

## 인체 경추부의 유한요소 모델링

\*최형연,\*\*엄홍원,\*\*이태희,\*\*\*강승백,\*\*\*\*황민철  
\*홍익대학교 기계공학과, \*\*홍익대학교 대학원  
\*\*\*서울대 보라매 병원, \*\*\*\*표준과학연구소

### Finite element modeling of human cervical spine

H.Y. Choi, H.W. Eom, T.H. Lee, S.B. Kang, M.C. Hwang

Department of Mechanical Engineering, Hong-Ik University.

#### ABSTRACT

Human cervical spine has to protect the neural components and vascular structures. Also, it must have the flexibility afforded by an extensive range of motion to integrate the head with the body and environment. Because of these two-sided features, human cervical spine has very complicated shapes and their injury mechanisms are not fully understood yet. We have developed analytical model of human CS by using the finite element method. The model has been verified with *in vivo* and *in vitro* experimental results. From the qualitative analysis of simulation results, we were able to explain some of the fundamental mechanisms of neck pain. Further more, this FE model of human CS can be used as an analytical tool for biomechanical design of the clinical device and safety restraints.

#### 서론

경추부는 머리와 몸통 사이에 위치하여 두가지 중요한 해부학적 기능을 한다. 경추는 두부의 굽힘, 신전 그리고 회전과 같은 운동을 자유로이 할 수 있도록 하며 머리와 그에 부착된 신체 기관을 연결해 주는 척수(spinal cord) 또한 보호한다. 경추부의 운동영역(range of motion) 폭은 흉부척추(thoracic spine)나 요추의 그것에 비하여 월등히 넓어 인체 두부의 활동이 상체(torso)보다도 훨씬 자유로운 편이다. 반면에 이러한 경추부의 유연성으로 인하여 척추 마디간에 자리하고 있는 인대 등의 연질 조직(soft tissue)이 과도하게 변형하게 되기도 하며 이로 인하여 인체의 다른 부위에 연쇄적으로 통증을 느끼게 된다. 예를 들면 자동차의 저속 후면충돌시 승객 두부의 급작스러운 전후방 굽힘거동으로 인하여 경추가 정상적인 운동영역을 넘어선 변형을 하게 되며 이로 인하여 경추부의 연질 조직이 손상을 입게 된다. 이것을 소위 편타성 상해(whiplash injury)라고 불리우며 경추부 상해 중에 많은 부분을 차지한다. 편타성 상해는 골절 등을 동반하지는 않아 경미한 상해 처럼 여겨지나 고통이 오랜 기간동안 지속되며 두통, 어깨 결림 등과 같은 후유증을 유발할 수도 있다. 이밖에도 골절 등을 동반하는 중상의 경추부 상해는 쉽게 사망으로 이르게 한다.

일반적으로 경추부에 경미한 상해를 일으키는 원인은 임상학적으로 명확히 규명해내기는 어렵기 때문에 지금까지 많은 연구진들이 실험적 또는 해석적으로 많은 연구를 수행하고 있다. 특히 국외에서는 수학적 모델과 유한요소모델 등을 통한 시뮬레이션 기법을 이용하여 경추부의 상해 기구를 규명하려는 시도가 있어 왔는데 이처럼 수학적 모델과 유한요소모델을 사용할 경우, 영역과 방법이 한정된 임상학적인 실험방법에 비하여 다양한 하중 및 상해 조건 등을 변수로 모의 실험을 수행할 수 있다는 장점이 있다.

De Jager[1]는 다물체 동력학 해석모델을 개발하였다. 하지만 이들은 형태가 복잡한 경추골을 타원체로만 표현하는 한계를 가지고 있으며, 추간판의 거동을 이해하는데 미흡한 점이 있다. Haug[3]의 유한요소모델은 경추부의 굽힘과 신전 운동은 잘 보여주고 있으나 이 모델 역시 추간판의 변형과 facet surface사이의 접촉을 이해하는데 어려움이 있다. Yoganandan[8]의 유한요소모델은 위에 기술한 해석 모델들에 비해 세부적으로 경추부를 모델링하였으나, 동력학적인 거동에 대해서는 해석결과와 실험성이 떨어진다.

