

〈 논문 〉

# 목상해 분석을 위한 상세 유한요소 목모델 개발 - 저속후방 오프셋 충돌에 따른 분석 -

조 휘 창<sup>†</sup> · 김 영 은\*

(2005년 1월 27일 접수, 2005년 4월 14일 심사완료)

## Development of a Finite Element Human Neck Model for Neck Injury Analysis - Application to Low Speed Rear-End Offset Impacts -

Jo Hui Chang and Kim Young Eun

**Key Words :** Finite Element Model(유한요소모델), Cervical Spine(경추), Neck Model(목모델), Rear End Impact(후면충돌), Offset and Oblique Impacts(오프셋, 경사충돌)

### Abstract

Compared to previous in-vitro test, FE model showed reliable motion patterns. A finite element model of a 50th percentile male neck was developed to study the mechanics of whiplash injury while the rear impacts. The model was consisted of the whole cervical vertebrae including part of occipital, intervertebral discs, which were modeled using linear viscoelastic materials and posterior elements. The sliding interfaces were defined to simulate contact phenomena in facet joints and in odontoid process. All ligaments and atlanto-occipital membrane were modeled as nonlinear bar elements. Only muscle elements were not considered. Motion of each cervical vertebra was obtained from the dynamic simulation with a MADYMO model for 15 km/h 40% rear end offset impacts. Soft tissue neck injury(STNI) was investigated with a developed FE model. In FE model analysis, the high stress was appeared at C3/C4 disc in offset impact. Further research is still needed in order to improve the developed neck FE model for many different crash patterns.

### 1. 서 론

국내 차량충돌사고의 발생건수는 2000년 기준으로 29만여 건으로 이에 관련한 지출 보험료는 1조 2000억 원에 해당된다. 이중 25%인 3200억 원 정도가 목부 상해로 인한 의료비 보험금으로 지급되고 있다.<sup>(1)</sup> 이와 같은 목부 상해 치료를 위한 비용 이외에도 치료기간동안의 손실비용을 고려한다면 사회적 비용은 더욱 증가되고 있다. 그러나 이런 막대한 손실에도 불구하고 목상해 발생에 대한 명확한 규명에는 아직까지도 많은 어려움이 남아있다.

이에 대한 규명을 위해 지금까지는 사체를 이용한 in-vitro 실험이나 더미를 이용한 실험이 많이

이루어져 왔다. 최근 들어 지원자를 대상으로 한 in-vivo 실험이 수행되기도 하였지만 상해에 대한 우려로 극히 제한된 조건에서만 시행되고 있다. 이와 같은 실험방법은 비용문제와 아울러 실험상의 제약으로 인하여 매우 제한된 정보만을 취득할 수 있었다.

최근 들어 보험업계를 중심으로 보험금 지출을 줄이기 위해 목부 상해에서 빈번히 발생하는 연부조직상해(STNI, soft tissue neck injury)에 대한 관심이 증대되고 있다. 이에 따라 추돌 시 경추의 상해 메커니즘과 연부조직의 상해 한계 등에 대한 분석을 위해 기존의 실험의 한계성을 극복할 수 있는 정밀한 수학적 인체모델 개발의 필요성이 대두되고 있다.

인체를 모델링 할 수 있는 여러 가지 수학적 방법 가운데에서도 STNI에 대한 가장 효과적인 모델링방법으로 유한요소모델<sup>(2,3)</sup>을 이용한 해석방법이 가장 일반적으로 사용되고 있다.

그동안 경추에 대한 유한요소모델은 여러 연구자들에 의해 개발이 시도되었으며, 동적응답특성 해석을 위해 경추체를 강체로 추간판은 조인트 요

<sup>†</sup> 책임저자, 회원, 서울대학교 자동차과, 단국대학교 대학원

E-mail : johui@seoil.ac.kr

TEL : (02)490-7421 FAX : (02)490-7417

\* 회원, 단국대학교 기계공학과

소로 모델링<sup>(4)</sup> 되었다. 이외에도 추체를 피질골과 해면골의 구분 없이 solid 요소로 모델링하고 추간판 역시 점탄성 물성치를 부여한 단순 solid 요소로 구성시킨 좀 더 세분화된 모델<sup>(5)</sup>이 개발되었다.

경추의 모든 요소를 고려한 상세 유한요소 모델로는 루시카 조인트를 포함한 C5-C6 운동 분절의 경추모델<sup>(6)</sup>과 역시 루시카 조인트를 포함한 C4-C6에 대한 상세 모델<sup>(7,8)</sup> 등을 들 수 있다.

이와 같은 상세모델은 경추전체에 대한 것이 아니라 일부 운동 분절에 국한되어 개발되었다. 그러나 후방 추돌 시 발생하는 편타성 상해에 의한 STNI를 분석하기 위해서는 경추 전체에 대한 상세 모델개발이 요구되고 있다.

따라서 본 논문에서는 두개골의 일부와 각종 연부조직을 모두 포함시킨 전체 경추에 대한 상세 모델을 개발토록 하였다. 아울러 이를 이용하여 저속후방 오프셋 충돌 시 경추 각 요소에서 발생하는 반력을 분석토록 하였다.

