

## 대퇴골 전자간 골절의 새로운 수술기법에 관한 생체역학적 분석

김봉주\* · 이성재\* · 권순용\*\* · 탁계래\*\*\* · 이권용\*\*\*\*

인제대학교 의생명공학대학 의용공학과\*, 가톨릭대학교 의과대학 여의도 성모병원 정형외과학 교실\*\*,  
건국대학교 의과대학 의용공학과\*\*\*, 세종대학교 기계공학과\*\*\*\*

(2002년 10월 15일 접수, 2003년 10월 9일 채택)

## A Biomechanical Study on a New Surgical Procedure for the Treatment of Intertrochanteric Fractures in relation to Osteoporosis of Varying Degrees

Bong-Ju Kim\*, Sung-Jae Lee\*, Soon-Yong Kwon\*\*, Gye-Rae Tack\*\*\*

Department of Biomedical Engineering, Inje University\*, Department of Orthopaedic Surgery, St. Mary's Hospital, The Catholic University of Korea\*\*, Department of Biomedical Engineering, Kunkuk University\*\*\*, Department of Mechanical Engineering, Sejong University\*\*\*\*

(Received October 15, 2002. Accepted October 9, 2003)

**요약**: 본 연구에서는 유한요소법을 이용하여 대퇴골 전자간 골절 치료에 대한 다양한 수술기법을 골밀도 변화에 따라 생체역학적으로 분석하여 이를 평가하고자 한다. 이에 구현된 모델들은 압박 고관절 나사만을 이용하여 시술한 모델(Type I), 삽입된 압박 고관절 나사 주위에 시멘트 영역을 확보한 뒤 골 시멘트로 보강하는 시술을 구현한 모델(Type II), 추가의 골소실이 없이 시멘트를 가압하여 주입하는 시술을 구현한 모델(Type III)의 3가지 형태로 구현하였다. 시술 상황에 따라 골절부위와 삽입물의 경계면 주위에 접촉요소를 사용하기 위해 적절한 마찰계수를 설정하였으며, 골다공증 정도(Singh Indices, II~V)에 따라 대퇴골의 물성치를 적절하게 적용시켰다. 각 모델에 있어 골밀도 변화에 따른 수술기법의 차이를 분석하기 위하여 다음과 같은 인자를 분석하였다: (a) 대퇴골두 내에서의 von Mises 응력 부피비, (b) 대퇴골두 망상골과 인공 삽입물내에서의 최대 von Mises 응력(PVMS), (c) 대퇴골두 내에서의 최대 von Mises 변형률(MVMS), (d) 골절 부위와 인공 삽입물 주위에서의 미세운동량. 수술기법 중 Type III가 대퇴골두 내에서 골밀도 변화에 상관없이 가장 낮은 PVMS, MVMS 수치를 보여 가장 효율적인 결과를 나타내었다. 이는 기존 시술법(Type I, II)에 비해 내고정 실패 가능성이 가장 적을 것으로 예측되었다. 특히, 골밀도가 낮을 때에는 Type III의 수술 효과가 더욱 커지는 것으로 나타났다. 또한, 삽입물 주위에서 미세운동량을 분석한 결과, Type III의 수치가 다른 시술법들의 15~20%로 나타나 시멘트를 가압하여 보강하는 시술법이 삽입물 주위의 미세운동을 억제하는데 있어 가장 효과적이라는 것을 증명하는 것이다. 이러한 결과로부터, 압박 고관절 나사를 이용한 대퇴골두 전자간 골절 치료에 있어 골 시멘트를 가압하여 보강하는 방법이 골밀도가 낮은 환자에 있어 인공삽입물의 내고정 및 골유합에 가장 큰 효과를 보일 것으로 사료된다.

**Abstract**: This study investigates the biomechanical efficacies of various cement augmentation techniques with or without pressurization for varying degrees of osteoporotic femur. For this study, a biomechanical analysis using a finite element method (FEM) was undertaken to evaluate surgical procedures. Simulated models include the non-cemented(i.e., hip screw only, Type I), the cement-augmented(Type II), and the cemented augmented with pressurization(Type III) models. To simulate the fracture plane and other interfacial regions, 3-D contact elements were used with appropriate friction coefficients. Material properties of the cancellous bone were varied to accommodate varying degrees of osteoporosis(Singh indices, II~V). For each model, the following items were analyzed to investigate the effect surgical procedures in relation to osteoporosis of varying degrees: (a) von Mises stress distribution within the femoral head in terms of volumetric percentages, (b) Peak von Mises stress(PVMS)

본 연구는 과학재단 목적에는 연구 진원(R01-2001-00500)에 의해 수행되었음을 밝힙니다.

통신저자: 이성재, (621-749) 경상남도 김해시 어방동  
인제대학교 의용공학과

Tel. 055)320-3452, Fax. 055)327-3292

E-mail. sjl@bse.inje.ac.kr

## 서론

최근에는 평균 수명의 연장과 사회 환경의 변화로 인해 사회 활동을 하는 노년층이 급속히 늘어남에 따라 전자간 골절

within the femoral head and the surgical constructs. (c) Maximum von Mises strain(MVMS) within the femoral head. (d) micromotions at the fracture plane and at the interfacial region between surgical construct and surrounding bone. Type III showed the lowest PVMS and MVMS at the cancellous bone near the bone-construct interface regardless of bone densities, an indication of its least likelihood of construct loosening due to failure of the host bone. Particularly, its efficacy was more prominent when the bone density level was low. Micromotions at the interfacial surgical construct was lowest in Type III, followed by Type I and Type II. They were about 15-20% of other types, which suggested that pressurization was most effective in limiting the interfacial motion. Our results demonstrated the cement augmentation with hip screw could be more effective when used with pressurization technique for the treatment of intertrochanteric fractures. For patients with low bone density, its effectiveness can be more pronounced in limiting construct loosening and promoting bone union.

