

# 척추운동분절 FE 모델에서 충격시간에 따른 마미 단면적의 변화

김영은\*(단국대 기계공학과)

## Cross sectional area change of the dural-sac according to impact duration in a spinal motion segment FE model

Y.E. Kim(Dept. of Mechanical Eng. Dankook Univ)

### ABSTRACT

In this study the occlusion of dural-sac, the outer membrane of spinal cord in the lumbar region, was quantitatively analyzed using one motion segment finite element model. Occlusion was quantified by calculating cross sectional area change of dural-sac for different compressive impact duration/loading rate) due to bony fragment at the posterior wall of the cortical shell in vertebral body. Dural-sac was occluded most highly in the range of 8 ~ 12 msec impact duration by the bony fragment intruding into the spinal canal. t = 400 msec case 4 % cross sectional area change was calculated, which is the same as the cross sectional area change under 6 kN of static compressive loading.

**Key Words :** Sine (척추), Impact (충격력), Dural-sac (척추경막), Cross-sectional area change (단면적변화), Impact duration (충격지속시간)

### 1. 서론

요통(back pain)의 원인에 대한 여러 가지 분석이 발표되고 있음에도 불구하고 대부분의 연구자들은 주 요인으로 척추 신경의 압박에 의한 압박을 주요 요인으로 받아 들이는데 대해 일치된 견해를 보이고 있다<sup>(1)</sup>. 이와 같이 척추신경의 눌림 현상이 요통의 주요 원인으로 인식되고 있음에도 불구하고 이에 대한 정량적 해석은 지금까지 거의 이루어진 바가 없다. 최근 들어서야 MRI 나 CT 를 이용한 방법으로 매우 제한된 자세에서의 척추경막(dural-sac)의 직경 변화 및 추궁(spinal canal) 단면적의 변화 등을 측정 하고자 하는 시도가 이루어지고 있다.

Liyang 등<sup>(2)</sup>은 척추강조형술(myelography)을 이용해 신/굴전 자세에서 경막의 직경 변화 등을 측정하였으며 Schoestroem 등<sup>(3)</sup>은 CT 이미지 데이터를 이용하여 L3-L4 에서 신/굴전과 인장/압축시 최대 16%의 추궁 단면적 변화를 측정하였다. Zander 와 Lander 의 실험<sup>(4)</sup>에서도 최대 30%의 경막 직경 변화를 측정하였다. 한편 Willen 등<sup>(5)</sup>은 직립 자세에서 수직 하중 변화에 따른 추궁 단면적 변화를 측정하였으며

약간의 신전 자세에서 압축력이 가해졌을 경우 경막의 뚜렷한 단면적 변화를 관찰하였다. 지금까지의 연구 동향에서 살펴볼 수 있듯이, 척추경막의 교합현상(occlusion)에 대한 연구가 일부 수행되어지고 있으나 모든 연구가 실험적 방법을 이용하여 정적 하중 상태 하에서 매우 제한된 경우에 국한되어 수행 되었을 뿐이다. Tran 등<sup>(6)</sup>에 의한 충격하중시 간접적 실험 방법에 의한 경추 척추경막의 단면적 변화가 시도 되었었다. 이 경우도 실험에 한계상 매우 제한된 결과만을 얻을 수 있었다.

척추 해석에 대한 연구 방법 중 해석적 방법에 의한 방법이 척추 각 요소에서의 변화를 정량적으로 분석하는 방법으로 널리 이용되어 왔다. 이 중에서도 유한 요소모형을 이용한 방법이 가장 널리 사용되어지고 있다. 이에 본 연구에서는 척추 운동분절에서 발생하는 추체의 골절로 인한 척추경막 교합량을 해석키 위해 L3/L4 운동분절에 대한 3 차원 유한 요소 모델을 개발하였다. 이를 이용하여 충격시간 변화에 따른 척추경막의 교합량을 계산하였다.

