

## 인솔형 국부 전단센서의 개발 및 보행 시 발바닥의 국부 전단력 측정

정임숙\* , 안승찬\* , 이진복\*\* , 김한성\*\*\* , 김영호#

### A Development of an Insole Type Local Shear Measurement Transducer and Measurements of Local Plantar Shear Force During Gait

Im Sook Jeong\*, Seung Chan Ahn\* , Jin Bok Yi\*\*, Han Sung Kim\*\*\*, Young Ho Kim#

#### ABSTRACT

An insole type local shear force measurement system was developed and local shear stresses in the foot were measured during level walking. The shear force transducer based on the magneto-resistive principle, was a rigid 3-layer circular disc. Sensor calibrations with a specially designed calibration device showed that it provided relatively linear sensor outputs. Shear transducers were mounted on the locations of four metatarsal heads and heel in the insole. Sensor outputs were amplified, decoded in the bluetooth transmission part and then transferred to PC. In order to evaluate the developed system, both shear and plantar pressure measurements, synchronized with the three-dimensional motion analysis system, were performed on twelve young healthy male subjects, walking at their comfortable speeds.

The maximum peak pressure during gait was 5.00kPa/B.W. at the heel. The time when large local shear stresses were acted correlated well with the time of fast COP movements. The anteroposterior shear was dominant near the COP trajectory, but the mediolateral shear was noted away from the COP trajectory. The vector sum of shear stresses revealed a strong correlation with COP movement velocity.

The present study will be helpful to select the material and to design of foot orthoses and orthopedic shoes for diabetic neuropathy or Hansen disease.

**Key Words :** Local shear sensor(국부전단센서), shear stress(전단응력), calibration device(보정장치), plantar pressure(발바닥 압력분포)

#### 1. 서론

전단력(Shear Stress)이란 특정면에 접선방향으로 작용되는 힘으로 신체의 상해를 일으키게 되는 기계적인 자극의 하나이다<sup>1</sup>. 정상인의 경우 피부의

심한 기계적인 자극에 대하여 적절한 보호기전으로 발휘하여 신체를 보호하나, 신경병성 장애나 말초 질환 장애를 가지는 환자의 경우에는 자극에 적절히 대응하지 못하고 상해를 입게 된다<sup>2</sup>. 특히 당뇨 병성 족부질환자들과 한센병 환자들은 상해를 입은

접수일: 2004년 7월 6일; 게재승인일: 2005년 4월 15일  
\* 연세대학교 대학원 의공학과  
\*\* 한서대학교 의지보장구과  
\*\*\* 연세대학교 의공학부  
# 교신저자: 연세대학교 의공학부  
E-mail: yhkim@dragon.yonsei.ac.kr Tel. (033) 760-2492

부위의 감염 위험도가 높고 궤양으로 쉽게 전이되어 그 치료가 어려울 뿐만 아니라 그 예후가 좋지 않아 절단에 이르는 경우도 많다<sup>3,4,5,6</sup>.

이와 같은 발의 자극을 완화하기 위하여 발바닥 압력분포를 고려한 특수화가 처방된다<sup>7,8</sup>. 그러나 상처를 유발하는 기계적인 자극으로 압력보다 전단응력이 더 큰 요인으로 작용된다고 보고된 바 있으며 특히 전단응력은 조직의 말단에 흐르는 혈류의 흐름에도 영향을 미쳐 상처의 회복을 더디게 하는 원인으로 작용되고 있다<sup>9</sup>.

인체조직에 작용되는 전단력의 영향에 대하여 첫 연구는 Reichel 등<sup>10</sup>에 의하여 이루어졌으며 Dinsdale 등<sup>11</sup>에 의하여 동물실험에서 압력보다 전단응력으로 인한 궤양의 발생이 보고되었다. Bennett 등<sup>12,13</sup>과 Goossens 등<sup>14,15</sup>은 전단응력에 의해 말초조직의 혈류가 유의하게 감소한다고 발표하였다.

발바닥 압력분포에 대하여 많은 선행연구가 진행된 반면에 발바닥의 전단력분포에 대해서는 측정 기술의 어려움으로 인하여 선행연구가 미비한 실정이다. 최초의 전단력 센서는 Tappin 등<sup>16</sup>에 의하여 제안된 것으로 magnetic-resistive 원리를 이용하여 디스크 형태의 전단력 센서를 최초로 고안하여 한쪽 방향의 전단력을 측정하였다. 이후 Load 등<sup>17,18,19,20</sup>은 유사한 원리를 이용하여 내 외측 및 전후 방향의 전단력을 측정할 수 있는 센서를 고안하였다.

