

크립현상이 요추 운동분절내의 척추경막 교합에 미치는 영향 해석

김영은 · 조성윤

단국대학교 기계공학과

(2001년 7월 9일 접수, 2001년 12월 18일 채택)

Analysis of the Creep Effect on the Dural-sac Occlusion in the Lumbar Spinal Motion Segment

Y.E. Kim, S.Y. Cho

Dept. of Mechanical Engineering, Dankook University

(Received July 9, 2001. Accepted December 18, 2001)

요약: 크립현상에 따른 척추경막의 교합 원인과 교합량을 유한요소 모델을 이용하여 정량적으로 구하였다. 교합량은 척추경막의 단면적 변화로 나타내었다. 500 N부터 6000 N까지 수직 방향으로의 축하중과 2 Nm에서 10 Nm까지의 굽힘, 신전 모멘트 변화에 따른 척추경막의 교합량을 구한 결과 2000 N이상에서의 하중에서만 척추경막의 교합이 발생하였다. 신전을 동반한 수직압축의 경우 교합량이 단순 압축에 비해 더 크게 나타났다. 2 kN의 압축력이 8 Nm의 신전 모멘트와 함께 작용되었을 경우 7.4%, 10 Nm의 모멘트와 함께 작용하였을 경우에는 10.5%의 교합량이 발생했다. 크립에 따른 교합량의 변화는 신전시 가장 크게 나타났으며 10 Nm의 모멘트가 작용될 경우에서 6.9%의 교합량과 2.4%의 체적 감소가 계산되었다. 교합현상은 주로 황색인대의 이완과 추간판의 팽윤에 의해 발생되었으며 신전시에는 황색인대가 교합의 주원인이 되었다. 굽힘으로 인한 교합현상은 발생되지 않았다.

Abstract: Occlusion of the dural-sac in the lumbar spine was quantitatively analyzed using a one motion segment finite element mode developed in this study. Occlusion was quantified by calculating the cross sectional area change of the dural-sac. In static analysis, less than 2 kN of compressive load could produced no dural-sac occlusion, whereas 6kN load reduced cross sectional area by 4%, and produced 7.4%, 10.5% occlusion for additional 8 Nm, 10 Nm extension moments, respectively. In creep analysis, 10 Nm extension reduced cross sectional area and volume of the dural-sac by 6.9% and 2.4%, respectively. However, flexion moment could not produce any occlusion. The results suggested that occlusions may result mainly from slackening of ligamentum flavum and disc bulging.

Key words: Lumbar spine, Dural-sac, Occlusion, Creep, Ligamentum flavum, Disc

서 론

요추의 stenosis의 원인에 대한 여러 가지 분석이 발표되고 있음에도 불구하고 대부분의 연구자들은 stenosis의 주 요인은 척추 신경이 압박을 받아 발생되는 것으로 일치된 견해를 보이고 있다[1]. 또한 요추의 stenosis는 환자의 자세에 연관된

증상을 보이고 있다. 즉 몸을 뒤로 젖히거나, 오래 서있거나 걸게되면 증상을 악화 시키게된다. 이와 같이 척추신경의 눌림 현상이 요통(back pain)의 주요 원인으로 인식되고 있음에도 불구하고 이에 대한 정량적 해석은 거의 이루어진 바가 없다. 최근 들어서야 MRI나 CT를 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[2]은 척추강조형술(myelography)을 이용해 신전(extension)과 굽힘(flexion) 자세에서 경막의 직경 변화 등을 측정하였으며 Schoestroem 등[3]은 CT 이미지 데이터를 이용하여 L3-L4에서 굽힘과 신전 인장과 압축시 최대 16%의 추

