

## King-Moe Type V 형태의 척추측만증 유한 요소 모델에서 최적화 기법을 적용한 교정 방법

김영은\*(단국대학교), 손창규, 박경열(단국대학교 대학원), 정지호(홍익대대학원) 최형연(홍익대학교)

### Correction of King-Moe Type V Scoliosis with Optimization Method in a FE Model

Y.E. Kim, C.K Son, K.Y. Park(Mechanical. Eng. Dept. DKU), J.H. Chung, H.Y.. Choi  
(Mechanical Eng. Dept., HIU)

#### ABSTRACT

Scoliosis is a complex musculoskeletal diseases requiring 3-D treatment with surgical instrumentation. Conventional corrective surgery for scoliosis was done based on empirical knowledge without information of the optimum position and operative procedure. Frequently, post operative change of rib hump increase and shoulder level imbalance caused serious problems in the view of cosmetics. To investigate the effect of correction surgery, a reconstructed 3-D finite element model for King-Moe type V was developed. Vertebrae, clavicle and other bony element were represented using rigid bodies. Kinematic joints and nonlinear bar elements used to represent the intervertebral disc and ligaments according to reported experimental data. With this model, optimization technique was also applied in order to define the optimal magnitudes of correction. The optimization procedure corrected the scoliotic deformities by reducing the objective function by more than 94%, with an associated reduction of the scoliotic descriptors mainly on the frontal thoracic curve.

**Key Words** : Scoliosis (척추측만증), FE Model(유한요소모델), Optimization Technique(최적화기법), King-Moe Type V(제 5형 킹-모 형태), Correction Effect(교정효과)

#### 1. 서론

특발성척추측만증(idiopathic scoliosis)은 관상면(coronal plane)상의 이차원적 변형이외에 추체의 회전(rotation of vertebra)과 아울러 시상면(sagittal plane)상의 변형이 동시에 발생하는 3 차원적인 변형 뿐만 아니라 추체와 늑골고 사이의 상호연결 작용 등으로 인한 복잡한 생체역학적 관계를 보이고 있다. 척추측만의 수술적 교정은 측만증에 의해 발생하는 요통 및 폐기능 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 고려 하여야 좋은 결과를 얻을 수 있게 된다. 수술적 기법을 이용한 교정 방법은 Harrington 기기 개발 이후 매우 보편화되어 있다. Harrington 기기기술의 hook 의 이탈, rod 의 파열, 추궁의 파열 등의 문제점

이 지적된 이후 이를 보완 하기 위한 여러 가지 기기술들이 개발되었다. 즉 Luque 에 의한 분절간 고정술, Zielke 기기, pedicle screw 를 이용한 교정방법, Cotrel-Dubousset 기기 등이 측만증 교정에 사용되고 있다.

이에 대한 기존의 대부분의 연구들에서는 수술 전 진단 과정에서의 정확한 형상 재현과 각종 수술 기기에 의한 교정 정도, 고정기기 종류에 따른 수술 효과에 대한 비교 결과들만이 보고되고 있다. 특발성 측만증의 교정 시 문체점을 인체 구조학점 관점에서 해결 할 수 있는 해석적 접근 방법이 요구되고 있다. 이에 관한 수학적 해석 방법은 측만증 발생 원인 규명을 위해 척추계에 칼럼의 좌굴 이론을 적용 시킨 모델<sup>(1)</sup> 이후 늑골장(rib cage)을 포함한 상체 모델<sup>(2)</sup> 개발로 이어지고 있다. 이 같은 상체모델들은 주로 브레이스(brace) 적용시 최적의 orthotic load 를 분석<sup>(3)</sup> 하는데 사용되어왔다. 한편 수술 기구 적용에 따른 측만증 교정 분석을 위해서

