

# 추간판 크립이 마미에 미치는 영향 해석

조성윤\*·김영은\*\*

## Analysis of Disc Creep on the Cauda-Equina Occlusion

S. Y. CHO, Y. E. KIM

**Key Words:** lumbar spine, viscoelastic effect, cauda-equina, finite element model, disc

### Abstract

To study the effect of a disc creep on the cauda-equina occlusion, 3D-viscoelastic FE model including dura mater was developed. The model was analyzed according to various loading conditions and studied the contact between cauda-equina and nearby elements with time. With this contact the volume of the cauda-equina was changed. The contact and change of the volume were happened most highly in extension with time. By this result, it was concluded that the extension is the most fatal motion to cauda-equina in lumbar spine in all time region.

### 1. 서론

장시간 동안의 고정된 자세는 척추내 신경계를 압박하여, 신체적 장애를 입히는 결과를 초래한다. 축방향 하중뿐 아니라 신전, 굴전등에서도 이러한 현상이 발생한다. Dai Liyang<sup>(1)</sup> 등은 신전, 굴전시 요추부 마미의 부피가 변한다는 연구 결과를 보고하였다. 즉, 신전시에는 부피가 줄어 들고 굴전시에는 부피가 증가한다는 것이었다. 요추부의 척추신경의 압박은 황색 인대(ligamentum flavum)의 좌굴이나 추간판(disc)등의 팽윤으로 인하여 발생되고 있으며, 이를 측정하기 위해 주로 자세를 변경한 상태로 CT나 MRI를 이용한 촬영 방법이 이용되고 있다. 그러나 추간판의 점탄성 거동이 마미의 단면적 변화에 미치는 영향을 고

려한 연구 결과는 지금까지 없는 실정이다. 이에 본 연구에서는 이를 좀 더 정량적으로 살펴보기 위해 유한 요소 모델을 개발하였다. 모델은 장시간 동안의 신전, 굴전 현상에 대한 거동이 가능하도록 점탄성(viscoelastic) 물성치를 도입했으며, 각 하중 조건에 따라 마미가 받는 영향을 살펴보았다.

### 2. 유한 요소 모델

유한요소 모델은 이전 연구 수행<sup>(2)</sup> 중 개발된 것을 개선시킨 모델로서 상용 프로그램인 EMRC NISA II 8.0의 DISPLAY III를 이용했다.

3차원의 요추 3/4번의 구조와, 인대 그리고 추간판을 그대로 유지하면서, 유체가 포함된 마미 모델을 완성시키고, 추간판의 물성치는 점탄성 거동이 가능하도록 구성하였다. 요추부 구조 중 연조직(soft tissue)은 해부학 자료를 참고해 모델링 하였다.

\* 단국대학교 대학원

\*\* 단국대학교

#### 2.1 마미(cauda equina)

실제 인체의 단면을 자른 사진<sup>(3)</sup>을 이용하였으며 자료와 같은 비율로 아래쪽 마미의 단면적이 줄어들도록 구성하였다. 마미내의 모든 요소를 포함하여 외형은 하나의 경막(dura mater)으로 구성하였으며, 4절점 평면(shell) 요소를 이용하였다. 마미의 실제 형상과 같이 척수 원추(conus medullaris)로부터 추간공(intervertebral foramen)으로 빠져나가는 척수 요신경(lumbar spinal nerves)을 나타내었다. 마미는 그 안에 있는 물질들로 인해 내압이 형성되는데, 이를 모델링하기 위해 경막의 절점을 공유하는 유체 요소(fluid element)를 포함시켰다. 이 유체 요소는 상용 프로그램인 ABAQUS에서 제공하는 것으로서 밀폐된 공간내에 유체가 채워진 형태이다. 이 요소를 이용함으로써 내부의 압력을 일정하게 유지할 수 있고, 경막에 외부로부터의 접촉이 발생했을 때, 이로 인한 부피 변화를 계산해 낼 수 있다.

