

요추의 2차원 CT 영상을 이용한 3차원 형상모델링의 자동화 연구

김성민 · 김성재 · 서성영 · 탁계래*

연세대학교 의과대학 의학공학교실, *건국대학교 의과대학 의용생체공학부
(1999년 9월 20일 접수, 1999년 11월 5일 채택)

A Study on Automated 3-D Reconstruction Based on 2-D CT Image of Lumbar Spine

S.M. Kim, S.J. Kim, S.Y. Seo, G.R. Tack*

Dept. of Biomedical Eng. College of Medicine, Yonsei University
*Dept. of Biomedical Eng. College of Medicine, Konkuk University
(Received September 20, 1999. Accepted November 5, 1999)

요약 : 척추의 생체역학적 해석을 위한 유한요소기법을 이용한 컴퓨터 시뮬레이션은 척추의 손상에 대한 발생원인과 기전을 이해하고 치료의 효과를 예측하는 유용한 수단으로 기대되고 있다. 본 논문에서는 요추의 2차원 CT영상을 이용하여 유한요소해석을 위한 척추의 3차원 모델링에 소비되는 많은 시간을 줄일 수 있도록 3차원 형상모델을 CT영상 데이터와 형상변수를 이용, 각각 구현하는 과정을 자동화하여 이를 비교하였다.

주요단어 : 요추, 유한요소해석, 3차원 재구성, CT영상, 생체역학적 모델링

Abstract : Computer simulation, using FEM(Finite Element Method) for biomedical modeling of spine, is expected as a valuable tool to understand a developmental cause and stage and to anticipate remedial value on the spinal injury. In this study, using 2-D CT image of lumbar spine, 3-D reconstruction for FEM(Finite Element Method) analysis is performed with an automatic method based on CT image data and compared with parametric method in order to reduce time duration caused by complex structure of spine.

Key words : Lumbar spine, CT Image, Biomechanical modeling, FEM(Finite element method), 3-D reconstruction

서 론

척추는 우리 몸과 머리끝 지지하고 있으며 외부의 충격을 흡수하고 척수(Spinal cord)를 충격으로부터 보호하는 고도로 발달된 동역학적 신경근육 제어시스템(dynamic neuromuscular system)에 의해 생체역학적 안정성이 유지되고 있으며 척추주위의 근육과 인대가 유기적으로 연결되어있는 복잡한 구조로 되어있다. 이러한 척추의 이상은 디스크이탈(herniation), 압축 파괴(compression fractures), 척추협착(spinal stenosis), 과도한 인장(excessive strain), 염좌(sprain)등의 증상으로 나타나며 척추의 염증이거나 인대에 발생하는 외상을 유발한다[3].

<속보 논문>

*이 논문은 1998년도 보건복지부 선도기술(의료공학) 연구비 지원에 의해 이루어진 것임

통신저자 : 김성민 (120 752) 서울시 서대문구 신촌동 134
Tel., (02)361 5300, Fax, (02)363-9923

최근 보고에 의하면 외과적 수술을 받은 척추손상환자 중 25~40%가 수술 후 통증이나 기능이상을 호소한다고 알려져 왔다[7]. 따라서 척추 구조에 대한 물리적, 생체역학적 이해와 해석은 이러한 척추손상환자들의 다양한 치료계획을 수립하는데 있어서 중요한 의미를 가진다. 그러나 인체 근골격 구조에 대한 생체역학적 거동해석에 따르는 임상적 실험은 매우 제한되어있으며 시간과 경비가 많이 소요되므로 컴퓨터를 이용한 구조해석방법들이 많이 제안되고 있다.

