

상세유한요소 모델링을 통한 보행중인 인체족부의 족저압 해석[§]

전 성 모* · 김 철[†]

* 경북대학교 기계공학부

Pressure Analysis of Plantar Musculoskeletal Fascia while Walking using Finite Element Analyses

Seong-Mo Jeon* and Cheol Kim[†]

* Dept. of Mechanical Engineering, Kyungpook Nat'l Univ.

(Received February 20, 2012 ; Revised May 21, 2012 ; Accepted May 23, 2012)

Key Words : Plantar Pressure(족저압), Walking(보행), Sole Shape(신발밑창형상), Contact(접촉)

초록: 단층촬영 영상정보를 이용하여 근육, 연부조직 및 골 구조 등을 포함한 발의 상세한 유한요소해석모델을 개발하여 보행과정을 모사하였고, 발과 직접 접촉하는 신발밑창 형상의 고려 여부에 따른 보행 중의 발바닥 압력의 변화를 비선형 접촉해석으로 계산하였다. 해석결과 직립 정지상태나 보행 중에는 공통으로 뒤꿈치가 지면에 닿을 때 압력집중이 가장 높았으며, 편평한 밑창보다 발바닥 곡면과 같은 밑창을 사용한 보행해석에서 뒤꿈치의 압력집중이 덜하고 접촉면이 더 넓었다. 이러한 보행모델 및 해석은 발바닥의 압력집중에 취약한 당뇨병 환자 전용 의료보조신발(압력을 넓게 분포시켜 집중의 강도를 낮출 수 있는) 개발의 수단으로 활용될 수 있음을 보였다.

Abstract: An efficient 3D finite element walking model that considers the detailed shapes of muscles, ligaments, bones, skin, and soles was developed based on a real computed tomography (CT) scan image of a foot, and nonlinear contact analyses were performed to investigate pressure changes. The highest pressure occurs at the rear bottom of the foot when standing and walking. The pressure on the outsole with a curved foot bottom surface is lessened and distributed over a wider area than in the case of a flat outsole. The result shows that a shoe sole shape optimized for diabetes patients can relieve the foot pressure concentration and prevent further worsening of symptoms.

1. 서 론

1.1 연구배경

전체 신체의 안정성을 유지하면서 걷는 행위는 근골격계와 신경계를 총괄적으로 통합하여 사용하는 복잡한 운동으로 구성된다. 보행은 한쪽 하지가 입각기의 안정된 상태를 유지하는 동시에 다른 한쪽 하지가 몸을 앞으로 움직이게 하는 연속적이고 반복적인 동작이다. 족부는 보행 시 몸체의 이동에 필요한 추진력과 진행 방향을 제공할 뿐만 아니라, 이때 발생하는 바닥 충격을 흡수하며 체

중을 지지하고 지면에 대한 적응 및 몸의 중심 이동에 반응하여 균형을 유지하는 동시에 족부의 안정성을 유지하여야 하는 역할을 담당하고 있다.

실제로 인간의 평생 동안 보행거리는 지구 둘레의 약 7배에 달하며 이때 발이 받는 충격은 약 1000톤에 달한다고 한다. 만약 족부에 맞지 않는 신발이나 보행습관을 가지고 있다면 신체를 지지하는 족부의 근력이 감소하여 무릎, 허리 등에 많은 부담을 주게 되어 그 결과 장애가 발생하게 된다.⁽¹⁾ 또한 보행동안 체중과 지면 반발력에 따른 반복적인 족부의 부하는 족저면에 있어 족부 궤양, 증족골 통증 등 다양한 질환과 통증의 원인으로 보고되고 있다. 대표적인 족부 질환으로 당뇨병성 질환(diabetic neuropathy)에 의한 족부궤양은 심각한 경우 절단의 위험을 가진다. 이러한 당뇨병성

§ 이 논문은 대한기계학회 2011년도 추계학술대회(2011. 11. 2-4., EXCO) 발표논문임

† Corresponding Author, kimchul@knu.ac.kr

© 2012 The Korean Society of Mechanical Engineers

질환 환자는 공통적으로 족부 감각 저하를 가지며, 지속적인 족저 압력이 연부 조직 괴사를 발생시킨다고 알려지고 있다. 족저부의 비정상적인 압력 분포는 족부 내부 조직의 변화를 야기하고 족부의 통증이 근골격계의 질병으로 발전하게 되는 것이다. 미국의 경우 총인구의 약80% 이상이 발과 관련된 질환을 앓고 있다고 보고된다.

