

2차원 Side Plate FEM을 이용한 인공고관절 골흡수 연구

°최형연\*, 채수원\*, 김성근\*\*

\*홍익대학교 기계공학과  
\*\*고려대학교 의과대학 정형외과

A Study on the Bone Resorption of Artificial Hip Replacement  
by Two-Dimensional FEM

°H.Y. Choi\*, S.W. Chae\*, S.K. Kim\*\*

\*Hong-ik University  
\*\*Korea University

Abstract: Clinically, proximal bone resorption in the femur is frequently seen postoperatively on the follow up X-rays after total hip replacement(THR). We developed the finite element model of cementless THR. The model is two dimensional side plate model, whereby the three dimensional structural integrity of the bone can be accounted for by a separate two dimensional mesh, a side plate. The subject of this article is the development and application of this two dimensional side plate FEM to study the reverse effect of the various degree of bone resorption of femur after THR. The results of this study indicates that two dimensional side plate model is good and simple alternative to complex three dimensional model and the severity of the proximal bone resorption has the effect of more increasing stress on the cortex at the level of femoral stem tip.

1. 서론

여러가지 원인으로 인하여 파괴된 고관절을 대체하는 인공고관절대치술(total hip replacement)은 기존의 시멘트 고정형의 대퇴stem 사용에서 최근에는 생물학적 골내성장(biologic bony ingrowth)에 의한 고정을 달성하는 무시멘트(cementless)형 대퇴stem의 사용이 점차 증가 추세에 있다.

인공관절 대퇴stem이 대퇴골에 삽입된 후 인체는 확실히 수술전과는 다른 환경의 변화를 맞게 되는데, 이때 특히 시술 후 초기안정성을 위하여 비교적 큰 직경의 대퇴stem을 삽입하여야 하는 무시멘트형 대퇴stem의 경우 대퇴골에 발생하는 응력분포의 변화는 정상 대퇴골이 받던 응력 보다 감소된 응력을 받게되는 응력방패(stress shielding) 현상이 발생된다. 이것은 대퇴골 골흡수(bone resorption)을 야기시켜 장기적으로는 인공관절 삽입물이 흔들리는 해리(loosening)의 요인으로 작용하며, 결국 재치환술(revision surgery)의 원인이 되고 있다. 이러한 문제점을 해결하기 위하여는 인공관절 삽입물(implant)의 설계시 모양과 재질에 대한 연구가 필수적이며, 대퇴골의 생체역학적 물성치 또한 정확히 파악되어야 한다. 그러나 골내에서의 힘의 전달기전에 대한 완전한 연구는 표면의 응력분석만 가능한 기존의 실험적 방법에 의하여는 매우 어려우므로 대퇴골 및 고관절(hip joint) 부위의 복잡한 구조물내의 응력분석을 위하여 유한요소 해석법(Finite Element Method)에 의한 인공고관절 삽입물에 대한 모델링과 그 해석의 필요성이 증가되고 있다. 본 연구에서는 복잡한 3차원 형상의 인공고관절 및 대퇴골을 포함한 인공고관절

대치술 시스템을 side plate모델링 기법을 도입하여 2차원으로 단순화 하였으며, 이를 이용하여 임상적으로 대퇴골 근위부 골흡수가 흔히 발생하는 무시멘트형 대퇴stem에서의 대퇴골 근위부 골흡수 현상이 그 정도에 따라 다시 대퇴골에 미치는 응력의 변화를 측정하고자 하였으며, 또 그 임상적 의의를 논하고자 하였다.

2. side plate 모델링

인공관절과 대퇴골의 유한요소해석을 위한 연구로는 1970년대 중반에 2차원 평면응력 모델이 많이 사용되었고<sup>(1,5,6)</sup>, 1970년대 후반이후에는 3차원 모델이 사용되기 시작하였다.<sup>(1-4)</sup> 일반적으로 인공관절과 대퇴골은 복잡한 3차원 형상을 가지고 있으므로 2차원으로 단순화하기에는 여러가지 무리가 따르게 되며 이를 3차원으로 모델링하는 경우, 사용되는 8-절점 solid요소의 수는 대략 1500개 ~ 2500개에 달한다. 또한 최신의 상용 pre-processor를 사용하더라도 기하학적 형상의 복잡성으로 인해 많은 부분을 수작업하여 모델링하여야 하므로 모델링과 계산 및 해석결과와 분석등에 많은 시간과 노력이 소요된다. 따라서 3차원 모델에 의존하여서는 여러가지 변수들의 영향을 조사하기가 매우 어렵다. 이러한 점을 보완하기 위하여 Svensson 등<sup>(1)</sup>은 2차원 모델에 side plate 개념을 도입하여 3차원 해석결과에 비교적 가까운 결과를 얻을 수 있는 방법을 제안하였다. 이는 Fig. 1에서와 같이 임의의 3차원 형상을 갖는 구조물을 2차원 평면요소(elem1, elem2, elem3)로 모델링할 때 평면요소에 포함되지 않는 부분을 side plate로 모델링하여 평면요소위에 이중으로 덧붙여 사용하므로써 elem1과 elem3을 연결하여 구속하는 효과를 얻는 것이다. 이 때 Svensson이 제안한 방법은 side plate 요소의 두께를 축방향 강성을 고려하여 다음과 같은 식으로 부터 얻는 것이다.

