Korean Journal of Sport Biomechanics
Vol. 20, No. 3, September 2010, 345-353

ISSN 1226-2226 Print
DOI: 10.5103/KJSB.2010.20.3.345
http://www.kssb.or.kr

# 기능성 인솔유형들의 생체역학적 평가

김의환[1] · 조효구[2] · 정태운[3] · 김성섭[3] · 정재욱[4]
[1]용인대학교 무도대학 유도학과 ·[2]용인대학교 체육과학대학 특수체육교육과 ·[3]용인대학교 스포츠 · 웰니스연구센터 ·[4]린코리아 연구개발센터

# The Biomechanical Evaluation of Functional Insoles

Eui-Hwan Kim[1] · Hyo-Kyu Cho[2] · Tae-Woon Jung[3] · Sung-Sup Kim[3] · Jae-Wook Chung[4]

[1]*Department of Judo, College of Martial Art, Yongin University, Yongin, Korea*
[2]*Department of Special Physical Education, College of Sports Sciences, Yongin University, Yongin, Korea*
[3]*Sports & Wellness Research Center, Yongin University, Yongin, Korea*
[4]*Research & Development Center, RYN Korea, Busan, Korea*

Received 30 April 2010; Received in revised from 16 June 2010; Accepted 02 July 2010

**ABSTRACT**

The purpose of this study was to compare and biomechanical evaluate the effects of three varying functional insoles on the kinematics of the lower extremities and foot pressure distribution during gait. For this 12 subjects participated in this study and each worn the 3 functional insoles during gait which kinematics, kinetics, electromyography and foot pressures were recorded. The function on the first insole was to absorb shock and increase the dynamic stability, the second was a gel type to absorb shock, and the third was to massage the center regions of the foot sole. the results were as follows; the first insole reduced the joints range of motion and reduced muscular fatigue, the second insole reduce the maximum, total and average foot pressures. Finally, the third insole produced larger values for the contact times and contact area.

*Keywords* : Functional insoles, Kinematics, Kinetics, Pressure distribution

## Ⅰ. 서 론

발은 인간이 직립보행을 시작한 이래 가장 많이 혹사당하는 신체부위 중 하나이다. 이러한 발은 우리 인체 전체의 1/4에 해당하는 52개의 뼈와 60개의 관절, 214개의 인대, 38개의 근육을 비롯하여 수많은 혈관으로 구성되어 있다(사람해부학, 2005).

인간이 태어나서 평균 60세까지 걷는 거리는 약 16,000㎞정도이며, 1㎞를 보행할 때마다 1,100번이 넘게 땅을 딛어야 하고, 딱딱한 지면에 매일 10,000번 정도 들어올리며(최순복, 2001), 달리는 동안 발에는 내·외측 중족궁(longitudinal arch)과 횡족궁(transvers arch)이 있으며 정상적인 발의 체중 부하 점은 제1 중족골 머리와 제5 중족골 머리 그리고 발꿈치뼈의 바닥면에 이루는 삼각지점에서 이루어진다(Burgess, Jordan & Bartlet, 1997). 엄지발가락은 체중을 한쪽 발에서 다른 쪽 발로 옮겨주는 지렛대의 역할을 하며, 각 발가락은 지면을 움켜쥐어 앞으로 전진 하는 동작을 도와주게 된다. 또한, 발과 다리는 지표면과 몸을 연결하고 몸에 가해지는 충격을 일차적으로 흡수하며 발의 뒤축은 최소의 에너지 소모로 전체를 균형 있게 지탱해주는 역할을 한다.

이러한 발을 1차적으로 보호해 주는 것이 바로 신발이다. 신발은 인체의 제2의 피부라고 하는 의복과 함께 일상생활에서

Corresponding Author : Sung-Sup Kim
Sports & Wellness Research Center, Yongin University,
470 Samga-dong, Cheoin-gu, Yongin-si, Korea
Tel : +82-31-8020-3143 / Fax : +82-31-8020-3140
E-mail : kss1219@hotmail.com
본 논문은 2009년도 용인대학교와 (주)RYN Korea 및 (주)한신코리아의 산학협력에 의하여 수행한 것임.

매우 중요한 것으로 특히, 달리기동작을 수행 중 발이 지면에 착지 시 받는 충격을 자연스럽게 완화하는 역할을 한다. 발이 비정상적이면 몸 전체 구조의 균형이 깨어지며 자세의 이상과 기능 장애가 발생한다.

신발은 외부에서 가해진 힘을 완화시켜주는 충격 흡수 장치로서 발을 보호하며 부상 예방에 가장 큰 역할을 한다. 특히 걷기 운동과 스포츠 경기에 있어서 신발이 하지에 주는 영향을 주는 비중은 매우 크다고 할 수 있다.

신발을 신은 상태에서 인체가 지면으로부터 받는 힘을 측정한 선행연구를 보면, 주행 시 수직 방향의 최대지면 반발력이 체중의 2~3배에 이르며(Mann, 1980), 관절에 걸리는 토크는 서 있을 때보다 7~8배에 달하고(Cavanagh & Lafortune., 1985), 발목에서 작용하고 있는 힘들은 걷기 동안 체중의 5배와 달리기 동안 체중의 13배를 초과하는 수준으로 도달할 수도 있다. 또한 Nigg(1986)는 신발이 충격력을 흡수하여 발을 포함한 인체의 여러 관절을 보호하고 부상을 예방하는 역할을 한다고 보고하였다.