유한요소해석(finite element analysis)기법은 연속체 내의 분산된 실험에서 미지의 값을 근사적으로 구할 수 있는데, 여기서 불확률 단위로 나눈고 그 요소들을 두개이상의 요소들이 공유하는 질점이나 경계선 경계면으로 연결한 대등한 시스템으로 만드는 과정을 거쳐 각 요소별 방정식을 세우고 그것들을 조합하여 신체 물체에 대한 역학적 거동을 수치해석적인 방법[8]으로 항공, 자동차등 각종 기계구조를 해석하는데 많이 적용되고 있으며 또한 인체구조에 대한 임상적 실험의 제한성

으로 인하여 생체역학적 해석과 모델링에 적용되고 있다. 그러나 인체구조의 해부학적·형태학적 불규칙성과 비선형성은 모델링에 많은 시간과 비용이 필요하다. 이에 본 연구에서는 척추의 형상 파라미터를 이용한 모델링 기법과 CT의 단면 영상을 이용한 모델링 기법의 합성을 통하여 척추의 생체역학적 거동을 해석하기 위한 컴퓨터 시뮬레이션에 필요한 유한요소해석 모델을 제시한다. 따라서 척추의 치료기술 발전에 필요한 정형외과용 수술시뮬레이터의 생체역학적 모델을 구현하는데 필요한 3차원 영상의 자동화기법에 대한 타당성을 부여하는데 그 목적을 두고 있다.

척추의 유한요소해석에 의한 연구는 활발히 진행되어 왔으며, Goel(1988)등의 연구에서는 요추3번에서 요추5번에 대한 정상적인 척추모델과 고정술을 시행한 척추모델을 개발하여 압축(compression), 굴전(flexion), 신전(extension)의 3가지 기계적 모드에 대한 생체역학적 거동을 해석하여 기존의 실험값들과 비교하였으며[3], Skalli(1992)등은 척추형상을 나타내는 주요한 척추 6개를 매개변수로 하는 geometrical modelling의 수식을 개발하여 해석하였고, Lavaste(1997)등은 경추(cervical spine)에 Skalli의 parameterized 기법을 적용하여 해석하였으며[1]. Wang(1997)등은 요추2번과 3번에 대한 점탄성 유한요소 해석을 하였다[4].

현재까지 대부분의 척추모델은 기존의 2차원 CT단면영상을 이용한 유한요소모델의 해석에 대부분을 할애하고 있으나 본 연구에서는 기존의 방법에서 제시된 모델을 자동화기법으로 형성시키기 위한 알고리즘 등을 구현하고 Skalli등에 의해 제시된 척추형상의 매개변수를 이용한 모델링 기법의 융합을 통해 형상의 복잡성을 유지하면서 구현과정이 좀더 편리한 모델을 구현하고자 하며 이에 대한 선행연구으로써 2가지 기법의 비교연구를 통해 장단점을 분석하고 이에 대한 향후의 보완점을 조사하고자 한다.

연구방법

1. 척추의 해부학적 구조

척추는 7개의 경추(cervical vertebrae)와 12개의 흉추(thoracic vertebrae), 5개의 요추(lumbar vertebrae), 천골(sacral vertebrae) 그리고 비저골(coccygeal segments)등으로 구성되어있다[2]. 척추는 정면에서 보았을 때 일직선상에 정렬되어있으며 좌우 대칭적이다. 추골은 선축골(anterior block of bone), 추골몸체(vertebral body), 관절을 포함한 추골횡돌기(transverse process), 추골극돌기(spinous process)로 이루어져 있으며, 추골몸체는 크게 원통형 피질골(cortical bone)내에 망상조각골(cancellous bone)이 있으며 그 상하측면에는 오목한 종판(end plate)이 있다(그림1). 인대는 일축성 구조로써 인장력에 반응을 하나 압축력에는 대응하지 못하는 성질을 갖는다. 즉, 인장력이 증가함에 따라 외부하중에 대하여 인장저항력을 유지함으로써 척추구조에 있어서 마치 고무밴드와 같은 역할을 한다. 섬유조직이 진행되는 방향을 따라 신장되는 하중에 효과

적이며 인대가 갖는 기능적 역할은 최소한의 근육에너지 소모로 추골간의 적절한 생리적 동작이나 자세를 유지시킨다. 또한 동작범위내의 제한된 동작으로서 척수달 보호하는 역할을 한다(그림2). 추간판(intervertebral disc)은 전체 척추의 해부학적 구조에 있어서 매우 중요한 부분으로써 추간판의 크기는 전체 척추에서 20~33%를 차지하고 있다(그림3).

