

척추측만증 유한 요소 모델 자동 생성 프로그램 개발

유한규*(단국대 대학원 기계공학과), 김영은(단국대 기계공학과)

Development of a Program for Scoliosis FE Model Automatic Generation

H. K. Ryu, Y. E. Kim(Dept. of Mech. Engineering, Dankook University)

ABSTRACT

Unexpected postoperative changes, such as growth in rib hump, has been occasionally reported after corrective surgery for scoliosis. However there has been neither experimental data for explanation of these changes, nor the suggestion of optimal correction method. This numerical study was designed to investigate the main correlating elements in operative kinematics with post-operative changes of vertebral rotation and rib cage deformation in the corrective surgery of scoliosis. To develop a scoliotic spine model automatically, a special program for converting normal spine model to scoliotic spine model was developed. A mathematical finite element model of normal spine including rib cage, sternum, both clavicles, and pelvis was developed with anatomical details. The skeletal deformity of scoliosis was reconstructed by mapping the X-ray images of a scoliosis into this three dimensional normal spine and rib cage model. The geometric mapping was performed by translating and rotating the spinal column with the amount analyzed from the digitized 12 built-in coordinate axes in each vertebral image. By utilizing this program, problems generated in mapping procedure such as facet joint overlapping, vertebral body deformity could be automatically resolved.

Key Words : scoliosis(척추측만증), vertebra(추체), pedicle(척추경), facet joint(후관절)

1. 서론

척추측만증에 대한 해석적 분석을 위해서 3차원 척추체를 재구성하는 방법에 대해 많은 연구가 이루어지고 있다. Fitz⁽¹⁾는 측만증의 변화를 수치화하기 위해 격자화된 용지를 사용하였으며 재현성을 위하여 표준화된 판판 위에서 사진기를 일정한 거리에 두고 촬영하는 방법을 적용하였다. 이와 같은 방법은 최근까지 방사선 촬영의 재현성을 위한 기본이 되고 있다. Andre⁽²⁾등은 추체의 중심을 연결하여 3차원 곡선을 생성한 후 척추를 크리깅 보간법을 사용하여 유연하게 재구성하였으며, Petit⁽³⁾등은 PA-0°, PA-20°, 측면 X-ray 사진을 통해 후관절의 위치를 디지털화하여 위치와 크기, 방향을 결정한 후 3차원으로 재구성하는 방법을 제시하였다.

최근 들어 측만증 척추 모델 생성 알고리즘에 대한 연구가 진행되고 있다. Taleb-Ahmed⁽⁴⁾는 CT를 이용하여 추체의 정확한 형상을 재현하였으나 매년

데이터를 얻기 위해 사용하기에는 비용이 크며, 사람마다 그 형상이 다르기 때문에 일정한 데이터로 표준화시킬 수 없는 문제점이 제기되었다. 따라서, 본 연구에서는 척추측만증 환자에 대한 FE모델을 개발한 후 이를 이용하여 수술기구 및 방법에 따른 효과를 분석하는 최종 단계에 앞서 각 모델 개발의 시간을 단축하고 일관성 있는 모델 개발을 위하여 X-ray 사진을 이용하여 정상상태 모델로부터 척추측만증 모델을 자동 생성할 수 있는 프로그램을 개발하였다.

2. 프로그램 개발 알고리즘

2.1 프로그램 순서도

본 연구에서 개발된 프로그램의 순서를 그림 1에서 보여 주고 있다. 정상 상태의 추체 모델을 프로그램 시작 단계에서 읽어 들여, 프로그램 진행 과정에서 필요한 각종 데이터, 즉 추체와 늑골을 구성하고

