

## 인체 족부 근골격계 상세 유한요소모델링을 통한 족저압 해석<sup>§</sup>

전 성 모 · 김 철\*<sup>†</sup>

\* 경북대학교 기계공학부

### Pressure Analysis of the Plantar Musculoskeletal Fascia Using a Fine Finite-Element Model

Seong-Mo Jeon\* and Cheol Kim\*<sup>†</sup>

Department of Mechanical Engineering, Kyungpook National University

(Received April 18, 2011 ; Revised June 24, 2011 ; Accepted July 4, 2011)

**Key Words:** Plantar Pressure(족저압), Hyperelasticity(초탄성), Contact Analysis(접촉해석), 3D FEM Foot Model(3차원 유한요소 족부모델)

**초록:** 족저부의 압력 분포를 해석하기 위하여 인체에 근접한 족부 상세 해석용 모델을 개발하였다. 이 상세 해석용 모델은 족부의 단층촬영 영상(CT scan image)으로부터 밀도 차이에 따라서 골격부와 피부 및 피하조직을 각각 3D CAD 모델로 변환한 후에 결합하여 구성하였으며, 근육과 뼈, 피부 모두를 반영한 3D 족부 유한요소해석 모델로 개발하였다. 개발된 3D 족부 유한요소모델에 대하여 NASTRAN의 접촉해석을 수행하여 족저압의 분포를 계산하였으며, 이러한 결과는 균일분포압력을 작용시키는 당뇨병 환자용 신발 설계의 기초 자료로 활용될 수 있다.

**Abstract:** The A detailed 3D finite-element analysis model of a human foot has been developed by converting CT scan images to 3D CAD models in order to analyze the distribution of plantar pressure. The 3D foot model includes all muscles, bones, and skin. On the basis of this model and the pressure distribution results, shoes for diabetes patients, which can make the plantar pressure distribution uniform, may be designed through finite-element contact analysis.

### 1. 서 론

#### 1.1 연구배경

인체 중 가장 큰 힘이 작용하는 다리와 족부에는 노화가 진행됨에 따라 관절, 피부와 관련된 질환이 주로 나타난다. 그 중 족저부가 가장 큰 힘을 받게 되는데 족부구조의 특성상 압력분포가 일부분에 집중되는 경향이 있다. 보행 자세와 습관에 따라 족저부 압력의 크기는 다양하게 발생한다. 나쁜 보행 자세는 족저부에 큰 압력을 가하게 되고 질병의 원인이 될 수도 있다. 대사성 당뇨

질환 환자들은 상해를 입은 부위의 감염 위험도가 높고 궤양으로 쉽게 전이되어 그 치료가 어려워 절단에 이르는 경우도 많다. 특히, 족부는 큰 압력에 매우 취약하여 압력이 집중되는 족저부 등의 피부와 피하조직(encapsulated soft tissue)에 궤양이 빈번히 발생한다는 사실이 잘 알려져 있다. 이러한 질환은 특수 신발 등 족부보조기의 작용을 통해 완화 될 수 있다.

족부 질환의 원인을 규명하기 위해 족부관련 생체역학적 연구는 크게 피험자 생체(live subjects), 카데바(cadaver feet), 수치해석의 3가지 영역으로 나뉜다.<sup>(1-3)</sup> 먼저, 피험자 생체를 대상으로 하는 실험적 연구는 해부학적, 기능적, 임상적으로 명확하고 사실적인 의학지식을 조성해주는 반면, 족부내부의 운동학(kinematics) 및 운동역학(kinetics)적 분석 및 규명

§ 이 논문은 2011년도 대한기계학회 CAE 및 응용역학부문 춘계학술대회(2011. 4. 14.-15., SETEC) 발표논문임

† Corresponding Author, kimchul@knu.ac.kr

© 2011 The Korean Society of Mechanical Engineers

에는 한계가 있다. 그리고 카테바를 이용한 연구는 살아있는 피험자에게 측정할 수 없었던 족부 내부의 압력분포와 구조적 변화를 분석할 수 있으나, 카테바 확보의 어려움과 다양한 족부 환경 조건에 따른 실험 준비의 복잡함과 어려움이 존재한다.