2. 생체역학적 모델링

척추 혹은 인체의 구조를 모델링 하는 기법을 구분하자면 단순히 영상화(visualization)하는 정적(static) 모델과 그리고 완전한 모델이라 할 수 있는 생체역학적(biomechanical)모델로 구

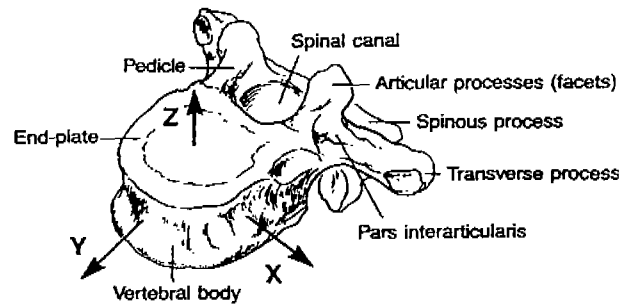


그림 1. 추골의 해부학적 구조 및 명칭
Fig 1. The anatomical structure and name of vertebrae

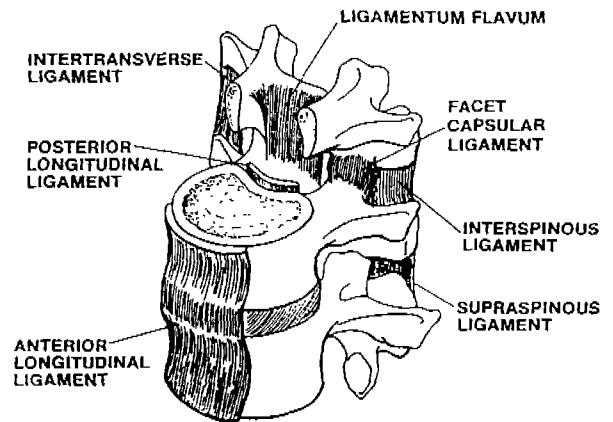


그림 2. 인대의 해부학적 구조 및 명칭
Fig 2. The anatomical structure and name of ligament

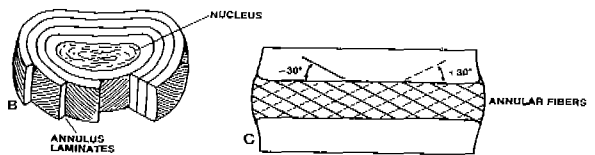


그림 3. 추간판의 해부학적 구조 및 명칭
Fig. 3. The anatomical structure and name of intervertebral disc

분할 수 있는데, 생체역학적 모델은 모델링에 있어서 재료적 특성이 고려된, 축 질량, 밀도, 탄성계수, 모델에 걸리는 힘 등을 고려한 경우를 말하며 실제 구조의 역학적 거동을 나타내는 데 있어서 사실에 가장 근접한 모델이라 할 수 있다. 그러나 모델의 역학적 타당성이 검증되어야 한다는 측면에서 가장 구성하기 어렵다는 문제를 안고있다.

(1) CT 영상으로부터의 2차원 형상추출

척추의 형상 데이터를 CT영상으로부터 추출하기 위하여 영역분할(segmentation) 방법을 사용하였으며 영역분할은 CT의 비트맵 이미지 중 특정한 밝기값 범위를 지정하여 형상을 추출하는 Threshold 방법을 사용하였고, 추출된 형상데이터는 X, Y, Z의 좌표 값으로 변환하여 사용하였다.

(2) CT영상을 이용한 3차원 형상 재구성

유한요소 해석용 모델에 있어서 요소(element)의 연속성은 해석의 필요조건이나 척추의 단면, 형상적 비 선형성과 추출된 형상데이터의 불규칙성, 영역분할방법으로도 나타나지 않는 형상정보 등으로 인하여 3차원 재구성에 많은 어려움과 시간이 소요된다. 따라서 형상데이터의 자유로운 조적이 보다 효율적으로 진행되어지도록 하는 동시에 일괄적인 처리작업을 도울 수 있는 코드를 구현하는 것이 이러한 어려움을 해결하는 과제이다. 척추의 횡단면상의 형상데이터는 수직인 방향으로 일정하게 정렬되어 있는 구조이므로 영역분할에 의해 CT영상에서 추출한 형상데이터를 자유롭게 조정할 수 있는 코드를 개발하였다.

