

구조해석을 통한 척추측만증 교정 분석에 필요한 모델 개발

김영은*(단국대 기계공학과), 최형연(홍익대 기계공학과), 손창규(단국대 대학원),
이광희(홍익대 대학원), 이춘기(서울대 정형외과)

Development of a Mathematical Model for Effect of Scoliosis Surgical Correction

Y.E. Kim(Mech. Eng. Dept. DKU), H.Y.Choi(Mech. Eng. Dept., HIU), C.K.Son (Graduate School, DKU),
K.H.Lee(Graduate School, HIU), C.K. Lee(Orthopedic Dept. SNU)

ABSTRACT

A FE model is to develop a personalized biomechanical model of the scoliotic spine that will allow the design of clinical test providing optimal estimation of the post-operation results. A flexible multi-body model of the spine including rib cage, clavicle, and scapular was developed to simulate several mobility simulations. Vertebrae, clavicle and scapular were represented using rigid bodies and ribs and sternum were modeled as flexible bodies. Kinematical joints and spring elements were used to represent the intervertebral disc and ligaments respectively. Postero-anterior and lateral radiographs of a scoliotic spine were used to represent a 3D reconstruction. CT data for same patient were also used to verify vertebrae rotation driven from postero-anterior and lateral radiographic images. Simulated results showed good reducibility almost uniformly distributed along the spinal segments. It was also found that boundary and loading conditions, required to mimic the operation procedures, were proven to be very sensitive parameters to its results rather than its mechanical properties

Key Words : Scoliosis (척추측만증), FEmodel (유한요소모델), Correction effect (교정효과), Optimal level (최적위치), Instrumentation (교정기기)

1. 서론

특발성측만증(idiopathic scoliosis)은 척추측만증의 가장 흔한 형태로서 전체 측만증의 85%에 이르고 있으며 측만증을 유발시키는 요인이 아직 발견되지 않은 상태이다. 측만증은 관상면(coronal plane)상의 이차원적 변형이외에 추체의 회전(rotation of vertebra)과 아울러 시상면(sagittal plane)상의 변형이 동시에 발생하는 3 차원적인 변형을 발생시킨다. 많은 환자의 경우 배부 늑골 돌출고(rib hump)가 발생되고 견갑골의 돌출, 어깨와 골반의 비대칭 등의 복합적 이상이 함께 발생하고 있다. 이에 대한 교정을 위해서는 보조기를 이용하는 방법과 수술적 기법에 의한 교정방법이 널리 사용되고 있다. 측만증의 진행 정도가 심하지 않은 경우 에는 보조기를 이용한 방법이 적용되고 있으며, 수술적 기법을 이용한 교정 방법으로는 Harrington 기기 개발 이후 매우 보편화되어 있다. Harrington 기기기술은 hook 의

이탈, rod 의 파열, 추궁의 파열 등의 결함이 지적된 후 이를 보완 하기 위한 여러 가지 기기들이 개발되었다. 즉 Luque 에 의한 분절간 고정술, Zielke 기기, pedicle screw 를 이용한 교정방법, Cotrel-Dubousset 기기 등이 측만증 교정에 사용되고 있다. 그러나 이와 같은 수술기법은 지금까지 정확한 교정구간(level for instrumentation and fusion)의 선정에 대해서는 많은 논란이 계속되어지고 있다.

척추의 3 차원 측만도의 측정은 대부분 전후방 및 측면 에서의 단순 방사선 검사 방법이 아직까지 널리 이용되고 있으며 보다 정확한 3 차원 이미지 재생을 위한 여러 가지 보조 수단으로 Moire topography, Raster stereo photography, interated shape investigatio system(SISI), thermography 등이 사용되고 있다. 이와 같은 모든 방법들은 보다 확실한 척추의 만곡도 및 축회전량을 측정하도록 제안되었다. 척추 측만증의 대부분의 경우에서 척추는 3 차원적 변형을 보이고 있다 이 중에서 특히 문제가 되는 것은 각 추체의

축회전에 의한 변형이다. Pedicle 의 위치변화가 축회전과 비례한다는 보고⁽¹⁾가 있는 반면에 상관관계가 미약하다는 연구 결과⁽²⁾도 발표되고 있다. 정확한 축 회전량 분석을 위해서는 CT, MRI 영상을 이용한 방법이 추가로 이용되고 있으나 동반된 coupling rotation 량이 작은 경우에만 측정이 가능하다고 하였다⁽³⁾. 회전량의 정확한 계산을 위해서는 지금까지도 여러 가지 방법들⁽⁴⁻⁹⁾이 제시되고 있으며, 이와 같은 축 회전량의 측정과 아울러 전체적인 3 차원 deformity 를 재현하기 위한 해석적 연구⁽¹⁰⁻¹³⁾는 지금도 계속 되어지고 있다. 최근에는 후방유합술에 의한 척만증 교정시 rib cage 변형에 대한 측정 방법에 대한 연구 결과⁽¹⁴⁾가 발표되었다.

