

# 대퇴부 원위부 골절에 관한 금속판 보강술의 응력 해석

김지숙\*(전남대 대학원 기계공학과), 범현규, 양영수(전남대 기계공학과)

## Stress Analysis of Plate Augmentation for Distal Femur Fracture

J. S. Kim (Mech. Eng. Dept., CNU), H. G. Beom, Y.-S. Yang (Mech. Eng. Dept., CNU)

### ABSTRACT

The operation of femoral non-union after IM(Intramedullary) nailing in distally femoral fractures is considered. Augmentive plate fixation is the management of femoral non-union after IM nailing. The purpose of this study is to compare the bending, torsional stiffness and stress distribution of the two operations by the FEM(Finite Element Method). Augmentive plate fixation is better than IM nail fixation. These results conclude that plate augmentation is a useful method for the unstable femoral non-union after interlocking IM nailing.

**Key Words** : Plate augmentation(금속판 보강술), Distal femur fracture(대퇴부 원위부 골절), IM nailing(골수정 고정술), Finite element method(유한요소법)

### 1. 서론

대퇴부(femur)에 골절(fracture)이 발생하면 골수강내(IM, IntraMedullary)에 금속정(G-K nailing) 고정술(fixation)을 이용하여 시술한다. 대부분의 경우 대퇴부에 유합(union)이 발생하여 골절에 대한 치료가 가능하게 된다.

대퇴부 골절에는 Fig. 1과 같이 4가지 경우가 있다. (a)는 중간 부분 골절로 대체로 안정적인 골절이고, (b)는 뼈가 완전히 골절되면서 대퇴골 조각이 사라져버린 경우이고, (c)는 대퇴부 근위부(Proximal) 골절로 대퇴부 머리 부분의 골절이고, (d)는 대퇴부 원위부(distal) 골절로 이 논문에서는 대퇴부 골절이 원위부에 일어난 경우에 관한 해석을 하였다. (a)와 (c)의 경우는 금속정 고정 시술만 하여도 유합이 가능하나, (b)와 (d)의 경우에는 불유합이 발생할 가능성이 있다. 특히, 대퇴부 원위부 골절의 경우에는 금속정 고정술 시술의 경우 불유합 확률이 가장 크고, 이에 대한 유한요소해석이 되어 있지 않다. 대퇴부 원위부(distal) 골절의 경우에 불유합이 발생하는 이유는 대퇴부의 원위부는 골수강내 면적이 넓어져 금속정과 대퇴골의 접촉 부위가 거의 없고, 대퇴골의 두께가 얇아져 유합이

발생하기 어려워진다. 금속정 고정만 하는 경우는 금속정의 삽입 후 골절 부에 지속적인 움직임으로 불유합이 발생한다. 최초 수술 후 금속정을 제거하지 않은 상태로도 금속판을 병합하여 사용함으로써 골절부의 견고한 고정을 얻을 수 있다. 이를 통하여 확실한 골유합이 발생하므로, 판 보강술 후

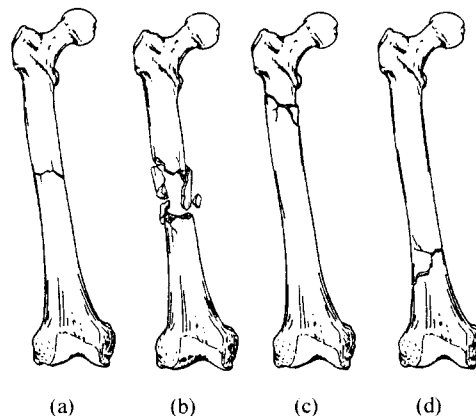


Fig. 1 Stability of different fracture types. (a) Simple transverse fracture (b) Comminution with missing bone (c) Proximal shaft fracture (d) Distal shaft fracture

조기 관절 운동과 체중 부하가 가능하다. 따라서, 판(plate) 보강술(augmentation)을 병행하여 시술을 하면 불유합 발생을 막을 수 있다.<sup>(1)</sup>