본 연구에서는 두경추부의 해부학적 요소인 머리, 복잡한 형상의 경추골, 추간판 그리고 인대 및 근육과 같은 결합조직 등을 다물체 동력학 해석과 유한요소해석 기법을 사용하여 보다 실제 거동에 근접한 모델을 개발하고자 시도하였다.

경추골은 7개의 마디로 구성되어 있으며 그중 C3 ~ C7의 형상은 대체적으로 유사하지만 C1과 C2는 독특한 형상(Fig. 1참조)을 띠고 있으며, 따라서 형상을 대표하는 이름으로 C1을 atlas, C2는 axis로 명명하기도 한다. 경추부의 굽힘과 펴짐 운동의 47%가 후두부와 C1사이에서 일어나며, 경추부의 회전 운동의 50%정도가 C1과 C2의 사이에서 발생한다. 본 연구에서는 Viewpoint Datalab™사에서 제공하는 50% male의 경추골 3차원 CAD 자료를 바탕으로 머리와 경추골을 여러개의 연결된(articulated) 강체로써 모델링하였다. 두경추골을 변형체가 아닌 강체로써 표현한 이유는 본 연구가 경추골절과 같은 bony injury보다는 연질 조직 상

해(soft tissue injury)에 국한되기 때문이다.

경추부의 추간판은 C1과 C2사이를 제외한 인접한 경추골 사이에 있기 때문에 모두 6개이다. 추간판(disc)은 수질핵(nucleus pulposus)과 섬유고리(annulus fibrosus), 그리고 연골성 종판(cartilaginous end-plate)으로 구성되어 있다. 수질핵은 70 ~ 90%가 수분으로 구성되어 있으며, 추간판 단면의 약 40 ~ 60%의 면적을 차지하고 있다. 섬유고리는 수질핵의 가장자리에서 추간판의 바깥쪽 가장자리까지 섬유가 수평면에서 30° 방향을 이루는 여러 장의 적층구조를 지니며 따라서 이방성이다. 섬유고리의 안쪽은 연골성 종판에 붙어 있고, 바깥쪽은 경추골에 직접 연결되어 있다. 추간판은 압축력을 지탱하는데 큰 역할을 하여 측면보다는 앞 혹은 뒷면에서 그리고 수질핵보다는 섬유고리에서 그 변형저항이 크다. 본 연구에서는 이렇듯 복잡한 형상의 추간판들을 유한요소들로서 모델링하여 그 변형거동을 모사하였다.

두경추부 결합 조직의 하나인 인대(ligament)는 척수를 보호하기 위해 과도한 경추부 운동을 막고, 생리학적으로 제한되는 범위안에서의 척추 운동을 허용하고 있다. 인대는 인접한 두 경추골에 연결되어 있으며, 또한 몇몇 경추골에도 확장 연결되어 있기도 하다. 인대는 축방향으로의 인장력에는 강하나 압축력을 지지하지는 못한다. 인대는 점성 및 이방성의 생체역학적 특성을 지니고 있으며 이러한 생체역학적 특성 때문에 인대에 대한 수치모델에는 인장력만을 지지하는 membrane 쉘 요소와 비선형 1차원 보 요소를 이용하였다.

경추부 근육(muscle)은 척추의 운동을 일으키는 주요한 힘의 근원이다. 좌우 근육이 함께 수축되면 머리와 목은 굽힘과 펴짐 운동을 하고 한쪽만 수축되면 축회전 운동을 하거나 측면 굽힘 운동을 한다. 근육은 인대와 같이 인장력만을 지지하며 신경계로부터 자극을 받아 수축운동을 하여 힘을 발생시킨다. 본 연구에서는 이러한 경추부 근육을 탄성 스프링과 비선형 1차원 보 요소들로서 표현하였다.

지금까지 서술한 바와 같이 본 논문에서는 강체의 두, 경추골과 비선형 및 이방성을 묘사하는 인대, 근육으로 두경추부의 해석 모델을 개발하였다. 이를 위하여 사용된 해석 프로그램은 ESI사의 충돌 전용 유한요소해석 코드인 Pam-Crash™와 TNO사의 MADYMO™이다. 이렇게 개발된 두경추부 해석모델은 사체로부터 추출된 경추부의 *in-vivo* 실험 결과 및 자원자들을 통한 실제 충돌실험 결과와 비교, 분석하여 검증하였다. 앞으로 본 해석모델을 이용하여 여러 가지 종류의 경추부 상해기구를 규명할 것이며 또한 자동차 시트의 머리 받침대, 충돌사고시의 승객 보호용 에어백 그리고 의료 보조기 등의 설계해석에 유용하게 이용될 수 있을 것이다.

