



## 유산소 운동능력 향상을 위한 중량물 부가 신발의 기능성 평가

곽창수\*(한림대학교) · 김희석(Aison)

### ABSTRACT

#### The Evaluation of an additional Weight Shoe's Function developed for the Improvement of Aerobic Capacity

Kwak, Chang-Soo\*(Hallym Univ.) · Kim, Hee-Suk(Aison)

C. S. KWAK, H. S. KIM. The Evaluation of an additional Weight Shoe's Function developed for the Improvement of Aerobic Capacity, Korean Journal of Sport Biomechanics, Vol. 14, No. 3, pp. 67-82, 2004. The purpose of this study was to evaluate the function and the safety of an additional weight shoe developed for the improvement of aerobic capacity, and to improve some problems found by subject's test for an additional weight shoe.

The subjects employed for this study were 10 college students. 4 video cameras, AMTI force platform and Pedar insole pressure distribution measurement device were used to analyze foot motions. The results of the study were as follows:

1. The initial achilles tendon angle and initial rearfoot pronation angle of an additional weight shoe during walking were 183.7 deg and 2.33 deg, respectively, and smaller than a barefoot condition. Maximum achilles tendon angle and the angular displacement of achilles tendon angle were 185.35 deg and 4.21 deg, respectively, and smaller than barefoot condition. Thus rearfoot stability variables were within the permission value for safety.

---

\* cskwak@hallym.ac.kr

2. Maximal anterior posterior ground reaction force of additional weight shoe was appeared to be 1.01-1.2 B.W., and was bigger than a barefoot condition. The time to MAPGRF of an additional weight shoe was longer than a barefoot condition. Maximal vertical ground reaction force of additional weight shoe was appeared to be 2.3-2.7 B.W., and was bigger than a barefoot condition in propulsive force region. But A barefoot condition was bigger in braking force region. The time to MVGRF of an additional weight shoe was longer than a barefoot condition.
3. Regional peak pressure was bigger in medial region than in lateral region in contrast to conventional running shoes. The instant of regional peak pressure was M1-M2-M7-M4-M6-M5 -M3, and differed form conventional running shoes. Regional Impulse was shown to be abnormal patterns.

There were no evidences that an additional weight shoe would have function and safety problems through the analysis of rearfoot control and ground reaction force during walking. However, There appeared to have small problem in pressure distribution. It was considered that it would be possible to redesign the inner geometry. This study could not find out safety on human body and exercise effects because of short term research period. Therefore long term study on subject's test would be necessary in the future study.

KEY WORDS : ADDITIONAL WEIGHT SHOE, REARFOOT STABILITY, ACHILLES TENDON ANGLE, GROUND REACTION FORCE, PEAK PRESSURE, IMPULSE

## I. 서 론

현대 과학문명의 발달로 인한 고도 산업사회를 살아가고 있는 현대인들은 과거에 비하여 물질적으로 풍요로운 삶을 누리고 있으나 자동화와 기계화의 영향으로 신체활동의 부족현상을 초래하였다. 이러한 운동부족현상은 곧바로 비만, 당뇨병, 고혈압, 심장질환 등 각종 현대병의 발병률을 높이는 결과를 초래하였다. 이에 따라 대부분의 현대인들은 건강한 삶을 영위할 수 있도록 하기 위하여 신체활동과 관련된 걷기, 달리기, 등산 등과 같은 유산소운동을 많이 실시하고 있다.

최근에는 걷기 등과 같은 유산소운동을 실시할 때 우리 인체에 부가적인 중량을 부가하여 운동량을 인위적으로 증가시킴으로써 운동효과를 배가시키는 방법이 많이 동원되고 있다. 선행연구에서 사

용된 부하의 부가방법은 일정한 무게를 지니는 조끼, 벨트, 배낭 등을 체간부, 요부, 배부 등에 부착하거나 손, 발목, 손목, 다리, 머리 부위에 부가물을 고정시켰다. Auble, Schwartz 와 Robertson(1987), Graves, Martin, Miltenberger 와 Pollock(1967), Sheldahl, Wilke, Tristani 와 Kalbfleisch(1963), Zaranddona 등(1986) 등의 실험에서는 손에 부하를 가중시켰으며, Burse, Pandolf 와 Goldman (1979), Jones, Toner, Daniels 와 Knapik(1984), Pandolf 와 Goldman(1975)은 발목 또는 다리에 부착시켰다. Lind 와 McNicol(1968), 전종귀(1992), 전종귀 등(1989), 채홍원(1983) 등은 체간부에, 그리고 Soule와 Goldman(1969)은 손, 발, 머리 부위에 중량을 가중시키는 방법으로 실시하였다. 이상의 선행연구에서 분석한 내용은 일시적, 혹은 장기적 가중이 생리적 반응에 미치는 영향을 규명하였다. 그리고 최근에는 사지부위에 부착하는 것이 에너지소모량을 증대시킨다는 연구결과(정일규, 윤지환, 김영표, 김종오, 오영진, 서태범, 2003)에 따라 대부분 손이나 발부위에 중량물을 부착하여 이용하고 있다. 또한 이러한 방법 이외에 중량물이 부착된 신발을 특수하게 제작하여 유산소 운동 효과를 높여주는데 많이 이용되고 있다(곽창수 등, 2003).

지금까지 연구된 신발에 중량을 부착하는 방법은 다른 방법에 비하여 간편한 반면 중량물의 무게를 변화시키기가 거의 불가능하였다. 즉, 중량물의 무게를 변화시키기를 원할 경우 신발을 교체해야 하는 방법 밖에 없었다. 이러한 불편한 점을 고려하여 본 연구에서는 신발자체에서 중량물을 자유롭게 교체할 수 있는 방법을 개발하였다. 과거에는 특정 아이디어에 의하여 신발을 개발하면 여러 가지 이유로 인하여 신발에 대한 착용 효과 검증이나 안전성 검사 없이 곧바로 시장에 출시하였다. 그 결과 유통과정에서 많은 문제점이 노출되어 출시가 중지되거나 소비자로부터 외면당하곤 하였다. 따라서 이러한 문제점을 개선하기 위해서는 신발 개발품에 대한 신발 착용 효과에 대한 검증뿐만 아니라 기능성 및 안전성 검사가 절대적으로 필요하다.