인체에 미치는 부하의 크기는 운동 형태, 속도, 자세, 근 활동, 반복수, 지면상태, 신발, 개인적인 특성 등에 따라 다르게 나타나는데, 신발을 제외한 다른 요인들은 변화의 정도가 제한되어 있는 반면 신발은 가장 쉽게 바꿀 수 있는 인자이다. 이에 신발의 개발은 인체에 미치는 부하를 감소하기 위한 부상 방지 측면에서 이루어졌다. 지금까지 신발을 개발하기 위하여 사용된 연구 방법으로는 영상분석법, 지면 반력 측정법, 압력분포 측정법 등이 있다. 영상분석법은 주로 후족과 전족의 안정성과 관련된 발의 회내운동과 회외운동의 분석 및 무릎이나 발의 착지 각에 따른 안정성의 관계를 규명하였다. 지면반력 측정법은 중저의 경도와 높이, 주행 속도, 주행형태 등에 따른 충격 흡수와 관련된 변인을 분석하는데 사용되었다(송동률, 2007). 그러나 지면 반력측정만으로는 발의 해부학적 구조에 대한 작용을 알 수 없기 때문에 이를 해결하기 위하여 압력분포 측정기가 개발 되어 사용하게 되었다. 이러한 압력분포 측정 방법을 이용한 연구 결과에 따르면 과도한 압력과 발의 상해에는 큰 상관관계가 있다고 보고되고 있다(Stoke, Stott & Hutton, 1974; Boulton, Hardisty & Betts, 1983).

보행 시 충격력을 감소시키기 위한 가장 중요한 요인은 중저의 경도이며 특히 후족부위 중저의 경도가 가장 큰 영향을 미친다고 하였다(Bojsen-Moller, 1979; Cavanagh & Lafortune, 1980). 또한 인솔(insole)에 관한 선행연구들을 살펴보면, Garner, Dziados와 Jones(1988)은 각종 스포츠화에 넣어 편히 사용할 수 있으며, 충격을 흡수하여 발목 및 무릎관절을 보호하고 체중을 분산시켜 피로를 줄일 수 있다고 보고하였다. Tang, Chen과 Hong(2003)은 발뒤꿈치 손상 환자에게 발바닥 전체가 닿는 인솔을 사용하지 않은 경우 걷는 속도와 보폭이 감소하고 양발지지 기간이 길어지고 한발지지기간이 짧아진다고 보고하였으며, 또한 고관절 힘 생성 능력과 발목관절 힘 생성 능력에 영향을 미치고 인솔을 사용한 경우 보행형태가 회복된다고 하였다. 또한 Chen, Ju와 Tang(2003)은 3차원 유한 요소 모델을 바탕으로 Insole의 접촉 면적에 따른 족저압을 분석하였는데 중족부(midfoot)부위의 접촉면적을 증가시킨 인솔이 족저압을 감소시키는데 효과적이라고 하였다.

이상과 같이 신발과 인솔에 관련된 많은 연구와 신발과 인솔의 형태와 경도 따른 연구(오연주, 이준수, 박승범, 이창민, 2004; 안송이, 김상범, 이기광, 2007; 김중진, 최상복, 차상은, 2007; 이용구, 김윤혁, 2009)들이 진행되었다. 이에 본 연구에서는 새로 개발된 Insole의 유형에 따른 운동학적 변인, 지면반력, EMG와 압력의 변화를 분석하여 개발된 인솔의 기능을 평가하는데 있다.

# Ⅱ. 연구 방법

## 1. 연구 대상자

실험참가자는 발의 형태, 사이즈, 발바닥 형태, 발바닥의 압력변화 분석을 통해 정상발을 가진 자로 지난 6개월 동안 발의 통증이나 상해가 없는 남자대학생 12명을 선정하였으며, 실험 전 모든 실험참가자들에게 실험의 내용과 목적을 충분히 설명하고 실험 참여 동의서를 사전에 받은 후 실험에 필요한 신체적 특성을 측정하고 실험에 참여토록 하였다. 실험참가자들의 평균연령 및 인체 측정치는 <Table 1>과 같다.

Table 1. Research Subjects

| Subject | | *M±SD* |
|---|---|---|
| Age(year) | | 25.08±2.43 |
| Height(cm) | | 173.67±3.73 |
| Weight(kg) | | 67.83±7.28 |
| Leg length(cm) | L. | 87.17±2.68 |
| | R. | 87.31±2.71 |
| Knee width(cm) | L. | 9.95±0.61 |
| | R. | 9.98±0.64 |
| Ankle width(cm) | L. | 7.44±0.30 |
| | R. | 7.40±0.33 |
| shoulder offset(cm) | L. | 10.32±1.24 |
| | R. | 10.62±1.56 |
| Elbow width(cm) | L. | 6.57±0.52 |
| | R. | 6.53±0.48 |
| Wrist width(cm) | L. | 3.91±0.36 |
| | R. | 3.93±0.30 |
| Hand thickness(cm) | L. | 3.13±0.43 |
| | R. | 3.18±0.44 |

Table 2. Experimental Equipments

| Classification | Model | Manufacture |
|---|---|---|
| Motion capture | MX13 1.3 Motion Capture Camera | Vicon(UK) |
| Data acquisition | MX Control | Vicon(UK) |
| | MX Net | Vicon(UK) |
| Force platform | BP400600 1 unit<br>BP600900 1 unit | AMTI(USA) |
| Electromyography | Telemyo2400GT | Noraxon(USA) |
| Human measurements | Martin calipers | Takei(Japan) |
| Video recording | NV-GS300GD | Panasonic |
| Foot pressure | F-scan | Tackscan(USA) |
| Analysis software | NEXUS | Vicon(UK) |
| | Polygon version, Body build, polygon | Vicon(UK) |
| | MyoResearchXP | Noraxon(USA) |

## 2. 실험 장비

본 연구는 개발된 인솔유형의 기능성을 평가하기 위하여 사용된 실험장비로서 영상분석, 지면반력, 압력분포 및 근전도시스템을 활용하였으며, 실험장비의 세부사항은 <Table 2>와 같다.

### 1) 영상분석 시스템

역학적 변인을 분석을 위하여 전, 후, 좌, 우, 대각선 방향으로 리얼타임 적외선 비디오카메라(Vicon I.R., Strobe & Pus, MX13) 7대가 설치되었으며, 부가적으로 실험전체 장면의 녹화를 위해 실험 전면에 디지털캠코드(NV-GS300GD, Panasonic)를 설치하였다. 이때 카메라의 샘플링비율은 초당 125 Hz로 설정하였으며, 측정된 자료는 NEXUS 프로그램을 이용하여 처리 하였다.

### 2) 지면반력 시스템

보행 시 지지하고 있는 하지의 외력을 측정하기 위해 2대의 지면반력기(Force platform, AMTI Inc.) 설치하여 데이터를 획득하였다. 이때 샘플링 비율을 1000 Hz로 설정하였다.

