

정상 척추체 모델을 이용한 척추측만증 모델 자동 생성 프로그램 개발

김영은[#], 유한규^{*}

Development of a Special Program for Automatic Generation of Scoliotic Spine FE Model with a Normal Spine Model

Young Eun Kim[#] and Han Kyu Ryu^{*}

ABSTRACT

Unexpected postoperative changes, such as growth in rib hump and shoulder unbalance, have 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. Therefore, the numerical study was designed to investigate the post-operative changes of vertebral rotation and rib cage deformation after the corrective surgery of scoliosis. A mathematical finite element model of normal spine including rib cage, sternum, both clavicles, and pelvis was developed with anatomical details. In this study, we also developed a special program which could convert a normal spine model to a desired scoliotic spine model automatically. A personalized skeletal deformity of scoliosis model was reconstructed with X-ray images of a scoliosis patient from the normal spine structures and rib cage model. The geometric mapping was performed by translating and rotating the spinal column with an 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 : Scoliotic spine(측만증척추체), Vertebral body deformity(추체기형), Pedicle unbalance (척추경비대칭), Facet joint modification(후관절교정), Special program (특수프로그램)

1. 서론

척추측만증의 수술 교정은 늑골장(rib cage)과 연결된 척추체의 3 차원 변형을 교정해야 하기 때문에 교정 수술 후의 형상을 미리 예측 할 수 있는 방법이 요구되고 있다. 이에 대한 방법으로 척추체 상세 유한 요소 모델을 이용한 해석 방법의

주요 방법으로 제시되고 있다. 이와 같은 해석 모델을 제작 하기 위해서는 환자 개인별로 3 차원 척추체 모델을 설정해야 한다.

척추측만증을 보이는 척추체의 3 차원 측정을 위해 그 동안 여러 가지 방법이 사용되어 왔다. Fitz¹ 는 측만증의 변화를 수치화하기 위해 격자화된 용지를 사용하였으며 재현성을 위하여 표준화

· 접수일: 2005 년 9 월 29 일; 게재승인일: 2006 년 2 월 10 일

교신저자: 단국대학교 기계공학과

E-mail yekim@dankook.ac.kr Tel. (02) 709-2561

* 단국대학교 기계공학과 대학원

된 발판 위에서 사진기를 일정한 거리에 두고 촬영하는 방법을 적용하였다. 이와 같은 방법은 최근 까지 방사선 촬영의 재현성을 위한 기본이 되고 있다. Andre² 등은 추체의 중심을 연결하여 3 차원 곡선을 생성한 후 척추를 크리깅 보간법을 사용하여 유연하게 재구성하였으며, Petit³ 등은 PA-0°, PA-20°, 측면 X-ray 사진을 통해 후관절의 위치를 디지털화하여 위치와 크기, 방향을 결정한 후 3 차원으로 재구성하는 방법을 제시하였다.

최근 들어 측만증 척추 모델 생성 알고리즘에 대한 연구가 진행되고 있다. Taleb-Ahmed⁴ 는 CT 를 이용하여 추체의 정확한 형상을 재현하였으나 매 번 데이터를 얻기 위해 사용하기에는 비용이 크며, 사람마다 그 형상이 다르기 때문에 일정한 데이터로 표준화시킬 수 없는 문제점이 제기되었다. 또한 CT 를 이용하는 경우 대상자는 누워 있는 상태로 촬영되므로 직립 상태의 척추체 형상을 정확히 재현시키기에는 많은 제한이 있게 된다. 따라서, 본 연구에서는 X-ray 사진을 이용하여 정상상태 척추체의 대표 모델로부터 척추측만증 환자 개인에 대한 FE 모델로 쉽게 전환시킬 수 있는 프로그램을 개발하고자 하였다.

2. 프로그램 개발 기본 개념

측만증 척추체의 형상은 본 연구를 위해 앞서 개발되었던 정상 척추체 모델을 기본으로 하여 측만척추체 모델로 자동 생성시킬 수 있는 방법으로 구현되었다. Fig. 1 은 정상 척추체 모델과 이와 연결된 늑골, 어깨뼈 등을 보여주고 있다. 모델에 사용된 각종 요소들에 대한 자세한 설명은 이미 발표된 논문⁵ 에서 표기되었다. 본 연구에서 개발된 프로그램은 정상 척추체 FE 모델의 요소 형식이나 절점 번호는 그대로 유지하면서, 각 요소를 구성하고 있는 절점의 3 차원 위치만을 변화하여 추골의 위치, 회전, 변형과 늑골의 형상을 척추측만증 환자에 대한 모델로 변환하였다.

