

## 다기능성 인솔 착용 시 하지의 근활성도 분석

박재영<sup>1</sup>

<sup>1</sup>동의대학교 체육과학대학 레저스포츠학과

### The Analysis of Muscle Activities on the Lower Limb during Wearing Functional Insole

Jae-Young Park<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Department of Leisure Sports, College of Sports Science, Dong-Eui University, Busan, Korea

Received 19 July 2010; Received in revised from 15 September 2010; Accepted 26 September 2010

#### ABSTRACT

The purpose of this study was to analyze muscle activities on functional insole with diet effect. Originally, ten healthy female subjects with an average age of 23.2 year( $SD=1.1$ ), weight of 49.7 kg( $SD=4.9$ ), height of 163.2 cm( $SD=3.5$ ) and a shoe size of 237.5 cm( $SD=4.9$ ) were participated in this experiment. Ten healthy females walked on a treadmill(speed=about 4.2 km/h) wearing two different insole types. Muscle activities data was collected using the EMG operating system. The surface EMG signal for tibialis anterior(TA), gastrocnemius(GA), vatus lateralis(VL) and biceps femoris(BF) were acquired at the RMS(10 Hz, 350 Hz) using Noraxon Telemyo DTS system(Noraxon inc, USA). This study processed the data using the Windows SPSS ver.17.0 to get an independent t-test, with the setting,  $p<.05$ . Analysis of muscle activity were measured and calculated during walking. The results are as follow: Functional insole wearing were increased muscle activities significantly from Tibialis anterior(TA) during total gait cycle. Normal distribution was demonstrated in total step of stances period. One foot standing position showed decreased muscle activity. Two foot standing position was demonstrated with gastrocnemius and biceps femoris. As a result of the analysis, Functional insole will increase the diet effect in the use of four muscle groups.

**Keywords** : Diet Effect, Gait, Functional Insole, Muscle Activity

## I. 서론

인체의 보행과 운동 시 착용되는 신발은 인간에게 이동의 수단일 뿐 아니라 체력향상 및 효율적인 작업을 위한 주요한 도구로서 사용이 되며, 인간의 생활과 매우 밀접한 관계를 가지는 신발은 인간이 사회생활을 하면서 발달된 것으로, 처음에는 기능적인 측면과 밀접한 관계를 가지게 되었다(정주연, 김지은, 문연이, 김형중, 심제명, 2009). 인간이 태어나서 평균 60세 까지 보행하는 거리는 약 160,000 km 정도이며, 1 km를 보행할

때 마다 발에서 느껴지는 압력은 약 15 t의 무게감을 느낀다고 한다. 이러한 발에 느껴지는 압력은 몸 전체에서 심장을 향하여 뿜어주는 역할을 하기 때문에 이런 이유에 의해서 발을 제 2의 심장이라 부르며, 신발은 발을 보호하는 측면에서 발 건강의 핵심이라고 할 수 있다(최순복, 2001).

걷기운동은 유산소 능력(Davison, Grant, Mutrie, Nash, & Kelly, 1991), 신체구성(Ohta, Kawamura, Hatano, Yokoi, & Uozumi, 1990), 혈압강하(Tipton, Matthes, Marcus, Rowelett, & Leininger, 1983), 골밀도(Dalsky et al., 1988)등의 향상에 적합한 방법이 될 수 있을 뿐 아니라, 연령이 증가함에 따라 걷기운동을 할 때 산소 소비량이 감소한다는 보고(Grimby & Soderholm, 1962) 이후 심장병 환자를 위한 걷기운동 프로그램 처방 시 산소소비량을 추정할 수 있는 방정식이 고안되었다(Jankowski, Ferguson, Langelier,

Corresponding Author : Jae-Young Park  
Department of Leisure Sports, College of Sports Science, Dong-Eui University, Busan, Korea  
Tel : +82-51-890-2450 / Fax : +82-51-890-2644  
E-mail : pjy@deu.ac.kr

Chaniolis & Choquette, 1972).

최근 들어 국내외에서는 해당 스포츠의 동작 특성에 맞게 만들어진 스포츠 인솔이나 자신의 발에 맞게 제작되는 맞춤형 인솔을 구입하여 기존의 인솔을 교체하여 사용하는 일반인 및 스포츠 동호인들의 숫자가 증가하고 있는 추세이다(박자연 등, 2009). 이러한 기능성 신발은 여러 가지 기능을 만족시키기 위한 원천기술 및 핵심역량이 반드시 필요하고, 여러 분야에서 연구가 필요하다. 또한 이러한 경향의 연구는 대부분 생체역학적 분석(biomechanical analysis)을 통해 이루어지거나 신발의 소재와 부품에 관련하여 인솔이나 아웃솔의 기능성과 소재연구를 통해 성능 평가를 해오고 있는 실정이다. 한편 산업발달과 더불어 일반인의 일상생활이 편리해지면서 운동량 또한 부족하게 되고 이에 따라 비만체형이 증가되고 있는 실정이며, 이로 인한 다이어트(diet)의 열풍은 최고의 관심사가 되었고 신발산업에서도 다이어트는 이슈화 되고 있다(이창민, 오연주, 이경득, 박승범, 이훈식, 2006).

현재까지 신발에 관련되어 이루어진 연구는 국내외에서 다양하게 이루어져 왔으며, 본래 신발 개발의 주된 개발의 목적은 부상예방에 있으나 신발의 무게가 에너지 소비량에 절대적인 영향을 미친다고 하여 많이 연구되었다. 어느 학자의 연구 결과에서는 신발의 무게가 무거워 질수록 에너지 소비량이 크다(Carlin & Dressendorfer, 1979; Frederick, Daniels & Hayes, 1984)고 한 반면, 또 다른 연구에서는 신발의 무게가 에너지 소비량에 큰 영향을 미치지 않는다는 연구결과도 있었다(Fukuda, Ohmichi, & Miyashita, 1983). 그리고 Cureton et al.(1978)과 Keren, Epstein, Magazanic과 Sohar(1981)는 전체체중의 20%이하의 부가적인 부하일 경우 에너지 소비량에는 영향을 미치지 않는다고 하였다(김우규, 2005).

