대한척추외과학회지 제 10 권 제 1 호
Journal of Korean Spine Surg.
Vol. 10, No. 1, pp 14~24, 2003

# 삼차원 유한 요소 모델을 이용한 척추 측만증에서 술후 척추회전 변형 및 늑골 돌출고의 변형 해석

**하정현 · 이재협 · 안영준 · 손창규* · 이광희****
**최형연** · 김영은* · 이춘기**

서울대학교 의과대학 정형외과학교실, 단국대학교 공과대학 기계공학과*,
홍익대학교 공과대학 기계시스템 공학과**

# The Explanation of Postoperative Change of Vertebral Rotation and Rib Hump Using 3 Dimensional Finite Element Scoliosis Model

**Jeong-Hyun Ha, Jae-Hyup Lee, Young-Jun Ahn, Chang-Kyu Son*,**
**Kwang-Hee Lee**, Hyung-Yun Choi**, Young-Eun Kim*, Choon-Ki Lee**

*Department of Orthopaedic Surgery, College of Medicine, Seoul National University*
*Department of Mechanical Engineering, Dankook University**
*Department of Mechanical and System Design Engineering, Hongik University***

– Abstract –

Study design: An analytical study using a mathematical 3-D finite element model for thoracic scoliosis.
Objective: To find the important kinematics and post-operative changes of the spine and rib cage, in the corrective surgery for scoliosis, using the rod derotation method.
Summary of Literature Review: A conventional corrective surgery for scoliosis was performed, based on empirical knowledge, and an increase in the secondary postoperative change in the rib hump, and a shoulder level imbalance, were reported. However, no analytical data exists for the kinematics and optimal correction method.
Materials and Methods: A mathematical finite element model of a normal spine, including the rib cage, sternum, both clavicles and pelvis, was developed. Using geometric mapping, with standing radiographs and CT images, a 3-D FEM of scoliosis was reconstructed, after translating and rotating the 3-D FEM of a normal spine, with the amounts analyzed from 12 built-in digitized coordinate axes for each vertebral image. With this model, three elements; distraction, translation and derotation, in operative kinematics, were investigated by analyzing the Cobb angle, apical vertebrae axial rotation (AVAR) and thoracic kyphosis. A simulation of a segmental pedicle screw fixation, with rod derotation for scoliosis, was performed. The changes in the Cobb angle, kyphotic angle, AVAR and rib hump were compared after 0°, 15°, 30°, 45°, 60° and 90° rod derotations.
Results: In kinematics, the vertebral rod derotation of a major curve, without rod deformation, is less influential in the correction of scoliosis, simply causing an increase in the rib hump. During the simulation, the co-action of distraction and translation, dur-

Address reprint requests to
**Choon-Ki Lee, M.D.**
Department of Orthopedic Surgery, Seoul National University Hospital
#28, Yongun-dong, Jongro-gu, Seoul 110-744, Korea
Tel: 82-2-760-2336, Fax: 82-2-764-2718, E-mail: choonki@plaza.snu.ac.kr

* 본 논문의 요지는 2002년 10월 17일 대한정형외과학회 제 46차 추계 학술대회에서 구연되었음.
* 본 연구는 한국과학재단 목적기초연구 (R01-2001-000-00495-0) 지원으로 수행되었음.

ing rod insertion, has a major impact on the decrease in the Cobb angle and in the maintenance of the kyphotic angle. However, after a 30° rod derotation, a decrease in the kyphosis, and increases in the rib hump and AVAR were observed.
Conclusions: The distraction and translation factors were more important in operative kinematics than the rod derotation. With excessive rod derotation, the Cobb angle progressively decreased, but increases in the secondary change in the rib hump and rotation of the apical vertebrae were found.

Key Word: Scoliosis, Rib hump, FEM, Derotation, Kinematics

## 서 론

척추 측만은 3차원 변형으로, 측만을 유발하는 병인학적인 이유 및 병태역학적 관계와 전체 척추의 안정성 변화, 추체와 늑골고 사이의 상호 연결작용 등 복잡한 생역학적 관계를 가지고 있어, 그 관계를 완전히 이해하기는 힘들다. 측만 변형은 전, 후면상의 변형뿐만 아니라, 3차원-3면상의 불완전한 염전(torsion) 변형으로 보여지며[2,11], 아직 구조역학적 관점에서 체계적인 생체 역학적 연구가 거의 이루어지지 않은 상태이다. 척추 측만의 수술적 교정은 측만증에 의해 발생하는 요통 및 폐기능 약화 등을 예방하기 위한 기능적 의미 외에도 정상 상태에 가까운 형상 재건을 시도하는 미용 수술적인 측면도 가지고 있다. 따라서, 척추 변형 교정 시 동반되는 늑골고의 변형, 어깨의 변화, 보상성 만곡의 변화 등을 동시에 고려하여야 좋은 결과를 얻을 수 있다.

이에 저자들은 척추 측만 수술시 최적화된 수술적 방법을 찾기 위한 해석적 방법 제시와 수술 후 효과를 검증하여 볼 수 있는 방법의 하나로 유한 요소 방법을 이용하여 3차원 정상 척추체 모델을 개발하고, 이를 이용한 척추 측만 3차원 유한 요소 모델을 만들고자 하였다. 또한 이를 이용하여 척추 측만 교정에 중요한 운동학적 요소를 확인하고, 분절간 척추경 나사못 고정과 강봉 감염술 방법에 의한 수술 시뮬레이션을 시행하여 술 후 나타날 수 있는 늑골고와 추체 회전 변형, 흉추 후만 및 척추 측만각의 변화를 예측해 보고자 하였다.

## 연구대상 및 방법

골격계 모델은 척추체, 골반, 쇄골, 견갑골의 표면 데이터를 이용하여 3차원으로 재구성시켰다. 이들 골격 모델들은 표면 형상만이 주어진 강체로 모델링 되었으

**Table 1.** Comparison of Operative Kinematics for Scoliosis

| Kinematics | Cobb Angle | Kyphosis | AVAR* | Rib Hump (mm) |
|---|---|---|---|---|
| Distraction (mm) | | | | |
| 0 | 42° | 29° | 24° | |
| 10 | 39° | 32° | 23° | |
| 20 | 33° | 34° | 20° | |
| 30 | 25° | 37° | 19° | |
| 40 | 17° | 41° | 19° | |
| Translation (mm) | | | | |
| 0 | 42° | 29° | 24° | |
| 10 | 39° | 28° | 26° | |
| 20 | 36° | 28° | 28° | |
| 30 | 33° | 28° | 29° | |
| 40 | 30° | 28° | 31° | |
| 50 | 27° | 27° | 32° | |
| Derotation (degrees) | | | | |
| 0 | 42° | 29° | 24° | 1.1 |
| 10° | 42° | 29° | 26° | 4.4 |
| 20° | 41° | 30° | 29° | 14.5 |
| 30° | 41° | 30° | 33° | 27.7 |
| 40° | 43° | 32° | 37° | 42.2 |
| 50° | 44° | 36° | 42° | 66.4 |

