

## 척추경 나사못 시스템의 설계를 위한 단순 유한요소해석

정일섭\* 안면환\*\*

\*영남대학교 기계공학부, \*\*영남대학교 의과대학 정형외과  
(2000년 5월 18일 접수, 2000년 11월 2일 채택)

## Simplified FE Analysis for the Design of Pedicle Screw System

I. Chung\* and M.W. Ahn\*\*

\*School of Mechanical Engineering, Yeungnam University

\*\*Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine, Yeungnam University

(Received May 18, 2000. Accepted November 2, 2000)

**Abstract** : Methodology for finite element analysis of vertebral column and pedicle screw system, which circumvents the tremendous difficulties in geometric, material, and structural modeling, is proposed. The simplification is focused on the modeling of the cancellous bone in vertebral body, the intervertebral disc, and the instrumented internal fixation devices. Each proposed modeling technique is justified to result in reasonable accuracy. These methods are believed to be suitable for the development of pedicle screw systems, not only because modeling itself is much simpler, but also because reliable empirical data for disc stiffness may be incorporated with little additional effort, and presumably frequent design change may be easily reflected on the analysis.

**Key words** : 유한요소해석(Finite element analysis), 척추경 나사못 시스템(Pedicle screw system), 추간판(Intervertebral disc), 척추골(Vertebra)

### 서 론

변형, 골절, 퇴행성 병변, 종양, 감염 등의 척추 장애를 치료하기 위한 도구로 각종 내고정 장치가 개발되어 시술되고 있다. Harrington의 갈고리 및 막대 시스템[1]을 비롯하여, Luque의 철선을 이용한 분절간 고정술[2], Drummond의 강선 및 갈고리를 이용한 다분절 고정술[3] 등이 시도된 바 있으며, Roy-Camille[4]이 척추경에 나사못을 삽입한 이래Diapason, CCD, TSRH 등의 다양한 척추경 나사못 시스템이 사용되어 오고 있다.

현재 국내에서 사용되고 있는 척추경 나사못 시스템은 대부분 수입 제품에 의존하고 있으며, 이의 연간 시장 규모가 최소 360억원으로 추정되고 있다[5]. 국내의 우수한 생산 및 기반

기술을 감안할 때, 수입을 대체할 수 있는 국산 제품의 개발이 시의적절하다고 판단되며, 최근 이를 위한 노력이 경주되고 있다.

척추는 일상생활을 통하여 인체에 부가되는 다양하고 복잡한 하중을 지지하는 구조물로서, 이의 일상적 거동 및 병변을 이해하기 위하여는 역학적 이해가 선행되어야 한다. 특히, 내고정 기기를 설계, 개발하기 위하여는 척추뿐 아니라 시술된 내고정 장치내의 하중 분포 상태에 대한 예측을 가능케 함으로써만, 그 효율성과 안전성을 도모할 수 있을 것이다.

공학적 해석 및 설계를 위하여 널리 사용되고 있는 유한요소법은 척추의 역학적 이해를 위해 유효적절히 사용될 수 있어서, 지난 30여년간 이 분야의 필수적인 도구로 자리매김하여 왔다. 그러나, 그간의 컴퓨터 하드웨어 및 소프트웨어의 비약적 발전에도 불구하고, 척추를 구성하고 있는 각 요소의 복잡한 기하적 형상과 구조를 적절히 모델링하기 위하여는 아직도 많은 어려움이 남아 있는 것이 현실이다. 이로 인하여 Stokes와 Laible은 척추의 각 운동요소를 한 개의 유한요소를 사용하되 실험적으로 측정된 강성(stiffness)을 가지도록 모델링하였으며

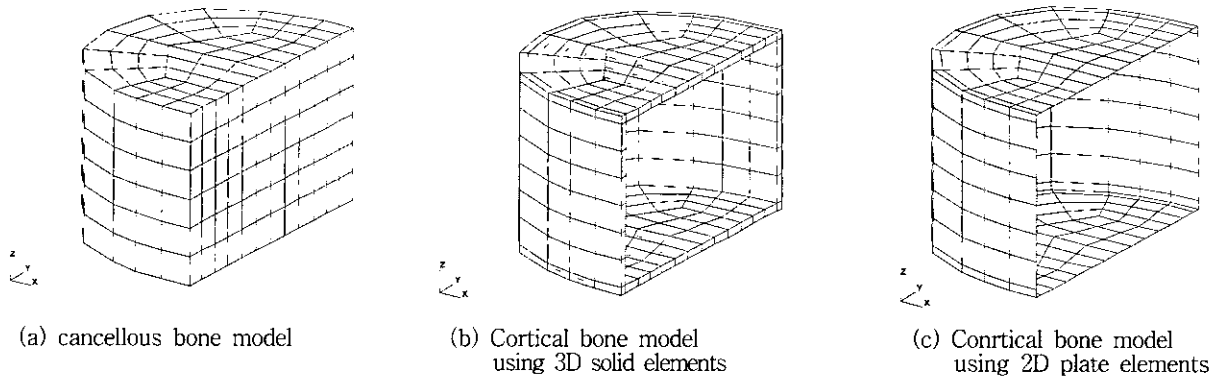


Fig. 1. FE Models for Elliptical Cylinder Representing L<sub>3</sub> Vertebral Body