### 3) 근전도 시스템

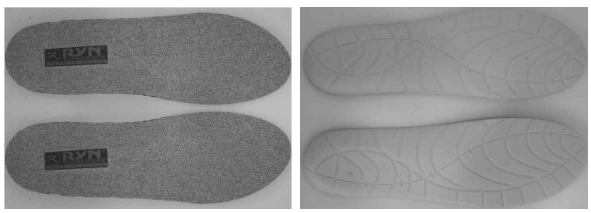
하지(대퇴직근, 대퇴이두근, 전경골근, 비복근)의 근육 활동을 측정하기 위하여 무선 근전도 시스템(TeleMyo 2400T GT, Noraxon USA, Inc, gain=1000 fixed, input impedance > 100MΩ, CMRR > 100dB, Input Range +/- 5V, center to center distance=15 ㎜)을 사용하였으며, 분석 프로그램은 MyoResearchXP software 1.07(Noraxon, USA)을 사용하였다.

### 4) 압력측정 시스템

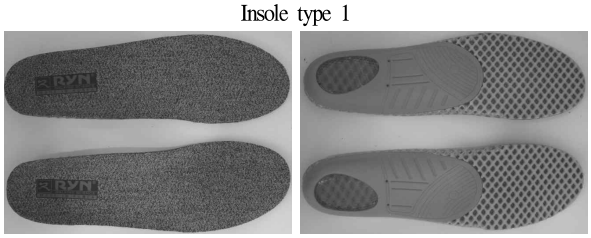
보행 시 지지하고 있는 발의 압력을 측정하기 위해 F-scan의 인솔타입(Tackscan Inc., USA)을 신발 안에 넣고 데이터를 획득하였으며, 이때 샘플링 비율을 1000 Hz로 설정하였다.

### 5) 인솔 유형

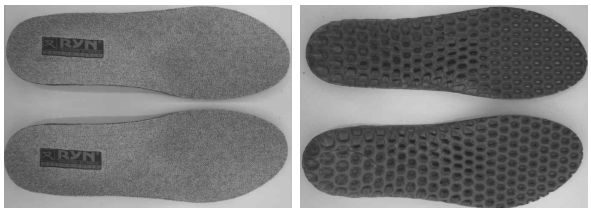
본 실험에 사용된 인솔은 일반 운동화의 인솔을 제거한 후 유형이 다른 3가지의 인솔을 넣어 실험하였으며, 유형 1의 인솔은 쿠션패드와 고급스러우며 편안한 감촉의 극세사 섬유에 대나무 숫가루를 첨가하여 탈취율을 높이고, 통풍, 흡습기능이 탁월하며, 충격흡수 기능이 뛰어나 관절 보호기능이 우수하여 피로감소를 목적으로 충격흡수 복원력을 높여 보행 시 착화감을 높인 인솔로서 경도 20~25정도이며, 유형 2의 인솔은 육각형의 구멍 위 원단으로 통풍이 잘 되며, 젤 형태로 충격흡수기능의 구조를 가지고 있는 인솔로서 경도 20정도이며, 마지막으로 유형 3의 인솔은 사각형의 구멍과 공기가 빠져 나 갈 수 있는 배출로가 있고, 구간별 높낮이가 틀려 충격 분산 기능과 발 중앙에 마사지효과 기능을 가미하여 혈류의 촉진은 물론 피로회복에 도움이 되는 인솔로서 경도 34~40정도이다(Figure 1).