**Key words** : 고관절부 전자간 골절(Intertrochanteric fracture), 압박 고관절 나사(Sliding hip screw), 골 시멘트(Bone cement (PMMA)), 생체역학(Biomechanics), 유한요소법(Finite element method)

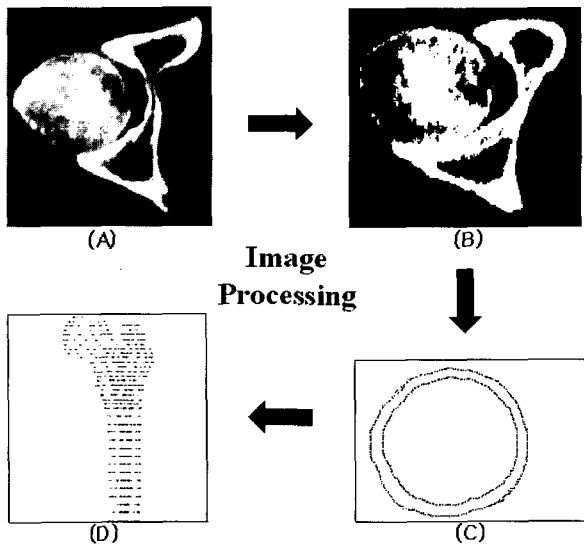


그림 1. 대퇴골 형상의 획득 과정

Fig. 1. Geometric data acquired from CT scans

의 발생빈도가 급격히 증가하고 있는 추세이다[1-6]. 노인성 전자간 골절의 중요한 치료 목적은 조기 거동을 가능케 하는 것으로 이를 위해서는 가능한 조기에 수술적 방법에 의한 내고정을 필요로 한다. 내고정을 위한 대표적인 수술 기법으로는 크게 Ender 정(nail), Gamma 정, 압박 고관절 나사(compression hip screw) 등을 이용하는 것이 있으며, 특히 압박 고관절 나사는 대퇴골두의 천공 및 cut-out 현상을 최소화하여 안정된 정복 및 견고한 내고정, 골절 부위의 감입(impaction)에 의한 조기 유합, 전신적인 합병증의 감소, 조기 거동 등의 많은 장점으로 인해 치료시 임상에서 광범위하게 이용되어 지고 있다[2,3].

압박 고관절 나사 고정술의 중요한 실패 요소로는 크게 세 가지로 나눌 수 있다. 첫째, 골절의 상태, 둘째, 대퇴골두의 골밀도(bone mineral density), 마지막으로 대퇴골두 내의 압박 고관절 나사의 위치를 들 수 있다[2-6]. 특히, 골다공증(Osteoporosis)이 심한 경우에는 대퇴골두 내에 내고정된 압박 고관절 나사의 천공 및 cut-out이 빈번하며, 이는 골절 유합의 실패는 물론 매우 치료하기 힘든 심각한 골절의 불유합을 유발하게 된다[4-6]. 따라서, 시술 초기에 압박 고관절 나사의 대퇴골두 천공(head penetration)을 방지하기 위한 여러 가지 시

도된 방법 중의 하나로, 압박 고관절 나사의 경계부위를 골 시멘트(Polyethylmethacrylate, PMMA)로 보강하는 방법(cement-augmented method)이 소개되었다. 이러한 골 시멘트 보강술이 초기에 견고한 고정을 얻을 수 있는 장점으로 현재 시술에서 많이 이용되고 있으며 실제 임상적 경험에 대한 보고를 통하여 양호한 결과를 보인다고 보고되고 있다[7].

그러나, 골 시멘트의 임상적 응용 및 우수한 결과에도 불구하고 골 시멘트의 누설로 인한 골유합의 실패 및 골 시멘트에 야기되는 응력 집중으로 인해 파편(PMMA debris)이 생겨 골용해(osteolysis)가 일어날 수 있는 가능성이 보고되고 있다[7-9].

지금까지 압박 고관절 나사 기구 및 시멘트로 보강한 상황에서의 생체역학적인 특성을 이해하기 위한 다양한 연구가 수행되어져 왔다. 그러나 기존 실험의 경우 실험 자체의 한계성으로 인하여 골다공증 환자의 상황을 쉽게 재현할 수 없어 그 응용 범위가 제한되어 있었으며, 유한 요소법(finite element method)에 의한 기존 연구의 경우는 연구 사례가 거의 없는 상태이다.

따라서, 본 연구에서는 압박 고관절 나사를 이용한 전자간 골절 치료에 따른 수술 기법들과 현재 임상에서 새로이 시도되는 수술 기법에 대한 생체역학적 분석을 시행하였다. 이러한 목적으로 대퇴골 근위부를 유한 요소 모델로 구현하여 기존 실험 결과와 비교·검증을 통해 모델에 대한 신뢰성을 부여한 후, 압박 고관절 나사 기구가 시술된 상황을 고려하여 골 시멘트 사용 유무와 골 시멘트의 삽입 방법에 따른 유한요소 모델들을 구현하였다. 특히, 각각의 수술기법 및 대퇴골두의 골다공증 상태(Singh Index)에 따라 모델을 변화하여 다양한 임상적 측면에서 생체역학적 비교·분석을 수행하였다.

## 실 험 방 법

### 1. 성인 대퇴골의 3차원 유한요소 모델 구축

먼저 정상적인 한국성인의 대퇴골 형상을 1mm 간격으로 CT 단층 촬영하여 슬라이스 이미지를 획득하였다(그림 1-A). 획득된 CT 이미지를 본 연구진이 개발한 이미지 처리 기법 프로그램을 이용하여 비트맵(bitmap) 형식의 이미지로 전환한 후(그림 1-B), 각 단면에 대해 바깥 경계와 안쪽 경계의 벡터화하여 유한요소 프로그램에 적합한 형태의 점군 데이터로 변환한다(그림 1-C). 최종적으로 이러한 2차원 점군(point) 데이

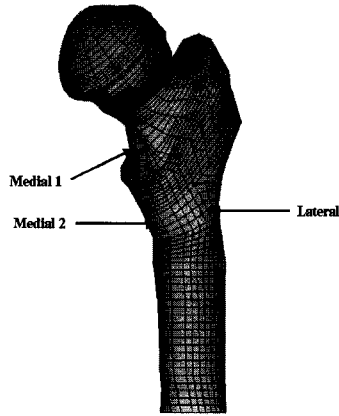


그림 2. 대퇴골 근위부의 유한요소 모델  
Fig. 2. Three-dimensional finite element model of the proximal femur