최근, 잘못된 보행습관이나 질병 등으로 인해서 발생하는 족부질환을 완화시키기 위한 특별한 신발과 같은 의료보조기기의 개발에 관한 다양한 연구들이 이루어지고 있다. 하지만 실제 인체의 족부 보행모델을 구현하는 것은 많은 제약이 존재하여 대부분 단순한 족부 보행모델을 이용하여 연구하였다.

Kim과 Hwang⁽²⁾은 노인의 뼈, 인대, 근육의 노쇠함을 고려하여 그들에게 맞는 족부 보조기를 연구하였으며, 족부 측정 및 체계적 설계과정을 거쳐서 노인의 신체특성에 적합한 고기능성 족부 보조기를 개발 하였다. Kim 등⁽³⁾은 대퇴절단자를 위한 내골격형 모듈라 의족중 단축식 기계마찰의족의 개발 및 대퇴절단자의 보행분석 결과를 분석하였다. Seo와 Yi⁽⁴⁾는 족부의 근골격계를 3 자유도의 링크와 스프링으로 모델링하여 지면과의 압력을 계산하였다. 또한 정지 상태에서 족저근(plantar fascia tendon)과 아킬레스근(achilles tendon)이 족부에 주는 영향이 FEM 해석 등을 통해서 연구되기도 했다.⁽⁵⁾ Hodge 등⁽⁶⁾은 발바닥의 압력 측정 실험을 통해서 족부 보조기기의 개발에 관한 연구를 수행했다. 비교적 많은 연구가 진행되었으나 족부의 해석모델과 근골격의 물성값의 부정확성으로 여전히 실험과 해석간에 오차가 존재하는 실정이다.

본 연구를 통해서 근골격계의 구성 요소들을 그 기능과 물성특성을 고려하여 정확한 해석용 유한요소모델을 구성했고, 걸어가는 동작을 정확히 묘사한 후 발바닥, 신발창(outsole), 지면간의 상호 접촉압력을 계산하여 압력집중을 완화시키는 신발창의 곡면 형상의 설계에 적용하였다.

2. 족부 보행 유한요소모델

2.1 3차원 발 모델 구성

3차원 족부 CAD 및 상세 유한요소모델을 구성하는 방법과 이를 이용해서 보행운동을 구현하는 과정의 흐름을 Fig. 1에 정리하여 도시하였다. 발의

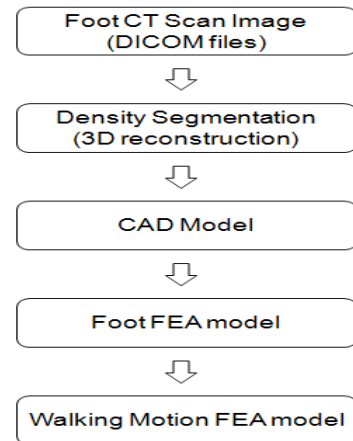


Fig. 1 Construction of an finite element model of soft tissue and bony structures in walking

근골격계에 이상이 없는 성인 남성의 발 부분을 1mm 간격으로 컴퓨터 단층촬영을 한 후, CT 데이터의 HU(hounsfield unit) 값에 따라 3차원 모델링을 할 수 있는 MIMICS V6(Materialise사, Belgium)를 이용하여⁽⁷⁾ 족부의 근골격을 3차원 CAD 면(surface) 모델로 변환하였다.

Fig. 2와 같이 한쪽 발은 26개의 뼈로 구성되어 있어 양 발은 몸 전체 206개 뼈 중 25%를 차지한다. 이 26개의 뼈들은 후족부, 중족부, 전족부의 3부분으로 구성되며, 7개의 뼈로 구성된 후족부, 5개의 길고 가는 뼈들로 구성된 중족부 그리고 14개의 매우 작은 발가락뼈들로 구성된 전족부로 정렬되어 있다. Fig. 3과 같이 발에는 19개의 근육과 건이 있는데 그중 18개는 발의 바닥에 있으며 13개 하지의 건들이 연장되어 발의 각 부분과 붙어서 각자 고유한 기능을 수행한다. 근육과 건에는 차이가 있는데, 근육은 중심 부분이며 신축적 조직체인 반면 건은 근육의 가늘어진 끝부분으로 근육을 뼈에 연결하는 부분이다.

