

해부학적 환경을 구현한 족부 유한요소 모델의 구현 및 검증 Construction and Validation of a Finite Element Model for Foot-Ankle Joint Complex with Detailed Anatomical Elements

*송동률¹, #이성재¹, Chen Wen-Ming²,

*D. R. Song¹, #S. J. Lee(sjl@bme.inje.ac.kr)¹, Chen Wen-Ming²

¹인제대학교 의용공학과, ²Division of Bioengineering, National University of Singapore, Singapore

Key words : Finite Element analysis, Foot and ankle joint complex, Validation

1. 서론

족부 관절 내의 비정상적인 응력분포와 하중 전달은 다양한 족부 질병을 일으키는 중요한 생체역학적 원인이다[1]. 특히 비정상적인 족저압은 류마티스성 족부 통증과 당뇨병성 궤양을 악화시키는 원인으로 보고된다. 이러한 비정상적인 족저압에 대하여 insole 타입의 압력측정 센서나 전기적 족압 계측기(pedobarography)를 이용한 연구가 이루어져 왔다[2]. 하지만 이러한 족부와 지지체 간의 압력 측정은 측정 기기의 개발과 측정 방법의 어려움으로 인한 한계가 있으며 실제 보행 시 연부 조직과 뼈 사이에서 발생하는 응력분포나 하중 이동 체계 등의 분석은 미약한 실정이다[3].

이에 족부와 다른 지지체 사이의 다른 압력 분포뿐만 아니라 족부 관절내의 응력이나 변형률 등을 예측 할 수 있는 유한요소 분석 방법을 사용한 연구가 이루어지고 있다[4]. 하지만 기존의 족부 유한요소 모델을 사용한 연구는 족부 모델의 부정확 하거나 지나치게 단순한 형태의 구현[5], 연부조직에 선형의 물성치 적용[6], 인대나 족저근의 영향을 무시[7] 한 문제점들이 보고되고 있다.

본 연구에서는 연부조직과 족부 골격을 포함한 족부 유한요소 모델을 구현하여 이를 실제 족저압 측정 결과와의 검증을 통해 족부관절 내의 응력 분포나 변형률을 예측 할 수 있는 해부학적 환경이 구현된 족부 유한 요소 모델을 제시하고자 하였다.

2. 재료 및 방법

2.1 유한요소 모델의 구현

3차원 족부 모델의 형상을 구현하기 위해 족부 질병이나 형태학적 이상이 없는 남성(170cm, 65Kg, 27세)의 우측 발을 하중이 가해 지지 않는 편안한 상태에서 1mm 간격으로 CT 촬영 하였다. 범용 유한 요소 프로그램인 ABAQUS (version 6.6, Habbitt, Karlsson & Sorensen, Inc., Pawtucket, RI, USA)를 사용하여 연부 조직, 종자골(Sesamoid)을 포함한 30개의 뼈, 5개의 족저근막과 134개의 인대(14 ankle ligaments, 11 talocalcaneal ligaments, 14 talonavicular ligaments, 9 calcaneocuboidal ligaments, 13 naviculocuneiform ligaments, 27 tarsometatarsal ligaments와 그 외의 46 short ligaments)의 유한 요소 모델을 245,782개의 4-noded tetrahedral elements를 사용하여 구현하였다(Fig. 1).

경골(tibia), 비골(fibula), 종골(calcaneus), 거골(talus), 주상골(navicular), 주사위뼈(cuboid), 췌기뼈(cuneiforms), 중족골(metatarsals) 사이의 상호 작용을 부여하기 위해 마찰이 없는 15 쌍의 ABAQUS 'contact' 조건을 부여 하였다. 연부 조직은 비선형의 hyperelastic의 물성치를 적용 하였으며 인대와 족저근막은 2-noded tension-only truss elements를 사용하여 물성치를 부여 하였다. 본 연구에 적용된 족부 물성치는 기존의 문헌을 참고하였다(Table 1)[8].

