포, 하지 근 활성화도, 지면반발력을 측정하여 분석하였다. 연구 결과, F사의 트레킹화는 족저압력 분포에서 넓은 접촉 면적으로 인하여 최대 힘과 최대 압력의 감소를 야기했으며, 보행 시 발의 부하를 경감시켰다. 근 활성화도 측면에서는 맨발 보행의 효과와 동일하게 작용했다. 지면반발력에서는 효과적으로 충격력을 흡수하여, 말기입각기 때 더욱 효율적인 보행이 가능하였다. 결과적으로 F사의 트레킹화는 맨발 보행의 장점을 이용한 3D Bootie 공법을 적용함으로써 넓은 접촉 면적으로 인해 보행 시 발생하는 발의 부하를 감소시킬 것으로 사료된다.

**Abstract** The purpose of this study was to evaluate biomechanical characteristics of trekking shoes using 3D Bootie method as mimics barefoot form of F Co. that provides the best comfort and plantar pressure dispersion. The control group is normal trekking shoes of M Co. and K Co.. 13 healthy males measured the foot pressure, EMG and GRF. Collected data was analyzed using One-way ANOVA in order to investigate the effects of each trekking shoes. The results are as follows: Trekking shoe of F Co. was significantly wider in contact area than others at MF and significantly lower in maximum force, peak pressure than others at RF. In the case of muscle activity, acted in the same way as the effect of barefoot walking. In the case of GRF, effectively absorbed the impact force, so it is possible to efficient walking. As a result of the analysis, trekking shoe using of 3D Bootie method of F Co. can be efficient walking by reducing the load of foot during walking.

**Keywords** : EMG, GRF, Plantar Pressure, Trekking Shoe, 3D Bootie Method.

본 논문은 2013년 정부(미래창조과학부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임.

\*Corresponding Author :Jung-Ja Kim(Chonbuk National Univ.)

Tel: +82-63-270-4102 email: jungjakim@jbnu.ac.kr

Received April 17, 2015

Revised June 2, 2015

Accepted July 16, 2015

Published July 31, 2015

## 1. 서론

트레킹(Trekking)은 일반인들이 전문적인 등산 기술이나 지식 없이도 쉽게 즐길 수 있는 산악 자연 답사 여행을 의미한다. 우리나라는 전 국토의 70% 이상이 산악 지형으로 이뤄져 있어 산길 대부분의 지면이 바위나 돌 등으로 인해 고르지 못한 지리적 특성을 지닌다. 이러한 조건은 트레킹 시 지면의 상태에 따라 발의 부상을 야기할 수 있으며, 장시간 활동으로 인한 발의 피로를 가중시킬 수 있다. Wannop 등[1]은 트레킹 또는 등산을 하는 동안 발생할 수 있는 상해 중에서 발목 관절에서 발생하는 상해가 가장 높은 비율을 차지한다고 하였으며, Cheung 등[2]은 다양한 아웃도어 활동 시 발목에서 일어나는 과도한 내번(inversion)이나 외번(eversion)은 발목 염좌를 일으키는 중요한 원인이 된다고 하였다. 따라서 Huebner 등[3]은 발의 상해 예방을 위해 신발의 쿠션과 안정성 확보를 위한 디자인의 중요성을 강조하였으며, Hettinga 등[4]은 불규칙한 지면에서의 트레킹은 부상의 위험성이 잠재하고 있기 때문에 특별히 디자인된 기능적 트레킹화의 착용을 권장하였다.

신발은 외부의 열이나 냉기, 외부 물체와의 접촉으로 인한 손상으로부터 발을 보호하고, 발이 가지고 있는 고유의 충격 완화 또는 흡수 기전 이외에 지면과의 충격력으로부터 발을 보호하기 위한 목적으로 개발되었다[5]. 또한 지면으로부터 받는 충격력을 직접 흡수하여 발과 하지의 피로를 줄여줌으로써 발에 관련된 상해를 사전에 예방하며, 이동 시 발의 보조 역할을 수행하기 때문에 하지의 안정성을 증가시킨다[5]. 하지만 다양한 활동에서 발생하는 지면과의 충격력을 신발이 적절하게 흡수하여 분산시키지 못하면 발과 하지 분절에 크고 작은 손상을 입게 된다.