본 연구에서, CT 영상에 의한 형상 모델링은 CT영상으로부터 추출된 단면 형상 데이터를 추정하는 코드를 이용하여 얻는다. 코드의 구성은 영역분할에 의해 추출된 형상데이터의 각 좌표 점들을 하나의 노드점(node point)으로 인식하는 과정과 생성된

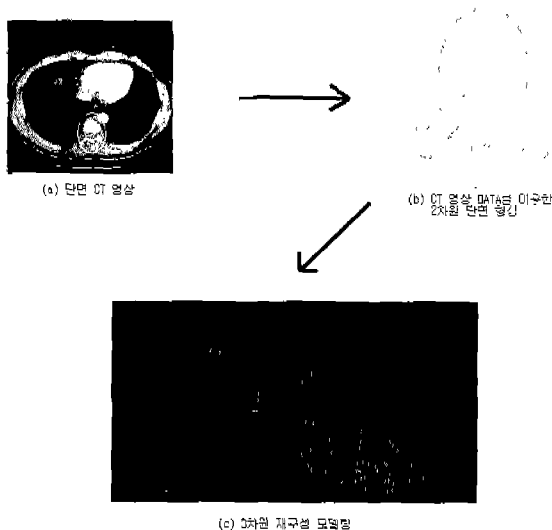


그림 4. CT영상에서의 척추의 영역분할 및 모델링 과정
Fig. 4. The segmentation and modeling process of spine from CT image

각각의 노드를 통하여 2차원 단면형상을 구성하는 과정을 거쳐지며, 각 레벨별 CT영상으로부터 형성된 단면들을 이용하여 3차원 형상으로 재구성하게 된다. 그리고 이러한 일련의 과정들은 구성코드를 통한 자동화로 진행되어진다.

실행결과인 출력파일(output file)은 현재 사용중인 유한요소 전·후처리 소프트웨어인 HyperMesh(Altair Computing, Inc.)와 호환되어져 나타나게 된다.

그림4는 단면 CT영상(a)으로부터 척추의 영역분할에 의해 추출한 형상데이터를 개발한 코드를 이용하여 2차원 단면 형상(b)으로 표현하였으며 다시 3차원 재구성하는 모델링(c)이 진행되는 과정을 나타내고 있다.

그림 5는 추골을 구성하는 각 레벨별 CT영상을, 그림6은 CT영상으로부터 추정된 추골의 각 레벨별 형상데이터를 나타내며 유한요소 전처리(pre-processing)소프트웨어를 이용하여 일괄적인 처리 작업이 진행될 수 있도록 한다. 재료의 생체역학적 성질을 나타내주는 물성치 그리고 구조의 특성을 나타내

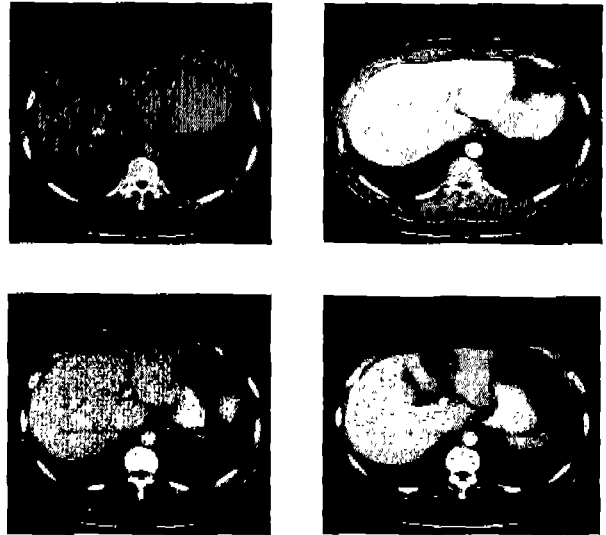


그림 5. 추골을 구성하는 각 레벨별 CT 영상
Fig 5. Each CT image of level for construction of vertebra

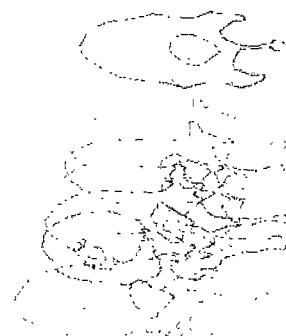


그림 6. CT영상으로부터 추출된 형상 데이터
Fig 6. Extracted shape data from CT image

는 경계조건 등을 부여하여 각각의 경우에 따르는 형상의 모델링을 수행하게 된다.

