

## 척추경 나사못 고정과 강봉 감염술을 이용한 척추 측만증 교정 해석시 유합 범위에 따른 교정 효과 분석

김영은<sup>1</sup>, 손창규<sup>1</sup>, 최형연<sup>2</sup>, 하정현<sup>3</sup>, 이춘기<sup>4</sup>

<sup>1</sup>단국대학교 기계공학과, <sup>2</sup>홍익대학교 기계시스템디자인공학부, <sup>3</sup>경찰병원 정형외과, <sup>4</sup> 서울대학교 정형외과  
(2003년 3월 14일 접수, 2004년 2월 21일 채택)

### Effects of Fusion Level for Scoliotic Spine Correction Simulation with Pedicle Screw and Rod Derotation Method

Y.E. Kim<sup>1</sup>, C.K. Son<sup>1</sup>, H.Y. Choi<sup>2</sup>, J.H. Ha<sup>3</sup>, C.K. Lee<sup>4</sup>  
(Received March 14, 2003. Accepted February 21, 2004)

**요약** : 척추 측만증 교정 시 유합 범위에 따른 수술 후의 효과를 분석 하기 위하여 King-Moe type II 형태의 척추 측만증 환자를 대상으로 이에 대한 수학적 유한 요소 모델을 개발 하였다. 유한 요소 모델을 이용하여 척추경 나사못을 이용한 고정 및 강봉 감염술 형태의 수술 모사를 수행 하였으며, 유합 범위를 각기 달리하여 수술 시뮬레이션 후의 척추계의 변화 즉 Cobb 각도, 침추체 축회전, 흉추 후만각 그리고 늑골고의 변화를 정량적으로 계산 하였다. 해석 결과 강봉 감염술의 경우 에서 보다 강봉을 척추경 나사못에 연결 시키는 과정에서 훨씬 더 많은 Cobb각도의 변화를 얻을 수 있었다. 강봉 감염술 과정에서는 약간의 Cobb 각도 감소를 유발 시킬 수 있었으나 오히려 침추체 축회전 과 늑골 돌출고의 증가를 나타내었다. 아울러 강봉과 척추경 나사못의 체결 과정이 척추 후만각 유지에도 큰 역할을 하고 있음을 알 수 있었다. 유합 범위를 변곡 발생 추체의 위치 보다 한 단계씩 길게(T4-12) 하여 60o의 강봉 감염술을 시행 하였을 경우 Cobb 각도를 두 배 감소 시킬 수 있었으나 급격한 늑골고와 침추체 축회전량의 증가가 유발 되었다. 해석 결과 유합 범위는 만곡 흉추체에서 변곡이 발생하는 위치 보다 한 레벨씩 작게 선정 하는 것이 최적의 유합 범위임을 알 수 있었다.

**Abstract** : In order to investigate the post-operative changes in scoliotic spine according to selection of fusion level, a mathematical finite element model of King-Moe type II scoliotics spine system was developed. By utilizing this finite element scoliosis model, surgical correction simulation procedures of pedicle fixation and derotation were simulated. In consequence of the calculation by changing the fusion levels, postoperative changes like Cobb angle, apical vertebrae axial rotation (AVAR), thoracic kyphosis, and rib hump were qualitatively analyzed. In the analysis of operative kinematics, the decrease of Cobb angle was most prominent in distraction than in derotation. Applying the rod derotation only was not effective in decrease of Cobb angle but just caused increase of AVAR and rib hump. From the operative simulation, co-action of distraction and translation during rod insertion has major impact on Cobb angle decrease and maintenance of kyphosis. With rod rotation, Cobb angle decrease was obtained, but combined increase of AVAR and rib hump was simultaneously observed as well. The case of most extended instrumentation range with 60o rod rotation produced double decrease of Cobb angle, but the increase of rib hump and AVAR occurred correspondingly. The optimum selection of fusion level was proved as one level less than inflection position of the thoracic spine curvature.

**Key words** : Scoliosis, FE model, Fusion level, Post-operative changes, King-Moe type II

## 서 론

척추 측만증 교정에 수술적 교정기기의 적용은 Harrington 기기 개발 이후 매우 보편화되어 있다. Harrington 기기설로 인하여 측만증 교정에 획기적인 전환을 이루었으나 후크(hook)의 이탈, 강봉(rod)의 파열, 추궁의 파열 등의 문제점을 보이고 있었다. 이후 이를 보완 하기 위한 여러 가지 기기들이 개발되었다. 즉 Luque에 의한 분절간 고정술, Zielke 기기 등이 사용 되다가 Cotrel-Dubousset(CD) 기기를 이용한 척추 측만증 교정이 널리 사용되고 있다.