발에 미치는 수직 방향의 최대 충격력은 체중의 2-3 배에 이르며, 관절에 걸리는 토크는 서 있을 때보다 7-8 배에 이른다[6]. 또한 착용하는 신발의 유형에 따라 충격력의 흡수 정도가 달라지기 때문에 상황과 목적에 맞지 않는 신발의 착용은 근 골격계의 과도한 부하와 잠재적 상해 가능성에도 영향을 미칠 수 있다.

적절한 신발의 착용은 갑작스런 발의 내번 상황이 발생했을 때 근 수축력을 증가시켜 발목 외측 인대 상해의 유발을 감소시키는 효과가 있으며[7], 신체의 효율적인 이동과 자세 유지에 도움을 준다. 또한 용도와 목적에 맞

는 신발의 착용은 발의 상태를 최적화시킴으로써 안정된 신체의 균형과 효율적인 움직임을 가능하게하기 때문에 발과 신체의 스트레스를 줄여줄 뿐만 아니라 발목의 과도한 내번, 외번을 감소시켜 발목을 보호하고 운동능력을 향상시킨다[7].

운동역학 측면에서 보았을 때, 신발의 영향에 대한 연구는 보행, 자세 제어 및 운동 성능 등 다양한 분야에서 이루어져 왔다. Park[8]은 신발의 다양한 생체역학적 연구가 발 건강 및 관련 신발의 인체공학적 기반과 성능 평가에 있어 중요하다고 하였으며, Choi 등[9]은 특수한 목적이나 기능성을 가진 신발에 대한 평가에 있어 운동학적, 운동역학적 분석이 필수적이라고 하였다.

최근의 신발은 맨발 보행의 장점들을 신발에 적용시키기 위한 방향으로 신제품들이 개발되고 있다. 맨발 보행은 발목 관절의 크고 작은 근육들을 강화시키는데 도움을 주며, 발바닥 전체가 지면에 닿도록 하여 체중의 2-3배에 이르는 충격력을 최대한 고르게 분산시켜 지면을 차고 나갈 때 근골격계에 발생하는 충격력을 감소시켜준다[7]. Sinclair 등[10]은 맨발 보행 시 부하반응기 때 지면반발력과 발목의 배측굴곡 각도가 증가한다고 하였으며, Bonacci 등[11]은 부하반응기 때 슬관절 신전근의 근 활성이 줄어들고, 발목의 배측굴곡 움직임은 증가하며, 슬관절에 가해지는 부하가 감소한다고 하였다.

이에 본 연구에서는 맨발 보행의 장점에서 착안하여 맨발 구조를 모사한 F사의 3D Bootie 공법을 적용시킨 트레킹화에 대한 생체역학적 특성을 평가하고, 분석을 수행하였다. F사의 3D Bootie 공법은 신발을 신은 상태에서도 맨발 보행의 장점을 얻을 수 있도록 신발 내부를 발바닥의 굴곡 형태로 모사하였기 때문에 발바닥의 접촉 면적을 최대한으로 증가시켜 압력 분산의 효과를 극대화시킬 수 있으며, 발을 입체적으로 감싸주어 최적의 착화감을 제공할 수 있게 하는 공법이다.

## 2. 연구방법

### 2.1 연구 대상자

본 연구에서는 하지의 근골격계 질환이나 부상을 입은 적이 없고, 보행에 있어 장애와 감각 이상이 없는 정상 발을 가진 20대의 남성 13명을 대상으로 실험을 진행하였다. 연구 대상자의 신체적 특성은 평균 연령

22.13±1.77 years, 평균 신장 177.13±4.66 cm, 평균 체중 74.67±8.59 kg 이다. 연구에 참가한 모든 연구 대상자에게 실험 전 실험의 목적과 실험의 절차에 대해 충분히 설명하였으며, 실험 참가 동의서를 작성 후 실험을 진행하였다.

## 2.2 실험 도구 및 절차

### 2.2.1 실험에 사용된 트레킹화

본 연구에 사용된 트레킹화는 F사에서 고안한 3D Bootie 공법을 적용하여 개발된 트레킹화[Fig. 1. A]로써, 비교군으로는 기존의 이와 유사한 구조를 갖는 M사, K사의 트레킹화 두 종류[Fig. 1. B; Fig. 1. C]를 선정하였다.



Fig. 1. Testing shoes

### 2.2.2 실험 장비 및 실험 방법

각각의 트레킹화 내부의 최대 힘(maximum force), 최대 압력(peak pressure), 평균 압력(mean pressure), 접촉 면적(contact area)을 측정하고 비교하기 위하여 Pedar-X System(Novel GmbH, Germany)을 사용하였다[Fig. 2]. 또한 트레킹화를 신고 걸을 때의 하지 근육의 활성도를 알아보기 위하여 Bionli 8 System(Delsys Inc., USA)을 사용하였으며, 보행에 있어 가장 많은 기여를 하는 8개의 근육에 각각 전극을 부착하였다[Fig. 3].

