

# 전족부 압력을 최소화할 수 있는 기능성 중창에 관한 연구 -굽높은 펌프스형을 중심으로-

김동엽<sup>†</sup> · 최순복<sup>\*</sup>

동서대학교 응용생명공학부 신발지식공학전공, \*오산대학 신발과학과

## The Research on Functional Midsole that can Minimize Forefoot Pressure -Focusing on High-Heeled Pumps Type-

Dong-Yeoub Kim<sup>†</sup> · Soon-Bok Choi<sup>\*</sup>

Footwear Knowledge Engineering/Division of Applied Bio-Engineering, Dongseo University

<sup>\*</sup>Dept. of Shoe Fashion Industry, Osan College

(2006. 8. 16. 접수)

### Abstract

The purpose of this research is to develop functional midsole that can restrain the heightening of plantar pressure in forefoot pressure so as to develop high-heeled shoes that can lessen foot ailments among women. The pumps shoes used for the research were of the same pumps type last. The variant was heel height, 3cm, 6cm, and 9cm, and the shoes were made in both normal midsole and functional midsole. The variant was applied to investigate the changes of foot pressure on forefoot and hindfoot according to heel height. 'Heel Cup' was chosen for modification of functional midsole pumps type. to enlarge contact area in hindfoot, and 'Heel Posting Pad' was attached under sustentaculum tali to suppress the weight moving to forefoot pressure. If such functional parts are developed and used, it is possible to lessen the amount of Pmax or Impulse imposed by high-heeled pumps type on forefoot pressure. This can greatly lessen foot ailments, largely caused by high-heeled shoes, among women.

**Key words:** Functional midsole, Forefoot pressure, Heel height, High heel; 기능성 중창, 전족부 압력, 굽높이, 하이힐

### I. 서 론

인간의 모든 활동은 두 발로 서서 사회생활을 영위하는 직립이족보행을 기본으로 하고 있다. 이러한 직립이족보행을 원활히 하기 위해서 신발이라는 보조도구의 도움을 받는다. 원래의 신발은 발을 보호하는 도구로서 존재하였으나, 사회가 발달되면서 미적인 측면이 부각되어 본질과 다른 방향으로 발달이 되어 왔다.

또한 신발은 우리 몸에서 가장 복잡한 기능을 나타

내는 발을 감싸고 있다. 김동엽 외(2001)에 의하면 발은 보행이 기본으로 신체에서 약 650개 근육의 절반과 약 208개 뼈의 70% 정도가 직립이족보행에 직접 관여한다고 하였다. 김민호 외(1994)는 인간의 발바닥은 종아치와 횡아치를 가지고 있어 그 길이와 너비 및 둘레가 신체의 자세 및 움직임에 따라 어느 정도 달라질 수 있으며 그에 따른 체중부하의 변화를 견디며 충격을 잘 흡수하도록 한다고 하였다.

사람이 평생을 걸으면서 가장 필요로 하는 신체 보호물 중의 하나는 발을 보호하고, 보행을 편안하게 해 주는 것이 바로 신발이다. 신발은 사람의 보행습

<sup>†</sup>Corresponding author

E-mail: kdy0818@chol.com

관, 발 질환 및 다른 질환을 유발할 수 있는 중요한 매개체임에도 불구하고 대부분의 사람은 이것을 단순한 소비재로만 생각을 하고 있다.

사람들은 서 있기만 하여도 발목과 발에 가해지는 큰 힘에 의해 발목의 손상, 발의 통증, 기능장애 등이 발생한다. 발의 기능은 체중을 지지하며 보행 시 발생하는 물리적인 충격을 완화시켜 균형을 유지하도록 한다. 잘 맞는 신발은 이러한 발을 보호하여 주며, 보행을 편하게 하여 줄 뿐만 아니라 기능성 구두의 경우 발에 변형을 교정하거나 예방할 수도 있다. 그러나 김동엽 외(2001)는 잘 맞지 않는 신발은 보행을 불편하게 할 뿐 아니라 발의 변형을 초래하고 나아가 모든 사회생활이 두렵고 짜증나게 하기도 한다고 하였다. 굽이 높은 펌프스는 패션의 완성성과 동시에 여성에게는 매우 고통스러운 발 질환을 유발하게 하는 가장 큰 원인중 하나이다.

따라서 본 연구의 목적은 굽이 높은 펌프스의 문제점인 발 질환을 줄여줄 수 있는 기능성 중창을 연구·개발하는 것으로서 비록 굽은 높지만 굽이 낮은 효과를 최대한으로 나타낼 수 있는 기능성 중창 개발을 위하여 아래와 같은 연구를 실시하였다.

## II. 실험 방법

### 1. 연구대상

연구대상은 2005년 3월부터 2005년 8월까지 6개월 동안 발사이즈 235mm인 성인 여성 중 기형이나 변형이 없고 특별한 통증을 호소하지 않는 여성 20명을 측정하였으며, 이전에 뇌졸중의 병력이 있거나 근골격계 손상, 시각 및 평형감각의 이상 등이 있는 자는 제외하였다. 이들의 나이, 키, 몸무게의 평균치는 각각 23.2±1.1세, 157.8±1.8cm, 51.3±5.5kg이었다.

### 2. 신발

본 연구에 사용된 구두는 여성용 정장구두의 기본적인 스타일인 펌프스 중에서 플레인 펌프스(Plain Pumps)를 기본 모델로 하였으며, 동일한 펌프스 구두골(3cm, 6cm, 9cm 구두골)로 각 높이별 2족씩 펌프스를 제작하였다. 각 2족의 펌프스 중 Type A 펌프스는 일반 중창(Normal Midsole)으로 제작된 3cm, 6cm, 9cm의 굽높이로 제작하였으며, 대조군에서는 전족부

의 체중부하를 줄여줄 수 있도록 3cm, 6cm, 9cm의 굽높이로 제작된 중창에 기능성 중창을 추가로 제작하여 부착하였다(Table 1). 그리고 실내화 1족을 포함하여 총 7족의 신발에 대하여 족저압 분석 및 3차원 동작분석장비에 의한 보행분석을 하였다. 실험은 자연스러운 속도로 걷게 한 상태에서 실험을 실시하였다.