본 연구에서는 발바닥의 국부 전단력을 측정할 수 있는 센서를 제작하고 이 센서의 출력을 보정하기 위한 보정장치를 개발하였다. 제작된 센서를 인솔(insole)의 적정 위치에 삽입하여 인솔형 국부 전단력 측정시스템을 완성하였다. 마지막으로 제작된 전단력 시스템의 평가를 위해서 인솔형 압력분포 측정시스템을 사용하여 보행실험을 수행한 후 압력분포와 국부 전단응력의 상관성을 분석하였다.

## 2. 연구 방법

### 2.1 국부 전단력센서

제작된 국부 전단센서는 전체 크기가 지름이 16mm, 두께가 4.3mm인 원형의 디스크 형태로 3층의 층상 구조이다(Fig. 1). 센서는 가공이 용이한 알루미늄 합금으로 오차범위 0.001mm 내에서 가공되었으며 센서의 각 면은 마찰계수가 0.02 이하인 PTFE로 처리하였다. 센서의 층상구조에서 하층과

중층 사이에 궤도를 넣어 한 방향으로 움직일 수 있도록 하고, 상층과 중층은 그와 수직인 방향으로 움직일 수 있도록 궤도를 넣어 모든 방향으로 움직일 수 있게 된다. 상하층에는 궤도 끝부분에 아날로그 위치센서(THS119, 도시바, 일본)를 삽입하고 중층에는 네오디움 영구자석을 설치하였다. 아날로그 위치센서는 GaAs이온의 홀센서로 자장의 변화를 전압으로 출력하는 센서이다. 전단력에 의하여 센서의 각 층이 궤도를 따라 이동되면 영구자석과 아날로그 위치센서의 센서간의 이격거리가 변화되고 이 변화에 따라 발생된 자장의 변화를 아날로그 위치센서가 감지하는 것이다. 원통형 센서의 둘레 벽과 층상 구조물 사이에는 원형의 실리콘 재질의 탄성체로 채워져 있다. 탄성체는 인체에 무해한 실리콘 재질로 센서에 임의의 방향으로 가해지는 힘에 평행이 될 때까지 변형을 일으켜 센서의 층상 구조물이 이동할 공간을 만들어준다. 즉 탄성체에 발생된 변형에 비례적으로 아날로그 위치센서와 영구자석간의 이격거리가 변화되며, 변화된 이격거리는 아날로그 위치센서에 감지된다. 따라서 아날로그 위치센서의 측정값은 센서에 가해진 힘을 의미한다. 센서가 측정할 수 있는 값의 범위는 탄성체의 강도에 따라 결정되며, 센서에 가해진 힘과 평형을 이루는 탄성체의 탄성력은 궤도를 따라 이동된 센서의 각 층을 본래의 위치로 되돌리는 역할을 한다.

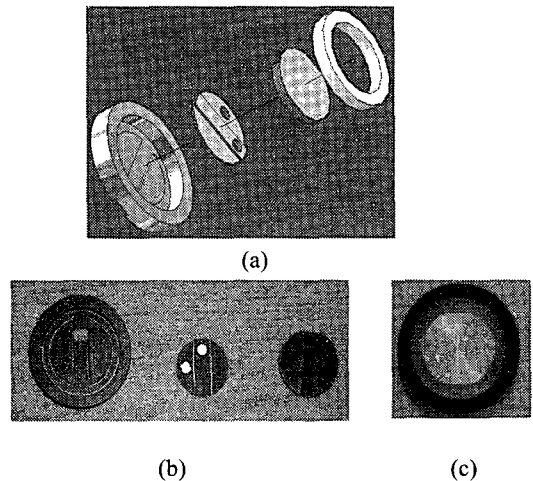


Fig. 1 Photographs of the developed local shear transducer

제작된 전단력 센서의 출력특성을 알아보기 위하여 각 센서의 출력값에 대한 보정을 시행하였다. 보정을 위하여 센서에 일정한 방향으로 전단력을 가할 수 있는 보정장치를 제작하였다. 제작된 보정장치는 고정도르래를 사용하여 중력의 작용방향을 수평방향으로 변환하여 표준분동의 무게에 따라 일정한 전단력이 작용될 수 있도록 고안하였다. 센서의 측정범위와 출력특성을 살펴보기 위하여 센서의 각 축에 대하여 분동의 무게를 차례로 증가시켜가면서 측정하였으며, 동일한 힘에 대하여 3회 반복 측정하였다. 중족골두(Metatarsal Head)에 삽입되는 전단력 센서는 ±5N의 범위내에서 발뒤꿈치(Heel)에 삽입되는 전단력 센서 ±10N의 범위내에서 출력특성의 선형성을 만족하였다(Fig. 2) 이 결과를 1차 선형방정식을 적용하여 센서의 출력과 전단력과의 보정식을 얻었다(Table 1).

