

유한요소법을 이용한 대퇴 골두내 무혈성 괴사증의 다양한 수술적 기법에 대한 생체역학적 분석

김정성, 이성재, 신정욱, 김용식*, 최재봉**, 김양수*,
인제대학교 보건대학 의용공학과, *여의도 성모병원 정형외과,
**한국과학기술연구원 의과학연구센터

A Biomechanical Analysis of Various Surgical Procedures for Osteonecrosis of the Femoral Head using a Finite Element Method

J. S. Kim, S. J. Lee, J. W. Shin, Y. S. Kim*, J. B. Choi**, Y. S. Kim*
Dept. of Biomedical Engineering, Inje Univ.
*Dept. of Orthopaedic Surgery, Yoido St. Mary's Hospital
**Biomedical Research Center, KIST

ABSTRACT

Operative procedures such as core drilling with and without fibular bone grafting have been recognized as the treatment methods for osteonecrosis of femoral head(ONFH) by delaying or preventing the collapse of the femoral head. In addition, core drilling with cementation using polymethylmethacrylate (PMMA) has been proposed recently as another surgical method. However, no definite treatment modality has been found yet while operative procedures remain controversial to many clinicians.

In this study, a finite element method(FEM) was employed to analyze and compare various surgical procedures of ONFH to provide a biomechanical insight. This study was based upon biomechanical findings which suggest stress concentration within the femoral head may facilitate the progression of the necrosis and eventual collapse. For this purpose, five anatomically relevant hip models were constructed in three dimensions : they were (1) intact(Type I), (2) necrotic(Type II), (3) core drilled only(Type III), (4) core drilled with fibular bone graft(Type IV), and (5) core drilled with cementation(Type V). Physiologically relevant loading were simulated. Resulting stresses were calculated. Our results showed that the volumetric percentage subjected to high stress in the necrotic cancellous region was greatest in the core drilled only model(Type III), followed by the necrotic(Type II), the bone graft (Type IV), and the cemented(Type V) models. Von Mises stresses at the tip of the graft(Type IV) was found to be twice more than those of cemented core(Type V) indicating the likelihood of the implant failure. In addition, stresses within the cemented core(Type V) were more evenly

distributed and relatively lower than within the fibular bone graft(Type IV).

In conclusion, our biomechanical analyses have demonstrated that the bone graft method(Type IV) and the cementation method(Type V) are both superior to the core decompression method(Type III) by reducing the high stress regions within the necrotic cancellous bone. Also it was found that the core region filled with PMMA(Type V) provides far smoother transfer of physiological load without causing the concentration of malignant stresses which may lead to the failure than with the fibular bone graft(Type IV). Therefore, considering the above results along with the degree of difficulties and risk of infection involved with preparation of the fibular bone graft, the cementation method appears to be a promising surgical treatment for the early stage of osteonecrosis of the femoral head.

I. 서론

무혈성 골두 괴사(ONFH, Osteonecrosis of the Femoral Head)란 주로 젊은 성인에서 많이 발생하는 질병으로써, 아직까지는 원인과 발생 기전이 명확하게 밝혀지지 않고 있다[1]. 무혈성 골두 괴사에 있어서 골두함몰을 막아주기 위한 대표적인 초기 치료방법인 핵심 감압술(core decompression), 골이식술(bone grafting)과 그 외 다른 방법의 역할에 대한 성공률의 보고가 매우 가변적이어서 많은 논란이 되고 있다[2]. 그러나, 이러한 논란들은 주로 임상적인 증례보고에 중점을 둔 것이며, 근래에 들어 이러한 치료법에 관한 고찰들이 생체역학적인 관점에서 유한요소법을 이용한 연구가 진행되고 있다. 1983년에 Penix등[3]은 2차원 유한요소해석을 시도했으나, 3차원 하중 설정에 대한 한계점이 있었다. 이에 Brown등[4]은 이러한 점을 극복하기 위

