

## 골밀도에 따른 전방 내고정 장치 시술 후 경추부의 생체역학적 거동에 대한 분석

신태진 · 이성재 · 신정욱 · 장한\*

인제대학교 의용공학과, \*가톨릭대학교 의과대학 의정부 성모병원 정형외과

(2000년 11월 17일 접수, 2001년 1월 7일 채택)

## Analysis of Biomechanical Responses for the Anterior Cervical Plate Fixation in relation to Bone Mineral Density

T.J. Shin, S.J. Lee, J.W. Shin, H. Chang\*

Dept. of Biomedical Engineering Inje University, Dept. of Orthopedic Surgery,

\*Uijongbu St. Mary's Hospital, Catholic University

(Received November 17, 2000. Accepted January 7, 2001)

**요약**: 본 연구에서는 환자의 골다공증 유무에 따른 내고정 장치 시술 직후 및 융합 후의 안정성을 평가하기 위해 다양한 하중 모드에서 C5-C6 운동분절의 생체역학적 거동을 분석하였다. 이러한 목적으로 먼저, C5-C6 경추부의 유한요소 모델을 구현하여 검증하였다. 모델의 결과는 기존 실험치와 유사하여 신뢰성이 부여되었다. 검증된 모델은 Smith-Robinson 방식으로 골이식물을 삽입한 후 전방 내고정 장치를 적용한 시술 상황을 재현하기 위해 수정되었다. 수정된 모델은 두 종류로 구현되었다. (1) 첫 번째 모델에서는, 시술 직후의 상황을 재현하기 위해 골이식물과 종판의 경계면에 접촉요소를 사용하였다. (2) 두 번째 모델에서는 완전히 융합된 상황을 나타내기 위해 골이식물을 종판에 고정하였다. 골다공증의 효과를 예측하기 위하여 두 모델의 해면골에 대한 탄성계수를 변화시켰다(정상: 100MPa, 골다공증: 40MPa). 각 모델의 C5 추체의 상위면에 73.6N의 압축 하중을 가한 후에 1.8Nm의 굴곡/신전, 굽힘, 비틀림 하중을 가하였으며, C6 추체의 하단면은 모든 방향에 대하여 구속하였다. 전체적인 결과에 있어서 상대적 회전운동, 미끄럼운동, 골이식물 내에서의 von Mises 응력의 경우 정상 모델에 비해 골다공증 모델에서 증가함을 보였으며, 특히 시술 직후의 모델에서 비틀림 하중이 가해진 경우, 상대적 회전운동 및 미끄럼 운동이 가장 높게 예측되었다. 이는 골다공증 환자에게 전방 내고정 장치를 시술한 경우 골이식물의 파단 및 융합의 실패가 비틀림 하중에서 발생할 수 있음을 나타낸다. 해면골의 von Mises 응력은 시술 직후에 골다공증 모델의 모든 하중 모드에서, 융합 후에는 굽힘 하중 외의 모든 하중에서 ultimate strength를 초과하는 것으로 나타나 골다공증 환자에게 screw의 헤리가 발생할 가능성이 높은 것으로 예측되었다. 따라서 골다공증 환자에게 과도한 운동이 발생하지 않도록 하기 위해서 시술 후 세심한 주의와 halo 같은 견고한 고정술이 필요할 것으로 사료된다.

**Abstract**: In this study, biomechanical responses for the anterior cervical plate fixation of the C5-C6 motion segment were investigated to evaluate the post-operative stability of the cervical spine in patients with and without osteoporosis. For this purpose, A three-dimensional finite element model of the C5-C6 cervical spine was developed and validated. Results of the intact model were agreed with those of literatures, thereby giving confidence in the validity of the model. Then the intact C5-6 model was modified to simulate Smith-Robinson grafting technique with anterior plate fixation. Modified models included two types. (1) In the first model, the graft was attached to the endplate using the contact element to simulate the immediate post-operative condition. (2) In the second model, the graft was fixed with vertebra to represent complete bony fusion. The elastic modulus of the cancellous bone was changed in each model to predict the effect of the osteoporosis(normal: 100MPa, osteoporosis: 40MPa). The flexion/extension, lateral bending, torsional moment load of 1.8Nm was applied separately along with the compressive load of 73.6N on the superior surface of the C5 vertebra. The inferior surface of the C6 vertebra was fixed in all directions. Overall results of the modified model showed that the relative angular motion, the sliding distance, and

본 연구는 보건복지부 선도기술 의료공학 기술개발사업(HMP-98-G-2-046-A)의 지원으로 수행되었음.

통신저자: 이성재, (621-749) 경남 김해시 어방동 607번지 인제대학교 의생명공학대학

Tel. (055)320-3452, Fax. (055)337-1303

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

the von Mises stress in the bone graft were higher for the osteoporotic bone than the normal bone. Particularly, under torsional moment, the increases of the relative angular motion and the sliding distance were highest when the graft was not fused, which suggest that the fracture or non-union of the graft would likely occur when the anterior plate is used. The von Mises stress in the cancellous bone was higher than the ultimate strength under all loading modes immediately after surgery and under all loadings except the lateral bending after the graft is fully fused for the osteoporosis model. This suggests that screw loosening can be initiated for the osteoporotic patient. Therefore, it can be suggested that more closer post-operative attention and rigid orthosis such as halo are necessary to prevent the patient from excessive movements.

**Key words :** Cervical spine(경추부), Anterior plate(전방 내고정 장치), Fusion(유합), Osteoporosis(골다공증), Sliding distance(미끄러움 운동)

## 서 론

전방 내고정 장치는 디스크 절제술 후 근접한 척추체의 유합을 위해 사용되는 골이식물의 안정성을 강화시키는데 주로 사용되어진다. 즉, 골이식물이 추체의 종판과 유합을 진행하며 하중을 지지하는 역할을 하는 동안 전방 내고정 장치는 다양한 경추부의 생리학적인 운동성을 제한하여 부가적인 안정성을 제공하므로 유합의 성공률을 증가시킨다. 하지만, Rapoff 등[1]은 전방 내고정 장치의 plate에 하중이 집중된 경우 골이식물이 재흡수(resorption)되거나 가관절(pseudo-arthritis)이 생성될 수 있으며, 골이식물로 모든 하중이 전달될 경우 골이식물이 이탈하거나 파단이 일어남을 보고하였고, Pilliar 등[2]은 유합면에서의 미세운동이 골유합을 방해하는 요소로 작용한다고 하였다. 특히 Natarajan 등[3]은 환자의 척추체가 골다공증으로 인해 약해진 경우, 증가된 운동성으로 인하여 유합이 성공할 확률은 더 작아진다고 보고하였다. 그리고, Heidecke 등[4]이 전방 내고정 장치가 시술된 환자 중, screw의 해리 및 plate의 이탈현상이 골다공증 환자에게서 발생하였음을 보고하였으며, 이러한 현상으로 인한 기기의 돌출은 식도의 연하운동을 방해하거나 식도를 침입할 수도 있다고 덧붙였다. 따라서, 골이식물의 유합 및 기기의 고정력에 영향을 미치는 하중 집중, 미세운동, 골다공증으로 인한 척추체의 강성도 약화 등과 같은 생체역학적 요소 및 특성을 이해하는 것은 임상외과에 시술에 적합한 내고정 장치의 형태 및 크기에 대한 선택을 가능하도록 하며 시술 후 외부 고정, 재활에 대한 중요한 정보를 제공한다.

지금까지 골이식물을 삽입하고 전방 내고정 장치가 적용된 상황에서의 생체역학적인 특성을 이해하기 위한 다양한 연구가 수행되어져 왔다. 하지만, 기존 실험의 경우 실험 자체의 한계성으로 인하여 시술 직후의 상황을 재현하는 것은 가능하지만, 골이식물이 유합되는 과정 및 골다공증 환자의 상황을 쉽게 재현할 수 없어 그 응용 범위가 제한되어 있었으며, 유합요소에 의한 기존 연구의 경우, Natarajan 등[3]이 골이식물을 삽입한 후 골다공증 및 다양한 변수에 대한 영향을 평가하였지만, 아직까지 전방 내고정 장치를 적용한 경우에 있어서 유합에 영향을 미치는 요소들에 대한 생체역학적인 분석은 없는 상태이다. 특히 골다공증 환자에게 다양한 하중조건이 가해진 경우에 있어서 경추부의 생체역학적 거동에 대해서는 거의 알려진 바가 없는 실정이다.

