

수직 충격률에 따른 척추 경막 단면적 변화 해석

김 영 은

단국대학교 기계공학과

(2003년 6월 3일 접수, 2003년 10월 13일 채택)

Analysis of Dural-sac Cross Sectional Area Changes According to Vertical Impact rate

Y.E. Kim

Dept. of Mechanical Eng. Dankook Univ

(Received June 3, 2003. Accepted October 13, 2003)

요약: 한 개 척추 운동 분절에 대한 유한요소 모델을 이용하여 수직 충격력이 가해질 경우 발생하는 척추 경막의 교합을 해석 하였다. 교합은 수직 충격력의 지속 시간 변화에 따른 골편의 이동으로 인한 척추 경막의 단면적 변화를 계산하여 계량화 하였다. 계산 결과 8~12ms 의 충격 지속 시간에서 골편의 이동으로 인한 가장 큰 척추 경막의 단면적 변화가 나타났으며 $\Delta t = 400$ ms의 경우에는 4%만의 척추 경막의 단면적 변화가 나타났다. 이와 같은 해석 결과는 6kN의 수직 정 하중이 가해질 경우에 발생하는 량이 유사한 값으로 이 정도의 충격 지속 시간은 준 정 하중 상태와 유사함을 보이고 있었다.

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. $\Delta t = 400$ 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, Impact, Dural-sac, Cross-sectional area change, Impact duration

서 론

척추 부상 중 약 15%는 추체의 파열 골절(burst fracture)에 의해 발생[1]되고 있으며 이 같은 경우 추궁(spinal canal)에 대한 감압술(decompression)이 임상적으로 시행되고 있다. 감압술은 파단이 일어난 추체 조각들로 인한 추궁의 단면적이 감소와 아울러 척추 경막에 발생된 눌림 현상을 제거토록 한다.

추궁의 단면적 변화에 대해서는 MRI나 CT를 이용한 방법이 널리 이용되고 있으며 정적 하중 상태에서의 추궁의 단면적 변화에 대해서는 Liyang 등[2]의 척추강조형술(myelography)을 이용한 측정, Schoestroem 등[3]에 의한 CT를 이용한

방법 그리고 Zander와 Lander[4], Willen 등[5]에 의한 측정을 들 수 가 있다. 해석적 방법으로는 본 연구자에 의해 척추 운동 분절 내의 크립현상에 의한 척추 경막의 단면적 변화에 대한 해석[6] 등을 들 수 있다. 그러나 척추 신경의 압박 현상은 많은 경우 척추 골절을 동반한 추궁의 단면적 감소로 인하여 발생되고 있으며 이에 대한 정량적 측정 방법은 최근 들어 서야 일부 시도 되고 있는 형편이다. Chang 등[7]과 Tran 등[8]은 물이 가득 찬 튜브를 이용한 간접적 실험 방법에 의해 수직 충격이 가해질 경우 경추 경막의 단면적 변화를 측정 하였으며, Panjabi[9] 등은 스트레인지지를 이용한 방법을 시도 하였었다. 한편 Wilcox 등[10]은 고속 카메라를 이용한 촬영 방법을 개발 하여 압축 파열 골절(burst fracture)에 따른 추궁의 단면적 변화를 측정 하였다. 이와 같은 실험적 방법에 의한 분석의 경우 에서는 실험의 한계상 매우 제한된 조건에서만 실험이 수행되기 때문에 제한된 결과만을 얻을 수 있었다.

