

## 정상 보행의 속도와 경사에 따른 족저압 분포의 특성

The Characteristics of Foot Pressure Distribution According to  
Walking Speeds of Normal Gait and Ground Inclinations

홍완성 · 김기원<sup>1)</sup>

Hong, Wan Sung · Kim, Gi Won<sup>1)</sup>

동남보건대학 물리치료과 · 신성대학 물리치료과<sup>1)</sup>

### ABSTRACT

Measurements of plantar pressure provide an indication of foot and ankle function during gait and other functional activities because the foot and ankle provide necessary support and flexibility for weight bearing and weight shifting while people are performing these activities. Plantar pressure is being increasingly used in both research and clinical practice to measure the effects of various footwear and physical therapy intervention. The influence of walking speed and ground inclination on plantar pressure parameters However has not been evaluated in detail. So, in this study to determine the effect of changes in walking speed and ground inclination on plantar pressure treadmills with different walking speeds and inclination were used. Plantar pressure parameters were measured with the Parotec system using the walking and running in 20 healthy participants(10 male, 10 female) aged 20~28(mean 22.22, S.D.2.26 years) when slow walking and running. The result of this study with increased the walking speed, the peak pressure of 1st, 5th metatarsal head and total contact time and impulse total at the forefoot was affected by walking speed; however, the peak pressure, contact time and impulse total at the forefoot was not affected by ground inclination.

---

**Key words:** Plantar pressure, peak pressure; contact time, impulse total, walking speed and inclination

“본 연구는 2004년도 동남보건대학 연구비 지원에 의하여 수행된 것임.”

## I. 서론

발과 발목은 활동을 수행하는 동안 체중 지지와 체중 이동을 위해 꼭 필요한 지지와 유연성을 모두 제공하므로 족저압(plantar pressure)의 측정은 보행과 다른 기능적인 활동을 하는 동안 발과 발목 기능의 징후를 제공한다(Scames, 1985; Duckworth 등, 1982). 압력은 일정 영역(unit area)에 대한 힘(force)으로 스트레사라고 불리기도 한다. 힘은 힘판을 이용하여 측정할 때 지면반발력(ground reaction)의 3요소(전, 후, 내), 수직 방향의 힘이나 발에 작용하는 힘의 최종적인 결과이다. 족저압을 평가할 때 개별적인 센서나 복합 센서로 된 매트리스는 발이 지지면에 접촉하고 있는 동안 각각의 센서에서 힘을 측정한다. 힘의 크기는 발이 지지면에 접촉한 동안 센서나 센서들의 영역에서 측정된 힘에 의해 결정된다. 따라서 족저압에 관한 자료는 다양한 근골격계 질환과 신경계 장애와 관련된 손상을 결정하고 관리하는 것을 도와줄 수 있다(Orlin과 Mcpoil, 2000).

보행은 인간의 신경계와 근골격계 등이 총괄적으로 사용되는 복잡한 과정이며 한 체지가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동안 동시에 다른 한 체지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이며 일정한 방향으로 필요한 속도를 유지하면서 신체를 단계적으로 움직이는 고도로 협응된 교대운동이다(Perry, 1992). 보행 시 발은 체중의 80% 정도의 부하를 받고 있으며 내·외측 종족궁과 횡족궁이 있다. 정상적인 발의 체중 부하점은 제 1 중족골두와 제 5 중족골두 그리고 종골의 바닥이 이루는 삼각지점에서 이루어진다(Burgess 등, 1997).

보행에 관련된 여러 요인들 중 보행속도의 변화는 시간 및 거리측정, 에너지 소비, 근육활동을 포함한 보행과 관련된 모든 부분의 변화를 동반하기 때문에 매우 중요한 요인의 하나이다. 보행 속도는 발의 생체 역학에 많은 영향을 미칠 수 있으며 보행 속도가 증가하면 지면 반발력과 족저 압력이 증가하고 무게 중심이 발의 안쪽으로 이동한다. 또한 보행 속도가 증가할수록 발의 운동학적(kinematic)요소에도 변화가 있는데 보행 속도에 따라 전두면에서 족관절의 회전이 증가하여 발바닥 안쪽의 체중지지 비율이 증가한다(Roger, 1995; Rosenbaum 등, 1994). 보행 시 지면의 경사도 또한 체중지지

비율에 영향을 미칠 수 있으며 족저압 분포에 영향을 미칠 수 있다. 보행속도를 달리하여 보행분석하거나 족저압을 측정하는 연구는 지면 경사에 비해 상대적으로 많으나 지면 경사에 따른 보행분석이나 족저압 측정은 많지 않으며 보행속도와 경사를 복합적으로 동시에 고려한 연구는 적은 실정이다.