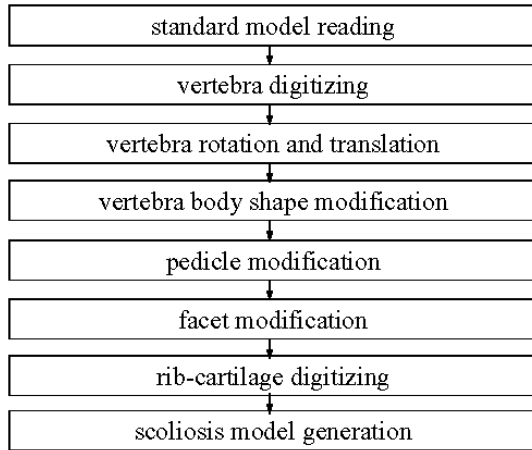


Fig. 1 Flowchart of the scoliosis model generation

있는 절점 번호와 좌표 등을 저장한다. 전후 방향과 측면 방향에서 촬영된 X-ray 사진에서 추체의 모서리 점과 척추경의 위, 아래 끝점을 디지털화한 데이터로부터 정상 상태의 추체 모델을 측만증 형태로 추체의 3차원 회전 변화와 위치 변화를 수행한다. 또한 척추측만증 환자의 추체가 새끼골 형태로 변화하는 것을 디지털화한 데이터로부터 계산하여 구현할 수 있도록 하였다. X-ray 사진에서 척추경의 형태를 정확히 확인하는 것은 매우 어렵기 때문에 몇 가지의 설정된 가정 하에 척추경의 형태를 생성하였다. 이와 같은 척추측만증 모델 생성 과정에서 후관절의 거리가 상당히 멀어지거나 서로 간섭을 일으키는 분계점을 해결하기 위해서 마주보는 후관절 사이의 거리를 조정할 수 있도록 하였다. 척추측만증 모델 생성의 마지막 단계에서 좌우 늑골의 기형적인 형상을 구현하기 위해서 전후, 측면 X-ray 사진으로부터 늑골의 형상을 디지털화하여 3차원 형상을 완성하였다.

2.2 추체의 회전 및 위치 변화

그림 2와 같은 전후, 측면 방향에서 촬영된 X-ray 사진에서 각 추체의 모서리 점들과 좌, 우 척추경의 위, 아래 끝점의 위치를 디지털화한 데이터로부터 각 추체의 3차원 회전 변화와 위치 변화를 계산하였다. 그림 3과 같이 추체의 전후 방향 모서리 점을 $(Y_1, Z_1) \sim (Y_4, Z_4)$ 라 하고, 척추경의 끝점을 $(Y_5, Z_5) \sim (Y_8, Z_8)$, 측면 방향 모서리 점을 $(X_9, Z_9) \sim (X_{12}, Z_{12})$ 라 하면 각 추체의 중심점의 위치는 다음 식과 같이 정의된다.

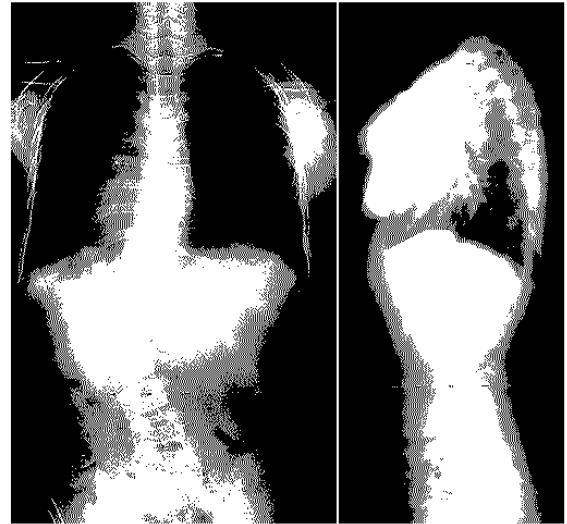


Fig. 2 X-ray image of scoliosis

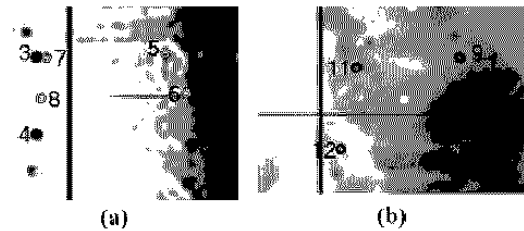


Fig. 3 Vertebra digitizing from X-ray image of scoliosis. (a) YZ plane. (b) XZ plane.

$$\begin{aligned} X_C &= (X_9 + X_{10} + X_{11} + X_{12})/4 \\ Y_C &= (Y_1 + Y_2 + Y_3 + Y_4)/4 \\ Z_C &= (Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4)/4 \end{aligned} \quad (1)$$