Type B 펌프스는 일반 중창에 경도 200인 폴리에틸렌(PE) 소재로 제작한 패드를 부착한 변형된 중창(Modification Midsole)으로 제작을 하였으며, 변형된 중창은 펌프스에서 발뒤꿈치의 접지 면적을 넓히기 위하여 힐컵(Heel cup)을 채택하였다. 높은 굽으로 인하여 후족부(Hindfoot)의 족저압력(Foot Pressure)이 전족부(Forefoot)로 이동되는 것을 방지하기 위하여 제거돌기(Sustentaculum Tali) 직하면에 뒷굽지지대(Heel Posting Pad)를 힐컵(Heel cup)과 연결되도록 설계를 하여, 전족부로 이동되는 족저압력을 변형된 중창이 감소시킬 수 있도록 설계하였다(Fig. 2).

또한, 펌프스A와 펌프스B가 굽높이에 따라 보행에 미치는 영향은 삼차원 보행분석시스템(Vicon, UK)을 이용하여 분석 실험하였다. 족부 압력에 미치는 영향은 인솔형 족부압력 측정시스템(footscan insole 2.39 version, RScan International사, Belgium)을 사용하여 발바닥의 압력을 측정하고 이를 비교하였다.

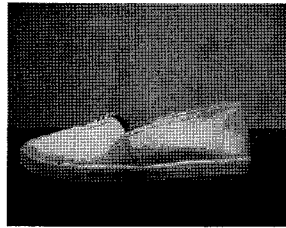
실험에 사용된 신발은 가장 편안함을 알 수 있는 굽 낮은 실내화 1족과 펌프스 기본형 Type A 3족과 중창을 변형한 펌프스 Type B 3족으로 형태는 <Fig. 1>과 같다.

본 실험에 이용된 갑피 소재는 양가죽을 이용하여 제작을 하였으며, 나머지 부품들은 일반 펌프스 부품을 사용하여 제작을 하였다.

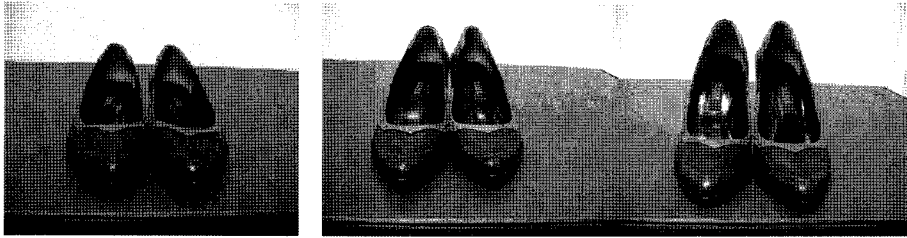
실내화 1족과 Type A 기본형 펌프스 3족은 각각 굽높이가 3cm, 6cm, 9cm로 제작되었으며, Type B 변형 펌프스 3족 역시 굽높이는 3cm, 6cm, 9cm로 제작되었다. 디자인과 가죽 등의 소재나 부품은 동일한 소재와 부품을 사용하여 같은 구두골에 의해 제작이 되었다. 단지 중창(Midsole)만 Type A는 일반 중창을 Type B는 변형된 중창을 제작하여 조립하였다.

### 3. 보행분석

보행분석은 특징이 다른 펌프스가 굽높이에 따라 보행에 미치는 영향을 알아보기 위하여 삼차원 보행 분석시스템(Vicon, UK)을 이용하여 실시하였다. 보



(a) 실내화



(b) 30mm Type A 펌프스(3A, 6A, 9A)



(c) Type B 펌프스(3B, 6B, 9B)

Fig. 1. 실험에 이용된 실내화 및 2종류의 펌프스.

Table 1. 각 신발의 특징

신발	특징
실내화	일반 실내화
펌프스 A	3cm, 6cm, 9cm 기본 펌프스
펌프스 B	3cm, 6cm, 9cm 중창변형 펌프스

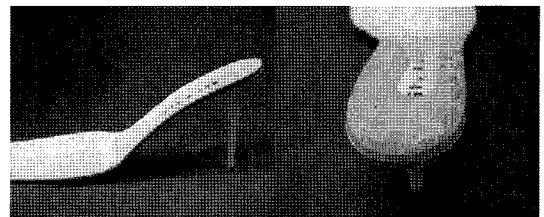


Fig. 2. Type A(Normal midsole), Type B(Modification midsole).

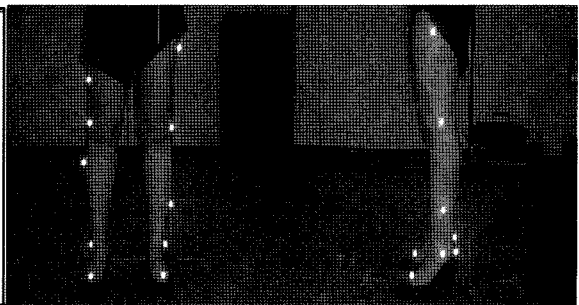
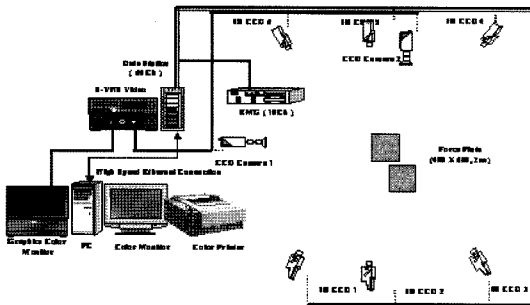


Fig. 3. Vicon system UK 및 마커 위치.

행실험에 사용된 마커는 데이비스 프로토콜에 따랐으며 8m 보행로를 왕복하여 보행하였으며 각 펌프스에 대하여 3번 반복 측정하였다(Fig. 3).

이때 펌프스의 굽높이에 따른 발목각도의 영향을 최소화하기 위하여 맨발상태에서 발뒤꿈치 마커의 위치를 확인하였고, 신발을 신은 후에는 발뒤꿈치에 부착되는 마커의 위치를 뒷굽에서 해당 높이만큼 높여 부착하였다.

1) 보행분석인자

보행실험결과는 마커의 삼차원 좌표값과 실험실 바닥에 설치된 힘측정판의 측정값을 사용하여 운동학적 운동역학적인자에 의하여 분석하였다. 측정된 데이터는 시간축은 보행주기에 대하여 정규화하였으며, 반복측정 데이터는 각 실험조건마다 평균값을 구하여 비교하였다. 주요 비교 인자는 각 평면에서 하지 관절 시상면의 각도와 모멘트, 힘측정판에서 측정된 지면반발력 삼차원 수직 축의 측정값으로 하였다.