2.1 프로그램의 구성

본 연구에서 개발된 측만증 모델 자동 생성 프로그램의 기본 개념은 Fig. 2 에서 제시되고 있는 순서도와 같이 구성하였다.

정상 상태 모델에서 추골과 늑골을 구성하고 있는 절점 번호와 3 차원 좌표를 저장하고 각 추체

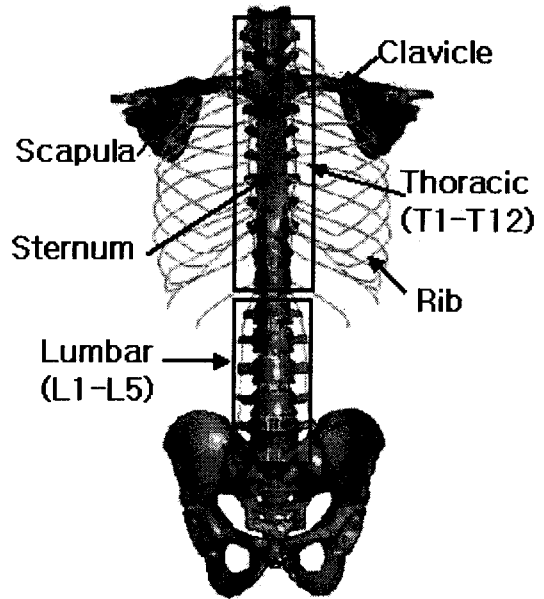


Fig. 1 Normal spine

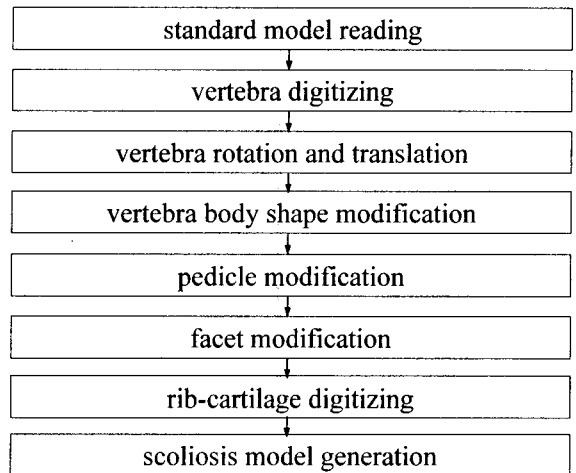


Fig. 2 Flowchart of the scoliosis model generation

별로 절점 번호 규약을 정해 정리하였다. 진후 방향(YZ 면)과 측면 방향(XZ 면)에서 촬영된 X-ray 사진의 스캔 이미지를 이용하여 추골의 3 차원 회전 변화와 위치 변화를 계산하였다. 척추측만증 환자의 추체가 썩기꼴 형태로 변화된 것은 추체의 모양을 디지털화한 데이터로부터 계산하여 구현

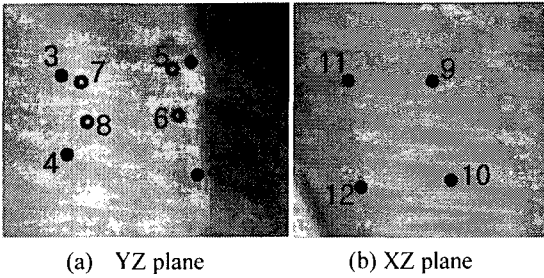


Fig. 3 Vertebra digitizing from X-ray image

할 수 있도록 하였으며 척추체(apical vertebra)에서 발생하는 척추경의 크기 차이는 몇 가지 설정된 가정 하에 척추경의 형태를 생성하였다. 이와 같은 척추측만증 모델 생성 과정에서 후관절의 거리가 상당히 멀어지거나 서로 간섭을 일으키는 문제점을 해결하기 위해서 마주보는 후관절 사이의 거리가 일정하게 유지되도록 하였으며, 척추측만증 모델 생성의 마지막 단계에서 좌우 늑골의 기형적인 형상을 구현하기 위해서 전후, 측면 X-ray 사진의 스캔 이미지로부터 늑골의 형상을 디지털화하여 늑골장(rib cage) 모델을 생성하였다.

