

유한요소법을 이용한 무릎 보조기 착용에 따른 영향 평가 The Evaluation of Biomechanical Effects of the Arthritis Knee Brace Using Finite Element Methods

*#임도형^{1,2}, 조승관¹, 박원필¹, 손량희¹, 김영호^{1,2}, 김한성^{1,2}

*#D. H. Lim (dli349@yonsei.ac.kr)^{1,2}, S. K. Cho¹, W. P. Park¹, S. R. Sohn¹, Y. H. kim^{1,2}, H. S. Kim^{1,2}
¹ 연세대학교 대학원 의공학과, ² 의료공학연구원

Key words : Knee Brace, Knee Arthritis, Finite Element Analysis, Extension Displacement

1. 서론

무릎 보조기(knee brace)는 대개 외부적 손상, 기타의 원인으로 인해 불안정성이 있는 무릎을 잡아주는 역할이나 재건 수술 후 이식한 인대를 보호할 목적으로 개발되고 사용되고 있으며, 최근 들어 퇴행성 무릎관절염 환자의 통증 완화의 목적으로도 그 이용 영역이 확대되고 있다¹.

무릎 보조기는 주로 견인 치료 (traction therapy) 방식으로 구현되는데, 신전 작용을 통해 일정한 장력을 지속적으로 유지시킴으로써 손상된 무릎 내 근육 및 인대의 정상적인 기능을 복원하여 무릎 관절염에 의해 유발된 통증 제거 및 무릎 내 연조직의 활성화에 기여한다. 견인에 따른 치료 효과는 견인의 정도 차에 의해 많은 영향을 받는데, 견인의 정도가 작을 경우 효과적인 치료 효과를 기대할 수 없고, 반면에 지나친 견인은 오히려 근육 및 인대의 손상을 초래할 수 있으므로 보조기 개발 시 안전하고 효과적인 견인 정도를 고려한 설계가 요구된다.

보조기의 견인 효과에 대한 정량적 평가를 위해 Douglas¹ 등은 X-선 투시 진단법을 통해 다양한 제품의 무릎 보조기에 대해 착용에 따른 신전 효과를 분석하였고, Jonathan³ 등은 무릎 보조기 타입에 따라 착용 시 나타나는 보행 특성을 분석하였다. 그러나 이상의 연구들은 보조기 착용에 따른 견인효과에 대한 2 차원적 평가 및 착용에 따른 외부적 동작 분석에 초점을 맞추어져 있으므로 보조기 착용 시 무릎 내에서 발생하는 세부 효과에 대한 분석은 수행되지 못하였다는 한계점을 지니고 있다.

따라서 본 연구에서는 무릎 보조기 착용 시 외부 견인 효과에 의해 무릎 관절 내에서 발생하는 신전 변이 (extension displacement)를 정량적으로 분석하고, 이를 통하여 사용된 보조기의 효용성 및 안정성 등을 평가해 보고자 하였다. 이를 위해 X-ray 촬영 및 유한요소법(FEM: Finite Element Method)을 이용한 전산모의해석을 활용하였다.

2. 방법

2.1 신전 정도 평가 방법

보조기 착용에 따른 신전 정도 평가는 X-ray 영상 및 유한요소해석을 통해 실시하였다. X-ray 는 건강한 성인 남성 3 명을 대상으로 무릎 보조기 착용 전후 상태에 대해 각각 3 회씩 반복 촬영하였다. X-ray 영상은 실제 사물의 크기에 비해 촬영 거리에 따라 비례적으로 확대되므로 무릎 측면에 기준 자를 부착한 후 촬영 영상과 실제 기준 자 크기 변화 비율을 통해 무릎 내에서의 실제 변화 량을 측정하였다.

산출 영역은 Fig. 1 과 같이 내측부(medial, Δ_M)와 중심부(central), 외측부(lateral), 전방부(anterior), 후방부(posterior)에 각각의 평가 지점을 설정하고, 식(1)을 통해 착용 전·후에서의 상대 변위를 통해 신전 정도를 산출하였다.

$$\begin{aligned} \text{Medial: } \Delta_M &= \Delta_M (\text{brace}) - \Delta_M (\text{without brace}) \\ \text{Central: } \Delta_C &= \Delta_C (\text{brace}) - \Delta_C (\text{without brace}) \\ \text{Lateral: } \Delta_L &= \Delta_L (\text{brace}) - \Delta_L (\text{without brace}) \end{aligned} \quad (1)$$

$$\text{Posterior: } \Delta_P = \Delta_P (\text{brace}) - \Delta_P (\text{without brace})$$

$$\text{Anterior: } \Delta_A = \Delta_A (\text{brace}) - \Delta_A (\text{without brace})$$