따라서, 본 연구에서는 다양한 하중 모드에서 환자의 골다공

증 유무에 따른 내고정 장치 시술 직후 및 유합 후의 안정성을 평가하기 위해 C5-C6 운동분절의 생체역학적 거동을 분석하였다. 이러한 목적으로 C5-C6 운동분절을 유합요소 모델로 구현하고 다양한 하중 하에서의 거동을 기존 실험 결과와 비교, 검증하여 모델에 대한 신뢰성을 부여한 후, 전방 내고정 장치가 시술된 상황을 고려하여 시술 직후와 유합 후의 2가지 유합요소 모델로 구현하여, 종판과 골이식물 경계면에서의 미세운동 뿐만 아니라, 운동분절의 회전 운동, 골이식물에서의 von Mises 응력, 전방 내고정 장치 내에서의 von Mises 응력, 그리고 척추체 내의 해면골과 피질골에서의 von Mises 응력 및 신연율을 각각 평가하였다. 특히 첫 번째 모델의 경우, 시술 직후의 상황을 재현하기 위하여 종판과 골이식물의 경계면을 미끄러짐이 발생하는 접촉면을 통하여 하중이 전달되도록 모델링하고, 두 번째 모델의 경우, 완전히 유합된 상황을 재현하기 위하여 종판과 골이식물이 완전히 고정된 것으로 모델링하였다. 또한 각 모델에 대하여 골다공증 상태를 구현하고 정상 상태의 모델과 비교하였다.

## 연구 방법

### 1. C5-C6 유합요소 모델의 구현

먼저 모델의 검증을 위해 C5-C6 운동분절의 3차원 유합요소 모델을 구현하였다. 이를 위해 25세 정상 남자 1인의 C6를 1 mm 간격의 CT 슬라이스 이미지를 이용하여 재구성하였으며, 해부학적 자료(Table 1)[5]를 근거로 C6의 크기를 전후방, 내외측, 상하 방향으로 각각 조절하여 C5의 유합요소 모델을 구현하였다. 구현된 C5와 C6 사이에 전, 후방 높이가 각각 5 cm, 3.5 cm인 추간판이 위치할 수 있도록 간격을 두고 C5를

표 1. C6에 대한 C5 추체 크기의 비율[5]

Table 1. Ratios of C5 relative to C6 for the dimensions of the vertebral body

	Ratio of A-P distance	Ratio of M-L distance	Ratio of S-I distance
C6	1	1	1
C5	0.89	0.88	1.05

A : anterior; P : posterior; M : medial; L : lateral;

S : superior; I : inferior



그림 1. C5-C6의 3차원 유한요소 모델  
Fig. 1. 3-D finite element model of the C5-C6

C6에 대하여 후방으로 1.5mm를 전이시켜 정상인에 대한 경추부 전만곡을 재현하였다. 모델의 각 부분을 구현하기 위해 사용한 요소와 그 방법은 다음과 같다.

추체 및 후방요소는 8절점 등방성 요소로 구성하였으며, 이 요소들은 균일하고 방향성이 없는 것으로 가정하였다. 추체는 피질골과 해면골, 그리고 종판으로 나누었으며, 각각 262개, 640개, 182개의 8절점 등방성 요소로 구성하였다. 피질골과 종판의 두께는 기존 문헌[7]에 근거하여 약 1mm로 설정하였다. 후방요소는 해면골과 피질골의 경계면을 정확히 측정할 수 없으므로 균일한 물성치를 갖도록 단순화 시켰다. 추간판은 수핵과 섬유륜을 연속체로 가정하고 모두 110개의 8절점 등방성 요소로 구성하였다. 정상적인 수핵의 경우 추간판 부피의

30~50%를 차지하며 겔(gel) 상태의 기계적 성질을 가진다는 문헌[6, 7]에 근거하여, 본 연구에서는 수핵을 35%의 부피를 차지하도록 하였으며, poisson's ratio를 0.49로 하여 비압축성 특성을 실제와 유사하게 재현하였다. 후방관절면(facet joint)은 횡단면에 대해 45°를 기울였으며 관절에서의 접촉현상은 34개의 표면 접촉 요소를 이용하여 구성하였다. 상·하 연골면의 미끄러짐(sliding)을 재현하기 위하여 접촉요소에 Kumaresan 등[8]이 사용한 0.01의 마찰계수를 부여하였으며, 최초의 상·하 접촉면의 거리를 정상인의 평균치인 0.5mm로 재현하기 위하여 하부 관절면을 법선방향으로 전이시켜 상부 관절면의 위치를 정하였다. 인대는 경추부의 운동에 주로 관여하는 5종류(전방 중 인대, 후방 중 인대, 관절막 인대, 황색 인대, 극간 인대)를 22개의 선형 밧줄 요소로 구성하였다. 밧줄 요소는 인장시에만 영향을 미치며, 인대의 생리학적인 특성을 나타내도록 기존 문헌에 근거하여 각 인대에 해당되는 물성치[9]와 단면적[10]을 부여하였다. 각 요소는 해부학적인 위치에 근거하여 인대의 축방향을 따라 해당하는 절점을 연결시켜 구성하였다. 이와 같은 방법으로 개발된 경추 모델은 Fig. 1에 나타나 있다. 물성치는 Voo 등[9]과 Goel 등[10]의 기존문헌을 참조하였으며, 모델의 각 부분에 사용된 요소의 종류와 물성치를 Table 2에 나타내었다. 모델의 검증은 C5-C6 유한요소 모델에 다양한 모멘트 하중을 적용하고 그 결과를 기존 실험 결과와 비교하여 수행하였다.

2. 전방 내고정 장치의 적용 모델 구현

구현된 운동분절 모델은 Smith-Robinson 방식(Fig 2)의

표 2. 본 모델에 사용된 요소의 종류와 물성치

Table 2. Element types and material properties used for the model

Material	Element type	Young's Modulus(E) (MPa)	Poisson's Ratio( $\nu$ )	Cross Sectional Area (mm <sup>2</sup> )
Cortical bone	3D isotropic solid element	10,000	0.30	-
Plate and screw	3D isotropic solid element	114,000	0.33	-
Cancellous bone	3D isotropic solid element	450	0.25	-
Posterior elements	3D isotropic solid element	3500	0.25	-
Endplates	3D isotropic solid element	2,000	0.20	-
Disc annulus	3D isotropic solid element	3.8	0.45	-
Disc nucleus	3D isotropic solid element	1.0	0.49	-
ALL	2-node link element	54.5	0.39	6.1
PLL	2-node link element	30	0.39	5.4
ISL	2-node link element	1.5	0.39	46.6
LF	2-node link element	1.5	0.39	50.1
CL	2-node link element	2	0.39	13.1

Facet contact surface contact element friction coefficient: 0.01

ALL : anterior longitudinal ligament; PLL : posterior longitudinal ligament; ISL : interspinous ligament, LF : ligamentum flavum, CL : capsular ligament