본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 대퇴부 원위부 골절 시에 금속정 고정술과 판 보강술에 대하여 해석하였다. 시술의 방법으로 금속정 고정술과 금속정 고정후 판 보강술 시술을 Fig. 2에 나타내었다. 대퇴부에 대한 실험은 여러 가지 문제가 있다. 시편을 구하기가 힘들 뿐 아니라 나이 연령 성별에 따라 시편이 다르기 때문에 표준 시편을 결정하기도 어렵다.<sup>(2)</sup> 그렇기 때문에 다양한 경우에 대한 실험이 어려워진다. 그러나 유한요소 해석은 다양한 하중과 조건의 시술에 대한 해석이 가능하다. 유한요소 해석은 금속정 고정술과 판 보강술을 보강했을 경우 두 경우의 굽힘과 비틀림에 대한 해석을 하고자한다. 본 연구는 대퇴부 원위부 골절 시술에 대한 여러 가지 방법의 하중 조건 하에 유한요소법을 이용하여 금속정 고정술과 판 보강술을 분석해 보고자 한다.

## 2. 유한요소 모델 및 경계조건

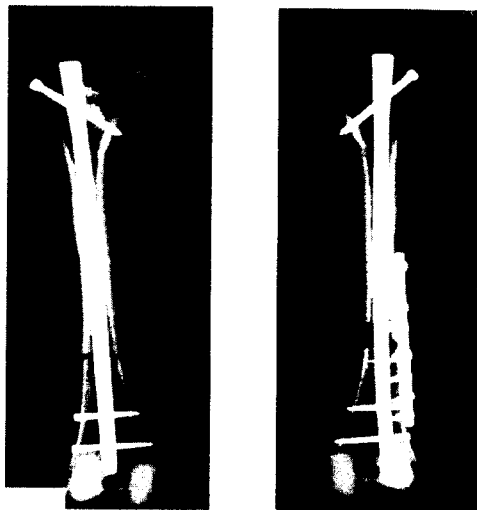
### 2.1 유한요소 모델

대퇴부 골절 부분에 대한 유한요소 모델을 Fig. 3에 나타내었다. 본 연구에서는 대퇴부 머리 부분은 시술에 영향을 미치지 않기 때문에 대퇴부 머리 부분은 제외하고 모델링 하였다. Fig. 3(a)는 금속정 시술의 모델이고, Fig. 3(b)는 판을 보강했을 경우의 모델이다. 대퇴부의 해석시 사용한 보강판, 금속정,

나사에 쓰인 재료는 스테인리스강으로 탄성계수는  $E=200\text{ GPa}$ 이고, Poisson 비는  $\nu=0.3$ 이다. 대퇴부 물성치는 Rubin등<sup>(3)</sup>과 Keaveny과 Bartel<sup>(4)</sup>이 사용한 값으로  $E=17.26\text{ GPa}$ ,  $\nu=0.29$ 를 적용하였다.

금속정 고정술은 지름이 10mm, 길이가 300mm 인 G-K nail를 이용하였다. 금속정 고정 나사는 지름이 6.2mm인 세 개의 나사를 이용하였다. 금속정 고정 나사는 대퇴부를 관통하여 고정하였다. 대퇴부 상단의 고정 나사 한 개, 하단 고정 나사 두 개를 사용하였다. 금속정 고정 후 금속판 보강술은 4.5mm의 두께와 135mm의 길이의 판으로 보강하였다. 보강판은 지름 3mm인 8개의 작은 나사로 골절 부위를 중심으로 양쪽으로 4개씩 고정시켰다. 보강판 고정 나사는 금속정과는 접촉하지 않고 대퇴부에 약 4mm 정도 고정시킨다.

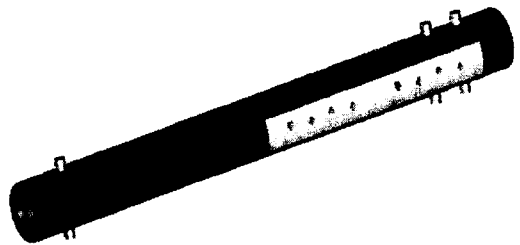
대퇴골은 등방성(isotropic)이며 균질한 재료이고 선형거동을 하는 것으로 가정하였다.<sup>(5)</sup> 모델링은 I-DEAS에서 생성하였고 해석하였다. 금속정 고정술의 절점(node) 수는 11670, 요소(element)는 5676개이다. 판 보강술의 절점 수는 18193, 요소 수는 5919개이다. 요소분할 방법은 manual mesh를 이용하여 8절점 육면체 요소(eight-noded brick elements)를 사용하였다.



