

직교 그리드 센서가 삽입된 인솔을 이용한 족압분포 연구

손정협*¹ · 정인준*¹ · 장승환*[†]

A Study on Foot Pressure by using an Insole Equipped with the Orthogonal Grid Sensor

Jeong-Hyeop Son*¹, In-Jun Jung*¹, Seung-Hwan Chang*[†]

ABSTRACT: In this study, we present a research method to develop a shoe that prevents foot injury by inducing the foot pressure. An orthogonal grid sensor was used to check the foot pressure in the upright standing position, and the change in the foot pressure distribution for various conditions was compared. We checked the conditions for distributing foot pressure efficiently by changing the spring constant of the spring inserted into the sole of the shoe and the foot pressure generated with or without the arch of the insole. In order to minimize the experimental error from the randomness of the human body's behavior, it is possible to predict through foot pressure under certain conditions through finite element analysis that simulates the pressure distribution. By checking the change of foot pressure according to the number and arrangement of springs through finite element analysis, conditions were established to provide more efficient foot pressure. The result can be used for designing footwear for patients with diabetic feet.

초 록: 본 연구에서는 당뇨병 환자들의 균일한 족압 분포를 유도하여 발의 상처를 예방하는 신발을 개발하기 위한 연구방법을 제시하였다. 직교 그리드 센서를 사용하여 일반인의 직립 상태 시 족압 분포를 확인하고, 다양한 조건에 대한 족압분포의 변화를 비교하였다. 신발 바닥부에 삽입된 스프링의 스프링 상수와 인솔의 아치부 유무 등에 따른 족압 분포의 변화를 파악하여 효과적인 족압 분산 조건을 확인하였다. 인체거동의 임의성 등에 의한 실험 오차를 최소화 하기 위해, 직립 상태를 모사한 유한요소해석을 통해 특정 조건에서의 족압 분포를 예측하고 실험 결과와 비교하여 실험의 정확성을 확보할 수 있도록 하였다. 스프링의 개수와 배치에 따른 족압 분포의 변화를 유한요소해석을 통해 확인하여 보다 균일한 족압을 구현할 수 있는 조건을 제시하였다. 이러한 결과는 당뇨병을 가진 환자를 위한 신발 설계에 활용할 수 있을 것으로 기대된다.

Key Words: 직교 그리드 센서(Orthogonal grid sensor), 족압(Foot pressure), 아치부(Arches of the foot), 인솔(Insole)

1. 서 론

인체에서 발은 보행에 필수적인 기관으로 중요한 역할을 담당하며, 보행 패턴은 정형외과적 병변을 포함한 다양한 질병을 관찰하고 진단하는데 사용될 수 있다. 이에 따

라, 발에 가해지는 압력인 족압분포를 실시간으로 모니터링 하는 기술에 대한 연구가 활발히 진행되고 있다[1,2]. 보행 시 족압 비교를 통해 보행 자세의 불균형을 확인하거나 신체 변화를 감지할 수 있고, 보행 속도의 차이를 이용하여 여러 질병을 예측할 수도 있다. Juan Tao 등[3]은 보행 중 족

Received 7 June 2021, received in revised form 7 June 2021, accepted 9 June 2021

*School of Mechanical Engineering, Chung-Ang University

*¹School of Mechanical Engineering, Chung-Ang University, Corresponding author (E-mail: phigs4@cau.ac.kr)

[†]First co-authors with equal contribution.