초기접지기 시 전경골근(Tibia Anterior, TA)은 발목을 위쪽으로 들어 올려 충격력을 흡수하는데 도움을 주며, 대퇴이두근(Biceps Femoris, BF)은 다리가 앞으로 빠지지 않게 무릎을 굴곡시킨다. 부하반응기 시 내측광근(Vastus Medialis, VM)과 외측광근(Vastus Lateralis, VL)은 발이 지면과 접촉할 때 활동이 증가하여, 무릎 관절의 안정과 균형을 위해 사용된다. 대퇴직근(Rectus Femoris, RF)은 발이 지면에 닿을 때 무릎을 신전시킨

다. 중간입각기, 말기입각기 때의 외측비복근(Lateral Gastrocnemius, LG)은 하지가 전방으로 가속 할 때 사용되며, 장비골근(Peroneus Longus, PL)과 가자미근(Soleus, SL)은 발이 지면을 밀고 앞으로 나아갈 수 있도록 추진력을 제공한다.

실험에 참가한 모든 피험자들은 FDM-T(Zebris Inc., USA) 트레드밀에서 3가지 종류의 트레킹화를 무작위 순으로 착용하고 보행을 실시하였다. 한국인의 평균 일반 보행 속도인 0.66 m/step을 참고하여 약 4.2 km/h의 속도로 보행을 실시하였으며[12], 각각의 트레킹화 마다 총 3회 반복 측정을 수행하였다. 실험 간 발생 할 수 있는 피험자의 피로를 방지하기 위해, 1회 측정이 끝난 후 10분간의 휴식을 취하고 다시 실험을 진행하였다.



Fig. 2. Plantar pressure measurement



Fig. 3. EMG measurement

3D Bootie 공법이 적용된 트레킹화를 신고 걸었을 때, 무게 중심의 이동이 지면과의 충격 흡수에 미치는 영향을 비교 분석하기 위해 Force platform(Bertec System., USA)을 사용하여 보행 시 발생하는 지면반발력을 측정하였다[Fig. 4].



Fig. 4. Ground reaction force measurement

피험자들은 3가지 종류의 트레킹화를 무작위 순으로 착용하고, Force platform 위에서 보행을 실시하였으며, 각각의 트레킹화 마다 3회 씩 반복 측정하였다.

메트로놈을 이용하여 보행 속도 4.2 km/h에 피험자들의 보행 속도를 동기화 시켰다. 메트로놈의 박자에 맞추어 보폭과 건기의 보수가 자연스러운 동작이 이루어질 때까지 충분한 연습을 실시한 후 본 실험을 진행하였다 [Fig. 4].

### 2.3 자료 분석

#### 2.3.1 족저압력 분포

측정된 족저압력 분포의 분석을 위해 Pedar-X Insole Software(Novel GmbH., Germany)를 사용하였다. 전족부(FF), 중족부(MF), 후족부(RF)의 세 부분의 영역(mask)으로 나누어 각각의 트레킹화를 비교하였다[Fig. 5].

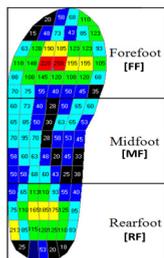


Fig. 5. Plantar pressure measurement mask

#### 2.3.2 근 활성화

측정된 하지 근 활성화 신호는 EMGwork 3.5 signal acquisition software(Delsys Inc., USA)를 통해 분석되었으며, LabVIEW(National Instrument Corp., Texas, USA)를 통해 처리되었다. 수집된 근 활성화 데이터는 20-450 Hz의 sixth order Butterworth bandpass filter를

거쳐 필터링 했으며, 60 Hz의 notch-filter를 통해 전원에만 따른 노이즈를 제거하였다. Linear envelope을 생성하기 위해서 6 Hz cut-off frequency를 지나는 sixth order Butterworth low-pass filter를 사용하여 필터링 하였다. 또한 근 활성화 데이터는 입각기 단계의 0-100 % 동안의 평균 신호로 표준화(normalization) 하였으며, 근 수축의 진폭의 차이를 표준화하기 위해서 MVIC(maximum voluntary isometric contraction)에 대한 백분율로 나타내었다.