4. 족부압력분포

1) 족부압력분포의 측정

족부압력분포의 측정은 펌프스A와 펌프스B에서 형태와 소재가 발바닥의 압력분포에 미치는 영향을 알아보기 위하여, 펌프스 안에서의 족부 압력을 측정하기 위해 인솔형 족부압력시스템을 사용하였다(Fig. 4).

피험자는 임의의 순서에 따라 모든 동일한 상황에서 실험을 하였다. 족부압력측정은 각 펌프스 안에 인솔형 압력측정센서를 넣고 보행하여 측정을 하였다. 보행 실험은 8m의 직선보행로의 동작분석실에서 이루어졌으며 펌프스의 종류에 따라 연속 3회 반복측정 하였다.

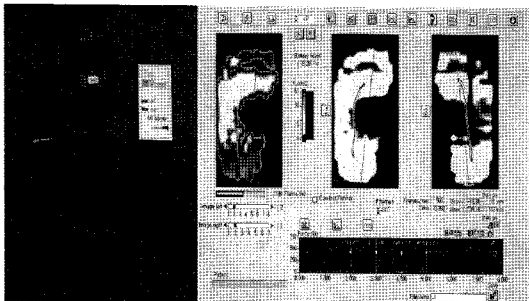


Fig. 4. Rsfootscan insole system 2.32(v), Belgium.

2) 영역 구분과 분석인자

보행 시 측정된 족부 압력을 분석하기 위하여 족부부를 다음과 같은 영역으로 구분하였으며, 각 펌프스의 종류에 따른 분석인자별 차이를 분석하였다(Fig. 5).

영역구분은 발바닥의 영역을 총 6개 부분으로 나누었으며, 전족부 내측, 중심, 외측의 3개 부분과 중족부 외측 1개영역 그리고 발뒤꿈치 내측과 외측 2개영역이다. 일반적으로 보행주기(100%)는 크게 입각기(60%)와 유각기(40%)로 나누며, 입각기(Stance Phase)는 발이 지면과 접촉이 되어 있는 상태의 보행시기이며 유각기(Swing Phase)는 발이 지면에서부터 떨어진 후 다시 지면에 접촉되기 직전까지의 상태를 말한다. 그리고 입각기는 발뒤축접지기(Heel Strike Phase), 발바닥접지기(Foot Flat Phase), 중간입각기(Mid Stance Phase), 발뒤축들림기(Heel Off Phase), 발가닥들림기(Toe Off Phase) 등으로 구분하며, 유각기는 초기유각기(Initial Swing Phase), 중간유각기(Mid Swing Phase), 말기유각기(Terminal Swing Phase) 등으로 구분한다.

발뒤축접지기는 일반적으로 발뒤꿈치가 지면에 닿기 시작하는 시기부터 시작하여 전체 보행주기의 약 2%에서 끝나게 되며 이 시기 동안 발뒤꿈치의 내측과 외측에 대한 압력분포를 확인하기 위하여 H1과 H2의 영역을 설정하였다. 발바닥접지기는 전체 보행주기에서 약 10%까지의 시기를 일컬으며 하중이 입각기의 발에 부하되는 하중수용시기이다. 이 하중수용시기의 순간 압력중심이 발의 중족부에 위치함을 근거로 하여 M4의 영역을 설정하였다. 중간입각기는 전체보행주기에서 10-30%를 차지하며 전방으로의 이동을 위해서 족관절 기전을 형성하고 단하지 지지기(Single Support Phase)의 앞쪽 반에 해당된다.

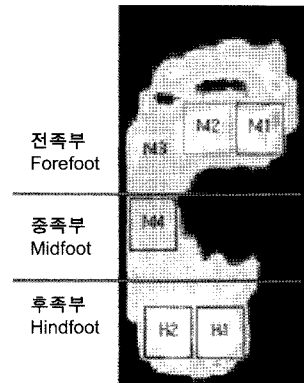


Fig. 5. 족부압력분석을 위한 영역

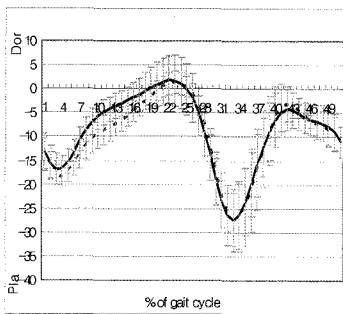
Table 2. 영역별 명칭

영역번호	영역이름
H1	내측 발뒤꿈치
H2	외측 발뒤꿈치
M1	전족부 내측
M2	전족부 중심
M3	전족부 외측
M4	중족부 외측

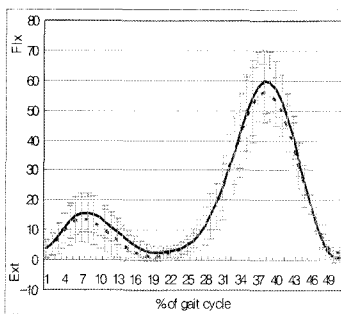
중간입각기가 완료되는 순간 압력중심은 일반적으로 중족부인 M4의 앞쪽 경계선부근에 있게 되고 발뒤축들립기가 시작되는 순간 압력중심은 대개 전족부의 중앙에 위치하게 된다. 이를 근거로 하여 전족부에서 제1중족골두부위를 M1으로 구분하였으며, 제2~3 중족골두부위를 M2, 제4~5 중족골두부위를 M3의 3영역으로 분할하였다(Table 2).

