

외측 뒤꿈치 당뇨발 환자의 보행 중 발바닥 전단응력 및 압력분포

황성재*, 박선우*, 이진복**, 류기홍*, 김영호#

Plantar Shear Stress and Normal Pressure in Lateral Heel Diabetic Foot Patients During Walking

Sung Jae Hwang*, Sun Woo Park*, Jin Bock Yi**, Ki Hong Ryu* and Young Ho Kim#

ABSTRACT

In this study, we analyzed the plantar shear stress and normal pressure in lateral heel diabetic foot patients during walking by using in-shoe local shear stress and plantar pressure measurement systems. The shear force transducer based on the magnetic-resistive principle, was a rigid 3-layer circular disc. Shear transducers were mounted on the locations of four metatarsal heads and heel in the insole. Twelve normal subjects and three diabetic foot patients with diabetic neuropathy in the lateral heel participated in this study. The center of pressure in lateral heel diabetic foot patients moved more medially and directed toward the first, medial to the second metatarsal heads, and the hallux during late stance, making pressure at the medial heel and the second metatarsal head significantly larger than in the normal. Shear stress at the heel changed significantly in early stance and the magnitude of shear stresses in each metatarsal head also changed. Further studies would be very helpful to design foot orthoses in patients with diabetic neuropathy or other diseases.

Key Words : Diabetic foot(당뇨발), Shear stress(전단응력), Plantar pressure(발바닥 압력분포)

1. 서론

보행 시 직접 지면과 접촉을 이루고 있는 발은 많은 시간동안 신체를 지지하고 있으며, 기계적인 응력을 받는다. 정상인의 경우 보행 중에 작용되는 기계적 자극에 대하여 적절한 보호기전을 발휘하여 신체를 보호하나, 신경병성 장애나 말초 질환 장애를 갖는 환자의 경우에는 자극에 적절히 대응하지

못하고 상해를 입게 된다. 특히 당뇨발(diabetic foot) 환자들은 상해 부위의 감염 위험도가 높고 궤양으로 쉽게 전이되어 치료가 어려울 뿐만 아니라 예후가 좋지 않아 절단에 이르는 경우도 많다.¹

보행 중 발에 작용되는 기계적 자극은 발바닥에 작용되는 압력(plantar pressure)과 전단응력(shear stress)으로 이들에 대한 국부적 분포특성은 매우 중요하다. 이와 같은 발의 자극을 완화하기 위하여

* 접수일: 2006년 8월 28일; 게재승인일: 2006년 11월 4일

* 연세대학교 대학원 의공학과

** 한서대학교 의료보장구학과

교신저자: 연세대학교 의공학부, 연세의료공학연구원

E-mail yonghokim@yonsei.ac.kr Tel. (033) 760-2492

보통 발바닥 압력분포를 고려한 특수안창 및 특수화를 처방한다.^{2,3}

전단력(shear force)은 특정 면에 접선방향으로 작용되는 힘으로 신체의 상해를 일으키게 되는 가장 큰 기계적 자극 중 하나이다.⁴ 상처를 유발하는 기계적인 자극으로 압력보다 전단응력(shear stress)이 더 큰 요인으로 작용된다고 보고 된 바 있으며 특히 전단응력은 조직의 말단에 흐르는 혈류의 흐름에도 영향을 미쳐 상처의 회복을 더디게 하는 원인으로 작용되고 있다.⁵ 인체조직에 작용되는 전단력의 영향에 대하여 첫 연구는 Reichel 등⁶에 의하여 이루어졌으며, Dinsdale 등⁷은 동물실험을 통하여 궤양 발생에 있어서 압력보다 전단응력이 더 중요하다고 보고하였다. Bennett 등^{8,9}과 Goossens 등^{10,11}은 전단응력에 의해 말초조직의 혈류가 유의하게 감소한다고 발표하였다.

