

정상인에서 보행 속도가 발바닥의 최대압력분포에 미치는 영향

하미숙¹ · 남건우²

¹춘해보건대학교 · ²춘해보건대학교

Effects of walking speed on peak plantar pressure in healthy subjects

Mi-Sook Ha¹ · Kun-Woo Nam²

¹*Dept. of Physical Therapy, Choonhae College of Health Sciences*

²*Dept. of Physical Therapy, Choonhae College of Health Sciences*

ABSTRACT

Background : Many factors affect foot and ankle biomechanics during walking, including gait speed and anthropometric characteristics. This study examined the effect of walking speed on peak plantar pressure during the walking. **Method** : Thirty two normal healthy subjects (16 men, 16 women) were recruited. Peak plantar pressure was investigated using pressure distribution platforms (Pedoscan system) under the hallux heads of the first, second, and third metatarsal bones, and heel. **Result** : The results also suggest that slow walking speeds may decrease forefoot peak plantar pressure in patients with peripheral neuropathy who have a high risk of skin breakdown under the forefoot($p < 0.05$). **Conclusion** : The results also suggest that slow walking speeds may decrease forefoot peak plantar pressure in patients with restricted low extremity range of motion who have a high risk of skin breakdown under the forefoot.

Key words : Walking speed, Pedoscan, Peak plantar pressure

교신저자 : 하미숙

주소 : 689-784 울산광역시 울주군 웅촌면 대학길 9, 전화 : 010-2941-4199, E-mail : msha@ch.ac.kr

*본 논문은 2015년도 춘해보건대학교 학술연구비 지원에 의해 조성된 것임

I. 서론

발은 인간에 있어서 가장 중요한 이동 수단으로써, 인체와 지면 사이에서 인체를 둘러싼 주변 환경과 상황에 적절하게 적응하고 상황에 따라 대처하는 능력이 요구된다(성일훈, 2000). 정상인에게 보행은 무의식적으로 자연스럽게 일어나는 비교적 단순한 신체활동의 하나로 여기기 쉽지만 보행의 구성요소는 단순하지 않다. 보행은 태어나면서부터 오랜 기간에 걸쳐 신경계와 근골격계 등의 유기적인 발달로 이루어지는 복잡한 과정으로 한 하지가 입각기의 안정된 상태를 유지 하는 동안 동시에 다른 하지가 몸을 한 지점에서 다른 지점으로 신체를 이동하는 연속적이고 반복적인 동작이다(Jefferson과 Whittle, 2003).

이러한 보행은 자신의 신체적조건 및 주위 환경이나 개인의 취향 등에 따라 다양하게 나타나기 때문에 보행의 요인들은 개인적인 차이를 보이며 그로 인하여 개인마다의 차이점을 보이고 있다(Cromwall & McPoil, 1999). 특히 여러 요인 중의 하나인 보행속도에 관한 연구가 진행되고 있으며 보행속도의 변화는 보행패턴에 많은 영향을 주는 것으로 알려져 있다(Dingwell 등, 2000). 보행 속도는 하지뿐만 아니라 발의 생체역학에 많은 영향을 미치는데 보행 속도가 증가하면 지면반발력과 발바닥 압력이 증가하며(Rodgers, 1995), 발의 운동형상학적(kinematic) 요소에도 변화가 있다. Rosenbaum 등(1994)은 보행 속도에 따라 이마면에서 발목관절의 앞침이 증가하여, 발바닥 안쪽의 체중지지 비율이 늘어났다고 보고하였다. 또한 김미정(2005)은 우리 인체의 골격은 척추를 중심으로 하여 대칭으로 배열하고 있고, 총체적인 모양을 유지하도록 이루어져 있으므로 인체의 하나라도 이상이 생기면 다른 활동에 영향을 주게 되며, 발의 각 부의 배열이 정확하지 않으면 발뒤꿈치가 틀어지고, 아치의 균형이 무너짐으로서 몸의 체간과 무릎, 발목을 통해 발바닥으로 고루 분산되지 않게 되어 많은 증상들을 야기하게 된다고 하였다. Nawocznski(1995)는 기립자세에서 일반적으로 인체와 외부 환경사이에 수직으로 하는 유일한 부분이기 때문에, 발바닥면의 감각유입이

변화할 때 족압의 증가나 감소에 반응하여 근 활동 한 영향을 받으므로 측면에서의 구심성 감각유입을 변화 시킴으로서 근육, 움직임, 패턴을 조절할 수 있다고 보고하였다.