#### 2.3.3 지면반발력

Force platform을 통해 측정된 트레킹화의 지면반발력은 최초로 발의 뒤꿈치가 지면에 닿는 시기인 초기접지기와 발의 뒤꿈치와 발가락 끝이 지면에서 떨어지는 말기입각기의 지면반발력을 측정하여 비교하였다. Force platform의 아날로그 신호는 샘플링 주파수 1000 Hz로 지면반발력 데이터를 획득하였고, 데이터 수집시간은 2초로 설정하였다.

### 2.4 통계 처리

F사의 3D Bootie 공법이 적용된 트레킹화와 기존의 M사, K사의 일반 트레킹화 사이에서의 족저압력 분포, 근 활성화, 지면반발력의 차이를 알아보기 위해 통계 프로그램인 IBM SPSS Statistics 22(Chicago, IL, USA)을 사용하였다. 일원배치 분산분석(One-way ANOVA)을 실시하여 유의수준  $p < .05$ 에서 통계적 유의성을 검증하였다.

## 3. 결과

### 3.1 족저압력 분포

각각의 트레킹화를 신고 나타난 전족부(FF), 중족부(MF), 후족부(RF)에서의 최대 힘, 최대 압력, 평균 압력, 접촉 면적의 결과는 아래의 Table 1과 같다.

최대 힘에서의 실험 결과를 살펴보면 RF에서는 F사가 484.51±94.36 N, M사는 552.03±62.59 N, K사는 533.30±65.29 N으로 나타났으며, F사의 트레킹화가 M사, K사에 비해 통계적으로 유의하게 감소하였다는 것을 알 수 있다. MF에서는 F사가 270.07±55.13 N으로 213.41±67.16 N의 최대 힘을 보인 M사에 비해 통계적

**Table 1.** Distribution of plantar pressure

		F Co.	M Co.	K Co.			F Co.	M Co.	K Co.
Maximum force (N)	FF	735.83 ±83.55	723.74 ±66.83	717.25 ±53.15	Mean pressure (kPa)	FF	123.88 ±14.07	122.55 ±11.27	120.75 ±8.95
	MF	270.07* ±55.13	213.41* ±67.16	291.68 ±68.78		MF	48.88* ±9.98	39.51* ±12.32	52.79 ±12.45
	RF	484.51*∇ ±94.36	552.03* ±62.59	533.30∇ ±65.29		RF	118.84*∇ ±23.14	136.38* ±15.40	130.81∇ ±16.01
Peak pressure (kPa)	FF	371.86 ±90.64	344.81 ±86.58	343.85 ±85.59	Contact area (cm <sup>2</sup> )	FF	58.81 ±1.26	58.81 ±1.36	58.84 ±1.31
	MF	179.36*∇ ±58.93	123.40* ±44.03	149.46∇ ±46.32		MF	54.12* ±2.13	45.78* ±5.64	53.19 ±2.61
	RF	194.81*∇ ±26.71	235.32* ±31.70	216.63∇ ±30.26		RF	40.73 ±0.25	40.69 ±0.35	40.45 ±0.97

∞M±SD, \*significant difference between F Co. and M Co., ∇significant difference between F Co. and K Co. at p<.05.

으로 유의하게 증가하였다. FF에서는 F사, M사, K사 모두 유의하지 않은 결과를 나타냈다.

최대 압력에서는 RF에서 F사가 194.81±26.71 N, M사가 235.32±31.70 N, K사가 216.63±30.26 N으로 나타났으며, F사의 트레킹화가 M사, K사에 비해 통계적으로 유의하게 감소하였다. MF에서는 F사가 179.36±58.93 N, M사가 123.40±44.03 N, K사가 149.46±46.32 N으로 나타났으며, F사의 트레킹화가 M사, K사에 비해 통계적으로 유의하게 증가하였다. FF에서는 F사, M사, K사 모두 유의하지 않은 결과를 나타냈다.

평균 압력의 결과는 RF에서 F사가 118.84±23.14 N으로 각각 136.38±15.40 N, 130.81±16.01 N의 평균 압력을 보인 M사, K사에 비해 통계적으로 유의하게 감소

하였다. MF에서는 48.88±9.98 N의 평균 압력을 보인 F사가 39.51±12.32N을 나타낸 M사에 비해 통계적으로 유의하게 증가하였다. FF에서는 F사, M사, K사 모두 유의하지 않은 결과를 나타냈다.