한국에서 생산된 신발의 문제점을 파악해 보면 여러 가지 요인들이 있겠지만 그 중에서 신발 착화 시 인지적으로 편안함 요인에 있어 세계 유명 브랜드에 비해 많이 뒤떨어지는 것이 사실이다. 일반적으로 편안한 신발(footwear comfort)이라는 용어는 기능적으로 잘못 설계되어진 신발을 착용할 경우에 발생할 수 있는 상해(injury)와도 무관 할 수도 있고 무관하지 않을 수도 있다. 선행연구(Henning, Valiant & Liu, 1996; Mundermann, Stefanyshyn & Nigg, 2001; Mundermann, Nigg, Humble & Stefanyshyn, 2004)에 따르면 편안한 신발과 관련된 요인들은 발바닥의 압력분포, 수직 충격력, 후족운동, 발과 다리의 정렬 및 모양 그리고 발의 감각 등이고 그러한 요인들은 결국 발의 피로나 보행 수행력에 결정적인 역할을 한다고 보고하고 있다(곽창수, 이충일, 양정수, 전민주, 목승환, 2007). 그리고 발의 편안함에 관한 연구들은 직접 사용한 사용자의 주관적 불편도 조사와 족저압을 이용하여 편안함에 대한 척도로써 활용하였으며, Jordan과 Bartlett(1995)의 연구에서는 발바닥 표면의 압력이 감

소한 인솔을 착용하였을 때 사용자들의 주관적 편안함의 지수가 높게 나타났다고 보고하였으며, 김준환(1995)은 보행 시 가장 큰 압력을 받는 부위는 중앙 전족부라고 보고 하였다.

한편, 일반적으로 서비스업에서의 작업들은 제한된 구역에서 장시간 동안 서서 일을 하고 있어 여러 가지 건강상의 문제를 제기해 왔는데 특히 하체의 피로와 불편함, 하체가 붓는 현상, 정맥혈 막힘 등과 같은 하부통증과 전체적 몸의 피로 등을 수반하게 된다. 장시간 서 있음으로 인해 발생하는 불편함은 일반적으로 발 부분에서 가장 심하며 점차적으로 다리 윗 부분으로 발전하게 된다(Konz, Bandla, Ray & Sambasivan, 1990; Phyllis, 2002; Zhang, Drury & Wooley, 1991). 그 외 기립자세와 관련된 연구에서 강동목 외(1999)의 연구결과에서는 미용업계 종사자들은 팔을 어깨높이의 상태에서 장시간 기립된 자세로서 고정된 시선을 유지하는 불균형 자세에서 근골격계 자각증상의 호소율이 높게 나타났고, 이창민, 오연주, 이준수, 및 이경득(2006)의 연구결과에서는 대형 할인마트의 계산원의 업무에서 장시간(4시간 이상) 기립자세를 유지하고 작업을 할 때 비복근(gastrocnemius), 외측광근(vastus lateralis), 척추기립근(erector spine)에서 근피로도가 나타났다고 보고하고 있다.

또한 보행전문용 신발을 착용하여 보행하였을 때의 근육활동을 EMG를 통해서 확인한 결과 일반적으로 여러 가지 형태의 작업 또는 보행 시 주로 사용되는 근육은 물론 평소 사용하지 않는 근육을 자연스럽게 사용하도록 하여 하지의 근육강화에 도움을 주고 있다고 하였다(Nigg et al, 2006). 반면 이와 같은 보행전문용 신발은 아웃솔 디자인의 변형을 통한 개발로 인해 신체안정성 또는 불편도를 고려하지 못하고 있으며, 특이한 형태로 인해 활용범위가 아웃솔에만 국한되어 사용되고 있다. 그러나 인솔은 활용범위가 넓으며 피로방지와 같은 기능을 제공하고 있으나 인솔을 활용한 다양한 기능적 측면에서는 연구가 많이 이루어지지 않는 실정이다(이창민, 김진훈, 오연주, 김대웅, 2008). 그리고 김우규(2005)는 다이어트 신발 착용 후 8주간 걷기 운동이 호흡순환기능 및 에너지 소비량에 미치는 영향에 관한 연구에서 다이어트 신발이 일반 신발보다 폐순환기능 및 에너지 소비량에 큰 영향을 미친다고 연구결과를 보고하였다.

현대에 있어 대부분의 사람들은 대중매체를 통하여 비만해소에 대한 정보와 자료를 획득하고 있다. 이에 따라 자연히 다이어트에 많은 관심을 가지게 되며, 현재 다이어트 신발은 여러 가지 형태로 소비자의 이목을 끌고 있지만 다이어트의 신발의 효능과 그와 관련된 성능 평가는 아직 미흡한 상태라고 할 수 있다.

이에 본 연구는 다이어트 신발에 대한 접근 방법을 달리하여 기능성 인솔이 보행뿐만 아니라 기립작업 자세 유지 시 발생하는 하지근육의 활성도에 대한 생체역학적 성능평가를 통해 다이어트 효과를 검증해 보고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

본 실험에 참여한 연구 대상자는 과거 하지의 질병과 발의 형태학적 변형을 가지고 있지 않으며, 정상적인 보행 형태를 가지고 있는 신체 건강한 20대 여성 10명을 대상으로 실시하였다. 실험 전 모든 연구 대상자들에게 본 실험의 목적과 방법을 설명하고 실험 참가 동의서를 작성한 후 실험을 수행하였다. 연구 대상자의 신체적 특성은 다음의 <Table 1>과 같다.

### 2. 실험도구 및 방법

#### 1) 실험에 사용된 인솔

본 실험에 사용된 인솔은 PU(polyurethane) 소재를 사용하여 제작되었으며 고밀도 반발 탄성패드, 아치 지지용 컵솔, 발 뒤꿈치 충격흡수용 저탄성 패드와 폴리머젤을 복합적으로 사용한 제품이다<Figure 1>. 기능성 인솔의 근활성도를 비교 평가하기 위한 대조군은 연구 대상자들이 일상생활에서 사용하고 있는 신발의 인솔을 사용하여 실험을 수행하였으며 신발은 walking화를 착용하도록 하였다.

#### 2) 측정근육 및 장비

본 연구의 목적을 위하여 보행이라는 기능적 동작 수행과 기립작업자세 유지 시에 따른 근육의 자발적인 신경근 활성화에 대한 전기적 신호를 분석함으로써 기능성 인솔이 근육에 미치는 영향력을 알아보고자 하였다.

Table 1. Characteristics of the subjects

Subject	Variable	Hight (cm)	Weight (kg)	Age (year)	Shoe size (cm)
J. H. Min		166	53	22	235
S. M. Kim		166	53	22	235
C. S. Ahn		162	55	23	235
M. Y. Yu		166	48	23	240
J. Y. Seo		163	52	23	235
M. J. Lee		169	49	25	250
Y. M. Lee		163	55	22	235
J. Y. Kim		159	40	23	240
M. J. Kim		159	44	25	235
L. J. Lee		159	48	24	235
M±SD		163.2±3.5	49.7±4.9	23.2±1.1	237.5±4.9

이에 보행 시 사용되는 하지 주동근 중 <Figure 2>와 같이 전경골근(TA, tibialis anterior), 비복근(GA, gastrocnemius), 외측광근(VL, vastus lateralis) 그리고 대퇴이두근(BF, biceps femoris)의 4가지 주동근을 선정하였다(박승범 등, 2010). 전경골근과 비복근은 발목의 굽힘과 폼을 주도하는 근육이며 외측광근과 대퇴이두근은 무릎의 굽힘과 폼을 주도하는 근육으로 보행 시 근육의 활동량을 측정하기 위해 주로 사용되어 지고 있다.

