

유한요소 해석을 통한 실리콘 족적 센서의 감도 조절 및 설계

Sensitivity Control and Design of the Silicone Foot Sensor Using FEM

성벽경¹, 서형규¹, 이진욱², 권애란³, 김동환^{1,✉}

Byuck Kyung Seong¹, Hyung Kyu Seo¹, Jin Wook Lee², Ae-Ran Kwon³, and Dong Hwan Kim^{1,✉}

¹ 서울과학기술대학교 기계시스템디자인공학과 (Department of Mechanical System Design Engineering, Seoul National University of science and Technology)

² 쓰리엘랩스 주식회사 (3L Labs Co., Ltd.)

³ 대구한의대학교 한방피부미용학과 (Department of Herbal Skin Care & Cosmetology, Daegu Haany University)

✉ Corresponding author: dhkim@seoultech.ac.kr, Tel: +82-2-970-6362

Manuscript received: 2014.3.19 / Revised: 2014.10.11 / Accepted: 2014.10.13

A design and analysis for new foot sensor that measures pressure distribution while walking or running in daily life is introduced. In the process of the sensor design, the shape, mechanism composing of the sensor, and variables that dominate sensor's sensitivity are investigated. Through these variables analysis, an optimal shape and dimension were determined. The effects of variables on sensor's sensitivity and the relationship between each variable are proved by analyses and experiments.

Key Words: Silicone Sensor (실리콘 센서), Finite Element Method (유한요소법), Foot Sensor (족적 센서), Sensitivity Analysis (감도해석)

기호설명

P = stress

U = strain energy density function

ϵ = strain

I = strain invariant

λ = eigen value

J = ratio of the deformed elastic volume over the reference volume of materials

C = Mooney-Rivlin coefficient

d = material incompressibility

E = Young's modulus

ν = Poisson's ratio

A = Shore-A hardness

G = initial shear modulus

K = initial bulk modulus

1. 서론

건강에 대한 관심이 증가하면서 많은 사람들이 자신의 건강을 수시로 점검하고 관리하기를 원하고 있다. 사람들은 시간과 비용이 많이 드는 정기적인 건강검진 대신에 일상생활 속에서 간편하게 건강을 점검할 수 있는 대체 시스템을 원하고 있으나 현재로서는 확실한 대체 시스템은 나오지 않고 있다.

이러한 상황 속에서 발의 데이터를 이용하여 건강을 점검하는 것이 하나의 대체 시스템으로 부각되고 있는데, 발은 그 형태와 모양, 움직임으로 전체적인 건강에 대한 간접적 지표를 보여 줄 수 있기 때문이다.¹⁴ 또한 발은 일상생활 그 자체와 다름없기 때문에 일상생활 속에서 수시로 간편하게 건강을 점검하는데 아무 문제가 없다. 따라서 이러한 발의 형상 및 걸음걸이 등을 수시로 측정하는 시스템만 개발이 된다면, 많은 사람들이 원하는 건강 점검 시스템으로써 충분할 것이다.

최근, 이러한 사실을 바탕으로 신발의 기술 개발은 단순히 그 형상에 대한 기술 개발뿐만 아니라 압력 센서와 가속도 센서 등을 삽입하여 발의 정보 및 보행 정보를 얻을 수 있는 스마트 신발에 대해서도 기술 개발이 이루어지고 있다. 이러한 기술 개발은 주로 국외에서 이루어지고 있는데,¹⁰ 신발 바닥에 센서를 부착하여 지면 반발력 및 압력 중심을 계산하거나,⁵ 보행 정보를 얻을 수 있는 신발 내장형 시스템을 개발하거나,⁶ FSR 센서 및 자이로센서를 이용하여 보행 정보를 얻을 수 있는 기술이 개발되고 있다.⁷ 또한, 많이 사용되는 FSR이 아닌 공기 튜브와 공압 센서를 이용하여 족 저압을 측정하기도 하고,^{8,9} 이를 이용하여 무선 보행 정보 모니터링 시스템을 개발하기도 하였다.¹⁰

그러나 기존의 기술 개발에서 사용한 FSR 센서 및 공기 튜브와 공압 센서는 제품화 및 실용화에 몇 가지 문제점을 안고 있다.¹⁰ 먼저 FSR 센서는 내구성에 대한 문제, OP 앰프로 신호 증폭을 해야만 하기 때문에 전력 사용량이 크다는 문제를 안고 있으며, 공기 튜브와 공압 센서는 FSR 센서에 비해서 내구성이 좋고 임베디드 시스템 형태로 제작할 수 있다는 장점이 있으나, 시스템 구조가 복잡하고 시스템을 이루기 위하여 신발 외부에 여러 가지 보조물이 추가 되어야 하기 때문에 실용화가 어려우며, 공기 튜브로 인하여 착용감이 좋지 않다는 문제점이 있다.

따라서 본 논문에서는 이러한 기존 센서들이 갖고 있는 문제점을 해결할 수 있는 새로운 형태의 센서에 대하여 논할 것이다. 먼저 센서의 재료는 실리콘을 사용할 것이기 때문에, 따라서 실리콘 재료에 대한 이론 및 해석 방법을 설명하고, 센서의 형상 및 그 작동 방법을 간단히 소개한 후 유한 요소 해석 프로그램 및 실험을 통하여 센서의 감도를 예측하고 그 정확성을 확인할 것이다.