(a) Interlocking IM nailing (b) Plate augmentation  
Fig. 2 IM nailing in distally femoral fractures



(a) Interlocking IM nailing



(b) Plate augmentation

Fig. 3 Finite element models for the two operations in distally femoral fractures.

## 2.2 경계 조건 및 하중

해석에서 사용된 하중 조건은 굽힘(bending)과 비틀림(torsion)의 경우로 주었다. 대퇴부의 골절부위는 대퇴부 상단에서 70% 위치에 5mm의 골절을 주었다. 굽힘의 경우는 경계조건은 골절 부위를 중심으로 두 지점을 1, 3방향의 핀 고정을 하였고, 2방향(y방향)으로 두 지점에 하중을 주었다. 비틀림 경우는 대퇴부 하단 축을 6축 고정시키고 6방향(z방향하중)으로 하중을 주었다. 하중은 굽힘의 경우는 2방향으로 100N에서 250N까지 하중을 주었고 비틀림의 경우는 6방향으로 0.2 N·mm에서 0.55 N·mm까지 하중을 주었다.

## 3. 결과 및 고찰

이 두 가지 시술에서 굽힘 해석의 결과는 Fig. 4

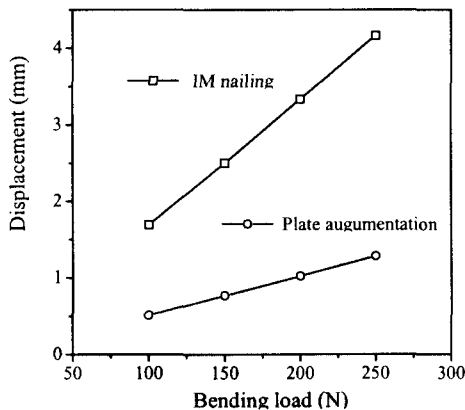


Fig. 4 The results of FEA for the displacements on the two operations under bending load

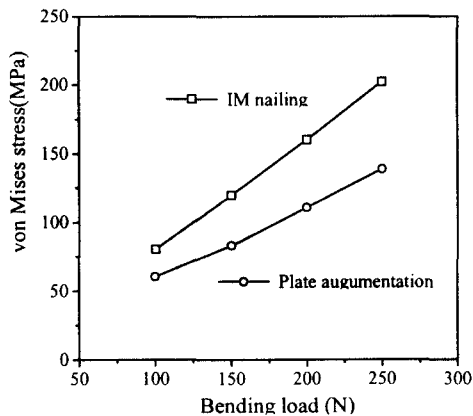


Fig. 5 von Mises stress on the two operations under bending load

4에서 보이는 것과 같이 판 보강술과 금속정 고정술의 변위 차이는 약 3.3배를 보이고 있다. 판 보강술을 보강했을 경우 변위가 더 적게 발생함을 알 수 있다. 금속정 고정술과 판 보강술의 von Mises 응력 분포를 Fig. 5에 나타내었다. 판 보강술과 금속정 고정술의 von Mises 응력 분포를 보면 약 1.5배정도 금속정 고정술에 응력이 더 가해지는 것을 알 수 있다.

금속정 고정술과 판 보강술 병행 시술의 비틀림 해석의 경우는 Fig. 6에서 보이는 것과 같이 금속정 고정술과 판 보강술의 차이가 3.4배의 차이가 있음을 보여준다. 이 경우도 판 보강술의 변위가 더 적게 발생함을 알 수 있다. Fig. 7은 두 시술에 대한 von Mises 응력 값에 대한 그래프를 보여 준다. 굽힘과 비틀림의 경우의 판 보강술과 금속정 고정술의 von Mises 응력 분포를 보면 약 1.5배정도 금속정 고정술에 응력이 더 가해지는 것을 알 수 있다.

동일한 하중을 대퇴부에 부과하였을 때, 대퇴부가 받는 최대 응력 값을 보면 굽힘 하중 150N인 경우에 금속정 고정술은 215MPa, 판 보강술의 응력은 119MPa이다. 비틀림 하중 0.35 N·mm 인 경우 금속정 고정술은 1090MPa, 판 보강술 293MPa를 보이고 있다. 대퇴부에 받는 응력이 판 보강술을 했을 때 굽힘의 경우는 1.8배정도 최대 응력이 적고 비틀림이 경우는 3.7배 최대 응력이 적게 나타난다.

