

대한정형도수치료학회지 제14권 제1호 (2008년 6월)  
Korean J Orthop Manu Ther, 2008;14(1): 39-47

## 트레드밀보행 시 경사도에 따른 족저압과 발목관절의 관절가동범위의 변화

김태호, 김병곤

대구보건대학 물리치료과

---

### Abstract

## The change of plantar pressure and range of motion of ankle joint according to treadmill gradients

Tae-Ho Kim, Byoung-Gon Kim

Dept. of Physical Therapy, Daegu Health College

**Purpose** : The purpose of this study was to investigate the change of the peak plantar pressure distribution under the foot areas and the range of motion (ROM) of ankle joint according to gradients in treadmill gait. **Method** : Thirty normal subjects (15 male and 15 female) walked on treadmill at three gradient conditions (0°, 10°, and 15°) in normal speed. The ankle ROM was measured using the CMS70P that is three dimensional analyzer for excursion of ankle ROM, plantar flexion, and dorsi flexion. The peak plantar pressure distribution under the hallux, 1st metatarsal head (MTH) and heel was measured using the F-Scan system with an in-shoe sensor. Data was collected from 9 steps of left side foot in at each gradient condition while all subjects walked. **Result** : As the treadmill gradient increased, the excursion of ankle joint was significantly increased ( $p < .05$ ). Also, plantar flexion and dorsi flexion was significantly increased according to treadmill gradients ( $p < .05$ ). The peak plantar pressure under the 1st MTH was significantly increased ( $p < .05$ ) and the peak plantar pressure under the heel was significantly decreased ( $p < .05$ ) as the treadmill gradient increased. No significant different in the peak plantar pressure under the hallux was observed. **Conclusion** : This study suggests that physical therapy for patients who have limited ankle ROM should be considered sufficient range of motion for functional ambulation. And individuals that have painful forefoot syndromes, including metatarsalgia, hallux valgus, and plantar ulceration should be careful in walking to uphill, as there is high plantar pressure under the forefoot.

**Key words:** Ankle range, Plantar pressure, Treadmill gradients

---

교신저자: 김태호(대구보건대학 물리치료과, 053-320-1348, E-mail: [hohoho90@nate.com](mailto:hohoho90@nate.com))

## I. 서 론

보행은 하지의 반복적인 운동을 통해 신체를 앞으로 이동시키는 운동의 한 형태로서 한쪽 다리가 지면에 닿은 입각기 상태를 유지하는 동안 다른 한쪽의 다리가 앞으로 나가는 유각기의 과정을 통해 이루어짐으로 안정성을 유지하는 것이 중요하다(Perry, 1992). 이러한 하지의 교차적인 움직임은 머리, 목, 체간이 서로 정상적인 정렬을 유지하는 동안 일어나며, 적절한 관절가동범위가 필요하다(Wilson, 1987).

보행에 관한 연구는 보행주기와 관련된 가장 기본적인 기술 연구에서 시작하여 보다 복잡하고 다양한 측정 도구와 방법을 사용하여 발전되어 왔다. 보행 시 근육 활동에 대한 근전도 연구(Joseph, 1968), 에너지 소모에 관한 연구(Stoquart, 2008), 관절력과 관절모멘트에 관한 연구(Apkarian et al, 1989) 등으로 영역을 넓혀왔으며, 보행 장애가 있는 환자들을 대상으로 임상적 연구(Johanson et al, 2006; Kwon & Mueller, 2001; Protas et al, 2001)들이 다양하게 이루어지고 있다.

정상적인 보행이나 병적보행은 지면위에서나 트레드밀에서 분석한다. 지면위에서의 보행분석은 보다 자연스러운 걸음을 분석할 수 있으나, 많은 제한 때문에 트레드밀에서의 보행분석을 많이 사용한다(Stoquart et al, 2008). Levine 등(2007)은 다양한 트레드밀의 경사도에서 요추의 움직임을 연구하였으며, Abe 등(2008)은 트레드밀 경사도에 따른 가장 효율적인 에너지 소비에 대한 연구를 하였다. 트레드밀에서 속도나 경사도에 따라서 보행의 특성을 분석한 연구는 많이 보고되었다(Bergmann et al, 1993; Buczek와 Cavanagh, 1990). 또한 조규권과 김유신(2001)은 트레드밀 보행 시 경사도와 속도에 따라서 하지 관절의 각도와 각속도를 연구하였다. 윤남식 등(2000)과 윤남식 등(2001)은 트레드밀 경사도가 증가할수록 발목관절 전체의 관절가동범위는 증가한다고 보고하였으며, 김영호와 양길태(1997)도 경사도 증가에 따라 발목관절의 관절가동범위가 증가한다고 하였다.