구분된 영역별로 접촉면적(Contact), 하중수용률(Load rate), 최대압력(Pmax), 충격량 (Impulse) 등의 인자에 대

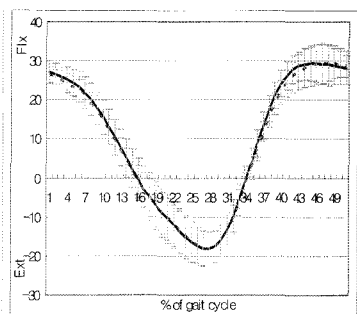
Ankle(sagittal angle)



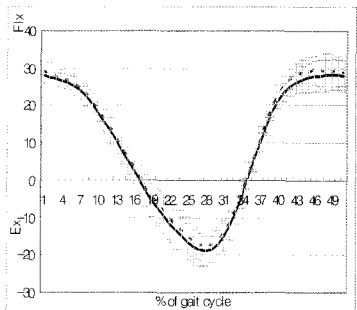
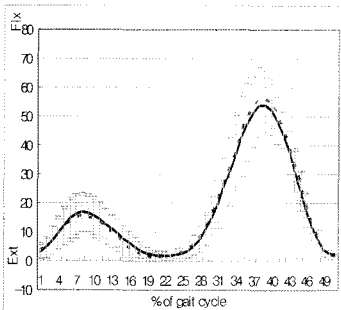
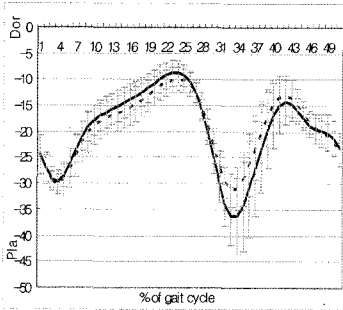
Knee(sagittal angle)



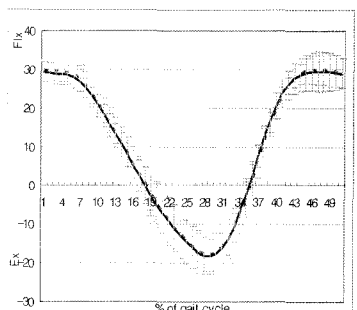
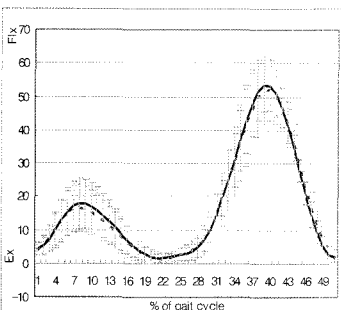
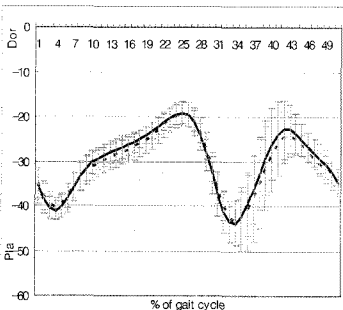
Hip(sagittal angle)



(a) 3 cm 굽높이



(b) 6 cm 굽높이



(c) 9 cm 굽높이

Fig. 6. 하지관절의 시상면 각도 (A형 ——— : B형: - - - - -)

하여 분석하였다.

### III. 결 과

#### 1. 보행분석

##### 1) 관절의 각도

관절의 각도는 <Fig. 6>에서 Type A와 Type B의 종류에 따라 굽높이별로 발목관절과 슬관절, 고관절의 시상면 각도를 나타낸 것이다.

모든 굽높이에서는 입각기에 발목관절의 저굴 및 배굴과 슬관절의 굴곡 및 신전이 Type A, Type B에 따라 작은 차이를 보였으나 통계적 유의성은 없었다. 다만 굽이 높아질수록 Type A, Type B 모두 발목 관절은 저굴(Plantarflexed)된 상태에서 정상보행의 패턴과 유사한 움직임이 발생되고 슬관절과 고관절의 움직임은 굽높이에는 큰 영향을 보이지 않았다.