2. 실리콘 센서의 특성 및 Sensitivity 정의

2.1 실리콘 재료의 기본 이론

실리콘과 같은 초 탄성 재료는 그 특성을 나타낼 때 변형률 에너지 밀도 함수를 사용한다. 여기서 변형률 에너지 밀도는 외부 힘에 의하여 변형되어 물체 내부에 저장되는 단위 체적 당 변형률 에너지로 정의되며, 밀도의 양을 수학적인 함수 형태로 표현한 것을 변형률 에너지 밀도 함수라고 정의한다. 변형률 에너지 밀도 함수를 변형률로 미분하면 응력을 구할 수 있기 때문에, 초 탄성 재료의 재료 물성 치는 이 밀도 함수로 유한요소 해석 프로그램에 입력된다. 이때, 변형률 에너지 밀도 함수를 변형률로 미분하면 응력을 구할 수 있는, 즉 변형률 에너지 함수와 일률과의 관계 개념을 수식화 하면 다음과 같다.¹¹

$$\mathbf{P} = \frac{\partial U}{\partial \boldsymbol{\varepsilon}} \quad (1)$$

이때, 재질이 등방성이면 변형률 에너지 함수는 다음과 같이 나타낼 수 있으며,¹¹

$$U = U(I_1, I_2, I_3) \quad (2)$$

변형률 불변량을 주 신장률의 고유값을 통하여 나타내면 다음과 같으며,¹¹

$$I_1 = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \quad (3)$$

$$I_2 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 + \lambda_2^2 \lambda_3^2 + \lambda_3^2 \lambda_1^2 \quad (4)$$

$$I_3 = \lambda_1^2 \lambda_2^2 \lambda_3^2 \quad (5)$$

또한, 비압축성이라 가정하면,¹²

$$I_3 = J^2 = 1 \quad (6)$$

이다.

변형률 에너지 밀도 함수는 주로 이러한 변형률 불변량과 물체에 따른 고유상수들로 표현되며, 다양한 모델들이 있다. 그 중, 본 논문에서는 일반적으로 가장 많이 사용되고 있으며 실리콘 재질을 간단하고 쉽게 비교적 잘 나타낼 수 있는 2-parameter Mooney-Rivlin 모델을 사용할 것이다. 이 모델은 재료상수 2개(C_{01} , C_{10})와 비압축성 변수 d

Table 1 Properties of Silicones

	base silicone	conductive silicone
Shore-A	20	60
C ₀₁ (MPa)	0.098861282	0.569063704
C ₁₀ (MPa)	0.02471532	0.142265926

로 변형률 에너지 밀도 함수를 정의하는 것으로, 그 식은 다음과 같다.¹²

$$U = C_{10}(I_1 - 3) + C_{01}(I_2 - 3) + \frac{1}{d}(J - 1)^2 \quad (7)$$

따라서 이 식을 적용시키기 위해서는 재료상수 2개와 비압축성 변수 d의 값을 지정하여야 하는데, 본 논문에서는 Lindemann 식을 이용하여 실리콘 재료의 경도로부터 2-parameter Mooney-Rivlin 모델의 상수를 결정하는 방법을 사용할 것이며, 그 Lindemann 식은 다음과 같다.^{13,14}

$$E(psi) = 11.427A - 0.4445A^2 + 0.0071A^3 \quad (8)$$

여기서 A는 재료의 Shore-A 경도 값을 나타내며, 이를 이용하여 탄성계수 E 값을 구한다.

또한, 전단계수(G)와 2-parameter Mooney-Rivlin 모델 상수 C₀₁, C₁₀은 다음과 같은 관계식을 갖는다.¹²

$$G = 2(C_{01} + C_{10}) \quad (9)$$

이때, 부드러운 재질이면 C₀₁과 C₁₀은 다음과 같은 관계를 가진다.¹⁵

$$C_{01} = 0.25C_{10}, \quad C_{10} = \frac{E}{7.5} \quad (10)$$

이를 이용하여 Lindemann 식에서 구한 E값에서 두 상수 C₀₁, C₁₀값을 구할 수 있다.

이러한 해석 이론을 바탕으로 본 논문에서 사용한 base silicone과 conductive silicone의 Shore-A 경도 값으로부터 구한 2-parameter Mooney-Rivlin 상수 값은 Table 1과 같다.

