

유한요소법에 의한 발목 염좌 평가

Evaluation of Ankle Sprain using Finite Element Method

*이해아¹, 김지환¹, 박상백¹, 채수원²

*H. A. Lee¹, J. H. Kim¹, S. B. Park¹, #S. W. Chae(swchae@korea.ac.kr)²

¹고려대학교 대학원 기계공학과, ²고려대학교 기계공학과

Key words : Ankle Sprain, Finite Element Method, Human Foot Model

1. 서론

우리가 운동 상해 질환 중에서 가장 흔하게 접할 수 있는 질환 중 하나가 발목 염좌(sprain)이다. 비단 운동선수들 뿐만 아니라 많은 사람들이 일상생활에서 무리하거나 잘못된 생활습관으로 인한 발목 염좌로 불편함을 겪고 있다.

생체역학적으로 발과 발목 부위의 응력과 변형률은 발목 부상을 평가하는 중요한 인자이지만 체내(in vivo) 상태에서는 측정하기가 어렵다. 그에 대한 해결방법으로 Gefen¹과 Cheung² 등이 발의 3 차원 유한요소 모델을 제시하였지만 이러한 모델들은 주로 발바닥 압력 분포의 양상을 분석하여 최대 압력을 낮추는 신발 설계나, 보행 시 발 뼈 자체의 응력 분석 등에 초점을 맞추고 있다. 또한 인대(ligament)를 truss 요소로 간략히 모델링 하여 염좌 등의 인대 부상을 파악하는 데는 한계가 있다.

본 연구에서는 인체 발의 해부학적 구조와 생체역학적 움직임을 고려한 유한요소 발 모델을 구성하였다. 특히 발목부위의 주요 인대들을 membrane 요소로 모델링 하여 이들 인대들의 형상과 위치에 따른 거동을 고려하였으며, 이 모델을 이용한 인대의 응력과 변형률 해석 결과를 통해 발목 염좌의 평가 기준을 제시하였다.

2. 발목 인대 염좌 기준 설정

인대의 섬유들은 규칙적으로 물결치는 모양의 특징적인 형태를 가지고 있는데, 외부에서 가해진 힘이 섬유의 탄성 한계를 초과할 경우 비가역적 손상이 발생하기 시작하며 흔히 이를 염좌라고 한다.³

본 연구에서는 발목 염좌의 기준을 설정하기 위하여 거골하관절(subtalar joint)의 관절가동범위(range of motion, ROM)를 도입하였다. 수동적인 내반(inversion), 외반(eversion)의 경우 발목 인대들의 저항에 의해 관절가동범위의 한계가 결정되는데, 그 한계가 넘어서는 순간을 염좌가 일어나는 시점이라 가정하였다. 관절의 가동범위는 Gerhardt⁴가 제시한 각도로, 내반 20°, 외반 10°로 정하였다. 즉, 외측 인대들의 경우 내반 20°에서의 응력-변형률을 염좌의 기준으로 정하고, 내측 인대들의 경우 외반 10°에서의 응력-변형률을 염좌의 기준으로 파악한다.

관절가동범위의 측정은 Fig. 1과 같이 이루어진다. 후족(rear foot)의 수동적인 움직임의 한계까지 관절을 위치시킨 후, 복사뼈(malleolus)를 중심으로 각도를 측정한다.

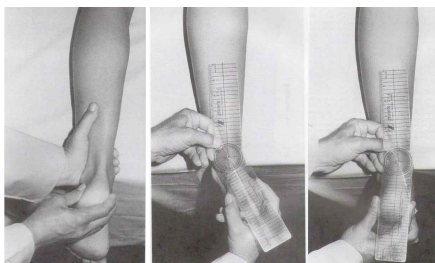


Fig. 1 Measurement of ROM using goniometer⁵

인대 파단의 경우, 인장 실험의 결과를 기준으로 정하

고 내반과 외반이 염좌의 기준 각도를 넘어 진행되면서 각각 파단 변형률에 도달하는 순간으로 정하였다. 이 때 내반과 외반의 각도를 인대 파단이 발생하는 순간으로 설정하며, Table 1은 각 주요 인대의 인장 실험 결과를 보여준다.