##### 2) 관절의 모멘트

관절의 모멘트는 <Fig. 7>에서 Type A와 Type B

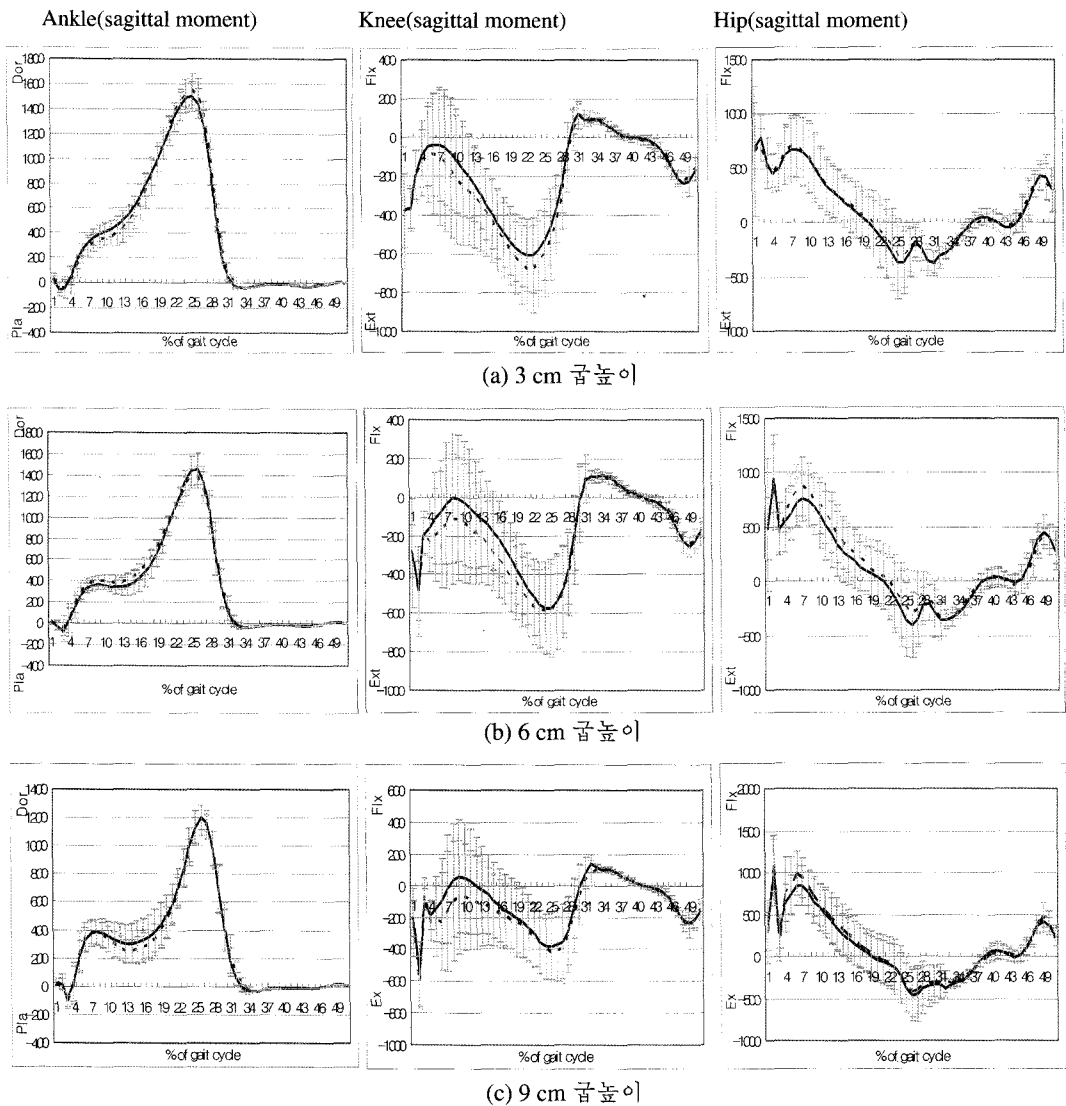


Fig. 7. 하지관절의 시상면 모멘트 (A형 ———: B형: - - - -)

의 종류에 따라 굽높이별로 발목관절과 슬관절, 고관절의 시상면 모멘트를 나타낸 것이다.

모든 굽높이에서 입각기에 무릎관절의 신전모멘트가 Type A보다 Type B가 적게 나타났지만, 통계적 유의성은 없었다. 굽의 높이에 따라서 Type A와 Type B는 발목관절의 저굴 상태가 달랐으나 슬관절과 고관절은 동일한 움직임의 패턴을 보였다. 이를 위하여 굽이 높아질수록 입각기 초기에 슬관절과 고관절의 굴곡 모멘트가 커지는 경향을 나타냈다.

2. 족부압력분포

1) 접촉면적 [contact(%)]

접촉면적은 입각기(Stance Phase) 동안 각 영역의 접촉면적을 백분위로 표현한 것이다(Table 3, Fig. 8).

실험한 참가한 피험자들이 모두 정상적인 발과 정상 보행을 하고 있으므로 각 영역에 값은 통계적인 유의성은 없었다. 다만 9cm 굽높이에서 외측 중족골에서 M4의 접촉 면적 값이 다른 경우보다 낮은 값으로 나타났다.

2) 하중수용률 [Load Rate(N/cm<sup>2</sup>/ms)]

하중수용률은 특정한 영역 내에서 하중이 가해지는 속도를 나타내는 것이다.

하중수용률은 체중이 빠르게 가해지는 입각기 초기 발뒤꿈치부분에서 큰 값으로 나타났다. 발뒤꿈치 내측과 외측 모든 영역에서 6cm 굽의 펌프스 A에서

Table 3. 접촉면적 contact(%)

(평균±SD)

	3cm		6cm		9cm	
	Type A	Type B	Type A	Type B	Type A	Type B
Med H1	99.2±0.92	91.6±11.97	97.9±1.44	95.0±3.62	95.7± 5.16	91.5± 4.35
Lat H2	93.2±6.69	92.9±10.19	95.6±3.94	95.5±2.75	94.2± 5.53	95.5± 5.11
M4	94.2±6.05	93.7± 5.39	95.2±4.96	97.1±5.21	84.0±25.91	93.3±14.26
M3	98.8±1.13	91.7±19.02	99.3±0.67	98.7±1.76	98.6± 2.01	98.2± 2.34
M2	97.4±2.36	97.6± 2.31	98.0±2.70	98.7±1.33	99.5± 0.71	99.2± 0.78
M1	99.4±0.69	99.5± 0.71	99.5±0.52	99.7±0.48	99.5± 0.71	99.6± 0.51

(\*p<.05)

Type A : Normal Midsole.

Type B : Modified Midsole.

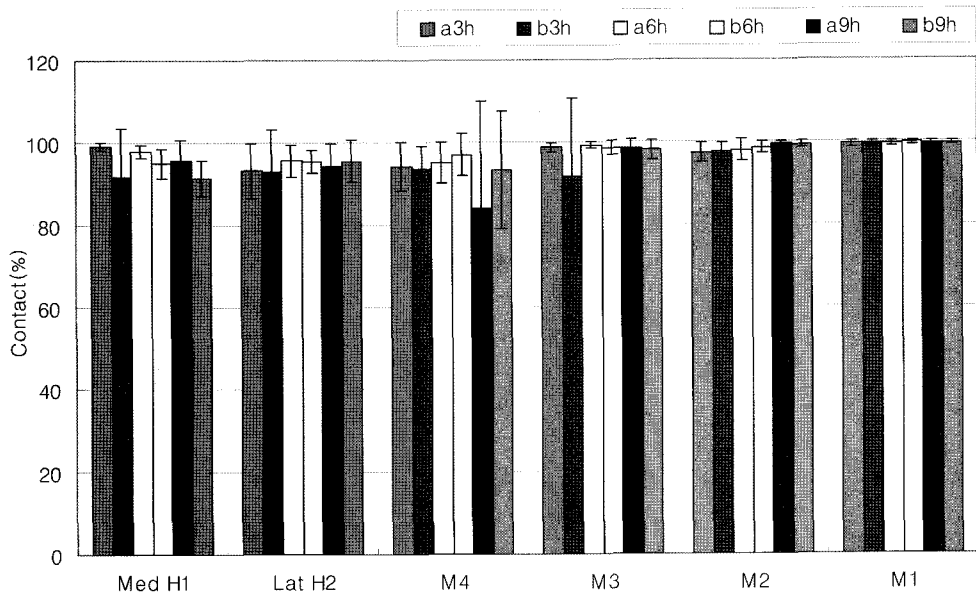


Fig. 8. 접촉면적 contact(%)

Table 4. 하중수용률 Load rate(N/cm<sup>2</sup>/ms)

(평균±SD)

	3cm		6cm		9cm	
	Type A	Type B	Type A	Type B	Type A	Type B
Med H1	0.48±0.46*	0.57±0.71*	0.13±0.09*	0.36±0.44*	0.34±0.61*	0.67±0.64*
Lat H2	0.92±0.87*	0.58±0.47*	0.25±0.15*	0.71±1.65*	0.32±0.43*	0.25±0.26*
M4	0.03±0.02*	0.12±0.29*	0.01±0.01	0.02±0.02	0.04±0.07	0.08±0.16
M3	0.04±0.02	0.02±0.02	0.05±0.03	0.07±0.06	0.23±0.31*	0.25±0.42
M2	0.05±0.03	0.04±0.02	0.07±0.04	0.07±0.04	0.30±0.29*	0.12±0.06*
M1	0.04±0.04	0.04±0.03	0.03±0.01	0.03±0.01	0.05±0.03	0.05±0.04

(\*p<.05)

Type A : Normal Midsole.