트레드밀 보행에서 속도에 따른 족저압의 변화에 대한 연구(Kernozek et al, 1996; Segal et al, 2004; Warren et al, 2004)에서, Warren 등(2004)은 속도가 증가함에 따라 발뒤꿈치와 첫 번째 중족골의 족저압이 증가한다고 보고하였으며, Segal 등(2004)은 높은 속도

에서 엄지발가락과 첫 번째 중족골의 족저압이 선형적으로 증가한다고 하였고, Kernozek 등(1996)은 트레드밀 속도에 따라 뒤꿈치 족저압이 증가한다고 보고하였다. 그러나 트레드밀 보행에서 경사도에 따른 족저압에 대한 연구는 속도에 따른 족저압의 연구에 비해서 부족한 실정이다. Grampp 등(2000)은 트레드밀의 오름 경사도와 내림 경사도에서 족저압을 연구하였는데, 경사도가 증가할수록 엄지발가락과 첫 번째 중족골의 족저압은 증가하고, 뒤꿈치의 족저압은 감소한다고 보고하였다.

본 연구의 목적은 건강한 정상인을 대상으로 트레드밀에서 경사도를 달리하여 보행하였을 때 발목관절의 관절가동범위와 족저압의 변화를 알아보고자 실시하였다. 환자들은 일상생활에서 평지에서만 걷는 것이 아니라, 수많은 오르막 경사길을 걷기 때문에, 본 연구의 결과는 발목관절의 가동범위에 제한이 있는 환자들에게 치료 시 어느 정도 이상의 가동범위를 만들어 주어야 할지에 대한 기초 지식을 제공할 것이며, 경사로 보행에서 비정상적인 압력으로 발바닥이 불편한 환자들을 위한 평가와 치료에 도움을 줄 것이다.

## II. 연구대상 및 방법

### 1. 연구대상

본 연구는 건강한 일반 대학생 30명을 대상으로 하였고, 연구의 목적과 방법, 실험과정에 대한 충분한 설명을 하였으며, 연구 참여에 대한 자발적 동의를 얻었다. 연구대상자 중에서 하지에 선천적인 기형, 신경학적 질환, 근골격계 질환, 최근 6개월 간 하지와 허리 부위의 통증을 경험한 경우, 보행 시 발의 통증을 호소하는 자는 제외하였다. 연구대상자의 평균나이는 23.3세, 신장은 166.5 cm, 체중은 59.3 kg, 신발사이즈는 253.5 mm이었다. 연구대상자의 일반적 특성은 표1에서 제시하였다.

### 2. 실험도구

#### 1) 동작 분석 시스템

트레드밀에서 보행 시 발목관절의 관절가동범위는

표 1. 대상자의 일반적인 특성

(n=30)

Sex	Age(yrs)	Height(cm)	Weight(kg)	Shoe size(mm)
Male(n1=15)	24.4±1.5 <sup>1</sup>	174.5±4.0	68.2±7.4	270±1.5
Female(n2=15)	22.2±1.7	158.5±3.8	50.4±5.9	237±5.9
Total(n=30)	23.3±1.9	166.5±9.0	59.3±10.9	253.5±17.6

<sup>1</sup>Mean±Standard deviation

삼차원 동작 분석 시스템인 CMS70P (Zebris Medizintechnik, GmbH, Isny, Germany)를 사용하였다. 시상면에서 발목관절의 각도변화를 20 Hz로 측정하였으며, 측정 감지기를 통해 개인용 컴퓨터에서 윈도우용 프로그램 Windata 2.19 (Zebris Medizintechnik, GmbH, Isny, Germany)를 이용하여 각 표식자의 삼차원상을 좌표로 전환하여 각 좌표간의 각도를 측정하였다.

