

# 새로이 개발된 재치환용 인공슬관절의 생체역학적 안정성 평가 : 유한요소 해석

## Evaluation of Bio-mechanical Stability of Newly Developed Revision Type Total Knee Arthroplasty: Finite Element Analysis

\*한바울<sup>1,2</sup>, 장영웅<sup>1</sup>, 박수민<sup>1</sup>, 김한성<sup>2</sup>, #임도형<sup>1</sup>

\*Paul Han<sup>1,2</sup>, Young Woong Jang<sup>1</sup>, Sumin Park<sup>1</sup>, H. S. Kim<sup>2</sup>, #Dohyung Lim(dli349@sejong.ac.kr)<sup>1</sup>

<sup>1</sup>세종대학교 기계공학과, <sup>2</sup>연세대학교 의공학과

Key words : Revision Type Total Knee Arthroplasty (TKA), Finite Element Analysis, Biomechanical Stability

### 1. 서론

인공슬관절 재치환술에 있어서 부적합한 정렬 혹은 하중 인가로 인해 골 내,외부에 응력 집중 현상이 발생하고 통증 또는 골강도 약화 및 변형을 유발하게 된다[1]. 특히 인공슬관절 재치환술의 경우 일차 치환술보다 수술 술기가 어렵고 수술 예후가 떨어져 슬관절의 골 내, 외부에 미치는 영향을 중요하게 고려해야 한다. 하지만 대부분 인공슬관절 개발에 있어 삽입물의 구조적 형상에 대한 안정성을 주로 평가하여 개발되고 있으며[2] 삽입물이 골 내, 외부에 미치는 생체역학적 안정성에 대한 정량적인 평가가 미비한 실정이다. 따라서 본 연구에서는 경골에 인공슬관절이 삽입된 3차원 모델을 개발하고 유한요소 해석 기반의 생체역학적 안정성 평가를 수행하여 경골의 접촉압력과 응력의 변화에 미치는 영향을 조사하였다.

### 2. 재료 및 방법

#### 2.1 유한요소 모델 구현

##### 2.1.1 경골 및 인공슬관절의 유한요소 모델

실제 관절염 진단을 받은 환자의 컴퓨터 단층촬영(Computed tomography) 영상을 이용하여 경골 3차원 모델을 개발하였다. 개발된 모델은 2mm 간격으로 촬영된 CT 이미지의 HU(Hounsfield Unit) 값의 차이로 각 피질골(cortical bone), 해면골(trabecular bone), 골수강(canal)으로 구분하였으며 생체 3차원 모델링 프로그램인 Mimics 14.0(Materialize, Belgium)을 이용하였다. 경골에 삽입될 인공슬관절의 각 부품(Tibial Baseplate, Tibial Insert, Extended Stem)들은 3차원 모델링 프로그램 SolidWorks 2010 (Dassault systems, USA)을

이용하여 개발하였다. 완성된 경골 및 인공슬관절의 3차원 모델을 이용하여 HyperWorks 10.0(Altair, USA)을 이용하여 유한요소 모델(4-node-tetrahedron)을 개발하였다(Fig. 1).

##### 2.1.2 모델의 물성치 입력

각 유한요소 모델의 물성치는 피질골의 경우 17GPa의 탄성계수, 0.36의 포아송비를 적용하였으며 해면골은 탄성계수 300MPa, 포아송비 0.3인 모델로 개발하였다[2]. 인공슬관절 각 부품들은 경골부(Tibial Baseplate)의 경우 CoCr에 해당하는 탄성계수 200GPa, 포아송비 0.3, 경골 PE파트(Tibial Insert)의 경우 UHMWPE에 해당하는 탄성계수 1GPa, 포아송비 0.46, 주대(Extended Stem)의 경우 Ti-alloy에 해당하는 탄성계수 113GPa, 포아송비 0.33을 적용하였다.

##### 2.1.3 경골과 인공슬관절의 결합 모델

경골과 인공슬관절의 정렬을 위해 고관절의 중심인 대퇴 골두의 중심에서 발목 관절의 중심인 거골의 중심을 잇는 선을 역학적 축(mechanical axis)으로 설정하였다. 그 다음 경골 근위부(proximal)를 10mm 제거 한 후 미리 결합된 인공슬관절의 부품들을 역학적 축을 기준으로 Fig. 1의 (c)와 같이 삽입하였다. 결합 된 유한요소 모델이 제대로 개발되었는지 확인하기 위해, 개발한 유한요소 모델 간의 간섭 부분을 제거하고 유한요소 모델링 소프트웨어를 통해 검증하였다.

#### 2.2 하중 및 경계조건

하중 조건의 경우 관절염 환자의 무릎에 실생활의 운동학적 측면을 고려한 몸무게의 약 3배에 해당하는 2000N의 하중이 작용한다고 설정하였

다. 따라서 경골부 PE파트 관절면의 수직 방향으로 하중을 적용하였다. 이때 경골의 원위부(distal)를 구속조건으로 설정하고 고정하였다. 각 인공슬관절 부품들의 경골 내 삽입 시 접촉조건을 부과하였고 마찰계수 0.25를 사용하였다. 개발한 유한요소 모델 간의 원활한 접촉 조건을 부여하기 위해 간섭 부분을 제거하고 유한요소 모델링 프로그램을 통해 확인하였다.