본 연구의 목적은 일반인의 유산소운동능력을 향상시키기 위하여 개발된 중량부하신발을 대상으로 신발 자체의 기능성 및 안전성 검사를 하는데 있으며, 분석결과를 바탕으로 나타난 문제점에 대하여 본 연구 대상의 신발을 개선하고자 한다.

## II. 연구 방법

### 1. 피험자의 선정

본 연구에 동원된 피험자는 정상적인 발의 형태와 보행형태를 지니고 있으며, 최근 1년 이상 신체에 장애가 없는 건강한 성인 남자 10명이었다. 이들의 신체적 특징은 <표 1>에 나타난 바와 같다. 체중은 평균 69.65kg, 신장은 평균178.34cm, 연령은 평균 21.37세 이었다.

표 1. 피험자의 신체적 특성

피험자	신장(cm)	체중(kg)	연령(yr)	조깅경력(yr)
남자      평균	178.34	69.65	21.37	8.55
표준편차	5.28	5.76	2.33	2.89

## 2. 신발 제작

본 연구를 위하여 제작된 신발은 3단계로 무게를 조절할 수 있는 하부 이너솔(inner sole) 설계로 하였다. 즉, 신발의 중창을 없애고 그 대신에 인솔을 상하로 설계하여 하부인솔에 부피는 동일하지만 중량을 조절할 수 있는 특수 고무를 개발하였다. 따라서 사용자의 필요에 따라 무게를 자유롭게 조절할 수 있도록 하였다. 본 신발은 고기능성 마라톤화 설계방식을 접목하여 파워다이어트신발을 설계하고 제작하였으므로 착화감이 좋고 지면과 착지 시 충격력 흡수가 뛰어나서 관절과 발목을 보호하고 발가락 부위가 부드럽도록 하였다. 이러한 생체역학적인 기능 외에 기능성 세라믹을 도포하여 원적외선과 음이온이 방출되도록 하여 통풍이 잘되고 발 냄새와 무좀을 방지하는 기능을 갖추도록 하였다.

## 3. 실험 장비

본 연구에 사용된 실험장비는 <표 2>에서 보는 바와 같이 신발 착용에 따른 기능성 및 안전성 검사를 측정하기 위하여 사용된 동작분석 장비로서 지면반력측정 장비, 압력분포측정 장비, 영상분석 장비로 분류할 수 있다.

표 2. 실험 장비

분 류	장 비 명	비 고
동작분석장비	지면반력 측정장비	AMTI ORG-6 1set
	압력분포 측정장비	Pedar(novel) 1set
	영상분석장비	S-VHS D5100 video camera 4대 Panasonic AG-7350 VCR 4대 Synchronize timer 1set Kwon 3D(version 3.0)프로그램

#### 4. 실험 방법

##### 1) 실험장비의 배치 및 실험방법

걷기운동 시 발목의 움직임 분석하기 위하여 <그림1>과 같이 실험 장비를 배치하였다. 지면반력 측정판이 매설된 주로(runway)에 발의 아킬레스건각과 후족변인을 측정하기 위하여 4대의 S-VHS 비디오카메라를 설치하였다. 주로 옆에 피험자의 보행속도를 통제하기 위하여 구간속도측정기를 설치하였고, 카메라에 촬영되는 동작과 접지 시 측정되는 지면반력 및 압력분포 자료와의 동기화를 시키기 위하여 지면반력판의 수직력을 측정하는 채널의 전압변화에 의하여 카메라 전면 하단 모서리에 설치한 LED 타이머가 작동하도록 하였다. 보행속도는 빠른 보행에 해당하는 6km/h로 하여 5%의 속도편차까지 허용하였다. 지면반력 측정기의 표집률은 1000Hz로 하였으며, 압력분포 측정기의 표집률은 60Hz이었다. 실험방법은 중량물 부하신발을 착용한 경우와 비교군으로서 맨발의 경우로 나누어서 무순(random order)으로 측정하였다.

##### 2) 자료처리방법

###### (1) 자료의 표준화

영상분석 자료는 보간법에 의하여 자료의 수를 일치시킨 후 평균값을 구한 다음 X축의 시간을 표준화(normalization)하였다. 지면반력 측정치와 압력분포 측정치는 피험자의 체중에 의한 영향을 제거하기 위하여 각 피험자의 체중으로 나누어서 표준화하였다.

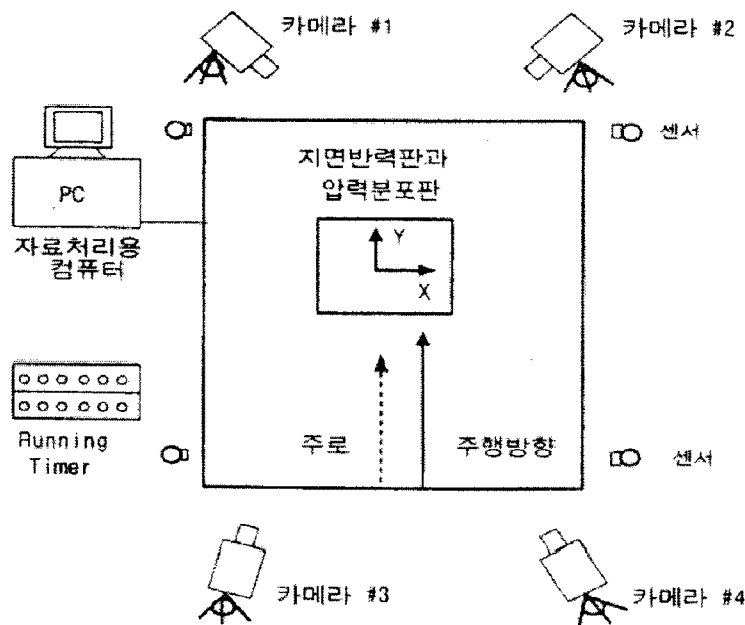


그림 1. 실험장비의 배치

## (2) 발의 해부학적 부위의 분류

접지 중에 나타나는 압력분포값은 다음과 같이 발바닥을 7개 부위(region)로 분류하여 분석하였다.