#### 경추부의 형상 모델링

Viewpoint 사의 경추부 모델은 점과 선들로 이

루어진 형상 모델이며 유한요소 전처리 프로그램인 Hyper Mesh™를 이용하여 곡면과 요소들을 완성하였다. 각 경추골 분절들과 두부는 20909개의 강체 셀요소로서 모델링하였다. 두부는 ESI사의 유한요소 HybridIII모델에서 인용하였다. Table 1은 경추골 각 분절의 무게 및 형상중심을 보여주고 있다. 형상중심(geometry center)은 경추골분절 몸통(body)의 시상면이 윗몸통의 가장자리 및 아래몸통의 가장자리를 연결된 면과 만나는 점을 의미하고 있다.[1,2,3,6,7]

#### 경추부 인대 및 근육 모델링

LF(ligament flavum), CL(capsular ligament), ISL(interspinous ligament), TL(transverse ligament)등과 같은 인대(ligament)들의 변형거동을 모델링하기 위하여 비선형 스프링요소를 사용하였으며, ALL(anterior longitudinal ligament), PLL(posterior longitudinal ligament)는 방향성을 가지는 막(membrane)요소로서 구현하였다. 이들 인대들의 변형거동 모델에는 White 등이 실험 [1,2,3]을 통하여 측정된 파단하중-변형 자료를 근거로 하여 근사화하였다.[2] 인장하중을 받는 인대는 그 변형이 크게 세가지 형태로 나뉘어 지며 Fig. 2에서 이를 보여주고 있다.

경추부에 관계하고 있는 근육들은 약 46개이나 본 연구에서는 작용하는 하중의 크기가 상대적으로 큰 26개의 근육들만을 모델링하였다. 이들 근육들은 단순히 하중만을 전달하는 1차원 보 요소로서 구현하였다. 본 연구에서는 이들 근육의 변형거동을 모델링하기 위하여 DeJager 등[1]이 발표한 근육 부위의 하중-변위 특성을 인용하였다. [6,7]

#### 경추부 추간판(disc) 모델링

추간판들은 상하의 연골(cartilage)들 및 그 사이에 위치한 수질핵(nucleus pulposus)과 섬유고리(annulus fibrosus)로 구성된다. 육면체와 삼각기둥 요소들로 구현된 수질핵은 액체로 채워져 있는 고무뽕선과 같은 거동을 하며 이를 모델링하기 위하여 포아송비가 0.4정도인 비선형 고무재료모델을 사용하였다. 또한 섬유고리는 육면체와 삼각기둥의 등방성요소로서 표현하였으며 연골의 모델링에는 고 압축성 폼재료를 사용하였다. 이처럼 추간판의 상하에 위치한 연골들은 각각에 인접한 경추 분절에 구속되도록 모델링하였다.

본 연구에서 개발된 추간판 모델의 일반적인 압축하중-변위곡선은 Fig. 3에서 보여주고 있으며 white 등[1,2]이 제시한 추간판의 압축강성, 500N/mm과 유사함을 볼수 있다.[6,7]

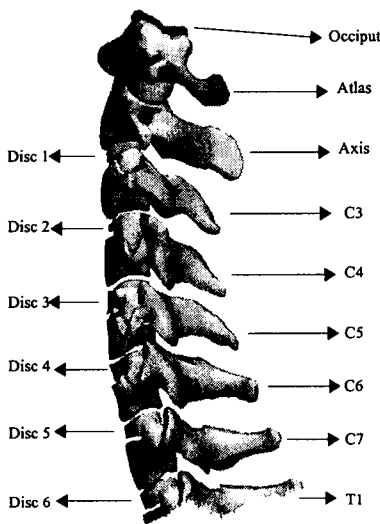
#### 경추분절의 운동영역에 대한 검증해석

경추부의 운동모드는 굽힘, 신전, 회전, 그리고 측면 굽힘으로 나누어지고, *in-vivo* 실험을 통한 이들 각각의 운동영역(range of motion)이 여러 문헌을 통하여 보고되고 있다. 본 연구에서는 위에서 언급된 여러 형태의 운동 모드를 개발된 모델을 이용하여 해석하였으며, 그 해석 결과를 실험결과와 각각 비교, 검증하였다.