2.2 센서의 설계형상 및 Sensitivity 정의

센서에는 2종류의 실리콘을 사용한다. 센서의 대부분을 차지하며 기초적인 형상을 만들어주고 있는 base silicone과, 센서의 작동을 위한 conductive silicone이 그것이다. Fig. 1에서 보는 바와 같이 base

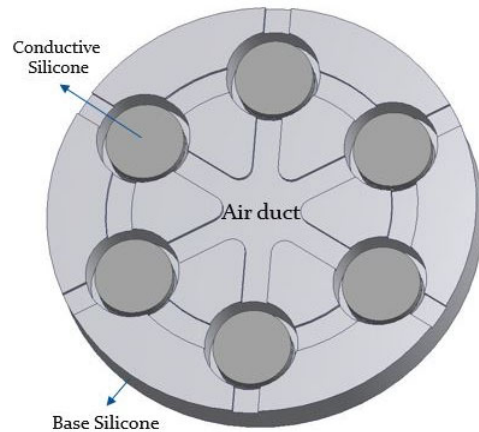


Fig. 1 Shape of the sensor

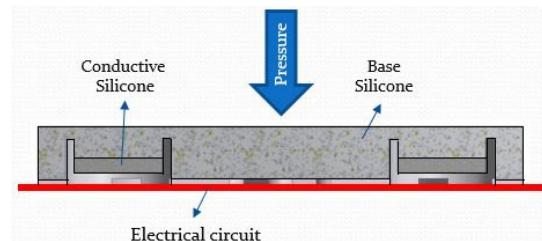


Fig. 2 Structure of the sensor

silicone의 밑바닥 부분에 6개의 구멍이 있고, 이곳에 conductive silicone이 들어가 base silicone과 연결되며, 따라서 conductive silicone은 센서의 밑바닥으로부터 일정 높이 높게 위치하게 된다.

센서의 윗면에 가해지는 압력으로 인하여 센서가 변형되면, conductive silicone이 아래로 내려가 센서의 밑바닥에 부착되어있는 회로와 접촉하여 센서가 작동하게 된다. 센서가 작동될 때 위에서 가한 압력 값을 sensitivity라고 한다.

2.3 센서의 sensitivity 조절 변수 결정

Sensitivity 값을 조절하기 위하여 센서의 형상에서 조절할 수 있는 변수는 Fig. 3에서 보는 바와 같이 4가지로 나뉜다. 먼저 conductive silicone과 바닥회로의 거리를 변수 H라 하고, base silicone에서 conductive silicone을 넣기 위하여 일정 깊이 판 부분과 센서의 윗면 사이 부분의 두께를 변수 T라고 하며, air duct의 너비를 변수 W, air duct의 높이를 변수 D라고 한다.

Sensitivity 값에 영향을 많이 끼치는 변수를 알아보기 위하여 변수를 조절하며 센서가 반응하는

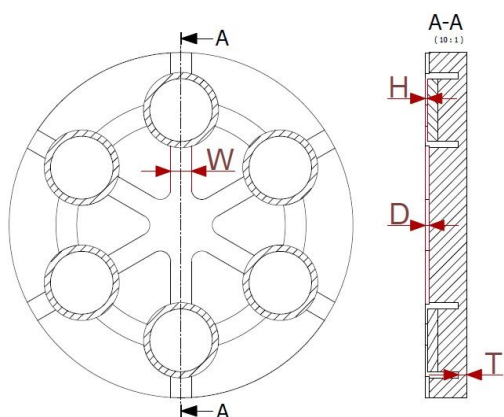


Fig. 3 Geometric parameters of the sensor

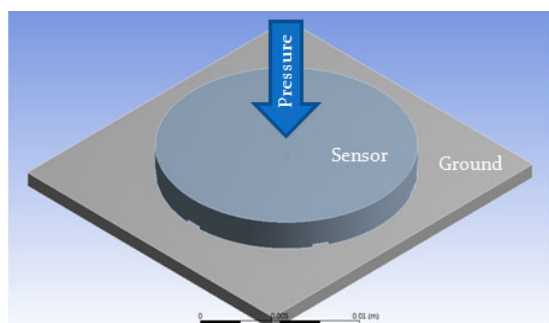


Fig. 4 Model for the analysis with geometric parameters

압력 값을 해석할 것이다. 해석에는 유한요소 프로그램 (ANSYS 13)을 이용하였다.

본격적인 case study가 아닌 변수를 결정하는 준비 해석이기 때문에 센서 모델은 conductive silicone을 넣지 않은 base silicone 만으로 이루어진 모델을 사용할 것이다. 변수는 기본 모델이 가지고 있는 초기 값으로부터 같은 변화량을 단계적으로 주는 방법을 통하여 조절한 것이며, 각 변수의 초기값은 Table 2와 같고, 변화량은 초기값에서 각각 +0.04mm, +0.08mm, +0.12mm, +0.16mm 이다.

해석 모델은 Fig. 4에서 보는 바와 같이 ground 위에 sensor를 올린 후, sensor의 윗부분에 압력을 가하는 형태의 모델을 사용하였다. 이sensor는 실제로 사용될 때 접착제를 사용하여 ground에 고정시킨 후 사용하기 때문에, 이것을 해석에도 적용시켜 sensor와 ground가 맞닿는 부분을 완전 고정 접촉 조건을 사용하여 떨어짐 및 미끄러짐이 없게 하였다. H, T, D, W의 4가지 변수를 조절하며 sensitivity 값을 해석을 통하여 측정한 결과 Fig. 5