Type B : Modified Midsole.

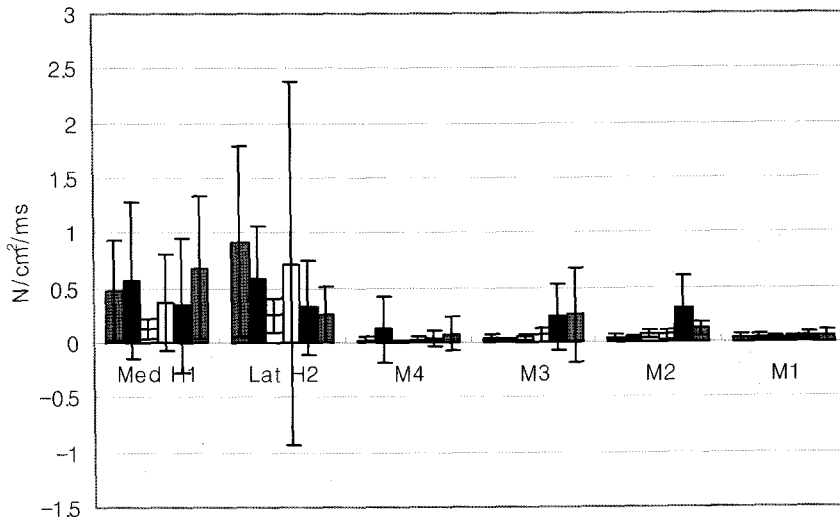


Fig. 9. 하중수용률 Load rate(N/cm<sup>2</sup>/ms)

가장 낮은 하중수용률을 보였다. 발뒤꿈치 내측에서는 3cm와 9cm의 굽높이에서 펌프스 B가 더 높은 값을 보였고, 발뒤꿈치 외측에서는 펌프스 A가 더 높은 값을 나타내고 있었다(Fig. 9).

발의 전족부에 가해지는 하중수용률은 3cm와 6cm의 굽높이에서는 그 값에서 통계적인 유의성을 보이지는 않으나 9cm 굽에서는 큰 값의 차이를 나타내었다. 특히 전족부 중앙에 위치한 M2 영역에서는 펌프스 A가 0.30으로 펌프스 B보다 0.12보다 약 세배정도 큰 값을 나타내었다(Fig. 10).

### 3) 최대압력 [Pmax(N/cm<sup>2</sup>)]

최대압력은 입각기 동안에 각 영역에 가해지는 압

력의 최대값이다.

<Table 5>에서는 각 영역에 발생되는 최대압력이 전반적으로 Type A가 Type B보다 더 높은 값으로 나타내고 있음을 확인할 수 있다. 특히 초기 접지기 (Initial Contact Phase)에 하중이 많이 작용되는 발뒤꿈치 외측 영역인 Lat H2와 발기입각기에 체중 중심의 이동이 일어나는 전족부 중앙과 내측부 영역인 M2, M1에서 현저한 차이를 보였다.

또한 신발 굽이 높아질수록 발뒤꿈치에 작용되는 압력은 감소되고 전족부로 작용되는 압력이 증가되는 현상은 Type A와 Type B에서 모두 동일하게 나타났고, Type B의 경우 전족부로 가해지는 압력이 Type A에 비하여는 적게 나타남을 알 수 있었다.



Table 5. 최대압력 Pmax(N/cm<sup>2</sup>)

(평균±SD)

	3cm		6cm		9cm	
	Type A	Type B	Type A	Type B	Type A	Type B
Med H1	10.73±6.08	10.88±4.28	6.19±3.47*	9.36±2.26*	6.50±3.35*	8.60±2.59*
Lat H2	13.87±1.76*	12.28±2.60*	12.11±3.47*	9.35±1.97*	9.87±1.93	9.18±1.58
M4	3.49±1.63	3.55±1.47	3.19±2.20*	4.50±3.50*	2.57±2.20	2.37±1.97
M3	4.59±1.92	4.86±1.91	4.29±1.45*	3.46±1.44*	5.77±3.11*	4.29±2.92*
M2	12.57±5.02*	11.47±3.72*	13.25±3.79*	12.11±5.48*	13.66±3.74	13.47±3.79
M1	10.21±4.51*	8.33±3.56*	15.46±7.47*	13.05±5.56*	15.30±4.46*	11.88±3.29*

(\*p<.05)

Type A : Normal Midsole.

Type B : Modified Midsole.

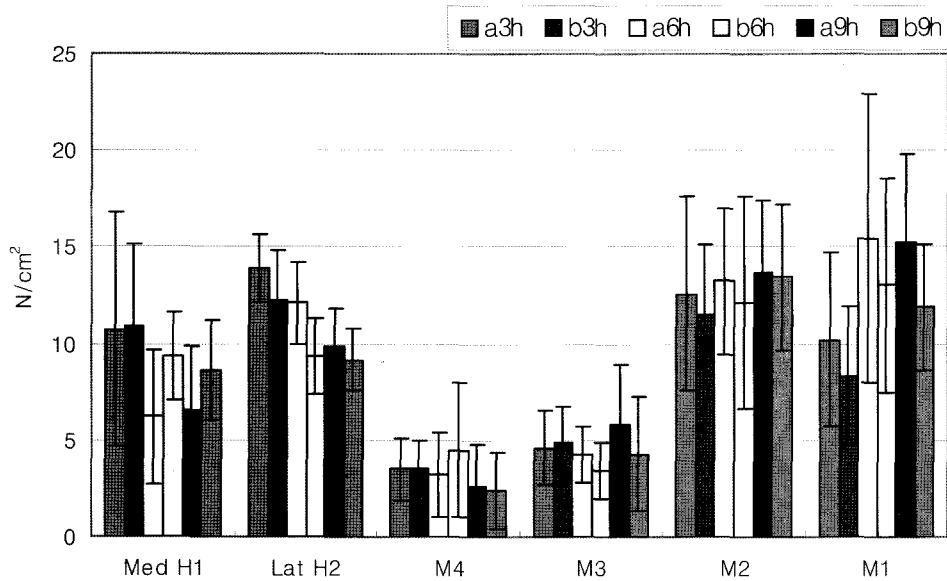


Fig. 10. 최대압력 Pmax(N/cm<sup>2</sup>)