해서, 3차원 유한요소모델을 구현하여 핵심 감압술과 골이식술에 대한 응력을 분석한 생체역학적 변수를 조사하여 생체역학적인 관점에서 두 시술법에 대해 비교를 하였는데, 골이식술의 경우가 괴사 영역과 대퇴 근위부에서의 응력을 감소시켜, 구조적인 안정성이 증가된다는 것을 보여주었다. 한편, 1994년 이후부터 여의도 성모 가톨릭 병원의 정형외과 팀은 초기 골두 무혈성 괴사의 치료방법으로써 시멘트(Polymethmethacrylate)를 이용한 새로운 수술 기법이 시도되었다. 이 기법은 핵심 감압술을 하여 괴사영역에 대해 골소파술을 한 후에 천공 영역에 골이식편 대신에 시멘트를 채워주는 방식이다. 이러한 기법을 생체역학적인 관점에서 보면, 골이식편은 구조적으로 괴사부분을 보강하여 골두의 함몰을 연장시킬 수 있는 결과를 보이고 있으나, graft tip에서의 응력 집중 현상으로 인한 문제점이 발생된다고 보고있다. 이러한 부분을 보완하고자 골이식편 대신에 물성치가 낮은 시멘트로 대체하여 골두에서의 응력 집중 현상을 완화시켜 대퇴 골두와 대퇴 근위부에서 응력이 고루 전달된다고 주장하고 있다. 현재까지의 임상적인 결과는 좋은 것으로 보고되고 있으나, 이 또한 짧은 임상적 결과로 인하여 지속적인 연구의 필요성이 제기된다.

이에 본 연구에서는 3차원 유한요소모델을 사용하여 기존의 두 가지 기법 (핵심 감압술과 골이식술) 외에 최근에 새로 개발된 시멘트 충전술을 무혈성 괴사가 일어난 영역에 대해서 Von Mises 응력 분포를 분석하여 역학적인 이점을 명확히 규명하고자 한다.

II. 재료 및 방법

3차원 유한요소모델은 최.등[5]의 전산화 단층촬영을 이용하여 정상적인 한국성인의 대퇴골의 형상을 분석한 해부학적인 자료를 토대로 하여 제작하였다. 분석은 범용유한요소 프로그램인 ANSYS5.3® (Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, PA., U. S. A)을 사용하여 linear-static 해석을 하였다.

A. 유한요소모델의 제작

본 저자들이 구현한 모델은 5가지로, 그 종류는 다음과 같다. 각 모델 제작의 기준이 되는 Intact 모델(Type I), 골두에 괴사가 일어난 necrosis 모델(Type II), 괴사 영역을 단지 핵심 감압술을 시술한 후 천공된 부분이 완전히 비어 있는 core 모

델(Type III), 괴사 영역을 핵심 감압술을 한 후 골이식편으로 채운 graft 모델(Type IV)과, 핵심 감압술을 한 후 시멘트로 채운 cement 모델(Type V)의 5가지의 모델을 구현하였다. Fig.1은 본 저자들이 구현한 각 모델들을 보여준다. 각 유한 요소 모델에 사용된 요소로서는 해면골(cancellous bone), 순수 치밀골(pure cortical bone), 골이식편과 시멘트 영역은 4개의 절점을 가지는 3차원 사면체 요소로, 골두 부분의 치밀골은 3개의 절점으로 이루어진 thin shell element를 이용하여 요소 분할하였다. 각각의 절점은 6개의 자유도를 가지며, 해석의 일관성을 위해서 핵심 감압술된 모델을 제외한 나머지 모든 유한요소모델은 동일하게 14920개의 요소와 3519개의 절점이 사용되어졌으며, 전 모델은 같은 방식으로 요소 분할(Fig. 2)이 수행되어졌다.

B. Bone의 물성치

이방성이고 비균질적이며 비선형적인 정상 대퇴부의 특성을 유한요소모델에 적용하는 것은 쉽지가 않다. 이에 저자들은 본 모델을 등방, 균질의 선형 탄성체라 가정하고, 전체 해면골에 있어서 물성치 값의 변화 영역은 head, proximal, distal의 세부분으로 나뉘었으며, 물성치는 해면골 전 영역의 물성치를 database화한 Brown등[6]의 연구자료를 사용하였다. 또한, 치밀골의 물성치는 Brown등[7]에 따라서 골두의 얇은 치밀골과 순수 치밀골로 나누어서 설정하였다. Type II, III, IV, V에 적용된 무혈성 괴사 범위에서의 물성치는 정상 해면골 대비 탄성계수가 72% 정도가 감소하는 것으로 설정하였으며 [8], 이때 골두에서의 subchondral bone의 미세한 함몰은 무시하였다. Type IV에 적용되는 골이식편은 순수 치밀골과 같은 물성치로 설정하였고, Type V의 시멘트를 포함한 각 재료의 물성치는 Table. 1에 정리되어 있다.