[6], 유사한 접근 방법으로 Wynarsky 와 Schultz는 고정장치와 근육의 모델링을 시도하였다[7]. 또한, Shirazi-Adl과 Parnianpour는 3개의 유한요소를 사용하여 추간판을 포함한 L<sub>1</sub>-S<sub>1</sub> 영역을 모델링한 바 있다[8]. 상세한 3차원 모델링에 비하여, 이러한 단순 유한요소모델은 절점의 개수를 줄이고 복잡한 형상을 모델링하는데 소비되는 시간과 노력을 크게 절약할 수 있다는 장점을 가지고 있다. 실제로 보(beam) 이론을 사용하여 척추의 거동을 비교적 잘 설명할 수 있다는 Lindbeck [9]과 Noone등[10]의 연구를 볼 때, 단순 모델링 방법은 목적에 따라서 매우 효과적으로 적용될 수 있을 것이다. 그러나, 상세한 응력 및 변형율의 분포를 필요로 하거나, 또는 척추와의 역학적 상관관계가 고려되어야 하는 내고정 장치의 해석 등에 있어서는 지나치게 단순화된 모델은 필요한 정확도의 데이터를 제공하지 못한다는 단점을 가지고 있다.

흉요추용 척추경 나사못 시스템의 개발을 최종 목표로 하는 본 연구에서는 기하적, 구조적 복잡성을 최대한 단순화하고, 동시에 내고정 장치의 설계하중을 비교적 정확히 계산하기 위한 모델링 방안을 제시하고자 한다. 척추체 구조 모델, 추간판 모델, 시술된 나사못 시스템 모델 등을 단순화하고 이의 유효성을 검증하며, 이들 단순 모델링 방법을 시술된 L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> 단위 분절에 적용하여 내고정 장치의 변형과 단면 하중의 분포를 계산한다.

척추의 기하적 형상은 Viewpoint DataLabs의 다각형(polygon) 데이터를 사용하였고, 유한요소 모델링과 해석 결과의 처리를 위하여는 MSC/PAT-RAN 6.0을 사용하였다. 또한, 해석용 소프트웨어로 ABAQUS 5.8을 사용하였으며, True-Grid 2.0을 이용하여, 척추골의 복잡한 형상을 모델링하였다.

### 척추체(Vertebral Body)의 모델링

척추체는 내부의 망상골(cancellous bone)과 외부의 피질골(cortical bone)로 구성되어 있다. 피질골은 망상골에 비하여 조밀하고 단단한 조직을 가지고 있으므로, 척추체의 해석에 있어서 이들을 구분하여 모델링하는 것이 일반적이다. Silva 등

[11]은 척추체의 형상을 타원형 실린더로 가정하고 3차원 요소를 사용하여 피질골과 망상골이 담당하는 하중을 계산한 바 있다. 또한 Shirazi-Adl[12] 등도 유사한 방법으로 척추체를 모델링하였다. 이들은 모두 일정한 두께의 피질골을 가정하고 있으며, 본 연구에서도 동일한 가정을 사용하고자 한다. 그러나, 피질골을 3차원 요소로 모델링하려면, 주어진 외형 데이터로부터 이에 해당하는 3차원 형상을 별도로 만들어야 한다는 어려움이 따른다. 본 연구에서 사용하는 형상데이터는 척추체당 1500여개의 다각형 표면(surface)들로 구성되어 있으므로 이로부터 피질골에 해당하는 3차원 영역을 만드는 작업은 많은 노력을 필요로 하게 된다. 만약 피질골층의 두께가 비교적 얇다는 점에 착안하여, 이를 평판 요소로 나타낼 수 있다면, 제공되는 면(surface) 데이터로부터 직접 격자 생성이 가능하여 지므로, 척추체를 비교적 간단히 모델링 할 수 있을 것이다.

따라서 본 연구에서는 이와 같은 단순 모델링의 효과를 살펴보기 위하여, 장축과 단축의 길이가 각각 43.6mm, 32.3mm이고, 높이가 23.3mm인 타원형 실린더에 대한 비교 해석을 수행하였다. Fig.1의 (a)는 8절점 3차원 고체 요소를 사용한 망상골 모델을 보이며, (b)는 3차원 고체 요소에 의한 피질골 모델, (c)는 (b)의 3차원 고체 요소 대신 4절점 평판 요소를 사용한 피질골 모델을 각각 보인다. 따라서 Silva나 Shirazi-Adl의 척추체에 해당하는 것은 (a)와 (b)가 결합된 모델이고, 여기서 제시하고자 하는 척추체의 모델은 (a)와 (c)가 결합된 형태이다.

Shirazi-Adl[12]을 따라 피질골의 탄성계수 및 포아송비를 12000MPa, 0.3, 망상골의 탄성계수 및 포아송비를 100MPa, 0.2로 하였으며, 피질골의 두께는 1mm로 하였다. 피질골의 아랫

Table 1. Computed Stiffness of Elliptical Cylinder Representing L<sub>3</sub> Vertebral Body (in N.mm)

	Solid Model	Plate Model	Difference
Compression	70131	70283	0.22(%)
Ant. Shear	9456	9353	-1.09(%)
Lateral Shear	14058	13850	-1.48(%)

면 절점을 xyz 방향으로 모두 고정하고, 윗면의 모든 절점에 압축(-z), 측면전단(+x), 전방전단(+y) 방향으로 단위 변위 1mm를 가하여 이에 필요한 하중, 즉 척추체의 강성(stiffness)을 비교한 결과는 Table 1과 같다.