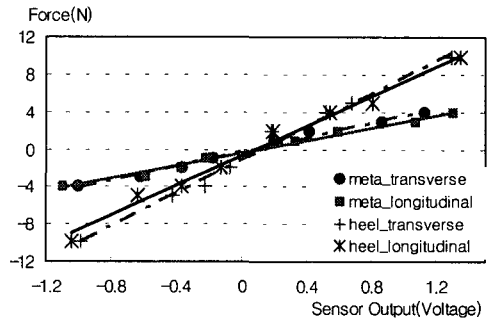


Fig. 2 Calibration for shear transducer at metatarsal heads and heel

Table 1 Results of Calibration and transfer equation for shear transducer at metatarsal heads and heel

(Average±SD)

Location of sensor		Shear Force(N)				Transfer Equation
Metatarsal head		0.98	1.96	2.94	3.92	
Heel		1.96	3.92	4.9	9.8	
Meta_transverse (V)	medial	-0.1715 ±0.016	-0.365 ±0.001	-0.6175 ±0.038	-0.999 ±0.001	y=3.3993x-0.4297
	lateral	0.2017 ±0.032	0.419 ±0.298	0.865 ±0.026	1.123 ±0.016	
Meta_longitudinal (V)	forward	-0.2215 ±0.087	-0.3715 ±0.039	-0.5903 ±0.026	-1.0995 ±0.001	y=3.8949x-0.0221
	backward	0.328 ±0.005	0.589 ±0.103	1.072 ±0.042	1.305 ±0.163	
Heel_transverse (V)	medial	-0.071 ±0.0162	-0.217 ±0.010	-0.419 ±0.049	-0.988 ±0.125	y=8.8451x-1.0841
	lateral	0.188 ±0.0389	0.518 ±0.043	0.678 ±0.0315	1.292 ±0.015	
Heel_longitudinal (V)	forward	-0.125 ±0.039	0.366 ±0.0467	-0.633 ±0.028	-1.038 ±0.055	y=7.9336x-0.7344
	backward	0.195 ±0.039	0.548 ±0.0761	0.808 ±0.029	1.348 ±0.189	

### 2.2 국부 전단력 측정시스템

개발된 인솔형 국부 전단력 측정시스템은 크게 전단센서가 삽입된 인솔부, 센서의 출력신호를 처리하는 신호처리부, 수신된 신호를 전송받아 모니터링하는 모니터부로 구성된다.

인솔에 삽입된 센서의 위치는 일반적으로 발의 상해가 빈번한 중족골두 부위와 발뒤꿈치로, 제작된 전단력 센서의 크기로 인해 인접한 중족골두 부위에 연속하여 전단력 센서를 삽입하는 것이 불가능하다. 따라서 왼쪽 인솔에는 제 2중족골두와 제 4중족골두의 위치에, 오른쪽 인솔에는 제 1중족골두와 제 3중족골두의 위치에 전단력 센서를 삽입하였다(Fig. 3). 전단력 센서의 삽입방향은 센서에 작용되는 전단력이 뒤 방향 또는 내측으로 작용될 때 센서의 출력값이 증가되도록 하였다.

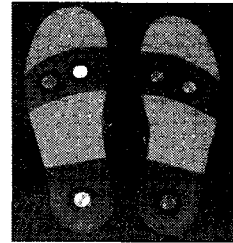


Fig. 3 Insoles in which shear sensors were inserted

신호처리부는 센서의 신호를 증폭하여 A/D 변환한 후 무선으로 송신하는 역할을 한다. 증폭단에서는 두 기준 출력신호를 차동 증폭하여 센서의 한 축의 신호가 2.5V를 기준으로 0V ~ 5V사이의 값으로 출력하도록 구성하였다. 신호의 A/D 변환과 전송을 위하여 마이크로 컨트롤러(PIC16C74,

Microchip사, 미국)를 사용하였다(Fig. 4). 증폭된 신호는 마이크로컨트롤러의 10비트 내부 A/D 변환기로 변환되어 블루투스 송·수신 모듈(Promi-ESD, Initium, 한국)을 이용하여 PC로 전송되었다. 사용된 블루투스 모듈은 Class 1으로 3~3.3V에서 구동되며 보오레이트는 9,600bps를 사용하였다.

PC로 전송된 센서의 출력값은 LABVIEW(National Instruments, 미국)로 작성된 모니터링 프로그램을 통하여 각 축의 출력값을 화면에 나타내며 저장된다(Fig. 4). 또한 모니터링 프로그램이 시작될 때 외부기기에 TTL 레벨의 트리거 신호를 줄 수 있도록 설계되었다.