## 2. 모델링

### 2.1 추체모델

경추에 대한 유한요소 상세모델의 전체적인 형상은 기존 더미 실험등과의 비교를 위해 50% 서양인 성인남자의 목형상을 기본으로 각 경추골을 상세하게 모델링 하였다.

7 개의 추골로 구성된 경추중에서 C3~C7에 위치한 추골은 각기 크기에서는 차이를 보이고 있으나 형태는 매우 유사한 모습을 가지고 있다. 각 경추골은 갈고리 돌기(uncinate process)형상까지를 고려한 추체(vertebral body)와 후방요소(posterior element)를 8 절점의 직육면체 요소를 사용하여 모델링 하였으며 추체의 위아래에 위치한 종판(end plate)에도 마찬가지로 8 절점의 직육면체 요소를 사용하였다.

Fig. 1 과 Table 1 에서는 1mm 간격으로 촬영된 CT 이미지를 이용하여 모델링된 각 경추골의 모양 및 크기를 각기 보여주고 있다.

Table 1 Size of the each cervical vertebra(mm)

vertebra	a	b	c	d	e	f
c1	41.9	64	19.3	-	-	-
c2	43	50	37.7	-	-	-
c3	40.6	46.2	16	14	14.3	23
c4	42.5	46.2	17.9	10	14.4	23
c5	44.3	44.1	19.7	11	14.6	26.1
c6	52	47.4	17.4	9.7	14.8	26.2
c7	55.8	46.9	19.5	12.5	15.5	26.8

첫 번째 경추골(C1)과 두 번째 경추골(C2)은 아래에 위치한 경추골에 비해 특이한 형상을 지니고 있기 때문에 별도 모델링을 하여 C3~C7 경추골 모델과 조합하는 방식을 취했으며, Fig. 2 에서 보

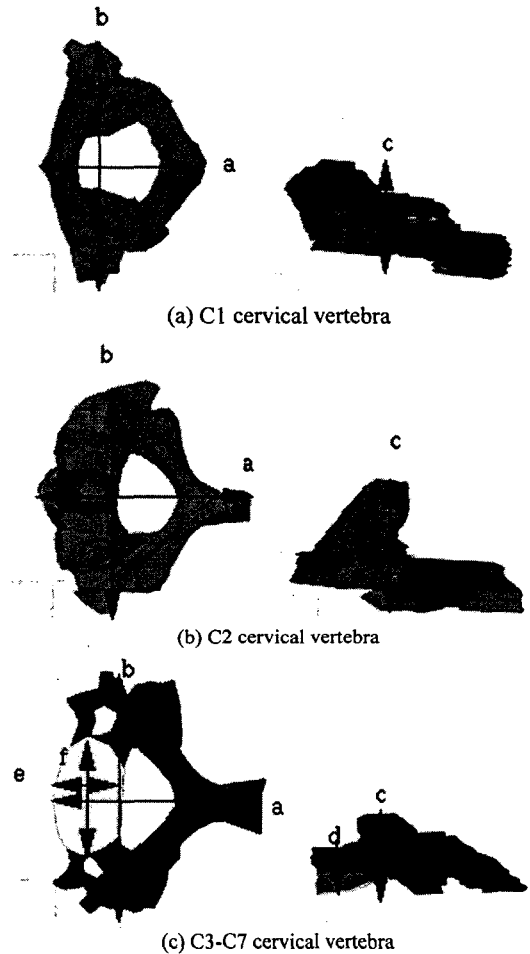


Fig. 1 Constructed cervical vertebra models

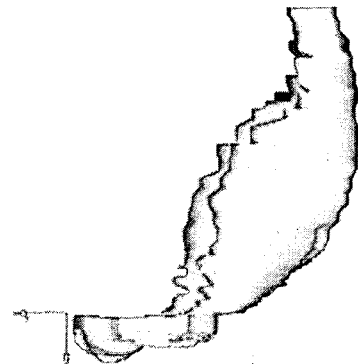


Fig. 2 FE model for the part of occipital

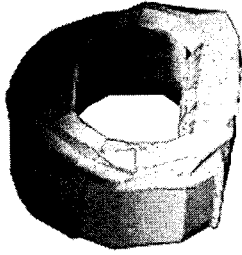


Fig. 3 Annulus in the intervertebral disc

여주고 있는 후두골(C0, occipital)의 일부도 함께 모델링 하였다.

추체의 피질골(cortical bone), 해면골(cancellous bone) 부분 및 후방요소(posterior element)는 서로 다른 물성치를 적용하였으며 특히 후방요소는 위치에 따라 불균일한 물성치를 보이고 있기 때문에 후방요소 전체가 균일한 물성치를 갖는 것으로 단순화 시켰다.

2.2 추간판(intervertebral disc)

추간판의 섬유륜(annulus fibrosis) 모델링에서 추간판만이 가지고 있는 섬유(fiber)의 모델링은 추간판의 섬유륜에 존재하는 각 섬유(fiber)들의 특성을 고려키 위해 복합재(composite material) 요소를 채택하였다. 섬유륜은 4 겹의 층으로 나누어 각각의 층별로 섬유각도를 40 도, -40 도, 40 도, -40 도로 각도를 주었다.