Insole type 1



Insole type 2



Insole type 3

Figure 1. The Kinds of Insole type

## 3. 실험 절차

인솔 유형의 기능성을 평가하기 위하여 전·후, 좌·우 대각선 방향으로 리얼타임 적외선 카메라 7대를 설치되었으며, 부가적

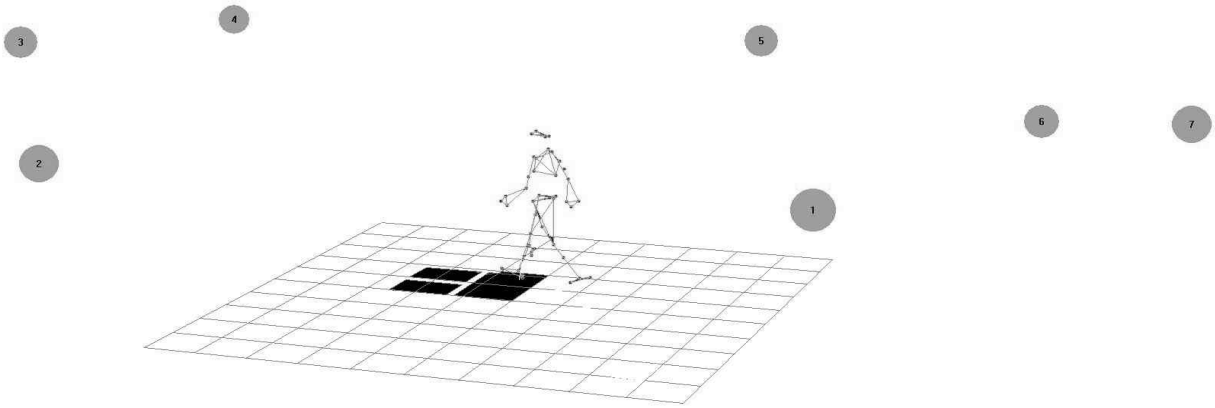



Figure 2. Experimental equipments

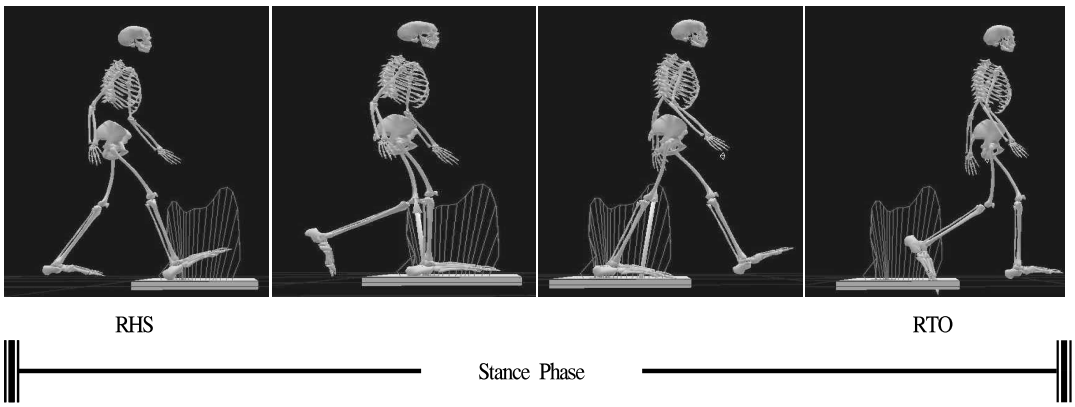



Figure 3. Event & Phase

으로 Vicon System의 동작과 동조와 실험 장면을 녹화하기 위해 디지털캠코더를 설치하여 녹화하였다. 또한 보행의 지면반력의 측정하기 위해 AMTI사의 Force Plate 2대를 사용하였고, 모든 실험장비들은 데이터 처리 장치인 데이터 스테이션에 연결되어 실험이 진행되었으며, 구체적인 실험장비 배치도는 <Figure 2>와 같다.

Y. 대학교 생체역학실험실에서 각피험자들에게 실험 목적과 주의사항을 전달 후, 피험자들의 정보를 얻기 위해 주요 인체부위를 측정을 하였다.

먼저 피험자의 인체에 표면적극을 부착하여 각 근육별로 최대정적수축(MVC)를 측정하기 위하여 발목과 무릎관절의 전후축에 의한 굴신동작으로 하였으며, 이때 5초간 피험자가 최대한 힘을 발휘하도록 하였다. MVC 측정 후 피험자의 인체에 plue-in-gate model과 같이 39개의 마크를 부착한 후 정적인 동작(statics)을 촬영한 후 피험자의 라벨링하여 모델화하였다. 전역좌표값과 실공간좌표값을 분석용 컴퓨터에 입력하기 위해 반사마커가 부착된 L-frame과 T-wand를 사용하여 10초간 촬영하였으며, 2대의 지면반력판이 설치된 실험실 바닥(보행로)를 걷는 연습을 하였다. 충분한 준비운동과 연습이 완료된 후 피험자의 실험동작인 보행을 시켰으며, 먼저 일반 운동화에 기능성 인솔유형들을 각각 깔아서 자기보행속도(self selected speed)를 기준으로 하여 걷도록 하여 실험을 하였다. 피험자의 자기 보행의 거리는 지면반력기를 중심으로 전체 12m의 직선 마루이었다. 본 연구에서는 10회 이상 반복적으로 실험하였고, 동일한 방법으로 다른 기능성 유형별로 각각 수행하였으며, 유형별 실험 간에는 충분한 휴식기간을 가졌다.

## 4. 연구내용 및 자료분석

### 1) 보행동작의 이벤트 및 국면

보행동작분석을 위한 이벤트 및 국면은 <Figure 3>과 같다.

(1) 이벤트(Event)

① 뒤꿈치 착지(right heel strike ; RHS) : 오른발 뒤꿈치가 지면에 닿은 순간

② 발가락 들림기(right toe-off ; RTO) : 오른발 앞꿈치가 지면에서 떨어지는 순간

(2) 국면(phase)

① 입각기 국면(stance phase ; SP) : RHS부터 RTO까지

**2) 지면반력**

본 연구에서 지면반력기를 통하여 획득한 지면반력은 수직성분(Fz)의 최대 반력값이며, 필터링은 Vicon System에서 제공되는 woltring에서 Auto로 하였다. 수직방향에서는 F1 초기접지 시점을 Fz1, 초기 입각기의 정점을 Fz2, 중간입각기의 최저점을 Fz3, 말기 입각기의 정점을 Fz4로 정의하였으며, 이때 발생하는 이 수직반력의 파형들을 분석하였다(Figure 4).

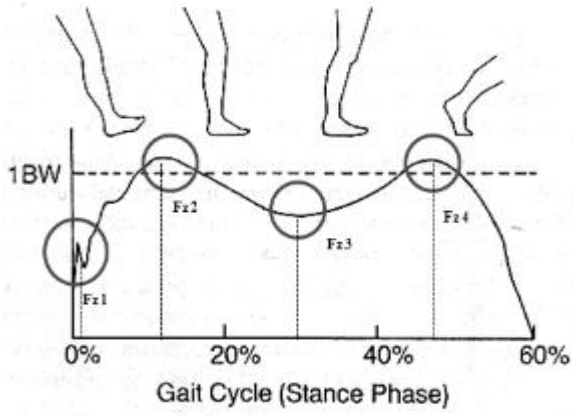



Figure 4. Vertical ground reaction force

**3) 하지 근육의 근전도**

본 연구의 MVC 시기 및 본 실험에서 측정된 모든 EMG 원자료(raw data)는 노이즈(noise)를 제거하기 위해 다음과 같은 과정을 통해 처리되었다.

먼저 얻어진 Raw data를 전파 정류(full wave rectification)한 후 이 정류된 근전도치는 다시 평활화(smoothing, RMS 100ms) 시켜, 구간범위필터(band pass filter, 10~350㎐) 시킨 후 자료를 산출하였다.

EMG 표준화는 실험 조건 간 및 각 피험자간의 상호 비교 시 반드시 필요한 것으로 공식은 다음과 같다.

$$NorEMG_m(\%MVC) = \frac{EMG_m}{EMG_m^{\max}} \times 100$$

즉, $NorEMG_m$는 각 근육의 표준화된 EMG 값이며 단위는 %MVC이다. $EMG_m$은 실제 시기 시 측정된 2번의 필터링 작업을 거친 각 근육의 EMG 값이며 $EMG_m^{\max}$는 MVC 측정 시 발견된 각 근육의 최대 EMG 값이다. 각 근육의 활성화를 분석하기 위해 4개 근육의 표준화된 근전도 값들을 이용하여 평균값을 비교 분석하였다.