압을 실시간으로 확인하여, 스트레칭이나 일반 보행활동, 계단 오르기, 보행방향 변경 등 인체의 특정 운동 상태를 확인하고, 보행 상태에 따른 족압을 비교하였다. 이러한 모니터링을 통해 얻은 정보를 활용하여, 올바른 자세로 운동할 수 있도록 도움을 줄 수 있다. 또한 보행 시 족압의 불균형 분포를 확인하여 보행자세에 대한 진단 및 자세 교정에 하나의 척도로 활용이 가능하다. 특히, 당뇨병을 앓고 있는 환자의 경우 국부적으로 집중된 족압은 발의 궤양을 유발하여 치명적인 결과를 초래할 수 있기 때문에, 보행에 따른 족압을 실시간으로 모니터링 하여 발의 상처를 예방하는 것이 중요하다[4]. 당뇨병 환자의 경우 잘못된 자세 및 생활 습관으로 인해 발의 특정 국소 부위에 강하게 가해진 압력은 상처 및 염증을 야기한다. 해당 상처는 당뇨 합병증 및 일상생활에서의 지속적인 자극에 의해 피부 괴사 및 사지 절단을 초래하기까지 한다. 이러한 문제를 해결하기 위해 당뇨병 환자용 기능성 신발 관련 연구가 많은 연구자에 의해 진행되어 왔고[5-8], 이런 연구들을 통해 발바닥의 국소 부분에 압력이 집중되는 것을 막기 위한 여러 방법이 제시된 바 있다. 족압 집중 현상을 방지하기 위해 다양한 인솔 재질에 대한 재료 물성을 비교하는 연구가 진행되었다[9,10]. 이러한 연구를 토대로 족압 수준에 따라 적절한 구역을 나눠 서로 다른 물성치를 갖는 재료를 개별 구역에 배치하는 것으로 발의 압력을 분산시키는 연구가 진행된 바 있으며, 기존 인솔의 형상을 바꾸는 것으로 압력을 분산시키는 방법도 제안되었다. 과도한 족압이 집중된 부위는 조직이 파열되어 상처가 발생하게 되며, 이 부위에 적절한 조치가 취해지지 않거나 동일한 하중이 지속적으로 부가되는 경우 회복이 되지 않는 문제가 발생하기도 한다[11]. 따라서, 국소 압력이 가해지는 부분이 전족부와 후족부인 점에 착안하여 발의 중족부 내측에 아치 구조를 도입하여 하중의 일정 부분을 지지하게 함으로써 전족부와 후족부에 집중된 족압을 분산시키는 방법도 고안되었다.

본 연구에서는 인솔의 아치구조와 신발 밑창에 적용된 스프링의 강성과 개수 및 배치 상태에 따른 족압의 변화를 실험적으로 확인하였다. 보다 균일한 족압분포를 얻을 수 있는 조건을 찾기 위해 실험과 유한요소해석을 병행하여 기존 구조 대비 우수한 구조를 제안하였다.

2. 신발 구조와 재료

신발 바닥에 장착된 스프링 배치와 강성 및 인솔의 형태에 따른 족압분포 측정을 위한 실험에 사용된 신발 구조를 Fig. 1에 나타내었다. 신발 바닥 부분에는 균일한 족압을 유도하기 위한 다수의 스프링이 배치되어 있으며, 그 위에 스프링을 보호하기 위한 층과 충격완화를 위한 EVA(Ethylene Vinyl Acetate) 폼 및 족압 측정을 위한 직교 그리드 센서가 순차적으로 배치되고, 최종적으로 최상부에 인솔을 장착한

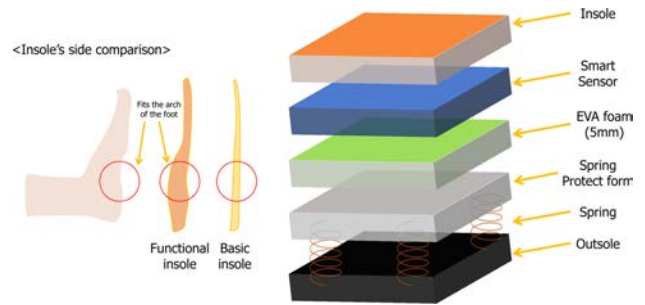


Fig. 1. Shoes structure and composition

Table 1. Mechanical properties

EVA form's Mechanical properties	
Young's modulus (GPa)	3.0-3.2
Poisson's ratio (%)	0.4
Soft tissue of foot	
Young's modulus (GPa)	1.15
Poisson's ratio (%)	0.49
Spring constant (kN/m)	
Model A's the front heel	1.06
Model A's the heel	2.72
Model B's the front heel	1.72
Model B's the heel	5.28

후 실험을 진행하였다. 인솔의 구조에 따른 족압 분포의 차이를 확인하기 위해 아치 구조의 유무에 따른 두 가지 종류의 인솔을 준비하였다. 신발 내부 구조에 사용된 인솔 및 스프링 보호층 재료인 EVA 폼과 스프링의 물성은 Table 1에 정리하였다.

인솔의 경우 EVA 폼을 사용한 기본 인솔 구조인 '평평한 인솔'과 아치부를 보강한 '기능성 인솔' 두 종류로 구분하여 실험을 진행하였다. 스프링 배치 및 스프링 강성의 경우 스프링을 적용한 'Model A'와 스프링 강성을 강화한 'Model B' 두 종류로 구분하여 실험을 진행하였다.