추간판 중앙에 위치한 수핵(nucleus pulposus)의 모델링은 수핵의 경계를 짓는 상부중판(endplate)과 하부중판, 측면 섬유륜 부위를 경계면으로 정의하고 유체요소(F3D4 element)로 모델링 하였다. 각 추간판의 전측면 양쪽 부위에서 각 추체와 추간판 사이에 존재하는 luschka's joint (fissure)는 gap 요소를 이용하여 정의 하였다. Fig. 3은 개발된 추간판 모델의 섬유륜에 대한 형상을 보여주고 있다.

2.3 인대(ligaments)

후두골과 제 1 경추(환추골) 부위에 인대들은 그 종류 및 형태가 다양할 뿐만 아니라 복잡한 구조를 가지고 있다. 모델에서는 후두골과 제 1 경추 사이의 환추후두관절낭(capsule of atlanto-occipital joint)부위에 위치한 제 1 경추(atlas, 환추)의 전후궁과 대후두공의 전후면을 각각 결합시키는 앞환추후두막(anterior atlanto-occipital membrane)과 뒤환추후두막(posterior atlanto-occipital membrane)이 tension-only truss 요소를 이용하여 모델링 되었다.

또한 치아돌기(dens)의 배측에서 환축의 좌우 외측과 내측면에 긴장하고 있는 넓은 인대인 환추가로(횡)인대(transverse ligament of atlas), 중앙에서 상하로 종속되고 후두골(occipital)과 제 2 경추(축추골, axis)의 후면으로 이어지는 환추십자인대(cruciform ligament)도 모델에 반영 되었다.

그 이외에 제 2 경추의 후면사이에 있는 덮개막

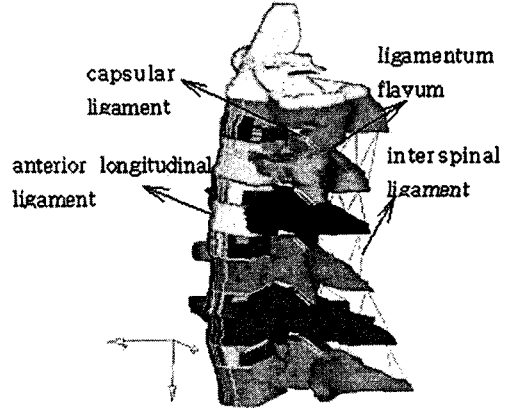


Fig. 4 Ligaments at C0-C1-C2

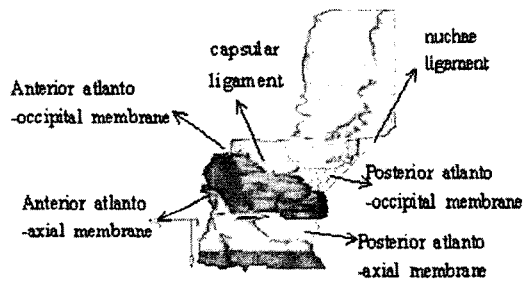


Fig. 5 Ligaments at C2-C7

(tectorial membrane), 짧고 치아돌기의 첨단과 좌우 후두와 내측사이에 있는 날개인대(alar ligament), 치아끝인대(apical ligament of dense), 그리고 목덜미인대(nuchae ligament)들이 포함되었다.

그리고 제 1 경추(C1, 환추골)와 제 2 경추(C2, 축추골)사이의 환추축추관절낭(capsule of atlanto-axial joint)에는 덮개막의 깊은 부분(accessory, deeper part of tectorial membrane), 황색인대(ligamentum flavum) 및 극간인대(interspinal ligament)등이 고려되었으며 Fig. 4 에서 각 인대의 위치를 보여주고 있다.

한편 C3~C7 경추에는 제 1 경추에서 미골까지 이어지는 전종인대(anterior longitudinal ligament)와 제 2 경추에서 시작하여 미골에 이르는 후종인대(posterior longitudinal ligament), 또한 각 관절을 감싸고 있는 관절낭 인대(capsular ligament), 인접 추공간에 있는 탄력섬유인 황색인대, 각 극돌기 사이의 간격에 있는 극간인대 등이 모델링 되었으며 Fig. 5 에서는 C2~C7 의 각 추골, 추간판, 인대가 서로 결합된 형태를 보여주고 있다.