접촉 면적은 MF에서 54.12±2.13 N을 나타낸 K사가 45.78±5.64 N을 나타낸 M사에 비해 통계적으로 유의하게 증가하였다. FF, RF에서는 모두 유의하지 않은 결과를 나타냈다.

### 3.2 근 활성화

측정된 8개 근육의 근 활성화도 결과는 아래의 Table 2와 같다.

근 활성화도 측정 결과를 살펴보면 측정된 8개의 모든

**Table 2.** Result of EMG measurement

unit %MVIC	Initial contact			Loading respond			Mid stance			Terminal stance		
	F Co.	M Co.	K Co.	F Co.	M Co.	K Co.	F Co.	M Co.	K Co.	F Co.	M Co.	K Co.
BF	10.81 ±7.30	11.24 ±7.34	11.37 ±7.69	10.19 ±7.05	10.40 ±6.66	10.41 ±6.70	6.92 ±5.29	6.38 ±4.22	6.26 ±3.71	4.26 ±3.47	3.94 ±2.76	3.84 ±2.67
VL	12.81 ±11.50	12.60 ±12.34	13.03 ±12.87	13.64 ±11.99	13.57 ±12.78	13.78 ±12.95	10.70 ±9.07	10.31 ±9.32	10.21 ±8.91	5.65 ±6.71	5.08 ±6.76	5.47 ±7.20
RF	6.32 ±7.53	5.61 ±6.09	5.52 ±5.36	6.63 ±7.93	6.01 ±6.66	6.02 ±6.07	6.08 ±7.26	5.62 ±6.38	5.60 ±5.86	4.64 ±5.36	3.93 ±3.86	3.86 ±3.39
VM	10.62 ±9.19	11.66 ±11.72	10.89 ±9.21	11.34 ±10.02	17.01 ±22.18	11.64 ±9.92	8.47 ±7.54	10.66 ±10.95	8.38 ±6.99	4.08 ±3.11	4.10 ±3.12	3.84 ±2.66
TA	23.79 ±19.97	18.71 ±12.87	19.28 ±14.30	23.91 ±20.20	18.92 ±12.86	19.42 ±14.34	16.40 ±14.58	13.17 ±9.22	13.23 ±9.80	8.32 ±9.06	7.17 ±7.83	7.18 ±7.71
PL	11.88 ±7.69	11.68 ±8.83	11.72 ±7.71	14.39 ±9.56	13.54 ±9.72	13.81 ±9.22	24.91 ±18.13	23.29 ±17.02	23.07 ±17.50	36.03 ±25.01	33.24 ±24.08	33.55 ±26.88
LG	17.04 ±11.47	16.81 ±10.34	18.10 ±11.07	17.95 ±11.84	17.77 ±11.17	19.22 ±12.32	25.05 ±14.47	23.53 ±13.21	26.24 ±14.28	41.29 ±21.82	37.37 ±17.33	42.09 ±22.24
SL	10.49 ±5.41	11.11 ±8.34	10.90 ±5.71	13.07 ±6.46	13.12 ±9.05	13.68 ±6.98	28.00 ±11.96	25.69 ±14.05	29.72 ±13.85	47.06 ±19.08	49.28 ±22.34	49.91 ±21.30

∞M±SD, p<.05. BF=Biceps femoris, VL=Vastus lateralis, RF=Rectus femoris, VM=Vastus Medialis, TA=Tibialis anterior, PL=Peroneus longus, LG=Lateral gastrocnemius, SL=Soleus

근육들은 보행 주기의 전반에서 모두 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

### 3.3 지면반발력

각각의 트레킹화 마다 보행 주기에 따라 측정된 지면 반발력의 결과는 아래의 Table 3과 같다.

F사, M사, K사 모두 보행 주기 동안 통계적으로 유의한 차이가 없었다.