2.2 추골의 회전 및 위치 변화

Fig. 3 과 같이 전후, 측면 방향에서 촬영된 X-ray 사진의 스캔 이미지를 이용하여 각 추체의 모서리 점들과 좌우 척추경의 위, 아래 끝점의 위치를 마우스로 디지털화한 데이터로부터 각 추골의 3 차원 회전 변화와 위치 변화를 계산하였다. Fig. 3 과 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.

$$\begin{aligned} X_c &= (X_9 + X_{10} + X_{11} + X_{12}) / 4, \\ Y_c &= (Y_1 + Y_2 + Y_3 + Y_4) / 4, \\ Z_c &= (Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4) / 4 \end{aligned} \tag{1}$$

식 (1)에서 정의된 각 추골의 중심점을 이용하여 척추측만증 모델의 추골 위치를 결정하였으며, 수직축(Z 축)에 대한 추골의 축 회전량은 Kanayama M.⁶ 등이 제안한 알고리즘을 적용하여 식 (2)와 같

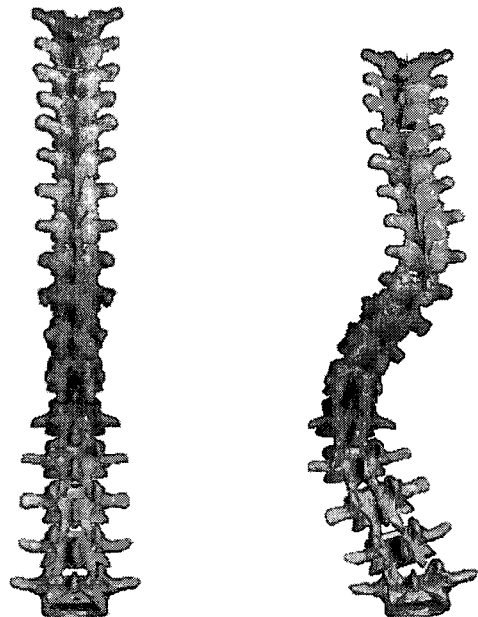
표현하였다.

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

식 (2)에서 볼 수 있듯이 각 추골의 회전량은 추체의 전후 방향 모서리 점, 척추경의 끝점, 측면 방향 모서리 점을 이용하여 계산 할 수 있다. 한편, 관상면(coronal plane)상의 회전량, 즉 X 축에 대한 추골의 회전량은 다음 식을 이용하여 계산하였다.

$$\theta_x = \tan^{-1} \left| \frac{Z_3 - Z_1}{Y_3 - Y_1} \right| \tag{3}$$

식(1)~(3)을 이용하여 정상 상태의 추골을 회전, 위치 변환하여 측만증 모델을 생성한 결과는 Fig. 4 와 같다.



(a) normal model (b) transformed model

Fig. 4 Vertebra translation and rotation

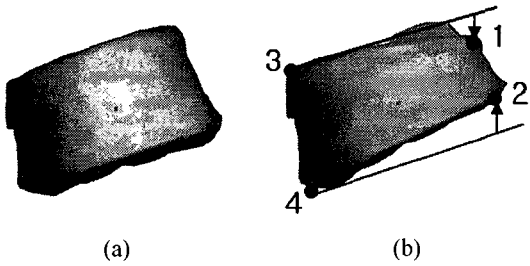


Fig. 5 Vertebra body deformity (a) Original shape of body (b) Deformed shape of body

2.3 추체 형상 변형

척추측만증 모델에서 발생하는 추체 형상은 X-ray 사진에서 볼 수 있듯이 썩기꼴 형태로 변형된다. 측만증 환자에 대한 X-ray 사진의 스캔 이미지로부터 추체의 각 모서리 점들(1~4)을 디지털이징한 데이터를 이용하여 Fig. 5(a)와 같은 추체 형상을 Fig. 5(b)와 같이 썩기꼴 형태로 변형시켰으며, 이러한 변형 과정은 전후, 측면 형상에 동일하게 적용하였다. 이와 같이 추체를 썩기꼴 형태로 변형 시킴으로써 추골의 회전 및 위치 변환에서 발생할 수 있는 추체간 간섭 현상을 방지할 수 있었다.