식 (1)에서 정의된 각 추체의 중심점을 이용하여 척추측만증 모델의 추체 위치를 결정하였다. 또한 Z축에 대한 추체의 회전량은 다음 식을 이용하여 계산하였으며,

$$\begin{aligned} \theta_Z &= \tan^{-1}(A), \\ A &= \frac{a-b}{c}, \\ a &= |2Y_5 + 2Y_6 - Y_1 - Y_2 - Y_3 - Y_4|, \\ b &= |2Y_7 + 2Y_8 - Y_1 - Y_2 - Y_3 - Y_4|, \\ c &= |2X_{11} + X_{12} - X_9 - X_{10}| \end{aligned} \quad (2)$$

X축에 대한 추체의 회전량은 다음 식을 이용하여 계산하였다⁽³⁾.

$$\theta_X = \tan^{-1} \left| \frac{Z_3 - Z_1}{Y_3 - Y_1} \right| \quad (3)$$

2.3 추체 변형

척추측만증 모델에서 발생하는 추체 기형은 주로 정추체의 형상이 쉐기꼴 형태로 변화되는 것이다. 그림 4(a)는 2.2절에서 설명한 바와 같이 추체를 회전 변환하고 3차원 위치를 조정한 후의 정추체 형상이다. 그림 4(b)와 같이 추체의 각 모서리 점들(1-4)을 디지털이징한 타이터로부터 그림 4(a)와 같은 정추체의 형상을 그림 4(b)와 같이 쉐기꼴 형태로 변형시켰다. 이와 같이 정추체를 쉐기꼴 형태로 변형시킴으로써 추체의 이동 및 회전 변환에서 발생할 수 있는 정추체간 간섭 현상을 방지할 수 있다.

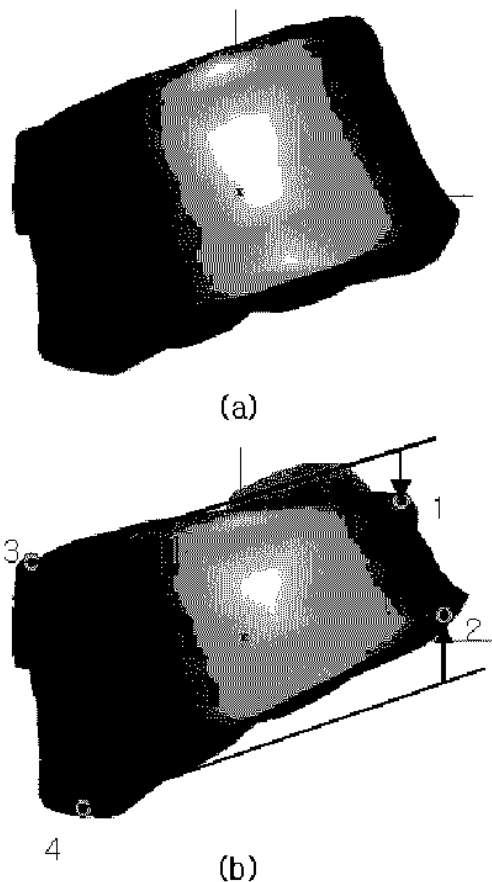


Fig. 4 Vertebra body deformity. (a) Original shape of body, (b) Deformed shape of body

2.4 척추경 변형

척추측만증은 성장과정에서 조금씩 생성됨으로 측만증 환자의 각 추골은 정상 상태의 경우와 비교하여 수직 중심축에서 벗어나 있으나 각 추골의 후방요소들은 매우 완만한 변화를 보이며 정렬되어 있다. 따라서 본 연구에서는 보상만곡이 발생하는 위치의 추골은 정상 상태의 추골이라는 가정하에 보상