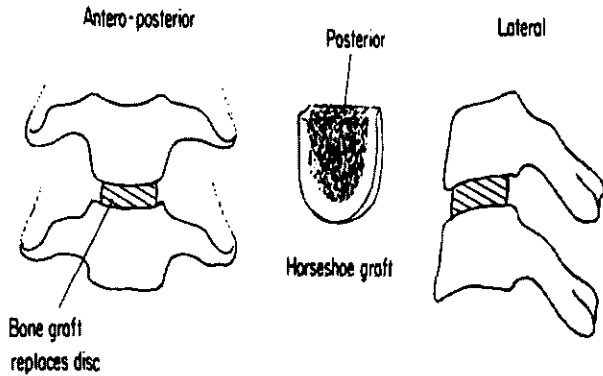


그림 2. Smith-Robinson 방식의 골이식물 삽입

Fig. 2. Smith-Robinson interbody fusion technique with bone graft

골이식물을 이용한 추체 유합술(interbody fusion)과 전방 내 고정 장치의 삽입을 재현하기 위해 수정되었다. Smith-Robinson 방식을 유한요소 모델로 구현하기 위해, 임상적 시술법에 근거하여 먼저 전방중인대와, 구상돌기(uncinate process) 상의 추간판을 제외한 나머지 추간판을 전방부터 후방까지 제거하였다. 구상돌기(uncinate process) 상의 추간판은 전방 내고정 장치의 강성도(rigidity)에 비해 전체 결과에 미치는 영향이 거의 없을 것이라 가정하고 모델의 해석 시 제외시켰다. 추간판이 제거된 공간에 직육면체 형상의 골이식물을 재현하였으며, 단면적이 C5 척추체 상위면의 58%를 차지하도록 하였다. 골이식물은 등방성 물질로 가정하였으며, 3500MPa의 탄성계수를 적용하였다. 마지막으로, 전방 plate와 screw를 구현된 모델의 추체에 삽입하였다. Plate의 기하학적 형상은 25mm 길이의 Orion plate(Sofamor-Danek, Memphis, TN, USA)에 근거하였으며, 추체와의 연결은 단지 screw에 의존하는 것으로 하였다. screw는 나사산이 없는 원통형으로 형상을 단순화하였다. Fig 3에 전방 내고정 장치가 적용된 모델이 나타나 있다.

수정된 모델은 골이식물의 상태에 따라 2종류의 유한요소 모델로 구현하였다. 즉, (a) 시술 직후의 상황(immediately after surgery)을 재현하기 위해 접촉 요소를 사용하여 골이식물과 종판을 미끄러짐이 발생하는 접촉면을 통해 하중을 전달하도록 구현한 모델과 (b) 시술 후 3~4개월이 경과되어 완전히 융합된 상황(fully fused)의 두 모델을 구현하였다. 첫 번째 모델의 경우, 종판과 골이식물 사이의 마찰계수에 대한 기존 실험치가 없어, 활액이 채워져 있는 상태의 고관절 임플란트에 대한 마찰계수 값인 0.08~0.22의 범위에서 그 중간값인 0.15를 사용하였다. 이와 더불어 각 모델에 대해서 골다공증 상태의 생체역학적 거동을 예측하기 위하여 해면골의 물성치를 정상 모델과 골다공증 모델에 대하여 각각 Mosekilde 등[11]이 제시한  $0.17, 0.11\text{g/cm}^3$ 의 ash density에 해당되는 100, 40MPa의 탄성 계수로 적용하였다.

### 3. 하중조건 및 구속조건

의공학회지: 제22권, 제1호, 2001

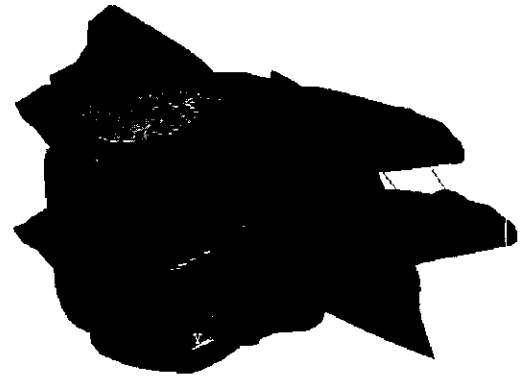


그림 3. 전방 내고정 장치가 적용된 모델

Fig. 3. A surgery model with anterior plate and interbody fusion

모델의 검증 및 분석을 위해 기존 실험[12, 13, 14]과 동일한 하중조건 및 구속조건을 재현하였다. 먼저, 모델의 초하단면에 위치한 모든 절점들을 모든 방향에 대해서 구속하고, 최상위면에 최초 머리의 하중인 73.6N의 압축하중(compression load)을 가한 후 1.8Nm의 굴곡-신전(flexion-extension), 굽힘(lateral bending), 비틀림(torsion) 모멘트를 각각 가하였다. C5-C6 유한요소 모델의 경우, 기존 실험 문헌과의 비교 검증을 위해 1.8Nm 모멘트를 0.45Nm씩 네 번으로 나누어 단계적으로 적용하였다. 압축응력은 추체 상위면 전체에 분산된 하중(distributed load)으로 가해졌으며, 모멘트 하중은 횡단면에 대한 추간판의 기하학적 중심으로부터 가장 떨어져 있는 추체의 두 절점에 점하중을 이용하여 가하였다. 해석시 기하학적 비선형성을 고려하였으며, 범용 유한요소 프로그램인 ANSYS 5.6(Swanson Analysis System, Inc., Houston, PA, USA)를 이용하였다.

### 4. 결과 분석

모델의 검증을 위해 굴곡/신전, 굽힘, 비틀림 하중을 가한 후 C6에 대한 C5의 상대적 회전 강성도와 회전 운동을 구하였다. 회전 강성도는 모멘트-회전 곡선에서 0, 0.45, 0.9, 1.35, 1.8Nm에 해당하는 다섯 점에 대한 회귀직선을 그어 그 기울기 값으로 정의하였으며, 회전운동은 C5 추체 피질골의 두 점을 선택하여 선을 긋고, 하중을 가하기 전후 상태의 각도 차이 값으로 정의하였다. 계산된 결과는 Moroney[12], Liu[13], Pelker 등[14]의 강성도 및 회전운동 결과와 비교하였다.

전방 내고정 장치가 적용된 모델의 분석을 위해 C6에 대한 C5의 상대적 회전 운동, 골이식물에서의 von Mises 응력, 종판과 골이식물 접합면에서의 미끄럼운동, plate와 screw 내에서의 von Mises 응력, 그리고 해면골과 피질골에서의 von Mises 응력 및 신연율을 구하였다. 상대적 회전 운동에 대한 분석의 경우, 유합 과정상의 효과를 분석하기 위하여 식 (1)을, 정상에 대한 골다공증의 효과를 평가하기 위하여 식 (2)를 이용하였다.

% Change of the relative rotational motion due to surgery =  $\frac{R_{after} - R_{before}}{R_{before}} \times 100\%$  (1)

% Change of the relative rotational motion due to osteoporosis =  $\frac{R_O - R_N}{R_N} \times 100\%$  (2)

여기서,  $R_{after}$ 는 시술 직후 및 유합 후의 상대적 회전운동을,  $R_{before}$ 는 시술 전 모델에서의 상대적 회전운동을 나타낸다.  $R_O$ 는 골다공증 모델에서의 상대적 회전운동을,  $R_N$ 은 정상 모델에서의 상대적 회전운동을 나타낸다. 미끄럼운동 분석은 골이식물과 종판의 접합면에서 발생된 최대 미끄럼거리(maximum sliding distance)로 비교하였으며, 상대적 회전운동과 마찬가지로 골다공증에 대한 효과를 평가하기 위하여 식(3)을 이용하였다.

% Change of the sliding distance due to osteoporosis =  $\frac{S_O - S_N}{S_N} \times 100\%$  (3)

$S_O$ 는 골다공증 모델에서의 미끄럼거리를,  $S_N$ 은 정상모델에서의 미끄럼거리를 나타내며, 유합된 후에는 미끄럼이 발생하지 않으므로 시술 직후에만 산출하였다. 골이식물 내에서의 von Mises 응력 분석에서는 최대 von Mises 응력을 산출하고 An 등[15]의 압축강도와 비교하여 골이식물의 파단 가능성을 예측하였다. 전방 내고정 장치 내에서의 von Mises 응력 분석에서는 plate와 screw 내에서의 최대 von Mises 응력을 산출하고 T<sub>1</sub> 합금의 항복 응력과 비교하여 파단에 대한 위험성을 예측하였으며, 식(4)를 이용하여 골다공증에 의한 효과를 분석하였다.

% Change of von Mises stress due to osteoporosis =  $\frac{VMS_O - VMS_N}{VMS_N} \times 100\%$  (4)

$VMS_O$ 는 골다공증 모델에서의 von Mises 응력을,  $VMS_N$ 은 정상 모델에서의 von Mises 응력을 나타낸다. 해면골에서의 최대 von Mises 응력 분석은 식(5)를 이용하여 골다공증에 의한 screw와 해면골 계면에서의 파단 가능성을 유추하였다. 즉, 식(5)에서의 결과가 1을 초과하는 시점으로부터 파단이 발생하는 것으로 가정하였다.