보행상태에서 발 근골격계의 정확한 응력과 발바닥의 분포력을 구하기위해서 Fig. 4와 같이 실제 발의 기능 및 구조에 매우 가까운 해석모델을 개발하였으며, 이는 뼈, 연부(살, 피부등) 조직, 근육 및 연골 등으로 구성된다. 피부 및 피하조직은 비선형 재료특성을 갖기 때문에 초탄성거동으로 묘사하였고 뼈구조(bone structure)는 등방성의 탄성물질로 가정하였다. 뼈와 연부조직은 4절점 3D TETRA를 사용하였으며, 족저근과 인대(ligament)는 인장만 지지하는 2D TOSE(tension only truss element)로 모델링하였다.

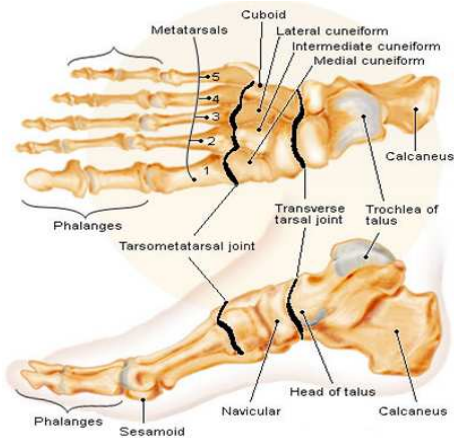


Fig. 2 Bone structure of a human foot

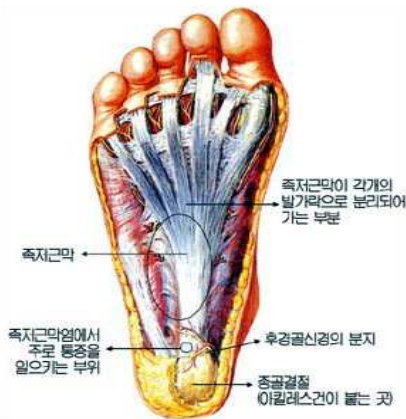


Fig. 3 Plantar fascia structure of a foot

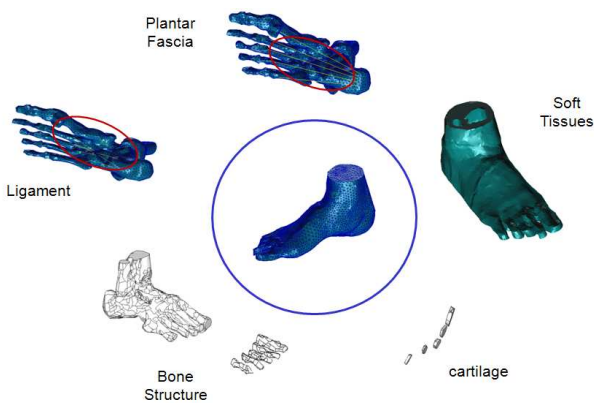


Fig. 4 Bone structural parts and soft tissues of a foot

본 연구에서는 인체의 보행시 지면에 발바닥 또는 아랫술의 일부분이 연속적으로 접촉하는 부분에 작용하는 힘과 압력을 계산하기 위하여 NASTRAN을 사용하여 비선형 접촉해석을 수행하였다. Table 1은

Table 1 Material properties for foot FE analyses

Foot Component	Young's Modulus E (MPa)	Poisson's ratio ν
Bone structure	7300	0.3
Soft tissues	Hyperelastic	-
Plantar fascia	350	-
Ligament	350	-
Soil	1,000,000	-

Table 2 The values of hyperelastic material parameters used for encapsulated soft tissues (Eq. 1)

C_{10}	C_{01}	C_{20}	C_{11}	C_{02}	D_1
0.08556	-0.05841	0.03900	-0.02319	0.00851	3.65273

유한요소해석에 사용된 발 구성물질의 기계적 재료 값이다.⁽⁸⁾ 연한 피부 및 피하조직의 초탄성거동을 나타내기 위해서 다항식 형식인 NASTRAN 채택의 Mooney-Rivlin 식을 적용하였다. Mooney-Rivlin의 변형률 에너지 밀도식(strain energy density)은 다음과 같다.^(9,10)

$$w_s = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{11}(\bar{I}_1 - 3)(\bar{I}_2 - 3) + C_{02}(\bar{I}_1 - 3)^2 + \frac{1}{D_1}(J - 1)^2 \quad (1)$$

이 식에서, C_{ij} 는 전단계수와 관련된 상수, D_i 는 체적계수와 관련된 상수, \bar{I}_1 와 \bar{I}_2 는 Cauchy-Green 변형률 텐서의 제1, 제2 불변량이며, J 는 탄성 체적비이다. 이들 계수와 관련된 값은 Table 2에 정리되어 있다.⁽¹¹⁾