최근에는 보행속도를 트레드밀을 이용해서 조절을 용이하게 하고 다른 변화요소들을 측정(김로빈, 2005) 하는 방법이 이용되고 있지만 지면에서의보행과는 차이가 있다. 따라서 보행속도 변화에 따른 요소들의 변화를 알아보기 위해 속도의 조절을 분속수(cadance, step/min)로 조절하는 연구가 이루어지고 있는데 분속수를 조절하며 속도를 조절하게 되면 일반보행과 가깝게 속도를 조절할 수 있다는 점과 키나 하지 길이를 고려하지 않아도 되는 장점이 있다(Yang & Winter, 1985; 박경희 등, 2003).

하지만 이러한 보행속도와 관련된 연구들은 모두 삼차원 동작 분석에 의한 보행분석에 초점이 맞추어져 있고, 발의 압력을 분석한 논문들은 그 수가 미약한 실정이다. 따라서 본 연구는 보행 속도가 발바닥 압력에 미치는 영향을 알아보고자 하였다. 이와 같은 연구를 통해 보행 시 발에 주어지는 높은 압력으로 인해 발생하는 질환을 가진 환자 교육 시에 필요한 기초 자료로 활용될 수 있을 것이다.

II. 연구방법

1. 연구대상

본 연구는 대학생 가운데 연구 참여에 동의한 건강한 성인 32명(남자16명, 여자16명)을 대상으로 하였다. 무지외반증과 같이 발의 기형이 있는 자는 대상자에서 제외하였다. 발의 안쪽세로활(medial longitudinal arch)이 과도하게 높은 요족 (high arch foot)이나 과도하게 낮은 평편족(flat foot)은 연구 대상에서 제외하였다.

2. 측정 장비 및 절차

1) 족압 분석시스템

Pedoscanner(독일, Diers사)를 이용하여 족압을 측정하였는데 발판은 길이 1m, 폭 48cm의 크기로 저항방식의 압력센서가 위치하여 최소 100Hz~300Hz 빈도로 측정 가능한 장비로 정적/동적인 족저압 측정 및 보행/균형분석 장비이다. 기립/보행 시 발에 가해진 압력의 상대적인 비율을 측정 가능하며, 균형의 정적인 측정과 자세의 불안정성을 측정할 수 있다(그림 1).

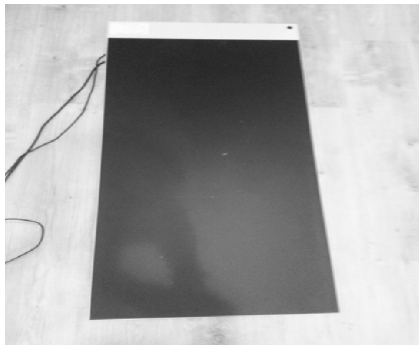


그림 1. 족압 분석시스템

2) 실험 절차 및 방법

본 연구는 보행의 속도에 따른 족압을 측정하고자 정확한 속도로 보행을 하기 위하여 메트로놈을 사용해 충분한 연습을 거친 후 본 실험에 참여토록 하였다. 분속수는 선행 논문에 참고하여 80, 100, 120 사용하였다. 족압분석기 측정 시에는 자연스럽게 보행하며 출발할 때에는 왼발의 압력을 측정하고 돌아 올 때는 오른발의 압력을 측정하도록 하였다.

3. 통계 분석

본 연구에서 측정된 자료는 SPSS(version 21.0)를 이용하여 통계처리 하였다. 보행속도에 따른 족압의 비교 분석은 일원배치분산분석(one way ANOVA)로 측정하였고, 사후검정은 Duncan을 사용하였다. 본 연구의 통계적 유의 수준은 $\alpha = .05$ 로 설정하였다.

Ⅲ. 연구결과

1. 연구대상자의 특성

연구에 참여한 대상자의 연령은 평균 20.69 ± 0.81 , 신장은 168.34 ± 9.32 , 체중은 62.42 ± 8.76 의 분포를 보였다(표 1).

표 1. 대상자 일반적 특성

	평균 \pm 표준편차	범위
나이(yrs)	20.69 ± 0.82	20~23
신장(cm)	168.34 ± 9.32	148~183
체중(kg)	62.42 ± 8.76	45~78

2. 보행속도에 따른 족압 변화

1) 보행속도에 따른 오른발의 족압 변화

발바닥 전체에 가해지는 최대 압력을 속도별로 알아본 결과, 느린 보행 시에 발바닥에 가해지는 최대 압력이 36.03 ± 7.78 kPa이고, 보통의 보행속도에서는 40.78 ± 6.44 kPa이었으며, 빠른 보행에서는 44.66 ± 7.82 kPa로 나타나 통계적으로 속도가 증가할수록 발바닥 최대 압력이 증가하는 것을 알 수 있었다($p < .05$)(표 2).

