

# 경추 상해 해석을 위한 상세 유한요소 모델 개발

## Development of Detailed FE model for Analysis of the Cervical Spine Injury

\*한인석<sup>1</sup>, #김영은<sup>2</sup>

\*I. S. Han<sup>1</sup>, #Y. E. Kim(yekim@dankook.ac.kr)<sup>2</sup>

<sup>1</sup> 단국대학교 대학원 기계공학과, <sup>2</sup> 단국대학교 기계공학과

Key words : Cervical spine, Uncovertebral joints, Annulus fibrosus, Nucleus, Flexion, Extension

### 1. 서론

경추(cervical spine)는 굴곡(flexion), 신전(extension), 회전(rotation) 등의 운동이 인체 부위 중 가장 자유롭고 운동량(range of motion)이 큰 부위이며, 역학적 구조가 가장 복잡한 것으로 알려져 있다. 이러한 자유로운 운동능력을 갖춘 반면, 복잡한 구조로 인하여 상해 발생 확률이 높고, 상해 발생 시 부상진단이 쉽지 않은 특징도 가지고 있다. 경추 상해(injury)는 노약자(15%)나 15세 미만의 어린이(4.9%) 보다 16세~30세 연령군(61.1%)에서 가장 많이 발생하며, 부상 원인은 자동차 사고로 인한 발생(47.7%) 빈도가 가장 높게 나타난다. 이처럼 상해 발생률이 높은 경추의 복잡한 구조와 상해 발생 메커니즘(mechanism)을 분석하고자 많은 연구들이 진행되고 있다.

Zhang 등<sup>(1)</sup> 은 두개골(skull)을 포함한 경추부 유한요소 모델을 개발하여 실험적 결과와의 비교를 통해 운동량을 검증 한 바 있다. 개발된 모델은 후두골(C0, occipital)에서 C2(2번 경추)사이의 운동량은 실험적 결과와 일치하는 경향을 보였으나, C2에서 C7사이에는 차이가 있었다. 이는 추간판(disc)을 간략화 시킨데 따른 한계점이라 판단된다. Palomar 등<sup>(2)</sup>에 의해 개발된 모델의 경우 CT(computed tomography) 데이터를 이용하여 추체와 추간판의 형상을 정밀하게 모델링했지만, 추체를 강체(rigid body) Shell 요소로 설정하여 추체의 응력분포 등을 분석하지 못한다는 단점이 있다.

본 연구에서는 경추의 상해 메커니즘을 보다 자세하게 분석할 수 있는 상세 유한요소 모델을 개발하고, 모델에 대한 신뢰성을 확보하기 위해 실험적 결과와 비교하여 검증하였다.

### 2. 모델개발

#### 2.1 골격계 모델

유한요소 모델구성을 위해 상용프로그램 Hyper-Mesh 9.0(Altair engineering, Inc.)를 사용하였으며, 모델 해석은 상용프로그램 ABAQUS 6.8(Dassault, Inc.)을 사용하여 진행하였다. 경추 골격계의 형상은 미국 성인 평균 남성의 목 형상을 대변 할 수 있는 Visible Human의 표면데이터(surface data)와 해부학적 3차원 이미지를 기본으로 하였다. 7개의 경추체 중에서 아랫부분 C3에서 C7는 크기의 차이는 있으나 전체적으로 요추(lumbar vertebra)나 흉추(thoracic vertebra)의 형상과 유사한 모양을 띠고 있다. 보다 정확한 거동 특성의 반영을 위해 각각의 경추체는 후돌기(posterior process)의 길이와 갈고리 돌기(uncinate process)의 형상을 고려하여 8절점 Solid 요소(C3D8)로 모델링 하였다.