본 연구는 1998년도 한국과학재단 핵심전문연구지원과제(과제번호: 981-0712-090-2)로 수행되었음

통신저자: 김영은, (140-714) 서울 용산구 한남동 산 8

단국대학교 기계공학과

Tel. (02)709-2561, Fax. (02)790-9661

E-mail. yekim@dankook.ac.kr

궁 단면적 변화를 측정하였다. Zander와 Lander의 실험[4]에서도 유사한 결과를 얻고 있다. 즉, 굴절과 신전 자세에 따라 최대 30%의 경막 직경 변화를 척추강조형술을 이용하여 측정하였다. 한편 Willen 등[5]은 직립 자세에서 수직 하중 변화에 따른 추궁 단면적 변화를 측정하였으며 약간의 신전 자세에서 압축력이 가해졌을 경우 경막의 뚜렷한 단면적 변화를 관찰하였다. Mauuri 등[6]은 흉추 영역에서 황색인대가 척추 신경 압박에 주요한 원인이 되기 때문에 추궁절제술(laminectomy)가 임상적으로 큰 효과를 본다고 하였다.

지금까지의 연구 동향에서 살펴볼 수 있듯이, 척추경막의 교합현상(occlusion)에 대한 연구가 일부 수행되어지고 있으나 모든 연구가 실험적 방법을 이용하여 매우 제한된 경우에 국한되어 수행되었을 뿐이다. 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 크립(creep), 추간판 팽윤(disc bulging), 그리고 황색인대(ligamentum flavum)의 이완(slackening)등의 원인이 척추경막 교합에 미치는 영향을 L3/L4 운동분절에 대한 3차원 유한 요소 모형을 개발하여 해석하였다.

유한요소 모델

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

1. 요추의 유한 요소 모델

본 연구에서 이용된 유한 요소 모델은 7종류의 인대(ligament)와 척추경막(dural-sac)요소를 포함한 3/4번 요추 운동분절(motion segment)에 대한 3차원모델로 구성하였다. 그림 1은 본 연구에서 개발된 모델을 보여주고 있다.

정상적인 추간판의 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 합해진 요소(C3D8H)로 모델링 하였다. 반면에 섬유륜(annulus fibrosus)은 무정형의 기질(amorphous ground substance)로 반복되는 환형의 섬유 조직이 서로 반대방향으로 엇갈려 있는 사실을 토대로 기저층(annulus ground matrix)내에 교원질 섬유(collagen fiber)를 첨가시켜 구성하였다. 즉 일반 solid 요소 내에 서로 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 Galante[9]의 연구에 의하면 교원질 섬유의 양은 섬유륜 부피의 약 16%를 차지한다고 한다. 이러한 사실을 본 유한 요소 모델에 적용하기 위해 교원질 섬유가 섬유륜 부피의 16%가 되도록 섬유의 단면적을 결정하였다. 한 개의 추간판은 4층으로 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 황색 인대를 제외한 6 종 인대들은 모두 3 차원 truss요소(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 III을 선택하여 이 형태로 이완현상이 발생되도록 해석 전에 그 형태 방향으로 전체 변화량의 1/100의 초기 변위를 주었다.

유한요소 모델에서 사용된 마미(cauda-equina) 모델의 형상은 인체의 단면형상은 virtual human data[10]를 이용하여 구성하였다. 실제 해석 시 마미의 눌림 현상을 정확히 해석하기 어려운 관계로 마미를 둘러싸고 있는 척추경막 만을 모델링 하였으며 모델은 4절점 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 척추경막 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.