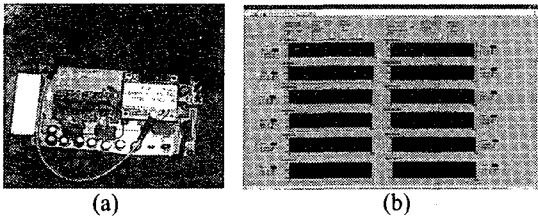


Fig. 4 Signal processing part(a) and monitoring program(b)

### 2.3 보행실험

제작된 인솔형 전단력 측정시스템을 평가하기 위하여 보행실험을 수행하였다. 피험자는 발에 질병이나 외과적인 상해가 없으며 신경병력이 없는 12명의 정상보행자로 265mm의 신발을 착용하는 사람들로 선정하였다. 피험자들의 나이, 키, 몸무게는 각각  $23 \pm 3.51$ 세(19 ~ 29세),  $171.3 \pm 4.34$ cm(164 ~ 177cm),  $68.2 \pm 5.4$ kg (57.3 ~ 79kg)이었다.

보행 시 신발 내의 발바닥 압력분포를 측정하기 위하여 인솔형 족부압력측정시스템(Novel GmbH, 독일)을 사용하였다. 실험은 8m의 직선 보행로(Gait Way)가 있는 동작분석실에서 이루어졌으며, 출발 신호에 따라 피험자가 보행로를 걷는 동안 보행로 중앙부분 5m를 보행하는 동안만 압력 측정이 이루어졌다. 각 피험자마다 4회 반복 측정되었으며, 매 회의 측정 전에 피험자의 몸무게를 이용하여 각 발의 센서를 보정하는 단계를 거쳤다.

발바닥의 중족골두 부위와 발뒤꿈치부위의 전후방향과 내외방향의 전단력을 측정하기 위하여 본 연구에서 개발된 전단력 측정시스템을 사용하였다.

전단센서가 삽입된 인솔을 신발 내에 넣고 센서들의 신호처리와 무선전송을 위한 전자부를 발목대를 이용하여 발목에 고정하였다. 피험자에게 측정시스템을 착용시킨 후 시스템에 익숙해지기 위하여 충분한 보행훈련을 실시하였다. Fig 5는 전단력 측정시스템과 이를 착용한 모습이다

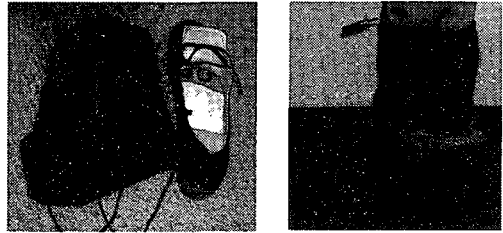


Fig. 5 The insole type local shear stress measurement system

전단력 측정을 위한 보행실험에서 보행주기 구분을 위하여 삼차원 동작분석시스템(Vicon Motion System, 영국), 4개의 힘측정판(Kistler, 스위스; AMTI, 미국)을 동기화하여 각 피험자에 대해서 3회 반복 측정하였다.

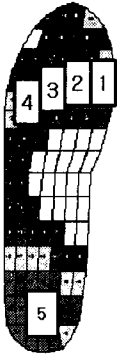
보행 중 측정된 12채널의 전단센서 출력신호는 MATLAB(Mathworks, 미국)을 이용하여 10Hz의 9차 저역대역필터를 적용하였다. 필터를 거친 신호는 보정식에 의하여 전단력으로 환산되고, 삼차원 동작분석시스템에 의해 구분된 각 발의 보행주기별로 구분하여 분석되었다.

## 3. 연구 결과

### 3.1 압력분포

보행 시 피험자의 발바닥 압력 분포는 Fig. 6과 같이 제 1, 2, 3, 4 중족골두와 발뒤꿈치 영역으로 나누어 영역별 압력값을 분석하였다. Fig 7은 12명의 피험자의 각 영역에 대한 최대 압력값을 나타낸 것이다. 제 1, 2, 3, 4 중족골두와 발뒤꿈치 중에서 압력이 가장 크게 작용하는 곳은 발뒤꿈치로 그 값이 5.00kPa/B.W.이었다. 이는 초기접지기(initial contact)에 발뒤꿈치의 좁은 면적에 피험자의 체중을 수용하면서 땅을 디디기 때문이다. 제 2, 제 3 중족골두에도 각각 3.72kPa/B.W., 3.68kPa/B.W.의 큰 압력이 작용하였다. 중족골두에 작용하는 큰 압력

은 보행의 전유각기(pre-swing)에 유각기의 체중이동을 위하여 중족골두가 지면을 밀기 때문에 발생된다.