* AVAR : Apical Vertebra Axial Rotation

며, 이 표면 모델의 적정 위치에 인대와 추간판 요소를 연결시켰다. 후관절의 접촉현상도 접촉 요소를 설정하여 해결하였다. 정상 골격계 모델은 76867개의 쉘 요소(shell elements)와 782개의 빔 요소(beam elements)로 구성하였다. 추간판은 기구학적 관절 요소(kinematic joint element)를 이용하여 6 방향의 자유도를 부여하고 비선형적 물질 특성을 표현하도록 설정하였다. 각 인대들은 해부학적인 데이터를 이용하여 연결시켜, 실제와 같도록 배열시켰으며, 인대의 힘-변위 곡선에서 S자 형태를 보이도록 한 뒤, 이들 물질 특성을 몇 개의 구간으로 나누어 구간별로 선형화 시킨 모델이 이용되었다. 이와 같은 방법으로 구성된 척추 모델은 in-vitro 실험 결과와 비교 검토를 통해 그 타당성을 먼저 확인하였다.

척추체 이외에 척추에 연결된 견갑골과 쇄골은 해부학적인 위치와 일치하도록 구성시켰으며 빔 요소로 모델링된 늑골장(rib cage)과 인대요소들을 연결시켰다. 흉골은 쉘 요소를 이용하여 모델링하였으며 갈비뼈에 연결된 연골 요소와 연결되도록 하여, 흉곽이 포함된 척추체의 모델을 만들었다(Fig. 1). 이러한 정상인의 골격을 이용하여 물성치를 변형 적용함으로써, 각 골격요소와

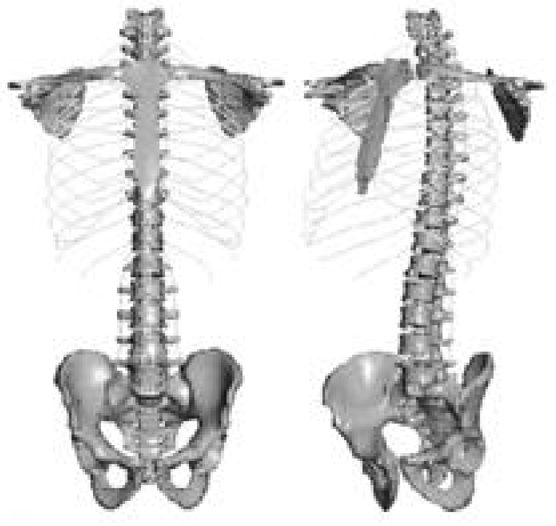
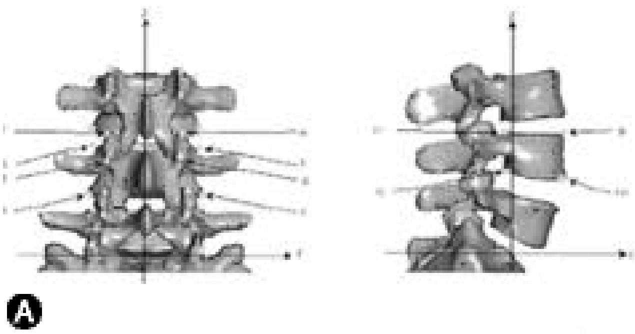
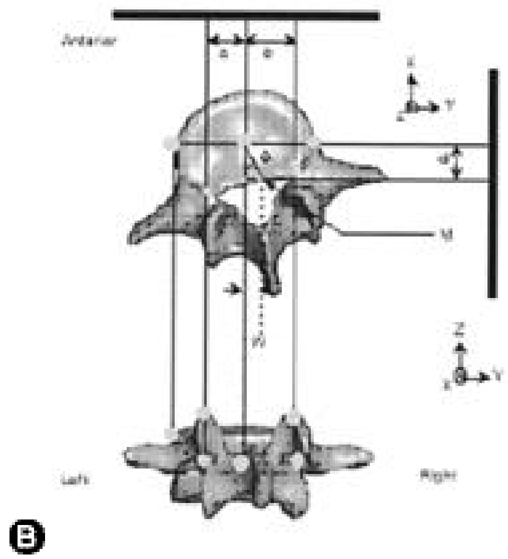


**Fig. 1.** Normal 3-Dimensional Spine Finite Element Model including rib cage, sternum, pelvis, clavicle, scapula, intervertebral disc and ligaments.





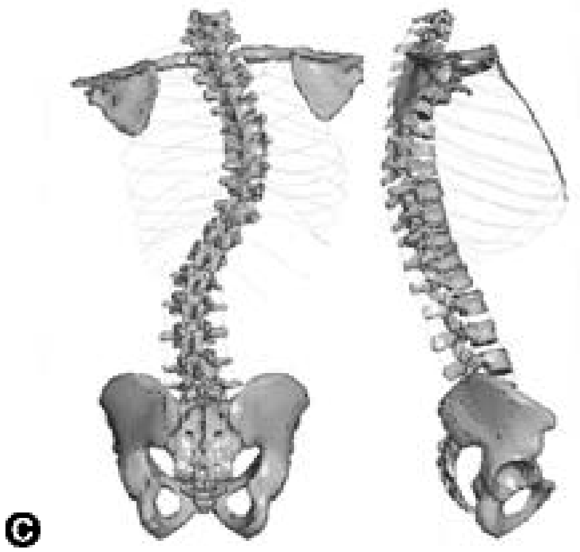


**Fig. 2. A.** Digitization of 12 Coordinates from roentgenogram of King-Moe type II scoliosis.
**B.** Conversion from normal 3-D FEM spine model to scoliosis model by displacement of vertebral body center and rotation.
**C.** Developed 3-Dimensional Scoliosis Finite Element Model similar to King-Moe type II scoliosis.

연부 조직 요소의 물성치를 알 수 없는 측만증 환자의 3차원 척추 측만 모델을 개발하였다. 12세 King-Moe type II 척추 측만 환자의 전후면, 측면 방사선 사진을 이용하여, 천골의 돌출 부위 두 점을 연결하는 선의 중심을 원점으로 하여 12곳의 좌표를 디지타이징하고(Fig. 2-A), 각 추체의 우상, 우하, 좌상, 좌하점과 양측 후관절의 상, 하 끝점을 좌표값으로 정의하여 위치를 구한 다음, 앞서 개발된 정상 상태 모델의 추골의 중심과의 차이을 구해 각 추체의 중심 위치를 전이시켰다. 추체 회전은 단순 방사선 사진상에서 중심선과 두 후관절 사이의 중심선과의 차이(offset)를 이용하여 수직 축 회전량을 구한 다음, x축 및 y축 상의 회전량을 각각 구하여(Fig. 2-B), 추골의 위치를 재위치 시킨 다음 3차원 척추 측만 유한 요소 모델을 개발하였다(Fig. 2-C). 이 때 늑골장은 CT 결과를 기초로 모델링하고, 늑골-추체간 인대는 추간판과 마찬가지로 기구학적 관절요소를 이용하여 구성시켰다.