CD와 유사한 교정 방법이긴 하나 추궁판(laminar)에 연결된 후크 대신에 척추경(pedicle)에 척추경 나사못을 삽입한 후 이를 강봉에 연결 시키는 방법이 사용되고 있다.

이 방법은 요추부 교정에 널리 사용되고 있는 방법이었으나 최근 들어 측만증 교정에 확대 시켜 적용 되고 있다.

척추 측만증 수술은 후방 접근(posterior approach)을 통하여 척추 교정 기기를 이용하여 시행되게 된다. 그러나 수술 기구를 통하여 추체의 3차원 변형을 유발시키기에는 수술이 오직 척추의 후방 요소 만이 노출된 상태로 이루어지기 때문에 많은 어려움이 뒤따르고 있으며, 지금까지도 정확한 유합 범위(fusion level)의 선정에 대해서는 아직도 많은 논란이 계속 되고 있다. 따라서 특발성 측만증 교정 시의 문제점을 인체 구조학적 관점에서 해결 할 수 있는 새로운 해석적 접근 방법이 요구 되고 있다.

이에 대한 수학적 해석 방법은 측만증 발생 원인 규명을 위해 척추계에 컬럼의 좌굴 이론을 적용 시킨 모델[1] 이후

본 연구는 한국과학재단 특정기초연구(R01-2001-000-00495-0)에 의해 지원되었음.

통신저자 : 김영은, (140-714) 서울 용산구 한남동 산 8  
단국대학교 기계공학과

Tel : 02)709-2561

e-mail : yekim@dankook.ac.kr

늑골장(rib cage)을 포함한 상체 모델[2] 개발로 이어지고 있다. 이와 같은 상체모델들은 주로 척추 교정 보조기(orthosis) 적용 시 최적의 교정 부하를 분석[3] 하는데 사용되어왔다. 한편 수술 기구 적용에 따른 측만증 교정 분석을 위해서는 척추 운동 분절을 빔 요소로 단순화 시킨 유한 요소 모델[4]이 개발되어 사용된 이후로 조금 더 상세화 시킨 유한 요소 모델[5]이 개발되었으며 실제 수술 결과와의 비교 검토[6,7]를 통하여 모델의 타당성을 입증하고자 하였다.

이미 앞선 연구들에서 증명되었듯이 척추와 늑골장 사이에는 연계 기전(coupled mechanism)이 존재하고 있다. 특히 특발성 척추측만증(idiopathic scoliosis)은 관상면(coronal plane) 상의 이차원적 변형 이외에 추체의 회전(rotation of vertebra)과 아울러 시상면(sagittal plane) 상의 변형이 동시에 발생하는 3차원적인 변형뿐만 아니라 추체와 늑골고 사이의 상호연결 작용 등으로 인한 복잡한 생체역학적 관계를 보이고 있다. 척추측만의 수술적 교정은 측만증에 의해 발생하는 요통 및 폐 기능 약화 등을 예방하기 위한 기능적 의미 이외에도 정상 상태에 가까운 형상 재건이라는 미용 수술적 측면도 가지고 있다. 따라서 척추 교정에 동반되는 늑골고의 변형, 어깨의 변화, 보상성 만곡의 변화 등을 동시에 고려하여야 좋은 결과를 얻을 수 있게 된다. 그러나 이와 같은 교정 결과는 수술 부위의 선정에 따라 많은 차이를 보이게 된다.

본 연구에서는 가장 빈번하게 발생되고 있는 King-Moe Type II에 해당하는 척추측만증 환자에 대한 척추, 늑골장, 쇄골 등을 모두 고려한 유한 요소(finite element: FE)모델을 개발한 후 이를 이용하여 강봉과 척추경 나사못을 이용한 측만증 교정 시 교정 범위(level)에 따른 효과를 분석하고자 하였다.