실험에 사용된 근전도 장비는 <Figure 3>과 같은 TeleMyo DTS telemetry system(Noraxon)을 사용하였으며 근전도 신호의 분석은 Noraxon 사의 MyoResearch XP System(version 1.04)을 사용하였다.



Figure 1. Testing insole

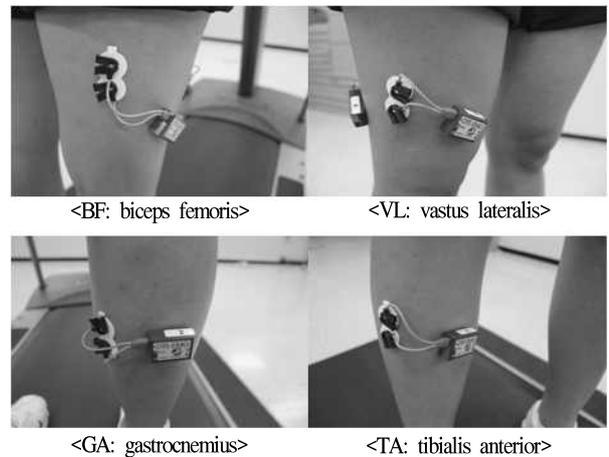


Figure 2. The measurement of EMG



Figure 3. TeleMyo DTS telemetry system(Noraxon)

실험은 하지 주동근의 피부 표면에 2 cm 간격으로 고정된 표면전극을 부착한 후 약 10분간의 에이징(aging) 과정을 통해 측정오차를 줄여 근전도 신호를 검출하였다.

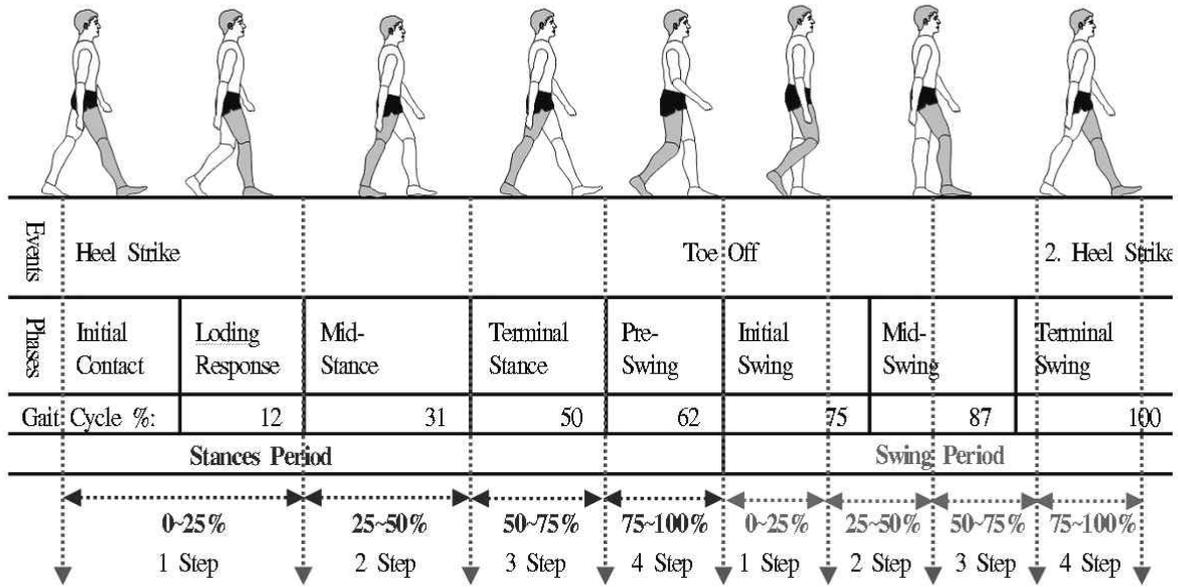


Figure 4. Divisions of the gait cycle

### 3) 자료처리

본 연구에서는 기능성 인솔의 생체역학적 성능을 검증하기 위하여 보행 시 그리고 기립작업 시 나타나는 근활성도를 비교 분석하였다. 보행 시 나타나는 근활성도를 비교 분석하기 위한 변인으로는 전체 보행 구간(total gait cycle), 입각기(stances period), 유각기(swing period) 그리고 마지막으로 입각기 구간을 총 4단계로 나누어 분석하였다. 입각기는 보행 구간에서 발이 바닥에 접촉되어 있는 heel strike에서 toe off 까지를 말하며(보행 구간의 0~62%) 유각기는 보행 구간에서 발이 공중에서 swing되는 toe off에서 다음 heel strike 까지를 말한다(보행 구간의 63~100%).

입각기 구간에서 총 4단계 중 1단계는 초기 접지기(initial contact)와 부하 반응기(loding response) 국면으로 전체 보행 구간 중 12%(입각기의 0~25%)까지에 해당하는 지점을 선정하였다. 2단계는 전체 보행 구간 중 31%(입각기의 25~50%)까지에 해당하는 중간 입각기(mid-stance) 국면을 선정하였다. 3단계는 말기 입각기(terminal stance) 국면으로 전체 보행 구간 중 50%(입각기 50~75%)까지에 해당하는 지점을 선정하였으며, 마지막으로 4단계는 전 유각기(pre-swing) 국면으로 전체 보행 구간 중 62%(입각기 75~100%)까지에 해당하는 지점을 선정하였다 (Figure 4).

또한, 기립작업 시 발생하는 근활성도를 비교 분석하기 위해 불균형 기립작업 자세에서 나타나는 근활성도를 평가하기 위한 외발 기립자세(one foot standing)와 바른 기립작업 자세에 유지 시 나타나는 근활성도를 평가하기 위한 양발 기립자세(two foot standing)를 선정하여 비교 분석하였다.

연구 대상자들은 측정 시간동안의 정상적인 보행을 유지하기 위하여 0.66 m/step의 한국인 평균일반 보행 속도를 토대로 트레드밀(treadmill)에서 약 4.2 km/h의 속도로 보행연습을 충분히 실시한 후 데이터를 수집 하였다(Ryu, Choi, Choi & Chung, 2006).

근활성도 비교를 위한 근전도 분석 변인으로는 근육의 전기신호를 다양한 필터링을 통하여 근신호를 정량화한 값인 RMS(root mean square) 값을 사용하였으며 근육의 원신호를 Band Pass(10 Hz, 350 Hz) 필터링 한 후, RMS 값으로 스무딩(smoothing)하였다.