2.2 족부 보행 유한요소 모델

걸는 동작을 몇 개의 세부동작으로 구분하여⁽¹²⁾ Fig. 5와 같이 지면과 정강이 사이각을 100° 98° 96° 94° 92° 90° 88° 86° 84° 82° 80° 78° 나누어서 각 단계별 압력과 응력을 계산하였다. 사용된 하중조건은 Fig. 6과 같이 지면반력을 수직 상 방향으로 족부에 인가하여 동일한 환경을 조성하였고, 연부조직과 족부의 최상부면인 경골(tibia), 비골(fibula)의 절점을 모두 고정하였다. 지면은 수직 방향으로만 움직이도록 구속했고, 지면과 발 사이는 접촉조건을 부여하고 마찰계수 관련 문헌에^(13,14) 근거하여 0.6으로 가정하였다. 임의의 지면구조는 NASTRAN HEX8 3차원 요소로 모델링한다.

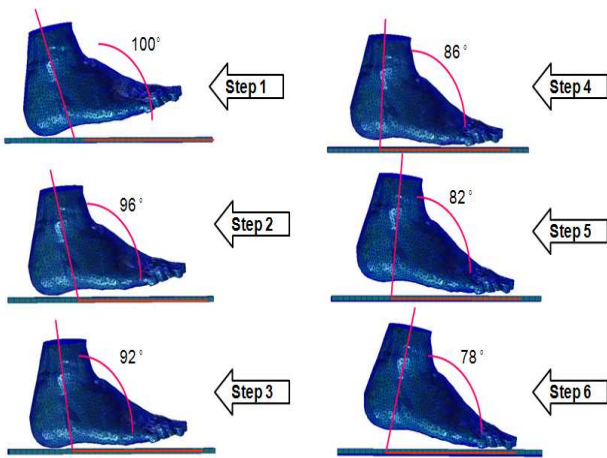


Fig. 5 Definition of separate walking motions by angles

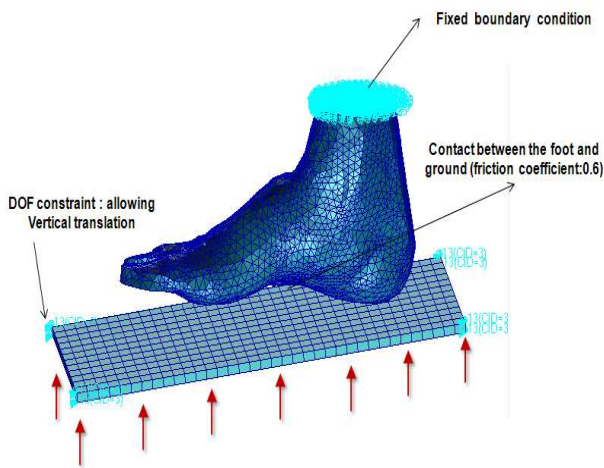


Fig. 6 Applied load and boundary conditions of a walking bare foot

2.3 보행중 맨발상태의 접촉응력 및 압력분포

맨발 보행 중에 발생하는 응력과 발바닥의 압력 분포는 비선형 접촉해석을 통하여 계산된다. Fig. 7은 지면과 발의 접촉면적을 나타내며, 지면과 발의 접촉이 발바닥 뒤에서 앞으로 이동되는 것을 확인할 수 있다. 이들 접촉면적의 분포를 통해서 예측 가능하듯이 뼈의 응력과 족저압은 발의 앞과 뒷부분에 집중되는 것을 알 수 있다. Fig. 8은 보행 단계별로 발뼈에 발생한 응력분포를 표현한다. 단계별 최대응력은 예상대로 Steps 1~3까지는 발 뒷부분인 종골(calcaneus)과 뒤꿈치 부분에서, Steps 4~6에서는 발 앞부분인 종족골(metatarsals)에서 최대응력이 발생하였다. Fig. 9에서 볼 수 있듯이