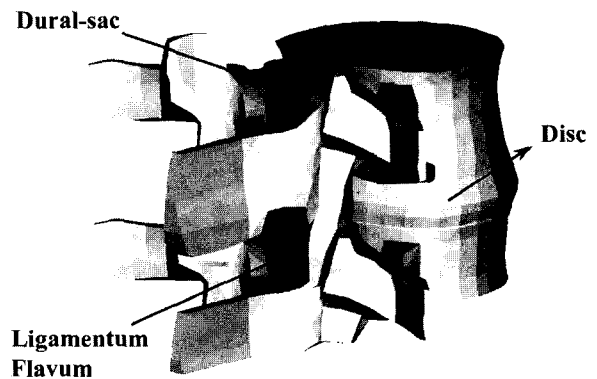


그림 1. 요추의 3차원 유한요소모델

Fig. 1. Developed 3-D finite element lumbar spine model

후관절(facet joint)에서 발생하는 접촉 현상은 3-D gap요소를 사용하였으며 척추경막에서 발생하는 교합 현상은 면접촉(surface contact) 요소를 이용하였다. 면 접촉에서는 상호 작용을 위해 2개의 면이 정의되는데, 이를 각각 master surface와 slave surface라고 부른다. 이 두 면은 다시 contact pair로 짝을 이루는데, slave surface가 master surface를 뚫지 못하도록 제한이 주어진다. 따라서, slave surface는 master surface보다 더 세밀하게 모델링을 해야 면으로서의 역할을 할 수 있다. 그림 2는 본 연구에서 정의된 면 접촉을 나타내고 있다. 그림에서 M은 master surface이고, S는 slave surface를 각기 나타내고 있다. 척추경막과 접촉이 발생했을 경우 그에 대응되는 요추 요소에 각각 면을 지정하고, 짝을 이루도록 하였다. 그림에서 보이는 면들은 신전, 굴진, 배굴전등의 다양한 운동에 대해 해석을 수행하여 본 후 척추경막과 접촉이 발생될 가능성이 있는 곳으로 해당 부위에 충분히 넓게 정의하였다. 본 모델에서는 총 14994개 요소(element)를 사용하였다.

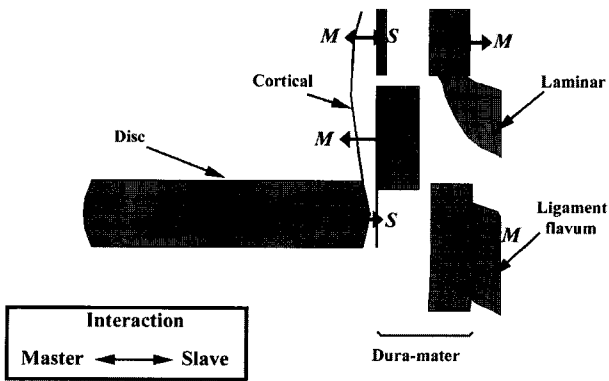


그림 2. 면접촉 요소
Fig. 2. Contact pairs of surface contact

2. 물성치

인대와 추간판의 경우 점탄성(viscoelastic) 거동 구현하기 위해 점탄성 물성치를 각기 도입했다. 척추경막의 경우 경추 부위의 신경 다발(spinal cord)을 인장 시험했을 때의 탄성 계수와 dura-mater의 탄성 계수를 이용하였다.

본 모델에서 사용한 점탄성적 성질을 나타내는 물성치[11]는 Prony series를 이용하여 다음과 같이 나타내었다.

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

위 식에서

- $g_R(t)$: dimensionless relaxation modulus
- g_i : modulus ratio
- τ_i : relaxation time

표 1. 추간판과 인대의 Prony series 계수[11]
Table 1. Prony series of the disc and ligament[11]

	modulus ratio	relaxation time(sec)
Annulus matrix	$g_1 = 0.3991$	$\tau_1 = 3.45$
Instantaneous elastic modulus (4.2 MPa)	$g_2 = 0.3605$	$\tau_2 = 100$
	$g_3 = 0.0500$	$\tau_3 = 1000$
	$g_4 = 0.0000$	$\tau_4 = 5000$
Nucleus	$g_1 = 0.6375$	$\tau_1 = 0.141$
Instantaneous elastic modulus (2.0 MPa)	$g_2 = 0.1558$	$\tau_2 = 2.21$
	$g_3 = 0.1202$	$\tau_3 = 39.9$
	$g_4 = 0.0383$	$\tau_4 = 266$
	$g_5 = 0.0000$	$\tau_5 = 500$
	Ligament and Annulus fiber	$g_1 = 0.1537$
$g_2 = 0.1326$		$\tau_2 = 5.4$
$g_3 = 0.2637$		$\tau_3 = 395$

를 나타내고 있다.