Stress ratio =  $\frac{\text{Maximum von Mises stress}}{\text{ultimate strength}}$  (5)

식(5)에서 ultimate strength는 Lot's의 실험식인 식(6), (7)에 근거하여 산출하였다[16]. 정상 모델의 경우, 100MPa의 탄성계수를 식(6)에 대입하여 82.7 mg/ml의 골밀도 값(QCT)을 얻고, 이 값을 식(7)에 대입하여 최종적으로 1.5MPa의 ultimate strength를, 골다공증 모델에서도 같은 방식으로 40MPa의 탄성 계수를 대입하여 0.48 MPa의 ultimate strength를 산출하였다.

QCT =  $(2E)^{1/1.2}$  ( $r^2=0.90, p<0.001$ ) (6)

Ultimate strength =  $0.002(QCT)^{1.5}$  ( $r^2=0.89, p<0.01$ ) (7)

E는 정상 및 골다공증 모델의 해면골 탄성계수를, QCT는 QCT를 이용해 측정된 골밀도 값을,  $r^2$ 은 회귀 분석을 통하여 얻은 결정 계수를, p는 유의확률을 각각 나타낸다. 피질골에서의 최대 von Mises 신연을 분석의 경우는 식(8)을 사용하여 screw와 피질골 계면에서의 파단 가능성을 유추하였다. 해면골에서와 마찬가지로 1을 초과하는 경우, 파단이 발생하는 것으로 하였다.

Strain ratio =  $\frac{\text{Maximum von Mises strain}}{3\% \text{ ultimate strain}}$  (8)

해면골에서는 Lot's의 실험식을 이용하여 ultimate strength를 산출하였지만, 이를 피질골로 적용할 수 없으므로 피질골이 3%의 최대 변형률을 갖는다는 문헌에 근거하여 3% ultimate strain을 적용하였다[17, 18, 19].

## 결 과

### 1. C5-C6 유한요소 모델의 검증

C5-C6 유한요소 모델의 상대 회전 강성도 및 회전운동 결과(Table 3)는 굴곡-신전(flexion/extension), 굽힘(lateral bending) 하중에서 문헌에서 발표된 실험치 값의 오차 범위 내에 포함되었다. 단지 비틀림(axial torsion) 하중에서 강성도(stiffness)가 실험치에 비해 약간 낮은 경향을 보였지만, 회전운동(rotational motion)에서는 기존 문헌치와 유사하였다. 전체적으로 볼 때 검증 모델의 상대적인 강성도와 회전정도는 기존 실험의 결과와 유사하였으며, 이와 같은 사실로 미루어 볼 때 본 연구에서 개발한 C5-C6 유한요소 모델은 정확히 경추의 정적 하중하에서의 특성을 나타내고 있다고 판단되어 전방내고정 장치를 모델에 적용하였다.

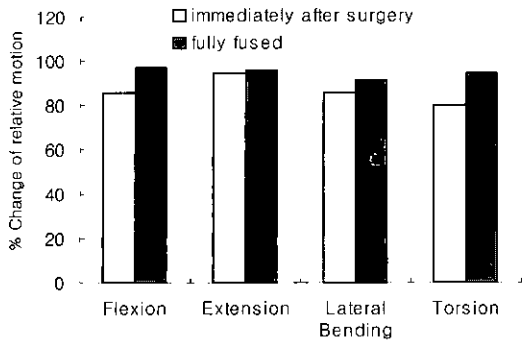


그림 4. 전방 내고정 장치 시술 후 정상 모델에서의 회전운동 감소를 Fig. 4. Percent decrease in relative motion for the normal model after surgery

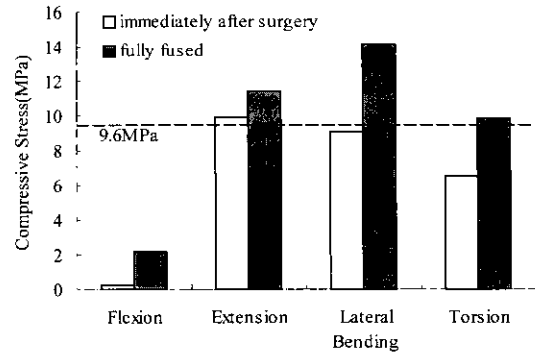


그림 5. 정상 모델의 골이식물에서의 최대 von Mises 응력 Fig. 5. Maximum von Mises stress within the bone graft for the normal model after surgery

2. 전방 내고정 장치가 적용된 모델에 대한 결과

a. 시술 후 유합과정에 대한 분석

정상모델

정상 모델(E=100MPa)에 대한 시술 직후 및 유합 후 모델에 다양한 하중이 가해졌을 때의 상대적 회전운동을 시술전 모델과 비교하여 그 변화율을 Fig 4에 나타내었다. 그림에서 보듯이 시술 직후 및 유합 후 모델의 상대적 회전운동은 시술 전 모델에 비해 모든 하중 모드에서 감소하였다. 특히, 시술 직후 비틀림 하중에서 최소인 80%가 예측되어, 전방 내고정 장치를 시술한 직후 비틀림 하중에 대한 안정성이 낮음을 보였다. 하지만, 유합 후에는 그 변화율이 95%로 증가함을 보여 유합이 진행될수록 다른 하중에 비해 비틀림 하중에 대한 고정력이 최대로 강화됨을 알 수 있었다.

골이식물에서의 최대 von Mises 응력은 시술 직후 굴곡, 신전, 굽힘, 비틀림 하중에서 각각 0.24, 8.99, 8.48, 7.25 MPa로 예측되었다(Fig 5). 이중 최대값(8.99 MPa)은 신전 하중에서 발생하였지만, 골이식물의 압축강도인 9.6MPa[14] 미만인 것으로 나타나 파단(fracture)의 위험성은 없는 것으로 보였다. 유합된 후에는 von Mises 응력이 시술 직후에 비해 모든 하중 모드에서 증가하였으며, 굴곡, 신전, 굽힘, 비틀림 하중에

대하여 각각 5.68, 13.7, 17.17, 11.02 MPa인 것으로 나타났다. 이중 신전, 굽힘, 비틀림 하중의 경우 유합 후에 압축강도(9.6 MPa)를 초과하였으며, 시술 직후보다 유합 후에 골이식물에서의 파단 위험성이 더 큰 것으로 나타났다. 유합에 의한 하중 분산 효과에 있어서 굴곡 하중의 경우 시술 직후(0.24 MPa)에 비해 약 24배 정도인 5.68 MPa로 예측되어 유합 후 골이식물로의 하중 분산이 굴곡하중에서 최대로 발생함을 알 수 있었다.

전방 내고정 장치의 plate와 screw 내에서의 최대 von Mises 응력은 시술 직후에 비해 유합이 된 경우 감소하였다. 최대값은 시술 직후 응력은 비틀림 하중에서 100.9 MPa로 나타났지만 Ti 합금의 항복응력인 760 MPa에는 못 미쳐 파단의 위험성은 없었다. 하중 분산 효과에 있어서 유합 후에 von Mises 응력이 굴곡 하중에서 가장 큰 감소(시술 직후: 57.2 MPa, 유합 후: 18.4 MPa)를 보였으며, 신전 하중에서 가장 작은 감소(시술 직후: 31.4 MPa, 유합 후: 24.1 MPa)를 보여 골이식물로의 하중 분산 효과가 굴곡, 신전 하중에서 각각 최대, 최소임을 알 수 있었다. 이는 하중 분산에 대한 골이식물에서의 von Mises 응력 결과를 뒷받침하였다.