Table 1 Results of ligament tensile test⁶

Table legend	Failure stress (MPa)	Failure strain
Anterior taliofibular	22.59±16.64	0.14±0.07
Calcaneofibular	43.64±35.85	0.13±0.02
Posterior talofibular	25.00±23.97	0.16±0.04
Tibionavicular	20.73±15.03	0.09±0.02
Tibiocalcaneal	-	-
Posterior Tibiotalar	12.39±8.46	0.25±0.13

3. 유한요소 발 모델 구성

발목 부상에 특화된 유한요소 모델을 구성하기 위하여 Visible Human Project⁷ 데이터로부터 왼쪽 발 뼈의 표면 형상을 추출하고 이를 기반으로 Hypermesh 9.0TM을 이용하여 뼈를 비롯한 각종 인대와 족저근막(plantar fascia) 등의 해부학적 요소를 모델링 하였다. 뼈는 4 절점 사면체 요소를 사용하였고, 발목 부위의 주요 인대 6 개를 제외한 나머지 인대와 족저근막은 해부학 자료^{8,9}를 참고하여 부착 위치와 길이를 고려한 2 절점 truss 요소로 구성하였다. 물성치는 기준 문헌^{6,10}을 참고하였다.

발목 염좌에 직접적으로 관여하는 주요 인대로는 전경비인대(anterior talofibular ligament), 종비인대(calcaneofibular ligament), 후거비인대(posterior talofibular ligament), 경주인대(tibionavicular ligament), 경종인대(tibiocalcaneal ligament), 후경거인대(posterior tibiotalar ligament)의 6 개를 들 수 있다. 이 중 전경비인대, 종비인대, 후거비인대는 발목의 외측면(lateral)에 위치하며 내반(inversion)에 저항하게 되고 경주인대, 경종인대, 후경거인대는 발목의 내측면(medial)에 위치하며 외반(eversion)에 저항하는 거동을 보이는데¹¹, 이러한 주요 인대들의 경우 면적과 두께를 가지면서 굽힘에 대한 저항이 없고, 인장에 대한 영향은 반영하는 membrane 요소를 이용하여 모델링 함으로써 인대의 형상에 대한 고려를 할 수 없었던 기존 모델들의 단점을 보완하였다.

각 주요 인대의 크기 및 물성치는 Siegler⁶와 Attarian¹⁰의 연구를 참고하였고, 완성된 발 모델은 Fig. 2와 같다.

4. 발목 인대 상해 시뮬레이션

발목 상해 모델을 이용하여 상용유한요소 프로그램인 ABAQUS 6.7TM에서 시뮬레이션을 수행하였다.

내반과 외반의 움직임을 구현하기 위해 Fig. 3과 같이 주상골(navicular), 입방골(cuboid), 종골(calcaneus)의 말단 부위를 고정시키고 경골(tibia)과 비골(fibular)의 중심축을 복사뼈 중심을 기준으로 하여 회전시켰다. Fig. 4와 Fig. 5는 각각 외반 10°경우와 내반 20°경우의 시뮬레이션 결과를 보여준다.