식 (1)에서 G_0 는 초기의 전단 응력 계수(instantaneous modulus)를 의미하며 표 1은 추간판의 섬유륜과 수핵의 점탄성 물성치를 Prony series로 나타낸 것이다. 수핵의 경우 비압축성이기 때문에 bulk relaxation modulus ratio가 모두 0이다. 본 유한 요소 모델에서 추간판 부위의 포아송 비를 섬유륜은 0.45, 수핵은 0.49로 각각 일정하게 유지시켰기 때문에 초기 탄성 계수로부터 전단탄성계수와 체적탄성계수(bulk modulus)를 구할 수 있다.

3. 경계 조건과 하중 조건

모델의 가장 아래에 위치한 절점들을 고정시켰다. 또한 실제적으로 척추의 굴진 시에는 신경 다발도 함께 움직이기 때문에 본 유한 요소 모델에서는 kinematic coupling을 이용하여 이 현상을 구현하였다. 즉, 추체(vertebral body)의 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 coupling으로 구속시킨다. 이렇게 구속된 척추 경막의 절점들은 추체가 움직임에 따라 좌표계와 그 내부에 정의한 기준 절점이 함께 움직이게 되어 결국 추체의 윗면과 평행을 유지하게 된다.

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.

본 연구에서는 압축(compression), 신전(extension), 굴절(flexion), 그리고 배굴절(lateral bending)의 하중 조건에 따른 척추경막의 교합량을 계산하였다. 하중은 그림 3에서 볼 수 있듯이 50초 동안 선형적으로 0 에서부터 최대 하중량에 도달하도록 하였으며 최대하중에 도달 한 후에는 일정한 값을 유지하도록 하였다.

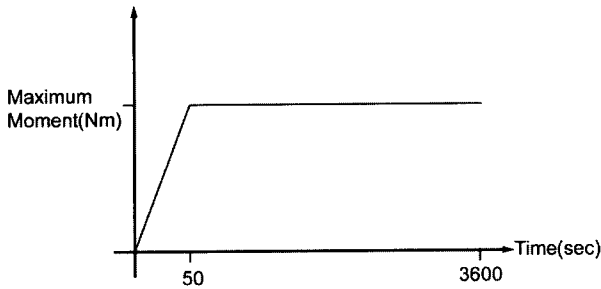


그림 3. 크립 해석시의 하중 형상
Fig. 3. Load profile in creep analysis

결과 및 토의

1. 크립거동해석

요추의 움직임에 가장 지배적인 영향을 미치는 부분인 추간판에서의 응답을 살펴보기 위해 최대 1200 N의 압축력을 가했을 때 축 방향으로의 변위를 시간에 따라 살펴보았다. 시간 변화에 따른 추체의 축방향 변위를 기존의 연구 결과[12]와 비교하여 본 결과 본 유한 요소 모델의 해석 결과가 기존 연구의 두 개의 경계 조건으로부터 얻어진 해석 결과 내에 있음을 보여주고 있다. 기존 연구에서는 두 가지의 극단의 경계 조건을 사용하였으므로 실제적인 요추의 거동은 본 연구에서의 해석 결과와 같이 유사할 것으로 예상된다.

그림 4에서는 수핵 부위에 0.1 rad의 전단 변형률(shear strain)을 가한 후 약 1000 sec 동안 유지시켰을 때 발생하는

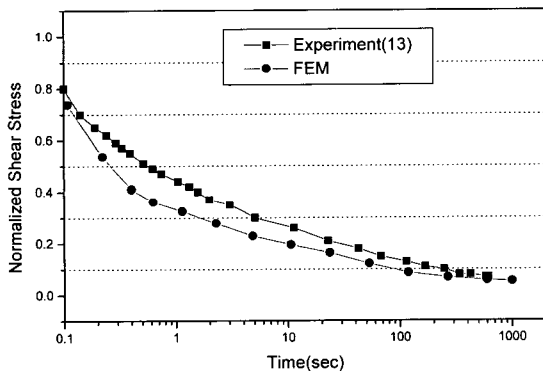


그림 4. 수핵 내에서의 표준전단응력 변화
Fig. 4. Normalized shear stress variation in nucleus

전단 응력 변화를 사체로부터 떼어낸 수핵을 바닥면을 고정시키고 윗면에 전단 변형률을 가한 실험 결과와 비교하였다. 결과를 비교해 보면 시간에 따른 유한 요소 모델의 표준전단응력(normalized shear stress)의 변화가 기존의 실험 데이터 [13]와 일치하고 있음을 보이고 있다. 이와 같은 해석 결과 본 연구에서 채택한 크립 해석은 신뢰성을 보이고 있음을 증명할 수 있었다.