Table 2 Initial values of geometric parameters

	initial value (mm)
H	0.3
T	0.4
D	0.2
W	1.0

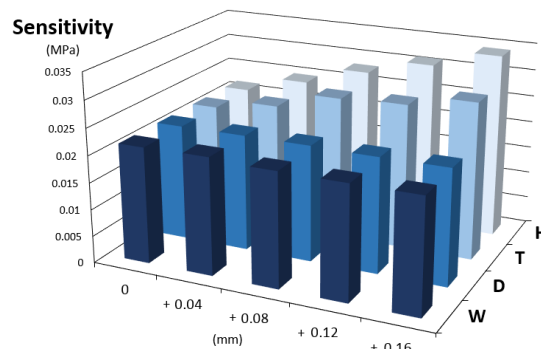


Fig. 5 Sensitivity effectiveness by parameters variations

Table 3 Result of the analysis of parameters (MPa)

	initial value	+0.04 (mm)	+0.08 (mm)	+0.12 (mm)	+0.16 (mm)
H	0.02165	0.02475	0.02820	0.03108	0.03424
T	0.02165	0.02350	0.02661	0.02711	0.02920
D	0.02165	0.02170	0.02170	0.02154	0.02158
W	0.02165	0.02180	0.02131	0.02123	0.02125

에서 보는 바와 같이 변수 D와 W는 변수 T와 H에 비하여 매우 미비한 영향을 끼치는 것을 볼 수 있다. 결과를 표로 나타낸 Table 3을 보더라도, 변수 D와 W는 변수 T와 H에 비하여 영향이 거의 없는 것을 볼 수 있다. 따라서 sensitivity를 조절하기 위한 변수는 총 4가지의 변수 중에서 H, T의 2가지 변수로 결정한다.

3. Sensitivity 해석 및 실험적 검증

3.1 여러 유형의 해석모델 선정

이번 해석 대상의 목적은 변수가 sensitivity 값에 끼치는 영향과 변수 간의 관계를 해석을 통하여 파악하고, 실험을 통하여 검증하는 것이다.

해석대상은 2 종류로, 18개의 센서를 사용할 것이다. Case 1은 T는 고정시키고 H만 변화시키면서 sensitivity 값을 보는 경우로, H가 sensitivity에 끼치는 영향을 파악하고 검증할 것이다. Case 2는 T와

Table 4 Geometric parameters of sensor models

model no.	H (mm)	T (mm)
1	0.4	0.3
2	0.5	0.3
3	0.6	0.3
4	0.7	0.3
5	0.35	0.4
6	0.4	0.4
7	0.45	0.4
8	0.5	0.4
9	0.55	0.4
10	0.6	0.4
11	0.65	0.4
12	0.7	0.4
13	0.75	0.4
14	0.8	0.4
15	0.4	0.5
16	0.5	0.5
17	0.6	0.5
18	0.7	0.5

Table 5 Models used in two cases

	case 1	case 2
model no.	5~14	1~4, 6, 8, 10, 12, 15~18
number of model	10	12

H를 동시에 변화시키면서 sensitivity 값을 보는 경우로, 이를 통하여 T가 센서의 sensitivity에 끼치는 영향 및 T와 H의 관계를 파악하고 검증 할 것이다. 총 18개 모델의 센서의 변수 값은 Table 4와 같으며, 각 경우에서 사용한 센서의 모델 번호 및 개수는 Table 5와 같다.

3.2 2 차원 해석 모델

해석은 유한요소 해석 프로그램인 ANSYS를 사용하였으며, 해석 상황은 insole 안에 silicone이 들어 있고 silicone 위에 cylinder가 놓여 있으며, 그 cylinder 위에 압력을 가했을 때 silicone의 변화를 보는 것이다.

즉, 수직방향으로의 stress와 strain이 중점적으로 봐야 할 요소인 동시에 다른 방향의 stress와 strain은 직접적으로 가해지는 외력이 없어 상대적으로 작을 것이기 때문에, 굳이 3차원 모델을 사용하여 모든 방향의 stress와 strain을 고려하는 것 보다는 2차원 모델을 사용하여 원하는 방향의 stress와 strain만을 보는 것이 효율 적이라고 판단

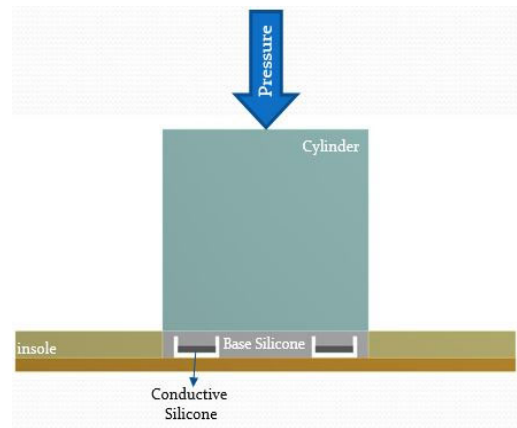


Fig. 6 Analysis model for the case study

Table 6 Properties of insole and cylinder

	insole		cylinder
Shore-A	12.857	material	Polyethylene
C ₀₁ (MPa)	0.081385512	Density (kg/m ³)	950
C ₁₀ (MPa)	0.020346378	Young's Modulus (Pa)	1.1E+09
		Poisson's Ratio	0.42

되어, 2차원 모델을 사용하였다. 본 연구에서 개발한 센서의 경우에는 비교적 geometric parameter가 크기 때문에 2차원과 3차원 모델 간에 큰 차이를 보이지 않기에 2차원에 의한 모델을 제시하였으며 실험과 비교할 때 우수하게 근접함을 확인하였다. 그 중에서도 plane stress 모델을 사용하였는데, 이는 pressure로 인하여 수직 방향의 stress가 가장 큰 반면, 절단면 방향의 stress는 직접 가해지는 외력이 없어 그 크기가 상대적으로 작아 없다고 가정할 수 있기 때문이다. 절단면은 Fig. 6과 같이 축을 중심으로 수직 방향으로 절단한 면을 사용하였고, 양쪽에 conductive silicone이 있는 절단면을 사용하였다.