2.4 척추경 변형

척추측만증은 성장 과정에서 조금씩 생성됨으로 측만증 환자의 각 추골은 정상 상태의 경우와 비교하여 수직 중심 축에서 벗어나 있으나 각 추골의 후방 요소들은 매우 완만한 변화를 보이며 정렬되어 있다. 따라서 본 연구에서는 보상 만곡이 발생하는 위치의 추골은 정상 상태의 추골이라는 가정 하에 보상 만곡 위치에 해당되는 추골과 중립 위치에 있는 추골의 극돌기(spinous process) 상의 한 점을 지나는 스플라인 곡선을 선정하여 그 차이만큼 척추경을 변형시켜 유연한 형태의 모델을 생성하였다. Fig. 6의 사각형으로 표시된 점들은 각 추골의 극돌기의 끝점을 나타낸다. 보상 만곡과 중립 위치의 추골에 해당하는 극돌기 끝점을 선택하여 스플라인 곡선을 생성하면 실선과 같다. 이와 같이 생성된 스플라인 곡선상에 원으로 표시된 것과 같이 각 추골의 극돌기 끝점이 위치하도록 척추경을 변형시켜 유연한 모델을 생성하였다.

마주보는 척추경의 중심을 기준으로 각 추골의

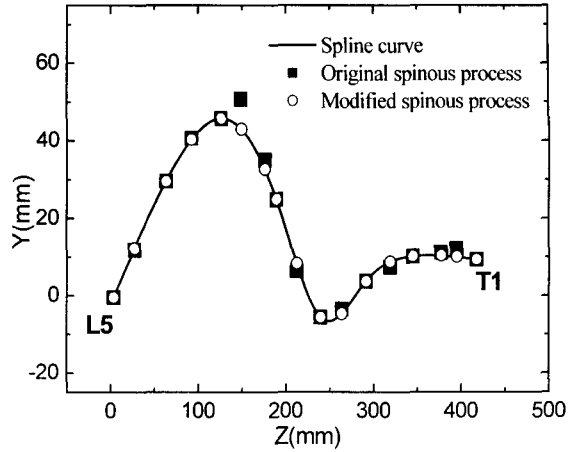


Fig. 6 Spline curve from spinous process

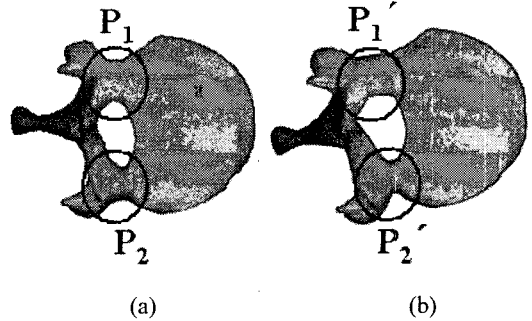


Fig. 7 Pedicle modification. (a) Normal shape of pedicle. (b) Modified shape of pedicle

극돌기 끝점이 스플라인 곡선상에 위치하도록 추골의 후방 요소들을 회전시킴으로써 척추경의 변형 과정을 수행하였다. Fig. 7(a)는 정상 상태 모델에서 척추경의 형상으로써 P_1 , P_2 로 표시된 좌우 척추경이 유사한 형상으로 나타난다. Fig. 7(b)는 위에서 설명한 방법으로 변형시킨 좌우 척추경의 형상을 나타낸다. Fig. 7(b)에서 P_1' 으로 표시된 한쪽 척추경은 정상 상태보다 크게 성장해 있으며 P_2' 으로 표시된 다른 한쪽 척추경은 축소되어 있는 형태를 보이고 있다.