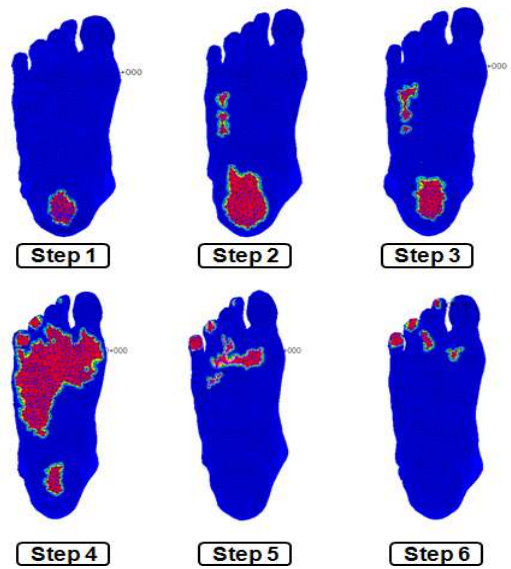


Fig. 7 Contact areas on plantar

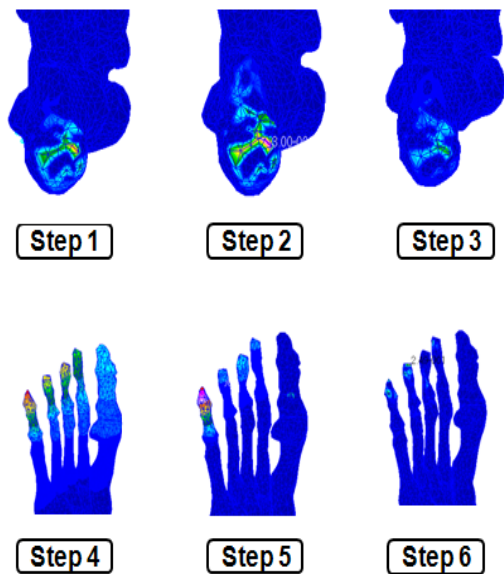


Fig. 8 von-Mises stress distribution in foot bones

발바닥 연부의 압력분포도 앞의 뼈의 응력분포 패턴을 따른다. Fig. 10은 각 보행 단계별로 발생한 최대압력을 나타내며, 첫 단계에서 가장 큰 0.19 MPa의 압력이 발 뒤꿈치에 집중되어 나타났다.

개발된 발의 상세해석모델의 정확도를 검토하기 위해서 Table 3과 같이 다른 문헌상의 맨발 직립 상태의 해석 및 실험결과와 비교하였다. 서로 다른 3인의 발모양, 몸무게, 키의 차이가 있어 최대 압력에서 서로 약간의 차이가 있으나 최대 압력 발생 부위와 압력분포는 서로 잘 일치하였다.

Table 3 Comparison of peak pressures between present and other results

	Age/ Gender	Weigh t(kg)	Peak pressure (MPa)
Experiment ⁽¹⁵⁾	26/Male	70	0.17
Present Analysis	27/Male	75	0.19
Other Analysis ⁽¹⁶⁾	27/Male	65	0.18

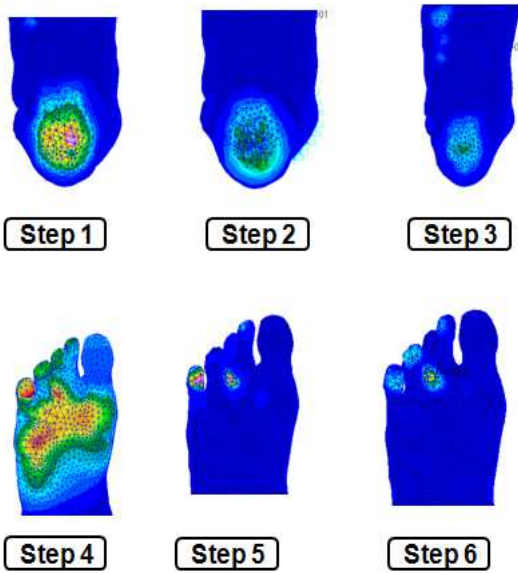


Fig. 9 Contact pressure distribution on plantar

3. 신발 밑창을 고려한 해석

3.1 3-D 발과 밑창의 모델 구성

신발 밑창(sole)의 형상에 따라서 보행시 발의 압력이 어떻게 변하는지 확인하기 위해서 2가지 형상(A형, B형)의 신발 밑창을 고려하였다. A형 신발 밑창은 Fig. 11(a)와 같이 단순한 평면이고, B형은 Fig. 11(b)와 같이 발바닥의 곡면과 일치시킨 형상이다. 각각의 밑창 형상은 발과 접촉하는 인솔(insole)과 지면과 접촉하는 아웃솔(outsole)로 구성되며 서로 다른 물성을 입력한다.