**5. 통계처리**

본 실험에서 피험자들은 인솔유형에 따른 보행동작을 각각 10회 이상 반복 측정하였으며, 이때 보행속도 오차범위 5% 이내의 동작으로 본 연구에 목적에 맞는 각 5회씩 분석하였으며, 영상분석 시 축의 정의는 좌우방향을 X, 전후방향을 Y, 수직방향을 Z로 설정하였다. 주요관절의 각도(무릎각, 엉덩각, 발목각), 지면반력, EMG, 압력 변인의 평균과 표준편차는 Microsoft Office Excel 2007을 이용하여 산출하였다. 이러한 평균값을 통계적 실험(SPSS 13.0)에 포함 시켰다. 인솔유형에 따른 보행 시 산출된 변인의 평균값을 비교하기 위해 one-way RM ANOVA 방법을 적용 하였으며, 사후검정은 Scheffe 분석으로 모든 유의수준은 α=.05로 설정하였다.

# Ⅲ. 결 과

**1. 주요관절의 각도**

3가지 유형의 Insole을 일반 운동화에 각각 깔고 보행을 실시하여 분석한 주요관절의 각도는 <Table 3>과 같다.

Table 3. Variable of angle (unit : deg)

| Angle | Type | RHS | RTO | *Scheffe* |
|---|---|---|---|---|
| Hip (X) | 1 | 33.30±5.33 | -4.43±6.69 | |
| | 2 | 32.62±5.77 | -5.84±7.20 | |
| | 3 | 32.77±5.74 | -5.45±7.48 | |
| Knee (X) | 1 | 1.71±3.83 | 37.80±9.99 | |
| | 2 | 1.17±4.72 | 38.02±9.36 | |
| | 3 | 1.09±5.21 | 36.52±9.97 | |
| Ankle (X) | 1 | 9.01±3.38 | -8.09±4.62 | |
| | 2 | 8.29±3.91 | -10.11±4.60 | |
| | 3 | 7.83±3.25 | -9.50±4.89 | |
| Ankle (Y) | 1 | 0.08±4.22 | 0.76±3.92 | |
| | 2 | -0.36±4.20 | 0.36±3.76 | |
| | 3 | -0.42±4.43 | 0.90±3.39 | |
| Ankle (Z) | 1 | -3.21±15.32 | -5.64±14.74 | |
| | 2 | -0.71±15.21 | -4.25±14.15 | |
| | 3 | -1.06±16.16 | -5.43±13.01 | |

$^{*}p<.05$

인솔 유형간 뒤꿈치 착지 시와 발가락 들림 시까지는 관절의 움직임을 살펴보면, 엉덩관절의 굴신움직임은 유형1(33.3°~-4.43°), 유형2(32.62°~-5.84°), 유형3(32.77°~-5.45°)으로 가동범위는 유형2(38.46°), 유형3(38.22°), 유형1(37.73°) 순이었다.

무릎관절의 굴신움직임은 유형1(1.71°~37.8°), 유형2(1.17°~38.02°), 유형3(1.09°~36.52°)으로 가동범위는 유형2(36.85°), 유형1(36.09°), 유형3(35.43°) 순이었다.

발목각 굴신움직임은 유형1(9.01°~-8.09°), 유형2(8.29°~-10.11°), 유형3(7.83°~-9.5°)으로 가동범위는 유형2(18.4°), 유형3(17.3°), 유형1(17.1°)순 이었으며, 발목의 내·외반의 움직임은 유형1(0.08°~0.76°),

유형2(-0.36°~0.36°), 유형3(-0.42°~0.9°)으로 가동범위는 유형3(1.32°), 유형2(0.72°), 유형1(0.68°)순이었고, 발목의 내·외회전의 움직임은 유형1(-3.21°~-5.64°), 유형2(-0.71°~-4.25°), 유형3(-1.06°~-5.43°)으로 가동범위는 유형3(4.37°), 유형2(3.54°), 유형1(2.43°)순이었다.

충격력이 가장 크게 발생하는 입각기 구간 즉, RHS(right heel strike)와 RTO(right toe off)까지 엉덩각, 무릎각, 발목각의 각도를 비교하였으나 인솔 유형 간 유의한 차이는 나타나지 않았다.

## 2. 지면반력

지면반력은 수직지면반력으로 F1 초기접지시점, F2는 초기입각기의 정점, F3는 중간입각기의 최저점, F4는 말기 입각기의 정점을 분석하였다(Figure 4).

Table 4. Vertical ground reaction force

(unit : N/BW)

| Event | Type | *M±SD* | *Scheffe* |
|---|---|---|---|
| F1 | 1 | 0.09±0.02 | 1-2(*)<br>1-3(*) |
| | 2 | 0.08±0.02 | |
| | 3 | 0.08±0.01 | |
| F2 | 1 | 1.19±0.28 | |
| | 2 | 1.24±0.18 | |
| | 3 | 1.25±0.16 | |
| F3 | 1 | 0.73±0.10 | |
| | 2 | 0.74±0.11 | |
| | 3 | 0.75±0.12 | |
| F4 | 1 | 1.13±0.11 | |
| | 2 | 1.15±0.11 | |
| | 3 | 1.14±0.12 | |

*$p$<.05

수직지면반력은 초기접지시점(F1)에서 유형1(0.08N/BW), 유형3(0.08N/BW)과 유형2(0.08N/BW)순으로 유형 1이 많았으며, 부하반응 정점(F2)에서 유형3(1.25N/BW), 유형2(1.24NBW), 유형1(1.19N/BW)순이었으며, 중간 입각기 골(F3)에서는 유 3(0.75N/BW), 유형2(0.74N/BW), 유형1(0.73N/BW)순으로 유형 3이 많았고, 말기 입각기 정점(F4)에서는 유형2(1.15N/BW), 유형3(1.14N/BW), 유형1(1.13N/BW)순으로 나타내보였다. 또, 각 시점에서의 총 지면반력은 유형3(3.22N/BW)이 제일 크게 나타났으며 다음은 유형2(3.21N/BW), 유형1(3.14N/BW)순이었다.

## 3. 근전도

인솔유형에 따른 보행의 입각기 구간에서 주요 하지 근육인 대퇴직근(Rectus femoris; RF), 대퇴이두근(Biceps femoris; BF), 전경골근(Tibialis anterior; TA), 내측비복근(Medial gastrocnemius; MG)의 평균적분 및 최대적분 근전도 값은 <Table 5>와 같다.