C. 괴사 영역과 핵심 감압술 영역의 설정

골두에 있어서 괴사영역의 설정은 여의도 성모병원을 내방한 환자중 전형적인 초기 대퇴 골두 무혈성 괴사 환자의 CT film을 근거로 하여 설정하였다. Type III, IV, V에서 핵심 감압술을 한 영역은 시술되는 선상을 따라서 괴사영역 말단부에서 골두정점 방향의 길이비로 봐서, 괴사영역으로 30%정도가 침범하도록 설정하였다. 직경은 문헌의 고찰에 근거하여 10mm로 동일하게 설정하였다[4]. Type IV, V에 적용된 골이식편과 시멘트는 천공된 부분에 채워지고, 시멘트와 골, 골이식편과 골 사이는 완전히 접합된 것으로 가정하였다.

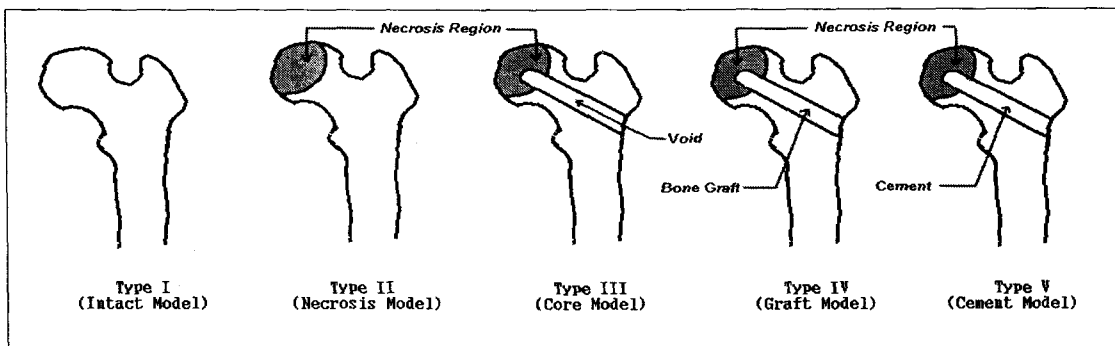


Fig. 1. Schematic representation of each model

D. 하중조건과 구속조건

전체 모델에서의 하중영역은 Hadley등[9]의 연구 결과에 따라서 골두중심에서 전후로 80°, 내외로는 40°가 되는 지점을 설정하였고, 방향은 골두의 중심으로 향하도록 설정하였다. 하중은 Oh.등[10]의 실험에서 이용된 전체 2012N의 하중을 설정된 영역의 모든 절점에 가하였다. 구속조건은 강성체 운동을 막기 위해서 모델의 최하단부를 완전히 고정시켰다(Fig. 2, Fig. 3).

E. Validation

Type I의 객관적인 검증을 위해서 저자들은 strain gauge를 이용하여 대퇴 근위부에서의 변형률을 측정한 Oh.등[10]의 연구결과와 동일한 조건을 사용하여 동일 지점에서의 유한요소 결과와 비교·검정하였다. 비교되는 위치는 내측에서의 두 지점과 외측, 전방과 후방에서 각각 한 지점이며, 이는 Fig. 4에 나타나있다.

F. Data Analysis

본 연구는 각 모델에서의 응력분포를 고찰하였다. 각 모델에 있어서 피사가 일어난 치밀골 내에서의 단계별 Von Mises 응력 변화를 검토하였고, 각 모델에서 국소적인 위치에 따른 Von Mises 응력을 고찰하였다. 그리고, 골이식편 및 cement bar의 부피에 대한 각 단계별 Von Mises 응력이 차지하는 부피비의 분포를 알아보았다.