신발 밑창의 아웃솔은 비압축성, 비선형성, 등방성 특성을 갖고 있어서 연부조직과 같은 초탄성거동을 한다. 재료의 인장실험으로부터 결정되는 상수가 5개인 식 (2)와 같은 James-Green-Simpson 모형의 변형에너지밀도함수를 채택하였다. 한편, 인

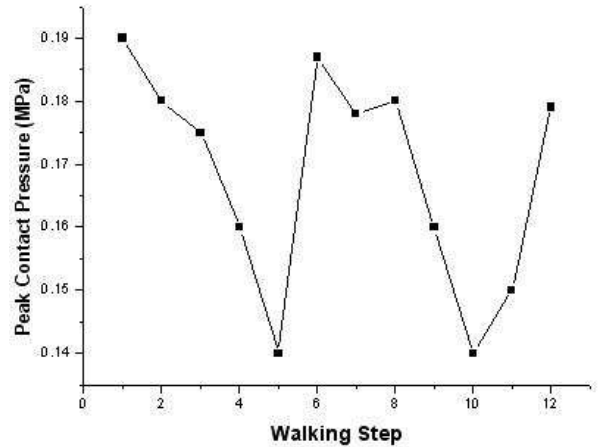


Fig. 10 Contact pressures on plantar at each walking step

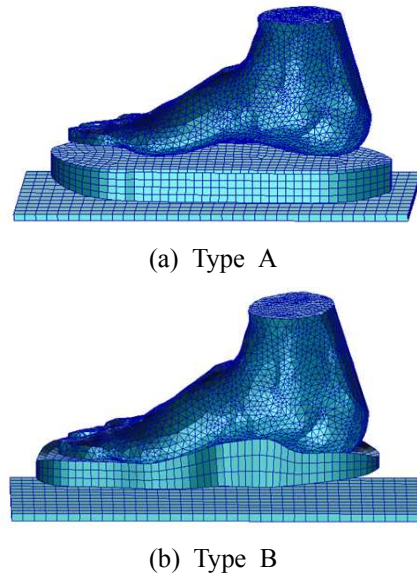


Fig. 11 FEM model of a foot with outsole

솔은 폴리우레탄 재료의 압축성 폼(foam) 재료로서 구성되는데, 이를 반영하기 위해 식 (3)과 같은 Blatz-Ko 폼 모델을 적용하였다.

$$w_{out} = C_{10}(\bar{I}_1 - 3) + C_{01}(\bar{I}_2 - 3) + C_{11}(\bar{I}_1 - 3) + (\bar{I}_1 - 3) + C_{20}(\bar{I}_1 - 3)^2 + C_{30}(\bar{I}_1 - 3)^3 \quad (2)$$

$$w_{insole} = \frac{G}{2} \left(\frac{I_2}{I_3} + 2\sqrt{I_3} - 5 \right) \quad (3)$$

여기서 C_{ij} 는 재료의 인장실험으로부터 결정되는 상수이고, \bar{I}_1 과 \bar{I}_2 , \bar{I}_3 는 변형률의 1,2,3차 불변량(invariant)이다. G 는 폼 재료의 전단계수이다. Tables 4, 5에 밑창의 물성치를 나타내었다.

Table 4 Hyperelastic material parameters for outsole⁽¹⁷⁾

C ₁₀	C ₀₁	C ₁₁	C ₂₀	C ₃₀
-0.00149	0.11732	-0.00182	0.01720	-0.02000

Table 5 Material properties for insole

Component	Young's Modulus E (MPa)	Poisson's ratio ν
Insole	0.7355	0.35

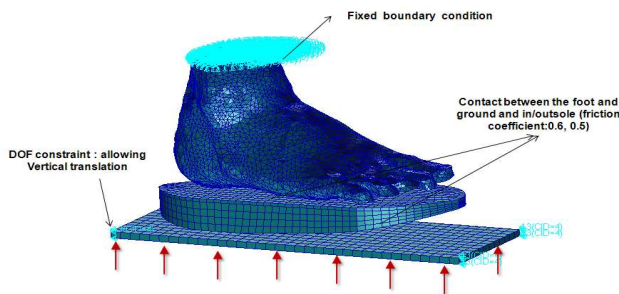


Fig. 12 Applied load and boundary conditions of a walking foot on a sole

Fig. 12와 같이 신발 밑창을 고려한 유한요소해석을 위해서 가한 하중 및 경계조건은 맨 발의 경우와 동일하다. 단지, 지면과 밑창, 안창과 발바닥 사이의 접촉해석을 위해서 사용한 마찰계수는 참고문헌^(9,10)에 근거하여 각각 0.6과 0.5를 적용했다.