(3) 형상 변수에 의한 3차원 재구성

형상변수에 의한 척추의 3차원 재구성은 CT영상으로부터 척추의 형상치수를 추출하여 구성하게 된다. 여기서 모델링에 필요한 주요한 형상치수는 6개로서 추골 몸통부분의 폭(A), 길이(B), 높이(C), 만곡깊이(E), 진체높이(H), 전체길이(L)로써 구성된다(그림9)[1]. 좌표계는 그림8에 나타내었으며 Z축은 종판(end plate)의 수직인 방향, Y축은 종판(end plate)에 수평하며 시상면(sagittal) 방향이고, 원점은 추골몸체(vertebral body)의 가운데 지점이고 anterior방향에서 posterior쪽으로 2B/3 지점에 위치한다. 추골 후측은 그림 9에서 정의된 변수를 CT 영상으로부터 측정하여 모델링에 사용하였다.

추골몸체(vertebral body)의 XY평면상의 형상은 kidney-shape 곡선에 의해 구성되며, 그 수식은 Skalli등이 제안한 내용을 적용할 수 있다[1].

형상 변수에 의한 모델링은 CT 영상에 의한 모델링과는 달리 형상치수와 형상 변수로 이루어진 수식의 연산 등이 충분히 고려되어야 한다. 따라서 CT영상만으로 척추의 주요 형상치수들 측정하여 추출, 측정된 치수들을 이용하여 추골몸체(vertebral body)의 형상을 구성하기 위한 수식 연산 등의 일괄적인 처리가 가능하도록 적합한 코드를 개발하여 적용하였다. 그림 7은 CT 영상만을 이용한 모델링과 형상변수를 이용한 모델링의 순서도이다.

(4) 재료의 물성 및 유한요소 해석

유한요소 모델링에 사용한 프로그램은 형상 구성프로그램의 후처리 소프트웨어로서 HyperMesh(Altair Computing, Inc.)를

사용하였고, 해석프로그램은 ABAQUS v5.7(Hibbit, Karlsson & Sorensen, Inc.)[5]을 사용하였다. CT 데이터로부터 얻어진 3차원 좌표데이터를 HyperMesh에서 형상모델로 구성한 후 재료물성, 경계조건, 하중조건을 정의하여 Solver인 ABAQUS input파일 포맷으로 변환시켜 해석한다.

재료의 물성값들은 기존 실험에서 얻어진 척추의 물성값[6]들을 사용하였고 척추의 물리적 특성 중 시간 종속적인 거동인 점탄성 특성을 해석하기 위하여 Prony series가 사용되었으며 이러한 관계의 수학적인 수식은 절대화된 응력 완화 곡선과 creep curve데이터를 이용한,

$$G_R(t) = \frac{G(t)}{G_0} = 1 - \sum_{i=1}^n g_i(1 - e^{-t/\tau_i})$$

으로 표현되며 여기서 $G_R(t)$ 는 normalized relaxation modulus, g_i 는 weighing factor, τ_i 는 relaxation time 상수이고 G_0 는 instantaneous stiffness($t=0$)이다. 각 물성데이터와 relaxation 실험 data는 표2에 나타내었다.

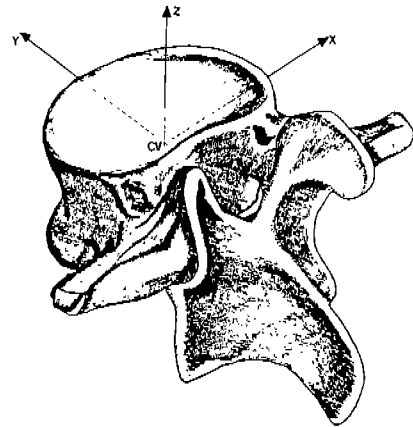


그림 8. 형상치수에 의한 유한요소 모델링의 원점좌표
Fig. 8. The origin coordinate of FEM modeling by shape dimension