는 척추 운동 분절을 빔 요소로 단순화 시킨 유한 요소 모델<sup>(4)</sup>이 개발되어 사용된 이후로 조금 더 상세화 시킨 유한요소 모델<sup>(5)</sup>이 개발되었으며 실제 수술 결과와의 비교 검토<sup>(6,7)</sup>를 통하여 모델의 타당성을 입증하고자 하였다. 이미 앞선 연구들에서 증명되었듯이 척추와 늑골장 사이에는 연계 기전(coupled mechanism)이 존재하고 있다. 또한 척추 측만증 수술은 수술 후의 미용적 효과도 반드시 고려하여야만 하기 때문에 앞서 언급 하였던 기존의 연구와는 달리 쇄골의 높이 변화 및 늑골장의 변화 등을 모두 고려 하여야만 한다. 대부분의 척추측만증 수술은 후방 접근(*posterior approach*)을 통하여 척추 고정 기구를 이용하여 시행되게 된다. 그러나 수술 기구를 통하여 추체의 3 차원 변형을 유발시키기에는 수술이 오직 척추의 후방 요소 만이 노출된 상태로 이루어지기 때문에 많은 어려움이 뒤따르게 된다. 아울러 교정 수술이 끝난 후의 교정된 최종 형태에서도 발견되는 문제점 즉 2 차적인 문제를 해결하기 위해서는 수술 후의 결과에 대한 영향을 미리 검토해야 할 필요성이 대두된다. 특히 King-Moe Type V 에 해당하는 측만증 교정의 경우에서는 교정 부위에서 두개의 만곡이 존재하기 때문에 정확한 교정량을 구하기가 매우 어려운 상태이다. 이를 해석하기 위하여 본 연구에서는 이와 같은 척추측만증 환자에 대하여 척추, 늑골장, 쇄골 등을 모두 고려한 FE 모델을 개발한 후 최적화 기법을 적용하여 교정 효과를 분석키로 하다.

## 2. 모델 개발

### 2.1 골격계 모델

골격계 모델은 척추체, 골반, 쇄골, 견갑골의 표면 데이터를 이용하여 3 차원으로 재구성시켰다. 이들 골격 모델들은 표면 형상만이 주어진 강체로 모델링 되었으며, 이 표면 모델의 적정 위치에 인대와 추간관 요소를 연결시켰다. 후관절(*facet joint*)의 접촉현상도 접촉 요소를 설정하여 해결하였다. 추간관은 기구학적 관절 요소(*kinematic joint element*)를 이용하여 6 방향의 자유도를 부여하고 추간관의 비선형적 물질 특성을 표현하도록 설정하였다. 각 인대들은 해부학적인 데이터를 이용하여 연결시켜 실제와 같도록 배열시켰으며, S 가 형태를 보이는 인대(*ligament*)의 힘-변위 물질 특성은 몇 개의 구간으로 나누어 구간별로 선형화 시킨 모델이 이용되었다. 이러한 물질 특성은 추간관의 위치와 각 인대의 종류, 위치에 따라 각기 다른 값이 사용되었다. 이와 같은 방법으로 구성된 척추 모델은 *in-vitro* 실험 결과<sup>(8)</sup>와 비교 검토를 통해 그 타당성을 먼저 확인하였다.

척추체 이외에 척추에 연결된 견갑골과 쇄골은 해부학적인 위치와 일치하도록 구성 시켰으며 빔 요소로 모델링된 늑골장(*rib cage*)과 인대 요소들로 연결시켰다. 흉골은 셸 요소를 이용하여 모델링 하였으며 늑골과에 연결은 역시 빔 요소로 모델링된 연골 요소와 연결되도록 하였다. 척추체와 늑골간의 연결을 이루는 *costovertebral joint* 는 6 자유도의 스프링 요소로 모델링 하였다. 이 경우 적용된 조인트의 물질특성은 기존의 실험 결과치<sup>(9)</sup>를 사용하였다. 이러한 정상인의 골격을 이용하여 측만증 환자의 3 차원 척추 측만 모델을 개발토록 하였다. King-Moe type V 척추 측만 환자의 전후면, 측면 방사선 사진을 이용하여, 천골의 돌출 부위 두 점을 연결하는 선의 중심을 원점으로 하여 각 추체의 해부학적 대표점 12 곳의 좌표를 디지털이징하였다. 이 점들의 좌표값을 이용하여 기존에 제안되었던 방법<sup>(10)</sup>을 적용하여 각 추체의 정상상태 위치로부터의 변형량과 축 회전량을 구하였다. 이를 이용하여 정상상태 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 축회전량이 각 추체를 따라 완만한 변화를 보이고 있지 못하다. 이러한 문제점들은 *spline curve* 를 사용하여 각 추체간에서 완만한 연속적 변화가 발생 하도록 하였다. 한편 늑골장의 형태는 CT 와 X-ray 이미지를 기초로 모델링 하였다. 이와 같은 모델 제작 과정에서 실제 환자와 모델간 크기의 차이는 적절한 *Scale factor* 를 이용하여 보상토록 하였다. Fig. 1 은 이와 같은 방법으로 구해진 척추측만 유한요소 모델을 보여주고 있다. 측만증으로 인하여 병변이 있는 구간에서는 추간관의 물성치 변화가 예상되고 있다. 이와 같은 문제점은 측굴전(*lateral bending*)을 시행한 대상 환자의 X-ray 이미지와 완성된 모델에서의 해석 결과를 비교한 후 X-ray 이미지와 동일한 결과를 나타내도록 모델의 물성치를 조정 하였다.

