



■ 이상열, 배성수¹

■ 대구대학교대학원 재활과학과 물리치료전공, ¹대구대학교 재활과학대학 물리치료학과

The Studies on the Foot Stability and Kinesiology by Direction of Carry a Load during Gait

Sang-Yeol Lee, PT, MS; Sung-Soo Bae, PT, PhD¹

Major in Physical Therapy, Graduate School of Daegu University; ¹Department of Physical Therapy, College of Rehabilitation Science, Daegu University

Purpose: This study examined how the direction of carrying a load affects the foot stability and kinesiology while walking.

Methods: The heel rotation, Hallux stiffness, foot balance, metatarsal load, toe out angle, subtalar joint flexibility were measured in 40 adults (men and women) who carried a load back and forth, walking on a 2-meter-long board. The measurement was carried out three times and the mean of the measurements was used to compare the difference between the front, back and the condition without a load.

Results: While walking, heel rotation and hallux stiffness occurred most when a front load was applied compared to a back load or no load condition ($p < 0.05$). A metatarsal load also appeared to be the highest with the front load, but there was no significant difference in the balance of the whole foot. Both the toe out angle and subtalar joint flexibility appeared to increase significantly ($p < 0.05$).

Conclusion: Applying the front load causes subtalar joint instability and increases the plantar foot pressure imbalance during walking.

Keywords: Direction of carry a load, Foot movement, Foot stability

논문접수일: 2009년 5월 4일

수정접수일: 2009년 5월 31일

게재승인일: 2009년 6월 8일

교신저자: 배성수, sjslh486@hanmail.net

1. 서론

인간은 일상 생활을 영위하면서 앞 또는 뒤에 부하가 가해 진 상태로 보행을 하게 되는 경우가 많다.¹ 이러한 경우의 예로 아기를 업고 보행하는 것 또는 물건을 들어 옮기기 위해 앞으로 안거나 등짐을 진 상태에서 보행을 하는 것 등을 들 수 있는데 이는 인간이 생활을 하는데 꼭 필요한 동작 중에 하나라 할 수 있다. 그런데 이러한 행동을 하는 동안 발과 발목 관절은 인체의 정렬에 중요한 역할을 한다.²

인간의 발은 몸 전체의 1/4에 해당되는 52개의 뼈, 그리고

뼈가 서로 연결되는 60개의 관절과 214개의 인대, 38개의 근육을 비롯한 혈관과 신경으로 구성되어 있는 부위로 삼차원적인 공간 내에서 운동을 하는 분절이다.³ 그리고 직립 자세에서 발이 제공하는 비교적 작은 기저면 위에서 높은 압력 중심을 유지해야 하기 때문에 본질적으로 불안정하다.⁴ 이러한 발의 운동학과 발의 압력을 연구하기 위하여 많이 사용되는 것이 족저압이다. 족저압은 보행 중 발의 정적 그리고 동적 압력을 정량화하기 위해 측정하고 당뇨병 환자에게 괴사의 위험을 확립하기 위한 심사 도구로 널리 이용되고 있다.⁵ 또한 족저압은 운동 과학의 임상 분야와 연구 분야에서 많은 관심을 갖고 있는

측정 대상 중 하나이며 족저압을 측정함으로써 다양한 일상 생활 동작과 기능적 활동을 하는 동안 발의 특정 부위에 가해지는 압력을 관찰 할 수 있다.⁶