상기 척추 측만 모델을 이용하여, 수술적 치료 운동학(operative kinematics)의 기본적 요소인 신연(distraction), 전이(translation), 강봉 감염 회전(rod derotation)을 시행하고, 이 때 발생하는 Cobb angle, 흉추 후만각, 첨척추 축 회전량(apical vertebra axial rotation:AVAR)[6](Fig. 3) 변화를 계산하여, 측만 교정의 기본 요소를 서로 비교해 보았다. 또한 추체 강봉 감염 회전(derotation)시 나타나는 늑골고의 변화(Fig. 4)를 관찰하였다. 수술 시뮬레이

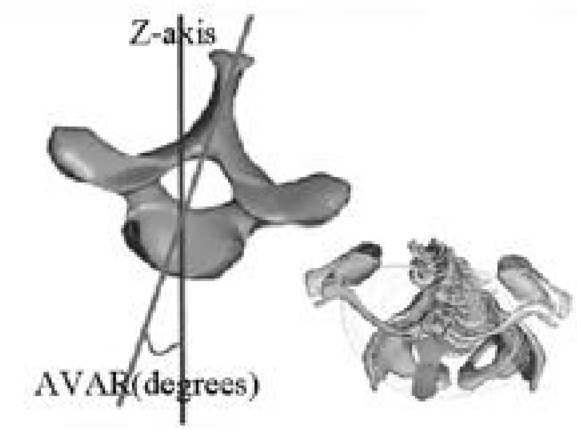



**Fig. 3.** Measurement of Apical Vertebrae Axial Rotation (AVAR) from 3-D FEM of scoliosis. AVAR was defined as the rotation of the apex vertebra about its local z-axis.

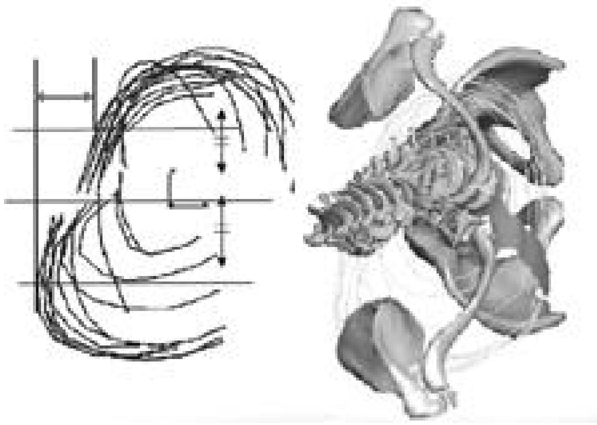


**Fig. 4.** Measurement of Rib Hump from 3-D FEM of scoliosis. The rib hump was defined as a distance between lines drawn vertically at most protruded rib surface and at opposite side of rib surface equidistant apart.

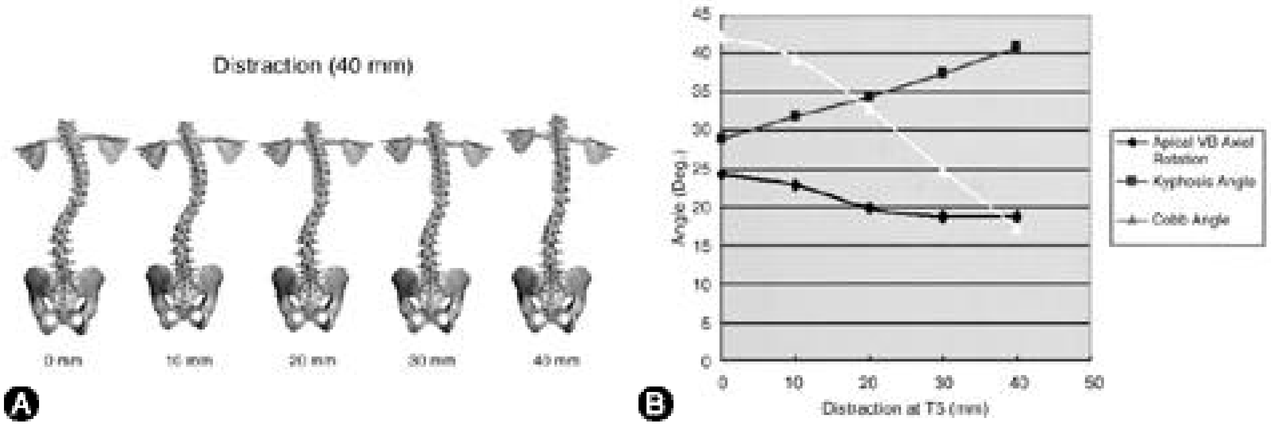



**Fig. 5. A.** Distraction of 3-D FEM of scoliosis. The upper end vertebra (T5) was distracted 40 mm to cranial direction. At each decadal point, 3-D FEM of scoliosis in coronal plane was displayed.

**B.** The results of Cobb angle, angle of kyphosis, and AVAR during distraction. With distraction, Cobb angle and AVAR decreased, but the angle of kyphosis increased slightly.

션 실험은 분절간 척추경 나사못 고정과 강봉 감염술에 의한 측만 교정술의 시뮬레이션을 시행해 보았다. 강봉 삽입 시에 나타나는 추체의 신연과 전이, 후방 위치 이동을 1단계로 설정하고 이때 나타나는 Cobb Angle의 변화, 흉추 후만각의 변화, 첨척추 축 회전량을 계산하였다. 이후 추체 회전을 위한 강봉 감염을 2단계로 설정하고, 이때 일어나는 Cobb angle, 흉추 후만각, 첨 척추 회전량과 늑골고의 변화를 관찰하였다.