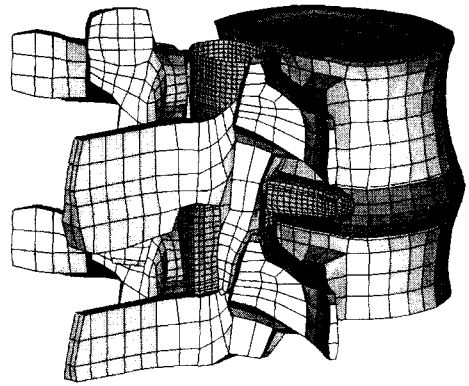


Fig.1 3D-Developed one motion segment finite element model

### 3. 물성치(material properties)

추간판 부위가 움직임에 대해 상대적으로 가장 많은 변화를 일으키는 부위이기 때문에 추간판에만 점탄성 물성치를 도입했다.

Table 1. List of Element

Component			No. of Element
Vertebra	Cortical shell	Shell(S4R)	356
	Endplate	3D-brick (C3D8)	222
	Posterior element		986
	Cancellous core		2220
Disc	Nucleus	3D-brick (C3D8H)	432
	Annulus	3D-brick (C3D8)	456
	Fiber	Truss(T3D2)	1216
Ligament	ALL	Truss (T3D2)	40
	PLL		32
	CL		40
	TPL		4
	SSPL		4
	ISPL		8
	LF		Shell(S4R)
Facet contact	GAPUNI	12	
Dura mater	Shell(S4R)	3780	
Fluid element	F3D4,F3D3	3936	
Surface contact	Soft, Hard Contact	6	

Table 2. Material properties of ligament

Material	Young's Modulus (MPa)	Density (kg/mm <sup>3</sup> )	Cross sectional area(mm <sup>2</sup> )
Anterior Longitudinal Ligament	7.8	2.00E-06	1.3
Posterior Longitudinal Ligament	10	2.00E-06	0.8375
Capsula Ligament	7.5	2.00E-06	0.25
Transverse Ligament	10	2.00E-06	0.75
Supraspinous Ligament	8	2.00E-06	1.25
Interspinous Ligament	10	2.00E-06	1.875
Ligamentum Flavum	30	2.00E-06	0.3
Dura mater	T: 18.83E-6 L: 120.30E-6	1.832E-06	0.18

Dura mater : transversely isotropic material

T: transverse elastic modulus

L: longitudinal elastic modulus

### 3.1 추간판(disc)

Table 3과 Table 4에 나타낸 바와 같이 추간판 내 윤상인대의 기저층(annulus ground matrix)과 수핵(nucleus pulposus)에 점탄성 물성치를 대입했다. 이 자료는 Shirazi-Adl<sup>(4)</sup> 등이 연구한 결과를 수정, 보완하여 구성시켰으며 식(1)을 통해 Prony series의 조합으로 점탄성 물성치를 나타낼 수 있다. 추간판 부위의 포아송 비(Poisson ratio)를 윤상인대는 0.45, 수핵은 0.49로 각각 일정하게 유지시켰기 때문에 초기 탄성 계수로부터 전단탄성계수(shear modulus)와 체적탄성계수(bulk modulus)를 구할 수 있다.

Table 3. Material properties of the each component

Material	Young's Modulus (MPa)	Density (kg/mm <sup>3</sup> )	Poisson's Ratio
Cancellous	100	1.00E-06	0.2
Cortical bone	12000	1.83E-06	0.3
Endplate	12000	1.83E-06	0.3
Annulus ground matrix*	4.2	1.20E-06	0.45
Annulus fiber	175	2.00E-08	Cross Area 0.27148 mm <sup>2</sup>
Nucleus*	2.0	1.00E-06	0.49
Posterior element	3500	1.576E-06	0.25