- ① M1 : 후족의 내측부위
- ② M2 : 후족의 외측부위
- ③ M3 : 중족의 내측부위
- ④ M4 : 중족의 외측부위
- ⑤ M5 : 전족의 내측부위
- ⑥ M6 : 전족의 중간부위
- ⑦ M7 : 전족의 외측부위

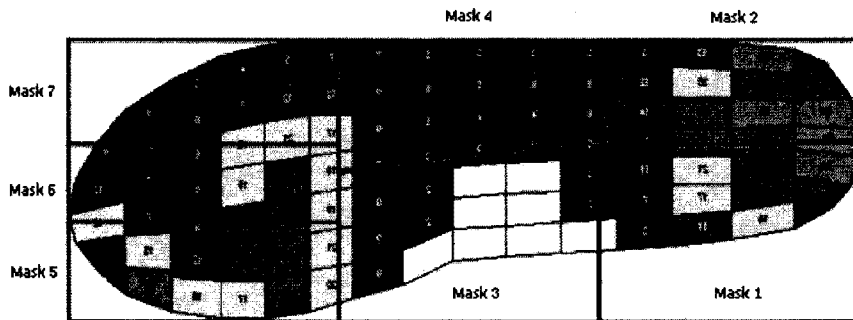


그림 2. 발의 해부학적부위의 분류

## (3) 영상자료의 분석

후족운동을 분석하기 위한 수치화점은 <그림 3>과 같이 4개였다. 두 카메라의 동조는 두 카메라의 시점을 동조용 프레임으로 정하여 각 프레임 간 동조시간 간격을 0.01초로 하여 2차원 좌표값을 구하였다. 동조방법은 3차 스플라인 함수에 의한 보간법(interpolation)으로 하였다. 3차원 좌표의 계산은 DLT방법을 이용하였으며, 먼저 전방과 후방의 두 카메라의 3차원 좌표값을 각각 구한 다음, 다시 이를 이용하여 최종적으로 3차원 좌표값을 구하였다. 본 연구에 사용된 스무딩 방법은 Butherworth low pass digital filtering이었으며, 이 때 차단 주파수는 6Hz로 하였다. 각도의 정의는 <그림 4>와 같고 아킬레스건각의 각도변인에 대한 정의는 다음과 같고 후족각도 아킬레스건각의 정의와 같다.

- (가) 초기 아킬레스건각( $\beta_{10}$ ) : 발이 지면과 접지할 때 총 접지시간의 1/10시점의 아킬레스건각
- (나) 초기 아킬레스건각의 변화량( $\Delta\beta_{10}$ ) :  $\beta_{10}$ 에서 최초아킬레스건각( $\beta_{10}$ )을 뺀 각
- (다) 최대 아킬레스건각( $\beta_{pro}$ ) : 접지 중 아킬레스건각 중 제일 큰 각
- (라) 최대 아킬레스건각의 각변위( $\Delta\beta_{pro}$ ) :  $\beta_{pro}$ 에서  $\beta_{10}$ 를 뺀 각
- (마) 이지 아킬레스건각( $\beta_{end}$ ) : 발이 지면에서 이지하는 순간의 아킬레스건각

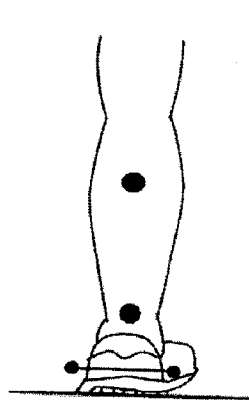


그림 3. 수치화점의 표시

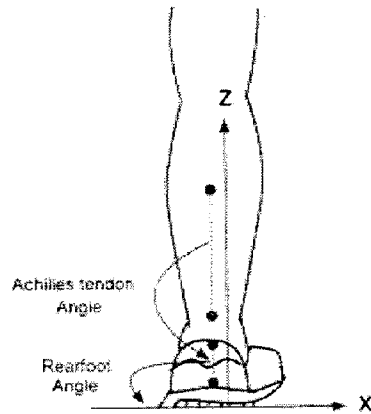


그림 4. 각도의 정의

(4) 지면반력자료의 분석

지면반력자료는 <그림 5>에서 보는 바와 같이 수직방향( $F_z$ )의 지면반력은 최대 충격력( $F_{z1}$ ), 최대 충격력 발휘까지 걸린 시간( $TF_{z1}$ ), 최대 수직지면반력( $F_{z2}$ ), 최대 수직지면반력 발휘까지 걸린 시간( $TF_{z2}$ ) 등을 산출하였다. 전후방향( $F_y$ )의 지면반력도 각 방향의 최대와 그때까지 걸린 시간을 수직방향과 같은 방법으로 구하였다.