## 측만증 모델 개발

### 1. 골격계 모델 개발

측만증 모델은 정상 척추체 모델을 변형시켜 개발 하였으며 정상 척추체 모델을 다음과 같이 구성 시켰다. 골격에 해당되는 척추체, 골반, 쇄골, 견갑골의 모델은 표면 형상만이 주어진 강체(rigid body)로 모델링 하였다. 3차원 골격 모델의 적정 위치에 인대와 추간판 요소를 연결시켰으며, 후관절(facet joint)의 접촉현상은 접촉 요소를 설정하여 해결토록 하였다. 추간판은 기구학적 관절 요소(kinematic joint element)를 이용하여 6 방향의 자유도를 부여하였으며 비선형 특성을 보이고 있는 힘-변위 특성은 2개 구간으로 선형화시켜 설정하였다. 각 인대들은 해부학적인 데이터를 이용하여 연결시켜 실제의 위치와 같도록 배열시켰으며, S가 형태를 보이는 인대(ligament)의 힘-변위 물질 특성은 2 개의 구간으로 나누어 구간별로 선형화 시킨 모델이 이용되었다. 이러한 물질 특성은 추체의 위치와 인대의 종류에 따라 각기 다른 값이 사용되었다.

척추체 이외에 척추에 연결된 견갑골과 쇄골은 해부학적인 위치와 일치하도록 구성 시켰으며 빔 요소로 모델링 된 늑골장(rib cage)과 인대 요소들로 연결시켰다. 흉골은 셸 요소를 이용하여 모델링 하였으며 늑골과에 연결은 역시 빔 요소로 모델링된 연결 요소를 통해 연결되도록 하였다. 척추체와 늑골간의 연결을 이루는 costo-vertebral joint 는 6자유도의 스프링 요소로 모델링 하였다. 이 경우 적용된 조인트의 물질 특성은 기존의 실험 결과[9]를 이용하였다. 이와 같은 방법으로 구성된 척추 모델은 in-vitro 실험 결과[8]와 비교 검토를

통해 그 타당성을 먼저 확인하였다.

정상 척추체 모델을 사용하여 측만증 환자의 3차원 척추 측만 모델을 다음과 같이 구성 시켰다. 즉 12세 King-Moe type II 척추 측만 환자의 전후면, 측면 방사선 사진을 이용하여, 천골의 돌출 부위 두 점을 연결하는 선의 중심을 원점으로 하여 각 추체의 해부학적 대표점 12곳의 좌표를 디지털화 한 후 이 점들의 좌표값을 이용하여 기존에 제안되었던 척추 측만증 추체의 변형량[10]을 계산하였다. 구해진 환자 각 추체의 정상 상태 위치로부터의 변형량과 축 회전량을 이용하여 정상 상태 모델의 추체들을 전이 및 회전시켜 측만증 모델을 구성하였다. 이 경우 각 추체의 회전량은 X-ray 필름 상에서 척추경(pedicle)의 위치를 명확히 판별하기 어려워 구해진 각 추체의 축회전량은 완전한 변화를 보이고 있지 못하다. 이러한 문제점들은 spline curve를 사용하여 각 추체간에서 완전한 연속적 축 회전량 변화가 발생하도록 하였다. Fig. 1은 위에서와 같은 방법으로 구해진 척추 측만증 환자 골격에 대한 FE 모델을 보여주고 있다. 이 때 늑골장은 CT 결과를 기초로 모델링 하였다. 이와 같은 모델 제작 과정에서 실제 환자와 모델간 크기의 차이는 적절한 확대 계수(scale factor)를 이용하여 보상토록 하였다.

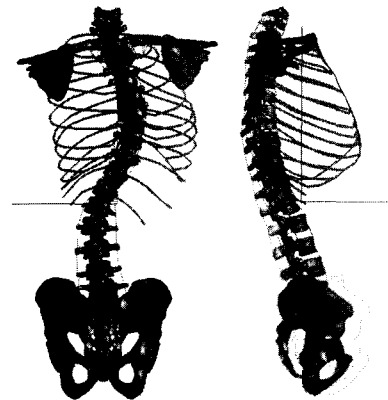


Fig. 1. Developed King-Moe type II scoliosis FE model

### 2. 수술 시뮬레이션

척추경 나사못과 강봉을 이용한 수술 시뮬레이션은 두 단계로 나누어 계산하였다. 1단계에서는 수술 전후의 x-ray 사진을 이용하여 강봉의 형태대로 강봉 모델을 만든 후 척추경 나사와 강봉이 서로 연결되는 과정에서 발생하는 각 추체의 신연 및 전이량을 가하여 척추경 나사못과 강봉 모델이 서로 연결되도록 하였다. 척추경 나사못은 실제 수술에서의 경우와 같이 중립 추체(neutral vertebra) T5와 T11 사이에 추가로 T7과 T9두 곳을 더 추가하였다. 다음 단계로 강봉을 회전시켜가면서 회전량에 따른 변화를 계산 하였다. 강봉 감염술이 시행된 이후 휘어진 척추의 볼록한 부분(convex side)에 추가적으로 부착되는 척추경 나사와 강봉의 결합은 교정된 척추 모양을 유지 하는데 도움을 주는 질자로 추가적인 척추 및 늑골장의 변화는 발생하지 않는다. 따라서 시뮬레이션 시 이 질차는 고려 하지 않도록 하였다.