그리고 보행 동안의 지지국면 중 발뒤꿈치-발바닥-발끝으로 이어지는 일련의 운동 과정에서 발뒤꿈치가 지면과 접촉할 때 자연스럽게 발생하는 발의 회전은 외전, 배측굴곡, 외번의 세 요소가 결합된 3차원 움직임으로 지면과의 충격력을 흡수하고 발이 표면에 적절히 적응할 수 있도록 해주는 역할을 한다. 또한 정상적인 보행을 하기 위하여 7~18°를 유지하는 보향각(toe out angle, foot axis angle)이 중요한 역할을 한다.⁷ 이러한 발의 각도에 따라 보향각이 정상보다 적을 시 인토잉(intoeing), 큰 보향각을 아웃토잉(out-toeing)이라 하고,⁸ 보향각은 지지단계 동안 하지의 내적 또는 외적 회전의 정도를 나타내주며 고관절의 움직임, 경골과 복사뼈의 뒤틀린 정도 그리고 하지의 구조적 비정상적인 상태 등에 의해 영향을 받는다.⁹ 또한 Hwangbo 등¹⁰은 발목 각도가 증가함에 따라 종경골각(calcaneus to tibia angle)과 대퇴사두근각(Q-angle)이 증가하며 이는 발목 각도가 보행에 큰 영향을 미치는 요인이라고 하였다. 이렇듯 발과 발목은 우리의 신체와 보행에 있어 기준이 되는 아주 중요한 부위이다. 그리고 발과 경골을 연결하는 거골하관절에서 발생하는 회내와 회외가 과도하게 발생하면 역학적 커플링에 따라 경골 역시 보상적인 과도한 내측, 외측 경골 회전이 발생되고, 이는 무릎 관절의 정상적인 수평면 회전을 벗어나게 하여 무릎 관절에 이상이 발생된다는 가설이 지배적으로 제시되고 있다.¹¹ 이렇듯 인간의 생활을 영위하는 동안 발과 발목 관절의 안정성과 운동성은 보행에 있어 중요한 역할을 하고 있다.

그러나 부하 적용 시 허리 근육 활성화도, 자세 변화에 대한 여러 가지 연구들¹²⁻¹⁵이 발표되었지만 부하를 적용한 보행에 있어 인체의 큰 영향을 미치는 발과 발목 관절의 움직임에 대한 연구가 부족한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 앞뒤 부하 위치에 따른 발의 움직임과 보향각을 통해 발의 안정성에 대한 기초 자료와 발의 운동을 통해 발 운동학에 대한 연구 기초 자료를 제공하고자 한다.

II. 연구방법

1. 연구대상

대상자는 허리와 다리의 병변이 없고, 오른쪽 다리가 우세한 건강한 성인 40명(남자 22명, 여자 18명)을 대상으로 하였다. 대상자들의 평균 연령은 27.58세이고, 평균 체질량 지수(Body Mass Index, BMI)는 22.81kg/m², 발의 크기는 267.22mm였

다. 실험에 참가하기 전 모든 대상자들에게 실험 과정에 대한 충분한 설명을 하고 동의를 구하였다.

2. 실험방법

1) 측정도구

본 연구에서 보행 시 입각기 동안 각각의 부하 방향에 따른 발의 안정성을 평가하기 위해 2m 길이의 Plate형태인 RS-scan system (RS scan Ltd., 독일)을 사용하였다. 대상자들이 Plate 위를 맨발로 보행하는 동안 측정된 입각기 시 발바닥을 10개의 영역으로 나누고, 각 영역별 최고 압력값을 구하였다. 나누어진 각각의 영역(T1(toe 1), T2-5(toe 2-5), M1(metatarsal 1), M2(metatarsal 2), M3(metatarsal 3), M4(metatarsal 4), M5(metatarsal 5), MF(midfoot), HM(heel medial), HL(heel lateral))은 다음 그림과 같다(Figure 1). 보행 시 압력 분포는 RS-scan system의 상용 프로그램인 footscan 7 gait 2nd generation을 이용하여 126 frame/sec로 자료를 수집하였다.

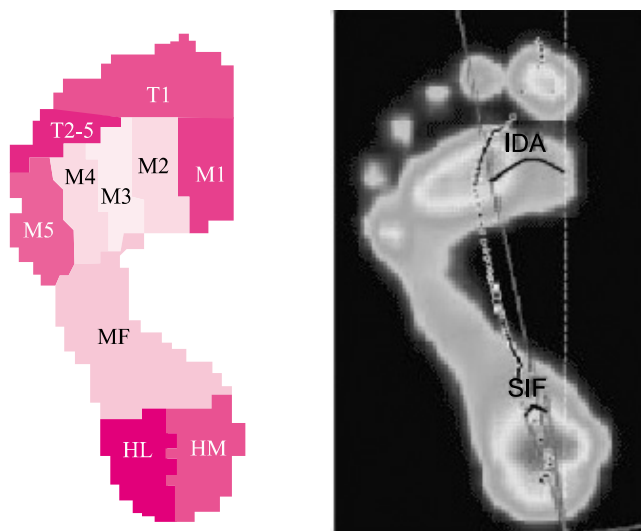


Figure 1. 10 domain of foot plantar pressure and toe out angle (TOA) and subtalar joint flexibility (SJF)