수치해석은 과도한 해부학적 단순화 및 추정된 물성값 등의 문제를 가지고 있지만, 위의 다른 두 가지 조건에서 단점으로 제시한 족부 내부의 압력 측정 및 다양한 족부 환경의 구현을 가능하게 한다. 하지만 모델구축의 어려움으로 족부 내부의 압력 변화에 대한 연구는 미비한 실정이다. 기존의 인체를 대상으로 한 유한요소해석연구의 경우 모든 골격계통과 근육계통을 포함하는 모델을 구현하는 것은 많은 제약이 있으므로 대부분 단순한 모델을 이용하여 족부의 거동 및 족저압 계산을 연구 하였다.

Seo와 Yi<sup>(4)</sup>는 족부의 뼈 구조와 근육을 3 자유도의 링크와 스프링으로 이루어진 단순 모델을 제안하여 생체모방 발 메커니즘이 다양한 지면에 대하여 능동적으로 대처하는 능력을 파악하는 연구를 하였다. Cheung 등<sup>(5)</sup>은 카테바실험과 유한요소해석을 통하여 족부의 족저근(plantar fascia tendon), 아킬레스 건(achilles tendon)이 체중의 이동이 없는 안정된 직립 상태에서 족부에 미치는 영향을 연구 하였다. Hodge 등<sup>(6)</sup>은 족부 보조기를 이용하여 족저부의 압력을 실험적으로 측정하여 족저압의 분포를 균일하게 할 수 있는 족부 보조기의 개발에 관한 연구를 하였다. 이들 연구는 족부의 구성요소, 하중을 받을 때 뼈 및 근육의 운동 및 스트레스 상태 등에 대한 공학적 지식을 제공하나, 족부의 상세모델링과 정확한 물성에 관한 연구가 부족하여 여전히 실험결과와 오차가 큰 편이다.

본 연구에서는 기존의 단순 족부모델과 피부 및 피하조직의 부정확한 물성치를 사용한 연구를 보완하여, 유한요소해석 기법을 바탕으로 인체 족부 상세 유한요소모델링과 인체 물성의 대변형성성을 고려한 기법을 통하여 족부 구성요소의 변형 및 응력, 족저부에 분포되는 압력을 계산할 수 있는 기법을 개발하였다. 이를 바탕으로 족부에 영향을 미치는 여러 가지 매개 변수와 비정상적 분포 압력을 효율적으로 분산 시킬 수 있는 기법을 구축 할 수 있다. 또한, 족부 의료 보조기기 설계 과정의 기초 자료 중 하나인 족저압의 분포를 효율적으로 계산한 결과 족저부의 압력집중현상을 확인 할 수 있었다.

## 2. 족부 유한요소 모델

### 2.1 3차원 족부 모델 구현

3차원 족부 유한요소 모델을 개발하기 위해 족부의 형태학적 이상이 없는 성인 남성(29세, 172cm, 75kg)의 족부를 1mm 간격으로 컴퓨터 단층(computerized tomography) 촬영을 하여 Fig. 1과 같은 형식의 158장 족부 CT 이미지 데이터를 얻었다. CT 이미지 데이터의 HU(hounsfield unit) 값에 따라 3차원 모델링을 할