2. 척추경막에서의 교합

수직 축하중이 작용되었을 경우, 척추경막의 변형은 황색인대의 이완과 추간판의 팽윤으로 인해 발생했다. 추간판은 후방으로의 팽윤으로 인하여 척추경막과 접촉을 일으켰고 황색인대는 위아래의 후방 요소(posterior element)간 높이의 감소로 인해 이완되어 그 두께가 증가됨에 따라 척추경막과의 접촉이 발생하였다. 2000 N이하의 하중에서는 척추경막의 교합이 발생하지 않았으며, 그림5에서 보는 바와 같이 3 kN의 축하중이 작용될 경우부터 척추경막의 교합이 발생되면서 하중이 커질수록 그 양이 증가되고 있다. 교합량은 척추경막의 단면적의 감소를 계산한 것인데 3 kN에서는 0.6%, 6 kN에서는 4.2%에 이르렀다.

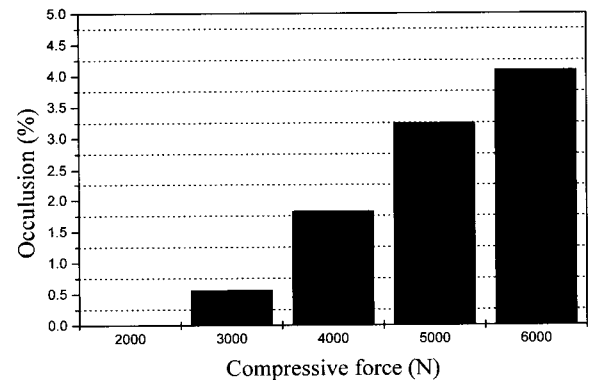


그림 5. 수직 압력에 따른 척추경막의 교합량
Fig. 5. Magnitude of dural-sac occlusion in compression

신전이 된 상태에서 추가적으로 가해지는 축하중량이 증가될수록 추간판의 후방 팽윤이 증가되었으며, 황색인대 역시 이완량이 커지면서 측면에서 계산된 인대의 두께 증가로 인하여 척추경막과의 교합량을 증대시켰다. 그림 6은 신전후 축하중 증대에 따른 교합량의 변화를 나타내고 있다. 1000 N의 축하중을 적용 시킨 후 추가로 8 Nm와 10 Nm의 신전 모멘트를 가할 경우 각각 0.9%와 2.5%의 교합량이 발생했다. 이와 같은 결과는 그림 5에서 축하중만 가해졌을 때 교합이 발생되지 않았다는 점과 비교해 볼 때, 신전 시에는 황색인대가 척추경막 교합에 주원인이 되고 있음을 알 수 있다. 일정한 축하중이 가해진 상태에서는 신전의 양이 커짐에 따라 교합량이 증가하고 있다. 그림에서 볼 수 있듯이 2000 N의 축하중이 가해졌을 때,

신전 모멘트가 8 Nm인 경우는 7.3%인데 반해, 10 Nm인 경우는 10.5%로 교합량이 증대되고 있다.

이와 같은 해석 결과는 Liyang 등[2], Willen 등[5]의 MRI를 이용한 측정 결과와도 잘 일치하고 있다. 전자의 실험에 의하면 굴전에 비해 신전 시 요추의 모든 위치에서 경막의 시상면상(sagittal plane)의 직경이 모두 작게 나타나고 있음을 보이고 있었으며 후자의 실험에서도 약간 신전된 자세에서 수직 하중이 가해질 경우 뚜렷한 경막 단면적의 감소를 측정하였다. 이와 같은 측정 결과와 달리 Schonstrom 등[3]의 측정에서는 황색인대가 추공(foramen) 단면적 크기에 큰 영향을 주지 않는다고 하였다.