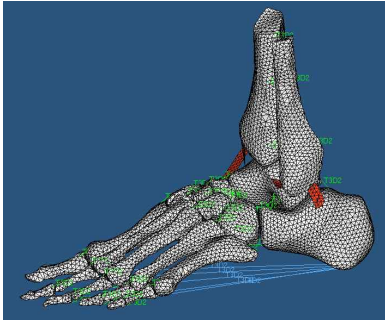


Fig. 2 FE foot model with detailed ankle ligaments

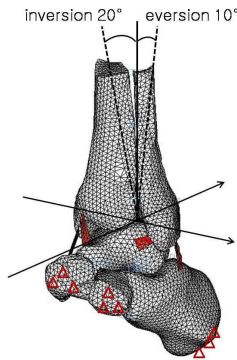


Fig. 3 Simulation concept of inversion and eversion

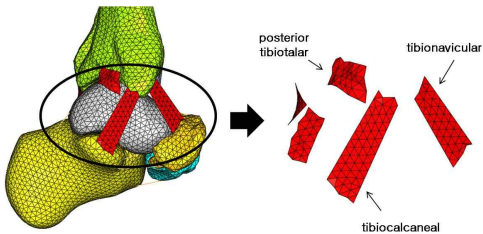


Fig. 4 Deformation of ankle ligaments in eversion 10°

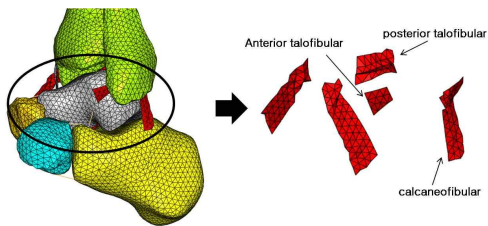


Fig. 5 Deformation of ankle ligaments in inversion 20°

내반 20° 와 외반 10°의 시물레이션을 통해 발목 인대 염좌의 기준을 설정하기 위한 응력과 변형률 값을 얻을 수 있었다.

이러한 시물레이션 결과를 바탕으로 염좌의 기준으로 설정된 인대의 변형률은 내반의 경우 전경비인대 0.048, 중비인대 0.036 이며, 외반의 경우 경주인대 0.056, 경중인대 0.028, 후경거인대 0.037 이다.

인대 파단의 경우, 전술한 Siegler⁶의 실험을 기준으로 한 시물레이션으로부터 내반 25°, 외반 14.5°에서 파단에 도달하는 결과를 얻을 수 있었다. 파단의 경우도 염좌의 경우와 마찬가지로 변형률을 기준으로 하였으며, 이 때 인대 파단이 예측되는 각도에서의 응력과 변형률은 Table 2, Table 3 과 같다.

Table 2 Stress and strain of ankle ligaments in inversion 25°

	Anterior talofibular	Calcaneo-fibular	Posterior talofibular
Stress (MPa)	41.52	21.10	0.11
Strain	0.14 (failure expeted)	0.04	0.0004

Table 3 Stress and strain of ankle ligaments in eversion 10°

	Tibio-navicular	Tibio-calcaneal	Posterior talotalar
Stress (MPa)	43.75	18.39	6.82
Strain	0.9 (failure expected)	0.057	0.065

4. 결론

본 연구에서는 발목 부상 분석에 특화된 상세 유한요소 발모델을 이용하여 인대 염좌의 기준을 설정하고, 나아가 인대 파단의 발생 시점을 예측하였다. 이러한 상세 인체 모델은 향후 스포츠, 재활 분야에서 부상 방지를 위한 제품 설계에 도움이 될 것이라 기대한다.

후기

이 논문은 2010년도 정부(교육과학기술부)의 재원으로 한국연구재단의 지원을 받아 수행된 기초연구사업임 (No. 2010-0001648).

참고문헌

- 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", Transactions of the ASME, 122, 630-639, 2000.
- Jason Tak-Man C., Ming Z., "Finite element modeling of the human foot and footwear", ABAQUS Users' Conference, 145-159, 2006.
- 반성일, 주동만, 최준원, "인대 손상과 치료", 대한정형외과 스포츠의학회지, 2, 86-91, 2003.
- Gerhardt J. J., Rippstein J., "Measuring and recording of joint motion : instrumentation and techniques", Hogrefe & Huber, 1990.
- C. Norkin C., Joyce White D., "Measurement of joint motion", F. A. Davis Company, 2003.
- Siegler S., Block J., Schneck C. D., " Mechanical Characteristics of the Collateral Ligament of the Human Ankle Joint," Foot & Ankle, 8, 234-242, 1988.
- <http://www.nlm.nih.gov/research/visible/>
- Frank H. N., "Atlas of human anatomy", Elsevier, 2006.
- Richard L. D., A. Wayne V., Adam W.M. Mitchell, Richard M. T., Paul E. R., "Gray's atlas of anatomy", Churchill Livingstone, 2008.
- David E. A., Hugh J. M., Dennis P. D., James H. M., William E. G., "A biomechanical study of human lateral ankle ligaments and autogenous reconstructive grafts", American J. of Sports Medicine, 13, 377-381, 1985.
- Carol A. O., "Kinesiology- The Mechanics and Pathomechanics of human Movement", Williams & Wilkins, 2004.