$$\Sigma(EA) = (EA)_{side\ plate} \tag{1}$$

그러나 Fig. 2의 하중조건에서 보는 바와 같이 대퇴stem에 작용하는 힘 J의 수직성분과 외전근에서 지지하는 힘 M,T등은 서로 작힘에 의한 굽힘모멘트를 발생시키며 힘 J의 수평방향 성분도 굽힘모멘트를 발생시키므로 대퇴골 전체에 작용하는 힘은 축방향응력 보다는 굽힘응력이 지배적이게 된다. 따라서 본 연구에서는 축방향 강성 보다는 굽힘강성을 고려하여 side plate의 두께를 결정하는 방법을 개발하였다. 즉, side plate요소의 중립축에 대한 굽힘강성(EI)이 모델링되는 부분의 굽힘강성과 일치되도록 요소의 제원을 정하며, 평면응력(plane stress)을 기초로 하

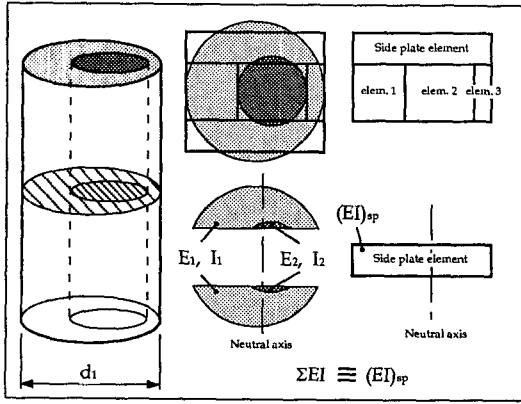


Fig. 1. Schematic drawing of the side plate elements for a three-dimensional structure

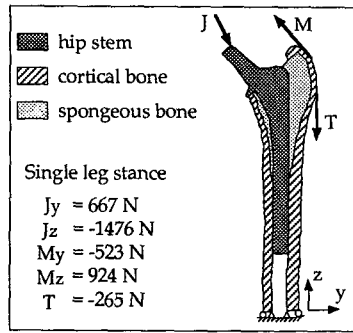


Fig. 2. Loading and boundary conditions of single leg stance는 경우, 요소의 두께를 다음의 조건식으로 부터 계산한다.

$$\Sigma(EI_x) = (EI_x)_{side\ plate} \quad (2)$$

$$I_x = \int y^2 dA$$

그러나 골의 단면형상은 대단히 복잡하므로 식 (2)에서 단면의 관성계수  $I_x$ 를 구하기가 간단하지 않다. 이를 쉽게 구하기 위하여 본 연구에서는 임의의 단면 형상에 대해 면적, 도심, 단면계수등을 자동적으로 구할 수 있는 프로그램을 개발하여 사용하였다. 이는 다음과 같이 Gauss의 divergence정리를 사용하는 것이다.

$$\iint_b \left( \frac{\partial g}{\partial x} - \frac{\partial f}{\partial y} \right) dx dy = \oint_c (f dx + g dy) \quad (3)$$

여기서  $g=0, f=-\frac{1}{3}y^3$ 을 사용하면 단면계수  $I_x$ 는 다음과 같이 얻어진다.

$$I_x = \iint y^2 dx dy = \oint_c \left( -\frac{1}{3}y^3 \right) dx \quad (4)$$

이 때 단면형상은 연속된 점들로 구성되어 있으며, 이를 여러 구간의 2차식으로 나누어 식 (4)를 계산하였다. 이와 같이 제안된 2차원 모델을 검증하기 위하여 간단한 형상의 구조물에 대한 3차원 해석 결과와 비교, 분석하였으며 그 결과 매우 근사한 변형 및 응력 분포를 볼 수 있었다.<sup>7)</sup>

