

# 대퇴부 골절에 따른 금속정 보강술의 응력 해석

심동혁\*(경희대 대학원 기계공학과), 최명진(경희대 테크노 공학대학)

## Stress Analysis of G-K Nail Augmentation for Femur Fracture

D. H. SHIM(Mech. Eng. Dept., KHU), M. J Choi(Mech. Eng. Dept., KHU)

### ABSTRACT

A femur occurs a fracture easily as it is broken, since it is surrounded at a thick muscle etc. But a problem of impediment by a reduction and a fixing still remains. An augmentation is recently used as a method of a fracture. We analyzed a various stress and displacement of a femur as a finite element analysis in this project. And we make certain that a profit of an augmentation existed from the result.

**Key Words** : femur(대퇴부), finite element analysis(유한요소해석), augmentation(금속정 보강술)

### 1. 서론

대퇴골은 인체에서 가장 크고 단단한 뼈로, 매우 강한 외력에 의한 하지 손상 중 흔히 골간 골절이 동반되기도 한다. 최근 산업, 기계 문명 및 교통수단의 발달과 스포츠의 대중화 등으로 보다 강한 외력에 의한 분쇄 골절 및 개방성 골절이 증가하고 있는 추세이다. 대퇴골 간부는 대퇴 동맥으로부터 풍부한 혈류공급을 받고 있으며, 두꺼운 근육 등에 둘러싸여 있어 골절 시 골 유합이 비교적 쉽게 일어난다. 반면, 골절로 인한 하지 단축, 부정 유합, 장기간 고정으로 인한 장애가 문제로 남기도 한다. 많은 치료 방법들이 제시되고 있긴 하지만, 조기 기동이 강조되면서 견고한 내 고정이 권장되고 있고, 금속판 및 나사못(plate and screw)방법 등이 있다. 골절의 분류는 획일적으로 적용되는 분류 방법은 없으나, 대부분의 학자들은 연부 조직의 손상 여부, 골절의 해부학적 부위, 골절의 형태, 분쇄 정도, 동반 손상에 따라 분류를 하고 치료 방법도 결정하고 있다. 개방성 골절은 경골 골절보다 발생

빈도가 적지만, 대부분 큰 외력에 의하므로 심한 조직 손상이 동반되고, 다량의 출혈로 속이나 순환 장애가 수반될 수 있고, 감염의 기회도 증가할 수 있다. 골절은 그 해부학적인 위치에 따라 상위 1/3, 중위1/3, 하위1/3 골절로, 형태에 따라 횡선, 사선, 나선, 분절 골절 등으로 분류한다.

본 연구에서는 유한 요소법을 이용하여 대퇴부 골절 시에 금속정 보강술과 기존의 대퇴부 사이에 응력요소의 변화의 차이를 해석하였다. 대퇴부에 대한 실험은 여러 가지 문제가 있다. 시편을 구하기가 힘들 뿐 아니라 나이 연령 성별에 따라 시편이 다르기 때문에 표준 시편을 결정하기도 어렵다. 그렇기 때문에 다양한 경우에 대한 실험이 어려워진다. 그러나 유한 요소 해석은 다양한 하중과 조건의 시술에 대한 해석이 가능하다. 유한 요소 해석을 통해 금속정 보강술의 굽힘과 응력요소의 해석을 하고자 한다. 본 연구는 대퇴부 골절에 따른 금속정 보강술에 대한 여러 가지 방법의 하중 조건 하에 유한 요소법을 이용하여 금속정 보강술을 분석해 보고자 한다.

### 2. 연구 방법

#### 2.1 재료적 성질

Table. 1 Some physical properties of bone, tendon and muscle

	Bone	Tendon	Muscle
Compressive Strength / Mpa	250	-	-
Tensile Strength / Mpa	150	100	0.35
E, Young's Modulus / Gpa	20	2	-
Shear Modulus / Gpa	5	Negligible	Negligible
Density / kgm <sup>-3</sup>	2,000	1,200	1,200
Strain energy storage / J/kg	2.8×10 <sup>3</sup>	2.1×10 <sup>3</sup>	4.7
Tensile strength			
Density			
	/Pa/kgm <sup>-3</sup>		
	7.5×10 <sup>4</sup>	8.3×10 <sup>4</sup>	2.9×10 <sup>2</sup>