Table 5. Stance Phase of EMG

(unit : %MVC)

| Muscle | type | Average | Peak | *Scheffe* |
|---|---|---|---|---|
| RF | 1 | 83.19 ±22.58 | 242.52 ±81.94 | |
| | 2 | 87.03 ±28.01 | 243.98 ±83.10 | |
| | 3 | 85.92± 25.00 | 238.47 ±76.59 | |
| BF | 1 | 81.32 ±25.77 | 243.83 ±97.11 | |
| | 2 | 81.64 ±23.90 | 252.94 ±100.29 | |
| | 3 | 79.36 ±28.88 | 229.04 ±100.74 | |
| TA | 1 | 90.25 ±24.57 | 214.93 ±63.30 | |
| | 2 | 81.99 ±19.26 | 218.02 ±66.26 | |
| | 3 | 86.93 ±23.81 | 228.26 ±75.17 | |
| MG | 1 | 47.52 ±20.37 | 140.23 ±77.16 | |
| | 2 | 45.80 ±22.84 | 157.66 ±96.25 | |
| | 3 | 45.68 ±30.98 | 135.09 ±80.94 | |

*$p$<.05

평균적분 근전도 값을 살펴보면, 대퇴직근(RF)은 유형 2 (87.03%MVC), 유형3(85.92%MVC), 유형1(83.19%MVC)순이었고, 대퇴이두근(BF)은 유형2(81.64%MVIC), 유형1(81.32%MVC), 유형3(79.36%MVC)순이었으며, 전경골근(TA)은 유형 1(90.93%MVC), 유형3(86.93%MVC), 유형2(81.99%MVC)순이었으며, 내측비복근(MA)은 유형1(47.52%MVC), 유형2(45.8%MVC), 유형3 (45.68%MVC)) 순이었다.

최대적분 근전도 값을 살펴보면, 대퇴직근은 유형2 (243.98%MVC), 유형1(242.52%MVC), 유형3(238.47%MVC)순 이었고, 대퇴이두근은 유형2(252.94%MVC), 유형1(243.83%MVC), 유형3(229.04%MVC) 순이었으며, 전경골근은 유형3(228.26%MVC), 유형2 (218.02%MVC), 유형1(214.93%MVC)순이었으며, 내측비복근은 유형2(157.66%MVC), 유형1(140.23%MVC), 유형3(135.09%MVC))순이었다.

## 4. 압력

피로감소를 목적으로 개발된 Insole(유형 1), 젤 형태의 충격흡수기능의 구조를 가지고 있는 인솔(유형 2), 황토의 재질로 발 중앙에 마사지효과 기능을 가미한 인솔(유형 3)을 12명의 실험참가자가 신발에 장착하고 기능성 Insole과 직접 닿는 발바닥의 사이에 압력을 측정한 후 발바닥 전체의 peak 값을 정리하여 1인당 3회, 회당 오른발 8보 측정하여 변인별 평균을 구하여 분석하였다. 연구대상자 12명을 대상으로 인솔 유형별 압력에 관한 변인을 분석한 결과 <Table 6>과 같다.

최대압력을 분석한 결과 유형1과 2, 유형2와 3에서 각각 유의한 차이($p$<.001)가 있었는데 이는 유형2 인솔의 gel type바닥이 충격을 흡수하여 다른 유형 보다 최고압력 값이 작게 나타난 것으로 판단된다.

총 압력을 분석한 결과 유형2 인솔의 gel type바닥이 충격을 흡수하여 가장 작은 압력값을 나타내었으며 유형3, 유형1 순으

Table 6. Variable of Pressure

| Variable | Type | *M*±*SD* | Unit | *Scheffe* |
|---|---|---|---|---|
| Maximum pressure | 1 | 10.17±3.06 | kgf/cm2 | 1-2(*)<br>2-3(*) |
| | 2 | 9.09±2.11 | | |
| | 3 | 9.94±2.11 | | |
| Total pressure | 1 | 1079.19±311.57 | | 1-2(*)<br>1-3(*)<br>2-3(*) |
| | 2 | 932.74±129.71 | | |
| | 3 | 1002.32±172.87 | | |
| Average pressure | 1 | 2.69±0.48 | | 1-3(*)<br>2-3(*) |
| | 2 | 2.40±0.21 | | |
| | 3 | 2.41±0.26 | | |
| Contact area | 1 | 102.66±17.58 | cm2 | 1-2(*)<br>1-3(*) |
| | 2 | 100.96±14.57 | | |
| | 3 | 107.23±15.49 | | |
| Contact time | 1 | 0.639±0.056 | sec. | |
| | 2 | 0.644±0.056 | | |
| | 3 | 0.645±0.042 | | |

*$p$<.05

로 값이 많았다. 한편, 유형1, 2, 3 모두 서로 다른 유의한 차이($p$<.001)를 나타낸 것은 피로감소를 목적으로 제작된 인솔인 유형1, 충격방지, 피로완화를 목적으로 하는 인솔인 유형2와 지압혈액순환촉진인 유형3의 인솔들이 각각 다른 목적으로 제작된 것과 관련 있다고 판단된다.

평균압력은 유형1과 3, 유형2와 3에서 각각 유의한 차이($p$<.001)가 있었다. 이는 피로감소를 목적으로 제작된 Insole인 유형1 보다 충격방지, 피로완화를 목적으로 하는 Insole인 유형2와 지압혈액순환촉진인 유형3을 이용할 경우 발바닥에 걸리는 압력이 현저하게 작다는 것을 보여주는 것으로 판단된다.

접촉면적은 유형1과 3에서 유의한 차이($p$<.01) 나타냈고, 유형2와 3 사이에서도 유의한 차이($p$<.001)가 나타내었으며, 이는 유형2 인솔 type의 바닥이 발의 형상과 비슷하게 곡면을 형성하고 있어 가장 적은 접촉면적을 이루고 있고, 유형3은 기능성 인솔로 지압과 마사지 기능을 효과를 낼 수 있도록 발활(Arch)과 용천혈을 자극하기 때문에 접촉면적이 넓어지는 것으로 사료된다.