### 2.2 구속조건

위에서 언급한 바와 같이 개발된 척추 측만 모델을 이용하여, 수술적 치료 운동학(*operative kinematics*)의 기본적 요소인 신연(*distraktion*), 전이(*translation*), 강봉 감염 회전(*rod derotation*)을 시행하고, 즉 Cobb angle, 흉추 후만각, 첨척추 축 회전량(*apical vertebra axial rotation:AVAR*)<sup>(6,7)</sup> 변화를 계산하여, 측만 교정의 기본 요소를 비교해 보았다.

척추경 나사못(*pedicle screw*) 및 감염술(*derotation*)을 이용한 교정의 경우는 다음과 같은 경계조건을 대입하였다. 즉 Sacrum 의 6 자유도를 모두 고정시켰으며 수술시 환자가 수술대에 엎드려

진 상태를 고려하여 Clavicle 의 Z 축 회전을 고정시켰다.

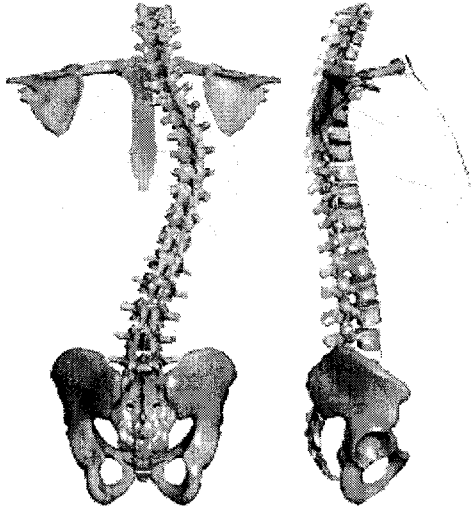


Fig. 1 Reconstructed FE model of King-Moe Type V scoliosis

### 2.3 최적화 기법의 적용

최적화는 측만증 환자의 추 체위치와 정상 척추 곡선과의 차이, 좌우 쇄골의 높이 차이 그리고 모델의 1번 흉추와 골반의 중심선에서 벗어난 정도를 최소화하도록 하였다. 이에 대한 목적함수는 식 (1)과 같이 표기되며,  $w_1, w_2, w_3, w_4$ 는 각기 가중치를 의미하고 있다.

$$OB(v) = w_1 \times H(v) + w_2 \times C(v) + w_3 \times X(v) + w_4 \times Y(v) \quad (1)$$

여기서,

$H(v)$ : 척추 중심선과의 차이 제곱

$C(v)$ : 좌우 쇄골 끝 노드의 높이 차이의 제곱

$X(v)$ : 시상면상 정상척추 곡선과의 차이제곱의 합

$Y(v)$ : 관상면상 중심선과의 차이 제곱 합을 각기 나타내고 있다.

최적화 변수로는 하부곡선의 끝 추체인 2번 요추와 척추체임 8번 흉추 그리고 2번 흉추의 좌, 우 방향과 전, 후 방향의 변위량 6개를 선택하였다. 모델은 PAM에서 구동할 수 있도록 작성되었으며 최적화 기법은 Hyper Work(Ver.5.1)의 sequential response method를 적용시켜 해석하였다. 계산의 수렴조건 중 절대수렴조건은 앞, 뒤 계산의 목적값의 차이가 초기 계산시 나온 목적값의 0.1% 안에서 두 번 연속될 때, 상대수렴조건은 목적값의 상대적 차이가 1% 내에 두 번 연속될 때 수렴한 것으로 지정하였다

### 3. 해석 결과 및 토의

최적화는 목적 함수가 94% 줄어든 상태까지 지속하였으며 해석 결과 교정된 측만증 척추체 모양은 그림 2에서 보이는 바와 같이 정상 상태에 매우 접근된 형상을 보이고 있었다.