Fig. 4는 경추분절에 가해지는 하중조건들을 보여 주고 있다. 굽힘과 회전 운동을 유도하는 모멘트의 크기를 1.5Nm로 하였으며 변형이 충분히 수렴할 때까지 계산을 지속하였다. Table 2~4은 경추분절의 각각의 운동영역을 실험을 통하여 측정된 결과들[2,4,5]이고, Table 5은 유한요소모델의 각 분절에 대한 운동영역 해석결과를 보여주고 있다. Fig. 5~7은 경추부의 굴곡과 신전, 측회전 그리고 측면 굽힘 운동영역을 여러 실험결과와 비교하여 보여주고 있다.

참고문헌

1. Marko de Jager. "Mathematical Head-Neck Modes for Acceleration Impacts." Ph.D. thesis, University of Technology, 1996.
2. Augustus A. White III, Manohar M. Panjabi. "Clinical Biomechanics of the Spine." J. B. Lippincott company. 2nd edition.
3. S. Nitsche, E. Haug, L. T. Kisielewicz, "Validation of a Finite Element Model of the Human Neck."
4. Panjabi, M., Dvorak. J. et al, "Three-Dimensional Movements of the Upper Cervical Spine" Spine, 13:726-730, 1988.
5. Panjabi. M., Lydon. C. et al, "On the Understanding of Clinical Instability." Spine, 19:2642-2650, 1994.
6. Cynthia C. Norkin, Pamela K. Levangie, "Joint Structure and Function" F. A. Davis, 2nd Edition, 126-149
7. Carmine D. Clemente, "Grays Anatomy" LEA & FEBIGER, Thirtieth American Edition
8. Yoganandan. N. et al, "Spine Update Finite Element Applications in Human Cervical Spine Modeling." Spine, 21:1824-1834, 1996



Cervical spine vertebrae (exploded view)  
Fig. 1 The FE model of cervical spine

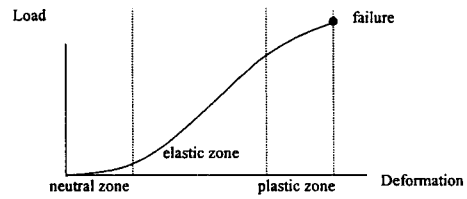


Fig. 2 Typical tensile load-deformation curve of the ligament

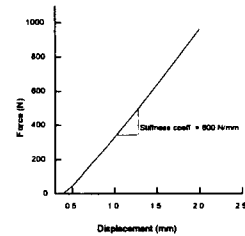


Fig. 3 Compressive force vs. displacement curve of disc 4

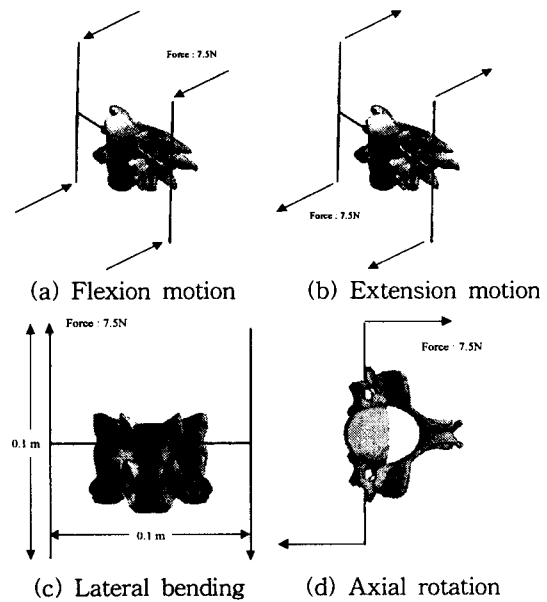
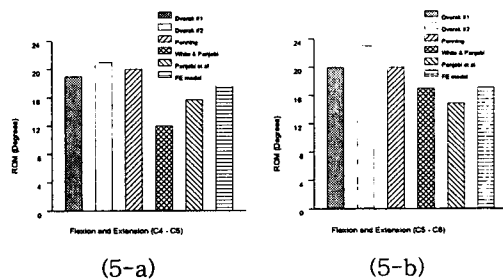