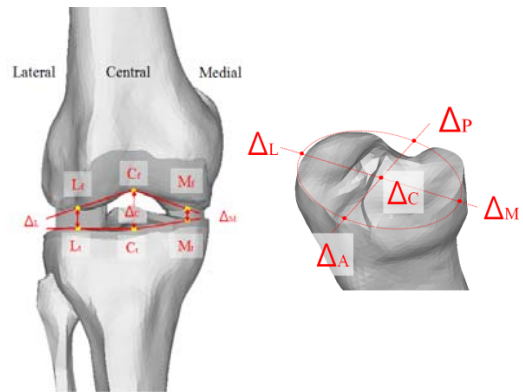


Fig. 1 Diagram of the digitized points on the femoral and tibial condylar separation

2.2 전산모의해석을 위한 3 차원 모델 개발

유한요소해석(FEA: Finite Element Analysis)을 이용한 무릎 보조기 착용에 따른 효과를 평가하기 위하여 보조기와 무릎 부에 대한 3 차원 형상 모델링을 수행하였다. 무릎 보조기는 최근에 개발되어 상용화 추진중인 제품((주)다빈치 메디텍, 한국)을 선정하고, 형상 모델링은 Pro/ENGINEER Wild Fire 2.0(PTC, USA), 다리 및 보조기에 대한 유한요소모델은 전처리 프로그램인 Hypermesh 7.0(Altair Co., USA), 전산 모의해석은 슈퍼컴퓨터(한국과학기술정보연구원, 대전)를 활용하여 ABAQUS 6.5 (ABAQUS, Inc., Providence, RI USA)를 통해 수행하였다.

무릎 부 형상 모델링 과정은 컴퓨터 단층 촬영 (CT : Computer Tomography)을 통해 오른쪽 다리에 대해 2 차원 단면 영상을 촬영하고, 3 차원 영상 적층 기법을 이용하여 3 차원 형상으로 재구성하였다. 유한요소 모델의 각 요소는 4 절점 사면체 요소(4node-tetrahedron element)로, 피부, 근육, 지방은 4 절점 사면체 혼합 요소(4node-tetrahedron hybrid element)로 구성하였다. (Fig. 2)



Fig. 2 3D geometric and FE Models of Knee Brace

2.3 물성치 (material properties) 적용

유한요소 해석 수행을 위해서는 생체 각 조직에 대한 물성치(material properties) 정의가 요구된다. 뼈, 연골 및半月판은 참고 문헌에 근거하여 다음과 같이 적용하였다².

Table 1 Material properties of the bone, cartilage and meniscus

	Elastic Modulus E(Mpa)	Poisson's Ratio ν
Bone	10,000	0.30
Cartilage	5	0.46
Meniscus	59	0.49

인대는 연성이 매우 큰 초탄성 (hyperelastic) 재질로 구성되어 있으므로 초탄성 적용 모델인 Neo-Hookean 모델에 콜라겐 섬유 조직(collagen fiber)의 특성이 부가된 수식을 통하여 물성을 적용하였다².

Table 2 Material parameters for the ligament state (Mpa)

	C ₁	C ₂	C ₃	C ₄	C ₅	λ^*	D
MCL	1.44	0.0	0.57	48.0	467.1	1.063	0.00126
LCL	1.44	0.0	0.57	48.0	467.1	1.063	0.00126
ACL	1.95	0.0	0.014	116.22	535.1	1.046	0.00683
PCL	3.25	0.0	0.1196	87.178	431.1	1.035	0.0041

2.4 접촉 및 하중조건

해부학적으로 다리는 골반의 외각에 연결되어 몸의 중심을 향하여 뻗어 있으므로 직립 시 지면과 정확한 수직이 이루어지지 않는다. 그러나 본 연구에서는 체중에 의해 가해지는 하중의 영향을 동일화 하기 위해 대퇴골은 지면에 대해 수직으로 고정되어 있고, 상부 하중은 체중에 의해, 무릎 부에서의 하중은 무릎보조기에 의해서만 생성된다고 가정하였다.

2.5 입력조건 획득을 위한 외부변위 측정

3 차원 동작분석 시스템을 활용하여 무릎 보조기 착용 시 발생하는 외부 변위를 측정하였다. 외부 무릎 보조기 착용에 의해 발생하는 다리 외부에서의 신전 정도를 측정하기 위해 3 차원 동작 분석 시스템을 이용하였다. 하지에서의 특성을 정밀하게 관찰하기 위해 Helen-Hayes marker set 을 사용하였다.