Fig. 1 CT scan image of a human foot

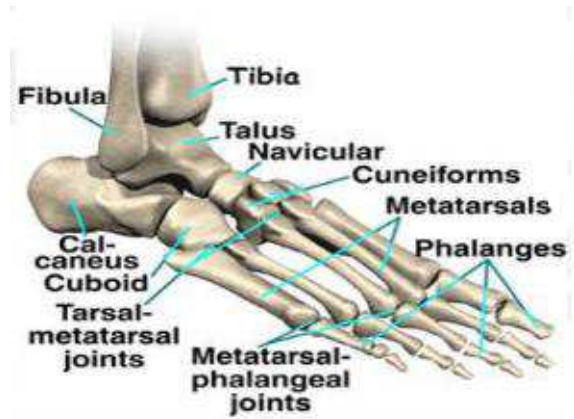


Fig. 2 Bone part of a human foot

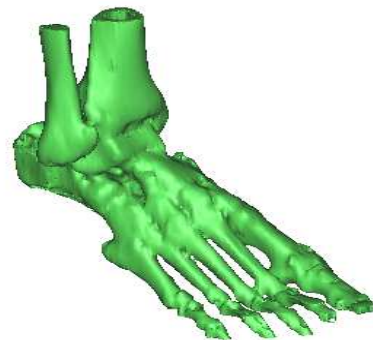


Fig. 3 3D Surface model of a human foot obtained from MIMICS

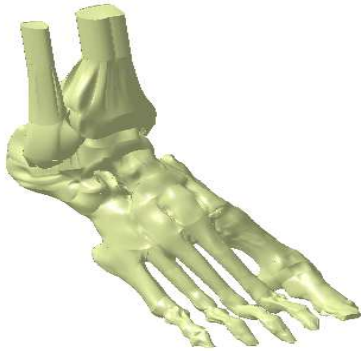


Fig. 4 Remodeled 3D Surface of a human foot on CATIA

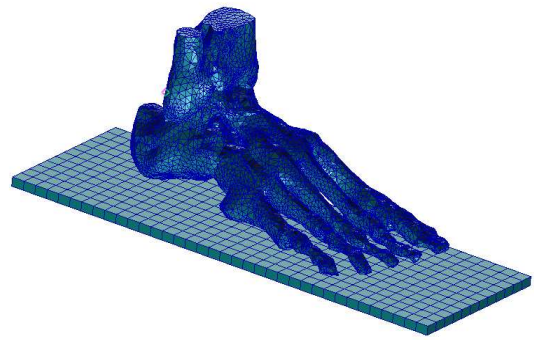


Fig. 6 3D FE meshes of bone structures and soil

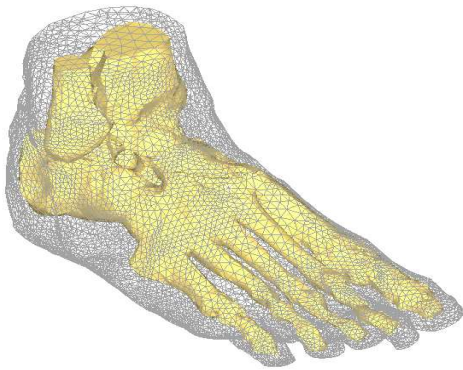


Fig. 5 FE meshes of the Bone structure and soft tissues

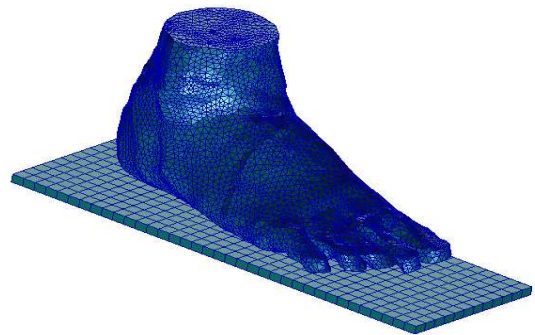


Fig. 7 3D FE meshes of encapsulated soft tissues and soil

수 있는 MIMICS V6(Materialise, Leuven, Belgium)를 이용하여 Fig. 2와 같은 실제 족부의 골조직과 연부 조직 형상을 Fig. 3과 같이 3차원 CAD 면(surface) 모델로 변환 하여 나타내었다.<sup>(7)</sup>