측만증 교정 시 유합(fusion) 부위를 확대 또는 축소할 경우의 측만증 교정 효과를 분석하기 위하여 같은 만곡도를 갖는 강봉 형태를 모델링 하여 적용시켰다. 유합 부위를 축소하였을 경우는 T5-T11의 경우에서 척추경 나사못의 위치를 각각 바꾸어 강봉과 연결토록 하였으며, 유합 부위를 확대하

였을 경우는 척추경 나사못이 추가되는 T4 또는 T12의 추체와 척추경 나사못을 통해 서로 연결되도록 하였다.

### 3. 구속조건

척추경 나사못(pedicle screw) 및 강봉 감염술(rod-derotation)을 이용한 교정 시뮬레이션 시 다음과 같은 경계조건이 적용되었다. 즉 (pelvis)의 6자유도는 모두 고정시켰으며 수술 시 엎드려진 환자 상태를 나타내기 위해 쇄골(ciacicle)과 흉골(sternum) 사이의 변위를 구속하였으며 임의의 쇄골상의 한 점을 선택하여 전후, 좌우 방향으로의 전이와 수직 축 회전을 고정시켰다. 그러나 좌, 우 쇄골의 높이가 변화는 가능토록 하였다. 강봉을 이용한 감염술의 해석을 위해 척추경 나사가 삽입되는 위치에 봉 요소를 연결시키고 이 끝에 조인트 요소를 추가 시켰으며, 이 조인트 요소들과 연결된 봉 요소를 이용하여 감염술이 발생하도록 회전시켰다. 이 경우 척추경 나사와 강봉 사이에서 발생하는 상대적 슬립 현상은 조인트 요소의 회전을 자유롭게 함으로써 대처 시킬 수 있었다. 모델은 PAM 에서 계산되도록 제작 되었다.

### 해석 결과

척추경 나사못과 강봉을 이용한 감염술 시뮬레이션 경우 중 실제 수술 예서와 같이 T5-11사이의 유합을 발생 시키는 교정을 한 경우에서 다음과 같은 결과가 얻어졌다. 1단계 즉 척추경 나사못과 강봉의 결합 단계의 해석 결과 Fig. 2에서 보듯이 후만각의 변화는 거의 없이 침추체의 축 회전량이 4.2도 증가한 반면 Cobb 각도가 42.26°에서 29.39°로 30.5% 감소하였다. 2번째 단계인 강봉 감염술이 시행된 경우 강봉 회전량에 따른 척추계 내의 주요 변화 중 Cobb각도의 변화를 Fig. 3에서 보여주고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 수술 시뮬레이션 시 T5-11보다 긴 유합을 선정 하였을 경우, 1단계에서 발생하는 Cobb 각도는 유합 부위를 작게 선정 한 경우보다 감소 하고 있다. 이후 감염술이 시행됨에 따라 Cobb 각도는 유합 범위에 관계없이 대체적으로 완만한 감소를 나타내고 있으나 T4-12, T5-12과 아래쪽으로 유합 부위를 확대 하였을 경우 급격한 Cobb 각도의 감소가 계산 되었다. 유합 부위를 짧게 선정한 경우, 특히 T6-11의 경우에는 상대적으로 감염 각도에 따라 급격한 Cobb각도의 감소를 보여 주고 있다. 한편 감염 회전량 증가에 따른 척추 후만각(kyphosis angle)의 변화에서는 Fig. 4에서와 같이 대체적으로 뚜렷한 변화 나타나고 있지 않았으나 길게 유합 범위를 확대 시킬 경우 강봉 감염에 따라 증가 하는 양상을 보이고 있었다. 이와 같은 경향과는 반대로 유합 범위를 T6-11으로 선정한 경우에는 후만각은 완만한 변화를 보이다가 강봉 감염이 더 진행됨에 따라 급격한 감소를 나타내고 있다. 침추체의 축회전량의 증가 양상과 일치하여 늑골 돌출고의 변화도 증가함을 Fig. 5 에서 보이고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 유합 길이 가 길어 짐에 따라 점차로 늑골 돌출고의 차이가 증가함을 알 수 있다. Fig. 6에서 볼 수 있듯이 앞의 해석 결과와 같은 양상을 침추체 축회전량 (apical vertebra axial rotation) 해석에서도 보이고 있다. Fig. 7 에서는 교정된 측만증 모델의 해석 결과 (T5-11의 경우)를 실제로 동일한 기구를 사용한 수술 후의 X-ray 사진 과 비교하여 보여 주고 있다. 두 그림에서 볼 수 있듯이 매우 유사한 교정 결과를 보