접촉시간을 측정한 결과 유형1은 .6393초, 유형2는 .6441초, 유형3은 .6445초이고 유형간 유의한 차이는 나타나지 않았다.

## Ⅳ. 논 의

기능성 신발에 따른 보행동작 분석에 관한 운동학적인 연구는 대체로 분절의 각도에 관한 내용들이 많다. 이는 발의 전후축과 종아리의 수직축이 이루는 발목 각도의 경우 지면과의 접촉에 따른 충격력의 완충 역할이라는 측면에서 운동학적 의미를 갖기 때문이다(김연정, 2007).

주요관절의 각도를 비교분석한 결과 Insole 유형 간 유의한 차이를 나타나지 않았다. 이는 동일한 신발에 서로 다른 3가지 Insole을 착용하였지만 사람의 다리에 가해지는 변화는 크게 없는 것으로, Insole의 유형간의 차이를 발생하지 않았다는 것을 의미한다고 판단된다. 하지만 Insole 유형에 따라 주요관절의 움직임이 다르게 나타났는데, 하지의 주요관절의 움직임이 작을수록 하지가 효율적인 움직임을 알 수 있으며, 3가지 유형의 인솔 중 유형 1이 관절의 움직임이 작은 것을 알 수 있었다.

지면반력결과 접지시작 시기에서 유형1과 유형2, 유형1과 유형3 사이에 유의한 차이($p$<.05)가 있었으며, 유형2와 유형3 insole이 초기 충격량을 유형1보다 적게 받아 충격흡수가 원활한 것으로 사료되었다. F2(loading response peak) 이벤트에서 유형1의 수직지면반력이 다른 유형보다 작게 나타나 충격 흡수 후 복원력이 뛰어나 보행 시 착용감을 높여줄 것으로 판단되었다.

인체에 가해지는 충격력은 운동의 종류에 따라 달라진다. 발의 착지 형태에 있어 후족착지, 중족착지, 전족착지로 구분하였을 때 대부분의 사람들은 후족착지를 한다(Cavanagh, Lafortune, 1980). 이 때 충격력이 가장 크게 발생하는 F2 부하반응 정점(loading response peak)에서 제동력이 크면 클수록 발목에 부상의 위험이 커진다.

진영완과 신성훈(2007)은 인솔 차이에 따른 런닝화의 운동역학적 비교에서 걷기 동작에서 최대 수직력 비교는 두 가지 인솔(1291.53N, 1327.42N)에서 통계적인 차이는 없었지만 일반인 솔에서 최대 수직력의 평균값이 크게 나타났다고 보고하였다.

이연종(1997)은 체중과 신발의 중저 경도에 따라 모든 체중에서 중저가 경질일수록 착지 초기의 흡수에는 부정적인 영향을 미친다고 하였다.

김태형(1996)은 에어로빅 하이킥시 운동화 중저의 정도에 따른 지면반력의 변화 및 발의 안정성에 관한 연구에서 신발 중저의 경도가 증가함에 따라 안정성이 증가한다고 하였고, 이경옥과 권보영(2005)은 리듬체조 수직점프시 슈즈의 깔창 유무에 따른 수직 지면반력 차이에 관한 연구에서 맨발, 슈즈, 깔창을 착용한 상태에서 충격정점을 측정한 결과, 통계적으로 유의한 차이가 발생하지 않았지만 맨발, 슈즈, 깔창 순으로 충격량이 적어진다고 보고하면서 깔창을 삽입하는 조건이 충격을 줄일 수 있다고 하여 깔창의 유무 혹은 기능에 따라 지면반력이 달라지는 것을 알 수 있었다.

EMG를 평균적분 근전도와 최대적분 근전도를 분석한 결과 인솔 유형 간의 유의한 차이($p$<.05)는 없는 것으로 나타났는데, 이는 인솔 유형의 특성들이 충격을 줄이는 기능을 각각 가지고 있으므로 근육의 평균적분과 최대적분 근전도 값에 영향을 주지 못한 것으로 판단된다.

하중이란 어떤 물체에 작용하는 힘의 총합을 나타내는 것으로 인체에 작용하는 하중은 모두 발에 집중되게 되어 있다. 인

체가 어떤 질환이나 체중의 증가로 인해 일정한 한계 이상의 하중을 계속적으로 받게 되면 발은 손상을 입게 되고 이런 손상이 반복되면 정상보행을 할 수 없게 되며 병적보행으로 발바닥의 압력은 정상보행에 비해 비정상적으로 나타나게 될 것이다(조창익, 2004). 이경태(2000)도 발에 작용하는 하중 또는 족저압력은 일반적으로 보행의 입각기(stance phase)에 나타나고 특정 질환이나 상해를 가진 사람은 정상인에 비해 발전체 또는 특정부위에 상이한 압력분포의 특성이 나타나게 된다고 하였다.

이와 같이 여러 변인들을 종합해보면, 유형이 다른 인솔들은 각각의 목적에 맞게 형태와 경도를 가지고 발바닥압력과 초기 접지시의 수직반력에는 영향을 주었으며, 주요관절의 움직임과 EMG는 영향을 미치지 못하여 피험자 본인 고유의 보행에는 변화를 주지 않았다.

## V. 결 론

본 연구는 3가지 유형의 기능인솔에 대한 역학적평가를 하며 보행 시 발의 압력분포와 하지관절에 미치는 영향을 비교분석하는데 목적이 있다. 이러한 목적을 달성하기 위하여 남자대학생 12명을 대상으로 3가지 유형(유형1은 피로감소를 목적으로 충격흡수, 복원력을 높여 보행시 착화감을 높인 인솔, 유형2는 젤 형태로 충격흡수기능의 구조을 가지고 있는 인솔, 유형3은 발 마사지효과를 갖도록 발 중앙에 맛사지 기능을 가미한 인솔)을 각각 착용 시킨 후 영상분석시스템과 지면반력시스템, 근전도시스템, 압력측정시스템을 이용하여 운동학, 운동역학적 변인을 산출하였다. 구체적인 변인은 엉덩각, 무릎각, 발목각, 입각기 구간의 주요 시점에서의 수직 지면반력, 하지의 평균 적분근전도, 최대적분 근전도, 최대압력, 총 압력, 평균압력, 접촉면적, 접촉시간을 비교분석한 결과 다음과 같은 결론을 얻었다.