2) 실험절차

정확한 족저 압력을 측정하기 위해 보행 시작 전 대상자의 체중을 측정하여 프로그램에 입력하고 압력 측정판 위에서 움직임 없이 양발로 서도록 하여 각 대상자의 체중을 보정하였다. 실험에 사용된 부하는 8kg 무게의 모래 주머니였으며, 앞으로 부하를 든 상태, 뒤로 부하를 든 상태 그리고 부하를 가하지 않은 상태로 보행을 실시하였다. 모든 대상자들은 앞·뒤 부하를 가한 상태와 부하를 가하지 않은 상태의 순서를 무작위로 하여 2m 족저 압력판 위를 걷도록 하였다.

각각의 부하(앞·뒤)와 부하를 가하지 않은 상태에서 상지 자세에 따른 근육의 움직임이 보행의 변수로 작용하지 않게 하기 위하여 팔은 편안하게 늘어뜨린 상태로 보행을 실시하였다. 각각의 조건에서 측정은 3회 실시하였고, 자료 분석을 위해 2번째 왼발의 족저 압력값을 사용하였다. 입각기 전체의 압력 최대값과 최소값의 차이를 이용하여 보향각, 거골하관절 축의 움직임 각도(subtalar joint angle), 뒤꿈치 회전 각도(heel rotation), 엄지발가락의 움직임(hallux movement), 발의 균형(foot balance), 중족지절 부분의 부하(metatarsal load)를 계산하였다. 뒤꿈치 회전 각도는 HM의 압력값에서 HL 영역의 압력값을 뺀 값으로 구하였고, 엄지발가락의 움직임은 T1 영역의 압력값에서 M1 영역의 압력값을 뺀 값으로 구하였다. 발의 균형은 (M1+M2+HM)-(M3+M4+M5+HL), 중족지절 부분의 부하는 (M2+M3)-(M1+M4+M5)의 공식을 적용하여 계산하였다.¹⁶

3. 자료분석

각각의 조건에서 보행 시 입각기 족저압력을 3회 측정하여 평균한 값을 대표값으로 사용하였다. 각각의 조건에서 발의 안정성과 움직임을 비교하기 위해 일원분산분석(one-way ANOVA)을 사용하였고 사후검정으로 최소유의차검정(Least Squares distance, LSD)을 이용하였으며, 통계학적 유의성을 검정하기 위해 유의수준 α 는 0.05로 하였다. 본 연구에서의 모든 자료는 평균 및 표준 오차로 제시하였고, 자료 분석은 상용 통계 프로그램인 윈도우용 SPSS version 12.0을 이용하였다.

III. 결과

1. 부하의 위치에 따른 발의 움직임 비교

보행을 하는 동안 뒤꿈치의 회전은 앞쪽 부하 시가 뒤쪽 부하 시와 부하를 가하지 않았을 때보다 더 많이 일어났고($p < 0.05$), 엄지발가락의 움직임 또한 앞쪽 부하 시 더 많이 움직인 것으로 나타났다($p < 0.05$). 그리고 중족지절골 부분의 압력은 앞쪽

Table 1. The comparison of the foot motion in each group

	Non carrying	Anterior carrying	Posterior carrying	f	P
Heel rotation	15.61±0.96	22.14±0.80	18.64±1.37	9.19	0.00*
Hallux stiffness	22.49±1.95	29.05±1.82	25.11±2.78	2.19	0.11
Foot balance	61.32±4.47	63.39±4.07	59.00±4.36	0.26	0.77
Meta load	42.28±1.85	50.35±2.34	48.55±3.10	2.89	0.05

Unit: N/cm²

부하 시 가장 높은 것으로 나타났지만($p < 0.05$), 발의 전체적인 균형에 있어서는 유의한 차이가 없었다($p > 0.05$). 또 발뒤꿈치의 회전을 제외한 모든 발의 움직임에 있어서 뒤쪽 부하 시와 부하를 가하지 않았을 때 사이에 통계적으로 유의한 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$)(Table 1)(Figure 2).