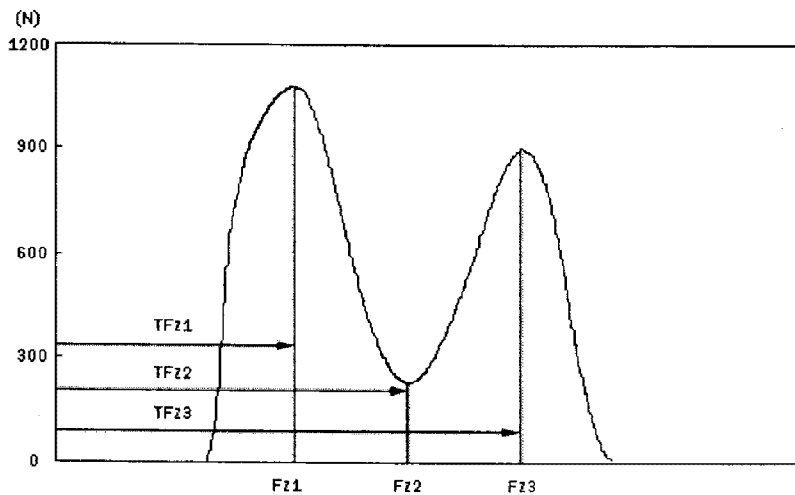


그림 5. 지면반력 변수의 정의

### Ⅲ. 연구결과 및 분석

#### 1. 후족제어 분석

<표 3>은 본 연구에서 개발한 보행용 중량부하신발과 맨발을 대상으로 걷기운동을 할 때 나타난 아킬레스건각의 크기를 분석한 결과이며, <표 4>는 후족각의 크기를 분석한 결과이다.

표 3. 맨발과 중량부하신발 착용 시 아킬레스건각의 크기

Group	$\beta_0$	$\beta_{10}$	$\beta_{pro}$	$\Delta\beta_{10}$	$\Delta\beta_{pro}$	$\beta_{end}$
맨 발	181.46 ±3.49	185.04 ±3.55	187.06 ±3.24	3.58 ±1.68	5.60 ±2.11	157.08 ±13.12
중량부하 신발	181.14 ±3.47	183.47 ±4.70	185.35 ±4.62	2.33 ±1.72	4.21 ±1.31	160.95 ±7.31

#### 1) 초기 아킬레스건각( $\beta_{10}$ ) 및 초기 아킬레스건각의 변화량( $\Delta\beta_{10}$ )

초기 아킬레스건각은 발이 지면과 접지할 때 총 접지시간의 1/10 시점에서의 회내운동으로서 발의 충격흡수측면에서 볼 때 충격력이 발생하는 시점과 일치하기 때문에 매우 중요하다. 본 연구에서 나타난 초기 아킬레스건각은 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 185.04도와 183.47도로 나타나 맨발의 경우가 약간 더 크게 나타났다. 선행연구의 결과를 살펴보면 일반적으로 맨발이 신발을 착용했을 경우보다 더 크게 나타나는데 본 연구의 결과도 더 크게 나타나 선행연구와 일치하였다(곽창수 등, 2002). 초기 아킬레스건각의 변화량도 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 3.58도와 2.33도를 나타내어 맨발의 경우가 더 크게 나타났다. 이러한 수치는 최규정과 권희자(2003)가 보행용 신발을 대상으로 연구한 2.6도와 비교해 볼 때 맨발의 경우는 약간 더 크게 나타났고 중량부하신발의 경우는 약간 더 작게 나타났다. 초기 아킬레스건각의 크기로 볼 때 중량부하신발은 아무런 문제가 없는 것으로 사료된다.

#### 2) 최대 아킬레스건각( $\beta_{pro}$ ) 및 최대 아킬레스건각의 각변위( $\Delta\beta_{pro}$ )

발이 지면과 접지할 때 최대 아킬레스건각과 최대 아킬레스건각의 각변위는 부상발생과 직접적인 관련이 있다(Cavanagh, 1980; Clarke 등, 1984; Nigg, 1986, 1987; Subotnick, 1981). 본 연구의 결과 최대 아킬레스건각은 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 187.06도와 185.35도를 나타냈으며, 최대 아킬레스건각의 각변위도 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 5.6도와 4.21도를 나타나 맨발이 중량부하신발보다 최대 아킬레스건각과 최대 아킬레스건각의 각변위가 더 크게 나타났다. 달리기 시 최대 아킬레스건각이 195도, 최대 아킬레스건각의 각변위가 15도보다 크면 부상발생의 위험이 있는 것으로 보고되고 있다



(Cavanagh, 1980; Clarke, Fredrick 과 Hamill 1984; Nigg, 1986; Subotnick, 1981). 이러한 측면을 고려해 보면 본 연구의 결과는 이들 값보다 현저히 작기 때문에 아무런 문제가 없을 것으로 판단된다.

### 3) 이지 아킬레스건각( $\beta_{end}$ )

이지 회외운동(take-off supination)은 발이 지면과 떨어질 때 발목이 전족의 외측으로 움직이는 현상으로 아킬레스건 통증의 원인이 된다. 또한 운동방향이 측방으로 작용하기 때문에 운동수행에 부정적인 영향을 미친다. Nigg(1986)는 달리기 할 때 신발을 착용했을 경우 170도 보다 작아야 한다고 하였다. 본 연구의 결과 이지 아킬레스건각은 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 157.08도와 160.95도를 나타내어 중량부하신발의 경우가 더 크게 나타났다. 이는 맨발보다는 신발을 착용했을 경우 약 4도 정도 더 크게 나타나서 이지 아킬레스건각을 더 크게 함으로써 발을 보호하는 효과가 있다고 사료된다.