**Table 3.** Result of GRF measurement

unit kPa	F Co.	M Co.	K Co.
Initial contact	140.64 ±58.15	133.55 ±31.84	156.93 ±52.40
Loading response	461.98 ±123.24	458.89 ±102.27	497.57 ±133.17
Mid stance	456.98 ±183.43	456.97 ±184.74	466.53 ±192.84
Terminal stance	441.77 ±122.61	453.57 ±116.41	469.55 ±123.17

∞ M±SD, p<.05. GRF: Ground reaction force

## 4. 고찰

본 연구에서 나타난 족저압력 분포를 살펴보면, 접촉 면적에서 F사의 트레킹화는 중족부에서 M사보다 유의하게 넓었으며, 후족부에서는 통계적인 유의성은 없었으나, F사의 평균값이 가장 넓었다. 이는 F사의 트레킹화가 발바닥의 형상에 가깝게 모사하기 위해서 신발 내부에 3D Bootie 공법을 적용하고, 발의 내측 아치를 지지한 인솔을 적용했기 때문에 중족부와 후족부의 접촉 면적이 증가한 것으로 사료된다. Jung 등[13]의 연구 결과에서와 같이 발바닥의 접촉 면적이 증가함에 따라 발의 특정 부위에 집중되는 압력을 효과적으로 분산시켜 줄 수 있을 것이라 판단되며, Knapik 등[14]의 연구 결과에서처럼 발의 내측 아치를 지지함으로써 발의 아치가 안쪽으로 무너지는 현상을 막아주고, 발의 피로도 감소 및 압력 분산의 효과가 있음을 결과를 통해 증명하였다.

Hayafune 등[15]에 의하면 후족이 지면에 닿게 되는 초기입각기와 전족이 지면에 닿게 되는 말기입각기에 발에 발생하는 최대압력은 발의 부상 위험을 야기한다고 하였다. 최대 압력은 후족부에서 F사의 트레킹화가 M사, K사에 비해 유의하게 감소했음을 확인할 수 있다. 이는 초기접지기에서 발생하는 충격량을 감소시켜 장시간의 보행 시 발의 피로를 줄여 줄 것으로 사료된다. 이

는 Oh 등[16]의 연구 결과에서와 같이 후족부에서의 최대 압력이 가장 낮다는 것은 지면에서 신체에 전달되는 충격력을 감소시켜 보행 시 하지 관절에 작용하는 부하를 줄여 줄 수 있는 중요한 요인으로 판단된다. 중족부에서는 F사의 트레킹화가 M사, K사에 비해 유의하게 증가하였는데, 이는 발의 내측 아치를 지지하는 인솔에 의해 중족부의 접촉 면적이 증가했기 때문이라고 판단된다. 평균 압력은 최대 압력의 평균값을 나타내므로 최대 압력의 분석 결과와 유사하게 나타났다.

최대 힘의 경우 후족부에서 F사의 트레킹화가 M사, K사에 비해 유의하게 감소하였다. 최대 힘은 발 전체에 가해지는 힘을 나타내는 데, 최대 힘의 크기가 작을수록 보행 시 발의 안정성은 증가한다[13]. Jung 등[13]의 연구 결과에서와 같이 F사의 트레킹화는 M사, K사의 트레킹화에 비해 보행 시 후족부가 지면에 닿을 때의 발의 안정성을 증가시킨다고 판단된다.

측정된 근 활성화도에서는 통계적인 유의성은 없었으나, 초기접지기에서 F사의 트레킹화는 전경골근에서 M사, K사 보다 높은 근 활성화도 평균값을 보였고, 대퇴이두근과 내측광근에서는 낮은 근 활성화도 평균값을 보였다. 또한 외측광근에서는 두 번째로 낮은 근 활성화도 평균값을 보였다. 이는 Bonacci 등[11]의 연구에서 맨발 형태를 모방한 신발을 신고 보행 시 초기접지기에서 발목 관절의 배측굴곡에 관여하는 전경골근의 활성이 증가하며, 슬관절 신전근인 대퇴직근, 외측/내측광근의 활성이 줄어든다고 한 결과와 일치한다. 이를 통해 F사의 트레킹화를 신고 보행을 할 때 전경골근이 더욱더 활성화되어 발이 지면에 안정적으로 닿을 수 있도록 도움을 주며, 대퇴직근과 외측/내측광근의 활성이 상대적으로 낮아져 발이 지면에 닿을 때 고관절과 슬관절에 무리가 덜 가도록 영향을 끼친다고 판단된다.

보행 시 발생하는 지면반발력은 근 활성화도에서와 마찬가지로 통계적인 유의성은 없었으나 말기입각기에서 F사의 트레킹화가 M사와 K사에 비해 낮은 지면반발력의 평균값을 보여주었다. 지면과의 충격력과 상해와의 관계에서 지면과의 충격력은 상해를 일으키는 데 크게 기여하므로[17], Hreljac 등[17]의 연구 결과에 비추어 보았을 때, F사의 트레킹화는 3D Bootie 공법을 적용한 신발 내부의 구조와 발의 내측 아치를 지지해주는 인솔로 인해 효율적으로 지면과의 충격력을 흡수하여 관절에 가해지는 부하를 감소시켰기 때문에 말기입각기에서 지

면반발력의 평균값이 타사보다 낮게 나타났다고 사료된다. 그러므로 F사의 트레킹화는 말기입각기에서 상대적으로 낮은 지면반발력을 이용하여 무게 중심을 이동시켜 더욱 수월한 보행을 가능하게 한다고 판단된다.