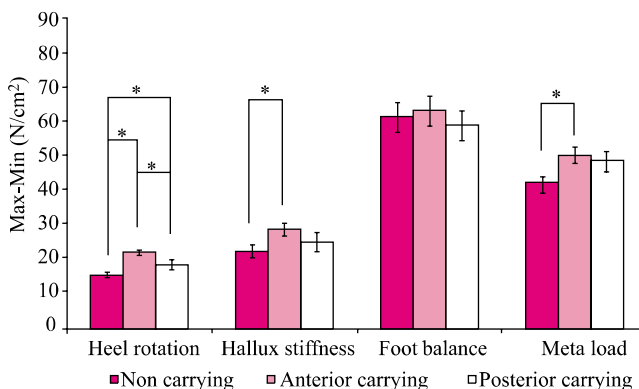


Figure 2. The comparison of the foot motion in each group by LSD

2. 부하의 위치에 따른 발의 안정성에 대한 비교

보행 중 부하의 위치에 따른 보향각은 앞쪽 부하 시 통계적으로 유의하게 증가되는 것으로 나타났고($p < 0.05$), 뒤쪽 부하 시에는 부하를 가하지 않은 상태의 보행과 통계적인 차이를 보이지 않았다($p > 0.05$). 그리고 거골하관절의 움직임은 앞쪽 부하 시 증가한 것으로 나타났고($p < 0.05$)(Table 2)(Figure 3).

Table 2. The comparison of the foot stability in each group

	Non carrying	Anterior carrying	Posterior carrying	f	P
Toe out Angle	9.62±1.18	14.16±0.76	9.65±0.95	7.56	0.00*
Subtalar joint flexibility	12.35±0.82	14.63±0.64	13.74±0.85	2.14	0.12

Unit : °

IV. 고찰

발은 인체에서 모든 체중을 버티고 있는 부위로서 보행 중에는 하지의 가속도에 의하여 더욱 더 많은 압력을 받게 된다. 이러한 상황에서 전방 또는 후방으로 무게가 가해지면 가속도와 체간의 근육 활성도가 변화하게 되고 이로 인하여 발은 더욱 불안정해진다.¹⁷ 또한 보행 중 입각기에서 발뒤꿈치-발바닥-발끝으로 이어지는 일련의 운동 과정이 일어나는데, 발뒤꿈치가 지