2.4 접촉 요소(contact element)

접촉현상은 후두골과 제1경추 접촉부분인 좌우 2개소의 관절면과 제1경추, 제2경추사이의 후관절 좌우 2개소의 관절면, 제1경추와 치아돌기(dens)와의 접촉부위인 1개소, 마지막으로 치아

Table 2 Material properties of cervical spine

Part		Young's module (Mpa)	Poisson's ratio (Area)	Area (cm <sup>2</sup> )	Element type	
Vertebra	Occipital (C0)	Cortical	10000	0.3	-	brick (C3D8)
		Trabacular	4500	0.3	-	↑
	Atlas (C1)	Junk	10000	0.3	-	↑
		Transverse	19.67	0.3	-	↑
	Axis (C2)	Outside	10000	0.3	-	↑
		Inside	4500	0.3	-	↑
	Vertebra (C3~C7)	Cortical bone	10000	0.3	-	↑
Cancellous		450	0.25	-	↑	
Ligament	C0~C2	Cruciform	10	0.3	0.134	truss (T3D2)
		Alar	8		0.1	↑
		Apical	10	↑	0.12	↑
		Accessory	10	↑	0.09	↑
		Nuchae	20	↑	0.06	↑
		TECT	63	↑	0.1	↑
		ALL	24	↑	0.5	↑
	C3~C7	PLL	1	↑	0.49	↑
		AAT_AXMEM	1.25	↑	0.5	↑
		PAT_AXMEM				
		AAT_OCCM	10	↑	0.5	↑
		PAT_OCCM	10	↑	0.13	↑
		ALL	30	↑	0.22	↑
		PLL	50	↑	0.5	↑
		CAPS	10	↑	0.05	↑
		LF	4	↑	0.5	↑
		ISL	6	↑	0.1	↑
Disc	C2~C7	Annulus matrix	3.0	0.45	-	brick (C3D8)
		Annulus fibers	250	0.3	-	rebar
		nucleus	-	-	-	hydraulic (F3D4)
Contact	C0~C2	Atlanto-Occipital	2(contact surface)			
		Atlanto-Axial	↑			
		Atlanto-Dense	↑			
		Transverse-Dense	↑			
	C2~C7	C23~C67 Facet	5(contact surface)			

- \*Accessory : deeper part of tectorial membrane
- \*TECT : tectorial membrane
- \*ALL : anterior longitudinal ligament
- \*PLL : posterior longitudinal ligament
- \*AAT\_AXMEM : Anterior atlanto-axial membrane
- \*PAT\_AXMEM : Posterior atlanto-axial membrane
- \*AAT\_OCCMEM : Anterior atlanto-occipital membrane
- \*PAT\_OCCMEM : Posterior atlanto-occipital membrane
- \*CAPS : capsular ligament
- \*LF : ligamentum flavum
- \*ISL : Interspinal ligament

돌기와 환추가로인대(transverse ligament of atlas)와의 접촉부분 등 총 6 개소에서 발생한다. 이와 같은 접촉현상은 접촉요소를 이용하여 모델링 하였다. 이외에도 각 추체 후방요소(posterior element)에 위치한 후관절(facet joint)의 접촉면은 좌우 2곳을 설정하였다. Table 2와 Fig. 6은 각기 본 연구에서

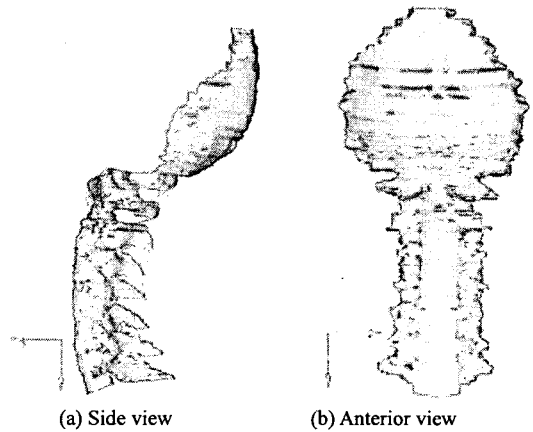


Fig. 6 Developed human neck FE model

해석에 사용된 물성치와 개발된 전체 경추모델을 나타내고 있다.

2.5 하중조건

위경추(upper cervical, C0~C2)부가 아래경추(lower cervical, C3~C7)부의 운동에 비해 유연하고도 큰 거동을 보이는 서로 상이한 운동특성상(9-12) 모델을 별도 분리하여 검증을 실시하였다.

먼저 기존의 실험결과와의 비교검증을 위해 위경추부에는 제 2 경추의 하단부를 고정하고 후두골과 제 1 경추와의 접촉부위를 중심으로 후두골 중심부에 십자모양의 하중을 주기위한 길이 100mm의 로드(rod)를 설치하였다.

여기에 전후방향의 로드 양단에 상하하중을 주어 굴전(flexion)과 신전(extension)시 그리고 좌우 굽힘(lateral bending)과 축회전(axial rotation)시의 회전량을 계산하였다.

한편 아래경추부에도 마찬가지로 C7의 하단부를 고정한 후 C2의 치아돌기 중심부에 십자모양의 하중을 주기위한 길이 100mm의 로드(rod)를 설정하여 각 하중형태에 따른 회전량을 계산하였다. 모델은 ABAQUS(VER 6.4)에서 해석할 수 있도록 모델링 하였다.

2.6 후방 오프셋 충돌시의 상대 운동량

저속후면 충돌시 각 경추의 상대적 운동량을 구하기 위해 실제차량의 충돌시험으로부터 얻어진 가속도 데이터를 MADYMO 모델에 입력하여 시뮬레이션 하였다.