### 3. 대퇴골의 모델링 및 해석

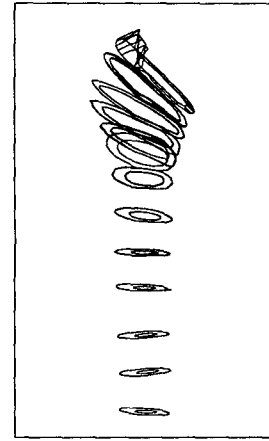
#### 3.1. 대퇴골의 모델링

인공고관절대를 포함하고 있는 대퇴골은 그 형상이 매우 복잡하여 정확한 수치 데이터를 구하기란 매우 곤란하다. 본 연구에서는 모형형상의 대퇴골을 골의 장축 방향을 따라 단면의 변화가 잘 나타나도록 원형다이아몬드 휠 커터를 사용하여 13개의 조각으로 절단한 후, 골피질과 해

면골로 구성된 각 단면을 측정하여 AutoCAD™에 입력하였다. 이들 단면형상으로 부터 Fig. 3와 같은 3차원 surface 모델을 생성한 후, 이를 2차원으로 모델링하기 위해 대퇴골의 축방향을 따라 23개의 단면으로 다시 변환하여 사용하였다. Fig. 4는 이와 같이 얻은 유한요소모델을 나타내고 있으며 총 281개의 4절점 및 3절점 요소가 사용되었다. 이때 골피질은 Fig. 4(b)에서와 같이 102개의 요소, 해면골은 Fig. 4(c)에서와 같이 40개의 요소, 대퇴stem은 Fig. 4(d)에서와 같이 70개의 요소로 모델링되었으며, side plate에는 Fig. 4(e)에서와 같이 69개의 요소가 사용되었다. 한편 Fig. 6에서 모델링된 대퇴골의 기계적인 물성치는 선형, 등방성으로 가정하였으며, cementless 인공관절로는 titanium 합금이 주로 사용된다. Table 1에는 해석에 사용된 물성치를 보여주고 있다.

Table 1 Material properties of hip stem and bone

	탄성계수(GPa)	포아송비
골피질	17.26	0.29
해면골	0.324	0.29
대퇴stem	110	0.3



Sectional view of the femur

Fig. 3. Three-dimensional surface model of femur

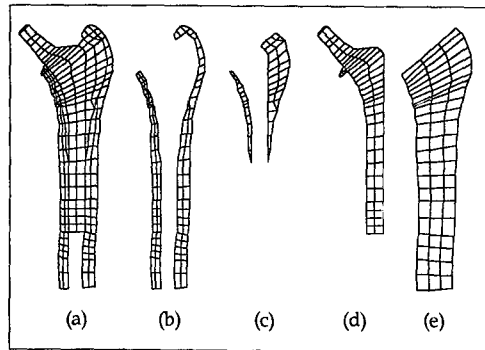


Fig. 4. Two-dimensional finite element model of femur and stem

(하중 및 경계조건)

보통 한쪽 다리로 서면, 느린 걸음시 고관절에 걸리는 하중이 최대가 되는 자세와 가장 비슷한 조건이 된다.<sup>8)</sup> 이에 대해 많은 연구가 있으며 본 연구에서는 고관절 부위에 걸리는 하중조건으로서 Mcleish와 Charley<sup>9)</sup>의 연구결과를 채택하였다. Fig. 2에는 대퇴골과 고관절두에 작용하는 하중의 방향과 크기가 경계조건과 함께 표시되어 있다.

(골흡수 모델링)

골흡수는 고관절 대치술후, 골피질로의 응력전달이 감소되어 그 해당 부위의 골피질이 물러지는 현상이다. 본 연구에서는 이와 같은 골흡수가 주로 발생하는 영역을 임상적인 경험으로부터 결정하였으며, 골흡수 정도에 따른 골피질의 물성 변화는 유한요소모델에서 해당 요소의 탄성계수를 감소시켜 모델링하였다. 골흡수과정의 중간과 최종단계를 각각 탄성계수의 50%와 98%의 감소로 모델링하였으며, 최종단계인 98%는 골흡수가 완전히 진행된 후에는 골피질의 물성이 해면골과 거의 동일하게 된다는 임상적인 경험으로부터 결정하였다. (Fig. 5참조)