센서는 43개의 그리드 센서로 이루어진 스마트 인솔 센서를 사용하였다(Fig. 2 참조). 해당 센서는 닿는 면적이 증가하면 저항이 감소하는 압저항 센서 방식이다. 전극 역할을 하는 실버 페이스트와 카본 블랙의 샌드위치 구조가 그리드 형태로 교차 배치되어 구성된다. 스마트 인솔 센서의 윗면에는 가로 방향으로, 아랫면에는 세로 방향으로 카본 블랙-실버 페이스트 샌드위치 구조가 교차하여 배치되고, 해당 구조가 서로 교차되는 지점에서 하중에 의해 눌러 닿는 면적이 증가할 경우 저항이 감소하는 방식으로 압력을 감지하는 형태이다. 교차하는 센서 포인트는 5 mm의 정사각형 모양이다. 해당 센서의 압력 측정 범위는 3 kPa~200 kPa이다. 해당 센서를 두 가지 인솔 아랫면에 고정하여 실험을 진행하였다.

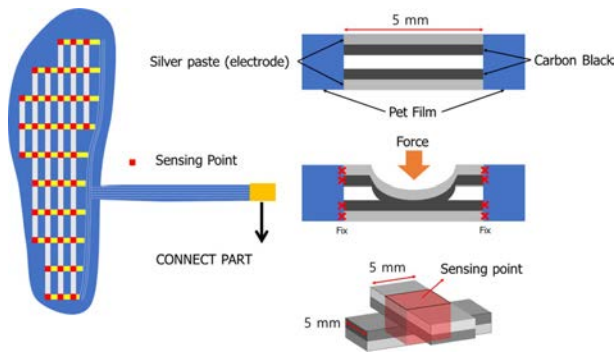


Fig. 2. Sensor configuration

3. 족압측정 실험

보행 과정에서 인솔부 여러 위치에서의 족압 변화를 평가하는 것은 데이터의 방대한 양뿐만 아니라, 비교를 위한 조건 설정에 어려움이 많기 때문에, 본 연구에서는 43곳의 압력을 동시에 측정할 수 있는 직교 그리드 센서를 이용하여 직립 상태에서 족압의 분포를 측정하고, 각 실험조건에 따른 족압 분포와 국부적 족압 크기의 변화량을 비교하는 방법으로 연구를 진행하였다. 실험의 일관성을 위해 평균 체형의 성인 남성 한 명이 실험을 모두 진행했다. 일반적으로 직립 시 발의 각도는 6.9° [12] 기울어져 있는 것으로 알려져 있기 때문에, 모든 실험 시, 이 기준에 맞게 자세를 고정하였으며, 실험을 통해 인솔의 아치구조 유무, 스프링의 배치 및 강성 차이에 따른 족압 분포의 변화를 비교하였다. 실험에 사용된 인솔-스프링 조합은 'Basic-A'(Model A에 평평한 인솔을 결합), 'Basic-B'(Model B에 평평한 인솔을 결합), 'Func-A'(Model A에 기능성 인솔을 결합), 'Func-B'(Model B에 기능성 인솔을 결합)로 총 네 가지 조합을 사용하였다. 각 조합의 실험 오차를 줄이기 위해 피 실험자가 각 조합마다 10초간 직립 상태를 유지하는 실험을 총 5회 수행하였고, 측정된 족압 분포 중 뚜렷한 공통점이 나타나는 세 개의 실험 데이터를 취합하여 데이터로 사용하였다(Fig. 3).

Fig. 3에 보이는 바와 같이 측정된 족압 데이터를 시각화하여 각 조합에 따른 족압분포의 변화를 단순 비교할 수 있게 하였으며, 측정된 족압의 표준편차를 계산하여 발바닥에 가해지는 압력의 균일도를 정량적으로 비교 평가할 수 있도록 하였다. 일반적인 신발의 족압분포를 확보하기 위해, 인솔을 평평한 바닥에 배치한 후 얻은 족압분포를 참조 데이터로 사용하였다(Fig. 3 참조). 참조 데이터 대비 인솔의 아치 구조와 스프링을 포함한 모델(Model A, Model B)의 족압 분포의 변화를 비교한 결과, 인솔의 아치 구조는 발바닥 아치부와와의 효과적인 접촉에 의해 일정값의 하중을 지지하는 것을 확인하였다. 이러한 아치부의 하중지지는 발바닥 전체의 족압분포를 재편하여, 일반적으로 가장 높은 수준의 족압을 가지는 후족부의 족압을 완화시키는 역