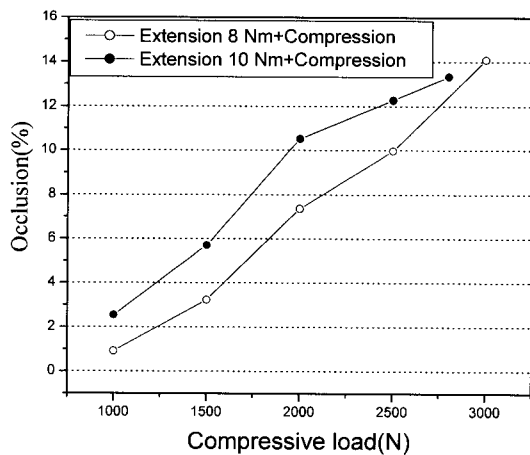


그림 6. 신전시 추가적인 수직 압축력에 따른 척추 경막의 단면적 변화
Fig. 6. Variation of dural-sac cross sectional area change due to additional compressive load in extension

3. 크림현상에 따른 척추경막의 교합량 변화

신전 모멘트가 가해질 경우 최대 정하중이 모두 가해지는 50 sec 부근에서는 황색 인대와 추간판만이 척추 경막과의 접촉이 발생되었다. 10 Nm와 8 Nm의 하중이 가해졌을 때 50 sec와 3600 sec에서 각각 0.4%, 2.1%와 3.1%, 6.9%의 단면적 감소가 발생했다. 그림 7에서 볼 수 있듯이 5 Nm와 2 Nm의 하중에서는 단면적 감소가 발생하지 않아 접촉이 발생되고 있지 않음을 의미한다. 한편 굴전 모멘트를 가하였을 경우는 후방으로 추간판의 팽윤이 발생하지 않기 때문에 추간판으로 인한 교합이 발생하지 않았으며 황색인대도 인장 상태를 유지하기 때문에 역시 황색인대로 인한 영향도 발생하지 않았다.

배굴전 모멘트가 가해질 경우(그림 8 참조) 최대 하중이 적용되는 50 sec에서는 황색인대만이 척추경막과 접촉을 일으키지만 크림이 지속적으로 발생되어 짐에 따라 황색인대뿐만 아니라 추간판과도 접촉이 발생되고 있다. 시상면을 중심으로 대칭으로 모델링 된 황색인대에서 회전이 발생하는 쪽으로는 이완이 발생하고 반대 방향에서는 인장이 발생되었다. 또한 배굴전을 하면서 후관절의 접촉으로 인해 요추가 축회전이 발생하

게 되며 이로 인해 황색인대에서 인장이 발생하는 부위의 일부가 전방으로 이동하면서 척추경막과의 접촉이 확대되는 현상을 보이고 있다. 하중이 모두 가해진 50 sec에서의 단면적 감소는 신전과 배굴전이 각각 약 0.6%와 2.4% 정도인데, 1시간 후인 3600 sec에서는 각기 2.4%, 6.9%의 수치를 나타내고 있다.

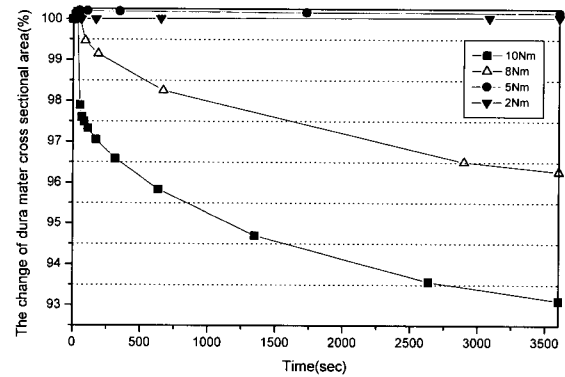


그림 7. 신전시 시간 변화에 따른 척추 경막의 단면적 변화
Fig. 7. Time history of dural-sac cross sectional area for extension moment