## 5. 결론

본 연구에서는 F사가 맨발 보행 효과에서 착안하여 트레킹화에 접목시키기 위해 고안한 3D Bootie 공법을 적용시킨 트레킹화와 기존의 M사, K사의 일반 트레킹화를 비교하여 이를 생체역학적으로 분석한 후, F사 트레킹화의 가능성을 평가하였다.

족저압력 분포에서 F사의 트레킹화는 중족부에서의 넓은 접촉 면적으로 인하여 최적의 착화감과 압력 분산 효과를 제공하였다. 이는 발이 지면에 닿을 때 안정성을 증가시켜 신체에 전달되는 충격력을 감소시켜 줌으로써 보행 시 하지 관절에 작용하는 부하를 줄여 줄 수 있다.

근 활성화 측면에서 F사의 트레킹화는 초기접지기에서 전경골근의 활성이 증가하며, 대퇴직근, 외측/내측광근의 활성이 줄어드는 맨발 보행의 효과와 같이 보행 시 발이 지면에 안정적으로 닿을 수 있도록 도움을 주며, 고관절과 슬관절에 무리가 덜 가도록 영향을 끼치는 것으로 나타났다.

F사의 트레킹화는 지면반발력 측면에서 효과적으로 충격력을 흡수하여 말기입각기 시 낮은 지면반발력을 이용하여 무게 중심을 이동시키기 때문에 더욱 효율적인 보행을 가능하게 하는 것으로 나타났다.

본 연구는 맨발 보행에서 착안한 3D Bootie 공법을 적용시킨 트레킹화의 착용에 따른 생체역학적 보행 특성을 평가하기 위한 것으로 족저압력 분포와 근 활성화 및 지면반발력을 분석하였다. 추후 연구에서는 운동학적인 분석과 장시간 착용 시 착용 시간 변화에 따른 근 피로도 분석에 관한 연구를 계획 중이다.

## References

[1] Wannop, J. W., Worobets, J. T., Ruiz, R., and Stefanyshyn, D. J. "Footwear traction and three-dimensional kinematics of level, downhill, uphill and cross-slope walking", *Gait & posture*, 40(1), 118-122, 2014.

DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.004>

[2] Cheung, R. T., Wong, M. Y., & Ng, G. Y. "Effects of motion control footwear on running: a systematic review", *Journal of sports sciences*, 29(12), 1311-1319, 2011. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.03.004>

[3] Huebner, A., Schenk, P., Grassme, R., & Anders, C. "Effects of heel cushioning elements in safety shoes on muscle - physiological parameters", *International Journal of Industrial Ergonomics*, 46, 12-18, 2015. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2015.01.009>

[4] Hettinga, B. A., Stefayshyn, D. J., Fairbairn, J. C. and Worobets, J. T., "Biomechanical effects of hiking on a non-uniform surface", *Proc. of the 7th Symp. on Footwear Biomechanics*, 2005, Cleveland, OH, USA, 41-42, 2005.

[5] Landry, S. C., Nigg, B. M., & Tecante, K. E. Standing is an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. *Gait & Posture*, 32(2), 215-219. 2010. DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.04.018>

[6] Nigg, B. "Biomechanical considerations on barefoot movement and barefoot shoe concepts", *Footwear Science*, 1(2), 73-79. 2009. DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/19424280903204036>

[7] Lieberman, D.E., Venkadesan, M., Werbel, W.A., Daoud, A.I., D'Andrea, S., Davis, I.S., Mang'eni, R.O., Pitsiladis, Y., "Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners", *Nature* 463, 531 - 535, 2010. DOI: <http://dx.doi.org/10.1038/nature08723>

[8] Park, S. B., Lee, K. D., Kim, D. W., Yoo, J. H., & Kim, K. H. "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. 2011. DOI: <http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2011.21.2.231>

[9] Choi, K. J., & Kwon, H. J. "Sport biomechanical comparative analyses between general sporting shoe and functional walking shoe", *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 13(2), 161-173. 2003. DOI: <http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2003.13.2.161>

[10] Sinclair, Jonathan, et al. "The influence of barefoot and barefoot-inspired footwear on the kinetics and kinematics of running in comparison to conventional running shoes." *Footwear Science* 5(1), 45-53, 2013. DOI: <http://dx.doi.org/10.1080/19424280.2012.693543>

[11] Bonacci, Jason, et al. "Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study." *British journal of sports*

medicine (2013): bjsports-2012.