1. The first metatarsal head
2. The second metatarsal head
3. The third metatarsal head
4. The fifth metatarsal head
5. Heel

Fig. 6 Masking on the foot

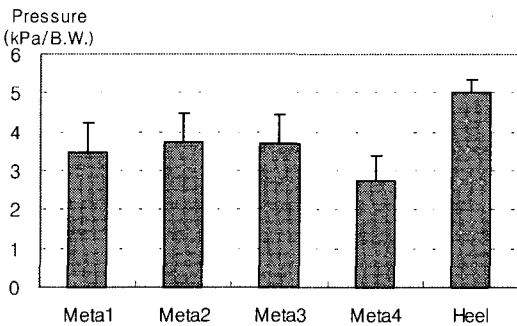


Fig. 7 Maximum Peak Pressure

보행 시 관찰된 압력중심(center of pressure: COP) 궤적은 전체적으로 발의 앞쪽 내측방향으로 이동된다. 압력중심의 전후방향 궤적은 발뒤꿈치에서 발가락 쪽으로 이동된다<sup>21</sup>. 보행 시 발은 초기접지기에 발뒤꿈치부터 지면에 닿은 후 하중수용기(loading response) 말기에 발바닥 전체가 지면에 접촉하게 되고, 말기입각기(terminal stance)부터 발뒤꿈치는 지면에서 들리고 전유각기까지 중족골두로 지면을 밀어내어 발이 지면으로부터 떨어진다<sup>21</sup>. 초기접지기에 발뒤꿈치가 내번(inversion)되어 지면을 디디므로 내외방향의 압력중심의 이동은 발의 외측에서 시작된다. 중간입각기(mid-swing)에 압력중심은 중족부의 중앙으로 이동되며, 전유각기에는 제 2 중족골두를 지나 발가락들림기(toe-off)에서 엄지 발가락과 둘째발가락 사이로 빠져나게 된다.

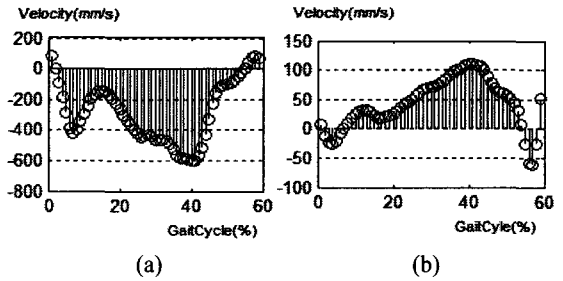


Fig. 8(a) Longitudinal components of COP velocity  
Fig. 8(b) Mdiolateral components of COP velocity

Fig. 8은 압력중심의 전후 및 내외 방향 이동속도로 수평면에서 체중심 이동의 빠르기를 반영한다. 압력중심은 초기접지기와 말기입각기-전유각기 동안 전후방향으로 빠르게 이동하였으며, 말기입각기-전유각기 동안 내외방향의 압력중심은 내외방향으로 빠르게 이동하였다.

### 3.2 국부 전단응력

Fig. 9과 Fig. 10은 한 보행주기 동안 발의 주요 영역에서 측정된 전후방향과 내외측 방향의 전단응력이다. 그림은 각 영역에서의 전단응력의 평균값과 편차를 나타내었다. 전후 방향의 전단응력 그래프에서 '양'의 값은 앞쪽방향으로 작용되는 응력을 의미하며, 내외측 방향의 전단응력 그래프에서 '양'의 값은 내측으로 작용되는 응력을 나타낸다. 발바닥의 각 영역별로 최대 전단응력이 나타나는 시기는 최대압력이 작용하는 시기와 동일하였다.

발뒤꿈치에 작용되는 전단응력은 입각기 초기에 크게 작용된다. 하중수용기에 피험자의 체중은 몸의 뒤쪽에서 앞쪽으로 이동되므로 입각기 초기에 발뒤꿈치에서의 전단응력은 뒤쪽으로 작용되었다. 이 시기에 내외방향으로 작용되는 전단응력은 발뒤꿈치가 내번되어 지면에 닿는 경향으로 인하여 내측으로 작용되었다.

중족골부분에서 전단응력이 크게 작용되는 시기는 전유각기로, 이 시기는 앞으로 나가는 추진력을 얻기 위해 중족골이 지면을 미는 역할을 한다. 이 시기에 모든 중족골두에서는 뒤쪽으로 작용되는 전단응력을 받게 되며, 제 2 중족골두에서 가장 큰 전단응력이 나타났다. 중족골부분에서 내외 방향의 전단응력은 모두 내측으로 작용되며, 제 3 중족골