\* : instantaneous elastic modulus

Table 4. The prony series of the disc materials

	shear	bulk	time(sec)
Annulus	$g_1=0.3991$	$k_1=0.3991$	$\tau_1=3.45$
	$g_2=0.0000$	$k_2=0.3000$	$\tau_2=100$
	$g_3=0.3605$	$k_3=0.1490$	$\tau_3=1000$
	$g_4=0.05$	$k_4=0.1500$	$\tau_4=5000$
Nucleus	$g_1=0.6375$	$k_1=0.0000$	$\tau_1=0.141$
	$g_2=0.1558$	$k_2=0.0000$	$\tau_2=2.21$
	$g_3=0.1202$	$k_3=0.0000$	$\tau_3=39.9$
	$g_4=0.0383$	$k_4=0.0000$	$\tau_4=266$
	$g_5=0.0000$	$k_5=0.0000$	$\tau_5=500$

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

$g_R(t)$  : dimensionless relaxation modulus

$g_i$  : modulus ratio

$\tau_i$  : relaxation time

### 3.2 마미(cauda equina)

Edmundo zarzur<sup>(5)</sup>는 그의 연구에서 경막의 물성치는 수직 방향으로만 큰 물성치를 갖고 그 외에는 균일하다고 보고하였다. 본 모델에서는 그의 연구 결과에 따른 물성치를 이용하였다.

## 4. 하중 조건 및 경계 조건

수직 압축, 신전, 굴전 I, 굴전 II 등 총 4가지의 하중 조건을 가하였다. 굴전 I과 굴전 II의 차이는 마미의 윗면의 경계 조건의 차이이다. 굴전 I에서는 마미의 윗면을 구속하지 않고, 굴전 II에서는 추체의 윗면과 마미의 높이가 함께 변화하도록 구속하였다.

압축시에는 모델의 타당성 검증에서와는 달리 실제 거동을 고려하여 굴전을 허용하고 1200N의 하중을 50초 동안 균일하게 증가시킨 후 3600초 동안 유지시켰다. 신전과 굴전 I, II 역시 50초 동안 10Nm의 회전력을 균일하게 증가시킨 후 3600초 동안 유지시켰다. 회전력의 합은 추체에 인장이나 압축이 가해지지 않도록 하였다.

## 5. 모델의 타당성 검증

이전 연구에 사용된 모델을 개선하였으므로, 1200N의 수직 압축력만을 4000초 동안 가한 후 시간에 따른 축방향 변위를 이전 연구 결과<sup>(7)</sup>와 비교하였다.

### 5.1 경계 조건(boundary condition)

Kim, Y. E<sup>(6)</sup>등의 연구에 따르면 요추의 윗면에 축 하중을 가할 때, 굴전에 대한 추체의 회전 구속 여부에 따라 그 결과값이 달라지는 데, 이는 후관절(Facet Joint)로의 힘의 분배차이에서 발생한다. 따라서 이전 연구 결과와 같은 조건을 유지하기 위해 추체의 회전을 구속하였다.

## 5.2 결과비교

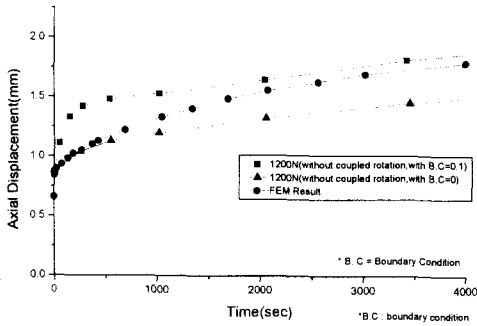


Fig. 2 Comparison of the creep analysis

Fig. 2에서와 같이 시간에 따른 변위가 이전 연구 결과<sup>(7)</sup> 범위 내에 있어 본 모델이 추간판 크립 현상을 해석하는데 있어 타당하다고 판단되었다.