족저압 측정을 위해 사용되는 측정 기구로는 힘감지 저항기(force-sensing resistors)나 수분 압력판(hydrocell), 작은 캡슐(microcapsule), 투사 장비(projection device), 압력프레스(pedoscope) 등을 비롯하여 많은 종류가 있다. 이러한 많은 종류의 기구들은 개별적인 센서나 복합 센서로 된 매트리스를 만들어 사용한다. 개별적인 센서에 의한 측정은 발의 족저면의 특정한 해부학적 위치에 각각의 압력 변환기를 부착하여 최적의 자료를 수집할 수 있어 달리기나 스포츠처럼 높은 속도를 내는 운동 시에 많이 사용한다. 복합 센서를 사용한 매트리스는 개별적인 센서를 가로, 세로로 배열하여 발의 족저압 분포를 동시에 측정할 수 있다(Orlin과 McPoil, 2000).

1990년대 초까지는 평평한 힘판이나 압력판을 사용하여 족저압을 측정하는 방법을 많이 사용하였으나 이는 발의 각 부위별 압력을 측정하는데 한계가 있어 다양한 자료를 제시하지 못하므로 현재는 센서가 부착된 신발 안창 형태의 압력 감지 안창을 신발내에 삽입하여 족저압을 측정하는 방법이 활용되고 있다. 신발 삽입형 족저압 측정기는 다양한 센서를 사용하여 발과 신발 사이에서 발생하는 압력을 측정할 수 있어 발의 각 부위별 압력에 대한 시간적, 양적 자료들을 제공하므로 다양한 목적으로 사용되고 있다(Baloh 등, 1994; 노정석과 김택훈, 2001).

현재까지 국내에서 족저압에 대한 연구 예로는 스포츠와 관련하여 골프스윙과 발레 동작시 체중 이동에 관련된 연구들이 있으며(김우태, 2001) 임상에서 환자들에 관한 예로는 중추 신경계 손상 환자들을 대상으로 족저압을 측정하는 예가 있다. 또한 정상인에서 보행속도의 변화가 발의 관절각도와 발바닥 최대 압력 분포에 미치는 영향에 대한 연구가 있다(박경희 등, 2003). 국외의 연구는 족저압 평가에 대한 고찰이 있으며(Orlin과 Mcpoil, 2000) 대부분 당뇨병 환자의 족부궤양이나 말초신경병변환자의 족저압에 관한 연구가 실행되고 있는 실정이다. 뿐만 아니라 대퇴나 하퇴의 절단 환자의 경우 의족을 착용할 때 족저압의 분포를 고려하여 적절한 의지를 만들어는

데도 관심을 기울이고 있다.

따라서 본 연구에서는 정상적인 보행 동안 보행 속도의 변화와 지면 경사의 변화를 각각 달리하여 두 변수의 변화에 따른 족저압 분포의 특성을 알아내고자 한다. 연구 목적을 위한 가설 설정은 다음과 같다. 첫째, 보행속도와 경사에 따라 각 부위별 족저압의 최대 압력에는 차이가 없을 것이다. 둘째, 보행속도와 경사에 따라 총 접촉시간에는 차이가 없을 것이다. 셋째, 보행속도와 경사에 따라 총 압력시간 적분값에는 차이가 없을 것이다.

## II. 연구 방법

### 1. 연구 대상

건강한 20대 정상 성인을 대상으로 연구에 자발적으로 동의한 남자 10명, 여자 10명을 선정하였다. 남자의 경우 발크기가 270~275mm, 여자의 경우 240~245mm인 사람을 선정하여 연구에 참여한 대상자들은 실험 과정에 대한 충분한 설명을 사전에 듣고 이해하였으며 참여 동의서를 작성하였다. 대상자 선정 시 하지에 선천적인 기형이나 심각한 외과적 질환, 정형 외과적 질환, 신경학적 질환이 없는 사람이나 발바닥에 못, 사마귀 등의 피부과적 질환이 없었던 사람을 대상으로 하였으며 특히 여자 대상자들의 경우 평상시 주로 운동화를 착용하였던 사람을 대상으로 하였다. 또한 족중이 과도하게 높거나 편평족인 경우 대상자에서 제외하였다. 연구대상자의 일반적인 특성은 다음 표 1과 같다.