척추 해석에 대한 연구 방법 중 해석적 방법에 의한 방법이

본 연구는 2002년도 단국대학교 대학 연구비 지원으로 연구되었음

통신저자: 김영은, (140-714) 서울시 용산구 한남동 산 8

단국대학교 기계공학과

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

E-mail. yekim@dankook.ac.kr

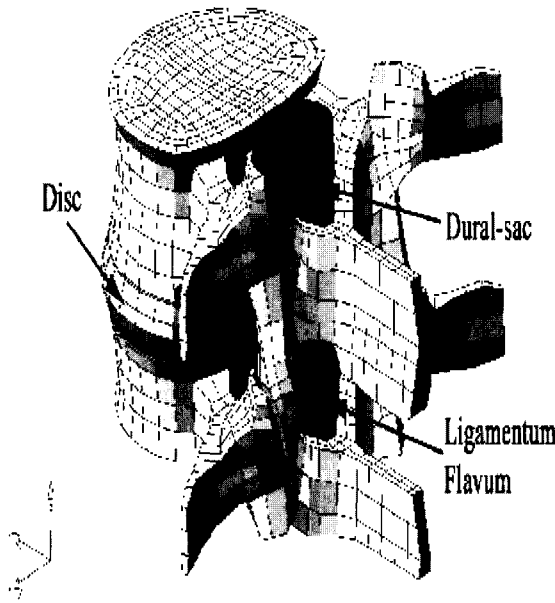


그림 1. 요추의 운동 분절에 대한 유한 요소 모델
Fig. 1. Developed one motion segment lumbar spine model

척추 각 요소에서의 변화를 정량적으로 분석하는 방법으로 널리 이용되어 왔다. 이 중에서도 유한 요소 모델을 이용한 방법이 가장 널리 이용 되고 있다. 이에 따라 본 연구에서는 척추 운동 분절에서 발생하는 추체의 골절로 인한 척추 경막(dural sac)의 교합량 변화를 해석하기 위해 골 절편을 포함한 L3/L4 운동 분절에 대한 3차원 유한 요소 모델을 개발하였으며 이를 이용하여 충격 지속 시간 변화(충격율)에 따른 척추 경막의 교합량(occlusion) 변화를 계산하였다.

운동 분절의 모델 개발

본 연구에서 유한 요소 모델을 구성하기 위해 상용 프로그램인 NISAM 8.0(EMRC)의 DISPLAY III를 이용했다. 3차원 요추 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 이용하였으며 시간 적분은 음 함수법 (implicit method)을 사용 하였다.

1. 요추의 유한 요소 모델

본 연구에서 이용된 유한 요소 모델은 크립(creep)현상 해석에 따른 경막의 교합량 해석에 사용되었던 모델[6]의 일부분을 변화시켜 해석에 적용키로 하였다. 그림 1은 본 연구에서 사용된 L3/L4 운동 분절에 대한 유한 요소 모델을 보여주고 있다. 기존의 모델을 이용한 응력 해석 결과 추체(vertebra)의 후방, 아래 부분 즉 섬유륜(annulus)과의 연결 부분에서 큰 응

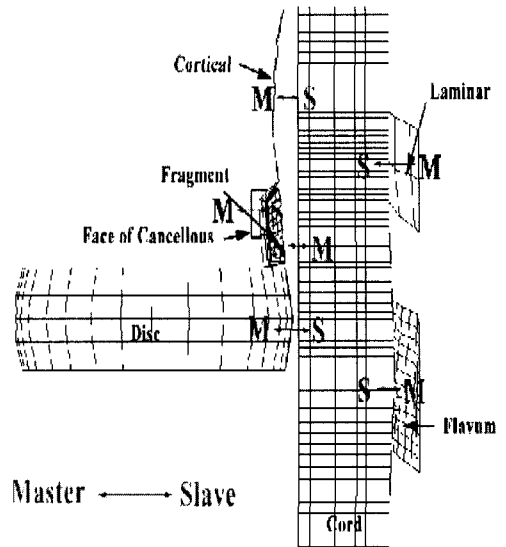


그림 2. 접촉 면 요소의 구성
Fig. 2. Definition of contact surfaces

력 분포가 계산되고 있다. 따라서 이 부분에 파열 골절편이 발생하는 경우에 해당되는 모델을 제작하도록 하였다. 임상적으로 이와 같은 형태의 골절을 윤상 골단 골절이라 불리고 있다. 그림 2는 골절편을 포함한 척추 경막의 형태를 보여주고 있다. 골절편과 그리고 척추 경막 요소 사이를 각기 주 요소(master element)와 종 요소(slave element)의 면 접촉 요소로 정의하여 두 요소들 사이의 접촉 현상을 해석하도록 하였다.