III. 결과

우선, 본 연구에서 기준이 되는 Type I의 타당성을 확인하기 위한 검증의 결과가 Table. 2에 나타나 있다. 대퇴 근위부의 변형률을 실험을 통해서 구하는 Oh.[10]의 방법과 동일한 조건하에서 Type I의 계산된 결과치를 비교해 보면, 모든 결과값의 평균치가 표준 편차에 포함되는 것으로 확인되어 앞으로 수행할 3차원 유한요소모델 결과값들이 신뢰성 있는 값을 가진다고 볼 수 있다.

Table. 3은 각 모델에 있어서 피사가 일어난 해면골의 부피에 대한 각 단계별 Von Mises 응력이 차지하는 부피비를 보여준다. Brown등[4]의 연구 결과에 따라 피사영역의 항복 응력은 13MPa라고 보고, failure와 관계가 없는 3MPa 이하의 안전단계, 반복하중에 의해 failure 발생이 가능한 3MPa~10MPa 사이의 중간단계, 항복응력을 넘어설 수 있는 10MPa 이상의 위험단계의 3단계로 나누었다. Type IV, V는 낮은 응력범위에서는 높은 부피비를 보였고, 중간 단계에서는 낮은 부피비를 나타냈다. 그리고, Type II와 비교하여 볼 때, Type III은 낮은 범위(0~3MPa)의 응력에서의 부피비는 감소한 반면에 높은 범위(3~10MPa)의 응력은 증가한 것을 볼 수가 있다. Type IV와 Type V를 Type II와 비교하면, 낮은 범위(0~3MPa)의 응력에서는 부피비가 증가하였으며, 높은 범위(3~10MPa)의 응력은 감소하였다. 그리고, Type IV와 Type V를 서로 비교하면, 부피비가 거의 일치함을 볼 수가 있다. 결국, Type III은 피사영역에서의 전체 응력이 증가하였고, Type IV와 Type V는 피사영역에서의 낮은 범위의 응력이 분포한 부피가 상대적으로 증가함으로써 전체 피사영역에서 응력이 낮아지는 것을 관찰할 수가 있으며, 임상적인 관점에서 골두가 함몰될 가능성이

감소하는 것을 알 수 있다(Fig. 5).

결과를 분석함에 있어서 임상적으로 관심이 되는 3개의 영역을 설정하였다(Fig. 6). Location 1은 핵심 감압술된 상단 끝부분에서 골두 정점 방향의 수직으로 3~6mm에 위치한 부분으로써, 골두에서의 하중이 대부분 전달되는 영역이다. 따라서, 이 영역에 응력 집중으로 failure의 가능성이 높은 지점이 된다. 골두의 피사영역과 시멘트나 골이식편의 경계면 응력을 알기 위해서 Location 2를 설정하였고, Location 3은 시멘트나 골이식편의 하단 부위가 외측 대퇴 근위부에 미치는 영향을 관찰하고자 설정하였다. 이 두 위치는 물성치의 변화로 인한 응력의 불연속으로 응력 집중이 야기되는 지점으로써 failure의 가능성이 높은 영역이다. Table. 4에서는 각 모델에 있어 관심있는 위치에 대한 Von Mises 응력을 비교하여 보았다. Location 1에서는 Type IV가 가장 높은 수치를 나타냈으며, Type V가 그 뒤를 따랐다. Location 2에서는 Type IV가 Type II보다는 4.3배, Type V보다는 약 2배가 높게 나타났다. 나머지 2개의 모델은 비슷한 수치를 나타내었다. 그러나, Location 3에서는 Type V와 Type IV가 Type II와 비교하여 각각 37%, 8%가 감소한 반면에, Type III는 54%가 증가하였다. 각각의 위치에서의 Von Mises 응력 값이 Fig. 7과 Table. 4에 나타나 있다.

Table. 5는 골이식편이나 cement bar가 차지하는 부피에 대한 각 단계별 Von Mises 응력이 차지하는 부피 비의 분포를 보여준다. 골이식편의 경우 5~20MPa 사이 범위의 부피가 전체 부피에서 71%를 차지하는 반면에, cement bar에 있어서는 5MPa 범위까지의 영역이 71.6%를 차지하였고, 10~20MPa의 높은 응력에서는 7.8%로 급격한 감소를 보여준다. 따라서, cement bar보다 골이식편에서 더 많은 응력이 집중되는 것을 관찰할 수가 있다. 이는 Fig. 8에서 확인할 수 있다.