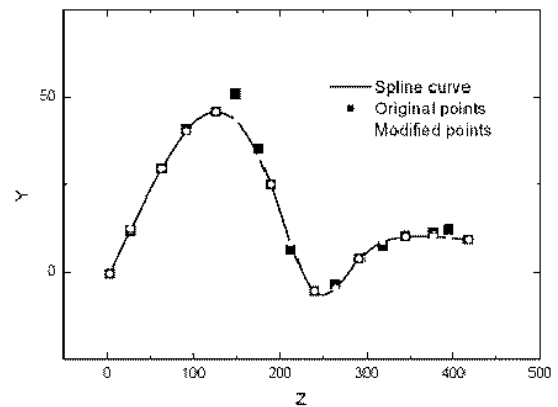


Fig. 5 Spline curve from spinous process

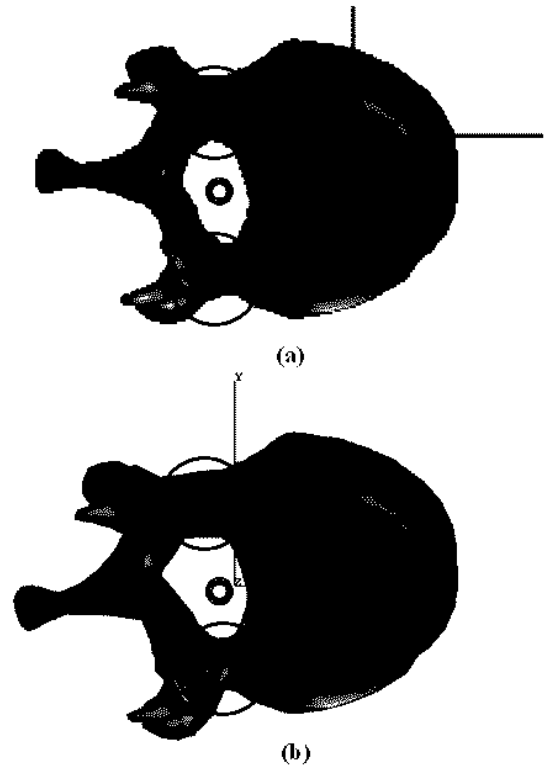


Fig. 6 Pedicle modification. (a) Original shape of pedicle, (b) modified shape of pedicle.

만곡 위치에 해당되는 추골과 중립 위치에 있는 추골의 극돌기 상의 한점을 지나는 스플라인 곡선을 선정하고 주만곡 부위의 추체와 스플라인 곡선상의 차이만큼 척추경을 변화시켜 유연한 형태의 모델을 생성하였다. 그림 5의 채워진 사각형으로 표시된 극돌기의 끝점 중에서 보상 만곡 부분과 중립 위치의 추체를 선택하여 스플라인 곡선을 생성하면 그림 5의 실선과 같다. 각 추체의 극돌기 끝점과 이와 같이

생성된 스플라인 곡선과의 차이만큼 그림 6에 표시된 마와 같이 마주보는 척추경의 중심을 기준으로 회전시킴으로써 척추경의 변형 과정을 수행하였다. 그림 6(b)에서 볼 수 있듯이 P_1 로 표시된 한쪽 척추경은 정상 상태보다 크게 성장해 있으며 P_2 로 표시된 다른 한쪽 척추경은 축소되어 있는 것을 알 수 있다. 이와 같은 척추경 변형 과정을 모든 추체에 대하여 수행하면 그림 5에서 원으로 표시된 점과 같이 추체의 극돌기 끝점이 유연한 형태로 정렬됨을 알 수 있다.

2.5 후관절 변형

후관절은 신전(extension), 추체 회전(vertebral axial rotation)과 같이 척추의 움직임은 제한하는데 중요한 역할을 한다. 따라서 정확한 해석결과를 얻기 위해서 후관절의 모양과 방향을 신중히 고려해야 한다. 앞 절에서 수행한 정상 상태 모델의 각 추골 위치를 측만증 모델로 변형시키는 과정에서 그림 7의 F_1 과 같이 마주보는 후관절이 서로 간섭하거나 F_2 와 같이 거리가 상당히 멀어지는 형태의 문제가 발생하게 된다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해서 본 연구에서는 마주보는 후관절의 상대적인 위치와 모양을 정상 상태의 모델과 동일하도록 선정하여 후관절 사이에서 발생할 수 있는 문제점을 해결하였다.

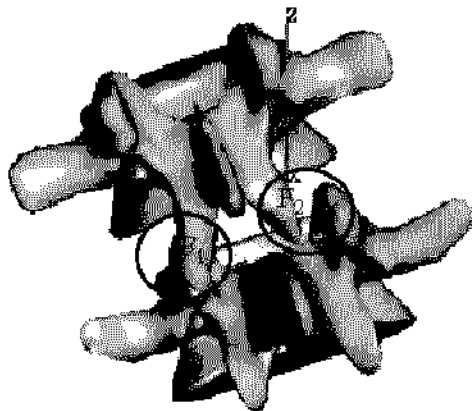


Fig. 7 Shape of facet joint before modification

그림 8(a)의 F_1 은 정상 상태 모델에서 마주보는 후관절의 상대적인 위치와 모양을 나타낸다. 그림 7의 F_1 과 같이 서로 간섭하는 후관절을 그림 8(b)의 F_1' 과 같이 정상 상태 모델에서와 동일한 상대 위치와 각도로 조정하여 재구성하였다. 또한, 그림 7의 F_2 와 같이 마주보는 후관절 사이의 거리가 멀어지는 경우에도 동일하게 적용하였다. 그림 8(c), 그림 8(d)

에서 볼 수 있듯이 정상 상태 모델에서의 마주보는 후관절 사이의 상대적인 위치, 각도와 측만증 모델에서의 상대적인 위치, 각도가 서로 동일함을 알 수 있다.