뼈 구조는 크게 뼈 (bone), 건 (tendon)과 근육 (muscle)으로 나눌 수 있다. 각 요소는 연령 및 성별에 따라 재료적 성질이 크게 차이가 나고 건강한 사람과 허약한 사람 그리고 서양과 동양사람에도 차이를 보인다. 예를 들면 서양사람 중 스코틀랜드의 노령화된 여자의 경우는 뼈 손실 (bone loss) 현상이 극히 심한 것으로 보고되고 있는데 뼈를 구성하는 있는 칼슘대신에 탄소가 들어가 재료가 변형이 쉽게 발생됨을 알 수 있다. 반면에 동양의 노령화된 여자의 경우는 그 정도가 훨씬 덜함을 알 수 있는데 그 이유는 체질과 살고 있는 토양에서 얻어지는 음식물 섭취와도 관련이 있다고 한다. 뼈 구조에 대한 재료적 성질을 파악하기 위해서는 많은 실험이 수행되어야 하며 한편으로는 실험할 수 있는 방법과 이에 따른 실험장치가 고안되어야 한다. 그러므로 이에 대한 재료실험에 대한 연구가 구조공학자들의 많은 관심을 요구하고 있는 것이다. 앞서 언급한 뼈, 건과 근육에 대한 물리적인 성질이 Table. 1에 나타나 있다.

## 2.2 유한요소 해석

유한요소해석 (FEA: Finite Element Analysis)이란 구조물내의 무한개의 미지수점들을 유한개의 이산화 된 위치들을 절점 (node)으로 나타내고, 이들 간에 서로 유기적인 관계를 맺어주는 요소를 이용하여 전체 구조물이나 실제의 물리적 시스템을 절점들의 변위를 미지수로 하는 연립방정식으로 나타내고, 이를 계산하여 각 절점에서의 변위를 구함으로써 구조물 내의 임의의 점에서의 변위, 응력, 변형률 등의 결과값을 수치적인 근사화를 통해 얻어내는 것을 말한다. 요소라는 것은 Fig. 과 같이 절점과 절점들을 연결하는 블록의 형태를 가지고 있다. 또한 각 절점들 간의 관계를 나타내는 정보의 집합이다. 유한요소해석의 기본적인 이론식을 정리해보면 다음과 같다. 다양한 이론이 존재하고 있지만 이번 연구에서는 해석의 용이함을 위해서 우선 재

질의 등방성인 선형탄성 재료에 대하여 응력과 변형률의 관계를 고려한 이론식을 정리하였다.

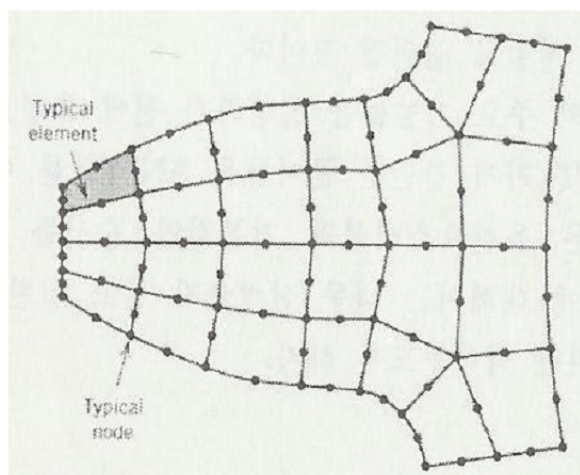


Fig. 1 Typical node and typical element

Young's modulus, Poisson's ratio를 고려한 후크의 법칙에 의하여 다음식과 같이 쓸 수 있다.