## 2) 압력 측정 시스템

트레드밀에서 보행 시 족저압을 측정하기 위하여 F-scan system (Tekscan Inc., South Boston, MA, U.S.A.)을 사용하였다. 동일한 형태의 스니커즈형 운동화에 압력 감지 센서를 신발크기에 맞춰서 삽입 후 측정하였다. 족저압 분포는 F-scan research TAM/STAM 6.00 프로그램 (Tekscan Inc., South Boston, MA, U.S.A.)을 이용하여 30 Hz로 자료를 수집하였고, 그 결과를 ASCII형태로 전환하여 분석하였다. 스니커즈형 운동화는 대상자의 신발 사이즈 별로 230 mm에서 280 mm 까지 5 mm 단위로 준비하여 사용하였다.

## 3. 실험방법

### 1) 발목관절의 관절가동범위 측정방법

왼쪽 발의 다섯번째 중족골두의 외측, 외측과(lateral malleolus)의 아래, 그리고 외측과와 대퇴뼈 외측과의 중간 지점(비골 중간)에 동작분석기의 세 개의 표식자를 부착하였다(그림 1). 대상자가 트레드밀에서 바른게선 자세에서 동작 분석기를 이용하여 발목관절에서 측정된 각도를 0° 로 설정(calibration) 하였다.

발목관절의 관절가동범위를 측정하기 위해서 대상자들은 트레드밀에서 맨발로 보행을 하였으며, 트레드밀의 속도는 정상보행속도인 1.25 m/s 속도로 하였다.

트레드밀의 기울기는 0°, 10°, 15° 로 설정하였다. 각각의 경사도에 대해 대상자들이 적응할 수 있도록 트레드밀 위에서 충분한 보행 연습을 시킨 후 평상시처럼 자연스러운 보행이 되었을 때 실험을 시작하였다. 왼쪽 발의 15 걸음을 저장하였으며, 3회 반복하게 하였다. 수집된 데이터 중 앞 뒤 3 걸음을 제외하고 중간 9 걸음의 자료만을 분석하여 평균값을 통해 발목관절의 관절가동범위를 구하였다.

### 2) 족저압 측정

대상자의 신발 크기에 맞게 준비된 압력 센서를 신발 안에 설치 후, 신발을 신고, 운동화 끈으로 잘 고정하였다(그림 2). 트레드밀에서 5분 동안 보행연습을 한 후 측정을 시작하였다. 트레드밀의 보행속도는 관절가동범위 측정과 동일하게 하였다. F-scan system의 사용자 매뉴얼에 따라 각 대상자의 체중에 따라 초기화하였으며, 왼쪽 발의 15 걸음을 저장하였으며, 3회 반복하게 하였다. 수집된 데이터 중 앞 뒤 3 걸음을 제외하고 중간 9 걸음의 자료만을 분석하여 평균값을 통해 족저압을 구하였다. 족저압을 구하는 위치는 뒤꿈치, 첫 번째 중족골, 엄지발가락 아래의 최대 압력을 구하였다.

## 4. 분석방법

트레드밀의 경사도에 따른 족저압과 발목관절의 관절가동범위의 차이를 보기 위하여 반복측정에 의한 일요인분산분석(one-way repeated ANOVA)을 실시하였으며, 유의수준은 .05로 하였다. 사후분석은 본페로니수정(Bonferroni's adjustment)을 사용하였으며, 통계학적 유의 수준은  $p < .017$  (.05/3)로 하였다. 자료의 통계적 분석은 SPSS 11.5 프로그램을 사용하였다.