여주고 있다. Fig. 8 과 9는 유합 범위를 길게 또는 짧게 선정 하였을 경우 강봉 감염술이 끝난 최종 단계의 척추계 형상을 각기 보여 주고 있다. 유합 범위를 길게 선정 할수록 늑골장의 비 대칭성이 증가 하며 수술 전의 모델에서 보다 반대 방향으로 어깨 높이 차가 나타내는 반면에 유합 범위를 짧게 선정 할 경우 어깨 높이 차는 더욱 증가 함을 보이고 있다.

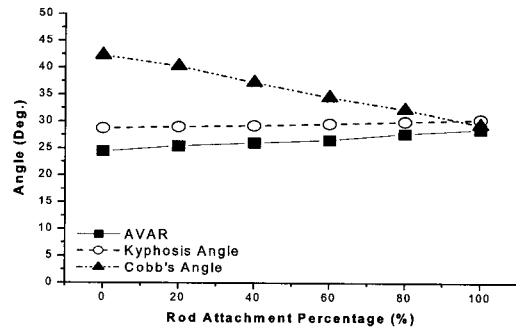


Fig. 2. Major angle variation in the rod attachment procedure

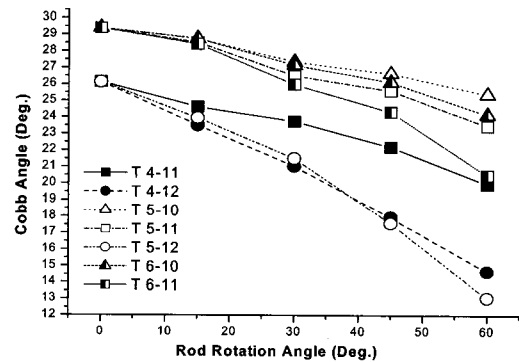


Fig. 3. Cobb angle variation during the derotation procedure for different fusion level

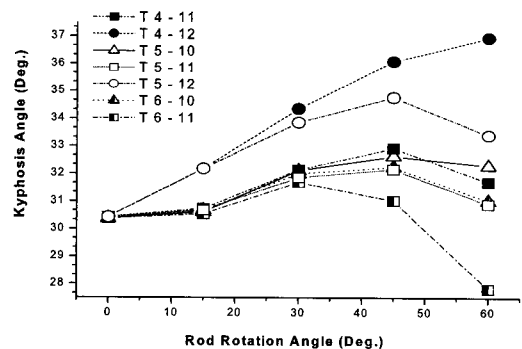


Fig. 4. Kyphosis angle variation during the derotation procedure for different fusion level

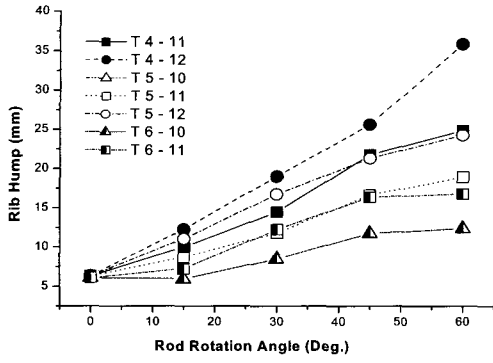


Fig. 5. Rib hump variation during the derotation procedure for different fusion level

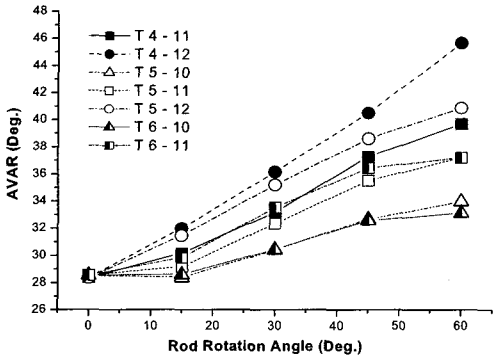


Fig. 6. Apical vertebra axial rotation angle(AVAR) variation during the derotation procedure for different fusion level