보행 중에 작용되는 발바닥 압력분포에 대해 비교적 많은 연구가 진행되었다. Kornozeck 등¹²은 성인군과 노인군의 보행 중 발바닥 압력분포를 비교한 결과 중족골 부위의 최대 압력값이 성인군에 비해 20%정도 작고, 최대 압력값까지의 도달 시간이 190.42ms로 성인군의 335.37ms에 비해 약 2배정도 빠르다고 발표하였다. 권치호 등¹³은 편평족과 요족 등의 발 질환자에 대한 발바닥 압력분포를 분석하여 편평족의 경우 아치 내측에서 압력이 증가되고, 요족의 경우 아치 내·외측에서의 접촉 면적이 현저하게 감소하여 전족부 내측과 중앙에서 압력이 크게 증가된다고 보고하였다.

한편 발바닥에 작용되는 국부 전단응력은 측정 기술의 어려움으로 인하여 선행연구가 미비한 실정이다. Tappin 등¹⁴은 magnetic-resistive 원리를 이용하여 디스크 형태의 전단력 센서를 최초로 고안하고 한 방향의 전단력을 측정하였다. 이후 Load 등^{15,16}은 유사한 원리를 이용하여 내·외측 및 전·후방향의 전단력을 측정할 수 있는 센서를 고안하였고 정임숙 등¹⁷은 보행 시 내·외측 및 전·후 방향의 전단력을 동시에 측정할 수 있는 시스템을 발표하였다.

본 연구에서는 인솔형 국부 전단력 측정 시스템을 이용하여 보행 시 정상인 및 외측 뒤꿈치 당뇨발 환자의 발바닥에 발생하는 전단력을 측정하고 발바닥 압력중심의 궤적과 이동속도 및 보행주기에 따른 발바닥 영역별 압력분포를 비교하여 보행 중 발바닥에 직접적으로 작용되는 기계적 자극들의 특

성을 분석하였다.

2. 연구방법

2.1 전단력 측정시스템

Fig. 1은 발바닥의 국부 전단력을 측정할 수 있는 전단센서가 삽입된 인솔형 국부 전단력 측정 시스템이다.¹⁷ 인솔형 국부 전단력 측정시스템은 크게 전단센서가 삽입된 인솔부, 센서의 출력신호를 처리하는 신호처리부, 수신된 신호를 전송받아 모니터하는 모니터부로 구성된다.

인솔에 삽입된 센서의 위치는 일반적으로 발의 상해가 빈번한 중족골두 부위와 발뒤꿈치로 결정하였다. 제작된 전단력 센서의 크기로 인해 인접한 중족골두 부위에 연속하여 전단력 센서를 삽입하는 것이 어려우므로, 왼쪽 인솔에는 제 2 중족골두와 제 4 중족골두, 오른쪽 인솔에는 제 1 중족골두와 제 3 중족골두의 위치에 전단력 센서를 삽입하였다. 전단력 센서의 삽입방향은 센서에 작용되는 전단력이 앞쪽 또는 내측으로 작용될 때 센서의 출력값이 양(+)이 되도록 설정하였다.

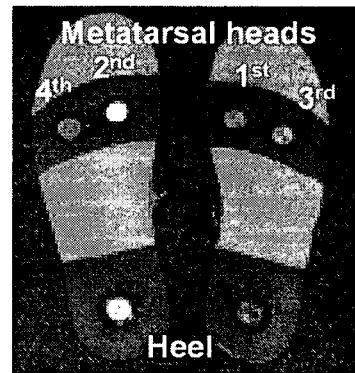


Fig. 1 Insoles with shear sensors

신호처리부는 센서의 신호를 증폭하여 A/D 변환한 후 무선으로 송신하는 역할을 한다. 증폭단에서는 두 기준 출력신호를 차동 증폭하여 센서의 한축의 신호가 2.5V를 기준으로 0 ~ 5V사이의 값으로 출력하도록 구성하였다. 신호의 A/D 변환과 전송을 위하여 마이크로컨트롤러(PIC16C74, Micro chip IC, 미국)를 사용하였다. 증폭된 신호는 마이크로컨트롤러의 10비트 내부 A/D 변환기로 변환되어 블루투스 송·수신 모듈(Promi-ESD, Inition, 한국)을

이용하여 PC로 전송되었다. 사용된 블루투스 모듈은 Class 1으로 3 ~ 3.3V에서 구동되며 보오레이트는 9,600bps를 사용하였다(Fig 2a).