## 6. 결과

### 6.1 마미의 형태 변화

Fig. 6은 각 하중에 따라 마미와 그 주변 요소들이 변화된 상태를 윗면에서 본 모습이다. 압축 시에는 추간판에 의해서만 마미의 접촉이 발생했고, 신전 시에는 추간판과 추체 후방 요소에 의해 마미가 후방으로 밀리면서, 황색인대와 접촉을 일으켰다. 굴전 I에서는 laminar와 접촉을 일으켰으며, 굴전 II에서는 접촉이 발생하지 않았다.

### 6.2 각 하중에 따른 마미내의 부피변화

Fig. 3에서 보이는 바와 같이 마미의 부피는 하중이 균일하게 가해지는 50초까지는 급격하게, 그 이후의 시간에 대해서는 서서히 변화하였으며, 신전 시에 가장 크게 감소하고, 굴전 II에서만 증가하는 경향을 나타내었다.

부피 변화는 마미와 주변의 요소와의 접촉으로 인해 발생하게 되는데, 이에 영향을 주는 요소로는 추간판, 황색인대, 추체의 후방요소등이다.

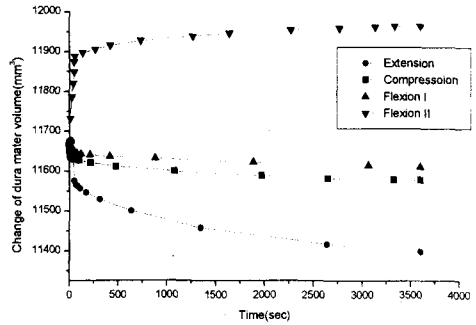


Fig. 3 The change of the dura mater volume

Fig. 3과 Fig. 6을 비교해 볼 때 상대적으로 주변 요소와 많은 접촉을 일으키는 신전에서 부피가 가장 많이 줄어들고 접촉이 없었던 굴전 II에서 부피가 증가한다는 것은 접촉과 부피 변화와의 관계를 잘 나타내준다.

### 6.3 신·굴전시 각도 변화

Fig. 4는 시간이 경과함에 따라 신전, 굴전시 추체의 회전각을 나타내고 있다. 하중이 균일하게 증가하는 50초까지는 회전각이 급격히 증가하고, 그 이후에는 약간 증가했다.

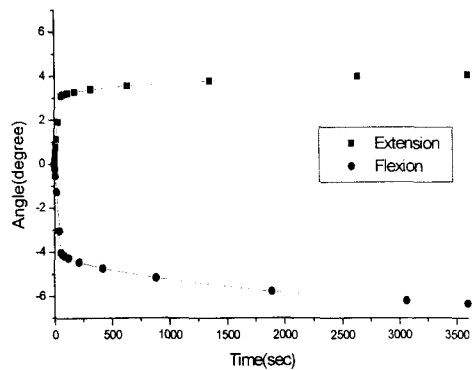


Fig. 4 The change of rotation angle

50초 이후 신전에서는 거의 변화가 없고 굴전에서는 약 1° 정도 증가했는데, 이는 신전 시에 후관절의 영향이 굴전 시보다 크기 때문이다.

#### 6.4 마미의 단면적 변화

Fig. 5는 각 하중 조건에서 마미의 단면적이 가장 많이 줄어드는 부위를 각각 선별하여 시간에 따른 변화를 나타낸 것이다. 신전시에는 가장 윗면, 압축시에는 추간판과 같은 높이, 그리고 굴절에서는 lamina 높이에서 단면적 변화를 시간에 따라 살펴보았다.