해면골에서의 파단 가능성에 대한 수치는 시술 직후에 비해 유합이 된 경우 감소하였다(Table 4). Table 4에서 보듯이, 시술 직후 비틀림 하중이 가해진 경우, C5, C6 level에서 각각

표 3. 기존 실험치에 대한 상대적 회전 강성도 및 회전운동의 비교

Table 3. Comparison of relative rotational stiffness and motion with the results from experimental studies

		Loading modes			
		Flexion	Extension	Lateral bending	Torsion
Rotational stiffness (Nm/degree)	Our study	0.48	0.67	0.63	0.52
	Moroney[11]	0.10-0.83	0.26-1.80	0.19-1.58	0.64-2.02
	Liou[12]	0.02-1.40	0.04-1.6	0.02-2.20	0.76-2.44
Rotational motion (degrees)	Our study	4.03	2.89	2.88	3.47
	Moroney	5.55(1.84)	3.52(1.94)	4.71(2.99)	1.85(0.67)
	Pelker[13]	7.6(3.24)	3.6(1.6)	3.6(1.4)	3.9(2.2)

표 4. 해면골의 ultimate strength에 대한 최대 von Mises 응력 비

Table 4. Ratios of maximum von Mises stress relative to ultimate strength for the cancellous bone

Model	Condition	Level	Loading modes			
			Flexion	Extension	Lateral bending	Torsion
Normal (E=100MPa)	Immediately after surgery	C5	0.901	0.578	0.594	1.379
		C6	0.534	0.443	0.395	1.297
	Fully fused	C5	0.539	0.557	0.402	0.788
		C6	0.139	0.334	0.309	0.525
Osteoporosis (E=40MPa)	Immediately after surgery	C5	1.934	1.293	1.018	4.061
		C6	1.283	0.982	0.831	3.592
	Fully fused	C5	1.229	1.218	0.839	1.800
		C6	0.240	0.684	0.569	1.050

표 5. 피질골의 3% ultimate strain에 대한 최대 von Mises 신연율 비

Table 5. Ratios of maximum von Mises strain relative to 3% ultimate strain for the cortical bone

Model	Condition	Level	Loading modes			
			Flexion	Extension	Lateral bending	Torsion
Normal (E=100MPa)	Immediately after surgery	C5	0.099	0.085	0.116	0.095
		C6	0.069	0.052	0.075	0.102
	Fully fused	C5	0.079	0.080	0.063	0.074
		C6	0.043	0.044	0.076	0.052
Osteoporosis (E=40MPa)	Immediately after surgery	C5	0.130	0.103	0.130	0.148
		C6	0.082	0.063	0.082	0.160
	Fully fused	C5	0.091	0.092	0.069	0.076
		C6	0.045	0.050	0.085	0.061

1.379, 1.297의 값을 보여 해면골의 파단이 발생할 수 있음을 나타내었으며, 최대 von Mises 응력이 screw의 끝 부분에서 관찰되는 것으로 볼 때 screw의 헤리가 전체 해면골과의 계면 중 가장 내부에서 시작됨을 알 수 있었다. 그러나, 유합이 된 후에는 모든 하중 모드에서 1 미만의 값을 보여, 비틀림 하중

에서 초기 파단 가능성을 보였던 시술 직후에 비해 안정성이 증가함을 알 수 있었다.

피질골에서의 파단 가능성에 대한 수치는 시술 직후에 비해 유합이 된 경우 전체적으로 감소되는 경향을 보였지만, 모든 값이 1 미만인 것으로 나타나 파단의 위험성은 없는 것으로 나타났다(Table 5). 또한 해면골에서의 파단 가능성을 나타내는 수치가 피질골에서의 수치보다 1에 더 근접하고 있어 피질골보다 해면골에서 먼저 파단이 일어날 것으로 예측되었다.

골다공증 모델

전체적으로 유합 과정에 대한 영향은 정상 모델과 거의 유사하였다. 상대적 회전운동의 경우, 정상 모델과 마찬가지로 시술 직후 비틀림 하중에서 최소 72%의 변화율을 보여 가장 안정성이 낮았으며, 유합 후에 그 변화율이 94%로 증가하여 비틀림 하중에서 최대의 고정 효과가 있는 것으로 나타났다(Fig 7). 골이식물에서의 최대 von Mises 응력은 전체적으로 정상 모델에 비해 증가하여 골이식물에서의 하중 부담이 커졌음을 보였으며, 시술 직후에 신전 하중에서 10.4 MPa로, 유합 후에는 신전, 굽힘, 비틀림 하중에서 15.32, 19.82, 12.76 MPa로 압축강도를 초과하여 골이식물의 파단에 대한 위험성을 보였다

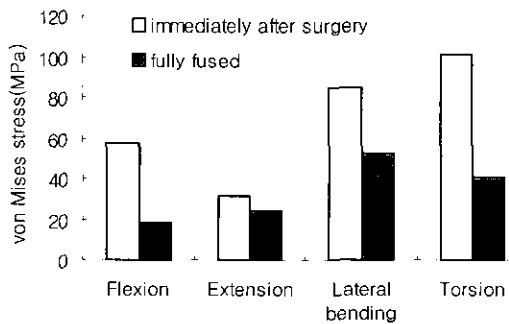


그림 6. 정상 모델의 전방 내고정 장치 내에서의 최대 von Mises stress

Fig. 6. Maximum von Mises stress within the anterior plate for the normal model after surgery

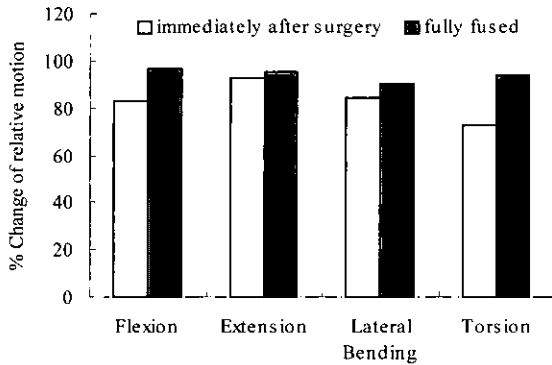


그림 7. 전방 내고정 장치 시술 후 골다공증 모델에서의 회전운동 감소율  
 Fig. 7. Percent decrease in relative motion for the osteoporosis model after surgery

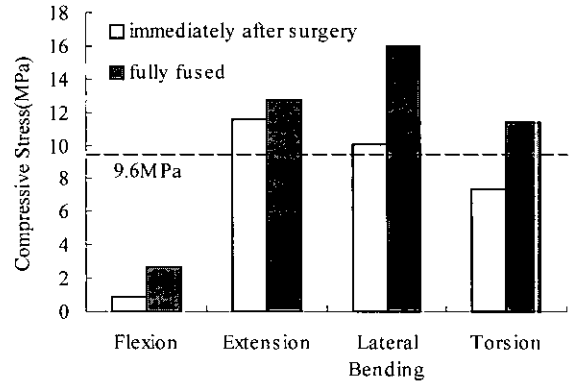


그림 8. 골다공증 모델의 골이식물 내에서의 최대 von Mises stress  
 Fig. 8. Maximum von Mises stress within the bone graft for the osteoporosis model after surgery

(Fig. 8). plate와 screw 내에서의 최대 von Mises 응력 및 해면골, 피질골에서의 파단 가능성 수치의 경우는 정상 모델과 유사한 경향을 보였다(Fig 9). 그러나, 해면골에서의 파단 가능성 수치의 경우, 시술 직후 모든 하중 하에서 1을 초과하여 파단 가능성이 예측되었으며, 유합이 된 후에도 굽힘 하중을 제외한 모든 하중에서 1을 초과함을 보여 유합이 되더라도 해면골의 파단 위험성은 여전히 존재하는 것으로 나타났다.

b. 골다공증의 영향 분석

상대적 회전운동은 정상 모델에 비해 골다공증 모델에서 증가함을 보였다(Fig 10). 이중 최대 변화율은 시술 직후 비틀림 하중에서 37.3%로 예측되어, 골다공증으로 인해 해면골의 물성치가 저하된 경우, 비틀림 하중에서 안정성이 크게 낮아짐을 보였다. 하지만 유합 후의 경우에는 굴곡, 신전, 굽힘, 비틀림 하중에서 각각 8.8, 9.1, 10.7, 12.8%로 유사한 변화율을 보여 완전히 유합이 된 후에는 골다공증의 회전 운동에 대한 영향이 모든 하중에 대하여 유사하게 작용함을 나타내었다.