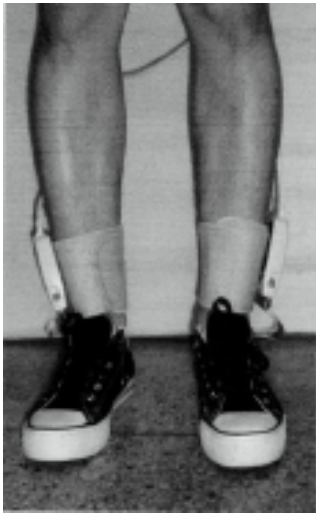


그림 29. 족저압 측정



그림 30. 발목관절의 관절가동범위 측정

1. 경사도에 따른 발목관절의 관절가동범위  
트레드밀의 경사도에 따른 발목관절의 가동역 (excursion)은 경사도가 증가함에 따라 유의하게 증가하였다( $p < .05$ )(표 2)(표 3)(그림 3). 경사도에 따른 저측굴곡의 범위는 경사도가 증가함에 따라 증가하였으

며, 통계학적으로 유의하였다( $p < .05$ )(표 2)(표 3)(그림 3). 경사도에 따른 배측굴곡의 범위는 경사도가 증가함에 따라 유의하게 증가하였다( $p < .017$ )(표 2)(표 3)(그림 3).

표 2. 트레드밀 경사도에 따른 발목관절의 관절가동범위 (n=30, Unit: ° )

Ankle ROM	Gradients		
	0(° )	10(° )	15(° )
Excursion	23.37±5.27 <sup>1</sup>	28.56±5.14	32.84±5.07
Plantar flexion	16.68±5.43	21.54±5.51	24.48±5.72
Dorsi flexion	4.94±2.23	5.88±3.14	7.23±3.12

<sup>1</sup>Mean±Standard deviation

표 3. 트레드밀 경사도에 따른 발목관절의 관절가동범위 비교 (n=30)

Ankle ROM	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Excursion	1347.15	1.39	968.44	198.54	.00*
Plantar flexion	931.199	1.56	596.71	75.84	.00*
Dorsi flexion	79.70	2	39.85	8.88	.00*