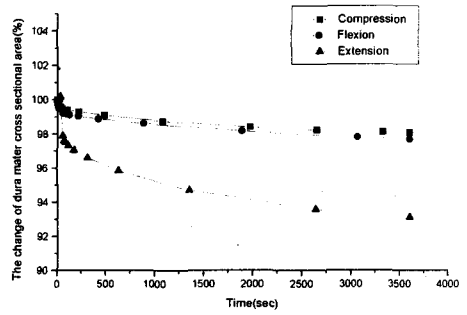


Fig. 5 The change of cross sectional area

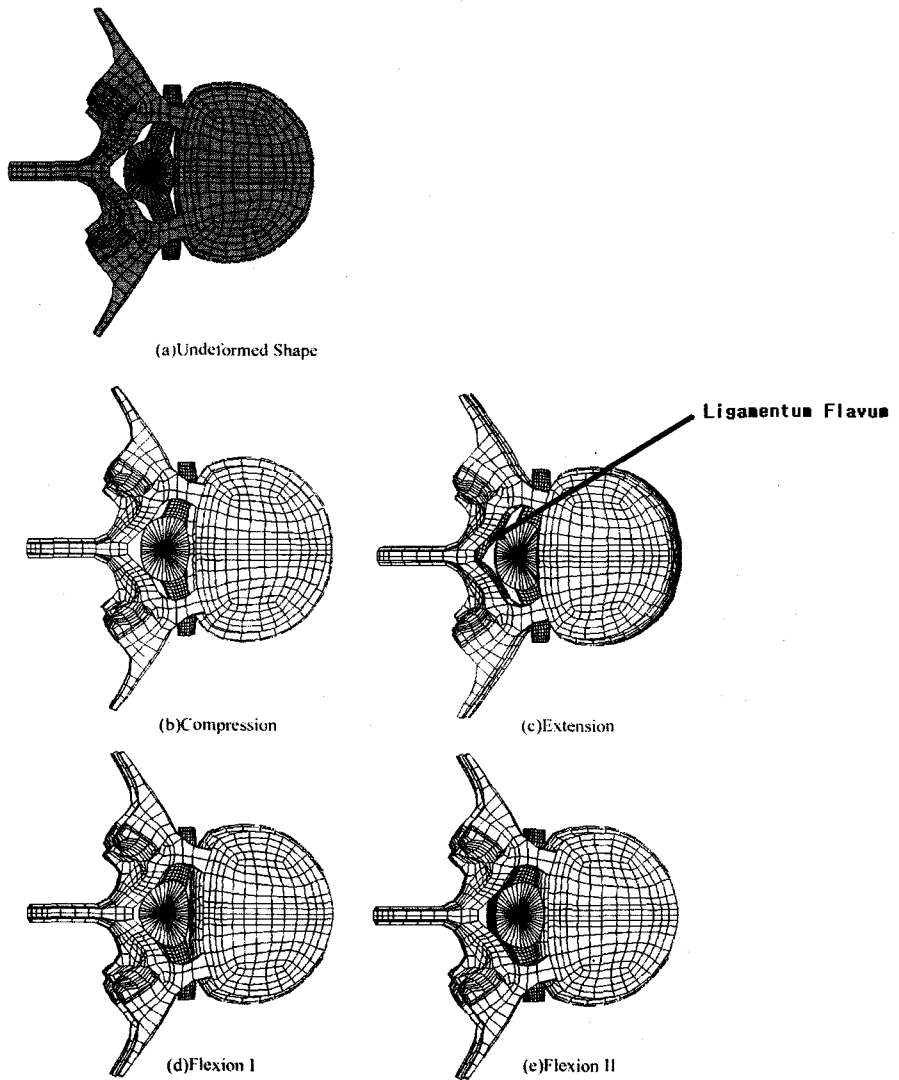


Fig. 6 The shape change of the each loading condition

### 6.6 후관절 접촉력(facet contact force)

Fig. 7은 신전과 압축시 후관절의 접촉력을 나타낸 것이다. 각각 50초까지는 급격히 증가하고, 그 이후에는 서서히 증가하고 있다. 굴전시에는 추체에 회전력으로 인한 인장이나 압축이 발생하지 않았기 때문에 접촉력이 발생하지 않았다.