해석결과를 이용하여 목상해 위험도가 높은 시간대에서 각 경추 중심점의 변위량을 구하고, 이를 앞에서 모델링 한 상세 FE 목모델의 각 경추 중심점에 입력하고 해석하여 연부조직의 상해 위험성을 분석토록 하였다.

후방충돌에 따른 가속도 변화는 실제 차량을 대상으로 15 km/h 저속후방 40% 오프셋 충돌시험을 펜듈럼 충격기를 이용한 충돌시험을 통해 구했

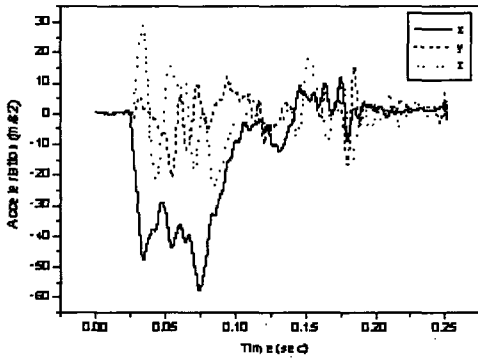


Fig. 7 Variation of vehicle acceleration

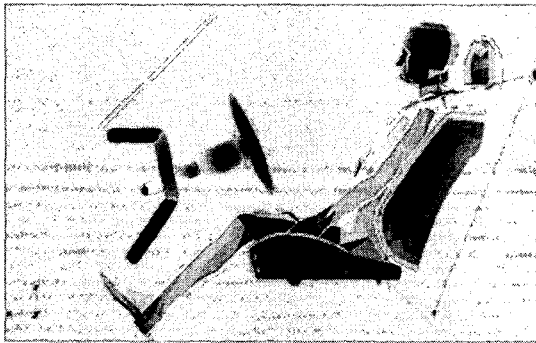


Fig. 8 MADYMO Human model

다. Fig. 7에서는 이와 같은 방법으로 측정된 차량시트에서의 가속도 변화를 보여주고 있다.

저속후방 오프셋 충돌시 각 경추의 운동량은 MADYMO 를 이용하여 개발된 Fig. 8 과 같은 모델의 시트부분에 충돌 가속도 조건을 입력하여 구하였다. 헤드레스트의 위치는 일반적인 운전자세 영역인 80-30mm(bucket-height)을 택하였으며 시트 등 각 요소의 물성치는 앞서 수행된 연구에서의 값<sup>(13)</sup>들을 사용토록 하였다.

### 3. 결과 및 토의

#### 3.1 FE 모델 검증

위경추부(C0-C1)에서의 검증은 작은 토크 영역에서 기존의 실험결과와 시뮬레이션 결과를 비교하였다.

해석 결과 Fig. 9 에서와 같이 후두골(C0)의 굴전과 신전량은 실험결과보다 약간 크게 나타나고 C1 의 경우 굴전에서는 대체로 일치하였으나 신전에서는 다소 큰 값을 보이고 있다.

축회전량에서는 Fig. 10 에서 볼 수 있듯이 작은 모멘트 영역에서 C0 의 경우 전반적으로 실험결과

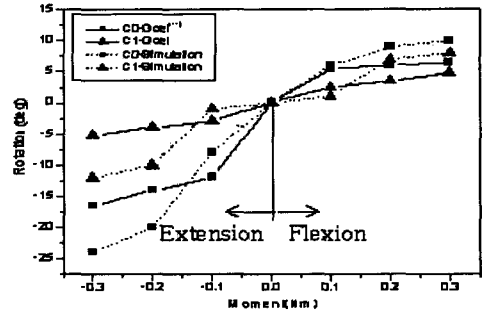
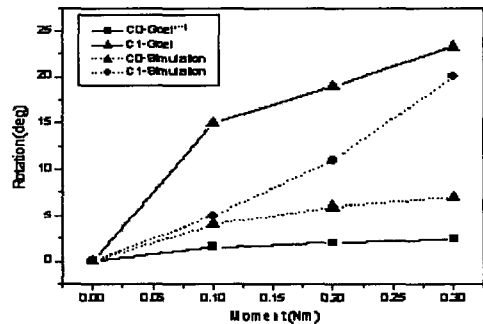
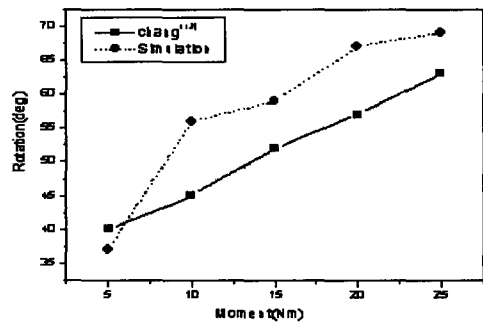


Fig. 9 Flexion-extension of upper cervical C0-C1



(a) Axial rotation of C0-C1 at lower range of motion



(b) Axial rotation of C1-C2 at high range of motion  
Fig. 10 Axial rotation of upper cervical vertebrae

보다 크게 나타나고 C1 의 경우 전 영역에서 낮은 결과를 보였으며 반면 5Nm 이상의 영역에서는 높은 값을 나타냈다.

아래 경추부(C2/C7)에서의 변위량도 기존의 실험결과와 비교하여 모델의 타당성을 검증하였다.