Table 1. The general characteristics of subjects

Characteristics	Male	Female(n=10)	total(n=20)
Age(year)	22.75±3.20	21.80±1.14	22.22±2.26
Height(cm)	176.45±4.47	160.30±3.77	167.48±9.16
Weight(kg)	64.63±4.03	52.50±4.25	57.89±7.40
Foot size(cm)	272.50±2.67	240.50±4.38	254.72±16.73

### 2 실험 방법

#### 1) 족저압 측정 도구

보행 시 족저압을 측정하는 도구로는 신발 내 압력 감지 장치(hydrocell)를 이용한 Parotec system(Paromed Medizintechnik Co., Germany)을 사용하였다. Parotec system은

압력 감지 안창과 조절박스로 구성되어 있으며 안창에서 24개의 hydrocell에 기록된 압력이 조절 박스를 통해 내장된 메모리 카드로 옮겨지고 메모리 카드의 데이터를 분석하는 소프트웨어가 있어 결과를 출력할 수 있다. Parotec system으로 측정된 결과로는 동적 상태에서의 부위별 압력을 측정하였고 동적 상태에서 접촉 시간(contact time)과 총 압력시간 적분값(impulse total), 최대 압력(peak pressure)을 측정하였다.

보행 속도와 경사에 따른 족저압 분포를 측정하기 위해 보행 속도와 경사 조절은 트레드 밀을 사용하여 일정한 조건을 형성하였다. 보행 속도는 느린 걷기와 뛰기로 나누어 트레드 밀의 속도를 1.0m/s와 5.0m/s로 각각 조절하였다. 보행 경사는 평지에서의 보행과 오르막길에서의 보행으로 나누어 경사 각도를 조절하지 않은 것과 15도 각도로 경사를 조절하였다.

#### 2) 측정 방법

연구 대상자들은 일반적인 특성에 대한 설문지를 작성하고 대상자의 발크기에 맞는 압력감지 안창을 선정한 후 본인이 착용하는 운동화에 안창을 설치하여 신발을 단단히 묶어 고정하였다. 안창을 설치하고 트레드 밀에서 보행속도와 경사에 맞추어 보행을 연습하였고 느린 걷기와 뛰기 시 경사를 달리 하여 무작위로 측정하였다. 안창과 조절박스를 연결한 후 대상자를 의자에 앉히고 조절기를 작동하여 1.0m/s시 100Hz로, 5.0m/s시 250Hz로 자료를 수집하였다. 10초간 정적 균형을 유지하였다가 20초간 트레드 밀에서 보행을 준비하였고 속도에 맞추어 15걸음 이상의 동적 평균 족저압을 측정하였다. 각각 4번의 측정동안 대상자에게 5분 가량의 쉬는 시간이 주어졌으며 다음 결과에 영향을 미치지 않도록 앉은 자세로 휴식을 취하였다.

#### 3) 분석 방법

Parotec system을 통하여 측정된 자료는 오른발과 왼발로 나누어 내·외측 발뒤꿈치 부위, 1st·5th 중족골두, 엄지발가락의 다섯 부위에서 각각의 최대 압력과 보행 시 총 접촉시간(contact time), 총 압력시간 적분값(impulse total)을 수집하였다. 각 압력 감지 부위별 보행속도와 경사에 따른 족저압 분포의 차이를 비교하기 위해 이원배치 분산분석(two-way ANOVA) 하였으며 통계적 분석은 SPSS win for 10.0을 이용하

였으며 통계적 유의성 검증을 위한 유의수준은 0.05로 하였다.

### III. 결과

#### 1. 보행속도와 경사에 따른 각 부위별 최대 압력

##### 1) 남자의 보행속도와 경사에 따른 각 부위별 최대 압력

남자의 경우 지면 경사가 없을 때 내측 발뒤꿈치와 외측 발뒤꿈치의 최대 압력 분포는 오른쪽과 왼쪽 모두 보행속도의 증가에 따라 최대 압력도 증가하였으나 15도의 지면 경사에서는 모두 감소하였다. 1 번째 중족골두와 5번째 중족골두의 최