2.2 유한요소 모델의 구속 및 하중 조건

체중의 이동이 없는 안정된 직립 상태일 때 체중의 절반에 해당하는 325N의 지면 반발력을 분포 하중으로 인가하였으며 이 때 아킬레스건에 작용하는 162N의 반발력도 수직 방향으로

적용하였다[8]. 경골(tibia), 비골(fibula)과 연부 조직의 상위 부분의 자유도를 구속하였다. 족부와 지면간의 마찰계수는 콘크리트와 실제 족부와와의 마찰 계수를 연구한 문헌에 근거하여 0.6으로 가정 하였다[8].

2.3 검증 방법

족부 유한 요소 모델의 결과 검증을 위해 CT 촬영을 실시한 피험자와 동일한 대상이 실험에 참가 하였다. 모델의 검증은 insole 타입의 센서로 족부와 지면 사이의 압력 측정이 가능한 F-Scan system (Tekscan Inc., Boston)을 사용하여 실시하였다. 맨발의 상태에서 지면에 insole type의 센서를 위치시키고 피험자의 체중에 대한 보정 후 체중의 이동이 없는 안정된 직립 상태일 때 오른쪽 족저압을 insole 타입의 센서로 측정하였다. 측정된 결과 값에서 center of contact pressure (CCP), peak contact pressure (PCP) 값을 획득하여 유한 요소 모델의 검증을 실시하였다[8].

3. 결과

체중의 이동이 없는 안정된 직립 상태일 때의 족부 유한 요소 해석 결과 값과 실제 족저압 실험을 통한 압력 분포 값은 유사한 경향을 나타냈다(Fig. 2)(Table 2). PCP 값의 경우 기존 족부 유한 요소 연구가 73.9%의 일치율을 보였으나 본 연구의 경우 77.5% 일치율을 나타내어 보다 실제 실험과 보다 유사한 값을 보였다[8].

연부 조직에서의 peak von mises stress(PVMS) 값은 세 번째 중족골두(metatarsal head) 부위에서 발생 하였으며 그 값은 1.51MPa 으로 나타났다. 족부 내부 뼈에서의 PVMS 값은 거골하관절(talocalcaneal joint)의 접촉면에서 발생하였으며 5.38MPa의 값을 보였다.

4. 결론

족부 유한 요소 모델은 족부 내의 비정상적인 응력이나 하중 전달을 예측하여 이를 생체역학적인 방법으로 분석하는데 이용되나 부정확한 형태나 물성치의 비사실성으로 인한 문제점이 제기되어 왔다[6].

이에 본 연구에서는 뼈, 연부 조직, 인대, 족저근막을 모두 표현 하고 임상적 환경에 의거한 물성치를 적용한 족부 유한요소 모델을 구현하고 이를 실제 족저압 측정 실험을 통한 결과 값과 비교하여 검증하고자 하였다. PCP 값의 비교 결과 기존 연구에 사용된 모델 보다 본 연구에서 구현된 모델이 실제 실험과 보다 유사한 결과를 나타내었다. 이를 바탕으로 기존 연구의 문제점을 보완한 족부 유한 요소 모델을 제시 할 수 있을 것으로 사료된다.

본 연구에서는 유한요소 모델의 검증을 위하여 서 있는 상태에서 하중을 인가하였으나 실제 보행시의 하중 조건을 부여한 추가적인 족부 유한 요소 모델의 연구가 필요하다.

결론적으로 기존 연구의 한계점을 보완하여 구현한 족부 유한요소 모델은 족부 내의 응력분포와 변형으로 인한 관절의 퇴행, 골절, 인대와 근육의 기능 장애 등을 예측하고 치료에 유용한 생체역학적 정보를 제공 할 것으로 사료된다.