접촉이 발생하는 2개의 면은 각기 주면(master surface)과 종면(slave surface) 이라고 불리는 면들로 짝을 이루는데, 종면이 주면을 뚫지 못하도록 제한이 주어진다. 따라서, 그림에서 볼 수 있듯이 종면은 주면 보다 더 세밀하게 모델링 하였다.

그림에서 보이는 면들은 압축 시 동반되는 굴절 운동에 의해 척추 경막도 함께 움직인다. 이와 같은 영향을 고려키 위해 기구학적 연계(kinematical coupling)를 이용하여 구속하도록 하였다. 즉, 추체의 윗면과 척추경막의 윗면이 평행을 유지하도록 구속하였으며 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 척추 경막 윗면에 위치한 절점들과 기구학적 연계로 구속시킨다. 이렇게 구속된 척추 경막의 절점들은 추체가 움직임에 따라 좌표계와 그 내부에 정의한 기준 절점이 함께 움직이게 되어 결국 추체의 윗면과 평행을 유지하게 된다.

척추경막은 4절점 쉘 요소를 이용하여 모델링 하였다. 척추 경막 내부에 존재하는 유체(cerebrospinal fluid)로 인하여 형성된 내압은 해석 시 경막의 눌림 현상이 발생할 경우에도 일정한 값을 유지할 수 있도록 척추 경막 모델 내에 유체 요소(hydrostatic fluid element)를 추가하여 모델링 하였다.

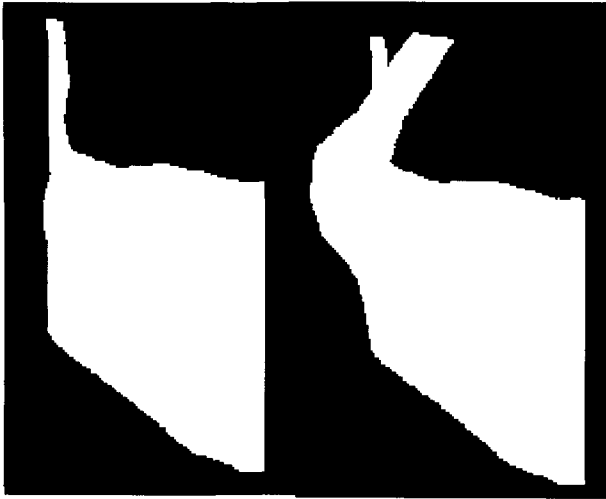


그림 3. 모달 해석을 통한 황색인대의 변형 형태 (A) 변형 전 원래의 형태 (B) 모드 III의 형태

Fig. 3. Deformed shape of ligament flavum after modal analysis (A) Original shape (B) Mode III shape

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

황색 인대에서 발생하는 이완 현상을 본 연구에서 채택한 쉘 요소를 그대로 사용할 경우 모사가 불가능하다. 따라서 황색 인대 모델만을 대상으로 모드 해석을 수행한 결과 이완되었을 경우의 황색 인대가 접힌 모양과 가장 유사한 형태를 보이고 있는 모드 III를 선택하여 이 형태로 이완 현상이 발생되도록 해석 전에 그 형태 방향으로 전체 변화 량의 1/100의 초기 변위를 주었다. 그림 3은 황색 인대의 변형 전 형태와 모드 III 상태에서의 변형 형태를 각기 보여 주고 있다.