총판과 골이식물 접촉면에서의 미끄럼운동거리는 시술 직후 모델에서만 고려하였으며 골다공증 모델에서 모든 하중에 대해 증가하였다(Fig 11, 12). 비틀림 하중을 가한 경우, 정상 모델과 골다공증 모델에서의 미끄럼운동거리는 각각 0.19mm, 0.29mm였으며, 이는 Pilliar 등[2]이 보고한 유합이 가능한 최대 미세운동(Micromotion) 범위인 0.15mm보다 큰 것으로 나타나 정상모델 및 골다공증에서 모두 골유합 실패의 위험성을 보였지만, 골다공증 모델의 경우 정상모델에 비해 41%의 증가율을 보여 그 위험성은 정상모델보다 더 큰 것으로 나타났다.

골이식물에서의 von Mises 응력은 정상 모델보다 골다공증 모델에서 모든 하중에 대해 증가하였다(Fig 5, 8). 이는 골다공증 모델의 경우 골이식물이 부담하는 하중의 정도가 증가하였음을 의미하며, 골이식물의 파단 가능성이 정상인 경우보다 더 높음을 나타내었다. 그 예로 정상 모델의 경우, 시술 직후에 신전 하중에서 von Mises 응력이 8.99 MPa로 압축강도(9.6

MPa)보다 낮게 관찰된 것에 비해(Fig 5) 골다공증 모델의 경우에는 시술 직후에 신전 하중에서 10.4 MPa인 것으로 나타나 골이식물의 압축강도를 초과하였다(Fig 8). 유합 후에는 골다공증에 상관없이 신전, 굽힘, 비틀림 하중에서 모두 9.6 MPa를 초과하여 골이식물의 파단 위험성을 나타내었다.

최대 von Mises 응력은 시술 직후 및 유합 후의 모델에서 감소 또는 증가를 보였다. 시술 직후에는 신전, 굽힘, 비틀림 하중에서 증가를, 굴곡 하중에서 감소하였으며, 유합 후에는 굴곡, 굽힘 하중에서 증가를, 신전, 비틀림 하중에서 감소하는 경향을 보였지만(Fig 13), 모든 값이 Ti 합금의 항복응력인 760 MPa 이하로 나타났으며(Fig 6, 9), 변화율도 모든 값이 10% 이내에 있어 골다공증에 의한 영향은 전방 내고정 장치 내에서의 von Mises 응력에 크게 영향을 미치지 않는 것으로 나타나 환자의 골다공증으로 인한 전방 내고정 장치의 파단 위험성은 없는 것으로 보였다.

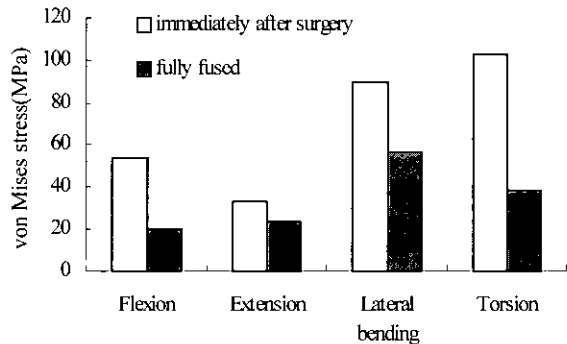


그림 9. 골다공증 모델의 전방 내고정 장치 내에서의 최대 von Mises stress  
 Fig. 9. Maximum von Mises stress within the anterior plate for the osteoporosis model after surgery



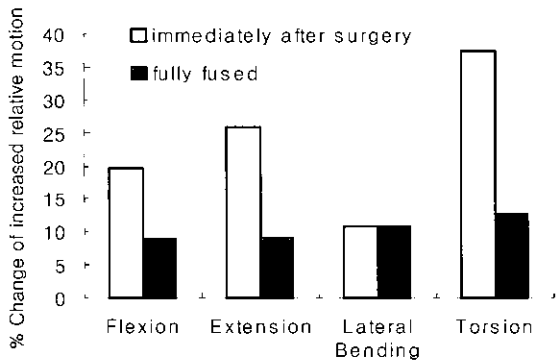


그림 10. 정상 모델에 대한 골다공증 모델의 회전운동 변화율  
 Fig. 10. Percentage changes in the relative motion for the osteoporosis model relative to the normal model after surgery

해면골 및 피질골에서의 파단 가능성 수치는 정상 모델보다 골다공증 모델에서 증가하였다. 이러한 증가는 C6보다 C5에서 더 큰 것으로 나타났으며, 특히 시술 직후 굴곡, 비틀림 하중에서 파단 위험성을 보이는 C6에 비해 C5 추체내의 해면골은 모든 하중에서 1을 초과하여 C6보다 C5에서의 screw 해리가 먼저 발생할 것으로 예측되었다. 피질골의 경우, 전체적으로 그 값이 증가하였지만 정상, 골다공증 모델에서 모두 1 미만의 값을 보여 골다공증에 의한 파단 위험성은 없는 것으로 보였다.

고 찰

본 연구에 사용된 C5-C6 유한요소 모델은 많은 가정을 설정하여 구성요소를 모델링하였다. 추간판은 연속체로 가정하여 섬유대(annulus fibers)를 삽입하지 않았으며, 인대의 경우 비선형 특성을 고려하지 않고 선형인 것으로 가정하였다. 최근 Natarajan 등[3]과 Goel 등[10]은 요추부에서 이미 사용되고 있는 모델링 방법을 도입하여 추간판의 섬유륜을 기저층(annulus ground)과 섬유대로 구분하여 모델링하였으며, 인대

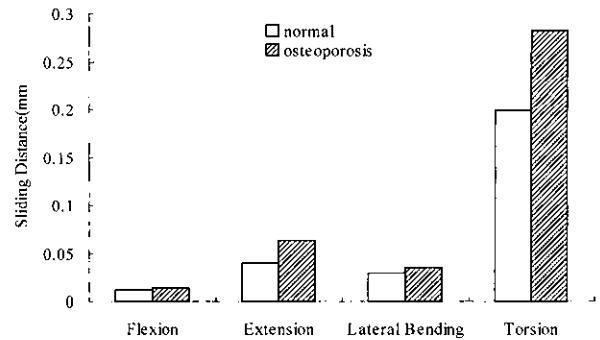
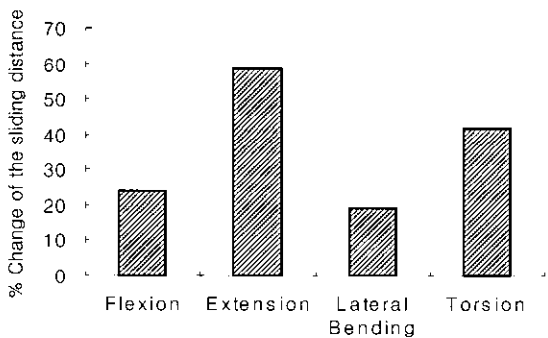


그림 12. 정상 모델에 대한 골다공증 모델의 미끄럼 운동 변화율  
 Fig. 12. Percentage changes in the sliding distance for the osteoporosis model relative to the normal model after surgery

그림 11. 골이식물과 종판사이의 미끄럼 운동  
 Fig. 11. Sliding distance between the bone graft and the endplate after surgery

는 비선형의 특성을 실제와 유사하게 적용하였다. 이러한 연구와 비교하였을 때 본 모델은 간소화되어 있어 비선형 특성을 정확하게 나타낼 수 없다. 하지만, Kumaresan 등[8]은 본 모델과 마찬가지로 추간판 및 인대를 간소화하여 모델링하였으며, 해석 후 그 결과가 Moroney 등[12]과 Liu 등[13]의 실험치와 일치함을 보였다. 본 연구에서도 그 결과가 Moroney[12], Liu[13], Pelker 등[14]의 실험치와 거의 일치함을 보여, 모델의 신뢰성이 부여되었다.