한편 C0에서 C2는 경추부 운동범위(range of motion)의 50% 이상을 관장하는 부위로서, 아래에 위치한 경추(lower cervical : C3~C7)에 비해 특이한 형상을 지니고 있다. 위쪽 경추부(upper cervical)의 주요한 기능인 신전(extension)과 굴곡(flexion) 및 축회전(axial rotation) 거동에 있어 중요한 역할을 하는 C0에서 C2 사이의 관절면(articular facet)은 해부학적 형태를 간단화 하여 모델이 원활한 거동을 하도록 유도 하였다. 다소 복잡한 형태의 C0와 C1의 모사를 위해 4절점 Solid 요소(C3D4)를 사용하였으며, 각각의 추골은 생체역학적 특징 반영을 위해 피질골(cortical bone)과 해면골(cancellous bone)로 나누어 모델링하여 각각의 물성을 입력하였다.

#### 2.2 추간판 모델

섬유륜(annulus fibrosus)은 기저층(annulus ground matrix)내에 섬유소(fiber)가 첨가되어 있는 일종의 복합재(composite) 형태이며 인장력에 강하고 수핵(nucleus)의 형태 유지 및 충격완화 작용을 한다. 이러한 추간판의 구조는 압축력을 받아 발생하는 수핵의 압력이 섬유륜을 측면으로 밀어내며, 이때 섬유륜에서 발생하는 힘이 섬유소에서의 인장력 형태로 나타나기 때문에 가장 이상적으로 하중을 지탱할 수 있다.

이러한 추간판의 작용을 유한요소 모델로 모사하기 위해 수핵을 일반 solid 요소에 비압축성 성질을 포함하는 요소(C3D8H)로 구성하였다. 섬유륜의 기저층은 일반 solid 요소(C3D8)로 섬유소는 2 절점 트러스 요소(T3D2)를 수평면에 30°, 150°로 교차하도록 하였으며 총 4겹으로 구성하였고 각 분절의 섬유륜에 대한 섬유소의 체적비는 20%로 설정하였다. 각 추간판의 전측면 양쪽 부위에는 경추와 연결된 갈고리 돌기를 모델링하고 추간판 사이에 존재하는 Uncovertebral joint(Luschka's joint)는 4절점 유체요소(F3D4)와 4절점 Shell 요소(S4)의 조합으로 구성하였다. 개발된 추간판 모델의 형상은 Fig.1에서 보이는 바와 같으며, 각 추간판의 크기는 Table 1에 나타낸 바와 같다.

#### 2.3 인대(ligament) 모델

C0와 C1 사이의 앞환추후두막(anterior atlanto-occipital membrane)과 뒤환추후두막(posterior atlanto-occipital membrane) 등 12종류의 인대들을 tension-only truss 요소(T3D2)로 모델링 하여 각각의 위치에 부착하였다. 환추가로(횡)인대(transverse ligament)는 치아돌기(dens)의 배측에서 환축의 좌우 외측과 내측면에 십자 형태로 넓게 존재하며, 축회전시 C1이 치아돌기를 중심으로 회전할 수 있도록 강하게 잡아주는 역할을 한다. 이러한 환추가로인대의 독특한 형태와 기능을 모사하기 위해 3절점 Shell 요소(S3)로 모델링하였으며, 치아돌기와의 접촉조건(Contact condition)을 부여하였다.

해부학적으로 추체와 추체를 연결하는 후관절(facet joint)부위와 환추(atlas, C1)와 축추(axis, C2) 사이의 관절면(superior articular facet of atlas)부위 등은 활막관절(synovial joint)을 형성하고 있다. 이를 모사하기 위해 관절면들은 접촉조건을 부여하였고, 인대를 대변하는 비선형 막대 요소를 주위에 부착하였다.