$$\varepsilon_x = \frac{1}{E} [\sigma_x - \nu(\sigma_y + \sigma_z)] \quad (1)$$

$$\varepsilon_y = \frac{1}{E} [\sigma_y - \nu(\sigma_x + \sigma_z)] \quad (2)$$

$$\varepsilon_z = \frac{1}{E} [\sigma_z - \nu(\sigma_x + \sigma_y)] \quad (3)$$

$$\gamma_{xy} = \frac{2(1+\nu)}{E} \tau_{xy} \quad (4)$$

$$\gamma_{yz} = \frac{2(1+\nu)}{E} \tau_{yz} \quad (5)$$

$$\gamma_{zx} = \frac{2(1+\nu)}{E} \tau_{zx} \quad (6)$$

여기에서 E는 재료의 Young's modulus,  $\nu$ 는

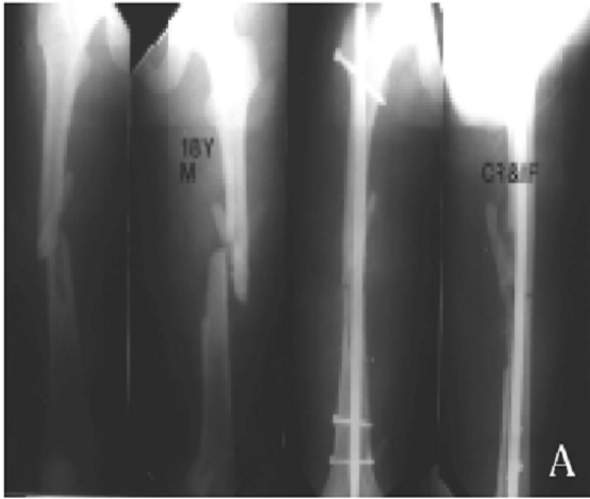


Fig. 2 Male patient with open femur shaft fracture

Poisson's ratio이며, 이 값들은 실험을 통해 얻는 상수값이다. 위 식들을 선형대수식으로 표현하여 간단히 축약하면 다음과 같은 식으로 나타낸다.

$$\{\sigma\} = [D]\{\epsilon\} \quad (7)$$

여기에서,  $\{\sigma\}$ 와  $\{\epsilon\}$ 는 응력과 변형률 벡터,  $[D]$ 는 탄성행렬이다.

임의 점에서 변형률을 구하면 다음 식과 같이 나타낼 수 있고, 앞에서 마찬가지로 행렬식으로 나타내면 다음 식과 같이 표현할 수 있다.

$$\epsilon_x = \frac{\partial u}{\partial x} \quad \epsilon_y = \frac{\partial v}{\partial y} \quad \gamma_{xy} = \frac{\partial u}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial x} \quad (8)$$

이 식에서는 임의점에서 변위량을 안다면 그 점에서 변형률을 구할 수 있다는 것을 보여주고 있다.

이상에서 언급한 내용을 정리해 보면 구조물 내부의 절점들과 그 절점들과 그 절점들간의 관계를 나타내는 요소를 이용하여 각 절점의 변위를 계산한 뒤, 이 값들로부터 각 요소에서의 변형률과 응력 등을 구하는 것이 선형 탄성 유한요소해석의 기본개념이다[2].

### 2.3 유한요소 해석을 위한 모델링

금속정 시술법에서 대퇴골 고정에 쓰인 금속정과 금속정 고정나사는 스테인리스 스틸을 사용하였다. 18세 남성 환자의 대퇴부 원외부 골절에 관한 금속정 보강술을 Fig. 2에 나타내었다[3]. 대퇴골 내에 금속정을 삽입하고 대퇴골 상단에 고정 나사 하나와 하단에 고정 나사 두 개를 이용하여 고정하였다. 이 시술에 사용된 금속정의 길이는 335 mm이며 지름은 10 mm이다. 금속정 고정 나사의 위치는 대퇴부 머리 부분은 금속정 끝과의 거리가 22 mm이며 금속정 하단부와와의 거리는 15.5 mm이며 하단에 고정되는 두 개의 나사의 떨어진 위치는 18.6 mm이

다. 금속정 고정 나사의 지름은 6.2 mm이다.