대 압력 분포는 지면 경사와 보행속도가 증가함에 따라 증가하였다. 엄지발가락의 최대 압력 분포 역시 지면 경사와 보행속도가 증가함에 따라 모두 증가하였다(표 2). 각 부위별 최대 압력의 차이가 보행속도와 지면경사에 따라 차이가 있는지 검증하기 위하여 이원배치 분산분석한 결과 오른쪽 외측 발뒤꿈치와 1번째 중족골두, 5번째 중족골두, 왼쪽 1번째 중족골두에서의 최대 압력 차이는 두 요인 및 상호작용으로 설명할 수 있다. 상호작용 검정 결과는 모두 상호작용이 존재하지 않아 ( $p>.05$ ) 보행속도와 지면경사 두 요인의 주효과를 검정하였다. 오른쪽 외측 발뒤꿈치는 보행속도에 따른 차이는 없으나 지면경사에 따라 최대 압력의 차이가 있었으며 오른쪽 1번째 중족골두와 5번째 중족골두, 왼쪽 1번째 중족골두는 보행속도에 따라 최대 압력의 차이가 있었다( $p<.05$ ).

Table 2. The peak pressure of foot by walking speed and inclination in male

part	Walking speed	walking inclination	Right		Left	
			Mean(%BW/cm <sup>2</sup> )	Standard deviation	Mean(%BW/cm <sup>2</sup> )	Standard deviation
medial heel	1.0m/s	경사없음	12.27	2.62	12.76	2.11
		15도 경사	12.33	3.06	12.03	2.79
	5.0m/s	경사없음	15.21	3.61	13.05	3.64
		15도 경사	11.13	4.02	11.33	5.48
lateral heel	1.0m/s	경사없음	11.61*	2.25	12.83	2.18
		15도 경사	11.72*	2.50	11.93	3.11
	5.0m/s	경사없음	16.07*	3.73	12.30	4.10
		15도 경사	10.55*	4.17	10.17	5.10
1st metatarsal head	1.0m/s	경사없음	11.61*	3.28	12.13	5.22
		15도 경사	12.73*	5.15	12.44	5.10
	5.0m/s	경사없음	19.13*	5.79	21.85*	8.07
		15도 경사	19.29*	5.17	21.07*	6.04
5st metatarsal head	1.0m/s	경사없음	6.35*	1.55	7.11	2.15
		15도 경사	5.30*	1.02	6.65	2.31
	5.0m/s	경사없음	8.49*	2.62	9.13	3.38
		15도 경사	8.11*	3.26	9.20	3.54
Great toe	1.0m/s	경사없음	10.70	9.64	12.13	6.60
		15도 경사	10.68	7.18	10.68	5.29
	5.0m/s	경사없음	14.19	5.72	16.03	7.18
		15도 경사	12.91	5.80	15.54	5.73

\* $p<.05$ , # $p<.05$

##### 2) 여자의 보행속도와 경사에 따른 각 부위별 최대 압력

여자 대상자의 분석 결과 내측 발뒤꿈치의 최대 압력 분포는 경사가 없을 때 보행속도에 따라 오른쪽에서는 감소하였고 왼쪽에서는 증가하였으며 15도 경사에서는 양쪽 모두 보행속

도가 증가하면서 감소하였다. 외측 발뒤꿈치의 최대 압력 분포는 경사가 없을 때는 보행속도에 따라 증가하였고 지면 경사에 따라 감소하였다. 1 번째 중족골두와 5번째 중족골두의 최대 압력 분포는 왼쪽 1번째 중족골두를 제외하고는 모두 지

면 경사와 보행속도가 증가함에 따라 증가하였다. 엄지발가락의 최대 압력 분포 역시 오른쪽 1.0m/s를 제외하고는 지면 경사와 보행속도가 증가함에 따라 모두 증가하였다(표 3).

각 부위별 최대 압력의 차이가 보행속도와 지면경사에 따라 차이가 있는지 검증하기 위하여 이원배치 분산분석한 결과 오른쪽 1번째 중족골두, 5번째 중족골두, 왼쪽 5번째 중족골두에서의 최대 압력 차이는 두 요인 및 상호작용으로 설명할 수 있다. 상호작용 검정 결과는 모두 상호작용이 존재하지 않아 ( $p>.05$ ) 보행속도와 지면경사 두 요인의 주효과를 검정하였다. 세 부위 모두 보행속도에 따라 최대 압력의 증가에 차이가 있었다( $p<.05$ ).