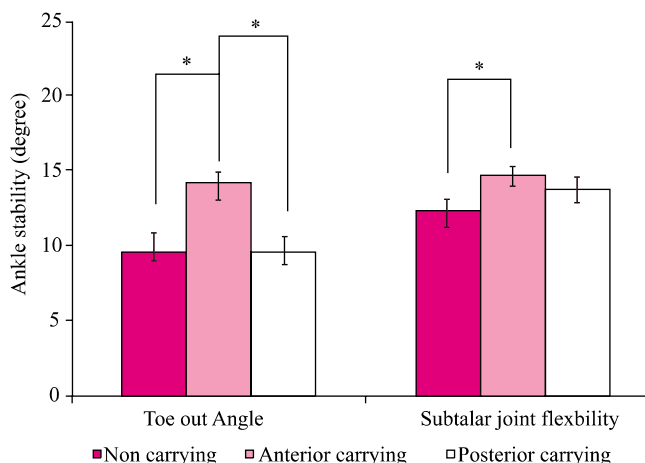


Figure 3. The comparison of the foot stability in each group by LSD

면과 접촉할 때 자연스럽게 발생하는 발의 회내는 외전, 배측 굴곡, 외번의 세 요소가 결합된 3차원 움직임으로 지면과의 충격력을 흡수하고 발이 표면에 적절히 적응할 수 있도록 해 주는 역할을 한다. 이러한 3차원적인 움직임이 제대로 일어나지 않을 때 발에는 여러 가지 질환이 발생하게 된다.¹⁸ Singh와 Koh¹²는 뒤쪽으로 메는 가방을 사용하고 보행 시 몸통과 허리의 움직임이 부하에 따른 균형을 잡음으로써 체간의 전방 기울기가 증가한다고 하였고, 이와 같은 체간의 균형 능력으로 인하여 본 연구의 결과와 같이 신체의 가장 아랫부분인 발의 움직임과 족저 압력에는 큰 영향을 미치지 않는 것으로 해석된다. Scott 와 Winter¹⁹는 거골하관절의 정상 범위는 움직임 방향을 기준으로 0~16°라고 하였는데 본 연구에서 일반적인 보행에서 12.35±0.82°, 앞쪽 부하 시 14.63±0.64°, 뒤쪽 부하 시 13.74±0.85°로 앞쪽 부하 시에 정상 보행 시보다 더 큰 범위로 움직였지만 이들 모두 정상 범위에 속하는 것으로 나타났다. 하지만 거골하관절의 운동 범위 증가는 발목 염좌의 위험성을 높이고 역학적인 에너지 소모를 늘릴 것으로 생각된다. 또한 선행 연구에서 앞쪽 부하 적용 시, 허리 근육의 활성도가 증가하여 요통을 유발 할 우려가 있는 것으로 밝혀졌다.²⁰

그리고 보행각의 변화는 7~15°를 주장한 Perry⁸의 의견과 일치하는 결과를 보였고 앞뒤 부하 적용 시 모두 8~14°의 분포를 보였지만 앞쪽 부하 적용 시 뒤쪽 또는 부하를 적용하지 않았을 때에 더 큰 변화 범위를 보였다. 이는 앞쪽 부하 적용이 신체의 균형에 영향을 미쳐 불안정한 상태를 만들고 이를 보상하기 위하여 체중지지면(Base of Support, BOS)을 넓히기 위한 것으로 생각된다. 이러한 체중지지면을 넓히기 위한 동작으로 인하여 발뒤꿈치 회전이 증가하는 것으로 생각된다.

또한 중족지절골 부분의 부하는 Han 등²¹의 보행 시 장애물 높이에 따른 정상인의 족저압 분포 연구에 따르면 장애물의 높이가 높아질수록 발허리 부분에 하지의 압력 중심이 머문다

고 하였다. 이는 An과 Jung²²의 연구와 동일하였으며, 장애물이 높을수록 더욱 불안정한 유각기 동안 균형을 유지하기 위해 입각기 발이 더 많은 운동을 했기 때문이라고 해석하였다. 본 연구에서도 일반 보행 시, 뒤쪽 부하 적용 시, 앞쪽 부하 적용 시의 순서로 중족지절골의 족저압력이 점점 높아지는 결과를 보였으며, 이는 앞쪽 부하 적용 시 불안정한 유각기 동안 거골하관절에서 운동 범위를 증가시킴으로써 불안정성을 보상하고 신체의 중심을 중족지절골 부분에 오래 머물게 하여 안정성을 확보한 결과로 생각되며 이는 앞쪽 부하 적용이 뒤쪽 부하 적용과 일반 보행에 비하여 더 큰 불안정성을 가지는 것으로 해석된다.

차후 다양한 대상자와 무게의 적용과 적용 방법에 따른 신체 안정성 및 근육의 활동성에 대한 연구가 더 필요할 것으로 생각된다. 또한 이러한 연구를 바탕으로 산업장에서 안정적인 활동을 위한 신발의 개발에 대한 연구가 필요할 것이다.