IV. 검토 및 토의

저자들은 본 기법의 타당성을 기존의 수술방법과 비교하기 위해서 생체역학 분야에서 널리 이용되고 있는 유한요소 해석법을 도입하였다. 유한요소법을 이용한 해석법이 임상적인 조건을 단순화시키는 제한점이 있지만, 이는 동물실험의 한계성과 직접적인 임상연구의 위험성을 극복할 수 있고, 보다 경제적이며, 여러 가지 임상 시뮬레이션이 가능하다.

유한요소모델의 요소선택에 있어서 사면체 요소가 육면체 요소보다 해석의 정확도가 다소 떨어진다는 것은 주지하는 사실이나, 본 연구가 각 모델에 대한 parametric study이고, 사면체 요소가 요소 분할이 쉽고 전처리 과정에서의 투자 시간과 노력의 감소 효과를 볼 수 있는 장점을 가지며, validation의 과정을 거쳤다는 점을 감안할 때 해석 방법론적으로는 큰 문제가 없는 것으로 사료된다. 그리고, 해석시간의 연장은 hardware의 발달로 극복되어진다.

Table. 2의 validation의 결과를 Oh.등[10]의 실험결과와 비교해 보면, 외측의 값은 다소 감소하였으나, 그 이외의 값들은 모두가 실험결과값의 범위에 포함되는 걸 확인할 수가 있다. 이러한 외측값의 감소 이유는 본 유한요소모델과 Oh.의 실험모델간의 비교영역 선택시 발생 가능한 오차라 사료된다.

Table. 3에서 핵심 감압술을 시술한 후, 괴사영역에서 응력이 증가하는 것을 고찰할 수가 있었다. 이는 임상적인 측면에서 시술 후에 있어 괴사영역에서의 골두합물의 가능성이 증가한다는 것을 의미한다. 반면에 골이식술이나 시멘트 방식의 시술 후에는 괴사영역에서의 응력이 결과적으로 시술 이전보다 감소한다는 것을 보여준다. 따라서, 무혈성 괴사의 초기 치료책으로 사용이 되는 핵심감압술, 골이식술과 시멘트 충전술을 생체역학적인 관점에서 고려하여 볼 때, 핵심 감압술 방식보다는 골이식술이나, 시멘트 충전술이 괴사영역에서 보다 구조적으로 안정성이 더 우수하다는 것을 알 수가 있다.

특히, 본 연구의 주안점으로서 새로 개발된 cementation(Type V)과 기존의 골이식술(Type IV)을 Table. 4를 근간으로 하여 검토해 보면, 먼저 Location 1에서는 두 모델간의 비교에서 Type V가 약간 낮은 수치를 보였으나, 이러한 위치가 longitudinal 방향으로 내려갈수록 두 수치의 간격이 증가하여 결국 Location 2에서는 두 모델간의 응력차가 약 1.9배의 차이를 보여준다. 따라서, 이러한 결과를 토대로 하여 볼 때, 위에서 언급한 응력별 부피비가 두 모델사이에서는 비슷하였지만, 국소적인 위치에서의 응력값의 차이로 보아서, bar tip에서의 longitudinal 방향으로 괴사영역에서의 응력 집중현상이 Type IV에서 더 많이 일어난다는 것을 알 수가 있다. 따라서, Type V보다 Type IV가 골두 괴사영역에서 failure의 가능성이 더 높은 것을 알 수가 있다. 그리고, 각각의 방법으로 시술 후, Location 3에 대해서 고찰을 하면, 입구 접촉면에서의 응력값이 Type V와 Type IV에서는 감소하였고, Type III에서는 1.5배가 증가함으로써 Type III이 여타 모델보다 이 부분에서의 failure의 가능성이 높다. Type IV와 Type V을 비교하면, 시멘트의 강도가 골이식편의 강도보다 낮기 때문에 입구 접촉면에서의 응력이 시멘트에서 더 낮게 나타났다. 따라서, Type V가 Type IV보다 failure의 가능성이 낮음을 알 수가 있다.