추출된 3D 족부 CAD 모델은 CATIA V5를 이용하여 면(surface)과 부피(volume)를 Fig. 4와 같이 재구현하고 선형의 물성특징을 가지는 골 조직, 5개의 족저근막(plantar fascia), 인대(ligament)로 구성 하였다. 그리고 피부와 골조직이 구분되어 있지 않기 때문에 Hyperworks V.10.0 의 Boolean 기능을 사용하여 Fig. 5와 같이 족부에서 골조직과 연부 조직을 분리하여 구현 하였으며, 연부조직은 비선형 물성 특징을 가지도록 가정하였다. Fig. 6 및 Fig. 7과 같이 골 구조와 피부모델에 사용된 유한요소는 4-절점 4면체요소를 사용하였으며, 골 구조(bone structure)와 족저근(plantar fascia)은 균질한 등방성의 물질로 가정하고, 족저근은 Fig. 8과 같이 인장하중에만 반응하는 2차원 요소인 TOSE(tension only truss element)를 사용하여 물성

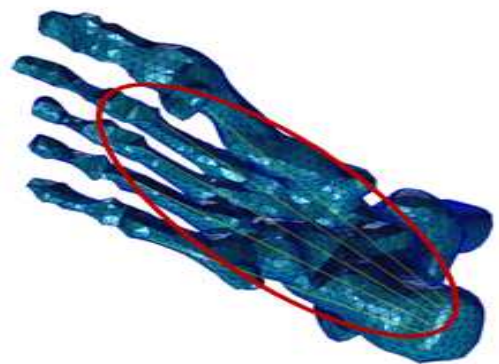


Fig. 8 FE model of Plantar fascia and muscles

치를 부여하였다.

본 연구에서는 범용 유한요소해석 프로그램인 Patran/Nastran을 사용하여 체중의 이동이 없는 직립 상태에서 지면과 족부의 비선형 접촉해석을

하였다. Table 1은 유한요소모델에 적용된 물성치이다.<sup>(8)</sup> 피부 및 피하조직(encapsulated soft tissue)은 큰변형률에서도 탄성거동을 보인다. 이러한 거동을 묘사하기 위해 초탄성(hyperelastic) 재료로 가정하여 해석을 수행하였다. 초탄성 재료의 거동은 변형률의 함수인 변형률 에너지 식으로 구성된다. 이 식은 단위 기준 체적(reference volume)당 저장된 변형률 에너지를 의미한다. 이 식을 정의하는 방식에는 다항식(polynomial)형식과 Ogden형식이 있다.<sup>(9)</sup> 본 연구에서는 다항식 형식 중 가장 널리 사용되고 있는 Mooney-Rivlin 모델을 적용하였다.

Mooney-Rivlin 모델의 변형률 에너지 식은 다음과 같다.<sup>(9,10)</sup>

$$W = \sum_{i,j=1}^N C_{ij} (\bar{I}_1 - 3)^i (\bar{I}_2 - 3)^j + \sum_{i=1}^N \frac{1}{D_i} (J^{el} - 1)^{2i} \quad (1)$$

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

여기서,  $C_{ij}$ ,  $D_i$ 는 온도에 의존적인 물성치,  $\bar{I}_1$ ,  $\bar{I}_2$ 는 Cauchy-Green 변형률 텐서의 제1, 제2 불변량을 의미하며,  $J^{el}$ 는 탄성 체적비를 나타낸다. 초탄성 모델 피부 및 피하조직의 재료 변수인 비선형 기계적 계수 값은 Table 2와 같다.<sup>(11)</sup>

2.2 유한요소모델의 구속 및 하중 조건  
체중의 이동이 없는 안정된 직립 상태일 때 체

Table 1 Material properties for FE analysis

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

Table 2 Hyperelastic material parameters for encapsulated soft tissues

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

중의 절반에 해당하는 375 N의 지면 반발력을 집중 하중으로 부여하였으며, 경골(tibia) 및 비골(fibula)과 연부 조직의 최상위 부분 절점의 자유도