V. 결론

본 연구는 보행에 있어 앞쪽과 뒤쪽 부하 적용이 발의 안정성과 발의 안정성에 미치는 영향을 알아보고자 실시하였다. 보행 시 앞쪽 부하 적용이 뒤쪽 부하 적용보다 발의 불안정성과 족저압력 불균형을 증가시켜 엄지 발가락의 움직임, 뒤꿈치의 회전 및 중족골의 압력을 증가시키는 것으로 나타났으며 이러한 결과를 통해 산업장과 일상 생활에서 물건을 옮길 때 안정적인 부하의 적용 방향을 제시할 수 있다. 또한 앞쪽 부하 적용 시 더 많은 불안정성으로 인한 발의 변형 또는 발목 관절의 질환을 유발 할 것으로 생각되며 이를 예방하기 위한 신발의 착용이 필요할 것으로 생각된다.

Author Contributions

Research design: Lee SY

Acquisition of data: Lee SY

Analysis and interpretation of data: Lee SY

Drafting of the manuscript: Bae SS

Research supervision: Bae SS

참고문헌

- Wall-Scheffler CM, Geiger K, Steudel-Numbers KL. Infant carrying: The role of increased locomotory costs in early tool development. *Am J Phys Anthropol.* 2007;133(2):841-6.
- Lee SJ. Correctional function of custom foot orthotics for foot diseases related to excessive pronation during gait. *Korea Journal of Sport Biomechanics.* 2006;16(1):65-79.
- Jang KH, Heo JY. Footwear design. Seoul, Chohyong publishing company, 1992.
- Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait Posture.* 1995;3(4):193-214.
- Lavery LA, Armstrong DG, Vela SA et al. Practical criteria for screening patients at high risk for diabetic foot ulceration. *Arch Intern Med.* 1998;158(2):157-62.
- No JS, Kim TH. Reliability of plantar pressure measures using the parotec system. *Journal of the Korean Academy of University Trained Physical Therapists.* 2001;8(3):35-41.
- Lampe R, Mitternacht J, Gerdemeyer L et al. [plantar pressure measurement in children and youths during sports activities. *Klin Padiatr.* 2005;217(2):70-5.
- Perry J. *Gait analysis: Normal and pathological function.* New Jersey, Slack, 1992.
- Cavabanagh PR. *Biomechanics of distance running.* Philadelphia, Human Kinetics, 1990.
- Hwangbo G, Lee JH, Chung HK et al. Effect of step width and toa on q-angle and cta in walking. *J Kor Soc Phys Ther.* 1996;8(1):33-47.
- Levangie PK, Norkin CC. *Joint structure and function; a comprehensive analysis.* Philadelphia, Davis Company, 2001.
- Singh T, Koh M. Effects of backpack load position on spatiotemporal parameters and trunk forward lean. *Gait Posture.* 2009;29(1):49-53.
- Holewijn M. Physiological strain due to load carrying. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1990;61(3-4):237-45.
- Bobet J, Norman RW. Effects of load placement on back muscle activity in load carriage. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol.* 1984;53(1):71-5.
- Chow DH, Kwok ML, Cheng JC et al. The effect of backpack weight on the standing posture and balance of schoolgirls with adolescent idiopathic scoliosis and normal controls. *Gait Posture.* 2006;24(2):173-81.
- D'Aout K, Lescrenier K, Gheluwe BV et al. Advances in plantar pressure measurements in clinical and scientific research. Maastricht, Shaker, 2008.
- Lavery LA, Vela SA, Fleischli JG et al. Reducing plantar pressure in the neuropathic foot. A comparison of footwear. *Diabetes Care.* 1997;20(11):1706-10.
- Brody DM. Running injuries. *Clin Symp.* 1980;32(4):1-36.
- Scott SH, Winter DA. Talocrural and talocalcaneal joint kinematics and kinetics during the stance phase of walking. *J Biomech.* 1991;24(8):743-52.
- Anderson AM, Meador KA, McClure LR et al. A biomechanical analysis of anterior load carriage. *Ergonomics.* 2007;50(12):2104-17.
- Han JT, Lee MH, Kim K. The study of plantar foot pressure distribution during obstacle crossing with different height in normal young adults. *Korean Journal of Sport Biomechanics.* 2008;18(2):1-9.
- An CS, Jung S. A study on gait analysis of normal adult and hemiplegia patients. *J Kor Soc Phys Ther.* 2002;14(3):143-8.