또한, Fig. 8과 Table. 5에서 골이식편과 cement bar에서의 응력을 비교하면, 골이식편에서 5~20MPa 사이의 높은 응력이 집중적으로 분포하고, cement bar에서는 5MPa까지의 낮은 응력이 고르게 분포함을 알 수 있다. 따라서, 핵심 감압술된 부분의 충전부에서의 failure의 가능성이 응력 집중이 골이식편에서 높음을 알 수가 있다. 더욱이, 본 유한요소모델에 있어 골이식편과 대퇴 근위부 사이 경계면의 접합은 수술 후 골이식편이 대퇴 근위부에 완전히 접합된 아주 이상적인 모델을 구현하였기에, 수술 직후 접합이 바로 되는 시멘트보다 즉시 골 접합이 이루어지지 않는 실제 골이식편에서의 응력 집중은 보다 더 가중될 것이다.

결론적으로, 유한요소법을 이용한 생체역학적인 관점에서 볼 때, 기존의 핵심 감압술 방식보다 골이식술과 시멘트 충전술은 구조학적인 강도 부족을 보완해 준다는 측면에서 우수하고, cementation과 골이식술을 비교하였을 때, cementation은 균일한 응력분포로 응력집중을 감소시켜 골두합물의 가능성을 낮추는데에 그 이점이 있다. 따라서, 골이식술은 실제 수술과정이 어려우며, 감염으로 인한 합병증의 발병률이 높고, 수술 후 상당한 fusion 기간이

필요하다는 점을 감안할 때 시멘트를 이용한 시술법이 초기 골두 무혈성 괴사에 대한 효과적인 치료 방법이라 사료된다.

V. References

1. Sheldon R.Simon, *Orthopaedic Basic Science*, Ch.7, American academy of Orthopaedic surgeons, 1994
2. B.D. Mulliken, "Osteonecrosis of the Femoral Head. - Current Concept and Controversies", Iowa Orthop. J., Vol. 13, pp.160-166, 1993
3. A.R. Penix and S.D. Cook, "Femoral Head Stresses Following Cortical Bone Grafting for Aseptic Necrosis. - A Finite element Study", Clin. Orthop., No. 173, pp.159-165, March, 1983
4. T.D. Brown., D.R. Pedersen and K.E. Baker, "Mechanical Consequences of Core Drilling and Bone Grafting on Osteonecrosis of the Femoral head", J. Bone and Joint Surg., Vol. 75-A, No. 9, pp.1358-1367, Sep. 1993
5. 최귀원, 최재봉, 강승백, 최광수, "전산화 단층 촬영을 통한 정상 한국성인의 대퇴골 형상 분석", 의용생체공학회 추계학술대회 논문집, 18권, 2호, 347-348, 1996
6. T.D. Brown and Ferguson Jr., "Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur", Acta Orthop. Scand., Vol. 51, pp.429-437, 1980
7. T.D. Brown, K.J. Baker and R.A. Brand, "Structural consequences of subchondral bone involvement in segmental osteonecrosis of the femoral head", J. Orthop. Res., Vol. 10, No. 1, pp.79-87, Jan. 1992
8. T.D. Brown, Way A.B. and Ferguson Jr., "Mechanical characteristics of bone in femoral capital aseptic necrosis.", Clin. Orthop., No. 156, pp.240-247, May 1981
9. N.A. Hadley, T.D. Brown, and S.L.Weinstein, "The effects of contact pressure elevations and aseptic necrosis on the long-term outcome of congenital hip dislocation", J. Orthop. Res., Vol. 8, No. 4, pp. 504-513, July. 1990
10. Indong Oh. and W. H. Harris, "Proximal Strain Distribution in the Loaded Femur", J. Bone and Joint Surg., Vol. 60-A, No. 1, pp.75-85, Jan., 1978

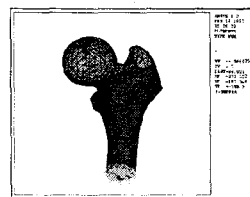


Fig. 2 A mesh generation of femur & loading condition (A frontal view)

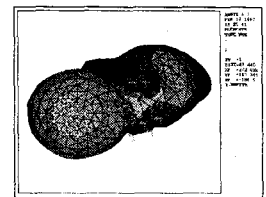


Fig. 3 Loading condition (A top view)