Table 3. The peak pressure of foot by walking speed and

inclination in female

\* $p<.05$

## 2. 보행속도와 경사에 따른 총 접촉시간

### 1) 남자의 보행속도와 경사에 따른 총 접촉시간

보행속도와 경사에 따른 총 접촉시간을 분석한 결과 보행속도가 증가하면서 경사가 있을 때나 없을 때 모두 총 접촉시간이 현저히 감소하였으며 1.0m/s에서는 경사가 증가하면서 접촉시간이 감소하였으나 5.0m/s에서는 경사가 증가하면서 접촉시간의 변화에 차이가 없었다(표 4).

Table 4. The total contact time by walking speed and inclination in male

part	Walking speed	walking inclination	Right		Left	
			Mean(%BW/cm <sup>2</sup> )	Standard deviation	Mean(%BW/cm <sup>2</sup> )	Standard deviation
medial heel	1.0m/s	경사없음	16.67	3.90	15.32	3.69
		15도 경사	16.29	4.13	16.24	3.09
	5.0m/s	경사없음	14.74	8.35	16.88	5.63
		15도 경사	13.28	8.26	13.47	5.82
lateral heel	1.0m/s	경사없음	15.65	2.54	14.34	2.40
		15도 경사	14.25	3.82	14.66	2.64
	5.0m/s	경사없음	16.24	6.58	16.60	4.94
		15도 경사	13.07	6.79	13.00	5.75
1st metatarsal head	1.0m/s	경사없음	13.36*	6.18	54.79	6.70
		15도 경사	12.87*	5.87	48.21	14.49
	5.0m/s	경사없음	19.53*	5.18	42.50	22.47
		15도 경사	19.57*	5.42	48.53	10.0
5st metatarsal head	1.0m/s	경사없음	5.35*	1.40	5.51*	1.83
		15도 경사	5.14*	1.37	5.69*	1.92
	5.0m/s	경사없음	8.60*	2.75	8.93*	3.65
		15도 경사	8.84*	3.11	9.69*	4.54
Great toe	1.0m/s	경사없음	31.30	21.35	17.63	7.80
		15도 경사	29.01	25.62	15.88	7.79
	5.0m/s	경사없음	19.94	18.60	18.88	8.36
		15도 경사	29.24	23.49	17.96	7.84

\* $p<.05$

총 접촉시간이 보행속도와 지면경사에 따라 차이가 있는지 검증하기 위하여 이원배치 분산분석한 결과 오른쪽과 왼쪽 모두 보행속도와 지면경사의 상호작용이 없어 두 요인의 주효과를 검정하였다. 총 접촉시간은 보행속도에 따라 증가하였으며 이것은 통계적으로 매우 유의한 차이가 있었다( $p<.05$ ).

### 2) 여자의 보행속도와 경사에 따른 총 접촉시간

보행속도와 경사에 따른 총 접촉시간을 분석한 결과 보행속도가 증가하면서 경사가 있을 때나 없을 때 모두 총 접촉시간이 감소하였으며 보행속도가 같을 때 경사의 증가에 따라 1.0m/s에서 오른쪽을 제외하고는 경사가 증가하면서 접촉시간의 변화에 차이가 없었다(표 5).

총 접촉시간이 보행속도와 지면경사에 따라 차이가 있는지

검증하기 위하여 이원배치 분산분석한 결과 오른쪽과 왼쪽 모두 보행속도와 지면경사의 상호작용이 없어 두 요인의 주효과

를 검정하였다. 총 접촉시간은 보행속도에 따라 증가하였으며 이것은 통계적으로 매우 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

Table 5. The total contact time by walking speed and inclination in female

Walking speed	walking inclination	Right		Left	
		Mean(s)	Standard deviation	Mean(s)	Standard deviation
1.0m/s	경사없음	1430.70*	210.76	1355.10*	222.39
	15도 경사	2340.50*	3122.68	1331.10*	152.91
5.0m/s	경사없음	286.80*	16.45	286.10*	27.31
	15도 경사	289.11*	20.22	290.33*	21.40

\* $p < .05$

### 3. 보행속도와 경사에 따른 총 압력시간 적분값

#### 1) 남자의 보행속도와 경사에 따른 총 압력시간 적분값

보행속도와 경사에 따른 총 압력시간 적분값을 분석한 결과 보행속도가 증가하면서 경사가 있을 때나 없을 때 모두 총 접촉시간이 현저히 감소하였으며 같은 보행속도에서는 경사

가 증가함에 따라 모두 약간씩 감소하였다(표 6).