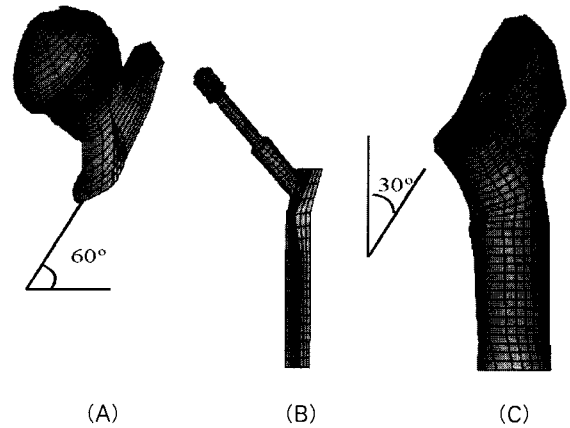


그림 3. 유한 요소 모델의 구성. (A) 대퇴골 골절 부위의 상단, (B) 압박 고나사, (C) 대퇴골 골절 부위의 하단  
Fig. 3. Construction of a finite element model. (A) Femur above fracture line, (B) Compression hip screw, (C) Femur under fracture line

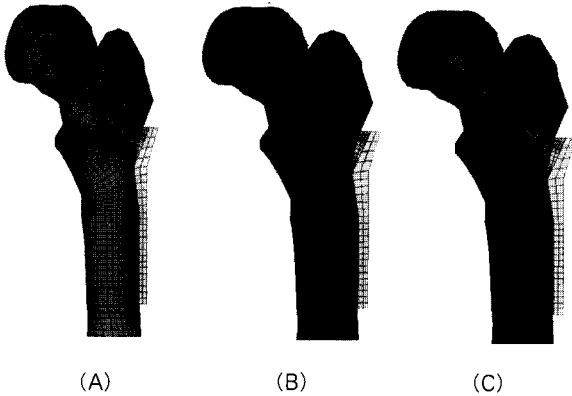


그림 4. 시술 상황을 고려한 유한 요소 모델. (A) 압박 고관절 나사만 이용한 시술 방식, (B) 골 시멘트 삽입 영역을 확보하는 시술 방식, (C) 골 시멘트를 가압하는 방식  
Fig. 4. Finite element models. (A) non-cemented model (Type I), (B) cement-augmented model (Type II), and (C) cement-pressurized model (Type III)

터를 각 1mm 간격의 슬라이드 이미지의 번호에 맞게 쌓아 올려 3차원의 전체 대퇴골 형상 자료를 획득하였다(그림 1-D).

획득된 대퇴골의 형상 자료를 이용하여 범용 유한요소 프로그램인 ANSYS 5.7<sup>®</sup>(Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, PA, U.S.A.)을 이용하여 그림 2에서와 같이 요소분할을 하였다. 구축된 성인 대퇴골 모델(Intact model)은 균일하고 방향성이 없는 8절점 등방성 요소로 구성되어 있으며, 이후 실험결과[10]와의 검증을 위해 변형률 분석 지점을 그림에 표시하였다.

## 2. 전자간 골절 치료 모델의 구현

구현된 성인 대퇴골 모델은 압박 고관절 나사의 삽입과 전자간 골절의 상황을 재현하기 위해 수정되었다. 먼저, 시술 모델에 대한 다양한 변수들을 배제하기 위해 골절 유발은 단분절 골절로 골절각이 수직선상에서 30도가 이루어지도록 하였

다(그림 3-A, 3-C). 압박 고관절 나사의 기하학적 형상은 현재 임상에서 가장 선호하고 있는 135도 plate인 압박 고관절 나사 기기(Osteo, Swiss)에 근거하였다(그림 3-B). 그리고, 압박 고관절 나사의 삽입 위치는 Davis 등[11]과 Mulholland 등[12]이 제시한 대퇴골두 중앙부로 설정하였으며, Baumgaertner 등[4]이 제시한 임상 결과를 바탕으로 하여 cut-out의 가능성이 적은 TAD(tip-apex distance)인 22.5mm가 되는 지점에 삽입한 모델을 구현하였다.

수정된 모델은 골 시멘트의 사용 유무 및 삽입 방법에 따라 3종류의 유한요소 모델로 구현하였다. 즉, (a) 골 시멘트를 사용하지 않고 압박 고관절 나사만을 이용한 시술방식을 구현한 모델(non-cemented model, Type I), (b) 골 시멘트의 삽입 영역을 확보한 뒤 골 시멘트로 보강하여 시술직후 골 시멘트와 망상골 계면에 접촉면이 존재한다는 가정이 이루어진 것을 구현한 모델(cement-augmented model, Type II), 그리고 (c) 골 시멘트를 가압하여 나사 부위의 망상골 사이로 시멘트가 주입되는 시술 방식을 구현한 모델(cement-pressurized model, Type III)로 나누었다(그림 4). 이 때, 골 시멘트 영역의 기하학적 형상은 본 임상 저자(SYK)의 임상적 경험에 근거하여 결정하였으며 Type II에서는 골 시멘트만 존재하는 영역, 그리고 Type III에서는 골 시멘트와 망상골이 같이 존재하는 영역을 각각 나사 경계면과의 거리가 5mm, 2.5mm로 설정하여 모델을 구현하였다. 골 시멘트를 적용하여 구현된 모델들에 있어 시멘트 영역의 부피를 측정하여 주입된 시멘트 양을 추정하면 Type II와 Type III에서 각각 8.8ml, 2.1ml로 나타나 실제 임상에서의 주입되는 시멘트 양과 비슷한 수치를 보였다.

## 3. 골밀도 변화에 따른 물성치 설정

대퇴골 부위의 골다공증 진단을 위해 골소주 배열 형태에 따라 분류한 것이 Singh Index인데 이것을 바탕으로 골밀도

표 1. Singh Index에 따른 골밀도와 탄성계수

Table 1. Bone mineral densities and elastic moduli according to Singh Indies

Singh Index	Bone mineral density (g/cm <sup>3</sup> )		Elastic Modulus (MPa)	
	Cortical bone	Cancellous bone	E <sub>cortical</sub>	E <sub>cancellous</sub>
I	1.5	0.1618	7228.40	45.24
II	1.6	0.1877	8823.70	58.92
III	1.7	0.2235	10641.61	80.37
IV	1.8	0.2761	12697.32	117.10
V	1.9	0.3612	15006.13	188.82
VI	2.0	0.5218	17583.40	363.53

표 2. 구현된 유한요소 모델에 적용된 각종 물성치

Table 2. Relevant mechanical properties for finite element modeling

		Elastic modulus(MPa)	Poisson's ratio( $\nu$ )
가) Cortical bone	Subchondral	E <sub>cortical</sub> ×0.143	0.32
	Pure cortical	E <sub>cortical</sub>	0.32
	Femoral head	E <sub>cancellous</sub>	0.32
Cancellous bone	Proximal region	E <sub>cancellous</sub> ×0.827	0.32
	Distal region	E <sub>cancellous</sub> ×0.627	0.32
Cement		2,200	0.23
Complex(cement+cancellous)		1,300	0.30
316L Stainless steel		300,000	0.30