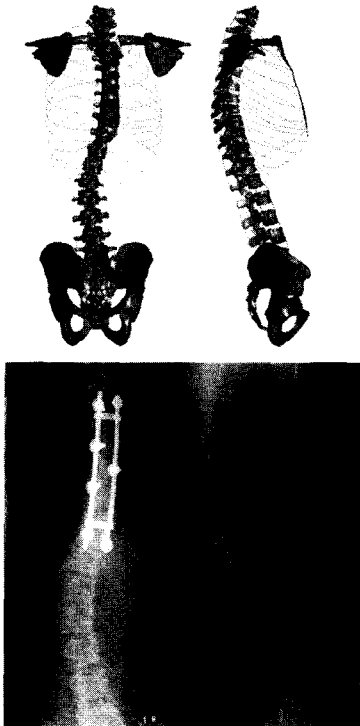


Fig. 7. Final configuration of a scoliotic spine after correction surgery simulation (A) FE model (B) X-ray image

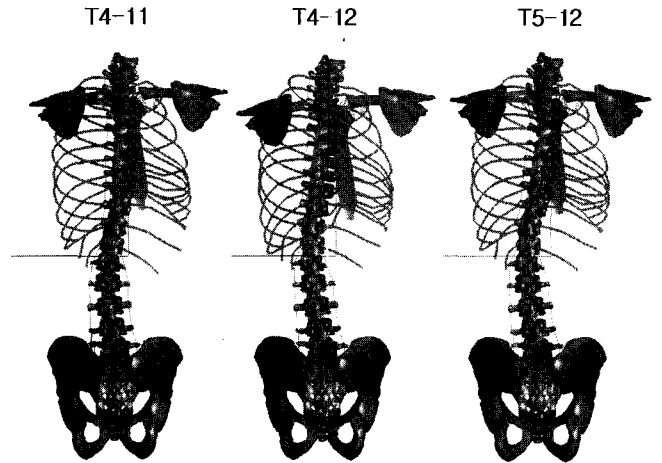


Fig. 8. Final correction shapes of the scoliotic spine (long fusion case)

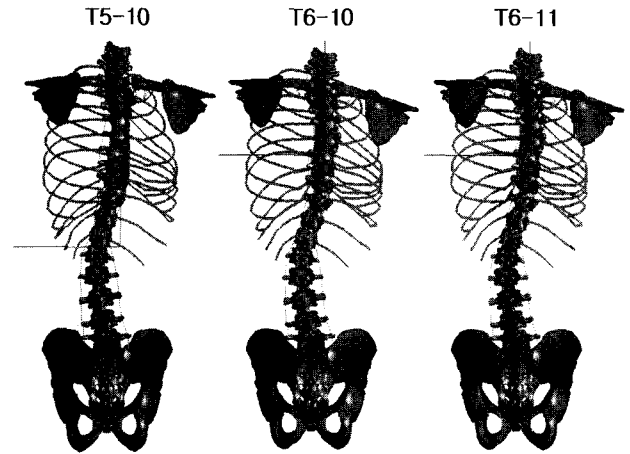


Fig. 9. Final correction shapes of the scoliotic spine (short fusion case)

토 의

척추 측만증 교정 시 유합 부위의 선정은 주 만곡 부위에서 만곡의 변곡이 생기는 두 곳을 선정 하여 이 사이의 부위를 유합 시키게 된다. 경우에 따라서는 위 또는 아래로 한 레벨(추체)씩을 더 포함 시키기도 한다. 본 연구에서는 척추계의 변곡이 생기는 두 곳(T5, T11)을 선정 하여 교정을 수행한 실제 수술을 대상으로 수치적 해석을 수행 하였으며, 추가적으로 유합 부위를 변화 시켜 가면서 이에 따른 교정 효과를 분석하도록 하였다. 본 연구에서 해석 대상으로 선정된 환자의 실제 X-ray상에서의 Cobb 각도는 53도에 달하였으나 모델링 시에는 쉼기 모양으로 형상이 바뀌어진 추체 모양을 고려치 않고 모델링 하여 계산된 결과 42.26도에 불과한 Cobb각도를 갖는 모델을 대상으로 해석을 수행하게 되었다. 그러나 상대적인 변화량 및 경향을 유추 하는 데는 큰 문제

없이 개발된 모델을 사용할 수 있었다.