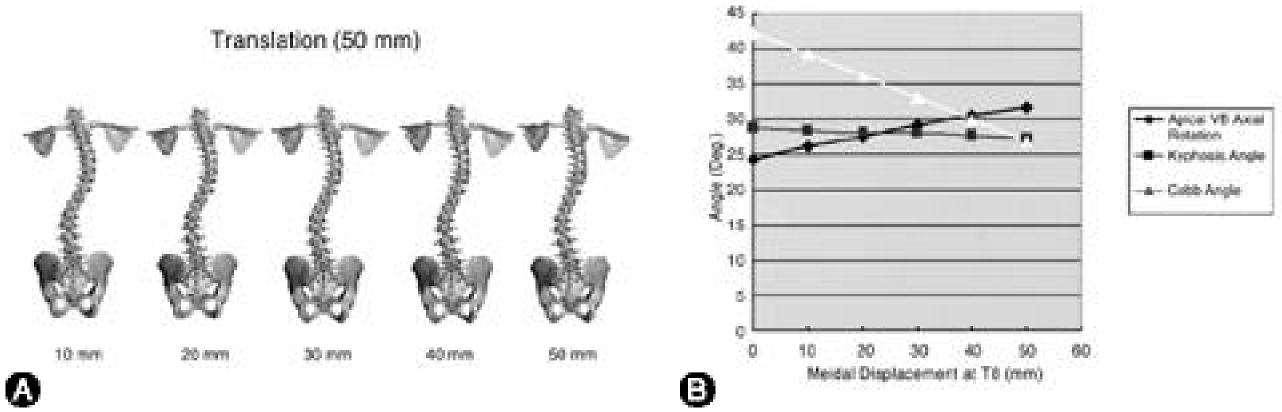
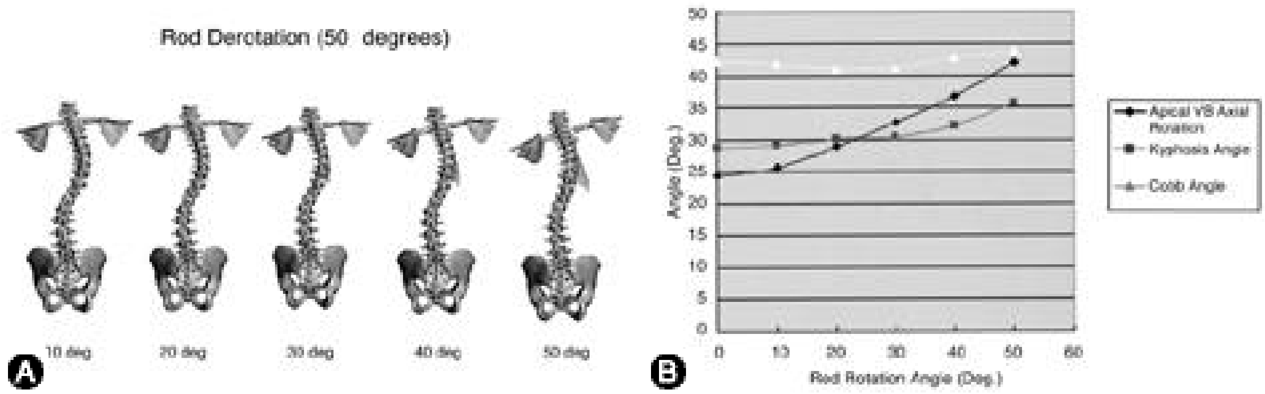



**Fig. 6. A.** Translation of 3-D FEM of scoliosis. The apex vertebra (T8) was translated 50 mm medially toward spinal column axis. At each decadal point until 50 mm, 3-D FEM of scoliosis in coronal plane was displayed.

**B.** The results of Cobb angle, angle of kyphosis, and AVAR during translation. There was no change of the angle of kyphosis, but it showed a linear decrease of Cobb angle, and a slight increase of AVAR during translation.



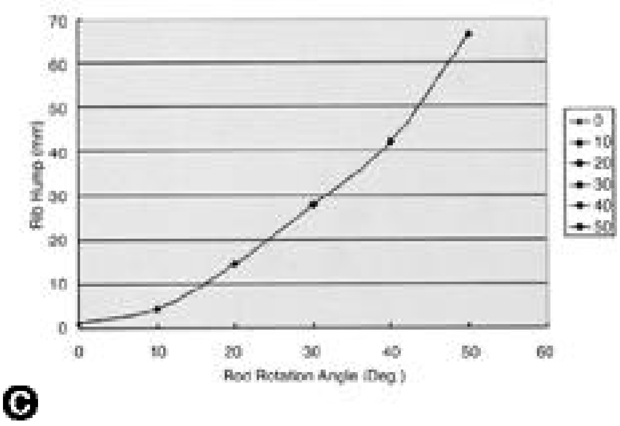




**Fig. 7. A.** Rotation of 3-D FEM of scoliosis. The assumptions in simulation of rod rotation are, there was no change of scoliosis curve during rod insertion and rod was deformed to fit shape of scoliosis. The inserted rod was derotated toward postero-medial direction, as it did in real operation with CD instrumentation of scoliosis. At each decadal point until 50˚, 3-D FEM of scoliosis in coronal plane was displayed.

**B.** The results of Cobb angle, angle of kyphosis, and AVAR during rod rotation. There were slight change of Cobb angle and kyphosis angle, and a linear increase of AVAR during rod rotation.

**C.** With rod rotation, a linear increase of rib hump (about 70 mm at 50˚ rotation) was observed.

## 결 과

세가지 기본적 운동학 요소에서 신연은 상부 끝 척추에서 40 mm만큼 머리 방향(cranial direction)으로 당겨 시행하였다. 각 10 mm 마다 단계를 나누어 시행하였으며, 이 때 발생하는 Cobb angle, 흉추 후만각, 첨추체 축 회전량의 변화를 관찰하였다(Fig. 5-A,B). 전이는 측만의 볼록한 쪽에서 오목한 쪽으로 첨척추가 50 mm 이동하는 힘을 가하도록 설정하여, 천추 중앙선(center sacral line)에 측만이 교정되면서 가까워 지는 방향으로 하였으며, 이 때 나타나는 Cobb angle, 흉추 후만각, 첨추체 축 회전량의 변화를 역시 관찰하였다(Fig. 6-A,B). 추체