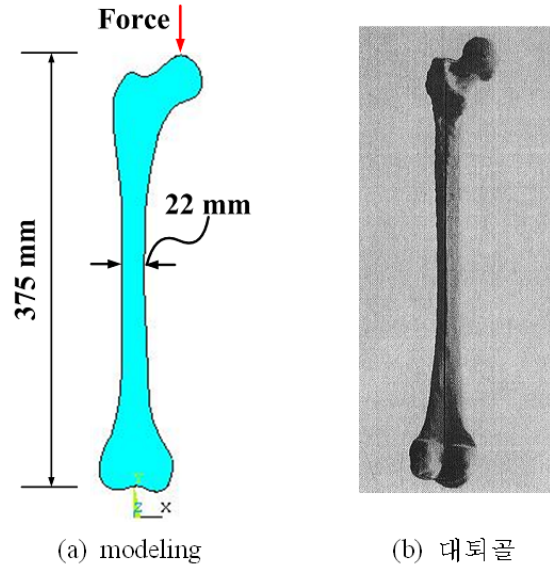


Fig. 3 Modeling by using ANSYS

대퇴골과 금속정과의 고정을 위하여 사용한 나사를 모델링 하지 않고 Ansys의 내의 접합(glue)기능을 사용하여 뼈와 금속정을 고정하였다. 대퇴골은 등방성(isotropic)이며 균질한 재료이고 선형거동을 하는 것으로 가정하였다. 또한 모델링의 모형은 대퇴골 외형에 따른 응력분포가 발생하도록 본래의 형태와 유사하도록 모델링한 것을 Fig. 3에 나타내었다.

### 2.4 경계조건 및 하중조건

대퇴골의 물성치는 Rubin et al. 과 Keaveny등이 사용한 값을 사용하였다. Young's modulus  $E=17.26$  GPa, Poisson's ratio  $\nu=0.29$ 를 사용하였다. 또한 대퇴부 내 금속정으로 쓰인 재료는 스테인리스강으로서 Young's modulus  $E=200$  GPa, Poisson's ratio  $\nu=0.3$ 를 사용하였다[4].

일반적으로 대퇴골에는 굽힘과 압축, 비틀림의 하중을 받는다. 사람이 계단을 오를 때나 무거운 물건을 들어 올릴 경우 굽힘 하중 등을 가장 크게 받는다. 사람이 길을 걸어가면서 가장 큰 하중을 받는 것은 비틀림 하중이다. 가만히 서있을 경우에는 압축 하중을 가장 크게 받는다. 본 연구소에서는 앞으로 가만히 서있을 경우로 가정하여 압축 하중만을 가하여 그에 따른 응력분포를 보고자 한다.

대퇴부 하부를 모든 방위에 대하여 지지하였으며, 상부의 중심으로부터 50 mm 우측지점의 외각지점에 집중 하중을 가하였다. 대퇴골 상부는 골반에 삽입되어 분포하중을 받지만 이를 집중하중으로 가정하였다.

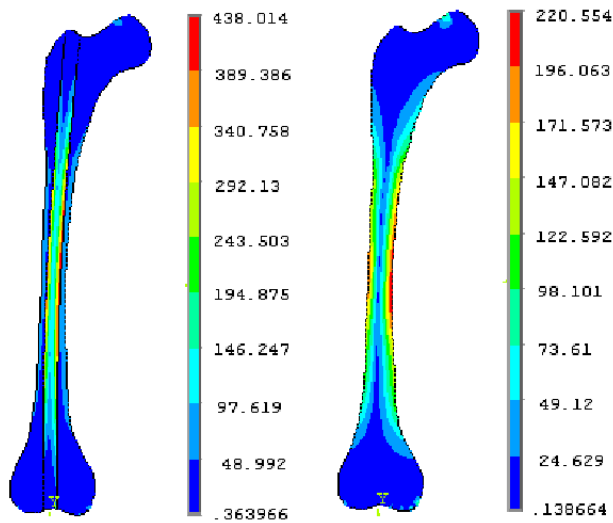


Fig. 4 Von Mises stress comparison between femur and augmentation(load 300N)

### 3. 결과 및 고찰

집중하중을 주어진 지점이 지지점의 중심에서 벗어나 있어 오른쪽으로 굽혀지게 되었다. 이는 형상에 따라서 압축하중이 동시에 굽힘하중까지 작용하게 되었다. 실제 변위는 크지 않으나 눈에 보일 정도로 휘어짐을 볼 수 있었다. 하지만 Figs. 4와 5와 같이 아주 미세한 변위로 나타나 있다.