총 압력시간 적분값이 보행속도와 지면경사에 따라 차이가 있는지 검증하기 위하여 이원배치 분산분석한 결과 오른쪽과 왼쪽 모두 보행속도와 지면경사의 상호작용이 없어 두 요인의 주효과를 검정하였다. 총 압력시간 적분값은 보행속도에 따라 증가하였으며 이것은 통계적으로 매우 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

Table 6. The impulse total by walking speed and inclination in male

Walking speed	walking inclination	Right		Left	
		Mean(Ns)	Standard deviation	Mean(Ns)	Standard deviation
1.0m/s	경사없음	348.68*	71.71	431.40*	62.37
	15도 경사	313.89*	111.52	355.31*	108.71
5.0m/s	경사없음	120.79	23.12	121.87*	36.10
	15도 경사	114.18*	28.52	118.16*	26.90

\* $p < .05$

#### 2) 여자의 보행속도와 경사에 따른 총 압력시간 적분값

보행속도와 경사에 따른 총 압력시간 적분값을 분석한 결과 보행속도가 증가하면서 경사가 있을 때나 없을 때 모두 총 접촉시간이 현저히 감소하였으며 1.0m/s의 보행속도에서는 경사가 증가함에 따라 약간씩 감소하였으나 5.0m/s에서는 약간 증가하였다(표 7).

총 압력시간 적분값이 보행속도와 지면경사에 따라 차이가 있는지 검증하기 위하여 이원배치 분산분석한 결과 오른쪽과 왼쪽 모두 보행속도와 지면경사의 상호작용이 없어 두 요인의 주효과를 검정하였다. 총 압력시간 적분값은 보행속도에 따라 증가하였으며 이것은 통계적으로 매우 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

Table 7. The impulse total by walking speed and inclination in female

Walking speed	walking inclination	Right		Left	
		Mean(Ns)	Standard deviation	Mean(Ns)	Standard deviation
1.0m/s	경사없음	294.85*	50.39	372.34*	85.36
	15도 경사	283.03*	47.17	363.84*	53.85
5.0m/s	경사없음	88.50*	14.63	102.59*	15.17
	15도 경사	88.57*	12.80	103.97*	16.36

\* $p < .05$

## IV. 고찰

본 연구에서는 정상적인 보행 특성을 가진 성인 남, 녀를 대상으로 보행 속도의 변화와 지면 경사의 변화를 각각 달리하여 두 변수의 변화에 따른 족저압 분포의 특성을 알아내고자 하였다.

족저압을 측정하기 위해 사용된 Parotec system의 수분 압력판을 이용하여 측정할 수 있는 변수는 접촉시간과 최대 압력, 압력 시간 적분값 등이 있다. 동적 보행 상태에서 측정된 각 부위별 평균 압력시간 적분값은 발의 보행특성을 가장 잘 반영한다고 알려져 있다(Bransby-Zachary 등, 1990). 뿐만 아니라 재측정 신뢰도를 조사한 결과도 높은 신뢰도를 보였다.(Kemozek 등, 2000). 특히 총 압력시간 적분값의 경우 .902 ~ .979로 매우 높은 신뢰도를 나타내었다(노정석과 김택훈, 2001). 본 연구에서는 동적 보행상태에서 발의 체중 부하점 중 5부위를 선정하여 발바닥의 평균 최대 압력을 측정하였으며 총 접촉시간과 보행특성을 가장 잘 반영할 수 있는 총 압력시간 적분값을 측정하여 보행속도와 지면경사에 따른 차이를 비교하였다.

보행에 관련된 여러 요인들 중 보행 속도의 변화와 보행시 지면 경사는 매우 중요한 요인이다. 보행 속도가 증가하면 지면 반발력과 족저 압력이 증가하고 무게 중심이 발의 안쪽으로 이동하며 전두면에서 족관절의 회전이 증가하여 발바닥 안쪽의 체중지지 비율이 증가한다(Roger, 1995 ; Rosenbaum 등, 1994). 보행 시 지면의 경사도 또한 체중지지 비율에 영향을 미칠 수 있으며 족저압 분포에 영향을 미칠 수 있다. 보행과 관련된 여러 요인들 중 보행속도와 지면경사에 따라 족저압 분포의 특성을 연구한 본 연구의 결과에서는 보행속도가 빨라짐에 따라 체중 지지점의 최대 압력이 증가하였으며 총 접촉 시간과 압력시간 적분값이 보행속도에 따른 차이를 나타내었다. 그러나 지면경사에 따른 차이는 통계적으로 유의한 차이를 나타내지 않았다(p).05).