PC로 전송된 센서의 출력값은 LABVIEW (National Instruments, 미국)로 작성된 모니터링 프로그램을 통하여 각 축의 출력값을 화면에 나타내며 저장하였다(Fig 2b). 또한 모니터링 프로그램이 시작될 때 외부기기에 TTL 레벨의 트리거 신호를 줄 수 있도록 설계하여 삼차원 동작분석시스템 (Vicon Motion System, 영국)과 연동할 수 있게 하였다.



(a) Signal processing part (b) Monitoring program
Fig. 2 Components to transfer data and display

2.2 보행 실험

발에 질병이나 외과적인 상해가 없으며 신경 병력이 없는 12명의 정상보행자와 Fig. 3과 같이 외측 뒤꿈치부위에 신경병성 당뇨병이 있는 당뇨병 환자 3명이 실험에 대하여 충분히 숙지한 후 실험동의서를 작성하고 보행실험에 참여하였다(Table 1).

피험자가 8m의 보행로를 걸을 때 보행로 중앙 부분 5m를 보행하는 동안 측정이 이루어졌으며 총 5회 반복 실험하였다. 측정 전에 피험자의 체중을 이용하여 각 발의 센서를 보정하는 작업을 수행하였다. Fig. 4와 같이 전단센서가 삽입된 인솔을 신발에 넣고 신호처리와 무선 전송을 위한 전자부를 피험자의 몸에 착용시킨 후 충분한 보행 훈련을 실시하였다. 삼차원 동작분석시스템(Vicon Motion System, 영국)과 4개의 힘측정판(Kistler, 스위스; AMTI, 미국)을 이용하여 보행실험을 동시에 수행하고 보행주기를 구분하였다.

측정된 12채널의 전단센서 출력신호에 MATLAB 6.1(Mathworks, 미국)을 이용하여 10Hz의 9차 저역대역 통과필터를 적용하였다. 필터를 거친 신호를 각 센서의 보정식에 의하여 전단력으로 환

산하고, 삼차원 동작분석시스템에 의해 구분된 각 발의 보행주기별로 구분하여 분석하였다.¹⁷

Table 1 Characteristics of participated subjects

Characteristics	Normal	Diabetic foot
Age (years)	23.4±1.7	53.3±4.2
Body mass (kg)	78.2±9.2	72.1±9.6
Height (cm)	175.6±4.2	175.7±10.7
Foot length (cm)	26.0±0.6	25.8±7.6



Fig. 3 Diabetic foot patient



Fig. 4 The in-shoe local shear stress measurement system

2.3 압력분포 및 압력중심 궤적 분석

압력측정 시스템(Matscan, 미국)을 이용하여 입각기(stance phase)동안 정상인과 당뇨병 환자의 발바닥 압력 중심(COP) 궤적 및 영역별 압력분포를 측정하였다. 발바닥 압력중심 궤적 및 이동속도를 분석하기 위해 Fig. 5와 같이 초기접지점이 원점인 센서 축(Sensor axis)을 정의하고 제 2 중족골두의 중심을 지나도록 θ (Axis rotation angle)만큼 회전시켜서 발 진행 축(Foot progress axis)을 정의하였다.

각 정상인 및 당뇨병 환자군의 압력중심 좌표를 계산하여 내·외측(Medial/ Lateral) 및 전·후(Anterior/ Posterior)방향 궤적 및 이동속도를 계산하였다.