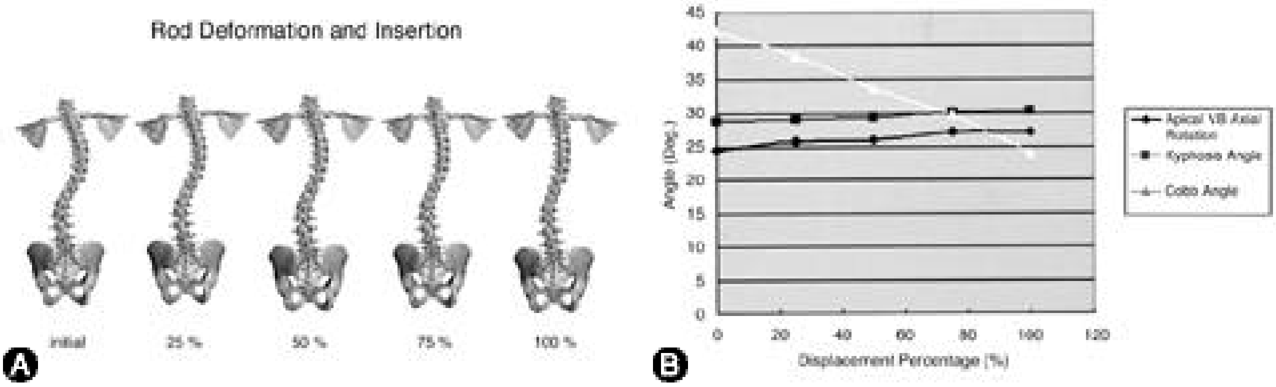
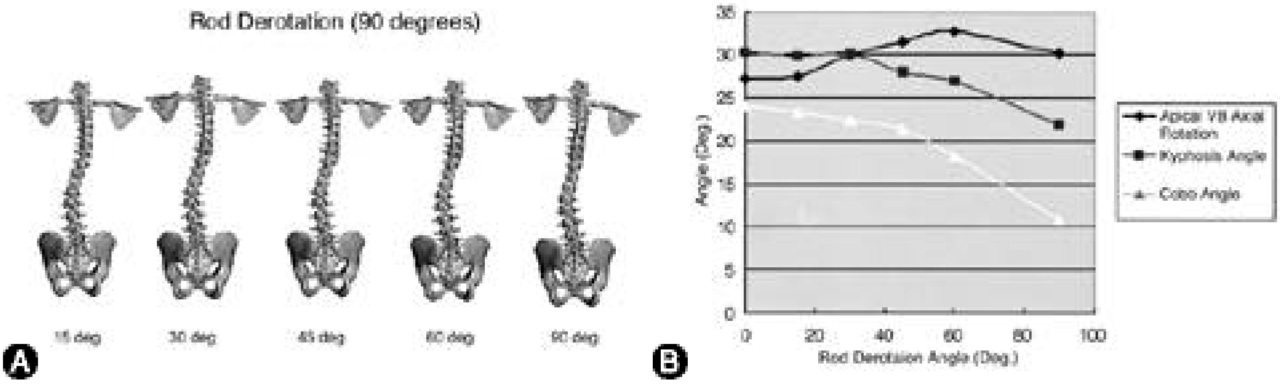



**Fig. 8. A.** This picture shows the change of spinal column in coronal plane during the 1st step of operative simulation. The change was divided into quarter stage.
**B.** The results of Cobb angle, angle of kyphosis, and AVAR during 1st step of simulation. Cobb angle decreased with rod insertion, but there was a little change of kyphosis and AVAR.



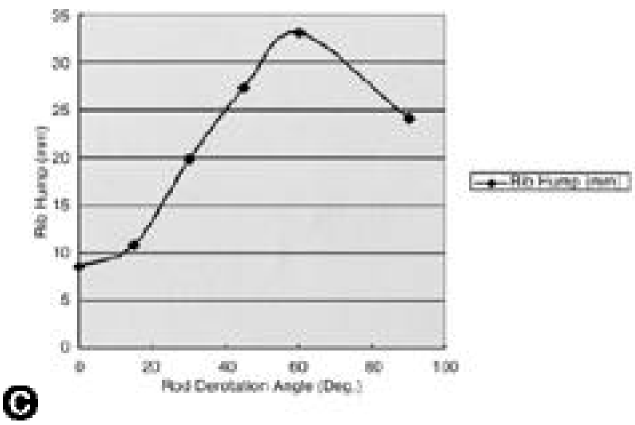




**Fig. 9. A.** The 2nd step of operative simulation. After rod insertion, the rod derotation toward posteromedial direction was done until 90。. The spinal column changes in coronal plane were shown.
**B, C.** The results of Cobb angle, angle of kyphosis, AVAR, and rib hump during 2nd step of rod derotation. Even if there was a great decrease of Cobb angle with derotation, but an associated increase of AVAR and rib hump size were found after 30o of rod derotation.

**Table 2.** Simulated Results of the derotation maneuver for Scoliosis

| Simulation Steps | Cobb Angle | Kyphosis | AVAR | Rib Hump(mm) |
|---|---|---|---|---|
| 1st Displacement *(distraction 26mm, medial translation 42mm, posterior offset 15mm)* | | | | |
| 0% | 42° | 29° | 24° | |
| 25% | 39° | 29° | 26° | |
| 50% | 34° | 29° | 26° | |
| 75% | 30° | 30° | 27° | |
| 100% | 24° | 30° | 27° | |
| 2nd Rod Derotation | | | | |
| 0° | 24° | 30° | 27° | 8.6 |
| 15° | 23° | 30° | 27° | 10.8 |
| 30° | 22° | 30° | 30° | 19.9 |
| 45° | 21° | 28° | 31° | 27.3 |
| 60° | 18° | 27° | 33° | 33.1 |
| 90° | 11° | 22° | 30° | 24.1 |

* AVAR : Apical Vertebra Axial Rotation

회전은 주만곡 부위를 하나의 강체로 하여 주만곡 추체를 모두 회전시키는 방법보다, 만곡 크기와 같은 만곡도와 3차원 변형을 가진 강봉을 적용시키고, 추체와 강봉의 자유도를 단지 z 축에서만 허용하여, 회전만이 가능한 모델을 이용하여 강봉 감염을 시도하였다(Fig. 7-A). 회전은 총 50도까지, 각 10도 회전마다 나타나는 변형을 기록하였다. 강봉 감염 모델 실험은 상기 추체의 변화외에, 늑골고의 변화도 같이 기록하였다.

이들 운동학적 요소의 분석 결과, 신연과 전이는 모두 Cobb angle이 감소되도록 하나, 감염에 의한 추체 회전은 Cobb angle의 감소에 미미하게 작용함을 알 수 있었다. 또한 흉추 후만각의 변화는 신연시에는 증가하나, 전이시에는 변화가 없었고, 추체 회전 시에는 미미한 증가만이 관찰되었다. 첨추체의 축 회전량은 신연시에는 감소하여, 측만 변형을 감소하는 쪽으로 진행되나, 전이시에는 조금 증가하고, 강봉 감염 회전시에는 급격히 증가하여 심한 늑골 돌출고의 증가를 유발하였다(Table 1)(Fig. 7-B,C).