본 연구에서는 전방 내고정 장치를 적용한 모델을 구현하기 위해 먼저 정상인의 해부학적 자료를 근거로 한 C5-C6 유한요소 모델을 재현하여 검증하였다. 상대적 회전 강성도의 경우, 비틀림 하중에서 Moroney 등[12]과 Liu 등[13]의 기존 실험치보다 낮음을 보여 완전히 일치하지는 않았다. 하지만, 기존 실험의 경우 주로 나이든 성인의 다양한 시편을 이용한 반면, 본 모델에서는 문헌에 근거하여 평균적인 정상 성인에 대한 물성치를 적용하였다. 일반적으로 나이가 들수록 추간판 및 인대의 물성 변화와 추체의 형상 변화 등으로 인하여 강성도가 증가하는 것으로 알려져 있다. 따라서, 정상 성인의 물성치를 적용한 본 모델의 비틀림 하중에 대한 강성도가 기존 실험치에 비

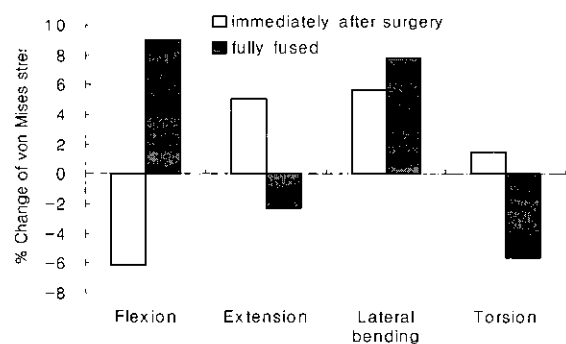


그림 13. 정상 모델에 대한 골다공증 모델의 von Mises 응력 변화율  
 Fig. 13. Percentage changes in von Mises stress for the osteoporosis model relative to the normal model after surgery

해 낮을 수도 있다고 사료되어, C5-C6 유한요소 모델을 전방 내고정 장치의 분석을 위해 사용하였다.

검증된 C5-C6 유한요소 모델로 골이식물 및 전방 내고정 장치가 시술된 상황을 재현하였다. 골이식물은 종판과의 접촉면을 완전히 평평하게 하였으며, screw는 해면골과 완전히 고정된 것으로, plate는 추체의 전방면과 접촉하지 않는 것으로 가정하여 모델을 구현하였다. 하지만, 실제적으로 골이식물의 경우, 그 표면이 불균일하여 다양한 하중 하에서 표면상의 돌출된 부위로 하중이 집중되므로 파단의 발생 가능성이 본 모델보다 더 높을 것으로 판단되며, screw의 경우에는 해면골과의 계면에서 전단 응력 또는 미접촉 등의 문제들이 발생하여 screw의 해리 현상을 가중시킬 것으로 예상된다. 그리고 plate의 경우에는 추체의 전방면과 접촉되는 면적이 증가될수록 안정성이 증가되므로, 본 연구에 사용된 모델은 실제보다 과대평가되었음을 알 수 있다. 이처럼 결과에 영향을 미치는 요소들간의 상대적 우위는 판별하기 힘들며, 따라서 차후에 이러한 요소들을 고려한 상태에서의 생체역학적 해석이 더 필요할 것으로 사료된다.

유합 후 정상 및 골다공증 모델에서 모두 골이식물에서의 von Mises 응력은 증가하는 반면 전방 내고정 장치 내에서의 von Mises 응력은 감소하여 골이식물로의 하중 분산효과가 유합이 진행될수록 증가함을 보였다. 골이식물로의 과도한 하중 집중은 파단을 야기시키지만 적절하게 가해진 하중은 골성장을 촉진시켜 골이식물의 유합을 유도하므로, 하중 분산 효과는 전방 내고정 장치의 설계에 있어서 중요한 요소이다. 본 모델의 결과에 의하면 시술 직후 굴곡하중에서 골이식물로의 하중 전달이 거의 없어 굴곡하중이 지속적으로 가해질 경우, 골성장이 저하됨을 나타내었으며, 이 하중에 있어서의 하중 분산이 효과적이지 않음을 보였다. 따라서, 굴곡 하중에 대한 전방 내고정 장치의 설계가 요구되며, 또는 후방고정 기기를 이용하여 적절한 하중을 골이식물로 전달시켜야 할 것으로 사료된다.

정상 및 골다공증 모델에서 유합 후의 상대적 회전운동은 시술 직후에 비해 감소되었으며, von Mises 응력은 증가하였다. 이것은, 시술 직후에는 큰 회전운동을 통해 골이식물로 비교적 적은 하중이 전달되어 낮은 von Mises 응력이 발생하는 반면, 유합 후에는 회전운동이 거의 일어나지 않아, 높은 von Mises 응력이 발생되기 때문이다. 즉 골이식물이 유합된 경우에 회전운동은 시술 직후에 비해 줄어들지만, 골이식물에서의 von Mises 응력은 증가됨을 나타낸다. 일반적으로, 운동성을 감소시키는 것이 유합에 있어서 합리적인 것으로 알려져 있지만, 이러한 경우 골이식물에서의 응력이 증가되므로, 외부기구나 장치를 개발할 때 두 요소를 만족시키도록 적절하게 조절하여야 한다.

골다공증 모델에서 상대적 회전운동이 정상모델에 비해 증가하였다. 특히, 시술 직후 비틀림 하중에서 최대인 37%의 증가를 보여 이 하중 모드에서의 안정성이 낮음을 나타내었다. Smith 등[20]의 실험에 의하면 전방 내고정 장치는 굴곡 하중에 대한 안정성은 충분하지만 비틀림 하중에서는 불안정한 것

으로 나타나 회전운동에 대한 결과를 뒷받침하였다. 이러한 현상은 비틀림에서의 회전운동 방향이 종판과 골이식물의 접촉면과 평행하기 때문에 발생하며, 골다공증이 있는 환자에게 전방 내고정 장치를 시술한 직후에 비틀림 하중이 가해질 경우 과다한 회전운동으로 유합이 실패할 수 있음을 나타내어 시술 직후 환자에게 collar 등의 정형술을 사용하여 과다한 회전운동을 보호해야할 필요성을 확인할 수 있었다.

종판과 골이식물 접촉면에서의 미세운동은 골다공증 모델의 경우, 비틀림 하중에서 최대 0.29 mm인 것으로 나타났다. 이 수치는 Pilliar 등[2]이 보고했던, 유합이 가능한 최대 범위인 0.15 mm의 2.5배 정도로 골다공증 환자에게 전방 내고정 장치를 시술한 경우, 비틀림 하중이 계속 가해졌을 때 유합이 실패할 수도 있음을 보였다. 따라서, 회전운동과 마찬가지로 비틀림 하중에서의 과도한 미세운동은 골유합의 실패 및 안정성 저하의 원인이 되기 때문에 이에 대한 보강을 위하여 골이식물의 형상을 개량하거나 또는 cage를 사용함으로써 종판과 골이식물의 마찰 계수를 높여 미끄러움을 방지하거나, 또는 내고정 장치의 개량 및 외부기구를 사용함으로써 더 효과적인 안정성을 제공할 수 있을 것으로 판단된다.

골이식물을 시술한 직후의 von Mises 응력은 정상 모델에 비해 골다공증 모델에 있어서 모두 증가하는 경향을 보였다. 특히, 시술 직후에는 신전 하중에서, 유합 후에는 신전, 굽힘, 비틀림 하중에서 그 값을 초과하였다. 따라서, 골다공증이 있는 환자의 경우, 유합이 진행됨에 따라 신전, 굽힘, 비틀림 하중이 가해질 때, 골이식물의 파단이 발생할 수 있음을 보여, 골이식물보다 더 강도가 높은 타이타늄 cage 등을 사용하여 von Mises 응력을 낮추어야 할 것으로 판단된다. 하지만, 이러한 골이식물에서의 최대 von Mises 응력은 대부분 후외측 방향의 가장자리에서 발생하였으며, Fig 2에서 보듯이 이 부분은 실제로 피질골에 해당되지만, 본 모델에서는 골이식물을 피질골과 해면골을 구분하지 않고 균질한 등방성 물질로 가정하여 중간치인 3500 MPa의 탄성계수를 적용하였으므로, 골이식물의 가장자리 부분이 피질골보다 그 물성치가 낮게 적용되었음을 알 수 있다. 실제적으로 Caspar 등[21]의 연구에 의하면 전방 내고정 장치가 시술된 후에 골이식물이 파단되는 건수는 그리 흔하지 않으며 본 모델에서의 von Mises 응력이 과도하게 예측되었음을 증명한다. 그러므로, 본 연구에서의 골이식물에서의 von Mises 응력에 대한 예측은 정량적이지 않으며, 그 경향을 분석하는데 이용할 수 있을 것으로 사료된다.