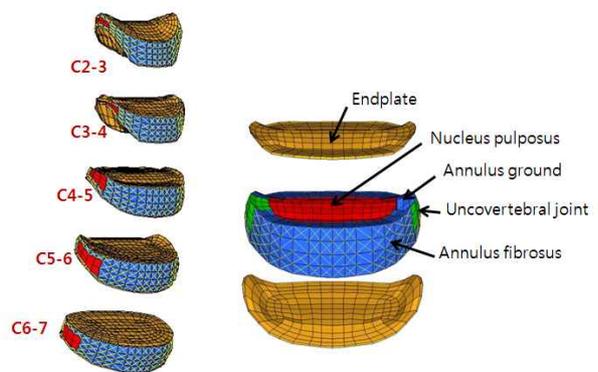


Fig. 1 Developed FE disc model

Table 1 Geometrical properties of the FE disc model

Level	Disc area (mm <sup>2</sup> )	t <sub>average</sub> (mm)	t <sub>anterior</sub> (mm)	t <sub>posterior</sub> (mm)	Ratio
C2-C3	108-262	4.80	6.115	3.485	0.57
C3-C4	98-442	5.25	6.954	3.546	0.51
C4-C5	118-332	5.55	7.551	3.549	0.47
C5-C6	129-440	5.70	7.862	3.538	0.45
C6-C7	168-502	5.85	7.090	4.609	0.65

### 3. 모델검증

#### 3.1 Compression test

개발된 경추 모델의 보다 정밀한 검증을 위하여 추간관 모델의 타당성을 먼저 검증하였다. Shea 등<sup>(3)</sup>은 사체로부터 2분절(motion segment)의 추체를 추출하여 하부를 고정하고 상부 추체 상단면 전체에 대하여 압축하중을 부여하고, 중심부의 추체로부터 변위를 계산하였다. 압축하중 작용 시 추간관에 의한 반력은 크게 나타나지만 추체에 부착된 인대들로 인한 영향은 미미하기 때문에 이를 추간관에 대한 검증 방법으로 선택하였다. 사체실험과 동일한 경계조건 설정을 위해 C2의 상단 면을 지면과 평행하게 설정한 뒤 C4의 하단 부를 고정하였으며, 3가지 조건의 압축하중을 부여하였다. C2의 상단부 1개 층의 요소를 강체로 설정하고 이들을 연결하는 Beam요소를 설치하여 하중을 부여하였다. Fig. 2\_(a)에서 모델에 적용된 하중 및 경계조건을 보여주고 있다.

#### 3.2 Whole model test

전체 모델의 타당성을 검증하기 위해 Panjabi 등<sup>(4)</sup>에 의해 수행된 사체 실험 조건과 동일한 하중 및 경계조건을 구성하여 해석한 뒤 이를 서로 비교하였다. 사체실험과 동일한 경계조건 설정을 위해 C0의 상단 면을 지면과 평행하게 설정한 뒤 C7의 하단 부를 고정하였으며, Moment 하중을 부여하기 위해 C0의 상단부에 십자모양의 길이 100 mm의 Beam 요소를 설치하였다. 여기에 전후방향의 로드 양단에 상하하중을 주어 굴곡과 신전 시 회전량을 계산하였다. Fig. 2\_(b)에서 타당성 검증을 위해 모델에 적용된 하중 및 경계조건을 보여주고 있다.

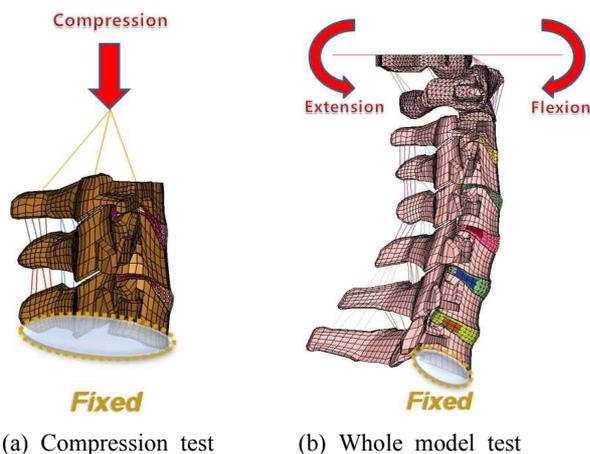


Fig. 2 Loading and boundary condition

### 4. 결과

압축 하중에 의한 추간관 검증 결과 Fig. 3\_(a)와 같이 3가지 하중조건 모두에서 약 0.05mm 가량의 근소한 차이를 보이는 것으로 나타났다. 각 하중 조건하에서 수핵, 섬유륜, uncovertebral joint 부분의 압력 측정 결과 Fig.3\_(b)에서 보이는 바와 같이 섬유륜에서 가장 작은 값을 나타냈으며, uncovertebral joint 부분에서 가장 큰 것으로 나타났다.