E<sub>cortical</sub> & E<sub>cancellous</sub> : To be obtained from Table 1

변화에 따른 유한요소 모델의 물성치를 알맞게 적용하기 위해 기존 문헌에서 제시한 식을 이용하여 산출하였다. 먼저, Elke 등[13]이 제시한 식(1)을 이용해 각 Singh Index에 따라 망상골의 골밀도를 설정하였으며, 피질골에서의 골밀도는 기존 문헌에 따라 1.5~2.0 g/cm<sup>3</sup> 범위에서 6단계로 나누었다. 이 때, 각 등급에 따라 얻어진 골밀도를 Wirtz 등[14]이 제시한 식(2)과 (3)을 이용하여 Singh Index의 각 단계에 맞는 물성치를 구하여 표 1에 나타내었다.

Wirtz 등[14]이 제시한 식은 골밀도와 물성치의 관계에 대한 이전의 연구들을 종합하여 평균식을 산출한 것으로 유한요소 모델의 물성치에 적용할 수 있도록 한 것이다. 좀 더 정확한 대퇴골의 물성치를 부여하기 위해 Brown 등[15]의 보고에 따라 각 부위별로 세분화한 물성치 자료를 표 2에 나타내었다. 또한, 기존 문헌에서 제시한 골 시멘트와 압박 고관절 나사의 물성치도 함께 나타내었다.

#### 4. 골절계면과 삽입물 사이의 마찰계수 설정

대퇴골 전자간 골절 치료시 시술 방법에 따라 시술 직후의 상황이 다르게 나타난다. 먼저, 공통적으로 시술 직후 골절 부위는 유합이 되지 않은 상태이며, Type I에서는 망상골과 금속 사이에 계면이 존재하게 된다. 또한, Type II에서는 골 시멘트 영역의 확보로 인하여 골 시멘트의 발열과정 이후 수축하여 실제적으로 골 시멘트와 망상골 및 골 시멘트와 나사 사

이에 계면이 어느 정도 발생하게 되지만, Type III에서는 가압하여 골 시멘트를 주입함으로써 해서 골 시멘트와 망상골의 혼합 영역과 나사 사이에만 계면이 존재하게 된다. 따라서, 시술 직후의 상황을 구현된 모델들에 정확히 적용하기 위해서 각 계면에 적절한 마찰계수를 설정하여야 한다.

기존 문헌에서 제시된 것을 먼저 살펴보면, Shirazi-adl 등[15]은 실제 실험을 통하여 금속 표면의 상태에 따라 망상골과 금속 사이의 마찰계수가 0.4~0.6의 범위로 구현된다고 보고하였다. 또한, 골 시멘트 방식의 임플란트 기기에 대한 많은 연구에서 골 시멘트 내의 실제적인 응력 분포를 살펴보기 위해서는 시멘트와 삽입 기기 및 인공삽입물과 골 계면의 마찰계수를 적용하여야 한다고 보고하고 있다[15-17]. 따라서, 본 연구에서는 구현된 모델에 있어 압박 고관절 나사와 망상골의 계면의 마찰계수는 Shirazi-adl 등[16]이 제시한 것의 중간값인 0.5를 적용하였으며, 압박 고관절 나사와 골 시멘트, 골 시멘트와 망상골 계면의 마찰 계수는 기존 문헌의 보고[15-17]에 따라 각각 0.2, 0.3으로 설정하였다(표 3). 특히, Type II에서는 골 시멘트와 망상골 사이에 경계면이 존재한다고 가정하여 마찰계수를 적용하였으며, Type III에서는 골 시멘트와 망상골이 같이 존재하는 영역으로 설정하여 경계면이 없는 것으로 가정하였다. 마지막으로 골절 부위의 마찰 계수는 골유합 정도에 따라 차이가 있지만 본 연구에서는 압박 고관절 나사의 압박 및 지지 효과를 고려하여 0.5로 설정하였다.

표 3. 마찰계수

Table 3. Coefficients of friction

Interface junction	Coefficient of friction ( $\mu$ )	Applied FE models	Ref.
Screw-bone	0.5	Type I	(16)
Screw-cement	0.2	Type II, Type III	(17)
Cement-bone	0.3	Type II	(17)
Bone-bone	0.5	Type I, Type II, Type III	(16)

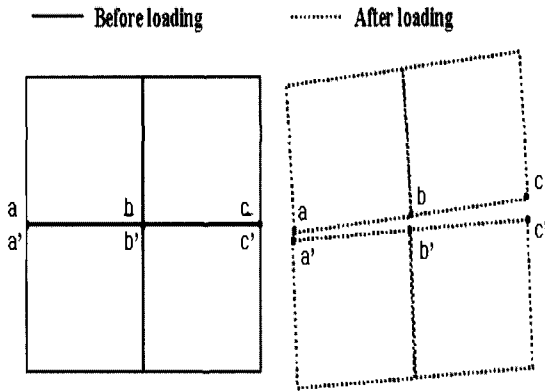


그림 5. 하중 후 계면에서 발생하는 변위

Fig. 5. Displacement of interfacial plane after loading

5. 하중 조건 및 경계 조건

하중은 전자간 골절 치료에 있어서, 망상골과 삽입물에 높은 응력값을 발생시킬 수 있는 heel-strike 직후의 하중을 cubic cosine 분포로 설정하였다. 하중의 크기와 관절의 반력의 방향은 Bergmann 등[18]의 자료에 근거하여 한국 정상성인의 표준 몸무게의 3배(65Kg × 3)인 2014.4N을 적용하여 설정하였다. 관절 반력의 방향과 크기를 표 4에 나타내었다. 구속 조건은 모델의 최하단부를 완전히 고정시켜 대퇴골의 강성체 운동을 방지하였다. 이렇게 구현된 모델은 범용 유한요소 프로그램인 ANSYS 5.7<sup>®</sup>을 이용하여 접촉면의 비선형성을 고려하여 해석하였다.