최대 1.48%의 오차로서 평판요소를 사용한 피질골의 모델링 방법이 척추체의 강성을 나타냄에 적절함을 알 수 있다. 일정 두께의 가정과 달리, 만약 피질골의 위치에 따른 두께 변화를 해석에 포함시키려 한다면, 평판 요소에 이러한 두께 분포만을 입력하면 되므로, 모델링의 상대적 편이성은 더욱 클 것으로 사료된다.

### 추간판(Intervertebral Disc)의 모델링

#### 1. 3차원 상세 모델

추간판은 하중을 지지하고 전달하는 동시에 유연도(flexibility)를 제공함으로써 척추의 운동을 가능케 하는 요소로서, 수핵(nucleus pulposus), 운상인대(annulus fibrosus), 종판(cartilaginous end-plate)으로 구성되어 있다. 이의 역학적 기능과 거동을 이해하기 위한 실험적 연구와 아울러 유한요소법을 적용한 수많은 해석적 연구가 발표되었다. 특히, Shirazi-Adl은 운상인대에 함유된 섬유(fiber)를 막대(rod) 요소로 나타내고, 수핵을 비압축성 유체요소로 나타낸 3차원 추간판 모델을 사용하여 압축하중하의 응력[12,13], 추간판 파열 및 이탈(prolapse) [14], 수핵내 액상 함유량의 변화 효과[15], 동적 하중하의 추간판의 거동[16], 시간 의존적 거동[17] 등을 해석한 바 있다. 또한 Goel은 Shirzi-Adl과 유사하나 압축강성을 갖지 못하는 케이בל 요소를 사용하여 운상인대 섬유를 나타내고 Steffe plate가 시술된 3분절 모델을 해석하였다[18].

그러나, 상기 Goel과 Shirzi-Adl의 모델에서는 실제로는 운상인대의 모재(ground substance)에 분산되어 있는 섬유를 유한요소 모델상 임의의 절점에 1차원 요소로 나타냄으로써 해석의 정확성이 의문시된다. 따라서 보다 현실적인 대안으로 실험적으로 측정된 모재와 섬유의 역학적 특성 및 섬유분율을 이용하여 거시적 재료상수를 계산하고 이를 운상인대의 3차원 모델에 적용하는 방법을 고려하고자 한다. Shirazi-Adl[19]에 따라 모재의 탄성계수를 4.2MPa, 포아송 비 0.45, 섬유 체적비 16%로 하고, Sanjeevil[20]에 따라 섬유의 탄성계수를 1000MPa, 포아송 비를 0.45로 가정하며, 부록에 보인 식[21]을 사용하여 계산한 운상인대의 거시적 재료상수는 Table 2에 보인 것과 같다. 여기서 1은 섬유방향을, 평면 23은 섬유에 수직된 면을 의미한다.

Fig. 2는 Shirazi[12]가 사용한 L<sub>2-3</sub>추간판과 동일한 형상을 가지는 유한요소 모델의 일부를 보인다. 상하 종판 사이에 8개의 층(layer)으로 구성된 운상인대를 3차원 고체요소로 모델링 하였으며, 그 내부의 공간은 유체요소를 사용하여 비압축성 유체로 모델링하였다. 운상인대 각 층내의 섬유는 Fig. 2의 xy평면에 대하여 교대로 +30°/-30°이되, z축을 중심으로 나선상으로 배열되도록 Table 2의 재료상수 및 섬유방향(orientation)을

Table 2. Calculated Material Constants in Principal Material Directions of Annulus Fibrosus

E <sub>1</sub> (MPa)	E <sub>2</sub> , E <sub>3</sub> (MPa)	G <sub>12</sub> , G <sub>13</sub> (MPa)	G <sub>23</sub> (MPa)	v <sub>12</sub> , v <sub>13</sub>	v <sub>23</sub>
163.53	5.37	1.99	1.88	0.45	0.43

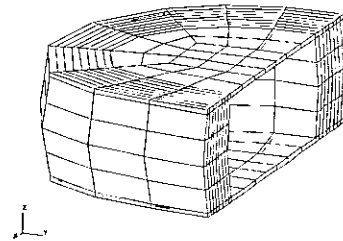


Fig. 2. Detail Finite Element Model for L<sub>2-3</sub> Intervertebral Disc

입력하였다.

하부 종판 아랫면에 위치한 모든 절점을 xyz방향으로 고정하고, 상부 종판 윗면에 위치한 절점에 압축, 전방 전단, 측면 전단, 측면 굽힘, 전방 굽힘, 비틀림 방향의 단위 변위를 가하여, 이로부터 구하여진 반력으로부터 추간판의 강성(stiffness)을 계산한 결과는 Table 3과 같다. 압축강성 738.8 MPa는 Shirazi-Adl[12]의 결과중 수핵의 초기 압력을 0MPa라 가정한 경우의 1000N/mm와 수핵 압력을 무시한 경우의 400N/mm의 중간에 위치하는 값을 알 수 있다. Table 3에 표시한 실험치[22]와 비교해 보면, 측정된 압축강성과 비교적 일치하는 값을 보이지만 전단강성이나 비틀림 강성은 커다란 오차를 보이고 있다.

따라서 현재까지 개발된 3차원 상세모델을 사용하면 추간판의 상세 응력 분포 및 수핵의 압력변화 등을 정성적으로 평가할 수 있는 장점이 있는 반면, 복잡한 하중상태에서의 거동 및 강성을 정확히 나타내기 위하여는 보다 많은 모델의 개선이 이루어져야 할 것으로 판단된다.