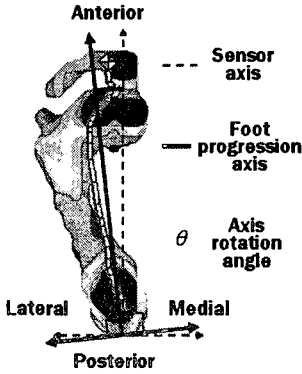


Fig. 5 Definition of foot progression axis

보행주기에 따른 발바닥 영역별 압력분포의 분석을 위해 Fig. 6과 같이 엄지발가락(hallux), 제 2 중족골두(2nd metatarsal head), 뒤꿈치 외측(lateral heel), 뒤꿈치 내측(medial heel)등 주요 영역 4개를 정의하였다. 보행주기 중 하중수용기, 중간입각기, 말기입각기, 전유각기에 대하여 정상인과 당뇨병 환자군의 압력분포를 비교, 분석하였다.

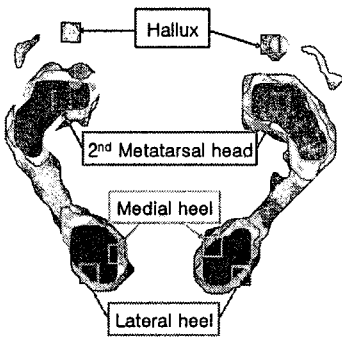


Fig. 6 Definition of four major local regions to analyze plantar pressure distributions

3. 결과 및 토의

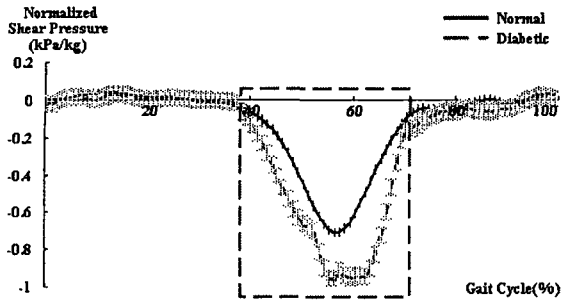
Fig. 7과 Fig. 8은 정상인과 당뇨병 환자의 발바닥 주요 영역에서 측정된 전·후 및 내·외측 방향의 전단응력이다. 그림은 각 영역에서의 전단응력의 평균값과 편차로 나타내었다. 전·후 방향의 전단응력 그래프에서 양(+)의 값은 앞쪽방향으로 작용되

는 응력을 의미하며, 내·외측 방향의 전단응력 그래프에서 양(+)의 값은 내측으로 작용되는 응력을 나타낸다.

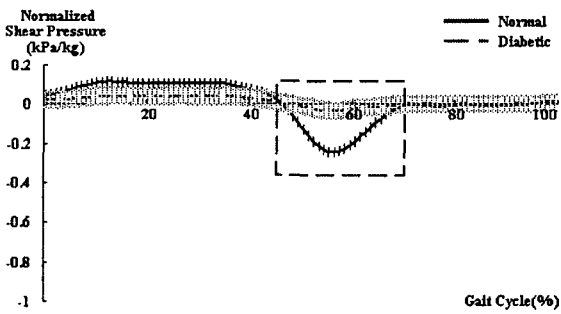
Fig. 9는 정상인과 당뇨병 환자의 한 보행주기의 약 0 ~ 60%의 시기에 해당하는 입각기(stance phase)동안의 발바닥 압력중심(COP)의 궤적을 나타낸 것이고 Fig. 10은 발바닥 압력중심의 전·후 방향 및 내·외측 방향 이동속도를 나타낸 것이다. 전방향(anterior) 및 내측(medial) 방향의 이동속도가 양(+)을 나타낸다.