6. 결과 분석 방법

1) 대퇴골두 망상골내에서의 응력 분석

수술 직후의 예후를 고찰하기 위하여 각 수술모델을 Singh Index 변화(골밀도 변화)에 따라 대퇴골두 망상골내에서의 응력분포를 고찰하였다. 이러한 해석을 위하여 Krischak 등[22]이 제시한 식(4), (5)에서와 같이 전체 망상골 부피에 대한 각 Singh Index 등급에서의 항복응력보다 높은 응력을 보이는 부위의 부피비(YSR; yield strength ratio)와 항복 응력에 안전계수(2.2)를 적용한 허용응력을 초과하는 응력 부위의 부피비(ASR; allowable strength ratio)를 구하여 대퇴골두 망상골내에서의 응력변화를 분석하였다.

표 4. 관절 반력의 크기와 방향

Table 4. The direction and magnitude of the joint reaction forces

Gait pattern	Direction		Magnitude
	Frontal force angle	Transverse force angle	
After heel-strike (7% of the gait cycles)	12°	-26°	2014.4N

2) 임상적 관심 영역에서의 최대 von Mises 응력 분석

임상적으로 관심을 갖는 4개의 영역을 설정한 뒤 peak von Mises stress(PVMS)를 산출하여 비교·분석하였다. 이에 설정된 첫 번째 영역은 골두 표면에서의 하중이 지나가는 지점으로 골두 정점에서 수직하로 10mm에 위치한다. 따라서, 이 지점(Point A)의 응력 분석으로 삽입물이 흡수하는 하중의 정도와 분포를 예측할 수 있다. 두 번째 영역은 삽입물 경계면에서 물성의 불연속성에 의한 망상골에서의 응력 집중이 어느 정도인지 알기 위해서 설정되었으며(Point B), 마지막으로 세 번째와 네 번째 영역은 각각 압박 고관절 나사(Point C)와 골시멘트 영역(Point D; Type II, Point E; Type III)으로 삽입물의 응력 집중을 분석하여 기기 전체의 안정성을 판단하기 위해 설정하였다. 이 때, 골밀도 변화에 따라 산출된 PVMS와 Krischak 등[22]이 제시한 식(6)에 의하여 계산되어진 항복 강도를 비교하였다. 그리고, 삽입물 영역에서는 기준 문헌에서 보고하고 있는 316L stainless steel의 최대 강도인 865MPa[20]와 골 시멘트의 피로 강도인 26MPa[21]를 기준으로 하여 정규화 한 후 골밀도 변화에 따라 삽입물의 파단 가능성을 예측하였다.

3) 대퇴골두 내에서의 최대 von Mises 변형률 분석

망상골의 파단 가능성을 예측하는데 있어 변형률이 예측인자로 적합하다는 기존 문헌의 보고[21]에 따라 시술 직후 삽입물 주위의 망상골에서 최대 von Mises 변형률(MVMS)를 산출하였으며, 파단 가능성을 분석하기 위해 Singh Index 등급에 따라 적용되어진 물성치와 계산되어진 항복 강도를 이용하여 항복 변형률을 구하여 비교하였다.

4) 각 계면간의 미세운동(micro-motion) 분석

골 조직 성장 및 골 유합에 영향을 미치는 요소인 미세운동에 대하여 고찰하기 위해 시술 방식과는 상관없이 공통적으로 존재하는 골절 계면(bone-bone: Plane A)과 시술 방식에 따라 차이가 있는 각각의 삽입물과 해면골 사이의 경계면 (screw-bone & screw-complex & cement-bone: Plane B)으로 나누어 각각의 미소 변위를 다음과 같이 산출하였다.

그림 5에 나타난 바와 같이 구현된 모델의 접촉 계면상에서 같은 위치에 있는 절점들(a-a', b-b', c-c')은 하중이 전달되면서 각 계면에서 다른 위치로 변위가 발생하게 된다. 따라서, 본 연구에서는 식(7)를 이용하여 계면에서 각기 다른 변위의 차이값의 평균치를 구하여 미세운동량을 산출하여 수술 기법의 차이 및 골밀도 변화에 대한 분석을 하였다.

표 5. 실험치와의 검증 결과 비교

Table 5. Validation results

Method	Experimental results from Oh et al(10)	Results from the present study using FEM			
		SI* II	SI III	SI IV	SI V
Location	Mean $\pm$ SD ( $\mu\epsilon$ )				
Medial 1	1827 $\pm$ 601	1608 $\pm$ 886	1349 $\pm$ 728	1149 $\pm$ 600	994 $\pm$ 494
Medial 2	1419 $\pm$ 628	2096 $\pm$ 329	1739 $\pm$ 271	1458 $\pm$ 226	1233 $\pm$ 189
Lateral	1019 $\pm$ 404	945 $\pm$ 007	785 $\pm$ 005	662 $\pm$ 005	568 $\pm$ 005
Remarks	Results from strain gauge measurement	Predicted values from matching nodes			

SI\*: Singh Index

표 6. 대퇴골두 내의 von Mises 응력 부피비

Table 6. Volumetric percentage of von Mises stress at the cancellous regions of femoral head (as calculated for equations &lt;4&gt;, &lt;5&gt;) (Unit: %)

Singh Index (g/cm <sup>3</sup> )	Type I		Type II		Type III	
	YSR	ASR	YSR	ASR	YSR	ASR
II (0.19)	0.68	0.94	1.01	1.14	0.85	0.89
III (0.22)	0.21	0.54	0.28	0.83	0.28	0.72
IV (0.28)	0.08	0.34	0.26	0.63	0.10	0.51
V (0.36)	0.03	0.21	0.10	0.38	0.04	0.27

YSR: volumetric % that exceeds the yield stress

ASR: volumetric % that exceeds the allowable stress

표 7. 골밀도 변화에 따른 대퇴골두 내의 Peak von Mises 응력치

Table 7. PVMS at the cancellous regions of femoral head in relation to BMD of varying degrees (Unit: MPa)

Singh Index(g/cm <sup>3</sup> )	Type I		Type II		Type III		Yield strength
	Point A	Point B	Point A	Point B	Point A	Point B	
II (0.19)	5.57	4.63	6.15	4.70	4.92	3.53	4.97
III (0.22)	5.14	4.52	6.43	5.11	5.13	3.99	8.31
IV (0.28)	5.49	4.49	6.87	5.45	5.47	3.73	13.22
V (0.36)	5.91	4.74	7.50	5.33	5.97	4.32	21.17

Point A: under 10mm of femoral head's apex

Point B: at the cancellous bone near the bone-construct interface

## 결과 및 고찰

### 1. 유한요소 모델의 검증

본 연구에서는 유한요소 모델을 검증하기 위해서 스트레인 게이지를 이용하여 피질골에서의 변형률을 측정한 Oh 등[10]의 실험 결과와 비교하였다(표 5). 우선, 본 연구에서 구현된 정상골 모델을 실험과 동일한 하중조건을 설정하여, 대응하는 위치(Medial 1, Medial 2, Lateral, 그림 2)에서 장축 방향에 대한 변형률의 평균값들을 구하였다.