\*  $p < .05$

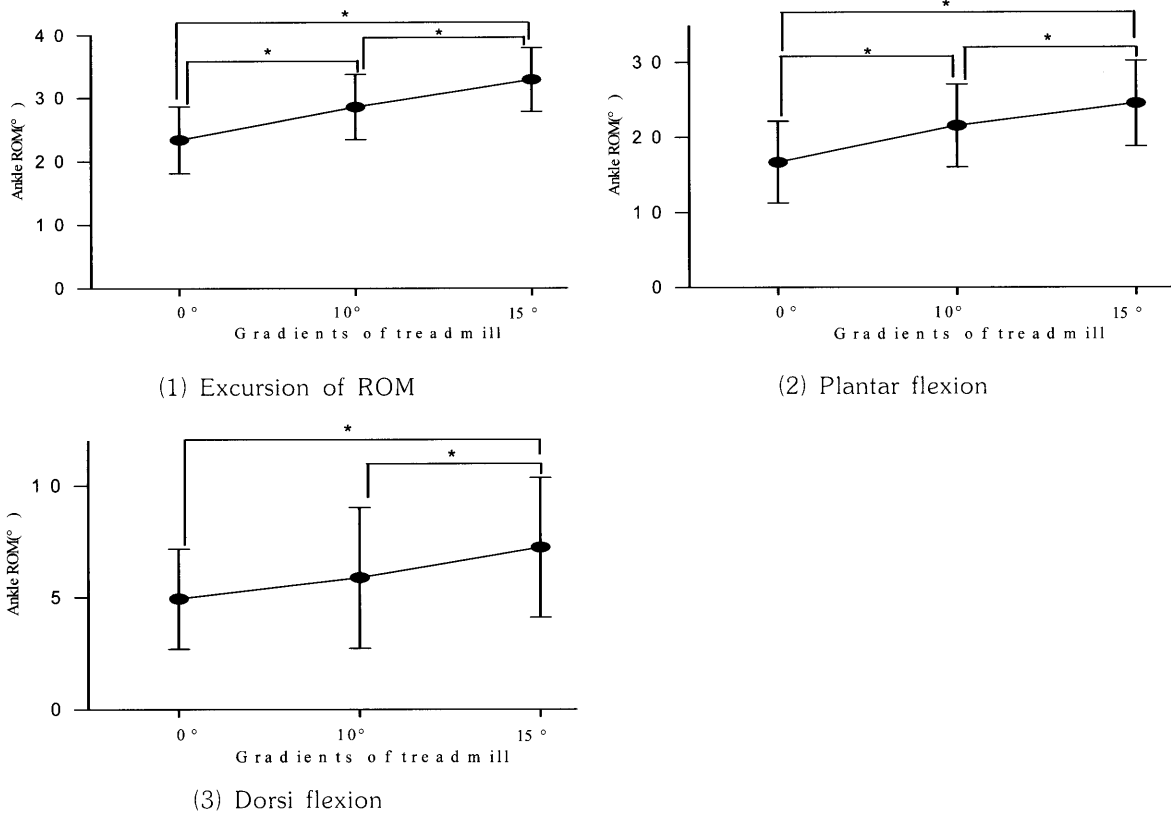


그림 3. 트레드밀 경사도에 따른 발목관절의 관절가동범위 비교  
\* Bonferroni's adjustment 사후분석 p<.017

2. 경사도에 따른 최대 족저압

트레드밀의 경사도에 따른 엄지발가락 아래의 최대 압력은 경사도가 증가함에 따라 유의한 차이가 없었다(표 4)(표 5). 경사도에 따른 첫 번째 중족골 아래의 최대 압력은 유의한 차이가 있었으며(p<0.5)(표 4)(표

5), 사후검증에서 0° 와 10° 에서 유의한 차이가 있었다(p<.017)(그림 4). 경사도에 따른 발뒤꿈치 아래의 최대 족저압은 경사도가 증가할수록 유의하게 감소하였으며(p<0.5)(표 4)(표 5), 사후검증에서 0° 와 10° , 0° 와15° 에서 유의한 차이가 있었다(p<.017)(그림 4).

표 4. 트레드밀 경사도에 따른 최대 족저압 (n=30, Unit: KPa)

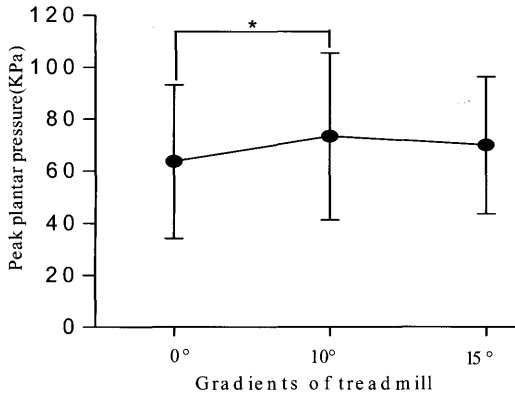
Foot area	Gradients		
	0(° )	10(° )	15(° )
Hallux	64.14±31.92 <sup>1</sup>	68.32±33.98	67.00±31.40
1st metatarsal head	63.76±29.49	73.48±32.10	70.13±26.36
Heel	112.04±32.36	103.81±30.04	98.70±27.30

<sup>1</sup>Mean±Standard deviation

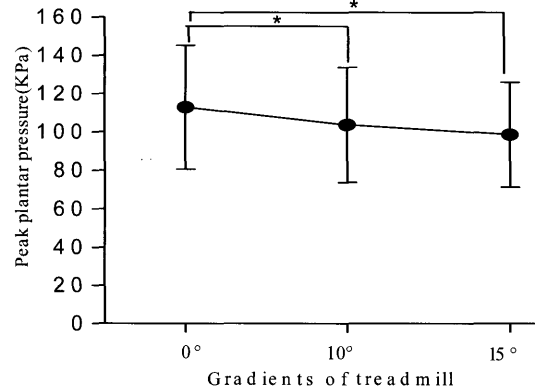
표 5. 트레드밀 경사도에 따른 최대 족저압 비교 (n=30)

Ankle ROM	Type III Sum of Squares	df	Mean Square	F	p
Hallux	273.050	2	136.525	0.750	0.477
1st metatarsal head	1431.733	2	730.887	3.933	0.025*
Heel	2716.718	1.573	1727.516	7.183	0.004*