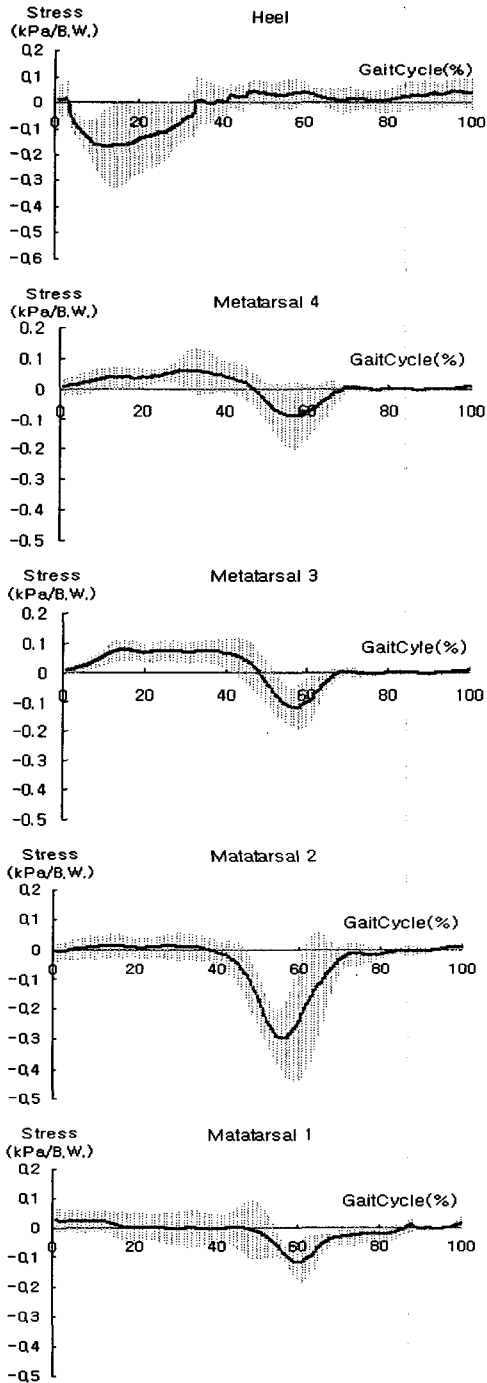


Fig. 9 Longitudinal shear stresses in the foot

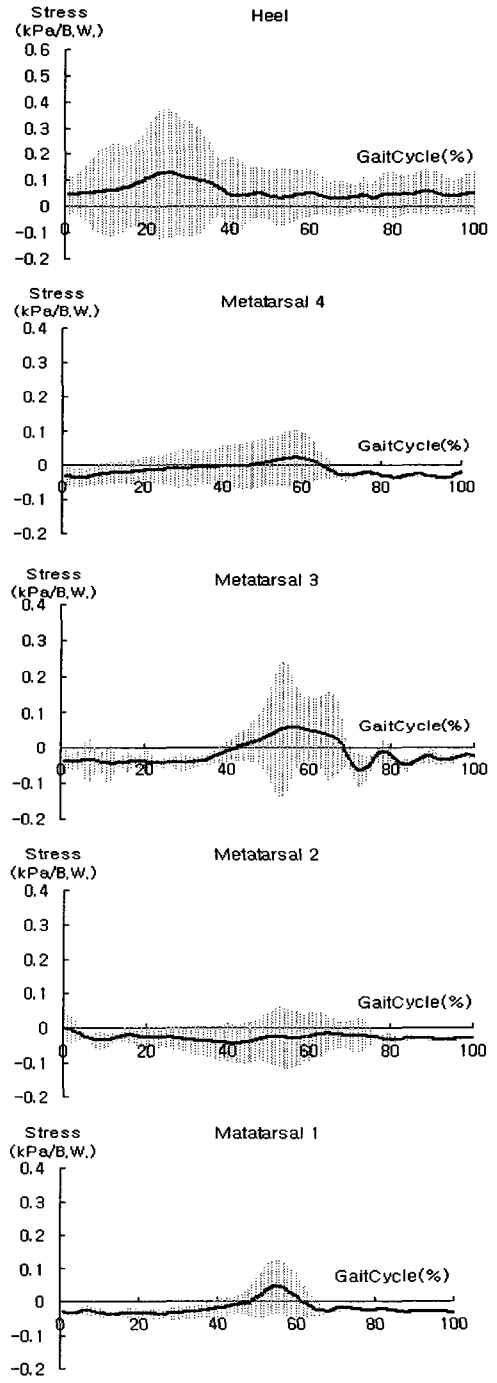


Fig. 10 Mediolateral shear stresses in the foot

에서 가장 큰 값을 나타내었다. 이는 이 시기에 제 3 중족골두에 높은 수직압력에 작용되어 인술과의 마찰이 증가되어 있으며 힘이 작용되는 지점이 압력중심의 이동궤적에서 외측으로 벗어나 있기 때문이다. 내외방향의 전단응력의 크기가 가장 낮은 곳은 제 2 중족골두로, 이곳은 해부학적 구조상 보행시에 내외방향의 움직임이 일어나기 어려우며, 또한 이 시기에 압력중심이 제 2 중족골두 위를 지나 가기 전후방향의 움직임이 크게 일어나게 된다.