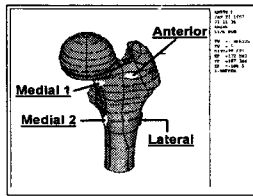
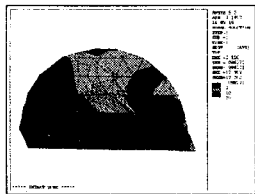
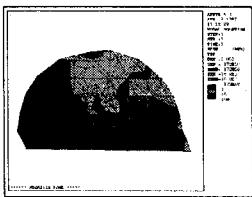


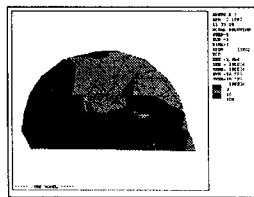
Fig. 4. Validation of the positions



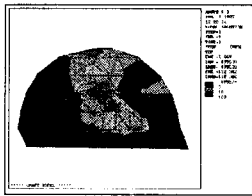
(a) Type I



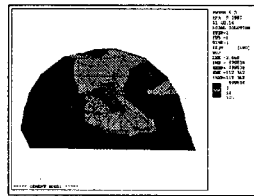
(b) Type II



(c) Type III



(d) Type IV



(e) Type V

Fig. 5. Von Mises stress distributions

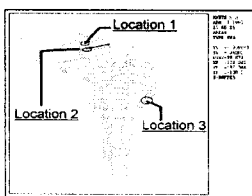


Fig. 6. Locations of the finite element model

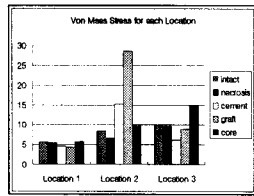
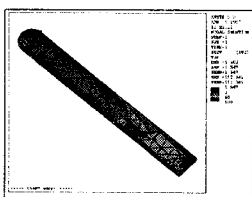
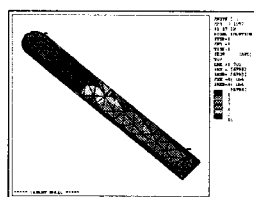


Fig. 7. Von Mises stress for the locations



(a)



(b)

Fig. 8. Von Mises stress distributions
(a. Bone graft b. Cement bar)

Table 1. Material properties [6,7,8]

		Young's Modulus (MPa)	Poisson's Ratio
Cortical bone	Head	1372	0.32
	Pure cortical	14000	0.32
Cancellous bone	Head	550	0.32
	Proximal	411	0.32
	Distal	345	0.32
Necrosis		154	0.32
Fibular cortical bone		14000	0.32
Cement		2200	0.23

Table 2. The results of the validation

Method / Location	Experimental results from Oh et al.[10]	Results from present study using FEM*
	Mean ± SD (μ ε)	
Medial 1	1827 ± 601	1990 ± 363
Medial 2	1419 ± 628	1480 ± 89
Lateral	1019 ± 404	698 ± 171
Anterior	261 ± 236	371 ± 230
Posterior	193 ± 136	146 ± 109
Remarks	Studied results	Matching nodal values

* : Intact model

Table 3. Von Mises stress distributions within the necrotic region

Model (MPa) / Stress	Type I	Type II	Type III	Type IV	Type V
	V.P.(%)	V.P.(%)	V.P.(%)	V.P.(%)	V.P.(%)
0~3	79	84.3	81.6	87.8	87.7
3~10	19.5	14.6	17.1	11	11.2
10~30	1.5	1.1	1.2	1.2	1.0

* V.P. : Volumetric percentages

Table 4. Von Mises stress distribution at particular locations (MPa)

Model / Location	Location 1	Location 2	Location 3
	Type I	7.96	8.42
Type II	7.96	6.61	9.68
Type III	8.25	9.66	14.95
Type IV	9.29	28.61	8.90
Type V	8.98	15.19	6.08

Table 5. Von Mises stress distributions within the core decompression region

Model / Stress (MPa)	0	1	2	3	4	5	10	20	50
	1	2	3	4	5	10	20	50	99
Type IV (V.P.%)	0.1	1.4	6.6	7.5	8.9	35.2	35.8	4.4	0.2
Type V (V.P.%)	10.6	19.1	16.1	14.1	11.7	20.0	7.8	0.6	0

* V.P. : Volumetric percentages