2.5 후관절 변형

후관절은 신전(extension), 추골 회전(vertebral axial rotation)과 같이 척추의 움직임을 제한하는데 중요한 역할을 한다. 따라서 정확한 해석결과를 얻기 위해서 후관절의 모양과 방향을 신중히 고려

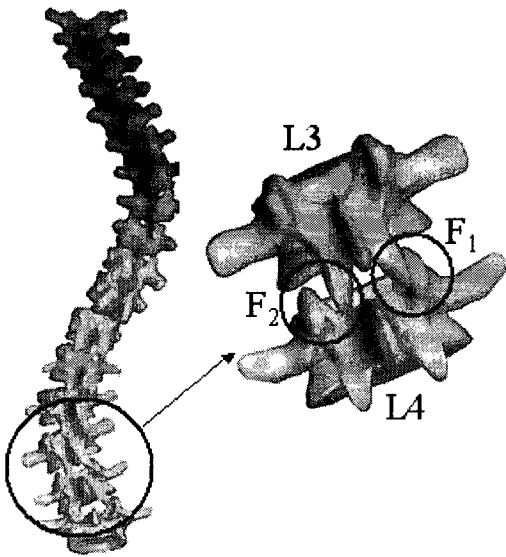


Fig. 8 Shape of facet joint before modification

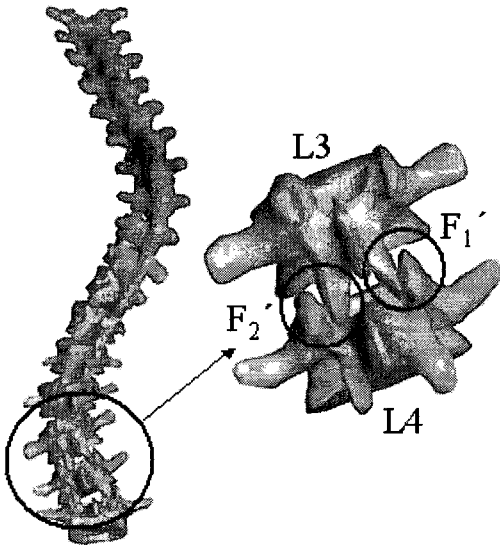


Fig. 9 Facet joint modification

해야 한다. 앞 절에서 수행한 정상 상태 모델의 각 추골 위치를 측만증 모델로 변형시킨 경우, 한 예로 L3 와 L4 사이의 후관절 위치는 Fig. 8 과 같이 위치하게 된다. Fig. 8 에서 보는 바와 같이 F_1 으로 표시된 마주보는 후관절이 서로 간섭하거나 F_2 와 같이 후관절 사이의 거리가 상당히 멀어지는 현상

이 발생하게 된다. 이와 같은 문제점을 해결하기 위해서 본 프로그램에서는 마주보는 후관절의 상대적인 위치와 모양을 정상 상태의 모델과 동일하게 설정하여 후관절 사이에서 발생할 수 있는 문제점을 해결하였다.

Fig. 9 는 변형 후의 L3 와 L4 사이의 후관절 형상을 나타낸다. Fig. 8 의 F_1 과 같이 서로 간섭하는 후관절을 Fig. 9 의 F_1' 과 같이 정상 상태 모델에서와 동일한 상대 위치와 각도로 조정하여 재구성하였다. 또한, Fig. 8 의 F_2 와 같이 마주보는 후관절 사이의 거리가 멀어지는 경우에도 Fig. 9 의 F_2' 와 같이 동일하게 적용하였다.

2.6 늑골 변형

척추측만증 환자의 늑골은 일반적으로 좌우 비대칭으로 나타난다. 따라서, 척추측만증 환자의 늑골을 모델링하기 위해서 전후, 측면 X-ray 사진의 스캔 이미지로부터 각 늑골의 형상을 디지털화하여 3 차원 형상을 구현하였다.

Fig. 10 은 정상 상태 모델에서 늑골을 이루고 있는 절점들의 3 차원 위치를 나타낸다. Fig. 10 에서 사각형으로 표시된 늑골의 절점을 이용하여 3 차원 Nurbs 곡선을 생성하고 각각의 평면에 투영하여 측만증 환자의 늑골 생성에 기준으로 사용하였다.

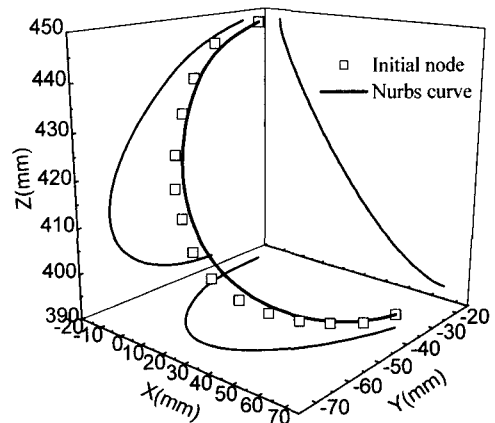


Fig. 10 Initial rib node and nurbs curve

Fig. 11 과 Fig. 12 는 각각 YZ 평면과 XZ 평면에 투영된 늑골의 형상을 구현한 그림이다. Fig. 11 에서 검은 사각형으로 표시된 점들은 정상 상태