골밀도 변화에 따라 정상골 모델들에서의 계산된 결과치를 실험 결과치와 비교해 보면, 골밀도가 낮은 상태인 Singh Index II와 III에서는 내측과 외측의 결과값이 실험치와 거의 비슷한 분포를 보이는 것을 확인할 수 있다. 이는 실험에서 쓰여진 사체가 연령이 높은 점을 감안하면 계산된 결과치가 높은 신뢰성을 보이고 있어 앞으로 수행될 유한요소 모델의 결

과값들이 신뢰성 있는 값을 가질 수 있을 것이라고 사료된다.

### 2. 대퇴골 망상골내에서의 응력 부피비

시술 방법에 따른 대퇴골두 내에서의 응력 분포의 차이를 비교하기 위해 항복응력과 허용응력을 이용한 von Mises 응력 부피비를 도입하였다. 이에 그 결과값을 표 6에 나타내었다.

먼저 von Mises 응력 부피비에 적용된 수치들의 분포 부위를 살펴보면 대부분 대퇴골두 내에서 하중이 전달되는 골두 정점에서 수직하로 10mm인 지점과 삽입물과의 경계면 주위로 나타났으며, 그 결과 전체적으로 수술기법에 상관없이 골밀도가 낮은 경우 대퇴골두 내에서의 파단 가능성이 있는 것으로 나타났다. 하지만, 항복응력에 대한 von Mises 응력 부피비(YSR)와 허용응력에 대한 von Mises 응력 부피비(ASR)는 수술 기법의 차이에 상관없이 1% 내외의 낮은 수치들을 보이고 있어 수술 기법의 차이를 규명하기는 어려울 것으로 판단된다. 따라서, 수술 기법의 차이를 규명하기 위해서는 전체적인

표 8. 다양한 골밀도에서의 골 시멘트와 압박 고나사의 Peak von Mises 응력 수치

Table 8. PVMS of at the hip screw and cement regions of femoral head in relation to BMD of varying degrees

[Unit: MPa]

Singh Index	Type I	Type II	Type III		
	Point C	Point C	Point D	Point C	Point E
II	733.75	816.19	6.26	861.27	10.66
III	691.24	769.63	6.19	788.88	9.76
IV	636.20	715.53	6.14	716.24	8.91
V	573.17	648.45	6.09	627.30	8.15

Point C: at the compression hip screw near the screw-plate interface

Point D: at the bone cement's apex

Point E: at the complex(mixed cancellous bone and cement) region's apex

표 9. 대퇴골두 내에서의 최대 von Mises 변형률 수치

Table 9. MVMS at the cancellous regions of femoral head in relation to BMD of varying degrees

Singh Index	Model types	Type I	Type II	Type III	Yield strain
	Maximum von Mises strain (mm/mm)				
II		0.1037	0.1054	0.0790	0.0840
III		0.0742	0.0789	0.0551	0.1035
IV		0.0506	0.0564	0.0416	0.1131
V		0.0331	0.0373	0.0272	0.1126

부피비의 비교가 아닌 임상적으로 관심을 보이는 부위를 설정하여 비교·분석하여야 할 것으로 사료된다.

### 3. 대퇴골 망상골내에서의 Peak von Mises stress

수술 기법에 대한 차이를 좀 더 세밀하게 비교하기 위해 대퇴골두 망상골 영역 중 임상적으로 관심 영역인 골두 정점에서 수직하로 10mm인 지점(Point A)과 삽입물 경계면의 망상골 영역(Point B)을 설정하여 PVMS를 산출하였다(표 7).

표 7의 결과를 보면 식(4)에 의해서 구하여진 항복 강도와 비교했을 때 전반적으로 항복 강도보다 낮은 수치를 보였지만, 골밀도가 낮을 때 Type I과 II에서의 PVMS는 각 5.57, 6.15MPa(Point A)와 각 4.63, 4.70MPa(Point B)로 예측되어 항복 강도보다 높은 수치를 보여 망상골 파단의 위험성이 있는 것으로 보였다. 또한, 전체적으로 골밀도 변화에 상관없이 Type III가 가장 낮은 수치를 보여 망상골의 응력 집중을 완화시키는 시술 효과가 다른 수술 기법들(Type I, II)에 비해 상대적으로 높음을 확인할 수 있었다.

골밀도 변화에 따른 PVMS 수치 변화는 거의 나타나지 않았으며, 특히, 골밀도가 낮을수록 Type I, II는 항복강도에 가까운 수치를 보이고 있음을 확인할 수 있었다. 이는 골밀도가 낮은 노인들의 경우 시술 후 파단 가능성이 높음을 시사하고 있음을 알 수 있다.

### 4. 삽입물 내에서의 Peak von Mises stress

대퇴골의 골밀도가 감소할수록 삽입물 내에서의 PVMS 수치는 시술 방법의 차이에 따라 값의 변화는 있지만 전반적으로 증가되는 경향을 보여 삽입물에 응력이 집중되는 것을 알

수 있었다(표 8).

수술 기법에 따라 압박 고관절 나사 기기와 골 시멘트 영역 내에서의 PVMS 최대값을 분석하면 골밀도가 가장 낮을 때 Singh Index II(Type III)에서 각각 861.27, 10.66MPa로 나타났지만 316L stainless steel의 최대 강도(865MPa) 및 골 시멘트의 피로강도(26MPa)에는 못 미쳐 삽입물의 파단 가능성이 거의 없는 것으로 보였다.

### 5. 대퇴골두 내에서의 최대 von Mises strain

표 9는 대퇴골두 망상골 내에서 골밀도 변화에 따른 삽입물 경계 주위의 MVMS를 보여주고 있으며 Singh Index II일 때의 Type I과 Type II에서의 MVMS는 각 0.1037, 0.1054 mm/mm로 예측되어 계산되어진 항복 변형률보다 높은 수치를 보여 망상골 파단의 위험성이 있는 것으로 나타났다. 또한, 골밀도 변화에 상관없이 Type III에서 가장 낮은 수치를 보여 앞서 분석한 PVMS와 거의 유사한 형태를 보이고 있어 특히 골밀도가 낮을 경우 Type III의 시술 방법이 Type I과 II에 비해 상대적으로 수술 효과가 뛰어날 것으로 사료된다.