이와 같이 기존의 대부분의 연구들은 수술 전 진단 과정에서의 정확한 형상 재현과 각종 수술기기에 의한 교정 정도, 교정기 종류에 따른 시술 효과에 대한 비교 결과만을 보고하고 있다. 앞에서 살펴본 연구 동향에서 볼 수 있듯이 척추 척만증의 교정은 매우 복잡한 3 차원 교정을 수행하여야 함에도 불구하고 구조역학적 관점에서의 연구가 거의 이루어지지 않은 상태이다. 따라서 본 연구에서는 척추척만증 교정에 대한 최적의 교정방법 선정과 교정후의 효과 분석을 위한 인체 척추체의 3 차원 FE 모델 개발을 시도 하고자 한다.

2. 척추척만증 모델개발

2.1 모델

골격계 모델은 척추체, 골반, 쇄골, 견갑골의 표면 데이터를 이용하여 3 차원으로 재구성 시켰다. 골격 모델은 표면 형상만이 주어진 강체로 모델링 되었으며, 이 표면 모델의 적정 위치에 인대와 추간판 요소를 연결시켰다. 아울러 후관절의 접촉현상도 접촉요소를 설정하여 해결하였다. 추간판은 기구학적 조인트요소 (kinematical joint element)를 이용하여 구성 시켰으며 6 방향으로의 자유도를 부여하였다. 이 조인트의 물질특성은 이미 발표된 여러 실험 데이터를 이용하여 추간판 비선형적 물질 특성을 표현할 수 있도록 하였다. 각 인대들이 연결된 위치는 해부학적인 데이터를 이용하여 실제와 같도록 배열 시켰다. 인대의 휨-변위 곡선은 S 자 형태를 보이고 있으므로 물질 특성은 몇 개의 구간으로 나누어 구간별로 선형화 시킨 모델이 이용되었다. 척추체 이외에 척추에 연결된 견갑골과 쇄골은 해부학적 위치와 일치하도록 구성 시켰으며, 빔 요소 (beam element) 로 모델링 된 rib cage 와 인대 요소들로 연결 시켰다. 한편 sternum 은 쉘 요소를 이용하여 모델링 하였으며 갈비뼈에 연결된 cartilage 요소와 연결되도록 하였다.

척추척만증 모델 개발을 위해서는 정상상태의 모델을 이용하여 자동적으로 실제 환자의 척추 형

태와 같은 형상으로 변환 시켜야만 한다. 변환과정은 기존의 연구방법⁽¹⁵⁾을 이용하여 해결 도록 하였다. 이와 같은 방법을 적용할 경우 각 추골의 축회전량은 디지털이징 위치에 따라 큰 차이를 나타내게 된다. 그러나 실제 척만증 환자의 추골 위치 변화는 매우 완만한 변화를 보이고 있기 때문에 측정된 데이터를 이용하여 smoothing 과정을 거치도록 하였다.

2.2. 수술순서 모사

Harrington 기기를 이용하여 신연 시킬 경우에 해당되는 경계조건을 다음과 같이 부과하였다. 즉 sacrum 의 6 자유도는 모두 고정시켰으며 T11 의 translation 은 모두 고정시킨 반면에 rotation 자유도는 자유롭게 하였다. T5 의 신연 변위를 수직 방향으로 가하였다.

한편 척추경 나사못 (pedicle screw) 및 감염술 (derotation)을 이용한 교정의 경우는 다음과 같은 경계조건을 대입하였다. 즉 Sacrum 의 6 자유도를 모두 고정시켰으며 Scapular, Clavicle, Sternum 을 하나의 강체로 지정하여 그 중심을 표시한 곳에 위치시켜 그 부분의 거동을 다음과 같이 제한하였다. X, Y 축 전이와 Z 축 회전 Rotation 을 고정시켰다. Rod 를 이용한 감염술의 해석은 척추경 나사가 삽입되는 위치에 봉요소를 연결 시키고 이 끝에 조인트 요소를 추가시켰다. 이 조인트 요소들을 연결한 봉 요소를 이용하여 감염술 이 발생하도록 회전시켰다.

3. 결과 및 토의

3.1 척추척만증 모델

앞에서와 같은 방법으로 X-ray 필름으로부터 얻어진 데이터를 이용하여 각 추골의 위치를 재위치 시킨 척추척만증 환자의 3 차원 척추 모델을 그림 1에서 보여주고 있다.