Fig. 7(c)와 Fig. 8(c)에서와 같이 전단응력은 초기접지기와 하중수용기동안 발뒤꿈치에 작용되는데 이 시기에 피험자의 체중은 몸의 뒤쪽에서 앞으로 이동된다. 따라서 초기입각기 및 하중수용기동안 발뒤꿈치에 뒤쪽으로 작용되는 전단응력을 확인할 수 있었다. 또한 발뒤꿈치가 내면되어 지면에 닿게 되어 전단응력이 내측으로 작용됨을 알 수 있었다. 정상인과 마찬가지로 당뇨병 환자의 경우에도 초기접지기와 하중수용기동안 발뒤꿈치에 후방향 및 내측 전단력이 작용되었으나 그 크기는 정상인에 비하여 상대적으로 작음을 알 수 있었다. 이는 발바닥 압력중심의 궤적과 이동속도와 연관지어 해석할 수 있다. Fig. 9에서와 같이 정상인의 경우, 압력중심 궤적은 발뒤꿈치 부위에서 시작하여 발의 약간 외측 대각선쪽으로 이동하는 것에 반해, 당뇨병 환자의 경우 발뒤꿈치 내측에서 압력중심 궤적이 시작하여 거의 일직선으로 발의 내측으로 이동하였다. 당뇨병 환자의 경우 초기입각기 및 하중수용기동안 압력중심의 전방향 이동속도가 정상인에 비해 작음을 알 수 있다(Fig. 10(a)). 또한 정상인의 경우 외측방향에서의 이동속도가 감소하는데 비해 당뇨병 환자의 경우 약 5 ~ 15cm/s의 내측방향 이동속도가 유지됨을 알 수 있다(Fig. 10(b)). 이는 발뒤꿈치 외측에 환부가 있는 당뇨병 환자의 경우 발뒤꿈치의 전방향 진행을 정상인에 비해 적게 하고 상대적으로 외반을 하여 발뒤꿈치 내측을 지면에 닿게 하고 압력중심의 내측방향 이동속도가 거의 일정한 특성을 보이기 때문이다.

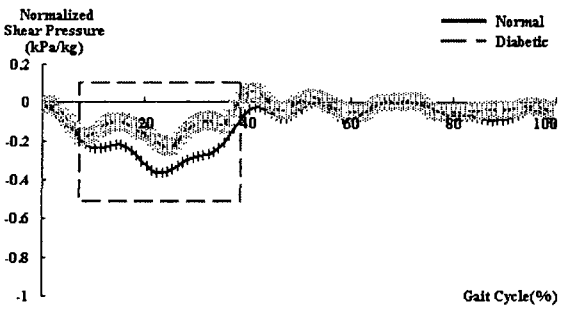
제 2 중족골두 및 제 4 중족골두에 전단응력이 가장 크게 작용되는 시기는 전유각기에 발로 지면을 밀어내는 시점으로, 정상인과 당뇨병 환자의 전단응력의 방향은 유사하나, 각 중족골두에서의 전단응력 크기가 변화함을 알 수 있었다. 당뇨병 환자의 경우 Fig. 7(a)와 같이 제 2 중족골두의 후방향