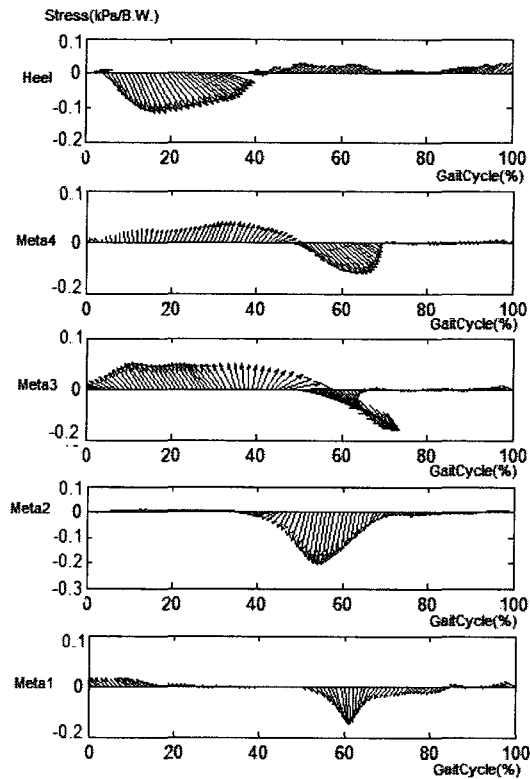


Fig. 11 Shear stress vectors in various locations during the gait cycle

Fig. 11은 한 보행주기동안 각 영역의 전후 및 내외 방향의 전단응력을 벡터로 표현한 것이다. 대부분의 영역에서 전단응력은 전후방향으로 작용되는데 체중심이 몸의 뒤쪽에서 앞쪽으로 이동되므로 이에 대한 반작용으로 전후방향의 응력은 앞쪽에서 뒤쪽으로 작용되었다. 특히, 말기입각기에 지면을 밟로 미는 동안 중족골에서 뒤쪽방향의 전단응력이

크게 나타났다. 예외적으로 제 3과 제 4 중족골두 내외방향의 전단응력이 다른 영역에 비하여 크게 나타났다. 이는 압력중심선이 직접적으로 지나가는 영역에서는 내외방향의 전단응력은 작으나 전후방향의 전단응력이 크게 작용되는 반면에, 압력중심선에서 벗어난 곳에서는 내외방향의 전단응력이 크게 작용됨을 의미한다.

Table 2는 발뒤꿈치, 제 1, 2, 3, 4 중족골두에서의 최대전단응력을 나타낸 것이다. 최대전단응력이 가장 크게 작용되는 영역은 제 2 중족골두이고, 가장 작게 작용되는 영역은 제 4 중족골두였다. 제 2 중족골두에 작용된 큰 전단응력은 주로 전후방향에 의한 것으로, 압력중심이 제 2 중족골두의 전후방향으로 빠르게 이동하기 때문이다. 제 1, 제 3 중족골두에 작용되는 전단응력은 서로 유사한 크기를 보였다. 그러나 제 1 중족골두에서는 주로 전후방향의 전단응력이 크게 작용하는 반면에, 제 3 중족골두에서는 주로 내외방향의 전단응력이 크게 작용되었다. 전단응력이 가장 작게 작용되는 곳은 제 4 중족골두로, 이 영역은 압력중심선으로부터 멀리 떨어져 있으므로 내외방향의 전단응력이 주로 크게 작용되며, 이 영역에 작용되는 압력도 작기 때문이다.

Table 2 Maximum shear stresses in various plantar locations

(Average±SD)

Shear Stress (kPa/B.W.)	Heel	Meta4	Meta3	Meta2	Meta1
Longitudinal	-0.17 ±0.03	-0.09 ±0.06	-0.06 ±0.03	-0.36 ±0.12	-0.13 ±0.07
Mediolateral	0.07 ±0.02	0.07 ±0.04	0.14 ±0.06	0.07 ±0.03	0.07 ±0.02
Maximum	0.27 ±0.12	0.15 ±0.06	0.26 ±0.11	0.44 ±0.08	0.20 ±0.05

### 3.3 상관성 분석

각 영역에서 측정된 국부 전단응력을 확인하기 위하여 방향에 따라 각 영역의 전단응력의 합과 압력중심선의 이동속도와의 상관성을 분석하였다. Table 3은 각 방향의 압력중심 이동속도와 영역별 전단응력의 합에 대한 상관성을 분석한 것이다. 이동속도와 전단응력의 합은 전후방향에 대해서 “음”

의 상관성을 보이며 내외방향에 대해서는 “양”의 상관성을 보였다

Table 3 Correlation coefficients for COP velocity to vector sum of longitudinal and mediolateral shear stresses

(N=58)

	Vector sum	
	Longitudinal	Mediolateral
COP velocity	-0.765**	0.731**

\*\* $p < 0.001$

#### 4. 결론

본 연구에서는 신체의 조직이 접촉하는 부위에서 주요한 상해를 유발하는 국부 전단력을 측정할 수 있는 시스템을 개발하고 정상보행 시 발바닥에 작용되는 전단응력을 측정하였다.