### 6. 각 계면에서의 미세 운동량

표 10은 골절 부위 및 각 계면간 미세운동량을 식(5)에 의하여 산출한 것을 나타낸 것이다. 또한, 그림 6-A는 골밀도 변화에 따른 골절 계면에서의 미세운동량의 변화 정도를 나타낸 것이며, 그림 6-B는 시술 방식의 차이에 따른 시술 효과를 직접적으로 확인할 수 있는 삽입물과 골 사이의 계면에서의 미세운동량(그림 6-B)을 골유합 가능 범위인 0.15mm와 비교한 것이다.

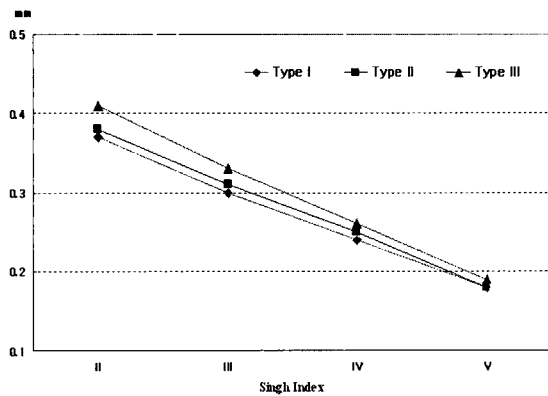
표 10. 골밀도 변화에 따른 각 계면에서의 미세운동량

Table 10. Micro-motions at the interfacial plane in relation to BMD of varying degrees (Unit: mm)

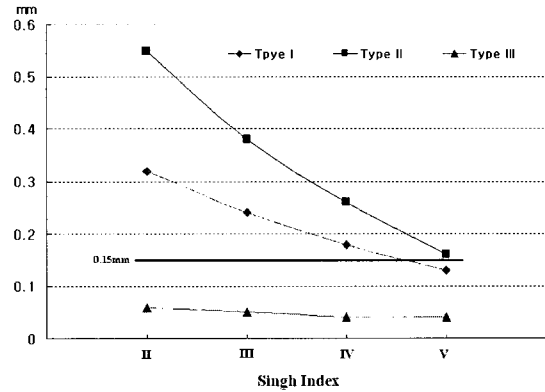
		Singh Index			
		II	III	IV	V
Type I	Plane A	0.37±0.14	0.30±0.10	0.24±0.08	0.18±0.06
	Plane B	0.32±0.09	0.24±0.07	0.18±0.05	0.13±0.03
Type II	Plane A	0.37±0.12	0.30±0.10	0.24±0.08	0.18±0.06
	Plane B	0.55±0.25	0.38±0.11	0.26±0.11	0.16±0.06
Type III	Plane A	0.41±0.13	0.33±0.10	0.26±0.08	0.19±0.06
	Plane B	0.06±0.01	0.05±0.01	0.04±0.01	0.04±0.01

Plane A: at the fracture site

Plane B: at the construct-bone interface



(A)



(B)

그림 6. 미세운동량 (A) 골절 계면, (B) 삽입물과 골 경계면

Fig. 6. Micro-motions (A) at the fracture site, (B) at the construct-bone interface

먼저, 골절 부위의 미세운동(Plane A, 그림 6-A)을 골밀도 변화와 각 수술 기법에 따라 비교하면, 미세운동은 수술 기법의 차이에 대한 변화가 거의 없이 비슷한 경향을 보이고 있는 반면 골밀도의 변화에는 골밀도 등급에 따라 약 20%씩 감소하는 경향을 보여 골절 부위에서의 미세운동은 골밀도에 영향을 받는 것을 알 수 있었다. 또한, 시술 후 골절 부위의 합병증 발생의 최소 전위 범위인 3mm 보다 모두 작은 값을 보여 골절면에서의 합병증 유발 가능성은 없는 것으로 나타났다. 삽입물과 망상골 계면에서의 미세운동량(Plane B, 그림 6-B)은 Type III를 제외한 나머지 시술 방법에서 골유합이 가능한 최대 미세운동 범위인 0.15mm보다 큰 값을 보여 Type I 및 II에서 골유합 실패의 가능성을 보였다. 특히, 골밀도가 낮을 경우 미세운동량이 Type II가 Type I에 비해 40% 이상의 증가율을 보여 그 위험성은 Type I보다 더 큰 것으로 나타났다. 또한, 골밀도 변화에 따라 Type I과 II의 미세운동량은 큰 폭으로 감소하는 경향을 보였으나, Type III에서는 골밀도의 변화가 미세운동에 큰 영향을 주지 못하는 결과를 보였다.

### 결론 및 요약

본 연구는 압박 고관절 나사를 이용한 대퇴골 전자간 골절 치료에 따른 수술 기법들과 현재 임상에서 새로이 시도되는 수술 기법에 대한 생체역학적 분석을 위해 유한요소법을 도입하여 수술 기법들을 다양한 골밀도 상황에서 비교·평가하였다. 여기에 대한 요약은 다음과 같다.

1. 압박 고관절 나사를 이용한 전자간 골절 치료에 있어 골시멘트를 가압하여 보강하는 수술 기법(Type III)이 전체적으로 기존 수술 기법들(Type I, II)에 비해 삽입물 경계면 주위의 망상골에서 보여지는 응력과 변형률의 분포가 낮은 수치를 보여 망상골의 파단 가능성이 가장 낮아 시술의 효과를 기대할 수 있었다.

2. 삽입물 주위에서의 미세운동량이 기존 수술 기법들에서는 골유합이 가능한 최대 미세운동 범위보다 높은 수치를 보여 시술 직후 삽입물 주위에서 골유합의 실패 가능성이 높아 짐을 시사하였지만, 시멘트를 가압하여 보강하는 수술 기법에



서는 낮은 수치를 보여 골유합의 가능성을 보였다.

3. 골밀도가 감소할수록 삽입물 주위의 망상골 영역에서 발생하는 응력 및 변형률, 그리고 미세 운동이 증가하는 경향을 보이고 있어 골밀도가 낮을수록 골 시멘트를 가압하여 보강하는 시술법의 시술 효과가 가장 큰 것으로 나타났다.

4. 압박 고관절 나사 기기의 응력 집중 현상은 골밀도가 감소할수록 심해져 골절 부위를 가압하는 효과가 커짐을 시사하였다. 이는 조기 거동을 가능케하는 시술 목적과 부합하는 결과를 보이고 있다.