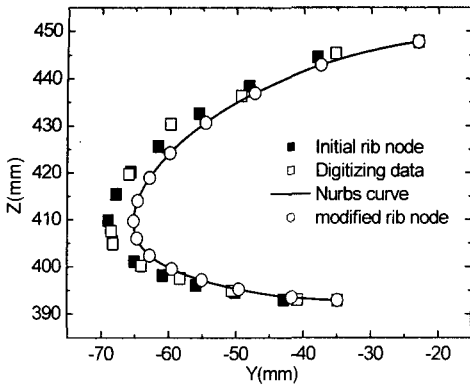


Fig. 11 Rib digitizing in YZ plane

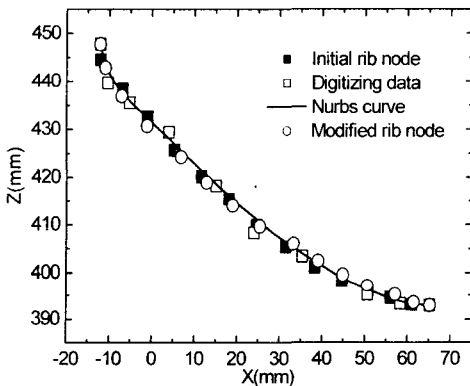


Fig. 12 Rib digitizing in XZ plane

모델에서 늑골을 구성하고 있는 절점을 나타내고, 빈 사각형으로 표시된 점들은 전후 X-ray 사진의 스캔 이미지로부터 늑골을 디지털화한 점을 나타낸다. 측만증 모델에서 늑골의 형상을 디지털화한 점들로 Nurbs 곡선을 생성하면 Fig. 11의 실선과 같다. 정상 상태 모델에서 늑골을 구성하고 있는 각 절점들의 상대적인 거리를 계산하여 늑골을 디지털화한 데이터로 얻어진 Fig. 11의 실선에 빈 원으로 표시된 것과 같이 재배열함으로써 변형된 늑골의 형상을 구현하였다. 동일한 방법으로 XZ 평면에 대하여 늑골의 형상을 구현하면 Fig. 11과 같다. Fig. 11과 Fig. 12에서 중복되는 Z축의 좌표값은 늑골의 형상을 비교적 정확하게 디지털화할 수 있는 YZ 평면에서 얻은 데이터를 기준으로 채택하였다.

2.7 Cobb 각도 계산

Cobb 각도는 측만증 정도를 나타내는 일반적인 지표로 사용되고 있다. Cobb 각도는 X-ray 사진의 스캔 이미지로부터 상부와 하부 끝 추골(end vertebra)을 선택하여, 상부 끝 추체의 상단과 하부 끝 추체의 하단을 디지털화한 점을 지나는 연장선들이 이루는 각을 의미한다. 따라서, YZ 평면에서 측정하고자 하는 상부 끝 추체의 상단과 하부 끝 추체의 하단에 대해 디지털화 데이터로부터 Cobb 각도를 구할 수 있다.

XZ 평면에 대해서도 동일한 방법이 적용되며, 3 차원 상의 Cobb 각도를 계산하기 위해서 YZ 평면과 XZ 평면에서 디지털화한 점들로 3 차원 평면을 구성한 후 각 평면에 대한 법선 벡터를 구하여 그 사이각을 계산하는 방법을 사용하였다. 본 연구에서는 이와 같은 Cobb 각도를 각 평면에 대한 값과 3 차원 상에서의 값으로 표시하도록 하였다.

3. 척추측만증 모델 생성 프로그램

Fig. 13은 척추측만증 유한요소 모델 자동 생성 프로그램의 주 화면을 나타내고 있다. 프로그램 구성을 간략하게 설명하면 다음과 같다.

3.1 프로그램 주 화면

프로그램의 주 화면에서는 Fig. 13에서 보는 바와 같이 다음의 7 가지 과정을 차례로 수행할 수 있도록 구성하였다.