2. 물성치

요추 운동 분절에 대한 유한 요소 해석 시 사용되는 물성치

표 1. 운동 분절 모델 각 요소의 물성치

Table 1. Material properties

Elements	Young's Modulus(Mpa)	Poisson's Ratio	Thickness, Structural damping Coefficient
Cancellous	100	0,2	
Cortical shell, Endplate	12000	0.3	t=1mm
Nucleus	2.0	0.495	$\alpha = \beta = 0.065$
Annulus Matrix	4.2		$\alpha = \beta = 0.065$
Annulus Fiber	100		CSA=0.2742mm ²
Posterior Element	3500	0,25	
Dural-sac (Pa)	18.83(T) 120.00(L)		t=0.4125mm

T: Transverse direction L: Longitudinal direction

Loading History

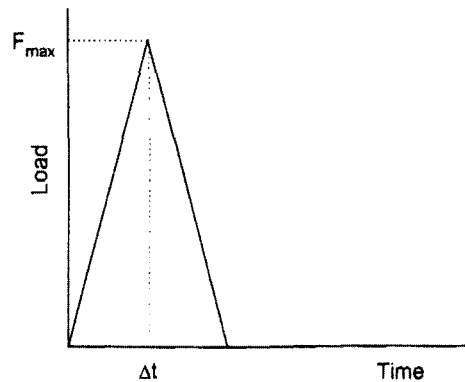


그림 4. 충격 하중의 형태

Fig. 4. Impact loading history

는 이미 20여 년 동안 여러 연구자들에 의해 거의 일정한 범위 내의 값들이 공통적으로 사용되고 있다. 따라서 본 연구에서도 유사한 값들이 사용되었다.

운동 분절에 외부 충격 하중이 가해질 경우 추체 해면골 내의 유체와 추간판 특히 수핵 내의 유체는 이동하게 되어 추간판과 추체 내의 응력 평형 상태를 이룰 수 있도록 하여 준다. 해면골과 추간판 내에 존재하는 유체의 이동은 특히 충격 하중이 가해질 경우 운동 분절의 충격 흡수에 주된 요소가 된다. 이와 같은 충격 흡수 현상을 해석하기 위해 추간판의 수핵과 윤상인대의 기저물(matrix)에 구조 댐핑(structural damping)을 부과하여 해석하도록 하였다. 구조 댐핑 계수는 기존의 해석 결과[11]에서 얻어진 값들을 이용하였으며 표 1은 본 연구에서 사용된 각 요소의 물성치 값들을 보여 주고 있다.

3. 경계 조건과 하중 조건

모델의 가장 아래에 위치한 절점들의 세 방향으로의 운동은 모두 고정시켰다. 한편 신경 다발 내부에는 유체(cerebrospinal fluid)가 채워져 있으며, 뇌부터 척추 경막의 끝 단까지 연결되어 있다. 이 때문에 외부로부터 발생하는 작은 접촉은 해당 부위에서의 압력 구배를 형성하기보다는 유체를 주변으로 이동시

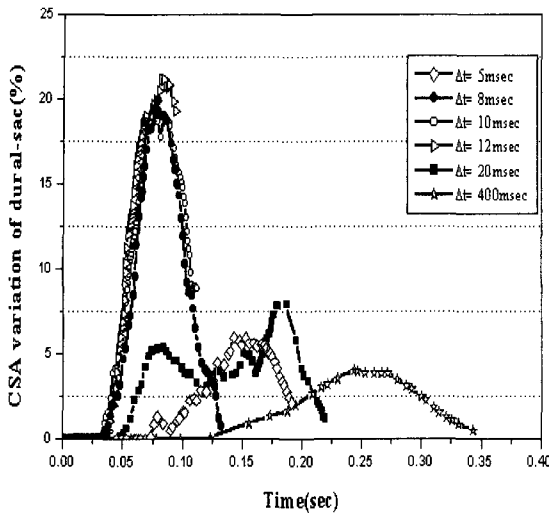


그림 5. 충격 지속 시간에 따른 척추 경막의 단면적 변화
Fig. 5. Variation of cross section area change according to impact duration

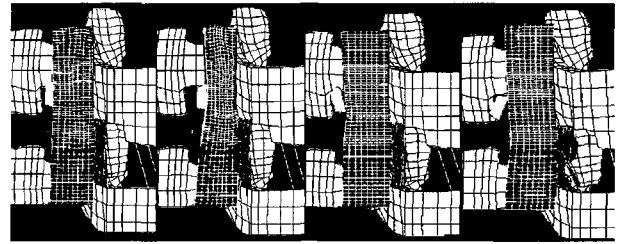
켜 일정한 압력을 유지하는 것으로 판단되었다. 이에 본 유한 요소 모델에서는 접촉 후에도 척추 경막 내의 압력을 일정하게 유지시켰다.