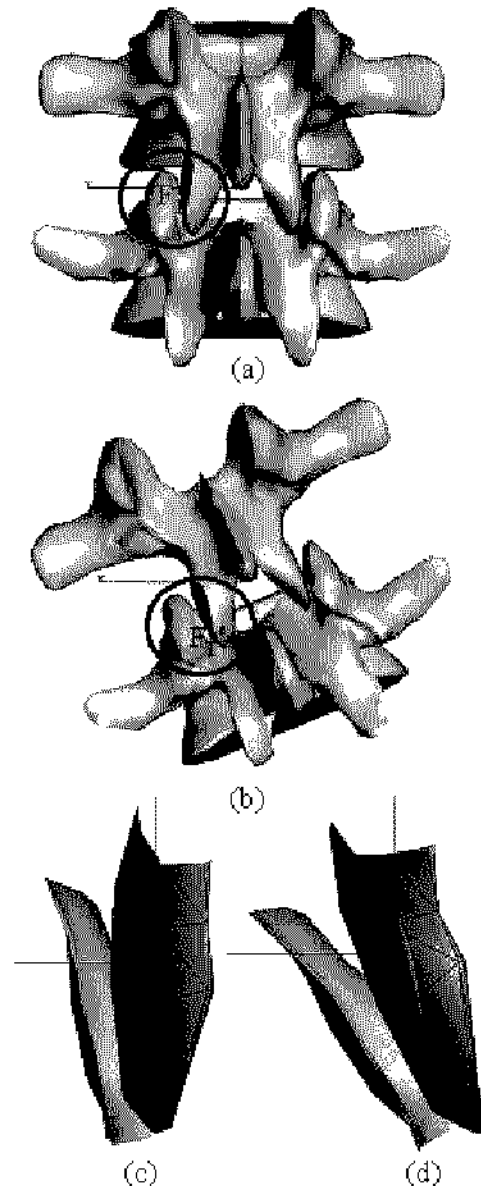


Fig. 8 Facet joint modification

2.6 늑골 변형

척추측만증 환자의 늑골은 일반적으로 좌우 비대칭으로 나타나며 늑골의 형상도 매우 불규칙하다. 따라서 척추측만증 환자의 늑골을 모델링하기 위해서 전후, 측면 X-ray 사진으로부터 각 늑골의 형상을 디지털라이징하여 3차원 형상을 구현하였다. 그림 9(a),

9(b)는 각각 YZ 평면과 XZ 평면에서 늑골의 형상을 구현한 그림이다. 그림 9(a)에서 채워진 사각형으로 표시된 점들은 정상 상태 모델에서 늑골을 구성하고 있는 노드를 나타내고, 빈 사각형으로 표시된 점들은 전후 X-ray 사진으로부터 임의의 계수로 늑골을 디지털화한 점을 나타낸다. 측반중 모델에서 늑골의 형상을 디지털화한 점들로 유연한 곡선을 생성하면 그림 9(a)의 실선과 같다. 정상 상태 모델에서 늑골을 구성하고 있는 각 노드들의 상대적인 거리를 계산하여 늑골을 디지털화한 데이터로 얻어진 그림 9(a)의 실선에 재배열함으로써 변형된 늑골의 형상을 구현하였다. 동일한 방법으로 XZ 평면에 대하여 늑골의 형상을 구현하면 그림 9(b)와 같다. 그림 9(a)와 그림 9(b)에서 중복되는 Z축의 좌표값은 늑골의 형상을 비교적 정확하게 디지털화 할 수 있는 YZ 평면에서 얻은 데이터를 기준으로 채택하였다.