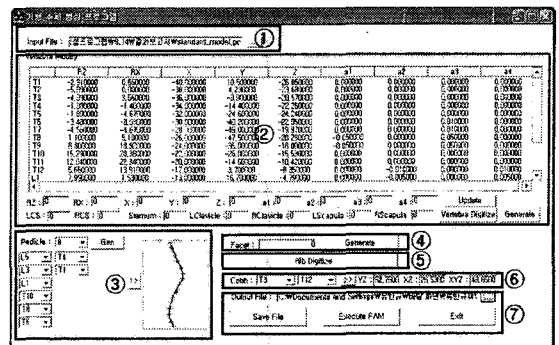


Fig. 13 Main window of the program

- ① 정상 상태 FE 모델 호출
- ② 추체 및 흉골, 쇄골, 견갑골 디지털라이징
- ③ 극돌기 끝점을 이용한 스플라인 곡선 생성 및 척추경 변형
- ④ 후관절의 상대 위치 조정
- ⑤ 늑골 생성
- ⑥ Cobb 각도 계산
- ⑦ 생성 모델 저장 및 모델 확인을 위한 PAM 연동과 프로그램 종료

3.2 추체 디지털라이징 화면

Fig. 14 는 추체 디지털라이징 화면으로써, 전후, 측면 X-ray 사진의 스캔 이미지로부터 T1~L5 추체 모서리 점들을 각각 디지털라이징하는 과정을 나

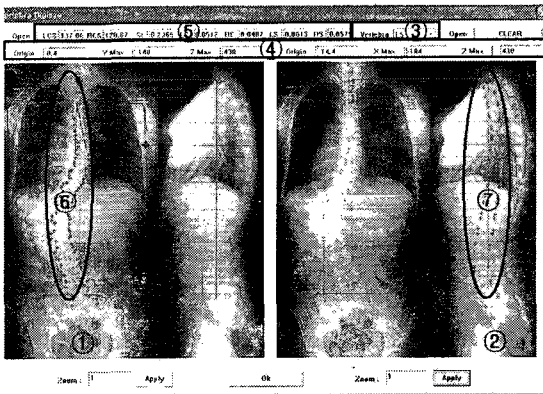


Fig. 14 Vertebral body digitizing window

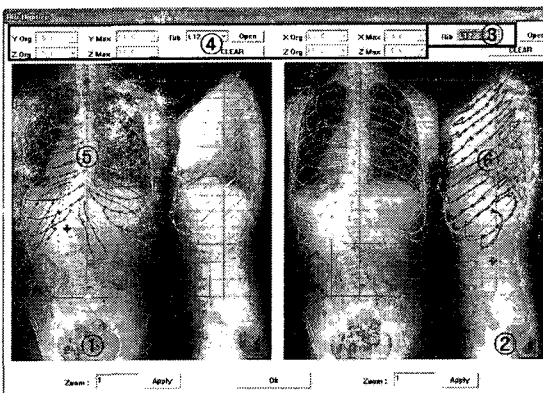


Fig. 15 Rib digitizing window

타낸다. 또한, 측만증 환자의 흉골, 쇄골, 견갑골은 크기와 방향이 불규칙하게 발생하므로 흉골, 쇄골, 견갑골을 디지털라이징하여 얻은 데이터로부터 크기와 방향을 설정하였다. 추체 디지털라이징 화면을 구성하고 있는 요소들의 기능은 다음과 같다.

- ① 전후 X-ray 사진 열기
- ② 측면 X-ray 사진 열기
- ③ 디지털라이징하고자 하는 추체의 선택
- ④ 호출한 X-ray 사진의 원점과 척도 설정
- ⑤ 흉골, 쇄골, 견갑골 디지털라이징
- ⑥ 전후 X-ray 사진에서 추체 디지털라이징
- ⑦ 측면 X-ray 사진에서 추체 디지털라이징

3.3 늑골 디지털라이징 화면

Fig. 15 는 측만증 환자의 비 대칭적인 늑골장을 구현하기 위한 화면으로써 각각의 기능은 다음과 같다.