충격 하중은 그림 4에서 보는 바와 같이 수직 방향으로 삼각형 형태의 최대 6kN의 충격 하중이 작용되도록 하였으며 각기 충격 지속 시간(Δt)을 변화 시켜 가면서 골편의 이동으로 인한 척추 경막에서의 교합량을 계산 하였다.

해석 결과 및 토의

윤상골단 골절 모델을 이용하여 수직 압축 충격 하중이 작용할 경우 추체의 골편의 이동으로 인하여 발생하는 척추 경막(dural-sac)의 단면적 변화를 그림 5에서 보여 주고 있다. 충격 지속 시간 변화에 따라 단면적 감소 정도가 현저히 차이나게 계산 되었으며, 특히 Δt 가 8 ms와 12 ms 사이에서 충격 지속 시간대에서 가장 큰 단면적 감소가 계산되었으며 Δt 가 5ms 이거나 20ms 이상 에서는 현저 하게 적은 척추 경막의 단면적 변화가 계산 되었다. 8 ms와 12 ms사이에서 척추 경막의 단면적 변화가 가장 크게 발생하는 이유는 추간판에서의 에너지 소산 역할 때문이라 추정된다. 즉 8 ms이하의 짧은 충격 지속 시간에서는 추간판이 댐퍼 역할을 하지 못하고 있으며 12 ms 이상의 충격 지속 시간에서는 추간판이 댐퍼로서 충분히 에너지 소산을 하게 된다. 따라서, 그 중간 시간대인 8~12 msec에서 충격 하중 시 골절된 조각으로 충격이 가장 크게 전달되며, 이에 따라 척추 경막 안에 위치한 마미에 손상을 입히게 된다.

특히 긴 하중 지속 시간인 400ms에서의 단면적 감소량은 약 4.0%인데, 이는 6,000N의 정 하중을 가했을 때 척추 경막의 단면 감소량이 4.0% 정도로 계산된 기존의 결과[6]와도 일



$\Delta t = 5ms$ $\Delta t = 12ms$ $\Delta t = 20ms$ $\Delta t = 400ms$

그림 6. 충격 지속 시간에 따른 척추 경막의 최대 변형 형태
Fig. 6. Maximum deformed shape of the dural sac for different impact duration

치하고 있다. 즉 400 msec의 긴 충격 지속 시간은 충격 하중 이라기보다는 정 하중에 가까운 하중으로 판단 할 수가 있다. 충격 하중과 정 하중을 구별하기 위하여 쓰이는 기준은 최대 하중에 이르는 시간 t_1 (하중이 최대가 되는 시간)이 고유주기의 반인 $T_n/2$ 보다 작으면 충격 하중 상태로 여길 수 있고, $3T_n$ 보다 크면 정 하중 상태로 간주된다. 본 연구의 운동 분절을 이용한 고유 주파수 해석 결과 약 20Hz에 해당 되는 주파수를 보이고 있기 때문에 본 연구에서와 같은 형태의 충격 하중의 경우 25ms 이상의 충격 지속 시간의 경우는 준 정 하중 상태라 할 수 있을 것이다. 이와 같은 계산 결과는 그림 6에서 보이고 있는 각 충격 시간에 따른 척추 경막의 최대 변형 형태를 나타내는 그림에서도 확인 할 수 가 있었다. 그림에서 볼 수 있듯이 $\Delta t=400ms$ 의 충격 지속 시간에서는 척추 경막의 단면적 감소가 추체 조각으로 인해 발생한 것이 아니라, 추간판의 팽윤(bulging)과 황색 인대의 이완(slackening)으로 인해 발생함을 알 수 있었다. 이와 같은 해석 결과는 기존의 실험 결과와도 일치된 결과를 보이고 있었다. Wilen등[5]의 실험 결과에 의하면 12ms 정도의 동적 충격 동안 추체의 파단이 발생되게 되며 이로 인해 추궁의 단면적 감소가 최대 로 발생된 다고 하였다. 충격 하중이 가해질 경우 파단된 추체의 이동 현상은 매우 빠른 시간 동안에 발생되기 때문에 기존의 CT나 fluoroscopy등을 이용한 측정으로는 충격력이 가해질 동안의 정확한 추궁 내의 변화는 관찰 할 수 없었다. 따라서 단지 충격력이 제거된 상태에서의 형상 변화만을 알 수 있기 때문에 정확한 정보를 얻기에는 많은 한계가 있다. 한편 Chang 등[7]과 Tran 등[8]의 실험에서는 압박 골절로 인한 추체의 파단 된 골편들이 추궁 내로 밀고 들어와 발생된 추궁의 단면적 변화를 측정하여 짧은 충격 지속 시간대에서의 척추 경막의 단면적 감소는 약 20 %정도로 다소 긴 충격 지속 시간에서보다 약 2 배 이상의 수치를 보인다고 하였다. 이들의 실험에서는 기존의 CT를 이용한 충격 후의 형상 해석에서 얻을 수 없었던 충격 지속 시간 동안의 정보를 얻을 수 있었다. 그러나 역시 실험상의 제약 조건(특히 충격 지속 시간) 때문에 매우 제한된 상태에서의 실험만이 수행되었다.