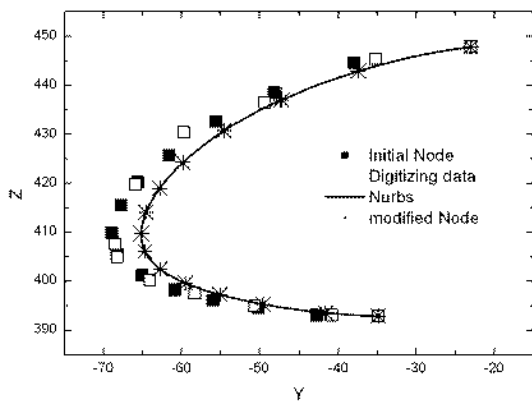


Fig. 9(a) Rib digitizing in YZ plane

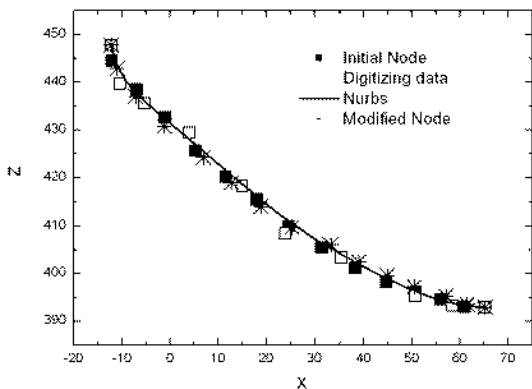


Fig. 9(b) Rib digitizing in XZ plane

2.7 Cobb's angle 계산

Cobb's angle은 측반중 정도를 나타내는 일반적인

지표로 사용되고 있다. 반곡의 각도를 측정하는 방법은 X-ray 사진으로부터 상부와 하부 끝 척추(end vertebra)를 선택하여, 상부 끝 척추의 상단과 하부 끝 척추의 하단에 평행하게 선을 그은 뒤 각 선에서 직각인 선을 그어 교차된 각을 측정하는 것이다. 그림 10은 YZ 평면에서 측정하고자 하는 상부 끝 척추의 상단과 하부 끝 척추의 하단에 대해 디지털화 데이터로부터 Cobb's angle을 구하는 개략도이다. XZ 평면에 대해서도 동일한 방법이 적용되며, 3차원 상의 Cobb's angle을 계산하기 위해서 YZ 평면과 XZ 평면에서 디지털화한 점들로 3차원 평면을 구성한 후 각 평면에 대한 법선 벡터를 구하여 그 사이각을 계산하는 방법을 사용하였다. 본 연구에서는 이와 같은 Cobb's angle을 각 평면에 대한 값과 3차원 상에서의 값으로 표시하도록 하였다.

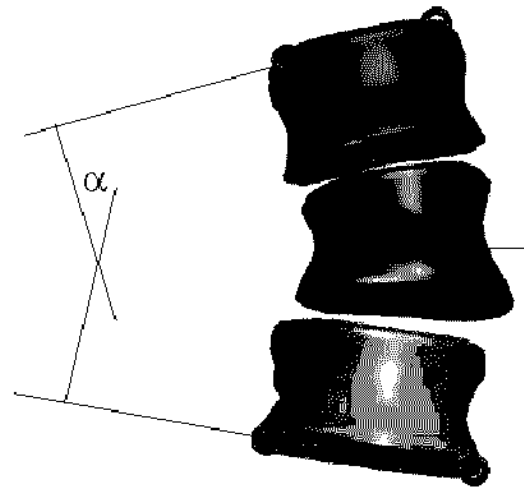


Fig. 10 Cobb's angle in YZ plane

2.8 모델 생성 예

본 연구에서 제시한 기형 추체 생성 프로그램을 이용하여, 척추측만증의 한 형태인 King-Moe type II에 해당하는 실제 환자에 대한 전후, 측면 X-ray 사진으로부터 각각의 추체를 디지털화하여 추체의 형상과 위치 변화를 수행하고 척추경과 후관절의 형상을 수정한 후 늑골의 형상을 모델링한 결과는 그림 11(a)와 같다. 그림 11(b)는 CT 촬영을 통해서 동일한 모델에 대해 3차원으로 형상화한 그림이다. 그림 12는 척추체의 전후, 좌우 형상을 보여 준다. 그림 11(a), 그림 11(b), 그림 12에서 볼 수 있듯이 본 연구에서 제시한 기형 추체 생성 프로그램에 의해 생성된 모델이 실제 환자의 기형 추체 형상을 잘 표현하고 있음을 알 수 있다.