#### 2. 단순 모델

척추경 나사못 시스템의 설계를 목표로 하고 있는 본 연구에서는 추간판의 상세 응력분포를 필요로하지 않으며, 다만 척

Table 3. Stiffness of L<sub>2-3</sub> Intervertebral Disc by FE Analysis Compared with Experimental Measurement

	Unit	Detail model	Measured[22]
Compression		738.8	700.0
Ant/Post Shear	N/mm	61.3	260.0
Lat. Shear		86.5	
Lat. Bending		1310.0	-
Flexion	N.mm/deg	687.6	-
Axial Rotation		635.3	2000.0

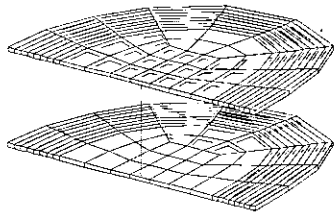


Fig. 3. Simple Finite Element Model for L<sub>2-3</sub> Intervertebral Disc

Table 4. Comparison of L<sub>2-3</sub> Intervertebral Disc Stiffness by Detail and Simple FE Models

	Unit	Detail model	Simple model	Diff.(%)
Compression	N/mm	738.8	692.5	6.3
Ant/Post Shear		61.3	60.51	1.3
Lat. Shear		86.5	85.10	1.6
Lat. Bending	N.mm/deg	1310	1258	4.0
Flexion		687.6	659	4.2
Axial Rotation		635.3	621	2.3

추 기둥내에서 추간판이 담당하는 강성/유연성(flexibility)만을 정확히 나타낼 수 있다면 만족스러운 시스템의 설계하중을 계산할 수 있을 것이다. 더욱이 앞절에서 살펴본 바와 같이 많은 노력을 기울인 3차원 상세 모델이 모든 방향과 종류의 하중에 대한 강성을 적절히 나타내지 못한다면, 실험에 의해 측정된 거동을 보다 정확히 표현할 수 있는 대안을 모색하여야 할 것이다.

본 연구에서는 상대적으로 강성이 큰 척추체 사이에서 유연성을 제공하는 요소인 추간판을 스프링 요소로 간단히 모델링하는 방법을 제시하고자 한다. Fig. 3은 추간판의 윤상인대와 수핵을 총6개의 비선형 스프링 요소로 대체한 모델을 보인다. 이들 스프링 요소의 절점은 상하 종판의 도심(centroid)에 위치하며, 이 절점의 자유도는 MPC (multi-point constraint)를 사용하여 상부 종판의 아랫면 절점들 및 하부 종판의 윗면 절점들의 자유도와 구속되도록 하였다. 동일한 위치의 6개 스프링 요소는 각각 인장/압축, 전후방 전단, 측면 전단, 전후방 굽힘, 측면 굽힘, 비틀림 강성을 가지며, 필요에 따라 비선형적인 강성을 나타낼 수 있다. 먼저 각 스프링 요소의 강성을 앞 2절에서 계산한 값으로 한 뒤, 2절과 동일한 경계조건을 부여하여 계산한 강성을 Table 4에 표시하였다. 각 하중조건에 대하여 상세 모델에 상응하는 강성을 나타낼 수 있음을 알 수 있다. 압축 강성의 경우 6.3%의 비교적 큰 오차를 보이지만, 그 이유는 MPC조건으로 구속된 절점의 개수가 종판면의 총 208개 절점 가운데 36개에 불과했기 때문이며, 이를 증가시키면 그 오차를 크게 줄일 수 있다.

모델링의 편의성 뿐만 아니라 확보된 실험 데이터를 척추 모델에 포함시키기에 용이하다는 점도 본 단순 모델의 커다란

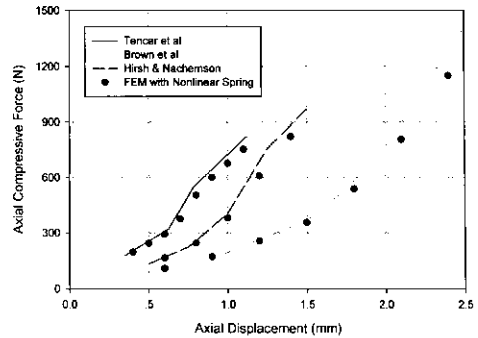


Fig. 4. Nonlinear Behavior of Intervertebral Disc Simulated by Simple FE Model Using Spring Elements

장점이라 할 수 있다. Fig. 4는 Tencer[23], Brown[24], Hirsch[25] 등이 실험적으로 측정된 추간판의 비선형적인 거동을 비선형 스프링 요소의 특성으로 한 뒤, Fig. 3의 모델을 사용하여 계산한 압축특성을 실험값과 비교하고 있다. 상세 모델로 정확히 모사하기 어려운 비선형 거동을 오히려 단순 모델로 이용함으로써 정확히 모사할 수 있음을 알 수 있다.