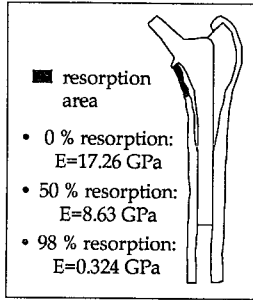


Fig. 5. Bone resorption area and property modelling

3.2. 해석결과 및 고찰

주어진 하중조건으로 인하여 골피질에는 대퇴골의 굽힘 변형으로 인한 굽힘응력과, 대퇴stem으로 부터 수직 및 전단응력이 전달되어 분포하고 있다.(Fig. 6참조) Fig. 7~10은 골흡수가 발생하기전과 대퇴골 근위부 내측 골피질에 골흡수가 50% 및 100% 발생된 경우에 따른 응력의 분포를 비교하여 나타내고 있다. 골피질의 내측면을 따른 Von-mises응력의 분포(Fig. 9 참조)로부터 근위부 부근 ( $0 < S/L_{AB} < 0.2$ )의 응력크기가 상대적으로 낮음을 알 수 있다. 이는 앞에서 언급한 응력방패현상을 뒷 받침하는 좋은 결과이다. 더우기 응력방패현상이 발생하는 근위부 부근의 면적이 앞절에서 언급한 골흡수 모델링에서 임상적인 경험으로부터 결정한 골흡수 면적과도 매우 잘 일치하고 있다. 이러한 골흡수가 발생되면서 물러진 골피질로 인하여 응력의 분포가 변화되며, 이는 Fig. 7-10로 부터 알 수 있다. 대퇴골 근위부 내측 골흡수가 점차 증가될 수록 대퇴골 내측의 장축의 길이에 따른 굽힘응력과 Von-mises 응력의 변화는 대퇴골 근위 1/2부까지는 골흡수의 증가에 따라 점차 감소되는 양상을 보이나 대퇴골 원위 1/2에서는 응력크기의 변화를 관찰할 수 없었다.(Fig. 7과 9참조) 반면 대퇴골 외측면에 발생하는 굽힘 및 Von-mises응력은 대퇴골 근위부 골흡수의 정도가 심해짐에 따라 대퇴골 외측 근위 2/3부위에 걸쳐서 응력의 크기가 점차 증가되는 양상을 보이며 그 나머지 부위에서는 응력의 변화가 없었다. 대퇴골 외측면에 증가된 이러한 응력은 환자의 대퇴부 동통(thigh pain)을 유발하고, 더 나아가서는 대퇴stem과 골사이에 해리현상이 발생하는 원인으로 작용할 것이다.

4. 결론

본 연구에서 얻은 결론은 다음과 같다.

- 복잡한 3차원 형상의 인공 고관절 대퇴골을 2차원 side plate 모델링 기법을 사용하여 성공적으로 모델링 및 해석하였다.

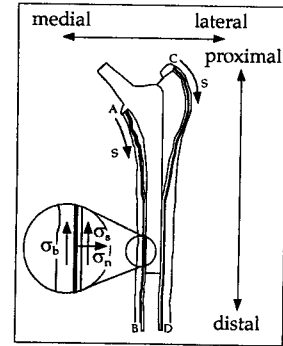


Fig. 6. Stress components on the cortical bone:  $\sigma_n$ : normal stress,  $\sigma_s$ : shear stress,  $\sigma_b$ : bending stress (AB: medial side, CD: lateral side)