척추경 나사못과 강봉 감염술에 의한 측만 교정술에 대한 3차원 시뮬레이션은 상기 3가지 운동 요소를 모두 복합적으로 이용하여 시행하였다. 실제 척추경 나사못과 강봉을 이용한 수술은 환아를 눕힌 상태에서 척추경을 각 해당 척추 분절에 삽입하고, 강봉을 척추의 오목한 쪽에 삽입한 후 이를 감염시킨다. 이때 강봉의 변형은 환아의 기본 척추 측만각에 맞추어 시행하지 않고, 일부 교정된 상태에서 오목한 쪽의 척추경 나사못에 장착한다. 저자들은 3차원 척추 측만 모델의 원형에 해당하는 King-Moe type II 환아의 술후 사진을 참조하여, 수술후 관찰 소견상 대상 실조 및 늑골고의 돌출이 심하지 않음을 확인하고, 당시의 수술 방법과 같은 조작을 시뮬레이션에서 시행해 보았다. 즉, 술후 강봉의 모양을 분석하고, 강봉을 척추경 나사못 삽입시 해당 강봉 변형만큼 추체의 변형이 일어난다고 가정하고, 강봉 삽입시까지의 추체 변형 시뮬레이션을 1단계로 설정하고, 다음 강봉 삽입후 강봉 감염시 일어나는 추체 변형을 2단계로 설정하였다. 1단계 시뮬레이션은 강봉의 3차원 모양에서 강봉 장착 시 추체가 26 mm 신연, 42 mm 내측 전이 및 15 mm의 후방 전이가 일어났음을 확인하고, 삽입이 끝난 단계를 100%로 설정하고, 각 25%, 50%, 75%의 강봉 삽입 단계를 나누고, 각 단계에서 일어나는 Cobb angle, 흉추 후만각 변화, 첨척추 축 회전량 변화를 계산하였다(Fig. 8-A,B). 이후 2단계에서는 강봉을 0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 90°로 단계적으로 감염회전시켰을 때 일어나는 변화를 계산하였다(Fig. 9-A).

Cobb angle 의 감소는 2단계의 강봉 감염술 때보다 1단계 강봉 삽입시에 보다 많은 감소가 일어남을 알 수 있었다. 흉추 후만각과 첨척추 축 회전량은 1단계 강봉 삽입시에는 미세한 증가만이 관찰되었으며, 2단계 강봉 감염술 실험에서도 초기에 적은 각도의 강봉 회전시에는 큰 변화가 없음을 알 수 있었다. 그러나, 강봉 감염을 30도 이상으로 많이 시행하면, Cobb angle의 감소는 관찰되나, 첨척추 축 회전량의 증가와 흉추 후만각의 감소가 일어남을 관찰하였으며, 이 때 늑골 돌출고의 심한 증가를 관찰하였다(Table 2)(Fig. 9-B,C). 따라서, 척추경 나사못 고정 및 강봉 감염회전술을 이용한 척추 측만 교정술 시에는 강봉의 올바른 모양 변형에 의한 강봉 장착이 중요하며, 지나친 강봉 회전은 측만각의 감소는 가져올 수 있으나, 도리어 지나친 늑골 돌출고의 증가를 유발 시킴을 알 수 있었다.

## 고　　찰

유한 요소 모델은 초기에 추체와 디스크로 구성된 원시적인 모델에서, 흉추부에 늑골장을 가미하고, 3차원 flexible beam 형태를 적용하여 12 방향의 자유도를 가진 형태로 개발되거나[15], 요추부에 디스크 수핵과 섬유륜을 따로 구분하고, 후관절 및 인대, 해면골 및 피질골을 따로 구분한 모델을 개발하여 응력, 변형율 연구에 이용되기도 하였으며[14]. 최근에는 추간판 내의 동적 충격 하중 상태에서 응력 분포 해석에 이용되기도 하였다[5]. Andriacchi 등[1]은 1976년에 기본적 유한 요소 모델을 이용하여 척추 측만 환자의 Milwaukee brace 치료에서, 견인력(traction)이 외측력(lateral force)에 비해 미미한 작용을 하는 것을 증명하였으며, Aubin 등[4]은 척추체와 늑골장을 연결한 유한 요소 모델을 이용하여, 보조기 치료시 단방향의 부하로 인해 추체와 늑골변형이 같이 일어나는 짝힘기전(coupled mechanism)이 있다는 것을 밝히고, 이러한 늑골과 추체의 짝힘운동(coupled motion)은 보조기 치료시 꼭 고려되어야 한다고 하였다. Gianac등[7]은 유한 요소 모델을 이용하여 보조기 교정술시에 흉추 후만각의 감소 없이 측만 교정을 얻을 수 있는 최적화 방법을 제안하기도 하였다. 수술적 치료에서 Stoke와 Laible[15]은 유한 요소 모델을 이용하여 Harrington 기기술의 생역학을 연구하였으며, Gardner-Morse와 Stoke[6]는 CD기기술의 생역학을 연구하였다. 이들은 CD 기기술에서 갈고리와 나사못 삽입, 강봉의 부착, 강봉 회전, 강봉과 나사못 및 갈고리의 고정으로 나누어진 4단계 수술적 시뮬레이션을 시행하였다. 이 실험에서 CD 기기술시 전체 척추의 감염(spinal derotation)은 강봉 회전과 같이 일어나서 척추 측만의 감소를 유발하지만, 실제적인 첨척추의 감염(vertebral derotation)은 도리어 8도 가량의 증가를 유발함을 밝혔다. 본 실험의 모델은 이들 모델보다 보다 늑골, 골반부 등을 포함하였으며, 추간판의 물성치도 정상에 가깝도록 재연하고, 인대의 위치도 해부학적 위치에 가깝게 설정하여, 보다 정확하고 세밀한 분석이 가능하다고 생각되었다.

1960년대 초 Harrington이 신연(distraction)을 이용한 척추 측만 교정 기기술을 처음 개발한 이후[9], 척추 측만증의 수술적 치료는 수 십년간 많은 발전이 있어 왔다. 그 중, CD 기기술 및 그 변형된 형태의 척추경 나사못과 강봉을 이용한 단분절 교정술은 지금까지 개발된 방법 중 가장 강력한 교정력과 좋은 결과를 보고하고 있다[8,16,19]. 그러나, 강력한 교정력으로 인해 일부에서 술후 대상실조의 발생 및 교정하지 않은 분절의 만곡 증가, 늑골 돌출고의 증가, 어깨 위치의 변화 등이 관찰되었으며, 특히 King-Moe type 2의 특발성 척추 측만증 환아에서 많이 관찰된다고 보고하였다[17,18]. 이를 예방하기 위하여 유합 부위의 선정 시 주의하고, 과교정이 일어나지 않도록 하며 강봉을 너무 많이 감염(derotation)하지 말아야 한다고 하였으나, 기존의 시술 방법은 기본적으로 다음과 같은 2가지 문제점을 내포하고 있다. 첫째 최적화된 교정 위치 및 교정 방법에 대한 정확한 정보 없이, 교정시술의 정도는 임상적인 경험적 지식에 의존하고 있다. 둘째 교정 수술 후 일어나는 2차적 변형, 즉 늑골고의 변화, 어깨 위치의 변화, 보상 만곡의 변화 등에 대한 예측이 불가능하다.