### 4) 초기 후족각 및 초기 후족각의 변화량

초기 후족각은 발이 지면과 접지할 때 초기 아킬레스건각과 같은 시점에서의 각도이며, 후족각은 아킬레스건각보다는 신발 자체의 움직임 분석이기 때문에 다른 정보를 제공할 수 있다. 본 연구결과 초기 후족각은 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 92.3도와 95.29도를 나타내어 중량부하신발이 약 3도 정도 더 크게 나타났다. 이렇게 크게 나타난 이유는 신발이 발에 완전히 부착되어 있지 않아 약 3도 정도 움직이었던 때문이다. 이러한 3도의 차이는 신발이 크거나 발에 적합하지 않아 신발의 LAST 설계가 잘 못되었기 때문인 것으로 사료된다. 또한 신발에 중량을 부가했기 때문에 그 무게에 의하여 신발이 더 많이 움직이었던 것으로 사료된다. 따라서 중량부하신발을 개발할 때는 이러한 점을 고려하여야 할 것으로 사료된다. 초기 후족각의 변화량은 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 2.25도와 1.3도로서 중량부하신발의 경우가 더 작게 나타났다. 최규정 등(2003)이 연구한 일반 보행용 신발의 1.0도보다는 약간 더 크게 나타났지만 차이가 미세하여 큰 문제가 없을 것으로 판단된다.

표 4. 맨발과 중량부하신발 착용 시 후족각의 크기

Group	$\gamma_0$	$\gamma_{10}$	$\gamma_{pro}$	$\Delta\gamma_{10}$	$\Delta\gamma_{pro}$	$\gamma_{end}$
맨 발	94.64	92.39	91.45	2.25	3.19	118.63
	$\pm 1.86$	$\pm 1.07$	$\pm 1.11$	$\pm 1.90$	$\pm 2.49$	$\pm 13.46$
중량부하신발	96.59	95.29	94.14	1.30	2.45	113.58
	$\pm 2.14$	$\pm 2.99$	$\pm 3.06$	$\pm 1.49$	$\pm 1.70$	$\pm 7.25$

### 5) 최소 후족각 및 최소 후족각의 각변위

최소 후족각은 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 91.45도와 94.14도를 나타내어 중량부하신발의 경우가 약간 더 크게 나타났다. 최소 후족각의 각변위는 맨발과 중량부하신발의 경우 각각 3.19도와

2.45도를 나타내어 중량부하신발의 경우가 더 작게 나타났다. 이는 선행연구인 최규정 등(2003)이 일반용 신발과 보행용 신발을 대상으로 각각 보고한 5.5도와 2.9도보다 작게 나타난 것이다. 본 연구결과 신발과 발의 움직임과의 관계를 나타내주는 최소 후족각과 그 각변위를 살펴볼 때 중량을 부가한 보행용 신발에는 아무런 문제가 없을 것으로 판단된다.

## 2. 지면반력 분석

### 1) 수직지면반력

<표 5>는 보행 시 맨발과 중량부하신발 착용에 대한 수직지면반력 및 수직지면반력 발휘까지 걸린 시간을 나타낸 것이다. 수직지면반력의 크기는 맨발의 경우가 중량부하신발을 착용했을 때보다 더 크게 나타났다. 즉 제1정점(Fz1)의 크기는 맨발의 경우 917.5N으로 체중의 1.2배를 나타냈으며, 중량부하신발의 경우 974.6N으로 체중의 1.15배를 나타냈다. 제2정점(Fz3)의 크기는 맨발의 경우 770.4N으로 체중의 1.01배를 나타냈으며, 중량부하신발의 경우 773.4N으로 체중의 1.01배를 나타냈다. 제1정점보다는 제2정점의 크기가 약간 더 크게 나타났다. 이는 일반적인 정상보행패턴에 해당되는 것으로 중량보행신발 착용 시 보행패턴에는 문제가 없는 것으로 나타났다.

수직지면반력 발휘까지 걸린 시간은 맨발이 125.3ms로서 중량부하신발의 119.9ms보다 약간 길게 나타났다. 제1정점까지 걸린 시간(TFz1)은 맨발이 22.8ms로서 총 접지시간의 18.0% 시점이었으며, 제2정점과 제3정점까지 걸린 시간은 각각 54.5ms와 95.2ms로서 총 접지시간의 43.5%와 76.0%를 각각 나타냈다. 중량부하신발의 경우 제1정점까지 걸린 시간(TFz1)은 24.3ms로서 총 접지시간의 20.2% 시점이었으며, 제2정점과 제3정점까지 걸린 시간은 각각 56.5ms와 92.1ms로서 총 접지시간의 47.1%와 76.9%를 각각 나타냈다. 맨발보다는 중량부하신발을 착용했을 경우 총 접지시간에 대한 백분율이 더 크게 나타나 신발을 착용하면 약간 더 제1정점과 제2정점이 나타나는 시점이 상대적으로 더 늦게 나타났다. 그러나 전체적으로 살펴볼 때 수직지면반력발휘까지 걸린 시간과 상대적 백분율이 유사한 형태를 보이기 때문에 보행패턴에는 문제가 없는 것으로 사료된다.

표 5. 보행 시 맨발과 중량부하신발 착용의 수직지면반력 및 수직지면반력 발휘까지 걸린 시간

Group	Fz1(N)	Fz2(N)	Fz3(N)	TFz1(ms)	TFz2(ms)	TFz3(ms)	Tcon(ms)
맨 발	917.48	452.73	770.42	22.78	54.56	95.22	125.33
	±135.56	±62.53	±72.39	±5.31	±3.81	±5.29	±5.85
	(1.2 ±0.18)	(0.60 ±0.08)	(1.01 ±0.1)	(18.0)	(43.5)	(76.0)	(100)
중량부하신발	874.56	442.04	773.43	24.25	56.5	92.13	119.88
	±144.55	±67.87	±57.92	±3.58	±2.83	±6.45	±7.26
	(1.15 ±0.19)	(0.58 ±0.08)	(1.02 ±0.08)	(20.2)	(47.1)	(76.9)	(100)

\* 수직지면반력 중 ( )안의 숫자는 B.W를 나타냄.