표 2. 오른발의 족압 변화 (kPa)

	Rt.	F	p
Slow	36.03 ± 7.78		
Normal	40.78 ± 6.44	11.004	0.000 [*]
Fast	44.66 ± 7.82		

^{*}p < .05

2) 보행속도에 따른 왼발의 족압 변화

왼쪽발에서도 발바닥 전체에 가해지는 최대 압력을 속도별로 알아본 결과, 느린 보행 시에 발바닥에 가해지는 최대 압력이 38.16 ± 7.74 kPa이고, 보통의 보행속도에서는 39.05 ± 9.97 kPa이었으며, 빠른 보행에서는 43.68 ± 9.25 kPa로 나타나 속도가 증가할수록 발바닥 최대 압력이 유의하게 증가하는 것을 볼 수 있었다($p < .05$)(표 3).

표 3. 원의 족압 변화 (kPa)

	Lt.	F	p
Slow	38.16 ± 7.74		
Normal	39.05 ± 9.97	3.435	0.036*
Fast	43.68 ± 9.25		

*p < .05

IV. 논 의

인간의 이동방법인 보행은 일정한 방향으로 속도를 유지하면서, 신체를 체계적이며 순차적으로 움직여 몸 전체를 이동시키는 것이다. 또한 인간의 보행동안, 팔 흔들기는 머리와 팔, 척추뼈, 골반뼈 그리고 다리를 포함하여 사지관절의 복합적이고 자연스러운 움직임으로 통합한다고 정의하고 있다(유원규, 2005). 그리고, 이러한 보행은 다양한 목적에 의해 여러 가지 방식으로 연구되어 왔는데(Vaughan 등, 1998), 운동학적, 운동역학적 접근은 물론 운동을 직접적으로 발생시키는 근육의 활성화에 대한 연구도 많이 수행되었다(Winter, 1983).

인간은 다양성을 가지고 있기 때문에 동일한 보행 형태를 가진 사람은 단, 한사람도 찾아볼 수 없으며 개개인의 보행속도가 달라짐에 따라 변형된 보행형태를 나타낸다(정철수 등, 2001). 족저압은 인체의 균형 정도에 반영하는 하나의 지표로써, 운동과학의 임상 분야, 연구 분야에서 많은 관심을 갖고 있는 발의 측정대상 중 하나이다(노정석과 김택훈, 2001).

특히 보행분석 시 분속수는 통제가 용이하여 널리 사용되고, 대상자의 신장이나 다리 길이를 고려하지 않아도 되는 장점이 있다(Yang & Winter, 1985). 일반적으로 편한 분속수는 평균 100~110으로, 이보다 적거나 많은 경우를 느린 혹은 빠른 보행이라고 정의된다(Smith & Weiss, 1996). 이에 본 연구는 Halon과 Anderson(2006)의 정상인을 대상으로 보행 속도에 따른 하지의 운동역학적 변화를 알아보기 위한 실험에서 보행속도는 메트로놈의 속도(80, 100, 120)로 분류한 것에 근거 하여 보행속도를 느린 보행속도 80, 보통 보행속도 100, 빠른 보행속도 120으로 분류하여 보

행 속도에 따른 발의 최대압력분포에 미치는 영향을 알아보고자 하였다.

족저압의 측정은 최근 발의 건강에 대한 관심이 고조 되면서 각종 족부 질환에 의한 발의 변형과 뇌성마비, 관절염 등에 의한 하지 절단 환자, 편마비 등의 이상 보행을 보이는 환자들을 대상으로 발에 미치는 영향을 분석하는 등 다양한 분야에서 연구되고 있다(이정섭과 조효구, 2011). 특히 여민우 등(2006)에 의하면 보행 속도에 따른 발전체에 관한 최대 압력에서는 보행 속도가 증가 할수록 최대 압력은 증가한다고 하였으며, 박경희 등(2003)은 보행 속도에 따른 발바닥 압력의 분포와 발목 관절의 각도에 대해 연구를 통해 보행 속도의 증가로 인해 발뒤꿈치의 최대 압력분포에서 느린 속도에서 167.0kPa, 빠른 속도에서 182.2kPa로 증가되었다고 보고하였다. 류남욱(2008)은 Gait view system을 통한 연구에서 보행속도가 증가함에 따라 발전체의 최대압력은 감소한다고 보고하였다. 본 연구에서도 느린 보행에서 빠른 보행으로 보행의 속도가 증가할수록 발전체에 주어지는 최대압력이 증가하는 것으로 나타났는데, 이는 빠른 보행이 발의 압력분포를 증가시킨다는 박경희 등(2003)의 연구와 일치하는 결과를 보였다. 본 연구에서의 제한점은 족압 분석시스템의 크기 제한으로 인하여 한 번에 양발의 압력을 측정하는데 어려움이 있었다.