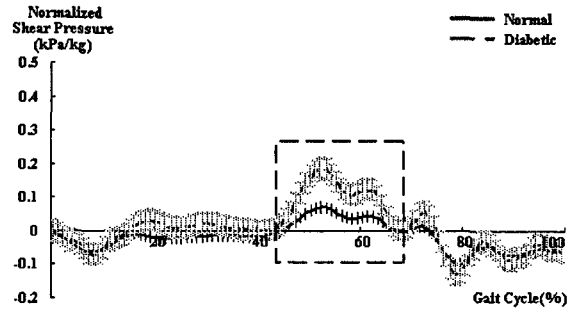
(a) The second metatarsal head



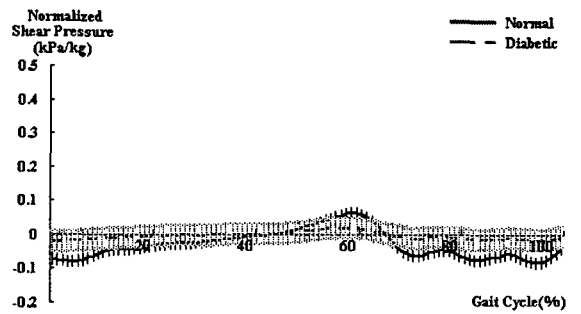
(b) The fourth metatarsal head



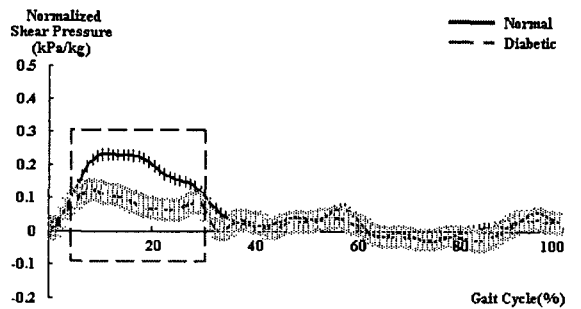
(c) Heel



(a) The second metatarsal head



(b) The fourth metatarsal head



(c) Heel

Fig. 7 Anterior/Posterior shear stresses in the foot

Fig. 8 Medial/Lateral shear stresses in the foot

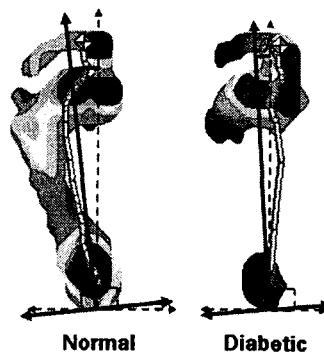
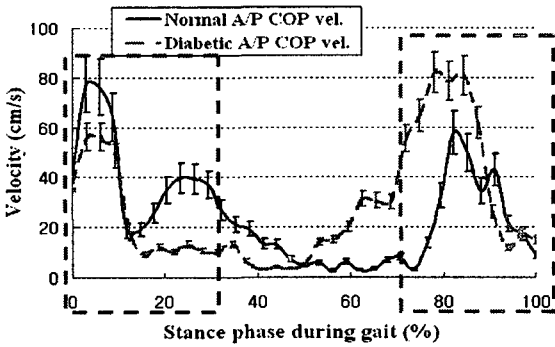
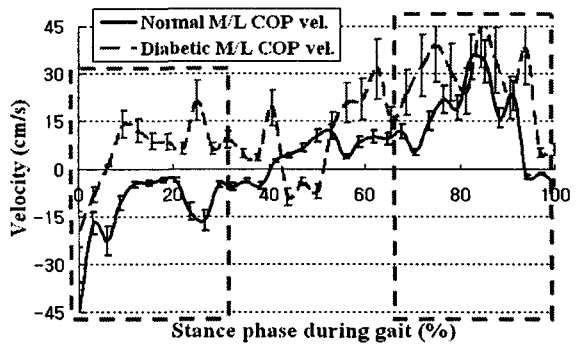


Fig. 9 Center of pressure(COP) trajectory



(a) Anterior/posterior direction



(b) Medial/lateral direction

Fig. 10 COP velocity of the normal and the diabetic foot

전단응력이 정상인에 비해 크게 나타난 반면에 제 4 중족골두의 후방향 전단응력이 매우 작게 나타나는 특성을 보였다(Fig. 7(b)). 또한 Fig. 8(a)와 같이 제 2 중족골두의 내측방향 전단응력이 상대적으로 크게 나타났다. 이는 압력중심의 궤적 및 이동속도와 큰 상관관계가 있는데, 정상인의 경우 압력중심 궤적이 말기입각기에 외측에서 내측으로 움직여서 제 2 중족골두를 지나서 엄지발가락 쪽으로 진행되는 것에 반해, 당뇨병 환자의 경우 압력중심 궤적이 거의 일직선으로 내측으로 이동하다가 제 2 중족골두의 내측방향 쪽으로 진행하기 때문에 상대적으로 내측으로 큰 전단응력이 발생하는 것이다(Fig. 9). 또한 Fig. 10과 같이, 당뇨병 환자의 경우 말기입각기에 전방향 및 내측방향 이동속도가 정상인에 비해 크게 증가하기 때문에 제 2 중족골두의 내측 및 후방향 전단응력이 크게 발생됨을 알 수 있다. 발뒤꿈치 외측의 환부로 인해 습관적으로 발 내측으로 보행을 하는 당뇨병 환자의 보행 특성으로 인

해 제 4 중족골두에는 전·후 및 내·외측 방향의 전단응력이 거의 발생하지 않음을 알 수 있다.