그 결과 굴전에서 변위량은 전반적으로 실험값과 유사한 결과를 보이고 있었으며 전체적으로 Moroney<sup>(14)</sup>의 실험결과와도 대체로 일치하는 결과를 나타내고 있었다. Fig. 11, 12 에는 각기 이에 대한

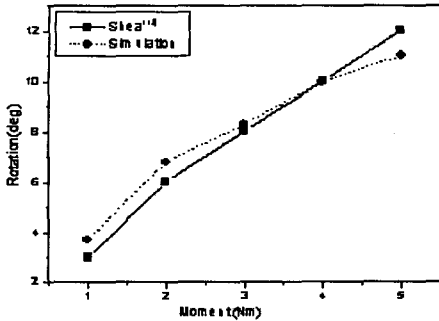


Fig. 11 Flexion of lower cervical C2-C7

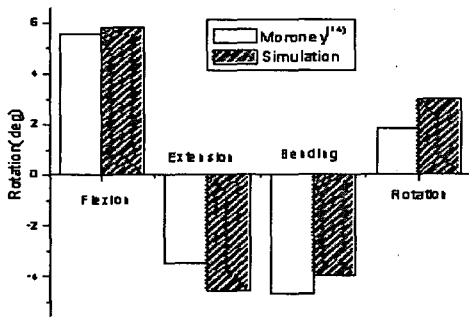


Fig. 12 Deformation of lower cervical C2-C7(in moment 1.8 Nm<sup>(14)</sup>)

비교결과를 보여주고 있다.

3.2 후방 오프셋 충돌에 따른 결과

MADYMO 해석결과 목상해 위험성이 예상되는 시점(150ms)에서 각 경추별 변위량 데이터를 유한요소 목모델에 입력하여 STNI 정도를 확인하였다.

MADYMO 시뮬레이션 결과 전반적인 거동형태는 C1(atlas, 환추), C2(axis, 축추골)는 머리 부분이 헤드레스트와 접촉후 반발력에 의해 신전이 발생한 후 150ms 부근에서 머리와 C1은 신전과 더불어 전방으로 이동이 발생하고 C2에서는 머리와 C1의 전방이동에 의한 영향으로 굴전이 발생하였다.

아래 경추부에서는 150ms 부근에서 상부로의 이동과 미소량의 신전이 발생하여 전체적인 거동형태는 미소하지만 위경추부의 신전과 아래경추부의 굴전에 의한 "S"자 형태의 거동이 나타났다. Fig. 13에서는 이상태에서의 변형된 FE 모델을 보여주고 있다.

이와 같은 추체의 이동량에 따라 연부조직에서의 반력은 FE 해석 결과 주요 인대 중 전종인대와 후종인대에서는 전반적으로 낮게 나타났으며

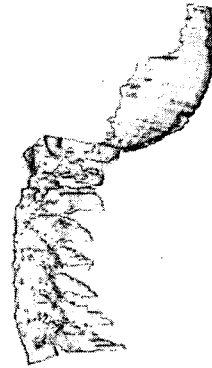


Fig. 13 Shape of cervical spine FE model at 150ms

C2/C3 사이에 위치한 관절낭 인대에서 상대적으로 큰 값을 보였다. 이는 C2/C3 추간판부를 변곡점으로 상부의 굴전과 하부의 신전에 의한 C2/C3 관절낭 인대에서 인장력 증가에 기인한 것으로 보인다.

관절낭 인대에서는 좌측 관절낭 인대에서 상대적으로 높게 나타났는데 이는 후방 오프셋 충돌로 인한 머리부의 회전에 의해 좌우 편차가 발생하였다.

황색인대(LF)와 극간인대(ISL)에서는 전반적으로 작게 나타났는데 이는 각 경추부 후방극돌기의 크기와 각 인대의 결합 위치 차이에서 오는 결과로 보인다.

위 경추부 C0/C2에서 환추십자인대와 치아끝 인대는 C1/C2 부에서 결과 값이 거의 나타나지 않았는데 이는 C1의 거동이 C0과 C2 사이에 위치하면서 C0, C2의 운동영향을 받는 동시에 상대적으로 민감한 거동특성을 가지고 있어 실험값을 재현하기에 어려움이 있었다.

아울러 위 경추부에 대한 상세하고도 구체적인 모델링과 운동특성에 대한 추가적인 검토가 이루어져야 할 것으로 판단된다. Table 3에는 각 인대에서의 발생력을 보여주고 있다.

각 인대에서 발생하는 반력은 각 인대의 최소 파단강도<sup>(15)</sup>와 비교하여 본 결과 파단강도에 이르기까지는 아직 상당한 여유가 있어 목상해가 발생치 않은 상태임을 예측할 수가 있었다.

각 추체에서의 응력 분포에 대해 살펴 본 결과 후두골에서는 C1과의 왼쪽 접촉부에서 850 Mpa의 응력(von mises)이 발생하였으며, C1에서도 마찬가지로 후두골과의 왼쪽 접촉부위에서 응력이 상대적으로 높게 분포되었는데 이는 후방 오프셋 충돌에 의한 후두골의 회전에 기인한 것으로 보인다. C2의 치돌기부와의 접촉 부위에서는 최대 1570 Mpa의 응력이 발생하였다.