저자들은 3차원 유한 요소 정상 척추 모델을 이용하여, King-Moe type II의 척추 측만 모델을 만들었다. 이 모델을 이용하여 술후 2차적 변화를 잘 일으킨다고 알려진 척추경 나사못과 강봉 회전을 이용한 수술법을 시뮬레이션 하여 가장 적합한 수술 기법을 확인하고, 수술시 일어나는 생역학적 변화를 확인하고, 실제 수술에 기여하는 운동학적 요인을 관찰하였다. 위의 시뮬레이션으로 저자들은 다음과 같은 새로운 사실을 알 수 있었다. 첫째, 척추 측만의 교정에서 순수한 강봉 감염에 의한 작용은 크지 않다는 것이다. Stoke 등[15]은 강봉을 90도에서 50도로 회전하면, 측만 변형이 후만 변형으로 척추 회전이 작용하며, 이 때 Cobb angle의 감소가 많이 일어난다고 하였으나, 이는 실제 강봉 회전시 같이 발생하는 전이와 신연 작용을 고려하지 못하였으며, 또한 실험에 사용한 모델이 단순히 6개의 척추 운동 분절로 이루어졌기 때문으로 사료된다. 이에 비해 Poulin 등[13]은 또 다른 모델에서 CD 기기술시 강봉을 나사못과 갈고리에 삽입시 측만 교정이 많이 일어남을 보여주었다. 둘째, 측만 교정시 강봉 삽입시 전이와 신연이 같이 발생하며, 이 때 측만 교정이 많이 일어남을 알 수 있었다. 실제 수술에서 강봉 삽입시, 측만의 원래 각도에 맞도록 강봉을 변형하지 않고, 측만각을 많이 줄이는 모양으로 만든 후 이를 삽입한다. 그러므로 삽입시 일부 추체의 회전과 전이 및 신연이 있을 것으로 추정되며, 본 실험은 그것을 수치로 잘 나타내었다고 생각한다. 셋째, 강봉 삽입후 지나친 강봉 회전은 측만각의 감소를 가져오지만, 늑골고의 증가와 추체 회전의 2차적 변형을 많이 일으킴을 알 수 있었다. 강봉 회전시 추체 회전 변형의 결과는 저자마다 달라서, Pollock 등[12]은 CD hook을 이용하여 30도의 회전변형을 얻었다고 하였으나, Lenke 등[10]은 11도의 호전만이 있다고 하였고, Gardner-Morse와 Stoke[6]은 FEM 연구에서 오히려 8도가 악화되었다고 보고하였다. 저자들의 FEM연구 결과는 강봉 회전의 증가에 따라 추체 회전은 악화되는 것으로 나타났으며, 신연기전에 의하면 추체 회전은 감소하지만, 나머지 전이와 강봉 회전

기전 모두에서 악화되는 것을 보여 주었다. 또한 본 모델은 늑골을 같이 포함하고 있어, 추체 회전 악화시 늑골고의 증가가 같이 일어남을 관찰하였다.

저자들은 상기 실험으로 지나친 감염을 통한 측만 교정보다는 적절한 강봉 변형과 이의 적절한 삽입, 또한 늑골돌출고의 변형을 고려한 적절한 강봉 회전이 중요함을 알 수 있었다. 그러나, 본 실험은 시뮬레이션으로 실제 환자의 수술과는 많은 차이가 있다고 생각된다. 저자들의 모델은 환자들간의 척추강성(spinal stiffness) 차이를 고려하지 않았으며, Viviani 등[20]은 환자들에 따른 분절간 척추 강성을 술전에 미리 파악함으로써 척추 교정술시 필요한 최적화된 교정력(corrective force)을 알아보고자 하였다. 이들은 측만 각도가 다른, 특발성 척추 측만 환자들간에 의미 있는 척추 강성의 차이가 있음을 보여 주었으나, 본 모델에서는 이를 고려하지 않았다. 또한 본 모델은 골격모델을 단순히 강체로 설정한 표면 모델로 설정하여, 실제 해면골과 피질골로 구성된 추체와는 다르다고 생각되며, 늑골과 추체 사이의 관절도 빔요소와 연골요소로 설정하여 각기 다른 자유도를 가진 관절과는 다르다고 생각된다. 또한 근육 불균형과 신경계의 조절 기능을 고려하지 않았으며, 이로 인해 강봉 회전시 발생하는 체간의 변형이 과장되게 나타났을 수도 있다고 여겨진다. 따라서, 올바른 수술 시뮬레이션은 상기 문제점들을 보완하는 방향으로 나아가야 할 것이다.

## 결 론

수술전 시뮬레이션은 적절한 유합범위와 수술방법, 술후 일어날 2차적 변형의 판단에 유용할 것으로 사료된다. 또한 이를 이용한 본 실험에서 지나친 강봉 회전은 척추 측만의 교정 보다, 첨추체의 회전과 2차적 늑골고의 변화를 유발함을 알 수 있었다. 다양한 특발성 척추 측만증 환아에서, 정확한 3차원 변형 형태, 척추 강성, 늑골고 변화, 어깨 위치 변화 등이 완전히 이해되고 있지는 않지만 계속적으로 발전하고 있는 컴퓨터의 성능향상과 더불어 유한 요소 모델을 이용한 술전 시뮬레이션은 이런 문제점들을 해결할 수 있는 가능성을 제시하고 있다고 여겨진다.

## REFERENCES


1) **Andriacchi TP, Schultz AB, Belytschko TB and DeWald RL**: *Milwaukee brace correction of idiopathic scoliosis: A Biomechanical analysis and a retrospective study. J Bone Joint Surg, 58-A: 806-815, 1976.*

2) **Asher MA and Burton DC**: *A concept of idiopathic scoliosis deformities as imperfect torsion(s). Clin Orthop, 364: 11-25, 1999.*

3) **Aubin CE, Descrimes JL and Dansereau J**: *Geometric modeling of the spine and thorax for biomechanical analysis of scoliotic deformities using finite element method. Ann Chir, 49: 749-761, 1995.*

4) **Aubin CE, Dansereau J, de Guise J and Labelle H**: *A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis. Ann Chir, 50: 641-650, 1996.*

5) **Choon-Ki Lee, Young Eun Kim, Choon-Sung Lee, Young-Mi Hong, Jun-Mo Jung and Vijay K. Goel** : *Impact Response of the Intervertebral Disc in a Finite-Element Model. Spine, 25(19): 2431-2439, 2000.*

6) **Gardner-Morse M and Stokes IAF**: *Three-Dimensional simulations of scoliosis derotation by Cotrel-Dubousset instrumentation. J Biomech, 27: 177-181, 1993.*