Table 6. 충격량 Impulse(Ns/cm<sup>2</sup>)

(평균±SD)

	3cm		6cm		9cm	
	Type A	Type B	Type A	Type B	Type A	Type B
Med H1	3.03±1.74*	2.98±1.26*	2.03±0.95	2.73±0.81*	2.26±1.09*	3.13±0.92*
Lat H2	3.99±0.95*	3.28±1.07*	4.02±0.84*	2.63±0.69*	3.48±1.00*	3.28±0.84*
M4	1.32±0.80*	1.17±0.66*	1.01±0.68*	1.47±1.04*	0.90±0.88	0.80±0.78
M3	1.66±0.92	1.43±0.67	1.44±0.77*	1.02±0.57*	1.68±1.04*	1.29±1.12*
M2	4.29±1.48*	3.49±1.07*	4.87±1.30*	4.17±1.40*	4.63±0.91*	4.34±0.44*
M1	3.59±1.41*	2.94±1.33*	4.72±2.39*	4.02±2.04*	3.96±1.81*	3.74±1.18*

(\*p<.05)

Type A : Normal Midsole.

Type B : Modified Midsole.

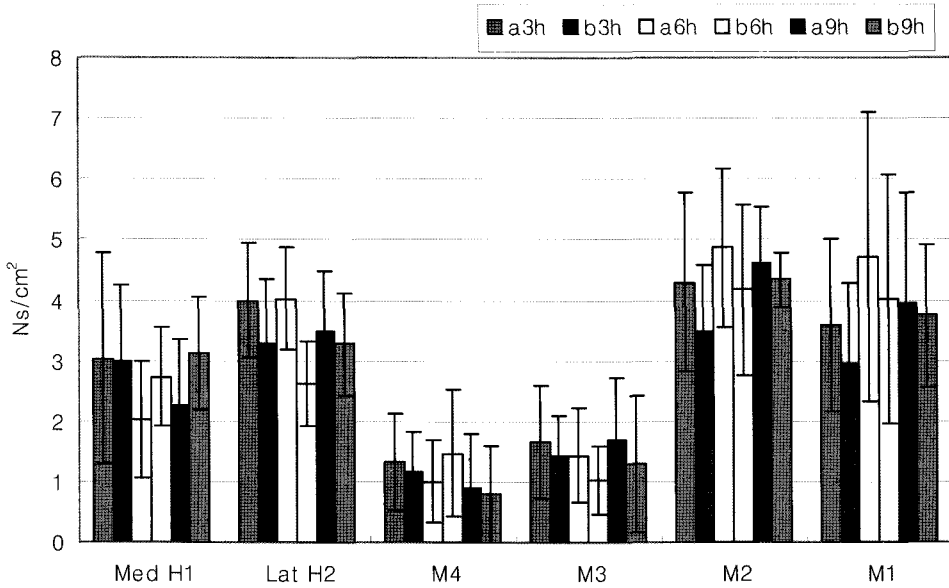


Fig. 11. 충격량 Impulse(Ns/cm<sup>2</sup>)

4) 충격량 [Impulse(Ns/cm<sup>2</sup>)]

충격량은 피험자에게 가해지는 압력의 총합으로, 압력 값과 압력이 가해진 시간의 곱해진 값이다.

굽높이에 상관없이 Type A와 Type B를 비교하였을 때 Type B에서 거의 모든 영역에서 더 작은 충격량이 나타났다. 특히 Type B의 6cm(6B)와 9cm(9B)의 전족부 내측과 중앙에 작용되는 충격량은 Type A의 3cm(3A)에서 작용되는 충격량의 크기와 유사한 값을 나타내었다(Fig. 11).

이것은 굽이 높아질수록 전족부에 가해지는 압력의 증대가 완화되는 것을 의미한다. 또한 펌프스 B Type에서 발뒤꿈치 내측영역에 작용되는 충격량은 굽이 높아질수록 펌프스 A보다 증가되어져 내측과 외측에 작용되는 충격량이 유사함을 알 수 있었다.

IV. 고 찰

최순복, 이원자(2002)에 의하면 굽이 높은 구두를 신었을 경우 발의 길이와 너비는 체중부하시 각각 2.1~4.4 mm, 3.1~4.8%정도 증가한다고 하였다. Baba(1974)와 Cheng et al.(1997)는 체중부하에 의한 길이나 너비의 변화는 디딤으로 인한 변화에 맞추기 위해서 신의 크기를 체중부하 상태의 발 크기에 맞추거나 또는 신발의 소재를 이러한 변화에 충분히 적응할 수 있는 것을

선택하는 것이 필요하다고 하였다.

박은영 외(2002)에 의하면 굽높은 구두는 낮은 굽 구두보다 전족부에서 압력 증가가 많이 발생이 되었으며, 전족부 내측과 전족부 중심에 많은 족저압력이 부하됨은 이미 선행연구에서도 알 수 있었다.

따라서 기능성 구두를 개발하기 위해서는 선행연구 자료를 바탕으로 전족부로의 족저압력 이동을 줄여줄 수 있는 기능성 부품이 개발되어야 될 것으로 생각되어 본 연구를 시작하게 되었다.