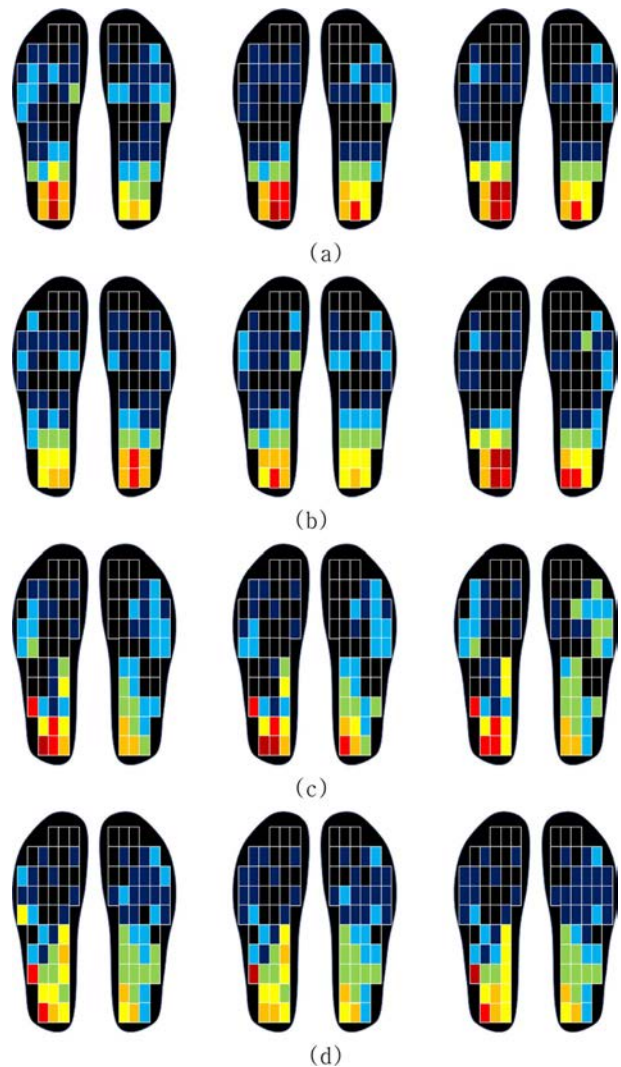


Fig. 3. Representative measured foot pressure distribution; (a) Basic-A, (b) Basic-B, (c) Func-A, (d) Func-B

할을 하는 것을 확인하였다. 특히, 스프링의 강성이 높은 Model B의 경우 아치부에서의 효과적인 족압 지지로 인해 가장 낮은 수준의 표준편차를 가짐으로써, 인솔부 전체의 족압을 고르게 분포시킬 수 있음을 확인하였다(Fig. 4 참조). 발의 전족부, 중족부 외곽, 아치(중족부 내측), 후족부 4영역으로 나눠 각각의 표준편차를 구하였다. 'Basic-A'의 왼발의 경우 후족부, 아치, 중족부 외곽, 전족부의 표준편차는 순서대로 42.60, 21.44, 15.12, 19.45이고 오른발의 경우 순서대로 35.61, 4.79, 20.23, 10.17이다. 'Basic-B'의 왼발의 경우 후족부, 아치, 중족부 외곽, 전족부의 표준편차는 순서대로 32.97, 27.65, 13.77, 23.74이고, 오른발의 경우 순서대로 23.33, 17.73, 18.92, 16.51이다.

'Func-A'의 왼발의 경우 후족부, 아치, 중족부 외곽, 전족부의 표준편차는 순서대로 59.13, 55.46, 21.40, 1.19이고, 오른발의 경우 순서대로 40.41, 6.82, 22.79, 11.89이다. 'Func-B'