### 단위분절(FSU)의 강성

앞이하여 계산된 FSU의 강성을 실험치[22]와 비교하고 있으며, 특히 추간판의 3차원 상세모델로는 정확히 모사하기 어려운 인장/압축, 전/후방 전단 및 전/후방 굽힘의 비대칭성을 비교적 잘 모사하고 있음을 알 수 있다. 모두 스프링 요소, 즉 척추체의 중심 부분에 모델링됨으로 인하여 후방에 시술되는 내고정 장치의 하중은 굽힘과 비틀림에 대하여 과대 평가될 것으로 예측되며, 이에 따라 보수적 설계를 수행하게 될 것이다. Fig. 6은 본 모델을 사용 2, 3절의 단순 모델 기법을 적용하여 Fig.5와 같이 L<sub>3-4</sub> FSU를 모델링하였다. Viewpoint Data-Labs의 척추체 기하적 형상에 대하여 TrueGrid 2.0을 사용하여 3차원 모델링을 수행하였으며, 피질골은 평판요소를 사용하여, 추간판은 6개의 스프링 요소를 사용하여 모델링하였다. 이때 스프링 요소의 절점은 추체의 상하면 모든 절점과 구속하였다. 척추체의 물성치는 2절과 동일한 값을 사용하였으며, 추간판을 나타내는 스프링 요소는 White Ø[22]의 FSU강성을

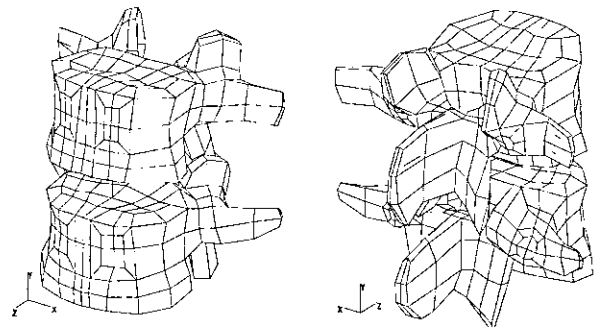
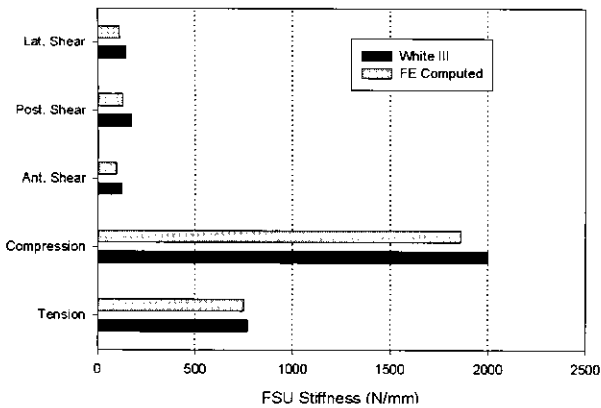
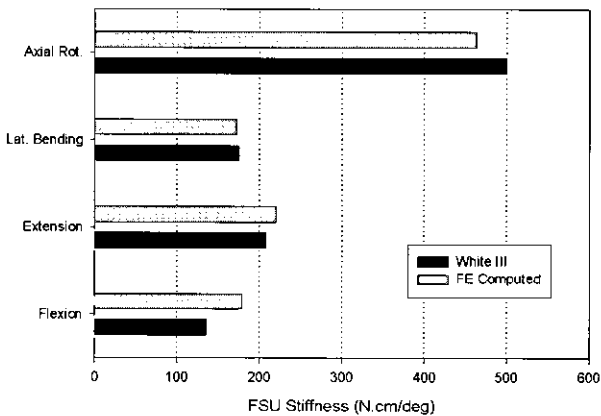


Fig. 5. FE Model for L<sub>3-4</sub> FSU



(a) Force-Displacement Stiffness



(b) Moment-Rotation Stiffness

Fig. 6. FE Computed FSU Stiffness Compared with Exp.

가지도록 하였다. 이 값들은 3차원 상세모델을 사용한 추간판의 강성에 비하여 높은 값을 보이고 있는데, 그 이유는 시험편이 척추인대(spinal ligament)와 후관절(facet joint)을 포함하고 있기 때문으로 사료된다. 내고정 장치의 설계하중을 계산하고자 하는 본 연구의 목적상 이들의 정확한 위치와 하중 분담의 중요성은 크지 않다고 판단된다. 특히 후관절에 의한 강성이 모두 스프링 요소, 즉 척추체의 중심 부분에 모델링된 인하여 후방에 시술되는 내고정 장치의 하중은 굽힘과 비틀림에 대하여 과대 평가될 것으로 예측되며, 이에 따라 보수적 설계를 수행하게 된 것이다. Fig. 6은 본 모델을 사용하여 계산된 FSU의 강성을 실험치[22]와 비교하고 있으며, 특히 추간판의 3 차원 상세모델로는 정확히 모방 굽힘의 비대칭성을 비교적 잘 묘사하고 있음을 알 수 있다.

### 척추경 나사못 시스템의 모델링

척추경 나사못 시스템은 임상적 고려와 아울러 기계적 파손이 발생하지 않도록 충분한 강도를 확보하게 설계되어야 한다. 이를 위하여 시술된 시스템이 지지하게 될 하중을 예측하여야 하며, 유한요소법은 여기에 적용할 수 있는 적절한 도구라 할



Fig. 7. FE Models for Screw by (a) 3D Solid Elements and (b) MPCed Beam Elements

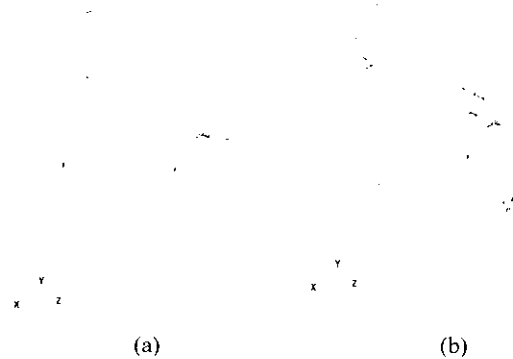


Fig. 8. FE Models for Instrumented L<sub>3</sub>-L<sub>4</sub> FSU with (a) 3D Solid Element Screw and (b) MPCed Beam Element Screw

수 있다. 그러나, 일반적으로 나사못, 지지대, 나사못과 지지대의 체결부로 구성되는 척추경 나사못 시스템의 상세한 형상을 그대로 모델링하여 이를 척추 모델에 통합하여 해석하기에는 많은 어려움이 있다. 따라서 본 절에서는 이의 모델을 단순화하기 위한 방안을 제시하고, 그 타당성을 검증하고자 한다.