3.2 신발 밑창 고려한 보행단계별 해석

신발 밑창을 고려하고 실제 보행 동작에 가깝도록 지면과 정강이의 각이 100° 96° 92° 86° 82° 78°의 6단계(Fig. 13)로 구분하여 비선형 접촉해석을 하였다.

앞에서 보행 중 Step 1에서 가장 큰 압력이 발생하는 것을 확인하였다. 신발 밑창 착용 시 발생하는 족저부의 압력을 확인하기 위해서 단순한 평면 밑창(Type A)과 족저부 곡면에 맞는 밑창(Type B)에 대해서 비선형 접촉해석 결과, Type A의 경우는 보행 시 처음으로 닿는 뒤꿈치에서 국부적으로 0.18MPa의 최대압력이 발생했다. Type B 밑창의 경우 0.12MPa의 최대압력이 발생하며, Fig. 14와 같이 압력이 Type A보다 뒤꿈치 전체에 넓게 분포 되었다. 본 연구에서는 보행시 작용하는 충

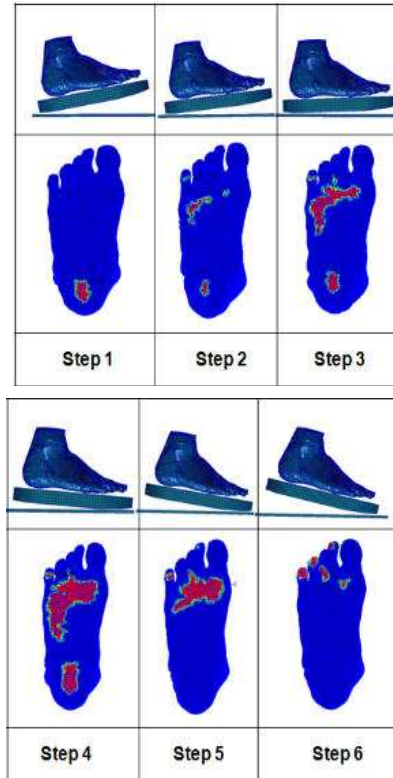


Fig. 13 Walking steps considering the effect of a sole

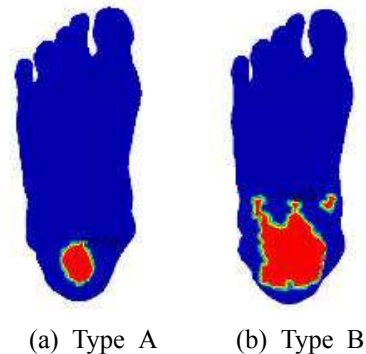


Fig. 14 Walking steps considering the effect of a sole

격은 고려되지 않았음에도 발바닥 곡면과 잘 일치하는 형상의 밑창만으로도 족부 압력을 완화시킬 수 있음을 보여준다. 최적 밑창 형상을 개발하면 더욱 압력이 완화될 것이다.

보행중인 발의 정확한 동작해석을 위해서는 보행 주기 동안 발목관절, 슬관절과 고관절이 시상면(sagittal plane), 관상면(frontal plane), 횡단면(transverse plane)에서의 하중분포를 3차원적으로 고려해야하나, 본 연구에서는 횡방향 거동에 의한 횡하중은 생략되었다. 횡방향 운동에 의한 체중의 나뉘는 시상면의

10% 미만이라는 3차원 측정결과가 보고된 사례가 있어서⁽¹⁸⁾ 그 중요도는 낮으나 고려하면 예측결과가 좀 더 정확해질 수 있어서 향후 추가적 연구에서 고려될 계획이다.

4. 결 론

CT 촬영 영상에 근거하여 근육, 연부조직 및 골 구조 등을 포함한 족부의 상세 유한요소해석모델을 개발하여 보행과정을 모사하였고, 보행 중 발생하는 발바닥 압력의 변화를 계산하기 위해 실제 보행 동작과 근접하게 정강이와 지면과의 각도로 구분하여 맨발과 신발밀착을 고려할 때의 보행동작을 6단계로 나누었다. 신발밀착의 형상도 편평한 것과 발바닥 곡면과 일치한 것 2경우에 대해서 비선형 접촉을 하여 압력의 차이를 연구했다. 직립과 보행 때 공통으로 뒤꿈치가 지면에 닿을 때 압력집중이 가장 높았으며, 보통의 밀착보다 족저부의 곡면과 가장 일치하는 밀착을 사용한 보행 때 뒤꿈치의 압력이 더 떨어지고 압력분포가 광범위했다. 각 당뇨병자 개인의 족저부 곡면에 맞는 신발(밀착)을 착용한다면 압력을 떨어뜨려 환부의 종양을 완화시킬 수 있음을 기계공학적 해석으로 입증할 수 있었다.