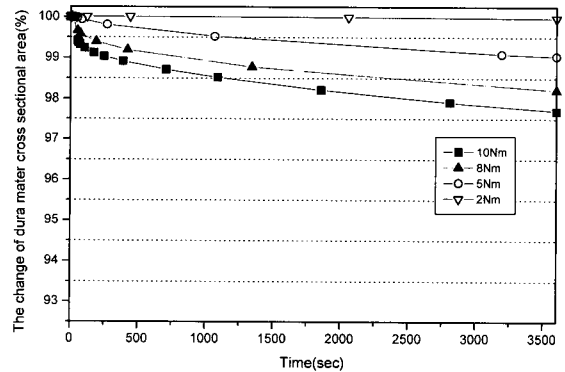


그림 8. 배굴전시 시간 변화에 따른 척추 경막의 단면적 변화
Fig. 8. Time history of dural-sac cross sectional area for lateral bending moment

4. 척추경막내의 체적 변화

척추경막 내의 체적은 척추경막 내에 덧붙여 모델링한 유체 요소를 이용하여 척추경막 내의 압력을 일정하게 유지하면서 정확한 체적 변화를 구할 수 있었다.

신전 시에는 다른 운동에서 보다 더 많은 접촉이 발생한 관계로 뚜렷한 체적 감소가 계산되었다. 10 Nm의 신전 모멘트가 적용되었을 경우 최대 하중이 가해지는 50 sec에서 0.9% 그리고 3600 sec가 지난 후에는 2.4%의 체적이 감소하였다. 한편 8 Nm에서는 각각 0.3%와 1.5%가 감소하였다. 굴전 시에는 척추경막의 윗면과 추체의 윗면이 평행하도록 하는 경계조건을 적용해, 추체가 전방으로 기울어짐에 따라 척추경막이 늘어나게 되었다. 그림 9에서 볼 수 있듯이 10 Nm의 하중에

서 척추경막의 부피는 50 sec와 3600 sec에서 각각 1.9%와 2.5%씩 증가하였고, 8 Nm의 하중에서는 각기 1.4%, 1.9% 씩 증가하였다.

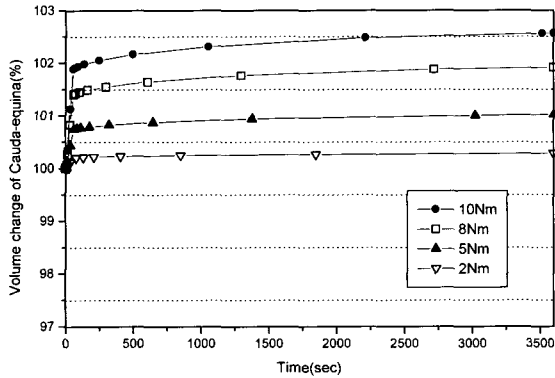


그림 9. 굴전시 시간 변화에 따른 척추 경막의 체적 변화
 Fig. 9. Time history of volumetric change in dural-sac for flexion moment

신전과 굴전 시에 나타나는 이러한 현상은 Liyang 등의 실험 결과[2]와도 일치하고 있다. 즉 사체의 요추와 신경 다발 전체에 황산 바륨(barium sulfate)을 채워 최대의 신전과 굴전 사이에 발생하는 체적 변화를 측정할 결과 3.5-6.0 ml의 체적 변화를 측정하였다. 본 연구에서는 한 개의 운동 분절만을 대상으로 계산 한 결과 굴전과 신전 시에 0.585 ml의 체적 차이가 계산되었는데 실험에서와 같이 6 개의 운동 분절에 대해 계산하였다면 매우 유사한 결과가 얻어졌을 것이다.