후기

본 연구는 산업자원부 지역 산업 기술 개발 사업(70000708)의 지원으로 수행되었음

참고문헌

1. Gefen, A., Megido-Ravid, M., Itzchak, Y., Arcan, M., "Biomechanical Analysis of the Three-Dimensional Foot Structure During Gait: A Basic Tool for Clinical Applications", Journal of biomechanical engineering, 122, 630-639, 2000.
2. Hodge, MC., Bach, TM., Carter, GM., "Orthotic Management of Plantar Pressure and Pain in Rheumatoid arthritis", Clinical Biomechanics, 14, 567-575, 1999
3. Raspovic, A., Newcombe, L., Lloyd, J., Dalton, E., . "Effect of Customized Insoles on Vertical Plantar Pressures in Sites of Previous Neuropathic Ulceration in the Diabetic Foot", The Foot 10, 133-138, 2000.
4. J. T.-M. Cheung., Phil, M., Zhang, M. "A 3-Dimensional Finite Element Model of the Human Foot and Ankle for Insole Design", Arch Phys Med Rehabil, 86, 353-358, 2005
5. Jacob, s., Patil, M. K., "Stress Analysis in Three-dimensional Foot models of Normal and Diabetic neuropathy", Frontiers in Medical and Biological Engineering, 9, 211-227, 1999
6. Kitagawa, Y., Ichikawa, H., King, A.I., Begeman, P.C., "Development of a Human Ankle/Foot Model", Human Biomechanics and Injury Prevention. Springer, 117-122, 2000.
7. Chen, W.P., Tang, F.T., Ju, C.W., "Stress Distribution of the Foot During Mid-Stance to Push-Off in Barefoot Gait: A 3-D Finite Element Analysis". Clinical Biomechanics, 16, 614-620, 2001.
8. J. T.-M. Cheung., Zhang, M., A. K. L. Leung., Y.-B. Fan., "Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Foot During Standing — A Material Sensitivity Study", Journal of Biomechanics, 38, 1045-1054, 2005.

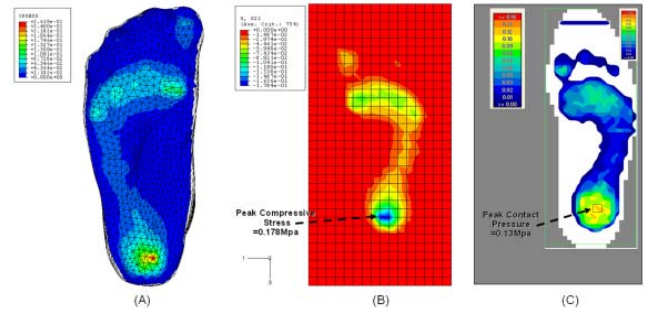


Figure 2. (A) FE-predicted contact stress distributions on foot plantar surface
(B) ground compressive stress distribution
(C) F-scan measured plantar pressure distribution of the same adult during static standing

Table 2. FE prediction and corresponding F-scan test results

	(a)FE prediction		(b) F-Scan data	percent ratio (b/a × 100)
	CCP PCP (KPa)	Heel center	Heel center	
This study	178	178	138	77.9
Previous study[8]	230	230	170	73.9

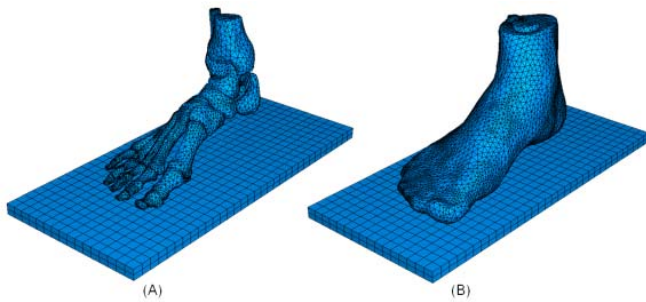


Figure 1. (A) FE model of the skeletal structures of the human foot including their ligaments
(B) enveloped by a mass of soft-tissue under the skin

Table 1. Material properties of the finite element model

Component	Young's modulus E (MPa)	Poisson's ratio v
Bony structures	7300	0.3
Soft tissue	Hyperelastic	-
Cartilage	1	0.4
Ligaments	260	-
Fascia	350	-
Ground support	17,000 upper layer 1,000,000 lower layer	0.1