실제 수술에서와 같은 T5-11 사이의 유합에 대한 해석 결과, 측만증의 교정에서 순수한 강봉 감염에 의한 변화보다도 강봉과 척추경 나사못 사이의 체결 과정에서 훨씬 큰 변화를 보이고 있었다. 특히 Cobb 각도의 변화는 강봉과 나사못의 연결 과정에서 강봉 감염술까지의 전체 수술 시뮬레이션이 끝난 결과의 68.5% 정도가 교정 됨을 보이고 있었다. Stoke 등[11]은 강봉을 90도에서 50도로 회전하면, 측만 변형이 후만 변형으로 척추 회전이 작용하며, 이 때 Cobb 각도의 감소가 많이 일어난다고 하였다. 이와 rx은 해석 결과는 해석에 사용한 모델이 단순히 6개의 척추 운동 분절로만 이루어졌음에도 불구하고 본 연구 결과와 유사한 결과를 보여 주고 있다. Poulin 등[12]은 또 다른 모델에서 CD 기기술 시 강봉을 나사못과 같고리에 삽입 시 측만 교정이 많이 일어남을 보여 주고 있다. 측만 교정 시 강봉 삽입 시 전이와 신연이 같이 발생하며, 본 연구의 해석 결과에 의하면 이 때 측만 교정이 많이 일어남을 알 수 있었다. 실제 수술에서 강봉 삽입 시 측만의 원래 각도에 맞도록 강봉을 변형하지 않고, 측만각을 많이 줄이는 모양으로 만든 후 이를 삽입한다. 그러므로 삽입 시 일부 추체의 회전과 전이 및 신연이 있을 것으로 추정되며, 본 연구의 결과는 이러한 현상을 수치적으로 잘 나타내었다고 여겨진다.

해석 결과 강봉 삽입 후 지나친 강봉 회전은 측만각의 감소를 가져오지만, 늑골고의 증가와 추체 회전의 2차적 변형을 많이 일으킴을 알 수 있었다. 강봉 회전 시 추체 회전 변형의 결과는 연구자마다 달라서, Pollock 등[13]은 CD hook 들 이용하여 30도의 회전변형을 얻었다고 하였으나, Lenke 등[14]은 11도의 회전만이 있다고 하였다. Gardner-Morse와 Stoke(15)는 FEM 연구에서 오히려 80가 악화되었다고 보고 하였으며, Lee 등[16]의 수술 결과 분석에서도 이와 일치된 경향을 보이고 있었다. 즉 수술과정(intra operation)에서 척추경 나사못에 추가적으로 연결시킨 봉의 각도를 사진 촬영하여 본 결과 강봉 감염술 후 침추체의 측회전각이 오히려 20 악화됨을 보이고 있었다. 본 연구 결과에서도 강봉 회전의 증가에 따라 추체 회전은 악화되는 것으로 나타났으며, 이와 같은 해석 결과는 흉추의 오목하게 휘어진 면(concave side)에 연결된 늑골장이 강봉 감염술이 진행되는 동안 버팀벽 역할을 하여 주기 때문에 다른쪽(convex side)의 늑골장은 오히려 더 후방으로 밀려나게 됨에 따라 늑골고 돌출량의 변화도 증가하게 된다. 따라서 침추체의 측 회전량도 더 증가하게 된다고 여겨진다. 이러한 현상은 유합 구간을 확대 시킨에 따라 더욱 증가 하게 된다. 반면에 실제 수술 과정에서 선택된 T5-11 보다 한 레벨씩 적게 선정된 즉 T6-10 사이의 유합의 경우에서 가장 좋은 효과가 나타남을 알 수 있었다. 이와 같은 해석 결과는 앞서 보았듯이 척추경 나사못과 강봉의 체결 과정에서 많은 교정이 유발 되었기 때문으로 여겨진다. 따라서 지나친 감염을 통한 측만 교정보다는 적절한 강봉 변형과 이의 적절한 삽입, 또한 늑골 돌출고의 변형을 고려한 적절한 강봉 회전이 중요함을 알 수 있었다.

본 연구에서 포함 시키지 못한 근육과 신경계 영향으로 인한 보상 만곡으로 인하여 실제 수술 결과에서는 약간의 차이가 발생 될 것으로 예상된다. 따라서 본 연구의 해석 결과를 적용 시킨 수술 결과에 대한 추가적인 분석 결과가 요구된다.