원통에 나선(helix)을 따라 나사산이 가공되어 있는 나사못에 대한 3차원적 해석은 기하적 복잡성으로 인한 어려움이 불가피하다. 따라서, 전통적인 기계 요소 설계론에서는 유효지름의 개념을 사용하거나 강도의 평가시에는 골지름의 원형 단면 형상에 대한 해석을 수행한 뒤 나사골의 적절한 응력집중효과를 고려하는 것이 일반적인 방법이다. 특히 삽입부의 접촉면에 걸쳐서 척추골과 나사못의 절점을 일치시키는 작업은 척추골 형상의 복잡성을 고려할 때 매우 어렵다. 이로 인하여 Goel[18]은 나사못을 4각형 단면의 고체로 가정하여 해석하였으나, 이는 나사못에 대한 모델링으로는 많은 오차를 가져올 가능성이 있다고 생각된다.

본 연구에서는 나사못을 나선 및 나사산이 무시된 원통형상으로 가정하여 이를 3차원 고체요소로 모델링하는 방법과, 더욱 간단히 원형단면을 가지는 1차원 보(Beam) 요소를 사용한 모델링 방법을 살펴보았다. 3차원 모델링에서는 삽입부 원통표면의 모든 절점이 척추골과 공유되도록 하였다. 반면에 1차원 보모델에서는 삽입부에 걸쳐 위치하는 보요소 절점을 인접한 척추골의 절점에 MPC로 연결함으로써 나사못과 인접 척추골 절점의 자유도가 서로 구속되도록 하였다.

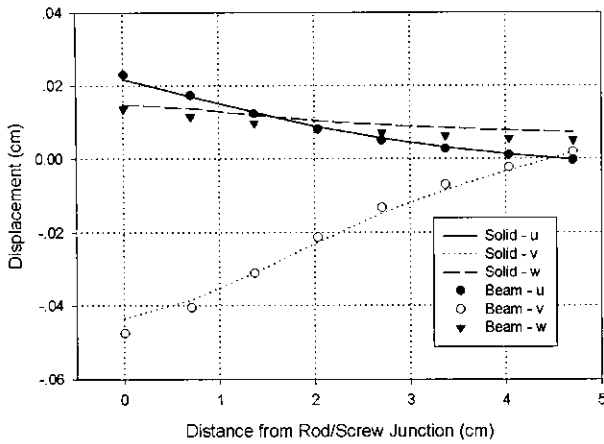


Fig. 9. Displacement at Left L4 Screw Axis Nodes

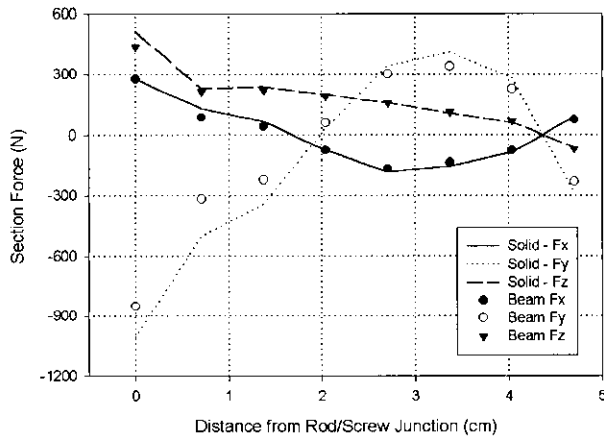


Fig. 10. Section Forces at Left L3 Screw Nodes

Fig. 7은 위의 두 가지 방법으로 모델링된 나사못을 보이고 있는데, (b)의 보요소 모델의 경우 나사의 중심축으로부터 방사형으로 표시된 것은 인접한 척추골 절점과의 MPC 구축을 나타낸다. 이때 MPC는 인접 절점의 번호만 알면 손쉽게 지정할 수 있으므로 3차원 모델링에 비하여 매우 간단한 작업만을 필요로 한다.

Fig. 8은 위의 두 가지 방법을 사용하여 L3-L4 FSU 모델에 나사못을 삽입하고 나사못 머리에 지지대를 장착한 모델을 보인다. 지름이 6mm인 나사못과 지지대는 (a)의 경우 3차원 고체요소를, (b)의 경우 1차원 보요소를 사용하여 모델링하였다. 앞 4절과 동일한 척추골의 물성치 및 추간판 스프링 요소의 강성을 사용하고, 내고정 장치에 대하여는 TI-6Al-4V의 물성치인 탄성계수 110GPa, 포아송 비 0.33을 사용하였다[26]. L4 척추체의 아랫면 모든 절점을 xyz 방향으로 고정하고, L3척추체의 윗면의 모든 절점에 대하여 1mm의 압축, 측면 전단, 전방 전단 변위를 동시에 가한 결과를 비교하였다.