접촉조건은 ground와 sensor, ground와 insole은 실험 시 접촉제를 사용하여 고정시키기 때문에, 완전 고정 접촉 조건을 사용하였으며, cylinder와 sensor의 접촉 부분은 완벽히 고정된 것은 아니기 때문에 frictionless 조건을 주어 gap 및 sliding을 허용하였고 cylinder가 이동하는 것을 방지하기 위하여 cylinder의 옆면 부분에 frictionless support를 적용하여 면의 수직방향 자유도를 구속하였다.



Fig. 7 Prototypes of silicone sensor

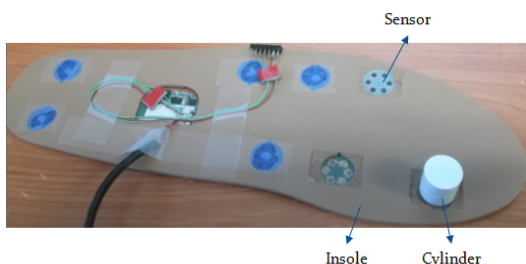


Fig. 8 Experimental setup for the sensor test

insole 재질은 센서와 같이 2-parameter Mooney - Rivlin 식 및 Lindemann 식을 이용하여 Shore-A 값으로부터 재료 상수를 구해 물성 값을 넣었으며 그 값은 Table 6과 같다. 또한 원기둥은 Polyethylene 재질을 사용하였고 물성 값은 Table 6과 같다.

3.3 센서의 제작 및 Sensitivity 실험

3.3.1 센서 제작 과정

총 18개의 실리콘 센서 모델을 금형 제작 후 사출 성형을 통해서 제작하였으며, 제작한 제품의 사진은 Fig. 7과 같다.

3.3.2 실험 방법

실험은 바닥에 회로가 부착되어 있고 PC와 연결되어 있어 센서의 작동 여부를 확인 할 수 있는 깔창에 센서를 끼워 넣고, 접착제를 이용하여 센서를 바닥회로 위에 고정시킨 후, 위에 원기둥을 놓고 그 위에 무게 추 등을 이용하여 무게를 가하는 방식으로 실험을 진행하였다(Fig. 8). 이렇게 함으로써 센서에만 압력이 가해지게 되고, 가해진 압력에 의해서 회로와 접촉하게 되면 사용한 무게 추의 무게를 합하여 측정한 후 이 값을 압력으로 바꾸어 sensitivity 값을 기록하였다.

3.4 해석과 실험 결과 및 비교

3.4.1 Case 1 결과 및 비교

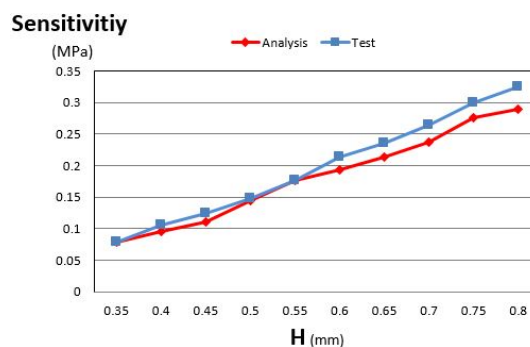


Fig. 9 Analysis & test results for case 1

Table 7 Analysis & test result of case 1 (precise data)

H (mm)	analysis sensitivity (MPa)	test sensitivity (MPa)
0.35	0.079331200	0.779141820
0.40	0.095000000	0.104725827
0.45	0.110000000	0.123379399
0.50	0.143920000	0.147395300
0.55	0.175630000	0.175627733
0.60	0.193500000	0.212797381
0.65	0.213707000	0.236034140
0.70	0.236900000	0.264679060
0.75	0.275000000	0.299236291
0.80	0.290000000	0.324352157

Case 1은 H만 변화시키는 case로, Fig. 9를 보면 model 5번에서 Model 14번으로 가면서 H값이 0.35mm에서 0.8mm까지 0.05mm씩 선형적으로 증가함에 따라 sensitivity 값 또한 선형적으로 증가하는 것을 해석, 실험 결과 모두에서 볼 수 있다. 이는 H라는 변수가 conductive silicone과 바닥회로와의 거리이기 때문에, H의 값의 증가, 즉 conductive silicone과 바닥회로와의 거리가 증가할수록 conductive silicone을 바닥회로에 닿게 하기 위하여 센서에 가해야 할 압력 또한 증가해야 하기 때문이며, 이러한 결과를 토대로 H라는 변수가 sensitivity에 영향을 많이 끼치는 변수라는 것과 동시에, H와 sensitivity와의 관계가 선형적이기 때문에 H를 조절하여 sensitivity 값을 조절하는 것이 매우 수월 할 것이라는 것 또한 알 수 있다.