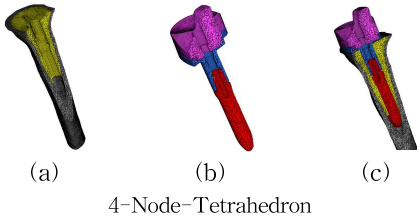


Fig. 1 Developed finite element model ; (a) The cortical and trabecular bone of tibia (b) Revision Type of TKA (c) Combined finite element model

### 2.3 유한요소 모델의 검증 및 결과 분석

유한요소 모델의 객관적인 검증을 위해서 유한요소 모델의 형태학적 형상을 실제 임상의가 제시하는 술기와 사례에 근거하여 비교하였다.

결과에 대한 분석은 피질골 내, 외부의 구조적 안정성 평가를 하기 위한 Von-Mises 응력이 미치는 부위와 값을 도출하였다. 또한 각 재료 특성에 따른 탄성계수 차이로 인해 발생하는 응력 차폐 (Stress Shielding) 현상을 분석하기 위해 해면골 내부와 삽입물의 접촉부위에 대한 응력 값을 도출하였다. 각 결과를 도출하기 위해 유한요소 해석 범용 프로그램인 ABAQUS 6.10(Dassault system, USA)을 이용하였다.

### 3. 결과

인공슬관절이 삽입된 경골에서의 접촉압력과 Von-Mises 응력 분포를 살펴본 결과 몸무게의 약 3배에 해당하는 2000N의 하중에 대하여 각 삽입물의 접촉부위에서 높은 값이 나타났다. 피질골의 경우 후위부(Posterior)에서 응력 값이 넓게 분포하였으며 최대 응력 값(18.41MPa)이 측정되었다. 이는 주대(Extended Stem)에 해당하는 부분이 피질골과 접촉함에 따라 발생하였다. 해면골의 경우는 경골부(Tibial Baseplate)의 Keel부분 및 주대의 연결부분에서 응력 집중 현상이 발생하였으며 응력 차폐 현상으로 인해 응력 분포가 제대로 이루어지지 않음을 확인할 수 있었다. 또한 경골의 절단면과

삽입물이 닿는 접촉부위에서 최대 응력 값 (3.45MPa)이 측정되었다(Table 1).

### 4. 결론

경골의 피질골(175MPa)과 해면골(5MPa)의 항복강도를 고려하였을 때 측정된 응력 값이 그 값에 크게 미치지 못하였기 때문에 새로이 개발된 인공슬관절 삽입 시 경골에 대한 안정성이 확보됨은 확인하였다. 본 연구에서는 응력분포 결과 값에 대하여 정상 뼈 모델에 해당하는 비교군 설정이 이루어지지 못하였다. 따라서 향후 연구에서는 이를 보완하고 대퇴부에 인공슬관절이 삽입된 유한요소 모델을 개발하여 슬관절 전체의 생체역학적 안정성 평가 수행이 필요할 것으로 사료된다.

Table. 1 Result of measured Von-Mises Stress Value

| Von-Mises Stress Distribution   |   |   |
|---|---|---|
| Cortical bone   | Trabecular bone   | TKA   |
|   |   |   |
| <p>S, Mises (Avg: 75%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>+1.841e+01</li> <li>+1.688e+01</li> <li>+1.535e+01</li> <li>+1.382e+01</li> <li>+1.230e+01</li> <li>+1.077e+01</li> <li>+9.237e+00</li> <li>+7.707e+00</li> <li>+6.176e+00</li> <li>+4.648e+00</li> <li>+3.119e+00</li> <li>+1.590e+00</li> <li>+6.838e-02</li> </ul> | <p>S, Mises (Avg: 75%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>+3.446e+00</li> <li>+3.159e+00</li> <li>+2.872e+00</li> <li>+2.587e+00</li> <li>+2.300e+00</li> <li>+2.014e+00</li> <li>+1.726e+00</li> <li>+1.441e+00</li> <li>+1.155e+00</li> <li>+8.686e-01</li> <li>+5.822e-01</li> <li>+2.959e-01</li> <li>-9.503e-03</li> </ul> | <p>S, Mises (Avg: 75%)</p> <ul style="list-style-type: none"> <li>+2.296e+01</li> <li>+1.009e+01</li> <li>+9.157e+00</li> <li>+8.328e+00</li> <li>+7.500e+00</li> <li>+6.672e+00</li> <li>+5.843e+00</li> <li>+5.016e+00</li> <li>+4.187e+00</li> <li>+3.358e+00</li> <li>+2.529e+00</li> <li>+1.697e+00</li> <li>+8.333e-01</li> <li>+2.049e-15</li> </ul> |
| Peaked Von-Mises Stress   |   |   |
| 18.41MPa  | 3.45Mpa   | 22.96MPa  |

### Acknowledgement

본 연구는 보건복지부 보건의료연구개발사업의 지원에 의하여 이루어진 것임(A100023).

### 참고문헌

1. Taylor., Tanner K. E. and Freeman M. A. R. Finite element analysis of the implanted proximal tibia: a relationship between the initial cancellous bone stresses and implant, Journal of Biomechanics, Vol. 31, pp. 303-310, 1998
2. Au AG, Liggins AB, Raso VJ, Amirfazli A: A parametric analysis of fixation post shape in tibial knee prostheses. Med Eng Phys, 27: 123-134, 2005.