위와 같은 결과의 요약으로부터 결론을 내린다면, 압박 고관절 나사 기기를 이용한 대퇴골 전자간 골절 치료 시술에 있어 골 시멘트를 가압하여 보강하는 시술 방식이 골다공증이 있는 환자에 있어 가장 효과적인 수술 기법으로 사료된다.

**Future study**

본 연구는 대퇴골 전자간 골절 치료에 따른 각각의 수술 기법들에 대하여 비교·평가하여 효과적인 수술 기법을 제시하는데 그 목적이 있다. 따라서, 본 결과를 바탕으로 하여 골시멘트를 가압하여 보강하는 시술시 환자의 골밀도 상황에 따라 적절한 골 시멘트의 양을 제시하는 보충 연구가 필요할 것으로 사료된다. 또한, 본 연구에서는 시술 초기의 안정성만을 고려하였으므로 앞으로의 연구에서는 시술 후의 안정성을 평가하기 위해 기기의 피로 특성 및 골절 계면의 접촉 강도, 그리고 기기의 미끄럼 특징을 규명해야 할 것으로 사료된다.

**참 고 문 헌**

1. R. Mohan, R. Karthikeyan and S.V. Sonanis, "Dynamic hip screw: does side make a difference? Effects of clockwise torque on right and left DHS", Injury Int. J. Care Injured, Vol. 31, pp. 697-699, 2000
2. B.D. Hartog, E. Bartal, F. Cooke, and F. Cooke, "Treatment of the unstable intertrochanteric fracture", J. Bone Joint Surg., Vol. 73A, No. 5, pp.726-733, 1991
3. R.F. Kyle, T.M. Wright, and A.H. Burstein, "Biomechanical analysis of the sliding characteristics of compression hip screws", J. Bone Joint Surg., Vol. 62A, No. 8, pp.1308-1314, 1980
4. M.R. Baumgaertner, S.L. Curtin, D.M. Lindskog, and J. M. Keggi, "The value of the tip-apex distance in predicting failure of fixation of peritrochanteric fractures of the hip", J. Bone Joint Surg., Vol. 77A, No. 7, pp1058-1064, 1995
5. R.C. Haynes, R.G. Poll, and A.W. Miles, "Failure of femoral head fixation: a cadaveric analysis of lag screw cut-out with the gamma locking nail and AO dynamic hip screw", Injury, Vol. 28, No. 5-6, pp.

- 337-341, 1997
6. S.B. Goodman, T.W. Bauer, D. Carter, P.P. Castlelynn, S.A. Goldstein, R.F. Kyle, S. Larsson, C.J. Stankewich, M.F. Swiontkowski, A.F. Tencer, D.N. Yetkinler, and R.D. Poser, "Norian SRS cement augmentation in hip fracture treatment: Laboratory and initial clinical results", Clin. Orthop., Vol. 348, pp. 42-50, 1998
7. J. Choueka, K.J. Koval, and J.D. Zuckerman, "Cement augmentation of intertrochanteric fracture fixation: A cadaver comparison of 2 techniques", Acta. Orthop. Scand., Vol. 67, No. 2, pp. 153-157, 1996
8. D.C. Moore, E.P. Frankenburg, J.A. Goulet, and S.A. Goldstein, "Hip screw augmentation with an in situ-setting calcium phosphate cement: an in vitro biomechanical analysis", J. Orthop. Trauma, Vol. 18, No. 8, pp. 577-583, 1997
9. S. Elder, E. Frankenburg, and J. Goulet, "Biomechanical evaluation of calcium phosphate cement-augmented fixation of unstable intertrochanteric fractures", J. Orthop. Trauma, Vol. 14, No. 6, pp. 386-393, 2000
10. I.D. Oh, W. and H. Harris, "Proximal strain distribution in the loaded femur", J Bone and Joint Surg. Vol. 66A, No. 1, pp. 75-85, 1978
11. T.C. Davis, J.L. Sher, and A. Horsman, "Intertrochanteric femoral fractures: Mechanical failure after internal fixation", J. Bone Joint Surg., Vol. 72B, pp. 26-31, 1990
12. R.C. Mulholland, and D.R. Gunn, "Sliding screw plate fixation of intertrochanteric femoral fractures", J. Trauma, Vol. 12, pp. 581-591, 1972
13. R.E. Elke, E.J. Cheal, and C. Simmons, "Three-dimensional anatomy of the cancellous structures within the proximal femur from computed tomography data", J. Orthop. Res., Vol. 13, No. 4, pp. 513-523, 1995
14. J.C. Lotz, T.N. Gerhart, and W.C. Hayes, "Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: A quantitative CT study", J. of Computer Assisted Tomography, Vol. 14, No. 1, pp. 107-114, 1990
15. T.D. Brown, and A.B. Ferguson, "Mechanical property distributions in the cancellous bone of the human proximal femur", Acta. Orthop. Scand., Vol. 51, pp. 429-437, 1980
16. A. Shirazi-Adl, M. Dammak, and G. Paiement, "Experimental determination of friction characteristics at

- the trabecular bone/porus-coated metal interface in cementless implants*", J. Biomed. Mater Res., Vol. 27, pp. 167-175, 1993
17. M. Taylor, K.E. Tanner KE, and M.R. Freeman, "Finite element analysis of the implanted proximal tibia: a relationship between the initial cancellous bone stresses and implant migration", J. Biomech., Vol. 31, pp. 303-310, 1998
  18. G. Bergmann, F. Graichen, F. Rohlmann, "Hip joint loading during walking and running: Measured in two patients", J. Biomech., Vol. 26, pp. 969-990, 1993
  19. Black J, New York, Chapman & Hall, Hastings Garth. Handbook of Biomaterial Properties, pp. 1534-1567, 1998
  20. S. Simon. American Academy of Orthopaedic Surgeon, Orthopaedic Basic Science, pp. 558-600, 1994
  21. E. F. Morgan, and T. M. Keaveny, "Dependence of yield strain of human trabecular bone on anatomic site", J. Biomech., Vol. 34, pp. 569-577, 2001
  22. G.D. Krischak, P. Augat, N.J. Wachter, L. Kinzl, L.E. Claes, "Predictive value of bone mineral density and Singh Index for the in vitro mechanical properties of cancellous bone in the femoral head", Clinic. Biomech., Vol. 14, pp. 346-351, 1999