\* p<.05



(1) 1st metatarsal head



(2) Heel

그림 4. 트레드밀 경사도에 따른 최대 족저압 비교

\* Bonferroni's adjustment 사후분석 p<.017

#### IV. 고찰

##### 1. 연구방법에 대한 고찰

본 연구에서는 족관절(talocrural joint)에서 저측골목과 배측골목의 각도를 측정하였다. 그러나 발은 거퇴관절(talocrural joint), 거골하관절(subtalar joint), 거종주관절(talocalcaneonavicular joint), 종입방관절(calcaneocuboid joint), 설주관절(Cuneonavicular joint), 설입방관절(cuneocuboid joint), 족근중족관절(tarsometatarsal joint) 등 여러 관절로 이루어진 복합체이다. 그러므로 정확한 족관절의 관절가동범위를 확인하기 위해서는 이러한 여러 관절의 움직임을 파악해야 하지만, 일반적으로 측정 도구의 한계로 복잡한 족관절을 단순화 시켜 측정을 한다(Lundberg et al, 1989).

족저압은 운동과학의 임상분야, 연구 분야에서 많이 활용되는 분야이며, 여러 기능적 활동 시 발의 특정부위에 가해지는 압력의 분포를 확인할 수 있다. 발바닥에서의 압력의 분포는 당뇨병성 궤양의 위험요소를 평가하거나

신발을 맞추기 위해, 보조기의 효과를 평가하기 위해, 발의 압력의 분포를 확인하기 위해 사용될 수 있다 (Martínez-Nova et al, 2008). 발바닥의 영역은 족저압 측정 시스템에 따라 다르게 나누지만, 일반적으로 엄지발가락, 첫 번째 중족골, 두 번째 중족골, 세 번째와 네 번째 중족골, 다섯 번째 중족골, 중간발(mid foot), 뒤꿈치로 나눈다. 이러한 영역은 연구자에 의해 나누어지는데, 본 연구에서는 족저압 분포에서 확실히 구분할 수 있는 엄지발가락, 첫 번째 중족골, 뒤꿈치에서 최대압력을 측정하였다. Martínez-Nova 등(2008)은 족저압에서 평균 압력(mean pressure)보다 최대 압력(peak pressure)이 발바닥의 여러 부분에서 신뢰성이 떨어진다고 하였는데, 그 이유는 보행과 관련된 변이성 때문이다. 그럼에도 불구하고 본 연구에서는 최대 압력이 보행 시 가장 높은 값을 대표하기 때문에 최대 압력을 족저압으로 측정하였다.

##### 2. 연구결과에 대한 고찰

본 연구에서 트레드밀 경사도가 증가할수록 발목관절

의 관절가동범위는 증가하였다. 이는 기존의 경사도에 따른 연구의 결과와 일치한다(김영호와 양길태, 1997; 윤남식 등, 2001; 윤남식 등, 2000). Perry(1992)는 일반 보행 시 발목관절에서 10°의 배측굴곡과 20°의 저측굴곡, 전체 30°의 관절운동이 나타난다고 하였다. Kadaba 등(1990)은 19°의 배측굴곡과 20°의 저측굴곡이 일반 보행 시 일어난다고 하였으며, Ounpuu(1994)은 14°의 배측굴곡과 17°의 저측굴곡, 발목 전체에 31°의 관절가동움직임이 일반적 보행속도에서 나타난다고 보고하였다. 본 연구에서는 경사각이 0°인 수평 보행에서 5°의 배측굴곡과 17°의 저측굴곡, 전체 23°의 관절운동이 일어났다. 기존의 연구와 약간의 차이는 발목관절의 기준을 어디에 두고 측정하는가에 따라 차이가 난 것으로 여겨진다. 김영호와 양길태(1997)은 경사도 0°에서 10°의 배측굴곡과 25°의 저측굴곡, 경사도 5°에서 13°의 배측굴곡과 22°의 저측굴곡, 10°경사도에서 15°의 배측굴곡과 19°의 저측굴곡을 보고하였고, 윤남식 등(2001)은 경사도 0°에서 9°의 배측굴곡과 13°의 저측굴곡, 경사도 5°에서 11°의 배측굴곡과 18°의 저측굴곡, 경사도 10°에서 13°의 배측굴곡과 18°의 저측굴곡을 보고하였다. 본 연구에서는 경사도 0°에서 5°의 배측굴곡과 13°의 저측굴곡, 경사도 10°에서 6°의 배측굴곡과 22°의 저측굴곡, 경사도 15°에서 7°의 배측굴곡과 24°의 저측굴곡이 일어났다. 기존 연구와 비교하여 배측굴곡의 각도는 조금 적고, 저측굴곡의 각도는 조금 크게 일어났는데, 이러한 결과 또한 관절가동범위의 측정 시 축을 어디에 두느냐에 따른 차이로 여겨진다. 경사도가 증가할수록 전체 관절가동범위는 23°에서 33°로 증가하였는데, 이를 통해 발목관절 가동범위에 제한을 가진 환자에게 물리치료를 시행할 때에는 이 정도 이상의 각도를 허용하도록 하여야 환자가 일상생활에서 경사진 길에서 무리 없이 보행을 할 수 있을 것이다.