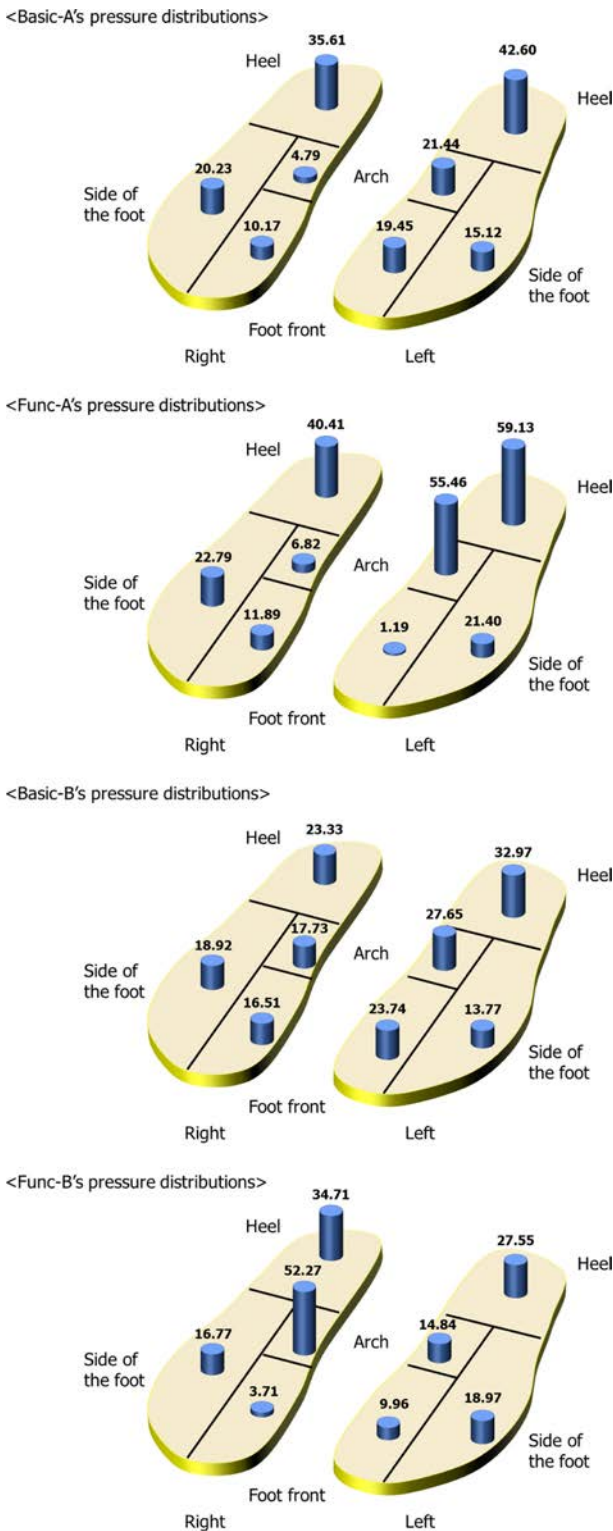


Fig. 4. Comparison of foot pressure distributions

의 왼발의 경우 후족부, 아치, 중족부 외곽, 전족부의 표준 편차는 순서대로 27.55, 14.84, 18.97, 9.96이고, 오른발의 경우 순서대로 34.71, 52.27, 16.77, 3.71이다.

4. 유한요소해석

실험 시 정확하게 제어하기 어려운 자세로 인한 실험 오차를 최소화하여, 각 조합별로 신뢰성 높은 족압분포를 얻기 위한 보조 데이터로 활용하기 위해 유한요소해석을 통한 족압분포를 계산하였다. 상용 유한요소 패키지인 ABAQUS/Standard (6.20, SIMULIA, France)를 사용하여 족압을 계산하였으며, 모든 구조물은 10절점 3차원 요소(C3D10)를 사용하여 메쉬작업을 수행하였다. 3차원 모델링을 위해 Fig. 5에서 보이는 바와 같이 실험과정에서 비교적 고른 압력분포를 보여준 'Model B'를 이용하여 모델링을 진행하였다. 'Model B'는 밑창의 전족부와 중족부에는 10개의 스프링(스프링 상수 = 1.72 kN/m)이 배치되어 있으며, 후족부에는 전족부와 중족부에 사용된 스프링보다 강성이 강한 스프링(스프링 상수 = 5.28 kN/m) 다섯 개가 배치되어 있다. 하중조건은 중력 방향으로 체중의 50%를 부여했으며, 인솔과 스프링은 tie조건을 주었고 인솔과 발 사이는 합치기(Merge)를 이용하여 접촉조건을 부여하였고, 스프링은 바닥에 고정된 것으로 가정하였다. 모델링한 발과 인솔, 그리고 스프링의 물성을 Table 1에 제시하였다. 신발 밑창의 전족부와 중족부에 배치된 스프링 중 Fig. 5 표시한 3, 6, 9, 10번 스프링의 경우 스프링 길이가 12 mm이며, 나머지 스프링의 길이는 10 mm이다. 해석결과의 정확성을 검증하기 위해 실험으로 얻은 족압 분포와 비교한 결과, 서로 유사한 결과를 가지는 것을 확인하였다. 이러한 방법을 통해 해석의 정확