\*\* 수직지면반력 발휘까지 걸린 시간 중 ( )안의 숫자는 총 접지시간의 백분율(%)을 나타냄.

## 2) 전후지면반력

<표 6>은 보행 시 맨발과 중량부하신발을 착용했을 때 전후지면반력 및 전후지면반력 발휘까지 걸린 시간을 나타낸 것이다. 전후지면반력은 발뒤꿈치가 지면에 착지하면서 발생하는 제동력인 Fy1과 지면을 전방으로 밀고 나가는 추진력인 Fy3로 구분할 수 있으며, Fy2는 제동력과 추진력이 0인 상태, 즉 신체중심이 발 한 가운데 있는 경우를 말한다. 본 연구결과 제동력은 맨발이 206.0N(0.27B.W.)로서 중량부하신발의 181.2N(0.24B.W.)보다 더 크게 나타났다. 반면 추진력은 맨발이 158.5N(0.21B.W.)로서 중량부하신발의 172.8N(0.23B.W.)보다 더 작게 나타났다. 이는 맨발이 신발을 착용했을 때보다 제동력이 큰 반면 추진력이 작은 특성을 나타내는 것으로 그 만큼 신발을 착용하면 제동력을 감소시키고 추진력을 크게 하여 동작의 효율성을 크게 하는 이점이 있다는 것을 나타낸 것이다.

전후지면반력 발휘까지 걸린 시간은 맨발이 125.3ms로서 중량부하신발의 119.9ms보다 약간 더 길게 나타났다. 제1정점까지 걸린 시간(TFz1)은 맨발이 17.6ms로서 총 접지시간의 14.0% 시점이었으며, 제2정점과 제3정점까지 걸린 시간은 각각 63.9ms와 107.4ms로서 총 접지시간의 51.0%와 85.7%를 각각 나타냈다. 중량부하신발의 경우 제1정점까지 걸린 시간(TFz1)은 17.6ms로서 총 접지시간의

14.7% 시점이었으며, 제2정점과 제3정점까지 걸린 시간은 각각 62.9ms와 103.1ms로서 총 접지시간의 52.5%와 86.0%를 각각 나타냈다. 맨발보다는 중량부하신발을 착용했을 경우 총 접지시간에 대한 백분율이 더 크게 나타나 신발을 착용하면 약간 더 제1정점과 제2정점이 나타나는 시점이 상대적으로 더 늦게 나타났다. 그러나 전체적으로 살펴볼 때 전후지면반력발휘까지 걸린 시간과 상대적인 백분율이 유사한 형태를 보이기 때문에 보행패턴에는 큰 문제가 없는 것으로 사료된다.

표 6. 보행 시 맨발과 중량부하신발 착용의 전후지면반력 및 전후지면반력 발휘까지 걸린 시간

Group	Fy <sub>1</sub> (N)	Fy <sub>2</sub> (N)	Fy <sub>3</sub> (N)	TFy <sub>1</sub> (ms)	TFy <sub>2</sub> (ms)	TFy <sub>3</sub> (ms)	Tcon(ms)
맨 발	205.98	-0.02	158.53	17.56	63.89	107.44	125.33
	±44.20	±0.55	±17.92	±1.88	±5.21	±4.85	±5.85
	(0.27	(0.0)	(0.21	(14.0)	(51.0)	(85.7)	(100)
	±0.06)		±0.02)				
중량부하신발	181.19	-0.04	172.78	17.63	62.88	103.13	119.88
	±58.55	±0.36	±16.47	±2.92	±3.68	±7.72	±7.26
	(0.24	(0.0)	(0.23	(14.7)	(52.5)	(86.0)	(100)
	±0.08)		±0.02)				

\* 전후지면반력 중 ( )안의 숫자는 B.W를 나타냄.

\*\* 전후지면반력 발휘까지 걸린 시간 중 ( )안의 숫자는 총 접지시간의 백분율(%)을 나타냄.

### 3. 압력분포 분석

#### 1) 부위별 최대압력 및 최대압력이 나타나는 시점

<표 7>은 보행 시 중량부하신발을 착용 때 부위별 최대압력 및 최대압력이 나타나는 시점을 나타낸 것이다. 부위별 최대압력의 범위는  $17.3\text{N/cm}^2$ - $28.6\text{N/cm}^2$ 를 나타냈으며, M5부위가  $28.6\text{N/cm}^2$ 로서 부위별 최대압력이 가장 크게 나타났다. 부위별 최대압력이 가장 낮은 부위는 M4로서  $17.3\text{N/cm}^2$ 를 나타냈다. 전체적으로 볼 때 발의 내측부위가 외측부위보다 더 크게 나타났으며 이것은 일반 운동화와 반대로 나타난 것이다. 이러한 반대현상의 원인은 아마도 신발이 무겁기 때문에 신체무게중심을 내측으로 이동시키기 때문인 것으로 사료된다. 부위별 최대압력이 나타나는 시점은 M1부위가 31.3ms이며 전체시점의 4.7%로서 가장 빨리 나타났다. 부위별 최대압력이 가장 늦게 나타나는 부위는 M3로서 537.5ms에서 나타나며 전체시점의 80.5%에 해당되는 것이다. 부위별 최대압력이 나타나는 순서는 M1-M2-M7-M4-M6-M5-M3이었다. 부위별 최대압력이 나타나는 시점은 일정한 순서에 의하여야 한다. 만약 순서가 뒤바뀐다면 발바닥에 불편한 부위가 있다는 것을 의미한다. 따라서 본 연구의 결과를 두고 볼 때 최대압력이 나타나는 부위의 순서가 일반 신발에 비하여 일정하지 않았기 때문에 최대압력을 재분산시켜야 한다고 사료된다.