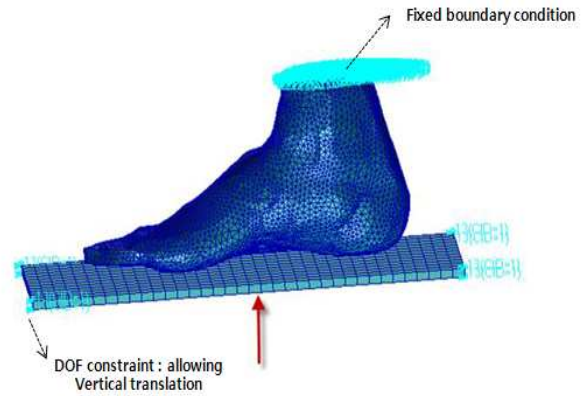


Fig. 9 Applied load and boundary conditions

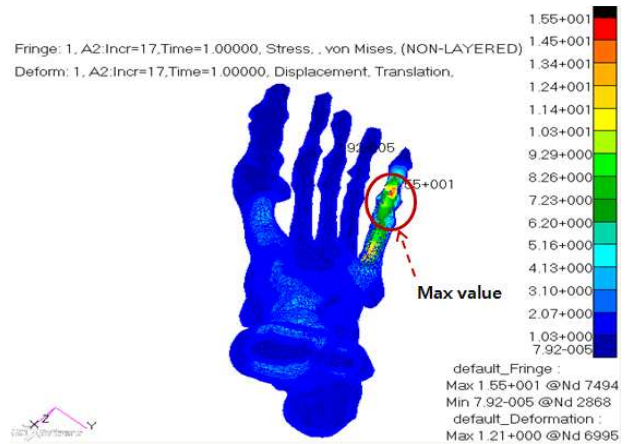


Fig. 10 von-Mises stress distribution in foot bones

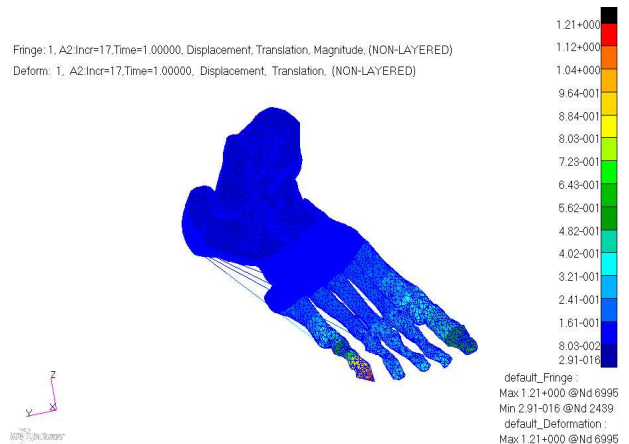


Fig. 11 Deformations in foot bones

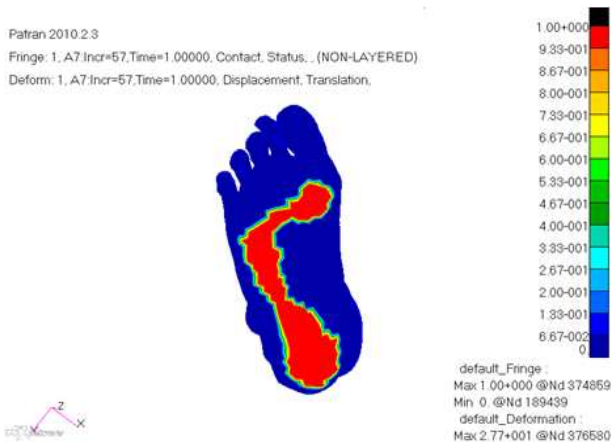


Fig. 12 Contact area of Plantar

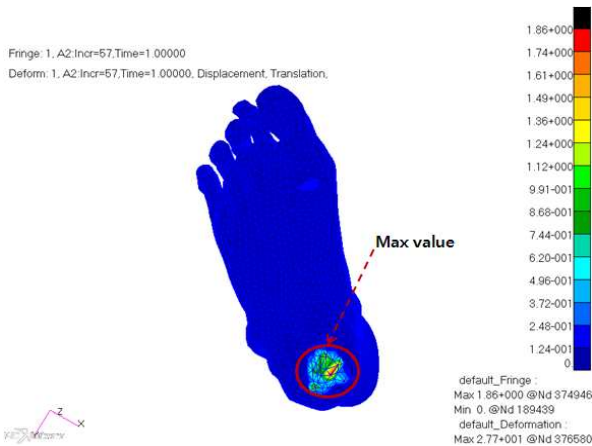


Fig. 13 Contact pressure of Plantar

를 구축하였다. 지면은 3차원 요소인 NASTRAN HEX8구조로 구축하고 상, 하 방향으로만 움직임이 가능하도록 구속조건을 Fig. 9와 같이 부여하였다. 족부와 지면간의 마찰계수는 지면과 실제 족부와의 마찰 계수를 연구한 문헌에 근거하여 0.6으로 가정하였다.<sup>(12,13)</sup>

### 3. 해석 결과

체중의 이동이 없는 직립 상태의 족부 골 구조 내부 응력의 분포를 비선형 접촉해석을 통하여 계산한 결과, Fig. 10과 같이 종골(calcaneus) 하부와 다섯 번째 종족골(metatarsals)에서 15.5 MPa의 최대응력이 발생하는 것을 확인 할 수 있었다. Fig. 11은 족부 골 구조의 변형량, Fig. 12는 족저부와 지면의 접촉 부분을 나타낸 것이다. 접촉해석의 결과인 접촉부의 분포는 다른 문헌상의 실험 결과와 유사한 패턴을 보이

는 것을 확인하였다. 그리고 연부 조직에서는 Fig. 13과 같이 종골(calcaneus), 뒤꿈치 부분에서 1.82 MPa의 최대 족저압이 발생하였다.

### 4. 결론

당뇨 환자 등 족부 질환이 있는 사람은 적절한 치료 및 족부 보조기 착용을 통해 효과적으로 증상이 완화될 수 있어서 족부 보조기 개발을 위한 실험 및 해석적 연구가 진행되어 왔다. 하지만 기존의 족부 유한요소 모델은 부정확한 형태나 물성치를 사용하여 실제상황과 오차가 큰 편이다. 