### 4. 통계처리

기능성 인솔의 하지 주동근에 미치는 근활성도를 비교 분석하기 위해 본 실험에서 얻어진 원자료(raw data)를 이용하여 평균과 표준편차를 산출하였다. 그리고 개발 인솔과 대조군 인솔 간의 통계적인 차이를 규명하기 위해 Windows SPSS(ver 17.0)을 사용하여 독립 t검정(independent t-test)를 실시하였다. 통계적 유의수준은  $p < .05$ 로 설정하였다.

## III. 연구 결과

### 1. 보행 구간

#### 1) 전체 보행 구간

전체 보행 구간에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성

도 분석결과 <Figure 5>와 <Table 2>에서와 같이 전경골근과 비복근에서만 통계적으로 유의한 차이( $p<.05$ )를 보였다.

통계적으로 유의한 차이를 보인 전경골근에서는 기능성 인솔이  $161.91\pm66.61 \mu V$ , 대조군 인솔이  $154.00\pm48.53 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며 비복근에서는 기능성 인솔이  $67.08\pm70.24 \mu V$ , 대조군 인솔이  $139.95\pm63.40 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

통계적으로 유의한 차이를 보이지 않은 외측광근에서는 기능성 인솔이  $46.88\pm18.99 \mu V$ , 대조군 인솔  $81.45\pm58.70 \mu V$ 로 나타났으며 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이  $79.00\pm19.74 \mu V$ , 대조군 인솔이  $83.28\pm42.82 \mu V$ 로 나타나 두 근육 모두 대조군 인솔의 근활성도가 높은 것을 알 수 있었다.

### 2) 입각기

입각기에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성도 분석 결과 <Figure 6>과 <Table 2>에서와 같이 전경골근과 비복근에서만 통계적으로 유의한 차이( $p<.05$ )를 보였다.

통계적으로 유의한 차이를 보인 전경골근에서는 기능성 인솔이  $135.13\pm43.04 \mu V$ , 대조군 인솔이  $134.63\pm34.22 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며 비복근에서는 기능성 인솔이  $126.68\pm55.80 \mu V$ , 대조군 인솔이  $218.17\pm78.16 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

통계적으로 유의한 차이를 보이지 않은 외측광근에서는 기능성 인솔이  $68.66\pm34.54 \mu V$ , 대조군 인솔  $99.36\pm70.56 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이  $81.06\pm29.85 \mu V$ , 대조군 인솔이  $78.08\pm40.08 \mu V$ 로 나타나 기능성 인솔의 근활성도가 높은 것을 알 수 있었다.

### 3) 유각기

유각기에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성도 분석 결과 <Figure 7>과 <Table 2>에서와 같이 전경골근과 외측광근에서만 통계적으로 유의한 차이( $p<.05$ )를 보였다.

통계적으로 유의한 차이를 보인 전경골근에서는 기능성 인솔이  $121.73\pm28.91 \mu V$ , 대조군 인솔이  $173.38\pm84.81 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

통계적으로 유의한 차이를 보이지 않은 비복근에서 기능성 인솔은  $195.96\pm78.73 \mu V$ , 대조군 인솔  $61.74\pm63.86 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 외측광근에서는 기능성 인솔이  $93.72\pm54.15 \mu V$ , 대조군 인솔이  $63.54\pm46.70 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났다. 그리고 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이  $86.00\pm39.70 \mu V$ , 대조군 인솔이  $88.49\pm47.72 \mu V$ 로 나타나 대조군 인솔의 근활성도가 높은 것을 알 수 있었다.

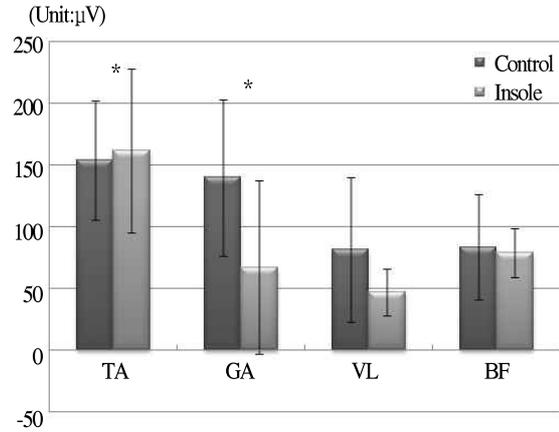


Figure 5. Total gait cycle

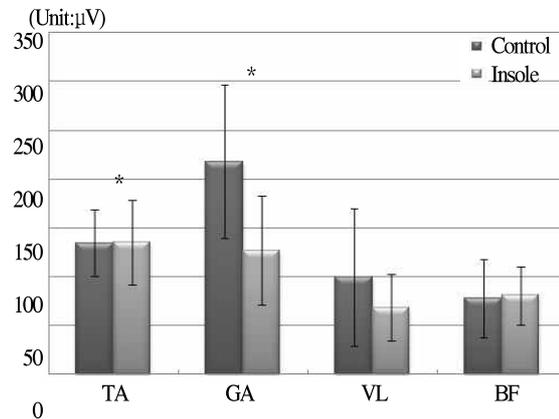


Figure 6. Stances period

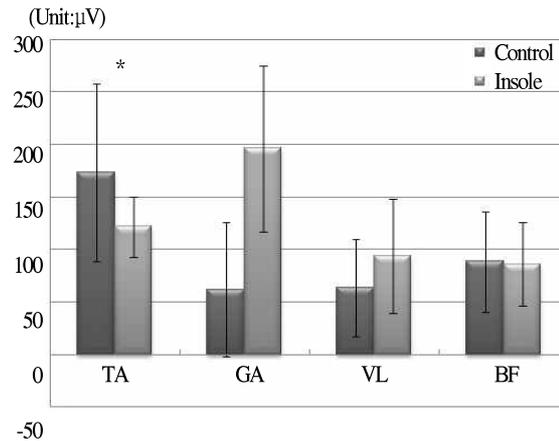


Figure 7. Swing period

## 2. 입각기

### 1) 1단계 : 초기 접지기 - 부하 반응기

초기 접지기 - 부하 반응기 국면에서 기능성 인솔과 대조군

인솔과의 근활성도 분석결과 <Figure 8>과 <Table 3>에서와 같이 모든 하지 주동근에서 통계적으로 유의한 차이( $p>.05$ )를 보이지 않았다.

각 근육별 경향을 살펴 보면 전경골근에서는 기능성 인솔이  $255.43\pm140.63 \mu V$ , 대조군 인솔이  $244.08\pm120.01 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 비복근에서는 기능성 인솔이  $60.25\pm26.98 \mu V$ , 대조군 인솔이  $78.59\pm37.62 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다. 그리고 외측광근에서는 기능성 인솔이  $224.88\pm109.64 \mu V$ , 대조군 인솔이  $232.00\pm121.72 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이  $145.70\pm90.33 \mu V$ , 대조군 인솔이  $117.95\pm74.88 \mu V$ 로 나타나 기능성 인솔의 근활성도가 높은 것을 알 수 있었다.