표 7. 중량부하신발 착용 시 부위별 최대압력 및 최대압력이 나타나는 시점

Region	부위별 최대압력( $\text{N/cm}^2$ )	시점(ms)	% 시점
M <sub>1</sub>	23.0 ± 5.7	31.3 ± 7.2	4.7 ± 1.1
M <sub>2</sub>	23.0 ± 6.1	37.5 ± 17.7	5.6 ± 2.7
M <sub>3</sub>	19.5 ± 1.7	537.5 ± 39.5	80.5 ± 7.3
M <sub>4</sub>	17.3 ± 2.1	521.9 ± 25.8	78.1 ± 5.0
M <sub>5</sub>	28.6 ± 4.8	528.1 ± 15.7	79.0 ± 1.4
M <sub>6</sub>	23.5 ± 1.3	525 ± 17.7	78.5 ± 1.6
M <sub>7</sub>	18.9 ± 3.3	515.6 ± 23.7	77.1 ± 1.3

#### 2) 부위별 충격량

부위별 충격량은 시간에 대하여 나타나는 압력과 힘을 적분한 것이다. 따라서 부위별 충격량이 크다는 것은 부위별로 압력이나 힘을 많이 받는다는 것을 의미한다. <표 8>은 보행 시 중량부하신발을 착용했을 때 pressure-time integral 과 force-time integral을 나타낸 것이다. 부위별 압력에 대

표 8. 중량부하신발 착용 시 pressure-time integral 과 force-time integral

Region	Pressure-Time Integral (N/cm <sup>2</sup> .sec)	Force-Time Integral (N.sec)
M <sub>1</sub>	4.88±1.08	63.4±17.4
M <sub>2</sub>	5.25±1.21	64.5±14.1
M <sub>3</sub>	5.23±0.22	21.9±2.50
M <sub>4</sub>	5.58±0.64	58.5±20.8
M <sub>5</sub>	5.90±0.68	61.2±12.1
M <sub>6</sub>	5.56±0.26	45.4±2.64
M <sub>7</sub>	4.98±0.66	28.1±3.20

한 충격량은 <표 8>에서 보는 바와 같이 4.88N/cm<sup>2</sup>.sec - 5.90N/cm<sup>2</sup>.sec의 범위를 나타냈으며 최소값과 최대값 사이에는 큰 차이를 나타내지 않았다. 부위별 압력에 대한 충격량이 가장 작은 부위는 M1이며 가장 큰 부위는 M5로 나타났다. 후족과 중족부위는 내측보다 외측부위가 더 크게 나타났으며, 전족부위는 외측부위보다는 내측부위가 더 크게 나타났다.

부위별 힘에 대한 충격량은 21.9N·sec - 64.5N·sec의 범위를 나타냈으며 최소값과 최대값 사이에는 큰 차이를 나타내지 않았다. 부위별 힘에 대한 충격량이 가장 작은 부위는 M3이며 가장 큰 부위는 M5로 나타났다. 후족과 중족부위는 내측보다 외측부위가 더 크게 나타났으며, 전족부위는 외측부위보다는 내측부위가 더 크게 나타났다. 이러한 경향은 압력에 대한 충격량과 같게 나타났다.

### 3) 부위별 접지시간의 길이 및 총 접지시간의 %길이

부위별 접지시간의 길이는 신발이 지면과 접지한 시간을 합한 시간을 의미한다. <표 9>는 보행 시 중량부하신발을 착용했을 때 접지시간의 길이 및 총 접지시간의 %길이를 나타낸 것이다. 부위별 접지시간의 길이는 418.8ms-650.0ms의 범위를 나타냈다. 접지시간의 길이가 가장 짧은 부위는 M1부위로 총 접지시간의 75%이었으며, 가장 긴 부위는 M4부위로서 총 접지시간의 97.3%이었다. 접지시간의 길이는 중족부위가 가장 길게 나타났고 후족부위가 가장 짧게 나타났으며, 발의 내측부위보다는 외측부위가 더 길게 나타났다.

표 9. 중량부하신발 착용 시 접지시간의 길이 및 총 접지시간의 %길이

Region	접지시간의 길이(ms)	총 접지시간의 %길이
M <sub>1</sub>	418.8 ± 91.6	75 ± 10.3
M <sub>2</sub>	525 ± 135.8	94.9 ± 7.1
M <sub>3</sub>	618.8 ± 26	92.5 ± 3.1
M <sub>4</sub>	650 ± 10.2	97.3 ± 3.4
M <sub>5</sub>	471.9 ± 35.9	70.7 ± 7.1
M <sub>6</sub>	568.8 ± 7.2	85.1 ± 2.6
M <sub>7</sub>	587.5 ± 25	87.8 ± 1.2

## IV. 결론 및 제언

본 연구는 일반인의 유산소운동능력을 향상시키기 위하여 개발된 중량부하신발을 대상으로 신발 자체의 기능성 및 안전성을 검사하는데 있으며, 분석결과를 바탕으로 나타난 문제점에 대하여 중량부하신발을 개선하는데 그 목적이 있다.

본 연구에 동원된 피험자는 일반 대학생 10명이었다. 본 연구에서 개발된 중량부하신발의 기능성 및 안전성을 평가하기 위하여 발 부위 동작을 영상분석, 지면반력 측정 및 압력분포를 측정하였다. 본 연구에 나타난 결과를 바탕으로 다음과 같은 결론을 얻었다.