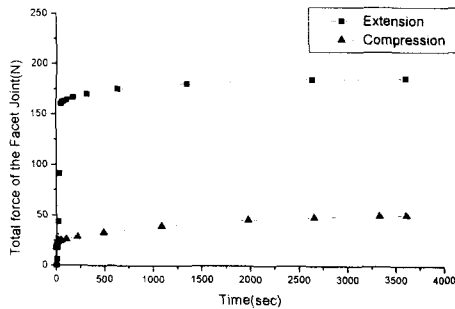


Fig. 7 The change of the facet force

### 6.6 점탄성 거동(viscoelastic behavior)

본 유한 요소 모델에서 추간판에만 점탄성 물성치를 도입하였으므로, 50초 이후에 나타나는 마미의 변화는 추간판만의 점탄성 거동에 의해 발생된 것이다.

## 7. 토의 및 결론

추간판 크립이 마미에 미치는 영향을 살펴보기 위해 유한 요소 모델을 개발하였다. 이를 이용하여 1시간 동안 4가지의 하중 조건에 따른 마미의 거동을 살펴보았다. 마미의 부피 변화에 가장 큰 변화를 주는 것은 그 주변의 접촉으로 인한 것이었다. 상대적으로 많은 접촉이 일어나는 신전시에 부피가 가장 많이 줄어들었다는 것이 이를 뒷받침해주고 있다. 또한 본 연구에서 상대적으로 접촉이 적은 굴전 I과 굴전 II에서는 부피변화가 각각 약간 감소하고 증가하는 결과를 나타내는데, 이 결과는 Dai Liyang<sup>(1)</sup>등의 실험 결과와 잘 일치하고 있다. 즉, 신전시에는 척추 신경의 부피가 줄어들고, 굴전시에는 부피가 증가하는데, 그 이유는 신경 다발이 굽힘에 따라 늘어나기 때문이라고 설명하였다.

본 연구를 통해 각 하중 조건에 따른 추간판

의 크립이 마미에 미치는 영향을 부피변화와 단면적 변화를 통해 살펴볼 수 있었다. 시간 전 영역에 걸쳐 신전이 마미에 대한 영향이 가장 컸다. 이를 통해 신전이 요추부위 부상에 가장 크다는 사실을 확인할 수 있었다.

## 참고문헌

- (1) Dai Liyang, MD, Xu Yinkan, MD, Zhang Wenming, MD and Zhou Zhihua, MD, The effect of flexion-extension motion of the lumbar spine on the capacity of the spinal canal, Spine, Vol. 14, No. 5, 1989, pp 523-525
- (2) 김영은, 박덕용, 조성윤, 하중 조건에 따른 마미의 단면 변화 해석, 대한의용생체공학회 춘계학술대회, 제22권, 제1호, 2000, pp 175-176
- (3) Victor M. Spitzer, David G. Whitlock, Atlas of the visible human male, Jones and Bartlett publishers
- (4) J.L. Wang, M. Parnianpour, A. Shirazi\_Adl, A.E. Engin, S. Li, A. Patwardhan, Development and validation of a viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment, Theor. Appl. Fracture Mech. 28, 1997, pp 81-93
- (5) Edmundo zarzur, Mechanical properties of the human lumbar dura mater, Arq Neuropsiquiatr, Vol. 54, No. 3, 1996, pp 455-466
- (6) Young E. Kim and Vijay K. Goel, Effect of testing mode on the biomechanical response of a spinal motion segment, J. Biomechanics Vol. 23, No. 3, 1990, pp 289-291
- (7) M. Argoubi and A. Shirazi-Adl, Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression, J. Biomechanics, Vol. 29, No. 10, 1996, pp 1331-1339
- (8) Hibbit, Karlsson, Sorensen, ABAQUS User's and Theory manual, Ver. 5.8, 1999
- (9) Jan willen, Barbro Danielson, Arne Gaultiz, Thomas Niklason, Nils Schonstrom and Tommy Hansson, Dynamic effects on the lumbar spinal canal, Spine, Vol. 22, No. 24, 1997, pp 2968-2976