굽높은 펌프스형을 대상으로 하였을 때 일반 중창에 서보다 기능성 중창을 사용하였을 때 굽높이에 의한 전족부의 압력증가가 훨씬 감소함을 알 수 있었다. 또한 굽 높이에 따른 충격량도 감소되었다. 소재에 의한 충격량 감소가 있을 수 있지만 기능성 중창의 주된 기능은 전족부로의 이동은 줄이고 후족부의 족저압을 주변으로 분산 시키는 역할을 하며, 뒷굽지지대(Heel Post Pad)는 체중의 전방 이동을 제어할 수 있어서 전족부의 족저압 상승을 줄여 줄 수 있었다. Thomas(1974)에 따르면 전아치증후군(anterior arch syndrome) 또는 splay-foot으로 불리는 상태로 인하여 전족부에 통증이 유발되는 중족골통이 발생할 수 있다고 하였다. Slee(1963)와 Betts et al.(1991)에 따르면 족부의 내재근이 기능을 적절히 하는 경우는 전족부에 의해 무게가 중족골과 족지에 전달되지만 내재근의 기능이 부적절하면 족지

들의 무게를 지탱하는 역할을 상실하고 중족골 골두에 모든 부하가 가해지면서 중족골 골두 아래에 동통, 압통, 압박증이 발생하며 전족부가 넓어지게 되고, 갈퀴족이나 망치족지와 같은 변형이 유발된다고 하였다.

선행연구에서 굽높은 구두에 대한 문제점은 꾸준히 부각되어 왔지만 여성들은 이를 무시하고 계속 착용을 하기 때문에 굽높은 구두의 문제점을 개선할 수 있는 부품의 개발에 중점을 두었다. 이번 연구에서는 기능성 부품에 의해 굽높은 하이힐도 굽이 낮은 효과를 나타낼 수 있다는 것을 확인할 수 있었다.

이번 실험에서는 3cm, 6cm, 9cm의 굽을 사용하였으나 보다 여러 단계로(1cm 단위로) 나누어 실험을 하게 되면 각 높이에 따른 아치지지대나 뒷 굽지지대, 힐 컵 등의 규격의 상관관계를 얻을 수가 있을 것이며, 이는 기능성 제화를 제작하는데 있어서 중요한 자료를 제공할 수 있을 것이다.

## V. 결 론

연구대상은 2005년 3월부터 2005년 8월까지 6개월 동안 발사이즈 235mm인 성인 여성 중 기형이나 변형이 없고 특별한 통증을 호소하지 않는 여성 20명을 측정하였으며, 동일한 펌프스 구두(3cm, 6cm, 9cm)로 각 높이별 2족씩 펌프스형을 제작하였다. 일반 중창으로 제작된 3cm의 구두와 굽높은 6cm, 9cm를 각각 제작하였으며, 대조군에서는 전족부의 체중부하를 줄여줄 수 있는 기능성 중창으로 각각 제작하여, 실내화 1족을 포함한 총 7족의 신발에 대하여 족저압 분석 및 3차원 동작분석장비에 의한 보행분석을 피험자 여성 20명에게 편안하면서 자연스러운 속도로 걷게 한 상태에서 실험을 실시하였다.

1) 실내화와 굽높이가 3cm인 구두에서는 일반구두와 대조군 사이에서 유의한 차이를 보이지 않았지만, 굽 높이가 6cm인 구두에서는 일반구두와 대조군과의 전족부 및 후족부 압력에서 통계적으로 의미 있는 결과를 얻을 수 있었다.

2) 굽높이가 9cm인 구두에서는 일반구두와 대조군 모두 유의한 차이를 보이지 않았으며, 이는 동일한 높이로 제작된 변형 중창이 3cm에서는 너무 낮아 의미가 없었으며, 9cm에서는 아치와의 공간이 커지면서 후족부에서의 제어기능을 발휘하지 못하기 때문으로 판단된다. 따라서 추후 9cm의 중창을 추가적인

중창의 연구가 필요할 것으로 사료되며, 이러한 변형된 기능성 중창이 높은 굽의 여성용 구두에 적용할 경우 무지외반증, 평발, 족저근막염등 발 질환 상당부분을 줄여 줄 수 있을 것으로 보여 진다.

3) 전족부의 하중수용률에서는 기능성 중창을 채택한 구두가 전족부 중심부위에서 펌프스 A에 비하여 약 1/3정도로 감소함을 알 수 있었다.

4) 최대압력에서 펌프스 A와 펌프스 B는 후족부 H2, 전족부 M2, M1에서 현저한 차이를 확인할 수 있었다.

따라서 이러한 기능성 부품을 개발하여 굽이 높은 펌프스를 제작할 경우 전족부에 가해지는 최대압력이나 충격량을 상당부분 줄여줄 수 있다. 이것은 모든 여성들에게 있어서 높은 굽의 구두로 인한 발 질환을 크게 줄일 수 있을 것으로 사료된다.

## 참고문헌

- 김동엽, 김명용, 이종석, 김영길. (2001). *보행공학*. 서울: 의학출판사.
- 김민호, 박시복, 이강목. (1994). 족문검사에 의한 중족골 아치의 평가. *대한재활의학회지*, 18, 742-748.
- 김세주, 김동휘, 나진경, 윤준식, 이상현. (1997). 여성의 구두굽높이에 따른 족저압과 피로도의 분석. *대한재활의학회지*, 21(5), 1010-1016.
- 박노천, 정제순, 김용진, 박시복. (2002). 신발 굽높이에 따른 볼너비 및 볼 들레의 변화. *대한재활의학회지*, 26(6), 785-789
- 박은영, 김원호, 김경모, 조상현. (2002). 신발 굽의 높이와 신발 착용기간이 대퇴근육 활동량에 미치는 영향. *한국전문물리치료학회지*, 6(2), 32-42.
- 최순복, 이원자. (2002). 성인 여성의 구두착용과 발 유형과의 관계. *대한가정학회지*, 40(10), 231-241.
- Baba, K. (1974). Foot measurement for shoe construction with reference to the relationship between foot length, foot breadth, and ball girth. *J. Hum. Ergol. Dec*, 3(2), 149-56.
- Betts, R. P., Franks, C. I., & Duckworth, T. (1991). Foot pressure studies: Normal and pathologic gait analyses. *Disorders of the foot and ankle* (2nd ed.), 1(18), 484-519.
- Cheng, J. C., Leung, S. S., Leung, A. K., Guo, X., Sher, A., & Mak, A. F. (1997). Change of foot size with weight-bearing. A study of 2829 children 3 to 18 years of age. *Clin Orthop*, 342, 123-131.
- Slee, G. C. (1963). *The oswestry textbook for orthopaedic nurses* (1st ed.). London: Pitman Medical Publishing.
- Thomas, F. B. (1974). Levelling the tread. Elevation of the dropped metatarsal head by metatarsal osteotomy. *J Bone Joint Surg Br*, 56, 314-319.