## 결 론

척추 측만증 수술 시뮬레이션을 위해 King-Moe type II 환자의 척추계FE 모델을 개발 하여 수행 하였다. 해석 결과는 실제 수술 후 결과와 비교적 일치하는 결과를 보이고 있었으며 그 동안 경험적으로만 행하여진 수술 효과를 정량적으로 분석 할 수 있었다. 또한 모델을 이용하여 교정 부위에 따른 영향을 분석 할 수 있었다. 그러나 본 연구에서 개발된 모델은 근육 불균형과 신경계의 조절 기능을 고려하지 않았으며, 이로 인해 강봉 회전 시 발생하는 체간의 변형이 과장되게 나타났을 수도 있으며 또한 근육의 영향으로 인한 보상 만곡의 변화도 예상되고 있다. 현재 진행 중인 근육을 포함한 시킨 모델을 통한 1차적 해석 결과에 의하면 근육의 역할로 인하여 보상 만곡의 변화로 인한 어깨 높이 변화가 계산되고 있다. 따라서, 올바른 수술 시뮬레이션은 상기 문제점들을 보완하는 방향으로 나아가야 할 것이다. 이와 같은 문제점들을 보완한다면 적절한 유합 범위와 수술 방법, 수술 후 일어날 2차적 변형의 판단에 유용하게 적용 될 수 있을 것으로 사료된다. 아울러 다양한 특발성 척추 측만증 환자를 대상으로 본 연구를 지속적으로 수행하여 보다 완벽한 시뮬레이션을 수행 할 수 있도록 개선하여 나갈 예정이다.

## 참 고 문 헌

1. Schultz AB, "Biomechanical factors in the progression of idiopathic scoliosis", Ann. Biomechanical Engineering, Vol. 12, pp.621-630, 1984
2. Schultz AB, "The use of mathematical models for studies of scoliosis biomechanics", Spine, Vol. 16, pp.621-630/1211-1216, 1991
3. Gignac D, Aubin CE, Dansereau J, Labelle H, "Optimization method for 3D bracing correction of scoliosis using a finite element model", Eur. Spine J., Vol. 9, pp.185-190, 2000
4. Stokes IAF, Gardner-Morse M, "Three-dimensional simulations of Harrington distraction instrumentation scoliosis for surgical correction of scoliosis", Spine, Vol. 18, pp.2457-2464, 1993
5. Aubin CE, Dansereau J, Gruse JAD, Labelle H, "A study of biomechanical coupling between spine and rib cage in the treatment by orthosis of scoliosis", Ann. Chir., Vol. 50, pp.641-650, 1996
6. Petit Y, Aubin CE, Labelle H, "Biomechanical modeling of the scoliotic reducibility", IVth WCB, Calgary, Canada, 2002
7. Aubin CE, Perie D, Petit Y, Dansereau J, Labelle H, "Biomechanical tools to understand and predict the effect of interventions in scoliosis", IVth WCB, Calgary, Canada, 2002
8. White III A, Panjabi M., 1999, Clinical Biomechanics of the Spine, 2nd edition, pp.92-122
9. Lemosse D, Rue OL, Diop A, Skalli W, Marec P, Lavaste F, 1998, "Characterization of the mechanical behaviour parameters of the costo-vertebral joint," Eur Spine J., Vol. 7, pp.16-23

10. Kanayama M, Tadano S, Kaneda K, Ukai T, Abumi K, "A Mathematical Expression of Three-Dimensional Configuration of the Scoliotic Spine," J. Biomechanical Engineering, Vol. 118, pp.247-252 1996
11. Stokes IAF, Laible J, "Three-dimensional simulations of scoliosis by Cotrel-Dubousset instrumentation," J.Biomech., Vol. 27, pp.177-181, 1993
12. Poulin F, Aubin CE, Stokes IAF, et al, "Biomechanical modeling of scoliotic spine instrumentation using flexible mechanisms," Feasibility study. Ann Chir., Vol. 52, pp.761-767, 1998
13. Pollock FE, Pollock FE Jr, "Idiopathic scoliosis: Correction of lateral and rotational deformities using the Cotrel-Dubousset spinal instrumentation system," South Med J., Vol. 83, pp.161-174, 1990
14. Lenke LG, Bridwell KH, Baldus C, et al., "Cotrel-Dubousset instrumentation for adolescent idiopathic scoliosis," J. Bone Joint Surg., Vol. 74-A, pp.1056-1067, 1992
15. Gardner-Morse M, Stokes IAF, "Three-Dimensional simulations of scoliosis derotation by Cotrel-Dubousset instrumentation," J. Biomech., Vol. 27, pp.177-181, 1993
16. 이상민, 석세일, 김진혁 등, "척추측만증에서 척추경 나사 고장 및 감염술을 이용하여 회전 변형 교정을 위한 수술 기법-감염술-나사회전술", 대한척추외과 학회지, 제4권, pp.527-534, 2000