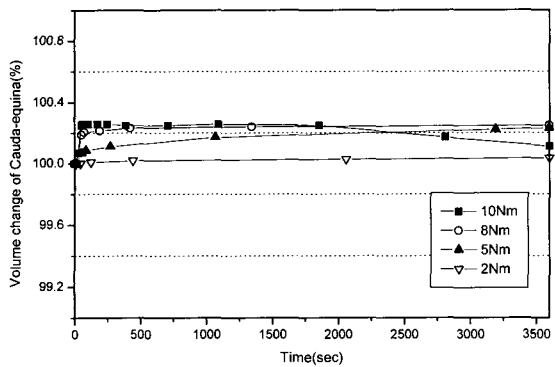


그림 10. 배굴전시 시간 변화에 따른 척추 경막의 단면적 변화
 Fig. 10. Time history of volumetric change in dural-sac for lateral bending moment

그림 10에서 살펴 볼 수 있듯이 배굴전에서는 오히려 부피가 증가하는 결과를 나타냈다. 하지만, 신전에서와는 달리 주변의 접촉이 발생했을 때 척추경막이 뚜렷이 눌리지 않고 측면으로 밀리면서 척추경막의 길이가 늘어나 체적이 증가하는 결과를 보였다. 따라서 하중이 클수록 척추경막의 길이가 더 많이 늘어나 체적이 증가했다는 사실을 알 수 있었다. 또한 10

Nm의 하중이 가해질 때, 50 sec에서의 척추경막의 체적이 3600 sec에서의 것보다 큰 것은 시간이 지남에 따라 축 방향으로 추가적인 회전이 발생했기 때문이다. 이로 인해 척추경막의 교합량이 증가하면서 척추경막의 부피가 서서히 줄어들었다. 이를 토대로 각 운동에 따른 척추경막의 체적이 반드시 척추경막의 교합량과 비례하지 않는다는 것을 알 수 있다.

결론

요추에서 발생하는 stenosis의 주 원인중에 하나인 추간판의 팽윤과 황색인대의 이완이 척추경막 교합에 미치는 영향을 척추경막을 포함한 요추 3/4번의 3차원 유한 요소 모델을 구성하여 해석하였다. 아울러 척추 운동분절 내에서 발생하는 크랴의 영향이 척추경막 교합에 미치는 영향을 분석하였다. 이와 같은 해석은 그 동안 CT 나 MRI를 이용하여 단편적으로 수행되었던 척추경막 교합에 대한 분석을 최초로 해석적 방법을 적용 시켜 해석한 결과로 교합의 주 원인으로 여겨졌던 추간판의 팽윤과 황색인대의 역할을 분석할 수 있었다. 그러나, 본 연구에서 개발된 모델은 척추경막 주위에 분포한 지방층을 고려하지 않은 대신 척추 경막 단면의 크기를 더 넓게 모델링한 이유로 다소 작은 교합량이 계산되었다. 추후 좀더 세분화된 모델을 개발하여 해석 할 경우 이와 같은 문제를 해결할 수 있을 것으로 사료된다.

참고 문헌

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 upright flexion-extension myelography and computed tomographic myelography", Can. Assoc. Radiol. J. Vol. 49, pp.256-261, 1988.
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. Mauuri F, Laconetta G, Gambardella A, "Ossification of the Yellow Ligament Causing Thoracic Cord Compression", Archives of Orthopaedic and Trauma Surgery, Vol. 120, pp.346-348, 2000

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
8. Z. Edmundo, "Mechanical Properties of the Human Lumbar Dura Mater", Arq Neuropsiquiatr, Vol. 54, pp. 455-460, 1996
9. 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
10. V.M. Spitzer, and D.G. Whitlock, Atlas of the Visible Human Male, Massachusetts, Jones and Bartlett Publishers, 1998
11. J.L. Wang, M. Parniarpour, A. Shrazi-Adl, A.E. Engin, S. Li, A. Patwardhan, "Development and Validation of a Viscoelastic Finite Element Model of an L2/L3 Motion Segment", Theoretical and Applied Fracture Mechanics, Vol. 28, pp. 81-93, 1997
12. M. Argoubi and A. Shirazi-Adl, "Poroelastic Creep Response Analysis of a Lumbar Motion Segment in Compression", J. of Biomechanics, Vol. 29, pp.1331-1339, 1996
13. J.C. Iatridis, L.A. Setton, M. Weidenbaum, and V.C. Mow, "The Viscoelastic Behavior of the Non-Degenerate Human Lumbar Nucleus Pulposus in Shear", J. of Biomechanics, Vol. 30, pp. 1005-1013, 1997