경사도에 따른 족저압은 엄지발가락에서는 경사도에 따라 약간 증가하였으나, 유의한 차이는 없었으며, 첫 번째 중족골에서는 경사도가 높을 때 족저압이 증가하였다. 또한 뒤꿈치의 족저압은 경사도가 증가할수록 오히려 감소하는 것으로 나타났다. 이는 15°와 8.5°의 내림 경사도와 15°와 8.5°의 올림 경사도에서 최대 족저압을 측정한 Grampp 등(2000)의 연구의 결과와 일치한다. 경사도가 증가하면서 뒤꿈치의 줄어든 압력이 전족부 쪽으로 이동하는 것으로 여겨진다. Grampp 등(2000)은 경사도가 올라 갈수록 엄지발가락과 첫 번째 중족골의 족저압은 증가하고, 뒤꿈치의 족저압은 감소하며, 경사도가 내려

갈수록 뒤꿈치의 족저압은 증가하고, 네 번째 중족골과 다섯 번째 중족골의 족저압은 감소한다고 하였다. 무지의 반증(hallux valgus)나 중족골통증(metatarsalgia)를 가진 사람들이나 발바닥의 전족부에 궤양을 가진 당뇨병성 신경병증 환자들은 경사진 길을 올라 갈 때는 발바닥의 전족부로 족저압이 증가할 수 있으므로 항상 주의해야 하며, 필요한 경우 전족부의 압력을 줄이기 위한 보행전략의 수정이나 구두 및 보조도구를 사용하여야 한다.

본 연구에서는 시상면에서만 발목관절의 관절가동범위를 측정하였다. 그러나 보행에서는 시상면 뿐만 아니라 관상면상에서의 움직임도 중요하다. 또한 거퇴관절 뿐만 아니라 족관절의 여러 관절에서 일어나는 움직임을 고려하지 못하였다. 족저압에서도 발바닥의 세 영역에서만 최대 압력을 측정하였는데, 발바닥의 영역을 좀 더 세분화하여 압력의 변화를 구하는 것이 필요할 것으로 사료된다. 또한 보행 시 압력중심의 변화에 대한 이동경로의 연구를 통해 압력변화에 대한 이유를 제시할 필요가 있다. 앞으로의 연구에서는 이와 같은 제한점을 해결하고, 실제 발의 문제를 가진 환자를 대상으로 경사도에 따른 족저압과 관절가동범위를 측정하는 연구가 필요할 것이다.

## V. 결 론

본 연구는 트레드밀 보행에서 경사도에 따른 족저압과 발목관절의 관절가동범위의 변화를 알아보기 위하여 건강한 대학생 30명을 대상으로 실시하였다. 트레드밀의 경사도는 0°, 10°, 15°의 각도로 하였으며, 관절가동범위는 배측굴곡, 저측굴곡, 전체 가동역을 평가하였고, 족저압은 엄지발가락, 첫 번째 중족골, 뒤꿈치 아래의 최대 압력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 경사도가 증가함에 따라 발목관절의 가동역, 배측굴곡, 저측굴곡은 유의하게 증가하였다( $p < .05$ ).
2. 경사도가 증가함에 따라 엄지발가락의 족저압은 약간 증가하였으나, 유의한 차이는 없었으며, 첫 번째 중족골은 유의하게 증가하였으며( $p < .05$ ), 뒤꿈치의 족저압은 유의하게 감소하였다( $p < .05$ ).