3. 결과

Table 3 Average values of condylar separation of each region (mm)

	X-ray (SD)	FEA
Δ_M	2.172 (0.599)	1.310
Δ_C	0.474 (0.330)	0.303
Δ_L	1.807 (0.459)	1.107
Δ_P	-	1.038
Δ_A	-	0.844

X-ray 영상은 2 차원 단면이므로 관찰면에서의 촬영 영상을 통해서 전방부와 후방부에 대한 신전 정보를 획득할 수 없고, 시상면 영상은 보조기를 이루고 있는 금속 요소들로 인해 무릎 부 신전 정도 관찰이 불가능하여 측정 영역은 외측부와 내측부, 중심부로 제한하였다. 측정 결과, 착용 전 상태에 비해 보조기 착용 후 외측부에서는 1.807mm (SD: ±0.459), 중심부에서는 0.474mm (SD: ±

0.330), 내측부에서는 2.172mm (SD: ±0.599) 만큼의 상대 변위가 획득되었다 (Table 3).

Fig. 3 은 보조기의 신전효과에 의해 나타나는 경골과 대퇴골간의 상대변위에 관한 유한요소 해석 결과이다. 동작 분석 실험에 따르면, 보조기 착용 후 직립 상태에서 보조기 및 하퇴 외부에서는 약 4mm 만큼의 신전 효과를 보인다는 결과를 획득하였는데, 이를 입력조건으로 해석을 수행하여 영역별 상대 변위 값을 획득하였다. 최종 단계에서의 결과 값은 Table 3 에 정리하였다.

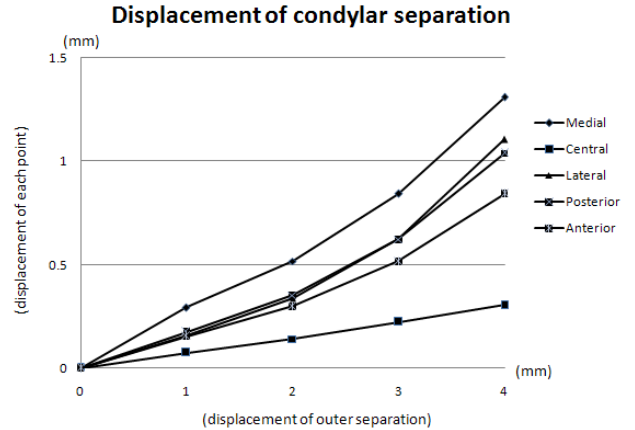


Fig. 3 FEA results of Knee traction

4. 결론

본 연구에서는 X-ray 촬영 및 유한요소법을 적용하여 무릎 보조기 착용 시 견인 효과에 의해 무릎 관절 내에서 발생하는 세부적 효과에 대해 정량적으로 분석하고, 이를 통하여 사용된 보조기의 효용성 및 안정성 등을 평가해 보고자 하였다. 이를 위해 보조기 착용에 의해 발생하는 외부 견인 정도를 측정하고, 이 결과를 입력으로 유한요소해석을 수행하였다.

수행 결과, 무릎 외부 영역에서 4mm의 신전 효과가 발생하였을 때 무릎 내부에는 전 영역에서 1.5mm 이하의 견인 효과가 발생함을 확인할 수 있었다. 이상과 같이 외부에서 적용된 힘과 내부에서 받는 효과 사이에 편차가 발생하는 것은 피부와 근육, 지방등과 같은 연 조직에서의 신전 능력 감쇄와 인대의 저항에 기인한 것으로, 본 연구에서 활용한 보조기는 착용하였을 때 무릎 내부에서 충분한 신전 효과를 보여 관절염 환자 등에 적용 시 연골 손상에 의해 발생하는 통증을 충분히 경감시킬 수 있을 것으로 사료된다.

참고문헌

1. Douglas A.D., Richard D.K., Matthew C.N., and Mohammed M., "Evaluation of Off-Loading Braces for Treatment of Unicompartmental Knee Arthrosis", The Journal of Arthroplasty, 21, 2-7, 2006.
2. E. Pena, B. Calvo, M.A. Martinez, M. Doblare, "A three-dimensional finite element analysis of the combined behavior of ligaments and menisci in the healthy human knee joint", Journal of Biomechanics, 39, 1686-1701, 2006. (material)
3. Jonathan C. S., Mario L., "The effect of functional knee brace design and hinge misalignment on lower limb joint mechanics", Clinical Biomechanics, Im press, 2007.
4. G. Limbert, M. Taylorc, J. Middletona, "Three-dimensional finite element modelling of the human ACL: simulation of passive knee flexion with a stressed and stress-free ACL", Journal of Biomechanics, 37, 1723-1731, 2004.