### 2. 운동분절의 모델 개발

본 연구에서 유한요소 모델을 구성하기 위해 상용 프로그램인 NISAI 8.0(EMRC)의 DISPLAY III 를 이용했다. 3 차원 요추 모델의 구성을 위해 인체 골격 모형을 직접 육안으로 관측하고 측정했으며, 요추 구조 중 연조직(soft tissue)은 해부학 자료<sup>(7,8)</sup>를 참고해 모델링 하였다. 해석은 상용 프로그램인 ABAQUS 5.8-1(Hibbit, Karlsson & Sorenson, Inc.)을 이용하였다.

## 2.1. 요추의 유한 요소 모델

본 연구에서 이용된 유한 요소 모델은 7 종류의 인대(ligament)와 척추경막(dural-sac)요소를 포함한 3/4 변 요추 운동분절에 대한 3 차원모델로 구성 하였다. 그림 1 은 본 연구에서 개발된 모델을 보여주고 있다.

정상적인 추간관의 수핵(nucleus pulposus)은 추간판 단면적의 30~40%를 차지하며 비압축성 유체(incompressible fluid)와 같은 물리적 성질을 갖는다. 이러한 이유로 일반 solid 요소에 비압축성 성질이 탑재된 요소(C3D8H)로 모델링 하였다. 반면에 섬유륜(annulus fibrosus)은 무정형의 기질(amorphous ground substance)로 반복되는 환형의 섬유 조직이 서로 반대 방향으로 엇갈려 있는 사실을 토대로 기저층(annulus ground matrix)내에 교원질 섬유소(collagen fiber)를 첨가시켜 구성하였다. 즉 일반 solid 요소 내에서 대각선 방향으로 겹겹이 truss 요소를 붙여 모델링 하였다. 인장력이 가해질 때 섬유륜의 변형은 기저층이 상대적으로 연성인 물질이기 때문에 전적으로 섬유륜내 교원질 섬유의 양에 의해 결정되는데 본 유한 요소 모델에서는 교원질

Fig. 1 Developed FE model including dural-sac

섬유가 섬유륜 부피의 16%가 되도록 섬유의 단면적을 결정하였다. 한 개의 추간판은 4 층으로 이루어졌는데, 한 층 당 304 개의 2 절점 요소(T3D2)로 총 1206 개의 요소가 사용되었으며, 인장 시에만 힘을 받도록 설정하였다.

요추 운동분절에 존재하는 7 종류 인대 중 황색인대를 제외한 6 종 인대들은 모두 3 차원 truss 요소(T3D2)로 모델링 하였고 인장 시에만 힘을 받고 압축 시에는 반력이 작용하지 않도록 하였다. 두 개의 인접된 추골의 추궁판(lamina) 사이에 넓게 위치한 황색인대는 인대의 이완 현상을 해석하기 위해 4 절점 쉘(shell)요소로 구성하였다.

황색인대에서 발생하는 이완 현상을 본 연구에서 채택한 쉘 요소를 그대로 사용할 경우 모사가 불가능하다. 따라서 황색인대 모델만을 대상으로 모드해석을 수행한 결과 이완되었을 경우의 황색인대가 접혀진 모양과 가장 유사한 형태를 보이고 있는 Mode III 을 선택하여 이 형태로 이완현상이 발생되도록 해석 전에 그 형태 방향으로 전체 변화량의 1/100 의 초기 변위를 주었다. 유한요소 모델에서 사용된 마미(cauda-equina) 모델의 형상은 인체의 단면형상은 virtual human data<sup>(9)</sup>를 이용하여 구성하였다. 실제 해석 시 마미의 눌림 현상을 정확히 해석하기 어려운 관계로 마미를 둘러싸고 있는 척추경막만을 모델링 하였으며 모델은 4 절점 쉘 요소를 이용하였다. 척추경막 내부는 유체(cerebrospinal fluid)로 인한 내압이 형성되어 있다. 해석 시에는 경막의 눌림 현상이 발생할 경우 그 압력이 일정한 값을 유지하도록 유체요소(hydrostatic fluid element)를 척추 경막 내에 붙여 모델링 하였다. 아울러 척수 원추(conus medullaris)로부터 추간공(intervertebral foramen)으로 빠져나가는 척수 요신경(dural root sleeve)도 그림 1 에서와 같이 모델링 하였다. 후관절(facet joint)에서 발생하는 접촉 현상은 3-