발목관절의 가동범위에 제한이 있는 환자들을 물리치료할 때 경사진 길에서 무리없는 보행을 하기 위한 충분한 관절가동범위를 만들어 주어야 하며, 발의 전족부에 궤양이나 통증이 있는 환자가 경사진 길을 오를 경우 전족부의 압력을 줄일 수 있도록 여러 방법을 고려하여야 할 것이다.

참 고 문 헌

김영호, 양길태. Treadmill에서의 경사로 정상보행에 관한 동작 분석. 대한의용생체공학회 춘계학술대회 논문집. 1997;18(2):71-77.

윤남식, 이경옥, 김지연. 트레드밀 운동 시 속도와 경사도에 따른 운동 역학적 변인의 특성비교. 한국유산소운동과학회. 2001;5(1):49-68.

윤남식, 이경옥, 김지연 등. 트레드밀 보행 시 경사도에 따른 하지관절의 각도변화양상과 동적운동범위(DRM)의 변화. 한국체육학회지. 2000;39(1):569-579.

조규권, 김유신. 트레드밀 보행 시 경사도와 속도에 따른 보행형태의 운동학적 분석. 한국운동역학회지. 2001;11(2):175-191.

Abe D, Muraki S, Yasukouchi A. Ergonomic effects of load carriage on energy cost of gradient walking. Appl Ergon. 2008;39(2):144-149.

Apkarian J, Naumann S, Cairns B. A three-dimensional kinematic and dynamic model of the lower limb. J Biomech. 1989;22(2):143-155.

Bergmann G, Graichen F, Rohlmann A. Hip joint loading during walking and running, measured in two patients. J Biomech. 1993;26(8):969-990.

Buczek FL, Cavanagh PR. Stance phase knee and ankle kinematics and kinetics during level and downhill running. Med Sci Sports Exerc. 1990;22(5):669-677.

Grampp J, Willson J, Kernozek T. The plantar loading variations to uphill and downhill gradients during treadmill walking. Foot Ankle Int. 2000;21(3):227-231.

Johanson MA, Cooksey A, Hillier C, et al. Heel lifts and the stance phase of gait in subjects with limited ankle dorsiflexion. J Athl Train. 2006;41(2):159-165.

Joseph J. EMG studies of gait in man. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1968;25(4):394.

Kadaba MP, Ramakrishnan HK, Wootten ME. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. J Orthop Res. 1990;8(3):383-392.

Kernozek TW, LaMott EE, Dansisak MJ. Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. Foot Ankle Int. 1996;17(4):204-209.

Kwon OY, Mueller MJ. Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressures in people with diabetic neuropathies. Phys Ther. 2001;81(2):828-835.

Levine D, Colston MA, Whittle MW, et al. Sagittal lumbar spine position during standing, walking, and running at various gradients. J Athl Train. 2007;42(1):29-34.

Lundberg A, Goldie I, Kalin B, et al. Kinematics of the ankle/foot complex: Plantarflexion and dorsiflexion. Foot Ankle. 1989;9(4):194-200.

Martínez-Nova A, Huerta JP, Sánchez-Rodríguez R. Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system. J Am Podiatr Med Assoc. 2008;98(4):302-310.

Ounpuu S. The biomechanics of walking and running. Clin Sports Med. 1994;13(4):843-863.

Perry J. Gait analysis: Normal and pathological function. SLACK Inc. New Jersey. p3-7, 1992.

Protas EJ, Holmes SA, Qureshy H, et al. Supported treadmill ambulation training after spinal cord injury: a pilot study. Arch Phys Med Rehabil. 2001;82(6):825-831.

Segal A, Rohr E, Orendurff M, et al. The effect of walking speed on peak plantar pressure. Foot Ankle Int. 2004;25(12):926-933.

Stoquart G, Detrembleur C, Lejeune T. Effect of speed on kinematic, kinetic, electro-myographic and energetic reference values during treadmill walking. Neurophysiol Clin. 2008;38(2):105-116.

Warren GL, Maher RM, Higbie EJ. Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg



muscle activity during walking: effect of speed. *Gait Posture*. 2004;19(1):91-100.

Technical Pub. Philadelphia. p113-123, 1987.

Wilson MP. Development of SATRA slip test and tread pattern design guidelines. *Special*