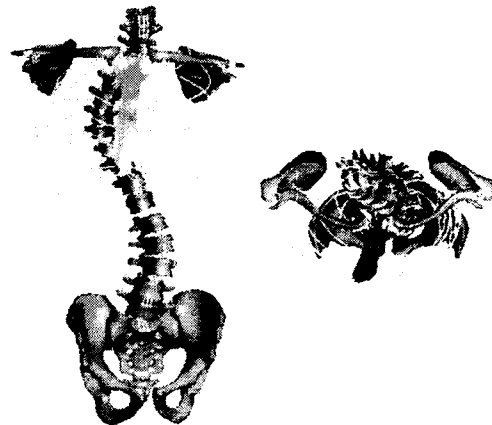


Fig. 1 Developed soliotic spine model

본 연구 방법이 의해 만들어진 모델은 CT 이미지를 이용하여 재구성 시킨 실제 형상과 비교하여 보아도 매우 만족할 만 수준의 결과를 보이고 있었다.

3.2. 수술시뮬레이션 결과

Harrington 기기를 이용한 신연의 경우에서도 실제 수술후 얻어지는 형태와 유사한 좋은 결과를 보이고 있었으며 척추경나사 및 감염술을 적용한 경우에는 척추경 나사와 봉 사이의 상대적 전이를 허용하지 않은 관계로 실제 보다 교정되는 척추체의 축 회전이 과다하게 나타났다. 이 문제는 실제 수술을 모사하는 과정에 추가적인 조건을 부과하여 해결할 예정이다. 그림 2 는 Harrington 기기를 이용하여 교정된 척추모양을 보여 주고 있다.

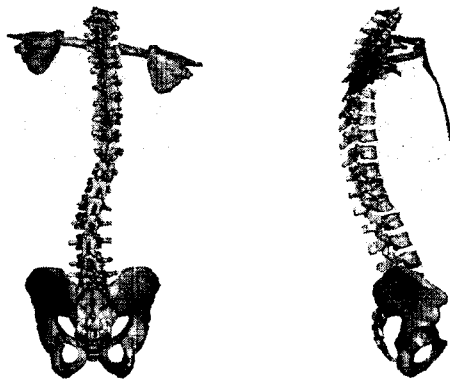


Fig. 2 Shape of scoliotic spine after correction with Harrington device

4. 결론

척추측만증 환자의 3 차원 척추체 FE 모델을 정상인의 대표 모델을 이용하여 자동 생성 시킬 수 있는 개발 방법을 모색 하였다. 이 모델은 앞으로 발전시켜 척추측만증 환자의 수술교정 효과 및 최적 수술경로 결정을 위한 S/W 로 개발 되어질 예정이다.

후 기

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

참고문헌

1. Rerdriolle R, Vidal J : Morphology of scoliosis - three dimensional evaluation. Orthopedics (United States), 10:909-915, 1987
2. Benson DR, Schultz AB, DeWald RL : Roentgenographic evaluation of vertebral rotation. J. Bone Joint Surg Am, 58:1125-1129, 1976
3. Aaro S, Dahlborn M. : Estimation of vertebral rotation and the spinal rib cage deformity in scoliosis by computer tomography. Spine, 6:460-7, 1981
4. Bunnell WP : Vertebral rotation - a simple method of measurement on routine radiographs. 19th Annual Meeting of Scoliosis Research Society, september 19-22, Orlando, Florida, 1984
5. Coestsier M, Vercauteren M, Moerman P. : A new radiographic method for measuring vertebral rotation in scoliosis. Acta orthop Belgica, 43:598-605, 1977
6. Drerup B. : Principles of management of vertebral rotation from frontal projections of pedicles. J Biomech, 17:923-935, 1984
7. Nash CL, Moe JH : A study of vertebral rotation. JBJS, 51-A(2):223-229, 1969
8. Perdrille R, Vidal J. : Thoracic idiopathic scoliosis curve evolution and prognosis. Spine, 10(9):785-791, 1985
9. Stokes IAF, Biglow LC, Moreland MS : Measurement of axial rotation of vertebrae in scoliosis. Spine, 11:213-218, 1986
10. Bunnell WP : Vertebral rotation: simple method of measurement on routine radiographs (abstract). Orthop Trans, 9:114, 1985
11. Drerup B. : Principles of management of vertebral rotation from frontal projections of pedicles. J Biomech, 17:923-935, 1984
12. Russel GG, Raso VJ : A comparison of four computerized methods for measuring vertebral rotation. Spine, 15:24-27, 1990
13. Stokes IAF, Bigalow LC, Moreland MS : Measurement of axial rotation of vertebra in scoliosis. Spine, 11:213-218, 1986
14. Delorme S, Violas P, Dansereau J, de Guise J, Aubin C, Labelle H. : Preoperative and early postoperative three-dimensional changes of the rib cage after posterior instrumentation in adolescent idiopathic scoliosis. Eur Spine J, 10:101-106, 2000
15. Kaneda M, Tanado S, Kaneda K, Ukai T and Abumi K., : A mathematical expression of three dimensional configuration of the scoliotic spine, J of Biomechanical engineering, Vol.118, pp.247-252, 1996