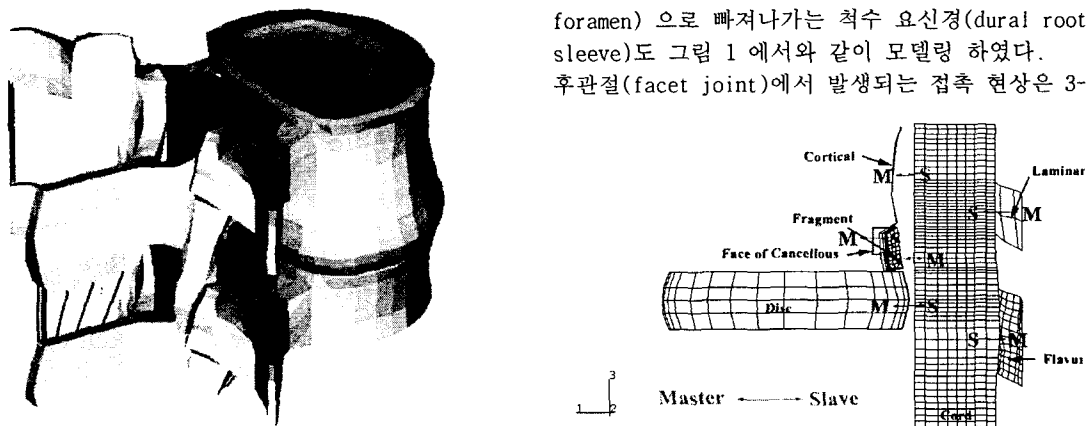


Fig. 2 Surface contact definition

### 3. 해석결과 및 토의

D gap 요소를 사용하였으며 척추경막에서 발생하는 교합 현상은 면접촉(surface contact) 요소를 이용하였다. 면 접촉에서는 상호 작용을 위해 2 개의 면이 정의되는데, 이를 각각 master surface 와 slave surface 라고 부른다. 이 두 면은 다시 contact pair 로 짝을 이루는데, slave surface 가 master surface 를 뚫지 못하도록 제한이 주어진다. 따라서, slave surface 는 master surface 보다 더 세밀하게 모델링을 해야 면으로서의 역할을 할 수 있다. 그림 2 는 본 연구에서 정의된 면 접촉을 나타내고 있다. 그림에서 M 은 master surface 이고, S 는 slave surface 를 각기 나타내고 있다. 척추경막과 접촉이 발생했을 경우 그에 대응되는 요추 요소에 각각 면을 지정하고, 짝을 이루도록 하였다. 그림에서 보이는 면들은 압박시 동반되는 굴전 운동에 의해 척추경막도 함께 움직인다. 이의 영향을 고려키 위해 kinematic coupling 을 이용하여 이 현상을 구현하였다. 즉, 추체의 윗면과 척추경막의 윗면이 평행을 유지하도록 구속하였다. 즉 추체 내의 두 개의 절점을 이용하여 지역 좌표계(local coordinate system)를 설정하였다. 이 때 설정된 좌표계는 실린더형 좌표계 (cylindrical coordinate)이며, 이 좌표계 내에 하나의 기준 절점(reference node)을 설정하고 척추경막 윗면에 위치한 절점들과 kinematic coupling 으로 구속시킨다. 이렇게 구속된 척추 경막의 절점들은 추체가 움직임에 따라 좌표계와 그 내부에 정의된 기준 절점이 함께 움직이게 되어 결국 추체의 윗면과 평행을 유지하게 된다. 본 모델에 사용된 요소(element) 수는 총 14994 개를 사용하였다.