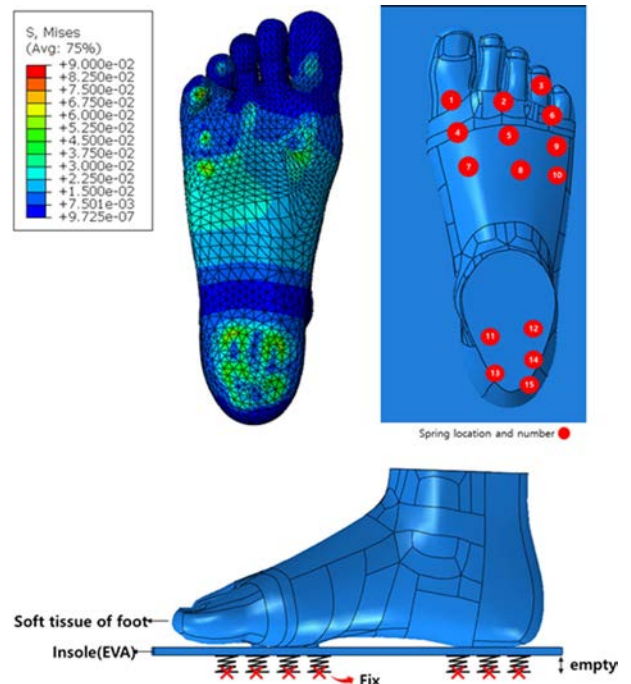
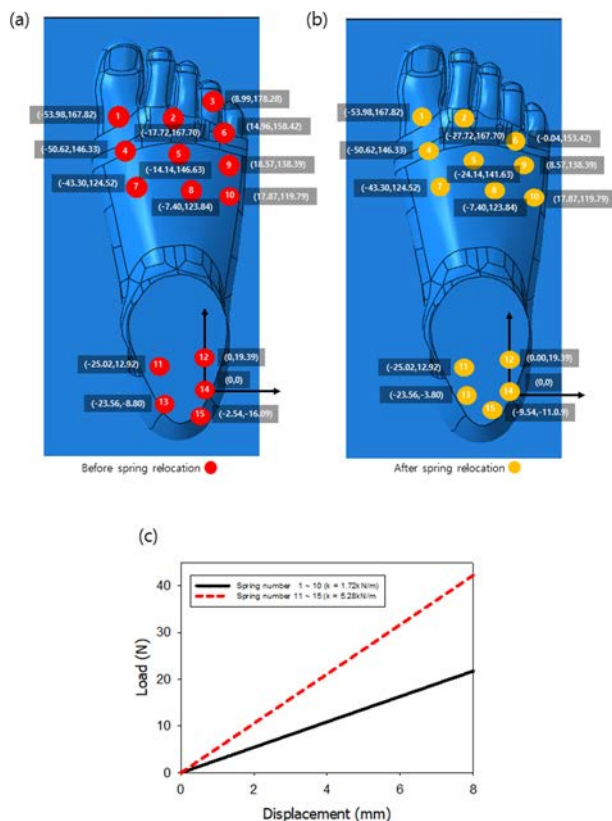


Fig. 5. Finite element modeling of a foot for the analysis of foot pressure

Table 2. Deformation of springs

Spring number	Original length (mm)	Before relocation Δd (mm)	After relocation Δd (mm)	Before relocation $k \times \Delta d$ (N)	After relocation $k \times \Delta d$ (N)
1	10	3.573	3.664	6.146	6.303
2	10	3.422	3.701	5.885	6.366
3	12	3.287	-	5.654	-
4	10	4.006	4.004	6.890	6.886
5	10	3.743	4.113	6.439	7.074
6	12	3.398	4.036	5.845	6.942
7	10	4.478	4.429	7.702	7.617
8	10	4.145	4.171	7.129	7.174
9	12	3.615	4.326	6.218	7.440
10	12	4.045	4.208	6.957	7.238
11	10	5.499	5.358	29.033	28.292
12	10	5.429	5.344	28.666	28.216
13	10	4.967	5.029	26.224	26.555
14	10	5.164	5.117	27.266	27.016
15	10	4.513	5.069	23.831	26.764