Fig. 4에 나타난 바와 같이 완전한 대퇴골에서 최대 응력점은 뼈의 중간부분의 가장자리이다. 그러나 금속정 보강술을 한 대퇴골에서는 금속정 부분에서 나타났다.

Fig. 5의 X방향 변위를 보면, 300 N의 하중이 작용했을 때 완전한 대퇴골은  $3.2 \times 10^{-5}$  mm, 금속정 보강술을 한 대퇴골은  $1.4 \times 10^{-5}$  mm 정도 변화였다. 이는 대략 2.2배 정도 작은 값이다. 또한 Fig. 6의 Y방향 변위를 보면 300 N의 하중이 작용했을 때 완전한 대퇴골은  $9.7 \times 10^{-6}$  mm, 금속정 보강술을 한 대퇴골은  $4.3 \times 10^{-6}$  mm 정도 변화였다. 이는 대략 2.2배 정도 작은 값이다. 그러므로 금속정 보강술을 하게 되면 시술하지 않은 경우보다 변위가 적는데 이는 금속정이 대부분의 하중을 지지함을 나타낸다.

Fig. 7에 나타난 바와 같이 금속정 보강술을 한 대퇴골과 완전한 대퇴골간의 Von Mises 응력 분포를 보면 약 2배정도 금속정 보강술을 한 대퇴골에 응력이 더 가해지는 것이 나타나 있다.