굽힘의 경우 보다 비틀림의 경우 대퇴골에 받는 응력차가 더 많음을 알 수 있다. 골수정 고정술은 비틀림 하중에서는 굽힘 하중을 준 경우보다 고정술의 영향이 좋지 못함을 알 수 있다. 그러므로 대퇴부 시술 후 비틀림 하중을 받는 경우 불유합이 일어날 가능성이 더 크므로 판 보강술의 유용함을 알 수 있다.

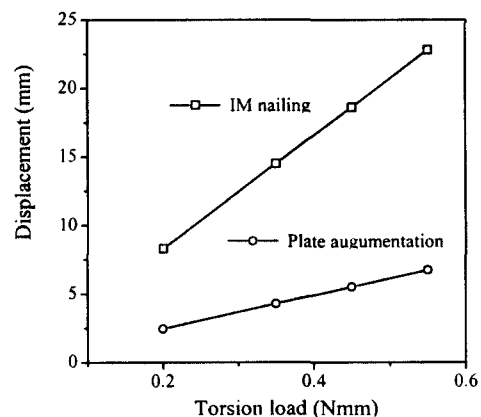


Fig. 6 The results of FEA on the displacements on the two operations under torsion load

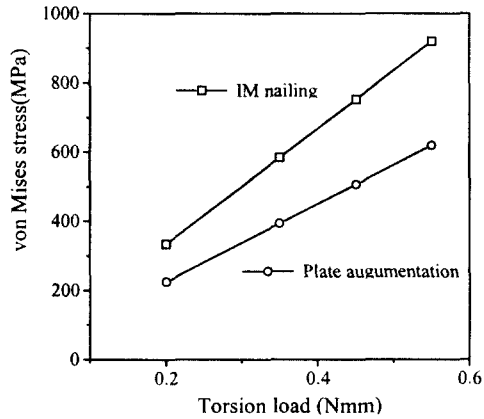


Fig. 7 von Mises stress on the two operations under torsion load

#### 4. 결론

대퇴부 원위부 골절시 금속정 고정술과 금속판 보강술을 병행한 경우에 관해서 유한요소법을 이용하여 변위 변화와 응력 분포에 대해 연구를 하였다.

(1) 굽힘과 비틀림 두 경우 모두 금속판 보강술의 효과가 변위 변화에서 3배 이상 변위 변화가 적게 일어남을 보여 준다.

(2) von Mises 응력을 보면 판 보강술을 병행했을 경우가 금속정 고정술로만 시술한 경우 보다 1.5배 정도의 응력이 덜 집중됨을 알 수 있다.

(3) 대퇴골의 최대 응력을 보면 굽힘과 비틀림 두 경우 모두 판 보강술에 응력이 덜 가해지는 것을 보여준다. 따라서, 금속판 보강술은 골수정 고정 후 불유합이 발생한 경우 대퇴부 원위부 골절에 유용한 시술임을 알 수 있다.

#### 후 기

이 논문은 2001년도 두뇌한국21사업에 의하여 지원되었음.

#### 참고문헌

1. 김기수, 김주오, 정현균, 정병오, "교합성 골수강 내 금속정 내고정후 발생한 대퇴 간부 골절 불유합의 금속판 보강술," 대한골절학회지, 제 12권, 1호, pp. 21~27, 1999.
2. Keyak, J. H., Rossi, S. Q., Jones, K. A., and Skinner, H. B., "Prediction of Femoral Fracture Load Using Automated Finite Element Modeling," J. Biomechanics, Vol. 31, pp. 125~133, 1988.
3. Ruvin, P. J., Rakotomannana, R. L., Leyvraz P. F., Zysset, P. K., Curnier, A., and Heegard, J. H., "Friction Interface Micromotions and Anisotropic Stress Distribution in a Femoral Total Hip Component," J. Biomechanics, Vol. 26, pp. 725~738, 1993.
4. Keaveny, T. M. and Bartel, D. L., "Mechanical Consequence of Bone Ingrowth and Fibrous Tissue Encapsulation for a Cementless Hip Prosthesis in the Long-Term," Trans. 38th ORS, Vol. 17, pp. 73, 1992.
5. 채수원, 박상석, 박재원, "인공 고관절 대치술에서 무시멘트형 스템의 원위부 압박이 고관절 성능에 미치는 영향," 대한기계학회논문집 A, 제 24권, 11호, pp. 2777~2785, 2000