해석 결과 2번 흉추는 중심선보다 오른쪽으로 더 움직이고, 8번 흉추는 덜 움직이는 것을 알 수 있다. 이는 교정구간인 2번 흉추 상부에 존재하는 곡선의 남은 부분을 교정할 수 없기에 2번 흉추를 오히려 중심보다 더 오른쪽으로 위치하도록 하여 1번 흉추가 중심에 위치하도록 한 것을 확인할 수 있다. 즉, 1번 흉추가 중심에 위치하기 위해서는 관상면상의 곡선이 어느 정도 잔재함을 볼 수 있었다. 최적화 결과 통해 각 추체의 중심들이 이동한 양을 살펴 보면 관상면상에서 40 mm, 시상면상에서 10 mm 이내의 이동으로 실제 임상에서 교정이 가능한 정도임을 알 수 있다. 이 결과는 관상면상의 교정이 많이 일어나지 못하였으나, 가중치를 적절히 조절하거나 디자인 변수를 더 늘임으로써 더 좋은 결과를 보일 것으로 생각된다. 해석 결과 나타난 각 추체간의 상대적 전이량은 모두 추간판에서의 반력이 심하게 나타나지 않을 정도 이었다. 이미 앞선 척추경 나사못과 강봉을 이용한 수술 시뮬레이션 해석 결과에 의하면 측만증 척추 교정 시 인장과 측면 건이 과정에서 큰 교정 효과를 보이고 있었다. 따라서 이와 같은 해석 결과는 측만증 척추 교정에 새로운 교정 방법을 제안할 수 있을 것이다. 본 연구는 구속 조건을 부과 하지 않은 상태에서 해석 되었으나 앞으로 각 추체 사이에서의 상대적 변위량을 구속 조건으로 부과 하고 실제 수술에서의 유사한 조건을 추가적으로 부과 한다면 보다 효과적인 수술에 의한 교정을 제안할 수 있을 것으로 기대된다.

### 4. 결론

척추 측만증 수술 시뮬레이션을 위해 King-Moe type V 환자의 척추계 FE 모델을 개발하여 수행하였다. 나타난 결과는 그동안 경험적으로만 행하였던 수술 경로 결정을 효과적으로 정량화시킬 수 있는 방법으로 제안될 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 본 연구에서 개발된 모델은 근육 불균형과 신경계의 조절 기능을 고려하지 않았으며, 이로 인해 발생하는 체간의 변형을 정확하게 나타내지 못할 수도 있었다. 또한 근육의 영향으로 인한 보상만곡의 변화도 예상되고 있어 현재 진행 중인 연구를 포함시킨 모델을 이용한 추가적 해석이 요구되고 있다. 따라서, 올바른 수술 시뮬레이션은 상기

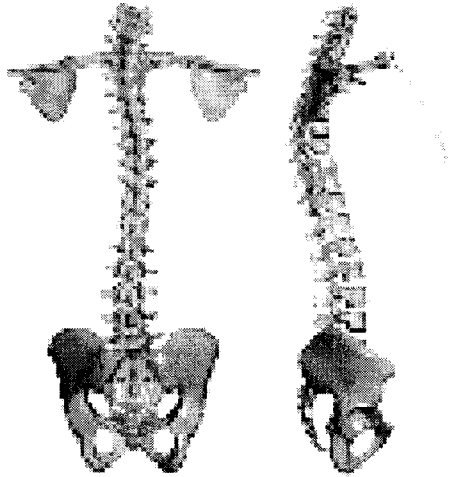


Fig. 2 Corrected configuration after optimization

문제점들을 보완하는 방향으로 나아가야 할 것이다. 이와 같은 문제점들을 보완하면 수술전 시뮬레이션은 적절한 유합범위와 수술방법, 술후 일어날 2차적 변형의 판단에 유용할 것으로 사료된다. 아울러 다양한 특발성 척추 측만증 환자를 대상으로 본 연구를 지속적으로 수행하여 보다 완벽한 시뮬레이션을 수행 할 수 있도록 개선하여 나갈 예정이다.

## 후 기

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

## 참고문헌

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, 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., *Clinical Biomechanics of the Spine*, 2nd edition, pp.92-122, 1999
9. Lemosse D, Rue OL, Diop A, Skalli W, Marec P, Lavaste F, "Characterization of the mechanical behaviour parameters of the costo-vertebral joint," *Eur Spine J.*, Vol. 7, pp.16-23, 1998
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