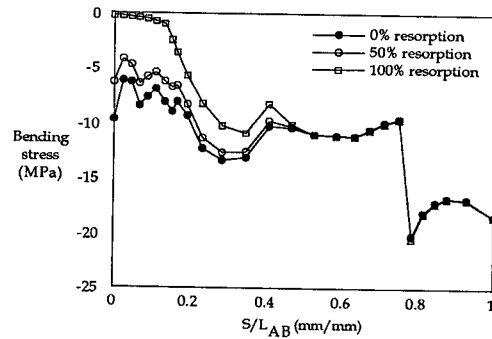


Fig. 7. Bending stress distributions along the medial line of cortical bone

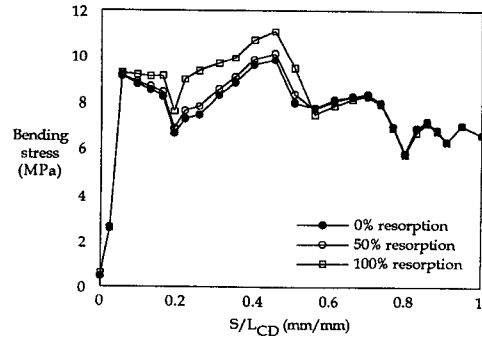


Fig. 8. Bending stress distributions along the lateral line of cortical bone

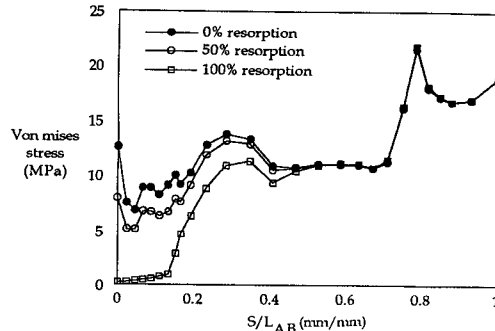


Fig. 9. Von-mises stress distributions along the medial line of cortical bone

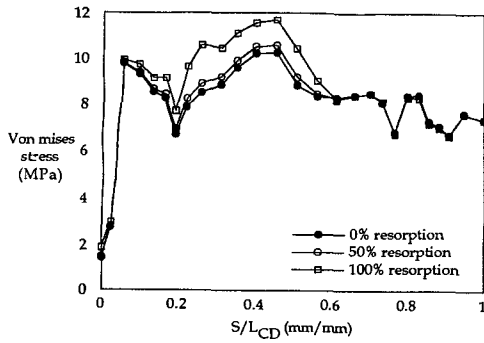


Fig. 10. Von-mises stress distributions along the lateral line of cortical bone

- 인공 대퇴stem으로 인한 골피질로의 응력전달이 차단되는 응력방패현상을 해석적으로 규명하였으며, 이로 인한 골흡수과정을 임상적인 경험을 바탕으로 모델링 하였다.
- 골흡수가 진행되면서 발생하는 골피질의 응력 재분포를 계산하였다.
- 골흡수가 진행될 수록 대퇴stem 하단 위치의 골피질에 응력집중이 증가되고 있으며 이는 대퇴부 동통을 유발한다.
- 본 연구의 결과는 인공고관절 수술 후 발생하는 여러 가지 문제점의 분석에 도움이 될 수 있으며, 또한 앞으로 대퇴stem의 설계변수 결정에 사용될 수 있을 것이다.

5. 후기

본 연구는 94년도 홍익대학 교내연구사업으로 부터 지원받아 수행되었으며, 모델링에 도움을 준 홍익대학교 기계공학과 신재호, 이진서, 박종원군에게 감사를 표합니다.

6. 참고문헌

- [1] Svensson, N. L., Valliappan, S., and Wood, R.D., "Stress Analysis of Human Femur with Implanted Charnley Prothesis", J. Biomechanics, Vol. 10, 581-588, 1977
- [2] Kwak, B. M., and Lim, O. K., Kim, Y. Y., Rim, K., "An investigation of the effect of cement thickness on an implant by finite element stress analysis", Int. Orthop. (sicot) 2, 315-319, 1979
- [3] Harrigan, T. P., and Harris, W. H., "A Three Dimensional Non-Linear Finite Element Study of the Effect of Cement-Prothesis Debonding in Cemented Femoral Total Hip Components", J. Biomechanics, Vol. 24, No. 11, 1047-1058, 1991
- [4] Rubin, P. J., Rakotomanana, R. L., Leyvraz, P. F., Zysset, P. K., Curnier, A., and Heegaard, J. H., "Frictional interface micromotions and anisotropic stress distribution in a femoral total hip component", J. Biomechanics, Vol. 26, No. 6, 725-739, 1993
- [5] Huiskes, R., and Chao, E.Y.S., "A Survey of Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics: The First Decade", J. Biomechanics, Vol. 16, No. 6, 385-409, 1983
- [6] Davidson, J. A., and Georgette, F. S., "State of the Art Materials for Orthopedic Prosthetic Devices", Implant Manufacturing and Material Technology, December 2-4, 1986, Itasca, Illinois
- [7] 최형연, 채수원, 김성곤, "Cementless 인공고관절 대퇴골 부위의 2차원 유한요소해석", '94 추계 학술대회 논문집, 기계학회, 1994
- [8] Mow, V. C., and Hayes, W. C., Basic Orthopaedic Biomechanics, Raven Press, New York
- [9] McLeish, R. D., Charnley, J., "Abduction forces in the one-legged stance", J. Biomechanics, Vol. 3, 191-209, 1970