Fig. 9는 L4에 삽입된 왼쪽(+x) 나사의 중심축상에 위치하는 절점들에서 계산된 변위를 보이며, Fig. 10은 L3에 삽입된

왼쪽(+x) 나사의 각 단면에서 계산된 단면 하중의 비교를 보인다. 변위와 단면하중 모두 보요소 모델이 3차원 모델에 상응하는 정확성을 가짐을 알 수 있다. 또한, 여기에 보이지 않은 나머지 3개의 나사못과 양쪽 지지대의 변위와 단면 하중도 유사한 정확도로 일치하는 결과를 확인하였다.

그러므로, 본 연구를 통하여 보요소와 MPC를 사용한 모델이 내고정 장치의 설계하중을 계산하는데 매우 효율적인 동시에 정확한 결과를 줄 수 있음을 확인하였다. 보요소 모델은 모델링 작업이 매우 간편하며, 또한 위치에 따라 연속적으로 변화하는 나사의 지름이나, 설계과정에서 흔히 발생할 수 있는 지수의 변경을 매우 쉽게 적용할 수 있다는 큰 장점을 가진다. 예를 들어, 나사 끝지름의 윤곽(profile), 지지막대의 체결부 형상, 또는 지지막대의 지름 등이 변경된다면, 단지 보요소의 단면 성질을 이에 따라 변경 입력함으로써 3차원 모델의 수정에 소비될 개발 노력을 크게 절감할 수 있을 것이다. 또한, 보요소의 특성상 단면 하중, 즉 축방향 하중, 전단 하중, 굽힘 및 비틀림 모멘트를 쉽게 알 수 있으므로, 상세설계에 필요한 설계하중을 별도의 계산과정 없이 구할 수 있다는 점도 3차원 모델에 비한 장점이라 생각된다.

### 결론

척추경 나사못 시스템의 개발에 필요한 설계하중을 구하기 위한 유한요소 모델링 방안을 검토하였다. 복잡한 척추와 내고정 장치의 형상 및 구조를 3차원 모델로 구현하는 작업에는 많은 노력이 필요하며, 그 정확성 또한 면밀히 검토되어야 할 것이다.

본 연구에서는 모델링을 비교적 간편히 하기 위한 몇 가지 방안을 다음과 같이 제시하였다.

1. 척추체의 피질골을 평판 요소로 모델링 한다. 이는 면 데이터로 제공되는 척추체 형상에 대하여 피질골 3차원 요소를 생성하기 위한 별도의 작업을 필요로 하지 않는다.
2. 종판의 변형에 구속되는(MPC) 스프링요소로 추간판을 모델링한다. 이는 이방성 재료 특성 및 적층 구조, 수핵의 유체 거동 등을 상세히 모델링하는 어려움을 완화하며, 또한 비대칭적이고 비선형적인 추간판의 강성을 적절히 구현할 수 있게 한다.
3. 척추경 나사못과 지지막대를 보요소로 모델링하며, 삽입부의 나사의 절점은 인접한 척추체의 절점에 구속(MPC)시킨다. 이는 내고정 장치의 3차원 모델링에 필요한 노력을 필요로 하지 않으며, 설계과정에서 흔히 발생하는 형상의 변화를 손쉽게 모델에 적용할 수 있다는 장점을 가진다. 또한 내고정 장치의 상세 해석에 필요한 설계하중을 쉽게 구할 수 있다.

위의 단순 모델링 방법은 내고정 장치의 설계를 위하여 효과적으로 적용될 수 있을 것이다. 만약, 추간판의 수핵 압력이나 윤상인대의 응력분포, 또는 척추경 나사못의 나사골에서 예상되는 응력 집중 등을 구하고자 한다면, 이에 대한 3차원 모델링을 수행한 뒤, 여기에 단순 모델링으로부터 구하여진 하중

또는 변위를 경계조건으로 부가하여 해석을 수행하여 필요한 결과를 얻을 수 있을 것으로 사료된다.

### 후 기

본 연구는 보건복지부 선도기술개발사업(과제 번호: HMP - 98-G-2-046-A)의 지원으로 수행되었습니다.

### 참 고 문 헌

1. P.R. Harrington, "Treatment of scoliosis : Correction and internal fixation by spinal instrumentation", J. Bone Joint Surg., Vol. 44A, pp. 591-610, 1962
2. E. Luque, "Segmental spinnstrumentation for correction of scoliosis", Clin Orthop Rel Res, Vol.163, pp.192-198, 1982
3. D.S. Drummond, J. Guadagni, J.S. Keene, "Interspinous process segmental spinal instruemntation", J. Pediatr. Orthop. Vol. 4, pp.397-404, 1984
4. R. Roy-Camille, G. Saillant, C. Mazel, "Plating of thoracic, thoracolumbar, and lumbar injuries with pedicle screw plates", Orthop. Clin. North Amer, Vol 17, pp147-161, 1986
5. 안면환 외, "3차원 영상 재구성 및 해석을 이용한 한국형 척추경 나사못 시스템의 개발", '97선도기술 연구개발사업 보고서, 보건복지부, 1998
6. I.A.F. Stokes, J.P. Laible, "Three-dimensional osseoligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth", J. Biomech., Vol. 23, pp.589-595, 1990
7. G.T. Wynarsky, A.B. Schultz, "Optimization of skeletal configuration : Studies of scoliosis correction biomechanics", J. Biomech., Vol. 24, pp.721-732, 1991
8. S.A. Shirazi-Adl, M. Parmianpour, "Nonlinear response analysis of the human ligamentous lumbar spine in compression-on mechani는 affecting the postaural stability", Spine, Vol. 18, pp147-158, 1993
9. L. Lindbeck, "Analysis of the asymmetrically loaded spine by means of a continuum beam model", J. Biomech., Vol.20, pp.753-765, 1987
10. G. Noone, J. Mazumdar, D.N. Ghista, G.D. Tansley, "Asymmetrical loads and lateral bending of the human spine", Med. & Biol. Eng. Comput., Vol.31, pp.S131-S136, 1993
11. M.J. Silva, T.M. Keaveny, W.C. Hayes, "Load sharing between the shell and centrum in the lumbar vertebral body", Spine, Vol. 22, pp.140-150, 1997
12. S.A. Shirazi-Adl, S.C. Shrivastava, A.M. Ahmed,