Fig. 11은 당뇨병 환자와 정상인의 보행 주기에 따른 발바닥 영역별 최대 압력의 차이를 나타낸 것이다. 양(+)의 값은 당뇨병 환자의 최대 압력이 정상인보다 크다는 것을 의미하고 음(-)은 정상인보다 작다는 것을 의미한다. 당뇨병 환자의 경우 하중수용기동안 발뒤꿈치 외측에 정상인에 비해 작은 압력이 분포되고 발뒤꿈치 내측에 높은 압력이 분포되었다. 중간입각기 및 말기입각기에는 당뇨병 환자의 제 2 중족골두와 엄지발가락 영역에 상대적으로 큰 압력이 분포되었고 전유각기동안 제 2 중족골두와 엄지발가락 영역에 매우 작은 압력이 분포되었다. 이는 당뇨병 환자가 발뒤꿈치 외측의 환부를 피해 내측으로 보행을 하면서 중간입각기 및 말기입각기에 제 2 중족골두 및 엄지발가락 영역에 정상인에 비해 큰 압력을 분포시키고 말기입각기에는 push-off가 약화되었기 때문임을 알 수 있다.

Diabetic foot VS Normal

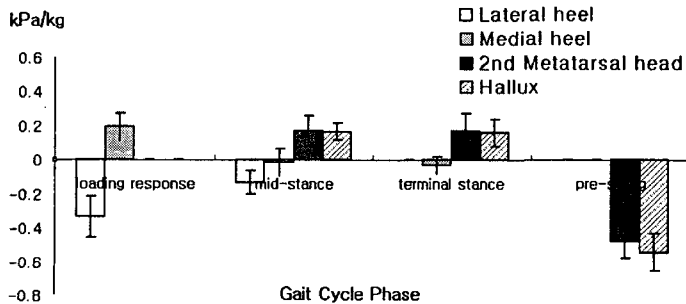


Fig. 11 Differences of plantar pressure between the diabetic foot and the normal

4. 결론

본 연구에서는 인솔형 국부 전단력 측정 시스템을 이용하여 보행 시 정상인 및 외측 뒤꿈치 당뇨발 환자의 발바닥에 발생하는 전단력을 측정하고 발바닥 압력중심의 궤적과 이동속도 및 보행주기에 따른 발바닥 영역별 압력분포를 분석하였다.

발뒤꿈치 외측에 환부가 있는 당뇨발 환자의 경우 보행 시 발뒤꿈치 내측, 제 2중족골두 및 발가락 부위에 정상인에 비해 약 0.2kPa/kg의 큰 압력이 집중되어 압력중심 궤적이 제 2 중족골두의 내측을 지나 엄지발가락부위로 진행되는 특성을 보였다. 이로 인해 초기접지기와 하중수용기에 발뒤꿈치에 내측·후 방향 전단응력이 최대 약 0.15kPa/kg정도 정상인에 비해 작게 나타나고 말기입각기 및 전유각기에 제 2 중족골두의 내측방향으로 최대 약 0.12kPa/kg정도, 후방향으로 최대 약 0.25kPa/kg정도 정상인에 비해 크게 발생되었다. 즉, 환부를 피해서 걸으려는 당뇨발 환자의 반사적인 행동에 의해 압력중심선의 궤적 및 이동속도가 변화되고, 그에 따라 발의 각 부위에 작용하는 전단응력의 크기도 변화되었다. 이와 같이 발에 가해지는 전단응력 및 압력분포의 측정은 다양한 발 질환자들의 상해예방 기능이 우수한 특수화와 발보조기의 재질 선택 및 구조 설계에 큰 도움이 될 것으로 생각한다.