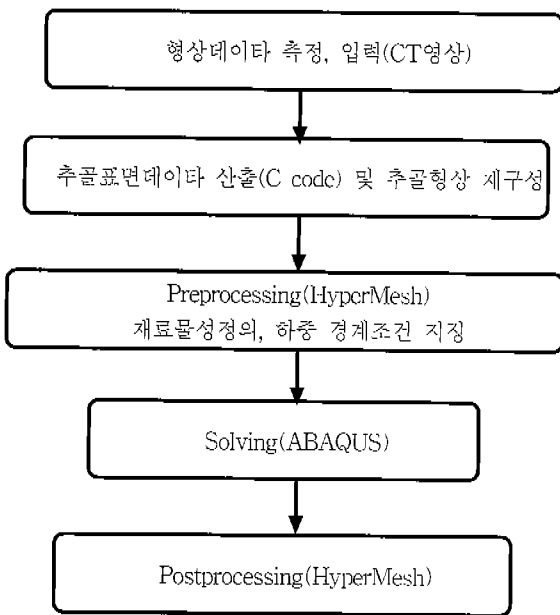


그림 7. 모델링의 흐름도
Fig. 7. The flowchart of modeling

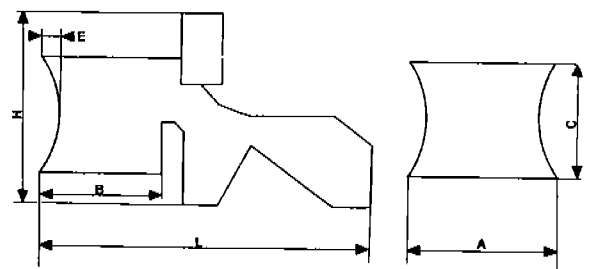


그림 9. 추골몸체의 형상모델링을 위한 매개변수
Fig. 9. The parameters for shape modeling of vertebra body

표 1. 척추인대의 단면적과 길이(6)

Table 1. The area and length of spinal ligament(6)

구분	레벨	인대	단면적(mm ²)	길이
경추	C1-C2	Transverse	18	20
		Alar	22	11
		ALL	53	13
		PLL	16	11
요추		IJF	67	19
		CL	-	-
		ISL	26	
		SSL	23	11

* ALL=anterior longitudinal ligament PLL=Posterior Longitudinal Ligament
 IJF=Ligamentum Flavum, CL=Capsular Ligament
 ISL=Interspinous Ligament, SSL=Supraspinous Ligament

표 2. 점탄성 거동 해석을 위한 재료의 물성 값에 대한 실험 데이터 [4]

Table 2. The experimental data of material property for the viscoelastic behavior analysis[4]

	Shear	bulk	time(s)
	$g_1=0.3991$	$k_1=0.3991$	$\tau_1=0.3991$
Anulus matrix ($E=8.0\text{Mpa}$, $\nu=0.45$)	$g_2=0.0000$	$k_2=0.3991$	$\tau_2=0.3991$
	$g_3=0.3605$	$k_3=0.3991$	$\tau_3=0.3991$
	$g_4=0.1802$	$k_4=0.3991$	$\tau_4=0.3991$
Nucleus pulposus ($E=8.0\text{Mpa}$, $\nu=0.45$)	$g_1=0.3991$	$k_1=0.3991$	$\tau_1=0.3991$
	$g_2=0.3991$	$k_2=0.3991$	$\tau_2=0.3991$
	$g_3=0.3991$	$k_3=0.3991$	$\tau_3=0.3991$
	$g_4=0.3991$	$k_4=0.3991$	$\tau_4=0.3991$