전체 모델에 대한 타당성 검증 결과 Fig.4\_(a)와 같이 신전과 굴곡 모두 대체로 일치하는 것으로 나타났다. 굴곡 조건의 경우 C1과C2 사이의 운동량이 가장 크게 측정되었으며, 신전 조건의 경우 C0와 C1사이의 운동량이 크게 측정되어 실험적 결과와 동일한 거동을 보이고 있다. Fig.4\_(b)는 굴곡-신전 운동시 각 운동 분절에 발생하는 전체 운동범위(굴곡 회전량+신전회전량) 결과를 나타내며, 실험적 결과 및 최근에 수행된 FEM 결과와 잘 일치하는 것을 보여주고 있다.

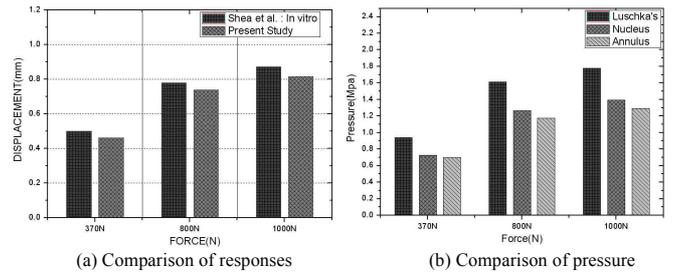


Fig. 3 Result of compression test

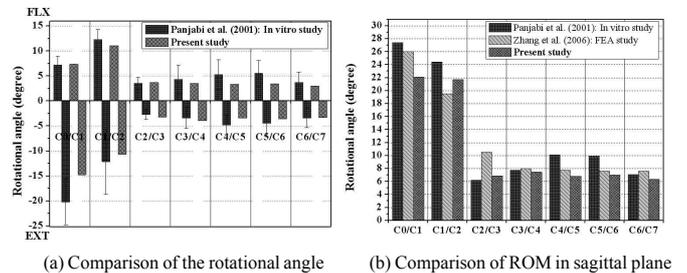


Fig. 4 Result of whole model test

### 5. 결론

본 연구는 경추부의 상해 해석을 위한 상세 유한요소모델을 개발하고 실험적 결과와의 비교 분석을 통해 모델의 타당성을 검증하였다. 추간관 모델의 경우 경추 부분의 독특한 갈고리돌기형상의 반영시키고 비압축성 유체 요소를 사용한 Luschka's joint를 적용하였으며, 트러스 요소와 Solid요소를 이용해 복합적 물성의 섬유륜을 모델링함으로써 추간관 부의 응력 상태 및 상해와 관련하여 정밀한 분석이 가능해질 것으로 판단된다. 또한, C0와 C2사이의 12종류의 복잡한 인대를 해부학적 자료를 바탕으로 정확히 배치하고 독특한 기능의 환추가로인대 모델을 보다 타당한 방법으로 적용함으로써 상대적으로 기능과 구성이 복잡한 경추상부 부분에 대한 상해 메커니즘 구현 및 분석이 가능할 것으로 판단된다.

### 참고문헌

1. Q. H. Zhang, E. C. Teo, H. Wan, V. S.lee, "Finite Element Analysis of Moment-rotation Relationships for Human Cervical Spine," Journal of Biomechanics, 39, 189-193, 2006.
2. A. P. Palomar, B. Calvo, M. Doblare, "An Accurate Finite Element model of the Cervical Spine Under Quasi-static Loading," Journal of Biomechanics, 41, 523-531, 2008.
3. M. Shea, W. T. Edwards, A. A. White and W. C. Hayes, "Variation of Stiffness and Strength Along the Human Cervical Spine," Spine, 24(2), 95-107, 1991.
4. M. M. Panjabi, J. J. Crisco, A. Vasavada, T. Oda, J. Cholewicki, K. Nibu, E. Shin, "Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load-Displacement Curves," Spine, 26(24), 2692-2700, 2001.