보행속도는 Newton의 가속도 법칙에 따라 속도가 빨라지면 질량은 일정하나 가속도가 증가하여 지면 반발력이 증가하며 발바닥 넓이는 일정하나 여기에 힘의 작용이 증가하여 압력 역시 증가하게 된다(Kwon과 Mueller, 2001). 박경희 등(2003)은 1번째 중족골의 최대 압력이 느린 속도(분속수 80)에

서 130.9kPa, 빠른 속도(분속수 120)에서 136.9kPa로 보행속도가 증가함에 따라 증가하였고 발뒤꿈치 역시 167.0kPa에서 182.8kPa로 보행속도에 따라 증가하였다고 보고하였다. Kemozek 등(1996)은 트레드 밀에서 보행속도의 차이에 따라 발뒤꿈치의 최대 압력이 150.9kPa에서 170.kPa로 증가하였다고 보고하였고 Rosenbaum 등(1994)은 0.83~1.67m/s로 보행속도가 증가함에 따라 발의 내반이 증가하여 발뒤꿈치와 내측 전족부의 압력이 증가하였다고 하였다. Warren 등(2004)은 0.45m/s에서 1.79m/s까지 트레드 밀의 속도를 증가시켰을 때 내·외측 발뒤꿈치, 1번째 중족골두, 5개의 발가락에서 91~289%의 압력 증가를 보고하였다. 본 연구에서는 내·외측 발뒤꿈치와 1번째·5번째 중족골두, 엄지발가락 5부위의지지점 최고 압력을 측정하였는데 이들 중 1번째·5번째 중족골두에서 남, 녀 대상자 모두 보행속도의 증가에 따라 최고 압력이 증가하였다. 이것은 박경희 등(2003)과 Rosenbaum 등(1994), Warren 등(2004)의 다른 선행 연구자들의 결과와 유사한 결과를 나타내었으며 특히 중족골두 부위의 전족부 압력이 증가하는 것을 알 수 있었다. 동적 상태에서 총 접촉시간과 압력시간 적분값 역시 보행 속도의 증가에 따라 증가하여 보행속도가 증가하면서 더 많은 압력이 주어진다 것을 뒷받침할 수 있다.

보행각도에 대한 선행 연구들은 보행속도에 따른 연구들보다 상대적으로 적었으며 이경옥과 김지연(2001)의 연구에서는 트레드 밀에서 걷기(1.25m/s)와 뛰기(2m/s, 2.5m/s, 3m/s), 수평과 5%, 10%의 지면 경사에 따른 힘부하율과 압력시간 적분값을 4개의 정점으로 측정한 결과 보행속도와 지면경사에 따라 유의한 차이를 나타내었다. 그러나 본 연구에서는 남자의 오른쪽 외측 발뒤꿈치의 최고 압력을 제외하고는 지면 경사에 따른 통계적으로 유의한 차이는 없었다.

## V. 결론

정상 성인 남, 녀 20명을 대상으로 트레드 밀에서 느리게 걷기와 뛰기로 보행 속도를 변화시키고 지면 경사를 각각 달리하여 두 변수의 변화에 따른 양쪽 발의 체중 부하점(내·외측 발뒤꿈치, 제 1 중족골두와 제 5 중족골두, 엄지발가락)에서

부위별 최대 압력분포와 총 접촉시간, 총 압력시간 적분값을 비교 분석한 결과 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 동적 상태에서 각 부위별 최대 압력은 남자의 경우 오른 쪽 외측 발뒤꿈치에서 보행속도에 따른 차이는 없으나 지면경사에 따라 최대 압력의 차이가 있었으며( $p < .05$ ) 오른쪽 1번째 중족골두와 5번째 중족골두, 왼쪽 1번째 중족골두는 보행속도에 따라 최대 압력의 증가에 차이가 있었다( $p < .05$ ).

2. 동적 상태에서 각 부위별 최대 압력은 여자의 경우 오른쪽 1번째 중족골두, 5번째 중족골두, 왼쪽 5번째 중족골두에서 모두 보행속도에 따라 최대 압력의 증가에 차이가 있었다( $p < .05$ ).

3. 동적 상태에서 총 접촉시간은 남자와 여자의 경우 모두 보행 속도에 따라 증가하였으며 이것은 통계적으로 매우 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

4. 동적 상태에서 총 압력시간 적분값은 남, 녀 모두 보행 속도에 따라 증가하였으며 이것은 통계적으로 매우 유의한 차이가 있었다( $p < .05$ ).