1. 보행 시 초기 아킬레스건각과 초기 아킬레스건각의 변화량은 중량부하신발이 맨발 보다 더 작게 나타났으며 그 크기는 각각 183.47도와 2.33도로서 큰 문제가 없다. 최대 아킬레스건각과 최대 아킬레스건각의 각변위도 중량부하신발이 맨발보다 더 작게 나타났으며 그 크기는 각각 185.35도와 4.21도로서 허용치보다 작게 나타났다. 후족각의 분석변인도 아킬레스건각과 유사한 경향을 나타냈다.
2. 보행 시 최대전후지면반력의 크기는 체중의 1.01-1.2배를 나타냈으며, 중량부하신발이 맨발보다 더 크게 나타났다. 최대전후지면반력까지 걸린 시간은 중량부하신발이 맨발보다 총 접지시간에 대한 백분율이 더 크게 나타나 충격력을 흡수해 주는 역할을 하였다. 최대수직지면반력의 크기는 체중의 2.3-2.7배를 나타냈으며 맨발은 제동력이, 중량부하신발은 추진력이 크게 나타났다. 최대수직지면반력까지 걸린 시간은 중량부하신발이 맨발보다 총 접지시간에 대한 백분율이 더 크게 나타났다.
3. 부위별 최대압력은 일반 운동화와 반대로 내측부위가 외측부위보다 더 크게 나타났으며, 부위별 최대압력이 나타나는 순서는 M1-M2-M7-M4-M6-M5-M3로서 일반 운동화의 순서와 다르게 나타났다. 부위별 충격량도 일정하게 나타나지 않았다.

본 연구를 통하여 중량부하신발을 착용하고 보행 시 발 동작을 분석했을 때 개발된 신발의 기능과 안전상에는 아무런 문제가 없는 것으로 나타났다. 다만 신발내부의 압력분포를 측정했을 때 약간의 문제점이 있는 것으로 나타났다. 이러한 문제는 신발 내부를 조정하면 가능하리라고 사료된다. 본 연구의 실험은 신발개발의 시간적 제한 때문에 장기간 중량부하신발을 착용했을 때 우리 인체의 미치는 안전성이나 운동효과에 대해서는 밝혀내지 못하였다. 따라서 추후연구에서는 중량부하신발을 착용한 장기간의 연구가 필요하다고 사료된다.

## 참고문헌

- 곽창수 등.(2002). 테니스화 설계 및 제품화 기술 개발. 산업자원부 중기거점 위탁기관 1차년도 연구 결과보고서.
- 곽창수, 이계산, 김희석(2003). 신발의 무게가 보행효율에 미치는 영향. 한국체육학회지, 제42권, 제3호, pp.677-686.
- 전종귀(1992), 팔 또는 다리에 부착시킨 중량이 건강달리기 운동 중 호흡순환계 반응에 미치는 효과, 한국체육학회지, 30, 157-164.
- 전종귀 외(1989). 과다체중이 걷기운동 중 대사작용 및 호흡순환계 반응에 미치는 영향, 한국체육과학연구원 스포츠과학연구보고서.
- 정일규, 윤진환, 김영표, 김종오, 오영진, 서태범(2003). 단계적 짐중부하 트레드밀 걷기운동 시 하지 부위 중량부하가 에너지소비량 및 심박수 반응에 미치는 영향. 대한스포츠의학회지, Vol. 21, No. 2.
- 채홍원(1983). Weight Jacket Training이 전문체력에 미치는 효과, 대한체육회 스포츠과학연구보고서, 20.
- 최규정, 권희자(2003). 보행용 전문 신발과 일반 운동화의 운동역학적 비교 분석. 한국운동역학회지, 제13권 2호, pp.161-173.
- Auble, T. E., Schwartz, L., and Robertson, R.(1987). Aerobic requirements for moving handweights through various ranges of motion while walking, *Physician and Sports Medicine*, 15, 133-140.
- Burse, R. I., Pandolf, K. B., and Goldman, R. F.(1979). Physical conditioning of sedentary young men with ankle weights during working hours, *Ergonomics*, 22, 69-78.
- Cavanagh, P. R.(1980). The running shoe book. *Mountain View: Anderson World*.
- Clarke, T. E., Frederick, E. C., and Hamill, C. L.(1984). The study of rearfoot movement in running. *In sport Shoes and Playing Surfaces*, E. C. Frederick(ed.), Champaign, Ill.: Human Kinetics Publishers, Inc., pp. 166-189.
- Graves, J. E., Martin, A. D., Miltenberger, L. A., and Pollock, M. L.(1987). The effects of hand-held weights on the physiological responses to walking exercise. *Med. and Sci. in Sports and Exer.*, 19, 260-265.
- Jones, B. H., Toner, M. M., Daniels, W. L., and Knapik, J. J.(1984). The energy cost and heart rate response of trained and untrained subjects walking and running in shoes and boots. *Ergonomics*, 27, 895-902.
- Lind and McNicol(1968). Cardiovascular to holding and carrying weights by hand and by

- shoulder harness. *J. of Applied Physio.*, 25, 261-267.
- Nigg, B. M.(1986). Some comments for runners. In *Biomechanics of Running Shoes*, B. M. Nigg(ed.), Champaign, Ill : Human Kinetics Publishers Inc., pp.139-159.
- Nigg, B. M., Bahlsen, H. A., Leuthi, S. M., and Stokes, S.(1987). The influence of running velocity and midsole hardness on external impact forces in heel-toe running. *J. Biomech.*, 20(10):951-959.
- Pandolf and Goldman(1975), Physical conditioning of less fit adults by use of leg weight loading. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 56, 255-261.
- Sheldahl, L. M., Wilke, N. A., Tristani, F. E., and Kalbfleisch, J. H.(1983). Response of patients after myocardial infraction to carrying a graded series of weight load. *American J. of Cardiology*, 52, 698-703.
- Soule and Goldman(1969). Energy cost of loads carried on the head, hands or feet, *J. of Applied Physio.*, 27, 687-690.
- Subotnick, S. I.(1981). The flat foot. *Physician and Sports Medicine*, 9 : 85-91
- Zarandom, et al(1986). Physiological responses to hand-carried weights. *Physiology of Sports Medicine*, 14, 113-120.

투 고 일 : 10월 28일

심 사 일 : 11월 4일

심사완료일 : 12월 9일