**Fig. 6.** Spring distribution; (a) Model B, (b) Re-distributed springs, (c) Load-displacement curve of the spring

성을 확보한 후에 신발 바닥에 배치된 스프링의 위치에 따른 족압의 변화에 대한 해석을 수행하였다. 본 해석의 목적

은 스프링의 배치에 따른 족압의 변화를 평가하여 보다 균일한 족압을 구현할 수 있는 최적의 스프링 배치를 찾기 위한 접근법을 확인하는 것이다. Model B에서 적용된 스프링 구성 및 배치를 기준 모델로 사용하고, Model B의 족압 분포 균일도를 높일 수 있도록 스프링 개수와 위치를 조정된 모델을 사용하여 족압분포가 얼마나 개선될 수 있는지를 정량적으로 비교하였다. 조정된 모델의 전족부와 중족부의 스프링 개수는 9개이고, 일부 스프링의 위치를 변경하여 재배치하였다(Fig. 6 참조). Fig. 6b에서 보이는 바와 같이, 재배치된 모델은 해석결과를 통해 족압이 가장 적게 걸리는 위치에 배치된 기존의 3번 스프링을 제거하고, 상족부와 중족부 외곽에 배치된 6번, 9번, 10번 스프링을 6번 스프링의 경우 x축 방향으로 -15 mm, y축 방향으로 -5 mm 이동하였고 9번 스프링의 경우 x축 방향으로 -10 mm 이동하였다. 2번 스프링은 x축 방향으로 -10 mm 이동하였고, 5번 스프링은 x축 방향으로 -10 mm, y축 방향으로 -5 mm 이동시켰다. 후족부에 배치된 스프링은 모두 5개로 동일하게 유지시켰으며, 후족부 최후방에 배치된 15번 스프링의 위치를 x축 방향으로 -7 mm, y축 방향으로 5 mm 이동 배치하였다. 13번 스프링의 경우 y축 방향으로 5 mm 이동하였다.

두 가지 모델에 대한 유한요소해석 결과를 정리하여 모든 스프링 변위를 Table 2에 제시하였다. 모든 스프링은 선형 스프링으로 가정하였으므로, 스프링의 변위는, Fig. 6c에 보이는 바와 같이, 하중의 크기에 선형 비례한다. 따라서, 스프링 변위의 표준편차가 작을수록 보다 균일한 족압을 의미한다. 스프링의 재배치에 따른 스프링 변위 편차를 비교한 결과, 기준 모델의 경우 표준편차가 0.661이었으며, 인솔의 전족부와 중족부에 배치된 스프링 수를 9개로 줄이고 재배치 한 모델의 경우 표준편차가 0.443으로 약 33% 더 균일한 값을 가짐을 알 수 있었다. 후족부에 배치된 스프링의 재배치에 따른 표준편차의 변화를 살펴보면, 기준 모델의 경우 2.099인데 반해, 재배치된 모델의 경우 0.825로 대폭 감소함을 알 수 있었다. 따라서 기존에 스프링이 임의로 배치된 'Model B'에 비해 스프링이 재배치된 모델의 경우 족압이 고르게 분산이 된 것을 확인할 수 있다.

5. 결 론

본 논문에서는 족압의 분포를 균일하게 유도하여 당뇨병 환자의 발에 상처를 예방하는 것을 목표로 여러 실험과 해석을 수행하였다. 모든 실험은 동일한 사람이 직립 상태를 유지한 상태에서 실험을 진행하였다.

동일한 신발을 기준으로 인솔의 아치구조 유무에 따른 족압분포 변화를 확인해본 결과, 평평한 인솔보다 아치 구조를 가진 인솔이 족압 분산에 더욱 효과적인 것을 직교 그리드 센서를 이용하여 실험적으로 확인하였다. 또한 신발 밑창에 설치된 스프링의 개수, 강성 및 배치에 따른 족압분