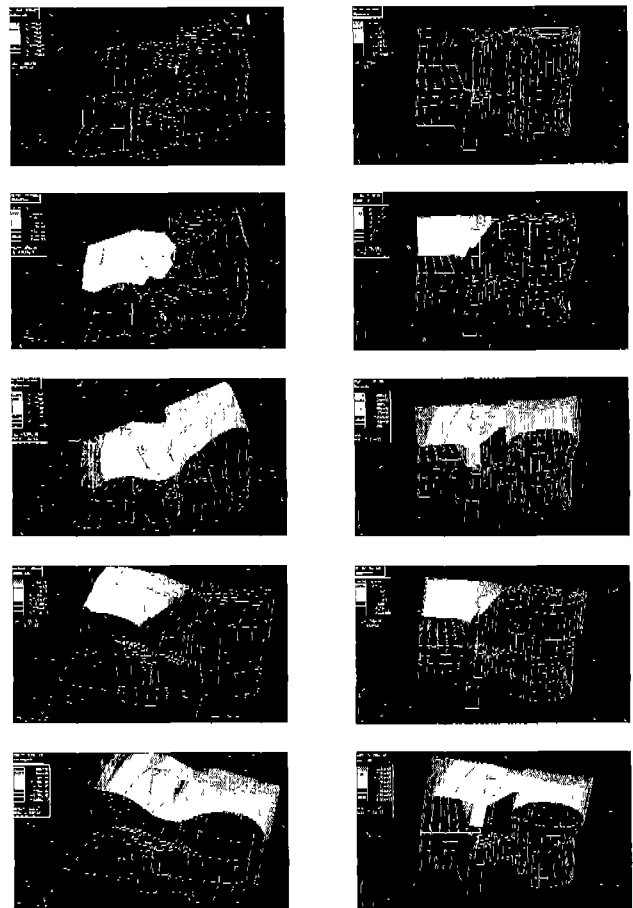
결과 및 토의

2차원 CT영상과 형상변수를 이용하여 지추의 3차원 재구성 모델을 구성하였으며, 모델의 구성은 본 연구에서 제안한 구성 코드를 사용하였다. 따라서 유한요소해석에 적합한 3차원 모델의 형상재구성에 소요되는 시간을 상당량 단축할 수 있었다.

그림10은 상기 CT영상과 형상변수를 이용하여 생성된 모델이며 그림11은 신전, 굴전, 측면굽힘에 대한 변형형상을 나타내고 있다. 일반적으로 CT영상의 간격은 3차원재구성에 큰 영향을 주며 대부분의 연구용 CT데이터 간격은 주로 1~2mm사이의 영상은 사용하여 재구성 하지만, 본 연구에 사용된 CT영상의 간격은 7mm로써 영상의 생밀도면에서는 다소 차이가 있었으나 생체역학적 척추의 기능을 이해하는 유한요소해석용 모델



그림 10. CT영상 및 매개변수에 의한 3차원 형상의 재구성
Fig. 10. The 3-D reconstruction from CT image and parameters



(a) CT 영상에 의한 모델링

(b) 매개변수에 의한 모델링

그림 11. 신전, 굴전, 측면굽힘에 대한 변형형상

Fig. 11. The deformation shape of extension, flexion and lateral bending

링이란 점과 실제 짧은 시간 내에 환자의 상태를 파악할 수 있는 환자데이터의 적용이라는 측면에서 큰 유용성이 있다.

결론

인체에서의 생체역학적 척추의 기능을 해석할 수 있는 컴퓨터 시뮬레이션은 임상에서 척추의 여러 가지 이상으로 발생하

표 3. 척추의 재료물성 값 및 유한요소해석에 사용된 요소 형태(3)
 Table 3. The material property of spine and element type in FEM(3)

Part	Element type	Elastic modulus(MPa)	Poisson ratio
Cortical bone	3-D 8-node elastic solid	12000	0.30
Cancellous bone		100	0.20
Inferior process		3500	0.25
Superior process		7000	0.25
End plate		24	0.40
Annulus Fibers		3D-2node cable	175(<15%) 450(>15%)
Nucleus Pulposus	3-D 8-node elastic solid	0.1326	0.4999
Ligaments			
Anterior Longitudinal	3D-2node cable	7.80(<12%)20.0(>12%)	0.30
Posterior Longitudinal		10.0(<11%)20.0(>11%)	
Transverse Ligament		10.0(<18%)58.7(>18%)	
Ligamentum Flavum		15.0(<6.2%)19.5(>6.2%)	
Interspinous		10.0(<14%)11.6(>14%)	
Supraspinous		8.00(<20%)15.0(>20%)	
Capsular		7.5(<25%)32.9(>25%)	

는 질병의 발생원인과 기전을 이해하고 치료를 위한 수술계획을 입안하고, 수술후의 기대효과 등을 예측 가능케 하는 유용한 수단으로 기대되고 있다.