V. 결 론

본 연구는 보행 속도가 하지의 발바닥 최대 압력에 미치는 영향을 알아보고자 실시하였다. 연구대상은 건강한 대학생 32명을 대상으로 하였다. 느린 속도(분속수 : 80), 중간 속도(분속수 : 100), 빠른 속도(분속수 : 120)로 보행 시 발바닥의 최대 압력을 측정하여 다음과 같은 결과를 얻었다.

1. 보행 속도가 증가함에 따라 오른쪽 발바닥의 최대 압력은 느린 속도, 중간 속도, 빠른 속도에서 점차적으로 증가하였다.
2. 왼쪽 발바닥의 최대 압력은 느린 속도, 중간 속

도, 빠른 속도로 보행 속도가 증가함에 따라 족압이 점차적으로 증가하였다.

따라서 이상의 결과는 발바닥의 압력이 비정상적으로 높은 환자에게 발바닥의 최대 압력을 감소시키기 위해서, 적절한 보행 패턴으로 느린 속도 보행의 필요성을 뒷받침해 준다.

참고문헌

김로빈, 진영완, 문곤성. 보행속도에 따른 보폭변화가 하지관절 모멘트에 미치는 영향. 한국운동역학회지. 2005;15(2):93-102.

김미정. 동작분석기를 통한 High-Heel Gait에 관한 연구. 대한재활의학회지. 1996.

노정석, 김택훈. Parotec System을 이용한 족저압 측정의 신뢰도. 한국전문물리치료학회지. 2001.

류남욱. 정상인에서 보행속도가 발바닥의 최대압력변화와 지면 접촉 시간, 보행각도에 미치는 영향 (석사학위논문). 가톨릭대학교 대학원. 2008.

박경희, 권오운, 김영호. 정상인에서 보행 속도가 발관절의 관절각과 발바닥 최대 압력 분포에 미치는 영향. 한국전문물리치료학회지. 2003;10(1).

이경섭, 조효구. 평형성운동이 정신지체 아동의 보행시 족저압에 미치는 영향. 특수체육연구. 2011;8.

성일훈. 족부의 생체역학(The Biomechanic of the Foot). 한양대학교의과대학. 2000.

여민우, 이상도, 이동춘. 안전화 착용 시 보행속도에 따른 족저압 분포에 관한 연구. 대한설비관리학회지. 2006;11(1):51-63.

유원규. 내림 경사대에서 한 다리 스쿼트 운동 시 경사면과 자세변화에 따른 무릎주변근의 근활성도(석사학위논문). 연세대학교 대학원. 2005.

정철수, 신인식, 서정석, 은선덕. 연령과 속도에 따른 보행형태와 역학적 효율성 분석. 한국운동역학회. 2001;10(2):205-219.

Cornwall MW, McPoil TG. Effect of ankle dorsiflexion

range of motion on rearfoot motion during walking. J Am Podiatr Med Assoc, 1999;89(6): 272-277.

Dingwell JB, Cusumano JP, Sternad D., et al. Slower speeds in patients with diabetic neuropathy lead to improved local dynamic stability of continuous over-ground walking. J Biomech, 2000;33(10):1269-1277.

Hanlon M, Anderson R. Prediction methods to account for the effect of gait speed on lower limb angular kinematics. Gait & Posture. 2006;24:280-287.

Jefferson R. Performance of Three Walking Orthoses for the Paralyzed: A Case Study Using Gait Analysis Whittle. ISPO. 2003.

Nawoczenski DA, Owen MG, Ecker ML., et al. Objective evaluation of peroneal response to sudden inversion stress. J. Orthop. Sports Phys. Ther. 1985; 7:107-109.

Rodgers MM. Dynamic foot biomechanics. J Orthop Sports Phys Ther. 1995;21(6) : 306-316.

Rosenbaum D, Hautmann S, Gold I., et al. Effect of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. Gait & Posture. 1994;2:191-197.

Smith LK, Weiss EL. Brunnstrom's Clinical Kinesiology. F.A. Davis. 1996;410-435.

Yang JF, Winter DA. Surface EMG profiles during different walking cadences in human. Electroencephalogr Clin Neurophysiol. 1985;60(6):485-491.

Vaughan CL, Subramanian N, Busse ME. Selective dorsal rhizotomy as treatment option for children with spastic cerebral palsy. Gait & Posture. 1998;8(1): 43-59.

Winter DA. Energy generation and absorption at the ankle and knee during fast, natural and slow cadences. Clinical Orthopaedics and Related Research. 1983; 175:147-154.

논문접수일(Date Received) : 2015년 10월 8일
 논문수정일(Date Revised) : 2015년 10월 20일
 논문게재승인일(Date Accepted) : 2015년 10월 23일