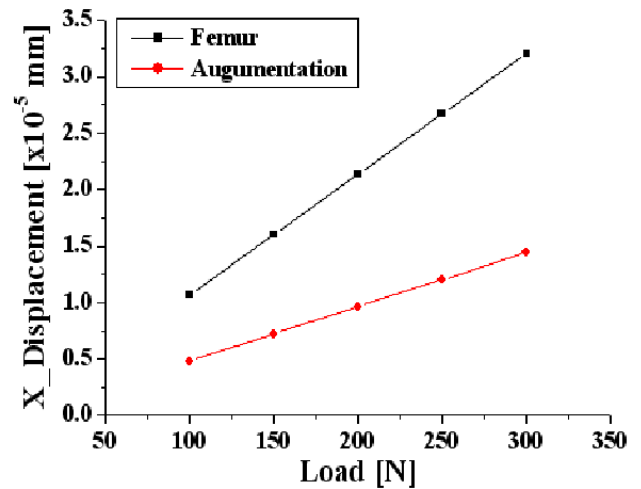


Fig. 5 A value of X-displacement

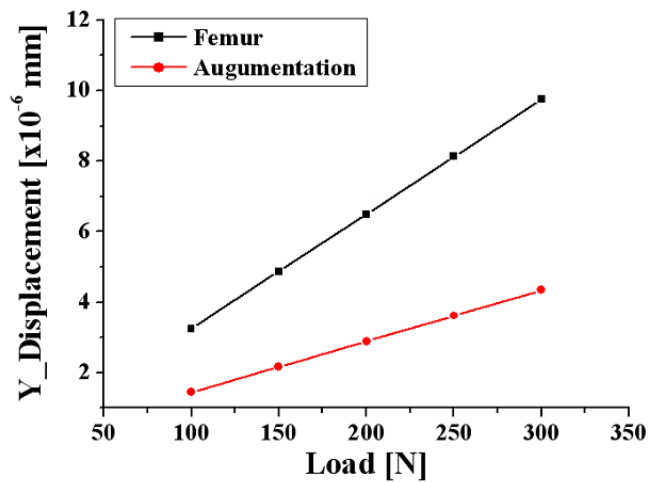


Fig. 6 A value of Y-displacement

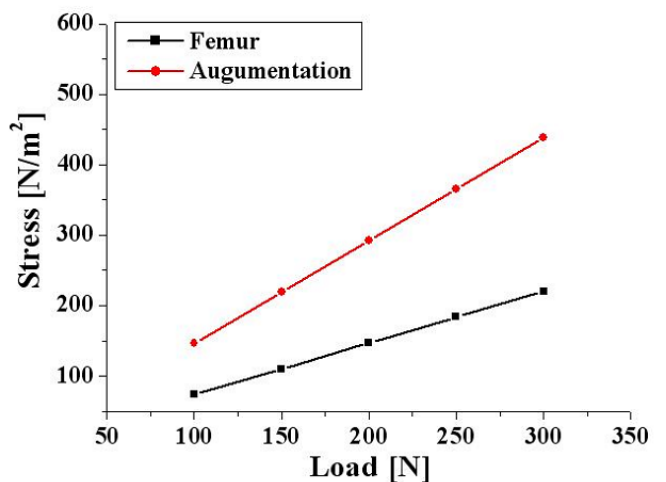


Fig. 7 Von Mises stress as load different

따라서 동일한 하중을 대퇴부에 부과하였을 때, 대퇴부가 받는 Von Mises 응력 값이 하중 200 N 인 경우에 금속정 보강술을 한 대퇴골의 응력은  $292 \text{ N/m}^2$  이고 완전한 대퇴골의 응력이

147 N/m<sup>2</sup>이다. 그러므로 금속정 보강술을 한 대퇴골이 완전한 대퇴골에 비교할 때 더 많은 응력을 견딜 수 있다.

#### 4. 결론

대퇴부 골절 시 완전한 대퇴부와 금속정 보강술을 한 대퇴골을 비교하였다. 하중을 50 N 가중하면서 이에 따른 대퇴골의 변위 변화와 응력 분포에 대해 연구를 하였다. 결론에 앞서 하중을 가함에 있어 여러 상황에 따른 비틀림, 굽힘, 압축 하중들을 가하지 않고 본 연구에서는 압축 하중을 적용하였다.

- (1) X, Y방향 변위는 금속정 보강술을 한 대퇴골이 완전한 대퇴골에 비해 약 2배 정도 작았다.
- (2) Von Mises 응력을 보면 금속정 보강술을 사용한 경우가 약 2배 정도의 응력이 더 집중됨을 알 수 있다. 이는 대퇴골에 작용하는 대부분의 하중을 금속정이 지지하게 되어 대퇴골 골절 환자들도 금속정 보강술을 통해 조기 이송을 가능케 한다.
- (3) 대퇴골 골절 환자의 빠른 회복을 위해 금속정 보강술을 사용해왔다. 금속정 보강술의 가장 중요한 요인은 대퇴골 골절 환자의 이동에 따른 대퇴골에 가해지는 하중을 금속정이 지지하여 골절부위에 큰 응력이 작용하는 것을 방지하기 위함이다.

유한요소 해석을 통해서 금속정 보강술을 하였을 때 완전한 대퇴부의 응력 분포도 차이를 확인하였다. 금속정의 삽입을 통해서 골절 후 뼈 주위 변형 문제를 해결할 수 있다.

#### 참고문헌

1. 석세일, 정문상, 조재림, 김기수, 김남현, 이세현, 우영균, 유명철, “정형외과학,” 대한정형외과학회, 제 5판, pp. 700~707, 1999.
2. 김지용, “유한요소해석 입문과 선형해석” 태성에스엔이, 제 4판, pp. 25~29, 2003.
3. 김기수, 김주오, 정현균, 정병오, “교합성 골수강내 금속정 내고정후 발생한 대퇴 간부 골절 불유합의 금속판 보강술” 대한골절학회지, 12권 1호, pp. 23, 1999.
4. 윤택림, 정성택, 서형연, “대퇴골 원위부 분쇄 골절에서 시행한 이중 금속판 고정술”, 대한골절학회지, 제 10권, 4호, pp. 778~784, 1997.
5. 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.
6. Ruvin, P. J., Rakotomannana, R. L., Leyvraz P. F., Zysset, P. K., Curnier, A., and Anisotropic Stress Distribution in a Femoral Total Hip Component," J. Biomechanics, Vol. 26. pp. 725~738, 1993.
7. J. Currey, "The Mechanical Adaptation of Bones," Princeton University Press, 1984
8. R. Huiskes, et. al., "Adaptive Bone- Remodeling Theory Applied to Prosthetic Design Analysis", J. Biomechanics. Vol.20, No.11, pp. 1135~1150, 1987.