척추의 형상은 사람에 따라서 차이가 있으며, 이에 따른 컴퓨터 해석을 위한 모델링에 많은 시간과 비용이 소요된다. 이에 본 연구에서는 기존의 CT 단면영상을 이용하여 3차원 구조를 모델링 해 온 방법과 최근 제시된 파라미터를 이용한 기하학적 모델링 기법을 변형 발전시켜 이의 비교연구를 통한 효율성을 조사하고, 향후 모델링 기법을 보완하여 좀더 실제 척추형상에 가까우며 모델링 형성에 소요되는 시간을 절감할 수 있는 알고리즘을 개발하여 그 유효성을 검증 할 수 있는 컴퓨터 해석 기법의 하나인 유한요소 해석 모델을 구현하고자 한다.

앞으로 연구보완 되어야 할 과제로서, 컴퓨터 시뮬레이션에 의한 척추의 생체역학적 거동해석에 있어서 실제 척추형상에 근사한 형상 모델링은 해석의 유효성에 있어서 중요한 문제로서 척추의 CT데이터가 가지고 있는 형상의 정확성과 파라미터 기법이 가지고 있는 모델링의 편의성을 조합하여 상용화된 여러 Solver에 적용될 수 있도록 신처리 과정을 일괄처리 할 수 있는 코드로 정확한 모델링 템플릿을 개발하여 처리속도와 개발비용을 줄여야 하며, 실제 임상에서 적용되는 척추고정술의 방법과 형태들을 분류, 정리하고, 척추고정에 사용되는 고정기구 예를 들어 screw와 plate의 형상, 위치에 대한 매개변수들을 정의하여 모델링 템플릿에 추가함으로써 수술 및 고정술 등이 시행된 척추의 생체역학적 거동해석에 필요한 템플릿을 개발하여야 한다. 척추는 점탄성 구조이며, 불성투성을 결정짓는 실험에 있어서 가해지는 하중비율에 대한 정보가 포함되어야 하며 이러한 실험결과와 컴퓨터 시뮬레이션에 의한 결과값을 비교하여 그 타당성을 검증하여야 한다. 또한 유한요소해석법을 이용한 척추의 해석에 있어서 해석모델의 유효성을 검증하는 것은 중요한 문제로서 척추를 지지하는 인대와 근육들을 고려한 비선형 점탄성 모델을 이용한 해석이 추가적으로 이루어져

야 할 것이다.

참 고 문 헌

1. F. Lavaste, W. Skalli, et al., "Three-Dimensional Geometrical and Mechanical Modelling of the Lumbar Spine", J. Biomechanics, Vol. 25, No. 10, pp. 1153-1164, 1992
2. V. K. Goel, J. N. Weinstein, "Biomechanics of the Spine: Clinical and Surgical Perspective", Florida, CRC Press Inc., pp. 8-12, 1990
3. V. K. Goel, Y. E. Kim, T. H. Lim and J. N. Weinstein, "Analytical investigation of the mechanics of spinal instrumentation", Spine, Vol. 13, pp. 1003-1011, 1988
4. J. L. Wang, M. Parnianpour, A. Shirazi Adl, et al., "Development and validation of viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment", Theoretical and Applied Fracture Mechanics, Vol. 28, pp. 81-93, 1997
5. Hibbit, Karlsson, Sorensen, ABAQUS User's Manual version 5.7, 1997
6. N. Maurel, F. Lavaste and W. Skalli, "A three-dimensional parameterized finite element model of the lower cervical spine. study of the influence of the posterior articular facets", J. Biomechanics, Vol. 30, No. 9, pp. 921-931, 1997
7. K. B. Heithoff and R. J. Herzog, The Adult Spine, Raven Press, chapter Computed tomography(CT) and enhanced CT of the spine. 1991
8. D. L. Logan, A first course in the finite element method, Boston, PWS Publishing Co., pp.1-2, 1993