그리고 실험값을 참값으로 놓았을 때 해석 값과의 오차 및 오차를 참값, 즉 실험값으로 나눈 상대오차를 보면, Table 8에서 보듯이 상대오차가 0~10%의 값을 가지는 것을 볼 수 있다. 따라서 해석 값이 비교적 정확하며, 이러한 데이터를 바탕

Table 8 Errors and relative errors of case 1

H (mm)	sensitivity (MPa)	
	error (MPa)	relative error (%)
0.35	0.001417018	1.819
0.40	0.009725827	9.287
0.45	0.013379399	10.844
0.50	0.003475300	2.358
0.55	0.000002267	0.001
0.60	0.019297381	9.068
0.65	0.022327140	9.459
0.70	0.027779060	10.495
0.75	0.024236291	8.099
0.80	0.034352157	10.591

으로 H를 이용하여 센서가 반응하는 압력을 조절할 수 있을 것이다.

3.4.2 Case 2 결과

Case 2의 경우, H와 T를 같이 변화시키면서 T가 sensitivity에 끼치는 영향 및 H와 T의 관계를 보는 case이다.

각각 해석과 실험의 sensitivity 결과 값을 3차원 그래프로 나타낸 Fig. 10과 Fig. 11을 보면 H가 증가함에 따라, 또 T가 증가함에 따라 sensitivity가 증가하며 그 최댓값은 H와 T가 동시에 증가할 때까지는 것을 볼 수 있다. 이를 통하여 T 또한 sensitivity에 영향을 끼친다는 것을 알 수 있고, H와 T가 서로 영향을 끼친다는 것을 알 수 있다.

그러나 x축을 H의 증가로 하여 정리한 그래프 Fig. 12, Fig. 13과, x축을 T의 증가로 하여 정리한 그래프 Fig. 14, Fig. 15를 비교하여 보면, x축이 H인 그래프에 비하여 x축이 T인 그래프의 기울기가 작은 것을 볼 수 있으며, Fig. 12 및 Fig. 13의 각각 다른 T를 가지는 3개의 그래프의 간격에 비하여 Fig. 14 및 Fig. 15의 각각 다른 H를 가지는 4개 그래프의 간격이 넓은 것을 볼 수 있는데, 이것은 H에 비하여 T가 sensitivity에 끼치는 영향이 미비하다는 것을 나타낸다.

또한, Fig. 12 및 Fig. 13에서 T 0.3~0.4mm 구간을 보면 H가 0.4mm 일 때 보다 H가 0.5mm 이상일 때 T에 의한 sensitivity 변화가 큰 것을 볼 수 있는데, 이것은 T를 통하여 sensitivity를 조절하기 위해서는 H가 0.5mm 이상 커야 한다는 것을 보여주며, 이는 H가 0.5mm 미만인 경우에는 conductive silicone과 바닥회로 사이의 거리가 매우 가까워, T에 비해 H가 sensitivity에 주는 영향력이 월등히

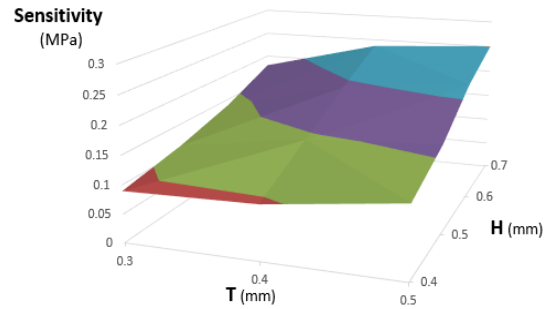


Fig. 10 Sensitivity data by analysis for case 2

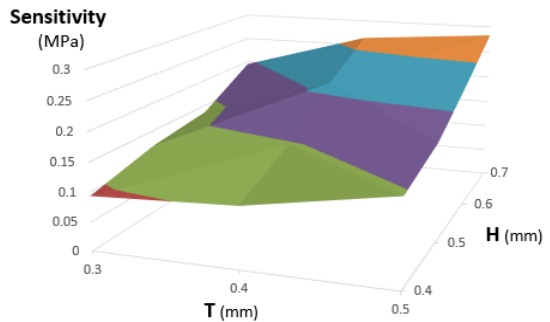


Fig. 11 Sensitivity data by experiments for case 2

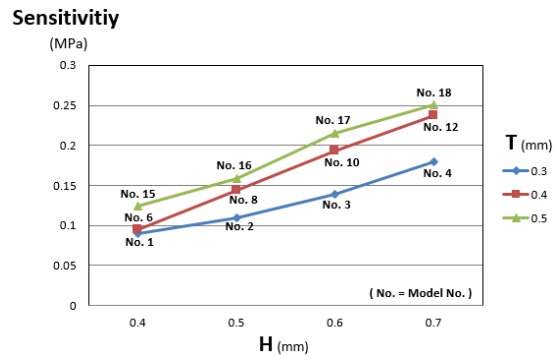


Fig. 12 Sensitivity data variations for H for case 2: analysis

커졌기 때문에 T에 의한 영향을 받기도 전에 sensitivity가 작동되어 버리기 때문이라 할 수 있다.