7) **Gignac D, Aubin CE, Dansereau J and Labelle H**: *Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model. Eur Spine J, 9: 185-190, 2000.*

8) **Hamilll CL, Lenke LB and Bridwell KH**: *The use of pedicle screw fixation to improve correction in the lumbar spine of patients with idiopathic scoliosis: Is it warranted? Spine, 21: 1241-1249, 1996.*

9) **Harrington PR**: *Treatment of scoliosis. J Bone Joint Surg, 44A: 591-610, 1962.*

10) **Lenke LG, Bridwell KH and Baldus C**: *Cotrel-Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg, 74-A: 1056-1067, 1992.*

11) **McMaster MJ**: *Luque rod instrumentation in the treatment of adolescent idiopathic scoliosis. J Bone Joint Surg, 73-B: 982-989, 1991.*

12) **Pollock FE and Pollock FE Jr**: *Idiopathic scoliosis: Correction of lateral and rotational deformities using the Cotrel-Dubousset spinal instrumentation system. South Med J, 83: 161-174, 1990.*

13) **Poulin F, Aubin CE and Stokes IAF**: *Biomechanical modeling of scoliotic spine instrumentation using flexible mechanisms: Feasibility study. Ann Chir, 52: 761-767, 1998.*

14) **Shirazi-Adle A**: *Nonlinear stress analysis of the whole lumbar spine in torsion: Mechanics of facet articulation. J Biomech, 27: 289-299, 1994.*

15) **Stokes IAF and Laible J**: *Three-dimensional osseo-ligamentous model of the thorax representing initiation of scoliosis by asymmetric growth. J Biomech, 23:589-595, 1990.*
16) **Suk S-I, Lee C-K and Kim W-J**: *Segmental pedicle screw fixation in the treatment of thoracic idiopathic scoliosis. Spine, 20: 1399-1405, 1995.*
17) **Suk S-I, Lee S-M, Kim J-H, Kim W-J, Jung E-R, Nah K-H, Sohn H-M and Kim D-S**: *Decompensation in Selective Thoracic Fusion by Segmental Pedicle Screw Fixation in King type II Adolescent Idiopathic Scoliosis (AIS)-Causative Factors and its Prevention. Journal of Korean Society of Spine Surgery, 7: 571-578, 2000.*
18) **Thompson JP, Transfeldt EE, Bradford DS, Ogilvie JW and Boachie-Adjei O**: *Decompensation After Cotrel-Dubousset Instrumentation of idiopathic scoliosis. Spine, 15(9): 927-931, 1990.*
19) **U Liljenqvist, U Lepsien, L Hackenberg, T Niemeyer and H Halm**: *Comparative analysis of pedicle screw and hook instrumentation in posterior correction and fusion of idiopathic thoracic scoliosis. Eur Spine J, 11:336-343, 2002.*
20) **Viviani GR, Ghista DN, Lozada PJ, Subbaraj K and Barnes G**: *Biomechanical analysis and simulation of scoliosis surgical correction. Clin Orthop, 208: 40-47, 1986.*

## 국 문 초 록

**연구 계획**: 수학적 3차원 유한요소 척추 측만 모델을 이용한 해석적 연구

**연구 목적**: 기존의 척추 측만 수술은 최적화된 교정 위치 및 교정 순서에 대한 정확한 정보 없이 시술자들의 경험적 지식에 의존하여 시행되어 왔으며, 일부에서는 술후 심한 늑골 돌출고의 발생과 어깨 위치의 변화 등 2차적 변형이 나타남을 보고하였다. 저자들은 3차원 유한 요소 모델을 이용하여 측만 수술 시 최적화된 교정 방법을 찾기 위한 해석적 방법 제시와 수술 후 효과를 검증하여 볼 수 있는 수술 시뮬레이터를 제작하고자 하였다.

**대상 및 방법**: 전체 척추와 흉곽을 포함시킨 수학적 모델을 개발하였다. 모델 중 골격을 이루는 척추체, 견갑골, 쇄골, 골반뼈 등은 표면 형상만을 주어진 강체로 모델링 하였으며, 이 표면 모델의 적정 위치에 인대와 추간판 요소를 연결시켰다. 추간판은 기구학적 조인트 요소를 이용하여 구성시켰으며, 6방향으로의 자유도를 부여하였다. 각 인대들의 연결위치는 해부학적인 데이터를 이용하여 실제와 같도록 배열 시켰으며, 물질 특성은 몇 개의 구간으로 나누어 구간별로 선형화시킨 모델이 이용되었다. 이와 같이 구성된 정상 상태의 모델과 전후방 및 측면 단순 방사선 사진과 컴퓨터 단층 촬영 사진을 이용하여, 12곳의 좌표를 표시 후 디지타이징하고 추체의 중심을 구한 뒤, 정상과 척추 측만 사이의 축회전량과 추체 전이를 측정하여 추골의 위치를 재위치 시킴으로써 삼차원 변형을 가진 척추 측만 유한요소 모델을 재구성하였다. 상기 척추 측만 모델을 이용하여 신연, 전이, 추체 회전 시에 일어나는 Cobb각의 변화와 첨추체 축 회전량을 측정하여, 측만 교정술 시에 중요한 운동학적 요소를 확인하였다. 척추경 나사못 고정 및 강봉 감염술과 유사한 수술 시뮬레이션을 시행하여, 0°, 15°, 30°, 45°, 60°, 90° 강봉 감염 회전후 나타나는 추체 회전변형, 측만각 및 후만각의 변화, 늑골고의 변화를 예측하고 비교하였다.

**결과**: 측만 교정시에 중요한 운동학적 요소는 추체 회전보다는 신연과 전이가 Cobb각의 감소에 많이 기여함을 알 수 있었다. 수술 시뮬레이션 시에 강봉의 지나친 감염회전은 첨추체 축 회전량의 증가에 따른 늑골고의 증가를 유발할 수 있음을 알 수 있었다.

**결론**: 정상인에 대한 삼차원 유한 요소 모델을 개발하고, 이를 이용하여 척추 측만 모델을 개발하였다. 이를 이용하여, 추체 회전을 시뮬레이션하여 일어나는 늑골고와 측만각의 변화를 관찰하였으며, 술 후 일어날 회전 변형과 늑골의 변화를 미리 예측해 보았다. 이는 술 후 적합성의 판단에 유용하게 이용될 것으로 사료되었다.


**색인단어**: 척추 측만증, 늑골고, 유한 요소 모델, 운동학, 시뮬레이션

※ **통신저자:** 이 춘 기
서울특별시 종로구 연건동 28번지
서울대학교 의과대학 정형외과학교실
Tel: 82-2-760-2336, Fax: 82-2-764-2718, E-mail: choonki@plaza.snu.ac.kr