#### 2.2 경계 조건과 하중 조건

모델의 가장 아래에 위치한 절점들을 고정시켰다. 신경 다발 내부에는 유체(cerebrospinal fluid)가 채워져 있으며, 뇌부터 척추 경막의 끝단까지 연결되어 있다. 이 때문에 외부로부터 발생하는 작은 접촉은 해당 부위에서의 압력 구배를 형성하기보다는 유체를 주변으로 이동시켜 일정한 압력을 유지하는 것으로 판단되었다. 이에 본 유한 요소 모델에서는 접촉 후에도 척추경막 내의 압력을 일정하게 유지시켰다. 수직방향으로 최대 6kN 의 삼각형 형태의 수직 충격 하중이 작용될 경우 각기 충격지속시간을 변화 시켜 가면서 골편과 척추경막 사이의 교합량을 계산 하였다.

압축충격하중이 작용할 경우 발생하는 윤상골단 골절 모델을 이용하여 추체의 골편으로 인해 발생한 척추 경막(dural-sac)의 교합량을 비교한 결과를 그림 3 에서 보여 주고 있다. 충격 지속 시간에 따라 단면적 감소 정도가 현저히 차이 나게 계산 되었다. 특히 8 msec 와 12 msec 사이에서 충격지속 시간대에서 가장 큰 단면적 감소가 계산되었다. 이는 기존의 실험 결과<sup>(6)</sup>와도 어느 정도 유사한 정보를 제공하고 있다. 실험에서는 압박골절로 인한 추체의 파단된 골편들이 추궁내로 밀고 들어와 추궁의 단면적변화가 발생하였다. 이 경우 짧은 충격지속 시간대에서의 척추경막의 단면적 감소는 약 20 %정도로 다소 긴 충격 지속 시간에서보다 약 2 배 이상의 수치를 보이고 있었다. 이와는 달리 본 연구에서는 이미 윤상골단 골절이 발생된 경우 충격시간 변화에 따른 척추 경막 단면적 변화를 나타내고 있다. 8 msec 와 12 msec 사이에서 교합량이 가장 크게 발생하는 이유는 추간판에서의 에너지 소산 역할 때문이라 추정된다. 즉 8 msec 이하의 짧은 충격 지속 시간에서는 추간판이 댐퍼역할을 하지 못하고 있으며 12 msec 이상의 충격 지속 시간에서는 추간판이 댐퍼로서 충분히 에너지 소산을 하게 된다. 따라서, 그 중간 시간대인 8~12 msec 에서 충격 하중시 골절된 조각으로 충격이 가장 크게 전달되며, 이에 따라 척추경막 안에 위치한 마미에 손상을 입히게된다.

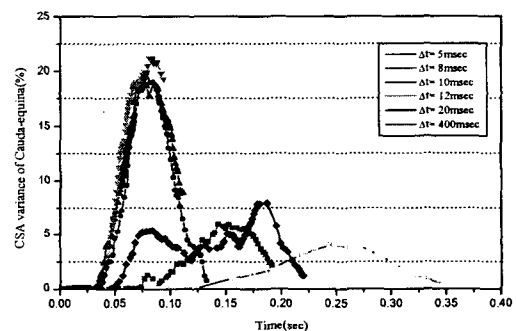


Fig. 3 Cross section area variation of dural-sac for different impact

한편 그림에서 볼 수 있듯이 긴 하중 지속 시간인 400 msec 에서는 단면적 감소가 추체 조각으로 인해 발생한 것이 아니라, 추간판의 팽윤(bulging)과 황색 인대의 이완(slackening)으로 인해 발생함을 알 수 있었다. 이 때의 단면적 감소량은 약 4.0 %인데, 이는 6000 N 의 정하중을 가했을 때 척추 경막의 교합량이 4.0 %로 계산된