**2) 2단계 : 중간 입각기**

중간 입각기 국면에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성도 분석결과 <Figure 9>와 <Table 3>에서와 같이 비복근에서만 통계적으로 유의한 차이( $p<.05$ )를 보였다.

통계적으로 유의한 차이를 보인 비복근에서는 기능성 인솔이  $141.18\pm49.16 \mu V$ , 대조군 인솔이  $205.50\pm110.53 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

통계적으로 유의한 차이를 보이지 않은 전경골근에서는 기능성 인솔이  $81.68\pm31.12 \mu V$ , 대조군 인솔이  $78.80\pm36.40 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 외측광근에서는 기능성 인솔이  $99.53\pm45.37 \mu V$ , 대조군 인솔이  $93.26\pm81.54 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났다. 그리고 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이  $99.01\pm61.59 \mu V$ , 대조군 인솔이  $127.21\pm122.85 \mu V$ 로 나타나 대조군 인솔의 근활성도가 높은 것을 알 수 있었다.

**3) 3단계 : 말기 입각기**

말기 입각기 국면에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성도 분석결과 <Figure 10>과 <Table 3>에서와 같이 모든 하지 주동근에서 통계적으로 유의한 차이( $p>.05$ )를 보이지 않았다.

각 근육별 경향을 살펴 보면 전경골근에서는 기능성 인솔이  $79.93\pm27.82 \mu V$ , 대조군 인솔이  $89.08\pm33.36 \mu V$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 비복근에서는 기능성 인솔이  $390.13\pm195.43 \mu V$ , 대조군 인솔이  $374.25\pm130.29 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났다. 그리고 외측광근에서는 기능성 인솔이  $55.89\pm64.89 \mu V$ , 대조군 인솔이  $49.90\pm50.77 \mu V$ 로 나타났으며, 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이  $53.00\pm27.00 \mu V$ , 대조군 인솔이  $41.43\pm19.44 \mu V$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

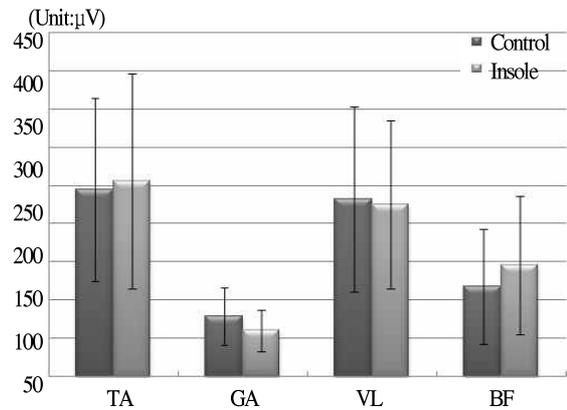


Figure 8. 1 step: initial contact - loading response

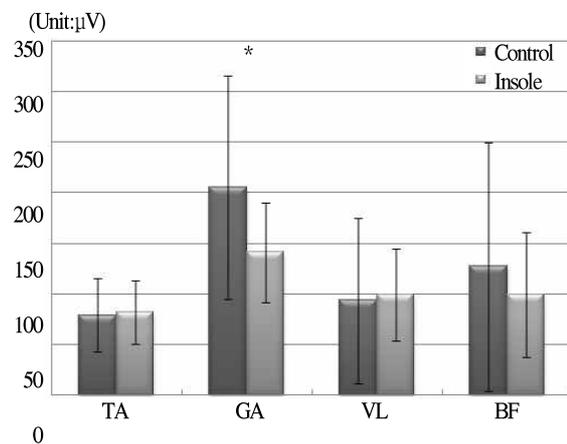


Figure 9. 2 step: mid-stance

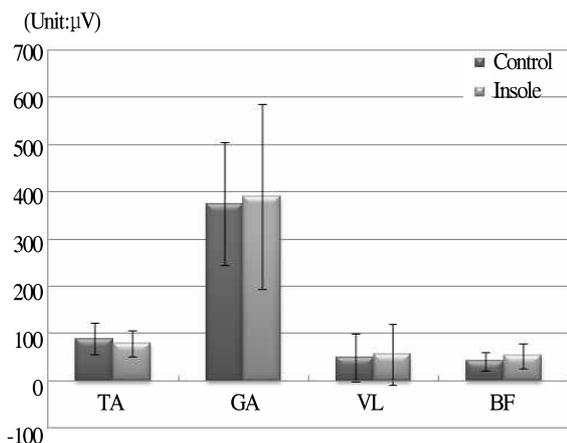


Figure 10. 3 step: terminal stance

**4) 4단계 : 전 유각기**

전 유각기 국면에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성도 분석결과 <Figure 11>과 <Table 3>에서와 같이 모든 하지 주동근에서 통계적으로 유의한 차이( $p>.05$ )를 보이지 않았다.

각 근육별 경향을 살펴보면 전경골근에서는 기능성 인솔이 103.00±30.38  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 128.49±68.89  $\mu\text{V}$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 비복근에서는 기능성 인솔이 214.34±108.64  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 183.94±140.59  $\mu\text{V}$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났다. 그리고 외측광근에서는 기능성 인솔이 26.74±18.69  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 32.35±16.18  $\mu\text{V}$ 로 나타나 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이 37.86±17.24  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 34.78±16.72  $\mu\text{V}$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

### 3. 기립자세

#### 1) 외발 기립자세

외발 기립자세에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성도 분석결과 <Figure 12>와 <Table 4>에서와 같이 전경골근에서만 통계적으로 유의한 차이( $p<.05$ )를 보였다.

통계적으로 유의한 차이를 보인 전경골근에서는 기능성 인솔이 85.29±51.49  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 111.85±55.50  $\mu\text{V}$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

통계적으로 유의한 차이를 보이지 않은 비복근에서는 기능성 인솔이 111.56±63.54  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 127.01±60.42  $\mu\text{V}$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다. 그리고 외측광근에서는 기능성 인솔이 15.23±9.45  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 17.99±7.76  $\mu\text{V}$ 로 나타나 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이 20.66±16.69  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 23.20±14.18  $\mu\text{V}$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다.

#### 2) 양발 기립자세

양발 기립자세에서 기능성 인솔과 대조군 인솔과의 근활성도 분석결과 <Figure 13>과 <Table 4>에서와 같이 모든 하지 주동근에서 통계적으로 유의한 차이( $p>.05$ )를 보이지 않았다.