Fig. 4 순수모멘트를 주기 위한 하중조건 (a,b,c,d)



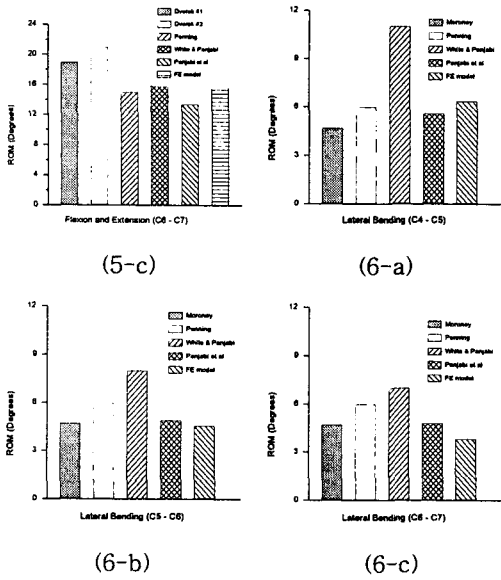


Fig. 5 Flexion and extension motion [2,5] Fig. 6 Lateral bending motion [2,5]

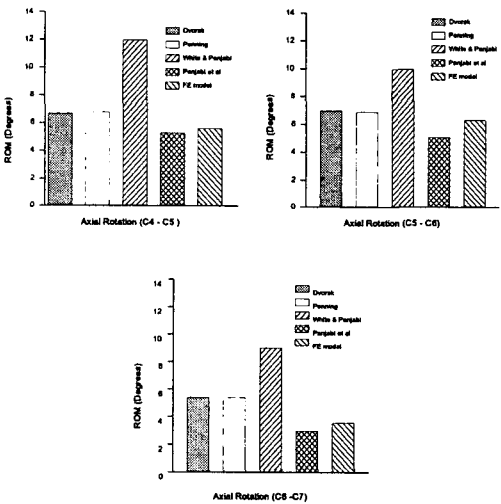


Fig. 7 Axial rotation motion [2,5]

Table 1. 경추골 분절의 무게와 형상중심

	Coordinate		Mass(kg)
	X-direction	Z-direction	
Head	0.0032	0.7096	4.69
C1 (Atlas)	-0.0194	0.6423	0.22
C2 (Axis)	-0.0181	0.6238	0.25
C3	-0.0176	0.6056	0.24
C4	-0.0186	0.5856	0.23
C5	-0.0186	0.5619	0.23
C6	-0.0226	0.5429	0.24
C7	-0.0296	0.5229	0.22
T1	-0.0326	0.4998	

Table 2. Lower cervical spine ROM (Flexion/Extension) [2,5]

	Dvorak (88)	Dvorak (88)	penning (78)	W & P	Panjabi (94)
	In Vivo/active	In Vivo/passive	In Vivo/active		
	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)
C4-C5	19.0	21.0	20.0	12.0	15.7
C5-C6	20.0	23.0	20.0	17.0	14.9
C6-C7	19.0	21.0	15.0	16.0	13.4

Table 3. Lower cervical spine ROM (Lateral bending) [2,5]

	Moroney (88)	Penning (78)	W & P	Panjabi (94)
	In Vivo/FSU	In Vivo/active		
	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)
C4-C5	4.7	6.0	11.0	5.6
C5-C6	4.7	6.0	8.0	4.9
C6-C7	4.7	6.0	7.0	4.8

Table 4. Lower cervical spine ROM (Axial rotation) [2,5]

	Dvorak	Penning	W & P (78)	Panjabi (94)
	In Vivo/passive	In Vivo/active		
	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)
C4-C5	6.7	6.8	12.0	5.3
C5-C6	7.0	6.9	10.0	5.1
C6-C7	5.4	5.4	9.0	3.1

Table 5. 각 분절의 운동 영역에 대한 유한 요소 해석 결과

	Combined flexion/extension	lateral bending	axial rotation
	ROM (degree)	ROM (degree)	ROM (degree)
C4-C5	19.55	6.35	5.61
C5-C6	17.14	4.56	6.33
C6-C7	15.95	3.82	3.59