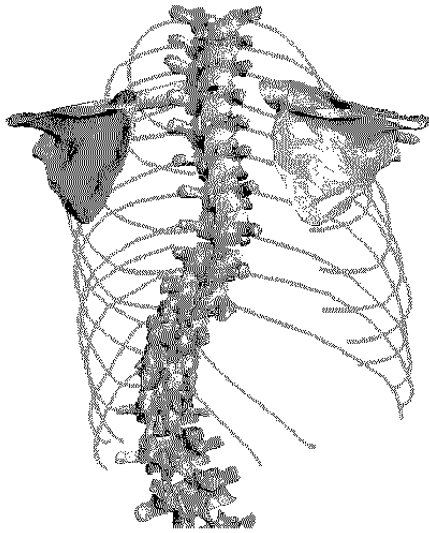


Fig. 11(a) Generated 3D scoliosis model

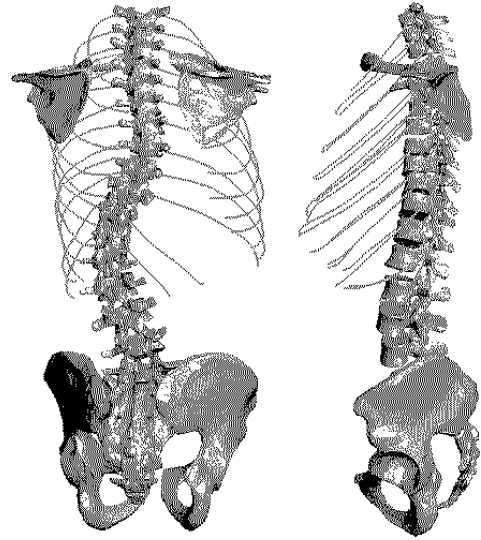


Fig. 12 Reconstructed scoliosis model.

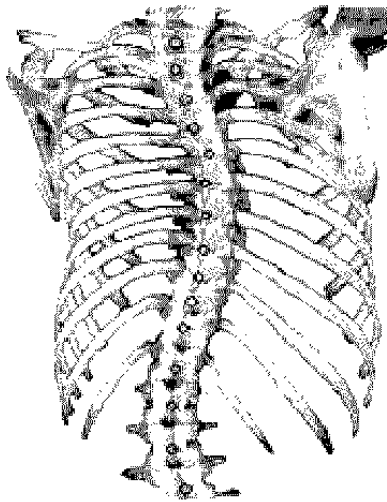


Fig. 11(b) Reconstructed image of scoliosis from CT data

3. 결론

전후, 좌우 X-ray 사진을 디지털화한 데이터로부터 척추측만증 환자의 변형된 추체와 늑골을 표현할 수 있는 FE 모델을 비교적 간단하게 얻을 수 있었으며, CT 사진으로부터 얻어진 실제 형상과 유사한 모델을 구현할 수 있었다.

척추측만증 수술 효과 및 외적의 수술 경로를 찾기 위한 FE 모델 개발시 많은 비용과 시간이 소요되는 문제점을 본 연구에서 제안한 척추측만증 FE 모델 생성 프로그램을 통하여 상당부분 해결할 수 있을 것으로 기대한다.

후기

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

참고문헌

1. Lonstein, J. E., Bradford, D. S., Winter, R. B. and Ogilvie, J. W., Patient evaluation In : Moe ed, Textbook of scoliosis and other spinal deformities, 3rd ed. Philadelphia. W. B. Saunders pp. 45, 1995.
2. Andre, B., Dansereau, J. and Labelle, H., "Effect of Radiographic Landmark identification errors on the accuracy of three-dimensional reconstruction of the human spine", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 30, pp. 569-575, 1992.
3. Petit, Y., Dansereau, J., Labelle, H. and Guise, J. A., "Estimation of 3D Location and Orientation of Human Vertebral Facet Joints from Standing Digital Radiographs", Med. & Biol. Eng. & Comput., Vol. 36, pp. 389-394, 1998.
4. Taleb, A. and Gautier, L., "On information fusion to improve segmentation of MRI sequences", Information Fusion, Vol. 3, pp. 103-117, 2002.
5. Kanayama, M., Tadano, S., Ukai, T. and Abumi, K., "A Mathematical Expression of Three-Dimensional Configuration of the Scoliotic Spine", J. Biomechanical Engineering, Vol. 118, pp. 247-252, 1996.