- ① 전후 X-ray 사진 열기
- ② 측면 X-ray 사진 열기
- ③ 디지털라이징하고자 하는 늑골의 선택
- ④ X-ray 사진의 원점과 척도 설정
- ⑤ 전후 X-ray 사진에서 늑골 디지털라이징
- ⑥ 측면 X-ray 사진에서 늑골 디지털라이징

3.4 척추측만증 모델 생성 예

본 연구에서 제시한 기형 추체 생성 프로그램을 이용하여, 척추측만증의 한 형태인 King-Moe type V 에 해당하는 측만증 환자에 대한 전후, 측면 X-ray 사진으로부터 각각의 추체를 디지털라이징하여 추체의 형상과 위치 변화를 수행하고 척추경과 후관절의 형상을 수정한 후 늑골의 형상을 모델링한 결과는 Fig. 16 과 같다. 본 연구에서 제시한 프로그램으로 Fig. 16 과 같은 척추측만증 환자에 대한 FE 모델을 생성하는데 약 2 시간이 소요되었다. Fig. 16 에서 볼 수 있듯이 본 연구에서 제시한 기형 추체 생성 프로그램에 의해 생성된 모델이 측만증 환자의 기형 추체 형상을 쉽게 재현할 수 있음을 보여 주고 있다.

앞서 발표된 FE 모델을 이용한 척추측만증 환자에 대한 교정 기구에 따른 효과 분석⁵의 경우 대상 환자에 대한 모델을 개발하는데 많은 시간이 소요되었지만 본 연구에서 제안된 프로그램을 이

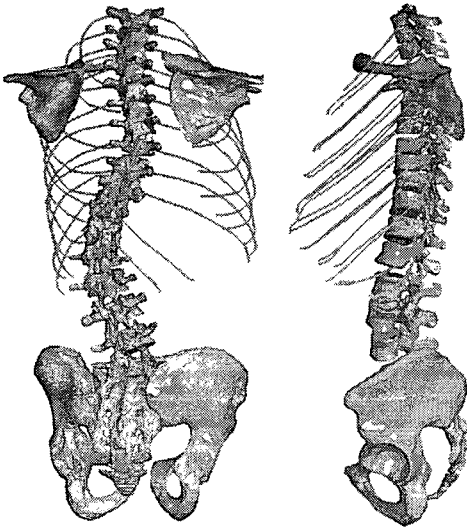


Fig. 16 Reconstructed scoliosis model

용하여 쉽게 환자 개인별 모델을 제작할 수 있었다. 그러나, 각 환자에 대한 추체 형상, 후방 요소 (posterior element)의 모양은 환자에 따라 모두 다르기 때문에 실제와 똑같은 모델 생성에는 약간의 제한점이 있다. 또한, 디지털이징에 따라 오차가 발생하므로 계량화된 오차 분석에는 무리가 따르게 된다. 그러나, 본 연구에서 제시한 척추측만증 FE 모델 자동 생성 프로그램을 이용하면 근사화된 모델을 쉽게 생성할 수 있고 이를 이용하여 수술 후 결과를 어느 정도 예측할 수 있을 것으로 기대된다.

4. 결론

전후, 측면 X-ray 사진을 디지털이징한 데이터로부터 척추측만증 환자의 변형된 추골과 늑골을 표현할 수 있는 FE 모델을 간단하게 얻을 수 있었다. 그러나 X-ray 사진을 이용한 디지털이징의 경우 X-ray의 회절에 의한 오차 등은 현 상태에서는 보상할 수가 없었다. 이에 대해서는 촬영 시 그리드 형태의 보정프레임을 이용하는 방법 등으로 보상할 수 있을 것으로 사료된다. 그러나 디지털이징 시의 오차 등을 고려한다면 본 연구에서 제시한 방법만으로도 실제 형상과 유사한 형태를 구현할 수 있었으며 이에 대한 보상 등은 추후 검토할 과제이다.

척추측만증 수술 효과 및 최적의 수술 경로를 찾기 위한 FE 모델은 개발 시 많은 비용과 시간이 소요되는 문제점을 본 연구에서 제안한 척추측만증 FE 모델 생성 프로그램을 통하여 해결할 수 있었으며 이를 이용한 추가적인 해석이 기대되고 있다.

후 기

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, p. 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. Kim, Y. E., Son, C. K., Lee, K. H., Choi, H. Y. and Lee, C. K., "Analysis of Scoliosis Correction Effects according to Instrumentation Devices using a Finite Element Model," J. of the KSPE, Vol. 21, No. 8, pp. 157-163, 2004.
6. 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.