또한 C1과 C2의 왼쪽 접촉부위에서 730 Mpa의 응력집중이 나타났는데 마찬가지로 오프셋 충돌에 의한 위경추부의 회전에 의한 것으로 판단된다.

Table 3 Ligament force of lower cervical

		Ligament	Force(N)	
lower cervical	ALL	C23	3	
		C34	0.5	
		C45	3	
		C56	3.3	
		C67	4	
	PLL	C23	0.4	
		C34	2.1	
		C45	0.5	
		C56	9.2	
		C67	1.3	
	CAPS	C23	LH	28
			RH	29
		C34	LH	23
			RH	28
		C45	LH	25
			RH	17
		C56	LH	14
			RH	10
		C67	LH	22
			RH	11
LF	C23	17		
	C34	14		
	C45	2		
	C56	0.3		
	C67	2		
ISL	C23	4.3		
	C34	1.3		
	C45	0		
	C56	0		
upper cervical	COC1	AAT_OCCMEM	119	
		PAT_OCCMEM	0	
		CAPS-COC1	17/16	
	C1C2	AAT_AXMEM	0	
		PAT_AXMEM	0	
		CAPS-C1C2	0	
	COC2	Cruciform	Transverse	15
			Fascicles	0
		Alar(R/L)		0.2
		Apical		81

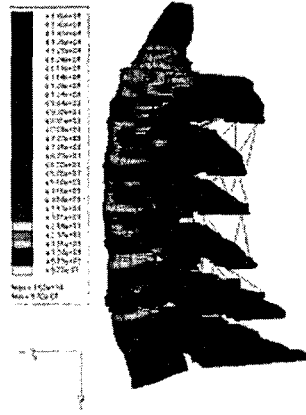


Fig. 15 Stress distribution of C2-C7 cervical

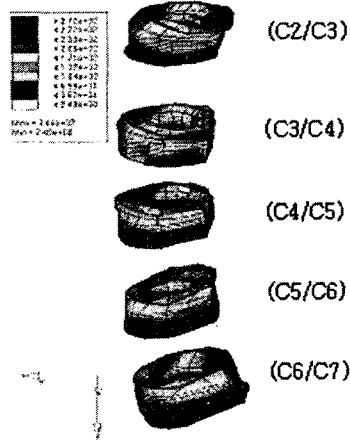


Fig. 16 Stress distribution at each disc level

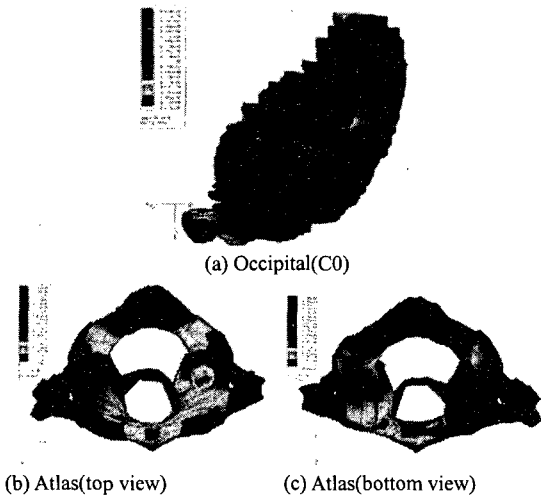


Fig. 14 Stress distribution of upper cervical

아래 경추부에서는 C3 과 C4 에서 다른 추체에 비해 높게 나타났다. 이 영향으로 중간에 위치한

C3/C4 추간판에서도 높은 응력분포를 보이고 있으며 Fig. 14, 15 에서는 추체 및 추간판에서의 응력분포를 보여주고 있다.

후관절 접촉부위에서는 상호간의 접촉이 발생하지 않아 접촉력이 나타나지 않았는데 이는 후두부가 헤드레스트와 접촉 후 반발에 의해 경추 전체에서 인장현상이 발생하였기 때문으로 판단된다.

추간판에서는 전반적으로 응력집중이 나타나지 않았는데 이는 목전체가 상방으로 거동하고 따라서 추간판에서는 인장이 발생하였다. 추간판중 C2/C3 에서는 전단현상이 가장 크게 발생 하였다. C3/C4 에서는 신전으로 인한 추간판 신전이 상대적으로 심하게 나타났다.

최근의 실험결과<sup>(16)</sup>에 의하면 정후면 추돌시 최대 윤상인대 fiber 스트레인과 전단 스트레인, 축변형 모두가 C5/C6 추간판의 뒷부분에서 발생하였다. 본 연구에서는 상대적으로 C3/C4 에서 응력이 높게 나타났는데 이는 오프셋 추돌로 인한 축회전과 헤드레스트와 접촉에 따른 반발로 위 경추

부의 전방이동 때문으로 판단된다.

본 연구에서도 전반적으로 추간판 뒷부분에서 응력이 높게 나타났으며 오프셋 충돌로 인하여 좌측부에서 응력이 집중되는 현상을 보였다.