본 연구의 해석 결과로부터 기존의 실험에서 얻을 수 없는 새로운 정보를 얻을 수 있었으나 추체의 골절을 제한되게 설정하여 해석한 관계로 실제 척추의 압박 골절 형태와 비교하여 다소 차이점을 보이고 있다. 이와 같은 문제점은 추후에 골절 형태에 대한 추가적 해석을 통하여 보완 할 수 있을 것으로 사료된다.

결 론

수직 충격 하중에 의한 압박 골절로 인한 마미의 부상 가능성을 요추 3/4번의 3차원 유한 요소 모델을 구성하여 해석하였다. 이와 같은 해석은 그 동안 CT 나 MRI를 이용하여 정하중 상태에서만 단편 적으로 수행되었던 척추 경막 교합에 대한 분석을 최초로 해석적 방법을 적용 시켜 해석한 결과로 충격 지속 시간의 역할을 분석할 수 있었다. 그러나, 본 연구에서 개발된 모델은 수직 압박 골절이 발생되면서 동시에 발생하는 추궁 단면적의 변화 대신 운상 골단 골절이 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.

참 고 문 헌

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[ri]ght 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. 김영은, 조성윤, "크릴 현상이 요추 운동 분절내의 척추 경막 교합에 미치는 영향 해석", 의공학회지, vol. 22, pp.551-557, 2001
7. D.G. Chang, A.F Tencer, R.P. Ching, B. Treece, D. Senft, P.A. Anderson, "Geometric changes in the cervical spinal canal during impact", Spine, Vol. 19, pp.973-980, 1994
8. N. Tran, N.A. Watson, A.F. Tencer, R.P. Ching, P.A. Anderson, "Mechanism of the burst fracture in the thoracolumbar spine," Spine, Vol. 20, pp.1984-1988, 1995
9. M.M Panjabi, M. Kifune, L. Wen, M. Arand, T.R. Oxland, R.M. Lun, W.S. Yoon, A. Vasavada, "Dynamic canal encroachment during thoracolumbar burst fractures", J. Spinal Diseases, Vol. 8, pp. 39- 48, 1995
10. R.K. Wilcox, T.O. Boerger, R.M. Mill, D.C. Barton, D. Limb, R.A. Dickson, "Measurement of canal occlusion during the thoracolumbar burst fracture process", J. of biomechanics, Vol. 35, pp.381-384, 2002
11. 박성만 "비선형 3차원 유한요소 모델을 이용한 충격력에 대한 요추의 응답특성 해석", 단국대학교 석사논문, 1995