상대적 회전 운동 및 미끄러움운동의 경우 단지 비틀림 하중에 대한 보강이 필요할 것으로 예측된 반면 해면골에서의 파단 가능성 수치는 골다공증 모델에서 시술 직후 모든 하중에서 1을 초과하여 screw의 해리가 생리학적인 모든 하중 하에서 발생할 수 있음이 평가되었다. screw의 해리 및 뺨힘은 식도의 연하운동을 방해하여 환자가 음식을 삼키는데 불편함을 줄 수 있으며, 심한 경우 식도를 뚫고 나갈 수 있는 위험성을 가진 것으로 알려져 있다. 이러한 위험을 사전에 예방하기 위해 비틀림 하중을 포함한 모든 하중에 있어서 더 견고한 내부

고정 기기 또는 외부기기가 제공되어야 할 것으로 사료된다.

본 연구에서의 결과는 한 분절에서의 전방 내고정 장치에 대한 안정성을 평가한 것이므로, 2분절 및 다분절에 적용된 장치로 적용할 수 없다. Panjabi 등[22]은 전방 내고정 장치를 2분절 및 4분절 경추부에 적용한 경우 2분절에 비해 4분절에서 운동범위가 증가하였음을 보고하였다. 이는 다분절로 갈수록 회전운동 및 미끄럼 운동이 증가할 수 있음을 의미하며, 이후의 연구에서는 다분절 경추부에 전방 내고정 장치를 시술한 경우에 대한 생체역학적 거동을 분석할 예정이다.

C5-C6 모델 및 시술법을 적용한 모델에 대하여 모두 압축하중을 가한 후 굴곡/신전, 굽힘, 비틀림의 정하중을 각각 가하였다. 일반적으로 시술 후 초기 안정성은 시술의 성공 여부에 큰 영향을 미치는 것으로 알려져 있으나, Clausen 등[23]은 생체역학적 실험을 통하여 CSLP(Cervical Spine Locking Plate)는 시술 초기에는 굴곡 하중에서 안정한 것으로 나타났지만 5000번의 피로 하중 후에 불안정해졌으며, 반면에 Orion plate의 경우 피로 하중 전후에 모두 굴곡, 신전 하중에 대하여 안정성이 유지되었다고 보고하였다. 이러한 기존의 연구결과를 볼 때, 시술 직후에 대한 안정성 평가만으로 수술 기간 동안의 안정성까지 완전히 예측할 수 없으므로 정하중 분석과 함께 피로하중에 대한 분석도 동시에 이루어져야 할 것으로 판단된다. 그리고, Orion plate의 경우 굽힘, 비틀림에 대한 피로 실험이 아직까지 수행되지 않았으며, 다양한 하중이 복합된 상태에서의 생체역학적 거동에 대한 연구도 아직까지 수행되지 않았다. 따라서, 이같은 다양한 정적 및 동적 하중 조건을 고려한 유효요소 분석이 차후에 수행되어야 할 것으로 사료된다.

REFERENCES

1. A.J. Rapoff, T.J. O'Brien, A.J. Ghanayem, D.M. Heisey, and T.A. Zdeblick, "Anterior cervical graft and plate load sharing", J. Spinal Disorders, Vol. 12, No. 1, pp.45-49, 1999
2. R.M. Pilliar, H.U. Cameron, R.P. Welsh, and A.G. Binnington, "Radiographic and morphologic studies of load-bearing porous-surfaced structured implants", Clinical Orthopaedics and Related Research, Vol. 156, pp.249-257, 1981
3. R.N. Natarajan, B.H. Chen, H.S. An, and G.B. Andersson, "Anterior cervical fusion: A finite element model study on motion segment stability including the effect of osteoporosis", Spine, Vol. 25, No. 8, pp.955-961, 2000
4. V. Heidecke, N.G. Rainov, W.B. Burkert, "Anterior cervical fusion with the Orion locking plate system", Spine, Vol. 23, No. 16, pp.1796-1803, 1998
5. M.M. Panjabi, J. Duranceau, V.K. Goel, T. Oxland,

- and K. Takata, "Cervical human vertebrae: Quantitative three-dimensional anatomy of the middle and lower regions", Spine. Vol. 16, No. 8, pp.861-869, 1991
6. K.L. Markolf, and J.M. Morris, "The structural component of the intervertebral disc: a study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces", J Bone Joint Surg, Vol. 56-A, pp.675-687, 1974
7. A.L. Nachemson, "Disc pressure measurement", Spine, Vol. 6, pp.93-97, 1981
8. S. Kumaresan, N. Yoganandan, F.A. Pintar, "Finite element modeling approaches of human cervical spine facet joint capsule", J. Biomechanics, Vol. 31, pp.371-376, 1998
9. L.M. Voo, S. Kumaresan, N. Yoganandan, F.A. Pintar, and J.F. Cusick JF, "Finite element analysis of cervical facetectomy", Spine, Vol. 22, No. 9, pp. 964-969, 1997
10. V.K. Goel, and J.D. Clausen, "Prediction of load sharing among spinal components of a C5-C6 motion segment using the finite element approach", Spine, Vol. 23, No. 6, pp.684-691, 1998
11. L. Mosekilde, and C.C. Danielsen, "Biomechanical competence of vertebral trabecular bone in relation to ash density and age in normal individuals", Bone, Vol. 8, pp.79-85, 1987
12. S.P. Moroney, A.B. Schultz, J.A. Miller, and G.B. Andersson, "Load-displacement properties of lower cervical spine motion segments", J. Biomechanics, Vol. 21, No. 9 pp.769-779, 1988
13. Y.K. Liu, K.W. Krieger, G. Njus, K. Ueno, M. Connors, K. Wakano, and D. Thies, "Cervical spine stiffness and geometry of the young human male", Report TR-80-138. Air Force Aero Medical Research Laboratory, Wright-Patterson Air Force Base, 1982
14. R.R. Pelker, J.S. Duranceau, and M.M. Panjabi, "Cervical spine stabilization: A three-dimensional, biomechanical evaluation of rotational stability, strength, and failure mechanisms", Spine, Vol. 16, No. 2, pp.117-22, 1992
15. H.S. An, R. Xu, T.H. Lim, L. Mcgrady, and C. Winson, "Prediction of pelvic bone graft strength using dual energy x-ray absorptiometry", Spine, Vol. 19, pp.2358-63, 1994
16. C. Lotz, N. Gerhart, C. Hayes, "Mechanical properties of trabecular bone from the proximal femur: A quantitative CT study", J Computer Assisted Tomography, Vol. 14, No. 8, pp.107-114, 1990

17. J. Silva, M. Keaveny, C. Hayes, "Load sharing between the shell and centrum in the lumbar vertebral body", Spine, Vol. 22, No. 2, pp.140-150, 1997
18. J. Mizrahi, J. Silva, M. Keaveny et al., "Finite element stress analysis of the normal and osteoporotic lumbar vertebral body", Spine, Vol. 18, No. 14, pp.2088-2096, 1993
19. J.C. Lotz, E.J. Cheal, W.C. Hayes, "Fracture prediction for the proximal femur using finite element models: Part I-linear analysis", J Biomechanical Engineering, Vol. 113, pp.353-360, 1991
20. S.A. Smith, R.W. Lindsey, B.J. Doherty, et al., "Cervical spine locking plate: In vitro biomechanical testing", Eur Spine J, Vol. 1, pp. 222-225, 1993
21. W. Caspar, F.H. Geisler, T. Pitzen, and T.A. Johnson, "Anterior cervical plate stabilization in one-and two-level degenerative disease: Over-treatment or benefit?", J. Spinal Disorders, Vol. 11, No. 1, pp.1-11, 1998
22. M.M. Panjabi, T. Isomi, and J.L. Wang, "Loosening at the screw-vertebra junction in multilevel anterior cervical plate constructs", Spine, Vol. 24, No. 22, pp.2383-2388, 1999
23. J.D. Clausen, Experimental and theoretical investigation of cervical spine biomechanics: Effects of injury and stabilization. A thesis submitted for the Doctor of Philosophy degree, Biomedical Engineering, Iowa, 1996