이상의 결과를 종합하여 볼 때 느리게 걷기와 뛰기의 동적 상태에서 보행 속도의 변화와 지면 경사의 변화에 따른 양쪽 발의 체중 부하점(내·외측 발뒤꿈치, 제 1 중족골두와 제 5 중족골두, 엄지발가락)에서 부위별 최대 압력분포와 총 접촉시간, 총 압력시간 적분값은 보행 속도의 변화에 따라 증가하는 것을 알 수 있었고 특히 1번째 중족골두와 5번째 중족골두에서의 최대 압력의 증가를 확인하였다. 또한 총 압력시간 적분값이 보행 속도에 따라 오른쪽과 왼쪽 모두 통계적으로 유의하게 증가하는 것을 알 수 있었다. 그러나 각 부위별 최대 압력분포의 증가와 총 접촉시간, 총 압력시간 적분값의 증가는 지면경사에 따른 차이를 나타내지 않았다. 따라서 정상 보행시 보행속도와 지면경사에 따른 족저압 분포의 특성은 최대 압력 분포와 총 접촉시간, 총 압력시간 적분값의 증가를 나타내어 보행속도가 증가함에 따라 족저압 분포 역시 증가하였으며 지면경사에 따른 차이는 없어 보행속도가 발의 보행 특성

을 나타내는 중요한 변수로 작용하므로 다양한 신발제작이나 물리치료 중재 시 충분히 고려되어야 할 것이다.

## 참고문헌

- 김장환, 신현석. 하퇴 의지 사용자의 족저압 분포 특성에 관한 연구. 한국전문물리치료학회지, 8(3); 1-10, 2001.
- 노정석, 김택훈. Parotec System을 이용한 족저압 측정의 신뢰도. 한국전문물리치료학회지, 8(3); 35-41, 2001.
- 문혜원, 박황일, 나은우. f-scan system을 이용한 정상인의 보행시 족저압 분포. 대한재활의학회지, 19(2); 289-295, 1995.
- 박경희, 권오윤, 김영호. 정상인에서 보행속도가 발관절의 관절각과 발바닥 최대 압력분포에 미치는 향. 한국전문물리치료학회지, 10(1); 77-95, 2003.
- 이경옥, 김지연. 경사도와 속도에 따른 트레드밀 보행의 운동역학적 분석. 한국체육학회지, 40(3); 911-922, 2001.
- Ahn, T. K., Kitaoka, H. B., Luo, Z. P., et al. Kinematics and contact characteristics of the first metatarsophalangeal joint. Foot Ankle Int., 18(3); 170-174, 1998.
- Baloh, R. W., Fife, T. D., Zwerling, L., et al. Comparison of vertical force and temporal parameters produced by an in-shoe pressure measuring system and a force platform. Clin. Biomech., 15; 781-785, 1994.
- Bennett, P. J., Duplock, L. R. Pressure distribution beneath the human foot. J. Am. Podiatr. Med. Assoc., 83(12); 674-678, 1993.
- Burgess, S., Jordan, C., Bartlett, R. The influence of small insert, in the footbed of a shoe, upon plantar pressure distribution. Clin. Biomed., 12(3); S5-S6, 1997.
- Duckworth, T., Betts, R. P., Franks, C. L., Burke, J. The measurement of pressure under the foot. Foot Ankle, 3; 130-141, 1982.
- Kernozek, T. W., LaMott, E. E., Dancisak, M. J. Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. Foot Ankle Int., 17(4); 204-209, 1996.



- Kwon, O. Y., Mueller, M. J. Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressures in people with diabetic neuropathies. *Phys. Ther.*, 81(2); 828-835, 2001.
- Rogers, M. M. Dynamic foot biomechanics. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.*, 21(6); 306-316, 1995.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, L., et al. Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hind foot angular motion. *Gait Posture*, 2; 191-197, 1994.
- Orlin, M. N., McPoil, T. G. Plantar pressure assessment. *Phys. Ther.*, 80; 399-409, 2000.
- Perry, J. *Gait analysis : Normal and pathological function.* SLACK Inc., 1992.
- Soames, R. W. Foot pressure during gait. *J. Biomed. Eng.*, 7; 120-126, 1985.
- Warren, G. L., Maher, R. M., Highbie, E. J. Temporal patterns of plantar pressure and lower-leg muscle activity during walking : effect of speed. *Gait Posture*, 19; 91-100, 2004.