또한, 그래프를 통해서 T를 통한 sensitivity 조절은 T를 0.3mm에서 0.4mm로 증가시켰을 때 그 효율이 제일 좋으며, 0.4mm에서 0.5mm로 증가시켰을 경우에는 그 효율이 떨어진다는 것을 볼 수 있다. 이것은 약간의 T 조절은 효율적이지만, 0.4mm 이상 T를 조절하는 것은 비효율적이라는 것을 보여주는데, 이는 T의 경우 sensitivity에 영향을 끼치

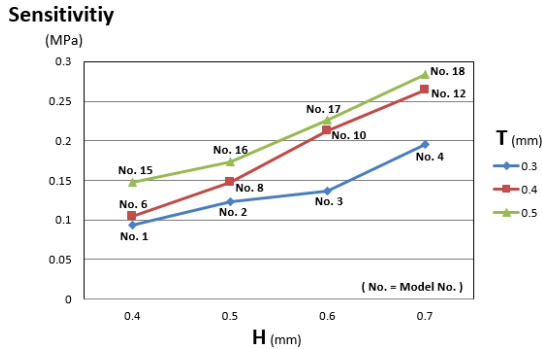


Fig. 13 Sensitivity data variations for H for case 2: experiments

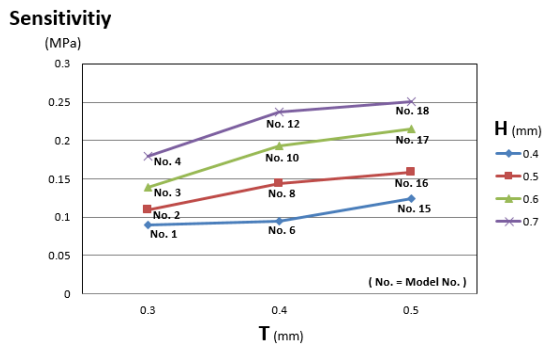


Fig. 14 Sensitivity data variations for T for case 2: analysis

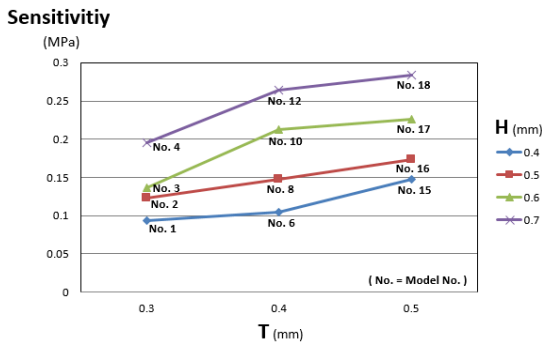


Fig. 15 Sensitivity data variations for T for case 2: experiments

기는 하지만 H처럼 conductive silicone과 바닥회로의 거리로써 sensitivity에 직접적인 영향을 끼치는 요소가 아니라 base silicone과 conductive silicone의 연결부의 두께 요소로써 sensitivity 조절에 있어서 간접적으로 영향을 끼치는 요소이기 때문에, T의

Table 9 Summary of analysis & test results for case 2

Model No.	analysis sensitivity (MPa)	test sensitivity (MPa)
1	0.089640000	0.093772010
2	0.110000000	0.122462762
3	0.138480000	0.136853969
4	0.180000000	0.194968783
6	0.095000000	0.104725827
8	0.143920000	0.147395300
10	0.193500000	0.212797381
12	0.236900000	0.264679060
15	0.124500000	0.147211972
16	0.158566000	0.172831989
17	0.215000000	0.225813633
18	0.250956000	0.283332632

Table 10 Errors and relative errors of case 2

Model No.	sensitivity (MPa)	
	error (MPa)	relative error (%)
1	0.00413201	4.406
2	0.012462762	10.177
3	0.001626031	1.188
4	0.014968783	7.678
6	0.009725827	9.287
8	0.0034753	2.358
10	0.019297381	9.068
12	0.02777906	10.495
15	0.022711972	15.428
16	0.014265989	8.254
17	0.010813633	4.789
18	0.032376632	11.427

특성상 0.4mm 이상 조절 시 sensitivity 조절에 있어서 효율적인 한계가 드러났다고 볼 수 있다.

그리고 Table 10에서 보는 바와 같이 상대 오차 값은 10% 내외로 해석 값이 비교적 정확하다는 것을 알 수 있는데, 이는 앞서 검증하였던 변수에 의한 sensitivity 값의 변화 양상뿐만 아니라, sensitivity 값 자체도 정확하다는 것을 나타낸다. 따라서 이러한 데이터를 바탕으로 상대오차를 고려한다면 sensitivity 값을 조절하기 매우 수월할 것이다.

따라서 이를 실제 보행에 적용한다면, 발의 각 부분마다 그에 맞는 sensitivity 값을 가지는 센서를 사용하였을 때 어느 한쪽 센서는 작동하고, 어느 한쪽 센서는 작동하지 않는 등의 상황을 통하여 착용자의 무게 중심이 어느 한쪽으로 쏠려 있지는

않은지, 안장걸음 등 잘못된 보행습관이 있지는 않은지를 파악할 수 있을 것이다.