"Stress analysis of the lumbar disc-body unit in compress : A three-dimensional nonlinear finite element study", Spine, Vol.9, pp120-134, 1983

13. A. Shirazi-Adl, "On the fiber composite material models of disc annulus Comparison of predicted stresses", J. Biomech., Vol.22, pp357-365, 1989
14. A. Shirazi-Adl, "Strain in fibers of a lumbar disc : Analysis of the role of lifting in producing disc prolapse", Spine, Vol. 14, pp96-103, 1989
15. A. Shirazi-Adl, "Finite element simulation of changes in the fluid content of human lumbar discs : Mechanical and clinical implications", Spine, Vol.17, pp.206-212, 1992
16. M. Kasra, A. Shirazi-Adl, G. Drouin, "Dynamics of human lumbar intervertebral joints : Experimental and finite element investigations", Spine, Vol.17, pp93-102, 1992
17. M. Argoubi, A. Shirazi-Adl, "Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression", J. Biomech., Vol.29, pp.1331-1339, 1996
18. V.K. Goel, Y.E. Kim, T.H. Lim, J.N. Weinstein, "An analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation", Spine, Vol.13, pp.1003-1011, 1988
19. A. Shirazi-Adl, A.M.Ahmed, S.C. Shrivastava, "A finite element study of a lumbar motion segment subjected to pure sagittal plane moments", J. Biomechanics Vol 19, pp.331-350, 1986
20. R. Sanjeevi, N. Somanathan, D. Ramaswamy, "A viscoelastic model for collagen fibres", J. Biomech. Vol. 15, pp.181-183, 1982
21. McCullough RL, "Micro-models for Composite Materials Continuous Fiber Composites", The Delaware Composites Design Encyclopedia, Vol.2, pp.49-90, Technomic Publishing Co., PA, U.S.A., 1990
22. A.A. White III, M.M. Panjabi, "Clinical biomechanics of the spine", 2<sup>nd</sup> Ed, J.B. Lippincott Co. Philadelphia, U.S.A., 1990
23. Tencer AF, Ahmed AM, Burke DL, "The role of secondary variables in the measurement of the mechanical properties of the lumbar intervertebral joint," J. Biomech. Eng., Vol.103, pp.129-137, 1981
24. Brown T, Hansen RJ, Yorra AJ, "Some mechanical tests on the lumbosacral spine with particular reference to the intervertebral discs," J. Bone Joint Surg., Vol.39A, pp.1135-1164, 1957
25. Hirsch C, Nachemson A, "New observations on the mechanical behavior of lumbar discs," Acta Orthop Scand., Vol. 23, pp.254-283, 1954

26. Shackelford JF, "Introduction to materials science for engineers," 4<sup>th</sup> Ed., Prentice Hall, New Jersey, U.S.A., 1996

## 부 록

미시역학(micro-mechanics)에 의한 3차원 직교 이방성 재료의 물성치 계산식[19]

E : 탄성계수(elastic modulus)

G : 전단계수(shear modulus)

K : 체적계수(bulk modulus)

$K_T$  : 평면변형(plane strain) 체적계수

$\nu$  : 포아송 비(Poissons ratio)

아래첨자  $f$  : 섬유(fiber)

아래첨자  $m$  : 모재(ground substance)

아래첨자 1 : 섬유방향 좌표축

아래첨자 2,3 : 섬유에 수직인 직교 좌표축

$$E_1 = E_f V_f + E_m (1 - V_f) + \frac{4(\nu_m - \nu_f)^2 K_f K_m G_m (1 - V_f) V_f}{(K_f + G_m) K_m + (K_f - K_m) G_m V_f}$$

$$\nu_{12} = \nu_f V_f + \nu_m (1 - V_f) + \frac{(\nu_m - \nu_f)(K_m - K_f) G_m (1 - V_f) V_f}{[(K_f + G_m) K_m + (K_f - K_m) G_m V_f]}$$

$$G_{12} = G_{13} = G_m \frac{(G_f + G_m) + (G_f - G_m) V_f}{(G_f + G_m) - (G_f - G_m) V_f}$$

$$G_{23} = \frac{G_m [K_m (G_m + G_f) + 2G_f G_m + K_m (G_f - G_m) V_f]}{[K_m (G_m + G_f) + 2G_f G_m - (K_m + 2G_m) (G_f - G_m) V_f]}$$

$$K_T = \frac{(K_f + G_m) K_m + (K_f - K_m) G_m V_f}{(K_f + G_m) - (K_f - K_m) V_f}$$

$$E_2 = E_3 = \frac{1}{\frac{1}{4K_T} + \frac{1}{4G_{23}} + \frac{\nu_{12}^2}{E_1}}$$

$$\nu_{23} = \frac{2E_1 K_T - E_1 E_2 - 4\nu_{12}^2 K_T E_2}{2E_1 K_T}$$