포 변화를 파악하여 족압의 균일화를 얻기 위한 조건을 파악하였다. 직교 그리드 센서를 통해 스프링이 장착된 신발 형태인 'Model A'와 'Model B'의 족압 분포 변화를 확인해본 결과 'Model A' 보다 강성이 높은 스프링을 사용한 모델인 'Model B'를 착용했을 때 더 균일한 족압 분포를 나타냄을 확인하였다. 위 실험 결과를 토대로 족압의 균일화가 나타난 'Model B'의 스프링 강성을 기준으로 하여 최적의 스프링 배치를 확인하고자 해석을 통해 스프링 배치에 따른 족압분포를 예측하였다. 스프링 위치를 바꿔가며 해석한 결과, 전족부와 중족부에 배치된 스프링의 위치를 변경하여 보다 균일한 족압 분포를 얻을 수 있음을 확인하였다. 또한, 후족부 스프링의 경우 스프링 간격을 넓혀 좁은 표준 편차가 감소한 것을 확인하였다. 해석과 실험을 통하여 얻은 결과를 토대로 당뇨병 환자의 고른 족압 분포를 유도하기 위한 신발의 조건을 확인하였다.

후 기

This work was supported by the National Research Foundation of Korea, as funded by the Ministry of Science, ICT, and Future Planning [grant number NRF-2016M3A7B4910532].

REFERENCES

1. Yang, H.J., Lee, J.Y., and Yu, W.R., "Carbon Nanotube Fiber Assemblies with Braided Insulation Layers for Washable Capacitive Textile Touch Sensors," *Functional Composites and Structures*, Vol. 2, No. 1, 2020.
2. Bae, J.H., and Chang, S.H., "PVDF-based Ferroelectric Polymers and Dielectric Elastomers for Sensor and Actuator Applications: A Review," *Functional Composites and Structures*, Vol. 1, No. 1, 2019.
3. Tao, J., Dong, M., Li, L., Wang, C., Li, J., Liu, Y., Bao, R., and Pan, C., "Real-time Pressure Mapping Smart Insole System Based on a Controllable Vertical Pore Dielectric Layer," *Microsystems & Nanoengineering*, Vol. 6, No. 1, 2020, pp. 1-10.
4. Chatwin, K.E., Abbott, C.A., Boulton, A.J.M., Bowling, F.L., and Reeves, N.D., "The Role of Foot Pressure Measurement in the Prediction and Prevention of Diabetic Foot Ulceration-A Comprehensive Review," *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, Vol. 36, No. 4, 2020, e3258.
5. Beach, C., Cooper, G., Weightman, A., Hodson-Tole, E.F., Reeves, N.D., and Casson, A.J., "Monitoring of Dynamic Plantar Foot Temperatures in Diabetes with Personalised 3D-Printed Wearables," *Sensors*, Vol. 21, No. 5, 2021, 1717.
6. Majeed, A., and Chong, A.K., "Two Measures of Foot Pressure Image to Detect Foot Drop of Elderly Diabetes Sufferers," *Proceeding of 2020 IEEE 10th Symposium on Computer Applications & Industrial Electronics (ISCAIE)*. IEEE, 2020.
7. Gupta, P., Pandey, A., PAKshita, P., and Sharma, A., "IoT Based Healthcare Kit for Diabetic Foot Ulcer," *Proceeding of ICRIC 2019*, Springer, Cham, 2020, pp. 15-22.
8. Najafi, B., Reeves, N.D., and Armstrong, D.G., "Leveraging Smart Technologies to Improve the Management of Diabetic Foot Ulcers and Extend Ulcer-free Days in Remission," *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, Vol. 36, 2020, e3239.
9. Lo, W.T., Yick, K.L., Ng, S.P., and Yip, J., "New Methods for Evaluating Physical and Thermal Comfort Properties of Orthotic Materials Used in Insoles for Patients with Diabetes," *Journal of Rehabilitation Research and Development*, Vol. 51, No. 2, 2014, pp. 311-324.
10. Flores, A.R., and Andrés, I.M., "Numerical Simulation by Finite Elements for Redistribution of Plantar Pressure in Sport Insoles," *Memorias del XLII Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica*, Vol. 7, No. 1, 2020.
11. Armstrong, D.G., Lavery, L.A., and Bushman, T.R., "Peak Foot Pressures Influence the Healing Time of Diabetic Foot," *Journal of Rehabilitation Research & Development*, Vol. 35, No. 1, 1998, pp. 1-5.
12. Rosenbaum, D., "Foot Loading Patterns Can be Changed by Deliberately Walking with In-toeing or Out-toeing Gait Modifications," *Gait & Posture*, Vol. 38, No. 4, 2013, pp. 1067-1069.