각 근육별 경향을 살펴 보면 전경골근에서는 기능성 인솔이 13.57±9.69  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 15.94±12.97  $\mu\text{V}$ 로 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며 비복근에서는 기능성 인솔이 18.45±16.09  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 14.25±11.51  $\mu\text{V}$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었다. 그리고 외측광근에서는 기능성 인솔이 8.70±6.22  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 12.96±9.84  $\mu\text{V}$ 로 나타나 대조군 인솔의 근활성도가 높게 나타났으며, 대퇴이두근에서는 기능성 인솔이 18.65±13.56  $\mu\text{V}$ , 대조군 인솔이 17.15±12.90  $\mu\text{V}$ 로 기능성 인솔의 근활성도가 높게 나타났다.

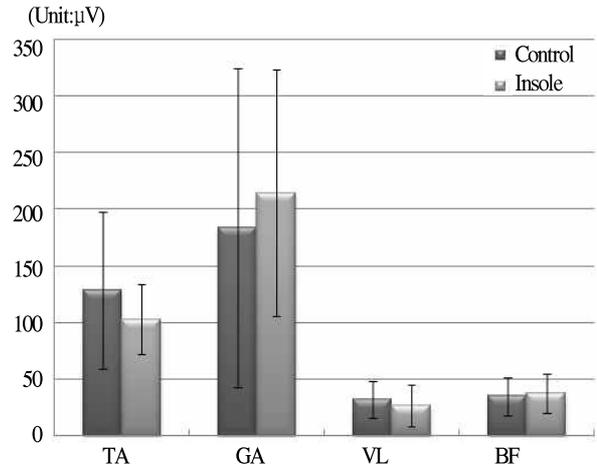


Figure 11. 4 step: pre-swing

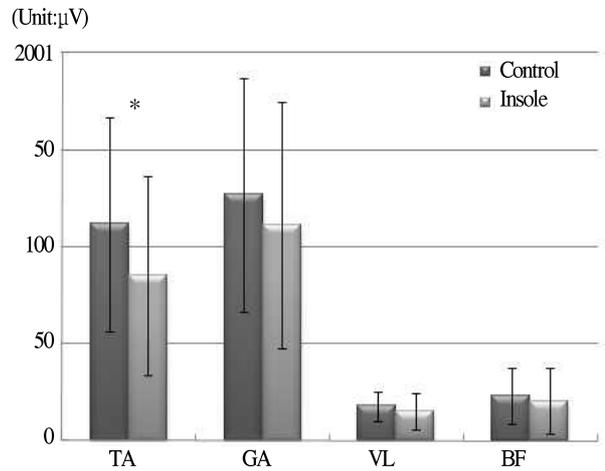


Figure 12. One foot standing

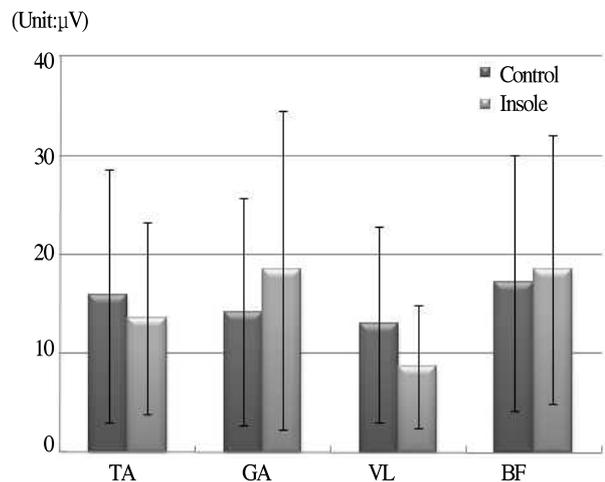


Figure 13. Two foot standing

Table 2. The events of gait cycle

Event	Type	(unit: $\mu$ V)		p-value
		Control <i>M<math>\pm</math>SD</i>	Insole <i>M<math>\pm</math>SD</i>	
Gait Cycle	TA	154.00 $\pm$ 48.53	161.91 $\pm$ 66.61	0.004*
	GA	139.95 $\pm$ 63.40	67.08 $\pm$ 70.24	0.007*
	VL	81.45 $\pm$ 58.70	46.88 $\pm$ 18.99	0.132
	BF	83.28 $\pm$ 42.82	79.00 $\pm$ 19.74	0.360
Stances Period	TA	134.63 $\pm$ 34.22	135.13 $\pm$ 43.04	0.018*
	GA	218.17 $\pm$ 78.16	126.68 $\pm$ 55.80	0.010*
	VL	99.36 $\pm$ 70.56	68.66 $\pm$ 34.54	0.272
	BF	78.08 $\pm$ 40.08	81.06 $\pm$ 29.85	0.063
Swing Period	TA	173.38 $\pm$ 84.81	121.73 $\pm$ 28.91	0.008*
	GA	61.74 $\pm$ 63.86	195.96 $\pm$ 78.73	0.116
	VL	63.54 $\pm$ 46.70	93.72 $\pm$ 54.15	0.099
	BF	88.49 $\pm$ 47.72	86.00 $\pm$ 39.70	0.152

\* p&lt;.05

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

Table 3. The phases of stance period

Phases	Type	(unit: $\mu$ V)		p-value
		Control <i>M<math>\pm</math>SD</i>	Insole <i>M<math>\pm</math>SD</i>	
Initial Contact	TA	244.08 $\pm$ 120.01	255.43 $\pm$ 140.63	0.361
	GA	78.59 $\pm$ 37.62	60.25 $\pm$ 26.98	0.088
Loding Response	VL	232.00 $\pm$ 121.72	224.88 $\pm$ 109.64	0.410
	BF	117.95 $\pm$ 74.88	145.70 $\pm$ 90.33	0.066
Mid Stance	TA	78.80 $\pm$ 36.40	81.68 $\pm$ 31.12	0.434
	GA	205.50 $\pm$ 110.53	141.18 $\pm$ 49.16	0.019*
	VL	93.26 $\pm$ 81.54	99.53 $\pm$ 45.37	0.399
	BF	127.21 $\pm$ 122.85	99.01 $\pm$ 61.59	0.165
Terminal Stance	TA	89.08 $\pm$ 33.36	79.93 $\pm$ 27.82	0.304
	GA	374.25 $\pm$ 130.29	390.13 $\pm$ 195.43	0.364
	VL	49.90 $\pm$ 50.77	55.89 $\pm$ 64.89	0.253
Pre Swing	BF	41.43 $\pm$ 19.44	53.00 $\pm$ 27.00	0.089
	TA	128.49 $\pm$ 68.89	103.00 $\pm$ 30.38	0.133
	GA	183.94 $\pm$ 140.59	214.34 $\pm$ 108.64	0.299
	VL	32.35 $\pm$ 16.18	26.74 $\pm$ 18.69	0.210
	BF	34.78 $\pm$ 16.72	37.86 $\pm$ 17.24	0.183