- [12] Ryu, T., Choi, H. S., Choi, H., & Chung, M. K. "A comparison of gait characteristics between Korean and Western people for establishing Korean gait reference data", *Industrial Ergonomics*, 36, 1023-1030. 2006.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ergon.2006.09.013>
- [13] Jung, J. Y., Kim, J. H., Kim, K., Pham, H. T., Won, Y. G., Kwon, D. K., & Kim, J. J. "Evaluation of insole-equipped ankle foot orthosis for effect on gait based on biomechanical analysis", *Korean Journal of Sport Biomechanics*, 20(4), 469-477. 2010.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.5103/KJSB.2010.20.4.469>
- [14] Knapik, J. J., Swedler, D. I., Grier, T. L., Hauret, K. G., Bullock, S. H., Williams, K. W., Darakjy, S. S., Lester, M. E., Tobler, S. K., & Jones, B. H. "Injury Reduction Effectiveness of Selecting Running Shoes Based on Plantar Shape", *Journal of Strength & Conditioning Research*, 23(3), 685-697, 2009.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181a0fc63>
- [15] Hayafune, H., Hayafune, Y., & Jacob, H. A. C. "Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait", *The Foot*, 9(2), 88-92, 1999.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1054/foot.1999.0518>
- [16] Oh, Y. J., & Lee, C., M. "The Study on 3-Axes Acceleration Impact of Lower Limbs Joint during Gait", *Ergonomics Society of Korea*, 28(3), 33-39. 2009.
- [17] Hreljac, A., Marshall, R. N., & Hume, P. A. "Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners", *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32, 1635-1641. 2000.  
DOI: <http://dx.doi.org/10.1097/00005768-200009000-00018>

**유 찬 일(Chan-Il Yoo)**

[준회원]



- 2013년 8월 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 헬스케어기기전공 (공학사)
- 2014년 3월 ~ 현재 : 전북대학교 헬스케어공학과 석사과정

<관심분야>

바이오인포매틱스, 데이터마이닝, 족부생체역학

**전 근 환(Keun-Hwan Jeon)**

[정회원]



- 1995년 2월 : 충북대학교 전자계산학과 석사 (전자계산학석사)
- 2002년 3월 : 충북대학교 전자계산학과 박사 (이학박사)
- 2013년 3월 : 전북대학교 헬스케어공학과 석사수료
- 1997년 3월 ~ 2010년 12월 : 군장대학교 인터넷미디어정보과 교수
- 2011년 3월 ~ 현재 : 군장대학교 작업치료과 교수

<관심분야>

헬스케어공학, 운동치료, 페도틱, 보건통계

**원 용 관(Yongwan Won)**

[정회원]



- 1991년 2월 : 미국 미주리주립대학교 컴퓨터공학 석사 (컴퓨터공학석사)
- 1995년 2월 : 미국 미주리주립대학교 컴퓨터공학 박사 (공학박사)
- 1995년 3월 ~ 1996년 12월 : 한국전자통신연구원(ETRI)
- 1997년 1월 ~ 1999년 2월 : 한국통신(KT)
- 1999년 3월 ~ 현재 : 전남대학교 전자컴퓨터공학부 교수

<관심분야>

패턴인식, 신호 및 영상처리, 컴퓨터 의료진단 및 기기

**김 정 자(Jung-Ja Kim)**

[정회원]



- 1988년 2월 : 전남대학교 전산학과 석사 (전산학석사)
- 1988년 2월 : 전남대학교 전산학과 박사 (이학박사)
- 1988년 3월 ~ 2002년 2월 : 전남대학교 전산학과 외래교수
- 2002년 3월 ~ 2004년 2월 : 전남대학교 전자통신 연구소 post-doc
- 2004년 3월 ~ 2006년 2월 : 한국 Bio-IT 파운드리 사업단 광주센터 연구교수
- 2006년 3월 ~ 현재 : 전북대학교 바이오메디컬공학부 교수

<관심분야>

바이오인포매틱스, 데이터마이닝, 생체역학, 족부의공학