인솔 유형간의 운동학적 변인인 각 관절의 움직임을 비교한 결과 통계적으로 유의한 차이($p$<.05)는 없었지만, 유형 2, 3에 비하여 피로를 목적으로 충격흡수, 복원력을 높인 유형 1이 관절의 움직임을 가작 작게 나타났음을 알 수 있었다.

인솔 유형간의 지면반력을 비교한 결과, 접지시작 시기에서 유형1과 유형2, 유형1과 유형3 사이에 유의한 차이($p$<.05)가 있었으며, 각 시점의 총 수직지면반력은 유형3(3.22N/BW), 유형2(3.21N/BW), 유형1(3.14N/BW)순으로 나타났는데, 이는 유형1은 충격흡수, 복원력을 높여 보행 시 착화감을 높인 인솔이기에 충격이 가장 작게 나타났음을 알 수 있었다.

인솔 유형간의 EMG를 평균적분 근전도와 최대적분 근전도를 비교한 결과, 통계적으로 유의한 차이($p$<.05)는 없었으며, 하지 전체 근육에서 최대적분 근전도는 유형2(872.6%MVC)가 가장 크게 나타났으나 평균적분 근전도는 유형1(302.96%MVC)순으로 나타났음을 알 수 있었다.

인솔 유형간의 압력을 비교한 결과, 유형2가 최대압력, 총 압력과 평균압력이 가장 작게 나타났는데 이는 젤 형태의 충격흡수기능의 구조이기 때문이라고 사료된다. 하지만 유형3이 접촉면적과 접촉시간에서 가장 크게 나타났음을 알 수 있었다.

이상의 결론을 종합해 보면, 유형1 인솔은 관절의 움직임이 작고, 충격력도 가장 작게 나타났으며, 유형2 인솔은 압력검사에서 최대압력, 총 압력, 평균압력이 가장 작게 나타났으며, 마지막으로 유형3 인솔은 압력검사에서 접촉면적과 접촉시간에서 가장 크게 나타났음을 알 수 있었다.

## 참고문헌


김연정(2007). **유선형 후방 밸런스 신발 착용 시 보행의 생체역학적 분석**. 미간행 박사학위논문. 경북대학교 대학원.

김중진, 최상복, 차상은(2007). 안전화 형태와 인솔착용 유무에 따른 보행동작시 하지부위에 대한 운동학적 부하 분석. **한국안전학회지**. 23(1), 35-45.

김태형(1996). **에어로빅 하이킥시 운동화 중저의 경도에 따른 지면반력의 변화 및 발의 안정성에 관한 연구**. 미간행 석사학위논문. 서울대학교 대학원.

송동률(2007). **족부 유한 요소 모델의 구축 및 아웃솔의 경도와 높이 변화에 따른 유한 요소 분석**. 미간행 석사학위논문. 인제대학교 대학원.

안송이, 김상범, 이기광(2007). 신발 아웃솔의 굴곡 형태에 따른 하지근육활동의 특성과 보행 패턴의 비교연구. **한국운동역학회지**. 17(1), 111-119.

오연주, 이준수, 박승범, 이창민(2004). 인솔형태(경도)의 근전도 측정을 통한 피로도 효과 분석. **2004 한국운동역학회 추계학술대회논문집**. 229-233.

이경옥, 권보영(2005). 리듬체조 수직점프시 슈즈의 깔창 유무에 따른 수직 지면반력 차이. **한국여성체육학회지,** 19(4), 85-92.

이경태(2000). **당뇨병성 족부질환.** 서울 : 최신의학사

이연종(1997). **주행시 체중에 따른 운동화 중저 경도의 차이가 충격 흡수와 후족제어에 미치는 영향.** 미간행 박사학위논문. 한국체육대학교 대학원.

이용구, 김윤혁(2009). 남녀 주행 시 수직 지면반력 및 착지 각도에 미치는 신발 중저 경도의 영향. **한국운동역학회지**, 19(2), 379-386.

조창익(2004). **소재특성 이해를 위한 족저압력 측정에 관한 연구.** 미간행 석사학위논문. 한국기술교육대학교 대학원.

진영완, 신성훈(2007). 인솔 차이에 따른 런닝화의 운동역학적 비교. **한국운동역학회지,** 17(2), 51-59.

최순복(2001). **발의 불편감에 영향을 미치는 구두형태와 보행특성.** 미간행 박사학위논문. 건국대학교 대학원.

Bojsen-Moller, F.(1979). *Anatomy of the forefoot, normal & pathologic*, Clin. Ortho., 142: 10-18.

Boulton, A. J., Hardisty, C. A., Betts, R. P., Franks, C. I., Worth, R. C., Ward, J. D., & Duckworth, T.(1983). Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy, *Diabetic Care*, 6(1), 26-33.

Burgess, S., Jordan, C., & Bartlet, R.(1997). The influence of a small insert, in the foodbed of a shoe, upon plantar pressure distribution. *Clinical Biomechanics*, 12(3), S5-S6.

Cavanagh, P. R., & Lafortune, M. A.(1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13, 397-406.

Garner, L. I., Dziados, J. E., & Jone, B. H.(1988). Prevention of lower extremity stress fractures ; A controlled trial of a shock absorbent insole. *American Journal of Public Health*, 78, 1563-1567.

Mann, R. A.(1980). *Biomechanics in Running. In Symposium on the Foot & Leg in Running Sports*, R. P. Mack(ed.) St. Louis : The C.V. Mosby.

Nigg, B. M.(1986). *Biomechanics of running shoes.* Champaign, IL, Human Kinetics Publishers.

Stoke, I. A., Stott, J. R., & Hutton, W. C.(1974). Force distribution under the foot, A dynamic measuring system, *Biomedical Engineering*, 11: 140-143.

Weng-Pin, Chen., Chia-Wei, Ju., Fuk-Tan, Tang.(2003). Effects of total contact insoles on the plantar stress redistribution: a finite element analysis, *Clinical Biomechanics*, 18, 17-24.