\* p&lt;.05

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

Table 4. The standing of one and two foot

Event	Type	(unit: $\mu$ V)		p-value
		Control <i>M<math>\pm</math>SD</i>	Insole <i>M<math>\pm</math>SD</i>	
One Foot	TA	111.85 $\pm$ 55.50	85.29 $\pm$ 51.49	0.027*
	GA	127.01 $\pm$ 60.42	111.56 $\pm$ 63.54	0.189
	VL	17.99 $\pm$ 7.76	15.23 $\pm$ 9.45	0.105
	BF	23.20 $\pm$ 14.18	20.66 $\pm$ 16.69	0.275
Foot	TA	15.94 $\pm$ 12.97	13.57 $\pm$ 9.69	0.171
	GA	14.25 $\pm$ 11.51	18.45 $\pm$ 16.09	0.063
	VL	12.96 $\pm$ 9.84	8.70 $\pm$ 6.22	0.141
	BF	17.15 $\pm$ 12.90	18.65 $\pm$ 13.56	0.338

\* p&lt;.05

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

## IV. 논 의

보행 구간에 따른 연구 결과를 살펴보면 기능성 인솔 착용 시 전체 보행 구간에서 전경골근의 근활동량이 증가한 것을 알 수 있었다(p<.05). 또한 기능성 인솔 착용 시 입각기와 유각기를 분석한 결과 발바닥이 지면에 닿는 입각기에서는 전경골근과 대퇴이두근의 근활성도가 높게 나타남을 알 수 있었으며, 유각기에서는 입각기와는 반대의 경향이 나타나 비복근과 외측광근에서 높은 근활성도를 보임을 알 수 있었다. 이는 기능성 인솔 착용 시 입각기에서는 발목과 무릎의 굽힘을 주도하는 전경골근과 대퇴이두근의 활동량이 높아지며, 유각기에서는 발목과 무릎의 폼을 주도하는 비복근과 외측광근의 활동량이 증가하여 하지 근육의 고른 활동량을 제공하여 다이어트 효과를 촉진 시켜 줄 것으로 판단된다. 기능성 인솔이 이러한 생체역학적 성능을 가진다는 것은 Stefanyszyn et al.,(2000)의 연구에서 신발의 점탄성 특성이 에너지 소모에 영향을 미칠 것이라든가 결과와 유사하게 본 연구에서 사용되어진 기능성 인솔의 점탄성으로 인한 결과로 해석되어 질 수 있다.

입각기 시의 보행 국면에 따른 분석을 살펴보면 1단계인 초기 입각기-부하 지지기에서는 기능성 인솔 착용 시 발목과 무릎의 굽힘을 주도하는 전경골근과 대퇴이두근에서 높은 근활성도를 나타내었으며, 2단계인 중간 입각기에서는 발목의 굽힘과 무릎의 폼을 주도하는 전경골근과 외측광근에서 높은 근활성도를 보였다. 3단계인 말기 입각기에서는 발목, 무릎의 폼과 무릎의 굽힘을 주도하는 비복근, 외측광근 그리고 대퇴이두근에서 높은 근활성도를 보였으며, 마지막으로 4단계인 전 유각기에서

는 발목의 폼과 무릎의 굽힘을 주도하는 비복근과 대퇴이두근에서 높은 근활성도를 나타내었다. 이렇게 기능성 인솔 착용 시 유각기에서의 근활성도 촉진효과가 증진되는 이유로는 Nigg et al.,(2006)과 최규정과 권희자(2003)의 연구결과에서와 같이 보행 시 신체의 안정성을 유지하기 위해 하지의 근육 사용량이 증가되며 이로 인해 근력을 증대시키는 효과를 가질 수 있다는 결과에서 유추해 볼 수 있다.

기립자세에 따른 연구 결과를 살펴보면 외발 기립자세에서는 모든 근육에서 대조군 인솔이 높은 근활성도를 보였으며 양발 기립자세에서는 발목의 폼과 무릎의 굽힘을 주도하는 비복근과 대퇴이두근에서 높은 근활성도를 나타내었다.

이처럼 입각기와 유각기의 모든 보행 구간에서 고른 근육의 활성도를 나타내며, 입각기 구간의 4단계의 보행 국면에 따라 보행에 직접적으로 관여하는 주동근 역시 고른 활성도를 나타냄을 알 수 있었다. 그리고 외발 기립자세에서는 기능성 인솔의 효과가 크게 나타나지 않았으나 양발 기립자세에서 비복근과 대퇴이두근에 높은 근활성도를 보임을 알 수 있었다.

본 연구를 통해 다양한 종류의 기능성 인솔들이 근육 강화, 운동기능 개선, 아킬레스건 부상 예방이나 작업에 따른 만성 요통 개선과 같은 기존 신발 관련 연구(Attinger, Stacoff, Balmer, Durrer, & Stussi, 1998; Romkes, Rudmann, & Reinald, 2006; Stewart et al., 2009; Vernon, Wheat, Naik & Pettit, 2004)와 더불어 중요 요인으로 자리할 것이라고 기대하며 기능성 인솔을 착용하여 보행함으로써 근육의 활성도를 높여 다이어트 효과를 가져다 줄 것으로 판단된다.

## V. 결론

본 연구에서는 기능성 인솔의 다이어트 효과를 생체역학적으로 분석하기 위하여 보행 시 발생하는 하지 근육의 활성도와 기립자세 유지 시 발생하는 근육의 활성도를 비교 분석하여 하였다.

보행 시 발생하는 하지 근육의 근활성도를 비교 분석한 결과를 살펴보면 기능성 인솔을 착용함에 따라 입각기에서는 전경골근과 대퇴이두근의 근활성도가 대조군 인솔에 비해 높게 관찰되었으며 유각기에서는 비복근과 외측광근의 근활성도가 대조군 인솔에 비해 높게 나타나 전체 보행 구간에서 보행에 관련된 주동근의 근활성도가 높을 알 수 있었다. 또한 모든 입각기의 4가지 단계에서도 고른 근육의 사용을 통해 다이어트 효과가 대조군 인솔에 비해 높게 관찰됨을 알 수 있었다. 이는 운동을 목적으로 행해지는 보행 시 기능성 인솔을 착용함으로써 더욱 높은 효과를 유도할 수 있을 것으로 보인다.

하지만 기립자세에서는 기능성 인솔의 효과가 크게 나타나지 않음을 알 수 있어 실내 기립자세에서의 정적인 자세로 인한 하지 부종 및 근력감소를 예방하기 위해 3차원 동작분석을 통한 자세유지 효과 족저압력 분석을 통한 발의 부하 예방 효과 등 추가적인 연구가 진행되어야 할 것으로 보인다.