결과와도 일치하고 있다. 즉 400 msec 의 긴 충격 지속 시간은 충격 하중이라기 보다는 정하중에 가까운 하중이다. 충격 하중과 정하중을 구별하기 위하여 쓰이는 기준은 최대 하중에 이르는 시간  $t_1$ (하중이 최대가 되는 시간)이 고유주기의 반인  $T_n/2$  보다 작으면 충격하중 상태로 여길 수 있고,  $3T_n$  보다 크면 정적상태로 간주된다. 한 개의 운동 분절을 이용한 고유주파수 측정의 약 20Hz 에 해당 되므로 본 연구에서와 같은 형태의 충격 하중의 경우 25ms 이상의 충격 지속시간의 경우는 준정하중 상태라 할 수 있을 것이다. 본 연구의 해석 결과는 위와 같은 사실과도 비교적 잘 일치하고 있다.

#### 4. 결론

수직충격하중에 의한 압박골절로 인한 마미의 부상 가능성을 요추 3/4 번의 3 차원 유한 요소 모델을 구성하여 해석하였다. 이와 같은 해석은 그 동안 CT 나 MRI 를 이용하여 정하중 상태에서 단편 적으로 수행되었던 척추경막 교합에 대한 분석을 최초로 해석적 방법을 적용 시켜 해석한 결과로 충격지속 시간의 역할을 분석할 수 있었다. 그러나, 본 연구에서 개발된 모델은 수직압박골절이 발생되면서 동시에 발생하는 추궁 단면적의 변화대신 윤상골단골절이 먼저 발생되고 이어 충격 하중이 가해진 상태로 이원화 시켜 해석한 관계로 실제 현상과는 다소 차이를 보이고 있다. 추후 좀더 세분화된 모델을 개발하여 해석 할 경우 이와 같은 문제를 해결할 수 있을 것으로 사료된다.

#### 참고문헌

1. D.M. Spengler, "Degenerative Stenosis of the Lumbar Spine", J. Bone Joint Surg., Vol .69A, pp.305-308, 1987
2. D. Liyang, X. Yinkan, Z. Wenming, Z. Zhihua, "The Effect of Flexion-Extension Motion of the Lumbar Spine on the Capacity of the Spinal Canal", Spine, Vol. 14, pp. 523-525, 1989
3. N. Schoentsroem, S. Lindahl, J. Willen, T. Hasson, "Dynamic changes in the dimension of the lumbar spinal canal: An experimental study in vitro", J. of Orthopedic Research, Vol. 7, pp.115-121, 1989
4. D.R. Zander and P.H. Lander, "Positional dependent spinal stenosis: correlation of u[right flexion-extension myelography and computed tomographic
5. J. Willen, B. Danielson, A. Gaultitz, T. Niklason, N. schonstrom and T. Hansson, "Dynamic Effects on the Lumbar Spinal Canal", Spine, Vol. 22, pp. 2968-2976, 1997
6. N. Tran et. al., "Mechanism of th eburst fracture in the thoracolumbar spine", Spine, Vol. 20, pp.1984-1988,1995
7. H.D. Cramer, and S.D. Darby, Basic and Clinical Anatomy of the Spine, Spinal Cord and ANS, Missouri, Mosby-Year Book, 1995
8. M. Argoubi, and A. Shirazi-Adl, "Poroelastic Creep Response Analysis of a Lumbar Motion Segment in Compression", J. of Biomechanics, Vol. 29, No. 10, pp. 1331-1339, 1996
9. J.O. Galent, "Tensile Properties of the Human Lumbar Annulus Fibrosus" , Acta Orthop. Scand. Suppl., Vol. 100, 1967
10. Z. Edmundo, "Mechanical Properties of the Human Lumbar Dura Mater", Arq Neuropsiquiatr, Vol. 54, pp 455-460, 1996
11. L.E. Bilston, and L.E. Thibault, "The Mechanical Properties of the Human Cervical Spinal Cord in Vitro", Annals of Biomechanics Engineering, Vol. 24, pp. 67-74, 1996
12. V.M. Spitzer, and D.G. Whitlock, Atlas of the Visible Human Male,