후 기

이 논문은 2011년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 연구임. (NO. 2011-0030075 및 지역거점연구단육성사업/노화극복웰빙을 위한 융합의료기술개발사업단)

참고문헌

- (1) Oh, D. W., Chon, S. H. and Shim, J. H., 2010, "Effect of Shoe Heel Height on Standing Balance and Muscle Activation of Ankle Joint," *Journal of the Ergonomics Society of Korea*, Vol. 29, pp. 789~795.
- (2) Kim, J. H. and Hwang, I. G. 2004, "Development of Functional Shoes for Old People," *Proceedings of the KISE*, Vol. 9, pp. 61~67.
- (3) Kim, K. H., Kim, Y. H., Kim, S. K., Yang, G. T. and Mun, M. S. 1996, "Development of Transfemoral

- Prostheses and Its Gait Analysis," *Proceedings of the KSME Fall Annual Meeting*, pp. 303~308.
- (4) Seo, J. T. and Yi, B. J. 2009, "Modeling and Analysis of a Biomimetic Foot Mechanism," *Journal of the Korean society of Machine Tool Engineers*, Vol. 18, No. 5, pp. 521~528.
- (5) Cheung, T. M., Zhang, M. and An, K. N., 2006, "Effect of Achilles Tendon Loading on Plantar Fascia Tension in the Standing Foot," *Clinical Biomechanics*, Vol. 21, pp. 194~203.
- (6) Hodge, M. C., Bach, T. M. and Carter, G. M., 1999, "Orthotic Management of Plantar Pressure and Pain in Rheumatoid Arthritis," *Clinical Biomechanics*, Vol. 14, pp. 567~575.
- (7) Kim, I. M. and Lee, I. M. 2008, "Bio-Medical Engineering Applications Using Mimics S/W," *proceedings of the KSME Spring Annual Meeting*, pp. 106~107.
- (8) Cheung, J. T., Zhang, M., Leung, A. K. and Fan, Y. B., 2005, "Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing - A Material Sensitivity Study," *Journal of Biomechanics*, Vol. 38, pp. 1045~1054.
- (9) NASTRAN, NASTRAN Release 2010.1.3 documentation.
- (10) Mooney, M., 1940, "A Theory of Large Elastic Deformation," *Journal of Applied Physics*, Vol. 11, pp. 582~592.
- (11) Cheung, J. T. and Zhang, M. 2006, "Finite Element Modeling of the Human Foot and Footwear," ABAQUS Users' Conference.
- (12) Moon, J., 2010, Finite Element Analysis of Foot-Ankle Joint for Gait and Biomechanical Evaluation of Curved Point, Master Thesis, Inje University.
- (13) Antunes, P. J., Dias, G. R., Coelho, A. T., Rebelo, F. and Pereira, T., 2003, "Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model," Materialise, leuven, Belgium.
- (14) Zhang, M. and Mak, A. F. T., 1999, "In Vivo Friction Properties of Human Skin," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 23, pp. 135~141.
- (15) Qiu, T. X., Teo, E. C., Yan, Y. B. and Lei, W.,

- 2011, "Finite Element Modeling of a 3D Coupled Foot-boot Model," *Medical Engineering & Physics*, Vol. 33, pp.1228~1233.
- (16) Song, D. R., Lee, S. J. and Chen, W. M.,. 2007, "Construction and Validation of a Finite Element Model for Foot-Ankle Joint Complex with Detailed Anatomical Elements," *Proceedings of the KSPE Autumn Annual Meeting*, pp. 167~168.
- (17) Kim, S. H., Cho, J. R. and Lee, S. B. 2009, "Evaluation of Landing Impact Characteristics of Sport Shoes in Running by Finite Element Analysis," *Korean Journal of Sport Biomechanics*, Vol. 19, No. 2, pp. 217~225.
- (18) Song, S. J., Kim, S. Y., Kim, Y. T. and Lee, S. D., 2010, "Computation of Ground Reaction Forces during Gait Using Kinematic Data," *Transactions of the Korean Society of Mechanical Engineers A*, Vol. 34, No. 4, pp. 431~437.