## 참고문헌

- 강동목, 이종태, 강민숙, 박성희, 엄상화, 김성준, 정귀원, 손혜숙, 박봉진(1999). 미용업종사자들의 피부, 호흡기 및 근골격계 자각증상에 관한 유병률. **대한산업의학회지**, 11(3), 385-395.
- 곽창수, 이충일, 양정수, 전민주, 목승한(2007). 신발의 착화시 인지적 편안함과 관련된 요인 분석. **체육과학연구**, 18(2), 10-21.
- 김우규(2005). 다이어트 신발 착용 후 8주간 걷기운동이 호흡순환기능 및 에너지소비량에 미치는 영향. **한국스포츠리서치**, 16(4), 113-122.
- 김준환(1995). 족저압 측정기를 이용한 신발 뒷굽 형태에 따른 보행 시 족저압분포에 관한 연구. 미간행 석사학위논문. 연세대학교 대학원.
- 박승범, 이경득, 김대웅, 유중현, 김경훈, 안창신, 이태용(2010). 한국인 족형을 적용한 트레일 러닝화의 생체역학적 분석. **한국운동역학회지**, 22(2), 221-230.
- 박자연, 김명훈, 이상진, 김민우, 김영창, 부진후(2009). 다양한 기능을 요구하는 테니스화 인솔의 성능분석. **한국정밀공학회 추계학술대회논문집**, 633-634.
- 이창민, 김진훈, 오연주, 김대웅(2008). 운동효과 증진을 위한 Arch Support 효과에 관한 연구. **대한인간공학회지**, 27(3), 71-79.
- 이창민, 오연주, 이경득, 박승범, 이훈식(2006). 다이어트신발(Backless)이 근육 활성도에 미치는 영향에 관한 연구. **한국운동역학회지**, 16(3), 117-124.
- 이창민, 오연주, 이준수, 이경득(2006). Outsole 경도에 따른 피로도 분석에 관한 연구. **산업기술연구지**, 20, 59-65.
- 정주연, 김지은, 문연이, 김형중, 심재명(2009). 키 높이 깔창이 신체전반의 기능변화에 미치는 영향. **한국체육과학회지**, 18(2), 1403-1418.
- 최규정, 권희자(2003). 보행용 전문 신발과 일반운동화의 운동역학적 비교분석. **한국운동역학회지**, 13(2), 161-173.
- 최순복(2001). 발의 불편감에 영향을 미치는 구두형태 및 보행특성. 미간행 박사학위논문. 건국대학교 대학원.

- 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.
- Catlin, M. E., & Dressendorfer, R. H.(1979). Effect of shoe weight on the energy cost of running. *Medicine and Science in sport*, 11(1), 80.
- Cureton, K. J., Sparling., P. B., Evans, B. W., Johnson, S. M., Kong, U. D., & Purvis, J. W.(1978). Effects of experimental alterations in excess weight on aerobic capacity and distance running performance. *Medicine and Science in sports and Exercise*, 10(3), 194-199.
- Dalsky, G. P., Stocke, K. S., Ehsani, A. A., Slatopolsky, E., Lee, W. C., & Birge, S. J. J.(1988). Weight-bearing exercise training and lumber bone mineral content in postmenopausal women. *JAMA & Archive Journal*, 108(6), 824-848.
- Davison, R. C. R., Grant, S., Mutrie, N., Nash, A., & Kelly, M. P. T.(1991). Walk for healthy? *Journal of Sports Science*, 10, 556.
- Frederick, E. C., Daniels, J. T., & Hayes, J. W.(1984). *The effect of running*. In L. Prokop(Ed.), Proceeding of the World Congress on Sports Medicine, 616-625. Vienna : World Congress on Sports Medicine.
- Fukuda, H., Ohmichi, H., & Miyashita, M.(1983). *Effects of shoe weight on oxygen uptake during submaximal running*. In B. M. Nigg & B. A. Kerr(Eds.), Biomechanical aspects of sport shoes and plying surfaces, 115-122. Calhary, AB : University of calgary.
- Grimby, G., & Soderholm, B.(1962). Energy expenditure of men in different age group during level walking and bicycle. *Scandinavian Journal of Clinical and Labortory Investigation*, 14, 321-328.
- Henning, E. M., Valiant, G. A., & Liu, Q.(1996). Biomechanical variables and the perception of cushioning for running various type of footwear. *Journal of Biomechanics*, 12, 143-150.
- Jankowski, L. W., Ferguson, R. J., Langelier, M., Chaniolis, L. N., & Choquette, G.(1972). Accuracy of methods of estimating oxygen cost walking in coronary patients. *European Journal of Applied Physiology*, 33, 672-673.
- Jordan, C., & Bartlett, R.(1995). Pressure distribution and perceived comfort in casual footwear. *Gait & Posture*, 3, 215-220.
- Keren, G., Epstein, Y., Magazanic, A., & Sohar, E.(1981). The energy cost of walking and running with and without a backpack load. *European Journal of Applied Physiology*, 46, 317-324.
- Konz, S., Bandla, V., Ray, M., & Sambasivan.(1990). Standing on concrete vs. floor mat. In Advances in Industrial Ergonomics and Safty II, *Taylor & Francis*, 991-998.
- Mundermann, A., Stefanyshyn, D. J., & Nigg, B. M.(2001). Relationship between footwear comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(11), November.
- Mundermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., & Stefanyshyn, D. J.(2004). Consistent immediate effects of foot orthoses on comfort and lower extremity kinematics, kinetics, and muscle activity. *Journal of Applied Biomechanics*, 20, 71-84.
- Nigg, B., Hintzen, S., & Ferber, R.(2006). Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), 82-88.
- Ohta, T., Kawamura, T., Hatano, K., Yokoi, M., & Uozumi, Z.(1990). Effects of exercise on coronary risk factors in obese, middle-aged subjects. *Japanese Circulation Journal*, 54, 1459-1464.
- Phyllis, M.(2002). A comparison of the effects of floor mats and shoe in-sole on standing fatigue. *Applied Ergonomics*, 33(5), 477-484.
- 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.
- 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.
- Tipton, C. M., Matthes, R. D., Marcus, K. D., Rowelett, K. A., & Leininger, J. R.(1983). Influence of exercise I ntensity, age, and medication on resting systolic blood pressure of SHR populations. *Journal of Applied Physiology*, 55(4), 1305-1310.
- Vernon, T., Wheat, J., Naik, R., & Pettit. G.(2004). Change in gait characteristics of a normal, Healthy population due to an unstable shoe construction. *Sheffileld Hallam U. UK*.
- Zhang, L., Drury, C., & Wooley, S.(1991). constrained standing: *Evaluating the foot/floor interface*, *Ergonomics*, 34, 175-192.