그러나 이렇게 실제 보행에 적용시키기 위해서는 먼저 센서의 형상 변수 조절 범위를 좀 더 확대 시켜 센서의 특성을 완벽히 파악할 필요가 있으며, 추가적으로 실제 보행과 비슷한 상태에서의 해석 및 실험까지 진행 한다면 실제 보행에 완벽하게 적용 시킬 수 있을 것이다.

4. 결론

본 논문에서는 발의 정보 및 보행 정보를 수집할 수 있는 새로운 형태의 센서의 개발에 대해 논하였다. 센서의 형상 변수 중 센서가 반응하는 압력에 영향을 끼치는 형상 변수를 유한요소 해석프로그램을 이용한 시뮬레이션을 통하여 결정하였으며, 선택된 형상 변수를 조절하였을 때 센서가 반응하는 압력이 어떻게 변화되는지 유한 요소 해석 프로그램을 통하여 알아보았고, 이를 실험을 통하여 검증하였다. 이러한 데이터를 바탕으로 한다면 센서의 sensitivity 조절을 매우 쉽게 할 수 있을 것이며, 이를 실제 보행에 적용한다면 착용자의 보행 습관 등을 파악 할 수 있을 것이다. 그러나 현재 얻은 결과만으로는 센서를 실제 보행에 적용시키기에는 무리가 있으며, 추가적으로 센서의 형상 변수 조절 범위를 확대시켜 센서의 특성을 완벽히 파악하는 것이 필요할 것이다. 이 연구를 통하여 현재 국내에서는 그 개발이 어려운 신발 센서의 개발에 대한 하나의 방향 제시 및 개발 가능성을 보여줄 수 있을 것이며, 나아가 국내 신발 시장의 활성화를 이끌어 낼 수 있을 것이라 예상된다.

후 기

이 연구는 서울과학기술대학교 교내연구비의 지원으로 수행되었습니다.

REFERENCES

- Weiss, R. J., Wretenberg, P., Stark, A., Palmblad, K., Larsson, P., et al., "Gait Pattern in Rheumatoid Arthritis," *Gait & posture*, Vol. 28, No. 2, pp. 229-234, 2008.
- Shafizadeh, M., Watson, P. J., and Mohammadi, B., "Intra-limb Coordination in Gait Pattern in Healthy People and Multiple Sclerosis Patients," *Clinical Kinesiology*, Vol. 67, No. 3, pp. 32-38, 2013.
- Chung, J. J. and Seok, J. H., "A study of Foot Shapes in Students with Mentally retarded," *The Journal of Special Education : Theory and Practice*, Vol. 6, No. 1, pp. 107-127, 2005.
- Verghese, J., Lipton, R. B., Hall, C. B., Kuslansky, G., Katz, M. J., and Buschke, H., "Abnormality of Gait as a Predictor of Non-Alzheimer's Dementia," *New England Journal of Medicine*, Vol. 347, No. 22, pp. 1761-1768, 2002.
- Veltink, P. H., Liedtke, C., Droog, E., and van der Kooij, H., "Ambulatory Measurement of Ground Reaction Forces," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 13, No. 3, pp. 423-427, 2005.
- Putti, A. B., Arnold, G. P., Cochrane, L., and Abboud, R. J., "The Pedar in-shoe System: Repeatability and Normal Pressure Value," *Gait & posture*, Vol. 25, No. 3, pp. 401-405, 2007.
- Bamberg, S., Benbasat, A. Y., Scarborough, D. M., Krebs, D. E., and Paradiso, J. A., "Gait Analysis using a Shoe-integrated Wireless Sensor System," *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, Vol. 12, No. 4, pp. 413-423, 2008.
- Pappas, I. P., Popovic, M. R., Keller, T., Dietz, V., and Morari, M., "A Reliable Gait Phase Detection System," *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, Vol. 9, No. 2, pp. 113-125, 2001.
- Kong, K. and Tomizuka, M., "A Gait Monitoring System based on Air Pressure Sensors Embedded in a Shoe," *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, Vol. 14, No. 3, pp. 358-370, 2009.
- Son, H. J., "Development of Smart Shoe Sensor System for Gait Analysis Based on Plantar Ground Reaction Forces and Foot Angle," M.Sc. Thesis, Department of Mechanical Engineering, Sogang University, 2013.
- Kim, K. W. and Kim, N. W., "Prediction of Strain Energy Function for Butyl Rubbers," *Trans. Korean Soc. Mech. Eng. A*, Vol. 30, No. 10, pp. 1227-1234, 2006.
- Cherian, A. T., Sivasubramanian, P., and Rajan, A., "Analysis of Dynamic Behavior of a Pre-Stretched

- Circular Hyper Elastic Membrane with Finite Deformation,” International Journal of Innovative Research and Development, Vol. 2, No. 3, pp. 771-787, 2013.
13. Gobel, E. F., “Rubber Springs Design,” John Wiley, New York, 1976.
 14. Altidis, P., Warner, B., and Adams, V., “Analyzing Hyperelastic Materials/Some Practical Considerations,” Midwest ANSYS User Group, 2005.
 15. Mc Namara, J., “Novel Approaches to the Analysis of Localised Stress Concentrations in Deformed Elastomers,” Ph.D. Thesis, School of Manufacturing and Design Engineering, Dublin Institute of Technology, 2011.