본 연구에서는 병원의 실제 환자의 CT 촬영 영상과 비선형 유한요소법을 이용하여 인체에 매우 근접한 상세 족부 유한요소모델을 개발하여 체중의 이동이 없는 직립 상태 일 때 족부 골격구조 내의 응력과 족저부 압력 분포를 계산 하였으며, 족저부 하중의 분포 상황을 확인하였다. 해부학적 정보를 바탕으로 개발된 본 3차원 족부 유한요소 모델과 해석기법을 활용한다면 균일 압력분포를 줄 수 있는 족부 보조기(신발 등)의 설계에 필요한 역학적 데이터를 효율적으로 얻을 수 있다.

### 후기

본 연구는 2011년 교육과학기술부로부터 지원 받아 수행된 연구임.(지역거점연구단육성사업/노화 극복 웰빙을 위한 융합의료기술개발사업단)

### 참고문헌

- (1) 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.
- (2) Nakamura, S., Crownshield, R. D. and Cooper R. D., 1981, "An Analysis of Soft Tissue Loading in the Foot - A Preliminary Report," *Bull Prosth Res*, Vol. 18, pp. 27~34.
- (3) Gefen, A. 2002, "Stress Analysis of the Standing Foot Following Surgical Plantar Fascia Release," *Journal of Biomechanics*, Vol. 35, pp. 629~637.
- (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) Antunes, P. J., Dias, G. R., Coelho, A. T., Rebelo, F. and Pereira, T. "Non-Linear Finite Element Modelling of Anatomically Detailed 3D Foot Model," *Materialise, leuven, Belgium*.
- (13) Zhang, M. and Mak, A. F. T. 1999, "In Vivo Friction Properties of Human Skin," *Prosthetics and Orthotics International*, Vol. 23, pp. 135~141.