개발된 국부 전단센서는 3층의 디스크 구조로 되어 있으며, magnetic-resistive 원리를 이용하여 작용되는 전단력에 따라 변화되는 자장을 측정하는 아날로그 위치센서를 사용하였다. 제작된 전단센서를 인솔 내의 발뒤꿈치와 제 1부터 제 4 중족골두 부위에 삽입하고 센서의 출력을 무선으로 전송받았다. 구현된 인솔형 전단력 측정시스템을 사용하여 보행 시 발바닥의 전단응력을 측정하기 위한 보행 실험을 실행하여 그 결과를 인솔형 압력분포 측정 시스템으로부터 얻은 결과와 비교하여 그 상관관계를 알아보았다.

보행실험 결과, 발바닥에 작용되는 전단응력은 압력중심의 이동속도와 높은 상관관계를 보였으며, 압력중심선 주위에서는 전후방향의 전단응력이 작게 작용되고 압력중심선에서 떨어진 곳에서는 내외방향의 전단응력이 크게 작용함을 확인하였다.

이와 같은 연구결과는 당뇨발 환자 또는 한센병 환자 등의 신발이나 발보조기의 재질 선택과 구조적 설계를 위한 주요한 인자로 향후 상해예방 기능이 더 우수한 특수화와 다양한 발보조기의 제작에 도움이 될 것으로 생각된다.

#### 후 기

본 연구는 보건복지부 보건의료기술진흥사업 및

산업자원부 지역혁신인력양성사업의 지원에 의하여 이루어진 것임.

#### 참고문헌

1. Medved, V., "Measurement of human locomotion," CRC Press, pp. 157-168, 2001
2. Perry, J., "The mechanics of walking: a clinical interpretation," American Physical Therapy Assoc., pp. 9-32, 1967
3. Kim, J. M., Kim, D. Y., Woo, J. T., "A clinical study on the diabetic foot lesions," Diabetologia, Vol.17, No. 5, pp. 387-395, 1993
4. Kim, Y. G., "The diabetic foot lesions," Diabetologia, Vol.19, No. 1, pp. 1-5, 1995
5. Park, G. R., Cho, S. L., Han, S. J., "Risk factors and prevalence of peripheral vascular disease in the diabetic patients," Diabetologia, Vol.19, No. 3, pp. 313-318, 1995
6. Han, K. S., Kim, Y. L., "Malum perforans pedis in patients with Hansen's disease," National Sorokdo Hospital, 2002
7. Lee, C. T., "The Diabetic Foot," ChoiShin Medical Book, pp. 23-26, 2000
8. Veves, A., Murray, H. J., Young, M. J., 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
9. Stephen, U., "Plantar pressure-measurement sensors," IOP Published Ltd, pp.1-31, 1999
10. 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
11. Dinsdale, S. M., "Decubitus ulcers : role of pressure and friction in causation," Arch. Phys. Med. Rehab., Vol.55, No. 4, pp. 147-152, 1974
12. Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. Y., 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
13. Bennett, L., Kavner, D., Lee, B. Y., Trainor, F. S., Lewis, J. M., "Skin stress and blood flow sitting paraplegic patients," Arch. Phys. Med.



- Rehab., Vol.65, No. 4, pp. 492-498, 1984
14. Goossens, R. H., Snijders, C. J., Hoek van Dijke G. A. , 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
  15. Goossens, R. H., Snijders, C. J., "Shear stress measurement on beds and wheelchairs," J. Rehab. Med., Vol.29, No. 1, pp. 131-136, 1997
  16. Tappin, J. W., Pollard, J., 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
  17. Hosein, R., Lord, M., "A study of in-shoe plantar shear in normals," Clinical Biomechanics, Vol.15, No. 1, pp. 546-531, 2000
  18. Lord, M., Hosein R., "Method for in-shoe shear stress measurement," J. Biomed. Eng., Vol.14, No. 3, pp. 181-186, 1992
  19. Lord, M. , Hosein, R., Williams, B., "A study of in-shoe plantar shear in patients with diabetic neuropathy," Clinical Biomechanics, Vol.15, No. 4, pp. 278-283, 2000
  20. Lord, M. , Hosein, R., "Pressure redistribution by modeled insert in diabetic footwear: a pilot study," J. Rehabil. Res. and Dev., Vol.31, No. 4, pp. 214-221, 1994
  21. Kim, Y.H., Yang, G.T., Mun, M.S., Park, S.B., "Movements of the center of pressure during stance phase in free level walking of normal adults," J. Biomed. Eng. Res., Vol.20, No. 5, pp. 587-592, 1999