또한 실험결과와 비교에서 헤드레스트의 유무에 따른 조건차이로 직접적인 비교는 어렵지만 전반적으로 실험결과와 유사한 경향을 보였다. Fig. 16 에는 각 추간판에서의 응력분포를 나타내고 있다.

#### 4. 결 론

후방 충돌에서의 목상해 분석을 위해 전체 경추골과 후두골의 일부를 포함시킨 유한요소 모델을 개발 하였다.

해석 결과 아래 경추부에 위치한 각 인대에서는 본 연구에서 사용한 후방충돌의 속도가 크지 않은 관계로 인대의 상해가 발생하지 않는 영역으로 예측 되었다.

C3/C4 사이에 위치한 추간판에서 신전으로 인한 추간판 후방에서의 압축이 상대적으로 심하게 나타났으며 이에 따라 C3/C4 에 위치한 추간판에서 가장 큰 변형과 응력집중이 나타났다. 아울러 후방 오프셋 충돌에 의한 머리의 회전으로 오른쪽 부위의 요소들에서 상대적으로 높은 응력분포를 보였다.

#### 후 기

본 논문은 2004 년도 서일대학 학술연구비에 의해 연구되었음.

#### 참고문헌

- (1) Korea Insurance Development Institute, 2000, Automobile Insurance Statistical Data, KIDI.
- (2) Yang, K. H., Zhu, F., Luan, F., Zhao, L. and Begeman, P. C., 1998, "Development of a Finite Element Model of the Human Neck(983157)," *Trans. of the SAE*.
- (3) Kim Y. E., Park. D.Y. and Lee C .K., 1999, "Impact Analysis of the Cervical Spine using a Finite Element Model," *Trans. of the KSAE*, Vol. 7, No. 5, pp. 249~257.
- (4) Marike van der Horst, 2002, "Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Rear end Impact Loading -Modelling and Validation," PhD Thesis - Technische Universiteit Eindhoven.
- (5) Yoganadan, N., Kumaresan, S., Voo, L.M. and Pintar, F. A., 1996, "Finite Element Applications in Human Cervical spine modeling," *Spine*, Vol. 21, No. 15, pp. 1824~1834.
- (6) Goel, V. K. and Clausen, J. D., 1998, "Prediction of Sharing among Spinal Components of a C5-C6 Motion Segment using the Finite Element Approach," *Spine*, Vol. 23, No. 6, pp. 684~691.
- (7) Yoganadan, N., Pintar, F. A. and Maiman, D. J., 2000, "Biomechanical Study of Pediatric Human Cervical Spine:A Finite Element Approach," *Trans. of the ASME*, Vol. 122, pp. 60~71
- (8) Yoganadan, N. and Pintar, F. A., 2001, "Biomechanics of the Cervical Spine Part 2. Cervical Spine Soft Tissue Responses and Biomechanical Modeling," *Clinical Biomechanics*, Vol. 16, pp. 1~27.
- (9) Teo, E. C. and Ng, H. W., 2001, "First Cervical Vertebra(atlas) Fracture Mechanism Studies using Finite Element Method," *Journal of Biomechanics*, Vol. 34, pp. 13~21.
- (10) Panjabi, M. M., Summers, D. J. and Pelker, R. R., Videman, T., Friendaender, G. E., Southwick, W. O. 1986, "Three-Dimensional Load-Displacement Curves due to Forces on the Cervical Spine," *J. Orthop Res*, Vol. 4, No. 2, pp. 152~161.
- (11) Goel, V. K., Clark, C. R., Gallaes, K. and Liu, Y. K., 1988, "Motion-Rotation Relationships of the Ligamentous Occipito-Atlanto-Axial Complex," *J. Biomechanics*, Vol. 21, No. 8, pp. 673~680.
- (12) Chang, H., Gilvertson, L. G., Goel, V. K., Winterbottom, J. M., Clark, C. R. and Patwardhan, A., 1992, "Dynamic Response of the Occipito-Atlanto-Axial (C0-C1-C2) Complex in Right Axial Rotation," *J. Orthop Res*, Vol. 4, No. 3, pp. 446~453.
- (13) Shea, M., Edwards, T., White, A. A. and Hayes, W. C., 1991, "Variation of Stiffness and Strength along the Human Cervical Spine," *Journal of Biomechanics*, Vol. 24, No. 2, pp. 95~107.
- (14) Moroney, S. P., Schultz, A. B., Miller, J. A. A. and Andersson, G. B. J., 1998, "Load-Displacement Properties of Lower Cervical Spine Motion Segments," Pergamon Press, pp. 769~779.
- (15) Voo, L. M., Finter, F. A., Yoganandan, N. and Liu, Y. K., 1998, "Static and Dynamic Bending Responses of the Human Cervical Spine," *Journal of Biomechanical Engineering*, Vol. 120, pp. 693~696.
- (16) Panjabi, M. M. Ito, S., Pearson, A. M., Ivancic, P. C. Mphil, 2004, "Injury Mechanism of the Cervical Intervertebral Disc during simulated Whiplash," *Spine*, Vol. 29, No. 11, pp. 1217~1225.