후 기

본 연구는 산업자원부 지정 연세대학교 의용계측 및 재활공학 연구센터(RIC)의 지원과 보건복지부 보건의료기술진흥사업(02-PJ3-PG6-EV03-0004)에 의한 것입니다.

참고문헌

1. Kim, Y. G., "The Diabetic Foot Lesions," *Diabetologia*, Vol. 19, No. 1, pp. 1-5, 1995.
2. Lee, C. T., "The Diabetic Foot," *ChoiShin Medical Book*, pp. 23-26, 2000.
3. Veves, A., Murray, H. J., Young, M. J. and Boulton, A. J., "The Risk of Foot Ulceration in Diabetic Patients with High Foot Pressure: a Prospective Study," *Diabetologia*, Vol. 35, No. 7, pp. 660-663, 1992.

4. Medved, V., "Measurement of Human Locomotion," CRC Press, pp. 157-168, 2001.
5. Stephen, U., "Plantar Pressure-measurement Sensors," IOP Published Ltd, pp. 1-31, 1999.
6. Reichel, S. M., "Shearing Force as a Factor in Decubitus Ulcers in Paraplegics," *Arch. Phys. Med. Rehab.*, Vol. 166, No. 3, pp. 762-763, 1958.
7. Dinsdale, S. M., "Decubitus Ulcers : Role of Pressure and Friction in Causation," *Arch. Phys. Med. Rehab.*, Vol. 55, No. 4, pp. 147-152, 1974.
8. Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. Y. and Trainor, F. A., "Shear vs Pressure as Causative Factors in Skin Blood Flow Occlusion," *Arch. Phys. Med. Rehab.*, Vol. 60, No. 7, pp. 309-314, 1979.
9. Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. Y., Trainor, F. S. and Lewis, J. M., "Skin Stress and Blood Flow Sitting Paraplegic Patients," *Arch. Phys. Med. Rehab.*, Vol. 65, No. 4, pp. 492-498, 1984.
10. Goossens, R. H., Snijders, C. J., Hoek van Dijke, G. A. and den Ouden, A. H., "A New Instrument to Measure Force in Beds and Seats," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 15, No. 5, pp. 409-412, 1994.
11. Goossens, R. H. and Snijders, C. J., "Shear Stress Measurement on Beds and Wheelchairs," *J. Rehab. Med.*, Vol. 29, No. 1, pp. 131-136, 1997.
12. Kernozek, T. W. and Lamott, E. E., "Comparisons of Plantar Pressures between the Elderly and Young Adults," *Gait and Posture*, Vol. 3, No. 3, pp. 143-148, 1995.
13. Kwon, C. H., Park, S. B. and Kim, Y. H., "Characteristics of Dynamic Plantar Pressure Distribution in Foot Deformities: Flat Foot and Pes Cavus," *KOSOMBE*, Vol. 18, No. 4, pp. 439-446, 1997.
14. Tappin, J. W., Pollard, J. and Beckett, E., "A Method of Measuring Shearing Forces on the Sole of the Foot," *Clin. Phys. Physiol. Meas.*, Vol. 1, No. 1, pp. 80-85, 1980.
15. Hosein, R. and Lord, M., "A Study of In-shoe Plantar Shear in Normals," *Clinical Biomechanics*, Vol. 15, No. 1, pp. 546-531, 2000.
16. Lord, M. and Hosein, R., "Method for In-shoe Shear Stress Measurement," *J. Biomed. Eng.*, Vol. 14, No. 3, pp. 181-186, 1992.
17. Jung, I. S., Ahn, S. C., Lee, J. B., Kim, H. S. and Kim, Y. H., "A Development of an Insole Type

Local Shear Measurement Transducer and Measurements of Local Plantar Shear Force During Gait,” Journal of the Korean Society of Precision Engineering, Vol. 22, No. 6, pp. 213-221, 2005.